

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik
der Universitätsmedizin Rostock
(Direktor: Prof. Dr. med. habil. Wolfram Mittelmeier)

**Zusammenhangsanalyse von isokinetisch gemessener Rumpfkraft
mit Adipositas, körperlicher Leistungsfähigkeit und
sportartspezifischen Besonderheiten**

Kumulative Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Medizin
der Universitätsmedizin Rostock

vorgelegt von
Daniel Geißler, geboren am 12.06.1989 in Cottbus
aus Königs Wusterhausen

Rostock, 2025

Dekan: Prof. Dr. med. Bernd J. Krause

Gutachter:

- 1. Gutachter:** Prof. Dr. Sven Bruhn
Institut für Sportwissenschaft der Universität Rostock
Lehrstuhl für Trainingswissenschaft
- 2. Gutachter:** Priv. Doz. Dr. Florian Rieder
Universitätsinstitut für Physikalische Medizin und Rehabilitation
der PMU Salzburg
- 3. Gutachter:** Prim. Univ.-Prof. Dr. med. habil. Christoph Schulze
Orthopädische Universitätsklinik und Poliklinik
Universitätsmedizin Rostock

Datum der Einreichung: 12.03.2025

Datum der Verteidigung: 26.11.2025

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	1
2 Fragestellung und Ziel der Arbeit	2
3 Material und Methoden	3
3.1 Probanden	3
3.2 Testablauf	3
3.2.1 Durchführung der anthropometrischen Messungen	3
3.2.2 Durchführung der isokinetischen Rumpfkraftmessung	4
3.2.3 Durchführung der Lactat-Leistungsdiagnostik	4
3.3 Statistische Auswertung	5
4 Ergebnisse	6
4.1 Zusammenhang Adipositas-definierender Parameter mit der Rumpfkraft	6
4.1.1 Ergebnisse der anthropometrischen und isokinetischen Messungen	6
4.1.2 Vergleich des Zusammenhangs von Rumpfkraft und Adipositas-definierenden Parametern zwischen normalgewichtigen und adipösen Probanden	6
4.1.3 Ergebnisse der nichtlinearen Regressionsanalysen	7
4.2 Zusammenhang leistungsdiagnostischer Parameter mit der Rumpfkraft	8
4.2.1 Fahrradergometrie	8
4.2.1.1 Absolutparameter der isokinetischen Rumpfkraftmessung	8
4.2.1.2 Gewichtsadaptierte Parameter der isokinetischen Rumpfkraftmessung	9
4.2.1.3 Flexions-/Extensionsverhältnisse der isokinetischen Rumpfkraftmessung	9
4.2.2 Laufbandergometrie	9
4.2.2.1 Absolutparameter der isokinetischen Rumpfkraftmessung	9
4.2.2.2 Gewichtsadaptierte Parameter der isokinetischen Rumpfkraftmessung	10
4.2.2.3 Flexions-/Extensionsverhältnisse der isokinetischen Rumpfkraftmessung	10
4.3 Vergleich der isokinetischen Rumpfkraft von militärischen Leistungssportlern	10
4.3.1 Absolutparameter der isokinetischen Rumpfkraftmessung	10
4.3.2 Gewichtsadaptierte Parameter der isokinetischen Rumpfkraftmessung	11
4.3.3 Flexions-/Extensionsverhältnisse der isokinetischen Rumpfkraftmessung	11
5 Diskussion	11
6 Zusammenfassung	18
7 Literaturverzeichnis	20
8 Selbständigkeitserklärung	27
9 Danksagung	28
10 Lebenslauf	29
11 Publikationsliste	30
Thesen zur Dissertation	I
Anhang	II

1 Einleitung

Die isokinetische Rumpfkraftmessung ist eine sichere und zuverlässige Methode, um die dynamische Rumpfkraft zu quantifizieren (1). Beschriebene Verbindungen anthropometrischer Variablen beziehen sich auf Alter, Geschlecht (2–9), die Körpergröße (4,10) und das Körpergewicht (2,4,6,10,11). Daneben beeinflusst auch eine Adipositas einschließlich ihrer assoziierten muskuloskelettalen Erkrankungen die Rumpfkraft (12,13). Dabei wurden sowohl geringere (12), als auch höhere (14–16) absolute Rumpfkraftwerte bei adipösen Probanden berichtet. Eine Korrelation zwischen höherem Gewicht bzw. Body-Mass-Index (BMI) und höherer absoluter, sowie geringerer körpergewichtsadaptierter Rumpfkraft wurde beschrieben (12,17,18). Nur wenige Studien haben den Zusammenhang zwischen Rumpfkraft und zentraler Adipositas, gemessen mittels Taillenumfang und Waist to Height-Ratio (WHtR), untersucht. Lediglich eine Studie beschrieb die Korrelation einer höheren Waist-Hip Ratio (WHR) mit niedrigerer körpergewichtsadaptierter Rumpfstreckerkraft (12). Problematisch bei der WHtR ist sowohl die fehlende Evidenz bezüglich ihrer Beziehung zur Rumpfkraft, als auch das Fehlen einheitlicher Grenzwerte für eine abdominelle Adipositas. Die bisherigen Arbeiten zielten vor allem auf das kardiovaskuläre Risiko ab und definierten eine Adipositas ab WHtR-Werten von 0,5 bis 0,6 (19) oder schlugen altersnormierte Grenzwerte vor (20,21). Rumpfkraftunterschiede von normalgewichtigen und adipösen Patienten können sowohl biomechanisch infolge erhöhter Scherkräfte auf den Rumpf (22,23) und einer Verlagerung des Schwerpunktes nach vorne unten (24), durch Bewegungsmangel mit nachweisbar geringerer anaerober/aerober Kapazität (25,26) als auch krankheitsbedingt durch chronische Schmerzen (12) erklärt werden. Den Zusammenhang von Adipositas und Rumpfkraft weiter zu untersuchen erschien somit sinnvoll, um Zusammenhänge mit den genannten Parametern besser zu beleuchten.

Neben dem negativen Zusammenhang mit der Adipositas ist eine bessere athletische Performance mit stärkerer Rumpfkraft vergesellschaftet (3,27–33). Hierbei sind vor allem trainingsbedingt verbesserte neuromuskuläre Funktionen, zum Beispiel der inter- und intramuskulären Koordination, des neuromuskulären Recruitments, der aeroben/ anaeroben Kapazität und der Explosiv-, Maximal- und Reaktivkraft ausschlaggebend (29,34). Zusätzlich verringert eine gesteigerte Rumpfkraft durch eine verbesserte Propriozeption die Verletzungsgefahr der unteren Extremitäten (30,35). Ein Zusammenhang zwischen Rumpfkraft und Ausdauerleistungsfähigkeit ist plausibel, da die Kraftübertragung von Rumpf auf Extremitäten im Sinne einer „Kinetic-chain-Aktivität“ erfolgt (36). Beschrieben wurde bisher sowohl eine stärkere Rumpfflexorenkraft mit zunehmender athletischer Performance ohne signifikante Unterschiede in der Rumpfextension (3), als auch eine stärkere Rumpfextensorenkraft mit zunehmender athletischer Performance ohne signifikante Unterschiede in der Rumpfflexion (28). Das Training bei Sportlern zielt auf eine Verbesserung der allgemeinen sportlichen Leistungsfähigkeit ab, wobei eine Kombination von Krafttraining und Ausdauertraining zu einer besseren sportlichen

Leistung führte (27,31,32,34). Eine trainierte Rumpfmuskulatur bietet im Spitzensport einen Wettkampfvorteil (31,32). Vorangegangene Studien über den Zusammenhang zwischen Ausdauer und Rumpfkraft nutzten zur Messung der Rumpfkraft oder der athletische Performance meist Feldtests mit eingeschränkter Aussagekraft, beispielsweise den isometrischen Biering-Sörensen-Test oder den „dynamic-double leg lowering test“ (34,37) sowie sportliche Leistungstests (31,34,37,38). Die isokinetische Rumpfkraftmessung (1,35) und die Ergometrie (39–41) hingegen sind zuverlässige, sichere und valide Messmethoden. Die Ergometrie und insbesondere die Spiroergometrie kann zudem die aerobe und anaerobe Leistung anhand der Laktatschwelle oder der Sauerstoffaufnahme quantifizieren (42,43). Ob eine bessere Ergometrieleistung mit höherer Rumpfkraft einhergeht und ob, beziehungsweise wie sich die Rumpfkraftverhältnisse bei höherer Leistung verändern, wurde bisher nicht untersucht. Zusätzlich zum Einfluss von athletischer Performance auf die Rumpfkraft sind sportartspezifische Unterschiede denkbar. Viele Vorarbeiten berücksichtigten sportartbedingt (Tennis, Golf) vor allem die Rotationskraft inklusive Seitendifferenzen (44–46). Wenige Arbeiten betrachteten dabei die Rumpfflexion und -extension. Bekannt sind eine höhere Rumpfextensorenkraft bei Judoka auf internationalem Niveau im Vergleich zum nationalem Niveau (47) und sportartspezifische Unterschiede mit signifikant höherer Rumpfextensorenkraft bei Gewichthebern im Vergleich zu Wrestlern (33). Inwieweit es beanspruchungsbedingte Unterschiede zwischen männlichen Profisportlern mit vergleichbarer anthropometrischer Konstitution und athletischem Performancelevel bei anderen Sportarten gibt, ist bisher nicht untersucht. Auch im Rahmen des Militärsports am Beispiel von vom „Conseil du Sport Militaire“ (CISM) (<https://www.mil-sport.one/sports/cism-disciplines-world-level-sport>) anerkannten militärischen Wettkampfdisziplinen wie Fallschirmspringen, militärischer Fünfkampf oder Skitourengehen gibt es bisher keine spezifischen Kenntnisse.

2 Fragestellung und Ziel der Arbeit

Das erste Ziel dieser Arbeit bestand darin, zu untersuchen, wie sich die Rumpfkraft bei pathologischen anthropometrischen Messwerten (Körpergewicht, Taillenumfang, BMI, WHtR) bei Übergewicht bzw. Adipositas verhält. Anhand der Adipositas-definierenden anthropometrischen Messwerte BMI, Taillenumfang und WHtR sollte der beste Trennwert für Adipositas-spezifische Rumpfkraftveränderung gefunden werden, um adipöse Probanden in Bezug auf die Optimierung der Rumpfkraft beraten zu können. Ergänzend sollte untersucht werden, wie sich eine pathologisch erhöhte WHtR auf die körpergewichtsadaptierte Rumpfkraft auswirkt. Um diese Zusammenhänge beim Training berücksichtigen zu können, sollte der Zusammenhang von Rumpfkraft mit körperlicher Leistungsfähigkeit, untersucht mittels Ergometrie, betrachtet werden. Auf Basis einer großen Fallzahl sollte die teils widersprüchliche Studienlage präzisiert und die vermuteten Zusammenhänge zwischen Ausdauerleistungsfähigkeit und

Rumpfkraft bewertet werden. Die sportartspezifischen Beanspruchungen der Rumpfmuskulatur wurden durch den Einsatz entsprechender ergometrischer Verfahren beim Fahrradfahren oder beim Laufen berücksichtigt. Darüber hinaus sollte geprüft werden, ob sportartspezifische Unterschiede durch die unterschiedliche Beanspruchung der Rumpfmuskulatur bei verschiedenen militärischen Profisportlern, welche sowohl eine vergleichbare anthropometrische Konstitution, als auch ein vergleichbares athletisches Performancelevel aufwiesen, nachweisbar sind.

3 Material und Methoden

3.1 Probanden

Die Datengrundlage für diese retrospektive Analyse bildeten 1495 Probanden (1373 männlich und 122 weiblich), bei denen in den Jahren von 2008 bis 2018 einmalig oder mehrfach im Verlauf isokinetische Rumpfkraftmessungen und anthropometrische Messungen vorgenommen wurden. Bei teilweise unvollständigen anthropometrischen Messwerten wurde ein kleineres Kollektiv aus 1174 Probanden (1114 männlich und 60 weiblich) mit 3180 Messungen selektiert. Anhand der Trennvariablen BMI, Taillenumfang, WHtR und altersnormierter WHtR wurde jeweils eine Gruppeneinteilung in normalgewichtig und adipös vorgenommen (insgesamt ergaben sich durch die 4 Trennvariablen 8 Gruppen). Dazu wurden anerkannte Cut-Off-Werte des BMI von $>30 \text{ kg/m}^2$ (19), des Taillenumfanges bei Männern $>102 \text{ cm}$ und bei Frauen $>88 \text{ cm}$ (19) und Grenzwerte der altersnormierten WHtR nach Schneider et al. genutzt (20). Bei uneinheitlichen Grenzwerten bezüglich der WHtR wurde nach Voranalysen bezüglich signifikanter Gruppenunterschiede ein Grenzwert von 0,55 festgelegt. Im weiterführenden Teil dieser Arbeit wurden 1149 Probanden ausgewählt (1083 männlich und 66 weiblich), die sich zusätzlich auch einer Ergometrie unterzogen haben. Daraus ergaben sich 549 Probanden mit fahrradergometrischen Daten (durch Mehrfachmessungen im Verlauf 1334 Messpunkte) und 639 Probanden mit laufbandergometrischen Daten (1837 Messpunkte). Für den abschließenden sportartspezifischen Vergleich wurden aus dem Gesamtkollektiv insgesamt 104 professionelle Athleten aus den Bereichen Fallschirmspringen (32 Athleten), militärischem Fünfkampf (34 Athleten) und Skitourengeher (38 Athleten) identifiziert. Die Durchführung dieser Arbeit erhielt von der zuständigen Ethikkommission ein positives Votum (AZ: A2019-0123).

3.2 Testablauf

3.2.1 Durchführung der anthropometrischen Messungen

Alle anthropometrischen Messungen (Alter, Körpergröße und -gewicht, Taillenumfang) wurden zum Zeitpunkt der isokinetischen Messungen durchgeführt. Die Messungen des Taillenumfanges erfolgten gemäß den WHO-Empfehlungen in paralleler Linie zum Boden auf der Hälfte zwischen Crista iliaca und unterem Rippenbogen (19). Aus diesen gemessenen Größen

wurden die Indices BMI (Körpergewicht in Kilogramm geteilt durch die quadrierte Körpergröße in Metern) und WHtR (Taillenumfang in Metern geteilt durch Körpergröße in Metern) berechnet.

3.2.2 Durchführung der isokinetischen Rumpfkraftmessung

Zur isokinetischen Messung der Rumpfkraft wurde das Gerät IsoMed2000 (D.&R. Ferstl, Heima, Deutschland) verwendet. Einem zehnminütigem Aufwärmen mit dem Fahrrad-Ergometer folgte die isokinetische Rumpfkraftmessung unter Aufsicht eines erfahrenen Untersuchers und unter maximaler Anstrengung (7,48). Dabei wurden 10 Wiederholungen Rumpfbeugung/ -streckung mit einer Winkelgeschwindigkeit von 90 Grad pro Sekunde durchgeführt (10,49). Alle Parameter wurden für Rumpfstreckung und -beugung gemessen. Dabei wurden Spitzenwerte (Bestwert aus 10 Wiederholungen) für das Drehmoment (in Newtonmetern), die Arbeit (in Joule), die Leistung (in Watt) aufgezeichnet und die Flexions-/Extensionsverhältnisse (F/E-Ratios) registriert. Anhand des aktuellen Gewichtes wurden gewichtsadaptierte Rumpfkraftparameter berechnet. Zur Berechnung der Testgüte wurden Variationskoeffizienten (VK) und Intraklassen-Korrelationskoeffizienten (ICC Typ (1, k) nach Shrout & Fleiss (50)) berechnet. Der VK für das Spitzendrehmoment lag für die Rumpfbeugung bei 0,075 und für die Rumpfstreckung bei 0,134. Die ICC lagen mit Werten für Rumpfbeugung 0,819 und Rumpfstreckung 0,875 in der Bewertung nach Cicchetti im sehr guten Bereich (51).

3.2.3 Durchführung der Lactat-Leistungsdiagnostik

Der Laktatleistungstest wurde unter kontinuierlicher elektrokardiographischer Kontrolle (Fa. Spacelabs Healthcare, Hawthorne, California, USA) als Stufentest durchgeführt, wobei mindestens 5 Stufen der Leistungssteigerung erreicht werden sollten (39,42,52). Bei der Laufbandergometrie (Laufband ELG 70/200, Fa. Woodway GmbH, Weil am Rhein, Germany) erfolgte nach individualisierter Startgeschwindigkeit eine Steigerung der Geschwindigkeit um jeweils 1 km/h nach 3 Minuten Belastung. Der Testabbruch erfolgte bei subjektiver Erschöpfung oder dem Auftreten von Abbruchkriterien gemäß Empfehlungen der Leitlinien (53). Bei der Fahrradergometrie (Fahrradergometer Ergometrics 900, Fa. Ergoline GmbH, Bitz, Germany) erfolgte ebenfalls nach individualisiertem Beginn alle 3 Minuten eine Belastungssteigerung um jeweils 50 Watt (W) bis zur subjektiven Erschöpfung des Teilnehmers oder dem Auftreten von Abbruchkriterien. Die Laktatbestimmung erfolgte vor der Belastung, am Ende der jeweiligen Belastungsstufe, in der Erholungsphase zum Zeitpunkt des Testabbruches und am Ende der ersten Erholungsminute. Zur Entnahme von Kapillarblut wurde das Ohrläppchen mit einer Lanzette (Safety Lanzette, Einstichtiefe 1,8 mm, Firma Saarstedt, Nürnberg, Germany) gestochen und anschließend wurden durch manuelle Kompression Blutstropfen gewonnen. Der erste Blutstropfen wurde verworfen und der zweite in einem Kapillargefäß (heparinisierte End-

zu-End-Kapillare, Fa. EKF, Magdeburg, Germany) aufgenommen. Das so gewonnene Kapillarblut wurde mit einem Analyse-Kit (Glucose und Lactat-Hämolyselösung, Fa. EKF, Magdeburg, Germany) aufgenommen und die Laktatkonzentration spektrometrisch ermittelt (Biosen S-Line, Fa. EKF Diagnostics, Magdeburg, Germany). Die Auswertung erfolgte mittels Winlactat (Version V 4.6.3.21, Mesics GmbH, Münster, Germany). Neben der maximalen Leistung oder Geschwindigkeit des Teilnehmers wurde die Leistung und Geschwindigkeit bei 4-mM-Laktat (P4mmol-L, V4mmol-L) errechnet.

3.3 Statistische Auswertung

Zur Analyse der Daten wurde die Software SPSS in den Versionen 23 und 24 (IBM, New York, USA) genutzt. Zunächst wurden deskriptive Statistik und optische Normalverteilungsanalyse, die bei großen Stichproben den gängigen Normalverteilungstests (z.B. dem Shapiro-Wilk-Test) überlegen ist (54), durchgeführt. Danach erfolgte die Ermittlung des Pearson-Korrelationskoeffizienten (r) und die Interpretation der Korrelationsstärke nach Cohen (55). Zur Prüfung von Gruppenunterschieden der Fahrrad- und Laufbandergometrie-Kohorten wurden je nach Vorliegen von Normalverteilung der zweiseitige t-Test oder der Mann/Whitney-U-Test angewandt. Die Gruppenunterschiede der in normalgewichtig und adipös eingeteilten Gruppen wurden mittels zweiseitigem t-Test, oder dem Welch-Test, welcher robust gegen die teilweise vorliegende Verletzung der Normalverteilung ist (56), durchgeführt. Die Varianzbeschaffenheit wurde mittels Levene-Tests zur Prüfung von Varianzhomogenität oder -heterogenität geprüft. Bei fehlender Varianzhomogenität wurde bei den Gruppenvergleichen von normalgewichtigen und adipösen Probanden der robustere Welch-Test (57) und bei den Fahrrad- bzw. Laufbandergometriekohorten der Mann/Whitney-U-Test angewandt. Zur Prüfung der Gruppenunterschiede zwischen den Athleten der militärischen Sportdisziplinen erfolgte bei Vorliegen von normalverteilten Variablen und gegebener Varianzhomogenität eine einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) und Post-hoc-Analysen mittels Tukey-Testung. Im Falle nicht normalverteilter Variablen oder Varianzheterogenität erfolgten die robustere Welch-ANOVA und Post-hoc-Analysen mittels Games-Howell-Testung.

Getrennt nach den einzelnen isokinetischen Parametern, wurden gemischte lineare Regressionsanalysen durchgeführt, um die Effektstärken unter Rücksichtnahme auf die intraindividuellen Mehrfachmessungen quantifizieren zu können. Danach wurden die Residuen mittels Histogrammen und Q-Q-Plots optisch auf Normalverteilung geprüft. Im seltenen Fall von Nullvarianz wurden die Ergebnisse durch ein generalisiertes lineares Modell bestätigt, mittels Breusch-Pagan-Test auf Heteroskedastizität geprüft und die Residuen optisch auf Normalverteilung geprüft. Die Daten wurden zusätzlich unter Verwendung der Software R (Version 4.2.2, <https://r-project.org>, Copyright © 2021–2023 R Core Team) nichtlinearen Regressionsanalysen unterzogen. Mittels des Paketes „*gamm4*“ wurden generalisierte additiv gemischte

Regressionsmodelle erstellt, in die Alter, Taillenumfang, WHtR, BMI und Geschlecht als feste Effekte und die intraindividuellen Messwiederholungen als zufällige Effekte aufgenommen wurden. Für BMI, Alter, Taillenumfang und WHtR wurde ein "smoothing" angewendet, um die Schätzung von nichtlinearen Effekten mittels Segmentierung in kleinere Unterformeln (Splines) zuzulassen. Bei einzelnen Modellen erfolgte aufgrund der Beeinflussung der Regressoren untereinander eine alternative Modellierung. Die Auswertung der nichtlinearen Regressionen erfolgte optisch anhand der grafischen Ausgaben, der „effective degrees of freedom“, der Signifikanzen und der optischen Normalverteilungsanalyse der Residuen. Das Signifikanzniveau für alle Korrelations- und Regressionsanalysen wurde bei $p < 0,05$ festgelegt.

4 Ergebnisse

4.1 Zusammenhang Adipositas-definierender Parameter mit der Rumpfkraft

4.1.1 Ergebnisse der anthropometrischen und isokinetischen Messungen

Die Ergebnisse der anthropometrischen Messungen sind im Anhang (Anh.) 2: Tabelle (Tab.) 1 dargestellt. Es zeigte sich eine Dysbalance zwischen männlichen und weiblichen Probanden. Die adipösen Probanden waren in allen Gruppen geringfügig älter. Gewicht, BMI, Taillenumfang und WHtR waren in allen adipösen Gruppen höher.

Die Ergebnisse der Analysen der isokinetischen Rumpfkraftmessungen sind in Anh. 2: Tab. 2 dargestellt. Die absolute Rumpfbeugerkraft war bei den adipösen Probanden stärker ausgeprägt, als bei den nicht-adipösen Probanden, sowohl bei den nach BMI als auch bei den nach altersnormierter WHtR eingeteilten Gruppen (Anh. 1: Tab. 2). Die absolute Rumpfstreckerkraft war nur in 2 von 4 Gruppen (Trenn-Parameter BMI und altersnormierte WHtR) bei den adipösen Probanden höher (Anh. 1: Tab. 2). Bei den anderen 2 Gruppen war die absolute Rumpfstreckerkraft bei adipösen Probanden niedriger (Trenn-Parameter Taillenumfang und WHtR; Anh. 1: Tab. 2). Darüber hinaus konnte in allen Untergruppen sowohl eine niedrigere körpertgewichtsadaptierte Rumpfbeuger- als auch -streckerkraft bei adipösen Probanden gezeigt werden (Anh. 1: Tab. 2).

4.1.2 Vergleich des Zusammenhangs von Rumpfkraft und Adipositas-definierenden Parametern zwischen normalgewichtigen und adipösen Probanden

Die Korrelationskoeffizienten zwischen den absoluten Rumpfkraftparametern und BMI, Taillenumfang und WHtR waren in nahezu allen normalgewichtigen Gruppen positiv (Anh. 1: Abbildung (Abb.) 1, Tab. S 1). Demgegenüber waren bei den adipösen Probanden die Korrelationskoeffizienten bis auf wenige Ausnahmen schwächer positiv, stärker negativ oder vorzeichenumgekehrt im Vergleich zu den normalgewichtigen Probanden (Anh. 1: Abb. 1, Tab. S 1). In den Regressionsanalysen zeigten sich bei den Einflussgrößen BMI und Taillenumfang schwächer positive Regressionskoeffizienten und bei der WHtR teils schwächer und teils

stärker negative Regressionskoeffizienten bei adipösen Probanden (Anh. 1: Tab. S 3). Bei adipösen Probanden war entweder eine schwächere Steigerung oder stärkere Abnahme der Rumpfkraft mit steigendem Gewicht zu beobachten. Hier lag somit kein linearer Zusammenhang vor.

Bei der körpergewichtsadaptierten isokinetischen Rumpfkraft zeigten sich sowohl bei normalgewichtigen, als auch bei adipösen Probanden überwiegend negative Korrelationskoeffizienten von BMI, Taillenumfang und WHtR (Anh. 1: Abb. 2, Tab. S 2). Bei adipösen Probanden zeigten sich im Vergleich zu normalgewichtigen Probanden überwiegend stärker negative Korrelationskoeffizienten, lediglich bei der Korrelation von BMI und körpergewichtsadaptierter Rumpfstreckkraft zeigte sich ein stark positiver Koeffizient (Anh. 1: Abb. 2, Tab. S 2). In den Regressionsanalysen zeigten sich bei dem Regressor BMI schwächer positive Regressionskoeffizienten, bei der WHtR teils schwächer und teils stärker negative Regressionskoeffizienten, während der Regressor Taillenumfang keine signifikanten Regressionskoeffizienten aufwies (Anh. 1: Tab. S 4).

Eine weitere Zunahme der WHtR in den adipösen Kollektiven resultiert somit in einer quantitativ stärkeren Abnahme der körpergewichtsadaptierten Rumpfbeugerkraft. Demgegenüber hing eine weitere Steigerung der WHtR in drei von vier der adipösen Kollektive mit einer weniger starken Abnahme der Rumpfstreckerkraft, als in den zugehörigen nicht-adipösen Kollektiven zusammen. Aufgrund der unterschiedlichen Korrelations- und Regressionkoeffizienten lag hier ebenfalls kein linearer Zusammenhang vor.

4.1.3 Ergebnisse der nichtlinearen Regressionsanalysen

Nahezu alle Modellkonstellationen zeigten signifikante nichtlineare Zusammenhänge zwischen der Rumpfkraft auf der einen und Alter/ BMI/ Taillenumfang/ WHtR auf der anderen Seite. Das Alter wies sowohl mit der absoluten, als auch der körpergewichtsadaptierten Rumpfkraft einen parabelförmigen Zusammenhang auf (Anh. 1: Abb. 3). Dabei konnte ein kräftiger Anstieg der Rumpfkraft bis zum Anfang der 2. Lebensdekade, eine Plateauphase bis zum Ende der 4. Lebensdekade und ein kräftiger Abfall beginnend in der 5. Lebensdekade beobachtet werden (Anh. 1: Abb. 3).

Für den „gesmoothten“ nichtlinearen Regressor BMI zeigte sich bis zu einem Wert von 28 kg/m² eine starke Zunahme der absoluten Rumpfbeuger-/streckerkraft, während oberhalb dieser Schwelle eine schwächer werdende Zunahme zu beobachten ist (Anh. 1: Abb. 4). Bei der körpergewichtsadaptierten Rumpfstreckerkraft hingegen zeigte sich bis zu einem BMI von 22,5 kg/m² ein starker Anstieg, zwischen 22,5 und 27,5 kg/m² ein leicht ansteigendes Plateau, und ab einem BMI von 27,5 kg/m² ein leicht abnehmendes Plateau (Anh. 1: Abb. 4).

Für den Taillenumfang als „gesmoothten“ Regressor zeigten sich bei der absoluten Rumpfbeugerkraft ein starker Anstieg bis 78 cm, ein leicht ansteigendes Plateau bis 98 cm und

oberhalb von 98 cm Taillenumfang ein starker Abfall der Kraft (Anh. 1: Abb. 5). Die Rumpfstreckerkraft zeigte nahezu lineare Zusammenhänge mit einem Plateau von 60 bis 95 cm Taillenumfang und fiel oberhalb dieser Schwelle ab (Anh. 1: Abb. 5). Die körperrgewichtsadaptierte Rumpfbeugerkraft zeigt ähnlich zur absoluten Rumpfbeugerkraft einen Anstieg bis 78 cm, ab hier jedoch ein leicht abfallendes Plateau bis 98 cm und oberhalb von 98 cm Taillenumfang einen starken Abfall der Kraft (Anh. 1: Abb. 5). Die körperrgewichtsadaptierte Rumpfstreckerkraft zeigte ebenfalls nahezu lineare Zusammenhänge. Sie fiel bis 95 cm leicht ab und zeigte oberhalb von 95 cm Taillenumfang einen starken Abfall (Anh. 1: Abb. 5).

Für die WHtR als „gesmoothten“ Regressor zeigte sich bei der absoluten Rumpfbeugerkraft ein starker Anstieg bis 0,55 und oberhalb dessen ein schwacher Abfall der Kraft (Anh. 2: Abb. 6). Demgegenüber stieg die absolute Rumpfstreckerkraft bis 0,48 stärker an, als oberhalb dieser Schwelle (Anh. 1: Abb. 6). Die körperrgewichtsadaptierte Rumpfbeuger-/streckerkraft stieg bis zu einer WHtR von 0,48 und fiel oberhalb dieser Schwelle ab (Anh. 1: Abb. 6).

Die nichtlinearen Modelle erklärten 29,74% (resp. 21,08% für den Regressor WHtR) der Varianz der absoluten Rumpfbeugerkraft und 44,54% (resp. 36,58 % für den Regressor WHtR) der Varianz von der absoluten Rumpfstreckerkraft. Demgegenüber erklärten die nichtlinearen Modelle 24,99% (resp. 24,86% für den Regressor WHtR) der Varianz der körperrgewichtsadaptierten Rumpfbeugerkraft und 43,09% (resp. 42,34% für den Regressor WHtR) der Varianz der körperrgewichtadaptierten Rumpfstreckerkraft.

4.2 Zusammenhang leistungsdagnostischer Parameter mit der Rumpfkraft

4.2.1 Fahrradergometrie

Auf dem Fahrradergometer wurden im Schnitt $185,2 \pm 46,9$ Watt bei 4mM Lactat im Kapillarblut (Standard-Error of the Mean (SEM) 1,28; n=1325) und $255,1 \pm 53,4$ Watt bei maximaler Anstrengung (SEM 1,45; n=1342) erreicht. Die Ergebnisse der isokinetischen Rumpfkraftmessung der Fahrradergometrie-Kohorte sind in Anh. 2: Tab. 1 und 2 dargestellt.

4.2.1.1 Absolutparameter der isokinetischen Rumpfkraftmessung

Höhere Leistungen auf dem Fahrradergometer korrelierten sowohl bei 4mM Lactat im Kapillarblut, als auch bei maximaler Leistung mit höherer isokinetischer Rumpfkraft.

Dabei wurde für die 4mM-Lactat-Leistung eine schwach positive Korrelation und für die Leistung bei maximaler Anstrengung eine moderat positive Korrelation ermittelt (Anh. 2: Tab. 3). Die Korrelationen zwischen 4mM Laktat Fahrradergometerleistung und den Spitzendrehmomenten der Rumpfkraft waren schwach positiv und konnten in Regressionsmodellen nicht signifikant quantifiziert werden (Anh. 2: Tab. 3 und 4, Abb. 1 und 2). Die Korrelationen zwischen der maximalen Fahrradergometrieleistung und den Spitzendrehmomenten waren mäßig

positiv (Anh. 2: Tab. 3). Die Regressionskoeffizienten waren auch für die Spitzendrehmomente der Rumpfstreckung und -beugung signifikant (Anh. 2: Tab. 4 und Abb. 3 und 4).

4.2.1.2 Gewichtsadaptierte Parameter der isokinetischen Rumpfkraftmessung

Höhere Leistungen auf dem Fahrradergometer korrelierten mit stärkerer isokinetischer Rumpfkraft (Anh. 2: Tab. 3). In den gemischten linearen Modellen konnte lediglich der schwach positive Zusammenhang der 4mM-Lactat-Leistung auf dem Fahrradergometer mit dem gewichtsadaptierten Spitzendrehmoment der Rumpfbeugung (Anh. 2: Tab. 4) quantifiziert werden. Die Maximalleistung auf dem Fahrradergometer korrelierte moderat positiv mit dem gewichtsadaptierten Rumpfspitzendrehmoment (Anh. 2: Tab. 3). Dieses konnte jedoch sowohl in den gemischten, als auch generalisierten Modellen nicht quantifiziert werden.

4.2.1.3 Flexions-/Extensionsverhältnisse der isokinetischen Rumpfkraftmessung

Eine höhere Fahrradergometrieleistung korrelierte schwach negativ mit dem Flexions-/Extensionsverhältnis der Spitzendrehmomente (Anh. 2: Tab. 3). Diese Zusammenhänge konnten in den Regressionsmodellen nicht quantifiziert werden.

4.2.2 Laufbandergometrie

Auf dem Laufbandergometer wurden im Schnitt $12,8 \pm 1,8$ km/h bei 4mM Lactat im Kapillarblut (SEM 0,04; n=1844) und $16,1 \pm 1,4$ km/h bei maximaler Anstrengung (SEM 0,03; n=1841) erreicht. Die erreichten absoluten Spitzen- und Durchschnittswerte, sowie die gewichtsadaptierten Rumpfkraftwerte waren in der Laufbandergometrie-Kohorte signifikant höher, als in der Fahrradergometrie-Kohorte (Anh. 2: Tab. 1 und 2). Die Flexions-/Extensionsverhältnisse fielen in der Laufbandergometrie-Kohorte signifikant niedriger aus.

4.2.2.1 Absolutparameter der isokinetischen Rumpfkraftmessung

Sowohl eine höhere Geschwindigkeit bei 4mM-Lactat, als auch eine höhere maximale Geschwindigkeit auf dem Laufbandergometer korrelierte schwach mit höherer isokinetischer Rumpfkraft, wobei die Korrelation bei der maximalen Ausdauerleistung stärker ausgeprägt war (Anh. 2: Tab. 3 und Abb. 5-8). Die Beziehung zwischen der 4mM-Laktat-Laufbandgeschwindigkeit dem Flexionsspitzenmoment war in den gemischten linearen Regressionen (Anh. 2: Tab. 5) nicht quantifizierbar. Die maximale Geschwindigkeit auf dem Laufbandergometer hatte hingegen einen positiven Zusammenhang mit dem isokinetischen Flexionsspitzenmoment (Anh. 2: Tab. 5) in den gemischten linearen Modellen.

Darüber hinaus wurden in den gemischten linearen Modellen signifikant positive Regressionskoeffizienten zwischen maximaler Laufbandgeschwindigkeit und Spitzenleistung der Rumpfbeugung ($RC = 5.385$, $T = 6.531$, $p = <0.001$), sowie der Gesamtarbeit der Rumpfbeugung

(RC = 30.239, T = 5.741, $p < 0.001$) beobachtet. In den generalisierten linearen Modellen konnten zusätzlich Zusammenhänge zwischen der maximalen Laufbandgeschwindigkeit und dem Spitzendrehmoment der Rumpfstreckung (RC = 18.267, T = 8.247, $p < 0.001$) beobachtet werden.

4.2.2.2 Gewichtsadaptierte Parameter der isokinetischen Rumpfkraftmessung

Die Laufbandgeschwindigkeit wies schwach bis moderat ausgeprägte positive Korrelationen mit der gewichtsadaptierten isokinetischen Rumpfkraft auf, wobei die Korrelationskoeffizienten für die maximale Laufbandgeschwindigkeit stärker positiv ausgeprägt waren (Anh. 2: Tab. 3). Lediglich der Regressionskoeffizient zwischen der 4mM-Laktat-Laufbandgeschwindigkeit und dem gewichtsadaptierten Spitzendrehmoment der Rumpfbeugung war signifikant (Anh. 2: Tab. 5). Darüber hinaus lag ein signifikanter Regressionskoeffizient in einem generalisierten linearen Modell zwischen der 4mM-Laktat-Laufbandgeschwindigkeit und der Gesamtarbeit der Streckung vor (RC = -0,247, T = -2,929, $p = 0,003$).

Die moderat positive Korrelation zwischen gewichtsangepassten Rumpfspitzenmomenten und der Laufbandgeschwindigkeit bei maximaler Anstrengung war in den gemischten linearen Regressionen signifikant quantifizierbar (Anh. 2: Tab. 5). Es konnten außerdem signifikante Regressionskoeffizienten zwischen maximaler Laufbandgeschwindigkeit und Spitzenleistung der Rumpfbeugung (generalisiertes lineares Modell, RC = 0,097, T = 12,602, $p < 0,001$), sowie Spitzenleistung der Rumpfstreckung (gemischtes lineares Modell, RC = 0,214, T 12,771, $p > 0,001$) beobachtet werden.

4.2.2.3 Flexions-/Extensionsverhältnisse der isokinetischen Rumpfkraftmessung

Eine höhere Laufbandgeschwindigkeit korrelierte schwach negativ mit den Flexions-/Extensionsverhältnissen der Spitzendrehmomente, wobei die Korrelation für die maximale Laufbandgeschwindigkeit stärker ausgeprägt war (Anh. 2: Tab. 3). Diese Zusammenhänge konnten in den Regressionsmodellen jedoch nicht quantifiziert werden.

4.3 Vergleich der isokinetischen Rumpfkraft von militärischen Leistungssportlern

4.3.1 Absolutparameter der isokinetischen Rumpfkraftmessung

Die Kohorte der Skitourengeher erreichte signifikant größere Spitzendrehmomente der Rumpfflexion, als Fallschirmspringer und militärische Fünfkämpfer (Anh. 3: Tab. 2 und Abb. 1). Zwischen militärischen Fünfkämpfern und Fallschirmspringern konnten keine signifikanten Unterschiede ermittelt werden ($p = 0,731$). Die Spitzendrehmomente der Rumpfextension waren bei den Skitourengehern signifikant stärker ausgeprägt, als bei den militärischen Fünfkämpfern (Anh. 3: Tab. 2 und Abb. 3). Keine signifikanten Unterschiede bestanden zwischen Skitourengehern und Fallschirmspringern sowie Militärischen Fünfkämpfern und Fallschirmspringern.

4.3.2 Gewichtsadaptierte Parameter der isokinetischen Rumpfkraftmessung

In der gewichtsadaptierten Analyse zeigte sich ein signifikanter Unterschied der Spitzendrehmomente der Rumpfflexion zwischen Skitourengehern und militärischen Fünfkämpfern (Anh. 3: Abb. 2) $p = 0,014$). Skitourengeher erreichten zwar tendenziell bessere Werte als Fallschirmspringer, jedoch ohne Signifikanz. Im gewichtsadaptierten Vergleich der Spitzendrehmomente der Rumpfextension zwischen Fallschirmspringern und militärischen Fünfkämpfern erreichten die Fallschirmspringer signifikant höhere Werte, während die Skitourengeher nicht signifikant höhere Werte erreichten als die militärischen Fünfkämpfer (Anh. 3: Abb. 4). Zwischen den Skitourengehern und den Fallschirmspringern bestanden jedoch keine signifikanten Unterschiede.

4.3.3 Flexions-/Extensionsverhältnisse der isokinetischen Rumpfkraftmessung

Im Vergleich der Flexion-Extension-Verhältnisse (F/E-Ratios) zeigte sich für die Fallschirmspringer eine F/E-Ratio von $0,52 (\pm 0,10)$, für die militärischen Fünfkämpfer eine F/E-Ratio von $0,62 (\pm 0,14)$ und für die Skitourengeher eine F/E-Ratio von $0,63 (\pm 0,13)$. In der ANOVA zeigten sich bei den Fallschirmspringern signifikant geringere F/E-Ratios, als bei den militärischen Fünfkämpfern und Skitourengehern (Anh. 3: Abb. 5; $p = 0,006$). Zwischen den militärischen Fünfkämpfern und Skitourengehern bestanden keine signifikanten Unterschiede in der F/E-Ratio.

5 Diskussion

Die bekannten positiven Korrelationen von Körpergröße und männlichem Geschlecht, sowie die negativen Korrelationen von weiblichem Geschlecht und zunehmendem Alter mit den absoluten Spitzen- und Durchschnittsparametern (Drehmoment, Leistung, Arbeit und Gesamtarbeit) der isokinetischen Rumpfkraft konnten bestätigt und mittels Regressionsanalysen quantifiziert werden (12,16,22,24–26,58–61). Während die Korrelationen zu Alter und Gewicht von anderen Autoren unterschiedlich berichtet wurden, konnten in dieser Arbeit durch eine größere Stichprobengröße genauere Zusammenhänge dargestellt werden (12).

In früheren Studien wurde unter Annahme eines linearen Zusammenhanges berichtet, dass ein BMI-Anstieg mit einer Zunahme der absoluten Rumpfkraft bei normal- und übergewichtigen Menschen (15,18) und mit einer Abnahme der körpergewichtsadaptierten Rumpfkraft bei adipösen Patienten korreliert (14,16). Erklärungen hierfür können Trainingseffekte auf die Rumpfmuskulatur sein, bedingt durch erhöhte Scher- und Kompressionskräfte auf die Lendenwirbelsäule infolge der Adipositas (18,23). Wurden die Probanden dieser Arbeit mittels BMI in adipös oder normalgewichtig aufgeteilt, zeigte sich bei Zunahme von BMI, Taillenumfang oder der WHtR zwar eine Zunahme der körpergewichtsadaptierten Rumpfkraft (Flexion und Extension) bei normalgewichtigen und adipösen Probanden, im Gegensatz dazu jedoch eine Abnahme

der körpergewichtsadaptierten Rumpfkraft (Flexion und Extension) bei adipösen Probanden. Die in dieser Arbeit durchgeführten nichtlinearen Regressionen bestätigen außerdem erstmalig das Vorhandensein eines BMI-Cut-off-Wertes von 28 kg/m^2 für die Abgrenzung der absoluten und körpergewichtsadaptierten Rumpfkraftveränderung infolge der Gewichtszunahme. Der bekannte, etwas höhere BMI-Cut-off-Wert von 30 kg/m^2 für die Diagnose der Adipositas ist somit nicht nur geeignet, um das erhöhte Risiko für kardiovaskuläre Erkrankungen anzuzeigen, sondern auch, um den negativen Effekt der Adipositas auf die Rumpfbeuger- und -streckerkraft zu verdeutlichen. Im Rahmen von Adipositas-Interventionsprogrammen ist zunächst eine Abnahme der absoluten Rumpfkraft zu erwarten, die mit einer Reduktion des Körpergewichts insbesondere bei BMI-Werten um 28 kg/m^2 einhergeht.

Bei Individuen mit massiver Adipositas war die Zunahme der absoluten Rumpfkraft mit zunehmendem Gewicht relativ unbedeutend, wie die Abflachungen der Kurven der nichtlinearen Regressionen zeigten. Hingegen war eine signifikante Abnahme der körpergewichtsadaptierten Rumpfkraft mit steigendem Gewicht bei massiv adipösen Probanden zu verzeichnen. Eine weitere gering ausgeprägte Zunahme der absoluten Rumpfkraft war offenbar das Resultat der erforderlichen Anpassung an die Zunahme des Körpergewichts. Dies schien der primäre Reiz für eine weitere Zunahme der absoluten Rumpfkraft zu sein. Diese Ergebnisse deckten sich mit denen von Gadducci et al., die keine signifikanten Unterschiede in der absoluten Rumpfkraft, aber signifikante Unterschiede in der körpergewichtsadaptierten Rumpfkraft zwischen zwei Gruppen mit einem medianen BMI von jeweils $44,7$ und $53,3 \text{ kg/m}^2$ beobachteten (62). Daher ist der primäre Faktor, der die bei Personen mit schwerer Adipositas beobachteten Veränderungen der körpergewichtsadaptierten Rumpfkraft beeinflusst, nicht die Rumpfkraft selbst, sondern vielmehr das Körpergewicht.

Die Korrelations- und Regressionsanalysen dieser Arbeit unterstützen die Erkenntnisse von Fogelholm (63) bezüglich der schlechteren Leistung von Rumpfextensoren bei adipösen Probanden qualitativ und quantitativ. Darüber hinaus wurde der von Michaelides (64) postulierte Leistungsabfall oberhalb eines Taillenumfanges von 98 cm bestätigt. Eine Veränderung des Taillenumfanges zeigte bei den Rumpfflexoren im Vergleich zu den Rumpfextensoren eine deutlich variablere und parabelförmige Veränderung an. Eine mögliche Erklärung dafür ist, dass Personen mit zentraler Adipositas aufgrund einer Verlagerung des Massenschwerpunkts in die anterior-inferiore Position einen erhöhten Bedarf an Streckmuskelkraft haben und diese somit einer geringeren Kraftfluktuation unterliegen (24,65). Die beobachtete Veränderung der F/E-Ratios der isokinetischen Rumpfkraft mit zunehmender Adipositas verdeutlicht die Tendenz zu einer stärkeren Beanspruchung der Rumpfextensoren. Daraus resultiert das bekannte „flexion pattern“ beim chronischen lumbalen Kreuzschmerz, welches auf einer Unfähigkeit zur Aktivierung der Rumpfbeuger beruht und zu einer segmentalen Instabilität führt (66). Eine erhöhte Inzidenz dieses Rückenschmerzmusters bei adipösen Individuen ist somit denkbar. Ein

Anstieg der WHtR korrelierte bei normalgewichtigen und adipösen Probanden teilweise positiv und teilweise negativ mit der absoluten Rumpfkraft und ausschließlich negativ mit der körpergewichtsadaptierten Rumpfkraft. In den nichtlinearen Modellen wurde hingegen eine zunehmende Rumpfkraft (ohne absolute Rumpfstreckkraft) bis zu einem Wert von 0,48 und eine Abnahme der Rumpfkraft über 0,55 hinaus beobachtet. Dies erklärte Vorzeichenunterschiede der Korrelationskoeffizienten. Aufgrund des beobachteten starken Abfalls der körpergewichtsadaptierten Rumpfkraft ab einem WHtR-Wert von 0,55 sollte dieser WHtR-Schwellenwert von 0,55 zur Differenzierung von Rumpfkraftveränderungen herangezogen werden. Darüber hinaus zeigten die t-Tests/Welch-Tests, sowie Korrelations-/Regressionsanalysen, dass der BMI der geeignetste Parameter zur Beurteilung von Rumpfkraftunterschieden zwischen normalgewichtigen und adipösen Individuen ist. Während der Taillenumfang und die WHtR ebenfalls geeignet sind, sind sie für die Unterscheidung von absoluter Rumpfstreckkraft aufgrund nahezu linearer Beziehungen mit niedrigen „effective degrees of freedom“ ungeeignet. Daher empfiehlt sich die Verwendung des BMI zur Bewertung von Veränderungen der Rumpfkraft. Ein zuverlässiger Grenz- oder Schwellenwert des BMI von 28 kg/m² wurde sowohl für die absolute als auch für die körpergewichtsadaptierte Rumpfkraft beobachtet. Während BMI, Taillenumfang und WHtR schwache bis mäßige Assoziationen mit Adipositas-bedingten körperlichen und psychischen Veränderungen aufwiesen, gelang der Nachweis eines Kausalzusammenhanges von Adipositas und Rückenschmerzen bisher nur in Populationen mit schwerer Adipositas (22–26,61,67–70). Ein pathologisch veränderter Taillenumfang konnte bisher zwar als risikoerhöhend für akute und chronische Rückenschmerzen bestätigt werden (67), der Nachweis eines Kausalzusammenhanges zwischen absoluter Rumpfkraft und Rückenschmerzen gelang bisher jedoch nicht (15). Trotz schwächerer Rumpfkraft bei Patienten mit Rückenschmerzen, konnte keine signifikante Korrelation zwischen Beschwerdeausprägung (gemessen mittels Oswestry-Disability-Questionnaire) und Rumpfkraft festgestellt werden (17). Bekannt ist, dass sich Rumpfmuskeltraining, bedingt durch Mobilitätsverbesserung, Senkung des Spiegels Adipositas-bedingter Entzündungsmediatoren und Stabilisierung des psychischen Wohlbefindens, positiv auf die Schmerzintensität und die Lebensqualität von Rückenschmerzpatienten auswirkt (61,71). Dabei ist zu beachten, dass die Normalisierung des BMI, des Taillenumfangs und der WHtR zunächst zu einer Verringerung der absoluten Rumpfkraft führen kann. Die Gewichtsadaptierung der Rumpfkraft kann dazu beitragen, Fehlschlüsse hinsichtlich eines unzureichenden Rumpfkrafttrainings während dieser Intervention zu vermeiden und sollte zu einem Routinebestandteil künftiger Studien über den Kausalzusammenhang von Rumpfkraft und Rückenschmerz werden. Angesichts der geringen Compliance von Rückenschmerzpatienten mit Adipositas sind nicht nur individuelle Trainingspläne erforderlich, sondern auch Strategien zur Steigerung der Adhärenz der Patienten (61). Die isokinetische Messung der Rumpfkraft könnte die Adhärenz unterstützen, indem sie bei

regelmäßigen Nachuntersuchungen einen greifbaren Beweis für Fortschritte liefert, den Trainingserfolg untermauert, Biofeedback gibt und zu nachhaltigem Engagement motiviert (72). Des Weiteren konnte ein moderater Zusammenhang der mittels zwei verschiedener Ergometrieriefahren gemessenen kardiopulmonalen Fitness und der isokinetisch gemessenen Rumpfkraft gezeigt werden. Die fahrradergometrische Leistung bei 4mM Kapillarlaktat wies dabei schwächere Zusammenhänge mit der isokinetischen Rumpfkraft auf, als die maximale Leistung. Der Nachweis des Zusammenhanges von höherer Leistung auf dem Fahrradergometer mit niedrigeren F/E-Ratios zeigte, dass ein Radtraining aufgrund der geringeren Beanspruchung der Rumpfmuskulatur weniger geeignet ist, die Rumpfmuskulatur zu trainieren (73). In Anbetracht der Körperform von Radfahrern mit flacher Lendenlordose und teilweise Lendenkyphose ist eine stärkere Aktivierung der Rumpfmuskulatur beim Radfahren plausibel (73). Die aerodynamisch günstigere, nach vorne geneigte Position wird von einigen Autoren als ursächlich für das Auftreten von lumbalen Rückenschmerzen bei Radsportlern angesehen (73–79). Ob die Rumpfmuskulatur sogar zum Vortrieb oder zur Leistungssteigerung beiträgt, lässt sich mit Korrelations- und Regressionsanalysen retrospektiv jedoch nicht beantworten. Zur Vorbeugung von Fehlbelastungen kann nicht nur das korrekte Einstellen des Sattelwinkels (74) und der Fahrradlenkerhöhe (79), sondern auch ein Rumpfkrafttraining hilfreich sein, um die muskuläre Führung der Wirbelsäule mittels Stärkung der Rumpfmuskulatur zu verbessern (80). Die Geschwindigkeit auf dem Laufbandergometer gilt als eine messbare Größe für die athletische Performance beim Laufen (40,41,43,81). Die Laufgeschwindigkeit bei 4mM-Laktat korrelierte schwach mit höherer Rumpfkraft, während die Korrelation der maximalen Laufgeschwindigkeit analog zur Fahrradergometerleistung stärker ausfiel. Dass eine höhere Rumpfkraft mit höheren Laufgeschwindigkeiten verknüpft ist, erscheint plausibel, da biomechanische Studien zeigten, dass bei jedem Schritt Kraft aus dem Rumpf heraus entwickelt wird (82–84). Je schneller die Schrittkadenz wird, desto mehr Kraft muss dafür aufgewendet werden. Bekannt ist, dass ein allgemeines Krafttraining dazu beiträgt, einen effizienten Laufstil, insbesondere bei langer Distanz, aufrechtzuerhalten (34,85). Obwohl die Laufbandergometrie-Kohorte stärkere Rumpfkraftwerte aufwies, ergaben die Korrelationsanalysen eine stärkere Korrelation der absoluten Rumpfkraft (Flexion und Extension) mit der Radfahrleistung im Vergleich zur Laufbandgeschwindigkeit. Bei der gewichtsadaptierten Rumpfkraft zeigte sich das Gegenteil, konnte aber in den Regressionsanalysen nicht zuverlässig quantifiziert werden. Der Grund für die Unterschiede der Korrelationsstärke könnte die insgesamt bessere körperliche Leistungsfähigkeit der Laufbandergometrie-Gruppe sein. Eine andere Erklärung wäre, dass ein gutes Ergebnis bei der Laufbandergometrie insgesamt eine höhere Ausdauerleistung erfordert, als vergleichbar gute Ergebnisse in der Fahrradergometrie. Dies resultiert in einem vergleichsweise geringeren Anstieg der absoluten Rumpfkraft bei leistungsstarken, als bei leistungsschwächeren Sportlern, bei jedoch vergleichbarem Anstieg der Ausdauerleistung (84,86).

Die Rumpfstrecker spielen in der frühen Phase des Auftretens beim Laufen eine wichtige Rolle (83). Die stärkeren Korrelationen der Rumpfstrecker in der Laufbandgruppe können zum einen durch die nötige Stabilisierung des lumbopelvinen Komplexes während des Auftretens und zum anderen durch den in früheren Studien vermuteten „extensor- thrust- mechanism“, laut dem die Rumpfextension auch zum Vorschub beitragen kann, bedingt sein (82,87). Zur Verifizierung dieser Annahme wäre eine winkelkalibrierte Kraftmessung der Rumpfextensoren während des Laufes nötig. Die negative Korrelation zwischen Fahrradleistung bzw. Laufbandgeschwindigkeit mit den F/E-Ratios deuten auf eine mit steigendem Trainingszustand prozentual stärkere Steigerung der Rumpfstreckerkraft im Vergleich zur Rumpfbeugerkraft hin. Während in den Regressionsanalysen der Fahrradergometrie-Kohorte die Rumpfflexionskraft stärkere Zusammenhänge mit höherer Leistung aufwies, zeigte sich in der Laufbandergometrie-Kohorte ein stärkerer Zusammenhang der Rumpfextensionskraft mit höheren Laufbandgeschwindigkeiten. Diese Beobachtung stützt Erkenntnisse aus anderen Studien, wonach das Radfahren die Streckmuskeln weniger effektiv anspricht, und zum ersten Mal wird dieser Zusammenhang vergleichend für das Laufen und für das Radfahren beschrieben (29,73).

Im Vergleich zu den nicht gewichtsadaptierten Parametern war die Korrelation der gewichtsadaptierten isokinetischen Rumpfkraftparameter mit der Radfahrleistung und der Laufbandgeschwindigkeit stärker. Dies war besonders ausgeprägt bei der Laufbandgeschwindigkeit. Gewichtsadaptierte Rumpfkraftwerte könnten daher insbesondere bei Hochleistungsläufern, aber auch bei anderen Spitzensportlern in die Leistungsanalyse integriert werden. Ab einem bestimmten Trainingsniveau im Spitzensport sind die Unterschiede im Körpergewicht und in der Rumpfkraft zwischen den Sportlern relativ gering, so dass die Gewichtsanpassung eine empfindlichere Unterscheidung von Rumpfkraftdefiziten ermöglicht (11).

Die isokinetische Rumpfkraftmessung ist im Vergleich zu isometrischen Feldtests, wie dem McGill-Test oder dem Biering-Sörensen-Test, eine aufwändigere Methode zur Quantifizierung der Rumpfkraft. Ein wesentlicher Vorteil ist jedoch die Ausgabe mehrerer verschiedener physikalischer Maße mit hervorragenden Testgütekriterien (88,89). Viele Autoren testeten auch die körperliche Leistungsfähigkeit mit Feldtests. Deutlich bessere Testgütekriterien als Feldtests weisen jedoch konventionelle Ergometrieverfahren auf (40,43). In dieser Arbeit wurde erstmals in einer sehr großen Stichprobe die ergometrisch gemessene Ausdauerleistung in Zusammenhang mit der isokinetischen Rumpfkraft gestellt. Referenzwerte der isokinetischen Rumpfkraft für verschiedene Sportarten sollten im Fokus zukünftiger Forschung stehen (28). Dies erlaubt ein besseres Feedback an die Athleten, um Dysbalancen und damit Verletzungen des Bewegungsapparats zu vermeiden (35). Basierend auf den Ergebnissen empfiehlt sich für Ausdauerleistungssteigerungen im Rad- und Laufsport als Baustein eines ganzheitlichen Trainings, neben dem vielfach empfohlenen Training der Rumpfmuskulatur, die quantitative Messung der Rumpfkraft zur Trainingssteuerung und Prävention im Leistungssport.

Bei Untersuchung von Militärsportlern erreichten diese hier schwächere Werte in der Rumpfextension, als Profisportler der Sportarten Gewichtheben und Wrestling (440Nm respektive 345 Nm) (33). Die Probanden dieser Arbeit erreichten ähnliche Ergebnisse wie die Judoka auf nationalem Level (399 Nm Spitzendrehmoment der Rumpfextension respektive 228Nm Spitzendrehmoment der Rumpfflexion), während Judoka der internationalen Klasse etwas höhere Werte in der Extension und vergleichbare Werte in der Rumpfflexion (460 Nm Spitzendrehmoment der Rumpfextension respektive 212 Nm Spitzendrehmoment der Rumpfflexion) erreichten (47). Beim Vergleich von drei militärischen Sportdisziplinen konnte festgestellt werden, dass es bei allen drei Disziplinen zu einer hohen Beanspruchung der Rumpfmuskulatur kommt. Bei den Fallschirmspringern ist eine hohe Beanspruchung der Rumpfmuskulatur, insbesondere der Nackenmuskulatur, bekannt (90). Bei den militärischen Fünfkämpfern, liegt, bedingt durch die verschiedenen Wettkampfdisziplinen, eine vielgestaltige Beanspruchung vor. Bei den Skitourengehern werden zusätzlich noch Lasten (militärische Ausrüstung) getragen. Die unterschiedlichen Ergebnisse in der isokinetischen Rumpfkrafttestung sind durch verschiedene Beanspruchungsmuster erklärbar. Die Extensionskraft bei Fallschirmspringern war am ausgeprägtesten, da diese sowohl in der Luft als auch bei der Trockenübung am Boden statisch beansprucht wird und ausgeprägte Rumpfextensoren sportartspezifisch bei Fallschirmspringern vorliegen (90,91). Zur Verletzungsprävention ist eine exzessive Beugung der Lendenwirbelsäule zu vermeiden, einige Autoren empfehlen deshalb sogar den Einsatz von LWS-Orthesen (92). Bei der Landung müssen vertikal wirkende Kräfte auf die unteren Extremitäten kompensiert werden, weshalb gut trainierte Hüft- und Rumpfflexoren notwendig sind (93). Bei den militärischen Fünfkämpfern zeigte sich eine signifikant geringere Kraft der Rumpfextensoren im Vergleich zu den Fallschirmspringern und tendenziell auch als bei den Skitourengehern. Das Niveau der Rumpfflexoren der militärischen Fünfkämpfer war vergleichbar mit dem der Fallschirmspringer, wodurch sich vergleichsweise höhere F/E-Ratios zeigten. Die Skitourengeher hatten tendenziell eine geringere Leistungsfähigkeit der Extensoren als die Fallschirmspringer, aber eine tendenziell höhere, bezüglich der Flexion auch signifikant höhere, Leistungsfähigkeit im Bereich der Rumpfkraft als die Fünfkämpfer. Ursächlich erscheint hier die vielseitige Beanspruchung im Training und im Dienst, da durch Klettern/Bouldern und das Tragen von Lasten unspezifisch viele Muskelgruppen beansprucht werden, was mit spezifischem Training bei spezialisierten Leistungssportlern nicht abgebildet werden kann. Eine gewichtsadaptierte Betrachtung der Rumpfkraft erfolgte in den Vorarbeiten ebenfalls nicht (33,47). Deshalb wurde in dieser Arbeit zusätzlich eine gewichtsadaptierte Analyse der Spitzendrehmomente durchgeführt. Hier zeigte sich, dass die Fallschirmspringer bei den gewichtsadaptierten Spitzendrehmomenten der Rumpfextension signifikant höhere Werte erzielten als die militärischen Fünfkämpfer. Im Vergleich zu den Skitourengehern wiesen die militärischen Fünfkämpfer hingegen tendenziell schwächere gewichtsadaptierte Spitzendrehmomente in

Rumpfextension und signifikant schwächere Werte der Rumpfflexion auf. Die F/E-Ratio ist bei Sportlern kleiner als bei der Normalbevölkerung (0,7-0,9) (94,95) und liegt bei Leistungssportlern bei 0,5–0,7. Für die Sportler in dieser Arbeit lagen Ratios von 0,52 (Fallschirmspringer), 0,62 (militärische Fünfkämpfer) und 0,63 (Skitourengeher) vor. Fünfkämpfer und Skitourengeher lagen damit in einem ähnlichen Bereich wie die Leistungssportler aus den Sportarten Wrestling und Gewichtheben (F/E-Ratio von 0,68 bei einer Winkelgeschwindigkeit von 60°/s, sowie von 0,61 bei 180°/s) (33). Dass die F/E-Ratio der Fallschirmspringer sowohl im Vergleich zu den militärischen Fünfkämpfern, als auch zu den Skitourengeher signifikant geringer war, kann durch stärkere Rumpfextensoren erklärt werden. Dabei liegt das Risiko der Entwicklung eines potenziellen Defizits im Bereich der Bauchmuskulatur vor. Durch die gemeinsame motorische Systemaktivierung von Agonisten und Antagonisten im Tractus spinothalamicus kann bei stark ausgeprägter Rückenmuskulatur die Aktivierung der Bauchmuskulatur erschwert sein (96). Darüber hinaus kann eine Schwäche in der Bauchmuskulatur die Entstehung von Rückenschmerzen begünstigen (97). Isokinetische Messungen können dieses Defizit detailliert messen und dabei helfen Vorschläge für ein balanciertes Training von Bauch- und Rückenmuskulatur zu geben. Militärische Fünfkämpfer haben durch die verschiedenen Disziplinen vielfältigere, vorwiegend dynamische Beanspruchungen, die auch breiter trainiert werden müssen.

Die Probanden dieser Arbeit waren im Vergleich zu den Judokas aus der Arbeit von Barbado et al. (47) und den Wrestlern, bzw. den Gewichthebern aus der Arbeit von Zouita et al. (33) älter, was eine gering schwächere Rumpfkraft erklären könnte. Das Körpergewicht und die Körpergröße von den Fallschirmspringern, militärischen Fünfkämpfern und Skitourengeher waren dagegen vergleichbar mit denen der Judokas und Wrestler bzw. Gewichtheber. Aufgrund der fehlenden Erhebung von BMI und Taillenumfang in den beiden Vorarbeiten besteht jedoch eine eingeschränkte Vergleichbarkeit. Kollektive aus Militärangehörigen eignen sich zwar sehr gut für Untersuchungen mit sportmedizinischen Fragestellungen, zu Fragestellungen, die die Gesamtbevölkerung betreffen, können jedoch nur begrenzt Aussagen gemacht werden. Dies ist bedingt durch die Tatsache, dass die Population aus Militärangehörigen zu einem großen Teil aus jungen, männlichen Probanden bestand. Frauen und Personen mit schwerer Adipositas waren in dieser Stichprobe unterrepräsentiert. Allerdings gelang durch die hohe Anzahl an Datensätzen, trotz des limitierenden retrospektiven Designs, eine wesentlich genauere Abschätzung der Einflüsse, als es in vergangenen Studien möglich war. Der Unterschied in der Tendenz der Regressions- und Korrelationskoeffizienten könnte sowohl durch Autokorrelation, als auch durch die beobachtete Nichtlinearität der Beziehungen erklärt werden. Zusätzlich ist zu bemerken, dass Regressions- und Korrelationsanalysen zwar prädiktive Erkenntnisse liefern können, jedoch keine Kausalität beweisen können. Aufgrund der retrospektiven Datenerhebung wurden keine Informationen über das athletische

Leistungsniveau und den Grad des individuellen Trainings der Rumpfkraft berücksichtigt. Der Median von $255,1 \pm 53,4$ Watt bei maximaler Anstrengung lag jedoch im oberen Bereich der Referenzwerte einer Normalbevölkerung (98). Zur besseren Differenzierung der Ergometrie-Ergebnisse wurde zusätzlich zur Maximalleistung die Leistung bei 4mM Kapillarlaktat betrachtet. Da Kapillarlaktat sehr individuell ist, könnte dies ein Grund für die schwächere statistische Relation der 4mM-Leistung zur isokinetischen Rumpfkraft sein (52). Schwache Effekte von Rumpfkrafttrainingsprogrammen auf die sportliche Leistung wurden in früheren Studien zwar bereits nachgewiesen (31,36), aufgrund des Studiendesigns können diese Effekte hier jedoch nicht beurteilt werden. Prospektive Trainingsstudien könnten eine genauere Antwort auf den Effekt von Rumpfkraftigung auf die sportliche Leistung geben. Darüber hinaus könnten die Messbedingungen einen Einfluss auf die Ausprägung der Messwerte der isokinetischen Rumpfkraft haben (99). Bei den bisher durchgeführten Studien wurden jedoch nur wenige Arbeiten unter vergleichbaren Messbedingungen in sitzender Position mit Schwerkraftkompensation durchgeführt (12,100). Die Schwerkraftkompensation, die Vorspannung der Muskulatur, die Beteiligung der Hüftbeuger und -strecker an der Rumpfextension und -flexion, die Startposition im Hüftgelenk, das festgelegte Bewegungsausmaß und die vorgegebene Winkelgeschwindigkeit sind hierbei mögliche Einflussfaktoren (15,101–104).

Bei teilweise fehlender Normalverteilung oder Varianzhomogenität in den Kollektiven der Fallschirmspringer, militärischer Fünfkämpfer und Skitourengeher lag eine Verletzung der Grundvoraussetzung der ANOVA vor. In diesen Fällen ist die ANOVA zwar immer noch aussagekräftig (105), dennoch haben wir die Ergebnisse mit der robusteren Welch-ANOVA ermittelt. Eine höhere isokinetische Rumpfkraft (Extension und Flexion) in der Gruppe militärischer Fünfkämpfer kann auch durch die im Mittel 10 cm größere Körpergröße bedingt sein.

Erstmalig wurden nichtlineare Zusammenhänge zwischen anthropometrischen Variablen und isokinetischer Rumpfkraft nachgewiesen. Eine weitere wesentliche neue Erkenntnis dieser Studie besteht darin, dass zum ersten Mal eine spezifische Analyse der Lauf- und Radfahrleistung zusammen mit der Rumpfkraft bei einer großen Anzahl von Probanden durchgeführt werden konnte. Schlussendlich konnten anhand von drei verschiedenen militärischen Wettkampfdisziplinen sportartspezifische Unterschiede sowohl für die absolute, als auch die gewichtsadaptierte Rumpfkraft in Extension und Flexion gezeigt werden.

6 Zusammenfassung

Für die anthropometrischen Variablen BMI, Alter und WHtR konnten nichtlineare Beziehungen mit der absoluten Rumpfkraft belegt werden. Bei Betrachtung der körperrgewichtsadaptierten Rumpfkraft konnten für die Regressoren Alter, BMI, Taillenumfang und WHtR ebenfalls nichtlineare Zusammenhänge belegt werden. Vor allem bei adipösen Probanden wiesen Taillenumfang und WHtR einen stark negativen Zusammenhang mit der

körpergewichtsadaptierten Rumpfkraft auf, während dieser bei normalgewichtigen Probanden schwächer negativ ausgeprägt war. Im Rahmen von Adipositas-Interventionsprogrammen ist mit Abnahme des Körpergewichtes initial auch eine Abnahme der absoluten Rumpfkraft anzunehmen. Um Fehlschlüsse auf ein unzureichendes Rumpfkrafttraining während dieser Intervention zu vermeiden, sollte die körpergewichtsadaptierte Rumpfkraft betrachtet werden. Die Bestimmung körpergewichtsadaptierter Rumpfkraft ist zusammen mit anthropometrischen Messungen wie Body-Mass-Index, Taillenumfang oder der Waist-to-Height-Ratio bei Prävention, Therapieüberwachung und auch wissenschaftlicher Betrachtung von adipösen Patienten zu empfehlen und könnte zur Erfolgskontrolle und als Biofeedback-Maßnahme hilfreich sein. Des Weiteren wurden Zusammenhänge zwischen isokinetischer Rumpfkraft und der mittels Fahrrad- und Laufbandergometrie gemessenen Ausdauerleistungsfähigkeit betrachtet. Eine höhere kardiopulmonale Leistungsfähigkeit geht sowohl mit höherer Rumpfmaximalkraft, als auch Rumpfkraftausdauer einher. Eine höhere Fahrradleistung weist dabei stärkere Zusammenhänge mit der Rumpfflexionskraft auf, während eine höhere Geschwindigkeit auf dem Laufband stärkere Zusammenhänge mit der Rumpfextensionskraft aufweist. Die maximal erreichte Laufbandgeschwindigkeit oder Fahrradleistung weist in beiden Ergometrieverfahren die besten Zusammenhänge mit der Rumpfkraft auf. Bei künftigen Analysen der Zusammenhänge von Rumpfkraft und Ausdauerleistungsfähigkeit im Rahmen von Routineuntersuchungen und -behandlungen durch Sportmediziner sollte somit eine Betrachtung der ergometrischen Maximalwerte erfolgen. Anhand von Leistungssportlern aus den drei verschiedenen militärischen Wettkampfdisziplinen Fallschirmspringen, militärischer Fünfkampf und Skitourengehen konnte zudem gezeigt werden, dass Fallschirmspringer die höchsten Werte in der Rumpfextension und Skitourengeher die höchsten Werte in der Rumpfflexion erreichten. Dabei zeigten die Fallschirmspringer die niedrigsten F/E-Ratios, während die Skitourengeher die höchsten F/E-Ratios aufwiesen. Bei den untersuchten Sportarten handelte es sich nicht um klassische, olympische Sportarten. Es konnte jedoch gezeigt werden, dass sowohl hinsichtlich der absoluten, als auch der gewichtsadaptierten Rumpfkraft sportartspezifische Unterschiede bestehen, die zum einen durch das Anforderungsprofil und zum anderen durch die individuellen anthropometrischen Konstitutionen der Athleten und deren berufliche körperliche Beanspruchung beeinflusst sein könnten. Darüber hinaus sollten gewichtsadaptierte isokinetische Rumpfkraftwerte aufgrund ihrer guten Korrelation und der nachgewiesenen quantitativen Zusammenhänge in die Bewertung der Leistungsfähigkeit bei Spitzensportlern, insbesondere bei Läufern, mit einbezogen werden. Weitere Arbeiten zur Referenzwerterstellung sind notwendig, um Athleten mit Hilfe der isokinetischen Rumpfkraftmessung optimal zur Vermeidung von Überlastungsschäden durch Dysbalancen im Bereich der Rumpfmuskulatur beraten zu können. Dabei erscheinen weitere Studien zur isokinetischen Rumpfkraft in verschiedenen Sportarten notwendig, um sportartspezifische Ableitungen treffen zu können. .

7 Literaturverzeichnis

1. Gruther W, Wick F, Paul B, Leitner C, Posch M, Matzner M, et al. Diagnostic accuracy and reliability of muscle strength and endurance measurements in patients with chronic low back pain. *J Rehabil Med.* 2009;41(8):613–9.
2. Timm KE. Isokinetic lifting simulation: a normative data study. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1988 Jan 1;10(5):156–66.
3. Andersson E, Swärd L, Thorstensson A. Trunk muscle strength in athletes. *Med Sci Sports Exerc.* 1988 Dec;20(6):587–93.
4. Estlander AM, Vanharanta H, Moneta GB, Kaivanto K. Anthropometric variables, self-efficacy beliefs, and pain and disability ratings on the isokinetic performance of low back pain patients. *Spine.* 1994 Jan 1;19(8):941–7.
5. Danneskiold-Samsøe B, Bartels EM, Bülow PM, Lund H, Stockmarr A, Holm CC, et al. Isokinetic and isometric muscle strength in a healthy population with special reference to age and gender. *Acta Physiol Oxf Engl.* 2009 Jan 1;197 Suppl 673:1–68.
6. Cowley PM, Fitzgerald S, Sottung K, Swensen T. Age, weight, and the front abdominal power test as predictors of isokinetic trunk strength and work in young men and women. *J Strength Cond Res.* 2009 Jan 1;23(3):915–25.
7. Newton M, Waddell G. Trunk strength testing with iso-machines. Part 1: Review of a decade of scientific evidence. *Spine.* 1993 Jan 1;18(7):801–11.
8. Ohnmeiss DD, Vanharanta H, Estlander AM, Jämsén A. The relationship of disability (Oswestry) and pain drawings to functional testing. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc.* 2000 Jan 1;9(3):208–12.
9. Sunnegårdh J, Bratteby LE, Nordesjö LO, Nordgren B. Isometric and isokinetic muscle strength, anthropometry and physical activity in 8 and 13 year old Swedish children. *Eur J Appl Physiol.* 1988 Jan 1;58(3):291–7.
10. Hupli M, Hurri H, Luoto S, Sainio P, Alaranta H. Isokinetic performance capacity of trunk muscles. Part I: The effect of repetition on measurement of isokinetic performance capacity of trunk muscles among healthy controls and two different groups of low-back pain patients. *Scand J Rehabil Med.* 1996 Jan 1;28(4):201–6.
11. Delitto A, Crandell CE, Rose SJ. Peak Torque-to-Body Weight Ratios in the Trunk: A Critical Analysis. *Phys Ther.* 1989 Feb 1;69(2):138–43.
12. Park JH, An SS, Choi YH, Hong SY, Heo DS, Yoon IJ. The Study on Relation of Obesity and Low Back Pain Based on Body Composition Using Segmental Bioelectrical Impedance Analysis and Isokinetic Trunk Muscle Strength. *J Korean Med Rehabil.* 2008;18(4):147–59.
13. Ibrahim-Kaçuri D, Murtezani A, Rrecaj S, Martinaj M, Haxhiu B. Low Back Pain and Obesity. *Med Arch.* 2015 Apr;69(2):114.
14. Cavuoto LA, Nussbaum MA. Obesity-related differences in muscular capacity during sustained isometric exertions. *Appl Ergon.* 2013 Mar 1;44(2):254–60.
15. Lee JH, Hoshino Y, Nakamura K, Kariya Y, Saita K, Ito K. Trunk Muscle Weakness as a Risk Factor for Low Back Pain: A 5-Year Prospective Study. *Spine.* 1999 Jan 1;24(1):54–7.

16. Hulens M, Vansant G, Lysens R, Claessens A, Muls E, Brumagne S. Study of differences in peripheral muscle strength of lean versus obese women: an allometric approach. *Int J Obes*. 2001 May;25(5):676–81.
17. Bayramoglu M, Akman MN, Klnç S, Çetin N, Yavuz N, Özker R. Isokinetic Measurement of Trunk Muscle Strength in Women with Chronic Low-Back Pain. *Am J Phys Med Rehabil*. 2001 Sep;80(9):650–5.
18. Hulens M, Vansant G, Lysens R, Claessens AL, Muls E. Assessment of Isokinetic Muscle Strength in Women Who Are Obese. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2002 Jul 1;32(7):347–56.
19. World Health Organization (WHO). Waist circumference and waist-hip ratio: report of a WHO expert consultation. In Geneva: WHO Library Cataloguing-in-Publication Data; 2008. p. 39.
20. Schneider HJ, Friedrich N, Klotsche J, Pieper L, Nauck M, John U, et al. The Predictive Value of Different Measures of Obesity for Incident Cardiovascular Events and Mortality. *J Clin Endocrinol Metab*. 2010 Apr 1;95(4):1777–85.
21. Schneider HJ, Klotsche J, Silber S, Stalla GK, Wittchen HU. Measuring Abdominal Obesity: Effects of Height on Distribution of Cardiometabolic Risk Factors Risk Using Waist Circumference and Waist-to-Height Ratio. *Diabetes Care*. 2011 Jan 1;34(1):e7.
22. McGill SM, Norman RW. Dynamically and statically determined low back moments during lifting. *J Biomech*. 1985 Jan 1;18(12):877–85.
23. Ghezelbash F, Shirazi-Adl A, Plamondon A, Arjmand N, Parnianpour M. Obesity and Obesity Shape Markedly Influence Spine Biomechanics: A Subject-Specific Risk Assessment Model. *Ann Biomed Eng*. 2017 Oct 1;45(10):2373–82.
24. Pryce R, Kriellaars D. Body segment inertial parameters and low back load in individuals with central adiposity. *J Biomech*. 2014 Sep 22;47(12):3080–6.
25. Dederling Å, Németh G, Harms-Ringdahl K. Correlation between electromyographic spectral changes and subjective assessment of lumbar muscle fatigue in subjects without pain from the lower back. *Clin Biomech*. 1999 Feb 1;14(2):103–11.
26. Mbada CE, Ayanniyi O, Adedoyin RA, Johnson OE. Static endurance of the back extensor muscles: Association between performance and reported reasons for test termination. *J Musculoskelet Res*. 2010;13(01):13–21.
27. Prieske O, Muehlbauer T, Granacher U. The Role of Trunk Muscle Strength for Physical Fitness and Athletic Performance in Trained Individuals: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med Auckl NZ*. 2016 Jan 1;46(3):401–19.
28. Ben Moussa Zouita A, Ben Salah FZ, Dziri C, Beardsley C. Comparison of isokinetic trunk flexion and extension torques and powers between athletes and nonathletes. *J Exerc Rehabil*. 2018 Feb 26;14(1):72–7.
29. Anthierens A, Olivier N, Thevenon A, Mucci P. Trunk Muscle Aerobic Metabolism Responses in Endurance Athletes, Combat Athletes and Untrained Men. *Int J Sports Med*. 2019 Jul;40(07):434–9.
30. Sasaki S, Tsuda E, Yamamoto Y, Maeda S, Kimura Y, Fujita Y, et al. Core-Muscle Training and Neuromuscular Control of the Lower Limb and Trunk. *J Athl Train*. 2019 Jan 1;54(9):959–69.

31. Nesser TW, Huxel KC, Tincher JL, Okada T. The Relationship Between Core Stability and Performance in Division I Football Players. *J Strength Cond Res*. 2008 Nov;22(6):1750–4.
32. Nesser TW, Lee WL. The Relationship between core strength and performance in division I female soccer players. *JEPonline*. 2009 Apr 2;12(2):9.
33. Zouita ABM, Zouita S, Dziri C, Brughelli M, Behm DG, Chaouachi A. Differences in Trunk Strength Between Weightlifters and Wrestlers. *J Hum Kinet*. 2019 Jul 5;67(1):5–15.
34. Beattie K, Kenny IC, Lyons M, Carson BP. The Effect of Strength Training on Performance in Endurance Athletes. *Sports Med*. 2014 Jun;44(6):845–65.
35. Willson JD, Dougherty CP, Ireland ML, Davis IM. Core Stability and Its Relationship to Lower Extremity Function and Injury: *J Am Acad Orthop Surg*. 2005 Sep;13(5):316–25.
36. Okada T, Huxel KC, Nesser TW. Relationship Between Core Stability, Functional Movement, and Performance. *J Strength Cond Res*. 2011 Jan;25(1):252–61.
37. Sharrock C, Cropper J, Mostad J, Johnson M, Malone T. A pilot study of core stability and athletic performance: is there a relationship? :12.
38. Greve JM, Terreri AS, Plapler PG. [Evaluation of isokinetic trunk flexion and extension in normal sportsman and sedentary people]. *Rev Hosp Clin*. 1997 Jun;52(3):154–8.
39. Weltman A, Snead D, Stein P, Seip R, Schurrer R, Rutt R, et al. Reliability and Validity of a Continuous Incremental Treadmill Protocol for the Determination of Lactate Threshold, Fixed Blood Lactate Concentrations, and $\dot{V}O_2$ max. *Int J Sports Med*. 1990 Feb;11(01):26–32.
40. Van Hooren B, Fuller JT, Buckley JD, Miller JR, Sewell K, Rao G, et al. Is Motorized Treadmill Running Biomechanically Comparable to Overground Running? A Systematic Review and Meta-Analysis of Cross-Over Studies. *Sports Med*. 2020 Apr 1;50(4):785–813.
41. Hughson RL, Orok CJ, Staudt LE. A High Velocity Treadmill Running Test to Assess Endurance Running Potential*. *Int J Sports Med*. 1984 Feb;05(1):23–5.
42. Davies B, Daggett A, Jakeman P, Mulhall J. Maximum oxygen uptake utilising different treadmill protocols. *Br J Sports Med*. 1984 Jun 1;18(2):74–9.
43. Jones AM, Doust JH. A 1% treadmill grade most accurately reflects the energetic cost of outdoor running. *J Sports Sci*. 1996 Aug 1;14(4):321–7.
44. Zemková E, Poór O, Jeleň M. Between-side differences in trunk rotational power in athletes trained in asymmetric sports. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2019 Jan 1;32(4):529–37.
45. Ellenbecker T, Roetert EP. An Isokinetic Profile of Trunk Rotation Strength in Elite Tennis Players. *Med Sci Sports Exerc*. 2004 Dec 1;36:1959–63.
46. Bae JH, Kim DK, Seo KM, Kang SH, Hwang J. Asymmetry of the Isokinetic Trunk Rotation Strength of Korean Male Professional Golf Players. *Ann Rehabil Med*. 2012 Dec;36(6):821–7.
47. Barbado D, Lopez-Valenciano A, Juan-Recio C, Montero-Carretero C, Dieën JH van, Vera-Garcia FJ. Trunk Stability, Trunk Strength and Sport Performance Level in Judo. *PLOS ONE*. 2016 May 27;11(5):e0156267.

48. Hupli M, Sainio P, Hurri H, Alaranta H. Comparison of trunk strength measurements between two different isokinetic devices used at clinical settings. *J Spinal Disord.* 1997 Jan 1;10(5):391–7.
49. Saur P, Koch D, Steinmetz U, Straub A, Ensink FBM, Kettler D, et al. Die isokinetische Kraftleistungsfähigkeit der Rumpfmuskulatur von Patienten mit chronischen Rückenschmerzen. *Z Für Orthop Unfallchirurgie.* 1997 Jan 1;(135):315–22.
50. Shrout PE, Fleiss JL. Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull.* 1979;86:420–8.
51. Cicchetti DV. Reliability of reviews for the American Psychologist: A biostatistical assessment of the data. *Am Psychol.* 1980;35:300–3.
52. Faria EW, Parker DL, Faria IE. The Science of Cycling: Physiology and Training ??? Part 1. *Sports Med.* 2005;35(4):285–312.
53. Löllgen H, Leyk D. Exercise Testing in Sports Medicine. *Dtsch Arztebl Int.* 2018;115(24):409–16.
54. Field A. *Discovering Statistics Using IBM SPSS Statistics*, 5th Edition. 5th ed. Los Angeles; London; New Delhi; Singapore; Washington DC; Melbourne: SAGE edge; 2018. pp. 248–249.
55. Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. Burlington: Elsevier Science; 2013.
56. Rasch D, Guiard V. The robustness of parametric statistical methods. *Psychol Sci.* 2004;46(2):175–208.
57. Rasch D, Kubinger KD, Moder K. The two-sample t test: pre-testing its assumptions does not pay off. *Stat Pap.* 2011 Feb 1;52(1):219–31.
58. North American Association for the Study of Obesity, et al. The practical guide: identification, evaluation, and treatment of overweight and obesity in adults. National Institutes of Health, National Heart, Lung, and Blood Institute, NHLBI Obesity Education Initiative, North American Association for the Study of Obesity; 2000. 92 p.
59. Böstman OM. Body Mass Index and Height in Patients Requiring Surgery for Lumbar Intervertebral Disc Herniation. *Spine.* 1993 Jun;18(7):851–4.
60. Böstman OM. Prevalence of obesity among patients admitted for elective orthopaedic surgery. *Int J Obes Relat Metab Disord.* 1994 Oct 1;18(10):709–13.
61. Paley CA, Johnson MI. Physical Activity to Reduce Systemic Inflammation Associated With Chronic Pain and Obesity: A Narrative Review. *Clin J Pain.* 2016 Apr;32(4):365–70.
62. Gadducci AV, de Cleve R, de Faria Santarém GC, Silva PRS, Greve JMD, Santo MA. Muscle strength and body composition in severe obesity. *Clinics.* 2017 May;72:272–5.
63. Fogelholm M, Malmberg J, Suni J, Santtila M, Kyröläinen H, Mäntysaari M. Waist circumference and BMI are independently associated with the variation of cardio-respiratory and neuromuscular fitness in young adult men. *Int J Obes.* 2006 Jun;30(6):962–9.
64. Michaelides MA, Parpa KM, Henry LJ, Thompson GB, Brown BS. Assessment of Physical Fitness Aspects and Their Relationship to Firefighters' Job Abilities. *J Strength Cond Res.* 2011 Apr;25(4):956–65.

65. Lavender SA, Li YC, Andersson GBJ, Natarajan RN. The effects of lifting speed on the peak external forward bending, lateral bending, and twisting spine moments. *Ergonomics*. 1999 Jan;42(1):111–25.
66. O'Sullivan PB. Masterclass. Lumbar segmental 'instability': clinical presentation and specific stabilizing exercise management. *Man Ther*. 2000 Feb;5(1):2–12.
67. Han TS, Schouten J, Lean MEJ, Seidell JC. The prevalence of low back pain and associations with body fatness, fat distribution and height. *Int J Obes*. 1997 Jul;21(7):600–7.
68. Mj G, Ta G. Does obesity cause low back pain? *J Manipulative Physiol Ther*. 1994 Nov 1;17(9):601–4.
69. Shiri R, Karppinen J, Leino-Arjas P, Solovieva S, Viikari-Juntura E. The Association Between Obesity and Low Back Pain: A Meta-Analysis. *Am J Epidemiol*. 2010 Jan 15;171(2):135–54.
70. Suri P, Boyko EJ, Smith NL, Jarvik JG, Williams FMK, Jarvik GP, et al. Modifiable risk factors for chronic back pain: insights using the co-twin control design. *Spine J*. 2017 Jan 1;17(1):4–14.
71. Wasser JG, Vasilopoulos T, Zdziarski LA, Vincent HK. Exercise Benefits for Chronic Low Back Pain in Overweight and Obese Individuals. *PM&R*. 2017;9(2):181–92.
72. Burgess E, Hassmén P, Pumpa KL. Determinants of adherence to lifestyle intervention in adults with obesity: a systematic review. *Clin Obes*. 2017;7(3):123–35.
73. Rostami M, Ansari M, Noormohammadpour P, Mansournia MA, Kordi R. Ultrasound assessment of trunk muscles and back flexibility, strength and endurance in off-road cyclists with and without low back pain. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2015 Jan 1;28(4):635–44.
74. Marsden M. Lower back pain in cyclists : a review of epidemiology, pathomechanics and risk factors : review article. *Int SportMed J*. 2010 Jan 1;11(1):216–25.
75. Usabiaga J, Crespo R, Iza I, Aramendi J, Terrados N, Poza JJ. Adaptation of the Lumbar Spine to Different Positions in Bicycle Racing. *Spine*. 1997 Sep 1;22(17):1965–9.
76. 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 Nov 1;9(4):211–9.
77. Van Hoof W, Volkaerts 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 Aug 1;17(4):312–7.
78. Muyor JM, López-Miñarro PA, Alacid F. Spinal Posture of Thoracic and Lumbar Spine and Pelvic Tilt in Highly Trained Cyclists. *J Sports Sci Med*. 2011 Jun 1;10(2):355–61.
79. Streisfeld GM, Bartoszek C, Creran E, Inge B, McShane MD, Johnston T. Relationship Between Body Positioning, Muscle Activity, and Spinal Kinematics in Cyclists With and Without Low Back Pain: A Systematic Review. *Sports Health*. 2017 Jan 1;9(1):75–9.
80. Van Hoof W, Volkaerts K, O'Sullivan K, Verschueren S, Dankaerts W. Cognitive functional therapy intervention including biofeedback for LBP during cycling. A single case study. *Sport En Geneeskde FlemishDutch J Sports Med*. 2011 Oct 1;44:20–6.

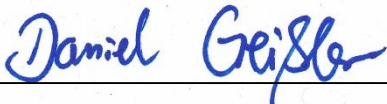
81. Riley P, Dicharry J, Franz J, Della Croce U, Wilder R, Kerrigan D. A Kinematics and Kinetic Comparison of Overground and Treadmill Running. *Med Sci Sports Exerc.* 2008 Jul 1;40:1093–100.
82. Schache AG, Blanch P, Rath D, Wrigley T, Bennell K. Three-dimensional angular kinematics of the lumbar spine and pelvis during running. *Hum Mov Sci.* 2002 Jul 1;21(2):273–93.
83. Preece SJ, Mason D, Bramah C. The coordinated movement of the spine and pelvis during running. *Hum Mov Sci.* 2016 Feb 1;45:110–8.
84. Slocum DB, James SL. Biomechanics of Running. *JAMA.* 1968 Sep 9;205(11):721–8.
85. Balsalobre-Fernández C, Santos-Concejero J, Grivas GV. Effects of Strength Training on Running Economy in Highly Trained Runners: A Systematic Review With Meta-Analysis of Controlled Trials. *J Strength Cond Res.* 2016 Aug;30(8):2361.
86. Gosselink R, Troosters T, Decramer M. Exercise testing: why, which and how to interpret. *Breathe.* 2004 Dec 1;1(2):120–9.
87. Sinning WE, Forsyth HL. Lower-limb actions while running at different velocities. *Med Sci Sports.* 1970;2(1):28–34.
88. Rodriguez-Perea A, Chirisa Ríos LJ, Martinez-Garcia D, Ulloa-Díaz D, Guede Rojas F, Jerez-Mayorga D, et al. Reliability of isometric and isokinetic trunk flexor strength using a functional electromechanical dynamometer. *PeerJ.* 2019 Jan 1;7:7883.
89. García-Vaquero MP, Barbado D, Juan-Recio C, López-Valenciano A, Vera-Garcia FJ. Iso-kinetic trunk flexion–extension protocol to assess trunk muscle strength and endurance: Reliability, learning effect, and sex differences. *J Sport Health Sci.* 2020 Dec;9(6):692–701.
90. Lo Martire R, Gladh K, Westman A, Lindholm P, Nilsson J, Ång BO. Neck muscle activity in skydivers during parachute opening shock. *Scand J Med Sci Sports.* 2016 Mar;26(3):307–16.
91. Clemente-Suárez VJ, Robles-Pérez JJ, Fernández-Lucas J. Psycho-physiological response in an automatic parachute jump. *J Sports Sci.* 2017 Oct;35(19):1872–8.
92. Wu D, Zheng C, Wang L, Huang R, Liu J, Wang X, et al. A prophylactic lumbosacral brace and the biomechanics of parachute landing. *Ann Transl Med.* 2023 Jun 30;11(9):314.
93. Aziz S, Rambely AS, Gan KB, Wan Din WR. Kinetics Study in Parachute Landing Fall Technique by Comparing Professional and Amateur Malaysian Army Parachutists Using Kane's Method. *Mathematics.* 2020 Jun;8(6):917.
94. Yahia A, Jribi S, Ghroubi S, Elleuch M, Baklouti S, Habib Elleuch M. Evaluation of the posture and muscular strength of the trunk and inferior members of patients with chronic lumbar pain. *Joint Bone Spine.* 2011 May 1;78(3):291–7.
95. Mueller S, Mayer P, Baur H, Mayer F. Higher velocities in isokinetic dynamometry: A pilot study of new test mode with active compensation of inertia. *Isokinet Exerc Sci.* 2011 Jan 1;19(2):63–70.
96. Locher H. Manuelle Medizin, manuelle Therapie. *Unfallchirurg.* 2021 Jun 1;124(6):433–45.

97. Cho KH, Beom JW, Lee TS, Lim JH, Lee TH, Yuk JH. Trunk muscles strength as a risk factor for nonspecific low back pain: a pilot study. *Ann Rehabil Med*. 2014 Jan 1;38(2):234–40.
98. Arstila M, Impivaara O, Mäki J. New ergometric reference values for clinical exercise tests. *Scand J Clin Lab Invest*. 1990 Jan 1;50(7):747–55.
99. Kaila-Kangas L, Leino-Arjas P, Riihimäki H, Luukkonen R, Kirjonen J. Smoking and Overweight as Predictors of Hospitalization for Back Disorders. *Spine*. 2003 Aug 15;28(16):1860–8.
100. Zhang TT, Liu Z, Liu YL, Zhao JJ, Liu DW, Tian QB. Obesity as a Risk Factor for Low Back Pain: A Meta-Analysis. *Clin Spine Surg*. 2018 Feb;31(1):22–7.
101. Smuck M, Kao MCJ, Brar N, Martinez-Ith A, Choi J, Tomkins-Lane CC. Does physical activity influence the relationship between low back pain and obesity? *Spine J*. 2014 Feb 1;14(2):209–16.
102. Abdelmoula A, Martin V, Bouchant A, Walrand S, Lavet C, Taillardat M, et al. Knee extension strength in obese and nonobese male adolescents. *Appl Physiol Nutr Metab*. 2012 Apr 1;37(2):269–75.
103. Maffiuletti NA, Jubeau M, Munzinger U, Bizzini M, Agosti F, De Col A, et al. Differences in quadriceps muscle strength and fatigue between lean and obese subjects. *Eur J Appl Physiol*. 2007 Sep;101(1):51–9.
104. Zouita Ben Moussa A, Zouita S, Ben Salah FZ, Behm DG, Chaouachi A. Isokinetic trunk strength, validity, reliability, normative data and relation to physical performance and low back pain: A Review of the Literature. *Int J Sports Phys Ther*. 2020 Jan 1;15(1):160–74.
105. Blanca MJ, Alarcón R, Arnau J, Bono R, Bendayan R. Non-normal data: Is ANOVA still a valid option? *Psicothema*. 2017 Nov;29(4):552–7.

8 Selbständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema „Zusammenhangsanalyse von isokinetisch gemessener Rumpfkraft mit Adipositas, körperlicher Leistungsfähigkeit und sportartspezifischen Besonderheiten“ selbst verfasst habe und keine anderen Hilfsmittel und Quellen als die angegebenen Referenzen verwendet habe.

Königs Wusterhausen, 10.02.2025


Daniel Geißler

9 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich meinem Doktorvater Prim. Univ.-Prof. Dr. med. habil. Christoph Schulze danken, der mich in allen Phasen dieser Arbeit enorm gefördert und unterstützt hat. Ich möchte mich außerdem bei Oberstarzt Dr. Andreas Lison herzlich für die sehr gute Zusammenarbeit und Unterstützung bedanken. Dem Team des Zentrums für Sportmedizin der Bundeswehr gilt ebenfalls mein Dank, in vielen Tagen und Wochen habe ich stets Unterstützung erfahren dürfen.

Zusätzlich möchte ich mich bei Herrn Frank Weber bedanken, der mir bei allen Fragestellungen der statistischen Analysen kompetent zur Seite gestanden hat.

Darüber hinaus möchte ich meiner Frau danken, die mir in den vielen Stunden dieser Arbeit den Rücken freigehalten hat.

10 Lebenslauf

Name: Daniel Geißler
Geburtsdatum: 12.06.1989
Geburtsort: Cottbus

Studium:

Oktober 2008 Beginn des Medizinstudiums an der Universität Leipzig
16.03.2011 1. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
Frühjahr 2014 2. Abschnitt Ärztliche Prüfung
05.05.2015 3. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
18.05.2015 Approbation als Arzt

Wissenschaftliche Tätigkeit:

01.04.2019 – jetzt Promotionsstudent Universitätsmedizin Rostock, Orthopädische
Klinik und Poliklinik

11 Publikationsliste

Aus den Daten der Arbeit sind folgende Publikationen entstanden. Die mit * gekennzeichneten Originalarbeiten wurden in die kumulative Dissertation integriert:

- [1] *D. Geißler, A. Lison, C. Schulze. `Relevance of body weight adaptation and modern obesity-defining parameters in the analysis of isokinetic trunk strength in people with obesity- A retrospective analysis', Clinical Obesity, 2025; e12736. DOI:10.1111/cob.12736

- [2] * D. Geißler, A. Lison, C. Schulze. `The Relationship between Ergometric Treadmill or Bicycle Performance and Isokinetic Trunk Strength – a Retrospective Analysis', International Journal of Sports Medicine, volume 43, pp. 01-12, Dez. 2022. DOI:10.1055/a-1953-6809

- [3] *T.S. Weber-Spickschen, D. Geißler, A. Lison, C. Schulze `Isokinetic strength testing with different biomechanical demands on core strength: a comparison of military competitive athletes and soldiers with high occupational physical strain'. Sportverletzung Sportschäden: Organ der Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin. Volume 38(3), pp. 140-149, Aug. 2024. DOI:10.1055/a-2324-2377

Sonstige Publikationen:

- [4] D. Geißler, A. Lison, C. Schulze. `Relation of anthropometric measures and indices to isokinetic trunk strength – a retrospective analysis'. German Journal of Sports Medicine. volume 74, pp.205-213. Okt. 2023. DOI:10.5960/dzsm.2023.571

- [5] S. Fehrmann, A. Lison, D. Geißler, C. Bünzen, C. Schulze, TS. Weber-Spickschen. `Kraft und Ausdauerleistung zur Bestimmung der Fitness: Sollte die Rumpfkraft mehr Beachtung in der Diagnostik der körperlichen Leistungsfähigkeit bei belasteten Berufsgruppen wie Soldaten finden?' Physikalische Medizin, Rehabilitationsmedizin, Kurortmedizin. Digital First. Nov. 2024. DOI: 10.1055/a-2491-4202

Thesen zur Dissertation

“Zusammenhangsanalyse von isokinetisch gemessener Rumpfkraft mit Adipositas, körperlicher Leistungsfähigkeit und sportartspezifischen Besonderheiten”

1. Gewicht, Taillenumfang und BMI weisen einen positiv gerichteten Zusammenhang mit der absoluten Rumpfkraft auf.
2. Ein zunehmendes Alter weist ab der 5. Lebensdekade einen negativ gerichteten Zusammenhang mit der absoluten und gewichtsadaptierten Rumpfkraft auf.
3. Die Zusammenhänge von Rumpfkraft und anthropometrischen Variablen sind nicht linear und zeigen einen parabelförmigen oder logarithmischen Zusammenhang.
4. Die Grenzwerte des Taillenumfanges von 98 cm und der Waist-to-Height-Ratio (WHtR) von $>0,55$ sind geeignet, als Trennwert die schwächer werdende gewichtsadaptierte Rumpfflexionskraft bei adipösen Probanden anzuzeigen.
5. Ein Trennwert von 28 kg/m^2 im Body-Mass-Index (BMI) sollte beachtet werden, um der differenzierten Bewertung der Rumpfkraft bei normalgewichtigen und adipösen Probanden Rechnung zu tragen.
6. Der BMI ist hierbei im Vergleich zum Taillenumfang und der WHtR zu bevorzugen.
7. Mit zunehmender Adipositas kommt es zu einer prozentual stärkeren Beanspruchung der Rumpfextensoren mit veränderten Flexions-/Extensionsverhältnissen.
8. Bei Individuen mit massiver Adipositas ist die Zunahme der absoluten Rumpfkraft mit zunehmendem Gewicht relativ unbedeutend, während es zu einer deutlichen Abnahme der körpergewichtsadaptierten Rumpfkraft kommt.
9. Die isokinetische Rumpfkraft weist schwache bis moderate Zusammenhänge mit der Ausdauerleistungsfähigkeit auf.
10. Die maximal erreichte Geschwindigkeit oder Leistung sind bei Vergleichen mit verschiedenen Ergometrieverfahren die geeignetsten Parameter für die Beurteilung der Zusammenhänge mit der Rumpfkraft.
11. Eine höhere Fahrradergometerleistung weist einen stärkeren Zusammenhang mit der Rumpfflexionskraft auf, während eine höhere Geschwindigkeit auf dem Laufband einen stärkeren Zusammenhang mit der Rumpfextensionskraft aufweist.
12. Zur Bewertung der Rumpfkraftverhältnisse bei Sportlern empfiehlt sich die Verwendung der gewichtsadaptierten Rumpfkraft.
13. Es bestehen sportartspezifische Unterschiede in der Ausprägung der Rumpfkraft zwischen Fallschirmspringern, militärischen Fünfkämpfern und Skitourengehern.
14. Fallschirmspringer haben die ausgeprägteste Rumpfextensionskraft und Skitourengelher die höchste Rumpfflexionskraft.
15. Fallschirmspringer haben die niedrigsten F/E-Ratios, während die Skitourengelher die höchsten F/E-Ratios aufweisen.

Anhang

Anhang 1:

„D. Geißler, A. Lison, C. Schulze. `Relevance of body weight adaptation and modern obesity-defining parameters in the analysis of isokinetic trunk strength in people with obesity- A retrospective analysis`, Clinical Obesity, 2025; e12736. DOI:10.1111/cob.12736”

-Inklusive supplementary material. Tabellen aus dem supplementary material sind als Tabelle S1, Tabelle S2 etc. gekennzeichnet

Anhang 2:

„D. Geißler, A. Lison, C. Schulze. `The Relationship between Ergometric Treadmill or Bicycle Performance and Isokinetic Trunk Strength – a Retrospective Analysis`, International Journal of Sports Medicine, volume 43, pp. 01-12, Dez. 2022. DOI:10.1055/a-1953-6809”

-Inklusive supplementary material. Tabellen aus dem supplementary material sind als Tabelle S1, Tabelle S2 etc. gekennzeichnet.

Anhang 3:

„T.S. Weber-Spickschen, D. Geißler, A. Lison, C. Schulze `Isokinetic strength testing with different biomechanical demands on core strength: a comparison of military competitive athletes and soldiers with high occupational physical strain`. Sportverletzung Sportschäden: Organ der Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin. Volume 38(3), pp. 140-149, Aug. 2024. DOI:10.1055/a-2324-2377“

ORIGINAL RESEARCH



WILEY

Relevance of body weight adaptation and modern obesity-defining parameters in the analysis of isokinetic trunk strength in people with obesity – A retrospective analysis

Daniel Geissler¹ | Andreas Lison² | Christoph Schulze^{1,2,3}

¹Orthopädische Klinik und Poliklinik, Rostock, Germany

²Zentrum für Sportmedizin der Bundeswehr, Warendorf, Germany

³Universitätsinstitut für Physikalische Medizin und Rehabilitation, Universitätsklinikum Salzburg Salzburger Landeskliniken, Salzburg, Austria

Correspondence

Daniel Geissler, Orthopädische Klinik und Poliklinik, Universitätsmedizin Rostock, Doberaner Str. 142, D-18057 Rostock, Germany.

Email: daniel.geissler@uni-rostock.de

Summary

Pathologic values of body mass index (BMI), body weight, and waist circumference correlate with higher absolute and lower relative trunk strength. Whether waist-to-height ratio (WHtR) is appropriate for showing trunk strength differences in people with obesity and whether a continuous linear relationship exists between the increase in obesity and trunk strength is unknown. This retrospective cross-sectional study included 1174 subjects (1114 men and 60 women). Measured values included body weight, height, waist circumference, WHtR, BMI, and both absolute and body weight-adapted trunk flexor/extensor strength. Statistical analyses included *t*-tests, Welch tests, Pearson correlations, mixed-linear, and nonlinear regression analyses. Positive correlations with absolute trunk strength were found in subjects without obesity for all anthropometric parameters except WHtR. Weaker positive and partly negative correlation and linear regression coefficients were found in subjects with obesity. Nonlinear relationships were found between age, BMI, WHtR, and absolute respective body weight-adapted trunk strength. The relationship between obesity-defining measures/ indices and trunk strength is non-linear. Increasing BMI, waist circumference, or WHtR above cut-off values known from cardiovascular research is linked to a decrease or weaker increase in trunk strength. Body weight adaptation is recommended to avoid misinterpretation of apparently good absolute trunk strength values in people with obesity.

KEYWORDS

body-weight adaption, obesity, trunk strength, waist-to-height ratio

What is already known about this subject

- Higher weight, height, BMI (body mass index), and waist-to-height ratio (WHtR) are connected to higher absolute trunk strength.
- Higher BMI is connected to lower body weight-adapted trunk strength.

This is an open access article under the terms of the [Creative Commons Attribution](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/) License, which permits use, distribution and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

© 2025 The Author(s). *Clinical Obesity* published by John Wiley & Sons Ltd on behalf of World Obesity Federation.

What the study adds

- The relationship between BMI, waist circumference, WHtR, and absolute as well as relative trunk strength is nonlinear and mostly parabolic shaped.
- Pre-existing cut-off values of BMI and WtHR suit well for demonstrating trunk strength differences between individuals with and without obesity.
- To avoid misinterpretation of apparently good absolute trunk strength values in people with obesity, body weight adaptation is recommended.

1 | INTRODUCTION

Obesity causes a significant proportion of the overall disease burden all over the world and is associated with a number of comorbidities.¹ Among these are the increased incidence of low back pain as well as musculoskeletal disorders.^{2,3} Both obesity and back pain are a burden on healthcare systems and result in an increased number of hospitalizations and operations, such as endoprosthetic procedures and intervertebral disc operations.^{4–6} Several factors were identified as possible reasons of pain in obese people. These include chronic inflammatory immune reaction and sensibilization of the nociceptors with increased cortisol secretion and a depressive mood alteration with increased vulnerability to pain,⁷ biomechanical effects consisting of increased shear forces on the trunk^{8,9} and a change of body posture with a ventrocaudal shift of the centre of mass,¹⁰ as well as faster overall fatigue with lower anaerobic and aerobic capacity.^{11,12} Reduced trunk strength in obese people resulting from a lack of exercise is an important factor in the multifactorial pathogenesis of back pain.²

Studies comparing absolute trunk strength between populations with or without obesity have been inconsistent so far. Both lower¹³ as well as higher^{14–16} absolute trunk strength values in obese people have been described. Studies that included body weight-adapted muscle strength were able to show lower relative muscle strength in muscles of shoulder and knee in obese people.^{15,17,18} Other studies quantified the influences of obesity-defining variables by correlation or regression analyses.^{14,19,20} For this purpose, correlation or regression analyses with trunk strength as the dependent variable and anthropometric factors as the independent variables were performed. Anthropometric variables in these specific studies were body weight and BMI. A correlation was observed between higher weight or BMI and higher absolute and lower body weight-adapted trunk strength.^{19,20} This contrast in absolute and body weight-adapted trunk strength in obese people may be explained by the increased load on the trunk resulting in training effects among greater absolute muscle mass.²⁰ Park et al. observed a lower body weight-adapted trunk extensor strength in patients with low back pain and significant correlations between greater BMI and lower body weight-adapted trunk extension and flexion strength.¹³ Meanwhile, waist circumference and waist-to-height ratio (WHtR) are established in the diagnosis of obesity. However, there are few studies that investigated the relationship between waist circumference and trunk strength. There is limited data regarding the relationship between WHtR and trunk

strength. Individuals with the highest BMI and waist circumference had the worst results in the 'static back extension test' without significant results in correlation and regression analyses.²¹ Poor results in a 6-item fitness test for firefighters, including isometric abdominal muscle testing, correlated with higher BMI and waist circumference, but without significant correlations between the abdominal muscle strength and BMI and waist circumference.²² WHtR correlated with higher flexion and extension trunk strength,²³ whereas waist-to-hip ratio (WHR) correlated with lower body weight-adapted trunk extension strength.¹³ Further, there are still no standardized WHtR cut-off values for abdominal obesity. Previous studies focused primarily on the increase in cardiovascular risk and define obesity starting from WHtR values of 0.5–0.6.²⁴ Schneider et al. proposed age-related classifications of normal and pathological WHtR in a study regarding risk stratification of LDL cholesterol elevations: 18–39 years WHtR <0.5, 40–49 years WHtR <0.55 and >50 years WHtR <0.6.^{25,26}

With regard to the complex relationship between trunk strength and obesity, it is the question whether there is a suitable discriminating variable that indicates obesity and simultaneously allows the analysis of differences in trunk strength. The aim of this study was to identify the best cut-off value for obesity-specific trunk strength differences using BMI, waist circumference and WHtR in order to be able to give advice to obese patients regarding the improvement in trunk strength. In this context, the study was also intended to investigate how a pathologically increased WHtR affects body weight-adapted trunk strength.

2 | MATERIALS AND METHODS

2.1 | Subjects

Data were collected from 1174 healthy subjects (1114 male and 60 female) that underwent both anthropometric and isokinetic trunk strength measurements from 2008 to 2018 during military medical fitness examinations. The collective consisted of German military personnel which led to a relatively low number of female individuals. Due to repeated measurements during the observation period from 2008 to 2018, a total of 3180 measurements were recorded. Group classification was based on the discriminating variables BMI, waist circumference, WHtR and age-standardized WHtR. According to WHO recommendations, BMI >30 kg/m² indicates obesity.²⁴ Waist circumference of >102 cm in men and >88 cm in women results in an

increased general morbidity risk and indicates abdominal obesity.²⁴ A cut-off value of 0.55 was set for the WHtR due to pre-analyses of the data with strong trunk strength differences around 0.55. For the age-standardized WHtR, we applied the cut-off values according to Schneider et al.²⁵ A total of 8 groups were defined, splitting the collective in individuals with or without obesity using the four different parameters BMI, waist circumference, WHtR and age-standardized WHtR. Descriptive data including group sizes are shown in Table 1. All procedures performed were in accordance with the ethical standards of the institutional and national research committee and with the 1964 Helsinki Declaration and its later amendments. The institutional ethics board approved the conduct of this study (AZ: A2019-0123).

2.2 | Anthropometric measurements

All anthropometric measurements (age, height, weight and waist circumference) were taken at the same time as isokinetic measurements. Waist circumference measurements were performed in accordance with WHO recommendations in a line parallel to the ground at the halfway point between the iliac crest and the lower costal margin.²⁴ The indices BMI (body weight in kilograms divided by the squared height in meters) and WHtR (waist circumference in meters divided by height in meters) were calculated.

2.3 | Isokinetic trunk strength measurements

The IsoMed2000 device (D.&R. Ferstl, Hemau, Germany) was used for isokinetic measurement of trunk flexion and extension strength. A gravity compensation feature was integrated in this device.^{27,28} After a 10-min warm-up on a bicycle ergometer, the subjects were seated onto the machine and measurements were performed under supervision of an experienced instructor, encouraging the subjects to perform at maximum effort.^{23,29} The procedure consisted of 10 repetitions at an angular velocity of 90° s^{-1} .^{27,28} Range of motion was -24° to $+22^\circ$, starting from 90° flexion at the hip joint. All parameters were measured separately for trunk extension and flexion. Following measured parameters are termed as absolute trunk strength parameters: peak trunk extension torque and peak trunk flexion torque (best out of 10 repetitions in Newton meter). Body weight-adapted parameters were calculated for flexion and extension using the actual body weight. There was no control group or condition to calculate the test quality, but rather 24 subjects who were examined twice over a period of 0–2 days. Based on this data, coefficients of variation (CV) and intraclass correlation coefficients (ICC type (1, k) according to Shrout and Fleiss³⁰) were calculated. The VC for peak torque was 0.075 in trunk flexion and 0.134 in trunk extension. The ICC for trunk flexion (0.819) and trunk extension (0.875) were within a very good range according to Cicchetti.³¹

2.4 | Statistical analyses

SPSS version 24 software (IBM, Armonk, New York, USA) was used to analyse the data. Visual analysis of normal distribution using histograms and Q-Q plots for large samples is superior to conventional normal distribution tests (i.e., Shapiro-Wilk test), therefore visual analysis took place.³² Normal distribution analyses showed a lack of normal distribution for height, body weight, BMI, WHtR, peak torque of trunk flexion and trunk extension in the 4 obesity groups. For age and gender, there was also no normal distribution, as the sample consisted mainly of young male subjects. To test for group differences within the obesity/ non-obesity groups, both two-sided *t*-test and Welch-test were used. Despite the lack of normal distribution in some cases, we used *t*-tests according to the robustness of the *t*-tests observed by Rasch and Guiard.³³ Levene's test was used to test for variance homogeneity. Variance homogeneity was assumed at $p > .05$. In case of missing variance homogeneity, Welch's test was used, which is more robust and provides comparable results.³⁴ In the next step, trunk strength variables on one hand and anthropometric measurement variables on the other hand were correlated using Pearson product-moment correlation to calculate the Pearson correlation coefficient (*r*). Correlation coefficients in the different groups were compared afterwards. The strength of correlation was interpreted according to Cohen.³⁵ In addition, the data underwent mixed linear regression analyses for each of the specific isokinetic parameters. Residuals, respectively error terms, were then visually checked for normal distribution via histogram and Q-Q plot. To detect possible non-linear correlations, the data also underwent non-linear regression analyses using the open-source statistical program 'R' (version 4.2.2, <https://r-project.org>, Copyright© 2021–2023 R Core Team). The package 'gamm4' was used to conduct generalized additive mixed regression analyses with isokinetic trunk strength as dependent variable. Age, waist circumference, WHtR, BMI and gender were included as fixed effects and the intraindividual measurement repetitions as random effects. Smoothing was used for BMI, age, waist circumference and WHtR. With smoothing, nonlinear effects are allowed and their functional form is estimated step-by-step from the data by dividing them into smaller sub-formulas (splines). Since anthropometric factors naturally interact with each other, multicollinearity is likely. Careful and stepwise modelling was performed to eliminate this. Once BMI and WHtR were included in the models, despite known significant correlations, some gamm4-models were not significant. For this reason, and because both BMI and WHtR are calculated out of the anthropometric factor height, we decided to use the following model constellation without WHtR but with waist circumference, avoiding multicollinearity by the indirect duplication of height.

The following formulas were used to evaluate the connection between trunk strength and age, BMI, waist circumference and WHtR in the gamm4-models. 's' stands here for smoothing of the parameter and 'random=ID' for the effect of repeated intraindividual measurements:

TABLE 1 Anthropometric composition of the subjects in the groups with or without obesity.

Parameter	BMI normal (n = 2890)	BMI pathological (n = 290)	WC normal (n = 2769)	WC pathological (n = 359)	WtHR normal (n = 2711)	WtHR pathological (n = 417)	Age-related WtHR normal (n = 1778)	Age-related WtHR pathological (n = 649)	t-test
Sex (m/f)	981/57	170/3	942/50	222/12	923/53	265/5	796/51	342/8	
Age (years)	37.87	40.42	37.27	44.65	37.01	44.71	36.89	34.69	<0.001
±SD	(±9.86)	(±9.74)	(±9.35)	(±11.34)	(±9.27)	(±11.13)	(±11.46)	(±7.77)	**
Height (cm)	180.73	181.27	180.65	182.09	180.93	180.04	181.15	180.26	0.012
±SD	(±6.88)	(±6.92)	(±6.8)	(±7.46)	(±6.91)	(±6.72)	(±7.10)	(±6.99)	*
Weight (kg)	83.57	108.16	83.51	104.71	83.54	101.53	82.54	94.12	<0.001
±SD	(±9.69)	(±11.86)	(±9.75)	(±13.3)	(±10.03)	(±13.83)	(±10.12)	(±13.1)	**
BMI (kg/m ²)	25.51	32.87	25.4	31.45	25.45	31.16	25.08	28.86	<0.001
±SD	(±2.08)	(±2.88)	(±2.28)	(±3.61)	(±2.11)	(±3.50)	(±2.14)	(±3.29)	**
WC (cm)	87.63	108.4	87.12	108.86	86.9	107.34	85.86	98.36	<0.001
±SD	(±7.49)	(±9.42)	(±6.76)	(±8.08)	(±6.68)	(±8.24)	(±7.57)	(±9.26)	**
WtHR	0.49	0.6	0.48	0.6	0.48	0.6	0.47	0.55	<0.001
±SD	(±0.04)	(±0.05)	(±0.04)	(±0.45)	(±0.03)	(±0.04)	(±0.04)	(±0.05)	**

Note: Age-related WtHR pathological = age 18–39 years ≥0.50, 40–49 years ≥0.55, ≥50 years ≥0.60; Age related WtHR normal = age 18–39 years <0.50, 40–49 years <0.55, ≥50 years <0.60; BMI normal = <30 kg/m²; BMI pathological = >30 kg/m²; WC normal = <102 cm in men and <88 cm in women; WC pathological = ≥102 cm in men and ≥88 cm in women; WtHR normal = <0.55; WtHR pathological = ≥0.55; t-test, significance of t-test is displayed to demonstrate significant group differences between groups with or without obesity (*) in case of variance homogeneity t-test was used, **in case of variance heterogeneity welch-test was used).

Abbreviations: BMI, body mass index; WC, standard deviation; WC, waist circumference; WtHR, waist-to-height ratio.

trunk strength $\sim$ gender + s(age) + s(BMI) + s(waist circumference)
+ random
= ID.

One model describing the connection between BMI and body weight-adapted trunk extensor strength was analysed using an alternative model constellation, where waist circumference (WC) and WHtR were included due to a lack of statistical significance.

To be able to provide conclusions about WHtR, we have included the WHtR in a separate model without BMI and without WC:

trunk strength $\sim$ gender + s(age) + s(WHtR) + random = ID.

By comparison of the 'effective degrees of freedom', the non-linear models were compared with the linear models. Lower 'effective degrees of freedom' indicate a more linear relationship, while higher 'effective degrees of freedom' indicate a higher 'wiggleness' meaning higher non-linearity. The evaluation of the non-linear regressions included optical analysis of the graphical output, significance and the optical normal distribution analyses of the residuals. Significance levels for all correlation and regression analyses were set at $p < .05$.

3 | RESULTS

3.1 | Results of anthropometric measurements

A total of 4 discrimination parameters were used to differentiate between subjects with and without obesity. From this, a total of 8 groups were created. Table 1 shows the anthropometric measurement results. An imbalance was found between male and female subjects. Obese subjects were slightly older in all groups. Weight, BMI, waist circumference and WHtR were at a higher level in all obesity groups.

3.2 | Results of isokinetic trunk strength measurements

3.2.1 | Absolute trunk strength

Results of the isokinetic trunk strength measurements and the t -tests/Welch tests are shown in Table 2. Absolute trunk flexor strength was significantly greater in obese subjects, than non-obese subjects, in both the BMI and age-standardized WHtR groups (Table 2). Absolute trunk extensor strength was higher in obese subjects in 2 of 4 groups (discriminated by BMI and age-standardized WHtR) (Table 2). For the other 2 groups, trunk extensor strength was actually lower in obese subjects (discriminated by waist circumference and WHtR) (Table 2).

TABLE 2 Isokinetic trunk strength measurements in the groups with or without obesity.

Parameter	BMI		WC		WHtR		WHtR		Age-related WHtR		t-test
	BMI normal (n = 2890)	BMI pathological (n = 290)	WC normal (n = 2769)	WC pathological (n = 359)	WHtR normal (n = 2711)	WHtR pathological (n = 417)	Age-related WHtR normal (n = 1778)	Age-related WHtR pathological (n = 649)			
FPT (Nm)	228.2 (± 51.33)	252.53 (± 58.89)	230.29 (± 52.18)	231.18 (± 56.01)	230.41 (± 52.42)	231.09 (± 54.05)	224.41 (± 52.22)	245.44 (± 54.96)	0.811	<0.001	*
$\pm$ SD											
EPT (Nm)	400.66 (± 102.90)	443.16 (± 106.76)	405.96 (± 101.68)	397.92 (± 121.52)	407.14 (± 102.79)	391.38 (± 111.78)	392.55 (± 107.37)	437.88 (± 105.96)	0.007	<0.001	*
$\pm$ SD											
FPT/BW (Nm/kg)	2.73 (± 0.53)	2.35 (± 0.56)	2.75 (± 0.52)	2.22 (± 0.49)	2.75 (± 0.52)	2.29 (± 0.51)	2.72 (± 0.56)	2.63 (± 0.56)	<0.001	<0.001	*
$\pm$ SD											
EPT/BW (Nm/kg)	4.79 (± 1.09)	4.11 (± 0.94)	4.85 (± 1.04)	3.77 (± 0.97)	4.86 (± 1.05)	3.85 (± 0.95)	4.76 (± 1.18)	4.68 (± 1.06)	<0.001	0.17	
$\pm$ SD											

Note: Age related WHtR pathological = age 18–39 years ≥ 0.50 , 40–49 years ≥ 0.55 , ≥ 50 years ≥ 0.60 ; age-related WHtR normal = age 18–39 years < 0.50 , 40–49 years < 0.55 , ≥ 50 years < 0.60 ; BMI normal = < 30 kg/m²; BMI pathological = ≥ 30 kg/m²; t -test = significance of t -test is displayed to demonstrate significant group differences between groups with or without obesity (*in case of variance homogeneity t -test was used, **in case of variance heterogeneity welch-test was used); WC normal = < 102 cm in men and < 88 cm in women; WC pathological = ≥ 102 cm in men and ≥ 88 cm in women; WHtR normal = < 0.55 ; WHtR pathological = ≥ 0.55 .

Abbreviations: BMI, body mass index; SD, standard deviation; WHtR, waist-to-height ratio; WC, waist circumference.

3.2.2 | Body weight-adapted trunk strength

Lower body weight-adapted trunk flexor and trunk extensor strength was detected in obese subjects in all groups (Table 2).

3.3 | Relationship between trunk strength and anthropometric parameters

3.3.1 | Absolute trunk strength

Correlation coefficients between absolute trunk strength parameters and BMI, waist circumference and WHtR were positive in almost all groups of non-obese subjects (Figure 1 and Table S1). In contrast, the correlation coefficients in obese subjects were, with a few exceptions, weaker positive, stronger negative or even sign-inverted compared to the non-obese subjects (Figure 1 and Table S1). Mixed linear regression analyses showed weaker positive regression coefficients for the variables BMI and waist circumference and weaker positive as well as

more negative regression coefficients for WHtR in obese subjects (Table S3).

Accordingly, for both subjects with or without obesity, an increase in BMI and waist circumference was associated with an increase in absolute trunk flexor and extensor strength, while an increase in WHtR was associated with a decrease in absolute trunk flexor and extensor strength.

3.3.2 | Body weight-adapted trunk strength

BMI, waist circumference and WHtR, when analysed together with body weight-adapted isokinetic trunk strength, showed predominantly negative correlation coefficients in non-obese subjects (Figure 2 and Table S2). In obese subjects, correlation coefficients were stronger negative in almost all cases, except for the correlation between BMI and body weight-adapted trunk extension strength, which showed a stronger positive coefficient (Figure 2 and Table S2).



FIGURE 1 Correlogram of absolute trunk strength with body mass index, waist circumference, and waist-to-height ratio in the different subgroups divided by BMI, WC, WHtR, and age-related WHtR. Age-related WHtR pathological = age 18–39 years ≥ 0.50 , 40–49 years ≥ 0.55 , ≥ 50 years ≥ 0.60 ; age-related WHtR normal = age 18–39 years < 0.50 , 40–49 years < 0.55 , ≥ 50 years < 0.60 ; BMI normal = $< 30 \text{ kg/m}^2$; WC normal = $< 102 \text{ cm}$ in men and $< 88 \text{ cm}$ in women; WC pathological = $\geq 102 \text{ cm}$ in men and $\geq 88 \text{ cm}$ in women; WHtR, waist-to-height-ratio; WHtR normal = < 0.55 ; WHtR pathological = ≥ 0.55 ; BMI pathological $\geq 30 \text{ kg/m}^2$; BMI, body mass index; EPT, extension peak torque; FPT, flexion peak torque; WC, waist circumference.

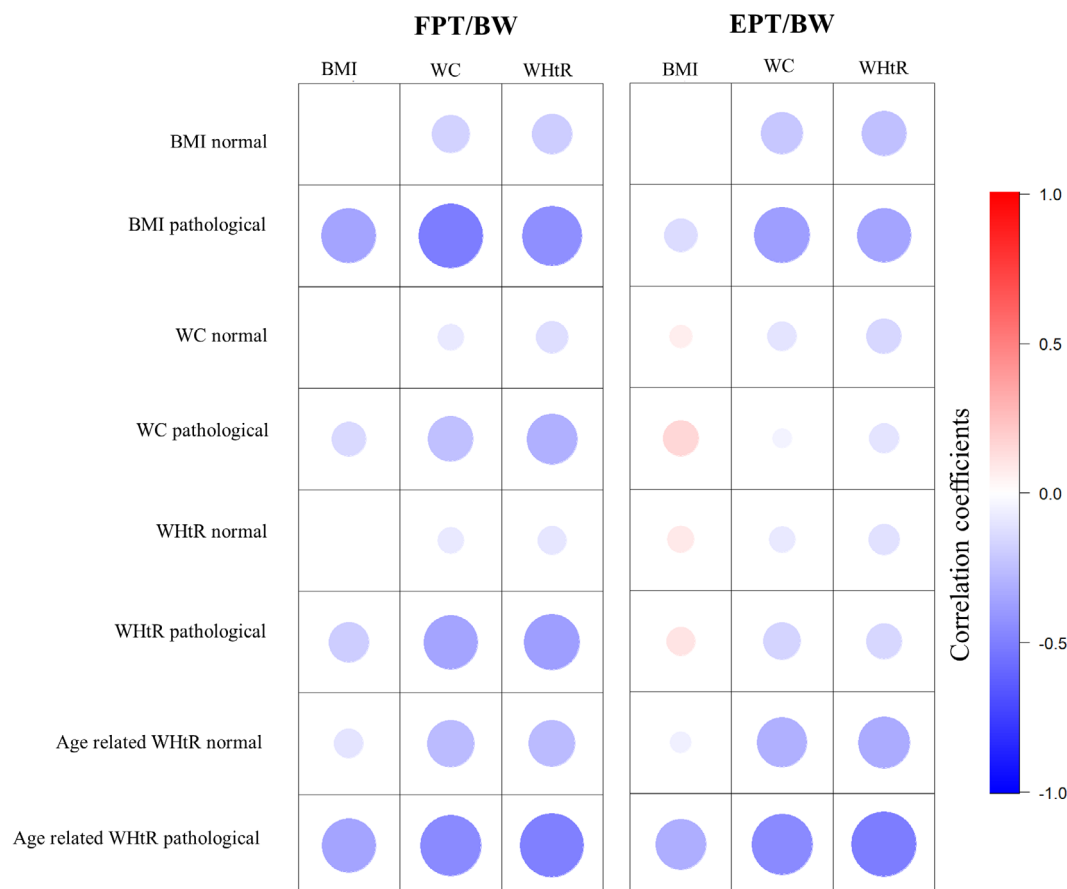


FIGURE 2 Correlogram of body weight-adapted trunk strength with body mass index, waist circumference, and waist-to-height ratio in the different subgroups divided by BMI, WC, WHtR, and age-related WHtR. Age-related WHtR pathological = age 18–39 years ≥ 0.50 , 40–49 years ≥ 0.55 , ≥ 50 years ≥ 0.60 ; age-related WHtR normal = age 18–39 years < 0.50 , 40–49 years < 0.55 , ≥ 50 years < 0.60 ; BMI normal = $< 30 \text{ kg/m}^2$; BMI pathological = $> 30 \text{ kg/m}^2$; FPT/BW = body weight-adapted trunk flexion peak torque; EPT/BW = body weight-adapted trunk extension peak torque; WC normal = $< 102 \text{ cm}$ in men and $< 88 \text{ cm}$ in women; WC pathological = $\geq 102 \text{ cm}$ in men and $\geq 88 \text{ cm}$ in women; WHtR normal = < 0.55 ; WHtR pathological = ≥ 0.55 ; BMI, body mass index; WC, waist circumference; WHtR, waist-to-height ratio.

Mixed linear regression analyses demonstrated weaker positive regression coefficients for obese subjects when considering the regressor BMI, both weaker and stronger negative regression coefficients for the regressor WHtR, while the regressor waist circumference showed no significant regression coefficients for both obese and non-obese subjects (Table S4).

Therefore, a further increase of WHtR in obese people results in a quantitatively stronger decrease of body weight-adapted trunk flexion strength, than in non-obese people. In contrast, further increases of the WHtR in 3 of the 4 obesity groups resulted in a smaller decrease of trunk extensor strength than in the corresponding groups without obesity.

3.4 | Results of non-linear regression analyses

Nearly all models demonstrated significant non-linear relationships between trunk strength on the one hand and age, BMI, waist circumference and WHtR on the other hand (Figures 3–6).

Non-linear models explained 29.74% (resp. 21.08% for the regressor WHtR) of the variance in absolute trunk flexor strength and 44.54% (resp. 36.58% for the regressor WHtR) of the variance in absolute trunk extensor strength. However, the non-linear models explained 24.99% (resp. 24.86% for the regressor WHtR) of the variance of the body weight-adapted trunk flexor strength and 43.09% (resp. 42.34% for the regressor WHtR) of the variance of the body weight-adapted trunk extensor strength.

4 | DISCUSSION

Previous studies reported that higher BMI correlated with greater absolute trunk strength in normal and overweight people.^{16,20} By separating groups in obesity/non-obesity using BMI, an increase in BMI, waist circumference or WHtR was shown to correlate with an increase in body weight-adapted trunk extensor and trunk flexor strength in normal-weight subjects and with a decrease in body weight-adapted trunk extensor and trunk flexor strength in obese

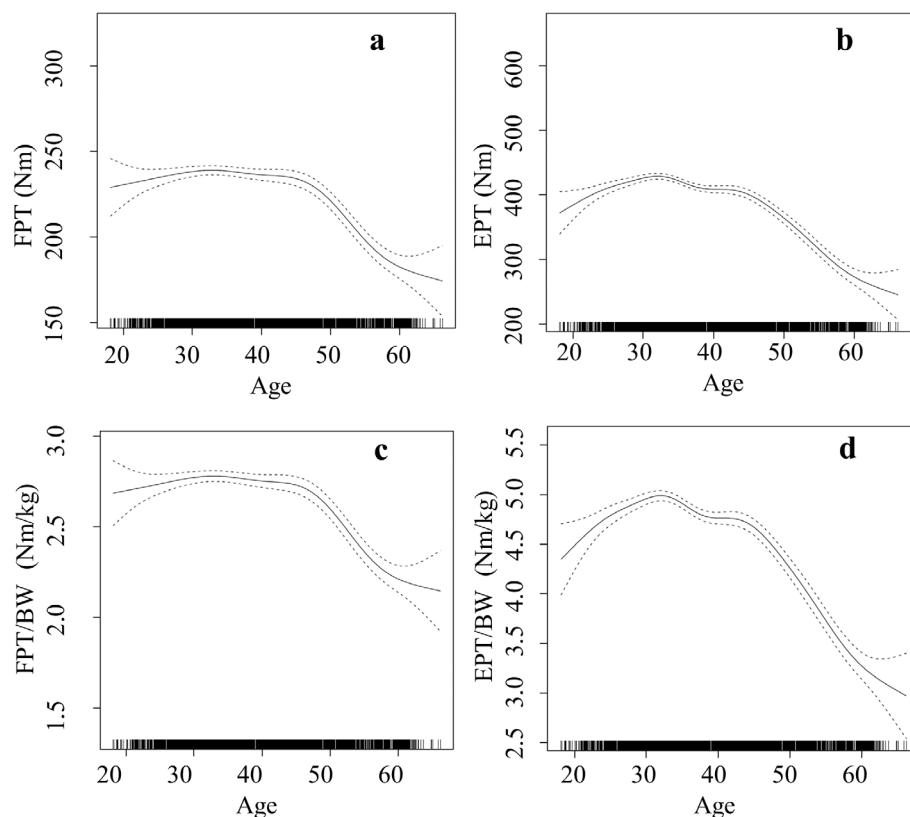


FIGURE 3 Nonlinear (gam4) regression analyses between age [years]: (A) FPT = flexion peak torque [Nm] ($p < .001$, edf = 5.931); (B) EPT = extension peak torque [Nm] ($p < .001$, edf = 7.097); (C) FPT/BW = body weight-adapted flexion peak torque [Nm/kg] ($p < .001$, edf = 5.841); (D) EPT/BW = body weight-adapted extension peak torque [Nm/kg] ($p < .001$, edf = 7.093). edf, effective degrees of freedom; p , level of significance; n , 3128.

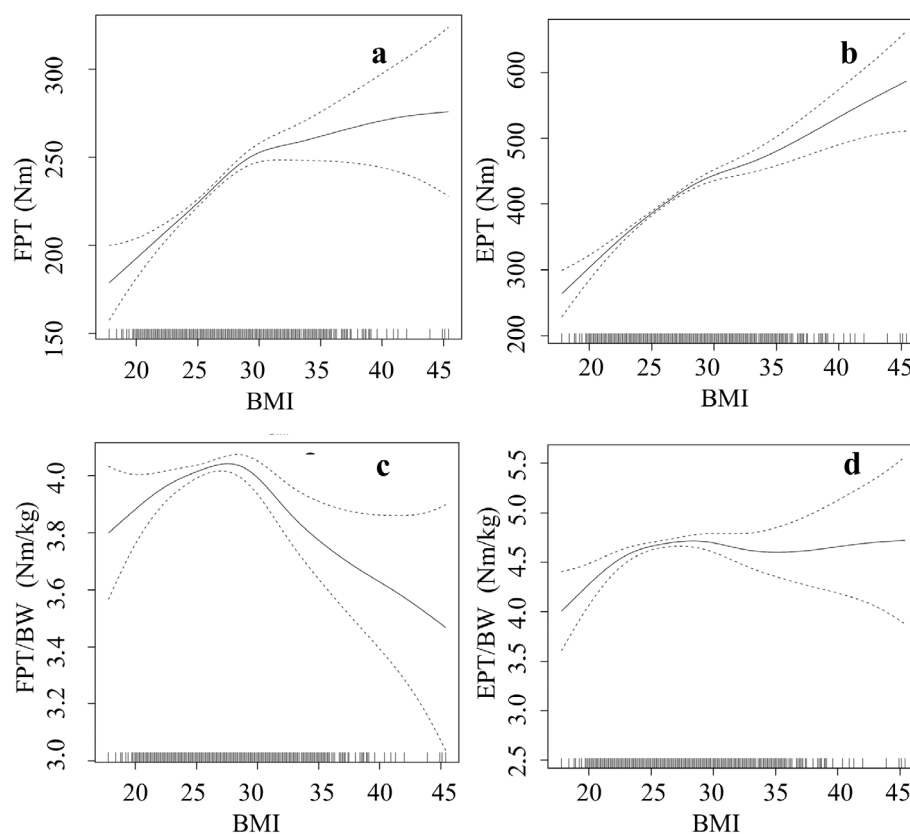


FIGURE 4 Nonlinear (gam4) regression analyses between BMI = body mass index [kg/m^2] and (A) FPT = flexion peak torque [Nm] ($p < .001$, edf = 3.862), (B) EPT = extension peak torque [Nm] ($p < .001$, edf = 4.005), (C): FPT/BW = body weight-adapted flexion peak torque [Nm/kg] ($p < .001$, edf = 6.042), (D) EPT/BW = body weight-adapted extension peak torque [Nm/kg] ($p < .001$, edf = 4.118). edf, effective degrees of freedom; p , level of significance; $n = 3128$ for 4c following regression formula was used: $\text{FPTBW} \sim s(\text{BMI}) + \text{Age} + \text{WC} + \text{WhtR}$.

FIGURE 5 Nonlinear (gamm4) regression analyses between WC = waist circumference [cm] and (A) FPT = flexion peak torque [Nm] ($p = .002$, edf = 4.730), (B) EPT = extension peak torque [Nm] ($p = .049$, edf = 2.943), (C) FPT/BW = body weight-adapted flexion peak torque [Nm/kg] ($p < .001$, edf = 5.041), (D) EPT/BW = body weight-adapted extension peak torque [Nm/kg] ($p < .001$, edf = 2.946). edf, effective degrees of freedom; p , level of significance; $n = 3128$.

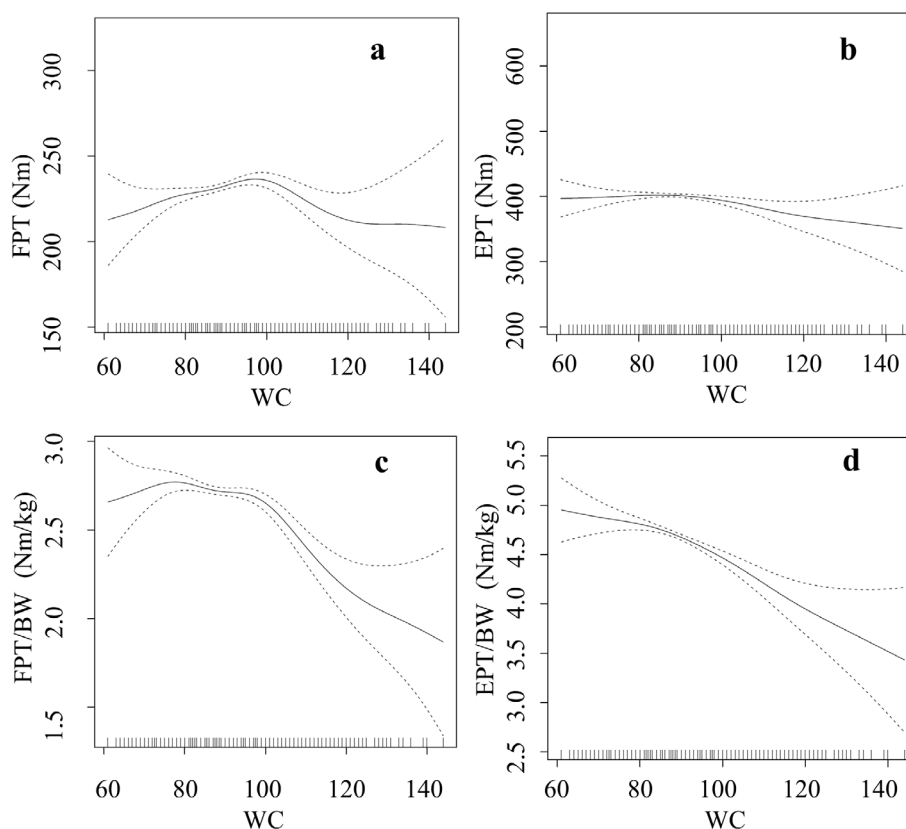
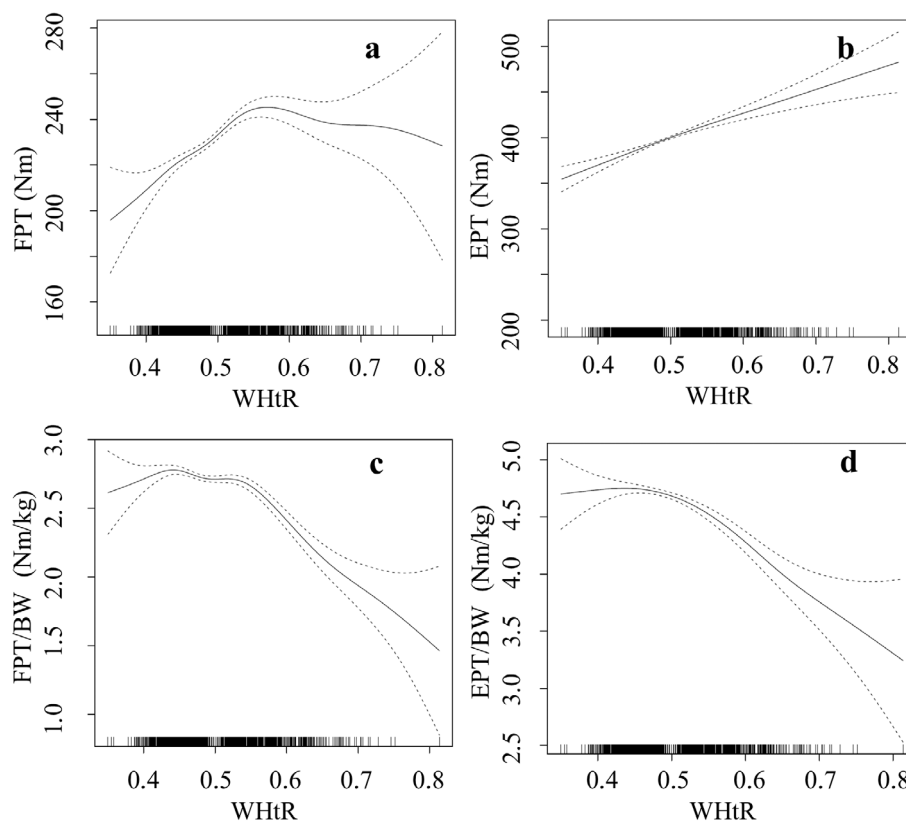


FIGURE 6 Nonlinear (gamm4) regression analyses using between WHtR = waist-to-height ratio and (A) FPT = flexion peak torque [Nm] ($p < .001$, edf = 4.072), (B) EPT = extension peak torque [Nm] ($p < .001$, edf = 1.525), (C) FPT/BW = body weight-adapted flexion peak torque [Nm/kg] ($p < .001$, edf = 5.790), (D) EPT/BW = body weight-adapted extension peak torque [Nm/kg] ($p < .001$, edf = 3.620). edf, effective degrees of freedom; p , level of significance; $n = 3128$.



subjects. This is consistent with previous studies, too.^{14,15} Potential explanations for this are training effects resulting from the increased shear stress and compression forces on the lumbar spine due to obesity.^{9,20}

The non-linear regressions performed in this study for the first confirm the presence of a BMI cut-off value of 28 kg/m² for the development of both absolute and body weight-adapted trunk strength resulting from weight gain. The well-known, slightly higher BMI cut-off value of 30 kg/m² for the diagnosis of obesity is therefore not only suitable for indicating the increased risk of cardiovascular disease but also for indicating the adverse effect of obesity on trunk flexor and extensor strength. In the context of obesity intervention programs, a reduction in absolute trunk strength may be anticipated initially, along with a reduction in body weight and, in particular, in BMI values of approximately 28–30 kg/m². The adaptation of body weight can help to avoid misleading conclusions concerning inadequate trunk strength training during this intervention.

In individuals with severe obesity, the increase in absolute trunk strength with increasing weight is relatively insignificant, as the flattening curves of the nonlinear regressions demonstrate. In contrast, there is a significant reduction in body-weight-adapted trunk strength. Further increase in absolute trunk strength appears to be the result of the necessity to cope with an increase in body weight. This seems to be the primary stimulus for further increases in absolute trunk strength. Body weight-adapted trunk strength is reduced due to the limited extent of increasing absolute trunk strength in relation to the disproportionate increase of body weight. These findings correspond with those of Gadducci et al., who observed no significant differences in absolute trunk strength but significant differences in body weight-adapted trunk strength between two groups with a median BMI of 44.7 and 53.3 kg/m².³⁶ Therefore, the primary factor influencing the changes observed in individuals with severe obesity is not trunk strength itself, but rather body weight. This results in a notable reduction in body weight-adapted trunk strength.

Increased waist circumference correlated in nearly all subjects with increased absolute and decreased body weight-adapted trunk strength. The results of the present study support the findings of Fogelholm²¹ regarding the inferior performance of trunk extensor tests in subjects, both qualitatively and quantitatively. Further, the decline in performance observed above a waist circumference of 98 cm, postulated by Michaelides,²² was also confirmed. Waist circumference is a more suitable measure for discriminating trunk flexor changes than trunk extensor changes, as the form of the non-linear relationship is more parabolic in flexor muscles, as it is in extensors. A possible explanation might be that obese individuals may have increased requirements for extensor muscles due to a shift in the centre of mass to the anterior-inferior position^(10,37). This is visible by the observed change in flexion/extension ratios with increasing obesity, which demonstrates a tendency towards greater reliance on extensor muscles.³⁸ The so-called 'flexion pattern' is known in scientific reports about chronic low back pain, which is based on an inability to activate the trunk flexors and leads to segmental instability.³⁹

Based on the relationships shown, an increased risk for this low back pain pattern can be expected in obese people.

An increase in WHtR correlated with a decrease in absolute and body weight-adapted trunk flexor strength in both normal-weight and overweight subjects. However, in the non-linear models, an increasing trunk strength (excluding absolute trunk extensor strength) was observed up to a value of 0.48 and a decrease in trunk strength beyond 0.55. On the one hand, with regard to effect sizes, WHtR was the quantitatively strongest factor, followed by BMI. This emphasizes the findings of Park et al.¹³ However, this strong negative correlation only applies to body weight-adapted trunk strength from the WHtR level above 0.55. Therefore, the WHtR-threshold of 0.55 should be considered when differentiation of trunk strength is necessary. But on the other hand, *t*-tests/Welch tests as well as correlation/regression analyses described BMI as the most suitable parameter for discriminating between people with and without obesity when assessing trunk strength differences. A consistent limit or threshold value of 28 kg/m² was found in both absolute and body weight-adapted trunk strength. While waist circumference and WHtR are suitable as well, they are inconsistent for absolute trunk extensor strength. In consequence, we recommend BMI to assess changes in trunk strength.

The main limitation of this study was the fact that the study population contains predominantly young, male subjects. Women and people with severe obesity were under-represented within this sample of military personnel. The visible difference in the direction of the regression coefficients and correlation coefficients may be explained by auto-correlation, but primarily by the (i.e., parabolic) non-linearity of the relationships.

Regression and correlation analyses can generate predictive insights, though causality cannot be inferred. While BMI, waist circumference and WHtR showed weak to moderate associations with obesity-related physical and psychological changes, causal links to back pain and subsequently to reduced trunk strength have predominantly been observed in populations with severe obesity^(7–12,40–43).

Elevated waist circumference is linked to a higher risk of both acute and chronic back pain.⁴⁰ However, no causal relationship has been established between absolute trunk strength and back pain up to date.¹⁶ Although patients with back pain exhibit weaker weight-adjusted trunk strength, no significant differences were identified across groups.¹⁹ Regarding these findings, implementing weight-adjusted trunk strength assessment in obese patients with back pain is clinically appropriate and should become a routine component of future studies.

Trunk muscle training positively affects pain intensity and quality of life in back pain patients by improving mobility, reducing obesity-related inflammatory mediators and stabilizing the mental well-being of patients^(7,44). Normalizing BMI, waist circumference and WHtR may initially lead to reductions in absolute trunk strength. To distinguish decreases due to weight loss from those due to insufficient trunk muscle training, weight-adjusted trunk strength should be assessed. Further studies on obesity intervention are necessary to support these findings.

With low compliance in back pain obese patients, not only individual exercise plans with regular follow-up examinations, such as isokinetic trunk strength measurements, are necessary,⁷ but also strategies to increase patient adherence. Specifically, measuring body weight-adjusted trunk strength can support adherence by providing tangible evidence of progress during regular follow-ups, reinforcing training success, giving biofeedback and motivating sustained engagement.

5 | CONCLUSION

For BMI, age and WHtR, non-linear relationships with absolute trunk strength were found. When considering body weight-adapted trunk strength, non-linear relationships were found for the smoothed regressors age, BMI, waist circumference and WHtR.

In particular, waist circumference and WHtR have a strong negative coherence with body weight-adapted trunk strength in obese subjects, while there is a weaker negative correlation in normal-weight patients. In the context of obesity intervention programs, a decrease in absolute trunk strength may initially be expected along with a decrease in body weight. To avoid misleading conclusions concerning inadequate trunk strength training during this intervention, the body weight-adapted trunk strength should be considered. To assess changes in trunk strength during weight loss, it is recommended that BMI is used as a discrimination parameter, as indicated by the results of the t-test and correlation/regression analyses. It should be noted that trunk strength decreases below a threshold of 28–30 kg/m² (absolute and body-weight adapted), which is a key finding of this study.

Measuring body weight-adapted trunk strength may also be helpful as a biofeedback measure for the regular monitoring of progress and success. Prospective studies should further investigate the influence of total body fat percentage on trunk strength instead of the indices mentioned here, while also taking gender into account.

AUTHOR CONTRIBUTIONS

Conceptualization and methodology: Daniel Geissler, Andreas Lison, and Christoph Schulze. **Data curation:** Daniel Geissler, Andreas Lison, and Christoph Schulze. **Formal analysis and investigation, verification, and visualization:** Daniel Geissler. **Writing - original draft preparation:** Daniel Geissler and Christoph Schulze. **Writing - review and editing:** Daniel Geissler, Andreas Lison, and Christoph Schulze. **Resources:** Andreas Lison and Christoph Schulze. **Supervision:** Christoph Schulze. All authors have read the final version of this article, approved it, and agreed with the order of authorship. All listed authors therefore met the ICMJE recommendations of authorship.

ACKNOWLEDGEMENT

Open Access funding enabled and organized by Projekt DEAL.

FUNDING INFORMATION

The authors did not receive support from any organization for the submitted work.

CONFLICT OF INTEREST STATEMENT

The authors have no financial or non-financial interests to disclose.

DATA AVAILABILITY STATEMENT

The datasets used and/or analysed during the current study are available from the corresponding author on reasonable request.

ORCID

Daniel Geissler  <https://orcid.org/0000-0003-4028-7627>

Andreas Lison  <https://orcid.org/0000-0002-2773-2995>

Christoph Schulze  <https://orcid.org/0000-0002-5715-9210>

REFERENCES

1. North American Association for the Study of Obesity et al. *The practical guide: identification, evaluation, and treatment of overweight and obesity in adults*. National Institutes of Health, National Heart, Lung, and Blood Institute, NHLBI Obesity Education Initiative. North American Association for the Study of Obesity; 2000:92.
2. Smuck M, Kao MCJ, Brar N, Martinez-Ith A, Choi J, Tomkins-Lane CC. Does physical activity influence the relationship between low back pain and obesity? *Spine J*. 2014;14(2):209-216.
3. Zhang TT, Liu Z, Liu YL, Zhao JJ, Liu DW, Tian QB. Obesity as a risk factor for low back pain: a meta-analysis. *Clin Spine Surg*. 2018;31(1):22-27.
4. Kaila-Kangas L, Leino-Arjas P, Riihimäki H, Luukkonen R, Kirjonen J. Smoking and overweight as predictors of hospitalization for back disorders. *Spine*. 2003;28(16):1860-1868.
5. Böstman OM. Body mass index and height in patients requiring surgery for lumbar intervertebral disc herniation. *Spine*. 1993;18(7):851-854.
6. Böstman OM. Prevalence of obesity among patients admitted for elective orthopaedic surgery. *Int J Obes Relat Metab Disord*. 1994;18(10):709-713.
7. Paley CA, Johnson MI. Physical activity to reduce systemic inflammation associated with chronic pain and obesity: a narrative review. *Clin J Pain*. 2016;32(4):365-370.
8. McGill SM, Norman RW. Dynamically and statically determined low back moments during lifting. *J Biomech*. 1985;18(12):877-885.
9. Ghezelbash F, Shirazi-Adl A, Plamondon A, Arjmand N, Parnianpour M. Obesity and obesity shape markedly influence spine biomechanics: a subject-specific risk assessment model. *Ann Biomed Eng*. 2017;45(10):2373-2382.
10. Pryce R, Kriellaars D. Body segment inertial parameters and low back load in individuals with central adiposity. *J Biomech*. 2014;47(12):3080-3086.
11. Dederich Å, Németh G, Harms-Ringdahl K. Correlation between electromyographic spectral changes and subjective assessment of lumbar muscle fatigue in subjects without pain from the lower back. *Clin Biomech*. 1999;14(2):103-111.
12. Mbada CE, Ayanniyi O, Adedoyin RA, Johnson OE. Static endurance of the back extensor muscles: association between performance and reported reasons for test termination. *J Musculoskelet Res*. 2010;13(1):13-21.
13. Park JH, An SS, Choi YH, Hong SY, Heo DS, Yoon IJ. The study on relation of obesity and low back pain based on body composition using segmental bioelectrical impedance analysis and isokinetic trunk muscle strength. *J Korean Med Rehabil*. 2008;18(4):147-159.
14. Hulens M, Vansant G, Lysens R, Claessens AL, Brumagne S. Study of differences in peripheral muscle strength of lean versus obese women: an allometric approach. *Int J Obes Relat Metab Disord*. 2001;25(5):676-681.

15. Cavuoto LA, Nussbaum MA. Obesity-related differences in muscular capacity during sustained isometric exertions. *Appl Ergon*. 2013;44(2):254-260.
16. Lee JH, Hoshino Y, Nakamura K, Kariya Y, Saita K, Ito K. Trunk muscle weakness as a risk factor for low back pain: a 5-year prospective study. *Spine*. 1999;24(1):54-57.
17. Maffiuletti NA, Jubeau M, Munzinger U, et al. Differences in quadriceps muscle strength and fatigue between lean and obese subjects. *Eur J Appl Physiol*. 2007;101(1):51-59.
18. Abdelmoula A, Martin V, Bouchant A, et al. Knee extension strength in obese and nonobese male adolescents. *Appl Physiol Nutr Metab*. 2012;37(2):269-275.
19. Bayramoglu M, Akman MN, Klnç S, Çetin N, Yavuz N, Özker R. Isokinetic measurement of trunk muscle strength in women with chronic low-Back pain. *Am J Phys Med Rehabil*. 2001;80(9):650-655.
20. Hulens M, Vansant G, Lysens R, Claessens AL, Muls E. Assessment of isokinetic muscle strength in women who are obese. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2002;32(7):347-356.
21. Fogelholm M, Malmberg J, Suni J, Santtila M, Kyröläinen H, Mäntysaari M. Waist circumference and BMI are independently associated with the variation of cardio-respiratory and neuromuscular fitness in young adult men. *Int J Obes (Lond)*. 2006;30(6):962-969.
22. Michaelides MA, Parpa KM, Henry LJ, Thompson GB, Brown BS. Assessment of physical fitness aspects and their relationship to firefighters' job abilities. *J Strength Cond Res*. 2011;25(4):956-965.
23. Hupli M, Sainio P, Hurri H, Alaranta H. Comparison of trunk strength measurements between two different isokinetic devices used at clinical settings. *J Spinal Disord*. 1997;10(5):391-397.
24. *Waist circumference and waist-hip ratio: Report of a WHO Expert Consultation Geneva, 8-11 December 2009*. WHO; 2011 ISBN 9789241501491.
25. Schneider HJ, Friedrich N, Klotsche J, et al. The predictive value of different measures of obesity for incident cardiovascular events and mortality. *J Clin Endocrinol Metab*. 2010;95(4):1777-1785.
26. Schneider HJ, Klotsche J, Silber S, Stalla GK, Wittchen HU. Measuring abdominal obesity: effects of height on distribution of cardiometabolic risk factors risk using waist circumference and waist-to-height ratio. *Diabetes Care*. 2011;34(1):e7.
27. Hupli M, Hurri H, Luoto S, Sainio P, Alaranta H. Isokinetic performance capacity of trunk muscles. Part I: the effect of repetition on measurement of isokinetic performance capacity of trunk muscles among healthy controls and two different groups of low-back pain patients. *Scand J Rehabil Med*. 1996;28(4):201-206.
28. Saur P, Koch D, Steinmetz U, et al. Die isokinetische Kraftleistungsfähigkeit der Rumpfmuskulatur von Patienten mit chronischen Rückenschmerzen. *Z Für Orthop Unfallchirurgie*. 1997;135:315-322.
29. Newton M, Waddell G. Trunk strength testing with iso-machines. Part 1: review of a decade of scientific evidence. *Spine*. 1993;18(7):801-811.
30. Shrout PE, Fleiss JL. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull*. 1979;86:420-428.
31. Cicchetti DV. Reliability of reviews for the American psychologist: a biostatistical assessment of the data. *Am Psychol*. 1980;35:300-303.
32. Field A. *Discovering Statistics Using IBM SPSS Statistics*. 5th ed. SAGE Publication Ltd.; 2017.
33. Rasch D, Guiard V. The robustness of parametric statistical methods. *Psychol Sci*. 2004;46(2):175-208.
34. Rasch D, Kubinger KD, Moder K. The two-sample t test: pre-testing its assumptions does not pay off. *Stat Pap*. 2011;52(1):219-231.
35. Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. Routledge; 2013.
36. Gadducci AV, de Cleva R, de Faria Santarém GC, Silva PRS, Greve JMD, Santo MA. Muscle strength and body composition in severe obesity. *Clinics*. 2017;72:272-275.
37. Lavender SA, Li YC, Andersson GBJ, Natarajan RN. The effects of lifting speed on the peak external forward bending, lateral bending, and twisting spine moments. *Ergonomics*. 1999;42(1):111-125.
38. Geißler D, Lison A, Schulze C. Relation of anthropometric measures and indices to isokinetic trunk strength – a retrospective analysis. *Ger J Sports Med*. 2023;74(6):205-2013.
39. O'Sullivan PB. Masterclass. Lumbar segmental 'instability': clinical presentation and specific stabilizing exercise management. *Man Ther*. 2000;5(1):2-12.
40. Han TS, Schouten J, Lean MEJ, Seidell JC. The prevalence of low back pain and associations with body fatness, fat distribution and height. *Int J Obes (Lond)*. 1997;21(7):600-607.
41. Mj G, Ta G. Does obesity cause low back pain? *J Manipulative Physiol Ther*. 1994;17(9):601-604.
42. Shiri R, Karppinen J, Leino-Arjas P, Solovieva S, Viikari-Juntura E. The association between obesity and low back pain: a meta-analysis. *Am J Epidemiol*. 2010;171(2):135-154.
43. Suri P, Boyko EJ, Smith NL, et al. Modifiable risk factors for chronic back pain: insights using the co-twin control design. *Spine J*. 2017;17(1):4-14.
44. Wasser JG, Vasilopoulos T, Zdziarski LA, Vincent HK. Exercise benefits for chronic low back pain in overweight and obese individuals. *PM&R*. 2017;9(2):181-192.

SUPPORTING INFORMATION

Additional supporting information can be found online in the Supporting Information section at the end of this article.

How to cite this article: Geissler D, Lison A, Schulze C.

Relevance of body weight adaptation and modern obesity-defining parameters in the analysis of isokinetic trunk strength in people with obesity – A retrospective analysis. *Clinical Obesity*. 2025;e12736. doi:10.1111/cob.12736

Relevance of body weight adaptation and modern obesity-defining parameters in the analysis of isokinetic trunk strength in people with obesity- a retrospective analysis

-SUPPLEMENTARY MATERIAL-

Authors:

Daniel Geissler ¹, Andreas Lison ², Christoph Schulze ^{1, 2,3}

1 Orthopädische Klinik und Poliklinik, Doberaner Str. 142, D-18057 Rostock, Germany.

2 Zentrum für Sportmedizin der Bundeswehr, Dr.-Rau-Allee 32, D-48231 Warendorf, Germany.

3 Universitätsinstitut für Physikalische Medizin und Rehabilitation, Universitätsklinikum Salzburg Salzburger Landeskliniken, Müllner Hauptstr. 48
A-5020 Salzburg, Austria.

Corresponding Author:

Daniel Geissler
Orthopädische Klinik und Poliklinik, Universitätsmedizin Rostock,
Doberaner Str. 142, D-18057 Rostock, Germany
E-Mail: daniel.geissler@uni-rostock.de
Tel.: +49(0)381-494-9379
Fax: +49(0)381-494-9349

Supplemental table 1 Pearson correlation coefficients of BMI, waist circumference- and Waist-to-Height-Ratio with trunk flexion/extension strength in the groups with or without obesity.

	<i>FPT</i>			<i>EPT</i>		
<i>group</i>	<i>BMI</i>	<i>WC</i>	<i>WHtR</i>	<i>BMI</i>	<i>WC</i>	<i>WHtR</i>
BMI normal	0,349 **	0,202 **	0,024	0,330 **	0,113 **	-0,05 *
<i>p-value</i>	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i>0.196</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i>0.008</i>)
BMI pathological	-0,078	-0,193 **	-0,279 **	0,189 **	-0,019	-0,152 *
<i>p-value</i>	(<i>0.183</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i>0.744</i>)	(<i>0.009</i>)
WC normal	0,408 **	0,290 **	0,101 **	0,402 **	0,227 **	0,049 *
<i>p-value</i>	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i>0.01</i>)
WC pathological	0,231 **	0,143 *	-0,051	0,436 **	0,265 **	0,106 *
<i>p-value</i>	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i>0.381</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i>0.044</i>)
WHtR normal	0,424 **	0,311 **	0,105 **	0,432 **	0,264 **	0,064 **
<i>p-value</i>	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)
WHtR pathological	0,254 **	0,110 **	-0,037	0,478 **	0,252 **	0,158 **
<i>p-value</i>	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i>0.445</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)
Age related WHtR normal	0,296 **	0,109 **	-0,063 *	0,267 **	0,005	-0,159 **
<i>p-value</i>	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i>0.008</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i>0.850</i>)	(<i><0.001</i>)
Age related WHtR pathological	0,108 *	0,013	-0,158 **	0,149 **	0,01	-0,161 **
<i>p-value</i>	(<i>0.006</i>)	(<i>0.748</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i>0.798</i>)	(<i><0.001</i>)

Age related WtHR pathological= age 18–39 years ≥ 0.50 , 40–49 years ≥ 0.55 , ≥ 50 years ≥ 0.60 ; **Age related WtHR normal**=age 18–39 years <0.50 , 40–49 years <0.55 , ≥ 50 years <0.60 ; **BMI**= Body-Mass-Index; **BMI normal**= $< 30 \text{ kg/m}^2$; **BMI pathological**= $> 30 \text{ kg/m}^2$; **FPT**= flexion peak torque; **EPT**= extension peak torque; **WC**=waist circumference; **WC normal**= $<102 \text{ cm}$ in men and $<88 \text{ cm}$ in women; **WC pathological**= $\geq 102 \text{ cm}$ in men and $\geq 88 \text{ cm}$ in women; **WtHR**= Waist-to-Height-Ratio; **WtHR normal**= <0.55 ; **WtHR pathological**= ≥ 0.55 ; *= $p < 0.05$; **= $p < 0.001$.

Supplemental table 2 Pearson correlation of BMI, waist circumference, Waist-to-Height-Ratio with body weight adapted trunk flexion/extension strength in the groups with or without obesity.

	<i>FPT/BW</i>			<i>EPT/BW</i>		
<i>group</i>	<i>BMI</i>	<i>WC</i>	<i>WHtR</i>	<i>BMI</i>	<i>WC</i>	<i>WHtR</i>
BMI normal	0,036	-0,177**	-0,197 **	0,008	-0,212 **	-0,242 **
<i>p-value</i>	(0.056)	(<0.001)	(<0.001)	(0.683)	(<0.001)	(<0.001)
BMI pathological	-0,36	-0,505 **	-0,433 **	-0,135 *	-0,38	-0,352 *
<i>p-value</i>	(<0.001))	(<0.001)	(<0.001)	(0.02)	(<0.001)	(<0.001)
WC normal	0,021	-0,088	-0,127 **	0,067 **	-0,108 **	-0,152**
<i>p-value</i>	(0.269)	(<0.001)	(<0.001)	(<0.001)	(<0.001)	(<0.001)
WC pathological	-0,148 *	-0,249 **	-0,310 **	0,157 *	-0,049	-0,11 *
<i>p-value</i>	(0.005)	(<0.001)	(<0.001)	(0.003)	(0.350)	(0.037)
WHtR normal	0,024	-0,087 **	-0,1 **	0,089 **	-0,087 **	-0,12 **
<i>p-value</i>	(0.209)	(<0.001)	(<0.001)	(<0.001)	(<0.001)	(<0.001)
WHtR pathological	-0,198 **	-0,357 **	-0,376 **	0,101 *	-0,169 *	-0,155 *
<i>p-value</i>	(<0.001)	(<0.001)	(<0.001)	(0.04)	(0.001)	(0.001)
Age related WHtR normal	-0,106 **	-0,269 **	-0,266 **	-0,056 *	-0,303 **	-0,326 **
<i>p-value</i>	(<0.001)	(<0.001)	(<0.001)	(0.018)	(<0.001)	(<0.001)
Age related WHtR pathological	-0,356 **	-0,451 **	-0,495 **	-0,312 **	-0,452 **	-0,507 **
<i>p-value</i>	(<0.001)	(<0.001)	(<0.001)	(<0.001)	(<0.001)	(<0.001)

Age related WtHR pathological= age 18–39 years ≥ 0.50 , 40–49 years ≥ 0.55 , ≥ 50 years ≥ 0.60 ; **Age related WtHR normal**=age 18–39 years <0.50 , 40–49 years <0.55 , ≥ 50 years <0.60 ; **BMI**= Body-Mass-Index; **BMI normal**= $< 30\text{kg/m}^2$; **BMI pathological**= $> 30\text{ kg/m}^2$; **FPT/BW**= body weight adapted trunk flexion peak torque; **EPT/BW**= body weight adapted trunk extension peak torque; **WC**=waist circumference; **WC normal**= $<102\text{ cm}$ in men and $<88\text{cm}$ in women; **WC pathological**= $\geq 102\text{ cm}$ in men and $\geq 88\text{cm}$ in women; **WtHR**= Waist-to-Height-Ratio; **WHtR normal**= $<0,55$; **WHtR pathological**= $\geq 0,55$; *= $p<0.05$; **= $p<0.001$.

Supplemental table 3 Mixed linear Regression analyses of BMI, waist circumference and Waist-to-Height-Ratio with trunk flexion/extension strength in the groups with or without obesity.

	<i>FPT</i>			<i>EPT</i>		
<i>group</i>	<i>BMI</i>	<i>WC</i>	<i>WHtR</i>	<i>BMI</i>	<i>WC</i>	<i>WHtR</i>
BMI normal	13,362 **	4,86 **	-1294,65 **	31,08 **	7,662 **	-2590,18 **
<i>p-value</i>	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)
BMI pathological	8,667**	3,282 **	-1292,545 **	26,957 **	5,577 **	-2375,624 **
<i>p-value</i>	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)
WC normal	12,977 **	5,155 **	-1255,62 **	29,008 **	8,376 **	-2475,314 **
<i>p-value</i>	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)
WC pathological	9,437 **	4,01 **	-1264,024 **	27,906 **	7,289 **	-2562,685 **
<i>p-value</i>	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)
WHtR normal	13,004 **	4,991 **	-1241,148 **	29,352 **	8,162 **	-2442,195 **
<i>p-value</i>	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)
WHtR pathological	10,126 **	3,145 **	-1275,322 **	27,241 **	4,347 **	-2140,974 **
<i>p-value</i>	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)
Age related WHtR normal	13,023 **	4,767 **	-1436,006 **	31,408 **	7,704 **	-3020,874 **
<i>p-value</i>	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)
Age related WHtR pathological	10,549 **	4,423 **	-1529,09 **	24,967 **	8,088 **	-3136,579 **
<i>p-value</i>	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)	(<i><0.001</i>)

Age related WtHR pathological= age 18–39 years ≥ 0.50 , 40–49 years ≥ 0.55 , ≥ 50 years ≥ 0.60 ; **Age related WtHR normal**=age 18–39 years <0.50 , 40–49 years <0.55 , ≥ 50 years <0.60 ; **BMI**= Body-Mass-Index; **BMI normal**= $< 30\text{kg/m}^2$; **BMI pathological**= $> 30\text{kg/m}^2$; **FPT**= flexion peak torque; **EPT**= extension peak torque; **WC**=waist circumference; **WC normal**= $<102\text{ cm}$ in men and $<88\text{cm}$ in women; **WC pathological**= $\geq 102\text{ cm}$ in men and $\geq 88\text{cm}$ in women; **WtHR**= Waist-to-Height-Ratio; **WHtR normal**= $<0,55$; **WHtR pathological**= $\geq 0,55$; *= $p<0.05$; **= $p<0.001$.

Supplemental table 4 Mixed linear Regression analyses of BMI, waist circumference, Waist-to-Height-Ratio-with body weight adapted trunk flexion/extension strength in the groups with or without obesity.

	<i>FPT/BW</i>			<i>EPT/BW</i>		
<i>group</i>	<i>BMI</i>	<i>WC</i>	<i>WHtR</i>	<i>BMI</i>	<i>WC</i>	<i>WHtR</i>
BMI normal <i>p-value</i>	0,057 ** (<i><0.001</i>)	-0,006 (<i>0.838</i>)	-4,895 ** (<i><0.001</i>)	0,193 ** (<i><0.001</i>)	-0,01 (<i>0.083</i>)	-12,362 ** (<i><0.001</i>)
BMI pathological <i>p-value</i>	0,029 (<i>0.059</i>)	-0,011 (<i>0.13</i>)	-5,264 ** (<i><0.001</i>)	0,147 ** (<i><0.001</i>)	-0,02 (<i>0.094</i>)	-10,164 ** (<i><0.001</i>)
WC normal <i>p-value</i>	0,051 ** (<i><0.001</i>)	0,001 (<i>0.673</i>)	-4,252 ** (<i><0.001</i>)	0,167 ** (<i><0.001</i>)	0,005 (<i>0.418</i>)	-10,714 ** (<i><0.001</i>)
WC pathological <i>p-value</i>	0,031 * (<i>0.004</i>)	0,001 (<i>0.873</i>)	-5,439 ** (<i><0.001</i>)	0,163 ** (<i><0.001</i>)	0,006 (<i>0.620</i>)	-13,348 ** (<i><0.001</i>)
WHtR normal <i>p-value</i>	0,052 ** (<i><0.001</i>)	0,001 (<i>0.977</i>)	-4,158 ** (<i><0.001</i>)	0,170 ** (<i><0.001</i>)	-0,006 (<i>0.258</i>)	-10,193 ** (<i><0.001</i>)
WHtR pathological <i>p-value</i>	0,037 ** (<i><0.001</i>)	-0,01 (<i>0.071</i>)	-5,322 ** (<i><0.001</i>)	0,157 ** (<i><0.001</i>)	-0,029 * (<i>0.008</i>)	-8,965 ** (<i><0.001</i>)
Age related WHtR normal <i>p-value</i>	0,057 ** (<i><0.001</i>)	0,001 (<i>0.946</i>)	-6,725 ** (<i><0.001</i>)	0,206 ** (<i><0.001</i>)	-0,005 (<i>0.463</i>)	-17,906 ** (<i><0.001</i>)
Age related WHtR pathological <i>p-value</i>	0,029 * (<i>0.006</i>)	-0,003 (<i>0.583</i>)	-6,831 ** (<i><0.001</i>)	0,108 ** (<i><0.001</i>)	-0,004 (<i>0.634</i>)	-16,281 ** (<i><0.001</i>)

Age related WtHR pathological= age 18–39 years ≥ 0.50 , 40–49 years ≥ 0.55 , ≥ 50 years ≥ 0.60 ; **Age related WtHR normal**=age 18–39 years <0.50 , 40–49 years <0.55 , ≥ 50 years <0.60 ; **BMI**= Body-Mass-Index; **BMI normal**= $< 30\text{kg/m}^2$; **BMI pathological**= $> 30\text{ kg/m}^2$; **FPT/BW**= body weight adapted trunk flexion peak torque; **EPT/BW**= body weight adapted trunk extension peak torque; **WC**=waist circumference; **WC normal**= $<102\text{ cm}$ in men and $<88\text{cm}$ in women; **WC pathological**= $\geq 102\text{ cm}$ in men and $\geq 88\text{cm}$ in women; **WtHR**= Waist-to-Height-Ratio; **WHtR normal**= $<0,55$; **WHtR pathological**= $\geq 0,55$; *= $p<0.05$; **= $p<0.001$.

The Relationship between Ergometric Treadmill or Bicycle Performance and Isokinetic Trunk Strength – A Retrospective Analysis

Authors

Daniel Geißler¹ , Andreas Lison², Christoph Schulze^{1,2}

Affiliations

- 1 Universitätsmedizin Rostock, Orthopädische Klinik und Poliklinik, Rostock, Germany
- 2 Orthopädie, Zentrum für Sportmedizin der Bundeswehr, Warendorf, Germany

Key words

trunk strength, endurance, ergometry, athletic performance, training

accepted 19.09.2022

published online 23.12.2022

Bibliography

Int J Sports Med 2023; 44: 258–267

DOI 10.1055/a-1953-6809

ISSN 0172-4622

© 2022. Thieme. All rights reserved.

Georg Thieme Verlag, Rüdigerstraße 14,
70469 Stuttgart, Germany

Correspondence

Mr. Daniel Geißler

Orthopädische Klinik und Poliklinik, Universitätsmedizin
Rostock

Doberaner Straße 142

18057 Rostock

Germany

Tel.: +493814949379, Fax: +493814949349

daniel.geissler@uni-rostock.de



Supplementary Material is available under <https://doi.org/10.1055/a-1953-6809>

ABSTRACT

The relationship between trunk strength and athletic performance is well known. In the past, trunk strength and athletic performance were measured in field tests. Previous studies encouraged sport-specific analyses. The goal of this study was to investigate whether there is a relation between ergometrically measured treadmill or bicycle endurance and isokinetic trunk strength. This retrospective analysis included 1334 bicycle and 1838 treadmill ergometry examinations in 1149 subjects. Bicycle and treadmill ergometer performance were analysed in relation to isokinetic trunk strength. Statistics were performed by Pearson correlation and mixed or generalised linear models. Higher treadmill and bicycle power correlated with higher isokinetic trunk strength, with highest absolute trunk strength in the treadmill group. For both running and cycling endurance, a positive correlation with trunk strength could be quantified in regression models. Increased ergometry endurance and lower flexion/extension ratios are connected weakly. Ergometry performance had the strongest correlation with extension trunk strength ($r=0.312$ – 0.398 for bicycle ergometry and $r=0.168$ – 0.229 for treadmill ergometry, $p<0.001$). We encourage prospective studies using both kinds of ergometry to evaluate the effect of trunk strengthening to enhance sport-specific endurance performance. Weight-adapted trunk strength values showed overall greater correlation to trunk strength and we recommend the use of weight-adapted values.

Introduction

The training of endurance in athletes intends an improvement of the general athletic performance resulting in advantages for competition. Combination of strength training and endurance training can improve athletic performance [1]. Professional training can be evaluated with different tests including ergometry and strength measurements. Training therefore is focused on improvement in these values. Previous studies suggest a relationship of especially trunk strength and endurance performance, with greater trunk strength resulting in enhanced athletic performance [2–4]. In previous studies, trunk strength was usually measured with field tests,

such as the isometric Biering-Sørensen-test, or the dynamic double-leg-lowering test [1, 5]. These tests have different levels of reliability, correlation and, depending on their design, involve different muscle groups [6]. Isokinetic trunk strength measurement is a reliable and valid method of measuring dynamic trunk strength with high sensitivity [7, 8]. Previous studies about the relationship between trunk strength and athletic performance measured athletic performance typically using athletic performance tests, but not in correlation with ergometry [1, 3, 5, 9]. For assessing endurance performance, ergometry is reliable, safe and widely used [10–12]. In addition, ergometry can quantify aerobic and anaerobic

performance using lactate threshold or oxygen uptake [13, 14]. To date, different results have been reported evaluating the relationship between isokinetically measured trunk strength and athletic performance. Stronger torque values for trunk flexion were observed in athletes in comparison to non-athletes, with no significant group differences for trunk extension [15]. Other authors showed opposing results with differences in isokinetic work and torque for trunk extension and no differences in trunk flexion [16]. No differences in trunk extensor strength were observed in high performance cyclists compared to non-athletes [17]. In summary, previous authors considered the importance of trunk muscle strength for improving athletic performance as weak [2] or moderate [1, 17], while other authors saw a further need to investigate this relationship specifically for different disciplines [15, 18].

Most of the studies mentioned above used group comparisons and different field tests for evaluating trunk strength and athletic performance. Group comparisons are maybe not suitable for evaluating the relation between trunk strength and athletic performance. To assess athletic performance, we used treadmill and bicycle ergometry.

In cyclists, thoracic hyper kyphosis and a flat lumbar lordosis are common due to the repetitive stress in the seated training position [19]. During cycling, the flat lumbar lordosis can change to a lumbar kyphosis depending to the training position (standing versus upper and lower handlebar position). This observation intensifies with increased training status and with lower training positions [19]. For maintaining an aerodynamic position, cyclists have to hold a flexed position. In deeper positions, scapula retraction and thoracic extension occurs [19]. Furthermore, flexed hips, a trend to kyphotic lumbar spine and lumbar extensor activity increasing proportionally to the pedalling frequency has been shown [20]. Two phases for extremity occur during the cycling sequence. First, the downstroke phase with forceful extension of hip, knee, and ankles, and second the upstroke phase with relaxing extension muscles and flexion of hip, knee and ankle [21]. Main propulsion on the bicycle is generated via hip, knee and ankle extension. Whether the trunk musculature contributes to propulsion, especially in different handlebar positions, is not clear.

With respect to running sports, the connection between greater trunk strength and increased performance in runners is controversial. In the movement sequence of running two phases for each extremity occur: the stance phase from heel-strike to toe-off and the swing phase from toe-off to heel-strike. During heel-strike, the trunk is minimally flexed [22]. The maximal trunk flexion appears to happen during the mid to late stance and with increasing running speed is approximating to the point of heel-strike [22]. Trunk extension therefore occurs during stance phase. While a part of the propulsion is developed by the extensor-thrust-mechanism, the main part of propulsion is generated with ankle dorsiflexion and knee extension [23]. While Schache et al. doubted the contribution of the trunk to propulsion with 3D-kinematics [23], Behm et al. endorsed the role of the extensor-thrust-mechanism with EMG-activity [24]. This contradiction maybe explained by the force-dependent activation of multidirectional trunk muscles, which means an increasing activation and reduction of the degree of freedom with increasing forces [25]. In addition, maximum power output of the trunk muscles appears to develop earlier with increasing train-

ing status [15]. Another study found out, that trunk body fatigue can adversely affect running economy [26]. Furthermore, the trunk muscles and especially the multifidus muscles are critically important to stabilize the trunk and therefore absorb reaction and shear forces of the lumbar spine during running [27].

Moreover, an enhanced training status is probably associated with greater trunk strength due to neuromuscular and metabolic training effects. This includes the improvement of coordination as well as neuromuscular recruitment [1]. Both endurance and strength training result in increased anaerobic capacity with enhanced lactate metabolism, increased glycogen storage and enhanced anaerobic muscle economy [1]. Greater endurance performance is also associated with an improvement in aerobic muscle metabolism of all participating muscles, which results in enhanced aerobic capacity respective mechanical efficiency of the trunk musculature [17]. After all, strength is generated and transmitted through the trunk via a kinetic chain activity [28]. Therefore, well-trained trunk muscles may enhance an athlete's general performance as well, which can be advantageous especially in elite sports [3, 4]. Increased trunk strength conversely affects neuromuscular control and respective proprioception of the lower extremity, reducing the risk of injury and thereby having a crucial role in the prevention of injuries in athletes [7, 29].

Whether enhanced ergometric cycling and treadmill performance are associated with increased isokinetic trunk strength and altered trunk strength extension/flexion-ratios has not yet been investigated. The aim of this study was to determine the relationship between running and cycling specific endurance performance, measured with cycling and treadmill ergometry, and isokinetic trunk strength. Thus, the primary hypothesis was: Increased endurance performance is related to greater trunk strength in both running and cycling. Further, it should be determined whether increased treadmill performance has a stronger relationship with greater trunk strength than increased cycling performance, due to the heavier load on the trunk during running. As this study uses ergometry and isokinetic trunk strength measurement, we expect more detailed results about the relationship of athletic performance and trunk strength. Based on a large number of cases, correlations between sport specific performance of running and cycling and trunk strength were examined [2].

Materials and Methods

Subjects

This retrospective cohort study included 1149 subjects who underwent isokinetic and ergometric measurements, one or several times during the years 2008 to 2018. The population consisted predominantly out of male soldiers with unknown training status (1083 male and 66 female). Exclusion criteria were: age under 18, acute general illness, acute pain resulting in inability to undergo ergometry and isokinetic measurement and structural damage of the spine (spinal fractures, spinal implants, tumours, acute disc herniation). With bicycle ergometry, up to 1334 values were generated from 549 subjects. With treadmill ergometry, up to 1837 values were generated from 639 subjects. The subjects were 38.3 ± 12.9 years old, 180.1 ± 7.3 cm tall, weighed 85.3 ± 14.5 kg

and had a mean waist circumference of 90.1 ± 12.1 cm. The body mass index (BMI) was 26.2 ± 3.8 kg/m² and the waist-to-height ratio (WtHR) was 0.50 ± 0.06 . Information about the individual training programmes were not available in this retrospective data set. All of the participants provided written consent to the use of their data for research prior to treatment and the local and institutional ethics board provided the approval to conduct this study (file number: A2019–0123) in accordance to the Declaration of Helsinki.

Procedures

Lactate performance measurements

The lactate performance test was carried out as a multi-stage test, with at least 5 stages of performance intensification [10, 14, 30]. For the treadmill ergometry (treadmill ELG 70/200, Woodway GmbH, Weil am Rhein, Germany), a loading protocol was selected, which started in an individually adjusted velocity. In general, the velocity increased automatically by 1 kilometre per hour (km/h) after 3 minutes of running. The test stopped at subjective exhaustion or the appearance of termination criteria in accordance with the international recommendations [31]. The bicycle ergometry (bicycle ergometer Ergometrics 900, Ergoline GmbH, Bitz, Germany) was also performed as a multi-stage test with standardised specifications. After an individualised start, the intensity increased by 50 watts (W) after 3 minutes until subjective exhaustion or the occurrence of termination criteria [31]. Lactate was measured before exercise, at the end of the particular intensity stage, during the recovery phase at the moment of test interruption and at the end of one minute recovery. Capillary blood was collected from the ears to measure the lactate concentration in the peripheral capillary blood (safety lancet, insertion depth 1.8 mm, Saarestedt, Nürnberg, Germany). The earlobe was punctured with a lancet and then the blood drops were collected by manual compression. The first drop of blood was rejected and the second was collected in a capillary vessel (heparinised end-to-end capillary, EKF, Magdeburg, Germany). The blood was analysed with an analysis kit (glucose and lactate haemolysis solution, EKF, Magdeburg, Germany) and the lactate concentration was measured by spectrometry (Biosen S-Line, EKF Diagnostics, Magdeburg, Germany). The data was interpreted with Winlactat (version V 4.6.3.21, Mesics GmbH, Münster, Germany). Parallel, blood pressure was recorded at the time of capillary blood collection. For the entire duration of the test, the participant was monitored by electrocardiography (Spacelabs Healthcare, Hawthorne, California, USA). First of all, the participant's maximum power was registered. After determination of the lactate concentrations, the calculation of the power and velocity at 4-mmol lactate (P4mmol-L, V4mmol-L) was included in the recorded data. The 4 mM values were not used to differentiate between aerobic and anaerobic performance, but to make the individual results more comparable.

Performance of the isokinetic trunk strength measurement

The device IsoMed 2000 (D.&R. Ferstl, Hema, Germany) was used for the examinations. The test was performed in a seated position after a ten-minute warm-up on a bicycle under the supervision of an experienced examiner who encouraged the subjects to give maximum effort. There were 10 repetitions at an angular velocity of 90°/second. The range of motion was -24 to +22° starting from

90 degrees of flexion in the hip joint. All parameters were measured for both trunk extension and trunk flexion. The measured values referred to below as peak parameters included: peak torque (in Newton metres, Nm), peak work (in joules, J), peak power (best value from each of the 10 repetitions, in watts, W) and the total work from the 10 repetitions, also in J. The average value from 10 repetitions for peak torque, peak work and peak power were selected as average parameters. Weight-adjusted parameters were also calculated from the peak and average parameters, and flexion/extension ratios were also created. The results of the isokinetic trunk strength measurement are shown in ► **Tables 1, 2**. In this retrospective analysis, we found 24 subjects that were examined twice in the period of maximum 2 days. From that data we calculated the intraclass correlations coefficients (ICC).

Statistical evaluation

For data collection from the isokinetic measurements, the export function of the IsoMed 2000 device was used to create CSV (comma-separated values) files. These files were digitally processed using a newly programmed Excel-based data acquisition software and checked for plausibility. SPSS version 23 software (IBM, New York, USA) was used to analyse the data. Here, the data was first transformed into a long-range format, in order to consider the aspect of measurement repetitions in detail.

For the variables performance at 4 mM lactate in capillary blood and treadmill velocity at 4 mM lactate in capillary blood, a normal distribution was found. No normal distribution was found for the maximum power on the bicycle and the maximum treadmill velocity. Peak and average isokinetic measurements were normally distributed except for peak trunk flexion work in both the cycling and treadmill populations. All calculated weight-adjusted isokinetic parameters were normally distributed, but flexion/extension ratios were not. By assuming the central limit theorem, the subsequent statistical procedures have been performed. The Welch test was used to compare means, as there was variance heterogeneity for most isokinetic parameters for both collectives. For the flexion/extension ratios of the trunk flexion peak work, the Mann/Whitney U test was performed. Afterwards, the metric variables were subjected to a multiple bivariate correlation analysis to calculate the Pearson correlation coefficient. The interpretation of the correlation intensity was done according to Cohen [32]. The data underwent additionally regression analyses, separately for each isokinetic parameter, in order to be able to evaluate the effect sizes on the particular isokinetic parameter. Afterwards, the residuals and therefore the error terms were checked for normal distribution by optical analysis of the histogram and the Q-Q plots. Mixed linear regression models were necessary for up to 13 measurement repetitions. In order to achieve parsimony, an attempt was made to include as few influencing variables as possible in the models. However, due to multicollinearity, zero variance and partly missing normal distribution of the error terms, generalised models were used in a few cases, which are more robust towards missing normal distribution of the influencing variables. Finally, heteroskedasticity was eliminated from the generalised linear models in case of normal distribution of the residuals using the Breusch-Pagan test. The T statistics calculated by correcting for the standard deviation were used to compare effect sizes in the case of the same model constel-

► **Table 1** Results of isokinetic trunk strength measurements in the bicycle and treadmill ergometry cohorts.

Parameter	Bicycle ergometry cohort (n = 1325)		Treadmill ergometry cohort (n = 1838)		Welch-West
	mean (± SD)	SEM	mean (± SD)	SEM	p-value
FPT (Nm)	222.2 (± 54.7)	1.50	233.8 (± 52.1)	1.22	<0.001
EPT (Nm)	374.1 (± 109.6)	3.01	421.2 (± 98.4)	2.30	<0.001
FPW (Joule)	96.1 (± 26.3)	0.72	105.8 (± 24.3)	0.57	<0.001 *
EPW (Joule)	179.5 (± 55.4)	1.52	206.1 (± 51.6)	1.20	<0.001
FPP (Watt)	135.8 (± 39.6)	1.09	149.7 (± 36.5)	0.85	<0.001
EPP (Watt)	248.1 (± 82.3)	2.26	284.3 (± 1.8)	75.5	<0.001
FTW (Joule)	892.4 (± 247.3)	6.79	984.3 (± 232.8)	5.43	<0.001
ETW (Joule)	1632.7 (± 523.0)	14.37	1906.7 (± 488.4)	11.39	<0.001
average of FPT (Nm)	175.0 (± 47.3)	1.30	185.6 (± 45.2)	1.05	<0.001
average of EPT (Nm)	328.7 (± 99.3)	2.73	372.1 (± 90.4)	2.11	<0.001
average of FPW (Joule)	89.3 (± 24.5)	0.67	98.4 (± 23.0)	0.54	<0.001
average of EPW (Joule)	163.3 (± 52.3)	1.44	190.7 (± 48.8)	1.13	<0.001
average of FPP (Watt)	121.3 (± 36.0)	0.99	134.2 (± 33.4)	0.78	<0.001
average of EPP (Watt)	220.9 (± 75.9)	2.09	257.8 (± 70.1)	1.63	<0.001
F/E ratio peak torques	0.62 (± 0.18)	0.005	0.57 (± 0.14)	0.003	<0.001 *
F/E ratio peak work	0.57 (± 0.19)	0.005	0.53 (± 0.14)	0.003	<0.001 *
F/E ratio peak power	0.59 (± 0.20)	0.006	0.55 (± 0.15)	0.003	<0.001 *
F/E ratio average of PT	0.57 (± 0.20)	0.005	0.52 (± 0.14)	0.003	<0.001 *
F/E ratio average of PW	0.59 (± 0.22)	0.006	0.54 (± 0.15)	0.003	<0.001 *
F/E ratio average of PP	0.60 (± 0.23)	0.006	0.55 (± 0.16)	0.003	<0.001 *
F/E ratio total work	0.59 (± 0.22)	0.006	0.54 (± 0.15)	0.004	<0.001 *

SD standard deviation, **SEM** standard error of the mean, **p-Value** level of significance (2-sided), **FPT** flexion peak torque, **EPT** extension peak torque, **FPW** Flexion peak work, **EPW** Extension peak work, **FPP** Flexion peak power, **EPP** Extension peak power, **FTW** Flexion total work, **ETW** Extension total work, **F/E-Ratio** Ratio of flexion and extension, **PT** peak torque, **PW** peak work, **PP** peak power, * due to the lack of normal distribution Mann-Whitney U test was used.

lations. Significance was reached in case of $p \leq 0.05$. All isokinetic parameters provided coefficients of variation < 0.19 and intraclass correlation coefficients > 0.82 except for average torque of trunk flexion = 0.656.

Results

Bicycle ergometry

On the bicycle ergometer, a mean of 185.2 ± 46.9 Watt was achieved at 4 mM lactate concentration in capillary blood (Standard Error of the Mean (SEM) 1.28; $n = 1325$) and 255.1 ± 53.4 Watt at maximum effort (SEM 1.45; $n = 1342$). The results of the isokinetic measurements of the bicycle ergometry cohort are shown in ► **Table 1, 2**.

Relation to non-weight-adjusted isokinetic trunk strength parameters

Enhanced performance on the bicycle ergometer correlated with greater isokinetic trunk peak torques (► **Table 3**) at 4 mM capillary lactate power and maximal power. Correlations between 4 mM lactate bicycle ergometry power and peak torques were weakly positive with no significant quantification in regression models (► **Tables 3, 4**, ► **Figs. 1, 2**).

Correlations between maximum bicycle ergometry power and the peak torques were moderately positive (► **Table 3** and ► **Figs. 3, 4**). Regression coefficients were significant for trunk extension and flexion peak torque, as well (► **Table 4**).

Additionally, correlation coefficients between 4 mM lactate bicycle ergometry and the remaining non-weight-adjusted isokinetic parameters were similar to the peak torques, while significant regression coefficients occurred exclusively for peak and average trunk extension work, peak and average trunk flexion power and total trunk flexion work (data not shown). Correlation coefficients between maximum bicycle ergometry power and the remaining non-weight-adjusted isokinetic parameters were similar to the peak torques, but regression coefficients were significant positive for all isokinetic parameters (data not shown).

Relation to weight-adjusted isokinetic trunk strength parameters

A weak positive correlation was observed between isokinetic trunk peak torques and 4 mM lactate bicycle ergometry power (► **Table 3**) and the remaining isokinetic parameters (data not shown). In mixed linear models, exclusively the weak positive relationship of 4 mM lactate power on the bicycle ergometer with weight-adjusted peak trunk flexion torque was quantifiable (RC = 0.009, $T = 2.509$, $p = 0.012$, $n = 1325$).

► **Table 2** Weight-adapted isokinetic trunk strength variables in treadmill and bicycle ergometry-cohorts.

Parameter	Bicycle ergometry cohort (n = 1325)		Treadmill ergometry cohort (n = 1838)		Welch-West
	mean ($\pm$ SD)	SEM	mean ($\pm$ SD)	SEM	p-value
FPT (Nm/kg)	2.6 ($\pm$ 0.56)	0.02	2.8 ($\pm$ 0.5)	0.01	<0.001
EPT (Nm/kg)	4.3 ($\pm$ 1.1)	0.03	5.02 ($\pm$ 1.0)	0.02	<0.001
FPW (Joule/kg)	1.1 ($\pm$ 0.3)	0.01	1.3 ($\pm$ 0.2)	0.01	<0.001
EPW (Joule/kg)	2.1 ($\pm$ 0.6)	0.02	2.5 ($\pm$ 0.5)	0.01	<0.001
FPP (Watt/kg)	1.5 ($\pm$ 0.4)	0.01	1.8 ($\pm$ 0.4)	0.01	<0.001
EPP (Watt/kg)	2.8 ($\pm$ 0.8)	0.02	3.4 ($\pm$ 0.8)	0.02	<0.001
FTW (Joule/kg)	10.2 ($\pm$ 2.5)	0.07	11.7 ($\pm$ 2.3)	0.05	<0.001
ETW (Joule/kg)	18.6 ($\pm$ 5.5)	0.2	22.7 ($\pm$ 5.0)	0.12	<0.001
average of FPT (Nm/kg)	2.0 ($\pm$ 0.4)	0.01	2.2 ($\pm$ 0.4)	0.01	<0.001
average of EPT (Nm/kg)	3.8 ($\pm$ 1.0)	0.03	4.4 ($\pm$ 0.9)	0.02	<0.001
average of FPW (Joule/kg)	1.0 ($\pm$ 0.2)	0.01	1.2 ($\pm$ 0.2)	0.01	<0.001
average of EPW (Joule/kg)	1.9 ($\pm$ 0.6)	0.02	2.27 ($\pm$ 0.5)	0.01	<0.001
average of FPP (Watt/kg)	1.4 ($\pm$ 0.4)	0.01	1.6 ($\pm$ 0.3)	0.01	<0.001
average of EPP (Watt/kg)	2.5 ($\pm$ 0.8)	0.02	3.1 ($\pm$ 0.7)	0.02	<0.001

SD standard deviation, **SEM** standard error of the mean, **p-Value** level of significance (2-sided), **FPT** flexion peak torque, **EPT** extension peak torque, **FPW** Flexion peak work, **EPW** Extension peak work, **FPP** Flexion peak power, **EPP** Extension peak power, **FTW** Flexion total work, **ETW** Extension total work, **F/E ratio** Ratio of flexion and extension, **PT** peak torque, **PW** peak work, **PP** peak power.

► **Table 3** Results of correlation analyses of trunk strength parameters with performance on the bicycle or running treadmill ergometer at 4 mM lactate in capillary blood and at maximal effort.

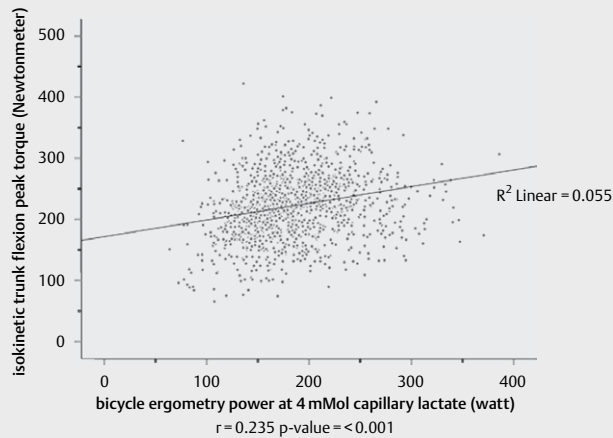
Parameter	Bicycle power at 4 mm capillary lactate concentration (n = 1317)		Maximum effort bicycle power (n = 1334)		Treadmill speed at 4 mm capillary lactate concentration (n = 1834)		Maximum effort treadmill speed (n = 1831)	
	r	p-value	r	p-value	r	p-value	r	p-value
FPT (Nm)	0.235	<0.001	0.328	<0.001	0.133	<0.001	0.168	<0.001
EPT (Nm)	0.240	<0.001	0.370	<0.001	0.150	<0.001	0.229	<0.001
F/E ratio peak torques	-0.068	0.014	-0.145	<0.001	-0.061	0.009	-0.139	<0.001
Weight-adjusted FPT (Nm/kg)	0.242	<0.001	0.315	<0.001	0.206	<0.001	0.299	<0.001
Weight-adjusted EPT (Nm/kg)	0.256	<0.001	0.383	<0.001	0.217	<0.001	0.364	<0.001

r Pearson correlation-coefficient, **p-Value** level of significance (2-sided), **FPT** flexion peak torque, **EPT** extension peak torque, **F/E ratio** Ratio of flexion and extension.

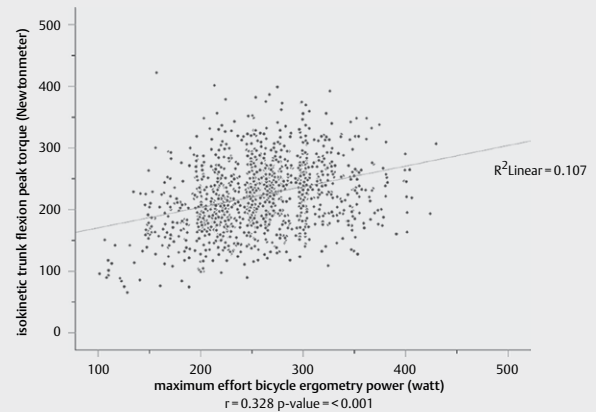
► **Table 4** Results of mixed linear regression analyses between isokinetic trunk strength parameters and performance on the bicycle ergometer.

Parameter	Bicycle power at 4 mm capillary lactate concentration			Maximum effort bicycle power		
	RC	T	p-value	RC	T	p-value
FPT (Nm)	0.026	0.086	0.932	0.900	4.013	0.000
EPT (Nm)	0.649	1.122	0.262	1.406	3.222	0.001
F/E-Ratio peak torques	No valid model found*					
Weight-adjusted FPT (Nm/kg)	0.009	2.509	0.012	-0.005	-1.874	0.061
Weight-adjusted EPT (Nm/kg)	No valid model found					

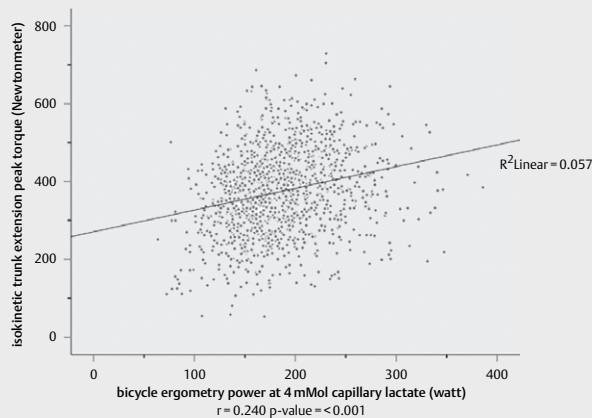
RC= regression coefficient, **T** t-statistics, **p-Value**= level of significance (2-sided), **FPT** flexion peak torque, **EPT** extension peak torque, **F/E-Ratio** Ratio of flexion and extension, *due to lack of normal distribution of the residuals.



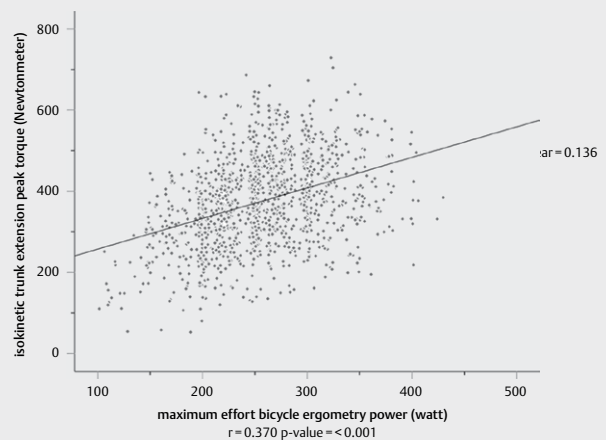
► **Fig. 1** Relation of flexion peak torque with bicycle ergometry performance at 4 mM capillary lactate.



► **Fig. 2** Relation of flexion peak torque with bicycle ergometry performance at maximum effort.



► **Fig. 3** Relation of extension peak torque with bicycle ergometry performance at 4 mM capillary lactate.



► **Fig. 4** Relation of extension peak torque with bicycle ergometry performance at maximum effort.

Maximum power on the cycling ergometer is moderately positive correlated with weight adjusted trunk peak torques (► **Table 3**) and the remaining weight-adjusted trunk strength parameters (data not shown). This however could not be quantified for any isokinetic parameter in both mixed and generalised models.

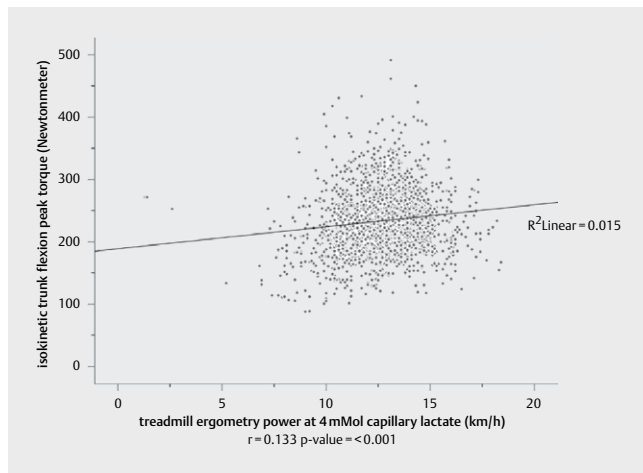
Relation to flexion/extension ratios of isokinetic trunk strength
Greater 4 mM lactate performance on the bicycle ergometer correlated exclusively with a lower flexion/extension ratio of peak torque (► **Table 3**) and not significant with flexion/extension ratios of the remaining isokinetic parameters (data not shown). Maximum power on the bicycle ergometer correlated weakly negative with all flexion/extension ratios of the peak and average parameters for torque (► **Table 3**), work and power (data not shown). These correlations were not quantifiable in the regression models (data not shown).

Treadmill ergometry

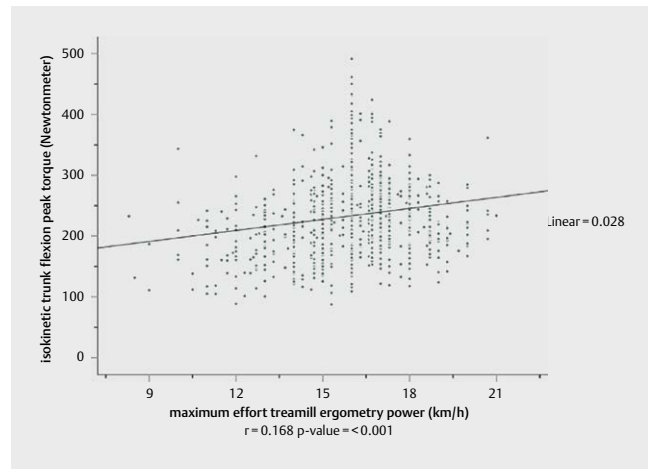
Means of 12.8 ± 1.8 km/h at 4 mM lactate in capillary blood (SEM 0.04; n = 1844) and 16.1 ± 1.4 km/h at maximum effort (SEM 0.03; n = 1841) were achieved on the treadmill ergometer. The recorded peak, average and weight-adjusted trunk strength values were greater in the treadmill ergometry-cohort compared to the bicycle ergometry-cohort (► **Table 1,2**). The flexion/extension ratios were lower in the treadmill ergometry cohort (► **Table 1**).

Relation to non-weight-adjusted isokinetic trunk strength parameters

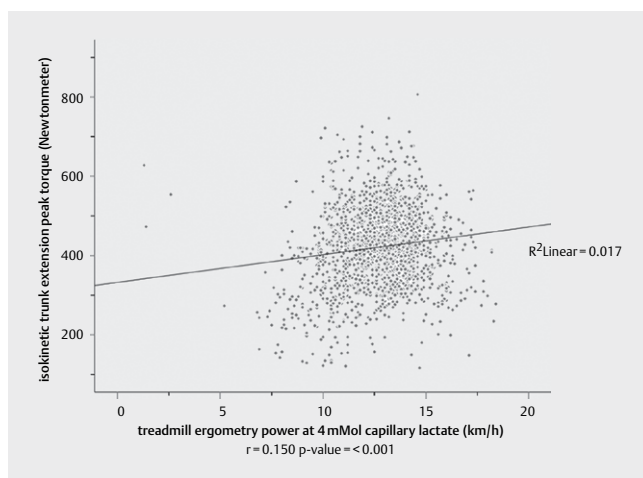
While both greater velocity at 4 mM lactate and greater maximal velocity on the treadmill ergometer, correlated weakly with higher peak torques, the correlation was stronger for maximal treadmill velocity (► **Table 3** and ► **Figs. 5–8**). The relationship of 4 mM lactate treadmill velocity to flexion peak torque was not quantifiable



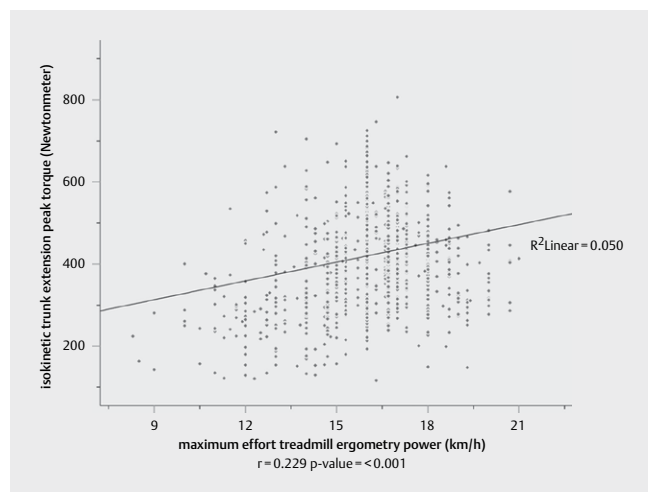
► **Fig. 5** Relation of flexion peak torque with treadmill ergometry performance at 4mM capillary lactate.



► **Fig. 6** Relation of flexion peak torque with treadmill ergometry performance at maximum effort.



► **Fig. 7** Relation of extension peak torque with treadmill ergometry performance at 4mM capillary lactate.



► **Fig. 8** Relation of extension peak torque with treadmill ergometry performance at maximum effort.

► **Table 5** Results of mixed linear regression analyses between isokinetic trunk strength parameters and performance on the treadmill ergometer.

Parameters	Treadmill speed at 4mm capillary lactate concentration			Maximum effort treadmill speed		
	RC	T	p-value	RC	T	p-value
FPT (Nm)	0.422	0.453	0.651	5.841	4.914	<0.001
EPT (Nm)	No valid model found*					
F/E ratio peak torques	No valid model found*					
Weight-adjusted FPT (Nm/kg)	-0.004	-0.432	0.666	0.119	10.403	<0.001
Weight-adjusted EPT (Nm/kg)	-0.061	-3.641	<0.001	0.306	14.389	<0.001

RC = regression coefficient, T t-statistics, p-Value = level of significance (2-sided), FPT flexion peak torque, EPT extension peak torque, F/E-Ratio Ratio of flexion and extension, *due to zero variance.

in mixed linear regression (► **Table 4**) but in generalised linear regression (RC = -3.641, T = -1.993, p = 0.046, n = 1837). Additionally, significant positive regression coefficients in relation to 4 mM lactate treadmill velocity were observed solely for peak trunk flexion power and trunk flexion total work (data not shown).

Maximum velocity on the treadmill ergometer had a positive linear relationship in mixed linear models with the isokinetic flexion peak torque (► **Table 5**).

Additionally, significant positive regression coefficients in relation to 4 mM lactate treadmill velocity were observed solely for

isokinetic peak trunk flexion power, average trunk flexion work and total trunk flexion work (data not shown). In generalised linear models, additionally a positive linear relationship between maximum treadmill velocity and peak trunk extension torque, as well as average trunk flexion torque were quantifiable (data not shown).

Relation to weight-adjusted isokinetic trunk strength parameters

While a higher 4 mM lactate treadmill velocity showed a weak correlation with higher weight-adjusted trunk strength, the correlation with maximum treadmill velocity was predominantly moderate (► **Table 3**). The regression coefficient for the relationship of 4 mM lactate treadmill velocity to weight adjusted peak torques was exclusively significant for trunk extension (► **Table 5**). Additionally, significant regression coefficients and valid mixed or generalised models for the 4 mM lactate treadmill velocity occurred exclusively for weight adjusted trunk extension peak power, extension average torque and extension average work, extension average work and extension total work (data not shown).

The moderate positive correlation of weight-adjusted trunk peak torques and treadmill velocity at maximal effort was significantly quantifiable in mixed linear regression (► **Table 5**). Significant regression coefficients and valid mixed or generalised models were observed for all remaining weight adjusted trunk strength parameters except for peak and average trunk flexion work, peak trunk extension work and total trunk flexion work (data not shown).

Relation to flexion/extension ratios of isokinetic trunk strength

Higher 4 mM lactate treadmill velocity correlated weakly exclusively with lower flexion/extension ratios of peak torque (► **Table 3**). The maximum treadmill velocity correlated weakly and negatively with the flexion/extension ratios of all parameters for torque, work and power (► **Table 3**). Nevertheless, these relationships were not quantifiable in regression models (data not shown).

Discussion

Due to the large number of samples in this study, a moderate correlation between cardiopulmonary fitness measured using two different ergometry procedures and isokinetically measured trunk strength could be demonstrated by correlation analyses and regression analyses. As a result, the standard error of the mean (SEM) was reduced to a minimum in order to achieve the most accurate mean values and to ensure the comparability of both groups.

Bicycle ergometric performance at 4 mM lactate in capillary blood correlated weakly with isokinetic trunk strength parameters, while the relationship of maximal power on the bike was moderate and thus stronger in correlation and regression analyses.

The weak correlations of a higher performance on the bicycle ergometer with a lower flexion/extension ratio could not be quantified in the regression models. In addition, the quantitative relationship of enhanced cycling performance with trunk flexion was stronger compared to the trunk extension. Considering the body shape of cyclists with flat lumbar lordosis or even lumbar kyphosis, stronger activation of trunk flexors during cycling is plausible [33]. The stronger flexion relation to cycling performance could also be

explained by maintaining a more aerodynamically beneficial and forward-leaning position during cycling. Admittedly, it is not possible to answer the question whether trunk flexion contributes to propulsion or better performance with correlational and regression data. Finally, the important role of trunk flexion in cyclists is underlined by the so called flexion pattern low back pain, that is common in cyclists [34, 35]. As a prevention, trunk strength training may be helpful to improve motor control and strengthen trunk extensors [36].

The subjects of the treadmill ergometry cohort showed higher trunk strength levels and lower flexion/extension-ratios than those of the bicycle ergometry group.

Velocity on the treadmill ergometer is considered to be a measurable variable of athletic performance in running [11, 37]. Treadmill velocity at 4 mM lactate correlated weakly with higher trunk strength, while the correlation of maximal running velocity was stronger, similar to the cycling ergometric data.

It seems plausible that higher trunk strength is linked to higher running speeds, as biomechanical studies have shown that power is partly generated by the trunk during each step [23, 38, 39]. Despite the fact that the treadmill ergometry cohort had stronger trunk strength values, the correlation analyses resulted in a slightly stronger correlation of trunk strength (flexion and extension) with cycling performance as compared to treadmill velocity. It turned out to be the opposite for the weight-adjusted trunk strength parameters, but could not be reliably quantified in the regression analyses. One reason for the differences in correlation strength might be the overall better physical performance of the treadmill ergometry group, meaning any further increase in endurance performance results in a smaller increase in non-weight-adapted trunk strength than in lower performing athletes. Another explanation is that more muscle mass has to be activated in treadmill ergometry compared to bicycle ergometry and the percentage of increase is not that pronounced because of the higher training level [39, 40].

The trunk extensors have a crucial role to play in the initial phase of stepping down in running [38]. The stronger trunk extensor correlations in the treadmill group support the theory of the extensor-thrust-mechanism. But without angle-calibrated trunk extensor force output measurement during running, this assumption cannot be verified definitively.

A weak negative correlation of both higher bicycle and treadmill performance with flexion/extension ratios suggests a proportionally greater improvement in trunk extensor strength compared to trunk flexor strength with increasing endurance performance. In regression analyses the trunk flexor values showed stronger relation with bicycle performance, while a stronger relation of the trunk extensor values with treadmill performance was seen. This observation supports findings from other studies that cycling is less effective in targeting the extensors and for the first time this comparison is made for both running and cycling [17, 33].

Compared to the non-weight-adapted parameters, the correlation of the weight-adapted isokinetic trunk strength parameters with cycling power and treadmill velocity, was stronger. This was more pronounced for treadmill velocity. Weight-adapted trunk strength values could therefore be integrated into performance analyses, especially for high-performance runners, but also for

other top athletes. Beyond a certain level of training in elite sports, the differences in body weight and trunk strength between athletes are relatively small, so that weight adaptation provides a more sensitive discrimination [41].

The retrospective data collection in this study resulted in limited data quality with regard to diagnosis and pain quantification. Therefore, no statement can be made for this.

This study used correlation and regression analyses. With these statistical tools, however, no statement can be made about cause and effect. Due to the retrospective data collection, no information about the level of physical activity and level of individual training of trunk strength was taken into account. But comparing the data to reference values of a normal population, with a median of 255.1 ± 53.4 Watt at maximum effort, a high level of endurance performance individual capability can be attributed to the subjects of this study [42]. A weak effect of trunk strengthening programmes on athletic performance has been shown in previous evidence [3, 28]. Due to the study design, we can't measure the effects of trunk strengthening training. Prospective training studies with comparison of the trunk strength of cyclist and runners can give a more accurate answer to the effect of trunk strengthening to the athletic performance in cyclists and runners. Further limitations of this study are the lack of normal distribution of endurance performance parameters at maximum effort. Moreover, women were underrepresented in the population of young soldiers (66 out of 1149).

Negative regression coefficients for 4 mM lactate performance were found in some regression analyses despite a positive Pearson correlation coefficient. As the two measured variables are both a measure of endurance performance, multicollinearity can be assumed [43]. As the correlation of 4 mMol lactate performance was lower than the performance at maximum effort, the 4 mMol lactate performance has nevertheless a positive linear relationship to trunk strength.

4 mMol capillary lactate was added to maximum effort performance for better differentiation of the ergometry results. As capillary lactate is very individual [30], this may be a reason for the weaker statistical relation of 4 mM performance to isokinetic trunk strength. According to the specific type of sport, trunk rotation and hip extension/flexion need to be taken into consideration, which was not included in our measurements [18, 44].

The feature of this study is the first sport-specific analysis of both running and cycling performance together with trunk strength in a large number of subjects. Isokinetic trunk strength measurement is a more complex method of quantifying trunk strength compared to on-field isometric tests, such as the McGill test or dynamic tests. Nevertheless, a significant advantage is the output of several different physical measures with excellent test quality criteria [45, 46]. While the peak torque, work and power values are a measure of predominantly anaerobic maximum strength, the average values as the area under the curve and the total work represent a dimension of aerobic strength endurance. Both maximum strength and strength endurance of trunk extensors and flexors appear to have a weak-to-moderate relationship with general endurance performance.

Many other authors tested athletic performance using field tests assessing both sprint and endurance performance [2, 5, 47]. Significantly better test quality criteria than field tests are found in

conventional ergometry procedures [11, 13]. This study was the first to include endurance performance measured by ergometry in the analysis of the correlations with trunk strength and features a large sample and thereby a very accurate representation of the relationships between trunk strength and endurance performance. Reference values of isokinetic trunk strength for different sports should be in focus for future research, as described for a small number of disciplines [16]. This will allow better feedback to athletes to avoid imbalances and hence musculoskeletal injuries [7].

Conclusion

Increased ergometry performance is connected to greater trunk strength without a proof of causation. The observation here was, that enhanced cardiopulmonary fitness is associated with both increased maximum trunk strength and trunk strength endurance. Increased trunk strength can be a predictor for enhanced general endurance.

Enhanced cycling performance had a closer relationship with increased trunk flexion strength, while enhanced running (treadmill) performance had a closer relationship with increased trunk extension strength. The maximum treadmill velocity or bicycle power showed the closest relationship with trunk strength. To exactly address the question whether the trunk strength of cyclists and runners differs, it would be more appropriate to have a prospective cohort training study that observes the effect of trunk strengthening to the athletic performance in cyclists and runners.

Weight-adjusted isokinetic trunk strength values should be included in the evaluation of performance in elite athletes, especially runners, because of their strong correlation and their demonstrated quantitative relationships.

Acknowledgements

The study was performed without any financial support.

Conflict of Interest

The authors declare that they have no conflict of interest.

References

- [1] Beattie K, Kenny IC, Lyons M et al. The effect of strength training on performance in endurance athletes. *Sports Med* 2014; 44: 845–865
- [2] Prieske O, Muehlbauer T, Granacher U. The Role of trunk muscle strength for physical fitness and athletic performance in trained individuals: a systematic review and meta-analysis. *Sports Med* 2016; 46: 401–419
- [3] Nesser TW, Huxel KC, Tincher JL et al. The relationship between core stability and performance in division I football players. *J Strength Cond Res* 2008; 22: 1750–1754
- [4] Nesser TW, Lee WL. The Relationship between core strength and performance in division I female soccer players. *JEP online* 2009; 12: 21–28

- [5] Sharrock C, Cropper J, Mostad J et al. A pilot study of core stability and athletic performance: Is there a relationship? *Int J Sports Phys Ther* 2011; 6: 63–74
- [6] Vera-García FJ, López-Plaza D, Juan-Recio C et al. Tests to measure core stability in laboratory and field settings: reliability and correlation analyses. *J Appl Biomech* 2019; 35: 223–231
- [7] Willson JD, Dougherty CP, Ireland ML et al. Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. *J Am Acad Orthop Surg* 2005; 13: 316–325
- [8] Gruther W, Wick F, Paul B et al. Diagnostic accuracy and reliability of muscle strength and endurance measurements in patients with chronic low back pain. *J Rehabil Med* 2009; 41: 613–619
- [9] Greve JM, Terreri AS, Plapler PG. Evaluation of isokinetic trunk flexion and extension in normal sportsman and sedentary people. *Rev Hosp Clin* 1997; 52: 154–158
- [10] Weltman A, Snead D, Stein P et al. Reliability and validity of a continuous incremental treadmill protocol for the determination of lactate threshold, fixed blood lactate concentrations, and $\dot{V}O_2$ max. *Int J Sports Med* 1990; 11: 26–32
- [11] Van Hooren B, Fuller JT, Buckley JD et al. Is motorized treadmill running biomechanically comparable to overground running? a systematic review and meta-analysis of cross-over studies. *Sports Med* 2020; 50: 785–813
- [12] Hughson RL, Orok CJ, Staudt LE. A high velocity treadmill running test to assess endurance running potential. *Int J Sports Med* 1984; 5: 23–25
- [13] Jones AM, Doust JH. A 1 % treadmill grade most accurately reflects the energetic cost of outdoor running. *J Sports Sci* 1996; 14: 321–327
- [14] Davies B, Daggett A, Jakeman P et al. Maximum oxygen uptake utilising different treadmill protocols. *Br J Sports Med* 1984; 18: 74–79
- [15] Andersson E, Swärd L, Thorstensson A. Trunk muscle strength in athletes. *Med Sci Sports Exerc* 1988; 20: 587–593
- [16] Ben Moussa Zouita A, Ben Salah FZ, Dziri C et al. Comparison of isokinetic trunk flexion and extension torques and powers between athletes and nonathletes. *J Exerc Rehabil* 2018; 14: 72–77
- [17] Anthierens A, Olivier N, Thevenon A et al. Trunk muscle aerobic metabolism responses in endurance athletes, combat athletes and untrained men. *Int J Sports Med* 2019; 40: 434–439
- [18] Abdallah AA, Mohamed NA, Hegazy MA. A comparative study of core musculature endurance and strength between soccer players with and without lower extremity sprain and strain injury. *Int J Sports Phys Ther* 2019; 14: 525–536
- [19] Muyor JM, López-Miñarro PA, Alacid F. Spinal posture of thoracic and lumbar spine and pelvic tilt in highly trained cyclists. *J Sports Sci Med* 2011; 10: 355–361
- [20] Usabiaga J, Crespo R, Iza I et al. Adaptation of the lumbar spine to different positions in bicycle racing. *Spine* 1997; 22: 1965–1969
- [21] So RCH, Ng JKF, Ng GYF. Muscle recruitment pattern in cycling: a review. *Phys Ther Sport* 2005; 6: 89–96
- [22] Schache AG, Bennell KL, Blanch PD et al. The coordinated movement of the lumbo-pelvic-hip complex during running: a literature review. *Gait Posture* 1999; 10: 30–47
- [23] Schache AG, Blanch P, Rath D et al. Three-dimensional angular kinematics of the lumbar spine and pelvis during running. *Hum Mov Sci* 2002; 21: 273–293
- [24] Behm DG, Cappa D, Power GA. Trunk muscle activation during moderate- and high-intensity running. *Appl Physiol Nutr Metab* 2009; 34: 1008–1016
- [25] Nichols TR. A biomechanical perspective on spinal mechanisms of coordinated muscular action: an architecture principle. *Acta Anat (Basel)* 1994; 151: 1–13
- [26] Drum SN, Rappelt L, Donath L. Trunk and upper body fatigue adversely affect running economy: a three-armed randomized controlled crossover pilot trial. *Sports (Basel)* 2019; 7: 195
- [27] Burnett AF, Cornelius MW, Dankaerts W et al. 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: 211–219
- [28] Okada T, Huxel KC, Nesser TW. Relationship between core stability, functional movement, and performance. *J Strength Cond Res* 2011; 25: 252–261
- [29] Sasaki S, Tsuda E, Yamamoto Y et al. Core-muscle training and neuromuscular control of the lower limb and trunk. *J Athl Train* 2019; 54: 959–969
- [30] Faria EW, Parker DL, Faria IE. The science of cycling: physiology and training – Part 1. *Sports Med* 2005; 35: 285–312
- [31] Löllgen H, Leyk D. Exercise testing in sports medicine. *Dtsch Arztebl Int* 2018; 115: 409–416
- [32] Cohen J. (2013). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. 2nd ed. 2013. London: Routledge;
- [33] Rostami M, Ansari M, Noormohammadpour P et al. Ultrasound assessment of trunk muscles and back flexibility, strength and endurance in off-road cyclists with and without low back pain. *J Back Musculoskeletal Rehabil* 2015; 28: 635–644
- [34] Marsden M. Lower back pain in cyclists : a review of epidemiology, pathomechanics and risk factors : review article. *Int SportMed J* 2010; 11: 216–225
- [35] Streisfeld GM, Bartoszek C, Creran E et al. Relationship between body positioning, muscle activity, and spinal kinematics in cyclists with and without low back pain: a systematic review. *Sports Health* 2017; 9: 75–79
- [36] Van Hoof W, Volckaerts K, O'Sullivan K et al. Cognitive functional therapy intervention including biofeedback for LBP during cycling. A single case study. *Sport & Geneeskunde* 2011; 44: 20–26
- [37] Riley P, Dicharry J, Franz J et al. A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. *Med Sci Sports Exerc* 2008; 40: 1093–1100
- [38] Preece SJ, Mason D, Bramah C. The coordinated movement of the spine and pelvis during running. *Hum Mov Sci* 2016; 45: 110–118
- [39] Slocum DB, James SL. Biomechanics of running. *JAMA* 1968; 205: 721–728
- [40] Gosselink R, Troosters T, Decramer M. Exercise testing: why, which and how to interpret. *Breathe (Sheff)* 2004; 1: 120–129
- [41] Delitto A, Crandell CE, Rose SJ. Peak torque-to-body weight ratios in the trunk: a critical analysis. *Phys Ther* 1989; 69: 138–143
- [42] Arstila M, Impivaara O, Mäki J. New ergometric reference values for clinical exercise tests. *Scand J Clin Lab Invest* 1990; 50: 747–755
- [43] Yu H, Jiang S, Land KC. Multicollinearity in hierarchical linear models. *Soc Sci Res* 2015; 53: 118–136
- [44] Zinke F, Warnke T, Gäbler M et al. Effects of isokinetic training on trunk muscle fitness and body composition in world-class canoe sprinters. *Front Physiol* 2019; 10: 21
- [45] Rodríguez-Perea A, Chirrosa Ríos LJ, Martínez-García D et al. Reliability of isometric and isokinetic trunk flexor strength using a functional electromechanical dynamometer. *PeerJ* 2019; 7: e7883
- [46] García-Vaquero MP, Barbado D, Juan-Recio C et al. Isokinetic trunk flexion–extension protocol to assess trunk muscle strength and endurance: Reliability, learning effect, and sex differences. *J Sport Health Sci* 2020; 9: 692–701
- [47] Hoppe MW, Freiwald J, Baumgart C et al. Relationship between core strength and key variables of performance in elite rink hockey players. *J Sports Med Phys Fitness* 2015; 55: 150–157

Results of correlation analyses of trunk strength parameters with performance on the bicycle or running treadmill ergometer at 4mM lactate in capillary blood and at maximal effort

Parameter	Bicycle power at 4mm capillary lactate concentration (n=1317)		Maximum effort bicycle power (n=1334)		Treadmill speed at 4mm capillary lactate concentration (n=1834)		Maximum effort treadmill speed (n=1831)	
	r	p-value	r	p-value	r	p-value	r	p-value
<i>FPW</i>	0.275	<0.001	0.371	<0.001	0.167	<0.001	0.212	<0.001
<i>EPW</i>	0.238	<0.001	0.371	<0.001	0.131	<0.001	0.205	<0.001
<i>FPP</i>	0.261	<0.001	0.364	<0.001	0.154	<0.001	0.209	<0.001
<i>EPP</i>	0.249	<0.001	0.381	<0.001	0.135	<0.001	0.211	<0.001
<i>FTW</i>	0.272	<0.001	0.367	<0.001	0.166	<0.001	0.206	<0.001
<i>ETW</i>	0.249	<0.001	0.386	<0.001	0.143	<0.001	0.218	<0.001
<i>average of FPT</i>	0.233	<0.001	0.312	<0.001	0.133	<0.001	0.155	<0.001
<i>average of EPT</i>	0.232	<0.001	0.364	<0.001	0.144	<0.001	0.218	<0.001
<i>average of FPW</i>	0.272	<0.001	0.367	<0.001	0.166	<0.001	0.206	<0.001
<i>average of EPW</i>	0.249	<0.001	0.386	<0.001	0.143	<0.001	0.219	<0.001
<i>average of FPP</i>	0.265	<0.001	0.368	<0.001	0.155	<0.001	0.208	<0.001
<i>average of EPP</i>	0.260	<0.001	0.398	<0.001	0.142	<0.001	0.222	<0.001
<i>F/E ratio peak torques</i>	-0.068	0.014	-0.145	<0.001	-0.061	0.009	-0.139	<0.001
<i>F/E ratio peak work</i>	-0.027	0.331	-0.102	<0.001	0.006	0.785	-0.053	0.023
<i>F/E ratio peak power</i>	-0.043	0.116	-0.113	<0.001	-0.013	0.567	-0.069	0.003
<i>F/E ratio average of PT</i>	-0.047	0.090	-0.133	<0.001	-0.035	0.133	-0.113	<0.001
<i>F/E ratio average of PW</i>	-0.036	0.196	-0.117	<0.001	-0.015	0.519	-0.085	<0.001
<i>F/E ratio average of PP</i>	-0.047	0.090	-0.125	<0.001	-0.027	0.252	-0.093	<0.001

r Pearson-correlation-coefficient, **p-Value** level of significance (2-sided), **FPT** flexion peak torque, **EPT** extension peak torque, **FPW** Flexion peak work, **EPW** Extension peak work, **FPP** Flexion peak power, **EPP** Extension peak power, **FTW** Flexion total work, **ETW** Extension total work, **F/E ratio** Ratio of flexion and extension, **PT** peak torque, **PW** peak work, **PP** peak power

Results of correlation analyses of weight-adjusted trunk strength parameters with performance on the bicycle or running treadmill ergometer at 4mM lactate in capillary blood and at maximal effort

Weight-adjusted parameters	Bicycle power at 4mm capillary lactate concentration (n=1317)		Maximum effort bicycle power (n=1334)		Treadmill speed at 4mm capillary lactate concentration (n=1833)		Maximum effort treadmill speed (n=1830)	
	r	p-value	r	p-value	r	p-value	r	p-value
FPW	0.307	<0.001	0.387	<0.001	0.256	<0.001	0.363	<0.001
EPW	0.247	<0.001	0.380	<0.001	0.189	<0.001	0.325	<0.001
FPP	0.297	<0.001	0.388	<0.001	0.237	<0.001	0.356	<0.001
EPP	0.263	<0.001	0.397	<0.001	0.191	<0.001	0.327	<0.001
FTW	0.302	<0.001	0.379	<0.001	0.250	<0.001	0.350	<0.001
ETW	0.252	<0.001	0.386	<0.001	0.199	<0.001	0.334	<0.001
average of FPT	0.254	<0.001	0.311	<0.001	0.206	<0.001	0.280	<0.001
average of EPT	0.245	<0.001	0.374	<0.001	0.207	<0.001	0.343	<0.001
average of FPW	0.302	<0.001	0.379	<0.001	0.250	<0.001	0.351	<0.001
average of EPW	0.252	<0.001	0.386	<0.001	0.199	<0.001	0.334	<0.001
average of FPP	0.302	<0.001	0.393	<0.001	0.238	<0.001	0.351	<0.001
average of EPP	0.268	<0.001	0.406	<0.001	0.197	<0.001	0.335	<0.001

r Pearson-correlation coefficient, **p-Value** level of significance (2-sided), **FPT** flexion peak torque, **EPT** extension peak torque, **FPW** Flexion peak work, **EPW** Extension peak work, **FPP** Flexion peak power, **EPP** Extension peak power, **FTW** Flexion total work, **ETW** Extension total work

Results of mixed linear regression analyses between isokinetic trunk strength parameters and the performance on the bicycle ergometer (n = 1325)

Parameter	Bicycle power at 4mm capillary lactate concentration			Maximum effort bicycle power		
	RC	T	p-value	RC	T	p-value
<i>FPW</i>	-0.222	-1.594	0.111	0.630	6.016	0.000
<i>EPW</i>	0.588	2.010	0.045	0.511	2.315	0.021
<i>FPP</i>	-0.449	-2.164	0.031	1.039	6.648	0.000
<i>EPP</i>	0.805	1.853	0.064	0.817	2.493	0.013
<i>FTW</i>	-2.241	-1.699	0.090	5.982	6.017	0.000
<i>ETW</i>	5.789	2.073	0.038	4.459	2.119	0.034
average of <i>FPT</i>	-0.418	-1.625	0.104	1.104	5.696	0.000
average of <i>EPT</i>	0.490	0.930	0.353	1.328	3.342	0.001
average of <i>FPW</i>	-0.216	-1.654	0.098	0.588	5.976	0.000
average of <i>EPW</i>	0.579	2.075	0.038	0.446	2.118	0.034
average of <i>FPP</i>	-0.403	-2.144	0.032	0.944	6.674	0.000
average of <i>EPP</i>	0.744	1.846	0.065	0.738	2.431	0.015

RC= regression coefficient, **T** t-statistics, **p-Value**= level of significance (2-sided), **FPT** flexion peak torque, **EPT** extension peak torque, **FPW** Flexion peak work, **EPW** Extension peak work, **FPP** Flexion peak power, **EPP** Extension peak power, **FTW** Flexion total work, **ETW** Extension total work

Results of mixed linear regression analyses between weight-adjusted isokinetic trunk strength parameters and the performance on the treadmill ergometer (n = 1837)

Weight-adjusted parameters	Treadmill speed at 4mm capillary lactate concentration			Maximum effort treadmill speed		
	RC	T	p-value	RC	T	p-value
<i>FPP</i> *	-0.009	-1.531	0.126	0.041	4.784	<0.001
<i>EPP</i>	-0.042	-3.191	0.001	0.214	12.771	<0.001
<i>ETW</i> *	-0.247	2.929	0.003	1.373	12.680	<0.001
average of <i>FPT</i>	0.001	0.193	0.847	0.087	8.770	<0.001
average of <i>EPT</i>	-0.050	-3.194	0.001	0.265	13.286	<0.001
average of <i>EPW</i> *	-0.025	-2.928	0.003	0.137	12.691	<0.001
average of <i>FPP</i> *	-0.006	-1.167	0.243	0.086	12.171	<0.001
average of <i>EPP</i>	-0.038	-3.145	0.002	0.203	12.951	<0.001

* In these particular cases generalised linear models have been used, no valid models were found for the parameters *FPW*, *EPW*, *FTW* and average of *FPW* and are not shown in this table, **RC**= regression coefficient, **T** t-statistics, **p-Value**= level of significance (2-sided), **FPT** flexion peak torque, **EPT** extension peak torque, **FPW** Flexion peak work, **EPW** Extension peak work, **FPP** Flexion peak power, **EPP** Extension peak power, **FTW** Flexion total work, **ETW** Extension total work

Isokinetische Krafttestung bei unterschiedlichen biomechanischen Anforderungen an die Rumpfkraft – Vergleich von militärischen Leistungssportlern und Soldaten mit dienstlich bedingt hoher körperlicher Beanspruchung

Isokinetic strength testing with different biomechanical demands on core strength: a comparison of military competitive athletes and soldiers with high occupational physical strain

Autorinnen/Autoren

Thomas Sanjay Weber-Spickschen¹, Daniel Geißler², Andreas Lison³, Christoph Schulze³

Institute

- 1 Unfallchirurgie, MHH: Medizinische Hochschule Hannover, Hannover, GERMANY
- 2 Universitätsklinikum Rostock: Universitätsmedizin Rostock, Rostock, GERMANY
- 3 Zentrum für Sportmedizin, Bundeswehr, Warendorf, GERMANY

Schlüsselwörter

isokinetische Rumpfkraft, Militärsport, Leistungssport, Fallschirmspringen, militärischer Fünfkampf, Skitourengehen

Keywords

Isokinetic core strength, military sport, competitive sport, parachuting, military pentathlon, ski platoon

eingereicht 14.2.2024

akzeptiert 12.5.2024

Bibliografie

Sportverl Sportschad 2024; 38: 140–149

DOI 10.1055/a-2324-2377

ISSN 0932-0555

© 2024. Thieme. All rights reserved.

Georg Thieme Verlag KG, Rüdigerstraße 14, 70469 Stuttgart, Germany

Korrespondenzadresse

Thomas Sanjay Weber-Spickschen
Unfallchirurgie, MHH: Medizinische Hochschule Hannover,
Carl-Neuberg-Str 1, 30625 Hannover, GERMANY
Weber-Spickschen@web.de

ZUSAMMENFASSUNG

Anthropometrische Daten (Gewicht, Körpergröße, BMI, Taillenumfang und WHtR) und das männliche Geschlecht korrelieren positiv mit der Rumpfkraft, das Alter hingegen negativ. Für Profisportler, bei denen keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der genannten anthropometrischen Daten vorliegen, gibt es bislang kaum Studien, die die isometrische

Rumpfkraft im Sitzen in verschiedenen Sportarten untereinander quantitativ vergleichen.

Ziel dieser Studie war es, bei militärischen Leistungssportlern und Soldaten mit dienstlich bedingt hoher körperlicher Beanspruchung die Rumpfkraft hinsichtlich möglicher Unterschiede zu analysieren. Hierfür wurden militärische Fallschirmspringersportler (n = 28), militärische Fünfkämpfer (n = 34) und Soldaten aus einem Skizug (Skitourengeher) (n = 38) hinsichtlich der im Sitzen gemessenen isokinetischen Rumpfkraft verglichen. Neben der deskriptiven Statistik und Normalverteilungsanalyse von Anthropometrie und isokinetischen Messwerten wurden die isokinetischen Messwerte sowie die gewichtsadaptierten isokinetischen Messwerte der verschiedenen Sportlergruppen mittels ANOVA und Welch-ANOVA auf Unterschiede untersucht.

Es zeigte sich, dass die Skitourengeher signifikant größere Werte in der Flexion Peak Torque aufwiesen als die militärischen Fünfkämpfer und Fallschirmspringer. Auch gewichtsadaptiert waren die Werte signifikant größer gegenüber den Fünfkämpfern, aber nicht signifikant größer im Vergleich zu den Fallschirmspringern. Für die Extension Peak Torque zeigte sich, dass die militärischen Fünfkämpfer signifikant geringere Werte gegenüber den Skitourengeher und in der gewichtsadaptierten Analyse signifikant geringere Werte gegenüber den Fallschirmspringern aufwiesen. Diese Studie konnte zeigen, dass bei hochtrainierten Sportlern möglicherweise beanspruchungsinduziert signifikante Unterschiede in der isokinetischen Rumpfkraft auftreten.

Vor diesem Hintergrund könnten sportartspezifische quantitative Analysen der isokinetischen Rumpfkraft im Spitzensport genutzt werden, um gezielte Trainingsprogramme zum Ausgleich von Defiziten mit dem Ziel der Leistungssteigerung und Prävention zu entwickeln.

ABSTRACT

It is known that anthropometric data (weight, height, BMI, waist circumference and WHtR) and male gender are positively correlated with greater core strength, while age is negatively correlated. For competitive athletes with no significant

differences in the anthropometric data stated above, there have hardly been any studies in which isometric core strength in a seated position is quantitatively compared among athletes in different sports. This study aimed to analyse different sports in well-trained athletes using military competitive sports as an example with regard to possible differences in core strength. For this purpose, Parachuting (n = 28), Military Pentathlon (n = 34) and Ski Platoon (n = 38) groups were compared with regard to isokinetic core strength using dynamometry in seated position. In addition to the comparison of anthropometry and isokinetic results with descriptive statistics, ANOVA and Welch-ANOVA were used to compare the means of absolute and weight-adjusted core strength. It was shown that the Ski Platoon group had significantly higher flexion peak torque values than the Military Pentathlon and Parachut-

ing groups. Even when adjusted for weight, the values were significantly higher than those measured in the Military Pentathlon group but not significantly higher than those in the Parachuting group. For extension peak torque, it was found that the Military Pentathlon group had significantly lower values than the Ski Platoon group and, in the weight-adjusted analysis, significantly lower values than the Parachuters. Using the example of competitive military sports, this study was able to show that there are significant differences in isokinetic core strength even among professional competitive athletes.

This knowledge should be used to carry out detailed quantitative analyses of core strength, even in well-trained professional athletes, to find applications for prevention or to coordinate compensating exercises.

Einleitung

Die Messung der isokinetischen Rumpfkraft ist mittlerweile ein anerkanntes Verfahren im Bereich der Sportmedizin, aber auch in der Diagnostik und Therapie von chronischen Rückenschmerzen. So konnte nach isokinetischem Training der Rumpfkraft eine Reduktion von Schmerzen und Beeinträchtigungen beobachtet werden und darüber hinaus eine Korrelation zwischen Beschwerdeausmaß und Veränderung der Kraftwerte sowie ein Zusammenhang zwischen Rumpfkraft und sportlicher Leistungsfähigkeit festgestellt werden [1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9].

Während in früheren Studien Rumpfkraftmessungen häufig in stehender Position durchgeführt wurden [10, 11], gibt es nur wenige Studien, in denen die Tests in sitzender Position durchgeführt wurden [12, 13, 14].

Für beide Testverfahren konnte gezeigt werden, dass die anthropometrischen Faktoren einen erheblichen Einfluss auf die Rumpfkraft haben [7, 15, 16].

Gleichzeitig empfehlen Barbado et al., dass sportartspezifische, zusätzliche Tests z. B. für die Sportarten Kajak und Judo sinnvoll seien [17], wobei beachtet werden sollte, dass Vergleiche mit anderen Sportarten nur eingeschränkt möglich seien.

In Vergleichen innerhalb einer Sportart konnte am Beispiel Judo gezeigt werden, dass Leistungssportler auf internationalem Niveau insbesondere für die Extension größere Rumpfkraftwerte aufweisen als Sportler auf Nationalniveau [13].

Iwai et al. verglichen die isokinetische Rumpfkraft zwischen jeweils 14 männlichen Collegiesportlern der Sportarten Judo und Wrestling. Sie fanden signifikante Unterschiede zugunsten der Wrestler und folgerten, dass sportartspezifisch bei Judokas eher die Rotationskraft im Vordergrund steht. Daher sollte die sportartspezifische Analyse der Rumpfkraft mit entsprechenden Konsequenzen für den Trainingsaufbau vermehrt Berücksichtigung finden [18].

Ebenfalls Einfluss auf die Rumpfkraft dürften also neben den anthropometrischen Faktoren die sportartspezifischen Gegebenheiten und das Performancelevel haben [8].

Bislang liegen kaum Vergleiche zwischen trainierten Profisportlern verschiedener Sportarten vor, bei denen es keine Unterschiede hinsichtlich der wichtigen anthropometrischen Faktoren und des Performancelevels gibt, etwaige Unterschiede also vermutlich vor allem auf die unterschiedlichen Sportarten zurückzuführen wären.

Zouita et al. haben männliche Leistungssportler der Sportarten Gewichtheben und Wrestling miteinander verglichen. Unterschiede in anthropometrischen Daten der beiden Gruppen mit jeweils 20 Sportlern lagen nicht vor. Die Untersuchungen der Peak Torque, Peak Power und Peak Work für Flexion und Extension wurden bei Winkelgeschwindigkeiten von 60° und 180° pro Sekunde durchgeführt und die Flexion-to-Extension-Ratio berechnet [14]. Als wichtigstes Ergebnis wurde festgestellt, dass die Gewichtheber für die Extensoren bei der Winkelgeschwindigkeit von 60°/s eine signifikant höhere Peak Torque aufwiesen als die Wrestler. Bei 180°/s lag keine Signifikanz vor. Hinsichtlich der Flexion waren beide Gruppen für beide Winkelgeschwindigkeiten fast gleich bei minimalen Vorteilen zugunsten der Gewichtheber. Auch hinsichtlich der Flexion-to-Extension-Ratio gab es keine signifikanten Unterschiede.

Vergleichende Untersuchungen im Leistungssport wurden bislang häufiger an gesunden und unverletzten Athleten in hauptsächlich asymmetrischen Sportarten wie Golf, Tennis oder Judo durchgeführt, in denen insbesondere auf Seitendifferenzen in der Rotationskraft und konsekutive Folgen untersucht wurde [17, 19, 20, 21, 22, 23, 24, 25].

In der vorliegenden Studie haben wir trainierte, männliche Profisportler aus den militärischen Sportarten Fallschirmspringen, militärischer Fünfkampf und vergleichend Skitourengeher (Soldaten mit hoher körperlicher Beanspruchung und vielseitigem Training) hinsichtlich der im Sitzen gemessenen isokinetischen Rumpfkraft verglichen, um Aussagen zu anthropometrisch und vom Performancelevel vergleichbaren Leistungssportlern unterschiedlicher Sportarten dahingehend zu gewinnen, ob möglicherweise beanspruchungsbedingte Unterschiede bestehen.

Im Folgenden stellen wir die beiden Militärsportdisziplinen, die entsprechend im International Military Sports Council gelistet

► **Tab. 1** Anthropometrische Daten.

Parameter	Fallschirmspringer	militärische Fünfkämpfer	Skifahrer
Anzahl	28	34	38
Alter	26,00 (± 2,94)	27,12 (± 3,84)	26,89 (± 4,72)
Größe (cm)	172,82 (± 9,35)	181,91 (± 5,45)	178,26 (± 7,81)
Gewicht (kg)	70,83 (± 11,03)	74,57 (± 5,27)	79,00 (± 9,87)
BMI (kg/m ²)	23,57 (± 1,91)	22,53 (± 1,01)	24,77 (± 2,04)
Taillenumfang (cm)	75,18 (± 6,93)	77,09 (± 3,26)	83,63 (± 6,39)
WHtR	0,43 (± 0,02)	0,42 (± 0,02)	0,47 (± 0,03)

BMI = Body-Mass-Index; WHtR = Waist-to-Height-Ratio

sind, sowie die Beanspruchungen militärischer Skitourengesher vor (Quelle: Homepage CISM; <https://www.milsport.one>).

Militärischer Fünfkampf

Der militärische Fünfkampf besteht aus den Disziplinen Schießen (Präzisionsschuss und Schnellschuss), Hindernislauf (500 m mit 20 genormten Hindernissen), Hindernisschwimmen (50 m mit 4 Hindernissen zum Unterschwimmen und Überklettern), Werfen (Zielwurf über verschiedene Distanzen mit einem 550 g schweren Wurfgerät) und Geländelauf (8 km).

Fallschirmspringen

Das Fallschirmspringen besteht aus verschiedenen Durchgängen, in denen die Sportler verschiedene Manöver durchführen müssen, für die es Punktabzüge bei unsauberer Durchführung gibt, bzw. die Athleten aus einer Fallhöhe von 1000 m zielgenau landen müssen, um Punkte zu erreichen.

Skitourengesher:

Militärische Skitourengesher überwinden zunächst auf Skiern mit Steigfellen zwischen 500 und 1000 Höhenmeter. Im Anschluss erfolgt, nach Entfernung der Steigfelle, die Abfahrt ins Ziel. Im Sommer werden typische Bergsportarten wie Klettern und Bouldern verrichtet. Im Rahmen der Ausbildung erfolgt ein vielseitiges Fertigkeitstraining.

Das Ziel dieser Studie war es, am Beispiel von körperlich stark beanspruchten, vielseitig trainierten Soldaten und Leistungssportlern des Militärsports herauszufinden, ob signifikante beanspruchungsbedingte Unterschiede in der Rumpfkraft auftreten.

Material und Methoden

In dieser retrospektiven Studie (positives Ethikvotum: A2019-0123) wurden insgesamt 104 militärische Leistungssportler (männliche Berufssportler) der Sportarten Fallschirmspringen (n = 32), militärischer Fünfkampf (n = 34) und Skitourengesher (n = 38) eingeschlossen, welche im Rahmen eines Routine-Checkups vorstellig waren (siehe ► **Tab. 1**). Sämtliche Daten wurden

retrospektiv aus der Datenbank gewonnen und in SPSS Version 23 (IBM, Armonk, NY, USA) transformiert. Aufgrund unvollständiger Datensätze mussten 4 Fallschirmspringer ausgeschlossen werden, sodass insgesamt 100 vollständige Datensätze in dieser Studie untersucht wurden.

Alle eingeschlossenen Teilnehmer wurden im Rahmen von Sporttauglichkeitsuntersuchungen von einem Orthopäden hinsichtlich des Bestehens akuter Einschränkungen und ihrer Verletzungshistorie befragt und untersucht. Ausschlusskriterien waren akute Erkrankungen oder Verletzungen sowie strukturelle Schäden an der Wirbelsäule.

Die anthropometrischen Daten Alter (Jahre), Körpergröße (cm), Körpergewicht (kg) und Taillenumfang (cm) wurden ermittelt und der Body-Mass-Index (BMI) und die Waist-to-Height-Ratio (WHtR) bestimmt. Die Bestimmung des Taillenumfangs erfolgte analog der WHO-Empfehlung auf einer horizontalen Linie auf halber Höhe zwischen unterem Rippenbogen und der Crista iliaca [26].

Messung mit isokinetischem Dynamometer

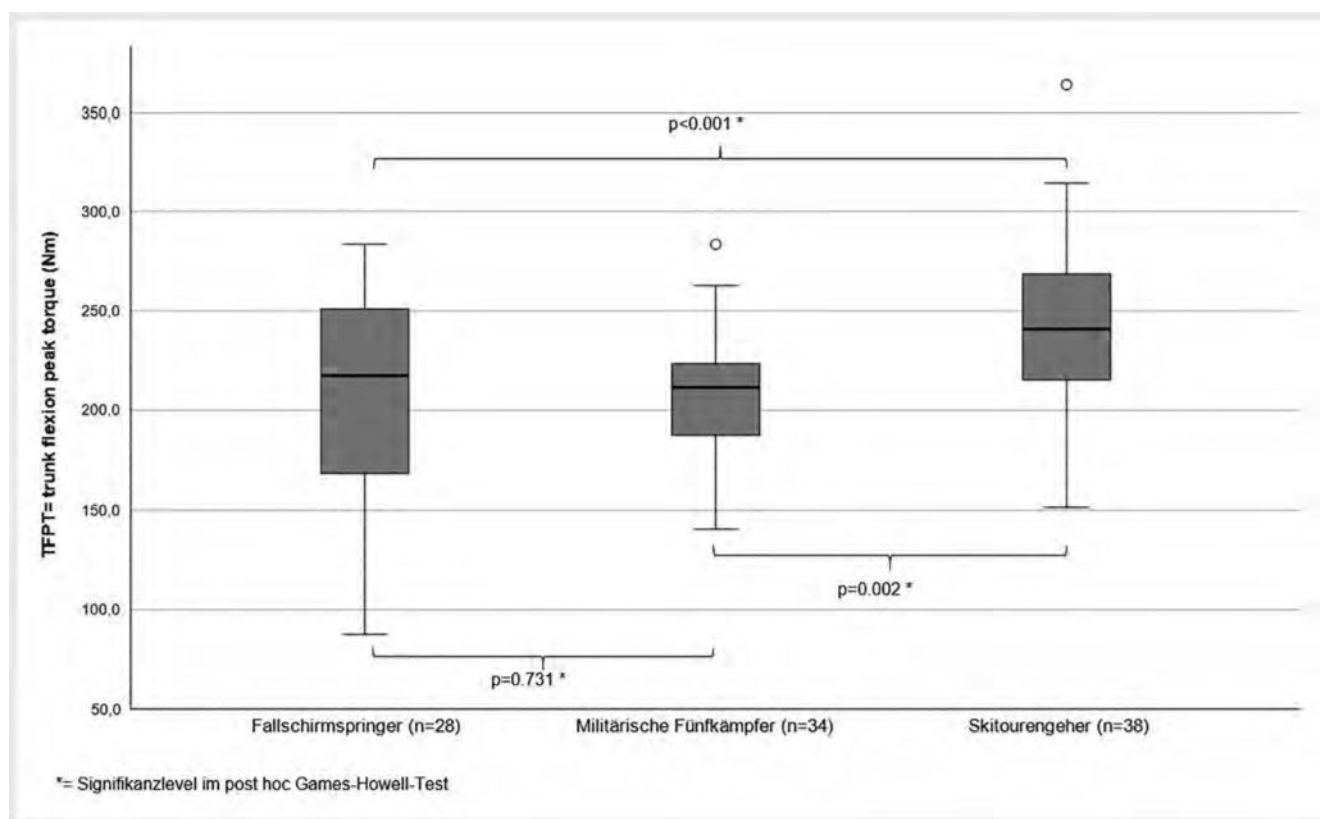
Die isokinetische Rumpfkraft wurde mittels IsoMed2000 (D. & R. Ferstl, Hemau, Germany) ermittelt, mit dem die Gravitationskraft als Einflussfaktor vernachlässigt werden kann [3, 27]. Nach einer 10-minütigen Aufwärmphase auf einem Fahrradergometer erfolgten die isokinetischen Messungen in sitzender Position unter Begleitung eines erfahrenen Spezialisten sowie unter Berücksichtigung der üblichen Empfehlungen und Instruktionen bei nachgewiesener Reliabilität und Validität des Testaufbaus [14, 28, 29].

Es wurden jeweils 10 Durchgänge bei einer Winkelgeschwindigkeit von 90° pro Sekunde durchgeführt, bei einer Bewegungsamplitude von -24° bis +22° referenziert zur 90°-Flexion im Hüftgelenk. Ermittelt wurden Peak Torque (Newtonmeter, Nm), Peak Work (Joule, J) und Peak Power (Watt, W) als Maximalwert der 10 Wiederholungen und als Durchschnittswert sowie die Total Work (Joule, J) als Summe der Wiederholungen. Aus den zuvor genannten Parametern wurden Flexion-Extension-Verhältnisse berechnet.

► **Tab. 2** Ergebnisse der isokinetischen Rumpfkraftmessung.

Parameter	Fallschirmspringer	militärische Fünfkämpfer	Skifahrer
TFPT	203,04 (± 55,82)	209,19 (± 28,78)	243,54 (± 43,34)
TEPT	393,42 (± 91,85)	352,42 (± 89,98)	404,35 (± 93,48)
TFPP	128,43 (± 44,77)	140,97 (± 16,41)	154,74 (± 33,41)
TEPP	259,29 (± 83,86)	220,65 (± 66,10)	260,03 (± 67,00)
TFPW	88,86 (± 29,40)	100,59 (± 13,08)	108,84 (± 21,74)
TEPW	181,07 (± 53,06)	162,94 (± 49,93)	187,82 (± 47,60)

TFPT = Trunk Flexion Peak Torque (Nm); TEPT = Trunk Extension Peak Torque (Nm); TFPP = Trunk Flexion Peak Power (Watt); TEPP = Trunk Extension Peak Power (Watt); TFPW = Trunk Flexion Peak Work (Joule); TEPW = Trunk Extension Peak Work (Joule)



► **Abb. 1** Darstellung der Rumpfkraft: Flexion (absolut; maximales Drehmoment in Nm).

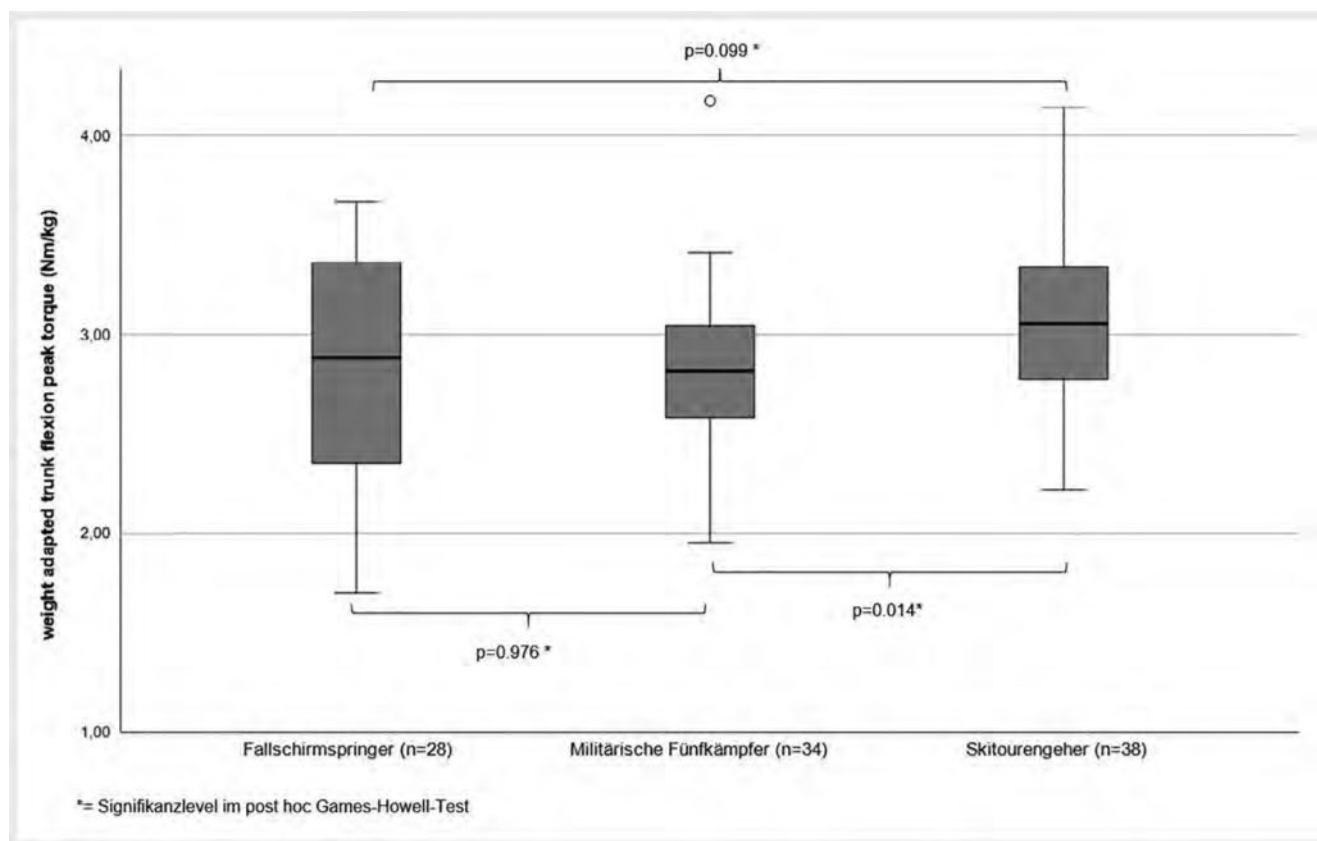
Statistische Analyse

Die gewonnenen Messwerte wurden nach Plausibilitätsprüfung mit SPSS Version 23 (IBM, Armonk, NY, USA) bearbeitet und analysiert. Die Prüfung auf Normalverteilung erfolgte unter Verwendung von Kolmogorov-Smirnov- und Shapiro-Wilk-Tests. Vor den Mittelwertvergleichen erfolgte eine Prüfung auf Varianzhomogenität mittels Levene-Tests. Im Falle von Normalverteilung und gegebener Varianzhomogenität wurden eine einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) und Post-hoc-Analysen mittels Tukey-Testung durchgeführt. Im Falle nicht normalverteilter Variablen oder

Varianzheterogenität erfolgten die robustere Welch-ANOVA und Post-hoc-Analysen mittels Games-Howell-Tests. Das Signifikanzniveau wurde für $p < 0,05$ festgelegt.

Ergebnisse

Während die anthropometrische Komposition der Militärsportler und der Skitourengeher in Alter und BMI sehr ähnlich war, waren Fallschirmspringer im Vergleich zu den beiden anderen Gruppen



► **Abb. 2** Darstellung der Rumpfkraft: Flexion (gewichtsadaptiert; maximales Drehmoment in Nm/kg).

am kleinsten, leichtesten und wiesen den geringsten Taillenumfang auf.

Die Ergebnisse der isokinetischen Rumpfkraftmessungen (TFPT = Trunk Flexion Peak Torque; TEPT = Trunk Extension Peak Torque; TFPP = Trunk Flexion Peak Power; TEPP = Trunk Extension Peak Power; TFPW = Trunk Flexion Peak Work; TEPPW = Trunk Extension Peak Work) wurden in ► **Tab. 2** zusammengefasst.

In der mittels Games-Howell-Tests durchgeführten Analyse der Trunk Flexion Peak Torque (TFPT; ► **Abb. 1** und ► **Abb. 2**) zeigte sich, dass die Skitourengeher signifikant größere Rumpfkraftwerte erreichten als die Fallschirmspringer bzw. die militärischen Fünfkämpfer. Zwischen militärischen Fünfkämpfern und Fallschirmspringern konnten keine signifikanten Unterschiede ermittelt werden ($p = 0,731$). In der gewichtsadaptierten Analyse zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen Skitourengeher und militärischen Fünfkämpfern ($p = 0,014$). Skitourengeher erreichten aber tendenziell bessere Werte als Fallschirmspringer ($p = 0,099$).

Bei der Untersuchung der Extensionskraft (siehe ► **Abb. 3** und ► **Abb. 4**) zeigten sich signifikant größere Werte für die Skitourengeher gegenüber den militärischen Fünfkämpfern in der nicht gewichtsadaptierten Analyse und tendenziell auch in der gewichtsadaptierten Analyse. Im gewichtsadaptierten Vergleich zwischen Fallschirmspringern und militärischen Fünfkämpfern erreichten erstere signifikant höhere Werte.

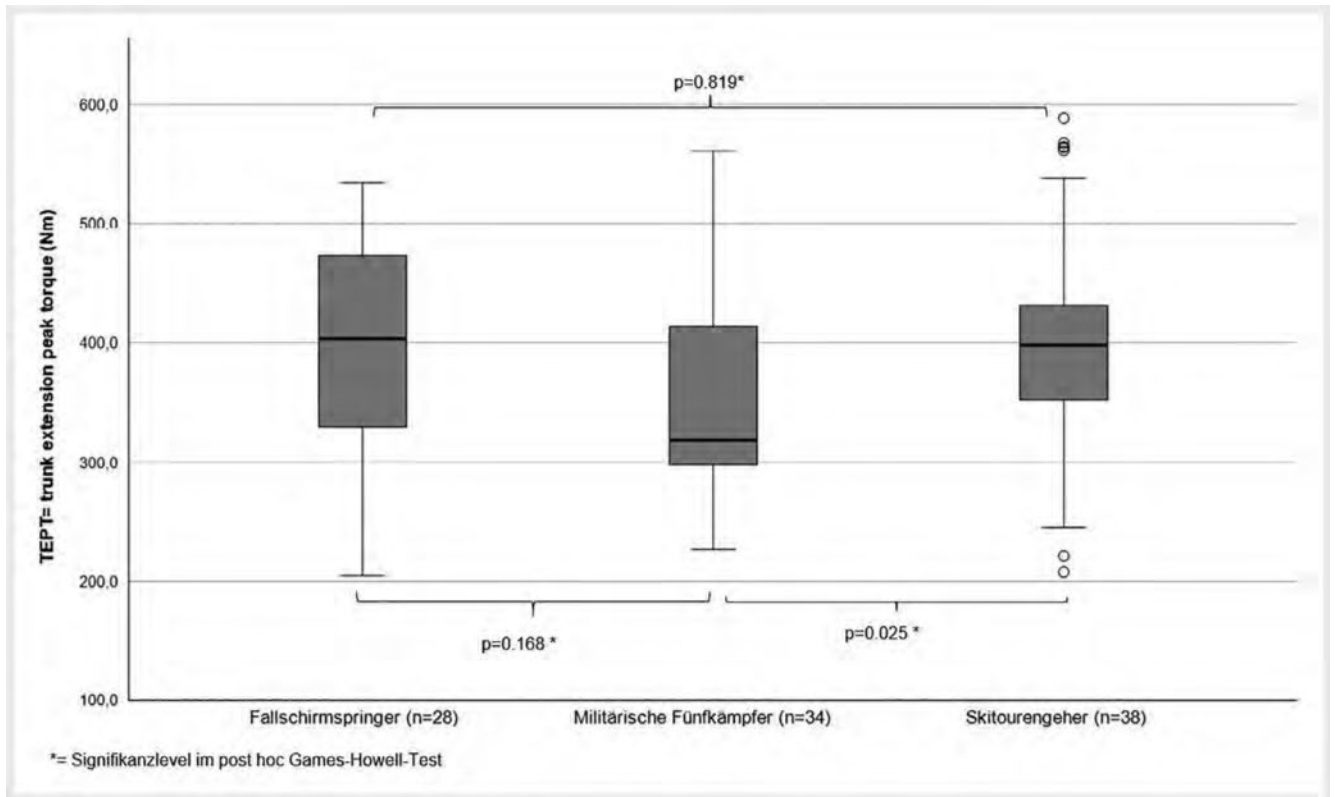
Im Vergleich der Flexion-Extension-Verhältnisse (► **Abb. 5**) zeigte sich für die Fallschirmspringer eine Flexion-Extension-Ratio

von $0,52 (\pm 0,10)$, für die militärischen Fünfkämpfer eine Ratio von $0,62 (\pm 0,14)$ und für die Skitourengeher eine Ratio von $0,63 (\pm 0,13)$. Damit war die Flexion-Extension-Ratio der Fallschirmspringer sowohl im Vergleich zu den militärischen Fünfkämpfern ($p = 0,002$) als auch zu den Skitourengeher ($p = 0,006$) signifikant geringer.

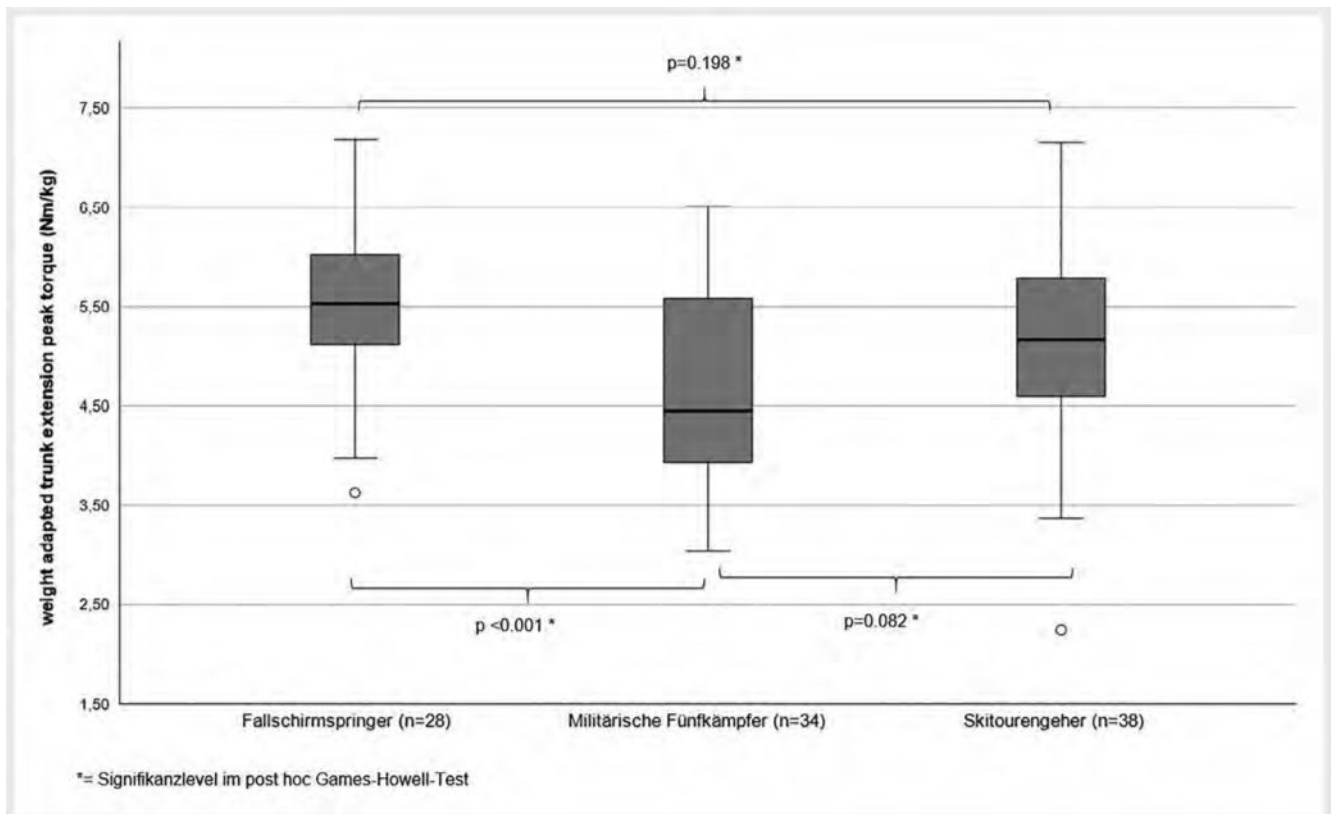
Diskussion

Die Rumpfkraft ist typischerweise in der Sagittalebene am stärksten ausgeprägt, wobei die Extension kräftiger ist als die Flexion [30]. Auch in unserer Studie war die Extension Peak Torque (EPT) für alle 3 Gruppen größer als die Flexion Peak Torque (FPT). Mit 393 Nm (Fallschirmspringer), 352 Nm (militärische Fünfkämpfer) und 404 Nm (Skitourengeher) für die EPT sowie 203 Nm (Fallschirmspringer), 209 Nm (militärische Fünfkämpfer) und 244 Nm (Skitourengeher) für die FPT erreichten unsere Probanden etwas geringere Werte im Vergleich zu den Profisportlern der Sportarten Gewichtheben und Wrestling aus der Studie von Zouita et al. (440 Nm und 345 Nm) [14].

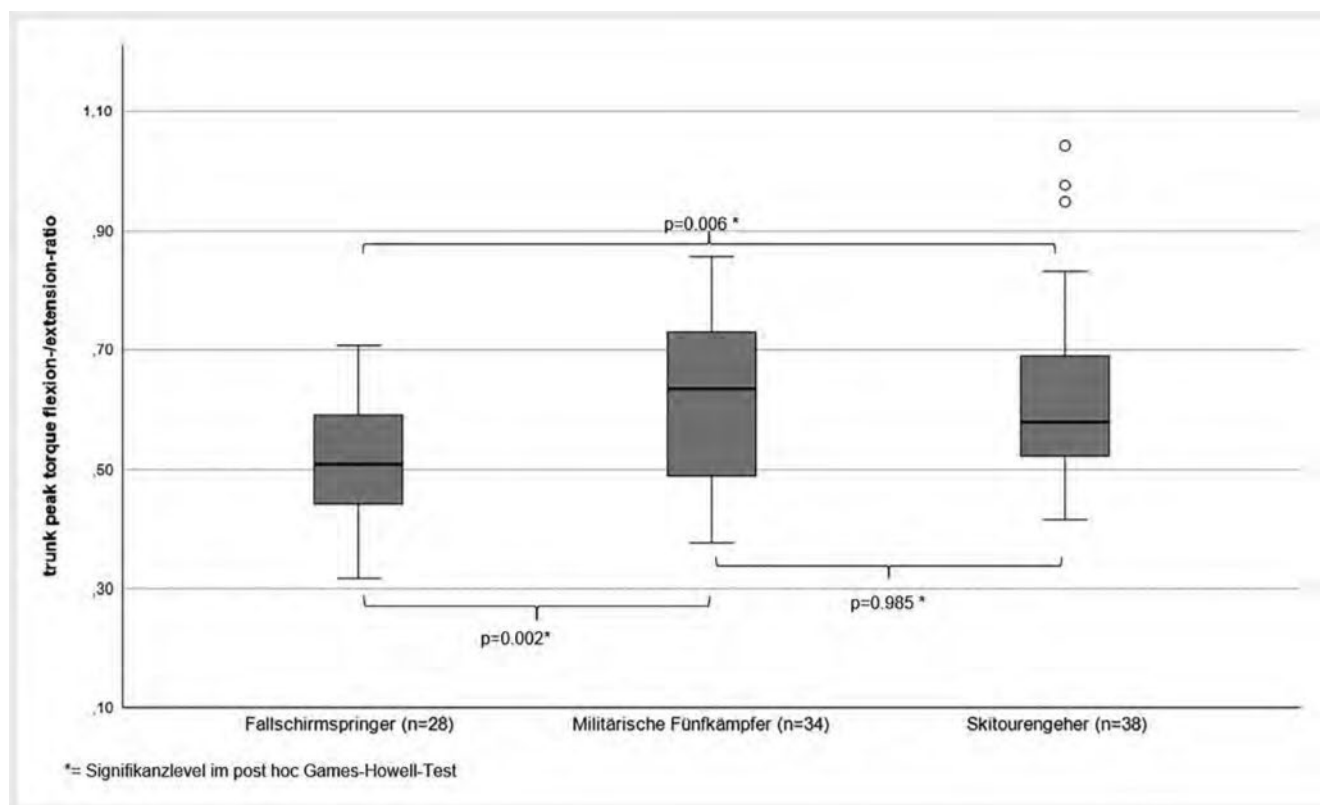
Judoka auf nationalem Level erreichten mit 399 Nm und 228 Nm in der Studie von Barbado et al. ähnliche Werte wie die Sportler aus unserem Kollektiv, Judoka der internationalen Klasse erreichten mit 460 Nm in der Extension etwas höhere Werte bzw. mit 212 Nm in der FPT ebenfalls ähnliche Werte [13].



► **Abb. 3** Darstellung der Rumpfkraft: Extension (absolut; maximales Drehmoment in Nm).



► **Abb. 4** Darstellung der Rumpfkraft: Extension (gewichtsadaptiert; maximales Drehmoment in Nm/kg).



► **Abb. 5** Darstellung der Flexion-Extension-Verhältnisse.

Allerdings sind die Vergleiche mit den Ergebnissen der beiden anderen Studien nur sehr eingeschränkt möglich. Zum einen können kleine Unterschiede im Testaufbau bzw. dem verwendeten Dynamometer und der Testdurchführung die Vergleichbarkeit der Ergebnisse einschränken [14], zum anderen sind vor allem die erzielten Kraftwerte sehr stark von den anthropometrischen Daten, insbesondere dem Alter und dem Geschlecht der Probanden, abhängig [7, 15, 16]. Hier wurden lediglich die absoluten Kraftwerte berichtet. Um eine Vergleichbarkeit zu erzielen, sollten gewichtsadaptierte Werte berichtet werden. In der vorliegenden Studie lagen die ermittelten Werte für Extension und Flexion im Normalbereich einer vergleichbaren gemischten Kohorte [31]. Die Bedeutung des Gewichtsbezugs zeigt sich darin, dass insbesondere Gewichtheber ein deutlich höheres Körpergewicht hatten, was die Absolutwerte der Rumpfkraftmessung nachweislich spezifisch beeinflusst [8].

In den beiden Vergleichsstudien [13, 14] wurden nur männliche Leistungssportler untersucht, sodass der Einflussfaktor Geschlecht in diesen, aber auch in unserer Betrachtung, keine Rolle spielt.

Zouita et al. nutzten Winkelgeschwindigkeiten von 60°/s und 180°/s [14], Barbado et al. 120°/s [24], wohingegen wir in unserer Studie bei allen 3 Gruppen eine Winkelgeschwindigkeit von 90°/s nutzten. Dies dürfte ebenfalls Einfluss auf die Ergebnisse der EPT und FPT sowie auf die Flexion-to-Extension-Ratio haben und zeigt wiederum, dass eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse aus verschiedenen Studien durch unterschiedliche Messprotokolle erschwert wird [32]. Niedrigere Winkelgeschwindigkeiten (60°/s und 90°/s)

können dabei vor allem für die Vergleichbarkeit der Rumpfflexion vorteilhaft sein [33].

Bei eingeschränkter Vergleichbarkeit zwischen unterschiedlichen Studien können wir daher vor allem unsere 3 Subgruppen miteinander vergleichen.

Unter Berücksichtigung der sportartspezifischen Beanspruchung wird beim Fallschirmspringen ein hoher Anteil an statischer Haltearbeit für die Rückenmuskulatur beschrieben [34, 35], wohingegen die Beanspruchung beim militärischen Fünfkampf recht vielseitig ist. Eine vielseitige körperliche Beanspruchung erleben auch die Skitourengelher, die zusätzlich noch Lasten (Waffe, Ausrüstung) tragen müssen.

Alle 3 genannten Sportarten haben eine hohe Beanspruchung der Wirbelsäule und somit an die stabilisierende Muskulatur. Die unterschiedlichen Beanspruchungsmuster spiegeln sich in den Ergebnissen der Rumpfkraftanalyse wider. So zeigte sich die Extensionskraft bei Fallschirmspringern am ausgeprägtesten, da diese sowohl in der Luft als auch bei der Trockenübung am Boden für z. B. Formationssprünge entsprechend statisch beansprucht wird und eine ausgeprägte Rückenmuskulatur sportartspezifisch bei Fallschirmspringern beobachtet wird [31, 36]. Vertikal wirkende Kräfte bei der Landung müssen generell kompensiert werden, weshalb auch eine gut ausgeprägte Bauchmuskulatur notwendig ist. Dabei sollte idealerweise ein Verhältnis von Flexionskraft zu Extensionskraft von etwa 60 % bestehen [31].

Bei Sportlern ist die Flexion-Extension-Ratio kleiner als bei der Normalbevölkerung [34] und liegt bei Leistungssportlern bei 0,5–0,7 [14]. Die Werte der beobachteten Kohorte befinden sich dies-

bezüglich am Rande des Normbereichs [14]. Dass die Flexion-to-Extension-Ratio der Fallschirmspringer sowohl im Vergleich zu den militärischen Fünfkämpfern ($p = 0,014$) als auch zu den Skitourenggehern ($p = 0,009$) signifikant geringer war, könnte dadurch erklärt werden, dass Fallschirmspringer sportartspezifisch eine kräftigere Rückenmuskulatur haben. In diesem Fall weist dies auf das Risiko der Entwicklung eines potenziellen Defizits im Bereich der Bauchmuskulatur hin. Durch eine vermehrte Aktivierung oder ein vermehrtes Training der Rückenmuskulatur kann es durch kompensatorische Hemmung der Gegenspieler zur Rumpfextension schwieriger werden, die Kraft der Bauchmuskulatur zu erhalten oder zu verbessern [35]. Eine relative Schwäche in der Bauchmuskulatur kann die Entstehung von Rückenschmerzen begünstigen [37]. Dieses Problem kann durch isokinetische Messungen erkannt werden und ein entsprechendes Ausgleichstraining initiiert werden.

Militärische Fünfkämpfer haben mit den zu absolvierenden Disziplinen vielfältigere, vorwiegend dynamische Beanspruchungen, die auch breiter trainiert werden. Hier zeigte sich eine signifikant geringere Leistung der Extensoren als bei den Fallschirmspringern und tendenziell auch als bei den Skitourenggehern. Das Niveau der Flexoren war vergleichbar mit dem der Fallschirmspringer, was schlussendlich zu einem besseren quantitativen Verhältnis der Muskelgruppen zueinander führte. Die Skitourenggeber hatten tendenziell eine geringere Leistungsfähigkeit der Extensoren als die Fallschirmspringer, aber eine tendenziell höhere, bezüglich der Flexion auch signifikant höhere, Leistungsfähigkeit im Bereich der Rumpfkraft als die Fünfkämpfer. Wesentlich erscheint hier die vielseitige Beanspruchung im Training und im Dienst, da durch Klettern/Bouldern und das Tragen von Lasten unspezifisch viele Muskelgruppen beansprucht werden, was mit spezifischem Training bei spezialisierten Leistungssportlern nicht abgebildet werden kann. Neben dem Training hat demnach möglicherweise auch die Beanspruchung im Alltag einen Einfluss auf die Ausprägung der Rumpfkraft.

Berücksichtigt man das Alter, so zeigte sich, dass die Judokas im Durchschnitt 24,0 (nationales Level) und 24,5 (internationales Level), die Wrestler 21,5 und die Gewichtheber 21,1 Jahre alt waren. In unserem Kollektiv waren die Athleten mit 26,0 (Fallschirmspringer), 27,1 (militärische Fünfkämpfer) und 26,9 Jahren (Skitourenggeber) dagegen etwas älter, was theoretisch einen leicht negativen Effekt gehabt haben könnte [38].

Körpergewicht und Körpergröße betrug bei den Gewichthebern 73,8 kg und 176,5 cm, bei den Wrestlern 75,5 kg und 175 cm und bei den Judokas 74,4 und 75,2 kg bzw. 174 und 172 cm (national, international). Bei den Fallschirmspringern betrug Gewicht und Gewicht 70,8 kg und 172,8 cm, bei den militärischen Fünfkämpfern 74,6 kg und 181,9 cm und bei den Skitourenggehern 79 kg und 178,3 cm. Da selbst innerhalb der militärischen Sportarten gewisse Unterschiede hinsichtlich Gewicht und Größe vorhanden sind, wurde zusätzlich auch der BMI (kg/m^2) errechnet ($23,6/22,5/24,8$) und der Taillenumfang (cm) gemessen ($75,2/77,1/83,6$). Bei Judokas sowie in der Studie mit den Wrestlern und Gewichthebern wurde der BMI nicht berichtet und der Taillenumfang nicht gemessen. Eine gewichtsadaptierte Betrachtung der Leistungen erfolgte ebenfalls nicht, würde aber generell eine Vergleichbarkeit der isokinetischen Kraftwerte, gerade bei sport-

artspezifisch unterschiedlichen Konstitutionstypen, erleichtern [38]. Daher wurde in dieser Arbeit zusätzlich eine gewichtsadaptierte Analyse der EPT und FPT durchgeführt.

Hier zeigte sich, dass die Fallschirmspringer in der gewichtsadaptierten EPT signifikant höhere Werte erzielten als die militärischen Fünfkämpfer. Auch im Vergleich zu den Skitourenggehern waren die militärischen Fünfkämpfer gewichtsadaptiert tendenziell schwächer ($p = 0,082$). Es ist jedoch denkbar, dass bei größerem Kollektiv die erkennbare Tendenz signifikant geworden wäre.

Auch in der gewichtsadaptierten FPT erzielten die Fünfkämpfer im Vergleich mit den Skitourenggehern geringere Werte, hier wieder mit Signifikanz.

Hinsichtlich der Flexion-to-Extension-Ratio haben wir für unsere Sportler Werte von 0,52 (Fallschirmspringer), 0,62 (militärische Fünfkämpfer) und 0,63 (Skitourenggeber) gefunden. Fünfkämpfer und Skitourenggeber lagen damit in einem ähnlichen Bereich wie die Leistungssportler aus den Sportarten Wrestling und Gewichtheben. Zouita et al. ermittelten für diese Gruppe eine Ratio von 0,68 für die Winkelgeschwindigkeit von $60^\circ/\text{s}$ und von 0,61 für $180^\circ/\text{s}$ und folgerten, dass ihre Ergebnisse im Bereich zwischen 0,5 und 0,7 lägen, der in der Literatur für gesunde Sportler angegeben wird, verweisen jedoch auf die eingeschränkte Vergleichbarkeit ihrer Werte aufgrund unterschiedlicher Untersuchungsmethoden [14, 34].

Neben dem retrospektiven Design hat diese Studie weitere Einschränkungen und Limitationen. So wurden hier nur männliche Berufssportler hinsichtlich ihrer Rumpfkraft analysiert. Es können daher keine Aussagen zu Leistungssportlerinnen getroffen werden. Zwar könnte man erwarten, dass es auch bei den Damen signifikante Unterschiede geben könnte, jedoch wären weitere Studien mit dem Fokus auf Sportlerinnen wünschenswert.

Weiterhin konnte bei einigen anthropometrischen und isokinetischen Messwerten entweder keine Normalverteilung oder keine Varianzhomogenität nachgewiesen werden, was eine Verletzung der Grundvoraussetzung einer einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) darstellt. In diesen Fällen ist die ANOVA zwar immer noch aussagekräftig [39], jedoch haben wir in diesen Fällen die Ergebnisse mit der robusteren Welch-ANOVA verglichen. Da in einigen Fällen Varianzheterogenität vorlag, wurde als Alternative zum Tukey-Post-hoc-Test der Games-Howell-Test angewandt.

Bei insgesamt kleinen Gruppengrößen waren einige Gruppenunterschiede zwar tendenziell erkennbar, jedoch aufgrund der kleinen Fallzahl nicht signifikant. Eine höhere isokinetische Rumpfkraft (FPT, EPT) in der Gruppe militärischer Fünfkämpfer kann z. B. auch mit der im Mittel 10 cm größeren Körpergröße erklärbar sein [38]. Mittels der hier genutzten statistischen Verfahren kann zudem keine Aussage über Ursachen der beobachteten Gruppenunterschiede gemacht werden.

Bei den untersuchten Sportarten handelte es sich nicht um klassische, olympische Sportarten. Es konnte aber gezeigt werden, dass hinsichtlich der Rumpfkraft sowohl absolut als auch in gewichtsadaptierter Form möglicherweise sportartspezifische Unterschiede bestehen, die auch durch die individuellen anthropometrischen Konstitutionen der Athleten und deren berufliche körperliche Beanspruchung beeinflusst sein könnten. Sinnvoll wäre ein Vergleich zwischen Leistungssportlern verschiedener Sportarten, um grundsätzliche Aussagen hinsichtlich einer sport-

artspezifischen Anpassung treffen zu können. Auch die Komponente der Rotation könnte hier zusätzlich mit einbezogen werden, um das Bild der Rumpfkraft weiter zu vervollständigen [23].

Ein direkter Transfer zu bekannteren Sportarten ist schwierig, da vergleichbare Grundlagenarbeiten fehlen. Allerdings wären detaillierte Analysen auch in den klassischen, olympischen Sportarten sinnvoll, um auch hier den Einfluss auf die körperliche Leistungsfähigkeit analysieren zu können. Hier bestünde die Möglichkeit, Defizite aufzudecken und gezielt ein präventives Ausgleichstraining zu ergänzen.

Schlussfolgerung

Die Studie zeigte, dass auch bei gut trainierten professionellen Sportlern verschiedener Sportarten, bei denen nur geringe anthropometrische Unterschiede bestehen, signifikante Unterschiede in der Rumpfkraft sowohl für die Extension und Flexion als auch für die gewichtsadaptierte Extension und Flexion vorliegen können. Die Bedeutung einer beruflich bedingten körperlichen Beanspruchung wird dabei durch die Ergebnisse der Skitourengänger unterstrichen.

Daher sollten auch Leistungssportler detailliert hinsichtlich ihrer Rumpfkraft analysiert werden, um etwaige Defizite durch gezielte Übungsprogramme zu adressieren, was sowohl die Leistungsfähigkeit steigern als auch gegebenenfalls das Verletzungsrisiko senken könnte, was aber durch prospektive Arbeiten überprüft werden muss.

Weitere Studien zur isokinetischen Rumpfkraft in verschiedenen Sportarten erscheinen notwendig, um sportartspezifische Ableitungen treffen zu können. Idealerweise sollten zukünftig neben Alter, Geschlecht, Größe und Gewicht auch BMI und Taillenumfang angegeben und gewichtsadaptierte Werte für die Rumpfkraft berechnet werden, um Sportarten mit unterschiedlichem Konstitutionstyp besser vergleichen zu können.

Interessenkonflikt

Die Autorinnen/Autoren geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Literatur

- [1] Reyes-Ferrada W et al. Isokinetic trunk training on pain, disability, and strength in non-specific low back pain patients: A systematic review and meta-analysis. *J Back Musculoskelet Rehabil* 2023. doi:10.3233/BMR-220301
- [2] Garcia-Vaquero MP et al. Isokinetic trunk flexion-extension protocol to assess trunk muscle strength and endurance: Reliability, learning effect, and sex differences. *J Sport Health Sci* 2020; 9 (6): 692–701. doi:10.1016/j.jshs.2016.08.011
- [3] Hupli M et al. Isokinetic performance capacity of trunk muscles. Part I: The effect of repetition on measurement of isokinetic performance capacity of trunk muscles among healthy controls and two different groups of low-back pain patients. *Scand J Rehabil Med* 1996; 28 (4): 201–206
- [4] Jee YS. Usefulness of measuring isokinetic torque and balance ability for exercise rehabilitation. *J Exerc Rehabil* 2015; 11 (2): 65–66. doi:10.12965/jer.150197
- [5] Sasaki S et al. Core-Muscle Training and Neuromuscular Control of the Lower Limb and Trunk. *J Athl Train* 2019; 54 (9): 959–969. doi:10.4085/1062-6050-113-17
- [6] Nesser TW et al. The relationship between core stability and performance in division I football players. *J Strength Cond Res* 2008; 22 (6): 1750–1754
- [7] Zouita Ben Moussa A et al. Isokinetic Trunk Strength, Validity, Reliability, Normative Data and Relation to Physical Performance and Low Back Pain: A Review of the Literature. *Int J Sports Phys Ther* 2020; 15 (1): 160–174
- [8] Geissler D, Lison A, Schulze C. The Relationship between Ergometric Treadmill or Bicycle Performance and Isokinetic Trunk Strength – A Retrospective Analysis. *Int J Sports Med* 2023; 44 (4): 258–267. doi:10.1055/a-1953-6809
- [9] Abdallah AA, Mohamed NA, Hegazy MA. A Comparative Study of Core Musculature Endurance and Strength between Soccer Players with and without Lower Extremity Sprain and Strain Injury. *Int J Sports Phys Ther* 2019; 14 (4): 525–536
- [10] Cohen P et al. Influence of testing position on lumbar isokinetic measurements. *Ann Readapt Med Phys* 2002; 45 (1): 12–18. doi:10.1016/s0168-6054(01)00167-2
- [11] Langrana NA et al. Quantitative assessment of back strength using isokinetic testing. *Spine (Phila Pa 1976)* 1984; 9 (3): 287–290. doi:10.1097/00007632-198404000-00011
- [12] Danneskiold-Samsoe B et al. Isokinetic and isometric muscle strength in a healthy population with special reference to age and gender. *Acta Physiol (Oxf)* 2009; 197: 1–68
- [13] Barbado D et al. Trunk Stability, Trunk Strength and Sport Performance Level in Judo. *PLoS One* 2016; 11 (5): e0156267. doi:10.1371/journal.pone.0156267
- [14] Zouita ABM et al. Differences in Trunk Strength Between Weightlifters and Wrestlers. *J Hum Kinet* 2019; 67: 5–15
- [15] Lee HJ et al. The Relationship between Cross Sectional Area and Strength of Back Muscles in Patients with Chronic Low Back Pain. *Ann Rehabil Med* 2012; 36 (2): 173–181
- [16] Nordin M et al. Normal trunk muscle strength and endurance in women and the effect of exercises and electrical stimulation. Part 1: Normal endurance and trunk muscle strength in 101 women. *Spine (Phila Pa 1976)* 1987; 12 (2): 105–111. doi:10.1097/00007632-198703000-00006
- [17] Barbado D et al. Sports-related testing protocols are required to reveal trunk stability adaptations in high-level athletes. *Gait Posture* 2016; 49: 90–96. doi:10.1016/j.gaitpost.2016.06.027
- [18] Iwai K et al. Sport-specific characteristics of trunk muscles in collegiate wrestlers and judokas. *J Strength Cond Res* 2008; 22 (2): 350–358. doi:10.1519/JSC.0b013e3181635d25
- [19] Zemkova E, Kovacicova Z, Zapletalova L. Is There a Relationship Between Workload and Occurrence of Back Pain and Back Injuries in Athletes? *Front Physiol* 2020; 11: 894
- [20] Zemkova E, Poor O, Jelen M. Between-side differences in trunk rotational power in athletes trained in asymmetric sports. *J Back Musculoskelet Rehabil* 2019; 32 (4): 529–537. doi:10.3233/BMR-181131
- [21] Ellenbecker TS, Roetert EP. An isokinetic profile of trunk rotation strength in elite tennis players. *Med Sci Sports Exerc* 2004; 36 (11): 1959–1963. doi:10.1249/01.mss.0000145469.08559.0e
- [22] Kort HD, Hendriks ER. A comparison of selected isokinetic trunk strength parameters of elite male judo competitors and cyclists. *J Orthop Sports Phys Ther* 1992; 16 (2): 92–96. doi:10.2519/jospt.1992.16.2.92
- [23] Bae JH et al. Asymmetry of the isokinetic trunk rotation strength of Korean male professional golf players. *Ann Rehabil Med* 2012; 36 (6): 821–827. doi:10.5535/arm.2012.36.6.821
- [24] Barbado D et al. Correction: Trunk Stability, Trunk Strength and Sport Performance Level in Judo. *PLoS One* 2016; 11 (9): e0162962. doi:10.1371/journal.pone.0162962

- [25] Ahn H, Bae SH, Kim KY. Effects of left thigh blood flow restriction exercise on muscle strength and golf performance in amateur golfers. *J Exerc Rehabil* 2023; 19 (4): 237–244. doi:10.12965/jer.2346302.151
- [26] Marrodan M et al. Predicting percentage body fat through waist-to-height ratio (WtHR) in Spanish schoolchildren. *Public Health Nutr* 2014; 17 (4): 870–876
- [27] Andersson E, Sward L, Thorstensson A. Trunk muscle strength in athletes. *Med Sci Sports Exerc* 1988; 20 (6): 587–593
- [28] Roth R et al. Absolute and relative reliability of isokinetic and isometric trunk strength testing using the IsoMed-2000 dynamometer. *Phys Ther Sport* 2017; 24: 26–31. doi:10.1016/j.ptsp.2016.11.005
- [29] Guilhem G et al. Validity of trunk extensor and flexor torque measurements using isokinetic dynamometry. *J Electromyogr Kinesiol* 2014; 24 (6): 986–993. doi:10.1016/j.jelekin.2014.07.006
- [30] Baur H et al. Trunk extensor and flexor strength of long-distance race car drivers and physically active controls. *J Sports Sci* 2010; 28 (11): 1183–1187. doi:10.1080/02640414.2010.484066
- [31] Clemente-Suarez VJ, Robles-Perez JJ, Fernandez-Lucas J. Psycho-physiological response in an automatic parachute jump. *J Sports Sci* 2017; 35 (19): 1872–1878. doi:10.1080/02640414.2016.1240878
- [32] Saur P et al. Isokinetic strength of lumbar muscles in patients with chronic backache. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 1997; 135 (4): 315–322
- [33] Zouita S et al. Effects of Combined Balance and Strength Training on Measures of Balance and Muscle Strength in Older Women With a History of Falls. *Front Physiol* 2020; 11: 619016
- [34] Yahia A et al. Evaluation of the posture and muscular strength of the trunk and inferior members of patients with chronic lumbar pain. *Joint Bone Spine* 2011; 78 (3): 291–297
- [35] Locher H. Manual medicine, manual treatment : Principles, mode of action, indications and evidence. *Unfallchirurg* 2021; 124 (6): 433–445. doi:10.1007/s00113-021-01004-8
- [36] Lo Martire R et al. Neck muscle activity in skydivers during parachute opening shock. *Scand J Med Sci Sports* 2016; 26 (3): 307–316
- [37] Cho KH et al. Trunk muscles strength as a risk factor for nonspecific low back pain: a pilot study. *Ann Rehabil Med* 2014; 38 (2): 234–240. doi:10.5535/arm.2014.38.2.234
- [38] Geissler D, Lison A, Schulze C. Relation of Anthropometric Measures and Indices to Isokinetic Trunk Strength ?a Retrospective Analysis. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 2023; 74 (6): 205–213
- [39] Blanca MJ et al. Non-normal data: Is ANOVA still a valid option? *Psicothema* 2017; 29 (4): 552–557. doi:10.7334/psicothema2016.383