

---

# Eine mehrperspektivische Analyse des Kopfballstoßes im Fußball

---

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

## Dissertation

vorgelegt von  
Stephan Becker

Tag der Disputation: 22.07.2020

Dekan: Prof. Dr. Michael Fröhlich

Vorsitzender: Prof. Dr. Georg Wenzelburger

1. Gutachter: Prof. Dr. Michael Fröhlich
2. Gutachter: Prof. Dr. Dr. Jürgen Gießing

D 386

Juli 2020

**Dekan:**

Univ.-Prof. Dr. Michael Fröhlich

**Kommissionsvorsitz:**

Univ.-Prof. Dr. Georg Wenzelburger

**Gutachter:**

1. Gutachter: Univ.-Prof. Dr. Michael Fröhlich
2. Gutachter: Univ.-Prof. Dr. Dr. Jürgen Gießing

**Diskutanten:**

1. Diskutant: Univ.-Prof. Dr. Arne Güllich
2. Diskutant: Prof. Dr. Jens Kelm

**Tag der Einreichung:** 18.05.2020

**Tag der Disputation:** 22.07.2020



# Eidesstattliche Erklärung

Ich versichere, dass ich die vorliegende kumulative Dissertationsschrift selbstständig und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Quellen und Hilfsmittel angefertigt und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe. Die Arbeit hat in gleicher oder ähnlicher Form noch keiner anderen Prüfungsbehörde vorgelegen.

Kaiserslautern, den 18.05.2020

---

Gewidmet meinen Eltern Gabriele und Christian Becker.

# Danksagung

Mit dem Ende eines ereignisreichen und prägenden Lebensabschnittes sowie dem damit verbundenen, reflektierenden Rückblick auf die vergangenen Jahre ist es selbstverständlich, dass es einer Reihe von Personen nochmals ausdrücklich zu danken gilt.

Meinen ersten und größten Dank möchte ich an meinen Doktorvater Univ.-Prof. Dr. Michael Fröhlich richten, der mir die Möglichkeit zur Verwirklichung meines Vorhabens bot. Vielen Dank für das Fördern und Fordern, das Vertrauen, die außergewöhnlichen Rahmenbedingungen und die nicht selbstverständlichen Freiheitsgrade.

Der nächste Dank gilt Dr. Oliver Ludwig. Vom Dozenten, zum Mentor, zu einem vertrauten Freund stand ich viele Jahre an seiner Seite. Vielen Dank für deinen wegweisenden Einfluss in beruflicher, als auch persönlicher Hinsicht.

Ein großes Dankeschön an das ganze Kollegium der Sportwissenschaft Kaiserslautern für die guten Fach- und Privatgespräche sowie die schöne Zeit. Hervorheben möchte ich außerdem meine Kollegen und ehemaligen Kommilitonen Marco Backfisch und Joshua Berger. Danke für die gute Zusammenarbeit, konstruktiven Diskussionen und die Freundschaft.

Vielen Dank an alle Probanden, welche sich zu einzelnen, mehreren oder sogar allen Datenerhebungen bereiterklärt haben. Des Weiteren möchte ich Stephan Schwarz, damaliger Trainer der TUS 1904 Hohenecken, namentlich erwähnen, der die Interventionsstudie (Publikation 3) federführend ermöglicht hat. Besten Dank für die Kooperationsbereitschaft und gute Zusammenarbeit.

Ein herzliches Dankeschön an meine ganze Familie, welche stets eine bewundernswerte Empathie für den phasenweisen Zeitmangel meinerseits hatte.

Der abschließende Dank gebührt meiner Frau, die mich stets bei meinen Zielen unterstützt hat und sicherlich mehr zurückstecken musste als ihr lieb war. Danke für deine positive Ausstrahlung an meiner Seite.

Vielen lieben Dank.

# Inhaltsverzeichnis

EINLEITUNG .....	11
FORSCHUNGSDESIDERAT UND HINTERGRUND .....	14
Genese, Intention und Aufbau der Synopsis .....	14
Das Kopfballspiel im Fußball und seine Gefahren .....	16
Akute Gefahren: Schädel-Hirn-Trauma (SHT) .....	19
Anatomische Grundlagen .....	22
Biomechanische Betrachtungsweise des Kopfballstoßes .....	24
Ermüdung im Kontext des Kopfballstoßes .....	30
DIE PUBLIKATIONEN .....	33
Einführende Publikation .....	34
1. Publikation .....	43
2. Publikation .....	56
3. Publikation .....	69
4. Publikation .....	80
RESÜMEE DER BEFUNDE .....	101
Die Kopfbeschleunigung beim Kopfballstoß .....	103
Der Einfluss von Ermüdung .....	111
Die Wirksamkeit einer Hals-Nackenkraftigung .....	116
Einfluss der Ausrichtung des Kopf-Hals-Rumpsegmentes .....	122
Zentrale Limitationen .....	125
Lessons learned .....	127
FAZIT .....	131
LITERATURVERZEICHNIS .....	135
CURRICULUM VITAE .....	149

# Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Übersicht und zentrale Inhalte der Publikationen .....	15
Abbildung 2: Simulation einer durch den Gegenspieler (Kopf-Kopf) verursachten Erschütterung .....	17
Abbildung 3: Simulation einer durch den Ball (Kopf-Ball) verursachten Erschütterung .....	18
Abbildung 4: Anatomische Darstellung der wichtigsten Halsflexoren, Halsextensoren, Rumpfflexoren, Rumpfextensoren, Hüftflexoren und Hüftextensoren für das Kopfballspiel im Fußball aus der ventralen (a) und dorsalen (b) Perspektive .....	22
Abbildung 5: Vorbereitungsphase für den Kopfball aus dem Stand (1.1-1.3), Sprung (2.1-2.3) und Lauf (3.1-3.3) .....	26
Abbildung 6: Hauptphase für die Kopfbälle aus dem Stand (1.4, 1.5), Sprung (2.4, 2.5) und Lauf (3.4, 3.5) .....	28
Abbildung 7: Endphase für den Kopfball aus dem Stand (1.6-1.8), Sprung (2.6-2.8) und Lauf (3.6-3.8).....	29
Abbildung 8: Ausgangspunkt (a) und Start der konzentrischen Absprungphase (b).....	106
Abbildung 9: (a) eine lineare Ausrichtung des Hals-Kopf-Rumpfsegmentes im Moment des Ballkontaktes und (b) eine verstärkte HWS-Flexion mit einer Entkopplung des Kopf-Hals-Rumpfsegmentes.....	122

# Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Übersicht der wichtigsten Flexoren und Extensoren .....	23
Tabelle 2: Extrinsische Einflussfaktoren auf das Kopfballspiel .....	24
Tabelle 3: Intrinsische Einflussfaktoren auf das Kopfballspiel.....	25
Tabelle 4: Ermüdungstreatment .....	30
Tabelle 5: Zentrale Kompensationsmechanismen und deren Folgen nach Ermüdung der Rumpfmuskulatur.....	32
Tabelle 6: Theoretische Basis der folgenden Publikationen .....	33
Tabelle 7: Inhaltliche Übersicht der Publikationen 1-4.....	102
Tabelle 8: Kopfbeschleunigung in G für die Varianten Stand, Sprung und Lauf als Mittelwert $\pm$ Standardabweichung .....	104
Tabelle 9: Unabhängige Studienergebnisse zur Verdeutlichung der Verhältnismäßigkeit von eintreffender Ballgeschwindigkeit und der daraus resultierenden Kopfbeschleunigung während der technischen Ausführung.....	109
Tabelle 10: Belastungsparameter des Ermüdungstreatments (sec) und Belastungsempfinden anhand der Borg-Skala (0-20 Pkte) als Mittelwert $\pm$ Standardabweichung .....	113

# Abkürzungs- und Zeichenverzeichnis

Δ	Delta (Δ) = Differenz zweier Werte
Abb.	Abbildung
BWS	Brustwirbelsäule
CG	Kontrollgruppe (Erwachsene, Verbandsliga/Oberliga)
cm	Zentimeter
CTE	Chronisch Traumatische Enzephalopathie
EMG	Elektromyogramm
ESL	M. erector spinae lumbalis
EST	M. erector spinae thoracalis
G	G-Kraft (Kraft pro Masse); 1 G = 9.807 m/s <sup>2</sup>
GLM	M. gluteus maximus
HWS	Halswirbelsäule
Hz	Hertz (1/sec)
iEMG	Integriertes EMG
IG1	Interventionsgruppe 1 (Erwachsene, Verbandsligist)
IG2	Inverentionsgruppe 2 (Jugend, Verbandsligist)
IMVC	Isometrische Maximalkraft
kg	Kilogramm
li	Links
LWS	Lendenwirbelsäule
MDF	Median frequency
MNF	Mean frequency
n	Stichprobengröße
N	Newton
Pre-Test	Vor dem Ermüdungstreatment
PRE-Test	Vor der Kräftigung der Hals-Nackemusculatur
Post-Test	Nach dem Ermüdungstreatment
POST-Test	Nach der Kräftigung der Hals-Nackemusculatur
RAB	M. rectus abdominis
re	Rechts
ROM	Range of Motion
s	Sekunden
SCM	M. sternocleidomastoideus
SHT	Schädel-Hirn-Trauma
Tab.	Tabelle
TPD	M. trapezius pars descendens

# Veröffentlichungen für die Dissertation

## Einführende Publikation

1. Becker, S., Fröhlich, M., Kelm, J. & Ludwig, O. (2017). Change of Muscle Activity as Well as Kinematic and Kinetic Parameters during Headers after Core Muscle Fatigue. *Sports* 5 (1), 10.

## Liste der Publikationen für die Dissertation

1. Becker, S., Berger, J., Backfisch, M., Ludwig, O. & Fröhlich, M. (2019). Evaluation of the Bourban Trunk Muscle Strength Test Based on Electromyographic Parameters. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 4 (35), 1-11.
2. Becker, S., Fröhlich, M., Kelm, J. & Ludwig, O. (2018). The Influence of Fatigued Core Muscles on Head Acceleration during Headers in Soccer. *Sports*, 6 (2), 1-11.
3. Becker, S., Berger, J., Backfisch, M., Ludwig, O., Kelm, J. & Fröhlich, M. (2019). Effects of a 6-Week Strengthening of the Neck Flexors and Extensors on the Head Acceleration During Headers in Soccer. *Journal of Sports Science & Medicine*, 18 (4), 729-737.
4. Becker, S., Berger, J., Ludwig, O., Günther, D., Kelm, J. & Fröhlich, M. (2020). Heading in Soccer: Does Kinematics of the Head-Neck-Torso-Alignment Influence Head Acceleration? *Journal of Human Kinetics*, (accepted).

## Liste der Kongressbeiträge für die Dissertation

1. Becker, S., Fröhlich, M., Kelm, J. & Ludwig, O. (2016). Änderung verschiedener Parameter beim Kopfballstoß nach Ermüdung der Rumpfmuskulatur. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 67 (7-8), 178.
2. Becker, S., Fröhlich, M., Kelm, J. & Ludwig, O. (2017). Unterschiede in der Kopfbeschleunigung beim Kopfballspiel im Fußball. In R. Collette, S. Endler, T. Pelzer, C. Rasche, C. Winter & M. Pfeiffer (Hrsg.), *Training im Sport. Tagungsband & Abstracts* (Band Jahrestagung der dvs-Sektion Trainingswissenschaft. 20.-22.09.2017 S. 49). Mainz: Zentraldruckerei der Johannes Gutenberg-Universität Mainz.
3. Becker, S. & Fröhlich, M. (2019). Evaluation of the Bourban Trunk Muscle Strength Test Using Electromyographic Parameters. *German Journal of Exercise and Sport Research*, 49 (Suppl 1), 15.



## EINLEITUNG

Die Welt spielt Fußball. So zumindest der Eindruck, wenn man die mediale Tragweite dieser Sportart und die Anzahl weltweit aktiv agierender Fußballspieler<sup>1</sup> betrachtet. Letzte offizielle Zählungen konstatierten ca. 270 Millionen aktive Spieler [1]. Doch was macht die Sportart so einzigartig? Neben einer Vielzahl mehrheitlich subjektiv geprägter Konnotationen sticht schlussendlich insbesondere eine spieltechnische bzw. -taktische Maßnahme heraus: der Kopfballstoß [2]. Der bewusste Einsatz des Kopfes zur technischen und taktischen Einflussnahme auf das Spiel ist in den großen Spielsportarten weltweit ohnegleichen [3; 4].

Über die letzten Jahrzehnte hat sich die Relevanz dieser Spieltechnik in der Praxis deutlich erhöht und findet ihre Begründung in einer im Allgemeinen gestiegenen technischen, taktischen und physischen Fortentwicklung des Sportspieles [5; 6]. Dabei birgt das Kopfballspiel vermutlich akute und chronische Gefahren. Während akute Blessuren wie Hämatome oder Platzwunden beim Wettkampf um das Spielgerät fast schon billigend in Kauf genommen werden [7], sind insbesondere langfristige Effekte zunehmend in den Fokus gerückt [8; 9]. Über das letzte Jahrzehnt ist dieser Aspekt von den Medien vermehrt aufgegriffen und in die Gesellschaft transportiert worden. Die wissenschaftliche Initialzündung, im Sinne multipler, unabhängiger Publikationen, ist um die Jahrtausendwende anzusiedeln [9-13], obwohl eine der ersten Untersuchungen, angetrieben von gesundheitlichen Bedenken, bereits 1975 Schneider und Lichte [14] initiierten.

Im American Football wurden erste Indizien über die neurologischen Konsequenzen von Tackles<sup>2</sup> in der NFL zunächst bestritten [15]. Erst mit der Veröffentlichung des evidenzbasierten Status quo zu potentiellen Langzeitfolgen für das Gehirn [16-18] erfolgte eine Sensibilisation der Gesellschaft für diese Thematik, sowie der Transfer zu Eishockey [19; 20] oder Fußball [11; 21] und anderen Sportarten [22]. Sogar die Filmindustrie nahm sich 2015 der Thematik an und verfilmte mit Will Smith unter dem deutschsprachigen Titel ‚Erschütternde Wahrheit‘<sup>3</sup> die neurologischen Folgen von American Football. Commotio cerebri, Schädel-Hirn-Trauma (SHT) zu deutsch, kann die Ursache vieler pathologischer Langzeitfolgen wie bspw. der Chronisch Traumatischen Enzephalopathie (CTE), Alzheimer, Parkinson und weiterer Abwandlungen neurologisch degenerativer Erkrankungen sein [11; 23]. Lediglich im Boxen waren die Gefahren für den Sportler früher bekannt und akzeptiert [24; 25].

---

<sup>1</sup> Zur besseren Lesbarkeit wird im Nachstehenden das generische Maskulinum verwendet.

<sup>2</sup> Englisch für: Zu-Boden-Bringen des Gegenspielers

<sup>3</sup> Englischer Titel: Concussion

Es ist zwischen zwei zentralen Perspektiven zu unterscheiden, wenn das Gefahrenpotential des Kopfballes erörtert wird, obwohl sich eine Vielzahl an populärwissenschaftlichen Medienberichten dieser Differenzierung entzieht. Zum einen kann man das akute Trauma im Sinne eines SHTs, welches seine Ursache in einem singulären Ereignis findet, betrachten [26]. Zu Grunde liegt meist ein unbeabsichtigter, nicht antizipierter Zusammenstoß von Kopf-Ball, Kopf-Gegenspieler oder Kopf-Spielfeld beim Versuch des Ballgewinns. Zum anderen werden Risiken im kumulativen Effekt des Kopfballes gesehen [27]. Hierbei wird vermutet, dass bereits das beabsichtigte, antizipierte Kopfballspiel in seiner Quantität, nämlich tausender Kopfbälle über den Verlauf einer Karriere [28; 29], ohne das Auftreten typischer SHT-Symptome eine schädigende Wirkung haben kann. Somit stellt der kumulative Effekt eine Funktion aus Häufigkeit und Stärke der Erschütterung dar [30]. Letztere bildet den Hintergrund und das Untersuchungsfeld der vorliegenden Dissertation.

In der medialen Berichterstattung dominieren negative Schlagzeilen - ein themenunabhängiges Phänomen des Aufmerksamkeitserwerbs - mit zum Teil ausbleibender kausaler Begründbarkeit [31; 32]. Zwar sind vereinzelte Zusammenhänge gut erforscht und liefern ernstzunehmende Erkenntnisse, doch das Kopfballspiel im Gesamten als gefährliches Konstrukt mit Abschreckungscharakter aufzubauen, ist nach aktuellem Kenntnisstand nicht zulässig.

Dies war Anlass der vorliegenden Dissertation, welche sich auf das beabsichtigte, antizipierte Kopfballspiel beschränkt. Den Schwerpunkt bilden die Kopfbeschleunigung und deren Unterschiede bei verschiedenen technischen Ausführungsvarianten sowie die Bedeutsamkeit der Rumpfmuskulatur bei der Anwendung des Kopfballes. Der folgende Auszug an führenden Forschungsfragen soll die inhaltliche Ausrichtung der Synopsis verdeutlichen:

- Welche Kopfbeschleunigung des Kopfes wird zum Zeitpunkt des Ballkontaktes durch den Spieler erzeugt?
- Gibt es Unterschiede in der Kopfbeschleunigung zwischen verschiedenen Ausführungsvarianten (Stand, Sprung, Lauf)?
- Gibt es positionsspezifische oder erfahrungsabhängige Unterschiede zwischen den Spielern für die Beschleunigung des Kopfes?
- Welchen Einfluss hat eine Ermüdung der Rumpfmuskulatur auf das Kopfballspiel?
- Reduziert eine zusätzliche Kräftigung der Hals-Nackenmuskulatur die belastungsinduzierten Erschütterungen?
- Beeinflusst die Ausrichtung des Kopf-Nacken-Rumpfsegmentes die Stärke der Kopfbeschleunigung?

Im Durchschnitt köpft ein Spieler den Ball zwischen fünf und sieben Mal pro Spiel [28; 29; 33]. Einer Hochrechnung aus dem Jahre 1984 zufolge entspricht dies ca. 5.250 Köpfbällen über den Verlauf einer 15-jährigen professionellen Karriere [28]. Die

Hochrechnungen beinhalten nicht die Quantifizierung der Anwendungen über den Ausbildungszeitraum in der Jugend, den Trainingsbetrieb oder die bereits angesprochene Fortentwicklung des Spieles. Dabei ist die Anzahl an Kopfbällen innerhalb einer Trainingseinheit, die oft zwei- bis fünfmal pro Woche stattfinden, höher als die während eines 90 minütigen Spieles [11; 34]. Bei aktualisierter Datenlage und der Summe aus Köpfbällen während der Ausbildung sowie im Spiel- und Trainingsbetrieb wäre eine deutlich höhere Zahl zu erwarten. Bereits diese Zahlen und Fakten verweisen auf die Relevanz der Thematik und den Aufklärungsbedarf über die Höhe des gesundheitsgefährdenden Risikos. Auch wenn das generelle Problem erkannt wurde, fehlen nach wie vor Fakten in puncto Ursachenforschung und Lösungsstrategien. Insbesondere in der muskulären Voraussetzung des Rumpfes und des Hals-Nackengebieres wird aus Sicht der Wissenschaft und Praxis ein vielversprechender Lösungsansatz gesehen [35].

# FORSCHUNGSDESIDERAT UND HINTERGRUND

## Genese, Intention und Aufbau der Synopsis

Das in dieser Arbeit dargestellte Forschungsreihe zum beabsichtigten und antizipierten Kopfballstoß im Fußball ist auf Basis vorangegangener Untersuchungen<sup>4</sup> im Zuge der sportwissenschaftlichen Ausbildung gewachsen [36; 37]. Die Datenlage zum Beginn des Forschungsprojekts zeigte einen großen Mangel an evidenzbasierten Untersuchungen zu diesem Teil des Themengebiets [21]. Von einem Konsens konnte deshalb in weiten Teilen noch nicht gesprochen werden. Insbesondere Untersuchungen zum bereits angesprochenen kumulativen Effekt sind erst in den letzten Jahren von verschiedenen Forschungsgruppen aufgegriffen worden [31; 38-42] und weitere Grundlagenforschung ist zwingend erforderlich, um diesen besser beschreiben, erklären und einschätzen zu können. Aufbauend auf der einführenden Publikation [43] wird sich hier einem spezifischen Auszug noch offener Hypothesen angenommen, sodass die Einflussgröße verschiedener Faktoren<sup>5</sup> auf das beabsichtigte Kopfballspiel untersucht und bestenfalls Handlungsempfehlungen für Trainer und Spieler in der Praxis abgeleitet werden können. Das primäre Ziel liegt in der Entwicklung von Elementarwissen, damit grundlegende Einflussfaktoren des Kopfballspieles nach wissenschaftlichen Standards zu beleuchten. Die über den Promotionsverlauf generierten Daten und neuen Erkenntnisse, unter Einbezug wissenschaftlicher Untersuchungen anderer Arbeitsgruppen, sollen im Nachstehenden vorgestellt werden.

Im weiteren Verlauf des Kapitels ‚Forschungsdesiderat und Hintergrund‘ wird zunächst der theoretische Hintergrund der Dissertationsthematik anhand des aktuellen Status quo der Wissenschaft wiedergegeben. Zur besseren Einordnung der Dissertation erfolgt zunächst eine Charakterisierung der Betrachtungsperspektiven beabsichtigter und unbeabsichtigter Kopfballstöße sowie eine Schilderung möglicher akuter und chronischer Folgen. Anknüpfend daran wird das Kopfballspiel aus bewegungswissenschaftlicher Sicht beleuchtet, um die Grundlage der untersuchten Forschungsfragen vorzustellen. Im Kapitel ‚Die Publikationen‘ finden sich eine Zusammenfassung der jeweiligen Beiträge<sup>6</sup> sowie eine Darstellung der englischsprachigen Originalarbeiten (Abb. 1). An dieser Stelle ist insbesondere auf die Methodik-, Ergebnis- und Diskussionsteile der Beiträge zu verweisen, da nicht alle Details im Kapitel ‚Resümee der Befunde‘ erneut aufgegriffen werden. Hier erfolgt die inhaltliche Verknüpfung der Publikationen und die Darstellung der zentralen Interpretationen und Erklärungen

---

<sup>4</sup> Zusammengefasst als ‚einführende Publikation‘

<sup>5</sup> Z.B. Kopfballvariante, Rumpfmuskulatur, Hals-Nackenmuskulatur, Expertise, Position

<sup>6</sup> Die einführende Publikation und Publikationen 1-4

sowie des Erkenntnisgewinns für die Theorie und Praxis. Außerdem darf eine methoden- und ergebniskritische Auseinandersetzung nicht fehlen, um in ‚Zentrale Limitationen‘ die interpretatorischen Grenzen zu einer allgemeinen Generalisierbarkeit zu differenzieren. Die Kapitel ‚Lessons learned‘ und ‚Fazit‘ fassen weitere Empfehlungen für zukünftige Projekte zusammen und geben eine abschließende Zusammenfassung wieder.






	<p><b>Einführende Publikation</b></p> <p>Zusammenfassung der Untersuchungen vor der Promotion, die die Ausgangslage für die Publikationen 1 - 4 darstellen.</p>
	<p><b>Publikation 1</b></p> <p>Wirksamkeitsnachweis des in den Publikationen 2 und 3 angewandten Ermüdungstreatments, welches sich aus dem Bourban-Test zusammensetzte.</p>
	<p><b>Publikation 2</b></p> <p>Einfluss von Ermüdung auf die Kopfballvarianten Stand, Sprung und Lauf.</p>
	<p><b>Publikation 3</b></p> <p>Effektivität eines Kräftigungsprogramms der Hals-Nackenschuldmuskulatur auf die Kopfbeschleunigung.</p>
	<p><b>Publikation 4</b></p> <p>Einfluss der Ausrichtung des Kopf-Hals-Rumpfsegments auf die Kopfbeschleunigung.</p>

Abbildung 1: Übersicht und zentrale Inhalte der Publikationen

## Das Kopfballsport im Fußball und seine Gefahren

Die durch sportliche Bewegung<sup>7</sup> induzierten Erschütterungen können dem aktuellen Kenntnisstand zufolge als unbedenklich, in vielen Teilen sogar als gesundheitsförderlich angesehen werden [44; 45]. Hierfür verfügt der Organismus über genügend körpereigene Dämpfungsmechanismen, welche in einer chronologischen Abfolge in Kraft treten (Fußgewölbe, Meniski, Bandscheiben, etc.) [46]. Stöße gegen den Kopf dagegen führen zu einer beeinträchtigten Neurogenese und der Bildung neuer Nervenzellen [47-49]. Darüberhinaus sind auch die synaptischen Verbindungen unserer neuronalen Netzwerke plastisch miteinander verbunden und können durch Erschütterungen Schäden davontragen [50-52]. Im Boxen und vergleichbaren Kampfsportarten wirken Kopfbeschleunigungen von 70 - 130 G<sup>8</sup> [54; 55] und 90 - 120 G im American Football [56; 57]. Nachvollziehbar ist in Folge dessen der Transfer zum Kopfballsport, bei welchem Beschleunigungen von bis zu 63 G [58] bzw. 83 G bei Kollisionen mit dem Gegenspieler [59] bekannt sind und auch Bälle von 80 km/h und mehr geköpft werden [31].

Di Virgilio et al. [60] beobachteten in ihrer Untersuchung an Amateurspielern (n = 19) akute kognitive und neurologische Veränderungen unmittelbar nach dem Ausführen von 20 Kopfbällen innerhalb eines 10-minütigen Zeitfensters. Die Bälle wurden aus einer Entfernung von 6 m mit Hilfe einer Ballkanone auf 38 km/h beschleunigt und führten zu einer durchschnittlichen Beschleunigung des Kopfes von  $13.1 \pm 1.9$  G. Messungen unmittelbar nach der Belastung führten zur einer signifikant verzögerten kortikomotorischen Reizweiterleitung, verschlechtertem Erinnerungsvermögen und verschlechterter Feinmotorik. Die Untersuchung zeigt, dass trotz ausbleibendem SHT und anderen akuten Symptomen die neurologischen Auswirkungen durch das Kopfballsport messbar sind. McKee et al. [61] warnen vor dem Trugschluss, dass bei ausbleibender Symptomatik keine nachhaltigen Effekte für das Gehirn zu erwarten seien, da selbst die Akkumulation von vergleichsweise kleineren Erschütterungen Wirkungstreffer darstellen, welche weiterer evidenzbasierter Untersuchungen bedürfen. Bei einem ausgelösten SHT sieht die Datenlage bereits eindeutiger aus. Veränderungen in der posturalen Kontrolle, muskulären Verletzungsprävalenz [62; 63] und neuropsychologischen Leistungsfähigkeit [64] sind hier zu erwarten [65]. Erste wohlmeinende Versuche, das Kopfballsport durch einen stoßabsorbierenden und muskeltonuserhöhenden Mundschutz [66] oder Kopfschützer [67; 68] sicherer zu gestalten, waren entweder wenig praktikabel oder der protektive Einfluss im Spielbetrieb blieb aus.

Vom beabsichtigten Kopfballsport als solches bis zu unbeabsichtigten, nicht-antizipierten Kollisionen mit dem Ball, Gegenspieler oder dem Spielfeld reicht die Bandbreite an Erschütterungsgrößen von 4 G bis zu 83 G [58; 59; 69; 70]. Hierzu muss in aller Kürze eine

---

<sup>7</sup> Gemeint sind die durch Bodenreaktionskräfte induzierten Erschütterungen bei der Fuß-Boden-Interaktion (vgl. Laufen, Rennen, Springen, etc.) [44; 45].

<sup>8</sup> G-Kräfte beschreiben die auf einen Körper wirkenden Kräfte in Relation zu seiner Masse und haben daher die Dimension einer Beschleunigung. Sie werden im Verhältnis zur Schwerebeschleunigung auf der Erdoberfläche angegeben ( $1 \text{ G} = 9.81 \text{ m/s}^2$ ) [53].

Differenzierung und Aufklärung zwischen den zwei entscheidenden Szenarien vorgenommen werden:

#### Unbeabsichtigte Erschütterung des Kopfes

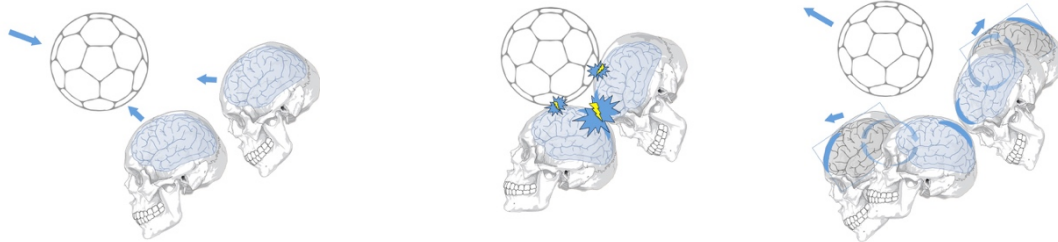


Abbildung 2: Simulation einer durch den Gegenspieler (Kopf-Kopf) verursachten Erschütterung

Bernd Leno, Nationaltorhüter und langjähriger Spieler bei Bayer 04 Leverkusen, gab einst in einem Interview für Spiegel Online [71] an, im bisherigen Verlauf seiner Karriere bereits dreimal bewusstlos liegen geblieben zu sein. So auch in einem Fall<sup>9</sup>, bei dem ein Nachschuss mit dem Vollspann aus kurzer Distanz den Torhüter am Kopf traf und zur kurzzeitigen Bewusst- und Orientierungslosigkeit führte. Mit dem klassischen Kopfballspiel steht dieses Beispiel nicht zwingend in Verbindung. Das Gefahrenpotential für Kopfverletzungen im Fußball darf allerdings nicht allein auf das Kopfballspiel reduziert werden. Vielmehr ist zunächst die Frage nach dem generellen Ursprung von Kopfverletzungen im Fußball zu stellen. Die schwerwiegende Gehirnerschütterung von Christoph Kramer bei der Weltmeisterschaft 2014 in Rio de Janeiro erscheint beispielsweise im Protokoll ebenfalls als Kopfverletzung, entstand aber nicht während des Kopfballspieles.

Beaudouin et al. [72] haben über 13 Saisons die Spielsituationen analysiert, welche zu einer Kopfverletzung führten. Die Ergebnisse zeigen, dass es über diesen Zeitraum keine direkte Kopfverletzung gab, die aus dem isolierten Ballkontakt entstand [72]. Vergleichbare Ergebnisse brachten die Untersuchungen von Fuller et al. [73]: die meisten Verletzungen resultieren hier aus Kollisionen mit einem Gegen- oder Mitspieler (Abb. 2) [10; 72; 74]. Insbesondere der Kontakt Kopf-Kopf [74] oder Kopf-Ellenbogen [19; 75] scheint die häufigste Verletzungsursache darzustellen. So war der Kopf-Ellenbogen-Kontakt im Zweikampf um den Kopfball Anlass zur Regeländerung im Jahr 2006. Folglich wird fortan ein Kontakt in dieser Form mit einer roten Karte geahndet, eine Maßnahme welche bereits zu einem statistischen Rückgang von Kopfverletzungen durch den Einsatz des Ellenbogens geführt hat [76]. Auch der Einfluss eines Absprungs für den Kopfballstoß, statt einer Variante aus dem Stand, erhöht das Risiko für den Spieler, denn diese Ausführungsvariante ist im Allgemeinen dynamischer und tritt häufiger in Kombination mit einem Zweikampf auf [72].

Eine Großzahl der Kopfverletzungen entstehen zwar beim Versuch den Ball mit dem Kopf zu spielen, allerdings ist nicht der Kontakt Ball-Kopf ursächlich für die Mehrheit der Verletzungen.

<sup>9</sup> Bundesliga-Saison 16/17: Bor. Mönchengladbach vs. Bayer Leverkusen (21. Minute)

Situationen in welchen ein beschleunigter Ball auf den Kopf trifft, ohne dass der Spieler damit rechnet (nicht-antizipiert), stellen theoretisch zwar eine große Gefahr dar, weil es aufgrund der fehlenden muskulären Voraktivierung [77] zu hohen Beschleunigungen kommt [78], sind im Trainings- oder Spielbetrieb jedoch selten zu beobachten [74]. Schüsse aus kurzer Distanz gegen den Kopf beim Abwehrverhalten im Strafraum oder bei Standardsituationen führen ebenfalls zu sehr hohen Beschleunigungen, fallen statistisch aber gleichermaßen kaum ins Gewicht [77].

#### Beabsichtigte Erschütterung des Kopfes

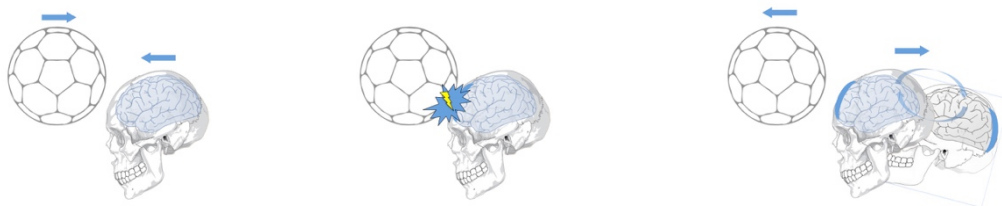


Abbildung 3: Simulation einer durch den Ball (Kopf-Ball) verursachten Erschütterung

Bei beabsichtigten Kopfbällen ist davon auszugehen, dass der Spieler seinem Vorhaben nachkommt und den Ball tatsächlich köpft (Ball-Kopf), wobei keine Störfaktoren (bspw. Kollision mit Gegen- oder Mitspielern) auftreten (Abb. 3). Der Eingriff in das Spielgeschehen erfolgt willentlich über den Kopf, wobei der Spieler mit seinem individuellen Know-How und muskulärer Voraktivierung diese Spieltechnik ausübt. Abhängig von der Art des Kopfballstoßes [12; 79], Ballgeschwindigkeit [80], Balleigenschaften [81], Trefferfläche [70], konstitutionellen Voraussetzungen [40; 41] und einer Reihe weiterer Einflussfaktoren [35] kommt es zu unterschiedlichen Beschleunigungen des Kopfes. Zwar kann der Kopfball bspw. nach einem Abschlag des Torhüters durchaus schmerzhaft sein und bei fehlender Vorerfahrung z.B. bei Jugendspielern kritisch hinterfragt werden, aber abgesehen von absoluten Ausnahmesituationen führt diese Art des Kopfballs nicht zu subjektiv wahrnehmbaren bzw. objektiv belegbaren Verletzungen [38].

Aus der obigen Kategorisierung lässt sich ableiten, dass bei der gesundheitskritischen Betrachtung zunächst zwischen genau diesen Perspektiven unterschieden werden muss. Bei unbeabsichtigten Erschütterungen des Kopfes (Abb. 2) steht das singuläre Ereignis im Vordergrund, bei welchem es in der Regel zu deutlich höheren Beschleunigungen des Kopfes kommt [35], was gegebenenfalls eine akute Verletzung zur Folge hat (z.B. Hämatom, Platzwunde, Fraktur, SHT) und somit in direkter Verbindung zu den besorgniserregenden Krankheitsbildern wie Alzheimer und CTE steht [61; 82]. Dagegen ist bei beabsichtigten Erschütterungen des Kopfes (Abb. 3) von deutlich geringeren Beschleunigungen auszugehen, die nicht direkt zu einer merklichen Verletzung führen [83]. Die zentrale Frage hierbei ist, ob die hohe Zahl an durchgeführten Kopfbällen die Entstehung der genannten Krankheitsbilder begünstigt [27; 35].



## Akute Gefahren: Schädel-Hirn-Trauma (SHT)

Neben einer Reihe oberflächlicher und meist vergänglicher Verletzungen wird insbesondere das SHT mit dem Kopfballsport in Verbindung gebracht [84]. Das SHT steht als Oberbegriff für verschiedene Formen von gedeckten bzw. offenen Schädelverletzungen mit Gehirnbeteiligung [62; 85]. Die Ursache liegt zumeist in einem Schlag, Tritt, Sturz oder Aufprall. Man spricht auch von einer Coup-Contrecoup-Verletzung (Abb. 2-3) mit dem Prinzip von Stoß und Gegenstoß [86]. Dabei wird ein bestimmter Stoßherd durch eine Krafteinwirkung erzeugt und führt zu einem Contrecoup auf der Gegenseite durch die Rückschlagbewegung des Gehirns; nicht selten ist die Stelle des Contrecoups sogar stärker betroffen. Abhängig von der Schwere der Verletzung reichen die Symptome von u.a. Kopfschmerzen, Schwindel, Übelkeit und Erbrechen, Erinnerungslücken, Wortfindungsstörungen bis hin zu Krämpfen und Halluzinationen [87-90]. In der deutsch- und englischsprachigen Literatur dominiert die umgangssprachliche Beschreibung der Verletzung anhand der Begrifflichkeiten ‚Gehirnerschütterung‘ bzw. ‚Concussion‘, obwohl es noch keine allgemeingültige Klassifikation von SHT gibt [91; 92].

Für die Diagnose muss ein ausgebildeter Mediziner herangezogen werden, welcher nach klinischen Gesichtspunkten eine Einordnung des Schweregrades vornimmt. Hierbei bedient sich die Medizin u.a. an den bereits erwähnten Begleitsymptomen. Des Weiteren wurde das sogenannte SCAT-5-Konzept<sup>10</sup> entwickelt [92]. Neben der FIFA<sup>11</sup>, NFL<sup>12</sup> und IOC<sup>13</sup> setzen verschiedene internationale Sportverbände diesen Test zur Beurteilung klinischer und neuropsychologischer Konsequenzen eines SHTs ein, um bspw. über die Spielfortsetzungsfähigkeit zu entscheiden. Problematisch dabei ist, dass die Entscheidungsfindung häufig bewusst bzw. unbewusst durch verschiedene Faktoren gesteuert wird. Als erstes ist dabei die Gegensätzlichkeit zwischen Amateur- und Profisport zu nennen, denn ein den Spielbetrieb begleitender Mediziner zur Anamnese ist erst ab einem bestimmten Leistungsniveau vorzufinden. Unabhängig vom Leistungsniveau sind viele Sportler von der intrinsischen und extrinsischen Motivation getrieben das Spiel fortsetzen zu wollen, was häufig zu einer Unterschätzung der Symptome führt [93; 94]. Auch Trainer und Mediziner werden beeinflusst [7], wenn der Sieg bzw. Markterfolg die oberste Priorität einnimmt [95]. Bei mangelnder objektiver Entscheidungsfindung und einer Fortsetzung des Spielbetriebs steigt die Gefahr für einen neurologischen Kollaps<sup>14</sup> [96]. Ursächlich ist meist ein komplexes Hirnödem, ausgelöst durch ein zweites SHT innerhalb der Rekonvaleszenz, mit einer hohen Wahrscheinlichkeit für gravierendere oder sogar letale Folgen [97-99].

Behandlung und Therapie von SHT variieren in Abhängigkeit vom Schweregrad der Verletzung und werden durch die behandelnden Mediziner und Therapeuten gelenkt [100], wobei

---

<sup>10</sup> Das ‚SCAT-5‘ steht für Sport Concussion Assessment Tool 5. Edition [92].

<sup>11</sup> Federation of International Football Association

<sup>12</sup> National Football League

<sup>13</sup> International Olympic Committee

<sup>14</sup> Second Impact Syndrome/ Diffuse Cerebral Swelling

physische und kognitive Ruhe zu den wichtigsten Maßnahmen gehören [101]. Deutlich schwieriger steht es um die Frage nach dem Return-to-Play<sup>15</sup>. Hier fehlen noch evidenzbasierte Vorgaben, welche aufgrund der vielen individuell abhängigen Faktoren schwierig festzusetzen sind [103; 104]. Dennoch gibt es bereits erste Leitlinien, die über Zeitpunkt und Ablauf des Return-to-Play unterrichten [62; 92].

## Chronische Gefahren: CTW, Parkinson, Alzheimer

Auch hier steht das SHT als Auslöser im Fokus. Während bei der akuten Gefahr die unmittelbar in Erscheinung tretende Symptomatik im Vordergrund steht, ist hier von möglichen Langzeitfolgen die Rede, welche mit einer Latenz von 10 bis 20 oder mehr Jahren auftreten [105; 106]. Verschiedene neurodegenerative Erkrankungen werden mit verschiedenen Formen des SHTs in Verbindung gebracht.

Die repetitive traumatische Einwirkung auf das zentrale Nervensystem wird als eine von mehreren möglichen Ursachen angesehen, die eine molekulare Kaskade auslösen und zu CTE, Alzheimer, Parkinson oder amyotropher Lateralsklerose<sup>16</sup> führen kann [107]. Ein SHT scheint molekulare Signalwege zu triggern, die zu einer Überproduktion und Ansammlung von bestimmten Schlüsselproteinen führen, welche die Entstehung neurodegenerativer Erkrankungen begünstigen [107; 108]. Dennoch bedarf es weiterer Langzeituntersuchungen, um die Differentialdiagnostik zu verbessern. Auch wenn ein Zusammenhang von einem SHT und einer neurodegenerativen Erkrankung besteht, wissen wir noch zu wenig über die auslösenden Grenzwerte der Kopfbeschleunigung sowie die diagnostisch eindeutige Unterscheidung zwischen den Pathologien in unterschiedlichen Stadien [107]. Außerdem dürfen weitere Einflussfaktoren wie Ernährung, Alkohol- oder Drogenkonsum nicht außer Acht gelassen werden [84].

Kartal et al. (2004) haben außerdem erste Hinweise aufdecken können, die belegen, dass das Kopfballsport auch im Verdacht steht, verfrühte Verschleißerscheinungen am passiven Bewegungsapparat, nämlich der HWS, hervorrufen zu können [39]. Anhand verschiedener biomechanischer Untersuchungen, Röntgen- und MRT-Aufnahmen konnten verfrühte degenerative Veränderungen zwischen C2 und C6 belegt werden. Kato et al. (2010) schrieben in einer Fallstudie zu einem 17-jährigen Fußballspieler mit Taubheitsgefühlen in den Extremitäten dem Kopfballsport ähnliche Risiken zu. Ohne spezifisches Trauma kam die Differentialdiagnostik zu dem Entschluss, dass durch den kumulativen Effekt des Köpfens eine Überlastung der HWS mit einer leichten Rückenmarksverletzung erfolgte [109]. Diese Untersuchungen stehen sinnbildlich für das noch ungeklärte Auswirkungsspektrum, weshalb weitere Studien angestrebt werden müssen.

---

<sup>15</sup> Beschreibt den Zeitpunkt der Wiedereingliederungsfähigkeit in den Spielbetrieb nach einer Verletzung [102].

<sup>16</sup> Auch bekannt unter der Abkürzung ‚ALS‘ [107].

Der Wirkungsgrad eines bzw. mehrerer traumatischer SHTs auf die Lebenszeitprävalenz einer neurodegenerativen Erkrankung ist evidenzbasiert [110]. Unklar dagegen ist noch die Auswirkung des kumulativen Effektes des Kopfballspieles ohne die typischen subjektiven Anzeichen eines SHTs. Erste Ergebnisse lassen auch hier einen kausalen Zusammenhang vermuten [111; 112]. Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass gerade bei der Betrachtung von beabsichtigten Kopfballstößen, bei denen die Erschütterungen unter den als kritisch zu betrachteten Beschleunigungswerten eines SHTs liegen, aufgrund der Vielzahl weiterer Einflussfaktoren das Gefahrenpotential noch nicht eindeutig abzugrenzen ist [40; 113].

## Anatomische Grundlagen

Die menschliche Anatomie ist ein höchst komplexes Gefüge aus aktiven und passiven Strukturen. Ihr im vollständigen Umfang zur ganzheitlichen Beschreibung und Erklärung im Rahmen der *mehrperspektivischen Analyse des Kopfballstoßes* nachzukommen, würde die Rahmenbedingungen überschreiten. Dennoch muss zur besseren Verständlichkeit der Bewegungsbeschreibungen und Plausibilität der Erklärungsansätze eine kurze Darstellung der wichtigsten Muskeln erfolgen (Abb. 4). Ziel ist es, die Untergliederung in die agonistisch arbeitenden Flexoren und Extensoren (Hals, Rumpf, Hüfte) beim Kopfballstoß, ohne den Anspruch der absoluten Vollständigkeit, zu erheben. Insbesondere die Tiefenmuskulatur inkludiert eine Vielzahl von kleinen, synergistisch arbeitenden Muskeln, sodass sich auf die in der Literatur kommunizierten wesentlichen Muskeln beschränkt wird [12; 35; 78; 79].

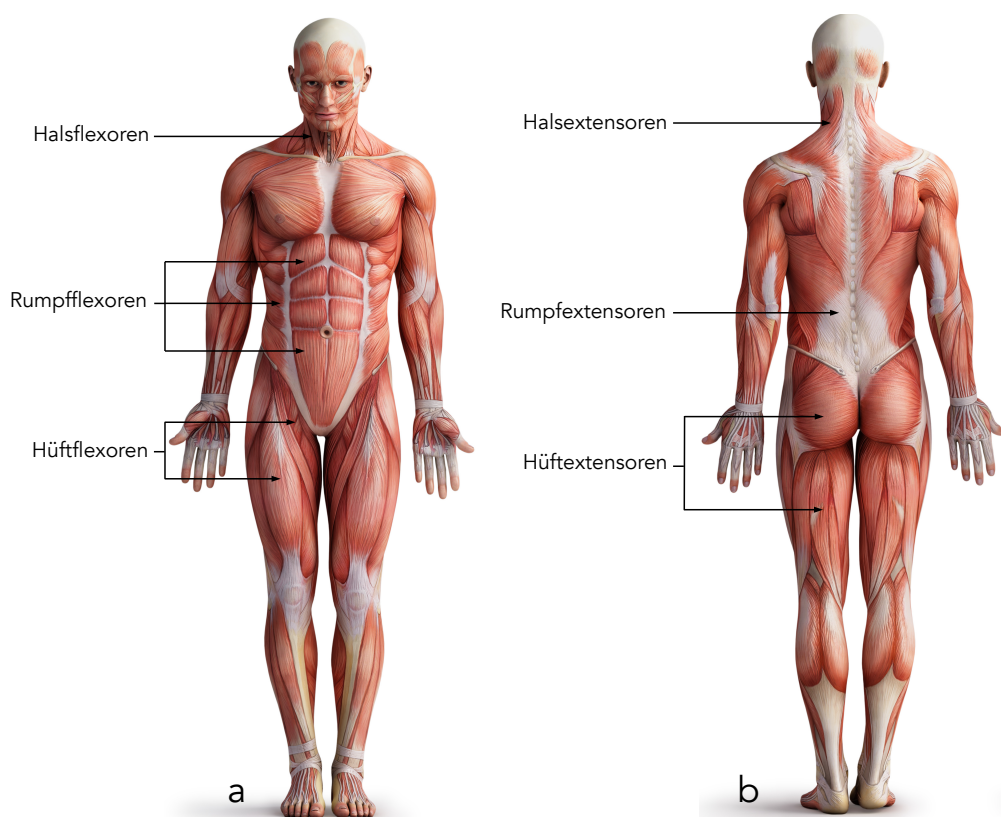


Abbildung 4: Anatomische Darstellung der wichtigsten Halsflexoren, Halsextensoren, Rumpfflexoren, Rumpfextensoren, Hüftflexoren und Hüftextensoren für das Kopfballspiel im Fußball aus der ventralen (a) und dorsalen (b) Perspektive

Abbildung 4 ist bereits eine anatomische Verortung der wichtigsten Muskeln zu entnehmen, ohne diese namentlich hervorzuheben. Tabelle 1 vervollständigt dies und macht deutlich, welche Muskeln eine vorwiegend vor- bzw. nachbereitende Funktion (Extensoren) übernehmen und welche tatsächlich gegen den Ball arbeiten (Flexoren).

Tabelle 1: Übersicht der wichtigsten Flexoren und Extensoren

Aufgabe	Bewegungsrichtung	Muskeln
<b>Vorbereitungsphase</b>		
- Aufbau der Bogenspannung	Extension	- M. trapezius
- Beugung des Kopfes		- M. erector spinae
		- M. gluteus maximus
		- M. biceps femoris/ semitendinosus/ semimembranosus <sup>1</sup>
	Flexion	- M. sternocleidomastoideus <sup>2</sup>
		- Mm. scaleni <sup>2</sup>
<b>Hauptphase</b>		
- Beschleunigung zum Ball	Flexion	- M. sternocleidomastoideus
- Sicherung während des Ballkontaktes		- Mm. scaleni
		- Mm. abdomini
		- M. iliopsoas major
		- M. rectus femoris
	Extension	- M. trapezius <sup>3</sup>
<b>Endphase</b>		
- Abbremsen der Bewegung	Extension	- M. trapezius
		- M. erector spinae
		- M. gluteus maximus

<sup>1</sup> zusammengefasst: ischiocrurale Muskulatur; <sup>2</sup> führt das Kinn zur Brust um eine Antizipation des Balles zu ermöglichen; <sup>3</sup> wird zum Zeitpunkt des Ballkontaktes für eine Co-Aktivierung mit M. sternocleidomastoideus hinzugeschaltet

## Biomechanische Betrachtungsweise des Kopfballstoßes

Das Kopfballspiel ist eine komplexe Bewegung, welche in Abhängigkeit von den in der jeweiligen Situation vorherrschenden extrinsischen Einflussfaktoren unterschiedliche Anforderungsprofile an den Spieler stellt (Tab. 2). Die meisten dieser Bedingungen sind bereits verhältnismäßig weitreichend erforscht [9; 81; 114; 115], während die Datenlage zur Wirkungsweise verschiedener intrinsischer Einflussgrößen (Tab. 3) noch in weiten Teilen rückständig ist [27]. Intrinsische Faktoren beschreiben unterschiedliche Gegebenheiten im bzw. am Spieler selbst und sind bedingt durch die Individualität, Messmethodik und Interpretationsvarianz deutlich schwieriger zu untersuchen und erklären.

Tabelle 2: Extrinsische Einflussfaktoren auf das Kopfballspiel

<b>Extrinsische Einflussfaktoren</b>	<b>Varianten</b>
Technische Grundform	Stand, Sprung, Lauf
Technische Ballverarbeitung	Pass, Torabschluss, Verteidigung, Verlängerung
Angestrebte Flugbahn	horizontal, bogenförmig <sup>1</sup> , abwärts <sup>2</sup>
Mit-/Gegenspieler	freier Kopfball, umkämpfter Kopfball
Flugkurve/Geschwindigkeit	Abschlag, Abstoß, Flanke, Torschuss
Ballbeschaffenheit	Größe, Gewicht, Material, Befüllungsdruck
Psyche	Training, Wettkampf, Zuschauer, Leistungsdruck

<sup>1</sup> zur Überbrückung einer größeren Distanz; <sup>2</sup> in den freien Raum oder Fuß des Mitspielers

Tabelle 3: Intrinsische Einflussfaktoren auf das Kopfballspiel

Intrinsische Einflussfaktoren	Varianten
Anthropometrie	Körpergröße, Gewicht, Alter, Körperproportionen
Physikalische Voraussetzungen	Masse des Kopf-Hals-Rumpfsegmentes zum Zeitpunkt des Ballkontaktes
Muskulatur	Masse, Dysbalancen, Muskelzusammensetzung <sup>1</sup> , inter- und intramuskuläre Fähigkeiten
Koordinative Fähigkeiten	Antizipationsfähigkeit, Kopplungsfähigkeit, Orientierungsfähigkeit, kinästhetische Differenzierungsfähigkeit
Technik	Technisches Know-How
Ermüdung	periphere Ermüdung, zentralnervöse Ermüdung
Psyche	Motivation, Volition

<sup>1</sup> FT- und ST-Fasern

Die Biomechanik ist ein interdisziplinäres Gefüge verschiedener Wissenschaftsdisziplinen und stellt einen substantiellen Teil der Bewegungswissenschaft dar [116]. Anhand gesicherter Erkenntnisse aus den für die Fragestellung dominierenden Bereichen wie der Physik, Biologie, Anatomie und Physiologie wird im Folgenden das Kopfballspiel beleuchtet. Hierfür wird die biomechanische Bewegungsbeschreibung in eine Vorbereitungs-, Haupt- und Endphase unterteilt [78; 115]. Aufbauend auf diesen Erkenntnissen werden die kinetischen<sup>17</sup> und kinematischen<sup>18</sup> Fragestellungen der hiesigen Synopsis sowie deren Interpretationsansätze abgeleitet.

### Vorbereitungsphase

Abhängig von den extrinsischen Einflussfaktoren muss der Spieler während der fortlaufenden Antizipation des Balles seinen Körper für eine adäquate Umsetzung vorbereiten und positionieren, um unter bestmöglichem Timing die richtige Bewegung einleiten und ausführen zu können [2; 79] (Abb. 5). Die Mehrheit der Kopfbälle ist dabei mit einem Absprung gekoppelt, wofür zunächst der Körperschwerpunkt unter exzentrischer Arbeit der Knie- und Hüftextensoren abgesenkt werden muss, bevor der eigentliche Absprung erfolgt [118]. Ein nicht unbedeutender Armeinsatz verstärkt diesen Impuls [119]. Während des Absprungs erfolgt nach dem Prinzip des optimalen Beschleunigungswegs bereits der Aufbau einer Bogenspannung [9; 78]. Ermöglicht wird dies durch die agonistische Arbeitsweise der Rumpf- (M. erector spinae) und Hüft-

<sup>17</sup> Die Lehre von Kräften und deren Wirkung auf Bewegungen von Körpern [117].

<sup>18</sup> Die Lehre von räumlich-zeitlichen Charakterisierungen von Bewegungen, deren Basisgrößen Wege und Winkel sind [117].

extensoren (M. gluteus maximus) [78]. Letztere bewirken einen Vorschub der Hüfte und verhindern einen rückwärtigen Gleichgewichtsverlust, da die Lage des Körperschwerpunkts prinzipiell unverändert bleibt [79]. Auch die Armhaltung, nämlich vor dem Rumpf, unterstützt die Gleichgewichtsregulation [2]. Die ischiocrurale Muskulatur leitet in der Regel eine leichte Knieflexion ein, welche die Bogenspannung vergrößert und in der Hauptphase ebenfalls einen Beitrag zur explosiven Beschleunigung zum Ball leistet [2; 115]. Schwerpunktmäßig sind die Rumpfextensoren konzentrisch aktiv, während die Rumpfflexoren exzentrisch aktiv sind. Zwar kommen die Rumpfflexoren erst in der Hauptphase zum eigentlichen Einsatz, jedoch ermöglicht die muskuläre Voraktivierung dann eine schnellere Ansteuerung eben dieser.

Während der Oberkörper sich nach hinten neigt, wird das Kinn über die Halsflexoren (M. sternocleidomastoideus, Mm. scaleni) in Richtung Brustkorb geführt, um die weitere Antizipation des Balles zu gewährleisten [2; 9]. Durch die Voraktivierung der genannten exzentrisch arbeitenden Muskelpartien sowie die Vergrößerung des Beschleunigungswegs durch die Bogenspannung wird sichergestellt, dass eine optimale bzw. maximale Kraftentfaltung initiiert werden kann [2].

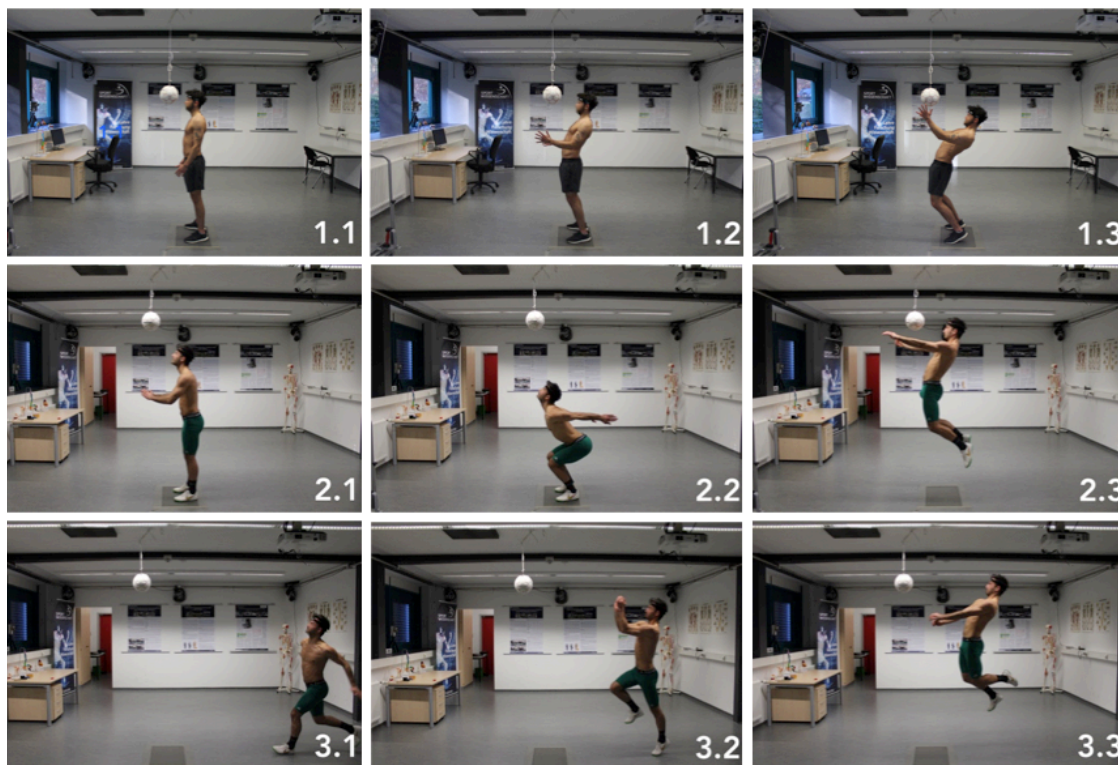


Abbildung 5: Vorbereitungsphase für den Kopfball aus dem Stand (1.1-1.3), Sprung (2.1-2.3) und Lauf (3.1-3.3)



## Hauptphase

Nachdem in der Vorbereitungsphase eine möglichst optimale und situationsspezifische Ausgangsbedingung geschaffen wurde, erfolgt nun die Bewegung zum Ball sowie der eigentliche Ballkontakt [78] (Abb. 6). Die Bogenspannung wird möglichst explosiv aufgelöst, um eine möglichst hohe Geschwindigkeit des Kopf-Rumpfsegmentes sowie der daraus resultierenden Ballbewegung zu erzeugen. Die Rumpfmuskulatur spielt hierbei eine tragende Rolle für die richtige Umsetzung [79]. Die Flexionsbewegung des Rumpfes wird schwerpunktmäßig durch die Bauch- (Mm. abdomini) und Hüftmuskulatur (M. iliopsoas, M. rectus femoris) ausgeführt [78; 120; 121]. Unterstützt wird die Bewegung zum Ball durch die Halsflexoren (M. sternocleidomastoideus) [122; 123]. Die Rumpf- und Halsflexoren bleiben über den vollen Verlauf der Hauptphase aktiv und ermöglichen ein sinnbildliches Köpfen ‚durch den Ball hindurch‘ [78; 115]. Der Beschleunigungsimpuls wird durch die Rückführung der Arme und die Auflösung der Knieflexion nochmals erhöht [78]. Zum Zeitpunkt des Ballkontaktes werden die Halsextensoren (M. trapezius) zugeschaltet [78; 120; 121]. Somit kommt es zu einer Co-Aktivierung der Halsflexoren und -extensoren, welche nach gängiger Interpretation eine Stabilisation der HWS bewirken soll [12; 78]. Die Co-Kontraktion stellt mutmaßlich eine Schutzfunktion dar, wobei Kopf, Hals und Rumpf muskulär zu einer Einheit gekoppelt werden und dadurch die reaktive Masse vergrößert wird [114; 120; 121]. Die Trefferfläche kann in Abhängigkeit von der Art des Kopfballstoßes, bspw. bei der Verlängerung der Flugkurve des Balles, variieren, wobei der Ballkontakt in der Mehrheit der Fälle mit der Stirn bzw. dem Haaransatz erfolgt [2; 114; 120; 121]. Die Hauptphase ist mit dem Ende der Kontaktzeit beendet, da ab diesem Zeitpunkt die Zielaufgabe abgeschlossen ist und nicht weiter beeinflusst werden kann. Aufgrund der hohen Bewegungsgeschwindigkeit konnte dieser Moment in Abbildung 6 (1.5, 2.5, 3.5) nicht makellos dargestellt werden.

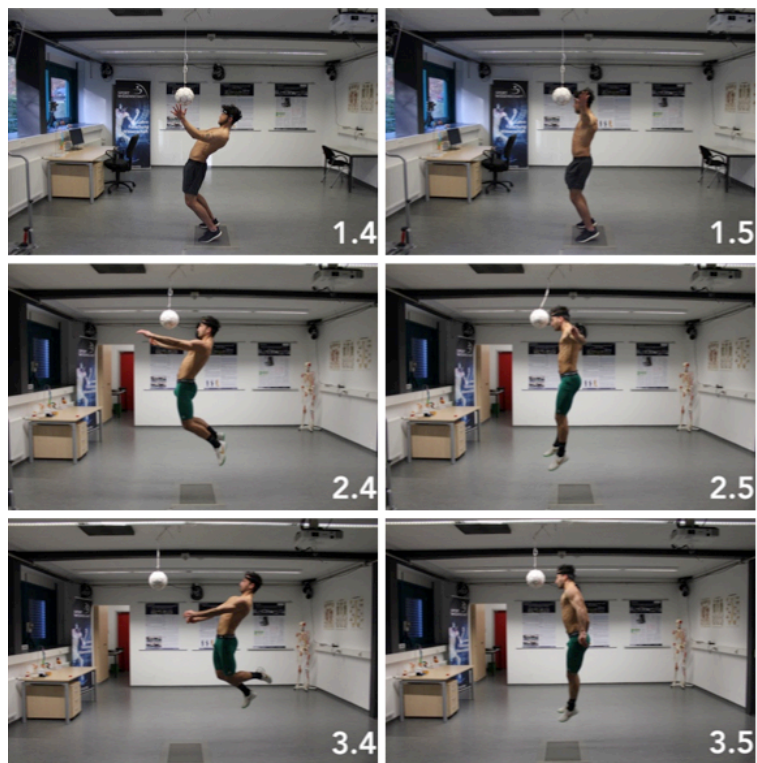


Abbildung 6: Hauptphase für die Kopfbälle aus dem Stand (1.4, 1.5), Sprung (2.4, 2.5) und Lauf (3.4, 3.5)

## Endphase

Nachdem der Ball mit dem Kopf gespielt wurde und zunächst kein weiterer Einfluss auf seine Flugbahn genommen werden kann, gilt es schnellstmöglichst die Ausgangssituation wiederherzustellen (Abb. 7). Gemeint ist damit, nach der Sprungphase wieder eine sichere Landung zu gewährleisten, sodass möglichst schnell eine erneute Teilnahme am Spielbetrieb eingeleitet wird [79; 115]. In erster Instanz müssen dazu der beschleunigte Kopf und Rumpf abgebremst werden, was durch die Hals- und Rumpfmuskulatur (M. trapezius) und Rumpfmuskulatur (M. erector spinae) ausgeführt wird [12; 79].

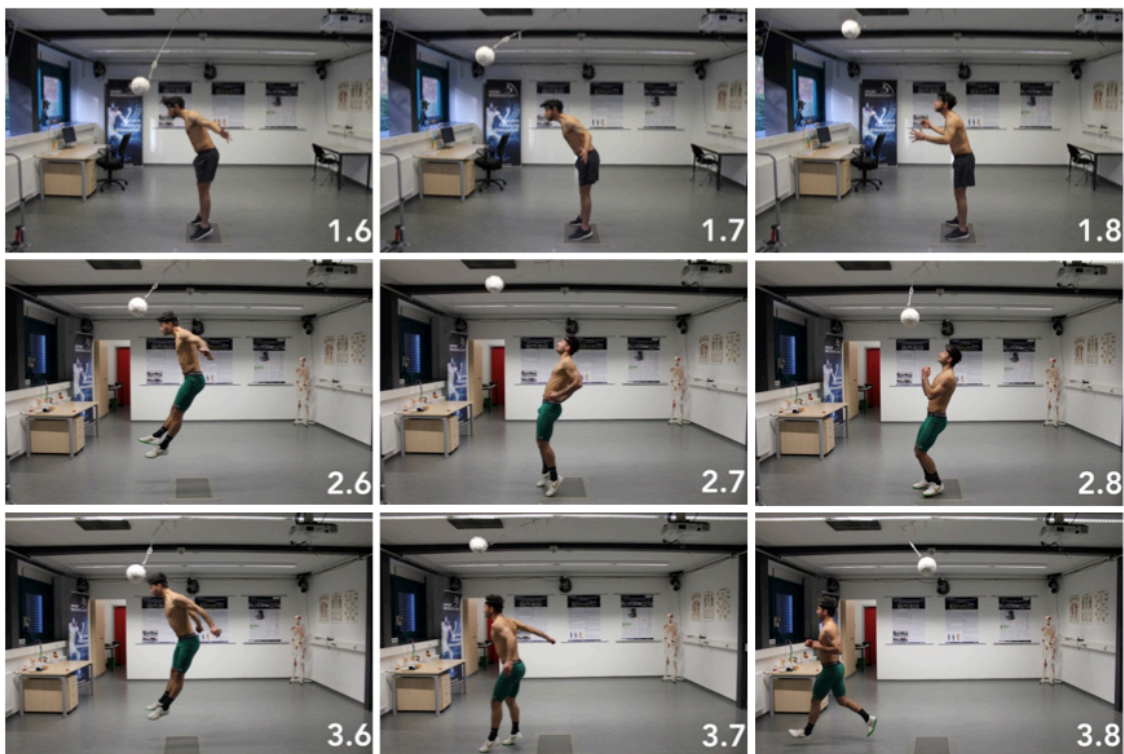


Abbildung 7: Endphase für den Kopfball aus dem Stand (1.6-1.8), Sprung (2.6-2.8) und Lauf (3.6-3.8)

## Ermüdung im Kontext des Kopfballstoßes

Im Rahmen der Datenerhebungen war eine der wichtigsten Forschungsfragen, den Einfluss von Ermüdung auf das Kopfballspiel zu untersuchen. Dabei ist es zunächst wichtig den Begriff ‚Ermüdung‘ zu definieren und operationalisieren, von welcher Ermüdung die Rede ist, denn ohne weitere Spezifikation beschreibt dies lediglich eine reversible Abnahme der Leistungsfähigkeit auf psychischer und/oder physischer Ebene [124]. Im Kontext der vorliegenden Dissertation soll der Einfluss einer lokalen neuromuskulären Ermüdung<sup>19</sup> des Rumpfes auf das Kopfballspiel evaluiert werden. Ermüdung findet ihre physiologische Ursache zumeist in der Verzahnung verschiedener Faktoren wie zum Beispiel der Anhäufung von Stoffwechselendprodukten, der Enzymhemmung und der Elektrolytverschiebung in Zellen und Gewebsverbänden [125]. Die neuromuskuläre Ermüdung der Probanden wurde in der vorliegenden Arbeit anhand einer Kette von Kraftausdauerübungen (Tab. 4), im folgenden Ermüdungstreatment<sup>20</sup> genannt, bewusst herbeigeführt. Die Übungsauswahl orientierte sich hierbei an dem Bourban-Rumpfkrafttest [126-128].

Tabelle 4: Ermüdungstreatment

Übung	Zielmuskulatur
1. Unterarmstütz <sup>1</sup>	Ventrale Rumpfmuskulatur
2. Seitstütz rechts <sup>1</sup>	Laterale Rumpfmuskulatur
3. Seitstütz links <sup>1</sup>	Laterale Rumpfmuskulatur
4. Rumpfextension dynamisch <sup>1</sup>	Dorsale Rumpfmuskulatur
5. Rumpfextension statisch <sup>2</sup>	Dorsale Rumpfmuskulatur
6. Sling-Trainer <sup>2</sup>	Ventrale Rumpfmuskulatur

<sup>1</sup> Teil des Bourban-Rumpfkrafttest; <sup>2</sup> Erweiterung des Bourban-Rumpfkrafttests

Eine starke Rumpfmuskulatur ist sowohl für eine optimale Leistungsfähigkeit [129] als auch für eine Verletzungsprophylaxe [130] für viele Sportarten eine grundlegende Voraussetzung, denn der Rumpf stellt die anatomische Basis unserer distalen Extremitäten dar und den Ursprung fast aller großen Muskeln dar [129]. Die Ermüdung auf der anderen Seite macht unser biologisches System anfälliger und fragiler [125; 131; 132].

Das Ermüdungstreatment soll eine Ermüdung der Rumpfmuskulatur über den Spielverlauf simulieren. Wichtig zu betrachten ist die fehlende spieltypische Belastungsform, denn das klassische Anforderungsprofil beinhaltet verschiedene Formen aus den

<sup>19</sup> Physische Ermüdung

<sup>20</sup> Engl. für: Behandlung. Beschreibt in der Wissenschaft die bewusste Manipulation eines Zustands.

motorischen Varianten Lauf, Sprung, Richtungswechsel, technische und taktische Fertigkeiten [133]. Bei der methodischen Planung sollten im Kontext der Ermüdung zwei Prämissen erfüllt werden:

- (1) Ermüdungsform: neuromuskulär
- (2) Zielmuskulatur: Rumpf

Eine isolierte Ermüdung des Rumpfes über ein derartiges Ermüdungsprotokoll scheint im ersten Augenblick zwar ungewöhnlich, hat aber bei näherer Betrachtung den Hintergrund der Simulation einer schwachen Rumpfmuskulatur. Aus der biomechanischen Betrachtungsweise des Kopfballstoßes ging bereits hervor, dass viele Teile der Rumpfmuskulatur eine entscheidende Rolle bei der Umsetzung der Spieltechnik innehaben. Somit ermöglicht das vorliegende Ermüdungstreatment die Interpretation im Vorher-Nachher-Vergleich aus den Perspektiven Rumpfermüdung und Rumpfschwäche. Aus diesen Gründen sollte von einer primären Ermüdung der Arme, Beine oder der Halsmuskulatur abgesehen werden, sodass diese, wenn überhaupt, in einer synergistischen Funktion bei den verschiedenen Übungen mitarbeiten, nicht aber die zu ermüdende Zielmuskulatur darstellen.

Erste Untersuchungen zum Einfluss einer Rumpfermüdung [36; 37] zeigten, dass sich die elektromyografischen Aktivierungsmuster der jeweiligen Zielmuskulatur veränderten, weshalb eine Reihe von Folgen und Kompensationsmechanismen denkbar sind (Tab. 5).

Tabelle 5: Zentrale Kompensationsmechanismen und deren Folgen nach Ermüdung der Rumpfmuskulatur

Kompensation/Folge	Erklärung
Reduzierte Bogenspannung	Die Rumpfflexoren leiten den Aufbau der Vorspannung ein und maximieren somit den Beschleunigungsweg zum Ball. Bei einer Ermüdung/Schwäche ist die Bogenspannung reduziert.
Reduzierte Rumpfbeschleunigung	Die Rumpfflexoren sind aufgrund der Ermüdung/Schwäche nicht zur adäquaten Beschleunigung des Rumpfes zum Ball im Stande.
Erhöhte Nickbewegung	Die Mehraktivität der Halsflexoren stellt einen Kompensationsmechanismus für die reduzierte Bogenspannung dar. Der fehlende Beschleunigungsweg muss durch eine Mehraktivität kompensiert werden, um den Ball auf die gleiche Geschwindigkeit beschleunigen zu können.
Reduzierte Co-Aktivierung	Aufgrund der kompensatorisch verstärkten Nickbewegung ist die Co-Aktivierung zum Zeitpunkt des Ballkontaktes reduziert oder sogar aufgehoben. Eigentlich sind die Halsflexoren und -extensoren zu diesem Zeitpunkt aktiviert und sichern den Kopf am Rumpf vor der Erschütterung.
Erhöhte Kopfbeschleunigung	Durch die erhöhte Nickbewegung und ein ungünstigeres Winkelverhältnis und/oder die reduzierte muskuläre Co-Aktivierung kommt es zu einer Erhöhung der Kopfbeschleunigung.

## DIE PUBLIKATIONEN

In inhaltlicher<sup>21</sup> Chronologie werden im Nachstehenden die dieser Arbeit zugrunde liegenden Publikationen vorgestellt. Die einführende Publikation [43] stellt eine Zusammenfassung der bis zum Antritt der Promotion absolvierten Untersuchungen dar. Sie spiegelt die Ausgangslage aller Überlegungen wider und wird anhand weiterführender Fragestellungen sowie qualitativ hochwertigerer Messtechnik repliziert und erweitert. Die Publikationen 1, 2, 3, und 4 [134-137] sind als Beiträge zur kumulativen Disserationsschrift zu werten und werden zunächst im Einzelnen als Zusammenfassung und anschließend im Original des jeweiligen Journals dargestellt. Die Verzahnung der einzelnen Publikation sowie die Interpretation und Folgerung im Sinne der Synopsis wird in der drauffolgenden Diskussion abgehandelt. Zur besseren Nachvollziehbarkeit der folgenden Publikationen ist Tabelle 6 ein zusammenfassender Auszug des theoretischen Hintergrunds in Hinblick auf die bearbeiteten Forschungsfragen zu entnehmen.

Tabelle 6: Theoretische Basis der folgenden Publikationen

Stichwort	Hintergrund
Kopfball	Untersucht wurde ausschließlich das beabsichtigte und antizipierte Kopfballspiel an den Varianten Stand, Sprung und Lauf an einem still hängenden Kopfbalpendel. Die Probanden wurden instruiert einen maximalkräftigen Kopfballstoß mit horizontaler Flugbahn auszuführen.
Gefahrenpotential	Der kumulative Effekt des Kopfballsportes, mit dem Ausbleiben der typischen SHT-Symptomatik, ist Anlass zur Untersuchung, nicht aber der traumatische Zusammenstoß beim Kopfballspiel auf nicht-antizipierter Basis mit dem Spielgerät, Mit-/Gegenspieler oder Spielfeld.
Biomechanische Bewegungsanalyse	Aufbauend auf dem bisherigen biomechanischen Kenntnisstand wird das Kopfballspiel untersucht, wobei die Kopfbeschleunigung zum Zeitpunkt des Ballkontaktes stets der zentrale Parameter ist.
Ermüdung	Die Einflussgröße einer ermüdeten Rumpfmuskulatur, welche auch als geschwächt interpretiert werden kann, und deren potentielle Kompensationsmechanismen sollen evaluiert werden.

<sup>21</sup> Aufgrund unterschiedlicher Auswertungsroutinen, Datenaufnahmen und Zeitfenster im Rahmen der Journal-Peer-Review-Verfahren entspricht die zeitliche (Zeitpunkt der Veröffentlichung) nicht der inhaltlichen Chronologie.

## Einführende Publikation



Change of Muscle Activity as Well as Kinematic and Kinetic Parameters during Headers in Soccer after Core Muscle Fatigue

Becker, S., Fröhlich, M., Kelm, J. & Ludwig, O. (2017). Change of Muscle Activity as Well as Kinematic and Kinetic Parameters during Headers after Core Muscle Fatigue. *Sports*, 5 (1), 1-10.



## Zusammenfassung

**Hintergrund und Fragestellung:** Im Fußball stellt das Kopfballspiel eine taktische Maßnahme dar, welche einer Vielzahl von Einflussfaktoren unterliegt. Zielsetzung war die Identifikation elektromyografischer, kinematischer sowie kinetischer Veränderungen beim Kopfballspiel nach einer Ermüdung der Rumpfmuskulatur.

**Methoden:** Anhand zweier Gruppen wurde zum einen die muskuläre Aktivität (12 Spieler,  $23.6 \pm 4.2$  Jahre,  $181.8 \pm 6.3$  cm,  $74.7 \pm 7.2$  kg) sowie zum anderen die Kinematik und Kinetik (29 Spieler,  $23.7 \pm 2.8$  Jahre,  $182.4 \pm 5.4$  cm,  $79.8 \pm 6.8$  kg) bei geraden Kopfballstößen aus dem Sprung an einem Kopfballpendel untersucht. Die neuromuskuläre Aktivität wurde über ein Oberflächen-EMG erfasst, während die kinematischen Parameter über eine 2D-Bewegungsanalyse und die kinetischen über einen 3D-Akzelerometer sowie eine Kraftmessplatte abgeleitet wurden. Das Ermüdungstreatment der Rumpfmuskulatur setzte sich aus fünf Übungen zusammen.

**Ergebnisse:** Durch die Ermüdung der Rumpfmuskulatur war die EMG-Aktivität des M. erector spinae ( $p = 0.045$ ) und M. rectus abdominis ( $p = 0.033$ ) in der Vorbereitungsphase signifikant reduziert. Die Aktivität des M. sternocleidomastoideus ( $p = 0.018$ ) war über die Flugphase signifikant erhöht, während die Bogenspannung ( $p = 0.001$ ) signifikant abnahm. Des Weiteren kam es zu einer signifikanten Reduktion der Sprunghöhe ( $p = 0.045$ ), des Beschleunigungskraftstoßes beim Absprung ( $p = 0.042$ ) und der Kopfbeschleunigung ( $p = 0.047$ ).

**Interpretation:** Auf Basis dieser Ergebnisse kann vermutet werden, dass die Kopfballtechnik sowie die Stabilität des Kopfes durch die Hals-Nackmuskulatur nach Ermüdung der Rumpfmuskulatur verändert wird. Eine reduzierte Bogenspannung wird wohl über eine verstärkte Nickbewegung des Kopfes kompensiert, weshalb eine spezifische, präventive Trainingsintervention für Fußballspieler in Betracht zu ziehen ist.

Article

# Change of Muscle Activity as Well as Kinematic and Kinetic Parameters during Headers after Core Muscle Fatigue

Stephan Becker <sup>1,\*</sup>, Michael Fröhlich <sup>1</sup>, Jens Kelm <sup>2</sup> and Oliver Ludwig <sup>3</sup>

<sup>1</sup> Department of Sport Science, University of Kaiserslautern, 67663 Kaiserslautern, Germany; michael.froehlich@sowi.uni-kl.de

<sup>2</sup> Chirurgisch-Orthopädisches Zentrum, 66557 Illingen, Germany; jens.kelm@chirurgie-illingen.de

<sup>3</sup> Institute of Sports Science, Saarland University, 66123 Saarbruecken, Germany; oliver.ludwig1@uni-saarland.de

\* Correspondence: stephan.becker@sowi.uni-kl.de; Tel.: +49-631-205-5738

Academic Editor: Filipe Manuel Clemente

Received: 30 November 2016; Accepted: 18 January 2017; Published: 22 January 2017

**Abstract:** In soccer, headers are a tactical measure and influenced by numerous factors. The goal of this study was to identify whether changes in kinematics and muscular activity, especially of the head-stabilizing muscles, occur during headers when the core musculature is fatigued. In two subgroups, muscular activity (12 amateur players, age  $23.6 \pm 4.2$  years) and kinematics and dynamics (29 amateur players, age  $23.7 \pm 2.8$  years) were examined during straight headers on a pendulum header. Data were collected before and after the core muscles were fatigued by an exercise program. Telemetric surface EMG, 3D acceleration sensor, force plate, and video recordings were used. Under fatigue, the activity of M. erector spinae and M. rectus abdominis was significantly reduced in the preparation phase of the header. The activity of M. sternocleidomastoideus was significantly increased during the jump phase, and the hip extension angle during maximum arched body tension was significantly reduced under fatigue. Jumping height, acceleration force impulse, and linear head acceleration were also significantly reduced. We conclude that fatigue of the core muscles affects the motion technique of the header and the activity of the muscle groups stabilizing the head. Therefore, the necessity of specific training in soccer should be emphasized from a medical-preventive point of view.

**Keywords:** soccer; heading; fatigue; kinematics; kinetics; electromyography; concussion

## 1. Introduction

Soccer is still the most popular sport in the world [1]. Men and women of all ages with different levels of expertise perform this sport [2]. The purposeful use of the head to hit the ball makes it unique in comparison to other sports [3].

Heading is subject to many influencing factors. Besides factors such as weather conditions, ball characteristics, and ball pressure, personal tactical measures, e.g., being in a standing position, jumping, sprinting, and interacting with an opponent also affect the heading process [4–6]. Essentially, the motion technique, fitness, coordinative skills, and the degree of fatigue decide the success or failure of a header and the potential health risk involved [7,8].

Currently, possible long-term heading effects caused by the acceleration forces on the head and concussions are a focus of interest [5,9,10]. In the course of a 15-year professional soccer career, a player performs approximately 5250 headers in matches; training headers are not included in this calculation [9,11]. It is presumed that impacts as well as concussions suffered during soccer are similar to those occurring in boxing or American football [5,9,10].

Further research is required on a neuromuscular level. Current studies show that a muscular imbalance between neck flexors and extensors is associated with an increased acceleration of the head when performing a header [8]. Additionally, Kartal et al. found increased degenerative changes in the area of the cervical vertebrae (C2–C6) in soccer players, which can be linked to the increased strain caused by headers [12].

During ball contact, cervical spine and head are being stabilized by a co-contraction of the neck flexors and extensors, while the acceleration required for a header is generated by the core muscles [13]. Therefore, it may be assumed that fatigue or a low training level of the stabilizing muscle groups reduce their protective potential. Another question is whether fatigue of the motion-generating core muscles can change the muscular activity of the stabilizing neck muscles.

Taking these questions as a starting point, this study aims to investigate the extent to which fatigue of the core-stabilizing muscles affects headers in soccer. It was hypothesized that fatigue of core muscles could change neuronal activity and kinematic and kinetic parameters during headers. In particular, it was assumed that a reduced arched body tension, caused by the fatigue of core muscles, would lead to different neuronal activity of the neck flexors and extensors.

## 2. Materials and Methods

### 2.1. Subjects

A total of 41 amateur soccer players participated in this study. The participants were divided into two independent subgroups. Using a pendulum header, muscular activity was examined in one of them (12 players, 7th division, age  $23.6 \pm 4.2$  years, height  $181.8 \pm 6.3$  cm, weight  $74.7 \pm 7.2$  kg), and kinematics and dynamics in the other (29 players, 5th, 6th and 7th division, age  $23.7 \pm 2.8$  years, height  $182.4 \pm 5.4$  cm, weight  $79.8 \pm 6.8$  kg). All subjects have had at least thirteen years of playing and header experience and an average training frequency of four training sessions (including matches) per week. Exclusion criteria were as follows: acute and chronic problems in the cervical spine, a concussion within the last 8 weeks, acute injury, acute infection, and illness. Goalkeepers were also excluded. Before the start of the study, all subjects were informed about the test design, procedure, and potential risks, and provided written informed consent. Participation was voluntary and did not involve any financial remuneration. The study was based and carried out in accordance with the current guidelines of the Declaration of Helsinki [14].

### 2.2. Neuromuscular, Kinetic, and Kinematic Analysis

Neuromuscular activity (myoelectric potential) when performing headers was determined by means of telemetric surface electromyography (Noraxon, TeleMyo TG2, sampling rate 1000 Hz) in line with the SENIAM standard [15]. Core muscles (M. erector spinae pars lumbalis (ESL), pars thoracalis (EST), and M. rectus abdominis (RAB)) and neck flexors and extensors (M. sternocleidomastoideus (SCM) and M. trapezius pars descendens (TPD)) were registered using Ag/AgCl adhesive electrodes (Ambu blue, 34 mm diameter). The raw data were rectified and smoothed (RMS, 50 ms window). Subsequently, the integrated EMG (IEMG) was calculated for the time intervals from 0.5 s before the jump to the jump (preparation phase), from take-off to ball contact (jump phase), and from ball contact to 0.5 s after ball contact (landing phase).

For the kinetic analysis, a 3D accelerometer (Noraxon, Scottsdale, AZ, USA) was attached to the occipital area, and a foot pressure sensor was fixed under the left forefoot (FSR, Conrad Electronic, Hirschau, Germany). They were synchronous with the EMG. Accelerometer, foot pressure sensor, and video analysis served to identify the preparation, jump, and landing phase, as well as to determine ball speed and the time of contact with the ball. The header jumps were performed on a multi-component measurement platform (Kistler, Winterthur, Switzerland, Type 9287) in order to determine the jump height, the brake force impulse, the acceleration force impulse, and the duration of the force impulses. The calibration was completed once before pre- and post-test.

To analyze the kinematic properties, marker points (12 mm diameter) were fixed to relevant anatomical landmarks (ear, C7, trochanter major, lateral femur condyle). A GoPro Hero3+ (GoPro, San Mateo, CA, USA, silver edition, resolution:  $800 \times 480$ , 120 FPS) was used for the 2D video analysis, and the video files were analyzed with Dartfish TeamPro 5.5 (Fribourg, Switzerland). Based on the video footage, the cervical spine (CS) extension and CS flexion angle (angle between ear, C7, trochanter major) at the time of maximum arched body tension or ball contact, the hip extension angle (angle between C7, trochanter major, lateral femur condyle) at the time of maximum arched body tension, and the head translation in the sagittal plane were determined for each jump. In addition, the ball speed from the time after ball contact until 0.067 s after the header was calculated.

An automatic synchronization between the camera, telemetric surface electromyography, and the force plate was not possible. A synchronization for the neuromuscular analysis of the first subgroup using of the telemetric surface electromyography, the foot pressure sensor and the 3D accelerometer was provided by Noraxon (TeleMyo TG2, Scottsdale, AZ, USA). The kinetic and kinematic analysis in the second subgroup did not require synchronization.

### 2.3. The Header

The header was performed using a header pendulum (Derbystar, model Swing, size 5, diameter 22 cm) fixed to a frame above the subject. The ball pendulum height was standardized to the distance of one ball diameter between head and pendulum. The subjects' starting position was selected so that the ball was at the height of the forehead. The subjects were instructed to perform a header from a standing position by jumping with both legs and heading the ball as forcefully as possible in a horizontal forward direction. Three headers each were recorded for the pre- and post-test. The rest interval between trials was limited to a maximum of one minute. Three headers were analyzed in order to find a pre- and post-test with the same acceleration outcome to evaluate compensation strategies, allowing the subjects to achieve the same ball acceleration regardless of core muscle fatigue.

### 2.4. Fatiguing Treatment

The influence of a tired or rather weak core musculature for a proper header was evaluated with five typical workout exercises for soccer players, which would not lead to a fatigue of the neck flexors and extensors.

To exhaust the core-stabilizing musculature, the subjects carried out three abdominal (dynamic leg raising, sit-ups with dynamic rolling off, and static forearm push-ups) and two dorsal exercises (dynamic trunk extension and static trunk extension) up to the point of subjective complete fatigue. All exercises were performed in one set with a one-minute break in between them. The post-test was conducted one minute after the treatment. The protocol took 15–20 minutes on average, depending on the individual physical shape of each player.

### 2.5. Statistics

The data here are expressed as mean values  $\pm$  standard deviation. To determine pre-post effects, the *t*-test for dependent samples was applied. The normal distribution of the data was verified by means of the Kolmogorov–Smirnov test. The significance level was set to  $p < 0.05$  and is stated exactly. Effect sizes (Cohen's *d*) were also calculated, and values of 0.20, 0.50, and above 0.80 were considered small, medium, and large, respectively [16]. The statistical evaluation was executed using IBM SPSS (SPSS Version 20.0 for Windows, Chicago, IL, USA).

## 3. Results

In the preparation phase of the header, full fatigue of the core muscles led to reduced activity (IEMG) of *M. erector spinae pars lumbalis* (ESL) ( $T = -3.006$ ;  $p = 0.013$ ;  $d = -0.54$ ), *M. erector spinae pars thoracalis* (EST) ( $T = -2.287$ ;  $p = 0.045$ ;  $d = -0.40$ ), and *M. rectus abdominis* (RAB) ( $T = -2.480$ ;  $p = 0.033$ ;  $d = -0.26$ ) between pre- and post-test. During the jump phase, *M. sternocleidomastoideus*

(SCM) exhibited increased activity ( $T = 2.776$ ;  $p = 0.018$ ;  $d = 0.30$ ). M. erector spinae pars thoracalis (EST) showed a lower level of activation ( $T = -2.937$ ;  $p = 0.015$ ;  $d = -0.54$ ) during the landing phase.

In kinetics between pre- and post-test, head acceleration ( $T = 2.081$ ;  $p = 0.047$ ;  $d = 0.40$ ), acceleration force impulse ( $T = 2.139$ ;  $p = 0.042$ ;  $d = 0.23$ ), and jump height ( $T = 2.105$ ;  $p = 0.045$ ;  $d = 0.36$ ) were all reduced.

In kinematics between pre- and post-test, the maximum hip extension angle ( $T = 3.751$ ;  $p = 0.001$ ;  $d = 0.51$ ) was reduced (Table 1).

**Table 1.** Statistical overview of kinetic, kinematic, and EMG parameters.

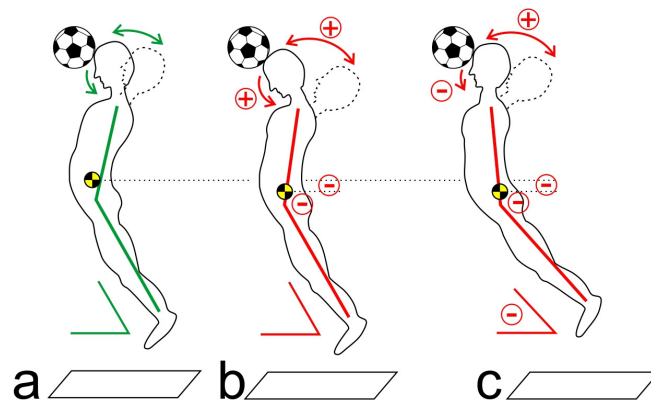
Parameter	Pre $\pm$ SD	Post $\pm$ SD	T	Degree of Freedom	p	d
SCM <sup>1</sup> , preparation phase	116.8 $\pm$ 56.7	109.1 $\pm$ 46.4	-0.457	10	0.657	-0.15
TPD <sup>2</sup> , preparation phase	155.2 $\pm$ 50.1	156.2 $\pm$ 48.1	-0.132	10	0.898	0.02
EST <sup>3</sup> , preparation phase	89.9 $\pm$ 35.4	106.4 $\pm$ 48.0	-2.287	10	0.045	-0.40
ESL <sup>4</sup> , preparation phase	95.0 $\pm$ 53.2	131.3 $\pm$ 78.5	-3.006	10	0.013	-0.54
RAB <sup>5</sup> , preparation phase	41.0 $\pm$ 29.72	49.1 $\pm$ 32.7	-2.480	10	0.033	-0.26
SCM, jump phase	135.3 $\pm$ 48.7	120.5 $\pm$ 50.1	2.776	11	0.018	0.30
TPD, jump phase	100.3 $\pm$ 56.6	80.1 $\pm$ 46.8	1.505	11	0.161	0.39
RAB, jump phase	192.7 $\pm$ 93.6	199.9 $\pm$ 100.8	0.036	11	0.972	-0.07
TPD, landing phase	113.1 $\pm$ 80.9	88.1 $\pm$ 35.6	1.320	10	0.216	0.40
EST, landing phase	67.6 $\pm$ 52.7	99.8 $\pm$ 66.2	-2.937	10	0.015	-0.54
ESL, landing phase	65.6 $\pm$ 37.9	223.5 $\pm$ 344.7	-1.512	10	0.161	-0.64
Acceleration of the head (G)	2.7 $\pm$ 0.5	2.5 $\pm$ 0.5	2.087	28	0.047	0.40
Acceleration force impulse (Ns)	188.5 $\pm$ 20.7	184.0 $\pm$ 19.2	2.139	26	0.042	0.23
Jump height (cm)	27.9 $\pm$ 3.6	26.6 $\pm$ 3.7	2.105	26	0.045	0.36
Max. hip extension angle (°)	214.8 $\pm$ 7.5	210.4 $\pm$ 9.6	3.751	27	0.001	0.51
Max. CS <sup>6</sup> extension angle (°)	145.5 $\pm$ 10.5	148.5 $\pm$ 9.2	-1.934	27	0.064	-0.30
CS flexion angle at ball contact (°)	131.6 $\pm$ 8.6	131.4 $\pm$ 7.5	0.090	27	0.929	0.03
Head translation (cm)	0.12 $\pm$ 0.02	0.12 $\pm$ 0.02	0.313	27	0.757	0.00

<sup>1</sup> SCM = M. sternocleidomastoideus; <sup>2</sup> TPD = M. trapezius pars descendens; <sup>3</sup> EST = M. erector spinae pars thoracalis;

<sup>4</sup> ESL = M. erector spinae pars lumbalis; <sup>5</sup> RAB = M. rectus abdominis; <sup>6</sup> CS = cervical spine.

The kinematic analysis showed qualitative changes of the movement pattern after core muscle fatigue, which we interpret as motor adaptation strategies.

After fatigue of the core muscles, two compensation strategies were observed during header performance. By Strategy 1, the arched body tension was reduced (smaller hip extension angle), while the counter movement of the CS (extension in the CS) and the nod motion of the head (flexion in the atlantoaxial joint) increased. Thus, the subject compensated for the reduced arched body tension by means of increased movement amplitude of the CS. In this way, the ball speed remained consistent despite the reduced movement of the trunk (Figure 1b).

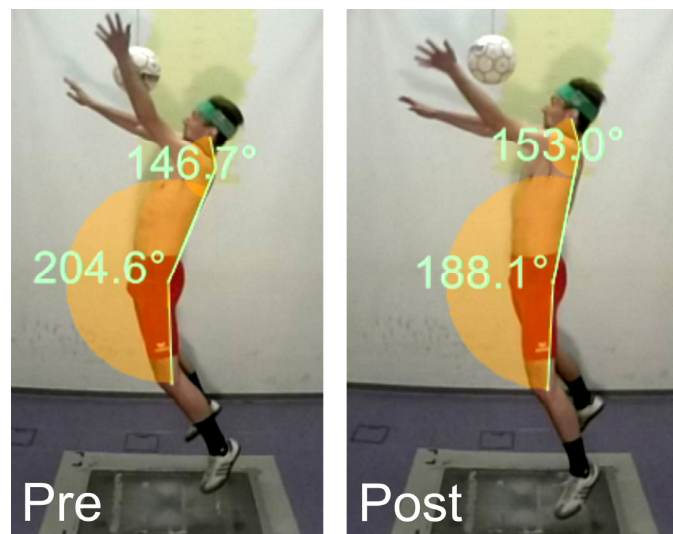


**Figure 1.** Schematic illustration of the kinematic strategies to compensate for fatigued core muscles (a) before fatigue; (b) applying Strategy 1; (c) applying Strategy 2 (see text).

When applying Strategy 2, the subjects also exhibited reduced arched body tension (in particular reduced hip extension) in the post-test. The counter movement of the CS increased, while the nod motion diminished (increased CS flexion). This means that the body adapted to the fatigued core muscles by modifying the jump direction and the alignment of the upper body. In these cases, the subjects either shifted their body's center of gravity forward, or they changed the jump direction toward the ball (Figure 1c).

#### 4. Discussion

The subtests before and after core muscle fatigue had the same outcome, that is, an identical acceleration of the ball. Therefore, the question arises as to how the same acceleration was generated through different kinematic and muscular mechanisms, respectively. In the header preparation phase, the trunk extensors established a strained arching body position, which enabled an explosive acceleration of the upper body toward the ball by activating the trunk flexors during the jump phase [17]. However, the muscles required for the pretension (EST; ESL) were less active after fatigue, just like the trunk flexors (RAB). In terms of kinematics, this was realized in a hip extension angle reduced by an average of  $3.8^\circ$  (Figure 2). The acceleration force impulse was also noticeably reduced after fatigue by 4.5 Ns, and the jump height by 1.3 cm. The reason for this may be seen in fatigue-related, reduced explosive strength and a lower degree of neuromuscular coupling of the sub-segments involved. This result is in concordance with the studies on fatigue after a one-legged jump or a counter-movement jump [18,19].



**Figure 2.** Maximum arched body tension during the pre- and post-tests (max. hip extension reduced, CS extension increased).

The reduction of the arched body tension after the treatment can be explained by the reduced activity of EST and ESL, both of which are responsible for building up the arching body position. It remains to be seen which compensation mechanisms are applied for the missing pretension, which enable the subjects to generate a comparable output (ball speed). The assumption that the CS executes an increased extension during the counter movement and a stronger flexion at the point of ball contact in order to compensate for the fatigued core muscles was not confirmed.

The question arises as to whether the CS applies an increased movement speed instead of a larger movement radius to compensate for the arched body tension reduced by core muscle fatigue. This means that flexion speed should be evaluated in more detail in future research. Future studies may



also want to analyze (e.g., by using high-speed video footage) whether a longer ball contact transfers a greater impulse to the ball.

In the landing phase, EST activity after fatigue was significantly reduced. The trunk extensors safeguard the trunk in this phase against uncontrolled forward movement and thus ensure quick motoric return to the game. Future studies may want to examine the accuracy of the balance regulation and of other movements after landing.

This study shows that complex changes occur in the motion sequence when the core musculature is fatigued. Various motoric strategies are responsible for these changes and are presumably based on the experience and learning processes of the player. The extent to which the individual training level and the player's position in the game have any impact on the general header strategy remains to be explained. There is only insufficient research on the smaller muscle groups around the cervical spine and their stabilizing and protective function for the sensitive cervical structures during headers. As targeted fatigue of the large core muscles leads to changed activity of the neck flexors and extensors, a potentially negative impact on the stabilization of the CS must be considered. We recommend this as a subject of further research.

The limitations of this study can be seen in the two independent subgroups and the two-dimensional analysis as well as in the amateur status of the players. Future studies may want to collect three-dimensional data with a bigger sample size and professional soccer players. Furthermore, the fatiguing treatment should involve methods of creating objective criteria of fatigued muscles. Additionally, the movement of the arms plays an important role and should undergo a quantitative analysis in the future.

## 5. Conclusions

The fatigue of the core muscles has demonstrable effects on the quality of a header's motoric performance. The kinematic changes observed and the electromyographically measured increased activity of the SCM support the assumption that the stabilizing protection of the CS decreases in the post-test. Therefore, in both the long and the short term, athletes may be subject to an increased risk of overload injuries caused by headers [7,20]. In order to counteract changes in the kinetics and kinematics of the header when the core muscles are fatigued, we recommend to coaches and athletes that core muscles be strengthened; additionally, the cervical and neck muscles should be a regular focus of accompanying exercise programs.

**Acknowledgments:** The authors gratefully acknowledge the participation of the players to support this project.

**Author Contributions:** S.B., M.F., J.K., and O.L. conceived and designed the experiments; S.B. and O.L. performed the experiments; S.B. and M.F. analyzed the data; S.B., M.F., J.K., and O.L. contributed materials and analysis tools; S.B., M.F., J.K., and O.L. wrote the paper.

**Conflicts of Interest:** The authors declare that there is no conflict of interest.

## References

1. Di Virgilio, T.G.; Hunter, A.; Wilson, L.; Stewart, W.; Goodall, S.; Howatson, G.; Donaldson, D.I.; Ietswaart, M. Evidence for acute electrophysiological and cognitive changes following routine soccer heading. *EBioMedicine* **2016**. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
2. Stølen, T.; Chamari, K.; Castagna, C.; Wisløff, U. Physiology of soccer. *Sports Med.* **2005**, *35*, 501–536. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
3. Rodrigues, A.C.; Lasmar, R.P.; Caramelli, P. Effects of soccer heading on brain structure and function. *Front. Neurol.* **2016**, *7*, 38. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
4. Kirkendall, D.T.; Garrett, W.E. Heading in soccer: Integral skill or grounds for cognitive dysfunction? *J. Athl. Train.* **2001**, *36*, 328–333. [[PubMed](#)]
5. Mehnert, M.J.; Agesen, T.; Malanga, G.A. "Heading" and neck injuries in soccer: A review of biomechanics and potential long-term effects. *Pain Phys. J.* **2005**, *8*, 391–397.

6. Kirkendall, D.T.; Jordan, S.E.; Garrett, W.E. Heading and head injuries in soccer. *Sports Med.* **2001**, *31*, 328–386. [[CrossRef](#)]
7. Queen, R.M.; Weinhold, P.S.; Kirkendall, D.T.; Yu, B. Theoretical study of the effect of ball properties on impact force in soccer heading. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2003**, *35*, 2069–2076. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
8. Dezman, Z.D.W.; Ledet, E.H.; Kerr, H.A. Neck strength imbalance correlates with increased head acceleration in soccer heading. *Sports Health* **2013**, *5*, 320–326. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
9. Smodlaka, V.N. Medical aspects of heading the ball in soccer. *Phys. Sportmed.* **1984**, *12*, 127–131. [[CrossRef](#)]
10. Andersen, T.E.; Árnason, Á.; Engebretsen, L.; Bahr, R. Mechanisms of head injuries in elite football. *Br. J. Sports Med.* **2004**, *38*, 690–696. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
11. Sortland, O.; Tysvaer, A.T. Brain damage in former association football players: An evolution by cerebral computed tomography. *Neuroradiology* **1989**, *31*, 44–48. [[PubMed](#)]
12. Kartal, A.; Yıldırım, I.; Şenköylü, A.; Korkusuz, F. Soccer causes degenerative changes in the cervical spine. *Eur. Spine J.* **2004**, *13*, 76–82. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
13. Mawdsley, H.P. A biomechanical analysis of heading. *Momentum* **1978**, *3*, 16–21.
14. World Medical Association. World medical association declaration of helsinki: Ethical principles for medical research involving human subjects. *JAMA* **2013**, *310*, 2191–2194.
15. Hermens, H.J.; Freriks, B.; Merletti, R.; Ha'gg, G.G.; Stegeman, D.; Blok, J.; Rau, G.; Disselhorst-Klug, C. *Seniam 8. European Recommendations for Surface Electromyography*; Roessingh Research and Development: Enschede, The Netherlands, 1999.
16. Cohen, J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*, 2nd ed.; Lawrence Erlbaum Associates: Hillsdale, NJ, USA, 1988.
17. Lynch, J.M.; Bauer, J.A. Heading. In *The U.S. Soccer Sports Medicine Book*; Garrett, W.E., Kirkendall, D.T., Coniguglia, S.R., Eds.; Lippincott Williams & Wilkins: Baltimore, MD, USA, 1996; pp. 81–85.
18. Augustsson, T.; Thomée, R.; Lindén, C.; Folkesson, M.; Tranberg, R.; Karlsson, J. Single-leg hop testing following fatiguing exercise: Reliability and biomechanical analysis. *Scand. J. Med. Sci. Sports* **2006**, *16*, 111–120. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
19. Sánchez-Medina, L.; González-Badillo, J.J. Velocity loss as an indicator of neuromuscular fatigue during resistance training. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2011**, *43*, 1725–1734. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
20. Shewchenko, N.; Withnall, C.; Koewn, M.; Gittens, R.; Dvorak, J. Heading in football. Part 1: Development of biomechanical methods to investigate head response. *Br. J. Sports Med.* **2005**, *39*, i10–i25. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]



© 2017 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 (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).



# 1. Publikation



## Evaluation of the Bourban Trunk Muscle Strength Test based on Electromyographic Parameters

Becker, S., Berger, J., Backfisch, M., Ludwig, O. & Fröhlich, M. (2019). Evaluation of the Bourban Trunk Muscle Strength Test Based on Electromyographic Parameters. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 4 (35), 1-11.

## Zusammenfassung

**Hintergrund und Fragestellung:** Die Bedeutsamkeit einer starken und stabilen Rumpfmuskulatur im Sport ist allseits bekannt. Dennoch besteht ein Mangel an zuverlässigen, validen und objektiven Testbatterien mit der notwendigen Testökonomie, Praktikabilität und einem adäquaten Kosten-Nutzen-Verhältnis. Das Ziel der vorliegenden Studie war es, den Bourbon-Test auf die Validität seiner Übungsauswahl zu evaluieren, welche die ventrale, laterale (li, re) und dorsale Muskelkette des Rumpfes testet. Sollte es zu einer nachweislichen Ermüdung der postulierten Zielmuskulatur kommen, wäre die Übungsauswahl im Hinblick auf eine Ermüdung der verschiedenen Rumpfreionen repräsentativ.

**Methoden:** 33 männliche Sportstudenten ( $24.1 \pm 2.4$  Jahre,  $181.6 \pm 5.5$  cm,  $80.8 \pm 7.3$  kg) nahmen an der Studie teil. Die EMG-Signale des M. rectus abdominis, M. obliquus externus abdominis (li, re), M. erector spinae lumbalis und M. erector spinae thoracalis wurden oberflächlich abgeleitet. Die Parameter Median Frequency (MDF) und Mean Frequency (MNF) als Kenngrößen muskulärer Ermüdung wurden nach Fast-Fourier-Transformation der Rohsignale berechnet.

**Ergebnisse:** In allen Übungen wurde eine signifikante Abnahme der MDF und MNF der entsprechenden Muskeln gemessen.

**Interpretation:** Durch die Abnahme der MDF und MNF kann von einer nachweislichen Ermüdung der Zielmuskulatur gesprochen werden. Folglich kann konstatiert werden, dass der Bourbon-Rumpfkrafttest eine valide und ökonomische Testbatterie zur Beurteilung der Rumpfkraft darstellt. Im Vergleich zu technisch unterstützten Messsystemen scheint der Bourbon-Test eine flexible und kostengünstige Alternative für Anwendung im Setting Vereinssport und Feldforschung.

Article

# Evaluation of the Bourban Trunk Muscle Strength Test Based on Electromyographic Parameters

Stephan Becker <sup>\*</sup> , Joshua Berger, Marco Backfisch, Oliver Ludwig  and Michael Fröhlich 

Department of Sport Science, Technische Universität Kaiserslautern, 67663 Kaiserslautern, Germany; joshua.berger@sowi.uni-kl.de (J.B.); marco.backfisch@sowi.uni-kl.de (M.B.); oliver.ludwig@sowi.uni-kl.de (O.L.); michael.froehlich@sowi.uni-kl.de (M.F.)

\* Correspondence: stephan.becker@sowi.uni-kl.de; Tel.: +49-631-205-5738

Received: 20 May 2019; Accepted: 10 June 2019; Published: 17 June 2019



**Abstract:** (1) Background: The importance of a strong and stable trunk musculature is well known, but there is a lack of reliable, valid and objective test batteries with the necessary test economy, practicability and cost-benefit ratio. The aim of the present study was to evaluate the Bourban test for the validity of its exercise selection representing the ventral, right/left lateral and dorsal muscle chain. (2) Methods: 33 male sports students ( $24.1 \pm 2.4$  years,  $181.6 \pm 5.5$  cm,  $80.8 \pm 7.3$  kg) participated in the study. Median Frequency (MDF) and Mean Frequency (MNF) were calculated from the electromyographic signals and used to check whether fatigue of the suggested target musculature actually occurs during the different exercises and thus the exercise is representative for this part of the trunk. (3) Results: In all exercises significant fatigue was measured for MDF and MNF in the muscles working as agonists. (4) Conclusion: It can be stated that the Bourban trunk muscle strength test is a valid and economic test instrument for the evaluation of trunk strength (endurance). Compared to technically supported measuring systems, the Bourban test seems to be a flexible and cost-effective alternative for the broad mass.

**Keywords:** electromyography; trunk muscle strength; assessment; fatigue; mean frequency; median frequency

## 1. Introduction

The trunk can be regarded as the anatomical basis of movements of the distal segments. Almost all large muscles, which are mainly responsible for basic movements, have their attachments here [1]. It allows the transfer of torques and angular momentum between lower and upper extremities with minimal loss of energy [2,3]. The following muscles can be listed as the main representatives of the trunk musculature: External oblique, internal oblique, transversus abdominis, rectus abdominis, transversospinalis, quadratus lumborum, erector spinae, latissimus dorsi, gluteus maximus and medius [2,4].

The importance of a well developed and stable trunk musculature is well known for everyday life [5], sports [1,6] and affects all age groups [7,8]. In everyday life, trunk stability supports general functionality [1], well-being [6] and is decisively involved in activities of daily life such as sitting, standing, walking or maintaining an upright posture [5]. Furthermore great importance is attributed to the prevention or treatment of back pain. Improved motor control and coordination contribute to an increased spinal stability [9]. From the point of view of sports science, there are implications ranging from injury prevention [10], general sports-specific fitness [11] to athletic performance improvement [12].

After trunk strengthening has become a sort of fitness trend and has influenced many sports. The question of a test instrument for the operationalisation of trunk strength arises at the latest when proof

of effectiveness wants to be provided. Technological progress opens up many possibilities, ranging from mobile force sensors and devices to isokinetic force-measuring chairs. Unfortunately, these are associated with high acquisition costs and high technical proficiency requirements [6]. Up to now there is a lack of reliable, valid and objective test batteries with the necessary test economy, practicability and cost-benefit ratio, especially for screening procedures in everyday life, recreational sports, leisure sports, but also for professional sports [1,13].

The Bourban test is described as an economic alternative to other assessments measuring trunk strength endurance [14]. It can be applied in a pre-post-comparison and offers, even if so far as to be still limited for sport-specific normative values comparisons for the categorisation of trunk strength endurance [14,15]. The reliability of the test has already been proven [16].

The aim of the present study was to evaluate the Bourban test for the validity of its exercise selection representing the ventral muscle chain, right lateral muscle chain, left lateral muscle chain and dorsal muscle chain. According to our hypothesis, there should have been a significant decrease in median frequency (MDF) and mean frequency (MNF) from pre-test to post-test for the agonistic working muscles in all exercises.

## 2. Materials and Methods

### 2.1. Participants

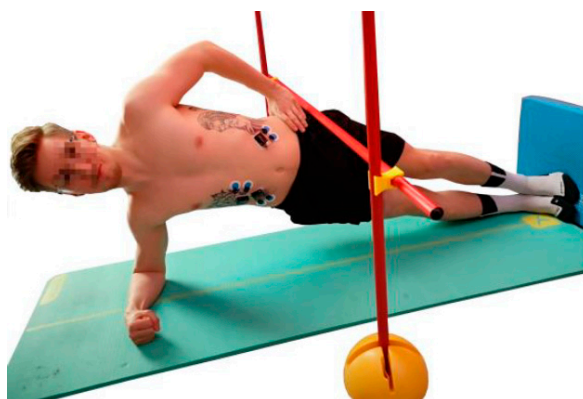
A total of 33 male sports students (age:  $24.1 \pm 2.4$  years, height:  $181.6 \pm 5.5$  cm, weight:  $80.8 \pm 7.3$  kg) participated in the study. Inclusion criteria were: male participants, between 20 and 30 years of age, previous experiences in strength training and with the basic forms of the exercises. Exclusion criteria were: acute injury, acute illness, acute muscle soreness or fatigue due to other sporting activities. All participants were informed in writing and orally about the study design, execution and potential risks and provided their written consent. Participation was voluntary and did not involve any financial remuneration. The study was based and carried out in accordance with the current guidelines of the Declaration of Helsinki [17] and approved by the responsible ethics commission of the Technische Universität Kaiserslautern.

### 2.2. Bourban Test

The Bourban test consists of four exercises, one for each part of the trunk: Ventral chain, right lateral chain, left lateral chain and dorsal chain (Figures 1–4). All exercises were performed according to the authors' guidelines [15,16] and to the point of subjective complete exhaustion or the exercises were stopped by the investigator if the range of motion or movement speed no longer met the guidelines. The movement speed was controlled by means of a metronome (60 bpm) and the range of motion was controlled by spanned ropes (Sport-Thieme®, Grasleben, Germany) [14]. If one of the specifications was deviated from, a warning was issued. The test was aborted at the third warning.



**Figure 1.** Exercise for the ventral muscle chain (plank with alternating leg lifts).



**Figure 2.** Exercise for the right lateral muscle chain (plank with pelvis drop and lift).



**Figure 3.** Exercise for the left lateral muscle chain (plank with pelvis drop and lift).



**Figure 4.** Exercise for the dorsal muscle chain (dynamic hyper extension).

#### 2.2.1. Ventral Muscle Chain

The subjects took a front plank position with head, back, hips and legs forming a straight line (Figure 1). During the test, the subjects had to lift the straightened legs alternately to the level of the

gluteus maximus. One leg had to be lifted at each beat of the metronome. The lower back, at the height of the sacroiliac joint, had to remain always in contact with the rope.

### 2.2.2. Lateral Muscle Chain

The subjects took a side plank position with one hand on the hip (Figures 2 and 3). Head, shoulders, back, and hips had to be positioned in one line. A pelvis drop and lift was performed in time. At each beat the subject had to be in the reversal point (top or bottom).

### 2.2.3. Dorsal Muscle Chain

The subjects performed a hyper extension in a range of 0–30° according to the beat (Figure 4). The spinae iliacae anterior was about 4 cm above the edge and the arms were crossed over the breast. Head, back and hips had to form a straight line. At each beat, the trunk had to be in the reversal point (top or bottom).

Further details on the test setup, execution and instructions can be found in the existing literature [5,15,16,18].

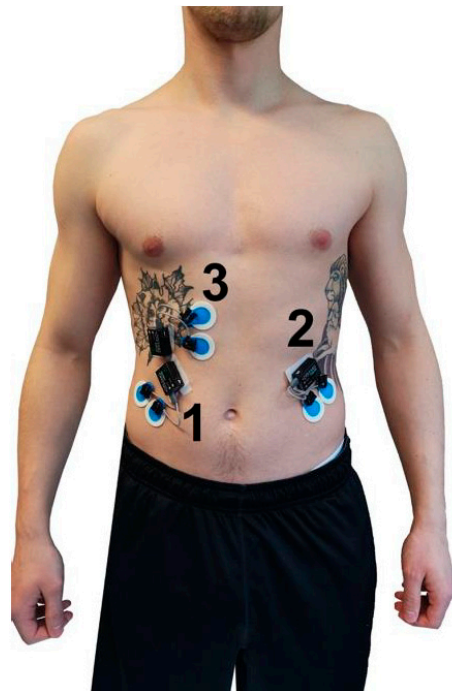
### 2.3. Myoelectrical Activity

The electromyographic parameters MDF and MNF were used to check whether fatigue of the suggested target musculature actually occurred during the different exercises and thus the respective exercise could be representative for this part of the trunk. MDF and MNF are frequency parameters and can be used to determine local fatigue. With increasing fatigue the frequencies of the measured motor units will decrease and with MDF and MNF the magnitude of this shift can be shown [19].

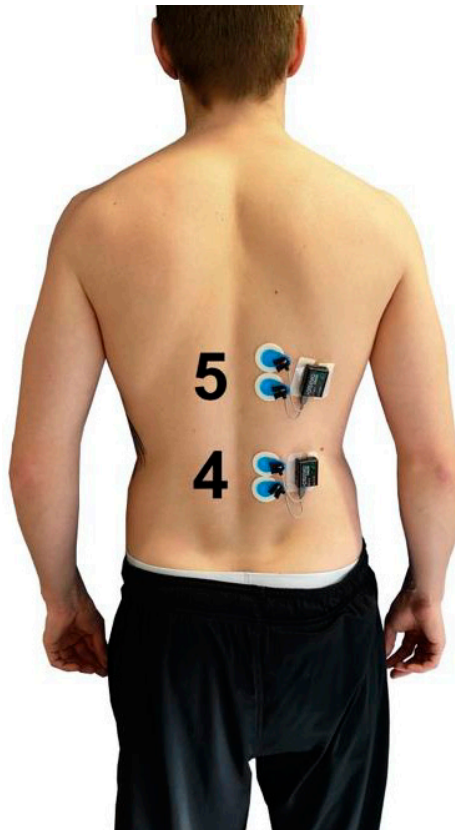
The myoelectrical activity (Table 1, Figures 5 and 6) during the four exercises (Ex.1–Ex.4) was determined by telemetric surface electromyography by Noraxon Desktop DTS (Noraxon, Scottsdale, PA, USA; sampling frequency: 1500 Hz; filter: lowpass 500 Hz) according to the SENIAM standard [20]. Ag/AgCl adhesive electrodes (Ambu Blue Sensor P, 34 mm diameter, Ambu A/S, Ballerup, Denmark) were used to record the signals. The MDF and MNF were calculated at two points in time (pre-test, post-test) using the Fast-Fourier-Transformation in MR3 Software (MR3 Version 12.56, Noraxon, Scottsdale, PA, USA). For the pre- and post-test, a standardized time window of 4 s was analyzed shortly after the start (pre-test) and shortly before termination (post-test) of the respective exercise and muscle.

**Table 1.** Ex.1–Ex.4 and the respective derived muscles.

Exercise	Muscle
Ex.1: ventral muscle chain	M. obliquus externus abdominis right-side (OEA_r) M. obliquus externus abdominis left-side (OEA_l) M. rectus abdominis (RAB)
Ex.2: lateral muscle chain (right-side)	M. obliquus externus abdominis right-side (OEA_r)
Ex.3: lateral muscle chain (left-side)	M. obliquus externus abdominis left-side (OEA_l)
Ex.4: dorsal muscle chain	M. erector spinae lumbalis (ESL) M. erector spinae thoracalis (EST)



**Figure 5.** Position of the surface EMG electrodes for OEA\_r (1), OEA\_l (2) and RAB (3).



**Figure 6.** Position of the surface EMG electrodes for ESL (4) and EST (5).



2.4. Rate of Perceived Exertion (RPE) Scale

Before the start of the experiment, the participants were introduced to the use and interpretation of the Borg scale [21]. Immediately after the completion of each exercise, the rate of perceived exertion (RPE) was tested using the Borg scale (6 to 20 scale).

2.5. Statistics

The following results were stated as mean values ± standard deviation and 95% confidence intervals. To analyse the pre-post-effects the t-test for dependent samples was applied. The normal distribution was verified by means of the Shapiro–Wilk test. The significance level was modified by Bonferroni to: Ex.1:  $p < 0.016$ , Ex.2:  $p < 0.05$ , Ex.3:  $p < 0.05$ , Ex.4:  $p < 0.025$ . Effect sizes (Cohen’s  $d$ ) were also calculated and values of 0.20, 0.50, and 0.80 were considered small, medium and large, respectively. The statistical evaluation was executed using IBM SPSS (SPSS Version 25.0 for Macintosh; Chicago, IL, USA).

3. Results

All respective muscles for Ex.1–Ex.4 showed a significant decrease in mean frequency (MNF) and median frequency (MDF). In Ex.1, representing the ventral muscle chain OEA\_r, OEA\_l and RAB MNF decreased on average by –12.1% and MDF –8.0%. The lateral muscle chain was tested in Ex.2 and Ex.3. Throughout Ex. 2 OEA\_r decreased by –11.8% for MNF and –7.2% for MDF. A decrease of –12.3% for MNF and –5.9% for MDF was measured for OEA\_l in Ex. 3. During Ex.4, representative for the dorsal muscle chain ESL and EST MNF decreased on average by –21.9% and MDF by –14.2%.

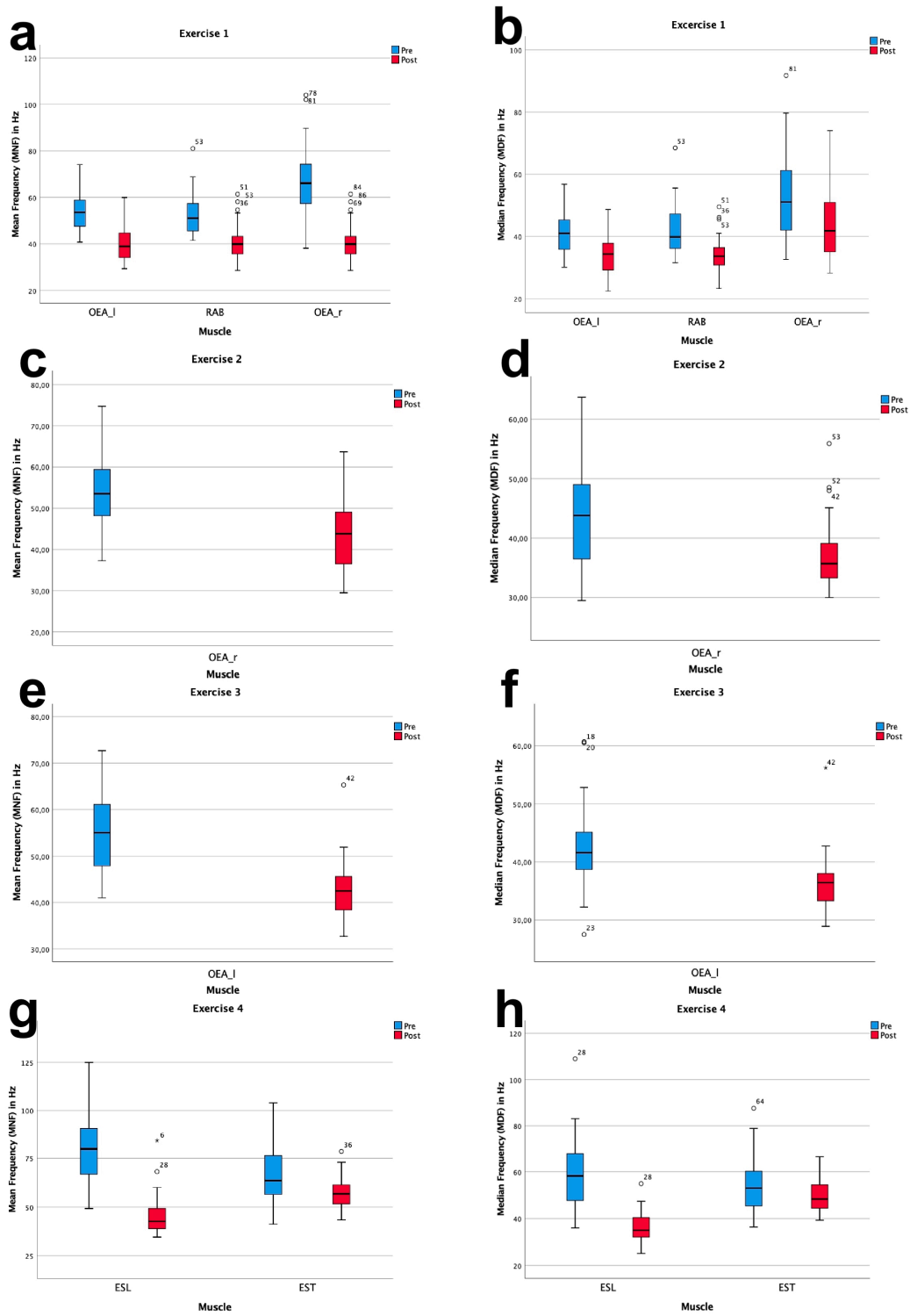
The following table shows the results of the pre-post-comparison for MNF and MDF in Hz (Table 2, Figure 7) as well as the descriptive statistics on duration and RPE scale for Exercise 1 (Ex.1)–Exercise 4 (Ex.4) (Table 3).

**Table 2.** Mean values of mean frequency (MNF in Hz) and median frequency (MDF in Hz) between pre- and post-test for exercises 1–4 ( $N = 33$ ).

Ex.	Parameter	Pre ± SD	CI	N	Post ± SD	CI	T	df	p	d
1	OEA_r MNF	52.6 ± 8.8	49.4–55.7	33	40.7 ± 7.7	38.0–43.4	9.583	32	0.000	1.7
	OEA_r MDF	41.7 ± 8.0	38.8–44.5	33	34.2 ± 5.9	32.2–36.3	6.705	32	0.000	1.2
	OEA_l MNF	53.9 ± 8.1	51.0–56.8	33	40.5 ± 7.7	37.5–43.4	10.027	32	0.000	1.7
	OEA_l MDF	41.7 ± 6.7	39.3–44.0	33	33.9 ± 6.4	31.6–36.1	6.756	32	0.000	1.2
	RAB MNF	66.3 ± 15.6	60.8–71.8	33	55.3 ± 14.1	50.3–60.3	4.278	32	0.000	0.7
	RAB MDF	53.4 ± 18.8	48.6–58.3	33	44.6 ± 11.4	40.6–48.7	3.726	32	0.001	0.6
2	OEA_r MNF	54.7 ± 10.0	51.1–58.3	33	42.9 ± 7.6	40.3–45.6	7.614	32	0.000	1.3
	OEA_r MDF	44.3 ± 9.1	41.0–47.5	33	37.0 ± 6.0	34.9–39.1	4.518	32	0.000	0.8
3	OEA_l MNF	54.8 ± 8.7	51.7–57.9	33	42.5 ± 6.6	40.2–44.9	8.514	32	0.000	1.5
	OEA_l MDF	42.2 ± 7.5	39.6–44.9	33	36.3 ± 5.1	34.5–38.1	4.571	32	0.000	0.8
4	ESL MNF	80.8 ± 19.08	74.0–87.6	33	45.4 ± 10.5	41.6–49.1	10.866	32	0.000	1.9
	ESL MDF	59.3 ± 10.5	53.6–65.1	33	36.2 ± 6.3	34.0–38.4	8.784	32	0.000	1.5
	EST MNF	65.6 ± 14.0	60.6–70.6	33	57.1 ± 8.2	54.3–60.0	4.561	32	0.000	0.8
	EST MDF	55.0 ± 12.6	50.5–59.4	33	49.8 ± 7.3	47.2–52.4	3.012	32	0.005	0.5

Ex. = Exercise number (according to Table 1), SD = standard deviation, CI = 95% confidence interval,  $N$  = number of subjects,  $T$  = t-value,  $df$  = degrees of freedom,  $p$  = p-value,  $d$  = Cohen’s  $d$  effect size, OEA\_r = M. obliquus externus abdominis (right-side), OEA\_l = M. obliquus externus abdominis (left-side), RAB = M. rectus abdominis, ESL = M. erector spinae lumbalis, EST = M. erector spinae thoracalis.





**Figure 7.** Boxplots showing the results for MNF (left column) and MDF (right column) during Ex.1 (a,b), Ex.2 (c,d), Ex.3 (e,f) and Ex.4 (g,h).

**Table 3.** Duration and RPE Scale of each exercise in average ± standard deviation.

Exercise	Duration in s	RPE Scale
1	151.2 ± 49.2	16.9 ± 1.7
2	62.0 ± 18.0	16.6 ± 2.3
3	64.9 ± 20.2	16.8 ± 1.9
4	86.6 ± 20.07	17.0 ± 1.8

#### 4. Discussion

The aim of the study was to investigate, if each of the four exercises in the Bourban trunk muscle strength test really represented the strength endurance of the ventral, lateral and dorsal muscle chain. In the case of a valid exercise selection, an electromyographically measurable decrease of the MNF and MDF of the agonistic muscles should occur in all exercises.

Tschopp et al. [18] already checked the validity of their test instrument with a questionnaire survey. The correctness of the operationalization of trunk strength with this test instrument was confirmed by 70% of the athletes ( $n = 57$ ) and 100% of the coaches/sports instructors ( $n = 10$ ). This subjective assessment can be extended and confirmed with our values of the RPE scale, which achieved an average of 16.6 to 17.0 for all exercises (Table 3). According to Borg’s RPE Scale, this corresponds to a maximal effort activity with very hard loads [21].

The statistical analysis of MNF and MDF of the respective muscles throughout the four exercises, showed significant fatigue values over time. Therefore the EMG frequency power spectrum shifted to lower frequencies during all exercises caused by local fatigue [19]. MNF and MDF for all muscles representing the ventral (OEA, RAB), lateral (OEA) and dorsal (ESL, EST) chain showed significantly lower frequencies in the post-test (Table 2). Tong et al. [22] evaluated the sport-specific endurance plank test on 34 participants with surface electromyography, supporting our results of Ex.1 challenging the target muscles of the ventral muscle chain RAB and OEA. Willardson et al. [23] investigated the myoelectrical activity of RAB, OEA, ESL and the lower abdominal stabilizers during the side plank (Ex.2 and Ex.3). According to their findings the agonist for the side plank was OEA and synergistically supported by RAB. Their results corroborated the Bourban test and confirmed that Ex.2 and Ex.3 must have led to fatigue in the lateral muscle chain. Similar to Ex.4, Yoshitake et al. [24] investigated the fatigue of ESL during isometric hyper extension over a period of 60 s. The EMG power spectrum, comparable to our results, shifted to lower frequency bands. In our study the average load duration was 86.6 s (Table 3). Looking at the available literature the usual object of investigation is the determination of muscular activity or the comparison of muscular activity during various exercises. Knowing that a certain muscle belongs to the respective agonists of the corresponding muscle chain and therefore experiences the greatest stress, an occurring fatigue seems trivial. In the current literature, there is a lack of studies which prove an objective fatigue with the help of electromyography for the exercises involving front plank, side plank and hyper extension. Nevertheless, according to the previous investigations for the Bourban test on the subjective [19] as well as the objective data available here, a valid measuring instrument can be assumed.

Looking at the exercise selection of the Bourban test more closely and comparing it with previously known tests, one can see that variants and variations have been used by other authors [13,25–27]. They all claim to be intended for the evaluation of trunk strength and differ in terms of content, structure and also the proportion of static and dynamic exercise elements [13,25,27,28]. The Bourban test can be understood as an advanced test of the already existing, simple dynamic tests, in which the measuring accuracy is increased with the help cost-effective and flexible variations (devices, test description, instructions, abort criteria) [15,16]. In a reliability test, 30 male athletes from 16 sports were tested at two test times within 48 h. The random error to be tested for this was 12–15% for the ventral ( $r = 0.87$ ), lateral ( $r = 0.81$ ) and dorsal chain ( $r = 0.80$ ) [16]. An exact test description, instructions and standardization devices were used to ensure independence from the investigator [29]. A future study should evaluate the inter-tester reliability [16].

Apparative measurement methods usually provide reliable data, although they are usually too expensive and time-consuming for the broad mass [16]. Another weak point of apparatus-based measurement technology is that isometric or isokinetic measurement methods are often not representative of everyday motor skills or sports-specific performance. This is probably one of the reasons why some studies have not been able to sufficiently reveal evidence of efficacy and correlations between increased trunk strength and athletic performance [3]. Although the Bourban test already contains dynamic elements, which is altogether more intensive and more representative for sports practice [30], it is still more the static muscle endurance that is being tested [12]. Thus, athletes and coaches must always bear in mind that the primary goal is the determination of the basic strength or the effective control of a training intervention in the pre-post-comparison, but not necessarily a direct transfer to performance parameters in certain sports setting [28,31].

The comparative values available so far can be traced back to two surveys [14,15] and relate predominantly to male athletes (male:  $n = 598$ ; female:  $n = 184$ ). Future studies should therefore expand the inclusion criteria in order to collect comparative values for all age groups, sports groups and especially for women. According to the authors' previous understanding [16], the primary objective is to categorize whether an athlete meets the minimum strength requirement or not, since a further increase is not necessarily associated with a proportional linear increase in athletic performance or preventive benefit [14]. Later Büsch et al. [15] started categorizing the performance into five stages. To answer the question on how to handle the data and categorize the performance, whether a division was sufficient or insufficient is adequate, or an extension according to the principle of Büsch et al. [15] is better, is to be discussed elsewhere. First of all, there is a need for an elementary increase in the number of comparative values.

Fatigue of the target musculature is guaranteed with the elements of the Bourban test, but it should be taken into account that other anatomical structures can have a limiting effect. Bourban et al. [14] were able to state that in the specification of the location of the main load the ventral chain in Ex.1 was 65.8%, the lateral chain in Ex.2 and Ex.3 was 84.0% and the dorsal chain in Ex.4 was 98.7% of the subjects. When testing the ventral chain, the lower back was mentioned as a possible limiting factor. The authors see here a radiating symptomatology by the overload of M. iliopsoas [14], because the activity of ESL or EST is clearly lower than that of EOA and RAB [32]. In our sample it could also be observed that M. quadriceps femoris could be perceived as a limiting factor. We explained the connection by the synergistically involved M. rectus femoris, since he is supporting the abdominal muscles with a slight hip flexion and working against a pelvic drop following gravity [33]. For this reason, attention should be paid to a recovered condition for the test, without any influencing strain having occurred in the training units of the previous days, also for possibly supporting muscle groups. In addition, our observations coincided with those of Bourban et al. (2001) that the shoulder could be seen as a limiting factor for testing the lateral chain and the hamstrings for the dorsal chain [14].

As potential limitations of this study it can be noted that in our investigation only large, superficially lying and auxiliary muscles for the ventral, lateral and dorsal chain were recorded. An important contribution to trunk stability is made not only by the superficial muscles, but also by smaller and deeper lying muscles (e.g., M. iliopsoas, M. quadratus lumborum, M. obliquus internus abdominis, M. transversus abdominis, M. semispinalis) [34,35]. However, these can only be insufficiently or not at all recorded by means of surface electromyography. Nonetheless, due to their at least synergistic activation throughout these exercises, it can be assumed that adequate fatigue would also be measured for these muscles. Furthermore no female participants were included, which limits generalizability.

## 5. Conclusions

Based on our results, it can be stated that the Bourban trunk muscle strength test is a valid and economical test instrument for the evaluation of trunk strength endurance. In the exercises for the ventral, lateral and dorsal muscle chain, significant fatigue occurred in the muscles working as agonists. The aim of the Bourban test was not to compete with technically supported measuring systems, but to

represent a flexible and cost-effective alternative for the broad mass. It allows the determination and, if necessary, categorization of trunk strength, but does not replace tests for sport-specific performance parameters. Future studies should increase the comparative data for the subgroups age, gender, sport and untrained persons.

**Author Contributions:** Conceptualization, S.B. and M.F.; methodology, S.B., J.B.; software, S.B.; validation, O.L., M.F.; formal analysis, S.B., J.B.; investigation, S.B., M.B.; resources, M.F., O.L.; data curation, S.B.; writing—original draft preparation, S.B.; writing—review and editing, S.B., J.B., M.B., O.L., M.F.; visualization, S.B., J.B.; supervision, S.B., M.F.; project administration, S.B.

**Funding:** This research received no external funding.

**Acknowledgments:** We thank Tobias Häfel and all participants for their support.

**Conflicts of Interest:** The authors declare no conflict of interest.

## References

1. Kibler, W.B.; Press, J.; Sciascia, A. The role of core stability in athletic function. *Sports Med.* **2006**, *36*, 189–198. [[CrossRef](#)]
2. Willardson, J.M. Core stability training: Applications to sports conditioning programs. *J. Strength Cond. Res.* **2007**, *21*, 979–985. [[CrossRef](#)]
3. Sharrock, C.; Cropper, J.; Mostad, J.; Johnson, M.; Malone, T. A pilot study of core stability and athletic performance: Is there a relationship? *Int. J. Sports Phys. Ther.* **2011**, *6*, 63–74.
4. McGill, S.; Grenier, S.; Bluhm, M.; Preiss, R.; Brown, S.H.; Russell, C. Previous history of lbp with work loss is related to lingering deficits in biomechanical, physiological and motor control characteristics. *Ergonomics* **2003**, *46*, 731–746. [[CrossRef](#)]
5. Granacher, U.; Schellbach, J.; Klein, K.; Prieske, O.; Baeyens, J.P.; Muehlbauer, T. Effects of core strength training using stable versus unstable surfaces on physical fitness in adolescents: A randomized controlled trial. *BMC Sports Sci. Med. Rehabil.* **2014**, *6*, 40. [[CrossRef](#)]
6. Zemková, E.; Hamar, D. Sport-specific assessment of the effectiveness of neuromuscular training in young athletes. *Front. Physiol.* **2018**, *9*, 1–27. [[CrossRef](#)]
7. Granacher, U. Effects of balance and resistance training in children, adolescents, and seniors. *Sportwissenschaft* **2012**, *42*, 17–29. [[CrossRef](#)]
8. Gießing, J.; Fröhlich, M. A second look at the effectiveness and safety of strength training in children and adolescents. In *Current Results of Strength Training Research. A Multi-Perspective Approach*; Gießing, J., Fröhlich, M., Eds.; Cuvillier Verlag: Göttingen, Germany, 2008; Volume 2, pp. 119–127.
9. Rabin, A.; Shashua, A.; Pizern, K.; Dickstein, R.; Dar, G. A clinical prediction rule to identify patients with low back pain who are likely to experience short-term success following lumbar stabilization exercises: A randomized controlled validation study. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* **2014**, *44*, 6–13. [[CrossRef](#)]
10. Myer, G.D.; Chu, D.A.; Brent, J.L.; Hewett, T.E. Trunk and hip control neuromuscular training for the prevention of knee joint injury. *Clin. Sports Med.* **2008**, *27*, 425–448. [[CrossRef](#)]
11. Okada, T.; Huxel, K.C.; Nesser, T.W. Relationship between core stability, functional movement, and performance. *J. Strength Cond. Res.* **2011**, *25*, 252–261. [[CrossRef](#)]
12. Nesser, T.W.; Huxel, K.C.; Tincher, J.L.; Okada, T. The relationship between core stability and performance in division i football players. *J. Strength Cond. Res.* **2008**, *22*, 1750–1754. [[CrossRef](#)]
13. Moreland, J.; Finch, E.; Stratford, P.; Balsor, B.; Gill, C. Interrater reliability of six tests of trunk muscle function and endurance. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* **1997**, *26*, 200–208. [[CrossRef](#)]
14. Bourban, P.; Hubner, K.; Tschopp, M.; Marti, B. Basic requirements of trunk muscle strength in elite sport: Results of a set of 3 standardized trunk muscle strength test. *Swiss J. Sports Med. Sports Traumatol.* **2001**, *49*, 73–78.
15. Büsch, D.; Meyer, G.; Wiegel, C.; Kurrat, H.; Braun, J.; Granacher, U. Importance, diagnostics and training of the local trunk muscle endurance in handball. *Leistungssport* **2016**, *46*, 30–35.
16. Tschopp, M.; Bourban, P.; Hubner, K.; Marti, B. Reliability of a standardized, dynamic trunk muscle strength test: Experiences with healthy male elite athletes. *Swiss J. Sports Med. Sports Traumatol.* **2001**, *49*, 67–72.

17. World Medical Association. World medical association declaration of helsinki: Ethical principles for medical research involving human subjects. *J. Am. Med. Assoc.* **2013**, *310*, 2191–2194. [[CrossRef](#)]
18. Tschopp, M.; Hubner, K.; Bourban, P. Acceptance of new trunk muscle strength test in young top athletes and coaches. *Swiss J. Sports Med. Sports Traumatol.* **2001**, *49*, 176–177.
19. Phinyomark, A.; Thongpanja, S.; Hu, H.; Phukpattaranont, P.; Limsakul, C. The usefulness of mean and median frequencies in electromyography analysis. In *Computational Intelligence in Electromyography Analysis-A Perspective on Current Applications and Future Challenges*; InTech: Rijeka, Croatia, 2012; pp. 195–220.
20. Hermens, H.J.; Freriks, B.; Merletti, R.; Hägg, G.G.; Stegeman, D.; Blok, J.; Rau, G.; Disselhorst-Klug, C. *Seniam 8. European Recommendations for Surface Electromyography*; Roessingh Research and Development: Enschede, The Netherlands, 1999.
21. Borg, G. *Borg's Perceived Exertion and Pain Scales*; Human Kinetics: Champaign, IL, USA, 1998.
22. Tong, T.K.; Wu, S.; Nie, J. Sport-specific endurance plank test for evaluation of global core muscle function. *Phys. Ther. Sport* **2014**, *15*, 58–63. [[CrossRef](#)]
23. Willardson, J.M.; Behm, D.G.; Huang, S.Y.; Rehg, M.D.; Kattenbraker, M.S.; Fontana, F.E. A comparison of trunk muscle activation: Ab circle vs. Traditional modalities. *J. Strength Cond. Res.* **2010**, *24*, 3415–3421. [[CrossRef](#)]
24. Yoshitake, Y.; Ue, H.; Miyazaki, M.; Morotani, T. Assessment of lower-back muscle fatigue using electromyography, mechanomyography, and near-infrared spectroscopy. *Eur. J. Appl. Physiol.* **2001**, *84*, 174–179. [[CrossRef](#)]
25. Alaranta, H.; Hurri, H.; Heliövaara, M.; Soukka, A.; Harju, R. Non-dynamometric trunk performance tests: Reliability and normative data. *Scand. J. Rehabil. Med.* **1994**, *26*, 211–215.
26. Moffroid, M.; Reid, S.; Herny, S.H.; Haugh, L.D.; Ricamoto, A. Some endurance measures in persons with chronic low back pain. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* **1994**, *20*, 81–87. [[CrossRef](#)]
27. Spring, H.; Kunz, H.-R.; Schneider, W.; Tritschler, T.; Unold, E. Testing of strength endurance. In *Strength Training: In Theory and Practice*; Kunz, H.-R., Schneider, W., Spring, H., Eds.; Thieme: Stuttgart, Germany, 1990; pp. 26–47.
28. Nikolenko, M.; Brown, L.E.; Coburn, J.W.; Spiering, B.A.; Tran, T.T. Relationship between core power and measures of sport performance. *Kinesiology* **2011**, *43*, 163–168.
29. Matheson, L.; Mooney, V.; Caiozzo, V.; Jarvis, G.; Pottinger, J.; DeBerry, C.; Backlund, K.; Klein, K.; Antoni, J. Effect of instructions on isokinetic trunk strength testing variability, reliability, absolute value, and predictive validity. *Spine* **1992**, *17*, 914–921. [[CrossRef](#)]
30. Park, H.J.; Oh, D.W.; Kim, S.Y. Effects of integrating hip movements into bridge exercises on electromyographic activities of selected trunk muscles in healthy individuals. *Man. Ther.* **2014**, *19*, 246–251. [[CrossRef](#)]
31. Hoppe, M.W.; Freiwald, J.; Baumgart, C.; Born, D.-P.; Reed, J.L.; Sperlich, B. Relationship between core strength and key variables of performance in elite rink hockey players. *J. Sports Med. Phys. Fit.* **2015**, *55*, 150–157.
32. Lee, J.; Jeong, K.; Lee, H.; Shin, J.; Choi, J.; Kang, S.; Lee, B.-H. Comparison of three different surface plank exercises on core muscle activity. *Phys. Ther. Rehabil. Sci.* **2015**, *5*, 29–33. [[CrossRef](#)]
33. Andersson, E.A.; Nilsson, J.; Ma, Z.; Thorstensson, A. Abdominal and hip flexor muscle activation during various training exercises. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* **1997**, *75*, 115–123. [[CrossRef](#)]
34. Escamilla, R.F.; Lewis, C.; Pecoson, A.; Imamura, R.; Andrews, J.R. Muscle activation among supine, prone, and side position exercises with and without a swiss ball. *Sports Health* **2016**, *8*, 372–379. [[CrossRef](#)]
35. Oliver, G.D.; Dwelly, P.M.; Sarantis, N.D.; Helmer, R.A.; Bonacci, J.A. Muscle activation of different core exercises. *J. Strength Cond. Res.* **2010**, *24*, 3069–3074. [[CrossRef](#)]



© 2019 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 (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

## 2. Publikation



The Influence of Fatigued Core Muscles on Head Acceleration During Headers in Soccer

Becker, S., Fröhlich, M., Kelm, J. & Ludwig, O. (2018). The Influence of Fatigued Core Muscles on Head Acceleration During Headers in Soccer. *Sports*, 6 (2).

## Zusammenfassung

**Hintergrund und Fragestellung:** Während des Kopfballspieles im Fußball spielt die Rumpfmuskulatur eine wichtige Rolle für die Stabilisation des Kopfes. Sie trägt über Aufbau und Auflösung der Bogenspannung maßgeblich zur Beschleunigung des Sportlers zum Ball bei. Ziel der Studie war es, den Einfluss einer ermüdeten Rumpfmuskulatur auf die Beschleunigung des Kopfes bei Kopfballen aus dem Sprung und Lauf zu untersuchen. Darüberhinaus sollte überprüft werden, inwiefern ein genereller Unterschied zwischen Kopfballen aus dem Stand, Sprung und Lauf festzustellen ist.

**Methoden:** Die Beschleunigung des Kopfes wurde in einem Pre-Post-Design bei 68 aktiven Fußballspielern ( $21.5 \pm 3.8$  Jahre,  $180.0 \pm 13.9$  cm,  $76.9 \pm 8.1$  kg) überprüft. Die Datenerfassung erfolgte mittels eines telemetrischen 3D-Akzelerometers, der Kopfballstoß erfolgte am ruhenden Kopfballpendel. Das Treatment zur Ermüdung der Rumpfmuskulatur bestand aus jeweils zwei Übungen für die ventrale, laterale und dorsale Muskelkette.

**Ergebnisse:** Die Beschleunigung des Kopfes zwischen Pre- und Post-Test reduzierte sich um 0.3 G ( $p = 0.011$ ) beim Sprung und um 0.2 G ( $p = 0.067$ ) beim Lauf. Die Analyse aller Pre-Tests ergab eine signifikant erhöhte Beschleunigung des Kopfes bei Kopfballen aus dem Lauf im Vergleich zu Kopfballen aus dem Stand ( $p < 0.001$ ) und Sprung ( $p < 0.001$ ). In einem zusätzlichen Subgruppenvergleich wurden keine Unterschiede festgestellt zwischen semiprofessionellen vs. Hobbyspieler sowie offensiven vs. defensiven Spielern.

**Interpretation:** Basierend auf diesen Ergebnissen kann schlussfolgernd festgehalten werden, dass die Beschleunigung des Kopfes, entgegen den in der Literatur postulierten Vermutungen, mit einer Ermüdung der Rumpfmuskulatur nicht zwingend erhöht wird. Es bleibt zu klären, wie sich die Ergebnisse des hier untersuchten Szenarios unterscheiden, wenn beschleunigte Bälle zum Einsatz kommen.



Article

# The Influence of Fatigued Core Muscles on Head Acceleration during Headers in Soccer

Stephan Becker <sup>1,\*</sup> , Michael Fröhlich <sup>1</sup> , Jens Kelm <sup>2</sup> and Oliver Ludwig <sup>1</sup> 

<sup>1</sup> Department of Sport Science, Technische Universität Kaiserslautern, 67663 Kaiserslautern, Germany; michael.froehlich@sowi.uni-kl.de (M.F.); oliver.ludwig@sowi.uni-kl.de (O.L.)

<sup>2</sup> Chirurgisch-Orthopädisches Zentrum, 66557 Illingen, Germany; jens.kelm@chirurgie-illingen.de

\* Correspondence: stephan.becker@sowi.uni-kl.de; Tel.: +49-631-205-5738

Received: 26 March 2018; Accepted: 9 April 2018; Published: 11 April 2018



**Abstract:** The core muscles play a central role in stabilizing the head during headers in soccer. The objective of this study was to examine the influence of a fatigued core musculature on the acceleration of the head during jump headers and run headers. Acceleration of the head was measured in a pre-post-design in 68 soccer players (age:  $21.5 \pm 3.8$  years, height:  $180.0 \pm 13.9$  cm, weight:  $76.9 \pm 8.1$  kg). Data were recorded by means of a telemetric 3D acceleration sensor and with a pendulum header. The treatment encompassed two exercises each for the ventral, lateral, and dorsal muscle chains. The acceleration of the head between pre- and post-test was reduced by 0.3 G ( $p = 0.011$ ) in jump headers and by 0.2 G ( $p = 0.067$ ) in run headers. An additional analysis of all pretests showed an increased acceleration in run headers when compared to stand headers ( $p < 0.001$ ) and jump headers ( $p < 0.001$ ). No differences were found in the sub-group comparisons: semi-professional vs. recreational players, offensive vs. defensive players. Based on the results, we conclude that the acceleration of the head after fatiguing the core muscles does not increase, which stands in contrast to postulated expectations. More tests with accelerated soccer balls are required for a conclusive statement.

**Keywords:** heading; fatigue; concussion; soccer; acceleration; kinetics; repetitive head impacts; cumulative exposure

## 1. Introduction

Headers, with the head actively being used for influencing a match, are unique in sports and represent an important strategic action in soccer. In current studies, suspicions are expressed that headers may have a negative impact on the brain [1,2]. The potential danger of headers is compared to sports such as boxing, american football, and ice hockey, all of which demonstrably promote the development of chronic traumatic encephalopathy [3,4]. In particular, the risk of recurring traumatic brain injuries (concussions) is high [5,6]. Concussions are said to result from collisions with players or the ground because they strongly accelerate the head [7–9]. In addition to these unintentional impacts, another potential danger lies in the high number of headers, i.e., thousands of active headers in the course of a soccer career [10–12]. Caccese and colleagues [8] are talking about cumulative exposure in this case, a function based on force and frequency of impacts. They examined the head acceleration of 23 female college soccer players during matches and training. Depending on the type of header or collision, they measured average accelerations of 26.1 G to 51.3 G [10].

From a sports science point of view, many questions on kinetics and kinematics remain to be answered, which would be quite important for understanding and associated preventive approaches [13]. Fatigue during soccer matches has been a topic of enlarged interest, since the overall intensity of play has increased [14,15]. Research concerning the influence of factors such as



fatigue has been rather rudimentary to date, especially its effects when heading a ball in soccer [13]. Current studies show, for example, that a muscular imbalance between neck flexors and extensors is associated with an increased acceleration of the head when performing a header [16]. In addition, the strength potential of the neck flexors and extensors seems to be a predictor for the accelerations to be expected [17].

During ball contact, the cervical spine and head are in neuromuscular stabilization and stiffened with the trunk, while the acceleration required for a header is generated by the core muscles [18]. Therefore, it seems reasonable to assume that a decoupling of the head–neck–torso alignment takes place due to fatigue or a low training level of the stabilizing muscles, and that in such cases the head is actively moved toward the ball. This in turn results in a reduction of the accelerated mass used for the force impact (head versus head–neck–torso) [19,20]. An amplified nodding motion could then compensate for the fatigued core muscles, which would be associated with an increased activation of the neck musculature [21].

The aim of this study was to examine the influence of a fatigued core-stabilizing musculature on the acceleration of the head during headers from a jumping and running motion. Additionally, the data collected was to determine whether general differences (before fatigue) exist between headers performed from a standing position, a jumping and a running motion. Moreover, we aimed for a sub-group comparison to identify how acceleration differs between defensive and offensive players and between semi-professional and recreational players.

## 2. Materials and Methods

### 2.1. Subjects

A sample of 68 soccer players was the basis for examining the acceleration of the head during headers using a pendulum header before and after fatigue (68 active players: 4th division to 9th division and active recreational players,  $21.5 \pm 3.8$  years, height  $180.0 \pm 13.9$  cm, weight  $76.9 \pm 8.1$  kg). All test persons had long-term match and header experience. Exclusion criteria were acute or chronic cervical spine issues, traumatic brain injuries (concussions) in the eight weeks before the tests as well as acute injuries, acute infections, or illness. Before the beginning of the study, all subjects were informed about the test design, procedure, and potential risks, and gave their written informed consent. Participation was voluntary and did not involve any financial remuneration. The study was designed and conducted based on the current Declaration of Helsinki guidelines and approved by the ethics commission of the Technische Universität Kaiserslautern [22].

The parameters required for categorizing the sub-groups were gathered by means of a separate questionnaire. The categorization limits were normative (see Table 1). Goalkeepers were excluded from the comparison of offensive and defensive players. Players from the 7th, 8th, and 9th division and goalkeepers were excluded from the comparison of semi-professional and recreational players.

**Table 1.** Sub-group categorization.

Offensive Players	vs.	Defensive Players	Semi-Professional Players	vs.	Recreational Players
Forwards Offensive midfielders (N = 25)		Defenders Defensive midfielders (N = 39)	6th, 5th, or 4th division (N = 39)		≥10th division hobby players <sup>1</sup> (N = 13)

<sup>1</sup> At least 2–4 times a month active and no experiences in divisions above the 10th.

### 2.2. Kinetic Analysis

Head acceleration during ball contact was determined by means of a DTS 3D accelerometer (Noraxon USA Inc., Scottsdale, AZ, USA;  $22 \times 16 \times 7$  mm 2.8 gm) attached to the occipital area. It was attached using an individually adjustable rubber band (Noraxon USA Inc.;  $1000 \times 35$  mm). The resulting vector was calculated based on the acceleration values of the x-, y- and z-axis.

The moment of highest acceleration within six frames (six frames = 0.03 s; from one frame before the first ball contact to five frames after the first ball contact) was determined following Naunheim et al., who stated that the first 0.015 s after the ball contact is crucial [23]. Two tests each were recorded and averaged.

### 2.3. The Header

Three types of headers (from a standing position and from a jumping and running motion) were performed using a pendulum header (Derbystar, Goch, Germany; model: Swing, size: 5, diameter: 22 cm) (see Table 2). In all header variants, the ball was to be headed as powerfully as possible in a horizontal forward direction. The influence of fatigue in the pre-post comparison was determined based on the jump and run header variants. The header from a standing position, which was performed only in the pre-test, was included for an additional comparison between the three header variants and two sub-group comparisons (see Figure 1). In order to familiarize themselves with the pendulum header and to minimize learning effects, the test persons performed three trial headers for each variant before the actual test.



**Figure 1.** Test design for the variant from a standing position. The red arrow points to the 3D accelerometer in the occipital area.

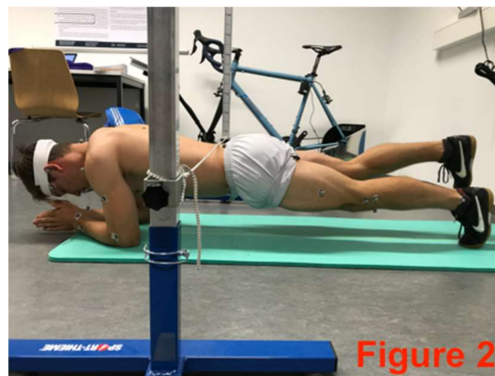
**Table 2.** Initial position, take-off, and ball height for the three header variants.

Test Parameter	Standing	Jumping	Running
Initial position	shoulder-wide stand on a force plate (66 × 60 cm)	shoulder-wide stand on a force plate (66 × 60 cm)	Walk position at a mark in 3 m distance
Jump	-	Jumping with both legs	Jumping with one or both legs
Ball height	Height of the forehead	One ball diameter above the head	One ball diameter above the head

#### 2.4. Treatment

The core-stabilizing musculature was fatigued directly after the pre-test based on an extended version of the Bourban test. The first four exercised (Figures 2–5) correspond to the Bourban test specifications [24,25]. Subsequently, another back exercise (static hyperextension, Figure 6) and an abdominal exercise (Sling: plank crunch, Figure 7) followed. In all, two exercises were each performed for the ventral, lateral, and dorsal muscle chains:

1. Plank with alternating leg lifts (Figure 2) (Bourban test)
2. Right-side plank with pelvis drop and lift (Figure 3) (Bourban test)
3. Left-side plank with pelvis drop and lift (Figure 4) (Bourban test)
4. Dynamic hyperextension (Figure 5) (Bourban test)
5. Static hyperextension (Figure 6) (Bourban test extension)
6. Sling: plank crunch (Figure 7) (Bourban test extension)



**Figure 2.** Plank with alternating leg lifts.



**Figure 3.** Right-side plank with pelvis drop and lift.

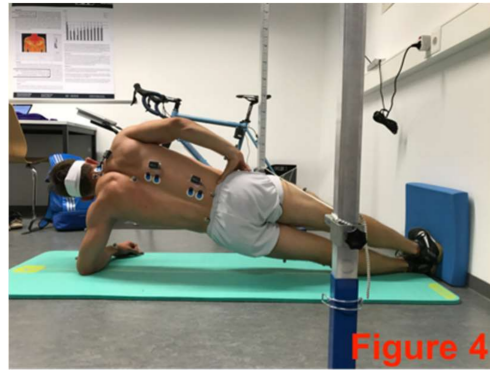


Figure 4. Left-side plank with pelvis drop and lift.

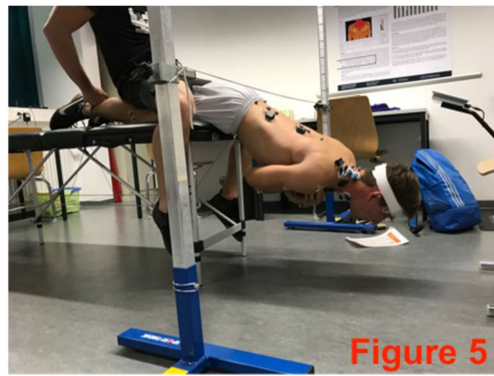


Figure 5. Dynamic hyperextension.

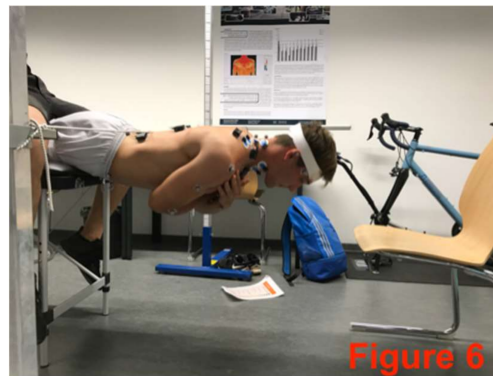


Figure 6. Static hyperextension.



Figure 7. Sling: plank crunch.

All exercises were performed in one set up to the point of subjective complete exhaustion [26]. Measured by the Borg rating of perceived exertion scale (RPE scale), the perceived exertion was estimated [27]. The effectiveness of the treatment was checked during a separate electromyographical examination with subsequent Fast Fourier Transformation. If the standardized movement amplitude or speed of the test exercise was no longer met, the set was stopped. The movement speed was controlled by means of a metronome and the movement amplitude was controlled using spanned ropes. All exercises were performed in one set with a 1-min break in between them. The post-test was conducted 1 min after the fatigue treatment.

### 2.5. Statistics

The following results are stated as mean values  $\pm$  standard deviation and 95% confidence intervals. To check pre-post effects (jump and run variants), the *t*-test for dependent samples was applied. The normal distribution was verified by means of the Shapiro–Wilk test. The significance level was set to  $p < 0.05$ . Effect sizes (Cohen's *d*) were also calculated and values of 0.20, 0.50, and above 0.80 were considered small, medium, and large, respectively [28]. The statistical evaluation was executed using IBM SPSS (SPSS Version 24.0 for Macintosh, Chicago, IL, USA). Additionally, one-way ANOVA was applied to verify the mean differences of the stand, jump, and run variants as well as two sub-group comparisons. Variance homogeneity was analyzed by means of the Levene test.

### 3. Results

The acceleration of the head between pre- and post-test caused by the fatigue of the core-stabilizing muscles was reduced by 0.3 G in jump headers and by 0.2 G in run headers (see Table 3).

Table 3. Statistical mean differences in acceleration between pre- and post-test in G.

Parameter	N	Pre $\pm$ SD	CI	N	Post $\pm$ SD	CI	T	df	<i>p</i>	<i>d</i>
Jump headers	67	5.6 $\pm$ 1.1	5.39–5.88	67	5.3 $\pm$ 1.1	5.05–5.59	2.624	66	0.011	−0.4
Run headers	52	7.4 $\pm$ 0.9	7.11–7.58	52	7.2 $\pm$ 1.0	6.94–7.48	1.874	51	0.067	−0.2

In the post-test, a significant difference ( $F = 47.67$ ,  $p = 0.000$ ) was identified between the three header variants standing ( $N = 68$ ,  $6.0 \pm 1.1$  G), jumping ( $N = 67$ ,  $5.6 \pm 1.1$  G), and running ( $N = 64$ ,  $7.3 \pm 0.9$  G). The post hoc Scheffé test showed significant differences between the standing and running variants ( $p = 0.000$ ;  $d = 1.29$ ) and between the jumping and running variants ( $p = 0.000$ ,  $d = 1.69$ ).

In the sub-group comparison between offensive and defensive players, no significant difference between the standing, jumping, and running variants could be detected. This also applies to

the acceleration values in the sub-group comparison between recreational and semi-professional players (Table 4).

**Table 4.** Statistical mean differences in acceleration (G) between the sub-groups offensive (O) vs. defensive (D) and semi-professional (SP) vs. recreational (R).

Parameter	Subgroup	N	M ± SD	CI	F	df	p	d
Stand headers	O	25	5.9 ± 1.0	5.53–6.36	1.77	63	0.189	0.4
	D	39	6.3 ± 1.0	5.96–6.62				
Jump headers	O	25	5.6 ± 1.1	5.17–6.11	0.04	62	0.848	0.1
	D	38	5.7 ± 1.1	5.35–6.04				
Run headers <sup>1</sup>	O	24	7.4 ± 1.0	6.98–7.81	0.00	35.2	0.991	0.0
	D	33	7.4 ± 0.6	7.18–7.61				
Stand headers	SP	39	6.3 ± 1.0	5.99–6.62	2.83	51	0.099	−0.4
	R	13	5.8 ± 1.2	5.06–6.45				
Jump headers	SP	38	5.8 ± 1.1	5.44–6.16	1.62	50	0.209	−0.4
	R	13	5.4 ± 1.1	4.71–5.99				
Run headers	SP	37	7.6 ± 0.9	7.27–7.84	1.21	48	0.277	−0.4
	R	12	7.2 ± 1.1	6.49–7.94				

<sup>1</sup> The sub-group classification led to a variance inhomogeneity so that the Welch test was conducted.

#### 4. Discussion

The aim of this study was to examine the influence of a fatigued core-stabilizing musculature on the acceleration of the head during headers from a jumping and running motion. Furthermore, we investigated the potential general differences (before fatigue) between stand, jump and run headers as well as the differences between different players' positions and skill levels.

The significance of the core muscles for the head–neck–torso alignment for reducing the strain during headers has already been emphasized by several teams [10,29,30]. The stiffer the head–neck–torso alignment, the larger the accelerated mass and the less the resulting acceleration of the head [31]. Hip and trunk extensors provide the arched body tension required, and the trunk flexors are essentially responsible for the acceleration of the head–neck–torso system toward the ball [30,32,33]. Therefore, a compensation mechanism for fatigued core muscles is conceivable. It would counterbalance the reduced activity of the core muscles (particularly the trunk flexors) by an increased activity of the neck muscles, i.e., an increased nodding motion [21]. It needs to be taken into account that this should actually result in dissolution of the head–neck–torso segment stiffness, which, in turn, could lead to increased acceleration of the head. This would increase the potential danger of head injuries [29,34,35]. An increased acceleration of the head should be recorded after fatigue in this case.

However, we were not able to identify an increased acceleration of the head after core muscle fatigue in our test setting. There even was a significant reduction during headers from a jumping motion ( $p = 0.011$ ) and a reduction during headers from a running motion ( $p = 0.067$ ). These results coincide with the results of other tests [13,36]. Two explanations are possible. On the one hand, the reduced acceleration ability or strength development of the trunk seems to be predominant with a fatigued or weak core musculature. On the other hand, the fundamental test setup in the laboratory environment with the motionless pendulum header may be responsible. A field analysis using a ball machine would probably exhibit higher head accelerations and thus higher strain [10,33].

The comparison results of the header variants correspond to the results of earlier tests [18]. In comparison with the standing and jumping header variants, the header from a running motion correlates with a significantly increased acceleration. A general statement on the difference between the standing and jumping variants seems difficult because numerous factors, such as ball flight curve, ball speed, and timing significantly influence the result. In particular, timing and the coordinately more complex movement pattern are considered the reason for the lower degree of acceleration in the header variant from a jumping motion.



No statistically relevant differences were identified in the sub-group comparison between defensive and offensive players. Despite the different requirement profiles of those groups, the motion technique does not seem to differ significantly, which corresponds to the current findings by Caccese and colleagues [10]. Similar results were observed in the sub-group comparison between semi-professional and recreational players. Nevertheless, the averaged data for the recreational players show a reduced acceleration of the head in all three variants compared to the semi-professional players (standing:  $-0.5$  G, jumping:  $-0.4$  G, running:  $-0.4$  G). Presumably, technical superiority effectuates quicker acceleration of trunk and ball. Subsequent analyses should include the strength of the neck flexors for a more detailed comparison.

This study showed that fatigued core muscles influence the execution of headers in soccer. In contrast to expectations postulated in literature that the acceleration of the head should increase due to a reduced head-neck-torso alignment, the acceleration of the head actually decreases after fatigue [29,34,35]. Use of the pendulum header and the associated elimination of numerous potential disturbance variables (such as ball speed, ball flight curve, initial position, opponents, teammates, etc.) enable a relatively isolated examination of the header. It remains to be clarified whether the acceleration of the head really increases through the reduced head-neck-torso alignment with accelerated balls [37,38]. A preventive approach, for which evidence is yet to be found, would be additional strengthening of the neck flexors and extensors [6,39].

The limitations of the present examinations are the use of a motionless pendulum header in a laboratory setting. The high degree of standardization leads to the limited transferability of the results to the accelerations occurring in actual soccer matches. Therefore, the study results' generalizability is limited. The large degree of heterogeneity in the sample also needs to be taken into account. Additionally, the treatment does not represent soccer-specific fatigue. However, in order to examine the importance of the core muscles and their fatigue while heading the ball, the choice of exercises is limited; soccer-specific fatigue was not the intention of this study.

Furthermore, data evaluation revealed that the acceleration peaks do not necessarily occur at the time of ball contact. Therefore, the time of measurement seems to be important for improved comparability and interpretation. However, this is often neglected or not considered in other studies. Future examinations pertaining to the acceleration of the head should therefore include a more detailed explanation of the time frame that the maximum acceleration is derived from. The state of research in this regard is still deficient.

Future studies should involve three-dimensional tracking as well as a neuromuscular analysis to get a better understanding on how the core musculature and their fatigue affect the acceleration of the head when heading the ball in soccer. In a different approach, accelerated balls would help to support a general conclusion.

To achieve evidence-based practical applications, further investigations are necessary. So far, the assumption is that an additional strengthening of the neck flexors and extensors, which is not common in soccer, might play an important role in protecting the head from high impacts during headers in soccer. Moreover, the importance of the core musculature for heading, not only for known abilities such as agility, should be underlined [13,40,41].

## 5. Conclusions

Fatigued or weak core muscles are proven to lead to reduced head acceleration at the point of ball contact, measured in an isolated analysis of the header using a pendulum header. This emphasizes the complexity of the motion sequence and shows that it is wise to distance oneself from premature generalizations and warnings [42]. To be able to better judge the influence of cumulative exposure, it is important to first completely understand the movement pattern at the kinetic and kinematic level, including any potential compensation mechanisms in terms of various influencing factors. Headers from a running motion lead to a significantly higher acceleration of the head than the variants from a standing position or jumping motion. In the sub-group comparison, a significant difference was

identified neither for the effect of the player's position in the game, nor for the degree of expertise of a player.

**Acknowledgments:** The authors gratefully acknowledge the participation of the players to support this project.

**Author Contributions:** S.B., M.F., J.K., and O.L. conceived and designed the experiments; S.B. performed the experiments; S.B. and M.F. analyzed the data; M.F., J.K. and O.L. contributed materials/analysis tools; S.B., M.F., J.K., and O.L. wrote the paper.

**Conflicts of Interest:** The authors declare no conflict of interest.

## References

1. Tarnutzer, A.A.; Straumann, D.; Brugger, P.; Feddermann-Demont, N. Persistent effects of playing football and associated (subconcussive) head trauma on brain structure and function: A systematic review of the literature. *Br. J. Sports Med.* **2017**, *51*, 1592–1604. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
2. Di Virgilio, T.G.; Hunter, A.; Wilson, L.; Stewart, W.; Goodall, S.; Howatson, G.; Donaldson, D.I.; Ietswaart, M. Evidence for acute electrophysiological and cognitive changes following routine soccer heading. *EBioMedicine* **2016**, *13*, 66–71. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
3. Maroon, J.C.; Winkelman, R.; Bost, J.; Amos, A.; Mathyssek, C.; Miele, V. Chronic traumatic encephalopathy in contact sports: A systematic review of all reported pathological cases. *PLoS ONE* **2015**, *10*, e0117338.
4. Faul, M.; Xu, L.; Wald, M.M.; Coronado, V.G. *Traumatic Brain Injury in the United States: Emergency Department Visits, Hospitalizations and Deaths 2002–2006*; Centers for Disease Control and Prevention, National Center for Injury Prevention and Control: Atlanta, GA, USA, 2010.
5. Comstock, R.D.; Currie, D.W.; Pierpoint, L.A.; Grubenhoff, J.A.; Fields, S.K. An evidence-based discussion of heading the ball and concussions in high school soccer. *JAMA Pediatr.* **2015**, *169*, 830–837. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
6. Harmon, K.G.; Drezner, J.A.; Gammons, M.; Guskiewicz, K.M.; Halstead, M.; Herring, S.A.; Kutcher, J.S.; Pana, A.; Putukian, M.; Roberts, W.O. American medical society for sports medicine position statement: Concussion in sport. *Br. J. Sports Med.* **2013**, *47*, 15–26. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
7. Gessel, L.M.; Fields, S.K.; Collins, C.L.; Dick, R.W.; Comstock, R.D. Concussions among united states high school and collegiate athletes. *J. Athletic Train.* **2007**, *42*, 495–503.
8. Cusimano, M.D.; Cho, N.; Amin, K.; Shirazi, M.; McFaul, S.R.; Do, M.T.; Wong, M.C.; Russell, K. Mechanisms of team-sport-related brain injuries in children 5 to 19 years old: Opportunities for prevention. *PLoS ONE* **2013**, *8*, e58868. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
9. Beaudouin, F.; Aus der Funten, K.; Tross, T.; Reinsberger, C.; Meyer, T. Head injuries in professional male football (soccer) over 13 years: 29% lower incidence rates after a rule change (red card). *Br. J. Sports Med.* **2017**. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
10. Caccese, J.B.; Lindsey, C.L.; Buckley, T.A.; Glutting, J.J.; Kaminski, T.W. Linear acceleration in direct head contact across impact type, player position and playing scenario in collegiate women's soccer. *J. Athletic Train.* **2018**, *53*, 115–121.
11. Lipton, M.L.; Kim, N.; Zimmerman, M.E.; Kim, M.; Stewart, W.F.; Branch, C.A.; Lipton, R.B. Soccer heading is associated with white matter microstructural and cognitive abnormalities. *Radiology* **2013**, *268*, 850–857. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
12. Koerte, I.K.; Nichols, E.; Tripodis, Y.; Schultz, V.; Lehner, S.; Igbino, R.; Chuang, A.Z.; Mayinger, M.; Klier, E.; Muehlmann, M. Impaired cognitive performance in youth athletes exposed to repetitive head impacts. *J. Neurotrauma* **2017**, *34*, 2389–2395. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
13. Becker, S.; Fröhlich, M.; Kelm, J.; Ludwig, O. Change of muscle activity as well as kinematic and kinetic parameters during headers after core muscle fatigue. *Sports* **2017**, *5*, 10. [[CrossRef](#)]
14. Wallace, J.L.; Norton, K.I. Evolution of world cup soccer final games 1966–2010: Game structure, speed and play patterns. *J. Sci. Med. Sport* **2014**, *17*, 223–228. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
15. Sarmiento, H.; Clemente, F.M.; Araújo, D.; Davids, K.; McRobert, A.; Figueiredo, A. What performance analysts need to know about research trends in association football (2012–2016): A systematic review. *Sports Med.* **2018**, *48*, 799–836. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]



16. Dezman, Z.D.W.; Ledet, E.H.; Kerr, H.A. Neck strength imbalance correlates with increased head acceleration in soccer heading. *Sports Health* **2013**, *5*, 320–326. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
17. Caccese, J.B.; Buckley, T.A.; Tierney, R.T.; Arbogast, K.B.; Rose, W.C.; Glutting, J.J.; Kaminski, T.W. Head and neck size and strength predict linear and rotational acceleration during purposeful soccer heading. *Sports Biomech.* **2017**, *18*, 1–15. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
18. Mawdsley, H.P. A biomechanical analysis of heading. *Momentum* **1978**, *3*, 16–21.
19. Caccese, J.B.; Kaminski, T.W. Minimizing head acceleration in soccer: A review of the literature. *Sports Med.* **2016**, *46*, 1591–1604. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
20. Teymouri, M.; Sadeghi, H.; Nabaei, A.; Kasaeian, A. The relationship between biomechanical-anthropometrical parameters and the force exerted on the head when heading free kicks in soccer. *Arch. Trauma Res.* **2012**, *1*, 44–48. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
21. Becker, S.; Ludwig, O.; Kelm, J. Temporal change of activity of m. Sternocleidomastoideus and m. Trapezius pars descendens when performing a header after fatigue of the trunk muscles. *Br. J. Sports Med.* **2013**, *47*, e3. [[CrossRef](#)]
22. World Medical Association. World medical association declaration of helsinki: Ethical principles for medical research involving human subjects. *J. Am. Med. Assoc.* **2013**, *310*, 2191–2194.
23. Naunheim, R.S.; Bayly, P.V.; Standeven, J.; Neubauer, J.S.; Lewis, L.M.; Genin, G.M. Linear and angular head accelerations during heading of a soccer ball. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2003**, *35*, 1406–1412. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
24. Büsch, D.; Meyer, G.; Wiegel, C.; Kurrat, H.; Braun, J.; Granacher, U. Bedeutung, diagnostik und training der lokalen rumpfkraftausdauer im handball. *Leistungssport* **2016**, *46*, 30–35.
25. Tschopp, M.; Bourban, P.; Hubner, K.; Marti, B. Messgenauigkeit eines 4-teiligen, standardisierten dynamischen rumpfkrafttests: Erfahrungen mit gesunden männlichen spitzensportlern. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie* **2001**, *49*, 67–72.
26. Hohmann, A.; Lames, M.; Letzelter, M. *Einführung in die Trainingswissenschaft*; Limpert Verlag: Wiebelsheim, Germany, 2010.
27. Borg, G. *Borg's Perceived Exertion and Pain Scales*; Human Kinetics: Champaign, IL, USA, 1998.
28. Cohen, J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*; Lawrence Erlbaum Associates: Hillsdale, MI, USA, 1988; Vol. 2.
29. Tierney, R.T.; Sittler, M.R.; Swanik, C.B.; Swanik, K.A.; Higgins, M.; Torg, J. Gender differences in head-neck segment dynamic stabilization during head acceleration. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2005**, *37*, 272–279. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
30. Sunami, S.; Maruyama, T. Motion and emg analysis of soccer-ball heading for the lateral direction. *Footb. Sci.* **2008**, *5*, 7–17.
31. Babbs, C. Biomechanis of heading a soccer ball: Implications for players safety. *Sci. World* **2001**, *1*, 281–322. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
32. Mehnert, M.J.; Agesen, T.; Malanga, G.A. "heading" and neck injuries in soccer: A review of biomechanics and potential long-term effects. *Pain Phys. J.* **2005**, *8*, 391–397.
33. Shewchenko, N.; Withnall, C.; Koewn, M.; Gittens, R.; Dvorak, J. Heading in football. Part 1: Development of biomechanical methods to investigate head response. *Br. J. Sports Med.* **2005**, *39*, i10–i25. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
34. Queen, R.M.; Weinhold, P.S.; Kirkendall, D.T.; Yu, B. Theoretical study of the effect of ball properties on impact force in soccer heading. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2003**, *35*, 2069–2076. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
35. Maher, M.E.; Hutchison, M.; Cusimano, M.; Comper, P.; Schweizer, T.A. Concussions and heading in soccer: A review of the evidence of incidence, mechanisms, biomarkers and neurocognitive outcomes. *Brain Inj.* **2014**, *28*, 271–285. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
36. Becker, S.; Fröhlich, M.; Kelm, J.; Ludwig, O. Änderung verschiedener parameter beim kopfballstoß nach ermüdung der rumpfmuskulatur. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* **2016**, *67*, 178.
37. Kerr, H.; Riches, P. Distributions of peak head accelerations during soccer heading vary between novice and skilled females. *Br. J. Sports Med.* **2004**, *38*, 650–653.
38. Janda, D.H.; Bir, C.A.; Cheney, A.L. An evaluation of the cumulative concussive effect of soccer heading in the youth population. *Inj. Control Saf. Promot.* **2002**, *9*, 25–31. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

39. Benson, B.W.; McIntosh, A.S.; Maddocks, D.; Herring, S.A.; Raftery, M.; Dvorak, J. What are the most effective risk-reduction strategies in sport concussion? *Br. J. Sports Med.* **2013**, *47*, 321–326. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
40. Granacher, U.; Lacroix, A.; Muehlbauer, T.; Roettger, K.; Gollhofer, A. Effects of core instability strength training on trunk muscle strength, spinal mobility, dynamic balance and functional mobility in older adults. *Gerontology* **2012**, *59*, 105–113. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
41. Granacher, U.; Schellbach, J.; Klein, K.; Prieske, O.; Baeyens, J.P.; Muehlbauer, T. Effects of core strength training using stable versus unstable surfaces on physical fitness in adolescents: A randomized controlled trial. *BMC Sports Sci. Med. Rehabil.* **2014**, *6*, 40. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
42. Meyer, T.; Reinsberger, C. Do head injuries and headers in football lead to future brain damage? A discussion lacking appropriate scientific diligence. *Sci. Med. Footb.* **2018**, *2*, 1–2. [[CrossRef](#)]



© 2018 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 (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

## 3. Publikation



Effects of a 6-Week Strengthening of the Neck Flexors and Extensors on the Head Acceleration During Headers in Soccer

Becker, S., Berger, J., Backfisch, M., Ludwig, O., Kelm, J. & Fröhlich, M. (2019). Effects of a 6-Week Strengthening of the Neck Flexors and Extensors on the Head Acceleration During Headers in Soccer. *Journal of Sports Science & Medicine*, 18 (4), 729-737.

## Zusammenfassung

**Hintergrund und Fragestellung:** Die Bedeutsamkeit einer gut trainierten Hals-Nackens- sowie Rumpfmuskulatur für das Kopfballspiel im Fußball wird zunehmend diskutiert. Die Hals- und Nackenmuskulatur soll Kopf und Rumpf zum Zeitpunkt des Ballkontaktes zu einem rigiden System verbinden, sodass die auf den Ball treffende physikalische Masse erhöht und im Umkehrschluss die durch den Aufprall resultierende Kopfbeschleunigung reduziert wird. Ziel der Studie war die Wirksamkeitsprüfung eines 6-wöchigen Krafttrainings der Hals-Nackensmuskulatur auf die Beschleunigung des Kopfes bei Kopfballen aus dem Stand, Sprung und Lauf am Kopfballpendel nach Ermüdung der Rumpfmuskulatur.

**Methoden:** Insgesamt nahmen 33 aktive, männliche Fußballspieler ( $20.3 \pm 3.6$  Jahre,  $180.5 \pm 6.7$  cm,  $75.5 \pm 8.3$  kg) teil und bildeten zwei Interventionsgruppen (IG1: eine Herrenmannschaft, IG2: eine A-Jugendmannschaft) und eine Kontrollgruppe (CG: Herrenspieler aus unterschiedlichen Mannschaften). Die Trainingsintervention bestand aus drei Übungen für die Hals- und Nackenmuskulatur. Die Trainingseffekte wurden über die isometrische Maximalkraft (IMVC) verifiziert. Die Messung erfolgte mittels telemetrischem Kraftsensor. Die Kopfbeschleunigung wurde über einen telemetrischen 3D-Akzelerometer erfasst.

**Ergebnisse:** Zwischen den Gruppen gab es über die Zeit keine signifikante Veränderung der IMVC ( $p = 0.121$ ). Die Kopfbeschleunigung reduzierte sich nicht signifikant für die Kopfballen aus dem Stand ( $p = 0.460$ ), Sprung ( $p = 0.295$ ) und Lauf ( $p = 0.362$ ) sowie nach Ermüdung für Post-Sprung ( $p = 0.833$ ) und Post-Lauf ( $p = 0.507$ ) zwischen IG1, IG2 und CG.

**Interpretation:** Ein 6-wöchiges Krafttraining der Hals-Nackensmuskulatur konnte den vermuteten präventiven Benefit nicht aufzeigen. Sowohl die Effektivität als auch die Konsequenzen eines zusätzlichen Krafttrainings für die Kopfbeschleunigung scheinen komplexer als bisher angenommen und kommen vermutlich nur bei starken Erschütterungen zur Geltung oder bei einem intensiveren Krafttraining mit Zunahme der IMVC.

Research article

## Effects of a 6-Week Strength Training of the Neck Flexors and Extensors on the Head Acceleration during Headers in Soccer

Stephan Becker <sup>1</sup>✉, Joshua Berger <sup>1</sup>, Marco Backfisch <sup>1</sup>, Oliver Ludwig <sup>1</sup>, Jens Kelm <sup>2</sup> and Michael Fröhlich <sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Sport Science, Technische Universität Kaiserslautern, Kaiserslautern, Germany; <sup>2</sup>Medical Faculty, Saarland University, Homburg/Saar, Germany

### Abstract

The importance of well trained and stable neck flexors and extensors as well as trunk muscles for intentional headers in soccer is increasingly discussed. The neck flexors and extensors should ensure a coupling of trunk and head at the time of ball contact to increase the physical mass hitting the ball and reduce head acceleration. The aim of the study was to analyze the influence of a 6-week strength training program (neck flexors, neck extensors) on the acceleration of the head during standing, jumping and running headers as well as after fatigue of the trunk muscles on a pendulum header. A total of 33 active male soccer players ( $20.3 \pm 3.6$  years,  $1.81 \pm 0.07$  m,  $75.5 \pm 8.3$  kg) participated and formed two training intervention groups (IG1: independent adult team, IG2: independent youth team) and one control group (CG: players from different teams). The training intervention consisted of three exercises for the neck flexors and extensors. The training effects were verified by means of the isometric maximum voluntary contraction (IMVC) measured by a telemetric Noraxon DTS force sensor. The head acceleration during ball contact was determined using a telemetric Noraxon DTS 3D accelerometer. There was no significant change of the IMVC over time between the groups ( $F=2.265$ ,  $p=.121$ ). Head acceleration was not reduced significantly for standing (IG1  $0.4 \pm 2.0$ , IG2  $0.1 \pm 1.4$ , CG  $-0.4 \pm 1.2$ ;  $F = 0.796$ ,  $p = 0.460$ ), jumping (IG1  $-0.7 \pm 1.4$ , IG2  $-0.2 \pm 0.9$ , CG  $0.1 \pm 1.2$ ;  $F = 1.272$ ,  $p = 0.295$ ) and running (IG1  $-1.0 \pm 1.9$ , IG2  $-0.2 \pm 1.4$ , CG  $-0.1 \pm 1.6$ ;  $F = 1.050$ ,  $p = 0.362$ ) headers as well as after fatigue of the trunk musculature for post-jumping (IG1  $-0.2 \pm 2.1$ , IG2  $-0.6 \pm 1.4$ ; CG  $-0.6 \pm 1.3$ ;  $F = 0.184$ ,  $p = 0.833$ ) and post-running (IG1  $-0.3 \pm 1.6$ , IG2  $-0.7 \pm 1.2$ , CG  $0.0 \pm 1.4$ ;  $F = 0.695$ ,  $p = 0.507$ ) headers over time between IG1, IG2 and CG. A 6-week strength training of the neck flexors and neck extensors could not show the presumed preventive benefit. Both the effects of a training intervention and the consequences of an effective intervention for the acceleration of the head while heading seem to be more complex than previously assumed and presumably only come into effect in case of strong impacts.

**Key words:** Heading, kinetics, head-neck-torso-alignment, neck musculature, repetitive head impacts, concussion.

### Introduction

In recent years, heading in soccer has increasingly moved into the focus of the media and science. Lately, since the US soccer association banned heading in youth soccer (Yang and Baugh, 2016), a worldwide wave of interest and confusion has emerged due to the inconsistent state of evidence (O'Kane, 2016) on the evaluation of heading the ball. A further reason is the worldwide statistical increase in

sport-associated concussions (Broglia et al., 2015; Cusimano et al., 2013). The cause for this trend can be seen in a generally more dynamic game on the one hand (Sarmiento et al., 2018) and in an increased sensitization to the topic and the associated screening procedures on the other hand (McCrory et al., 2017; Sarmiento et al., 2018). Besides, there are two mechanisms when considering the risks. Either the triggering of a concussion by an unintentional collision with another player, goalpost or the ground (Beaudouin et al., 2017) or the potential overload mechanism by thousands of repetitive head impacts during a soccer player's career (Lipton et al., 2013). This leads to so-called subconcussive head impacts, which are not accompanied by the typical symptoms of a concussion (Tarnutzer et al., 2017) but are regarded as an increased risk factor in the long run (Lipton et al., 2013).

The importance of well trained and stable neck flexors and extensors as well as trunk muscles is increasingly discussed (Bretzin et al., 2017; Dezman et al., 2013; Tierney et al., 2008). In the case of unintentional headers, no major preventive effects are assumed, since the maximum head acceleration occurs within the first 30 ms (Nauheim et al., 2003; Queen et al., 2003), but the musculature needs approximately 200 - 250 ms to react adequately (Luo and Goldsmith, 1991). The greatest benefit is expected for intentional headers (Caccese et al., 2017; Dezman et al., 2013; Gutierrez et al., 2014), even if the absolute accelerations are higher with unintentional headers, but their appearance with approximately 4% they occur less frequently (Hanlon and Bir, 2012; Press and Rowson, 2017; Stewart et al., 2018). In the preparation phase, the trunk muscles are responsible for accelerating the trunk and head, starting an arched body tension, with the aim of achieving a maximum or adequate acceleration of the soccer ball (Caccese and Kaminski, 2016; Sunami and Maruyama, 2008). The neck flexors and extensors should in particular ensure a coupling of trunk and head at the time of ball contact, so that the physical mass hitting the ball is increased and the head acceleration is reduced (Caccese and Kaminski, 2016). According to this, stronger neck flexors and extensors would hypothetically provide a better connection of the anatomical structures and possibly make heading the ball in soccer safer.

The effect of a fatigued trunk on heading, which in this context also simulates weak trunk muscles, has rarely been investigated and the consequences are currently unclear. For this reason, the research on the influence of fatigue should be continued (Becker et al., 2017; Becker et

al., 2018). If one follows the model that the trunk muscles must provide the necessary acceleration and secure the player from the oncoming impact by co-activating the neck flexors and extensors at the time of ball contact for a head-neck-torso-alignment (Bauer et al., 2001; Shewchenko et al., 2005b), then two compensation mechanisms for fatigued trunk muscles would be conceivable. In the first scenario the maximum ball speed can no longer be achieved due to the fatigued trunk muscles. In the second scenario the neck flexors and extensors compensate the fatigued trunk, resulting in a less arched body tension of the trunk by an increased nodding motion (Becker et al., 2013). As a result this would lead to a decoupling of the head-neck-torso-alignment, thus resulting in a reduced physical mass and therefore in an increased acceleration of the head, if the ball speed is kept almost constant (Caccese and Kaminski, 2016; Teymouri et al., 2012).

Currently there are two existing studies on the effect of a strengthening of the neck flexors and extensors. Mansell et al. (2005) compared the effects of an 8-week cervical resistance-training program on 36 participants in a pre-post-comparison with control group during headers in soccer. They were not able to show any kinematic, electromyographic or stiffness training effects. Lisman et al. (2012) evaluated the effect of an 8-week cervical resistance training on 16 players during American football tackles with no statistically augmented dynamic stabilization.

The aim of the study was to analyze the effect of a 6-week strength training for the neck flexors and extensors on the acceleration of the head during standing, jumping and running headers in soccer on a stationary pendulum header. In addition it should be examined, if the strengthening program affects the acceleration of the head after fatigue of the trunk muscles (post-jumping, post-running header). For a good comparison it is important that headers with the same or similar ball speed are paired, since the ball speed significantly influences the acceleration of the head (Babbs, 2001). In this context a larger number of results about the effects of the training intervention should help to evaluate training methods and contents as well as to clarify the presumed benefit for heading.

## Methods

### Participants

The sample included 33 active male soccer players ( $20.3 \pm 3.6$  years,  $1.815 \pm 0.07$  c,  $75.5 \pm 8.3$  kg). It consisted of two

training intervention groups (IG1, IG2) and one control group (CG) (Table 1). In order to find out if there is an age-dependent difference in training effects, a youth team (IG2) and an adult team (IG1) were included for the training intervention. IG1 and IG2 were two independent club teams, whereas CG were sports students belonging to different independent club teams. The data acquisition started for all participants of IG1, IG2 and CG at the beginning of the season preparation. There were no dropouts in CG, dropouts were recorded for IG1 ( $n = 3$ ) and IG2 ( $n = 8$ ). They either did not meet the minimum number of twelve training sessions or suffered an injury during match/training which kept them from participating.

The sample size was calculated using G\*Power (Version 3.1 for Macintosh, University of Kiel, Germany). For a repeated (2x3) ANOVA (within and between interactions,  $f = 0.4$ ,  $\alpha = 0.05$ ) a minimum group size of 30 persons was intended (power 0.968), which we increased due to expected dropouts.

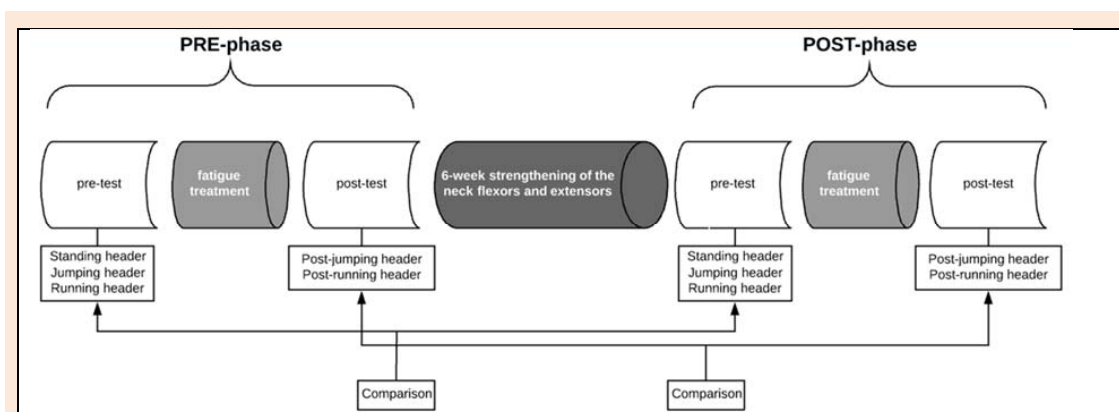
All players had many years of playing and heading experience. There were the following exclusion criteria: chronic cervical spine problems, concussion within the last eight weeks, acute injury, acute infection or illness. All participants were informed about the test design, test procedure and potential risks before the start of the investigation and gave their written consent. In the case of minors, the parents or legal guardians were also informed and gave their written consent. The study was designed and conducted on the basis of the current guidelines of the Declaration of Helsinki (World Medical Association, 2013) and approved by the responsible ethics commission.

The experimental setup (Figure 1) consists of a PRE-Phase, which represents all measurements before the strengthening of the neck flexors and extensors, including a pre-test and a post-test. The PRE-Phase is followed by the 6-week strength training of the neck flexors and extensors. Afterwards the POST-Phase starts, including a pre-test and a post-test again. The pre-test always consists of three different heading scenarios (standing, jumping, running), whereas the post-test asks for two heading scenarios (post-jumping, post-running) (see *header*). The difference between the pre-test and post-test is the fatigue treatment (see *treatment*) in between. To analyze the effectiveness of the 6-week strength training the two pre-tests (standing jumping and running header) and the two post-tests (post-jumping, post-running) are compared.

**Table 1.** Characteristics and composition of the sample size without dropouts. Values are reported as mean  $\pm$  standard deviation.

IG1	IG2	CG
n = 11	n = 9	n = 13
6 <sup>th</sup> German division	3 <sup>th</sup> German youth division	6 <sup>th</sup> , 7 <sup>th</sup> German division
age $22.7 \pm 3.7$ years	age $17.1 \pm 0.9$ years	age $21.5 \pm 1.4$ years
height $181.1 \pm 5.2$ cm	height $179.7 \pm 7.6$ cm	height $182.5 \pm 6.9$ cm
weight $76.9 \pm 7.5$ kg	weight $74.4 \pm 11.7$ kg	weight $77.5 \pm 6.1$ kg
age of club entry (soccer)	age of club entry (soccer)	age of club entry (soccer)
$4.8 \pm 0.9$ years	$4.6 \pm 0.8$ years	$4.5 \pm 1.5$ years
soccer time per week	soccer time per week	soccer time per week
4-7 h/week	4-7 h/week	4-7 h/week

IG1 intervention group 1; IG2 intervention group 2; CG control group.



**Figure 1.** PRE- and POST-phase mark the phases before and after the strengthening of the neck flexors and extensors. The object of this study is the comparison of the two pre-tests (standing, jumping and running header) and of the two post-tests (post-jumping and post-running header).

### Acceleration

The head acceleration during ball contact was determined using a telemetric DTS 3D accelerometer (Noraxon, Scottsdale, USA; size: 22x16x7 mm; weight: 2.8 g; frequency: 1500 Hz, filter: Lowpass 500 Hz) fixed in the occipital area of the head. An individually adjustable rubber band (Noraxon, Scottsdale, USA; size: 1000x35 mm) was used for attachment and wrapped at least two times over the accelerometer and head to prevent motion artifacts in the best possible way. The resulting head acceleration vector  $a$ , based on the acceleration values of the  $x$ ,  $y$  and  $z$  axis, was calculated by  $a = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$ . The values of the  $x$ ,  $y$  and  $z$  axis were displayed through Qualisys Track Manager (Version 2.15, Göteborg, Sweden) with a sample rate of 1500 Hz. The point of the highest acceleration within six frames ( $= 0.03$  s) was determined according to Naunheim et al. (2003), who summarized the first 0.015 s after ball contact to be the critical ones with regard to the head acceleration (Naunheim et al., 2003). For this purpose the accelerations within the first six frames were analyzed for each trial and the maximum value was picked. A recent study (Becker et al., 2018) supports the thesis that the point of highest head acceleration does not necessarily occur within the first frames of ball contact. For the comparison of the PRE- and POST-phase the ball speeds were evaluated. The pairing of the headers from the PRE- and POST-phase should have the same or similar ball speeds. This way we were able to compare the change of the head acceleration after a 6-week strengthening of the neck flexors and extensors with two headers having the same ball speed.

### Isometric maximal voluntary contraction (IMVC)

In order to make the effects of the training intervention measurable, an analysis of the isometric maximum voluntary contraction (IMVC) was recorded at the beginning of each pre-test by a telemetric Noraxon DTS force sensor (Noraxon, Scottsdale, USA Inc; frequency: 1500 Hz; filter: lowpass 500 Hz). The participants were fixed in a lying position at chest and pelvic level to ensure an isolated movement from the cervical spine. An individually adapted

sling was fixed to the head for both flexion and extension. For PRE-phase und POST-phase the standardized adjustment was made.

### Header

Five heading variants (standardized order: standing, jumping, running, post-jumping, post-running) were performed, on a stationary pendulum header (Derbystar, model: Swing, size: 5, diameter: 22 cm) (Figure 2, Table 2). The ball had to be headed horizontally to the front as hard as possible. For the post-jumping and post-running headers the players first completed a fatigue program for the trunk muscles. The other conditions remained unchanged. In order to get used to the pendulum header and to minimize learning effects, the players executed three exercise attempts per variant beforehand.

### Treatment

The strengthening of the neck flexors (Fig. 3a, 3c) and extensors (Figure 3b) (Kirkendall, 2011) was implemented over a period of six weeks (two training sessions per week) with three exercises (Table 3) for IG1 and IG2. Two of the exercises (Figure 2a, 2b) were performed with the addition of an elastic rubber band (Thera-Band™, Artzt GmbH, Dornburg, Germany), whereby the rubber bands were changed every four training sessions to increase the intensity (green = 2.3 kg at 100% stretch, blue = 3.2 kg at 100% stretch, black = 4.4 kg at 100% stretch). Participants who could not complete the 12 training sessions of the neck flexors and extensors were excluded from all further analyses. For CG all training conditions remained unchanged with no specific training for the neck flexors and extensors.

For the post-jumping and post-running headers, fatigue of the trunk muscles was achieved by performing the Bourban test (Büsch et al., 2016; Tschopp et al., 2001) after the data acquisition of standing, jumping and running headers (Figure 1). The Bourban test was extended by two exercises (static hyperextension, sling: plank crunch) to ensure fatigue. A total of two exercises was performed for the ventral, lateral and dorsal muscle chain:



1. Plank with alternating leg lifts (*Bourban test, ventral muscle chain*)
2. Right-side plank with pelvis drop and lift (*Bourban test, lateral muscle chain*)
3. Left-side plank with pelvis drop and lift (*Bourban test, lateral muscle chain*)
4. Dynamic hyperextension (*Bourban test, dorsal muscle chain*)
5. Static hyperextension (*Bourban test extension, dorsal muscle chain*)
6. Sling: plank crunch (*Bourban test extension, ventral muscle chain*)

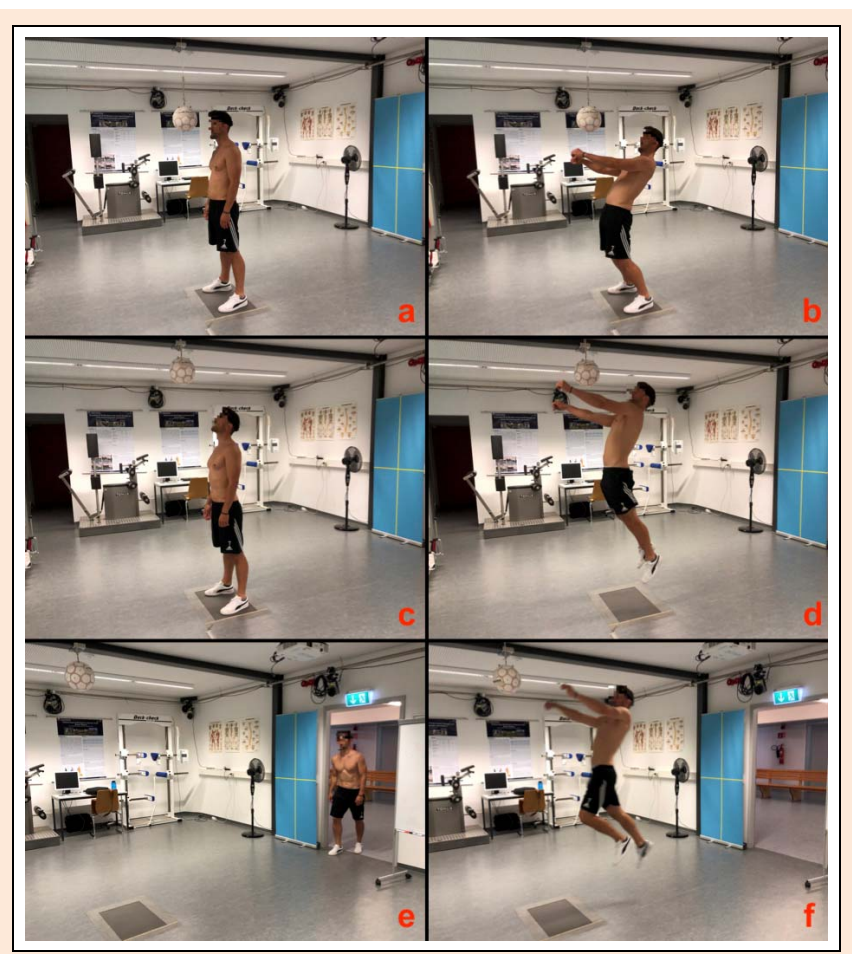
All exercises were performed in one set up to subjective complete exhaustion (Hohmann et al., 2010). The efficacy of the treatment was tested by a separate electromyographic examination and subsequent Fast-Fourier-Transformation (Becker et al., 2019). With the help of the Borg rating of perceived exertion scale (RPE scale), a further assessment of the subjective feeling of stress could be made to verify fatigue (Borg, 1998). If the execution of the movement no longer corresponded to the specifications which were controlled with regard to the speed of motion

(metronome) and the range of motion (ropes), the test leader aborted the exercise. All exercises were performed with a one minute break in between. The post-headers were carried out in a standardised way one minute after the fatigue treatment.

#### Statistical analyses

The following results are stated as mean values  $\pm$  standard deviations and 95% confidence intervals. To analyze pre-post-effects and group differences, the ANOVA with repeated measures was applied. Additionally, one-way ANOVA was applied to verify differences in training-induced changes ( $\Delta$ ) of the head acceleration during the different heading scenarios and groups. The normal distribution was verified by means of the Kolmogorov-Smirnov test. Variance homogeneity was analyzed by means of the Levene test. The significance level was set to  $p < 0.05$ .

Correlations between the change in neck strength and the change in head acceleration were analyzed using a general linear model. All preconditions were checked and confirmed. The statistical evaluation was executed using IBM SPSS (Version 25.0 for Macintosh, Chicago, IL, USA).



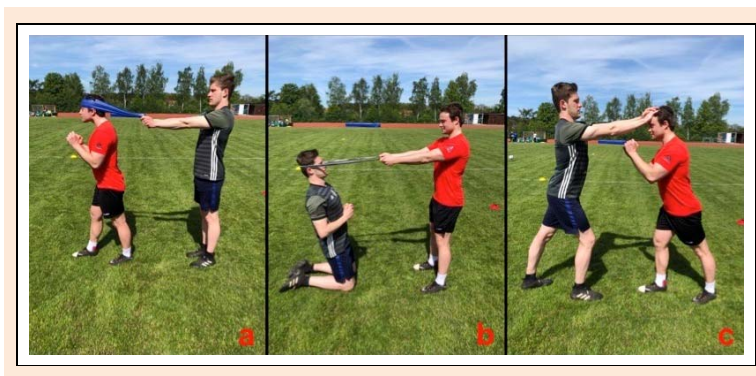
**Figure 2.** Starting position (a, c, e) and while performing (b, d, f): standing header (a, b), jumping header (c, d) and running header (e, f). Same procedure for post-jumping (c, d) and post-running (e, f) headers.



**Table 2. Initial position, take-off, and ball height for the three header variants.**

Test parameter	Standing header	Jumping header *	Running header †
Initial position	shoulder-wide stand on a force plate (66 × 60 cm)	shoulder-wide stand on a force plate (66 × 60 cm)	Walk position at a mark in 3 m distance
Jump	-	Jumping with both legs	Jumping with one or both legs
Ball height	Height of the forehead	One ball diameter above the head	One ball diameter above the head

\* same procedure for post-jumping header; † same procedure for post-running header

**Figure 3. Strengthening of the neck flexors (a, c) and extensors (b) (Kirkendall, 2011).****Table 3. Training volume and starting position for three exercises to strengthen the neck and throat muscles.**

Neck-Flexion	Neck-Extension	Head-Pushing
<b>Training volume:</b> - 20 Repetitions - 2 sets - 1 / 1 s (concentric/excentric)	<b>Training volume:</b> - 20 Repetitions - 2 sets - 1 / 1 s (concentric/excentric)	<b>Training volume:</b> - 20 s - 1 set (isometric)
<b>Execution:</b> - isolated nodding motion with the head	<b>Execution:</b> - isolated nodding motion with the head	<b>Execution:</b> - slight impulses from the partner
<b>Starting position:</b> - Step position	<b>Starting position:</b> - parallel knee position	<b>Starting Position:</b> - step position

## Results

The IMVC for neck flexion increased in all groups (Table 4). There was a main effect for the factor time ( $F = 47.79$ ,  $p < .001$ ), but there was no statistical significant difference over time between the groups ( $F = 3.20$ ,  $p = 0.055$ ). The IMVC for neck extension decreased for IG1 and CG and increased for IG2 (Table 4). There was no significant change over time ( $F = 1.601$ ,  $p = 0.216$ ) and no differences over time between the groups ( $F = 2.265$ ,  $p = 0.121$ ). Table 4 shows the results for head acceleration during different heading scenarios with no significant changes for standing header (time:  $F = 0.014$ ,  $p = 0.906$ ; time\*group:  $F = 0.796$ ,  $p = .460$ ), jumping header (time:  $F = 1.580$ ,  $p = 0.218$ ; time\*group:  $F = 1.272$ ,  $p = 0.295$ ), running header (time:  $F = 2.578$ ,  $p = 0.119$ ; time\*group:  $F = 1.050$ ,  $p = 0.362$ ), post-jumping header (time:  $F = 2.599$ ,  $p = 0.117$ ; time\*group:  $F = .184$ ,  $p = 0.833$ ) and post-running header (time:  $F = 1.575$ ,  $p = 0.219$ ; time\*group:  $F = 0.695$ ,  $p = 0.507$ ).

The training induced alterations (within group, between group) did not show any significant changes for  $\Delta$  standing header ( $F(2,30) = 0.796$ ,  $p = 0.460$ ),  $\Delta$  jumping header ( $F(2,30) = 0.1272$ ,  $p = 0.295$ ),  $\Delta$  running header ( $F(2,30) = 1.050$ ,  $p = 0.362$ ),  $\Delta$  post-jumping header ( $F(2,30) = 0.184$ ,  $p = 0.833$ ) and  $\Delta$  post-running header ( $F(2,30) = 0.695$ ,  $p = 0.507$ ).

No correlations could be established between the change of force for neck flexors ( $F(5,24) = 0.987$ ;  $p = 0.683$ ) and neck extensors ( $F(5,24) = 2.075$ ;  $p = 0.104$ ) as well as the changes in head acceleration between the groups ( $F(10,50) = 0.631$ ;  $p = 0.780$ ).

## Discussion

The aim of this study was to examine the influence of an additional strengthening of neck flexors and extensors on the acceleration of the head during headers over a period of six weeks from a standing, jumping and running motion as well as after fatigue of the trunk-stabilizing muscles for the jumping and running headers.

Whereas the neck flexors support the trunk during the acceleration from the arched body tension to the ball, the neck extensors are being co-activated with the neck flexors for resisting the ball contact (Shewchenko et al., 2005a; Shewchenko et al., 2005b; Sunami and Maruyama, 2008). According to Newton's second law of motion, a stronger muscular coupling between torso and head in the sense of head-neck-torso-alignment would probably lead to reduction of acceleration in the POST-phase, assuming an equal ball speed, because a larger mass would accelerate the ball (Babbs, 2001; Caccese and Kaminski, 2016).

**Table 4.** Pre and post IMVC values of the neck force (N) and the head acceleration (G) for IG1 (n = 11), IG2 (n = 13) and CG (n = 13). Values are reported as mean ± standard deviation.

		Neck flexion [N]	Neck extension [N]	Standing header [G]	Jumping header [G]	Running header [G]	Post-jumping header [G]	Post-running header [G]
<b>Pre ± SD</b>	IG1	267.8 ± 82.4	497.4 ± 107.9	6.3 ± 0.9	6.2 ± 1.2	8.4 ± 1.3	5.4 ± 1.3	7.5 ± 1.2
	IG2	261.9 ± 32.4	439.5 ± 104.9	6.2 ± 1.3	5.5 ± 0.5	7.3 ± 1.4	5.7 ± 1.5	7.4 ± 1.9
	CG	232.5 ± 55.9	526.7 ± 117.7	6.6 ± 1.3	6.0 ± 1.2	7.5 ± 1.3	6.0 ± 1.8	7.3 ± 1.4
<b>CI 95 %</b>	IG1	229.6 - 306.1	231.5 - 275.6	5.5 - 7.0	5.6 - 6.8	7.6 - 9.3	4.4 - 6.3	6.5 - 8.4
	IG2	217.8 - 302.1	218.7 - 303.1	5.4 - 7.0	4.8 - 6.2	6.4 - 8.2	4.7 - 6.8	6.3 - 8.4
	CG	198.2 - 267.8	197.1 - 267.8	6.0 - 7.3	5.3 - 6.5	6.8 - 8.3	5.1 - 6.9	6.4 - 8.1
<b>Post ± SD</b>	IG1	304.1 ± 89.8	495.4 ± 115.7	6.7 ± 2.0	5.5 ± 1.2	7.4 ± 1.3	5.1 ± 1.5	7.2 ± 1.5
	IG2	326.7 ± 63.8	443.4 ± 100.0	6.3 ± 1.0	5.3 ± 0.6	7.1 ± 1.0	5.1 ± 0.7	6.7 ± 1.6
	CG	260.9 ± 72.6	487.5 ± 117.7	6.2 ± 1.3	6.0 ± 1.1	7.4 ± 1.2	5.4 ± 1.7	7.3 ± 0.9
<b>CI 95 %</b>	IG1	257.0 - 351.2	270.7 - 324.7	5.7 - 7.6	4.9 - 6.1	6.7 - 8.1	4.3 - 6.0	6.3 - 8.0
	IG2	274.7 - 379.6	274.6 - 379.6	5.3 - 7.3	4.6 - 6.0	6.3 - 7.9	4.1 - 6.1	5.8 - 7.6
	CG	216.8 - 304.1	216.8 - 304.1	5.3 - 7.0	5.4 - 6.6	6.7 - 8.1	4.6 - 6.2	6.6 - 8.1
<b>Δ PRE-POST</b>	IG1	+36.3 ± 21.6	-1.9 ± 55.9	0.4 ± 2.0	-0.7 ± 1.4	-1.0 ± 1.9	-0.2 ± 2.1	-0.3 ± 1.6
	IG2	+65.7 ± 54.9	+4.9 ± 50.0	0.1 ± 1.4	-0.2 ± 0.9	-0.2 ± 1.4	-0.6 ± 1.4	-0.7 ± 1.2
	CG	+27.5 ± 27.5	-39.2 ± 55.9	-0.4 ± 1.2	0.1 ± 1.2	-0.1 ± 1.6	-0.6 ± 1.3	0.0 ± 1.4
<b>Δ CI 95 %</b>	IG1	21.6 - 51.0	-39.2 - 36.2	-0.9 - 1.7	-1.7 - 0.3	-2.3 - 0.2	-1.6 - 1.2	-1.4 - 0.8
	IG2	23.5 - 107.9	-33.3 - 43.1	-1.0 - 1.2	-0.9 - 0.5	-1.3 - 0.8	-1.7 - 0.5	-1.6 - 0.3
	CG	10.8 - 54.9	-73.5 - (-5.8)	-1.1 - 0.3	-0.6 - 0.6	-1.1 - 0.8	-1.3 - 0.2	-0.8 - 0.9

CI 95% confidence interval, Δ PRE-POST Difference between PRE- and POST-Phase, Δ CI 95% confidence interval of Δ PRE-POST

In addition, the neck extensors are responsible for a deceleration movement immediately after the header and ensure the quickest possible reintegration into the game (Bauer et al., 2001).

After fatigue (post-jumping header, post-running header), a compensatory nodding motion from the neck would be expected with a disadvantage for head acceleration in order to compensate the fatigued / weak trunk muscles and generate a comparable ball speed (Becker et al., 2018; Becker et al., 2013; Shewchenko et al., 2005b).

First, we must state that the training program we chose did not lead to a significant increase of the IMVC for the intervention groups (IG1, IG2) (Table 4). With such an exercise selection, it could be conceivable as an additional training for all divisions without being too time-consuming or material-bound (Kirkendall, 2011). The exercise selection also shows that in two out of three exercises the focus was on neck flexion, because in particular M. sternocleidomastoidus works against the impact (Becker et al., 2013; Sunami and Maruyama, 2008). Here we see an explanatory approach for the fact that an enlargement of the IMVC could be seen with flexion rather than with extension. Nevertheless, it remains unclear why CG also improved by +41.2 N on average in pre-post-comparison. In addition possible learning effects or familiarization and disturbance variables due to season preparation could also be a possible cause, although all players were instructed not to do any additional exercises for the neck muscles. However, especially in the pre-season some core exercises are commonly used (Kirkendall, 2011; Willardson, 2007), which partly involve the neck muscles as stabilizing synergists (Kirkendall, 2011). The control group was composed of different teams, whereas IG1 and IG2 were independent teams. This is why potential interfering variables, as for example additional core exercises in team practice were more difficult to control.

Considering that all three groups showed improvements in neck flexion over the course of the strengthening program, we additionally examined the relationship

between the changes (Δ) in neck strength and the changes in head acceleration. Therefore, the Δ values were calculated in regard to the difference between PRE- and POST-phases. Looking at the results of this study changes in force do not allow a prediction as to the changes in head acceleration.

In the pre-post-comparison before fatigue of the trunk muscles (standing, jumping and running header), as well as after fatigue (post-jumping, post-running header) there were no statistically noticeable changes in the acceleration of the head. The acceleration was slightly, but not significantly reduced for jumping headers, running headers, post-jumping headers and post-running headers (Table 4). For comparison pairings between PRE- and POST-phase were chosen, which were closest to each other in terms of their maximum ball speed. Here it can be said that 46 % of the pairings had the same speed, 46 % had a difference of max. +/- 3 km/h and 8 % had a difference of more than +/- 3 km/h. The reason is that there is a correlation between ball speed and acceleration (Babbs, 2001), therefore headers should be compared with the same output (here: km/h) to estimate a training effect. Apart from open questions about the training intervention itself, we see a main reason for the lack of proof of effectiveness in the motionless pendulum header, which probably does not cause a sufficiently large impact. As can be seen from the average acceleration values, these are lower than those found in field tests (Caccese and Santos, 2018; Lamond et al., 2018). Assuming that the neck muscles are already strong enough to couple the head-neck-torso-alignment to a sufficient degree before the training intervention, an additional strengthening might have no additional benefit. Future studies should therefore ensure that there is a sufficiently high acceleration of the ball and that anthropometric data, strength level and expertise are taken into account when interpreting the effects of a training intervention.

With regard to the fatigued trunk muscles, it is interesting to note that the output in the form of ball speeds in the fatigued state with reduced arched body tension

(Becker et al., 2017) can still be reproduced by the players without an increased acceleration of the head (Becker et al., 2018). The effectiveness of the fatigue treatments was ensured (Becker et al., 2019) and ball speeds between PRE- and POST-phases showed no statistically noticeable differences. Kinematic and electromyographic investigations must follow for further interpretation.

It remains to be analyzed whether the exercise selection did not have the necessary intensity for an adaptation, the intervention period was too short or the pendulum header itself did not lead to the necessary impact, so that an improved muscular control could have an effect. Mansell et al. (2005) investigated the effect of an 8-week training intervention on 19 participants (Mansell et al., 2005). In contrast to us, they trained according to the 3-sets method with 10 repetitions, using two exercises. Although they also could not register a reduction of the head acceleration, either a clearer increase of the IMVC in flexion and extension was achieved. Our third exercise (head pushing) already included light ballistic elements, but Caccese et al. (2017) already formulated that a focus on ballistic elements could be a potential solution for a preventive benefit (Caccese et al., 2017). Since an increased IMVC does not necessarily lead to the desired effects (Mansell et al., 2005), the training goal should be to shorten the muscular response time in order to be able to react as quickly as possible to an occurring head acceleration, comparable to the training methods in mixed martial arts (Kruyning and De Jong, 2014; Winchester et al., 2008). These findings from other areas show that the effects of a training intervention in this context cannot necessarily be determined by the IMVC, but that an improved neuromuscular control for heading can be profitable (Schubert et al., 2008). To summarize the limitations of this study the comparably small sample size must be mentioned. Even though the sample size calculation was achieved, future studies should aim for more participants. Furthermore the group allocation has to be improved and randomized. In addition the training period of six weeks was probably too short, therefore we recommend a training period of at least eight weeks.

## Conclusion

In conclusion, it can be stated that the predicted preventive benefit of a 6-week strength training program of neck flexors and neck extensors could not be confirmed statistically. Both the effects of a training intervention and the consequences of an effective intervention (Mansell et al., 2005) for the acceleration of the head while heading seem to be more complex than previously assumed and presumably only come into effect in the case of strong impacts. Based on these results and others (Babbs, 2001; Bretzin et al., 2017; Caccese et al., 2017; Schneider and Zernicke, 1988) the hypothesis arises that only players with anthropometrically less favorable conditions (Babbs, 2001; Bretzin et al., 2017; Caccese et al., 2017; Schneider and Zernicke, 1988) or fundamentally weaker neck muscles are likely to benefit immediately from additional strengthening in the sense of reducing head acceleration. Further investigations must

follow, with the emphasis on ballistic training methods and a longer training period.

Evidence-based interaction between kinetic, kinematic and electromyographic parameters is still only rudimentary (O'Kane, 2016) and there is a need for further scientific investigations to establish causally justifiable relationships.

## Acknowledgements

The authors gratefully acknowledge the participation of the players to support this project. A special thank you to Stephan Schwarz and TUS 04 Hohenecken. The experiments comply with the current laws of the country in which they were performed and were approved by the responsible ethics commission. The authors have no conflict of interest to declare.

## References

- Babbs, C. (2001) Biomechanis of Heading a Soccer Ball: Implications for Players Safety. *The Scientific World Journal* **1**, 281-322.
- Bauer, J.A., Thomas, T.S., Caraugh, J.H., Kaminski, T.W. and Hass, C.J. (2001) Impact forces and neck muscle activity by collegiate female soccer players. *Journal of Sports Sciences* **19**, 171-179.
- Beaudouin, F., Reinsberger, C. and Meyer, T. (2017) Efficacy of a football rule to prevent concussion. *British Journal of Sports Medicine* **51**, A65-A66.
- Becker, S., Berger, J., Backfisch, M., Ludwig, O. and Fröhlich, M. (2019) Evaluation of the Bourban Trunk Muscle Strength Test Based on Electromyographic Parameters. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology* **4**, 1-11.
- Becker, S., Fröhlich, M., Kelm, J. and Ludwig, O. (2017) Change of Muscle Activity as Well as Kinematic and Kinetic Parameters during Headers after Core Muscle Fatigue. *Sports* **5**, 1-7.
- Becker, S., Fröhlich, M., Kelm, J. and Ludwig, O. (2018) The Influence of Fatigued Core Muscles on Head Acceleration during Headers in Soccer. *Sports* **6**, 1-11.
- Becker, S., Ludwig, O. and Kelm, J. (2013) Temporal change of activity of M. sternocleidomastoideus and M. trapezius pars descendens when performing a header after fatigue of the trunk muscles. *British Journal of Sports Medicine* **47**, 39.
- Borg, G. (1998) *Borg's perceived exertion and pain scales*. Champaign: Human Kinetics.
- Bretzin, A.C., Mansell, J.L., Tierney, R.T. and McDevitt, J.K. (2017) Sex Differences in Anthropometrics and Heading Kinematics Among Division I Soccer Athletes. *Sports Health* **9**, 168-173, Mar/Apr.
- Broglio, S.P., Baldwin, G., Castellani, R.J., Chrisman, S.P.D., Duma, S. and Hainline, B. (2015) Summary of 2015 University of Michigan Sport Concussion Summit. *Concussion 2016* **1**, 201-2016.
- Büsch, D., Meyer, G., Wiegel, C., Kurrat, H., Braun, J. and Granacher, U. (2016) Bedeutung, Diagnostik und Training der lokalen Rumpfkraftausdauer im Handball. *Leistungssport* **46**, 30-35.
- Caccese, J.B., Buckley, T.A., Tierney, R.T., Arbogast, K.B., Rose, W.C., Glutting, J.J. and Kaminski, T.W. (2017) Head and neck size and strength predict linear and rotational acceleration during purposeful soccer heading. *Sports Biomechanics* **17**, 462-476.
- Caccese, J.B. and Kaminski, T.W. (2016) Minimizing Head Acceleration in Soccer: A Review of the Literature. *Sports Medicine* **46**, 1591-1604, Nov.
- Caccese, J.B. and Santos, F.V. (2018) History of undiagnosed concussion is associated with concussion-like symptoms following subconcussive head impacts. *Neurology* **91**, 26-27.
- Cusimano, M.D., Cho, N., Amin, K., Shirazi, M., McFaul, S.R., Do, M.T., Wong, M.C. and Russell, K. (2013) Mechanisms of team-sport-related brain injuries in children 5 to 19 years old: opportunities for prevention. *PLoS one* **8**, e58868.
- Dezman, Z.D.W., Ledet, E.H. and Kerr, H.A. (2013) Neck Strength Imbalance Correlates With Increased Head Acceleration in Soccer Heading. *Sports Health* **5**, 320-326.
- Gutierrez, G.M., Conte, C. and Lightbourne, K. (2014) The Relationship between Impact Force, Neck Strength and Neurocognitive

- Performance in Soccer Heading in Adolescent Females. *Pediatric Exercise Science* **26**, 33-40.
- Hanlon, E.M. and Bir, C.A. (2012) Real-time head acceleration measurement in girls' youth soccer. *Medicine & Science in Sports & Exercise* **44**, 1102-1108.
- Hohmann, A., Lames, M. and Letzelter, M. (2010) *Einführung in die Trainingswissenschaft*. Wiebelsheim: Limpert Verlag.
- Kirkendall, D.T. (2011) *Soccer Anatomy. Your illustrated guide for soccer strength, speed, and agility*. Champaign: Human Kinetics.
- Kruyning, E. and De Jong, M. (2014) *MMA. The essentials of mixed martial arts*. Morrisville: Lulu Press.
- Lamond, L.C., Caccese, J.B., Buckley, T.A., Glutting, J. and Kaminski, T.W. (2018) Linear Acceleration in Direct Head Contact Across Impact Type, Player Position, and Playing Scenario in Collegiate Women's Soccer Players. *Journal of Athletic Training* **53**, 115-121.
- Lipton, M.L., Kim, N., Zimmerman, M.E., Kim, M., Stewart, W.F., Branch, C.A. and Lipton, R.B. (2013) Soccer heading is associated with white matter microstructural and cognitive abnormalities. *Radiology* **268**, 850-857.
- Lisman, P., Signorile, J.F. and Del Rossi, G. (2012) Investigation of the effects of cervical strength training on neck strength, EMG, and head kinematics during a football tackle. *International Journal of Sports Science and Engineering* **6**, 131-140.
- Luo, Z. and Goldsmith, W. (1991) Reaction of human head/neck/torso system to shock. *Journal of Biomechanics* **24**, 499-510.
- Mansell, J., Tierney, R.T., Sittler, M.R., Swanik, K.A. and Stearne, D. (2005) Resistance training and head-neck segment dynamic stabilization in male and female collegiate soccer players. *Journal of Athletic Training* **40**, 310.
- McCrory, P., Meeuwisse, W., Dvorak, J., Aubry, M., Bailes, J., Broglio, S., Cantu, R.C., Cassidy, D., Echemendia, R.J., Castellani, R.J., Davis, G.A., Ellenbogen, R., Emery, C., Engebretsen, L., Feddermann-Demont, N., Giza, C.C., Guskiewicz, K.M., Herring, S., Iverson, G.L., Johnston, K.M., Kissick, J., Kutcher, J., Leddy, J.J., Maddocks, D., Makkdissi, M., Manley, G.T., McCrea, M., Meehan, W.P., Nagahiro, S., Patricios, J., Putukian, M., Schneider, K.J., Sills, A., Tator, C.H., Turner, M. and Vos, P.E. (2017) Consensus statement on concussion in sport-the 5(th) international conference on concussion in sport held in Berlin, October 2016. *British Journal of Sports Medicine* **51**, 838-847.
- Naunheim, R.S., Bayly, P.V., Standeven, J., Neubauer, J.S., Lewis, L.M. and Genin, G.M. (2003) Linear and angular head accelerations during heading of a soccer ball. *Medicine and Science in Sports and Exercise* **35**, 1406-1412.
- O'Kane, J.W. (2016) Is Heading in Youth Soccer Dangerous Play? *The Physician and Sportsmedicine* **44**, 190-194.
- Press, J.N. and Rowson, S. (2017) Quantifying head impact exposure in collegiate women's soccer. *Clinical Journal of Sport Medicine* **27**, 104-110.
- Queen, R.M., Weinhold, P.S., Kirkendall, D.T. and Yu, B. (2003) Theoretical Study of the Effect of Ball Properties on Impact Force in Soccer Heading. *Medicine and Science in Sports and Exercise* **35**, 2069-2076.
- Sarmiento, H., Clemente, F.M., Araújo, D., Davids, K., McRobert, A. and Figueiredo, A. (2018) What Performance Analysts Need to Know About Research Trends in Association Football (2012-2016): A Systematic Review. *Sports Medicine* **48**, 799-836.
- Schneider, K. and Zernicke, R. (1988) Computer simulation of head impact: estimation of head-injury risk during soccer heading. *Journal of International Society of Biomechanics in Sports* **4**, 358-371.
- Schubert, M., Beck, S., Taube, W., Amtage, F., Faist, M. and Gruber, M. (2008) Balance training and ballistic strength training are associated with task-specific corticospinal adaptations. *European Journal of Neuroscience* **27**, 2007-2018.
- Shewchenko, N., Withnall, C., Keown, M., Gittens, R. and Dvorak, J. (2005a) Heading in football. Part 2: Biomechanics of ball heading and head response. *British Journal of Sports Medicine* **39**, i26-i32.
- Shewchenko, N., Withnall, C., Keown, M., Gittens, R. and Dvorak, J. (2005b) Heading in football. Part 1: Development of biomechanical methods to investigate head response. *British Journal of Sports Medicine* **39**, i10-i25.
- Stewart, W.F., Kim, N., Ifrah, C., Sliwinski, M., Zimmerman, M.E., Kim, M., Lipton, R.B. and Lipton, M.L. (2018) Heading Frequency Is More Strongly Related to Cognitive Performance Than Unintentional Head Impacts in Amateur Soccer Players. *Front Neurol* **9**, 240-240.
- Sunami, S. and Maruyama, T. (2008) Motion and EMG analysis of soccer-ball heading for the lateral direction. *Football Science* **5**, 7-17.
- Tarnutzer, A.A., Straumann, D., Brugger, P. and Feddermann-Demont, N. (2017) Persistent effects of playing football and associated (subconcussive) head trauma on brain structure and function: a systematic review of the literature. *British Journal of Sports Medicine* **51**, 1592-1604.
- Teymour, M., Sadeghi, H., Nabaei, A. and Kasaeian, A. (2012) The Relationship Between Biomechanical-Anthropometrical Parameters and the Force Exerted on the Head When Heading Free Kicks in Soccer. *Archives of trauma research* **1**, 44.
- Tierney, R.T., Higgins, M., Caswell, S.V., Brady, J., McHardy, K., Driban, J.B. and Darvish, K. (2008) Sex Differences in Head Acceleration During Heading While Wearing Soccer Headgear. *Journal of Athletic Training* **43**, 163-166.
- Tschopp, M., Bourban, P., Hubner, K. and Marti, B. (2001) Messgenauigkeit eines 4-teiligen, standardisierten dynamischen Rumpfkrafttests: Erfahrungen mit gesunden männlichen Spitzensportlern. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie* **49**, 67-72.
- Willardson, J.M. (2007) Core Stability Training: Applications to Sports Conditioning Programs. *Journal of Strength and Conditioning Research* **21**, 979-985.
- Winchester, J.B., McBride, J.M., Maher, M.A., Mikat, R.P., Allen, B.K., Kline, D.E. and McGuigan, M.R. (2008) Eight weeks of ballistic exercise improves power independently of changes in strength and muscle fiber type expression. *Journal of Strength and Conditioning Research* **22**, 1728-1734.
- World Medical Association. (2013) World medical association declaration of Helsinki: Ethical principles for medical research involving human subjects. *Journal of the American Medical Association* **310**, 2191-2194.
- Yang, Y.T. and Baugh, C.M. (2016) US youth soccer concussion policy: Heading in the right direction. *JAMA Pediatrics* **170**, 413-414.

### Key points

- Presumed preventive benefit of a 6-week strength training of neck flexors and extensors could not be shown.
- Changes in force of the neck flexors and extensors do not necessarily predict a change in head acceleration.
- Pre-post-comparison before and after fatigue of the trunk muscles did not show any statistically noticeable changes in the acceleration of the head.
- Further investigations with accelerated balls must follow.

### AUTHOR BIOGRAPHY



#### Stephan BECKER

##### Employment

PhD-Student at the Department of Sports Science, Technische Universität Kaiserslautern

##### Degree

MSc

##### Research interest

Biomechanics in sports

**E-mail:** stephan.becker@sowi.uni-kl.de



	<p><b>Joshua BERGER</b>  <b>Employment</b>          PhD-Student at the Department of Sports Science, Technische Universität Kaiserslautern, Germany  <b>Degree</b>          MSc  <b>Research interest</b>          Sports performance diagnostics in competitive sports  <b>E-mail:</b> <a href="mailto:joshua.berger@sowi.uni-kl.de">joshua.berger@sowi.uni-kl.de</a></p>
	<p><b>Marco BACKFISCH</b>  <b>Employment</b>          PhD-Student at the Department of Sports Science, Technische Universität Kaiserslautern, Germany  <b>Degree</b>          MSc  <b>Research interest</b>          Performance analysis in soccer  <b>E-mail:</b> <a href="mailto:marco.backfisch@sowi.uni-kl.de">marco.backfisch@sowi.uni-kl.de</a></p>
	<p><b>Oliver LUDWIG</b>  <b>Employment</b>          Scientist and Lecturer at the Department of Sports Science, Technische Universität Kaiserslautern, Germany  <b>Degree</b>          PhD  <b>Research interest</b>          Biomechanics in sports, gait and posture  <b>E-mail:</b> <a href="mailto:oliver.ludwig@sowi.uni-kl.de">oliver.ludwig@sowi.uni-kl.de</a></p>
	<p><b>Jens KELM</b>  <b>Employment</b>          Full Professor and medical doctor at the Medical Faculty, Saarland University, Homburg/Saar, Germany  <b>Degree</b>          PhD  <b>Research interest</b>          Medical and biomechanical aspects in soccer  <b>E-mail:</b> <a href="mailto:jens.kelm@chirurgie-illingen.de">jens.kelm@chirurgie-illingen.de</a></p>
	<p><b>Michael FRÖHLICH</b>  <b>Employment</b>          Full Professor at the Department of Sports Science, Technische Universität Kaiserslautern, Germany  <b>Degree</b>          PhD  <b>Research interest</b>          Performance analysis, methods and methodology, evaluation research  <b>E-mail:</b> <a href="mailto:michael.froehlich@sowi.uni-kl.de">michael.froehlich@sowi.uni-kl.de</a></p>

✉ **Stephan Becker**  
 Department of Sport Science, Technische Universität Kaiserslautern, Kaiserslautern, 67663, Germany

## 4. Publikation



Heading in Soccer: Does Kinematics of the Head-Neck-Torso-Alignment Influence Head Acceleration?

Becker, S., Berger, J., Ludwig, O., Günther, D., Kelm, J. & Fröhlich, M. (2020). Heading in Soccer: Does Kinematics of the Head-Neck-Torso-Alignment Influence Head Acceleration? *Journal of Human Kinetics* (accepted).

## Zusammenfassung

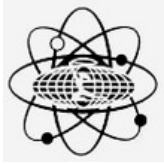
**Hintergrund und Fragestellung:** Zum aktuellen Zeitpunkt gibt es wenig evidenzbasierte Nachweise über die Wirkung kumulativer, beabsichtigter Kopfballstöße. Der Ausrichtung des Kopf-Hals-Rumpfsystems wird eine große Bedeutung zugeschrieben, wenn es um die Minimierung potentieller Risiken durch das Kopfballspiel geht. Zielsetzung war es, den Zusammenhang zwischen der kinematischen Kopf-Hals-Rumpfausrichtung und der Beschleunigung des Kopfes, den Zusammenhang zwischen der Kopfbeschleunigung und der maximalen Ballgeschwindigkeit sowie die Unterschiede der durch den Aufprall verursachten Kopfbeschleunigungen bei unterschiedlichen Kopfballvarianten (Stand, Sprung, Lauf) am ruhenden Kopfballpendel zu analysieren.

**Methoden:** Insgesamt nahmen 60 männliche Fußballspieler ( $18.9 \pm 4.0$  Jahre,  $177.6 \pm 14.9$  cm,  $73.1 \pm 8.6$  kg) an der Studie teil. Die Kopfbeschleunigung wurde mit einem telemetrischen 3D-Akzelerometer gemessen, während die Winkel der Kopf-Hals-Rumpfausrichtung und die Ballgeschwindigkeit über ein optisches 3D-Messsystem berechnet wurden.

**Ergebnisse:** Für die Varianten aus dem Stand, Sprung und Lauf konnten keine Zusammenhänge zwischen HWS-, Kopf- oder BWS-Winkel und der Kopfbeschleunigung nachgewiesen werden. Ein Zusammenhang zwischen der Kopfbeschleunigung zum Zeitpunkt des ersten Ballkontaktes und der maximalen Ballgeschwindigkeit gab es lediglich für die Variante aus dem Stand ( $p = 0.024$ ;  $R^2 = 0.85$ ). Die Kopfbeschleunigung zwischen den verschiedenen Varianten Stand, Sprung und Lauf unterschied sich signifikant ( $p < 0.001$ ).

**Interpretation:** Zusammenfassend lässt sich konstatieren, dass der Zusammenhang zwischen der Kopf-Hals-Rumpfausrichtung und der Kopfbeschleunigung komplexer ist als zunächst angenommen und im Rahmen dieser Untersuchung nicht nachgewiesen werden konnte. Darüber hinaus wurden erste Daten generiert, um zu überprüfen, ob die Beschleunigung des Kopfes zum Zeitpunkt des ersten Ballkontaktes auch ein Prädiktor für die daraus resultierende Ballgeschwindigkeit ist, wobei weitere Untersuchungen folgen müssen. Abschließend konnten die Vergleichsdaten aus der Literatur bestätigt werden, nämlich, dass sich die Kopfbeschleunigungen zwischen den Kopfarten unterscheiden.

Journal of Human Kinetics, 40-065 Katowice, Mikolowska 72A Str., E-mail: [jhk@awf.katowice.pl](mailto:jhk@awf.katowice.pl)



Indexed in: PubMed, Index Copernicus, Embase/Excerpta Medica, Journal Citation Reports/Science Edition, SPONET Data base, SCI, EBSCO

Katowice, the 07<sup>th</sup> of May, 2020

To Whom It May Concern,

On behalf of the Editorial Committee of the *Journal of Human Kinetics*, we would like to confirm that the article entitled "Heading in soccer: does kinematics of the head-neck-torso alignment influence head acceleration?" by Stephan Becker, Joshua Berger, Oliver Ludwig, Daniel Günther, Jens Kelm, Michael Fröhlich, with the corresponding author: Stephan Becker, Erwin-Schrödinger-Straße 57/532, 67663 Kaiserslautern; has been accepted for print in one of the following issues of the *Journal of Human Kinetics*.

Editor-in Chief



Prof. Adam Zajac



# Heading in Soccer: Does Kinematics of the Head-Neck-Torso-Alignment Influence Head Acceleration?

Stephan Becker<sup>1, \*</sup>, Joshua Berger<sup>1</sup>, Oliver Ludwig<sup>1</sup>, Daniel Günther<sup>1</sup>, Jens Kelm<sup>2</sup>, Michael Fröhlich<sup>1</sup>

## Abstract

There is little scientific evidence regarding the cumulative effect of purposeful heading. The head-neck-torso alignment is considered to be of great importance when it comes to minimizing potential risks when heading. Therefore, this study determined the relationship between head-neck-torso alignment (cervical spine, head, thoracic spine) and the acceleration of the head, the relationship between head acceleration and maximum ball speed after head impact and differences between head accelerations throughout different heading approaches (standing, jumping, running). A total of 60 male soccer players ( $18.9 \pm 4.0$  years,  $177.6 \pm 14.9$  cm,  $73.1 \pm 8.6$  kg) participated in the study. Head accelerations were measured by a telemetric Noraxon DTS 3D Sensor, whereas angles for the head-neck-torso alignment and ball speed were analyzed with Qualisys Track Manager program. No relationship at all was found for the standing, jumping and running approaches. Concerning the relationship between head acceleration and maximum ball speed after head impact only for the standing header a significant result was calculated ( $p = 0.024$ ,  $R^2 = .085$ ). A significant difference in head acceleration ( $p < .001$ ) was identified between standing, jumping and running headers. To sum up, the relationship between head acceleration and head-neck-torso alignment is more complex than initially assumed and could not be proven in this study. Furthermore first data were generated to check whether the acceleration of the head is a predictor for the resulting maximum ball speed after head impact, but further investigations have to follow. Lastly, we confirmed the results that the head acceleration differs with the approach.

**Key words:** injury biomechanics, concussion, impact, heading approaches, kinetics.

<sup>1</sup> Department of Sport Science, Technische Universität Kaiserslautern, Kaiserslautern, Germany

<sup>2</sup> Chirurgisch-Orthopädisches Zentrum, Illingen, Germany

\* Correspondence: Erwin-Schrödinger-Straße 57/532, 67663 Kaiserslautern;  
stephan.becker@sowi.uni-kl.de; Tel.: +49-631-205-5738

## Introduction

For several years heading in soccer has been associated with chronic traumatic encephalopathy (CTE), a degenerative brain disease supposedly resulting from cumulated repetitive concussions or subconcussive impacts, but still with a lack of evidence (Spiotta et al., 2012). The transfer has come from sports such as boxing (McCroly et al., 2007) or American football (Omalu et al., 2010) where the effects of repetitive minor trauma are better investigated. In soccer, the current state of research is still too fragmentary and in many parts does not permit final conclusions. For a better estimation of potential health consequences, it is the task of sports science to investigate extrinsic factors in order to support medicine in interpreting intrinsic mechanisms. Unintentional headers, which lead to the highest acceleration of the head and result from collisions with non-anticipated balls or the player-player or player-ground contact, are said to carry the greatest risk potential (Beaudouin et al., 2018a, 2018b). Intentional headers lead to smaller accelerations (Boden et al., 1998; Caccese and Kaminski, 2016; Levitch et al., 2018), but in return occur more frequently (Caccese and Kaminski, 2016; Hanlon and Bir, 2012). There is little scientific evidence regarding the cumulative effect of purposeful heading, consequently the following investigation will refer to the kinematic and kinetic aspects of intentional headers.

The head-neck-torso alignment is considered to be of great importance when it comes to minimizing potential risks while heading (Caccese and Kaminski, 2016; Shewchenko et al., 2005b). At the point of ball contact, neck flexors and extensors should be in co-contraction in order to connect the head and the torso as stably as possible and to minimize the effects of the impact (Bauer et al., 2001; Shewchenko et al., 2005a). The increased mass of a stable head-neck-torso system will result in less acceleration. In a review, Caccese and Kaminski (2016) investigated ways to reduce head acceleration in soccer and concluded, among other things, the need to improve the head-neck-torso alignment. In other words, the larger the nodding motion of the player's head, the greater the resulting head acceleration. Few studies on kinematics when heading are available to answer the outstanding questions. Shewchenko et al. (2005a) combined the kinematics and kinetics of seven soccer players with a numerical model and concluded a reduced head acceleration through an increased muscle pre-tensing and head-neck-torso alignment. Babbs (2001) created mathematical models based upon Newton's second law of motion to illustrate the physics of heading. From his results it can be concluded that muscular coupling is more important for increasing mass than kinematic head-neck-torso

alignment (Babbs, 2001). The only comparable investigation on the causal relationship between head-to-trunk kinematics and head acceleration could not prove this assumption (Caccese et al., 2017).

Another issue is to what extent the acceleration of the head predicts the resulting ball speed after head impact. Funk et al. (2011) identified the incoming ball speed as a predictor for the following head acceleration.

In the present study, different heading approaches were performed. The data are to be used to compare and replicate the results of studies that have already been carried out (Bauer et al., 2001; Becker et al., 2018; Lamond et al., 2018).

Therefore, this study considered the following research questions:

- (1) Is there a relationship between head-neck-torso alignment (cervical spine angle, head angle, thoracic spine angle) and the acceleration of the head?
- (2) Is there a relationship between head acceleration and maximum ball speed after head impact?
- (3) Does the acceleration of the head change with a different approach (standing, jumping, running)?

## Methods

### *Participants*

The sample size was calculated using G\*Power (Version 3.1 for Macintosh, University of Kiel, Germany). For a linear multiple regression (fixed model,  $R^2$  increase, effect size  $f^2 = 0.2$ ,  $\alpha = 0.05$ ) a minimum group size of 59 persons was calculated (power 0.8).

A total of 60 male active soccer players ( $18.9 \pm 4.0$  years,  $177.6 \pm 14.9$  cm,  $73.1 \pm 8.6$  kg) were included. With a mean age of  $5.1 \pm 1.6$  years at the point of club entry, and 6-8 hours of soccer training per week, all players had many years of playing and heading experience. Exclusion criteria were: chronic cervical spine problems, concussion within the last eight weeks, acute injury, acute infection or illness. All participants were informed about the test procedure and gave their written consent. With regard to minors, parents or legal guardians were also informed and gave their written consent. The study was approved by the responsible ethics committee and was conducted following the principles outlined in the Declaration of Helsinki (World Medical Association, 2013).

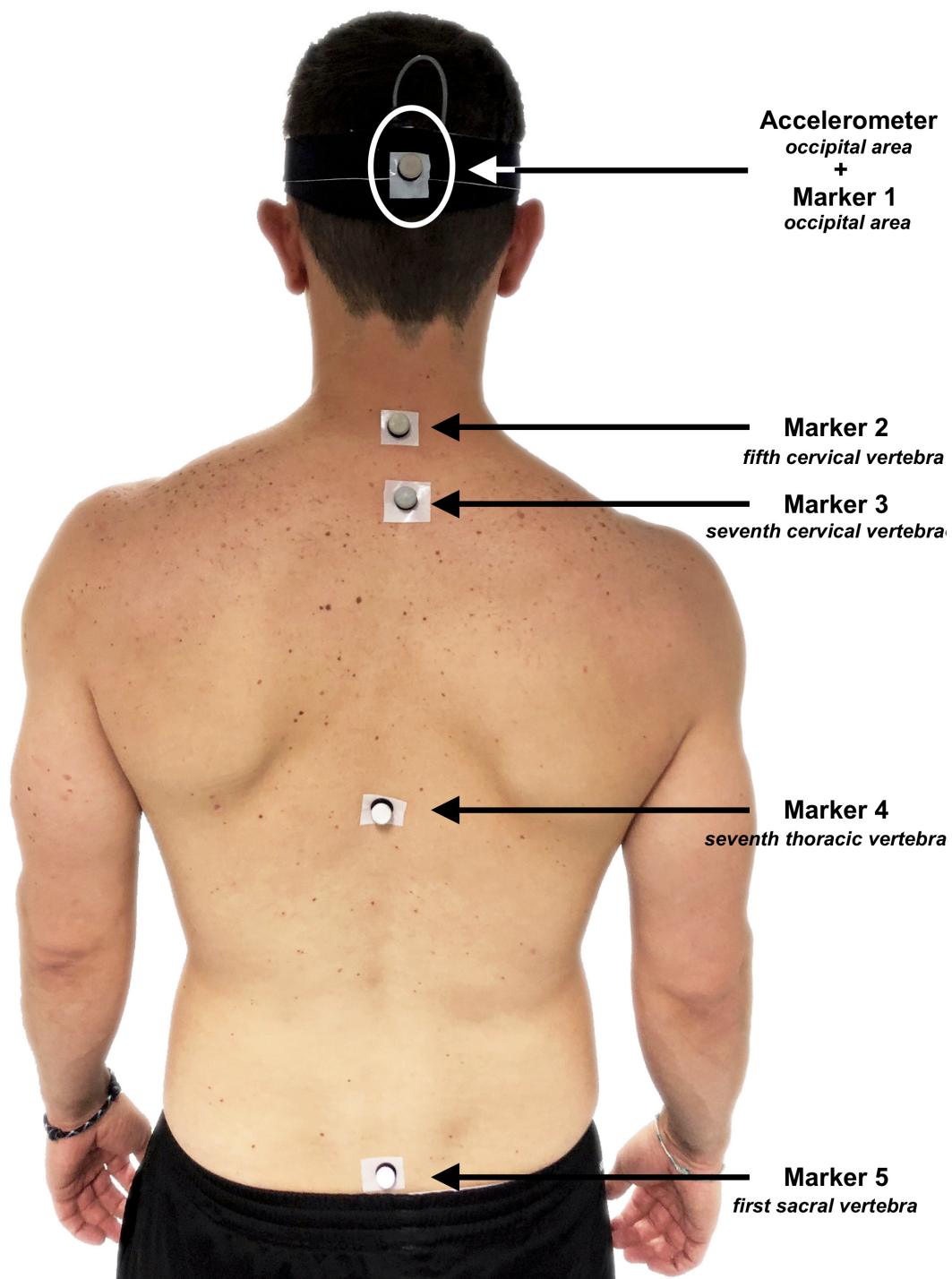
## **Measures**

### ***Head-neck-torso alignment***

Three angles (cervical spine, head, thoracic spine) in three-dimensional space were recorded through motion capture by the Qualisys Track Manager (Version 2.15, Göteborg, Sweden; 200 Hz). Therefore, five super-spherical reflective markers (Noraxon, Scottsdale; USA; model: m4, size: 14 mm diameter) were attached to the skin with double-sided adhesive tape (Figure 1) and the following angles were calculated:

- Cervical spine angle: calculated by markers 2, 3 and 4; represents the nodding motion of the player.
- Head angle: calculated by markers 1, 2 and 3; represents the forward head rotation of the player, by tucking the chin towards the chest, which can be part of the nodding motion.
- Thoracic angle: calculated by markers 3, 4 and 5; represents the degree of arched body tension left at the point of ball contact.

All angles were calculated at the moment of the first ball contact. For this reason three additional markers were attached to the top of the ball to visualize the first movement of the ball caused by impact (defined as the point of ball contact). The system was calibrated by wand type, with an exact wand length of 751.4 mm. Calibration was accepted, if standard deviation of the wand's length measure was below 0.5 mm.



**Figure 1:** Accelerometer and marker set up.

### **Acceleration**

The head acceleration (G) was determined at the point of the initial ball contact using a telemetric DTS 3D accelerometer (Noraxon, Scottsdale, USA; size: 22 x 16 x 7 mm; weight: 2.8

g; frequency: 1500 Hz, lowpass filter: 500 Hz; operational range: 6.25 G per axis). It was attached to the occipital area of the head with an individually adjustable rubber band (Noraxon, Scottsdale, USA; size: 1000 x 35 mm) (Figure 1). The resulting head acceleration vector  $a$ , based on the acceleration values of the x, y and z axis, was calculated with the following formula:  $a = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2}$ . Data sequences of the accelerometer and motion capture were recorded synchronously in the same file to get the acceleration values at the moment of initial ball contact.

### **Header**

Three types of headers (standing, jumping, running) were performed in standardized order on a stationary pendulum header (Derbystar, model: Swing, size: 5, diameter 22 cm). The ball had to be headed horizontally to the front as hard as possible for all three types. Players executed three attempts per header type beforehand to minimize learning effects, afterwards three headers of every type were recorded. For all headers maximum ball velocity was calculated. Details of the test set up are presented in Table 1.

**Table 1:** Initial position, take-off and ball height for different types of heading.

<b>Test variable</b>	<b>Standing header</b>	<b>Jumping header</b>	<b>Running header</b>
<b>Initial position</b>	Shoulder-wide stand on a force plate (66 × 60 cm)	Shoulder-wide stand on a force plate (66 × 60 cm)	Walking position at a mark in 3 m distance
<b>Jump</b>	-	Jumping with both legs	Jumping with one or both legs
<b>Ball height</b>	Height of the forehead	One ball diameter above the head	One ball diameter above the head

### **Design and Procedure**

The study was carried out over a period of 4 weeks (July, 2019) in the biomechanical laboratory of the Department of Sports Science in Kaiserslautern. Testing took about 30 minutes per participant. Anthropometric and soccer specific data were taken after participants

were informed about the test procedure and gave their written consent. Data acquisition, processing and analysis were performed by the corresponding author.

### ***Statistical Analysis***

To verify the relationship between head acceleration and the angles of the cervical spine, head and thoracic spine a stepwise, multiple linear regression was executed. The relationship between ball speed and head acceleration was analyzed by a linear regression. A one-way ANOVA was applied to verify differences in head acceleration between the different types of heading (standing, jumping, running).

The statistical evaluation was performed using IBM SPSS (Version 25.0 for Macintosh, Chicago, IL, USA). The results are stated as mean values  $\pm$  standard deviations and 95% confidence intervals. The significance level was set at 5%. To estimate effect sizes, partial eta squared ( $\eta_p^2$ ) (Levine and Hullett, 2002) and Cohen's  $d$  (Cohen, 1988) were computed. All preconditions for stepwise multiple linear regression, linear regression and one-way ANOVA were checked and confirmed.

There were three values for all variables, since each heading type was performed three times. For each approach the trial with the highest head acceleration was registered for further analysis. To run a regression with valid data for the primary aim of the study (head-neck-torso alignment), beforehand all trials were excluded, where the signal was saturated (threshold: 6.25 G) on at least one of the axis (standing header: 28 out of 180; jumping header: 6 out of 180; running header: 86 out of 180).

## Results

The descriptive evaluation of all variables is shown in Table 2. Depending on the aims of the study, detailed statistical results are presented in the respective sections.

**Table 2:** Descriptive values in mean value (M)  $\pm$  standard deviation (SD) and 95% confidence intervals (CI-95%).

Variable		Standing	Jumping	Running
		header N = 60	header N = 60	header N = 42
Head acceleration [G]	M $\pm$ SD	6.41 $\pm$ 1.31	5.21 $\pm$ 1.64	6.80 $\pm$ 1.01
	CI-95%	6.08-6.74	4.79-5.64	6.49-7.12
Cervical spine angle [°]	M $\pm$ SD	161.35 $\pm$ 6.28	160.00 $\pm$ 7.18	159.44 $\pm$ 6.57
	CI-95%	159.71-162.98	158.10-161.88	159.41-161.48
Head angle [°]	M $\pm$ SD	146.03 $\pm$ 8.25	144.83 $\pm$ 11.22	144.54 $\pm$ 8.60
	CI-95%	143.88-148.18	141.88-147.78	141.86-147.22
Thoracic spine angle [°]	M $\pm$ SD	164.41 $\pm$ 6.27	161.01 $\pm$ 7.54	158.10 $\pm$ 6.57
	CI-95%	162.77-166.04	159.03-163.00	155.94-160.17
Maximal ball speed [km/h]	M $\pm$ SD	22.91 $\pm$ 2.74	17.72 $\pm$ 2.99	29.87 $\pm$ 4.01
	CI-95%	22.20-23.63	16.94-18.51	28.61-31.12

### *Relationship: head-neck-torso alignment and head acceleration*

No significant relationship between the three angles affecting the head-neck-torso alignment and head acceleration was found for the standing, jumping and running approach (Table 3). Stepwise linear regression showed no significant relationship for the 1<sup>st</sup> step (cervical spine angle), 2<sup>nd</sup> step (cervical spine angle, head angle) and 3<sup>rd</sup> step (cervical spine angle, head angle, thoracic spine angle).



**Table 3:** Statistical results of the stepwise, multiple linear regression for standing, jumping and running headers. Results are presented as sample size (N), correlation coefficient (R), R-square ( $R^2$ ), adjusted R-square (Adj.  $R^2$ ), F-value (F) and significance-value ( $p$ ).

	Standing header	Jumping header	Running header
<b>1. step: cervical spine angle</b>			
N	60	60	42
R	.100	.243	.241
$R^2$	.010	.059	.058
Adj. $R^2$	-.007	.043	.034
F	.588	3.625	2.464
$p$	.446	.062	.124
<b>2. step: cervical spine angle, head angle</b>			
N	59	59	42
R	.121	.292	.243
$R^2$	.015	.085	.059
Adj. $R^2$	-.021	.052	.011
F	.414	2.605	1.223
$p$	.663	.083	.306
<b>3. step: cervical spine angle, head angle, thoracic spine angle</b>			
N	59	58	42
R	.220	.274	.315
$R^2$	.048	.075	.100
Adj. $R^2$	-.004	.024	.028
F	.930	.1.465	1.400
$p$	.432	.234	.258

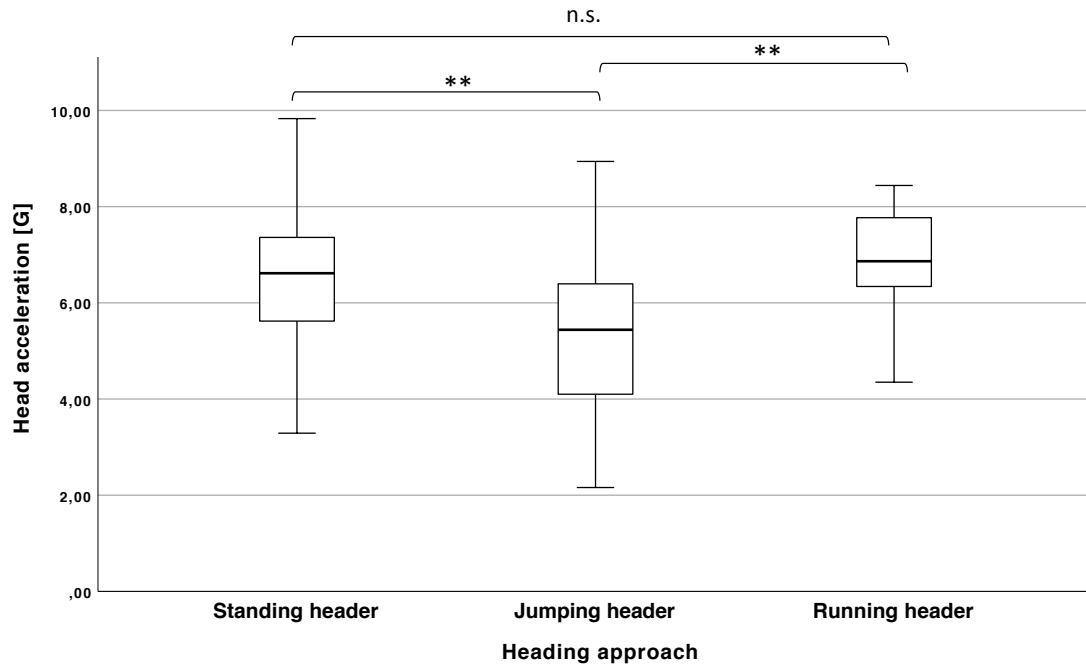
***Relationship: head acceleration and maximum ball speed after head impact***

No relationship was detected for jumping headers ( $F(1,58) = .190$ ,  $p = .664$ ;  $R^2 = .003$ ) and running headers ( $F(1,40) = .414$ ,  $p = .524$ ,  $R^2 = .010$ ). For standing headers a relationship was measured ( $F(1,58) = 5.398$ ,  $p = .024$ ,  $R^2 = .085$ ).

***Differences: head acceleration for standing, jumping and running headers***

A significant difference in head acceleration ( $F(2,159) = 77.68$ ,  $p < .001$ ,  $\eta_p^2 = 0.49$ ) was identified between the three header types: standing, jumping and running (Figure 2). The post

hoc Games-Howell test showed significant differences between standing and jumping headers ( $p < .001$ ,  $d = .81$ ), running and jumping headers ( $p < .001$ ,  $d = 1.17$ ), although no such differences between standing and running headers ( $p = .197$ ).



**Figure 2:** Differences in head acceleration [G] between standing, jumping and running headers (n.s. = no significance, \*\* =  $p < .001$ )

## Discussion

### *Relationship: head-neck-torso alignment and head acceleration*

The head-neck-torso alignment is one of the first mechanisms mentioned, when physicians and healthcare professionals ask for improvement possibilities for headers in soccer, to reduce the danger potential (Caccese and Kaminski, 2016). Based on Newton's 2<sup>nd</sup> law of motion ( $F = m * a$ ), the resulting force is a product of mass and acceleration. If the head and the trunk are connected to a rigid system via the neck flexors and extensors, the mass increases and the acceleration should decrease, if the force remains constant (Caccese et al., 2017; Sunami and Maruyama, 2008). In other words, the higher the nodding motion, the higher the head acceleration.

The relationship between the acceleration of the head and three angles (cervical spine angle, head angle, thoracic spine angle) at the point of ball contact has not yet been investigated. Anyway, according to previous assumptions the greatest importance is attributed

to the cervical spine angle (Babbs, 2001; Caccese and Kaminski, 2016), because it represents best the nodding motion and thus the decoupling of the head-neck-torso segment. For us the head angle is the second most important angle, because it explains the forward-rotation of the head, whereas the cervical spine angle describes the translation of the head towards the ball. Earlier trials and two dimensional studies (Becker et al., 2017; Shewchenko et al., 2005b) showed cases in which the cervical spine angle remained approximately the same, but the player increased the rotational movement of the chin towards the chest, depending on the position of the torso in its surroundings. This is why we calculated the head angle to check its potential relationship. The thoracic spine angle in general is more important throughout the preparation phase as it builds up the arched body tension (Kirkendall et al., 2001; Sunami and Maruyama, 2008). As to the point of ball contact the aim was to investigate whether there is a relationship between the remaining degree of arched body tension or trunk flexion and the respective head acceleration.

The stepwise multiple linear regression did not show any correlation between the head acceleration at the time of ball contact for the three considered approaches (standing, jumping, running) and the cervical spine angle, head angle and thoracic spine angle. Due to the lack of comparative data, no causally justifiable statements are yet permissible. Nevertheless, it can be assumed from these results that angles and acceleration are influenced by further variables. First and foremost, the EMG activity should be mentioned. Shewchenko et al. (2005b) examined the change in kinetic aspects for a consciously forced "follow-through" and came to the conclusion that the head impact was reduced by 33% if the player consciously headed through the ball. Thus, the present laboratory situation and instructions could have led to an increased activity of *M. sternocleidomastoidus* (neck flexor) and *M. trapezius* (neck extensor), which led to compensation of the angular positions (Becker et al., 2017; Shewchenko et al., 2005b). This confirms the assumption of a previous examination that at low ball speeds, even when using a stationary pendulum header, muscular coupling meaning high muscular activity of the neck flexors and extensors can compensate a strong neck flexion at the point of ball contact and is therefore more important than head-neck-torso alignment (Babbs, 2001). Conversely, this means that the importance of the head-neck-torso alignment might only appear with a higher incoming ball speed. Furthermore, there are evidence-based indications that the reproducibility of the

player's torso motion, measured over angles, is easier than the head motion. This is comparable to the cervical spine angle and head angle (Shewchenko et al., 2005b). This would be another explanation for the high variability and therefore, the lack of correlation.

Although the influence of the head-neck-torso alignment on the head acceleration needs further investigation, the results are in line with those of Caccese et al. (2017). They investigated the relationship between head-to-trunk range of motion, trunk range of motion and head acceleration in 100 soccer players. They concluded that technique variables, which are largely modifiable, did not predict head acceleration. Instead, greater importance is attributed to head mass, neck girth and neck strength (Caccese et al., 2017).

A possible limitation is the lack of proportionality. In terms of basic research, the aim was to verify whether there is a general relationship between head acceleration and different angles. In further investigations it is urgently recommended to use a static image in a normal-zero position for each player in order to enable better interindividual comparability. In addition, the position of the trunk in its surroundings should be taken into account, as a more horizontal position has to be accompanied by a reduced acceleration (Shewchenko et al., 2005b).

#### ***Relationship: head acceleration and maximum ball speed after head impact***

First investigations allow the explanation that with increasing speed of the incoming ball the resulting head acceleration increases (Caccese et al., 2016; Funk et al., 2011; Naunheim et al., 2003a). Caccese et al. (2016) showed that purposeful headers from strategic scenarios associated with higher ball speeds such as for example goal kicks and punts will lead to significantly higher head accelerations than from corner kicks, throw-ins and secondary headers. Dorminy et al. (2015) investigated the effect of different ball speeds and linear head impact acceleration in 16 soccer players in field testing. At ball speeds from 48.3 to 80.5 km/h head acceleration increased by almost 20 G, but without being statistically significant ( $p = .06$ ).

From the data available here, it should be verified whether an assumption of this thesis is allowed and whether a higher acceleration of the head at ball contact also predicts the maximum ball speed produced by the player after head impact. Only for the standing header a relationship was measurable, but with small effect. From our point of view a generalization would be inadmissible here; further investigations are necessary. Furthermore, the focus of this

study was to examine the relationship between kinematics and head acceleration at the point of initial ball contact. Other investigations showed that the maximum acceleration did not necessarily occur during the initial phase of ball contact (Becker et al., 2018; Naunheim et al., 2003b), since ball contact lasts approximately 20 ms only (Kerr and Riches, 2004). The following investigations should therefore compare maximum acceleration with maximum ball speed instead of comparing the acceleration at the time of the initial ball contact (Naunheim et al., 2003b; Spiotta et al., 2012), which should be mentioned as a limitation of the present data.

Funk et al. (2011) compared (N = 20) head acceleration at different ball speeds (18.0, 30.6, 36.0 and 41.4 km/h); head acceleration increased continuously (6.8, 15.0, 18.0 and 21.0 G). If one looks at the average accelerations of this study (jumping headers: 4.36 G, standing headers: 6.01 G, running headers: 7.10 G) and ball speeds (jumping headers: 17.71 km/h, standing headers: 22.79 km/h, running headers: 29.61 km/h), a plausible scheme can be recognized despite the lack of significant correlation. Nevertheless, the data also give reason to adhere to training recommendations that novices should practice with slower ball speeds for safer training of the different heading techniques (Caccese and Kaminski, 2016).

#### ***Differences: head acceleration for standing, jumping and running headers***

Before differentiating between special techniques of ball handling such as clearing header, shooting header, passing header and flick-on (Bauer et al., 2001; Mehnert et al., 2005; Spiotta et al., 2012), the header can be categorized according to its approach: standing, jumping and running (Bauer et al., 2001; Becker et al., 2018; Mehnert et al., 2005). The next step would be to apply one of the special techniques mentioned above.

The results show that the acceleration of the head differs significantly between the different types of heading. They are greatest in the running header (6.80 G), followed by the standing header (6.41 G) and finally the jumping header (5.21 G), which is consistent with the results of earlier investigations (Bauer et al., 2001; Becker et al., 2018). Due to momentum created from running (Mehnert et al., 2005) before the ball is hit, the acceleration of the head is greatest with the running header. The hypothesis formulated by Bauer (2001) that more mass is applied to the ball during the running approach and that the acceleration of the head must therefore be reduced, can be rejected after these results and former investigations (Bauer et al., 2001; Becker et al., 2018).

Contrary to the original assumption (Becker et al., 2018), it seems to be confirmed that the header from the jumping approach, without a run-up, as it can occur for example after a goalkeeper's punt, is clearly more demanding in terms of coordination than the header from the standing approach. Therefore the head acceleration was 1.2 G higher and the maximum ball speed produced was 5.2 km/h higher on average, which is in line with other results (Becker et al., 2018).

Future investigations should consider comparing head accelerations of standing and jumping headers with a similar outgoing ball speed. This might give insight whether coordinative aspects have an influence on the compensation of the head impact. This would support the thesis that the heading technique should be taught systematically and one should not learn from "learning by doing". Furthermore, future studies are recommended to use an accelerometer with a higher threshold.

### ***General study limitations***

These findings extend only to male, amateur soccer players. Missing variation across participants in terms of comparable header experience in this cohort, might have influenced the results. Moreover the stationary pendulum header might not be challenging enough, which means that higher incoming ball speeds are necessary to investigate these potential relationships. The primary aim of the study was to investigate the general relationships between head-neck-torso alignment and head acceleration. The secondary aim was to examine the relationship between head acceleration and the ball speed after head impact. Furthermore, the recorded data were used to investigate the differences between the heading approaches. In this case, it can be assumed that the absolute acceleration values, especially for the standing (28 excluded trials) and running (86 excluded trials) approach, would have been higher even though the ANOVA already showed a significant difference. Nonetheless, the generalizability of the absolute head accelerations measured is limited, although after a comparison with accelerated balls of low velocity (Funk et al., 2011) they seem appropriate.

## Conclusions

The relationship between head acceleration and head-neck-torso alignment is more complex than initially assumed and could not be proven in this study. Further kinematic investigations are urgently needed and should include a time-synchronous investigation of the EMG activity in order to have an objective view of potential compensation mechanisms. Thus it could be clarified whether the muscular coupling is more important than the head-neck-torso alignment (Babbs, 2001; Caccese et al., 2017; Lynch and Bauer, 1996).

Various studies support the hypothesis that the speed of an incoming soccer ball is a predictor for the head acceleration occurring as a result of it (Funk et al., 2011; Dorminy et al., 2015; Naunheim et al., 2003a). Here first data were generated to check whether the acceleration of the head is also a predictor of the resulting maximum ball speed after head impact. For the standing header a relationship with a little effect could be proven, yet further investigations have to follow.

The present results support the thesis of other studies that there is a difference between various heading approaches (Bauer et al., 2001; Becker et al., 2018). A header from a safe and stable position and lower coordinative demands leads to a higher power development of the athlete and therefore, a higher acceleration of the head, compared to the jumping header in this set-up. If the momentum is increased by adding some steps (Bauer et al., 2001) or a start-up run (Becker et al., 2018), as it is the case for running headers, a further increase of head acceleration should be expected.

## References

- Babbs C. Biomechanis of heading a soccer ball: implications for players safety. *The Scientific World Journal*, 2001; 1: 281-322
- Bauer JA, Thomas TS, Caraugh JH, Kaminski TW, Hass CJ. Impact forces and neck muscle activity by collegiate female soccer players. *J. Sports Sci.*, 2001; 19: 171-179
- Beaudouin F, Aus der Funten K, Tröß T, Reinsberger C, Meyer T. Match situations leading to head injuries in professional male football (soccer) - a video-based analysis over 12 years. *Clin. J. Sport Med.*, 2018a; doi: 10.1097/JSM.0000000000000572
- Beaudouin F, Aus der Fünten K, Tröß T, Reinsberger C, Meyer T. Time trends of head injuries over multiple seasons in professional male football (soccer). *Sports Med. Int. Open*, 2018b; 3: E6-E11
- Becker S, Fröhlich M, Kelm J, Ludwig O. Change of muscle activity as well as kinematic and kinetic parameters during headers after core muscle fatigue. *Sports*, 2017; 5: 1-7
- Becker S, Fröhlich M, Kelm J, Ludwig O. The influence of fatigued core muscles on head acceleration during headers in soccer. *Sports*, 2018; 6: 1-11
- Boden BP, Kirkendall DT, Garrett WE. Concussion incidence in elite college soccer players. *Am. J. Sport Med.*, 1998; 26: 331-338
- Caccese JB, Buckley TA, Tierney RT, Arbogast KB, Rose WC, Glutting JJ, Kaminski TW. Head and neck size and strength predict linear and rotational acceleration during purposeful soccer heading. *Sports Biomech*, 2017; doi: 10.1080/14763141.2017.1360385
- Caccese JB, Kaminski TW. Minimizing head acceleration in soccer: a review of the literature. *Sports Med*, 2016; 46: 1591-1604
- Caccese JB, Lamond LC, Buckley TA, Kaminski TW. Reducing purposeful headers from goal kicks and punts may reduce cumulative exposure to head acceleration. *Research in Sports Medicine*, 2016; 24: 407-415
- Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. London: Lawrence Erlbaum Associates; 1988
- Dorminy MA, Hoogeveen RT, Tierney M, Higgins JK, McDevitt JK, Kretschmar J. Effect of soccer heading ball speed on S100B, sideline concussion assessments and head impact kinematics. *Brain Inj*, 2015; 29: 1158-1164
- Funk JR, Cormier JM, Bain CE, Guzman H, Bonugli E, Manoogian SJ. Head and neck loading in everyday and vigorous activities. *Ann Biomed Eng*, 2011; 39: 766-776
- Hanlon EM, Bir CA. Real-time head acceleration measurement in girls' youth soccer. *Med Sci Sports Exerc*, 2012; 44: 1102-1108



- Kerr H, Riches P. Distributions of peak head accelerations during soccer heading vary between novice and skilled females. *Br. J. Sports Med.*, 2004; 38: 650-653
- Kirkendall DT, Jordan SE, Garrett, WE. Heading and head injuries in soccer. *Sports Med*, 2001; 31: 328-386
- Lamond LC, Caccese JB, Buckley TA, Glutting J, Kaminski TW. Linear acceleration in direct head contact across impact type, player position, and playing scenario in collegiate women's soccer players. *J. Athl. Train.*, 2018; 53: 115-121
- Levine TR, Hullett CR. Eta squared, partial eta squared, and misreporting of effect size in communication research. *Hum. Commun. Res.*, 2002; 28: 612-625
- Levitch CF, Zimmerman ME, Lubin N, Kim N, Lipton RB, Stewart WF, Kim M, Lipton ML. Recent and long-term soccer heading exposure is differentially associated with neuropsychological function in amateur players. *J. Int. Neuropsychol. Soc.*, 2018; 24: 147-155
- Lynch JM, Bauer JA. *The U.S. soccer sports medicine book*. Baltimore: Williams & Wilkins; 81-85; 1996
- McCrorry P, Zazryn T, Cameron P. The evidence for chronic traumatic encephalopathy in boxing. *Sports Med.*, 2007; 37: 467-476
- Mehnert MJ, Agesen T, Malanga GA. "Heading" and neck injuries in soccer: a review of biomechanics and potential long-term effects. *Pain Physician*, 2005; 8: 391-397
- Naunheim RS, Ryden A, Standeven J, Genin G, Lewis L, Thompson P, Bayly P. Does soccer headgear attenuate the impact when heading a soccer ball?. *Acad. Emerg. Med.*, 2003a; 10: 85-90
- Naunheim RS, Bayly PV, Standeven J, Neubauer JS, Lewis LM, Genin GM. Linear and angular head accelerations during heading of a soccer ball. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 2003b; 35: 1406-1412
- Omalu BI, Bailes J, Hammers JK, Fitzsimmons RP. Chronic traumatic encephalopathy, suicides and parasuicides in professional American athletes: the role of forensic pathologist. *Am. J. Forensic Med. Pathol.*, 2010; 31: 130-132
- Shewchenko N, Withnall C, Keown M, Gittens R, Dvorak J. Heading in football. Part 2: biomechanics of ball heading and head response. *Br. J. Sports Med.*, 2005a; 39: i26-i32
- Shewchenko N, Withnall C, Keown M, Gittens R, Dvorak J. Heading in football. Part 1: development of biomechanical methods to investigate head response. *Br. J. Sports Med.*, 2005b; 39: i10-i25
- Spiotta AM, Adam JB, Benzel EC. Heading in soccer: dangerous play? *Neurosurgery*, 2012; 70: 1-11
- Sunami S, Maruyama T. Motion and EMG analysis of soccer-ball heading for the lateral direction. *Football Science*, 2008; 5: 7-17

World Medical Association. World medical association declaration of Helsinki: Ethical principles for medical research involving human subjects. *JAMA*, 2013; 310: 2191-2194

## RESÜMEE DER BEFUNDE

Die einführende Veröffentlichung [43] war Ausgangslage für die Publikationen 1-4, denn in einem Pre-Post-Vergleich mit Ermüdungstreatment wurde das integrierte EMG (iEMG) und die Kopfbeschleunigung an 12 Probanden ( $23.6 \pm 4.2$  Jahre,  $181.8 \pm 6.3$  cm,  $74.7 \pm 7.2$  kg) untersucht. In einem zweiten Untersuchungsteil stand die kinematische Analyse im Vordergrund, wofür 29 Probanden ( $23.7 \pm 2.8$  Jahre,  $182.4 \pm 5.4$  cm,  $79.8 \pm 6.8$  kg) rekrutiert wurden. In der einführenden Publikation wurde lediglich die Kopfballvariante aus dem Sprung abgefragt, wobei die übrigen Rahmenbedingungen, wie zum Beispiel das Kopfballpendel, das Ermüdungstreatment, der methodische Ablauf und die Probandencharakteristika nahezu gleichbleibend repliziert wurden. Die Durchsicht der Publikationen 1-4 sollte damit verdeutlicht haben, dass trotz unabhängiger Schwerpunktsetzungen in den einzelnen Veröffentlichungen dennoch eindeutige Redundanzen und Zusammenhänge vorliegen (Kopfbeschleunigung, Kopfballvarianten, Rumpfermüdung etc.) (Tab. 7). Die Ausführungen der folgenden Kapitel haben das Ziel, eine inhaltliche Verknüpfung der Publikationen zwecks eines gezielten Vergleiches der Ergebnisse sowie des daraus resultierenden Erkenntnisgewinns zu schaffen. Zuvor findet sich in Tabelle 7 eine Übersicht der jeweiligen Schwerpunkte der Publikationen 1-4. Die Ergebnisse aus der einführenden Publikation zeigen, dass eine reduzierte Bogenspannung, eine Mehraktivität des SCM und eine Reduktion der Kopfbeschleunigung nach Ermüdung der Rumpfmuskulatur auffällig wurden [43]. Anhand fortschrittlicherer Messtechnik und größeren Probandenzahlen sollten Teile dieser Erkenntnisse zunächst verifiziert werden:

- Kopfbeschleunigung vor Ermüdung
- Kopfbeschleunigung nach Ermüdung
- kinematische Analyse

und anhand neuer Forschungsfragen erweitert werden:

- Vergleich der Kopfballvarianten: Stand, Sprung, Lauf
- Subgruppenvergleiche (Spielposition, Expertise)
- Wirksamkeit einer Hals-Nackenkraftigung.

Im Nachstehenden werden die Ergebnisse nach der thematischen Ausrichtung der Forschungsfragen vorgestellt, verglichen und interpretiert. Die Kopfbeschleunigung beim Kopfballstoß, der Einfluss von Ermüdung, die Wirksamkeit einer Hals-Nackenkraftigung, der Einfluss der Ausrichtung des Kopf-Hals-Rumpfsegmentes, zentrale Limitationen und Lessons learned stellen die inhaltliche Aufteilung der Diskussion dar.

Tabelle 7: Inhaltliche Übersicht der Publikationen 1-4

Publikation	Merkmale
1. Publikation	<p><u>Methodik:</u></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 33 Probanden (<math>24.1 \pm 2.4</math> Jahre, <math>181.6 \pm 5.5</math> cm, <math>80.8 \pm 7.3</math> kg)</li> <li>• EMG-Aktivität der Zielmuskulatur (Ermüdungsnachweis)</li> </ul> <p><u>Inhalt:</u></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Evaluation des Bourban-Rumpfkrafttest</li> <li>• Hintergrund: Wirksamkeitsnachweis des zur Anwendung gebrachten Ermüdungstreatments in den Publikationen 2 und 3</li> </ul>
2. Publikation	<p><u>Methodik:</u></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 68 Probanden (<math>21.5 \pm 3.8</math> Jahre, <math>180.0 \pm 13.9</math> cm, <math>76.9 \pm 8.1</math> kg)</li> <li>• Pre-Post-Vergleich: Ermüdungstreatment</li> <li>• Kopfbeschleunigung in G</li> </ul> <p><u>Inhalt:</u></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Unterschiede zwischen den Varianten Stand, Sprung, Lauf</li> <li>• Einfluss einer Rumpfermüdung auf die Varianten Sprung und Lauf</li> <li>• Subgruppenvergleich: Amateurspieler vs. Hobbyspieler, Offensivspieler vs. Defensivspieler</li> </ul>
3. Publikation	<p><u>Methodik:</u></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 33 Probanden (<math>20.3 \pm 3.6</math> Jahre, <math>181.0 \pm 7.0</math> cm, <math>75.5 \pm 8.3</math> kg)</li> <li>• PRE-POST-Vergleich: Kräftigungstreatment</li> <li>• Pre-Post-Vergleich: Ermüdungstreatment</li> <li>• Kopfbeschleunigung in G</li> <li>• IMVC in N</li> </ul> <p><u>Inhalt:</u></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Einfluss einer 6-wöchigen Hals-Nackenkraftigung auf die Kopfbeschleunigung bei den Varianten Stand, Sprung und Lauf vor und nach Ermüdung der Rumpfmuskulatur</li> </ul>
4. Publikation	<p><u>Methodik:</u></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 60 Probanden (<math>18.9 \pm 4.0</math> Jahre, <math>177.6 \pm 14.9</math> cm, <math>73.1 \pm 8.6</math> kg)</li> <li>• Winkelauswertung: Kopf, HWS, BWS</li> <li>• Kopfbeschleunigung in G</li> </ul> <p><u>Inhalt:</u></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Zusammenhang zwischen der räumlichen Ausrichtung des Kopf-Hals-Rumpfsegmentes und der Kopfbeschleunigung</li> <li>• Zusammenhang zwischen der Kopfbeschleunigung und der maximalen Ballgeschwindigkeit</li> <li>• Unterschied zwischen den Kopfbeschleunigungen bei den Varianten Stand, Sprung und Lauf</li> </ul>

## Die Kopfbeschleunigung beim Kopfballstoß

Der Kontakt des Balles mit dem Kopf des Spielers führt unweigerlich zu einer Erschütterung des Kopfes und bewirkt eine Beschleunigung dieser anatomischen Struktur, welche in einem Vielfachen der Erdbeschleunigung gemessen werden kann. Dabei entspricht 1 G der Erdbeschleunigung von  $9.81 \text{ m/s}^2$ . Zentrale Einflussfaktoren der Beschleunigung ( $a$ ) lassen sich aus dem 2. Newtonschen Gesetz ableiten, nämlich die Masse ( $m$ ) des Kopfes bzw. Kopf-Hals-Rumpsegmentes und der auf diese Struktur wirkenden Kraft ( $F$ ) durch den Ball:

$$a = \frac{F}{m}$$

Die Berechnung der Beschleunigung erfolgt in der Regel über Messsysteme auf der Stirn [12], mit Beschleunigungssensoren<sup>22</sup>, welche in einem Mundstück bzw. Zahnschutz verbaut [69; 115; 123] oder am Kopf [58; 138-141] befestigt sind. In den vorliegenden Versuchsreihen wurde der Beschleunigungssensor stets am Okzipitalbereich<sup>23</sup> des Kopfes befestigt. In der einführenden Publikation [43] wird beschrieben, dass die durchschnittliche Beschleunigung 2.7 G ( $n = 29$ ) betrug, ein vergleichsweise geringer Wert, wenn man sich die Ergebnisse anderer Forschungsgruppen betrachtet. Bayly et al. (2002) untersuchten die Kopfbeschleunigung bei zwei unterschiedlichen Ballgeschwindigkeiten (32.4 km/h, 43.2 km/h) ( $n = 4$ ) [138]. Es wurde eine durchschnittliche Kopfbeschleunigung von  $158 \text{ m/s}^2$  (ca. 16.1 G) und  $199 \text{ m/s}^2$  (ca. 20.3 G) gemessen, wodurch eine Vergleichbarkeit zu den bereits vorgestellten Ergebnissen von Di Virgilio et al. (2016) möglich ist [60]. Hanlon und Bir (2012) haben die Kopfbeschleunigungen über den Spielverlauf einer U14 Mädchenmannschaft ( $n = 24$ ) getestet [58]. Abhängig von der Lokalisation des Ballkontaktes am Kopf der Spielerinnen (vorne, oben, hinten, seitlich) betrug die Spannweite der Beschleunigungen zwischen 11.9 und 28.1 G durch den Kopf-Ball-Kontakt. Für den Treffpunkt mit der Stirn, so wie es auch in allen Untersuchungen der vorliegenden Synopsis von den Probanden verlangt wurde, waren es 17.4 G. Die Replikation der Kopfbeschleunigung bei der Variante aus dem Sprung in den Publikationen 2, 3 und 4 zeigte trotz identischer Probandeninstruktionen eine erhöhte Beschleunigung des Kopfes (Tab. 8) im Vergleich zur einführenden Publikation. Die Beschleunigungsdifferenz ist über den technischen Unterschied der Akzelerometer zu erklären. Das in der einführenden Publikation eingesetzte Akzelerometer wies einen Messbereich von lediglich 4 G pro Achse auf und wurde schwerpunktmäßig zur Bestimmung des Ballkontaktes eingesetzt, da eine zeitlich synchronisierte Datenaufnahme zwischen dem optischen System und dem Akzelerometer nicht gegeben war. Des Weiteren ist darauf zu verweisen, dass die Resultate der einführenden Publikation auf den Be-

---

<sup>22</sup> Auch: Akzelerometer

<sup>23</sup> Hinterkopf

schleunigungswerten der z-Achse basierten. Aufgrund des komplexen Bewegungsablaufs mit einem nicht zwingend linearen Verlauf sowie individuellen Umsetzungsstrategien erfolgte in den Publikationen 2, 3 und 4 die Kalkulation der Kopfbeschleunigung unter Berücksichtigung der x-, y- und z-Achse. Der Beschleunigungsvektor ( $a$ ) ergab sich aus folgender Formel:

$$a = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2}$$

Somit kann das Studiendesign der Publikationen 2-4 als Korrektur und Erweiterung der einführenden Publikation verstanden werden. Trotz der vektorialen Beschleunigungsberechnung sind die gemessenen Kopfbeschleunigungen unter den in der Literatur publizierten Werten [35]. Eine Begründung dafür ist der Versuchsaufbau und dabei im Speziellen die Verwendung eines statischen Kopfballpendels als Messapparatur. Dadurch, dass der Ball vor dem Kopf-Ball-Kontakt keine Beschleunigung erfährt, resultiert dies nach den physikalischen Gesetzmäßigkeiten, bei gleichbleibender Masse des Sportlers, in einer geringeren Kopfbeschleunigung (G) [77].

Tabelle 8: Kopfbeschleunigung in G für die Varianten Stand, Sprung und Lauf als Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung

Publikation	N	Stand [G]	Sprung [G]	Lauf [G]
2	68	6.0 $\pm$ 1.0	5.6 $\pm$ 1.1	7.3 $\pm$ 0.9
3	33	6.4 $\pm$ 1.2	5.9 $\pm$ 1.0	7.8 $\pm$ 1.4
4	60	6.4 $\pm$ 1.3	5.2 $\pm$ 1.6	6.8 $\pm$ 1.0

Bauer et al. (2001) formulierten die These, dass durch den Anlauf und Absprung die eingesetzte Masse des Spielers automatisch erhöht sei und dies somit zu einer geringeren Beschleunigung führen müsste [12]. Sie untersuchten an weiblichen Fußballspielerinnen (n = 15) die Unterschiede in der maximal wirkenden Kraft (in Newton) an der Stirn zwischen Kopfballen aus dem Stand und Lauf. Ihre Ergebnisse wiesen entgegen der eigens aufgestellten Hypothese keinen Unterschied auf, was sie auf die geringe Ballgeschwindigkeit (Zuwurf: 24.5 km/h) zurückführten. Der Erklärungsansatz lässt sich dahingehend nachvollziehen, wenn man davon ausgeht, dass die Spielerinnen bei einem Kopfballstoß aus dem Stand weniger Körpermasse einsetzen und deshalb bspw. in Form einer Nickbewegung aus dem Hals-Nackengebiet köpfen. Allerdings scheinen weitere Einflussfaktoren nicht weiter berücksichtigt worden zu sein. In erster Instanz ist darauf zu verweisen, dass die Masse, in diesem Kontext nämlich die der Fußballspielerin, kein rigides System ist, sondern über die Muskulatur zunächst gekoppelt werden muss (Kopf, Hals, Rumpf, Beine) [35]. Erst in der Addition muskulärer

Kopplungen über eine isometrische oder konzentrische Muskelarbeit kommt es zu einer Erhöhung der wirksamen Masse [79].

Die Ergebnisse der Publikationen 2, 3 und 4 führen eine deutliche Systematik auf und zeigen, dass ein Kopfball mit gekoppeltem Anlauf und Absprung (Variante: Lauf) die höchsten Beschleunigungen des Kopfes zur Folge hat. Bei der Betrachtung von Tabelle 8 ist außerdem zu sehen, dass der Kopfball aus dem Sprung zu einer geringeren Beschleunigung des Akzelerometers führt als bei einem Kopfball, der aus dem Stand erfolgt. Durch die erhöhte Gesamtdynamik in Form des Körpereinsatzes hätte man dem Kopfball mit Absprung (ohne Anlauf) eine größere Beschleunigung zugeschrieben, verglichen mit der Variante aus dem Stand. Als Erklärung ist zunächst das vergleichsweise erhöhte koordinative Anforderungsprofil anzuführen. Während bei der Variante aus dem Stand der Ball direkt vor der Stirn hing und für die Variante aus dem Lauf lediglich die Anlaufdistanz vorgegeben wurde, ansonsten allerdings viele Freiheitsgrade gegeben waren, waren die Instruktionen für die Variante aus dem Sprung weniger intuitiv. Um eine interindividuelle und intraindividuelle Vergleichbarkeit zu gewährleisten, insbesondere in Hinblick auf die Rumpfausrichtung zum Raum während des Ballkontaktes, wurde der Absprung über eine vergleichsweise kleine Fläche in Form einer Kraftmessplatte standardisiert. Dabei musste eine starke Hyperextension der HWS eingeleitet werden, um eine Antizipation des Balles über den Absprungvorgang zu erlauben (Abb. 8). Die individuelle Einstellung der Ballhöhe erfolgte im Versuchsaufbau einen Balldurchmesser über dem Kopf des Spielers. Bei einem Balldurchmesser von ca. 21.0 cm (Größe 5) sowie weiteren 10.5 cm - unter der Voraussetzung, den Ball in etwa mittig treffen zu wollen - wurde von den Spielern eine Sprunghöhe von 31.5 cm eingefordert. Dies stellt bei einer Betrachtung von Durchschnittswerten für Fußballspieler mit dem vergleichbaren Counter-Movement-Jump eine grundsätzlich zumutbare Sprunghöhe dar [142; 143]. Wie rückblickend konstatiert werden muss, erwies sich diese Aufgabe im Setting Labor mit standardisierten Instruktionen dennoch als ein anspruchsvoller Auftrag.

Andererseits ist anzuführen, dass die spielspezifische Zielsetzung dieser Kopfballtechnik (Sprung) ebenfalls im Bereich der maximalen Sprunghöhe stattfindet. Gemeint ist damit, dass der Spieler ebenfalls versucht, zum Zeitpunkt der individuell höchsten Sprunghöhe den Ball maximalkräftig zu köpfen. Der Spieler scheint weniger Kraft aufbauen zu können als aus dem stabilen Stand mit Bodenkontakt oder mit Anlauf [79]. Stellt man sich die Spielsituationen vor, in welchen diese Art des Kopfballstoßes gefragt sind, dann sind es meistens solche bei Abstoßen oder bogen- bzw. parabelförmigen Flugbahnen des Balles. Erschwerend konkurriert häufig ein Gegenspieler um den Ball, und die Aufgabe besteht in erster Linie in einem höchst möglichen Treffpunkt, um die Wahrscheinlichkeit des Ballgewinns zu erhöhen, statt in einer maximalkräftigen Ausführung in eine horizontale Richtung [79]. Eine nicht-

wissenschaftliche, retrospektive Befragung einiger Probanden scheint die Beobachtungen und Erklärungen zu bestärken.

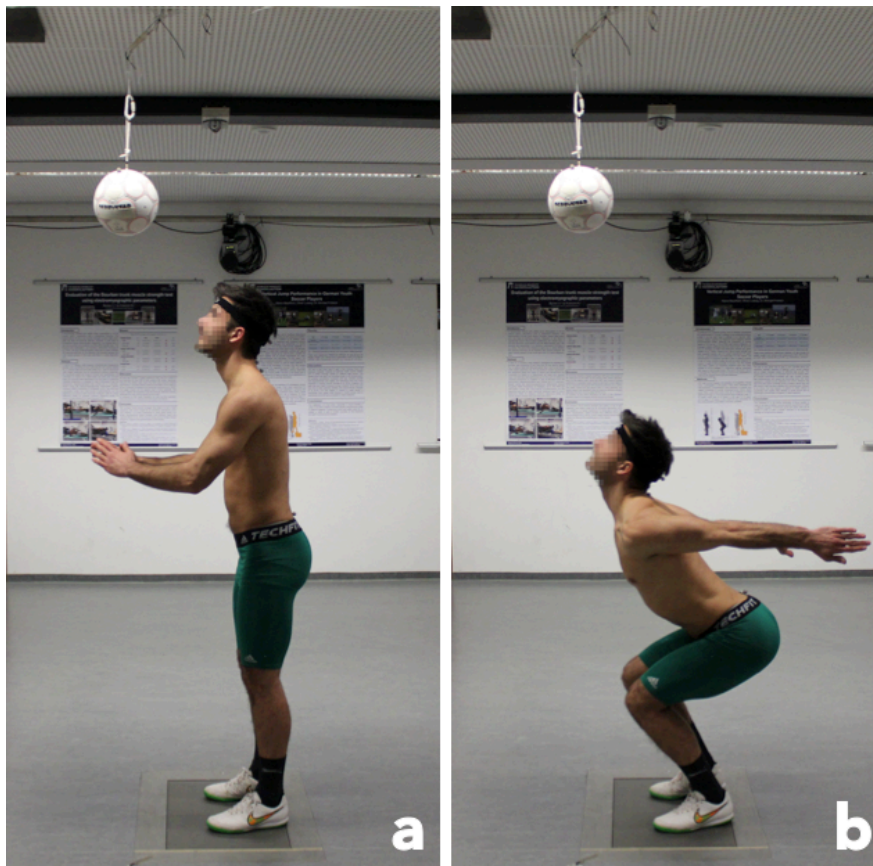


Abbildung 8: Ausgangspunkt (a) und Start der konzentrischen Absprungphase (b)

Bei der Variante aus dem Lauf verstärkt die horizontale Geschwindigkeit des Anlaufs den durch den Spieler selbst erzeugten Impuls und führt demnach, der Hypothese folgend, zu einer erhöhten Beschleunigung des Kopfes [120; 144]. Dazu liegen nur wenige vergleichbare Daten vor, da die methodischen Differenzen zwischen der gewählten Art des Kopfstoßes zu groß sind [115; 145]. Ballgeschwindigkeit, Befüllungsdruck, Ballgröße, Ballverarbeitung sowie Messtechnik stehen exemplarisch für die Unterschiede zwischen den Erhebungsverfahren und der limitierten Vergleichbarkeit. Publikationen 2, 3 und 4 verfügen dagegen über einen nahezu identischen Aufbau, Ablauf sowie Instruktionen und Technik, weshalb die Ergebnisse in einem vergleichbaren Kontext durchaus generalisierbar sind [79; 120].

Nach Maher et al. (2014) korreliert die Spielposition mit der Verletzungsprävalenz (SHT) [146]. Insbesondere Verteidiger und Torhüter sind einer erhöhten Gefahr ausgesetzt und erleiden häufiger ein SHT als Angreifer [147; 148]. Delaney et al. (2002) befragten kanadische Fußballspieler (n = 201) und berichteten, dass 70.2 % der Verteidiger und 78.9 % der Torhüter in der Vorsaison eines der SHT-Symptome zu Protokoll gaben,



während es bei den Mittelfeldspielern 57.7 % und bei Angreifern 57.4 % waren [149]. Zu den abgefragten SHT-Symptomen zählten u.a. Schwindel, Kopfschmerzen, Übelkeit und visuelle Einschränkungen, wobei lediglich 19.8 % dieser Spieler unmittelbar danach realisierten, dass sie sich eine Gehirnerschütterung zugezogen hatten [149]. Aufbauend auf diesen Zusammenhängen war die Frage, ob sich dies auch in einer unterschiedlichen Kopfbeschleunigung bei Verteidigern und Angreifern manifestieren würde. Gemäß den Ergebnissen aus Publikation 2 ist die Frage vorerst zu verneinen, da keine signifikanten Unterschiede zwischen Verteidigern und Angreifern bei den Varianten Stand, Sprung und Lauf messbar waren. Die ursprüngliche Vermutung bestand darin, dass positionsspezifische, technische Umsetzungsstrategien zu unterschiedlichen Beschleunigungen führen würden. Maher et al. (2014) präsentierten signifikante Differenzen zwischen der Auftretenswahrscheinlichkeit eines SHT zwischen Angreifern, Verteidigern und Torhütern [150]. Sie bezogen Ihre Daten aus dem eigentlichen Spielgeschehen, sodass hier positionsspezifische Anforderungsprofile zur Geltung kamen, die mit einer bestimmten Häufigkeitsverteilung an typischen Spielsituationen zusammenhängen [151-153]. In Publikation 2 hatten Angreifer wie auch Verteidiger die identische Ausgangslage und Zielsetzung und somit das gleiche Anforderungsprofil. Demnach scheint es keine grundsätzlichen technischen Diskrepanzen zwischen Abwehr- und Angriffsspielern zu geben, die in einer der genannten Gruppierungen eine höhere Kopfbeschleunigung nach sich zieht. Gerade bei dem heutigen Entwicklungsstand der Sportart Fußball hat sich die Leistungsdichte zwischen den einzelnen Spielern bzw. Spielpositionen ohnehin deutlich angenähert [6]. Dennoch ist die Fragestellung hiermit nicht abgeschlossen, denn gefordert war ein maximalkräftiger horizontaler Kopfball aus dem Stand, Sprung und Lauf. Wie sähe es nun bei positionsspezifischen Ballverarbeitungen aus (Pass, Torabschluss, Verteidigung, Verlängerung)? Zu untersuchen wäre in einem ersten Schritt, ob zwischen Verteidigern und Angreifern Abgrenzungen möglich sind, welche die Anwendungshäufigkeiten solcher Ballverarbeitungstechniken betreffen. Zwischen den verschiedenen Ballverarbeitungstechniken wurden bereits Ungleichheiten in Bezug auf Kopfbeschleunigung und Stoßkraft festgestellt [12; 81; 115], sodass nach dieser Differenzierung die Datenlage unter Umständen allgemeingültiger zu interpretieren wäre. Zwar untersuchten Lamond et al. (2018) aktive Fußballspielerinnen (n = 24) über den Saisonverlauf, ohne positionsspezifische Beschleunigungsunterschiede festzustellen [30], womit die vorliegenden Ergebnisse und deren Interpretation zunächst im Einklang stehen, jedoch müssen zur abschließenden Klärung weitere Untersuchungen folgen.

Ohne Vergleichswerte und somit einzigartig ist der Vergleich von Kopfbeschleunigungen zwischen Spielern unterschiedlichen Spielniveaus. Für die Varianten Stand, Sprung und Lauf war die gemessene Kopfbeschleunigung bei den Amateurspielern erhöht (Stand: im Mittel  $\Delta +0.5$  G; Sprung:  $\Delta +0.4$  G; Lauf:  $\Delta +0.4$  G) verglichen mit den Hobbyspielern, allerdings ohne statistische Signifikanz. Grund-

sätzlich ist die Zielsetzung bei der gesundheitskritischen Betrachtung des Kopfballstoßes, durch technische und physische Maßnahmen die Kopfbeschleunigung zu reduzieren [84; 139; 154]. Der Interpretationsansatz, wonach das Kopfballspiel der Hobbyspieler nun aufgrund der geringeren Kopfbeschleunigung das ‚bessere‘ bzw. ‚ungefährlichere‘ sei, ist allerdings unzulässig. Die unterschiedliche technische Umsetzungsfähigkeit zwischen beiden Gruppen trägt Sorge dafür, dass Amateurspieler die Varianten Stand, Sprung und Lauf dynamischer ausführen können [30; 155]. Demzufolge können Spieler eines höheren Spielniveaus den Bewegungsablauf koordinativ schneller ausführen, wodurch das Kopf-Hals-Rumpfsegment in der Vorbereitungsphase auf eine höhere Geschwindigkeit beschleunigt wird. Bei dieser Konstellation bedeutet dies im Umkehrschluss eine erhöhte Beschleunigung des Kopfes durch den Ballkontakt. Weitere Untersuchungen, wie zum Beispiel die Geschwindigkeit des Rumpfes, müssen für eine bessere Vergleichbarkeit bzw. Generalisierbarkeit folgen. Des Weiteren wäre in diesem Fall die maximale, vom Spieler erzeugte, Ballgeschwindigkeit hilfreich gewesen um die Ergebnisinterpretation objektiv zu bestätigen.

Abhängig von der Variante (Stand, Sprung, Lauf) des beabsichtigten und antizipierten Kopf-Ball-Kontaktes belaufen sich die Kopfbeschleunigungen zwischen 5.2 und 7.8 G an einem statischen Kopfballpendel [134; 136; 137], bzw. 6.8 und 50.7 G bei beschleunigten Bällen [58; 60; 138; 156]. Ethische Richtlinien erschweren oder verbieten die Untersuchung in vivo mit hohen Ballgeschwindigkeiten, weshalb die dargestellten Geschwindigkeiten des eintreffenden Balls meist niedriger gewählt wurden, als sie in der Spielpraxis anzutreffen wären [2; 35]. Mognoni et al. (1994) betrachteten die Kinematik der Schusstechnik bei Nachwuchsspielern (n = 24) genauer und berechneten eine durchschnittliche Schussgeschwindigkeit von 85 km/h für das dominantere Schussbein [157]. Die Spieler waren angewiesen, einen maximal kräftigen Schuss durchzuführen. Nach Lee (1998) ist für männliche, erwachsene Spieler im Durchschnitt eine Ballgeschwindigkeit von 72 – 108 km/h zu erwarten [158]. Abhängig von der Konstitution des Spielers, seinen technischen Fertigkeiten sowie der Distanz zum Torschützen bzw. schießenden Spieler sind auch höhere Geschwindigkeiten zum Zeitpunkt des Ballkontaktes möglich [11; 77; 159]. Auch Einwürfe können Geschwindigkeiten von bis zu 65.9 km/h erreichen [160]. Tabelle 9 zeigt den Zusammenhang von Ballgeschwindigkeit und Kopfbeschleunigung der bisher vorliegenden Untersuchungen. Babbs (2001) gab an, dass die Mehrzahl an Kopfbällen bei einer eintreffenden Geschwindigkeit von 20.5 – 25.6 km/h stattfindet und bei guter Kopfballtechnik nicht mehr als 2.7 G zu erwarten sind [77]. Die Berechnungen erfolgten zum Großteil anhand mathematischer Modelle und sind bereits zum jetzigen Zeitpunkt als überholt einzuordnen [81; 114; 115; 156]. Es ist zu erwarten, dass Spieler sogar bei Ballgeschwindigkeiten von 85 km/h den Ball noch beabsichtigt mit dem Kopf spielen [2] und dabei mit Kopfbeschleunigungen von über 50 G zu rechnen ist [69].

Tabelle 9: Unabhängige Studienergebnisse zur Verdeutlichung der Verhältnismäßigkeit von eintreffender Ballgeschwindigkeit und der daraus resultierenden Kopfbeschleunigung während der technischen Ausführung

Ballgeschwindigkeit [km/h]	Beschleunigung [G]	Quelle
0	5.2 – 7.8	[134; 136; 137]
18.0 – 25.2	6.8 – 16.7	[41; 81; 114; 115; 156]
28.8 – 32.4	15.0 – 17.0	[115; 138; 156; 161; 162]
36.0 – 39.6	13.1 – 18.0	[60; 156]
41.4 – 43.2	18.7 – 21.0	[138; 156; 162; 163]
54.0 – 57.6	28.7 – 32.64	[145; 162]
64.4	49.2	[69]
80.6	50.7	[69]

Die Einordnung der Kopfbeschleunigungen (Tab. 9) in gesundheitlich bedenklich und unbenklich ist nach wie vor schwierig [79; 164]; insbesondere den kumulativen Effekt betreffend sowie bei einem Ausbleiben der klassischen SHT-Symptome ist eine Einteilung schwer vorzunehmen [165]. Vergleichbare Alltagsaktivitäten wie Setzen, Gehen, Laufen oder Springen spielen sich in Regionen unterhalb von 10 G Kopfbeschleunigung ab [166; 167]. Die in den Publikationen 2, 3 und 4 gemessenen Werte liegen ebenfalls in diesem Bereich, wodurch ein wichtiger Erkenntnisgewinn in der Empfehlung des Kopfballpendels zur Technikschiulung liegt, da es zu vergleichsweise geringen Beschleunigungen kommt. Insbesondere bei Kindern und Jugendlichen – wobei das Kopfballspiel aktiv ohnehin erst ab der U13 geschult werden soll [7] – müsste unabhängig vom aktuellen Evidenzstatus das Kopfballpendel nochmals Beachtung in der Trainingsplanung finden [140]. Einzige Prämisse sollte sowohl im Jugend- als auch im Erwachsenenbereich sein, dass das Training keinen repetitiven Charakter entwickelt und eine zu hohe Zahl an Kopfbällen pro Zeiteinheit praktiziert wird [7; 168; 169].

Zum aktuellen Zeitpunkt gilt es als gesichert, dass die Geschwindigkeit des eintreffenden Balles vor dem Ballkontakt in einem Zusammenhang mit der daraus entstehenden Kopfbeschleunigung steht [38; 80; 140; 162]. Im Rahmen von Publikation 4, welche sich schwerpunktmäßig mit dem Zusammenhang der Ausrichtung des Kopf-Hals-Rumpsegmentes und der Kopfbeschleunigung befasste, wurde zusätzlich überprüft, ob die Kopfbeschleunigung zum Zeitpunkt des Ballkontaktes ein Prädiktor für die daraus entstehende maximale Ballgeschwindigkeit ist. Die Ergebnisse wiesen für keine der Varianten aus dem Stand, Sprung oder Lauf einen Zusammenhang auf. Die

Befunde sind vorerst nicht als Falsifikation der Hypothese zu werten. Entscheidend könnte der Messzeitpunkt der Kopfbeschleunigung gewesen sein, da dieser zum Zeitpunkt des ersten Ballkontaktes erhoben wurde. Der Ballkontakt dauert lediglich 0.02 s [170] und die maximale Kopfbeschleunigung wird nicht zwingend bereits zum Zeitpunkt des ersten Ballkontaktes ausgelöst [36; 37; 161]. Deshalb sollte in einem zweiten Schritt die maximale Kopfbeschleunigung mit der maximalen Ballgeschwindigkeit nach dem Ballkontakt analysiert werden, wofür die Rohdaten neu verarbeitet und ausgewertet werden müssen.

#### Erkenntnisgewinn in der Theorie

- Abhängig von der spieltechnischen Ausführung (Stand, Sprung, Lauf) bewegt sich die Kopfbeschleunigung an einem statischen Kopfballpendel zwischen 5.2 und 7.8 G.
- Die auf den Kopf wirkende Beschleunigung zum Zeitpunkt des Ballkontaktes ist mit Anlauf und Absprung am höchsten.
- Die Kopfbeschleunigung zum Zeitpunkt des Ballkontaktes ist aus dem Stand höher als aus dem Sprung.
- Die Kopfbeschleunigung unterscheidet sich nicht zwischen Spielern unterschiedlicher Spielposition oder -expertise bei gleicher Aufgabenstellung. Positionsspezifische Unterschiede bei der Verletzungsrate (SHT) scheinen daher nicht mit technischen Ausführungs- oder Ausbildungsunterschieden zusammenzuhängen, sondern mit dem positionsspezifischen Anforderungsprofil (Kopf-Kopf, Kopf-Ellenbogen, Kopf-Boden).
- Die Kopfbeschleunigung zum Zeitpunkt des ersten Ballkontaktes ist kein Prädiktor für die maximale Ballgeschwindigkeit nach dem Ballkontakt.

#### Erkenntnisgewinn für die Praxis

- Das Kopfballpendel ist aufgrund der vergleichsweise geringen Kopfbeschleunigung ein probates Mittel zur Technikschiung.
- In der anfänglichen Schulungsphase sind Kopfbälle ohne Anlauf und Absprung aufgrund geringerer Kopfbeschleunigung vorzuziehen.

## Der Einfluss von Ermüdung

Fußball ist ein hoch intensiver Sport mit intermittierender Belastungsstruktur [171]. Über den Spielverlauf von 90 min tritt abhängig von den individuellen Ressourcen eine periphere oder zentral-nervöse Ermüdung auf [125]. Sie ist verantwortlich für eine verminderte sportliche Leistungsfähigkeit und erhöht das Verletzungsrisiko [131]. Untersuchungen in anderen sportlichen Disziplinen, zum Einfluss von Ermüdung auf die Leistungsfähigkeit, unterrichten über die negative Beeinflussung von Sprunghöhe, Timing und Koordination [172]. Bezüglich des Verletzungsrisikos liegt der Verdacht nahe, dass vergleichbar zur bestehenden Korrelation zwischen Ermüdung und dem Verletzungsrisiko von Sprung oder Knie, sich dieser Zusammenhang auch auf den Kopfballstoß projizieren lässt [172; 173]. Noch ist die Datenlage zu inkonsistent, um verschiedene Befunde in einen kausalen Zusammenhang bringen zu können [174]. Es ist davon auszugehen, dass das Kopfballspiel koordinative und damit technische Abweichungen [36; 131] durch eine neuromuskuläre Ermüdung erfahren kann. Die zentrale Frage, ob die Einbußen in Kraft, Koordination und Konzentration auch eine Gefährdung auf neurologischer Ebene darstellen, bleibt noch offen und zu klären. Die Einordnung einer medizinischen Bedenklichkeit muss ohnehin an einer anderen Stelle erfolgen. Die Aufgabe der vorliegenden Untersuchungen bestand darin zu prüfen, inwiefern es Veränderungen auf bewegungswissenschaftlicher Ebene gibt, die dann bei ausreichender Datenlage einer medizinischen Interpretation und Prüfung unterzogen werden können.

Ermüdung wird auch als eine Form von Insuffizienz, eine Aufgabe mit den erforderlichen physiologischen Ressourcen für eine bestmögliche Ausführung umzusetzen, beschrieben [175; 176]. Zur weiteren Erforschung der Wirkung einer Ermüdung auf das Kopfballspiel bedurfte es zunächst einer Intervention, die eine neuromuskuläre Ermüdung der Probanden herbeiführte. Das Interventionsziel lag dabei auf der Rumpfmuskulatur, denn bei einer Ausbelastung des Rumpfes ohne agonistische Beteiligung der Extremitäten, stellt dies außerdem die Interpretationsgrundlage für eine schwache Rumpfmuskulatur dar. Bei einem Spieler mit schwacher Rumpfmuskulatur ist zu erwarten, dass die schwächeren Muskelgruppen zuerst ermüden und dadurch leistungslimitierende oder gesundheitsbedenkliche Bewegungsvarianten begünstigt werden. Drei zentrale Begründungen sind anzuführen, weshalb sich in der vorliegenden Arbeit gegen eine fußballspezifische Belastung entschieden wurde:

1. Aufbauend auf dem ursprünglichen Forschungsdesign [36] sollte gezielt die Bedeutsamkeit der Rumpfmuskulatur für das Kopfballspiel untersucht werden. Durch diesen Ansatz erweitert sich außerdem die Interpretationsweite, da die ermüdete Rumpfmuskulatur im Post-Test auch als simulierte Rumpfmuskelschwäche gedeutet werden kann. Eine fußballspezifische Ermüdung bedarf einer eigenständigen Untersuchung.

2. Durch die Laboruntersuchung konnte unter standardisierten Bedingungen eine Ermüdung der Rumpfmuskulatur geschaffen werden. Konstante Einflüsse sowie genau reproduzierbare Belastungsschemen reduzierten die Anzahl potentieller Störvariablen für den interindividuellen Vergleich.
3. Die bei den Untersuchungen applizierten Reflektoren<sup>24</sup> für die Analyse über das optische System limitieren die Auswahl an Belastungsvarianten. Durch ein Ermüdungsprogramm und die damit induzierte Schweißbildung reduziert sich die Haftfähigkeit der Marker. Im Vergleich zu verschiedenen Rumpfübungen ist somit die Wahrscheinlichkeit eines Abfallens erhöht. Ein erneutes Bekleben, selbst bei farblichen Markierungen, reduziert die Messgenauigkeit für den Längsschnittvergleich<sup>25</sup> erheblich, da bereits wenige Millimeter den Messwert beeinflussen [177; 178].

Auf Grundlage des Bourbon-Rumpfkrafttests wurde ein Ermüdungsprogramm zusammengestellt [126; 127; 179], welches in den Publikationen 2 und 3 mit zwei Modifikationen und nach den Vorgaben der Autoren durchgeführt wurde [127]. Zum einen wurden die Pausen zwischen den Übungen von 10 auf ca. 1 Minute reduziert, da das Ziel eine Ermüdung statt einer Messung der maximalen Rumpfkraftausdauer war. Für Letzteres muss eine ausreichende Regenerationsphase sichergestellt sein, damit jeweils die ventrale, laterale und dorsale Kette auf ihre maximale Leistungsfähigkeit geprüft werden können. Zum anderen wurde der Bourbon-Rumpfkrafttest um zwei Übungen<sup>26</sup> erweitert, um die Intensität zusätzlich zu erhöhen. Während die Reliabilität des Bourbon-Rumpfkrafttests bereits überprüft wurde [128], stand eine Überprüfung der Validität noch aus. Publikation 1 (n = 33) stellt die Ergebnisse zur Validitätsprüfung des Bourbon-Rumpfkrafttests dar. Die elektromyographische Frequenzanalyse der Median Frequency (MDF) und Mean Frequency (MNF) wies eine signifikante Ermüdung der ventralen, lateralen (li, re) und dorsalen Kette nach, wodurch die Auswahl und Wirksamkeit des Ermüdungstreatments legitimiert wurden. Im Vergleich zu früheren Untersuchungen [36; 37] besteht nun ein objektiver Nachweis für die Ermüdung der Zielmuskulatur. Dennoch galt es über den Verlauf des Ermüdungstreatments sicherzustellen, dass bei allen Probanden typische subjektive Ermüungskriterien wie Schweißbildung, Kurzatmigkeit, Hautrötungen sowie einsetzender Muskelschmerz zu erkennen waren [180]. Darüber hinaus ist nach jeder Übung eine subjektive Einschätzung anhand der Borg-Skala erfragt worden. Im Mittel wurde das Ermüdungstreatment als ‚sehr anstrengend‘ eingestuft (Tab. 10) [181]. Darüber hinaus dokumentierte die Versuchsleitung pro Proband und Übung die Belastungszeit, sodass auch hier nachträglich eine Einschätzung der Ausbelastung anhand der Mittelwerte möglich war (Tab. 10).

---

<sup>24</sup> Auch: Marker

<sup>25</sup> Vor und nach Ermüdung (Pre-Post-Vergleich)

<sup>26</sup> Übung 5: Rumpfextension statisch, Übung 6: Sling-Trainer

Tabelle 10: Belastungsparameter des Ermüdungstreatments (sec) und Belastungsempfinden anhand der Borg-Skala (0-20 Pkte) als Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung

Publi- kation	N	Ü1 [sec]	Ü2 [sec]	Ü3 [sec]	Ü4 [sec]	Ü5 [sec]	Ü6 [sec]	Borg [Pkte]
2	68	172.3	70.3	71.1	97.9	87.7	67.4	17.5
		$\pm 50.3$	$\pm 21.9$	$\pm 21.4$	$\pm 76.0$	$\pm 18.4$	$\pm 17.8$	$\pm 1.5$
3	33	171.2	66.2	68.9	81.2	86.4	62.0	17.9
		$\pm 54.0$	$\pm 20.0$	$\pm 22.1$	$\pm 20.3$	$\pm 20.3$	$\pm 17.1$	$\pm 1.8$

Ü1 = Unterarmstütz; Ü2 = Seitstütz rechts; Ü3 = Seitstütz links; Ü4 = Rumpfflexion dynamisch; Ü5 = Rumpfflexion statisch; Pkte = Punkte

Aufbauend auf der biomechanischen Bewegungsbeschreibung des Kopfballstoßes wird der Rumpfmuskulatur eine große Bedeutung bei der Stabilisation des Kopfes während des Kopfballspieles zugeschrieben [120]. Zur Umsetzung eines maximal kräftigen Kopfballstoßes muss der Rumpf möglichst explosiv aus der Bogenspannung in Richtung Ball beschleunigt werden, wobei die Halsflexoren und -extensoren durch eine Co-Kontraktion den Kopf zum Zeitpunkt des Ballkontaktes stabilisieren und mit dem Rumpf verbinden [78; 182]. Ist der Rumpf ermüdet, so kompensiert der Spieler die fehlende Beschleunigung zum Ball eventuell durch eine verstärkte Nickbewegung [36], was die resultierende Kopfbeschleunigung wiederum erhöhen könnte, da Kopf und Rumpf muskulär weniger stark gekoppelt werden [77]. Wenn der Rumpf ermüdet oder zu schwach ist, wären demnach zwei zentrale Szenarien denkbar:

1. Der Spieler kann die maximale Ballgeschwindigkeit aus dem Pre-Test nicht mehr generieren, da die allgemeine Bewegungsgeschwindigkeit verlangsamt ist bzw. der Beschleunigungsweg in Form einer geringeren Bogenspannung reduziert ist.
2. Der Spieler kompensiert die reduzierte Bewegungsgeschwindigkeit und Bogenspannung der ermüdeten/schwachen Rumpfmuskulatur durch eine verstärkte HWS-Flexion.

Die Folge des zweiten Szenarios müsste demnach sein, dass das Kopf-Hals-Rumpsegment entkoppelt, die dem Ball entgegenwirkende Masse somit reduziert und die Kopfbeschleunigung erhöht wird [35; 183]. In der einführenden Publikation wurde über das gemessene EMG eine reduzierte Aktivität von ESL, EST und RAB in der Einleitungsphase festgestellt. Dies manifestierte sich zusätzlich in einer reduzierten Hüftflexion, welche die Bogenspannung widerspiegelt. Insbesondere ESL und EST sind für die Dorsalextension des Rumpfes verantwortlich, während die Ermüdung von RAB erst bei der Rumpfflexion zur Geltung kommt. Zusammenfassend sprechen diese Ergebnisse für eine reduzierte Aktivierungsfähigkeit und Bogenspannung. Des Weiteren hat sich die Aktivität des SCM erhöht, um den reduzierten Beschleunigungs-

weg (Hüftextension) und die verringerte Muskelaktivität (ESL, EST, RAB), welche üblicherweise hauptsächlich durch den Rumpf erzeugt wird, zu kompensieren. SCM ist hauptverantwortlich für die HWS-Flexion, wodurch der Verdacht einer verstärkten Nickbewegung erhärtet wird. Dafür spricht auch, dass trotz des Ermüdungstreatments zwischen Pre- und Post-Test die gleiche Ballgeschwindigkeit durch den Spieler aufgebaut werden konnte. Somit trägt ein Kompensationsmechanismus dafür Sorge, dass ungeachtet der Rumpfermüdung eine vergleichbare maximale Ballgeschwindigkeit aufgebaut werden kann. Nicht nachgewiesen werden konnte eine kompensatorisch, verstärkte kinematische Nickbewegung über die HWS-Flexion in der zweidimensionalen Auswertung. Entgegen der in der Literatur postulierten Folge einer muskulären Entkopplung von Rumpf und Kopf durch die Ermüdung [35; 77; 115] erhöhte sich die Beschleunigung des Kopfes nicht. Die Kopfbeschleunigung reduzierte sich – ohne Signifikanz – für die Variante Sprung um  $-0.2\text{ G}$ .

Publikationen 2 und 3 beinhalteten einen Pre-Post-Vergleich der Kopfbeschleunigung für die Varianten Sprung und Lauf. Operationalisiert über die Kopfbeschleunigung (G) wurde überprüft, ob die Ermüdung des Rumpfes die Kopfbeschleunigung bei den Varianten Sprung und Lauf erhöht. Um im Post-Test eine möglichst schnelle Nachtestung zu garantieren, ohne dass eine erneute Einstellung des Kopfbalpendels für die Variante aus dem Stand erforderlich war, wurde von dieser Variante in Publikation 2 und 3 abgesehen. Statistisch gesehen kam es zu keinen signifikanten Unterschieden zwischen dem Pre- und Post-Test für die Varianten Sprung und Lauf. Bei der Betrachtung der deskriptiven Werte für diesen Versuchsaufbau sind aber durchaus Tendenzen feststellbar. In Publikation 2 ( $n = 67$ ) reduzierte sich die Beschleunigung des Kopfes im Post-Test für die Variante aus dem Sprung um  $-0.3\text{ G}$  und um  $-0.2\text{ G}$  für die Variante aus dem Lauf. In Publikation 3 ( $n = 33$ ) reduzierte sich die Kopfbeschleunigung für die Variante Sprung um  $-0.2\text{ G}$  und für die Variante Lauf um  $-0.3\text{ G}$ . Vermutlich werden die Bewegungsamplitude und –geschwindigkeit während des Aufbaus und der Auflösung der Bogenspannung in der Vorbereitungsphase durch die Ermüdung der Rumpfmuskulatur reduziert. Da im Post-Test dennoch dieselbe Ballgeschwindigkeit von den Probanden generiert werden konnte, musste vermutlich ein Kompensationsmechanismus vorliegen, den es noch zu eruieren gilt. Dennoch ist zu mutmaßen, dass dieser Kompensationsmechanismus tatsächlich in einer Mehraktivität der HWS-Flexoren [43] und/oder einer verstärkten HWS-Flexion [37] liegt. Weitere Untersuchungen hierzu sind zwingend erforderlich. Außerdem wird nahegelegt, dass beschleunigte Bälle in Folgeuntersuchungen hinzugezogen werden sollten.

Die Veröffentlichungen von Combs et al. (2019) und Han (2018) stehen neben den vorgestellten Publikationen aus eigener Reihe [36; 37; 43; 134; 136] bis dato als einzige evidenzbasierte Ergänzung zum Einfluss von Ermüdung im Kontext des Kopfbalstoßes [174; 182]. Combs et al. (2019) zeigten in einer Fragebogenerhebung ( $n = 494$ ), dass psychische und physische Ermüdung einen Einfluss auf die subjektiv wahrgenommenen



SHT-Symptome haben [174], wodurch klassische SHT-Untersuchung beeinflusst und gegebenenfalls verfälscht werden könnten.

Han (2018) untersuchte (n = 6) in zweidimensionaler Ebene den Einfluss einer physischen Ermüdung auf verschiedene biomechanische Parameter beim Kopfballspiel [182]. Das Ermüdungstreatment setzte sich aus einer Abfolge von Torschüssen, Läufen, Richtungswechseln, Dribblings und Kopfbällen an einem Kopfballpendel zusammen und dauerte 5x 90 Sekunden. Untersucht wurden Ballgeschwindigkeit, Ballbeschleunigung sowie Winkel im Bereich HWS und Hüfte. Alle Parameter blieben zwischen den fünf Durchläufen ohne signifikante Unterschiede. Es liegt zwar kein Nachweis für eine objektiv messbare Ermüdung vor, jedoch zeigen die Ergebnisse eine vergleichbare Tendenz zu denen aus den Publikationen 2 und 3 auf. Nachfolgende Studien sollten als nächstes mit beschleunigten Bällen arbeiten, um den Einfluss von Ermüdung tiefgründiger zu beleuchten.

#### Erkenntnisgewinn in der Theorie

- Eine Rumpfermüdung bzw. Rumpfschwäche führt nicht zwingend zu einer erhöhten Kopfbeschleunigung.
- Eine reduzierte Bogenspannung bei Ermüdung/Schwäche des Rumpfes am Kopfballpendel kann kompensiert werden. Inwiefern dies zu Ungunsten der sicheren Ausführung des Kopfballstoßes zu werten ist muss geklärt werden.

#### Erkenntnisgewinn für die Praxis

- Der Bourban-Rumpfkrafttest ist ein valider Kraftausdauerterst zur Bestimmung der Rumpfkraft mit einer guten Kosten-Nutzen-Relation.

## Die Wirksamkeit einer Hals-Nackenkräftigung

Die Rumpfmuskulatur erfüllt eine tragende Rolle bei der funktionellen Umsetzung des Kopfballstoßes [79]. Im Falle einer Ermüdung oder Schwäche muss die Hals-Nackermuskulatur einer kompensatorischen Aufgabe nachkommen, um den Ball adäquat beschleunigen zu können; so zumindest erste Indizien bei noch zu komplementierender Datenlage [36; 43]. Zum einen sorgt eine Mehraktivität von SCM für eine Kompensation, wenn die Bogenspannung durch Ermüdung oder Schwäche reduziert ist [43], bei vergleichsweise geringen Kopfbeschleunigungen wie sie am Kopfballpendel vorzufinden ist [134; 136]. Zum anderen koppelt sie Kopf und Rumpf zu einer physischen Einheit, wodurch die auf den Ball einwirkende Masse erhöht und die Kopfbeschleunigung reduziert wird [35]. Für Letzteres sprechen viele theoretische Modelle [77; 114] und erste Untersuchungen [40; 41].

Der Wirksamkeitsnachweis einer Hals-Nackenkräftigung und deren postulierte positive Auswirkung auf die Kopfbeschleunigung ist noch offen und nicht belegt [35]. In der Theorie ist die Rumpfmuskulatur hauptverantwortlich für die Beschleunigung von Rumpf und Kopf zum Ball, um eine maximalkräftige Beschleunigung des Balles zu bewirken [35; 78]. Die Hals-Nackermuskulatur wird insbesondere zum Zeitpunkt des Ballkontaktes in Form einer Co-Aktivierung von HWS-Flexoren und -Extensoren eingesetzt, um den Kopf beim Aufprall des Balles zu fixieren und dadurch eine stärkere Kopfbeschleunigung zu verhindern [35]. Bildlich gesprochen kann man dies mit dem Effekt einer Halskrause vergleichen. Hierdurch wird die Range of Motion (ROM) im HWS-Bereich reduziert und der Aufprall des Balles kann den Kopf nicht mehr zu stark auslenken. Demzufolge müsste eine kräftigere Hals-Nackermuskulatur eine stärkere Kopplung zwischen Kopf und Rumpf ermöglichen und das Kopfballspiel sicherer machen.

Zielsetzung der in Publikation 3 vorgestellten Interventionsstudie (n = 33) war die Untersuchung des Effektes einer 6-wöchigen Kräftigung der HWS-Flexoren und -Extensoren auf die Beschleunigung des Kopfes. Das Probandenkollektiv bestand aus zwei Interventionsgruppen (IG1, IG2) und einer Kontrollgruppe (CG). IG1 (n = 11) war eine Herrenmannschaft der Verbandsliga, während IG2 (n = 11) die A-Jugendmannschaft des selben Vereins war, welche ebenfalls in der Verbandsliga<sup>27</sup> spielte. Die CG (n = 13) setzte sich aus aktiven Fußballspielern des gleichen Spielniveaus zusammen. Hier konnte keine komplette Mannschaft akquiriert werden, weshalb die Spieler der CG aus unterschiedlichen Teams kamen. Während die CG ihren regulären und unveränderten Trainingseinheiten nachkam, absolvierten IG1 und IG2 zweimal wöchentlich ein zusätzliches und isoliertes Trainingsprogramm zur Kräftigung der Hals-Nackermuskulatur.

---

<sup>27</sup> Die Verbandsliga Rheinland-Pfalz entspricht im Herrenbereich der 6. Liga und im Juniorenbereich die 3. Liga. Im Durchschnitt wird dreimal pro Woche trainiert und ein Spiel bestritten.

Trotz 6-wöchiger Intervention konnte im PRE-POST-Vergleich<sup>28</sup> der Kopfbälle jeweils aus dem Stand, Sprung und Lauf keine signifikante Abnahme der Kopfbeschleunigung festgestellt werden. Die isometrische Maximalkraft (IMVC) ergab zwar eine signifikante Kraftzunahme für die HWS-Flexion über die Zeit<sup>29</sup> ( $p < 0.001$ ), allerdings verbesserte sich auch die CG, weshalb keine Unterschiede zwischen den Gruppen zustande kamen. Die HWS-Extension wurde statistisch nicht beeinflusst. Ebenfalls ohne Signifikanz blieben die Ergebnisse des PRE-POST-Vergleiches der Ausführungen nach Ermüdung der Rumpfmuskulatur; in dieser Studie mit 6-wöchiger Kräftigung zwischen den Versuchen. Hierzu wurden demzufolge die Post-Tests, also nach dem Ermüdungstreatment, miteinander verglichen. Hintergrund des zusätzlichen Ermüdungstreatments war, dass nach Ermüdung bzw. bei Schwäche der Rumpfmuskulatur eine vergrößerte Bewegungsamplitude aus der HWS den fehlenden Beschleunigungsweg zum Köpfen des Balles kompensiert [37; 43]. Da die Spieler trotz Ermüdungstreatment eine vergleichbare Ballgeschwindigkeit im Post-Test aufbauen konnten, bleibt die Art der Kompensation zu klären. Eine Möglichkeit wäre die verstärkte Nickbewegung (HWS-Flexion) zum Ball, wodurch sich gegebenenfalls die Kopfbeschleunigung wegen der Entkopplung von Kopf und Rumpf erhöhen müsste [77; 114]. Zusammenfassend ist festzuhalten, dass das Kräftigungstreatment zu keiner Veränderung der Kopfbeschleunigung im PRE-POST-Vergleich führte.

Der Wirksamkeitsnachweis eines zusätzlichen Trainingsprogramms zur Kräftigung der Hals-Nackенmuskulatur in Publikation 3 blieb aus. Weder die IMVC noch die Kopfbeschleunigung wurden entscheidend beeinflusst, wofür es verschiedene Erklärungsansätze gibt. Erster und wichtigster Punkt ist, dass die Trainingsintervention keine Wirkung auf IMVC hatte. Aus diesem Grund fehlt die Grundlage für die statistische Beeinflussung der Kopfbeschleunigung im PRE-POST-Vergleich, die auf das Kräftigungsprogramm zurückzuführen wäre. Besonders fragwürdig ist dabei der Kraftzuwachs für die HWS-Flexoren von der CG, die ihrem regulären Training nachgekommen ist und die Instruktion hatte, keine gesonderten Übungen für den Hals-Nackенbereich auszuführen.

Durch die zeitliche Platzierung der Interventionsstudie in der Saisonvorbereitung ist zu mutmaßen, dass verschiedene Core- und Stabilisationsübungen zur Kräftigung der Rumpfmuskulatur [184], die im Vorbereitungszeitraum auf die Saison verstärkt Anwendung finden [185] und synergistisch diese Muskelgruppe ansprechen, eine Erklärung für das Zustandekommen der Ergebnisse sein könnten. Für diese These spricht der verhältnismäßig kleinere Kraftzuwachs von der CG ( $\Delta +27.5$  N) im Vergleich zu IG1 ( $\Delta +36.3$  N) und IG2 ( $\Delta +54.9$  N). Folgen sollte daher eine Untersuchung mit

---

<sup>28</sup> Bezeichnet den Vergleich der Werte vor und nach dem 6-wöchigen Kräftigungstreatment. Die Großschreibung wurde bereits in Publikation 3 gewählt, um den Pre-Post-Vergleich der Ermüdung (Pre-Post) und der Kräftigung (PRE-POST) zu differenzieren.

<sup>29</sup> Pre-Post-Vergleich aller Probanden (IG1, IG2, CG)

längerem Kräftigungszeitraum. Eine Kraftzuwachs der Muskulatur innerhalb eines 6-wöchigen Zeitraums ist grundsätzlich möglich, aber mehrheitlich auf neuronale Anpassungen in Form von verbesserten Rekrutierungs-, Frequenzierungs- und Synchronisationsmustern [186; 187] zurückzuführen. Während IG1 und IG2 aus einem homogenen Mannschaftgefüge kamen, unter der Obhut eines Trainers und mit den gleichen Trainingsinhalten, ist die Sachlage für die CG nicht mit absoluter Sicherheit zu rekonstruieren, sodass der dort verzeichnete Kraftzuwachs erklärt werden könnte. Des Weiteren scheint ein Lerneffekt für die Messung der IMVC nicht unrealistisch zu sein, da es in allen drei Gruppen zu einer Verbesserung der Kraftwerte gekommen ist. Die Ansteuerung des SCM über eine maximal kräftige HWS-Flexion bei einer isometrischen Messung ist den meisten Probanden zunächst ein sehr fremdes Gefühl und Vorgehen, weshalb ein Lern- und Gewöhnungseffekt einen anteiligen Leistungszuwachs für IG1, IG2 und CG verantworten könnte.

Dezman, Ledet und Kerr (2013) untersuchten ( $n = 16$ ) den Einfluss einer muskulären Dysbalance zwischen den HWS-Flexoren und –Extensoren auf die Kopfbeschleunigung bei zugeworfenen Bällen mit einer Durchschnittsgeschwindigkeit von 15 km/h. Der Zusammenhang bestätigte ihre Hypothese, dass bei einer Verringerung der IMVC-Differenz zwischen HWS-Flexoren und –Extensoren die Kopfbeschleunigung reduziert werden kann und bekräftigte die vermutete Bedeutung der neuromuskulären Voraussetzung eines Spielers für die Sicherheit von Kopfballstößen [41]. Spiegelt man diese Ergebnisse mit denen aus Publikation 3, so bedeutet dies, dass man HWS-Flexoren und –Extensoren in einem gleichen Verhältnis kräftigen sollte, sodass die kraftmäßige Leistungsdifferenz dieser Muskelgruppen möglichst gering ist. Im Verhältnis 2:1<sup>30</sup> wurden die HWS-Flexoren über die Trainingsintervention in Publikation 3 mehr gekräftigt. Zukünftig sollte a priori sowie post hoc ein Vergleich der IMVC-Differenz zwischen den Agonisten und Antagonisten der Hals-Nackenschulter vorgenommen werden, um potentielle Dysbalancen protokollieren und in die Auswertung einfließen lassen zu können. Eine nachträgliche Betrachtung der Kraftwerte des PRE-Tests ergab, dass für IG1, IG2 und CG die HWS-Extensoren im Mittel um 23.82 N stärker waren. Im POST-Test reduzierte sich die muskuläre Dysbalance auf eine IMVC-Differenz von 18.6 N zwischen den HWS-Flexoren und –Extensoren, was nach den Ergebnissen von Dezman, Ledet und Kerr (2013) eine positive Entwicklung ist [41], aber am statischen Kopfballpendel keine Wirksamkeit zeigte.

Bretzin et al. (2017) ließen Spieler ( $n = 13$ ) bei Ballgeschwindigkeiten von 40 und 64 km/h köpfen. Es zeigte sich eine reduzierte Kopfbeschleunigung bei größerer IMVC der HWS-Flexoren und –Extensoren. Tierney et al. (2008) richteten ihr Studienziel auf die Wirksamkeit von verschiedenen Kopfprotektoren und verglichen diese zwischen Männern und Frauen [123]. Die Conclusio war, dass Frauen grundsätzlich höheren

---

<sup>30</sup> Kräftigungsübungen: 2x HWS-Flexoren, 1x HWS-Extensoren

Kopfbeschleunigungen ausgesetzt waren. Erklärt wurden die Ergebnisse durch die geringere IMVC sowie eine kleinere Kopfmasse. Diese Ergebnisse und eine Reihe weiterer Untersuchungen [77; 139; 188] können als Beleg für den Zusammenhang zwischen IMVC der HWS-Flexoren und –Extensoren und der Kopfbeschleunigung gewertet werden. Demzufolge liegt nach wie vor die Hypothese nahe, dass sich eine durch Krafttraining induzierte Steigerung der IMVC reduzierend auf die Kopfbeschleunigung auswirken müsste.

Zurzeit liegt nur eine fußballspezifische Vergleichsstudie vor. Mansel et al. (2005) untersuchten (n = 36) den Effekt eines 8-wöchigen Kräftigungsprogramms der Hals-Nacken-Muskulatur [189]. Die Trainingsgruppe absolvierte zweimal pro Woche ein Dreisatztraining mit zehn Wiederholungen für die HWS-Flexion und –Extension, während die Kontrollgruppe ihr reguläres Training verfolgte. Im Gegensatz zu den Ergebnissen aus Publikation 3 konnte eine signifikante Zunahme der IMVC für die Flexoren wie auch Extensoren nachgewiesen werden. Allerdings zeigte der Zuwachs an IMVC keinen Einfluss auf die Kinematik, das EMG oder die Widerstandsfähigkeit auf einen externen Impuls<sup>31</sup>. Offen bleibt, ob die Wirksamkeit über eine andere methodische Vorgehensweise und Operationalisierung – Kopfbeschleunigung bei der Technikanwendung, statt durch einen externen Impuls – ebenfalls ausgeblieben wäre.

Weitere Vergleichsstudien liegen bis dato lediglich im American Football [190; 191] und Rugby [192; 193] vor. Im American Football führten Lisman et al. (2012) ebenfalls einen PRE-POST-Vergleich (n = 16) durch [190]. Zur Anwendung kam eine 8-wöchige Kräftigung der HWS-Flexoren, -Extensoren sowie der Lateralflexoren (li, re) (3 Sätze, 10 Wiederholungen, 2.5 Trainingseinheiten/Woche). Die IMVC nahm für die HWS-Extension sowie die linksseitige Lateralflexion signifikant zu. Keine statistische Veränderung konnte für die HWS-Flexion und rechtsseitige Lateralflexion protokolliert werden. Als Folge veränderten sich die EMG-Aktivität für SCM und TPD und die Kopfbeschleunigung während des Tacklings nicht. Stump et al. (1993) teilten die Probanden (n = 50) in eine Interventionsgruppe und eine Kontrollgruppe [191]. Die Kontrollgruppe trainierte regulär, während die Interventionsgruppe zusätzlich ein 8-wöchiges, dynamisches Kräftigungstraining (Satz- und Wiederholungszahl wurden nicht spezifiziert, 5 Trainingseinheiten/Woche) mit einem ‚Deuserband‘ absolvierte. Im Vergleich zur Kontrollgruppe verbesserte die Interventionsgruppe die IMVC, Halsumfang und Beweglichkeit signifikant. Es erfolgte kein Transfer auf die sportartspezifischen Verletzungsmechanismen. Naish et al. (2013) untersuchten an einer Rugbymannschaft (n = 27) die Wirksamkeit einer 5-wöchigen, isometrischen Kräftigung (2-3 Sätze, 4-12 Wiederholungen, 2-3 Trainingseinheiten/Woche) [192]. Zu beobachten war ein signifikanter Rückgang der Verletzungsrate pro Spiel, aber keine Kraftzunahme für die Extension, Flexion oder Lateralflexion. Vergleichbar mit Publikation 3, ist

---

<sup>31</sup> Der Aufprall des Balles wurde hier lediglich über eine Appartur simuliert [189].

zunächst der Interventionszeitraum kritisch zu hinterfragen. Allerdings nutzten Geary et al. (2014) ebenfalls einen 5-wöchigen Zeitraum (n = 25) und stellten eine eindeutige IMVC-Zunahme bei der Interventionsgruppe in allen Bewegungsebenen fest [193]. Im Unterschied zu den anderen Studien [190-192] trainierte eine Gruppe ausschließlich in Form von isometrischen Übungen gegen den manuellen Widerstand eines Partners (3 Sätze, 10 sec, 2 Trainingseinheiten/Woche). Vergleichbar zu Stump et al. (1993) und Naish et al. (2013) fehlt der präventive, sportartspezifische Wirksamkeitsnachweis, welcher in der Form lediglich durch Mansell et al. (2005) und Lisman et al. (2012) sowie in Publikation 3 erhoben wurde [189; 190].

Nachfolgenden Untersuchern liegen nun zwei fußballspezifische Inverventionsstudien vor, an deren Ergebnissen, Limitationen und Erfahrungswerten sie sich orientieren können. Weder ein 8-wöchiges Dreisatztraining noch ein 6-wöchiges Theraband-Training konnten die Wirksamkeit eines zusätzlichen Kräftigungsprogramms für die Hals-Nacken-Muskulatur zur Reduktion der Kopfbeschleunigung beim Kopfballstoß belegen. Selbst eine gestiegene IMVC scheint nicht zwingend zum erwarteten Effekt zu führen [189; 190]. Caccese et al. (2017) formulierten bereits die Hypothese, dass ein größerer Anteil ballistischer<sup>32</sup> Übungen, so wie man sie aus verschiedenen Kampfsportarten kennt, einen adäquateren Trainingsreiz darstellen könnten [188; 194; 195]. Vergleichbar mit Schlägen oder Tritten in Richtung Kopf besteht die Aufgabe des Spielers beim Kopfballstoß darin, möglichst schnell auf einen Ballkontakt zu reagieren [196].

Munn et al. (2005) verglichen bei fünf Trainingsgruppen (n = 115) die Wirkungsweise eines klassischen Dreisatztrainings und eines Einsatztrainings mit einer Kontrollgruppe [197]. Beide Trainingsgruppen wurden nochmals in eine schnelle Bewegungs- und eine langsame Bewegungsausführung unterteilt. Das schnellkräftige Dreisatztraining führte zu den größten Kraftzuwachsen. Zukünftigen Studien wird empfohlen, zu prüfen, ob ballistische Trainingsformen und Übungen zu den gewünschten Effekten beim Kopfballspiel führen.

Hrysomallis (2016) untersuchte in einem Review die Wirksamkeit verschiedener Kräftigungsprogramme für die Hals-Nackermuskulatur, worin unter anderem die bereits angesprochenen Publikationen aufgeführt sind [198]. Seine Befunde lassen keinen Unterschied zwischen alternativen (z.B. Gummibänder) und klassischen, gerätegestützten Kräftigungsübungen erkennen. Insofern kann aus ökonomischen Gründen an dem Ansatz von Publikation 3 angeknüpft werden und von kosten- sowie zeitintensiven Trainingsgeräten abgesehen werden. Die Vorgehensweise und die Ergebnisse von Geary et al. (2014) zeigen außerdem, dass isometrischen Übungen, hier sogar ohne jegliche Hilfsmittel, eine wichtige Existenzberechtigung haben, da die Hals-Nackermuskulatur zum Zeitpunkt des Ballkontaktes ebenfalls in eine isometrische Co-

---

<sup>32</sup> Es handelt sich um die Form des Schnellkrafttrainings [194].

Kontraktion übergeht [193; 198]. Nachweisliche Hypertrophieeffekte wurden erst nach 8 Wochen konstatiert [198].

Sollte sich in folgenden Studien die Vermutung, trotz der bisher fehlenden Evidenz, bewahrheiten und eine Kräftigung der Hals-Nackermuskulatur das Kopfballspiel sicherer machen, muss in einem nächsten Schritt die Praktikabilität der Übungsauswahl bedacht werden. Sie sollte eine angemessene Brücke von der Theorie zur Praxis schlagen und im Trainingsalltag von Amateur- und Profispielern Bestand haben können, ohne dass diese einen zu großen Material- oder Zeitaufwand nach sich zieht. In Anlehnung an das Programm zur fußballspezifischen Erwärmung und Verletzungsprophylaxe ‚FIFA 11+‘ [199], welches sich ebenfalls ein ökonomisches Verhältnis von Aufwand und Nutzen auf die Fahne geschrieben hat, könnte eine Erweiterung in selbigem Stile für die Hals-Nackermuskulatur sinnvoll sein. Ein Vorteil einer Implementierung in das bereits bestehende Konzept der FIFA wäre sicherlich in der bereits bestehenden Akzeptanz und hohen Reichweite zu sehen.

Wäre eine erhöhte Kopfbeschleunigung durch eine Kraftzunahme der HWS-Flexoren denkbar? Dies wäre eine weitere potentielle Wirkungsweise, die bei zukünftigen Forschungsprojekten zusätzlich bedacht werden sollte und bisher keine Berücksichtigung fand. Es scheint trivial, dass eine Kräftigung von SCM, der federführend gegen den Ball arbeitet, zunächst den Kopfballstoß kräftiger werden lassen würde und sich folglich die Kopfbeschleunigung vorerst erhöht. Erst bei Kopfbällen mit stark beschleunigten Bällen, welche sich somit um die noch nicht eindeutig definierte gesundheitlich bedenkliche Grenze bewegen oder diese überschreiten, wirkt eine zuvor durchgeführte Kräftigung der Hals-Nackermuskulatur stabilisierend und belastungsreduzierend. Wenn sich diese These bewahrheiten sollte, dann muss dies bei der Ergebnisinterpretation zwingend berücksichtigt werden. Insbesondere bei einer Operationalisierung der Wirksamkeit eines Krafttrainings über die Kopfbeschleunigung.

#### Erkenntnisgewinn in der Theorie

- Eine 6-wöchige Trainingsintervention in der vorliegenden Form reicht nicht aus, um eine Kraftzunahme der Hals-Nackermuskulatur (IMVC) zu erzielen.
- Eine 6-wöchige Trainingsintervention führt nicht zu Änderungen der Kopfbeschleunigung.

#### Empfehlungen für die Praxis

- Trotz fehlender Evidenz sprechen genügend anthropometrische Untersuchungen für die Theorie [122; 123; 200], dass die zusätzliche Kräftigung der Hals-Nackermuskulatur dem Sicherheitsaspekt beim Kopfballspiel zuträglich sein müsste, weshalb das regelmäßige Training der angesprochenen Muskulatur empfehlenswert ist.

## Einfluss der Ausrichtung des Kopf-Hals-Rumpfsegmentes

Dem Kopf-Hals-Rumpfsegment wird eine große Bedeutung für das sichere Kopfballspiel zugeschrieben [35]. Das noch sehr theoretische Modell, aufgrund gänzlich fehlender Untersuchungen, erklärt sich über die Betrachtung der physikalischen Masse des Spielers. Je größer die Masse, die dem eintreffenden Ball entgegengebracht wird, desto kleiner die durch den Ball ausgelöste Beschleunigung des Kopfes [115]. Erreicht werden kann dies über die muskuläre Kopplung der verschiedenen Teilsegmente des Körpers (Kopf, Hals, Rumpf). Im Speziellen ist dabei auf die Hals-Nackermuskulatur zu verweisen, da deren Flexoren und Extensoren Kopf und Rumpf miteinander verbinden, also mechanisch aneinander koppeln, und so den größten Beitrag zur Massenvergrößerung für den bevorstehenden Ballkontakt leisten [77; 78]. Abbildung 9 zeigt den Kopfballstoß zum Zeitpunkt des Ballkontaktes mit einer geradlinigen Ausrichtung des Kopf-Hals-Rumpfsegmentes sowie mit einer verstärkten HWS-Flexion, die mit einer größeren Kopfbeschleunigung in Verbindung gebracht wird [35].

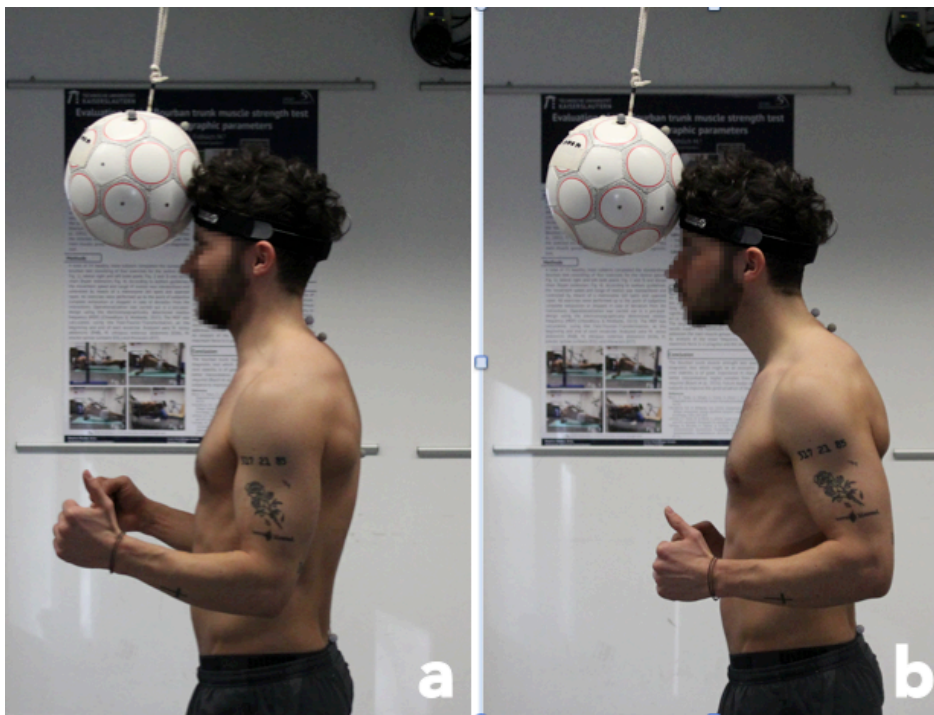


Abbildung 9: (a) eine lineare Ausrichtung des Hals-Kopf-Rumpfsegmentes im Moment des Ballkontaktes und (b) eine verstärkte HWS-Flexion mit einer Entkopplung des Kopf-Hals-Rumpfsegmentes

Publikation 4 (n = 60) hatte zum Ziel, den Zusammenhang zwischen der Kopfbeschleunigung und dem HWS-, Kopf- und BWS-Winkel zu bestimmen. Trotz aller Plausibilität der theoretischen Erklärungsansätze [35; 77; 114; 115; 183] konnte kein statistischer Zusammenhang nachgewiesen werden. Diese erste Untersuchung verweist auf die Komplexität des Sachverhalts. Aufgrund fehlender Vergleichswerte sollte in



einem ersten Schritt überprüft werden, ob der Winkelgrad zum Zeitpunkt des ersten Ballkontaktes mit der in diesem Moment wirkenden Kopfbeschleunigung in einer Verbindung steht. Die Ergebnisse zeigen, dass dieser Zusammenhang offenbar nicht existent ist. Es ist wahrscheinlich, dass der Ballkontakt zeitlich verzögert die Beschleunigung des Kopfes bewirkt [77; 161], weshalb der Zusammenhang in dieser Untersuchung eventuell ausblieb. Folglich sollten als nächstes die potentiellen Zusammenhänge zwischen den Winkeln (HWS, Kopf, BWS) zum Zeitpunkt des ersten Ballkontaktes und der maximalen Kopfbeschleunigung überprüft werden. Um eine Vergleichbarkeit der nachfolgenden Untersuchungen herstellen zu können, sollte sich auf gewisse Standards verständigt werden. Hier ist sicherlich das Markersetup und dessen Auswertung zu erwähnen. Ferner sollte man in einer darauf aufbauenden Studie die Individualität<sup>33</sup> des Spielers berücksichtigen und die Differenz ( $\Delta$ ) aus einer statischen Standaufnahme in Neutral-Null-Stellung mit der Positionierung zum Zeitpunkt des Ballkontaktes bilden. Abhängig von den individuellen Normabweichungen bzw. der Heterogenität von Haltungsparametern in den Bereichen LWS, BWS und HWS muss bei einem interindividuellen Vergleich bedacht werden, dass bei Spieler A ein HWS-Winkel von 70 ° zum Zeitpunkt des Ballkontaktes einer starken Flexion entsprechen kann, während es bei Spieler B seiner habituellen Haltung entspricht.

Caccese et al. (2017) stellen die einzigen Vergleichswerte anhand einer kinematischen Untersuchung (n = 100) auf dreidimensionaler Ebene dar [188]. Ihre Forschungsfrage beinhaltete die Identifikation von Einflussfaktoren auf die Kopfbeschleunigung. Größe (Kopfmasse, Halsumfang), IMVC (SCM, TPD), Technik (Kopf-Rumpf-ROM, Rumpf-ROM) und EMG-Aktivität von SCM und TPD wurden dabei erhoben und mit der hervorgerufenen Kopfbeschleunigung bei Kopfballstößen aus dem Stand mit einer eintreffenden Ballgeschwindigkeit von 40 km/h verglichen. Kopfmasse, Halsumfang und die IMVC standen dabei in einem signifikanten Zusammenhang und können als Prädiktoren der Kopfbeschleunigung angeführt werden. Kein Zusammenhang und damit vergleichbar zu den Ergebnissen von Publikation 4, konnte für die Kopf-Rumpf-ROM nachgewiesen werden. Caccese et al. nutzten ein anderes Markersetup und verglichen das vollständige Ausmaß der ROM mit der maximalen Kopfbeschleunigung, während Publikation 4 die Winkel zum Zeitpunkt des Ballkontaktes und die zeitgleich abgeleitete Kopfbeschleunigung verglich. Dies stellt zwei unterschiedliche Herangehensweisen mit gleicher Intension dar, wodurch beide Ergebnisse als gegenseitige Ergänzung eingeordnet werden können. Dennoch müssen weitere Untersuchungen folgen, um sichergehend die Ausrichtung des Kopf-Hals-Rumpfsegmentes als Einflussfaktor auf die Kopfbeschleunigung einordnen zu können.

---

<sup>33</sup> Anatomische Varianten der BWS und HWS sowie der Kopfposition in Ruhe

Wie an anderer Stelle bereits angeführt, sollten zukünftige Studien den Versuchsaufbau mit beschleunigten Bällen replizieren und ein zeitsynchrones EMG ableiten. Im ersten Schritt ist anzunehmen, dass die Ausrichtung des Kopf-Hals-Rumpfsegmentes erst bei größeren Erschütterungen eine Rolle spielt [80]. Im zweiten Schritt stellt sich die Frage, ob der muskulären Aktivität eine größere Bedeutung zuzuschreiben ist und eine verstärkte HWS-Flexion (Nickbewegung) nicht zwingend zu einer erhöhten Beschleunigung führen muss [35; 78]. Shewchenko et al. (2005) konnten bereits zeigen, dass bei einer maximal kräftigen Ausführung, gekoppelt mit einem bewussten Köpfen ‚durch den Ball hindurch‘, die Kopfbeschleunigung reduziert werden konnte, was wiederum auf die muskuläre Mehraktivität zurückgeführt wird [13; 115]. Außerdem verfolgten die Kollegen eine ähnliche Intention auf zweidimensionaler Ebene und untersuchten den Einfluss der Ausrichtung des Kopf-Hals-Rumpfsegmentes. Trotz aller mathematischer und physikalischer Modellierungen [77; 114] konnten sie keine Reduktion der Beschleunigung bei einem geraderen Kopf-Hals-Rumpfsegment feststellen [115].

#### Erkenntnisgewinn in der Theorie

- Am unbeschleunigten Kopfballpendel hat die Ausrichtung des Kopf-Hals-Rumpfsegmentes zum Zeitpunkt des Ballkontaktes keinen Einfluss auf die Höhe der Kopfbeschleunigung.

#### Erkenntnisgewinn für die Praxis

- Bei langsamen Ballgeschwindigkeiten ist eine Nickbewegung - im Sinne einer Entkopplung des Kopf-Hals-Rumpfsegmentes - weniger beunruhigend als zunächst erwartet, da kein systematischer Zusammenhang nachgewiesen werden konnte.
- Eine richtige Technikvermittlung ist nach wie vor der Grundstein für ein risiko-reduzierteres Kopfballspiel.

## Zentrale Limitationen

In den vorangegangenen Kapiteln zum ‚Resümee der Befunde‘ wurden im Zuge der verschiedenen Forschungsschwerpunkte sowie der Originalbeiträge bereits einige Limitationen zur Methodik und Interpretation der Ergebnisse beschrieben. Dennoch sollen nochmals die publikationsübergreifenden Einschränkungen aufgegriffen werden, sodass die Gültigkeitsbereiche der neuen Erkenntnisse eindeutig dargestellt werden.

### Kopfballpendel

Der Einsatz eines Kopfballpendels war in der Literatur zunächst einzigartig und wurde bisher ausschließlich von einer weiteren Forschungsgruppe aufgegriffen [182]. Der Beweggrund für diese methodische Vorgehensweise war in einer Erhöhung der internen Validität zu sehen. Die Ergebnislage zum Kopfballstoß im Fußball mit all seinen Facetten war nicht eindeutig, sodass es als sinnvoll erachtet wurde, einen ‚Rückschritt‘ zu Laborbedingungen zu veranlassen. Die Ausgangslage für die unterschiedlichen Kopfballvarianten (Stand, Sprung, Lauf) sollte möglichst standardisiert sein, damit die Veränderungen der Kopfbeschleunigungen durch den Ballkontakt möglichst eindeutig auf die unabhängigen Variablen<sup>34</sup> zurückzuführen waren. Mit dieser Absicht sollte insbesondere das Timing des Bewegungsablaufs, das bei beschleunigten Bällen erschwert ist, vereinfacht werden. Außerdem war die Vergleichbarkeit der unterschiedlichen Versuche ein wichtiges Anliegen, denn Untersuchungen, die die Analyse von Kopfbällen aus dem Spielgeschehen heraus [188] oder durch Zuwürfe [12] thematisieren, sind in Bezug auf Flugkurve und Geschwindigkeit nur bedingt zu standardisieren. Eine Ballrutsche [78] oder Ballmaschine [201] standen nicht zur Verfügung, bzw. entsprachen nicht dem Vorhaben. Der Vorteil der in Publikation 2, 3 und 4 umgesetzten Versuchsaufbauten, die sich durch ein äußerst hohes Standardisierungsmaß auszeichnen, ist somit zeitgleich als Limitation der Befunde zu betonen, da in der Spielpraxis eine solche Spielsituation nicht vorzufinden ist.

### Kopfballvariante: Sprung

Allen Probanden wurden drei Übungsversuche je Variante eingeräumt, um einerseits Übungseffekte zu minimieren und andererseits eine Gewöhnung an das Setting zu ermöglichen. Bei den Varianten Stand und Lauf gab es in Bezug auf die technische Umsetzung keinerlei Auffälligkeiten seitens der Probanden oder der Versuchsleitung; die Bewegungsabläufe wurden durch die Versuchsleitung als ‚flüssig‘ und technisch ‚sauber‘ beschrieben. Die Probanden beschrieben beide Techniken im Nachgang als ‚einfach und intuitiv‘. Unterschiedliche mündliche Rückmeldungen gaben die Probanden zum Kopfball aus dem Sprung. Alle Probanden hatten die Vorgabe, den Absprung von einer im Boden installierten Kraftmessplatte (66 x 60 cm) (Abb. 8) zu

---

<sup>34</sup> Die Kopfballvarianten (Stand, Sprung, Lauf), die Rumpfermüdung, die Hals-Nackenkraftigung, die Ausrichtung des Hals-Nacken-Rumpfsegments

absolvieren, um eine möglichst hohe interindividuelle Vergleichbarkeit zwischen den Probanden zu gewährleisten. Dies ist von großer Relevanz, weil sich durch unterschiedliche Absprungentfernungen oder -winkel die Ausrichtung des Kopf-Hals-Rumpfsegmentes im Raum ändert und damit die Kinematik maßgeblich beeinflusst wird. Des Weiteren sollte die Ballhöhe von einem Balldurchmesser (ca. 21.0 cm) über dem Kopf zukünftig nicht überschritten werden. Die Variante konnte zwar von allen Probanden umgesetzt und aufgezeichnet werden, jedoch wurde die Ballhöhe von manchen Spielern als fordernd eingeordnet, wenn der Ball gemäß den Instruktionen in eine horizontale Richtung geköpft werden musste. Abhängig von der Fragestellung und ihrer Zielsetzung sollten zukünftige Studien eine Erhöhung der Freiheitsgrade in Betracht ziehen.

#### Probandenkollektiv

Die Probanden waren ausschließlich männlich, weshalb die gewonnenen Erkenntnisse zunächst auch nur für dieses Geschlecht Gültigkeit besitzen. Verschiedene Untersuchungen verweisen auf eine unterschiedliche Prävalenz von Gehirnerschütterungen [174] und den auftretenden Kopfbeschleunigungen [122; 123; 200] zwischen Männern und Frauen.

Da bei Jugendspielern, vergleichbar mit Frauen, höhere Beschleunigungen wirken [32; 40; 140; 202], dürfen die aktuellen Befunde lediglich auf Spieler zwischen 16 und 30 Jahren übertragen werden.

Die letzte Einschränkung betrifft das Spielniveau. Es wurden ausschließlich Amateurspieler (Publikation 2, 3, 4) sowie Freizeitspieler (Publikation 2) zur Untersuchung herangezogen, weshalb zu untersuchen wäre, wie sich die Kopfbeschleunigung bezüglich der unterschiedlichen Fragestellungen im Profisport verhält.

#### Ermüdungstreatment

Aus den bereits genannten Gründen lag das Ziel explizit in einer Ermüdung der Rumpfmuskulatur, da diese für den Kopfballstoß und den Fußballspieler im Allgemeinen eine Reihe wichtiger Funktionen verantwortet [120; 129]. Die Ergebnisse erlauben die Interpretation des Einflusses einer ermüdeten bzw. schwachen Rumpfmuskulatur, nicht aber den Transfer auf den Einfluss einer fußballspezifischen Ermüdung. Letzteres führt zwangsläufig zu einer verstärkten Ermüdung der unteren Extremität, wodurch andere, für das Kopfballspiel wichtige (Tab. 1), Muskelgruppen ermüdet werden und das Kopfballspiel anderweitig beeinflusst wird.

## Lessons learned

Aufbauend auf den Erkenntnissen der vorherigen Untersuchungen sowie dem letzten Status quo der fachwissenschaftlichen Beiträge zu diesem Themengebiet wurden die Forschungsfrage und deren methodischer Aufbau geplant und zusammengestellt. Einer jeden Untersuchung sind gewisse Grenzen der Umsetzbarkeit gesetzt, da die Verfügbarkeit von Untersuchungsmethoden, Probanden oder die erforderliche Expertise limitierende Faktoren darstellen. Darüber hinaus begleitet die Planung wissenschaftlicher Untersuchungen stets ein ökonomisches Prinzip, welches sich explizit nach den Inhalten der Forschungsfrage richtet. Retrospektiv ergeben sich gewonnene Erkenntnisse, die bei zukünftigen Studien Beachtung finden sollten und im Folgenden zusammengefasst werden.

### Heterogenität der Untersuchungsmethodik

Die Diversität der methodischen Vorgehensweisen in wissenschaftlichen Untersuchungen führt einerseits zu einem vergrößerten Gültigkeitsbereich und Interpretationsspektrum, andererseits limitiert sie die Vergleichbarkeit der Studienergebnisse untereinander. Gewinnbringend wäre ein sogenanntes ‚Konsensuspaper‘, das eine Übereinkunft zu verschiedenen methodischen Rahmenbedingungen vorgibt und so die Vergleichbarkeit der Studien untereinander erhöhen würde. Insbesondere zwei Aspekte sind innerhalb der präsentierten Versuchsreihen (Publikationen 1 - 4) aufgefallen. Zum einen ist den Daten anderer Publikationen nicht immer eindeutig der Zeitpunkt zu entnehmen, zu welchem die gemessene Kopfbeschleunigung abgeleitet wurde [70; 115]. Für gewöhnlich sollte die maximale Kopfbeschleunigung innerhalb 0.015 sec nach dem ersten Ballkontakt auftreten [161]. Eigene Erfahrungswerte zeigen, dass dies aber nicht zwangsläufig der Fall ist. Aus diesem Grund sollten zukünftige Untersuchungen darauf achten, dass der Zeitpunkt der maximalen Kopfbeschleunigung eindeutig kommuniziert wird. Zum anderen ist das gewählte Marker-Setup zu erwähnen, da in der gängigen Literatur leicht bis stark voneinander abweichende Markerapplikationen und -modelle gewählt wurden [78; 115; 188].

### Ballkontaktzeit

Ein Parameter, der in der vorliegenden Arbeit bisher nur ungenügend beachtet wurde, ist die Ballkontaktzeit. Abhängig von der Dauer des Aufpralls, welcher sowohl von der Ballgeschwindigkeit als auch von dem Befüllungsdruck abhängt, steigt die Kopfbeschleunigung mit der Kontaktzeit [81; 203]. Die Kontaktzeit konnte aus methodischen Gründen in der hier vorgestellten Versuchsreihe nicht beachtet werden. Abhängig von der Bewegungsschnelligkeit des Kopf-Hals-Rumpfsegmentes kurz vor dem Ballkontakt müsste die Kontaktzeit und damit auch die Kopfbeschleunigung beeinflusst werden [77].

## Anthropometrie

Die Beschleunigung des Kopfes durch den Ballkontakt scheint verschiedenen Quellen nach zu urteilen auch von den anthropometrischen Voraussetzungen der Spieler beeinflusst zu werden [77; 139; 200]. Caccese et al. (2017) untersuchten den Zusammenhang zwischen dem Kopf- sowie Halsumfang und der Kopfbeschleunigung ( $n = 100$ ) und konnten einen hoch signifikanten Zusammenhang nachweisen ( $p < 0.001$ ) [188]. Aufgrund des verhältnismäßig geringen Mehraufwands wird zukünftigen Forschungsvorhaben empfohlen, den Kopf und Halsumfang über ein Maßband zu erfassen, um den Zusammenhang finalisierend erörtern und die eigenen Ergebnisse weitreichender interpretieren zu können. Der Erklärungsansatz wird wie bereits angesprochen im 2. Newtonschen Axiom gesehen, da diese Prädiktoren, abhängig von ihrem Umfang, zur Massenvergrößerung beitragen und somit die Beschleunigung reduzieren [81; 123; 188].

## Statische Kopfbalpendel

Das hohe Standardisierungsmaß und die damit verbundene hohe intra- und interindividuelle Vergleichbarkeit im Quer- und Längsschnitt sprechen nach wie vor für das Kopfbalpendel. In Anbetracht gänzlich fehlender Signifikanzen bei der Untersuchung der Kopfbeschleunigung und dem Einfluss einer Rumpfermüdung, der Wirksamkeit einer Hals-Nackenkräftigung sowie der Bedeutsamkeit der Ausrichtung des Kopf-Hals-Rumpfsegmentes wird zukünftigen Studien die Arbeit mit beschleunigten Bällen empfohlen. Es ist zu vermuten, dass erst bei deutlich beschleunigten Bällen ( $> 50$  km/h) Ermüdungs- und Kräftigungsinterventionen oder die Ausrichtung des Kopf-Hals-Rumpfsegmentes einen Einfluss haben. Ein denkbarer Erklärungsansatz für diese These ist die Vielzahl möglicher Kompensationsmechanismen bei geringen Ballbeschleunigungen. Demzufolge wäre die Ballmaschine eine empfehlenswerte, alternative Messmethode, da sie im Vergleich zu den meisten anderen Vorgehensweisen (Zuwürfe, Schüsse, Spiel-/Trainingsbetrieb) durch ein hohes Standardisierungsmaß überzeugt.

## Kräftigungstreatment

Ungeachtet der Vermutung, dass ein Kräftigungstreatment seine volle Wirksamkeit erst bei Kopfbällen mit stark beschleunigten Bällen entfaltet, konnte das 6-wöchige Therabandtraining keine Steigerung der IMVC vorweisen. Aus diesen Gründen ist nachfolgenden Untersuchungen zu empfehlen, dass die Trainingsinhalte, -dauer, -methoden und denkbare Übungseffekte bei der Operationalisierung grundlegend reflektiert werden. Zunächst ist auf ballistische Trainingsformen zu verweisen, welche einen prägenden Anteil schnellkräftiger Bewegungen haben und somit der Bewegungsform im Spielbetrieb etwas näher kommen. Außerdem bleibt zu klären, ob eine höhere Trainingsintensität zur spezifischeren Steigerung der Maximalkraft nicht zielführender wäre. Darüber hinaus sollte das Kraftvermögen der HWS-Flexoren und -

Extensoren in ein Verhältnis gesetzt werden und bei der Auswertung Berücksichtigung finden [41].

### Elektromyografie (EMG)

Einige der für die Dissertation durchgeführten Datenaufnahmen beinhalteten die zusätzliche Aufzeichnung von ergänzenden 3D-Bewegungsdaten sowie EMG-Daten. Eine weiterführende Aufbereitung der Rohdaten und deren Auswertung könnte vielversprechende Ergebnisse liefern. Im Speziellen die Aktivierungsmuster von SCM und TPD sollten hierfür in Betracht gezogen werden.

### Kopfballstatistiken

Das Kopfballsport liefert einen substantiellen Beitrag für den traditionellen Spielcharakter der Sportart Fußball. Die Möglichkeit den Kopf bei hochgeschossenen Bällen zur Hilfe zu nehmen, da der Einsatz der Arme als verbotenes ‚Handspiel‘ geahndet wird, hebt den Fußball von anderen beliebten Teamsportarten wie Handball, Basketball, Volleyball, Rugby oder American Football deutlich ab. Sportarten wie Eishockey und Feldhockey dürfen sich einem Sportgerät bedienen, welches über die Hände geführt wird [7]. Pro Spieltag und Spieler sind ca. 5-7 Kopfbälle zu erwarten [28; 29; 33]. Eine Auswertung der ersten Bundesliga von Yue et al. (2014) zeigt, dass jeder Spieler pro Spiel durchschnittlich ca. 55 Ballkontakte hat und 28 Pässe spielt sowie jedes Team ca. 13 Torschüsse abgibt [204]. Njororai (2013) analysierte die Tore der Weltmeisterschaft in Süd Afrika wo 18% der Tore per Kopf erzielt wurden [205]. Doch trotz fortschrittlichster Trackingsysteme und Analysetools in den Zeiten von Big Data muss festgehalten werden, dass für die Grundlagenforschung zwingend weitere kopfballspezifische Auswertungen erforderlich sind, um eine Verhältnismäßigkeit zwischen den verschiedenen sportartspezifischen Techniken zu schaffen um neue Befunde und Maßnahmen besser einordnen und abwägen zu können.

Insbesondere im Jugendbereich fehlen weitere Zahlen [168; 206], sodass auch die drastischen Maßnahmen der amerikanischen Verbände kritisch hinterfragt werden müssen, wo das Kopfballsport im Jugendbereich gänzlich abgeschafft wurde [7]. Sandmo et al. (2019) untersuchten 267 Spiele von männlichen und weiblichen Jugendmannschaften zwischen 11 und 19 Jahren in Norwegen [168]. Durchschnittlich absolvierten die männlichen Spieler 4-5 und die weiblichen Spielerinnen 2-3 Kopfbälle pro Spiel. Die Anzahl steigt dabei kontinuierlich von der U-12 (♂: 1.8, ♀: 0.9) bis zur U-20 (♂: 4.8, ♀: 3.6) auf eine Spieldauer von 90 min umgerechnet [168]. Weitere Untersuchungen sind erforderlich.

## Zukünftige Forschungsschwerpunkte

Über den Verlauf der hier vorgestellten Veröffentlichungen sowie der Vergleichsliteratur wurden bereits einige Hinweise für zukünftige Untersuchungen gegeben. Zusammenfassend wird im Folgenden eine Auflistung der wichtigsten Forschungsausrichtungen erfolgen, welchen sich die Sportwissenschaft auf diesem Gebiet widmen sollte:

- Hals-Nackentraining: ganz im Sinne der Primärprävention ist es insbesondere die Aufgabe der Sportwissenschaft zu klären, welche Trainingsprogramme zu einer Kraftsteigerung innerhalb dieser muskulären Strukturen führen und die Kopfbeschleunigung effektiv reduzieren. Trotz fehlender Evidenz bleibt es einer der vielversprechendsten Ansätze zur Risikominimierung.
- Kopf-Hals-Rumpfsegment: eine adäquate Technikvermittlung ist unabdingbar. Inwiefern die räumliche und verhältnismäßige Ausrichtung von Kopf zu Rumpf im Schulungsprozess zu unterstreichen ist bleibt abzuwarten. Bis dahin bleibt es eine triviale Theorie, welche in der Praxis aber nur bedingt ein Veränderungspotential mit sich führt, aber dem theoretischen Gesamtverständnis sehr zuträglich wäre.
- Statistik: deskriptive Daten mit verschiedenen Häufigkeitsverteilungen zum Kopfballspiel müssen ausgeweitet werden, wodurch sich Gefahrenpotentiale und neue Befunde besser einordnen ließen. Dringend benötigt werden Untersuchungen zur Quantifizierung von Kopfbällen für die Bereiche: Alter, Geschlecht, Spielklasse, Spielsystem, Spielfeldgröße, Spielposition und Art des Kopfballstoßes.
- Zweikampfschulung: die absolute Mehrheit an statistisch erfassten Verletzungen während dem Kopfballspiel wird durch den Gegenspieler verursacht. Wie wirksam eine entsprechende Zweikampfschulung wäre ist noch nicht untersucht. In einem ersten Schritt wäre die inhaltliche Umsetzung und Gestaltung zu klären.
- Biomechanik: viele Veröffentlichungen aus der Sportwissenschaft beleuchten das Kopfballspiel aus einer biomechanischen Perspektive. Zukünftige Studien sollten eine mehrdimensionale Herangehensweise anstreben, sodass mehr Messtechniken synchronisiert zur Anwendung kommen. Insbesondere die Kombination aus kinematischer 3D-Bewegungsanalyse, Beschleunigungssensor und EMG scheint ein vielversprechender Ansatz zu sein, um die Ergebnisinterpretation zu verbessern.



Das Kopfballsport ist ein prägender Bestandteil des Fußballs. Es befähigt Spieler und Mannschaften zu viel mehr als einem Ballgewinn, indem Spiele und Meisterschaften durch den willentlichen Einsatz des Kopfes zur Steuerung des Balles entschieden werden können. Die Datenlage zur gesundheitlichen Reflexion der bestehenden Diskussion ist in den letzten Jahren rapide gewachsen, aber nach wie vor rückständig. Sie legitimiert noch keine ganzheitliche Bewertung des latenten Gefahrenpotentials. In der medialen und oftmals populärwissenschaftlich geprägten Berichterstattung wäre eine weniger pauschalisierende Darstellung der Befundlage zum Kopfballstoß wünschenswert [21]. Gemeint ist damit insbesondere die fehlende Differenzierung zwischen den beabsichtigten und unbeabsichtigten Kollisionen durch bzw. während des Kopfballsport. Ein Großteil der Berichte bezieht sich eigentlich auf Unfallmechanismen und potentielle Folgen, die aus nicht-antizipierten Kollisionen mit dem Gegenspieler oder Spielfeld resultieren. Streng genommen wird damit ein negativer Begleiteffekt des Kopfballsport beschrieben, ohne diesen damit bagatellisieren zu wollen. Das Kopfballsport steht nämlich in erster Linie für eine Spieltechnik, die das bewusste und antizipierte Spielen des Balles mit dem Kopf ausdrückt.

Eine akute Verletzung durch die bewusste Technikanwendung, dabei sind bspw. unbeabsichtigte Kollisionen sowie Schüsse aus kurzer Distanz auf den Kopf auszuschließen, ist nicht zu erwarten [74]. Die Befunde zu den langfristigen Auswirkungen des kumulativen Effektes des Kopfballsport gilt es dagegen noch zu klären [165], um evidenzbasierte, kausale Zusammenhänge offenlegen zu können. Aus diesen Gründen ist sich von voreiligen, medienwirksamen Entschlüssen (z.B. Kopfballsportverboten) zu distanzieren [21]. Zum aktuellen Zeitpunkt wissen wir, dass die Verletzungsmechanismen während des Kopfballsport zunächst höchst komplex und multifaktoriell sind. Ein SHT tritt tatsächlich aber nur selten auf, während das Hauptproblem vorwiegend aus einem falschen Zweikampfverhalten resultiert. Des Weiteren ist durch die verkleinerte Spielfeldgröße speziell im Jugendbereich das hohe Spiel bereits einschränkt und das repetitive Üben der Kopfballsporttechnik bei der Trainerausbildung der Verbände ohnehin nicht vorgesehen ist [7].

Jede sportliche Disziplin birgt gewisse Risiken und begünstigt sportartspezifische Verschleißerscheinungen, welcher sich ein jeder bewusst sein sollte. Die Wissenschaft trägt dazu bei, dieses Bewusstsein zu erweitern und dadurch das Risiko einer Verletzung oder Überlastung durch spezielle Handlungen zu minimieren (z.B. durch Trainingsinterventionen, Techniktraining etc.). Schenkt man dem medialen Echo Gehör, wird das Kopfballsport per se als Gefahrenpotential dargestellt. Als kurzer, durchaus provokativer Transfer zur Vedeulichung der angesprochenen Problematik kann auf

Landungen nach Sprüngen sowie Richtungswechsel während des Sportspieles verwiesen werden. Es ist bekannt, dass insbesondere die Ausführung dieser elementaren Bewegungsformen mit einer erhöhten Auftretenswahrscheinlichkeit von vorderen Kreuzbandrupturen korrelieren [207]. Folglich ist der richtige Ansatz, eine bestmögliche Aufklärung zum allgemeinen Umgang und Prävention dieses Risikofaktors für die Sportler zu generieren, weniger aber eine Diskussion über den gänzlichen Ausschluss dieser Bewegungsformen.

Die Ergebnisse der vorliegenden Synopsis konnten an vergleichsweise hohen Probandenzahlen zeigen, dass die auftretenden Amplituden der Kopfbeschleunigungen stark von der Herangehensweise (Stand, Sprung, Lauf) abhängen. Was zunächst trivial erscheint, ist nun evidenzbasiert und von hoher praktischer Relevanz. Bei der Technikvermittlung sind somit zunächst Kopfballvarianten aus der Standposition vorzuziehen, da diese zu einer geringeren Beschleunigung des Kopfes führen als Varianten welche mit einem Anlauf gekoppelt werden (Stand vs. Sprung). Kopfballvarianten mit einem erhöhten koordinativen Anforderungsprofil (Sprung) führen nicht zwangsläufig zu einer erhöhten Kopfbeschleunigung, sollten jedoch aus methodischen Gründen trotzdem zu einem späteren Zeitpunkt trainiert werden. Das eingesetzte Kopfballpendel führte zu Kopfbeschleunigungen zwischen 5.2 und 7.8 G. Diese Werte liegen deutlich unterhalb derer, die bei beschleunigten Bällen gemessen werden, was für den Einsatz des Kopfballpendels bei der Technikschiung spricht. Der Rumpfmuskulatur wird eine große Bedeutung bei der technischen Umsetzung von Kopfballen zugesprochen [120]. Die vorliegenden Ergebnisse konnten jedoch keinen Anstieg der Kopfbeschleunigung nach Ermüdung der Rumpfmuskulatur darlegen. Ein Pre-Post-Vergleich bei beschleunigten Bällen muss folgen, um dies weiterführend untersuchen zu können. Vergleichbare Ergebnisse und Interpretationen liegen nun zur Wirksamkeit einer 6-wöchigen Hals-Nackenkräftigung vor, welche bei dem statischen Kopfballpendel keine Änderungen der Kopfbeschleunigung zur Folge hatten. Kritisch reflektiert werden müssen insbesondere die Art und Dauer sowie die Inhalte einer solchen Intervention. Dennoch steckt hinter dieser Hypothese weiterhin ein vielversprechender Ansatz das Kopfballspiel sicherer zu machen. Die Ausrichtung des Kopf-Hals-Rumpfsegmentes steht in keinem direkten Zusammenhang zur resultierenden Beschleunigung des Kopfes, wonach eine erhöhte Nickbewegung nicht mit einer erhöhten Kopfbeschleunigung korreliert. Im nächsten Schritt muss ein intraindividueller Vergleich vorgenommen werden, da die Kompensationsmechanismen höchst individuell sind. Außerdem sollte zukünftig die maximale Kopfbeschleunigung - unabhängig von dem Zeitpunkt - mit dem Winkel (Kopf, HWS) während des ersten Ballkontaktes verglichen werden, statt den zeitsynchronen Vergleich des Winkels und der in diesem Moment messbaren Kopfbeschleunigung vorzunehmen.

Bis zu dem Zeitpunkt, an dem neue, wegweisende Erkenntnisse vorliegen, wird der Trainings- und Spielbetrieb seinen regulären Verlauf nehmen. In der Verantwortung

stehen die Verbände, Trainer, Therapeuten und Spieler, die den Auftrag haben, dass im Rahmen der sportlichen Betätigung der Kopf des Spielers bestmöglich zu schützen ist, da die Langzeitfolgen nach wie vor schwer einzuordnen sind. Auf Grundlage der aktuellen Datenlage sowie der gewonnenen Erkenntnisse sollten insbesondere die folgenden Schwerpunkte gesetzt werden:

#### Technische Voraussetzungen

Das systematische Training und die Einführung des Kopfballes in den Vereinen ist defizitär [70]. Hier liegt die Aufgabe vor allen Dingen bei den Verbänden, damit im Rahmen der Trainerausbildung eine Sensibilisierung für eine planmäßigere Technikvermittlung stattfindet. Das Kopfbalpendel, welches in der vorliegenden Versuchsreihe durchgängig verwendet wurde, führt zu vergleichsweise deutlich niedrigeren Belastungen und sollte deshalb wieder vermehrt Anwendung finden. Zu diskutieren bleibt außerdem, ob eine methodisch aufbauende Zweikampfschulung für das Kopfballsport eine geeignete Maßnahme sein könnte, da das größte Risikopotential in Kollisionen mit dem Gegenspieler oder dem anschließenden Fall zu Boden zu sehen ist [72].

#### Physiologische Voraussetzungen

Je größer die Masse, welche dem Ball entgegengebacht werden kann, desto niedriger die Kopfbeschleunigung bei gleicher Ballgeschwindigkeit [35]. Zuständig für die Kopplung der verschiedenen Körpersegmente zur Massenvergrößerung ist die Muskulatur, deshalb muss dies bei der Trainingsplanung Berücksichtigung finden. Trotz fehlender Evidenz zum aktuellen Zeitpunkt scheint die muskuläre Kräftigung des Hals-Nackensbereiches ein nach wie vor vielversprechender Ansatzpunkt zu sein.

#### Regulatorische Voraussetzungen

Die Anthropometrie eines Spielers scheint einen wesentlichen Einfluss auf die Kopfbeschleunigungen beim Kopfballsport zu haben [200]. Aus diesen Gründen sind Jugendspieler und Frauen tendenziell höheren Beschleunigungen ausgesetzt als Männer. Das Regelwerk wurde bereits deutlich angepasst [7; 76], sodass vorerst noch offen bleibt, inwieweit das Kopfballsport für Kinder einer sensiblen Altersstufe vollständig zu unterbinden ist. Ob weitere Änderungen des Regelwerks zielführend sind, ohne den eigentlichen Charakter der Sportsportart zu ändern, bleibt kritisch zu hinterfragen.

Das primäre Ziel dieser Dissertation lag in der Generierung theoretischer Grundlagen. Praktische Handlungsempfehlungen wurden ausgesprochen, konnten allerdings nur als sekundäres Vorhaben angestrebt werden, da evidenzbasierte Daten zum Vergleich noch nicht in ausreichender Zahl vorliegen. Die nächsten Untersuchungen sollten an einem trainingsbegleitenden Konzept arbeiten, welches den Hals-Nackensbereich in einer solchen Form kräftigt, dass es das Kopfballsport mit aller Deutlichkeit positiv beeinflusst. Des Weiteren müssen weitere Grundlagenforschungen nach der

vorliegenden Art folgen, um mit nachweislicher Gewissheit die noch offenen wissenschaftlichen Fragestellungen rund um die Thematik des Kopfspieles zu beantworten.

## LITERATURVERZEICHNIS

- [1] Fédération Internationale de Football Association. (2007). FIFA Big Count 2006: 270 Million People Active in Football. *FIFA Magazine*, 7, 10-15.
- [2] Kirkendall, D.T. & Garrett, W.E. (2001). Heading in Soccer: Integral Skill or Grounds for Cognitive Dysfunction? *Journal of Athletic Training*, 36 (3), 328-333.
- [3] Wallace, C., Smirl, J.D., Zetterberg, H., Blennow, K., Bryk, K., Burma, J., et al. (2018). Heading in Soccer Increases Serum Neurofilament Light Protein and Scat3 Symptom Metrics. *BMJ Open Sport Exercise Medicine*, 4 (1), e000433.
- [4] Rodrigues, A.C., Lasmar, R.P. & Caramelli, P. (2016). Effects of Soccer Heading on Brain Structure and Function. *Frontiers in Neurology*, 7 (38), 1-11.
- [5] Barnes, C., Archer, D., Hogg, B., Bush, M. & Bradley, P. (2014). The Evolution of Physical and Technical Performance Parameters in the English Premier League. *International Journal of Sports Medicine*, 35 (13), 1095-1100.
- [6] Wallace, J.L. & Norton, K.I. (2014). Evolution of World Cup Soccer Final Games 1966-2010: Game Structure, Speed and Play Patterns. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 17 (2), 223-228.
- [7] Krutsch, V., Krutsch, W., Jansen, P., Hoffmann, H., Angele, P., Lehmann, J., et al. (2017). Prävention von Gehirnerschütterungen im Juniorenfußball - Ist eine Abschaffung des Kopfballspiels notwendig? *Sportverletzung· Sportschaden*, 31 (3), 143-153.
- [8] Putukian, M. (2004). Heading in Soccer: Is It Safe? *Current Sports Medicine Reports*, 3 (1), 9-14.
- [9] Kirkendall, D.T., Jordan, S.E. & Garrett, W.E. (2001). Heading and Head Injuries in Soccer. *Sports Medicine*, 31 (5), 328-386.
- [10] Barnes, B.C., Cooper, L., Kirkendall, D.T., McDermott, T.P., Jordan, B.D. & Garrett, W.E. (1998). Concussion History in Elite Male and Female Soccer Players. *The American Journal of Sports Medicine*, 26 (3), 433-438.
- [11] Asken, M.J. & Schwartz, R.C. (1998). Heading the Ball in Soccer: What's the Risk of Brain Injury? *The Physician and Sportsmedicine*, 26 (11), 37-44.
- [12] Bauer, J.A., Thomas, T.S., Carough, J.H., Kaminski, T.W. & Hass, C.J. (2001). Impact Forces and Neck Muscle Activity by Collegiate Female Soccer Players. *Journal of Sports Sciences*, 19 (3), 171-179.
- [13] Lynch, J.M. & Bauer, J.A. (1996). Acute Head and Neck Injuries. In W.E. Garrett, D.T. Kirkendall & S.R. Coniguglia (Hrsg.), *The U.S. Soccer Sports Medicine Book* (S. 81-85). Baltimore: Williams & Wilkins.
- [14] Schneider, P.G. & Lichte, H. (1975). Untersuchungen zur Größe der Krafteinwirkung beim Kopfballspiel des Fußballers. *Sportarzt und Sportmedizin*, 10, 222-223.
- [15] Keating, P. (2006). *Doctor: Yes*. ESPN. Zugriff am 15.11.2019 unter <https://www.espn.com/espnmag/story?id=3644940>

- [16] Brady, D. (2004). *A Preliminary Investigation of Active and Retired NFL Players' Knowledge of Concussions*. Union Institute and University, Cincinnati, Ohio.
- [17] Omalu, B.I., DeKosky, S.T., Minster, R.L., Kamboh, M.I., Hamilton, R.L. & Wecht, C.H. (2005). Chronic Traumatic Encephalopathy in a National Football League Player. *Neurosurgery*, 57 (1), 128-134.
- [18] Omalu, B.I., DeKosky, S.T., Hamilton, R.L., Minster, R.L., Kamboh, M.I., Shakir, A.M., et al. (2006). Chronic Traumatic Encephalopathy in a National Football League Player: Part II. *Neurosurgery*, 59 (5), 1086-1093.
- [19] Delaney, J.S., Al-Kashmiri, A. & Correa, J.A. (2014). Mechanisms of Injury for Concussions in University Football, Ice Hockey, and Soccer. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 24 (3), 233-237.
- [20] Naunheim, R.S., Standeven, J., Richter, C. & Lewis, L.M. (2000). Comparison of Impact Data in Hockey, Football, and Soccer. *Journal of Trauma*, 48 (5), 938-941.
- [21] Meyer, T. & Reinsberger, C. (2018). Do Head Injuries and Headers in Football Lead to Future Brain Damage? A Discussion Lacking Appropriate Scientific Diligence. *Science and Medicine in Football*, 2 (1), 1-2.
- [22] Cecchi, N., Monroe, D., Fote, G., Small, S. & Hicks, J. (2019). Head Impacts Sustained by Male Collegiate Water Polo Athletes. *PLOS ONE*, 14, e0216369.
- [23] Nitrini, R. (2017). Soccer and Chronic Traumatic Encephalopathy. *Dement Neuropsychol*, 11 (3), 218-220.
- [24] Roberts, G.W., Allsop, D. & Bruton, C. (1990). The Occult Aftermath of Boxing. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 53 (5), 373-378.
- [25] Walsh, K.M. (1994). Boxing: Regulating a Health Hazard. *Journal of Contemporary Health Law & Policy*, 11 (1), 63-84.
- [26] Bunc, G., Ravnik, J. & Velnar, T. (2017). May Heading in Soccer Result in Traumatic Brain Injury? A Review of Literature. *Medical Archives*, 71 (5), 356-359.
- [27] Naunheim, R.S., Standeven, J. & Bayly, P. (2003). Cumulative Effects of Soccer Heading Are Not Fully Known. *British Medical Journal*, 327, 1168.
- [28] Smodlaka, V.N. (1984). Medical Aspects of Heading the Ball in Soccer. *Physician and Sportmedicine*, 12, 127-131.
- [29] Sortland, O. & Tysvaer, A.T. (1989). Brain Damage in Former Association Football Players: An Evolution by Cerebral Computed Tomography. *Neuroradiology*, 31, 44-48.
- [30] Lamond, L.C., Caccese, J.B., Buckley, T.A., Glutting, J. & Kaminski, T.W. (2018). Linear Acceleration in Direct Head Contact across Impact Type, Player Position, and Playing Scenario in Collegiate Women's Soccer Players. *Journal of Athletic Training*, 53 (2), 115-121.
- [31] Spiotta, A.M., Bartsch, A.J. & Benzel, E.C. (2012). Heading in Soccer: Dangerous Play? *Neurosurgery*, 70 (1), 1-11.
- [32] O'Kane, J.W. (2016). Is Heading in Youth Soccer Dangerous Play? *The Physician and Sportsmedicine*, 44 (2), 190-194.

- [33] Reilly, T. (1976). A Motion Analysis of Work-Rate in Different Positional Roles in Professional Football Match-Play. *Journal of Human Movement Studies*, 2 (2), 87-97.
- [34] Jordan, S.E., Green, G.A., Galanty, H.L., Mandelbaum, B.R. & Jabour, B.A. (1996). Acute and Chronic Brain Injury in United States National Team Soccer Players. *American Journal of Sports Medicine*, 24 (2), 205-210.
- [35] Caccese, J.B. & Kaminski, T.W. (2016). Minimizing Head Acceleration in Soccer: A Review of the Literature. *Sports Medicine*, 46 (11), 1591-1604.
- [36] Ludwig, O., Fröhlich, M., Becker, S., Wilbert, M. & Kelm, J. (2015). Muskelaktivitätsänderung beim Kopfballstoß nach Ermüdung. In M. Lames, O. Kolbinger, M. Siegle & D. Link (Hrsg.), *Fußball in Forschung und Lehre. Beiträge und Analysen zum Fußballsport XIX* (Band Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft, Bd. 240, S. 114-118). Hamburg: Edition Czwilina.
- [37] Becker, S., Ludwig, O. & Kelm, J. (2013). Temporal Change of Activity of M. Sternocleidomastoideus and M. Trapezius Pars Descendens When Performing a Header after Fatigue of the Trunk Muscles. *British Journal of Sports Medicine*, 47 (10), 39.
- [38] Caccese, J.B., Lamond, L.C., Buckley, T.A. & Kaminski, T.W. (2016). Reducing Purposeful Headers from Goal Kicks and Punts May Reduce Cumulative Exposure to Head Acceleration. *Research in Sports Medicine*, 24 (4), 407-415.
- [39] Kartal, A., Yıldırım, I., Şenköylü, A. & Korkusuz, F. (2004). Soccer Causes Degenerative Changes in the Cervical Spine. *European Spine Journal*, 13 (1), 76-82.
- [40] Gutierrez, G.M., Conte, C. & Lightbourne, K. (2014). The Relationship between Impact Force, Neck Strength, and Neurocognitive Performance in Soccer Heading in Adolescent Females. *Pediatric Exercise Science*, 26 (1), 33-40.
- [41] Dezman, Z.D.W., Ledet, E.H. & Kerr, H.A. (2013). Neck Strength Imbalance Correlates with Increased Head Acceleration in Soccer Heading. *Sports Health*, 5, 320-326.
- [42] McCrory, P.R. (2003). Brain Injury and Heading in Soccer. *British Medical Journal*, 327, 351-352.
- [43] Becker, S., Fröhlich, M., Kelm, J. & Ludwig, O. (2017). Change of Muscle Activity as Well as Kinematic and Kinetic Parameters During Headers after Core Muscle Fatigue. *Sports* 5 (1), 1-7.
- [44] Derrick, T.R. (2004). The Effects of Knee Contact Angle on Impact Forces and Accelerations. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36 (5), 832-837.
- [45] Nigg, B.M., Cole, G.K. & Brüggemann, G.-P. (1995). Impact Forces During Heel-Toe Running. *Journal of Applied Biomechanics*, 11 (4), 407-432.
- [46] Ludwig, O. (2015). *Ganganalyse in der Praxis. Anwendung in der Prävention, Therapie und Versorgung* (2. Aufl.). Geislingen: C.Maurer.
- [47] Rigg, J.L. & Mooney, S.R. (2011). Concussions and the Military: Issues Specific to Service Members. *Journal of the American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation*, 3 (10), S380-S386.

- [48] Villasana, L., Westbrook, G. & Schnell, E. (2014). Neurologic Impairment Following Closed Head Injury Predicts Post-Traumatic Neurogenesis. *Experimental Neurology*, 261, 156-162.
- [49] Paus, T. (2010). Growth of White Matter in the Adolescent Brain: Myelin or Axon? *Brain and Cognition*, 72 (1), 26-35.
- [50] Shrey, D.W., Griesbach, G.S. & Giza, C.C. (2011). The Pathophysiology of Concussions in Youth. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, 22 (4), 577-602.
- [51] Taupin, P. (2006). Adult Neurogenesis and Neuroplasticity. *Restorative Neurology and Neuroscience*, 24 (1), 9-15.
- [52] Albenis, B.C. & Janigro, D. (2003). Traumatic Brain Injury and Its Effects on Synaptic Plasticity. *Brain Injury*, 17 (8), 653-663.
- [53] Tipler, P.A., Mosca, G. & Wagner, J. (2015). *Physik. Für Wissenschaftler Und Ingenieure*. Heidelberg: Springer.
- [54] Walilko, T., Viano, D.C. & Bir, C.A. (2005). Biomechanics of the Head for Olympic Boxer Punches to the Face. *British Journal of Sports Medicine*, 39 (10), 710-719.
- [55] Fife, G.P., O'Sullivan, D. & Pieter, W. (2013). Biomechanics of Head Injury in Olympic Taekwondo and Boxing. *Biology of Sport*, 30 (4), 263-268.
- [56] Broglio, S.P., Eckner, J.T. & Kutcher, J.S. (2012). Field-Based Measures of Head Impacts in High School Football Athletes. *Current Opinion in Pediatrics*, 24 (6), 702-708.
- [57] Schnebel, B., Gwin, J.T., Anderson, S. & Gatlin, R. (2007). In Vivo Study of Head Impacts in Football: A Comparison of National Collegiate Athletic Association Division I Versus High School Impacts. *Neurosurgery*, 60 (3), 490-496.
- [58] Hanlon, E.M. & Bir, C.A. (2012). Real-Time Head Acceleration Measurement in Girls' Youth Soccer. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44 (6), 1102-1108.
- [59] Withnall, C., Shewchenko, N., Gittens, R. & Dvorak, J. (2005). Biomechanical Investigation of Head Impacts in Football. *British Journal of Sports Medicine*, 39 Suppl 1, i49-57.
- [60] Di Virgilio, T.G., Hunter, A., Wilson, L., Stewart, W., Goodall, S., Howatson, G., et al. (2016). Evidence for Acute Electrophysiological and Cognitive Changes Following Routine Soccer Heading. *EBioMedicine*.
- [61] McKee, A.C., Daneshvar, D.H., Alvarez, V.E. & Stein, T.D. (2014). The Neuropathology of Sport. *Acta Neuropathologica*, 127 (1), 29-51.
- [62] McCrory, P., Meeuwisse, W.H., Aubry, M., Cantu, R.C., Dvorak, J., Echemendia, R.J., et al. (2013). Consensus Statement on Concussion in Sport: The 4th International Conference on Concussion in Sport, Zurich, November 2012. *Journal of Athletic Training*, 48 (4), 554-575.
- [63] Brooks, M.A., Peterson, K., Biese, K., Sanfilippo, J., Heiderscheit, B.C. & Bell, D.R. (2016). Concussion Increases Odds of Sustaining a Lower Extremity Musculoskeletal Injury after Return to Play among Collegiate Athletes. *American Journal of Sports Medicine*, 44 (3), 742-747.



- [64] Collins, M.W., Grindel, S.H., Lovell, M.R., Dede, D.E., Moser, D.J., Phalin, B.R., et al. (1999). Relationship between Concussion and Neuropsychological Performance in College Football Players. *Journal of American Medical Association*, 282 (10), 964-970.
- [65] Feigenbaum, L.A., Kim, K.J., Gaunaud, I.A., Kaplan, L.D., Scavao, V.A., Bennett, C., et al. (2019). Post-Concussive Changes in Balance and Postural Stability Measured with Canesense and the Balance Error Scoring System (Bess) in Division I Collegiate Football Players: A Case Series. *The International Journal of Sports Physical Therapy* 14 (2), 296-307.
- [66] Narimatsu, K., Takeda, T., Nakajima, K., Konno, M., Ozawa, T. & Ishigami, K. (2015). Effect of Clenching with a Mouthguard on Head Acceleration During Heading of a Soccer Ball. *General Dentistry*, 63 (6), 41-46.
- [67] McGuine, T., Post, E., Pfaller, A.Y., Hetzel, S., Schwarz, A., Brooks, M.A., et al. (2020). Does Soccer Headgear Reduce the Incidence of Sport-Related Concussion? A Cluster, Randomised Controlled Trial of Adolescent Athletes. *British Journal of Sports Medicine*, 54, 408-413.
- [68] Withnall, C., Shewchenko, N., Wonnacott, M. & Dvorak, J. (2005). Effectiveness of Headgear in Football. *British Journal of Sports Medicine*, 39 (1), 40-48.
- [69] Dorminy, M., Hoogeveen, A., Tierney, R.T., Higgins, M., McDevitt, J.K. & Kretschmar, J. (2015). Effect of Soccer Heading Ball Speed on S100b, Sideline Concussion Assessments and Head Impact Kinematics. *Brain Injury*, 29 (10), 1158-1164.
- [70] Harriss, A., Johnson, A.M., Walton, D.M. & Dickey, J.P. (2019). Head Impact Magnitudes That Occur from Purposeful Soccer Heading Depend on the Game Scenario and Head Impact Location. *Musculoskeletal Science and Practice*, 40, 53-57.
- [71] Windmann, A. (2018). *Schwere Kopfverletzungen Im Fußball. Ein Haufen Schädelcherben*. Spiegel Online. Zugriff am 02.01.2020 unter <https://www.spiegel.de/plus/schwere-kopfverletzungen-im-fussball-ein-haufen-schaedelscherben-a-00000000-0002-0001-0000-000158955189>
- [72] Beaudouin, F., Aus der Funten, K., Tröß, T., Reinsberger, C. & Meyer, T. (2018). Match Situations Leading to Head Injuries in Professional Male Football (Soccer)-a Video-Based Analysis over 12 Years. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 30 (2), 47-52.
- [73] Fuller, C.W., Junge, A. & Dvorak, J. (2005). A Six Year Prospective Study of the Incidence and Causes of Head and Neck Injuries in International Football. *British Journal of Sports Medicine*, 39 Suppl 1, i3-9.
- [74] Beaudouin, F., Aus der Funten, K., Tröß, T., Reinsberger, C. & Meyer, T. (2017). Head Injuries in Professional Male Football (Soccer) over 13 Years: 29% Lower Incidence Rates after a Rule Change (Red Card). *British Journal of Sports Medicine*, 53 (15), 948-952.
- [75] Andersen, T.E., Árnason, Á., Engebretsen, L. & Bahr, R. (2004). Mechanisms of Head Injuries in Elite Football. *British Journal of Sports Medicine*, 38, 690-696.
- [76] Beaudouin, F., Reinsberger, C. & Meyer, T. (2017). Efficacy of a Football Rule to Prevent Concussion. *British Journal of Sports Medicine*, 51 (11), A65-A66.

- [77] Babbs, C. (2001). Biomechanis of Heading a Soccer Ball: Implications for Players Safety. *The Scientific World Journal*, 1, 281-322.
- [78] Sunami, S. & Maruyama, T. (2008). Motion and Emg Analysis of Soccer-Ball Heading for the Lateral Direction. *Football Science*, 5, 7-17.
- [79] Mehnert, M.J., Agesen, T. & Malanga, G.A. (2005). „Heading“ and Neck Injuries in Soccer: A Review of Biomechanics and Potential Long-Term Effects. *Pain Physician Journal*, 8, 391-397.
- [80] Funk, J.R., Cormier, J.M., Bain, C.E., Guzman, H., Bonugli, E. & Manoogian, S.J. (2011). Head and Neck Loading in Everyday and Vigorous Activities. *Annals of Biomedical Engineering*, 39 (2), 766-776.
- [81] Shewchenko, N., Withnall, C., Koewn, M., Gittens, R. & Dvorak, J. (2005). Heading in Football. Part 3: Effect of Ball Properties on Head Response. *British Journal of Sports Medicine*, 39, i26-i32.
- [82] Pearce, A.J. (2016). The Neurophysiological Response Following Sub-Concussive Soccer Heading. *EBioMedicine*.
- [83] Levitch, C.F., Zimmerman, M.E., Lubin, N., Kim, N., Lipton, R.B., Stewart, W.F., et al. (2018). Recent and Long-Term Soccer Heading Exposure Is Differentially Associated with Neuropsychological Function in Amateur Players. *Journal of the International Neuropsychological Society*, 24 (2), 147-155.
- [84] Rutherford, A., Stephens, R. & Potter, D. (2003). The Neuropsychology of Heading and Head Trauma in Association Football (Soccer): A Review. *Neuropsychology Review*, 13 (3), 153-179.
- [85] Wallesch, C.-W., Marx, P., Tegenthoff, M., Unterberg, A., Schmidt, R. & Fries, W. (2005). Leitlinie „Begutachtung Nach Gedecktem Schädel-Hirn-Trauma“. *Aktuelle Neurologie*, 32 (5), 279-287.
- [86] Drew, L.B. & Drew, W.E. (2004). The Contrecoup-Coup Phenomenon. *Neurocritical Care*, 1 (3), 385-390.
- [87] Bailes, J. & Cantu, R. (2001). Head Injuries in Athletes. *Neurosurgery*, 48, 24-46.
- [88] Harriss, A.B., Abbott, K.C., Humphreys, D., Daley, M., Moir, M.E., Woehrle, E., et al. (2019). Concussion Symptoms Predictive of Adolescent Sport-Related Concussion Injury. *Clinical Journal of Sport Medicine*.
- [89] McCrory, P.R. & Johnston, K.M. (2002). Acute Clinical Symptoms of Concussion: Assessing Prognostic Significance. *The Physician and Sportsmedicine*, 30 (8), 43-47.
- [90] Sindelar, B.D., Patel, V. & Bailes, J.E. (2018). Mild Brain Injury. In J. Jallo & C.M. Loftus (Hrsg.), *Neurotrauma and Critical Care of the Brain* (S. 151-161). Stuttgart: Thieme.
- [91] Cantu, R.C. (1996). Head Injuries in Sport. *British Journal of Sports Medicine*, 30, 289-296.
- [92] McCrory, P., Meeuwisse, W., Dvorak, J., Aubry, M., Bailes, J., Broglio, S., et al. (2017). Consensus Statement on Concussion in Sport-the 5(Th) International Conference on Concussion in Sport Held in Berlin, October 2016. *British Journal of Sports Medicine*, 51 (11), 838-847.

- [93] Kaut, K.P., DePompei, R., Kerr, J. & Congeni, J. (2003). Reports of Head Injury and Symptom Knowledge among College Athletes: Implications for Assessment and Educational Intervention. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 13 (4), 213-221.
- [94] McCrea, M., Hammeke, T., Olsen, G., Leo, P. & Guskiewicz, K. (2004). Unreported Concussion in High School Football Players: Implications for Prevention. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 14 (1), 13-17.
- [95] Lenk, H. (2014). Sportethik und Wirtschaftsethik: Konkurrenz und Fairness in Sport und Wirtschaft. In M. Maring (Hrsg.), *Bereichsethiken im interdisziplinären Dialog* (Band 6, S. 301-322). Karlsruhe: KIT Scientific Publishing.
- [96] Wetjen, N.M., Pichelmann, M.A. & Atkinson, J.L.D. (2010). Second Impact Syndrome: Concussion and Second Injury Brain Complications. *Journal of the American College of Surgeons*, 211 (4), 553-557.
- [97] May, T., Foris, L.A. & Donnally, I.C. (2019). *Second Impact Syndrome, Statpearls*. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing.
- [98] McCrory, P., Davis, G. & Makdissi, M. (2012). Second Impact Syndrome or Cerebral Swelling after Sporting Head Injury. *Current Sports Medicine Reports*, 11 (1), 21-23.
- [99] Saunders, R.L. & Harbaugh, R.E. (1984). The Second Impact in Catastrophic Contact-Sports Head Trauma. *Journal of American Medical Association*, 252 (4), 538-539.
- [100] Bosch, S., Viviers, P., de Villiers, R. & Derman, W. (2020). A " Scattered" Scat in a Football Goalkeeper: A Case Report. *South African Journal of Sports Medicine*, 32 (1), 1-3.
- [101] Johnson, R.S., Provenzano, M.K., Shumaker, L.M., McLeod, T.C.V. & Bacon, C.E.W. (2017). The Effect of Cognitive Rest as Part of Postconcussion Management for Adolescent Athletes: A Critically Appraised Topic. *Journal of Sport Rehabilitation*, 26 (5), 437-446.
- [102] Doolan, A.W., Day, D.D., Maerlender, A.C., Goforth, M. & Brolinson, P.G. (2012). A Review of Return to Play Issues and Sports-Related Concussion. *Annals of Biomedical Engineering*, 40 (1), 106-113.
- [103] McCrory, P. (2001). When to Retire after Concussion? *British Journal of Sports Medicine*, 35 (6), 380-382.
- [104] Iverson, G., Gaetz, M., Lovell, M. & Collins, M. (2004). Cumulative Effects of Concussion in Amateur Athletes. *Brain injury* 18, 433-443.
- [105] Kriegel, J., Papadopoulos, Z. & McKee, A.C. (2017). Chronic Traumatic Encephalopathy: Is Latency in Symptom Onset Explained by Tau Propagation? *Cold Spring Harbor Perspectives in Medicine*, 8 (24059), 1-11.
- [106] Stein, T.D., Alvarez, V.E. & McKee, A.C. (2015). Concussion in Chronic Traumatic Encephalopathy. *Current Pain and Headache Reports*, 19 (10), 47.
- [107] Gavett, B.E., Stern, R.A., Cantu, R.C., Nowinski, C.J. & McKee, A.C. (2010). Mild Traumatic Brain Injury: A Risk Factor for Neurodegeneration. *Alzheimer's Research & Therapy*, 2 (3), 1-3.
- [108] Musumeci, G., Ravalli, S., Amorini, A.M. & Lazzarino, G. (2019). Concussion in Sports. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 4 (37), 1-8.

- [109] Kato, Y., Koga, M. & Taguchi, T. (2010). Chronic Spinal Cord Injury in the Cervical Spine of a Young Soccer Player. *Orthopedics*, 33 (5), 357.
- [110] Bruns Jr, J. & Hauser, W.A. (2003). The Epidemiology of Traumatic Brain Injury: A Review. *Epilepsia*, 44 (s10), 2-10.
- [111] Di Virgilio, T.G., Hunter, A., Wilson, L., Stewart, W., Goodall, S., Howatson, G., et al. (2016). Evidence for Acute Electrophysiological and Cognitive Changes Following Routine Soccer Heading. *EBioMedicine*, 13, 66-71.
- [112] Koerte, I.K., Lin, A.P., Muehlmann, M., Merugumala, S., Liao, H., Starr, T., et al. (2015). Altered Neurochemistry in Former Professional Soccer Players without a History of Concussion. *Journal of Neurotrauma*, 32 (17), 1287-1293.
- [113] Svaldi, D.O., Joshi, C., McCuen, E.C., Music, J.P., Hannemann, R., Leverenz, L.J., et al. (2018). Accumulation of High Magnitude Acceleration Events Predicts Cerebrovascular Reactivity Changes in Female High School Soccer Athletes. *Brain Imaging and Behavior*, 14 (1), 164-174.
- [114] Shewchenko, N., Withnall, C., Keown, M., Gittens, R. & Dvorak, J. (2005). Heading in Football. Part 2: Biomechanics of Ball Heading and Head Response. *British Journal of Sports Medicine*, 39 (suppl 1), i26-i32.
- [115] Shewchenko, N., Withnall, C., Koewn, M., Gittens, R. & Dvorak, J. (2005). Heading in Football. Part 1: Development of Biomechanical Methods to Investigate Head Response. *British Journal of Sports Medicine*, 39, i10-i25.
- [116] Hüter-Becker, A., Dölken, M., Klein, D., Laube, W., Schomacher, J. & Voelker, B. (2011). *Biomechanik, Bewegungslehre, Leistungsphysiologie, Trainingslehre*. Stuttgart: Thieme.
- [117] Schwameder, H., Alt, W., Gollhofer, A. & Stein, T. (2013). Struktur sportlicher Bewegung - Sportbiomechanik. In A. Güllich & M. Krüger (Hrsg.), *Sport. Das Lehrbuch für das Sportstudium*. (S. 123-169). Heidelberg: Springer.
- [118] Vanezis, A. & Lees, A. (2005). A Biomechanical Analysis of Good and Poor Performers of the Vertical Jump. *Ergonomics*, 48 (11-14), 1594-1603.
- [119] Walsh, M.S., Böhm, H., Butterfield, M.M. & Santhosam, J. (2007). Gender Bias in the Effects of Arms and Countermovement on Jumping Performance. *Journal of strength and conditioning research*, 21 (2), 362-366.
- [120] Mawdsley, H.P. (1978). A Biomechanical Analysis of Heading. *Momentum*, 3, 16-21.
- [121] Lynch, J.M. & Bauer, J.A. (1996). Heading. In W.E. Garrett, D.T. Kirkendall & S.R. Coniguglia (Hrsg.), *The U.S. Soccer Sports Medicine Book* (S. 81-85). Baltimore: Williams & Wilkins.
- [122] Tierney, R.T., Sitler, M.R., Swanik, C.B., Swanik, K.A., Higgins, M. & Torg, J. (2005). Gender Differences in Head-Neck Segment Dynamic Stabilization During Head Acceleration. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37 (2), 272-279.
- [123] Tierney, R.T., Higgins, M., Caswell, S.V., Brady, J., McHardy, K., Driban, J.B., et al. (2008). Sex Differences in Head Acceleration During Heading While Wearing Soccer Headgear. *Journal of Athletic Training*, 43 (6), 163-166.
- [124] De Marées, H. (2003). *Sportphysiologie*. Köln: Sportverlag Strauss.

- [125] Marqués-Jiménez, D., Calleja-González, J., Arratibel, I., Delextrat, A. & Terrados, N. (2017). Fatigue and Recovery in Soccer: Evidence and Challenges. *The Open Sports Sciences Journal*, 10 (1), 52-70.
- [126] Tschopp, M., Hubner, K. & Bourban, P. (2001). Acceptance of New Trunk Muscle Strength Test in Young Top Athletes and Coaches. *Swiss Journal of Sports Medicine and Sports Traumatology*, 49 (4), 176-177.
- [127] Bourban, P., Hubner, K., Tschopp, M. & Marti, B. (2001). Basic Requirements of Trunk Muscle Strength in Elite Sport: Results of a Set of 3 Standardized Trunk Muscle Strength Test. *Swiss Journal of Sports Medicine and Sports Traumatology*, 49 (2), 73-78.
- [128] Tschopp, M., Bourban, P., Hubner, K. & Marti, B. (2001). Reliability of a Standardized, Dynamic Trunk Muscle Strength Test: Experiences with Healthy Male Elite Athletes. *Swiss Journal of Sports Medicine and Sports Traumatology*, 49 (2), 67-72.
- [129] Kibler, W.B., Press, J. & Sciascia, A. (2006). The Role of Core Stability in Athletic Function. *Sports Medicine*, 36 (3), 189-198.
- [130] Myer, G.D., Chu, D.A., Brent, J.L. & Hewett, T.E. (2008). Trunk and Hip Control Neuromuscular Training for the Prevention of Knee Joint Injury. *Clinics in Sports Medicine*, 27 (3), 425-448.
- [131] Enoka, R.M. & Duchateau, J. (2008). Muscle Fatigue: What, Why and How It Influences Muscle Function. *Journal of Physiology*, 586 (1), 11-23.
- [132] Rampinini, E., Bosio, A., Ferraresi, I., Petruolo, A., Morelli, A. & Sassi, A. (2011). Match-Related Fatigue in Soccer Players. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43 (11), 2161-2170.
- [133] Nédélec, M., McCall, A., Carling, C., Legall, F., Berthoin, S. & Dupont, G. (2012). Recovery in Soccer: Part I - Post-Match Fatigue and Time Course of Recovery. *Sports Medicine*, 42 (12), 997-1015.
- [134] Becker, S., Berger, J., Backfisch, M., Ludwig, O., Kelm, J. & Fröhlich, M. (2019). Effects of a 6-Week Strength Training of the Neck Flexors and Extensors on the Head Acceleration During Headers in Soccer. *Journal of Sports Science and Medicine*, 18 (4), 729-737.
- [135] Becker, S., Berger, J., Backfisch, M., Ludwig, O. & Fröhlich, M. (2019). Evaluation of the Bourban Trunk Muscle Strength Test Based on Electromyographic Parameters. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 4 (35), 1-11.
- [136] Becker, S., Fröhlich, M., Kelm, J. & Ludwig, O. (2018). The Influence of Fatigued Core Muscles on Head Acceleration During Headers in Soccer. *Sports*, 6 (2), 1-11.
- [137] Becker, S., Berger, J., Ludwig, O., Günther, D., Kelm, J. & Fröhlich, M. (2020). Heading in Soccer: Does Kinematics of the Head-Neck-Torso-Alignment Influence Head Acceleration? *Journal of Human Kinetics*, (accepted).
- [138] Bayly, P.V., Naunheim, R., Standeven, J., Neubauer, J.S., Lewis, L. & Genin, G.M. (2002). Linear and Angular Accelerations of the Human Head During Heading of a Soccer Ball, *Second Joint EMBS/BMES Conference* (S. 2577-2578). Houston, TX, USA.

- [139] Gutierrez, G.M., Conte, C. & Lightbourne, K. (2014). The Relationship between Impact Force, Neck Strength and Neurocognitive Performance in Soccer Heading in Adolescent Females. *Pediatric Exercise Science*, 26 (1), 33-40.
- [140] Kalichová, M. & Lukásek, M. (2019). Soccer Heading Evaluation During Learning Process Using an Accelerometer. *Journal of Physical Education and Sport*, 19, 335-343.
- [141] Patton, D.A., Huber, C.M., McDonald, C.C., Margulies, S.S., Master, C.L. & Arbogast, K.B. (2020). Video Confirmation of Head Impact Sensor Data from High School Soccer Players. *The American Journal of Sports Medicine*, 48 (5), 0363546520906406.
- [142] Nikolaidis, P. (2014). Age-Related Differences in Countermovement Vertical Jump in Soccer Players 8-31 Years Old: The Role of Fat-Free Mass. *American Journal of Sports Science and Medicine*, 2 (2), 60-64.
- [143] Castagna, C. & Castellini, E. (2013). Vertical Jump Performance in Italian Male and Female National Team Soccer Players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 27 (4), 1156-1161.
- [144] Tysvaer, A.T. (1992). Head and Neck Injuries in Soccer: Impact of Minor Trauma. *Sports Medicine*, 14, 200-213.
- [145] Self, B.P., Beck, J., Schill, D., Eames, C., Knox, T. & Plaga, J. (2006). Head Accelerations During Soccer Heading. In E.F. Moritz & S. Haake (Hrsg.), *The Engineering of Sport* (S. 81-86). New York: Springer.
- [146] Maher, M.E., Hutchison, M., Cusimano, M., Comper, P. & Schweizer, T.A. (2014). Concussions and Heading in Soccer: A Review of the Evidence of Incidence, Mechanisms, Biomarkers and Neurocognitive Outcomes. *Brain Injury*, 28 (3), 271-285.
- [147] Gessel, L.M., Fields, S.K., Collins, C.L., Dick, R.W. & Comstock, R.D. (2007). Concussions among United States High School and Collegiate Athletes. *Journal of Athletic Training*, 42 (4), 495-503.
- [148] Boden, B.P., Kirkendall, D.T. & Garrett, W.E. (1998). Concussion Incidence in Elite College Soccer Players. *The American Journal of Sports Medicine*, 26 (2), 238-241.
- [149] Delaney, J.S., Lacroix, V.J., Leclerc, S. & Johnston, K.M. (2002). Concussions among University Football and Soccer Players. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 12 (6), 331-338.
- [150] Faude, O., Junge, A., Kindermann, W. & Dvorak, J. (2006). Risk Factors for Injuries in Elite Female Soccer Players. *British Journal of Sports Medicine*, 40 (9), 785-790.
- [151] Davis, J.A., Brewer, J. & Atkin, D. (1992). Pre-Season Physiological Characteristics of English First and Second Division Soccer Players. *Journal of Sports Sciences*, 10 (6), 541-547.
- [152] Di Salvo, V., Baron, R., Tschan, H., Calderon Montero, F.J., Bachl, N. & Pigozzi, F. (2007). Performance Characteristics According to Playing Position in Elite Soccer. *International Journal of Sports Medicine*, 28 (03), 222-227.

- [153] Salinas, C., Webbe, F. & DeVore, T. (2009). The Epidemiology of Soccer Heading in Competitive Youth Players. *Journal of Clinical Sport Psychology*, 3, 1-20.
- [154] Kontos, A.P., Braithwaite, R., Chrisman, S.P., McAllister-Deitrick, J., Symington, L., Reeves, V.L., et al. (2016). Meta-Analytical Review of the Effects of Football Heading. *British Journal of Sports Medicine*, 51 (15), 1-8.
- [155] McCuen, E., Svaldi, D., Breedlove, K., Kraz, N., Cumiskey, B., Breedlove, E.L., et al. (2015). Collegiate Women's Soccer Players Suffer Greater Cumulative Head Impacts Than Their High School Counterparts. *Journal of Biomechanics*, 48 (13), 3720-3723.
- [156] Funk, J.R., Cormier, J.M., Bain, C.E., Guzman, H., Bonugli, E. & Manoogian, S.J. (2011). Head and Neck Loading in Everyday and Vigorous Activities. *Annals of Biomedical Engineering*, 39 (2), 766-776.
- [157] Mogroni, P., Narici, M.V., Sirtori, M.D. & Lorenzelli, F. (1994). Isokinetic Torques and Kicking Maximal Ball Velocity in Young Soccer Players. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 34 (4), 357-361.
- [158] Lees, A., Asai, T., Andersen, T.B., Nunome, H. & Sterzing, T. (2010). The Biomechanics of Kicking in Soccer: A Review. *Journal of Sports Sciences*, 28 (8), 805-817.
- [159] Neilson, P. & Jones, R. (2005). Dynamic Soccer Ball Performance Measurement. In T. Reilly, J. Cabri & D. Araújo (Hrsg.), *Science and Football V. The Proceedings of the Fifth World Congress on Science and Football* (S. 19-25). London: Routledge.
- [160] Lees, A., Kemp, M. & Moura, F. (2005). *A Biomechanical Analysis of the Soccer Throw-in with a Particular Focus on the Upper Limb Motion*. Paper presented at the Science and Football V: The Proceedings of the Fifth World Congress on Sports Science and Football.
- [161] Naunheim, R.S., Bayly, P.V., Standeven, J., Neubauer, J.S., Lewis, L.M. & Genin, G.M. (2003). Linear and Angular Head Accelerations During Heading of a Soccer Ball. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35 (8), 1406-1412.
- [162] Naunheim, R.S., Ryden, A., Standeven, J., Genin, G., Lewis, L., Thompson, P., et al. (2003). Does Soccer Headgear Attenuate the Impact When Heading a Soccer Ball? *Academic Emergency Medicine*, 10 (1), 85-90.
- [163] Burslem, I. & Lees, A. (1988). Quantification of Impact Accelerations of the Head During the Heading of a Football. In T. Reilly, A. Lees, K. Davids & W.J. Murphy (Hrsg.), *Science and Football* (S. 243-248). London: E&FN Spon.
- [164] Guskiewicz, K.M. & Mihalik, J.P. (2011). Biomechanics of Sport Concussion: Quest for the Elusive Injury Threshold. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 39 (1), 4-11.
- [165] Eckner, J.T., Sabin, M., Kutcher, J.S. & Broglio, S.P. (2011). No Evidence for a Cumulative Impact Effect on Concussion Injury Threshold. *Journal of Neurotrauma*, 28 (10), 2079-2090.
- [166] Mercer, J.A., Vance, J., Hreljac, A. & Hamill, J. (2002). Relationship between Shock Attenuation and Stride Length During Running at Different Velocities. *European Journal of Applied Physiology*, 87 (4), 403-408.

- [167] Ng, T.P., Bussone, W.R. & Duma, S.M. (2006). The Effect of Gender and Body Size on Linear Accelerations of the Head Observed During Daily Activities. *Biomedical Sciences Instrumentation*, 42, 25-30.
- [168] Sandmo, S.B., Andersen, T.E., Koerte, I.K. & Bahr, R. (2019). Head Impact Exposure in Youth Football-Are Current Interventions Hitting the Target? *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 30 (1), 193-198.
- [169] Koerte, I., Nichols, E., Tripodis, Y., Schultz, V., Lehner, S., Igbino, R., et al. (2017). Impaired Cognitive Performance in Youth Athletes Exposed to Repetitive Head Impacts. *Journal of Neurotrauma*, 15 (34), 2389-2395.
- [170] Kerr, H. & Riches, P. (2004). Distributions of Peak Head Accelerations During Soccer Heading Vary between Novice and Skilled Females. *British Journal of Sports Medicine*, 38, 650-653.
- [171] Bangsbo, J., Mohr, M. & Krstrup, P. (2006). Physical and Metabolic Demands of Training and Match-Play in the Elite Football Player. *Journal of Sports Sciences*, 24 (07), 665-674.
- [172] Russell, M., Benton, D. & Kingsley, M. (2011). The Effects of Fatigue on Soccer Skills Performed During a Soccer Match Simulation. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 6 (2), 221-233.
- [173] Rozzi, S., Yuktanandana, P., Pincivero, D. & Lephart, S.M. (2000). Role of Fatigue on Proprioception and Neuromuscular Control. In S.M. Lephart (Hrsg.), *Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability* (S. 375-384). Champaign: Human Kinetics.
- [174] Combs, P.R., Ford, C.B., Campbell, K.R., Carneiro, K.A. & Mihalik, J.P. (2019). Influence of Self-Reported Fatigue and Sex on Baseline Concussion Assessment Scores. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 7 (1), 2325967118817515.
- [175] Vøllestad, N.K. (1997). Measurement of Human Muscle Fatigue. *Journal of Neuroscience Methods*, 74 (2), 219-227.
- [176] Edwards, R.H. (1981). *Human Muscle Function and Fatigue*. Paper presented at the Ciba Foundation Symposium.
- [177] Leardini, A., Chiari, L., Croce, U.D. & Cappozzo, A. (2005). Human Movement Analysis Using Stereophotogrammetry: Part 3. Soft Tissue Artifact Assessment and Compensation. *Gait & Posture*, 21 (2), 212-225.
- [178] Fiorentino, N.M., Atkins, P.R., Kutschke, M.J., Goebel, J.M., Foreman, K.B. & Anderson, A.E. (2017). Soft Tissue Artifact Causes Significant Errors in the Calculation of Joint Angles and Range of Motion at the Hip. *Gait & Posture*, 55, 184-190.
- [179] Büsch, D., Meyer, G., Wiegel, C., Kurrat, H., Braun, J. & Granacher, U. (2016). Importance, Diagnostics and Training of the Local Trunk Muscle Endurance in Handball. *Leistungssport*, 46 (2), 30-35.
- [180] Hohmann, A., Lames, M. & Letzelter, M. (2010). *Einführung in Die Trainingswissenschaft*. Wiebelsheim: Limpert Verlag.
- [181] Borg, G. (1998). *Borg's Perceived Exertion and Pain Scales*. Champaign: Human Kinetics.
- [182] Han, S. (2018). *The Effects of Fatigue on Biomechanics of Heading Performance in Soccer*. Bridgewater State University.



- [183] Teymouri, M., Sadeghi, H., Nabaei, A. & Kasaeian, A. (2012). The Relationship between Biomechanical-Anthropometrical Parameters and the Force Exerted on the Head When Heading Free Kicks in Soccer. *Archives of Trauma Research*, 1 (1), 44-48.
- [184] Kirkendall, D.T. (2011). *Soccer Anatomy. Your Illustrated Guide for Soccer Strength, Speed, and Agility*. Champaign: Human Kinetics.
- [185] Willardson, J.M. (2007). Core Stability Training: Applications to Sports Conditioning Programs. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21 (3), 979-985.
- [186] Wirth, K., Schlumberger, A., Zawieja, M. & Hartmann, H. (2012). *Krafttraining im Leistungssport: theoretische und praktische Grundlagen für Trainer und Athleten*. Hellenthal: Sportverlag Strauss.
- [187] Fröhlich, M., Gießing, J. & Strack, A. (2019). *Krafttraining bei Kindern und Jugendlichen*. Baden-Baden: Tectum.
- [188] Caccese, J.B., Buckley, T.A., Tierney, R.T., Arbogast, K.B., Rose, W.C., Glutting, J.J., et al. (2017). Head and Neck Size and Strength Predict Linear and Rotational Acceleration During Purposeful Soccer Heading. *Sports Biomechanics*, 17 (4), 462-476.
- [189] Mansell, J., Tierney, R.T., Sitler, M.R., Swanik, K.A. & Stearne, D. (2005). Resistance Training and Head-Neck Segment Dynamic Stabilization in Male and Female Collegiate Soccer Players. *Journal of Athletic Training*, 40 (4), 310.
- [190] Lisman, P., Signorelli, J.F. & Del Rossi, G. (2012). Investigation of the Effects of Cervical Strength Training on Neck Strength, Emg, and Head Kinematics During a Football Tackle. *International Journal of Sports Science and Engineering*, 6 (3), 131-140.
- [191] Stump, J., Rash, G., Semon, J., Christian, W. & Miller, K. (1993). A Comparison of Two Modes of Cervical Exercise in Adolescent Male Athletes. *Journal of Manipulative Physiological Therapeutics*, 16 (3), 155-160.
- [192] Naish, R., Burnett, A., Burrows, S., Andrews, W. & Appleby, B. (2013). Can a Specific Neck Strengthening Program Decrease Cervical Spine Injuries in a Men's Professional Rugby Union Team? A Retrospective Analysis. *Journal of Sports Science & Medicine*, 12 (3), 542-550.
- [193] Geary, K., Green, B.S. & Delahunt, E. (2014). Effects of Neck Strength Training on Isometric Neck Strength in Rugby Union Players. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 24 (6), 502-508.
- [194] Winchester, J.B., McBride, J.M., Maher, M.A., Mikat, R.P., Allen, B.K., Kline, D.E., et al. (2008). Eight Weeks of Ballistic Exercise Improves Power Independently of Changes in Strength and Muscle Fiber Type Expression. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22 (6), 1728-1734.
- [195] Kruyning, E. & De Jong, M. (2014). *MMA. The Essentials of Mixed Martial Arts*. Morrisville: Lulu Press.
- [196] Olsen, P.D. & Hopkins, W.G. (2003). The Effect of Attempted Ballistic Training on the Force and Speed of Movements. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 17 (2), 291-298.

- [197] Munn, J., Herbert, R.D., Hancock, M.J. & Gandevia, S.C. (2005). Resistance Training for Strength: Effect of Number of Sets and Contraction Speed. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37 (9), 1622-1626.
- [198] Hrysomallis, C. (2016). Neck Muscular Strength, Training, Performance and Sport Injury Risk: A Review. *Sports Medicine*, 46 (8), 1111-1124.
- [199] Sadigursky, D., Braid, J.A., De Lira, D.N.L., Machado, B.A.B., Carneiro, R.J.F. & Colavolpe, P.O. (2017). The Fifa 11+ Injury Prevention Program for Soccer Players: A Systematic Review. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 9 (18), 1-8.
- [200] Bretzin, A.C., Mansell, J.L., Tierney, R.T. & McDevitt, J.K. (2017). Sex Differences in Anthropometrics and Heading Kinematics among Division I Soccer Athletes. *Sports Health*, 9 (2), 168-173.
- [201] Caccese, J.B., Buckley, T.A., Tierney, R.T., Rose, W.C., Glutting, J.J. & Kaminski, T.W. (2018). Postural Control Deficits after Repetitive Soccer Heading. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 00, 1-7.
- [202] Chrisman, S.P.D., Ebel, B.E., Stein, E., Lowry, S.J. & Rivara, F.P. (2019). Head Impact Exposure in Youth Soccer and Variation by Age and Sex. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 29 (1), 3-10.
- [203] Hoshizaki, T.B., Post, A., Kendall, M., Cournoyer, J., Rousseau, P., Gilchrist, M.D., et al. (2017). The Development of a Threshold Curve for the Understanding of Concussion in Sport. *Trauma*, 19 (3), 196-206.
- [204] Yue, Z., Broich, H. & Mester, J. (2014). Statistical Analysis for the Soccer Matches of the First Bundesliga. *International Journal of Sports Science & Coaching*, 9 (3), 553-560.
- [205] Njororai, W.W.S. (2013). Analysis of Goals Scored in the 2010 World Cup Soccer Tournament Held in South Africa. *Journal of Physical Education and Sport*, 13 (1), 6-13.
- [206] Harriss, A., Johnson, A.M., Walton, D.M. & Dickey, J.P. (2019). The Number of Purposeful Headers Female Youth Soccer Players Experience During Games Depends on Player Age but Not Player Position. *Science and Medicine in Football*, 3 (2), 109-114.
- [207] Faunø, P. & Jakobsen, B.W. (2006). Mechanism of Anterior Cruciate Ligament Injuries in Soccer. *International Journal of Sports Medicine*, 27 (1), 75-79.

## PROFIL

---

Geburtsdatum 05.01.1989



## AKADEMISCHE LAUFBAHN

---

- 08.1999 – 05.2008 Gymnasium am Krebsberg;  
Abschluss: Allgemeine Hochschulreife
- 04.2009 – 10.2012 Bachelorstudium der Sportwissenschaft an der Universität des Saarlandes; Abschluss: Bachelor of Arts (B.A.)
- 10.2012 – 03.2015 Masterstudium mit dem Doppelabschluss Leistungssport sowie Bewegungs- und Sporttherapie an der Universität des Saarlandes; Abschluss: Master of Science (M.Sc.)
- 07.2015 – 07.2020 Doktorand an der Technischen Universität Kaiserslautern;  
Abschluss: Doctor rerum naturalium (Dr. rer. nat.)

## BERUFLICHE LAUFBAHN

---

- 07.2008 – 03.2009 Zivildienst, Werkstattzentrum für Behinderte, Neunkirchen
- 07.2010 – 07.2016 Gang- und Haltungsanalytiker, Zender Orthopädie GmbH, Saarbrücken
- 12.2014 – 12.2016 Mitarbeiter Gesundheits-Marketing Schuh (BGM), Schmelz
- 08.2016 – 02.2018 Abteilungsleiter des Gang- und Haltungsanalyselabors, Zender Orthopädie GmbH, Saarbrücken
- 09.2015 – 09.2018 Referent für den Sportbund Pfalz, Kaiserslautern zu den Themen: Analyse und Training bei Gangbildauffälligkeiten, Haltungsanalyse

04.2014 – heute	Referent für Springer Aktiv AG, Berlin zu den Themen: Gang- und Laufanalysen, Haltungsanalysen, Sprunganalysen, Muskelfunktionstests, pedografische Fußdruckmessungen, Pathologien im Laufsport, Versorgung und Therapie von Gangbildauffälligkeiten, Therapie von lausportassoziierten Verletzungen, Faszientraining, Coretraining
07.2015 – heute	Wissenschaftlicher Mitarbeiter an der Technischen Universität Kaiserslautern (TUK)
07.2016 – heute	Referent für Dartfish, Fribourg/Schweiz zu den Themen: Gang- und Laufanalysen, Muskelfunktionstests, pedografische Fußdruckmessungen, Versorgung und Therapie von Gangbildauffälligkeiten
08.2018 – heute	Referent für den Verband Fuss & Schuh, Luzern/Schweiz zu den Themen: Ganganalyse in Theorie & Praxis, Muskelfunktionstests, pedografische Fußdruckmessungen, Versorgung und Therapie von Gangbildauffälligkeiten
09.2018 – heute	Studiengangsleiter und Anerkennungsbeauftragter: B.Sc. Sportwissenschaft und Gesundheit an der Technischen Universität Kaiserslautern

## **WEITERBILDUNG**

---

08.2006	Austauschjahr in den USA/Oregon mit Rotary International Abschluss: Ashland Highschool, Honorary Diploma
02.2012	Fitnesstrainer A-Lizenz (DFLV)
08.2012	Fußballtrainer B-Lizenz (DFB)
11.2013	Ernährungsberater, Fernstudium von 2010 – 2013 (SGD)
06.2016	Übungsleiter Breitensport C-Lizenz (Sportbund Pfalz)
11.2017	EMS-Trainer (GluckerKolleg)

## **KENNTNISSE UND FÄHIGKEITEN**

---

Fremdsprachen	Englisch: fließend in Wort und Schrift Französisch: fließend in Wort und Schrift Spanisch: Grundkenntnisse
---------------	--

EDV- Kenntnisse	MS Office SPSS (Statistik) Qualisys (3D Bewegungsanalyse) Visual3D (Biomechanische Analysen) Dartfish (Videoanalysen) Typo3 (Content-Management-System, Webseiten)
-----------------	---

## LEHRTÄTIGKEITEN

---

10.2015 – 03.2018	Bewegungs- und Funktionsanalysen (halbjährlich, Wintersemester, Seminar)
10.2015 – 03.2018	GK Psychomotorik und Gesundheitssport (halbjährlich, Wintersemester, Seminar mit Übung)
04.2016 – heute	GK Fußball (halbjährlich, Sommersemester, Seminar mit Übung)
10.2018 – heute	GK Fitness und Gesundheit im Kinder- und Jugendsport (halbjährlich, Wintersemester, Seminar mit Übung)
04.2019 – heute	Anatomisch-physiologisches Grundpraktikum (halbjährlich, Sommersemester, Praktikum)
10.2019 – heute	Haltungs-, Funktions- und Bewegungsanalysen (ganzjährlich, Wintersemester/ Sommersemester, Seminar)
04.2020 – heute	Grundlagen der Sport- und Gesundheitswissenschaften (halbjährlich, Sommersemester, Ringvorlesung)

## KONGRESSTEILNAHMEN

---

04.2013	Posterpräsentation: European College of Sports and Exercise Physicians, Frankfurt am Main
06.2013	Posterpräsentation: Gesellschaft für orthopädisch-traumatologische Sportmedizin, Mannheim
11.2013	Vortrag: Jahrestagung der dvs-Kommission Fußball, Weiler im Allgäu
05.2014	Posterpräsentation: Vereinigung Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen, Baden Baden
06.2014	Posterpräsentation: Gesellschaft für orthopädisch-traumatologische Sportmedizin, München

- 05.2015 Posterpräsentation: Vereinigung Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen, Baden Baden
- 10.2016 Posterpräsentation: Deutsche Gesellschaft für Sportmedizin und Prävention – Deutscher Sportärzterverband, Frankfurt am Main
- 09.2017 Vortrag: Jahrestagung der dvs-Sektion Trainingswissenschaft, Mainz
- 09.2019 Posterpräsentation: Exercise & Training Conference, Würzburg

#### AUSZEICHNUNGEN

---

- 04.2013 1. Platz: Young Investigators Poster Award (European College of Sports and Exercise Physiscians, Frankfurt)
- 06.2015 2. Platz: Posterpräsentation (Gesellschaft für orthopädisch-traumatologische Sportmedizin, München)
- 05.2015 1. Platz: Vortrag, Co-Autor (Vereinigung Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen, Baden Baden)
- 11.2018 2. Platz: Wissenschaftspreis 2018 in der Kategorie: Abschlussarbeiten (Sportbund Pfalz, Landau)

#### PUBLIKATIONSLISTE

---

- Backfisch, M. & **Becker, S.** (2018). Erfahrungsberichte von Absolventen. In S. Stock, P. Schneider, E. Peper & E. Molitor (Hrsg.), *Erfolgreich wissenschaftlich arbeiten. Alles, was Studierende wissen sollten*. Berlin: Springer.
- Becker, S.**, Berger, J., Backfisch, M., Ludwig, O. & Fröhlich, M. (2019). Evaluation of the Bourban Trunk Muscle Strength Test Based on Electromyographic Parameters. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 4 (35), 1-11.
- Becker, S.**, Berger, J., Backfisch, M., Ludwig, O., Kelm, J. & Fröhlich, M. (2019). Effects of a 6-Week Strength Training of the Neck Flexors and Extensors on the Head Acceleration during Headers in Soccer. *Journal of Sports Science and Medicine*, 18 (4), 729-737.
- Becker, S.**, Berger, J., Ludwig, O., Günther, D., Kelm, J. & Fröhlich, M. (2020). Heading in Soccer: Does Kinematics of the Head-Neck-Torso-Alignment Influence Head Acceleration? *Journal of Human Kinetics*, (accepted).
- Becker, S.** & Fröhlich, M. (2019). Evaluation of the Bourban Trunk Muscle Strength Test Using Electromyographic Parameters. *German Journal of Exercise and Sport Research*, 49 (Suppl 1), 15.

- Becker, S.**, Fröhlich, M., Kelm, J. & Ludwig, O. (2016). Änderung verschiedener Parameter beim Kopfballstoß nach Ermüdung der Rumpfmuskulatur. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 67 (7-8), 178.
- Becker, S.**, Fröhlich, M., Kelm, J. & Ludwig, O. (2017). Unterschiede in der Kopfbeschleunigung beim Kopfballstoß im Fußball. In R. Collete, S. Endler, T. Pelzer, C. Rasche, C. Winter & M. Pfeiffer (Hrsg.), *Training im Sport - Jahrestagung der dvs-Sektion Trainingswissenschaft*. Mainz.
- Becker, S.**, Fröhlich, M., Kelm, J. & Ludwig, O. (2018). The Influence of Fatigued Core Muscles on Head Acceleration during Headers in Soccer. *Sports*, 6 (2), 1-11.
- Becker, S.**, Ludwig, O. & Kelm, J. (2013). Temporal Change of Activity of M. Sternocleidomastoideus and M. Trapezius Pars Descendens When Performing a Header after Fatigue of the Trunk Muscles. *British Journal of Sports Medicine*, 47 (10), 39.
- Becker, S.**, Fröhlich, M., Kelm, J. & Ludwig, O. (2017). Change of Muscle Activity as Well as Kinematic and Kinetic Parameters during Headers after Core Muscle Fatigue. *Sports*, 5 (1), 1-7.
- Berger, J., **Becker, S.**, Backfisch, M., Eifler, C., Kemmler, W. & Fröhlich, M. (2019). Adjustment Effects of Maximum Current Tolerance during Whole-Body Electromyostimulation Training. *Frontiers in Physiology*, 10, 920-927.
- Berger, J., **Becker, S.**, Ludwig, O., Kemmler, W. & Fröhlich, M. (2020). Whole-Body Electromyostimulation in Physical Therapy: Do Gender, Skinfold Thickness or Body Composition Influence Maximum Intensity Tolerance? *The Journal of Physical Therapy Science*, 32 (6), 1-6.
- Berger, J., Ludwig, O., **Becker, S.**, Backfisch, M., Kemmler, W. & Fröhlich, M. (2020). Effects of an Impulse Frequency Dependent 10-week Whole-Body Electromyostimulation Training Program on Specific Sport Performance Parameters. *Journal of Sports Science and Medicine*, 19, 271-281.
- Dindorf, C., Teufl, W., Taetz, B., **Becker, S.**, Bleser, G. & Fröhlich, M. (2020). Vergleichende Feature-Extraktion und Gangklassifizierung bei Hüftgelenkersatz-Patienten auf Basis kinematischer Trajektorien. In F. Kreuzpointer, J. Merker & A. Schwirtz (Hrsg.), *Bewegungsanalyse: Klinik - Alltag - Sport* (S. 41-42). München: Technische Universität München.
- Fröhlich, M., Gassmann, F., **Becker, S.**, Backfisch, M. & Emrich, E. (2016). 30 Jahre Bewertungstabelle im Zehnkampf: Ist eine Revision nötig?! *Leipziger Sportwissenschaftliche Beiträge*, 57 (2), 81-98.
- Kemmler, W., Weissenfels, A., Willert, S., Fröhlich, M., Ludwig, O., Berger, J., Zart, S., **Becker, S.**, Backfisch, M., Kleinöder, H., Dörmann, U., Wirtz, N., Wegener, B., Konrad, K. L., Eifler, C., Krug, J., Zinner, C., Müller, S., Vatter, J., Authenrieth, S.,

- Beisswenger, T., Teschler, M., von Stengel, S. (2019). Recommended Contraindications for the Use of Non-Medical WB-Electromyostimulation. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 70 (11), 278-282.
- Ludwig, O., Berger, J., **Becker, S.**, Kemmler, W. & Fröhlich, M. (2019). The Impact of Whole-Body Electromyostimulation on Body Posture and Trunk Muscle Strength in Untrained Persons. *Frontiers in Physiology*, 10 (1020), 1-11.
- Ludwig, O., Berger, J., Schuh, T., Backfisch, M., **Becker, S.** & Fröhlich, M. (2020). Can a superimposed Whole-Body Electromyostimulation Intervention enhance the effects of a 10-week Athletic Strength Training in Youth Elite Soccer Players? *Journal of Sports Science and Medicine*, 19, 535-546.
- Ludwig, O., Fröhlich, M., **Becker, S.**, Krombholz, D., Gaslick, S. & Kelm, J. (2015). Unterschiede in der Kinematik von Standbein und Schussbein bei einbeiniger Landung bei jugendlichen Fußballspielern. In V. Bühren & T. Horstmann (Hrsg.), *Kurzreferate der wissenschaftlichen Vorträge zur 63. Jahrestagung der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen e.V.* (S. 120). Baden-Baden: VSOU.
- Ludwig, O., Fröhlich, M., **Becker, S.**, Wilbert, M. & Kelm, J. (2015). Muskelaktivitätsänderung beim Kopfballstoß nach Ermüdung. In M. Lames, O. Kolbinger, M. Siegle & D. Link (Hrsg.), *Fußball in Forschung und Lehre*. (Bd. 240, S. 114-118). Hamburg: Edition Czwalina.
- Ludwig, O., Simon, S., Piret, J., **Becker, S.** & Marschal, 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), 1-11.
- Zart, S., **Becker, S.**, Beppler, F. & Grett, F. (2019). Effect of New Zealand Extract on Endurance Performance in Yo-Yo Intermittent Recovery Test Level 1. *German Journal of Exercise and Sport Research*, 49 (Suppl 1), 21-22.