

---

Eine Evaluation der Anwendbarkeit  
und Effektivität von  
Ganzkörper-Elektromyostimulation

---

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

Dissertation

vorgelegt von  
Joshua Berger  
aus Saarbrücken

D386

Kaiserslautern, 2021

**Dekan:**

Univ.-Prof. Dr. Michael Fröhlich

**Gutachter:**

1. Gutachter: Univ.-Prof. Dr. Michael Fröhlich
2. Gutachter: Univ.-Prof. Dr. Wolfgang Kemmler

**Tag der Einreichung:** 19.11.2020

**Tag der Disputation:** 01.03.2021

## **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.

Saarbrücken, 19.11.2020

---

Joshua Berger

# Danksagung

Die Zeit der Promotion war eine besondere Zeit, weswegen es mir ein großes Anliegen ist an dieser Stelle den Personen, die mich auf diesem ereignisreichen Weg begleitet haben, zu danken.

Mein erster Dank gilt meinem Doktorvater Univ.-Prof. Dr. Michael Fröhlich. Vielen Dank, dass Sie mir eine Promotion an der TUK ermöglicht, mich stets gefördert und mit konstruktiven Denkanstößen und einem großen Maß an Vertrauen meine Weiterentwicklung unterstützt haben.

Ein großes Dankeschön an meine Kollegen der Sportwissenschaft, welche auf jeder Ebene eine optimale Arbeitsatmosphäre geschaffen haben. Besonders möchte ich meinen Kollegen, ehemaligen Kommilitonen und Freunden Stephan Becker und Marco Backfisch danken. Ob fachlicher Austausch oder private Gespräche, ein Büro mit Freunden zu teilen ist etwas ganz Besonderes.

Freunde sind die Familie, die man sich aussucht. Ohne euch, die mich stets unterstützt haben, meine Erklärungen und theoretischen Ausschweifungen ertragen und durch das Interesse an einer fremden Materie meinen Prozess der Gedankenfindung gefördert haben, wäre dies in vielen Teilen gar nicht erst möglich gewesen. Ihr begleitet mich schon seit vielen Jahren und werdet auch in Zukunft ein wichtiger Teil meines Lebens sein. Ich danke euch.

Ganz besonders danke ich meiner Familie und meiner Partnerin. Ohne Eltern, die mich immer in dem unterstützt haben was ich als meinen Weg ausgesucht habe, Brüder die wie beste Freunde sind und eine Partnerin, die mit einem riesigen Maß an Empathie und Verständnis für mich da ist wäre ich nie so weit gekommen. Ihr erdet mich und macht mir dann Mut, wenn ich es brauche.

Vielen Dank!

# Inhaltsverzeichnis

I.	EINLEITUNG.....	1
II.	FORSCHUNGSSCHWERPUNKT UND EINBETTUNG DER ARBEIT .....	6
	Physiologische Grundlagen.....	9
	Geräte- und elektrotechnische Grundlagen .....	14
	Sicherheitsaspekte und Kontraindikationen .....	26
III.	DIE PUBLIKATIONEN .....	28
	Publikation 1.....	29
	Publikation 2.....	38
	Publikation 3.....	46
	Publikation 4.....	54
	Publikation 5.....	67
	Publikation 6.....	80
	Publikation 7.....	87
IV.	ADDITIVE ANALYSE DER PUBLIKATIONEN .....	101
	Zielgruppen des GK-EMS Trainings .....	105
	Stimulationsparameter .....	111
	Effektivität .....	122
	Zentrale Limitationen .....	130

V.	DAS 4-FAKTOREN-MODELL DES GK-EMS TRAININGS.....	137
VI.	FAZIT UND AUSBLICK .....	144
	LITERATURVERZEICHNIS .....	148
	CURRICULUM VITAE .....	162

# Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Summation von Einzelkontraktionen bis zur Tetanusbildung (adaptiert nach De Marées, 2003, S. 61).....	10
Abbildung 2: Signaltransduktion beim GK-EMS (adaptiert nach aus der Fünten et al., 2013, S. 101) .....	12
Abbildung 3: Die körpereigenen Strukturen als Spannungsteiler (Wenk, 2011, S. 23) .....	16
Abbildung 4: Exemplarische Darstellung der Stimulationsparameter Impulsfrequenz (4 Hz), Impulsstärke und Impulsbreite bei biphasischem Impuls .....	21
Abbildung 5: GK-EMS Bedienelement Miha Bodytec 2 .....	23
Abbildung 6: Das 4-Faktoren-Modell des GK-EMS.....	139
Abbildung 7: Praktische Anwendung des 4-Faktoren-Modells des GK-EMS .....	142

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Übersicht der Publikationen .....	7
Tabelle 2: Exemplarische Messung des GK-EMS Bedienelementes .....	25
Tabelle 3: Übersicht der Publikationen .....	102
Tabelle 4: Prozentuale Steigerung der Zielparameter in den Publikationen 4-7 .....	123



# Abkürzungsverzeichnis

1RM	Einer-Wiederholungs-Maximum
A	Ampere
BMI	Body-Mass-Index
cm	Zentimeter
CK	Kreatinkinase
CMJ	Counter Movement Jump
DIN	Deutsche Industrienorm
DJ	Drop Jump
EMS	Elektromyostimulation
FT-Faser	Fast-twitch-Faser
FFR	Force-Frequency-Relationship
GK-EMS	Ganzkörper-Elektromyostimulation
Hz	Hertz
kg	Kilogramm
km	Kilometer
km/h	Kilometer pro Stunde
k $\Omega$	Kiloohm
l	Liter
m	Meter
ms	Millisekunden
mA	Milliampere
Max	Maximum
Min	Minimum
MVC	Maximum voluntary contraction
n	Stichprobengröße
N	Newton
RPE	Rate of Perceived Exertion
s	Sekunde
SJ	Squat Jump
ST-Faser	Slow-twitch-Faser
u	Enzymeinheit
V	Volt

VAS	Visuelle Analogskala
$VO_{2max}$	Maximale Sauerstoffaufnahme
WB-EMS	Whole-body electromyostimulation
ZNS	Zentrales Nervensystem
$\mu s$	Mikrosekunden
$\Omega$	Ohm

# I. Einleitung

„Kraft durch Strom“, das war eine der ersten Schlagzeilen zur Elektromyostimulation (EMS), der „Muskelmassage an der Schockmaschine“ (Der Spiegel, 1972, S. 150). Was 1972 noch als polarisierende Überschrift in einer Zeitschrift stand und als innovative und hochintensive Trainingsmethode für Gewichtheber der USA und UdSSR verwendet wurde<sup>[1]</sup>, gilt heute als gängige Trainingstechnologie und kann als Ganzkörper-EMS (GK-EMS, engl. whole-body electromyostimulation (WB-EMS)<sup>[2]</sup>) von nahezu jeder Personengruppe praktiziert werden. GK-EMS bezeichnet eine simultane, trainingswirksame Stimulation aller großer Muskelgruppen (mindestens sechs Stromkanäle) und kommt als Therapie- bzw. Trainingsform seit mehreren Jahren sowohl im Freizeit- und Breitensport als auch bei Hochleistungsathleten zum Einsatz<sup>[2-4]</sup>.

Das GK-EMS Training ist angelehnt an die klassische lokale EMS, welche primär in der Therapie verwendet wird. Bei dieser EMS Anwendung wird durch eine lokale Applikation eines elektrischen Impulses über auf der Haut angebrachte Elektroden eine Stimulation der unter der Elektrode befindlichen Muskulatur bewirkt<sup>[5]</sup>. Diese Therapieform wird oftmals zur gezielten Ansteuerung einzelner Muskelgruppen verwendet und dient der Prophylaxe von Muskelatrophien sowie als Therapiemöglichkeit für Patienten mit motorischen Einschränkungen, was eine schnellere Wiedereingliederung in den Alltag nach Operationen oder einer zeitweisen Immobilität positiv beeinflusst<sup>[6-9]</sup>. Durch die Stimulation der Muskulatur ohne den Einsatz von Gewichten und einer verminderten Gelenkbelastung während des Trainings kann EMS im Rehabilitationsprozess schon frühzeitig eingesetzt werden, was den Leistungserhalt positiv bedingt. Dies spielt vor allem bei Leistungssportlern eine maßgebliche Rolle, da Verletzungspausen sowohl physische als auch monetäre Einschränkungen mit sich bringen können und eine Wiederkehr in den Wettkampfbetrieb in kürzester Zeit ermöglicht werden sollte<sup>[4; 10]</sup>.

Aus der lokalen EMS Anwendung entwickelte sich das GK-EMS Training. Diese Trainingsform ist nach dem gleichen Prinzip wie die lokale EMS aufgebaut, wobei durch mehrere (mindestens sechs) auf dem Körper angebrachte Elektrodenpaare eine simultane Stimulation mehrerer Muskelgruppen erfolgen kann und somit ein hochintensiver Belastungsreiz hervorgerufen wird<sup>[2]</sup>. Durch ein Kleidungssystem, bestehend aus einer Elektrodenweste (zur Stimulation von Bauch, Brust, unterem Rücken, seitlichem Rücken und oberem Rücken) und Elektrodengurten für Arme, Beine und Gesäß wird eine Stimulation der Muskelgruppen unter den Elektroden mit einer Gesamtfläche von bis zu 2800 cm<sup>2</sup> ermöglicht<sup>[11]</sup>. Diese externe Stimulation führt zu einer unwillkürlichen Kontraktion der Muskulatur, wobei jede einzelne Muskelgruppe individuell in ihrer Intensität reguliert und bis an ihr Maximum stimuliert werden kann. Die Möglichkeit der personalisierten Trainingssteuerung mit Rücksicht auf die individuellen Ziele sowie körperlichen Einschränkungen der Trainierenden macht das GK-EMS in der Rehabilitation, Therapie, im Freizeit- und Breitensport sowie im Leistungssport zu einer effizienten Trainingsmöglichkeit für nahezu jede Zielgruppe<sup>[2; 12-14]</sup>. Nach Kenntnis des Autors wurden Untersuchungen an jugendlichen Probanden bislang noch nicht durchgeführt, was nicht zuletzt auf die grundlegenden Diskussionen über die Sinnhaftigkeit und Sicherheit eines Krafttrainings bei Jugendlichen und die hohe Intensität des GK-EMS zurück zu führen ist<sup>[15-20]</sup>.

Die Steigerung der Leistungsfähigkeit durch GK-EMS steht, unabhängig der trainierten Zielgruppe, im Fokus der Trainingsform und wurde in vorigen Untersuchungen bereits genauer untersucht<sup>[12; 21]</sup>. Die Effektivität scheint hierbei von unterschiedlichsten Faktoren wie den verwendeten Stimationsparametern (Impulsart, Impulsform, Impulsbreite, Impulsfrequenz, Impulsdauer/-pause und Impulsstärke) oder den Trainingsinhalten abzuhängen und je nach Dauer der Trainingsintervention, Übungsauswahl oder trainierter Zielgruppe zu variieren<sup>[6; 22; 23]</sup>. Die Maximalkraft unterschiedlicher Muskelgruppen ist einer der am meisten untersuchten Parameter, Leistungssteigerungen der Rumpfflexion von > 15 %<sup>[13; 24]</sup>, > 17 % der Rumpfextension<sup>[13; 24]</sup> sowie > 8 % für die Beinbeugung und > 22 % an der Beinpresse<sup>[14; 25]</sup> mit unterschiedlichen

Zielgruppen und applizierten Stimulationsprotokollen sind hier nur einige der bisher generierten Ergebnisse.

Der Vergleich der GK-EMS Untersuchungen zueinander wird oftmals durch die verwendeten Inhalte aufgrund der Vielfalt an Kombinationsmöglichkeiten der Stimulationsparameter erschwert, da eine Vereinheitlichung der angewandten Stimulationsprotokolle nur in Teilen durchgeführt wurde<sup>[21; 22]</sup>. Einen Parameter stellt hierbei die Intensitätssteuerung dar, welche bislang beim GK-EMS Training über die subjektive Einschätzung anhand von Belastungsskalen erfolgt. Eine Intensitätssteuerung mittels objektiver maximaler Parameter, vergleichbar zum Einer-Wiederholungs-Maximum (1RM) des konventionellen Krafttrainings und der daraus resultierenden Ableitung von prozentualen Trainingsintensitäten, wäre auch für das GK-EMS zwecks Vereinheitlichung sowie Verbesserung der Systematisierung von Vorteil<sup>[22; 26]</sup>. Ebenso die Impulsfrequenz (Anzahl der Impulse die pro Sekunde auf den Körper einwirken) variiert je nach Untersuchung und unterliegt keiner einheitlichen Anwendung, was die genannten Stimulationsparameter und ihre Anwendbarkeit daher als einen der grundlegenden Inhalte der vorliegenden Synopsis charakterisiert.

Medial wurde das GK-EMS oftmals als gefährlich und schädigend dargestellt. Grund für diese negativen Schlagzeilen waren in der Vergangenheit missbräuchliche Anwendungen von Trainierenden und Trainern durch einen zu intensiven Reiz oder die fehlende Kontrolle von Kontraindikationen (Faktoren, welche ein GK-EMS Training einschränken oder ausschließen)<sup>[27; 28]</sup>. Die Kontrolle der Intensität ist ein essenzieller Sicherheitsaspekt, da die unwillkürliche Kontraktion der Muskulatur potenziell schneller eine Überlastung des Organismus hervorruft, was zu einer Erhöhung der Kreatinkinase (CK) und im Extremfall zu einer Rhabdomyolyse oder sogar zu Nierenversagen des Trainierenden führen kann<sup>[29]</sup>. Sicherheitsaspekte sowie Richtlinien zur Trainingsdurchführung sind somit obligat und sollten je nach trainierter Zielgruppe und integrierten Inhalten variabel angepasst werden, um die Sicherheit der Trainierenden zu gewährleisten<sup>[12; 28; 30]</sup>.

Die zu trainierende Zielgruppe, die Effektivität des GK-EMS, die Wahl der Stimulationsparameter und Trainingsinhalte sowie die damit verbundenen Sicherheitsaspekte des Trainings bilden demnach die grundlegenden Inhalte dieser vorliegenden Dissertationsschrift und gaben den Anreiz, sich mit den folgenden Forschungsfragen zu beschäftigen, welche in Bezug auf ihre inhaltliche Ausrichtung in thematische Bereiche gegliedert werden:

Methodische Forschungsfragen:

- Gibt es Anpassungseffekte der individuellen, maximalen Intensitätstoleranz beim GK-EMS?
- Gibt es anthropometrische Faktoren, welche die maximale Intensitätstoleranz beeinflussen?
- Gibt es Unterschiede in der Leistungssteigerung in Abhängigkeit der applizierten Impulsfrequenzen?

Interventionsspezifische Forschungsfragen:

- Hat ein 10-wöchiges GK-EMS Training einen Einfluss auf die Körperhaltung sowie Rumpfmuskelkraft bei untrainierten Personen?
- Kann eine zusätzliche GK-EMS Intervention die Effekte eines 10-wöchigen Athletiktrainings bei jugendlichen Elite-Fußballern verstärken?
- Hat eine 8-wöchige GK-EMS Intervention Auswirkungen auf die Radsportleistung, subjektiv wahrgenommene Rückenschmerzen und Körperhaltung eines 17-jährigen Rennradfahrers?

Betrachtet man die aktuelle Studienlage zum GK-EMS so fällt auf, dass viele Leistungssteigerungen, welche in der GK-EMS Literatur diskutiert werden, aus Studien der lokalen Anwendung abgeleitet wurden und die reine Befundlage des GK-EMS im Vergleich zur lokalen Anwendung geringer ist<sup>[6; 21; 22; 31]</sup>. Eine Vermischung dieser Ergebnisse scheint nur bedingt möglich, da die erhöhte physiologische sowie metabolische Belastung des Organismus aufgrund der Vielzahl der Elektroden einen Einfluss auf die Ergebnisse haben kann. Ziel der vorliegenden Synopsis ist es daher, sowohl die Grundlagenforschung des GK-EMS in Bezug auf die

Stimulationsparameter und die dementsprechende Effektivität des Trainings weiter auszubauen, als auch den Anwendungsbereich durch eine jugendliche Zielgruppe zu erweitern und die Effektivität des GK-EMS anhand dieser zu überprüfen.

## II. Forschungsschwerpunkt und Einbettung der Arbeit

Ziel der vorliegenden Synopsis ist es, den wissenschaftlichen Kenntnisstand über die Anwendbarkeit und Effektivität des GK-EMS Trainings anhand der aufgeführten Publikationen zu erweitern und einen direkten Transfer der generierten Ergebnisse in die Praxis zu schaffen. Die Datenlage, vor allem in Bezug auf die verwendeten Stimulationsparameter in Form der Intensitätssteuerung und Anwendung unterschiedlicher Impulsfrequenzen, zeigt zu Beginn der Forschungsreihe keinen eindeutigen Konsens in der praktischen Anwendung, weswegen diese Inhalte sowie damit verbundene Einflussfaktoren die Grundlagenforschung im GK-EMS erweitern sollen. Da die Anwendung des GK-EMS im wissenschaftlichen Kontext bislang vorrangig an volljährigen Personen verschiedener Altersklassen stattgefunden hat, ist ein weiterer Aspekt dieser Arbeit, die bestehende Erkenntnislage anhand eines jugendlichen Probandengutes zu erweitern. Im Nachfolgenden sollen sowohl der theoretische Hintergrund zur genaueren Erläuterung des spezifischen Forschungsschwerpunktes als auch die Darstellung der Publikationen und die daraus resultierenden Erkenntnisse vorgestellt werden.

In Kapitel II werden die theoretischen Inhalte des GK-EMS erläutert und die essenziellen Kernaspekte herausgearbeitet. Hierzu werden sowohl muskelphysiologische Aspekte als auch die gerätespezifischen und physikalischen Grundlagen der GK-EMS Applikation dargestellt und miteinander in Bezug gesetzt. Kapitel III beschäftigt sich darauffolgend mit den thematischen Forschungsschwerpunkten dieser Arbeit und beinhaltet sowohl die originalen Publikationen 1-7 als auch eine kurze Zusammenfassung jeder Veröffentlichung. Die essenziellen Erkenntnisse der in den Publikationen formulierten Forschungsfragen werden im Anschluss in Kapitel IV miteinander inhaltlich verknüpft und ganzheitlich diskutiert, um im darauffolgenden Kapitel V den Erkenntnisgewinn zu



bündeln und eine praktische Handlungsanweisung für das GK-EMS zu ermöglichen. Abschließend wird ein Fazit und Ausblick aufbauend auf den gewonnenen Erkenntnissen der Synopsis gegeben.

Die Publikationen der vorliegenden Synopsis sind in Tabelle 1 aufgelistet. Alle Beiträge wurden in englischer Sprache in unterschiedlichen Fachzeitschriften veröffentlicht und einem Peer-Review Verfahren unterzogen. Vier der Beiträge wurden als Erstautor veröffentlicht, drei Beiträge als Zweitautor.

*Tabelle 1: Übersicht der Publikationen*

Nummer	Quellenangabe
1	<b>Berger, J.</b> , Becker, S., Backfisch, M., Eifler, C., Kemmler, W. & Fröhlich, M. (2019). Adjustment Effects of Maximum Intensity Tolerance During Whole-Body Electromyostimulation Training. <i>Frontiers in Physiology</i> , 10 (920).
2	<b>Berger, J.</b> , 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? <i>Journal of Physical Therapy Science</i> , 32 (6), 395-400.
3	Zart, S., <b>Berger, J.</b> , Ludwig, O., Knauth, J. & Fröhlich, M. (2020). Frequency-Dependent Reaction of the Triceps Surae Muscle of the Mouse During Electromyostimulation. <i>Frontiers in Physiology</i> , 11.
4	Ludwig, O., <b>Berger, J.</b> , Becker, S., Kemmler, W. & Fröhlich, M. (2019). The impact of whole-body electromyostimulation on body posture and trunk muscle strength in untrained persons. <i>Frontiers in Physiology</i> , 10, 1020.

- 5 **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 (2), 271-281.
  - 6 **Berger, J.,** Ludwig, O., Becker, S., Kemmler, W. & Fröhlich, M. (2020). Effects of an 8-Week Whole-Body Electromyostimulation Training on Cycling Performance, Back Pain, and Posture of a 17-Year-Old Road Cyclist. *International Journal of Athletic Therapy and Training*, Advance online publication.
  - 7 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 (3), 535-546.
-

## Physiologische Grundlagen

Die Innervation der Skelettmuskulatur durch das Zusammenspiel mit dem zentralen Nervensystem (ZNS) geschieht über sogenannte motorische Einheiten, bestehend aus einer Vorderhornzelle des Rückenmarks, einem efferenten motorischen Nerv und den zugehörigen zu innervierenden Muskelfasern. Die Anzahl der zu einer motorischen Einheit zugehörigen Muskelfasern unterliegt einer großen Variabilität von bis zu 2000 Fasern pro Einheit (z.B. *Musculus quadriceps femoris*). Das Signal zur Kontraktion der Muskulatur entspringt im ZNS und wird als Aktionspotenzial über das Motoneuron hin zu den Muskelfasern weitergeleitet. Bei solch einem Ablauf spricht man von einer willentlichen bzw. willkürlichen Kontraktion<sup>[32; 33]</sup>. Die Innervierung der zu einer motorischen Einheit zugehörigen Muskelfasern erfolgt nach dem „Alles-oder-Nichts“ Prinzip<sup>[34]</sup>. Durch das Aktionspotenzial kommt es zu einer Spannungsänderung des Ruhemembranpotenzials der Nervenzelle (Spannung zwischen Intra- und Extrazellularraum durch ungleiche Ionenverteilung über die semipermeable Membran) durch Öffnung von Ionenkanälen, was eine kurzzeitige Depolarisation des Intrazellularraums durch eine Verschiebung der Ionenverteilung hervorruft. Diese Spannungsänderung überträgt sich über das Motoneuron bis zur motorischen Endplatte, welche die Überträgerstelle zwischen dem Nervensystem und der Muskulatur darstellt<sup>[35]</sup>. In der motorischen Endplatte ist an den synaptischen Endköpfchen des Motoneurons der Neurotransmitter Acetylcholin gelagert, welcher bei Auftreten eines Aktionspotenzials in den synaptischen Spalt zwischen der motorischen Endplatte und der Muskelzelle freigesetzt wird. Das Acetylcholin diffundiert zu den zugehörigen Rezeptoren des Sarkolemm, was einen Ionenstrom in das Sarkoplasma, eine lokale Spannungsänderung und anschließend ein postsynaptisches Aktionspotenzial hervorruft<sup>[36]</sup>. Dieses Aktionspotenzial breitet sich entlang des transversalen tubulären Systems des Sarkolemm aus und wird durch Spannungsänderung bis in das Innere der Myofibrille weitergetragen. Es kommt durch die Freisetzung von

Calcium aus dem sarkoplasmatischen Retikulum in das Sarkomer zur Bildung des Querbrückenzyklus zwischen den Aktin- und Myosinfilamenten und dementsprechend zur Kontraktion<sup>[32; 35; 36]</sup>.

In der Zeit in der das auftretende Aktionspotenzial wirkt ist keine weitere Innervation der Muskelfaser möglich, erst nach Ablauf der absoluten Refraktärzeit kann es erneut zu einem auftretenden Aktionspotenzial und einer dementsprechend erneuten Kontraktion kommen. Da ein höherer Reiz zur erneuten Depolarisation der Muskelfaser in der relativen Refraktärzeit notwendig ist um eine erneute Kontraktion auszulösen, kommt es zu einer Überlagerung der Einzelzuckungen, einer sogenannten Summation der Einzelimpulse. Eine Summation der Einzelimpulse führt im weiteren Verlauf bei steigender Frequenzierung zuerst zu einem unvollständigen Tetanus und dann zu einem vollständigen Tetanus, bei dem die Muskelfaser in eine durchgehende Anspannung und Aufsummierung der entstehenden Kraft ohne zwischenzeitlichen Spannungsnachlass verfällt (Abbildung 1)<sup>[3; 32; 33]</sup>.

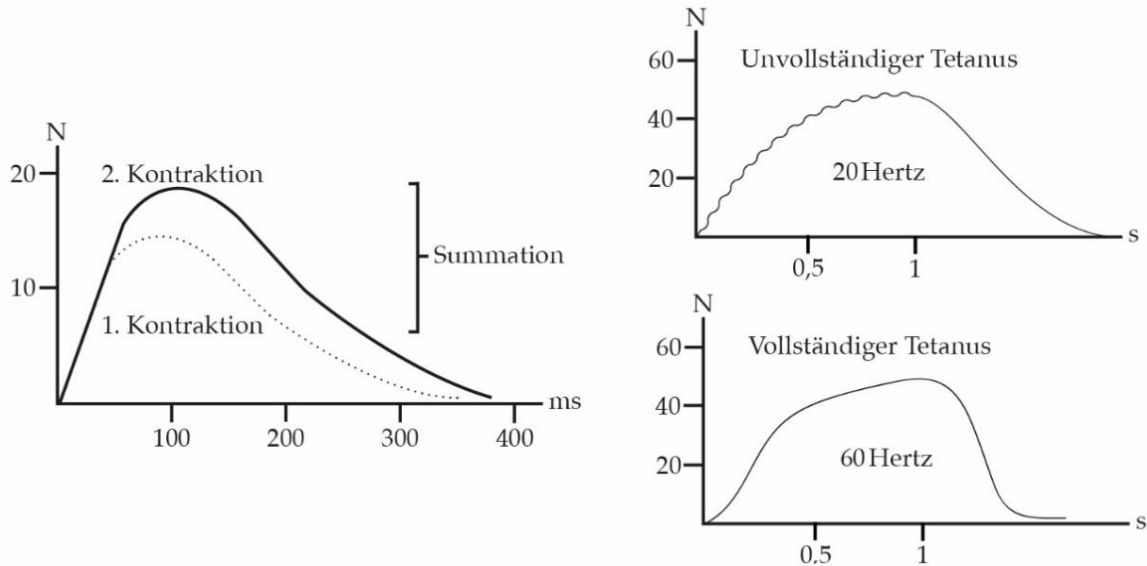


Abbildung 1: Summation von Einzelkontraktionen bis zur Tetanusbildung (adaptiert nach De Marées, 2003, S. 61)

Beim EMS Training wird die Kontraktion unwillkürlich durch einen extern applizierten elektrischen Reiz ausgelöst. Hierbei werden an der Axonmembran des unter der Haut befindlichen Neurons Aktionspotenziale ausgebildet, welche über das Axon des Motoneurons an die motorische Endplatte weitergeleitet werden. Das Signal führt dann an der motorischen Endplatte zu einer Signaltransduktion auf die Muskelzelle und löst eine Kontraktion aus, identisch zur willentlichen, vom ZNS gesteuerten Kontraktion (Abbildung 2)<sup>[3; 5; 37; 38]</sup>. Die Innervation erfolgt trotz der Platzierung der Elektroden auf der Muskulatur über die nervalen Strukturen, da die Axonmembran gegenüber der Muskelfasermembran eine niedrigere Reizschwelle hat und somit von dem applizierten Reiz zuerst betroffen ist<sup>[33]</sup>. Eine direkte Stimulation der Muskulatur durch den externen Reiz wäre nur bei denervierten Muskeln ohne funktionierende motorische Endplatte möglich, wobei hierfür wesentlich höhere Ströme als beim niederfrequenten EMS Training notwendig wären. Im Gegensatz zur willentlichen Kontraktion, welche im ZNS generiert wird, kommt es also zu einem von außen applizierten Reiz, welcher die unwillkürliche Kontraktion der Muskulatur bewirkt<sup>[3]</sup>.

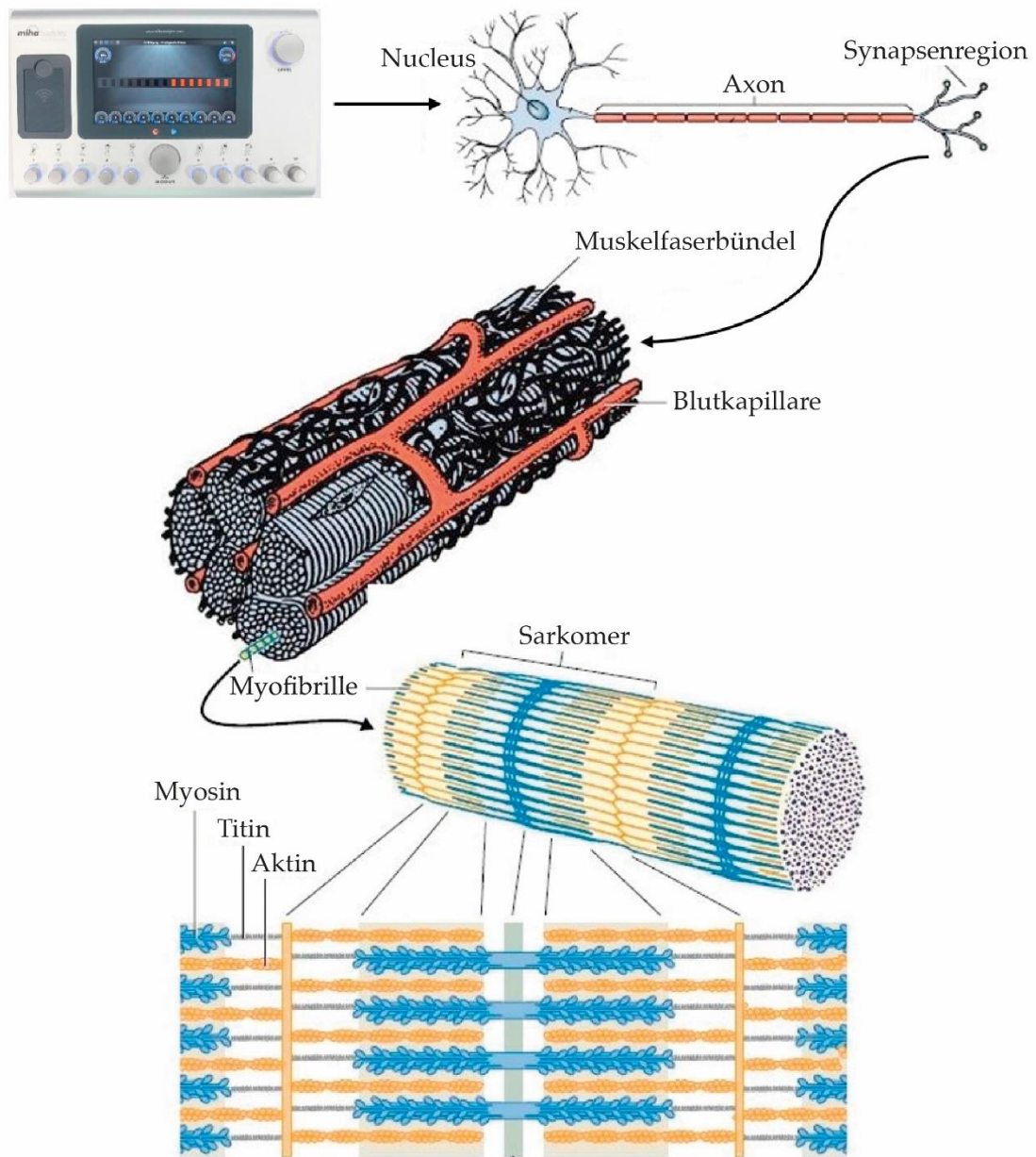


Abbildung 2: Signaltransduktion beim GK-EMS (adaptiert nach aus der Fünten et al., 2013, S. 101)

Wie bei der willkürlichen Kontraktion kommt es beim GK-EMS Training durch eine Aufsummierung von Einzelimpulsen zur Entstehung eines unvollständigen bzw. vollständigen Tetanus und somit zu einer höheren Kraftentwicklung in der Muskulatur<sup>[39]</sup>. Die Anzahl der Impulse, welche beim GK-EMS pro Sekunde auf den Muskel einwirken, wird durch die

Impulsfrequenz bestimmt. Welche Muskelfasern allerdings durch den applizierten Reiz angesprochen werden, ist different zur ursprünglichen Annahme der Innervationsreihenfolge der Muskulatur nach dem Henneman'schen Größenordnungsprinzip. Bei willkürlichen Kontraktionen der Muskulatur werden die motorischen Einheiten normalerweise gemäß ihrer Größe, das heißt von den kleinen zu den großen motorischen Einheiten stimuliert<sup>[40]</sup>. Kleine, langsame motorische Einheiten sind im Allgemeinen für die Stimulation langsamer Typ-I Fasern (slow-twitch-Fasern(ST-Fasern)) und schnellere, größere motorische Einheiten für die Kontraktion schneller Typ-II Fasern (fast-twitch-Fasern (FT-Fasern)) verantwortlich, mit steigender Kraftanforderung werden zuerst die kleinen und erst im Anschluss die größeren motorischen Einheiten stimuliert<sup>[40]</sup>.

Beim GK-EMS Training scheint es zu einer Umkehrung des Rekrutierungsmusters zu kommen, sodass frühzeitig eine Stimulation schnellerer Typ-II Fasern stattfindet. Dies geschieht, da größere motorische Einheiten größere Axone besitzen, welche eine niedrigere Reizschwelle aufweisen als kleinere Axone, welche bei kleinen motorischen Einheiten auftreten<sup>[41]</sup>. Des Weiteren liegen größere motorische Einheiten oft nah an der Hautoberfläche, was eine frühzeitige Stimulation positiv bedingen kann<sup>[42]</sup>. Gregory und Bickel (2005) sprechen beim EMS Training von einer nicht-selektiven, synchronen Rekrutierung der motorischen Einheiten<sup>[43]</sup>, was im Umkehrschluss eine zeitgleiche Stimulation beider Muskelfasertypen bei niedriger Kraftproduktion bedeutet und bereits in niedrigen Intensitätsbereichen ein Training der schnelleren FT-Fasern positiv bedingt<sup>[44]</sup>. Trotz der nicht selektiven Rekrutierung existieren autorenspezifische Frequenzbereiche, welche vorrangig eine Stimulation bestimmter Muskelfaserspektren bedingen sollen<sup>[33; 34]</sup>. Die genauen Auswirkungen in Bezug auf die resultierende Leistungsfähigkeit aufgrund der unterschiedlichen Frequenzen wurde bislang im GK-EMS noch nicht untersucht.

## Geräte- und elektrotechnische Grundlagen

Das GK-EMS Training macht sich grundlegende Eigenschaften des elektrischen Stroms zu Nutze, wobei der Körper als Übertragungsmedium agiert. Wird der Schalter eines Stromkreises geschlossen, wird der Transport von Ladungen einer Stromquelle durch einen Leiter hindurch ermöglicht, was als elektrischer Strom bezeichnet wird. Die hierbei aufkommende Menge an Ladungsträgern, welche in einer bestimmten Zeit durch den Leiter fließt nennt man Stromstärke (Einheit Ampere [A]; Formelzeichen „I“). Zur Bewegung der Ladungsträger muss zwischen zwei Polen einer Spannungsquelle eine Potenzialdifferenz vorliegen, welche auch als elektrische Spannung (Einheit Volt [V]; Formelzeichen „U“) bezeichnet wird. Dies geschieht bei einer ungleichen Verteilung der Elektronen an den Polen der Spannungsquelle. Am negativen Pol sammeln sich übermäßig viele Elektronen, wohingegen am positiven Pol ein Mangelzustand herrscht, es existiert demnach eine Potentialdifferenz. Durch die elektrostatische Anziehung ungleicher Ladungsträger und das Abstoßen von identischen kommt es zur Bewegung der Elektronen durch den Leiter<sup>[3; 5]</sup>.

Leiter werden in 1. und 2. Ordnung unterteilt, bei Leitern 1. Ordnung (bestehend aus Metallen) kommt es zu keiner Veränderung, wenn Strom durch sie fließt, die freien Elektronen wandern geradlinig zum Pluspol. Aus diesem Grund werden Metalle als elektrische Leitungen zur Übertragung von Signalen bzw. elektrischer Energie verwendet<sup>[3; 45]</sup>. Bei Leitern 2. Ordnung (Elektrolyte) kommt es beim Anlegen einer Spannung zu einem Ladungstransport durch Bewegung von Ionen zwischen zwei Polen (positiv geladene Kationen zur negativen Kathode, die negativ geladenen Anionen zur positiven Anode), die Ladungsträger bewegen sich also im Gegensatz zu den Leitern 1. Ordnung in beide Richtungen<sup>[3]</sup>. Genau das ist auch beim GK-EMS der Fall, da die angelegte Spannung zwischen dem Elektrodenpaar wirkt, welches an der Körperoberfläche angebracht ist. Die körpereigenen Strukturen agieren hierbei als Widerstand (Einheit Ohm [Ω]; Formelzeichen „R“) zwischen den beiden Polen, was den Fluss der



Ladungsträger pro Zeiteinheit begrenzt. Diese körpereigenen Widerstände sind in Reihe geschaltet, was bedeutet, dass der Strom nacheinander durch alle Strukturen fließen muss, um zum anderen Pol zu gelangen. Diese körpereigenen Strukturen sind sehr variabel, ihre Leitfähigkeit hängt von vielen Faktoren wie Durchblutung des Gewebes, Flüssigkeits- und Hormonhaushalt des Körpers sowie der Menge der Ionen im Gewebe ab<sup>[34]</sup>. Die angelegte Spannung wird nach dem Ohm'schen Gesetz ( $R=U/I$ ) auf die in Reihe geschalteten körpereigenen Widerstände aufgeteilt, weswegen diese Reihenschaltung auch als Spannungsteiler bezeichnet wird. Die Dicke der oberflächlichen Strukturen wie Hautfalten oder subkutanes Fettgewebe hat also nach dem Ohm'schen Gesetz einen Einfluss auf die Menge an Strom, die letztlich im Muskel ankommt und dort eine Kontraktion hervorruft<sup>[3; 34; 45]</sup>. Diese Aufteilung der Widerstände ist in Abbildung 3 dargestellt. Die angelegte Spannung von 250 V teilt sich je nach Dicke der einzelnen Kompartimente auf, was wiederum im Umkehrschluss die Vermutung zulässt, dass, je dicker die Kutis bzw. das subkutane Fettgewebe, desto höher der maximal verträgliche Impuls. Die in der Muskulatur wirkende Spannung wird demnach aufgrund der in Reihe geschalteten Widerstände bei einem höheren subkutanen Fettanteil zu einem größeren Anteil aufgeteilt als bei Menschen mit einem geringeren subkutanen Fettgewebe und dementsprechend niedrigerem, vor der Muskulatur befindlichen Widerstand.

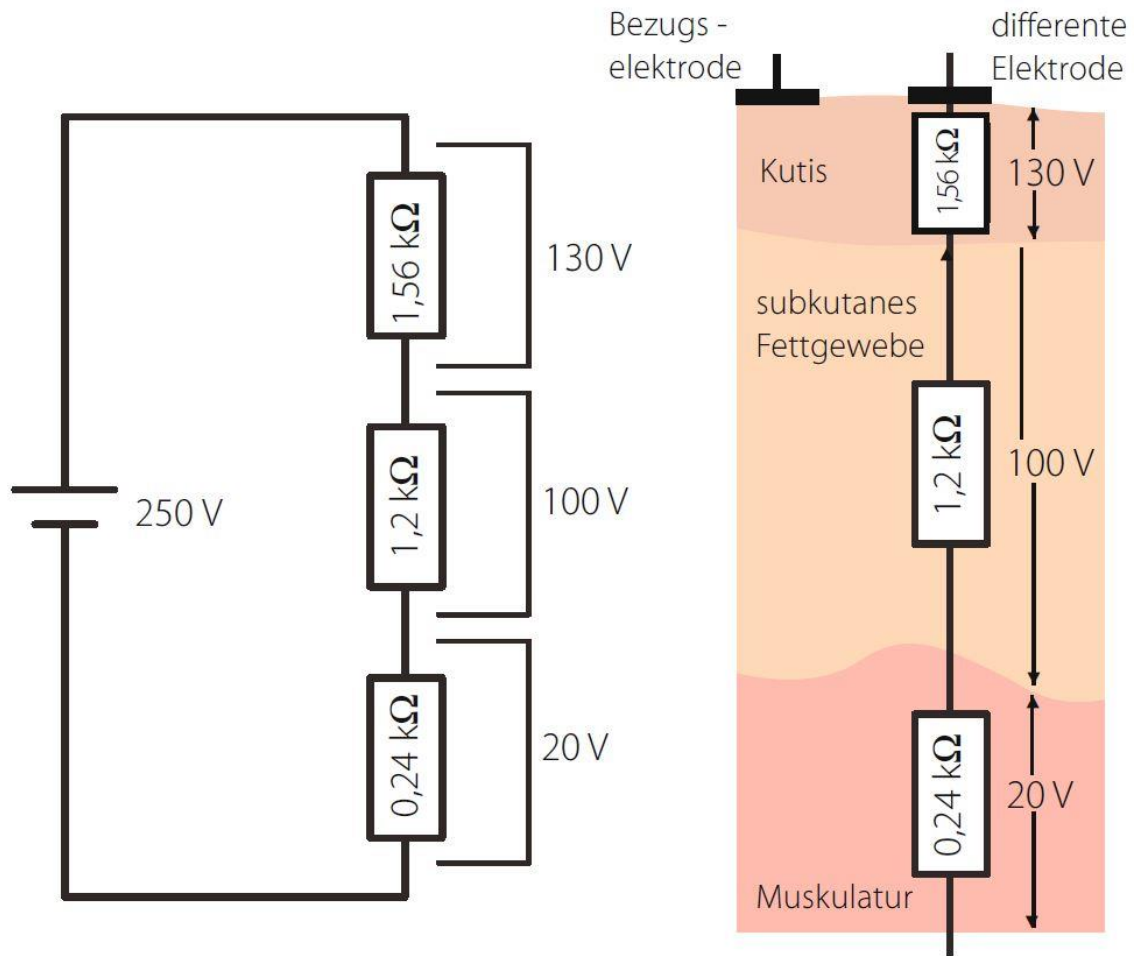


Abbildung 3: Die körpereigenen Strukturen als Spannungsteiler (Wenk, 2011, S. 23)

## **Stimulationsparameter des GK-EMS**

Beim GK-EMS gibt es abgesehen von den allgemeinen Belastungs-normativen, welche für jegliches sportliches Training gültig sind (Umfang, Intensität, Dauer, Häufigkeit, Dichte und Ausführung<sup>[46]</sup>) weitere spezifische Belastungsparameter, sogenannte Stimulationsparameter. Um optimale Trainingserfolge zu generieren und körperliche Beeinträchtigungen bestmöglich zu vermeiden ist die adäquate Anwendung und Abstimmung dieser Stimulationsparameter unabdingbar<sup>[34; 47]</sup>. Die Stimulationsparameter (Impulsanstieg/Impulsform, Impulsbreite, Impulsfrequenz, Impulsdauer/-pause, Impulsstärke) werden im Bedienelement angepasst (Impulsart ausgeschlossen, diese ist immer biphasisch), was eine vielfache Kombinationsmöglichkeit und dementsprechende Schwierigkeit in der Bestimmung des Wirkungsgrades aufgrund eines einzelnen Parameters mit sich bringt.

### **Impulsart**

Bei der Impulsart kann zwischen dem monophasischen und dem biphasischen Impuls unterschieden werden, dies bezeichnet die Modulation der Fließrichtung. Bei den monophasischen (monopolaren) Impulsen fließt der Strom in nur eine Richtung (von Minus- zu Pluspol oder umgekehrt), bei den biphasischen (bipolaren) Impulsen findet ein stetiger Wechsel der Fließrichtung zwischen positiv und negativ statt (Abbildung 4). Beim GK-EMS wird ein biphasischer Impuls verwendet, monopolare Impulse kommen hauptsächlich im lokalen, therapeutischen Bereich zum Einsatz<sup>[3; 22]</sup>.

### **Impulsanstieg/Impulsform**

Der Impulsanstieg beschreibt die Zeit vom Eintreten des Impulses bis zum Erreichen des höchsten Punktes, dem sogenannten „Peak“. Dieser Impulsanstieg kann variabel gewählt werden und bewegt sich normalerweise in

einem Bereich zwischen 0-1 Sekunde, bei 0 Sekunden spricht man von einem Rechteckimpuls (direktes Auftreten des Impulses), bei einer längeren Zeit bis zum Impulspeak von einem einschleichenden Impuls, welcher aufgrund seiner Regulationsmöglichkeiten in Bezug auf das Erreichen des Peaks sowie das Abflachen des Impulses in mehrere Formen (rampenförmig, sinusförmig, dreieckig usw.) unterteilt werden kann. Bei einem Rechteckimpuls wird davon ausgegangen, dass durch die intensive Kontraktion der beanspruchten Muskulatur die schnell zuckenden FT-Fasern direkt von Beginn an angesprochen werden, weswegen dieser Impuls in der Praxis die häufigste Anwendung beim GK-EMS findet. Der einschleichende Impuls dient der Gewöhnung an ein GK-EMS Training und ist für Anfänger angenehmer, da es hier zu einem langsameren Anstieg der Belastung und somit der Vermeidung einer Überforderung der Trainierenden durch die direkte Kontraktion der Muskulatur kommt<sup>[22; 33]</sup>.

### **Impulsfrequenz**

Die Impulsfrequenz definiert die Anzahl der einzelnen Impulse, welche pro Sekunde auf den Muskel appliziert werden und wird in Hertz (Hz) angegeben (Abbildung 4). Jeder Einzelimpuls löst in der Muskulatur ein Aktionspotenzial aus und führt zu einer Kontraktion der unter der Elektrode befindlichen Muskulatur, wobei sich bei einer höheren Frequenz die Einzelimpulse aufsummieren und es zu einem unvollständigen bzw. vollständigen Tetanus kommt (Abbildung 1). Unterschiedlichen Frequenzen wird in der Literatur eine differenzierte Wirkweise auf die Muskulatur zugeschrieben, weswegen unterschiedliche Frequenzen im GK-EMS Training Anwendung finden<sup>[21; 48]</sup>. Frequenzen unter 50 Hz gelten als adäquat zur Stimulation von langsameren ST-Fasern, wohingegen Frequenzen im Bereich zwischen 50-120 Hz eine vorwiegende Stimulation der schnelleren FT-Fasern bedingen sollen, was dementsprechend im Umkehrschluss eine differenzierte Leistungssteigerung durch unterschiedliche Frequenzen bei identischem Trainingsinhalt bedeuten könnte<sup>[4; 49]</sup>.

## **Impulsbreite**

Die Impulsbreite beschreibt die Dauer bzw. die Wirkungszeit eines Einzelimpulses (angegeben in Mikrosekunden ( $\mu\text{s}$ ), Abbildung 4). Bei längerer Impulsdauer dringt der Impuls tiefer in das Gewebe ein und rekrutiert vermehrt motorische Einheiten im Gegensatz zu einem kürzer wirkenden Impuls<sup>[37]</sup>. Impulsbreiten zwischen 200-400  $\mu\text{s}$  werden üblicherweise beim GK-EMS Training verwendet, da ihnen aufgrund der tiefenwirksamen und intensiven Kontraktion der Muskulatur der größte Effekt in Bezug auf die Steigerung der Leistungsfähigkeit zugeschrieben wird, am häufigsten kommt eine Impulsbreite von 350  $\mu\text{s}$  zum Einsatz<sup>[21; 22]</sup>.

## **Impulsdauer/Impulspause**

Die Impulsdauer gilt als Belastungsphase im GK-EMS Training und wird als die Zeit charakterisiert, in der die Impulse auf den Körper wirken. Beim GK-EMS Training erfolgt das Training in einem stetigen Wechsel zwischen Belastung und Erholungsphase in vorher definierten Zeitabständen, welche variabel gewählt werden können. In der Praxis haben sich Impulsdauern von 4-6 Sekunden bei einer anschließenden Erholungsdauer von ebenfalls 4-6 Sekunden bewährt<sup>[2; 12; 21]</sup>. Bei der Wahl des Belastungs-Pausen Verhältnisses spricht man vom Duty Cycle, welcher bei 4 Sekunden Belastung und 4 Sekunden Pause bei 50 % liegt. In vorherigen Studien variierte dieses Verhältnis maßgeblich und wurde, vor allem in der lokalen Anwendung, auch auf weitaus längere Impulsdauern ausgeweitet. Im GK-EMS führen diese andauernden Applikationen allerdings zu einer schnellen Überbeanspruchung der Muskulatur und einem damit einhergehenden Leistungsabfall, weswegen sich eine Impulsdauer von 4-6 Sekunden etabliert hat<sup>[21; 22]</sup>.

## Impulsstärke

Einen zentralen Stimulationsparameter beim GK-EMS Training stellt die Impulsstärke (Intensität), angegeben in Milliampere (mA), dar (Abbildung 4). Die Höhe der Impulsstärke beeinflusst die Muskelkontraktion, je höher die Intensität umso intensiver kontrahiert die unter der Elektrode befindliche Muskulatur<sup>[34]</sup>. Die Intensitätssteuerung erfolgt beim GK-EMS Training üblicherweise mittels einer Rate of Perceived Exertion Scale (RPE-Skala). Hierbei wird die Intensität am GK-EMS Gerät so reguliert, dass sich die Trainierenden in einem bestimmten subjektiv wahrgenommenen Belastungsbereich auf einer Skala zwischen 0-10 befinden, wobei 0 keiner Anstrengung und 10 dem absoluten individuellen Maximum entspricht<sup>[50]</sup>. In der Praxis wird je nach Leistungsstand und Vorerfahrung in einem subjektiv empfundenen Bereich zwischen 4-8 trainiert. Ein Nachteil dieser Intensitätssteuerung ist die fehlende objektive Kontrolle der Intensität wie es beim konventionellen Krafttraining der Fall ist, bei dem die Trainingslasten prozentual vom Gewicht des Einer-Wiederholungs-Maximum (1RM) abgeleitet werden können. Faktoren wie Hautfaltendicke, Anteil des Unterhautfettgewebes, der Hormonhaushalt oder die tägliche Flüssigkeitsaufnahme können die wahrgenommene Intensität des Impulses durch den Organismus verändern, weswegen die Intensitätssteuerung beim GK-EMS Training einen zentralen Faktor darstellt, welcher aktuell noch nicht objektiv regulierbar ist<sup>[3; 22]</sup>.

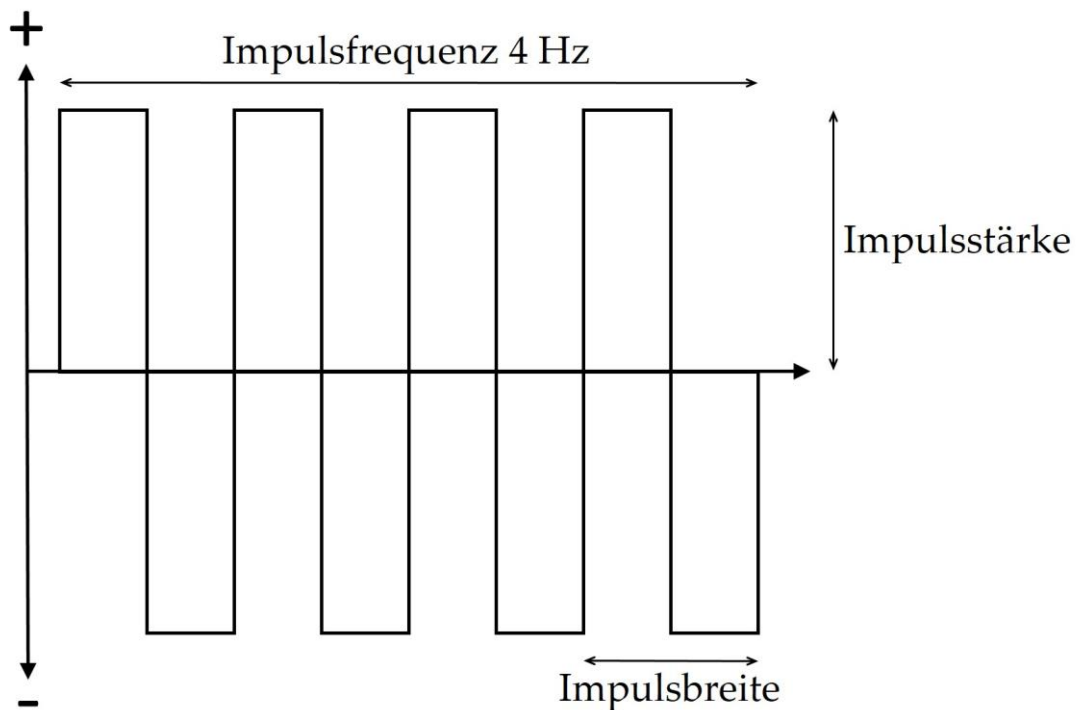


Abbildung 4: Exemplarische Darstellung der Stimulationsparameter Impulsfrequenz (4 Hz), Impulsstärke und Impulsbreite bei biphasischem Impuls

## Stimulationsparameter in der Trainingssteuerung

Die Trainingsplanung und daraus resultierende Effektivität des GK-EMS beruht nicht nur auf den konventionellen Belastungsnormativen, sondern ist maßgeblich abhängig von der Kombination der einzelnen Stimulationsparameter. Werden diese zu niedrig bzw. in einer ungünstigen Kombination gewählt kann es zum Ausbleiben eines Trainingseffektes kommen (z.B. niedrige Impulsfrequenz und niedrige Impulsstärke). Sollten einzelne Stimulationsparameter zu hoch angesetzt werden (z.B. zu hohe Impulsstärke und zu lange Impulsdauer) führt dies aufgrund der unwillkürlichen Muskelkontraktion potenziell zu einer Überlastung des Organismus und anschließenden gesundheitlichen Beeinträchtigungen<sup>[29; 30]</sup>. Eine genaue Abstimmung der einzelnen Parameter wie der Impulsstärke

durch eine individuelle, objektive Steuerung zum Schutz des Organismus sollte somit ein Ziel in der wissenschaftlichen Erkenntnisfindung in Bezug auf GK-EMS Training sein. Ebenso die Wahl der verwendeten Impulsfrequenzen hinsichtlich der gezielten Stimulation einzelner Muskelfasertypen gilt als nicht eindeutig geklärt und könnte zu einer individuellen, für den Organismus optimalen Trainingssteuerung positiv beitragen.

Ein Review von Filipovic et al. (2011) analysiert die einzelnen Stimulationsparameter und ihre effektivste Anwendung in Bezug auf die generierten Leistungssteigerungen durch Korrelation der beiden Faktoren miteinander. Auf Basis der betrachteten Studien scheint die effektivste EMS Anwendung bei einer Impulsstärke von  $> 50$  mA bei  $> 50$  % maximaler willentlicher Kontraktion der Muskulatur, einer Impulsfrequenz von  $> 60$  Hz mit einer Impulsbreite von 200-400  $\mu$ s und einem Duty Cycle von 50 % (20-25 % Duty Cycle bei regenerativer Anwendung) zu liegen. In diesem Review wurden allerdings sowohl lokale als auch GK-EMS Anwendungen untersucht, wobei nur ein kleiner Teil der analysierten Studien eine GK-EMS Anwendung beinhaltet<sup>[22]</sup>. Des Weiteren konnte zwar eine Aussage der effektivsten Anwendung eines isolierten Stimulationsparameters gegeben werden, eine Analyse der Interaktionseffekte der einzelnen Parameter miteinander wurde nicht vorgenommen. Sie bietet daher eine gute Basis zur Anwendung der Stimulationsparameter, eine genauere Betrachtung mit alleinigem Fokus auf GK-EMS sowie die Interaktion der einzelnen Stimulationsparameter miteinander bleibt zum momentanen Zeitpunkt noch aus<sup>[6; 22]</sup>.



## Das GK-EMS Bedienelement

Das GK-EMS Training ist eine technikbasierte Trainingsform und beinhaltet im Gegensatz zum konventionellen Krafttraining weitere Besonderheiten, welche im Folgenden genauer erläutert werden. Abbildung 5 zeigt das Bedienelement „Miha Bodytec 2“ der Firma „Miha Bodytec“ (Gersthofen, Deutschland), welches für die Durchführung der Untersuchungen dieser Synopsis verwendet wurde.



Abbildung 5: GK-EMS Bedienelement Miha Bodytec 2

Der Multifunktionsknopf dient der allgemeinen Steuerung zur Auswahl der Programme und fungiert außerdem als Notaus-Schalter während des Trainings, da dieses bei Berührung sofort abbricht und die applizierte Stimulation unterbunden wird (1). Der Kartenslot (2) dient der Speicherung der Trainingsdaten nach einem Training, der Bildschirm (3) ermöglicht dem Trainierenden eine zusätzliche visuelle Unterstützung bei der Durchführung der Übungen durch einen Avatar. Der Hauptlevelregler (4) dient der Regulierung der maximal auszugebenden Intensität mit einer

Unterteilung von 0-99. Mit den einzelnen Muskelgruppenreglern (5) erfolgt die Intensitätsregulation der Muskelgruppen, diese können individuell voneinander eingestellt werden (0-99), sodass jede Muskelgruppe unabhängig der Anderen an ihr Maximum heran stimuliert werden kann. Acht Muskelgruppen (Oberschenkel, Gesäß, unterer Rücken, oberer Rücken, seitlicher Rücken, Bauch Brust und Oberarme) sind durch ein angelegtes Elektrodensystem mit dem Bedienelement verbunden, des Weiteren können zwei Kanäle zur Stimulation weiterer Muskelgruppen (z.B. Wade oder Unterarm) durch zusätzlich angebrachte Elektroden verwendet werden.

Da über die genaue Unterteilung zwischen den einzelnen Stufen in Bezug auf die ausgegebene Intensität je Regelungseinheit (in Ampere) keine Angaben von Seiten des Geräteherstellers bekannt sind, wurde eine Messung des Gerätes zur Bestimmung der genauen Intensitätsabstufungen durchgeführt. Mit Hilfe eines Wavesurfer 3402 Oszilloskops (Teledyne Technologies, Thousand Oaks, USA) und einem exemplarischen Widerstand von 1 Kiloohm ( $k\Omega$ ), welcher den Widerstand des menschlichen Körpers simulieren soll, wurden die mA Werte der einzelnen Stufen bei Veränderung des Hauptlevelreglers sowie der Muskelgruppenregler gemessen (Tabelle 2).

Tabelle 2: Exemplarische Messung des GK-EMS Bedienelementes

		Muskelgruppenregler [Stufe]								
		20	30	40	50	60	70	80	90	99
Hauptlevelregler [Stufe]	10	0.15	0.52	1.18	1.85	2.52	3.18	3.85	4.51	5.04
	20	0.95	2.40	4.07	5.84	7.56	9.28	11.00	12.72	14.10
	30	2.30	4.77	7.42	10.53	13.41	16.29	19.17	22.05	24.35
	40	3.90	7.50	11.20	15.06	18.84	22.62	26.40	30.18	33.20
	50	5.58	10.20	14.96	19.72	24.48	29.42	34.00	38.76	42.57
	60	7.30	12.80	18.72	24.44	30.26	36.08	41.90	47.72	52.38
	70	8.90	15.70	22.40	29.16	35.89	42.62	49.35	56.08	61.46
	80	10.76	18.60	26.24	33.64	41.16	48.68	56.20	63.72	69.74
	90	12.74	21.25	29.80	38.36	46.92	55.47	64.03	72.58	79.42
	99	14.52	23.76	33.12	42.94	52.52	62.11	71.70	81.28	88.95

Alle Werte sind in Milliampere angegeben

Zwischen den einzelnen Elektrodenpaaren konnten keine Unterschiede in Bezug auf die ausgegebenen Messwerte (in mA) festgestellt werden, alle Muskelgruppen erhalten bei identischer Einstellung den identischen Output. Des Weiteren scheinen die Intervalle der einzelnen Stufen zueinander im Rahmen der exemplarischen Messgenauigkeit ähnlich zu sein sowie ein gleiches Verhalten des Hauptlevelreglers und des Muskelgruppenreglers zueinander zu existieren. Dies äußert sich dadurch, dass bei einer Einstellung des Hauptlevels von 80 und des Muskelgruppenreglers von 20 ähnliche Werte wie bei umgekehrter Einstellung (Hauptlevel 20, Muskelgruppe 80) gemessen werden konnten. Die Messung muss als exemplarische Messung angesehen werden und dient lediglich als grobe Orientierung des maximalen Geräteoutputs. Ebenso der gewählte Widerstand von 1 k $\Omega$ , welcher den menschlichen Körper simulieren soll, kann nur als exemplarischer Widerstand angesehen werden, da der reelle Körperwiderstand einer Person von vielen Faktoren in der Praxis abhängt (Hydratation, subkutanes Fettgewebe etc.), welche in eine solche Messung nicht integriert werden können<sup>[3; 37]</sup>.

## Sicherheitsaspekte und Kontraindikationen

Das GK-EMS Training ist eine Trainingsform, welche sowohl durch die besonderen physiologischen Ansprüche als auch die hohe Intensität des Trainingsreizes (vergleichbar mit einem hoch intensiven Krafttraining) eine Herausforderung für den Organismus darstellt und bei falscher Anwendung gesundheitliche Schäden hervorrufen kann<sup>[28; 29; 51]</sup>. Vor allem in Bezug auf die Ausschüttung der CK, welche als Marker für die Muskelschädigung der Skelettmuskulatur gilt, kam es in der Vergangenheit zu negativen Schlagzeilen in Verbindung mit dem GK-EMS Training. Eine signifikante Erhöhung der CK-Werte um ein Vielfaches des Normalbereiches stellt ein ernst zu nehmendes Risiko für den Organismus dar<sup>[29]</sup>. Bei korrekter Anwendung des Trainings, adäquater Kontrolle der Belastungsintensität sowie einem, unabhängig vom Trainingsniveau des Trainierenden, moderaten Einstieg mit ausreichenden Regenerationszeiten ist ein GK-EMS Training durchaus als ein sicheres, gesundheitsförderndes sowie leistungssteigerndes Training anzusehen, dessen positive Wirkung bereits sowohl im gesundheitlichen als auch im Leistungssportlichen Kontext untersucht wurde<sup>[6; 12-14; 28]</sup>.

Nicht zuletzt aus diesen beschriebenen Gründen sollte das Training besonderen Sicherheitskriterien unterliegen, um etwaige gesundheitliche Komplikationen zu vermeiden. Aufgrund vergangener missbräuchlicher Anwendung sowie Fällen von physischer Beeinträchtigung durch eine zu intensive Applikation wurden Sicherheitsnormen in Form einer Strahlenschutzverordnung sowie einer Deutschen Industrie Norm (DIN 33961-5) verfasst<sup>[27]</sup>. Diese Leitlinien bzw. Vorgaben zur Anwendung von nicht-medizinischem, kommerziellem GK-EMS Training dienen sowohl dem Schutz des Trainierenden als auch als Absicherung für den Trainer, da eine Hilfestellung gegeben wird um Krankheitsbilder oder auftretende gesundheitliche Veränderungen einzuordnen, gegebenenfalls ein Training erst nach ärztlicher Abklärung durchzuführen oder gänzlich zu vermeiden. Grundsätzlich wird beim GK-EMS Training zwischen relativen- und absoluten Kontraindikationen unterschieden, welche vor der ersten

Anwendung überprüft werden müssen. Relative Kontraindikationen schließen ein GK-EMS Training partiell an bestimmten Körperregionen oder ohne vorherige ärztliche Abklärung aus, wie akute Rückenbeschwerden ohne ärztliche Diagnose, kardiovaskuläre Erkrankungen oder Ödembildungen im Körper. Die vorherige ärztliche Abklärung dient hierbei der Ursachenfindung, da relative Kontraindikationen oftmals nur Symptome darstellen, welche zwar ein Training nicht grundlegend ausschließen, die Ursache dahinter aber abgeklärt werden muss, um die Gesundheit des Trainierenden zu gewährleisten<sup>[27; 28]</sup>.

Absolute Kontraindikationen hingegen schließen ein Training im kommerziellen, nicht medizinischen Bereich grundlegend aus, da diese die Physis maßgeblich einschränken und den Körper in seiner Gesundheit stark beeinträchtigen. Hierunter fallen z.B. Arteriosklerose, Diabetes Mellitus, Träger von Herzschrittmachern oder Tumorerkrankungen sowie Hämophilie und der akute Einfluss von Alkohol oder Drogen. Im medizinischen Bereich ist unter besonderen Voraussetzungen und ärztlicher Überwachung ein Training trotz einer im konventionellen Bereich geltenden absoluten Kontraindikation durchführbar (z.B. Diabetes Mellitus oder Tumorerkrankungen), hier ist allerdings explizit auf den Unterschied in der Betreuung, der Voranamnese und der ständigen Trainingskontrolle zu verweisen, weswegen eine Vergleichbarkeit von medizinischem- und konventionellem Trainingssetting nicht möglich ist und ein Übertrag als nicht zulässig erachtet wird<sup>[2; 12; 28; 52]</sup>.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Sicherheit beim GK-EMS Training eine maßgebliche Rolle spielt und je nach Anwendungsfeld, Zielgruppe und Inhalt des Trainings an die Umstände angepasst werden muss. Faktoren wie ein adäquater Betreuungsschlüssel von maximal einem Trainer zu zwei Trainierenden und somit dem Ausschluss eines GK-EMS Gruppentrainings, einer initial angepassten ersten GK-EMS Trainingseinheit sowie der ständigen visuellen und physischen Kontrolle der Trainierenden sowohl während des Trainings als auch nach den Trainingseinheiten sind hierbei nur ein paar Faktoren, welche es zu beachten gibt um eine maximale Sicherheit der Trainierenden und das Wohlbefinden des Organismus zu gewährleisten<sup>[12; 27; 28]</sup>.

### III. Die Publikationen

In Kapitel II wurden bereits die substanziellen Inhalte der vorliegenden Synopsis in ihren Grundzügen dargestellt. Diese stellen die Basis der Hypothesen dar, welche in den Publikationen 1-7 untersucht wurden. Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, sowohl auf die Grundlagenforschung einzelner Stimulationparameter einzugehen und die Effektivität dieser zu analysieren, als auch die Anwendbarkeit des GK-EMS Trainings bei verschiedenen Zielgruppen und die damit einhergehende Effektivität des Trainings zu überprüfen. Im Folgenden sind die Publikationen 1-7 der vorliegenden Dissertationsschrift in ihrer veröffentlichten Form mit zugehöriger Zusammenfassung dargestellt. Die Publikationsreihenfolge basiert aufgrund der unterschiedlichen Zeitspanne der Begutachtungsprozesse der Fachzeitschriften auf der inhaltlichen Genese.

Die Publikationen 1 und 2 beschäftigen sich mit der Bestimmung der maximalen Intensitätstoleranz als objektives Maß der Trainingssteuerung im GK-EMS sowie potenziellen anthropometrischen Einflussfaktoren auf deren Ausprägung<sup>[53; 54]</sup>. Aufbauend darauf befassen sich die Publikationen 3-5 mit der Applikation verschiedener Impulsfrequenzen und der daraus resultierenden Effektivität in Bezug auf verschiedene sportartspezifische Leistungsparameter<sup>[55-57]</sup>. Publikation 3 stellt hierbei aufgrund der ex vivo Durchführung an einem isolierten Muskel einer Labormaus eine Sonderform dar und kann als Voruntersuchung zur Studiendurchführung der Publikationen 4 und 5 angesehen werden. Die Publikationen 6 und 7 überprüfen die Anwendbarkeit des GK-EMS an einer jugendlichen Zielgruppe mit leistungssportlichem Hintergrund sowie den potenziellen Leistungssteigerungen bei diesen Athleten durch ein additives GK-EMS Training<sup>[58; 59]</sup>. Die Interpretation der gewonnenen Ergebnisse sowie die Kombination des Erkenntnisgewinns aller in der Synopsis enthaltenen Beiträge erfolgt in der darauffolgenden additiven Analyse sowie Kapitel V, in dem ein Modell der Einflussfaktoren des GK-EMS Trainings dargestellt wird.

## Publikation 1

### **Adjustment Effects of Maximum Intensity Tolerance During Whole-Body Electromyostimulation Training.**

**Berger, J., Becker, S., Backfisch, M., Eifler, C., Kemmler, W. & Fröhlich, M. (2019).** Adjustment Effects of Maximum Intensity Tolerance During Whole-Body Electromyostimulation Training. *Frontiers in Physiology, 10* (920).

Dieser Artikel wurde am 21.01.2019 bei Frontiers in Physiology zum Peer-Review-Verfahren eingereicht, am 08.07.2019 akzeptiert und am 24.07.2019 veröffentlicht.

## Zusammenfassung

**Einführung:** Die Intensitätssteuerung beim GK-EMS erfolgt meist durch die Verwendung von subjektiven Beanspruchungsskalen (z.B. BORG-Skala). Im konventionellen Krafttraining werden oftmals anhand eines Einer-Wiederholungs-Maximums prozentuale Trainingsintensitäten zur objektiven Trainingssteuerung abgeleitet. Um dieses Verfahren auf das GK-EMS zu übertragen wäre die Bestimmung eines vergleichbaren Maximums ein möglicher Ansatz. Ziel dieser Studie war es daher zu untersuchen, ob nach mehreren aufeinanderfolgenden EMS-Applikationen ein Plateau der maximal tolerierbaren Intensität zu erkennen ist.

**Methodik:** Insgesamt 52 Probanden ( $24.1 \pm 3.2$  Jahre;  $76.8 \pm 11.1$  kg;  $1.77 \pm 0.09$  m) nahmen an der Längsschnittuntersuchung teil (38 Männer, 14 Frauen). Jeder Teilnehmer absolvierte vier aufeinanderfolgende GK-EMS Applikationen (T1-T4) im Abstand von je einer Woche zueinander. Alle Muskelgruppen wurden hierbei nacheinander bis zu ihrem individuellen Maximum stimuliert und zu einem Ganzkörper-Index kombiniert, um eine mögliche Aussage über die Entwicklung der maximalen Intensitätstoleranz des gesamten Körpers zu treffen.

**Ergebnisse:** Es ergab sich ein signifikanter Haupteffekt zwischen den Messzeitpunkten für alle Teilnehmer ( $p < .001$ ;  $\eta^2 = 0.39$ ) sowie geschlechterspezifisch für Männer ( $p = .001$ ;  $\eta^2 = 0.18$ ) und Frauen ( $p < .001$ ;  $\eta^2 = 0.57$ ). Es konnten keine Interaktionseffekte für Geschlecht  $\times$  Messzeitpunkt festgestellt werden ( $p = 0.394$ ). Die maximale Intensitätstoleranz stieg signifikant von T1 zu T2 ( $p = .001$ ) und T2 zu T3 ( $p < .001$ ). Es gab keinen signifikanten Unterschied zwischen T3 und T4 ( $p = 1.0$ ).

**Diskussion:** Es erfolgt eine Anpassung der individuellen maximalen Intensitätstoleranz an ein GK-EMS Training nach drei aufeinanderfolgenden Tests. Die Bestimmung dieses maximalen Parameters stellt einen Ansatz zur Ermittlung objektiver Trainingsbereiche im GK-EMS Training dar und könnte eine systematische Trainingssteuerung im GK-EMS Training ermöglichen.





# Adjustment Effects of Maximum Intensity Tolerance During Whole-Body Electromyostimulation Training

Joshua Berger<sup>1\*</sup>, Stephan Becker<sup>1</sup>, Marco Backfisch<sup>1</sup>, Christoph Eifler<sup>2</sup>, Wolfgang Kemmler<sup>3</sup> and Michael Fröhlich<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Sports Science, Technische Universität Kaiserslautern, Kaiserslautern, Germany, <sup>2</sup>Department of Applied Training Science, German University of Applied Sciences for Prevention and Health Management (DHIPG), Saarbrücken, Germany, <sup>3</sup>Institute of Medical Physics, Friedrich Alexander University of Erlangen-Nürnberg, Erlangen, Germany

## OPEN ACCESS

### Edited by:

Shi Zhou,  
Southern Cross University, Australia

### Reviewed by:

Francisco J. Amaro-Gahete,  
University of Granada, Spain  
Luis Manuel Rama,  
University of Coimbra, Portugal  
Conor M. Minogue,  
University College Dublin, Ireland

### \*Correspondence:

Joshua Berger  
joshua.berger@sowi.uni-kl.de

### Specialty section:

This article was submitted to  
Exercise Physiology,  
a section of the journal  
Frontiers in Physiology

Received: 21 January 2019

Accepted: 08 July 2019

Published: 24 July 2019

### Citation:

Berger J, Becker S, Backfisch M,  
Eifler C, Kemmler W and Fröhlich M  
(2019) Adjustment  
Effects of Maximum Intensity  
Tolerance During Whole-Body  
Electromyostimulation Training.  
Front. Physiol. 10:920.  
doi: 10.3389/fphys.2019.00920

Intensity regulation during whole-body electromyostimulation (WB-EMS) training is mostly controlled by subjective scales such as CR-10 Borg scale. To determine objective training intensities derived from a maximum as it is used in conventional strength training using the one-repetition-maximum (1-RM), a comparable maximum in WB-EMS is necessary. Therefore, the aim of this study was to examine, if there is an individual maximum intensity tolerance plateau after multiple consecutive EMS application sessions. A total of 52 subjects ( $24.1 \pm 3.2$  years;  $76.8 \pm 11.1$  kg;  $1.77 \pm 0.09$  m) participated in the longitudinal, observational study (38 males, 14 females). Each participant carried out four consecutive maximal EMS applications (T1–T4) separated by 1 week. All muscle groups were stimulated successively until their individual maximum and combined to a whole-body stimulation index to carry out a possible statement for the development of the maximum intensity tolerance of the whole body. There was a significant main effect between the measurement times for all participants ( $p < 0.001$ ;  $\eta^2 = 0.39$ ) as well as gender specific for males ( $p = 0.001$ ;  $\eta^2 = 0.18$ ) and females ( $p < 0.001$ ;  $\eta^2 = 0.57$ ). There were no interaction effects of gender  $\times$  measurement time ( $p = 0.394$ ). The maximum intensity tolerance increased significantly from T1 to T2 ( $p = 0.001$ ) and T2 to T3 ( $p < 0.001$ ). There was no significant difference between T3 and T4 ( $p = 1.0$ ). These results indicate that there is an adjustment of the individual maximum intensity tolerance to a WB-EMS training after three consecutive tests. Therefore, there is a need of several habituation units comparable to the identification of the individual 1-RM in conventional strength training. Further research should focus on an objective intensity-specific regulation of the WB-EMS based on the individual maximum intensity tolerance to characterize different training areas and therefore generate specific adaptations to a WB-EMS training compared to conventional strength training methods.

**Keywords:** adjustment effects, familiarization, intensity tolerance plateau, specific adaptations, whole-body electromyostimulation

## INTRODUCTION

Electromyostimulation training (EMS training) has been used since the early 1970s as a high-intensity training technology in high-performance sports, physical therapy, and rehabilitation (Selkowitz, 1985, 1989; Duchateau and Hainaut, 1988; Binder-MacLeod and McDermond, 1992; Filipovic et al., 2011, 2012; Kemmler et al., 2018). Electrodes attached to the skin lead to involuntary contraction of the muscles underneath the electrodes while in conventional strength training, voluntary muscle contraction against a resistance takes place. In conventional strength training, differentiated intensities are derived to control training and generate specific adaptations of the musculature to athletic exercise. These intensities are often based on the one-repetition-maximum (1-RM). The 1-RM has been established as a simple, economic, and adequately valid option to determine training intensity levels. It is considered the gold standard of muscle strength evaluation in non-laboratory conditions (LeSuer et al., 1997; Ritti-Dias et al., 2005; Levinger et al., 2009; Kenney et al., 2015). Due to the complexity of movement and neuronal adaptation mechanisms, strength training beginners are often not able to exploit their absolute maximum capabilities the first time they exercise. Only after repeated units, the personal best may be reached at all (Rutherford and Jones, 1986; Mayhew et al., 1989; Braith et al., 1993; Ritti-Dias et al., 2005, 2011; Wirth et al., 2012). This means that athletes require consecutive stimuli until they are able to reach a certain plateau or their individual maximum. This individual learning and familiarization phase is said to be unexplored in EMS training. Furthermore, there is insufficient knowledge in the fields of deriving percentage training intensities and determining individual maximum intensity tolerances or an equivalent to the 1-RM.

The individual training fields for EMS training are usually specified by assessing the degree of perceived exertion based on the Borg RPE (rating of perceived exertion) scale (Borg, 1998; Kemmler et al., 2012, 2016b,c,d; Kemmler and von Stengel, 2012; Amaro-Gahete et al., 2018). To date, objectified training intensities have not been measured. In their work, Alon and Smith already examined the adaptation to an EMS application after several consecutive sessions and found that the maximum intensity tolerance continuously increases (Alon and Smith, 2005). However, they focused on one muscle only (m. quadriceps femoris) and the combination of an EMS application and maximum voluntary isometric contraction (MVC). Familiarization and adaptation effects regarding a whole-body EMS training have not been identified yet. Training guidelines recommend an 8- to 10-week adaptation phase in order to avoid unwanted metabolic effects. This, however, does not allow any statement on the individual maximum intensity tolerance (Kemmler et al., 2016a).

Therefore, the aim of this study is to determine whether a maximum intensity tolerance plateau occurs after multiple consecutive whole-body electromyostimulation (WB-EMS) application sessions.

## MATERIALS AND METHODS

### Study Design and Subjects

A total of 59 test subjects participated in the longitudinal, observational analysis in a panel design. Four consecutive tests were performed at the same time of day with a 1-week interval. Due to health complications and further personal reasons (not related to the WB-EMS application), seven persons did not perform four consecutive tests, so that in the end, 38 male and 14 female participants ( $n = 52$ ) were entered in the study. Participants' characteristics are shown in **Table 1**.

All participants were EMS beginners, recruited via e-mail distribution lists, flyers, and personal contact. Exclusion criteria were acute or chronic diseases, infections or limitations to the musculoskeletal system, EMS experience in the past, and open skin lesions, which would have inhibited EMS application. The subjects had to be between 18 and 40 years of age with a BMI < 30 kg/m<sup>2</sup>, and they were not allowed to take any medication that might have affected the examination (pain medication, beta blockers, etc.). Before study start, a detailed anamnesis questionnaire had to be completed in order to exclude any relative and/or absolute contraindications for EMS training (Vatter et al., 2016; Kemmler et al., 2016a). Furthermore, the course of the study, the testing design, and potential risks were explained in detail. Before entering the study, all participants provided written informed consent to the experimental procedure and written consent pertaining to data use. The study was conducted based on the current Declaration of Helsinki guidelines (World Medical Association, 2013) and approved by the ethics commission of the German University of Applied Sciences for Prevention and Health Management (project number 02/17).

### Materials

The WB-EMS application was carried out with the miha bodytec 2 EMS device from Miha Bodytec. The device includes one main controller to manage the possible maximal output of the device and 10 subcontrollers to dose the specific muscle groups (**Figure 1**). In this investigation, we just used the eight prepared muscle groups with no additional muscle groups using the canals 9 and 10. The muscle groups were stimulated using an electrode vest including five pairs of electrodes (lower back, latissimus, upper back, abdomen, and chest), a hip belt to stimulate the gluteus muscle and one

**TABLE 1 |** Anthropometric data for the entire group ( $n = 52$ ) and the gender subgroups, shown in mean value  $\pm$  standard deviation; BMI = body mass index.

	<b>N</b>	<b>Height [cm]</b>	<b>Weight [kg]</b>	<b>Age [years]</b>	<b>Body fat [%]</b>	<b>BMI [kg/m<sup>2</sup>]</b>
General	52	177.9 $\pm$ 8.9	76.76 $\pm$ 11.06	24.13 $\pm$ 3.28	18.14 $\pm$ 7.67	24.20 $\pm$ 2.31
Women	14	167.8 $\pm$ 5.1	65.84 $\pm$ 7.94	23.84 $\pm$ 3.00	28.29 $\pm$ 4.48	23.35 $\pm$ 2.28
Men	38	181.6 $\pm$ 6.6	80.79 $\pm$ 9.21	24.93 $\pm$ 3.95	14.40 $\pm$ 4.56	24.52 $\pm$ 2.27

belt pair each for the thighs and the upper arms. To avoid the direct contact of the electrodes to the skin, a special functional EMS lingerie was used. All the electrodes (vest and belts) were moistened before use to guarantee a better conductivity from the electrodes to the participants' body. The EMS application and the way of using the workout clothes were in line with the manufacturer's instructions (Miha Bodytec, Augsburg, Germany). Body fat was determined using the Tanita BC-418 body composition analyzer with the software GMON v.3.2.3. 10. The participants were instructed to drink 1 litre of water up to 60 min before the bioimpedance analysis to reduce the variability of the results.

## Tests

The tests were conducted based on common EMS application stimulation parameters, i.e., a frequency of 85 Hz, an impulse width of 350  $\mu$ s, and a bipolar impulse without impulse increase (rectangular impulse) with interchanging 4-s load and 4-s break intervals (Filipovic et al., 2011; Kemmler et al., 2012, 2018).

Each muscle group was strained in intervals up to their individual, subjective maximum. The maximum was determined by the point at which the test person gave the signal to stop the strain due to the highest degree of strain that could be endured. The last stimulation value output by the EMS device was therefore recorded as the maximum intensity tolerance. This is, however, just a numerical value that cannot be equated with a specific value in milliamperes (mA). All maximum intensity tolerances refer to the stimulation of a specific muscle. The device was set up so that a maximum output and thus maximum device load were possible [maximal value of the main level controller (99)]. All muscle groups were strained consecutively in this way. During the tests, the test persons were never informed about the stimulation value or

the maximum intensity tolerances of any of the previous tests. This resulted in a maximum intensity tolerance range of 0–99 (device-specific unit, 0–75 mA) for each muscle group. For a better understanding, **Figure 1** shows the miha bodytec 2 device including the main level controller as well as the specific muscle groups. The individual muscle groups were combined into an unweighted, additive index in order to come to a statement on the development of the entire body and not only a specific muscle group. After a preceding impulse adaptation, each test person took part in four consecutive tests in 1-week intervals. Four tests were selected for better comparability with the approach to the determination of 1-RM in conventional strength training. A separation of 1 week was used to guarantee complete regeneration after each session. In order to exclude time-of-day effects, the tests were performed at the same time of day for each test person. In addition, the participants were always examined by the identical research staff. Before each test, a new anamnesis questionnaire on the current condition was completed in order to exclude spontaneously occurring contraindications (intake of pain medication or alcohol, muscle aches, liquid receptive before the training, etc.).

## Statistics

Sample size was calculated using G\*power 3.1.9.4 (university of Düsseldorf, Germany). With an effect size of 0.25, total sample size was calculated by 36 participants (Faul et al., 2007). With regard to possible drop-outs, more participants were admitted to the study. Statistical evaluation and graphics generation were executed using IBM SPSS (SPSS Version 25.0, Chicago, IL, USA). The normal distribution was verified by means of the Shapiro-Wilk test. Because of this criteria, to check the maximum intensity tolerance index development, the four test times T1–T4 were analyzed by means of



**FIGURE 1** | WB-EMS device miha bodytec 2.

repeated-measures analysis of variance. Since ANOVA is known to be robust when it comes to infringements of the normal distribution, it was applied every time (Schmider et al., 2010). *Post hoc* comparisons including Bonferroni correction were performed to detect differences between the measurement times. As the Mauchly test indicated a violation of sphericity, the degrees of freedom corrected according to Huynh-Feldt were used for the further calculation of  $p$  [because epsilon by Greenhouse Geiser  $>0.75$  (Girden, 1992; Field, 2009)]. Furthermore, the effect size  $\eta^2$  was calculated (Cohen, 1988). The significance level was set to  $p < 0.05$ .

## RESULTS

Since the device-specific maximum was reached for eight test persons during the four test dates, the number of valid data records was reduced to 44. **Table 2** represents the index values of the individual test days. Between the measurement times, a significant main effect  $F(2.46; 105.96) = 26.95$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.39$  was identified, which categorizes the effect size as large according to Cohen. To differentiate between genders, the degrees of freedom corrected according to Greenhouse Geiser were applied. For the male test persons, a significant main effect was identified  $F(2.21; 77.41) = 7.66$ ,  $p = 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.18$ . Also for the female test persons, a significant main effect was found between the measurement times with  $F(1.84; 22.07) = 15.82$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.57$ . Significant main effects were also identified pertaining to the gender factor:  $F(1; 45) = 12.09$ ,  $p = 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.21$ . There were no significant interaction effects for gender multiplied by measurement time [ $F(3; 135) = 1.00$ ,  $p = 0.394$ ,  $\eta^2 = 0.02$ ].

There were significant differences between the measurement times T1 to T2 and T2 to T3. There were no significant differences between T3 and T4. The maximum intensity tolerance index values for the various measurement times (including confidence interval for men and women) as well as the percentage increases over the measurement times are included in **Tables 2** and **3**. For improved understanding, the boxplots for all test person data and gender specifics are shown in **Figure 2**.

## DISCUSSION

The results of this study show that a plateau develops after the third test session of consecutive measurements of the

maximum intensity tolerance. A possible reason could be the habituation to the external electrical stimulation on the one hand and the muscular-coordinative adaptations on the intramuscular level on the other hand. Also neuronal adaptation caused by the maximal stimulation could be important. Therefore, the maximum intensity tolerance should be determined based on several consecutive test units in order to exclude the named influencing factors in the interpretation of results. This approach seems to be similar to that pertaining to the determination of the 1-RM, for which a certain number of familiarization and adaptation sessions is required to reach the individual maximum (Reynolds et al., 2006; Ritti-Dias et al., 2011). In conventional strength training, usually 2 weeks of learning and adaptation training with four measurement sessions precede the actual 1-RM determination so that the training intensity can be derived based on the 1-RM. Similarly, the determination of the individual maximum intensity tolerance through preceding adaptation sessions could serve as a preparation for the whole-body EMS training (Ritti-Dias et al., 2011). So far, one habituation session to an EMS training is recommended, which seems not sufficient to account all habituation and learning effects to a maximum electrical intensity.

Previous analyses did not identify any intensity tolerance adaptation in consecutive tests. For example, Alon and Smith (2005) conducted six NMES (neuromuscular electrical stimulation) sessions with 21 test persons within 2 weeks to see whether an adaptation of the maximum intensity tolerance would occur. During these examinations, they did not identify any adaptations. This could have been due to the isolated stimulation of the right-hand side m. quadriceps femoris in contrast to our whole-body index of maximum intensity tolerance (Alon and Smith, 2005). It remains to be clarified with more test persons whether there is a difference between beginners and experienced subjects at the point of plateau like in the 1-RM bench pressing and squats tests by Ritti-Dias et al. (2011). First studies by Hortobágyi et al. (1992) with 12 test persons point to a difference in maximum intensity tolerance between trained and untrained subjects. The trained persons exhibited a strength value for the m. biceps brachii that was up to 29% higher than that of the untrained participants. With 31.3 mA measured for the trained and 21.9 mA for the untrained subjects, the tolerated intensity strength was clearly higher in the trained subjects (Hortobágyi et al., 1992). The difference of the sensory threshold between males and females, i.e., the response to

**TABLE 2** | Maximum intensity tolerance as mean value  $\pm$  standard deviation and 95% confidence interval [CI] of the measuring times T1–T4 for the entire collective and men and women.

Time of measuring	Maximum intensity tolerance of all participants [CI]	Maximum intensity tolerance of men [CI]	Maximum intensity tolerance of women [CI]
T1	61.03 $\pm$ 11.71 [57.59–64.47]	64.67 $\pm$ 10.15 [61.13–68.22]	51.49 $\pm$ 10.31 [45.25–57.72]
T2	64.57 $\pm$ 10.50 [61.48–67.65]	67.02 $\pm$ 9.62 [63.65–70.37]	58.18 $\pm$ 10.35 [51.92–64.42]
T3	68.97 $\pm$ 10.97 [65.75–72.19]	71.25 $\pm$ 9.42 [67.96–74.54]	63.03 $\pm$ 12.83 [55.27–70.78]
T4	70.46 $\pm$ 13.62 [66.46–74.46]	73.50 $\pm$ 13.03 [68.95–78.04]	62.51 $\pm$ 12.26 [55.10–69.92]

an external impulse, also seems to have been confirmed in previous tests. Maffioletti et al. (2008) analyzed this with the help of 20 men and 20 women. They identified gender differences at the sensory threshold: the values of the female test persons were 41% lower than those of the male test persons (Maffioletti et al., 2008). This is a result that we were able to corroborate based on the gender-specific differences in the maximum intensity tolerance (men were 13% higher than women). The results by Alon and Smith are thus confirmed. They found a significantly higher intensity tolerance in males ( $31.5 \pm 8.6 \mu\text{C}$ ) than in females ( $16.9 \pm 8.0 \mu\text{C}$ ). However, the percentage increase between the first and last unit conducted turned out to be mostly identical (male: 47.2%; female: 50.8%) (Alon and Smith, 2005). Similar gender-specific differences were observed by Fehr in pilot studies, with a difference of the maximum intensity tolerance of 35.9 mA in males and 22.3 mA in females (Fehr, 2011). These studies support our results because the intensity tolerance when developing the plateau is also higher in males in our tests. The course beyond the testing times, however, does not seem to be subject to any gender-specific differentiation.

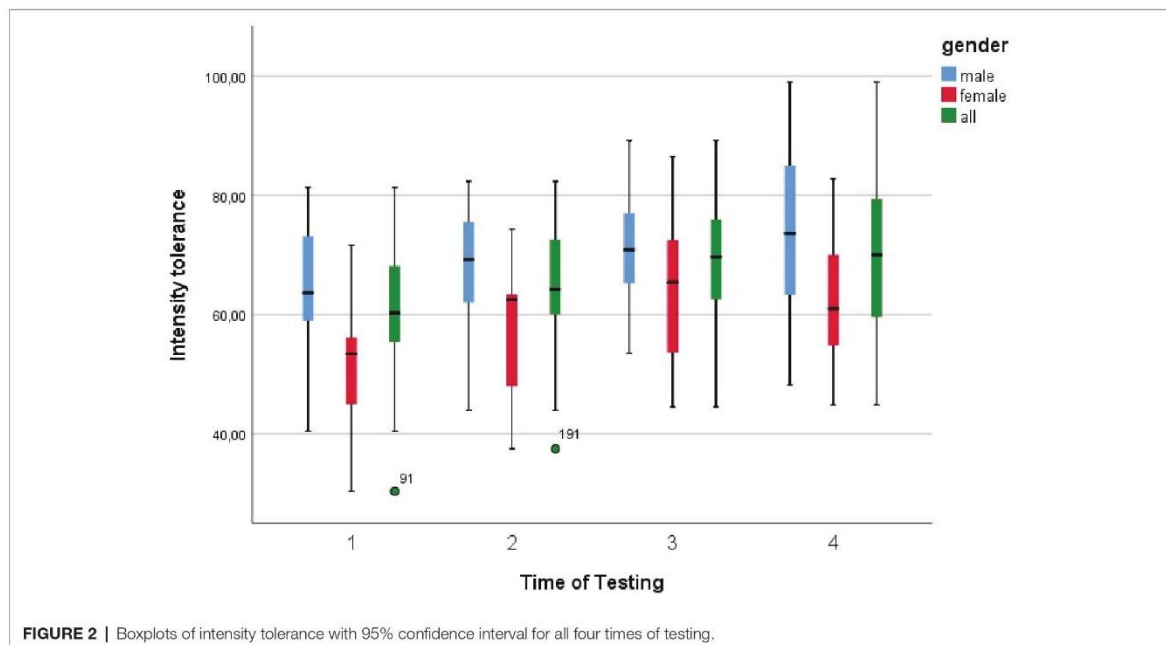
In order to be able to perform the training studies with the appropriate intensity in the future and to derive conclusions from conventional strength training for EMS, it may be useful to specify a 1-RM equivalent to establish objective intensity ranges. The key question as to the extent to which percentage values of the individual intensity tolerances actually represent individual training areas such as maximum strength training, muscle hypertrophy, or rather strength-endurance training also remains to be clarified in future studies. Since strain intensity (i.e., the intensity in WB-EMS training) is just a control parameter for training adaptations, the methodology to be applied to WB-EMS training itself still needs to be defined. Due to a methodology's essential influence on intensity perception and perceived exertion, it may actually represent a key factor in the establishment of training intensity based on its individual maximum.

### CONCLUSION

In summary, after multiple consecutive EMS application sessions with EMS beginners, a maximum intensity tolerance plateau was reached after three adaptation sessions. Therefore, future studies should plan for at least three adaptation sessions preceding the actual whole-body EMS training. We recommend that follow-up studies take the maximum intensity tolerance findings as a basis for defining percentage training areas in order to enable objective training control in the future. It is also recommended that the increase of the individual maximum intensity tolerance over a prolonged period of time and its potential changes caused by training adaptation should

**TABLE 3 |** Comparison of pairs of testing sessions including significance and increase in %.

Comparison of pairs	p	Increase (%)
T1–T2	0.001	6.4
T2–T3	0.000	8.1
T3–T4	1.000	0.4



be verified. Also at a sub-maximum level, training intensity development should be observed in order to be able to derive relevant conclusions. Even if intensity is only one of several measures of training control in EMS training, it could be a key value to define training intensity, similar to 1-RM.

## ETHICS STATEMENT

This study was carried out in accordance with the recommendations of the Declaration of Helsinki with written informed consent from all subjects. The protocol was approved by the ethics commission of the German University of Applied Sciences for Prevention and Health Management (project number 02/17).

## REFERENCES

- Alon, G., and Smith, G. V. (2005). Tolerance and conditioning to neuro-muscular electrical stimulation within and between sessions and gender. *J. Sports Sci. Med.* 4, 395–405. doi: 10.1007/s00421-011-2101-2
- Amaro-Gahete, F. J., De-la-O, A., Sanchez-Delgado, G., Robles-Gonzalez, L., Jurado-Fasoli, L., Ruiz, J. R., et al. (2018). Whole-body electromyostimulation improves performance-related parameters in runners. *Front. Physiol.* 9:1576. doi: 10.3389/fphys.2018.01576
- Binder-MacLeod, S. A., and McDermond, L. R. (1992). Changes in the force-frequency relationship of the human quadriceps femoris muscle following electrically and voluntarily induced fatigue. *Phys. Ther.* 72, 95–104.
- Borg, G. (1998). *Borg's perceived exertion and pain scales*. Champaign: Human Kinetics.
- Braith, R. W., Graves, J. E., Leggett, S. H., and Pollock, M. L. (1993). Effect of training on the relationship between maximal and submaximal strength. *Med. Sci. Sports Exerc.* 25, 132–138.
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. Hillsdale, New Jersey; Hove and London: Lawrence Erlbaum Associates.
- Duchateau, J., and Hainaut, K. (1988). Training effects of sub-maximal electrostimulation in a human muscle. *Med. Sci. Sports Exerc.* 20, 99–104.
- Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A.-G., and Buchner, A. (2007). G\*power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav. Res. Methods* 39, 175–191. doi: 10.3758/BF03193146
- Fehr, U. (2011). *Electromyostimulation in sports: For the optimisation of the sport specific strength training using the example of rowing*. Aachen: Shaker.
- Field, A. (2009). *Discovering statistics using SPSS*. London: Sage Publications.
- Filipovic, A., Kleinöder, H., Dormann, U., and Mester, J. (2012). Electromyostimulation – a systematic review of the effects of different EMS methods on selected strength parameters in trained and elite athletes. *J. Strength Cond. Res.* 26, 2600–2614. doi: 10.1519/JSC.0b013e31823f2cd1
- Filipovic, A., Kleinöder, H., Dormann, U., and Mester, J. (2011). Electromyostimulation—a systematic review of the influence of training regimens and stimulation parameters on effectiveness in electromyostimulation training of selected strength parameters. *J. Strength Cond. Res.* 25, 3218–3238. doi: 10.1519/JSC.0b013e318212e3ce
- Girden, E. R. (1992). *ANOVA: Repeated measures*. Newbury Park, California: Sage Publications.
- Hortobágyi, T., Lambert, N. J., Tracy, C., and Shinebarger, M. (1992). Voluntary and electromyostimulation forces in trained and untrained men. *Med. Sci. Sports Exerc.* 24, 702–707.
- Kemmler, W., Fröhlich, M., von Stengel, S., and Kleinöder, H. (2016a). Whole-body electromyostimulation—the need for common sense! Rationale and guideline for a safe and effective training. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 67, 218–221. doi: 10.5960/dzsm.2016.246

## AUTHOR CONTRIBUTIONS

JB, SB, and MB participated in the design of the study, carried out the experiments, and performed data analyses. JB wrote the manuscript. MF and SB helped write the manuscript and supervised statistical analysis. MF, CE, and WK contributed to the study design and supervised the entire project. All authors read and approved the final manuscript.

## ACKNOWLEDGMENTS

The authors wish to thank their students for their help with data acquisition and Monika Schutz for translating the manuscript.

- Kemmler, W., Kohl, M., and von Stengel, S. (2016b). Effects of high intensity resistance training versus whole-body electromyostimulation on cardiometabolic risk factors in untrained middle aged males. A randomized controlled trial. *J. Sports Res.* 3, 44–55. doi: 10.18488/journal.90/2016.3.2/90.2.44.55
- Kemmler, W., Teschler, M., Weissenfels, A., Bebenek, M., Fröhlich, M., Kohl, M., et al. (2016c). Effects of whole-body electromyostimulation versus high-intensity resistance exercise on body composition and strength: a randomized controlled study. *Evid. Based Complement. Alternat. Med.* 2016:9236809. doi: 10.1155/2016/9236809
- Kemmler, W., Teschler, M., Weissenfels, A., Bebenek, M., von Stengel, S., Kohl, M., et al. (2016d). Whole-body electromyostimulation to fight sarcopenic obesity in community-dwelling older women at risk. Results of the randomized controlled FORMOsA-sarcopenic obesity study. *Osteoporos. Int.* 27, 3261–3270. doi: 10.1007/s00198-016-3662-z
- Kemmler, W., and von Stengel, S. (2012). Alternative exercise technologies to fight against sarcopenia at old age: a series of studies and review. *J. Aging Res.* 2012:109013. doi: 10.1155/2012/109013
- Kemmler, W., Von Stengel, S., Schwarz, J., and Mayhew, J. L. (2012). Effect of whole-body electromyostimulation on energy expenditure during exercise. *J. Strength Cond. Res.* 26, 240–245. doi: 10.1519/JSC.0b013e31821a3a11
- Kemmler, W., Weissenfels, A., Willert, S., Shojaa, M., von Stengel, S., Filipovic, A., et al. (2018). Efficacy and safety of low frequency whole-body electromyostimulation (WB-EMS) to improve health-related outcomes in non-athletic adults. A systematic review. *Front. Physiol.* 9:573. doi: 10.3389/fphys.2018.00573
- Kenney, W. L., Wilmore, J., and Costill, D. (2015). *Physiology of sport and exercise*. 6th Edn. Champaign: Human Kinetics.
- LeSuer, D. A., McCormick, J. H., Mayhew, J. L., Wasserstein, R. L., and Arnold, M. D. (1997). The accuracy of prediction equations for estimating 1-RM performance in the bench press, squat and deadlift. *J. Strength Cond. Res.* 11, 211–213.
- Levering, I., Goodman, C., Hare, D. L., Jerums, G., Toia, D., and Selig, S. (2009). The reliability of the 1RM strength test for untrained middle-aged individuals. *J. Sci. Med. Sport* 12, 310–316. doi: 10.1016/j.jsams.2007.10.007
- Maffiuletti, N. A., Herrero, A. J., Jubeau, M., Impellizzeri, F. M., and Bizzini, M. (2008). Differences in electrical stimulation thresholds between men and women. *Ann. Neurol.* 63, 507–512. doi: 10.1002/ana.21346
- Mayhew, J. L., Ball, T. E., and Arnold, M. D. (1989). Prediction of 1RM bench press from submaximal bench press performance in college males and females. *J. Appl. Sci. Res.* 3:73.
- Reynolds, J. M., Gordon, T. J., and Robergs, R. A. (2006). Prediction of one repetition maximum strength from multiple repetition maximum testing and anthropometry. *J. Strength Cond. Res.* 20, 584–592. doi: 10.1519/R-15304.1
- Ritti-Dias, R. M., Avelar, A., Salvador, E. P., and Cyrino, E. S. (2011). Influence of previous experience on resistance training on reliability of one-repetition

- maximum test. *J. Strength Cond. Res.* 25, 1418–1422. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181d67c4b
- Ritti-Dias, R. M., Cyrino, E. S., Salvador, E. P., Caldeira, L. F. S., Nakamura, F. Y., Papst, R. R., et al. (2005). Influence of familiarization process on muscular strength assessment in 1-RM tests. *Rev. Bras. Med. Esporte* 11, 34–38. doi: 10.1590/S1517-86922005000100004
- Rutherford, O., and Jones, D. (1986). The role of learning and coordination in strength training. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 55, 100–105.
- Schmider, E., Ziegler, M., Danay, E., Beyer, L., and Buehner, M. (2010). Is it really robust? *Methodology* 6, 147–151. doi: 10.1027/1614-2241/a000016
- Selkowitz, D. M. (1985). Improvement in isometric strength of the quadriceps femoris muscle after training with electrical stimulation. *Phys. Ther.* 65, 186–196. doi: 10.1093/ptj/65.2.186
- Selkowitz, D. M. (1989). High frequency electrical stimulation in muscle strengthening: a review and discussion. *Am. J. Sports Med.* 17, 103–111.
- Vatter, J., Authenrieth, S., and Müller, S. (2016). *EMS consulting and training manual*. Stuttgart: Gucker Kolleg.
- Wirth, K., Schlumberger, A., Zawieja, M., and Hartmann, H. (2012). *Strength training in competitive sports: Theoretical and practical basics for trainer and athletes*. Hellenthal: Sportverlag Strauss.
- World Medical Association (2013). World medical association declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subjects. *J. Am. Med. Assoc.* 310, 2191–2194. doi: 10.1001/jama.2013.281053

**Conflict of Interest Statement:** The authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

Copyright © 2019 Berger, Becker, Backfisch, Eifler, Kemmler and Fröhlich. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC BY). The use, distribution or reproduction in other forums is permitted, provided the original author(s) and the copyright owner(s) are credited and that the original publication in this journal is cited, in accordance with accepted academic practice. No use, distribution or reproduction is permitted which does not comply with these terms.

## Publikation 2

### **Whole-body electromyostimulation in physical therapy: do gender, skinfold thickness or body composition influence maximum intensity tolerance?**

**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? *Journal of Physical Therapy Science*, 32 (6), 395-400.

Dieser Artikel wurde am 29.01.2020 im Journal of Physical Therapy Science zum Peer-Review-Verfahren eingereicht, am 24.03.2020 akzeptiert und am 02.06.2020 veröffentlicht.



## Zusammenfassung

**Einführung:** GK-EMS Training ist eine Erweiterung der ursprünglichen lokalen Anwendung von elektrischen Impulsen, welche aus der Physiotherapie bekannt ist. Faktoren wie Körperzusammensetzung und Hautfaltendicke scheinen bei der Wirkweise dieser Impulse aufgrund des Ohm'schen Gesetzes und dem dementsprechenden potenziellen Einfluss auf die maximale Intensitätstoleranz eine maßgebliche Rolle zu spielen, weshalb der Erfolg der GK-EMS Applikation von individuellen anatomischen Parametern bedingt werden kann. Ziel der Studie war es daher, den potenziellen Einfluss von Geschlecht, Hautfaltendicke und Parametern der Körperzusammensetzung auf die maximale Intensitätstoleranz beim GK-EMS zu überprüfen.

**Methodik:** 52 Teilnehmer ( $24.1 \pm 3.2$  Jahre,  $76.8 \pm 11.1$  kg,  $1.77 \pm 0.09$  m) absolvierten zur Bestimmung ihrer maximalen Intensitätstoleranz vier aufeinanderfolgende GK-EMS Applikationen. Körperzusammensetzung (Körperimpedanz, Körperfett, Fettmasse, fettfreie Masse) und Hautfaltendicken wurden gemessen und in Bezug zur jeweiligen individuellen maximalen Intensitätstoleranz gesetzt um potenzielle Zusammenhänge zu überprüfen.

**Ergebnisse:** Es konnten keine signifikanten Zusammenhänge der Hautfaltendicke sowie Parametern der Körperzusammensetzung zur individuellen maximalen Intensitätstoleranz festgestellt werden. Ebenso in Bezug auf die Geschlechter wurden keine signifikanten Unterschiede festgestellt.

**Diskussion:** Die Körperzusammensetzung und Hautfaltendicke scheinen ebenso wie das Geschlecht keinen Einfluss auf die maximale Intensitätstoleranz beim GK-EMS Training zu haben. Die Bestimmung der Intensität sollte also auf Grundlage subjektiver Bewertungsskalen oder potenzieller objektiver Bestimmung stattfinden und nicht an anthropometrische Parameter angelehnt werden.



Original Article

## Whole-body electromyostimulation in physical therapy: do gender, skinfold thickness or body composition influence maximum intensity tolerance?

JOSHUA BERGER<sup>1)\*</sup>, STEPHAN BECKER<sup>1)</sup>, OLIVER LUDWIG<sup>1)</sup>, WOLFGANG KEMMLER<sup>2)</sup>, MICHAEL FRÖHLICH<sup>1)</sup>

<sup>1)</sup> Department of Sports Science, Technische Universität Kaiserslautern: 67663 Kaiserslautern, Germany

<sup>2)</sup> Institute of Medical Physics, Friedrich-Alexander University of Erlangen, Germany

**Abstract.** [Purpose] Whole-body electromyostimulation (WB-EMS) is an extension of the EMS application known in physical therapy. In WB-EMS, body composition and skinfold thickness seem to play a decisive role in influencing the Ohmic resistance and therefore the maximum intensity tolerance. That is why the therapeutic success of (WB-)EMS may depend on individual anatomical parameters. The aim of the study was to find out whether gender, skinfold thickness and parameters of body composition have an influence on the maximum intensity tolerance in WB-EMS. [Participants and Methods] Fifty-two participants were included in the study. Body composition (body impedance, body fat, fat mass, fat-free mass) and skinfold thicknesses were measured and set into relation to the maximum intensity tolerance. [Results] No relationship between the different anthropometric parameters and the maximum intensity tolerance was detected for both genders. Considering the individual muscle groups, no similarities were found in the results. [Conclusion] Body composition or skinfold thickness do not seem to have any influence on the maximum intensity tolerance in WB-EMS training. For the application in physiotherapy this means that a dosage of the electrical voltage within the scope of a (WB-) EMS application is only possible via the subjective feedback (BORG Scale).

**Key words:** Skinfold thickness, Body fat, Maximum intensity tolerance

(This article was submitted Jan. 29, 2020, and was accepted Mar. 24, 2020)

### INTRODUCTION

Electromyostimulation (EMS) is a method that has long been known in physiotherapy to strengthen the muscles<sup>1)</sup>. Muscular atrophy, for example after prolonged bed rest or in the context of systemic diseases, can be demonstrably treated by the accompanying use of EMS. EMS is based on the application of an electrical field via electrodes attached to the skin, which stimulates the contraction of muscle fibres by altering muscle membrane potentials<sup>2)</sup>. Depending on the stimulation frequency used, the efferent nerves are obviously not directly excited<sup>3)</sup>. In recent years, Whole-body Electromyostimulation (WB-EMS) has found its way into therapeutic training. Here, large muscle areas are simultaneously activated via electrodes incorporated in the vests<sup>4)</sup>.

The principle of WB-EMS requires an arbitrary movement during the application of the current so that central nervous paths are activated<sup>5, 6)</sup>. This additional involuntary contraction can lead to a higher training stimulus than the voluntary contraction in conventional strength training alone. Previous studies show significant increases in strength through EMS

\*Corresponding author. Joshua Berger (E-mail: [joshua.berger@sowi.uni-kl.de](mailto:joshua.berger@sowi.uni-kl.de))

©2020 The Society of Physical Therapy Science. Published by IPEC Inc.



This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial No Derivatives (by-nc-nd) License. (CC-BY-NC-ND 4.0: <https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>)

application in both healthy people and patients<sup>2, 7, 8</sup>).

The use of WB-EMS in physiotherapeutic practice shows that it is difficult to determine the strength of the applied electric tension in advance. In most cases, the strength of the electrostimulation is assessed by the patient on a BORG scale, thus determining the individually tolerable voltage. It can be assumed that the maximum intensity tolerance could be influenced by anthropometric parameters and individual's body composition. The applied current in WB-EMS must pass different skin layers, fat, and connective tissue as well as other physical structures (blood vessels, bones, ligaments) before it reaches the muscle to be stimulated. These individual structures are regarded as resistors (R) connected in series, that results in splitting up the applied voltage (U). According to Ohm's law, the current intensity (I) that flows through the muscle should therefore be dependent on the thickness of the skinfold above it<sup>9</sup>). Previous studies tried to verify these assumptions. However, the connection between maximum intensity tolerance and skinfold thickness could not be clarified unambiguously due to diverging results<sup>10, 11</sup>). In this context, some patients' inability to tolerate certain EMS electric current applications is the main reason for the failure of these therapies<sup>12</sup>). Therefore, for the application in physiotherapy it would be helpful to know if there is a correlation between skinfold thickness, gender, body composition and the applied tension, since the latter influences the number of activated muscle fibers, but at the same time, via activation of the subcutaneous pain receptors, the maximum tolerable voltage limits the application. Therefore, the hypothesis of this study was that body composition (body impedance, body fat, fat mass, fat-free mass (FFM)) and a higher skinfold thickness have an influence on the maximum current intensity tolerance in WB-EMS training.

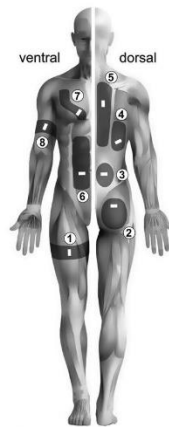
## PARTICIPANTS AND METHODS

A total of 59 healthy WB-EMS novices were included in the longitudinal, observational panel design analysis. All participants conducted four consecutive tests to analyze their maximum current intensity. Due to health complications (three flu-like infections; two injuries not related to WB-EMS) and personal reasons (n=2), seven participants had to be excluded from the analysis, which allowed data evaluation with 52 volunteers (38 males:  $23.4 \pm 2.4$  years,  $181.8 \pm 6.6$  cm,  $80.4 \pm 8.8$  kg; 14 females:  $24.9 \pm 3.9$  years,  $167.8 \pm 5.1$  cm,  $65.8 \pm 7.9$  kg). All participants were EMS novices, included in the study after reviewing the exclusion criteria with a detailed anamnesis questionnaire. The exclusion criteria included the current guidelines for relative and absolute contraindications, which exclude all possible risk factors against WB-EMS training<sup>13</sup>). The participants were between 18–40 years old with a BMI  $<30$  kg/m<sup>2</sup>, internally and orthopedically healthy and not taking any medication that could have influenced the outcome of the study (e.g., analgesics). All volunteers received detailed information about the study design and all risks before the start of the study. Furthermore, they provided written informed consent to the procedure and the use of the data. The study was performed according to the current Declaration of the Helsinki guidelines<sup>14</sup>) and approved by the ethics commission of the German University for Prevention and Health Care Management (02/17).

To determine the maximum intensity tolerance of each participant, the miha bodytec 2 WB-EMS device from miha bodytec (Gersthofen, Germany) was used. The device consists of one main controller and 10 subcontrollers, each one for a specific muscle group. Eight of the subcontrollers are assigned to predefined muscle groups, two of the controllers (canal nine and ten) can be used to stimulate further muscle groups with additional electrodes. In this study, we focused on the eight predefined muscle groups (1. thighs, 2. gluteus, 3. lower back, 4. latissimus, 5. upper back, 6. abdomen, 7. chest, and 8. upper arms). During the examination, the electrodes were placed on a special EMS lingerie to avoid direct skin contact and potentially resulting irritations. The electrodes on the lower back, upper back, latissimus, abdomen, and chest are sewed into an electrode vest; thighs, gluteus, and upper arms are stimulated over additional electrode slings.

Body composition parameters (body impedance, body fat, fat mass, fat-free mass (FFM)) were determined using the Tanita BC-418 body composition monitor with the GMON v.3.2.3 software (Tanita Europe BV, Amsterdam, Netherlands). To ensure consistency and reliability skinfold thicknesses of the stimulated muscle groups were always measured by the same experienced test leader by means of the Harpenden Skinfold caliper (Harpenden, Burges Hill, UK). All skinfold values of the regions to be stimulated were recorded in millimeters (mm). Figure 1 shows the positioning of the electrodes and the corresponding measuring point of the skinfold thickness (line on the electrode)<sup>15</sup>). In order to provide a statement about the development of the whole body, the values were summarized in an unweighted, additive index. Therefore, it was possible to observe potential correlations of the maximum intensity tolerance with the respective muscle groups as well as with the whole body.

To identify an individual maximum intensity tolerance, four consecutive tests were conducted. The tests were performed at the same time of the day by each participant to exclude time-of-day effects, with a one-week break between the tests to guarantee complete regeneration. Furthermore, the participants were examined by the same test leader at each successive test in order to ensure consistency and reliability. All muscle groups were individually stimulated until they reached their subjective maximum, i.e., that point at which the participant gave the stopping signal because the current flow reached the degree of maximum tolerance, associated with an uncomfortable feeling of tingling, itching, or pain. The volunteers were not informed about their individual values at any time of the study so that the level of the maximum intensity tolerance would not be influenced by motivational aspects. During the treatment, the common parameters of a WB-EMS application were used (stimulation frequency of 85 Hz, impulse width of 350  $\mu$ s, bipolar rectangular impulse, interchanging 4-s load and 4-s



**Fig. 1.** Positioning of the electrodes (grey shaded areas) and position and alignment of the measuring points of the skinfolds (lines).

break)<sup>16)</sup>. The Miha bodytec device does not provide any information about the voltage applied, so device-specific units (0–99) were used for further analysis. The device guaranteed a maximum output for each muscle group with the main level controller set to 99, so that a fine adjustment (values between 0–99) was performed for each muscle group. The individual muscle groups were regarded separately and then combined into an unweighted, additive index to observe the development of the whole body. As with the investigation of Berger et al., the intensity values of the third test were used for further analysis<sup>17)</sup>.

The statistical analysis was performed using IBM SPSS (SPSS Version 25.0, Chicago, IL, USA). The analysis included two steps: As a first step, the global parameters (summed skinfold thickness, body impedance, body fat, fat mass, FFM) were compared with the maximum intensity values by means of multiple linear regression. For this purpose, two unweighted additive index values were calculated for each participant, adding up all skinfold values and all maximum intensity values for all muscle groups. In the second step, linear regression was applied to analyze all eight stimulated muscle groups individually to find out whether a relationship might exist between the local skinfold thicknesses and the local maximum intensity values using. All preconditions for the statistic tests were checked and confirmed in advance<sup>18)</sup>. The evaluation was gender-specific in each case in order to identify potential differences.

## RESULTS

The descriptive evaluation of the parameters for the whole body is shown in Table 1. A relationship to the maximum current intensity was not detected, neither for male ( $p=0.23$ ;  $R^2=0.06$ ), nor for female ( $p=0.97$ ;  $R^2=-0.707$ ).

Table 2 shows the interrelationships between skinfold thickness and the maximum intensity values for all muscles groups for males and females. A correlation between skinfold thickness and current tolerance was found for the lower back ( $p=0.02$ ,  $R^2=0.173$ ) in males and for the gluteus ( $p=0.023$ ,  $R^2=0.538$ ) in females.

**Table 1.** Descriptive values in mean value  $\pm$  standard deviation

	n	Index maximum intensity tolerance (stage)	Index skinfold thickness (mm)	Body impedance ( $\Omega$ )	Body fat (%)	Fat mass (kg)	Fat free mass (kg)
Males	38	71.3 $\pm$ 9.4	12.7 $\pm$ 3.7	548.0 $\pm$ 43.4	14.1 $\pm$ 4.5	11.5 $\pm$ 4.5	69.0 $\pm$ 6.8
Females	14	63.0 $\pm$ 12.8	17.4 $\pm$ 3.6	664.8 $\pm$ 63.7	28.3 $\pm$ 4.5	18.8 $\pm$ 4.6	47.0 $\pm$ 4.7

**Table 2.** Descriptive values for all muscles including linear regression

	Skinfold (mm)	Maximum intensity tolerance (stage)	p	Linear regression	
				F	R <sup>2</sup>
Males (n=38)					
Thighs	12.6 ± 5.7	78.3 ± 12.6	0.791	0.073	-0.066
Gluteus	18.4 ± 4.0	80.3 ± 13.9	0.053	4.516	0.201
Lower back	13.4 ± 4.4	69.3 ± 18.2	0.020*	6.215	0.173
Upper back	11.2 ± 3.3	61.8 ± 15.9	0.451	0.586	-0.016
Latissimus	11.6 ± 4.1	75.8 ± 14.9	0.090	3.176	0.094
Abdomen	18.6 ± 6.6	66.6 ± 15.0	0.806	0.063	-0.093
Chest	11.9 ± 4.9	84.1 ± 9.4	0.168	2.080	0.060
Upper arms	4.7 ± 1.3	60.0 ± 14.0	0.148	2.213	0.039
Females (n=14)					
Thighs	23.5 ± 7.0	71.2 ± 17.2	0.486	0.529	-0.049
Gluteus	26.1 ± 6.0	63.3 ± 17.8	0.023*	9.156	0.538
Lower back	18.2 ± 4.5	63.7 ± 13.9	0.759	0.100	-0.099
Upper back	12.5 ± 3.4	51.4 ± 24.8	0.067	4.116	0.206
Latissimus	16.4 ± 6.6	66.1 ± 18.9	0.904	0.015	-0.098
Abdomen	22.1 ± 5.4	61.8 ± 24.7	0.845	0.044	-0.236
Chest	10.9 ± 3.9	72.5 ± 20.8	0.831	0.050	-0.157
Upper arms	9.1 ± 2.3	49.6 ± 12.7	0.544	0.391	-0.053

Mean ± SD. \*Significant values.

## DISCUSSION

Based on the assumption that different skin layers, muscles, and fat tissue act as resistors connected in series, it is reasonable to suggest that thicker skinfolds have an influence on the maximum intensity tolerance due to the thicker subcutaneous fat tissue. Furthermore, body fat, fat mass, FFM, and total resistance of the body could have an influence, too. Nevertheless, this study did not confirm these assumptions. There seems to be no relationship between these parameters. Furthermore, no similarities were found between the results of males and females.

Previous studies found diverging results regarding the maximum intensity tolerance in EMS. Hortobágyi et al. examined the influence of an athlete's training condition on the maximum intensity tolerance in 12 male volunteers. The maximum tolerated intensity was measured on the biceps brachii muscle, resulting in a significantly higher intensity in strength training compared to an unexperienced group. The volunteers also differed in their anthropometric composition: at similar body sizes, the untrained showed a higher average body fat percentage. According to Ohm's law, this would result in an increased intensity tolerance because the thicker fatty tissue represents a stronger Ohmic resistance and therefore the flowing current would be lower. Contrary to this assumption, experienced volunteers with a lower body fat percentage achieved a higher maximum intensity tolerance. It is to be noted that only male volunteers were tested, so applying the results to both genders is impossible in this case. Contrary to the results of Hortobágyi et al., Medeiros et al. found a correlation between skinfold thickness and the maximum intensity tolerance in the quadriceps femoris muscle. Twenty females were divided into two groups based on their skinfold thickness at the dominant thigh. A maximum intensity current was applied. The result was a 24.2% higher intensity for the participants with thicker skinfolds compared to the ones with thinner skinfolds. Medeiros et al. concluded that the amount of subcutaneous fat tissue, based on the skinfold thickness, influences the maximum tolerated current intensity, but has no effect on the level of discomfort perception<sup>19</sup>. These results were confirmed by Miller et al.<sup>20</sup>. In their study, 29 healthy females were examined concerning the interrelationship between skinfold thickness and the maximum tolerable voltage. They were able to determine an increasing maximum tolerable voltage with increasing skinfold thickness. However, Medeiros et al. as well as Miller et al. did not establish a subdivision with regard to the training condition of the participants. Furthermore, only females were tested, which makes it difficult to generalize the results, as gender-specific differences may occur as can be seen from the results of the present study.

Alon and Smith examined possible gender-specific differences with regard to the maximum tolerance of an EMS application on the quadriceps femoris muscle. They were able to detect a significantly higher current tolerance in males than in females<sup>12</sup>, but could not confirm their theory that the fitness level influenced the level of the maximum tolerable current intensity.

Maffiuletti et al. examined possible gender-specific differences in the sensory threshold of the quadriceps femoris muscle<sup>11</sup>). They defined the sensory threshold as the point at which the participant indicated the initial perception of the electrical stimulus. The authors found highly significant differences between males and females, with males showing lower sensitivity. This means that females react more sensitively to electrostimulation than males and feel the applied current earlier. Furthermore, they detected the lowest sensory thresholds in those individuals with the largest skinfold thickness. This appears to be contrary to the assumed interrelationship between the skinfold thickness and the level of tolerance of the applied current.

As is shown in the studies presented, the findings are very divergent with regard to the specific influences, correlations and gender differences in relation to the maximum current intensity. In our study we did not find any clear gender-specific differences or influences of body composition or anthropometric characteristics on the maximum intensity tolerance in WB-EMS training. Considering the individual muscle groups, there were no consistent results for any of the genders, either. We found significant relationships for the maximum current intensity and skinfold thickness for the gluteus in female and for the lower back in male. These results cannot be clarified unambiguously at this point, as these significances cannot be clearly attributed to the body composition, which makes an interpretation very difficult. A possible approach in future studies could be the subdivision into different somatypes in order to create possible subgroups on the basis of body fat distribution (ectomorphic, mesomorphic or endomorphic)<sup>21</sup>) and to trace potential results back to this, even if the test persons in our study had to some extent a uniform characterization because we mainly involved younger students. The influence of the skinfold thickness is probably reduced by other aspects as training condition or their mental attitude towards strength training. Hortobágyi et al., for example, explained the group difference based on the availability of the motor units, since untrained people show incomplete activation of the motor units and lower tolerance to external stimuli<sup>10</sup>). Other reasons could be an increased pain threshold or the muscle size of the trained persons, because it is known that the electrical properties of muscle tissue (e.g. bioimpedance) are strongly correlated with muscle size<sup>22</sup>).

An important aspect that could explain the lack of a clear relationship between maximum current tolerance and skinfold thickness is the anatomy and stimulus physiology of the skin. The perception of pain caused by electric voltage takes place through pain receptors (nociceptors), not only in the muscle tissue but also in the (epi)dermis<sup>23</sup>). It is known that the itching and tingling sensation caused by the application of an electric current is mediated by these receptors<sup>24, 25</sup>). In most cases, our participants indicated excessive tingling as a criterion for stopping the electrical stimulation. Since the deeper lying subcutaneous fatty tissue has no influence on the electric current through near-surface structures, it is understandable why the skinfold thickness does not necessarily influence the maximum current tolerance.

In our study, only EMS novices participated in order to exclude an effect of any previous EMS experience. The participants were also instructed not to exercise intensively 3 days before the examination. However, athletic activity was not controlled for the division of subgroups. Furthermore, in our study (as well as in all other studies presented), the ambient temperature was not controlled precisely. Blood circulation in dependence of the surrounding temperature can also influence the level of the maximum tolerated current. A warmer environment promotes better blood circulation in areas close to the skin and could therefore influence the maximum intensity tolerance due to better conductivity<sup>26</sup>). The extent to which this factor might have an influence on this study's results cannot be clarified unambiguously as all investigations were carried out under laboratory conditions and the temperature was not subject to control. However, there were no noticeable deviations from the normal room temperature, which was always between 20–22 degrees.

In conclusion, there seems to be no relationship between body composition parameters, skinfold thickness, and maximum intensity tolerance, neither in males, nor in females. For the application in physiotherapy this means that a dosage of the electrical voltage within the scope of a (WB-)EMS application is only possible via the subjective feedback (BORG Scale) of the patient.

### *Funding*

This research received no external funding.

### *Conflicts of interest*

The authors declare no conflict of interest.

## **ACKNOWLEDGMENT**

The authors thank all participants for their contribution to the study.

## **REFERENCES**

- 1) Avila M, Brasileiro J, Salvini T: Electrical stimulation and isokinetic training: effects on strength and neuromuscular properties of healthy young adults. *Braz J Phys Ther*, 2008, 12: 435–440. [CrossRef]
- 2) Filipovic A, Kleinöder H, Dörmann U, et al.: Electromyostimulation—a systematic review of the effects of different electromyostimulation methods on se-

- lected strength parameters in trained and elite athletes. *J Strength Cond Res*, 2012, 26: 2600–2614. [Medline] [CrossRef]
- 3) Gondin J, Guette M, Ballay Y, et al.: Electromyostimulation training effects on neural drive and muscle architecture. *Med Sci Sports Exerc*, 2005, 37: 1291–1299. [Medline] [CrossRef]
  - 4) Kemmler W, Schliffka R, Mayhew JL, et al.: Effects of whole-body electromyostimulation on resting metabolic rate, body composition, and maximum strength in postmenopausal women: the Training and ElectroStimulation Trial. *J Strength Cond Res*, 2010, 24: 1880–1887. [Medline] [CrossRef]
  - 5) Herrero AJ, Martín J, Martín T, et al.: Short-term effect of strength training with and without superimposed electrical stimulation on muscle strength and anaerobic performance. A randomized controlled trial. Part I. *J Strength Cond Res*, 2010, 24: 1609–1615. [Medline] [CrossRef]
  - 6) Amaro-Gahete FJ, De-la-O A, Sanchez-Delgado G, et al.: Whole-body electromyostimulation improves performance-related parameters in runners. *Front Physiol*, 2018, 9: 1576. [Medline] [CrossRef]
  - 7) Kemmler W, von Stengel S: Alternative exercise technologies to fight against sarcopenia at old age: a series of studies and review. *J Aging Res*, 2012, 2012: 109013. [Medline] [CrossRef]
  - 8) Berger J, Ludwig O, Becker S, et al.: Effects of an impulse frequency dependent 10-week whole-body electromyostimulation training program on specific sport performance parameters. *J Sports Sci Med*, 2020, 19: 271–281.
  - 9) Vatter J, Authenrieth S, Müller S: EMS Consulting and training manual. Glucker Kolleg: Stuttgart, 2016.
  - 10) Hortobágyi T, Lambert NJ, Tracy C, et al.: Voluntary and electromyostimulation forces in trained and untrained men. *Med Sci Sports Exerc*, 1992, 24: 702–707. [Medline]
  - 11) Maffiuletti NA, Herrero AJ, Jubeau M, et al.: Differences in electrical stimulation thresholds between men and women. *Ann Neurol*, 2008, 63: 507–512. [Medline] [CrossRef]
  - 12) Alon G, V Smith G: Tolerance and conditioning to neuro-muscular electrical stimulation within and between sessions and gender. *J Sports Sci Med*, 2005, 4: 395–405. [Medline]
  - 13) Kemmler W, Fröhlich M, von Stengel S, et al.: Whole-body electromyostimulation? The need for common sense! Rationale and guideline for a safe and effective training. *Dtsch Z Sportmed*, 2016, 67: 218–221. [CrossRef]
  - 14) World Medical Association: World Medical Association Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subjects. *JAMA*, 2013, 310: 2191–2194. [Medline] [CrossRef]
  - 15) Parizková J, Bůžková P: Relationship between skinfold thickness measured by Harpenden caliper and densitometric analysis of total body fat in men. *Hum Biol*, 1971, 43: 16–21. [Medline]
  - 16) Filipovic A, Kleinöder H, Dörmann U, et al.: Electromyostimulation—a systematic review of the influence of training regimens and stimulation parameters on effectiveness in electromyostimulation training of selected strength parameters. *J Strength Cond Res*, 2011, 25: 3218–3238. [Medline] [CrossRef]
  - 17) Berger J, Becker S, Backfisch M, et al.: Adjustment effects of maximum intensity tolerance during whole-body electromyostimulation training. *Front Physiol*, 2019, 10: 920. [Medline] [CrossRef]
  - 18) Wolf C, Best H: Lineare Regressionsanalyse. In: *Handbuch der sozialwissenschaftlichen Datenanalyse*, Wolf C, Best H (eds.) Springer, 2010, pp 607–638.
  - 19) Medeiros FV, Vieira A, Carregaro RL, et al.: Skinfold thickness affects the isometric knee extension torque evoked by Neuromuscular Electrical Stimulation. *Braz J Phys Ther*, 2015, 19: 466–472. [Medline] [CrossRef]
  - 20) Miller MG, Cheatham CC, Holcomb WR, et al.: Subcutaneous tissue thickness alters the effect of NMES. *J Sport Rehabil*, 2008, 17: 68–75. [Medline] [CrossRef]
  - 21) Carter JE: The somatotypes of athletes—a review. *Hum Biol*, 1970, 42: 535–569. [Medline]
  - 22) Miyatani M, Kanehisa H, Masuo Y, et al.: Validity of estimating limb muscle volume by bioelectrical impedance. *J Appl Physiol* 1985, 2001, 91: 386–394. [Medline] [CrossRef]
  - 23) Kanitakis J: Anatomy, histology and immunohistochemistry of normal human skin. *Eur J Dermatol*, 2002, 12: 390–399, quiz 400–401. [Medline]
  - 24) Schmelz M: Itch Processing in the Skin. *Front Med (Lausanne)*, 2019, 6: 167. [Medline] [CrossRef]
  - 25) Han L, Ma C, Liu Q, et al.: A subpopulation of nociceptors specifically linked to itch. *Nat Neurosci*, 2013, 16: 174–182. [Medline] [CrossRef]
  - 26) Petrofsky JS, Suh HJ, Gunda S, et al.: Interrelationships between body fat and skin blood flow and the current required for electrical stimulation of human muscle. *Med Eng Phys*, 2008, 30: 931–936. [Medline] [CrossRef]

## Publikation 3

### **Frequency-Dependent Reaction of the Triceps Surae Muscle of the Mouse During Electromyostimulation.**

Zart, S., **Berger, J.**, Ludwig, O., Knauth, J. & Fröhlich, M. (2020). Frequency-Dependent Reaction of the Triceps Surae Muscle of the Mouse During Electromyostimulation. *Frontiers in Physiology*, 11 (150).

Dieser Artikel wurde am 12.02.2019 bei Frontiers in Physiology zum Peer-Review-Verfahren eingereicht, am 11.02.2020 akzeptiert und am 28.02.2020 veröffentlicht.



## Zusammenfassung

**Einführung:** Die Verwendung unterschiedlicher Stimulationsparameter, speziell der Stimulationsfrequenz, und die dementsprechend veränderte Wirksamkeit des GK-EMS Trainings gilt als nicht eindeutig geklärt. Frequenzen über 50 Hz scheinen aufgrund der Force-Frequency-Relationship (FFR), welche eine höhere Kraftentwicklung in der Muskulatur durch Erhöhung der verwendeten Frequenz beschreibt, sinnvoll zur Generierung optimaler Kraftzuwächse zu sein. Frequenzen unter 50 Hz wird dagegen ebenfalls eine positive Wirkung zur Steigerung der Muskelkraft zugeschrieben. Ziel der Studie war es daher, potenzielle Muskellängenveränderungen durch unterschiedliche Stimulationsfrequenzen am präparierten Trizeps-Surae Muskel der Maus zu überprüfen.

**Methodik:** Zur Überprüfung der Längenveränderung der Muskulatur wurde der isolierte Trizeps-Surae Muskel von 19 Labormäusen (C57BL/6N, Alter:  $34.7 \pm 2.2$  Tage, Gewicht:  $17.2 \pm 1.7$  g) mit einem Biegestabtransducer verbunden und mit unterschiedlichen Frequenzen (20, 60, 85 und 100 Hz) in randomisierter Reihenfolge stimuliert.

**Ergebnisse:** Es konnten signifikante Unterschiede in der Muskellängenveränderung ( $p < .001$ ) mit einer maximalen Verkürzung bei 20 Hz festgestellt werden (20 Hz =  $3.32 \pm 2.06$ , 60 Hz =  $0.77 \pm 0.58$ , 85 Hz =  $0.32 \pm 0.29$ , 100 Hz =  $0.31 \pm 0.29$ ).

**Diskussion:** Maximale Längenveränderungen der isolierten Trizeps-Surae Muskulatur der Maus konnten bei einer Stimulationsfrequenz von 20 Hz festgestellt werden. Das Ausbleiben größerer Längenveränderungen bei steigender Frequenz (FFR) könnte auf den erhöhten metabolischen Bedarf und einen dementsprechenden Abfall der Kraftkurve aufgrund des ex vivo Designs und der fehlenden Nährstoffversorgung des isolierten Muskels zurückzuführen sein. Diese schnellere Ermüdung sollte in Bezug auf eine potenzielle Frequenzmodulation in der Trainingspraxis zur Vermeidung von Überlastungen berücksichtigt werden.



# Frequency-Dependent Reaction of the Triceps Surae Muscle of the Mouse During Electromyostimulation

Sebastian Zart\*, Joshua Berger, Oliver Ludwig, Janosch Knauth and Michael Fröhlich

Department of Sport Science, Technische Universität Kaiserslautern, Kaiserslautern, Germany

## OPEN ACCESS

### Edited by:

Jae-Young Lim,  
Seoul National University Bundang  
Hospital, South Korea

### Reviewed by:

Seung-Lyul Oh,  
Seoul National University Bundang  
Hospital, South Korea  
Sang Yoon Lee,  
Seoul National University Hospital  
Seoul Boramae Hospital, South Korea

### \*Correspondence:

Sebastian Zart  
zart@sowi.uni-kl.de

### Specialty section:

This article was submitted to  
Exercise Physiology,  
a section of the journal  
Frontiers in Physiology

**Received:** 12 February 2019

**Accepted:** 11 February 2020

**Published:** 28 February 2020

### Citation:

Zart S, Berger J, Ludwig O,  
Knauth J and Fröhlich M (2020)  
Frequency-Dependent Reaction  
of the Triceps Surae Muscle of the  
Mouse During Electromyostimulation.  
*Front. Physiol.* 11:150.  
doi: 10.3389/fphys.2020.00150

The difference in the efficacy of altered stimulation parameters in whole-body-electromyostimulation training (WB-EMS) has hardly been examined. Higher impulse frequencies (>50 Hz) might be most adequate for strength gains because of the force frequency relationship (FFR), which describes a greater force production by increasing the applied frequency. Frequencies below this value, however, also seem to have positive influences on muscle strength increases. Therefore, the aim of this study was to analyze possible muscle length changes to different stimulation frequencies of the dissected mouse triceps surae muscle. A bending rod transducer was used to measure and compare changes in muscle lengths at different frequencies in relation to the initial length in the prepared muscle. We found significant differences between the muscle shortening at different frequencies ( $p < 0.001$ ). At 20 Hz the largest muscle shortening was observed (20 Hz =  $3.32 \pm 2.06$ , 60 Hz =  $0.77 \pm 0.58$ , 85 Hz =  $0.32 \pm 0.29$ , 100 Hz =  $0.31 \pm 0.29$ ). From a frequency of 60 Hz, the muscle shortening decreased progressively, at stimulation frequencies above 60 Hz the lowest shortenings were recorded. The results demonstrate a different behavior of the isolated triceps surae muscle of the mouse in an *ex vivo* environment. Even if there is no FFR in this investigation, the results indicate a higher metabolic demand using higher frequencies in electromyostimulation, despite the experimental execution in *ex vivo* design. Therefore, future studies should take this faster fatigue into account when drawing up training protocols in order to counteract possible frequency modulations.

**Keywords:** electrostimulation, mice, muscle activation, whole-body EMS, frequency

## INTRODUCTION

Electromyostimulation (EMS) training has been an effective form of strength training for many years now, both in rehabilitation and in competitive and popular sports. However, there has been no clear consensus on the selection of stimulation parameters in training planning and execution over the last decades. A stimulation parameter whose influence on the effectiveness of EMS training has not yet been sufficiently clarified is the stimulation frequency. In conventional EMS training, a frequency in the range around 85 Hz is usually used, but there is no evidence for this. Various studies differentiate the frequency range used according to age or state of fatigue. Optimal force increases seem to take place at a frequency in the range of  $76.4 \pm 20.9$  Hz (Filipovic et al., 2011). In general, more than 50 Hz seem to be necessary to generate optimal force increases, since at

a frequency below 50 Hz mainly slower Type I fibers and from 50-120 Hz mainly faster Type II fibers are supposed to be stimulated (Frenkel et al., 2004). According to Kramme (2007), optimal faradic stimulation of the striated musculature occurs from 50 Hz, while Moreno-Aranda and Seireg (1981) were able to generate maximum electrical muscle activity at a frequency in the range between 50 and 110 Hz. However, frequency ranges below 50 Hz are also considered to have a positive influence on force increases. Dreibati et al. (2010) recommend a stimulation frequency below 60 Hz in order to prevent a loss of strength during training.

In animal experiments the muscle behavior was also investigated with different frequencies. 20 Hz seem to have a positive influence on strength increases in the m. soleus of the mouse during a 14-day stimulation period (two times daily per 3 h of stimulation), furthermore positive influences on the development of the satellite cells can be determined (Guo et al., 2012). Exemplary studies showed an increased force production and tension with increasing frequency (Guo et al., 2012; Hering et al., 2016). However, an increased frequency cannot be maintained indefinitely. A constant stimulation with a higher frequency (e.g. 80 Hz or 100 Hz) results in a drop in force, which can be reduced by adjusting the frequency to 20 Hz for example. This fatigue during high frequency stimulation may be due to the failure of electrical propagation at the muscle fiber membrane, a reduction in the activity of the motor unit activity seems to minimize fatigue. A constant stimulation of 20 Hz generates a constant force diagram with a force increase after continuous stimulation. In comparison, in voluntary contraction the force generation is optimized by a reduction in motor neuron firing frequency to avoid this type of fatigue (Bigland-Ritchie et al., 1979; Jones et al., 1979).

On this basis, the aim of the present study was to observe the frequency-dependent response behavior of the triceps surae muscle of the mouse in EMS.

## METHODS

The experiments were performed on triceps surae muscle (m. soleus and m. gastrocnemius) of 19 wild type laboratory mice (C57BL/6N; age:  $34.7 \pm 2.2$  days; weight:  $17.2 \pm 1.7$  g). Animals were raised in the animal facilities of the University of Kaiserslautern under normal nutritional conditions. Lights were set to a 12 h day-12 h night cycle. Animal breeding and experiments were approved by the regional council according to the German animal protection act (TSchG §4, Absatz 3) and in accordance with EU Directive 2010/63/EU. To carry out the experiment, the neck of 19 mice was broken with the preparation scissors and then the head was severed. The lower leg was separated from the thigh 5 mm above the knee joint and the coat, skin and connective tissue were removed. The exact muscle fiber composition of the examined musculature is shown in **Table 1**, the myosin isoform percentage (MHC) in **Table 2**. The preparation was clamped vertically in the area of the tarsus as well as below the knee joint by two threads with the same pre-tension in a tripod apparatus (**Figure 1**).

**TABLE 1** | Percentage of muscle fiber types in the soleus and gastrocnemius muscle, modified according to Augusto et al. (2004).

Muscle fiber type	m. soleus [%]	m. gastrocnemius [%]
Type I	37.42	5.74
Type IIA	38.62	5.73
Type IID	5.69	2.26
Other type II (AD, DB and B)	18.74	86.19

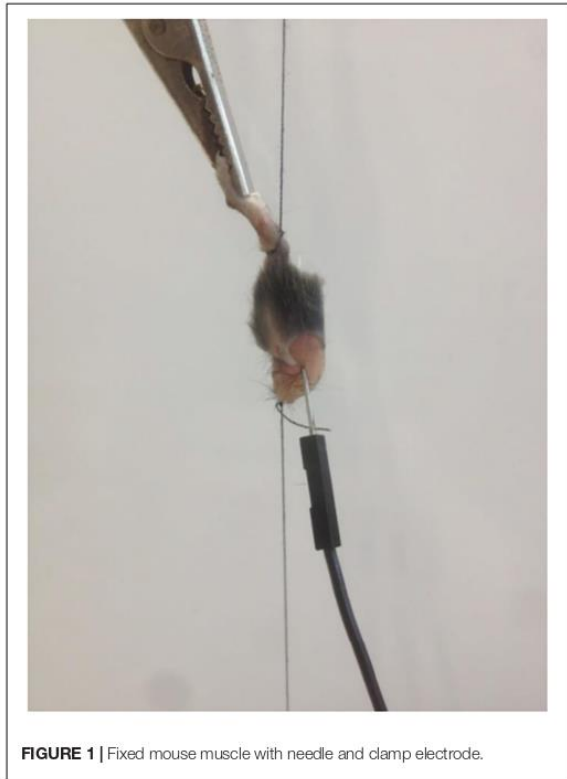
**TABLE 2** | Myosin isoform percentages (MHC) in the soleus and gastrocnemius muscle, modified according to Augusto et al. (2004).

MHC	m. soleus [%]	m. gastrocnemius [%]
I	41.5	0.81
Ila	57.56	17.01
Ild	0.15	0.00
Ilb	0.00	84.50

After the preparation of the muscle, it was immediately clamped into the apparatus to avoid a long period of time between preparation and analysis. At the lower end a bending rod transducer with amplifier was fixed, the signal was amplified tenfold. The amplified signal was output and stored optically and digitally via an oscilloscope (Tektronix TDS1001B, Tektronix, Schwalbach am Taunus, Germany) at 250 Hz. For the stimulation a clamp electrode was fixed to the paw and a needle electrode was inserted through the muscle belly of the muscle. The sequence of the selected frequencies was randomized from muscle to muscle so each frequency was used at each measurement time point. The monopolar stimulation of the triceps surae muscle was performed by a self-developed stimulation generator which modulated the pulse duration (4 s), frequency (20, 60, 85, 100 Hz) and width (350  $\mu$ s) for a rectangular signal. The resulting stimulation scheme largely corresponded to the electrical stimulation used in a whole-body-EMS (WB-EMS) application. In order to realize a stimulation at a desired current strength of 30 mA, a voltage of 8.7 V with a resistance of 270 Ohm was determined on the oscilloscope.

During the stimulations, the shortening of the triceps surae muscle was measured via the bending rod transducer as relative units (here designated by a.u. = arbitrary units). The present equilibrium length of the muscles before stimulation corresponded to the initial value of zero. Positive values during stimulation showed muscle shortening. Thus, a comparison between the frequencies was performed on the basis of the relative unit. We determined maximum and mean shortening and the integral over the time-length diagram in relation to frequency. The results are expressed as mean values and standard deviations.

We included only measurements of 15 mice or mouse muscles in the analysis because measurement errors occurred in four cases. The statistical analysis was performed with IBM SPSS (SPSS Version 25.0, Chicago, IL, United States). Because of missing normal distributions Kruskal-Wallis-Tests were performed to evaluate differences of mean value changes in relative muscle



**FIGURE 1** | Fixed mouse muscle with needle and clamp electrode.

lengths between the frequencies. Follow up Mann-Whitney-U-tests were conducted to evaluate pairwise differences, controlling for Type I error across tests by using Bonferroni approach.

## RESULTS

With regard to the frequency-dependent, averaged integrals, no significant differences in triceps surae muscle shortening could be observed depending on the selected frequency sequence. Therefore, we could exclude a sequence-related fatigue effect. In spite of different preloads due to randomized stimulation, we found the largest muscle shortenings at 20 Hz (Table 3).

In addition, we found continuous muscle shortening (tetanus) during stimulation at 20 Hz. For frequencies above 50 Hz there was no permanent and constant muscle shortening, the muscle length increased again in the course of the stimulation. At 85 and 100 Hz this course was even more obvious in the graph (Figure 2). Already after 0.5 s, the muscle almost regained its equilibrium length.

The Kruskal-Wallis-Test revealed significant differences between the frequencies used ( $p < 0.050$ ). The results of the Mann-Whitney-U-tests indicated a significant difference between 20 Hz and all other frequencies (all  $p < 0.050$ ), but none in any other pairwise comparison.

## DISCUSSION

In this study, the dissected triceps surae muscle of the mouse was subjected to muscle stimulation corresponding to WB-EMS training. Four frequencies were randomly applied and the respective stimulus response was determined by means of relative muscle length changes. On basis of this experimental setup with the same external weight load and pre-tension of the triceps surae muscle we found different muscle activation levels.

At 20 Hz, the largest change in muscle length was induced approximately over the full stimulation time. Only for this frequency a permanent and constant muscle shortening had occurred and thus a tetanic contraction could be assumed. The time-length-diagrams for the frequencies of 60, 85, and 100 Hz, on the other hand, showed less muscle shortening. The question now arises why we could not find an increased shortening at higher frequencies, what the force frequency relationship (FFR) suggests. Studies found an increase in muscle tension (Guo et al., 2012) or strength production (Hering et al., 2016) due to an increase in the frequency in animal experiments. First of all, it has to be taken into account that our experiments are carried out *ex vivo*, using a needle electrode, which complicates the comparability to *in vivo* or *in vitro* studies.

According to Augusto et al. (2004), 2–3 months old mice have a fiber composition with over 80% type II fibers in triceps surae muscle. Due to the young age of the mice used, the differentiation of the muscle fiber types are not complete, which could result in an insufficient number of motor units responding to high frequencies. It is known that muscle activity induced by EMS causes altered recruitment behavior in muscle fibers compared to voluntary contractions. Contrary to the activation sequence of Henneman's size principle, studies with EMS show either a selective activation of fast motor units (Cabric et al., 1988; Trimble and Enoka, 1991) or a non-selective, spatially fixed and temporally synchronous recruitment pattern of muscle fibers (Bickel et al., 2011). In the first case, there might be no increase in muscle activity, since the muscle fibers of the growing mouse are not yet sufficiently differentiated and thus less fast-twitching fibers can be activated. In addition, one could assume that most muscle fibers had already reached their stimulation threshold at low frequencies and therefore no increase in muscle activity and further shortening of muscle length could be achieved at higher frequencies. In the second case, slow and fast muscle fibers are activated at both low and high strength levels (Gregory and Bickel, 2005). Thus, according to Bickel et al. (2011), stimulation with low (20 Hz) and high frequency (> 50 Hz) should have activated all types of muscle fibers.

However, it is assumed that higher frequencies may lead to faster muscle fatigue, as during EMS it is not possible to reduce the innervation frequency or modulate the recruitment pattern through physiological control processes (Gregory and Bickel, 2005; Dreibati et al., 2010). Experimental investigations on the soleus muscle of the mouse show exactly this behavior by means of the force progression. At 100 Hz stimulation frequency, the force drops to 10% of the initial value after 40 s. In contrast, force remains at the same level for at least 60 s when stimulated at 20 Hz (Jones et al., 1979). Compared to the results presented

**TABLE 3** | Averaged results across all mice for the frequencies 20, 60, 85, and 100 Hz.

Stimulation Frequency (Hz)	Integral (a.u.)	Mean (a.u.)	Maximum (a.u.)
20	13.27 ± 8.25	3.32 ± 2.06	3.71 ± 2.27
60	3.09 ± 2.32	0.77 ± 0.58	2.49 ± 1.64
85	1.27 ± 1.03	0.32 ± 0.29	1.68 ± 0.85
100	1.24 ± 1.14	0.31 ± 0.29	1.36 ± 1.00

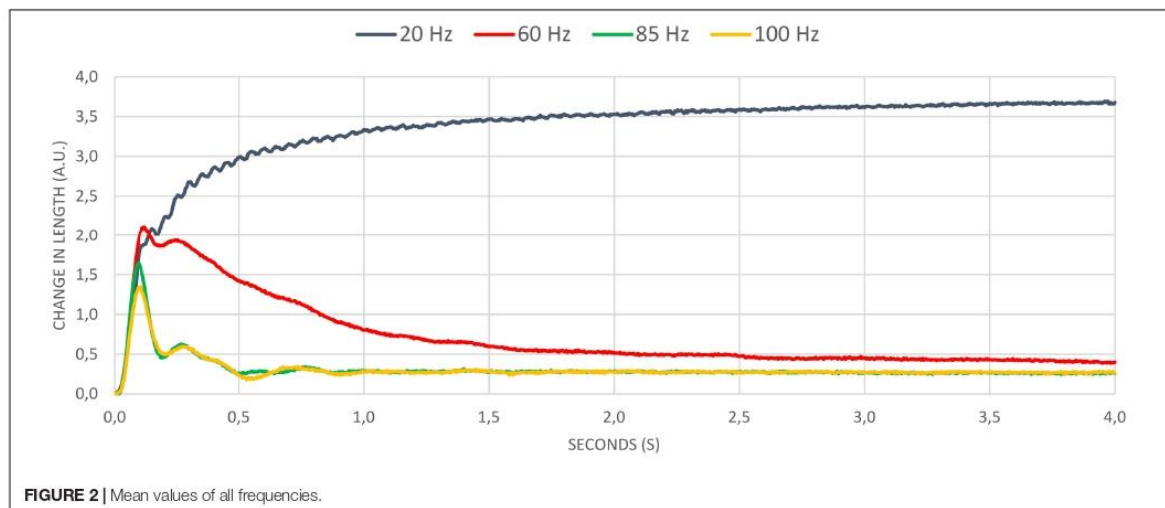
Values are reported as means ± standard deviations. a.u. = arbitrary unit.

in this study, only the time of fatigue differs significantly. The much earlier decrease in muscle activity could be explained by the experimental setup. In the study by Jones et al. (1979), the mouse muscle is placed in a sodium solution so that an ion exchange between muscle tissue and fluid is possible. In the present study, the muscle was isolated and separated from any circulation, which would allow the fatigue processes to progress more rapidly. Nevertheless, the graphs of force development at different frequencies from Bigland-Ritchie et al. (1979) show very strong similarities to the *ex vivo* results presented here. A continuous force development at 20 Hz can be seen, whereas higher frequencies (50 Hz and 80 Hz) already after a short stimulation time of about 5 s lead to a continuous decrease in force production, which remains constant until the end of the stimulation (Bigland-Ritchie et al., 1979). Furthermore, frequency modulation from 100 Hz to 20 Hz after continuous stimulation can in turn bring about a clear increase in force (Jones et al., 1979).

With regard to the behavior of human muscles in comparison to mouse muscles during EMS, studies show the same fatigue behavior (Jones et al., 1979; Moritani et al., 1985). As a reason for the decrease in strength during stimulation with high frequencies, it is assumed that the transmission of the action potentials via the T-tubules is no longer possible and therefore the strength production collapse. A changed ion concentration leads to a

reduction of the membrane excitability and thus to a lower power development (Bigland-Ritchie et al., 1979). Binder-Macleod and McDermond (1992) show that the contraction rate of skeletal muscles slows down when tired muscles are excited voluntarily or by EMS. This means that although muscle twitching is faster when stimulated electrically, the half relaxation time is significantly longer. Thus, at high frequency, a new electrical stimulus occurs during the repolarization phase and therefore remains ineffective. This could signify for WB-EMS that lower frequencies guarantee an adequate repolarization time of the muscle fiber membrane especially in a fatigued state, which could be important for the periodization of the WB-EMS training in competitive sports. At a higher frequency, an increased metabolic demand leads to a faster fatigue of the muscles. However, in WB-EMS this could be an important factor for modulating the applied frequency during the training from a higher to a lower frequency (Dreibati et al., 2010).

The study carried out here showed the highest force development at a frequency of 20 Hz. This could be a further indication of an increased metabolic need of the muscle at higher frequencies, since the musculature could only cause a continuous contraction at 20 Hz. Only at higher frequencies a lower force impulse could be generated. A decisive factor here, however, is the conduct of the study in an *ex vivo* experimental design. Nevertheless, other authors such as Glaviano and Saliba (2016) or Dreibati et al. (2010) also describe an improved force production at lower frequencies and stated an increased metabolic demand in higher frequencies (pH level, inorganic phosphocreatine values, energy costs), which would confirm our results due to the lack of new energy production in the *ex vivo* muscle. A further reason for the strength loss with increased frequencies could be the reduction in the extracellular  $\text{Na}^+$  due to the shorter action time for the sodium-potassium pump. The depletion of the  $\text{Na}^+$  (or the accumulation of  $\text{K}^+$ ) could reduce the muscle membrane excitability sufficiently to explain the force loss during a higher frequency (Moritani et al., 1985).

**FIGURE 2** | Mean values of all frequencies.

Due to different stimulation protocols and other environmental conditions, the comparison of the results presented here to other animal studies remains complicated (Guo et al., 2012; Kobayashi et al., 2012; Tsutaki et al., 2013; Hering et al., 2016; Li et al., 2016; Valenzuela et al., 2017). Nevertheless, similar results could be observed in the behavior of the muscle during stimulation with different frequencies, even if the environmental influences and the way of stimulation of the muscle (*ex vivo*, needle electrode) were different. In future experiments, the influence of surface electrodes and needle electrodes on stimulation behavior of the muscle should be investigated. Since comparative studies in animals use surface electrodes in the experiments, this could be a source of interference in the experimental setup. It should also be examined to what extent an examination with intact blood circulation would generate similar muscle behavior. In addition, the relationship between stimulation frequency and intensity should be further examined in a combined study protocol. Nevertheless, the available results provide an insight into the behavior of the *ex vivo* mice muscles at different applied frequencies.

In addition to the limitations described such as the use of a needle electrode instead of surface electrodes and the *ex vivo* implementation of the study without nutrient supply for the muscle, the lack of knowledge about the MHC isoform of the muscles used is a further limitation. Although comparisons can be made with the studies carried out by Augusto et al. (2004), future studies should carry out a detailed MHC isoform analysis of the examined muscles in each case in order to be able to interpret possible fluctuations of the muscle fiber composition (Zhang et al., 2010) and corresponding divergent reactions to an electrical stimulus more accurately.

The frequency used seems to have a significant influence on fatigue, which must also be considered in the context of training planning for WB-EMS. Since active movements of the athlete (e.g. light strengthening exercises) lead to greater

muscle strength compared to passive WB-EMS, the frequency should be chosen accordingly in order to be able to perform the movements in a controlled manner throughout the training (Kemmler et al., 2018).

## DATA AVAILABILITY STATEMENT

The raw data supporting the conclusions of this article will be made available by the authors, without undue reservation, to any qualified researcher.

## ETHICS STATEMENT

This study was carried out in accordance with the recommendations of the regional council according to the German animal protection act (TSchG §4, Absatz 3) and in accordance with EU Directive 2010/63/EU. The protocol was approved by the regional council.

## AUTHOR CONTRIBUTIONS

SZ, JB, JK, and MF conceived and designed the experiments. JK performed the experiments. JK, SZ, and JB analyzed the data. SZ and MF contributed materials and analysis tools. SZ, JB, and OL wrote the manuscript.

## ACKNOWLEDGMENTS

Many thanks to Prof. Eckhard Friauf (Department of Animal Physiology, Technische Universität Kaiserslautern) without his help the implementation of this study would not have been possible.

## REFERENCES

- Augusto, V., Padovani, C. R., and Campos, G. E. R. (2004). Skeletal muscle fiber types in C57BL/6 mice. *Braz. J. Morphol. Sci.* 21, 89–94.
- Bickel, C. S., Gregory, C. M., and Dean, J. C. (2011). Motor unit recruitment during neuromuscular electrical stimulation: a critical appraisal. *Eur. J. Appl. Physiol.* 111, 2399–2407. doi: 10.1007/s00421-011-2128-4
- Bigland-Ritchie, B., Jones, D., and Woods, J. (1979). Excitation frequency and muscle fatigue: electrical responses during human voluntary and stimulated contractions. *Exp. Neurol.* 64, 414–427.
- Binder-Macleod, S. A., and McDermond, L. R. (1992). Changes in the force-frequency relationship of the human quadriceps femoris muscle following electrically and voluntarily induced fatigue. *Phys. Ther.* 72, 95–104.
- Cabric, M., Appell, H.-J., and Resic, A. (1988). Fine structural changes in electrostimulated human skeletal muscle. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 57, 1–5.
- Dreibati, B., Lavet, C., Pinti, A., and Poumarat, G. (2010). Influence of electrical stimulation frequency on skeletal muscle force and fatigue. *Ann. Phys. Rehabil. Med.* 53, 266–277.
- Filipovic, A., Kleinöder, H., Dörmann, U., and Mester, J. (2011). Electromyostimulation—a systematic review of the influence of training regimens and stimulation parameters on effectiveness in electromyostimulation training of selected strength parameters. *J. Strength Condition. Res.* 25, 3218–3238. doi: 10.1519/JSC.0b013e318212e3ce
- Frenkel, J., Knopp, U., and Winter, J. (2004). *Revolution in Electrotherapy*. Germany: Wolfsheim/Rhh.
- Glaviano, N. R., and Saliba, S. (2016). Can the use of neuromuscular electrical stimulation be improved to optimize quadriceps strengthening? *Sports Health* 8, 79–85. doi: 10.1177/1941738115618174
- Gregory, C. M., and Bickel, C. S. (2005). Recruitment patterns in human skeletal muscle during electrical stimulation. *Phys. Ther.* 85, 358–364.
- Guo, B. S., Cheung, K. K., Yeung, S. S., Zhang, B. T., and Yeung, E. W. (2012). Electrical stimulation influences satellite cell proliferation and apoptosis in unloading-induced muscle atrophy in mice. *PLoS One* 7:e30348. doi: 10.1371/journal.pone.0030348
- Hering, T., Braubach, P., Landwehrmeyer, G. B., Lindenberg, K. S., and Melzer, W. (2016). Fast-to-slow transition of skeletal muscle contractile function and corresponding changes in myosin heavy and light chain formation in the r6/2 mouse model of Huntington's disease. *PLoS One* 11:e0166106. doi: 10.1371/journal.pone.0166106
- Jones, D. A., Bigland-Ritchie, B., and Edwards, R. H. T. (1979). Excitation frequency and muscle fatigue: mechanical responses during voluntary and stimulated contractions. *Exp. Neurol.* 64, 401–413.

- Kemmler, W., Weissenfels, A., Willert, S., Shojaa, M., von Stengel, S., Filipovic, A., et al. (2018). Efficacy and safety of low frequency whole-body electromyostimulation (WB-EMS) to improve health-related outcomes in non-athletic adults: a systematic review. *Front. Physiol.* 9:573. doi: 10.3389/fphys.2018.00573
- Kobayashi, K., Ogasawara, R., Tsutaki, A., Lee, K., Ochi, E., and Nakazato, K. (2012). Genetic strain-dependent protein metabolism and muscle hypertrophy under chronic isometric training in rat gastrocnemius muscle. *Physiol. Res.* 61, 527–535.
- Kramme, R. (2007). *Medical Technology: Proceedings-Systems-Information Processing: with 170 Tables*. Heidelberg: Springer.
- Li, J., Yim, S., Pacheck, A., Sanchez, B., and Rutkove, S. B. (2016). Electrical impedance myography to detect the effects of electrical muscle stimulation in wild type and Mdx Mice. *PLoS One* 11:e0151415. doi: 10.1371/journal.pone.0151415
- Moreno-Aranda, J., and Seireg, A. (1981). Electrical parameters for over-the-skin muscle stimulation. *J. Biomech.* 14, 579–585.
- Moritani, T., Muro, M., and Kijima, A. (1985). Electromechanical changes during electrically induced and maximal voluntary contractions: electrophysiologic responses of different muscle fiber types during stimulated contractions. *Exp. Neurol.* 88, 471–483.
- Trimble, M. H., and Enoka, R. M. (1991). Mechanisms underlying the training effects associated with neuromuscular electrical stimulation. *Phys. Ther.* 71, 273–282.
- Tsutaki, A., Ogasawara, R., Kobayashi, K., Lee, K., Kouzaki, K., and Nakazato, K. (2013). Effect of intermittent low-frequency electrical stimulation on the rat gastrocnemius muscle. *Biomed. Res. Int.* 2013:480620. doi: 10.1155/2013/480620
- Valenzuela, P. L., Aroeira, A. E. D. M., Torrella, J. R., and Villa, P. D. L. (2017). The effect of high-frequency neuromuscular electrical stimulation training on skeletal muscle properties in mice. *Arc. Biol. Sci.* 69, 391–397.
- Zhang, M. Y., Zhang, W. J., and Medler, S. (2010). The continuum of hybrid IIX/IIB fibers in normal mouse muscles: MHC isoform proportions and spatial distribution within single fibers. *Am. J. Physiol. Regul. Integr. Compar. Physiol.* 299, R1582–R1591. doi: 10.1152/ajpregu.00402.2010

**Conflict of Interest:** The authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

Copyright © 2020 Zart, Berger, Ludwig, Knauth and Fröhlich. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC BY). The use, distribution or reproduction in other forums is permitted, provided the original author(s) and the copyright owner(s) are credited and that the original publication in this journal is cited, in accordance with accepted academic practice. No use, distribution or reproduction is permitted which does not comply with these terms.

## Publikation 4

### **Effects of an Impulse Frequency Dependent 10-Week Whole-body Electromyostimulation Training Program on Specific Sport Performance Parameters.**

**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 (2), 271-281.

Dieser Artikel wurde am 08.01.2020 im Journal of Sports Science and Medicine zum Peer-Review-Verfahren eingereicht, am 11.02.2020 akzeptiert und am 01.06.2020 veröffentlicht.



## Zusammenfassung

**Einführung:** Im GK-EMS werden überwiegend Stimulationsfrequenzen über 50 Hz verwendet, da diesem Frequenzbereich eine optimale Kraftentwicklung der Muskulatur zugeschrieben wird. Eine Frequenzmodulation bleibt trotz positiver Einflüsse auf die Leistungssteigerung von Frequenzen unter 50 Hz in vielen GK-EMS Untersuchungen weitgehend aus. Ziel der vorliegenden Studie war es daher, den Einfluss eines 10-wöchigen GK-EMS Trainings mit unterschiedlichen Frequenzen auf ausgewählte Leistungsparameter zu überprüfen.

**Methodik:** 58 Probanden ( $24.9 \pm 3.9$  Jahre,  $174 \pm 9$  cm,  $72.4 \pm 16.4$  kg, BMI  $23.8 \pm 4.1$ , Körperfett  $24.7 \pm 8.1$  %) wurden randomisiert in drei Gruppen aufgeteilt: eine inaktive Kontrollgruppe (CON) und zwei Trainingsgruppen, welche ein 10-wöchiges GK-EMS Training mit 1.5 Einheiten pro Woche, identischem Trainingsinhalt und unterschiedlichen Frequenzen (Training mit 20 Hz (T20) vs. Training mit 85 Hz (T85)) absolvierten. Vor und nach der Intervention wurden Sprünge (Counter Movement Jump (CMJ), Squat Jump (SJ), Drop Jump (DJ)), Sprints (5m, 10m, 30m), und Maximalkraftmessungen (isometrische Rumpfflexion/Rumpfextension) durchgeführt.

**Ergebnisse:** Es konnten signifikante Verbesserungen des CMJ ( $p = .007$ ), SJ ( $p = .022$ ), sowie der Rumpfflexion ( $p = .020$ ) und Rumpfextension ( $p = .013$ ) mit signifikanten Gruppenunterschieden zwischen beiden Trainingsgruppen und der Kontrollgruppe (nicht zwischen den beiden Trainingsgruppen T20 und T85) festgestellt werden.

**Diskussion:** Ein 10-wöchiges GK-EMS-Training führt zu signifikanten Verbesserungen von Sprung- und Kraftparametern bei untrainierten Probanden. Aufgrund des fehlenden Gruppenunterschiedes können beide Stimulationsfrequenzen als adäquat zur Leistungssteigerung beim GK-EMS angesehen werden. Einflüsse der verwendeten Frequenzen auf Aspekte wie Regeneration oder die metabolische Beanspruchung während dem Training müssen in Folgeuntersuchungen geklärt werden.

Research article

## Effects of an Impulse Frequency Dependent 10-Week Whole-body Electromyostimulation Training Program on Specific Sport Performance Parameters

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

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

<sup>2</sup>Institute of Medical Physics, Friedrich-Alexander University of Erlangen, Erlangen, Germany

### Abstract

The difference in the efficacy of altered stimulation parameters in whole-body-electromyostimulation (WB-EMS) training remains largely unexplored. However, higher impulse frequencies (>50 Hz) might be most adequate for strength gain. The aim of this study was to analyze potential differences in sports-related performance parameters after a 10-week WB-EMS training with different frequencies. A total of 51 untrained participants ( $24.9 \pm 3.9$  years,  $174 \pm 9$  cm,  $72.4 \pm 16.4$  kg, BMI  $23.8 \pm 4.1$ , body fat  $24.7 \pm 8.1$  %) was randomly divided into three groups: one inactive control group (CON) and two training groups. They completed a 10-week WB-EMS program of 1.5 sessions/week, equal content but different stimulation frequencies (training with 20 Hz (T20) vs. training with 85 Hz (T85)). Before and after intervention, all participants completed jumping (Counter Movement Jump (CMJ), Squat Jump (SJ), Drop Jump (DJ)), sprinting (5m, 10m, 30m), and strength tests (isometric trunk flexion/extension). One-way ANOVA was applied to calculate parameter changes. Post-hoc least significant difference tests were performed to identify group differences. Significant differences were identified for CMJ ( $p = 0.007$ ), SJ ( $p = 0.022$ ), trunk flexion ( $p = 0.020$ ) and extension ( $p = .013$ ) with significant group differences between both training groups and CON (not between the two training groups T20 and T85). A 10-week WB-EMS training leads to significant improvements of jump and strength parameters in untrained participants. No differences could be detected between the frequencies. Therefore, both stimulation frequencies can be regarded as adequate for increasing specific sport performance parameters. Further aspects as regeneration or long term effects by the use of different frequencies still need to be clarified.

**Key words:** WB-EMS, muscle fiber, jumping, sprinting, performance diagnostics.

### Introduction

For many years, electromyostimulation (EMS) training has been established as a proven type of training in the areas of rehabilitation and clinical intervention. After injuries, it enables athletes to reduce a decrease in performance and to support the reconstruction of muscles, as well as to create new stimuli in training routine (Seyri and Maffiuletti, 2011). A particular focus is placed on whole-body-EMS (WB-EMS) training: electrodes are attached to the skin all over the body (upper arms, gluteus, chest, abdomen, lower and upper back, thighs, shoulder) and stimulate the muscles underneath them via an externally applied stimulus. The stimulation of the motor units results in signal transduction

into the muscle and thus to involuntary muscle contraction. Maximum strength increase is paramount in EMS. In a review, Filipovic et al. (2012) reported that a 3-to-6-week EMS training can result in maximum increases of up to 58.8 % in isometric and 79.5 % in dynamic maximum strength.

Planning and implementing WB-EMS training, however, need to take into account many parameters. For example impulse duration and rest intervals, impulse width, number of training units per week, regeneration times, fatigue, dynamic or static exercises have an essential impact on the effectiveness of WB-EMS (Filipovic et al., 2011; 2012; 2016). Especially the exertion intensity significantly influences the strength development of the target muscles in WB-EMS training (Binder-Macleod and McDermond, 1992). A linear interrelationship seems to exist between impulse intensity and strength development (Maffiuletti, 2010). There is also a positive relationship between a muscle's strength development during training and the resulting strength increases (Binder-Macleod and McDermond, 1992). This means that impulse intensity plays an essential role in terms of strength increase through EMS training. A further factor deemed important due to the associated muscular stimulation method is the stimulation frequency in Hertz (Hz) applied during training. Frequency is the number of impulses per second that reach the muscle via the electrode attached to the skin and trigger a contraction (Bossert et al., 2006; Wenk, 2011). An interrelationship was identified between the frequency applied and the strength development in the muscle (Binder-Macleod and McDermond, 1992). To date, numerous studies have dealt with the application of different frequencies under varied conditions (Amaro-Gahete et al., 2018b; Filipovic et al., 2011; Moreno-Aranda and Seireg, 1981). In the past, the variability of training protocols and experimental implementation often result in difficulties to compare the individual analyses. Meanwhile, a more standardized use of stimulation parameters and protocols over the last years enables a better comparability between different studies (Filipovic et al., 2011; Selkowitz, 1989). The stimulation frequency in WB-EMS training usually ranges between 20 and 150 Hz (Vatter et al., 2016; Vogelmann, 2013). There is no consensus on the existence of an "optimal" frequency range. In their review, Filipovic et al. state that frequencies around 76 Hz lead to an optimal strength development of the musculature (Filipovic et al., 2011). Frequencies below 50 Hz have only been analyzed to a limited extent so far.

Force development during WB-EMS training positively correlates to strength increases observed in the target muscles, with the optimal choice of protocol having a significant effect on training success (Binder-Macleod and McDermond, 1992). At a frequency of 5 Hz, for example, the muscles completely relax between the contractions, whereas the individual impulses sum up with increasing frequency. This means that the muscle can no longer relax completely with increasing frequency. Summing the individual impulses results in a higher strength development in the muscles and a so-called unfused (incomplete) or fused (complete) tetanic contraction (tetanus). Furthermore, the impulse frequency seems to correlate directly with force development (Glaviano and Saliba, 2016). Bigland-Ritchie et al. (1979) were able to show that muscular stimulation at a frequency of 20 Hz generates only 65 % of the strength compared to stimulation at 50-80 Hz. Kramme (2007) attributes an optimal faradic stimulation of striated musculature to frequencies of 50 Hz (Kramme, 2007), due to fused tetanus (Wenk, 2011). High frequencies seem to lead to faster neuromuscular fatigue and can therefore result in an earlier decrease of performance (Bigland-Ritchie et al., 1979) because the organism is subject to higher exertion (Glaviano and Saliba, 2016; Gondin et al., 2010). Apart from the strength development generated by the different frequencies, specific frequencies are attributed with an increased stimulation of specific muscle fiber types. Frequencies of 20-40 Hz mostly cause a stimulation of the slow type-I fibers (slow-twitch, ST), whereas stimulation between 50 and 120 Hz rather activate the faster type-II muscle fibers (fast-twitch, FT) (Frenkel et al., 2004; Vogelmann, 2013). For this reason, the use of an "optimal" stimulation frequency has not been unambiguously clarified. Depending on the author, the modes of action and frequency ranges and, accordingly, the applicability differs.

In today's WB-EMS training, it seems to be generally agreed that a stimulation frequency around 85 Hz represents an effective value wherefore it is usually applied most of the time (Berger et al., 2019; Brocherie et al., 2005; Filipovic et al., 2011; Micke et al., 2018). Nevertheless, the authors have no knowledge of scientific evidence pertaining to the direct comparison of the 20 Hz and 85 Hz stimulation frequencies and their impact on specific performance parameters. Therefore, the objective of this study was to determine: a) whether a 10-week EMS training might have an impact on specific sport performance parameters, and b) if any difference might occur between a control group (CON), a training group exercising at 20 Hz (T20), and a group exercising at 85 Hz (T85), under otherwise identical stimulation conditions.

## Methods

The study was conducted using a randomized controlled trial (RCT). The participants were randomly assigned to one of the three groups (two training groups, one control group; groups were assigned by drawing cards). The training groups completed a 10-week training phase with 1.5 training units per week (Kemmler et al., 2016a; Kemmler et al., 2016b). They only differed due to the stimulation frequency used in WB-EMS (20 Hz or 85 Hz), all other

contents and stimulation parameters were identical. CON was instructed not to engage in exercise during the period. Performance parameters (jump-, sprint- and strength parameters) were measured both before and after the intervention. This study design enabled us to compare within and between group differences to identify possible differences in the increase in performance due to the impulse frequency used.

## Participants

A total of 58 persons participated in the study. Seven people did not complete the 10-week WB-EMS training or the final diagnostics, they were excluded from the data analysis (Figure 1) (Schulz et al., 2010). Thus, a total of 51 participants were included in the analysis. The anthropometric data are shown in Table 1. Inclusion criteria were an age between 18 and 40 years, < 1h/week of athletic activity, being new to WB-EMS training, and no internal and orthopedic limitations. Before the study began, the participants were informed about relative and absolute contraindications, and potential exclusion criteria were verified (Kemmler et al., 2016a; Vatter et al., 2016). The participants gave their written consent. The study was approved by the ethics commission responsible (ref. no. 02/17) and was conducted based on the Declaration of Helsinki (World Medical Association, 2013).

## Procedures

Anthropometric and performance parameters were recorded during both pre- and post-tests. Each participant performed a jump session of a total of three different jumps: counter movement jump (CMJ), squat jump (SJ), and drop jump (DJ). For all three types of jumps, proper arm positioning (hands on hips) and leg extension during the jump (no flexing to extend the jump phase, i.e., no skewing the height of the jump) were ensured. The participants could self select how deep they lowered their body (not more than 90° knee angle). To exclude an eccentric movement in the SJ, the participants had to remain in the reversal point for 2 seconds (Faude et al., 2010). Jump heights and contact times were measured by means of the Optojump Next optical measurement system (Microgate, Bolzano, Italy). For the evaluation of the DJ, a reactive strength index was calculated based on jump height divided by ground contact time.

Linear sprint diagnostics were conducted using the Witty Kit photoelectric sensor system (Microgate, Bolzano, Italy), measuring the linear sprint times over the 5 m, 10 m, and 30 m distances. The start was performed without a signal from a standing position 50 cm away from the first photoelectric sensor. The participants started at their own discretion without the influence of response time (Faude et al., 2010).

Static trunk extension and flexion (isometric strength tests) were measured by Back Check 607 (Dr. Wolff GmbH, Arnsberg, Germany). This required the participants to stand with dangling arms and slightly bent knee joints. They were fixated at the iliac crest area by one dorsal and one ventral pad in the sagittal plane. For measurement recording purposes, two pads with force transducers were placed without pressure at the sternum

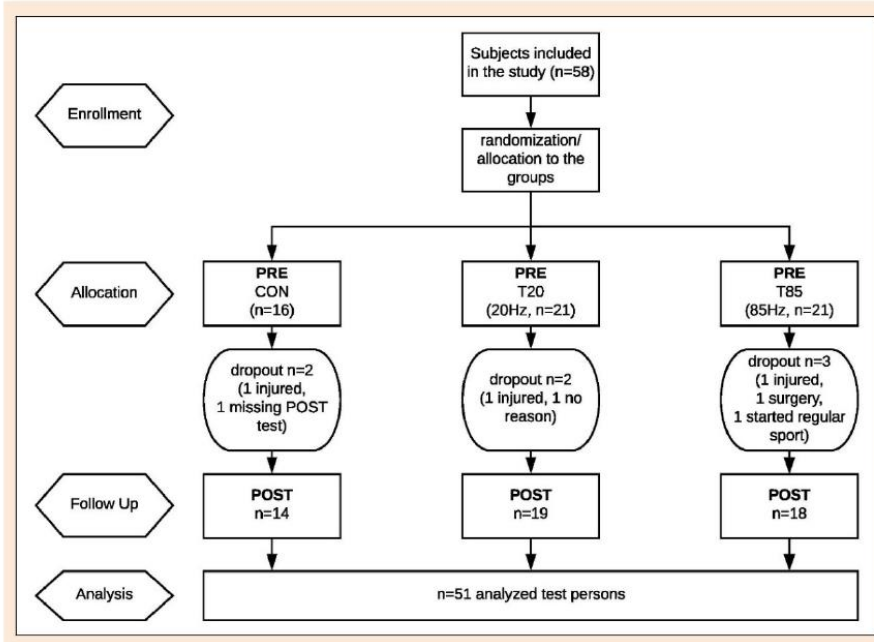


Figure 1. Flow of participants.

Table 1. Anthropometric data of the different groups (control group (CON), 20 Hz training group (T20) and 85 Hz training group (T85)). Data are means  $\pm$  SD.

Parameters	CON (n = 14)	T20 (n = 19)	T85 (n = 18)	Overall (n = 51)
Age [Years]	25.6 $\pm$ 2.8	24.8 $\pm$ 4.0	24.5 $\pm$ 4.4	24.9 $\pm$ 3.9
Height [cm]	168.2 $\pm$ 7.1	174.3 $\pm$ 7.9	176.7 $\pm$ 9.7	174.0 $\pm$ 8.9
Weight [kg]	67.1 $\pm$ 19.9	74 $\pm$ 16.3	73.3 $\pm$ 15.1	72.4 $\pm$ 16.4
BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	23.5 $\pm$ 5.9	24.1 $\pm$ 3.8	23.9 $\pm$ 3.7	23.8 $\pm$ 4.1
Body Fat [%]	27.3 $\pm$ 7.8	25.8 $\pm$ 8.1	21.7 $\pm$ 8.1	24.7 $\pm$ 8.1

and between the shoulder blades. The maximum strength was recorded in both directions. The tests were performed three times (30 seconds rest between the tests) with the maximum value being used for analysis (Weissenfels et al., 2019).

All participants were randomly assigned to one of the two training groups or to the control group. Participants and the investigators were not informed about the assignment at any time during the study in order to achieve double blinding. In WB-EMS, the training groups differed only in the stimulation frequencies applied. Participants performed a familiarization session before training began. This session lasted 12 minutes and included a low-intensity impulse familiarization to prepare for the upcoming training sessions and to get to know the WB-EMS training better (Kemmler et al., 2016a). The 10-week training included a total of 15 WB-EMS sessions. Participants alternately exercised once or twice a week, so that an average of 1.5 training sessions was performed per week and overexertion was avoided (Berger et al., 2017; Kemmler et al., 2016a; 2018). All training units were personalized and featured one trainer for two participants, this ensured optimal support and immediate care and supervision. The training

times were performed at the same time of the day to avoid fluctuating diurnal performances. Before each training session, a brief anamnesis questionnaire on the current health condition was completed in order to exclude spontaneously occurring contraindications. This included aspects such as sudden nausea, lack of sleep, physical exertion within the previous 24 hours, or recent consumption of alcohol, drugs, or pain medication. In case of present contraindications, the training was not performed. The participants were instructed not to perform the training with a completely empty stomach, and to ensure sufficient intake of liquids (at least 500 ml within the last hour) in order to prevent circulatory problems and performance losses (Kemmler et al., 2016a).

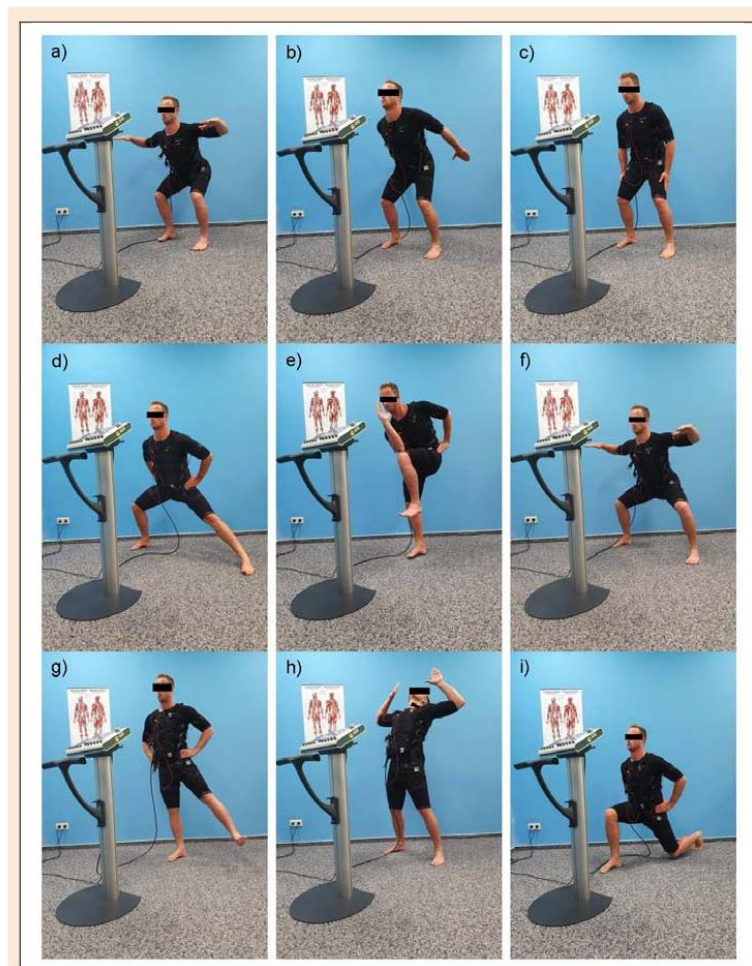
The other parameters were based on the standard experimental parameters of WB-EMS application: Impulse width 350  $\mu$ s, duty cycle 50 % (4 s impulse, 4 s break), bipolar impulse without impulse increase (square pulse) during an overall training time of 20 minutes (Kemmler et al., 2018; Vogelmann, 2013). Intensity was controlled by means of a rating of perceived exertion (RPE) scale (0=no exertion, 10=maximum exertion), which is a subjective method of determining intensity that is commonly used in

practice (Amaro-Gahete et al., 2018a; 2018b; Kemmler et al., 2018). Participants were instructed to exercise at a perceived intensity between 6 and 7 and not to exceed this value in order to avoid overexertion (Borg and Kaijser, 2006). It was also ensured that the selected intensity did not have any negative effect on the range of motion (ROM) during the movements to allow a full movement amplitude during the exercises. The intensity was individually increased through the RPE scale and targeted specific muscle groups in order to ensure adequate exertion. WB-EMS training was performed using the Miha Bodytec 2 WB-EMS device (Miha Bodytec, Augsburg, Germany), which is a stationary system including a control panel for impulse control and a monitor to control the exercises via an integrated avatar. The electrodes were connected to the WB-EMS device via an electrode vest and additional belts. This enabled simultaneous stimulation of 16 body regions

(including upper arms, gluteus, chest, abdomen, lower and upper back, thighs, shoulder) (Kemmler et al., 2012). Each electrode could be individually controlled.

The exercises were selected based on the integrated Miha Bodytec exercise catalog. Therefore, the training programs applied represented training content typical for WB-EMS studios. Exercise selection especially focused on long sequences of basic exercises in order to simultaneously stimulate as many muscle groups as possible (Figures 2a-2i).

The participants were instructed to maintain a pre-tension in their muscles before the impulse was applied in order to avoid unpreparedness and thus potential negative reactions. It was also ensured that the test persons completely mastered the training exercises before the intensity and thus complexity of the exercise was increased.



**Figure 2.** Selected exercises in the WB-EMS training program. **a)** dynamic knee flexion (15 repetitions), **b)** dynamic trunk flexion (12 repetitions), **c)** static knee presses against own resistance (12 repetitions), **d)** dynamic side lunge, left and right (10 repetitions each), **e)** dynamic crunches, diagonal, left and right (10 repetitions each), **f)** dynamic knee flexion, wide stand (15 repetitions), **g)** dynamic one-leg stand with lifting one leg, left and right (10 repetitions each), **h)** dynamic overextension of the trunk (12 repetitions), **i)** static forward lunge, left and right (12 repetitions each).

**Statistical analyses**

All statistical analyses were conducted using SPSS Statistics (IBM, Version 25.0, Chicago, IL, USA) setting level of significance at  $p < 0.05$ . All values are given as means  $\pm$  standard deviation (SD). Since ANOVA is known to be robust against infringements of the normal distribution and all variances were homogeneous (Levene test) it was applied every time (Field, 2009; Schmider et al., 2010). Therefore, ANOVA was used to examine the effect of group on  $CMJ_{\Delta}$  ( $CMJ_{POST} - CMJ_{PRE} = CMJ_{\Delta}$ ) and all other parameters of the jump tests (SJ, DJ), sprint tests (5 m time, 10 m time, 30 m time) and strength tests (trunk flexion, trunk extension). Furthermore, all confidence intervals were calculated and stated. To estimate interaction effect sizes, partial eta squared ( $\eta_p^2$ ) was computed with  $\eta_p^2 \geq 0.01$  for small,  $\geq 0.059$  for medium, and  $\geq 0.138$  for large effects (Cohen, 1988; Levine and Hullett, 2002). A median split was applied to check whether the parameter improvements showed differences between the two training groups (T20, T85).

**Results**

**Jump parameters**

All jump diagnostics values and the difference between PRE and POST (Delta,  $\Delta$ ) including the percentage changes are illustrated in Table 2. The CMJ exhibited significant changes between the groups ( $F(2, 47) = 5.54, p = 0.007, \eta_p^2 = 0.191$ ), differences in pairs between CON and T20 ( $p = 0.002$ ) as well as between CON and T85 ( $p = 0.013$ ). The SJ also exhibited significant changes between

the groups ( $F(2, 47) = 4.15, p = 0.022, \eta_p^2 = 0.150$ ), differences in pairs between CON and T20 ( $p = 0.018$ ) and between CON and T85 ( $p = 0.01$ ). No significant differences were identified for the DJ ( $F(2, 46) = 2.38, p = 0.104, \eta_p^2 = 0.094$ ). No difference was found in the extent of improvement for the jump parameters between the T20 and T85 training groups based on an additional median split. Both groups reacted in similar ratios to the training interventions. Figure 3a-c shows the jump parameter boxplots.

**Sprint parameters**

Table 2 also shows the sprint diagnostics values. There were no significant changes in the sprint results at 5 m ( $F(2, 47) = 0.30, p = 0.744, \eta_p^2 = 0.012$ ), 10 m ( $F(2, 47) = 0.64, p = 0.534, \eta_p^2 = 0.026$ ), and 30 m ( $F(2, 47) = 0.68, p = 0.511, \eta_p^2 = 0.028$ ). Figure 3 d-f shows the sprint parameter boxplots.

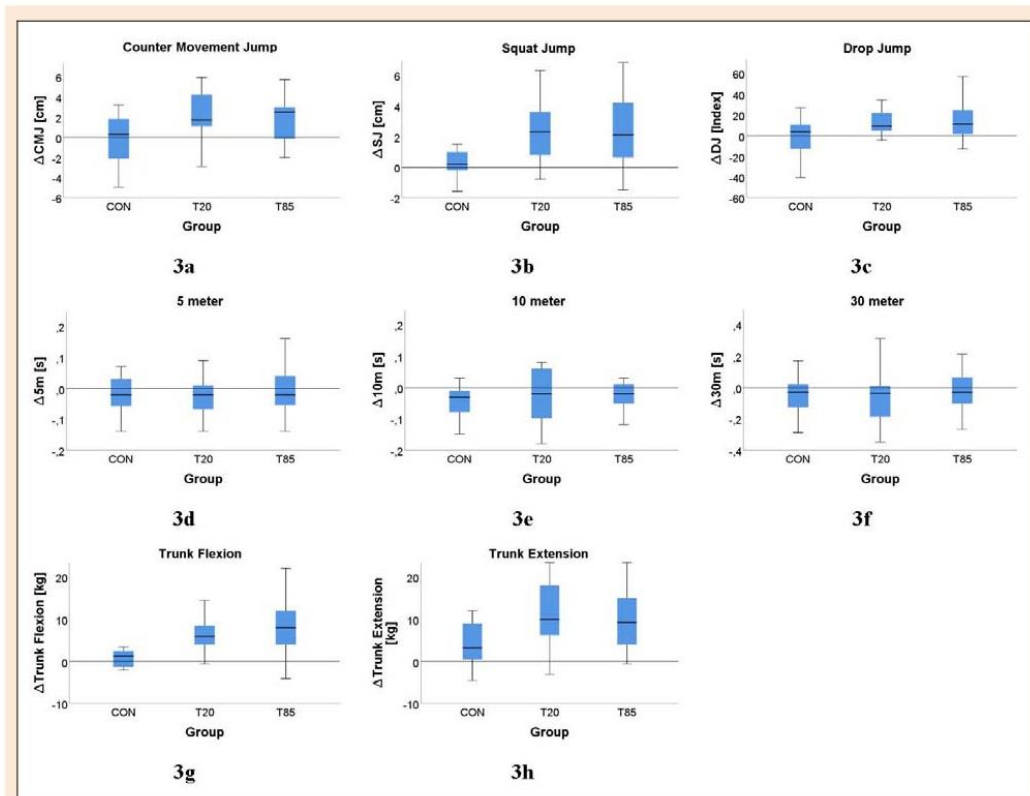
**Strength parameters**

Trunk flexion exhibited significant changes between the groups ( $F(2, 48) = 4.24, p = 0.020, \eta_p^2 = 0.150$ ) as well as differences in pairs between CON and T20 ( $p = 0.042$ ), and between CON and T85 ( $p = 0.006$ ). Trunk extension also exhibited significant changes between the groups ( $F(2, 48) = 4.75, p = 0.013, \eta_p^2 = 0.162$ ) as well as differences in pairs between CON and T20 ( $p = 0.003$ ), and between CON and T85 ( $p = 0.048$ ). No distribution difference was found for the strength parameters between the T20 and T85 training groups based on an additional median split. Both groups reacted in similar ratios to the training interventions. Figure 3 g-h shows the strength parameter boxplots.

**Table 2. Descriptives, ANOVA and multiple comparisons of all parameters. Values are presented as means ( $\pm$  SD).**

Outcome parameter	Group	PRE	POST	Delta PRE-POST	% Delta PRE-POST	Univariate ANOVA <sup>a</sup>		Multiple comparison (LSD) <sup>b</sup>	
						p	$\eta_p^2$	Groups	p
Jump tests CMJ [cm]	CON	24.6 $\pm$ 6.2	24.5 $\pm$ 5.7	- 0.3 $\pm$ 2.3	- 0.4 %	0.007**	0.191	CON vs. T20	0.002**
	T20	25.4 $\pm$ 9.0	27.8 $\pm$ 7.6	2.4 $\pm$ 2.2	+ 9.5 %			CON vs. T85	0.013*
	T85	26.5 $\pm$ 8.1	28.4 $\pm$ 7.3	1.9 $\pm$ 2.3	+ 9.5 %			T20 vs. T85	0.456
SJ [cm]	CON	23.2 $\pm$ 6.0	23.5 $\pm$ 6.0	0.3 $\pm$ 1.4	+ 1.3 %	0.022*	0.150	CON vs. T20	0.018*
	T20	23.9 $\pm$ 8.5	26.2 $\pm$ 7.3	2.4 $\pm$ 2.2	+ 9.6 %			CON vs. T85	0.010*
	T85	24.3 $\pm$ 7.0	26.8 $\pm$ 6.4	2.5 $\pm$ 2.4	+ 10.3 %			T20 vs. T85	0.832
DJ [Index]	CON	87.4 $\pm$ 34.1	91.1 $\pm$ 32.3	0.1 $\pm$ 19.2	+ 4.2 %	0.104	0.094		
	T20	97.4 $\pm$ 37.2	110.1 $\pm$ 35.4	12.7 $\pm$ 18.7	+ 13.0 %				
	T85	101.5 $\pm$ 33.9	115.8 $\pm$ 32.7	14.3 $\pm$ 18.5	+ 14.1 %				
Sprint tests 5 m [s]	CON	1.15 $\pm$ 0.09	1.15 $\pm$ 0.05	- 0.01 $\pm$ 0.08	$\pm$ 0.0 %	0.744	0.012		
	T20	1.15 $\pm$ 0.09	1.13 $\pm$ 0.08	- 0.02 $\pm$ 0.06	- 1.7 %				
	T85	1.11 $\pm$ 0.11	1.11 $\pm$ 0.08	0.00 $\pm$ 0.09	$\pm$ 0.0 %				
10 m [s]	CON	2.07 $\pm$ 0.16	2.04 $\pm$ 0.10	- 0.04 $\pm$ 0.09	- 1.5 %	0.543	0.026		
	T20	2.03 $\pm$ 0.17	2.01 $\pm$ 0.17	- 0.02 $\pm$ 0.08	- 1.0 %				
	T85	1.94 $\pm$ 0.17	1.94 $\pm$ 0.14	0.00 $\pm$ 0.12	$\pm$ 0.0 %				
30 m [s]	CON	5.35 $\pm$ 0.52	5.34 $\pm$ 0.44	- 0.05 $\pm$ 0.18	- 0.2 %	0.511	0.028		
	T20	5.15 $\pm$ 0.59	5.06 $\pm$ 0.57	- 0.08 $\pm$ 0.21	- 1.8 %				
	T85	4.88 $\pm$ 0.47	4.87 $\pm$ 0.44	- 0.01 $\pm$ 0.16	- 0.2 %				
Strength tests Trunk Flexion [kg]	CON	43.3 $\pm$ 18.6	45.7 $\pm$ 20.1	2.0 $\pm$ 6.3	+ 5.5 %	0.020*	0.150	CON vs. T20	0.042*
	T20	49.1 $\pm$ 17.2	56.4 $\pm$ 19.3	7.1 $\pm$ 5.9	+ 14.9 %			CON vs. T85	0.006**
	T85	53.3 $\pm$ 20.1	62.4 $\pm$ 24.6	9.1 $\pm$ 7.9	+ 17.1 %			T20 vs. T85	0.388
Trunk Extension [kg]	CON	58.5 $\pm$ 20.6	62.7 $\pm$ 20.5	3.9 $\pm$ 5.5	+ 7.1 %	0.013*	0.162	CON vs. T20	0.003**
	T20	60.3 $\pm$ 17.9	72.9 $\pm$ 18.1	12.6 $\pm$ 9.1	+ 20.9 %			CON vs. T85	0.048*
	T85	68.2 $\pm$ 23.0	77.9 $\pm$ 25.7	9.6 $\pm$ 8.4	+ 14.2 %			T20 vs. T85	0.184

<sup>a</sup> Results of the univariate ANOVA of the Delta values; <sup>b</sup> Group comparisons: control group (CON), 20 Hz training group (T20), 85 Hz training group (T85); \*  $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$



**Figure 3.** Boxplots of all measured parameter (Abbreviations: control group (CON), 20 Hz training group (T20) and 85 Hz training group (T85)).

## Discussion

In many areas, WB-EMS training is considered to be an intense, effective, and time-saving training. The current state of research pertaining to the stimulation frequencies applied is rather insufficient, though (Filipovic et al., 2011). Therefore, the objective of this study was to analyze the effects of a frequency-based, 10-week WB-EMS training on selected performance parameters, focusing on potential differences between the stimulation frequencies applied (20 Hz and 85 Hz). The main findings of this analysis were a) 10-week WB-EMS training has a positive effect on performance increase in CMJ, SJ, trunk flexion, and trunk extension; and b) differences in performance increase were identified between the control group and the training groups. However, no frequency-based difference was identified for the performance increase of the training groups relative to one another under otherwise identical stimulation conditions. This is why the original assumption of different performance increases of T20 and T85 through the application of different frequencies cannot be confirmed (Frenkel et al., 2004; Gregory and Bickel, 2005).

### Jump parameters

In previous analyses, EMS has shown to increase jump parameters as CMJ (+25.2 %), SJ (+21.4 %) and DJ (+12 %)

significantly (Filipovic et al., 2012). However, these performance increases seem to depend largely on the stimulation and training protocols used. Increases of 25.2 % in the CMJ were observed in female track and field athletes. However, a parallel pre-season strength/EMS training was performed over a period of 6 weeks, therefore the results cannot be clearly attributed to the EMS training (Willoughby and Simpson, 1998).

An increase of 21.4 % in SJ was achieved by a combined local EMS and plyometric jump training for volleyball players, which shows the same problem as in the previous study due to the mixing of the training forms (Maffiuletti et al., 2002). Looking at physically active test persons without a high-performance athletic background and parallel training, the performance increases resulting from a combined EMS training are 7.3 % for CMJ and 7.5 % for SJ (Herrero et al., 2006). This is in accordance with our results in this study (CMJ 9.5 %, SJ 10.3 %).

Filipovic et al. (2016) analyzed the impact of a 14-week WB-EMS training on strength, sprint speed, jump height, and kicking capacity in 22 soccer players. The WB-EMS sessions were performed twice a week (a total of 28 units) in addition to the regular training (6-7 times per week). Improvements were observed for SJ (8.0%) and also in the sprint time at the 5 m distance (2.9 %). However, these results were not confirmed by our findings. In

addition to the different participant characteristics (soccer players), a potential reason for this discrepancy could be the higher number of training sessions performed during the study of Filipovic (14 weeks, 28 units). After 7 weeks of treatment (14 units, similar to our investigation) improvements of only 4.2 % for SJ and 1.8 % for 10 m time were identified, but none for the 5 m distance. In contrast to the time measured for the 5 m distance after 14 weeks, the improvements in the 10 m sprint were not confirmed (Filipovic et al., 2016). Amaro-Gahete et al. (2018b) also analyzed a performance increase after a 6-week WB-EMS application (1 unit per week) using 6 recreational runners. They were able to identify improvements of 4.4 % for CMJ and 8.4 % in the Abalakov jump (CMJ with free-swinging arms). They believe that these improvements are due to neuromuscular adjustments, improved intermuscular coordination, or changes in muscle size (Amaro-Gahete et al., 2018b).

In summary, the performance increases of CMJ and SJ are similar or higher (CMJ 9.5 %, SJ 10.3 %) than those described in literature. The lack of improvement in the DJ may possibly be due to the highly coordinative requirements of this type of jump. Previous studies recorded improvements in the DJ height of up to 12 % (Filipovic et al., 2012) in very active athletes. However, due to the above-mentioned requirements the strength increases may not be transferable to less trained persons.

### Sprint parameters

Not only the jump parameters can benefit from a strength increase in the target musculature, but also the sprint speed (Filipovic et al., 2016). The current state of research is not very comprehensive in this case, either. WB-EMS is rather neglected over locally applied EMS. Brocherie et al. (2005) analyzed the impact of 9 local EMS units on the m. quadriceps femoris with a duration of 12 minutes each (85 Hz, 250  $\mu$ s; 4 s impulse duration; 20 s impulse break) in 17 ice hockey players. They found a resulting improvement of the 10 m skate sprint time of 4.8 % (Brocherie et al., 2005). Through local stimulation of the m. quadriceps femoris of 40 test persons with a duration of 34 minutes each for 16 units (120 Hz; 400  $\mu$ s; 3 s impulse duration; 30 s impulse break), Herrero et al. (2006) achieved a significant improvement of 2.4 % in the 20 m distance sprint time. The problem of the comparability of study protocols is also shown here, as the previous studies have used a local EMS application, whereas we have applied WB-EMS. We could not detect any performance gains over the tested distances. A possible reason could be the focus on the local EMS application in comparison to a WB-EMS application, because the body is exposed to much greater stress and the isolated local EMS training could be more effective in direct relation to the sprint values and the motor implementation of the generated strength gains.

Comparable to our study is the intervention of Filipovic et al. (2016). They achieved an improvement of 2.9 % in the 5 m sprint time after a 14-week WB-EMS training applying similar stimulation parameters as we did in our tests. Performance increases over distances of 10 m,

20 m and 30 m did not occur, just as in our study. The improvement in the 5 m sprint time could also be due to multiple soccer training. Furthermore, in contrast to the untrained persons who participated in our study, the test persons consisted of high-performance athletes, who are better at transferring potential strength gains to a sport-specific movement. Sprints are characterized to a large extent by technical components such as a maximum speed of cyclic movements. Those technical influences on the sprinting time could be a possible reason for the lack of improvement here, even if there is an increase in force or an improvement of the vertical jump height.

### Strength parameters

The large-area electrodes applied during WB-EMS training stimulated, among others, the rectus abdominis muscle (trunk flexion), the erector spinae (pars lumbalis and thoracalis) muscle, and the multifidii muscles (trunk extension). According to our training protocol we can assume an adequate training stimulus and therefore muscle strengthening during the 10-week training period (Ng and Richardson, 1994).

Previous studies have already shown positive effects of several weeks of WB-EMS training on strength parameters. A training session once a week over a period of 12 weeks showed improvements of 14.6 % - 15.6 % for the trunk extension and 15.3 % - 17.6 % for the trunk flexion (Weissenfels et al., 2018; Weissenfels et al., 2019). During a 16-week training phase with 1.5 training units per week, improvements of 11.6 % were achieved for the back extensors (Kemmler et al., 2016b; 2018). These findings are congruent with our results despite deviations in the intervention duration. We were able to demonstrate significant improvements in isometric forces of trunk flexion and extension in both training groups with high effect sizes ( $\eta^2 > 0.15$ ). We observed percentage improvements between 14.2 % and 20.9 % for back extension and between 14.9 % and 17.1 % for back flexion in the training groups during the 10-week training program. In conclusion, we were able to generate similar strength gains as in the existing literature with the same or slightly increased training effort (1.5 sessions/ week) over a shorter period of time.

However, there were no significant differences between the two training groups. Both 20 Hz and 85 Hz therefore seem to be adequate stimulation frequencies. Nevertheless, T20 showed the greatest increases in trunk extension strength. The back muscles (especially the M. erector spinae), which are responsible for posture stabilization, consist mainly of slow type-I fibers (men: 62.0 %  $\pm$  9.3 %, women: 67.8 %  $\pm$  10.5 %). In contrast, T85 exhibited the greatest increase in trunk flexion strength. On average, the associated muscle groups consist of a slightly higher proportion of faster type-II fibers (type I: 46.1 %, type II: 53.9 % (Johnson et al., 1973)). These compositions potentially explain the different responses to the stimulation frequencies applied.

### Stimulation protocol

The stimulation protocols applied as well as the contents of



the described studies about performance increases of diverse parameters vary strongly and are therefore not easily comparable. According to the authors' knowledge, this is the only analysis based on a WB-EMS training applying different frequencies and a device-specific training program over a period of multiple weeks with healthy, untrained test persons. Differences in performance increase among the groups due to the application of different stimulation frequencies and otherwise identical stimulation protocols have not been reported. A potential explanation lies in the contraction behavior of the stimulated muscles and their response to an involuntary, externally applied stimulus. In voluntary muscle contractions, the motor units (MU) are usually stimulated according to their size, i.e., from the small to the large MU. Small, slow MU are responsible for stimulating slower type-I fibers (slow-twitch, ST) and faster, larger MU for the contraction of faster type-II fibers (fast-twitch, FT) (Enoka, 2002). In WB-EMS training, a conversion of the recruiting pattern may take place so that a stimulation of the faster type-II fibers occurs early on. The reason for this phenomenon is that larger MU have larger axons, which have a lower stimulus threshold than smaller axons as they occur in smaller MU (Enoka, 2002). Moreover, larger MU are often located closer to the skin surface which may result in an earlier stimulation (Fehr, 2011; Garnett and Stephens, 1981). Concerning EMS training, Gregory and Bickel (2005) suggest that non-selective synchronous recruiting of MU occurs, which, by implication, means simultaneous stimulation of both muscle fiber types during low strength production (Seyri and Maffiuletti, 2011). Therefore, a predominant stimulation of a specific muscle fiber type depending on the frequency selected would not be determinable. Moreover, the force-frequency relationship (FFR) may represent a relevant influencing factor pertaining to the stimulation frequency to be selected. The FFR defines the interrelationship between strength production and selected stimulation frequency during an EMS application. The force produced in the muscle increases with increasing frequency as the individual impulses accumulate, until a maximum summation on a force plateau occurs (Binder-Macleod and McDermond, 1992). For frequencies  $< 5$  Hz, Binder-Macleod and McDermond (1992) were able to show a complete relaxation of the m. quadriceps femoris between the individual impulses and a summation to fused tetanus with increasing frequency. A growing exertion intensity caused by an increased strength production may have a positive association with the strength increases generated in EMS training, which would support an increase of the stimulation frequency applied (Binder-Macleod and McDermond, 1992; Selkowitz, 1989). However, strength production increases caused by stimulation frequency increases also lead to increased metabolic demands of the muscle (energy requirement, phosphocreatine ratio values, pH level) and can therefore not be maintained for an unlimited time (Glaviano and Saliba, 2016). Accordingly, fatigue of the target musculature is linked to stimulation. Therefore, it seems to be necessary to reduce the stimulation frequency in order to ensure sufficiently long exertion without causing too much fatigue and potential muscle damage. This means that a frequency needs to be as low as possible to ensure

maximum strength production at a minimum rate of fatigue (Binder-Macleod and McDermond, 1992; Delitto and Snyder-Mackler, 1990). For example, Glaviano et al. (2016) describe an optimal stimulation frequency of 30-50 Hz and explain the application of these low frequencies with the possibility to increase the impulse width to 400-600  $\mu$ s in order to achieve optimal strength production at a minimum rate of fatigue and muscle damage (Glaviano and Saliba, 2016). Binder-Macleod and McDermond (1992) increase this assumption to a frequency of 60 Hz. Based on this fact, Dreibati et al. (2010) analyzed three different stimulation frequencies (20, 50, and 100 Hz; impulse width 300  $\mu$ s) in terms of the resulting fatigue respectively production of the maximal voluntary contraction (MVC) of the m. quadriceps femoris at the end of a 20-minute EMS session. After stimulation, they recorded 38, 33, and 27 % of the original MVC, which lead them to assume a stronger degree of fatigue and a resulting loss of strength caused by an increased stimulation frequency. They concluded that stimulation at frequencies exceeding 60 Hz in an athletic context does not elicit further increases, therefore lower frequencies should be selected (Dreibati et al., 2010). However, their analysis only refers to the local application of EMS at the m. quadriceps femoris, a WB-EMS session was not performed. Filipovic et al. (2016) define a frequency of  $\geq 50$  Hz as a precondition for the development of high intensities, the average stimulation frequency for performance increases seem to be  $68.6 \pm 31.7$  Hz (Filipovic et al., 2011).

Concerning our study, no difference was identified among the stimulation frequencies used. However, this could be based on the fact that the stimulation frequency of 20 Hz did not result in optimal, sufficient strength production, and 85 Hz led to faster fatigue. The increased frequency of 85 Hz may not have led to significant increases in performance when compared to 20 Hz. Therefore, future studies may be well advised to select a stimulation frequency around 60 Hz in order to ensure optimal strength production in association with minimum fatigue and performance losses due to higher metabolic demand. The question whether the frequency selected will then have a significant impact on the performance parameters tested cannot be answered clearly at this point. Based on the test participants' feedback, though, a subjectively higher tolerability of the 85 Hz stimulation was observed. A stimulation frequency of 20 Hz felt uncomfortable to some participants due to the perceived individual impulses in the contracting musculature. Unfortunately, we only recorded the RPE values of the intensity and did not make an objective determination of the intensity. Future studies should take into account the degree of fatigue in the athlete or user in training, particularly in terms of periodization in high-performance sports and try to investigate a method to control the current intensity objectively for a better comparison. Training protocols should be selected depending on the state of fatigue. The interrelationship between frequency applied and intensity of the resulting fatigue, as well as the utilization of different stimulation patterns (constant frequency train or doublet frequency train) should be taken into account for an optimal performance increase for a competition and an optimal regeneration after a WB-EMS

training (Dreibati et al., 2010). A variation of the stimulation frequency during a training session from higher to lower frequencies may also be suitable for controlling fatigue during the training session and to prevent performance decreases and prolonged regeneration times.

### Limitations

Due to the complexity and comprehensive scope of the training and the individual support, no major sample was included in the study. Furthermore, the training program was unspecific and performed without additional electrodes. This was a conscious decision because of the intended utilization of the applications specified by the manufacturers in order to enable comparability with the training programs of WB-EMS studios or commercial use. Additional stimulation of the calf musculature or other muscle groups, as well as an integration of sports-specific exercises (e.g., jumps) or coordinative contents might have increased the jump or sprint performance more significantly. The intensity of the stimulation was determined by an RPE scale, which is quite common in WB-EMS, but does not allow an objective assessment of the intensity. Aspects such as the current level of hydration, skin conductivity or daily form may influence the perception of the applied stimulus. This could be reflected in the objective measurability of the intensity, although subjectively the identical value on the RPE scale is perceived. The use of objective intensity measurement should therefore be investigated in future studies. Previous analyses included the one-repetition maximum or maximal voluntary contraction of various muscle groups, such as m. quadriceps femoris or m. triceps surae, which enabled a more comprehensive conclusion pertaining to the causes of the positive changes of the jump height. Since we were not able to include this type of measurement in this study, an evidence-based interpretation of the interrelation between jump height and strength cannot be provided here. Future studies are recommended to integrate a follow-up test in their study protocol in order to examine delayed adaptations of the muscles and their components due to a prolonged regeneration phase (Maffiuletti et al., 2002; Micke et al., 2018).

### Conclusion

Overall, the current findings suggest that 10-week WB-EMS training results in significant improvement of jump (CMJ, SJ) and strength parameters (trunk flexion and extension). A difference in the stimulation frequencies applied was not identified. Both stimulation frequencies were similarly suitable for performance increases. It is, however, currently impossible to make a statement on the effects of frequency selection on long-term aspects, such as regeneration, an offset performance increase after training intensity reduction, or training termination, or whether the stimulation frequency has any significant influence on these factors at all.

### Acknowledgements

The authors thank all participants for their contribution to the study. This research received no external funding. The experiments comply with the

current laws of the country in which they were performed. The authors have no conflict of interest to declare.

### References

- Amaro-Gahete, F.J., De-la-O, A., Sanchez-Delgado, G., Robles-Gonzalez, L., Jurado-Fasoli, L., Ruiz, J.R. and Gutierrez, A. (2018a) Functional exercise training and undulating periodization enhances the effect of whole-body electromyostimulation training on running performance. *Frontiers in Physiology* **9**, 720.
- Amaro-Gahete, F.J., De-la-O, A., Sanchez-Delgado, G., Robles-Gonzalez, L., Jurado-Fasoli, L., Ruiz, J.R. and Gutierrez, A. (2018b) Whole-body electromyostimulation improves performance-related parameters in runners. *Frontiers in Physiology* **9**, 1576.
- Berger, J., Becker, S., Backfisch, M., Eifler, C., Kemmler, W. and Fröhlich, M. (2019) Adjustment effects of maximum intensity tolerance during whole-body electromyostimulation training. *Frontiers in Physiology* **10**, 920.
- Berger, J., Fröhlich, M., Eifler, C. and Kemmler, W. (2017) Zusammenhang von hautfalten dicke und maximaler subjektiver stromtoleranz beim ems-training. In: *Training im sport. Tagungsband & abstracts*. Eds: Collette, R., Endler, S., Pelzer, T., Rasche, C., Winter, C. and Pfeiffer, M. Mainz: Zentraldruckerei der Johannes Gutenberg-Universität Mainz. 74-75.
- Bigland-Ritchie, B., Jones, D. and Woods, J. (1979) Excitation frequency and muscle fatigue: Electrical responses during human voluntary and stimulated contractions. *Experimental Neurology* **64**, 414-427.
- Binder-Macleod, S.A. and McDermond, L.R. (1992) Changes in the force-frequency relationship of the human quadriceps femoris muscle following electrically and voluntarily induced fatigue. *Physical Therapy* **72**, 95-104.
- Borg, E. and Kaijser, L. (2006) A comparison between three rating scales for perceived exertion and two different work tests. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* **16**, 57-69.
- Bossert, F.-P., Jenrich, W. and Vogedes, K. (2006) *Leitfaden elektrotherapie: Mit anwendungen bei über 130 krankheitsbildern*. Elsevier, Urban&FischerVerlag.
- Brocherie, F., Babault, N., Cometti, G., Maffiuletti, N. and Chatard, J.-C. (2005) Electrostimulation training effects on the physical performance of ice hockey players. *Medicine and Science in Sports and Exercise* **37**, 455-460.
- Cohen, J. (1988) *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. Hillsdale, New Jersey Hove and London: Lawrence Erlbaum Associates.
- Delitto, A. and Snyder-Mackler, L. (1990) Two theories of muscle strength augmentation using percutaneous electrical stimulation. *Physical Therapy* **70**, 158-164.
- Dreibati, B., Lavet, C., Pinti, A. and Poumarat, G. (2010) Influence of electrical stimulation frequency on skeletal muscle force and fatigue. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* **53**, 266-277.
- Enoka, R.M. (2002) Activation order of motor axons in electrically evoked contractions. *Muscle and Nerve* **25**, 763-764.
- Faude, O., Schlumberger, A., Fritsch, T., Traff, G. and Meyer, T. (2010) Leistungsdiagnostische testverfahren im fußball-methodische standards. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* **61**.
- Fehr, U. (2011) *Elektromyostimulation im sport: Zur optimierung des sportartspezifischen kraftrainings am beispiel rudern*. Aachen: Shaker.
- Field, A. (2009) *Discovering statistics using spss*. Sage publications.
- Filipovic, A., Grau, M., Kleinöder, H., Zimmer, P., Hollmann, W. and Bloch, W. (2016) Effects of a whole-body electrostimulation program on strength, sprinting, jumping, and kicking capacity in elite soccer players. *Journal of Sports Science & Medicine* **15**, 639-648.
- Filipovic, A., Kleinöder, H., Dörmann, U. and Mester, J. (2011) Electromyostimulation—a systematic review of the influence of training regimens and stimulation parameters on effectiveness in electromyostimulation training of selected strength parameters.

- Journal of Strength and Conditioning Research* **25**, 3218-3238.
- Filipovic, A., Kleinöder, H., Dörmann, U. and Mester, J. (2012) Electromyostimulation—a systematic review of the effects of different electromyostimulation methods on selected strength parameters in trained and elite athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research* **26**, 2600-2614.
- Frenkel, J., Knopp, U. and Winter, J. (2004) *Revolution der elektrotherapie*. Wolfsburg/Rhh.: M.E.M. e.V.
- Gamett, R. and Stephens, J. (1981) Changes in the recruitment threshold of motor units produced by cutaneous stimulation in man. *The Journal of Physiology* **311**, 463-473.
- Glaviano, N.R. and Saliba, S. (2016) Can the use of neuromuscular electrical stimulation be improved to optimize quadriceps strengthening? *Sports Health* **8**, 79-85.
- Gondin, J., Giannesini, B., Vilmen, C., Dalmaso, C., Le Fur, Y., Cozzone, P.J. and Bendahan, D. (2010) Effects of stimulation frequency and pulse duration on fatigue and metabolic cost during a single bout of neuromuscular electrical stimulation. *Muscle and Nerve* **41**, 667-678.
- Gregory, C.M. and Bickel, C.S. (2005) Recruitment patterns in human skeletal muscle during electrical stimulation. *Physical Therapy* **85**, 358-364.
- Herrero, J., Izquierdo, M., Maffiuletti, N. and Garcia-Lopez, J. (2006) Electromyostimulation and plyometric training effects on jumping and sprint time. *International Journal of Sports Medicine* **27**, 533-539.
- Johnson, M.A., Polgar, J., Weightman, D. and Appleton, D. (1973) Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study. *Journal of the Neurological Sciences* **18**, 111-129.
- Kemmler, W., Fröhlich, M., von Stengel, S. and Kleinöder, H. (2016a) Whole-body electromyostimulation ? The need for common sense! Rationale and guideline for a safe and effective training. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* **67**, 218-221.
- Kemmler, W., Teschler, M., Weissenfels, A., Bebenek, M., Fröhlich, M., Kohl, M. and von Stengel, S. (2016b) Effects of whole-body electromyostimulation versus high-intensity resistance exercise on body composition and strength: A randomized controlled study. *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine* **2016**, 9.
- Kemmler, W., Von Stengel, S., Schwarz, J. and Mayhew, J.L. (2012) Effect of whole-body electromyostimulation on energy expenditure during exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research* **26**, 240-245.
- Kemmler, W., Weissenfels, A., Willert, S., Shojaa, M., von Stengel, S., Filipovic, A., Kleinöder, H., Berger, J. and Fröhlich, M. (2018) Efficacy and safety of low frequency whole-body electromyostimulation (wb-ems) to improve health-related outcomes in non-athletic adults. A systematic review. *Frontiers in Physiology* **9**, 573..
- Kramme, R. (2007) *Medizintechnik. Verfahren-systeme-informationsverarbeitung*. Heidelberg: Springer.
- Levine, T.R. and Hulleit, C.R. (2002) Eta squared, partial eta squared, and misreporting of effect size in communication research. *Human Communication Research* **28**, 612-625.
- Maffiuletti, N.A. (2010) Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation. *European Journal of Applied Physiology* **110**, 223-234.
- Maffiuletti, N.A., Dugnani, S., Folz, M., Di Pierno, E. and Mauro, F. (2002) Effect of combined electrostimulation and plyometric training on vertical jump height. *Medicine and Science in Sports and Exercise* **34**, 1638-1644.
- Micke, F., Kleinöder, H., Dörmann, U., Wirtz, N. and Donath, L. (2018) Effects of an eight-week superimposed submaximal dynamic whole-body electromyostimulation training on strength and power parameters of the leg muscles: A randomized controlled intervention study. *Frontiers in Physiology* **9**, 1719.
- Moreno-Aranda, J. and Seireg, A. (1981) Electrical parameters for over-the-skin muscle stimulation. *Journal of Biomechanics* **14**, 579-585.
- Ng, J. and Richardson, C. (1994) Emg study of erector spinae and multifidus in two isometric back extension exercises. *Australian Journal of Physiotherapy* **40**, 115-121.
- Schmider, E., Ziegler, M., Danay, E., Beyer, L. and Bühner, M. (2010) Is it really robust? *Methodology* **6**, 147-151.
- Schulz, K.F., Altman, D.G. and Moher, D. (2010) Consort 2010 statement: Updated guidelines for reporting parallel group randomised trials. *BMC Medicine* **8**, 18.
- Selkowitz, D.M. (1989) High frequency electrical stimulation in muscle strengthening: A review and discussion. *The American Journal of Sports Medicine* **17**, 103-111.
- Seyri, K.M. and Maffiuletti, N.A. (2011) Effect of electromyostimulation training on muscle strength and sports performance. *Strength and Conditioning Journal* **33**, 70-75.
- Vatter, J., Authenrieth, S. and Müller, S. (2016) *Ems consulting and training manual*. Stuttgart: Gucker Kolleg.
- Vogelmann, T. (2013) *Elektromyographische muskelstimulation /muskelaktivierung (ems/ema) im leistungs-/breitensport: Trainingseffekte im vergleich zu konventionellem training*. Hamburg: Diplomica Verlag.
- Weissenfels, A., Teschler, M., Willert, S., Hettchen, M., Fröhlich, M., Kleinöder, H., Kohl, M., von Stengel, S. and Kemmler, W. (2018) Effects of whole-body electromyostimulation on chronic nonspecific low back pain in adults: A randomized controlled study. *Journal of Pain Research* **11**, 1949-1957.
- Weissenfels, A., Wirtz, N., Dörmann, U., Kleinöder, H., Donath, L., Kohl, M., Fröhlich, M., von Stengel, S. and Kemmler, W. (2019) Comparison of whole-body electromyostimulation versus recognized back-strengthening exercise training on chronic nonspecific low back pain: A randomized controlled study. *BioMed Research International* **2019**, 5745409.
- Wenk, W. (2011) *Elektrotherapie*. Berlin: Springer.
- Willoughby, D.S. and Simpson, S. (1998) Supplemental ems and dynamic weight training: Effects on knee extensor strength and vertical jump of female college track & field athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research* **12**, 131-137.
- 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.

### Key points

- A 10-week WB-EMS training improves strength and jump performance parameters of untrained persons significantly.
- There is no difference in performance gains regarding the frequency applied during WB-EMS
- 20 Hz as well as 85 Hz seem appropriate for an effective WB-EMS training

### AUTHOR BIOGRAPHY



#### Joshua BERGER

##### Employment

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

##### Degree

MSc

##### Research interests

Whole-body-EMS training, Sports performance diagnostics in competitive sports

**E-mail:** joshua.berger@sowi.uni-kl.de



#### Oliver LUDWIG

##### Employment

Scientist and Lecturer at the Department of Sports Science, Technische Universität, Kaiserslautern, Germany





##### Degree

PhD

##### Research interests

Biomechanics in sports, gait and posture

**E-mail:** oliver.ludwig@sowi.uni-kl.de

	<p><b>Stephan BECKER</b>  <b>Employment</b>  PhD-Student at the Department of Sports Science, Technische Universität Kaiserslautern  <b>Degree</b>  MSc  <b>Research interests</b>  Biomechanics in soccer  <b>E-mail:</b> stephan.becker@sowi.uni-kl.de</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 interests</b>  Performance analysis in soccer  <b>E-mail:</b> marco.backfisch@sowi.uni-kl.de</p>
	<p><b>Wolfgang KEMMLER</b>  <b>Employment</b>  Full Professor at the Institute of Medical Physics, Friedrich-Alexander University of Erlangen, Erlangen, Germany  <b>Degree</b>  Prof., PhD  <b>Research interests</b>  osteoporosis research, bone- muscle interaction, whole-body-EMS, training in prevention and rehabilitation  <b>E-mail:</b> wolfgang.kemmler@imp.uni-erlangen.de</p>
	<p><b>Michael FRÖHLICH</b>  <b>Employment</b>  Full Professor at the Department of Sports Science, Technische Universität Kaiserslautern, Germany  <b>Degree</b>  Prof., PhD  <b>Research interests</b>  Performance analysis, methods and methodology, evaluation research  <b>E-mail:</b> michael.froehlich@sowi.uni-kl.de</p>

✉ **Joshua Berger**  
Department of Sports Science, Technische Universität Kaiserslautern, Kaiserslautern, Germany

## Publikation 5

### **The Impact of Whole-Body Electromyostimulation on Body Posture and Trunk Muscle Strength in Untrained Persons.**

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).

Dieser Artikel wurde am 08.02.2019 bei Frontiers in Physiology zum Peer-Review-Verfahren eingereicht, am 24.07.2019 akzeptiert und am 20.08.2019 veröffentlicht.

## Zusammenfassung

**Einführung:** Muskuläre Dysbalancen der Rumpfmuskulatur können einen gezielten Einfluss auf Parameter der Körperhaltung haben, weswegen ein Krafttraining zum Ausgleich dieser Dysbalancen bei auftretenden Haltungsschwächen empfohlen wird. GK-EMS Training könnte aufgrund der großflächigen Stimulation mehrerer Muskelgruppen ein Lösungsansatz für diese Problematik sein. Ziel dieser Untersuchung war es zu analysieren, ob ein 10-wöchiges GK-EMS Training haltungsrelevante Parameter sowie die isometrische Maximalkraft der Rumpfmuskulatur verändert und ob es Unterschiede aufgrund der verwendeten Stimulationsfrequenz (20 Hz oder 85 Hz) gibt.

**Methodik:** 58 Probanden ( $24.9 \pm 3.9$  Jahre,  $174 \pm 9$  cm,  $72.4 \pm 16.4$  kg, BMI  $23.8 \pm 4.1$ , Körperfett  $24.7 \pm 8.1$  %) ohne Vorerkrankungen wurden in drei Gruppen aufgeteilt; eine inaktive Kontrollgruppe (CON) und zwei Trainingsgruppen (Training mit 20 Hz (T20) vs. Training mit 85 Hz (T85)). Die Trainingsgruppen absolvierten ein 10-wöchiges GK-EMS Training mit 1.5 Einheiten pro Woche, identischem Trainingsinhalt aber unterschiedlichen Impulsfrequenzen. Vor und nach der Trainingsintervention wurden die isometrische Maximalkraft der Rumpfflexion und Rumpfextension sowie Haltungparameter (Flèche lombaire, Flèche cervicale und Rumpfvorneigung) aufgenommen.

**Ergebnisse:** Signifikante Verbesserungen der Trainingsgruppen konnten für die isometrischen Maximalkraftparameter festgestellt werden, es gab keine Verbesserung der aufgenommenen Haltungparameter, CON zeigte keine signifikanten Unterschiede in keinem der Parameter. Die Post-Hoc Analyse der Gruppenunterschiede ergab einen signifikanten Unterschied zwischen T85 und CON.

**Diskussion:** Eine 10-wöchige GK-EMS Applikation mit einer Impulsfrequenz von 85 Hz im Vergleich zu einem Training mit 20 Hz verbessert die isometrische Maximalkraft im Rumpf signifikant stärker, es konnten keine Einflüsse der GK-EMS Applikation auf ausgewählte Haltungparameter festgestellt werden.



# The Impact of Whole-Body Electromyostimulation on Body Posture and Trunk Muscle Strength in Untrained Persons

Oliver Ludwig<sup>1\*</sup>, Joshua Berger<sup>1</sup>, Stephan Becker<sup>1</sup>, Wolfgang Kemmler<sup>2</sup> and Michael Fröhlich<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Department of Sports Science, Faculty of Social Sciences, University of Kaiserslautern, Kaiserslautern, Germany, <sup>2</sup> Institute of Medical Physics, Friedrich-Alexander University Erlangen-Nürnberg, Erlangen, Germany

## OPEN ACCESS

### Edited by:

Kohei Watanabe,  
Chukyo University, Japan

### Reviewed by:

Toshiaki Miyamoto,  
Hyogo University of Health Sciences,  
Japan

Moritz Schumann,  
German Sport University Cologne,  
Germany

### \*Correspondence:

Oliver Ludwig  
oludwig@sowi.uni-kl.de

### Specialty section:

This article was submitted to  
Exercise Physiology,  
a section of the journal  
Frontiers in Physiology

Received: 08 February 2019

Accepted: 24 July 2019

Published: 20 August 2019

### Citation:

Ludwig O, Berger J, Becker S,  
Kemmler W and Fröhlich M (2019)  
The Impact of Whole-Body  
Electromyostimulation on Body  
Posture and Trunk Muscle Strength  
in Untrained Persons.  
Front. Physiol. 10:1020.  
doi: 10.3389/fphys.2019.01020

Muscular imbalances of the trunk muscles are held responsible for changes in body posture. At the same time, whole-body electromyostimulation (WB-EMS) has been established as a new training method that enables simultaneous stimulation of many muscle groups. This study was aiming to analyze if a 10 weeks WB-EMS training changes posture-relevant parameters and/or improves isometric strength of the trunk extensors and flexors, and if there are differences based on stimulation at 20 Hz and 85 Hz. Fifty eight untrained adult test persons were divided into three groups (control, CON; training with 20 Hz stimulation, TR20; training with 85 Hz, TR85). Anthropometric parameters, trunk extension and flexion forces and torques, and posture parameters were determined before ( $n = 58$ ) and after ( $n = 53$ : CON:  $n = 15$ , TR20:  $n = 19$ , TR85:  $n = 19$ ) a 10 weeks WB-EMS training program (15 applications, 9 exercises). Differences between the groups were calculated for pre- and post-tests using univariate ANOVA and between the test times using repeated ( $2 \times 3$ ) ANOVA. Comparisons of pairs were calculated *post hoc* based on Fisher (LSD). No differences between the groups were found for the posture parameters. The *post hoc* analysis of both trunk flexion and trunk extension forces and torques showed a significant difference between the groups TR85 and CON but no difference between the other group pairs. A 10 weeks whole-body electrostimulation training with a stimulation frequency of 85 Hz in contrast to training with a stimulation frequency of 20 Hz improves the trunk muscle strength of an untrained group but does not significantly change posture parameters.

**Keywords:** WB-EMS, muscle training, trunk flexion, trunk extension, posture training

## INTRODUCTION

Basically, body posture is based on the interaction of muscles, tendons, and bones. Changes of the habitual posture develop as the body adapts to routine daily postures (Harrison et al., 1999; Prins et al., 2008; Claus et al., 2009; Roussouly and Pinheiro-Franco, 2011; Drzal-Grabiec and Snela, 2012; Jung et al., 2016). It is assumed that permanent poor posture in

daily routines leads to muscular and articular overload, which in turn results in physical problems (Bruno et al., 2012; Araujo et al., 2017; Jentzsch et al., 2017). Particularly posture issues such as hyperlordosis and a hunched back are considered to be the reasons for back problems (Jentzsch et al., 2017; Murray et al., 2017). Current studies show an interrelationship between individual posture parameters and the occurrence of lower back pain (Kim et al., 2006; Dolphens et al., 2012; Aggarwal et al., 2013).

Poor posture is currently assumed to be caused by muscular imbalances and dysfunctional body perception (Kim et al., 2006; Buchtelová et al., 2013). Muscular imbalances are understood to be an imbalance of strength between agonist and antagonist, which moves a joint's resting position from its neutral position (Nadler et al., 2001; Frank et al., 2009; Buchtelová et al., 2013). The position of the pelvis in the sagittal plane is particularly important in this case (Schwab et al., 2006; Sorensen et al., 2015). Functionally, the pelvis is considered a seesaw that is kept in equilibrium by muscular activity (Buchtelová et al., 2013). The abdominal muscles (*Musculus rectus abdominis*, *Musculus transversus*), the gluteal muscles (*Musculus gluteus maximus*), and the hamstrings (*Musculus biceps femoris*, *Musculus semitendinosus*, *Musculus semimembranosus*) all seem to influence the position of the pelvis by lifting the anterior pelvic rim and thus reduce anterior pelvic tilt (Bridger et al., 1992; Nourbakhsh and Arab, 2002; López-Miñarro et al., 2012; Jeong et al., 2015). Preventive recommendations include strengthening the pelvis-straightening muscles (Kim et al., 2006; Ludwig et al., 2016). Physical therapy to correct poor posture starts with practicing targeted muscle activation and improving muscular strength, joint flexibility, as well as body perception (Pope et al., 1985; Calvo-Muñoz et al., 2012; Laird et al., 2014; Barczyk-Pawelec et al., 2015; Kim et al., 2015; Szczygiel et al., 2018).

A proven therapeutic option to strengthen muscles is neuromuscular electrical stimulation (NMES) (Doucet et al., 2012). This method is based on the application of electrodes to the skin, which generate an electric field that changes membrane potentials and thus results in muscle fiber contractions (Filipovic et al., 2012). Depending on the frequency of the voltage pulse applied, the efferent nerve is usually not involved (Gondin et al., 2005; Maffiuletti, 2010). Particularly in physical therapy, NMES can help to rebuild muscles atrophied due to an injury or after immobilization (Adams, 2018). In contrast to NMES, functional electromyostimulation (FEMS) means the combination of electrical stimulation with functional movements such as walking or lifting objects. Some studies have shown that FEMS is able to increase muscle strength (Coupaud et al., 2008), retard muscle atrophy (Gargiulo et al., 2011), and reduce pain (Koyuncu et al., 2010).

Whole-body electromyostimulation (WB-EMS) has been established as a new training method that enables simultaneous stimulation of many muscle groups, for example by means of electrode vests (Kemmler and von Stengel, 2013). In contrast to the electromyostimulation known from physical therapy, newer WB-EMS concepts promote the idea to perform active movements during stimulation, i.e., to add an active central-nervous muscle activation to the passive electric stimulation

(Herrero et al., 2010; Amaro-Gahete et al., 2018). Therefore, the application of WB-EMS has to be grouped under FEMS, because movements are carried out at the same time as voltage is applied. Studies have shown that WB-EMS improves strength in elite soccer players (Filipovic et al., 2016) and in untrained middle-aged men (Kemmler et al., 2016b) by increasing the number of muscle fibers brought to contraction during an exercise movement (Kemmler et al., 2010).

A number of stimulation parameters, such as impulse amplitude, impulse type, and impulse frequency can be modified to control EMS training. Research is not in agreement in this context, though. Most working groups describe a frequency range between 20 and 110 Hz to stimulate as many muscle fibers as possible (Moreno-Aranda and Seireg, 1981; Binder-Macleod and Barrish, 1992; Jones, 1996; Dreibati et al., 2010; Weissenfels et al., 2018). Certain frequencies are said to elicit a stronger stimulation of specific muscle fibers (Dreibati et al., 2010). Stimulation frequencies of up to 50 Hz appear to activate mainly the slower type-I muscle fibers, while frequencies between 50 and 120 Hz seem to stimulate the faster type-II fibers. However, there is no scientific consensus (Kemmler and von Stengel, 2013; Weissenfels et al., 2018), and this means that studies examining the effect of WB-EMS on specific muscle groups must observe the presumable effects of different stimulation frequencies.

Studies on the influence of WB-EMS training on body posture do not exist to date. Considering the high prevalence of poor posture (Bansal et al., 2014) and the time-consuming physical therapy treatments required, the research demand concerning new intervention methods is substantial. Therefore, the question arises whether an unspecific WB-EMS training might contribute to an improvement of posture parameters. This could be the case if the neuromuscular balance of the trunk muscles connected to the pelvis could be changed by WB-EMS training. Strengthening the lumbar parts of the back extensor also appears to be useful from a therapeutic point of view because this is already a proven form of therapy to treat lower back pain (Kahanovitz et al., 1987; Mannion et al., 2001; França et al., 2010). It has already been shown that conventional EMS training is able to achieve an improvement of muscular strength of *Musculus erector spinae* to prevent lower back pain (Kahanovitz et al., 1987; Kemmler et al., 2017; Weissenfels et al., 2018). Based on the seesaw model of the pelvis WB-EMS training could, however, also have a negative effect on the pelvis position through unspecific strengthening of the lumbar back muscles by increasing the pelvic tilt and thus leading to a more pronounced lumbar lordosis. On the other hand, strengthening the thoracic sections of *M. erector spinae*, which acts as a trunk extensor, WB-EMS training could result in a reduced forward body tilt and reduced spinal column curvatures, thus having a posture-improving effect.

In the light of the above, any potential influence of WB-EMS training on posture-constituting muscle groups and thus on body posture in general is unclear. In gyms, WB-EMS training is usually performed unspecifically, i.e., many superficial muscle groups in trunk and gluteus are activated during a training session. General strengthening of the trunk muscles does not necessarily have to have an effect on body posture, because muscular relationships often seem to be more important than



absolute muscle force (Buchtelová et al., 2013). For this reason and since this training method spreads very quickly, research has a very strong interest in delimiting potential preventive and curative effects from potentially posture-damaging effects. As WB-EMS training is less time-consuming compared to conventional strength training (usually, a complete whole-body workout only takes 20 min), it could become interesting for large target groups in both prevention and therapy.

This study is therefore aiming to analyze the following questions:

- (1) Can a 10 weeks WB-EMS training change the posture parameters *flèche cervicale*, *flèche lombaire* and trunk anteversion?
- (2) Does a 10 weeks WB-EMS training change the isometric strength of the trunk extensors and flexors?
- (3) Is there a difference in the change of posture parameters *flèche cervicale*, *flèche lombaire* and trunk anteversion based on stimulation at 20 Hz and 85 Hz?

## MATERIALS AND METHODS

### Test Persons

The sample size was calculated using G\*Power 3.1 (University of Kiel, Germany). For a repeated ( $2 \times 3$ ) ANOVA (within and between interactions,  $f = 0.3$ ,  $\alpha = 0.05$ ) a minimum group size of 48 persons was calculated (power 0.958), which we increased due to the expected drop outs. Finally, 58 test persons participated in the study. They were recruited by means of flyers distributed on the university campus. Five test persons did not complete the 10 weeks training and were removed from the study. In the end, the data from 53 test persons was included in the evaluation (see Table 1 and flowchart Figure 1). All participating test persons did not have any previous experience or knowledge concerning EMS training. The test persons had to be between 18 and 40 years old, were not to perform any regular athletic activity, and needed to be free of internal and orthopedic limitations. Muscle stretchability and joint mobility were not explicitly examined before the start of the study. However, since all participants were able to perform all movements in the required range of motion (ROM) during the dynamic exercises, we assume that there was no movement restriction relevant for our study. All test persons were informed about the process and objectives of the study and gave their written consent before the study started. In order to exclude any risks associated with EMS training, a comprehensive anamnesis questionnaire had to be completed (Kemmler et al., 2016a). The study was approved by the ethics

commission of the Technical University Kaiserslautern (ref. no. 02/17) and was conducted based on the Declaration of Helsinki (World Medical Association [WMA], 2013).

### Measurements

In both the initial and the final examination, the following anthropometric parameters were determined: body weight, height, and body fat percentage. The static trunk extension and flexion forces were measured by means of the isometric force testing device Back Check 607 (Dr. Wolff GmbH, Arnsberg, Germany). This required the test persons to stand with their arms hanging loosely and with slightly bent knee joints, fixated in the sagittal plane at the iliac crest area by one dorsal and one ventral pad. The flexion in the knee joints served to reduce the influence of the iliopsoas, since we only wanted to measure the strength of the trunk muscles. Two pads with force transducers were placed without pressure at the sternum and between the shoulder blades at an individual height (Figure 2). Alternatingly, three maximum strength measurements of the trunk flexion and the trunk extension were performed for 5 s each and 30 s breaks in between the measurements. The test persons were instructed to press against the pads as strongly as they could. If the isometric strength value of the last measurement was the largest, the sequence was continued after 30 s breaks until the value decreased. The highest values for extension and flexion were included in the evaluation. The flexion and extension torques were calculated as  $M = F \cdot d$  (vertical distance between force transducer pad and pelvis fixation pad).

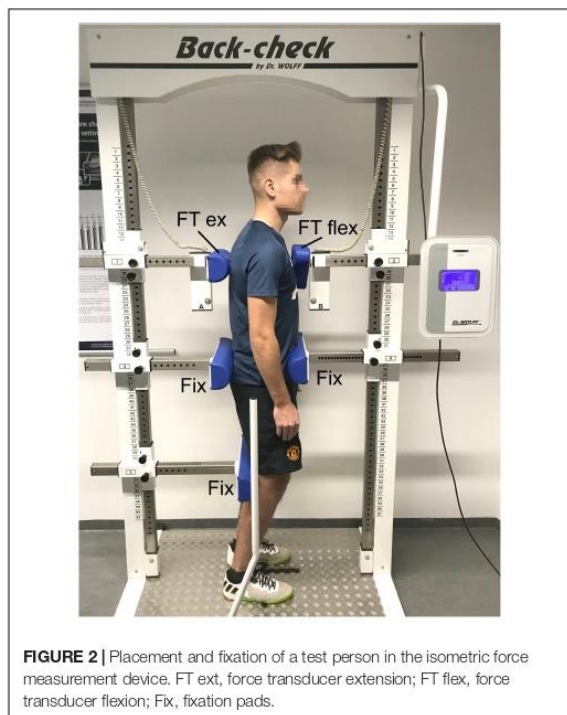
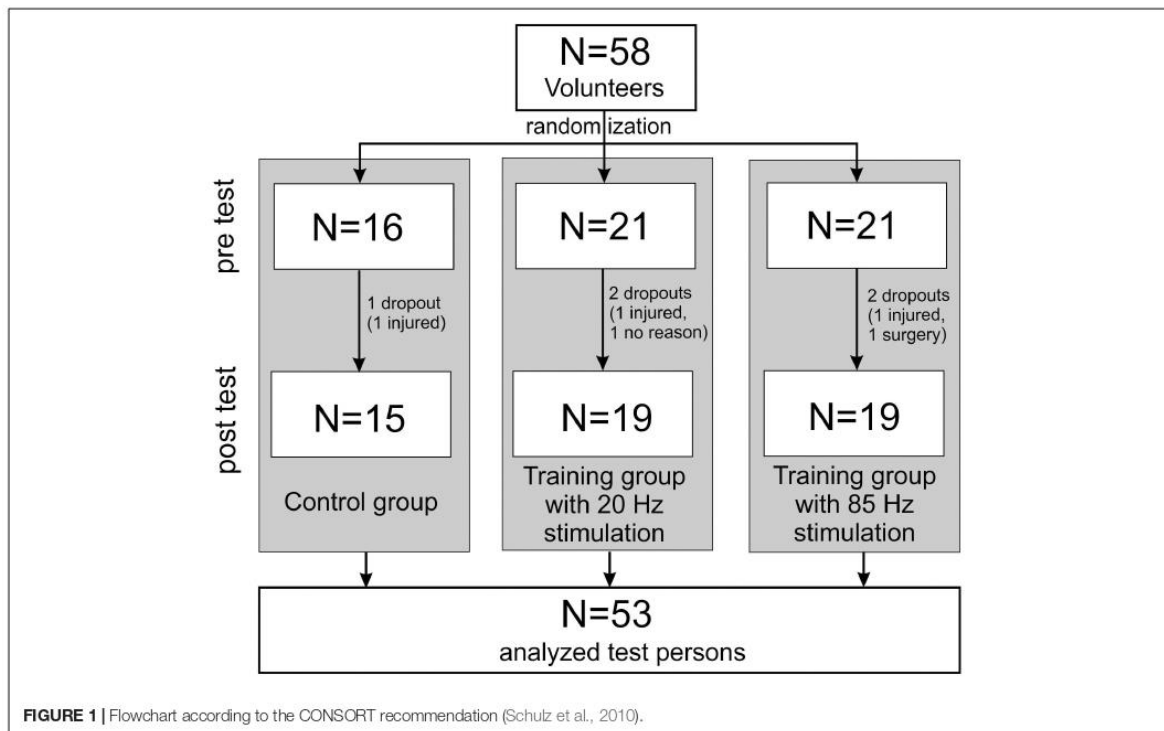
The reliability of this measurement system was analyzed in other studies and found to be in a good range [intraclass correlation coefficient 0.76–0.89 (Scheuer and Friedrich, 2010)].

To evaluate posture, surface scans of the entire body were performed using the Paromed 4D Sanner (Paromed GmbH, Neubeuern, Germany). For those scans, the test persons stood barefoot and shirtless or wearing a sports bra about 2.5 m away from the scanner. They were instructed to stand at ease (habitual posture), let their arms hang loosely, look straight ahead, and breathe normally. Anatomic landmarks such as C7, S1, and the PSIS (posterior superior iliac spines) were marked by means of adhesive stickers on the skin (Patias et al., 2010). The PSIS markers were not used for further calculations but are required by the software used. By projecting a coded light stripe grid on to the body, the system reconstructed the three-dimensional contours of the body's back. Three scans were averaged. The total measurement itself took about 10 s. The following parameters were calculated based on the 3D representation (Figure 3):

- (1) *Flèche cervicale*: horizontal distance between the point of strongest thoracic kyphosis and the point of the lowest neck lordosis in the sagittal plane.
- (2) *Flèche lombaire*: horizontal distance between the point of strongest thoracic kyphosis and the point of the lowest lumbar lordosis in the sagittal plane.
- (3) Trunk anteversion: angle between the connecting line C7-S1 against the vertical axis in the sagittal plane.

**TABLE 1** | Anthropometric data of the three groups (means  $\pm$  standard deviation).

	CON	TR20	TR85
N (total/men/women)	15/4/11	19/8/11	19/10/9
Age [years]	25.60 $\pm$ 2.80	24.84 $\pm$ 3.82	24.50 $\pm$ 4.40
Height [m]	168.22 $\pm$ 7.07	174.26 $\pm$ 7.87	176.72 $\pm$ 9.78
Weight [kg]	67.06 $\pm$ 19.93	74.04 $\pm$ 16.26	73.32 $\pm$ 15.14

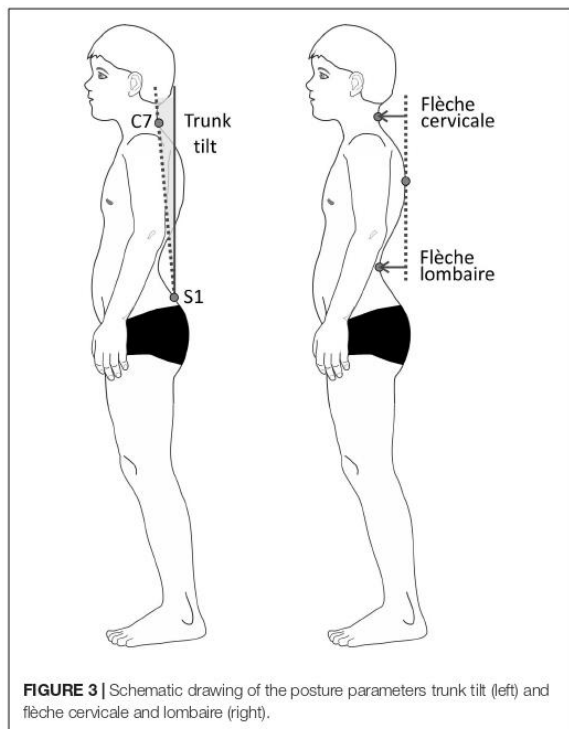


*Flèche cervicale* and *flèche lombaire* are orthopedic measurements that show the depth of the curvature of the spine by using the distance of the extreme points of the lordosis and the thoracic kyphosis. Increased values suggest posture deficits (Stagnara et al., 1982; Vrtovec et al., 2009; Allier and Monnet, 2013). Both parameters were additionally calculated as percentage values by having been relativized to the vertical distance between C7 and S1.

### Training

The participating test persons were randomly assigned to two training groups (TR20, TR85) and the control group (CON) by lots. At no time during the study were the members of the training groups or the investigators informed about this assignment (training groups were double-blinded).

The CON did not perform any athletic activity during the 10 weeks training phase. In all, the training groups performed a total of 15 WB-EMS training sessions. They alternately exercised once or twice a week, so that an average of 1.5 training sessions was performed per week (Kemmler et al., 2016b, 2018). Before the training phase started, all test persons took part in a familiarization session in order to get used to the imminent WB-EMS application (Jee, 2018). The familiarization session took 12 min and was characterized by reduced voltage intensity to avoid muscular overload (Kemmler et al., 2016a). At the same time, the test persons were taught the proper exercise techniques and learned about the RPE (rating of perceived



**FIGURE 3** | Schematic drawing of the posture parameters trunk tilt (left) and flèche cervicale and lombaire (right).

exertion) scale [0 = no exertion, 10 = maximum exertion (Borg and Kaijser, 2006)].

Stimulation was applied in line with common parameters: impulse width of 350  $\mu$ s, bipolar impulse without impulse increase, 4 s load and 4 s break intervals, overall training duration 20 min (Kemmler et al., 2016a). Both training groups differed only in the stimulation frequency applied, i.e., 20 Hz (TR20) and 85 Hz (TR85), respectively. The test persons were instructed to exercise with an intensity of 6 (“hard”) on the modified Borg scale, while maintaining the entire ROM during the exercise. In order to ensure adequate exertion, the intensity of the electric impulses both during the sessions and between the sessions was adapted by the investigator. Every 2–3 min, the participants provided feedback and the intensity for each muscle group was changed in a way that the participant felt the exertion to be “hard”. The devices produce a maximal peak output voltage of 75 V at 1 kOhm (corresponding to a current of 75 mA), but do not display the actual intensity in absolute voltage. The output is only displayed in device-specific units from 0–100, in proportion to the initial voltage. The intensity data was noted at the end of each training session for each muscle group.

The training times were kept at a constant level for each test person in order to avoid influences caused by the time of day. Before each training session, a new anamnesis questionnaire on the current condition was completed. This was to exclude potential contraindications (e.g., dizziness, nausea, and pain) and to ensure safe training for the test persons. The test persons were

instructed to drink sufficient liquids before the training started (at least 500 ml). During the course of the study, the test persons were instructed not to perform any additional physical training. This was asked repeatedly at the beginning of each training session. They were also requested not to physically exert themselves in the preceding 24 h by everyday activities. Furthermore, the questionnaire was used to make sure that medication or pain killers had not been taken, so that overexertion due to a missing ability to assess the extent of exertion was avoided.

## Devices and Exercises

A Miha Bodytec 2 WB-EMS (Miha Bodytec, Augsburg, Germany) was used. This system consists of an impulse transmitter with control panel and optical feedback. A 2 m cable connects the training vests including the integrated electrodes to the system. The training vests were available in various sizes, which were tightly attached to the upper body. The cranial tip of the sternum served as an anatomical reference for the correct placement of the vest. Caudal, the vest reached up to the iliac crests. The electrode surfaces and arrangement of all vests were proportional in all sizes (Figure 4). Upper arms and thighs were also equipped with additional circular electrodes that were attached with velcro at the level of the muscle bellies. The gluteus was stimulated by flat electrodes integrated into a belt that was closed at the abdomen. All electrodes and accessories were provided by the same manufacturer (Miha Bodytec, Augsburg, Germany). The system allows free programming of the stimulation parameters, whereas the stimulation parameters, except the applied voltage, are the same for all electrodes. The device settings were saved on a chip card for each test person.

Exercises were selected based on the exercises integrated in the WB-EMS device used. They were therefore representative of a typical exercise program performed in a gym, targeting as many stimulated muscle groups as possible. These exercises were performed:

- (1) Dynamic squats (15 repetitions).
- (2) Dynamic trunk flexion with retracted arms (12 repetitions).
- (3) Static knee presses against own resistance (12 repetitions).



**FIGURE 4** | Positioning of the electrodes in a typical training vest. Only the largest target muscles below the electrodes are mentioned. Pect. – *M. pectoralis*, Trapezius – *M. trapezius*, Latiss. – *M. latissimus dorsi*, Rect. abdom. – *M. rectus abdominis*, Erect. spinae lumb. – *M. erector spinae pars lumbalis*.

- (4) Dynamic side lunge, left and right (10 repetitions each).
- (5) Dynamic crunches, diagonal, left and right (10 repetitions each).
- (6) Dynamic squats, wide stand (15 repetitions).
- (7) Dynamic one-leg stand with lifting one leg, elbow to contralateral knee, left and right (10 repetitions each).
- (8) Dynamic overextension of the trunk (12 repetitions).
- (9) Static forward lunge, left and right (12 repetitions).

Active movements were initiated just before the electrical impulse was applied and continued to be performed during the entire impulse duration. Between impulses, the participants adopted a resting position.

The training was conducted exclusively under supervision of trained investigators with a support ratio of 1:2. Both safety and accurate exercising were ensured by the permanent supervision by the investigator (Moreno-Aranda and Seireg, 1981).

## Statistics

Differences between the groups (TR20, training at 20 Hz stimulation; TR85, identical training at 85 Hz stimulation; CON, untrained control group) were calculated for pre- and post-tests using univariate ANOVA (XLSTAT 2018.4, Addinsoft, Paris, France). Group differences between the test times were calculated using repeated ( $2 \times 3$ ) ANOVA. Comparisons of pairs were calculated *post hoc* based on Fisher (LSD). A possible influence of sex on the percentual increase of flexion and extension torques was calculated using ( $2 \times 3$ ) ANOVA. The significance level was set at 5%.

## RESULTS

A significant difference between the three groups was not found for any of the posture parameters measured, neither at the beginning nor at the end of the study. Only the upper body anteversion decreased over time, but for all groups including the control group with no significant differences between the groups (TR85 vs. CON:  $p = 0.14$ , TR85 vs. TR20:  $p = 0.96$ ; TR20 vs. CON:  $p = 0.16$ ). All other posture parameters did not change. **Table 2** shows the results of the statistic tests.

The **trunk flexion force** values were not significantly different between the groups at the beginning of the study ( $df = 2$ ,  $F = 1.44$ ,  $p = 0.25$ ). At the end of the study, significant differences were identified for the factor *time* ( $df = 1$ ,  $F = 36.97$ ,  $p < 0.0001$ ) and for the interaction *group\*time* ( $df = 2$ ,  $F = 3.92$ ,  $p = 0.02$ ). The *post hoc* analysis showed a significant difference between the groups TR85 and CON ( $p = 0.02$ ). There was no difference between the other group pairs (TR85 vs. TR20:  $p = 0.31$ ; TR20 vs. CON:  $p = 0.16$ ).

The **trunk flexion torque** values showed comparable results: they were not significantly different between the groups at the beginning of the study ( $df = 2$ ,  $F = 1.61$ ,  $p = 0.21$ ). At the end of the study, we found significant differences for the factor *time* ( $df = 1$ ,  $F = 31.90$ ,  $p < 0.0001$ ) and for the interaction *group\*time* ( $df = 2$ ,  $F = 3.45$ ,  $p = 0.04$ ). The *post hoc* analysis showed a significant difference between the

**TABLE 2** | Temporal development (pre = base line, post = after 10 weeks) of the posture parameters. CON, control group; TR20/TR85, training groups with stimulation frequencies of 20 Hz/85 Hz. The lower rows show the results of the repeated ( $2 \times 3$ ) ANOVAs.

	Trunk tilt pre <sup>#</sup>	Trunk tilt post <sup>#</sup>	Fleche cervicale pre	Fleche cervicale post	Fleche cerv. % pre	Fleche cerv. % post	Fleche lombaire pre	Fleche lombaire post	Fleche lombaire % pre	Fleche lombaire % post
CON	-3.47 ± 2.59	-3.17 ± 1.66	6.44 ± 1.76	6.13 ± 1.40	13.86% ± 3.56	13.15% ± 2.48	4.43 ± 1.16	3.96 ± 0.78	9.52% ± 2.39	8.54% ± 1.65
TR20	-3.19 ± 2.57	-2.29 ± 1.34	5.98 ± 1.59	5.45 ± 1.28	12.32% ± 3.21	11.19% ± 2.45	3.48 ± 1.71	3.22 ± 1.51	7.15% ± 3.50	6.63% ± 3.13
TR85	-3.67 ± 2.08	-2.55 ± 1.68	6.33 ± 1.73	6.12 ± 1.72	12.96% ± 3.05	12.50% ± 2.89	3.85 ± 1.10	3.96 ± 1.01	7.97% ± 2.38	8.14% ± 2.03
ANOVA (time)	$df = 1$ ; $F = 6.56$	$df = 1$ ; $F = 3.00$	$df = 1$ ; $F = 3.00$	$df = 1$ ; $F = 3.30$	$df = 1$ ; $F = 3.30$	$df = 1$ ; $F = 2.20$	$df = 1$ ; $F = 2.20$	$df = 1$ ; $F = 2.40$	$df = 1$ ; $F = 2.40$	$df = 1$ ; $F = 2.40$
ANOVA (group* time)	$p = 0.01^*$	$p = 0.09$	$df = 2$ ; $F = 1.14$	$df = 2$ ; $F = 0.23$	$df = 2$ ; $F = 0.23$	$df = 2$ ; $F = 1.51$	$df = 2$ ; $F = 1.51$	$df = 2$ ; $F = 1.44$	$df = 2$ ; $F = 1.44$	$df = 2$ ; $F = 1.44$
	$p = 0.33$	$p = 0.79$	$p = 0.79$	$p = 0.79$	$p = 0.07$	$p = 0.14$	$p = 0.12$	$p = 0.24$	$p = 0.24$	$p = 0.24$

<sup>#</sup>Trunk tilt, negative values indicate anterior upper-body tilt. Significant differences at  $p = 0.05$  are marked in bold and with \*.

groups TR85 and CON ( $p = 0.03$ ), but no difference between the other group pairs (TR85 vs. TR20:  $p = 0.42$ ; TR20 vs. CON:  $p = 0.14$ ).

There were also no group differences at the beginning of the study for the **trunk extension force** ( $df = 2$ ,  $F = 1.38$ ,  $p = 0.26$ ). After the treatment, significant effects were identified for the factor *time* ( $df = 1$ ,  $F = 56.59$ ,  $p < 0.0001$ ) and for the interaction *group\*time* ( $df = 2$ ,  $F = 4.27$ ,  $p = 0.02$ ). The *post hoc* analysis showed a significant difference between the groups TR85 and CON ( $p = 0.04$ ). There was no difference between the other group pairs (TR85 vs. TR20:  $p = 0.49$ ; TR20 vs. CON:  $p = 0.15$ ).

For the **trunk extension torque** we could not find a significant difference between the groups at the beginning of the study ( $df = 2$ ,  $F = 1.46$ ,  $p = 0.24$ ). At the end of the study, significant differences for the factor *time* ( $df = 1$ ,  $F = 44.84$ ,  $p < 0.0001$ ) and for the interaction *group\*time* ( $df = 2$ ,  $F = 4.37$ ,  $p = 0.02$ ) could be found. The Fisher *post hoc* analysis showed a significant difference between the groups TR85 and CON ( $p = 0.04$ ), and no difference between the other group pairs (TR85 vs. TR20:  $p = 0.55$ ; TR20 vs. CON:  $p = 0.13$ ).

The percentage improvement in the training groups did not differ between men and women (extension torque increase in %: men:  $20.18\% \pm 16.64$  vs. women  $19.2\% \pm 17.5$ ; flexion torque increase in %: men:  $18.1\% \pm 12.03$  vs. women  $16.2\% \pm 15.9$ ). A  $2 \times 3$  ANOVA (sex, group) did not provide significant results; based on the Type III sum of squares, the variable sex did not bring any additional significant information (flexion:  $df = 1$ ,  $F = 0.20$ ,  $p = 0.66$ , extension:  $df = 1$ ,  $F = 0.06$ ,  $p = 0.80$ ).

Body mass index did not change significantly during the study (*group\*time*:  $F(2) = 0.68$ ,  $p = 0.52$ ). This applied to all groups.

## DISCUSSION

The objective of this study was to find out the extent to which unspecific WB-EMS training over a period of 10 weeks would achieve an improved body posture and increased trunk muscle strength in untrained persons, and whether any differences exist in terms of stimulation frequency.

### Trunk Muscle Strength

In the training group stimulated with 85 Hz, we were able to prove a significant improvement of the isometric strength and torque of trunk extension and flexion compared to the control group. The strength increases identified were on average between 15.0 and 21.4% (force) and between 15.9 and 26.6% (torque) for the groups in training (Table 2) and were of a similar size as increases found in other studies (Kemmler et al., 2016b, 2018). In the WB-EMS training, large electrodes in the areas of *M. rectus abdominis* (flexion), the lumbar and thoracic *M. erector spinae*, and the *Mm. multifidii* (flexion) induced contractions, so that an adequate training stimulation and corresponding muscle strengthening over the 10 weeks of the study can be assumed (Ng and Richardson, 1994). However, we also found force increases between 4.8 and 7.4% and torque increases between 4.4 and 9.2% in the control group. We interpret this finding as test habituation, i.e., that familiarity with the task of

isometric maximal strength exercises was higher in the post-test and had a positive effect on the initially unfamiliar isometric strength development.

No significant difference was identified in the group stimulated at 20 Hz (Table 3). This difference between the groups was unexpected because the back musculature (*M. erector spinae*), which is important for posture control, consists of mainly slow type-I fibers [men  $62.0 \pm 9.3\%$ , women  $67.8 \pm 10.5\%$  (Mannion et al., 2001)]. We had actually expected a higher strength increase in the TR20 group, though, because the lower stimulation frequency presumably stimulates rather the slow muscle fibers (Cabric et al., 1988; Sillen et al., 2013; Kemmler et al., 2016b). The straight abdominal muscles, on the other hand, consist of a slightly higher percentage of type-II fibers [type I 46.1%, type II 53.9% (Johnson et al., 1973)] and should therefore be more susceptible to an 85 Hz stimulation. However, Gregory and Bickel found that an EMS-induced recruitment of motor units does not always proceed selectively. Type I and type II fibers seem to be recruited by EMS without adhering to any specific sequence (Gregory and Bickel, 2005). We therefore assume that muscle fibers were activated independently of the stimulation frequency, and that this fiber activation did not primarily depend on the fiber type, but rather on the physical location of the electrodes. Since the tetanic contraction of muscle fibers increases from a stimulation frequency of 20 Hz and more (Smith et al., 1985), we assume that the applied training stimulus was too low in the group training at 20 Hz. In addition, the duty cycle (on-off ratio) of the muscle fibers was more than four times lower with the lower stimulation frequency than with the 85 Hz stimulation. However, the duty cycle seems to play an important role in generating a training stimulus (Lloyd et al., 1986). In a comprehensive review, Filipovic et al. (2012) recommend a stimulation frequency greater than 50 Hz in order to generate a stimulation intensity that is sufficient to activate strength adaptation. Collins et al. (2007) were additionally able to prove that higher EMS stimulation frequencies (50–100 Hz) lead to electrically evoked sensory potentials, which induce the spinal motor neurons via reflex circuits to activate additional motor units. This contribution to muscle contraction, which is generated by the central nervous system, does not develop with frequencies  $\leq 20$  Hz and seems to max out at frequencies  $\geq 80$  Hz (Dean et al., 2007). Dean et al. (2007) were able to achieve an additional strength increase of 10.2% of the maximum voluntary contraction by applying four two-second stimuli. For this study, the stimulation was applied in 4 s stimuli, i.e., they were similar in intensity. We therefore assume that the lack of additional central-nervous contractions at an applied frequency of 20 Hz resulted in a lower training stimulus and thus in lower strength increases.

### Posture

A classification of the test persons based on the average *flèche lombaire* percentage of 8.06% (see Table 2) shows that all test persons together constitute a group with poor posture. Proprietary, unpublished data of 724 test persons showed a *flèche lombaire* percentage of  $6.92\% \pm 3.06$  (95% confidence interval 6.63–7.21%) for a normally pronounced lumbar lordosis and

**TABLE 3** | Temporal development (pre = base line, post = after 10 weeks) of the trunk extensor (Ext) and flexor (Flex) forces and torques, the percentual improvement (Delta), and the ratio "extension/flexion" (Ext/Flex). CON, control group; TR20/TR85, training groups with stimulation frequencies of 20 Hz/85 Hz.

	Force Flex pre [N]	Force Flex post [N]	Force Delta [%]	Torque Flex pre [Nm]	Torque Flex post [Nm]	Torque Delta Flex [%]	Ext pre [N]	Ext post [N]	Delta [%]	Torque Ext pre [Nm]	Torque Ext post [Nm]	Torque Delta Ext [%]	Ext/Flex pre [-]	Ext/Flex post [-]
CON	419.2 ± 173.4	439.2 ± 196.2	4.8%	12.6 ± 7.5	13.2 ± 8.3	4.4 ± 12.7	558.5 ± 206.5	599.6 ± 205.0	7.4%	16.9 ± 9.0	18.0 ± 9.0	9.2 ± 12.5	1.4	1.4
TR20	478.6 ± 175.7	550.3 ± 197.5	15.0%	15.7 ± 7.6	18.1 ± 9.2	15.9 ± 10.8	590.3 ± 180.4	716.3 ± 175.3	21.4%	19.2 ± 8.0	23.3 ± 9.4	26.6 ± 18.7	1.3	1.4
TR85	533.9 ± 207.7	624.0 ± 170.9	17.1%*	16.9 ± 7.5	19.9 ± 9.3	18.3 ± 17.2*	672.1 ± 228.3	762.90 ± 258.98	13.5%*	21.3 ± 8.4	24.3 ± 9.8	14.4 ± 13.3*	1.3	1.3

\*Significant difference to CON at  $p = 0.05$ .

a mean value of  $9.17\% \pm 3.59$  (95% confidence interval 8.76–9.58%) for a hyperlordosis. Accordingly, we had expected that all our test persons would notably benefit from a strengthening of the posture-straightening muscle groups. However, changes in posture parameters were identified only for trunk anteversion, which improved for all groups including the control group. We think that this improvement was caused by a learning process, more specifically with an increased familiarity with the testing procedure, because upper body anteversion is easy to consciously improve by activating the dorsal muscle chain. We assume that the test persons unconsciously straightened their body posture due to the familiarity with the testing situation during the post-tests. In contrast to the sagittal tilt of the body, the depth of the lordosis of the cervical and the thoracic spine are more difficult to change deliberately and require an excellent body awareness (Singla and Veqar, 2017). The WB-EMS training activated the muscle groups of the trunk, the pelvis and the legs unspecifically. This means that the simultaneous stimulation by large surface electrodes activated all muscle fibers underneath. Agonists and antagonists were simultaneously activated and, depending on the exercise, the muscles actively involved in the movement were additionally activated by the central nervous system. Therefore, it is plausible that both the dorsal and the ventral muscle chains were exercised to the same extent. Looking at the isometric strength ratio of extension and flexion (extension/flexion quotient), the values found in this study correspond to the values determined in other studies (Smith et al., 1985; Beimborn and Morrissey, 1988; Kim et al., 2006). For the isometric strength and torque ratios among the groups, no significant differences were determined, even if the absolute values in some instances significantly increased (Table 3).

The reduction of a pronounced lumbar lordosis is considered an important therapeutic approach because interrelationships with increased degeneration are known, in particular in the facet joints (articulationes processuum articularium) (Murray et al., 2017). It is also known that the position of the pelvis in the sagittal plane plays a key role in the reduction of lumbar lordosis (*flèche lombaire*) (Buchtelová et al., 2013). Analyses of adolescents with poor posture came to the conclusion that targeted training of the pelvis-straightening musculature (*M. rectus abdominis*, *M. gluteus maximus*, *M. biceps femoris*, *M. semitendinosus*) improved the habitual position of the pelvis (Ludwig et al., 2016). We suspect that the simultaneous training of the pelvis-straightening muscles (see above) and the pelvis-flexing muscles (*M. erector spinae lumbalis*, *M. quadriceps femoris*) counterbalanced the influence of both muscle groups on the pelvis position. In addition, the correction of pelvis or spinal column curvatures works best when the test persons exercise their body perception (Bansal et al., 2014; Ludwig et al., 2016). This, however, was not part of the WB-EMS training. Paillard emphasizes that EMS is not able to improve the coordination between agonist and antagonist muscles and therefore does not support the coordination of complex movements (Paillard, 2008). Even if the training did strengthen the muscles, the awareness of how to utilize specific muscle groups for posture correction was apparently not improved. However, this awareness seems to be a key factor in conscious

posture correction (Woollacott and Shumway-Cook, 1990; Ludwig et al., 2016).

We consider this a limitation of the WB-EMS training because this shows that merely (and demonstrably) strengthening the muscles does not have any direct effect on processes controlled by the central nervous system, such as body posture. The interaction of sensory information and motor activity in the form of a regulation process (Feldman et al., 2014; Chiba et al., 2016) can probably not be improved easily. Even if movements were actively performed during stimulation, it remains unclear which central-nervous learning processes run when conscious muscle activity overlaps with externally triggered muscle activity. Some studies even suspect a negative effect of EMS training on central-nervous learning processes in this context (Paillard, 2012).

Although we did not determine any improvement of body posture through WB-EMS training, we need to point out that a decline was not determined, either. Possible reasons that might have caused an increase in the forward tilt of the pelvis by changing the muscular balance of the muscle groups connected to the pelvis have already been discussed. To sum it up, we can say that while unspecific training was able to result in a strength increase of the trunk muscles, it did not have any direct effect on habitual posture.

### Limitations

Our study has some limitations. Firstly, we tested healthy test persons only. On average, the test persons exhibited a relative lumbar lordosis depth of 8°, meaning they were close to poor posture, but symptom-free. Therefore, the results cannot be transferred directly to patients with extensive poor posture and low back pain. Secondly, the WB-EMS training was unspecific. This means that the specific muscle groups required for posture corrections were not trained exclusively and selectively. However, we deliberately decided to apply an exercise program as it is preset by device manufacturers and used in many gyms. We must also note that the forces of trunk extension and flexion were measured only summarily. We were not able to measure the forces of other, possibly relevant muscle groups (e.g., gluteal

muscles, thigh muscles, neck muscles). However, these muscle groups may influence the position of the pelvis and thus, under certain circumstances, the *flèche lombaire* or the position of the thoracic spine and thus the *flèche cervicale*. Furthermore, our test persons were all inexperienced in WB-EMS training and not actively involved in sports. Even though we see this as one of the strengths of our study, we cannot transfer the results directly to athletes.

### CONCLUSION

A 10 weeks whole-body electrostimulation training with a stimulation frequency of 85 Hz in contrast to training with a stimulation frequency of 20 Hz improves the trunk muscle strength of an untrained group but does not significantly change posture parameters.

### ETHICS STATEMENT

This study was carried out in accordance with the recommendations of the ethics commission of Fachbereich Sozialwissenschaften, Technische Universität Kaiserslautern, Germany with written informed consent from all subjects. All subjects gave written informed consent in accordance with the Declaration of Helsinki. The protocol was approved by the ethics commission of Fachbereich Sozialwissenschaften, Technische Universität Kaiserslautern, Germany under No. 02/17.

### AUTHOR CONTRIBUTIONS

OL was involved in the design and implementation of the study, and wrote the manuscript. JB was involved in the design and implementation of the study, and helped in the writing of the manuscript. SB was involved in the implementation of the study. WK and MF was involved in the design of the study and helped in the writing of the manuscript.

### REFERENCES

- Adams, V. (2018). Electromyostimulation to fight atrophy and to build muscle: facts and numbers. *J. Cachexia Sarcopenia Muscle* 9, 631–634. doi: 10.1002/jcsm.12332
- Aggarwal, N., Anand, T., Kishore, J., and Ingle, G. K. (2013). Low back pain and associated risk factors among undergraduate students of a medical college in Delhi. *Educ. Health* 26, 103–108. doi: 10.4103/1357-6283.120702
- Allier, F., and Monnet, S. (2013). Mesure des flèches vertébrales par le télémètre laser. Évaluation de la fiabilité de la mesure de la flèche lombaire. *Kinésithérapie la Revue* 13, 41–46. doi: 10.1016/j.kine.2013.03.013
- Amaro-Gahete, F. J., De-La-O, A., Sanchez-Delgado, G., Robles-Gonzalez, L., Jurado-Fasoli, L., Ruiz, J. R., et al. (2018). Whole-body electromyostimulation improves performance-related parameters in runners. *Front. Physiol.* 9:1576. doi: 10.3389/fphys.2018.01576
- Araujo, F. A., Martins, A., Alegrete, N., Howe, L. D., and Lucas, R. (2017). A shared biomechanical environment for bone and posture development in children. *Spine J.* 17, 1426–1434. doi: 10.1016/j.spinee.2017.04.024
- Bansal, S., Katzman, W. B., and Giangregorio, L. M. (2014). Exercise for improving age-related hyperkyphotic posture: a systematic review. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 95, 129–140. doi: 10.1016/j.apmr.2013.06.022
- Barczyk-Pawelec, K., Piechura, J. R., Dziubek, W., and Rozek, K. (2015). Evaluation of isokinetic trunk muscle strength in adolescents with normal and abnormal postures. *J. Manipulative Physiol. Ther.* 38, 484–492. doi: 10.1016/j.jmpt.2015.06.010
- Beimborn, D. S., and Morrissey, M. C. (1988). A review of the literature related to trunk muscle performance. *Spine* 13, 655–660.
- Binder-Macleod, S. A., and Barrish, W. J. (1992). Force response of rat soleus muscle to variable-frequency train stimulation. *J. Neurophysiol.* 68, 1068–1078. doi: 10.1152/jn.1992.68.4.1068
- Borg, E., and Kaijser, L. (2006). A comparison between three rating scales for perceived exertion and two different work tests. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 16, 57–69. doi: 10.1111/j.1600-0838.2005.00448.x
- Bridger, R. S., Orkin, D., and Henneberg, M. (1992). A quantitative investigation of lumbar and pelvic postures in standing and sitting: interrelationships with body position and hip muscle length. *Int. J. Ind. Ergonom.* 9, 235–244. doi: 10.1016/0169-8141(92)90017-t

- Bruno, A. G., Anderson, D. E., D'agostino, J., and Boussein, M. L. (2012). The effect of thoracic kyphosis and sagittal plane alignment on vertebral compressive loading. *J. Bone Miner. Res.* 27, 2144–2151. doi: 10.1002/jbmr.1658
- Buchtelová, E., Tichý, M., and Vaníková, K. (2013). Influence of muscular imbalances on pelvic position and lumbar lordosis: a theoretical basis. *J. Nurs. Soc. Stud. Public Health Rehabil.* 1–2, 25–36.
- Cabric, M., Appell, H.-J., and Resic, A. (1988). Fine structural changes in electrostimulated human skeletal muscle. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 57, 1–5. doi: 10.1007/bf00691229
- Calvo-Muñoz, I., Gómez-Conesa, A., and Sánchez-Meca, J. (2012). Preventive physiotherapy interventions for back care in children and adolescents: a meta-analysis. *BMC Musculoskelet. Disord.* 13:152. doi: 10.1186/1471-2474-13-152
- Chiba, R., Takakusaki, K., Ota, J., Yozu, A., and Haga, N. (2016). Human upright posture control models based on multisensory inputs; in fast and slow dynamics. *Neurosci. Res.* 104, 96–104. doi: 10.1016/j.neures.2015.12.002
- Claus, A. P., Hides, J. A., Moseley, G. L., and Hodges, P. W. (2009). Is 'ideal' sitting posture real: measurement of spinal curves in four sitting postures. *Man. Ther.* 14, 404–408. doi: 10.1016/j.math.2008.06.001
- Collins, D. F. (2007). Central contributions to contractions evoked by tetanic neuromuscular electrical stimulation. *Exerc. Sport Sci. Rev.* 35, 102–109. doi: 10.1097/jes.0b013e3180a0321b
- Coupaud, S., Gollee, H., Hunt, K., Fraser, M., Allan, D., and Mclean, A. (2008). Arm-cranking exercise assisted by Functional Electrical Stimulation in C6 tetraplegia: a pilot study. *Technol. Health Care* 16, 415–427.
- Dean, J. C., Yates, L. M., and Collins, D. F. (2007). Turning on the central contribution to contractions evoked by neuromuscular electrical stimulation. *J. Appl. Physiol.* 103, 170–176. doi: 10.1152/jappphysiol.01361.2006
- Dolphens, M., Cagnie, B., and Coorevits, P. (2012). Sagittal standing posture and its association with spinal pain: a school-based epidemiological study of 1196 Flemish adolescents before age at peak height velocity. *Spine* 37, 1657–1666.
- Doucet, B. M., Lam, A., and Griffin, L. (2012). Neuromuscular electrical stimulation for skeletal muscle function. *Yale J. Biol. Med.* 85, 201–215.
- Dreibati, B., Lavet, C., Pinti, A., and Poumarat, G. (2010). Influence of electrical stimulation frequency on skeletal muscle force and fatigue. *Ann. Phys. Rehabil. Med.* 53, 266–277. doi: 10.1016/j.rehab.2010.03.004
- Drzal-Grabiec, J., and Snela, S. (2012). The influence of rural environment on body posture. *Ann. Agric. Environ. Med.* 19, 846–850.
- Feldman, A. G., Ilmane, N., Sangani, S., and Raptis, H. (2014). Motor control and position sense: action-perception coupling. *Adv. Exp. Med. Biol.* 826, 17–31. doi: 10.1007/978-1-4939-1338-1\_2
- Filipovic, A., Grau, M., Kleinöder, H., Zimmer, P., Hollmann, W., and Bloch, W. (2016). Effects of a whole-body electrostimulation program on strength, sprinting, jumping, and kicking capacity in elite soccer players. *J. Sports Sci. Med.* 15, 639–648.
- Filipovic, A., Kleinöder, H., Dörmann, U., and Mester, J. (2012). Electromyostimulation—a systematic review of the effects of different electromyostimulation methods on selected strength parameters in trained and elite athletes. *J. Strength Cond. Res.* 26, 2600–2614. doi: 10.1519/jsc.0b013e31823f2cd1
- França, F. R., Burke, T. N., Hanada, E. S., and Marques, A. P. (2010). Segmental stabilization and muscular strengthening in chronic low back pain: a comparative study. *Clinics* 65, 1013–1017. doi: 10.1590/s1807-59322010001000015
- Frank, C., Page, P., and Lardner, R. (2009). *Assessment and Treatment of Muscle Imbalance: the Janda Approach*. Windsor, ON: Human kinetics.
- Gargiulo, P., Jens Reynisson, P., Helgason, B., Kern, H., Mayr, W., Ingvarsson, P., et al. (2011). Muscle, tendons, and bone: structural changes during denervation and FES treatment. *Neurol. Res.* 33, 750–758. doi: 10.1179/1743132811Y.0000000007
- Gondin, J., Guette, M., Ballay, Y., and Martin, A. J. M. (2005). Electromyostimulation training effects on neural drive and muscle architecture. *Med. Sci. Sports Exerc.* 37, 1291–1299. doi: 10.1249/01.mss.0000175090.49048.41
- Gregory, C. M., and Bickel, C. S. (2005). Recruitment patterns in human skeletal muscle during electrical stimulation. *Phys. Ther.* 85, 358–364.
- Harrison, D. D., Harrison, S. O., Croft, A. C., Harrison, D. E., and Troyanovich, S. J. (1999). Sitting biomechanics Part I: review of the literature. *J. Manipulative Physiol. Ther.* 22, 594–609. doi: 10.1016/s0161-4754(99)70020-5
- Herrero, A. J., Martín, J., Martín, T., Abadía, O., Fernández, B., and García-López, D. (2010). Short-term effect of strength training with and without superimposed electrical stimulation on muscle strength and anaerobic performance. A randomized controlled trial. Part I. *J. Strength Cond. Res.* 24, 1609–1615. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181dc427e
- Jeon, Y.-S. (2018). The efficacy and safety of whole-body electromyostimulation in applying to human body: based from graded exercise test. *J. Exerc. Rehabil.* 14, 49. doi: 10.12965/jer.1836022.011
- Jentsch, T., Geiger, J., König, M. A., and Werner, C. M. (2017). Hyperlordosis is associated with facet joint pathology at the lower lumbar spine. *Clin. Spine Surg.* 30, 129–135. doi: 10.1097/BSD.0b013e3182aab266
- Jeong, U. C., Sim, J. H., Kim, C. Y., Hwang-Bo, G., and Nam, C. W. (2015). The effects of gluteus muscle strengthening exercise and lumbar stabilization exercise on lumbar muscle strength and balance in chronic low back pain patients. *J. Phys. Ther. Sci.* 27, 3813–3816. doi: 10.1589/jpts.27.3813
- Johnson, M. A., Polgar, J., Weightman, D., and Appleton, D. (1973). Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles: an autopsy study. *J. Neurol. Sci.* 18, 111–129. doi: 10.1016/0022-510x(73)90023-3
- Jones, D. (1996). High- and low-frequency fatigue revisited. *Acta Physiol. Scand.* 156, 265–270. doi: 10.1046/j.1365-201x.1996.192000.x
- Jung, S. I., Lee, N. K., Kang, K. W., Kim, K., and Lee, D. Y. (2016). The effect of smartphone usage time on posture and respiratory function. *J. Phys. Ther. Sci.* 28, 186–189. doi: 10.1589/jpts.28.186
- Kahanovitz, N., Nordin, M., Verderame, R., Yabut, S., Parnianpour, M., Viola, K., et al. (1987). Normal trunk muscle strength and endurance in women and the effect of exercises and electrical stimulation. Part 2: Comparative analysis of electrical stimulation and exercises to increase trunk muscle strength and endurance. *Spine* 12, 112–118. doi: 10.1097/00007632-198703000-00006
- Kemmler, W., Froehlich, M., von Stengel, S., and Kleinöder, H. (2016a). Whole-body Electromyostimulation—the need for common sense! Rationale and guideline for a safe and effective training. *Dtsch Z. Sportmed* 67, 218–221. doi: 10.5960/dzsm.2016.246
- Kemmler, W., Teschler, M., Weißenfels, A., Bebenek, M., Fröhlich, M., Kohl, M., et al. (2016b). Effects of whole-body electromyostimulation versus high-intensity resistance exercise on body composition and strength: a randomized controlled study. *Evid. Based Complement. Alternat. Med.* 2016:9236809. doi: 10.1155/2016/9236809
- Kemmler, W., Schliiffka, R., Mayhew, J. L., and von Stengel, S. (2010). Effects of whole-body electromyostimulation on resting metabolic rate, body composition, and maximum strength in postmenopausal women: the training and electrostimulation trial. *J. Strength Cond. Res.* 24, 1880–1887. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181ddaee
- Kemmler, W., and von Stengel, S. (2013). Whole-body electromyostimulation as a means to impact muscle mass and abdominal body fat in lean, sedentary, older female adults: subanalysis of the TEST-III trial. *Clin. Interv. Aging* 8, 1353. doi: 10.2147/CIA.S52337
- Kemmler, W., Weissenfels, A., Bebenek, M., Fröhlich, M., Kleinöder, H., Kohl, M., et al. (2017). Effects of whole-body electromyostimulation on low back pain in people with chronic unspecific dorsal pain: a meta-analysis of individual patient data from randomized controlled WB-EMS trials. *Evid. Based Complement. Alternat. Med.* 2017, 8480429. doi: 10.1155/2017/8480429
- Kemmler, W., Weissenfels, A., Willert, S., Shojaa, M., von Stengel, S., Filipovic, A., et al. (2018). Efficacy and safety of low frequency whole-body electromyostimulation (WB-EMS) to improve health-related outcomes in non-athletic adults. A systematic review. *Front. Physiol.* 9:573. doi: 10.3389/fphys.2018.00573
- Kim, D., Cho, M., Park, Y., and Yang, Y. (2015). Effect of an exercise program for posture correction on musculoskeletal pain. *J. Phys. Ther. Sci.* 27, 1791–1794. doi: 10.1589/jpts.27.1791
- Kim, H. J., Chung, S., Kim, S., Shin, H., Lee, J., Kim, S., et al. (2006). Influences of trunk muscles on lumbar lordosis and sacral angle. *Eur. Spine J.* 15, 409–414. doi: 10.1007/s00586-005-0976-5
- Koyuncu, E., Nakipoğlu-Yüzer, G. F., Doğan, A., and Özgürin, N. (2010). The effectiveness of functional electrical stimulation for the treatment of shoulder



- subluxation and shoulder pain in hemiplegic patients: a randomized controlled trial. *Disabil. Rehabil.* 32, 560–566. doi: 10.3109/09638280903183811
- Laird, R. A., Gilbert, J., Kent, P., and Keating, J. L. (2014). Comparing lumbo-pelvic kinematics in people with and without back pain: a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskelet. Disord.* 15:229. doi: 10.1186/1471-2474-15-229
- Lloyd, T., De Domenico, G., Strauss, G., and Singer, K. (1986). A review of the use of electro-motor stimulation in human muscles. *Aust. J. Physiother.* 32, 18–30. doi: 10.1016/S0004-9514(14)60640-1
- López-Miñarro, P. A., Muyor, J. M., Belmonte, F., and Alacid, F. (2012). Acute effects of hamstring stretching on sagittal spinal curvatures and pelvic tilt. *J. Hum. Kinet.* 31, 69–78. doi: 10.2478/v10078-012-0007-7
- Ludwig, O., Fröhlich, M., and Schmitt, E. (2016). Therapy of poor posture in adolescents: sensorimotor training increases the effectiveness of strength training to reduce increased anterior pelvic tilt. *Cogent Med.* 3, 1262094.
- Maffiuletti, N. A. (2010). Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation. *Eur. J. Appl. Physiol.* 110, 223–234. doi: 10.1007/s00421-010-1502-y
- Mannion, A. F., Taimela, S., Müntener, M., and Dvorak, J. (2001). Active therapy for chronic low back pain: part 1. Effects on back muscle activation, fatigability, and strength. *Spine* 26, 897–908.
- Moreno-Aranda, J., and Seireg, A. (1981). Investigation of over-the-skin electrical stimulation parameters for different normal muscles and subjects. *J. Biomech.* 14, 587–593. doi: 10.1016/0021-9290(81)90084-1
- Murray, K. J., Le Grande, M. R., De Mues, A. O., and Azari, M. F. (2017). Characterisation of the correlation between standing lordosis and degenerative joint disease in the lower lumbar spine in women and men: a radiographic study. *BMC Musculoskelet. Disord.* 18:330. doi: 10.1186/s12891-017-1696-9
- Nadler, S. F., Malanga, G. A., Feinberg, J. H., Prybicien, M., Stitik, T. P., and DePrince, M. (2001). Relationship between hip muscle imbalance and occurrence of low back pain in collegiate athletes: a prospective study. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 80, 572–577. doi: 10.1097/00002060-200108000-00005
- Ng, J., and Richardson, C. (1994). EMG study of erector spinae and multifidus in two isometric back extension exercises. *Aust. J. Physiother.* 40, 115–121. doi: 10.1016/S0004-9514(14)60458-X
- Nourbakhsh, M. R., and Arab, A. M. (2002). Relationship between mechanical factors and incidence of low back pain. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 32, 447–460. doi: 10.2519/jospt.2002.32.9.447
- Paillard, T. (2008). Combined application of neuromuscular electrical stimulation and voluntary muscular contractions. *Sports Med.* 38, 161–177. doi: 10.2165/00007256-200838020-00005
- Paillard, T. (2012). Electrical stimulation superimposed on voluntary training can limit sensory integration in neural adaptations. *J. Mot. Behav.* 44, 267–268. doi: 10.1080/00222895.2012.691126
- Patias, P., Grivas, T. B., Kaspiris, A., Aggouris, C., and Drakoutos, E. (2010). A review of the trunk surface metrics used as Scoliosis and other deformities evaluation indices. *Scoliosis* 5, 12. doi: 10.1186/1748-7161-5-12
- Pope, M. H., Bevins, T., Wilder, D. G., and Frymoyer, J. W. (1985). The relationship between anthropometric, postural, muscular, and mobility characteristics of males ages 18–55. *Spine* 10, 644–648. doi: 10.1097/00007632-198509000-00009
- Prins, Y., Crous, L., and Louw, Q. A. (2008). A systematic review of posture and psychosocial factors as contributors to upper quadrant musculoskeletal pain in children and adolescents. *Physiother. Theory Pract.* 24, 221–242. doi: 10.1080/09593980701704089
- Roussouly, P., and Pinheiro-Franco, J. L. (2011). Biomechanical analysis of the spino-pelvic organization and adaptation in pathology. *Eur. Spine J.* 20(Suppl. 5), 609–618. doi: 10.1007/s00586-011-1928-x
- Scheuer, R., and Friedrich, M. (2010). Reliability of isometric strength measurements in trunk and neck region: patients with chronic neck pain compared with pain-free persons. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 91, 1878–1883. doi: 10.1016/j.apmr.2010.09.009
- Schulz, K. F., Altman, D. G., and Moher, D. (2010). CONSORT 2010 statement: updated guidelines for reporting parallel group randomised trials. *BMC Med.* 8:18. doi: 10.1186/1741-7015-8-18
- Schwab, F., Lafage, V., Boyce, R., Skalli, W., and Farcy, J. P. (2006). Gravity line analysis in adult volunteers: age-related correlation with spinal parameters, pelvic parameters, and foot position. *Spine* 31, E959–E967.
- Sillen, M. J., Franssen, F. M., Gosker, H. R., Wouters, E. F., and Spruit, M. A. (2013). Metabolic and structural changes in lower-limb skeletal muscle following neuromuscular electrical stimulation: a systematic review. *PLoS One* 8:e69391. doi: 10.1371/journal.pone.0069391
- Singla, D., and Veqar, Z. (2017). Association between forward head, rounded shoulders, and increased thoracic kyphosis: a review of the literature. *J. Chiropr. Med.* 16, 220–229. doi: 10.1016/j.jcm.2017.03.004
- Smith, S. S., Mayer, T. G., Gatchel, R. J., and Becker, T. J. (1985). Quantification of lumbar function. Part 1: isometric and multispeed isokinetic trunk strength measures in sagittal and axial planes in normal subjects. *Spine* 10, 757–764. doi: 10.1097/00007632-198510000-00011
- Sorensen, C. J., Norton, B. J., Callaghan, J. P., Hwang, C.-T., and Van Dillen, L. R. (2015). Is lumbar lordosis related to low back pain development during prolonged standing? *Man. Ther.* 20, 553–557. doi: 10.1016/j.math.2015.01.001
- Stagnara, P., De Mauroy, J. C., Dran, G., Gonon, G. P., Costanzo, G., Dimmet, J., et al. (1982). Reciprocal angulation of vertebral bodies in a sagittal plane: approach to references for the evaluation of kyphosis and lordosis. *Spine* 7, 335–342. doi: 10.1097/00007632-198207000-00003
- Szczygiel, E., Blaut, J., Zielonka-Pycka, K., Tomaszewski, K., Golec, J., Czechowska, D., et al. (2018). The Impact of deep muscle training on the quality of posture and breathing. *J. Mot. Behav.* 50, 219–227. doi: 10.1080/00222895.2017.1327413
- Vrtovec, T., Pernuš, F., and Likar, B. (2009). A review of methods for quantitative evaluation of spinal curvature. *Eur. Spine J.* 18, 1–15.
- Weissenfels, A., Teschler, M., Willert, S., Hettchen, M., Fröhlich, M., Kleinöder, H., et al. (2018). Effects of whole-body electromyostimulation on chronic nonspecific low back pain in adults: a randomized controlled study. *J. Pain Res.* 11, 1949. doi: 10.2147/JPR.S164904
- Woollacott, M. H., and Shumway-Cook, A. (1990). Changes in posture control across the life span—a systems approach. *Phys. Ther.* 70, 799–807. doi: 10.1093/ptj/70.12.799
- World Medical Association [WMA], (2013). Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subjects. *JAMA* 310, 2191–2194.

**Conflict of Interest Statement:** The authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

Copyright © 2019 Ludwig, Berger, Becker, Kemmler and Fröhlich. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC BY). The use, distribution or reproduction in other forums is permitted, provided the original author(s) and the copyright owner(s) are credited and that the original publication in this journal is cited, in accordance with accepted academic practice. No use, distribution or reproduction is permitted which does not comply with these terms.

## Publikation 6

### **Effects of an 8-week Whole-body electromyostimulation training on cycling performance, back pain and posture of a 17-year-old road cyclist.**

**Berger, J., Ludwig, O., Becker, S., Kemmler, W. & Fröhlich, M.** (2020). Effects of an 8-Week Whole-Body Electromyostimulation Training on Cycling Performance, Back Pain, and Posture of a 17-Year-Old Road Cyclist. *International Journal of Athletic Therapy and Training*, Advance online publication.

Dieser Artikel wurde am 20.02.2020 im International Journal of Athletic Therapy and Training zum Peer-Review-Verfahren eingereicht, am 22.09.2020 akzeptiert und am 11.11.2020 veröffentlicht.

Akzeptierte Version des Autorenmanuskripts wurde nachgedruckt mit Genehmigung des International Journal of Athletic Therapy and Training, 2020, <https://doi.org/10.1123/ijatt.2020-0016>., © Human Kinetics, Inc.

## Zusammenfassung

**Einführung:** Die Diskussionen über die Zweckmäßigkeit eines intensiven, systematischen Krafttrainings im Ausdauersport, insbesondere im Straßenradspport, werden seit vielen Jahren geführt. Aufgrund der hohen Spitzenbelastungen am Berg oder im Zielsprint stellt eine Steigerung der Maximalkraft allerdings einen potenziell wettkampfentscheidenden Faktor dar. GK-EMS könnte hier eine zeiteffiziente Trainingsalternative zum konventionellen Krafttraining sein, sowohl in Bezug auf die Steigerung der Kraftwerte, als auch zur Verbesserung von potenziellen Haltungsschwächen und unspezifischen Rückenschmerzen. Ziel der Untersuchung war es daher, den Einfluss eines 8-wöchigen GK-EMS Trainings auf ausgewählte Leistungs- und Haltungsparameter sowie unspezifische Rückenschmerzen bei einem 17-jährigen Straßenradspportler zu überprüfen.

**Methodik:** Das GK-EMS Training wurde einmal wöchentlich über einen Zeitraum von 8 Wochen parallel zum regulären Trainingsalltag durchgeführt. Vor und nach der Intervention wurden die isometrische Maximalkraft der Rumpfmuskulatur (Flexion und Extension), radsportspezifische Parameter (Maximale Trittfrequenz, Wingate Test) sowie Haltungsparameter (Flèche lombaire und Rumpfneigung) und unspezifische Rückenschmerzen (Visuelle Analogskala) gemessen.

**Ergebnisse:** Es konnten Kraftzuwächse von 29.2 % der Rumpfflexion und 15.5 % der Rumpfextension sowie verbesserte Haltungswerte des Flèche lombaire (2.2 Prozentpunkte, relative Angabe) und der Rumpfneigung (64.3 %) festgestellt werden, des Weiteren reduzierten sich die unspezifischen Rückenschmerzen um 54 %.

**Diskussion:** Zusammenfassend lässt sich konstatieren, dass GK-EMS bei einem jugendlichen Straßenradspportler positive Einflüsse auf Kraft- und Haltungsparameter sowie unspezifische Rückenschmerzen hatte, allerdings keine maßgebliche Leistungssteigerung in Bezug auf radsportspezifische Parameter hervorrief, was zukünftig anhand einer umfangreicheren Kohorte validiert werden sollte.

## Effects of an 8-Week Whole-Body Electromyostimulation Training on Cycling Performance, Back Pain, and Posture of a 17-Year-Old Road Cyclist

Joshua Berger,<sup>1</sup> Oliver Ludwig,<sup>1</sup> Stephan Becker,<sup>1</sup> Wolfgang Kemmler,<sup>2</sup> and Michael Fröhlich<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Technische Universität Kaiserslautern; <sup>2</sup>Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg

A 17-year-old male road cyclist with unspecific back pain and postural deficiency regarding the depth of the lumbar lordosis (flèche lombaire [*fl*]) and the upper body tilt (forward trunk tilt [*tt*]) absolved an 8-week whole-body electromyostimulation (WB-EMS) training to improve performance parameters and health issues. During WB-EMS, muscle groups all over the body are stimulated via external electrodes, thus creating an intensive training stimulus due to the electrically induced involuntary muscle contraction. The athlete's posture (*fl* 2.2%, *tt* 64.3%) and back pain (54%) improved, and trunk strength increased (extension 15.5%, flexion 29.2%). This is the first WB-EMS study of a minor cyclist, suggesting positive effects of WB-EMS as a time-saving strength training method on health and strength parameters.

**Keywords:** strength training, WB-EMS, road cycling, youth athlete, performance diagnostics

The discussions about the advisability of intensive, systematic strength training in endurance sports, especially road cycling, has been going on for many years. Some athletes include strength training as an obligatory part into their training regime; others rely more on cycling-specific (strength) training, which means training with higher resistance and lower cadence.<sup>1</sup> This

is intended to improve strength endurance due to the combination of long-duration movement and increased resistance, which should positively influence the production of higher power inputs in competitive situations.<sup>2-4</sup> One of the main criticisms against strength training for cyclists is often cited as the increase in total muscle mass through hypertrophic effects, although this is not necessarily the case.

Increases in (maximum-) strength can also be achieved by neural adaptation processes as well as other factors.<sup>4</sup> Due to the high peak loads on mountains or in the

target sprint, an improved economy of movement and increased maximum strength through systematic strength training could be decisive factors in competition.<sup>3,5</sup> Therefore, whole-body electromyostimulation (WB-EMS)

training could be a useful, time-effective method. In WB-EMS, electrodes attached to the skin cause an involuntary contraction of the musculature underneath, resulting in an intense training stimulus. It is possible to stimulate several body areas in a synchronized manner, with an individually intense impulse to each area to stimulate muscles to their maximum.<sup>6</sup> The WB-EMS can be carried out in different forms and with different exercise contents, normally both static and dynamic exercise contents are combined, and depending on the subjects and their mobility possibilities, a different focus is laid on specific contents and movements.<sup>7-9</sup> Physically handicapped persons with sarcopenia, for example, can train in a lying position with predominantly static content and low intensity,<sup>10</sup> whereas athletes also integrate dynamic content, such as coordination ladders or jumping exercises with high intensity into their WB-EMS training.<sup>11</sup> Previous studies with elite soccer players showed improvements of 15% of one-repetition maximum in leg press and 8.5% in leg curl after 7 weeks of dynamic WB-EMS (2 units per week), and thus encourage the possible combination of a WB-EMS training with the daily training routine of high-performance athletes for a targeted increase in performance through a new training stimulus.<sup>12</sup> Furthermore, in comparison to high-intensity resistance training, WB-EMS seems to generate similar increases in strength and body composition.<sup>13</sup> Also, in elite soccer players, the strength gains caused by a 14-week WB-EMS training were significantly higher than in the control group, which performed the identical training content without additional WB-EMS.<sup>14</sup>

Another aspect of WB-EMS is its positive influence on back pain in general, especially low-back pain (LBP).<sup>9,15</sup> About 30–70% of all cyclists have back pain in various areas of the spine, many in the lower back, which can lead to faster fatigue and loss of performance compared with healthy counterparts.<sup>16,17</sup>

### KEY POINTS

- ▶ WB-EMS could be a time-saving strength training method for road cyclists.
- ▶ WB-EMS seems to increase strength in trunk extension and flexion.
- ▶ WB-EMS could improve the perceived back pain.
- ▶ WB-EMS seems to have a positive influence on posture parameters associated with the occurrence of back pain.

Berger, Ludwig, Becker, and Fröhlich are with the Department of Sports Science, Technische Universität Kaiserslautern, Kaiserslautern, Germany. Kemmler is with the Institute of Medical Physics, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Erlangen, Germany. Berger (joshua.berger@sowi.uni-kl.de) is corresponding author.

Furthermore, a powerful back extensor as well as strong abdominal muscles build a stable trunk, which improves the transmission of force between the upper and lower body, has a preventive effect in terms of avoiding injuries and back pain, and has a positive influence on posture parameters.<sup>1,17</sup> Body posture in general is based on the muscle interaction of agonist and antagonist. An unbalanced relationship between these causes the body to shift from a neutral position to a weak posture.<sup>18</sup> The WB-EMS trains agonist and antagonist to a similar extent and generates positive effects on strength parameters of the back, influencing LBP and the potential imbalance of the muscle groups.<sup>9,15,19</sup>

Despite the findings on the positive effects of the WB-EMS, to the authors' knowledge, no study has ever been conducted with road cyclists. Previous studies have shown that WB-EMS improves performance in professional soccer players by increasing the maximum strength of the legs as well as the jumping height and shooting speed<sup>12,14</sup>; however, there is currently no study of this kind for road cyclists. Therefore, the aim of this case study was to investigate the effects of an 8-week WB-EMS training on strength and cycling-specific parameters, back pain, and posture.

## Case Presentation

### Patient

In the present case, a 17-year-old male road cyclist (60 kg and 175 cm) was examined. The athlete had no restrictions for WB-EMS training based on current contraindications.<sup>15,20</sup>

He came to us on the advice of his supervising team coach to do a specific muscular training. In the preliminary medical examinations, the athlete complained of recurrent pain in the area of the lower back, which occurred mainly after intensive training sessions and disappeared again after a sufficient break from sport. Sometimes the LBP led to deterioration of his athletic performance.

The regular clinical examination by the sports federation physician did not yield any results; therefore, imaging techniques (X-ray and MRI) were not used. In the past, the club physiotherapist had repeatedly relaxed the musculature through massage treatments. Disorders in the joint function (blockages and movement restrictions) were not present.

The initial examination revealed a slightly enlarged lumbar lordosis (flèche lombaire [fl]) 6.9% of the trunk height) and an increased trunk inclination of 4.2° anterior. Both values are outside the normal ranges and can be taken as an indicator of increased static load on the lumbar spine.<sup>21</sup>

Low-back pain in cyclists is known as an expression of an unfavorable sitting position and seems to be related to increased lumbar extension and a faster fatigue of the *Musculus erector spinae*.<sup>22,23</sup> Since we knew that the cyclist performed no trunk strength training, our sports therapeutic approach consisted of trunk muscle strengthening.

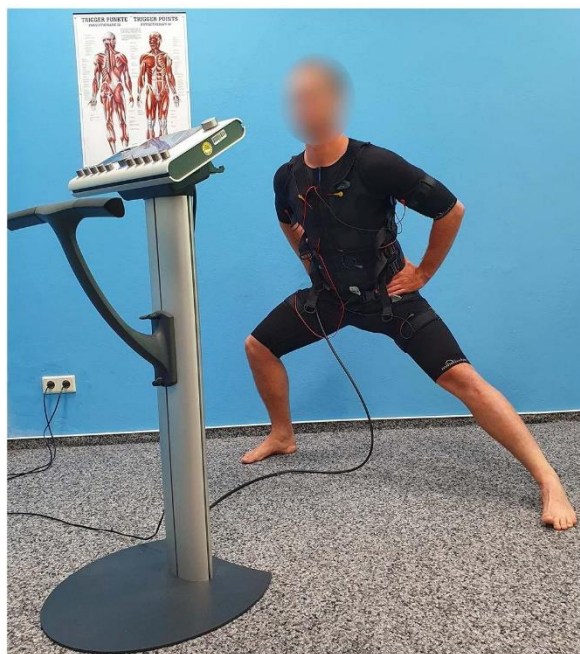
### Intervention

The WB-EMS training program was conducted once a week for 8 weeks as an additional training to the athlete's training routine. Before the start of the training, a detailed examination of the contraindications was carried out in order to guarantee a safe execution of the training and to avoid potential health risks.<sup>24</sup> A 12-min WB-EMS familiarization session was performed before the intervention to prepare for the upcoming training sessions.<sup>20</sup> The training was conducted using the miha bodytec II device (Miha Bodytec,

Augsburg, Germany). This device enabled the simultaneous stimulation of eight different body areas (buttocks, thighs, abdomen, chest, lower back, lateral back, upper back, and upper arms). The training was accompanied by an athletic trainer with WB-EMS experience and carried out according to the current guidelines for safe use.<sup>20</sup> The performance parameters used were in accordance with the current recommendations for WB-EMS training (85 Hz, pulse width 350 µs, duty cycle 50%, bipolar impulse without impulse increase, 20-min duration). In WB-EMS, the output current is used for intensity regulation. This is achieved via the rating of perceived exertion scale, not via the output current value itself, as this is subject to many influencing factors (skin resistance and fluid balance), which is why intensity control using the rating of perceived exertion scale with an intensity from 6 to 8 in WB-EMS has proven to be effective.<sup>6,8,15,20</sup> The performed training consisted of several exercises with active movements for the whole body (deadlifts, side lunges, russian twist, rowing bent over, lat exercise lying on the stomach, squats, step-ups on a box, and front lunges). Figure 1 shows the exercise side lunge with superimposed WB-EMS. In order to observe performance changes associated with the intervention, parameters were recorded before and after the 8-week WB-EMS intervention.

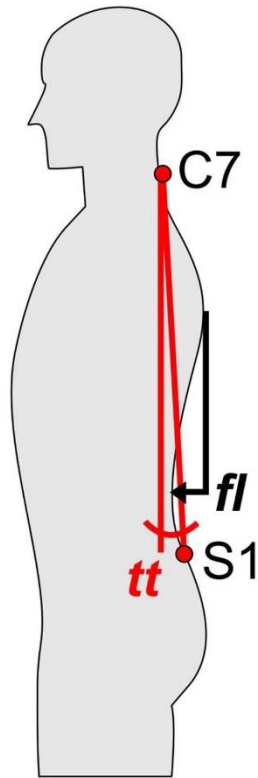
Cycling-specific values were measured using the Cyclus2 ergometer (RBM elektronik-automation GmbH, Leipzig, Germany). The maximum cadence, maximum values for the 30-s Wingate test, the average Wingate test value, and anaerobic power were measured.<sup>25</sup> Both pre- and posttests were carried out with the same bike, saddle settings, and shoes in order to avoid possible changes due to the position and material.

The muscle strength of the static trunk extension and flexion movement was measured using the Back Check 607 (Dr. WOLFF Sports & Prevention GmbH, Arnsberg, Germany). The athlete was fixed dorsally and ventrally in the sagittal plane at the level of the



**Figure 1** — Side lunge with superimposed whole-body electromyostimulation.

(Ahead of Print)



**Figure 2** — Posture parameters: *tt* denotes the trunk tilt (angle between the connection C7–S1 to the vertical), the arrow *fl* denotes the horizontal distance between the point of greatest thoracic kyphosis and the point of greatest lumbar lordosis (flèche lombaire). C7 = 7th cervical vertebra, S1 = 1st sacral vertebra.

iliac crest. At the level of the sternum and the shoulder blades, force transducers for measuring the maximum force in both directions were attached. Both flexion and extension were performed three times with the maximum value being used for analysis.<sup>9</sup>

Using a photogrammetric noncontact scan (Paromed 4D, Neubeuern, Germany) of the back, posture-relevant parameters (forward trunk tilt [*tt*] and *fl*<sup>26</sup>) were determined. For this purpose, three measurements were made on the undressed upper body in standing position and averaged after anatomical landmarks (cervical vertebra 7 [C7] and sacral vertebra 1 [S1]) had been marked with adhesive dots (Figure 2).

The visual analog scale (VAS) was used to determine potential improvements in subjectively perceived back pain after the 10-week WB-EMS intervention. On a 100-mm horizontal line, the athlete marked the degree of back pain during the last 24 hr with a vertical line. The left side of the scale reflected no pain (value 0); the 10 on the right indicated maximum pain. The score was determined by measuring the distance (in millimeter) on the line between the 0 on the left and the athlete's mark (0–100).<sup>27</sup>

### Comparative Outcome

Previous research on WB-EMS has mainly focused on performance parameters such as strength (trunk, leg, and upper body) or

**Table 1** Pre and Post Values of the Different Parameters and the Corresponding Change as Absolute Value and as Percentage

Parameters	Pre	Post	$\Delta$	%deviation
Trunk flexion (kg)	65	84	19	+29.2
Trunk extension (kg)	58	67	9	+15.5
Maximum cadence (1/min)	230	226	−4	−1.7
Wingate mean value (N)	536	538	−2	+0.4
Wingate maximum value (N)	664	695	31	+4.7
Anaerobic power (W/kg)	11.1	12	+0.9	+8.1
Visual analog scale (mm)	68	14	−54	−54 <sup>b</sup>
Flèche lombaire (%) <sup>a</sup>	6.9	4.7	−2.2	−2.2 <sup>b</sup>
Trunk tilt (deg)	4.2	1.5	2.7	64.3

<sup>a</sup>Percentage points. <sup>b</sup>As a percentage of trunk height.

jump height,<sup>28,29</sup> whereas the improvements of postural parameters and pain perception is less investigated.<sup>30</sup> To the authors' knowledge, there is currently no study that investigated the effects of WB-EMS on cycling-specific performance, so these parameters have been included.

Improvements were found in trunk strength parameters as well as in VAS and posture parameters, only minor changes were found for cycling-specific parameters. The increase in trunk strength of +29.2% in flexion and +15.5% in extension is comparable to previous published results; however, the perceived back pain was decreased by −54% in VAS, whereas in a previous study, only improvements of −22.3% could be observed through WB-EMS training.<sup>26</sup> Similarly, the improvements of posture parameters *fl* and *tt* could not be demonstrated in previous studies,<sup>30</sup> which indicates a positive trend in the application of WB-EMS in road cycling (Table 1).

## Discussion

Positive effects were detected in terms of increased strength (15.5–29.2%), occurring back pain (−54%), and posture parameters (*fl* 2.2% and *tt* 64.3%) for a 17-year-old male road cyclist.

Through the stimulation of large electrodes at the areas of the abdomen (trunk flexion, Musculus rectus abdominis) and lower-, lateral-, and upper back (trunk extension, Musculus erector spinae and Musculi multifidi), strength gains could be generated from +15.5% for the trunk extension to +29.2% for the trunk flexion. Furthermore, despite the strength gains, there was no weight gain (pre: 60 kg and 175 cm; post: 58.1 kg and 175 cm) of the athlete. In addition, this strengthens the use of a WB-EMS training, since strength gains due to muscle mass increase is always viewed critically in cycling. In previous studies, an increase of 11.6–15.6% could be generated for the trunk extensors and 15.3% to 17.6% for the trunk flexors, which remains behind the performance increases achieved in this case<sup>9,13,18,19</sup> but tend to fully confirm the present results.

Despite the potential increase in performance of the lower extremities, no or only slight improvements in the performance parameters specific to cycling could be observed in the present study.<sup>12,14,28</sup> A potential explanation could be the difficulty of transferring force into the cycling-specific movement or test setting. However, in the context of a race, the improved core muscles could have a positive influence on cycling-specific performance

(Ahead of Print)

over a longer period of time through improved aerodynamic posture.<sup>31</sup> However, the potential influence of strengthened trunk muscles on this competition-specific performance could not be examined in the present case study.

Whole-body electromyostimulation did not only improve performance but also had a positive influence on the back pain of the athlete. Previous studies have also detected improvements in the back pain of patients through targeted WB-EMS training. Improvements in pain intensity after a 12-week training of  $-22.3 \pm 20.9\%$  were achieved, which is congruent with the results presented here. The cyclist even showed a relative improvement of 54% to the initial value of the VAS (68–14).<sup>19</sup> Both the depth of the lumbar lordosis (*fl*) and the upper body tilt showed lower values after WB-EMS training, which we interpret as an effect of training the abdominal and gluteal muscles. This is relevant for both therapy and prevention of back pain, since both, an enlarged lumbar lordosis and an increased upper body tilt, are clearly related to LBP.<sup>21,32,33</sup>

Due to the lack of a control group, or the possibility to clearly attribute the performance gains to the WB-EMS application because it was performed in parallel to normal training, future studies should pay special attention to this factor in order to be able to make clear statements about the effectiveness of WB-EMS in cycling. Furthermore, a problem could be the practical implementation due to the costs of the device and the necessary training of the supervising trainer, since the criteria for the safe application of WB-EMS must be meticulously observed in order to avoid overloading and the associated potential muscle damage.<sup>20,34,35</sup> In the case study presented here, the athlete was trained by a qualified athletic trainer with WB-EMS experience under constant adherence to the safety criteria in order to avoid overloading and to support the athlete in a targeted manner in his performance development.<sup>20,24</sup> Even if the increase in performance due to the mixing of the training is not clearly attributable to WB-EMS, the presented investigation provides approaches to the effectiveness of WB-EMS in cycling, which should be investigated more closely in future studies.

### Clinical Bottom Line

In the case of a 17-year-old male road cyclist, using WB-EMS as training intervention increases trunk strength, improves selected posture parameters, and improves pain perception to a high extent. The improvements helped the athlete to maintain his performance during the race and to train painlessly, which suggests that the use of WB-EMS as strength training in road cycling could be an effective approach, even for adolescent athletes.

### Acknowledgments

The authors thank the participant for his contribution to the case study. All authors meet the recommendations for authorship. This research received no external funding. The authors declare no conflict of interest.

### References

1. Wagner A, Mühlenhoff S, Sandig D. *Krafttraining im Radsport. Methoden und Übungen zur Leistungssteigerung und Prävention*. München, Germany: Urban & Fischer; 2010.
2. Bund Deutscher Radfahrer BDR. *Nachwuchsprogramm*. Frankfurt, Germany: Referat Leistungssport; 2009.
3. Sandig D, Wirth K, Schmidtbleicher D. Krafttraining im Radsport—ein Diskussionsbeitrag zu Struktur, Anpassung und Trainingsmethoden. *Leistungssport*. 2006;36(6):16–20.
4. Schmidtbleicher D. Training for power events. In: Komi PV, ed. *Strength and Power in Sport*. Oxford, UK: Blackwell Scientific Publications; 1992:381–395.
5. Sandig D, Schmidtbleicher D, Emrich E, Güllich A. Zur Funktionalität von Rahmentrainingsplänen im Leistungssport—erste Ergebnisse am Beispiel des Bahnradsports. *Leistungssport*. 2005;35(6):8–12.
6. Berger J, Becker S, Backfisch M, Eifler C, Kemmler W, Fröhlich M. Adjustment effects of maximum current tolerance during whole-body electromyostimulation training. *Front Physiol*. 2019;10:920. PubMed ID: 31396098 doi:10.3389/fphys.2019.00920
7. Berger J, Ludwig O, Becker S, Backfisch M, Kemmler W, Fröhlich M. Effects of an impulse frequency dependent 10-week whole-body electromyostimulation training program on specific sport performance parameters. *J Sports Sci Med*. 2020;19(2):271–281. PubMed ID: 32390720
8. Filipovic A, Kleinöder H, Dörmann U, Mester J. Electromyostimulation—a systematic review of the influence of training regimens and stimulation parameters on effectiveness in electromyostimulation training of selected strength parameters. *J Strength Cond Res*. 2011;25(11):3218–3238. PubMed ID: 21993042 doi:10.1519/JSC.0b013e318212e3ce
9. Weissenfels A, Teschler M, Willert S, et al. Effects of whole-body electromyostimulation on chronic nonspecific low back pain in adults: a randomized controlled study. *J Pain Res*. 2018;11:1949–1957. doi:10.2147/JPR.S164904
10. Kemmler W, Teschler M, Weissenfels A, et al. Whole-body electromyostimulation to fight sarcopenic obesity in community-dwelling older women at risk. Results of the randomized controlled FORMOsA—sarcopenic obesity study. *Osteoporos Int*. 2016;27(11):3261–3270. PubMed ID: 27289534 doi:10.1007/s00198-016-3662-z
11. Ludwig O, Berger J, Schuh T, Backfisch M, Becker S, Fröhlich M. Can a superimposed whole-body electromyostimulation intervention enhance the effects of a 10-week athletic strength training in youth elite soccer players? *J Sports Sci Med*. 2020;19(3):535–546. PubMed ID: 32874107
12. Filipovic A, DeMarees M, Grau M, et al. Superimposed whole-body electrostimulation augments strength adaptations and type II myofiber growth in soccer players during a competitive season. *Front Physiol*. 2019;10:1187. doi:10.3389/fphys.2019.01187
13. Kemmler W, Teschler M, Weissenfels A, et al. Effects of whole-body electromyostimulation versus high-intensity resistance exercise on body composition and strength: a randomized controlled study. *Evid Based Complement Alternat Med*. 2016;2016:9236809. PubMed ID: 27034699 doi:10.1155/2016/9236809
14. Filipovic A, Grau M, Kleinöder H, Zimmer P, Hollmann W, Bloch W. Effects of a whole-body electrostimulation program on strength, sprinting, jumping, and kicking capacity in elite soccer players. *J Sports Sci Med*. 2016;15(4):639–648. PubMed ID: 27928210
15. Kemmler W, Weissenfels A, Willert S, et al. Efficacy and safety of low frequency whole-body electromyostimulation (WB-EMS) to improve health-related outcomes in non-athletic adults. A systematic review. *Front Physiol*. 2018;9:573. PubMed ID: 29875684 doi:10.3389/fphys.2018.00573
16. Salai M, Brosh T, Blankstein A, Oran A, Chechik A. Effect of changing the saddle angle on the incidence of low back pain in recreational bicyclists. *Br J Sports Med*. 1999;33(6):398–400. PubMed ID: 10597848 doi:10.1136/bjism.33.6.398

(Ahead of Print)

17. Srinivasan J, Balasubramanian V. Low back pain and muscle fatigue due to road cycling—an sEMG study. *J Bodyw Mov Ther.* 2006; *11*(3):260–266. doi:10.1016/j.jbmt.2006.08.009
18. Ludwig O, Berger J, Fröhlich M. Influence of whole-body-electromyostimulation on posture and trunk muscle force. *Ger J Exerc Sport Res.* 2019;49(Suppl 1):17.
19. Weissenfels A, Wirtz N, Dörmann U, et al. Comparison of whole-body electromyostimulation versus recognized back-strengthening exercise training on chronic nonspecific low back pain: a randomized controlled study. *BioMed Res Int.* 2019;2019:5745409. doi:10.1155/2019/5745409
20. Kemmler W, Fröhlich M, von Stengel S, Kleinöder H. Whole-body electromyostimulation? The need for common sense! Rationale and guideline for a safe and effective training. *Dtsch Z Sportmed.* 2016;67(9):218–221. doi:10.5960/dzsm.2016.246
21. Dolphens M, Vansteelandt S, Cagnie B, Nijs J, Danneels L. Factors associated with low back and neck pain in young adolescence: a multivariable modeling study. *Physiotherapy.* 2015;101(Suppl 1):e1090–e1091. doi:10.1016/j.physio.2015.03.1983
22. Burnett AF, Cornelius MW, Dankaerts W, O'Sullivan PB. Spinal kinematics and trunk muscle activity in cyclists: a comparison between healthy controls and non-specific chronic low back pain subjects—a pilot investigation. *Man Ther.* 2004;9(4):211–219. PubMed ID: 15522646 doi:10.1016/j.math.2004.06.002
23. Van Hoof W, Volckaerts K, O'Sullivan K, Verschueren S, Dankaerts W. Comparing lower lumbar kinematics in cyclists with low back pain (flexion pattern) versus asymptomatic controls—field study using a wireless posture monitoring system. *Man Ther.* 2012;17(4):312–317. PubMed ID: 22436688 doi:10.1016/j.math.2012.02.012
24. Kemmler W, Weissenfels A, Willert S, et al. Recommended contraindications for the use of non-medical WB-electromyostimulation. *Ger J Sports Med/Dtsch Z Sportmed.* 2019;70(11):278–282. doi:10.5960/dzsm.2019.401
25. Souissi N, Bessot N, Chamari K, Gauthier A, Sesboüé B, Davenne D. Effect of time of day on aerobic contribution to the 30-s Wingate test performance. *Chronobiol Int.* 2007;24(4):739–748. PubMed ID: 17701684 doi:10.1080/07420520701535811
26. Stagnara P, De Mauroy JC, Dran G, et al. Reciprocal angulation of vertebral bodies in a sagittal plane: approach to references for the evaluation of kyphosis and lordosis. *Spine (Phila Pa 1976).* 1982; *7*(4):335–342. PubMed ID: 7135066 doi:10.1097/00007632-198207000-00003
27. Myles PS, Troedel S, Boquest M, Reeves M. The pain visual analog scale: is it linear or nonlinear? *Anesth Analg.* 1999;89(6):1517–1520. PubMed ID: 10589640 doi:10.1097/0000539-199912000-00038
28. Filipovic A, Kleinöder H, Dörmann U, Mester J. Electromyostimulation—a systematic review of the effects of different electromyostimulation methods on selected strength parameters in trained and elite athletes. *J Strength Cond Res.* 2012;26(9):2600–2614. PubMed ID: 22067247 doi:10.1519/JSC.0b013e31823f2cd1
29. Micke F, Kleinöder H, Dörmann U, Wirtz N, Donath L. Effects of an eight-week superimposed submaximal dynamic whole-body electromyostimulation training on strength and power parameters of the leg muscles: a randomized controlled intervention study. *Front Physiol.* 2018;9:1719. PubMed ID: 30568596 doi:10.3389/fphys.2018.01719
30. Ludwig O, Berger J, Becker S, Kemmler W, Fröhlich M. The impact of whole-body electromyostimulation on body posture and trunk muscle strength in untrained persons. *Front Physiol.* 2019;10:1020. PubMed ID: 31481895 doi:10.3389/fphys.2019.01020
31. Asplund C, Ross M. Core stability and bicycling. *Curr Sports Med Rep.* 2010;9(3):155–160. PubMed ID: 20463499 doi:10.1249/JSR.0b013e3181de0f91
32. Chun SW, Lim CY, Kim K, Hwang J, Chung SG. The relationships between low back pain and lumbar lordosis: a systematic review and meta-analysis. *Spine J.* 2017;17(8):1180–1191. PubMed ID: 28476690 doi:10.1016/j.spinee.2017.04.034
33. Sorensen CJ, Norton BJ, Callaghan JP, Hwang C-T, Van Dillen LR. Is lumbar lordosis related to low back pain development during prolonged standing? *Man Ther.* 2015;20(4):553–557. PubMed ID: 25637464 doi:10.1016/j.math.2015.01.001
34. Teschler M, Mooren FC. (Whole-body) electromyostimulation, muscle damage, and immune system: a mini review. *Front Physiol.* 2019; *10*:1461. PubMed ID: 31849709 doi:10.3389/fphys.2019.01461
35. Teschler M, Weissenfels A, Bebenek M, et al. (Very) high creatine kinase (CK) levels after whole-body electromyostimulation. Are there implications for health? *Int J Clin Exp Med.* 2016;9(11):22841–22850.



## Publikation 7

### **Can A Superimposed Whole-Body Electromyostimulation Intervention Enhance the Effects of a 10-Week Athletic Strength Training in Youth Elite Soccer Players?**

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 (3), 535-546.

Dieser Artikel wurde am 27.02.2020 im Journal of Sports Science and Medicine zum Peer-Review-Verfahren eingereicht, am 18.06.2020 akzeptiert und am 01.09.2020 veröffentlicht.

## Zusammenfassung

**Einleitung:** Krafttraining im Jugendfußball dient sowohl der Verletzungsprophylaxe als auch der gezielten Leistungssteigerung, ist allerdings aufgrund des zusätzlichen Zeitaspektes oftmals schwierig in die allgemeine Trainingsroutine zu integrieren. GK-EMS könnte aufgrund der intensiven Trainingsinhalte bei simultaner Zeitersparnis hierbei eine effektive Ergänzung zum Krafttraining im Jugendfußball darstellen. Ziel der Studie war es daher herauszufinden, ob ein 10-wöchiges GK-EMS Training einen positiveren Einfluss auf ausgewählte Kraftparameter als ein reguläres Krafttraining hat.

**Methodik:** 30 männliche Jugendfußballer zwischen 15-17 Jahren wurden auf 2 Gruppen aufgeteilt. Die Kontrollgruppe (CON, n = 12) absolvierte ein Mal pro Woche ein konventionelles 20-minütiges Krafttraining, die GK-EMS Gruppe (n = 18) führte die identischen Trainingsinhalte mit zusätzlicher GK-EMS durch. Vor und nach der Intervention wurde die Rumpfflexion und -extension, Knieflexion und -extension sowie Hüftabduktion und -adduktion gemessen und die potenziellen Gruppenunterschiede nach der Interventionsphase analysiert.

**Ergebnisse:** Während keine signifikanten Verbesserungen der Kraftparameter der CON festgestellt werden konnten, kam es bei der GK-EMS Gruppe zu signifikanten Verbesserungen der Knieflexion ( $20.68 \pm 21.55$  %,  $p = .020$ ) und Knieextension ( $31.43 \pm 37.02$  %,  $p = .026$ ) sowie der Hüftadduktion ( $21.7 \pm 12.86$  %,  $p = .001$ ) und der Rumpfflexion ( $33.72 \pm 27.43$  %,  $p = .013$ ).

**Diskussion:** Ein 10-wöchiges GK-EMS-Training verbessert die Kraftwerte ausgewählter Bein-, Hüft- und Rumpfmuskulatur bei männlichen Jugendfußballern signifikant stärker als ein reines athletisches Krafttraining gleicher Dauer, was das GK-EMS im Jugendfußball zu einer sinnvollen Ergänzung zum regulären Athletiktraining in Bezug auf eine zeitsparende und effiziente Leistungssteigerung macht.

Research article

## Can A Superimposed Whole-Body Electromyostimulation Intervention Enhance the Effects of a 10-Week Athletic Strength Training in Youth Elite Soccer Players?

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

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

<sup>2</sup>Nachwuchsleistungszentrum Saar (Youth Academy) SV 07 Elversberg, Elversberg, Germany

### Abstract

Strength training in youth soccer has both a preventive and a sports-specific component. Whole-body electromyostimulation (WB-EMS) could represent an interesting time-saving add-on to classical strength exercises in performance-oriented soccer. The objective of this study was to find out whether a 10-week superimposed WB-EMS training might have a more positive impact on strength parameters in male youth elite soccer players than regular athletic strength exercises alone. A total of 30 male youth soccer players from a youth academy aged 15 to 17 years participated in the study. Before and after the intervention, the isometric extension and flexion forces of trunk and knee, and the hip abduction and adduction forces were tested. Twelve players (control group) absolved a conventional 20-minute strength training once a week for a period of ten weeks. Eighteen players absolved the same exercises but with superimposed WB-EMS. Blood creatine kinase concentration was measured for training control. ANOVAs, Friedman tests and post hoc t-tests were calculated ( $p = 0.05$ ) to examine the strength development during the training period between the groups. While we could not find significant strength increases in the leg, hip and trunk muscles in the control group (<4%), the strength of the WB-EMS group improved significantly in 4 of the 6 muscle groups tested. In this group, the strength of knee flexors increased significantly by  $20.68 \pm 21.55\%$ , knee extensors by  $31.43 \pm 37.02\%$ , hip adductors by  $21.70 \pm 12.86\%$  and trunk flexors by  $33.72 \pm 27.43\%$ . The rates of strength increase are partly in line with other studies, partly clearly higher, which might be explained by the athletically active target group. A 10-week superimposed WB-EMS training improves the strength of certain leg, hip and trunk muscles in male adolescent elite soccer players to a greater extent than a pure athletic strength training of the same duration.

**Key words:** WB-EMS, youth soccer, athletic training, core muscles, physical performance.

### Introduction

Over the past few years, physical requirements have changed for youth soccer players (Elferink-Gemser et al., 2012). The performance required of the players is increasing steadily, especially in terms of physical performance to keep up with national and international competition (Finn and McKenna, 2010; Gonaus et al., 2019). Explosive strength and high intensity movements, such as jumps, sprints, and quick changes of direction, have increased in modern soccer (Di Salvo et al., 2009; Faude et al., 2012; Harper et al., 2019; Ingebrigtsen et al., 2015; Young,

2006), all of which has led to comprehensive athletic training having become indispensable in youth soccer.

Athletic training comprises various sports-related aspects, such as endurance, coordination, flexibility, and strength (Jovanovic et al., 2011). Strength training, though, consists of multiple components itself: maximum strength, power, reactive strength, and strength endurance. While the first components are training-relevant for many moves typical for soccer (Al Attar et al., 2017; Silva et al., 2015), strength endurance is especially important for the trunk's postural musculature (Barczyk-Pawełec et al., 2015). It is known that a large proportion of adolescents suffer from posture weakness, mostly caused by insufficient static strength development of trunk and pelvic muscles (Buchtelová et al., 2013; Frank et al., 2009). Strength training in (soccer) athletics is therefore key to promote a stable trunk and pelvic musculature ('core muscles'). Furthermore, muscular imbalances seem to be risk factors in terms of soccer-specific injuries, such as ruptures of the anterior cruciate ligament (Alentorn-Geli et al., 2009). Therefore, targeted strength training can play a key role in injury and pain prevention (Pfirrmann et al., 2016). At the same time, maximum strength and power should be improved, and thus soccer-relevant movements like jumps, sprints, quick changes of direction be optimized and the kicking force increased (Manolopoulos et al., 2006). Obviously, strength training in soccer has both a health-related, preventive and a sports-specific component (Junge and Dvorak, 2004; Pfirrmann et al., 2016; Silva et al., 2015). The medical officers of national and international soccer associations therefore recommend the integration of strength training into soccer specific training (Bizzini and Dvorak, 2015; Barengo et al., 2014). Hoff and Helgerud (2004) emphasize in this context that new developments and methods in (strength) training should be followed and training practices adapted accordingly.

The growing pressure to perform and increasing training scopes pose a time problem for performance-oriented youth soccer: weekly training time is limited but supposed to include all kinds of training content (Finn and McKenna, 2010). In addition, sufficient time for regeneration is required. This calls for training types comprising intensive content at a minimum amount of time.

Electromyostimulation (EMS) could therefore be an interesting addition to classical athletic training. The stimulation of muscles through electrodes applied to the skin has been known for a long time from the field of physical

therapy (Morrissey, 1988; Park et al., 2016). Filipovic et al. (2012) showed in a review that EMS can also be used in sports to optimize training and improve individual strength abilities (e.g. maximal strength, speed strength, and power). The consequence seems to be an improved neuromuscular recruitment of muscle fibers (Maffiuletti, 2010) but also muscular adaptations as muscle fiber shift or muscle hypertrophy (Thériault et al., 1996).

Whole body (WB)-EMS goes one step further: it does not only simultaneously stimulate many muscle groups, but also includes active movement during the stimulation. Recent studies report promising results in both adult soccer players (Filipovic et al., 2019; Filipovic et al., 2016) and untrained persons (Kemmler et al., 2016b; Ludwig et al., 2019). It is generally agreed that a WB-EMS training due to the high muscular load should only last a short time (in general 10-20 minutes), meaning it is highly attractive if training time is a limiting factor. Filipovic et al. (2012) clarify that in contrast to voluntary exercises, WB-EMS leads to an artificial (increased) muscle contraction without a resistance load, and therefore, conventional training programs cannot be simply transferred into WB-EMS strength training. In further studies, Filipovic et al. (2016; 2012) found that WB-EMS can be an effective alternative to conventional resistance training to improve maximal strength in adult elite athletes.

For this reason, even though device-related investments are still high (several thousand euros), WB-EMS could represent an interesting add-on to classical strength exercises in performance-oriented youth soccer, especially because it seems to be highly motivating for older adolescents. However, to date there are no studies on utilizing WB-EMS in the youth soccer field.

Therefore, the objective of this study was to find out whether a 10-week superimposed WB-EMS training taking place once a week might have a more positive impact on maximal strength parameters in male youth elite soccer players than regular strength exercises.

We expected that identical strength exercises performed once a week in the same subjective strain range will possibly achieve a greater increase in maximum strength within 10 weeks when WB-EMS is superimposed.

## Methods

### Participants

A total of 32 male youth soccer players from a youth academy aged 15 to 17 years participated in the study. They played in the second-highest league in Germany ('Regionalliga') for this age group. All players belonged to the same club and were trained by the same soccer and athle-

tics coach. Their typical training included four training sessions per week; one of them was a 45-minutes athletic training session, including a 20 min strength training unit, plus one match.

The initial examinations and the familiarization phase took place during the pre-season period, the training sessions during the current soccer season.

All junior players were uninjured and free of orthopedic and internal disorders at the time of the initial measurements. The players had previously undergone internal and orthopedic examinations as part of the routine check-ups prescribed by the German Football Association (DFB). Developmental parameters (e.g. Tanner stages) were also recorded as standard. There were no physically retarded players in the examined group of subjects, the biological age was classified as Tanner 5 and 6, and there were no differences between the control and intervention group in the anthropometric and developmental parameters (see Table 1 for anthropometric data).

The division of the players into the two groups was not randomized but had to be determined on the basis of logistical considerations. Since many players from more distant regions were driven to training by a central transport service, they had to be scheduled into the same group. However, the percentage distribution of players between the two groups according to their playing position was still roughly balanced (Table 1). Since the national soccer association requires the exact recording of training and match times in youth academies, it was possible to subsequently document the sporting load during the study (Table 1).

Two players of the control group had to drop out during the intervention phase due to non-contact injuries (muscle fiber injuries) sustained during their league matches, so they were not able to participate in all of the athletic training sessions and the post-tests. Therefore, data of only 30 players were analyzed.

The study was approved by the local ethics commission and conducted in accordance with the Declaration of Helsinki. The players and their parents had been informed on the intention and order of the study and had given their written consent.

### Strength tests

Before and after the 10-week athletic training, the maximal isometric trunk extension and flexion forces were tested by means of Back Check 607 (Dr. Wolff, Arnsberg, Germany). Before the strength tests, the players carried out a ten-minute warm-up program. This consisted of sprints, skipping, jumps, dynamic stretching and movement preps (Needham et al., 2009) and was already familiar to the players as part of their regular athletic training.

**Table 1. Anthropometric and operational data of the WB-EMS training group (EMS) and the control group (CON).**

	Age [years]	Height [m]	Weight [kg]	Playing position S/M/D/G †	Mean playing time [min]
<b>EMS (n = 18)</b>	16.28 ± 0.67	1.76 ± 0.04	67.25 ± 5.30	N: 6/4/7/1 %: 33/22/39/6	428.3 ± 214.9
<b>CON (n = 12)</b>	16.42 ± 0.90	1.79 ± 0.05	70.84 ± 6.08	N: 4/3/4/1 %: 33/25/33/8	450.8 ± 163.3

† Distribution of playing positions in absolute numbers (N) and percentage (%), S – striker, M – midfielder, D – defender, G – goalkeeper.

During the tests, the athletes stood in the test apparatus with slightly bent knees and arms hanging down loosely. A ventral and a dorsal pad were used to fixate the pelvis in the sagittal plane. One pad with a force transducer was placed between the shoulder blades and one at sternum level. The participant was to perform a forward bend, i.e., press against the sternum pad at maximum strength for 5 seconds and, after a 30-seconds break, perform a maximum trunk extension, i.e., press against the back pad for 5 seconds at maximum strength. Other studies proved the reproducibility of this type of isometric measurement (Scheuer and Friedrich, 2010).

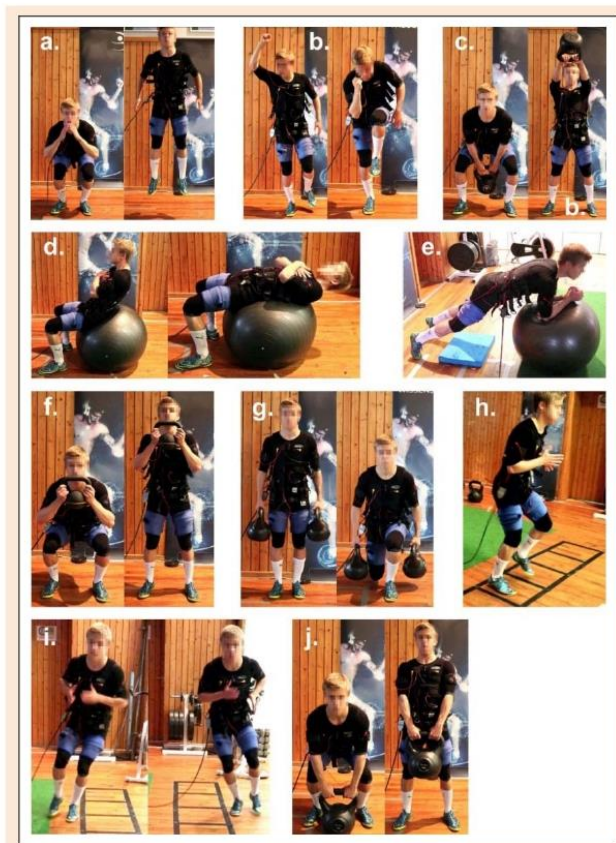
Knee flexion and extension were measured in a sitting position by means of the EasyTorque device (Fa. Tonus, Zemmer, Germany). The knee angle was set to 80 degrees for measuring the knee flexion; the hip angle was set to 90 degrees. Hip and thighs were fixated with pads, and the pads with force transducers were positioned dorsally or ventrally at the lower part of the tibia. The same device was used to measure the maximum strength of hip abduction and adduction in a sitting position (hip and knee angle at 90 degrees each). The pads with force transducers were

positioned in the area of the knee joints (medial or lateral). The tests were always performed in the same order: trunk flexion/extension, knee flexion/extension, hip abductors, hip adductors. After a trial run, all isometric measurements were repeated three times. Whenever the third value turned out to be the maximum value, further measurements were conducted after a 30-seconds break until the last measurement value was smaller than the penultimate value. Only the best value was used for further analysis.

### Training

Fourteen of the players were assigned to the control group which absolved only the conventional 20-minute strength training during the study period without superimposed WB-EMS. Eighteen players were assigned to the EMS group.

During the weekly athletic training, for all study participants of both groups one 20-minute strength training session was included that consisted of ten static and dynamic exercises. The exercises were chosen to train maximum strength, strength endurance, and explosive strength. Figure 1 shows an overview of the exercises performed.



**Figure 1.** Overview of the athletic exercises. a. counter movement jump, b. diagonal crunches in standing position, c. kettle bell swing, d. crunches on the gym ball, e. static plank on the gym ball, f. squat with kettle bell, g. walking lunges with kettle bell, h. coordination ladder lateral, i. coordination ladder frontal, j. trunk extension.

The strength training was carried out on several days when no soccer training took place.

Some exercises were made more difficult by additional standardized weights that were the same for each participant (12 and 24 kg-kettle bells, details in table 2). The WB-EMS group performed the same exercises as the control group, the only difference being that muscles were stimulated electrically during the exercise and that their movement speed during the dynamic exercise series was strictly regulated. Each exercise series was performed for one minute with a one-minute break between the individual exercises. This timing has proven to be very useful in order to be able to change body positions and pick up the additional weights in a controlled way.

The WB-EMS group performed the dynamic exercises during the one-minute exercise series in a 4 seconds time-under-current application / 4 seconds break rhythm. During the 4-s time-under-current period two complete movements were performed (concentric phase - 1 second, eccentric phase - 1 second), i.e. a total of 15 movements per minute. Only in the exercises with the coordination ladder (Figure 1 h + i) the movement was performed continuously during the 4 seconds time-under-current period. In all cases the current was adjusted so that the physical strain was rated 6-7 ('moderate' to 'strong') on the RPE scale. In the control group, the technique of exercise execution was the same, but the number of movements within the one-

minute exercise series was selected by the athletes so that the strain was also rated 6-7 on the RPE scale. For exercises b, d, f, g and j (Figure 1), the control group should go through the concentric movement phase as quickly as possible, the eccentric phase should be controlled, about 1 second duration.

During the static exercise (Figure 1e), the participants were instructed to keep the position they had taken stable for one minute under isometric tension. In the WB-EMS group the current was applied in 4s/4s intervals. Both groups were instructed to hold the static position for one minute, to tense their buttocks, shoulder and abdominal muscles and to continue breathing normally. Table 2 summarizes the target muscles and instructions.

All exercises were instructed by the same coach (the athletics coach of the club). The WB-EMS application was additionally monitored by the same assistant.

### Training control

The training was controlled by the individual grading of the strain by the participants using the RPE scale. This is a reasonable and proven method for training control with WB-EMS, because in contrast to local EMS the output parameters of the devices (current or voltage) are displayed only in arbitrary units and not used for training control. WB-EMS is designed for use in non-medical areas. Therefore no preparation of the skin (to reduce the electrical

**Table 2. Exercise instructions and target muscles**

#	Exercise	Instructions	Strength component & target muscles
a	Counter movement jump	Jump up from the squat position as explosively as possible. CON: Do as many reps as possible. WB-EMS: Make two jumps per current application	Power: leg extensors
b	Diagonal crunches	Roll up the upper body and bring opposite elbow and knee together. Change sides after each repetition. CON: Do as many repetitions as possible. WB-EMS: Make two movements per current application	Strength endurance: abdominal muscles, hip flexors
c	Kettle bell swing (12 kg kettle bell)	Swing the kettle bell upwards with outstretched arms, knees go from flexion to extension. CON: Do as many repetitions as you can. WB-EMS: Make two swings per current application	Strength endurance, Power: leg extension, trunk extensors
d	Crunches on gym ball	CON: Make as many crunches as possible, unrolling the back as much as possible. WB-EMS: Make two crunches per current application	Strength endurance: abdominal muscles
e	Plank on gym ball	CON+WB-EMS: Hold the position for 1 minute, keep the trunk as straight as possible, tighten shoulder, abdominal and buttock muscles, continue breathing normally.	Strength endurance: abdominal muscles, buttocks, knee extensors
f	Squat with kettle bell (24 kg)	Keep the kettle bell stable in front of the chest CON: Make as many squats as possible WB-EMS: Make two squats per current application, keeping the kettle bell stable in front of the chest	Strength endurance: leg extensors, trunk extensors
g	Lunches with kettle bell (2x 12 kg kettle bell)	Keep the trunk straight, change sides after each repetition. CON: Make as many lunches as possible WB-EMS: Make two lunches per current application	Strength endurance: leg extensors, trunk extensors
h	Coordination ladder lateral	CON+WB-EMS: Run the coordination ladder laterally with triple steps as fast and as often as possible	Strength endurance: leg muscles, hip abductors
i	Coordination ladder frontal	CON+WB-EMS: Run the coordination ladder from front to back with triple steps as fast and as often as possible	Strength endurance: leg muscles
j	Trunk extension with kettle bell (24 kg)	Go from the bent position to a trunk extension as fast as possible. Keep the upper body stable. CON: Repeat this as often as possible WB-EMS: Make two trunk extensions per current application	Strength endurance, Power: trunk extensors, knee extensors, buttocks

Letters (#) refer to figure 1. Only the main muscle groups are mentioned.

resistance) takes place, but moistened functional underwear is placed between skin and electrodes. The load is selected on the basis of device-specific (arbitrary) units and not on absolute measured values (voltage, current). The control of the load by the sensation of the test person has the advantage that temporary physiological changes (e.g. a reduction of the skin resistance due to sweating) within and between the training sessions can be compensated. During the 10-week training period no constant increase of the device output parameters was specified, but a constant subjective strain in the RPE range of 6-7 was maintained. To ensure this, depending on the daily subjective feeling, WB-EMS applications regularly required the output power of the device to be increased or reduced. The method of subjective strain control has proven itself many times in this setting (Filipovic et al., 2012; Kemmler et al. 2018).

A Miha Bodytec 2 device (Miha Bodytec, Augsburg, Germany) was used for the WB-EMS application. The participants wore electrically conductive functional underwear and training vests with integrated large electrodes. Ring-shaped Velcro electrodes were fixed around arms and thighs, and a belt with the buttock electrodes around the hip. These electrodes were connected to the vest via cables. A 2-meter long cable connected the vest with the Miha Bodytec 2 device. The wetted electrodes were placed above the following muscle groups that were electrically stimulated during the WB-EMS training: upper arms, quadriceps, hamstrings, gluteal muscles (each with velcro electrodes), straight and oblique abdominal muscles, pectorals, lower and upper back (integrated in the vest). During the training, always all muscles were stimulated simultaneously, during the dynamic exercises both in the concentric and the eccentric movement phase. The stimulation corresponded to the generally accepted parameters examined in earlier studies: impulse width 350  $\mu$ s, stimulation frequency 85 Hz, bipolar rectangular impulse, 4 s load – 4 s break intervals (Kemmler et al., 2018; Ludwig et al., 2019; Berger et al., 2020). The Miha Bodytec 2 system enables a separate output control for each of the 8 available channels. During the training, the intensities were queried from the athlete during every exercise and adjusted by the EMS trainer to render the training intensity demanding, but not painful.

Before the training started, all study participants (control and intervention group) were familiarized with the RPE scale (rating of perceived exertion; 0 = no exertion, 10 = maximum exertion (Borg and Kaijser, 2006)). All exercises were performed in the 6-7 range ('moderate' to 'strong'). The training data of the WB-EMS group was saved on an individual chip card after each session.

During a 10-week period, the strength exercise sessions were performed once a week and for each athlete always at the same time of day. The first training session had the purpose for both groups to learn the correct execution of the exercises and for the WB-EMS group to get accustomed to the electric stimulation (Kemmler et al., 2018). Before each training session, the test persons were questioned by means of a standardized check list about their current health status. This was meant to identify any

potential contraindications (e.g., pain, dizziness, nausea, intake of pain killers). At the same time, it was ensured that the test participants had drunk at least 500 ml liquids before training started. Both measures comply with the current WB-EMS training safety requirements (Kemmler et al., 2016a). The WB-EMS trainer supervised only one person at a time so that an exact execution of the exercises and an adjustment of current application were ensured.

During the training period, the players were instructed not to change their diet, not to take dietary supplements and not to practice any additional strength training.

### **Creatine kinase (CK) measurements**

It is known that high (WB-) EMS exercise loads may have side effects, the most extreme being rhabdomyolysis with renal failure (Kästner et al., 2015; Nosaka et al., 2011). The electrical stimulation of the musculature by (WB-) EMS seems to cause increased muscular stress, probably due to the different recruitment of motor units compared to voluntary contractions (Jubeau et al., 2008). This is also assumed to be the reason for increased muscle fiber injuries and thus higher CK values (Boeckh-Behrens and Mainka, 2006). Since no data on WB-EMS pertaining to adolescent soccer players exist and the risk of their overestimating themselves during training cannot simply be dismissed, we analyzed the levels of creatine kinase in their capillary blood at the beginning and during the study to introduce an additional step of monitoring (Stöllberger and Finsterer, 2019). We defined a threshold of 1,000 u/l as a limit based on the reference intervals found by Mougios (Mougios, 2007). This constitutes a rather prudent value because it is known that frequent stop-and-go movements in soccer can definitely lead to higher values, just like in regular training and matches. Meyer and Meister found similar values (95% confidence interval: 107-1,327 u/l) in adult elite soccer players in the course of one season (Meyer and Meister, 2011). We wanted to be sure that the metabolic stress caused by our WB-EMS training, which is new to youth soccer, was not too great, also to meet the requirements of the ethics committee. Thus, the CK value assessment in this study was not used to evaluate possible training effects, but as a "safety parameter" to detect possible muscle overload at an early stage (Teschler and Mooren, 2019). It is known from other studies that in the context of WB-EMS training, there can be a strong increase in CK values during the first training sessions, especially if the test persons cannot yet estimate the load (Filipovic et al., 2016). Therefore, the values were only analyzed during the training period until a stable value of <1,000 u/l was reached.

Before the first WB-EMS training session, 72 hours after the first, and 72 hours after the second training session (Kemmler et al., 2015; Jubeau et al., 2008), the CK value in the capillary blood was determined (enzymatic analysis IFCC at 37 °C; Vario II photometer, Diaglobal, Berlin, Germany). At initial values above 1,000 u/l, the start of the WB-EMS intervention was delayed by a few days until the CK value fell below that threshold. This was the case for two participants. In five cases increased values occurred after the 1st or 2nd training session, whereupon the

following training sessions were rescheduled by one week for the affected subjects, and the measurement of their CK values was repeated. 72 hours after the 8th training the CK values were determined for the last time. Figure 2 shows the timeline of the intervention and CK measurements.

### Statistics

All statistical tests were calculated using XLSTAT 2019.3.2 for Windows (Addinsoft, Paris, France). The significance level was set to  $p = 0.05$ . The WB-EMS and control groups' anthropometric data were tested for significant differences by means of t-tests.

According to the Levene test, there was no variance homogeneity between WB-EMS and control group ( $p = 0.02$ ) for the *trunk flexion* variable at PRE, and the WB-EMS group showed significantly lower strength values than the control group. Therefore, strength development of *trunk flexion* was analyzed over time using the Friedman test. For all other strength variables, variance homogeneity existed and therefore, five repeated 2x2 ANOVAs (group  $\times$  time) were calculated based on the raw values for all strength parameters except *trunk flexion*. For all muscle groups, the differences before our intervention between the WB-EMS and CON groups were analyzed by t-tests (time 'PRE').

To represent differences between the training groups in the pre-post comparison, the strength increase percentage of the individual muscles were calculated additionally ( $(F_{\text{post}} - F_{\text{pre}}) * 100 / F_{\text{pre}}$ ), and then checked after Bonferroni-Holm correction for significant mean differences

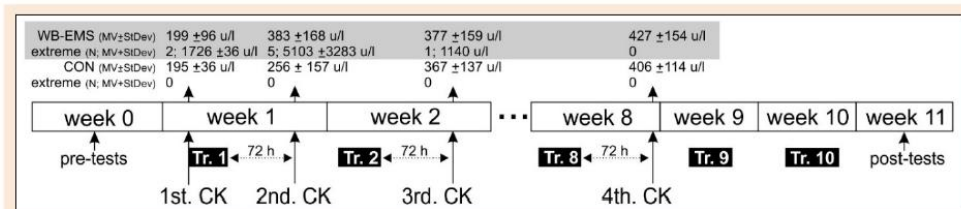
between the WB-EMS and control group by means of multiple t-tests.

### Results

The anthropometric data of both groups (Table 1) did not differ significantly (age:  $t = 0.72$ ,  $p = 0.48$ ; height:  $t = 1.46$ ,  $p = 0.16$ ; weight:  $t = 1.63$ ,  $p = 0.11$ ). The force values of all muscle groups did not differ between WB-EMS and the control group at the time 'PRE' (see Table 3). Table 3 shows the muscle strength values before and after the intervention, and the strength increase percentages, Figure 3 shows the individual changes of the strength values within the two groups for all subjects. During the post-test, one player in the control group reported pain during hip adduction. As a result, he scored only 50% of the force value of his initial test. In this case, the test result was removed as an outlier.

The ANOVAs did not exhibit any statistically significant interindividual effects, but significant intraindividual effects for the factor *time* (for trunk flexion, knee extension and flexion, and hip adduction), as well as for the *group  $\times$  time* interactions (for trunk flexion, knee extension and flexion, and hip adduction) with medium to high effect sizes (Table 4).

The Friedman test for the *trunk flexion* variable did not result in any statistically significant difference in the pre-post comparison for the control group ( $Q = 0.00$ ;  $p = 1.00$ ), but did indeed show a statistically difference for the EMS group in the pre-post comparison ( $Q = 14.22$ ;  $p = 0.0002$ ).



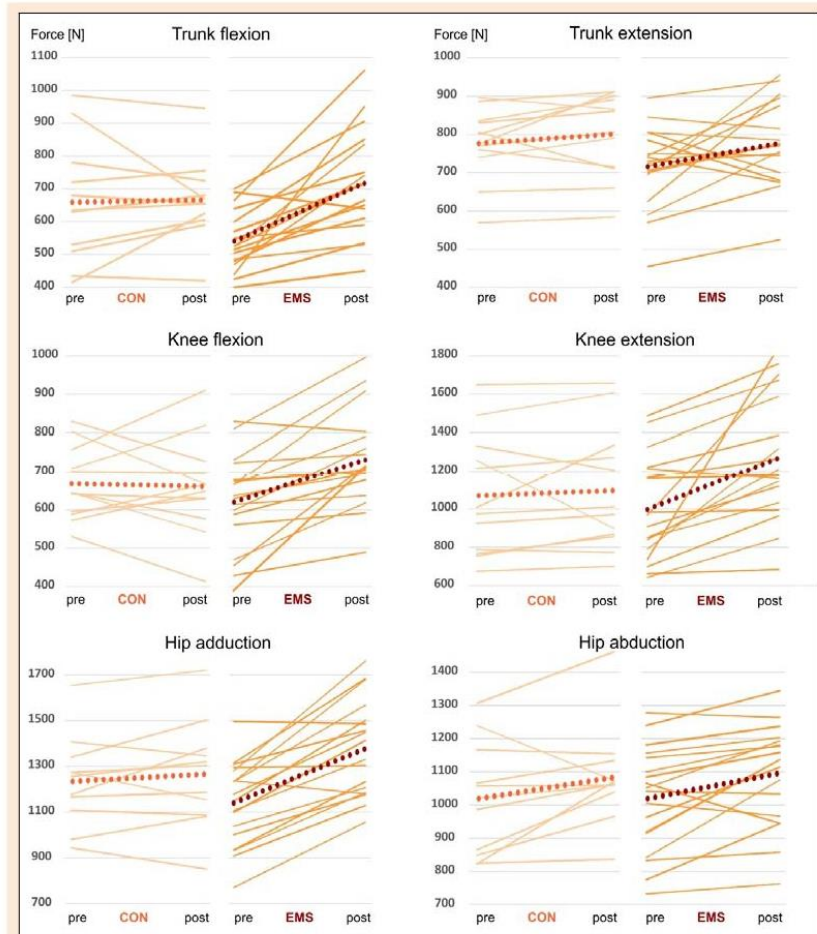
**Figure 2.** Timeline of the study with dates of the CK measurements. CK values for the 4 measuring times for WB-EMS and CON group with number of extreme values > 1,000 u/l (mean value  $\pm$  standard deviation). Tr. = training, CK = CK measurement.

**Table 3.** Muscle forces of the PRE- and POST-tests (mean  $\pm$  standard deviation) and percentage strength increases ( $\Delta\%$ ).

Group	Muscles	PRE [N]	POST [N]	EMS <sub>PRE</sub> vs. CON <sub>PRE</sub> (t; p) #		$\Delta\%$ POST- PRE [%]		$\Delta\%$ EMS vs. CON (p <sub>adj</sub> ) ‡		Cohen's d
EMS (n = 18)	Trunk Flex	540.56 $\pm$ 89.11 †	717.22 $\pm$ 157.30	1.98; 0.07	33.72 $\pm$ 27.43	0.013 *	1.28			
	Trunk Ext	715.56 $\pm$ 104.75	776.94 $\pm$ 109.48	1.63; 0.11	9.86 $\pm$ 16.42	0.288	-			
	Knee Flex	619.81 $\pm$ 123.54	733.10 $\pm$ 124.05	1.15; 0.26	20.68 $\pm$ 21.55	0.020 *	1.18			
	Knee Ext	996.37 $\pm$ 268.68	1270.14 $\pm$ 330.20	0.68; 0.50	31.43 $\pm$ 37.02	0.026 *	0.98			
	Hip Add	1140.43 $\pm$ 181.78	1377.53 $\pm$ 208.67	1.31; 0.20	21.70 $\pm$ 12.86	0.001 *	1.61			
	Hip Abd	1017.64 $\pm$ 157.81	1095.96 $\pm$ 150.98	0.73; 0.47	8.43 $\pm$ 10.74	0.365	-			
CON (n = 12)	Trunk Flex	651.67 $\pm$ 179.84	655.83 $\pm$ 126.06		3.82 $\pm$ 18.64					
	Trunk Ext	776.25 $\pm$ 92.32	800.00 $\pm$ 109.30		3.11 $\pm$ 7.80					
	Knee Flex	668.11 $\pm$ 93.98	660.58 $\pm$ 127.10		-1.01 $\pm$ 14.52					
	Knee Ext	1069.93 $\pm$ 316.23	1096.91 $\pm$ 317.47		3.78 $\pm$ 14.53					
	Hip Add	1234.69 $\pm$ 198.28	1266.75 $\pm$ 232.93		-2.53 $\pm$ 17.47					
	Hip Abd	1071.19 $\pm$ 243.16	1082.97 $\pm$ 144.31		3.87 $\pm$ 16.45					

EMS = WB-EMS training group, CON = control group. † significant difference to CON at  $p = 0.05$ . Flex = flexors, Ext = extensors, Add = adductors, Abd = abductors. ‡ Bonferroni-Holm adjusted p-values of the multiple t-tests ( $\Delta\%$  POST-PRE values of the EMS group tested versus the CON group). # comparison of raw data of EMS and CON group at time 'PRE' with t and p values. \* mark significant results at  $p < 0.05$ .





**Figure 3.** Force development in control group (CON) and EMS group (EMS) of the individual subjects in pre-post comparison. Dotted lines: mean values.

**Table 4.** Results of the 2x2-ANOVAs (inter- and intra-individual effects).

	Inter-individual effects		Intra-individual effects		
	Group F(1,28); p	Time F(1); p	$\eta_p^2$	Group x Time F(1,28); p	$\eta_p^2$
Trunk Flex		<i>not applicable (see text)</i>			
Trunk Ext	1.44; 0.24	5.8; 0.02 *	0.17	1.13; 0.29	(0.04)
Knee Flex	0.09; 0.77	8.3; 0.006 *	0.23	10.83; 0.002 *	0.28
Knee Ext	0.22; 0.64	11.08; 0.002 *	0.28	7.46; 0.008 *	0.21
Hip Add	0.01; 0.91	28.20; <0.001 *	0.51	16.37; 0.0002 *	0.38
Hip Abd	0.12; 0.73	2.49; 0.12	(0.08)	1.36; 0.25	(0.05)

Reported are F- and p-values; \* mark significant results at  $p < 0.05$ ,  $\eta_p^2$ = effect size partial Eta square.

Dependent t-tests showed no significant differences in the force values of the control group in pre-post comparison (trunk flexion  $t = -0.13$ ,  $p = 0.90$ ; trunk extension  $t = -1.33$ ,  $p = 0.21$ ; knee flexion  $t = 0.27$ ,  $p = 0.80$ ; knee extension  $t = -0.58$ ,  $p = 0.58$ ; hip adduction  $t = -1.05$ ,  $p = 0.32$ ; hip abduction  $t = -0.19$ ,  $p = 0.85$ ).

The t-tests for the force increase percentages between WB-EMS and control group found statistically

significant differences with large effect sizes (Cohen's  $d > 0.8$ ) for trunk flexion, knee flexion and extension, and hip adduction (Table 3).

**CK values**

For two of the players of the WB-EMS group, the CK values were  $>1,000$  u/l already before the study started (1,752 and 1,701 u/l). The start of the intervention was delayed by

a few days for these two until the values were below the threshold again. Both players absolved the same 10 training sessions afterwards as the other participants.

72 hours after the 1st WB-EMS session, the CK values exceeded the threshold for five players (mean  $5,103.6 \pm 3,283.1$  u/l), and for one player, the CK value was still increased after the 2nd training session ( $1,140$  u/l). For all other players, the value remained below the defined threshold (basic value:  $199.3 \pm 96.1$  u/l; 72 h after the 1st training:  $382.7 \pm 168.7$  u/l; 72 h after the 2nd training:  $377.9 \pm 159.2$  u/l; 72h after the 8th training:  $427.4 \pm 154.1$  u/l). The control group was sampled and showed mean values of  $194.8 \pm 35.9$  u/l before intervention start up to a maximum of  $426$  u/l after week 8.

## Discussion

To the authors' best knowledge, this study is the first that analyzes the effect of WB-EMS in youth elite soccer players. While we only could find small but not significant increases in strength in the leg, hip and trunk muscles in the control group performing athletic exercises for 20 min per week without additional WB-EMS application, the strength of the WB-EMS group improved significantly in 4 of the 6 muscle groups tested. It can therefore be supposed that an effective training stimulus was set by the WB-EMS application.

### Training intensity and creatine kinase values

The electrodes applied for WB-EMS training cover large parts of the trunk, hip and leg musculature. The intensity control based on the RPE scale (range 6-7 = moderate-strong) ensured a sufficiently strong training stimulus. The blood CK values, which had significantly increased after the 1st training session, point to micro injuries in the muscle, possibly due to a high training load caused by the intensive contraction of large muscles (Meyer and Meister, 2011). These high CK values were gone after one week for all but one player. For that player, the high values had disappeared after two weeks. Literature knows about these bodily adjustments to WB-EMS training (Kemmler et al., 2018). Hughes et al. (2018) also found a normalization of stress-induced CK increases in female U17 footballers after 7 days. The top values during our study were still below values that might pose a potential health risk (Clarkson et al., 2006). Nevertheless, the very different courses of the CK values show that training monitoring by means of blood parameter control is recommended to avoid possible permanent muscular overload. It should be noted that CK release is obviously different for different genotypes, so there are also non-responders with low CK release after intensive muscular strain (Kindermann, 2016).

It always needs to be considered that especially young athletes tend to estimate their own training load incorrectly, also in combination with misled competitive thinking. The increased initial values before the WB-EMS intervention show that higher values (even without muscle pain) can be expected even under normal, performance-oriented competition conditions. This is also confirmed by a study by Kästner et al. (2015).

### Strength increases

The strength increases identified in the WB-EMS group were all between 8.4% and 33.7% of the initial value. The control group did not exhibit any significant strength increases (all mean values were below 4%), although some players experienced quite remarkable individual increases in strength in several muscle groups. The training stimulus of the conventional athletic training (10 exercises without WB-EMS) was possibly low. Nevertheless, the participants in the control group indicated a strain of 6 to 7 on the RPE scale. Probably the once weekly exercise time of less than 10 minutes time-under-tension was too short to achieve significant increases in strength. Nevertheless, an increase in strength could still be observed in single individuals for single muscle groups as figure 3 shows. In addition, we hold the learning effects pertaining to the strength measurements also responsible for small strength increases in both groups. For some athletes, decreases of the initial value were measured. This might have been caused by inaccurate measurements or exhaustion of the participants due to previous sportive strain, although care was taken to ensure that the athletes did not engage in intensive sports activities on the day immediately before the tests. Nevertheless, accumulated muscular fatigue cannot be excluded during the 10 weeks of soccer and strength training. Since all measurements were performed by the same experienced examiner and the subjects were accustomed to the test procedure during the post-tests, adverse effects of inaccurate measurements should have been minimal.

Filipovic found strength gains of 8.5% (leg curl) to 15.1% (leg press) in adult soccer players through a seven-week additional EMS training (Filipovic et al., 2019). Our results for knee extensors and flexors are clearly higher, but our training intervention lasted 10 weeks in total and the training time-under-tension of about 5:30 min per session, with nine exercises that worked on the leg muscles, was also higher than for Filipovic ( $3 \times 10$  maximal squat jumps twice a week, stimulation time 2 minutes per session). In a mini-meta review of five studies of moderately trained young adults, Wirtz et al. found only slight increases in strength of the thigh muscles (Wirtz et al., 2019). However, they emphasize that exercise specificity and the participants' training status play an important role in the influence of superimposed WB-EMS training. The soccer players participating in our study were all accustomed to resistance training with submaximal loads, which initially makes the high increases seem unexpected. Nevertheless, in elite soccer players significant increases in strength were also reported in a further study of Filipovic et al. (2016), who found strength gains in leg muscles (leg press) of 16.8% (7 weeks, 14 sessions) and 22.4% (14 weeks, 28 sessions) in highly trained adult athletes. Time under tension in this study was only 4 minutes/week. Micke et al. (2018) compared dynamic training with a similar training with superimposed WB-EMS in a group of male sport students. They found significantly higher improvements in the WB-EMS group for maximum leg extension forces (+ 7.7%) and conclude that the combination of dynamic exercises and WB-EMS seems to be an effective method to improve

leg strength (Micke et al., 2018). In non-soccer-specific cohorts, von Stengel and Kemmler (2018) found increases in leg/hip extensor and flexor strength of 14.7% and 23.2%, respectively, in non-athletic men <35 years after WB-EMS intervention.

Weissenfels et al. found increases in the strength of the trunk flexors after WB-EMS training in the order of 7% in low back pain patients (Weissenfels et al., 2019) and Ludwig et al. in untrained subjects of 15.0-17.1% (Ludwig et al., 2019). As already mentioned, we explain the significantly higher strength increases in our study with the healthy and active young subjects. For the trunk extension, Kemmler et al. report increases of about 10% in a review (Kemmler et al., 2018), which corresponds to the magnitude of the values found in our study. Weak trunk muscles are blamed for the development of postural deficiencies (Buchtelová et al., 2013; Kim et al., 2006). Since this in turn can lead to the development of back pain (Dolphens et al., 2012), improving trunk strength of young soccer players is not only reasonable from a sports motor point of view but also from a health point of view (Kim et al., 2015).

All in all, we can state that the superimposed WB-EMS training resulted in substantial increases in strength in four of the six muscle groups tested, which in some cases were many times greater than those achieved by conventional strength training alone. For example, nine of the WB-EMS users achieved an averaged strength increase of over 20%, one even 33%, while in the control group the greatest mean strength increase was 14% (see also figure 3). Particularly noteworthy are the mean strength increases of 20% in the knee flexors (see table 3). This is particularly interesting for professional (youth) soccer, as this muscle group is considered to be protective muscles of the knee joint and its strengthening can significantly reduce the risk of ACL rupture (Dai et al., 2012; Silvers and Mandelbaum, 2011). Considering the low expenditure of time of 20 minutes per week, WB-EMS training seems to be a time-saving but, from a training science point of view, highly effective supplement to youth strength training, if all safety aspects are kept in mind. Our results thus confirm the conclusions drawn by Filipovic et al. (2016) for adult soccer players.

After verbal feedback from the young subjects of our study, they perceived the WB-EMS training as a workout with a high motivation factor. We consider this to be worth reporting, as the motivation to carry out resistance training plays an important role in youth soccer.

#### Limitations

As a limitation, it must be noted that the initial values of muscle strength for trunk flexion differed clearly between the WB-EMS and control group, so that the large increase in flexion strength of the WB-EMS group during the intervention could also be interpreted as 'catching up' of the formerly weaker subjects. The intervention and control group were not homogeneous, since for logistical reasons no randomization could be carried out. Therefore, the different starting conditions might have influenced the result. Nevertheless, the absolute mean values after the 10-

week WB-EMS intervention were clearly higher in this group than in the control group. As the study was carried out during the soccer season, the additional load of the weekly matches could be a confounding and disturbing factor.

The playing times of the players during the season were recorded in a club-operated database in accordance with the guidelines of the German Football Association (DFB) for youth academies, so that a comparison could be made retrospectively. Nevertheless, in a field study the playing times can never be exactly the same, and in soccer the running distances are also different depending on the playing position and playing style, so that these were possible confounding factors that may have influenced the results. As the time of play of the subjects studied was somewhat equal during the study period (see Table 1), this should not have had a strong influence on the results.

Likewise, the number of exercise repetitions was not the same between WB-EMS and CON, because in WB-EMS the timing of the movement was exactly predetermined and in CON so many repetitions were to be performed in the given time that the perceived load corresponded to RPE 6-7. However, this meant that the subjective strain was the same in both groups, which was the important criterion for training control for us.

During WB-EMS all muscles were always electrically stimulated at the same time. For example, during exercises that were primarily aimed at the leg muscles (e.g., counter movement jumps) the trunk muscles were also stimulated. Therefore, the time-under-tension of individual muscles between WB-EMS and CON is not exactly comparable. Nevertheless, such positive 'side effects' were actually intended, because in practice the strength of WB-EMS lies precisely in the parallel, simultaneous activation of many muscles.

In addition, one must keep in mind that since part of the exercises were performed dynamically in both groups, but the strength assessments were performed isometrically, the training effects may have been underestimated in our study.

It should also be noted that the results found in our study relate to male adolescent elite soccer players. They cannot simply be transferred to other groups of subjects.

#### Conclusion

A ten-week superimposed whole-body electromyostimulation training improves the muscle strength of certain leg, hip and trunk muscles in male adolescent elite soccer players to a greater extent than a pure athletic strength training of the same duration and in the same subjective strain range.

#### Acknowledgements

We would like to thank the youth soccer players of the U17 of SV 07 Elversberg for participating in the study and their trainer Sebastian Schummer for the cooperation, Johannes Marchetti for assisting with EMS training and Monika Schutz for the translation of the manuscript. The experiments comply with the current laws of the country in which they were performed. The authors have no conflict of interest to declare.

## References

- Adams, V. (2018) Electromyostimulation to fight atrophy and to build muscle: facts and numbers. *Journal of Cachexia, Sarcopenia and Muscle* **9**, 631-634.
- Al Attar, W.S.A., Soonro, N., Sinclair, P.J., Pappas, E. and Sanders, R.H. (2017) Effect of injury prevention programs that include the nordic hamstring exercise on hamstring injury rates in soccer players: a systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine* **47**, 907-916.
- Alentorn-Geli, E., Myer, G.D., Silvers, H.J., Samitier, G., Romero, D., Lazaro-Haro, C. and Cugat, R. (2009) Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 2: a review of prevention programs aimed to modify risk factors and to reduce injury rates. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* **17**, 859-79.
- Barczyk-Pawelec, K., Piechura, J.R., Dziubek, W. and Rozek, K. (2015) Evaluation of isokinetic trunk muscle strength in adolescents with normal and abnormal postures. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* **38**, 484-92.
- Barengo, N.C., Meneses-Echavez, J.F., Ramirez-Velez, R., Cohen, D.D., Tovar, G. and Bautista, J.E.C. (2014) The Impact of the FIFA 11+ Training Program on Injury Prevention in Football Players: A Systematic Review. *International Journal of Environmental Research and Public Health* **11**, 11986-12000.
- Berger, J., Ludwig, O., Becker, S., Backfisch, M., Kemmler, W. and 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.
- Billot, M., Martin, A., Paizis, C., Cometti, C. and Babault, N. (2010) Effects of an electrostimulation training program on strength, jumping, and kicking capacities in soccer players. *The Journal of Strength & Conditioning Research* **24**, 1407-1413.
- Bizzini, M. and Dvorak, J. (2015) FIFA 11+: an effective programme to prevent football injuries in various player groups worldwide—a narrative review. *British Journal of Sports Medicine* **49**(9), 577-579.
- Boeckh-Behrens, W. U. and Mainka, D. (2006) Krafttraining durch Elektromyostimulation [Strength training by electro-myostimulation]. Report. University of Bayreuth, Bayreuth, Germany.
- Borg, E. and Kaijser, L. (2006) A comparison between three rating scales for perceived exertion and two different work tests. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* **16**, 57-69.
- Buchtelová, E., Tichý, M. and Vaníková, K. (2013) Influence of muscular imbalances on pelvic position and lumbar lordosis: a theoretical basis. *Journal of Nursing, Social Studies, Public Health and Rehabilitation* **1-2**, 25-36.
- Clarkson, P.M., Kearns, A.K., Rouzier, P., Rubin, R. and Thompson, P.D. (2006) Serum Creatine Kinase Levels and Renal Function Measures in Exertional Muscle Damage. *Medicine & Science in Sports & Exercise* **38**, 623-627.
- Coupaud, S., Gollee, H., Hunt, K., Fraser, M., Allan, D. and McLean, A. (2008) Arm-cranking exercise assisted by Functional Electrical Stimulation in C6 tetraplegia: A pilot study. *Technology and Health Care* **16**, 415-427.
- Dai, B., Herman, D., Liu, H., Garrett, W.E. and Yu, B. (2012) Prevention of ACL Injury, Part II: Effects of ACL Injury Prevention Programs on Neuromuscular Risk Factors and Injury Rate. *Research in Sports Medicine* **20**, 198-222.
- Di Salvo, V., Gregson, W., Atkinson, G., Tordoff, P. and Drust, B. (2009) Analysis of high intensity activity in Premier League soccer. *International Journal of Sports Medicine* **30**, 205-212.
- Dolphens, M., Cagnie, B. and Coorevits, P. (2012) Sagittal standing posture and its association with spinal pain: a school-based epidemiological study of 1196 Flemish adolescents before age at peak height velocity. *Spine* **37**, 1657-1666.
- Elferink-Gemser, M.T., Huijgen, B.C., Coelho-E-Silva, M., Lemmink, K.A. and Visscher, C. (2012) The changing characteristics of talented soccer players—a decade of work in Groningen. *Journal of Sports Sciences* **30**, 1581-1591.
- Faude, O., Koch, T. and Meyer, T. (2012) Straight sprinting is the most frequent action in goal situations in professional football. *Journal of Sports Sciences* **30**, 625-631.
- Filipovic, A., DeMarees, M., Grau, M., Hollinger, A., Seeger, B., Schiffer, T., Bloch, W. and Gehlert, S. (2019) Superimposed Whole-Body Electrostimulation Augments Strength Adaptations and Type II Myofiber Growth in Soccer Players During a Competitive Season. *Frontiers in Physiology* **10**, 1187.
- Filipovic, A., Grau, M., Kleinöder, H., Zimmer, P., Hollmann, W. and Bloch, W. (2016) Effects of a Whole-Body Electrostimulation Program on Strength, Sprinting, Jumping, and Kicking Capacity in Elite Soccer Players. *Journal of Sports Science and Medicine* **15**, 639-648.
- Filipovic, A., Kleinoeder, H., Dornann, U. and Mester, J. (2012) Electromyostimulation—a systematic review of the effects of different electromyostimulation methods on selected strength parameters in trained and elite athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research* **26**(9), 2600-2614.
- Finn, J. and McKenna, J. (2010) Coping with academy-to-first-team transitions in elite English male team sports: The coaches' perspective. *International Journal of Sports Science & Coaching* **5**, 257-279.
- Frank, C., Page, P. and Lardner, R. (2009) Assessment and treatment of muscle imbalance: the Janda approach. Human kinetics.
- Gonus, C., Birkbauer, J., Lindinger, S.J., Stöggel, T.L. and Müller, E. (2019) Changes Over a Decade in Anthropometry and Fitness of Elite Austrian Youth Soccer Players. *Frontiers in Physiology* **10**, 333.
- Harper, D.J., Carling, C. and Kiely, J. (2019) High-Intensity Acceleration and Deceleration Demands in Elite Team Sports Competitive Match Play: A Systematic Review and Meta-Analysis of Observational Studies. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)* **49**, 1923-1947.
- Hoff, J. and Helgerud, J. (2004) Endurance and Strength Training for Soccer Players. *Sports Medicine*, **34**(3), 165-180.
- Hughes, J. D., Denton, K., Lloyd, R. S., Oliver, J. L. and Croix, M. D. S. (2018) The impact of soccer match play on the muscle damage response in youth female athletes. *International Journal of Sports Medicine* **39**(05), 343-348.
- Ingebrigtsen, J., Dalen, T., Hjelde, G.H., Drust, B. and Wisloff, U. (2015) Acceleration and sprint profiles of a professional elite football team in match play. *European Journal of Sport Science* **15**, 101-110.
- Jovanovic, M., Sponis, G., Omrcen, D. and Fiorentini, F. (2011) Effects of speed, agility, quickness training method on power performance in elite soccer players. *The Journal of Strength & Conditioning Research* **25**, 1285-1292.
- Jubeau, M., Sartorio, A., Mannone, P. G., Agosti, F., Hoecke, J. V., Nosaka, K. and Maffiuletti, N. A. (2008) Comparison between voluntary and stimulated contractions of the quadriceps femoris for growth hormone response and muscle damage. *Journal of Applied Physiology* **104**(1), 75-81.
- Junge, A. and Dvorak, J. (2004) Soccer injuries: a review on incidence and prevention. *Sports Medicine* **34**, 929-938.
- Kästner, A., Braun, M. and Meyer, T. (2015) Two cases of rhabdomyolysis after training with electromyostimulation by 2 young male professional soccer players. *Clinical Journal of Sport Medicine* **25**, e71-e73.
- Kemmler, W., Fröhlich, M., Von Stengel, S. and Kleinöder, H. (2016a) Whole-body Electromyostimulation—the need for common sense! Rationale and guideline for a safe and effective training. *Deutsche Zeitschrift fuer Sportmedizin* **67**, 218-221.
- Kemmler, W., Teschler, M., Weissenfels, A., Bebenek, M., Fröhlich, M., Kohl, M. and von Stengel, S. (2016b) Effects of Whole-Body Electromyostimulation versus High-Intensity Resistance Exercise on Body Composition and Strength: A Randomized Controlled Study. *Evidence-based Complementary and Alternative Medicine : eCAM* **2016**, 9236809-9236809.
- Kemmler, W., Teschler, M., Bebenek, M. and von Stengel, S. (2015) (Very) high Creatin kinase concentration after exertional whole-body electromyostimulation application: health risks and longitudinal adaptations. *Wiener Medizinische Wochenschrift* **165**(21), 427-435.
- Kemmler, W., Weissenfels, A., Willert, S., Shojaa, M., von Stengel, S., Filipovic, A., Kleinöder, H., Berger, J. and Fröhlich, M. (2018) Efficacy and Safety of Low Frequency Whole-Body Electromyostimulation (WB-EMS) to Improve Health-Related Outcomes in Non-athletic Adults. A Systematic Review. *Frontiers in Physiology* **9**, 573.

- Kim, D., Cho, M., Park, Y. and Yang, Y. (2015) Effect of an exercise program for posture correction on musculoskeletal pain. *Journal of Physical Therapy Science* **27**, 1791-1794.
- Kim, H.J., Chung, S., Kim, S., Shin, H., Lee, J., Kim, S. and Song, M.Y. (2006) Influences of trunk muscles on lumbar lordosis and sacral angle. *European Spine Journal* **15**, 409-414.
- Kindermann, W. (2016) Creatine Kinase Levels After Exercise. *Deutsches Ärzteblatt International* **113(19)**, 344.
- Koyuncu, E., Nakipoğlu-Yüzer, G.F., Doğan, A. and Özgürin, N. (2010) The effectiveness of functional electrical stimulation for the treatment of shoulder subluxation and shoulder pain in hemiplegic patients: A randomized controlled trial. *Disability and Rehabilitation* **32**, 560-566.
- Ludwig, O., Berger, J., Becker, S., Kemmler, W. and Fröhlich, M. (2019) The Impact of Whole-Body Electromyostimulation on Body Posture and Trunk Muscle Strength in Untrained Persons. *Frontiers in Physiology* **10**, 1020.
- Maffuletti, N.A. (2010) Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation. *European Journal of Applied Physiology* **110**, 223-234.
- Manolopoulos, E., Papadopoulos, C. and Kellis, E. (2006) Effects of combined strength and kick coordination training on soccer kick biomechanics in amateur players. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* **16**, 102-110.
- Meyer, T. and Meister, S. (2011) Routine blood parameters in elite soccer players. *International Journal of Sports Medicine* **32**, 875-881.
- Micke, F., Kleinöder, H., Dormann, U., Wirtz, N. and Donath, L. (2018) Effects of an Eight-Week Superimposed Submaximal Dynamic Whole-Body Electromyostimulation Training on Strength and Power Parameters of the Leg Muscles: A Randomized Controlled Intervention Study. *Frontiers in Physiology* **9**, 1719.
- Morrissey, M.C. (1988) Electromyostimulation from a clinical perspective. A review. *Sports Medicine* **6**, 29-41.
- Mougios, V. (2007) Reference intervals for serum creatine kinase in athletes. *British Journal of Sports Medicine* **41**, 674-678.
- Needham, R. A., Morse, C. I. and Degens, H. (2009) The Acute Effect of Different Warm-up Protocols on Anaerobic Performance in Elite Youth Soccer Players. *The Journal of Strength & Conditioning Research* **23(9)**, 2614-2620.
- Nosaka, K., Aldayel, A., Jubeau, M. and Chen, T.C. (2011) Muscle damage induced by electrical stimulation. *European Journal of Applied Physiology* **111**, 2427.
- Park, J.H., Seo, K.S. and Lee, S.U. (2016) Effect of Superimposed Electromyostimulation on Back Extensor Strengthening: A Pilot Study. *The Journal of Strength & Conditioning Research* **30**, 2470-2475.
- Pfirmann, D., Herbst, M., Ingelfinger, P., Simon, P. and Tug, S. (2016) Analysis of Injury Incidences in Male Professional Adult and Elite Youth Soccer Players: A Systematic Review. *Journal of Athletic Training* **51**, 410-424.
- Scheuer, R. and Friedrich, M. (2010) Reliability of isometric strength measurements in trunk and neck region: patients with chronic neck pain compared with pain-free persons. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* **91**, 1878-1883.
- Silva, J.R., Nassis, G.P. and Rebelo, A. (2015) Strength training in soccer with a specific focus on highly trained players. *Sports Medicine - Open* **1**, 17.
- Silvers, H.J. and Mandelbaum, B.R. (2011) ACL Injury Prevention in the Athlete. *Sport-Orthopädie - Sport-Traumatologie - Sports Orthopaedics and Traumatology* **27**, 18-26.
- Stöllberger, C. and Finsterer, J. (2019) Side effects of whole-body electromyostimulation. *Wiener Medizinische Wochenschrift* **169**, 173-180.
- Teschler, M. and Mooren, F. C. (2019) (Whole-Body) Electromyostimulation, Muscle Damage, and Immune System: A Mini Review. *Frontiers in Physiology* **10**, 1461.
- Thériault, R., Boulay, M.R., Thériault, G. and Simoneau J.A. (1996) Electrical stimulation-induced changes in performance proportion of human knee extensor muscles. *European Journal of Applied Physiology* **74**, 311-317.
- von Stengel, S. and Kemmler, W. (2018) Trainability of leg strength by whole-body electromyostimulation during adult lifespan: a study with male cohorts. *Clinical Interventions in Aging* **13**, 2495-2502.
- Weissenfels, A., Wirtz, N., Dormann, U., Kleinöder, H., Donath, L., Kohl, M., Fröhlich, M., von Stengel, S. and Kemmler, W. (2019) Comparison of Whole-Body Electromyostimulation versus Recognized Back-Strengthening Exercise Training on Chronic Nonspecific Low Back Pain: A Randomized Controlled Study. *Biomed Research International* **2019**, 5745409.
- Wirtz, N., Dormann, U., Micke, F., Filipovic, A., Kleinöder, H. and Donath, L. (2019) Effects of Whole-Body Electromyostimulation on Strength-, Sprint-, and Jump Performance in Moderately Trained Young Adults: A Mini-Meta-Analysis of Five Homogenous RCTs of Our Work Group. *Frontiers in Physiology* **10**, 1336.
- Young, W.B. (2006) Transfer of strength and power training to sports performance. *International Journal of Sports Physiology and Performance* **1**, 74-83.

### Key points

- Superimposed Whole-Body Electromyostimulation is an effective training method and increases the strength of certain leg, hip and trunk muscles in adolescent soccer players.
- During a ten-week training, average increases in strength between 8 and 33% could be observed.

### AUTHOR BIOGRAPHY



#### Oliver LUDWIG

##### Employment

Scientist and Lecturer at the Department of Sports Science, Technische Universität, Kaiserslautern, Germany

##### Degree

PhD (Human Biology)

##### Research interests

Biomechanics in sports, gait and posture

**E-mail:** oliver.ludwig@sowi.uni-kl.de



#### Joshua BERGER

##### Employment

Research assistant at the Department of Sports Science, Technische Universität, Kaiserslautern, Germany

##### Degree

MSc, PhD-Student (Sports Science)

##### Research interests

Sports performance diagnostics in competitive sports

**E-mail:** joshua.berger@sowi.uni-kl.de



#### Torsten SCHUH

##### Employment

Soccer athletics coach at the Youth Academy (NLZ) Saar, Elversberg, Germany

##### Degree




B.A. (Fitness Economics)

##### Research interests

Sports performance diagnostics

##### E-mail:

torsten.schuh@sv07elversberg.de

	<p><b>Marco BACKFISCH</b>  <b>Employment</b>          Research assistant at the Department of Sports Science, Technische Universität Kaiserslautern, Germany  <b>Degree</b>          MSc, PhD-Student (Sports Science)  <b>Research interests</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>Stephan BECKER</b>  <b>Employment</b>          Research assistant at the Department of Sports Science, Technische Universität Kaiserslautern, Germany  <b>Degree</b>          MSc, PhD-Student (Sports Science)  <b>Research interests</b>          Biomechanics in soccer  <b>E-mail:</b> <a href="mailto:stephan.becker@sowi.uni-kl.de">stephan.becker@sowi.uni-kl.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>          Prof., PhD (Sports Science)  <b>Research interests</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>

✉ **Oliver Ludwig**  
 Department of Sports Science, Technische Universität Kaiserslautern, 67663 Kaiserslautern, Germany.

## IV. Additive Analyse der Publikationen

Die aufgeführten Publikationen haben sich in ihren zentralen Aspekten mit den in Kapitel II erläuterten Forschungsinhalten befasst und werden im weiteren Verlauf mit dem Ziel, die Inhalte zu verbinden und spezifische Handlungsempfehlungen für die praktische Anwendung zu geben, in einer übergeordneten Diskussion kombiniert. Tabelle 3 zeigt die Publikationen 1-7 und dient der Übersicht der Ergebnisse zur weiteren Bearbeitung in diesem Kapitel. Die Inhalte lassen sich in drei Hauptpunkten zusammenfassen, nämlich:

- Zielgruppen,
- Stimulationsparameter und
- Effektivität

des GK-EMS Trainings. Die zentralen Ergebnisse zu diesen Hauptpunkten werden publikationsübergreifend analysiert und in den bisherigen wissenschaftlichen Kenntnisstand eingebunden.

*Tabelle 3: Übersicht der Publikationen*

<b>Publikation</b>	<b>Inhalte</b>
Publikation 1	<p>Methodik:</p> <ul style="list-style-type: none"><li>• 52 Probanden (<math>24.1 \pm 3.2</math> Jahre, <math>76.8 \pm 11.1</math> kg, <math>1.77 \pm 0.09</math> m, 38 männlich, 14 weiblich)</li><li>• Maximale Stimulation aller Muskelgruppen des GK-EMS an 4 aufeinanderfolgenden Tests</li></ul> <p>Ergebnisse/Interpretation:</p> <ul style="list-style-type: none"><li>• Anpassung der maximalen Intensitätstoleranz nach 3 aufeinanderfolgenden Tests</li><li>• Ansatz zur objektiven Bestimmung von Trainingsintensitäten im GK-EMS</li></ul>
Publikation 2	<p>Methodik:</p> <ul style="list-style-type: none"><li>• Probandengut identisch zu Publikation 1</li><li>• Zusammenhang zwischen anthropometrischen Parametern und der maximalen Intensitätstoleranz</li></ul> <p>Ergebnisse/Interpretation:</p> <ul style="list-style-type: none"><li>• Es konnten keine Zusammenhänge festgestellt werden</li></ul>
Publikation 3	<p>Methodik:</p> <ul style="list-style-type: none"><li>• 19 Labormäuse Typ C57BL/6N</li><li>• Ex vivo Stimulation des Trizeps-Surae Muskels mit unterschiedlichen Frequenzen (20, 60, 85, 100 Hz) und Messung der Längenänderung</li></ul> <p>Ergebnisse/Interpretation:</p> <ul style="list-style-type: none"><li>• Größte Längenänderung bei 20 Hz</li></ul>



Publikation 4 Methodik:

- 51 Probanden ( $24.9 \pm 3.9$  Jahre,  $174 \pm 9$  cm,  $72.4 \pm 16.4$  kg), 3 Gruppen (T20: n = 19, T85: n = 18, CON: n = 14)
- 10-wöchige Intervention mit 20/85 Hz zur Analyse des Frequenzeinflusses auf Leistungssteigerungen

Ergebnisse/Interpretation:

- Verbesserungen von T85 und T20 im Vergleich zur CON
- Kein Unterschied durch die applizierte Frequenz

Publikation 5 Methodik:

- Probandengut identisch zu Publikation 4
- Einfluss verschiedener Impulsfrequenzen (20 Hz und 85 Hz) auf Kraft- und Haltungparameter

Ergebnisse/Interpretation:

- Kein Einfluss auf Haltungparameter
- Leistungssteigerungen der Kraftparameter bei T85 im Vergleich zu T20 und CON signifikant höher

Publikation 6 Methodik:

- 17-jähriger StraßenradSPORTler
- 8-wöchige GK-EMS Intervention
- PRE-POST Vergleich von radSPORTspezifischen Parametern, Haltungparametern und wahrgenommenen Rückenschmerzen

Ergebnisse/Interpretation:

- Verbesserung von Kraftparametern und wahrgenommenen Rückenschmerzen
- Geringfügige radSPORTspezifische Leistungssteigerung
- GK-EMS bei jugendlichem RadSPORTler möglich

Publikation 7 Methodik:

- 30 männliche Jugendfußballer ( $16.4 \pm 0.8$  Jahre,  $176.9 \pm 4.8$  cm,  $69.5 \pm 5.3$  kg), 2 Gruppen (CON: n = 12, GK-EMS: n = 18)
- 10-wöchige Intervention
- CON absolviert identische Trainingsinhalte ohne zusätzliche GK-EMS
- PRE-POST Vergleich der Krafftleistung

Ergebnisse/Interpretation:

- Verbesserungen der Knieflexoren und Knieextensoren, der Hüftadduktoren und der Rumpfflexoren durch GK-EMS
  - Keine Verbesserung der CON
  - GK-EMS bei jugendlichen Fußballern möglich
-

## Zielgruppen des GK-EMS Trainings

Die Zielgruppenbestimmung im GK-EMS Training beschränkt sich grundlegend nicht auf eine bestimmte Personengruppe oder Altersstruktur, sondern ist je nach Anwendungsbereich breit gefächert. Prinzipiell ist das Training mit jedem durchführbar, solange keine der relativen oder absoluten Kontraindikationen vorliegen, welche allerdings zunächst einmal auch nur die Anwendung im kommerziellen Bereich einschränken (z.B. Krebserkrankung als absolute Kontraindikation). In einem klinischen Setting kann ein GK-EMS Training unter Beachtung besonderer Sicherheitsaspekte auch mit Personen mit Vorerkrankungen oder Mobilitätseinschränkungen durchgeführt werden<sup>[19; 52; 60-62]</sup>.

Kemmler et al. (2018) haben über die Sicherheit und Effizienz von GK-EMS zur Verbesserung gesundheitsbezogener Parameter bei Erwachsenen ein Review veröffentlicht, in dem sie nach ausführlicher Literaturrecherche auf PRISMA-Grundlage auf die bestehenden GK-EMS Beiträge und die genauen Inhalte sowie Leistungssteigerungen eingehen<sup>[12]</sup>. 14 Beiträge erfüllten die Vorgaben an die Studienqualität (randomisierte kontrollierte Studien, nicht-randomisierte kontrollierte Studien, Meta-Analysen und Dissertationsschriften) und wurden darauf aufbauend anhand ihrer Probandenanzahl und -charakterisierung, dem Studiendesign und der durchgeführten Intervention analysiert. Die Probanden in der dargestellten Analyse waren im Durchschnitt  $61 \pm 15$  Jahre alt und setzten sich sowohl aus Männern als auch Frauen zusammen. Die Charakterisierung der Probanden war sehr durchgemischt und reichte von Gesunden und Untrainierten über Probanden mit unspezifischen Rückenschmerzen oder Sarkopenie bis hin zu Herzpatienten, wodurch ein breites Spektrum an Zielgruppen einer GK-EMS Anwendung abgedeckt werden konnte. In keiner der Untersuchungen wurden unerwünschte Nebenwirkungen durch die GK-EMS Intervention festgestellt. Daraus resultierend wurde die Schlussfolgerung gezogen, dass ein niederfrequentes GK-EMS signifikante Leistungssteigerungen (basierend auf unterschiedlichen Parametern) sowie Verbesserungen des Gesundheitszustandes bei Untrainierten sowie mäßig

trainierten Probanden mittleren bis höheren Alters hervorruft. Einer der maßgeblichsten Einflüsse bei dieser Probandencharakterisierung sei die Auswirkung auf die Körperzusammensetzung, vor allem in Bezug auf Sarkopenie und Adipositas, Verbesserungen von kardiometabolischen Parametern sowie Steigerung der Muskelkraft in vergleichbarem Maße zu einem hochintensiven Krafttraining konnten allerdings ebenfalls für Probanden mittleren Alters festgestellt werden<sup>[12; 52; 60; 63-65]</sup>.

Ein weiteres Review zur Übersicht der bestehenden GK-EMS Literatur stammt von Pano-Rodriguez et al. (2019) und beschäftigte sich in den Grundzügen mit ähnlichen Inhalten wie Kemmler et al. (2018), dagegen inkludierte diese Forschergruppe auch Beiträge, welche Sportler als Zielgruppe einschlossen; auch für diese Zielgruppe konnten Leistungssteigerungen festgestellt werden<sup>[21]</sup>. Filipovic et al. (2015, 2016) untersuchten den Einfluss eines mehrwöchigen GK-EMS Trainings auf unterschiedliche Leistungsparameter (Maximalkraft an der Beinpresse, Linearsprints, Sprunghöhe, Schusskraft, usw.) sowie Anthropometrie und Blutparameter bei männlichen Profi-Fußballern (4. Liga) und konnten in vielen der Zielgrößen signifikante Verbesserungen durch GK-EMS feststellen, vor allem in Bezug auf leistungsspezifische Parameter wie Maximalkraft (bis zu +22.4 %) sowie Schussgeschwindigkeit (+9.9 km/h) und Sprunghöhe beim Squat Jump (+2.9 cm)<sup>[14; 66]</sup>. Den Einfluss einer mehrwöchigen GK-EMS Intervention auf Ausdauersportler, respektive Läufer, untersuchten Amaro-Gahete et al. (2018). Im Vergleich zur aktiven Kontrollgruppe, welche ein paralleles Lauftraining absolvierte, verbesserte sich die GK-EMS Gruppe nach 6-wöchiger Intervention mit einer Trainingseinheit pro Woche in ihrer  $VO_{2max}$ , der Sauerstoffaufnahme an den ventilatorischen Schwellen VT1 und VT2, der Laufökonomie sowie der vertikalen Sprunghöhe signifikant<sup>[67]</sup>. In einer weiteren Untersuchung konnte dieselbe Forschergruppe mittels eines modularisierten Stimulationsprogramms, welches eine Variation der Impulsfrequenz (12-60 Hz) und Impulsdauer (4-30 Sekunden) sowie der durchgeführten Trainingsinhalte (Variation der RPE durch hoch intensive Intervalle während der Trainingseinheit) umfasste, signifikant höhere Leistungssteigerungen im Vergleich zu einem traditionellen, nicht

modulierten GK-EMS Training bei identischer Trainingshäufigkeit generieren<sup>[48]</sup>.

Wirtz et al. (2019) analysierten in einer Mini-Meta-Analyse fünf eigens durchgeführt GK-EMS Untersuchungen an insgesamt 112 Probanden (GK-EMS Gruppen:  $21.5 \pm 3.3$  Jahre, 39 männlich, 19 weiblich; Kontrollgruppen:  $21.0 \pm 2.3$  Jahre, 37 männlich, 17 weiblich) mit moderater Krafttrainingserfahrung ( $> 2$  Jahre mit  $> 2$  Trainingseinheiten pro Woche) und einem sportlichen Hintergrund in Sportarten, deren Leistungsprofil Sprint- sowie Sprungbelastungen beinhaltet (z.B. Basketball, Fußball, Handball). Im Vergleich zu den Kontrollgruppen konnten keine bzw. vernachlässigbare Unterschiede in der Leistungssteigerung der Maximalkraft der unteren Extremitäten sowie der Sprungleistung durch eine zusätzliche GK-EMS Stimulation festgestellt werden, wohingegen die Sprintleistung durch zusätzliche GK-EMS Anwendung verbessert werden konnte<sup>[24]</sup>.

Auf Grundlage der dargestellten Reviews und Studien ist festzustellen, dass weitestgehend alle Altersklassen und Geschlechter untersucht wurden. Die Trainingsinhalte sowie Leistungssteigerungen sind je nach Alter, verwendetem Trainingsprotokoll und Diagnostiken zwar grundlegend unterschiedlich, allerdings konnte das Training mit allen Probanden durchgeführt werden, was die universelle Anwendbarkeit des GK-EMS bestärkt. In den Publikationen 1 und 2 sowie 4 und 5 wurden Zielgruppen untersucht, welche mit den dargestellten Zielgruppen der Reviews übereinstimmen und somit als adäquat zur Durchführung eines GK-EMS Trainings angesehen werden können. Es wurden insgesamt 117 Personen im Alter von  $24.5 \pm 0.5$  Jahren, einem Gewicht von  $74.6 \pm 3.1$  kg und einer Größe von  $175.5 \pm 2.1$  cm ohne Vorerkrankungen und Kontraindikationen untersucht, von denen 103 (59 männlich, 44 weiblich) nach Drop-outs in die Auswertung aufgenommen werden konnten. Keiner der Drop-outs wurde direkt mit dem GK-EMS oder seiner Anwendbarkeit bei der Person assoziiert, alle waren auf anderweitige Gründe wie Verletzungen (nicht hervorgerufen durch die GK-EMS Anwendung), persönliche Gründe oder Krankheit zurückzuführen<sup>[53; 54; 56; 57]</sup>, wodurch die

Anwendbarkeit bzw. Verträglichkeit des GK-EMS bei allen Probanden gegeben war.

Ein Probandengut, das allerdings in bisherigen Untersuchungen vernachlässigt wurde, sind heranwachsende Jugendliche, weswegen die Publikationen 6 und 7 sich mit dieser Zielgruppe beschäftigt haben. Im konventionellen Krafttraining existiert seit vielen Jahren die Debatte über das Für und Wider der Anwendung von Krafttraining bei Heranwachsenden. Vorrangig wurden oftmals mögliche negative Auswirkungen auf das Wachstum oder Verknöcherungen argumentativ verwendet, um ein Krafttraining in diesen Altersklassen zu kritisieren, ebenso wie das Ausbleiben einer Leistungssteigerung sowie ein erhöhtes Verletzungsrisiko<sup>[68; 69]</sup>.

Der in Publikation 6 untersuchte Radsportler (17 Jahre) sowie die in Publikation 7 untersuchten Fußballer (15-17 Jahre) werden nach Fröhlich et al. (2019) in die Entwicklungsstufe der zweiten puberalen Phase eingestuft, welche männliche Jugendliche im Alter zwischen 14 bis 19 einbezieht. In diesem Alter wird die Empfehlung eines eher umfangs- als intensitätsorientierten Trainings gegeben, es kommt erst darauffolgend zu einer uneingeschränkten Trainierbarkeit im Übergang zum frühen Erwachsenenalter mit 18-20<sup>[18; 70]</sup>. Lloyd et al. (2015) beschreiben ein Modell zur Entwicklung der körperlichen Leistungsfähigkeit von sportlich aktiven Kindern und Jugendlichen, auf deren Grundlage das Training des in Publikation 6 und 7 untersuchten Probandengutes vorrangig durch eine Verwendung von leichten bis moderaten Lasten sowie sportartspezifischem Krafttraining charakterisiert ist<sup>[71]</sup>. Methodisch sollte das Krafttraining bei Kindern und Jugendlichen in seiner Komplexität langsam aufbauen, sowohl inhaltlich in Bezug auf die Spezifität der Übungsauswahl, als auch auf die verwendeten Widerstände sowie Spezifika der trainierten Muskelgruppen<sup>[72; 73]</sup>. Die Intensitätssteuerung kann hierbei nach Faigenbaum et al. (2014) anhand subjektiver Skalen mit einer Belastung von RPE 7 (Skala 1-10) stattfinden, eine Steigerung sollte eher über die Erhöhung der Wiederholungszahl anstatt über die Lasterhöhung erfolgen<sup>[72; 74; 75]</sup>.

Da das GK-EMS Training eine hochintensive Belastung darstellt, mussten vor allem bei dem jüngeren Probandengut in Studie 7 besondere Sicherheitsmaßnahmen vorgenommen werden, um eine mögliche Überlastung und somit einen negativen Einfluss des GK-EMS auf den Organismus zu vermeiden und potenzielle Risiken frühzeitig zu erkennen. Aus diesem Grund wurden parallel zum Training Kontrollen der CK im Kapillarblut durchgeführt, da dies nachweislich einen Indikator der muskulären Überlastung darstellt und somit eine objektive Möglichkeit zur Überprüfung des Gesundheitszustandes aufgenommen werden konnte. Bei Überschreiten eines vorher festgelegten Grenzwertes von 1000 u/l (Enzymeinheit pro Liter) wurde das Training pausiert und erst nach Unterschreitung des Grenzwertes fortgesetzt<sup>[58]</sup>.

Wie im konventionellen Krafttraining wurden die Jugendlichen schrittweise an die Belastung des GK-EMS herangeführt. Nach einer initialen Impulsgewöhnung, welche jeder Studienteilnehmer vor Beginn der Intervention durchführen musste, erfolgte der Einstieg in das GK-EMS zuerst mit der Erklärung sowie sicheren Ausführung aller Übungen und erst dann eine Steigerung der Belastungsintensität anhand einer subjektiven Skala. Die Vermeidung von Überlastungen sowie mentalen Überforderungen stand hierbei im Vordergrund, um negative körperliche Auswirkungen zu vermeiden und einen uneingeschränkten Wettkampfbetrieb zu gewährleisten. Sowohl bei dem untersuchten Radsportler als auch bei den Fußballern konnten signifikante Leistungssteigerungen festgestellt werden, die Anwendbarkeit des GK-EMS war also auch hier unter Beachtung besonderer Spezifika parallel zum normalen Trainingsbetrieb ohne Einschränkungen möglich. Die Publikationen 6 und 7 stellen somit nach Kenntnis des Autors die ersten Untersuchungen einer GK-EMS Intervention mit Jugendlichen dar.

## Zusammenfassung

Zusammenfassend kann konstatiert werden, dass grundsätzlich mit allen Altersklassen, mit denen auch ein reguläres Krafttraining möglich ist, ein GK-EMS Training durchgeführt werden kann. Bei Jugendlichen herrscht im konventionellen Krafttraining eine langjährige Diskussion über die Effektivität bzw. sichere Anwendbarkeit des Trainings, welche auch für das GK-EMS als Krafttrainingsform grundlegend gilt. Die Publikationen 6 und 7 haben gezeigt, dass sowohl in einer Individualsportart, als auch im Mannschaftssport eine sichere Integration des GK-EMS in die Trainingsroutine möglich ist und klare Verbesserungen in unterschiedlichen Bereichen, sei es zur gezielten Leistungssteigerung oder zur Verbesserung von Rückenschmerzen, durch das Training erreicht werden können. Leistungssteigerungen können ebenfalls in weiteren Altersklassen durch ein GK-EMS Training erzielt werden. Vor allem erscheint das Training aber sehr förderlich für Zielgruppen, welche aufgrund von Immobilität, Adipositas oder partiellen Einschränkungen der Beweglichkeit ein konventionelles Training nicht absolvieren können, da GK-EMS eine unwillkürliche Kontraktion der Muskulatur ohne Gelenkbelastung durch ein zusätzliches Gewicht hervorruft und daher auch bei Patienten in liegender Position durchgeführt werden kann<sup>[62]</sup>.

Diese breite Anwendbarkeit charakterisiert das GK-EMS als effektive, zeitsparende und universell einsetzbare Trainingsmethode. Auf Grundlage der gewählten Zielgruppe und deren Charakterisierung (Altersklasse, potenzielle Vorerkrankung, Freizeitsportler, Leistungssportler mit hohem Trainingsumfang usw.) gibt es ergänzend weitere Faktoren, welche zur sicheren und effektiven Trainingsgestaltung beim GK-EMS beachtet und individuell angepasst werden müssen, wie im folgenden Kapitel genauer erläutert wird.



## Stimulationsparameter

Die beim GK-EMS Training verwendeten Stimulationsparameter sind einer der maßgeblichen Unterschiede zum konventionellen Krafttraining und ebenso ein Faktor, welcher die Effektivität, Anwendbarkeit sowie Akzeptanz des Trainings bei unterschiedlichen Zielgruppen beeinflussen kann. Die Kombination der Stimulationsparameter miteinander sowie die Komplexität ihrer effektiven Anwendung bei differenzierter Modulation erschwert die systematische Integration eines GK-EMS Trainings in bestehende Trainingsroutinen. Die Publikationen 1-5 haben sich aus diesem Grund mit unterschiedlichen Schwerpunkten in Bezug auf die verwendeten Stimulationsparameter befasst, im Vordergrund stehen hierbei die beim GK-EMS verwendete Impulsstärke und die Bestimmung eines individuellen Maximums, potenzielle Einflussfaktoren auf das Maximum sowie die Modulation der beim Training applizierten Stimulationsfrequenz zur Überprüfung der Effektivität bei identischen Personengruppen. In den folgenden Kapiteln wird auf beide Stimulationsparameter eingegangen und deren Verwendung sowie die potenzielle Variabilität genauer erläutert.

### Impulsstärke

Die Impulsstärke ist ein Maß zur Intensitätsangabe beim GK-EMS Training und wird bislang mittels subjektiver Intensitätsregulation anhand von RPE-Skalen bestimmt. Ein möglicher Ansatz der Systematisierung des GK-EMS ist eine objektive Trainingssteuerung durch die Bestimmung der individuellen maximalen Intensitätstoleranz.

Beim konventionellen Krafttraining reguliert die Verwendung unterschiedlicher Gewichte die Trainingsintensität, welche sich oftmals an dem individuellen 1RM orientieren. Im Gegensatz dazu wird beim GK-EMS Training kein individuelles, willkürlich zu überwindendes Gewicht definiert, da der Impuls unwillkürlich auf die Muskulatur einwirkt und somit eine Kontraktion sowie einen nachfolgenden Trainingsreiz generiert,

sondern die individuelle Impulsstärke für jede stimulierte Muskelgruppe so angepasst, dass simultan eine submaximale bis maximale Belastung aller stimulierter Muskeln möglich ist. Die gewählte Impulsstärke beeinflusst somit die maximale unwillentliche Kontraktion der Muskulatur, wohingegen im konventionellen Krafttraining von einer maximalen willentlichen Kontraktion (maximum voluntary contraction, MVC), bzw. dem 1RM gesprochen wird. Bei willentlichen Kontraktionen ist es schwierig, regelmäßig 100 % der MVC zu generieren; selbst Athleten benötigen ein hohes Maß an Leistungsfähigkeit und Motivation, um 100 % der MVC abrufen zu können oder sich auch nur an das Maximum anzunähern<sup>[22]</sup>. GK-EMS Training hingegen kann durch die unwillkürliche Kontraktion > 100 % der MVC der Muskulatur hervorrufen, was ebenso mit einem erhöhten metabolischen Bedarf als auch mit einer potenziellen Erhöhung der individuellen CK-Werte einhergehen kann. Beim GK-EMS Training hängt die gewählte Impulsstärke zwar ebenfalls von der Motivation der Zielgruppe sowie der individuellen Schmerzgrenze und Leistungsfähigkeit ab, es kann allerdings schneller zu einer Überlastung der Muskulatur und potenziellen Schädigungen kommen, da nicht willentlich ein Gewicht überwunden werden muss, sondern ein unwillentlich auf die Muskulatur applizierter Impuls eine Kontraktion bewirkt<sup>[6; 22; 76; 77]</sup>.

Im konventionellen Krafttraining wird das 1RM als Goldstandard zur Bestimmung der maximalen Muskelkraft unter Nicht-Laborbedingungen bezeichnet<sup>[78-80]</sup>. Ebenso existieren weitere Verfahren um die maximale Muskelkraft abzuschätzen bzw. Trainingsintensitäten zu bestimmen<sup>[81-83]</sup>. Das 1RM hat sich in der Vergangenheit bewährt und findet nach wie vor in der Trainingspraxis Gebrauch. Anhand dieses 1RM werden darauffolgend zielorientierte Trainingsintensitäten abgeleitet, abhängig von der Trainingsintension und vom angestrebten Leistungszuwachs (z.B. Steigerung der Maximalkraft: 80-100 % 1RM, 1-4 Wiederholungen; Hypertrophietraining: 60-85 % 1RM, 6-20 Wiederholungen)<sup>[84-87]</sup>. Diese deduktive Herangehensweise der Bestimmung von Trainingsintensitäten im konventionellen Krafttraining unterliegt autorenspezifischen Varianzen, wodurch die verwendeten prozentualen Angaben sowie

Wiederholungszahlen zwar oftmals keinen einheitlichen Konsens finden und variieren können, die Methodik in der Bestimmung aber dennoch verwendet wird<sup>[87; 88]</sup>.

Wie in Publikation 1 festgestellt wurde, dauert es beim GK-EMS mehrere aufeinanderfolgende Trainingseinheiten bis man die individuelle, maximal tolerierbare Impulsstärke erreichen kann, was identisch zur Bestimmung des 1RM im konventionellen Krafttraining scheint, bei dem ebenfalls aufeinanderfolgende Untersuchungen zur eindeutigen Ermittlung notwendig sind<sup>[89-91]</sup>. Dies kann in der Komplexität des Trainings sowie neuronalen Anpassungen an das GK-EMS Training begründet sein<sup>[54]</sup>. Bisher wird die Impulsstärke beim GK-EMS Training anhand subjektiver Belastungsskalen definiert, welche von Faktoren wie Tagesform, Flüssigkeits- und Hormonhaushalt sowie motivationalen Aspekten abhängig sind und die identischen objektiven Trainingswerte zur systematischen Trainingsgestaltung wie im konventionellen Krafttraining mittels genauer Gewichtbestimmung nicht reproduzieren können<sup>[34; 54; 92]</sup>. Diese induktive Bestimmung der Trainingsintensität anhand von subjektiven Belastungsskalen findet allerdings auch im konventionellen Krafttraining eine breite Anwendung und ist für manche Anwender die praktikablere Möglichkeit. Das subjektive Belastungsempfinden scheint einer mangelnden Validität bei einer krafttrainingsunerfahrenen Zielgruppe zu unterliegen, woraus eine individuell zu geringe Intensität resultieren kann und somit der entstehende Trainingsreiz zur Leistungssteigerung unter Umständen nicht ausreichend ist<sup>[20; 93-95]</sup>. Beim GK-EMS gibt es zwar erste Ansätze zur Intensitätssteuerung anhand eines vorher bestimmten Maximums, hierbei konnten allerdings keine genauen Angaben zur Wirkweise sondern nur zur sicheren, dynamischen Ausführung der Übungen gegeben werden<sup>[23; 96]</sup>. Eine objektive Bestimmung der Trainingsintensität beim GK-EMS Training scheint sowohl aus Sicht der Effektivität und Systematik, als auch aus Sicherheitsaspekten zur Vermeidung von Überlastung und Muskelschädigungen eine sinnvolle Erweiterung des bisherigen GK-EMS Trainings zu sein und könnte zu einer ganzheitlichen, effektiven und gesundheitsprotektiven Belastungssteuerung beitragen.

Die Intensitätssteuerung mittels deduktiver Herangehensweise durch Ableitung eines individuellen Maximums vorzunehmen könnte allerdings auch, vor allem beim konventionellen Gebrauch des GK-EMS Trainings, die Praktikabilität sowie die Anwendbarkeit erschweren. Im konventionellen Krafttraining existiert die Diskussion über die „richtige“ Bestimmung der Belastungsintensität schon seit mehreren Jahren. Die Bestimmung der Intensität sowie Wiederholungszahl anhand eines Maximums basiert auf der Untersuchung von Zatsiorsky und Kulik (1965), welche bei Gewichthebern einen Zusammenhang zwischen der Wiederholungszahl und verwendetem Hantelgewicht beim Bankdrücken feststellen konnten<sup>[88; 97]</sup>. Darauf aufbauend wurden in weiteren Untersuchungen Trainingsempfehlungen ausgesprochen, welche spezifische Krafttrainingsziele anhand der realisierbaren Wiederholungszahlen bei submaximalen Intensitäten definierten<sup>[85]</sup>. Der Rückschluss von der Maximalkraft auf submaximale Wiederholungszahlen unterliegt allerdings starken Schwankungen durch Faktoren wie den Gesundheitszustand sowie Leistungszustand der trainierenden Person oder die durchgeführte Übung an sich und sollten nach Auffassung einiger Autoren nicht generalisiert werden<sup>[20; 98; 99]</sup>. Des Weiteren ist die Verwendung von maximalen Lasten und somit die Ermittlung des individuellen 1RM nicht mit jeder Zielgruppe möglich, da in Bereichen wie dem gesundheitsorientierten Krafttraining oder in der Rehabilitation keine maximalen Lasten bewegt werden können und somit die Ableitung von Trainingslasten anhand des Maximums nicht möglich ist<sup>[100]</sup>. Ein potenzieller Lösungsansatz hierzu könnte die Vorhersage des 1RM anhand anthropometrischer Parameter sein, wonach anschließend ebenfalls Trainingsbereiche abgeleitet werden können. Untersuchungen hierzu konnten enge Zusammenhänge der Maximalkraft zu der Gesamtkörper- sowie der Muskelmasse feststellen und zogen aus diesem Grund aus diesen Parametern Rückschlüsse auf die Maximalkraft bzw. das 1RM. Dieser Ansatz ist in seiner Genauigkeit der Vorhersage, vor allem in Bezug auf heterogene Gruppen ohne leistungssportlichen Hintergrund, zwar noch mit einer teilweise hohen Fehlerquote verbunden, bildet jedoch im konventionellen Krafttraining eine Möglichkeit ab, das 1RM bei bestimmten Zielgruppen zu bestimmen<sup>[101; 102]</sup>. Ebenso wie die

Bestimmung eines Pendants zum 1RM existiert ein solches Vorgehen zum aktuellen Zeitpunkt im GK-EMS noch nicht, weswegen Publikation 2 sich aufbauend auf der Bestimmung eines individuellen Maximums in Publikation 1 mit dem Zusammenhang von Geschlecht sowie anthropometrischen Merkmalen zur maximal tolerierbaren Impulsstärke beschäftigt hat<sup>[53]</sup>. Dies wäre ein Ansatz, welcher hauptsächlich im kommerziellen GK-EMS Bereich aufgrund seiner leichten Ermittlung anhand existierender anthropometrischer Faktoren Anwendung finden könnte, da keine aufwendigen maximalen Testungen durchgeführt werden müssen, welche für die trainierende Zielgruppe überfordernd sein könnten. Beim GK-EMS fungieren die körpereigenen Strukturen als in Reihe geschaltete Widerstände, da der Stromimpuls verschiedene Haut- und Gewebeschichten sowie weitere Strukturen durchdringen muss. Die angelegte Spannung wird dadurch auf die einzelnen Widerstände aufgeteilt, weswegen die Effektivität des GK-EMS theoretisch von Faktoren wie Hautfaldendicke, Gesamtwiderstand des Körpers, körpereigener Fettmasse sowie fettfreier Masse abhängig sein könnte und die Bestimmung dieser Parameter somit ein Ansatz zur Bestimmung der individuellen maximalen Impulsstärke bietet. In Publikation 2 konnten allerdings keine Zusammenhänge zwischen den genannten Parametern und der maximalen Impulsstärke festgestellt werden<sup>[53]</sup>. Vorangehende Studien zu dieser Thematik generierten bislang sehr divergierende Ergebnisse und konnten nur teilweise Aussagen über Zusammenhänge von einzelnen Parametern zur maximalen Impulsstärke treffen. Ebenso variierten die Art der Bestimmung dieses Maximums sowie das verwendete Probandengut stark<sup>[76; 77; 103-106]</sup>. Eine mögliche Lösung dieses Problems wäre die gezielte Analyse der einzelnen Parameter anhand unterschiedlicher Zielgruppen. In Publikation 2 wurde ein weitgehend homogenes Probandengut beider Geschlechter (38 Männer:  $23.4 \pm 2.4$  Jahre,  $181.8 \pm 6.6$  cm,  $80.4 \pm 8.8$  kg; 14 Frauen:  $24.9 \pm 3.9$  Jahre,  $167.8 \pm 5.1$  cm,  $65.8 \pm 7.9$  kg) untersucht und Faktoren wie sportliche Vergangenheit, absolute Muskelmasse oder Somatypen als Kovariaten nicht berücksichtigt. Leistungssportler sowie adipöse Personen, welche eine völlig andere Zielgruppe darstellen, könnten in der identischen Untersuchung zu anderen Ergebnissen

gelangen, weswegen der Einfluss anthropometrischer Faktoren auf die maximale Impulsstärke sowie im nächsten Schritt die potenzielle Ableitung eines Maximums für das GK-EMS Training als Grundlage zur deduktiven Bestimmung von Trainingsintensitäten noch nicht genau definiert werden kann.

Zusammenfassend ist zu sagen, dass eine allgemeine Aussage über die „optimale“ Intensitätssteuerung eines GK-EMS Trainings zum aktuellen Zeitpunkt nicht gegeben werden kann. Leistungssportler, welche aufgrund ihres hohen Trainingsumfangs und der gezielten Systematisierung ihres Trainings auf genaue Aussagen zur Effektivität und Wirkweise der durchgeführten Inhalte angewiesen sind, könnten von einer systematischen Intensitätssteuerung anhand eines individuellen Maximums auch im GK-EMS stark profitieren und diese Trainingstechnologie somit in ihren Trainingsalltag aufnehmen. Im Freizeit- und Breitensport sowie in der gesundheitsorientierten Anwendung könnte diese Art der Intensitätsbestimmung hingegen zu Überforderungen führen sowie den zeitlichen Rahmen einer kommerziellen Anwendung übersteigen, weswegen die Steuerung mittels subjektiver Belastungsskalen praktikabler ist und sich in der Vergangenheit in der Anwendbarkeit und Steigerung der individuellen Leistungsfähigkeit bewährt hat<sup>[6; 14; 22]</sup>. Aufgrund der Komplexität des GK-EMS Trainings und dem potenziell hohen Gefährdungspotenzial durch übermäßig hohe Belastungen kann es für zukünftige Trainingsplanungen durchaus hilfreich sein, sowohl eine induktive als auch eine deduktive Bestimmung der Trainingsintensität je nach Zielgruppe einfließen zu lassen und die Impulsstärke anhand mehrerer Faktoren zu bestimmen, um ein effektives und sicheres Training zu gewährleisten.

## Impulsfrequenz

Ein weiterer Stimulationsparameter des GK-EMS, welcher in Publikation 3, 4 und 5 genauer untersucht wurde, ist die Impulsfrequenz. Die Impulsfrequenz bezeichnet die Anzahl der Impulse, welche pro Sekunde über die auf dem Körper angebrachten Elektroden auf die Muskulatur einwirken und somit eine Kontraktion auslösen<sup>[22]</sup>. Im GK-EMS wird meist eine Frequenz von 85 Hz verwendet, ein eindeutiger Konsens über einen „optimalen“ Frequenzbereich herrscht nicht. In einem Review von Filipovic et al. (2011) wurden bisher existierende EMS Studien nach ihren verwendeten Stimulationsparametern und der dementsprechenden Effektivität analysiert, Frequenzen um 76 Hz scheinen hieraus resultierend eine optimale Kraftentwicklung hervorzurufen<sup>[22]</sup>. Ein Zusammenhang zwischen verwendeter Frequenz und Kraftentwicklung im Muskel wurde als Force-Frequency-Relationship (FFR) nachgewiesen und lässt somit die Anwendung höherer Frequenzen beim GK-EMS als vorteilhafter im Gegensatz zu niedrigeren Frequenzen erscheinen, da eine höhere Kraftentwicklung in der Muskulatur während des Trainings größere Kraftzuwächse generiert<sup>[107]</sup>. Die Applikation eines dementsprechenden Frequenzbereiches im GK-EMS scheint also plausibel, allerdings beruhen die Ergebnisse nicht rein auf Untersuchungen mit GK-EMS sondern in weiten Teilen auf Anwendungen der lokalen EMS. Diese Überlegung gab den Anstoß zu Publikation 3, bei der anhand eines isolierten Triceps-Surae-Muskels einer Labormaus die Längenveränderung durch Applikation unterschiedlicher Stimulationsfrequenzen (20, 60, 85 und 100 Hz) überprüft wurde. Hierbei konnten maximale Längenveränderungen des isolierten Muskels in ex vivo Umgebung bei einer Frequenz von 20 Hz festgestellt werden. Auf Basis der Annahme, dass frequenzabhängig eine differenzierte Stimulation unterschiedlicher Muskelfasern stattfindet, in Kombination mit der festgestellten maximalen Längenveränderung des isolierten Muskels bei 20 Hz in Publikation 3, wurde die Trainingsstudie konzipiert und durchgeführt, auf der Publikation 4 und 5 basieren.

Die Leistungssteigerungen nach einem 10-wöchigen GK-EMS Training eines untrainierten, gesunden Probandengutes unterschieden sich trotz

unterschiedlicher Impulsfrequenzen (20 Hz vs. 85 Hz) bei ansonsten identischen Trainingsinhalten in Publikation 4 nicht, weswegen die Annahme des Frequenzeinflusses auf die Leistungssteigerung nicht bestätigt werden konnte<sup>[56]</sup>. Publikation 5 deutet zwar auf einen Gruppenunterschied zwischen den verwendeten Frequenzen hin, allerdings konnten auch hier klare Leistungssteigerungen der 20 Hz Gruppe festgestellt werden, welche in Teilen der Parameter deutlicher waren als die der 85 Hz Gruppe (z.B. Rumpfextension)<sup>[57]</sup>. Der signifikante Gruppenunterschied könnte im Gegensatz zu Publikation 4 in einer unterschiedlichen Auswertungsroutine begründet sein und sollte somit zunächst als Indiz für einen potenziellen Unterschied gedeutet werden, nach Auffassung des Autors kann dieser allerdings aufgrund der divergierenden Ergebnisse der Publikationen 4 und 5 nicht allgemein übertragen werden.

Wie in der Erklärung der Stimationsparameter beschrieben existieren Annahmen über die Stimationsanfälligkeit unterschiedlicher Muskelfasertypen aufgrund der applizierten Frequenz. Frequenzen unter 50 Hz sollen darauf aufbauend vermehrt ST-Fasern, Frequenzen von 50-120 Hz vermehrt FT-Fasern stimulieren, was eine frequenzabhängige Leistungssteigerung in verschiedenen Bereichen vermuten lässt<sup>[49]</sup>. Diese Annahme konnte von Gregory und Bickel (2005) widerlegt werden, die Autoren sprechen beim EMS Training von einer nicht-selektiven, synchronen Rekrutierung der motorischen Einheiten, was eine simultane Stimulation aller Muskelfasertypen unabhängig der applizierten Frequenz auch bei niedriger Kraftentwicklung bedeutet<sup>[43]</sup>. Bei Willkürkontraktionen werden die motorischen Einheiten üblicherweise basierend auf ihrer Größe stimuliert, zuerst die kleinen, langsamen Einheiten, welche die Kontraktion von ST-Fasern bedingen und aufbauend darauf bei höherer Kraftentwicklung die größeren, schnelleren Einheiten, welche für die Kontraktion der FT-Fasern verantwortlich sind. Diese Rekrutierungsreihenfolge der motorischen Einheiten bei Willkürkontraktionen wird auch als Henneman'sches Größenprinzip bezeichnet, welches allerdings auch im konventionellen Krafttraining in seiner allgemeinen Gültigkeit vereinzelt auf Kritik stößt<sup>[108; 109]</sup>. Beim GK-EMS Training scheint es zu einer nicht



synchronen Rekrutierung der motorischen Einheiten zu kommen, sodass frühzeitig eine Stimulation schnellerer Typ-II Fasern stattfindet. Dies geschieht aufgrund der größeren Axone der größeren motorischen Einheiten und deren niedrigerer Reizschwelle im Vergleich mit den kleineren Axonen der kleineren motorischen Einheiten, welche eine höhere Reizschwelle aufweisen. Ebenso die Positionierung der größeren Axone nahe der Hautoberfläche bedingt eine frühzeitige Stimulation dieser positiv, weshalb keine vorwiegende Stimulation bestimmter Muskelfasern basierend auf der gewählten Frequenz begründet werden kann<sup>[33; 41; 42]</sup>.

Die Kraftentwicklung in der Muskulatur aufgrund der gewählten Frequenz (FFR) könnte allerdings ein ausschlaggebender Faktor zur Auswahl dieser sein. Mit zunehmender Frequenz steigt durch Aufsummierung der Einzelimpulse die Kraftentwicklung immer weiter an, bis es zu einer maximalen Summation und einer daraus resultierenden Bildung eines Kraftplateaus kommt. Größere Kraftentwicklungen in der Muskulatur bedingen aber auch eine erhöhte metabolische Beanspruchung sowie schnellere Ermüdung und können somit nicht für eine unbegrenzte Zeit aufrechterhalten werden<sup>[39; 110]</sup>. Die Wahl einer optimalen Frequenz scheint somit sowohl von der Effektivität in Bezug auf die entstehende Kraftentwicklung als auch der daraus resultierenden Ermüdung abhängig zu sein. Ob dieses optimale Verhältnis nun bei 30-50 Hz<sup>[39]</sup>, 60 Hz<sup>[110]</sup> oder einem Bereich um 76 Hz<sup>[22]</sup> liegt, kann nicht eindeutig beantwortet werden. Ebenso scheint das Alter einen Einfluss auf die FFR zu haben, was allerdings bisher nur lokal (Nervus ulnaris) an einem Probandengut über 80 Jahren im Vergleich zu 20-29 Jährigen und nicht in Bezug auf GK-EMS bestätigt werden konnte<sup>[111]</sup>. Ein möglicher Ansatz zur Wahl einer optimalen Stimulationsfrequenz beim GK-EMS könnte die Variation dieser innerhalb einer einzelnen Trainingseinheit sein, da die Ermüdung der Muskulatur auf unterschiedliche Ursachen zurückzuführen zu sein scheint. Niedrigere Frequenzen (20 Hz) bewirken eine metabolische Ermüdung auf Grundlage der Veränderung des verfügbaren Calciums in der Muskulatur, wohingegen die Ermüdung bei Verwendung von höheren Frequenzen (80 Hz), hauptsächlich der extrazellulären Ionenkonzentration sowie einer verminderten Ausbreitung des Aktionspotenzials zugeschrieben wird<sup>[112-</sup>

<sup>114]</sup>. Die Applikation einer variierenden Frequenzabfolge in Form eines doublet- oder triplet frequency trains könnte dieser Ermüdung entgegenwirken. Hierbei wird die Belastungsphase (z.B. 4 Sekunden) mit zwei oder drei höherfrequenten Impulsen begonnen (z.B. 80 Hz), gefolgt von niederfrequenten Impulsen (z.B. 20 Hz) bis zum Ende der Impulsdauer. Ein weiterer Vorteil in der Frequenzvariation scheint im Rekrutierungsmuster der motorischen Einheiten zu liegen. Bei der Elektromyostimulation erfolgt die Rekrutierung der motorischen Einheiten synchron und nicht selektiv, was eine durchgehende kontraktile Aktivität und eine dementsprechend schnellere Ermüdung generiert<sup>[43; 112]</sup>. Eine Modulation dieses Rekrutierungsmusters könnte nach Bickel et al. (2011) durch Veränderung der Impulsfrequenz hervorgerufen werden, da hierdurch die natürliche Rekrutierung der motorischen Einheiten bei einer willkürlichen Kontraktion imitiert wird und daraus eine verzögerte Ermüdung resultiert<sup>[115-117]</sup>. Diese Ergebnisse basieren zwar auf Erkenntnissen der lokalen EMS, zur Verzögerung der Ermüdung und damit einhergehend einer Ausweitung der Sicherheit und Planbarkeit sollten die bestehenden Untersuchungen allerdings im GK-EMS Kontext erweitert werden<sup>[48; 118; 119]</sup>. Ob eine Variation der Stimulationsfrequenz in der Trainingsplanung oder eine variierende Applikation innerhalb einer Trainingseinheit nun einen maßgeblichen Einfluss auf die Leistungssteigerung durch das durchgeführte Training haben bleibt zum aktuellen Zeitpunkt unbeantwortet. Eine Stimulationsfrequenz von 85 Hz hat sich bei unterschiedlichen Zielgruppen bewährt und keine nachweisbaren negativen Einflüsse gehabt, weswegen die Verwendung einer Stimulationsfrequenz in diesem Bereich als adäquat angesehen werden kann<sup>[6; 12; 14; 25; 56; 57; 66]</sup>. Sollte die Systematisierung des GK-EMS aber weitreichender auf den leistungssportlichen Alltag und eine hohe allgemeine Trainingsbelastung angepasst werden, müssen Faktoren wie ein erhöhter metabolischer Bedarf bei steigender Frequenz, die mögliche Wechselwirkung von gewählter Impulsfrequenz und Impulsbreite sowie die potenzielle Variation der Impulsfrequenz während einer Trainingseinheit berücksichtigt und spezifisch miteinander in Relation gesetzt werden<sup>[56; 112; 120]</sup>.

## Zusammenfassung

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass die Wahl der Stimulationsparameter aufgrund der Spezifität des GK-EMS Trainings einen essenziellen Faktor darstellt, welcher bei der Trainingsplanung berücksichtigt werden sollte. Zentral konnte in den dieser Arbeit zu Grunde liegenden Publikationen in Kombination mit der darauffolgenden additiven Analyse folgender Erkenntnisgewinn generiert werden:

- Die Intensitätsbestimmung beim GK-EMS erfolgt zum aktuellen Zeitpunkt vorrangig induktiv anhand von RPE Skalen; zur genaueren Systematisierung des Trainings könnte eine deduktive Ergänzung anhand eines individuellen Maximums von Vorteil sein.
- Zusammenhänge zwischen der maximal tolerierbaren Impulsstärke und der Körperzusammensetzung können nicht bestätigt werden.
- Der Einfluss unterschiedlicher Impulsfrequenzen auf die Leistungssteigerung eines untrainierten, gesunden Probandengutes kann nicht eindeutig belegt werden, beide Frequenzen (20 und 85 Hz) scheinen eine adäquate Stimulation hervorzurufen.
- Eine Modulation der Stimulationsfrequenz während des Trainings könnte aufgrund der unterschiedlichen Ermüdungsmechanismen der Muskulatur durch die Wahl dieser einen möglichen Ansatz zur Generierung einer „optimalen“ Stimulationsfrequenz darstellen.

## Effektivität

Die Wahl der Stimulationsparameter scheint einen Einfluss auf die Effektivität des GK-EMS zu haben. Diese Effektivität kann allerdings nicht in einem allgemeinen Maß pauschalisiert werden, da die Differenzierung der Trainingsinhalte (z.B. aufgrund der zu trainierenden Zielgruppe) auch eine Veränderung in der Wirksamkeit des GK-EMS hervorruft. Des Weiteren stellt die Diagnostik bzw. die Wahl der Zielparameter einen zentralen Faktor dar, über den die Effektivität des GK-EMS bestimmt wird. Eine effektive Trainingsdurchführung benötigt dementsprechend auch ein geeignetes Maß zur Überprüfung dieser, weswegen die Auswahl der diagnostischen Maßnahmen einen weiteren zentralen Inhalt des GK-EMS darstellt.

Tabelle 4 zeigt eine Übersicht der aufgenommenen Zielparameter der Publikationen mit Trainingsintervention (Publikationen 4-7) mit der dazugehörigen Leistungssteigerung in Prozent. Die Angaben bei Publikation 4 und 5 beziehen sich auf beide Interventionsgruppen (T20 und T85). Alle nicht-signifikanten Parameter sind durch kursive Schrift gekennzeichnet und werden in die Angabe der Absolutwerte (bei einzelnen Werten) sowie der Minimum-Maximum-Angabe (Min-Max) nicht mit aufgenommen, die Parameter werden lediglich zur Darstellung des Erkenntnisgewinns angegeben. Publikation 6 stellt hierbei aufgrund der Einzelfallbetrachtung und der dementsprechenden fehlenden statistischen Auswertung eine Ausnahme dar, die Werte fließen dennoch in die Min-Max-Angabe mit ein.

Tabelle 4: Prozentuale Steigerung der Zielparameter in den Publikationen 4-7

	Publikation 4	Publikation 5	Publikation 6	Publikation 7	Absolut Min - Max
Counter Movement Jump	9.5				9.5
Squat Jump	9.6 – 10.3				9.6 – 10.3
Drop Jump	13.0 – 14.1				
5 Meter Sprint	1.7				
10 Meter Sprint	1.0				
30 Meter Sprint	0.2 – 1.8				
Rumpfflexion	14.9 – 17.1	15.0 – 17.1	29.2	33.7	14.9 – 33.7
Rumpfextension	14.2 – 20.9	13.5 – 21.4	15.5	9.86	13.5 – 20.9
Drehmoment Flexion		15.9 – 18.3			18.3
Drehmoment Extension		14.4 – 26.6			14.4
Hüftadduktion				21.7	21.7
Hüftabduktion				8.4	
Knieflexion				20.7	20.7
Knieextension				31.4	31.4
Maximale Trittfrequenz			1.7		1.7
Mittelwert Wingate			0.4		0.4
Maximum Wingate			4.7		4.7
Anaerobe Leistung			8.1		8.1
Visuelle Analogskala (Schmerzbewertung)			54*		54*
Flèche lombaire <sup>1</sup>		-0.52 – 0.17*	-2.2*		-2.2*
Flèche cervicale		-0.21 – -0.53			
Rumpfneigung		30.5 – 35.1	64.3		64.3

Darstellung aller aufgenommenen Parameter der Studien 4-7, alle Werte sind angegeben in %; nicht signifikante Werte sind kursiv gekennzeichnet;

\*Prozentpunkte; <sup>1</sup>als Prozentsatz der Rumpfhöhe

Wie in Tabelle 4 zu sehen ist, haben sich die Publikationen 4-7 hauptsächlich mit den motorischen Fähigkeiten Kraft und Schnelligkeit beschäftigt und bilden zu einem großen Teil sportartspezifische Leistungsparameter ab, was nicht zuletzt auf die untersuchten Zielgruppen zurückzuführen ist. Die in den Publikationen 4-7 generierten Ergebnisse sind weitestgehend deckungsgleich mit der bestehenden GK-EMS Literatur, erweitern den Erkenntnisbereich allerdings um radsportspezifische Parameter (Publikation 6) sowie Haltungparameter (Publikationen 5 und 6), welche in vorangehenden Studien nicht untersucht wurden<sup>[6; 12; 14; 21; 22; 25]</sup>. Publikation 6 beschäftigt sich ergänzend hierzu mit dem subjektiv wahrgenommenen Rückenschmerz anhand einer Visuellen Analogskala (VAS), da der untersuchte Sportler zu Beginn der Intervention an starken Rückenschmerzen litt und dem GK-EMS positive Effekte auf Rückenschmerzen im Allgemeinen sowie unspezifische Rückenschmerzen im unteren Rücken zugeschrieben wird<sup>[12; 13; 24]</sup>.

Die Anwendung lokaler EMS Applikationen hat in vorangehenden Untersuchungen zu Leistungssteigerungen des CMJ (25.2 %), SJ (21.4 %) sowie des DJ (12 %) geführt, allerdings sind diese Ergebnisse aufgrund der Stimulationsprotokolle sowie der Trainingsinhalte nicht mit den Leistungssteigerungen einer GK-EMS Applikation vergleichbar<sup>[6]</sup>; die Befundlage zur Verbesserung von Sprungparametern durch GK-EMS ist im Vergleich zur lokalen EMS Anwendung sehr gering. Vergleichbare Studien wie die von Filipovic et al. (2016) oder Amaro-Gahete et al. (2018) konnten Leistungssteigerungen in den angegebenen Sprungparametern durch ein mehrwöchiges GK-EMS Training bei einem trainierten Probandengut (Fußballer und Läufer) beobachten (CMJ +4.4 %, SJ +4.2 %, Abalakov Jump +8.4 %), die Werte bleiben hingegen unter den in Publikation 4 hervorgerufenen Leistungssteigerungen, was nicht zuletzt auf den trainierten Zustand der Sportler zurückzuführen sein dürfte<sup>[14; 67]</sup>. Wirtz et al. (2016) generierten durch ein 6-wöchiges GK-EMS mit insgesamt 12 Trainingseinheiten eine Leistungssteigerung von 4.1 % beim SJ und 5.2 % beim CMJ, was in einer nachgesetzten Follow Up Testung nach 3 weiteren Wochen auf Werte von 8.7 % beim SJ und 7 % beim CMJ anstieg. In Publikation 4 wurde keine Follow Up Testung durchgeführt, die Ergebnisse

übersteigen schon nach der regulären Trainingsphase ohne darauffolgende Testung die bisher bekannten Leistungszuwächse<sup>[121]</sup>. Auffällig ist allerdings das Ausbleiben einer Verbesserung des DJ sowie der Sprintzeiten auf 5 Meter, 10 Meter und 30 Meter. Ein potenzieller Erklärungsansatz hierzu könnten die durchgeführten Übungen in der Trainingsintervention darstellen. Der DJ ist durch seinen reaktiven Charakter in Verbindung mit einer hohen Explosivität in der Bewegung nicht alltäglich und erfordert ein hohes Maß an Koordination sowie Konzentration. Der fehlende Übertrag der potenziellen Kraftzuwächse auf diese Bewegung könnte also auf die erschwerte Bewegungsausführung zurückzuführen sein, da bei dieser Sprungdiagnostik mehrere Aspekte kombiniert werden müssen<sup>[14]</sup>. Sprints sind des Weiteren in einem hohen Maß durch technische Komponenten wie eine maximale zyklische Bewegungsgeschwindigkeit gekennzeichnet, was trotz Kraftzunahme der für die Bewegung verantwortlichen Zielmuskulatur einen Erklärungsansatz für das Ausbleiben einer signifikanten Leistungssteigerung darstellen kann<sup>[122]</sup>. Betrachtet man im Vergleich hierzu ein hochtrainiertes Probandengut können zwar geringfügige Verbesserungen in der Sprintzeit festgestellt werden, diese Ergebnisse scheinen aber aufgrund der genannten Gründe nicht auf das breite Spektrum der GK-EMS Anwender übertragbar zu sein<sup>[14; 23]</sup>. Eine Bestärkung hierzu liefert Publikation 6, bei der nur eine geringfügige Steigerung der maximalen Trittfrequenz (zyklische Bewegung) zu erkennen war, allerdings die maximale sowie die anaerobe Leistung im Wingate Test deutlicher, wenn auch nur gering, angestiegen ist. Eine Integration bewegungsspezifischer Trainingsinhalte in Form von Sprints, Niedersprüngen oder fahrradspezifischen Bewegungen zur gezielten Verbesserung der Zielparame-ter in die GK-EMS Trainingsintervention könnte für zukünftige Untersuchungen dementsprechend ein möglicher Ansatz zu einer umfassenderen Leistungssteigerung sowie einem gezielten Kraftübertrag in die sportartspezifische Zielbewegung sein. Ebenso scheint eine zum Großteil dynamisch ausgelegte GK-EMS Trainingsintervention im Vergleich zu einer statischen Durchführung eine Verbesserung sportartspezifischer Leistungsparameter sowie den Übertrag des

Kraftgewinns in die angewandte Bewegung positiv zu bedingen und sollte daher, je nach Zielgruppe und Zielsetzung der Intervention, einer statischen Trainingsdurchführung vorgezogen werden<sup>[14; 123]</sup>.

Die am häufigsten im Kontext einer GK-EMS Trainingsintervention untersuchten Zielparameter sind Kraftparameter in Form von Maximalkraftmessungen. Sowohl für untrainierte Probanden als auch für Hochleistungsathleten konnten in vorangehenden Untersuchungen klare Leistungssteigerungen der Maximalkraft der unteren Extremitäten sowie der Rumpfmuskulatur festgestellt werden, was deckungsgleich zu den in Publikation 4 und 5 dargestellten Ergebnissen ist<sup>[13; 21; 60; 61; 65; 123]</sup>. Besonders hervorzuheben sind die Kraftsteigerungen der jugendlichen Zielgruppe der Publikationen 6 und 7.

Vor allem in der Entwicklungsphase wird Krafttraining bei Jugendlichen kontrovers diskutiert. Unabhängig von dieser Thematik spielt allerdings der Zeitaspekt eines zusätzlichen Krafttrainings neben dem sportlichen Trainingsalltag, der schulischen Ausbildung sowie der Persönlichkeitsentwicklung eine wichtige Rolle. GK-EMS scheint hier ein hocheffektiver sowie zeitsparender Faktor zur gezielten Leistungssteigerung zu sein, was in Kombination mit der guten Integrationsmöglichkeit in die Trainingsroutine von sowohl Individualsportlern (Publikation 6) als auch Mannschaftssportlern (Publikation 7) einen enormen Gewinn darstellt. Die in Publikation 7 festgestellten Kraftzuwächse lagen je nach Muskelgruppe zwischen 8.4 und 33.7 % in Bezug zum Ausgangswert, was auf Basis des hohen Leistungsstandes der untersuchten Zielgruppe (Regionalliga) außergewöhnlichen Leistungssteigerungen durch einen 10-wöchigen Trainingszeitraum bei nur einer zusätzlichen Trainingseinheit von 20 Minuten pro Woche entspricht. Bei erwachsenen Fußballern konnten Kraftzuwächse von 8.5 % bei der Beinbeugung sowie 15.1 % bei der Beinpresse festgestellt werden, was trotz dem Einbezug mehrerer Muskelgruppen durch die Übungsauswahl unter den in Publikation 7 generierten Kraftzuwächsen von 20.7 % der Knieflexion und 31.4 % der Knieextension bleibt<sup>[25]</sup>. Eine mögliche Ursache dieser vergleichsweise großen Differenz könnte im durchgeführten Interventionszeitraum begründet sein, da die aufgeführte Studie von Filipovic et al. (2019) nur 7



Wochen andauerte. Betrachtet man allerdings eine weitere Studie mit einem Interventionszeitraum von 14 Wochen mit je zwei EMS Applikationen pro Woche bei hochtrainierten erwachsenen Fußballern, bleiben die Kraftzuwächse von 22.4 % bei der Beinpresse dennoch unter den Steigerungen aus Publikation 7<sup>[14]</sup>. Weitere Untersuchungen beschäftigten sich ebenfalls mit Kraftzuwächsen der unteren Extremitäten durch eine mehrwöchige GK-EMS Applikation, die Ergebnisse überstiegen die in Publikation 7 generierten Leistungszuwächse nicht<sup>[23; 123; 124]</sup>.

Nicht nur in Bezug auf die Leistungssteigerung sind diese Ergebnisse von besonderer Bedeutung, sondern auch im Kontext der Verletzungsprophylaxe bei Jugendfußballern. Die Knieflexoren sind maßgeblich für den Schutz des Knies vor Rupturen des vorderen Kreuzbandes (ACL-Rupturen) verantwortlich, des Weiteren gehören diese Verletzungen zu den am häufigsten vorkommenden Verletzungen im Fußball und entstehen in über 70 % der Fälle ohne direkten Gegnerkontakt<sup>[125-127]</sup>. 92 % aller muskulären Verletzungen im Fußball betreffen die unteren Extremitäten, ebenso bedingen auftretende Dysbalancen der Muskulatur Verletzungen positiv, was eine intensive und ausgewogene Kräftigung der unteren Extremitäten nur noch wichtiger macht und somit essenziell scheint<sup>[125]</sup>. GK-EMS stellt hierzu einen effektiven und zeitsparenden Lösungsansatz dar, welcher zukünftig seine Berechtigung in der Anwendung im Jugendfußball finden sollte.

Signifikante Leistungssteigerungen der Rumpfflexion (14.9-33.7 %) und Rumpfextension (13.5-20.9 %) konnten in den Publikationen 4-7 ebenfalls beobachtet werden, was mit dem bisherigen Erkenntnisstand der bestehenden Literatur übereinstimmt bzw. deutlichere Verbesserungen bei dem untersuchten Probandengut aufzeigt. Diese Art der Diagnostiken werden vorrangig im rehabilitativen Kontext der GK-EMS Applikation verwendet und oftmals bei älteren Probanden durchgeführt, wie Untersuchungen von Weissenfels et al. (2019) oder Kemmler et al. (2018) zeigen<sup>[12; 24]</sup>. Eine schwache Rumpfmuskulatur kann durchaus auch Haltungsschwächen sowie auftretenden Rückenschmerz verstärken und schlimmstenfalls zu Leistungseinbußen bei lang andauernden Belastungen, z.B. einer langen Renndistanz auf dem Rennrad führen, was vor allem bei

dem Probanden in Publikation 6 eine Diagnostik dieser Parameter somit essenziell machte. Eine gut ausgebildete Rumpfmuskulatur ist bei sämtlichen sportlichen Bewegungen ein wichtiges Fundament zur Verletzungs- und Beschwerdepophylaxe<sup>[128]</sup>. Im offiziellen Rahmentrainingsprogramm des Bund Deutscher Radfahrer werden für die Altersklasse des in Publikation 6 untersuchten Sportlers 5-7 Einheiten pro Woche bei einer jährlichen Gesamtdauer von 660 Stunden und einer Gesamtstrecke von 17000 km empfohlen, zusätzlich werden ca. 3000 km in unterschiedlichen Rennen absolviert<sup>[129]</sup>. Ein zusätzliches Krafttraining zur Verbesserung von Haltungsschwächen oder muskulären Dysbalancen, welche oftmals durch die nach vorne gebeugte Körperhaltung beim Radfahren hervorgerufen werden, ist demnach im Kontext mit schulischen Verpflichtungen ebenfalls in Bezug auf die Zeitkomponente sehr kompliziert. Ein GK-EMS Training über einen 10-wöchigen Zeitraum konnte bei dem Radsportler deutliche Leistungssteigerungen der Rumpfflexion von 29.2 % und der Rumpfextension von 15.5 % hervorrufen und stellte keine Problematik in Bezug auf die Integration in den regulären Trainingsalltag dar. Besonders hervorzuheben ist hierbei die Verbesserung der Haltungparameter Flèche lombaire sowie der Rumpfneigung und damit einhergehend den subjektiv wahrgenommenen Rückenschmerzen, da die Korrektur von Haltungsschwächen sowie die Vermeidung von Rückenschmerzen, vor allem im Entwicklungsalter eines Jugendlichen, von hoher Priorität sind. Diese positiven Effekte konnten in Publikation 5 nur bedingt beobachtet werden, weswegen ein Einfluss des GK-EMS auf Haltungparameter zwar nicht auf die Allgemeinheit übertragen werden kann, in spezifischen Fällen allerdings ein durchaus probates Mittel zu sein scheint, um sowohl Leistung aufzubauen, als auch die Haltung sowie die wahrgenommenen Rückenschmerzen zu verbessern.

## Zusammenfassung

Zusammenfassend kann konstatiert werden, dass es viele unterschiedliche diagnostische Möglichkeiten zur Überprüfung der Effektivität einer GK-EMS Applikation gibt, welche je nach zu untersuchender Zielgruppe individuell angepasst werden müssen. Die in den Publikationen 4-7 untersuchten Parameter weisen zu einem großen Anteil signifikante Verbesserungen auf, eine Ergänzung der diagnostischen Mittel durch weitere physiologische Parameter (z.B. Blutparameter) sowie psychologische Fragebögen sollte in zukünftigen Studien allerdings in Betracht gezogen werden, um die Erkenntnisse auch in dieser Perspektive weiter auszubauen. Zentral konnte in den Publikationen folgender Erkenntnisgewinn generiert werden:

- Ein 8 bis 10-wöchiger Trainingszeitraum scheint eine adäquate Dauer einer GK-EMS Intervention zu sein, um bei unterschiedlichen Zielgruppen Leistungssteigerungen bei diversen Kraft- und Sprungparametern zu generieren.
- Der Übertrag der Kraftzuwächse auf sportartspezifische Bewegungen wie Sprints oder Niedersprünge scheint komplexer zu sein und könnte von den gewählten Trainingsinhalten abhängen.
- GK-EMS kann positive Einflüsse auf Haltungparameter sowie wahrgenommene Rückenschmerzen haben.
- GK-EMS ist auch mit jugendlichen Athleten durchführbar und stellt eine effektive Krafttrainingsform sowohl in Bezug auf Leistungssteigerungen als auch die Verletzungsprophylaxe dar.

## Zentrale Limitationen

In den dargestellten Publikationen 1-7 sowie der darauffolgenden additiven Analyse der Publikationen wurden bereits einige zentrale Limitationen des GK-EMS benannt und genauer erläutert. Zu diesen Limitationen zählen unter anderem:

- die fehlende objektive Bestimmung eines individuellen Maximums als Pendant zum 1RM im konventionellen Krafttraining zur objektiven Steuerung der Belastungsintensität.
- die fehlende Kontrolle der körperlichen Aktivität während eines Interventionszeitraumes durch Aktivitätsprotokolle, Schrittzähler oder weitere Maßnahmen, um die generierten Leistungssteigerungen nach einer Trainingsintervention auch dieser klar zuordnen zu können.
- die Anzahl der in den Publikationen untersuchten Personen. Vor allem in Bezug auf die Einzelfallstudie in Publikation 6 ist ein Übertrag der Ergebnisse auf die untersuchte Zielgruppe (jugendlich, Radsportler) zum aktuellen Zeitpunkt nicht uneingeschränkt möglich, eine Erweiterung der Stichprobengröße wäre notwendig.
- die fehlende zeitlich versetzte Nachfolgediagnostik zur Kontrolle der potenziell später eintretenden Leistungssteigerungen durch eine GK-EMS Intervention.
- die untersuchten Zielgruppen. Es wurden gesunde Probanden sowie Probanden mit sportlichem Hintergrund, allerdings keine Patienten untersucht, was eine Übertragbarkeit der Ergebnisse begrenzt.
- der Übertrag der Kraftzuwächse in eine sportartspezifische Bewegung trotz Steigerung der maximalen Kraftwerte.

Diese und weitere Limitationen sollen in den folgenden Kapiteln unter verschiedenen Gesichtspunkten aufgegriffen und erläutert werden.

## Gerätespezifik und Trainingsinhalte

In den vergangenen Jahrzehnten hat sich das in den dargestellten Publikationen untersuchte System „Miha Bodytec 2“ von Miha Bodytec als marktführend etabliert und findet in der Praxis weitläufige Anwendung, sowohl in Mikrostudios als auch im wissenschaftlichen Gebrauch. Aufgrund der Breite an Anbietern ist eine Vergleichbarkeit mit allen unterschiedlichen GK-EMS Geräten kompliziert, da nicht jeder Anbieter genaue Angaben über Aspekte wie ausgegebene Stromstärken oder Variationen der Impulsfrequenzen innerhalb der vorprogrammierten Trainingsprogramme liefert. Des Weiteren existieren Applikationen mit mittelfrequenter Stimulation, die allerdings in ihrer Wirkweise nur bedingt mit GK-EMS, bei der ein niederfrequenter Impuls verwendet wird, vergleichbar sind. Ebenso erschwert die Benutzung eines kabelgebundenen Systems (Miha Bodytec 2) im Vergleich zu existierenden Bluetooth basierten Geräten eine uneingeschränkte Übertragbarkeit der generierten Ergebnisse auf die allgemeine Praxis in jedem Bereich. Trotz der differenzierten technischen Komponenten verschiedener GK-EMS Geräte können bei Einhaltung der Sicherheitskriterien sowie einer zur Verfügung gestellten Transparenz der individuellen Variabilität und Anwendung der Stimulationsparameter generierte Ergebnisse im GK-EMS allerdings mit unterschiedlichen Geräten repliziert werden.

Die verwendeten Stimulationsparameter bzw. die Vergleichbarkeit der im GK-EMS verwendeten Protokolle ist eine weitere zentrale Limitation, die sich allgemein auf das GK-EMS beziehen lässt. In den vorliegenden Publikationen wurde sich zwar zu einem großen Teil an den gängigen Stimulationsparametern orientiert, aber auch bewusst (Publikation 4 und 5) eine Erweiterung bzw. Veränderung dieser vorgenommen, um etwaige Unterschiede in der Anwendung in Bezug auf die Steigerung der Leistungsfähigkeit feststellen zu können. Ebenso stellt die subjektive Bestimmung der Belastungsintensität eine zentrale Limitation im GK-EMS dar, da diese Bestimmung der Intensität maßgeblich von motivationalen Faktoren sowie der Tagesform abhängt und eine gleichbleibende Beanspruchung nicht garantiert werden kann, selbst wenn es zum aktuellen

Zeitpunkt die adäquateste Möglichkeit zur Regulierung der Belastungsintensität darstellt.

Die Untersuchungen wurden als Laboruntersuchungen durchgeführt und unterliegen somit einer hohen internen Validität durch weitgehende Vermeidung externer Störfaktoren, was allerdings die externe Validität verringert<sup>[130]</sup>. Bei unnatürlichen Untersuchungsbedingungen kann daher die Repräsentativität abnehmen und eine Übertragbarkeit auf die Grundgesamtheit wird erschwert. In den durchgeführten Untersuchungen wurden weitestgehend realitätsnahe Bedingungen in Form von Trainingsumfeld, Betreuungsrelation sowie Übungsinhalten geschaffen, um die externe Validität zu erhöhen. Dies begünstigt zwar eine bessere Übertragbarkeit auf die Grundgesamtheit, externe Einflussfaktoren können aber in der Anwendung im Feld differenzierte Einflüsse auf die Leistungssteigerung nehmen.

## **Probandenkollektiv**

Das untersuchte Probandenkollektiv der Publikationen 1 und 2 sowie 4 und 5 unterlag einer weitestgehend ausgeglichenen Geschlechterverteilung (59 männlich, 44 weiblich). Es wurden insgesamt 103 Personen ( $24.5 \pm 0.5$  Jahre,  $74.6 \pm 3.1$  kg,  $175.5 \pm 2.1$  cm) ohne Vorerkrankungen und Kontraindikationen in die Analysen aufgenommen. Anhand der Einschlusskriterien wurden allerdings Personen über 40 Jahren ausgeschlossen wodurch diese Alterskohorte, welche eine zentrale Zielgruppe im GK-EMS darstellt, nicht untersucht werden konnte. Die Publikationen 6 und 7 beinhalten des Weiteren nur männliche Probanden unter 18 Jahren mit sportartspezifischem Hintergrund, was eine Ausweitung der Interpretation auf die Grundgesamtheit beider Geschlechter erschwert. Publikation 6 verfolgte die Zielsetzung, anhand einer Einzelfallbetrachtung Erkenntnisse über die Anwendbarkeit und Effektivität von GK-EMS im Radsport zu gewinnen. Hierbei wurde nur ein einzelner männlicher Proband untersucht; dies erschwert den Übertrag auf die Grundgesamtheit, dient jedoch als Anhaltspunkt für aufbauende

Untersuchungen und lässt positive Tendenzen in diesem Bereich vermuten. Eine Erweiterung der durchgeführten Trainingsinterventionen mit einem umfassenderen Probandenkollektiv wäre somit notwendig, um die generierten Ergebnisse uneingeschränkt übertragen zu können.

### **Allgemeine Limitationen des GK-EMS**

Unabhängig der bisher aufgeführten, in den Publikationen integrierten Limitationen, existieren allgemeine Limitationen des GK-EMS Trainings, auf die im Folgenden Bezug genommen werden soll.

Eine dieser Limitationen stellt die Heterogenität der Untersuchungsmethodik in den bisher durchgeführten GK-EMS Studien dar. Wie in den vorigen Kapiteln genauer erläutert wurde, ist das Zusammenspiel der einzelnen Stimulationsparameter sowie deren Auswahl von vielen Faktoren abhängig und kann einen essenziellen Einfluss auf die Effektivität des Trainings nehmen. Die methodische Vorgehensweise divergiert jedoch in den bisher durchgeführten Untersuchungen teilweise so stark, dass eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse untereinander nur bedingt möglich ist<sup>[22]</sup>. Eine Vereinheitlichung der methodischen Durchführung wäre somit zur Zentralisierung des Erkenntnisgewinns wünschenswert, aufgrund der unterschiedlichen Zielsetzungen sowie diagnostischen Möglichkeiten der durchführenden Autorengruppen scheint die Realisierung dieses Ansatzes allerdings eine große Problematik darzustellen.

Die Verwendung unterschiedlicher Stimulationsprotokolle sowie Trainingsinhalte ist nicht zuletzt auf die Genese des GK-EMS aus der lokalen Applikation heraus zu begründen, weswegen dieser Faktor sowohl einen großen Vorteil als auch eine weitere Limitation darstellt. Viele der bestehenden Erkenntnisse zur lokalen EMS wurden in die GK-EMS übertragen und konnten auch hier positive Effekte hervorrufen. Die Grundlagenforschung über das Zusammenspiel unterschiedlicher Einflussfaktoren, der einzelnen Stimulationsparameter zueinander sowie weiteren inhaltlichen Aspekten blieb hier allerdings in Teilen aus und wurde partiell aus der lokalen Applikation übernommen. Dies ist zwar

zulässig und sehr praktikabel, Aspekte wie die Intensitätssteuerung anhand eines objektiven Parameters oder die Wahl einer „optimalen“ Impulsfrequenz, abgestimmt auf weitere physiologische Komponenten und Trainingsinhalte, sowie die Wechselwirkung dieser einzelnen Faktoren zueinander scheinen dadurch in der Genese des GK-EMS, zumindest teilweise, nicht ausreichend berücksichtigt worden zu sein.

Eine langzeitliche Betrachtung des GK-EMS mit differenziertem Fokus auf unterschiedliche Teilaspekte wurde bislang nicht durchgeführt, weswegen z.B. Aussagen in Bezug auf die Anwendung unterschiedlicher Periodisierungsmodelle (z.B. lineare- oder wellenförmige Periodisierung) zum aktuellen Zeitpunkt noch nicht möglich sind. Die lineare Periodisierung unterliegt in ihrem Ablauf generell einer steigenden Belastungsintensität bei abnehmendem Belastungsvolumen und wird in ihren Inhalten in 5 grundlegende Phasen unterteilt, nämlich Muskelaufbauphase (Hypertrophy), Kraftphase (Strength), Schnellkraftphase (Power), Wettkampfphase (Peaking) und Übergangsphase (Active rest)<sup>[131-133]</sup>. Diese Strukturierung wäre zwar prinzipiell auch im GK-EMS anhand des subjektiven Belastungsempfindens denkbar, genaue Angaben über die resultierende objektive Belastungsintensität sowie Aspekte wie Serien oder Wiederholungszahlen und damit einhergehend die physiologischen und morphologischen Reaktionen der Muskulatur können im GK-EMS dagegen nicht gegeben werden, da die unterschiedlichen Belastungsbereiche mit ihren Wirkweisen noch nicht genau genug erforscht sind. Die Variation des subjektiven Belastungsempfindens und damit verbunden die lineare Steigerung der Intensität über einen längeren Zeitraum wäre zwar durchaus möglich, eine genaue Aussage zur Effektivität einer solchen Periodisierung kann für das GK-EMS zum momentanen Zeitpunkt nicht gegeben werden und limitiert somit die praktische Anwendung in Bezug auf den systematischen, langfristigen und zielgerichteten Leistungsaufbau. Dies gilt ebenso für die wellenförmige Periodisierung, bei der hochfrequent sowohl Volumen als auch Intensität variiert werden, um eine Anpassung des Körpers an die Belastung zu verhindern<sup>[133-135]</sup>.



Untersuchungen zu einer langzeitlichen Leistungs- oder Gesundheitsentwicklung durch GK-EMS sind ebenfalls selten. Einzelne Studien untersuchen den Einfluss längerfristiger GK-EMS Anwendungen auf sarkopenische Adipositas bei älteren Frauen (26 Wochen)<sup>[52]</sup>, vergleichen GK-EMS mit hochintensivem Krafttraining bei untrainierten Männern (16 Wochen)<sup>[63]</sup> oder beobachten die Entwicklung der Maximalkraft und Schnelligkeit von Fußballern (18 Wochen)<sup>[14]</sup>. Ein Großteil der GK-EMS Untersuchungen behandelt allerdings kürzere Trainingszeiträume von bis zu 14 Wochen<sup>[21-23]</sup>, wohingegen im konventionellen Krafttraining mehrjährige Studien mit umfangreichen Zielparametern bereits an den unterschiedlichsten Zielgruppen durchgeführt wurden<sup>[136-141]</sup>.

Unabhängig von der inhaltlichen Strukturierung sowie der langfristigen Anwendung des GK-EMS Trainings ist die Häufigkeit der durchzuführenden Trainingseinheiten pro Woche nicht eindeutig geklärt und kann somit als limitierender Faktor in der Trainingsplanung angesehen werden. Aktuelle Sicherheitsrichtlinien empfehlen eine mehrtägige Regenerationsphase von bis zu 4-6 Tagen (je nach Trainingserfahrung) nach einer GK-EMS Einheit<sup>[27; 28]</sup>, eine Strukturierung der Trainingshäufigkeit findet hierbei anhand der sicheren Anwendung statt und richtet sich in den Empfehlungen eher an den konventionellen Anwendungsbereich. Betrachtet man nun die aus der Trainingshäufigkeit resultierenden Leistungssteigerungen, so findet man im GK-EMS zum aktuellen Zeitpunkt keinen direkten Vergleich über die Relation von Anzahl und Effektivität der Trainingseinheiten zueinander. Zwar wurden Untersuchungen mit variierenden Trainingshäufigkeiten durchgeführt, aufgrund unterschiedlicher Stimulationsprotokolle sowie Trainingsinhalte konnte allerdings kein direkter Effektivitätsvergleich zwischen der Anzahl der Trainingseinheiten pro Woche gezogen werden, wohingegen im konventionellen Krafttraining dieser Aspekt (z.B. in Bezug auf die Veränderung der Maximalkraft) schon umfangreich analysiert wurde<sup>[142]</sup>.

Allgemein scheint es in der Trainingsplanung, Trainingsdurchführung sowie Systematisierung des GK-EMS Trainings noch weitreichende Limitationen zu geben. Die Annäherung der Stimulationsprotokolle unterschiedlicher Anwender zueinander sowie die gezielte Untersuchung

essenzieller Themenbereiche wie Periodisierungsmöglichkeiten und Langzeiteffektivität durch zukünftige Untersuchungen könnte jedoch zum besseren Verständnis sowie weiteren Umsetzungs- und Anwendungsmöglichkeiten des GK-EMS positiv beitragen.

## V. Das 4-Faktoren-Modell des GK-EMS Trainings

In den aufgeführten Publikationen sowie der Darstellung der behandelten Hauptaspekte der vorliegenden Arbeit wird klar, dass sich alle Komponenten des GK-EMS gegenseitig beeinflussen können. Faktoren wie Trainingsgestaltung, Wahl der Stimulationsparameter oder auch Evaluation der Effektivität scheinen maßgeblich voneinander abzuhängen, weswegen zur sicheren, effektiven Trainingsplanung alle Faktoren berücksichtigt und aufeinander abgestimmt werden sollten. Die in der Synopsis veröffentlichten Publikationen behandeln vorwiegend drei Teilbereiche des GK-EMS, nämlich die zu trainierenden Zielgruppe, die gewählten Stimulationsparameter und die Effektivität des durchgeführten Trainings. Ein vierter Bereich, welcher eine wichtige Rolle spielt, ist die Sicherheit bei der Durchführung des Trainings, sowohl in Bezug auf die inhaltliche Konzeption als auch alle weiteren Aspekte (z.B. Vorerkrankungen), die den Trainierenden beeinflussen können.

Medial werden vorrangig negative Erfahrungsberichte und Einzelfälle von Trainierenden mit schwerwiegenden gesundheitlichen Komplikationen aufgrund fehlerhafter Anwendung rund um das GK-EMS Training dargestellt und oftmals die positiven Aspekte des Trainings weniger berücksichtigt. Zur Vermeidung von gesundheitsschädlichen GK-EMS Anwendungen wurden aus diesem Grund essenzielle Sicherheitsrichtlinien sowie eine DIN-Norm erstellt, welche sowohl die Durchführung des Trainings als auch den Anspruch an das bereitstellende Unternehmen sowie die notwendigen Qualifikationen des Trainers definieren<sup>[2; 27]</sup>. Ebenso sind hier die Kontraindikationen für ein Training in der kommerziellen Anwendungsumgebung sowie die Gruppengröße, mit der ein Training durchgeführt werden darf, klar geregelt. Dies dient der sicheren Anwendung des GK-EMS sowie der Vermeidung von individuellen Fehlern mit gesundheitsschädlichen Konsequenzen durch das Schaffen einer einheitlichen Basis, sowohl aus theoretischer als auch praktischer Perspektive. Betrachtet man nun abgesehen vom kommerziellen Kontext

das GK-EMS Training, so kann es grundlegend mit jeder Person durchgeführt werden, unterliegt allerdings je nach Zielgruppe und individuellen Faktoren besonderen Anforderungen und Voraussetzungen. So hatten die Sicherheitskriterien in Publikation 6 und 7 eine besondere Gewichtung, da hier mit minderjährigen Leistungssportlern gearbeitet wurde und die sichere Anwendung des GK-EMS zur systematischen Steigerung der Leistungsfähigkeit einer besonderen Sorgfaltspflicht seitens des Trainers sowie der studienbetreuenden Forscher bedurfte. In allen in der Synopsis dargestellten Untersuchungen wurde die Sicherheit und das gesundheitlich unbedenkliche Durchführen eines GK-EMS Trainings stets mit großer Sorgfalt behandelt. Alle relativen sowie absoluten Kontraindikationen wurden vor der ersten Impulsgewöhnungseinheit ausgeschlossen, die Trainierenden bekamen eine intensive und ausführliche Einweisung in die Trainingsform, die Betreuung erfolgte durchgehend mit höchstmöglicher Achtsamkeit durch qualifizierte Trainer. Vor allem bei minderjährigen Jugendlichen gilt eine besondere Aufmerksamkeit zum Schutz der Gesundheit, weswegen in Publikation 7 eine CK-Kontrolle begleitend zum Training durchgeführt wurde, um bei etwaigen Erhöhungen der Werte die notwendigen regenerativen Maßnahmen oder einen absoluten Trainingsstopp zur Vermeidung einer Überlastung einzuleiten. Dies sind nur beispielhafte Maßnahmen, welche in Abhängigkeit von der Zielgruppe angepasst werden sollten. Ebenso sind die Trainingsinhalte sowie die diagnostischen Maßnahmen zur Überprüfung der Effektivität zielgruppenabhängig zu definieren und können keiner vereinheitlichten Handlungsanweisung unterliegen. Es sollten also, abgesehen von den allgemeinen Sicherheitsaspekten (DIN-Norm, Strahlenschutzverordnung, Kontrolle der Kontraindikationen, Trainerschulung etc.), situationsabhängig weitere, spezifische Sicherheitsaspekte ergänzt und zielgruppenabhängig adjustiert werden, sei es in Form von Regenerationsfragebögen (z.B. Erholungs-Belastungs-Fragebogen Sport<sup>[143]</sup>), zusätzlichen Ernährungs- und Aktivitätsprotokollen oder spezifischen Blut- bzw. Urinalysen zur Kontrolle physischer Reaktionen und potenzieller Überlastungen.

Auf der Grundlage des Erkenntnisgewinns aus den Publikationen 1-7 wurde folglich das „4-Faktoren-Modell des GK-EMS Trainings“ erstellt (Abbildung 6). Die in der Synopsis diskutierten Stimulationsparameter werden in der dargestellten Abbildung in dem Faktor *Trainingsinhalte* eingebunden, die Effektivität im Faktor *Diagnostik*. Die adressierte *Zielgruppe* sowie die *Sicherheit* stellen jeweils einen weiteren Faktor dar.

Jeder der vier Faktoren beinhaltet weitere Unterteilungen und Spezifika, welche je nach Ausprägung der anderen Faktoren mehr oder weniger zur Geltung kommen. Ebenso können variabel stets weitere Aspekte ergänzt oder reduziert werden, sollten sich neue Umstände, Zielgruppen oder Vorgaben zur Trainingsdurchführung ergeben. Das normative 4-Faktoren-Modell des GK-EMS sollte also nicht als statisches, sondern als dynamisches Leitbild zur Durchführung eines GK-EMS Trainings angesehen werden.

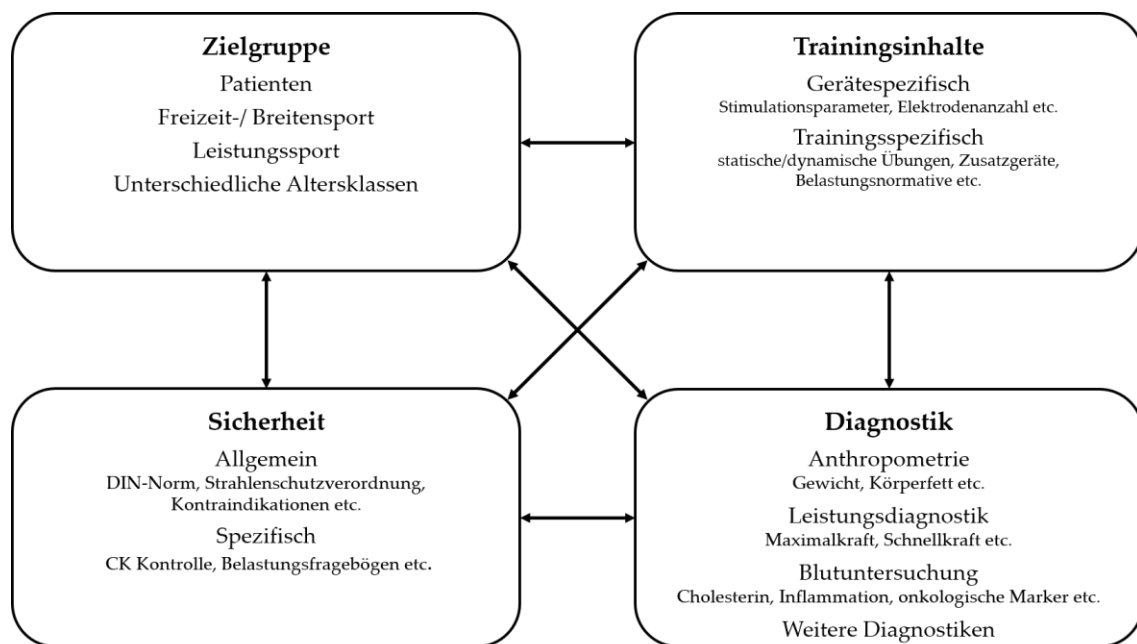


Abbildung 6: Das 4-Faktoren-Modell des GK-EMS

In der additiven Analyse der Publikationen sowie in diesem Kapitel wurden die Faktoren *Zielgruppe* und *Sicherheit* schon weitreichend analysiert und diskutiert. Der Faktor *Trainingsinhalte* beinhaltet alle im

GK-EMS durchgeführten Maßnahmen und Spezifika, sowohl gerätespezifisch als auch in Bezug auf die Durchführung.

Die Gerätespezifik stellt eine Besonderheit im GK-EMS dar. Die verwendeten Stimulationsparameter sind variabel wählbar und unterliegen keiner einheitlichen Anwendung. Viele Varianten von Impulsstärke, Impulsfrequenz und dazugehöriger Impulsdauer sind in vorangehenden Untersuchungen miteinander kombiniert worden, was die Vergleichbarkeit der einzelnen Protokolle trotz ihrer Effektivität verkompliziert. Eine subjektiv gesteuerte Impulsstärke von RPE 7-8 mit einer Frequenz von 85 Hz, einer Impulsbreite von 350  $\mu$ s und einem Duty Cycle von 50 % bei einer Trainingszeit von 20 Minuten zwei Mal wöchentlich mit dynamischen Trainingsinhalten ist beispielsweise für einen Leistungssportler adäquat. Ebenso ist die Benutzung zusätzlicher Elektroden oder Elemente wie Koordinationsleitern o.Ä. möglich. Dieses Protokoll sowie die Trainingsinhalte können allerdings nicht bei einem vorerkrankten Gesundheitssportler oder einem adipösen Patienten angewendet werden, da es zu Überforderung sowohl bei der Übungsausführung als auch der physischen Belastung kommen kann und dementsprechend die Sicherheit nicht mehr gewährleistet wäre. Jugendliche Athleten wiederum könnten dieses Training zwar mit großer Wahrscheinlichkeit durchführen, zusätzliche Sicherheitsmaßnahmen zur Überprüfung des physischen Wohlbefindens wären in diesem Kontext jedoch unabdingbar. Die im Modell dargestellten Faktoren stehen somit also in direktem Zusammenhang, bedingen sich gegenseitig und müssen stets an die aktuelle Gegebenheit angepasst werden. Die Wahl adäquater *Trainingsinhalte* basierend auf der *Zielgruppe* bedingt im direkten Umkehrschluss einen weiteren Faktor, die *Diagnostik*. Im Faktor *Diagnostik* werden alle diagnostischen Möglichkeiten zusammengefasst. Wie in Kapitel IV beschrieben gibt es unzählige Ergebnisparameter, auf die GK-EMS einen Einfluss haben kann, wie den prozentualen Körperfettanteil, Maximalkraft, Schnelligkeit, Sprungkraft, wahrgenommenes Schmerzempfinden oder auch onkologische und anderweitige Blutmarker. Die diagnostischen Maßnahmen können je nach Ziel der Trainingsintervention uneingeschränkt erweitert werden, sollten sich hierbei aber auch an der gewählten Zielgruppe sowie den

durchgeführten Trainingsinhalten orientieren. Die Durchführung einer Sprungdiagnostik wie in Publikation 4 ist z.B. ein adäquates Mittel bei einer gesunden, sportlichen Zielgruppe; andere Zielgruppen wie adipöse Patienten könnten hingegen körperlich nicht in der Verfassung sein, diese Diagnostik ordnungsgemäß durchzuführen oder generierte Kraftzuwächse in die Zielbewegung zu übertragen.

Unabhängig von der Zielgruppe sollte sich die gewählte Diagnostik auch an den Trainingsinhalten orientieren, da dynamische Trainingsinhalte sowie sportartspezifische Bewegungen beim GK-EMS einen differenzierten Übertrag in die Diagnostik von potenziellen Leistungssteigerungen ermöglichen könnten als eine primär mit statischen Inhalten konzipierte Trainingsintervention. Aus diesem Grund könnte eine umfassendere Diagnostik in Form von sportartspezifischen Bewegungen präzisere Auskünfte über den Einfluss des GK-EMS auf die Leistungsfähigkeit geben. Eine Rangfolge der Faktoren in Bezug auf ihre Wertigkeit zu treffen, scheint zum aktuellen Zeitpunkt aufgrund vieler offener Inhalte innerhalb der Faktoren noch nicht möglich. Faktoren wie die zu trainierende *Zielgruppe* oder die gewählte *Diagnostik* sind zwar umfassend erforscht, die genaue Abstimmung der *Trainingsinhalte* sowie, abhängig von der *Zielgruppe*, die benötigten weitergehenden Aspekte der *Sicherheit* bedürfen allerdings in zukünftigen Untersuchungen noch einer genaueren Betrachtung, um etwaige Problematiken in der Trainingsdurchführung zu vermeiden. Abbildung 7 zeigt ein Flussdiagramm des Ablaufs einer Trainingsintervention anhand des 4-Faktoren-Modells des GK-EMS.

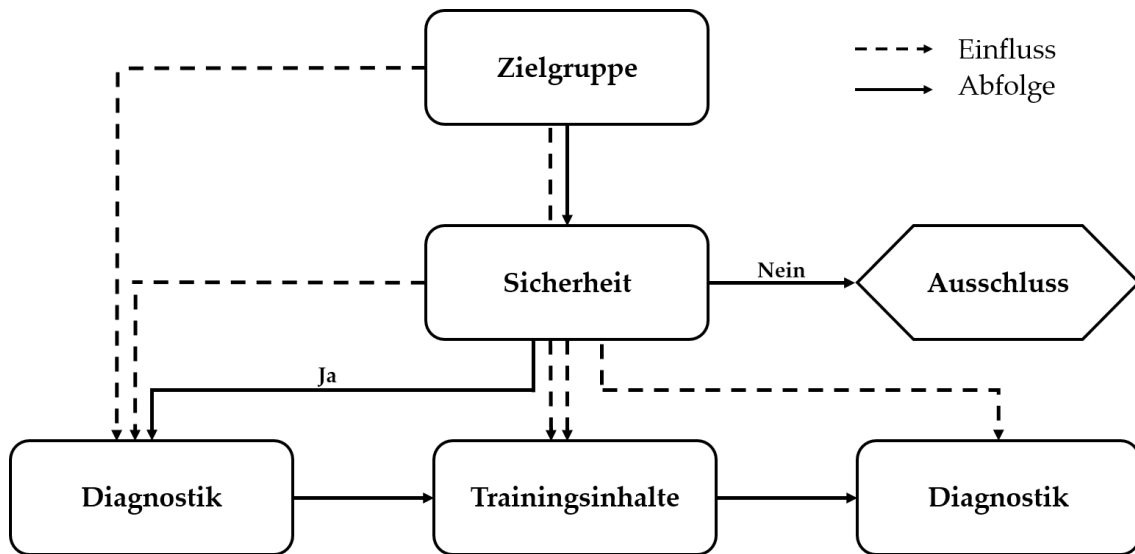


Abbildung 7: Praktische Anwendung des 4-Faktoren-Modells des GK-EMS

Die gewählte *Zielgruppe*, bzw. die individuell zu trainierende Person, steht zunächst am Anfang des Prozesses. Abhängig davon, ob im kommerziellen oder wissenschaftlichen Kontext trainiert wird, müssen unterschiedliche Aspekte des Faktors *Sicherheit* (z.B. Kontraindikatoren) überprüft werden. Sollte es hier zum Auftreten von Kontraindikationen oder weiteren Aspekten kommen, welche ein sicheres Training ausschließen oder eine Intervention nach den gegebenen Richtlinien und Normen nicht gewährleisten, kommt es zum Ausschluss der *Zielgruppe* bzw. der zu trainierenden Person. Sind alle sicherheitsrelevanten Aspekte gegeben folgt als nächstes die *Diagnostik*. Die Inhalte dieser werden variabel je nach *Zielgruppe* und Zielsetzung der Intervention gewählt, müssen aber an die Möglichkeiten und körperlichen Konstitutionen der Trainierenden angepasst werden; eine sichere Durchführung der Diagnostik muss gewährleistet sein. Ebenso unterliegt die darauffolgende Trainingsintervention den körperlichen Voraussetzungen der *Zielgruppe* sowie diversen Aspekten der *Sicherheit*, wie z.B. der adäquaten Anpassung der Stimulationsparameter (vor allem der Impulsstärke), einer angemessenen Übungsauswahl (statisch oder dynamisch) oder der Häufigkeit des Trainings, um eine ausreichende Regenerationszeit zu gewährleisten. Die abschließende Diagnostik evaluiert den Trainingserfolg und zeigt, ob die Intervention in Bezug auf die vorher ausgewählten diagnostischen



Parameter eine Veränderung hervorgerufen hat. Die Sicherheitsaspekte gelten an diesem abschließenden Punkt äquivalent zu der vor der Trainingsintervention durchgeführten Diagnostik.

Auffallend ist, dass dem Faktor *Sicherheit* in dieser Darstellung ein besonderer Stellenwert zukommt. Alle Prozesse, begonnen bei der Auswahl der *Zielgruppe* über die *Diagnostik* bis hin zum *Trainingsinhalt* werden davon geprägt, dass ein gesundheitlich unbedenkliches, sicheres Training durchgeführt werden kann. Somit kann festgehalten werden, dass zwar eine genaue Analyse der Wertigkeit der Faktoren noch nicht möglich ist, der Faktor *Sicherheit* allerdings stets präsent ist und in der Planung einer Trainingsintervention obligat erscheint.

Abschließend ist zu konstatieren, dass das beschriebene „4-Faktoren-Modell des GK-EMS“ einer stetigen Dynamik unterliegen muss; die Veränderung eines Faktors beeinflusst automatisch alle weiteren Faktoren und kann je nach Ausprägungsgrad eine Anpassung dieser bewirken. Grundlegend dient das Modell der Zusammenfassung aller für das GK-EMS essenziellen Aspekte, um eine Maximierung des Trainingserfolgs durch Kontrolle der Inhalte bei gleichzeitiger Minimierung des Risikos für den Trainierenden zu ermöglichen. Es kann somit als Leitbild zur sicheren, effektiven und zielführenden Anwendung eines GK-EMS Trainings betrachtet werden.

## VI. Fazit und Ausblick

GK-EMS Training ist eine hochintensive Trainingsform, die in den letzten Jahren sowohl im Freizeit- und Breitensport, als auch im Leistungssport vermehrt Anwendung gefunden hat. Aufgrund der Genese aus der lokalen Applikation sowie missbräuchlicher Anwendung in der Praxis und daraus resultierenden körperlichen Schädigungen sieht sich das GK-EMS allerdings sowohl inhaltlich als auch in der medialen Berichterstattung vor Probleme gestellt, welche zwecks dauerhafter Etablierung dieser Trainingstechnologie genauer analysiert werden müssen<sup>[2; 12; 27]</sup>.

Die vorliegende Synopsis und ihre enthaltenen Publikationen haben sich in ihren Inhalten mit drei großen Aspekten des GK-EMS Trainings beschäftigt, der Zielgruppe, den Stimulationsparametern sowie der Effektivität des Trainings. Die allgemeine Datenlage zu GK-EMS basiert partiell auf einer Vermischung mit der lokalen EMS, was eine allgemeine Aussage in Bezug auf gewisse Teilaspekte des Trainings sowie daraus abzuleitenden Schlussfolgerungen bislang erschwert hat<sup>[6; 22]</sup>. Ziel der Arbeit war es daher, die Grundlagenforschung des GK-EMS zu erweitern, die Effektivität des angewandten Trainings mit unterschiedlichen Zielgruppen zu evaluieren sowie eine Handlungsanweisung zur sicheren und effektiven Trainingsdurchführung in der Praxis zu geben.

Bislang wurde GK-EMS vorrangig mit volljährigen Personen durchgeführt, die Datenlage zur Anwendung bei Jugendlichen, unabhängig von ihrem sportlichen Hintergrund, war bislang nach Kenntnis des Autors unzureichend<sup>[21]</sup>. Unter Berücksichtigung der Kontraindikationen sowie den vorliegenden Sicherheitsaspekten und der dementsprechenden Sorgfaltspflicht an minderjährige Trainierende konnte in der vorliegenden Synopsis gezeigt werden, dass eine Integration des GK-EMS Trainings in die Trainingsroutinen eines Radsportlers sowie jugendlicher Elite-Fußballspieler möglich und effektiv ist. Unabhängig der generierten Leistungszuwächse, Verbesserung des körperlichen Wohlbefindens und verbesserter Verletzungsprophylaxe, die durch GK-EMS erreicht wurden,

konnte eine zeitsparende Trainingsalternative zur Steigerung der individuellen Leistungsfähigkeit von Individual- und Mannschaftssportlern angewandt werden, was unter Berücksichtigung der Summe an regulären Trainingseinheiten sowie schulischen Verpflichtungen in Bezug auf den Zeitaspekt von großem Vorteil für die jugendlichen Athleten ist<sup>[58; 59]</sup>. Die dargestellten Ergebnisse liefern des Weiteren die Basis für eine praktische Anwendung des GK-EMS bei jugendlichen Athleten weiterer Sportarten, hierbei ist die Einhaltung geltender Sicherheitsaspekte sowie die beschriebene Sorgfaltspflicht essenziell.

Durch die Entwicklung des GK-EMS aus der lokalen Anwendung heraus wurden viele inhaltliche Aspekte übernommen, was für die Praxis durchaus zulässig ist und ein effektives GK-EMS ermöglicht hat. Die Abstimmung der einzelnen Stimulationsparameter, sowohl individuell als auch in Wechselwirkung zueinander, stellt aber einen Faktor dar, der unabhängig der vorliegenden Ergebnisse in zukünftigen Untersuchungen genauer betrachtet werden sollte. Vor allem die Intensitätssteuerung ist hierbei ein zentraler Aspekt, da bislang subjektive Steuerungsmaße (RPE-Skala) der objektiven Kontrolle vorgezogen wurden<sup>[6; 14; 21; 22; 25]</sup>. Zur besseren Systematisierung sowie potenzieller Einbindung des GK-EMS in die Trainingsroutine von Sportlern sollten sich zukünftige Untersuchungen, aufbauend auf den hier dargestellten Ergebnissen, mit der Festlegung einer individuellen Intensitätstoleranz und anschließender Ableitung von prozentualen Trainingsbereichen beschäftigen, um im Optimalfall valide Aussagen über die genaue Wirkweise einer bestimmten Trainingsintensität in Bezug auf muskuläre Leistungszuwächse (z.B. Hypertrophietraining oder Maximalkrafttraining) geben zu können. Der Stimulationsparameter Frequenz scheint hierbei aufgrund des potenziellen Einflusses hoher Impulsfrequenzen auf die Ermüdung der Trainierenden ebenfalls eine ausschlaggebende Rolle zu spielen, was eine genauere Betrachtung der Frequenzmodulation während einer Trainingseinheit weiter in den Fokus zwecks Spezifizierung des GK-EMS Trainings rückt. Die Vereinheitlichung der Stimulationsprotokolle sowie der Trainingssteuerung zur besseren Vergleichbarkeit der GK-EMS Interventionen und somit auch der Effektivität anhand der generierten Ergebnisse stellt einen

weiteren Faktor der Systematisierung des GK-EMS dar. Ob und wenn ja wie diese Systematisierung allerdings einen direkten Einfluss auf die Effektivität des GK-EMS hat oder ob die bisher angewandten Stimulationsparameter, individuell und in Kombination, bereits das optimale Maß in Bezug auf die Effektivität darstellen kann nicht mit Sicherheit beantwortet werden.

Die Effektivität des GK-EMS konnte durch einen 8 bis 10-wöchigen Trainingszeitraum mit unterschiedlichen Zielgruppen anhand unterschiedlicher Zielparameter in der vorliegenden Synopsis belegt werden. Vor allem die Effektivität in Bezug auf Kraftparameter wurde in den Publikationen 4-7 bestätigt, was in vielerlei Hinsicht mit dem bestehenden wissenschaftlichen Kenntnisstand übereinstimmt<sup>[12; 21; 56-58]</sup>. Eine Problematik scheint hierbei der Übertrag der generierten Kraftzuwächse auf sportartspezifische Bewegungen zu sein, vorangehende Untersuchungen konnten in diesen Bereichen ebenfalls keine einheitlichen Ergebnisse generieren<sup>[14; 23; 25]</sup>. Zukünftige Trainingsinterventionen sollten sich daher bei der Wahl der Trainingsinhalte an dynamischen, sportartspezifischen Bewegungen aus der jeweiligen Sportpraxis orientieren, um einen potenziellen Übertrag der generierten Kraftzuwächse auch in die dementsprechende sportartspezifische Bewegung in Form von Sprüngen oder Sprints zu ermöglichen.

Aufbauend auf den in der Synopsis vorgestellten Publikationen und der additiven Analyse dieser wurde „Das 4-Faktoren-Modell des GK-EMS“ aufgestellt. Dieses Modell ist als dynamisches, variables Leitbild zur sicheren und effektiven GK-EMS Anwendung zu betrachten und dient der Maximierung des Trainingserfolgs bei gleichzeitiger Kontrolle der Inhalte und Minimierung des Gesundheitsrisikos für den Trainierenden. In der praktischen Anwendung kann dieses Modell zukünftig als Basis für die GK-EMS Trainingsplanung zum Einbezug essenzieller Teilaspekte verwendet werden, die Erweiterung des Modells auf Grundlage besonderer Anforderungen, Ziele der Trainierenden oder neuer Sicherheitsaspekte ist jederzeit möglich.

Zusammengefasst können aus dem Erkenntnisgewinn der hier vorliegenden Synopsis abschließend folgende Thesen aufgestellt werden:

- Die Intensitätssteuerung anhand subjektiver Skalen stellt zum aktuellen Zeitpunkt eine adäquate und praktikable Möglichkeit dar. Eine Trainingssteuerung anhand eines objektiven Maximums wäre allerdings förderlich für die systematische, planmäßige und zielgerichtete Durchführung des GK-EMS.
- Die Modulation der Impulsfrequenz während einer Trainingseinheit kann einer frühzeitigen Ermüdung des muskulären Systems durch differenzierte intramuskuläre Ermüdungsprozesse vorbeugen.
- Zur Steigerung der Leistungsfähigkeit in Bezug auf dynamische Bewegungen wie Sprint oder Sprünge sollten sportartspezifische, dynamische Trainingsinhalte gewählt werden, da diese einen Übertrag der generierten Kraftzuwächse in die Praxis positiv bedingen können.
- GK-EMS Training kann unter Einhaltung besonderer Sicherheitsaspekte (z.B. CK-Kontrolle) mit jugendlichen Athleten durchgeführt werden.
- GK-EMS Training ist eine effektive und zeitsparende Ergänzung der Krafttrainingsroutine jugendlicher Athleten unterschiedlicher Sportarten.

GK-EMS wird auch in den kommenden Jahren weiterhin eine polarisierende Trainingstechnologie darstellen. Eine dauerhafte Akzeptanz sowie Nutzung, sowohl im kommerziellen Bereich als auch im Leistungssport, kann jedoch nur durch Gewährleistung der körperlichen Unversehrtheit bei gleichzeitiger Leistungssteigerung der Trainierenden erfolgen, weshalb dieser Aspekt in der zukünftigen Trainings- und Studienplanung essenziell und immanent sein muss.

## Literaturverzeichnis

- [1] Spiegel. (1972). Kraft durch Strom. *Der Spiegel*, 16, 150.
- [2] Kemmler, W., Kleinöder, H. & Fröhlich, M. (2020). *Whole-body electromyostimulation: a training technology to improve health and performance in humans?* (Band 11). Lausanne: Frontiers Media SA.
- [3] Wenk, W. (2011). *Elektrotherapie*. Berlin: Springer.
- [4] Vogelmann, T. (2013). *Elektromyographische Muskelstimulation/Muskelaktivierung (EMS/EMA) im Leistungs-/Breitensport: Trainingseffekte im Vergleich zu konventionellem Training*. Hamburg: Diplomica Verlag.
- [5] Bossert, F.-P., Jenrich, W. & Vogedes, K. (2006). *Leitfaden Elektrotherapie: mit Anwendungen bei über 130 Krankheitsbildern*. München: Elsevier/ Urban&Fischer Verlag
- [6] Filipovic, A., Kleinöder, H., Dörmann, U. & Mester, J. (2012). Electromyostimulation—a systematic review of the effects of different electromyostimulation methods on selected strength parameters in trained and elite athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26 (9), 2600-2614.
- [7] Singer, K.P. (1986). The influence of unilateral electrical muscle stimulation on motor unit activity patterns in atrophic human quadriceps. *Australian Journal of Physiotherapy*, 32 (1), 31-37.
- [8] Strauss, G.R. & De Domenico, G. (1986). Torque production in human upper and lower limb muscles with voluntary and electrically stimulated contractions. *Australian Journal of Physiotherapy*, 32 (1), 38-49.
- [9] Selkowitz, D.M. (1985). Improvement in isometric strength of the quadriceps femoris muscle after training with electrical stimulation. *Physical Therapy*, 65 (2), 186-196.
- [10] Maffiuletti, N.A., Cometti, G., Amiridis, I.G., Martin, A., Pousson, M. & Chatard, J.C. (2000). The effects of electromyostimulation training and basketball practice on muscle strength and jumping ability. *International Journal of Sports Medicine*, 21 (6), 437-443.

- [11] Kemmler, W. & von Stengel, S. (2013). Whole-body electromyostimulation as a means to impact muscle mass and abdominal body fat in lean, sedentary, older female adults: subanalysis of the TEST-III trial. *Clinical Interventions in Aging*, 8, 1353-1364.
- [12] Kemmler, W., Weissenfels, A., Willert, S., Shojaa, M., von Stengel, S., Filipovic, A., et al. (2018). Efficacy and safety of low frequency whole-body electromyostimulation (WB-EMS) to improve health-related outcomes in non-athletic adults. A systematic review. *Frontiers in Physiology*, 9, 573.
- [13] Weissenfels, A., Teschler, M., Willert, S., Hettchen, M., Fröhlich, M., Kleinöder, H., et al. (2018). Effects of whole-body electromyostimulation on chronic nonspecific low back pain in adults: a randomized controlled study. *Journal of Pain Research*, 11, 1949.
- [14] Filipovic, A., Grau, M., Kleinöder, H., Zimmer, P., Hollmann, W. & Bloch, W. (2016). Effects of a whole-body electrostimulation program on strength, sprinting, jumping, and kicking capacity in elite soccer players. *Journal of Sports Science & Medicine*, 15 (4), 639.
- [15] Lloyd, R.S. (2018). Das motorische Entwicklungsmodell nach Lloyd – Ein Update. *Leistungssport*, 48 (5), 6-7.
- [16] Zinke, F., Prieske, O., Gäbler, M. & Granacher, U. (2018). Krafttraining im Nachwuchsleistungssport. *Leistungssport*, 48 (5), 10-13.
- [17] Behm, D.G. (2018). Effektive Gestaltung des Krafttrainings mit Kindern und Jugendlichen. *Leistungssport*, 48 (5), 14-16.
- [18] Fröhlich, M., Gießing, J. & Strack, A. (2019). *Krafttraining bei Kindern und Jugendlichen: Hintergründe | Trainingspläne | Übungen*. Marburg: Tectum.
- [19] Kemmler, W., Kohl, M. & S., V.S. (2016). Effects of high intensity resistance training versus whole-body electromyostimulation on cardiometabolic risk factors in untrained middle aged males. A randomized controlled trial. *Journal of Sports Research*, 3 (2), 44-55.
- [20] Eifler, C. (2017). *Intensitätssteuerung im fitnessorientierten Krafttraining: Eine empirische Studie* (Band 74). Baden-Baden: Tectum Wissenschaftsverlag.

- [21] Pano-Rodriguez, A., Beltran-Garrido, J.V., Hernández-González, V. & Reverter-Masia, J. (2019). Effects of whole-body electromyostimulation on health and performance: a systematic review. *BMC Complementary and Alternative Medicine*, 19 (1), 87.
- [22] Filipovic, A., Kleinöder, H., Dörmann, U. & Mester, J. (2011). Electromyostimulation—a systematic review of the influence of training regimens and stimulation parameters on effectiveness in electromyostimulation training of selected strength parameters. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25 (11), 3218-3238.
- [23] Wirtz, N. (2019). Effects of whole-body electromyostimulation on strength-, sprint-, and jump performance in moderately trained young adults: a mini-meta-analysis of five homogenous RCTs of our work group. *Frontiers in Physiology*, 10, 1336.
- [24] Weissenfels, A., Wirtz, N., Dörmann, U., Kleinöder, H., Donath, L., Kohl, M., et al. (2019). Comparison of whole-body electromyostimulation versus recognized back-strengthening exercise training on chronic nonspecific low back pain: a randomized controlled study. *BioMed Research International*, 2019.
- [25] Filipovic, A., DeMarees, M., Grau, M., Hollinger, A., Seeger, B., Schiffer, T., et al. (2019). Superimposed whole-body electrostimulation augments strength adaptations and type II myofiber growth in soccer players during a competitive season. *Frontiers in Physiology*, 10 (1187).
- [26] Kraemer, W.J. & Fry, A.C. (1995). Strength testing: development and evaluation of methodology. In P.J. Maud & C. Foster (Hrsg.), *Physiological assessment of human fitness* (S. 115-138). Champaign, Illinois: Human Kinetics.
- [27] Kemmler, W., Weissenfels, A., Willert, S., Fröhlich, M., Ludwig, O., Berger, J., et al. (2019). Recommended contraindications for the use of non-medical wb-electromyostimulation. *German Journal of Sports Medicine/Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 70 (11), 278-282.
- [28] Kemmler, W., Fröhlich, M., von Stengel, S. & Kleinöder, H. (2016). Whole-body electromyostimulation? The need for common sense! Rationale and guideline for a safe and effective training. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 67 (9), 218-221.
- [29] Teschler, M., Weissenfels, A., Bebenek, M., Fröhlich, M., Kohl, M., von Stengel, S., et al. (2016). (Very) high creatine kinase (CK) levels after whole-body electromyostimulation. Are there implications for health? *International Journal of Clinical and Experimental Medicine*, 9 (11), 22841-22850.



- [30] Teschler, M. & Mooren, F.C. (2019). (Whole-body) electromyostimulation, muscle damage, and immune system: a mini review. *Frontiers in Physiology*, 10.
- [31] Malatesta, D., Cattaneo, F., Dugnani, S. & Maffiuletti, N.A. (2003). Effects of electromyostimulation training and volleyball practice on jumping ability. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 17 (3), 573-579.
- [32] De Marées, H. (2003). *Sportphysiologie* (Band 9). Köln: Sportverlag Strauss.
- [33] Fehr, U. (2011). *Elektromyostimulation im Sport: Zur Optimierung des sportartspezifischen Krafttrainings am Beispiel Rudern*. Aachen: Shaker.
- [34] Vatter, J., Authenrieth, S. & Müller, S. (2016). *EMS Consulting and Training Manual*. Stuttgart: Glucker Kolleg.
- [35] Linke, W. (2019). Skelettmuskel. In R. Brandes, F. Lang & R.F. Schmidt (Hrsg.), *Physiologie des Menschen* (S. 131-148). Berlin: Springer.
- [36] Hallermann, S. & Schmidt, R.F. (2019). Erregungsübertragung von Zelle zu Zelle. In R. Brandes, F. Lang & R. Schmidt (Hrsg.), *Physiologie des Menschen*: Springer.
- [37] Frenkel, J., Knopp, U. & Winter, J. (2004). *Revolution der Elektrotherapie*. Wolfsheim/Rhh.: M.E.M. e.V.
- [38] aus der Fünten, K., Faude, O., Hecksteden, A., Such, U., Hornberger, W. & Meyer, T. (2013). Anatomie und Physiologie von Körper und Bewegung. In A. Güllich & M. Krüger (Hrsg.), *Sport. Das Lehrbuch für das Sportstudium* (S. 67-122). Berlin, heidelberg: Springer.
- [39] Glaviano, N.R. & Saliba, S. (2016). Can the use of neuromuscular electrical stimulation be improved to optimize quadriceps strengthening? *Sports Health*, 8 (1), 79-85.
- [40] Mendell, L.M. (2005). The size principle: a rule describing the recruitment of motoneurons. *Journal of Neurophysiology*, 93 (6), 3024-3026.
- [41] Enoka, R.M. (2002). Activation order of motor axons in electrically evoked contractions. *Muscle and Nerve*, 25 (6), 763-764.
- [42] Garnett, R. & Stephens, J. (1981). Changes in the recruitment threshold of motor units produced by cutaneous stimulation in man. *The Journal of Physiology*, 311 (1), 463-473.
- [43] Gregory, C.M. & Bickel, C.S. (2005). Recruitment patterns in human skeletal muscle during electrical stimulation. *Physical Therapy*, 85 (4), 358-364.

- [44] Seyri, K.M. & Maffiuletti, N.A. (2011). Effect of electromyostimulation training on muscle strength and sports performance. *Strength and Conditioning Journal*, 33 (1), 70-75.
- [45] Tipler, P.A., Mosca, G. & Wagner, J. (2015). *Physik. Für Wissenschaftler und Ingenieure*. Berlin, Heidelberg: Springer.
- [46] Hottenrott, K. & Hoos, O. (2013). Sportmotorische Fähigkeiten und sportliche Leistungen - Trainingswissenschaft. In A. Güllich & M. Krüger (Hrsg.), *Sport. Das Lehrbuch für das Sportstudium* (S. 439-501). Heidelberg: Springer.
- [47] Mester, J., Nowak, S., Schmithüsen, J., Kleinöder, H. & Speicher, U. (2008). Kurz- und langfristige Trainingseffekte durch mechanische und elektrische Stimulation auf kraftdiagnostische Parameter. *BISP-Jahrbuch-Forschungsförderung 2008/2009, Köln 2009*, 103, 116.
- [48] Amaro-Gahete, F.J., De-la-O, A., Sanchez-Delgado, G., Robles-Gonzalez, L., Jurado-Fasoli, L., Ruiz, J.R., et al. (2018). Functional exercise training and undulating periodization enhances the effect of whole-body electromyostimulation training on running performance. *Frontiers in Physiology*, 9 (720), 720.
- [49] Kramme, R. (2007). *Medizintechnik. Verfahren-Systeme-Informationsverarbeitung* (Band 3). Berlin, Heidelberg: Springer.
- [50] Borg, G.A. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14 (5), 377-381.
- [51] Kemmler, W., Teschler, M., Weissenfels, A., Fröhlich, M., Kohl, M. & von Stengel, S. (2015). Ganzkörper Elektromyostimulation versus HIT-Krafttraining? Einfluss auf Körperzusammensetzung und Muskelkraft. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 66 (12), 321-327.
- [52] Kemmler, W., Teschler, M., Weissenfels, A., Bebenek, M., von Stengel, S., Kohl, M., et al. (2016). Whole-body electromyostimulation to fight sarcopenic obesity in community-dwelling older women at risk. results of the randomized controlled FORMOsA-sarcopenic obesity study. *Osteoporosis International*, 27 (10), 3261-3270.
- [53] 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? *Journal of Physical Therapy Science*, 32 (6), 395-400.
- [54] Berger, J., Becker, S., Backfisch, M., Eifler, C., Kemmler, W. & Fröhlich, M. (2019). Adjustment effects of maximum intensity tolerance during whole-body electromyostimulation training. *Frontiers in Physiology*, 10 (920).

- [55] Zart, S., Berger, J., Ludwig, O., Knauth, J. & Fröhlich, M. (2020). Frequency-dependent reaction of the triceps surae muscle of the mouse during electromyostimulation. *Frontiers in Physiology*, 11 (150).
- [56] 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 (2), 271-281.
- [57] 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).
- [58] 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 (3), 535-546.
- [59] Berger, J., Ludwig, O., Becker, S., Kemmler, W. & Fröhlich, M. (2020). Effects of an 8-week whole-body electromyostimulation training on cycling performance, back pain, and posture of a 17-year-old road cyclist. *International Journal of Athletic Therapy and Training*, Advance online publication.
- [60] Kemmler, W., Weissenfels, A., Bebenek, M., Fröhlich, M., Kleinoeder, H., Kohl, M., et al. (2017). Effects of whole-body electromyostimulation on low back pain in people with chronic unspecific dorsal pain: a meta-analysis of individual patient data from randomized controlled wb-ems trials. *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine*, 2017.
- [61] Kemmler, W., Teschler, M., Weissenfels, A., Willert, S., Bebenek, M. & von Stengel, S. (2017). Whole-body EMS to fight sarcopenic obesity ? A review with emphasis on body fat. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 68 (7-8), 170-177.
- [62] Wittmann, K., Sieber, C., von Stengel, S., Kohl, M., Freiberger, E., Jakob, F., et al. (2016). Impact of whole body electromyostimulation on cardiometabolic risk factors in older women with sarcopenic obesity: the randomized controlled FORMOsA-sarcopenic obesity study. *Clinical Interventions in Aging*, 11, 1697-1706.

- [63] Kemmler, W., Teschler, M., Weißenfels, A., Bebenek, M., Fröhlich, M., Kohl, M., et al. (2016). Effects of whole-body electromyostimulation versus high-intensity resistance exercise on body composition and strength: a randomized controlled study. *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine*, 2016, 9.
- [64] Fritzsche, D., Freund, A., Schenk, S., Mellwig, K.-P., Kleinöder, H., Gummert, J., et al. (2010). Electromyostimulation (EMS) in cardiac patients. Will EMS training be helpful in secondary prevention? *Herz*, 35 (1), 34-40.
- [65] Kemmler, W., Teschler, M., Weissenfels, A., Bebenek, M., Fröhlich, M., Kohl, M., et al. (2016). Effects of whole-body electromyostimulation versus high-intensity resistance exercise on body composition and strength: a randomized controlled study. *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine*, 2016.
- [66] Filipovic, A., Kleinöder, H., Plück, D., Hollmann, W., Bloch, W. & Grau, M. (2015). Influence of whole-body electrostimulation on human red blood cell deformability. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29 (9), 2570-2578.
- [67] Amaro-Gahete, F.J., De-la-O, A., Sanchez-Delgado, G., Robles-Gonzalez, L., Jurado-Fasoli, L., Ruiz, J.R., et al. (2018). Whole-body electromyostimulation improves performance-related parameters in runners. *Frontiers in Physiology*, 9 (1576).
- [68] Guy, J.A. & Micheli, L.J. (2001). Strength training for children and adolescents. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 9 (1), 29-36.
- [69] Brown, E.W. & Kimball, R.G. (1983). Medical history associated with adolescent powerlifting. *Pediatrics*, 72 (5), 636-644.
- [70] Fröhlich, M., Pieter, A., Gießing, J., Klein, M., Strack, A., Felder, H., et al. (2009). Kraft und Krafttraining bei Kindern- und Jugendlichen – aktueller Stand. *Leistungssport* 39 (2), Beilage 1-23.
- [71] Lloyd, R.S., Oliver, J.L., Faigenbaum, A.D., Howard, R., Croix, M.B.D.S., Williams, C.A., et al. (2015). Long-term athletic development-part 1: a pathway for all youth. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 29 (5), 1439-1450.
- [72] Büsch, D., Prieske, O., Kriemler, S., Puta, C., Gabriel, H.W. & Granacher, U. (2017). Krafttraining im Kindes- und Jugendalter: Bedeutung, Wirkung und Handlungsempfehlungen. *Swiss Sports & Exercise Medicine*, 65 (3), 34-42.

- [73] Muehlbauer, T., Roth, R., Kibele, A., Behm, D.G. & Granacher, U. (2013). *Krafttraining mit Kindern und Jugendlichen*. Schorndorf: Hofmann.
- [74] Faigenbaum, A.D. & McFarland, J.E. (2016). Resistance training for kids: right from the start. *ACSM's Health & Fitness Journal*, 20 (5), 16-22.
- [75] Faigenbaum, A., Lloyd, R. & Myer, G. (2013). Youth resistance training: past practices, new perspectives, and future directions. *Pediatric Exercise Science*, 25 (4), 591-604.
- [76] Hortobágyi, T., Lambert, N.J., Tracy, C. & Shinebarger, M. (1992). Voluntary and electromyostimulation forces in trained and untrained men. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24 (6), 702-707.
- [77] Alon, G. & Smith, G.V. (2005). Tolerance and conditioning to neuro-muscular electrical stimulation within and between sessions and gender. *Journal of Sports Science & Medicine*, 4 (4), 395.
- [78] Lvinger, I., Goodman, C., Hare, D.L., Jerums, G., Toia, D. & Selig, S. (2009). The reliability of the 1RM strength test for untrained middle-aged individuals. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12 (2), 310-316.
- [79] Kenney, W.L., Wilmore, J.H., Costill, D.L. & Wilmore, J.H. (2015). *Physiology of sport and exercise: Human Kinetics*.
- [80] Ritti-Dias, R.M., Cyrino, E.S., Salvador, E.P., Caldeira, L.F.S., Nakamura, F.Y., Papst, R.R., et al. (2005). Influence of familiarization process on muscular strength assessment in 1-RM tests. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 11 (1), 34-38.
- [81] Chestnut, J.L. & Docherty, D. (1999). The effects of 4 and 10 repetition maximum weight-training protocols on neuromuscular adaptations in untrained men. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 13 (4), 353-359.
- [82] Dohoney, P., Chromiak, J.A., Lemire, D., Abadie, B.R. & Kovacs, C. (2002). Prediction of one repetition maximum (1-RM) strength from a 4-6 RM and a 7-10 RM submaximal strength test in healthy young adult males. *Journal of Exercise Physiology Online*, 5 (3), 54-59.
- [83] Abadie, B.R. & Wentworth, M.C. (2000). Prediction of one repetition maximum strength from a 5-10 repetition submaximal strength test in college-aged females. *Journal of Exercise Physiology Online*, 3 (3), 1-6.

- [84] Fröhlich, M. & Schmidtbleicher, D. (2003). Belastungsintensität und Wiederholungszahl in Abhängigkeit von der Trainingspezifität im Krafttraining. In G.-P. Brüggemann & G. Morey-Klapsing (Hrsg.), *Biologische Systeme Mechanische Eigenschaften und ihre Adaptation bei körperlicher Belastung* (Band Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft, S. 54-58). Hamburg: Czwalina.
- [85] Güllich, A. & Schmidtbleicher, D. (1999). Struktur der Kraftfähigkeiten und ihrer Trainingsmethoden. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 50 (7-8), 223-234.
- [86] Zimmermann, K. (2000). *Gesundheitsorientiertes Muskelkrafttraining*. Schorndorf: Hofmann.
- [87] Ehlenz, H., Grosser, M. & Zimmermann, E. (1998). *Krafttraining. Grundlagen, Methoden, Übungen, Leistungssteuerung, Trainingsprogramme* (6. Aufl.). München: BLV Sportwissen.
- [88] Zatsiorsky, V. & Kraemer, W. (2016). *Krafttraining: Praxis und Wissenschaft*: Meyer & Meyer Verlag.
- [89] Rutherford, O.M. & Jones, D.A. (1986). The role of learning and coordination in strength training. *European Journal of Applied Physiology*, 55, 100-105.
- [90] Mayhew, J.L., Ball, T.E. & Arnold, M.D. (1989). Prediction of 1RM bench press from submaximal bench press performance in college males and females. *Journal of Applied Science Research*, 3 (3), 73.
- [91] Braith, R.W., Graves, J.E., Leggett, S.H. & Pollock, M.L. (1993). Effect of training on the relationship between maximal and submaximal strength. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 25 (1), 132-138.
- [92] Gasser, B. (2016). Borg-Skala. *Sportwissenschaft*, 46 (4), 287-293.
- [93] Focht, B.C. (2007). Perceived exertion and training load during self-selected and imposed-intensity resistance exercise in untrained women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21 (1), 183.
- [94] Glass, S.C. (2008). Effect of a learning trial on self-selected resistance training load. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 22 (3), 1025-1029.

- [95] Fröhlich, M., Schmidtbleicher, D. & Emrich, E. (2005). "Systemtheoretische" Betrachtung von Belastung, Beanspruchung und Trainingsanamnese mittels multipler Regressionsanalyse und deren Erklärungswert. In H. Gabler, U. Göhner & F. Schiebl (Hrsg.), *Zur Vernetzung von Forschung und Lehre in Biomechanik, Sportmotorik und Trainingswissenschaft* (Band Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft, Bd. 144, S. 262-266). Hamburg: Czwalina Verlag.
- [96] Wirtz, N., Zinner, C., Doermann, U., Kleinoeder, H. & Mester, J. (2016). Effects of loaded squat exercise with and without application of superimposed EMS on physical performance. *Journal of Sports Science & Medicine*, 15 (1), 26.
- [97] Zatsiorsky, V.M. (1996). *Krafttraining - Praxis und Wissenschaft*. Aachen: Meyer & Meyer.
- [98] Fröhlich, M., Schmidtbleicher, D. & Emrich, E. (2002). Belastungssteuerung im Muskelaufbautraining-Belastungsnormativ Intensität versus Wiederholungszahl. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 53 (3), 79-83.
- [99] Fröhlich, M., Schmidtbleicher, D. & Emrich, E. (2002). Intensität und Wiederholungszahl als Steuerungsparameter im Krafttraining - State of the art. *Zeitschrift für Physiotherapeuten*, 54 (5), 745-750.
- [100] Schmidtbleicher, D. (1998). Konzeptuelle Überlegungen zur muskulären Rehabilitation. In H. Binkowski, M. Hoster & H.U. Nepper (Hrsg.), *Medizinische Trainingstherapie in der ambulanten orthopädischen und traumatologischen Rehabilitation* (S. 20-27). Waldenburg: Sport Consult.
- [101] Tittel, K. & Wutscherk, H. (1994). Anthropometrische Faktoren. In P.V. Komi (Hrsg.), *Kraft und Schnellkraft im Sport* (S. 183-199). Köln: Deutscher Ärzte Verlag.
- [102] Bale, P., Colley, E., Mayhew, J., Piper, F. & Ware, J. (1994). Anthropometric and somatotype variables related to strength in american football players. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 34 (4), 383-389.
- [103] Hortobágyi, T. & Maffiuletti, N.A. (2011). Neural adaptations to electrical stimulation strength training. *European Journal of Applied Physiology*, 111 (10), 2439-2449.

- [104] Medeiros, F.V., Vieira, A., Carregaro, R.L., Bottaro, M., Maffiuletti, N.A. & Durigan, J.L. (2015). Skinfold thickness affects the isometric knee extension torque evoked by neuromuscular electrical stimulation. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 19 (6), 466-472.
- [105] Miller, M.G., Cheatham, C.C., Holcomb, W.R., Ganschow, R., Michael, T.J. & Rubley, M.D. (2008). Subcutaneous tissue thickness alters the effect of NMES. *Journal of Sport Rehabilitation*, 17 (1), 68-75.
- [106] Maffiuletti, N.A., Herrero, A.J., Jubeau, M., Impellizzeri, F.M. & Bizzini, M. (2008). Differences in electrical stimulation thresholds between men and women. *Annals of Neurology*, 63 (4), 507-512.
- [107] Binder-Macleod, S.A. & McDermond, L.R. (1992). Changes in the force-frequency relationship of the human quadriceps femoris muscle following electrically and voluntarily induced fatigue. *Physical Therapy*, 72 (2), 95-104.
- [108] Henneman, E. (1957). Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. *Science*, 126, 1345-1347.
- [109] Burke, R.E. & Rymer, W.Z. (1976). Relative strength of synaptic input from short-latency pathways to motor units of defined type in cat medial gastrocnemius. *Journal of Neurophysiology*, 39 (3), 447-458.
- [110] Dreibati, B., Lavet, C., Pinti, A. & Poumarat, G. (2010). Influence of electrical stimulation frequency on skeletal muscle force and fatigue. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 53 (4), 266-277.
- [111] Narici, M., Bordini, M. & Cerretelli, P. (1991). Effect of aging on human adductor pollicis muscle function. *Journal of Applied Physiology*, 71 (4), 1277-1281.
- [112] Cometti, C., Babault, N. & Deley, G. (2016). Effects of constant and doublet frequency electrical stimulation patterns on force production of knee extensor muscles. *PloS One*, 11 (5), e0155429.
- [113] Jones, D.A. (1996). High-and low-frequency fatigue revisited. *Acta Physiologica Scandinavica*, 156 (3), 265-270.
- [114] Keeton, R.B. & Binder-Macleod, S.A. (2006). Low-frequency fatigue. *Physical Therapy*, 86 (8), 1146-1150.
- [115] Bickel, C.S., Gregory, C.M. & Dean, J.C. (2011). Motor unit recruitment during neuromuscular electrical stimulation: a critical appraisal. *European Journal of Applied Physiology*, 111 (10), 2399.
- [116] Gorgey, A.S., Black, C.D., Elder, C.P. & Dudley, G.A. (2009). Effects of electrical stimulation parameters on fatigue in skeletal muscle. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 39 (9), 684-692.



- [117] Binder-Macleod, S.A. & Guerin, T. (1990). Preservation of force output through progressive reduction of stimulation frequency in human quadriceps femoris muscle. *Physical Therapy*, 70 (10), 619-625.
- [118] Kemmler, W., Birlauf, A. & von Stengel, S. (2010). Einfluss von Ganzkörper-Elektromyostimulation auf das Metabolische Syndrom bei älteren Männern mit metabolischem Syndrom. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 61 (5), 117-123.
- [119] Kemmler, W., Schliffka, R., Mayhew, J.L. & von Stengel, S. (2010). Effects of whole-body electromyostimulation on resting metabolic rate, body composition, and maximum strength in postmenopausal women: the training and electrostimulation trial. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24 (7), 1880-1887.
- [120] Deley, G., Laroche, D. & Babault, N. (2014). Effects of electrical stimulation pattern on quadriceps force production and fatigue. *Muscle and Nerve*, 49 (5), 760-763.
- [121] Berger, J., Ludwig, O., Kemmler, W. & Fröhlich, M. (2019). Effects of a 10-week WB-EMS training program on specific sport performance parameters. *German Journal of Exercise and Sport Research*, 49 (Suppl 1), 2.
- [122] Kibele, A. (1998). Maximalkraftzuwachs ohne Leistungsgewinn? *Leistungssport*, 28 (3), 45-49.
- [123] Micke, F., Kleinöder, H., Dörmann, U., Wirtz, N. & Donath, L. (2018). Effects of an eight-week superimposed submaximal dynamic whole-body electromyostimulation training on strength and power parameters of the leg muscles: a randomized controlled intervention study. *Frontiers in Physiology*, 9 (1719).
- [124] von Stengel, S. & Kemmler, W. (2018). Trainability of leg strength by whole-body electromyostimulation during adult lifespan: a study with male cohorts. *Clinical Interventions in Aging*, 13, 2495.
- [125] Ekstrand, J., Häggglund, M. & Waldén, M. (2011). Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). *The American Journal of Sports Medicine*, 39 (6), 1226-1232.
- [126] Agel, J., Arendt, E.A. & Bershadsky, B. (2005). Anterior cruciate ligament injury in national collegiate athletic association basketball and soccer: a 13-year review. *The American Journal of Sports Medicine*, 33 (4), 524-531.
- [127] Junge, A. & Dvorak, J. (2013). Injury surveillance in the world football tournaments 1998–2012. *British Journal of Sports Medicine*, 47 (12), 782-788.

- [128] Asplund, C. & Ross, M. (2010). Core stability and bicycling. *Current Sports Medicine Reports*, 9 (3), 155-160.
- [129] Bund Deutscher Radfahrer, B.D.R. (2009). Nachwuchsprogramm. Frankfurt: Referat Leistungssport.
- [130] Döring, N. & Bortz, J. (2016). *Forschungsmethoden und Evaluation in den Sozial- und Humanwissenschaften*. Berlin, Heidelberg: Springer.
- [131] Fleck, S.J. & Kraemer, W.J. (2014). *Designing resistance training programs* (Band Fourth Edition). Champaign, Illinois: Human Kinetics.
- [132] Stone, M.H., O'Bryant, H. & Garhammer, J. (1981). A hypothetical model for strength training. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 21 (4), 342-351.
- [133] Fröhlich, M. & Kemmler, W. (2019). Kraft und Krafttraining im Sport. In A. Güllich & M. Krüger (Hrsg.), *Bewegung, Training, Leistung und Gesundheit: Handbuch Sport und Sportwissenschaft* (S. 1-20). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- [134] Poliquin, C. (1988). Five steps to increasing the effectiveness of your strength training program. *National Strength and Conditioning Association Journal*, 10 (3), 34-39.
- [135] Buford, T.W., Rossi, S.J., Smith, D.B. & Warren, A.J. (2007). A comparison of periodization models during nine weeks with equated volume and intensity for strength. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21 (4), 1245-1250.
- [136] Kraemer, W.J. (1998). Acute and long-term hormonal adaptations to strength training in men and women. In K. Häkkinen (Hrsg.), *International conference on weightlifting and strength training* (S. 23-28). Lathi, Finland: Gummerus Printing.
- [137] Capodaglio, P., Edda, M.C., Facioli, M. & Saibene, F. (2007). Long-term strength training for community-dwelling people over 75: impact on muscle function, functional ability and life style. *European Journal of Applied Physiology*, 100 (5), 535-542.
- [138] Tesch, P., Komi, P. & Häkkinen, K. (1987). Enzymatic adaptations consequent to long-term strength training. *International Journal of Sports Medicine*, 8 (S 1), S66-S69.
- [139] Keiner, M., Sander, A., Wirth, K. & Schmidtbleicher, D. (2014). Long-term strength training effects on change-of-direction sprint performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28 (1), 223-231.

- [140] Sievänen, H., Kannus, P., Heinonen, A., Oja, P. & Vuori, I. (1994). Bone mineral density and muscle strength of lower extremities after long-term strength training, subsequent knee ligament injury and rehabilitation: a unique 2-year follow-up of a 26-year-old female student. *Bone*, 15 (1), 85-90.
- [141] Ludwig, O., Kelm, J., Hammes, A., Schmitt, E. & Fröhlich, M. (2018). Targeted athletic training improves the neuromuscular performance in terms of body posture from adolescence to adulthood – Long-term study over 6 years. *Frontiers in Physiology*, 9 (1620).
- [142] Fröhlich, M., Schmidbleicher, D. & Emrich, E. (2007). Vergleich zwischen zwei und drei Krafttrainingseinheiten pro Woche - ein metaanalytischer Zugang. *Spectrum der Sportwissenschaften*, 19 (2), 6-21.
- [143] Kellmann, M. & Golenia, M. (2003). Skalen zur Erfassung der aktuellen Befindlichkeit. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 54 (11), 329-330.

# Curriculum Vitae

## Akademische Laufbahn

---

- 10.2016 – 03.2021      Doktorand an der Technischen Universität  
Kaiserslautern (TUK)  
Abschluss: Doctor rerum naturalium (Dr. rer. nat.)
- 10.2013 – 03.2016      Masterstudium mit dem Doppelschwerpunkt  
Leistungssport und Bewegungs- und Sporttherapie  
an der Universität des Saarlandes  
Abschluss: Master of Science (M.Sc.)
- 10.2010 – 09.2013      Bachelorstudium der Sportwissenschaft an der  
Universität des Saarlandes  
Abschluss: Bachelor of Arts (B.A.)
- 08.2001 – 05.2009      Besuch des Gymnasium Ottweiler  
Abschluss: Allgemeine Hochschulreife

## **Lehrtätigkeiten**

---

seit 10.2020	Psychologische Aspekte von Prävention, Stress und Stressmanagement
seit 04.2020	Grundlagen der empirischen Sozialforschung - Grundlagen der Sport- und Gesundheitswissenschaften
seit 04.2019	Anatomisch-physiologisches Grundpraktikum
10.2018 – 09.2019	Vertiefung und Anwendung sportwissenschaftlicher Kompetenzen
seit 10.2017	Grundkurs Fitness und Gesundheit im Kinder- und Jugendsport
10.2017 – 09.2018	Leistungsphysiologische Verfahren
seit 04.2017	Grundkurs Handball

## **Gutachtertätigkeiten**

---

seit 02.2020	Gutachter für MDPI
seit 01.2020	Gutachter für Sports Medicine – Open
seit 06.2019	Gutachter für Frontiers in Physiology

## **Kongressteilnahmen**

---

10.2020	Vortrag: #Sport#Gesundheit#Digital Kongress (Onlineformat); Thema: „Auswirkungen von Ganzkörper-Elektromyostimulation auf die Leistungsfähigkeit im Nachwuchsleistungsfußball“
10.2019	Vortrag: Aufstiegskongress der DHfPG in Mannheim; Thema: „Auswirkungen eines Ganzkörper-EMS Trainings auf sportartspezifische

- Leistungsparameter im Nachwuchsleistungs-  
fußball“
- 09.2019 Vortrag: Deutscher Kongress für Physikalische und Rehabilitative Medizin in München; Thema: „Impulsfrequenzabhängige Effekte eines 10-wöchigen Ganzkörper-EMS Trainings auf ausgewählte Leistungsparameter“
- 02.2019 Vortrag: Exercise & Training Conference der dvs-Sektion Trainingswissenschaft in Würzburg; Thema: „Effekte eines 10-wöchigen Ganzkörper-EMS Trainings auf ausgewählte Leistungsparameter“
- 10.2018 Vortrag: Aufstiegskongress der DHfPG in Mannheim; Thema: „Effekte eines 10-wöchigen Ganzkörper-EMS Trainings auf ausgewählte Leistungsparameter“
- 09.2017 Vortrag: 23. Sportwissenschaftlicher Hochschultag der dvs Sektion Trainingswissenschaft in München („Innovation & Technologie im Sport“); Thema: „Anpassungs- und Gewöhnungseffekte an ein Ganzkörper- Elektromyostimulationstraining - dargestellt für die Arm- und Beinmuskulatur“
- 09.2017 Vortrag: Jahrestagung der dvs Sektion Trainingswissenschaft in Mainz; Thema: „Zusammenhang von Hautfaltendicke und maximaler subjektiver Stromtoleranz beim EMS-Training“
- 09.2015 Vortrag: 46. Deutscher Sportärztekongress in Frankfurt am Main; Thema: „Jahreszeitliche Variabilität der Leistungsfähigkeit untrainierter Normalpersonen“

## Publikationen

---

- 2021 Kemmler, W., Shojaa, M., Steele, J., **Berger, J.**, Fröhlich, M., Schoene, D., von Stengel, S., Kleinöder, H., & Kohl, M. (2021). Efficacy of Whole-Body Electromyostimulation (WB-EMS) on Body Composition and Muscle Strength in Non-athletic Adults. A Systematic Review and Meta-Analysis. *Frontiers in Physiology, 12*, 2021.
- 2021 Becker, S., **Berger, J.**, Ludwig, O., Günther, D., Kelm, J. & Fröhlich, M. (2021). Heading in Soccer: Does Kinematics of the Head-Neck-Torso-Alignment Influence Head Acceleration? *Journal of Human Kinetics, 77*, 71-80
- 2020 **Berger, J.**, Ludwig, O., Becker, S., Kemmler, W. & Fröhlich, M. (2020). Effects of an 8-Week Whole-Body Electromyostimulation Training on Cycling Performance, Back Pain, and Posture of a 17-Year-Old Road Cyclist. *International Journal of Athletic Therapy and Training*, Advance online publication.
- 2020 Ludwig, O., **Berger, J.**, Schuh, T., Backfisch, M., Becker, S. (2020). Can a superimposed Whole-Body Electrostimulation 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.
- 2020 **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? *Journal of Physical Therapy Science, 32* (6), 395-400.

- 2020 **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
- 2020 Zart, S., **Berger, J.**, Ludwig, O., Knauth, J. & Fröhlich, M. (2020). Frequency-Dependent Reaction of the Triceps Surae Muscle of the Mouse During Electromyostimulation. *Frontiers in Physiology*, 11.
- 2019 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.
- 2019 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.
- 2019 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).



- 2019 **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.
- 2019 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.
- 2019 **Berger, J.**, Ludwig, O., Kemmler, W. & Fröhlich, M. (2019). Effects of a 10-week WB-EMS training program on specific sport performance parameters. *German Journal of Exercise and Sport Research*, 49 (Suppl 1), 2.
- 2019 Ludwig, O., **Berger, J.** & Fröhlich, M. (2019). Influence of whole-body-electromyostimulation on posture and trunk muscle force. *German Journal of Exercise and Sport Research*, 49 (Suppl 1), 17.
- 2018 Kemmler, W., Weissenfels, A., Willert, S., Shojaa, M., von Stengel, S., Filipovic, A., Kleinöder, H., **Berger, J.**, Fröhlich, M. (2018). Efficacy and Safety of Low Frequency Whole-Body Electromyostimulation (WB-EMS) to Improve Health-Related Outcomes in Non-athletic Adults. A Systematic Review. *Frontiers in Physiology*, 9(573).

- 2017 **Berger, J., Fröhlich, M., Zart, S., Eifler, C. & Kemmler, W.** (2017). Anpassungs- und Gewöhnungseffekte an ein Ganzkörper-Elektromyostimulationstraining – dargestellt für die Arm- und Beinmuskulatur. In A. Schwirtz, F. Mess, Y. Demetriou & V. Senner (Hrsg.), *Innovation & Technologie im Sport* (S. 217). Hamburg: Feldhaus Edition Czwalina.
- 2017 Eifler, C., Fröhlich, M. & **Berger, J.** (2017). Marktdurchdringung der Ganzkörper-EMS im deutschen Fitnessmarkt. In A. Schwirtz, F. Mess, Y. Demetriou & V. Senner (Hrsg.), *Innovation & Technologie im Sport* (S. 218). Hamburg: Feldhaus Edition Czwalina.
- 2017 **Berger, J., Fröhlich, M., Eifler, C. & Kemmler, W.** (2017). Zusammenhang von Hautfaldendicke und maximaler subjektiver Stromtoleranz beim EMS-Training. Training im Sport. Tagungsbund & Abstracts. In R. Collette, S., Ender, T., Pelzer et al. *Zentraldruckerei der Johannes-Gutenberg-Universität Mainz. Jahrestagung der dvs-Sektion Trainingswissenschaft. 20.-22.09.2017. 74-75.*