

Feldbasierte Evaluation von Arbeitsbelastungen – Technologiegestützte biomechanische Perspektiven in der Ergonomie

Vom Fachbereich Sozialwissenschaften
der Rheinland-Pfälzischen Technischen Universität, Campus Kaiserslautern
zur Verleihung des akademischen Grades
Doktor rerum naturalium (Dr. rer. nat.)
genehmigte

D i s s e r t a t i o n

vorgelegt von

Steven Simon

Tag der Disputation: Kaiserslautern, 17. Juli 2025

Dekan: Prof. Dr. Michael Fröhlich

Vorsitzender: Prof. Dr. Johannes Lenhard

Gutachter: 1. Prof. Dr. Michael Fröhlich
2. Prof. Dr. Bernhard Allmann

DE 386

Juli 2025

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit versichere ich,

- dass ich die vorgelegte Arbeit selbst angefertigt und alle benutzten Hilfsmittel in der Arbeit angegeben habe,
- dass ich diese Dissertation nicht schon als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe, und
- dass weder die gleiche noch eine andere Abhandlung der Dissertation bei einer anderen Universität oder einem anderen Fachbereich der Rheinland-Pfälzischen Technischen Universität Kaiserslautern-Landau veröffentlicht wurde.

21. Juli 2025, Kaiserslautern

STEVEN SIMON

Steven Simon

Gewidmet meiner Familie

Danksagung

Ein Lebensabschnitt akademischer, beruflicher sowie persönlicher Herausforderungen neigt sich dem Ende zu. Diese Zeit fühlte sich wie ein Marathon an – ein steiniger Weg, der Grenzen aufzeigte, der aber auch mit unvergesslichen Momenten belohnt wurde. Nun, kurz vor der Ziellinie, ist es Zeit, all jenen zu danken, die diese Arbeit begleitet und unterstützt haben.

Zuallererst möchte ich meinem Doktorvater, Univ.-Prof. Dr. Michael Fröhlich, danken, der mir Freiheiten im Forschungsthema, Inspiration sowie fachliche Anstöße zur Umsetzung der zahlreichen Projekte gab. Das stets vorhandene Gefühl, Unterstützung zu erfahren und mit Offenheit und positiver Energie begleitet zu werden, hat mir das Beschreiten dieses Weges erst ermöglicht.

Höchste Wertschätzung gilt meinen Kollegen der Arbeitsgruppe. Dr. Oliver Ludwig und Dr. Stephan Becker sind mir über Jahre hinweg nicht nur herausragende Mentoren gewesen, sondern wurden zu Freunden, die mir den Mut gaben, meinen wissenschaftlichen Werdegang zu vertiefen. Jonas Dully, Dr. Carlo Dindorf und Dr. Eva Bartaguiz unterstützten unermüdlich mit fachlicher Expertise, kritischen Denkanstößen und großartigem Engagement. Ich werde euch immer dankbar sein. Weiterhin möchte ich mich bei Ilsemarie Rochlock-Sachs, Dr. Doris Albrecht-Rypalla und allen Beteiligten der Hager Group für die Projektimpulse bedanken.

Doch jeder Marathon wird nicht nur durch den Läufer, sondern auch durch das Team an der Strecke entschieden. Ich danke Tom, Peter und Steven für wahre Freundschaft, Familie Pirritano für große Unterstützung und Daniela für wertvolle Gedankenanstöße. Weiterhin bedanke ich mich bei Torsten Dahmer und Anne-Rose Castro-Nuñez für die Vermittlung grundlegender Werte.

Zuletzt möchte ich meine Familie nennen, der ich alles zu verdanken habe und die stets mein wichtigster Rückhalt waren: Meine Mutter Sabine, mein Vater Martin und meine Schwester Svenja. Sie haben mir geholfen, laufen zu lernen und stehen immer mit aufbauenden Worten an der Seitenlinie. Mein innigster Dank geht hierbei an meine Frau Noemi, die immer für mich da war, an mich glaubte und aus mir die letzte Energie herauskitzelte, wenn es darauf ankam.

Genderhinweis – In dieser Dissertation wird, wo immer möglich, geschlechtsneutrale Sprache verwendet. Aus Gründen der besseren Lesbarkeit wird auf die gleichzeitige Verwendung der Sprachformen männlich, weiblich und divers (m/w/d) verzichtet. Sämtliche Personenbezeichnungen gelten gleichermaßen für alle Geschlechter.

Inhaltsverzeichnis

KAPITEL 1	EINLEITUNG	1
1.1	Thematische Hinführung	1
1.2	Genese und Motivation	2
1.3	Aufbau	4
KAPITEL 2	FORSCHUNGSDESIDERAT	5
2.1	Ergonomische Risikoanalyse am Arbeitsplatz: Methodenansätze und Zusammenhänge mit WRMSDs	5
2.2	Biomechanische Detektion arbeitsbedingter Ermüdung.....	8
2.3	IMU-basierte Evaluation ergonomischer Interventionen.....	9
KAPITEL 3	THEORETISCHER HINTERGRUND.....	11
3.1	Grundlagen der Arbeitsplatzergonomie.....	11
3.2	Arbeitsbedingte Ursachen muskuloskelettaler Erkrankungen.....	12
3.2.1	Assoziierte Risikofaktoren	12
3.2.2	Körperhaltung: Begriffsverständnis, Defizite und Einflussfaktoren	14
3.2.3	Risikogruppen.....	16
3.3	Objektive posturale Messmethodik.....	20
3.3.1	Statische Haltungserfassung	20
3.3.2	Dynamische Haltungserfassung	22
3.4	Methoden der Arbeitsplatzergonomie.....	27
3.4.1	Operationalisierung arbeitsbedingter muskuloskelettaler Erkrankungen und Risiken .	27
3.4.2	Ergonomische Risikobewertungsinstrumente (ERAT)	28
3.4.3	MoCap-gestützte Beobachtungsmethodik.....	34
3.5	Arbeitsplatzinterventionen in Verhältnis- und Verhaltensprävention	39
KAPITEL 4	FORSCHUNGSBEITRAG	42
4.1	Übersicht zu den Publikationen	42
4.1.1	Publikationen für die Dissertation.....	42
4.1.2	Kongressbeiträge für die Promotion	44

4.1.3	Weitere Beiträge während der Promotion	44
4.2	Publikation 1	46
4.3	Publikation 2	63
4.4	Publikation 3	81
4.5	Publikation 4	98
4.6	Resümee der Befunde	115
KAPITEL 5	DISKUSSION	117
5.1	Empirische Einordnung.....	117
5.1.1	Eingeschränkte Zusammenhänge von muskuloskelettalen Beschwerden und Haltungsapparat	117
5.1.2	Potenziale und Limitationen biomechanischer Messtechnologien in ergonomischer Feldforschung.....	120
5.1.3	Positive Wirkung ergonomischer Schulung auf die Risikobewertung.....	125
5.2	Kritische Methodenreflexion	129
5.3	Ausblick	136
5.3.1	Praktische Implikationen und künftige Forschungsaufgaben	136
5.3.2	Vision zur Zukunft der Arbeitsplatzergonomie	138
KAPITEL 6	FAZIT	141
7	LITERATURVERZEICHNIS	143
8	ANHANG.....	161
9	CURRICULUM VITAE	176

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1. Analyse der Rückenform mit flèche cervicale (FC), flèche lombaire (FL) und Kyphose-Index (KI) [62].	21
Abbildung 2. Messverfahren einer 3D-Stereophotogrammetrie über Lichtstreifenmuster mittels LED-Lichtquelle in dem Biomechanik-Labor der RPTU Kaiserslautern-Landau, Standort Kaiserslautern.	22
Abbildung 3. Optisches und inertiales motion capture.	23
Abbildung 4. Inertiale Messeinheit (IMU) – Aufbau und Nutzen.	24
Abbildung 5. Anwendung 17 inertialer Messeinheiten (IMUs) des Herstellers Xsens Technology (Movella Inc., Henderson, Niederlande).	25
Abbildung 6. Videobasiertes Pose Estimation in der Applikation ergofreude (Lebensfreude Gesundheitsmanagement, Saarbrücken, Deutschland) basierend auf MoveNet (Google, Kalifornia, USA).....	26
Abbildung 7. Expositionsbewertung mittels Selbstbericht.	29
Abbildung 8. Methodenebenen zur Erfassung und Bewertung physischer Belastungen am Arbeitsplatz [12].....	30
Abbildung 9. Expositionsbewertung mittels observatorischer Methodik [28].	31
Abbildung 10. Technologische Erweiterungen traditioneller Beobachtungsmethoden [28].	35
Abbildung 11. Das Rapid Upper Limb Assessment in Kombination mit inertialen Messeinheiten (IMUs) [35].....	38
Abbildung 12. Exemplarische Darstellung differierender Tätigkeitsprofile in Produktion (links) sowie Büro (rechts).....	119
Abbildung 13. Inferenzstatistische Ergebnisse von P4 zur Beantwortung von Q2 zum Vergleich posturaler Messtechnologien. Abkürzungen: PE = Pose Estimation; IMU = inertielle Messeinheit.	121
Abbildung 14. Einseitige Tätigkeiten im industriellen Arbeitsumfeld.....	125
Abbildung 15. Zentraler Erkenntnisgewinn der Dissertation.	128
Abbildung 16. Übertrag von kinematischen Daten in den RULA-Score.....	130
Abbildung 17. Vergleich der Methoden von Maurer-Grubinger et al. [35] (links) und dem Vorgehen im Rahmen der Dissertation (rechts).	131
Abbildung 18. Übergreifende Praxisimplikationen sowie künftige Forschungsaufgaben.	138

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1. Evidenz physischer Risikofaktoren für WRMSDs [19; 111].	13
Tabelle 2. Auswahl an prävalenten Pathologien in verschiedenen Berufsgruppen und deren mögliche Ursachen [40].	18
Tabelle 3. Möglichkeiten zur Operationalisierung von WRMSDs und ergonomischen Risiken.	28
Tabelle 4. Interpretation des RULA-Scores.	32
Tabelle 5. Übersicht zu den Beobachtungsmethoden OWAS, RULA, REBA und CUELA [46].	34
Tabelle 6. Vorteile und Limitationen von Motion Capture (MoCap)-Systemen zur Bestimmung eines ergonomischen Risiko-Scores [212].	36
Tabelle 7. Verhaltens- und verhältnispräventive Maßnahmen im Kontext von Berufsfeldern der Zahnmedizin [42].	40
Tabelle 8. Evidenz ergonomischer Interventionen in der Zahnmedizin [45].	41
Tabelle 9. Übersicht zu den Veröffentlichungen im Rahmen dieser Dissertation und deren Zuordnung zu den identifizierten Forschungsfragen.....	43
Tabelle 10. Kongressbeiträge für die Promotion.	44
Tabelle 11. Weitere peer-reviewte Beiträge im Rahmen des Promotionszeitraums.	45
Tabelle 12. Zusammenfassung der angewandten Methoden und Ergebnisse.....	115
Tabelle 13. Befund zur ersten Forschungsfrage.	120
Tabelle 14. Befund zur zweiten Forschungsfrage.	122
Tabelle 15. Befund zur dritten Forschungsfrage.	124
Tabelle 16. Befund zur vierten Forschungsfrage.	127

Abkürzungs- und Übersetzungsverzeichnis

CMDQ	Cornell Musculoskeletal Discomfort Questionnaire
CUELA	Computer-Unterstützte Erfassung und Langzeit-Analyse von Belastungen des Muskel-Skelett-Systems
DGUV	Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung
DIN EN ISO	Deutsches Institut für Normung (DIN), Europäische Norm (EN), International Organization for Standardization (ISO)
ERAT	Ergonomic Risk Assessment Tools
FC	flèche cervicale
FL	flèche lombaire
HFE	Human Factors/Ergonomics
IFA	Institut für Arbeitsschutz
(I)IoT	(Industrielles) Internet der Dinge
IMU(s)	Inertiale Messeinheit(en)
KI	Künstliche Intelligenz
LWS	Lendenwirbelsäule
ML	Maschinelles Lernen
MoCap	Bewegungsaufzeichnung
REBA	Rapid Entire Body Assessment
RULA	Rapid Upper Limb Assessment
OWAS	Ovako Working posture Assessment System
PP-Methode	Papier-Bleistift-Methode
sEMG	Oberflächen-Elektromyographie
S1	Erster Kreuzbeinwirbel
VAS	Visuelle Analogskala

WRMSD(s)	Arbeitsbedingte Muskel-Skelett-Erkrankung(en)
ZFA	Zahnmedizinische Fachangestellte
2D	Zweidimensional
3D	Dreidimensional

Die Arbeit übernimmt an einzelnen Stellen englischsprachige Termini, da diese in der disziplinspezifischen Sprache geläufiger sind. Nachfolgend sind die wichtigsten Begrifflichkeiten zu finden. Nähere Erläuterungen zu einzelnen Aspekten sind im Text zu finden.

ERAT	Ergonomische Risikobewertungsinstrumente
Human Factors/Ergonomics	Arbeitswissenschaft/Ergonomie
(Inertial) (Optical) Motion Capture	(Inertiale) (Optische) Bewegungserfassung
Low Back Pain	Lumbale Rückenschmerzen
Machine Learning	Maschinelles Lernen
Pose Estimation	Haltungsschätzung
Wearables	Tragbare Geräte
WRMSDs	Arbeitsbedingte Muskel-Skelett-Erkrankungen

1 Einleitung

1.1 Thematische Hinführung

Arbeitnehmende in Deutschland verbringen im Durchschnitt geschätzte 52.662 Stunden bei 39,3 Beschäftigungsjahren¹ und damit einen nicht unerheblichen Teil ihrer Lebenszeit mit beruflicher Arbeit² [1]. Die wöchentliche Arbeitszeit erwerbstätiger Personen im Altersspektrum von 20 bis 64 Jahren betrug nach Statistischem Bundesamt im Jahr 2023 durchschnittlich 35,1 Stunden [2]. Dabei sind Beschwerden sowie Erkrankungen des Muskel-Skelett-Systems in nahezu allen Branchen in Deutschland eine der drei häufigsten Ursachen für Arbeitsunfähigkeitstage [3; 4; 5]. Der Muskel-Skelett-Apparat ist ein äußerst kritisch zu betrachtendes Element im Hinblick auf Gesundheit und Leistungsfähigkeit [6; 7], jedoch zugleich Motor der gesellschaftlichen Arbeitsleistung sowie in allen Industriesektoren ein maßgeblicher Faktor für den Erfolg produzierender Unternehmen [8; 9]. Arbeitsbedingte Muskel-Skelett-Erkrankungen (*work-related musculoskeletal disorders, WRMSDs*) stellen weltweit eine große Herausforderung dar und sind das am weitesten verbreitete arbeitsbedingte Gesundheitsproblem in der Europäischen Union (EU) [9; 10]. Die Tatsache, dass über die Hälfte der Arbeitnehmenden in der EU unter WRMSDs leidet [11], wobei Rückenschmerzen und Beschwerden in den oberen Gliedmaßen am häufigsten auftreten [10], unterstreicht den enormen Handlungsbedarf. Die daraus resultierenden ökonomischen Auswirkungen sind erheblich: Die Kosten von WRMSDs belaufen sich auf bis zu 2 % des Bruttoinlandsprodukts der EU [9]. Körperliche Fehlbelastungen im Berufsalltag können diese gesundheitlichen Beeinträchtigungen auslösen, begünstigen oder verstärken [12]. Vor diesem Hintergrund besteht ein erheblicher Bedarf auf Seiten von Arbeitsverbänden und Arbeitgebenden, präventive Maßnahmen in Arbeitsstätten zu implementieren, die das Risiko von WRMSDs reduzieren [13; 14]. Zu beachten ist das *Reifeparadoxon*: Technologie wird effizienter, doch Unternehmen und Mitarbeitende sind oft nicht in der Lage, sie optimal zu nutzen. Dies führt zu Risiken wie Sicherheitslücken oder Produktivitätseinbußen [15]. Ein Lösungsansatz liegt in der Integration ergonomischer Prinzipien, um Technologie und Humankapital synchron weiterzuentwickeln [15].

An dieser Stelle setzt die wissenschaftliche Fachdisziplin *human factors/ergonomics* (HFE) an, die sich mit dem Verständnis der Wechselwirkungen zwischen dem Menschen als solchem und Systemen³ befasst [16; 17]. Der Fokus der HFE liegt darauf, sowohl die Leistung als auch das Wohlbefinden zu verbessern, indem der

HFE

¹ Durchschnittlich erwartete Beschäftigungsjahre einer 15-jährigen Person (Jahr: 2022).

² Der Begriff *Arbeit* wird als „zweckgebundenes und zielgerichtetes Tätigsein des Menschen, das direkt oder in direkt seiner Existenzhaltung dient“ beschrieben (Bullinger, 1994, S. 1).

³ Arbeitssystem (Person ist Arbeitnehmender) oder Produkt-/Dienstleistungssystem (Person bezieht Produkt oder Dienstleistung).

Mensch besser in das System integriert wird. Dies geschieht durch eine Anpassung der Umwelt an den Menschen [16]. Eine ergonomische Optimierung reduziert nicht nur Belastungen, sondern auch erforderliche Produktionszeiten und steigert die Stückleistung. Ergonomie und Wirtschaftlichkeit stehen nicht im Widerspruch – im Gegenteil: Eine durchdachte Arbeitsplatzgestaltung fördert sowohl die Produktivität als auch das Wohlbefinden der Beschäftigten. So scheinen sich die Investitionskosten für ergonomische Maßnahmen in der Regel innerhalb eines Jahres zu amortisieren [18].

Die Analyse von Arbeitsbelastungen und deren Folgen ist aus mehreren Gründen essenziell [19]: Arbeitgebende sind gesetzlich verpflichtet, Gefährdungsbeurteilungen gemäß Arbeitsschutzgesetz abzugeben und Unfallverhütungsvorschriften nachzukommen. Überlastungen können gesundheitliche Beschwerden, Arbeitsausfälle und hohe wirtschaftliche Kosten verursachen. Zudem ermöglicht die Bewertung physischer Belastungen gezielte Maßnahmen zur Arbeitsgestaltung, die präventiv wirken – von der Vermeidung von Überlastungen bis hin zur Reduktion von Folgeschäden und Rückfällen [12]. WRMSDs treten seltener auf, wenn eine ergonomische Risikoanalyse durchgeführt und entsprechende Maßnahmen ergriffen werden [20]. Vorausgesetzt ist ein geeignetes Screening, um eben diese zu ermöglichen [21].

1.2 Genese und Motivation

Seit Beginn der Industrialisierung führten technologische Durchbrüche immer wieder zu grundlegenden Umbrüchen, die retrospektiv als *industrielle Revolutionen* bezeichnet werden [22]. Die sogenannte *Industrie 4.0*, die die vierte industrielle Revolution darstellt, steht für die Digitalisierung und Vernetzung industrieller Produktionsprozesse [22]. Sie verbindet das Internet der Dinge (IoT), Cyber-Physische Systeme, Künstliche Intelligenz (KI) und Big Data, um eine intelligente, flexible und autonome Produktion zu ermöglichen [23]. Zentrale Elemente sind sogenannte *Smart Factories*, in denen Maschinen, Sensoren und digitale Modelle autonom zusammenarbeiten. Nachhaltigkeit, Ressourceneffizienz und soziale Verantwortung spielen eine immer wichtigere Rolle in der Gestaltung moderner Fertigung [22]. Bestimmte Aufgaben werden durch Automatisierung ersetzt, aber Menschen bleiben weiterhin essenziell in Produktionsprozessen und sollen weiterhin eine Schlüsselrolle einnehmen [15]. Politische Bestrebungen seitens der Europäischen Kommission sprechen von Entwicklung des bestehenden Paradigmas Industrie 4.0 hin zur *Industrie 5.0* [24]. Diese verfolgt einen menschenzentrierten Ansatz, bei dem die grundlegenden Bedürfnisse und Interessen des Menschen den zentralen Ausgangspunkt im Produktionsprozess bilden. Statt von Arbeitnehmenden in der Industrie zu verlangen, Fähigkeiten an die sich rasant entwickelnde Technologie anzupassen, sollte Technologie genutzt werden, um den

Genese

Produktionsprozess an die Bedürfnisse der Arbeitenden anzupassen, etwa durch Unterstützung und Schulung [24].

Die HFE erfährt große Aufmerksamkeit [25], entwickelt sich dynamisch weiter und orientiert sich an den aktuellen Anforderungen der Industrie [26]. Eine dieser Anforderungen ist eine ökonomische und zeiteffiziente ergonomische Bewertung von Arbeitsplätzen, die zu einer zentralen wissenschaftlichen Herausforderung geworden ist [26]. Die Untersuchung menschlicher Faktoren ist grundlegend für die benutzerzentrierte Gestaltung sogenannter *Smart Workplaces*. Ziel dieser Maßnahmen ist es, die Arbeitsbedingungen so zu gestalten, dass gesundheitliche Risiken minimiert werden und die Arbeitsfähigkeit langfristig erhalten bleibt [21]. Die HFE hat insbesondere in der zeitkontinuierlichen Analyse und Evaluation von dynamischen Arbeitsprozessen große Fortschritte gemacht [27; 28]. Ein innovativer Ansatz bietet der Einsatz mobiler Anwendungen zur schnellen Risikobewertung. Diese digitalen Werkzeuge unterstützen sowohl Produktions- als auch Dienstleistungsunternehmen sowie Fachkräfte bei der ergonomischen Analyse [26], müssen jedoch zunehmend an neue Anforderungen und Umgebungen angepasst werden. Industrielle Internet der Dinge (IIoT)-Technologien, insbesondere *Wearables* (tragbare Geräte), werden immer wichtiger, um Daten zu erfassen, die anschließend intelligent analysiert und zur Entscheidungsfindung verwendet werden [29]. Eine klare Trennung von Gesundheitsförderung und Arbeitsschutz ist in der digitalen Realität nicht vorgesehen, da beide als eng miteinander verwoben betrachtet werden [30]. Es bedarf daher methodischer Ansätze, die praktische Relevanz für das Betriebliche Gesundheitsmanagement (BGM) 4.0⁴ haben [30].

Motivation

Für die Wirksamkeitsuntersuchung von Interventionen weist der Einsatz von Sensorik großes Potenzial auf [31]. Technologien, wie beispielsweise Kraftmesssensoren [32] oder Lage- und Beschleunigungssensoren [33], die im Forschungsfeld der Biomechanik gängig sind, können vielversprechende Ansätze ermöglichen, um die Ergonomie weiterzuentwickeln und den Mehrwert für Dienstleistende sowie Arbeitnehmende langfristig zu erhöhen. *Inertiale Messeinheiten (IMUs)*, die sich in technischer Effizienz und Handhabbarkeit in den vergangenen Jahren enorm weiterentwickelt haben [28; 34], ermöglichen eine detaillierte Analyse der Bewegungsabläufe und in Kombination mit traditionellen Beobachtungsmethoden auch der Belastungen des Muskel-Skelett-Systems unter realen Arbeitsbedingungen [27; 35; 36; 37; 38]. Das Forschungsdesiderat dieser Abhandlung fußt auf der Annahme, dass diese bewegungswissenschaftlichen Methoden einen substantziellen Beitrag zur Weiterentwicklung der HFE liefern können [39].

⁴ BGM 4.0 beschreibt ein an die Bedingungen der digitalen Arbeitswelt angepasstes Gesundheitsmanagement. Der Einsatz digitaler Instrumente ist dabei ein zentrales Element (Treier, 2021, S. 2).

1.3 Aufbau

In dieser Dissertation werden zunächst die wesentlichen Forschungslücken und daraus resultierende zentrale Forschungsfragen beschrieben. Kapitel 3 vermittelt themenspezifische Grundlagen der Arbeitswissenschaft, wobei ein besonderer Fokus auf die arbeitsbedingten Ursachen für muskuloskelettale Erkrankungen und die verschiedenen Messmethoden zur Erfassung der posturalen Belastung im Arbeitssetting gerichtet wird. Hierbei wird insbesondere die Anwendung von *Motion Capture*⁵ (*MoCap*) in der Ergonomie behandelt. Kapitel 4 stellt die zentralen Publikationen vor, die während des Promotionszeitraums entstanden sind. Jeder dieser Beiträge trug zur Gesamtbeantwortung der Forschungsfragen bei.

In Kapitel 5 werden die wichtigsten empirischen Ergebnisse zusammengeführt und im Kontext der bestehenden Literatur interpretiert. Ein besonderer Fokus liegt dabei auf den methodischen Limitationen und der theoretischen sowie praktischen Relevanz der Ergebnisse für die HFE. Ein Ausblick soll künftigen Forschungsvorhaben einen Weg ebnen und in eine Vision zur Zukunft der Arbeitsplatzergonomie münden. Das abschließende Kapitel 6 hebt die wesentlichen Erkenntnisse hervor und resümiert die Abhandlung.

⁵ In der wissenschaftlichen Literatur gängige Begrifflichkeit, kann im Deutschen als *Bewegungserfassung* bzw. *Bewegungsaufzeichnung* übersetzt werden.

2 Forschungsdesiderat

Bei Betrachtung der Forschungslage und der Prävalenzen für WRMSDs wurden drei besondere Berufszweige für diese Dissertation identifiziert: die Produktion in der Elektroindustrie und damit verbundene Verwaltungstätigkeiten im Büro, sowie die zahnmedizinische Assistenz in Ausbildung. Diese Berufssektoren werden mit überdurchschnittlich hohen WRMSD-Prävalenzen assoziiert [40; 41; 42]. Bei Stichproben in der Elektroindustrie wird über eine 12-Monats-Prävalenz von WRMSDs zwischen 32,1 und 73,6 %⁶ berichtet [41; 43]. Auch treten WRMSDs bei Arbeitnehmenden in der Zahnmedizin deutlich häufiger auf als in der Allgemeinbevölkerung und betreffen insbesondere Nacken, Schultern und Rücken [44; 45]. Studienübergreifend wurde über eine WRMSD-Prävalenz im Bereich von 64 bis 93 % bei zahnmedizinischen Fachkräften berichtet, wobei die deutschen Prävalenzraten von WRMSDs den globalen Trends entsprechen [42; 44]. Im Folgenden werden die zu Beginn des Promotionszeitraums identifizierten Forschungslücken beschrieben.

2.1 Ergonomische Risikoanalyse am Arbeitsplatz: Methodenansätze und Zusammenhänge mit WRMSDs

Die HFE fokussierte sich in den vergangenen Jahrzehnten auf klassische Beobachtungsmethoden [46], die Papier-Bleistift-basiert⁷ ein Expositionsrisiko auf Basis einer subjektiven Haltungsbewertung anhand definierter objektiver Kriterien ermittelten. Die Mehrzahl der Studien zu Beobachtungsmethoden beschränken sich auf Momentaufnahmen, die den Arbeitsprozess nicht in Gänze abbilden [47]. Zu traditionellen observatorischen Verfahren gehören mitunter das Rapid Upper Limb Assessment (RULA) [48], das Ovako Working Posture Analysis System (OWAS) [49] und das Rapid Entire Body Assessment (REBA) [48; 49; 50]. Arbeitsprozesse sind allerdings keine statischen Abläufe, sondern durch ständige Veränderungen geprägt – was die Notwendigkeit dynamischer Bewertungsmethoden verdeutlicht [51]. Observatorische Methoden haben damit eine begrenzte Aussage über das tatsächliche Expositionsrisiko [51] und die Komplexität realer, dynamischer Arbeitsprozesse bleibt darin weitgehend unberücksichtigt [51; 52]. Die meisten Messmethoden sind darauf ausgelegt, posturale Parameter für jede Körperseite separat zu erfassen. Hier steht eine eindeutige Lösung aus, anhand derer es

Methoden

⁶ Die Prävalenzen unterscheiden sich hinsichtlich der Körperregion. So konnten Daneshmandi et al. (2018) eine WRMSD-Prävalenz von 73,6 % im Bereich des unteren Rückens bei der untersuchten Stichprobe feststellen.

⁷ In wissenschaftlicher Fachliteratur gängiger Begriff: *Paper-Pencil Methode*; im Folgenden als PP-Methode abgekürzt. Sie bezeichnet eine einfache, manuelle Methode zur ergonomischen Risikobewertung ohne technologische Unterstützung.

möglich ist, die Ergebnisse der Seiten zu kombinieren und die Gesamtbelastung für den ganzen Körper zu ermitteln [53].

Um komplexe Arbeitsabläufe abzubilden, müssen die Bewertungsskalen gegebenenfalls angepasst werden [51]. Es existieren nur wenige Verfahren, die biomechanische Parameter, wie beispielsweise Gelenkwinkel, Winkelgeschwindigkeiten oder Bodenreaktionskräfte, isoliert oder in Kombination über einen bestimmten Zeitraum hinweg bewerten [54]. Es bedarf zeitkontinuierlicher, objektiver Verfahren zur Bewertung ergonomischer Risiken [52]. Digitale Technologien, wie IMU-basierte MoCap-Systeme, bieten Möglichkeiten zur präzisen, zeitkontinuierlichen Erfassung ergonomischer Risiken [27; 35] und sind eine valide Möglichkeit der Erfassung von Haltungsverlastungen ohne große Einschränkungen für die Arbeitnehmenden [55]. Die direkte Implementierung von IMU-Systemen in Arbeitsprozesse bei Arbeitnehmenden während täglicher Aufgaben hat das Potenzial, quantitative Daten zu liefern, die das ergonomische Feedback verbessern [56].

MoCap

Eine generelle Forschungslücke der Arbeitswissenschaft ergibt sich aus der Fokussierung auf Laboraufzeichnungen. Messungen unter kontrollierten Bedingungen fehlt es häufig an Authentizität und sie spiegeln nicht immer die realen Arbeitsplatzszenarien wider [57; 58]. Um neue Erkenntnisse zu gewinnen, sollten Studien Expositionsdaten aus echten, möglichst unbeeinflussten Arbeitssettings einbeziehen, um somit realistischere Risikoeinschätzungen für WRMSDs zu ermöglichen [59]. Diverse Studien [27; 35; 36; 37] haben die IMU-basierte RULA-Bestimmung in der industriellen Fertigung und im zahnmedizinischen Sektor zur Anwendung gebracht, allerdings wurden diese noch nicht ausreichend in feldbasierten Ansätzen evaluiert.

**Bedarf an
Feldstudien**

Es fehlt an umfassenden Untersuchungen zum Zusammenhang zwischen ergonomischen Bewertungsmethoden wie dem RULA-Score und dem WRMSD-Risiko [51; 60], obwohl ein Zusammenhang zwischen Muskel-Skelett-Beschwerden und der Berechnung des Expositionsrisikos angenommen werden kann [27; 61]. Insbesondere die Manifestation von posturalen Arbeitsbelastungen im statischen Haltungsbild des Oberkörpers ist bislang nicht erforscht. Die Erforschung des Zusammenhangs zwischen IMU-gestützter ergonomischer Risikobeurteilung über gängige observatorische Methodik im Feld und der statischen Analyse der Körperhaltung könnte große Relevanz für die Ergonomie und Gesundheitsförderung haben. Fehlhaltungen, insbesondere in Becken und Wirbelsäule, gelten als wesentliche Risikofaktoren für Muskel-Skelett-Erkrankungen [62; 63; 64], wurden aber bisher nur unzureichend durch sensorbasierte Methoden in realen, dynamischen Arbeitssituationen erfasst. Ein systematischer Abgleich von IMU-Daten mit statischen Haltungsparemtern könnte helfen, Ursachen oder Folgen von kritischen Belastungsmustern zu identifizieren und somit die Grundlage für wirksame Präventionsstrategien im betrieblichen Umfeld zu schaffen. Daraus leitet sich eine zentrale Forschungsfrage ab, die eine technologiegestützte Erfassung posturaler Parameter im

**RULA und
WRMSDs**

Feld erfordert und einen möglichen Zusammenhang dieser mit WRMSDs sowie statischen Haltungsabweichungen fokussiert.

Q1⁸ Welche Zusammenhänge liegen zwischen statischer Oberkörperhaltung, muskuloskelettalen Beschwerden und posturaler Belastung am Arbeitsplatz vor?

Bewegungswissenschaftliche Ansätze können die Arbeitswissenschaft befruchten, weisen allerdings Limitationen auf [31; 39; 65; 66]: Viele der aktuell genutzten Systeme stammen aus Sport, Gaming oder Rehabilitation und sind nicht speziell für ergonomische Analysen entwickelt, was zusätzliche Anpassungen erfordert [31]. In industriellen Umgebungen kann Sensorik durch starke Magnetfelder und schwere Maschinen gestört werden und Echtzeit-Datenübertragungen unzuverlässig machen [31; 67]. Weiterhin sind sie mit höheren Kosten und besonderem Messaufwand verbunden und es bestehen Bedenken hinsichtlich des Datenschutzes bei der Erfassung und Verarbeitung sensibler Angestelltendaten [68]. Dies kann die Akzeptanz durch Arbeitnehmende und Arbeitgebende verringern. Zuletzt wurden auf dem Feld der ergonomischen Haltungs kategorisierung bedeutende Fortschritte gemacht. Die Entwicklung von KI eröffnete neue Möglichkeiten zur Automatisierung und Verbesserung der Haltungscharakterisierung im ergonomischen Bereich [69]. Diese Methoden nutzen Bild- und Videoverarbeitungsalgorithmen, um relevante Merkmale aus visuellen Daten, die von Kameras oder Tiefensensoren erfasst werden, zu extrahieren. Techniken wie Bildsegmentierung [70], Haltungsschätzung [71] und Skelettverfolgung [72] werden zur Identifikation und Analyse von Körperhaltungen eingesetzt [69]. Parallel dazu haben Forscher *Machine Learning (ML)* und *Deep Learning* genutzt, um spezifische Haltungen genau zu klassifizieren und zu identifizieren [73]. Die kamerabasierte *Pose Estimation*⁹ mit mobilen Geräten wurde als potenziell kostengünstigere und zeiteffizientere Alternative zur IMU-basierten Messung identifiziert, um posturale Parameter im Arbeitsumfeld zu klassifizieren [69]. Es besteht jedoch Forschungsbedarf hinsichtlich der Anwendbarkeit dieser Systeme in Bezug auf eine ergonomische Risikobeurteilung.

Sensorik
und
markerlose
Erkennung

⁸ Erste zentrale wissenschaftliche Fragestellung (Q) dieser Dissertation; im Folgenden: Q1 bis Q4.

⁹ „Prozess der automatischen Erfassung und Bestimmung anatomischer Referenzpunkte, Körpersegmente oder Gelenkzentren auf Videobildern mithilfe von maschinellem Lernen (ML), wodurch menschliche Bewegungen quantifiziert werden können, ohne dass Marker oder Sensoren am Körper angebracht werden müssen“ (Dindorf et al., 2025, S. 5).

Q2 Liefert eine bildgestützte 2D-Pose Estimation vergleichbare Ergebnisse zu IMU-basiertem MoCap bei der Ermittlung des RULA-Score und dessen Einzel-Scores in einem realen Arbeitssetting?

2.2 Biomechanische Detektion arbeitsbedingter Ermüdung

Es liegen bislang keine Studien vor, die im industriellen Kontext mehrere Messzeitpunkte über den Schichtverlauf hinweg betrachten, um die Effekte von arbeitsbedingter Ermüdung auf die Exposition gegenüber Risikofaktoren, die mit WRMSDs assoziiert sind, und kinetische Einflussgrößen, die auf den Muskel-Skelett-Apparat einwirken, zu untersuchen. Zwar wurden bereits Einflussgrößen wie Müdigkeit und Schlafqualität bei Schichtarbeitern in den Fokus gerückt, dabei standen jedoch primär psycho-physiologische Aspekte und keine muskuloskeletalen Belastungen im Vordergrund [74]. Studien zur Muskelermüdung mittels Oberflächen-Elektromyographie (sEMG) bei repetitiven Tätigkeiten, wie beispielsweise von Fen et al. [75], erfolgten unter kontrollierten Laborbedingungen und berücksichtigen keine realen Schichtmuster. Die eingeschränkte Übertragbarkeit dieser Ergebnisse auf den tatsächlichen Arbeitsalltag verdeutlicht den Bedarf an praxisnahen Längsschnittuntersuchungen. Es ist ungeklärt, wie sich langes Stehen auf unterschiedlich harten Untergründen auf Ermüdung und Beschwerden auswirkt [76].

Längs-
schnitt

Der Einsatz plantarer Druckmesssohlen bietet als nicht-invasive Methode aufgrund mobiler Einsatzmöglichkeit sowie geringer Beeinträchtigung von Arbeitnehmenden in Arbeitsprozessen großes Potenzial zur Erfassung von gängigen physiologischen Parametern [32; 77], wurde jedoch bislang nicht am Industriearbeitsplatz über Schichtverläufe eingesetzt. Aus biomechanischer Sicht ist unzureichend geklärt, wie sich die mittlere, maximale und integrierte Druckverteilung über verschiedene Fußareale im Schichtverlauf auf Basis ansteigender Anstrengung und Ermüdung verändert. Ermüdete Fußmuskeln werden jedoch mit einem verstärkten *Navicular Drop*¹⁰ assoziiert [78]. Weiterhin wird von einer Zunahme der Maximaldruckwerte und Kraft-Zeit-Integrale im Bereich des medialen Fußes sowie unter Mittelfußköpfchen zwei und drei am Ende eines erschöpfenden Laufes berichtet [79]. Zadpoor und Nikooyan [80] beschreiben im Rahmen einer Metaanalyse zum Laufen und zur Sprunglandung zwei mögliche konträre Auswirkungen muskulärer Ermüdung auf messbare Bodenreaktionskräfte: Der erste Ansatz geht davon aus, dass die Fähigkeit des Körpers, die Kollision mit dem Boden zu kontrollieren, durch Muskelermüdung abnimmt. Wenn eine angemessene Kontrolle der Gelenkbewegungen erforderlich ist, um die Bodenreaktionskräfte konstant zu halten, sollte sich bei Ermüdung ein Anstieg der Bodenreaktionskräfte ergeben. Der zweite

Plantarer
Druck

¹⁰ Absenkung des Os naviculare (Kahnbein).

Erklärungsansatz besteht darin, dass der Körper eine Schutzstrategie einsetzt, welche die Bodenreaktionskräfte reduziert, um Verletzungen infolge einer Ermüdung zu vermeiden. Hazzaa et al. [81] fassen zwar zusammen, dass die lokale Muskelermüdung beim Laufen eine nicht-signifikante Verringerung des Maximaldrucks anzeigte, beschreiben aber mehrere Studien, die Veränderungen der Maximaldruckwerte und Impulse¹¹ im Bereich der Mittelfußköpfchen und des medialen Fußgewölbes nachgewiesen haben [79; 82; 83]. Aufgrund der enormen Vorteile, die die Detektion von WRMSD-Risikofaktoren mittels nicht-invasiver plantarer Druckmessung mit sich bringen könnte, besteht Bedarf, diese uneindeutigen und zum Teil widersprüchlichen Erkenntnisse zu Ermüdungseffekten im ergonomischen Kontext aufzuklären.

Q3 Wie verändern sich die ergonomische Risikobewertung, basierend auf zeitkontinuierlichen IMU-Daten, und Fußdruckparameter mit zunehmender arbeitsbedingter Ermüdung im Schichtverlauf?

2.3 IMU-basierte Evaluation ergonomischer Interventionen

Generell besteht eine limitierte Evidenz im Hinblick auf die Beeinflussung posturaler Parameter beim Sitzen in Arbeitssettings durch Interventionen. Deshalb ist eine weitere biomechanische Erforschung notwendig [47]. Die tägliche Arbeit in dem Berufssektor der Zahnmedizin verlangt körperliche Anstrengung und macht den Bewegungsapparat anfällig für Verletzungen durch sich wiederholende und lang andauernde Tätigkeiten [44; 84]. Berufsfeldübergreifend wurde in der Zahnmedizin eine erhöhte Prävalenz von muskuloskelettalen Beschwerden aufgezeigt [42], wobei der Fokus der Forschung bislang vermehrt auf Zahnärzten und bereits berufstätigen zahnmedizinischen Fachangestellten (ZFA) lag [85]. Eine ausreichende Berücksichtigung Auszubildender blieb im Vergleich zu den bereits Ausgelernten bislang aus. Da diese noch am Beginn ihres Berufslebens stehen, ist hier das Potenzial gegeben, bereits vor Eintritt von WRMSDs präventiv tätig zu werden. Im Rahmen der Ausbildung müssen diese Fachkräfte häufig eine ungünstige Körperhaltung einnehmen [84]. Die ständige einseitige Belastung der Gelenke kann zu muskulären Dysbalancen oder strukturellen Gewebeschäden führen, was letztlich Schmerzen im unteren Rücken zur Folge hat [84; 86]. An dieser Stelle besteht außerdem ein Mangel an Interventionsstudien zu ergonomischen Schulungen [42]. Lazar et al. [87] sprechen sich für die Integration ergonomischer Schulungen im zahnärztlichen Berufsalltag aus, um WRMSDs wirksam vorzubeugen und betonen, dass weitere Untersuchungen zum Zusammenhang posturaler Belastung sowie muskuloskelettaler Beschwerden nötig sind. Präventive Maßnahmen, wie etwa

Posturale
Belastung
bei ZFA

¹¹ Integrierte Druckwerte werden auch *Impulse* genannt. Sie spiegeln das Kraft-Zeit-Integral wider.

eine ergonomische Arbeitsplatzgestaltung und optimierte Arbeitsabläufe, rücken ebenso wie gezielte körperliche Trainingsprogramme in den Fokus der interventionellen Forschung der Arbeitswissenschaft. Es wurde gezeigt, dass ein gezieltes Training relevanter Muskelgruppen Haltungsfelder reduzieren und damit das Risiko von WRMSDs verringern könnte [88], allerdings fehlt es an weiteren Untersuchungen, die diesen Effekt auf die Körperhaltung vor und nach einer Intervention objektiv mittels IMUs unmittelbar am Arbeitsplatz aufzeigen konnten.

Q4 Wie beeinflussen eine ergonomische Schulung und ein physisches Trainingsprogramm die posturale Belastung bei Auszubildenden der zahnmedizinischen Fachassistenz im Arbeitssetting?

3 Theoretischer Hintergrund

3.1 Grundlagen der Arbeitsplatzergonomie

Die Arbeitswissenschaft lässt sich inhaltlich in Ergonomie und Arbeitsgestaltung gliedern [89, S. 4]. Das zentrale Ziel der Ergonomie ist es, ein Arbeitsumfeld zu schaffen, in dem sich Arbeitnehmende wohlfühlen, sowie die Prävalenz von WRMSDs zu minimieren [90]. Der Begriff *Ergonomie*¹² stellt ein dem Altgriechischen nachgebildetes Kunstwort dar und setzt sich aus den Teilen *Ergon* (Arbeit) sowie *Nomos* (Gesetz) zusammen [89]. Nach Caputo et al. [91] und Karwowski [92] kann die Ergonomie in drei Kategorien eingeteilt werden:

1. **Physische Ergonomie:** befasst sich mit körperlichen Aktivitäten in Bezug auf menschliche anatomische Merkmale
2. **Kognitive Ergonomie:** betrachtet mentale Prozesse
3. **Organisationale Ergonomie:** zielt auf die Optimierung soziotechnischer Systeme ab

In dieser Abhandlung richtet sich der Fokus auf die physische Ergonomie. Diese hat sich als eine valide Strategie zur Erfassung potenzieller muskuloskeletta-ler Risikofaktoren etabliert [33]. Ergonomische Evaluation und Intervention erwiesen sich als vielversprechend, um Arbeitsbedingungen präventiv zu verbessern [45]. Berufliche Tätigkeiten, die wiederholte Bewegungen, ungünstige Körperhaltungen oder physische Belastungen umfassen, sind oft mit einem erhöhten Risiko für WRMSDs verbunden [92; 93; 94]. Seit vielen Jahrzehnten werden Methoden und Ansätze zur Quantifizierung von Arbeitsbelastungen erforscht und in Normen sowie gesetzliche Vorgaben integriert [95]. Um physische Belastungsfaktoren zu erfassen, beispielsweise im Rahmen der Gefährdungsbeurteilung, können bewegungswissenschaftliche Messmethoden genutzt werden. Hierzu wird auf Verfahren der Biomechanik zurückgegriffen, die sich in kinematische und kinetische Ansätze unterteilen lassen [39]. Zusätzlich werden Simulations- und Modellberechnungen genutzt, bei denen biomechanische Modelle mechanische Gesetzmäßigkeiten wie Hebelverhältnisse, Gravitation und Massenträgheit auf den menschlichen Körper über inverse Dynamik anwenden [39]. Die hohe Objektivität und Reliabilität dieser Methoden wurde gezeigt, weswegen sie in der Arbeitsmedizin zur Bewertung physischer Belastungen eingesetzt werden [39].

Physische
Ergonomie

Es muss jedoch nachgenannter Aspekt bedacht werden: Die Belastung in einem Arbeitsprozess entspricht nicht gleichzeitig der körperlichen Beanspruchung eines Arbeitnehmenden [96]. Während unter Belastung die Anforderungen durch die Gegebenheiten am Arbeitsplatz, der Arbeitsablauf und allen weiteren

¹² Ergonomie kann wörtlich übersetzt als „Lehre von der menschlichen Arbeit“ verstanden werden und wird von Bullinger als „Wissenschaft von der Anpassung der Technik an den Menschen zur Erleichterung der Arbeit“ definiert (Bullinger, 1994, S. 4).

physikalischen Umgebungseinflüssen subsumiert werden, wird unter Beanspruchung die individuelle, von den Eigenschaften des Menschen geprägte Reaktion auf von außen einwirkende Belastungen verstanden [89]¹³. Dynamische Belastungsreize sind abwechslungsreich und haben bei angepasster Intensität und regelmäßigen Regenerationsphasen einen positiven Effekt auf den Körper. Der Bewegungsapparat ist grundsätzlich fähig, dynamische Belastungsreize ausreichend zu kompensieren [97]. Statische Belastungsreize, insbesondere erzeugt durch nicht ergonomische Arbeitshaltungen, sollten hingegen vermieden werden. Dies gilt ebenso für zu geringe Belastungsreize, wie es beispielsweise bei Bürotätigkeiten der Fall sein kann [97]. Das Prinzip des dynamischen physiologischen Gleichgewichts lässt sich durch eine U-Kurve beschreiben. Dabei lassen sich vier Belastungsbereiche unterscheiden: Optimale Beanspruchung, Überforderung trotz zumutbarer Belastung, Überforderung durch hohe Belastung sowie Unterforderung durch geringe Beanspruchung [96]. Im Gegensatz zur Welt des Sports und der Trainingswissenschaft lässt sich das Verhältnis aus Belastung und Regeneration, welches bei Arbeitnehmenden durch Arbeitszeit und Tätigkeitsspektrum vorgegeben ist, nicht durch einen gezielten Trainingsplan steuern [97]. Generell sind die Auswirkungen von hohen Lasten, statischen Tätigkeiten und Zwangshaltungen in der Arbeitswissenschaft umfassend beschrieben [97]. Die Arbeitsanforderungen sollten daher so gestaltet sein, dass sie mit den körperlichen Leistungsfähigkeiten der Arbeitnehmenden im Einklang stehen [98]. Optimale Arbeitsbedingungen erfordern nicht nur eine Reduzierung von Spitzenbelastungen, sondern auch eine gezielte Anreicherung der Arbeit mit einem Mindestmaß an körperlicher Aktivität [97].

3.2 Arbeitsbedingte Ursachen muskuloskelettaler Erkrankungen

3.2.1 Assoziierte Risikofaktoren

Die Arbeit in der Industrie führt aufgrund schwerer Lasten, Überanstrengung und wenig ergonomischer Arbeitspositionen zu starken Belastungen des Muskel-Skelett-Apparats [99; 100; 101]. Maulik et al. [102] fanden muskuloskelettale Defizite bei 73,3 % der Erwachsenen. Rückenschmerzen werden inzwischen als globales Gesundheitsproblem betrachtet [103] und stehen seit Jahren im Fokus gesundheits- und arbeitswissenschaftlicher Fragestellungen. Der Forschungsstand zeigt, dass nicht ergonomische Arbeitspositionen mit verstärkt wahrgenommener Belastung [104], körperlichen Beschwerden [101; 105; 106] und WRMSDs [107] korrelieren, was sich negativ auf die Arbeits- und Lebensqualität der Beschäftigten auswirkt [108]. So können persistierende einseitige Rotationsbewegungen in eine Richtung zur Entstehung muskulärer Dysbalancen oder zu strukturellen

¹³ Beanspruchung lässt sich in *physisch* und *psychisch* untergliedern (Bullinger, 1994, S. 34), wobei in dieser Dissertation die physische Beanspruchung im Fokus steht.

Schädigungen des Gewebes führen und dadurch die Entwicklung von Low Back Pain begünstigen [86]. Symptome von WRMSDs werden durch eingeschränkten Zugang zu ergonomischen Hilfsmitteln verstärkt [109; 110]. Im Hinblick auf Risikofaktoren für WRMSDs liegt bislang lediglich mäßige bis unzureichende Evidenz vor (siehe Tabelle 1).

Tabelle 1. Evidenz physischer Risikofaktoren für WRMSDs [19; 111].¹⁴

Körperregion	Mäßige Evidenz	Unzureichende Evidenz
Nacken	Psychosoziale Faktoren, Rauchen, Geschlecht, Haltung, Komorbidität	Schwere körperliche Arbeit, Heben, Sitzarbeit, höheres Alter, hoher BMI
Unterer Rücken	Zwangshaltungen, schwere körperliche Arbeit, Heben, psychosoziale Faktoren, jüngeres Alter, hoher BMI	Geschlecht, ethnische Herkunft, Rauchen, Komorbidität
Obere Extremität	Komorbidität	Psychosoziale Faktoren, höheres Alter, Rauchen, schwere körperliche Arbeit, hoher BMI
Schulter	Schwere körperliche Arbeit, psychosoziale Faktoren	Repetitive Arbeit, höheres Alter, hoher BMI, Sitzarbeit
Ellbogen/ Unterarm	Zwangshaltungen, Komorbidität, repetitive Arbeiten, höheres Alter	Hoher BMI, schwere körperliche Arbeit, weibliches Geschlecht, monotone Arbeit verbunden mit anderen Erkrankungen der oberen Extremitäten
Handgelenk/ Hand	Langandauernde Computerarbeit, schwere körperliche Arbeit, hoher BMI, höheres Alter, weibliches Geschlecht, Zwangshaltungen, repetitive Arbeiten	Rauchen, Komorbidität, psychosoziale Faktoren
Untere Extremität	keine	Komorbidität, psychosoziale Faktoren, Rauchen, hoher BMI
Hüfte	Heben, schwere körperliche Arbeit	Repetitive Arbeit, psychische Faktoren
Knie	Zwangshaltungen, Heben, repetitive Arbeiten, Komorbidität	Rauchen, schwere körperliche Arbeit, hoher BMI

¹⁴ Es liegen keine Risikofaktoren mit hohem Evidenzgrad vor, weswegen in dieser leicht modifizierten Tabelle nach Klussmann et al. (2019, S. 21), orientiert an Da Costa & Vieira (2010), lediglich die Spalten *mäßige Evidenz* sowie *unzureichende Evidenz* angeführt sind.

Eine weitere wichtige Einflussgröße auf WRMSDs ist die arbeitsbedingte Ermüdung [112]. Für das Auftreten von Müdigkeit am Arbeitsplatz lassen sich viele Ursachen finden, vor allem lange Arbeitszeiten, hohe Arbeitsbelastung, Früh- oder Nachtschichten und unzureichender Schlaf [77; 113; 114]. Dies geht mit einer verminderten Sicherheit und Gesundheit der Arbeitnehmer einher, was in der Folge zu sozialen und finanziellen Nachteilen führt [104]. Dabei handelt es sich um ein Problem der modernen Industriegesellschaften [115; 116; 117]. In Anlehnung an die ISO 6385 (2016) wird arbeitsbedingte Ermüdung als eine nicht-pathologische Manifestation übermäßiger psychischer, lokaler oder allgemeiner Belastung charakterisiert, die durch Ruhe vollständig reversibel ist [118; 119] und mit einer verminderten menschlichen Leistungsfähigkeit verbunden ist, die auf die Unfähigkeit zurückzuführen ist, physiologische Stressoren effektiv zu bewältigen [120]. Die Auswirkungen von Ermüdung auf den einzelnen Arbeitnehmer können zu Veränderungen der Bewegungsabläufe [121], einem unmittelbaren Rückgang des sicherheitsbewussten Arbeitsverhaltens, der Produktivität, der Teamarbeit und der Arbeitsmoral [117] und darüber hinaus zu WRMSDs [77; 122] führen. Körperliche Anstrengung gilt als die primäre Ursache für Ermüdung und ihre kontinuierliche Überwachung kann dazu beitragen, entsprechende Auswirkungen zu verhindern [118]. Darüber hinaus ist Ermüdung auch in statischen Positionen ein Problem, beispielsweise bei längerem Sitzen im Rahmen von Büroarbeit, und kann eine Veränderung der Körperhaltung verursachen [123]. Nicht ergonomische Körperhaltungen auf der Arbeit werden mit WRMSDs in Verbindung gebracht [124; 125; 126; 127]. Ein längeres Verharren in sitzender Position kann zur Entstehung von Beschwerden beitragen [128]. Die statische Haltung¹⁵ wird gar als der Hauptrisikofaktor für Beschwerden genannt, gefolgt von repetitiven Bewegungen, muskulärer Dysbalancen sowie den individuellen Merkmalen Lebensstil und Adipositas [129]. Aus diesem Grund soll die Thematik Körperhaltung in Kapitel 3.2.2 weiter ausdifferenziert werden.

Ermüdung

3.2.2 Körperhaltung: Begriffsverständnis, Defizite und Einflussfaktoren

Im Hinblick auf den Begriff der *Körperhaltung* findet sich in der wissenschaftlichen Literatur eine Vielzahl an Definitionen, wovon einige ausgewählte für diese Dissertation dargestellt werden sollen. Kendall und Kendall [130] bezeichnen Körperhaltung als die Gesamtheit der Stellungen der Gelenke des Körpers zu einem bestimmten Zeitpunkt. Gemäß Carini et al. [131] und Winter [132] ist die Körperhaltung die Position des Körpers im dreidimensionalen (3D) Raum, die von einer Vielzahl anatomischer Strukturen gesteuert wird. Czaprowski et al. [133] definieren die Körperhaltung als das Verhältnis der Körperteile in aufrechter Position.

Definition

¹⁵ Feige et al. (2024) legen das Begriffsverständnis zugrunde, wonach eine *statische Haltung* einer Haltung entspricht, die länger als vier Sekunden beibehalten wird und dabei nur geringe oder keine Schwankungen um ein festes Kraftniveau aufweist.

Die Begriffe *Haltung* und *Bewegung* werden üblicherweise als zwei unterschiedliche Aspekte der motorischen Kontrolle betrachtet. Die Aufrechterhaltung der *Körperhaltung* wird als die aktive Ausrichtung eines oder mehrerer Segmente gegen störende Kräfte beschrieben, die entweder von der Außenwelt oder von anderen Körpersegmenten ausgeübt werden, während *Bewegung* eine Veränderung der Haltung darstellt, bei der ein oder mehrere Körpersegmente einer Trajektorie folgen, um eine neue Position zu erreichen [134]. Die Haltung bildet somit die Grundlage, auf der Bewegungen organisiert und ausgeführt werden. Das Haltungssystem wird in dieser Abhandlung, orientiert an [131], als strukturiertes Ganzes betrachtet, dessen Hauptfunktion die Aufrechterhaltung eines muskuloskelettalen Gleichgewichts sowie der Stabilität des Körpers sowohl in Ruhe als auch während der Bewegung ist.

Im Hinblick auf gesundheitliche Untersuchungen und ergonomische Bewertungsverfahren ist insbesondere die Erkennung von Fehlhaltungen beziehungsweise von Haltungsdefiziten bedeutsam. Dazu bedarf es eines klaren Begriffsverständnisses hinsichtlich der im gesundheitlichen Sinne *guten Körperhaltung* und einer *Fehlhaltung*¹⁶. Rosario [135] benennt die Schwierigkeit der klaren Definition hinsichtlich einer guten Haltung und subsumiert darunter letztlich eine symmetrische Stellung, bei welcher eine niedrige Gelenkbelastung und Muskelaktivität vorherrscht. Nach Kendall et al. [136] ist eine gute Körperhaltung ein Zustand des muskulären und skelettalen Gleichgewichts, der die stützenden Strukturen des Körpers vor Verletzungen oder fortschreitenden Deformierungen schützt – unabhängig davon, ob sich der Körper in einer aufrechten, liegenden, hockenden oder gebeugten Position befindet. Czaprowski et al. [133] beschreiben eine gute Körperhaltung als ergonomisch vorteilhaft beim Stehen, mechanisch effizient bei Bewegungen und förderlich für die normale Funktion der inneren Organe. Eine schlechte Haltung wird von Rosario [135] nüchtern als Gegenteil einer guten Haltung zusammengefasst. Eine Situation, in der ein Abschnitt des Körpers nicht mehr im Lot ist, wirkt sich auf die gesamte Körperhaltung aus und kann zu Haltungsdefiziten führen [137]. Haltungsdefizite beziehen sich auf Schwächen in der posturalen Kontrolle, bei denen der Körper nicht mehr befähigt ist, eine aktive Haltung einzunehmen, wobei Knöchel, Hüftgelenk, Schultergelenk und Gehörgang in Sagittalansicht direkt übereinanderstehen [62; 138]. Die Festlegung einer guten Haltung ist als äußerst schwer begründbar anzusehen [139]. Wissenschaftlich fundierte Aussagen erfordern umfassende epidemiologische Studien [139; 140]. Um anhand gewonnener Daten auf Haltungsdefizite schließen zu können, bedarf es Benchmarks beziehungsweise Orientierungswerten, welche die Entscheidungsfindung erleichtern [139; 140]. Unter einer *Benchmark* ist in diesem Zusammenhang

Defizite

¹⁶ Es herrscht in der Literatur eine große begriffliche Vielfalt in Bezug auf Haltungsabweichungen vor. In dieser Dissertation wird einheitlich von *Haltungsdefiziten* gesprochen, worunter eine Schwäche der posturalen Kontrolle, die sich abhängig von der Messmethodik durch eine Abweichung von gängigen wissenschaftlichen Referenzwerten auszeichnet, verstanden wird.

der gezielte, systematische Prozess des Vergleichs von Gesundheitsmerkmalen anhand zentraler Referenzwerte zu verstehen, wobei eine hinreichend genaue Bestimmung dieser Werte vorausgesetzt wird [140, S. 3]. Fröhlich et al. [140] betonen, dass die statistischen Verfahren eine entscheidende Größe darstellen. Bewegungstherapeuten nutzen sie zur Beurteilung motorischer Funktionen [139]. Ludwig, Mazet und Schmitt [141] haben sich in einer Untersuchung zur Haltungskorrektur mittels Videofeedback an Fröhner [142] orientiert, jedoch ebenso wie Wydra Kritik an der Normierung geübt.

Bei der Einnahme einer aufrechten Haltung nehmen Faktoren Einfluss wie

- die Schwerkraft
- äußere Kräfte
- Raum-Zeit und
- statisches und dynamisches Gleichgewicht.

Einflüsse

Die Körperhaltung ist eine unbewusste und automatische Reaktion auf diese Einflüsse [131]. Ursachen für Haltungsdefizite können muskuläre Ungleichgewichte, Bewegungsmangel, falsche Sitzhaltungen, falsche Arbeitsbelastung, bestimmte Sportarten oder genetische Prädispositionen sein [141]. Die Gestaltung des Alltags, einschließlich Arbeitsbedingungen, Freizeitaktivitäten und soziokultureller Faktoren, spielt eine wichtige Rolle bei der Entwicklung und Manifestierung der Körperhaltung [134; 135].

Die Auswirkungen von Haltungsdefiziten können vielfältig sein und reichen von Einschränkungen der Beweglichkeit bis hin zu degenerativen Veränderungen und übermäßiger Belastung der Gelenke. Die autochthone Rückenmuskulatur, insbesondere der *Musculus (M.) erector spinae*, trägt zur Stabilisation, zur Aufrichtung des Rumpfes und zur Streckung der Wirbelsäule bei. Das Becken hat besonderen Einfluss auf die Lendenwirbelsäule und kann bei einer verstärkten Vorneigung Einfluss auf die Krümmung der Lendenwirbelsäule (LWS) nehmen [62]. Eine protrahierte Kopfhaltung, die in der Regel mit einer verstärkten Lordose der Halswirbelsäule [143] und einer verstärkten Kyphose der Brustwirbelsäule einhergeht, kann die Atmung negativ beeinflussen [144], während eine Hyperlordose der LWS die Facettengelenke der Wirbelsäule belastet [63; 64]. Diese Fehlstellungen tangieren die Gelenke der Wirbelsäule, was wiederum zu Verschleiß, Muskelverspannungen und letztendlich zu Schmerzen führen kann [62].

Folgen

3.2.3 Risikogruppen

In der DIN EN ISO 6385 (2016) sowie in der Arbeitsstättenverordnung sind die ergonomischen Anforderungen für Büroarbeitsplätze mit Bildschirmgeräten, für die Montagearbeit und den Einsatz von Arbeitsmitteln gesetzlich festgelegt.

Die bei der Montagearbeit auf den Bewegungsapparat wirkenden, arbeitsbedingten Belastungen lassen sich als repetitions-, haltungs- oder lastenbedingt

Montage

bezeichnen und unterteilen [145]. Bei repetitiven Tätigkeiten stellt eine einzelne Wiederholung der Tätigkeit keine hohe Belastung für den Bewegungsapparat dar, die Aufsummierung jedoch schon [97]. Neben der repetitiven Tätigkeit ist die Handhabung von Lasten für die Arbeit in der Produktion von hoher Relevanz. Diese sollte nach §3 Lastenhandhabungsverordnung nach Möglichkeit durch den Arbeitgeber vermieden werden. Trotzdem ist das Heben und Tragen von Lasten an manchen Arbeitsplätzen unvermeidbar, weshalb diese Arbeit nur von Menschen mit dafür geeigneten körperlichen Voraussetzungen verrichtet werden kann [146]. In der Industrie sind viele Arbeitskräfte zur Einnahme kritischer Positionen gezwungen, da sie wiederholt die gleiche Bewegung ausführen müssen. Insbesondere die elektronische Fertigungsindustrie muss hier genannt werden [41].

Ein Schreibtisch-Arbeitsplatz weist im Unterschied zu einem Arbeitsplatz in der Montage andere Belastungsfaktoren auf [147; 148] und kennzeichnet sich durch Phasen langen Sitzens und geringen Positionswechsels. In der Folge zeigt sich bei Verwaltungsangestellten, Grafikdesignern oder Programmierern eine hohe Prävalenz an Rücken- und Nackenbeschwerden [149; 150]. Die Arbeitshaltung kann durch Faktoren wie die Art des Arbeitstisches und -stuhls, des Computers, der Tastatur, des Bildschirms, der Software-Oberflächen sowie der Umgebung, des Lichtes und der Geräuschkulisse maßgeblich beeinflusst werden [97; 151]. Die Vorstellung einer sogenannten *optimalen Sitzposition* ist jedoch als wissenschaftlich obsolet einzustufen. Die Bedeutung des *dynamischen Sitzens*¹⁷ wird inzwischen herausgestellt [128], wonach mindestens zwei bis vier Haltungswechsel pro Stunde erfolgen sollten, um die Bewegung der Wirbelsäule und das Herz-Kreislauf-System zu fördern [152]. Hierzu eignen sich IIoT-Systeme, welche die Überwachung der Körperhaltung in Echtzeit ermöglichen, um gesundheitliche Probleme zu vermeiden. Die Systeme senden Sensordaten an Cloud-Plattformen oder mobile Apps und geben visuelle, akustische oder haptische Rückmeldungen [153].

Büro

Eine risikobehaftete Zielgruppe sind neben den Beschäftigten an Industrie-arbeitsplätzen diejenigen an Arbeitsplätzen im Gesundheitswesen, insbesondere im Berufssektor der Zahnmedizin [42; 44]. Eine systematische Übersichtsarbeit von Gregg et al. 2024 [40] identifizierte vier zentrale Berufsbereiche: Gesundheitswesen, Landwirtschaft, Industrie und IT-Sektor. Jede dieser Kategorien ist durch spezifische, sich wiederholende Bewegungsmuster des Muskel-Skelett-Systems, das Einnehmen nicht ergonomischer Körperhaltungen über längere Zeiträume sowie durch unterschiedliche physische Belastungen gekennzeichnet [40] (siehe Tabelle 2). Erkrankungen der oberen Gliedmaßen sind besonders weit verbreitet, wobei insbesondere Schulterbeschwerden bei Industriearbeitern häufig auftreten [40].

**Zahn-
medizin**

¹⁷ Häufige Haltungswechsel und kleine Bewegungen während des Sitzens.

Tabelle 2. Auswahl an prävalenten Pathologien in verschiedenen Berufsgruppen und deren mögliche Ursachen [40].

Sektor	Berufskategorie	Prävalente Pathologie(n)	Wahrscheinliche Ursache(n)
Gesundheitswesen	Ärzte	Osteopenie	Bewegungsmangel, keine Zeit für körperliche Aktivität, schlechte Essgewohnheiten, geringe Sonnenexposition
	Zahnärzte	Handarthrose	Wiederholte Hand- und Armbewegungen, Vibrationen, schlechte Haltung von Nacken und oberen Gliedmaßen, lange Bewegungsdauer, präzises Greifen, monotone Arbeitsaktivität, Gelenküberlastung
Landwirtschaft	Viehzüchter	Knie- und Hüftarthrose	Unergonomische Körperhaltungen, Heben schwerer Lasten, langes Stehen
	Pflanzenbauer	Osteoporose	Bewegungsmangel
	Obstbauern	Handarthrose	Statische Haltung, langes Heben von Händen und Armen, Arbeit über 10 Stunden täglich, Geschlechtsabhängigkeit (Frauen häufiger betroffen)
Industrie	Bergarbeiter	Kniearthrose Laterale Epicondylitis, Quervain-Krankheit, Ulnarisneuropathie	Unergonomische Körperhaltungen, Vibrationen, repetitive Bewegungen, Heben schwerer Lasten, Kälte, mechanische Kraftpressen
	Baufacharbeiter	Osteoporose, atrophisierte Schultermuskeln, lumbale Bandscheibendegeneration	Schlechte Essgewohnheiten, unergonomische Körperhaltungen, Heben schwerer Lasten

	Vibrationsexpo- nierte Arbeiter	Arthrose des Ellenbo- gens, Handgelenks und des Akromiokla- vikulgelenks Muskel-Skelett-Er- krankungen der obe- ren Extremität und des Nackens Rheumatische Erkrän- kungen	Vibrationen, Heben schwerer Lasten, hohe Temperaturen, statische Haltung
	Kniebelastende Tätigkeiten	Degeneration der Kniegelenke, Menis- kusrisse	Unergonomische Kör- perhaltungen, lange Bewegungsdauer
	Fabrikarbeiter	Osteoporose	Schlechte Essgewohn- heiten, geringe Son- nenexposition
Computer- branche	Büroangestellte	Muskel-Skelett-Er- krankungen der obe- ren Extremität, des Nackens und der Schultern	Abstand des Geräts zur Körperachse, re- petitive Bewegungen, Muskelverspannung, reduzierte Muskelbe- weglichkeit durch Haltung, erhöhte Na- ckenmuskelaktivität

Als besonderes WRMSD-prävalentes Berufssegment wurde die ZFA identifiziert [42; 154]. Diese ist durch die Arbeit im beengten Mundraum sowie lang andauernde Behandlungen physisch stark beansprucht. Häufige Folge sind muskuläre Verspannungen im Nacken-, Schulter- und Rückenbereich [42; 85]. Das Absaugen von Weichgewebe, meist in statischer Haltung auf der linken Patientenseite ausgeführt, begünstigt ergonomisch ungünstige Körperhaltungen. Hinzu kommen repetitive Bewegungsmuster und kraftaufwendige manuelle Tätigkeiten, etwa bei der Zahnsteinentfernung, die das Risiko für Hand- und Fingerbeschwerden erhöhen [85]. Besonders häufig betroffen sind Nacken, Schultern und Rücken, da ungünstige Körperhaltungen durch Arbeitsabläufe, Patientenpositionierung und statische Belastungen gefördert werden [44; 45; 155]. Dieses Problem ist insbesondere bei Studierenden und Auszubildenden der Zahnmedizin und Assistenzpersonal ausgeprägt, da diese viele Stunden in vorklinischen Laboren verbringen und in nicht ergonomischen Positionen arbeiten [84]. Die Koordination mit dem Assistenzpersonal, die Verdrehung des Oberkörpers für eine gute intraorale Sicht sowie die Sicherstellung des Patientenkomforts tragen zu einer schlechten Haltung bei [84; 156]. Eine kontinuierliche Belastung der Gelenke in eine Richtung kann zu muskulären Dysbalancen oder strukturellen Gewebeschäden führen und schließlich Rückenschmerzen verursachen [84; 86].

ZFA

3.3 Objektive posturale Messmethodik

Präventive Untersuchungen sind für die Förderung des Gesundheitswesens von großer Bedeutung [157; 158]. Eine Möglichkeit dazu ist die Untersuchung von Haltungsparemtern [62; 159; 160]. Die Feststellung menschlicher Körperhaltung ist ein wichtiger Ansatz zur Unterstützung des Gesundheitswesens und kann in allen Altersgruppen ein relevanter Ansatzpunkt sein, um Rückschlüsse auf Krankheitsursachen zu ziehen und präventiv zu einem frühen Zeitpunkt notwendige therapeutische Maßnahmen abzuleiten [62].

3.3.1 Statische Haltungserfassung

Es gibt verschiedene Möglichkeiten, die Körperhaltung des Menschen im Stand zu quantifizieren und zu bewerten, insbesondere im Bereich des Oberkörpers. In der täglichen medizinischen Praxis erfolgt die Erstbeurteilung meist durch visuelle Inspektion und basiert auf der Erfahrung des Untersuchers. Invasive Verfahren wie Röntgenaufnahmen werden aufgrund der Strahlenbelastung, insbesondere bei Kindern und Jugendlichen, nur bei Verdacht auf eine Pathologie durchgeführt. Allerdings ist die Beurteilung der Rückenform durch visuelle Inspektion subjektiv und fehleranfällig [62]. Neben invasiven Verfahren, die hohe Strahlenbelastung und Kosten aufweisen, bietet sich der Einsatz nicht-invasiver Methoden, wie Fotos, Goniometer, Neigungsmesser, Maßband oder flexibler Zollstock, an. Diese Methoden sind allerdings mit direktem Patientenkontakt verbunden, was die Messgenauigkeit beeinträchtigt, da der Patient auf die Berührung reagiert und seine Haltung möglicherweise anpasst [161]. Um eine Analyse der Oberkörperhaltung objektiv vornehmen und die Rücken- und die Wirbelsäulenform quantifizieren zu können, wurden verschiedene Messgrößen definiert, die auch ohne invasive Eingriffe ermittelt werden können [62]. Die Ermittlung des sogenannten *flèche cervicale* (FC) und des *flèche lombaire* (FL) kann mit Hilfe eines Lots erfolgen. In Abbildung 1 ist durch die rot gestrichelte Linie das Lot durch den ersten Kreuzbeinwirbel (S1) eingezeichnet. Die roten waagerechten Linien bilden die horizontalen Abstände (in mm) vom Lot zu den drei Scheitelpunkten der Hals-, Brust- und Lendenwirbelsäule. Die grünen Pfeile stellen das FC und FL dar [62]. Berechnet werden diese drei Parameter wie folgt:

- $\text{flèche cervicale} = |a| + |b|$
- $\text{flèche lombaire} = |b| + |c|$ sowie
- $\text{Kyphose-Index} = (\text{FC} + \text{FL}) / 2$

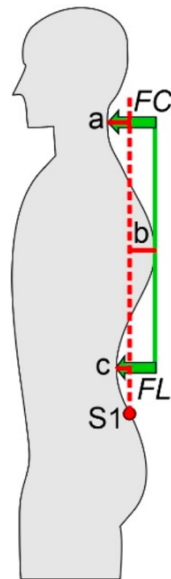


Abbildung 1. Analyse der Rückenform mit flèche cervicale (FC), flèche lombaire (FL) und Kyphose-Index (KI) [62].

Fortin et al. [161] empfehlen die Verwendung von objektiven Messtechnologien, wie beispielsweise hochentwickelte dreidimensionale (3D)-Scans, um Haltung zu operationalisieren. Um Techniken wie diese als Routineverfahren zur Analyse der Wirbelsäulenhaltung in der klinischen Praxis zu nutzen, ist es entscheidend, systematische Referenzdaten für den Vergleich mit potenziellen pathologischen Befunden bereitzustellen [159]. Ohlendorf [162; 163; 164; 165] und Ludwig et al. [62] haben mit Hilfe der 3D-Stereophotogrammetrie Referenzwerte für einzelne Zielgruppen definiert, die zur präventiven Beurteilung der Wirbelsäulenhaltung genutzt werden. Dies ermöglicht eine Abgrenzung von medizinisch gewünschten sowie referenzbereichsabweichenden Haltungprofilen, welche womöglich ein höheres Risiko bestimmter Pathologien aufweisen. Berührungslose Methoden (z. B. digitale 2D-Fotoanalyse oder 3D-Scans) bieten eine genaue und schnelle Möglichkeit zur klinischen Haltungsbewertung [161]. 3D-Stereophotogrammetrie ist ein etabliertes Verfahren in der Haltungsanalytik. Stereophotogrammetrische Systeme erfassen die Rückenkontur berührungslos und ohne Strahlenbelastung (siehe Abbildung 2). Gängige Systeme arbeiten über ein dynamisches Lichtstreifenmuster mittels einer LED-Lichtquelle, welches eine räumliche Auflösung von unter 1 mm erreicht [62; 162]. Vor der Messung werden anatomische Referenzpunkte mit Klebepunkten markiert [62]. Sie ermitteln die räumliche Form der Rückenkontur mit hoher Genauigkeit [166; 167; 168]. Mittels 3D-Rekonstruktion werden Wirbelsäulenkrümmungen sowie Asymmetrien erfasst. Weiterhin werden die Haltungparameter Schulterschiefstand, Schulterrotation, Beckenschiefstand¹⁸ sowie

3D-Scans

¹⁸ Der Beckenschiefstand ergibt sich aus dem Höhenabgleich der anatomischen Landmarken der beiden Spina iliaca posterior superior (SIPS) in Frontalebene.

Beckenrotation erfasst. Die Bewertung dieser Parameter zeichnet sich durch eine hohe Zuverlässigkeit und Reproduzierbarkeit aus [62].

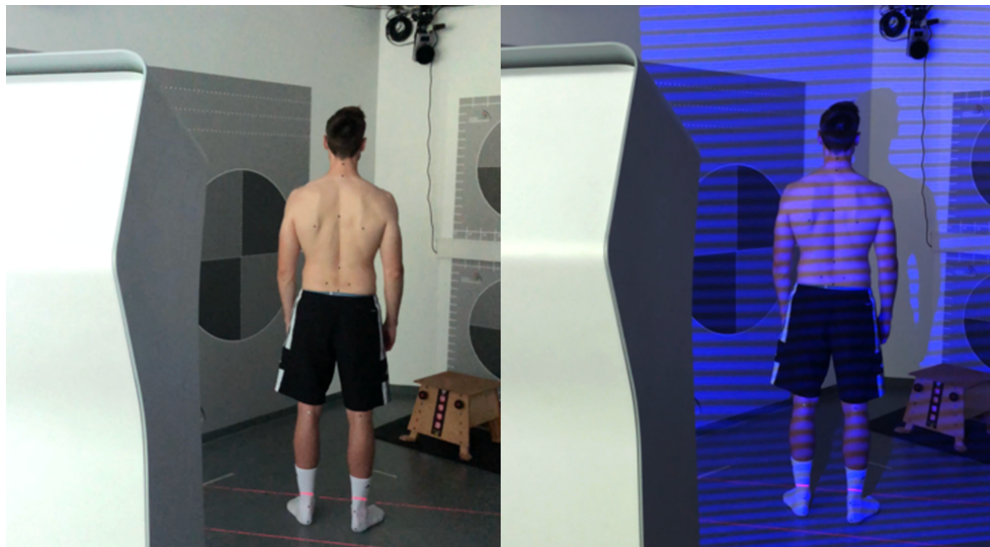


Abbildung 2. Messverfahren einer 3D-Stereophotogrammetrie über Lichtstreifenmuster mittels LED-Lichtquelle in dem Biomechanik-Labor der RPTU Kaiserslautern-Landau, Standort Kaiserslautern.

3.3.2 Dynamische Haltungserfassung

Innovative Technologien und die zunehmende Digitalisierung ermöglichen neue Wege der Datenerfassung und -verwertung, um posturale Parameter dynamisch zu erfassen und ein konkretes Handlungspotenzial abzuleiten [169]. Die Videorasterstereographie wird mitunter in Ganganalysen eingesetzt, um posturale Auffälligkeiten im Bereich der Wirbelsäule aufzudecken [159]. Andere Messansätze nutzen *wearable devices* oder *wearable technology*. Lind et al. [31, S. 3] definieren diese wie folgt:

Gadgets, accessories, or clothes with incorporated self-powered electronics and software that are capable of sensing, processing, and storing, and have communication capabilities that can be comfortably worn on the human body or be implanted on or under the skin, and that are not perceived as obtrusive and hindering performance (such as work performance).

Wearables ermöglichen eine präzise Erfassung von Belastungen, wodurch Fehleinstufungen reduziert und Veränderungen nach ergonomischen Maßnahmen besser analysiert werden können [51]. Zudem erlauben sie Langzeitmessungen, die zufällige Fehler verringern [31]. Ein weiterer Vorteil ist die Möglichkeit, in Echtzeit Feedback zu erhalten, sodass Beschäftigte ihre Körperhaltung selbstständig optimieren können, ohne dass eine Fachperson als Unterstützung erforderlich ist. Auch Fortschritte in der KI und dem ML tragen dazu bei, Messungen durch Mustererkennung weiter zu verbessern, indem beispielsweise Bewegungsprofile analysiert oder Anzeichen von Ermüdung frühzeitig erkannt werden [31]. Ein Beispiel hierfür sind 3D-MoCap-Systeme, die Bewegungen aufzeichnen und in ein 3D-Modell übertragen [170]. Im Bereich MoCap der Ergonomie gilt es, zwischen optischem MoCap und inertialem MoCap zu unterscheiden (siehe Abbildung 3).

Wearables

MoCap

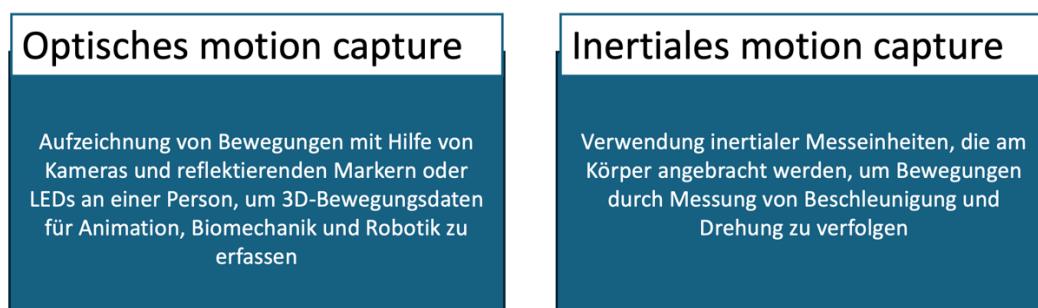


Abbildung 3. Optisches und inertiales motion capture.

Die Anwendung dieser Systeme genießt wachsende Aufmerksamkeit [31]. Markerbasierte und markerlose MoCap-Systeme werden von vielen Forschern genutzt, um ergonomische Risiken für Industriearbeitende zu beurteilen. Dabei erfassen intelligente Kameras die Körperkinematik der Arbeiter und wandeln diese Informationen in 3D-Daten um [171]. Tragbare Sensoren, wie beispielsweise IMUs und plantare Druckmesssohlen, sind drahtlos sowie leicht und damit für Feldanwendungen geeignet [172]. Obwohl diese Sensoren oft weniger detaillierte und rauschbehaftete Daten liefern als laborbasierte Methoden, ermöglichen sie Messungen in verschiedenen Umgebungen unter weniger eingeschränkten experimentellen Bedingungen [27; 31; 33].

IMUs (siehe Abbildung 4) stellen ein robustes und präzises Referenzsystem zur Rekonstruktion der dreidimensionalen Bewegung von Mitarbeitenden dar [173] und ermöglichen eine zuverlässige und valide Erfassung der Haltungsverlastung am Arbeitsplatz [174]. Sie schränken zudem die Beschäftigten in ihren Arbeitsabläufen nicht wesentlich ein [175]. Die Forschung hat gezeigt, dass IMUs geeignete Instrumente zur Quantifizierung der körperlichen Belastung am Arbeitsplatz sind [175; 176]. Mit Hilfe von IMUs können kinematische Faktoren über einen längeren Arbeitsprozess erfasst werden [27; 35]. Weiterhin ermöglichen sie

IMUs

kinematische Messungen im Feld [55; 177]. Mittels Akzelerometern und Gyroskopen wird ein biomechanisches Modell erstellt, welches kinematische Parameter reproduziert, beispielsweise Gelenkwinkelverläufe sowie Körpersegmentpositionen [51].

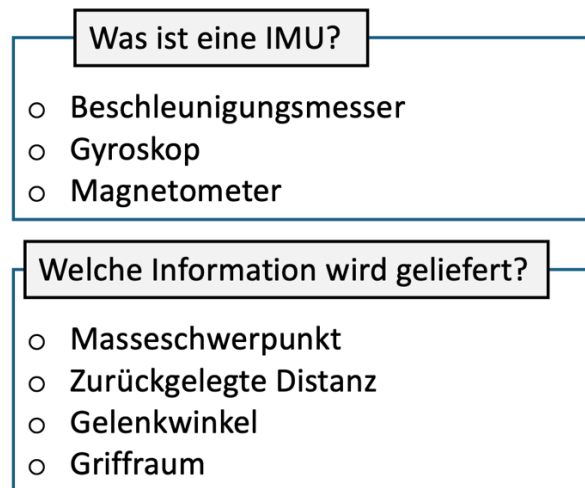


Abbildung 4. Inertiale Messeinheit (IMU) – Aufbau und Nutzen.

Das IMU-System *Xsens* des Unternehmens *Movella Inc.* (Henderson, Niederlande) ist das am häufigsten genutzte System in dieser Kategorie [171]. Es handelt sich dabei um ein Ganzkörper-MoCap-System (siehe Abbildung 5), das direkt in die Arbeitsabläufe der Nutzer integriert werden kann. Das System ermöglicht Aufnahmen in jeder Umgebung und zeichnet sich durch seine einfache Kalibrierung, Echtzeit-Visualisierung, unkomplizierte Wiedergabe sowie die Fähigkeit aus, 3D-Daten zu exportieren und zu verarbeiten [171]. *Xsens* wurde bereits für viele Gelenkwinkel validiert [56] sowie speziell für die Schätzung des L5/S1 Moments während manuellen Fertigungstätigkeiten in Laborsettings eingesetzt [178]. Huang et al. [28] konnten eine hohe Konsistenz mit Expertenratings ($ICC \geq 0,83$; classification accuracy > 88 %) sowie eine gute Übereinstimmung mit der low back compression force und dem biomechanischen Referenzsystem *3DSSPP* (mean intersystem coefficient of multiple correlation > 0,89; relative error < 9,5 %) aufzeigen. Die Erfassung präziser Daten gestaltet sich jedoch nicht hürdenfrei, da die Arbeitsumgebung, der Einsatz schwerer Geräte, das Tragen persönlicher Schutzausrüstung und die Einschränkungen der MoCap-Systeme Herausforderungen darstellen [171].

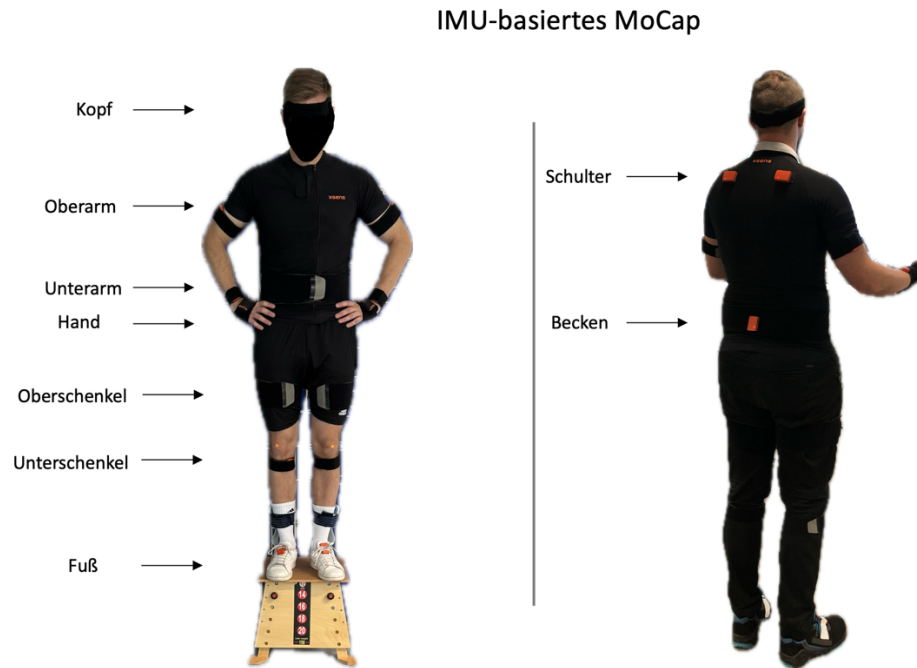


Abbildung 5. Anwendung 17 inertialer Messeinheiten (IMUs) des Herstellers Xsens Technology (Movella Inc., Henderson, Niederlande).¹⁹

Eine weitere Form der Erfassung dynamischer Haltungsparameter besteht in der Anwendung automatischer Haltungsdetektion beziehungsweise -schätzung (siehe Abbildung 6) [172]. Pose Estimation²⁰ spielt eine zentrale Rolle hinsichtlich der Erkennung von Bewegungen in Benutzeroberflächen und wird für verschiedene Anwendungsformen genutzt [179], zum Beispiel Virtual Reality, Augmented Reality (AR) und Mixed Reality, um die Immersion und Präsenz der Nutzer zu verbessern [69]. Die Technologie stammt aus dem Spektrum der Computer Vision. Dabei werden Videos oder Bilder mithilfe von Bildverarbeitungsalgorithmen digital ausgewertet, um die Lage und Ausrichtung von Körpersegmenten in den Aufnahmen zu bestimmen [180]. Ein großer Vorteil der sogenannten Pose Estimation ist ihre einfache Handhabung. Die Algorithmen benötigen lediglich Foto- oder Videoaufnahmen als Eingabe, um Körperhaltungen zu erfassen und zu analysieren. Im Gegensatz zu markerbasiertem oder IMU-basiertem MoCap sind weder spezielle Kameras, wie Tiefenkameras, noch eine aufwendige Instrumentierung der Testperson erforderlich. Für die Pose Estimation kommen in der Regel neuronale Netzwerke

Pose
Estimation

¹⁹ Anbringung der Sensoren mittels eines Klettverschlusses und eines Xsens Oberkörperanzugs.

²⁰ In der Abhandlung soll im Folgenden der gängige Begriff *Pose Estimation* (Haltungsschätzung) genutzt werden.

und Deep-Learning-Methoden zum Einsatz. Dabei wird zwischen Einzelpersonen-Tracking²¹ und Mehrpersonen-Tracking²² unterschieden [180].

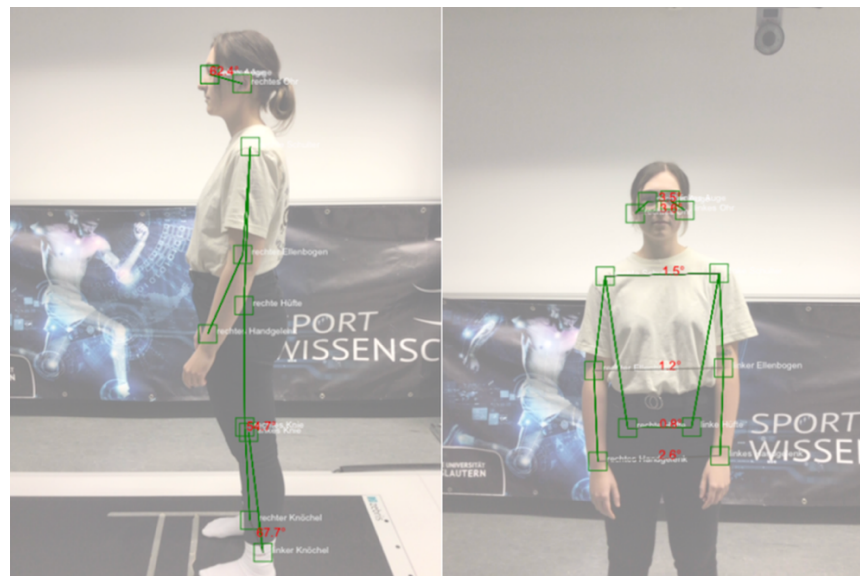


Abbildung 6. Videobasiertes Pose Estimation in der Applikation *ergofreude* (Lebensfreude Gesundheitsmanagement, Saarbrücken, Deutschland) basierend auf MoveNet (Google, Kalifornien, USA).²³

Zur Haltungserkennung auf mobilen Geräten sind Algorithmen wie *OpenPose* [181], *PoseNet* [182] und *MoveNet* [179] verfügbar. Diese nutzen Deep Learning mit Kamera-Eingaben, wodurch zusätzliche Sensoren überflüssig werden und sie auf vielen Geräten einsetzbar sind [179]. Jo und Kim [179] verglichen die drei genannten Algorithmen und hoben hervor, dass *MoveNet Lightning* das schnellste Modell war. Es handelt sich um ein Bottom-up-Modell. Die Identifikation einer Person erfolgt, wenn die Regression die Anordnung der vorbereiteten Schlüsselpunkte ausrichtet. Jedes Pixel wird mit einem Gewicht multipliziert, welches umgekehrt proportional zur Entfernung vom regressierten Schlüsselpunkt ist. Dadurch wird eine effiziente und präzise Posen- und Bewegungserkennung ermöglicht [179]. MoveNet wurde mit dem Goldstandard Vicon MoCap-System (Vicon, Denver, USA) validiert und erzielte vielversprechende Ergebnisse [183]. Es weist somit großes Potenzial für ergonomische Bewertungen auf [69; 184]. Es bleibt essenziell, die Bedeutung fachlicher Expertise und einer verantwortungsvollen Implementierung zu gewährleisten. Ergonomen und Arbeitsmediziner nehmen eine Schlüsselrolle ein, insbesondere bei der fachlichen Interpretation, der Entwicklung

MoveNet

²¹ Erfassung der Körperhaltung einer bestimmten Person in einem Bild.

²² Gleichzeitige Erfassung mehrerer Körperhaltungen.

²³ Die Abbildung entstammt dem Layout der Applikation *ergofreude*, welche die Referenzpunkte Augen, Ohren, Schultern, Ellbogen, Handgelenke, Hüften, Knie und Außenknöchel erfasst und horizontal sowie vertikal in Verhältnis setzt (Gradabweichung).

zielgerichteter Maßnahmen und der Sicherstellung, dass diese tatsächlich die zugrunde liegenden Ursachen von WRMSDs adressieren [184].

3.4 Methoden der Arbeitsplatzergonomie

3.4.1 Operationalisierung arbeitsbedingter muskuloskelettaler Erkrankungen und Risiken

Beschwerden und Erkrankungen im Bereich des Muskel-Skelett-Systems von Arbeitnehmenden stellen latente Variablen dar, weswegen es geeigneter Methoden der Operationalisierung bedarf, die dem wissenschaftlichen Anspruch der Hauptgütekriterien (Objektivität, Reliabilität und Validität) genügen. Mögliche Ansätze zur Feststellung von WRMSDs sind zusammenfassend in Tabelle 3 aufgeführt. Holzgreve et al. [127] betonen, dass es keine universelle Methode zur Bestimmung arbeitsbezogener Risikofaktoren für WRMSDs gibt.

WRMSDs

Während der *Cornell Musculoskeletal Questionnaire* (CMDQ) [185] und der *Nordic Musculoskeletal Questionnaire* [186] speziell für arbeitsbedingte Beschwerden entwickelt wurden und detaillierte Informationen über verschiedene Körperregionen liefern, ermöglichen *Borg CR-10 Bodymap* [187] und *visuelle Analogskala* (VAS) [188] eine subjektive Einschätzung des Anstrengungslevels und der Ermüdung. Der CMDQ ist eine verständliche und zeitsparende Methode zur Beurteilung muskuloskelettaler Beschwerden bei Büro- und Produktionsarbeitern, die in der deutschen Version für Frauen und Männer verfügbar ist und validiert wurde [185]. Dabei wurde ein Score ermittelt, indem die Häufigkeit, der Beschwerdegrad und die Beeinträchtigung während der Arbeitsprozesse bewertet wurden [189]. Die ins Deutsche übersetzte Version des *Nordic Musculoskeletal Questionnaire*, ursprünglich entwickelt von Kuorinka et al. [190], kann genutzt werden, um muskuloskelettale Beschwerden zu messen. Der Fragebogen wird verwendet, um festzustellen, wo und wie häufig muskuloskelettale Beschwerden auftreten und ob sie die Aktivitäten am Arbeitsplatz oder in der Freizeit einschränken [191; 192]. Der Fragebogen weist eine gute Praktikabilität, Test-Retest-Reliabilität sowie Inhaltsvalidität [192].

Ein weiteres, vielfach in ergonomischen Studien genutztes, Tool ist die Borg-Skala. Die *Borg CR-10 Bodymap* [187] ist ein Instrument, das verwendet wird, um die wahrgenommenen Anstrengungslevel²⁴ zu messen. Werte von 3,5 oder mehr bei körperlichem Unbehagen²⁵, gemessen mit der *Borg CR-10 Bodymap*, können ein Prädiktor²⁶ für Nacken- und Lendenwirbelschmerzen sein [193]. Das wahrgenommene Ermüdungsniveau kann mit einer VAS gemessen werden, die eine

Borg und VAS

²⁴ Borg (1990) spricht in seiner Veröffentlichung von *perceived exertion*.

²⁵ Waongenngarm et al. (2022) sprechen von *discomfort*. Dieser Begriff wird in dieser Abhandlung als Beschwerden übersetzt.

²⁶ Vorhersagevariable.

Echtzeit-Erkennung ermöglicht [188]. Ein Belastungsniveau von mindestens vier hat sich bei einer VAS als ein Indikator für hohe muskuläre Belastung herausgestellt [194]. Körperliche Anstrengung scheint ein guter Prädiktor für neuromuskuläre Ermüdung zu sein [195]. Zusätzlich kann die VAS [196; 197] verwendet werden, um Beschwerden in verschiedenen Körperbereichen zu bewerten.

Tabelle 3. Möglichkeiten zur Operationalisierung von WRMSDs und ergonomischen Risiken.

Kategorie	Methode
Fragebogen	Cornell Musculoskeletal Questionnaire (CMDQ) [185]
	Nordic Musculoskeletal Questionnaire (NMQ) [186]
	Borg CR-10 [187]
	Visuelle Analogskala (VAS) [188]
Interview	Persönlich/ systematisch
	RULA [48]
Beobachtungs- methodik	REBA [50]
	OWAS [49]
	CUELA [198]
Physiologische Messung	Elektromyographie
	Kraftmessung
Klinische Untersuchung	Palpation
	Beweglichkeitstests
	Bildgebende Verfahren (Röntgen, MRT)

3.4.2 Ergonomische Risikobewertungsinstrumente (ERAT)

Methoden zur Ermittlung von Ungleichgewichten zwischen den Arbeitsplatzbedingungen und den physischen Fähigkeiten der Arbeitnehmenden werden als ERAT²⁷ bezeichnet [46; 51; 122; 199]. Um ergonomische Risiken wirksam zu minimieren, sind sowohl verhaltens- als auch verhältnisorientierte Interventionen zur Prävention von WRMSDs sinnvoll, die speziell auf unterschiedliche Arbeitsplätze zugeschnitten sind [127]. Subjektive Verfahren berücksichtigen die Selbsteinschätzung von Arbeitsbelastungen und Anstrengungsniveaus. Sie weisen den Nachteil auf, dass eine hohe Verzerrung zwischen den Wahrnehmungen von Einzelpersonen zu geringer Reliabilität der Ergebnisse führen kann [200; 201]. Objektive Verfahren stützen sich auf physikalische Messungen, Beobachtungen oder Tests, die in aller Regel von Fachpersonal durchgeführt werden. Subjektiv erhobene und objektiv gemessene Parameter zeigen nicht selten Diskrepanzen auf. So wurde verdeutlicht, dass innerhalb von Berufsgruppen der Reinigungskräfte und Büroangestellten die

²⁷ ERAT stammt aus dem Englischen und steht als Abkürzung für *Ergonomic Risks Assessment Tools*.

Korrelation zwischen der subjektiven Belastungseinschätzung und dem Herzfrequenzverhältnis gering war [202]. Erst als beide Gruppen kombiniert wurden, ergab sich eine moderate Korrelation ($r = 0,64$). Personen mit Nacken- oder Schulterbeschwerden schätzten ihre körperliche Belastung höher ein als Personen ohne Beschwerden, obwohl die objektiven Messungen (Schrittzahl, Körperhaltung, Herzfrequenz) tatsächlich eine geringere Belastung zeigten [202].

Zur Erfassung der physischen Arbeitsbelastung gibt es keinen Goldstandard [203]. Es existieren im Hinblick auf die Einschätzung von Arbeitsbelastung sowie Risiken für WRMSDs verschiedene Ansätze. Die Bewertung kann auf drei Weisen durchgeführt werden: a) Selbstberichte (siehe Abbildung 7), b) Beobachtungsmethoden (siehe Abbildung 9) und c) direkte Messungen [21].

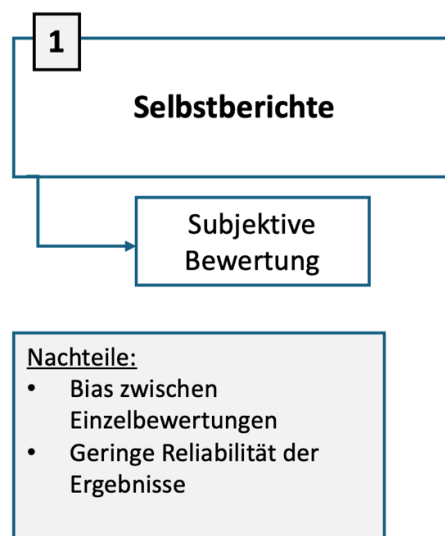


Abbildung 7. Expositionsbewertung mittels Selbstbericht.

Selbstberichte und beobachtungs-basierte Methoden sind vielseitig und können rückblickend Informationen über die Exposition liefern [204]. Viele Jahre haben Fachleute im Bereich Arbeitssicherheit und Gesundheitsschutz vor allem auf Selbstberichte der Beschäftigten und Beobachtungsinstrumente zurückgegriffen, um die Haltung und Bewegungen des Rumpfes und der oberen Extremitäten zu bewerten [31].

Beobachtungsmethoden verlagern die Bewertung von der Person selbst auf einen Beobachter und können entweder im Feld oder auf Basis von Videoaufnahmen durchgeführt werden [21]. Sie bieten den Vorteil einer standardisierten Vorgehensweise und überzeugen mit geringem Messaufwand, zeigen allerdings nicht selten auch eine geringe Objektivität auf [203; 205]. Beobachtungsverfahren erfordern nicht nur die Einbeziehung eines Experten vor Ort für eine arbeitsintensive manuelle Analyse, sondern sind auch stark vom subjektiven Urteil des Raters abhängig. Dies kann zu einer erheblichen Variabilität zwischen verschiedenen Ratern

**Selbst-
berichte**

führen [206]. Insbesondere die Fokussierung auf spezifische Körperregionen und detaillierte Bewegungen scheint herausfordernd und daher weniger zuverlässig zu sein, insbesondere bei schnellen Bewegungen [203]. Es gibt inzwischen zahlreiche Beobachtungsmethoden, die es Ergonomen ermöglichen, die Haltungsbelastung abzuschätzen, indem sie einen Risikoscore bereitstellen [46; 51]. Um WRMSDs zu verhindern, hat sich die Bewertung der Exposition gegenüber Risikofaktoren als der effektivste Ansatz erwiesen [207]. Durch die Zusammenfassung von Werten zur Haltungsbelastung können potenzielle Gefahren identifiziert und eine Score-Risiko-Beziehung hergestellt werden [51]. Dies ist von besonderem Interesse für Arbeitsmediziner, die ergonomische Risiken am Arbeitsplatz beurteilen müssen [51] und somit eine wichtige Rolle bei der Prävention von WRMSDs spielen. Weber et al. [54] unterscheiden Screeningverfahren, die zur Evaluation physischer Arbeitsbelastungen eingesetzt werden, hinsichtlich ihrer Detaillierung und Genauigkeit (siehe Abbildung 8).

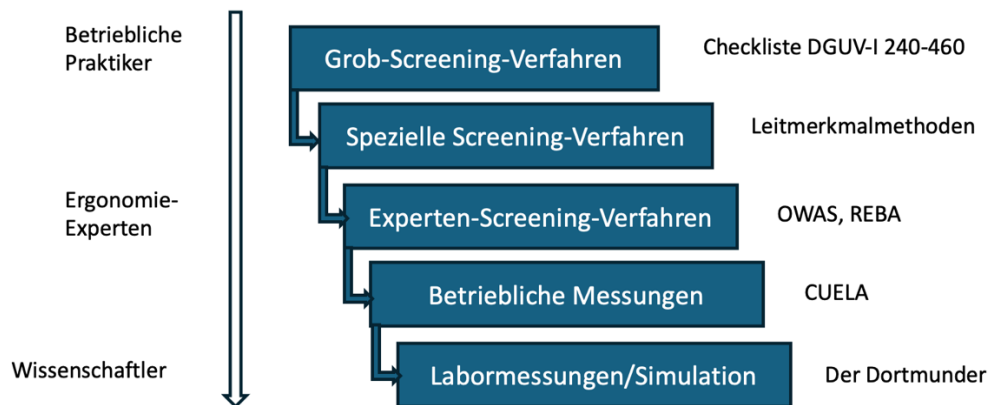


Abbildung 8. Methodenebenen zur Erfassung und Bewertung physischer Belastungen am Arbeitsplatz [12].²⁸

Im Kontext ergonomischer Arbeitsplatzanalysen spielen observatorische Methoden eine maßgebliche Rolle [46; 208], zu welchen sich das Rapid Upper Limb Assessment (RULA), das Ovako Work Posture Assessment System (OWAS) [49] und das Rapid Entire Body Assessment (REBA) [50] zählen lassen. Sie gehören zu den am häufigsten verwendeten Anwendungen im Bereich der ergonomischen Beurteilung [122; 199] (siehe Abbildung 9). Dabei handelt es sich um Systeme, die die Winkelgradposition der Gelenke evaluieren und eine Gesamtbewertung der Körperhaltung abgeben. So kann mit Hilfe von Punktesystemen, beispielsweise einem Score oder einem Ampelsystem, eine Bewertung potenzieller Gefährdungen vorgenommen werden. Während OWAS nur eine Wertung der Haltung und externen Last vornimmt, berücksichtigen RULA und REBA zusätzlich die Auswirkungen

RULA
REBA
OWAS

²⁸ Links: Potenzielle Nutzergruppen, rechts: Methodenbeispiele.

wiederholter und statischer Haltungen [208]. REBA enthält zwei zusätzliche Bewertungsfaktoren: Kopplung und dynamische Belastung. OWAS unterscheidet nicht zwischen der linken und rechten oberen Extremität, RULA und REBA taxieren jeweils nur die stärker belastete Seite. Bei Unklarheit werden beide Seiten untersucht. OWAS basiert auf Zeitsampling zur Bewertung von Haltungsbelastungen, während REBA die häufigste, längste oder am stärksten belastete Haltung auswählt. In der Praxis beobachten OWAS und RULA jedoch ebenfalls primär diese Haltungen. Alle drei Methoden nutzen vier bis fünf Aktionskategorien zur Risikobewertung. Sie berücksichtigen jedoch nicht Faktoren wie Erholung, Dauer, Vibration, Umweltbedingungen oder psychosoziale und individuelle Einflüsse, die mit der Entstehung von Muskel-Skelett-Erkrankungen in Verbindung stehen [46]. RULA wird in der Übersichtsarbeit von Kee [46] im Vergleich zu OWAS und REBA hervorgehoben, wird aber vor allem in Bezug auf die oberen Gliedmaßen eingesetzt.

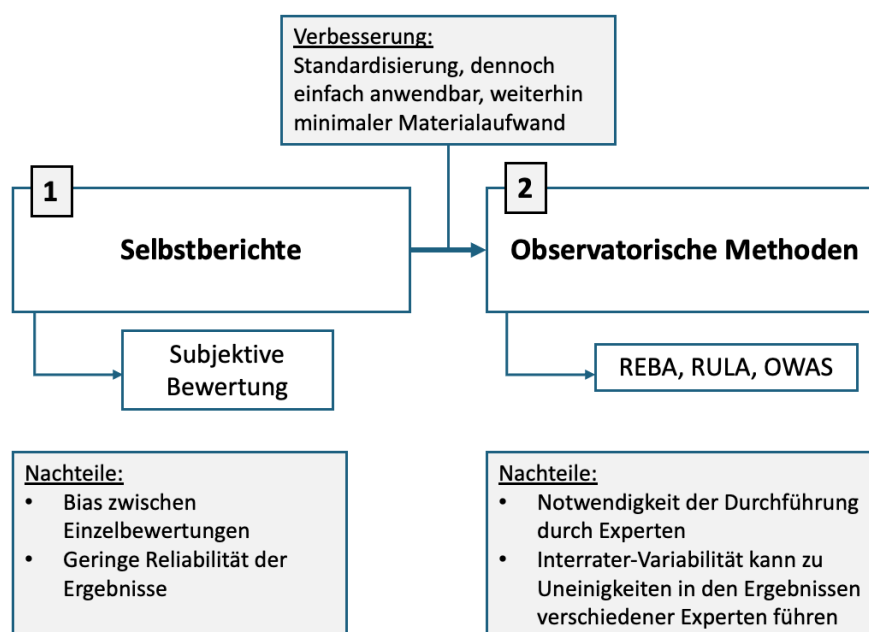


Abbildung 9. Expositionsbewertung mittels observatorischer Methodik [28].

Das RULA wurde 1993 von McAtamney und Corlett [48] entwickelt, um das Risiko arbeitsbedingter Erkrankungen der oberen Extremitäten zu bewerten. RULA ermöglicht eine schnelle Screening-Bewertung, ohne dass spezielle Ausrüstung erforderlich ist, und kann in verschiedenen Arbeitsumgebungen angewendet werden, beispielsweise in der Fertigungsindustrie oder bei Bildschirmarbeitsplätzen. Das Verfahren basiert auf der Analyse von Körperhaltungen in zwei Gruppen: Gruppe A umfasst Ober- und Unterarme sowie das Handgelenk, während Gruppe B den Nacken, den Rumpf und die Beine betrachtet. Jeder Körperbereich wird anhand von Diagrammen bewertet und in einer Punkteskala von 1 (minimale Belastung) bis zu höheren Werten für belastendere Haltungen eingeordnet. Zudem

RULA

werden weitere Belastungsfaktoren wie statische Muskelarbeit, wiederholte Bewegungen und die ausgeübte Kraft berücksichtigt. Letztlich nimmt das RULA eine Einschätzung der posturalen Exposition in Form einer Einstufung zwischen 1 bis 7 vor (siehe Tabelle 4).

Tabelle 4. Interpretation des RULA-Scores.

Score	Abgeleitetes Vorgehen
1 bis 2	Keine weiteren Maßnahmen notwendig
3 bis 4	In naher Zukunft weitere Maßnahmen einleiten
5 bis 6	In Kürze weitere Maßnahmen einleiten
7(+)	Sofort weitere Maßnahmen einleiten

Kee's Review [46] resümiert, dass RULA die im Vergleich zu OWAS und REBA am häufigsten verwendete Methode ist, auch zur Bewertung instabiler Unterkörperhaltungen eingesetzt wird und in vielen Studien kritischer ist. Die darin ermittelten Risikostufen seien studienübergreifend am stärksten mit Haltungsbelastungskriterien wie Unwohlsein, maximalen Haltezeiten sowie mit muskuloskelettalen Erkrankungen assoziiert.

Das Institut für Arbeitsschutz (IFA) der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (DGUV) setzt zunehmend auf die Einbindung biomechanischer Messmethoden, wie im Projekt *Mehrstufige Gefährdungsbeurteilung physischer Belastungen am Arbeitsplatz (MEGAPHYS)* abgebildet [12]. In diesem Kontext arbeiteten zwischen 2013 und 2020 die Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin und das IFA der DGUV zusammen. Ziel war die Entwicklung eines umfassenden, wissenschaftlich fundierten und harmonisierten Methodeninventars zur betrieblichen Gefährdungsbeurteilung physischer Belastungen. Dies umfasste die Bewertung manueller Lastenhandhabung, repetitiver Arbeitsprozesse, kraftaufwendiger Tätigkeiten, Zwangshaltungen, bewegungsintensiver Aufgaben sowie kombinierter Belastungen bei Mischarbeit. Die DGUV unterscheidet generell zwischen drei Kategorien der Einbindung von Sensorik zur Belastungsanalyse [209]: einfache Systeme (Kategorie 1) mit ein bis zwei Sensoren zur Erfassung einzelner Belastungsparameter, erweiterte Systeme (Kategorie 2) mit mehreren Sensoren zur Messung zusätzlicher Faktoren wie Vibration oder Kraft und komplexe Systeme (Kategorie 3) mit Sensoren an mehreren Körperregionen zur detaillierten Analyse kombinierter Belastungen. Während eine höhere Sensoranzahl präzisere Analysen ermöglicht, steigt mit der Komplexität auch der Aufwand für die Nutzenden. Im Rahmen des MEGAPHYS-Projekts entwickelten BAuA und DGUV wissenschaftlich fundierte Bewertungsverfahren für arbeitsbezogene Muskel-Skelett-Belastungen. Diese wurden in einer groß angelegten Feldstudie validiert und dienen seither als Grundlage für Gefährdungsbeurteilungen mit Messsystemen der Kategorien 1 bis 3 [209].

Ein Messsystem zur Erfassung von muskuloskelettaler Belastungen ist die Computer-Unterstützte Erfassung und Langzeit-Analyse (CUELA) [210; 211]. Die

Bewertung erfolgt nach ergonomischen Standards wie DIN EN 1005-4 und ISO 11226 und erlaubt eine kontinuierliche und präzise Langzeitbeobachtung der Belastungen. Die Bewertung durch den CUELA-Score erfolgt in drei Schritten:

1. Im ersten Schritt werden ausschließlich die Gelenkwinkel mittels der Neutral-Null-Methode erfasst:
 - a. Neutral (grün): akzeptabel
 - b. Mittelgradig (gelb): bedingt akzeptabel
 - c. Endgradig (rot): nicht akzeptabel
2. Im zweiten Schritt werden Momente und Kräfte, die auf die einzelnen Gelenke wirken, ermittelt. Hierzu gehört der L5/S1-Moment, die L5/S1-Kompressionskraft, das Schultergelenkmoment sowie Handkräfte.
3. Im dritten Abschnitt werden spezielle Kriterien zur Erfassung und Bewertung manueller Arbeitsprozesse beurteilt (statische Haltungen, Repetition, Kraftaufwand der Hände/Beanspruchung der Unterarmmuskulatur).

Tabelle 5 bietet eine Gegenüberstellung der genannten Beobachtungsmethoden.

Tabelle 5. Übersicht zu den Beobachtungsmethoden OWAS, RULA, REBA und CUELA [46].

	OWAS	RULA	REBA	CUELA
Haltungsparameter	Rücken, Arme, Beine	Oberarme, Unterarme, Handgelenke, Oberkörper, Nacken, Beine	Oberarme, Unterarme, Handgelenk, Oberkörper, Beine	Ganzkörper-Assessment (Kopf, Arme, Rumpf, Beine)
Kraft/äußere Belastung	3 Kategorien	4 Kategorien	3 Kategorien (+1 Anpassungsfaktor)	Kontinuierliche Messung
Bewegungsrepetition	X*	O*	O	O
Statische Haltung	X	O	O	O
Dynamische Belastung**	X	X	O	O
Kopplung	X	X	O	O
Observatorische Strategie	Zeiterfassung	Keine spezifischen Regeln	Meist eingenommene Haltung	Sensorbasiertes durchgängiges Messen
Körperseitenbewertung	Nicht spezifiziert	Rechte oder linke Seite	Rechte oder linke Seite	Beide Seiten
Risikokategorien	4 Aktionskategorien	4 Aktionslevel	5 Aktionslevel	Kontinuierliche Risikobewertung
Stärken	Am schnellsten und einfachsten	Schnell und einfach	Schnell und einfach	Präzise, Ganzkörperanalyse
Schwächen	Detaillierte Klassifizierung der Beinhaltung fehlt	Fokus auf oberen Gliedmaßen; Kopplung nicht enthalten; nur eine Seite	Nur eine Seite	Erfordert Equipment und Fachwissen, hohe Kosten

*O: einbegriffen; *X = nicht einbegriffen; **dynamische Belastung = Schnelle Haltungsänderungen oder Instabilitäten

3.4.3 MoCap-gestützte Beobachtungsmethodik

Die Kombination aus inertialer Messtechnik sowie einem observatorischen Verfahren bietet ein innovatives und umfassendes Instrumentarium, um die biomechanischen Effekte ergonomischer Maßnahmen präzise und quantitativ zu erfassen [27; 51] (siehe Abbildung 10). Die traditionelle ergonomische Expositionsbewertung kann durch diesen kombinierten Ansatz verbessert werden [27; 28; 51]. IMUs ermöglichen eine detaillierte Echtzeit-Analyse der Bewegungsabläufe und Belastungen des Muskel-Skelett-Systems [27; 35]. Folglich kann ein Haltungsscore ermittelt werden,

beispielsweise RULA, OWAS, REBA oder CUELA [46; 208]. Dabei kann die Arbeitszeit für jede Haltungskategorie über den gesamten Arbeitsprozess berechnet werden (zeitkontinuierliche Erfassung). Dies erlaubt eine objektive Gesamtbewertung des Arbeitsprozesses. Der große Vorteil einer Kombination von Beobachtungsmethoden mit Sensorik ist, dass sich die situative Bewertung von Arbeitsprozessen und -haltungen zu einer zeitkontinuierlichen, kumulativen Risikobewertung weiterentwickelt, die über gesamte Arbeitsschichten hinweg die Belastungen realitätstreuer widerspiegelt [35; 51].

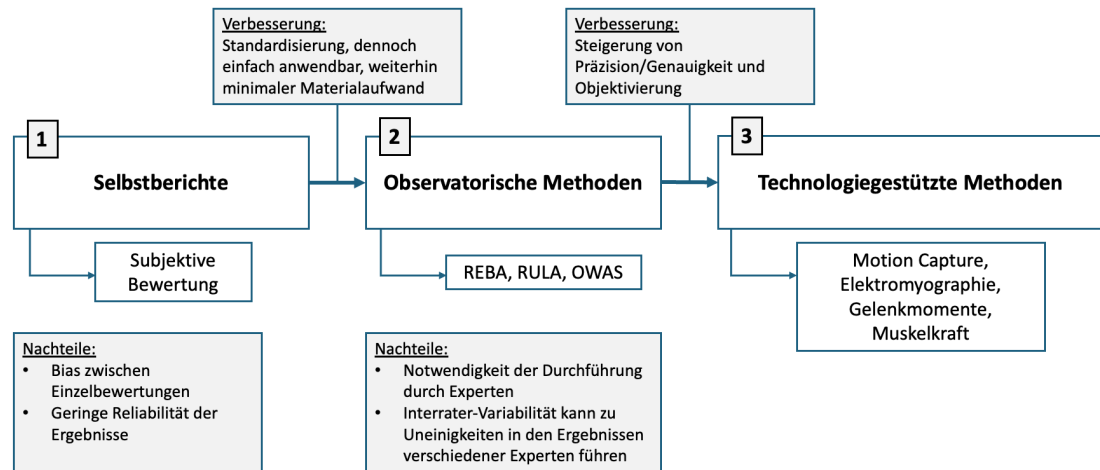


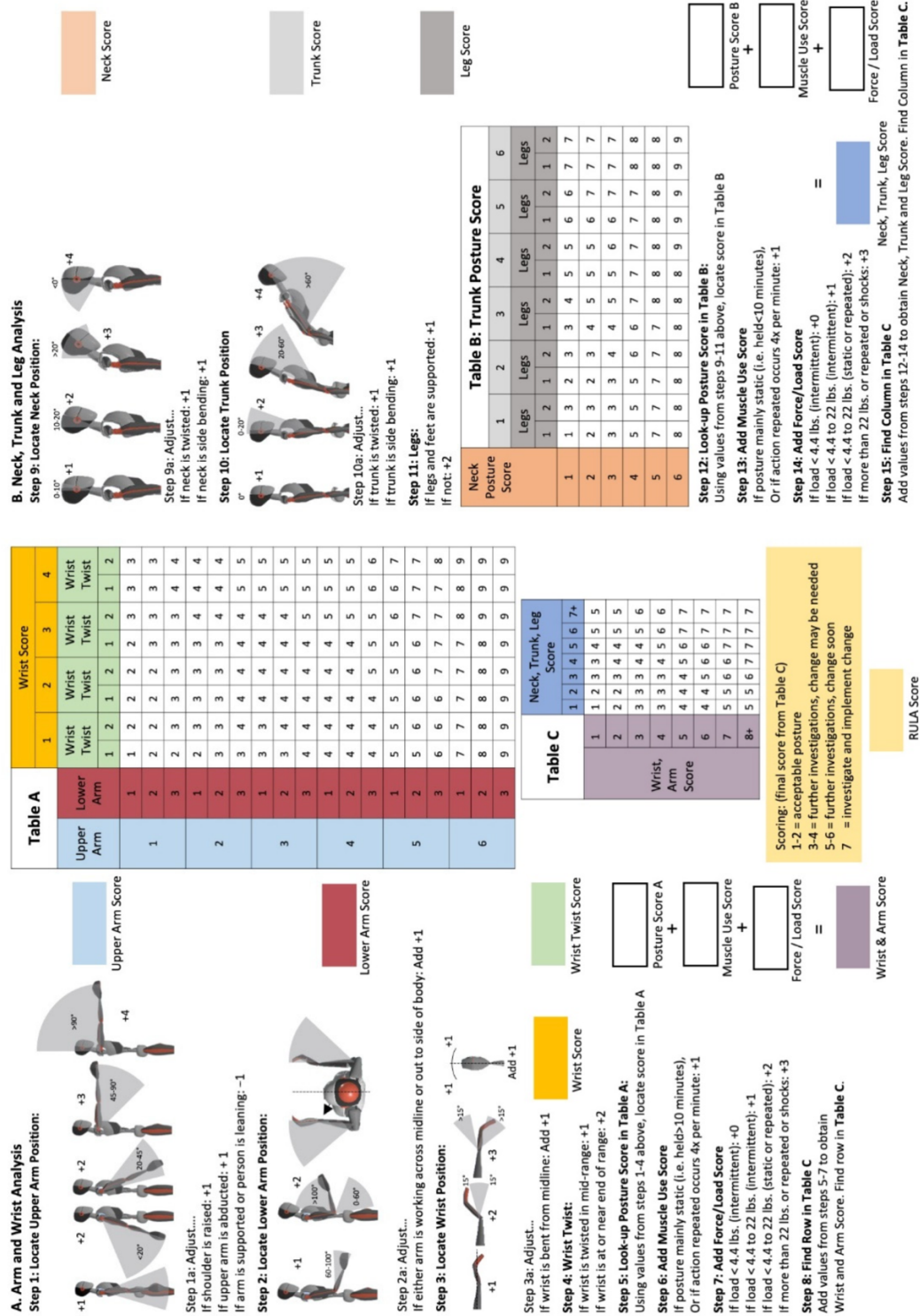
Abbildung 10. Technologische Erweiterungen traditioneller Beobachtungsmethoden [28].

Tabelle 6 zeigt die Vorteile und Einschränkungen von Motion-Capture-Systemen bei der ergonomischen Risikobewertung gemäß [212].

Tabelle 6. Vorteile und Limitationen von Motion Capture (MoCap)-Systemen zur Bestimmung eines ergonomischen Risiko-Scores [212].

Motion Capture	Typ	Daten	Vorteile	Limitationen
Optisch	Markerlos	Benötigte Zeit Verschiebung Körperschwerpunkt Körperbeschleunigung	Geringe Kosten Tragbar Echtzeitergebnisse Einfacher Start	Weniger genau
	Markerbasiert	Benötigte Zeit Verschiebung Körperschwerpunkt Körperbeschleunigung Körperwinkelabweichung Körperhaltung	Genau Schnell Automatische Werkzeuganalyse Echtzeitergebnisse	Teuer Komplexes Werkzeug Nicht tragbar
Nicht-optisch	Drucksensor	Druck Kraft	Geringe Kosten Einfaches Experiment-Setup	Begrenzung auf relativ niedrigen Druck
	Inertial	Elektrischer Impuls (Muskelaktivität) Körperbeschleunigung Körpergeschwindigkeit	Tragbar Geringe Kosten	Weniger genau Kann Unbehagen beim Probanden verursachen Magnetische Interferenzgeräusche
	Kraftmessplatte	Kraft	Tragbar	
	Mechanisch	Benötigte Zeit Körpergeschwindigkeit Körperbeschleunigung Körperhaltung	Hohe Genauigkeit	Verursacht Unbehagen beim Probanden Schwer

Die Methode des IMU-gestützten RULAs wurde von Huang et al. [28] validiert. Holzgreve et al. [37], Maurer-Grubinger et al. [35] sowie Nowara et al. [36] bedienten sich in diesem Kontext einer iterativen Herangehensweise. Maurer-Grubinger et al. [35] erarbeiteten, orientiert an Vignais et al. [27], ein Vorgehen in fünf Schritten und nahmen notwendige Modifikationen am RULA-Score vor, um ihn mit kinematischen Daten in Einklang zu bringen. Die Autoren [35] demonstrierten die Vorteile des Einsatzes von IMUs im Bereich der Zahnmedizin, indem sie zwei verschiedene Arbeitsabläufe verglichen und einen Ansatz für die objektive und detaillierte ergonomische Analyse verschiedener RULA-Ebenen lieferten (siehe Abbildung 11). Zunächst wurden die RULA-Grenzwerte auf die erfassten kinematischen Daten angewendet, um anschließend den Score zu kalkulieren, die Analyse von Arm und Handgelenk vorzunehmen, eine Berechnung des zeitabhängigen RULA-Scores vorzunehmen und schließlich einen finalen RULA-Score und eine relative Verteilung anzugeben. Auch Nowara et al. [36] orientierten sich an dem Vorgehen von Maurer-Grubinger et al. [35] und entschieden sich, einen relativen Score, gemessen an der Zeit im jeweiligen Risikobereich, zu ermitteln. Holzgreve et al. [37] führten aus, dass sie für die globalste Betrachtung den Median des finalen RULA-Scores verwendet haben. Da Arbeitsprozesse über mehrere Minuten hinweg aufgezeichnet wurden, konnte zusätzlich bestimmt werden, wie viel Zeit die Probanden relativ in den einzelnen RULA-Scores (1 bis 7) verbracht haben. Ohlendorf et al. [38] setzten IMUs zur Bewegungserfassung von Zahnärzten und Zahnarzhelferinnen ein und kamen zu dem Schluss, dass die Arbeitshaltung eher von den Arbeitsgewohnheiten als von der Anordnung der zahnärztlichen Geräte und Werkzeuge bestimmt wird. Es wird betont, dass bei der Beobachtung der Ergonomie Feldansätze mit IMUs erforderlich sind. Nowara et al. [36] zeigten, dass das IMU-basierte RULA-Scoring eine präzisere und zuverlässigere Risikobewertung ermöglicht und Beobachterabhängigkeiten sowie die Einschränkungen statischer Bildauswertungen überwindet.



Neben kinematischen Parametern hat die Implementation kinetischer Ansätze das Potenzial, Inkonsistenzen zu vermeiden und zuverlässigere Ergebnisse in der ergonomischen Risikobewertung zu erzielen [212; 213]. Diese nicht-invasive Messmethode wurde in der Vergangenheit im Rahmen der Behandlung von Patienten mit Diabetes mellitus oder im Sport genutzt [81; 214]. In jüngsten Studien wurden plantare Druckmessungen unter Verwendung von in Schuhe einlegbaren Sohlen zur Erkennung ungünstiger Arbeitspositionen und körperlicher Ermüdung eingesetzt [32; 77; 215]. Sie sind einfach zu handhaben, haben großes Potenzial in dynamischen und komplexen Umgebungen und lassen sich problemlos in Arbeitssicherheitsschuhe integrieren [77; 215; 216]. In einem Laborsetting wurden Einlegesohlen, ausgestattet mit 13 resistiven Sensoren und integrierten Akzelerometern, zur Erkennung von ungünstigen Arbeitshaltungen, wie Überkopfarbeit, Hocken, Vorbeugen und Knien auf einem Bein, eingesetzt [32]. In einer weiteren Studie [77] wurden mittels Sohlensystem Druck- und Beschleunigungsdaten erhoben. Vor und nach einer ermüdenden Aufgabe, die mittels Borg-20 Skala überwacht worden ist, wurde eine Gangaufnahme (Distanz: 5 Meter) absolviert. Vier Ermüdungslevel (keine, geringe, mittlere, hohe Ermüdung) wurden bestimmt. Mittels *Feature extraction*³⁰ wurden zeit- und frequenzbereichsbezogene sowie raumzeitliche Variablen einbezogen. Die Ergebnisse zeigten, dass mittels des ML-Ansatzes mit hoher Genauigkeit Ermüdungslevel über den Einsatz von Messsohlen detektiert werden konnten. Im Hinblick auf die kombinierte Anwendung von biomechanischen Technologien mit ERAT im Feld besteht weiterer Forschungsbedarf zur Evaluation der Praktikabilität.

3.5 Arbeitsplatzinterventionen in Verhältnis- und Verhaltensprävention

In einer Vielzahl an Studien wurden kinematische oder kinetische Parameter untersucht, um geeignete ergonomische Maßnahmen abzuleiten [77; 104; 118; 217]. Eine systematische Literaturrecherche ergab, dass ergonomische Interventionen WRMSDs signifikant reduzieren, indem sie physische Belastungen minimieren und in der Folge nicht nur eine gezielte ergonomische Gestaltung der Arbeitsplätze unter dem Aspekt des Gesundheitsschutzes der Beschäftigten zulassen, sondern auch zur Steigerung der Produktivität und Reduzierung von Kosten beitragen [218]. Eine Studie von Bazazan et al. [219] untersuchte die Wirkung einer interventionellen Maßnahme zur Haltungskorrektur mithilfe eines Biofeedback-Geräts. Die Ergebnisse zeigten nach der Intervention deutliche Verbesserungen der Arbeitshaltung, eine Verringerung der WRMSDs und der Ermüdungserscheinungen. Der durchschnittliche RULA-Score sank in der Interventionsgruppe signifikant von 5,1 vor der Intervention auf 4,4 und 4,6 nach den beiden Folgeuntersuchungen [219]. Ergonomische Schulungsmaßnahmen haben sich auch im Berufssektor der Zahnmedizin bewährt [45; 220], jedoch ist die wissenschaftliche Evidenz für die Wirksamkeit dieser Maßnahmen weiterhin begrenzt

³⁰ In wissenschaftlicher Fachliteratur genutzter Begriff (deutsche Übersetzung: Merkmalsextraktion).

[42]. Die Verbesserung der Körperhaltung, insbesondere hinsichtlich der oberen Extremitäten, könnte jedoch langfristig dazu beitragen, das Risiko für WRMSDs zu verringern [221; 222]. Generell kann zwischen Interventionen in Bezug auf die Verhaltensprävention (Schulung und Training) und die Verhältnisprävention (Veränderungen der Arbeitsumgebung) unterschieden werden [42]. Hierzu ermöglicht Tabelle 7 eine Übersicht.

Tabelle 7. Verhaltens- und verhältnispräventive Maßnahmen im Kontext von Berufsfeldern der Zahnmedizin [42].

Verhaltenspräventive Maßnahmen
<ul style="list-style-type: none"> • Ergonomische Schulungen in der Ausbildung oder postgradual • Anleitung zur optimalen Nutzung von Arbeitsstühlen sowie zu optimaler Patientenpositionierung und Beleuchtung • Techniken der Selbstwahrnehmung zur Erkennung und Korrektur ungesunder Haltungen • Zusammenarbeitstechniken (z. B. vierhändiges Arbeiten)
Verhältnispräventive Maßnahmen
<ul style="list-style-type: none"> • Ergonomische Stühle und Instrumente (z. B. Sattelstühle, leichtere Instrumente mit größerem Durchmesser) zur Reduktion der Muskelbelastung • Nutzung von Lupenbrillen und OP-Mikroskopen zur Verbesserung der Sicht und zur Reduktion von Fehlhaltungen • Korrekt angepasste Arbeitsplätze gemäß ISO-Standards für Ergonomie • Technische Verbesserungen

Studien haben den Nutzen von Vergrößerungslupen [223] und Armstützen [224] sowie deren Effekt auf die Arbeitshaltung [223] und die Muskelaktivität [225] untersucht. Auch die Auswirkungen von prismatischen Brillen und zahnärztlichen Instrumenten wurden bei Zahnhygienikerinnen in den Fokus genommen [222; 226; 227; 228]. Tabelle 8 führt die Ergebnisse diverser Interventionen im Sektor der Zahnmedizin auf. Weniger stark im Fokus standen der Personenkreis der Auszubildenden zu genannten Tätigkeitsfeldern, deren gesamtes Berufsleben noch bevorsteht. Dieses Stadium begründet eine besondere Relevanz, da mit jener Zielgruppe womöglich erhebliche gesundheitliche Vorteile erzielt werden könnten. Gleichzeitig wird erwartet, dass die Institutionen dieses Bestreben unterstützen, indem sie ergonomische Praktiken einführen, die ihren Auszubildenden zugutekommen [84].

Tabelle 8. Evidenz ergonomischer Interventionen in der Zahnmedizin [45].

Interventionen [45]	Evidenz
Ergonomischer Stuhl [84; 224]	<ul style="list-style-type: none"> • Die Kombination aus Sattelhocker und Lupenbrillen verbesserte die Arbeitsposition erheblich und reduzierte muskuloskelettale Beschwerden • Durch einen ergonomischen Stuhl wurde das Bücken und Verdrehen des Rückens um 13,8 % reduziert und die Belastung von Handgelenken und Armen verringert • Lupenbrillen hatten unabhängig vom verwendeten Stuhl einen positiven Effekt auf die ergonomische Haltung
Vergrößerungslupen [223; 227]	<ul style="list-style-type: none"> • Lupenbrillen führten zu einer signifikanten Reduktion der muskuloskelettalen Symptome • Dentalhygieniker mit weniger Schmerzen in den oberen Extremitäten • Studierende, die Lupenbrillen trugen, hatten bessere ergonomische Bewertungen als diejenigen ohne Lupenbrillen
Prismenbrillen [226; 229]	<ul style="list-style-type: none"> • Prismenbrillen verbesserten die Arbeitshaltung von Zahnärzten und Dentalhygienikern, insbesondere durch eine stärkere Reduktion der Kopf- und Nackenbeugung • Die Brillen verringerten Nacken- und Schulterschmerzen signifikant sowie die wahrgenommene muskuläre Belastung • 80 % der Teilnehmenden empfanden die Brillen als gut tragbar und berichteten über eine erhebliche Erleichterung der zahnmedizinischen Tätigkeiten • Die allgemeine Arbeitsfähigkeit der Nutzer stieg signifikant im Vergleich zur Kontrollgruppe
Dental-Instrumente [230]	<ul style="list-style-type: none"> • Die Verwendung eines leichten Dentalinstruments mit breitem Durchmesser reduzierte Symptome von WRMSDs • In der Schulterregion zeigte sich eine signifikante Verbesserung der Schmerzen im Vergleich zu einem schweren, schmalen Instrument
Schulung in Ergonomie [220; 231; 232]	<ul style="list-style-type: none"> • Ergonomische Schulungen führten zu einer signifikanten Reduktion muskuloskelettaler Beschwerden in verschiedenen Körperregionen • Monate nach der Intervention waren die WRMSD-Prävalenzen für Knie-, Schulter- und Nackenschmerzen in der Interventionsgruppe deutlich niedriger als in der Kontrollgruppe • 87,7 % der Studierenden passten ihre Arbeitsgewohnheiten an, und 25,6 % berichteten über dynamischere Arbeitspositionen • Regelmäßige Pausen und Dehnübungen reduzierten WRMSDs weiter

4 Forschungsbeitrag

Diese Dissertationsschrift soll neben theoretischem Wissensgewinn auch praktische Implikationen für das Betriebliche Gesundheitsmanagement 4.0 und die ergonomische Arbeitsplatzgestaltung bieten. Aus der Feststellung des Forschungsstandes und den daraus resultierten Fragestellungen ist eine kumulative Dissertation erwachsen, die sich zentral aus vier wissenschaftlichen, peer-reviewten Publikationen in internationalen Zeitschriften zusammensetzt und sich ergänzenden Aspekten der posturalen Exposition im ergonomischen Kontext in zwei Zielsektoren widmet: a) produzierendes Gewerbe (Arbeitnehmende aus Produktion und Büro in der Elektroindustrie) sowie b) Auszubildende der Gesundheitsbranche.

4.1 Übersicht zu den Publikationen

Im Rahmen des Durchführungszeitraums wurden biomechanische Technologien und ERAT im Hinblick auf deren feldbasierte Anwendbarkeit zur Operationalisierung von posturalen Belastungen, arbeitsbedingten Anstrengungen und Ermüdung evaluiert und Zusammenhänge zwischen statischen Haltingsdaten und den ergonomischen Risiken im Arbeitsprozess sowie muskuloskelettalen Belastungen untersucht. Weiterhin wurde die Wirksamkeit einer ergonomischen Intervention im Gesundheitssektor geprüft und eine automatische Haltungsschätzung einem Technologievergleich zur ergonomischen Risikobewertung unterzogen.

4.1.1 Publikationen für die Dissertation

Die dargebotenen Publikationen bearbeiteten inhaltlich abgegrenzte Fragestellungen (Q1-4), die sich durch weitgehend einheitliche Messmethodik auf das anfänglich beschriebene Forschungsdesiderat beziehen. Zu jeder Veröffentlichung wird zunächst eine Zusammenfassung bereitgestellt (siehe Tabelle 9). In Unterkapiteln werden die zentralen Beiträge schließlich in Originalformat dargestellt.



Tabelle 9. Übersicht zu den Veröffentlichungen im Rahmen dieser Dissertation und deren Zuordnung zu den identifizierten Forschungsfragen.

<p>1. Publikation [233]</p>  <p>IMU-based motion capture for assessing relationships between ergonomic observational method RULA, upper-body posture, and musculoskeletal discomfort in production and office workers</p> <p>Simon, S., Dully, J., Dindorf, C., Bartaguiz, E., Walle, O., Roschlock-Sachs, I., & Fröhlich, M. (2024).</p> <p>Keywords: Inertial motion capture, RULA, upper-body posture, musculoskeletal discomfort, production and office workers.</p> <p>Abstract: Inertial motion capture (IMU) enables the capture of 3D motion data in real-time and in a natural, unobtrusive manner. This study aims to assess the relationship between RULA scores and IMU-based motion capture data in a production and office environment. The study involves 20 participants who performed various tasks while wearing IMU sensors on their upper bodies. RULA scores were recorded for each task, and the IMU data was used to calculate joint angles and postures. The results show a strong correlation between RULA scores and IMU-based motion capture data, indicating that IMU-based motion capture can be used as a valid method for assessing ergonomic risk.</p> <p>1. Introduction Musculoskeletal disorders (MSDs) are a leading cause of work-related disability and loss of productivity. The identification of risk factors and the assessment of ergonomic risk are essential for the prevention of MSDs. The RULA method is a widely used observational method for assessing ergonomic risk. However, it is subjective and requires a trained observer. Inertial motion capture (IMU) provides an objective and continuous method for capturing motion data. This study aims to assess the relationship between RULA scores and IMU-based motion capture data in a production and office environment.</p>	<p>P1</p> <p>Simon, S., Dully, J., Dindorf, C., Bartaguiz, E., Walle, O., Roschlock-Sachs, I. & Fröhlich, M. (2024). Inertial motion capturing in ergonomic workplace analysis: Assessing the correlation between RULA, upper-body posture deviations and musculoskeletal discomfort. <i>Safety</i>, 10 (1), 16. doi:10.3390/safety10010016</p> <p>Zuordnung: Q1</p>
<p>2. Publikation [234]</p>  <p>Impact of Fatigue on Ergonomic Risk Scores and Foot Kinetics: A Field Study Employing Inertial and In-Shoe Plantar Pressure Measurement Devices</p> <p>Simon, S., Dully, J., Dindorf, C., Bartaguiz, E., Becker, S., & Fröhlich, M. (2024).</p> <p>Keywords: Fatigue, ergonomic risk scores, foot kinetics, inertial motion capture, in-shoe plantar pressure measurement devices.</p> <p>Abstract: Fatigue is a common occupational hazard that can lead to an increase in the risk of musculoskeletal disorders (MSDs). This study aims to assess the impact of fatigue on ergonomic risk scores and foot kinetics. The study involves 20 participants who performed various tasks while wearing inertial motion capture sensors and in-shoe plantar pressure measurement devices. The results show that fatigue leads to an increase in ergonomic risk scores and changes in foot kinetics, indicating that fatigue is a significant risk factor for MSDs.</p> <p>1. Introduction Fatigue is a common occupational hazard that can lead to an increase in the risk of musculoskeletal disorders (MSDs). The identification of risk factors and the assessment of ergonomic risk are essential for the prevention of MSDs. This study aims to assess the impact of fatigue on ergonomic risk scores and foot kinetics.</p>	<p>P2</p> <p>Simon, S., Dully, J., Dindorf, C., Bartaguiz, E., Becker, S. & Fröhlich, M. (2024). Impact of fatigue on ergonomic risk scores and foot kinetics: A field study employing inertial and in-shoe plantar pressure measurement devices. <i>Sensors</i>, 24 (4), 1175. doi: 10.3390/s24041175.</p> <p>Zuordnung: Q3</p>
<p>3. Publikation [235]</p>  <p>Measuring the Effect of an Ergonomic Lecture on the Rapid Upper Limb Assessment Scores of Dental Assistant Students Using Inertial Sensor-Based Motion Capture—A Randomized Controlled Study</p> <p>Simon, S., Laurendi, L., Meining, J., Dully, J., Dindorf, C., Maurer, L., & Fröhlich, M. (2024).</p> <p>Keywords: Ergonomic lecture, rapid upper limb assessment scores, dental assistant students, inertial sensor-based motion capture, randomized controlled study.</p> <p>Abstract: This study aims to assess the effect of an ergonomic lecture on the rapid upper limb assessment scores of dental assistant students. The study involves 20 participants who attended an ergonomic lecture and were then assessed using inertial sensor-based motion capture. The results show that the lecture led to a significant improvement in the rapid upper limb assessment scores, indicating that the lecture was effective in reducing ergonomic risk.</p> <p>1. Introduction The rapid upper limb assessment (RULA) is a widely used method for assessing ergonomic risk. However, it is subjective and requires a trained observer. This study aims to assess the effect of an ergonomic lecture on the RULA scores of dental assistant students.</p>	<p>P3</p> <p>Simon, S., Laurendi, L., Meining, J., Dully, J., Dindorf, C., Maurer, L. & Fröhlich, M. (2024). Measuring the Effect of an Ergonomic Lecture on the Rapid Upper Limb Assessment Scores of Dental Assistant Students Using Inertial Sensor-Based Motion Capture—A Randomized Controlled Study. <i>Healthcare</i>, 12 (1670).</p> <p>Zuordnung: Q4</p>
<p>4. Publikation [236]</p>  <p>2D Pose Estimation vs. Inertial Measurement Unit-based Motion Capture in Ergonomics: Assessing Postural Risk in Dental Assistants</p> <p>Simon, S., Meining, J., Laurendi, L., Berkefeld, T., Dully, J., Dindorf, C. & Fröhlich, M. (2025).</p> <p>Keywords: 2D pose estimation, inertial measurement unit-based motion capture, postural risk, dental assistants.</p> <p>Abstract: This study aims to assess the relationship between 2D pose estimation and inertial measurement unit-based motion capture in ergonomics. The study involves 20 participants who performed various tasks while wearing 2D pose estimation sensors and inertial measurement unit-based motion capture sensors. The results show a strong correlation between 2D pose estimation and inertial measurement unit-based motion capture data, indicating that 2D pose estimation can be used as a valid method for assessing ergonomic risk.</p> <p>1. Introduction The identification of risk factors and the assessment of ergonomic risk are essential for the prevention of musculoskeletal disorders (MSDs). This study aims to assess the relationship between 2D pose estimation and inertial measurement unit-based motion capture in ergonomics.</p>	<p>P4</p> <p>Simon, S., Meining, J., Laurendi, L., Berkefeld, T., Dully, J., Dindorf, C. & Fröhlich, M. (2025). 2D pose estimation vs. inertial measurement unit-based motion capture in ergonomics: assessing postural risk in dental assistants. <i>Bioengineering</i>, 12 (4), 403. doi: 10.3390/bioengineering12040403.</p> <p>Zuordnung: Q2</p>

4.1.2 Kongressbeiträge für die Promotion

Im Rahmen des Promotionszeitraums wurden zwei Kongressbeiträge erarbeitet und eine Posterpräsentation durchgeführt (siehe Tabelle 10). Die entsprechenden Beiträge und das Poster sind im Originalformat im Anhang A1 bis A3 dargestellt.

Tabelle 10. Kongressbeiträge für die Promotion.

	<p>Simon, S., Dully, J., Dindorf, C. & Fröhlich, M. (2025). <i>Einfluss schichtbedingter Anstrengung und Ermüdung auf RULA-Score und Fußbelastung: Eine Feldstudie unter Verwendung inertialer und resistiver Sensorik.</i> Arbeit 5.0: Die Zukunft der Arbeitswissenschaft, Aachen. DOI 10.61063/FK2025</p>
	<p>Simon, S. (2025). <i>Einsatz von Sensorik zur Evaluation von Arbeitsplatzbelastungen, ergonomischen Interventionen und deren Zusammenhang mit Haltungsparemtern des Muskel-Skelett-Apparats.</i> Arbeit 5.0: Die Zukunft der Arbeitswissenschaft, Aachen. DOI 10.61063/FK2025</p>

4.1.3 Weitere Beiträge während der Promotion

Die in Tabelle 11 genannten Beiträge sind als weitergehende Forschungsprojekte zu verstehen, die im Zeitraum der Promotion entstanden sind und auf Fragestellungen zu orthopädienschuhtechnischen Interventionen bei muskuloskelettalen Erkrankungen fußen.

Tabelle 11. Weitere peer-reviewte Beiträge im Rahmen des Promotionszeitraums.



Simon, S., Heine, A., Dully, J., Dindorf, C., Ludwig, O., Fröhlich, M., & Becker, S. (2024). Pain Reduction in Patellofemoral Knee Patients During 3-Month Intervention with Biomechanical and Sensorimotor Foot Orthoses: A Randomized Controlled Clinical Study. *Biomedicine*, 13(1), 38.



Simon, S., Dully, J., Ludwig, O., Dindorf, C., Bartaguz, E., Fröhlich, M., & Becker, S. (2025). Kinematic effects of sensorimotor foot orthoses on the gait of patients with patellofemoral pain—a randomized controlled trial. *Frontiers in Sports and Active Living*, 7, 1546821.

4.2 Publikation 1



safety

an Open Access Journal by MDPI



Inertial Motion Capturing in Ergonomic Workplace Analysis: Assessing the Correlation between RULA, Upper-Body Posture Deviations and Musculoskeletal Discomfort

Steven Simon; Jonas Dully; Carlo Dindorf; Eva Bartaguiz; Oliver Walle; Ilsemarie Roschlock-Sachs; Michael Fröhlich

Safety 2024, Volume 10, Issue 1, 16

Hintergrund und Fragestellung

MoCap-Systeme, die auf IMUs basieren, ermöglichen zeitkontinuierliche, digitale Echtzeit-Datenerfassungen in der Arbeitsplatzergonomie. Die Beziehung zwischen Beobachtungsmethoden wie dem RULA, der statischen Oberkörperhaltung und muskuloskelettalen Beschwerden ist nicht ausreichend erforscht.

Methodik

An dieser Feldstudie nahmen 64 Probanden (44 Männer und 20 Frauen) teil. Die Datenerhebung wurde in zwei Kategorien unterteilt: (1) CMDQ (n = 64) und 3D-stereophotogrammetrische Haltungsanalyse (n = 58) sowie (2) Untersuchung der Arbeitsbelastung mittels MoCap und Borg CR-10 Bodymap (n = 24). Zur Ermittlung des Zusammenhangs zwischen Oberkörperhaltung und RULA wurden Korrelationsanalysen sowie multiple Regressionsanalysen mittels SPSS durchgeführt.

Ergebnisse und Interpretation

Die Ergebnisse konnten die Hypothese der Autoren, wonach dynamische Arbeitsbelastungen in signifikantem Zusammenhang mit statischen 3D-Haltungsparametern und muskuloskelettalen Beschwerden stehen, nicht bestätigen. Der Beckenschiefstand wurde als signifikanter Prädiktor des RULA-Scores identifiziert. Die deskriptive Datenanalyse zeigte interessante Trends in Bezug auf körperliche Erschöpfung, muskuloskelettale Beschwerden sowie Unterschiede zwischen Produktions- und Büroangestellten auf. Die messtechnologischen Ansätze zeigten das Potenzial auf, die Genauigkeit ergonomischer Bewertungen verbessern zu können und damit eine fundiertere Grundlage für die Optimierung der Arbeitsbedingungen in der Praxis zu schaffen.



Article

Inertial Motion Capturing in Ergonomic Workplace Analysis: Assessing the Correlation between RULA, Upper-Body Posture Deviations and Musculoskeletal Discomfort

Steven Simon ^{1,*} , Jonas Dully ¹ , Carlo Dindorf ¹, Eva Bartaguiz ¹, Oliver Walle ², Ilsemarie Roschlock-Sachs ³ and Michael Fröhlich ¹

¹ Department of Sports Science, University of Kaiserslautern-Landau, 67663 Kaiserslautern, Germany; jonas.dully@rptu.de (J.D.); carlo.dindorf@rptu.de (C.D.); eva.bartaguiz@rptu.de (E.B.); michael.froehlich@rptu.de (M.F.)

² Health Management, Campus Saarbrücken, University of Applied Sciences (DHfPG), 66123 Saarbrücken, Germany; o.walle@h4b.de

³ Medical Department, Hager Group, 66440 Blieskastel, Germany; ilsemarie.roschlocksachs@hagergroup.com

* Correspondence: steven.simon@rptu.de

Abstract: (1) Background: Mobile movement analysis systems, for example, those based on Inertial Measurement Units (IMUs), enable digital real-time methods of collecting data in workplace ergonomics, but the relationship between observational method scores such as Rapid Upper Limb Assessment (RULA), upper-body posture, and their influence on musculoskeletal discomfort, has not yet been well investigated. This field study aimed to evaluate the relationship of these variables in two different target groups: production and office workers. (2) Methods: There were 64 subjects (44 men and 20 women) participating. Data collection was divided into two categories: (1) Cornell Musculoskeletal Discomfort Questionnaire (CMDQ) (n = 64) and 3D stereophotogrammetric posture analysis (n = 58), and (2) Investigation of workload via IMU-based motion capture (MoCap) and the Borg CR-10 body map (n = 24). Correlation tests and regression analysis were performed using SPSS and MATLAB software to examine the relationship between the upper-body posture and RULA. Multivariate analysis of variance (MANOVA) was applied to examine group differences. (3) Results: The findings did not support the authors' hypothesis that posture risk at work significantly correlates with static upper-body posture and musculoskeletal discomfort. Pelvic tilt had a weak but significant influence on RULA. The data revealed interesting trends in physical exertion, musculoskeletal discomfort, and differences between production and office workers. However, the statistical analysis did not support this. Such approaches have the potential to enhance the accuracy of assessment outcomes and, in turn, provide a stronger foundation for enhancing ergonomic conditions.

Keywords: ergonomics; inertial measurement units; 3D stereophotogrammetry; musculoskeletal discomfort; Borg CR-10; observational methods



Citation: Simon, S.; Dully, J.; Dindorf, C.; Bartaguiz, E.; Walle, O.; Roschlock-Sachs, I.; Fröhlich, M. Inertial Motion Capturing in Ergonomic Workplace Analysis: Assessing the Correlation between RULA, Upper-Body Posture Deviations and Musculoskeletal Discomfort. *Safety* **2024**, *10*, 16. <https://doi.org/10.3390/safety10010016>

Academic Editor: Raphael Grzebieta

Received: 11 December 2023

Revised: 16 January 2024

Accepted: 24 January 2024

Published: 2 February 2024



Copyright: © 2024 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

Work-related musculoskeletal disorders (WMSDs) are a leading contributor to reduced workforce productivity among the working population [1]. In the electronics industry, recent studies have reported a prevalence of WMSDs ranging from 35.7 to 80.5% [2,3]. In the European Union, more than half of the workers are affected [4]. Working in industry induces heavy stress owing to heavy loads [5], overexertion, and possible unergonomic working positions [6,7]. Additionally, ergonomic risks (such as repetitive motions, forceful exertions, and non-neutral body postures) may result in a high prevalence of musculoskeletal disorders among production workers [6]. Work demands play a vital role in the development of musculoskeletal pain, often mainly due to low physical capacity and imbalances [8]. In industry, there is evidence that unergonomic working positions correlate

with increased perceived exertion [9] and physical discomfort [7,10,11], which can negatively affect the work and employees' quality of life [12]. Office workers may not lift heavy weights or move in unergonomic positions, but show sedentary behaviors that correlate with lower back [13] and neck pain [14]. In practice, particularly in the planning of offices, logistics, and production halls, ergonomically well-thought-out workplace designs are usually only applied to a limited extent. The objective of ergonomics is to establish a work environment in which the employees feel comfortable and to minimize the prevalence of WMSDs [15].

Preventive examinations are important in promoting public health. One possibility for doing so is the examination of posture parameters [16–18]. The classification of normal and abnormal posture is often based on subjective empirical values [19]. According to Czaprowski et al. [20], a “good” body posture is attributed to maintaining a proper, ergonomically advantageous body posture when standing, ensuring mechanical efficiency during movement, and providing support for the normal functioning of internal organs. There are various possibilities for screening human posture in a stationary position, especially in the upper body segments [17]. Non-contact methods (such as 2D digital photograph analysis or 3D scans) provide an accurate and rapid way to perform clinical postural assessment [21]. In addition to manual 2D photograph analysis, stereophotogrammetric systems scan the back contour without contact or radiation exposure using light grids and record their spatial shape with high accuracy [22–24]. Ohlendorf [19,25–27], Ludwig [17], and Wolf and Huthwelker [16,28] defined reference values for certain target groups using 3D stereophotogrammetry, which can be used to preventively assess spine posture and reflecting the expected standard values for healthy individuals.

Methods that aim to identify imbalances between the ergonomic characteristics of the workplace and the physiological capabilities of workers are referred to as Ergonomic Risk Assessment Tools (ERAT) [29–32]. Several investigations focus on heart rate [33], muscle activity by surface electromyography [34,35], or risk of falls assessed by wearable stretch sensors [36]. Anthropometrics and medical history are relevant for assessing whether an individual's physique is suited to the ergonomic requirements of a task. Observational methods are frequently used to assess the risk of occupational work [37]. The Rapid Upper Limb Assessment (RULA) [38], Rapid Entire Body Assessment (REBA), and Ovako Working Posture Assessment (OWAS) [31] are among the most commonly used applications in the field of ergonomic assessments [29,30]. These are systems that score the angular degree position of the joint and calculate the overall postural score that represents the loading on the musculoskeletal system. By summarizing scores on body strain, a score–risk relationship is established [32]. This is of particular interest to occupational physicians who must evaluate ergonomic risks in the workplace [32]. RULA is highlighted in the review by Kee [31] in comparison to OWAS and REBA, but is principally used in relation to the upper limbs.

Current research focuses on the static assessment of working ergonomics [31]; however, work processes are always dynamic and should also be evaluated as such [37]. Further investigations are required to formulate more accurate assessments of musculoskeletal disorder risks at work using directly measured exposure data [39]. Innovative technologies and increasing digitalization enable new ways of collecting and utilizing data in order to derive a concrete potential for action [40]. Inertial measurement units (IMUs) make kinematic measurements in the field possible [41,42]. They provide reliable and valid recording of the postural load at the workplace [43] and, moreover, do not significantly restrict the workers in their work processes [44]. The use of IMU results in a more precise ergonomic assessment of workplaces [32]. The evaluation of IMUs, in combination with posture scores, is required [45]. Evidence on the relationship between scores and the risk of developing musculoskeletal discomfort is pending [46,47]. Therefore, the objective of this work is the evaluation of the relationship between upper-body posture and RULA (representing the workload during a 30-min work period in production or office) and the impact of these variables on musculoskeletal discomfort.

The authors hypothesized that:

(1) Workers with moderate or severe musculoskeletal discomfort have higher levels of perceived physical exertion during the working process than those with no or mild discomfort;

(2) A reference-value-deviating upper-body posture correlates with the posture risk during the working process;

(3) A reference-value-deviating upper-body posture and high posture risk negatively influence workers' musculoskeletal discomfort;

(4) There is a difference in these variables between production and office workers.

2. Materials and Methods

2.1. Subjects and Experimental Design

In this study, 64 subjects (male: 44, female: 20; mean age: 42.53 ± 11.64 years; mean height: 173.67 ± 9.07 cm; mean weight: 80.63 ± 15.24 kg) were included (see Table 1). The sample size was estimated a priori using G*Power software (Version 3.1.9.6 for Macintosh, University of Kiel, Kiel, Germany). A minimum of 54 individuals was calculated (α error = 0.05; power = 0.95); a reduced statistical power of 0.6 was expected for RULA and upper-body posture, resulting in a minimum sample size of 22.

Table 1. Anthropometric data of the sample (n = 64).

		Age (Years)	Height (m)	Weight (kg)	BMI (kg/m ²)	Job Experience (Years)	
production n = 49	male n = 36	mean	39.25	1.76	82.86	26.60	8.86
		SD	10.42	0.07	13.00	3.68	8.65
		min	22	1.63	60.30	20.76	1.00
		max	61	1.88	115.20	41.40	38.00
	female n = 13	mean	48.92	1.63	69.23	26.03	17.19
		SD	14.02	0.05	13.48	4.78	13.35
		min	25	1.56	49.40	19.14	1.50
		max	63	1.73	93.00	34.38	35.00
office n = 15	male n = 8	mean	40.13	1.83	93.13	27.77	7.69
		SD	6.66	0.10	18.77	4.01	5.89
		min	30	1.68	73.50	20.01	1.00
		max	52	1.99	132.00	33.33	18.00
	female n = 7	mean	48.00	1.69	74.71	26.11	19.86
		SD	13.52	0.03	12.16	3.51	15.76
		min	28	1.64	57.40	21.19	1.00
		max	62	1.73	92.20	30.80	42.00

The subjects were recruited from an industrial company that produces electronic devices and control cabinets. Each participant was informed verbally and in writing and signed an informed consent form regarding data rights, recording videos, and participating in the study procedures. The study was conducted in accordance with the guidelines of the Declaration of Helsinki and was approved by the institutional ethics committees (RPTU Kaiserslautern-Landau, Nr. 66).

The following inclusion criteria were defined:

- Over 18 years old;
- Permanent, full-time employment contract at the company;
- Minimum of one year of professional job experience in the current professional segment.

The exclusion criteria were

- Acute restriction of physical activity (=medical prohibition to engage in work-related physical activity due to a medical condition or a current injury);
- Surgical treatment of the musculoskeletal system in the last 12 months [34].

Before the measurements were conducted (see Figure 1), the test subjects were required to complete a medical history form in which the inclusion and exclusion criteria were ensured, and physical activity and work experience were also considered [48].

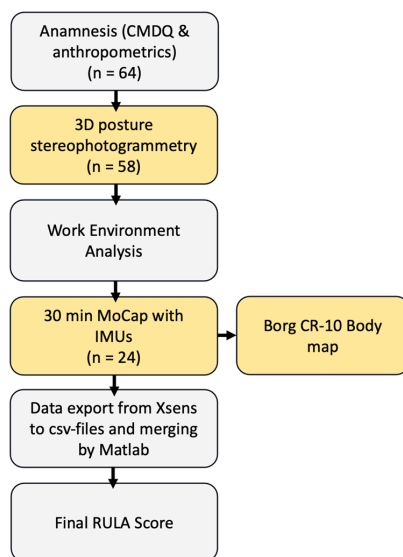


Figure 1. Experimental design and study procedure. CMDQ, Cornell Musculoskeletal Discomfort Questionnaire; IMUS, Inertial Measurement Units; MoCap, motion capture; RULA, Rapid Upper Limb Assessment.

2.1.1. Work Description

Fifteen employees were assigned to the Human Resources Department and had a predominantly sedentary job of 7.5 h a day at a desk, including accounting and administrative tasks in a prolonged sitting position. In production, the work process focused on variable physical work and long periods of standing and walking. Ten different workstations were analyzed, including 49 employees, whose tasks were chosen as representatives of the company (areas: dispatch, stamping, cabinet pre-assembly and final assembly, terminal manufacturing of electrical cabinets, complete panels, and coating).

2.1.2. Assessing Musculoskeletal Discomfort and 3D Upper-Body Posture

The experimental design was divided into two main parts: (1) Medical history, Cornell Musculoskeletal Discomfort Questionnaire (CMDQ), and static 3D stereophotogrammetric posture analysis; (2) Investigation of kinematic workload via motion capture (MoCap), and documentation of physical exertion levels using the Borg CR-10 body map. First, each employee was asked about musculoskeletal discomfort. The CMDQ is a comprehensible and time-saving method for the assessment of musculoskeletal discomfort, which is available in the German female and male versions [49]. For each participant, the discomfort score was determined (see Figure 2) by assessing the frequency, discomfort level, and interference during work processes [50].

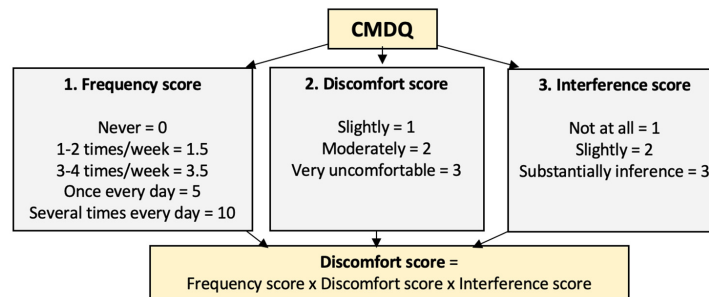


Figure 2. Flow diagram showing the determination of the Cornell Musculoskeletal Discomfort score (CMDQ) (own visualization according to [50]).

Six production workers were not available for the upper-body posture analysis due to work shift responsibilities. Therefore, the postures of 43 production employees and 15 office employees were measured statically using 3D stereophotogrammetry (Balance 4D; Paromed Bodybalance GmbH & Co. KG, Neubeuern, Germany) (see Figure 3). The Paromed scanner employs a Vialux scanning unit (Vialux GmbH, Chemnitz, Germany) and has high reliability and accuracy [51,52]. The system operates by projecting a dynamic light stripe pattern using an LED light source onto the back of the subject, thereby achieving a spatial resolution finer than 1 mm. The participants adopted their habitual stance without shoes and with their upper bodies exposed (women wore bras) at an approximate distance of 2.3 m from the scanning device. Before the measurements were taken, the examiner marked nine anatomical reference points with white tape dots measuring 12 mm in diameter according to Ludwig's procedure [17]. Every posture analysis was performed by the same investigator, who had more than ten years of experience in applying posture analysis and using measuring equipment.

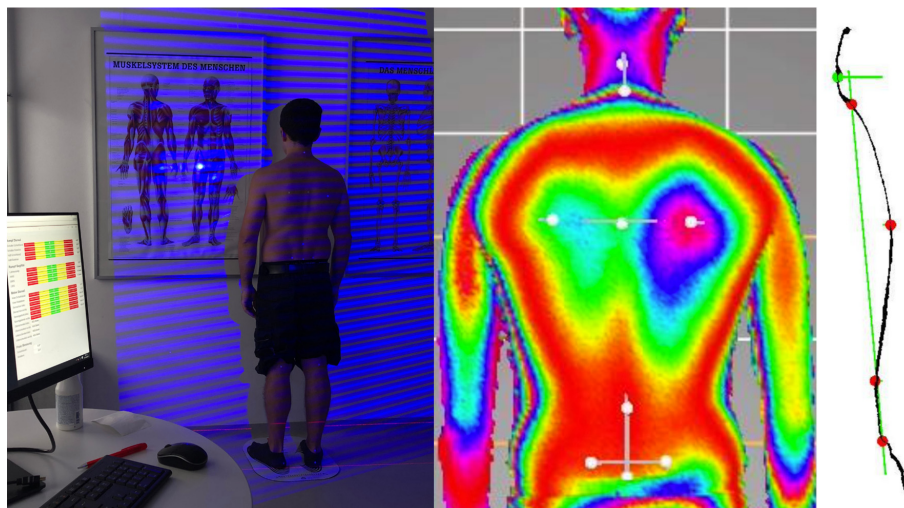


Figure 3. Stereophotogrammetry using 3D light technology (left: application of light technology; right: automatically generated color graphic, representing the three-dimensional back contour and curvatures in the sagittal plane).

In the frontal plane, the height difference between the left (AISL) and right lower scapular angles (AISR) (scapular height) and the slope of the connecting line between the left (PSISL) and right (PSISR) pelvis to the horizontal (pelvis height) were evaluated. In the transverse plane, the rotation of the distance AISL to AISR (scapular rotation) and the rotation of the distance PSISL to PSISR (pelvic rotation) were collected. In the sagittal plane, the three posture parameters *flèche cervicale* (FC), *flèche lombaire* (FL), as well as the Kyphose Index (KI) were calculated by measuring the absolute values of the horizontal distances of the vertices from the perpendicular through the sacrum (S1) (see lowest marker of the sagittal plane in Figure 3). The assessment of these parameters is rapid and cost-effective and is known for its reliability and reproducibility [53]. One major challenge lies in distinguishing between what constitutes normal sagittal spinal curvature and when it should be classified as a postural weakness that necessitates treatment. Therefore, these values were compared to the reference values from Ohlendorf [19] (frontal and transverse planes) and Ludwig [17] (sagittal plane), and the absolute deviations [mm] from the upper and lower limits of the confidence intervals were included in the statistical analysis.

2.1.3. Kinematic Data Collection during the Work Process

Three participants were assessed during each shift. The order of subject acquisition was randomized, and the intervention time was standardized. Twenty-four subjects underwent a 30-min kinematic analysis using IMUs (Xsens, Enschede, NL) during their normal working shift (see Figure 4). The IMUs represent a robust and precise reference system for reconstructing the three-dimensional motion of employees [54]. During the data collection process, while accompanying the day-to-day work process, the sensors transmit real-time data to a dedicated hub for synchronization. This station ensures precise time synchronization for wirelessly connected devices [55,56].

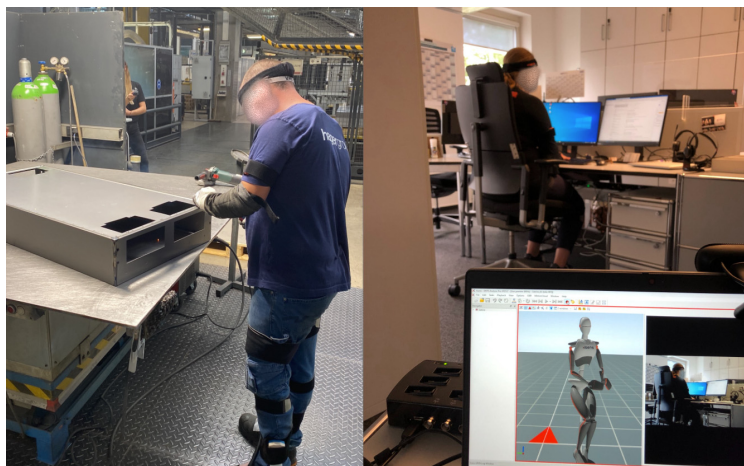


Figure 4. Motion capture (MoCap) during the working process.

After the MoCap session, participants were asked about their levels of exertion (BORG CR-10 + Body map) [57]. The Borg CR-10 body map for discomfort can be used by ergonomists and occupational healthcare providers [57,58]. The body map assessed subjective exertion levels in 23 different regions of the body.

2.1.4. Observational Method RULA

The relevant ergonomic kinematic variables were rated based on the widely used RULA score, which investigates the exposure of workers to risk factors associated with

work-related disorders, using a self-written MATLAB script (MathWorks, Natick, Massachusetts, United States). Posture, muscle engagement, and external loads affecting distinct body regions such as the neck, trunk, and upper limbs were evaluated using partial scores for each anatomical region (upper arm, lower arm, wrist, neck, trunk, and legs) [38]:

- A: Upper- and lower-arms and wrists + muscle activity (none = 0; repetition or static posture > 1 min = 1) and forces (<2 kg = 0; 2–10 kg temporary = 1, 2–10 kg static or repetitive = 2; >10 kg repetitive or sudden = 3),
- B: Neck, trunk, legs + muscle activity (see above) and forces (see above).

The final score, C, depends on A and B and reflects the WMSD risk level. This score ranges from one to seven, where one denotes a low risk, and seven signifies an exceedingly high risk of developing musculoskeletal pathologies. Specifically, scores of three or four indicate a potential need for intervention or procedural modifications, scores of five or six imply an impending need for alterations, and a score of seven denotes a pressing requirement for a paradigm shift in work procedures [59]. The leg value (“balanced supported on both sides” = 1; “one-legged”, “loaded on one side” = 2) was transferred to the diagram by the test leader, depending on the activity, as follows:

- Office employees who exclusively worked sitting and personnel managers who worked half-sitting and half-standing/walking = 1.
- Industrial employees who worked almost exclusively from standing = 1–1.5; industrial employees who had to work with additional loads = 1.5–2.

The use of an IMU makes it possible to map the joint angles over the entire work process [37] (see Figure 5).

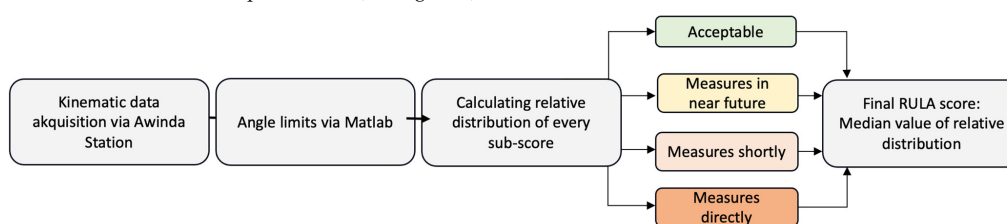


Figure 5. Workflow for determining the final RULA score across the entire work process.

2.2. Data Processing and Analysis

After motion capture was completed, the data were merged using MATLAB software (R2023a, The MathWorks, Natick, Massachusetts, USA). The kinematic data were adapted to a self-written RULA evaluation scheme and merged into scores A, B, C, and the total score. Finally, the RULA score was determined from the distribution of the individual evaluation criteria (A, B, and C), representative of the entire recorded work process.

(1) Physical exertion and musculoskeletal discomfort

The CMDQ body region scores were combined into the trunk (neck, shoulder, upper back, lower back), upper extremities (upper arm, elbow, lower arm, and wrist), and lower extremities (hip, upper limb, knee, lower limb, foot) and assigned to a discomfort level (no discomfort = 0:0, mild discomfort = 1:0.1–1.5, moderate discomfort = 2:1.6–10.5, severe discomfort = 3:>10.5). The homogeneity of variances was determined using Levene’s test. A one-way Welch’s ANOVA was performed with SPSS (version 29, SPSS Inc., Chicago, IL, USA) to determine the differences between workers who had complaints and those who were symptom-free.

(2 + 3) Upper-body posture, RULA, and musculoskeletal discomfort

Multiple regression was used to assess the relationship between the 3D posture parameters and the RULA when the criteria were met. Multicollinearity and homoscedasticity were assessed. Outliers with a standard deviation of 3 or more were removed. Forward

and backward regression tests were performed. Mere pelvic tilt was identified as a significant parameter, and therefore, it was tested using single regression. Spearman or Pearson correlations (when a normal distribution was observed) were assessed for their relationship with musculoskeletal discomfort.

(4) Group differences between production and office workers

After preliminary testing for normal distribution (using the Shapiro–Wilk test) and variance homogeneity (Levene’s test), a one-way multivariate analysis of variance (MANOVA) was used to explore subgroup differences (industry, office). Calculations and visualizations were performed in SPSS, Microsoft Excel (version 16.78.3, Microsoft, Redmond, Washington, DC, USA), MATLAB and the Python library “Seaborn” [60]. A p -value ≤ 0.05 was chosen as the statistical cut-off point.

3. Results

3.1. Physical Exertion and Musculoskeletal Discomfort

The perceived level of physical exertion ranged from no discomfort (median 3.09; interquartile range (IQR) 1.82) to mild discomfort (median 4; IQR: 2), moderate discomfort (median 4.64; IQR 1.89), and severe discomfort (median 5.45; IQR 1.56). The level of physical exertion was statistically significantly different for Welch’s ANOVA $F(3, 17.18) = 3.427$, $p = 0.041$, $\eta_p^2 = 0.64$, but Tukey-Kramer post hoc analysis revealed no significant difference ($p > 0.05$) in physical exertion. The mean level of physical exertion increased from no discomfort to mild discomfort (0.045, 95% CI [−1.13, 1.22]), from mild to moderate discomfort (0.45, 95% CI [−0.91, 1.81]), and from moderate to severe discomfort (1.29, 95% CI [−0.64, 3.23]) (see also Figure 6).

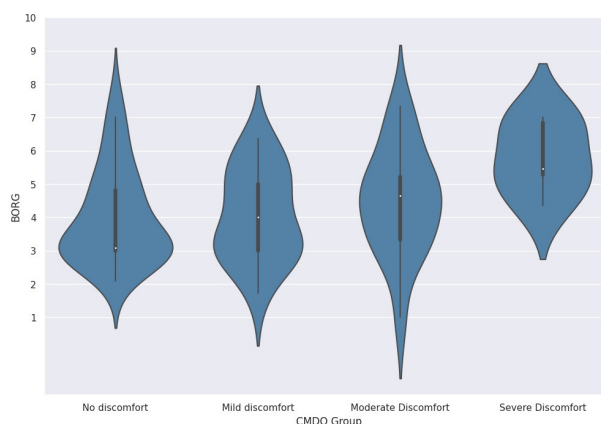


Figure 6. Violin plots of Borg CR-10 body map physical exertion levels in four different musculoskeletal discomfort (MD) subgroups. The violin shape is created by plotting a kernel density estimate of the data.

3.2. Upper-Body Posture, RULA, and Musculoskeletal Discomfort

The upper-body posture results for production and office workers are presented in Figure 7 (frontal and transverse plane parameters) and Figure 8 (sagittal plane parameters). Office workers deviated more from the reference values in the sagittal plane, whereas production workers deviated more from the reference values in the transverse plane. Overall, the sample deviated the most with respect to the FL. The RULA scores of the samples are provided in the Supplementary Materials.

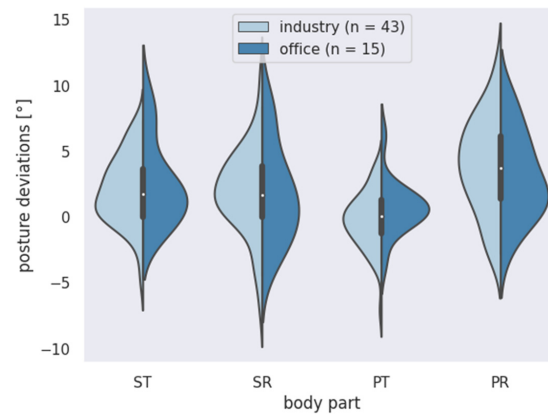


Figure 7. Violin plots representing the absolute 3D posture deviations from reference data of industry and office worker groups in the frontal plane (ST, shoulder tilt; PT, pelvic tilt) and transverse plane (SR, shoulder rotation; PR, pelvic rotation) in industry and office worker groups. 0 = no deviation from reference data; negative values = falling below the reference range; Positive values = exceeding the reference range.

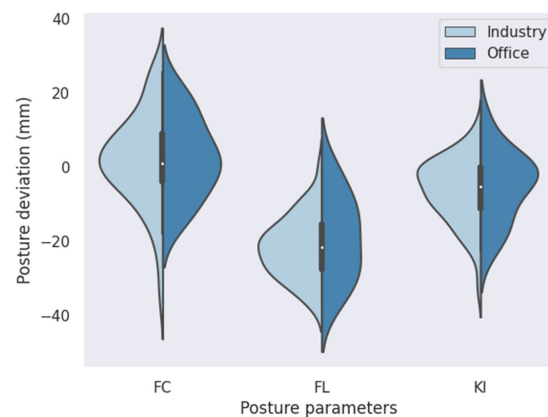


Figure 8. Violin plots representing the absolute 3D posture deviations from reference data in the sagittal plane (KI, Kyphose index; FC, flèche cervicale; FL, flèche lombaire). 0 = no deviation from reference data; negative values = falling below the reference range; Positive values = exceeding the reference range.

Regarding pelvic tilt and RULA, a correlation coefficient ($r_{pt/RULA} = 0.45$, $p = 0.056$) was found using Pearson's correlation coefficient. No significant correlations with moderate or strong effects following Cohen [61] were found with respect to static postural deviations from reference values, individual RULA scores (related to body regions), or total scores (see Figure 9).

Single regression analysis showed a pelvic tilt regression coefficient of 0.473 ($F(1, 16) = 4.6$, $p = 0.048$) (regression equation: $RULA = 6.126 + 0.288 \times \text{pelvic tilt}$). R^2 was 0.223 (adjusted $R^2 = 0.175$), indicating a moderate goodness of fit, according to Cohen [61].

Upper back problems had the second highest CMDQ score (mean \pm SD, 7.62 ± 17.95) immediately after lower back problems (13.63 ± 24.59). A correlation coefficient with a strong effect ($r_{SP/muscular\ discomfort} = 0.65$, $p = 0.004$) was found between shoulder rotation

deviation and upper-back discomfort. The adjusted p -value according to the Benjamin-Hochberg procedure ($p = 0.091$) did not reach the significance level, which is why the null hypothesis was retained. No further significant moderate effects between postural deviations and variables were detected.

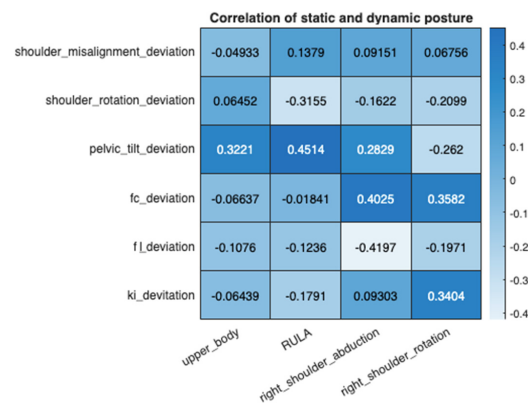


Figure 9. Pearson correlation coefficients (r) between reference value-deviations of 3D upper-body posture parameters and RULA. KI, Kyphose index; FC, flèche cervicale; FL, flèche lombaire; RULA, Rapid Upper Limb Assessment.

Regarding group differences between production and office workers, the one-way MANOVA showed no statistically significant difference between production and office workers on the combined dependent variables, $F(11, 6) = 1.526$, $p = 0.313$, $\eta_p^2 = 0.737$, Wilk's $\Lambda = 0.263$. A weakly significant difference between office workers and industrial workers concerning musculoskeletal discomfort in the lower extremities (mean \pm SD, 0.83 ± 1.03 , $p = 0.044$) was detected, but office workers had no MD in the lower extremities.

4. Discussion

This study aimed to evaluate the relationship between upper-body posture and physical effort by posture at work, as well as their impact on musculoskeletal discomfort, in two different target groups: production and office workers.

4.1. Results

First, the authors hypothesized that there would be differences in physical exertion between workers with moderate and severe musculoskeletal discomfort and workers with no or mild physical exertion. Following the descriptive data, it can be assumed that there is more discomfort in body regions in which higher subjective exertion levels are present during working processes. Nevertheless, the statistical analysis did not show any significant group differences. In general, it should be noted that the influences on exertion in the work process are multidimensional and may depend on the workers' daily work patterns. Despite the basic assumption of Balogh et al. [62] that perceived exertion is highly correlated to the risk of developing shoulder and neck complaints, their results suggest that subjects with complaints rate higher exposure levels, and, therefore, tend to reduce their exposure. Village et al. [35] found that workload perceptions did not correlate with lumbar electromyography. In contrast, the results of Hamberg-van-Reenen et al. [8] underlined that discomfort ratings may predict future musculoskeletal pain in healthy subjects. The findings of Waongenngarm et al. [58] showed that values of 3.5 or more in physical exertion measured by the Borg CR-10 body map may be a predictor of neck and low-back pain, and Jakobsen et al. [63] assumed that a perceived exertion level of at least four on the scale may be a reliable indicator of elevated muscular loading throughout the workday.

Following these assumptions, the results of this investigation provide helpful information for monitoring and managing the intensity of physical workload in the future.

Second, no systematically significant correlations could be measured between the static postural deviations from the reference values [16,17] and the measured RULA scores. Pelvic tilt had a significant influence on the RULA score, and correlations with the individual RULA components of the upper body suggested that this particularly affects the upper body. The pelvis, as the base of the spine, is known to have a strong influence on the structures of the trunk, particularly the spine, and could, therefore, influence the posture parameters adopted in the work process. However, it must be noted that the pelvic tilt of the sample deviated only marginally from the reference ranges on average (95% CI [0.062, 1.056]). The results of the correlation between static posture and musculoskeletal discomfort are partly in line with the findings of Ribeiro et al. [11], who found no correlation between the presence of pain, static posture and flexibility. The findings of upper-body posture analysis and motion capture were used to derive measures for action (exercise programs; workspace adjustment), which are to be evaluated in further studies.

While the work process takes up one-third of the day (as this study only included full-time workers), and the daily postural risk can thus have a considerable influence on the physique of employees, long-term influences such as sports activity, medical history, and leisure behavior can have an impact. The muscular interactions that support the passive musculoskeletal system also play a decisive role [9,35]. In addition, factors such as the adaptation of work equipment (adjustable desk or chair, positioning of work equipment) may also influence employees' posture and musculoskeletal complaints [64,65].

Finally, group differences between production and office workers were evaluated. The work processes of office workers are represented by long, static sitting time spans, whereas production workers have variable processes, often with one-sided weightings and external loads. Generally, descriptive data show that in production workers, the deviation from the reference values is greater in the transverse and frontal planes, whereas in office workers, the deviations are greater in the sagittal plane. However, these differences were not statistically significant. Nevertheless, this abnormality should be further investigated, as it may have immediate implications for occupational health practitioners and their approaches to preventing musculoskeletal discomfort.

4.2. Methods

The authors decided to use the CMDQ for the detection of musculoskeletal discomfort, which is an effective tool [49]. Nevertheless, the detection of musculoskeletal discomfort depends on the individual perceptions of the worker. In the context of upper-body posture assessment, previous research established the reliability of 3D stereophotogrammetry for evaluating the trunk shape with high reliability and accuracy [51,52]. The authors decided to use the deviations from the reference values of Ohlendorf [19] and Ludwig [17], who also included a German sample of employees. It must be emphasized, due to small sub-groups [17], that these are reference values and not normative values. Regarding postural risk, the authors used RULA, which has been an established assessment tool for decades in the ergonomic evaluation of work processes. RULA is more closely related to the upper limbs, but was selected as a suitable tool for assessing posture risk at work [31]. Conventional ergonomic risk assessment instruments frequently lack the sensitivity required to assess thoroughly optimized work routines [37].

The MoCap with an IMU made it possible to record the kinematic data over 30 min of the work processes, thus making it possible to determine the RULA score for each individual posture of the work process and to allow a temporal distribution in the four risk areas, which represents the overall process. This can be seen as a significant enhancement of the test results. This calculation encompassed the overall RULA scores of both body halves. Consequently, a more objective determination of the total ergonomic load is feasible, leading to a more accurate assessment of workplace ergonomics [37]. Algorithms that use

IMU data to provide score-based results are an option, and proposals have recently been published [45].

4.3. Strengths and Limitations of This Study

To the best of the authors' knowledge, this study is the first to compare static 3D upper-body posture parameters via 3D stereophotogrammetry oriented on reference values with the actual work processes of workers in production and offices recorded via MoCap (IMU). The authors decided on a field assessment; its great strength was observed in the representation of actual work processes. On the one hand, this improves external validation. For instance, real work processes include dynamic and variable activities that can never be standardized for the same posture. It is also possible to record atypical movements in the working process, affecting the variability of different actions in the production process. Refinements such as these have the potential to enhance the accuracy of assessment outcomes and provide a stronger foundation for enhancing ergonomic conditions in practical settings. On the other hand, however, this also has consequences for internal validity and reliability. Confounding influences and comparability can be controlled less effectively than in laboratory studies.

Overall, the uneven distribution of group sizes must be noted, with 49 production workers and 15 office workers. Therefore, the group comparison, especially with a reduced sample size of 24 regarding RULA assessment, which was due to individual working hours and logistical dependencies within the company, must be viewed critically.

4.4. Future Work

It is important to investigate the relationship between actual work processes, which are not exclusively recorded in the laboratory, and posture parameters and to evaluate these over a period longer than a few minutes. Factors such as environmental conditions (particularly cold and draught) and pace of work (number of movements under load in a unit of time) could also influence discomfort and the type of movement performed. In addition to kinematic analyses, future studies should also focus on further ergonomic factors, such as the possibility of workplace adjustments and their effects. Furthermore, the fatigue factor should be investigated over different shift times with different break arrangements, using recordings via MoCap and observational methods, such as RULA, REBA, or OWAS.

In addition, the development of established scores in the direction of dynamics should be pursued. Future studies should add objective measurements for fatigue, such as electromyography, larger participant numbers, especially office workers, as well as a balanced number of males and females. This field study demonstrates the need for further research on preventive measurement methods, such as posture analysis and dynamic, ergonomic workplace assessment, to determine the causes of musculoskeletal discomfort.

5. Conclusions

Technologies such as IMU enable new ways of collecting kinematic data and make it possible to optimize traditional ergonomic assessment systems such as RULA. This approach assessed the relationship between static upper-body posture parameters with real-world work processes of production and office workers and their influence on musculoskeletal discomfort. The findings do not support the authors' hypothesis that high posture risk at work shows a strong relationship between upper body standing posture and musculoskeletal discomfort, but pelvic tilt had a significant influence on the RULA score. The results revealed interesting trends; for example, office workers deviated more from reference values in the sagittal plane, and production workers deviated more in the frontal and transverse planes concerning upper-body posture. However, the statistical analysis did not confirm this, as no group differences were identified between production and office workers despite different work requirements.

This investigation contributes to generating greater knowledge about the relationship between work-related postural demands and the musculoskeletal system. The persistently high incidence of musculoskeletal discomfort over the past few decades underscores the pressing need to improve working conditions further.

Supplementary Materials: The following supporting information can be downloaded at <https://www.mdpi.com/article/10.3390/safety10010016/s1>: Table S1: Results (mean and standard deviation) of musculoskeletal discomfort (MD) in production and office workers. Figure S1: Mean and standard deviation of subjective physical exhaustion (Borg CR-10 body map) of 24 participants after MoCap; Figure S2: Absolute final RULA scores; Figure S3: Pearson correlation coefficients (r) between static posture values (differences from reference values [17,19]; Y-axis) and RULA scores (X-axis); Figure S4: Correlation coefficients between static posture values (deviations from reference values [17,19]; Y-axis) and musculoskeletal discomfort (MD) (X-axis); Figure S5: Correlation coefficients between musculoskeletal discomfort (MD) (Y-axis) and RULA (X-axis).

Author Contributions: Conceptualization: S.S. and J.D.; methodology: S.S., J.D. and O.W.; validation: S.S. and J.D.; formal analysis: S.S. and J.D.; investigation: S.S., I.R.-S. and J.D.; resources: M.F.; data curation: J.D., S.S. and C.D.; writing—original draft preparation: S.S., J.D., C.D., I.R.-S. and E.B.; visualization: J.D., S.S. and C.D.; supervision: M.F.; project administration: S.S. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: The project (investigation and data curation) was funded by Hager Group.

Institutional Review Board Statement: The study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki and approved by the Institutional Review Board (or Ethics Committee) of RPTU Kaiserslautern-Landau (Nr. 66) for studies involving humans.

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

Data Availability Statement: Data are contained within the article and Supplementary Materials.

Acknowledgments: We are grateful to all the management authorities, represented by Eike Wagner, and the medical department, represented by Doris Albrecht-Rypalla, who cooperated with our survey despite their busy schedules and brought some critical thought-provoking impulses for the realization of the project. The authors would also like to acknowledge P. P. Zender (Zender Orthopädie GmbH, Saarbrücken) for providing us with a measurement setup for carrying out the study.

Conflicts of Interest: Author Ilsemarie Roschlock-Sachs was employed by the company Hager Group. The remaining authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

References

1. Maulik, S.; Iqbal, R.; De, A.; Chandra, A.M. Evaluation of the working posture and prevalence of musculoskeletal symptoms among medical laboratory technicians. *J. Back Musculoskelet. Rehabil.* **2014**, *27*, 453–461. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
2. Yang, F.; Di, N.; Guo, W.-W.; Ding, W.-B.; Jia, N.; Zhang, H.; Li, D.; Wang, D.; Wang, R.; Zhang, D. The prevalence and risk factors of work related musculoskeletal disorders among electronics manufacturing workers: A cross-sectional analytical study in China. *BMC Public Health* **2023**, *23*, 10. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
3. Daneshmandi, H.; Kee, D.; Kamalinia, M.; Oliaei, M.; Mohammadi, H. An ergonomic intervention to relieve musculoskeletal symptoms of assembly line workers at an electronic parts manufacturer in Iran. *Work* **2018**, *61*, 515–521. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
4. Bonfiglioli, R.; Caraballo-Arias, Y.; Salmen-Navarro, A. Epidemiology of work-related musculoskeletal disorders. *Curr. Opin. Epidemiol. Public Health* **2022**, *1*, 18–24. [[CrossRef](#)]
5. Havet, N.; Fournier, J.; Stefanelli, J.; Plantier, M.; Penot, A. Disparate exposure to physically demanding working conditions in France. *Rev. D'épidémiol. Santé Publique* **2020**, *68*, 327–336. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
6. Liu, Y.; Xiao, L.; Zhou, H.; Xie, C.; Huang, L. An analysis of work-related musculoskeletal disorders and ergonomic loads in male welders in shipbuilding industry. *Chin. J. Ind. Hyg. Occup. Dis.* **2019**, *37*, 201–206.
7. Vieira, E.R.; Kumar, S. Working postures: A literature review. *J. Occup. Rehabil.* **2004**, *14*, 143–159. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
8. Hamberg-van Reenen, H.H.; van der Beek, A.J.; Blatter, B.M.; van der Grinten, M.P.; van Mechelen, W.; Bongers, P.M. Does musculoskeletal discomfort at work predict future musculoskeletal pain? *Ergonomics* **2008**, *51*, 637–648. [[CrossRef](#)]
9. Hellig, T.; Johnen, L.; Mertens, A.; Nitsch, V.; Brandl, C. Prediction model of the effect of postural interactions on muscular activity and perceived exertion. *Ergonomics* **2020**, *63*, 593–606. [[CrossRef](#)]

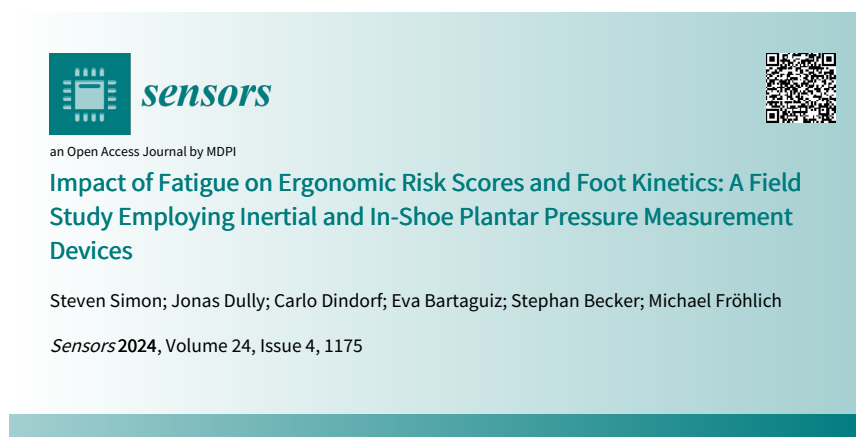
10. Åhsberg, E.; Gamberale, F. Perceived fatigue during physical work: An experimental evaluation of a fatigue inventory. *Int. J. Ind. Ergon.* **1998**, *21*, 117–131. [[CrossRef](#)]
11. Ribeiro, R.P.; Sedrez, J.A.; Candotti, C.T.; Vieira, A. Relationship between chronic non-specific low back pain with disability, static posture and flexibility. *Fisioter. E Pesqui.* **2018**, *25*, 425–431. [[CrossRef](#)]
12. Walker-Bone, K.; Linaker, C. Prediction of prognosis for people off sick with upper extremity musculoskeletal disorders. *Occup. Environ. Med.* **2016**, *73*, 805–806. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
13. Bontrup, C.; Taylor, W.R.; Fliesser, M.; Visscher, R.; Green, T.; Wippert, P.-M.; Zemp, R. Low back pain and its relationship with sitting behaviour among sedentary office workers. *Appl. Ergon.* **2019**, *81*, 102894. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
14. Jun, D.; Zoe, M.; Johnston, V.; O’Leary, S. Physical risk factors for developing non-specific neck pain in office workers: A systematic review and meta-analysis. *Int. Arch. Occup. Environ. Health* **2017**, *90*, 373–410. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
15. Odebiyi, D.O.; Okafor, U.A.C. Musculoskeletal Disorders, Workplace Ergonomics and Injury Prevention. In *Ergonomics—New Insights*; IntechOpen: Rijeka, Croatia, 2023.
16. Huthwelker, J.; Konradi, J.; Wolf, C.; Westphal, R.; Schmidtman, I.; Drees, P.; Betz, U. Reference Values for 3D Spinal Posture Based on Videorasterstereographic Analyses of Healthy Adults. *Bioengineering* **2022**, *9*, 809. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
17. Ludwig, O.; Dindorf, C.; Kelm, J.; Simon, S.; Nimmrichter, F.; Fröhlich, M. Reference Values for Sagittal Clinical Posture Assessment in People Aged 10 to 69 Years. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2023**, *20*, 4131. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
18. Dindorf, C.; Konradi, J.; Wolf, C.; Taetz, B.; Bleser, G.; Huthwelker, J.; Werthmann, F.; Bartaguiz, E.; Kniepert, J.; Drees, P. Classification and automated interpretation of spinal posture data using a pathology-independent classifier and explainable artificial intelligence (Xai). *Sensors* **2021**, *21*, 6323. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
19. Ohlendorf, D.; Avaniadi, I.; Adjami, F.; Christian, W.; Doerry, C.; Fay, V.; Fisch, V.; Gerez, A.; Goecke, J.; Kaya, U. Standard values of the upper body posture in healthy adults with special regard to age, sex and BMI. *Sci. Rep.* **2023**, *13*, 873. [[CrossRef](#)]
20. Czaprowski, D.; Stoliński, L.; Tyrakowski, M.; Kozinoga, M.; Kotwicki, T. Non-structural misalignments of body posture in the sagittal plane. *Scoliosis Spinal Disord.* **2018**, *13*, 6. [[CrossRef](#)]
21. Fortin, C.; Ehrmann Feldman, D.; Cheriet, F.; Labelle, H. Clinical methods for quantifying body segment posture: A literature review. *Disabil. Rehabil.* **2011**, *33*, 367–383. [[CrossRef](#)]
22. Walicka-Cupryś, K.; Wyszynska, J.; Podgórska-Bednarz, J.; Drzał-Grabiec, J. Concurrent validity of photogrammetric and inclinometric techniques based on assessment of anteroposterior spinal curvatures. *Eur. Spine J.* **2018**, *27*, 497–507. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
23. Singla, D.; Veqar, Z.; Hussain, M.E. Photogrammetric assessment of upper body posture using postural angles: A literature review. *J. Chiropr. Med.* **2017**, *16*, 131–138. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
24. D’Amico, M.; Kinel, E.; Roncoletta, P. Normative 3D opto-electronic stereo-photogrammetric posture and spine morphology data in young healthy adult population. *PLoS ONE* **2017**, *12*, e0179619. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
25. Ohlendorf, D.; Sosnov, P.; Keller, J.; Wanke, E.M.; Oremek, G.; Ackermann, H.; Groneberg, D.A. Standard reference values of the upper body posture in healthy middle-aged female adults in Germany. *Sci. Rep.* **2021**, *11*, 2359. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
26. Ohlendorf, D.; Gerez, A.; Porsch, L.; Holzgreve, F.; Maltry, L.; Ackermann, H.; Groneberg, D.A. Standard reference values of the upper body posture in healthy male adults aged between 41 and 50 years in Germany. *Sci. Rep.* **2020**, *10*, 3823. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
27. Ohlendorf, D.; Fisch, V.; Doerry, C.; Schamberger, S.; Oremek, G.; Ackermann, H.; Schulze, J. Standard reference values of the upper body posture in healthy young female adults in Germany: An observational study. *BMJ Open* **2018**, *8*, e022236. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
28. Wolf, C.; Betz, U.; Huthwelker, J.; Konradi, J.; Westphal, R.S.; Cerpa, M.; Lenke, L.; Drees, P. Evaluation of 3D vertebral and pelvic position by surface topography in asymptomatic females: Presentation of normative reference data. *J. Orthop. Surg. Res.* **2021**, *16*, 703. [[CrossRef](#)]
29. Lowe, B.D.; Dempsey, P.G.; Jones, E.M. Ergonomics assessment methods used by ergonomics professionals. *Appl. Ergon.* **2019**, *81*, 102882. [[CrossRef](#)]
30. Roman-Liu, D. Comparison of concepts in easy-to-use methods for MSD risk assessment. *Appl. Ergon.* **2014**, *45*, 420–427. [[CrossRef](#)]
31. Kee, D. Systematic comparison of OWAS, RULA, and REBA based on a literature review. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2022**, *19*, 595. [[CrossRef](#)]
32. Maltry, L.; Holzgreve, F.; Maurer, C.; Wanke, E.; Ohlendorf, D. Improved ergonomic risk assessment through the combination of inertial sensors and observational methods exemplified by RULA. *Zentralblatt Arbeitsmedizin Arbeitsschutz Ergon.* **2020**, *70*, 236–239. [[CrossRef](#)]
33. Charles, R.L.; Nixon, J. Measuring mental workload using physiological measures: A systematic review. *Appl. Ergon.* **2019**, *74*, 221–232. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
34. Hellig, T.; Rick, V.; Mertens, A.; Nitsch, V.; Brandl, C. Investigation of observational methods assessing workload of static working postures based on surface electromyography. *Work* **2019**, *62*, 185–195. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
35. Village, J.; Frazer, M.; Cohen, M.; Leyland, A.; Park, I.; Yassi, A. Electromyography as a measure of peak and cumulative workload in intermediate care and its relationship to musculoskeletal injury: An exploratory ergonomic study. *Appl. Ergon.* **2005**, *36*, 609–618. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

36. Chander, H.; Burch, R.F.; Talegaonkar, P.; Saucier, D.; Luczak, T.; Ball, J.E.; Turner, A.; Kodithuwakku Arachchige, S.N.; Carroll, W.; Smith, B.K. Wearable stretch sensors for human movement monitoring and fall detection in ergonomics. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2020**, *17*, 3554. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
37. Maurer-Grubinger, C.; Holzgreve, F.; Fraeulin, L.; Betz, W.; Erbe, C.; Brueggmann, D.; Wanke, E.M.; Nienhaus, A.; Groneberg, D.A.; Ohlendorf, D. Combining ergonomic risk assessment (RULA) with inertial motion capture technology in dentistry—Using the benefits from two worlds. *Sensors* **2021**, *21*, 4077. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
38. McAtamney, L.; Corlett, E.N. RULA: A survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Appl. Ergon.* **1993**, *24*, 91–99. [[CrossRef](#)]
39. Lim, S.; D'Souza, C. A narrative review on contemporary and emerging uses of inertial sensing in occupational ergonomics. *Int. J. Ind. Ergon.* **2020**, *76*, 102937. [[CrossRef](#)]
40. Brandl, C.; Bonin, D.; Mertens, A.; Wischniewski, S.; Schlick, C.M. Methodik zur Unterstützung des ergonomischen Interventionsprozesses am Beispiel einer automatisierten OWAS-basierten Generierung von Vorschlägen zur technischen Gestaltung von Arbeitsplätzen. In *Arbeit in Komplexen Systemen. Digital, Vernetzt, Human?! Bericht zum 62. Arbeitswissenschaftlichen Kongress vom 2.–4. März 2016*; RWTH Aachen University, Institut für Arbeitswissenschaft (IAW) Dortmund, GfA-Press: Aachen, Germany, 2016; ISBN 978-3-936804-20-1. Seiten 5, Projektnummer: F 2348.
41. Crecan, C.M.; Peștean, C.P. Inertial Sensor Technologies—Their Role in Equine Gait Analysis, a Review. *Sensors* **2023**, *23*, 6301. [[CrossRef](#)]
42. Teufel, W.; Lorenz, M.; Miezal, M.; Taetz, B.; Fröhlich, M.; Bleser, G. Towards inertial sensor based mobile gait analysis: Event-detection and spatio-temporal parameters. *Sensors* **2018**, *19*, 38. [[CrossRef](#)]
43. Humadi, A.; Nazarahari, M.; Ahmad, R.; Rouhani, H. Instrumented ergonomic risk assessment using wearable inertial measurement units: Impact of joint angle convention. *IEEE Access* **2020**, *9*, 7293–7305. [[CrossRef](#)]
44. Zhang, X.; Schall, M.C., Jr.; Chen, H.; Gallagher, S.; Davis, G.A.; Seseck, R. Manufacturing worker perceptions of using wearable inertial sensors for multiple work shifts. *Appl. Ergon.* **2022**, *98*, 103579. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
45. Humadi, A.; Nazarahari, M.; Ahmad, R.; Rouhani, H. In-field instrumented ergonomic risk assessment: Inertial measurement units versus Kinect V2. *Int. J. Ind. Ergon.* **2021**, *84*, 103147. [[CrossRef](#)]
46. Lobo, D.; Anuarbe, P.; López-Higuera, J.M.; Viera, J.; Castillo, N.; Megía, R. Estimation of surgeons' ergonomic dynamics with a structured light system during endoscopic surgery. *Int. Forum Allergy Rhinol.* **2019**, *9*, 857–864. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
47. Li, G.; Buckle, P. Current techniques for assessing physical exposure to work-related musculoskeletal risks, with emphasis on posture-based methods. *Ergonomics* **1999**, *42*, 674–695. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
48. Ezzatvar, Y.; Calatayud, J.; Andersen, L.L.; Aiguadé, R.; Benítez, J.; Casaña, J. Professional experience, work setting, work posture and workload influence the risk for musculoskeletal pain among physical therapists: A cross-sectional study. *Int. Arch. Occup. Environ. Health* **2020**, *93*, 189–196. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
49. Kreuzfeld, S.; Seibt, R.; Kumar, M.; Rieger, A.; Stoll, R. German version of the Cornell Musculoskeletal Discomfort Questionnaire (CMDQ): Translation and validation. *J. Occup. Med. Toxicol.* **2016**, *11*, 13. [[CrossRef](#)]
50. Bandyopadhyay, S.; Bandyopadhyay, L.; Dasgupta, A.; Paul, B.; Roy, S.; Kumar, M. Quantification of Musculoskeletal Discomfort among Automobile Garage Workers: A Cross-sectional Analytical Study in Chetla, Kolkata, West Bengal. *J. Clin. Diagn. Res.* **2021**, *15*, 1. [[CrossRef](#)]
51. Tischer, T.; Oye, S.; Wolf, A.; Feldhege, F.; Jacksteit, R.; Mittelmeier, W.; Bader, R.; Mau-Moeller, A. Measuring lower limb circumference and volume—introduction of a novel optical 3D volumetric measurement system. *Biomed. Eng. Biomed. Technol.* **2020**, *65*, 237–241. [[CrossRef](#)]
52. Paul, S.M.; Chamberlin, A.P.; Hatt, C.; Nayak, A.V.; Danoff, J.V. Reliability, validity, and precision of an active stereophotogrammetry system for three-dimensional evaluation of the human torso. *Med. Eng. Phys.* **2009**, *31*, 1337–1342. [[CrossRef](#)]
53. Allier, F.; Monnet, S. Mesure des flèches vertébrales par le télémètre laser. Évaluation de la fiabilité de la mesure de la flèche lombaire. *Kinésithérapie Rev.* **2013**, *13*, 41–46. [[CrossRef](#)]
54. Roetenberg, D.; Luinge, H.; Slycke, P. Xsens MVN: Full 6DOF human motion tracking using miniature inertial sensors. *Xsens Motion Technol. BV Technol. Rep* **2009**, *1*, 1–7.
55. Tognetti, A.; Lorusi, F.; Mura, G.D.; Carbonaro, N.; Pacelli, M.; Paradiso, R.; Rossi, D.D. New generation of wearable goniometers for motion capture systems. *J. Neuroeng. Rehabil.* **2014**, *11*, 56. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
56. Picerno, P.; Cereatti, A.; Cappozzo, A. Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules. *Gait Posture* **2008**, *28*, 588–595. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
57. Borg, G. Psychophysical scaling with applications in physical work and the perception of exertion. *Scand. J. Work. Environ. Health* **1990**, *16*, 55–58. [[CrossRef](#)]
58. Waongengarm, P.; van der Beek, A.J.; Janwantanakul, P.; Akkarakittichoke, N.; Coenen, P. Can the Borg CR-10 scale for neck and low back discomfort predict future neck and low back pain among high-risk office workers? *Int. Arch. Occup. Environ. Health* **2022**, *95*, 1881–1889. [[CrossRef](#)]
59. Unfallversicherung, D.G. *DGUV Grundsätze für Arbeitsmedizinische Vorsorgeuntersuchungen. 5. Vollst. neu Bearb. Aufl.*; Gentner: Stuttgart, Germany, 2010.
60. Waskom, M.L. Seaborn: Statistical data visualization. *J. Open Source Softw.* **2021**, *6*, 3021. [[CrossRef](#)]
61. Cohen, J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*; Routledge: New York, NY, USA, 1988; Volume 2, p. 567.

62. Balogh, I.; Örbaek, P.; Ohlsson, K.; Nordander, C.; Unge, J.; Winkel, J.; Hansson, G.-Å.; Group, M.S.N.S. Self-assessed and directly measured occupational physical activities—Influence of musculoskeletal complaints, age and gender. *Appl. Ergon.* **2004**, *35*, 49–56. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
63. Jakobsen, M.D.; Sundstrup, E.; Persson, R.; Andersen, C.H.; Andersen, L.L. Is Borg’s perceived exertion scale a useful indicator of muscular and cardiovascular load in blue-collar workers with lifting tasks? A cross-sectional workplace study. *Eur. J. Appl. Physiol.* **2014**, *114*, 425–434. [[CrossRef](#)]
64. Koskelo, R.; Vuorikari, K.; Hänninen, O. Sitting and standing postures are corrected by adjustable furniture with lowered muscle tension in high-school students. *Ergonomics* **2007**, *50*, 1643–1656. [[CrossRef](#)]
65. Rodrigues, M.S.A.; Leite, R.D.V.; Lelis, C.M.; Chaves, T.C. Differences in ergonomic and workstation factors between computer office workers with and without reported musculoskeletal pain. *Work* **2017**, *57*, 563–572. [[CrossRef](#)]

Disclaimer/Publisher’s Note: The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.

4.3 Publikation 2



Hintergrund und Fragestellung

Berufliche Anstrengung und Ermüdung sind zentrale Risikofaktoren für WRMSDs. Während kinematische und kinetische experimentelle Studien präventive Indikatoren identifizieren konnten, fehlen solche Untersuchungen in realen industriellen Szenarien. Ziel dieser Studie war es daher, den Einfluss physischer Belastung auf die Borg CR-10 Bodymap, auf ergonomische Risikobewertungen und den Fußdruck in einer realen Arbeitsumgebung zu analysieren.

Methodik

An dieser Feldstudie nahmen 24 Personen teil (17 Männer, 7 Frauen). Zur Erfassung der Arbeitsbelastung von Produktions- und Büroangestellten wurden IMUs ($n = 24$) und plantare Innenschuh-Druckmessungen ($n = 18$) eingesetzt – jeweils zu Beginn der Schicht und nach drei Stunden ununterbrochener Arbeit. Neben zwei 12-minütigen MoCap-Messungen wurde die Borg CR-10 Body Map und eine VAS zu Ermüdung verwendet. Die Daten wurden mit MATLAB verarbeitet und mit SPSS ausgewertet, um eine statistische Aussagekraft zu dem RULA, der CUELA, dem plantaren Fußdruck und der Lastverteilung zu ermitteln.

Ergebnisse und Interpretation

Zwischen den beiden Messzeitpunkten konnten signifikante Unterschiede hinsichtlich körperlicher Anstrengung und Ermüdung festgestellt werden, jedoch nicht in Bezug auf die ergonomische Risikobewertung mittels RULA und CUELA. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede beim plantaren Fußdruck, allerdings wurden signifikante Unterschiede zwischen der dominanten und nicht-dominanten Seite in allen Druckvariablen nachgewiesen. Kinetische Seitendifferenzen lieferten eine wertvolle Grundlage zur Anpassung einseitiger Anforderungen im Arbeitsprozess. Traditionelle Beobachtungsmethoden müssen womöglich angepasst werden, um einer Kombination aus kinematischen und kinetischen Messmethoden gerecht zu werden und auf subtile Veränderungen frühzeitig zu reagieren.



Article

Impact of Fatigue on Ergonomic Risk Scores and Foot Kinetics: A Field Study Employing Inertial and In-Shoe Plantar Pressure Measurement Devices

Steven Simon ^{*}, Jonas Dully, Carlo Dindorf, Eva Bartaguiz, Stephan Becker and Michael Fröhlich

Department of Sports Science, University of Kaiserslautern-Landau, 67663 Kaiserslautern, Germany; jonas.dully@rptu.de (J.D.); carlo.dindorf@rptu.de (C.D.); eva.bartaguiz@rptu.de (E.B.); stephan.becker@rptu.de (S.B.); michael.froehlich@rptu.de (M.F)

* Correspondence: steven.simon@rptu.de

Abstract: (1) Background: Occupational fatigue is a primary factor leading to work-related musculoskeletal disorders (WRMSDs). Kinematic and kinetic experimental studies have been able to identify indicators of WRMSD, but research addressing real-world workplace scenarios is lacking. Hence, the authors of this study aimed to assess the influence of physical strain on the Borg CR-10 body map, ergonomic risk scores, and foot pressure in a real-world setting. (2) Methods: Twenty-four participants (seventeen men and seven women) were included in this field study. Inertial measurement units (IMUs) (n = 24) and in-shoe plantar pressure measurements (n = 18) captured the workload of production and office workers at the beginning of their work shift and three hours later, working without any break. In addition to the two 12 min motion capture processes, a Borg CR-10 body map and fatigue visual analog scale (VAS) were applied twice. Kinematic and kinetic data were processed using MATLAB and SPSS software, resulting in scores representing the relative distribution of the Rapid Upper Limb Assessment (RULA) and Computer-Assisted Recording and Long-Term Analysis of Musculoskeletal Load (CUELA), and in-shoe plantar pressure. (3) Results: Significant differences were observed between the two measurement times of physical exertion and fatigue, but not for ergonomic risk scores. Contrary to the hypothesis of the authors, there were no significant differences between the in-shoe plantar pressures. Significant differences were observed between the dominant and non-dominant sides for all kinetic variables. (4) Conclusions: The posture scores of RULA and CUELA and in-shoe plantar pressure side differences were a valuable basis for adapting one-sided requirements in the work process of the workers. Traditional observational methods must be adapted more sensitively to detect kinematic deviations at work. The results of this field study enhance our knowledge about the use and benefits of sensors for ergonomic risk assessments and interventions.

Keywords: ergonomics; motion capture; observational methods; RULA; CUELA; foot pressure sensors; corporate health management



Citation: Simon, S.; Dully, J.; Dindorf, C.; Bartaguiz, E.; Becker, S.; Fröhlich, M. Impact of Fatigue on Ergonomic Risk Scores and Foot Kinetics: A Field Study Employing Inertial and In-Shoe Plantar Pressure Measurement Devices. *Sensors* **2024**, *24*, 1175. <https://doi.org/10.3390/s24041175>

Academic Editors: Del P. Wong and Javen Qinfeng Shi

Received: 17 January 2024

Revised: 7 February 2024

Accepted: 8 February 2024

Published: 10 February 2024



Copyright: © 2024 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

Occupational fatigue, often caused by high job demands and long duty periods, is associated with the reduced occupational health and safety of the worker, resulting in high social and financial costs [1], and is, therefore, a major problem for modern industrial societies [2–4]. Following the International Standardization Organization (ISO) 6385 document (2016) pertaining to the integration of ergonomics into the designs of work systems, work-induced fatigue is characterized as a non-pathological manifestation of excessive strain, either mental, local, or general, that is entirely reversible with rest [5], and diminished human performance capabilities are attributed to the inability to effectively manage physiological stressors [6]. Fatigue may impact a worker by bringing about changes in movement [7] and an immediate decline in safety-conscious work behavior, productivity, teamwork, and morale [4], and can lead to musculoskeletal disorders (MSDs) [8,9]. There

may be many causes for the occurrence of fatigue at work [8], including long working hours, heavy workloads, early morning or night shifts, and insufficient sleep [10]. Furthermore, fatigue is also a problem in the context of working in a static position, like sitting for a prolonged period as in office work, and may cause a change in posture [11]. Studies have shown that unergonomic working positions correlate with increased perceived exertion [1], physical discomfort [12], and MSDs [13] that can negatively affect the work and private life quality of employees [14]. A wide body of literature describes the general causes and effects of occupational fatigue [4], while few studies have examined fatigue in the construction industry. Nevertheless, the construction industry is known as a risky and labor-intensive industry [8]. According to a meta-analysis by Hazzaa et al. [15], fatigue has the potential to alter how impact forces are absorbed.

Preventive examinations are of great importance in promoting occupational health [16,17]. Wearable devices are widespread solutions aimed at enhancing work efficiency, promoting the well-being of workers, and facilitating interactions between users and their environment at any time and location [18]. Several studies have examined kinematic or kinetic indicators to derive appropriate ergonomic measures [1,5,8,19]. Inertial measurement units (IMUs) can be employed to detect kinematic factors throughout a longer-duration work process [20,21]. Consequently, a posture score can be computed via various observational methods e.g., the Rapid Upper Limb Assessment (RULA), the Ovako Working Posture Analysis System (OWAS), Rapid Entire Body Assessment (REBA), or Computer-Assisted Recording and Long-Term Analysis of Musculoskeletal Load (CUELA) [22,23]. Vignais et al. [21] and Maurer-Grubinger et al. [20] proposed methods to use the angle distribution during work processes to calculate a final RULA score from the kinematic data.

Moreover, insole devices have been used in recent studies to detect awkward working postures and physical fatigue [8,24–26]. The use of in-shoe plantar pressure measurements has already been employed in studies to assess the early detection of overloading, particularly in patients with diseases such as diabetes mellitus, but also in sports [15,27] and ergonomic footwear designs [28]. As working in the construction industry involves prolonged periods of monotonous or one-sided work, it may heighten the risk of MSDs, especially foot and lower leg deformities [29]. Furthermore, the physical demands on workers may fatigue their core, foot, and lower extremity muscles [30,31] and reduce the shock absorption capacity of the foot arch [32]. Studies that have assessed the effects of flooring and shoe in-sole interventions on the level of fatigue in workers have utilized physiological, psychological, and biomechanical data collection to quantify their effects on lower back and lower extremity symptoms caused by prolonged standing [33]; however, the physical parameters that should be monitored as indicators of fatigue are still unclear [34]. Zadpoor and Nikooyan [34] have stated that past research is undecided about whether muscular fatigue leads to an increase or decrease in ground reaction forces. They highlighted two explanations. On the one hand, fatigue may diminish the capacity to adequately absorb shocks and increase the ground reaction force to counterbalance this. On the other hand, the reduction in the ground reaction force is due to the protective strategy of the human body to prevent pain or injury.

Therefore, this study aimed to assess the influence of physical strain induced through working in a real-world setting by employing the Borg CR-10 body map, ergonomic risk scores (RULA and CUELA), and in-shoe plantar pressure measurements. Furthermore, we investigated side differences that may occur because of one-sided monotonous work requirements.

2. Materials and Methods

Twenty-four employees in production and office (seventeen men and seven women) work settings participated in this experimental field study (age [years]: women 43.57 ± 13.56 , men 37.94 ± 7.57 ; height [cm]: women 1.65 ± 0.05 , men 1.78 ± 0.06 ; weight [kg]: women 72.57 ± 12.41 , men 80.88 ± 12.18 ; body mass index [kg/m^2]: women 26.39 ± 3.44 , men 25.63 ± 3.34). Each participant was informed verbally and in writing and signed an in-

formed consent form regarding data rights, recording videos, and participating in the study procedures. This study was conducted in accordance with the guidelines of the Declaration of Helsinki and approved by the Institutional Ethics Committee (Ethikkommission RPTU Kaiserslautern-Landau, Nr. 66).

The inclusion criteria were as follows: age > 18 years, a permanent employment contract at the company, and a minimum of 1 year of professional activity in the current professional segment. The exclusion criteria were acute restriction of physical activity in the sense of professional activity, surgical treatment of the musculoskeletal system in the last 4 weeks, and performing exhausting activities 48 h prior to the work shift, such as high-intensity weightlifting or cardio training.

2.1. Experimental Design

During one work shift, three participants were assessed twice by one test conductor: The subjects underwent a 12 min Motion Capture (MoCap) using IMUs (Xsens, Enschede, The Netherlands) at the start of their afternoon work shift from 2 to 10 pm (see Figure 1). After the pre-test, they worked for three hours in their common routine [17] without any breaks to monitor habitual fatigue in the specific working processes before undergoing another 12 min MoCap, in compliance with the legal requirements of German work law. The afternoon shift was selected to rule out tiredness in the sense of “sleepiness” as far as possible.

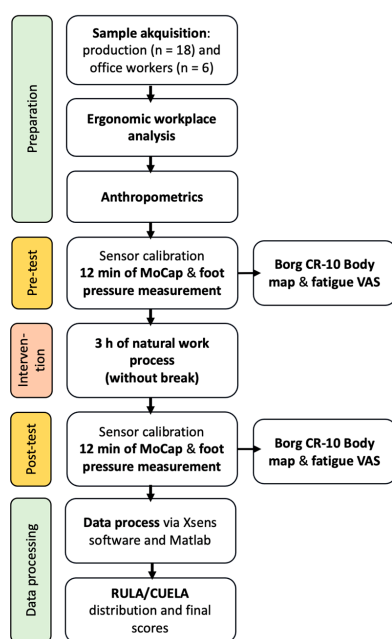


Figure 1. Study procedure (pre- and post-test including MoCap (n = 24) and plantar pressure measurement (n = 18)). Abbreviations: MoCap = motion capture; VAS = visual analog scale; RULA = Rapid Upper Limb Assessment; and CUELA = Computer-Assisted Recording and Long-Term Analysis of Musculoskeletal Load.

2.2. Experimental Tasks of the Sample

The sample included eighteen production and six office workers. The production workers engaged in tasks involving diverse physical activities. They represented several

distinct workstations representing various company areas, including the manufacturing of electrical cabinets, stamping, and cabinet assembly. The office workers were recruited from the Human Resources Department, primarily performing sedentary duties for 7.5 h at desks, which involved accounting and administrative tasks requiring prolonged sitting.

2.3. Motion Capturing and Ergonomic Risk Score

At the beginning of each test, the subjects' body measurements were taken (only pre-test) and the IMUs and in-shoe pressure soles were both calibrated. Each inertial measurement unit (IMU) was comprised of a three-axis accelerometer (± 16 g), a three-axis gyroscope (± 2000 degrees per second), and a three-axis magnetometer (± 1.9 Gauss) [35]. They represent a robust and precise reference system for reconstructing the three-dimensional motion of employees [36]. During the data collection process, while working, the sensors transmitted real-time data to a dedicated hub for synchronization (see Figure 2).

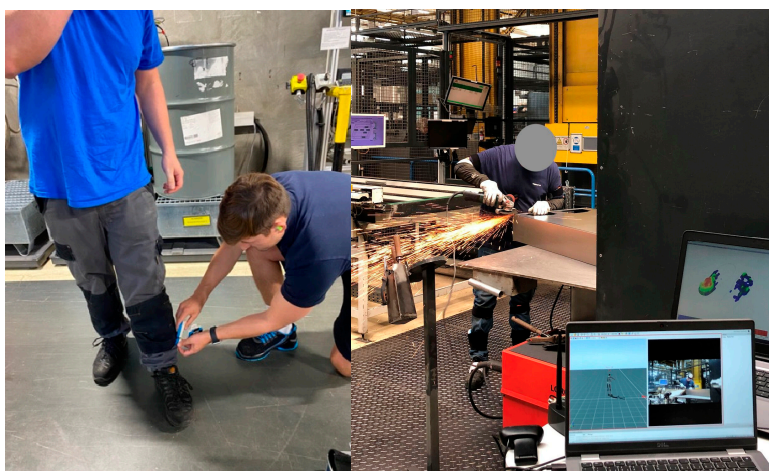


Figure 2. Kinematic and kinetic analysis of workers with IMUs and in-shoe plantar pressure measurement.

RULA assesses the risk of musculoskeletal disorders (MSDs) in workers [37]. Posture, muscle engagement, and external loads affecting body regions such as the neck, trunk, and upper limbs were evaluated using partial scores for each anatomical region (upper arm, lower arm, wrist, neck, trunk, and legs).

The RULA body part score A was determined by the muscle activity of the arms and wrists (repetition or static posture > 1 min) and forces (< 2 kg, 2–10 kg, and > 10 kg, repetitive or static), while the RULA body part score B was computed by the muscle activity of the neck, trunk, and legs (see above), and forces (see above). The final RULA score C depends on the A and B score values and reflects the MSD risk level. The RULA scores of participants ranged between 1 and 7. A score of 1 indicates low risk, scores of 3 or 4 indicate a necessity for intervention or procedural modifications, scores of 5 or 6 imply an impending need for alterations, and a score of 7 denotes a pressing requirement for a change in work procedures [38].

Furthermore, the Computer-Assisted Recording and Long-Term Analysis of Musculoskeletal Load (CUELA = Computer-unterstützte Erfassung und Langzeitanalyse des Muskel-Skelett-Systems according to Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung Information 208-033) results were used for the kinematic analysis by the angle distribution in colors (part one) [39]. CUELA is a posture measurement system that aims to reproduce work activities in native work environments. The standardized assessment of physical stress is carried out for several body regions according to established occupational physiologi-

cal, biomechanical, and epidemiological findings [39]. It captures real-time data during authentic work scenarios and allows study participants to execute routine tasks [40] and results in three angle categories: green (acceptable), yellow (limited acceptable), and red (unacceptable) [41].

2.4. In-Sole Plantar Pressure Measurement

Foot pressure was recorded synchronously with the MoCap system using in-shoe plantar pressure sensors in Medilogic soles (T&T Medilogic Medizintechnik GmbH, Schönefeld, Germany) [42] (see Figure 3). Each sole was equipped with a maximum of 240 surface-resistive SSR sensors depending on the assigned shoe size, with a measurement range of 0.6 to 64 N/cm². The maximum measurement error was specified by the manufacturer at 5% of the full-scale output, and a sampling rate of 100 Hz was selected. The sensors operated wirelessly (WLAN) without disturbing the work process and were recalibrated before each measurement session [42].

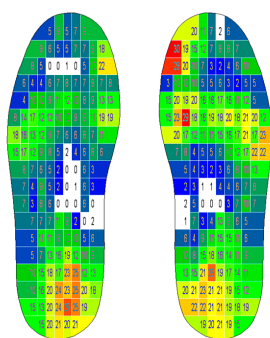


Figure 3. A representative image showing foot pressure measurement output (N/cm²) (software: T&T medilogic Medizintechnik GmbH).

The pressure of the foot on the insole that was caused by the lace binding of the safety shoes was eliminated by manual zeroing in a sitting position with the feet raised in a relaxed position. At this time, three to five sensors (depending on the foot size; EU 39/41/43/45) placed on the outside of the rear foot were excluded before data processing to rule out any influence of curvature in the outer shoe due to the safety shoe guidance. Each participant wore the same neutral safety shoes from the same manufacturer (Louis Steitz Secura GmbH and Co. KG) in their shoe size to exclude shoe effects [43].

2.5. Workers' Physical Exertion and Fatigue

The afternoon shift was selected to rule out tiredness in the sense of “sleepiness” as far as possible. Ahsberg et al.'s [44] results showed that fatigue was highest on the night shift and lowest on the afternoon shift. The timeline of subject acquisition was randomized, and the intervention time was standardized. The interventional working time of three hours between the two measurement times followed Maman et al. [17].

After each MoCap session, participants were asked for their level of exertion (BORG CR-10 + body map) [45]. The body map has the advantage of the differentiation between different body regions. A rating on this scale is a reliable measure of the general perception of fatigue [12]. Controlled laboratory studies have concluded that there is a close relationship between work demands (the percentage of the individual physical capacity) and perceived physical exertion [46]. A cut-off value of ≥ 3.5 appeared to be optimal when predicting future pain, both in the neck and lower back [47]. Jakobsen et al. [48] used this scale to evaluate the fatigue levels in 200 workers and summarized that an exertion level of at least 4 can be an indicator of high muscular load. Cruz-Montecinos et al. demonstrated

that physical exertion can be a good predictor of neuromuscular fatigue [49]. Additionally, the perceived level of fatigue was measured using a 10 mm visual analog scale (VAS), allowing for real-time detection [50].

2.6. Data Processing

The Borg body map exertion values were used to compute a final score, an upper extremity score (UE-score), a lower extremity score (LE-score), and a core score. The relevant ergonomic kinematic variables were rated based on the RULA score using a self-written MATLAB script (MathWorks, Natick, Massachusetts, United States). The working time in four levels was calculated over the whole working process: *acceptable*, *measures should be initiated in the near future*, *measures should be initiated shortly*, and *measures should be initiated directly*. Finally, the distribution was transferred to a final RULA score that represented the dynamics of the whole working process. For CUELA, the relative distribution in *green*, *yellow*, and *red* was calculated and used to assess a final score to make it comparable to RULA (see Figure 4).

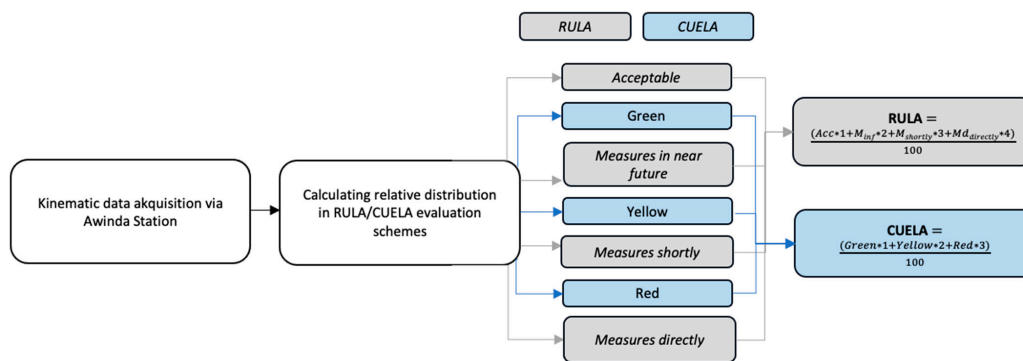


Figure 4. Workflow for evaluating final RULA and CUELA scores over two 12 min working periods (M_1 and M_2).

After the data assessment, the vertical ground reaction forces of the foot pressure measurement insoles were exported and divided into six different foot regions that were adapted from a previous study [51]:

- Rearfoot (0–30% length; 0–100% width);
- Midfoot (31–60% length; 0–100% width);
- Metatarsal heads (61–80% length; 0–100% width);
- Forefoot (81–100% length; 0–100% width);
- Inner foot (0–100% length; 0–60% width);
- Outer foot (0–100% length; 61–100% width).

To evaluate the raw values of the pressure measurement sensors of the right and left insoles, all measurements first had to be exported to CSV files. Using MATLAB software, the individual measurements were merged and sorted in tabular form according to the specified variables for the pre- and post-tests (see Section 3). The raw data from the pressure insoles from each worker were used to calculate mean values and the percentage of time this area was loaded using MATLAB. Additionally, the load times of the individual sensors of the foot areas were used to calculate mean values to eliminate time effects and differences in foot areas. Furthermore, for each worker, the mean peak pressure from the sensors in each foot area was calculated as well as the impulse values [43,52,53]. In contrast with Caravaggi et al. [52], rather than obtaining the highest value from a range, the individual maximum values from each sensor were used to compute the mean values. The (pressure) impulse was calculated from the product of pressure [N/cm^2] and time [s] for each sensor.

As a result, areas where a mean load prevailed over a longer period were highlighted. While short-term high loads were particularly apparent in the peak pressure evaluation, the impulse evaluation emphasized areas where a medium load prevailed over a longer period.

2.7. Data Analysis

First, all data were checked for normal distributions by the Shapiro–Wilk test via SPSS software (IBM, version 29, SPSS Inc., Chicago, IL, USA), and a visual analysis of the data was conducted to detect outliers. The differences between the pre- and post-fatigue levels were normally distributed, as assessed by the Shapiro–Wilk test; however, this was not the case for the Borg body map UE- and LE-scores, RULA scores, and CUELA pre-test results. Simulation studies have shown that repeated-measures ANOVA (rmANOVA) is a robust test for violations of the normal distribution assumption when it is the only assumption that is violated [54]. Adjusted p-values, determined with rmANOVA, were compared with the alpha level of 0.05, and the effect size following Cohen [55] was assessed. For the means, peak pressures, impulse values, and load times in the six areas of the foot, rmANOVAs were used. We decided to not exclude any outliers. Post hoc analysis was conducted with the Bonferroni adjustment. Calculations and visualizations were performed in MATLAB, SPSS, and the Python library “Seaborn” software packages [56].

3. Results

3.1. Physical Exertion and Fatigue

Figure 5 presents the Borg CR-10 body map results for each body segment (UE, LE, and core). Physical exertion in the post-test (4.96 ± 1.96) was shown to be higher than in the pre-test (3.49 ± 2.01). The rmANOVA with a Greenhouse–Geisser correction determined that mean exertion levels showed a highly statistically significant difference between measurements ($F(1, 23) = 27.751$; $p < 0.001$; partial $\eta^2 = 0.55$). The Bonferroni-adjusted post hoc analysis significantly confirmed ($p < 0.001$) higher exertion scores after a 3 h intervention (Mean_{Diff} = 1.54; 95% confidence interval [CI] = 0.93–2.14).

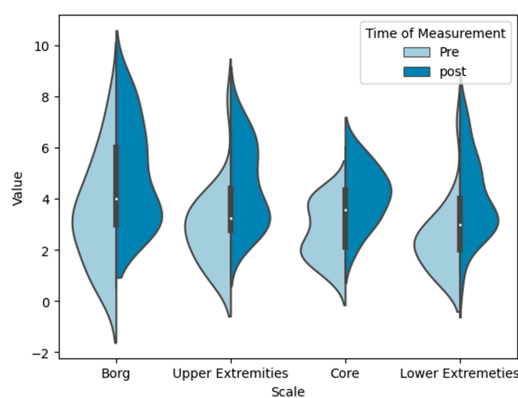


Figure 5. Violin plots representing the Borg CR-10 body map of the sample ($n = 24$) as total (pre-test: median—3, interquartile range (IQR)—2.78; post-test: median—4.50, IQR—3.13), and for the UEs (upper extremities) (pre-test: median—2.88, IQR—1.75; post-test: median—4.19, IQR—2.72), core (pre-test: median—2.88, IQR—1.75; post-test: median—4.22, IQR—1.81), and LEs (lower extremities) (pre-test: median—2.17, IQR—1.25; post-test: median—3.17, IQR—2.08). The violin shape was created by plotting a kernel density estimate of the data.

Fatigue levels also had a highly significant measurement difference (see Figure 6) ($F(1, 23) = 13.979$; $p < 0.001$; $\eta_p^2 = 0.38$). The post hoc analysis (Bonferroni correction) revealed a significant difference between the pre- and post-tests (Mean_{Diff} = 1.39; 95% CI = 0.62–2.16).

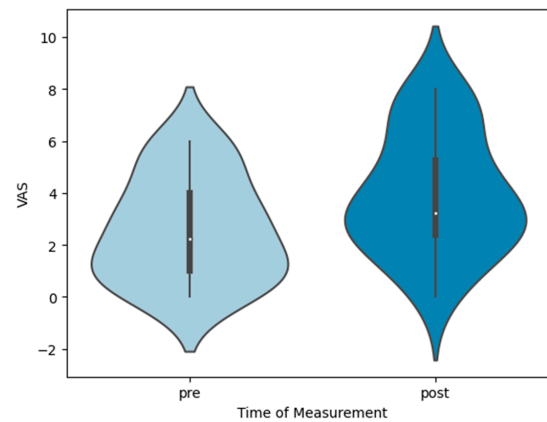


Figure 6. Violin plots show fatigue visual analog scale of the sample ($n = 24$) regarding pre-test (median: 2.25; IQR: 3) and fatigue VAS post-test (median: 3.25; IQR: 2.88).

3.2. Ergonomic Risk Scores

Both RULA and CUELA scores were slightly lower in the post-test than in the pre-test (see Table 1), but the statistical analysis (rmANOVA) revealed no significant difference between the measurements ($F(1, 23) = 2.62$; $p = 0.12$).

Table 1. Descriptive data of final ergonomic risk RULA and CUELA scores (determined via the distributions in the risk areas) of the sample ($n = 24$).

	RULA		CUELA	
	Pre	Post	Pre	Post
Mean	4.96	4.79	1.63	1.57
Standard deviation	0.99	1.02	0.16	0.12

3.3. In-Sole Plantar Pressure Measurement

The percentage of loaded sensors among the total number of sensors did not significantly change across both sides and measurement times (see Table 2).

Table 2. Percentage of loaded sensors among the total number of sensors (%) ($n = 18$ production workers).

	Pre		Post	
	Left	Right	Left	Right
Mean	86.29	88.73	84.27	87.52
Standard deviation	24.63	25.63	24.43	25.41

The differences between the pre- and post-tests were calculated (Figure 7). The rmANOVA showed no statistically significant difference in the mean plantar pressure values between measurements ($F(1, 17) = 0.176$; $p = 0.68$) but did show significant differences in the mean pressures between the foot sides ($F(1, 17) = 22.402$; $p < 0.001$; $\eta_p^2 = 0.57$). Bonferroni-adjusted post hoc analysis confirmed significantly ($p < 0.001$) higher plantar pressure values in the right foot than in the left foot ($\text{Mean}_{\text{Diff}} = 230.693$; 95% CI = 201.702–259.685).

In line with the mean pressure values, the peak pressures showed no significant differences between the pre- and post-tests ($F(1, 17) = 0.794$; $p = 0.385$) but did show significant side differences between the left and right foot peak pressures ($F(1, 17) = 19.84$; $p < 0.001$; $\eta_p^2 = 0.54$), confirmed by post hoc analysis ($\text{Mean}_{\text{Diff}} = 5.34$; 95% CI = 2.81–7.869). The time load in the six areas of the foot showed no significant differences between the

pre- and post-tests ($F(1, 17) = 0.911; p = 0.353$). The descriptive data of peak pressures are presented in Figure 8.

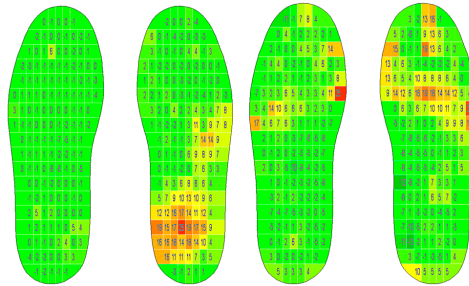


Figure 7. Differences between mean pressures (positive values = post-test > pre-test; negative values = post-test < pre-test) in subjects 2 (left) and 5 (right) (N/cm^2) (software: T&T medilogic Medizintechnik GmbH).

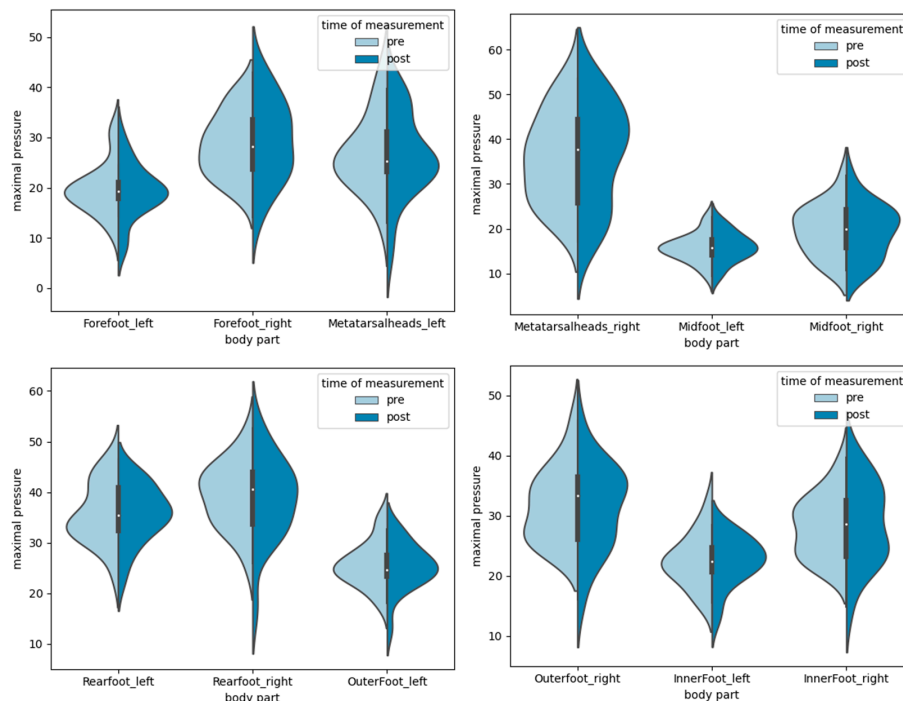


Figure 8. Pre- and post-test results of peak pressures in six areas of the foot for left and right sides (N/cm^2) of production workers ($n = 18$): forefoot (median: 24.12; IQR: 6.14), metatarsal heads (median: 31.34; IQR: 12.51), midfoot (median: 17.65; IQR: 5.87), rearfoot (median: 37.66; IQR: 9), outer foot (median: 28.77; IQR: 6.69), and inner foot (median: 25.53; IQR: 6.59).

Regarding impulse values (Ns/cm^2), the data showed an increase between the time of measurements, especially in the metatarsal heads (see Table 3), but the statistical analysis with *rmANOVA* revealed no significant difference between measurements ($F(1, 17) = 1.07$;

$p = 0.317$) apart from between the sides ($F(1, 17) = 5.85; p = 0.027$). The post hoc analysis confirmed the presence of significant side differences ($\text{Mean}_{\text{Diff}} = 4.67; 95\% \text{ CI} = 0.60\text{--}8.74$).

Table 3. Means values of impulse (pressure) in production workers ($n = 18$) for each foot region in the pre- and post-test comparison (Ns/cm^2). ToM = time of measurement.

Impulse (Ns/cm^2)	Pre-Test	Post-Test	Difference Pre-Post (+: Post-Test > Pre-Test; – = opp.)
Left metatarsal heads	7.78 ± 5.36	10.16 ± 6.88	2.39
Right metatarsal heads	13.48 ± 6.31	15.45 ± 8.49	1.97
Left midfoot	9.57 ± 3.46	10.56 ± 6.25	0.99
Right midfoot	12.75 ± 7.02	12.05 ± 6.90	−0.70
Left rearfoot (pre)	19.69 ± 7.96	21.33 ± 8.17	1.64
Right rearfoot (pre)	20.30 ± 7.09	20.78 ± 9.34	0.48
Repeated-measures ANOVA (ToM)			$F(1, 214) = 1.68; p = 0.196$

4. Discussion

4.1. Results

The statistical analysis showed that physical exertion (pre: 3.26 ± 1.82 ; post: 5.09 ± 1.92) and fatigue (pre: 2.58 ± 1.97 ; post: 3.97 ± 2.29) were significantly increased. Regarding the Borg body map data, levels between two and four represent moderate exertion, and levels over four represent high exertion. A fatigue level between two to five stands for mild fatigue. This implies that an increase from moderate to high in terms of physical exertion and an increase within the mild fatigue range was detected [48,50]. RULA scores that indicate risks of 4.96 ± 0.99 (pre-test) and 4.79 ± 1.02 (post-test) correspond to levels at which further intervention is needed and changes are required [37]. Comparably, CUELA showed scores of 1.63 ± 0.16 (pre-test) and 1.57 ± 0.12 (post-test), which means that the physiological range of motion was limited but acceptable. These results can be mainly attributed to many upper body rotations, awkward lifting movements, and static or one-sided workloads, and, consequently, represent a strong basis for initiating physical and environmental interventions for both production and office workers. The results regarding work-related musculoskeletal strains were the basis for targeted preventive measures according to the “(S)TOP principle”, including substitution (avoiding highly stressful activities), technical measures (ergonomic workspace designs), organizational measures (ergonomic work organization designs), and personal measures (behavioral prevention) [39]. A practical approach was to alternate workstations that allow work processes in two directions and to make a change of activity after each shift hour. Behavioral prevention workshops were initiated to educate workers on the importance of everyday postures and lifting/pushing movements.

Despite high exertion in the post-test, the perceived level of physical fatigue in workers was still at a mild level. The observational RULA and CUELA ergonomic scores did not show significant deviations from the pre- to post-test. The fact that the authors chose the same work task in both the pre- and post-tests, and that a 2D video analysis monitored the execution of the work process at both points in time, ensured comparability. This raises questions regarding whether and to what extent these scores can help to recognize changes in physical exertion or fatigue at an individual level at an early stage in the work schedule. The level of exertion and increasing fatigue after several hours of work may not directly lead to a change in the ergonomic risk scores. A plausible explanation for the lack of an increase in the observational method scores could be that the employees, at the beginning of the work shift, have to get used to coordinative processes, while later in the work schedule, they work with more economical movements. The chosen observational methods (RULA and CUELA) may not be sensitive enough to account for small changes in the determination of individual and total scores. This highlights a need to adapt these scores more closely

and precisely to the increased technical possibilities for data collection and evaluation and to address the additional informational value. Maman et al. [17] developed a data-driven approach to detect physical fatigue via four IMUs and found that the wrist, torso, and hip sensors had the strongest contribution to detecting fatigue. In this field study, 17 sensors were used, and upper extremity parameters were highlighted, as RULA is more upper-body oriented. No significant effects could be detected during the afternoon work shift of this study's participants.

Furthermore, the results of this approach did not identify any significant differences in plantar pressure values (mean, peak, and impulse pressures) between measurements at different work shift times. The authors hypothesized that the duration of the work shifts in a standing and walking position with simultaneous high postural risk, as shown by the observational methods, and prolonged loading of the foot may change the plantar pressure values and distribution due to muscle fatigue. For this reason, only the production workers were involved in this examination. The participants had to work 3 h before post-test measurements were recorded. The pressure impulse value descriptive data show a trend toward elevated values that was not confirmed by statistical analysis. In contrast with mean and peak pressures, impulse values represent the duration of the load. While short-term high loads are particularly apparent in the peak pressure evaluation, the impulse evaluation emphasizes areas where a medium load prevails over a longer period. Recent studies have demonstrated the value of detecting fatigue by in-shoe plantar pressure sensors [8,24]. Antwi-Afari et al. [8] indicated that fatigue patterns, derived from acceleration and plantar pressure data recorded by a wearable insole device, may effectively discern physical fatigue in construction workers. Garcia et al. [30] showed that lower extremity muscle fatigue was highly evident after 5 h of standing work. The assumption regarding a change in the pressure distribution in various areas of the foot could not be confirmed. Generally, it must be noted that the study situation was weak regarding the effects of physical exertion and fatigue in the course of work shifts on the plantar vertical ground reaction forces in safety shoes. Messing et al. [57] suggested that foot pain at work may emerge from the prolonged loading of the connective tissues during prolonged standing with uncomfortable shoes and hard floors, stretching the relevant ligaments that support the longitudinal and transversal arches. Studies in the field of running have also revealed different findings in this respect. Although Hazzaa et al. [15] concluded that local muscle fatigue in running indicates a non-significant reduction in peak pressure, they described several studies that have demonstrated elevations in peak pressures and impulses in the area of the metatarsal heads, and the entire arch, especially the medial arch [58–60]. Headlee et al. [32] highlighted that the fatigue of foot muscles can result in a navicular drop, a lowering of the medial longitudinal arch.

Nevertheless, the kinetic analysis helped to detect ergonomically relevant side differences between the dominant- and non-dominant sides, caused by the need for one-sided work activities and/or the worker's choice to use only the dominant side. The 2D video analysis that was used to analyze the work processes independently of the sensor measurements revealed that there were obvious one-sided requirements in the work process, but the worker had the choice to increasingly use the dominant side as the supporting and gripping side within these individual work steps. These factors might lead to the side differences highlighted by the statistical analysis. Among studies on the biomechanics of running, Brown et al. [61] found no interaction between fatigue and limb dominance when examining joint kinematics or kinetics, but Hazzaa et al. [15] observed that fatigue may accentuate the kinematic and kinetic differences between limbs. These findings may translate into a strong ergonomic benefit and were the basis for further behavioral and environmental interventions such as training for postural awareness and adapting to work conditions, work processes, and work materials.

4.2. Methods

The authors decided to conduct a field study representing real-world work processes since laboratory scenarios are deficient in representing actual workplace scenarios. The study participants were instructed to perform the same task (always depending on their individual workstation, for example, the manufacturing of electrical cabinets, stamping, cabinet assembly, and administrative computer work) at both measurement time slots but were not restricted in their behavior. This approach was deliberately chosen to reflect the real requirements of day-to-day work, which is seen as a major strength of this study design.

Work-related physical exertion and fatigue detection

The Borg CR-10 scale for discomfort is feasible for use by ergonomists and occupational healthcare providers. Even if the methodology is based on established scores, it is still a subjective survey that depends on perceptions [62]. Balogh et al. [63] emphasized that employees with musculoskeletal complaints overestimate the physical strain. The methodology relied on these subjective assessments and therefore lacked objective parameters, such as heart rate, blood lactate level, and muscle activity (surface electromyography). The absence of these critical measurements might lead to an incomplete understanding of fatigue processes, and this must be taken into account when interpreting the results. However, it may not be possible to fully identify fatigue processes even with the inclusion of these methods. We therefore opted for an economical, scientifically established methodology that is suitable and practicable in an ergonomic context.

Kinematic analysis

The use of sensors to detect worker exertion is increasingly becoming the focus of occupational science [64]. RULA and CUELA, which have been established assessment tools for decades in the ergonomic evaluation of work processes, were chosen to operationalize the MoCap data. Both observational methods were used to enable a comparison between different scores to improve the validity of the results. The MoCap data acquired along with the IMUs made it possible to record the kinematic data over 24 min of the work process, thus making it possible to determine the RULA score for each posture of the work process and to allow a temporal distribution in the four risk areas that represent the overall process. This may be seen as a significant enhancement of the test results; however, it was a complex data processing procedure that needed to be carried out by the research team. These computations encompassed the overall RULA scores of both body halves. Consequently, a more objective determination of the total ergonomic load was feasible, leading to a more accurate assessment of workplace ergonomics [20]. Algorithms that use IMU data to provide score-based results are an option, and proposals have recently been published [35]. Software has also been developed that allows the risk profiles of workers to be assessed in real time [19,21] based on *Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung* (DGUV) assessment scales such as CUELA [65].

Kinetic analysis

As a general limitation, in-shoe plantar pressure measurements cannot measure shear forces, which may be an important factor in shifting loads and the resulting soft tissue stress on the feet. The foot pressure measurement system can record the vertical force of the ground reaction force data to evaluate the physical intensity and ergonomic risk level. Nevertheless, it is easy to use, has great potential in dynamic and complex settings, and is easily inserted in safety boots [8,28]. It does not influence movement. The whole work process, implying multiple footsteps of workers, can be measured in real-time [24]. Every participant wore the same neutral safety shoes from the same manufacturer to neutralize disturbing effects [43,52]. Bisiaux et al. [66] chose the peak pressure and relative impulse on different foot areas as ground reaction parameters for assessing fatigue. In contrast with Karvekar et al. [67], we did not include parameters such as gait speed, acceleration, stride frequency, stride length, and step width in the evaluation of the data, but these should be added in future studies.

4.3. Strengths and Limitations of This Study

The authors decided on a field assessment, in which great strength was observed in the representation of actual work processes and combined two different types of sensors: inertial measurement units for detecting the postural risk during two work processes at different work shift times, and plantar pressure sensors. Most studies focus on data collection in laboratory settings by using markers that make their application in construction sites very challenging [8] and the results cannot be applied to real-world settings. The combination of kinematic data with kinetic data allows statements to be made not only about postural risk but also about the vertical ground reaction forces acting on the worker's body and thus strengthens the basis for targeted workplace interventions that can reduce the risk of developing musculoskeletal complaints in the long term. Making in-shoe plantar pressure measurements via insoles may be well-suited to identifying side differences in ergonomic settings and improving interventions. The side differences may be attributed to the one-sided work requirements, as well as to the individual behavior of the workers concerning their dominant side.

The study design included two established ergonomic scores to determine the postural risk in the work process to strengthen the informative value of the postural risk and to compare the two evaluation systems. Since CUELA, in contrast with RULA, is based on distributions in three risk areas rather than a final score, the authors made a proposal for the comparability of the two scores in the methodology, which can ensure better comparability. Refinements such as these have the potential to enhance the accuracy of assessment and provide a stronger foundation for enhancing ergonomic conditions in real-world work settings. Regarding CUELA, the angle ranges were categorized without considering external circumstances (e.g., supported upper body or arm posture). In parts 2 and 3, the score offers an evaluation of moments and forces, which could not be fulfilled within the framework of the study design.

As a primary limitation of this study, the small group size, with 18 production and 6 office workers, and the exclusion of left-handed participants must be noted, which may skew the generalizability of the results. It would be worthwhile to study whether left-handedness would change the load profile of the right dominant side, as many work processes were performed via the upper extremity.

4.4. Future Work

The need for accurate full-body ergonomic risk assessment in industries combining kinematic and kinetic measures persists. Methodologies that are rapid and easy to implement for ergonomists are needed, and this implies that the detection of physical fatigue and overload must be feasible, accurate, and reliable.

Regarding side differences in foot pressure, the study cohort consisted exclusively of participants with right-handed and right-sided dominant legs. This should be varied in future investigations, with an equal number of left- and right-sided participants. A combination of these parameters and more objective measurements, such as heart rate and voluntary muscle contractions, are recommended. For instance, studies in industrial surroundings have underlined the rising demand for multiple physiological metrics, such as heart rate and heart rate variability, or skin temperature, to determine fatigue [5] that were not highlighted in this study. Integrating objective measures of fatigue with current subjective methods could enhance the accuracy and applicability of ergonomic assessments in occupational settings. Future studies should examine real-world industrial tasks over a longer period (in compliance with the law) with a greater sample size and a balance between the sexes as well as right- and left-handed participants.

Furthermore, new measurement principles with intelligent systems, which proved to be applicable in other fields of study [26,68], may be used to monitor the pressure during industrial work. Including posture measurement in intelligent insole pressure capturing could be a major improvement in ergonomic research.

5. Conclusions

The present study showed significant differences between the pre- and post-test scores for perceived physical exertion and fatigue; however, these differences did not affect the RULA and CUELA scores. Lateral differences between the dominant and nondominant sides were identified for all pressure variables; consequently, ergonomic and educational interventions were initiated. The combination of kinematic and kinetic sensors is extremely promising for the worker and can be easily integrated into ergonomic settings. Developing more sensitive and comprehensive methods to accurately identify and address work-related physical exertion and fatigue is essential. A comprehensive understanding based on a combination of kinematic and kinetic factors will improve the intervention programs that align with the specific demands of the workers' jobs.

Author Contributions: Conceptualization, S.S. and J.D.; methodology, S.S. and J.D.; software, S.S., J.D. and C.D.; validation, S.S., J.D. and C.D.; formal analysis, S.S. and C.D.; investigation, S.S. and J.D.; resources, M.F.; data curation, J.D. and S.S.; writing—original draft preparation, S.S., E.B. and S.B.; writing—review and editing, S.S., E.B., S.B., C.D., J.D. and M.F.; visualization, J.D. and S.S.; supervision, M.F.; project administration, S.S.; funding acquisition, S.S.. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: The ergonomic analysis that was part of the data collection that was funded by the Hager Group (66440 Blieskastel, Germany).

Institutional Review Board Statement: This study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki and approved by the Institutional Review Board (or Ethics Committee) of Rheinland-Pfälzische Technische Universität Kaiserslautern-Landau (Nr. 66, 29 November 2023) for studies involving humans.

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in this study. Written informed consent was obtained from the patient(s) to publish this paper.

Data Availability Statement: Data are contained within the article.

Acknowledgments: The authors would like to acknowledge the responsible personnel department and the management of the Hager Group, especially Eike Wagner, Doris Albrecht-Rypalla, and Ilsemarie Roschlock-Sachs, for their openness to provide resources and opportunities.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflicts of interest.

References

1. Hellig, T.; Johnen, L.; Mertens, A.; Nitsch, V.; Brandl, C. Prediction model of the effect of postural interactions on muscular activity and perceived exertion. *Ergonomics* **2020**, *63*, 593–606. [\[CrossRef\]](#)
2. Yazdi, Z.; Sadeghniaat-Haghighi, K. Fatigue management in the workplace. *Ind. Psychiatry J.* **2015**, *24*, 12. [\[CrossRef\]](#)
3. Caldwell, J.L.; Thompson, L.A.; Lieberman, H.R. Fatigue and its management in the workplace. *Neurosci. Biobehav. Rev.* **2019**, *96*, 272–289. [\[CrossRef\]](#)
4. Hallowell, M.R. Worker fatigue: Managing concerns in rapid renewal highway construction projects. *Prof. Saf.* **2010**, *55*, 18–26.
5. Bustos, D.; Guedes, J.C.; Vaz, M.P.; Pombo, E.; Fernandes, R.J.; Costa, J.T.; Baptista, J.S. Non-Invasive Physiological Monitoring for Physical Exertion and Fatigue Assessment in Military Personnel: A Systematic Review. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2021**, *18*, 8815. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
6. Friedl, K.E. Military applications of soldier physiological monitoring. *J. Sci. Med. Sport* **2018**, *21*, 1147–1153. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
7. Tang, Y.; Li, Y.; Yang, M.; Zheng, X.; An, B.; Zheng, J. The effect of hip abductor fatigue on knee kinematics and kinetics during normal gait. *Front. Neurosci.* **2022**, *16*, 1003023. [\[CrossRef\]](#)
8. Antwi-Afari, M.F.; Anwer, S.; Umer, W.; Mi, H.-Y.; Yu, Y.; Moon, S.; Hossain, U. Machine learning-based identification and classification of physical fatigue levels: A novel method based on a wearable insole device. *Int. J. Ind. Ergon.* **2023**, *93*, 103404. [\[CrossRef\]](#)
9. Roman-Liu, D. Comparison of concepts in easy-to-use methods for MSD risk assessment. *Appl. Ergon.* **2014**, *45*, 420–427. [\[CrossRef\]](#)
10. Fan, J.; Smith, A.P. A Preliminary Review of Fatigue among Rail Staff. *Front. Psychol.* **2018**, *9*, 634. [\[CrossRef\]](#)
11. Wang, T.B.; Guo, F.; Lyu, W.; Ning, Z.J. Study on human fatigue during monotonous sitting-posture work. *Zhonghua Lao Dong Wei Sheng Zhi Ye Bing Za Zhi=Zhonghua Laodong Weisheng Zhiyebing Zazhi=Chin. J. Ind. Hyg. Occup. Dis.* **2022**, *40*, 914–917.
12. Åhsberg, E.; Gamberale, F. Perceived fatigue during physical work: An experimental evaluation of a fatigue inventory. *Int. J. Ind. Ergon.* **1998**, *21*, 117–131. [\[CrossRef\]](#)

13. Widanarko, B.; Modjo, R. Occupational risk factors for acute fatigue symptoms among Indonesian beverage industry workers. *J. Int. Dent. Med. Res.* **2017**, *10*, 1052–1054.
14. Walker-Bone, K.; Linaker, C.H. Prediction of prognosis for people off sick with upper extremity musculoskeletal disorders. *Occup. Environ. Med.* **2016**, *73*, 805–806. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
15. Hazzaa, W.A.; Hottenrott, L.; Kamal, M.A.; Mattes, K. The Influence of General and Local Muscle Fatigue on Kinematics and Plantar Pressure Distribution during Running: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports* **2023**, *11*, 241. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
16. Traeger, A.C.; Buchbinder, R.; Elshaug, A.G.; Croft, P.R.; Maher, C.G. Care for low back pain: Can health systems deliver? *Bull. World Health Organ.* **2019**, *97*, 423. [[CrossRef](#)]
17. Maman, Z.S.; Yazdi, M.A.A.; Cavuoto, L.A.; Megahed, F.M. A data-driven approach to modeling physical fatigue in the workplace using wearable sensors. *Appl. Ergon.* **2017**, *65*, 515–529. [[CrossRef](#)]
18. Stefana, E.; Marciano, F.; Rossi, D.; Cocca, P.; Tomasoni, G. Wearable Devices for Ergonomics: A Systematic Literature Review. *Sensors* **2021**, *21*, 777. [[CrossRef](#)]
19. Fauziah, A.; Muslim, K.; Chandra, S.D. Development of a Real-Time Ergonomic Assessment Tool to Minimize Musculoskeletal Disorders Risk. In Proceedings of the Second Asia Pacific International Conference on Industrial Engineering and Operations Management, Surakarta, Indonesia, 14–16 September 2021.
20. Maurer-Grubinger, C.; Holzgreve, F.; Fraeulin, L.; Betz, W.; Erbe, C.; Brueggmann, D.; Wanke, E.M.; Nienhaus, A.; Groneberg, D.A.; Ohlendorf, D. Combining Ergonomic Risk Assessment (RULA) with Inertial Motion Capture Technology in Dentistry—Using the Benefits from Two Worlds. *Sensors* **2021**, *21*, 4077. [[CrossRef](#)]
21. Vignais, N.; Miezal, M.; Bleser, G.; Mura, K.; Gorecky, D.; Marin, F. Innovative system for real-time ergonomic feedback in industrial manufacturing. *Appl. Ergon.* **2013**, *44*, 566–574. [[CrossRef](#)]
22. Kee, D. Comparison of OWAS, RULA and REBA for assessing potential work-related musculoskeletal disorders. *Int. J. Ind. Ergon.* **2021**, *83*, 103140. [[CrossRef](#)]
23. Kee, D. Systematic comparison of OWAS, RULA, and REBA based on a literature review. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2022**, *19*, 595. [[CrossRef](#)]
24. Antwi-Afari, M.F.; Li, H.; Umer, W.; Yu, Y.; Xing, X. Construction Activity Recognition and Ergonomic Risk Assessment Using a Wearable Insole Pressure System. *J. Constr. Eng. Manag.* **2020**, *146*, 04020077. [[CrossRef](#)]
25. Antwi-Afari, M.F.; Li, H.; Yu, Y.; Kong, L. Wearable insole pressure system for automated detection and classification of awkward working postures in construction workers. *Autom. Constr.* **2018**, *96*, 433–441. [[CrossRef](#)]
26. Yu, J.; Xian, S.; Zhang, Z.; Hou, X.; He, J.; Mu, J.; Geng, W.; Qiao, X.; Zhang, L.; Chou, X. Synergistic piezoelectricity enhanced BaTiO₃/polyacrylonitrile elastomer-based highly sensitive pressure sensor for intelligent sensing and posture recognition applications. *Nano Res.* **2023**, *16*, 5490–5502. [[CrossRef](#)]
27. Abdul Razak, A.H.; Zayegh, A.; Begg, R.K.; Wahab, Y. Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review. *Sensors* **2012**, *12*, 9884–9912. [[CrossRef](#)]
28. Zulkifli, S.S.; Loh, W.P. A state-of-the-art review of foot pressure. *Foot Ankle Surg.* **2020**, *26*, 25–32. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
29. Siti Khadijah, K.; Haryati, R.; Seri Rahayu, K.; Muhamad Fauzie, A.; Norhazirah, L. Analysis on the effect of personalised insole for prolonged standing industrial workers. *Malays. J. Public Health Med.* **2018**, *2*, 24–31.
30. Garcia, M.-G.; Läubli, T.; Martin, B.J. Long-Term Muscle Fatigue After Standing Work. *Hum. Factors J. Hum. Factors Ergon. Soc.* **2015**, *57*, 1162–1173. [[CrossRef](#)]
31. Halim, I.; Omar, A.R.; Saman, A.M.; Othman, I. Assessment of Muscle Fatigue Associated with Prolonged Standing in the Workplace. *Saf. Health. Work.* **2012**, *3*, 31–42. [[CrossRef](#)]
32. Headlee, D.L.; Leonard, J.L.; Hart, J.M.; Ingersoll, C.D.; Hertel, J. Fatigue of the plantar intrinsic foot muscles increases navicular drop. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **2008**, *18*, 420–425. [[CrossRef](#)]
33. King, P.M. A comparison of the effects of floor mats and shoe in-soles on standing fatigue. *Appl. Ergon.* **2002**, *33*, 477–484. [[CrossRef](#)]
34. Zadpoor, A.A.; Nikooyan, A.A. The effects of lower-extremity muscle fatigue on the vertical ground reaction force: A meta-analysis. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.* **2012**, *226*, 579–588. [[CrossRef](#)]
35. Humadi, A.; Nazarahari, M.; Ahmad, R.; Rouhani, H. In-field instrumented ergonomic risk assessment: Inertial measurement units versus Kinect V2. *Int. J. Ind. Ergon.* **2021**, *84*, 103147. [[CrossRef](#)]
36. Roetenberg, D.; Luinge, H.; Slycke, P. Xsens MVN: Full 6DOF human motion tracking using miniature inertial sensors. *Xsens Motion Technol. BV Tech. Rep.* **2009**, *1*, 1–7.
37. McAtamney, L.; Corlett, E.N. RULA: A survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Appl. Ergon.* **1993**, *24*, 91–99. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
38. Unfallversicherung, D.G. *DGUV Grundsätze für Arbeitsmedizinische Vorsorgeuntersuchungen. 5. Vollst. Neu Bearb; Aufl: Stuttgart*, Germany, 2010; Volume 5, ISBN 978-3-87247-733-0.
39. Ellegast, R.; Hermanns, I.; Schiefer, C. Workload assessment in field using the ambulatory CUELA system. In *Digital Human Modeling: Second International Conference, ICDHM 2009, Held as Part of HCI International 2009, San Diego, CA, USA, 19–24 July 2009. Proceedings 2*; Springer: Berlin/Heidelberg, Germany, 2009.

40. Ohlendorf, D.; Schwarzer, M.; Rey, J.; Hermanns, I.; Nienhaus, A.; Ellegast, R.; Ditchen, D.; Mache, S.; Groneberg, D.A. Medical work assessment in German hospitals: A study protocol of a movement sequence analysis (MAGRO-MSA). *J. Occup. Med. Toxicol.* **2015**, *10*, 1. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
41. Kitzig, D.; Hoehne-Hückstädt, U.; Freitag, S.; Glitsch, U.; Schedlbauer, G.; Ellegast, R.; Nienhaus, A. Body postures and movement in typical hairdressing work: Feasibility study on measurement-based analysis. *Zentralblatt Arbeitsmedizin Arbeitsschutz Ergon.* **2017**, *67*, 78–90. [[CrossRef](#)]
42. Lidstone, D.E.; DeBerardinis, J.; Dufek, J.S.; Trabia, M.B. Electronic measurement of plantar contact area during walking using an adaptive thresholding method for Medilogic® pressure-measuring insoles. *Foot* **2019**, *39*, 1–10. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
43. Ochsmann, E.; Noll, U.; Ellegast, R.; Hermanns, I.; Kraus, T. Influence of different safety shoes on gait and plantar pressure: A standardized examination of workers in the automotive industry. *J. Occup. Health* **2016**, *58*, 404–412. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
44. Åhsberg, E.; Kecklund, G.; Åkerstedt, T.; Gamberale, F. Shiftwork and different dimensions of fatigue. *Int. J. Ind. Ergon.* **2000**, *26*, 457–465. [[CrossRef](#)]
45. Borg, G. Psychophysical scaling with applications in physical work and the perception of exertion. *Scand. J. Work Environ. Health* **1990**, *5*, 55–58. [[CrossRef](#)]
46. Fontes, E.B.; Smirmaul, B.P.C.; Nakamura, F.Y.; Pereira, G.; Okano, A.H.; Altimari, L.R.; Dantas, J.L.; de Moraes, A.C. The Relationship Between Rating of Perceived Exertion and Muscle Activity During Exhaustive Constant-Load Cycling. *Int. J. Sports Med.* **2010**, *31*, 683–688. [[CrossRef](#)]
47. Waongengarm, P.; van der Beek, A.J.; Janwantanakul, P.; Akkarakittichoke, N.; Coenen, P. Can the Borg CR-10 scale for neck and low back discomfort predict future neck and low back pain among high-risk office workers? *Int. Arch. Occup. Environ. Health* **2022**, *95*, 1881–1889. [[CrossRef](#)]
48. Jakobsen, M.D.; Sundstrup, E.; Persson, R.; Andersen, C.H.; Andersen, L.L. Is Borg's perceived exertion scale a useful indicator of muscular and cardiovascular load in blue-collar workers with lifting tasks? A cross-sectional workplace study. *Eur. J. Appl. Physiol.* **2013**, *114*, 425–434. [[CrossRef](#)]
49. Cruz-Montecinos, C.; Bustamante, A.; Candia-González, M.; González-Bravo, C.; Gallardo-Molina, P.; Andersen, L.L.; Calatayud, J. Perceived physical exertion is a good indicator of neuromuscular fatigue for the core muscles. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **2019**, *49*, 102360. [[CrossRef](#)]
50. Kim, E.; Lovera, J.; Schaben, L.; Melara, J.; Bourdette, D.; Whitham, R. Novel method for measurement of fatigue in multiple sclerosis: Real-Time Digital Fatigue Score. *J. Rehabilitation Res. Dev.* **2010**, *47*, 477–484. [[CrossRef](#)]
51. Kluger, A.K.; Carl, H.-D.; Jendrissek, A.; Swoboda, B.; Hotfiel, T. Introduction of a neutral shoe to assess reference values for dynamic pedobarography. *Biomed. Eng./Biomed. Technol.* **2014**, *59*, 213–217. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
52. Caravaggi, P.; Giangrande, A.; Lullini, G.; Padula, G.; Berti, L.; Leardini, A. In shoe pressure measurements during different motor tasks while wearing safety shoes: The effect of custom made insoles vs. prefabricated and off-the-shelf. *Gait Posture* **2016**, *50*, 232–238. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
53. Chevalier, T.L.; Hodgins, H.; Chockalingam, N. Plantar pressure measurements using an in-shoe system and a pressure platform: A comparison. *Gait Posture* **2010**, *31*, 397–399. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
54. Berkovits, I.; Hancock, G.R.; Nevitt, J. Bootstrap Resampling Approaches for Repeated Measure Designs: Relative Robustness to Sphericity and Normality Violations. *Educ. Psychol. Meas.* **2000**, *60*, 877–892. [[CrossRef](#)]
55. Cohen, J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*; Routledge: New York, NY, USA, 1988; Volume 2, p. 567.
56. Waskom, M.L. seaborn: Statistical data visualization. *J. Open Source Softw.* **2021**, *6*, 3021. [[CrossRef](#)]
57. Messing, K.; Kilbom, Å. Standing and very slow walking: Foot pain-pressure threshold, subjective pain experience and work activity. *Appl. Ergon.* **2001**, *32*, 81–90. [[CrossRef](#)]
58. Alfuth, M.; Rosenbaum, D. Long distance running and acute effects on plantar foot sensitivity and plantar foot loading. *Neurosci. Lett.* **2011**, *503*, 58–62. [[CrossRef](#)]
59. Willems, T.M.; De Ridder, R.; Roosen, P. The effect of a long-distance run on plantar pressure distribution during running. *Gait Posture* **2012**, *35*, 405–409. [[CrossRef](#)]
60. Weist, R.; Eils, E.; Rosenbaum, D. The influence of muscle fatigue on electromyogram and plantar pressure patterns as an explanation for the incidence of metatarsal stress fractures. *Am. J. Sports Med.* **2004**, *32*, 1893–1898. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
61. Brown, A.M.; Zifchock, R.A.; Hillstrom, H.J. The effects of limb dominance and fatigue on running biomechanics. *Gait Posture* **2014**, *39*, 915–919. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
62. Anwer, S.; Li, H.; Antwi-Afari, M.F.; Umer, W.; Wong, A.Y.L. Evaluation of Physiological Metrics as Real-Time Measurement of Physical Fatigue in Construction Workers: State-of-the-Art Review. *J. Constr. Eng. Manag.* **2021**, *147*, 03121001. [[CrossRef](#)]
63. Balogh, I.; Örbæk, P.; Ohlsson, K.; Nordander, C.; Unge, J.; Winkel, J.; Hansson, G.-Å.; Malmö Shoulder/Neck Study Group. Self-assessed and directly measured occupational physical activities—Influence of musculoskeletal complaints, age and gender. *Appl. Ergon.* **2004**, *35*, 49–56. [[CrossRef](#)]
64. Maltry, L.; Holzgreve, F.; Maurer, C.; Wanke, E.M.; Ohlendorf, D. Improved ergonomic risk assessment through the combination of inertial sensors and observational methods exemplified by RULA. *Zentralblatt Arbeitsmedizin Arbeitsschutz Ergon.* **2020**, *70*, 236–239. [[CrossRef](#)]
65. Mora Quiles, E. Evaluation of Exoskeleton Using Xsens System Including Scalefit. Ph.D. Thesis, Universitat Politècnica de Valencia, Valencia, Spain, 2021.

66. Bisiaux, M.; Moretto, P. The effects of fatigue on plantar pressure distribution in walking. *Gait Posture* **2008**, *28*, 693–698. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
67. Karvekar, S.; Abdollahi, M.; Rashedi, E. Smartphone-based human fatigue level detection using machine learning approaches. *Ergonomics* **2021**, *64*, 600–612. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
68. Yu, J.; Xian, S.; Mu, J.; Wang, M.; Wang, Y.; Hou, X.; Zhang, L.; He, J.; Mu, J.; Chou, X. Hybrid electromechanical properties of hetero-doped and homogeneously bonded dual-mode pressure sensor for indoor body area network node. *Sci. China Inf. Sci.* **2024**, *67*, 112401. [[CrossRef](#)]

Disclaimer/Publisher’s Note: The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.

4.4 Publikation 3



healthcare

an Open Access Journal by MDPI



Measuring the Effect of an Ergonomic Lecture on the Rapid Upper Limb Assessment Scores of Dental Assistant Students Using Inertial Sensor-Based Motion Capture—A Randomized Controlled Study

Steven Simon; Laura Laurendi; Jonna Meining; Jonas Dully; Carlo Dindorf; Lukas Maurer; Michael Fröhlich

Healthcare 2024, Volume 12, Issue 16, 1670

Hintergrund und Fragestellung

Auszubildende, die im Bereich ZFA arbeiten, weisen bei monotoner Tätigkeit und einseitiger körperlicher Belastung im Arbeitsalltag eine hohe Prävalenz in Bezug auf WRMSDs auf. IMUs rücken zunehmend in den Fokus, was die Bewertung posturaler Risiken am Arbeitsplatz betrifft. Daher zielte die vorliegende Studie darauf ab, die Auswirkungen einer ergonomischen Schulung und Trainingsintervention auf das posturale Risiko und WRMSDs bei zahnmedizinischen Assistenzschülerinnen mittels IMU-basierter MoCap zu untersuchen.

Methodik

Achtzehn weibliche zahnmedizinische Assistenzschülerinnen (Alter: $19,44 \pm 6,83$ Jahre; Körpergröße: $164,59 \pm 5,32$ cm; Körpergewicht: $64,88 \pm 16,52$ kg; BMI: $19,70 \pm 4,89$ kg/m²) wurden zufällig in eine Interventionsgruppe ($n = 9$) und eine Kontrollgruppe ($n = 9$) eingeteilt. Die Teilnehmerinnen füllten zunächst den Nordic-Fragebogen zur Prävalenz von WRMSDs aus, gefolgt von einer 90-sekündigen MoCap-Messung mit Xsens IMUs. Anschließend wurde eine ergonomische Schulung durchgeführt, gefolgt von einer über den Zeitraum von fünf Wochen andauernden Trainingsintervention für die Interventionsgruppe. Es wurden Folgeuntersuchungen durchgeführt sowie fünf und 18 Wochen nach der Intervention WRMSDs-Fragebögen erhoben.

Ergebnisse und Interpretation

Die multivariate Varianzanalyse (MANOVA) zeigte eine signifikante Verbesserung im RULA-Score sowie in den Einzel-Scores für den Oberarm und das Handgelenk. Es wurden keine signifikanten Unterschiede im Hinblick auf WRMSDs zwischen den Messzeitpunkten und Gruppen festgestellt. Eine gezielte ergonomische Schulung erwies sich als effektiv für ZFA im Hinblick auf die posturale Belastung am Arbeitsplatz. Weitere Studien mit längeren Messzeiträumen, einer erweiterten Nachuntersuchung und größeren Stichproben werden empfohlen.



Article

Measuring the Effect of an Ergonomic Lecture on the Rapid Upper Limb Assessment Scores of Dental Assistant Students Using Inertial Sensor-Based Motion Capture—A Randomized Controlled Study

Steven Simon ^{1,*}, Laura Laurendi ², Jonna Meining ³, Jonas Dully ¹, Carlo Dindorf ¹, Lukas Maurer ¹ and Michael Fröhlich ¹

¹ Department of Sports Science, University of Kaiserslautern-Landau, 67663 Kaiserslautern, Germany; jonas.dully@rptu.de (J.D.); carlo.dindorf@rptu.de (C.D.); L_maurer@rptu.de (L.M.); michael.froehlich@rptu.de (M.F.)

² Medical Department, Dental Practice Dr. Laurendi, 67547 Worms, Germany; laulaurendi@gmail.com

³ Department of Education, Worms BBS Dental School, 67547 Worms, Germany; jomeining@aol.de

* Correspondence: steven.simon@rptu.de

Abstract: Individuals working in the field of dentistry have a high prevalence of musculoskeletal disorders (MSDs) owing to monotonous and one-sided physical exertion. Inertial measurement units (IMU) are increasingly shifting into focus for assessing postural risk at work. Therefore, the present study aimed to evaluate the effects of an ergonomic lecture and training intervention on postural risk and MSDs in dental assistant students using inertial sensor-based motion capture (MoCap). Eighteen female dental assistant students (age: 19.44 ± 6.83 years; height: 164.59 ± 5.32 cm; weight: 64.88 ± 16.52 kg; BMI: 19.70 ± 4.89 kg/m²), randomly divided into intervention ($n = 9$) and control ($n = 9$) groups, participated in the present study. The participants completed the Nordic Questionnaire on MSD prevalence, after which a 90 s MoCap with Xsens IMU was performed. A lecture on ergonomics was provided, followed by a five-week intervention for the intervention group. Follow-up assessments were performed, and 5- and 18-week follow-up MSD questionnaires were administered. Mixed analysis of variance (MANOVA) showed a significant difference in the Rapid Upper Limb Assessment (RULA) and part-scores of the upper arm and wrist. Despite a reduction in MSDs, no significant differences in the time of measurement and groups were detected after the five-week training intervention and the 18-week follow-up questionnaire. A targeted ergonomics lecture was effective for dental assistant students, and technologies such as IMU improved workplace ergonomics in dentists. Further studies with a longer measurement periods, follow-up, and larger sample sizes are recommended.

Keywords: ergonomics; motion capture; Nordic Questionnaire; work-related discomfort; dental assistant health; observational methods; artificial intelligence



Citation: Simon, S.; Laurendi, L.; Meining, J.; Dully, J.; Dindorf, C.; Maurer, L.; Fröhlich, M. Measuring the Effect of an Ergonomic Lecture on the Rapid Upper Limb Assessment Scores of Dental Assistant Students Using Inertial Sensor-Based Motion Capture—A Randomized Controlled Study. *Healthcare* **2024**, *12*, 1670. <https://doi.org/10.3390/healthcare12161670>

Received: 21 May 2024

Revised: 18 July 2024

Accepted: 19 August 2024

Published: 21 August 2024



Copyright: © 2024 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

Day-to-day work in the field of dentistry requires physical exertion, making the musculoskeletal system susceptible to injury from demanding, repetitive, and prolonged procedures [1,2]. The occurrence of musculoskeletal disorders (MSDs) among dentistry employees is notably more frequent than in the general population, particularly involving the neck, shoulders, and back [1,3]. A study that included 540 dentists and dental students reported lifetime, 12-month, and 7-day MSD prevalence rates of 98.8%, 92%, and 65.6%, respectively [4], while in their review, Hayes et al. [1] found a prevalence of musculoskeletal pain ranging from 64% to 93%. Following with global trends, German prevalence rates of MSDs mirror international findings [5]. These statistics emphasize the need for effective interventions to mitigate MSDs among these professions.

Students in the field of dental health spend extended periods in preclinical laboratories practicing on phantom heads, often adopting incorrect postures for several reasons [2]. First, they must coordinate their position relative to the assistant to ensure a smooth workflow. Second, they must contort themselves to obtain an optimal view of the patient's teeth inside the mouth. Third, they must position themselves in a manner to ensure patient comfort, which is another crucial factor that requires unconventional postures [6]. Continuously placing unidirectional and asymmetric strain on the joints, which arises due to the lateral sitting position in relation to the patient and the resulting unequal ratio of leverage of the extremities, can lead to muscle imbalances or structural tissue damage, ultimately resulting in lower back pain [2,7]. Therefore, ergonomic work plays a crucial role in the daily activity of dental professionals [2,6].

Current ergonomic training interventions have already been successful for dentists and dental students [3,8]. Lietz et al. [3] summarized three studies evaluating the effects of ergonomic training interventions, all of which showed promise toward the reduction of MSDs in dentists and dental students, although none of the studies included dental hygiene or assistant students [8–10]. Further studies have investigated the benefits of magnification loupes [11] and arm supports [12], as well as their effects on working posture [11] and muscle activity [13]. The scaling task by La Delfa et al. [13] evaluated the excessive strain on the neck extensors and stabilizing muscles of the scapula at low levels and concluded that physical demands varied depending on the assistant's working position relative to the manikin's head. Lindegård et al. [14], Hayes et al. [15,16], and Smith et al. [17], who worked with dental hygienists, assessed the effects of prismatic glasses and dental instruments on the symptoms of MSDs. Female employees often experience heavier domestic roles and less frequent rest periods and are, therefore, more at risk of developing work-related MSDs [8]. Dental hygienists and assistants, who are typically positioned on the left side of the patient, assume responsibility for suction and holding tasks, which are typically performed while seated. They are exposed to high postural loads because they perform a significant amount of static and holding work [18]. Students have an entire professional life ahead after school, meaning that significant health benefits may be created through professional training early in their education. Moreover, it is expected that institutions will assist in this endeavor by implementing ergonomic practices that benefit their students [2]. Further investigation is required to fully understand the significance of ergonomic interventions in the role of dental assistants.

Numerous observational methods, such as the Rapid Upper Limb Assessment (RULA), Ovako Work Posture Assessment System (OWAS), and Rapid Entire Body Assessment (REBA), enable ergonomists to measure the postural load by providing a risk score for MSDs [19,20]. Kee [21] compared RULA to OWAS and REBA for the assessment of postural loads and concluded that RULA may be the best system for estimating postural load. However, an inherent limitation is that observational assessment procedures require not only the involvement of a field expert for labor-intensive manual analysis but also rely heavily on the subjective judgment of the evaluator, potentially resulting in substantial variability among different raters [22]. As one of the most frequently used observational methods, RULA is applicable for data collection with inertial measurement units (IMUs) [20,23] and has proven to be advantageous for recording postural load throughout the work process [24]. Maurer-Grubinger et al. [18] demonstrated the benefits of using IMUs in the field of dentistry by comparing two different work routines and delivering an approach for the objective and detailed ergonomic analysis of various RULA levels. Ohlendorf et al. [25] used an IMU for motion-capturing dentists and dental assistants and concluded that the working posture may be determined more by working habits than by the arrangement of dental equipment and tools. They also emphasized that field investigations using IMUs are required in the observation of ergonomics.

Building upon these research deficits, the present study evaluated the effects of a specific educational ergonomic lecture using RULA. Additionally, the prevalence of MSDs was recorded, and the influence of a specific stretching and strengthening training intervention

over 5 weeks was assessed to determine if it had a positive effect on work posture [26] and work-related MSDs [27].

Therefore, the authors hypothesized that:

1. Educating dental assistant students on ergonomic principles for use in the workplace would lead to a significant improvement in their working posture.
2. A targeted training intervention (stretching and strengthening) lasting 5 weeks, provided by an ergonomic assessment application, would allow for the short- and mid-term reduction in the occurrence of MSDs.

2. Materials and Methods

2.1. Experimental Design

The present study was a randomized controlled trial (RCT) conducted with a parallel-group and pre-post-test design (Figure 1) and was initiated in January 2024. Each participant was informed verbally and in writing of the protocol for the present study, and signed an informed consent form regarding data rights, recorded videos, and publishing the results of the study procedures. The study was conducted in accordance with the guidelines of the Declaration of Helsinki and approved by our institutional ethics committee (Ethikkommission RPTU Kaiserslautern-Landau, Nr. 66-2023).

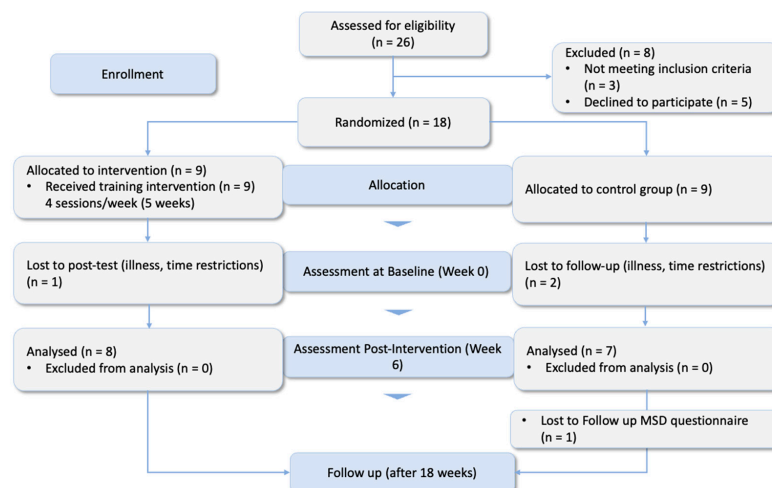


Figure 1. Consort flow diagram of the randomized-controlled trial.

2.2. Participants

Eighteen dental assistant students (all female) from Worms BBS School (Germany) voluntarily participated in this experimental study (age, 19.44 ± 6.83 years; height, 164.59 ± 5.32 cm; weight, 64.88 ± 16.52 kg; body mass index [BMI], 19.70 ± 4.89 kg/m²). The participants were randomly divided into two groups: the intervention group (IG), who underwent a five-week strengthening and stretching training routine four times a week, and the control group (CG), who underwent no training (Table 1). All participants attended the ergonomic lectures and underwent workplace analyses.

Table 1. Anthropometric data from participants randomly divided into intervention and control groups.

	Intervention Group (IG) (n = 9)		Control Group (CG) (n = 9)	
	Mean	SD	Mean	SD
Age (years)	18.67	5.43	20.33	8.22
Height (cm)	165.18	6.81	164.01	3.60
Weight (kg)	64.37	14.09	65.40	19.51
BMI (kg/m ²) *	19.52	4.48	19.88	5.53

* BMI, body mass index, defined as weight per kilogram divided by the squared body height in meters.

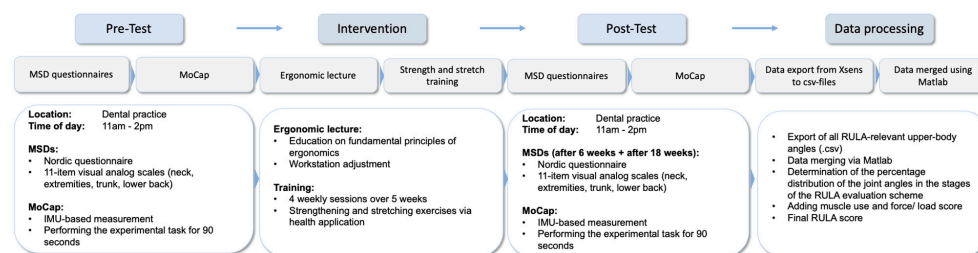
Professional dental assistants are characterized as follows [5]:

- They usually remain in the same position for long periods because of the monotonous work (holding and suctioning) performed.
- Frequently spend long periods in a chair without a break because of patient preparation and follow-up (e.g., removal of temporaries and impressions).
- Sit subordinate to the position of the dentist.
- Frequently encounter a poor field of vision, as the mouth is a small, detailed working area (e.g., for fillings, the dentist must first and foremost be able to see well, and the dental assistant must adapt to the dentist's position).
- Require additional equipment to perform their work (e.g., magnifying or prism loupes and armrests on chairs).

The inclusion criterion was defined as follows: full-time dental assistant student with a minimum of three months' experience in the current professional segment. The exclusion criteria were defined as follows: current injuries to the musculoskeletal system, acute restriction of physical activity, and/or surgical treatment of the musculoskeletal system in the previous four weeks. During the intervention period, three participants who were unable to complete the post-test were excluded.

2.3. Procedure

The study was conducted as follows: (1) The participants completed a Nordic Questionnaire to identify the presence of any MSDs; (2) they underwent a IMU-based motion capture (MoCap; Movella, Enschede, The Netherlands) while working on a patient in a dental practice; (3) then, a lecture on ergonomics was provided; (4) the experimental group completed a 5-week training intervention; (5) after the intervention, the participants underwent a follow-up IMU-based MoCap at the same time of the day as in the pre-test; and (6) after 18 weeks, the participants completed follow-up questionnaires regarding MSDs (Figure 2).

**Figure 2.** Study procedure.

After the data collection was finalized, the data were prepared for further analysis (see Section 2.10).

2.4. Measurement of Musculoskeletal Disorders (MSDs)

The German-adapted version of the Nordic Questionnaire, originally created by Kuorinka et al. [28], was used to measure musculoskeletal discomfort. In the questionnaire, discomfort was defined as “stinging, pain, or discomfort (tingling or numbness) in the respective body regions”. Based on the results of Liebers et al. [29], the NFB*MSB questionnaire largely meets the expectations of practicability, test-retest, and content validity. The FB*MSB is used to determine where and how often musculoskeletal complaints occur, and whether they restrict activities at work or during leisure time. As the questionnaire has a modular selection option, 4-week and 7-day prevalence rates were used. The period prevalence was determined, representing the quotient of the number of “yes-answers” in relation to the total number of answers for the period under consideration [29,30].

Additionally, visual analog scales (VASs) [31,32] were used to assess discomfort in six different body areas in the pre- and post-tests, as follows:

1. Neck
2. Upper arms
3. Lower arms
4. Wrists
5. Trunk
6. Lower back

2.5. Experimental Settings

Webcam (Logitech, Apples, Switzerland) and tablet (iPad; Apple, Cupertino, CA, USA) cameras and an Awinda station (Movella, Henderson, NV, USA) were positioned approximately 2.50 m from the patient to guarantee good video quality and an optimal view (Figure 3). The height and distance of the tablet (Apple iPad, Apple, USA) were standardized (height: 88 cm; distance: 252 cm). All recordings were made by the same two ergonomists, each with several years of experience in the health sciences. Each subject could adapt the seat height and patient position according to their individual preference.



Figure 3. Test equipment (Movella Awinda station and Xsens MVN Analyze Pro 2024.2; Xsens Technologies B.V. (Enschede, The Netherlands)).

2.6. Experimental Task

All dental assistant students performed the same experimental tasks. Both pre- and post-test measurements were carried out at the same time of the day (between 11 a.m. and 2 p.m.). The task was a one-off task for the sample. The test supervisor read each task to the participants before the measurements began as follows:

- Sit in the assistant chair.
- The dentist wants to fill tooth 36.
- Please hold off the cheek with the mouth mirror and the tongue with the big aspirator tip.
- You may try out the position once.
- Now, perform the task.

This sequence represents a typical task for a dental assistant, which must be performed frequently throughout their everyday work. Dental assistants generally adopt many static postures in addition to holding tools in each patient's mouth.

2.7. IMU-Based MoCap

The participants underwent a 90 s MoCap using IMUs (Figure 4). Each IMU comprised of a three-axis accelerometer (± 16 g), three-axis gyroscope (± 2000 degrees/s), and three-axis magnetometer (± 1.9 Gauss) [33]. These axes represent a robust and precise reference system for reconstructing three-dimensional (3D) motion in the workplace [34] and can deliver repeatable and accurate ergonomic risk scores [20,35].

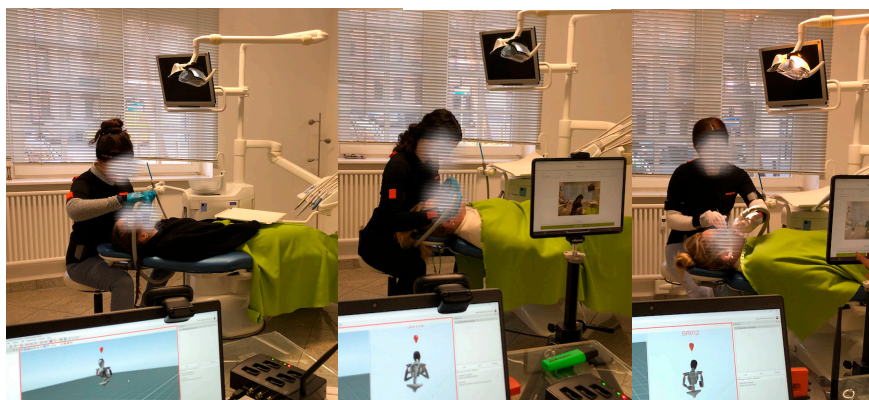


Figure 4. Experimental task (motion capture of dental assistant students working on a patient).

The use of IMU to recognize employee exertion has increasingly become a focus in occupational science [20]; nevertheless, missing angle thresholds such as upper arm abduction or neck twisting must be considered, and IMU can experience magnetic disturbances [24]. Algorithms that use IMU data to provide score-based results are an option, and several proposals have recently been published [33].

The “upper body” suit configuration (Xsens MVN Analyze Pro 2024.2; Xsens Technologies B.V. (Enschede, The Netherlands)) was used, which means that eleven inertial measurement units were attached to the following body parts:

- Head
- Sternum
- Shoulder (left and right)
- Upper arm (left and right)
- Forearm (left and right)
- Hand (left and right)

- Pelvis

2.8. Rapid Upper Limb Assessment Score

Within the RULA scheme, posture, muscle engagement, and external loads affecting various body regions, such as the neck, trunk, and upper limbs were evaluated using partial scores for each anatomical region (upper arm, lower arm, wrist, neck, trunk, and legs), as follows:

- (1) Part-score A was determined based on the arms and wrists, muscle activity (repetition or static posture >1 min), and forces (<2 kg, 2–10 kg, >10 kg; repetitive or static);
- (2) Part-score B was determined by the neck, trunk, legs, muscle activity (see above), and forces (see above); and
- (3) The final score (C) was based on part-scores A and B, and reflects the MSD risk level—the final scores ranged from 1 to 7, where a score of 1 and 2 indicated low risk, scores of 3 or 4 indicated a potential necessity for intervention or procedural modifications, scores of 5 or 6 implied an impending need for alterations, and a score of 7 denoted a pressing requirement for a change in work procedures [36]. The use of IMUs makes it possible to map the joint angles over the entire work process [18].

2.9. Ergonomics Lecture and Training Intervention

The interventions in the present study included two main aspects that were oriented and slightly adapted from Dehghan et al. [9], as follows:

1. Education on ergonomics—Dental assistant students attended a multifaceted ergonomic lecture covering the fundamental principles of ergonomics, ergonomic risk factors specific to the role of the dental assistant, and components of an ergonomic intervention program, presenting a balanced posture according to Lindegård et al. [37], in which three exercises are performed daily, focusing on the shoulders and neck.
2. Workstation adjustment—During each session, the dental assistant students' working conditions were assessed directly on the job, which may be the most effective in achieving practical results [8], while ergonomic risk factors were also identified. The participants were guided to adapt their workstations based on the ergonomic risk factors prevalent in the role of dental assistants, which involved providing instructions on proper posture and equipment alignment to ensure optimal working conditions.

The training intervention included four weekly sessions over 5 weeks. During each session, six exercises were completed in three sets of ten repetitions. The training exercises were produced via the Ergofreude health application, and quick response (QR) codes were available to use the video-guided exercises from each participant's smartphone. The training included stretching exercises for the neck-shoulder region, and the focus of these exercises was on the trunk and neck regions, which, according to scientific studies, are the regions of the body with the highest prevalence of MSDs, as previously discussed. Two health science experts instructed the intervention group (n = 9) on all the exercises prior to the start of the intervention. Additionally, the participants were instructed to document their daily physical activity using the Ergofreude health application.

2.10. Data Processing and Analysis

The relevant ergonomic kinematic variables were rated based on the RULA score, which investigates the exposure of workers to risk factors associated with work-related disorders, using a self-written MATLAB script (MathWorks, Natick, MA, USA) [38]. Starting from the joint angles measured by the 11 IMU, angle-to-score mapping was used at each time point during the experimental task (90 s). Working time in ("acceptable", "measures should be initiated in the near future", "measures should be initiated shortly", and "measures should be initiated immediately") for each posture score could be calculated over the whole working process to assess a final score that represented the whole working process instead of a subjective rating.

Posture, muscle engagement, and external loads affecting distinct body regions, such as the neck, trunk, and upper limbs, were evaluated using partial scores for each anatomical region (upper arm, lower arm, wrist, neck, trunk, and legs) [39]:

- A: Upper and lower arms and wrists + muscle activity (none = 0; repetition or static posture >1 min = 1) and force (<2 kg = 0; 2–10 kg temporary = 1, 2–10 kg static or repetitive = 2; >10 kg repetitive or sudden = 3). Muscle activity was set to 0, and force was set to 1 in both measurements.
- B: Neck, trunk, legs + muscle activity (see A above) and force (see A above). Muscle activity was set to 1, and force was set to 0 in both measurements.

A scoring system was designed to calculate the total score for each frame, allowing for subsequent statistical analyses (Figure 5). The leg value was set to 1.

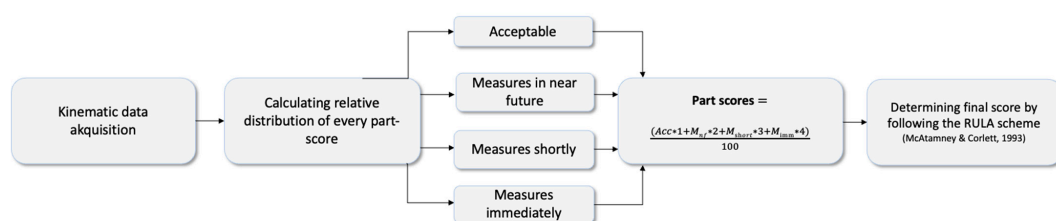


Figure 5. Workflow for determining the final RULA score across the experimental task [39]. Abbreviations: *Acc* = acceptable; *M_{nf}* = measures in the near future; *M_{shortly}* = measures shortly; *M_{imm}* = measures immediately.

First, all data were checked for normal distribution using the Shapiro–Wilk test in SPSS v29 (IBM, SPSS Inc., Chicago, IL, USA), and a visual analysis of data was performed to detect outliers. The pre- and post-test RULA scores were not normally distributed. Simulation studies have shown that a mixed analysis of variance (MANOVA) is largely robust to violations of the normal distribution assumption [40] when normality is the only assumption violated [41]. To examine group differences (between-subject-factor), differences between time of measurement (within-subject factor), and the interaction effect of both factors, MANOVA and Bonferroni post hoc analysis were conducted using SPSS (IBM, version 29, SPSS Inc., Chicago IL, USA). Adjusted *p*-values, determined by MANOVA, were compared with an alpha level of 0.05, and the effect size was assessed following Cohen [42]. Furthermore, the Greenhouse–Geisser adjustment was used to correct violations of sphericity. Additionally, six repeated-measures analyses of variance (rmANOVAs) were performed using R. Additionally, *t*-tests for independent samples were used to detect differences in age and sports activity between the control and intervention groups. Levene’s test confirmed the homogeneity of the data variance. Visualization of RULA scores was performed using the Python library “Seaborn” [43].

For MSDs (VAS and Nordic Questionnaire), the Shapiro–Wilk test showed a normal distribution of data, although not for elbows pre-/post- and thoracal-post. An additional MANOVA was performed using SPSS (between-subject factor, group; within-subject factor, time of measurements [pre-test, post-test, follow-up]). The Greenhouse–Geisser correction was used to correct for violations of sphericity.

3. Results

3.1. Rapid Upper Limb Assessment (RULA) Scores

Mixed ANOVA results showed no significant interaction between groups and time of measurements (Greenhouse–Geisser: $F(1,6) = 0.226$; $p = 0.651$; $\eta_p^2 = 0.036$). There was a significant reduction between the time of measurements ($F(1,6) = 34.940$; $p = 0.001$; $\eta_p^2 = 0.853$), but no significant difference between the groups ($F(1,6) = 1.034$; $p = 0.348$) (descriptive data in Table 2 and Figures 6 and 7). Bonferroni-adjusted post hoc analysis

revealed a significant ($p = 0.001$) score reduction between the time of measurement from pre- to post-test ($Mean_{Diff} = -0.560$; 95% confidence interval [CI], -0.792 to -0.328) (Figure 6).

Table 2. Descriptive data of RULA from the intervention group (IG) and control group (CG). Abbreviations: SD = standard deviation.

	RULA_pre				RULA_post			
	Mean	SD	Min	Max	Mean	SD	Min	Max
IG	4.75	0.82	3.00	6.00	3.50	0.96	3.00	5.00
CG	5.00	1.29	3.00	7.00	3.86	0.90	3.00	5.00

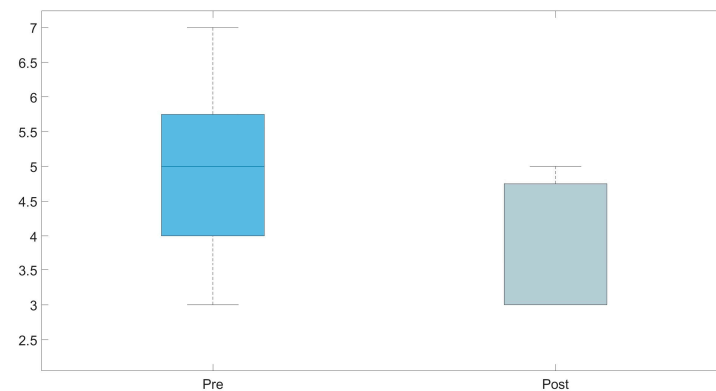


Figure 6. Boxplots representing a comparison of the mean Rapid Upper Limb Assessment (RULA) scores from the pre- and post-test assessments using the IMU-based MoCap.

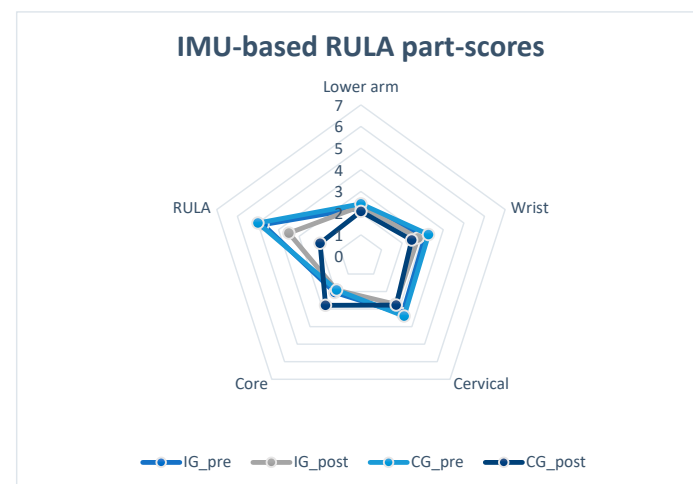


Figure 7. Visualization of RULA part-score results in pre- and post-test. Abbreviations: IG_pre = intervention group in pre-test; IG_post = intervention group in post-test; CG_pre = control group in pre-test; CG_post = control group in post-test.

Regarding the single score of each body region, the upper arm ($Mean_{Diff} = -0.873$; 95%CI, -1.495 to -0.250 ; $p = 0.002$), wrist ($Mean_{Diff} = -0.819$; 95%CI, -1.076 to -0.562 ;

$p < 0.005$), and total RULA ($Mean_{Diff} = -0.964$; 95%CI, -1.651 to -0.278 ; $p = 0.017$) were significantly lower. The results of the statistical analysis and robust rmANOVAs are shown in Table 3.

Table 3. Results of RULA detected using inertial measurement unit (IMU)-based motion capture (MoCap) (mean, standard deviation, and interaction effects of time of measurements [pre, post] and body region [upper arm, lower arm, wrist, neck, trunk, RULA] in robust rmANOVA). Score interpretation: 1 and 2 = acceptable; 3 and 4 = measures in the near future; 5 and 6 = measures shortly; 7 = measures immediately.

		IMU-Based MoCap RULA Score	Robust rmANOVAs (ToM \times Body Region)
Upper arm	Pre	3.00 ± 0.53	$p = 0.002$
	Post	1.98 ± 0.41	
Lower arm	Pre	2.33 ± 0.39	$p = 0.504$
	Post	2.39 ± 0.20	
Wrist	Pre	3.20 ± 0.48	$p = 0.005$
	Post	2.77 ± 0.25	
Neck	Pre	3.33 ± 1.14	$p = 0.196$
	Post	2.75 ± 0.90	
Trunk	Pre	1.99 ± 0.69	$p = 0.394$
	Post	1.95 ± 0.40	
Total RULA	Pre	4.87 ± 1.13	$p = 0.017$
	Post	3.67 ± 0.90	

RULA, Rapid Upper Limb Assessment; IMU, inertial measurement unit; rmANOVA, repeated-measures analysis of variance; ToM, time of measurement; MoCap, motion capture.

Figure 8 shows the posture change of subject 16 after the intervention in a pre-post comparison.



Figure 8. Working postures of subject number 16 (sagittal plane; left: pre-test; right: post-test) (angles shown are pose estimation-based and were not part of the data processing in this study).

Based on the t -tests for independent samples, no significant differences between groups (age and sports activity) were detected (age [years], CG = 20.44; IG = 18.56; $p = 0.572$; activity [h/week], CG = 0.78; IG = 0.44; $p = 0.422$).

3.2. Detected Musculoskeletal Disorders (MSDs)

Mixed ANOVA with Greenhouse–Geisser correction of discomfort rating (VAS) showed no significant interaction between the time of measurement and the groups ($F(1,5) = 2.079$, $p = 0.150$). Furthermore, there was no significant difference between the time of measurement ($F(1,5) = 4.113$; $p = 0.092$) and groups ($F(1,5) = 1.394$; $p = 0.291$). Table 4 shows the descriptive statistics of the MSDs.

Table 4. Descriptive data of MSDs from the intervention and control groups. VAS interpretation [32]: 0–0.4 cm = no pain; 0.5–4.4 cm = mild pain; 4.5–7.4 cm = moderate pain; 7.5–10 cm = severe pain. Nordic questionnaire: 4-week prevalence = with complaints on 8–30 days in the last 12 months (response to question A = “Yes, on 8–30 days” or 2); 7-day prevalence = with complaints on 1–7 days in the last 12 months (response to question A = “Yes, on 1–7 days” or 1).

Body Region		Discomfort Rating		Nordic Questionnaire			
		Visual Analog Scale		4-Week Prevalence (%)		7-Day Prevalence (%)	
		IG	CG	IG	CG	IG	CG
Neck/Cervical spine	Pre	4.43 ± 3.95	6.14 ± 3.53	75.00	71.43	62.50	71.43
	Post ₁	4.29 ± 2.93	5.14 ± 3.19	50.00	71.43	50.00	57.14
	Post ₂	2.71 ± 3.50	5.57 ± 3.74	42.90	57.10	28.60	57.10
Shoulder/Arms	Pre	4.00 ± 3.65	3.00 ± 3.65	62.50	57.10	62.50	57.10
	Post ₁	2.72 ± 2.43	2.43 ± 2.82	25.00	71.40	25.00	57.10
	Post ₂	1.71 ± 3.30	4.14 ± 3.72	28.60	28.60	28.60	14.30
Elbows/Lower arms	Pre	0.71 ± 1.89	0.00 ± 0.00	0.00	28.60	0.00	28.60
	Post ₁	2.43 ± 3.25	1.00 ± 2.65	12.50	42.90	12.50	42.90
	Post ₂	0.43 ± 0.79	1.57 ± 2.23	0.00	14.30	0.00	14.30
Wrist/Hands	Pre	1.86 ± 2.91	2.57 ± 3.36	37.50	42.90	25.00	42.90
	Post ₁	2.86 ± 2.54	2.29 ± 2.98	25.00	42.90	12.50	42.90
	Post ₂	1.29 ± 1.98	2.57 ± 1.13	42.90	42.90	14.30	42.90
Thoracal spine	Pre	6.57 ± 3.55	6.00 ± 2.71	50.00	100.00	62.50	100.00
	Post ₁	4.00 ± 2.94	2.00 ± 3.00	37.50	57.10	12.50	42.90
	Post ₂	0.29 ± 0.49	4.71 ± 2.75	14.30	57.10	14.30	57.10
Lumbar spine	Pre	7.00 ± 2.77	6.57 ± 2.57	87.50	100.00	75.00	100.00
	Post ₁	6.57 ± 2.99	5.00 ± 3.32	87.50	100.00	62.50	71.40
	Post ₂	3.00 ± 2.31	6.71 ± 3.86	42.90	85.70	14.30	71.40

MSD, musculoskeletal disorder; IG, intervention group; CG control group.

The descriptive data (Table 4) show a non-significant decrease in the VAS scores in the following body parts: cervical spine, shoulder and arms, thoracic spine, and lumbar spine, with a temporary increase in the VAS scores in elbows and lower arms, as well as wrist and hands. Regarding the 4-week and 7-day prevalences of the sample, the intervention group showed in some body regions more decreases than the control group (neck/cervical spine, shoulder/arms in post-test₁, wrist/hands in post-test₁, and lumbar spine in post-test₂), but there was no significant group difference in the statistical analysis.

4. Discussion

4.1. Main Findings and Contributions

Statistical analysis showed that the total RULA score (pre, 4.87 ± 1.13 ; post, 3.67 ± 0.90) was significantly decreased after the ergonomics lecture for dental assistant students at school and at the individual workplace. The results of the present study are in line with current research in the field of dentistry, showing that ergonomic and physical training interventions have had positive effects on the dental profession [3,8–10]. Yiu et al. [26] measured a decrease of 1.88 points in RULA after a 10-week exercise intervention. Hayes et al. [15] and Smith et al. [17] focused on dental hygiene students and detected a decrease in postural risk after the intervention. In contrast to the methodology used in the present

study, they primarily referred to the effects of dental instruments on MSD symptoms. Consequently, the results of the present study support the idea that the chosen intervention, including a multifaceted lecture on the principles and risks of ergonomics, led to a reduction in the postural risk at work in the target group of dental assistants. IMU data represent a level that indicates “an impending need for alterations” and is reduced to the level of “a potential necessity for intervention or procedural modifications”.

It must be noted that significant differences between the pre- and post-tests can particularly be found in the upper arm and wrist regions. The upper arm value was based on the kinematic data of the shoulder (flexion, abduction, and support). The ergonomic training of the test subjects may have led to habitual adaptation regarding the movement of the shoulder. The alignment of the upper extremity noticeably improved and was supported by the statistical analysis. This may have a positive influence on the shoulder-neck region. Furthermore, an improvement in the trunk score would have been expected. However, this was not shown by the statistical analysis. The reason for this could be that the dental assistants cannot be brought into an upright position by the work task despite the training in an ergonomically positive working posture due to the task and the doctor’s assistance with the patient. In contrast, the demands of the work require that the dental assistants move into a postural position, which can lead to complaints in the lumbar spine and shoulder-neck region. An approach based on behavioral prevention activities, such as physical training (stretching and strengthening) beyond the work process, might be useful.

The wrist score results from pronation and rotation. In this body region, the subjects showed a significantly lower postural risk in the post-test. In particular, the guidance of the medical tool at the patient’s mouth was performed more consciously.

Recent studies and the results of the present study suggest that training regarding health-conscious working practices should be given particular attention in the education of dental assistant students, as they are only briefly mentioned in the German study curriculum [44]. Based on the data obtained from the present study, the authors advocate for lectures on the basics of workplace ergonomics to provide information on both behavioral and situational preventive measures, further contributing to the prevention of complaints in the short, medium, and long term.

Regarding the five-week stretching and strengthening intervention, no significant differences in MSDs were found between the groups or times of measurement. In general, five weeks is a relatively short period to determine the immediate effects of an exercise intervention on musculoskeletal complaints. Owing to time restrictions in the curriculum, it was not possible to extend the duration of the training intervention. Furthermore, the choice of exercise and load parameters may not have considered an individual’s current training status. The load parameters were chosen comparably for all test subjects; however, not every test subject had the same fitness level. Therefore, a statistical analysis was conducted regarding the individual activity levels per week, which showed no significant differences between the groups. Despite completing the training documentation, it cannot be ruled out that the test subjects skipped performing any exercise. After 18 weeks in the follow-up MSD questionnaire, the intervention group educated in an exercise program showed less discomfort, especially in the spine (thoracic and lumbar). Therefore, the data may support the assumption that there could be middle- to long-term effects of additional exercise interventions alongside work to adequately compensate for daily postural load. Nevertheless, it must be emphasized that the statistical analysis did not support this conclusion. Furthermore, the number of voluntary exercise sessions conducted by the participants after the intervention period was not documented. Therefore, the follow-up tests must be viewed critically.

4.2. Methods

The choice of study design was a controlled, randomized trial to allow a statistically accurate comparison between subjects who only received ergonomic training and those who underwent an additional training intervention. Based on the chosen study design, it

was not possible to control which effect was due to which of the two components of the intervention. With a larger sample size, further groups could be formed to identify the most effective measures. The participants were considered very attentive during the sessions. As the dental assistant students were made aware of poor posture in the workplace, not only the final RULA score, but also the individual body scores were considered in the evaluation to determine which parts of the body could be best influenced by ergonomic education.

For the stretching and strengthening interventions, the participants were randomly divided into the intervention and control groups. With a sample size of 18 participants and three dropouts before the post-test, the size of the groups must be considered low. The lower number of subjects, 15 instead of 18, leads to a greater weighting of individual cases in the statistical analysis and consequently has a negative impact on the validity of the study. Only one test subject in the intervention group dropped out during the post-measurement stage. All other test subjects completed all units in accordance with the training documentation, indicating good participation.

The 90 s recording of the work process using IMUs was carried out once for all test subjects. A multiple measurement of the work process could further strengthen the validity of the study and should be included in future studies. However, regarding the results of the kinematic data from the transverse plane, the measurement errors of the IMU must also be considered. Regarding wrist values, it must be emphasized that the body of evidence for the wrist joint remains conflicting [45]. In their review, Poitras et al. [45] showed that the root-mean-squared error varied from 2.2° to 30°.

Regarding the statistical analysis, a mixed ANOVA and robust repeated-measures ANOVAs were performed. Compared with *t*-tests for dependent samples, these methods represent a higher statistical power. Robust repeated-measures ANOVAs allowed for the analysis of individual body parts; however, group differences between the individual body parts were not further controlled.

4.3. Strengths and Limitations

The results demonstrate the importance of health-related lectures within the curriculum and underscore their benefits. Dental assistants face a high risk of developing MSDs if they are not guided to adopt proper posture during early professional education. Enhanced posture has the potential to alleviate current musculoskeletal discomfort and mitigate the risk of developing MSDs. However, given the limited follow-up duration of most studies, it is essential to substantiate this conclusion through further research [3]. Recent studies have demonstrated the importance of ergonomic interventions in the professional field of dentistry [8,10,26,46]. In contrast to the traditional paper-to-pencil approach, assessing RULA with an IMU allows the recording of the work process over a longer period, and data are generated in relation to the joint kinematics of both sides of the body. This may be considered a significant enhancement of the RULA. Especially regarding that this measurement system is not bound to laboratories and enables objective measurements with good quality can help practitioners to monitor possible risk factors on a regular basis.

Only one 90 s recording of the experimental task was carried out at each measurement time. The experimental design can be further strengthened by performing it several times and extending the measurement period. The small sample size and relatively short intervention period (5 weeks) are additional limitations of this study. With larger samples and equal sex distribution, the effects of the intervention on MSDs and work attitudes could change. In future studies, it is recommended that the sample be expanded to further strengthen the validity of the results. Only females were included in this study. This is because the profession is predominantly practiced by women, making it difficult to access male test subjects. Another limitation was the absence of a control group that did not receive any intervention. This raises questions regarding the extent to which the observed reduction in perceived pain was attributable to ergonomic and physical training interventions as opposed to the potential time-dependent adjustments made to cope with the physical demands of work.

4.4. Relevance to Industry

The authors aimed to raise awareness among dental assistant students regarding the risks associated with improper posture. The findings suggest that lectures on ergonomics and workplace assessments can have a positive impact on dentists' work posture and, therefore, prevent work-related MSDs. In addition, the present study delivered promising results to further improve observational risk assessments, such as RULA, in a highly promising target group with high prevalence rates.

4.5. Future Research

Future studies should include a control group without ergonomic lectures to determine the isolated influence of this intervention. In addition to a female-based study population, male students should be included to detect gender differences. Furthermore, the sample size should be increased. A 5-week training intervention did not have a significant influence on MSDs; however, based on positive trends in MSD data, future studies should integrate longer intervention periods to fully detect the effect.

5. Conclusions

The findings of the present study indicate that ergonomic lectures effectively addressed ergonomic issues among dental assistants. As such, institutions should implement occupational health training focused on preventing MSDs, especially teaching ergonomic principles to benefit students in their early professional careers. Generally, the authors recommend implementing ergonomic training in schools and workplaces at an early stage of education to encourage students in recognizing the importance of healthy exercise even before they start their careers. Furthermore, strengthening and stretching exercises that are practiced regularly over longer periods and focus on the shoulder-neck and lower back regions might be beneficial as a counterbalance to the daily work-related postural load in this occupational field.

Author Contributions: Conceptualization, S.S., L.L. and J.M.; methodology, S.S., J.D. and C.D.; software, S.S., J.D. and C.D.; validation, S.S., L.L. and J.M.; formal analysis, S.S. and J.D.; investigation, S.S., J.M., L.L. and L.M.; resources, L.L., J.M. and M.F.; data curation, S.S. and J.D.; writing—original draft preparation, S.S., L.L., J.M. and L.M.; writing—review and editing, S.S., C.D., J.D. and M.F.; visualization, S.S., L.L. and J.D.; supervision, M.F.; project administration, S.S. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Institutional Review Board Statement: The study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki and approved by the Ethics Committee of Sozialwissenschaften Rheinland-Pfälzische Technische Universität Kaiserslautern-Landau (Nr. 66-2023, approved on 29 November 2023).

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in the study. Written informed consent was obtained from the patient(s) to publish this paper.

Data Availability Statement: Data are contained within the article.

Acknowledgments: The authors would like to acknowledge dentist Laurendi who provided the necessary facilities to carry out the study and the Worms BBS school for participation.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflicts of interest.

References

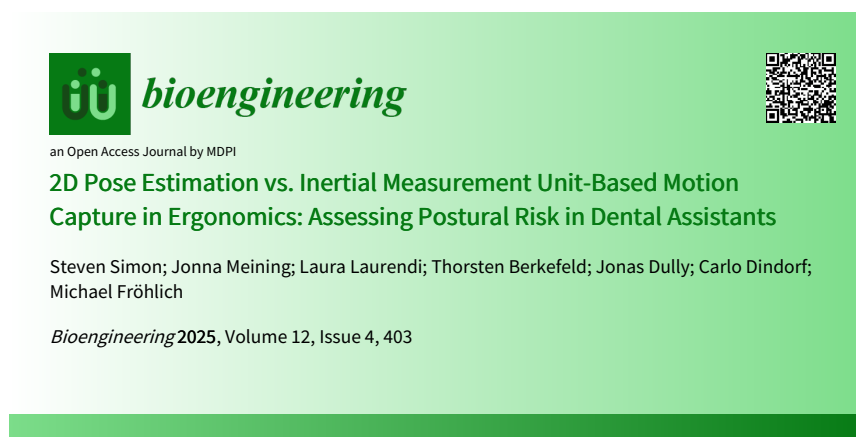
1. Hayes, M.J.; Cockrell, D.; Smith, D.R. A systematic review of musculoskeletal disorders among dental professionals. *Int. J. Dent. Hyg.* **2009**, *7*, 159–165.
2. Dable, R.A.; Wasnik, P.B.; Yeshwante, B.J.; Musani, S.I.; Patil, A.K.; Nagmode, S.N. Postural assessment of students evaluating the need of ergonomic seat and magnification in dentistry. *J. Indian Prosthodont. Soc.* **2014**, *14*, 51–58. [[PubMed](#)]
3. Lietz, J.; Ulusoy, N.; Nienhaus, A. Prevention of musculoskeletal diseases and pain among dental professionals through ergonomic interventions: A systematic literature review. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2020**, *17*, 3482. [[CrossRef](#)]

4. Ohlendorf, D.; Naser, A.; Haas, Y.; Haenel, J.; Fraeulin, L.; Holzgreve, F.; Erbe, C.; Betz, W.; Wanke, E.M.; Brueggmann, D.; et al. Prevalence of musculoskeletal disorders among dentists and dental students in Germany. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2020**, *17*, 8740. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
5. Holzgreve, F.; Weis, T.; Grams, I.; Germann, U.; Wanke, E.M. Prävalenz von Muskel-Skelett-Erkrankungen in der Zahnmedizin. *Zentralblatt Arbeitsmedizin Arbeitsschutz Ergon.* **2022**, *72*, 140–146.
6. Gupta, A.; Bhat, M.; Mohammed, T.; Bansal, N.; Gupta, G. Ergonomics in dentistry. *Int. J. Clin. Pediatr. Dent.* **2014**, *7*, 30.
7. Torén, A. Muscle activity and range of motion during active trunk rotation in a sitting posture. *Appl. Ergon.* **2001**, *32*, 583–591. [[CrossRef](#)]
8. Koni, A.; Kufersin, M.; Ronchese, F.; Travan, M.; Cadenaro, M.; Filon, F.L. Approach to prevention of musculoskeletal symptoms in dental students: An interventional study. *Med. Lav.* **2018**, *109*, 276–284. [[CrossRef](#)]
9. Dehghan, N.; Aghilinejad, M.; Nassiri-Kashani, M.H.; Amiri, Z.; Talebi, A. The effect of a multifaceted ergonomic intervention program on reducing musculoskeletal disorders in dentists. *Med. J. Islam. Repub. Iran* **2016**, *30*, 472.
10. Farokhnia, T.; Rezaei, M.; Vaziri, M.-H.; Vaziri, F. Investigating the effect of educational intervention on musculoskeletal disorders in dentists. *Middle East J. Fam. Med.* **2018**, *7*, 307. [[CrossRef](#)]
11. Mailliet, J.P.; Millar, A.M.; Burke, J.M.; Mailliet, M.A.; Mailliet, W.A.; Neish, N.R. Effect of magnification loupes on dental hygiene student posture. *J. Dent. Educ.* **2008**, *72*, 33–44. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
12. Hallaj, S.; Razi, S.S.M. Design and evaluation of an arm support for prevention of msds in dentists. In *Advances in Ergonomics in Design, Proceedings of the AHFE 2016 International Conference on Ergonomics in Design, Walt Disney World®, FL, USA, 27–31 July 2016*; Springer: Cham, Switzerland, 2016.
13. La Delfa, N.J.; Grondin, D.E.; Cox, J.; Potvin, J.R.; Howarth, S.J. The biomechanical demands of manual scaling on the shoulders & neck of dental hygienists. *Ergonomics* **2017**, *60*, 127–137. [[PubMed](#)]
14. Lindegård, A.; Gustafsson, M.; Hansson, G.-Å. Effects of prismatic glasses including optometric correction on head and neck kinematics, perceived exertion and comfort during dental work in the oral cavity—A randomised controlled intervention. *Appl. Ergon.* **2012**, *43*, 246–253. [[PubMed](#)]
15. Hayes, M.J.; Smith, D.R.; Taylor, J.A. Musculoskeletal disorders in a 3 year longitudinal cohort of dental hygiene students. *Am. Dent. Hyg. Assoc.* **2014**, *88*, 36–41.
16. Hayes, M.J.; Osmotherly, P.G.; Taylor, J.A.; Smith, D.R.; Ho, A. The effect of wearing loupes on upper extremity musculoskeletal disorders among dental hygienists. *Int. J. Dent. Hyg.* **2014**, *12*, 174–179. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
17. Smith, C.A.; Sommerich, C.M.; Mirka, G.A.; George, M.C. An investigation of ergonomic interventions in dental hygiene work. *Appl. Ergon.* **2002**, *33*, 175–184. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
18. Maurer-Grubinger, C.; Holzgreve, F.; Fraeulin, L.; Betz, W.; Erbe, C.; Brueggmann, D.; Wanke, E.M.; Nienhaus, A.; Groneberg, D.A.; Ohlendorf, D. Combining ergonomic risk assessment (RULA) with inertial motion capture technology in dentistry—Using the Benefits from Two Worlds. *Sensors* **2021**, *21*, 4077. [[CrossRef](#)]
19. Kee, D. Systematic comparison of OWAS, RULA, and REBA based on a literature review. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2022**, *19*, 595. [[CrossRef](#)]
20. Maltry, L.; Holzgreve, F.; Maurer, C.; Wanke, E.M.; Ohlendorf, D. Improved ergonomic risk assessment through the combination of inertial sensors and observational methods exemplified by RULA. *Zentralblatt Arbeitsmedizin Arbeitsschutz Ergon.* **2020**, *70*, 236–239. [[CrossRef](#)]
21. Kee, D. Comparison of OWAS, RULA and REBA for assessing potential work-related musculoskeletal disorders. *Int. J. Ind. Ergon.* **2021**, *83*, 103140. [[CrossRef](#)]
22. Kim, W.; Sung, J.; Saakes, D.; Huang, C.; Xiong, S. Ergonomic postural assessment using a new open-source human pose estimation technology (OpenPose). *Int. J. Ind. Ergon.* **2021**, *84*, 103164. [[CrossRef](#)]
23. Lowe, B.D.; Dempsey, P.G.; Jones, E.M. Ergonomics assessment methods used by ergonomics professionals. *Appl. Ergon.* **2019**, *81*, 102882. [[CrossRef](#)]
24. Vignais, N.; Miezal, M.; Bleser, G.; Mura, K.; Gorecky, D.; Marin, F. Innovative system for real-time ergonomic feedback in industrial manufacturing. *Appl. Ergon.* **2013**, *44*, 566–574. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
25. Ohlendorf, D.; Fraeulin, L.; Haenel, J.; Betz, W.; Erbe, C.; Holzgreve, F.; Wanke, E.M.; Brueggmann, D.; Nienhaus, A.; Maurer-Grubinger, C.; et al. Ergonomic comparison of four dental workplace concepts using inertial motion capture for dentists and dental assistants. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2021**, *18*, 10453. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
26. Yiu, X.Y.; Maguire, A.; Johnson, M.; Wählin, C.; Johnston, V. A 10-week exercise intervention can improve work posture but not neck/shoulder symptoms in dental health students: A pilot cohort study. *Work* **2020**, *67*, 239–249. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
27. Kim, E.-S.; Jo, E.-D.; Han, G.-S. Effects of stretching intervention on musculoskeletal pain in dental professionals. *J. Occup. Health* **2023**, *65*, e12413. [[CrossRef](#)]
28. Kuorinka, I.; Jonsson, B.; Kilbom, A.; Vinterberg, H.; Biering-Sørensen, F.; Andersson, G.; Jørgensen, K. Standardised Nordic questionnaires for the analysis of musculoskeletal symptoms. *Appl. Ergon.* **1987**, *18*, 233–237. [[CrossRef](#)]
29. Liebers, F.; Freyer, M.; Dulon, M.; Freitag, S.; Michaelis, M.; Latza, U.; Hegewald, J. Neuer deutschsprachiger Fragebogen zur standardisierten Erfassung von Muskel-Skelett-Beschwerden im Betrieb. *Zentralblatt Arbeitsmedizin Arbeitsschutz Ergon.* **2024**, *74*, 13–25. [[CrossRef](#)]

30. Liebers, F.; Freyer, M.; Freitag, M.; Dulon, J.; U Hegewald, L. *Fragebogen zu Muskel-Skelett-Beschwerden (FB*MSB)*; Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin: Dortmund, Germany; Berufsgenossenschaft für Gesundheitsdienst und Wohlfahrtspflege: Hamburg, Germany, 2022; p. 27.
31. Bijur, P.E.; Silver, W.; Gallagher, E.J. Reliability of the visual analog scale for measurement of acute pain. *Acad. Emerg. Med.* **2001**, *8*, 1153–1157. [[CrossRef](#)]
32. Jensen, M.P.; Chen, C.; Brugger, A.M. Interpretation of visual analog scale ratings and change scores: A reanalysis of two clinical trials of postoperative pain. *J. Pain* **2003**, *4*, 407–414. [[CrossRef](#)]
33. Humadi, A.; Nazarahari, M.; Ahmad, R.; Rouhani, H. In-field instrumented ergonomic risk assessment: Inertial measurement units versus Kinect V2. *Int. J. Ind. Ergon.* **2021**, *84*, 103147. [[CrossRef](#)]
34. Roetenberg, D.; Luinge, H.; Slycke, P. *Xsens MVN: Full 6DOF Human Motion Tracking Using Miniature Inertial Sensors*; Tech. Rep.; Xsens Motion Technologies BV: Enschede, The Netherlands, 2009; Volume 1, pp. 1–7.
35. Humadi, A.; Nazarahari, M.; Ahmad, R.; Rouhani, H. Instrumented ergonomic risk assessment using wearable inertial measurement units: Impact of joint angle convention. *IEEE Access* **2020**, *9*, 7293–7305. [[CrossRef](#)]
36. Unfallversicherung, D.G. *DGUV Grundsätze für Arbeitsmedizinische Vorsorgeuntersuchungen*, 5th ed.; Aufl, Gentner: Stuttgart, Germany, 2010.
37. Pirvu, C.; Pătrașcu, I.; Pirvu, D.; Ionescu, C. The dentist's operating posture—ergonomic aspects. *J. Med. Life* **2014**, *7*, 177. [[PubMed](#)]
38. Simon, S.; Dully, J.; Dindorf, C.; Bartaguiz, E.; Becker, S.; Fröhlich, M. Impact of Fatigue on Ergonomic Risk Scores and Foot Kinetics: A Field Study Employing Inertial and In-Shoe Plantar Pressure Measurement Devices. *Sensors* **2024**, *24*, 1175. [[CrossRef](#)]
39. McAtamney, L.; Corlett, E.N. RULA: A survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Appl. Ergon.* **1993**, *24*, 91–99. [[PubMed](#)]
40. Vasey, M.W.; Thayer, J.F. The continuing problem of false positives in repeated measures ANOVA in psychophysiology: A multivariate solution. *Psychophysiology* **1987**, *24*, 479–486. [[CrossRef](#)]
41. Berkovits, I.; Hancock, G.R.; Nevitt, J. Bootstrap resampling approaches for repeated measure designs: Relative robustness to sphericity and normality violations. *Educ. Psychol. Meas.* **2000**, *60*, 877–892.
42. Cohen, J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*; Routledge: New York, NY, USA, 1988; Volume 2, 567p.
43. Waskom, M.L. Seaborn: Statistical data visualization. *J. Open Source Softw.* **2021**, *6*, 3021. [[CrossRef](#)]
44. Referat Berufliche Bildung, Weiterbildung und Sport. *Rahmenlehrplan für den Ausbildungsberuf: Zahnmedizinischer Fachangestellter und Zahnmedizinische Fachangestellte*; Referat Berufliche Bildung, Weiterbildung und Sport: Berlin, Germany, 2021.
45. Poitras, I.; Dupuis, F.; Biemann, M.; Campeau-Lecours, A.; Mercier, C.; Bouyer, L.J.; Roy, J.-S. Validity and reliability of wearable sensors for joint angle estimation: A systematic review. *Sensors* **2019**, *19*, 1555. [[CrossRef](#)]
46. Nye, W.H.; Partido, B.B.; DeWitt, J.; Kearney, R.C. Prevention and reduction of musculoskeletal pain through chair-side stretching among dental hygiene students. *Am. Dent. Hyg. Assoc.* **2021**, *95*, 84–91.

Disclaimer/Publisher's Note: The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.

4.5 Publikation 4



Hintergrund und Fragestellung

Berufe im Sektor Zahnmedizin weisen eine hohe Prävalenz muskuloskelettaler Erkrankungen auf, da der Arbeitsalltag durch zahlreiche monotone Tätigkeiten und einseitige körperliche Belastungen geprägt ist. IMU-basierte MoCap Systeme werden zunehmend zur Bewertung der posturalen Belastung am Arbeitsplatz eingesetzt. Allerdings sind praxistaugliche Alternativen erforderlich, da diese Methode zeitaufwendig und kostspielig ist. Diese Studie verglich zwei Messtechnologien zur RULA-Ermittlung: IMU-basiertes MoCap und Pose Estimation.

Methodik





45 zahnmedizinische Assistenzschülerinnen (alle weiblich) nahmen teil (Alter: $19,56 \pm 5,91$ Jahre; Körpergröße: $165,00 \pm 6,35$ cm; Körpergewicht: $63,41 \pm 13,87$ kg; BMI: $21,56 \pm 4,63$ kg/m²). Während einer repräsentativen experimentellen Aufgabe wurden eine 30-sekündige IMU-basierte MoCap-Messung sowie eine bildgestützte Pose Estimation in der sagittalen und frontalen Ebene durchgeführt. Die Datenanalyse erfolgte mittels Cohen's gewichtetem Kappa und Bland-Altman-Plots.

Ergebnisse und Interpretation

Zwischen den RULA-Gesamtscores von IMU-basierter MoCap und Pose Estimation bestand eine signifikante moderate Übereinstimmung ($\kappa = 0,461$, $p_B = 0,006$). Allerdings zeigte sich für die Teil-Scores von Oberarm, Unterarm, Handgelenk, Nacken und Oberkörper keine signifikante Übereinstimmung ($p > 0,05$). Während Pose Estimation für eine schnelle oberflächliche Haltungsbewertung nützlich sein könnte, ist sie möglicherweise nicht zuverlässig zur Beurteilung gelenkspezifischer Unterschiede, insbesondere in den oberen Extremitäten. Zukünftige Forschung sollte sich auf die Weiterentwicklung videobasierter Pose Estimation in Kombination mit ML-Ansätzen für eine Echtzeitbewertung posturaler Risiken am Arbeitsplatz fokussieren.

Article

2D Pose Estimation vs. Inertial Measurement Unit-Based Motion Capture in Ergonomics: Assessing Postural Risk in Dental Assistants

Steven Simon ^{*} , Jonna Meining, Laura Laurendi, Thorsten Berkefeld, Jonas Dully , Carlo Dindorf  and Michael Fröhlich 

Department of Sports Science, RPTU University Kaiserslautern-Landau, 67663 Kaiserslautern, Germany; jomeining@aol.de (J.M.); laulaurendi@gmail.com (L.L.); thorsten.berkefeld@rptu.de (T.B.); jonas.dully@rptu.de (J.D.); carlo.dindorf@rptu.de (C.D.); michael.froehlich@rptu.de (M.F.)
* Correspondence: steven.simon@rptu.de

Abstract: The dental profession has a high prevalence of musculoskeletal disorders because daily working life is characterized by many monotonous and one-sided physical exertions. Inertial measurement unit (IMU)-based motion capture (MoCap) is increasingly utilized for assessing workplace postural risk. However, practical alternatives are needed because it is time-consuming and relatively cost intensive for ergonomists. This study compared two measurement technologies: IMU-based MoCap and a time-effective alternative, two-dimensional (2D) pose estimation. Forty-five dental assistant students (all female) were included (age: 19.56 ± 5.91 years; height: 165.00 ± 6.35 cm; weight: 63.41 ± 13.87 kg; BMI: 21.56 ± 4.63 kg/m²). A 30 s IMU-based MoCap and image-based pose estimation in the sagittal and frontal planes were performed during a representative experimental task. Data were analyzed using Cohen's weighted kappa and Bland-Altman plots. There was a significant moderate agreement between the Rapid Upper Limb Assessment (RULA) score from IMU-based MoCap and pose estimation ($\kappa = 0.461$, $pB = 0.006$), but no significant poor agreement ($p > 0.05$) regarding the body regions of the upper arm, lower arm, wrist, neck, and trunk. These findings indicate that IMU-based MoCap and pose estimation moderately align when assessing the overall RULA score but not for specific body parts. While pose estimation might be useful for quick general posture assessment, it may not be reliable for evaluating joint-level differences, especially in body areas such as the upper extremities. Future research should focus on refining video-based pose estimation for real-time postural risk assessment in the workplace.

Keywords: ergonomics; motion capture; pose detection; work-related discomfort; dental assistant health; observational methods



Academic Editor: Antonino Lo Giudice

Received: 5 March 2025

Revised: 31 March 2025

Accepted: 8 April 2025

Published: 10 April 2025

Citation: Simon, S.; Meining, J.; Laurendi, L.; Berkefeld, T.; Dully, J.; Dindorf, C.; Fröhlich, M. 2D Pose Estimation vs. Inertial Measurement Unit-Based Motion Capture in Ergonomics: Assessing Postural Risk in Dental Assistants. *Bioengineering* **2025**, *12*, 403. <https://doi.org/10.3390/bioengineering12040403>

Copyright: © 2025 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

The dental profession involves significant physical exertion and a prolonged nature of work, rendering dental professionals particularly susceptible to musculoskeletal disorders (MSDs) [1,2]. The prevalence of MSDs among dentists is notably higher than that in the general population, with the neck, shoulders, and back being the most commonly affected regions [1,3]. This issue is especially pronounced among dental, dental hygiene, and dental assistant students, who spend extended hours in pre-clinical laboratories practicing on phantom heads [2]. Various factors contribute to poor posture in this context, including the need to coordinate movements with assistants for a smooth workflow, to contort their

bodies for an optimal intraoral view, and to ensure patient comfort, which often requires adopting non-ergonomic positions [2,4]. Continuous strain on the joints in one direction may cause muscle imbalances or structural tissue damage, ultimately leading to lower back pain [2,5]. Dental hygienists and assistants, normally positioned on the left side of the patient, assume responsibility for suction and holding tasks, which are typically performed while seated. They are exposed to high postural loads owing to the large amount of static and holding work [6]. Therefore, ergonomic work plays a crucial role in their professional life [2,4]. In particular, students have their entire professional lives ahead, indicating that significant health benefits may be created through guided training at a young professional age. Furthermore, institutions are expected to intervene by implementing ergonomic practices to benefit their students [2].

Observational methods are commonly used to assess postural load and provide MSD risk scores [7,8]. Tools such as the Rapid Entire Body Assessment, Rapid Upper Limb Assessment (RULA), and Ovako Work Posture Assessment System are widely applied in ergonomics. Among these, RULA is particularly suitable for evaluating postural strain [9]. However, it is limited by the fact that observational assessment procedures not only require the involvement of a field expert for labor-intensive manual analysis but also rely heavily on the subjective judgment of the evaluator, potentially resulting in substantial variability among raters [10]. As one of the most frequently used observational methods, RULA can be applied to data collection using an inertial measurement unit (IMU) [8,11] and has proven advantageous for recording postural load in the work process [12]. Maurer-Grubinger et al. [6] highlighted the benefits of IMU-based assessments by comparing different dental work routines and demonstrated their potential for detailed ergonomic analyses at multiple RULA levels. Holzgreve et al. [13] showed that the ergonomic risk in all dental disciplines involved moderate to high RULA scores. The application of IMU has several advantages; however, it presents considerable costs and measurement efforts to ergonomists. Camera-based methods do not require markers or interfere with subjects, making them a crucial approach for the future advancement of ergonomic assessments [14]. Nowara et al. [15] assessed deviations between the conventional paper-and-pencil method of RULA risk assessment supported by images from a tablet, and a kinematic data-based approach. The comparison was conducted using situational recordings of a dental team working in a dental treatment setting. The results suggested that the IMU-based RULA offers a more precise and reliable risk assessment, overcoming the observer-related inconsistencies and limitations of static image-based evaluations. However, the paper-and-pencil method of RULA with a tablet remains a cost-effective and accessible method, particularly for static postures, although its tendency to yield lower risk scores should be considered, and 26.83% of assessments show errors (e.g., due to a limited knowledge of the observational method) [15,16].

A potential alternative cost- and time-effective tool is two-dimensional (2D) human pose estimation using mobile devices [17,18]. Pose estimation can be defined as “the process of automatically tracking and determining the body’s anatomical landmarks, body segments, or joint locations in video images using machine learning, enabling the quantification of human movement without marker and sensor attachments to the human body” [19]. One of the key advantages of pose estimation is its ease of use [20]. These algorithms require only video footage or images as inputs to track and analyze body postures. Unlike marker- or IMU-based motion capture (MoCap), specialized cameras such as depth cameras and the complex instrumentation of the subject are not necessary. This provides significant benefits in terms of cost and time efficiency, allowing movement to be recorded and analyzed outside of a laboratory setting [20]. The model MoveNet has the potential to classify postures in a work environment [21]. However, further research on

pose estimation is required [21] to assess whether its ergonomic risk assessment achieves results comparable to those of IMU-based MoCap.

To address these research gaps, this study utilized two technologies for assessing postural risk in the workplace: IMU-based MoCap and 2D human pose estimation as a time- and cost-effective alternative for practical ergonomists. It was hypothesized that the IMU-based MoCap and 2D human pose estimation RULA scores would be positively correlated.

2. Materials and Methods

2.1. Participants

A total of 45 dental assistant students (all female) from Worms BBS school (Germany) voluntarily participated in this study (age: 19.60 ± 5.98 years; height: 165.08 ± 6.41 cm; weight: 62.70 ± 13.20 kg; body mass index: 21.39 ± 4.54 kg/m²; percentage of right-handed participants: 91.1%) (see Table 1).

Table 1. Anthropometric data of the participants. Units: age: years, weight: kilograms, height(s): centimeters, width and span(s): centimeters.

	Age (y)	Weight	BMI	Height	Shoulder Height	Shoulder Width	Elbow Span	Wrist Span	Arm Span
Mean	19.56	63.41	21.56	165.00	138.74	37.97	81.42	126.95	162.79
SD	5.91	13.87	4.63	6.35	5.42	2.75	4.27	11.38	7.86
Min	15.00	42.20	14.08	152.20	125.50	29.80	72.80	110.50	145.00
Max	42.00	115.00	33.74	178.40	150.00	44.40	89.20	187.20	183.80

BMI, body mass index; SD, standard deviation.

Professional dental assistants are characterized as follows [22]:

- Usually remain in the same position for long periods because of the monotonous work (holding and suctioning).
- Experience frequent long periods in a chair without a break because of patient preparation and follow-up (e.g., removal of temporaries and impressions).
- Sitting position is subordinate to the positioning of the dentist.
- Frequently experience a poor field of vision (small intraoral view, intricate working area such as for filling application, and the dentist takes priority for the best view while the dental assistant must adapt).
- Additional equipment is required for compensation (e.g., magnifying or prism glasses or armrests on chairs).

Each participant was informed verbally and in writing, and signed an informed consent form regarding data rights, recording videos, and participation in the study procedures. The study was conducted in accordance with the guidelines of the Declaration of Helsinki and approved by the institutional ethics committee (Ethikkommission RPTU Kaiserslautern-Landau, No. 66-2023). The inclusion criterion was defined as a full-time dental assistant student with a minimum of 3 months of professional experience. The exclusion criteria comprised current injuries to the musculoskeletal system, acute restriction of physical activity, and surgical treatment of the musculoskeletal system in the previous 4 weeks. Participants were asked for their medical history (musculoskeletal impairments), but none of them reported a spinal pathology.

2.2. Experimental Settings

Figure 1 shows the experimental setup in the dental laboratory in which the working posture was measured.



Figure 1. Dimensions of the patient positioning and treatment chair (specifications represent the total height of the patient and dentist assistant chairs).

A webcam (Logitech, Vaud, Switzerland) and two tablets in the sagittal and frontal planes (iPad, Apple, Cupertino, CA, USA), as well as the Awinda station (Movella), were positioned approximately 2.5 m from the patient to guarantee good video quality and an optimal view (Figure 2). In contrast to Noewara et al. [15], who recorded from the front, top, and rear sides, the tablets were positioned in the frontal and sagittal planes at a standardized height (88 cm) and distance (2.52 m) to the experimental setup to ensure a good view of the entire participant's body and to minimize parallax errors in 2D images. All recordings were performed by the same two ergonomists who were educated in health sciences.



Figure 2. Test procedure and equipment. The Awinda Station (Movella) and Xsens software (Analyze Pro 2024.2; Xsens Technologies B.V.) are shown to the left of the photographs. Two-dimensional pose estimation via a tablet in the frontal plane is shown to the right of the photographs.

2.3. Experimental Task

All dental assistant students performed the same experimental tasks. The same test supervisor read the task to each participant before measurements began.

- Sit in the assistant chair.
- Place a filling occlusally on tooth 36.
- Use the large suction cup to hold the lingual and the mirror so that the dentist has a clear view of the affected tooth surface.
- Assume a position as comfortable as possible for the patient and yourself.
- Remain in this position during the acoustic signal.
- You may try out the position once.

- Finally, perform the task.

This represents a typical dental assistant task that is performed frequently during daily working life. Dental assistants generally adopt many static postures and hold tools in the patient's mouth for the dentist. Therefore, static analysis can be used to depict a typical working posture used frequently in the work process. Data for the experimental task were recorded on two measurement dates. This was due to the availability of the participants. Measurements were taken between September and December 2024 at the same time of day (9 am to 2 pm). The holding and guide arms were swapped at the first and second measurements to include both sides of the work activity with the 2D pose estimation method (ToM₁ = mirror in right hand, suction cup in left hand; ToM₂ = mirror in left hand, suction cup in right hand).

2.4. Pose Estimation and IMU-Based MoCap

Two images were captured from two perspectives (frontal and sagittal) during the experimental task using a tablet (Apple iPad120 FPS, 1080P). For 2D posture analysis, the Ergofreude application (lebensfreude Gesundheitsmanagement, Saarbrücken, Germany), which is based on motion estimation in MoveNet (Google Inc., Mountain View, California USA) via mobile device applications, was used. Human pose estimation is a promising technology for measuring joint angles and facilitating semiautomatic ergonomic postural assessments in real work environments [10]. MoveNet was designed to identify 17 key points in the human body [23] and is applied in corporate health management in the German health industry and is therefore of relevant industrial interest for further developing the practical field of ergonomics. A comparative analysis of Jo et al. [24] showed that MoveNet was the fastest model in comparison to OpenPose and PoseNet. As a bottom-up model, it relies on the feature extractor MobileNet V2 and the TensorFlow Object Detection Application Programming Interface [24]. MoveNet achieves accurate results with image data and has significant potential for ergonomic assessments [21]. A person is identified when the regression aligns with the arrangement of the prepared keypoints. Each pixel is multiplied by a weight inversely correlated with the distance from the regressed keypoint [24]. MoveNet uses MobileNet V2 as a feature extractor and is enhanced using a Feature Pyramid Network. The feature extractor is connected to four key prediction heads [23] (Figure 2):

1. Person Center Heatmap: Detects the geometric centers of individuals.
2. Keypoint Regression Field: Predicts a full set of keypoints for each person.
3. Person Keypoint Heatmap: Locates keypoints independently of person instances.
4. Two-Dimensional Per-Keypoint Offset Field: Computes local offsets for subpixel keypoint precision.

All models were trained using the TensorFlow Object Detection Application Programming Interface [23]. The obtained joint angles were evaluated using the RULA ergonomic evaluation scheme [7].

The participants underwent a 30 s MoCap using an IMU (Xsens Technologies B.V., Enschede, The Netherlands) (Figure 2). The IMU was calibrated before each measurement in N-pose and comprised a three-axis accelerometer (± 16 g), a three-axis gyroscope ($\pm 2000^\circ$ per second), and a three-axis magnetometer (± 1.9 Gauss) [25]. This represents a robust and precise reference system for reconstructing three-dimensional motion in the workplace [26] and can deliver repeatable and accurate ergonomic risk scores [8,27].

Score A evaluated the arms and wrists, considering muscle activity (repetitive movements or static postures held for more than 1 min) and external forces (<2 kg, 2–10 kg, and >10 kg, repetitive or static). Similarly, score B assessed the neck, trunk, and legs by incorporating the same muscle activity and force parameters. The final score (C) was

derived from scores A and B, representing the overall MSD risk level on a scale of 1 to 7. A score of 1 indicates a low risk of work-related MSD, whereas scores of 3 or 4 suggest the potential need for ergonomic intervention or procedural adjustments. A score of 5 or 6 indicates an imminent necessity for modifications, whereas a score of 7 signifies a critical need for immediate changes in work procedures [28].

2.5. Data Processing

Kinematic data from the IMU-based MoCap (see Figure 3) were merged using MATLAB software (R2023a, The MathWorks, MA, USA), adapted to a self-written RULA evaluation scheme. Finally, the RULA score was determined from the relative time spent in each RULA score level (1–7) [13] (see Figure 4).

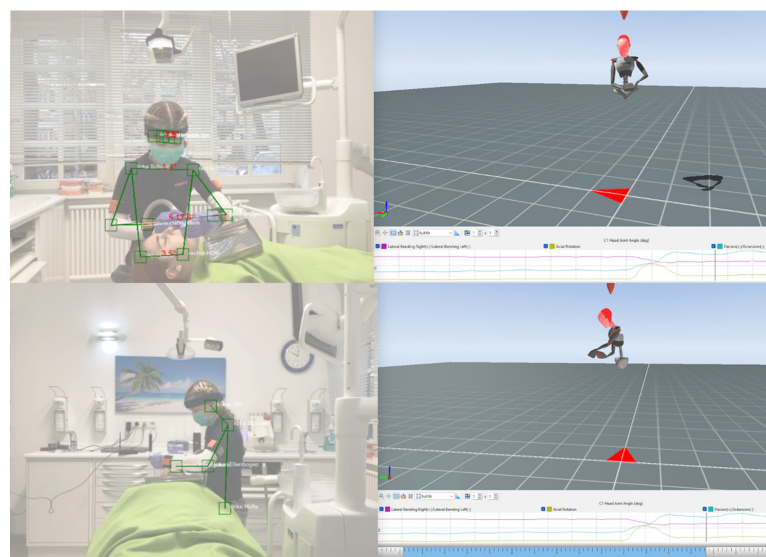


Figure 3. Pose estimation (left; frontal plane [upper photograph] and sagittal plane [lower photograph]) and inertial measurement unit (IMU)-based motion capture (right) in Xsens software (MVN Analyze Pro 2024.2; Xsens Technologies B.V. Enschede, The Netherlands). N.B.: The joint angles in pose estimation (left) were additionally displayed in an overview table. Green lines and boxes represent joint detection and resulting angles (ears, eyes, shoulders, elbows, wrists, and hips). Kinematic IMU data (right) are shown below the image.

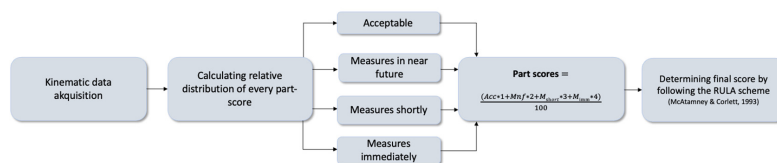


Figure 4. Data processing for calculating RULA scores from kinematic data collected by an inertial measurement unit-based motion capture.

The angles detected via the Ergofreude application from the frontal and sagittal planes (Figure 3) were used to assess each evaluation criterion of the RULA, resulting in individual body part scores and a final score (see Table 2). All transverse plane parameters (upper

arm, wrist, neck, and trunk twisting) were detected by the ergonomist who analyzed the pose estimation data.

Table 2. Steps to calculate RULA from pose estimation angles based on images from two planes (sagittal and frontal).

Parameters	Modifications of RULA
Posture of the upper arm	Sagittal view: angle between shoulder–hip line and shoulder–elbow axis
Shoulder raising	Frontal view: application shows the inclination of the shoulder; +1 when one shoulder was raised
Upper arm abduction	Frontal view: angle between hip–shoulder line and shoulder–elbow axis
Arm supported	Application showed whether the participants were supporting themselves or not (−1)
Posture of the lower arm	Frontal and sagittal view: angle between shoulder–elbow line and elbow–wrist axis
Arm working across midline or out to side of body	+1 as soon as the wrist went beyond the center of the body
Wrist posture	Frontal and sagittal view: assessment of the angle between the elbow–wrist line and alignment of the hand
Wrist bending from midline	+1 as soon as the fingers were not an extension of the elbow–wrist line
Rotation of the forearm or hand	Rotation of forearm or hand was scored with +1 or +2 depending on hand posture
Muscle use score of arm and wrist	Static and dynamic muscle use was consistently scored as +1
Force/load score	This score was fixed to 0 because there was no lifting of dental instruments >2 kg in the dental practice
Posture of the neck	Sagittal view: angle between shoulder–hip line and shoulder–ear axis
Neck twist	Frontal and sagittal view: subjective assessment of the deviating position of the eye and nose from the body–midline
Neck tilt	Frontal view: +1 as soon as the angle of the eye line is over 0°
Trunk tilt	Sagittal view: subjective assessment of the alignment of the shoulder line to the hip line
Trunk twist	Frontal and sagittal view: subjective assessment of the alignment of the shoulder line to the hip line
Legs and feet supported	The value was fixed to +1 because the dental assistants remained seated during treatment, and their legs and feet were supported
Muscle use score of neck, trunk, and legs	Static and dynamic muscle use was consistently scored as +1
Force/load score	This score was fixed to 0 because there was no lifting of dental instruments >2 kg in the dental practice

The angle transfers and modifications for calculating the RULA score [29] based on pose estimation are listed in Table 2.

2.6. Data Analysis

All data were initially checked for normal distribution using the Shapiro–Wilk test in SPSS (version 29, SPSS Inc., Chicago, IL, USA). The Shapiro–Wilk test showed some violations of normality (pose estimation: RULA, trunk; IMU-based MoCap: RULA, neck, trunk, wrist, upper arm, and lower arm). Therefore, the median difference between the results was used for descriptive statistics.

Data visualization was performed using Microsoft Excel (version 16.78.3; Microsoft, Redmond, WA, USA) and JASP (version 0.19.0; JASP Team, Amsterdam, The Netherlands). Visual and expert-based analyses of the data were performed to detect outliers. Bland–Altman and scatter plots, including histograms, were used for data presentation.

Cohen's weighted kappa was used to assess the reliability of the RULA scores of both technologies using SPSS and was interpreted according to Altman [30]. Given that final RULA scores range from 1 to 7, Cohen's kappa [31] is an appropriate statistical measure for evaluating inter-method agreement while accounting for the degree of disagreement between categories. In addition, Mann–Whitney U tests were used to detect differences between the two technologies in the assessment of the RULA scores, and the effect size was determined by rank biserial correlation using JASP. Significant results were subjected to Bonferroni correction, and the significance level was $p < 0.05$.

A post hoc power analysis was conducted using G*Power 3.1 [32] to assess the achieved statistical power based on an effect size of $r = 0.45$, an alpha level of 0.05, and a total sample size of 45. The analysis indicated a statistical power of 0.91 (91.05%), suggesting that the study had a high probability of detecting a true effect.

3. Results

There was a highly significant moderate agreement $\kappa = 0.461^{**}$ ($p < 0.001$; Bonferroni-corrected p -value [p_B] = 0.006) (95% confidence interval [CI], 0.281–0.642) between the RULA scores assessed by both technologies. There were no significant poor agreements regarding the body part scores of the upper arm ($\kappa = 0.17$, $p_B = 0.228$; 95% CI, 0.007–0.339), lower arm ($\kappa = 0.01$, $p = 0.87$; 95% CI, −0.101–0.118), wrist ($\kappa = 0.08$, $p = 0.26$; 95% CI, −0.056–0.213), neck ($\kappa = 0.10$, $p = 0.26$; 95% CI, −0.037–0.240), and trunk ($\kappa = 0.09$, $p = 0.12$; 95% CI, −0.032–0.208).

Figure 5 presents the Bland–Altman plot of the RULA scores. All data were within the fluctuation range except for that of one participant. Bland–Altman plots of the body parts are presented in the Supplementary Materials.

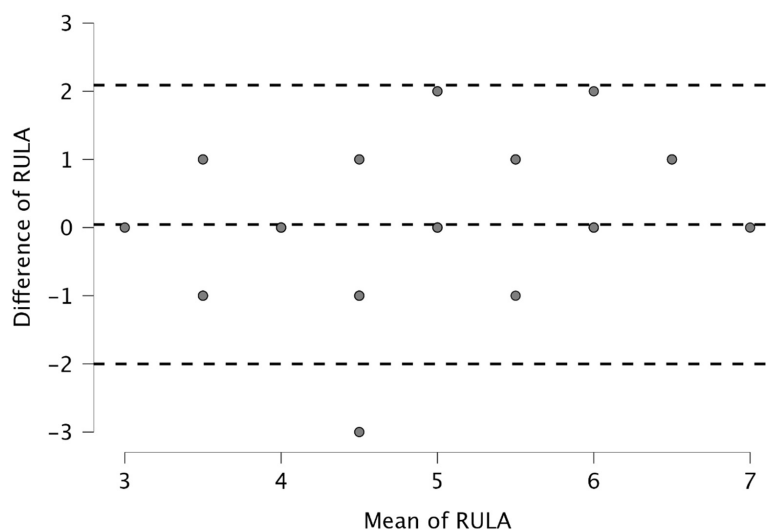


Figure 5. Bland–Altman plot of RULA scores assessed by pose estimation and inertial measurement unit-based motion capture. Overlapping points are not displayed. Dotted lines = standard deviation $\times 1.96$ from mean value (upper and lower lines).

The mean (\pm standard deviation [SD]) overall RULA score for IMU-based MoCap and pose estimation was 4.82 ± 1.25 and 4.78 ± 0.97 , respectively (95% CI, 0.281–0.642) (Table 3 and Figure 6). The results from both technologies are graphically presented in Figures 6 and 7.

Table 3. Descriptive results of pose estimation and inertial measurement unit-based motion capture assessments of overall and body part RULA scores.

	IMU RULA	PE RULA	IMU UA	PE UA	IMU LA	PE LA	IMU Wrist	PE Wrist	IMU Neck	PE Neck	IMU Trunk	PE Trunk
Mean	4.82	4.78	2.94	2.67	2.24	1.94	3.00	2.62	3.23	3.43	1.95	2.43
Median	5.00	5.00	3.00	2.75	2.50	2.00	3.02	2.75	3.10	3.50	2.00	2.50
SD	1.25	0.97	0.54	0.52	0.44	0.30	0.49	0.43	1.32	0.75	0.39	0.54
Min	3.00	3.00	1.50	1.50	1.00	1.25	1.75	1.50	1.00	1.50	1.00	1.00
Max	7.00	7.00	3.97	3.75	2.99	2.50	3.98	3.50	5.00	5.00	3.02	3.75

IMU, inertial measurement unit; PE, pose estimation; RULA, rapid upper limb assessment; UA, upper arm; LA, lower arm.

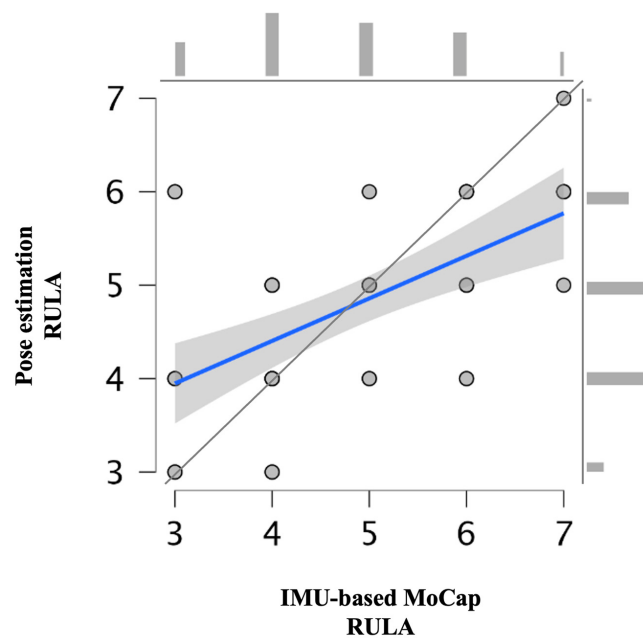


Figure 6. Scatter plot and histograms (above and right) representing overall RULA scores from pose estimation and inertial measurement unit-based motion capture including data trend line (blue) and 45° line (gray).

There were no significant differences in overall and some body part RULA scores between both technologies according to the Mann–Whitney U test results: overall (mean difference [Mean_{Diff}] = 0.044, $p = 0.977$, rank biserial correlation = 0.004), neck (Mean_{Diff} = 0.201, $p = 0.724$, rank biserial correlation = -0.043), and upper arm (Mean_{Diff} = 0.274, $p = 0.108$, rank biserial correlation = 0.287). However, there were significant differences regarding the lower arm (Mean_{Diff} = 0.305, $p_B < 0.006$, rank biserial correlation = 0.525), wrist (Mean_{Diff} = 0.381, $p_B < 0.006$, rank biserial correlation = 0.453), and trunk (Mean_{Diff} = 0.476, $p_B = 0.006$, rank biserial correlation = -0.497) (Figure 7).

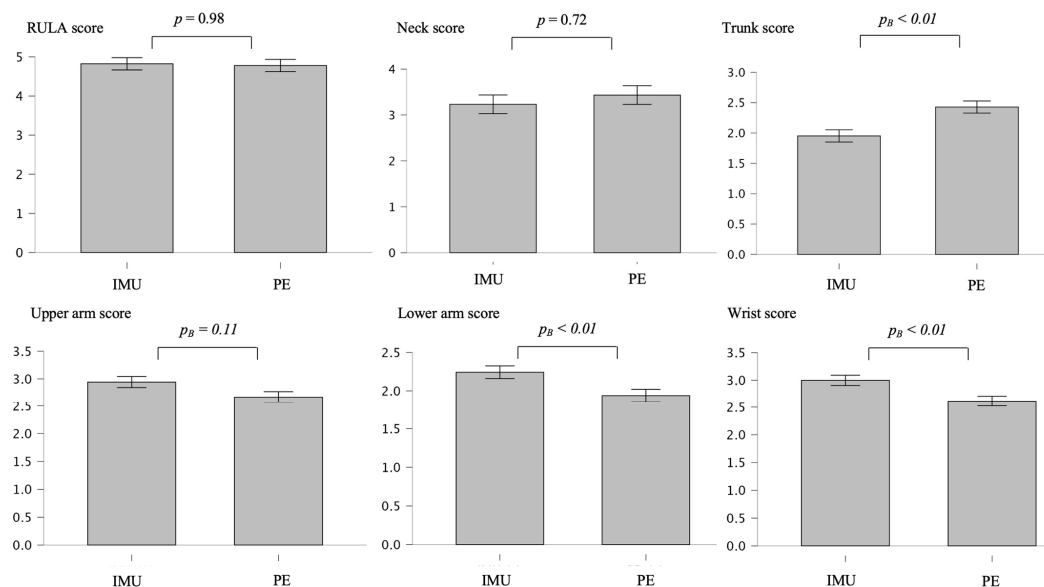


Figure 7. Mean differences and normalized error bars representing 95% confidence intervals regarding overall and body part RULA scores assessed by pose estimation (PE) and inertial measurement unit (IMU)-based motion. p_B = Bonferroni-corrected p -value.

4. Discussion

4.1. Main Findings

To the best of the authors' knowledge, this is the first study to compare the measurement technologies of IMU-based MoCap and 2D pose estimation for the assessment of ergonomic risks for dental assistants using the RULA method. According to McAtamney [29], a RULA score exceeding 5 indicated that immediate investigation is required, in both methods. The mean RULA scores for IMU-based MoCap (4.82, $SD \pm 1.25$) and pose estimation (4.78, $SD \pm 0.97$) suggested that both technologies produced similar overall posture risk assessments. Inference statistical analysis revealed that IMU-based MoCap and pose estimation showed a significant moderate agreement ($\kappa = 0.46$, $p_B < 0.001$). This suggests that the two methods produce similar results in the evaluation of overall posture risk. A slightly higher mean score for the IMU indicates a tendency for this technology to classify postural risk marginally more strictly than pose estimation. However, there are still notable discrepancies. The SD was greater for the IMU (1.25) than for pose estimation (0.97), suggesting that the IMU captures more variability in posture assessments, potentially owing to its sensitivity to subtle postural deviations. It must be considered that IMU scores represent a mean value from continuous kinematic data, whereas pose estimation represents two moment captures with only one angle estimation of the relevant joints. IMUs may offer deeper insights into ergonomic risks that pose estimation might not recognize. However, this variability could also stem from sensor drift, magnetic interference, or slight inconsistencies in sensor placement, affecting joint angle estimation. Consequently, these fluctuations may compromise the reliability of IMU-based postural risk assessments.

Poor-to-negligible agreement was observed for individual body part scores, indicating potential limitations in detecting specific postural deviations using one or both methods.

The upper arm, lower arm, and wrist were scored slightly higher in the IMU than in pose estimation (Table 3), suggesting that the IMU detected slightly greater postural risks in the arm region. In contrast, pose estimation showed descriptively higher mean scores for the neck (3.43, SD \pm 0.75) compared to the IMU (3.23, SD \pm 1.32), but these differences were not significant. Of note, IMU exhibited a significantly larger SD (1.32 vs. 0.75), implying that it captured a broader range of neck postures and finer variations. The most notable difference was regarding trunk posture, where pose estimation recorded a higher mean score (2.43, SD \pm 0.54) than the IMU (1.95, SD \pm 0.35). This suggests that pose estimation should place greater emphasis on trunk deviations. This is not in accordance with a previous study [15] that reported comparable results in the B-score of RULA (neck, trunk, and leg analyses by IMU-based MoCap RULA) and the paper-and-pencil RULA method. A clear trend emerged when examining the variability (SD) across the body part scores: the IMU consistently had a higher SD than pose estimation, indicating that it can capture more detailed movement fluctuations, whereas pose estimation appears to produce less fluctuating postural estimates. The tracking errors in both technologies must be considered [33,34].

Alvarez [35] evaluated the accuracy of MoveNet in estimating joint angles and found that the average root mean square error (RMSE) was approximately 12°, whereas the implementation of a linear regression model reduced the RMSE to an average of 5°. However, the accuracy of MoveNet can be influenced by factors such as movement type, speed, and environmental conditions. Furthermore, owing to the dental setup, MoveNet had problems recognizing some of the joint marks (such as the wrists and hips) as reference values for trunk posture, comparable to the findings of another study [21]. In addition, because the dental assistant was sitting in front of the patient, measurements had to be repeated due to recognition of the patient's body parts instead of those of the dental assistant. In OpenPose, another vision-based pose estimation method, Chen et al. [36] showed an accuracy of 97% in velocity, angle, and ratio. Kim et al. [10] reported that OpenPose has the potential to measure joint angles and perform semiautomatic ergonomic assessments; the overall total mean RMSE of the joint angles was 8.4°. Li et al. [17] estimated the RULA score from 2D human poses encoded with three-dimensional pose information, achieving a 93% accuracy in RULA action level classification. Furthermore, average joint center differences between 10 and 50 mm using multicamera markerless systems with OpenPose have been reported [37]. Therefore, this method might not offer the required accuracy to fully replace biomechanical applications at this point [19].

Regarding IMU-based MoCap, Teufel et al. [38] reported an RMSE below 2.40° for all joints using the Xsens IMU, whereas the mean range of motion error remained below 1.60°. Nevertheless, missing angle thresholds such as upper arm abduction or neck twisting must be considered, and IMUs can experience magnetic disturbances [12]. Algorithms that use IMU data to provide score-based results are an option, and proposals have recently been published [25]. MoCap with an IMU enables the recording of the kinematic data of work processes. Therefore, it is possible to determine the RULA score for each posture of the work process and allow a temporal distribution in the four risk areas, which represents the overall process of the chosen task. Consequently, a more objective determination of the total ergonomic load is feasible, leading to a more accurate assessment of workplace ergonomics [6]. Generally, this is an advantage over pose estimation because the observer cannot assess the entire occupational demand during a complete work shift [6].

These findings indicate that although pose estimation and IMU-based MoCap may yield similar overall RULA scores, their sensitivities to specific joint movements differ. The upper arm segment showed the highest agreement, although still poor, likely because both technologies can reliably detect gross arm movements. For industries with resource

constraints, 2D pose estimation may serve as a viable, cost-effective alternative to IMU-based assessments, offering ergonomic evaluations without sacrificing accuracy in mean risk scores. Ergonomists must be trained on how the accuracy of pose estimation might vary depending on factors such as camera angles, lighting conditions, and environmental interference. A deeper understanding of these limitations can help them better interpret results and mitigate issues during assessments. However, assessment via pose estimation cannot accurately capture subtle joint angles in these regions. It is assumed that these two methods cannot be applied congruently. For tasks involving complex or highly dynamic postures, IMUs provide additional insights.

4.2. Methods

The participants were instructed to perform the same experimental task, but were not restricted in their behavior, and were allowed to set an individualized optimal arrangement of work instruments. This approach was deliberately selected to reflect the actual requirements of daily work. The experimental task replicates the phase of excavation and preparation. During the actual filling process, suction is ensured via the saliva ejector, while the dental assistant prepares the filling material and begins. Additionally, treating a tooth in position 16 or 26 would be significantly more challenging. Furthermore, some participants deviated from standard ergonomic guidelines when working at the chair—for example, their left arm did not rest against the torso while retracting.

The use of an IMU for recognizing employee exertion is increasingly becoming the focus of occupational science [8] because wearable IMUs are accurate, ergonomic risk assessment tools [27]. IMU-based MoCap relies on precise sensor placement [39], which can introduce variability if not positioned consistently across participants. Pose estimation relies on camera-based tracking, which may result in occluded body parts, perspective distortion, and depth perception inaccuracies. These dependencies can lead to variations in joint angle estimations and, consequently, impact reproducibility. Parallax errors occur in 2D video analysis when objects or body parts are not aligned correctly with the camera's optical axis. This error arises because the 2D analysis lacks depth perception, leading to inaccuracies in measuring angles, distances, and movements [40]. This could explain why the lower arm and wrist movements, which are often partially obscured, show particularly low agreement.

Environmental dependencies play a crucial role in reproducibility. IMUs function independently of external lighting and camera positioning, making them more reliable across different settings. However, IMUs are susceptible to interference from ferromagnetic objects [41]. On the other hand, 2D pose estimation is sensitive to environmental factors, potentially limiting its consistency when applied in varied workplace conditions. Pose estimation can be influenced by the number, placement, and resolution of RGB cameras. The extent to which these factors affect the performance of RGB-based pose estimation has not been thoroughly investigated [10]. The attachment of the IMU makes it even more difficult to recognize the wrist position. The participants wore a tightly fitted Xsens upper-body suit because loose clothing may reduce the accuracy of the results. Only one side (right-hand side) was assessed, in contrast to the IMU, which enabled both sides to be evaluated and differentiated [6]. Another point of criticism arises when considering primarily the upper body. If the dental assistant's seating position is set too high for the dentist, it becomes difficult to place their feet firmly on the ground and maintain an optimal thigh angle. This imbalance can lead to pelvic tilting, which in turn affects the torso. However, in this case, the core problem lies in the positioning of the legs.

However, both measurement technologies neglect the transverse plane. Although rotations cannot be detected with 2D human pose estimation, there are still limitations in

the transverse plane when using an IMU. Because the rotation angles were estimated by the ergonomist, and the wrist position was characterized by extensive rotational movements, it is assumed that 2D angles tended to lead to a lower risk assessment by the ergonomist than that with data generated from MoCap. The application of 2D pose estimation can be performed quickly and practically with a mobile device or tablet, without requiring large financial resources. The paper-to-pencil RULA method is normally dependent on an ergonomist expert but is supported by angles through pose estimation that quantify body posture more precisely than the simple evaluation of the ergonomist. While the examination of a participant with the IMU-based MoCap took at least 20 min, an examination with pose estimation can be performed within 3 to 5 min, which can have a large impact on healthcare services in the corporate sector. However, the present study also showed that experienced ergonomists must be familiar with the application to ensure the correct interpretation of the results and the derivation of measures for action. Regarding data analysis, mean values were used, as opposed to extreme values, to average the stress in the work process over time. An analysis of extreme values would have added value and could be analyzed in future studies. Regarding sample acquisition, four left-handed participants were included in the experimental task. Therefore, the holding and guide arms were swapped to include both sides. Nevertheless, the change in arm guidance could lead to unnatural load patterns in untrained movement sequences, which do not occur in everyday working life. Unlike Holzgreve et al. [13], this study did not control for any further malformations of the spine, stiffed spinal joints, or rheumatic diseases that might have an influence on the participants' experimental task. Nevertheless, no participant reported any spinal pathology. Further studies might include professional medical assessment of the spine and check for flexibility and control of MSDs via validated questionnaires.

4.3. Future Research

A larger and more diverse sample representing various workplace environments (e.g., office, manufacturing, and healthcare) would provide deeper insights into how the technologies perform across different settings, leading to a more comprehensive evaluation of their effectiveness in ergonomic assessments. The 2D pose estimation technology should be further improved to detect both body halves and deliver real-time RULA through machine-learning initiatives, such as in a previous study [17]. Both technologies should also be tested in combination with other observational methods, such as OWAS, REBA, [9] CUELA [42], or K-Score [43]. Unlike RULA, which focuses on joint angles and muscle use, OWAS considers the overall posture and load, potentially highlighting risks that RULA may not capture. This could lead to a broader understanding of postural risks and a more comprehensive assessment of the workers' ergonomic conditions.

Additional images from both planes and time-continuous video-based joint angles over experimental tasks and longer work processes should be integrated into RULA by pose estimation to further increase the reliability of this technology and the detection of subtle movements, e.g., trunk and wrist. A technical solution for estimating transversal angles must be found to obtain an automated posture score. Furthermore, the paper-and-pencil RULA method should be incorporated into study designs to compare results from pose estimation and traditional observations [15]. In addition, male student participants should be included in future studies to determine potential sex-based differences in results. Finally, the potential influence of adding a dentist to the experimental task on the working process of the dental assistant students cannot be ruled out. A particular issue arises from the difference in height between the dentist and the dental assistant—typically, the dentist adjusts the treatment chair to an ergonomically favorable height, while the dental assistant remains standing. This should also be considered in future studies.

5. Conclusions

In summary, both technologies yielded similar overall RULA scores, with IMU-based MoCap showing greater variability and sensitivity to subtle postural changes. This technology tended to detect greater variability and higher postural deviations in the arms and wrist, whereas pose estimation appeared to emphasize trunk and neck deviations more strongly. Although IMU-based MoCap provided more detailed assessments of body parts, pose estimation was faster and more cost-effective; however, it was limited regarding occlusions and depth perception. The advantage of IMU-based MoCap is its tracking of continuous movement for a more accurate representation of ergonomic risks, especially in real-world variable work conditions.

Supplementary Materials: The following supporting information can be downloaded at: <https://www.mdpi.com/article/10.3390/bioengineering12040403/s1>, Figure S1: Scatter plot representing overall RULA-scores; Figure S2: Scatter plots representing upper arm RULA-part-scores; Figure S3: Scatter plots representing lower arm RULA-part-scores; Figure S4: Scatter plots representing wrist RULA-part-scores; Figure S5: Scatter plots representing neck RULA-part-scores; Figure S6: Scatter plots representing trunk RULA-part-scores.

Author Contributions: Conceptualization, S.S., J.M. and L.L.; methodology, S.S. and C.D.; software, S.S. and C.D.; validation, S.S. and J.M.; formal analysis, S.S.; investigation, J.M., L.L. and S.S.; resources, L.L. and M.F.; data curation, S.S. and J.M.; writing—original draft preparation, S.S.; writing—review and editing, S.S., C.D., T.B., J.D. and M.F.; visualization, S.S., L.L. and J.M.; supervision, M.F.; project administration, S.S. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Institutional Review Board Statement: The study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki and was approved by ethics committee of Rheinland-Pfälzische Technische Universität Kaiserslautern-Landau (No. 66, 29 November 2023) for studies involving humans.

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all participants to publish this paper.

Data Availability Statement: The original contributions presented in this study are included in the article/Supplementary Materials. Further inquiries can be directed to the corresponding author.

Acknowledgments: The authors would like to acknowledge dentist Laurendi who provided the necessary facilities to carry out the study and the Worms BBS school for study participation. The authors also would like to thank Freude and Hoffmann for providing the *Ergofreude* health app.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflicts of interest.

Abbreviations

The following abbreviations are used in this manuscript:

IMU	Inertial measurement unit
MoCap	Motion capture
SD	Standard deviation
MSD	Musculoskeletal disorder
2D	Two-dimensional
CI	Confidence interval
RULA	Rapid upper limb assessment

References

1. Hayes, M.J.; Cockrell, D.; Smith, D.R. A systematic review of musculoskeletal disorders among dental professionals. *Int. J. Dent. Hyg.* **2009**, *7*, 159–165. [[CrossRef](#)]
2. Dable, R.A.; Wasnik, P.B.; Yeshwante, B.J.; Musani, S.I.; Patil, A.K.; Nagmode, S.N. Postural assessment of students evaluating the need of ergonomic seat and magnification in dentistry. *J. Ind. Prosthodont. Soc.* **2014**, *14*, 51–58. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
3. Lietz, J.; Ulusoy, N.; Nienhaus, A. Prevention of musculoskeletal diseases and pain among dental professionals through ergonomic interventions: A systematic literature review. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2020**, *17*, 3482. [[CrossRef](#)]
4. Gupta, A.; Bhat, M.; Mohammed, T.; Bansal, N.; Gupta, G. Ergonomics in dentistry. *Int. J. Clin. Pediatr. Dent.* **2014**, *7*, 30. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
5. Torén, A. Muscle activity and range of motion during active trunk rotation in a sitting posture. *Appl. Ergon.* **2001**, *32*, 583–591. [[CrossRef](#)]
6. Maurer-Grubinger, C.; Holzgreve, F.; Fraeulin, L.; Betz, W.; Erbe, C.; Brueggmann, D.; Wanke, E.M.; Nienhaus, A.; Groneberg, D.A.; Ohlendorf, D. Combining ergonomic risk assessment (RULA) with inertial motion capture technology in dentistry—Using the benefits from two worlds. *Sensors* **2021**, *21*, 4077. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
7. Kee, D. Systematic comparison of OWAS, RULA, and REBA based on a literature review. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2022**, *19*, 595. [[CrossRef](#)]
8. Maltry, L.; Holzgreve, F.; Maurer, C.; Wanke, E.; Ohlendorf, D. Improved ergonomic risk assessment through the combination of inertial sensors and observational methods exemplified by RULA. *Zentralblatt Für Arbeitsmedizin Arbeitsschutz Und Ergon.* **2020**, *70*, 236–239. [[CrossRef](#)]
9. Kee, D. Comparison of OWAS, RULA and REBA for assessing potential work-related musculoskeletal disorders. *Int. J. Ind. Ergon.* **2021**, *83*, 103140. [[CrossRef](#)]
10. Kim, W.; Sung, J.; Saakes, D.; Huang, C.; Xiong, S. Ergonomic postural assessment using a new open-source human pose estimation technology (OpenPose). *Int. J. Ind. Ergon.* **2021**, *84*, 103164. [[CrossRef](#)]
11. Lowe, B.D.; Dempsey, P.G.; Jones, E.M. Ergonomics assessment methods used by ergonomics professionals. *Appl. Ergon.* **2019**, *81*, 102882. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
12. Vignais, N.; Miezal, M.; Bleser, G.; Mura, K.; Gorecky, D.; Marin, F. Innovative system for real-time ergonomic feedback in industrial manufacturing. *Appl. Ergon.* **2013**, *44*, 566–574. [[CrossRef](#)]
13. Holzgreve, F.; Fraeulin, L.; Betz, W.; Erbe, C.; Wanke, E.M.; Brüggmann, D.; Nienhaus, A.; Groneberg, D.A.; Maurer-Grubinger, C.; Ohlendorf, D. A RULA-based comparison of the ergonomic risk of typical working procedures for dentists and dental assistants of general dentistry, endodontology, oral and maxillofacial surgery, and orthodontics. *Sensors* **2022**, *22*, 805. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
14. Zhao, W.; Wang, L.; Li, Y.; Liu, X.; Zhang, Y.; Yan, B.; Li, H. A Multi-Scale and Multi-Stage Human Pose Recognition Method Based on Convolutional Neural Networks for Non-Wearable Ergonomic Evaluation. *Processes* **2024**, *12*, 2419. [[CrossRef](#)]
15. Nowara, R.; Holzgreve, F.; Golbach, R.; Wanke, E.M.; Maurer-Grubinger, C.; Erbe, C.; Brueggmann, D.; Nienhaus, A.; Groneberg, D.A.; Ohlendorf, D. Testing the Level of Agreement between Two Methodological Approaches of the Rapid Upper Limb Assessment (RULA) for Occupational Health Practice—An Exemplary Application in the Field of Dentistry. *Bioengineering* **2023**, *10*, 477. [[CrossRef](#)]
16. Diego-Mas, J.-A.; Alcaide-Marzal, J.; Poveda-Bautista, R. Errors using observational methods for ergonomics assessment in real practice. *Hum. Factors* **2017**, *59*, 1173–1187. [[CrossRef](#)]
17. Li, L.; Martin, T.; Xu, X. A novel vision-based real-time method for evaluating postural risk factors associated with musculoskeletal disorders. *Appl. Ergon.* **2020**, *87*, 103138. [[CrossRef](#)]
18. Li, L.; Xu, X. A deep learning-based RULA method for working posture assessment. In Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting, Washington, DC, USA, 28 October–1 November 2019; pp. 1090–1094.
19. Dindorf, C.; Horst, F.; Slijepčević, D.; Dumphart, B.; Dully, J.; Zeppelzauer, M.; Horsak, B.; Fröhlich, M. Machine learning in biomechanics: Key applications and limitations in walking, running and sports movements. In *Artificial Intelligence, Optimization, and Data Sciences in Sports*; Blondin, M.J., Fister, I., Jr., Pardalos, P.M., Eds.; Springer Nature: Cham, Switzerland, 2025; pp. 91–148. [[CrossRef](#)]
20. Baldinger, M.; Lippmann, K.; Senner, V. Artificial intelligence-based motion capture: Current technologies, applications and challenges. In *Artificial Intelligence in Sports, Movement, and Health*; Springer: New York, NY, USA, 2024; pp. 161–176.
21. Kapse, S.; Wu, R.; Thamsuwan, O. Addressing ergonomic challenges in agriculture through AI-enabled posture classification. *Appl. Sci.* **2024**, *14*, 525. [[CrossRef](#)]
22. Holzgreve, F.; Weis, T.; Grams, I.; Germann, U.; Wanke, E.M. Prävalenz von Muskel-Skelett-Erkrankungen in der Zahnmedizin. *Zentralblatt für Arbeitsmedizin Arbeitsschutz und Ergon.* **2022**, *72*, 140–146. [[CrossRef](#)]
23. Votel, R.; Li, N. Next-generation pose detection with movenet and tensorflow. *js. TensorFlow Blog* **2021**, *4*, 4.
24. Jo, B.; Kim, S. Comparative analysis of OpenPose, PoseNet, and MoveNet models for pose estimation in mobile devices. *Trait. Du Signal* **2022**, *39*, 119. [[CrossRef](#)]

25. Humadi, A.; Nazarahari, M.; Ahmad, R.; Rouhani, H. In-field instrumented ergonomic risk assessment: Inertial measurement units versus Kinect V2. *Int. J. Ind. Ergon.* **2021**, *84*, 103147. [[CrossRef](#)]
26. Roetenberg, D.; Luinge, H.; Slycke, P. Xsens MVN: Full 6DOF human motion tracking using miniature inertial sensors. *Xsens Motion Technol. BV Tech. Rep.* **2009**, *1*, 1–7.
27. Humadi, A.; Nazarahari, M.; Ahmad, R.; Rouhani, H. Instrumented ergonomic risk assessment using wearable inertial measurement units: Impact of joint angle convention. *IEEE Access* **2020**, *9*, 7293–7305. [[CrossRef](#)]
28. Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung. *Grundsätze für arbeitsmedizinische Vorsorgeuntersuchungen*; 5. vollst. neu bearb.; VBG-Ihre gesetzliche Unfallversicherung, Aufl, Gentner: Stuttgart, Germany, 2010.
29. McAtamney, L.; Corlett, E.N. RULA: A survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Appl. Ergon.* **1993**, *24*, 91–99. [[CrossRef](#)]
30. Altman, D.G. *Practical Statistics for Medical Research*; Chapman and Hall/CRC: Boca Raton, FL, USA, 1990.
31. Fleiss, J.L.; Cohen, J.; Everitt, B.S. Large sample standard errors of kappa and weighted kappa. *Psychol. Bull.* **1969**, *72*, 323. [[CrossRef](#)]
32. Faul, F.; Erdfelder, E.; Buchner, A.; Lang, A.-G. Statistical power analyses using G* Power 3.1: Tests for correlation and regression analyses. *Behav. Res. Methods* **2009**, *41*, 1149–1160. [[CrossRef](#)]
33. Teufel, W. Validation and Initial Applications of a Magnetometer-Free Inertial Sensor Based Motion Capture System for the Human Lower Body. Ph.D. Thesis, Technische Universität Kaiserslautern, Kaiserslautern, Germany, 2021.
34. Von Marcard, T.; Pons-Moll, G.; Rosenhahn, B. Human pose estimation from video and imus. *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.* **2016**, *38*, 1533–1547. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
35. Alvarez, H.Y. Validity of the MoveNet Deep Learning Model for Joint Angle Estimation. Ph.D. Thesis, San Francisco State University, San Francisco, CA, USA, 2023.
36. Chen, W.; Jiang, Z.; Guo, H.; Ni, X. Fall detection based on key points of human-skeleton using openpose. *Symmetry* **2020**, *12*, 744. [[CrossRef](#)]
37. Wade, L.; Needham, L.; McGuigan, P.; Bilzon, J. Applications and limitations of current markerless motion capture methods for clinical gait biomechanics. *PeerJ* **2022**, *10*, e12995. [[CrossRef](#)]
38. Teufel, W.; Lorenz, M.; Miezal, M.; Taetz, B.; Fröhlich, M.; Bleser, G. Towards inertial sensor based mobile gait analysis: Event-detection and spatio-temporal parameters. *Sensors* **2018**, *19*, 38. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
39. Al-Amri, M.; Nicholas, K.; Button, K.; Sparkes, V.; Sheeran, L.; Davies, J.L. Inertial measurement units for clinical movement analysis: Reliability and concurrent validity. *Sensors* **2018**, *18*, 719. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
40. Ludwig, O.; Becker, S.; Fröhlich, M. Einführung in die Ganganalyse. In *Einführung in die Ganganalyse: Grundlagen, Anwendungsgebiete, Messmethoden*; Springer: New York, NY, USA, 2022; pp. 1–20.
41. Robert-Lachaine, X.; Mecheri, H.; Larue, C.; Plamondon, A. Validation of inertial measurement units with an optoelectronic system for whole-body motion analysis. *Med. Biol. Eng. Comput.* **2017**, *55*, 609–619. [[CrossRef](#)]
42. Ellegast, R.; Hermanns, I.; Schiefer, C. Workload assessment in field using the ambulatory CUELA system. In *Digital Human Modeling: Proceedings of the Second International Conference, ICDHM 2009, Held as Part of HCI International 2009, San Diego, CA, USA, 19–24 July 2009*; Proceedings 2; Springer: Berlin/Heidelberg, Germany, 2009; pp. 221–226.
43. Martinez, K.B.; Nazarahari, M.; Rouhani, H. K-score: A novel scoring system to quantify fatigue-related ergonomic risk based on joint angle measurements via wearable inertial measurement units. *Appl. Ergon.* **2022**, *102*, 103757. [[CrossRef](#)]

Disclaimer/Publisher's Note: The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.

4.6 Resümee der Befunde

In der vorliegenden Dissertation wurden vier zentrale Fragestellungen bearbeitet, welche alle unter dem gemeinschaftlichen Thema *Feldbasierte Evaluation von Arbeitsbelastungen – Technologiegestützte biomechanische Perspektiven in der Ergonomie* zusammengefasst werden können. Jede Einzelstudie leistete einen eigenständigen, additiven Beitrag zur arbeitswissenschaftlichen Forschung. Es konnte gezeigt werden, dass begrenzte Zusammenhänge zwischen posturalen Belastungen in realen Arbeitssettings, WRMSDs sowie statischen Haltungsparemtern vorliegen, wenngleich sich der Beckenschiefstand als Prädiktor des RULA-Scores herausstellte. Weiterhin wurde eine begrenzte Übereinstimmung IMU- und Pose Estimation-basierter RULA-Bestimmung gefunden und der positive Effekt einer ergonomischen Schulung auf die posturale Arbeitsbelastung bei ZFA festgestellt. Des Weiteren zeigte sich die Notwendigkeit der kombinierten Weiterentwicklung biomechanischer Methoden im Rahmen ganzheitlicher ergonomischer Risikobewertungen. In Tabelle 12 wird eine Übersicht zu den angewandten Methoden und Ergebnissen der Einzelbeiträge gegeben.

Tabelle 12. Zusammenfassung der angewandten Methoden und Ergebnisse.

<p>P1 Angewandte Methodik:</p> <ul style="list-style-type: none"> • 64 Probanden (44 Männer, 20 Frauen; $42,53 \pm 11,64$ Jahre; $173,67 \pm 9,07$ cm; $80,63 \pm 15,24$ kg) mit Produktions- ($n = 49$) und Büroarbeitsplatz ($n = 15$) • Muskuloskelettale Beschwerden: CMDQ ($n = 64$) • Statische Oberkörperhaltung: 3D-Stereophotogrammetrie ($n = 58$) • Arbeitsbelastung: Borg CR-10 Körperkarte • Posturale Exposition: IMU-basiertes MoCap ($n = 24$) <p>Ergebnisse zu Q1:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Keine signifikanten Korrelationen zwischen physischer Anstrengung und muskuloskelettalen Beschwerden in verschiedenen Körperregionen • Deskriptive Tendenzen, wonach Gruppen mit höherem Beschwerdegrad eine höhere körperliche Erschöpfung bei der Arbeit angaben • Signifikanter Unterschied zwischen Produktions- und Büroangestellten im Hinblick auf Beschwerden der unteren Extremität ($p = 0,044$), wobei Produktionsmitarbeitende ein höheres Beschwerdeniveau aufzeigten • Beckenschiefstand als signifikanter Prädiktor für den RULA-Score ($0,473$; $p = 0,048$) • Inferenzstatistisch keine signifikanten Gruppenunterschiede hinsichtlich statischer Oberkörperhaltung, jedoch deskriptive Tendenzen, wonach Büromitarbeitende stärkere posturale Abweichungen von Referenzwerten in Sagittalebene sowie Produktionsmitarbeitende in Frontal- und Transversalebene aufwiesen
<hr/> <p>P2 Angewandte Methodik:</p> <ul style="list-style-type: none"> • 24 Probanden (17 Männer, 7 Frauen) • Frauen: Alter [Jahre]: $43,57 \pm 13,56$, Größe [cm]: $1,65 \pm 0,05$; Gewicht [kg]: $72,57 \pm 12,41$; Männer: Alter [Jahre]: $37,94 \pm 7,57$; Größe [cm]: $1,78 \pm 0,06$; Gewicht [kg]: $80,88 \pm 12,18$ • Messzeitpunkte: zu Arbeitsbeginn (innerhalb ersten 4h-Arbeitszeit) und drei Stunden nach Erstmessung mit Pausenrestriktion <hr/>

-
- Physisches Anstrengungslevel: Borg CR-10 Skala
 - Ermüdungslevel: VAS (1-10)
 - Posturale Exposition: IMUs (n = 24) (12min je Messzeitpunkt)
 - Vertikal-wirkende Bodenreaktionskräfte: plantare Druckmessung mittels resistivem Sohlensystem (n = 18) (12min je Messzeitpunkt)
 - Ermittlung von RULA- und CUELA-Scores, sowie Bodenreaktionskräfte (Mittelwerte, Maximalwerte, Impulse) in sechs verschiedenen Fußarealen

Ergebnisse zu Q3:

- Signifikante Unterschiede bezüglich physischer Anstrengung und Ermüdung zwischen den beiden Messzeitpunkten
- Kein signifikanter Unterschied hinsichtlich posturaler Belastung (RULA, CUELA) zwischen den beiden Messzeitpunkten
- Kein signifikanter Unterschied im Hinblick auf die plantaren Druckparameter zwischen den beiden Messzeitpunkten
- Signifikante Unterschiede zwischen dominanter und nicht-dominanter Körperseite bei allen Druckparametern

P3 Angewandte Methodik:

- 18 Probanden (alle weiblich; Berufsbild: Auszubildende zur zahnmedizinischen Fachangestellten; $19,44 \pm 6,83$ Jahre; $164,59 \pm 5,32$ cm; $64,88 \pm 16,52$ kg; $19,70 \pm 4,89$ kg/m²)
- Interventionsgruppe (n = 9): Fünfwöchiges physisches Trainingsprogramm und ergonomische Schulung
- Kontrollgruppe (n = 9): lediglich ergonomische Schulung
- Erhebung von muskuloskelettalen Beschwerden zu Beginn, nach fünf und nach 18 Wochen: Nordic Musculoskeletal Questionnaire
- Ergonomische Bewertung: 90-sekündige MoCap-Messung mit IMUs

Ergebnisse zu Q4:

- Signifikante Verbesserungen des RULA-Gesamtscores sowie der Einzel-Scores je Körperregion, insbesondere für Oberarm und Handgelenk
- Deskriptive Tendenzen zur Reduktion von muskuloskelettalen Beschwerden, jedoch keine inferenzstatistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Messzeitpunkten und Gruppen nach der fünfwöchigen Intervention und dem 18-wöchigen Follow-up

P4 Angewandte Methodik:

- 45 Probanden (alle weiblich; Berufsbild: Auszubildende zur zahnmedizinischen Fachangestellten; $19,56 \pm 5,91$ Jahre; $165,00 \pm 6,35$ cm; $63,41 \pm 13,87$ kg; $21,56 \pm 4,63$)
- IMU-basierte MoCap: 30-sekündige Messung während realer experimenteller Aufgabe
- Pose Estimation: Bildbasierte, tabletgestützte Haltungserfassung (MoveNet) in den Körperebenen sagittal und frontal

Ergebnisse zu Q2:

- Moderate Übereinstimmung zwischen den RULA-Scores von IMU-basiertem MoCap und Pose Estimation ($\kappa = 0,461$, $p_B = 0,006$)
 - Keine signifikante Übereinstimmung für Einzel-Scores der Körperpartien Oberarm, Unterarm, Handgelenk, Nacken und Oberkörper ($p > 0,05$)
-

5 Diskussion

5.1 Empirische Einordnung

Im Folgenden werden die zentralen Erkenntnisse der Dissertation in den aktuellen Forschungsstand eingebettet und diskutiert. Weiterführend zur Darstellung der Originalbeiträge wurden hierbei aktuelle Studien einbezogen, die zum jeweiligen Publikationszeitpunkt zum Teil noch nicht vorlagen.

5.1.1 Eingeschränkte Zusammenhänge von muskuloskelettalen Beschwerden und Haltungsapparat

Die vorliegenden Ergebnisse werfen grundlegende Fragen bezüglich des Zusammenhangs zwischen statischen Haltungsdefiziten und arbeitsbedingten muskuloskelettalen Beschwerden auf. Es herrscht wissenschaftlicher Konsens, dass eine veränderte sagittale Ausrichtung der Wirbelsäule die mechanische Lastverteilung zwischen Gelenken und Wirbeln verändert [237]. So konnten Zusammenhänge von Haltungsparemtern und Low Back Pain festgestellt werden [238]. Allerdings bleibt unklar, ob durch Haltungsdefizite muskuloskelettale Beschwerden verursacht werden, oder eben diese wiederum zu Haltungsdefiziten führen [239]. Weiterhin bleibt offen, ob statische Haltungsanalysen als diagnostisches Instrument zur Erfassung muskuloskelettaler Beschwerden, insbesondere bei Fragestellungen zur Auswirkung von Arbeitsbelastungen und -umfeldern, tatsächlich geeignet sind – oder ob sie, isoliert betrachtet, ein zu reduktionistisches Bild zeichnen. Freizeitaktivitäten, sportliche Belastungen sowie psychische Faktoren wie Stress oder Arbeitsunzufriedenheit [240] könnten einflussreiche Störgrößen sein, die in Form statischer Haltungsmodelle womöglich zu wenig Beachtung finden. Fehlhaltungen müssen nicht zwangsläufig die Ursache von Beschwerden sein [241]. Diese Perspektive wird durch die hohe Komplexität der Haltungskontrolle gestützt, die neben biomechanischen Faktoren auch durch BMI, Alter, soziale Einflüsse und private Lebensumstände geprägt wird [133; 242; 243]. Die Ergebnisse dieser Dissertation korrespondieren teilweise mit den Befunden von Ribeiro et al. [106], die keine signifikante Korrelation zwischen unspezifischem unterem Rückenschmerz und statischer Haltung sowie Flexibilität finden konnten. Diese Fragen können durch die aktuelle Datenlage der Wissenschaft nicht beantwortet werden. Es liegen bislang keine Vergleichsstudien über längere Zeiträume vor. Diese sollten allerdings aufgrund der hohen Relevanz möglicher Ursachen und Manifestationen von WRMSDs in künftigen Längsschnittdesigns weiter fokussiert werden.

Haltung
und
WRMSDs

Nicht gegebene signifikante Zusammenhänge zwischen den wahrgenommenen Beschwerden und der posturalen Belastung im Arbeitssetting widersprechen bisherigen Studienergebnissen [101; 104; 111; 129]. Ein höheres Ausmaß an körperlicher Belastung steht im Zusammenhang mit einem erhöhten Risiko für die Entwicklung von Rückenschmerzen [240]. In Bezug auf Büroarbeitsplätze wurde ein positiver Zusammenhang zwischen sitzender Tätigkeit und Nackenschmerzen aufgezeigt [244].

RULA
und
WRMSDs

Extremstellungen des Handgelenks gelten als Risikofaktor für WRMSDs [245]. Eine Handgelenkextension von mehr als 20° scheint das Risiko für das Karpaltunnelsyndrom zu erhöhen [246]. Während in Produktionsumgebungen die Arbeitshaltung typischerweise mit einem erhöhten Risiko für WRMSDs assoziiert wird [41; 100; 247], könnte die gegenläufige Beobachtung auf methodische Limitationen oder unbeachtete Einflussfaktoren zurückzuführen sein.

Eine interessante Ausnahme zeigte sich bei der Beckenstellung: Die statistische Analyse offenbarte, dass der Beckenschiefstand ein signifikanter Prädiktor für den RULA-Score war (absolute Abweichung der Stichprobe: $1,54^\circ \pm 1,47^\circ$; $r = 0,473$, $p = 0,048$). Das könnte darauf hindeuten, dass mit zunehmendem Beckenschiefstand auch der RULA-Score steigt. Dies kann auf eine potenziell ungünstigere Haltung beziehungsweise erhöhte posturale Belastung hinweisen. Biomechanisch plausibel ist, dass Veränderungen der Beckenposition, die als Fundament der Wirbelsäule betrachtet wird, kompensatorische Handlungsveränderungen des Oberkörpers hervorrufen oder Folge daraus sein können [62]. Der Beckenschiefstand wird mit Beinlängendifferenzen sowie der idiopathischen Skoliose assoziiert und kann letztlich ein Risikofaktor für Low Back Pain sein [248; 249; 250]. Weiterhin steht die Vorneigung des Beckens mit der sagittalen Ausprägung der Lendenwirbelsäule in Verbindung [251; 252]. Der Befund von P1 könnte auf ein mögliches Frühwarnsystem für Haltungsauffälligkeiten hinweisen. Im ergonomischen Kontext konnte in Bezug auf posturale Abweichungen der Wirbelsäule eine vorgeneigte Kopfhaltung, die mit einer verstärkten HWS-Lordose einhergeht, mit dem RULA-Score in Verbindung gebracht werden [253]. So wurde festgestellt, dass eine signifikante, moderate Korrelation zwischen einer vorgeneigten Kopfhaltung und dem RULA-Score besteht [253]. Weitere Studien mit stärker ausgeprägten Handlungsabweichungen erscheinen notwendig, um die Robustheit des Zusammenhangs zu verifizieren.

**Becken
und
RULA**

Im Hinblick auf die Beschwerden der unteren Extremität konnte ein signifikanter Unterschied im Gruppenvergleich zwischen Produktions- und Büroangestellten festgestellt werden (Differenz: $0,83 \pm 1,03$; $p = 0,044$), wobei Büroangestellte über keinerlei arbeitsbedingte muskuloskelettale Beschwerden der unteren Extremität klagten. Nicht betrachtet wurden hierbei Beschwerden sowie Erkrankungen im Hinblick auf die Durchblutung und die neuronale Innervation. Diese Diskrepanz bei WRMSDs kann auf Basis der Tätigkeitsprofile der beiden Zielgruppen plausibel erklärt werden: Büroangestellte verbringen die überwiegende Arbeitszeit sitzend, während die Muskel-Skelett-Strukturen der unteren Extremität von Produktionsangestellten dynamischen Belastungen ausgesetzt sind (siehe Abbildung 12).

**Gruppen-
vergleich**

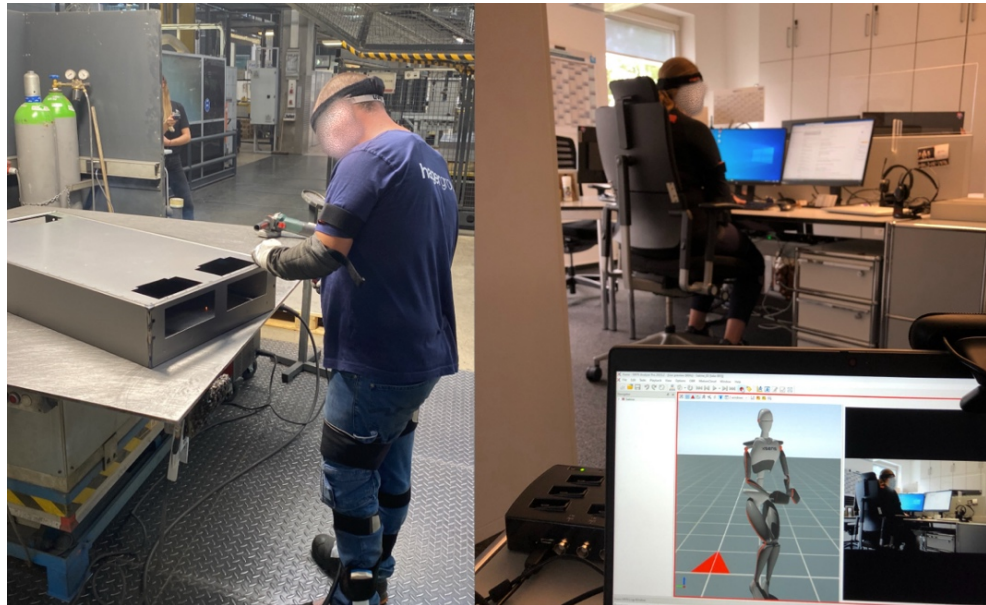


Abbildung 12. Exemplarische Darstellung differierender Tätigkeitsprofile in Produktion (links) sowie Büro (rechts).³¹

Bezüglich weiterer Einzel-Scores ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen Produktions- und Büroangestellten. Deskriptive Einzelbetrachtungen zeigten allerdings, dass Büroangestellte in Bezug auf obere Extremitäten, Nacken und Oberkörper höhere Belastungswerte aufwiesen. Der Gesamt-RULA wurde bei Probanden mit Bürotätigkeit deskriptiv leicht höher erfasst als bei Probanden aus der Produktion (Produktion: $4,69 \pm 1,00$, Büro: $5,42 \pm 0,49$), wobei kein signifikanter Unterschied vorlag. Der Einzel-Score A, welcher die obere Extremität repräsentiert, wurde bei Probanden mit Bürotätigkeit höher eingestuft als bei Probanden mit Produktionstätigkeit (Produktion: $3,14 \pm 0,29$; Büro: $3,50 \pm 0,55$). Ebenso wurden Nacken (Produktion: $3,98 \pm 0,59$, Büro: $4,13 \pm 0,30$) und Oberkörper (Produktion: $2,58 \pm 0,23$, Büro: $3,46 \pm 0,32$) im Büro höher eingestuft. Diese Befunde könnten durch die verlängerte statische Haltung erklärt werden, die typischerweise bei sitzenden Tätigkeiten über vier Sekunden andauert [254], was durch die IMU-gestützte MoCap in P1 evaluiert wurde. Hier stellt sich die Frage, ob bei Büroarbeitsplätzen eher subtile, kumulative Belastungseffekte auftreten, die sich langfristig postural stärker manifestieren als bei dynamischen Produktionsarbeitsplätzen. Generell muss bei der Ergebnisinterpretation der gewählte posturale Methodenfokus beachtet werden, wobei weniger die von außen einwirkenden Kräfte betrachtet wurden. Diese waren im Produktionsumfeld im Gruppenvergleich deutlich stärker ausgeprägt und wurden durch den Testleiter zur Implementierung im RULA-Score manuell ergänzt. Insgesamt verdeutlichen die Ergebnisse die

³¹ Im linken Bild ist ein Arbeitsplatz in der Produktion eines Unternehmens aus der Elektroindustrie dargestellt, welcher eine stehende Arbeitstätigkeit erfordert. Im rechten Bild ist ein Arbeitsplatz in der Verwaltung zu sehen, welcher die Einnahme statischer Haltungen über längere Zeiträume bedingt.

Vielschichtigkeit von Ursache-Wirkung-Zusammenhängen im Bereich der muskuloskelettalen Beschwerden und unterstreichen die Notwendigkeit, multifaktorielle Modelle in zukünftige Forschungsdesigns stärker zu integrieren. In Tabelle 13 wird das Ergebnis zur ersten Forschungsfrage resümiert.

Tabelle 13. Befund zur ersten Forschungsfrage.

Forschungsfrage (Q1)	Welche Zusammenhänge liegen zwischen statischer Oberkörperhaltung, muskuloskelettalen Beschwerden und posturaler Belastung am Arbeitsplatz vor?
Befund	<ul style="list-style-type: none"> – Beckenschiefstand als Prädiktor für den RULA-Score – Keine weiteren Zusammenhänge zwischen RULA-Scores, statischen Haltungsdefiziten und muskuloskelettalen Beschwerden – Deskriptive Gruppenunterschiede (Büro – Produktion) in verschiedenen Körperebenen (frontal, sagittal, transversal)

5.1.2 Potenziale und Limitationen biomechanischer Messtechnologien in ergonomischer Feldforschung

Im Fokus der Dissertation stand der Einsatz automatisierter und lichtbasierter Haltungserfassung sowie inertialer und resistiver Sensorik, die gängige Methoden der Biomechanik darstellen. Die Implementierung dieser Technologien in die vorgestellten feldbasierten Studien erforderte eine differenzierte Betrachtung der Anwendbarkeit im realen Arbeitssetting.

Im Berufssektor der ZFA erzielten die posturalen Messtechnologien IMU-basiertes MoCap und Pose Estimation zwar ähnliche Ergebnisse im Hinblick auf den RULA-Gesamtscore (IMU: $4,82 \pm 1,25$; Pose Estimation: $4,78 \pm 0,97$), unterschieden sich jedoch in den Einzel-Scores des RULA (siehe Abbildung 15). Generell wies das IMU-basierte MoCap eine leicht höhere durchschnittliche Bewertung auf, was einer strengeren Haltungsbewertung gleichkam. Zudem erfasste das IMU-System aufgrund der Sensitivität gegenüber kleineren Haltungsabweichungen eine größere Variabilität als Pose Estimation.

**IMU
vs.
PE**

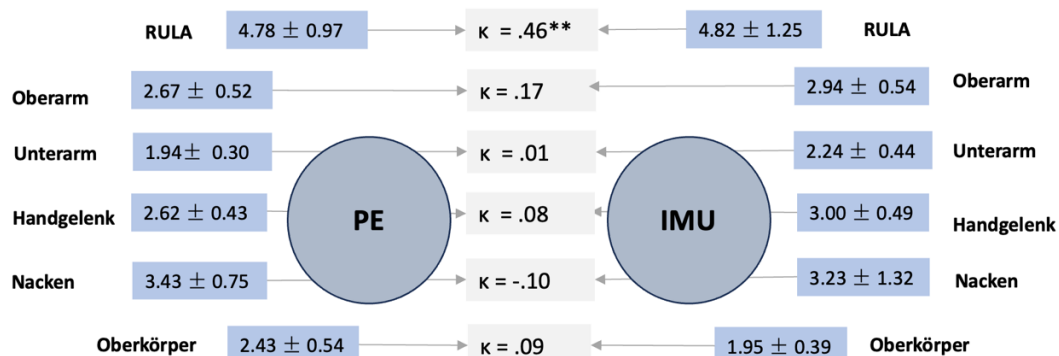


Abbildung 13. Inferenzstatistische Ergebnisse von P4 zur Beantwortung von Q2 zum Vergleich posturaler Messtechnologien. Abkürzungen: PE = Pose Estimation; IMU = inertielle Messeinheit.³²

Die Unterschiede in den Einzel-Scores könnten auf mehrere Faktoren zurückzuführen sein: Zum einen bietet die IMU-basierte Methode eine zeitkontinuierliche und 3D-basierte Bewegungsanalyse, wodurch selbst subtile Haltungsveränderungen oder kleine Gelenkbewegungen erfasst werden können. Das könnte ein Erklärungsansatz sein, weshalb die IMUs tendenziell ein höheres Risiko in den Armen und Handgelenken detektierten. Andererseits ist es möglich, dass die Pose Estimation bei bestimmten Körperhaltungen, wie einer deutlichen Flexion der Hüfte und Vorbeugung des Oberkörpers, visuell auffällige Merkmale stärker gewichtet, was gegebenenfalls zu höheren Scores im Bereich von Rumpf und Nacken geführt haben kann. Ein weiterer Erklärungsansatz liegt in der Bildperspektive: Da die Pose Estimation lediglich auf zwei Bildern und somit Momentaufnahmen basierte (frontal und sagittal), war die Beurteilung dynamischer Haltungen oder kurzzeitiger Belastungsspitzen nur sehr eingeschränkt gegeben. In Kombination mit möglichen Einschränkungen des Sichtfelds, beispielsweise verdeckte Gelenke durch den Patientenstuhl oder Instrumente, könnte dies zu Ungenauigkeiten geführt haben. Während die IMU-Daten objektiv verarbeitet wurden, mussten bei der 2D-Auswertung einzelne Parameter – insbesondere für Rotationen – vom Beobachter geschätzt werden. In einem ähnlichen Studiendesign wurde eine herkömmliche RULA-Bewertung mit der IMU-basierten Methode verglichen und es wurde festgestellt, dass IMU-basierte Messungen zuverlässiger und genauer sind, während die traditionelle RULA-Methode mit einem Tablet kostengünstiger und für statische Haltungen weiterhin als gut geeignet anzusehen ist [36]. Dabei lag die Bewertung mit dem IMU-System einen Bewertungspunkt über der klassischen PP-Methode. Allerdings zeigte sich bereits, dass bei 26,83 % der RULA-Bewertungen Fehler auftreten, beispielsweise durch Unsicherheiten in der Beobachtungstechnik [36; 255]. ML-Ansätze zur besseren Integration von IMU- und Pose Estimation-Daten

³² Die grauen Kästen stellen die inferenzstatistischen Ergebnisse und die blauen Kästen die deskriptive Statistik (Mittelwert ± Standardabweichung) dar.

könnten künftig eine genauere und effizientere ergonomische Analyse ermöglichen [256]. In Tabelle 14 findet sich zur übergeordneten Forschungsfrage der Befund, der aus P4 hervorging.

Tabelle 14. Befund zur zweiten Forschungsfrage.

Forschungsfrage (Q2)	Liefert eine bildgestützte 2D-Pose Estimation vergleichbare Ergebnisse zu IMU-basiertem MoCap bei der Ermittlung des RULA-Scores und dessen Einzel-Scores in einem realen Arbeitssetting?
Befund	<ul style="list-style-type: none"> – Moderate, signifikante Übereinstimmung der RULA-Gesamtscores zwischen den Technologien – Keine Übereinstimmung der Einzel-Scores zwischen den Technologien

Die Ergebnisse zu Q3 ließen eine signifikante Erhöhung der wahrgenommenen körperlichen Anstrengung ($p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,55$) und der Ermüdung ($p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,38$) zwischen Vor- und Nachmessung erkennen. Dies wird mit einer Verringerung der Produktivität, Leistungsfähigkeit und Arbeitsqualität assoziiert und kann folglich eine Risikozunahme von Arbeitsunfällen bedingen [158]. Trotz signifikanter Ermüdungseffekte konnten hinsichtlich der ergonomischen Risikobewertung zur posturalen Belastung sowie plantaren Druckparameter (Mittelwerte, Maximalwerte, Impulse) in verschiedenen Fußarealen keine signifikanten Unterschiede detektiert werden. Die aufgeführten Ergebnisse könnten auf mehrere Ursachen zurückzuführen sein:

Ermüdung

Zum einen könnte die aufrechterhaltene posturale Stabilität trotz erhöhter Anstrengung auf adaptive Prozesse im zentralen Nervensystem (ZNS) zurückzuführen sein. Das ZNS kann flexibel auf Muskelermüdung reagieren, um die posturale Kontrolle aufrechtzuerhalten, wobei verschiedene Mechanismen, wie eine Veränderung der Muskelaktivierung, reflexive Anpassungen und eine Umgewichtung der sensorischen Informationen, zum Einsatz kommen könnten [257]. Um die negativen Auswirkungen einer Muskelermüdung auf die posturale Kontrolle zu kompensieren, könnte das Nervensystem neue motorische Einheiten rekrutieren oder zuvor inaktive Muskeln aktivieren. Dadurch könnte die Stabilität trotz Ermüdung aufrechterhalten worden sein [257]. Dies könnte erklären, warum trotz subjektiver Ermüdung keine objektiv messbaren Veränderungen der Haltung oder Bodenreaktionskräfte auftraten.

Zweitens könnten ausbleibende posturale Veränderungen dadurch erklärt werden, dass die Mitarbeitenden, die mindestens eine einjährige Berufserfahrung aufwiesen, einen hohen Gewohnheitsgrad bezüglich des Arbeitsprozesses entwickelt haben und sich dies in Form einer guten posturalen Stabilität äußert. Aus dem Bereich der Gymnastik ist beispielsweise bekannt, dass erfahrene Sporttreibende eine bessere Fähigkeit zur Regulation des Körperschwerpunktes als unerfahrene Sporttreibende aufweisen [258]. Diese Erkenntnisse könnten womöglich auch auf Arbeitsprozesse übertragen werden, wobei es hier an vergleichbarer Datenlage mangelt. So

kann nur gemutmaßt werden, dass ein hoher Gewohnheitsgrad an die durchzuführende Aufgabe, der sich nach mehrstündiger Ausführung möglicherweise weiter verstärkt hat, dazu geführt haben könnte, dass keine messbaren posturalen Veränderungen eingetreten sind.

Weiterhin könnte die dreistündige Arbeitsphase ohne Pause in der Produktion nicht ausgereicht haben, um eine strukturell relevante muskuläre Ermüdung hervorzurufen, die sich in der Haltung oder in plantarer Druckverteilung abbildet. Bei realen Produktionsbedingungen erstrecken sich relevante Ermüdungseffekte oft über längere Zeiträume oder Schichtzyklen. Methodisch wäre hier eine zeitliche Verlängerung der Interventionszeit oder alternativ das Führen von Belastungsprotokollen, beispielsweise unter Aufzeichnung der körperlichen und psychischen Belastung in Kombination, sinnvoll. Allerdings müssen ethische und rechtliche Restriktionen berücksichtigt werden, die diesem Setting entgegenstanden. Es liegen keine Vergleichsstudien vor, die diesen Erklärungsansatz belegen.

Zuletzt besteht im Hinblick auf die ergonomische Risikobewertung der Erklärungsansatz, dass traditionelle Beobachtungsmethoden, wie RULA und CUELA, nicht ausreichend sensitiv sind, um subtile Veränderungen zu erfassen [176] und somit Auswirkungen physischer Ermüdungsprozesse frühzeitig zu erkennen. Das RULA könnte die gleiche beschriebene Schwachstelle haben wie das REBA, bei welchem die Spannweite zur Score-Bildung in einzelnen Gelenkdaten zu weitläufig ist [176; 259]. In Bezug auf eine ermüdete Schultermuskulatur wurden kompensatorische Strategien aufgezeigt, die womöglich auch in Arbeitsprozessen bei arbeitsbedingter muskulärer Ermüdung messbar sein könnten [260]. Traditionelle Bewertungsmethoden müssen sensibler an die aktuellen technologischen Möglichkeiten angepasst werden [79]. Auf dieser Basis wäre ein Abgleich des K-Scores [176] zur Erkennung von Ermüdungserscheinungen mit einem IMU-basierten MoCap und dem RULA-Score interessant, wobei letzterer lediglich Parameter in der Sagittalebene berücksichtigt.

Die inferenzstatistischen Ergebnisse zu den Maximaldruckwerten decken sich mit der Schlussfolgerung im Rahmen der Metaanalyse von Zadpoor und Nikooyan [80], wonach kein Anstieg hinsichtlich der Bodenreaktionskräfte mit zunehmender Muskelermüdung vorliegt. Allerdings bezog sich deren Messung auf Sprunglandungen und stellte somit eine andere Bewegungsanforderung dar, als dies im variablen Arbeitsumfeld mit Sicherheitsschuhwerk der Fall war. In genannter Studie konnte gar eine signifikante Abnahme der Maximalwerte in der Landung gemessen werden [80]. Dieser Befund könnte den Erklärungsansatz stützen, wonach eine ermüdungsbedingte Absenkung des Fußgewölbes eine größere Fußkontaktfläche bietet und bei gleichbleibender einwirkender Kraft – da sich das Körpergewicht nicht verändert – zu einem Absinken der maximalen Druckwerte führt. Konträr dazu zeigten die deskriptiven Daten der Maximalwerte, aber auch Mittelwerte und Impulse von P2 einen leichten Anstieg auf, der allerdings inferenzstatistisch nicht bestätigt wurde. Parameter wie die Verlagerung des Druckschwerpunkts oder eine Zunahme von Schwankungen könnten weitere Ansatzpunkte für die Ermüdungsdetektion darstellen. Diese sind in

Kinetik

einem feldbasierten Studiendesign jedoch nicht vergleichbar zu erfassen und wurden daher nicht betrachtet. Die Einteilung des Fußes in sechs Regionen gestattete es, eine mögliche Druckumverteilung zwischen Fußarealen zu betrachten. Zwischen den Messzeitpunkten konnten keine signifikanten Ergebnisse festgestellt werden. Mittels plantarer Druckmessung wurden signifikante Unterschiede zwischen der linken und rechten Seite identifiziert ($p < 0,001$; $\eta_p^2 = 0,57$), die durch die Post-hoc-Analyse bestätigt wurden. Dabei erreichte der rechte Fuß durchgehend signifikant höhere Druckwerte als der linke Fuß, wobei im Hinblick auf die Seitendifferenz kein signifikanter Effekt zwischen den Messzeitpunkten gegeben war. Eine Schlussfolgerung zur dritten Forschungsfrage wird in Tabelle 15 aufgeführt.

Tabelle 15. Befund zur dritten Forschungsfrage.

Forschungsfrage (Q3)	Wie verändern sich ergonomische Risikobewertung, basierend auf zeitkontinuierlichen IMU-Daten, und Fußdruckparameter mit zunehmender arbeitsbedingter Ermüdung im Schichtverlauf?
Befund	<ul style="list-style-type: none"> – <u>Ergonomische Risikobewertung:</u> Keine signifikante Zunahme ergonomischer Risikobewertungen (RULA, CUELA) nach dreistündiger pausenloser Arbeitszeit – <u>Fußdruckparameter:</u> Keine signifikante Veränderung vertikal-wirkender, plantarer Bodenreaktionskräfte nach dreistündiger pausenloser Arbeitszeit, allerdings signifikante Seitenunterschiede zu beiden Messzeitpunkten, die sich zwischen den Messzeitpunkten nicht signifikant unterschieden – Kombination kinematischer und kinetischer Messgrößen bietet großes praktisches Potenzial für den Ergonomen

Die signifikanten Seitenunterschiede, die mitunter an linksseitig ausgerichteten Arbeitsstätten festgemacht wurden (siehe Abbildung 14), hatten unmittelbare praktische Relevanz bei der Identifikation von Schwachstellen in den Arbeitsprozessen und wurden genutzt, um verhältnis- und verhaltenspräventive Ansätze umzusetzen.



Abbildung 14. Einseitige Tätigkeiten im industriellen Arbeitsumfeld.³³

Konkreter ausgedrückt wurden Arbeitswege und -mittel so platziert, dass ein Wechsel der Bewegungsausrichtung für die Arbeitnehmenden möglich wird. Weiterhin wurde eine verhaltenspräventive Schulung der Arbeitnehmenden angeregt, deren möglicher Mehrwert in weiteren Forschungsvorhaben thematisiert werden soll.

5.1.3 Positive Wirkung ergonomischer Schulung auf die Risikobewertung

Die Befunde von P3 stehen im Einklang mit aktuellen Untersuchungen, die die positiven Effekte ergonomischer Schulungen auf Gesundheitsparameter von Angehörigen des Berufssektors Zahnmedizin belegen [220; 231; 232]. Es wurde bereits auf den positiven Einfluss ergonomischer Schulungen auf die Körperhaltung und die Prävention von WRMSDs bei Gesundheitsfachkräften hingewiesen [261]. Besonders zahnmedizinische Fachangestellte, die linksseitig vom Patienten arbeiten und häufig Halte- sowie Saugaufgaben übernehmen, sind einer erhöhten statischen Belastung ausgesetzt [35]. Dies verdeutlicht die zentrale Rolle ergonomischer Arbeitsweisen über das gesamte Berufsleben hinweg [84; 156]. Besonders hervorzuheben ist, dass die posturale Exposition in dieser Dissertation IMU-basiert mittels MoCap erfasst und in Kombination mit dem etablierten RULA-Score zur Kontrolle der Intervention angewendet wurde. Diese methodische Vorgehensweise stellt eine relevante Erweiterung bestehender Studienansätze dar.

**Ergonom.
Schulung**

³³ Die blauen Pfeile zeigen Merkmale einseitiger Arbeitsplatzanforderungen auf. Im linken Bild ist eine ständige Verlagerung des Körperschwerpunktes zur rechten Beinseite angezeigt, während im rechten Bild einen Aufhängprozess von Metallplatten über die dominante Armseite repräsentiert wird.

Die statistische Auswertung ergab signifikante Verbesserungen im Gesamt-Score des RULA sowie in den Einzel-Scores für Oberarm und Handgelenk. Besonders auffällig war die Veränderung im Bereich der Schulterbewegungen, was auf eine durch die Schulung induzierte Verhaltensanpassung in der Arbeitsweise hindeutet. Im Bereich des Handgelenks – geprägt von Pronation und Rotation – konnte nach der Schulung ein deutlich reduziertes Haltungsrisiko beobachtet werden. Dies spricht für ein bewussteres und ergonomischeres Führen der Instrumente im Mund der Patienten. Dies konnte auf die höhere Achtsamkeit bei der Durchführung von Arbeitsvorgängen nach ergonomischer Schulung zur Verhaltensprävention zurückgeführt werden. Eine verbesserte Ausrichtung der oberen Extremität könnte zu einer Entlastung des Schulter-Nacken-Bereichs beigetragen haben. Verdrehungen oder ungünstige Belastungen im Schulterbereich sind bekannte Risikofaktoren für Muskelverspannungen, die Beschwerden verstärken können. Demgegenüber wurde keine signifikante Verbesserung der Rumpfhaltung festgestellt. Ein möglicher Erklärungsansatz hierfür liegt in den charakteristischen Anforderungen der zahnmedizinischen Arbeit: Trotz ergonomischer Schulung zwingt die Tätigkeit oftmals zu einer nach vorne geneigten und rotierten Oberkörperhaltung. Diese ist meist unvermeidbar.

Ergänzende Maßnahmen, wie gezielte Heimtrainingsprogramme zur Kräftigung und Mobilisation der Rumpfmuskulatur, wurden als sinnvolle Ergänzung vermutet und daher in das Studiendesign einbezogen. Inferenzstatistisch belastbare Effekte der physischen Trainingsintervention auf die erhobenen WRMSDs konnten in dieser Arbeit nicht nachgewiesen werden. In Tabelle 16 findet sich ein Resümee zur vierten Forschungsfrage. Zwar wurde im Rahmen von P3 ein Heimtrainingsprogramm mit vier Einheiten pro Woche angeboten und per Tagebuch überwacht, jedoch beschränkte sich die Interventionsdauer auf fünf Wochen. Eine Interventionsdauer von acht bis zehn Wochen könnte größere Effekte mit sich bringen [262], zumal die deskriptiven Daten Tendenzen hin zur Reduktion von WRMSDs aufzeigen konnten. So waren positive Effekte auf die Reduktion von muskuloskelettalen Beschwerden und die Verbesserung der allgemeinen körperlichen Fitness erkennbar [221]. Es wurde die Wirkung eines auf den Oberkörper konzentrierten zehnwöchigen Krafttrainings evaluiert und positive Effekte auf WRMSDs festgestellt [263]. Der zentrale Erklärungsansatz für die ausbleibende Signifikanz in dieser Dissertation ist die zu kurze Dauer des Trainings, die nicht ausreichend erscheint, um strukturelle oder wahrnehmbare Veränderungen zu erzielen, zumal deskriptiv Rückgänge der WRMSDs zu beobachten waren. Lehrplanbedingte Restriktionen ließen keine Erweiterung der Interventionsdauer zu, sollten allerdings in künftigen Untersuchungen Berücksichtigung finden. Zusätzlich könnte die Heimtrainingsform im Vergleich zu betreuten Interventionen eine geringere Trainingsqualität oder -intensität aufgewiesen haben, was für eine Anleitung und Betreuung des Trainings sprechen würde.

Heim-
training

Tabelle 16. Befund zur vierten Forschungsfrage.

Forschungsfrage (Q4)	Wie beeinflussen eine ergonomische Schulung und ein physisches Trainingsprogramm die posturale Exposition bei Auszubildenden der zahnmedizinischen Fachassistenz im Arbeitssetting?
Befund	<ul style="list-style-type: none"> – Ergonomische Schulung mit signifikanter Reduktion der posturalen Exposition im Arbeitssetting bei Auszubildenden der ZFA – Kein signifikanter Gruppenunterschied zwischen Gruppe mit Schulung (Kontrollgruppe) und Gruppe mit Schulung sowie Trainingsintervention (Interventionsgruppe) – Deskriptiver Rückgang muskuloskelettaler Beschwerden, jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen den Messzeitpunkten: Kein signifikanter Effekt der fünfwöchigen physischen Trainingsintervention in Form eines Heimtrainings auf muskuloskelettale Beschwerden nach fünf sowie 18 Wochen

Der Erkenntnisgewinn wurde in drei Bereiche unterteilt, um die zentralen Ergebnisse der Dissertation systematisch und inhaltlich gegliedert darzustellen (siehe Abbildung 15). Die erste Kategorie fokussiert auf die Zusammenhänge zwischen Arbeitsbelastung und Beschwerden des Haltungsapparats und zeigt, dass Korrelationen nur eingeschränkt festgestellt wurden. Die zweite Kategorie beleuchtet die Potenziale und Limitationen biomechanischer Verfahren zur Belastungserfassung, wodurch die methodischen Grenzen aktueller Messsysteme sichtbar werden. Der dritte Kategorie trägt Aufschluss über die Befunde hinsichtlich der Wirksamkeit gewählter verhaltensorientierter Maßnahmen zur Reduktion posturaler Belastung.

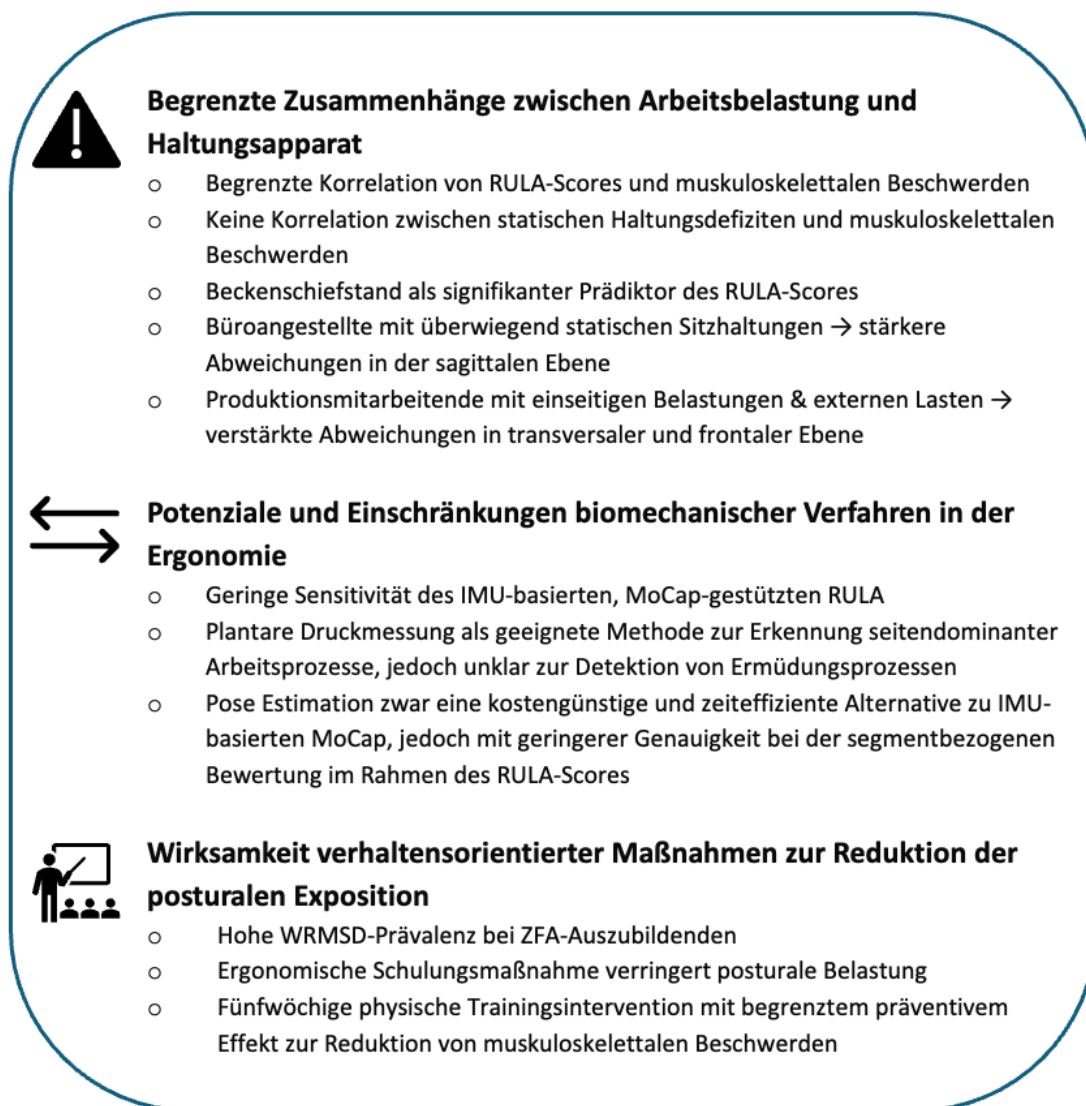


Abbildung 15. Zentraler Erkenntnisgewinn der Dissertation.

5.2 Kritische Methodenreflexion

Ein zentrales Merkmal dieser Dissertation ist der praxisorientierte Ansatz: Alle Studien wurden im Feld durchgeführt, was die Anwendbarkeit der Ergebnisse im Hinblick auf die betriebliche Realität erhöht. Durch die Kombination objektiver Messsysteme mit subjektiven Erhebungen wie der Borg-CR10 Bodymap, dem CMDQ oder der Ermüdungs-VAS ergibt sich ein ganzheitliches Bild bezüglich der körperlichen Belastung und der muskuloskelettalen Auswirkungen. Die Heterogenität der fokussierten Fragestellungen sowie die inhaltliche Vielfalt wissenschaftlicher Herangehensweisen erweiterte einerseits den Gültigkeitsbereich und das Interpretationsspektrum der Ergebnisse, schränkte andererseits jedoch die Vergleichbarkeit zwischen den Studien ein.

Kombination zeitkontinuierlicher, kinematischer IMU-Daten und RULA

Die Berechnung eines synthetischen Risiko-Scores für die Haltungsbelastung ist in der Arbeitswissenschaft seit vielen Jahrzehnten gängige Praxis [46; 264]. Neben der stark frequentierten Nutzung des RULAs in der ergonomischen Praxis sprach insbesondere die kritischere Bewertung im Vergleich zu OWAS und REBA für dessen Einbindung [46; 208]. Während beispielsweise OWAS und REBA die Gelenkbewegungen des gesamten Körpers in verschiedene Gruppen einteilen, konzentriert sich RULA auf die Klassifizierung des Oberkörpers, einschließlich des Rumpfes [48], welches dem Setting der zahnmedizinischen Assistenz und der Büroarbeitsplätze entsprach, gleichzeitig allerdings die untere Extremität vernachlässigt, die im Industriesetting Relevanz aufweist. Kee [46] resümiert, dass RULA im Vergleich zu REBA und OWAS eine präzisere Einschätzung der Haltungsbelastung zulässt und einen besseren Zusammenhang mit WRMSDs aufweist. Nichtsdestotrotz muss bei der Interpretation der Ergebnisse stets beachtet werden, dass RULA eine klassische PP-Methode repräsentiert, die nicht auf die Verarbeitung von zeitkontinuierlichen, kinematischen Daten ausgerichtet ist [35; 101]. Daher wurde auf eine bereits bestehende Methode [27; 35] zurückgegriffen, die bereits validiert ist [28] und in dieser Dissertation zum Teil strenger modifiziert wurde. Dieses Vorgehen bezog beide Körperhälften mit ein und kann als eine bedeutende methodische Erweiterung traditioneller Anwendungen verstanden werden. Um die mittels IMU-basierendem MoCap gewonnenen kinematischen Daten in die Bewertungsmethodik von RULA zu übertragen, waren einige Schritte zur Vereinigung nötig (siehe Abbildung 16).



Abbildung 16. Übertrag von kinematischen Daten in den RULA-Score.

Nowara et al. [36] betrachteten die Einzel-Scores A (obere Extremität) und B (Nacken, Oberkörper, Beine). In dieser Dissertation wurden alle einzelnen Gelenkscores, die in Score A und B enthalten sind, in den Blick genommen (Oberarm, Unterarm, Handgelenk, Nacken, Oberkörper, Beine). Durch diese feingliedrige Betrachtung konnten spezifische Risikoquellen gezielt identifiziert und inferenzstatistisch betrachtet werden. Generell wurde bei Ablesung der Einzel-Scores anhand der Tabelle des RULA nach McAtamney und Corlett [48] eine Auf- und Abrundung vorgenommen. Im Gegensatz zu Maurer-Grubinger et al. [35] wurde eine niedrigere Oberarmabduktionsschwelle von 10 statt 45° angewendet (siehe Abbildung 17), da Studien eine Korrelation zwischen der Abduktionsstärke und Nackenschmerzen herausstellen und bereits bei einer Range von 5 bis 30° Korrelationen zwischen dem Schultergelenk und der Muskelkraft messen konnten [265; 266]. Bei Schritt 4 (Handgelenkdrehung) wurde hierzu eine Abstufung zwischen 1 bis 15° (sowie -1 bis -15°) eingebaut, um somit subtile Veränderungen festzustellen.

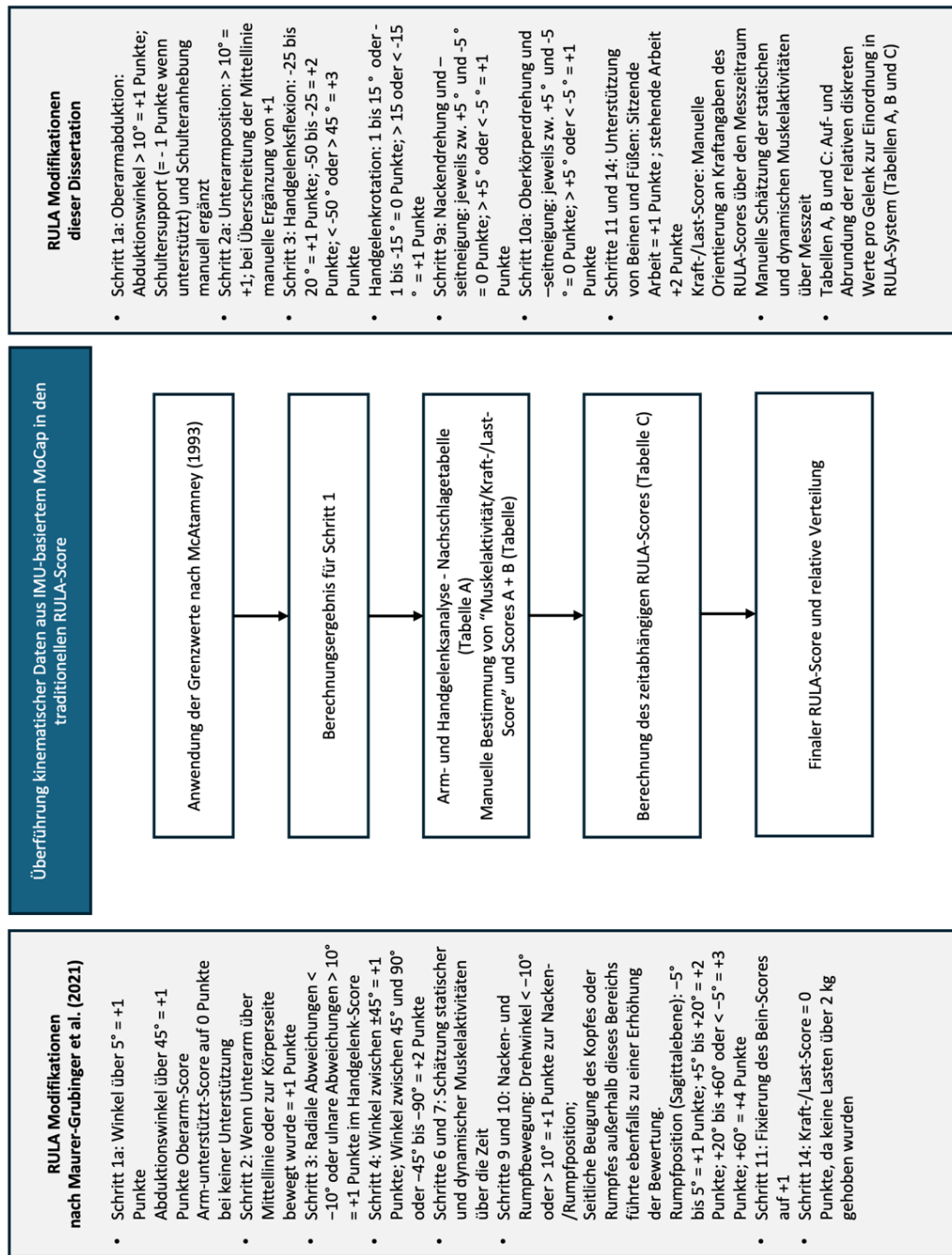


Abbildung 17. Vergleich der Methoden von Maurer-Grubinger et al. [35] (links) und dem Vorgehen im Rahmen der Dissertation (rechts).

Generell weisen die Verfahren RULA, OWAS oder REBA größere Winkelspannweiten auf³⁴, womit es womöglich an der nötigen Sensitivität fehlte, um feine Veränderungen in den Gelenkwinkeln und Körperhaltungen bei Ermüdung zu erfassen [35; 176]. Der Autor integrierte in P2 die Winkleinteilung des ersten Teils der CUELA, um neben dem RULA eine weitere in der Arbeitswissenschaft gängige Messgröße

³⁴ Score verändert sich in 15° bis 60° Inkrementen, abhängig von der Körperregion.

einzu beziehen und folglich eine Vergleichbarkeit zu gewährleisten. Die Aktivitäten großer, relevanter Muskelgruppen, die in Studien mit sEMG aufgezeichnet wurden [104; 267], konnten in dieser Abhandlung aus messtechnischen Gründen nicht integriert werden. So wurden Teil 2³⁵ sowie 3³⁶ des CUELA methodisch nicht berücksichtigt, obwohl auch die muskulären Interaktionen, die das passive muskuloskelettale System stützen, eine wichtige Rolle spielen [259].

In den vergangenen Jahren wurden neue Verfahren geschaffen [176; 268], die die identifizierten Limitationen zum Teil übergehen. Eine Alternative zur sEMG-Messung könnte zum Teil der *K-Score*³⁷ sein, der eine praktikable und sensitive Methode zur Erfassung muskulärer Ermüdung bei repetitiven Aufgaben darstellt [176]. Der K-Score wird als validierte und präzisere Messgröße für den Zustand der Ermüdung im Vergleich zum etablierten REBA-Score beschrieben [259] und zeigt im Vergleich zu RULA und CUELA wesentlich mehr Score-Abstufungen in den einzelnen Körperpartien auf. So wird die Rumpfneigung mit 15 Stufen bewertet und bereits ab einer Beugung von 1 bis 5° einem Score zugewiesen, während RULA zwischen den Stufen 0 bis 10°, 10 bis 20°, größer 20° und kleiner 0° unterscheidet. Weiterhin wird der Kniewinkel einbezogen, der in dem RULA mit starkem Oberkörperbezug keine Berücksichtigung findet. Allerdings weist der K-Score in Gegenüberstellung zur Methodik dieser Dissertation bedeutende Limitationen auf. Er bezieht lediglich die Sagittalebene mit ein und Gelenkbewegungen des Handgelenks bleiben unberücksichtigt [176]. Auch der Schwellenwert von 5 % Erhöhung der sEMG-Amplitude, der zur Ermüdungsdetektion festgelegt wurde [176], muss weiter überprüft werden. Die Experimente zum K-Score fanden ausschließlich unter kontrollierten Laborbedingungen statt [176].

Ansätze

Generell können in realen Arbeitsumgebungen magnetische Einflussgrößen die Genauigkeit von IMUs bei der Erfassung von Gelenkwinkeln beeinflussen. Damit begründet wurde ein kombiniertes System mit acht IMUs zur Erfassung von WRMSDs-Risiken entwickelt, das ohne Magnetometer auskommt und so Störungen durch elektromagnetische Felder vermeidet [268]. Die Methode bewertet fünf Risikofaktoren – objektiv (statische Haltung, Bewegungsfrequenz, posturale Belastung) und subjektiv (Anstrengung, Erholungszeit) – und fasst diese zu einem Gesamtwert zusammen. Dabei zeigte sich eine gute Übereinstimmung mit etablierten Verfahren bei deutlich kürzerer Auswertungszeit. Auch bei diesem Ansatz liegen relevante Limitationen vor, beispielsweise in der Gleichgewichtung der Faktoren, der geringen Stichprobengröße der Studie und dem eingeschränkten Anwendungskontext [268].

Die Erfassung von Bodenreaktionskräften wurde mittels resistiver Sensorik vollzogen. Diese ist zwar gut kalibrierbar, weist allerdings den Nachteil auf, dass sie temperaturanfällig ist [269]. Jeder Proband trug denselben neutralen Sicherheitstiefel

Kinetik

³⁵ Momente und Kräfte.

³⁶ Manuelle Arbeitsprozesse: statische Haltung, Repetition, Kraftaufwand von Hand und Beanspruchung von Unterarmmuskulatur.

³⁷ Martinez et al. (2022) kürzen den *kinematic score* mit *K-Score* ab.

des gleichen Herstellers, um störende Effekte zu neutralisieren [270; 271]. Ein anderer Ansatz wählte den Spitzenwert des Drucks und den relativen Impuls in verschiedenen Fußbereichen als Bodenreaktionsvariable zur Beurteilung von Ermüdung [272]. Im Gegensatz zu Karvekar et al. [273] wurden in P2 Parameter wie Gehgeschwindigkeit, Beschleunigung, Schrittfrequenz, Schrittlänge und Schrittbreite nicht in die Auswertung einbezogen, da diese in industriellen Feldstudien nur schwer standardisierbar sind. Als allgemeine Limitation der plantaren Druckmessung muss angeführt werden, dass diese lediglich den vertikal wirkenden Anteil der Bodenreaktionskräfte erfasst und somit keine Scherkräfte abbilden konnte, welche möglicherweise wichtige Faktoren beim Verschieben von Lasten und der daraus resultierenden Belastung des Weichteilgewebes an den Füßen waren.

Nichtsdestotrotz erwies sich der kombinierte Einsatz inertialer und resistiver Sensorik als bedeutende methodische Erweiterung bisheriger Feldstudien. Beide Technologien sind mobil einsetzbar und ermöglichten eine diskrete, alltagsnahe Messung während der experimentellen Arbeitsaufgabe. In Kombination mit subjektiven Parametern zu Ermüdung und muskuloskelettalen Beschwerden entstand ein multimodales Belastungsprofil der Probanden. Insbesondere in beruflichen Kontexten mit stehender Tätigkeit oder häufiger Verlagerung des Körpergewichts könnten Veränderungen in der Fußdruckverteilung frühzeitig auf einseitige Belastung oder kompensatorische Haltungsstrategien hinweisen, die mittels IMUs nicht erkennbar sind.

Anwendung und Vergleich posturaler Messmethoden

Die Kombination aus IMU-basierter MoCap und observatorischer Methodik sowie 3D-Stereophotogrammetrie ermöglichte eine Analyse und ein Vergleich der Haltungparameter in Statik (unbewegter Stand) und in Dynamik (realer Arbeitsprozess). Dazu wurden keine Absolutwerte, sondern relative Abweichungen der gemessenen Haltungparameter zu Referenzwerten von Ohlendorf et al. [162] und Ludwig et al. [62] genutzt. Darin wird eine wesentliche Erweiterung bestehender methodischer Vorgehensweisen gesehen, da alle Gelenkwinkel in Abweichung von 0° per se belastend oder unphysiologisch sind. Erst im Abgleich mit wissenschaftlichen Referenzbereichen ist eine verlässliche Bewertung und Einordnung des statischen Haltungsbilds möglich (siehe *Kapitel 3.3.2*). Nichtsdestotrotz muss bei der Orientierung an Referenzwerten stets ein kritischer Umgang mit diesen vorherrschen [139]. Nicht jede Abweichung von der Norm ist eine Pathologie, ebenso ist nicht jede Pathologie unmittelbar eine Abweichung von der Norm. Manche Personen kompensieren Haltungsabweichungen durch muskuläre Anpassungen, sodass sich Defizite nicht unmittelbar zeigen. Weiterhin misst die 3D-Stereophotogrammetrie zwar präzise strukturelle Abweichungen [166; 167; 168], aber nicht deren funktionelle Auswirkungen. Aussagen zu Einschränkungen der Beweglichkeit oder muskulären Dysbalancen können nicht verlässlich getroffen werden.

Bei der Interpretation der statischen Haltungsergebnisse muss ein möglicher Einfluss der Tageszeit und vorangegangener muskulärer Beanspruchungen Beachtung finden [274]. So wurde deren potenzieller Einfluss auf die maximale freiwillige isometrische Kontraktion des Rückenstreckers gezeigt [275]. Morgens wurde eine höhere maximale Kraft im Vergleich zum Ende des Arbeitstages gemessen. Auch betonen Ludwig et al. [274], dass sich Haltungparameter verändern können, je nachdem, ob eine gewohnte oder eine bewusst angespannte Haltung eingenommen wird. Künftige Untersuchungen sollten Mehrfachmessungen über den Schichtverlauf verteilt durchführen, um diese möglichen Störgrößen zu kontrollieren.

**Stör-
variablen**

Weiterhin sind gegebenenfalls Messfehler zu beachten. Die Variabilität zwischen den Ergebnissen könnte auch auf Sensor-Drift, magnetische Interferenzen [27; 56], Inkonsistenzen bei der Sensorplatzierung und Hautbewegungsartefakte [276] zurückzuführen sein, die die Gelenkwinkelabschätzung beeinflussen. Folglich ist nicht auszuschließen, dass diese Schwankungen die Zuverlässigkeit von IMU-basierten Haltingsrisikobewertungen beeinträchtigen. Teufl et al. [55] zeigten, dass IMU-basiertes MoCap eine mittlere Gelenkwinkelabweichung von weniger als $2,4^\circ$ aufweist. Eine Einschränkung beider Methoden ist die ungenaue (IMUs) beziehungsweise nicht vorhandene Erfassung (Pose Estimation) von Bewegungen in Transversalebene. Hinsichtlich der Ergebnisse der kinematischen Daten aus der Transversalebene müssen mögliche Messfehler der IMUs berücksichtigt werden. Bezüglich der Handgelenkwerte muss betont werden, dass die Evidenzlage weiterhin widersprüchlich ist [261]. Der quadratische Mittelwertfehler scheint in dieser Körperregion zwischen $2,2^\circ$ und 30° zu variieren, was als durchaus beachtliche Spannweite verstanden werden muss [261]. Im Gegensatz dazu basiert die Pose Estimation auf einem neuronalen Netz, das auf Basis von Bilddaten eine Schätzung vornimmt, die durch Faktoren wie Perspektivverzerrung bei standardisierter Kameraposition [277] und Lichtverhältnisse [278; 279] beeinflusst werden kann. Dies wurde methodisch jedoch streng kontrolliert. Pose Estimation ermöglichte eine schnelle und kostengünstige Bewertung, ist aber anfälliger für Fehler durch verdeckte Körperteile oder perspektivische Verzerrungen [269]. Zudem hatte MoveNet Schwierigkeiten, Gelenkpunkte in der zahnmedizinischen Arbeitsumgebung korrekt zu erkennen, was zu fehlerhaften Analysen führte [69]. Zuletzt muss die Kleidung Berücksichtigung finden, die Körperteile und Umrandungen beeinflusst. Probanden trugen in allen Publikationen einen Xsens-Oberkörperanzug, der eng an den Körpersegmenten anlag. In Feldmessungen kann das Tragen weiterer Kleidung die Ergebnisse weitaus unpräziser ausfallen lassen.

**Mess-
fehler**

In der praktischen Anwendung beider Technologien lagen wesentliche Unterschiede vor. Während eine Untersuchung mittels IMUs mindestens 20 Minuten in Anspruch nahm, konnte eine Untersuchung mit Pose Estimation innerhalb von drei bis fünf Minuten durchgeführt werden, was einen erheblichen Vorteil für den Einsatz in der betrieblichen Gesundheitsvorsorge darstellen könnte. Allerdings konnte das experimentelle Setting und die Datenauswertung von P4 auch verdeutlichen, dass ein erfahrener Ergonom einer Anwendung stets beiwohnen sollte. Nur mit fachlicher

Praxis

Expertise und fundierten ergonomischen Grundkenntnissen konnte eine korrekte Interpretation der Ergebnisse und die Ableitung geeigneter Maßnahmen sichergestellt werden. Ein bedeutender Unterschied des Ansatzes mit Pose Estimation im Vergleich zur IMU-basierten MoCap Technologie in den gewählten Arbeitssettings bestand darin, dass nur eine Körperhälfte bewertet werden konnte, während die IMU-basierte MoCap Technologie eine Quantifizierung kinematischer Daten beider Körperhälften ermöglichte [35]. In künftigen Untersuchungen sollte die PP-Methode von RULA ohne technologische Unterstützung in ein solches Studiendesign einbezogen werden, um Ergebnisse der Pose Estimation mit der traditionellen Vorgehensweise zu vergleichen [36] und zu überprüfen, ob und wie sich das automatisierte Haltungserkennungstool systematisch vom traditionellen Vorgehen unterscheidet.

Evaluation posturaler Exposition nach Interventionen bei ZFA

Im Rahmen von P3 wurde ein randomisiertes, kontrolliertes Studiendesign gewählt, um einen statistisch präzisen Vergleich zwischen den Probanden zu ermöglichen, die nur ergonomisches Training erhielten, und denjenigen, die zusätzlich eine Trainingsintervention durchliefen [235]. Studien mit größeren Stichproben [222; 232] konnten bereits positive Effekte feststellen. Die 90-sekündige Aufzeichnung des Arbeitsprozesses unter Verwendung von IMUs wurde für alle Testteilnehmer einmalig pro Messzeitpunkt durchgeführt. Eine mehrfache Messung des Arbeitsprozesses könnte die Validität künftiger Studien weiter stärken.

RCT

Zuletzt sind im Hinblick auf die gewählte Intervention sowie Kontrolle von Störvariablen Limitationen zu nennen: Die Wahl von Übungen und Belastungsparametern war für alle Probanden gleich, wodurch mögliche Unterschiede im Fitnesslevel unberücksichtigt blieben. Dies könnte die Effektivität der Intervention beeinträchtigt haben, da Probanden im Zustand höherer körperlicher Fitness im Vergleich zu weniger trainierten Teilnehmenden möglicherweise differierende Trainingseffekte ausbilden. Eine Studie, die mit gezielten Übungen an bestimmten Körperbereichen arbeitete, hat positive Auswirkungen auf die Reduktion von Beschwerden festgestellt [228]. Eine individuellere Anpassung der Trainingsintensität könnte in zukünftigen Studien sinnvoll sein. Weiterhin wird eine Abfrage der Eigenwahrnehmung der Probanden zur Effektivität der ergonomischen Schulung sowie eine objektive Testung (zum Beispiel eine inhaltliche Prüfung) für künftige Untersuchungen empfohlen.

5.3 Ausblick

5.3.1 Praktische Implikationen und künftige Forschungsaufgaben

Angewandte Methoden und Ergebnisse der Einzelbeiträge haben aufgezeigt, dass die Verwendung von IMU-basiertem MoCap und plantaren Druckmessungen einen Ansatzpunkt für ein ganzheitliches ERAT darstellen kann, der jedoch vereinzelt angepasst und erweitert werden muss, um in realen Arbeitsumgebungen valide Ergebnisse zu erzielen. Auch der Einbezug physiologischer Messgrößen wie Herzfrequenz, Herzfrequenzvariabilität oder Hauttemperatur zur Feststellung von Ermüdungserscheinungen ist bedeutsam [118]. Ein ganzheitlicher Ansatz, der sowohl biomechanische als auch nicht-biomechanische Einflussfaktoren berücksichtigt, könnte dazu beitragen, Maßnahmen zur Prävention von arbeitsbedingten muskuloskelettalen Beschwerden zu entwickeln.

Die Anwendung feldbasiert einsetzbarer MoCap-Systeme nimmt trotz des hohen Kosten- und Messaufwandes zu [31]. Weitere Forschung ist notwendig, was mit dem Ziel verbunden ist, die Gesundheit von Arbeitnehmenden zu fördern, auch den Anspruch anbelangt, eine allgemeine Erschwinglichkeit von Wearables zu erreichen [280]. In einer kürzlich veröffentlichten Übersichtsarbeit konnte gezeigt werden, dass Wearables bei richtiger Implementierung die Arbeitssicherheit und -effizienz signifikant verbessern können [281]. Zu den wichtigsten quantifizierten Effekten zählten:

- 25 bis 30 % weniger Arbeitsunfälle durch frühzeitige Erkennung und Intervention,
- 15 bis 20 % höhere Produktivität durch ergonomische Optimierungen,
- 35 bis 40 % geringere Fehlerquoten bei mit Präzision auszuführenden Aufgaben sowie
- erhebliche Kosteneinsparungen bei einer typischen Amortisation innerhalb von 18 bis 24 Monaten [281].

Eine vielversprechende Weiterentwicklung könnte die Echtzeit-Erfassung von Körperhaltungen und Bewegungsmustern durch Sensorik und KI sein [33]. So könnte ein Echtzeit-RULA, unterstützt durch ML, für die Arbeitsplatzergonomie einen erheblichen Nutzen bieten [282]. Unter Beibehaltung eines bildbasierten Ansatzes sollten zusätzlich Bilder aus mehreren Körperebenen oder hierauf aufbauend kontinuierlich aufgezeichnete videobasierte Gelenkwinkel durch Pose Estimation in die RULA-Bewertung integriert werden. Eine Weiterentwicklung, wie beispielsweise jene von Menychtas et al. [213], sollte fokussiert werden. Die Gelenkmomente und RULA-Scores wurden sowohl für einfache Bewegungsabläufe als auch für reale Aufgaben an einer Montagelinie berechnet. Die Daten ermöglichten es, den kinematischen und kinetischen Beitrag jedes Gelenks in Form eines Prozentsatzes während einer Aufgabe zu bewerten. Dadurch war es möglich, zum einen die Gelenkbeanspruchung festzustellen, zum anderen Abweichungen von der durchschnittlichen Bewegungsleistung zu identifizieren, welche auf eine fehlerhafte Ausführung hindeuten können [213].

Zukünftige Studien sollten unter Berücksichtigung der gesetzlichen Vorgaben reale Arbeitssettings über einen längeren Zeitraum mit einer größeren Stichprobe, einer gleichmäßig verteilten Handdominanz und einem Geschlechtergleichgewicht untersuchen. Die identifizierten Forschungslücken, in deren Folge es ein erhebliches Defizit an Längsschnittstudien im Zeitverlauf der Schicht gibt, wurden in der Dissertation zwar thematisiert, sollten allerdings künftig noch intensiver in den Fokus der HFE rücken. Es finden sich keine Vergleichsstudien, um die Ergebnisse im Schichtverlauf empirisch einzuordnen. Die Umsetzung von Studien mit mehreren Messzeitpunkten über Schichtverläufe hinweg scheint an mehreren praktischen, methodischen und organisatorischen Herausforderungen zu scheitern. Ein zentraler Faktor ist und bleibt der hohe Zeit- und Kostenaufwand. Datenerhebungen und die Implementation von sensorgestützten Technologien in betriebliche Abläufe erfordern finanziellen Aufwand, wobei insbesondere die meist hohe Anfangsinvestition zu nennen ist [281]. Ethische und betriebliche Einschränkungen spielen eine erhebliche Rolle, da es Unternehmen oft nicht möglich ist, in Arbeitsprozesse einzugreifen und die Produktion durch wissenschaftliche Datenaufnahmen einzuschränken. Ebenso dürfen Bedenken hinsichtlich des Datenschutzes nicht unberücksichtigt bleiben [68]. Als methodische Limitation müssen zuletzt Response-Shift-Effekte³⁸ genannt werden, da sich Bewertungsmaßstäbe in Bezug auf Probanden über die Zeit hinweg verändern könnten und dies Einfluss auf die Ergebnisse subjektiver Abfragemethoden nehmen kann [283].

Neben beruflichen Tätigkeiten an Arbeitsplätzen in Produktion und Büro der Elektroindustrie wurde die zahnmedizinische Fachassistenz als weiteres WRMSD-prävalentes Berufsfeld in den Vordergrund gestellt. Für künftige Untersuchungen in zahnmedizinischen Settings wird empfohlen, den potenziellen Einfluss des Zahnarztes auf das Verhalten der ZFA zu berücksichtigen, der im Rahmen des Studiendesigns von P3 und P4 nicht implementiert wurde. Im Hinblick auf Trainingsinterventionen bei ZFA sollte empirisch untersucht werden, ob Krafttraining als (arbeitsbezogene) rehabilitative Maßnahme der Wiedereingliederung in den Arbeitsalltag dienen kann [263]. Auch wird in Bezug auf die Planung zukünftiger Studien die Wahl einer Kontrollgruppe ohne ergonomische Schulung und physische Trainingsintervention empfohlen, um damit den Einfluss der ergonomischen Schulung sowie des Trainingsprogramms isoliert betrachten zu können. Ein weiterer wichtiger Aspekt in Bezug auf zukünftige Studien ist die Betrachtung individueller Fitnessniveaus und des Einflusses von maßgeschneiderten Trainingsprogrammen. Es wird empfohlen, in diesen Studien neben einem Ausdehnen der Interventionsdauer die Trainingsparameter individuell anzupassen und eine größere Anzahl an Probanden einzubeziehen, womit sich die Aussagekraft der Ergebnisse erhöhen lässt und weiterführende Erkenntnisse gewonnen werden können. Zuletzt sei betont, dass das methodische Vorgehen auch auf weitere Berufsfelder ausgeweitet werden sollte, um auf diese Weise dem Anspruch auf eine Vergrößerung

³⁸ Veränderung der internen Bewertungsskala in Bezug auf eine Person im Verlauf einer Intervention.

des Erkenntnisgewinns aus Feldanwendungen zur gewählten Messmethodik zu genügen.

In Abbildung 18 werden sowohl Praxisimplikationen als auch künftig zu adressierende Forschungsaufgaben zusammengefasst.

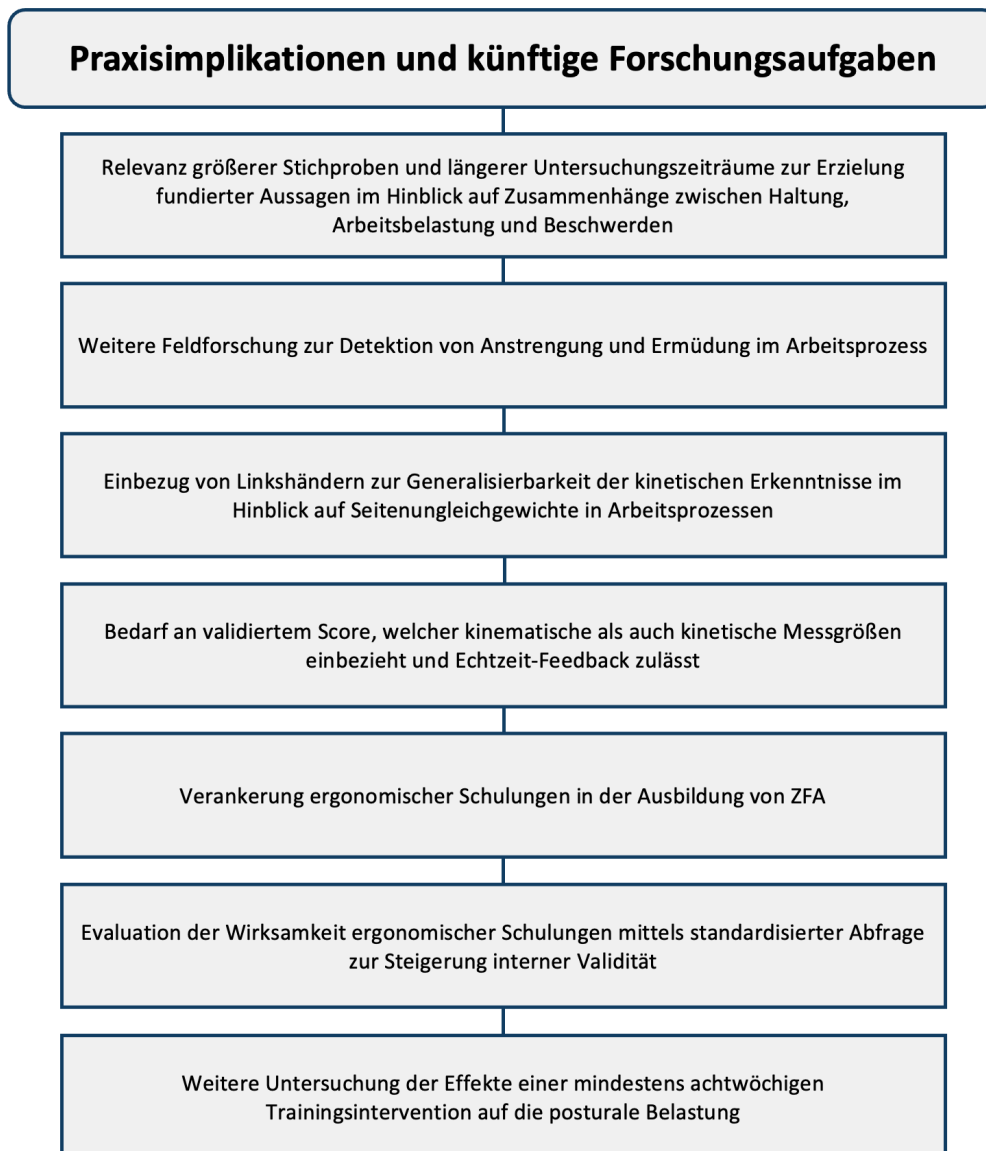


Abbildung 18. Übergreifende Praxisimplikationen sowie künftige Forschungsaufgaben.

5.3.2 Vision zur Zukunft der Arbeitsplatzergonomie

Die rasante Entwicklung neuer Technologien, wie der KI und Big Data, liefert vielversprechende Ansätze, um die wirtschaftliche Wettbewerbsfähigkeit und die Produktivität von Unternehmen und Wirtschaftssystemen zu steigern [284]. Sie

werden als Schlüssel zur Förderung des globalen Wirtschaftswachstums angesehen [285; 286; 287]. Die Kommunikation zwischen Menschen und Maschinen verändert nachhaltig zentrale Bereiche, wie die der Produktion, der Logistik und des Kundenservices [288]. Die Kombination physischer Sensoren, so beispielsweise IMUs, oder biopotentialer Sensoren, wie etwa sEMG, Elektroenzephalographie oder Elektrokardiogramm, mit KI-gestützter Analyse, eröffnet neue diagnostische, prognostische und präventive Möglichkeiten [33]. Tragbare Sensoren ermöglichen eine präzise Erkennung und Kategorisierung von Haltung und biomechanischer Belastung, was die Entwicklung leistungsstarker Präventionsalgorithmen, insbesondere zur Vermeidung von WRMSDs, fördert [33]. Sie bieten aufgrund der Möglichkeit eines Echtzeit-Feedbacks an Fachkräfte, Ergonomen und Endnutzer großes Potenzial [289]. Während bisherige ergonomische Maßnahmen oft reaktiv waren und auf subjektiven Einschätzungen basierten, ermöglichen technologiegestützte Messmethoden eine präzisere, zeitkontinuierliche und individualisierte Erfassung körperlicher Belastungen am Arbeitsplatz. Darüber hinaus ermöglichen drahtlose Sensormessungen mittels IMUs oder plantarer Druckmesssohlen eine mobile und variable Durchführung von ergonomischen Arbeitsplatzanalysen in diversen Umfeldern. Exoskelette mit KI-Steuerung reduzieren körperliche Belastungen [290], während Augmented Reality und Virtual Reality Nutzer sowohl bei Schulungen als auch in realen Anwendungsszenarien unterstützt. Besonders bei der Einführung neuer Geräte oder Trainingsprogramme könnte der Einsatz von Augmented Reality dazu beitragen, die Benutzerfreundlichkeit, Schnittstellen und Trainingsumgebungen zu optimieren [291].

Die Vision der Arbeitsplatzergonomie von morgen ist eine individualisierte, lernende und intelligente Ergonomie – vernetzt, adaptiv und integrativ. Arbeitgebende müssen zunehmend attraktive Arbeitsbedingungen schaffen, um sowohl eine humane Arbeitsgestaltung zu gewährleisten als auch talentierte Fachkräfte zu gewinnen. Auf Basis dieser technologischen Entwicklungen könnte die HFE auch zu einem zentralen Baustein der Fachkräftesicherung werden, wie dies anhand der Berufsgruppe der ZFA beispielhaft verdeutlicht werden soll. Der Fachkräftemangel und die Zahl der Ausbildungsabbrüche verstärkt sich insbesondere im deutschen Gesundheitssektor drastisch. So hat sich in Zahnarztpraxen und Medizinischen Versorgungszentren trotz der hohen Beliebtheit der Ausbildungsberufe zur Medizinischen Fachangestellten und ZFA die Abbruchquote zunehmend erhöht und lag 2023 gar bei 30 % [292]. Hierbei müssen mitunter physische Einflussfaktoren, welche langfristige gesundheitliche Schäden bedingen, berücksichtigt werden [84]. Die Wissenschaft weist auf ein erhebliches posturales Risiko in dieser Berufsgruppe hin [42], welches auch bei Auszubildenden im Rahmen der vorliegenden Untersuchung empirisch bestätigt werden konnte [235]. Die Ergebnisse dieser Dissertation unterstreichen die positive Wirkung einer ergonomischen Schulung auf den Haltungsapparat im Arbeitssetting. Rahmenlehrpläne und betriebliche Ausbildungskonzepte sollten ergonomische Lehrinhalte fest verankern – nicht als Zusatz, sondern als Kernbestandteil einer modernen, gesundheitsorientierten Berufsbildung. Die Integration von Lehrbausteinen zu

ergonomischen Arbeitsplatzprinzipien könnte sich positiv auf die Entwicklungen in diesem Berufssegment auswirken. Durch eine frühzeitige Sensibilisierung im Hinblick auf die körperliche Belastungen könnten Auszubildende ein grundlegendes Verständnis für ergonomisch ungünstige Haltungen und Bewegungsabläufe entwickeln. Dabei sollte sich dies positiv sowohl auf das allgemeine Wohlbefinden als auch die Arbeitszufriedenheit auswirken, was nicht zuletzt eine erhöhte Arbeitsmotivation auslösen und den Verbleib im Beruf sichern kann. So können ergonomisch geschulte Nachwuchskräfte nicht nur Wissen über gesundheitsbegünstigende Arbeitsweisen erlangen, sondern ein aktives Verständnis dafür entwickeln, wie sie ihre Umgebung mitgestalten können. Damit werden sie zu Multiplikatoren in einer präventionsorientierten Praxiskultur.

Die Ergonomie muss sich vom statischen Konzept zur dynamischen, datenbasierten Disziplin weiterentwickeln. Mit fortschreitender Digitalisierung nimmt die Anzahl klassischer Bildschirmarbeitsplätze im Büro ab, während mobile und Homeoffice-Arbeitsplätze zunehmen, was nicht nur Herausforderungen an Organisations- und Führungskultur, sondern auch an die HFE stellt. Diese muss zunehmend individueller und flexibler auf diverse Gestaltungsformen von Arbeit eingehen können. Maßnahmen der Arbeitsplatzergonomie dürfen nicht länger punktuell erfolgen, sondern müssen als ein integraler Bestandteil betrieblicher Gesundheitsstrategien und digitaler Arbeitswelten betrachtet werden. Insbesondere in körperlich fordernden Berufen, wie beispielsweise in der industriellen Fertigung, in der Verwaltung oder in der zahnmedizinischen Assistenz, könnten digitale Assistenzsysteme frühzeitig auf Fehlhaltungen, Überbelastungen oder ungünstige Bewegungsmuster hinweisen und automatisiert Rückmeldungen geben. Langfristig könnte so eine Arbeitswelt entstehen, in welcher technologische Innovation nicht nur wirtschaftliche Prozesse optimiert, sondern die körperliche und mentale Gesundheit der Beschäftigten schützt.

6 Fazit

Auf Grundlage identifizierter Forschungslücken wurden vier empirische Studien durchgeführt, die neue Erkenntnisse über die zeitkontinuierliche ergonomische Risikoanalyse, die Detektion arbeitsbedingter Ermüdung, die Wirksamkeit ergonomischer Interventionen sowie die Praxistauglichkeit posturaler Messmethoden in realen Arbeitskontexten lieferten. Die Befunde dieser Dissertation zeigten, dass der Einsatz biomechanischer Technologien in der Arbeitswissenschaft ein vielversprechender Ansatz zur Verbesserung der Prävention von WRMSDs am Arbeitsplatz darstellt. Eine besondere methodische Stärke der Dissertation lag in der Kombination gängiger arbeitswissenschaftlicher Abfragemethoden mit der Vielfalt an mobil-einsetzbaren Technologien zur Erfassung posturaler Parameter. Daraus konnte ein multimodales Belastungsprofil der Probanden erarbeitet werden, das nicht nur biomechanische Daten berücksichtigt, sondern auch individuelle Wahrnehmungen. Die Verwendung differierender 3D-Haltungsabweichungen von Referenzwerten und die Modifikation bestehender Grenzwerte des RULA erlaubten eine Optimierung der ergonomischen Risikoanalyse. Der Beckenschiefstand konnte als Prädiktor für den RULA-Score identifiziert werden und sollte in weiteren Studien untersucht werden. Der Vergleich verschiedener Technologien zur dynamischen Haltungserfassung verdeutlichte, dass ML-basierte Pose Estimation aufgrund ökonomischer Effizienz und einfacher Handhabung zwar einen Zugang für die betriebliche Anwendung darstellen kann, IMU-Systeme allerdings bei dynamischen und subtilen Bewegungsmustern, insbesondere in der Körperregion der oberen Extremität, eine höhere Genauigkeit bieten.

Trotz methodischer Fortschritte bei der Anwendung des RULA-Scores bei zeitkontinuierlichen kinematischen IMU-Daten traten systemimmanente Einschränkungen auf, etwa bei der Analyse von Gelenkwinkeln in Transversalebene oder der Erkennung von Ermüdungsprozessen anhand kinetischer und kinematischer Parameter. Bei subjektiv erhöhter Belastung zeigten sich in klassischen Beobachtungsverfahren keine signifikanten Veränderungen, was auf eine geringe Sensitivität hinwies. Multi-sensorische, zeit- und gelenkwinkelsensitive Verfahren sollten mit einer kleinstufigeren Beobachtungsmethode kombiniert werden, um Belastungen und mögliche Ermüdungseffekte am Muskel-Skelett-System künftig besser und schneller zu erfassen. Im zahnmedizinischen Bereich wurde erstmals der Einfluss einer ergonomischen Schulung mittels IMU-gestütztem MoCap und modifiziertem RULA evaluiert. Der signifikante Rückgang der RULA-Scores unterstrich das Potenzial gezielter Haltungskorrekturen. Gleichzeitig zeigte die fehlende Reduktion wahrgenommener Beschwerden die Notwendigkeit langfristiger Trainingsmaßnahmen auf.

Die Einzelbeiträge betonen den Bedarf an multimodalen, longitudinalen Designs, die reale Arbeitssituationen – idealerweise über ganze Schichten – abbilden. Dabei sollte die Kombination der genannten kinematischen und kinetischen Methoden mit physiologischen Parametern angestrebt werden. KI-basierte Systeme wie ein Echtzeit-Feedback mittels RULA-Scores an Anwender könnten die automatisierte

Bewertung von Belastungssituationen ermöglichen, müssen jedoch weiter validiert werden. Auch bildbasierte Technologien sollten durch Einbezug mehrerer Körperebenen weiterentwickelt werden. Zukünftige Studien sollten stärker auf differenzierte Interventionen setzen und prüfen, inwiefern individualisierte Trainingsprogramme unter Berücksichtigung von Fitness und Arbeitsanforderungen zur WRMSD-Prävention beitragen. Größere, diverse Stichproben sowie längere Beobachtungszeiträume sind hierfür essenziell.

Die feldbasierte Erfassung biomechanischer Belastungen, wie sie in dieser Dissertation angewandt wurde, gepaart mit Möglichkeiten des ML und der KI, eröffnet neue Perspektiven für eine datengetriebene Prävention. In Kombination mit immersivem Training, adaptiven Assistenzsystemen und individueller Arbeitsplatzgestaltung können langfristig physische Gesundheit, Leistungsfähigkeit und Arbeitszufriedenheit gefördert werden. Durch die Verbindung smarterer Sensorik mit KI-gestützten Analyseverfahren lässt sich ein neuer Standard für ergonomische Forschung und Praxis im Sinne der Industrie 5.0 etablieren – ein bedeutsamer Schritt hin zu gesünderen, nachhaltigen Arbeitswelten im digitalen Wandel.

Literaturverzeichnis

- [1] Enste, D.H., Werding, M. & Hensen, J. (2023). *Lebensarbeitszeit im internationalen Vergleich - Die Bedeutung der Silver Worker für die Fachkräftesicherung*. Roman Herzog Institut e.V. Zugriff am 22.03.2025 unter https://www.romanherzoginstitut.de/fileadmin/user_upload/Publikationen/PDFs-Publikationen/RHI-Studie_Nr_38_Lebensarbeitszeit.pdf
- [2] Destatis. (2024). *Wöchentliche Arbeitszeit: Deutliche Unterschiede in der Europäischen Union*. Statistisches Bundesamt. Zugriff am 22.03.2025 unter <https://www.destatis.de/Europa/DE/Thema/Bevoelkerung-Arbeit-Soziales/Arbeitsmarkt/Wochenarbeitszeiten.html>
- [3] Schenkel, A., Krist, K., Meyer, M. & Baumgardt, J. (2024). Krankheitsbedingte Fehlzeiten in der deutschen Wirtschaft im Jahr 2023, *Fehlzeiten-Report 2024: Bindung und Gesundheit-Fachkräfte gewinnen und halten* (339-426). Berlin, Heidelberg: Springer.
- [4] Statista. (2025). *Anteile der zehn wichtigsten Krankheitsarten an den Arbeitsunfähigkeitstagen in Deutschland im Jahr 2023*. Zugriff am 05.05. 2025 unter <https://de.statista.com/statistik/daten/studie/77239/umfrage/krankheit-hauptursachen-fuer-arbeitsunfaehigkeit/>
- [5] Statista. (2025). *Anteil der wichtigsten Krankheitsarten in Deutschland in den Jahren 2019 bis 2023*. Zugriff am 05.05. 2025 unter <https://de.statista.com/statistik/daten/studie/187969/umfrage/anteil-der-haeufigsten-krankheitsarten-in-deutschland/>
- [6] Ibrahim, B.A. & Gaafar, S.E. (2024). Work-Related Musculoskeletal Complaints: Risk Factors and Impact on Work Productivity among University Administrative Employees. *Journal of the Egyptian Public Health Association*, 99 (1), 10.
- [7] Kell, R.T., Bell, G. & Quinney, A. (2001). Musculoskeletal Fitness, Health Outcomes and Quality of Life. *Sports Medicine*, 31, 863-873.
- [8] Crawford, J.O., Berkovic, D., Erwin, J., Copsy, S.M., Davis, A., Giagloglou, E., et al. (2020). Musculoskeletal Health in the Workplace. *Best practice & research clinical rheumatology*, 34 (5), 101558.
- [9] Bevan, S. (2015). Economic Impact of Musculoskeletal Disorders (MSDs) on Work in Europe. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 29 (3), 356-373.
- [10] De Kok, J., Vroonhof, P., Snijders, J., Roullis, G., Clarke, M., Peereboom, K., et al. (2019). Work-Related Musculoskeletal Disorders: Prevalence, Costs and Demographics in the Eu. *European agency for safety and health at work*, 1.
- [11] Bonfiglioli, R., Caraballo-Arias, Y. & Salmen-Navarro, A. (2022). Epidemiology of Work-Related Musculoskeletal Disorders. *Current Opinion in Epidemiology and Public Health*, 1 (1), 18-24.
- [12] Megaphys, D. (2020). Mehrstufige Gefährdungsanalyse physischer Belastungen am Arbeitsplatz. *Berlin: Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung*.
- [13] Lind, C. & Rose, L. (2016). Shifting to Proactive Risk Management: Risk Communication Using the Ramp Tool. *Agronomy Research*, 14 (2), 513-524.
- [14] Cantley, L.F., Taiwo, O.A., Galusha, D., Barbour, R., Slade, M.D., Tessier-Sherman, B., et al. (2014). Effect of Systematic Ergonomic Hazard Identification and Control Implementation on Musculoskeletal Disorder and Injury Risk. *Scandinavian journal of work, environment & health*, 40 (1), 57.
- [15] Reiman, A., Kaivo-oja, J., Parviainen, E., Takala, E.-P. & Lauraeus, T. (2021). Human Factors and Ergonomics in Manufacturing in the Industry 4.0 Context—a Scoping Review. *Technology in Society*, 65, 101572.

- [16] Dul, J., Bruder, R., Buckle, P., Carayon, P., Falzon, P., Marras, W.S., et al. (2012). A Strategy for Human Factors/Ergonomics: Developing the Discipline and Profession. *Ergonomics*, 55 (4), 377-395.
- [17] Bentley, T., Green, N., Tappin, D. & Haslam, R. (2021). State of Science: The Future of Work–Ergonomics and Human Factors Contributions to the Field. *Ergonomics*, 64 (4), 427-439.
- [18] Lotter, B., Deuse, J. & Lotter, E. (2016). Die Primäre Produktion. *Ein praktischer Leitfaden zur verlustfreien Wertschöpfung*, 1.
- [19] Klussmann, A., Hartmann, B., Liebers, F., Gebhardt, H., Jäger, M., Ditchen, D., et al. (2019). Ausgangssituation und gesundheitspolitischer Hintergrund zu physischen Belastungen in der Arbeitswelt, *Megaphys - Mehrstufige Gefährdungsanalyse physischer Belastungen am Arbeitsplatz* (1. Aufl., Band 1, 14-33). Dortmund/Berlin/Dresden: Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin.
- [20] Pimparel, A., Madaleno, S., Ollay, C. & Gabriel, A. (2022). How Ergonomic Evaluations Influence the Risk of Musculoskeletal Disorders in the Industrial Context? A Brief Literature Review. *Occupational and environmental safety and health III*, 399-409.
- [21] Martins, D.R., Cerqueira, S.M. & Santos, C.P. (2024). Combining Inertial-Based Ergonomic Assessment with Biofeedback for Posture Correction: A Narrative Review. *Computers & Industrial Engineering*, 110037.
- [22] Lasi, H., Fettke, P., Kemper, H.-G., Feld, T. & Hoffmann, M. (2014). Industrie 4.0. *Wirtschaftsinformatik*, 56, 261-264.
- [23] Liao, Y., Deschamps, F., Loures, E.d.F.R. & Ramos, L.F.P. (2017). Past, Present and Future of Industry 4.0—a Systematic Literature Review and Research Agenda Proposal. *International journal of production research*, 55 (12), 3609-3629.
- [24] Breque, M., De Nul, L. & Petridis, A. (2021). Industry 5.0: Towards a Sustainable, Human-Centric and Resilient European Industry. *Luxembourg, LU: European Commission, Directorate-General for Research and Innovation*, 46.
- [25] Jafari Roodbandi, A.S., Choobineh, A., Barahmand, N. & Sadeghi, M. (2022). Research Outputs in Ergonomics and Human Factors Engineering: A Bibliometric and Co-Word Analysis of Content and Contributions. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, 28 (4), 2010-2021.
- [26] Gášová, M., Gašo, M. & Štefánik, A. (2017). Advanced Industrial Tools of Ergonomics Based on Industry 4.0 Concept. *Procedia engineering*, 192, 219-224.
- [27] Vignais, N., Miezal, M., Bleser, G., Mura, K., Gorecky, D. & Marin, F. (2013). Innovative System for Real-Time Ergonomic Feedback in Industrial Manufacturing. *Applied ergonomics*, 44 (4), 566-574.
- [28] Huang, C., Kim, W., Zhang, Y. & Xiong, S. (2020). Development and Validation of a Wearable Inertial Sensors-Based Automated System for Assessing Work-Related Musculoskeletal Disorders in the Workspace. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17 (17), 6050.
- [29] Caputo, F., Greco, A., D'Amato, E., Notaro, I. & Spada, S. (2019). *IMU-Based Motion Capture Wearable System for Ergonomic Assessment in Industrial Environment*. Paper presented at the Advances in Human Factors in Wearable Technologies and Game Design: Proceedings of the AHFE 2018 International Conferences on Human Factors and Wearable Technologies, and Human Factors in Game Design and Virtual Environments, Held on July 21–25, 2018, in Loews Sapphire Falls Resort at Universal Studios, Orlando, Florida, USA 9.
- [30] Treier, M. (2021). Ausgangslage und Herausforderungen für das Gesundheitsmanagement der Moderne, *Betriebliches Gesundheitsmanagement 4.0 im digitalen Zeitalter* (1-15). Wiesbaden: Springer.
- [31] Lind, C.M., Abtahi, F. & Forsman, M. (2023). Wearable Motion Capture Devices for the Prevention of Work-Related Musculoskeletal Disorders in Ergonomics—an Overview of Current Applications, Challenges, and Future Opportunities. *Sensors*, 23 (9), 4259.

- [32] Antwi-Afari, M.F., Li, H., Yu, Y. & Kong, L. (2018). Wearable Insole Pressure System for Automated Detection and Classification of Awkward Working Postures in Construction Workers. *Automation in construction*, 96, 433-441.
- [33] Donisi, L., Cesarelli, G., Pisani, N., Ponsiglione, A.M., Ricciardi, C. & Capodaglio, E. (2022). Wearable Sensors and Artificial Intelligence for Physical Ergonomics: A Systematic Review of Literature. *Diagnostics*, 12 (12), 3048.
- [34] Teufl, W., Miezal, M., Taetz, B., Fröhlich, M. & Bleser, G. (2018). Validity, Test-Retest Reliability and Long-Term Stability of Magnetometer Free Inertial Sensor Based 3d Joint Kinematics. *Sensors*, 18 (7), 1980.
- [35] Maurer-Grubinger, C., Holzgreve, F., Fraeulin, L., Betz, W., Erbe, C., Brueggmann, D., et al. (2021). Combining Ergonomic Risk Assessment (Rula) with Inertial Motion Capture Technology in Dentistry—Using the Benefits from Two Worlds. *Sensors*, 21 (12), 4077.
- [36] Nowara, R., Holzgreve, F., Golbach, R., Wanke, E.M., Maurer-Grubinger, C., Erbe, C., et al. (2023). Testing the Level of Agreement between Two Methodological Approaches of the Rapid Upper Limb Assessment (Rula) for Occupational Health Practice—an Exemplary Application in the Field of Dentistry. *Bioengineering*, 10 (4), 477.
- [37] Holzgreve, F., Fraeulin, L., Betz, W., Erbe, C., Wanke, E.M., Brüggmann, D., et al. (2022). A Rula-Based Comparison of the Ergonomic Risk of Typical Working Procedures for Dentists and Dental Assistants of General Dentistry, Endodontology, Oral and Maxillofacial Surgery, and Orthodontics. *Sensors*, 22 (3), 805.
- [38] Ohlendorf, D., Fraeulin, L., Haenel, J., Betz, W., Erbe, C., Holzgreve, F., et al. (2021). Ergonomic Comparison of Four Dental Workplace Concepts Using Inertial Motion Capture for Dentists and Dental Assistants. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18 (19), 10453.
- [39] Ohlendorf, D. (2016). Einsatz bewegungswissenschaftlicher Messmethoden bei der Gefährdungsbeurteilung physischer Belastungen. *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie*, 66 (2), 105-107.
- [40] Greggi, C., Visconti, V.V., Albanese, M., Gasperini, B., Chiavoghilefu, A., Prezioso, C., et al. (2024). Work-Related Musculoskeletal Disorders: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Clinical Medicine*, 13 (13), 3964.
- [41] Yang, F., Di, N., Guo, W.-w., Ding, W.-b., Jia, N., Zhang, H., et al. (2023). The Prevalence and Risk Factors of Work Related Musculoskeletal Disorders among Electronics Manufacturing Workers: A Cross-Sectional Analytical Study in China. *BMC Public Health*, 23 (1), 10.
- [42] Holzgreve, F., Weis, T., Grams, I., Germann, U. & Wanke, E.M. (2022). Prävalenz von Muskel-Skelett-Erkrankungen in der Zahnmedizin. *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie*, 72 (3), 140-146.
- [43] Daneshmandi, H., Kee, D., Kamalinia, M., Oliaei, M. & Mohammadi, H. (2018). An Ergonomic Intervention to Relieve Musculoskeletal Symptoms of Assembly Line Workers at an Electronic Parts Manufacturer in Iran. *Work*, 61 (4), 515-521.
- [44] Hayes, M.J., Cockrell, D. & Smith, D.R. (2009). A Systematic Review of Musculoskeletal Disorders among Dental Professionals. *International journal of dental hygiene*, 7 (3), 159-165.
- [45] Lietz, J., Ulusoy, N. & Nienhaus, A. (2020). Prevention of Musculoskeletal Diseases and Pain among Dental Professionals through Ergonomic Interventions: A Systematic Literature Review. *International journal of environmental research and public health*, 17 (10), 3482.
- [46] Kee, D. (2022). Systematic Comparison of Owas, Rula, and Reba Based on a Literature Review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19 (1), 595.
- [47] Swinton, P.A., Cooper, K. & Hancock, E. (2017). Workplace Interventions to Improve Sitting Posture: A Systematic Review. *Preventive Medicine*, 101, 204-212.
- [48] McAtamney, L. & Corlett, E.N. (1993). Rula: A Survey Method for the Investigation of Work-Related Upper Limb Disorders. *Applied ergonomics*, 24 (2), 91-99.

- [49] Karhu, O., Kansu, P. & Kuorinka, I. (1977). Correcting Working Postures in Industry: A Practical Method for Analysis. *Applied ergonomics*, 8 (4), 199-201.
- [50] Hignett, S. & McAtamney, L. (2000). Rapid Entire Body Assessment (REBA). *Applied ergonomics*, 31 (2), 201-205.
- [51] Maltry, L., Holzgreve, F., Maurer, C., Wanke, E. & Ohlendorf, D. (2020). Improved Ergonomic Risk Assessment through the Combination of Inertial Sensors and Observational Methods Exemplified by Rula. *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie*, 70, 236-239.
- [52] Lim, S. & D'Souza, C. (2020). A Narrative Review on Contemporary and Emerging Uses of Inertial Sensing in Occupational Ergonomics. *International journal of industrial ergonomics*, 76, 102937.
- [53] Osqueizadeh, R., Bandpei, M.A.M., Rahmani, N., Goudarzi, H. & Ebadi, A. (2023). Reliability and Validity of Observational Methods for Postural Load Assessment: An Updated Systematic Review. *Health Scope*, 12 (4).
- [54] Weber, B., Schust, M., Brandstädt, F., Ditchen, D., Klusmann, A., Gebhardt, H., et al. (2019). Das Projekt Megaphys: Zielsetzung, Konzepte, Projektpartner und Arbeitspakete, *Megaphys. Mehrstufige Gefährdungsanalyse physischer Belastungen am Arbeitsplatz. Gemeinsamer Abschlussbericht der BAuA und der DGUV* (38-50).
- [55] Teufl, W., Lorenz, M., Miezal, M., Taetz, B., Fröhlich, M. & Bleser, G. (2018). Towards Inertial Sensor Based Mobile Gait Analysis: Event-Detection and Spatio-Temporal Parameters. *Sensors*, 19 (1), 38.
- [56] Robert-Lachaine, X., Mecheri, H., Larue, C. & Plamondon, A. (2017). Validation of Inertial Measurement Units with an Optoelectronic System for Whole-Body Motion Analysis. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 55, 609-619.
- [57] Shakourisalim, M., Wang, X., Beltran Martinez, K., Golabchi, A., Krell, S., Tavakoli, M., et al. (2024). A Comparative Study of Biomechanical Assessments in Laboratory and Field Settings for Manual Material Handling Tasks Using Extractor Tools and Exoskeletons. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 12, 1358670.
- [58] Olivas-Padilla, B.E., Papanagiotou, D., Senteri, G., Manitsaris, S. & Glushkova, A. (2022). Computational Ergonomics for Task Delegation in Human-Robot Collaboration: Spatiotemporal Adaptation of the Robot to the Human through Contactless Gesture Recognition. *arXiv preprint arXiv:2203.11007*.
- [59] Hellig, T., Rick, V., Mertens, A., Nitsch, V. & Brandl, C. (2019). Investigation of Observational Methods Assessing Workload of Static Working Postures Based on Surface Electromyography. *Work*, 62 (2), 185-195.
- [60] Lobo, D., Anuarbe, P., López-Higuera, J.M., Viera, J., Castillo, N. & Megía, R. (2019). *Estimation of Surgeons' Ergonomic Dynamics with a Structured Light System during Endoscopic Surgery*. Paper presented at the International Forum of Allergy & Rhinology.
- [61] Li, G. & Buckle, P. (1999). Current Techniques for Assessing Physical Exposure to Work-Related Musculoskeletal Risks, with Emphasis on Posture-Based Methods. *Ergonomics*, 42 (5), 674-695.
- [62] Ludwig, O., Dindorf, C., Kelm, J., Simon, S., Nimmrichter, F. & Fröhlich, M. (2023). Reference Values for Sagittal Clinical Posture Assessment in People Aged 10 to 69 Years. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 20 (5), 4131.
- [63] Jentzsch, T., Geiger, J., König, M.A. & Werner, C.M. (2017). Hyperlordosis Is Associated with Facet Joint Pathology at the Lower Lumbar Spine. *Clinical spine surgery*, 30 (3), 129-135.
- [64] Feng, Q., Jiang, C., Zhou, Y., Huang, Y. & Zhang, M. (2017). Relationship between Spinal Morphology and Function and Adolescent Non-Specific Back Pain: A Cross-Sectional Study. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*, 30 (3), 625-633.

- [65] Jacobs, J.V., Hettinger, L.J., Huang, Y.-H., Jeffries, S., Lesch, M.F., Simmons, L.A., et al. (2019). Employee Acceptance of Wearable Technology in the Workplace. *Applied ergonomics*, 78, 148-156.
- [66] Schall Jr, M.C., Sesek, R.F. & Cavuoto, L.A. (2018). Barriers to the Adoption of Wearable Sensors in the Workplace: A Survey of Occupational Safety and Health Professionals. *Human factors*, 60 (3), 351-362.
- [67] Zhou, D., Chen, C., Guo, Z., Zhou, Q., Song, D. & Hao, A. (2024). A Real-Time Posture Assessment System Based on Motion Capture Data for Manual Maintenance and Assembly Processes. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 131 (3), 1397-1411.
- [68] Datta, P., Namin, A.S. & Chatterjee, M. (2018). *A Survey of Privacy Concerns in Wearable Devices*. Paper presented at the 2018 IEEE international conference on big data (big data).
- [69] Kapse, S., Wu, R. & Thamsuwan, O. (2024). Addressing Ergonomic Challenges in Agriculture through Ai-Enabled Posture Classification. *Applied Sciences*, 14 (2), 525.
- [70] Bulat, A. & Tzimiropoulos, G. (2016). *Human Pose Estimation Via Convolutional Part Heatmap Regression*. Paper presented at the Computer Vision–ECCV 2016: 14th European Conference, Amsterdam, The Netherlands, October 11–14, 2016, Proceedings, Part VII 14.
- [71] Güler, R.A., Neverova, N. & Kokkinos, I. (2018). *Densepose: Dense Human Pose Estimation in the Wild*. Paper presented at the Proceedings of the IEEE conference on computer vision and pattern recognition.
- [72] Shotton, J., Fitzgibbon, A., Cook, M., Sharp, T., Finocchio, M., Moore, R., et al. (2011). *Real-Time Human Pose Recognition in Parts from Single Depth Images*. Paper presented at the CVPR 2011.
- [73] Antwi-Afari, M.F., Qarout, Y., Herzallah, R., Anwer, S., Umer, W., Zhang, Y., et al. (2022). Deep Learning-Based Networks for Automated Recognition and Classification of Awkward Working Postures in Construction Using Wearable Insole Sensor Data. *Automation in construction*, 136, 104181.
- [74] van de Ven, H.A., Hulsegge, G., Zoomer, T., de Korte, E.M., Burdorf, A. & Oude Hengel, K.M. (2021). The Acute Effects of Working Time Patterns on Fatigue and Sleep Quality Using Daily Measurements of 6195 Observations among 223 Shift Workers. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 47 (6), 446-455.
- [75] Fan, J., Tan, X., Smith, A.P. & Wang, J. (2024). Work-Related Musculoskeletal Disorders, Fatigue and Stress among Gas Station Workers in China: A Cross-Sectional Study. *BMJ Open*, 14 (7), e081853.
- [76] King, P.M. (2002). A Comparison of the Effects of Floor Mats and Shoe in-Soles on Standing Fatigue. *Applied ergonomics*, 33 (5), 477-484.
- [77] Antwi-Afari, M.F., Anwer, S., Umer, W., Mi, H.-Y., Yu, Y., Moon, S., et al. (2023). Machine Learning-Based Identification and Classification of Physical Fatigue Levels: A Novel Method Based on a Wearable Insole Device. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 93, 103404.
- [78] Headlee, D.L., Leonard, J.L., Hart, J.M., Ingersoll, C.D. & Hertel, J. (2008). Fatigue of the Plantar Intrinsic Foot Muscles Increases Navicular Drop. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18 (3), 420-425.
- [79] Weist, R., Eils, E. & Rosenbaum, D. (2004). The Influence of Muscle Fatigue on Electromyogram and Plantar Pressure Patterns as an Explanation for the Incidence of Metatarsal Stress Fractures. *The American journal of sports medicine*, 32 (8), 1893-1898.
- [80] Zadpoor, A.A. & Nikooyan, A.A. (2012). The Effects of Lower-Extremity Muscle Fatigue on the Vertical Ground Reaction Force: A Meta-Analysis. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 226 (8), 579-588.

- [81] Hazzaa, W.A., Hottenrott, L., Kamal, M.A. & Mattes, K. (2023). The Influence of General and Local Muscle Fatigue on Kinematics and Plantar Pressure Distribution during Running: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports*, 11 (12), 241.
- [82] Alfuth, M. & Rosenbaum, D. (2011). Long Distance Running and Acute Effects on Plantar Foot Sensitivity and Plantar Foot Loading. *Neuroscience Letters*, 503 (1), 58-62.
- [83] Willems, T.M., De Ridder, R. & Roosen, P. (2012). The Effect of a Long-Distance Run on Plantar Pressure Distribution during Running. *Gait & posture*, 35 (3), 405-409.
- [84] Dable, R.A., Wasnik, P.B., Yeshwante, B.J., Musani, S.I., Patil, A.K. & Nagmode, S.N. (2014). Postural Assessment of Students Evaluating the Need of Ergonomic Seat and Magnification in Dentistry. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 14, 51-58.
- [85] Holzgreve, F., Weis, T., Germann, U. & Wanke, E.M. (2022). Gesundheitliche Risikofaktoren der Berufsbilder Zahnarzt/Zahnärztin und zahnmedizinische Fachangestellte. *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie*, 72 (4), 183-189.
- [86] Torén, A. (2001). Muscle Activity and Range of Motion during Active Trunk Rotation in a Sitting Posture. *Applied Ergonomics*, 32 (6), 583-591.
- [87] Lazăr, A.M., Repanovici, A., Baritz, M.I., Scutariu, M.M., Tătaru, A.I. & Pantea, I. (2024). Postural Risks in Dental Practice: An Assessment of Musculoskeletal Health. *Sensors*, 24 (19), 6240.
- [88] Blume, K.S., Holzgreve, F., Fraeulin, L., Erbe, C., Betz, W., Wanke, E.M., et al. (2021). Ergonomic Risk Assessment of Dental Students-Rula Applied to Objective Kinematic Data. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18 (19).
- [89] Bullinger, H.-J. (1994). *Ergonomie: Produkt- und Arbeitsplatzgestaltung*. Wiesbaden: Springer Fachmedien.
- [90] Odebiyi, D.O. & Okafor, U.A.C. (2023). Musculoskeletal Disorders, Workplace Ergonomics and Injury Prevention, *Ergonomics-New Insights*: IntechOpen.
- [91] Karwowski, W. (2005). Ergonomics and Human Factors: The Paradigms for Science, Engineering, Design, Technology and Management of Human-Compatible Systems. *Ergonomics*, 48 (5), 436-463.
- [92] Hasanain, B. (2024). The Role of Ergonomic and Human Factors in Sustainable Manufacturing: A Review. *Machines*, 12 (3), 159.
- [93] Latko, W.A., Armstrong, T.J., Franzblau, A., Ulin, S.S., Werner, R.A. & Albers, J.W. (1999). Cross-Sectional Study of the Relationship between Repetitive Work and the Prevalence of Upper Limb Musculoskeletal Disorders. *American journal of industrial medicine*, 36 (2), 248-259.
- [94] Ng, A., Hayes, M.J. & Polster, A. (2016). Musculoskeletal Disorders and Working Posture among Dental and Oral Health Students. *Healthcare*, 4 (1), 13.
- [95] Janneck, M. & Steidle, A. (2020). Gestaltung physischer Umgebungsfaktoren und Ergonomie. *Handbuch Gesundheitsförderung bei der Arbeit: Interventionen für Individuen, Teams und Organisationen*, 1-16.
- [96] Klussmann, A., Liebers, F., Hartmann, B., Gebhardt, H., Jäger, M., Ditchen, D., et al. (2019). Belastungs-Beanspruchungs-Konzept und Methoden der Gefährdungsbeurteilung bei Physischer Belastung, *Megaphys. Mehrstufige Gefährdungsanalyse physischer Belastungen am Arbeitsplatz. Gemeinsamer Abschlussbericht der BAuA und der DGUV* (34-37).
- [97] Daub, U., Gawlick, S. & Blab, F. (2018). *Ergonomische Arbeitsplatzgestaltung*. Fraunhofer IPA. Zugriff am 24.04.2025 unter file:///Users/Steven/Downloads/Ergonomische_Arbeitsplatzgestaltung_IPA2018.pdf
- [98] Hartmann, B. (2022). Kompatibilität und Belastungs-Beanspruchungs-Konzept aus der Sicht der Arbeitsmedizin. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 76 (3), 327-332.
- [99] Havet, N., Fournier, J., Stefanelli, J., Plantier, M. & Penot, A. (2020). Disparate Exposure to Physically Demanding Working Conditions in France. *Revue d'Épidémiologie et de Santé Publique*, 68 (6), 327-336.

- [100] Liu, Y., Xiao, L., Zhou, H., Xie, C. & Huang, L. (2019). An Analysis of Work-Related Musculoskeletal Disorders and Ergonomic Loads in Male Welders in Shipbuilding Industry. *Chinese Journal of Industrial Hygiene and Occupational Diseases*, 37 (3), 201-206.
- [101] Vieira, E.R. & Kumar, S. (2004). Working Postures: A Literature Review. *Journal of occupational rehabilitation*, 14, 143-159.
- [102] Maulik, S., Iqbal, R., De, A. & Chandra, A.M. (2014). Evaluation of the Working Posture and Prevalence of Musculoskeletal Symptoms among Medical Laboratory Technicians. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*, 27 (4), 453-461.
- [103] Wu, A., March, L., Zheng, X., Huang, J., Wang, X., Zhao, J., et al. (2020). Global Low Back Pain Prevalence and Years Lived with Disability from 1990 to 2017: Estimates from the Global Burden of Disease Study 2017. *Annals of translational medicine*, 8 (6).
- [104] Hellig, T., Johnen, L., Mertens, A., Nitsch, V. & Brandl, C. (2020). Prediction Model of the Effect of Postural Interactions on Muscular Activity and Perceived Exertion. *Ergonomics*, 63 (5), 593-606.
- [105] Åhsberg, E. & Gamberale, F. (1998). Perceived Fatigue during Physical Work: An Experimental Evaluation of a Fatigue Inventory. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 21 (2), 117-131.
- [106] Ribeiro, R.P., Sedrez, J.A., Candotti, C.T. & Vieira, A. (2018). Relationship between Chronic Non-Specific Low Back Pain with Disability, Static Posture and Flexibility. *Fisioterapia e Pesquisa*, 25, 425-431.
- [107] Widanarko, B. & Modjo, R. (2017). Occupational Risk Factors for Acute Fatigue Symptoms among Indonesian Beverage Industry Workers. *Journal of International Dental and Medical Research*, 10 (3), 1052-1054.
- [108] Walker-Bone, K. & Linaker, C. (2016). Prediction of Prognosis for People Off Sick with Upper Extremity Musculoskeletal Disorders. *Occupational and environmental medicine*, 73 (12), 805-806.
- [109] Wahlström, J. (2005). Ergonomics, Musculoskeletal Disorders and Computer Work. *Occupational medicine*, 55 (3), 168-176.
- [110] Welch, L., Haile, E., Boden, L.I. & Hunting, K.L. (2009). Musculoskeletal Disorders among Construction Roofers—Physical Function and Disability. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 56-63.
- [111] Da Costa, B.R. & Vieira, E.R. (2010). Risk Factors for Work-Related Musculoskeletal Disorders: A Systematic Review of Recent Longitudinal Studies. *American journal of industrial medicine*, 53 (3), 285-323.
- [112] Lee, Y.-C., Hong, X. & Man, S.S. (2023). Prevalence and Associated Factors of Work-Related Musculoskeletal Disorders Symptoms among Construction Workers: A Cross-Sectional Study in South China. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 20 (5), 4653.
- [113] Caruso, C.C. (2014). Negative Impacts of Shiftwork and Long Work Hours. *Rehabilitation Nursing Journal*, 39 (1), 16-25.
- [114] Fan, J. & Smith, A.P. (2018). A Preliminary Review of Fatigue among Rail Staff. *Frontiers in psychology*, 9, 634.
- [115] Sadeghniaat-Haghighi, K. & Yazdi, Z. (2015). Fatigue Management in the Workplace. *Industrial Psychiatry Journal*, 24 (1), 12.
- [116] Caldwell, J.A., Caldwell, J.L., Thompson, L.A. & Lieberman, H.R. (2019). Fatigue and Its Management in the Workplace. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 96, 272-289.
- [117] Hallowell, M.R. (2010). Worker Fatigue: Managing Concerns in Rapid Renewal Highway Construction Projects. *Professional safety*, 55 (12), 18-26.
- [118] Bustos, D., Guedes, J.C., Vaz, M.P., Pombo, E., Fernandes, R.J., Costa, J.T., et al. (2021). Non-Invasive Physiological Monitoring for Physical Exertion and Fatigue Assessment in Military

- Personnel: A Systematic Review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18 (16), 8815.
- [119] ISO. (2016). *Ergonomics Principles in the Design of Work Systems*. International Standard. ISO 6385:216(E). Zugriff am 23.03.2025 unter <https://cdn.standards.iteh.ai/samples/63785/29a50db0a6d048208c063c308b21f500/ISO-6385-2016.pdf>
- [120] Friedl, K.E. (2018). Military Applications of Soldier Physiological Monitoring. *Journal of science and medicine in sport*, 21 (11), 1147-1153.
- [121] Tang, Y., Li, Y., Yang, M., Zheng, X., An, B. & Zheng, J. (2022). The Effect of Hip Abductor Fatigue on Knee Kinematics and Kinetics during Normal Gait. *Frontiers in Neuroscience*, 16, 1003023.
- [122] Roman-Liu, D. (2014). Comparison of Concepts in Easy-to-Use Methods for Msd Risk Assessment. *Applied ergonomics*, 45 (3), 420-427.
- [123] Wang, T., Guo, F., Lyu, W. & Ning, Z. (2022). Study on Human Fatigue during Monotonous Sitting-Posture Work. *Chinese journal of industrial hygiene and occupational diseases*, 40 (12), 914-917.
- [124] Jacquier-Bret, J. & Gorce, P. (2023). Prevalence of Body Area Work-Related Musculoskeletal Disorders among Healthcare Professionals: A Systematic Review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 20 (1), 841.
- [125] Valachi, B. & Valachi, K. (2003). Mechanisms Leading to Musculoskeletal Disorders in Dentistry. *The Journal of the American Dental Association*, 134 (10), 1344-1350.
- [126] Alias, A.N., Karuppiyah, K., How, V. & Perumal, V. (2020). Does Prolonged Standing at Work among Teachers Associated with Musculoskeletal Disorders (Msds)? *Malaysian Journal of Medicine & Health Sciences*, 16 (2).
- [127] Holzgreve, F., Schulte, L., Oremek, G. & Ohlendorf, D. (2023). Allgemeine und arbeitsplatzbezogene Risikofaktoren von Muskel-Skelett-Erkrankungen und deren Bestimmungsmethoden. *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie*, 73 (4), 182-189.
- [128] Soares, C., Shimano, S.G.N., Marcacine, P.R., Fernandes, L.F.R.M., de Castro, L.L.P.T. & de Walsh, I.A.P. (2023). Ergonomic Interventions for Work in a Sitting Position: An Integrative Review. *Revista Brasileira de Medicina do Trabalho*, 21 (1), e2023770.
- [129] De Sio, S., Traversini, V., Rinaldo, F., Colasanti, V., Buomprisco, G., Perri, R., et al. (2018). Ergonomic Risk and Preventive Measures of Musculoskeletal Disorders in the Dentistry Environment: An Umbrella Review. *PeerJ*, 6, e4154.
- [130] Kendall, H.O. & Kendall, F.P. (1968). Developing and Maintaining Good Posture. *Physical Therapy*, 48 (4), 319-336.
- [131] Carini, F., Mazzola, M., Fici, C., Palmeri, S., Messina, M., Damiani, P., et al. (2017). Posture and Posturology, Anatomical and Physiological Profiles: Overview and Current State of Art. *Acta Bio Medica: Atenei Parmensis*, 88 (1), 11.
- [132] Winter, D.A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Weinheim: John Wiley & Sons.
- [133] Czaprowski, D., Stoliński, Ł., Tyrakowski, M., Kozinoga, M. & Kotwicki, T. (2018). Non-Structural Misalignments of Body Posture in the Sagittal Plane. *Scoliosis and spinal disorders*, 13 (1), 1-14.
- [134] Massion, J. (1998). Postural Control Systems in Developmental Perspective. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 22 (4), 465-472.
- [135] Rosario, L. (2017). What Is Posture? A Review of the Literature in Search of a Definition. *EC Orthopaedics*, 6 (3), 111-133.
- [136] Kendall, F. (2005). *Muscles: Testing and Function with Posture and Pain*. Williams, &Wilkins.

- [137] Ludwig, O., Kelm, J. & Fröhlich, M. (2017). Effekte einer sportlichen Intervention auf die Haltungsentwicklung vom Jugend- zum Erwachsenenalter. *Sports Orthopaedics and Traumatology*, 33 (1), 65-72.
- [138] Mac-Thiong, J.-M., Labelle, H. & Roussouly, P. (2011). Pediatric Sagittal Alignment. *European spine journal*, 20, 586-590.
- [139] Wydra, G. (2004). Zur Problematik von Normen in der Bewegungstherapie. *Zeitschrift für Physiotherapeuten*, 56, 2280-2289.
- [140] Fröhlich, M., Pieter, A. & Kemmler, W. (2024). *Normbezüge und alternative statistische Verfahren im Kontext Sport und Gesundheit: Einführung in Normen, Benchmarkbestimmung und Minimum-Effekte*. Wiesbaden: Springer.
- [141] Ludwig, O., Mazet, D. & Schmitt, E. (2003). Haltungsschwächen bei Kindern und Jugendlichen—Eine Interdisziplinäre Betrachtung. *Gesundheitssport und Sporttherapie*, 19 (5), 165-171.
- [142] Fröhner, G. (1998). Objektivierung der Haltung und Beweglichkeit des Rumpfes bei Kindern und Jugendlichen. *Haltung und Bewegung*, 2, 5-13.
- [143] Nejati, P., Lotfian, S., Moezy, A. & Nejati, M. (2014). The Relationship of Forward Head Posture and Rounded Shoulders with Neck Pain in Iranian Office Workers. *Medical Journal of the Islamic Republic of Iran*, 28, 26.
- [144] Kim, M.-S., Cha, Y.-J. & Choi, J.-D. (2017). Correlation between Forward Head Posture, Respiratory Functions, and Respiratory Accessory Muscles in Young Adults. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*, 30 (4), 711-715.
- [145] Ellegast, R., Hermanns, I., Ochs, F., Schiefer, C. & Weber, B. (2023). Arbeitsgestaltung an Basisarbeitsplätzen—Systematische messtechnische Ansätze. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 77 (4), 490-500.
- [146] Pangert, R. & Tannenhauer, J. (2012). *Ergonomie bei der Arbeit: Stehen—Sitzen—Heben*. Landsberg am Lech: Ecomed Sicherheit.
- [147] Alipour, P., Daneshmandi, H., Fararuei, M. & Zamanian, Z. (2021). Ergonomic Design of Manual Assembly Workstation Using Digital Human Modeling. *Annals of global health*, 87 (1), 55.
- [148] Lindberg, C.M., Srinivasan, K., Gilligan, B., Razjouyan, J., Lee, H., Najafi, B., et al. (2018). Effects of Office Workstation Type on Physical Activity and Stress. *Occupational and environmental medicine*, 75 (10), 689-695.
- [149] Besharati, A., Daneshmandi, H., Zareh, K., Fakherpour, A. & Zoaktafi, M. (2020). Work-Related Musculoskeletal Problems and Associated Factors among Office Workers. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, 26 (3), 632-638.
- [150] Noroozi, M.V., Hajibabaei, M., Saki, A. & Memari, Z. (2015). Prevalence of Musculoskeletal Disorders among Office Workers. *Jundishapur Journal of Health Sciences*, 7 (1).
- [151] Kubitscheck, S. & Kirchner, J.-H. (2012). *Kleines Handbuch der praktischen Arbeitsgestaltung: Grundsätzliches—Gestaltungshinweise—Gesetze, Vorschriften und Regelwerke—Weiterführende Literatur*: Carl Hanser Verlag GmbH Co KG.
- [152] BG Bau. (2025). *Ergonomisch Sitzen*. Berufsgenossenschaft für Bauwirtschaft. Zugriff am 13.03.2025 unter <https://www.bgbau.de/themen/sicherheit-und-gesundheit/ergonomisches-arbeiten/buero-und-bildschirmarbeitsplaetze/ergonomisch-sitzen>
- [153] Nadeem, M., Elbasi, E., Zreikat, A.I. & Sharsheer, M. (2024). Sitting Posture Recognition Systems: Comprehensive Literature Review and Analysis. *Applied Sciences*, 14 (18), 8557.
- [154] Ohlendorf, D., Naser, A., Haas, Y., Haenel, J., Fraeulin, L., Holzgreve, F., et al. (2020). Prevalence of Musculoskeletal Disorders among Dentists and Dental Students in Germany. *International journal of environmental research and public health*, 17 (23), 8740.

- [155] Dable, R.A., Wasnik, P.B., Yeshwante, B.J., Musani, S.I., Patil, A.K. & Nagmode, S.N. (2014). Postural Assessment of Students Evaluating the Need of Ergonomic Seat and Magnification in Dentistry. *J Indian Prosthodont Soc*, 14 (Suppl 1), 51-58.
- [156] Gupta, A., Bhat, M., Mohammed, T., Bansal, N. & Gupta, G. (2014). Ergonomics in Dentistry. *International journal of clinical pediatric dentistry*, 7 (1), 30.
- [157] Traeger, A.C., Buchbinder, R., Elshaug, A.G., Croft, P.R. & Maher, C.G. (2019). Care for Low Back Pain: Can Health Systems Deliver? *Bulletin of the World Health Organization*, 97 (6), 423.
- [158] Maman, Z.S., Yazdi, M.A.A., Cavuoto, L.A. & Megahed, F.M. (2017). A Data-Driven Approach to Modeling Physical Fatigue in the Workplace Using Wearable Sensors. *Applied ergonomics*, 65, 515-529.
- [159] Huthwelker, J., Konradi, J., Wolf, C., Westphal, R., Schmidtman, I., Drees, P., et al. (2022). Reference Values for 3d Spinal Posture Based on Videorasterstereographic Analyses of Healthy Adults. *Bioengineering*, 9 (12), 809.
- [160] Dindorf, C., Konradi, J., Wolf, C., Taetz, B., Bleser, G., Huthwelker, J., et al. (2021). Classification and Automated Interpretation of Spinal Posture Data Using a Pathology-Independent Classifier and Explainable Artificial Intelligence (Xai). *Sensors*, 21 (18), 6323.
- [161] Fortin, C., Ehrmann Feldman, D., Cheriet, F. & Labelle, H. (2011). Clinical Methods for Quantifying Body Segment Posture: A Literature Review. *Disability and rehabilitation*, 33 (5), 367-383.
- [162] Ohlendorf, D., Avaniadi, I., Adjami, F., Christian, W., Doerry, C., Fay, V., et al. (2023). Standard Values of the Upper Body Posture in Healthy Adults with Special Regard to Age, Sex and Bmi. *Scientific Reports*, 13 (1), 873.
- [163] Ohlendorf, D., Sosnov, P., Keller, J., Wanke, E.M., Oremek, G., Ackermann, H., et al. (2021). Standard Reference Values of the Upper Body Posture in Healthy Middle-Aged Female Adults in Germany. *Scientific reports*, 11 (1), 2359.
- [164] Ohlendorf, D., Gerez, A., Porsch, L., Holzgreve, F., Maltry, L., Ackermann, H., et al. (2020). Standard Reference Values of the Upper Body Posture in Healthy Male Adults Aged between 41 and 50 Years in Germany. *Scientific Reports*, 10 (1), 3823.
- [165] Ohlendorf, D., Fisch, V., Doerry, C., Schamberger, S., Oremek, G., Ackermann, H., et al. (2018). Standard Reference Values of the Upper Body Posture in Healthy Young Female Adults in Germany: An Observational Study. *BMJ open*, 8 (8), e022236.
- [166] Walicka-Cupryś, K., Wyszynska, J., Podgórska-Bednarz, J. & Drzał-Grabiec, J. (2018). Concurrent Validity of Photogrammetric and Inclino-metric Techniques Based on Assessment of Anteroposterior Spinal Curvatures. *European Spine Journal*, 27, 497-507.
- [167] Singla, D., Veqar, Z. & Hussain, M.E. (2017). Photogrammetric Assessment of Upper Body Posture Using Postural Angles: A Literature Review. *Journal of chiropractic medicine*, 16 (2), 131-138.
- [168] D'Amico, M., Kinel, E. & Roncoletta, P. (2017). Normative 3d Opto-Electronic Stereo-Photogrammetric Posture and Spine Morphology Data in Young Healthy Adult Population. *PLoS One*, 12 (6), e0179619.
- [169] Brandl, C., Bonin, D., Mertens, A., Wischniewski, S. & Schlick, C.M. (2016). *Methodik zur Unterstützung des ergonomischen Interventionsprozesses am Beispiel einer automatisierten OWAS-basierten Generierung von Vorschlägen zur rechnerischen Gestaltung von Arbeitsplätzen*. Paper presented at the Arbeit in komplexen Systemen-digital, vernetzt, human?!: 62. Kongress der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft, RWTH Aachen University, Institut für Arbeitswissenschaft (IAW), 2.-4. März 2016.
- [170] David, G.C. (2005). Ergonomic Methods for Assessing Exposure to Risk Factors for Work-Related Musculoskeletal Disorders. *Occupational medicine*, 55 (3), 190-199.

- [171] Salisu, S., Ruhaiyem, N.I.R., Eisa, T.A.E., Nasser, M., Saeed, F. & Younis, H.A. (2023). Motion Capture Technologies for Ergonomics: A Systematic Literature Review. *Diagnostics*, 13 (15), 2593.
- [172] Dindorf, C., Horst, F., Slijepčević, D., Dumphart, B., Dully, J., Zeppelzauer, M., et al. (2024). Machine Learning in Biomechanics: Key Applications and Limitations in Walking, Running and Sports Movements, *Artificial Intelligence, Optimization, and Data Sciences in Sports* (91-148). Cham: Springer.
- [173] Roetenberg, D., Luinge, H. & Slycke, P. (2009). Xsens Mvn: Full 6dof Human Motion Tracking Using Miniature Inertial Sensors. *Xsens Motion Technologies BV, Tech. Rep*, 1, 1-7.
- [174] Humadi, A., Nazarahari, M., Ahmad, R. & Rouhani, H. (2020). Instrumented Ergonomic Risk Assessment Using Wearable Inertial Measurement Units: Impact of Joint Angle Convention. *IEEE Access*, 9, 7293-7305.
- [175] Zhang, X., Schall Jr, M.C., Chen, H., Gallagher, S., Davis, G.A. & Sesek, R. (2022). Manufacturing Worker Perceptions of Using Wearable Inertial Sensors for Multiple Work Shifts. *Applied Ergonomics*, 98, 103579.
- [176] Martinez, K.B., Nazarahari, M. & Rouhani, H. (2022). K-Score: A Novel Scoring System to Quantify Fatigue-Related Ergonomic Risk Based on Joint Angle Measurements Via Wearable Inertial Measurement Units. *Applied Ergonomics*, 102, 103757.
- [177] Crecan, C.M. & Peştean, C.P. (2023). Inertial Sensor Technologies—Their Role in Equine Gait Analysis, a Review. *Sensors*, 23 (14), 6301.
- [178] Muller, A., Mecheri, H., Corbeil, P., Plamondon, A. & Robert-Lachaine, X. (2022). Inertial Motion Capture-Based Estimation of L5/S1 Moments during Manual Materials Handling. *Sensors*, 22 (17), 6454.
- [179] Jo, B. & Kim, S. (2022). Comparative Analysis of Openpose, Posenet, and Movenet Models for Pose Estimation in Mobile Devices. *Traitement du Signal*, 39 (1), 119.
- [180] Baldinger, M., Lippmann, K. & Senner, V. (2024). Artificial Intelligence-Based Motion Capture: Current Technologies, Applications and Challenges. *Artificial Intelligence in Sports, Movement, and Health*, 161-176.
- [181] Chen, W., Jiang, Z., Guo, H. & Ni, X. (2020). Fall Detection Based on Key Points of Human-Skeleton Using Openpose. *Symmetry*, 12 (5), 744.
- [182] Kendall, A., Grimes, M. & Cipolla, R. (2015). *Posenet: A Convolutional Network for Real-Time 6-Dof Camera Relocalization*. Paper presented at the Proceedings of the IEEE international conference on computer vision (2938-2946).
- [183] Alvarez, H.Y. (2023). *Validity of the Movenet Deep Learning Model for Joint Angle Estimation* (Thesis Dissertation). San Francisco, California: San Francisco State University, Department of Kinesiology.
- [184] Roggio, F., Trovato, B., Sortino, M. & Musumeci, G. (2024). A Comprehensive Analysis of the Machine Learning Pose Estimation Models Used in Human Movement and Posture Analyses: A Narrative Review. *Heliyon*, 10 (21).
- [185] Kreuzfeld, S., Seibt, R., Kumar, M., Rieger, A. & Stoll, R. (2016). German Version of the Cornell Musculoskeletal Discomfort Questionnaire (CMDQ): Translation and Validation. *Journal of Occupational Medicine and Toxicology*, 11, 1-12.
- [186] Kreis, L., Liebers, F., Dulon, M., Freitag, S. & Latza, U. (2021). Use of the Nordic Questionnaire on Musculoskeletal Complaints. *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie*, 71, 184-191.
- [187] Borg, G. (1990). Psychophysical Scaling with Applications in Physical Work and the Perception of Exertion. *Scandinavian journal of work, environment & health*, 55-58.
- [188] Kim, E., Lovera, J., Schaben, L., Melara, J., Bourdette, D. & Whitham, R. (2010). Novel Method for Measurement of Fatigue in Multiple Sclerosis: Real-Time Digital Fatigue Score. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 47 (5).

- [189] Bandyopadhyay, S., Bandyopadhyay, L., Dasgupta, A., Paul, B., Roy, S. & Kumar, M. (2021). Quantification of Musculoskeletal Discomfort among Automobile Garage Workers: A Cross-Sectional Analytical Study in Chetla, Kolkata, West Bengal. *Journal of Clinical & Diagnostic Research*, 15 (3).
- [190] Kuorinka, I., Jonsson, B., Kilbom, A., Vinterberg, H., Biering-Sørensen, F., Andersson, G., et al. (1987). Standardised Nordic Questionnaires for the Analysis of Musculoskeletal Symptoms. *Applied ergonomics*, 18 (3), 233-237.
- [191] Liebers, F., Freyer, M. & Freitag, S. (2022). Fragebogen zu Muskel-Skelett-Beschwerden (Fb*MsB). *Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin / Berufsgenossenschaft für Gesundheitsdienst und Wohlfahrtspflege*, 27.
- [192] Liebers, F., Freyer, M., Dulon, M., Freitag, S., Michaelis, M., Latza, U., et al. (2024). Neuer deutschsprachiger Fragebogen zur standardisierten Erfassung von Muskel-Skelett-Beschwerden im Betrieb. *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie*, 74 (1), 13-25.
- [193] Waongenngarm, P., van der Beek, A.J., Janwantanakul, P., Akkarakittichoke, N. & Coenen, P. (2022). Can the Borg Cr-10 Scale for Neck and Low Back Discomfort Predict Future Neck and Low Back Pain among High-Risk Office Workers? *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 95 (9), 1881-1889.
- [194] Jakobsen, M.D., Sundstrup, E., Persson, R., Andersen, C.H. & Andersen, L.L. (2014). Is Borg's Perceived Exertion Scale a Useful Indicator of Muscular and Cardiovascular Load in Blue-Collar Workers with Lifting Tasks? A Cross-Sectional Workplace Study. *European journal of applied physiology*, 114, 425-434.
- [195] Cruz-Montecinos, C., Bustamante, A., Candia-González, M., González-Bravo, C., Gallardo-Molina, P., Andersen, L.L., et al. (2019). Perceived Physical Exertion Is a Good Indicator of Neuromuscular Fatigue for the Core Muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 49, 102360.
- [196] Bijur, P.E., Silver, W. & Gallagher, E.J. (2001). Reliability of the Visual Analog Scale for Measurement of Acute Pain. *Academic emergency medicine*, 8 (12), 1153-1157.
- [197] Jensen, M.P., Chen, C. & Brugger, A.M. (2003). Interpretation of Visual Analog Scale Ratings and Change Scores: A Reanalysis of Two Clinical Trials of Postoperative Pain. *The Journal of pain*, 4 (7), 407-414.
- [198] IFA. (2015). *Bewertung physischer Belastungen gemäß DGUV-Information 208-033 (bisher: BGI/GUV-I 7011) (Anhang 3)*. Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung. Zugriff am 08.02.2025 unter https://www.dguv.de/medien/ifa/de/fac/ergonomie/pdf/bewertung_physischer_belastungen.pdf
- [199] Lowe, B.D., Dempsey, P.G. & Jones, E.M. (2019). Ergonomics Assessment Methods Used by Ergonomics Professionals. *Applied ergonomics*, 81, 102882.
- [200] Jones, T. & Kumar, S. (2010). Comparison of Ergonomic Risk Assessment Output in Four Sawmill Jobs. *International Journal of Occupational safety and ergonomics*, 16 (1), 105-111.
- [201] Kucera, K.L., Loomis, D., Lipscomb, H.J., Marshall, S.W., Mirka, G.A. & Daniels, J.L. (2009). Ergonomic Risk Factors for Low Back Pain in North Carolina Crab Pot and Gill Net Commercial Fishermen. *American journal of industrial medicine*, 52 (4), 311-321.
- [202] Balogh, I., Örbaek, P., Ohlsson, K., Nordander, C., Unge, J., Winkel, J., et al. (2004). Self-Assessed and Directly Measured Occupational Physical Activities—Influence of Musculoskeletal Complaints, Age and Gender. *Applied ergonomics*, 35 (1), 49-56.
- [203] Takala, E.-P., Pehkonen, I., Forsman, M., Hansson, G.-Å., Mathiassen, S.E., Neumann, W.P., et al. (2010). Systematic Evaluation of Observational Methods Assessing Biomechanical Exposures at Work. *Scandinavian journal of work, environment & health*, 3-24.
- [204] Winkel, J. & Mathiassen, S.E. (1994). Assessment of Physical Work Load in Epidemiologic Studies: Concepts, Issues and Operational Considerations. *Ergonomics*, 37 (6), 979-988.

- [205] Rhén, I.-M. & Forsman, M. (2020). Inter-and Intra-Rater Reliability of the Ocra Checklist Method in Video-Recorded Manual Work Tasks. *Applied Ergonomics*, *84*, 103025.
- [206] Kim, W., Sung, J., Saakes, D., Huang, C. & Xiong, S. (2021). Ergonomic Postural Assessment Using a New Open-Source Human Pose Estimation Technology (Openpose). *International Journal of Industrial Ergonomics*, *84*, 103164.
- [207] Kumar, S. (2001). Theories of Musculoskeletal Injury Causation. *Ergonomics*, *44* (1), 17-47.
- [208] Kee, D. (2021). Comparison of OWAS, RULA and REBA for Assessing Potential Work-Related Musculoskeletal Disorders. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *83*, 103140.
- [209] Griemsmann, S.D., Nickel, P.D., Schellewald, V. & Weber, B.D. (2020). Einsatz von Wearables im Arbeitsschutz. *DGUV Forum* (9). Zugriff am 19.03.2025 unter <https://forum.dguv.de/ausgabe/9-2020/artikel/einsatz-von-wearables-im-arbeitsschutz>
- [210] Ellegast, R., Hermanns, I. & Schiefer, C. (2010). *Feldmesssystem CUELA zur Langzeiterfassung und-Analyse von Bewegungen an Arbeitsplätzen* (Band 375). München: GRIN Verlag.
- [211] Ellegast, R., Hermanns, I. & Schiefer, C. (2009). Workload Assessment in Field Using the Ambulatory Cuela System. *Digital Human Modeling: Second International Conference, ICDHM 2009, Held as Part of HCI International 2009, San Diego, CA, USA, July 19-24, 2009. Proceedings 2* (221-226). Berlin, Heidelberg: Springer.
- [212] Yunus, M.N.H., Jaafar, M.H., Mohamed, A.S.A., Azraai, N.Z. & Hossain, M.S. (2021). Implementation of Kinetic and Kinematic Variables in Ergonomic Risk Assessment Using Motion Capture Simulation: A Review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, *18* (16), 8342.
- [213] Menychtas, D., Glushkova, A. & Manitsaris, S. (2020). Analyzing the Kinematic and Kinetic Contributions of the Human Upper Body's Joints for Ergonomics Assessment. *Journal of Ambient Intelligence and Humanized Computing*, *11*, 6093-6105.
- [214] Razak, A.H.A., Zayegh, A., Begg, R.K. & Wahab, Y. (2012). Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review. *Sensors*, *12* (7), 9884-9912.
- [215] Antwi-Afari, M.F., Li, H., Umer, W., Yu, Y. & Xing, X. (2020). Construction Activity Recognition and Ergonomic Risk Assessment Using a Wearable Insole Pressure System. *Journal of Construction Engineering and Management*, *146* (7), 04020077.
- [216] Zulkifli, S.S. & Loh, W.P. (2020). A State-of-the-Art Review of Foot Pressure. *Foot and Ankle Surgery*, *26* (1), 25-32.
- [217] Fauziah, A., Muslim, K. & Chandra, S.D. (2021). *Development of a Real-Time Ergonomic Assessment Tool to Minimize Musculoskeletal Disorders Risk*. Paper presented at the Proceedings of the Second Asia Pacific International Conference on Industrial Engineering and Operations Management Surakarta, Indonesia.
- [218] Espíritu, Z.J., Canaza, K.M. & Rada, L.C. Systematic Review of Ergonomic Risks in Musculoskeletal Disorders of Workers in an Industrial Company. 4th LACCEI International Multiconference on Entrepreneurship, Innovation and Regional Development – LEIRD 2024. <https://dx.doi.org/10.18687/LEIRD2024.1.1.324>
- [219] Bazazan, A., Dianat, I., Feizollahi, N., Mombeini, Z., Shirazi, A.M. & Castellucci, H.I. (2019). Effect of a Posture Correction–Based Intervention on Musculoskeletal Symptoms and Fatigue among Control Room Operators. *Applied ergonomics*, *76*, 12-19.
- [220] Koni, A., Kufersin, M., Ronchese, F., Travan, M., Cadenaro, M. & Filon, F.L. (2018). Approach to Prevention of Musculoskeletal Symptoms in Dental Students: An Interventional Study. *La Medicina del lavoro*, *109* (4), 276.
- [221] Yiu, X.Y., Maguire, A., Johnson, M., Wåhlin, C. & Johnston, V. (2020). A 10-Week Exercise Intervention Can Improve Work Posture but Not Neck/Shoulder Symptoms in Dental Health Students: A Pilot Cohort Study. *Work*, *67* (1), 239-249.
- [222] Hayes, M.J., Smith, D.R. & Taylor, J.A. (2014). Musculoskeletal Disorders in a 3 Year Longitudinal Cohort of Dental Hygiene Students. *American Dental Hygienists' Association*, *88* (1), 36-41.

- [223] Maillet, J.P., Millar, A.M., Burke, J.M., Maillet, M.A., Maillet, W.A. & Neish, N.R. (2008). Effect of Magnification Loupes on Dental Hygiene Student Posture. *Journal of Dental Education*, 72 (1), 33-44.
- [224] Hallaj, S. & Razi, S.S.M. (2016). *Design and Evaluation of an Arm Support for Prevention of Msds in Dentists*. Paper presented at the Advances in Ergonomics in Design: Proceedings of the AHFE 2016 International Conference on Ergonomics in Design, July 27-31, 2016, Walt Disney World, Florida, USA.
- [225] La Delfa, N.J., Grondin, D.E., Cox, J., Potvin, J.R. & Howarth, S.J. (2017). The Biomechanical Demands of Manual Scaling on the Shoulders & Neck of Dental Hygienists. *Ergonomics*, 60 (1), 127-137.
- [226] Lindegård, A., Gustafsson, M. & Hansson, G.-Å. (2012). Effects of Prismatic Glasses Including Optometric Correction on Head and Neck Kinematics, Perceived Exertion and Comfort during Dental Work in the Oral Cavity—a Randomised Controlled Intervention. *Applied ergonomics*, 43 (1), 246-253.
- [227] Hayes, M., Osmotherly, P., Taylor, J., Smith, D. & Ho, A. (2014). The Effect of Wearing Loupes on Upper Extremity Musculoskeletal Disorders among Dental Hygienists. *International journal of dental hygiene*, 12 (3), 174-179.
- [228] Smith, C.A., Sommerich, C.M., Mirka, G.A. & George, M.C. (2002). An Investigation of Ergonomic Interventions in Dental Hygiene Work. *Applied ergonomics*, 33 (2), 175-184.
- [229] Lindegård, A., Nordander, C., Jacobsson, H. & Arvidsson, I. (2016). Opting to Wear Prismatic Spectacles Was Associated with Reduced Neck Pain in Dental Personnel: A Longitudinal Cohort Study. *BMC musculoskeletal disorders*, 17, 1-10.
- [230] Rempel, D., Lee, D.L., Dawson, K. & Loomer, P. (2012). The Effects of Periodontal Curette Handle Weight and Diameter on Arm Pain: A Four-Month Randomized Controlled Trial. *The Journal of the American Dental Association*, 143 (10), 1105-1113.
- [231] Dehghan, N., Aghilinejad, M., Nassiri-Kashani, M.H., Amiri, Z. & Talebi, A. (2016). The Effect of a Multifaceted Ergonomic Intervention Program on Reducing Musculoskeletal Disorders in Dentists. *Medical journal of the Islamic Republic of Iran*, 30, 472.
- [232] Farrokhnia, T., Rezai, M., Vaziri, M.-H. & Vaziri, F. (2018). Investigating the Effect of Educational Intervention on Musculoskeletal Disorders in Dentists. *Middle East Journal of Family Medicine*, 7, 307.
- [233] Simon, S., Dully, J., Dindorf, C., Bartaguiz, E., Walle, O., Roschlock-Sachs, I., et al. (2024). Inertial Motion Capturing in Ergonomic Workplace Analysis: Assessing the Correlation between Rula, Upper-Body Posture Deviations and Musculoskeletal Discomfort. *Safety*, 10 (1), 16.
- [234] Simon, S., Dully, J., Dindorf, C., Bartaguiz, E., Becker, S. & Fröhlich, M. (2024). Impact of Fatigue on Ergonomic Risk Scores and Foot Kinetics: A Field Study Employing Inertial and in-Shoe Plantar Pressure Measurement Devices. *Sensors*, 24 (4), 1175.
- [235] Simon, S., Laurendi, L., Meining, J., Dully, J., Dindorf, C., Maurer, L., et al. (2024). Measuring the Effect of an Ergonomic Lecture on the Rapid Upper Limb Assessment Scores of Dental Assistant Students Using Inertial Sensor-Based Motion Capture—a Randomized Controlled Study. *Healthcare*, 12 (16), 1670. doi: 10.3390/healthcare12161670.
- [236] Simon, S., Meining, J., Laurendi, L., Berkefeld, T., Dully, J., Dindorf, C., et al. (2025). 2d Pose Estimation Vs. Inertial Measurement Unit-Based Motion Capture in Ergonomics: Assessing Postural Risk in Dental Assistants. *Bioengineering*, 12 (4), 403.
- [237] Michnik, R., Zadoń, H., Nowakowska-Lipiec, K., Jochymczyk-Woźniak, K., Myśliwiec, A. & Mitas, A.W. (2020). The Effect of the Pelvis Position in the Sagittal Plane on Loads in the Human Musculoskeletal System. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 22 (3).
- [238] Sorensen, C.J., Norton, B.J., Callaghan, J.P., Hwang, C.-T. & Van Dillen, L.R. (2015). Is Lumbar Lordosis Related to Low Back Pain Development during Prolonged Standing? *Manual therapy*, 20 (4), 553-557.

- [239] Lim, H.S., Roh, S.Y. & Lee, S.M. (2013). The Relationship between Pelvic Tilt Angle and Disability Associated with Low Back Pain. *Journal of Physical Therapy Science*, 25 (1), 65-68.
- [240] Anwer, S., Li, H., Antwi-Afari, M.F. & Wong, A.Y.L. (2021). Associations between Physical or Psychosocial Risk Factors and Work-Related Musculoskeletal Disorders in Construction Workers Based on Literature in the Last 20 Years: A Systematic Review. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 83, 103113.
- [241] Slater, D., Korakakis, V., O'Sullivan, P., Nolan, D. & O'Sullivan, K. (2019). "Sit up Straight": Time to Re-Evaluate. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 49 (8), 562-564.
- [242] Hoogendoorn, W.E., van Poppel, M.N., Bongers, P.M., Koes, B.W. & Bouter, L.M. (2000). Systematic Review of Psychosocial Factors at Work and Private Life as Risk Factors for Back Pain. *Spine*, 25 (16), 2114-2125.
- [243] Krishnan, K.S., Raju, G. & Shawkataly, O. (2021). Prevalence of Work-Related Musculoskeletal Disorders: Psychological and Physical Risk Factors. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18 (17), 9361.
- [244] Ariëns, G., Bongers, P., Douwes, M., Miedema, M., Hoogendoorn, W., van der Wal, G., et al. (2001). Are Neck Flexion, Neck Rotation, and Sitting at Work Risk Factors for Neck Pain? Results of a Prospective Cohort Study. *Occupational and Environmental Medicine*, 58 (3), 200-207.
- [245] Malchaire, J.B., Cock, N.A. & Robert, A.R. (1996). Prevalence of Musculoskeletal Disorders at the Wrist as a Function of Angles, Forces, Repetitiveness and Movement Velocities. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 176-181.
- [246] Liu, C.-W., Chen, C.-H., Lee, C.-L., Huang, M.-H., Chen, T.-W. & Wang, M.-C. (2003). Relationship between Carpal Tunnel Syndrome and Wrist Angle in Computer Workers. *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, 19 (12), 617-622.
- [247] Wang, J., Chen, D., Zhu, M. & Sun, Y. (2021). Risk Assessment for Musculoskeletal Disorders Based on the Characteristics of Work Posture. *Automation in Construction*, 131, 103921.
- [248] Giles, L. & Taylor, J. (1981). Low-Back Pain Associated with Leg Length Inequality. *Spine*, 6 (5), 510-521.
- [249] Hägglund, G. (2020). Association between Pelvic Obliquity and Scoliosis, Hip Displacement and Asymmetric Hip Abduction in Children with Cerebral Palsy: A Cross-Sectional Registry Study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 21, 1-7.
- [250] Zhao, X., Pan, A. & Hai, Y. (2024). Greater Pelvic Obliquity in Adolescent Idiopathic Scoliosis Combined with Hip Dysplasia. *European Spine Journal*, 33 (2), 680-686.
- [251] Król, A., Polak, M., Szczygieł, E., Wójcik, P. & Gleb, K. (2017). Relationship between Mechanical Factors and Pelvic Tilt in Adults with and without Low Back Pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 30 (4), 699-705.
- [252] Araujo, F., Lucas, R., Alegrete, N., Azevedo, A. & Barros, H. (2014). Sagittal Standing Posture, Back Pain, and Quality of Life among Adults from the General Population: A Sex-Specific Association. *Spine*, 39 (13), E782-E794.
- [253] Ibrahim, H.M., Abdel Raoof, N.A.L., Diab, O.A. & Khalil, A.A. (2024). Prevalence of Forward Head Posture among Cleaning Workers and Its Correlation to Physical Workload. *The Egyptian Journal of Hospital Medicine*, 94, 1027-1034.
- [254] Feige, S., Holzgreve, F., Fraeulin, L., Maurer-Grubinger, C., Betz, W., Erbe, C., et al. (2024). Ergonomic Analysis of Dental Work in Different Oral Quadrants: A Motion Capture Preliminary Study among Endodontists. *Bioengineering*, 11 (4), 400.
- [255] Diego-Mas, J.-A., Alcaide-Marzal, J. & Poveda-Bautista, R. (2017). Errors Using Observational Methods for Ergonomics Assessment in Real Practice. *Human factors*, 59 (8), 1173-1187.
- [256] Humadi, A., Nazarahari, M., Ahmad, R. & Rouhani, H. (2021). In-Field Instrumented Ergonomic Risk Assessment: Inertial Measurement Units Versus Kinect V2. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 84, 103147.

- [257] Paillard, T. (2012). Effects of General and Local Fatigue on Postural Control: A Review. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 36 (1), 162-176.
- [258] Gautier, G., Thouwarecq, R. & Larue, J. (2008). Influence of Experience on Postural Control: Effect of Expertise in Gymnastics. *Journal of Motor Behavior*, 40 (5), 400-408.
- [259] Beltran Martinez, K., Nazarahari, M. & Rouhani, H. (2023). Breaking the Fatigue Cycle: Investigating the Effect of Work-Rest Schedules on Muscle Fatigue in Material Handling Jobs. *Sensors*, 23 (24), 9670.
- [260] Fuller, J.R., Lomond, K.V., Fung, J. & Côté, J.N. (2009). Posture-Movement Changes Following Repetitive Motion-Induced Shoulder Muscle Fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19 (6), 1043-1052.
- [261] Poitras, I., Dupuis, F., Biemann, M., Campeau-Lecours, A., Mercier, C., Bouyer, L.J., et al. (2019). Validity and Reliability of Wearable Sensors for Joint Angle Estimation: A Systematic Review. *Sensors*, 19 (7), 1555.
- [262] Chen, X., Coombes, B.K., Sjøgaard, G., Jun, D., O'Leary, S. & Johnston, V. (2018). Workplace-Based Interventions for Neck Pain in Office Workers: Systematic Review and Meta-Analysis. *Physical Therapy*, 98 (1), 40-62.
- [263] Holzgreve, F., Fraeulin, L., Maurer-Grubinger, C., Betz, W., Erbe, C., Weis, T., et al. (2022). Effects of Resistance Training as a Behavioural Preventive Measure on Musculoskeletal Complaints, Maximum Strength and Ergonomic Risk in Dentists and Dental Assistants. *Sensors*, 22 (20), 8069.
- [264] Chiasson, M.-È., Imbeau, D., Aubry, K. & Delisle, A. (2012). Comparing the Results of Eight Methods Used to Evaluate Risk Factors Associated with Musculoskeletal Disorders. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 42 (5), 478-488.
- [265] Shin, Y.J., Kim, W.H. & Kim, S.G. (2017). Correlations among Visual Analogue Scale, Neck Disability Index, Shoulder Joint Range of Motion, and Muscle Strength in Young Women with Forward Head Posture. *Journal of exercise rehabilitation*, 13 (4), 413.
- [266] Gielo-Perczak, K., Matz, S. & An, K.-N. (2006). Arm Abduction Strength and Its Relationship to Shoulder Geometry. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16 (1), 66-78.
- [267] Village, J., Frazer, M., Cohen, M., Leyland, A., Park, I. & Yassi, A. (2005). Electromyography as a Measure of Peak and Cumulative Workload in Intermediate Care and Its Relationship to Musculoskeletal Injury: An Exploratory Ergonomic Study. *Applied ergonomics*, 36 (5), 609-618.
- [268] Baklouti, S., Chaker, A., Rezgui, T., Sahbani, A., Bennour, S. & Laribi, M.A. (2024). A Novel Imu-Based System for Work-Related Musculoskeletal Disorders Risk Assessment. *Sensors*, 24 (11), 3419.
- [269] Ludwig, O., Becker, S. & Fröhlich, M. (2022). *Einführung in die Ganganalyse: Grundlagen, Anwendungsgebiete, Messmethoden*, essentials. Berlin, Heidelberg: Springer.
https://doi.org/10.1007/978-3-662-66235-9_1
- [270] Ochsmann, E., Noll, U., Ellegast, R., Hermanns, I. & Kraus, T. (2016). Influence of Different Safety Shoes on Gait and Plantar Pressure: A Standardized Examination of Workers in the Automotive Industry. *Journal of Occupational Health*, 58 (5), 404-412.
- [271] Caravaggi, P., Giangrande, A., Lullini, G., Padula, G., Berti, L. & Leardini, A. (2016). In Shoe Pressure Measurements during Different Motor Tasks While Wearing Safety Shoes: The Effect of Custom Made Insoles Vs. Prefabricated and Off-the-Shelf. *Gait & Posture*, 50, 232-238.
- [272] Bisiaux, M. & Moretto, P. (2008). The Effects of Fatigue on Plantar Pressure Distribution in Walking. *Gait & Posture*, 28 (4), 693-698.
- [273] Karvekar, S., Abdollahi, M. & Rashedi, E. (2021). Smartphone-Based Human Fatigue Level Detection Using Machine Learning Approaches. *Ergonomics*, 64 (5), 600-612.

- [274] Ludwig, O., Dully, J., Baun, E. & Fröhlich, M. (2025). Sagittal Posture Measurement in Adolescent Athletes: Which Parameters Are Reliable over the Course of a Day? *Applied Sciences*, 15 (6), 3277.
- [275] Ducas, J., Mathieu, J., Drouin, M., Sobczak, S., Abboud, J. & Descarreaux, M. (2025). The Influence of Workload on Muscle Fatigue, Tissue Properties, and Postural Stability in Older and Younger Workers. *PloS one*, 20 (1), e0316678.
- [276] Fang, Z., Woodford, S., Senanayake, D. & Ackland, D. (2023). Conversion of Upper-Limb Inertial Measurement Unit Data to Joint Angles: A Systematic Review. *Sensors*, 23 (14), 6535.
- [277] Stamm, O. & Heimann-Steinert, A. (2020). Accuracy of Monocular Two-Dimensional Pose Estimation Compared with a Reference Standard for Kinematic Multiview Analysis: Validation Study. *JMIR mHealth and uHealth*, 8 (12), e19608.
- [278] Ai, Y., Qi, Y., Wang, B., Cheng, Y., Wang, X. & Tan, R.T. (2024). Domain-Adaptive 2d Human Pose Estimation Via Dual Teachers in Extremely Low-Light Conditions. *European Conference on Computer Vision*, 221-239. Cham: Springer Nature.
- [279] Viswakumar, A., Rajagopalan, V., Ray, T., Gottipati, P. & Parimi, C. (2022). Development of a Robust, Simple, and Affordable Human Gait Analysis System Using Bottom-up Pose Estimation with a Smartphone Camera. *Frontiers in Physiology*, 12, 784865.
- [280] Rybníkář, F., Kačerová, I., Hořejší, P. & Šimon, M. (2022). Ergonomics Evaluation Using Motion Capture Technology—Literature Review. *Applied Sciences*, 13 (1), 162.
- [281] Naranjo, J.E., Mora, C.A., Villagómez, D.F.B., Falconi, M.G.M. & Garcia, M.V. (2025). Wearable Sensors in Industrial Ergonomics: Enhancing Safety and Productivity in Industry 4.0. *Sensors*, 25 (5), 1526.
- [282] Li, L., Martin, T. & Xu, X. (2020). A Novel Vision-Based Real-Time Method for Evaluating Postural Risk Factors Associated with Musculoskeletal Disorders. *Applied Ergonomics*, 87, 103138.
- [283] Schwartz, C.E., Stucky, B.D., Michael, W. & Rapkin, B.D. (2020). Does Response Shift Impact Interpretation of Change Even among Scales Developed Using Item Response Theory? *Journal of Patient-Reported Outcomes*, 4, 1-15.
- [284] Giering, O. (2022). Künstliche Intelligenz und Arbeit: Betrachtungen zwischen Prognose und betrieblicher Realität. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 76 (1), 50-64.
- [285] Kroll, H., Berghäuser, H., Blind, K., Neuhäusler, P., Scheifele, F., Thielmann, A., et al. (2022). Schlüsseltechnologien. *Expertenkommission Forschung und Innovation (EFI): Studien zum deutschen Innovationssystem* (Nr. 7-2022), Zugriff am 02.04.2025 unter https://www.efi.de/fileadmin/Assets/Studien/2022/StuDIS_07_2022.pdf
- [286] Lis, D., Tagalidou, N., Lingelbach, K. & Spiekermann, M. (2019). *Ökosysteme für Daten und Künstliche Intelligenz. Konzeption einer souveränen Dateninfrastruktur und Analyse von Potenzialen durch Ökosysteme in KI-Anwendungsfällen unterschiedlicher Domänen. Positionspapier*. Fraunhofer-Gesellschaft. Zugriff am 02.05.2025 unter file:///Users/Steven/Downloads/Positionspapier_%C3%96kosysteme_f%C3%BCr_Daten_und_%C3%BCnstliche_Intelligenz.pdf
- [287] Zimmermann, V. (2021). Künstliche Intelligenz: Hohe Wachstumschancen, aber geringe Verbreitung im Mittelstand. *KfW Research*, 318, 1-7.
- [288] Roth, A. (2016). Industrie 4.0—Hype oder Revolution? *Einführung und Umsetzung von Industrie 4.0: Grundlagen, Vorgehensmodell und Use Cases aus der Praxis*, 1-15.
- [289] Mora Quiles, E. (2021). *Evaluation of Exoskeleton Using Xsens System Including Scalefit*. Universitat Politècnica de València.
- [290] Crea, S., Beckerle, P., De Looze, M., De Pauw, K., Grazi, L., Kermavnar, T., et al. (2021). Occupational Exoskeletons: A Roadmap toward Large-Scale Adoption. Methodology and Challenges of Bringing Exoskeletons to Workplaces. *Wearable Technologies*, 2, e11.

-
- [291] Brown, C., Hicks, J., Rinaudo, C.H. & Burch, R. (2023). The Use of Augmented Reality and Virtual Reality in Ergonomic Applications for Education, Aviation, and Maintenance. *Ergonomics in Design*, 31 (4), 23-31.
- [292] BIBB. (2024). *Datenbank Auszubildende - Datenblatt: Medizinische/-r Fachangestellte/-r (81102820)*. Bundesinstitut für Berufsbildung. Zugriff am 16.04.2025 unter <https://www.bibb.de/dienst/dazubi/dazubi/datasheet/download/30-81102820.pdf>.

Anhang

A1. Kongressbeitrag mit dem Titel „Einfluss schichtbedingter Anstrengung und Ermüdung auf RULA-Score und Fußbelastung: Eine Feldstudie unter Verwendung initialer und resistiver Sensorik“.



Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e.V.

Arbeit 5.0: Menschzentrierte Innovationen für die Zukunft der Arbeit

71. Kongress der
Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e.V.

Institut für Arbeitswissenschaft der RWTH
Aachen University

Herausgegeben von der Gesellschaft für
Arbeitswissenschaft e.V. Sankt Augustin:

© GfA-Press, Sankt Augustin

25. □ 27. März 2025

GfA-Press

Bericht zum 71. Arbeitswissenschaftlichen Kongress vom 25. □ 27. März 2025

GfA, Sankt Augustin (Hrsg.): Frühjahrskongress 2025, Aachen

Arbeit 5.0: Menschzentrierte Innovationen für die Zukunft der Arbeit

Einfluss schichtbedingter Anstrengung und Ermüdung auf RULA-Score und Fußbelastung: Eine Feldstudie unter Verwendung inertialer und resistiver Sensorik

Steven SIMON, Jonas DULLY, Carlo DINDORF, Michael FRÖHLICH

*Arbeitsgruppe Bewegungs- und Trainingswissenschaft,
Sportwissenschaft, RPTU Kaiserslautern-Landau, D-67663 Kaiserslautern*

Kurzfassung: Physische Anstrengung und Ermüdung am Arbeitsplatz sind wesentliche Faktoren für arbeitsbedingte Muskel-Skelett-Erkrankungen (MSE). Während experimentelle Studien bereits Ermüdungsindikatoren im Schichtkontext aufzeigten, fehlen Feldstudien in realen industriellen Szenarien. Diese Studie untersuchte den Einfluss körperlicher Belastung auf ergonomische Risikowerte und den plantaren Fußdruck in einer realen Umgebung. 24 Teilnehmer (17 Männer, 7 Frauen) nahmen teil. Die Arbeitsbelastung wurde mit inertialen Messeinheiten (IMUs, $n = 24$) und plantarer Innenschuh-Druckmessung ($n = 18$) in zwei 12-minütigen Bewegungsaufzeichnungen zu Schichtbeginn und nach drei Stunden ohne Unterbrechung erfasst. Mittels Borg CR-10 und visueller Analogskala wurden physische Anstrengung und Ermüdung operationalisiert. Die Sensordaten wurden mit MATLAB und SPSS ausgewertet. Trotz erhöhter wahrgenommener Anstrengung und Ermüdung zeigten die RULA-Werte keine signifikanten Unterschiede im Pre-Post-Vergleich, was auf eine begrenzte Sensitivität des RULA für Müdigkeit hinweisen könnte. Beim plantaren Druck ergaben sich keine signifikanten Zeitunterschiede, jedoch signifikante Unterschiede zwischen den Seiten, die auf einseitige Arbeitsanforderungen oder Seitenpräferenz zurückzuführen sind.

Schlüsselwörter: Ergonomie; Motion Capture; observatorische Verfahren; Rapid Upper Limb Assessment; Fußdrucksensoren; Betriebliches Gesundheitsmanagement

1. Einleitung

Physische Anstrengung und Ermüdung am Arbeitsplatz, verursacht durch hohe Arbeitsanforderungen und lange Dienstzeiten, beeinträchtigen die Sicherheit und Gesundheit der Arbeitnehmer und können zu erheblichen sozialen und finanziellen Kosten führen (Caldwell et al. 2019; Hallowell 2010; Hellig et al. 2020; Sadeghniaat-Haghighi & Yazdi 2015). Nach ISO 6385 (2016) ist arbeitsbedingte Ermüdung eine reversible Folge übermäßiger Belastung, die mit Leistungsabfall und Stressbewältigungsdefiziten einhergeht (Bustos et al. 2021; Friedl 2018). Sie beeinflusst Bewegungen (Tang et al. 2022) und führt zu einer Abnahme der Produktivität und Arbeitsmoral sowie zu Muskel-Skelett-Erkrankungen (MSE) (Antwi-Afari et al. 2023; Hallowell 2010; Roman-Liu 2014). Obwohl die allgemeinen Ursachen und Auswirkungen arbeitsbedingter Ermüdung gut dokumentiert sind, fehlt es an spezifischen Studien zur Ermüdung im produzierenden Gewerbe, obwohl diese als risikoreiche und arbeitsintensive Branche gilt. In der Studienlandschaft werden zur Operationalisierung von

GfA, Sankt Augustin (Hrsg.): Frühjahrskongress 2025, Aachen

Arbeit 5.0: Menschzentrierte Innovationen für die Zukunft der Arbeit

Ermüdung mitunter biomechanische Messmethoden wie Elektromyographie und inertiale Messeinheiten (IMUs) genutzt (Antwi-Afari et al. 2023; Bustos et al. 2021; Hellig et al. 2020; Kee 2021, 2022; Vignais et al. 2013). Haltungsscores wie der Rapid Upper Limb Assessment (RULA) oder Rapid Entire Body Assessment (REBA) Score bewerten ergonomische Risiken (Antwi-Afari et al. 2018; Razak et al. 2012), während sensorgestützte Einlegesohlen das Potential haben, plantare Überlastungen zu identifizieren (Antwi-Afari et al.; 2023; Garcia, Läubli & Martin 2015; Halim et al. 2012; Siti Khadijah et al. 2020). Langes Stehen erhöht das Risiko für MSE und beeinträchtigt die Stoßdämpfung des Fußgewölbes (Alfuth & Rosenbaum 2011; Headlee et al. 2008; King 2002; Weist et al. 2004; Willems et al. 2012). Hazzaa et al. (2023) haben gezeigt, dass Ermüdung die Stoßkraftabsorption des Fußes beeinflusst. Zadpoor und Nikooyan (2012) beschreiben zwei konträre Effekte von Ermüdung: Sie kann die Fußgewölbeabsorption verringern und die Belastung erhöhen oder durch Bewegungsanpassungen die Belastung reduzieren. Unklar bleibt, welche Faktoren Ermüdung verlässlich anzeigen und wie langes Stehen, Haltung und Schuhwerk die muskuläre Belastung beeinflussen. Auf Basis des Forschungsstandes untersucht diese Studie den Einfluss arbeitsbedingter Anstrengung und Ermüdung auf den RULA-Risikoscore und die plantare Druckbelastung.

2. Methodik

24 Mitarbeiter des Unternehmens Hager Group (Blieskastel, Deutschland) (männlich: 17, weiblich: 7) nahmen an dieser experimentellen Studie teil (Alter [Jahre]: Frauen $43,57 \pm 13,56$, Männer $37,94 \pm 7,57$; Größe [cm]: Frauen $1,65 \pm 0,05$, Männer $1,78 \pm 0,06$; Gewicht [kg]: Frauen $72,57 \pm 12,41$, Männer $80,88 \pm 12,18$; BMI [kg/m^2]: Frauen $26,39 \pm 3,44$, Männer $25,63 \pm 3,34$). Die Studie wurde in Übereinstimmung mit den Richtlinien der Deklaration von Helsinki durchgeführt und von der Ethikkommission genehmigt (Ethikkommission RPTU Kaiserslautern-Landau, Nr. 66). Je Arbeitsschicht wurden drei Probanden zweimal in randomisierter Reihenfolge untersucht: zu Beginn der Arbeitsschicht und drei Stunden nach dem Eingangstest (Maman et al. 2017). Der Ablauf der Studie ist in Abbildung 1 dargestellt. Es wurden verschiedene Arbeitsstationen analysiert, deren Aufgaben als repräsentativ für das Unternehmen ausgewählt wurden (Bereiche: Versand, Stanzen, Vor- und Endmontage von Schaltschränken).

Die 12-minütige Bewegungserfassung wurde mittels inertialen Messeinheiten (IMUs) (Xsens, Enschede, NL) durchgeführt (Humadi et al. 2021), welche ein robustes und präzises Referenzsystem für die Rekonstruktion der dreidimensionalen Bewegung von Mitarbeitern darstellen (Roetenberg et al. 2009). Die Daten wurden im Anschluss genutzt, um sie in einen Rapid Upper Limb Assessment (RULA) Score einfließen zu lassen. RULA ist eine Methode zur Bewertung des Risikos von MSE bei Arbeitnehmern (McAtamney & Corlett, 1993). Der plantare Fußdruck wurde synchron mit dem MoCap-System mit Hilfe von Sohlen der Firma medilogic (T&T medilogic Medizintechnik GmbH, Schönefeld, Deutschland) (Lidstone, DeBerardinis, Dufek, & Trabia, 2019) erfasst (siehe Abbildung 2). Eine Sohle ist je nach zugeordneter Schuhgröße mit maximal 240 oberflächenresistiven Sensoren mit einem Messbereich von 0,6 bis $64 \text{ N}/\text{cm}^2$ ausgestattet. Die Sensoren arbeiten drahtlos ohne Störung des Arbeitsprozesses und wurden vor jeder Messung neu kalibriert (Lidstone et al. 2019). Nach jeder MoCap-Sitzung wurden die Teilnehmer nach ihrem Anstrengungsgrad befragt

GfA, Sankt Augustin (Hrsg.): Frühjahrskongress 2025, Aachen

Arbeit 5.0: Menschzentrierte Innovationen für die Zukunft der Arbeit

(BORG CR-10 Körperkarte) (Borg 1990). Darüber hinaus wurde der wahrgenommene Ermüdungsgrad mit einer 10 mm langen visuellen Analogskala (VAS) gemessen (Kim et al. 2010).

Die relevanten ergonomischen kinematischen Variablen wurden jeweils auf der Grundlage des RULA-Scores mittels eines selbst geschriebenen MATLAB-Skripts (MathWorks, Natick, Massachusetts, USA) bewertet. Angepasste p-Werte, die mit einer Varianzanalyse mit Messwiederholung (rmANOVA) berechnet wurden, wurden mit einem Alpha-Niveau von 0,05 verglichen, und die Effektstärke gemäß Cohen (Cohen 1988) bewertet. Für Mittelwerte, Spitzendrücke, Impulswerte und Belastungszeiten in sechs Fußbereichen wurden rmANOVAs durchgeführt. Die Post-hoc-Analyse wurde mit Bonferroni-Korrektur durchgeführt. Berechnungen und Visualisierungen erfolgten in MATLAB, SPSS und der Python-Bibliothek „Seaborn“ (Waskom 2021).

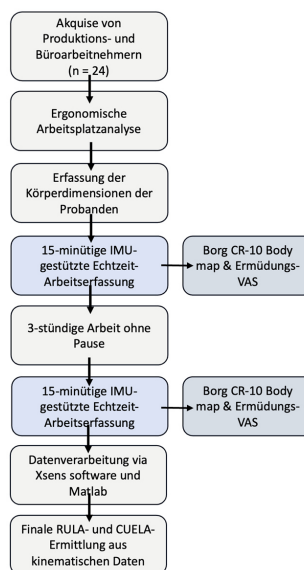


Abbildung 1: Ablauf der Studie. Abkürzungen: MoCap = Bewegungserfassung. VAS = Visuelle Analogskala. RULA = Rapid Upper Limb Assessment (Schnellbewertung der oberen Gliedmaßen); CUELA = Computergestützte Erfassung und Langzeitanalyse der muskuloskelettalen Belastung.

GfA, Sankt Augustin (Hrsg.): Frühjahrskongress 2025, Aachen

Arbeit 5.0: Menschzentrierte Innovationen für die Zukunft der Arbeit

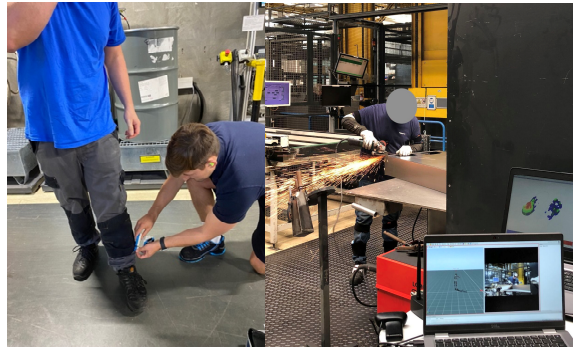


Abbildung 2: Kinematische und kinetische Analyse von Produktionsarbeitern mit inertialer Messsensorik und plantarer Innenschuh-Messung.

3. Ergebnisse

Die körperliche Anstrengung im Posttest ($4,96 \pm 1,96$) war höher als im Vortest ($3,49 \pm 2,01$). Die rmANOVA mit einer Greenhouse-Geisser-Korrektur ergab, dass die mittleren Anstrengungsniveaus einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Messungen aufwiesen, $F(1, 23) = 27,751$, $p < .001$, partieller $\eta^2 = .55$. Der Ermüdungsgrad wies ebenfalls einen hoch signifikanten Messunterschied auf, $F(1, 23) = 13,979$, $p < .001$, partielles $\eta^2 = .38$. Der RULA Score war im Posttest etwas niedriger als im Vortest (Pre: $4,96 \pm 0,99$, Post: $4,79 \pm 1,02$), jedoch ergab die statistische Analyse keinen signifikanten Unterschied zwischen den Messungen ($F(1, 23) = 2,62$, $p = .12$). Hinsichtlich der Impulswerte (Ns/cm^2) zeigten die Daten einen Anstieg zwischen den Messzeitpunkten, insbesondere bei den Mittelfußköpfen (siehe Tabelle 2), aber die statistische Analyse mit rmANOVA ergab, dass es keinen signifikanten Unterschied zwischen den Messungen gibt, $F(1,17) = 1,07$, $p = .317$, aber zwischen den Seiten, $F(1,17) = 5,85$, $p = .027$.

Tabelle 2: Mittelwerte der Impulswerte (Druck) der einzelnen Fußregionen im Vor- und Nachtestvergleich (Ns/cm^2). ToM = Zeitpunkt der Messung.

Impuls (Ns/cm^2)	Pre	Post	Post-Pre-Diff.
Metatarsalköpfe links	7.78 ± 5.36	10.16 ± 6.88	2.39
Metatarsalköpfe rechts	13.48 ± 6.31	15.45 ± 8.49	1.97
Mittelfuß links	9.57 ± 3.46	10.56 ± 6.25	0.99
Mittelfuß rechts	12.75 ± 7.02	12.05 ± 6.90	-0.70
Rückfuß links (vor)	19.69 ± 7.96	21.33 ± 8.17	1.64
Rückfuß rechts (vor)	20.30 ± 7.09	20.78 ± 9.34	0.48
ANOVA mit wiederholten Messungen (ToM)		$F(1,214) = 1,68$; $p = .196$	

GfA, Sankt Augustin (Hrsg.): Frühjahrskongress 2025, Aachen

Arbeit 5.0: Menschzentrierte Innovationen für die Zukunft der Arbeit

4. Diskussion und Schlussfolgerungen

Die Ergebnisse zeigten signifikante Zunahmen bei wahrgenommener physischer Anstrengung ($3,26 \pm 1,82$ auf $5,09 \pm 1,92$) und Ermüdung ($2,58 \pm 1,97$ auf $3,97 \pm 2,29$), wobei sich diese konträr zur Hypothese der Autoren nicht in signifikanten Änderungen der RULA-Scores niederschlug. Mögliche Gründe könnten Anpassungseffekte oder die begrenzte Sensitivität der Scores gegenüber subtilen Veränderungen sein. Subjektive Messungen wie die Borg-Skala lieferten wertvolle Erkenntnisse, waren im Rahmen dieser Untersuchung jedoch durch fehlende objektive Parameter wie Herzfrequenz oder Muskelaktivität limitiert. RULA hat sich in der ergonomischen Praxis bewährt, könnte jedoch von weiteren technischen Anpassungen profitieren, um ergonomische Belastungen detaillierter zu erfassen. Weiterhin wurden keine signifikanten Veränderungen der plantaren Druckparameter festgestellt, jedoch deutliche Unterschiede zwischen linker und rechter Seite. Dies wurde auf einseitige Arbeitsanforderungen sowie individuelles Verhalten zurückgeführt.

Der Abgleich dieser Ergebnisse mit der aktuellen Forschungslage stellt die Sensitivität der traditionellen ergonomischen Bewertungsverfahren bei der Erkennung von Ermüdungsprozessen in Frage, um auch kurzfristig Maßnahmen ergreifen zu können. Die Integration von plantaren Druckmessungen in Kombination mit IMUs bietet großes Potenzial für die praxisorientierte industrielle Ergonomie. Eine größere Stichprobe mit links- und rechtshändigen Probanden sowie längere Beobachtungszeiträume wären in künftigen Studiendesign angeraten.

5. Literatur

- Åhsberg, E., & Gamberale, F. (1998). Perceived fatigue during physical work: an experimental evaluation of a fatigue inventory. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 21 (2), 117-131.
- Alfuth, M., & Rosenbaum, D. (2011). Long distance running and acute effects on plantar foot sensitivity and plantar foot loading. *Neuroscience Letters*, 503 (1), 58-62.
- Antwi-Afari, M. F., Anwer, S., Umer, W., Mi, H.-Y., Yu, Y., Moon, S., et al. (2023). Machine learning-based identification and classification of physical fatigue levels: A novel method based on a wearable insole device. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 93, 103404.
- Antwi-Afari, M. F., Li, H., Yu, Y., & Kong, L. (2018). Wearable insole pressure system for automated detection and classification of awkward working postures in construction workers. *Automation in construction*, 96, 433-441.
- Borg, G. (1990). Psychophysical scaling with applications in physical work and the perception of exertion. *Scandinavian journal of work, environment & health*, 55-58.
- Bustos, D., Guedes, J. C., Vaz, M. P., Pombo, E., Fernandes, R. J., Costa, J. T., et al. (2021). Non-invasive physiological monitoring for physical exertion and fatigue assessment in military personnel: a systematic review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18 (16), 8815.
- Caldwell, J. A., Caldwell, J. L., Thompson, L. A., & Lieberman, H. R. (2019). Fatigue and its management in the workplace. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 96, 272-289.
- Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. New York: Routledge.
- Friedl, K. E. (2018). Military applications of soldier physiological monitoring. *Journal of science and medicine in sport*, 21 (11), 1147-1153.
- Garcia, M.-G., Läubli, T., & Martin, B. J. (2015). Long-term muscle fatigue after standing work. *Human factors*, 57 (7), 1162-1173.
- Halim, I., Omar, A. R., Saman, A. M., & Othman, I. (2012). Assessment of muscle fatigue associated with prolonged standing in the workplace. *Safety and health at work*, 3 (1), 31-42.
- Hallowell, M. R. (2010). Worker fatigue: Managing concerns in rapid renewal highway construction projects. *Professional safety*, 55 (12), 18-26.

GfA, Sankt Augustin (Hrsg.): Frühjahrskongress 2025, Aachen

Arbeit 5.0: Menschzentrierte Innovationen für die Zukunft der Arbeit

- Hazzaa, W. A., Hottenrott, L., Kamal, M. A., & Mattes, K. (2023). The Influence of General and Local Muscle Fatigue on Kinematics and Plantar Pressure Distribution during Running: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports*, 11 (12), 241.
- Headlee, D. L., Leonard, J. L., Hart, J. M., Ingersoll, C. D., & Hertel, J. (2008). Fatigue of the plantar intrinsic foot muscles increases navicular drop. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18 (3), 420-425.
- Hellig, T., Johnen, L., Mertens, A., Nitsch, V., & Brandl, C. (2020). Prediction model of the effect of postural interactions on muscular activity and perceived exertion. *Ergonomics*, 63 (5), 593-606.
- Humadi, A., Nazarahari, M., Ahmad, R., & Rouhani, H. (2021). In-field instrumented ergonomic risk assessment: Inertial measurement units versus Kinect V2. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 84, 103147.
- Kee, D. (2021). Comparison of OWAS, RULA and REBA for assessing potential work-related musculoskeletal disorders. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 83, 103140.
- Kee, D. (2022). Systematic comparison of OWAS, RULA, and REBA based on a literature review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19 (1), 595.
- Kim, E., Lovera, J., Schaben, L., Melara, J., Bourdette, D., & Whitham, R. (2010). Novel method for measurement of fatigue in multiple sclerosis: Real-Time Digital Fatigue Score. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 47 (5).
- King, P. M. (2002). A comparison of the effects of floor mats and shoe in-soles on standing fatigue. *Applied ergonomics*, 33 (5), 477-484.
- Lidstone, D. E., DeBerardinis, J., Dufek, J. S., & Trabia, M. B. (2019). Electronic measurement of plantar contact area during walking using an adaptive thresholding method for Medilogic® pressure-measuring insoles. *The Foot*, 39, 1-10.
- Maman, Z. S., Yazdi, M. A. A., Cavuoto, L. A., & Megahed, F. M. (2017). A data-driven approach to modeling physical fatigue in the workplace using wearable sensors. *Applied ergonomics*, 65, 515-529.
- McAtamney, L., & Corlett, E. N. (1993). RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Applied ergonomics*, 24 (2), 91-99.
- Razak, A. H. A., Zayegh, A., Begg, R. K., & Wahab, Y. (2012). Foot plantar pressure measurement system: A review. *Sensors*, 12 (7), 9884-9912.
- Roetenberg, D., Luinge, H., & Slycke, P. (2009). Xsens MVN: Full 6DOF human motion tracking using miniature inertial sensors. Xsens Motion Technologies BV, Tech. Rep, 1, 1-7.
- Roman-Liu, D. (2014). Comparison of concepts in easy-to-use methods for MSD risk assessment. *Applied ergonomics*, 45 (3), 420-427.
- Sadeghniaat-Haghighi, K., & Yazdi, Z. (2015). Fatigue management in the workplace. *Industrial psychiatry journal*, 24 (1), 12.
- Siti Khadijah, K., Haryati, R., Seri Rahayu, K., Muhamad Fauzie, A., & Norhazirah, L. ANALYSIS ON THE EFFECT OF PERSONALISED INSOLE FOR PROLONGED STANDING INDUSTRIAL WORKERS.
- Tang, Y., Li, Y., Yang, M., Zheng, X., An, B., & Zheng, J. (2022). The effect of hip abductor fatigue on knee kinematics and kinetics during normal gait. *Frontiers in Neuroscience*, 16, 1003023.
- Vignais, N., Miezal, M., Bleser, G., Mura, K., Gorecky, D., & Marin, F. (2013). Innovative system for real-time ergonomic feedback in industrial manufacturing. *Applied ergonomics*, 44 (4), 566-574.
- Waskom, M. L. (2021). Seaborn: statistical data visualization. *Journal of Open Source Software*, 6 (60), 3021.
- Weist, R., Eils, E., & Rosenbaum, D. (2004). The influence of muscle fatigue on electromyogram and plantar pressure patterns as an explanation for the incidence of metatarsal stress fractures. *The American journal of sports medicine*, 32 (8), 1893-1898.
- Willems, T. M., De Ridder, R., & Roosen, P. (2012). The effect of a long-distance run on plantar pressure distribution during running. *Gait & posture*, 35 (3), 405-409.
- Zadpoor, A. A., & Nikooyan, A. A. (2012). The effects of lower-extremity muscle fatigue on the vertical ground reaction force: a meta-analysis. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 226 (8), 579-588.
- Zulkifli, S. S., & Loh, W. P. (2020). A state-of-the-art review of foot pressure. *Foot and Ankle Surgery*, 26 (1), 25-32.

A2. Kongressbeitrag mit dem Titel „Einsatz von Sensorik zur Evaluation von Arbeitsplatzbelastungen, ergonomischen Interventionen und deren Zusammenhang mit Haltungsparametern des Muskel-Skelett-Apparats“.

GfA, Sankt Augustin (Hrsg.): Frühjahrskongress 2025, Aachen

Arbeit 5.0: Menschzentrierte Innovationen für die Zukunft der Arbeit

Einsatz von Sensorik zur Evaluation von Arbeitsplatzbelastungen, ergonomischen Interventionen und deren Zusammenhang mit Haltungsparametern des Muskel-Skelett-Apparats

Steven SIMON

*Arbeitsgruppe Bewegungs- und Trainingswissenschaft, Sportwissenschaft,
RPTU Kaiserslautern-Landau, D-67663 Kaiserslautern*

Kurzfassung: Repetitive Bewegungen, ungünstige Körperhaltungen und physische Belastungen am Arbeitsplatz erhöhen das Risiko für Muskel-Skelett-Erkrankungen (MSE). Ergonomische Interventionen bieten eine vielversprechende Möglichkeit zur Prävention und Verbesserung der Arbeitsbedingungen. Das Dissertationsvorhaben beabsichtigt, mittels sensorbasierter Messsysteme im Rahmen von Feldstudien zu untersuchen, wie ergonomische Maßnahmen die Körperhaltung und Arbeitsbelastung beeinflussen. Neben der Nutzung inertialer Sensorik und Innenschuh-Druckmesssohlen wird auch eine kamerabasierte markerlose Haltungsanalyse eingesetzt, um in Kombination mit traditionellen observatorischen Methoden wie dem Rapid Upper Limb Assessment (RULA) Arbeitsbelastungen in industriellen Umgebungen und medizinischen Kontexten zu quantifizieren. Die im Rahmen der Dissertation bereits erfolgten und derzeit geplanten Feldstudien zielen darauf ab, spezifische Belastungen und Haltungsabweichungen unter realen Arbeitsbedingungen zu erfassen und Zusammenhänge zwischen Arbeitsbelastung und statischer Körperhaltung zu identifizieren. Weiterhin sollen Effekte von ergonomischen Interventionen auf den Muskel-Skelett-Apparat eruiert werden.

Schlüsselwörter: Ergonomie; Sensorik; Muskuloskelettale Beschwerden; Motion capture; Pose detection; RULA

1. Einleitung

Arbeitsbedingte Muskel-Skelett-Erkrankungen (MSE) sind eine Hauptursache für reduzierte Produktivität in der Erwerbsbevölkerung (Maulik et al. 2014), wobei mehr als die Hälfte der Arbeitnehmer in der EU betroffen sind (Bonfiglioli et al. 2022). Insbesondere in der Industrie führen unergonomische Arbeitspositionen zu einer hohen Prävalenz von MSE (Liu et al. 2019). Zur Identifizierung von ergonomischen Risiken werden ergonomische Risikobewertungsinstrumente wie Rapid Upper Limb Assessment (RULA) oder Rapid Entire Body Assessment (REBA) eingesetzt, die die Körperhaltung anhand von Gelenkwinkeln bewerten und potenzielle Gefahren identifizieren (Kee 2022; Maltry et al. 2020). Die bisherige Forschung fokussierte sich dabei auf statische Ergonomie-Bewertungen, wodurch jedoch die Komplexität real stattfindender dynamischer Arbeitsprozesse unzureichend abgebildet und die Notwendigkeit einer verstärkt dynamischen Bewertung unterstrichen wird (Lim & D'Souza 2020). Digitale Technologien wie Motion-Capture-Systeme (MoCap) und inertielle Messeinheiten (IMUs) bieten Möglichkeiten zur präzisen Erfassung ergonomischer Risiken (Maurer-

GfA, Sankt Augustin (Hrsg.): Frühjahrskongress 2025, Aachen

Arbeit 5.0: Menschzentrierte Innovationen für die Zukunft der Arbeit

Grubinger et al. 2021; Vignais et al. 2013) und sind eine valide Möglichkeit der Erfassung von Haltungsbelastungen ohne große Einschränkungen für die Arbeitnehmer (Teuffl et al. 2018). Weiterhin sind sie kostengünstig und auch out of lab einsetzbar. Die Kombination von IMUs mit Haltungsbewertungen könnte die Prävention von MSE unterstützen, wobei der genaue Zusammenhang zwischen den Bewertungen und dem Risiko von MSE noch unzureichend untersucht ist (Lobo et al. 2019). Das Dissertationsvorhaben adressiert folgende Themenfelder:

- Zusammenhang zwischen arbeitsbedingter körperlicher Belastung und Muskel-Skelett-Erkrankungen (MSE) bei verschiedenen Berufsgruppen (Produktion, Büro, Zahnmedizin) zur Ableitung effizienter Interventionen.
- Evaluation sensorbasierter Technologien, insbesondere IMUs und plantaren Druckmesssystemen, sowie Identifikation von Schwachstellen traditioneller ergonomischer Risiko-Scores.
- Methodischer Vergleich von IMUs und 2D-Human-Pose-Detection, um praktikable und ressourcenschonende Ansätze für die ergonomische Bewertung zu entwickeln.

2. Methodik und Ergebnisse

Im Rahmen der ersten Untersuchung nahmen 71 Personen teil, von denen 64 in die Analyse einbezogen wurden (44 Männer, 20 Frauen; Alter: $42,53 \pm 11,64$ Jahre; Körpergröße: $173,67 \pm 9,07$ cm; Körpergewicht: $80,63 \pm 15,24$ kg) (Simon et al. 2024). 15 Mitarbeitende aus der Personalabteilung hatten überwiegend sitzende Tätigkeiten. In der Produktion wurden Arbeiten mit variabler körperlicher Aktivität sowie langem Stehen und Gehen untersucht. Zehn verschiedene Arbeitsstationen mit insgesamt 49 Mitarbeitenden wurden analysiert, die repräsentative Tätigkeiten (z. B. Versand, Stanzerie, Vor- und Endmontage von Schaltschränken, Beschichtung) ausführten (siehe Abbildung 1). Das Studiendesign umfasste zwei Hauptteile:

- Anamnese, Ausfüllen des Cornell Musculoskeletal Discomfort Questionnaire (CMDQ) und statische 3D-Stereophotogrammetrische Haltungsanalyse.
- Untersuchung der kinematischen Arbeitsbelastung mittels Motion Capture (MoCap), der Beobachtungsmethode RULA sowie der Dokumentation körperlicher Erschöpfung anhand der Borg CR-10-Skala.



Abbildung 1: Datenaufnahme mittels inertialer Messeinheiten in Produktion und Büro.

GfA, Sankt Augustin (Hrsg.): Frühjahrskongress 2025, Aachen

Arbeit 5.0: Menschzentrierte Innovationen für die Zukunft der Arbeit

Die Haltung von 42 Produktionsmitarbeitenden und 15 Büroangestellten wurde statisch mit einem 3D-Scanner (Balance 4D, Paromed Bodybalance GmbH & Co. KG, Neubeuern) gemessen (siehe Abbildung 2).

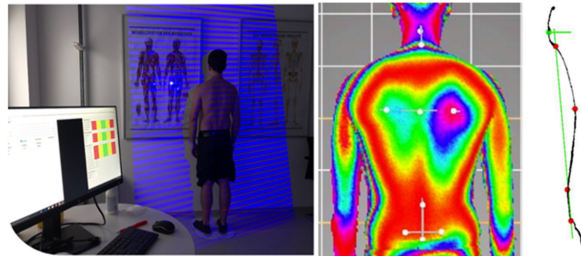


Abbildung 2: 3D-Stereophotogrammetrie zur Abbildung der statischen Oberkörperhaltung der Probanden.

24 Personen wurden zudem während ihrer Arbeitsschicht 30 Minuten mit IMUs (Xsens, Enschede, NL) analysiert. Die kinematischen Daten wurden anhand des RULA-Scores bewertet. Hierfür wurde ein MATLAB-Skript verwendet, das Gelenkwinkel über den gesamten Arbeitsprozess rekonstruiert und klassifiziert hat. Die Ergebnisse der Studie zeigten, dass zwischen dem wahrgenommenen Grad der körperlichen Erschöpfung und muskuloskelettalen Beschwerden moderate bis schwache Korrelationen bestanden. Beschwerden im Rumpfbereich (CMDQ-Werte) korrelierten moderat mit dem wahrgenommenen Erschöpfungsgrad in derselben Körperregion (Spearman's $\rho = .412$, $p = 0.046$). Die Haltungsparemeter der Büroangestellten wichen stärker von den Referenzwerten in der Sagittalebene ab, während Produktionsmitarbeiter größere Abweichungen in der Transversalebene zeigten (siehe Abbildung 3). Eine MANOVA zeigte keine signifikanten Unterschiede in RULA-Scores, 3D-Haltungsparemetern oder muskuloskelettalen Beschwerden zwischen Büro- und Produktionsmitarbeitern ($F(11, 6) = 1.526$, $p = .313$). Lediglich für Beschwerden in den unteren Extremitäten wurde ein schwach signifikanter Unterschied zwischen Büro- und Produktionsmitarbeitern festgestellt ($p = .044$).

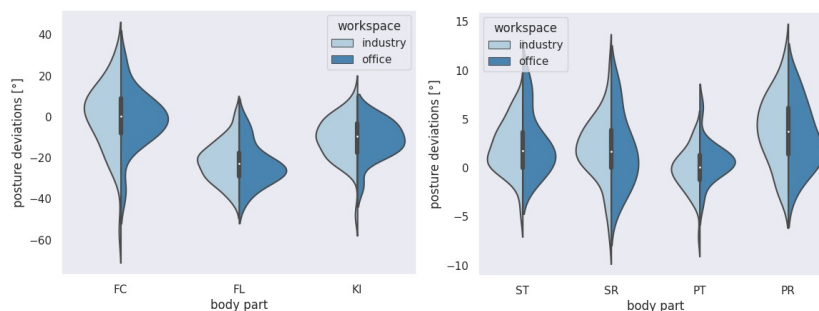


Abbildung 3: Haltungsausweichungen im Gruppenvergleich (Produktion vs. Büro). Abkürzungen: FC = flèche cervicale, FL = flèche lombaire, KI = Kyphose-Index; ST = shoulder tilt (Schultervorstand), SR = shoulder rotation (Schulterrotation), PT = pelvic tilt (Beckenkipfung), PR = pelvic rotation (Beckenrotation).

GfA, Sankt Augustin (Hrsg.): Frühjahrskongress 2025, Aachen

Arbeit 5.0: Menschzentrierte Innovationen für die Zukunft der Arbeit

Eine zweite Studie untersuchte den Einfluss physischer Belastung auf die ergonomische Risikobewertung (RULA) und die Fußdruckverteilung (Simon et al. 2024). Die Studie ist in einem separaten Kongressbeitrag beschrieben.

In einer dritten Studie wurden zahnmedizinische Fachangestellte fokussiert. Diese sind durch die körperliche Belastung bei wiederholten und anhaltenden Tätigkeiten besonders anfällig für MSE, insbesondere im Nacken-, Schulter- und Rückenbereich. Internationale und deutsche Studien bestätigen eine hohe Prävalenz von MSE in dieser Berufsgruppe (Hayes et al. 2009; Holzgreve et al. 2022; Ohlendorf et al. 2020). Im Rahmen der Untersuchung wurden zwei zentrale Interventionen durchgeführt: eine ergonomische Schulung und ein fünfwöchiges Dehn- und Kräftigungsprogramm. Zur Bewertung wurden der RULA-Score sowie Bewegungsdaten mittels IMUs erfasst.

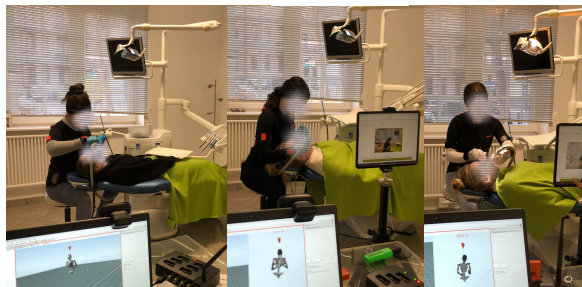


Abbildung 4: Motion capture bei zahnmedizinischen Auszubildenden.

Die Ergebnisse zeigten, dass die Intervention zu einer signifikanten Verbesserung ($p = 0.017$) des RULA-Scores führte, der sich von $4,87 \pm 1,13$ auf $3,67 \pm 0,90$ verbesserte. Dies deutet auf eine optimierte Körperhaltung hin, insbesondere im Bereich der oberen Extremitäten, wie Schulter und Handgelenk (siehe Tabelle 1).

Tabelle 1: Deskriptive und inferenzstatistische Ergebnisse. Abkürzungen: IMU = inertielle Messeinheiten, rmANOVAs = Varianzanalysen mit Messwiederholung.

		IMU-basierter RULA Score	Robuste rmANOVAs (Zeitpunkt × Körperregion)
Oberarm	Pre	3.00 ± 0.53	$p = 0.002^{**}$
	Post	1.98 ± 0.41	
Unterarm	Pre	2.33 ± 0.39	$p = 0.504$
	Post	2.39 ± 0.20	
Handgelenk	Pre	3.20 ± 0.48	$p = 0.005^{**}$
	Post	2.77 ± 0.25	
Nacken	Pre	3.33 ± 1.14	$p = 0.196$
	Post	2.75 ± 0.90	
Rumpf	Pre	1.99 ± 0.69	$p = 0.394$
	Post	1.95 ± 0.40	
Gesamt-Score	Pre	4.87 ± 1.13	$p = 0.017^*$
	Post	3.67 ± 0.90	

GfA, Sankt Augustin (Hrsg.): Frühjahrskongress 2025, Aachen

Arbeit 5.0: Menschzentrierte Innovationen für die Zukunft der Arbeit

3. Diskussion

Die drei Studien, die sich mit der körperlichen Belastung am Arbeitsplatz und den Auswirkungen auf muskuloskeletale Beschwerden befassen, bieten unterschiedliche Perspektiven und Methoden zur Analyse von ergonomischen Risiken und Interventionen. Eine Stärke der ersten beschriebenen Studie ist die Kombination objektiver Messmethoden (3D-Stereophotogrammetrie und Motion Capture) zur Erfassung der Körperhaltung sowie die detaillierte Untersuchung von Haltungsabweichungen in verschiedenen Ebenen bei Büro- als auch Produktionsmitarbeitern im Gruppenvergleich. Limitierend muss angemerkt werden, dass die abgebildeten Arbeitsprozesse zwar möglichst breitgefächert über Büro- und Produktionsbereiche hinweg ausgeführt wurden, jedoch nur einen Bruchteil der monate- bis jahrelangen Belastungen der Mitarbeitenden in ihrem Berufsfeld abbilden. Die dritte beschriebene Studie unterstreicht die Bedeutung ergonomischer Schulungen in der Ausbildung zahnmedizinischer Assistenzkräfte (Simon, Laurendi et al. 2024). Ein geplantes Folgeprojekt soll darauf abzielen, die Anwendbarkeit und Effektivität zweier Messtechnologien – der 2D-Human-Pose-Detection (Jo & Kim 2022; Votel & Li 2021) und des MoCaps mit IMUs (Maurer-Grubinger et al. 2021; Vignais et al. 2013) – im Kontext ergonomischer Interventionen in der Zahnmedizin zu vergleichen. Ziel ist es, praktikable, kosteneffiziente Alternativen zu eruieren, die die Ergonomie am Arbeitsplatz nachhaltig verbessern können. An der experimentellen Studie sollen mindestens 40 zahnmedizinische Assistenzschüler*innen teilnehmen.

4. Literatur

- Bonfiglioli, R., Caraballo-Arias, Y., & Salmen-Navarro, A. (2022). Epidemiology of work-related musculoskeletal disorders. *Current Opinion in Epidemiology and Public Health*, 1(1), 18-24.
- Dable, R. A., Wasnik, P. B., Yeshwante, B. J., Musani, S. I., Patil, A. K., & Nagmode, S. N. (2014). Postural Assessment of Students Evaluating the Need of Ergonomic Seat and Magnification in Dentistry. *J Indian Prosthodont Soc*, 14(Suppl 1), 51-58. <https://doi.org/10.1007/s13191-014-0364-0>
- Hayes, M. J., Cockrell, D., & Smith, D. R. (2009). A systematic review of musculoskeletal disorders among dental professionals. *International journal of dental hygiene*, 7(3), 159-165.
- Holzgreve, F., Weis, T., Grams, I., Germann, U., & Wanke, E. M. (2022). Prävalenz von Muskel-Skelett-Erkrankungen in der Zahnmedizin. *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie*, 72(3), 140-146.
- Jo, B., & Kim, S. (2022). Comparative analysis of OpenPose, PoseNet, and MoveNet models for pose estimation in mobile devices. *Traitement du Signal*, 39(1), 119.
- Kee, D. (2022). Systematic comparison of OWAS, RULA, and REBA based on a literature review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(1), 595.
- Lietz, J., Ulusoy, N., & Nienhaus, A. (2020). Prevention of musculoskeletal diseases and pain among dental professionals through ergonomic interventions: a systematic literature review. *International journal of environmental research and public health*, 17(10), 3482.
- Lim, S., & D'Souza, C. (2020). A narrative review on contemporary and emerging uses of inertial sensing in occupational ergonomics. *International journal of industrial ergonomics*, 76, 102937.
- Liu, Y., Xiao, L., Zhou, H., Xie, C., & Huang, L. (2019). An analysis of work-related musculoskeletal disorders and ergonomic loads in male welders in shipbuilding industry. *Zhonghua lao Dong wei Sheng zhi ye Bing za zhi= Zhonghua Laodong Weisheng Zhiyebing Zazhi= Chinese Journal of Industrial Hygiene and Occupational Diseases*, 37(3), 201-206.
- Lobo, D., Anuarbe, P., López-Higuera, J. M., Viera, J., Castillo, N., & Megía, R. (2019). Estimation of surgeons' ergonomic dynamics with a structured light system during endoscopic surgery. *International Forum of Allergy & Rhinology*.

GfA, Sankt Augustin (Hrsg.): Frühjahrskongress 2025, Aachen

Arbeit 5.0: Menschzentrierte Innovationen für die Zukunft der Arbeit

- Maltry, L., Holzgreve, F., Maurer, C., Wanke, E., & Ohlendorf, D. (2020). Improved ergonomic risk assessment through the combination of inertial sensors and observational methods exemplified by RULA. *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie*, 70, 236-239.
- Maman, Z. S., Yazdi, M. A. A., Cavuoto, L. A., & Megahed, F. M. (2017). A data-driven approach to modeling physical fatigue in the workplace using wearable sensors. *Applied ergonomics*, 65, 515-529.
- Maulik, S., Iqbal, R., De, A., & Chandra, A. M. (2014). Evaluation of the working posture and prevalence of musculoskeletal symptoms among medical laboratory technicians. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*, 27(4), 453-461.
- Maurer-Grubinger, C., Holzgreve, F., Fraeulin, L., Betz, W., Erbe, C., Brueggmann, D.,...Ohlendorf, D. (2021). Combining ergonomic risk assessment (RULA) with inertial motion capture technology in dentistry—Using the benefits from two worlds. *Sensors*, 21(12), 4077.
- Ohlendorf, D., Naser, A., Haas, Y., Haenel, J., Fraeulin, L., Holzgreve, F.,...Brueggmann, D. (2020). Prevalence of musculoskeletal disorders among dentists and dental students in Germany. *International journal of environmental research and public health*, 17(23), 8740.
- Simon, S., Dully, J., Dindorf, C., Bartaguiz, E., Becker, S., & Fröhlich, M. (2024). Impact of Fatigue on Ergonomic Risk Scores and Foot Kinetics: A Field Study Employing Inertial and In-Shoe Plantar Pressure Measurement Devices. *Sensors*, 24(4), 1175.
- Simon, S., Dully, J., Dindorf, C., Bartaguiz, E., Walle, O., Roschlock-Sachs, I., & Fröhlich, M. (2024). Inertial Motion Capturing in Ergonomic Workplace Analysis: Assessing the Correlation between RULA, Upper-Body Posture Deviations and Musculoskeletal Discomfort. *Safety*, 10(1), 16.
- Simon, S., Laurendi, L., Meining, J., Dully, J., Dindorf, C., Maurer, L., & Fröhlich, M. (2024). Measuring the Effect of an Ergonomic Lecture on the Rapid Upper Limb Assessment Scores of Dental Assistant Students Using Inertial Sensor-Based Motion Capture—A Randomized Controlled Study. *Healthcare*.
- Teufel, W., Lorenz, M., Miezal, M., Taetz, B., Fröhlich, M., & Bleser, G. (2018). Towards inertial sensor based mobile gait analysis: Event-detection and spatio-temporal parameters. *Sensors*, 19(1), 38.
- Vignais, N., Miezal, M., Bleser, G., Mura, K., Gorecky, D., & Marin, F. (2013). Innovative system for real-time ergonomic feedback in industrial manufacturing. *Applied ergonomics*, 44(4), 566-574.
- Votel, R., & Li, N. (2021). Next-generation pose detection with movenet and tensorflow. *js. TensorFlow Blog*, 4, 4.

Danksagung: Ein ganz besonderer Dank gilt Prof. Dr. Michael Fröhlich für die Unterstützung und meinem Kollegen Jonas Dully für die Hingabe im Auswerteprozess der Sensorik-Daten.

A3. Poster mit dem Titel „Impact of Fatigue on Ergonomic Risk Scores and Foot Kinetics“ in Anlehnung an Publikation 2 dieser Dissertationsschrift.

GfA



71. Frühjahrskongress

der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e.V.

POSTERBEITRÄGE

**Arbeit 5.0:
Menschzentrierte Innovationen für die Zukunft der Arbeit**

Institut für Arbeitswissenschaft (IAW)
RWTH Aachen

25. März bis 27. März 2025



**RWTHAACHEN
UNIVERSITY**

Herausgegeben von der Gesellschaft für
Arbeitswissenschaft e.V. Sankt Augustin:
© GfA-Press, Sankt Augustin
ISBN 978-3-936804-37-9

Impact of Fatigue on Ergonomic Risk Scores and Foot Kinetics

A Field Study Employing Inertial and In-Shoe Plantar Pressure Measurement Sensors

Steven Simon, Jonas Dully, Carlo Dindorf, Eva Bartaguiz, Stephan Becker & Michael Fröhlich



Introduction

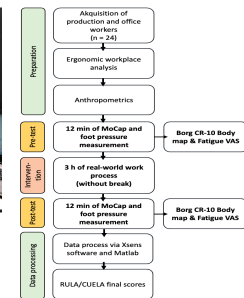
Occupational fatigue, driven by high job demands and prolonged work hours, compromises worker safety and health, resulting in significant social and financial costs (Hellig et al., 2020; Caldwell et al., 2019). Preventive examinations are crucial for public health promotion (Hellig et al., 2020; Antwi-Afari et al., 2023). Biomechanical measurements quantify fatigue by assessing joint loads and kinematic variables (Antwi-Afari et al., 2023). Inertial measurement units (IMUs) can track kinematic changes over prolonged tasks (Maurer-Grubinger et al., 2021), enabling posture evaluations such as Rapid Upper Limb Assessment (RULA). Fatigue may reduce shock absorption capacity in the foot arch and lead to core and lower extremity strain (Headlee et al., 2008). Insole devices have recently been explored for detecting postural strain (Antwi-Afari et al., 2023). Nevertheless, it remains unclear which factors reliably indicate fatigue and how prolonged standing, unfavorable postures, and footwear influence muscular strain and shock absorption. **Therefore, this study evaluated physical impact on Borg CR-10 scores, ergonomic risk (RULA, CUELA), and in-shoe plantar pressure in real-world settings.**

Methods

This study involved 24 employees (17 men, 7 women) in production and office settings (age [years]: women 43.57±13.56, men 37.94±7.57; BMI [kg/m²]: women 26.39±3.44, men 25.63±3.34). They underwent two 12-minute Motion Capture (MoCap) sessions using IMUs (Xsens, NL). Kinematic variables were assessed via RULA scores using a self-written MATLAB script. Foot pressure was recorded synchronously using in-shoe plantar pressure sensors from medilogic soles (T&T medilogic Medizintechnik GmbH, Germany). Statistical analysis included repeated measures analyses of variance with adjusted p-values.

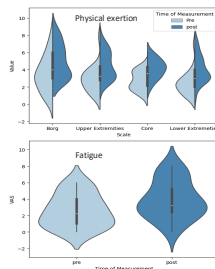


Data processing and visualization were conducted in MATLAB, SPSS, Seaborn



Results

Ergonomic risk scores				
RULA	Pre		Post	
	Pre	Post	Pre	Post
	4.96 ± 0.99	4.79 ± 1.02	1.63 ± 0.16	1.57 ± 0.12
Plantar foot pressure				
Impulse (Ns/cm ²)	Pre-test		Post-test	
Forefoot left	7.78±5.36		10.36±6.88	
Forefoot right	13.48±6.31		15.45±8.49	
Midfoot left	9.57±3.46		10.56±6.25	
Midfoot right	12.75±7.02		12.05±6.90	
Rearfoot left (pre)	19.69±7.96		21.33±8.17	
Rearfoot right (pre)	20.30±7.09		20.78±9.34	



Post-test exertion scores (4.96±1.96) were significantly higher than pre-test scores (3.49±2.01; $F(1,23) = 27.751, p < .001, \text{partial } \eta^2 = .55$). RULA and CUELA scores showed no significant differences ($F(1,23) = 2.62, p = .12$). Plantar pressure values did not differ significantly between measurements ($F(1,17) = .176, p = .68$). Right foot pressures were significantly higher than left foot pressures ($F(1,17) = 22.402, p < .001, \text{partial } \eta^2 = .57; \text{MeanDiff} = 230.693, 95\% \text{-CI}[201.702 \ 259.685]$).

Discussion/Conclusion

Despite increased perceived exertion and fatigue, RULA scores showed no significant deviations, suggesting exertion may not directly impact ergonomic risk scores. Initial work phases might involve adapting to coordinative processes, while later phases may allow for more economical movements. However, studies (e.g., Karvekar et al., 2021) suggest fatigue can impair postural and motor control, raising questions about the sensitivity of RULA to early fatigue detection. In-shoe plantar pressure measurements effectively identified side differences, likely due to one-sided work demands or individual dominance. These findings highlight the need for refined, practical tools to improve ergonomic assessments, ensuring accurate and reliable detection of physical fatigue and overload.



Name der Tagung: Arbeit 5.0: Menschzentrierte Innovationen für die Zukunft der Arbeit

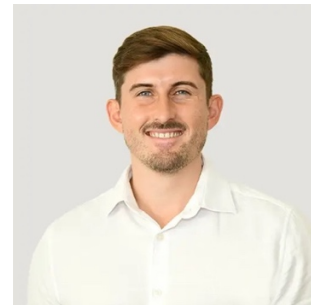
Name, Emailadresse: Steven Simon, steven.simon@rptu.de

Antwi-Afari, M.F. et al. (2023). Machine learning-based identification and classification of physical fatigue levels: A novel method based on a wearable insole device. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 93, 103404.
 Caldwell, J.A. et al. (2019). Fatigue and its management in the workplace. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 96, 277-289.
 Hellig, T. et al. (2020). Prediction model of the effect of postural interactions on muscular activity and perceived exertion. *Ergonomics*, 63(5), 593-606.
 Headlee, D.L. et al. (2008). Fatigue of the plantar intrinsic foot muscles increases navicular drop. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(3), 424-425.
 Karvekar, S., Abdollahi, M. & Rashedi, E. (2021). Smartphone-based human fatigue level detection using machine learning approaches. *Ergonomics*, 64(5), 600-612.
 Maurer-Grubinger, C. et al. (2021). Combining ergonomic risk assessment (RULA) with inertial motion capture technology in industry: Using the benefits from two worlds. *Sensors*, 21(12), p. 4077.

Curriculum Vitae

Steven Simon

Anschrift: Erwin-Schrödinger Straße 57/532
67663 Kaiserslautern
Kontakt: steven.simon@rptu.de
Nationalität: Deutsch



Berufliche Laufbahn

Wissenschaftlicher Mitarbeiter

Rheinland-Pfälzische Technische Universität Kaiserslautern-Landau, Kaiserslautern (Oktober 2022 bis heute)

- Durchführung von Lehrveranstaltungen
- Akquisition und Management von Drittmittelprojekten
- Betreuung von Abschlussarbeiten

Referent

Springer Aktiv AG, Berlin (Juni 2018 bis heute)

- Akademische Organisation, Leitung und Evaluation von Webinaren und Seminaren für den internationalen Hilfsmittelmarkt
- Referententätigkeit zu Fachseminaren für den deutschen Hilfsmittelmarkt
- Gestaltung und Betreuung des Internetauftritts (SEO-Optimierung, Customer Journey)
- Redaktionelle Erstellung von Fachartikeln

Gesundheitsmanager

lebensfreude gesundheitsmanagement, Saarbrücken (Mai 2022 bis September 2022)

- Umsetzung von gesundheitsfördernden Maßnahmen im Rahmen der Unternehmensbetreuung
- Durchführung von Impulsvorträgen, Seminaren und Führungskräftebildungen (auch in digitalem Format)
- Unternehmensberatung im Rahmen des Aufbaus eines ganzheitlichen betrieblichen Gesundheitsmanagements

Sportwissenschaftler

Sanisaar GmbH, Merzig (Januar 2020 bis Mai 2022)

- Laborleitung im Kontext der Bewegungs-, Haltungs- und Muskelfunktionsanalytik bei Patienten
- Verantwortlichkeit für Marketing und Sponsoring
- Umsetzung und Evaluierung des internen Qualitätsmanagements

Sportwissenschaftler

Zender Orthopädie GmbH, Saarbrücken (September 2014 bis Dezember 2019)

- Abteilungsleiter des Gang- und Haltungsanalytelabors
- Durchführung von Biomechanik-Untersuchungen bei Patienten, in Betrieben sowie Vereinen
- Organisation und Umsetzung von Veranstaltungen im betrieblichen Gesundheitsmanagement

Akademische Laufbahn

Bachelorstudium der Betriebswirtschaftslehre (B.Sc.) an der Universität des Saarlandes, Saarbrücken (Oktober 2014 bis Oktober 2019)

Thesis: „Digital services and co-creation: A systematic literature review“

Masterstudium der Sportwissenschaft (M.Sc.) an der Universität des Saarlandes, Saarbrücken (Oktober 2016 bis Mai 2019)

Doppelschwerpunkt a) Bewegungs- und Sporttherapie sowie b) Leistungssport

Thesis: „Anwendbarkeit parametergestützter Ganganalyse bei der forensischen Auswertung von CCTV-Aufnahmen“

Bachelorstudium der Sportwissenschaft (B.A.) an der Universität des Saarlandes, Saarbrücken (Oktober 2012 bis Februar 2016)

Thesis: „Seitenunterschiede in der Landekinetik bei Jugendfußballern im Amateur- und Nachwuchsbereich am Beispiel des Knie-Valgus-Winkels“

Nebentätigkeiten und Praktika

Referent in der Akademie für Sensomotorik und Biomechanik der Springer Aktiv AG (Berlin), für Dartfish (Fribourg, Schweiz) und für den Sportbund Pfalz (Kaiserslautern) (Juni 2018 bis heute)

Lehrbriefautor und Modulleiter in den Veranstaltungsreihen „E-Health – Digitale Technologien in Sport und Gesundheit“ und „Projektmanagement“ bei dem Distance and Independence Studies Center (DISC), RPTU Kaiserslautern-Landau (Juni 2024 bis heute)

Digitalisierungsbeauftragter der Doktoranden für die Senatskommission Digitale Infrastrukturen und Dienstleistungen der RPTU Kaiserslautern-Landau, Standort Kaiserslautern (Dezember 2023 bis heute)

Praktika unter anderem am Institut für Sport- und Präventivmedizin, Saarbrücken (März 2017) und der UKS Reha, Uniklinikum Homburg (September 2016)

Lehrtätigkeiten

Ringvorlesung „Grundlagen der Sport- und Gesundheitswissenschaften“ (Lehramt Sport/Gesundheit, B.Sc. Sportwissenschaft und Gesundheit)

Anatomisch-physiologisches Grundpraktikum (Lehramt Sport/Gesundheit, B.Sc. Sportwissenschaft und Gesundheit)

Praxisprojekt: Prävention (Master BBS Lehramt Gesundheit)

Kongressteilnahmen

71. Frühjahrskongress der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft, Arbeit 5.0 – Menschzentrierte Innovationen für die Zukunft der Arbeit, Institut für Arbeitswissenschaft (IAW), RWTH Aachen, Vortrag im Rahmen der Doktorandenwerkstatt sowie Posterpräsentation, 25. & 27. März 2025, Aachen.

Internationaler Fachkongress Orthopädieschuhtechnik, C. Maurer Fachmedien, Seminar „Druckverteilungsmessungen zur Unterstützung der Einlagenfertigung“, 21. & 22. Oktober 2023, Köln.

Publikationen vor der Promotion

Ludwig, O., **Simon**, S., Piret, J., Becker, S. & Marschall, F. (2017). Differences in the Dominant and Non-Dominant Knee Valgus Angle in Junior Elite and Amateur Soccer Players after Unilateral Landing. *Sports*, 5 (14). doi: 10.3390/sports5010014 (2017)

Ludwig, O., Dindorf, C., Kelm, J., **Simon**, S., Nimmrichter, F. & Fröhlich, M. (25. Februar 2023). Reference Values for Sagittal Clinical Posture Assessment in People Aged 10 to 69 Years. *Int. J. Environ. Res. Public Health*, 20 (4131)

Dindorf, C., **Simon**, S., Ludwig, O., Becker, S. & Fröhlich, M. (24. April 2023). Machine Learning and Explainable Artificial Intelligence Using Counterfactual Explanations for Evaluating Posture Parameters. *bioengineering*, 10 (511).

Becker, S., **Simon**, S., Mühlen, J., Dindorf, C. & Fröhlich, M. (18.05.2023). Assessing the Subjective Effectiveness of Sensorimotor Insoles (SMIs) in Reducing Pain: A Descriptive Multicenter Pilot Study. *J. Funct. Morphol. Kinesiol*, 8 (66)

Becker, S., **Simon**, S., Dindorf, C., Dully, J., Bartaguiz, E., Schmitz, L., Kothe, N., Fröhlich, M. & Ludwig, O. (2023) Fatigue as a key factor for testing knee stability with single leg drop landing for injury prevention and return to play tests. *Frontiers in Sports and Active Living*, 5, 1-8

Publikationen während der Promotion

Simon, S., Dully, J., Dindorf, C., Bartaguiz, E., Walle, O., Roschlock-Sachs, I. & Fröhlich, M. (2024). Inertial motion capturing in ergonomic workplace analysis: Assessing the correlation between RULA, upper-body posture deviations and musculoskeletal discomfort. *Safety*, 10 (1), 16. doi:10.3390/safety10010016

Simon, S., Dully, J., Dindorf, C., Bartaguiz, E., Becker, S. & Fröhlich, M. (2024). Impact of fatigue on ergonomic risk scores and foot kinetics: A field study employing inertial and in-shoe plantar pressure measurement devices. *Sensors*, 24 (4), 1175. doi: 10.3390/s24041175.

Simon, S., Laurendi, L., Meining, J., Dully, J., Dindorf, C., Maurer, L. & Fröhlich, M. (2024). Measuring the Effect of an Ergonomic Lecture on the Rapid Upper Limb Assessment Scores of Dental Assistant Students Using Inertial Sensor-Based Motion Capture—A Randomized Controlled Study. *healthcare*, 12 (1670)

Dindorf, C., Dully, J., Konradi, J., Wolf, C., Becker, S., **Simon**, S., Huthwelker, J., Werthmann, F., Kniepert, J., Drees, P., Betz, U. and Fröhlich, M. (2024). Enhancing biomechanical machine learning with limited data: generating realistic synthetic posture data using generative artificial intelligence. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. doi: 10.3389/fbioe.2024.1350135

Becker, S., Ludwig, O., Woltring, S., **Simon**, S. & Fröhlich, M. (2024). *Sensomotorische Einlagen. Grundlagen und Funktionen*. Berlin, Heidelberg: Springer.

Simon, S., Meining, J., Laurendi, L., Berkefeld, T., Dully, J., Dindorf, C., & Fröhlich, M. (2025). 2D Pose Estimation vs. Inertial Measurement Unit-Based Motion Capture in Ergonomics: Assessing Postural Risk in Dental Assistants. *Bioengineering*, 12 (4), 403.

Simon, S., Heine, A., Dully, J., Dindorf, C., Ludwig, O., Fröhlich, M. & Becker, S. (2025). Pain reduction in patellofemoral knee patients during 3-month intervention with biomechanical and sensorimotor foot orthoses: A randomized controlled clinical study. *Biomedicines*, *13* (1), 38.

Simon, S., Dully, J., Ludwig, O., Dindorf, C., Bartaguiz, E., Fröhlich, M., & Becker, S. (2025). Kinematic Effects of Sensorimotor Foot Orthoses on the Gait of Patients with Patellofemoral Pain-A Randomized Controlled Trial. *Frontiers in Sports and Active Living*, *7*, 1546821.

Je höher das Ziel, desto größer die Kraft. Und hast du etwas Tüchtiges geschafft, so denke daran, dass mehr in dir steckt...und mutig voran!
(A.-R. Castro-Nuñez, † 22.02.2005)