

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Universitätsmedizin Rostock

Direktor: Prof. Dr. med. habil. Wolfram Mittelmeier

**„Vergleichende Untersuchung der posturalen Kontrolle bei
20 – 40-Jährigen und Karate-Kaderathlet:innen mittels
eines neuromuskulären Trainingsgerätes“**

Inauguraldissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Medizin (Dr. med.)
der Universitätsmedizin Rostock

vorgelegt von Amelie Ningel
geboren am 30.05.1996

Gutachter:

Prof. Dr. med. Wolfram Mittelmeier, Universität Rostock, Orthopädische Klinik

Prof. Dr. habil. Sven Bruhn, Universität Rostock, Institut für Sportwissenschaft

Prof. Dr. med. Sven Scheffler, sporthopaedicum, Berlin

Tag der Einreichung: 09.09.2021

Tag der Verteidigung: 15.11.2022

Inhalt

Abkürzungsverzeichnis	IV
1 Einleitung.....	1
1.1 Theoretische Grundlagen	1
1.1.1 Grundlagen der Sensomotorik und Koordination.....	1
1.1.2 Grundlagen der posturalen Kontrolle	2
1.1.3 Veränderungen im Altersgang	4
1.1.4 Neuromuskuläres Training	6
1.1.5 Karatesport: Anforderungen, Verletzungen und Dauerschäden	7
1.1.6 Erfassung von Verletzungen und Dauerschäden durch PROM-Scores...	9
1.2 Zielstellung der Arbeit.....	9
2 Material und Methoden	11
2.1 Probanden und Probandinnen.....	11
2.1.1 Altersvergleich: Gesunde zwischen 20 – 40 Jahren.....	11
2.1.2 Karate-Leistungssportler und Leistungssportlerinnen	12
2.1.3 Verletzungen und Dauerschäden bei Kartesportlern und -sportlerinnen	13
2.2 Das Messgerät: Huber 360 [®]	14
2.3 Messmethoden.....	15
2.3.1 Beidbeiniger Stand	18
2.3.2 Einbeinstand	19
2.3.3 Gehen auf der Stelle	19
2.3.4 Stabilitätsareal	20
2.3.5 Mobilität: Ausgleichen des KSP auf der sich bewegenden Plattform....	22
2.3.6 Armkraft im Stehen	23
2.3.7 Koordination auf der oszillierenden Plattform	24
2.4 Statistische Methoden	26
3 Ergebnisse.....	27
3.1 Beidbeiniger Stand	27

3.1.1	Schwankungsfläche im Altersvergleich	27
3.1.2	Schwankungsfläche bei Karatesportlern und -sportlerinnen.....	32
3.2	Einbeinstand	35
3.2.1	Schwankungsfläche im Altersvergleich	35
3.2.2	Schwankungsfläche bei Karatesportlern und -sportlerinnen.....	38
3.3	Gehen auf der Stelle	41
3.3.1	Gangbreite im Altersvergleich	41
3.3.2	Gangbreite bei Karatesportlern und -sportlerinnen.....	42
3.4	Stabilitätsareal.....	43
3.4.1	Stabilitätsareal im Altersvergleich	43
3.4.2	Stabilitätsareal bei Karatesportlern und -sportlerinnen	45
3.5	Mobilität: Ausgleichen des KSP auf der sich bewegenden Plattform	46
3.5.1	Mobilität im Altersvergleich	46
3.5.2	Mobilität bei Karatesportlern und -sportlerinnen	46
3.6	Armkraft im Stehen.....	47
3.6.1	Armkraft im Altersvergleich	47
3.6.2	Armkraft bei Karatesportlern und -sportlerinnen	52
3.7	Koordination auf der oszillierenden Plattform	55
3.7.1	Koordination im Altersvergleich.....	55
3.7.2	Koordination bei Karatesportlern und -sportlerinnen	58
3.8	Einfluss von Verletzungen und Dauerschäden	61
3.8.1	Einfluss von Beschwerden der unteren Extremität im Einbeinstand	61
3.8.2	Einfluss von Beschwerden der oberen Extremität im Krafttest	67
4	Diskussion	70
4.1	Beidbeiniger Stand	70
4.2	Einbeinstand	72
4.3	Gehen auf der Stelle	74
4.4	Stabilitätsareal.....	75

4.5	Mobilität: Ausgleichen des KSP auf der sich bewegenden Plattform	76
4.6	Armkraft im Stehen.....	77
4.7	Koordination auf der oszillierenden Plattform	79
4.8	Einfluss von Verletzungen und Dauerschäden	81
5	Zusammenfassung und Ausblick	83
6	Literatur	85
	Danksagung	91
	Abbildungsverzeichnis.....	92
	Tabellenverzeichnis.....	95
	Anhang.....	i
A.	Tabelle: Mobilität im Altersvergleich	i
B.	Tabelle: Mobilität bei Karatesportlern und -sportlerinnen.....	iv
C.	Thesen	vi
D.	Lebenslauf	vii
E.	Eidesstattliche Erklärung	viii

Abkürzungsverzeichnis

ZNS	Zentralnervensystem
HUBER 360®	Human Body Equilibrium 360®
KSP	Körperschwerpunkt
WKA	World Karate and Kickboxing Association
DKV	Deutscher Karateverband
DOSB	Deutscher Olympischer Sportbund
PROM	Patient-reported outcome measurement
MCID	Minimal clinically important differences
USG	Unteres Sprunggelenk
iHOT33-Score	International hip outcome tool 33-Score
AOFAS-Score	American orthopedic foot and ankle society-Score
WOSI-Score	Western Ontario Shoulder Instability-Score
SD	Standardabweichung

1 Einleitung

Posturale Kontrolle dient der Sicherstellung der aufrechten Körperhaltung [1]. Durch Verarbeitung sensorischer Informationen auf mehreren Stufen des Zentralnervensystems (ZNS) erfolgen situationsgerechte Kompensationsreaktionen der Muskulatur. Störungen dieses neuromuskulären Zusammenspiels führen langfristig zu bekannten Volkskrankheiten, wie Rückenschmerzen [2] und Arthrose [3]. Im höheren Alter kommt es häufig zu Stürzen, welche in Immobilität und Pflegebedürftigkeit resultieren.

Durch Training kann die posturale Kontrolle gefördert werden. Neuronale Anpassungsreaktionen verbessern mittel- und langfristig nicht nur die Leistungsfähigkeit der Muskulatur, sondern auch die Gleichgewichtsfähigkeit. Spezifisches neuromuskuläres Training findet sowohl in der Prävention und Rehabilitation von Krankheiten, als auch im Sport zur Leistungssteigerung Anwendung. Training der posturalen Kontrolle fördert die Gesundheit und somit den Erhalt der Lebensqualität. Neuromuskuläre Trainingsgeräte, wie der in dieser Arbeit verwendete Huber 360® (Human Body Equilibrium 360®), finden dafür immer häufiger Einsatz.

1.1 Theoretische Grundlagen

In der Literatur existieren für die Begriffe „Sensomotorik“, „posturale Kontrolle“ und „Neuromuskuläres Training“ viele Synonyme, welche nicht einheitlich verwendet werden. Im Folgenden sollen die Begrifflichkeiten für diese Arbeit definiert werden. Außerdem sollen Veränderungen im Altersgang mit Einfluss auf die posturale Kontrolle sowie die besonderen Anforderungen beim Karatesport erläutert werden.

1.1.1 Grundlagen der Sensomotorik und Koordination

Sensomotorik beschreibt den Zusammenhang von wahrgenommenen sensorischen Reizen durch die Sinnesorgane und das daraus resultierende motorische Verhalten. Das ZNS fungiert dafür als Steuerzentrum. Es erhält sensorische Informationen, verarbeitet sie und generiert eine motorische Antwort [4]. Die Sensorik gliedert sich in das somatosensorische und das speziell-sensorische System. Das somatosensorische System dient der Wahrnehmung der Oberflächen- und

Tiefensensibilität. Oberflächliche Reize werden über Hautrezeptoren für Druck, Vibration, Schmerz und Temperatur wahrgenommen. Der Tiefensensibilität dienen Propriozeptoren (Muskelspindeln, Sehnensensoren und Gelenksensoren), die Informationen über die Stellung und Bewegung des Körpers im Raum liefern [4], [5]. Zum speziell-sensorischen System gehören das visuelle, olfaktorische, auditive und vestibuläre System mit den primären Sinnesorganen (Auge, Nase, Ohr). Das visuelle System zur Erkennung von optischen Reizen, das olfaktorische System zur Detektion von Gerüchen und das auditive System zur Erfassung von Geräuschen ermöglichen eine Orientierung im Raum. Das vestibuläre System vermittelt Informationen über Bewegung und Stellung des Kopfes und trägt damit einen wichtigen Teil zum Erhalt des Gleichgewichts und zur Körperhaltung bei.

Alle diese sensorischen Systeme ermitteln ein umfassendes Bild über Stellung und Lage des Körpers im Raum. Nur mit Hilfe dieser Informationen können Bewegungen gesteuert und kontrolliert werden, um die Körperhaltung aufrecht zu erhalten. Sensomotorik wird also als Grundlage für Körperhaltung und Gleichgewicht benötigt und ist damit der wichtigste Einflussfaktor der posturalen Kontrolle.

Für ein harmonisches Zusammenwirken zwischen Sensorik, ZNS und Motorik bedarf es der Koordination. Dabei ist die Koordination nicht nur für die Abstimmung zwischen den einzelnen Systemen untereinander, sondern auch zur Abstimmung der Muskulatur bei Ausgleichsbewegungen von Bedeutung. Bei Bewegungsabfolgen dient Koordination der Abstimmung von Impulsen, hinsichtlich Zeit, Stärke und Ausmaß, zur Ansteuerung entsprechender Muskulatur. Sie gehört neben Kraft und Beweglichkeit zu den motorischen Grundfähigkeiten, von denen die motorische Leistung abhängig ist [6].

1.1.2 Grundlagen der posturalen Kontrolle

Posturale Kontrolle dient der Sicherstellung der aufrechten Körperhaltung (englisch: „posture“) entgegen der Schwerkraft [1] und trägt damit zur Regulation des Gleichgewichts bei. Da der Körperschwerpunkt (KSP) sich auch im ruhigen aufrechten Stand bewegt, kommt es immer wieder zum langsamen Abdriften des KSP, was durch schnelle Ausgleichsbewegungen korrigiert wird. Posturale Kontrolle hilft also, den KSP immer über der Unterstützungsfläche zu halten. Diese KSP-Schwankungen werden im englischen auch „postural sway“, posturale Schwankungen genannt [7]. Wenn das

Gleichgewicht durch äußere Einflüsse gestört wird, z. B. beim Anfahren eines Zuges oder durch einen Tritt beim Kampfsport, ermöglicht die posturale Reaktion das Wiedererlangen des Gleichgewichts und damit die Rückkehr in die aufrechte Körperhaltung. Jede noch so kleine Bewegung oder Fortbewegung, ob bewusst oder unbewusst, bewirkt eine Veränderung des KSP und Bedarf damit posturaler Kontrolle.

Die posturale Reaktion wird in Form eines Regelkreises gesteuert (siehe Abbildung 1). Grundlage dieses Regelkreises ist die Sensomotorik (siehe Kapitel 1.1.1). Sensorische Informationen aus dem vestibulären, visuellen und somatosensorischen System [8] werden zum ZNS geleitet und geben einen Istwert über die aktuelle Körperposition im Raum. Dieser Istwert wird im ZNS mit dem Sollwert abgeglichen, welcher für den Erhalt der aufrechten Körperposition benötigt wird. Unter Verarbeitung dieser Informationen wird ein Reaktionsplan erstellt und durch Ansteuerung der Muskulatur Ausgleichsbewegungen durchgeführt [1]. Jede ausgeführte Bewegung unterliegt dabei einer erneuten Kontrolle [9]. Das sensorische System vermittelt die durch die Ausgleichsbewegung veränderte Körperposition und die daraus resultierende neue Gleichgewichtssituation durch Reafferenz an das ZNS zurück. Diese Rückmeldung (Feedback) ermöglicht gegebenenfalls eine Korrektur der erstellten Ausgleichsreaktion. Bewegungen werden sowohl durch solche Feedback-, als auch durch Feedforward-Mechanismen kontrolliert. Wenn eine Bewegung bewusst durchgeführt wird, ist eine Störung des KSP und damit der Haltung vorhersehbar und im ZNS gespeicherte Bewegungspläne können antizipatorisch eingeleitet werden [10], [11]. Der Feedforward-Mechanismus ermöglicht also eine posturale Reaktion aufgrund von Sollwerten über die durchgeführte Bewegung ohne eine Meldung des sensorischen Systems über eine mögliche Störung des KSP abzuwarten [12]. Durch Bewegungserfahrung werden solche antizipatorischen Regulationsmechanismen immer weiter verbessert und können durch Training beeinflusst werden (siehe Kapitel 1.1.4). Bewusste Bewegungen und Bewegungsabläufe, wie z. B. Laufen, Springen oder Werfen werden durch antizipatorische posturale Ausgleichsbewegungen kontrolliert und koordiniert. Bei einem plötzlichen, unvorhersehbaren Verlust des Gleichgewichts kann die posturale Reaktion jedoch nur noch reaktiv erfolgen. Die posturalen Reaktionen sind dann meist automatisierte Reflexantworten (Halte- und Stellreflexe), die ein Fallen verhindern [13]. Der Regelkreis ist kontinuierlich aktiv, um dauerhaft die Körperhaltung zu kontrollieren und das Gleichgewicht zu regulieren.

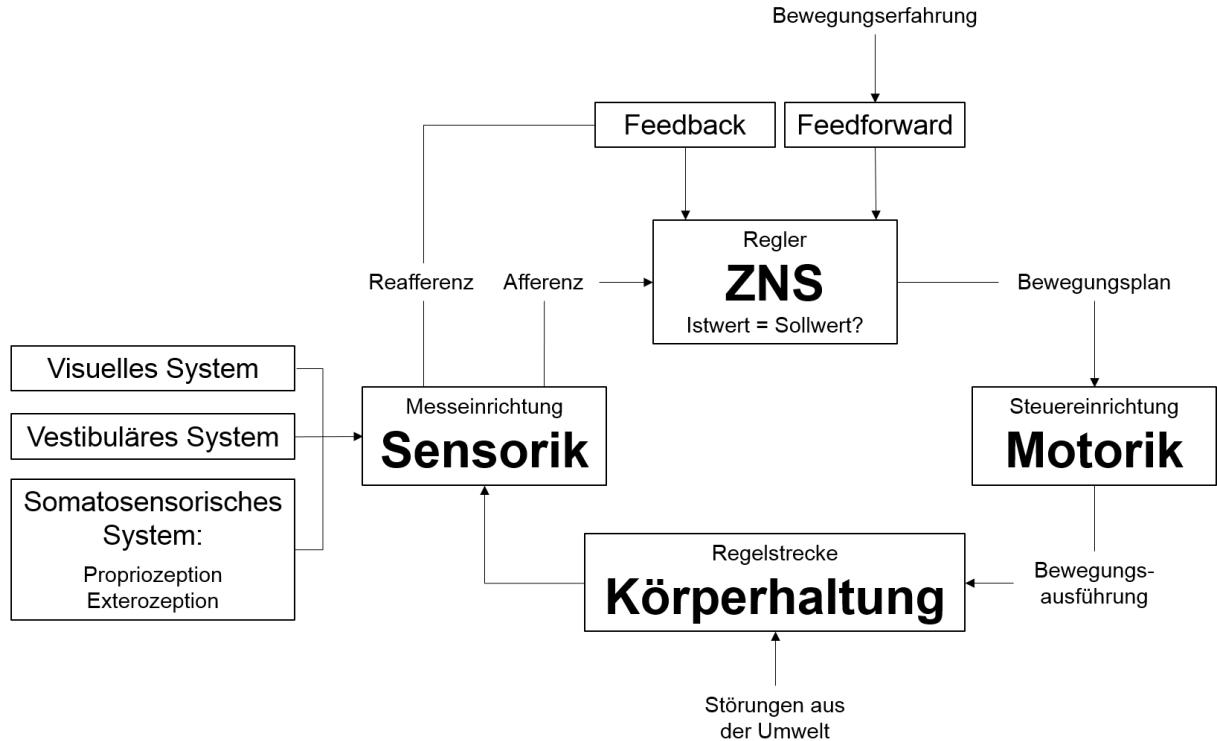


Abbildung 1: Posturale Kontrolle – Regelkreis

Eine klinische Messmethode der posturalen Kontrolle ist die Posturographie, in der Literatur manchmal auch als Stabilometrie bezeichnet [14]. Mit Hilfe von Messplatten, welche mit Kraftsensoren ausgestattet sind, wird der KSP registriert. Dadurch werden die Körperschwankungen erfasst, welche durch die Haltungs- und Gleichgewichtsregulation auftreten. Anhand verschiedener Parameter (z. B. Schwankungsweg, -geschwindigkeit, -fläche) lassen sich Aussagen zur posturalen Kontrolle treffen.

1.1.3 Veränderungen im Altersgang

Mit zunehmendem Alter verändert sich die Körperzusammensetzung. Der Körperfettanteil nimmt zu, während Muskel- und Knochenmasse zurückgehen. Zusätzlich verschlechtert sich das Sehen, das Hören und die Kognition [15]. Aufgrund dieser degenerativen Veränderungen kommt es im Alter nachweislich zur Beeinträchtigung der posturalen Kontrolle [8], [16], [17], [18]. Den größten Einfluss haben dabei die Veränderungen in den visuellen, vestibulären, somatosensorischen und neuromuskulären Systemen [19].

Der Muskel unterliegt verschiedenen degenerativen Prozessen, welche zur Beeinträchtigung des gesamten motorischen Systems führen. Durch Sarkopenie kommt es zum Rückgang von Muskelkraft und -volumen. Die Anzahl und Größe der Muskelfasern sinkt und der Fasertyp wechselt. Die schnell kontrahierenden Fasern (Typ II) nehmen ab und die langsam kontrahierenden Fasern (Typ I) nehmen in Relation zu [20]. Zusätzlich verschlechtert sich mit zunehmendem Alter die Feinkoordination. Grund dafür ist der Verlust von motorischen Einheiten. Die verbleibenden motorischen Einheiten sind dadurch insgesamt vergrößert [21]. Das hat Auswirkungen auf die Feinkoordination, da die Muskulatur dafür viele kleine motorische Einheiten benötigt. Darüber hinaus kommt es, durch den Wasserverlust im Alter, zum Rückgang der Beweglichkeit. Männer erreichen ihre maximale Beweglichkeit mit 20 Jahren, Frauen mit 25 Jahren [22].

Altersprozesse auf neuronaler Ebene führen zur Verlangsamung der Reizweiterleitung in den Axonen [21]. Dies hat zur Folge, dass beim älteren Menschen sensible Reize, wie beispielsweise propriozeptive Informationen, erst später im ZNS eintreffen und das Signal zur Muskelkontraktion den Muskel erst später erreicht. Reaktionen dauern daher länger als beim jüngeren Menschen. Zusätzlich kommt es im vestibulären System zu einer Abnahme an Sinneszellen und somit zu einer verminderten Reizwahrnehmung [8]. Die dadurch fehlenden Informationen resultieren in einem Rückgang der Gleichgewichtsfähigkeit mit Auswirkungen auf die posturale Kontrolle.

Darüber hinaus wird es mit zunehmendem Alter schwieriger, Bewegungen zu automatisieren und zu kontrollieren [23]. Automatisierte koordinative Bewegungen, wie sie zum Beispiel beim Gehen ablaufen, benötigen mehr Zeit, was Auswirkungen auf posturale Abläufe und Reaktionen hat und beispielsweise einen instabileren Gang mit sich bringt.

Es ist nachgewiesen, dass alle diese degenerativen Veränderungen zur Verschlechterung der posturalen Kontrolle führen und damit nicht nur die Sturzgefahr und das Verletzungsrisiko im Alter erhöhen [24], sondern auch neuromuskuläre Erkrankungen begünstigen [2], [3]. Stürze zählen zu den häufigsten Gründen für Immobilität und Pflegebedürftigkeit im Alter. Um früh genug durch präventives Training entgegenwirken zu können, ist es wichtig, Veränderungen zu erkennen, welche die posturale Kontrolle negativ beeinflussen.

1.1.4 Neuromuskuläres Training

Den oben genannten degenerativen Veränderungen im Alter und deren Auswirkungen auf die posturale Kontrolle kann durch körperliche Aktivität entgegengewirkt werden. Dadurch können Krankheiten frühzeitig vorgebeugt und Gesundheit und Lebensqualität gefördert werden. Durch regelmäßiges Training kann, in Abhängigkeit vom Trainingsreiz [25], nachgewiesen Muskelkraft [26], [27], Koordination [28] und Gleichgewicht [27], [29], [30] verbessert werden.

Ein spezifisches Training zur Verbesserung der posturalen Kontrolle ist das neuromuskuläre Training. Ziel dieses Trainings ist es, die einzelnen Systeme der Sensomotorik zu fördern und deren Interaktion und Koordination zu optimieren. So soll sowohl die Sensorik („neuro“) als auch die Motorik („muskulär“) und deren Zusammenspiel insgesamt verbessert werden. In der Literatur gibt es noch keine einheitliche Bezeichnung für diese Art von Training. Neben neuromuskulärem Training wird es auch als Gleichgewichts-, sensomotorisches oder propriozeptives Training bezeichnet [31], [13]. Dementsprechend existieren unterschiedliche Ansätze zur Durchführung. Eine einheitliche Meinung zur Effektivität des neuromuskulären Trainings ist jedoch gegeben. Verbesserungen durch regelmäßiges Training sind sowohl für das sensomotorische System [27] als auch für die posturale Kontrolle [30] beschrieben.

Ein wesentlicher Grund für diese Effekte ist die neuronale Plastizität des menschlichen Nervensystems. Durch Training ausgelöste Lernprozesse führen durch spezifische Anforderungen zum Umbau und zur Anpassung neuronaler Strukturen. Zum Beispiel konnte bei Reflexen auf spinaler Ebene durch regelmäßiges Gleichgewichtstraining eine Latenzzeitverringerung nachgewiesen werden [32]. Diese Reflexe spielen eine wichtige Rolle beim ruhigen Stand und der kompensatorischen posturalen Reaktion [13]. Häufige oder repetitive Bewegungen, wie sie beim Training durchgeführt werden, induzieren eine stärkere synaptische Vernetzung von Neuronen untereinander, was zur Zunahme der kortikalen Erregbarkeit bestimmter Hirnareale führt [32]. Die damit einhergehende vermehrte Beanspruchung konnte durch Nachweis der Verbreiterung bestimmter Kortexareale belegt werden [33]. Die gesammelten Bewegungserfahrungen beim Training und deren Einfluss auf die neuronale Plastizität sind vor allem für antizipatorische posturale Reaktionen (siehe Kapitel 1.1.2) von Bedeutung.

Neben dem Einfluss auf die neuronale Plastizität verbessert neuromuskuläres Training auch die intra- und intermuskuläre Koordination [27], also sowohl das Zusammenwirken von Nerv und Muskel, als auch das Zusammenspiel agonistisch und antagonistisch wirkender Muskulatur. Dies führt zur Stabilisierung der Extremitäten und zur Optimierung von Bewegungsabläufen. Durch Ausgleich muskulärer Dysbalancen kommt es zu einer verbesserten Körperhaltung [27].

Aufgrund der nachgewiesenen Anpassungen findet neuromuskuläres Training nicht nur in der Geriatrie zur Sturzprophylaxe und in der Prävention [13] und Rehabilitation [34] von Sportverletzungen Anwendung, sondern auch im Spitzensport zeigt es einen positiven Effekt. Hier kann selbst bei hohem Trainings- und Leistungsniveau durch zusätzliches posturales Training noch eine weitere Leistungssteigerung erreicht werden [35], [36].

1.1.5 Karatesport: Anforderungen, Verletzungen und Dauerschäden

Karate ist ein waffenloser Kampfsport, welcher traditionell aus Okinawa, einer Insel zwischen Japan und China, stammt. Dort entwickelten chinesische Mönche Karate zur Selbstverteidigung. Mittlerweile ist daraus unter japanischem Einfluss ein weitverbreiteter Freizeit- und Leistungssport mit verschiedenen Stilrichtungen geworden [37]. In Deutschland ist der Karatesport im Deutschen Karateverband (DKV) organisiert. Dieser ist Mitglied im Deutschen Olympischen Sportbund (DOSB). Die in vorliegender Arbeit untersuchten Karateka sind Kaderathleten des DKV.

Karate erfordert sowohl physische Kraft, Ausdauer, Schnelligkeit, Koordination und Beweglichkeit als auch geistige Konzentration, Selbstbeherrschung und Körperwahrnehmung. Es müssen komplexe motorische Bewegungsabfolgen schnell hintereinander durchgeführt werden. Die einzelnen Kampftechniken gehen fließend ineinander über. Um Schlagtechniken effizient und kraftvoll ausführen zu können und um beim Abwehren von Schlägen und Ausführen von Tritten im Einbeinstand das Gleichgewicht zu halten [38], ist hohe posturale Kontrolle gefordert.

Unterschieden werden, gemäß der World Karate and Kickboxing Association (WKA), zwei Wettkampfdisziplinen. Beim „Kumite“ (Freikampf) stehen sich zwei Karateka im Kampf gegenüber. Ziel ist es, durch Anwendung von Tritten, Schlägen und Stößen Treffer an unterschiedlichen Körperstellen zu setzen und damit Punkte zu erzielen. Da

schnelle, präzise Angriffe bzw. die sofortige Reaktion auf Angriffe des Gegners von entscheidender Bedeutung sind, erfordert diese Art des Kampfes vor allem Reaktionsfähigkeit, Kraft, Schnelligkeit und Konzentration. Die einzelnen Kampftechniken werden im Training immer wieder wiederholt, um im Kampf reflexartig reagieren zu können. „Kata“, die traditionellere Form des Karate, wird auch Schattenkampf genannt und beschreibt einen Kampf gegen mehrere imaginäre Gegner. Es wird eine genaue Abfolge vorher festgelegter Angriffs- und Abwehrtechniken durchgeführt. Bewertet werden Rhythmus und Dynamik, daher sind Bewegungsabläufe und -muster im Vordergrund [37].

Akute Verletzungen kommen, durch den direkten Kampf, vornehmlich nur beim Kumite vor. Im Gegensatz zu anderen Kampfsportarten sind die Sportler:innen im Kampf verpflichtet Schutzausrüstung zu tragen und das Regelwerk ist so gehalten, dass Verletzungen des Gegenübers nicht vorkommen sollten. Dennoch sind akute Kontaktverletzungen immer wieder zu verzeichnen. Hauptsächlich handelt es sich hierbei um Bandläsionen an Knie und Sprunggelenk sowie Verletzungen von Schulter, Ellenbogen und Hand [39]. Luxationen oder Frakturen sind seltener [40]. Da es beim Kata keinen direkten Gegnerkontakt gibt, stehen hier Überlastungsverletzungen im Vordergrund. Durch das repetitive Training gleicher Bewegungsabfolgen kommt es häufig zu Tendinopathien vor allem in Fuß und Sprunggelenk [40].

Chronische Verletzungen resultieren zum einen aus bereits erlittenen akuten Verletzungen sowie der dauerhaften intensiven Beanspruchung des muskuloskeletalen Systems. Zu den karatetypischen Verletzungen zählen chronische Bandinstabilitäten nach bereits erlittenen Distorsionen an Knie und Sprunggelenk, das Hüftimpingement welches durch hohe Tritte mit maximaler Flexion und Außenrotation in der Hüfte hervorgerufen wird sowie Meniskusläsionen bei welchen es, durch Tritte mit endgradiger Hyperextension und Außenrotation im Knie, gehäuft zur Degeneration des Außenmeniskus kommt. Außerdem werden vermehrt Arthrosen im Großzehengrundgelenk verzeichnet [40].

1.1.6 Erfassung von Verletzungen und Dauerschäden durch PROM-Scores

Um Verletzungen und Dauerschäden bei den Karatesportler:innen zu objektivieren wurden sogenannte PROM-Scores (Patient-reported outcome measurement) angewandt. PROM-Scores geben ein Bild über den aktuellen, subjektiven Gesundheitszustand durch Fragen zu Symptomen, Alltagseinschränkungen und Lebensqualität [41]. Häufig wird dies mit Hilfe einer visuellen Analogskala erfasst. Die Scores finden im klinischen Alltag immer häufiger Anwendung, da sie ein einfaches Mittel darstellen, um Beschwerden zu quantifizieren und diese dadurch, sowohl für Studien, aber auch zur individuellen Verlaufskontrolle vergleichbar zu machen. Es werden generische, krankheitsspezifische und gelenkspezifische PROM-Scores unterschieden. Der Einsatz dieser Scores ist vor allem bei chronischen Erkrankungen zur Verlaufskontrolle und Therapieeinstellung (z. B. bei Schmerzpatienten) verbreitet [42]. Ein Screening auf Verletzungen und Überlastungsschäden ist relativ neu. Je nach Anwendung gibt es unterschiedliche Auswertungsmöglichkeiten. Die MCID (minimal clinically important difference) gibt die kleinste Differenz im Score an, ab der klinische Auswirkungen erkennbar werden [43]. Da je nach Anwendung des Scores die MCID variieren kann, finden sich in der Literatur häufig unterschiedliche Werte [44]; [45].

1.2 Zielstellung der Arbeit

Posturale Kontrolle ist sowohl im Sport als auch in der Gesundheitsprävention, Rehabilitation und im Alter zur Sturzprophylaxe von entscheidender Bedeutung. Daher untersucht die vorliegende Arbeit zwei Personengruppen. Zum einen sollen posturale Fähigkeiten der gesunden Normalbevölkerung altersabhängig dargestellt werden, zum anderen soll diese Gruppe mit Leistungssportler:innen verglichen werden, um Auswirkungen durch regelmäßiges Training darzustellen. Innerhalb der Leistungssportler:innen soll außerdem der Einfluss von Verletzungen einzelner Gelenke auf die posturale Kontrolle geprüft werden.

Krankheiten des muskuloskelettaLEN Systems, welche die posturale Kontrolle beeinflussen, haben meist einen langen, chronischen Verlauf. Unter der Annahme, dass Defizite daher schon im frühen Alter, unbemerkt, weit vor Krankheitsbeginn auftreten, sollen in dieser Arbeit jüngere Proband:innen im Alter zwischen 20 und 40 Jahren untersucht werden. Die aktuelle Studienlage fokussiert sich, unter dem Aspekt

der Sturzprophylaxe, vor allem auf posturale Veränderungen bei Personen von über 60 Jahren [8], [17]. Die Untersuchung von jüngeren Gesunden soll mögliche Defizite im frühen Altersverlauf aufdecken. In Zukunft könnten die erhobenen Vergleichswerte dazu dienen, mit Hilfe von neuromuskulären Messgeräten, wie beispielsweise dem Huber 360®, rechtzeitig Veränderungen zu erkennen, um präventive Maßnahmen einzuleiten.

Durch die Untersuchung von Karate-Kaderathlet:innen des deutschen Nationalteams, als Stichprobe von Karate-Leistungssportler:innen, soll gezeigt werden, welche Auswirkungen das intensive strukturierte Training der Leistungssportler:innen mit mehrjähriger Wettkampferfahrung auf die posturale Kontrolle hat. Gerade im Karatesport ist posturale Kontrolle besonders gefordert, da hier Körperhaltung und Gleichgewicht wichtig sind, um Schlagtechniken effizient und kraftvoll auszuführen und um komplexe motorische Bewegungsabfolgen schnell hintereinander durchzuführen [38]. Die gewonnenen Erkenntnisse können dabei helfen, Stärken als auch Defizite bei Sportler:innen aufzudecken, um das Training noch gezielter und effektiver zu gestalten.

Da einzelne Sportler:innen, sportartbedingte Verletzungen und / oder Dauerschäden aufweisen, sollen diese nochmals separat betrachtet werden. Ziel ist es einerseits zu untersuchen, ob diese Verletzungen sich auf die posturalen Fähigkeiten auswirken und andererseits, ob der Huber 360® als Rehabilitations- und Trainingsgerät, auch sensitiv genug ist diese Verletzungen zu erkennen und damit möglicherweise auch für diagnostische Zwecke Einsatz finden kann.

2 Material und Methoden

Im Zeitraum vom 10.04.2018 bis 16.04.2019 wurde die prospektiv, quantitativ, monozentrische Querschnittsstudie im zweiarmigen Parallelgruppen-Design an der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Universitätsmedizin Rostock durchgeführt. Die Zustimmung der Ethikkommission der Universitätsmedizin Rostock erfolgte am 02.02.2018 (A2016-0221) als Erweiterung der Studie „Untersuchung der posturalen Kontrolle und Koordination bei Gon- und Coxarthrose im Vergleich zu altershomogenen Gesunden mittels Huber 360®.

2.1 Probanden und Probandinnen

2.1.1 Altersvergleich: Gesunde zwischen 20 – 40 Jahren

Es wurden 123 altershomogene Gesunde im Alter zwischen 20 – 40 Jahren untersucht. Die Rekrutierung der Proband:innen aus dem Umkreis Rostock erfolgte hauptsächlich über persönlichen Kontakt, direkte Ansprache, Aushänge und Rundmails. Bei einem Großteil der Proband:innen handelte es sich um Studierende der Universität Rostock.

Ausschlusskriterien der Studie:

- akute Verletzungen
- chronische Erkrankungen des Bewegungsapparates
- neurosensorische oder neuromotorische Defizite
- Leistungssport: weder aktuell noch in der Vergangenheit, sportliche Aktivität max. 5 h / Woche
- aktive Infektion
- Tumorerkrankung
- kardiovaskuläre oder respiratorische Erkrankung
- sonstige chronisch progrediente, schwere Begleiterkrankung
- stark adipöse Personen ($BMI > 40 \text{ kg} / \text{m}^2$)
- stillende oder schwangere Frauen

Die Proband:innen wurden vier Altersgruppen (A – D) zugeordnet.

Die Zuteilung in den Altersgruppen erfolgte innerhalb einer Fünf-Jahresspanne:

- Gruppe A: 20 – 25 Jahre – N = 31
- Gruppe B: 26 – 30 Jahre – N = 32
- Gruppe C: 31 – 35 Jahre – N = 30
- Gruppe D: 36 – 40 Jahre – N = 30

Genaue Charakteristika der insgesamt 123 Proband:innen wie Anzahl, Alter, Größe, Gewicht, BMI und sportliche Aktivität sind in Tabelle 1 als Mittelwert für die einzelnen Versuchsgruppen dargestellt.

Tabelle 1: Charakteristika der Proband:innen der Altersgruppen A - D (Mittelwerte)

	Anzahl	Alter	Körpergröße [cm]	Gewicht [kg]	BMI [kg/m ²]	Aktivität [h/Woche]
Männer						
(A) 20 - 25 Jahre	15	23,0	183,7	75,1	22,3	3,9
(B) 26 - 30 Jahre	15	27,9	180,3	75,7	23,3	3,9
(C) 31 - 35 Jahre	16	33,1	177,9	82,0	25,7	4,0
(D) 36 - 40 Jahre	15	37,4	181,9	83,9	25,3	3,7
Gesamt	61	30,4	180,9	79,2	24,2	3,8
Frauen						
(A) 20 - 25 Jahre	16	22,6	169,1	59,6	20,8	3,4
(B) 26 - 30 Jahre	17	27,7	166,5	58,4	21,0	2,6
(C) 31 - 35 Jahre	14	33,1	168,5	66,3	23,4	3,9
(D) 36 - 40 Jahre	15	38,1	169,2	65,2	22,7	2,0
Gesamt	62	30,4	168,3	62,4	87,9	2,9

2.1.2 Karate-Leistungssportler und Leistungssportlerinnen

Es sollten international erfolgreiche und aktuell aktive, erwachsene Karate-Leistungssportler:innen untersucht werden. Dies gelang über die Rekrutierung aus dem nationalen Leistungskader.

Es wurden insgesamt 24 Leistungssportler:innen des DKV, davon 12 männlich und 12 weiblich, im Alter von 15 – 32 Jahren untersucht. Diese Kaderathlet:innen absolvieren, seit durchschnittlich 16 Jahren, ein spezifisches auf den Karatesport abgestimmtes Training mit einem Umfang von über neun Stunden pro Woche. Von Ihnen betreiben jeweils 10 Männer und 10 Frauen „Kumite“ und jeweils 2 Männer und 2 Frauen „Kata“ als Wettkampfdisziplin (siehe Kapitel 1.1.5). Als Kontrollgruppe dient, aufgrund des Alters, die Gruppe A der Gesunden.

Zwar ist die Altersspanne der Karatesportler:innen mit 15 – 32 Jahren deutlich größer als die Altersspanne der Gruppe A mit 20 – 25 Jahren, dennoch kommt das Durchschnittsalter dieser Gruppe den Karatesportler:innen am nächsten. Die Charakteristika der beiden Gruppen sind in Tabelle 2 dargestellt.

Tabelle 2: Charakteristika der Karatesportler:innen sowie deren Kontrollgruppen (Mittelwerte)

	Anzahl	Alter	Körpergröße [cm]	Gewicht [kg]	BMI [kg/m ²]	Aktivität [h/Woche]
Karatesportler	12	21,5	180,2	72,6	22,3	9,3
Kontrollgruppe (m)	15	23,0	183,7	75,1	22,3	3,9
<hr/>						
Karatesportlerinnen	12	19,2	166,2	58,4	21,1	12,7
Kontrollgruppe (w)	16	22,6	169,1	59,6	20,8	3,4

2.1.3 Verletzungen und Dauerschäden bei Kartesportlern und -sportlerinnen

Mittels PROM-Scores (siehe Kapitel 1.1.6) wurden Verletzungen und Dauerschäden der Karatesportler:innen erfasst. Für die untere Extremität wurden zwei gelenkspezifische Scores für die Hüfte und das untere Sprunggelenk (USG) angewandt. Beim „International hip outcome tool“, kurz iHOT33-Score [41], beträgt die höchste zu erreichende Punktzahl 100 Punkte, was bedeutet, dass keinerlei Einschränkungen oder Symptome vorliegen. Wie auch in anderen Studien, wurde die MCID für diesen Score auf 10 Punkte festgelegt [42]. Beschwerden im USG wurden durch den Rückfuß-AOFAS-Score (American orthopaedic foot and ankle society) erfasst [43]. Unter Berücksichtigung der Studienlage wurde für diesen Score die MCID auf 10 Punkte, von maximal erreichbaren 100 Punkten, festgelegt [44], [45]. Hiernach sind im iHOT33-Score 2 von insgesamt 12 männlichen Karatesportlern unterhalb der festgelegten MCID. Bei den Frauen sind es 4 von insgesamt 12 Karatesportlerinnen. Im Rückfuß-AOFAS-Score ist sowohl 1 Karatesportler und 1 Karatesportlerin unterhalb der festgelegten MCID. Für die Erfassung von Verletzungen und Dauerschäden der oberen Extremität fand der WOSI-Score (Western Ontario Shoulder Instability-Score) Anwendung. Es können Punkte von 0 – 2100 erreicht werden, wobei 0 Punkte keinerlei Einschränkungen und 2100 Punkte maximale Beschwerden durch die Schulterinstabilität widerspiegeln [46]. Die MCID wurde auf 250 Punkte festgelegt, dies entspricht einem Prozentsatz von 12 %. Es zeigen 6 von 12 Karatesportler und 3 von 12 Karatesportlerinnen einen auffälligen WOSI-Score. In Tabelle 3 ist für die einzelnen Scores die jeweils betroffene Seite aufgeführt.

Tabelle 3: Karatesportler:innen mit auffälligen PROM-Scores für untere und obere Extremität

		Hüftbeschwerden iHOT33 < 90 Punkte				
		links	rechts	beidseits	Gesamt	beschwerdefrei
Karatesportler	-	-		2	2	10
Karatesportlerinnen	1	1		2	4	8
		Sprunggelenksbeschwerden Rückfuß-AOFAS < 90 Punkte				
		links	rechts	beidseits	Gesamt	beschwerdefrei
Karatesportler	-	1		-	1	11
Karatesportlerinnen	-	1		-	1	11
		Schulterinstabilität WOSI < 88 %				
		links	rechts	beidseits	Gesamt	beschwerdefrei
Karatesportler	4	1		1	6	6
Karatesportlerinnen	-	1		2	3	9

2.2 Das Messgerät: Huber 360®

Zur Erhebung der Messdaten wurde der Human Body Equilibrium 360®, kurz Huber 360® (LPG Systems, Valence, Frankreich) verwendet. Dieser besteht aus einer mehrachsigen, motorisierten, ovalen Plattform mit integrierten Kraftsensoren [47]. Am Vorbau befinden sich Haltegriffe, die ebenfalls mit Kraftsensoren ausgestattet sind. So kann kontinuierlich die eingesetzte Kraft gemessen werden. Ein Display dient der Visualisierung der Übungen in Form eines Echtzeitbiofeedbacks (siehe Abbildung 2).

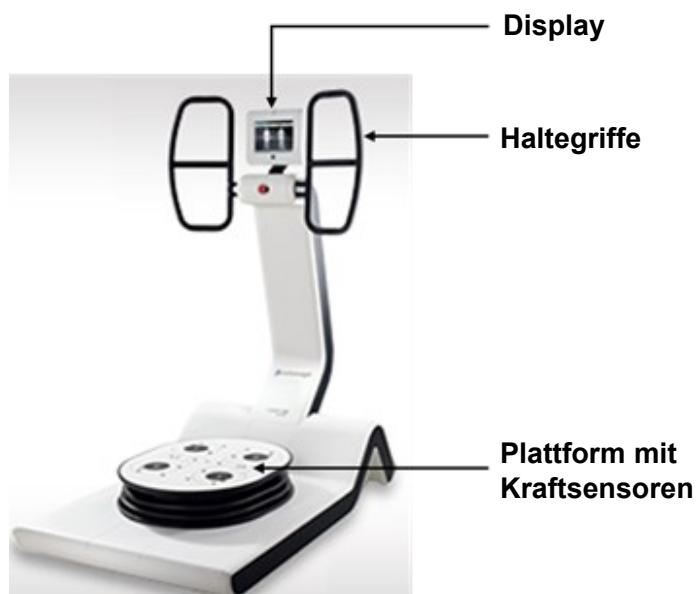


Abbildung 2: Huber 360® [48]

Der Huber 360® ist ein neuromuskuläres Trainingsgerät mit der Besonderheit, dass ein simultanes Training von Mobilität, Sensomotorik, Gleichgewicht sowie posturaler Kontrolle [49], [50] möglich ist. Außerdem kann eine dynamische Kräftigung der Muskulatur und eine Verbesserung des kardiovaskulären Systems [51] erreicht werden. Durch die gleichzeitige Beanspruchung mehrerer Sinnesmodalitäten und deren Verknüpfung untereinander werden, zusätzlich zum physischen Training, Konzentration und Kognition gefördert [48], [52]. Anwendung findet der Huber 360® als Trainingsgerät, sowohl im Breiten- und Leistungssport [53], als auch in der Geriatrie [49], [50]. Das Gerät wird zum Rehabilitations- [53] und Ganzkörpertraining [51] sowie zur Gesundheitsprophylaxe genutzt. Im orthopädischen Bereich erfolgt die Anwendung z. B. bei Patienten mit Knie- [3], Hüft-, Sprunggelenks-, Schulter- und Rückenbeschwerden [2], [54].

Nach einer anfänglichen Analyse der Patienten bzw. Sportler:innen können am Huber 360® individuelle Trainingsübungen und -programme zusammengestellt werden. Zur Analyse verfügt der Huber 360® über sieben Tests [47]: drei Tests zum Messen der Gleichgewichtsfähigkeit, basierend auf dem Romberg Test und dem Unterberger Tretversuch, zwei Tests zum Erfassen der Stabilität und Mobilität sowie zwei Tests zum Messen der Kraft- und Koordinationsfähigkeit. Alle sieben Tests wurden in der vorliegenden Arbeit angewandt und sind im Folgenden genauer dargestellt.

2.3 Messmethoden

Die sieben Messungen der Analysefunktion des Huber 360® wurden in einer zwanzigminütigen Untersuchung durchgeführt. Die Datenerhebung fand unter einheitlichen Bedingungen in einem ruhigen Raum statt. Alle Proband:innen bekamen die gleichen Anweisungen. Gemessen wurde in Alltagskleidung und ohne Schuhe. Die Proband:innen wurden angewiesen während der Messungen nicht zu sprechen.

Alle Tests starten in der Ausgangsposition. Mit Hilfe einer Vorlage des Herstellers (siehe Abbildung 3) wird eine bestimmte Fußposition auf der Plattform festgelegt. Dadurch stehen alle Proband:innen zu Beginn der Tests mittig auf der Plattform in der gleichen Position. Der Blick ist nach vorne gerichtet, die Hände hängen locker an der Seite und es soll eine aufrechte, möglichst natürliche Körperposition eingenommen werden.

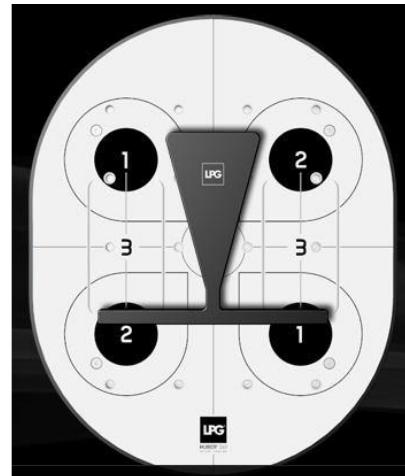


Abbildung 3: Plattform mit Herstellervorlage [55].

Gesteuert wird der Huber 360[®] über ein Tablet (Samsung Electronics, Suwon, Südkorea). Der Untersuchende kann darüber die Tests starten, die Ergebnisse zeitgleich einsehen und, falls notwendig, unterbrechen. Tabelle 4 gibt einen Überblick über die einzelnen Tests.

Tabelle 4: Übersicht der Tests 1 - 7

	Test 1 Beidbeiniger Stand	Test 2 Einbeinstand	Test 3 Gangbild	Test 4 Stabilitätsareal	Test 5 Mobilität	Test 6 Kraft	Test 7 Koordination
Testablauf	KSP-Messung mit offenen und geschlossenen Augen	KSP-Messung im Einbeinstand	Laufen auf der Stelle	max. KSP-Verlagerung bis zur Gleichgewichtsgrenze	Neigung der Plattform, KSP muss dabei auf einer Stelle gehalten werden	Messung der max. Kraft bei Druck und Zug für linken und rechten Arm	Dosierter Krafteinsatz unter Ausgleich von oszillierenden, rotatorischen Bewegungen der Plattform
Basis	Romberg Stehversuch		Unterberger Tretversuch				
Auswertung	Schwankungsfläche Veränderung der Schwankungen durch Augenschluss	Schwankungsfläche Seitendifferenz	Gangbreite	Stabilitätsareal (aus der max. Amplitude der KSP-Verlagerung für jede Richtung)	max. Plattformneigung für jede Richtung	Kraftmaximum Seitendifferenz	erreichte Teststufe Test-Bewältigung
Posturale Einflussfaktoren	Sensomotorik Vestibuläres System Visuelles System	Sensomotorik Vestibuläres System	Mobilität Koordination Sensomotorik Vestibuläres System	Stabilität Mobilität Sensomotorik Vestibuläres System	Mobilität Sensomotorik Propriozeption Vestibuläres System	Kraft Neuromuskuläres System	Koordination Kraft Mobilität Sensomotorik Vestibuläres System Visuelles System

2.3.1 Beidbeiniger Stand

Ziel der ersten Messung ist die Erfassung des KSP im beidbeinigen Stand. Der Test wird in Anlehnung an den Romberg Test durchgeführt. Während der beiden Messungen stehen die Proband:innen in der Ausgangsposition (siehe Kapitel 2.3) und werden angewiesen so ruhig wie möglich zu stehen. Zuerst erfolgt eine Messung mit geöffneten Augen. Anschließend folgt eine weitere Messung mit geschlossenen Augen. Beide Messungen haben eine Dauer von jeweils 50 Sekunden. Während dieser Zeit wird der KSP durch die in den Huber 360® integrierten Kraftsensoren dauerhaft aufgezeichnet. Die Signalaufzeichnung erfolgt mit einer Frequenz von 40 Hz. Auf dem Tablet wird unmittelbar ein Statokinesiogramm ausgegeben (siehe Abbildung 4). Dies ist eine grafische Darstellung der KSP-Schwankungen innerhalb des Messzeitraums in der Horizontalebene [14].

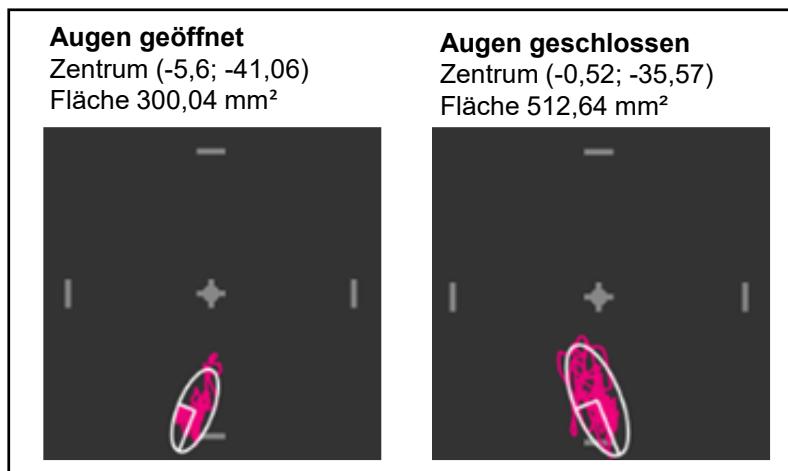


Abbildung 4: Statokinesiogramm Beidbeiniger Stand – Beispieldmessung [56]

Für die weiterführende Datenanalyse wird die Fläche [mm²] der Schwankungen ausgewertet, in der sich der KSP während des Messzeitraums bewegt. Es wird sowohl die Fläche bei geöffneten als auch bei geschlossenen Augen berücksichtigt. Darüber hinaus wird die effektive Schwankungszunahme aus der Differenz der Fläche mit geschlossenen und der Fläche mit offenen Augen berechnet und ausgewertet.

In der Literatur wird häufig die Geschwindigkeit sowie die Amplitude der Schwankungen in anterior-posteriorer und medio-lateraler Richtung zusätzlich zur Auswertung herangezogen [7], [14]. Aus Gründen der Übersichtlichkeit wurden diese Parameter in der vorliegenden Arbeit nicht berücksichtigt. Allerdings sind sie durch die Fläche indirekt miterfasst.

2.3.2 Einbeinstand

Im weiteren Verlauf erfolgt die Messung der KSP-Schwankungen im Einbeinstand für eine Dauer von jeweils 30 Sekunden pro Bein. Die Proband:innen stehen in der Ausgangsposition und werden angewiesen das rechte Bein von der Plattform anzuheben und frei in der Luft zu halten. Der Blick ist nach vorne gerichtet und die Augen sind geöffnet (siehe Abbildung 5).

Zuerst wird der KSP auf dem linken Bein stehend gemessen. Im Anschluss erfolgt die KSP-Messung auf dem rechten Bein. Als direktes Feedback wird auf dem Tablet ein Statokinesiogramm für das linke und rechte Bein ausgegeben (siehe Abbildung 6).



Abbildung 5: Position Einbeinstand [55]

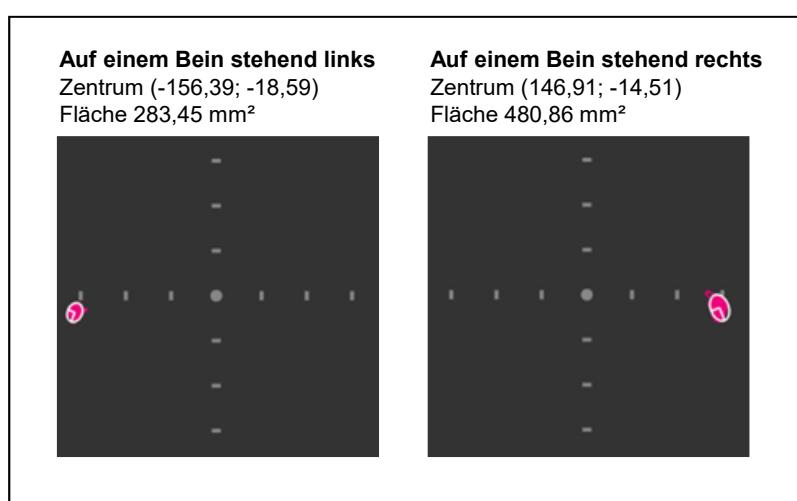


Abbildung 6: Statokinesiogramm Einbeinstand – Beispieldmessung [56]

Für die weiterführende Datenanalyse wird die Fläche [mm^2] der KSP-Schwankungen im Einbeinstand ausgewertet. Es wird sowohl die Größe der Schwankungsfläche als auch die Seitendifferenz zwischen linkem und rechtem Bein betrachtet.

2.3.3 Gehen auf der Stelle

Zur Untersuchung des Gangbildes sollen die Proband:innen für 50 Sekunden auf einer Stelle laufen. Dabei werden Knie- und Hüftgelenk bis 90° gebeugt, die Arme sind nach vorne gestreckt und die Handflächen zeigen nach unten. Der Test wird in Anlehnung an den Unterberger Tretversuch durchgeführt. Im Gegensatz zum Unterberger Tretversuch sind die Augen jedoch geöffnet und der Blick ist nach vorne gerichtet (siehe Abbildung 7).

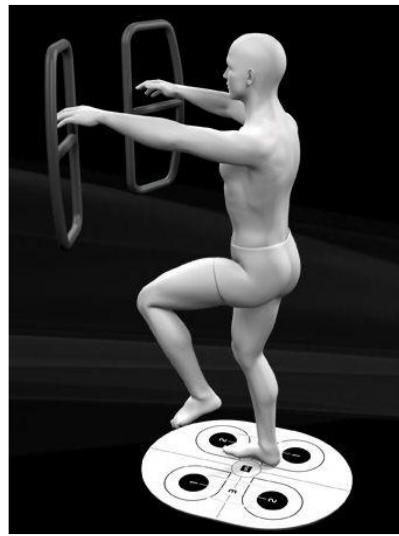


Abbildung 7: Gehen auf der Stelle – Durchführung [55]

Referenz für die Trittgeschwindigkeit ist die Grafik auf dem Display. Hier ist zeitgleich eine Animation der Übungsdurchführung sichtbar. Es sollen annähernd 80 Schritte innerhalb der 50 Sekunden durchgeführt werden. Durch die integrierten Kraftsensoren werden alle Fußkontakte auf der Plattform während des Gehens registriert. Die Datenausgabe des Huber 360® liefert den durchschnittlichen Abstand zwischen linkem bzw. rechtem Fußkontakt und dem Plattform-Mittelpunkt. Für die weitere Datenanalyse wird die „Gangbreite“ [mm] durch die Abstände von linkem und rechtem Fuß zum Plattform-Mittelpunkt definiert und berechnet.

2.3.4 Stabilitätsareal

Durch maximale Verlagerung des KSP in verschiedene Richtungen wird die Stabilitätsgrenze ermittelt. Sie beschreibt die Position, an welcher die Proband:innen ihr Gleichgewicht gerade noch halten können. Durch das Verbinden der Stabilitätsgrenzen der unterschiedlichen Richtungen ergibt sich eine Fläche. Diese Fläche wird hier als „Stabilitätsareal“ definiert.

Die Messung beginnt in der Ausgangsposition (siehe Kapitel 2.3). Das Display zeigt die Plattform und deren Mittelpunkt durch zwei sich kreuzende Linien an. Der KSP ist durch einen roten Punkt dargestellt (siehe Abbildung 8). Stehen die Proband:innen locker in der Ausgangsposition, sollte der Punkt auf dem Kreuz in der Mitte liegen. Der KSP wird nacheinander in acht verschiedene Richtungen (0° , 45° , 90° , 135° , 180° , 225° , 270° , 315°) verlagert (siehe Abbildung 9). Die Richtung wird durch einen Pfeil auf dem Display vorgegeben.

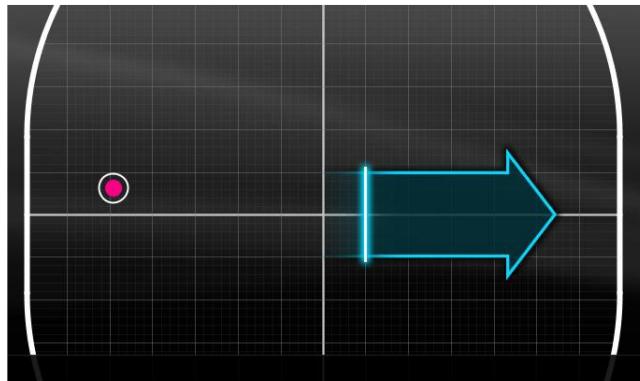


Abbildung 8: Stabilitätsareal – Displayanzeige [55]

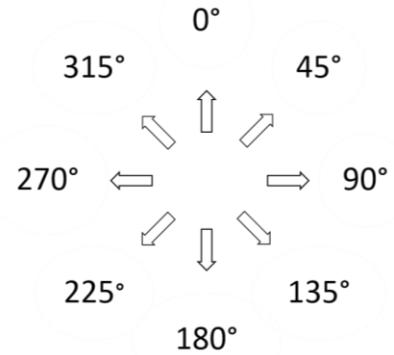


Abbildung 9: Bewegungsrichtungen

Durch Verlagerung des KSP sollen die Proband:innen einen Balken so weit wie möglich in die angezeigte Richtung schieben, ohne zu stürzen oder sich festzuhalten. Die Füße dürfen dabei den Kontakt zur Plattform nicht verlieren. Für jede Richtung sind dafür 10 Sekunden Zeit. Es wird darauf geachtet, dass immer die gesamten Flächen der Fußsohlen Kontakt zur Plattform haben. Die Messungen der einzelnen Richtungen finden direkt hintereinander statt.

Das resultierende Stabilitätsareal wird dem Untersuchenden unmittelbar auf dem Tablet ausgegeben (siehe Abbildung 10). Die maximale Amplitude der KSP-Verlagerung stellt die Stabilitätsgrenze dar. Aus den Amplituden [mm] der verschiedenen Richtungen ergibt sich das Stabilitätsareal [mm^2]. Für die weiterführende Datenanalyse wird die Fläche des Stabilitätsareals ausgewertet.

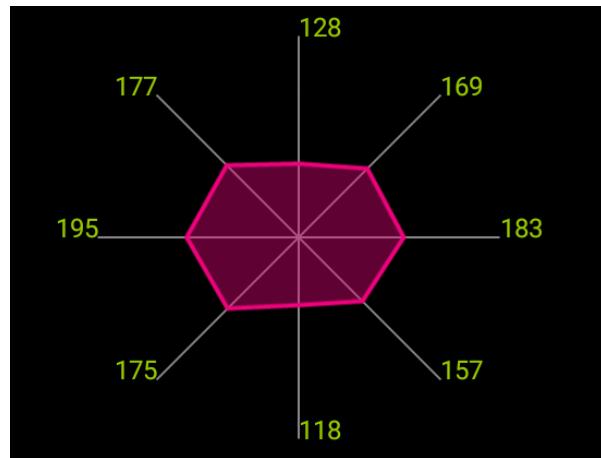


Abbildung 10: Stabilitätsareal – Beispieldmessung [56]
Achsenbeschriftung = max. Amplitude [mm]; Fläche = 74869,17 mm^2

2.3.5 Mobilität: Ausgleichen des KSP auf der sich bewegenden Plattform

Aufgabe ist es, Plattformbewegungen auszugleichen. Der KSP wird auf dem Display visualisiert und die Proband:innen müssen, trotz Plattformbewegung, den KSP auf einer Stelle halten.

Die Messung beginnt in der Ausgangsposition (siehe Kapitel 2.3). Die Plattform neigt sich nacheinander in 8 Richtungen (0° , 45° , 90° , 135° , 180° , 225° , 270° , 315°) (siehe Abbildung 9). Die Abfolge dieser Richtungen ist zufällig und unbekannt für die Proband:innen und den Untersuchenden. Auf dem Display des Huber 360[®] wird die Mitte der Plattform angezeigt. An dieser Stelle ist durch einen Kreis ein Areal vorgegeben. Der KSP ist als Punkt dargestellt und soll innerhalb dieses Kreis-Areals gehalten werden. Solange der Punkt sich darin befindet, leuchten Kreis und Punkt zur Bestätigung grün. Kann der KSP nicht innerhalb des Areals gehalten werden, wird die Übung automatisch abgebrochen. Das Ausmaß der Plattformneigung wird in Stufen von 1 – 10 angegeben und für jede Richtung registriert. Je stärker die Plattformneigung, desto höher die erreichte Stufe. Der Neigungswinkel nimmt pro Stufe um 1° zu, d. h. die höchste Stufe entspricht einer Plattformneigung von 10° . Abbildung 11 zeigt das unmittelbar nach der Übung auf dem Tablet ausgegebene Ergebnis. Die möglichen zu erreichenden Stufen sind in Form größer werdender Kreise dargestellt.

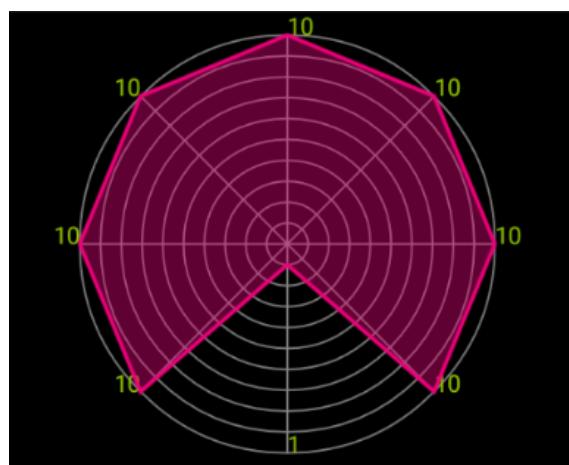


Abbildung 11: Mobilitätstest – Beispieldiagramm [56]
Achsenbeschriftung - max. Plattformneigung [$^\circ$]

Für die weitere Datenanalyse werden die erreichten Stufen (0 – 10) für die einzelnen Richtungen der Plattformneigung ausgewertet.

2.3.6 Armkraft im Stehen

Die Kraft der oberen Extremität wird bei maximalem isometrischen Krafteinsatz für Druck- und Zugbewegungen im Stand getestet.

Die Proband:innen stehen in der Ausgangsposition (siehe Kapitel 2.3), die Hände greifen die vertikalen Handgriffe auf Schulterhöhe. Vor dem Start der Messung wird auf dem Display des Huber 360[®] fünf Sekunden heruntergezählt, gleichzeitig ertönt ein akustisches Signal. Nach Ablauf der fünf Sekunden startet die Kraftmessung. Auf die Haltegriffe soll, für jeweils zehn Sekunden, zunächst Druck und direkt im Anschluss Zug ausgeübt werden. Die Richtung der einzusetzenden Kraft ist bei der Ausübung von Druck vom Körper weg, bei Zug zum Körper hin gerichtet und wird auf dem Display angezeigt (siehe Abbildung 12).

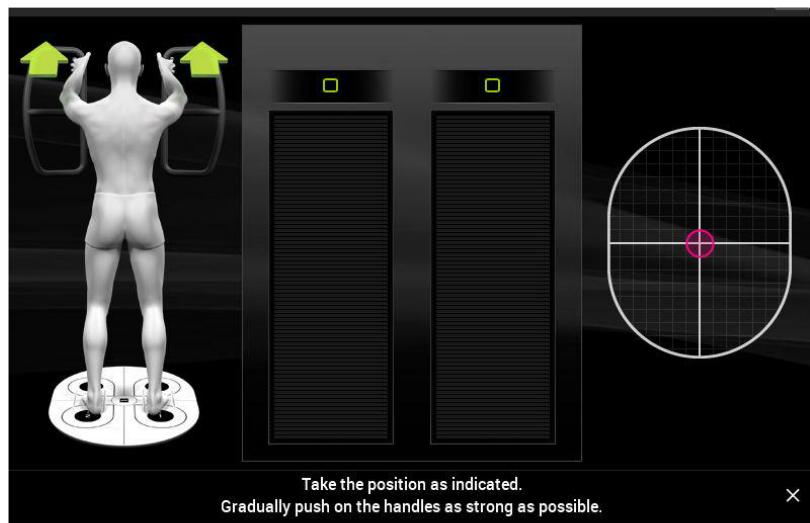


Abbildung 12: Krafttest – Displayanzeige [55]

Es soll eine rein isometrische Muskelkontraktion mit gestreckten Armen durchgeführt werden. Die Kraft soll nur aus den Schultern und nicht aus dem Oberkörper mobilisiert werden. Um während dem Krafteinsatz eine Beeinflussung der Kraftwerte durch Körpereinsatz zu verhindern, soll der KSP in der Plattformmitte gehalten werden. Dafür muss der Oberkörper eine Linie mit der unteren Extremität bilden.

Für die weitere Datenanalyse werden die maximalen Kraftwerte differenziert für den rechten und linken Arm betrachtet. Da die gemessenen Kraftwerte in einem Bereich von 0 – 2,4 N liegen, ist die Höhe der Kraft, zur besseren Visualisierung der Werte, in Dekanewton [daN] angegeben.

2.3.7 Koordination auf der oszillierenden Plattform

Zur Erfassung der koordinativen Fähigkeiten wird aufgezeichnet, inwieweit ein dosierter Krafteinsatz der oberen Extremität trotz störender Plattformbewegungen möglich ist.

Die Proband:innen müssen Kraft auf die Haltegriffe ausüben. Die Position ist dabei die gleiche wie bei der zuvor durchgeführten Kraftmessung (siehe Kapitel 2.3.6). Die Höhe der auszuübenden Kraft ist auf die Fähigkeiten der Proband:innen abgestimmt, welche während der vorherigen Messung ermittelt wurde. Auf dem Display wird auf der linken Seite durch eine Animation und Pfeile angezeigt, ob ein Druck-, Zug- oder gegenläufiger Krafteinsatz notwendig ist. In der Mitte sind zwei Zielfelder sichtbar (siehe Abbildung 13).

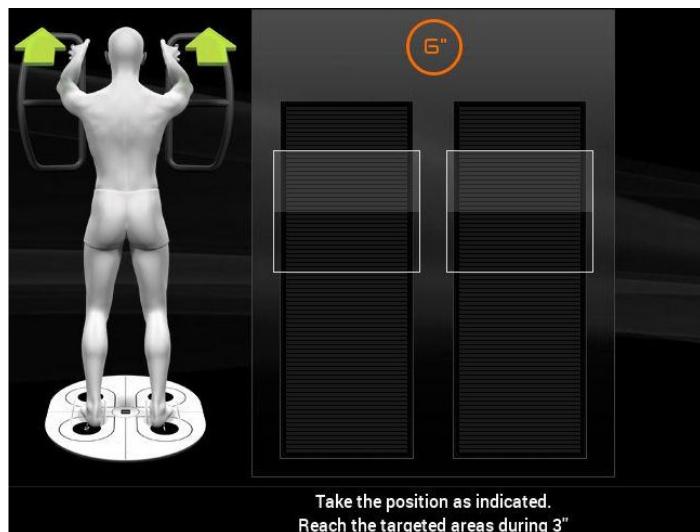


Abbildung 13: Koordinationstest – Displayanzeige [55]

Durch Kraftausübung auf die Griffe erscheinen am unteren Bildschirmrand zwei Balken. Jeweils ein Balken für den rechten und einer für den linken Arm. Bei größerem Krafteinsatz steigen die Balken an. Wird weniger Kraft eingesetzt, fallen sie wieder ab. Die Kraft muss so dosiert werden, dass die Balken in den Zielfeldern gehalten werden, dann leuchten die Felder zur Bestätigung grün auf. Während dem Krafteinsatz werden die Proband:innen durch unwillkürlich oszillierende, rotatorische Bewegungen der Plattform gestört, die durch leichte Hüftbewegungen ausgeglichen werden müssen.

Der Test besteht aus 30 Stufen mit zunehmendem Schwierigkeitsgrad. Um zur nächsten Stufe zu gelangen, ist es notwendig, die Balken für drei Sekunden in den Zielfeldern zu halten. Ist dies innerhalb von 30 Sekunden nicht möglich, wird die nächste Stufe nicht erreicht und die Messung wird automatisch beendet. Mit zunehmender Stufe werden die Zielfelder kleiner, die Plattform bewegt sich schneller und die aufzubringende Kraft wird größer. Zusätzlich wechselt die Art der einzusetzenden Kraft zwischen Druck- und Zugbewegungen.

Für die weitere Datenanalyse wird die erreichte Stufe ausgewertet. Es wird die Höhe der erreichten Stufe beurteilt und ob die Proband:innen überhaupt eine Stufe erreichen konnten.

2.4 Statistische Methoden

Die mit dem Huber 360[®] erhobenen Daten wurden als Excel-Datei (Version 2019, Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA) exportiert. Zur weiteren Datenauswertung wird das Statistikprogramm „IBM SPSS Statistics“ (Version 26, IBM Corporation, Armonk, New York, USA) verwendet.

Kardinalskalierte Daten werden zunächst mittels des Shapiro-Wilk-Tests auf Normalverteilung geprüft. Bei normalverteilten Werten (Gangbreite, Stabilitätsareal) wird entweder bei zwei Vergleichsgruppen (Vergleich Karatesportler:innen und Kontrollgruppe) ein t-Test oder bei mehreren Vergleichsgruppen (Altersvergleich) eine Varianzanalyse (ANOVA) durchgeführt. Liegt keine Normalverteilung vor (Beidbeiniger Stand, Einbeinstand, Kraft) bzw. sind die Daten ordinalskaliert (Mobilität, Koordination), wird für den Vergleich von Karatesportler:innen mit der Kontrollgruppe der Mann-Whitney-U-Test bzw. für den Altersvergleich der Kruskal-Wallis-Test angewandt.

Für den Koordinationstest wird außerdem ausgewertet, ob die erste Stufe geschafft bzw. nicht geschafft wurde. Da hier eine Nominalskala vorliegt werden Kreuztabellen erstellt und zur Signifikanzprüfung der Chi-Quadrat-Test angewandt.

Zur Berechnung der Signifikanzen von abhängigen Variablen (Augen auf und Augen zu beim beidbeinigen Stand; linkes und rechtes Bein beim Einbeinstand; linker und rechter Arm bei der Kraftmessung) wird der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test verwendet.

Das Signifikanzniveau ist mit $\alpha = 0,05$ festgelegt. Somit gilt ein p-Wert $< 0,05$ als statistisch signifikant.

Für den Vergleich von Karatesportlern mit Verletzungen und Dauerschäden und den beschwerdefreien Sportlern ist aufgrund der geringen Fallzahlen keine statistische Auswertung möglich. Die Ergebnisse werden im Folgenden lediglich beschrieben und in graphischer Form gegenübergestellt.

Für den Altersvergleich werden die altershomogenen Gesunden in den Gruppen A – D gegenübergestellt. Als Vergleichsgruppe für die Karatesportler:innen dient aufgrund der Altersstruktur die Gruppe A der Gesunden, welche in diesem Zusammenhang als Kontrollgruppe bezeichnet wird. Bei allen Vergleichen wird zwischen Männern und Frauen unterschieden.

3 Ergebnisse

3.1 Beidbeiniger Stand

3.1.1 Schwankungsfläche im Altersvergleich

Hinsichtlich der Schwankungsfläche im beidbeinigen Stand zeigen sich bei den Männern im Altersverlauf nur geringfügige Unterschiede. Die Schwankungsfläche mit geöffneten Augen ist bei den Männern der ältesten Versuchsgruppe im Alter von 36 – 40 Jahren mit einer mittleren Fläche von $157,9 (\pm 113,2) \text{ mm}^2$ am kleinsten. Es folgen die 31 – 35-Jährigen mit einer Schwankungsfläche von $181,7 (\pm 114,4) \text{ mm}^2$ und die Probanden der jüngsten Versuchsgruppe im Alter von 20 – 25 Jahren mit $184,9 (\pm 84,9) \text{ mm}^2$. Die 26 – 30-Jährigen zeigen mit $198,5 (\pm 110,7) \text{ mm}^2$ die größte mittlere Schwankungsfläche. Die Unterschiede zwischen den Altersgruppen bezüglich der KSP-Schwankungen mit geöffneten Augen sind jedoch nicht signifikant (Kruskal-Wallis-Test: $p = 0,551$).

Nach Augenschluss nimmt in allen männlichen Altersgruppen die Schwankungsfläche zu. Auch mit geschlossenen Augen weist die älteste Versuchsgruppe der 36 – 40-Jährigen mit $300,3 (\pm 185,9) \text{ mm}^2$ die kleinste Schwankungsfläche auf. Danach folgen die 26 – 30-Jährigen mit $331,3 (\pm 270,2) \text{ mm}^2$ und die 20 – 25-Jährigen Männer mit $428,9 (\pm 257,7) \text{ mm}^2$. Am meisten schwanken die 31 – 35-Jährigen auf einer mittleren Fläche von $434,5 (\pm 306,0) \text{ mm}^2$. Auch bei geschlossenen Augen sind die beschriebenen Unterschiede zwischen den männlichen Altersgruppen nicht signifikant (Kruskal-Wallis-Test: $p = 0,287$).

Die effektive Schwankungszunahme nach Augenschluss zeigt die Differenz der Werte bei geschlossenen und offenen Augen. Bei den Männern ist die effektive Schwankungszunahme nach Augenschluss bei den 26 – 30-Jährigen mit $132,8 (\pm 257,2) \text{ mm}^2$ am geringsten. Es folgen die 36 – 40-Jährigen mit $142,4 (\pm 214,6) \text{ mm}^2$ und die 31 – 35-Jährigen mit $190,3 (\pm 297,4) \text{ mm}^2$. Die größte Zunahme der Schwankungsfläche bei geschlossenen Augen ist bei den 20 – 25-Jährigen Männern zu verzeichnen mit einer mittleren Zunahme von $244 (\pm 233,6) \text{ mm}^2$. Auch für die Schwankungszunahme kann kein signifikanter Unterschied zwischen den männlichen Altersgruppen festgestellt werden (Kruskal-Wallis-Test: $p = 0,520$).

Abbildung 14 stellt die Schwankungsfläche der männlichen Probanden im Altersverlauf grafisch dar.

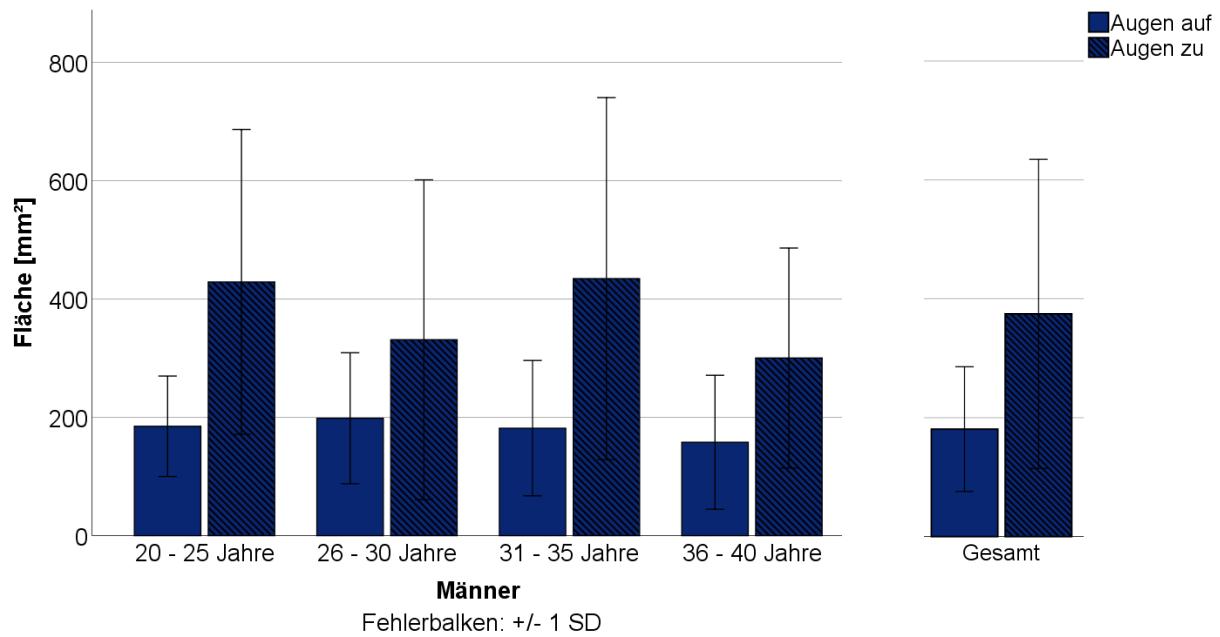


Abbildung 14: Schwankungsflächen im beidbeinigen Stand mit offenen und geschlossenen Augen – Männer im Altersvergleich (Anzahl siehe Tab. 5)

Bei den Frauen weist die Altersgruppe der 31 – 35-Jährigen mit 145,4 ($\pm 103,7$) mm² mit offenen Augen die kleinste Schwankungsfläche auf. Es folgen die 36 – 40-Jährigen mit 150,6 ($\pm 109,6$) mm² und die 26 – 30-Jährigen Frauen mit im Mittel 164,0 ($\pm 85,6$) mm². Die jüngste Versuchsgruppe im Alter von 20 – 25 Jahren weist mit 208,9 ($\pm 71,9$) mm² die größte mittlere Schwankungsfläche auf. Die Schwankungsfläche der 20 – 25-jährigen Frauen ist signifikant größer als die der anderen Altersgruppen (Kruskal-Wallis-Test: p = 0,048).

Mit geschlossenen Augen nimmt in allen weiblichen Altersgruppen die Schwankungsfläche zu. Am größten ist hier wieder die Schwankungsfläche der jüngsten Probandinnen im Alter von 20 – 25 Jahren mit 457,8 ($\pm 207,7$) mm². Die 26 – 30-Jährigen schwanken auf einer Fläche von 358,0 ($\pm 260,5$) mm² und die 31 – 35-Jährigen auf 251,9 ($\pm 100,6$) mm². Die 36 – 40-Jährigen Frauen weisen mit 211,8 ($\pm 127,8$) mm² die kleinste Schwankungsfläche bei geschlossenen Augen auf. Der Unterschied ist signifikant (Kruskal-Wallis-Test: p = 0,004).

Die Schwankungszunahme durch Augenschluss ist bei den 20 – 25-Jährigen Frauen mit einer Zunahme von 248,9 ($\pm 197,0$) mm² am größten. Bei den 26 – 30-Jährigen liegt die Schwankungszunahme bei 194,0 ($\pm 265,7$) mm², bei den 31 – 35-Jährigen bei 106,5 ($\pm 130,6$) mm². Die 36 – 40-Jährigen Frauen weisen mit 61,2 ($\pm 63,3$) mm² die geringste Schwankungszunahme auf.

Zwischen den Altersgruppen der Frauen zeigt sich kein signifikanter Unterschied hinsichtlich der die Zunahme der Schwankungsfläche (Kruskal-Wallis-Test: $p = 0,061$). Die Ergebnisse sind in Abbildung 15 grafisch dargestellt.

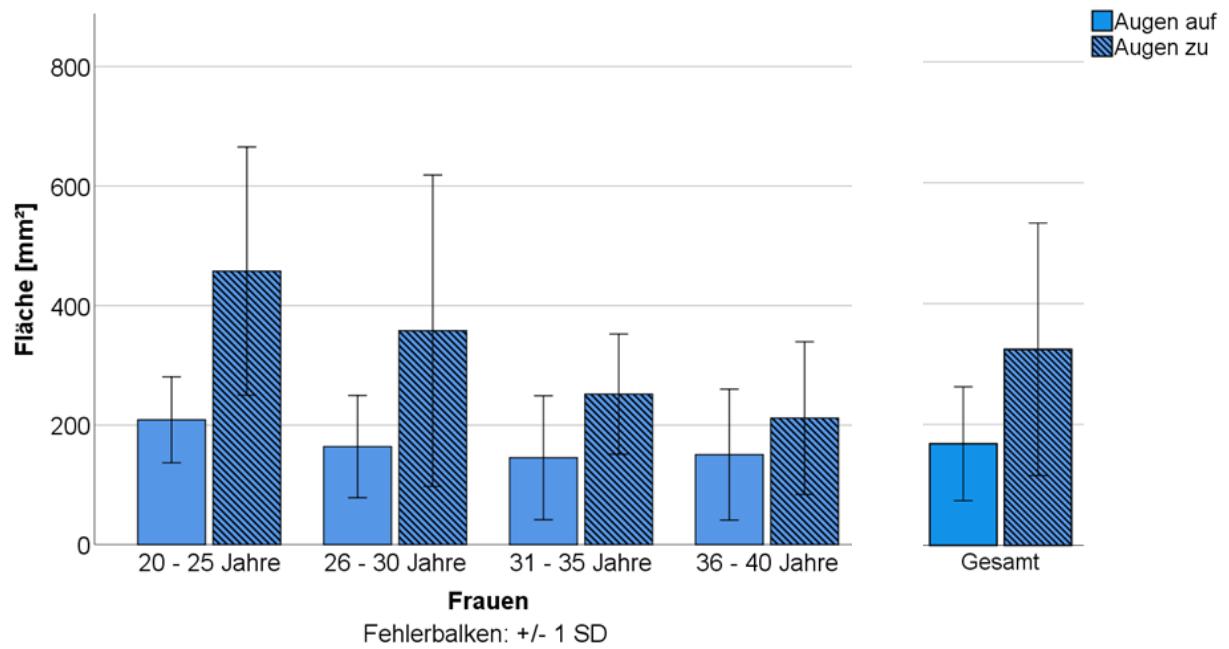


Abbildung 15: Schwankungsflächen im beidbeinigen Stand mit offenen und geschlossenen Augen – Frauen im Altersvergleich (Anzahl siehe Tab. 5)

Der Vergleich der Schwankungsflächen mit offenen und geschlossenen Augen zeigt, in allen Altersgruppen sowohl bei den Männern als auch den Frauen, eine signifikant größere Fläche mit geschlossenen Augen (Wilcoxon-Test: $p < 0,001$).

Eine Übersicht über Ergebnisse und Auswertung der Schwankungen im beidbeinigen Stand sind für Männer und Frauen in Tabelle 5 und 6 dargestellt.

Tabelle 5: Schwankungsflächen im beidbeinigen Stand bei Männern und Frauen im Altersvergleich – Ergebnisse

Schwankungsfläche mit offenen Augen					
	Anzahl	Mittelwert	Standard- abweichung	Max.	Min.
		[mm ²]	[mm ²]	[mm ²]	[mm ²]
Männer					
(A) 20 - 25 Jahre	15	184,9	84,9	317,8	69,5
(B) 26 - 30 Jahre	15	198,5	110,7	387,4	46,5
(C) 31 - 35 Jahre	16	181,7	114,4	436,2	58,3
(D) 36 - 40 Jahre	15	157,9	113,2	501,4	46,0
Frauen					
(A) 20 - 25 Jahre	16	208,9	71,9	327,4	110,7
(B) 26 - 30 Jahre	17	164,0	85,6	404,2	61,7
(C) 31 - 35 Jahre	14	145,4	103,7	440,4	36,5
(D) 36 - 40 Jahre	15	150,6	109,6	395,1	28,7
Schwankungsfläche mit geschlossenen Augen					
	Anzahl	Mittelwert	Standard- abweichung	Max.	Min.
		[mm ²]	[mm ²]	[mm ²]	[mm ²]
Männer					
(A) 20 - 25 Jahre	15	428,9	257,7	1016,7	130,6
(B) 26 - 30 Jahre	15	331,3	270,2	1005,0	76,5
(C) 31 - 35 Jahre	16	434,5	306,0	1249,0	62,6
(D) 36 - 40 Jahre	15	300,3	185,9	702,5	92,8
Frauen					
(A) 20 - 25 Jahre	16	457,8	207,7	826,4	141,3
(B) 26 - 30 Jahre	17	358,0	260,5	971,1	117,1
(C) 31 - 35 Jahre	14	251,9	100,6	412,1	106,9
(D) 36 - 40 Jahre	15	211,8	127,8	451,0	43,3
Schwankungszunahme nach Augenschluss					
	Anzahl	Mittelwert	Standard- abweichung	Max.	Min.
		[mm ²]	[mm ²]	[mm ²]	[mm ²]
Männer					
(A) 20 - 25 Jahre	15	244,0	233,6	733,8	-26,4
(B) 26 - 30 Jahre	15	132,8	257,2	795,7	-170,1
(C) 31 - 35 Jahre	16	190,3	297,4	812,8	-485,4
(D) 36 - 40 Jahre	15	142,4	214,6	606,4	-329,2
Frauen					
(A) 20 - 25 Jahre	16	248,9	197,0	514,6	-42,2
(B) 26 - 30 Jahre	17	194,0	265,7	813,9	-124,1
(C) 31 - 35 Jahre	14	106,5	130,6	295,4	-167,7
(D) 36 - 40 Jahre	15	61,2	63,3	204,7	-46,4

Tabelle 6: Schwankungen im beidbeinigen Stand bei Männern und Frauen im Altersvergleich – Hypothesen und Statistik

Die männlichen Altersgruppen unterscheiden sich	hinsichtlich der Schwankungsfläche mit offenen Augen	nicht signifikant (p = 0,551)	Kruskal-Wallis-Test
	hinsichtlich der Schwankungsfläche mit geschlossen Augen	nicht signifikant (p = 0,287)	
	hinsichtlich der Schwankungszunahme nach Augenschluss	nicht signifikant (p = 0,520)	
Die weiblichen Altersgruppen unterscheiden sich	hinsichtlich der Schwankungsfläche mit offenen Augen	signifikant * (p = 0,048)	Kruskal-Wallis-Test
	hinsichtlich der Schwankungsfläche mit geschlossen Augen	signifikant ** (p = 0,004)	
	hinsichtlich der Schwankungszunahme nach Augenschluss	nicht signifikant (p = 0,061)	
Die Schwankungsfläche mit offenen Augen unterscheidet sich von der Schwankungsfläche mit geschlossenen Augen	Männer (alle Altersgruppen)	signifikant *** (p < 0,001)	Wilcoxon-Test
	Frauen (alle Altersgruppen)	signifikant *** (p < 0,001)	
<p>*Die Schwankungsfläche der 20 – 25-jährigen Frauen ist signifikant größer als die in den anderen Altersgruppen</p> <p>**Die Schwankungsfläche der 36 – 40-jährigen Frauen ist signifikant kleiner als die in den anderen Altersgruppen</p> <p>*** Signifikant größere Fläche mit geschlossenen Augen</p>			

3.1.2 Schwankungsfläche bei Karatesportlern und -sportlerinnen

Bei den Männern zeigen die Karatesportler im beidbeinigen Stand mit offenen Augen im Mittel eine Schwankungsfläche von $281,9 (\pm 167,2) \text{ mm}^2$. Diese ist größer als bei der Kontrollgruppe mit $184,9 (\pm 84,9) \text{ mm}^2$. Mit geschlossenen Augen ist die mittlere Schwankungsfläche bei den Karatesportlern mit $392,8 (\pm 277,7) \text{ mm}^2$ jedoch kleiner als bei der Kontrollgruppe mit $428,9 (\pm 257,7) \text{ mm}^2$. Weder für die Schwankungsfläche mit offenen (Mann-Whitney-U-Test: $p = 0,093$), noch für die Schwankungsfläche mit geschlossenen Augen (Mann-Whitney-U-Test: $p = 0,719$) sind die Unterschiede zwischen den beiden Versuchsgruppen signifikant. Die Zunahme der Schwankungsfläche ist bei den Karatesportlern mit $110,8 (\pm 138,3) \text{ mm}^2$ deutlich kleiner als bei der Kontrollgruppe $244,0 (\pm 233,6) \text{ mm}^2$. Der Unterschied ist jedoch noch nicht als signifikant zu werten (Mann-Whitney-U-Test: $p = 0,114$). Die Ergebnisse sind in Abbildung 16 grafisch dargestellt.

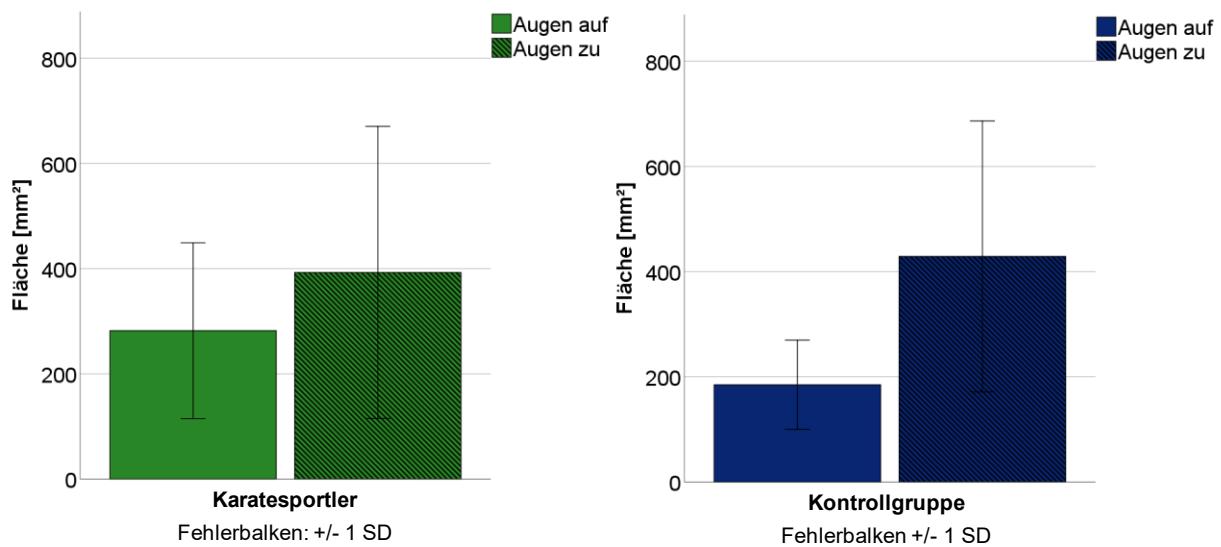


Abbildung 16: Schwankungsflächen im beidbeinigen Stand mit offenen und geschlossenen Augen – Karatesportler und Kontrollgruppe (Anzahl siehe Tab. 7)

Bei den Frauen zeigt sich ein ähnliches Ergebnis. Die Karatesportlerinnen haben mit einer Fläche von $284,4 (\pm 133,3) \text{ mm}^2$ bei offenen Augen eine größere Schwankungsfläche als die weibliche Kontrollgruppe mit $208,9 (\pm 71,9) \text{ mm}^2$. Bei geschlossenen Augen ist die Schwankungsfläche der Karatesportlerinnen mit $410,7 (\pm 173,1) \text{ mm}^2$ jedoch kleiner als die der Kontrollgruppe mit $457,8 (\pm 207,7) \text{ mm}^2$. Weder für die Fläche mit offenen Augen (Mann-Whitney-U-Test: $p = 0,223$) noch für die Fläche mit geschlossenen Augen (Mann-Whitney-U-Test: $p = 0,732$) sind die Unterschiede signifikant.

Die Schwankungsfläche nimmt nach Augenschluss bei den Karatesportlerinnen mit $126,3 (\pm 198,8) \text{ mm}^2$ weniger stark zu als bei der Kontrollgruppe mit $248,9 (\pm 197,0) \text{ mm}^2$. Der Unterschied lässt sich jedoch nicht als signifikant bezeichnen (Mann-Whitney-U-Test: $p = 0,159$). Der Vergleich zwischen den Karatesportlerinnen und der weiblichen Kontrollgruppe ist in Abbildung 17 grafisch dargestellt.

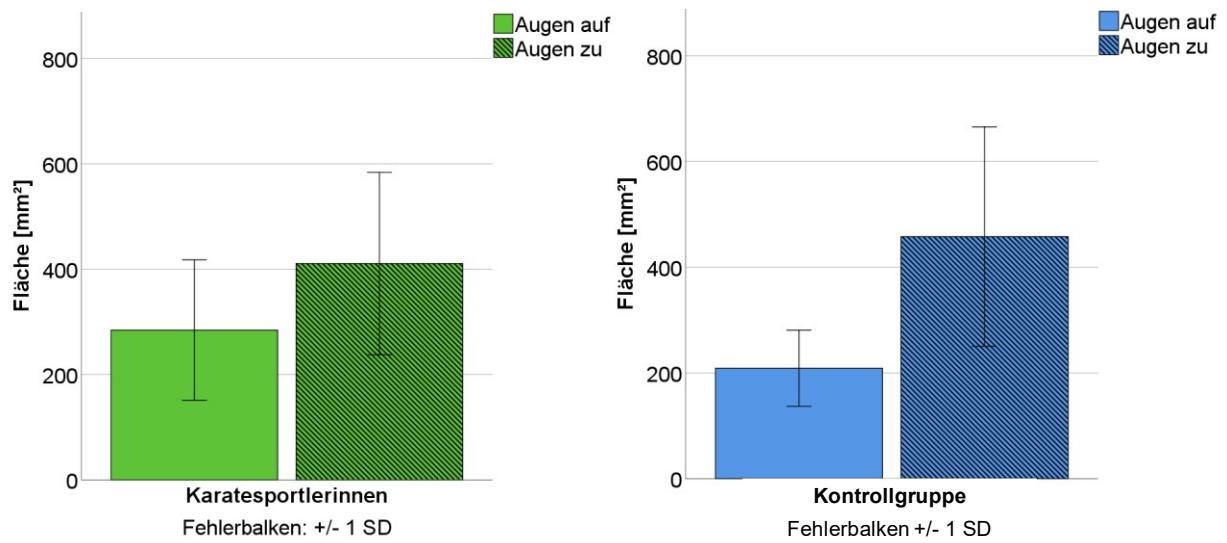


Abbildung 17: Schwankungsflächen im beidbeinigen Stand mit offenen und geschlossenen Augen – Karatesportlerinnen und Kontrollgruppe (Anzahl siehe Tab. 7)

Sowohl bei den Männern (Wilcoxon-Test: Karatesportler: $p = 0,01$; Kontrollgruppe: $p = 0,001$), als auch bei den Frauen (Wilcoxon-Test: Karatesportlerinnen: $p = 0,041$; Kontrollgruppe: $p = 0,001$) ist die Fläche mit offenen Augen signifikant kleiner als die Fläche mit geschlossenen Augen. In Tabelle 7 sind die Ergebnisse, in Tabelle 8 die Auswertung für die Schwankungsflächen im beidbeinigen Stand für Männer und Frauen dargestellt.

Tabelle 7: Schwankungsflächen im beidbeinigen Stand bei Karatesportler:innen und Kontrollgruppen – Ergebnisse (Teil 1)

Schwankungsfläche mit offenen Augen					
	Anzahl	Mittelwert [mm ²]	Standard-abweichung [mm ²]	Max. [mm ²]	Min. [mm ²]
Karatesportler	12	281,9	167,2	688,9	75,0
Kontrollgruppe (m)	15	184,9	84,9	317,8	69,5
Karatesportlerinnen	12	284,4	133,3	498,0	121,4
Kontrollgruppe (w)	16	208,9	71,9	327,3	110,7

Tabelle 7: Schwankungsflächen im beidbeinigen Stand bei Karatesportler:innen und Kontrollgruppen – Ergebnisse (Teil 2)

Schwankungsfläche mit geschlossenen Augen					
	Anzahl	Mittelwert	Standardabweichung	Max.	Min.
		[mm ²]	[mm ²]	[mm ²]	[mm ²]
Karatesportler	12	392,8	277,7	1073,9	150,8
Kontrollgruppe (m)	15	428,9	257,7	1016,7	130,6
Karatesportlerinnen	12	410,7	173,1	727,3	149,8
Kontrollgruppe (w)	16	457,8	207,7	826,4	141,3

Schwankungszunahme nach Augenschluss					
	Anzahl	Mittelwert	Standardabweichung	Max.	Min.
		[mm ²]	[mm ²]	[mm ²]	[mm ²]
Karatesportler	12	110,8	138,3	385,1	-38,8
Kontrollgruppe (m)	15	244,0	233,6	733,8	-26,4
Karatesportlerinnen	12	126,3	198,8	597,7	-131,1
Kontrollgruppe (w)	16	248,9	197,0	514,6	-42,2

Tabelle 8: Schwankungen im beidbeinigen Stand bei Karatesportler:innen und Kontrollgruppen – Hypothesen und Statistik

Die Karatesportler unterscheiden sich zur Kontrollgruppe	hinsichtlich der Schwankungsfläche mit offenen Augen	nicht signifikant (p = 0,093)	Mann-Whitney-U-Test
	hinsichtlich der Schwankungsfläche mit geschlossenen Augen	nicht signifikant (p = 0,719)	
	hinsichtlich der Schwankungszunahme nach Augenschluss	nicht signifikant (p = 0,114)	
Die Karatesportlerinnen unterscheiden sich zur Kontrollgruppe	hinsichtlich der Schwankungsfläche mit offenen Augen	nicht signifikant (p = 0,223)	Mann-Whitney-U-Test
	hinsichtlich der Schwankungsfläche mit geschlossenen Augen	nicht signifikant (p = 0,732)	
	hinsichtlich der Schwankungszunahme nach Augenschluss	nicht signifikant (p = 0,190)	
Die Schwankungsfläche mit offenen Augen unterscheidet sich von der Schwankungsfläche mit geschlossenen Augen innerhalb der	Karatesportler	signifikant * (p = 0,01)	Wilcoxon-Test
	männlichen Kontrollgruppe	signifikant * (p = 0,001)	
	Karatesportlerinnen	signifikant * (p = 0,041)	
	weiblichen Kontrollgruppe	signifikant * (p = 0,001)	

* Signifikant größere Fläche mit geschlossenen Augen

3.2 Einbeinstand

3.2.1 Schwankungsfläche im Altersvergleich

Im Einbeinstand auf dem linken Bein haben die Männer der ältesten Versuchsgruppe im Alter von 36 – 40 Jahren die größte Schwankungsfläche mit einem Mittelwert von $597,3 (\pm 416,8) \text{ mm}^2$. Die Männer zwischen 31 – 35 Jahren schwanken mit einer Fläche von $454,8 (\pm 250,7) \text{ mm}^2$ am wenigsten. Dazwischen liegen die 20 – 25-Jährigen mit einer Fläche von $571,8 (\pm 211,8) \text{ mm}^2$ und die 26 – 30-Jährigen mit $509,8 (\pm 286,0) \text{ mm}^2$ für das linke Bein. Auf dem rechten Bein haben die Männer im Alter von 20 – 25 Jahren mit $689,1 (\pm 307,0) \text{ mm}^2$ die größte Schwankungsfläche. Die kleinste Schwankungsfläche auf dem rechten Bein haben die 26 – 30-Jährigen mit $597,4 (\pm 343,0) \text{ mm}^2$. Dazwischen liegt die Schwankungsfläche der 31– 35-Jährigen mit $670,8 (\pm 334,7) \text{ mm}^2$ und die der 36 – 40-Jährigen mit $657,1 (\pm 264,8) \text{ mm}^2$.

Weder für das linke Bein (Kruskal-Wallis-Test: $p = 0,292$), noch für das rechte Bein (Kruskal-Wallis-Test: $p = 0,725$) sind die Unterschiede zwischen den männlichen Altersgruppen signifikant. Der Vergleich zwischen linkem und rechtem Bein zeigt in allen männlichen Altersgruppen eine signifikant kleinere Fläche auf dem linken Bein (Wilcoxon-Test: $p = 0,021$). Das Balkendiagramm in Abbildung 18 zeigt den Vergleich zwischen den männlichen Probanden im Altersverlauf.

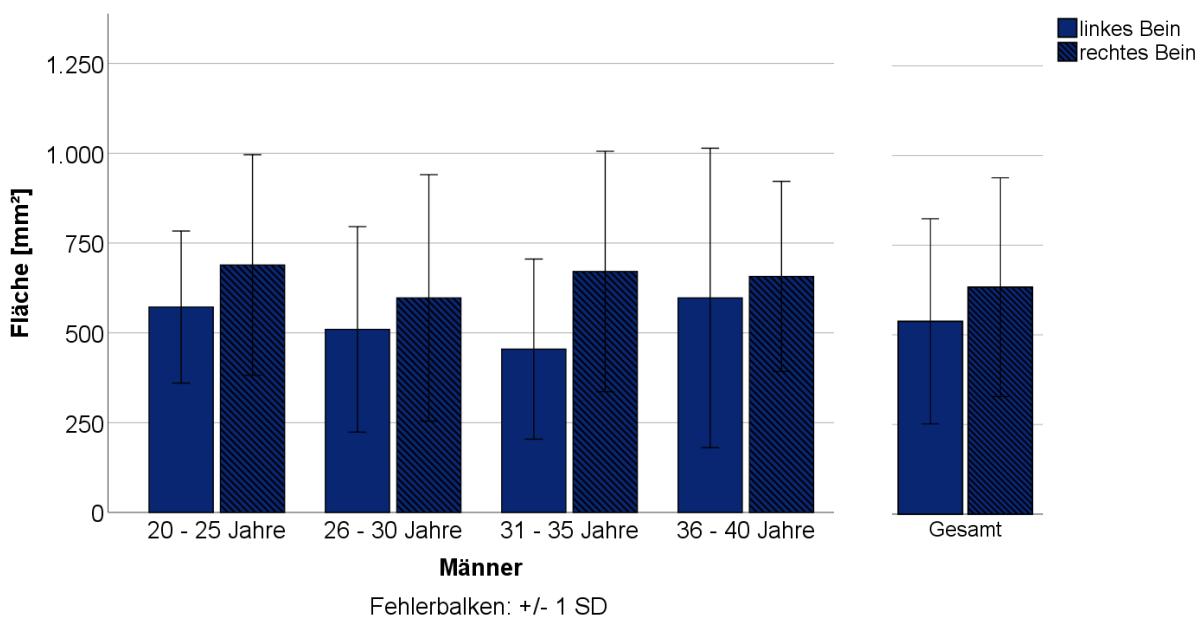


Abbildung 18: Schwankungsflächen im Einbeinstand – Männer im Altersvergleich (Anzahl siehe Tab. 9)

Bei den Frauen hat auf dem linken Bein die Altersgruppe von 20 – 25 Jahren mit 479,6 ($\pm 177,0$) mm² die größte Schwankungsfläche. Die kleinste haben die Frauen im Alter von 26 – 30 Jahren mit 342,5 ($\pm 130,9$) mm². Dazwischen liegen die Werte der 31 – 35-Jährigen mit 394,6 ($\pm 122,7$) mm² und der 36 – 40-Jährigen mit 375,9 ($\pm 101,6$) mm². Auf dem rechten Bein ist die Schwankungsfläche bei den 20 – 25-Jährigen ebenfalls am größten. Allerdings zeigt auf dem rechten Bein die älteste Versuchsgruppe im Alter von 36 – 40 Jahren mit 409,5 ($\pm 121,0$) mm² die kleinste Schwankungsfläche. Dazwischen liegen die 26 – 30-Jährigen mit 464,5 ($\pm 198,5$) mm² und die 31 – 35-Jährigen mit 459,9 ($\pm 192,2$) mm².

Sowohl auf dem linken (Kruskal-Wallis-Test: $p = 0,054$) als auch auf dem rechten Bein (Kruskal-Wallis-Test: $p = 0,356$) unterscheiden sich die weiblichen Altersgruppen nicht signifikant. Die Fläche des linken Beins ist bei allen Altersgruppen signifikant kleiner als die des rechten Beins (Wilcoxon-Test: $p = 0,004$). Das Balkendiagramm in Abbildung 19 stellt den Altersvergleich zwischen den Frauen grafisch dar.

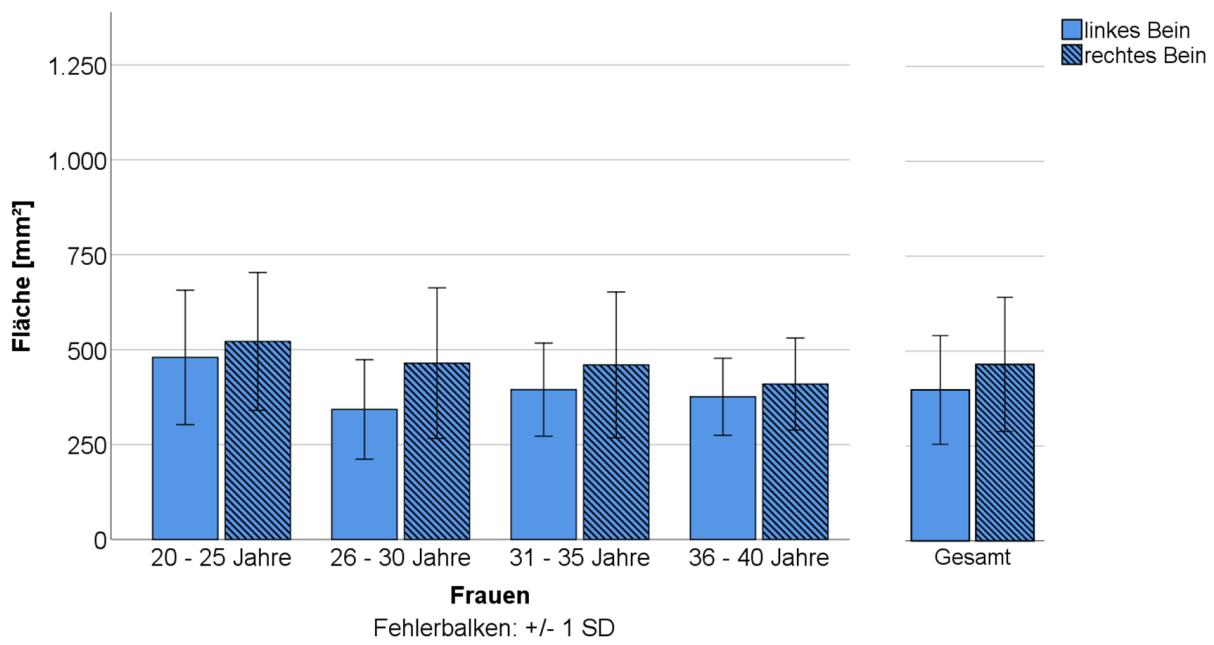


Abbildung 19: Schwankungsflächen im Einbeinstand – Frauen im Altersvergleich (Anzahl siehe Tab. 9)

Vergleicht man die Werte der Frauen und Männer so sind sowohl die Schwankungsflächen des linken (Mann-Whitney-U-Test: $p = 0,003$) als auch des rechten Beins (Mann-Whitney-U-Test: $p < 0,001$) bei den Frauen signifikant kleiner.

In Tabelle 9 sind die Ergebnisse, in Tabelle 10 die Auswertung der Schwankungen im Einbeinstand in der Übersicht dargestellt.

Tabelle 9: Schwankungsflächen im Einbeinstand bei Männern und Frauen im Altersvergleich – Ergebnisse

Linkes Bein					
	Anzahl	Mittelwert [mm ²]	Standard- abweichung [mm ²]	Max. [mm ²]	Min. [mm ²]
Männer					
(A) 20 - 25 Jahre	15	571,8	211,8	959,8	272,3
(B) 26 - 30 Jahre	15	509,8	286,0	1221,8	132,0
(C) 31 - 35 Jahre	16	454,8	250,7	985,9	42,6
(D) 36 - 40 Jahre	15	597,3	416,8	1933,8	239,5
Frauen					
(A) 20 - 25 Jahre	16	479,6	177,0	776,0	203,7
(B) 26 - 30 Jahre	17	342,5	130,9	644,2	180,1
(C) 31 - 35 Jahre	14	394,6	122,7	590,4	232,5
(D) 36 - 40 Jahre	15	375,9	101,6	540,4	177,4
Rechtes Bein					
	Anzahl	Mittelwert [mm ²]	Standard- abweichung [mm ²]	Max. [mm ²]	Min. [mm ²]
Männer					
(A) 20 - 25 Jahre	15,0	689,1	307,0	1567,5	364,2
(B) 26 - 30 Jahre	15,0	597,4	343,0	1319,2	179,7
(C) 31 - 35 Jahre	16,0	670,8	334,7	1629,6	307,3
(D) 36 - 40 Jahre	15,0	657,1	264,8	1392,1	389,6
Frauen					
(A) 20 - 25 Jahre	16	521,8	181,6	864,5	224,2
(B) 26 - 30 Jahre	17	464,5	198,5	986,3	216,7
(C) 31 - 35 Jahre	14	459,9	192,2	908,8	264,6
(D) 36 - 40 Jahre	15	409,5	121,0	679,4	275,8

Tabelle 10: Schwankungen im Einbeinstand bei Männern und Frauen im Altersvergleich – Hypothesen und Statistik (Teil 1)

Die männlichen Altersgruppen unterscheiden sich	hinsichtlich der Schwankungsfläche auf dem linken Bein	nicht signifikant (p = 0,292)	Kruskal-Wallis-Test
	hinsichtlich der Schwankungsfläche auf dem rechten Bein	nicht signifikant (p = 0,725)	
Die weiblichen Altersgruppen unterscheiden sich	hinsichtlich der Schwankungsfläche auf dem linken Bein	nicht signifikant (p = 0,054)	Kruskal-Wallis-Test
	hinsichtlich der Schwankungsfläche auf dem rechten Bein	nicht signifikant (p = 0,356)	

Tabelle 10: Schwankungen im Einbeinstand bei Männern und Frauen im Altersvergleich – Hypothesen und Statistik (Teil 2)

Die Schwankungsfläche auf dem linken Bein unterscheidet sich vom rechten Bein	Männer (alle Altersgruppen)	signifikant * ($p = 0,021$)	Wilcoxon-Test
	Frauen (alle Altersgruppen)	signifikant * ($p = 0,004$)	
Männer und Frauen unterscheiden sich hinsichtlich der Schwankungsfläche	auf dem linken Bein	signifikant ** ($p = 0,003$)	Mann-Whitney-U-Test
	auf dem rechten Bein	signifikant ** ($p < 0,001$)	
* Signifikant kleinere Schwankungsfläche auf dem linken Bein			
**Signifikant kleinere Schwankungsfläche bei Frauen			

3.2.2 Schwankungsfläche bei Karatesportlern und -sportlerinnen

Bei den Männern weisen die Karatesportler im Einbeinstand auf dem linken Bein mit $567,2 (\pm 220,2) \text{ mm}^2$ eine kleinere Schwankungsfläche auf als die Kontrollgruppe mit $678,5 (\pm 338,5) \text{ mm}^2$. Ebenso für das rechte Bein, die Schwankungsfläche beträgt hier $526,9 (274,6) \text{ mm}^2$ bei den Karatesportlern und $689,1 (\pm 307,0) \text{ mm}^2$ bei der Kontrollgruppe.

Die Unterschiede sind weder für das linke (Mann-Whitney-U-Test: $p = 0,548$), noch für das rechte Bein (Mann-Whitney-U-Test: $p = 0,236$) signifikant.

Bei den Karatesportlern zeigt sich außerdem kein signifikanter Unterschied zwischen der Fläche des linken und rechten Beins (Wilcoxon-Test: $p = 0,695$). In Abbildung 20 ist das Ergebnis grafisch dargestellt.

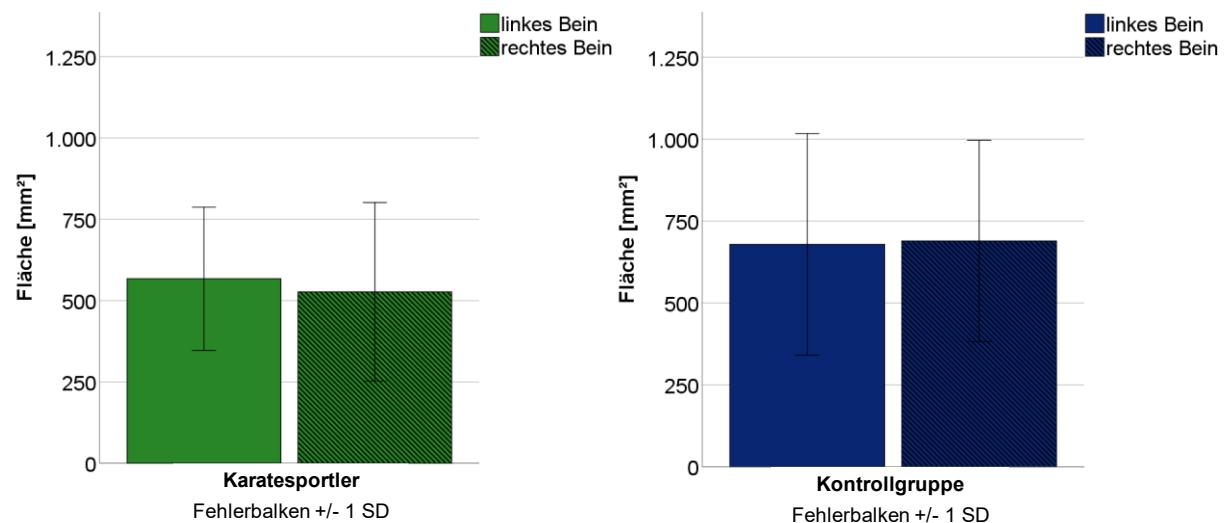


Abbildung 20: Schwankungsflächen im Einbeinstand – Karatesportler und Kontrollgruppe (Anzahl siehe Tab. 11)

Bei den Frauen hat die weibliche Kontrollgruppe auf dem linken Bein mit $479,6 (\pm 177,0) \text{ mm}^2$ die größere Schwankungsfläche. Bei den Karatesportlerinnen ist diese mit $332,3 (\pm 150,8) \text{ mm}^2$ deutlich kleiner. Auf dem rechten Bein schwanken die Probandinnen der Kontrollgruppe auf einer Fläche von $521,8 (\pm 181,6) \text{ mm}^2$ und die Karatesportlerinnen auf einer Fläche von $535,0 (\pm 215,5) \text{ mm}^2$.

Die Karatesportlerinnen haben somit auf dem linken Bein einen signifikant stabileren Stand (Mann-Whitney-U-Test: $p = 0,042$). Auf dem rechten Bein gibt es jedoch keinen signifikanten Unterschied (Mann-Whitney-U-Test: $p = 0,945$) zwischen den beiden Versuchsgruppen.

Der Vergleich der Schwankungsflächen von rechtem und linkem Bein zeigt bei den Karatesportlerinnen eine signifikant größere Fläche auf dem rechten Bein (Wilcoxon-Test: $p = 0,034$). Für die grafische Darstellung siehe Abbildung 21.

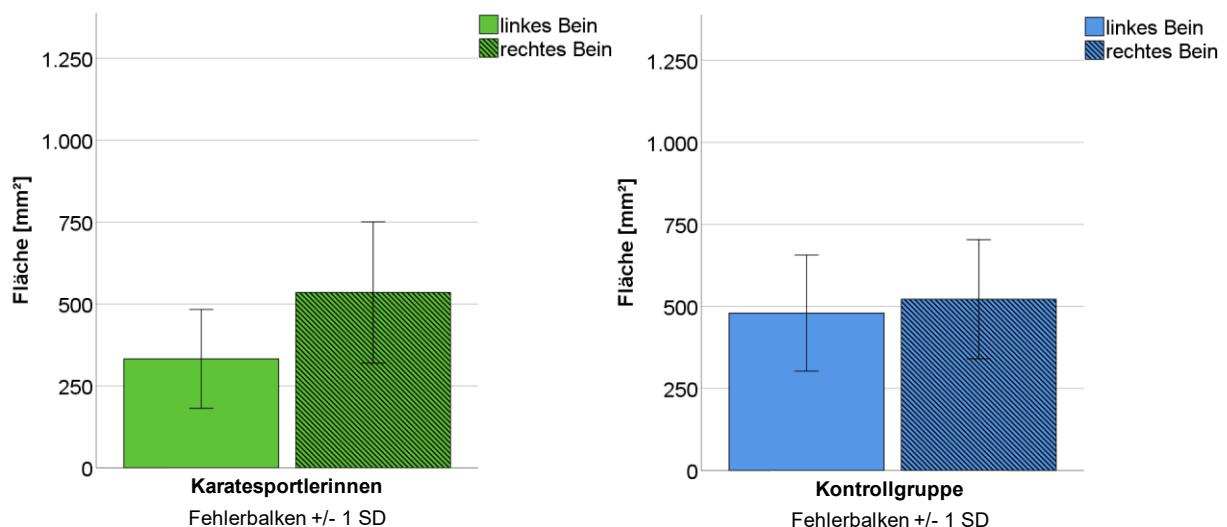


Abbildung 21: Schwankungsflächen im Einbeinstand – Karatesportlerinnen und Kontrollgruppe (Anzahl siehe Tab. 11)

In Tabelle 11 sind die Ergebnisse, in Tabelle 12 die Auswertung des Einbeinstandes für die Karatesportler:innen sowie der männlichen und weiblichen Kontrollgruppen in der Übersicht dargestellt.

Tabelle 11: Schwankungsflächen im Einbeinstand bei Karatesportler:innen und Kontrollgruppen – Ergebnisse

	Anzahl	Mittelwert [mm ²]	Standard-abweichung [mm ²]	Max. [mm ²]	Min. [mm ²]
Linkes Bein					
Karatesportler	12	567,2	220,2	1056,8	247,8
Kontrollgruppe (m)	15	678,5	338,5	1421,9	272,3
Rechtes Bein					
Karatesportler	12	526,9	274,6	1103,3	47,0
Kontrollgruppe (m)	15	689,1	307,0	1567,5	364,2
Karatesportlerinnen	12	535,0	215,5	951,6	259,1
Kontrollgruppe (w)	16	521,8	181,6	864,5	224,2

Tabelle 12: Schwankungen im Einbeinstand bei Karatesportler:innen und Kontrollgruppen – Hypothesen und Statistik

Die Karatesportler unterscheiden sich zur Kontrollgruppe	hinsichtlich der Schwankungsfläche auf dem linken Bein	nicht signifikant (p = 0,548)	Mann-Whitney-U-Test	
	hinsichtlich der Schwankungsfläche auf dem rechten Bein	nicht signifikant (p = 0,236)		
Die Karatesportlerinnen unterscheiden sich zur Kontrollgruppe	hinsichtlich der Schwankungsfläche auf dem linken Bein	signifikant* (p = 0,042)	Mann-Whitney-U-Test	
	hinsichtlich der Schwankungsfläche auf dem rechten Bein	nicht signifikant (p = 0,945)		
Die Schwankungsfläche auf dem linken Bein unterscheidet sich vom rechten Bein	Karatesportler	nicht signifikant (p = 0,695)	Wilcoxon-Test	
	Karatesportlerinnen	signifikant ** (p = 0,034)		
* Signifikant kleinere Schwankungsfläche bei den Karatesportlerinnen				
**Signifikant kleinere Schwankungsfläche auf dem linken Bein				

3.3 Gehen auf der Stelle

3.3.1 Gangbreite im Altersvergleich

Die Männer im Alter von 31 – 35 Jahren haben mit 329 (± 41) mm das breiteste Gangbild. Die 36 – 40-Jährigen Männer weisen mit einer mittleren Gangbreite von 327 (± 67) mm eine ähnliche Gangbreite auf. Die 20 – 25-Jährigen Männer mit 289 (± 43) mm und die 26 – 30-Jährigen mit 286 (± 43) mm gehen deutlich weniger breit auf diesem Gerät.

Bei den Frauen hat die älteste Versuchsgruppe im Alter von 36 – 40 Jahren mit 302 (± 67) mm das breiteste Gangbild. Die mittlere Gangbreite der 20 – 25-Jährigen liegt bei 292 (± 68) mm, die der 31 – 35-Jährigen bei 288 (± 37) mm. Frauen im Alter von 26 – 30 Jahren weisen mit 284 (± 56) mm die geringste Gangbreite auf.

Weder bei den Männern (ANOVA: $p = 0,465$) noch bei den Frauen (ANOVA: $p = 0,854$) zeigt sich ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Altersgruppen. In Abbildung 22 sind die Ergebnisse grafisch dargestellt.

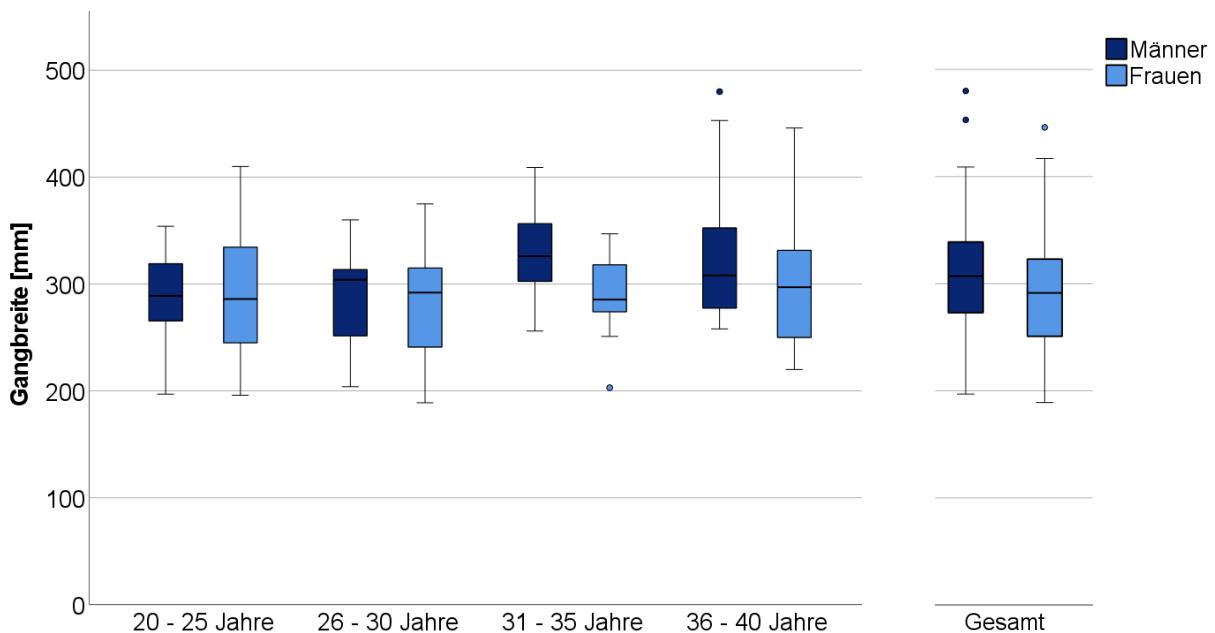


Abbildung 22: Gangbreite – Männer und Frauen im Altersvergleich (Anzahl siehe Tab. 13)

In Tabelle 13 sind die Ergebnisse, in Tabelle 14 die Auswertung für die Gangbreite der Männer und Frauen in der Übersicht dargestellt.

Tabelle 13: Gangbreite bei Männern und Frauen im Altersvergleich – Ergebnisse

	Anzahl	Mittelwert [mm]	Standardabweichung [mm]	Max. [mm]	Min. [mm]
Männer					
(A) 20 – 25 Jahre	15	289	43	354	197
(B) 26 – 30 Jahre	15	286	43	360	204
(C) 31 – 35 Jahre	16	329	41	409	256
(D) 36 – 40 Jahre	15	327	68	480	258
Frauen					
(A) 20 – 25 Jahre	16	292	68	410	196
(B) 26 – 30 Jahre	17	284	56	375	189
(C) 31 – 35 Jahre	14	288	37	347	203
(D) 36 – 40 Jahre	15	302	67	446	220

Tabelle 14: Gangbreite bei Männern und Frauen im Altersvergleich – Hypothesen und Statistik

Die männlichen Altersgruppen unterscheiden sich hinsichtlich der Gangbreite	nicht signifikant ($p = 0,465$)	ANOVA
Die weiblichen Altersgruppen unterscheiden sich hinsichtlich der Gangbreite	nicht signifikant ($p = 0,854$)	ANOVA

3.3.2 Gangbreite bei Karatesportlern und -sportlerinnen

Die Karatesportler haben mit $432 (\pm 42)$ mm ein signifikant breiteres Gangbild als die männliche Kontrollgruppe mit $289 (\pm 42)$ mm (t-Test: $p < 0,001$).

Die Karatesportlerinnen haben mit einer Gangbreite von $381 (\pm 89)$ mm ein signifikant breiteres Gangbild als die Kontrollgruppe mit $292 (\pm 68)$ mm (t-Test: $p = 0,006$).

Abbildung 23 stellt die Ergebnisse grafisch dar. Tabelle 15 zeigt die Ergebnisse, Tabelle 16 die Auswertung in der Übersicht.

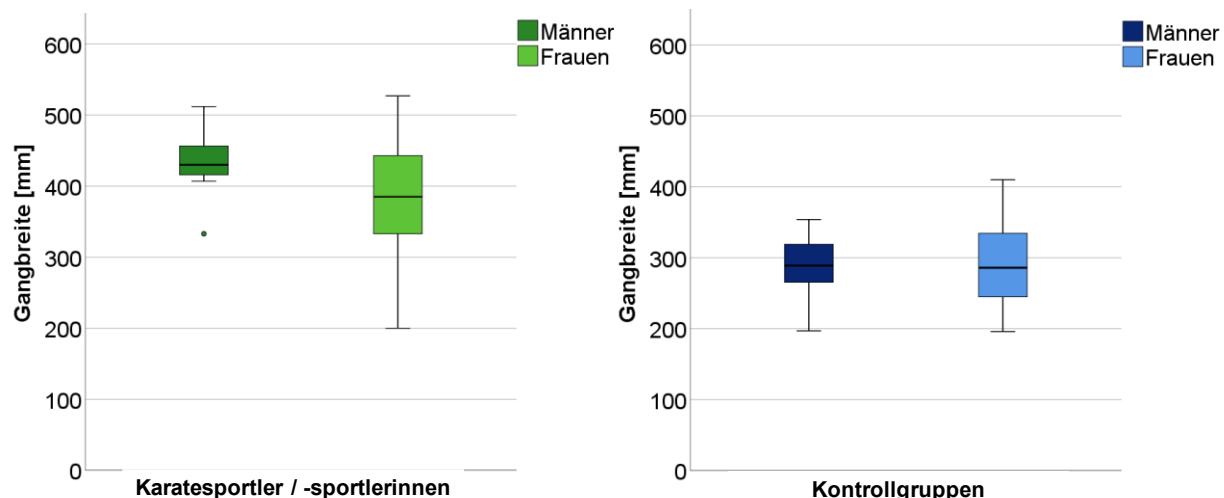


Abbildung 23: Gangbreite – Karatesportler:innen und Kontrollgruppen (Anzahl siehe Tab. 15)

Tabelle 15: Gangbreite bei Karatesportler:innen und Kontrollgruppen – Ergebnisse

	Anzahl	Mittelwert	Standard-abweichung	Max.	Min.
		[mm]	[mm]	[mm]	[mm]
Karatesportler	12	432	42	512	333
Kontrollgruppe (m)	15	289	43	354	197
Karatesportlerinnen	12	381	90	527	200
Kontrollgruppe (w)	16	292	68	410	196

Tabelle 16: Gangbreite bei Karatesportler:innen und Kontrollgruppen – Hypothesen und Statistik

Die Karatesportler unterscheiden sich zur Kontrollgruppe hinsichtlich der Gangbreite	signifikant * ($p < 0,001$)	t-Test
Die Karatesportlerinnen unterscheiden sich zur Kontrollgruppe hinsichtlich der Gangbreite	signifikant ** ($p = 0,006$)	t-Test
*Karatesportler haben ein signifikant breiteres Gangbild		
**Karatesportlerinnen haben ein signifikant breiteres Gangbild		

3.4 Stabilitätsareal

3.4.1 Stabilitätsareal im Altersvergleich

Bei den 26 – 30-jährigen Männern ist die mittlere Fläche des Stabilitätsareals mit 81726 (± 11978) mm² am größten und bei den 31 – 35-jährigen Männern mit 78139 (± 11341) mm² am kleinsten. Dazwischen liegen die 20 – 25-jährigen Männer mit einem Stabilitätsareal von 79696 (± 15023) mm² und die 36 – 40-jährigen Männer mit 79233 (± 9914) mm². Die männlichen Altersgruppen unterscheiden sich nicht signifikant (ANOVA: $p = 0,873$).

Bei den weiblichen Probandinnen ist das Stabilitätsareal der ältesten Versuchsgruppe der 36 – 40-Jährigen mit einer mittleren Fläche von 67839 (± 14420) mm² am größten. Es folgt die Altersgruppe der 20 – 25-Jährigen mit 67409 (± 13055) mm² und die der 31 – 35-Jährigen mit 66530 (± 14134) mm². Die 26 – 30-jährigen Frauen kommen im Mittel auf 61173 (± 15330) mm² und haben damit das kleinste Stabilitätsareal. Die Unterschiede sind jedoch nicht signifikant (ANOVA: $p = 0,518$).

Der Vergleich zwischen Frauen und Männern zeigt ein signifikant größeres Stabilitätsareal bei den Männern (ANOVA: $p < 0,001$). In Abbildung 24 sind die Ergebnisse grafisch dargestellt.

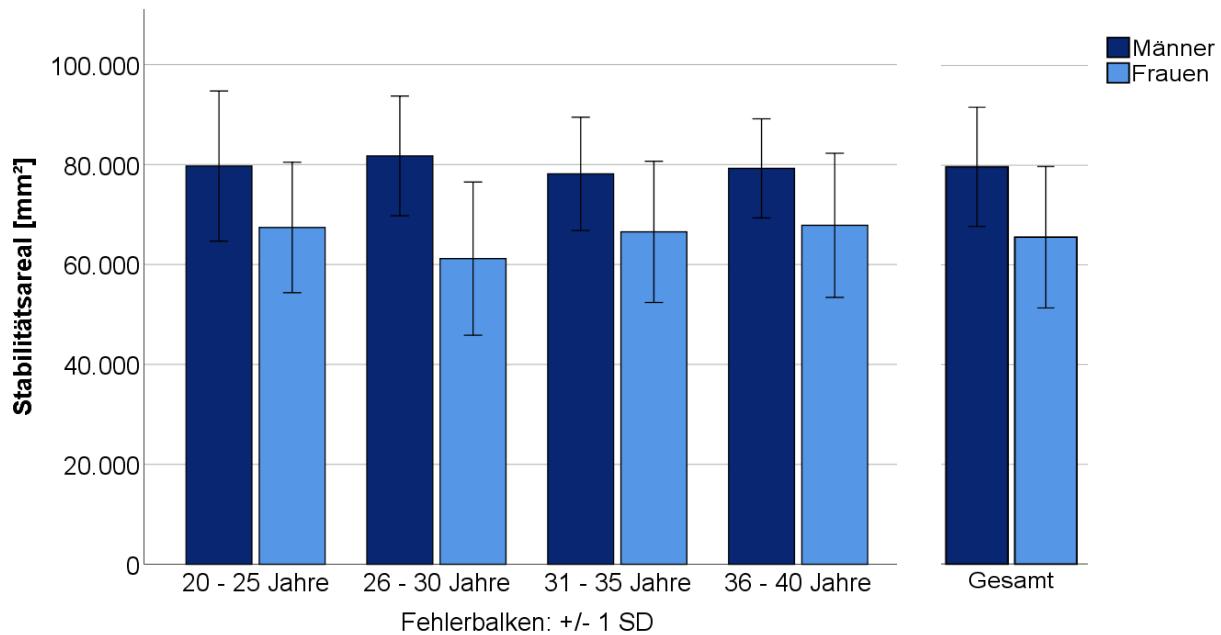


Abbildung 24: Stabilitätsareal – Männer und Frauen im Altersvergleich (Anzahl siehe Tab. 17)

Die genauen Ergebnisse für das Stabilitätsareal der Männer und Frauen im Altersvergleich sind in Tabelle 17 dargestellt. Eine Zusammenfassung der geprüften Hypothesen findet sich in Tabelle 18.

Tabelle 17: Stabilitätsareal bei Männern und Frauen im Altersvergleich – Ergebnisse

	Anzahl	Mittelwert [mm ²]	Standardabweichung [mm ²]	Max. [mm ²]	Min. [mm ²]
Männer					
(A) 20 - 25 Jahre	15	79696	15023	106548	54520
(B) 26 - 30 Jahre	15	81726	11978	103461	61455
(C) 31 - 35 Jahre	16	78139	11341	94696	57436
(D) 36 - 40 Jahre	15	79233	9914	91431	60584
Frauen					
(A) 20 - 25 Jahre	16	67409	13055	94375	50307
(B) 26 - 30 Jahre	17	61173	15330	81387	32162
(C) 31 - 35 Jahre	14	66530	14134	89496	41860
(D) 36 - 40 Jahre	11	67839	14420	91038	44485

Tabelle 18: Stabilitätsareal bei Männern und Frauen im Altersvergleich – Hypothesen und Statistik

Die männlichen Altersgruppen unterscheiden sich hinsichtlich der Fläche des Stabilitätsareals	nicht signifikant (p = 0,873)	ANOVA
Die weiblichen Altersgruppen unterscheiden sich hinsichtlich der Fläche des Stabilitätsareals	nicht signifikant (p = 0,054)	
Männer und Frauen unterscheiden sich hinsichtlich der Fläche des Stabilitätsareals	signifikant * (p < 0,001)	
* Frauen haben ein signifikant kleineres Stabilitätsareal		

3.4.2 Stabilitätsareal bei Karatesportlern und -sportlerinnen

Bei den Männern ist das Stabilitätsareal der Karatesportler mit $91613 (\pm 14129) \text{ mm}^2$ größer als das der Kontrollgruppe mit $79696 (\pm 15023) \text{ mm}^2$. Der Unterschied verfehlt die Signifikanz knapp (t-Test: $p = 0,052$).

Bei den Frauen weisen die Karatesportlerinnen mit $88715 (\pm 13494) \text{ mm}^2$ im Mittel ein signifikant größeres Stabilitätsareal als die weibliche Kontrollgruppe mit $67409 (\pm 13055) \text{ mm}^2$ auf (t-Test: $p < 0,001$).

Abbildung 25 stellt den grafischen Vergleich der Stabilitätsareale der Karatesportler:innen sowie deren Kontrollgruppen dar.

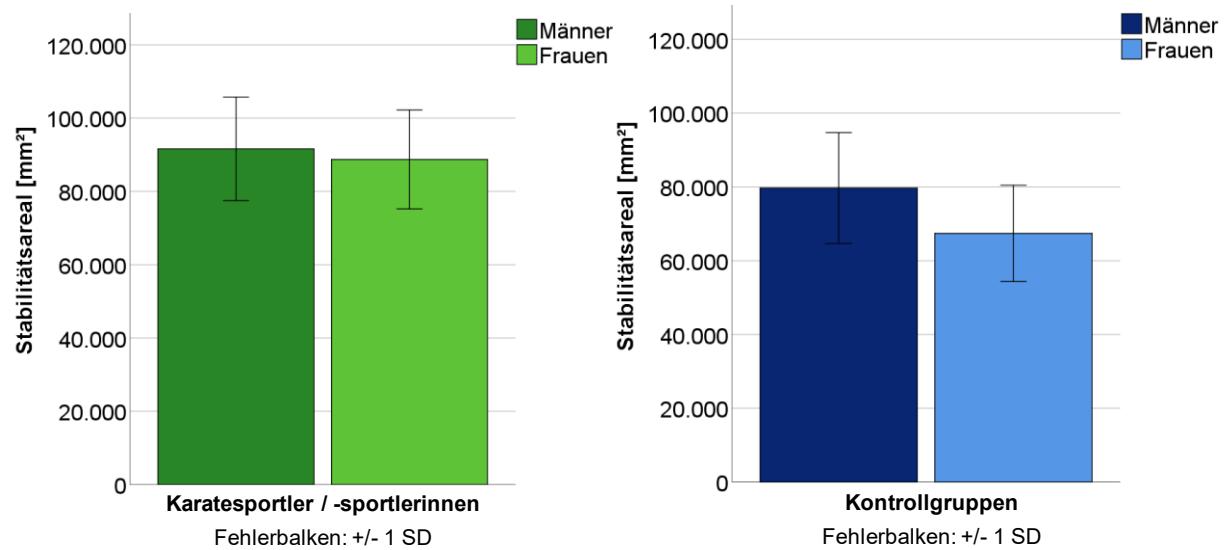


Abbildung 25: Stabilitätsareal – Karatesportler:innen und Kontrollgruppen (Anzahl siehe Tab. 19)

Ergebnisse und Auswertung für das Stabilitätsareal der Karatesportler:innen sowie für deren Kontrollgruppen sind in Tabelle 19 und 20 dargestellt.

Tabelle 19: Stabilitätsareal bei Karatesportler:innen und Kontrollgruppen – Ergebnisse

	Anzahl	Mittelwert [mm ²]	Standardabweichung [mm ²]	Max. [mm ²]	Min. [mm ²]
Karatesportler	12	91613	14129	107206	55537
Kontrollgruppe (m)	15	79696	15023	106548	54520
Karatesportlerinnen	12	88715	13494	110254	70958
Kontrollgruppe (w)	16	67409	13055	94375	50307

Tabelle 20: Stabilitätsareal bei Karatesportler:innen und Kontrollgruppen – Hypothesen und Statistik

Die Karatesportler unterscheiden sich zur Kontrollgruppe hinsichtlich der Fläche des Stabilitätsareals	nicht signifikant ($p = 0,873$)	t-Test
Die Karatesportlerinnen unterscheiden sich zur Kontrollgruppe hinsichtlich der Fläche des Stabilitätsareals	signifikant * ($p < 0,001$)	t-Test
* Karatesportlerinnen haben ein signifikant größeres Stabilitätsareal		

3.5 Mobilität: Ausgleichen des KSP auf der sich bewegenden Plattform

3.5.1 Mobilität im Altersvergleich

Der Großteil der Proband:innen erreicht die maximale Stufe 10 für alle Richtungen der Plattformneigung. Nur vereinzelt kann der KSP nicht bis zur maximalen Neigung auf der Stelle gehalten werden. Bei der Plattformneigung nach hinten können alle männlichen Probanden den KSP bis zur maximalen Stufe 10 auf einer Stelle zu halten, daher kann hier kein p-Wert berechnet werden. Weder bei den Männern noch bei den Frauen sind signifikante Unterschiede zwischen den Altersgruppen festzustellen (siehe Tabelle 21).

Die genauen Anzahlen an Proband:innen je Stufe sind für die verschiedenen Richtungen der Plattformneigung, aus Gründen der Übersichtlichkeit, in Anhang A in einer Tabelle aufgeführt.

Tabelle 21: Mobilität im Altersvergleich – Signifikanzen für die verschiedenen Richtungen der Plattformneigung

Richtung der Plattformneigung	Kruskal-Wallis-Test (p-Wert)	
	Männer	Frauen
rechts	0,837	0,950
vorne rechts	0,340	0,870
vorne	0,421	0,347
vorne links	0,889	0,939
links	0,558	0,863
hinten links	0,193	0,288
hinten	-	0,188
hinten rechts	0,776	0,018

* kein p-Wert: alle max. Stufe 10 erreicht

3.5.2 Mobilität bei Karatesportlern und -sportlerinnen

Für beide Geschlechter kommt es, sowohl bei den Karatesportler:innen als auch bei den jeweiligen Kontrollgruppen, nur vereinzelt vor, dass die maximale Stufe 10 nicht erreicht wird. Bei der Plattformneigung nach hinten können alle Proband:innen (Sportler:innen und Kontrollgruppe) die maximale Stufe 10 erreichen.

Zusätzlich erreichen bei Neigung nach hinten links alle Karatesportler:innen die maximale Stufe. Bei den Frauen können außerdem alle Karatesportlerinnen bei der Plattformneigung nach links und nach vorne links den KSP bis zur maximalen Plattformneigung auf der Stelle halten, während einige Probandinnen der weiblichen Kontrollgruppe in diese Richtungen den Test vorzeitig beenden.

Es finden sich weder bei den Männern noch bei den Frauen signifikante Unterschiede zwischen Karatesportler:innen und der jeweiligen Kontrollgruppe für die verschiedenen Richtungen der Plattformneigung. Bei beiden Geschlechtern kann für die Plattformneigung nach hinten und bei den Frauen zusätzlich nach hinten rechts, kein p-Wert berechnet werden, da alle Proband:innen beider Versuchsgruppen die maximale Stufe 10 erreichen (siehe Tabelle 22). In einer Tabelle in Anhang B sind für die verschiedenen Richtungen der Plattformneigung die genauen Anzahlen an Proband:innen für die jeweiligen erreichten Stufen aufgeführt.

Tabelle 22: Mobilität bei Karatesportler:innen und Kontrollgruppen – Signifikanzen für die verschiedenen Richtungen der Plattformneigung

Richtung der Plattformneigung	Mann-Whitney-U-Test (p-Wert)	
	Männer	Frauen
rechts	0,581	0,599
vorne rechts	0,943	0,599
vorne	0,486	0,732
vorne links	0,943	0,599
links	0,719	0,599
hinten links	0,399	0,599
hinten	-	-
hinten rechts	0,792	-

* kein p-Wert: alle max. Stufe 10 erreicht

3.6 Armkraft im Stehen

3.6.1 Armkraft im Altersvergleich

Es zeigt sich sowohl unter Druck als auch unter Zug eine deutliche Seitendifferenz der Armkraft im Stehen. Die durchschnittlich höchsten Kraftwerte sind bei den 31 – 35 Jahre alten Männer zu verzeichnen. Mit dem linken Arm werden hier mittlere Werte von 6,63 ($\pm 3,18$) daN, mit dem rechten Arm von 8,75 ($\pm 6,10$) daN erzielt. Bei der Ausübung von Zug werden links -9,63 ($\pm 5,94$) daN und rechts von -12,00 ($\pm 7,16$) daN gemessen. Die zweithöchsten Kraftwerte haben die Männer im Alter von 36 – 40 Jahren. Bei Druck mit dem linken Arm wird ein Mittelwert von 5,87 ($\pm 1,51$) daN und rechts von 8,07 ($\pm 2,69$) daN gemessen.

Mit dem linken Arm kann im Mittel $-8,73 (\pm 1,71)$ daN gezogen werden. Der rechte Arm erbringt eine mittlere Zugkraft von $-11,40 (\pm 3,25)$ daN. Männer im Alter von 20 – 25 Jahren zeigen bei Druck mit dem linken Arm einen Mittelwert von $5,53 (\pm 1,85)$ daN und mit dem rechten Arm $8,07 (\pm 2,76)$ daN. Bei Zug können links $-8,27 (\pm 3,88)$ daN und rechts $-10,47 (\pm 4,94)$ daN gemessen werden. Die durchschnittlich niedrigsten Kraftwerte bei den Männern weist die Altersgruppe der 26 – 30-Jährigen auf. Sie kommen bei Druck mit dem linken Arm im Mittel auf $5,67 (\pm 2,02)$ daN, mit dem rechten Arm auf $7,60 (\pm 3,11)$ daN. Für die Zugkraft wird links $-7,07 (\pm 2,15)$ daN und rechts $-9,20 (\pm 2,54)$ daN gemessen.

Im Hinblick auf das Alter zeigt sich kein signifikanter Unterschied zwischen den männlichen Altersgruppen hinsichtlich des Drucks mit dem linken (Kruskal-Wallis-Test: $p = 0,858$) und rechtem Arm (Kruskal-Wallis-Test: $p = 0,830$). Auch für die Zugkraft kann sowohl für den linken (Kruskal-Wallis-Test: $p = 0,225$) als auch für den rechten Arm (Kruskal-Wallis-Test: $p = 0,360$) kein signifikanter Unterschied im Altersvergleich festgestellt werden. Im Balkendiagramm in Abbildung 26 sind die Kraftwerte der Männer für Druck oberhalb und für Zug unterhalb der x-Achse dargestellt.

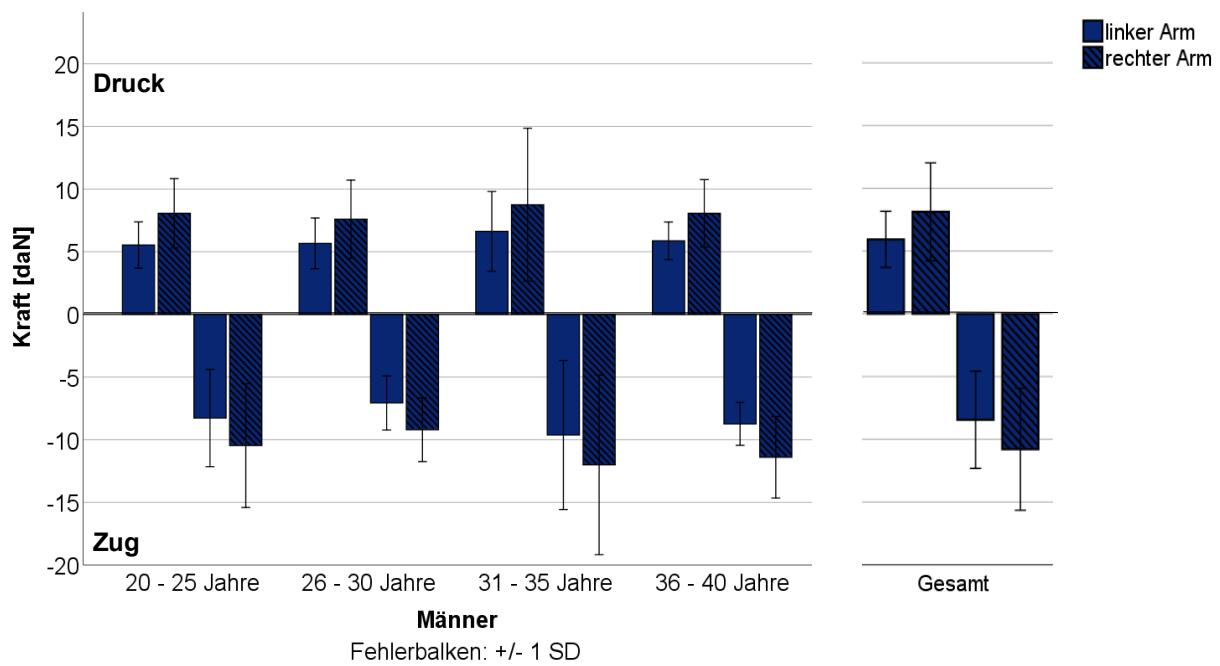


Abbildung 26: maximale Kraft für Druck und Zug – Männer im Altersvergleich (Anzahl siehe Tab. 23)

Auch bei den Frauen zeigt sich eine deutliche Seitendifferenz der Kraft bei Druck und Zug. Hier weist die Altersgruppe der 31 – 35-Jährigen die durchschnittlich höchsten Kraftwerte auf. Bei Druck beträgt der Mittelwert der Kraft links 3,71 ($\pm 1,27$) daN und rechts 5,64 ($\pm 1,34$) daN. Die mittlere Zugkraft des linken Arms liegt bei -4,93 ($\pm 1,14$) daN und die des rechten Arms bei -6,29 $\pm 2,02$ daN. Es folgen die Frauen im Alter von 20 – 25 Jahren. Die Druckkraft mit dem linken Arm beträgt bei ihnen im Mittel 4,00 ($\pm 1,46$) daN und mit dem rechten Arm 5,19 ($\pm 2,51$) daN. Bei Zug sind Mittelwerte von -4,56 ($\pm 2,85$) daN für den linken Arm und -6,00 ($\pm 3,18$) daN für den rechten Arm gemessen. Die 36 – 40-jährigen Frauen kommen links auf eine Druckkraft von 3,40 ($\pm 1,24$) daN und rechts auf 5,13 ($\pm 1,60$) daN. Die Zugkraft beträgt links -4,67 ($\pm 2,06$) daN und rechts -6,47 ($\pm 1,55$) daN. Die niedrigsten Kraftwerte sind bei den 26 – 30-jährigen Frauen zu verzeichnen. Die mittlere Druckkraft des linken Arms liegt hier bei 3,29 ($\pm 0,85$) daN und die des rechten Arms bei 4,59 ($\pm 1,33$) daN. Die Zugkraft links liegt bei -4,56 ($\pm 2,85$) daN und rechts bei -5,88 ($\pm 2,62$) daN.

Bei den Frauen kann ebenfalls kein signifikanter Unterschied zwischen den Altersgruppen festgestellt werden, weder für den ausgeübten Druck mit dem linken (Kruskal-Wallis-Test: $p = 0,392$) und rechten Arm (Kruskal-Wallis-Test: $p = 0,360$), noch für Zug mit dem linken (Kruskal-Wallis-Test: $p = 0,644$) und rechten Arm (Kruskal-Wallis-Test: $p = 0,558$). In Abbildung 27 sind die Kraftwerte der Frauen, für Druck oberhalb und für Zug unterhalb der x-Achse dargestellt.

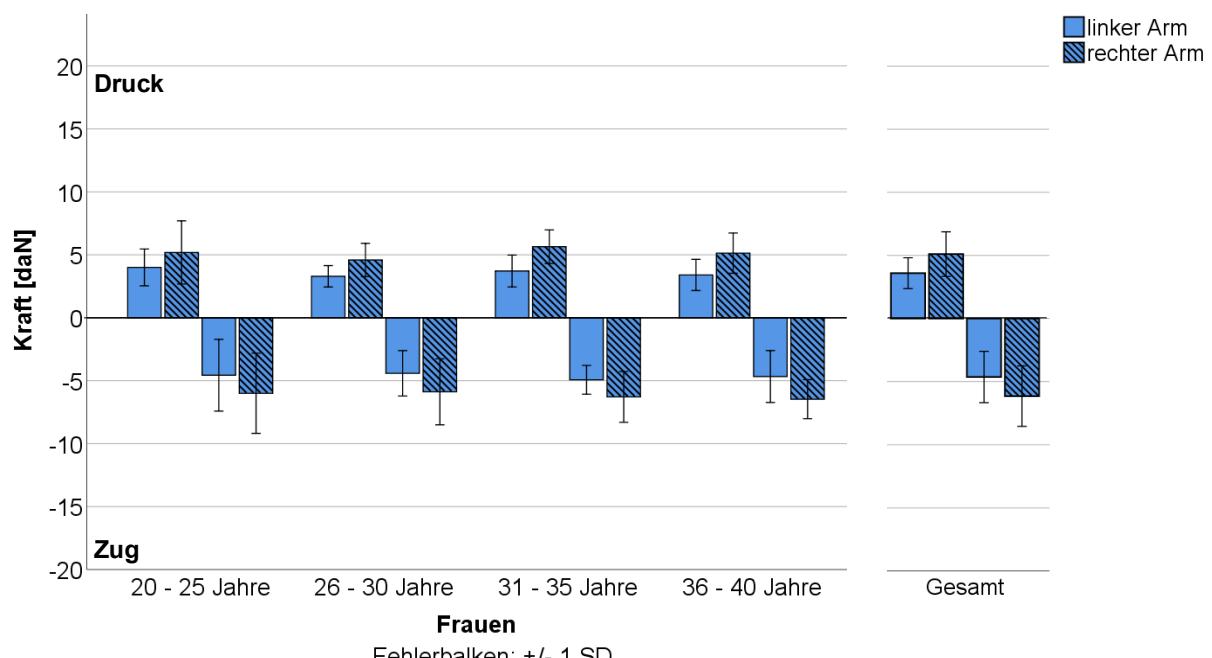


Abbildung 27: maximale Kraft für Druck und Zug – Frauen im Altersvergleich (Anzahl siehe Tab. 23)

Im Altersverlauf zeigen sich hinsichtlich der Kraft keine Unterschiede, daher werden die Versuchsgruppen A – D zu einer Gruppe zusammengefasst. Hier zeigen die Männer signifikant größere Kraftwerte als Frauen (Mann-Whitney-U-Test: $p < 0,001$). Die Unterscheidung zwischen rechtem und linkem Arm zeigt sowohl bei den Männern (Wilcoxon-Test: $p < 0,001$) als auch bei den Frauen (Wilcoxon-Test: $p < 0,001$) signifikant höhere Kraftwerte für den rechten Arm. Tabelle 23 zeigt die Kraftwerte der Männer und Frauen und Tabelle 24 deren Auswertung in der Übersicht.

Tabelle 23: maximale Kraft für Druck und Zug bei Männern und Frauen im Altersvergleich – Ergebnisse

	Anzahl	Mittelwert	Standard- abweichung	Max.	Min.
		[daN]	[daN]	[daN]	[daN]
Druck links					
Männer					
(A) 20 - 25 Jahre	15	5,53	1,85	9	3
(B) 26 - 30 Jahre	15	5,67	2,02	10	2
(C) 31 - 35 Jahre	16	6,63	3,18	13	3
(D) 36 - 40 Jahre	15	5,87	1,51	9	4
Frauen					
(A) 20 - 25 Jahre	16	4,00	1,46	7	2
(B) 26 - 30 Jahre	17	3,29	0,85	5	2
(C) 31 - 35 Jahre	14	3,71	1,27	7	2
(D) 36 - 40 Jahre	15	3,40	1,24	6	2
Druck rechts					
Männer					
(A) 20 - 25 Jahre	15	8,07	2,76	13	4
(B) 26 - 30 Jahre	15	7,60	3,11	15	4
(C) 31 - 35 Jahre	16	8,75	6,10	24	3
(D) 36 - 40 Jahre	15	8,07	2,69	13	5
Frauen					
(A) 20 - 25 Jahre	16	5,19	2,51	12	2
(B) 26 - 30 Jahre	17	4,59	1,33	7	2
(C) 31 - 35 Jahre	14	5,64	1,34	8	4
(D) 36 - 40 Jahre	15	5,13	1,60	8	3
Zug links					
Männer					
(A) 20 - 25 Jahre	15	-8,27	3,88	-4	-16
(B) 26 - 30 Jahre	15	-7,07	2,15	-3	-11
(C) 31 - 35 Jahre	16	-9,63	5,94	-4	-24
(D) 36 - 40 Jahre	15	-8,73	1,71	-6	-13
Frauen					
(A) 20 - 25 Jahre	16	-4,56	2,85	-2	-13
(B) 26 - 30 Jahre	17	-4,41	1,80	-2	-9
(C) 31 - 35 Jahre	14	-4,93	1,14	-2	-7
(D) 36 - 40 Jahre	15	-4,67	2,06	-2	-10
Zug rechts					
Männer					
(A) 20 - 25 Jahre	15	-10,47	4,94	-4	-22
(B) 26 - 30 Jahre	15	-9,20	2,54	-6	-14
(C) 31 - 35 Jahre	16	-12,00	7,16	-4	-28
(D) 36 - 40 Jahre	15	-11,40	3,25	-6	-19
Frauen					
(A) 20 - 25 Jahre	16	-6,00	3,18	-2	-13
(B) 26 - 30 Jahre	17	-5,88	2,62	-2	-12
(C) 31 - 35 Jahre	14	-6,29	2,02	-4	-10
(D) 36 - 40 Jahre	15	-6,47	1,55	-3	-9

Tabelle 24: maximale Kraft für Druck und Zug bei Männern und Frauen im Altersvergleich – Hypothesen und Statistik

Die männlichen Altersgruppen unterscheiden sich hinsichtlich der Kraft	bei Druck	mit dem linken Arm	nicht signifikant (p = 0,858)	Kruskal-Wallis-Test
		mit dem rechten Arm	nicht signifikant (p = 0,830)	
	bei Zug	mit dem linken Arm	nicht signifikant (p = 0,225)	
		mit dem rechten Arm	nicht signifikant (p = 0,360)	
Die weiblichen Altersgruppen unterscheiden sich hinsichtlich der Kraft	bei Druck	mit dem linken Arm	nicht signifikant (p = 0,392)	Kruskal-Wallis-Test
		mit dem rechten Arm	nicht signifikant (p = 0,360)	
	bei Zug	mit dem linken Arm	nicht signifikant (p = 0,644)	
		mit dem rechten Arm	nicht signifikant (p = 0,588)	
Männer und Frauen unterscheiden sich hinsichtlich der Kraft	bei Druck	mit dem linken Arm	signifikant * (p < 0,001)	Mann-Whitney-U-Test
		mit dem rechten Arm	signifikant * (p < 0,001)	
	bei Zug	mit dem linken Arm	signifikant * (p < 0,001)	
		mit dem rechten Arm	signifikant * (p < 0,001)	
Die Kraft von rechtem und linkem Arm unterscheidet sich	bei Druck		signifikant ** (p < 0,001)	Wilcoxon-Test
	bei Zug		signifikant ** (p < 0,001)	

*Männer haben signifikant größere Kraftwerte als Frauen

**Signifikant größere Kraftwerte mit dem rechten Arm bei Männern und Frauen

3.6.2 Armkraft bei Karatesportlern und -sportlerinnen

Bei den Männern können die Probanden der Kontrollgruppe mehr Kraft als die Karatesportler ausüben. Bei Druck können die Karatesportler eine mittlere Kraft von 2,92 ($\pm 1,24$) daN mit dem linken und 4,50 ($\pm 2,88$) daN mit dem rechten Arm aufbringen. Die Zugkraft beträgt links -4,33 ($\pm 3,08$) daN und rechts -6,00 ($\pm 3,74$) daN. Im Vergleich dazu konnten die Männer der Kontrollgruppe bei Druck mit dem linken 5,53 ($\pm 1,85$) daN und mit dem rechten Arm 8,07 ($\pm 2,76$) daN aufbringen. Links erreichen Sie eine Zugkraft von -8,27 ($\pm 3,88$) daN und rechts von -10,47 ($\pm 4,94$) daN.

Sowohl für den linken (Mann-Whitney-U-Test: Druck: $p < 0,001$, Zug: $p = 0,001$) als auch für den rechten Arm (Mann-Whitney-U-Test: Druck: $p = 0,002$, Zug: $p = 0,01$) sind die Kraftwerte der Kontrollgruppe signifikant höher als die der Karatesportler. In Abbildung 28 ist das Ergebnis der Männer dargestellt.

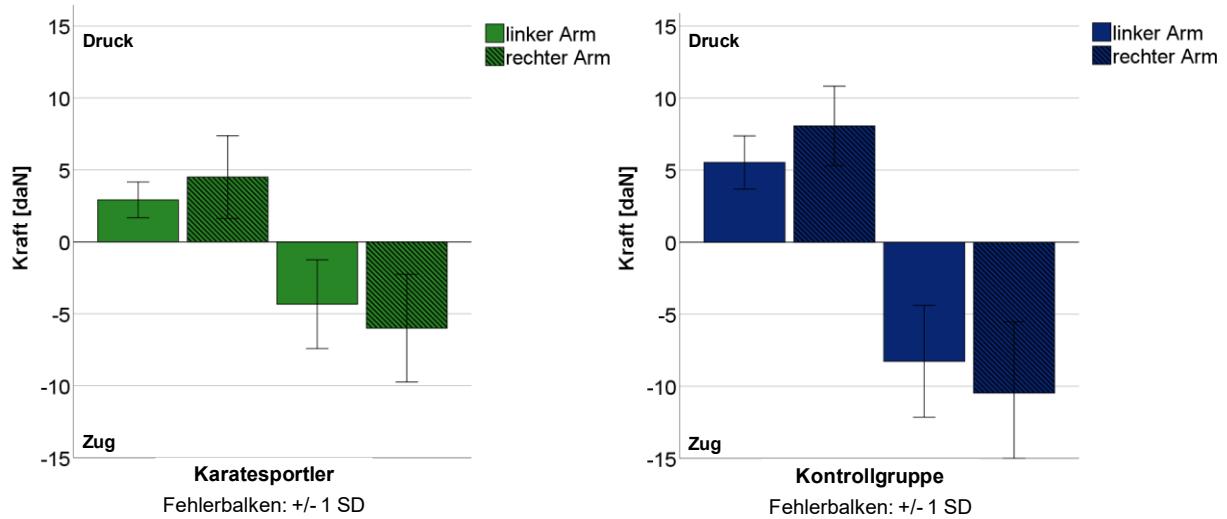


Abbildung 28: maximale Kraft für Druck und Zug – Karatesportler und Kontrollgruppe (Anzahl siehe Tab. 25)

Auch bei den Frauen sind die Probandinnen der Kontrollgruppe stärker als die Karatesportlerinnen. Die Karatesportlerinnen drücken mit dem linken Arm Mittelwerte von $2,58 (\pm 1,00)$ daN und mit dem rechten Arm $3,92 (\pm 1,51)$ daN. Beim Ziehen wurde links eine Kraft von $-3,25 (\pm 1,36)$ daN und rechts von $-4,25 (\pm 2,45)$ daN gemessen. Die Frauen der Kontrollgruppe konnten mit dem linken Arm im Mittel $4,00 (\pm 1,46)$ daN und mit dem rechten Arm $5,19 (\pm 2,51)$ daN drücken. Bei Zug wurden links $-4,56 (\pm 2,85)$ daN und rechts $-6,00 (\pm 3,18)$ daN gemessen. Bei der Ausübung von Druck können die Probandinnen der Kontrollgruppe mit dem linken Arm signifikant höhere Kraftwerte erzielen (Mann-Whitney-U-Test: $p = 0,006$), die Kraft des rechten Arms unterscheidet sich jedoch nicht signifikant (Mann-Whitney-U-Test: $p = 0,174$). Die Zugkraft unterscheidet sich, zwischen den Karatesportlerinnen und der weiblichen Kontrollgruppe, weder für den linken (Mann-Whitney-U-Test: $p = 0,223$) noch für den rechten Arm (Mann-Whitney-U-Test: $p = 0,121$) signifikant. Abbildung 29 stellt die Ergebnisse der Kraftmessung für die Karatesportlerinnen und ihrer Kontrollgruppe grafisch dar.

Eine Übersicht der Kraftwerte der Karatesportler:innen sowie der jeweiligen Kontrollgruppen findet sich in Tabelle 25. Die Auswertung ist in Tabelle 26 dargestellt.

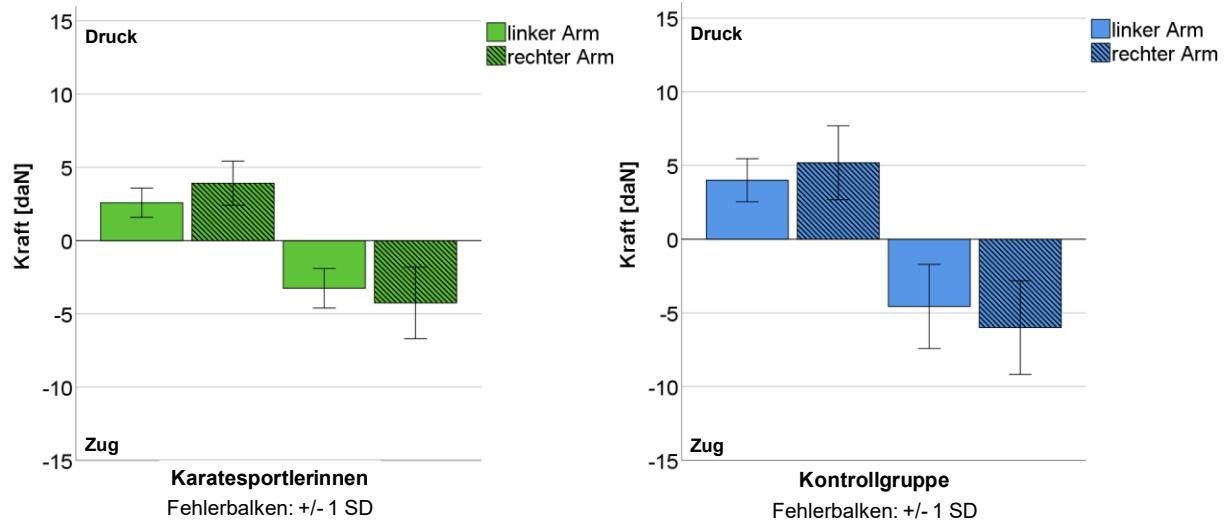


Abbildung 29: maximale Kraft für Druck und Zug – Karatesportlerinnen und Kontrollgruppe (Anzahl siehe Tab. 25)

Tabelle 25: maximale Kraft für Druck und Zug bei Karatesportler:innen und Kontrollgruppen – Ergebnisse

	Anzahl	Mittelwert [daN]	Standardabweichung [daN]	Max. [daN]	Min. [daN]
Druck links					
Karatesportler	12	2,92	1,24	5	2
Kontrollgruppe (m)	15	5,53	1,85	9	3
Druck rechts					
Karatesportler	12	4,50	2,88	12	2
Kontrollgruppe (m)	15	8,07	2,76	13	4
Karatesportlerinnen	12	2,58	1,00	5	2
Kontrollgruppe (w)	16	4,00	1,46	7	2
Zug links					
Karatesportler	12	-4,33	3,08	-2	-11
Kontrollgruppe (m)	15	-8,27	3,88	-4	-16
Karatesportlerinnen	12	-3,25	1,36	-2	-6
Kontrollgruppe (w)	16	-4,56	2,85	-2	-13
Zug rechts					
Karatesportler	12	-6,00	3,74	-2	-14
Kontrollgruppe (m)	15	-10,47	4,94	-4	-22
Karatesportlerinnen	12	-4,25	2,45	-2	-9
Kontrollgruppe (w)	16	-6,00	3,18	-2	-13

Tabelle 26: maximale Kraft für Druck und Zug bei Karatesportler:innen und Kontrollgruppen – Hypothesen und Statistik

Die Karatesportler unterscheiden sich von der Kontrollgruppe hinsichtlich der Kraft	bei Druck	mit dem linken Arm	signifikant * (p < 0,001)	Mann-Whitney-U-Test
		mit dem rechten Arm	signifikant * (p = 0,002)	
	bei Zug	mit dem linken Arm	signifikant * (p = 0,001)	
		mit dem rechten Arm	signifikant * (p = 0,01)	
Die Karate-sportlerinnen unterscheiden sich von der Kontrollgruppe hinsichtlich der Kraft	bei Druck	mit dem linken Arm	signifikant ** (p = 0,006)	Mann-Whitney-U-Test
		mit dem rechten Arm	nicht signifikant (p = 0,174)	
	bei Zug	mit dem linken Arm	nicht signifikant (p = 0,223)	
		mit dem rechten Arm	nicht signifikant (p = 0,121)	

*Die Kraftwerte der Kontrollgruppe sind signifikant höher als die der Karatesportler

**Die Kraftwerte der Kontrollgruppe sind signifikant höher als die der Karatesportlerinnen

3.7 Koordination auf der oszillierenden Plattform

3.7.1 Koordination im Altersvergleich

Der Großteil der Proband:innen schafft den Koordinationstest nicht. Für die verschiedenen Altersgruppen sind in Tabelle 27 die Anzahl an Proband:innen aufgeführt die die jeweilige erreichte Stufe erreichen konnten. Bei den Männern sind es insgesamt 44 von 61 und bei den Frauen 50 von 62 Probanden die keine Stufe bewältigen konnten. Die erreichten Stufen sind in den Altersgruppen ähnlich verteilt. Bei den Männern im Alter von 31 – 35 Jahren sind es mit nur 7 von 16 Probanden jedoch vergleichsweise wenige die keine Stufe bewältigen können. Die insgesamt höchste erreichte Stufe ist die Stufe 28. Bei den Männern hat diese ein Proband aus der ältesten Altersgruppe (36 – 40 Jahre) und bei den Frauen eine Probandin der jüngsten Altersgruppe (20 – 25 Jahre) erreicht.

Zwischen den Altersgruppen gibt es weder bei den Männern (Kruskal-Wallis-Test: p = 0,087) noch bei den Frauen (Kruskal-Wallis-Test: p = 0,221) einen signifikanten Unterschied hinsichtlich der mittleren erreichten Teststufe.

Tabelle 27: Koordination: Anzahl an Proband:innen je Teststufe – Männer und Frauen im Altersvergleich

Stufe	keine	1	2	[..]	4	[..]	6	[..]	8	[..]	10	[..]	20	[..]	28	Gesamt
Männer																
(A) 20 - 25 Jahre	12	1							1				1			15
(B) 26 - 30 Jahre	13							1	1							15
(C) 31 - 35 Jahre	7	6	1						1	1						16
(D) 36 - 40 Jahre	12	1			1								1			15
Gesamt	44	8	1		1			1	3	1	1	1				61
Frauen																
(A) 20 - 25 Jahre	10	3			1	1							1			16
(B) 26 - 30 Jahre	15	1							1							17
(C) 31 - 35 Jahre	12						1	1								14
(D) 36 - 40 Jahre	13	2														15
Gesamt	50	6			1	2	2						1			62

Aufgrund der Tatsache, dass die meisten Proband:innen den Koordinationstest nicht bewältigen können, soll im Folgenden ausgewertet werden, ob überhaupt die erste Stufe erreicht wird. Bei den Männern im Alter von 20 – 25 Jahren und 36 – 40 Jahren schaffen es 80,0 % der Probanden nicht, die Kraftbalken im Zielbereich zu halten und erreichen damit nicht die erste Stufe. Bei den 26 – 30-Jährigen sind es sogar 86,7 %. Deutlich weniger sind es bei den 31 – 35-Jährigen, mit 43,8 %.

Somit erreichen signifikant mehr Männer im Alter von 31 – 35 Jahren mindestens die erste Stufe als ihre älteren und jüngeren Vergleichsgruppen (Chi-Quadrat-Test: $p = 0,03$). In Abbildung 30 ist der Vergleich grafisch dargestellt.

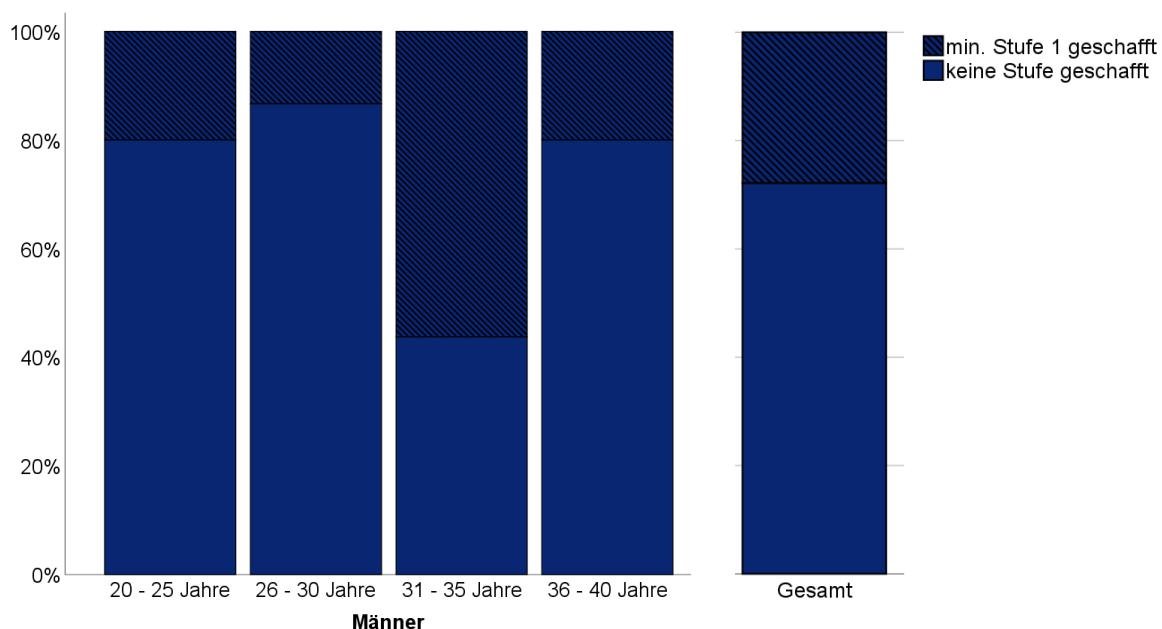


Abbildung 30: Koordination: prozentualer Anteil mit keiner oder mindestens 1 Stufe – Männer im Altersvergleich (Anzahl siehe Tab. 28)

Der Anteil der Frauen zwischen 20 – 25 Jahren, welche keine Stufe bewältigen kann, liegt bei 62,5 %. Bei den 26 – 30-Jährigen sind es 88,2 %, bei den 31 – 35-Jährigen sind es 85,7 % und bei den 36 – 40- Jährigen 86,7 %.

Die jüngste Altersgruppe schneidet zwar am besten ab, jedoch kann kein signifikanter Unterschied im Altersverlauf der weiblichen Probandinnen festgestellt werden (Chi-Quadrat-Test: $p = 0,205$). In Abbildung 31 ist die Gegenüberstellung der weiblichen Altersgruppen in grafischer Form dargestellt.

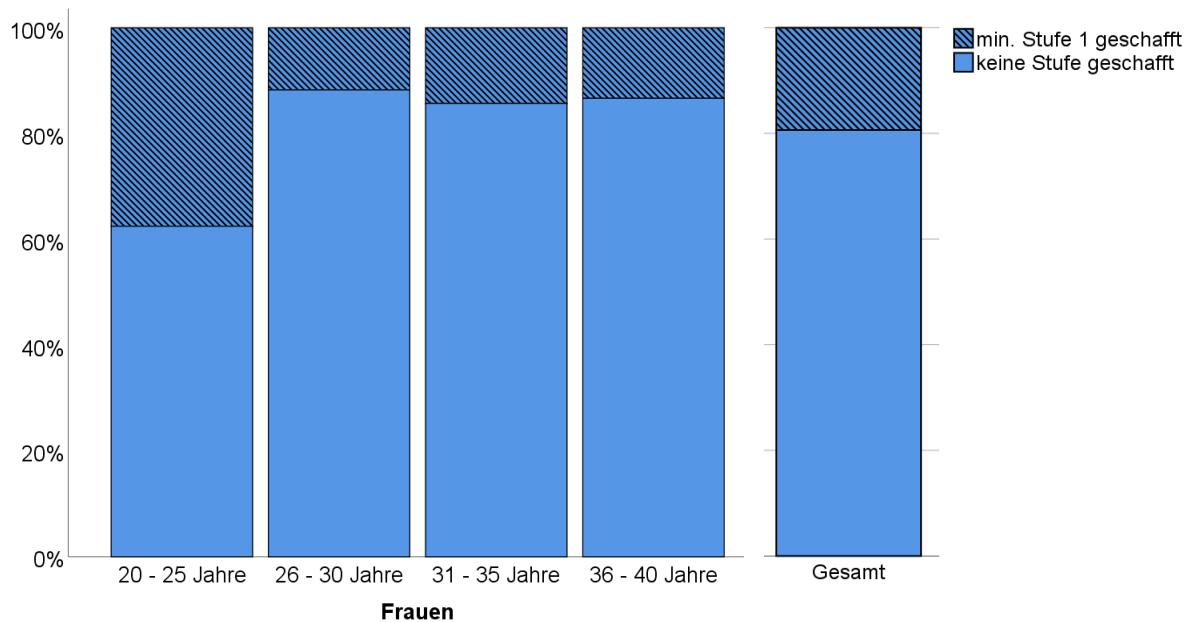


Abbildung 31: Koordination: prozentualer Anteil mit keiner oder mindestens 1 Stufe – Frauen im Altersvergleich (Anzahl siehe Tab. 28)

Eine Übersicht für den Anteil an Proband:innen die keine Stufe bzw. mindestens die erste Stufe bewältigen können ist in Tabelle 28 aufgeführt. Tabelle 29 stellt die überprüften Hypothesen hinsichtlich des Koordinationstestes dar.

Tabelle 28: Koordination: Anteil an Proband:innen mit keiner oder mindestens 1 Stufe – Männer und Frauen im Altersvergleich

	Anzahl	keine Stufe geschafft	min. Stufe 1 geschafft
		Anzahl (Prozent)	Anzahl (Prozent)
Männer			
(A) 20 - 25 Jahre	15	12 (80,0 %)	3 (20,0 %)
(B) 26 - 30 Jahre	15	13 (86,7 %)	2 (13,3 %)
(C) 31 - 35 Jahre	16	7 (43,8 %)	9 (56,3 %)
(D) 36 - 40 Jahre	15	12 (80,0 %)	3 (20,0 %)
Frauen			
(A) 20 - 25 Jahre	16	10 (62,5 %)	6 (37,5 %)
(B) 26 - 30 Jahre	17	15 (88,2 %)	2 (11,8 %)
(C) 31 - 35 Jahre	14	12 (85,7 %)	2 (14,3 %)
(D) 36 - 40 Jahre	15	13 (86,7 %)	2 (13,3 %)
Gesamt	123	94 (76,7 %)	29 (23,3 %)

Tabelle 29: Koordination bei Männern und Frauen im Altersvergleich – Hypothesen und Statistik

Die männlichen Altersgruppen unterscheiden sich im Koordinationstest hinsichtlich der	mittleren erreichten Teststufe	nicht signifikant (p = 0,087)	Kruskal-Wallis-Test
	Bewältigung des Koordinationstests (min. 1 Stufe erreicht)	signifikant * (p = 0,03)	Chi-Quadrat-Test
Die weiblichen Altersgruppen unterscheiden sich im Koordinationstest hinsichtlich der	mittleren erreichten Teststufe	nicht signifikant (p = 0,221)	Kruskal-Wallis-Test
	Bewältigung des Koordinationstests (min. 1 Stufe erreicht)	nicht signifikant (p = 0,205)	Chi-Quadrat-Test

* In der Altersgruppe von 31 – 35 Jahren erreichen signifikant mehr Männer mindestens die erste Stufe als in den älteren und jüngeren Vergleichsgruppen.

3.7.2 Koordination bei Karatesportlern und -sportlerinnen

Auch für die Sportler:innen stellt der Koordinationstest eine große Herausforderung dar. Bei den männlichen Karatesportlern sind es 8 von 12 und bei der männlichen Kontrollgruppe 12 von 15 Probanden, die keine Teststufe absolvieren können. Bei den Frauen sind es bei den Karatesportlerinnen 10 von 12 und bei der weiblichen Kontrollgruppe 10 von 16 Probandinnen. Die höchste Stufe erreicht bei den Männern ein Proband der Kontrollgruppe. Er konnte Stufe 20 erreichen. Bei den Frauen ist es ebenfalls eine Probandin der Kontrollgruppe, sie erreicht Stufe 28 (siehe Tabelle 30). Hinsichtlich der mittleren erreichten Teststufe ist weder bei den Männern (Mann-Whitney-U-Test: p = 0,683), noch bei den Frauen (Mann-Whitney-U-Test: p = 0,371) ein signifikanter Unterschied zwischen Karatesportler:innen und den Kontrollgruppen festzustellen.

Tabelle 30: Koordination: Anzahl an Proband:innen je Teststufe – Karatesportler:innen und Kontrollgruppen

Stufe	keine	1	[..]	4	[..]	6	[..]	8	[..]	20	[..]	28	Gesamt
Karatesportler	8	3						1					12
Kontrollgruppe (m)	12	1						1		1			15
Gesamt	20	4						2		1			27

Stufe	keine	1	[..]	4	[..]	6	[..]	8	[..]	20	[..]	28	Gesamt
Karatesportlerinnen	10	1						1					12
Kontrollgruppe (w)	10	3		1		1					1		16
Gesamt	20	4		1		2					1		28

Bei den Männern können 66,7 % der Karatesportler und 80,0 % der männlichen Kontrollgruppe keine Stufe des Koordinationstests absolvieren. Somit erreichen mehr Karatesportler mindestens die erste Stufe. Der Unterschied ist jedoch nicht signifikant (Chi-Quadrat-Test: $p = 0,432$). Das Ergebnis ist in Abbildung 32 grafisch dargestellt.

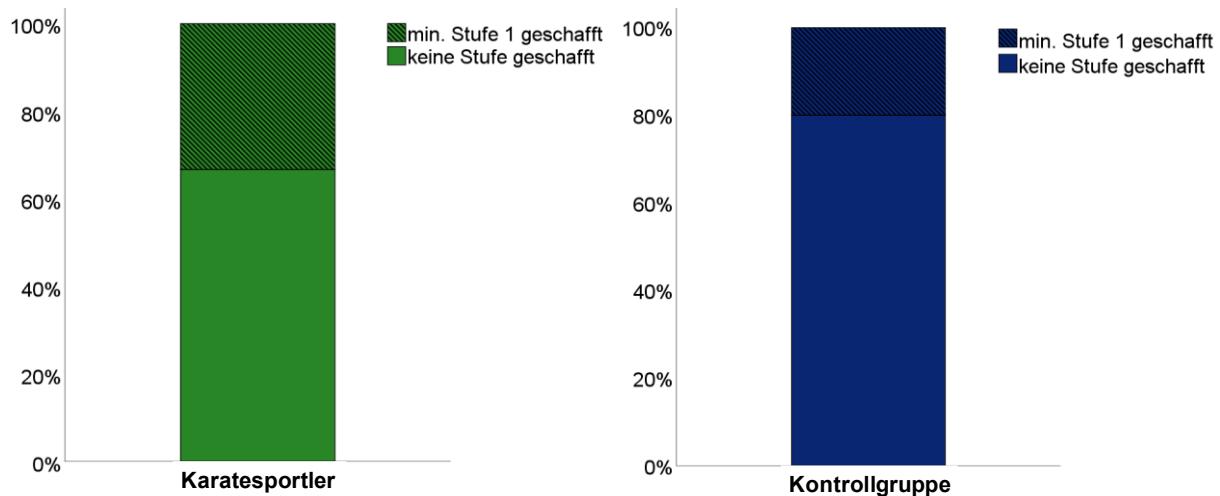


Abbildung 32: Koordination: prozentualer Anteil mit keiner oder mindestens 1 Stufe – Karatesportler und Kontrollgruppe (Anzahl siehe Tab. 31)

Bei den Frauen können 83,3 % der Karatesportlerinnen und 62,5 % der weiblichen Kontrollgruppe nicht einmal die erste Stufe des Koordinationstests erfolgreich absolvieren. Hier waren die Probandinnen der Kontrollgruppe zwar etwas besser, aber auch dieser Unterschied ist nicht signifikant (Chi-Quadrat-Test: $p = 0,227$). Der Vergleich ist in Abbildung 33 grafisch dargestellt.

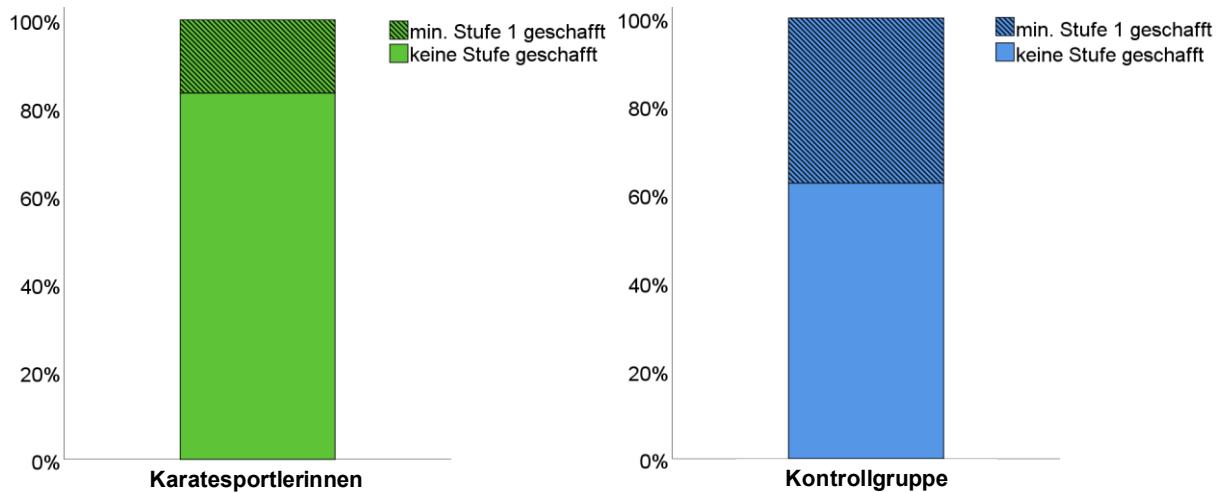


Abbildung 33: Koordination: prozentualer Anteil mit keiner oder mindestens 1 Stufe – Karatesportlerinnen und Kontrollgruppe (Anzahl siehe Tab. 31)

Eine Übersicht über den Anteil an Karatesportler:innen und an Proband:innen der jeweiligen Kontrollgruppe, die keine Stufe bzw. mindestens die erste Stufe bewältigen können, ist in Tabelle 31 dargestellt. Eine Zusammenfassung der geprüften Hypothesen findet sich in Tabelle 32.

Tabelle 31: Koordination: Anteil der Proband:innen mit keiner oder mindestens 1 Stufe – Karatesportler:innen und Kontrollgruppen

	Anzahl	keine Stufe geschafft	min. Stufe 1 geschafft
		Anzahl (Prozent)	Anzahl (Prozent)
Karatesportler	12	8 (66,7 %)	4 (33,3 %)
Kontrollgruppe (m)	15	12 (80,0 %)	3 (20,0 %)
Karatesportlerinnen	12	10 (83,3 %)	2 (16,7 %)
Kontrollgruppe (w)	16	10 (62,5 %)	6 (37,5 %)
Gesamt	55	40 (72,7 %)	15 (27,3 %)

Tabelle 32: Koordination bei Karatesportler:innen und Kontrollgruppen – Hypothesen und Statistik

Die Karatesportler unterscheiden sich zur Kontrollgruppe im Koordinationstest hinsichtlich der	mittleren erreichten Teststufe	nicht signifikant ($p = 0,683$)	Mann-Whitney-U-Test
	Bewältigung des Koordinationstests (min. 1 Stufe erreicht)	nicht signifikant ($p = 0,432$)	Chi-Quadrat-Test
Die Karatesportlerinnen unterscheiden sich zur Kontrollgruppe im Koordinationstest hinsichtlich der	mittleren erreichten Teststufe	nicht signifikant ($p = 0,371$)	Mann-Whitney-U-Test
	Bewältigung des Koordinationstests (min. 1 Stufe erreicht)	nicht signifikant ($p = 0,227$)	Chi-Quadrat-Test

3.8 Einfluss von Verletzungen und Dauerschäden

3.8.1 Einfluss von Beschwerden der unteren Extremität im Einbeinstand

Bei den Männern haben die beiden Karatesportler mit Hüftbeschwerden beidseits auf dem linken Bein mit $483,9 (\pm 24,1) \text{ mm}^2$ eine kleinere Schwankungsfläche als die beschwerdefreien Sportler mit $583,9 (\pm 239,5) \text{ mm}^2$. Auf dem rechten Bein ist die Schwankungsfläche mit $564,3 (\pm 46,9) \text{ mm}^2$ bei den Karatesportlern mit Hüftbeschwerden beidseits etwas größer als bei den Probanden ohne Beschwerden, die eine Schwankungsfläche von $519,4 (\pm 302,5) \text{ mm}^2$ aufweisen.

Die Differenz zwischen linkem und rechtem Bein beträgt bei den beiden Sportlern mit beidseitigen Hüftbeschwerden $80,4 (\pm 22,8) \text{ mm}^2$ und ist damit kleiner als bei den beschwerdefreien Karatesportlern, die im Mittel eine Differenz von $64,5 (\pm 129,9) \text{ mm}^2$ aufweisen.

In Abbildung 34 ist der Vergleich graphisch dargestellt. Die genauen Ergebnisse sind in Tabelle 33 zu finden.

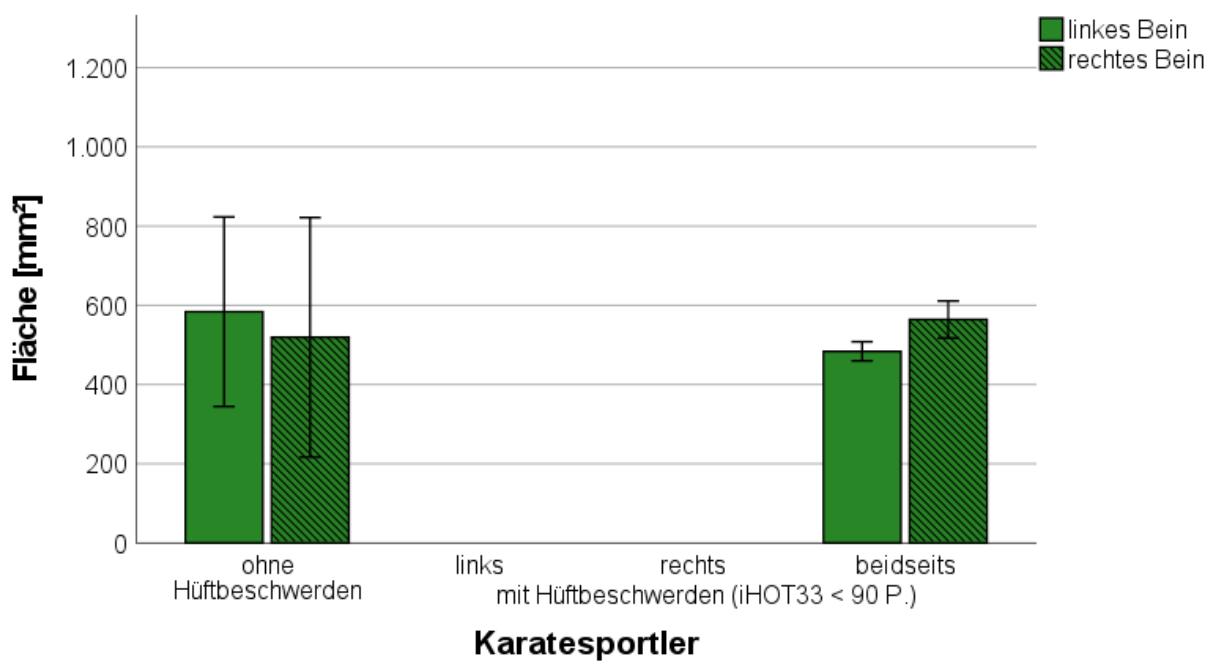


Abbildung 34: Schwankungsfläche im Einbeinstand bei Karatesportlern ohne Hüftbeschwerden ($N = 10$) und mit Beschwerden beider Hüften ($N = 2$)

Bei den Frauen haben die acht beschwerdefreien Karatesportlerinnen auf dem linken Bein im Mittel eine Schwankungsfläche von $356,2 (\pm 137,8) \text{ mm}^2$. Dem gegenüber stehen die beiden Sportlerinnen mit beidseitigen Hüftbeschwerden, die mit $436,0 (\pm 107,8) \text{ mm}^2$ etwas mehr schwanken, eine Sportlerin mit Hüftbeschwerden links, die auf ihrem erkrankten Bein eine Schwankungsfläche von $128,4 \text{ mm}^2$ aufweist und eine Sportlerin mit Hüftbeschwerden rechts mit einer Schwankungsfläche von $137,2 \text{ mm}^2$ auf dem gesunden linken Bein. Auf dem rechten Bein schwanken die Sportlerinnen ohne Hüftbeschwerden auf $518,4 (\pm 202,3) \text{ mm}^2$. Die Schwankungsfläche der Sportlerinnen mit Hüftbeschwerden beidseits beträgt auf dem rechten Bein $698,2 (\pm 358,5) \text{ mm}^2$ und ist somit größer. Die Sportlerin mit Hüftbeschwerden rechts schwankt auf dem rechten Bein am geringsten mit $334,9 \text{ mm}^2$ und die Sportlerin mit Hüftbeschwerden links weist eine Schwankungsfläche von $542,4 \text{ mm}^2$ auf.

Die Differenz zwischen rechtem und linkem Bein beträgt bei den beschwerdefreien Karatesportlerinnen $162,2 (\pm 140,3) \text{ mm}^2$, bei den Sportlerinnen mit Hüftbeschwerden beidseits $253,2 (\pm 250,7) \text{ mm}^2$, bei der Sportlerin mit Hüftbeschwerden links $414,0 \text{ mm}^2$ und bei der Sportlerin mit Hüftbeschwerden rechts $197,7 \text{ mm}^2$.

Der Vergleich ist in Abbildung 35 graphisch dargestellt. Die genauen Ergebnisse finden sich in Tabelle 33.

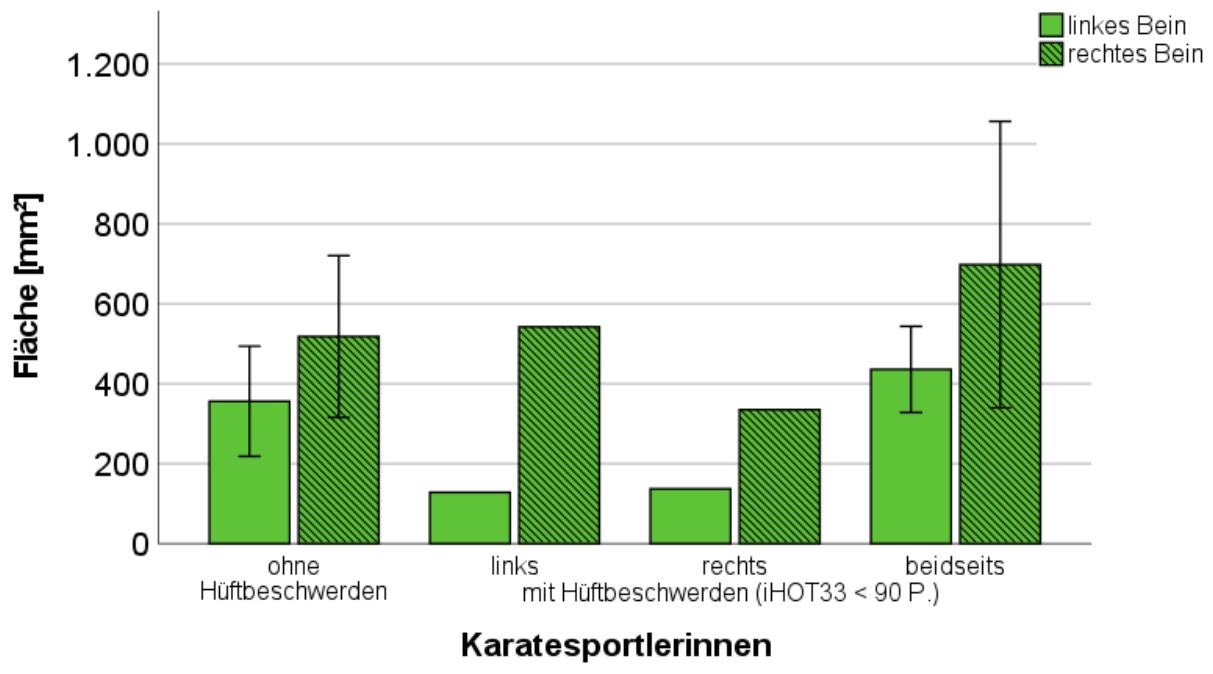


Abbildung 35: Schwankungsfläche im Einbeinstand bei Karatesportlerinnen ohne Hüftbeschwerden ($N = 8$) und mit Beschwerden der linken ($N = 1$), rechten ($N = 1$) und beider Hüften ($N = 2$)

Tabelle 33: Schwankungsflächen im Einbeinstand bei Karatesportler:innen mit und ohne Hüftbeschwerden (erfasst mit iHOT33-Score) – Ergebnisse

Karatesportler		Anzahl	Mittelwert	Standard-abweichung	Max.	Min.
			[mm ²]	[mm ²]	[mm ²]	[mm ²]
Linkes Bein						
ohne Hüftbeschwerden	10	583,9	239,5		1056,8	247,8
mit Hüftbeschwerden links	0	-	-		-	-
rechts	0	-	-		-	-
beidseits	2	483,9	24,1		501,0	466,8
Rechtes Bein						
ohne Hüftbeschwerden	10	519,4	302,5		1103,3	47,0
mit Hüftbeschwerden links	0	-	-		-	-
rechts	0	-	-		-	-
beidseits	2	564,3	46,9		597,4	531,1
Differenz links – rechts						
ohne Hüftbeschwerden	10	64,5	129,9		408,3	16,0
mit Hüftbeschwerden links	0	-	-		-	-
rechts	0	-	-		-	-
beidseits	2	80,4	22,8		96,5	64,3
Karatesportlerinnen						
Linkes Bein						
ohne Hüftbeschwerden	8	356,2	137,8		616,5	203,5
mit Hüftbeschwerden links	1	128,4	-		128,4	128,4
rechts	1	137,2	-		137,2	137,2
beidseits	2	436,0	107,8		512,2	359,8
Rechtes Bein						
ohne Hüftbeschwerden	8	518,4	202,3		832,0	259,1
mit Hüftbeschwerden links	1	542,4	-		542,4	542,4
rechts	1	334,9	-		334,9	334,9
beidseits	2	698,2	358,5		951,6	444,7
Differenz links – rechts						
ohne Hüftbeschwerden	8	162,2	140,3		463,5	55,6
mit Hüftbeschwerden links	1	414,0	-		414,0	414,0
rechts	1	197,7	-		197,7	197,7
beidseits	2	253,2	250,7		439,4	84,9

Im Rückfuß-AOFAS-Score fiel ein Karatesportler mit USG-Beschwerden rechts auf. Er zeigt sowohl auf dem linken Bein, mit $1056,8 \text{ mm}^2$, als auch auf dem rechten Bein, mit $1103,3 \text{ mm}^2$, eine deutlich größere Schwankungsfläche als die beschwerdefreien Karatesportler. Letztere weisen im Durchschnitt eine Fläche von $522,7 (\pm 164,9) \text{ mm}^2$ auf dem linken und $474,5 (\pm 216,1) \text{ mm}^2$ auf dem rechten Bein auf.

Die Differenz zwischen linkem und rechtem Bein beträgt beim Sportler mit Beschwerden am rechten USG $46,5 \text{ mm}^2$, bei den beschwerdefreien Karatesportlern $48,2 (\pm 122,8) \text{ mm}^2$.

In Abbildung 36 ist der Vergleich graphisch dargestellt. Die genauen Ergebnisse finden sich in Tabelle 34.

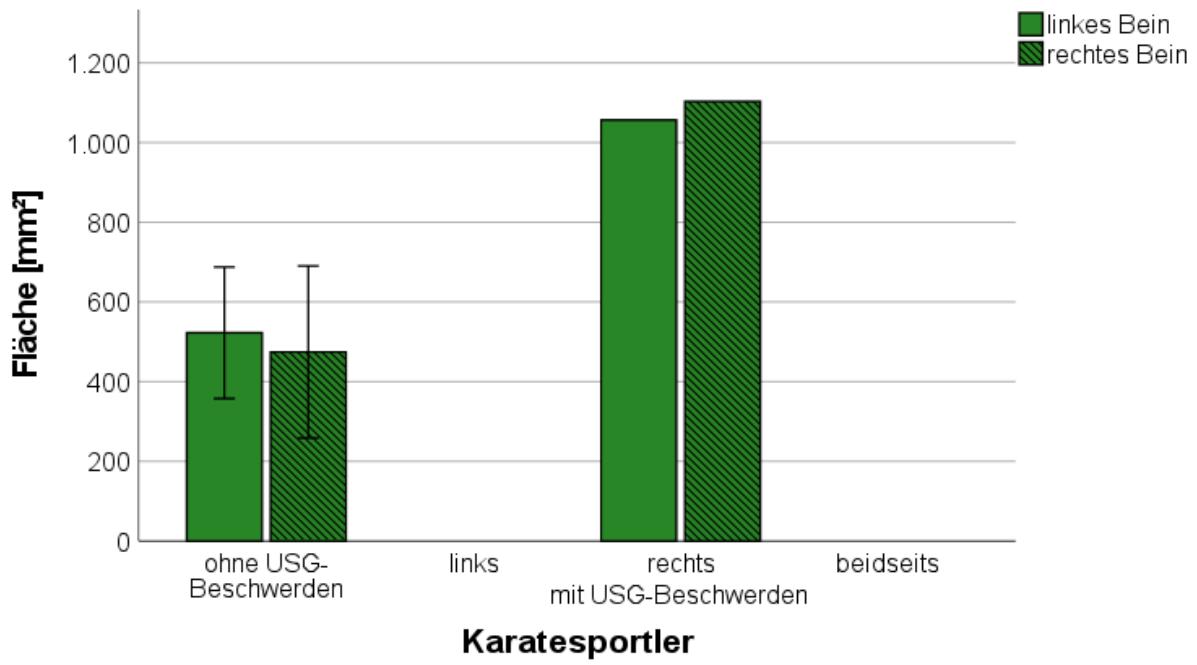


Abbildung 36: Schwankungsfläche im Einbeinstand bei Karatesportlern ohne Sprunggelenksbeschwerden ($N = 11$) und einem Sportler mit USG-Beschwerden rechts ($N = 1$)

Auch bei den Karatesportlerinnen gibt es eine Sportlerin mit USG-Beschwerden auf der rechten Seite. Diese schwankt auf dem linken Bein auf einer Fläche von $128,4 \text{ mm}^2$ und auf dem betroffenen rechten Bein auf $542,4 \text{ mm}^2$. Die beschwerdefreien Sportlerinnen schwanken auf dem linken Bein auf $350,8 (\pm 143,1) \text{ mm}^2$ und auf dem rechten Bein auf $534,4 (\pm 226,0) \text{ mm}^2$.

Die Differenz zwischen linker und rechter Seite beträgt bei der Karatesportlerin mit USG-Beschwerden $414,0 \text{ mm}^2$. Diese ist deutlich größer als bei der beschwerdefreien Sportlerin mit $183,6 (\pm 147,2) \text{ mm}^2$.

Ein graphischer Vergleich hierzu ist in Abbildung 37 zu sehen. Die Ergebnisse finden sich in Tabelle 34.

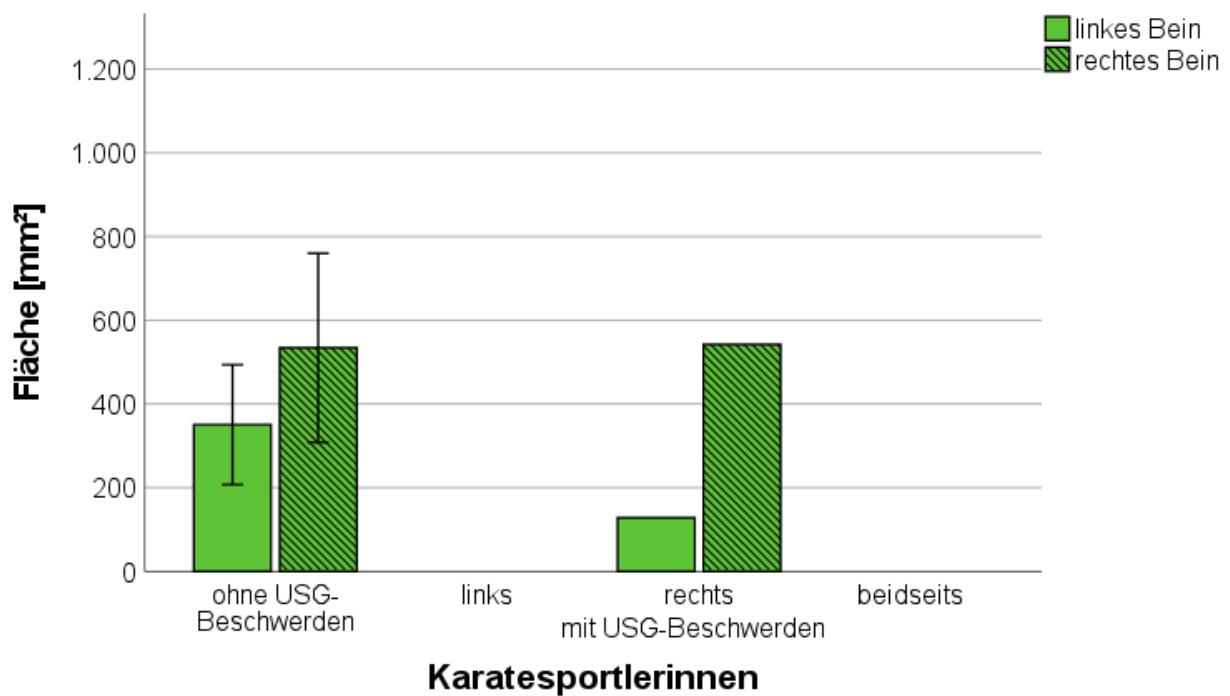


Abbildung 37: Schwankungsfläche im Einbeinstand bei Karatesportlerinnen ohne Sprunggelenksbeschwerden ($N = 11$) und einer Sportlerin mit USG-Beschwerden rechts ($N = 1$)

Tabelle 34: Schwankungsflächen im Einbeinstand bei Karatesportler:innen mit und ohne Sprunggelenksbeschwerden (erfasst mit Rückfuß-AOFAS-Score) – Ergebnisse

	Anzahl	Mittel- wert [mm ²]	Standard- abweichung [mm ²]	Max. [mm ²]	Min. [mm ²]
Karatesportler					
Linkes Bein					
ohne USG-Beschwerden	11	522,7	164,9	784,9	247,8
mit USG-Beschwerden links	0	-	-	-	-
rechts	1	1056,8	-	1056,8	1056,8
beidseits	0	-	-	-	-
Rechtes Bein					
ohne USG-Beschwerden	11	474,5	216,1	805,7	47,01
mit USG-Beschwerden links	0	-	-	-	-
rechts	1	1103,3	-	1103,3	1103,3
beidseits	0	-	-	-	-
Differenz links – rechts					
ohne USG-Beschwerden	11	48,2	122,8	408,3	16,0
mit USG-Beschwerden links	0	-	-	-	-
rechts	1	46,5	-	46,5	46,5
beidseits	0	-	-	-	-
Karatesportlerinnen					
Linkes Bein					
ohne USG-Beschwerden	11	350,8	143,1	616,5	137,2
mit USG-Beschwerden links	0	-	-	-	-
rechts	1	128,4	-	128,4	128,4
beidseits	0	-	-	-	-
Rechtes Bein					
ohne USG-Beschwerden	11	534,4	226,0	951,6	259,1
mit USG-Beschwerden links	0	-	-	-	-
rechts	1	542,4	-	542,4	542,4
beidseits	0	-	-	-	-
Differenz links – rechts					
ohne USG-Beschwerden	11	183,6	147,2	463,5	55,6
mit USG-Beschwerden links	0	-	-	-	-
rechts	1	414,0	-	414,0	414,0
beidseits	0	-	-	-	-

3.8.2 Einfluss von Beschwerden der oberen Extremität im Krafttest

Bei den Männern erreichen die sechs Karatesportler ohne Schulterbeschwerden bei Druck einen Kraftwert von 2,2 ($\pm 0,4$) daN mit dem linken Arm und 3,7 ($\pm 1,6$) daN mit dem rechten Arm, bei Zug mit dem linken Arm -3,0 ($\pm 1,1$) daN und mit dem rechten Arm -4,5 ($\pm 2,4$) daN. Im Vergleich dazu erreichen die Sportler mit Schulterinstabilität im WOSI-Score etwas höhere Werte. Vier Karatesportler zeigen eine Schulterinstabilität im WOSI-Score auf der linken Seite. Sie können mit dem verletzten, linken Arm 3,8 ($\pm 1,3$) daN drücken und -4,7 ($\pm 3,8$) daN ziehen, mit dem rechten Arm 6,0 ($\pm 4,3$) daN drücken und -7,0 ($\pm 5,2$) daN ziehen. Ein Karatesportler zeigt eine Schulterinstabilität im WOSI-Score auf der rechten Seite. Er erreicht mit dem verletzten, rechten Arm 6,0 daN bei Druck und -11,0 daN bei Zug. Mit dem gesunden linken Arm kann er eine Kraft von 5,0 daN bei Druck und -11,0 daN bei Zug aufbringen. Ebenfalls ein Karatesportler zeigt eine beidseitige Schulterinstabilität im WOSI-Score. Er kann mit dem linken Arm 2,0 daN drücken und -4,0 daN ziehen, mit dem rechten Arm 2,0 daN drücken und -6,0 daN ziehen.

Eine graphische Darstellung hierzu findet sich in Abbildung 38. Die genauen Ergebnisse sind in Tabelle 35 zusammengefasst.

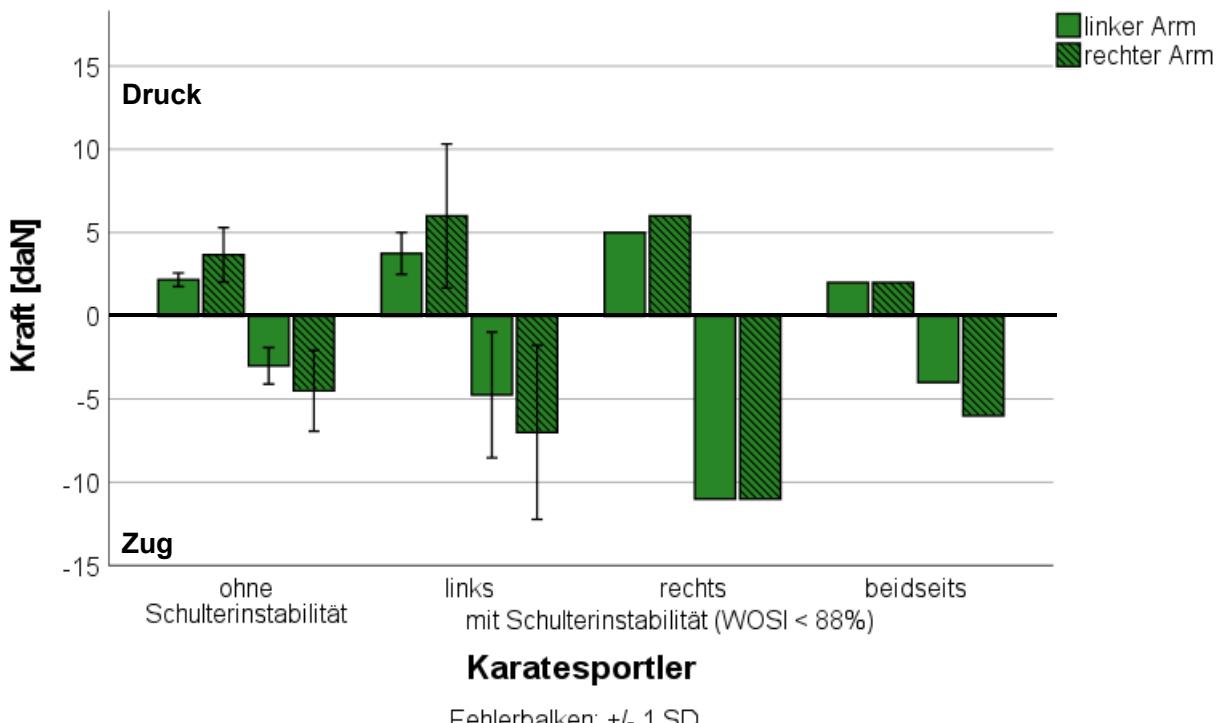


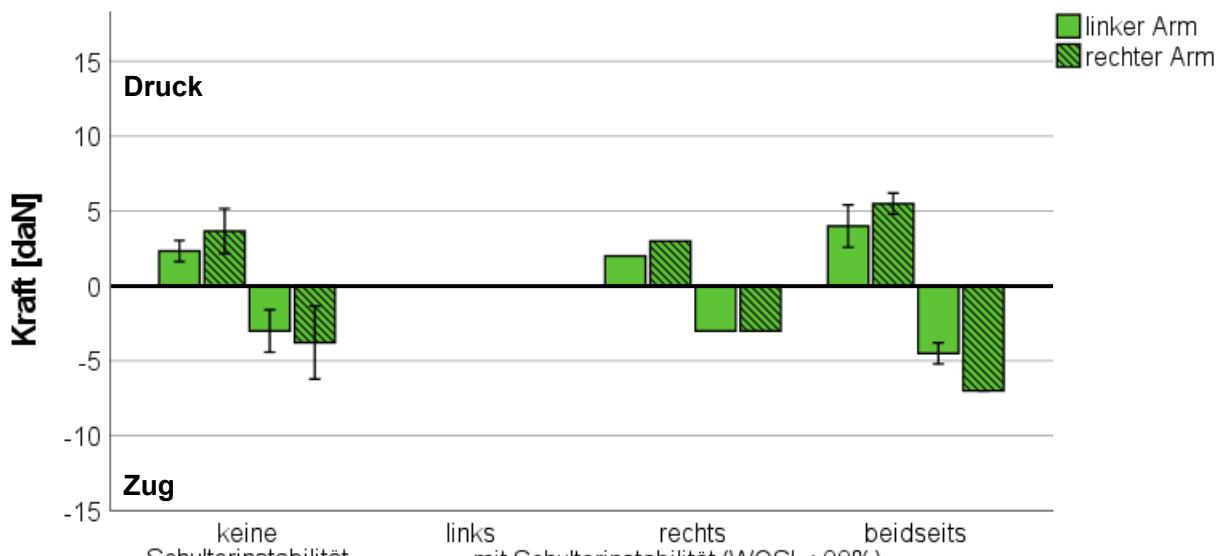
Abbildung 38: maximale Kraft für Druck und Zug bei Karatesportlern ohne Schulterinstabilität (N = 6) und mit Instabilität der linken (N = 4), rechten (N = 1) und beider Schultern (N = 1)

Tabelle 35: maximale Kraft für Druck und Zug bei Karatesportlern mit und ohne Schulterinstabilität (erfasst mit WOSI-Score) – Ergebnisse

Karatesportler	Druck links	Anzahl	Mittelwert	Standard- abweichung	Max.	Min.
		[daN]	[daN]	[daN]	[daN]	[daN]
ohne Schulterinstabilität	6	2,2	0,4		3,0	2,0
mit Schulterinstabilität links	4	3,8	1,3		5,0	2,0
rechts	1	5,0	-		5,0	5,0
beidseits	1	2,0	-		2,0	2,0
Druck rechts						
ohne Schulterinstabilität	6	3,7	1,6		6,0	2,0
mit Schulterinstabilität links	4	6,0	4,3		12,0	2,0
rechts	1	6,0	-		6,0	6,0
beidseits	1	2,0	-		2,0	2,0
Zug links						
ohne Schulterinstabilität	6	-3,0	1,1		-2,0	-5,0
mit Schulterinstabilität links	4	-4,7	3,8		-2,0	-10,0
rechts	1	-11,0	-		-11,0	-11,0
beidseits	1	-4,0	-		-4,0	-4,0
Zug rechts						
ohne Schulterinstabilität	6	-4,5	2,4		-2,0	-9,0
mit Schulterinstabilität links	4	-7,0	5,2		-3,0	-14,0
rechts	1	-11,0	-		-11,0	-11,0
beidseits	1	-6,0	-		-6,0	-6,0

Bei den Frauen erreichen die neun Karatesportlerinnen ohne Schulterbeschwerden bei Druck einen Kraftwert von 2,3 ($\pm 0,7$) daN mit dem linken Arm und 3,7 ($\pm 1,5$) daN mit dem rechten Arm, bei Zug mit dem linken Arm -3,0 ($\pm 1,4$) daN und mit dem rechten Arm -3,8 ($\pm 2,4$) daN. Die Sportlerinnen mit Schulterinstabilität im WOSI erreichen ähnliche Werte. Eine Karatesportlerin zeigt eine Schulterinstabilität im WOSI auf der rechten Seite. Sie erreicht mit dem verletzten, rechten Arm 3,0 daN bei Druck und -3,0 daN bei Zug. Mit dem gesunden linken Arm kann sie eine Kraft von 2,0 daN bei Druck und -3,0 daN bei Zug aufbringen. Zwei Karatesportlerinnen zeigen eine beidseitige Schulterinstabilität im WOSI. Sie können mit dem linken Arm 4,0 ($\pm 1,4$) daN drücken und -4,5 ($\pm 0,7$) daN ziehen, mit dem rechten Arm 5,5 ($\pm 0,7$) daN drücken und -7,0 ($\pm 0,0$) daN ziehen.

Eine graphische Darstellung hierzu findet sich in Abbildung 39. Die genauen Ergebnisse sind in Tabelle 36 aufgeführt.



Karatesportlerinnen

Fehlerbalken: +/- 1 SD

Abbildung 39: maximale Kraft für Druck und Zug bei Karatesportlerinnen ohne Schulterinstabilität (N = 9) und mit Instabilität der rechten (N = 1) und beider Schultern (N = 2)

Tabelle 36: maximale Kraft für Druck und Zug bei Karatesportlerinnen mit und ohne Schulterinstabilität (erfasst mit WOSI-Score) – Ergebnisse

	Anzahl	Mittelwert [daN]	Standard- abweichung [daN]	Max.	Min.			
Karatesportlerinnen								
Druck links								
ohne Schulterinstabilität	9	2,3	0,7	4,0	2,0			
mit Schulterinstabilität links	0	-	-	-	-			
rechts	1	2,0	-	2,0	2,0			
beidseits	2	4,0	1,4	5,0	3,0			
Druck rechts								
ohne Schulterinstabilität	9	3,7	1,5	6,0	2,0			
mit Schulterinstabilität links	0	-	-	-	-			
rechts	1	3,0	-	3,0	3,0			
beidseits	2	5,5	0,7	6,0	5,0			
Zug links								
ohne Schulterinstabilität	9	-3,0	1,4	-2,0	-6,0			
mit Schulterinstabilität links	0	-	-	-	-			
rechts	1	-3,0	-	-3,0	-3,0			
beidseits	2	-4,5	0,7	-4,0	-5,0			
Zug rechts								
ohne Schulterinstabilität	9	-3,8	2,4	-2,0	-9,0			
mit Schulterinstabilität links	0	-	-	-	-			
rechts	1	-3,0	-	-3,0	-3,0			
beidseits	2	-7,0	0,0	-7,0	-7,0			

4 Diskussion

Die durchgeführten sieben Tests mit dem Huber 360® prüfen verschiedene Einflussfaktoren der posturalen Kontrolle (siehe Kapitel 1.1.2). Die Betrachtung der einzelnen Einflussfaktoren (siehe Tabelle 4) liefert einen Gesamteindruck über die posturalen Fähigkeiten der Proband:innen.

Im beidbeinigen und einbeinigen Stand werden posturale Schwankungen gemessen und so Ausgleichsbewegungen im ruhigen Stand erfasst. Die Unterscheidung der Schwankungsfläche bei offenen und geschlossenen Augen zeigt den Einfluss des visuellen Systems. Das Gangbild liefert Informationen über posturale Anpassungsmechanismen beim Gehen. Ein breiterer Gang bietet eine größere Unterstützungsfläche und kann situationsbedingt verändert werden, um das Gleichgewicht besser zu erhalten. Die Messung des Stabilitätsareals soll durch maximale KSP-Verlagerung Aufschluss über die Gleichgewichtsgrenze der Proband:innen geben. Beim Mobilitätstest sind Beweglichkeit aber auch propriozeptive, sensomotorische Fähigkeiten gefordert um die Plattformbewegungen spüren und ausgleichen zu können. Die Kraftmessung gibt Aufschluss über neuromuskuläre Voraussetzungen der Proband:innen. Kraft gilt neben Koordination und Beweglichkeit als motorische Grundfähigkeit [6] und ist Voraussetzung für effektive Bewegungsabläufe bei posturalen Ausgleichsbewegungen. Der Koordinationstest prüft die Abläufe und Abstimmung zwischen den einzelnen posturalen Einflussfaktoren. Die Durchführung des Koordinationstests setzt sich aus den vorherigen Tests zusammen und erfordert neben Kraft, Beweglichkeit und Sensomotorik natürlich Koordination. Schlussendlich wird der Einfluss von Verletzungen auf die posturale Kontrolle im Einbeinstand, für Verletzungen der unteren Extremität, und im Krafttest, für Verletzungen der oberen Extremität, geprüft.

4.1 Beidbeiniger Stand

Im Altersvergleich konnten in den höheren Altersgruppen keine vermehrten Schwankungen im beidbeinigen Stand festgestellt werden. Die Frauen der ältesten Versuchsgruppe weisen sogar signifikant weniger Schwankungen auf als die jüngeren Vergleichsgruppen. Aufgrund der im Alter zunehmenden somatosensorischen und muskuloskeletalen Defizite (siehe Kapitel 1.1.3) wäre jedoch eine Zunahme der Schwankungen zu erwarten. Es existieren zahlreiche Studien, welche posturale

Schwankungen im aufrechten Stand durch Aufzeichnung des KSP erfassen. Eine aktuelle Meta-Analyse mit über 60 Studien untersucht altersabhängige Veränderungen. Die Datenanalyse zeigt, dass das Ausmaß der KSP-Schwankungen im Alter zunimmt [7]. Berücksichtigt man hier jedoch die Einteilung der Altersgruppen der Meta-Analyse in jung (18 – 35 Jahre) und alt (> 56 Jahre), so müssen die in der vorliegenden Arbeit untersuchten Proband:innen im Alter von 20 – 40 Jahren der jungen Gruppe zugeordnet werden. Die erhobenen Werte widersprechen also nicht den Literaturdaten. Die hier untersuchten Proband:innen sind möglicherweise noch zu jung, um bereits posturale Defizite erkennen zu lassen. Zudem wurden die Altersabstände zwischen den Versuchsgruppen mit 5 Jahren relativ eng gesetzt, daher wird für nachfolgende Studien empfohlen diese zu vergrößern.

Die Bedeutung der sensorischen Information auf das posturale System (siehe Kapitel 1.1.2) wird durch die Messung mit offenen und geschlossenen Augen nachgewiesen. Durch das Schließen der Augen fehlt die visuelle Information. Es bleiben nur noch die Informationen des vestibulären und somatosensorischen Systems um Korrekturen des KSP durchzuführen. Die Schwankungen werden ohne visuelle Information signifikant größer. Das Ergebnis deckt sich mit der Studienlage [7], [57]. Einzelne Proband:innen zeigen nach Augenschluss auch eine geringere Schwankungsfläche. Das deutet drauf hin, dass das visuelle System auch störende Informationen liefert, welche die Probanden ablenken. Inwieweit diese Informationen unterdrückt werden, hängt von der Aufmerksamkeit der Probanden ab.

Der Vergleich zwischen Karatesportler:innen und gesunden Proband:innen ohne nennenswerten sportlichen Hintergrund erbringt bezüglich der KSP-Schwankungen im beidbeinigen Stand keine signifikanten Unterschiede. Im aufrechten Stand ablaufende posturale Kontrollmechanismen sind als nicht sonderlich komplex anzusehen und stellen demnach auch für Untrainierte keine große Herausforderung dar. Die Messung statischer posturaler Fähigkeiten ist daher möglicherweise nicht sensitiv genug, um signifikante Unterschiede zu erfassen. Die Überprüfung dynamischer Gleichgewichtsfähigkeiten, stellt womöglich eine passendere Messmethode dar, um posturale Fähigkeiten zwischen Leistungssportler:innen und Nicht-Sportler:innen zu differenzieren [35].

Dennoch gibt es Auffälligkeiten zwischen Karatesportler:innen und deren Kontrollgruppen. Nach Augenschluss ist die Schwankungszunahme bei den Karatesportler:innen geringer. Das lässt vermuten, dass die Sportler den Wegfall der visuellen Information, durch die verbleibenden Systeme der posturalen Kontrolle besser kompensieren können. Karatetraining scheint also zu Anpassungen innerhalb dieser Systeme zu führen. Dies deckt sich mit den Studienergebnissen von Percio et al. [58]. Diese Studie konnte beim Vergleich von Karatesportler:innen und Untrainierten ebenfalls keine signifikanten Unterschiede im Ausmaß der Schwankungen finden. Jedoch konnte mittels simultaner EEG-Aufzeichnung gezeigt werden, dass neuronale Verarbeitungsprozesse der posturalen Kontrolle bei Karatesportler:innen intensiver ablaufen. Das stellt eine mögliche Erklärung für die bessere Kompensation nach Wegnahme der visuellen Information dar. Dass diese Anpassungen insbesondere im Kampfsport besonders ausgeprägt sind, belegt eine Studie, welche Kampfsportler:innen und Tennisspieler:innen gegenüberstellt [59]. Hier konnten sportartspezifische Unterschiede in den KSP-Schwankungen nachgewiesen werden.

4.2 Einbeinstand

Der Einbeinstand stellt, im Vergleich zum beidbeinigen Stand, aufgrund der kleineren Unterstützungsfläche eine deutlich größere Herausforderung für das posturale System dar. Innerhalb der Altersgruppen ist auch hier noch keine signifikante Zunahme der posturalen Schwankungen feststellbar. Wie auch beim beidbeinigen Stand sind die untersuchten Altersgruppen „zu jung“ um Auswirkungen von altersabhängigen Defiziten zu erkennen [60]. Im klinischen Alltag dient der Einbeinstand als einfacher Test zur Überprüfung der Standsicherheit. Dabei wird gemessen, wie lange der Einbeinstand durchgeführt werden kann. Die Dauer nimmt mit steigendem Alter deutlich ab. Während im Alter von 20 – 40 Jahren die Referenzzeiten noch über 45 Sekunden liegen, fallen sie erst ab einem Alter von 60 Jahren auf Referenzzeiten von unter 30 Sekunden ab [61]. Erwartungsgemäß stellte die hier angewandte Testdauer von 30 Sekunden für die untersuchten Proband:innen noch kein Problem dar. Zur differenzierten Betrachtung werden in dieser Arbeit daher die Schwankungen des KSP untersucht. Dennoch lassen sich auch hier keine Unterschiede in den untersuchten Altersgruppen feststellen.

Für den Vergleich zwischen Männern und Frauen wurden alle Proband:innen des Altersvergleichs zu einer großen Gruppe zusammengefasst und anschließend die Schwankungsflächen verglichen. Die Frauen weisen eine signifikant kleinere Schwankungsfläche auf. Ein möglicher Grund dafür ist, dass nicht nur die sensomotorischen Fähigkeiten, sondern auch anthropometrische Merkmale Einfluss auf die posturalen Schwankungen haben [62]. Infolge der kleineren Körpergröße der Frauen (siehe Tabelle 1) ist das Ausmaß der Körperschwankungen bei den Frauen geringer. Diese Annahme wird durch eine Studie von de Oliviera gestützt [14].

Im Vergleich zum beidbeinigen Stand bietet der Einbeinstand, neben der größeren Herausforderung für die posturale Kontrolle, auch eine Betrachtung im Seitenvergleich. Die Proband:innen zeigen eine signifikant kleinere Schwankungsfläche und somit einen stabileren Stand auf dem linken Bein. Eine Erklärung hierzu findet sich in der Dominanz der rechten Körperhälfte. Ebenso wie die Händigkeit [63], ist die Füßigkeit in der Bevölkerung überwiegend rechtsbetont. Das dominante Bein wird vor allem bei dynamischen Aufgaben, beispielsweise zum Treten eines Balls beim Fußball, eingesetzt. Es fungiert als Spielbein, während das nicht-dominante Bein als Standbein das Gleichgewicht aufrechterhalten muss [64]. Für Gleichgewichtsaufgaben wird daher vor allem das nicht-dominante, beim Großteil der Bevölkerung also das linke Bein, präferiert [65]. Eine weitere Studie belegt, dass KSP-Schwankungen geringer ausfallen, wenn das linke Bein als Standbein eingesetzt wird [66].

Beim Blick auf die Ergebnisse der Sportler:innen wird deutlich, dass sowohl Karatesportler als auch Karatesportlerinnen einen stabileren Stand auf einem Bein aufwiesen. Damit ein Karatekick eine große Auswirkung hat, muss das Standbein so stabil wie möglich stehen. Da größtenteils mit Beineinsatz gekämpft wird ist ein maximal stabiler Einbeinstand die Grundlage, um die verschiedenen Techniken umzusetzen. Regelmäßiges Karatetraining führt demnach zur Verbesserung der posturalen Kontrolle im Einbeinstand [38]. Das signifikant bessere Ergebnis der Karatesportlerinnen unterstützt diese Aussage. Allerdings ist bei den Männern der Unterschied zur Vergleichsgruppe nicht signifikant. Die gleichzeitige Ausführung einer dynamischen Bewegung, beispielsweise eines Kicks, könnte womöglich eine bessere Abgrenzung zwischen Karate- und Nicht-Sportler:innen erbringen. Darüber hinaus fällt auf, dass die Karatemänner keine Seitendifferenz im Einbeinstand aufweisen.

Um Kampftechniken möglichst variabel durchführen zu können werden beide Seiten trainiert. Daher ist hier kein signifikanter Unterschied zwischen den Schwankungsflächen des linken und rechten Beins nachweisbar. Bei den Karatesportlerinnen konnte diese Hypothese zwar nicht bestätigt werden, allerdings zeigen auch andere Studien [67], [68], dass die Stabilität im Einbeinstand bei Kampfsportler:innen unabhängig von der Füßigkeit ist.

4.3 Gehen auf der Stelle

Anhand der vorliegenden Daten kann im Altersverlauf noch kein signifikanter Unterschied für die Gangbreite festgestellt werden. Lediglich bei den Männern zeigt sich eine leichte, allerdings nicht signifikante Zunahme der Gangbreite. Mit zunehmendem Alter ist jedoch ein breiteres Gangbild zu erwarten, da dadurch altersbedingte Defizite im Gleichgewichts-System kompensiert werden können [47]. In der Literatur werden deutliche Defizite aber meist erst im späteren Alter ab 60 Jahren beschrieben [16], [21]. Die untersuchten Gruppen sind mit einem maximalen Alter von 40 Jahren möglicherweise noch zu jung um altersbedingte Veränderungen zu erkennen.

Die Karatesportler:innen zeigen ein signifikant breiteres Gangbild als die Kontrollgruppen. Im Karatesport werden die Sportler:innen häufig durch Tritte oder Schläge aus dem Gleichgewicht gebracht. Ein breiterer und damit stabilerer Gang kann dabei helfen das Gleichgewicht besser zu halten. Durch einen breiteren Gang müssen weniger Ausgleichsbewegungen durchgeführt werden [69], was einen effizienteren Kampf ermöglicht. Der signifikant breitere Gang kann als Anpassung an das spezifische Training gewertet werden.

Dass sowohl das Gangbild des älteren Menschen, als auch der Gang der Sportler:innen breiter wird, mag zunächst widersinnig erscheinen. Dennoch gibt es einen entscheidenden Unterschied. Während der ältere Mensch nur im geringen Umfang seine Gangbreite variieren kann, ändern Sportler:innen die Gangbreite situationsbedingt und können somit schneller auf mögliche Störungen des Gleichgewichts reagieren [70]. Die Gangvariabilität wurde in dieser Arbeit jedoch nicht analysiert. Zur Aufzeichnung hätten die Proband:innen während der Messung aus dem Gleichgewicht gebracht werden müssen.

4.4 Stabilitätsareal

Im Altersvergleich zeigen die untersuchten Versuchsgruppen mit zunehmendem Alter keine signifikante Abnahme des Stabilitätsareals. Beim individuellen Training mit dem Huber 360[®] dient die Übung zur Einschätzung von Stabilitätsdefiziten, indem die Stabilitätsgrenzen für die verschiedenen Richtungen einzeln betrachtet werden. In der vorliegenden Arbeit wurde das gesamte Stabilitätsareal ausgewertet. Das Stabilitätsareal beschreibt die Fläche, in der die Proband:innen ihren KSP bewegen können, ohne das Gleichgewicht zu verlieren. Da mit steigendem Alter sowohl Gleichgewichtsfähigkeit als auch Muskelkraft und neuronale Fähigkeiten nachlassen [15], ist im höheren Alter ein kleineres Stabilitätsareal zu erwarten. Auch hier sind die Proband:innen mit einem Alter von maximal 40 Jahren zu jung, um eine Abnahme des Stabilitätsareals zu erkennen. Die in der Literatur beschriebenen Defizite gewinnen erst mit zunehmendem Alter, ab circa 60 Jahren, an Bedeutung.

Vergleicht man das Stabilitätsareal von Männern und Frauen, fällt eine signifikant kleinere Fläche bei den Frauen auf. Das ist den unterschiedlichen Körpermaßen von Frauen und Männern geschuldet. Da Frauen eine kleinere Körpergröße als Männer haben, lässt sich der KSP weniger weit verlagern. Somit wird das Stabilitätsareal kleiner. Dieses sollte also immer in Relation zur Körpergröße betrachtet werden.

Den positiven Effekt von Karatetraining auf Gleichgewicht und posturale Kontrolle, zeigt sich bei der Betrachtung der Stabilitätsareale der Karatesportler:innen. Im Mittel ist das Stabilitätsareal der Karatesportlerinnen signifikant größer als das der weiblichen Kontrollgruppe. Auch bei der männlichen Versuchsgruppe zeigt sich ein größeres Stabilitätsareal, welches mit einem p-Wert von $p = 0,052$ jedoch noch nicht als signifikant zu werten ist. Trotzdem belegen die Werte, dass regelmäßiges Training zu Anpassungen führt. Die Sportler:innen können ihren KSP weiter verlagern, ohne aus dem Gleichgewicht zu geraten. Sie erreichen ihre Stabilitätsgrenze erst später und haben somit ein größeres Stabilitätsareal. Diese Anpassungen sind zum Großteil durch Gleichgewichtstraining bedingt, aber auch Kraft spielt eine große Rolle. Ryushi et al. konnten nachweisen, dass Training der Muskulatur der unteren Extremität zu einer Verbesserung der Stabilitätsgrenze führt [71]. Die Verbesserung der Stabilität hat gerade im Karatesport einen hohen Stellenwert und ist Voraussetzung für eine gute Leistung um bei der Durchführung bzw. der Abwehr von Schlägen oder Tritten einen stabilen Stand zu wahren.

4.5 Mobilität: Ausgleichen des KSP auf der sich bewegenden Plattform

Sowohl im gesamten Altersverlauf als auch bei den Karatesportler:innen erreichen fast alle Proband:innen die maximale Stufe 10. Es sind keine signifikanten Unterschiede erkennbar. Voraussetzung zum Ausgleichen der Plattformbewegungen ist eine ausreichende Beweglichkeit, um das Bewegungsausmaß kompensieren zu können. Für gesunde Menschen stellt der Ausgleich der Plattformbewegung keine Schwierigkeit dar. Der Huber 360[®] wurde eigentlich als Trainingsgerät zur Rehabilitation von Beschwerden des Bewegungsapparates entwickelt [47], [48]. Der Mobilitätstest ist zur individuellen Erfassung von Mobilitätseinschränkungen gedacht, um das weitere Training individuell gestalten zu können. Da in dieser Arbeit nur junge und gesunde Proband:innen bzw. sogar Leistungssportler:innen untersucht werden, sind folglich keine Einschränkungen zu erwarten. Das spiegelt sich in den Ergebnissen wider, fast alle Proband:innen erreichen die maximale Stufe.

Der zunächst einfach erscheinende Test der Mobilität prüft aber nicht nur das Bewegungsausmaß der Proband:innen. Um die Körperhaltung trotz Plattformbewegung aufrecht zu erhalten, ist eine genaue Abstimmung bei der Aktivierung und Verknüpfung der verschiedenen Systeme der posturalen Kontrolle gefordert (siehe Kapitel 1.1.2). Da die Proband:innen den Blick auf dem Display halten müssen, um den KSP innerhalb des vorgegebenen Areals zu halten, ist nicht ersichtlich in welche Richtung sich die Plattform bewegt. Nur durch propriozeptive Rückmeldung der unteren Extremität kann die Richtung der Plattformneigung erkannt werden. Mit Hilfe sensomotorischer Information muss eine Ausgleichsbewegung, für die Korrektur des KSP erstellt werden. Durch die KSP-Darstellung auf dem Display gibt es eine direkte visuelle Rückmeldung, ob die Korrektur passend ausgeführt wurde. Somit wird der posturale Regelkreis (siehe Abbildung 1) während dieser Übung dauerhaft durchlaufen. Dass die Proband:innen die Richtung der Plattformneigung nicht kennen, ist ein zusätzlich erschwerender Faktor. Die Ausgleichsbewegungen, sogenannte antizipatorische posturale Reaktionen, benötigen nachweislich eine längere Latenzzeit, wenn die Richtung der posturalen Störung unbekannt ist [72]. Dass die Proband:innen dennoch keine Probleme mit der Durchführung des Mobilitätstest haben, zeigt, wie ausgereift das posturale Kontrollsysteem beim gesunden, jungen Menschen arbeitet. Grundlegend für diese komplexen posturalen Abläufe und damit für den Erfolg der Übung ist die Aufmerksamkeit des Proband:innen. Wenn bei den hier untersuchten jungen gesunden Proband:innen bei einzelnen Richtungen die

maximale Stufe nicht erreicht werden konnte ist dies daher nicht als Mobilitätseinschränkung zu werten, sondern vielmehr fehlender Konzentration geschuldet.

Hinsichtlich der Mobilität und dem damit verbundenen Ausgleich der Plattformbewegungen lassen sich bei den Karatesportler:innen etwas bessere Werte erkennen als bei deren Kontrollgruppen. Wie genau die erstellten posturalen Ausgleichsbewegungen die benötigte KSP-Korrektur treffen, kann durch Bewegungserfahrung erlernt werden [73]. Durch das regelmäßige Training ist diese bei den Sportler:innen ausgeprägter. Betrachtet man die einzelnen Richtungen fällt auf, dass alle Karatesportler:innen bei den Plattformneigungen nach hinten (180°, 135°, 225°) die höchste Stufe 10 erreichen. Auch in der Kontrollgruppe können die Proband:innen bei der Plattformneigung nach hinten (180°) ihr bestes Ergebnis erzielen. Eine Erklärung hierfür findet sich in der Anatomie des Menschen. Um die Plattformbewegungen nach hinten auszugleichen, muss der KSP nach vorne verlagert werden. Da der Bewegungsspielraum vor dem Körper wesentlich größer ist, können Ausgleichsbewegungen in ventraler Richtung leichter durchgeführt werden.

4.6 Armkraft im Stehen

Zwischen den getesteten Altersgruppen konnte kein signifikanter Unterschied hinsichtlich der Kraft festgestellt werden. Bei den hier untersuchten Proband:innen mit einem Höchstalter von 40 Jahren ist noch keine Abnahme der Muskelkraft erkennbar. Dass die Muskelkraft mit zunehmenden Alter nachlässt, ist vielfach untersucht und nachgewiesen [15], [74]. Allerdings ist in diesen Studien die Abnahme der Muskelkraft vor allem in den Versuchsgruppen über 60 Jahren beschrieben.

Die erhobenen Werte zeigen die zu erwartende größere Maximalkraft der Männer gegenüber den Frauen. Der Unterschied beruht auf der genetisch bedingt größeren Muskelmasse und dem größeren Muskelquerschnitt der Männer. Auch hormonelle Faktoren und eine unterschiedliche Muskelfaserzusammensetzung spielen eine Rolle hinsichtlich der Kraftunterschiede zwischen Männern und Frauen [75].

Eine Erklärung für die stärkeren Kraftwerte der rechten Seite findet man in der Händigkeit. Laut Lateralitätsfragebogen nach Arnold-Schulz-Gahmen liegt die Dominanz der rechten Hand in der Bevölkerung bei 91% [63]. Was bedeutet, dass der Großteil der Teilnehmer rechtshändig ist. Da die dominante Hand eine größere Kraft aufbringen kann, belegen die höheren Kraftwerte der rechten Seite diese Hypothese.

Zu den leistungsbestimmenden Faktoren der hier getesteten Maximalkraft gehören ein großer Muskelquerschnitt, ausreichende Speicher an energiereichen Phosphaten und eine gute intra- und intermuskuläre Koordination. Außerdem haben anthropometrische Merkmale, wie Armlänge und Körpergröße sowie die Motivation einen großen Einfluss auf die aufzuwendende maximale Kraft [22]. Im Leistungssport werden die leistungsbestimmenden Faktoren der Maximalkraft regelmäßig trainiert und verbessert. Daher überrascht es, dass die Maximalkraft für die Kaderathlet:innen signifikant niedriger gemessen wurde als in den Kontrollgruppen. Da mit Hilfe anthropometrischer Merkmale auf die Muskelmasse geschlossen werden kann [76], könnten Unterschiede in Größe und Gewicht Hinweise auf eine geringere absolute Muskelmasse der Karatesportler:innen geben. Sowohl die Karatesportler als auch die -sportlerinnen haben im Durchschnitt eine kleinere Körpergröße und ein niedrigeres Gewicht als ihre Kontrollgruppen (siehe Tabelle 2). Die Unterschiede sind jedoch sehr gering, weshalb hierdurch eher keine Beeinflussung der Ergebnisse anzunehmen ist. Eine weitere Möglichkeit, die geringeren Kraftwerte der Sportler:innen zu erklären, ist die getestete Kraftfähigkeit. Die wichtigste Eigenschaft im Karatesport ist Schnelligkeit und Reaktionsfähigkeit [77]. Um schnelle Abwehrbewegungen durchzuführen bzw. Schläge und Stöße möglichst explosiv ausführen zu können, wird vor allem Schnellkraft trainiert [22]. Die hier getestete Maximalkraft spielt im Karatesport eine eher untergeordnete Rolle [78]. Zusätzlich erfolgte der Krafteinsatz isometrisch. Solche Krafteinsätze haben im Karatesport nur geringe Bedeutung. Zur Kontrollgruppe ist außerdem einschränkend anzumerken, dass genaue sportliche Hintergründe, bis auf den Trainingsumfang, nicht weiter berücksichtigt wurden.

Hinzu kommt, dass der Huber 360[®] als Trainingsgerät keine standardisierten Messbedingungen bietet. Die Ergebnisse sind stark von der Durchführung des Tests abhängig. Bei technisch korrekter Durchführung sollte die Kraft mit gestreckten Armen aus den Schultern heraus mobilisiert und eine rein isometrische Muskelanspannung ausgeführt werden. Die resultierende Kraft wird dadurch geringer als bei einem dynamischen Krafteinsatz. Da Sportler:innen aufgrund besserer propriozeptiver Fähigkeiten ihre Gelenkstellung und Muskeleinsatz genauer kontrollieren können [79], war es für sie einfacher, den Anweisungen genau zu folgen und den Test technisch korrekt auszuführen. In den Kontrollgruppen kam es, trotz genauer Anweisung, häufiger auch zur Anwendung von Körpereinsatz und dynamischer Muskelarbeit, was die Ergebnisse verfälscht haben könnte.

4.7 Koordination auf der oszillierenden Plattform

Die Ergebnisse zeigen den hohen Schwierigkeitsgrad des Koordinationstests. Im Durchschnitt schafft nur jeder vierte Studienteilnehmer überhaupt die erste Stufe. Über 75 % der Proband:innen sind, aufgrund der störenden Plattformbewegungen, nicht in der Lage, ihre Kraft so zu dosieren, dass die Kraftbalken innerhalb der vorgegebenen Zielfelder gehalten werden. Der Großteil der Proband:innen sind mit dem Schwierigkeitsgrad des Tests überfordert. Proband:innen, die die erste Stufe meistern können, müssen daher sehr gute koordinative Fähigkeiten aufweisen.

Das Zusammenwirken der Prozesse des sensomotorischen Systems (Reizaufnahme, -weiterleitung, -verarbeitung und -antwort) benötigt Koordination. Beim Koordinationstest mit dem Huber 360® bedarf es der genauen koordinativen Abstimmung dieser sensomotorischen Fähigkeiten. Sowohl sensorische Informationen über die Plattformbewegung, propriozeptive Informationen über die Stellung des Körpers im Raum, als auch visuelle Informationen des Displays über den durchgeführten Krafteinsatz müssen erkannt und miteinander verknüpft werden. Die Kraftsensoren reagieren sehr sensitiv auf jede kleinste Änderung. Daher muss der Oberkörper möglichst ruhig gehalten werden, um die richtige Dosierung für den Krafteinsatz zu finden und die Kraft über einen bestimmten Zeitraum halten zu können. Um den Oberkörper ruhig zu halten, müssen die Plattformbewegungen sehr genau ausgeglichen werden, was der Schlüsselpunkt für den Erfolg dieses Tests ist. Da die Plattformbewegungen unvorhersehbar, sehr schnell hintereinander rotatorisch in horizontaler und vertikaler Ebene ablaufen, sind die Bewegungsabläufe koordinativ hochkomplex.

Bei differenzierter Betrachtung der einzelnen Versuchsgruppen konnten die Frauen der jüngsten Versuchsgruppe, im Alter von 20 – 25 Jahren die besten Ergebnisse erzielen. Immerhin 37,5 % der Probandinnen schaffen es über die erste Stufe hinaus. Allerdings unterscheiden sie sich nicht signifikant von den anderen weiblichen Altersgruppen. Bei den Männern zeigt die Gruppe der 31 – 35-Jährigen signifikant bessere koordinative Fähigkeiten als die Vergleichsgruppen. Mehr als die Hälfte der Probanden dieser Altersgruppe schafft es mindestens die erste Stufe zu absolvieren. In der Literatur werden altersabhängige Defizite sowohl für die Koordination der unteren Extremität [80] als auch bei bilateral koordinativ abgestimmten Krafteinsatz der oberen Extremität [81] beschrieben. Somit ist zu erwarten, dass die jüngeren Proband:innen bessere Ergebnisse erzielen als die älteren.

Da der Koordinationstest eine Kombination aus den in den vorherigen Tests überprüften Fähigkeiten darstellt und in diesen noch kein altersabhängiger Unterschied zwischen den hier untersuchten Altersgruppen festzustellen war, ist das bessere Abschneiden der jungen Frauen dennoch eher nicht dem Alter geschuldet. Die Annahme wird durch die Ergebnisse der Männer unterstützt, da hier die zweitälteste Altersgruppe am besten abschneidet.

Die vorliegenden Daten zeigen, dass immerhin jeder dritte Karatesportler mindestens die erste Stufe erfolgreich absolvieren konnte, in der Kontrollgruppe war es nur jeder fünfte. Beim Karate werden komplexe Bewegungsabfolgen, aus Schlag-, Tritt- und Abwehrtechniken, schnell nacheinander durchgeführt und müssen demnach koordinativ abgestimmt sein. Nur ein flüssiger Bewegungsablauf ermöglicht eine möglichst schnelle, effiziente und gezielte Reaktion auf mögliche Situationen innerhalb eines Kampfes. Durch Karatetraining ausgelöste neuromuskuläre Anpassungen bei Kadersportler:innen sind bereits erforscht [82]. Da vor allem neuromuskuläre Fähigkeiten als koordinative Basiseigenschaft gelten [22], ist ein besseres Abschneiden der Karatesportler:innen bezüglich der Koordination zu erwarten. Dennoch ist die maximal erreichte Stufe in der Kontrollgruppe höher als bei den Karatesportler:innen, was aber auf einzelne sehr gute Proband:innen und nicht auf die gesamte Versuchsgruppe zurückzuführen ist. Innerhalb der Gruppe der Karatesportler:innen war der Anteil an Proband:innen welche den Test bewältigen können größer, was die grundsätzlich bessere Koordinationsfähigkeit der Sportler:innen unterstreicht.

Die Diagnostik koordinativer Fähigkeiten ist aufgrund ihrer Komplexität schwierig. Es gibt keinen spezifischen Messwert um Koordination darzustellen. Die Erfassung von koordinativen Abläufen auf neuronaler, kognitiver und motorischer Ebene gelingt nur indirekt durch die Bewertung resultierender motorischer Handlungen [6]. Der Koordinationstest mit dem Huber 360[®] erfasst vorwiegend die koordinative Abstimmung auf neuronaler Ebene. Daher stellt sich die Frage, inwieweit der Test koordinative Fähigkeiten in ihrer Gesamtheit wirklich darstellen kann. Zusätzlich erschwert der komplizierte Testablauf die Beurteilbarkeit. Viele Proband:innen hatten Schwierigkeiten mit dem Verständnis des Versuchsablaufs. Im Testsetup waren vorherige umfangreiche Übungen und somit Lernprozesse nicht erlaubt. Eine zweite Messung im Verlauf zur Beurteilung der Lernfähigkeit, sowohl kognitiv als auch koordinativ, könnte weitere Erkenntnisse bringen.

Die beschriebenen Unterschiede sind nur geringfügig. Weder im Altersvergleich noch bei der Untersuchung der Karatesportler:innen zeigen die erhobenen Daten signifikante Unterschiede. Daher erlauben die getroffenen Aussagen keine zuverlässige Bewertung der koordinativen Fähigkeiten. Das ist der geringen Probandenanzahl, der großen Streuung der Werte, dem schwierigen Verständnis des Versuchsablaufs sowie der möglicherweise ungenügenden Validität der Messung geschuldet. Zum individuellen Training sensomotorischer Fähigkeiten und deren koordinativen Abstimmung ist der Test jedoch sicherlich gut geeignet.

4.8 Einfluss von Verletzungen und Dauerschäden

Veränderungen der posturalen Kontrolle durch verletzungsbedingte Defizite sind zu erwarten und in der Literatur auch belegt [83], [84]. Es überrascht also, dass nur wenige Unterschiede bezüglich der Schwankungen im Einbeinstand zwischen den Karatesportler:innen mit Beschwerden der unteren Extremität und den beschwerdefreien Karatesportler:innen festzustellen sind. Einzelne Auffälligkeiten sind jedoch erkennbar. Zum Beispiel haben die zwei Frauen mit beidseitigen Hüftbeschwerden sowohl auf dem rechten und linken Bein eine größere Schwankungsfläche als die beschwerdefreien Sportlerinnen. Die eine Sportlerin mit Sprunggelenksbeschwerden rechts schwankt auf dem erkrankten rechten Bein deutlich mehr als auf ihrem gesunden linken Bein. Hier ist hinsichtlich der effektiven Schwankungsfläche zwar kein großer Unterschied zur Kontrollgruppe zu sehen, allerdings ist die Differenz zwischen rechtem und linkem Bein auffallend größer als in der Kontrollgruppe. Ein Sportler mit rechtsseitigen Sprunggelenksbeschwerden zeigt deutlich größere Schwankungen sowohl auf dem erkrankten rechten Bein als auch auf dem gesunden linken Bein. Allerdings sind die Unterschiede, aufgrund der beidseitigen Ausprägung, eher durch ein visuelles oder vestibuläres Defizit zu erklären als durch eine rein rechtsseitig lokalisierte Verletzung.

Für die Stabilität des Schultergelenkes hat die Muskulatur eine wichtige Bedeutung. Eine Instabilität, die z. B. durch eine Bandläsion im Rahmen eines Traumas auftritt, wird häufig im Verlauf durch muskuläre Defizite weiter verstärkt [85]. Daher liegt es nahe, dass Proband:innen mit einer Schulterinstabilität sicherlich auch muskuläre Defizite aufweisen und diese sich im Krafttest widerspiegeln müssten. Sowohl bei den Männern als auch bei den Frauen sind jedoch keine großen Unterschiede ersichtlich. Die Kraftwerte der Karatesportler:innen mit Beschwerden aufgrund einer

Schulterinstabilität sind sogar tendenziell höher als die der Vergleichsgruppe. Das mag daran liegen, dass für den Test ein rein isometrischer Krafteinsatz notwendig war und daher Defizite durch die Schulterinstabilität, welche vor allem bei dynamischen Krafteinsätzen relevant werden, nur eine geringe Auswirkung haben. Außerdem kommt hinzu, dass die Stichprobengröße sehr klein war. Da Kraft, vor allem aus anthropometrischer Sicht, individuell sehr unterschiedlich ist und hier einzelne Personen mit verschiedenen konstitutionellen Voraussetzungen einander gegenübergestellt wurden, könnte dies einen großen Einfluss auf die Ergebnisse gehabt haben.

Bei der differenzierten Betrachtung von rechtem und linkem Arm bzw. Bein fallen zwar Differenzen auf, es ist jedoch schwer zu beurteilen, ob diese verletzungsbedingt aufgetreten sind oder ob diese aufgrund der Händigkeit bzw. Füßigkeit (siehe Kapitel 4.2 und 4.6) bestehen. Bereits beim „Gesunden“ sind signifikante Unterschiede zwischen der rechten und linken Seite erkennbar (siehe Kapitel 3.2 und 3.6).

Einschränkend ist zu erwähnen, dass die PROM-Scores mit welchen die Verletzungen erfasst wurden, nur ein subjektives Empfinden widerspiegeln und zudem nicht erfassen seit wann die Symptomatik besteht. Bei einer chronischen Verletzung bzw. einem Dauerschaden könnten die Sportler:innen bereits muskuläre, psychische oder andere entlastende Kompensationsmechanismen entwickelt haben. Die Belastung in den Tests ist möglicherweise nicht stark genug, um solche Kompensationen zu demaskieren. Hinzu kommt, dass die Beschwerden ab einem bestimmten Wert im PROM-Score, bei dem in anderen Studien eine klinische Relevanz erkennbar war (MCID, siehe Kapitel 1.1.6) als solche definiert wurden. Wie ausgeprägt die Beschwerden waren, wurde nicht weiter berücksichtigt.

Zuletzt soll noch einmal betont werden, dass in allen Vergleichen nur eine kleine Stichprobengröße existiert und jeweils nur wenige Karatesportler:innen der „gesunden“ Vergleichsgruppe gegenüberstehen. Daher sind die Ergebnisse nicht als repräsentativ anzusehen, sondern sollen vielmehr einen Hinweis geben, inwieweit sich stattgehabte Verletzungen auf die posturalen Fähigkeiten in den Tests mit dem Huber 360[®] auswirken. Aufgrund der Stichprobengröße wurde auch nicht weiter zwischen Kata- und Kumite-Sportler:innen unterschieden. Während große Anteile des Trainings zwar ähnlich gestaltet sind, sind mögliche Einflüsse der Wettkampf-Ausrichtung nicht weiter differenziert worden.

5 Zusammenfassung und Ausblick

Das eingesetzte neuromuskulären Trainingsgerät, der Huber 360®, überprüft durch sieben Tests verschiedene posturale Kontroll-Systeme. Die Annahme, dass altersspezifische Unterschiede der posturalen Kontrolle in den vier Versuchsgruppen im Alter von 20 – 40 Jahren, also bereits im relativ jungen Alter auftreten, konnte nicht bestätigt werden. Auf Basis der erhobenen Daten konnten weder für Schwankungen im beidbeinigen und einbeinigen Stand noch für Gangbreite, Stabilität, Mobilität, Kraft oder Koordination altersbedingte Unterschiede nachgewiesen werden. Da Defizite der posturalen Kontrolle in der Literatur meist erst ab 60 Jahren beschrieben sind, könnte in weiterführenden Studien die Untersuchung von 40 – 60-Jährigen aufschlussreiche Ergebnisse liefern. Ziel dabei ist es, posturale Veränderungen möglichst frühzeitig zu erkennen und präventive Maßnahmen, sowohl im Hinblick auf muskuloskelettale Erkrankungen als auch im Rahmen der Sturzprophylaxe, einleiten zu können.

Darüber hinaus sollten mit der Testfunktion des Huber 360® Auswirkungen von leistungsorientierten Karatetraining auf die posturale Kontrolle erfasst werden. Im Vergleich zur Kontrollgruppe konnten Trainingsanpassungen bei Karatesportler:innen durch signifikant bessere Ergebnisse für die Stabilität und die Gangbreite belegt werden. Die Karatesportler:innen haben ein größeres Stabilitätsareal in dem sie ihren KSP verlagern und bewegen können, ohne aus dem Gleichgewicht zu geraten. Das breitere Gangbild zeigt die trainingsinduzierte Vorbereitung der Körperhaltung auf mögliche Störungen von außerhalb. Des Weiteren weisen die Karatesportler:innen bei der Messung posturaler Schwankungen im Einbeinstand keine Seitendifferenz auf. Da der Trainingsfokus im Karatesport bewusst beidseits gesetzt wird, ist dies ebenso als trainingsbedingte Anpassung zu werten. Auch in den übrigen Tests zeigen die Sportler:innen bessere, aber nicht signifikant bessere Werte. Das mag an den vergleichsweise einfachen Testaufgaben liegen, welche auch für Untrainierte keine große Herausforderung darstellen. Außerdem muss bei den Karatesportler:innen die Möglichkeit eingeschränkter Leistungsfähigkeit nach Regenerationsprozessen eingeräumt werden, da in der Vergangenheit einige Verletzungen erlitten hatten, welche nicht alle durch die angewandten PROM-Scores erfasst wurden. Für verletzungsbedingte Veränderungen der posturalen Kontrolle konnten Anhaltspunkte erkannt werden, jedoch sind die Ergebnisse aufgrund der relativ kleinen Stichprobengröße der Karatesportler:innen nicht als repräsentativ anzusehen,

sondern sollen einen Eindruck geben inwieweit sich stattgehabte Verletzungen einzelner Sportler:innen auf die Messungen auswirken.

In allen durchgeführten Tests sind größere Unterschiede, wie z. B. zwischen Männern und Frauen oder linker und rechter Seite deutlich zu erkennen. Kleine Differenzen zwischen den Gruppen sind jedoch schwer zu detektieren. Das zeigt, dass der Huber 360® als Rehabilitations- und Trainingsgerät aufgrund der geringen Trennschärfe der Tests nicht in seinem gesamten Anwendungsspektrum für standardisierte, vergleichbare Messungen geeignet ist. Hinzu kommt, dass bei allen Studienteilnehmer:innen nur eine einmalige Messung durchgeführt wurde. So konnten Tagesform, Motivation und Lerneffekt nicht weiter berücksichtigt werden. In weiterführenden Studien könnten einzelne Tests aus dem Angebot des Gerätes gezielter eingesetzt und durch wiederholte Messungen aufschlussreiche Ergebnisse erzielt werden. Durch die sensomotorische Komponente, die durch herkömmliches Training nur schwer zu trainieren ist, kann der Einsatz sowohl in der Rehabilitation, im Wettkampfsport, als auch in der Gesundheitsprävention sinnvoll sein. Denkbar ist die Anwendung daher insbesondere zur Bestätigung des Leistungsniveaus im Hinblick auf Regenerationsprozesse nach Verletzungen und / oder operativen Eingriffen.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Anwendung des Huber 360® zur Beurteilung von posturalen Fähigkeiten im Altersvergleich, Differenzierung trainingsspezifischer Anpassungen und der Diagnostik von Verletzungen, weiterer Daten und einen differenzierten und selektiveren Einsatz der einzelnen Tests bedarf. Für die Zukunft bleibt die Leistungsfähigkeit des Systems im Rahmen der individuellen Therapiekontrolle z. B. nach Gelenkersatz oder Wirbelsäulen-Eingriffen abzuwarten. Zudem ist ein Einsatz dieser Technologie für die Adaptation von amputierten, jüngeren Patient:innen nach Anpassung von Exoprothesen denkbar.

6 Literatur

- [1] J. Massion, "Postural control system," *Current Opinion in Neurobiology*, pp. 877–887, 1994.
- [2] A. Letafatkar, M. Nazarzadeh, M. Hadadnezhad, and N. Farivar, "The efficacy of a HUBER exercise system mediated sensorimotor training protocol on proprioceptive system, lumbar movement control and quality of life in patients with chronic non-specific low back pain," *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, pp. 767–778, 2017.
- [3] J. Takacs, M. G. Carpenter, S. J. Garland, and M. A. Hunt, "The role of neuromuscular changes in aging and knee osteoarthritis on dynamic postural control.," *Aging and disease*, pp. 84–99, 2013.
- [4] N. Garzorz, "Neuroanatomie," 1. Auflage., Elsevier GmbH, 2009, pp. 98–101.
- [5] M. Schünke, E. Schulte, and U. Schumacher, "Kopf- Hals und Neuroanatomie - Prometheus," 4. Auflage., Georg Thieme Verlag, 2006, pp. 444–447.
- [6] K. Golle and H. Mechling, "Koordinative Fähigkeiten und Koordinationstraining im Sport," *Bewegung, Training, Leistung und Gesundheit*, Springer-Verlag, 2019.
- [7] D. Roman-Liu, "Age-related changes in the range and velocity of postural sway," *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 2018.
- [8] D. Abrahamová and F. Hlaváka, "Age-related changes of human balance during quiet stance," *Physiological research*, 2007.
- [9] W. Kahle and M. Frotscher, "Taschenatlas Anatomie - Nervensystem und Sinnesorgane," 11. Auflag., Georg Thieme Verlag, p. 2., 2013.
- [10] C. J. Dakin and D. A. E. Bolton, "Forecast or fall: prediction 's importance to postural control," *Frontiers in Neurology*, pp. 1–10, 2018.
- [11] J. Massion, "Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination," *Progress in Neurobiology*, 1992.
- [12] P. Gatev, S. Thomas, T. Kepple, and M. Hallett, "Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults," *Journal of Physiology*, 1999.
- [13] W. Taube, M. Gruber, and A. Gollhofer, "Spinal and supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance," *Acta Physiologica*, 2008.
- [14] J. M. de Oliveira, "Statokinesigram normalization method," *Behavior Research Methods*, pp. 310–317, 2016.
- [15] A. O. Brady, C. R. Straight, and E. M. Evans, "Body composition, muscle capacity, and physical function in older adults: an integrated conceptual model," *Aging and physical activity*, pp. 441–452, 2014.
- [16] M. Lesinski, T. Muehlbauer, A. Gollhofer, T. Hortoba, and U. Granacher, "Effects of balance training on balance performance in healthy older adults: a systematic review and meta-analysis," *Sports Med*, pp. 1721–1738, 2015.

- [17] A. Novo, E. Mendes, L. Preto, M. Monteiro, and A. Azevedo, "Postural balance in elderly evaluated in a force platform: the vestibular system and its importance in the aging process," 2011.
- [18] K. Dmitruk, M. Gałazka, and D. Soszyński, "Postural balance in subjects over the age of 50," *Medical and biological Sciences*, pp. 11–18, 2014.
- [19] F. B. Horak, C. L. Shupert, and A. Mirka, "Components of postural dyscontrol in the elderly: a review," *Neurobiology of aging*, pp. 727–738, 1989.
- [20] N. Miljkovic and J. Lim, "Aging of Skeletal Muscle Fibers," *Annals of Rehabilitation Medicine*, pp. 155–162, 2015.
- [21] M. J. Campbell, A. J. McComas, and F. Petito, "Physiological changes in ageing muscles," *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, pp. 174–182, 1973.
- [22] K. Friedmann, "Trainingslehre - Sporttheorie für die Schule," 1. Auflage., promos Verlag, pp. 76, 77, 114, 122, 2008.
- [23] T. Wu and M. Hallett, "The influence of normal human ageing on automatic movements," *Journal of Physiology*, pp. 605–615, 2004.
- [24] J. Parkkari, M. Palvanen, and I. Vuori, "Fall-induced injuries and deaths among older adults," *The Journal of the American Medical Association*, 1999.
- [25] M. Schubert, S. Beck, W. Taube, and F. Amtage, "Balance training and ballistic strength training are associated with task-specific corticospinal adaptations," *European Journal of Neuroscience*, 2018.
- [26] P. V. Komi, J. T. Viitasalo, R. Rauramaa, and V. Vihko, "Effect of isometric strength training on mechanical, electrical, and metabolic aspects of muscle function," *European Journal of Applied Physiology*, pp. 79–80, 1978.
- [27] H.-C. Heitkamp, T. Horstmann, and F. Mayer, "Gain in strength and muscular balance after balance training," *International Journal of Sports Medicine*, 2001.
- [28] O. M. Rutherford and D. A. Jones, "The role of learning and coordination in strength training," *Applied Physiology*, pp. 100–101, 1986.
- [29] D. A. Skelton, "Effects of physical activity on postural stability," *Age and Ageing*, pp. 33–39, 2001.
- [30] U. Granacher, M. Gruber, and A. Gollhofer, "The impact of sensorimotor training on postural control in elderly men," *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 2009.
- [31] K. Pfeifer, W. Banzer, and F. Hänsel, "Sensomotorisches Training – Propriozeptives Training," *BISp-Jahrbuch*, pp. 25–32, 2008.
- [32] W. Taube, M. Gruber, and S. Beck, "Cortical and spinal adaptations induced by balance training: correlation between stance stability and corticospinal activation," *Acta Physiologica*, pp. 347–358, 2007.
- [33] A.-K. Rogge, B. Röder, A. Zech, and K. Höttig, "Exercise-induced neuroplasticity: Balance training increases cortical thickness in visual and vestibular cortical regions," *Neuro Image*, pp. 471–479, 2018.

- [34] A. Zech, M. Hübscher, L. Vogt, and W. E. Banzer, “Neuromuscular training for rehabilitation of sports injuries,” *Centre for Reviews and Dissemination, University of York*, 2010.
- [35] E. Zemková, J. Viitasalo, and H. Hannola, “The effect of maximal exercise on static and dynamic balance in athletes and non-athletes,” *Medicina Sportiva*, pp. 70–77, 2007.
- [36] M. Lesinski, T. Hortobágyi, T. Muehlbauer, and A. Gollhofer, “Dose-response relationships of balance training in healthy young adults,” *Sports Medicine*, 2014.
- [37] “Deutscher Karate Verband e.V.” [Online]: <https://www.karate.de/karate/karate-was-ist-das>. [Accessed: 24-Apr-2019].
- [38] D. Filingeri, A. Bianco, D. Zangla, A. Paoli, and A. Palma, “Is karate effective in improving postural control?,” *Archives of Budo Science of Material Arts*, pp. 2–5, 2012.
- [39] T. Tischer, B. Lembcke, M. Ellenrieder, W. Weigert, and W. Mittelmeier, “Injuries in Karate Sports: A Survey Performed During the World Championship 2014,” 2016.
- [40] D. med. O. Büttner and D. med. C. Rosso, “Karate aus sportmedizinischer Sicht,” *Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin (GOTS)*, 2014. [Online]: <https://www.gots.org/blog/2014/04/08/karate-aus-sportmedizinischer-sicht/>. [Accessed: 23-Aug-2020].
- [41] F. Baumann *et al.*, “Validation of a German version of the International Hip Outcome Tool 12 (iHOT12) according to the COSMIN checklist,” *Health and Quality of Life Outcomes*, pp. 1–10, 2016.
- [42] F. Baumann, J. Weber, F. Zeman, and M. Mu, “Validation of a German version of the International Hip Outcome Tool (G-iHOT33) according to the COSMIN checklist: how much improvement is clinically relevant?,” 2016.
- [43] M. G. Hosseini and K. Walley, “Potential for Bias and the American Orthopaedic Foot and Ankle Society Ankle- Hindfoot Scoring System,” 2018.
- [44] H. Y. Chan, “Minimal clinically important differences for AOFAS score in hallux valgus surgery,” 2017.
- [45] T. Mittlmeier, K. Klaue, and M. Beck, “Die posttraumatische Arthrose am Rückfuß Zusammenfassung” 2006.
- [46] H. R. Eshoj, S. Rasmussen, L. H. Frich, I. Hvass, and R. Christensen, “Neuromuscular Exercises Improve Shoulder Function More Than Standard Care Exercises in Patients With a Traumatic Anterior Shoulder Dislocation A Randomized Controlled Trial,” 2020.
- [47] DJO Global, “Produktinformation Huber 360.” [Online]: <https://www.scherer.at/wp-content/uploads/2015/09/Huber360-Prospekt.pdf>. [Accessed: 30-Nov-2018].
- [48] LPG Medical, “Webpage Huber 360 Information.” [Online]: <https://www.lpgmedical.com/en/huber-360-evolution/>. [Accessed: 10-Dec-2018].

- [49] Z. G. Jurakic, V. Krizanic, N. Sarabon, and G. Markovic, "Effects of feedback-based balance and core resistance training vs. Pilates training on cognitive functions in older women with mild cognitive impairment," *Aging Clinical and Experimental Research*, pp. 1295–1298, 2017.
- [50] A. Couillandre, M. J. Duque Ribeiro, P. Thoumie, and P. Portero, "Changes in balance and strength parameters induced by training on a motorised rotating platform: a study on healthy subjects," *Annales de Readaptation et de Medecine Physique*, pp. 67–73, 2008.
- [51] T. Guiraud, M. Labrunée, F. Besnier, J. M. Sénard, and F. Pillard, "Whole-body strength training with Huber Motion Lab and traditional strength training in cardiac rehabilitation," *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, pp. 20–26, 2017.
- [52] B. Maertens de Noordhout, F. Houlmont, Y. Leonard, R. Cornea, and S. Adam, "Using the Huber Technique in Physical Medicine and Rehabilitation," *15th European Congress of ESPRM, Madrid, Spain*, 2006.
- [53] R. Galozzi and M. Faina, "HUBER® platform: an innovative methodology for postural re-education techniques," *15th World Congress of Aesthetic Medicine; Rome, Italy*, 2005.
- [54] M. Bojinca, D. Bida, C. Mihai, M. Milicesu, and R. Cornea, "Efficacy of exercise program with the HUBER system compared with classic exercise program in rehabilitation for patients with chronic low back pain.,," *Annual European Congres of Rheumatology, Amsterdam, Netherlands*, 2006.
- [55] R. Retsin, "Gebrauchsanweisung Huber 360 App," pp. 97, 101, 105, 106, 2017.
- [56] LPG Medical, "Huber 360 App – eigene Beispielmessungen im Zeitraum vom 10.04.2018 bis 16.04.2019." .
- [57] H. Tanaka, M. Nakashizuka, and T. Uetake, "The effects of visual input on postural control mechanisms: an analysis of center-of-pressure trajectories using the auto- regressive model," *Journal of human ergology*, 2001.
- [58] C. Del Percio, A. Brancucci, F. Bergami, N. Marzano, and A. Fiore, "Cortical alpha rhythms are correlated with body sway during quiet open-eyes standing in athletes: A high-resolution EEG study," *Neuro Image*, pp. 822–829, 2007.
- [59] A. Patti, G. Messina, R. Palma, and M. Barcellona, "Comparison of posturographic parameters between young taekwondo and tennis athletes," *Journal of Physical Therapy Science*, pp. 1052–1055, 2018.
- [60] R. Parreira, L. Rabello, V. De Souza Pinho Costa, E. De Oliveira, and R. A. da Silva, "Age-related Differences in Centre of Pressure Measures during One-leg Stance," *Journal of applied biomechanics*, 2012.
- [61] B. Springer, R. Marin, and T. Cyhan, "Normative values for the unipedal stance test with eyes open and closed," *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 2007.
- [62] A. C. Alonso, L. Mochizuki, N. Mariana, S. Luna, S. Ayama, and A. C. Canonica, "Relation between the sensory and anthropometric variables in the quiet standing postural control," *BioMed Research International*, 2015.

- [63] J. B. Sattler and A. Klußmann, "S1 Leitlinie Händigkeit – Bedeutung und Untersuchung," *AWMF online*, 2014.
- [64] M. Peters, "Footedness: Asymmetries in foot preference and skill and neuropsychological Assessment of foot movement," *Physiological Bulletin, American Physiological Association*, 1988.
- [65] R. E. Bahamonde, "Relationship between leg dominance and type of task," *Journal of Sport Sciences*, 2011.
- [66] Z. Wang and A. C. King, "Asymmetrical stabilization and mobilization exploited during static single leg stance and goal-directed kicking," *Human movement science*, 2019.
- [67] K. Young-Kwan and K. Yoon-Hyuk, "Unilateral performance comparison for taekwondo kicks between dominant leg and non-dominant leg," *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 2010.
- [68] W. Trial, "Kinematics comparison between dominant and non-dominant lower limbs in thai boxing," *Department of Movement Arts, Health Promotion and Leisure Studies, Bridgewater State University*, 2013.
- [69] J. A. Perry and M. Srinivasan, "Walking with wider steps changes foot placement control, increases kinematic variability and does not improve linear stability," *Royal Society Open Science*, 2017.
- [70] B. E. Maki, "Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear?," *Journal of American Geriatrics Society*, 1997.
- [71] T. Ryushi, H. Hayase, and T. Abe, "Effect of resistive knee extension training on postural control measures in middle aged and elderly persons," *Journal of physiological anthropology and applied human science*, 1995.
- [72] D. Piscitelli, A. Falaki, S. Solnik, and M. L. Latash, "Anticipatory postural adjustments and anticipatory synergy adjustments: Preparing to a postural perturbation with predictable and unpredictable direction," *Experimental Brain Research*, 2018.
- [73] D. Wolpert and J. R. Flanagan, "Motor learning," *Current Biology*, pp. 467–472, 2010.
- [74] R. Wu, E. Delahunt, M. Ditroilo, M. Lowery, and G. De Vito, "Effects of age and sex on neuromuscular-mechanical determinants of muscle strength," *American Aging Association*, 2016.
- [75] K. M. Haizlip, B. C. Harrison, and L. A. Leinwand, "Sex-Based Differences in Skeletal Muscle Kinetics and Fiber-Type Composition," *Physiology*, pp. 30–39, 2015.
- [76] Y. Al-gindan, C. R. Hankey, W. Leslie, L. Govan, and M. E. J. Lean, "Predicting muscle mass from anthropometry using magnetic resonance imaging as reference," *Nutrition Reviews*, pp. 113–126, 2012.
- [77] I. Loturco, G. Giannini Artioli, and R. Kobal, "Predicting punching acceleration from selected strength and power variables in elite karate athletes," *Journal of Strength and Conditioning Research*, 2014.

- [78] H. Chaabene, E. Franchini, and B. Mkaouer, "Physical and physiological profile of elite karate athletes," *Sports Medicine*, 2012.
- [79] B. Velasques and V. Cossich, "Strength Training and Shoulder Proprioception," *Journal of Athletic Training*, 2015.
- [80] M. Gueugnon, P. J. Stapley, A. Gouteron, and C. Lecland, "Age-related adaptations of lower limb intersegmental coordination during walking," *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 2019.
- [81] N. Kang, L. M. Roberts, C. Aziz, and J. H. Cauraugh, "Age-related deficits in bilateral motor synergies and force coordination," *BMC Geriatrics*, 2019.
- [82] P. Sbriccoli and V. Camomilla, "Neuromuscular control adaptations in elite athletes: The case of top level karateka," *Arbeitsphysiologie*, 2010.
- [83] P. A. Gribble, J. Hertel, C. R. Denegar, and W. E. Buckley, "The Effects of Fatigue and Chronic Ankle Instability on Dynamic Postural Control," 2004.
- [84] R. S. McCann, I. D. Crosset, M. Terada, and K. Kosik, "Hip strength and star excursion balance test deficits of patients with chronic ankle instability," 2017.
- [85] M. Ophey, "Schulterinstabilität: Eine unsichere Angelegenheit. *Sportphysio*, pp. 153–159, 2014"

Danksagung

Für die Möglichkeit diese spannende Arbeit durchführen zu dürfen und somit für die Vergabe des Themas, möchte ich Prof. Dr. med. habil. Wolfram Mittelmeier, Klinikdirektor der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Universitätsmedizin Rostock, ganz herzlich danken.

Dank gilt außerdem meinen Betreuern: Dr. rer. hum. Robert Jackstein, der mir die Einarbeitung mit dem Huber 360® sowie den Einstieg in das Schreiben der Arbeit erleichterte und bei Fragen immer zur Verfügung stand. Ebenso danke ich Dr. med. Björn Lembcke, der als betreuender Arzt der DKV-Athleten wertvolle Anregungen und Hilfestellungen geben konnte.

Prof. Dr. med. habil. Thomas Tischer, ebenfalls betreuender Arzt der DKV-Athleten, war für die Erfassung der PROM-Scores verantwortlich. Ihm möchte ich für die mir zur Verfügung gestellten Daten und die damit einhergehende Unterstützung großen Dank aussprechen.

Für die Organisation bezüglich der Untersuchungstermine der Karate-Leistungssportler bin ich Herrn Ralph Masella, zum Untersuchungszeitraum Sportdirektor des Deutschen Karateverbandes (DKV) und dem Präsidenten des DKV, Herrn Wolfgang Weigert, sehr dankbar.

Vielen Dank auch an Frau Dr. rer. hum. Katrin Osmanski-Zenk für die Beratung hinsichtlich der statistischen Auswertung sowie für die Korrektur der Arbeit und der Hilfe in formellen Angelegenheiten.

Zuletzt möchte ich allen Proband:innen einen riesengroßen Dank aussprechen, die sich freiwillig, mit viel Spaß und Interesse für die Messungen, zur Verfügung gestellt haben sowie an alle die mich bei der Rekrutierung der Proband:innen unterstützt haben.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Posturale Kontrolle – Regelkreis.....	4
Abbildung 2: Huber 360° [48]	14
Abbildung 3: Plattform mit Herstellervorlage [55].....	16
Abbildung 4: Statokinesiogramm Beidbeiniger Stand – Beispilmessung [56].....	18
Abbildung 5: Position Einbeinstand [55]	19
Abbildung 6: Statokinesiogramm Einbeinstand – Beispilmessung [56]	19
Abbildung 7: Gehen auf der Stelle –	20
Abbildung 8: Stabilitätsareal – Displayanzeige [55]	21
Abbildung 9: Bewegungsrichtungen	21
Abbildung 10: Stabilitätsareal – Beispilmessung [56].....	21
Abbildung 11: Mobilitätstest – Beispilmessung [56]	22
Abbildung 12: Krafttest – Displayanzeige [55]	23
Abbildung 13: Koordinationstest – Displayanzeige [55]	24
Abbildung 14: Schwankungsflächen im beidbeinigen Stand mit offenen und geschlossenen Augen – Männer im Altersvergleich (Anzahl siehe Tab. 5).....	28
Abbildung 15: Schwankungsflächen im beidbeinigen Stand mit offenen und geschlossenen Augen – Frauen im Altersvergleich (Anzahl siehe Tab. 5).....	29
Abbildung 16: Schwankungsflächen im beidbeinigen Stand mit offenen und geschlossenen Augen – Karatesportler und Kontrollgruppe (Anzahl siehe Tab. 7)...	32
Abbildung 17: Schwankungsflächen im beidbeinigen Stand mit offenen und geschlossenen Augen – Karatesportlerinnen und Kontrollgruppe (Anzahl siehe Tab. 7).....	33
Abbildung 18: Schwankungsflächen im Einbeinstand – Männer im Altersvergleich (Anzahl siehe Tab. 9)	35
Abbildung 19: Schwankungsflächen im Einbeinstand – Frauen im Altersvergleich (Anzahl siehe Tab. 9)	36
Abbildung 20: Schwankungsflächen im Einbeinstand – Karatesportler und Kontrollgruppe (Anzahl siehe Tab. 11)	38
Abbildung 21: Schwankungsflächen im Einbeinstand – Karatesportlerinnen und Kontrollgruppe (Anzahl siehe Tab. 11)	39
Abbildung 22: Gangbreite – Männer und Frauen im Altersvergleich (Anzahl siehe Tab. 13).....	41

Abbildung 23: Gangbreite – Karatesportler:innen und Kontrollgruppen (Anzahl siehe Tab. 15).....	42
Abbildung 24: Stabilitätsareal – Männer und Frauen im Altersvergleich (Anzahl siehe Tab. 17).....	44
Abbildung 25: Stabilitätsareal – Karatesportler:innen und Kontrollgruppen (Anzahl siehe Tab. 19)	45
Abbildung 26: maximale Kraft für Druck und Zug – Männer im Altersvergleich (Anzahl siehe Tab. 23)	48
Abbildung 27: maximale Kraft für Druck und Zug – Frauen im Altersvergleich (Anzahl siehe Tab. 23)	49
Abbildung 28: maximale Kraft für Druck und Zug – Karatesportler und Kontrollgruppe (Anzahl siehe Tab. 25)	53
Abbildung 29: maximale Kraft für Druck und Zug – Karatesportlerinnen und Kontrollgruppe (Anzahl siehe Tab. 25)	54
Abbildung 30: Koordination: prozentualer Anteil mit keiner oder mindestens 1 Stufe – Männer im Altersvergleich (Anzahl siehe Tab. 28)	56
Abbildung 31: Koordination: prozentualer Anteil mit keiner oder mindestens 1 Stufe – Frauen im Altersvergleich (Anzahl siehe Tab. 28)	57
Abbildung 32: Koordination: prozentualer Anteil mit keiner oder mindestens 1 Stufe – Karatesportler und Kontrollgruppe (Anzahl siehe Tab. 31)	59
Abbildung 33: Koordination: prozentualer Anteil mit keiner oder mindestens 1 Stufe – Karatesportlerinnen und Kontrollgruppe (Anzahl siehe Tab. 31).....	60
Abbildung 34: Schwankungsfläche im Einbeinstand bei Karatesportlern ohne Hüftbeschwerden (N = 10) und mit Beschwerden beider Hüften (N = 2)	61
Abbildung 35: Schwankungsfläche im Einbeinstand bei Karatesportlerinnen ohne Hüftbeschwerden (N = 8) und mit Beschwerden der linken (N = 1), rechten (N = 1) und beider Hüften (N = 2).....	62
Abbildung 36: Schwankungsfläche im Einbeinstand bei Karatesportlern ohne Sprunggelenksbeschwerden (N = 11) und einem Sportler mit USG-Beschwerden rechts (N = 1)	64
Abbildung 37: Schwankungsfläche im Einbeinstand bei Karatesportlerinnen ohne Sprunggelenksbeschwerden (N = 11) und einer Sportlerin mit USG-Beschwerden rechts (N = 1)	65

Abbildung 38: maximale Kraft für Druck und Zug bei Karatesportlern ohne Schulterinstabilität (N = 6) und mit Instabilität der linken (N = 4), rechten (N = 1) und beider Schultern (N = 1)	67
Abbildung 39: maximale Kraft für Druck und Zug bei Karatesportlerinnen ohne Schulterinstabilität (N = 9) und mit Instabilität der rechten (N = 1) und beider Schultern (N = 2)	69

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Charakteristika der Proband:innen der Altersgruppen A - D (Mittelwerte)	12
Tabelle 2: Charakteristika der Karatesportler:innen sowie deren Kontrollgruppen (Mittelwerte)	13
Tabelle 3: Karatesportler:innen mit auffälligen PROM-Scores für untere und obere Extremität.....	14
Tabelle 4: Übersicht der Tests 1 - 7	17
Tabelle 5: Schwankungsflächen im beidbeinigen Stand bei Männern und Frauen im Altersvergleich – Ergebnisse	30
Tabelle 6: Schwankungen im beidbeinigen Stand bei Männern und Frauen im Altersvergleich – Hypothesen und Statistik.....	31
Tabelle 7: Schwankungsflächen im beidbeinigen Stand bei Karatesportler:innen und Kontrollgruppen – Ergebnisse (Teil 1)	33
Tabelle 8: Schwankungen im beidbeinigen Stand bei Karatesportler:innen und Kontrollgruppen – Hypothesen und Statistik	34
Tabelle 9: Schwankungsflächen im Einbeinstand bei Männern und Frauen im Altersvergleich – Ergebnisse	37
Tabelle 10: Schwankungen im Einbeinstand bei Männern und Frauen im Altersvergleich – Hypothesen und Statistik (Teil 1).....	37
Tabelle 11: Schwankungsflächen im Einbeinstand bei Karatesportler:innen und Kontrollgruppen – Ergebnisse	40
Tabelle 12: Schwankungen im Einbeinstand bei Karatesportler:innen und Kontrollgruppen – Hypothesen und Statistik.....	40
Tabelle 13: Gangbreite bei Männern und Frauen im Altersvergleich – Ergebnisse...	42
Tabelle 14: Gangbreite bei Männern und Frauen im Altersvergleich – Hypothesen und Statistik	42
Tabelle 15: Gangbreite bei Karatesportler:innen und Kontrollgruppen – Ergebnisse	43
Tabelle 16: Gangbreite bei Karatesportler:innen und Kontrollgruppen – Hypothesen und Statistik	43
Tabelle 17: Stabilitätsareal bei Männern und Frauen im Altersvergleich – Ergebnisse	44
Tabelle 18: Stabilitätsareal bei Männern und Frauen im Altersvergleich – Hypothesen und Statistik	44

Tabelle 19: Stabilitätsareal bei Karatesportler:innen und Kontrollgruppen – Ergebnisse	45
Tabelle 20: Stabilitätsareal bei Karatesportler:innen und Kontrollgruppen – Hypothesen und Statistik.....	46
Tabelle 21: Mobilität im Altersvergleich – Signifikanzen für die verschiedenen Richtungen der Plattformneigung	46
Tabelle 22: Mobilität bei Karatesportler:innen und Kontrollgruppen – Signifikanzen für die verschiedenen Richtungen der Plattformneigung	47
Tabelle 23: maximale Kraft für Druck und Zug bei Männern und Frauen im Altersvergleich – Ergebnisse	51
Tabelle 24: maximale Kraft für Druck und Zug bei Männern und Frauen im Altersvergleich – Hypothesen und Statistik.....	52
Tabelle 25: maximale Kraft für Druck und Zug bei Karatesportler:innen und Kontrollgruppen – Ergebnisse	54
Tabelle 26: maximale Kraft für Druck und Zug bei Karatesportler:innen und Kontrollgruppen – Hypothesen und Statistik	55
Tabelle 27: Koordination: Anzahl an Proband:innen je Teststufe – Männer und Frauen im Altersvergleich.....	56
Tabelle 28: Koordination: Anteil an Proband:innen mit keiner oder mindestens 1 Stufe – Männer und Frauen im Altersvergleich.....	58
Tabelle 29: Koordination bei Männern und Frauen im Altersvergleich – Hypothesen und Statistik	58
Tabelle 30: Koordination: Anzahl an Proband:innen je Teststufe – Karatesportler:innen und Kontrollgruppen	59
Tabelle 31: Koordination: Anteil der Proband:innen mit keiner oder mindestens 1 Stufe – Karatesportler:innen und Kontrollgruppen	60
Tabelle 32: Koordination bei Karatesportler:innen und Kontrollgruppen – Hypothesen und Statistik	60
Tabelle 33: Schwankungsflächen im Einbeinstand bei Karatesportler:innen mit und ohne Hüftbeschwerden (erfasst mit iHOT33-Score) – Ergebnisse.....	63
Tabelle 34: Schwankungsflächen im Einbeinstand bei Karatesportler:innen mit und ohne Sprunggelenksbeschwerden (erfasst mit Rückfuß-AOFAS-Score) – Ergebnisse	66

Tabelle 35: maximale Kraft für Druck und Zug bei Karatesportlern mit und ohne Schulterinstabilität (erfasst mit WOSI-Score) – Ergebnisse	68
Tabelle 36: maximale Kraft für Druck und Zug bei Karatesportlerinnen mit und ohne Schulterinstabilität (erfasst mit WOSI-Score) – Ergebnisse	69
Tabelle 37: Mobilität im Altersvergleich – Anzahl an Proband:innen je Stufe für die verschiedenen Richtungen der Plattformneigung (Teil 1)	i
Tabelle 38: Mobilität: Karatesportler:innen und Kontrollgruppen – Anzahl an Proband:innen je Stufe für die verschiedenen Richtungen der Plattformneigung (Teil 1).....	iv

Anhang

A. Tabelle: Mobilität im Altersvergleich

Tabelle 37: Mobilität im Altersvergleich – Anzahl an Proband:innen je Stufe für die verschiedenen Richtungen der Plattformneigung (Teil 1)

Plattformneigung nach rechts (90°)											
Stufe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Gesamt
Männer											
(A) 20 - 25 Jahre	1				1				13	15	
(B) 26 - 30 Jahre				1					1	13	15
(C) 31 - 35 Jahre			1				2			13	16
(D) 36 - 40 Jahre			1						14	15	
Gesamt	1		3	1		2		1	53	61	
Frauen											
(A) 20 - 25 Jahre			1		2				13	16	
(B) 26 - 30 Jahre	1		1						15	17	
(C) 31 - 35 Jahre		1				1			12	14	
(D) 36 - 40 Jahre					1		1	13	15		
Gesamt	1	1	2		2		2	1	53	62	
Plattformneigung nach vorne rechts (45°)											
Stufe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Gesamt
Männer											
(A) 20 - 25 Jahre					1				14	15	
(B) 26 - 30 Jahre									15	15	
(C) 31 - 35 Jahre					1		1		14	16	
(D) 36 - 40 Jahre					1		2	12	15		
Gesamt					1	2	1	2	55	61	
Frauen											
(A) 20 - 25 Jahre	1		1						14	16	
(B) 26 - 30 Jahre			1						16	17	
(C) 31 - 35 Jahre				1					13	14	
(D) 36 - 40 Jahre						2		13	15		
Gesamt	1		2	1		2			55	62	
Plattformneigung nach vorne (0°)											
Stufe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Gesamt
Männer											
(A) 20 - 25 Jahre									15	15	
(B) 26 - 30 Jahre									15	15	
(C) 31 - 35 Jahre				1					15	16	
(D) 36 - 40 Jahre									15	15	
Gesamt				1					60	61	
Frauen											
(A) 20 - 25 Jahre									16	16	
(B) 26 - 30 Jahre				1	1				15	17	
(C) 31 - 35 Jahre						1			13	14	
(D) 36 - 40 Jahre				1				14	15		
Gesamt	1	1	2						58	62	

Tabelle 37: Mobilität im Altersvergleich – Anzahl an Proband:innen je Stufe für die verschiedenen Richtungen der Plattformneigung (Teil 2)

Plattformneigung nach vorne links (315°)											
Stufe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Gesamt
Männer											
(A) 20 - 25 Jahre			1						14	15	
(B) 26 - 30 Jahre				1					14	15	
(C) 31 - 35 Jahre			1						15	16	
(D) 36 - 40 Jahre			1				1		13	15	
Gesamt		3	1				1		56	61	
Frauen											
(A) 20 - 25 Jahre				2					14	16	
(B) 26 - 30 Jahre		1	1						15	17	
(C) 31 - 35 Jahre		1				1			12	14	
(D) 36 - 40 Jahre		1					1		14	15	
Gesamt	1	3	2			1			55	62	
Plattformneigung nach links (270°)											
Stufe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Gesamt
Männer											
(A) 20 - 25 Jahre									15	15	
(B) 26 - 30 Jahre						1			14	15	
(C) 31 - 35 Jahre			1		1				14	16	
(D) 36 - 40 Jahre							1		14	15	
Gesamt		1		1		1	1		57	61	
Frauen											
(A) 20 - 25 Jahre						1		1	14	16	
(B) 26 - 30 Jahre		1							16	17	
(C) 31 - 35 Jahre								1	13	14	
(D) 36 - 40 Jahre		1					1		13	15	
Gesamt	2					1	1	2	56	62	
Plattformneigung nach hinten links (225°)											
Stufe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Gesamt
Männer											
(A) 20 - 25 Jahre			1	1			1		12	15	
(B) 26 - 30 Jahre		1	1					1	12	15	
(C) 31 - 35 Jahre									16	16	
(D) 36 - 40 Jahre		2	2						11	15	
Gesamt		3	4	1				1	1	51	61
Frauen											
(A) 20 - 25 Jahre	1			1					14	16	
(B) 26 - 30 Jahre									17	17	
(C) 31 - 35 Jahre				1					13	14	
(D) 36 - 40 Jahre								1	15	15	
Gesamt	1		1	1					59	62	

Tabelle 37: Mobilität im Altersvergleich – Anzahl an Proband:innen je Stufe für die verschiedenen Richtungen der Plattformneigung (Teil 3)

Plattformneigung nach hinten (180°)											
Stufe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Gesamt
Männer											
(A) 20 - 25 Jahre									15	15	
(B) 26 - 30 Jahre									15	15	
(C) 31 - 35 Jahre									16	16	
(D) 36 - 40 Jahre									15	15	
Gesamt									61	61	
Frauen											
(A) 20 - 25 Jahre									16	16	
(B) 26 - 30 Jahre									17	17	
(C) 31 - 35 Jahre	1	1							12	14	
(D) 36 - 40 Jahre	1	1							13	15	
Gesamt	2	2							58	62	

Plattformneigung nach hinten rechts (135°)											
Stufe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Gesamt
Männer											
(A) 20 - 25 Jahre									15	15	
(B) 26 - 30 Jahre	1								14	15	
(C) 31 - 35 Jahre									16	16	
(D) 36 - 40 Jahre								1	14	15	
Gesamt	1							1	59	61	
Frauen											
(A) 20 - 25 Jahre									16	16	
(B) 26 - 30 Jahre									17	17	
(C) 31 - 35 Jahre							1		13	14	
(D) 36 - 40 Jahre	3		1						11	15	
Gesamt	3		1				1		57	62	

B. Tabelle: Mobilität bei Karatesportlern und -sportlerinnen

Tabelle 38: Mobilität: Karatesportler:innen und Kontrollgruppen – Anzahl an Proband:innen je Stufe für die verschiedenen Richtungen der Plattformneigung (Teil 1)

Plattformneigung nach rechts (90°)											
Stufe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Gesamt
Karatesportler										12	12
Kontrollgruppe (m)	1				1					13	15
Gesamt	1				1					25	27
Karatesportlerinnen									1	11	12
Kontrollgruppe (w)			1		2					13	16
Gesamt			1		2			1	24		28

Plattformneigung nach vorne rechts (45°)											
Stufe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Gesamt
Karatesportler					1					11	12
Kontrollgruppe (m)					1					14	15
Gesamt				1	1					25	27
Karatesportlerinnen			1	1					10		12
Kontrollgruppe (w)	1		1						14		16
Gesamt	1		2	1				1	24		28

Plattformneigung nach vorne (0°)											
Stufe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Gesamt
Karatesportler	1					1			10		12
Kontrollgruppe (m)									15		15
Gesamt	1				1			1	25		27
Karatesportlerinnen								1	11		12
Kontrollgruppe (w)								16		16	
Gesamt							1	27		28	

Plattformneigung nach vorne links (315°)											
Stufe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Gesamt
Karatesportler	1								11		12
Kontrollgruppe (m)	1								14		15
Gesamt	2							1	25		27
Karatesportlerinnen								12		12	
Kontrollgruppe (w)				2				14		16	
Gesamt				2				1	26		28

Tabelle 38: Mobilität: Karatesportler:innen und Kontrollgruppen – Anzahl an Proband:innen je Stufe für die verschiedenen Richtungen der Plattformneigung (Teil 2)

Plattformneigung nach links (270°)											
Stufe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Gesamt
Karatesportler	1									11	12
Kontrollgruppe (m)										15	15
Gesamt	1									26	27
Karatesportlerinnen									12	12	
Kontrollgruppe (w)							1	1	14	16	
Gesamt							1	1	26	28	

Plattformneigung nach hinten links (225°)											
Stufe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Gesamt
Karatesportler										12	12
Kontrollgruppe (m)		1	1					1		12	15
Gesamt		1	1					1		24	27
Karatesportlerinnen									12	12	
Kontrollgruppe (w)	1			1					14	16	
Gesamt	1			1					26	28	

Plattformneigung nach hinten (180°)											
Stufe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Gesamt
Karatesportler										12	12
Kontrollgruppe (m)										15	15
Gesamt										27	27
Karatesportlerinnen									12	12	
Kontrollgruppe (w)									16	16	
Gesamt									28	28	

Plattformneigung nach hinten rechts (135°)											
Stufe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Gesamt
Karatesportler										15	15
Kontrollgruppe (m)										12	12
Gesamt										27	27
Karatesportlerinnen									12	12	
Kontrollgruppe (w)									16	16	
Gesamt									28	28	

C. Thesen

Titel: „Vergleichende Untersuchung der posturalen Kontrolle bei 20 – 40-Jährigen und Karate-Kaderathlet:innen mittels eines neuromuskulären Trainingsgerätes“

Durchführung:

Mit einem neuromuskulären Trainingsgerät, dem Huber 360®, wurden sieben verschiedene Einflussfaktoren auf die posturale Kontrolle getestet:

- 1) KSP-Schwankungen im beidbeinigen Stand: mit offenen und geschlossenen Augen
- 2) KSP-Schwankungen im Einbeinstand: auf dem linken und rechten Bein
- 3) Gehen auf der Stelle: Gangbreite
- 4) Stabilitätsareal: max. Verlagerung des KSP in 8 verschiedene Richtungen
- 5) Mobilität: Ausgleichen von Plattformbewegungen
- 6) Kraft: isometrisch, für Druck und Zug, getrennte Messung von linkem und rechtem Arm
- 7) Koordination: Ausgleichen unwillkürlicher Rotationsbewegungen der Plattform unter dosiertem Krafteinsatz

Verletzungen und Dauerschäden wurden mithilfe von subjektiven Fragebögen, sogenannten PROM-Scores (Patient-reported outcome measurement) erfasst.

Thesen:

- I.) Im Altersvergleich von 20 - 40-Jährigen Gesunden ohne nennenswerten sportlichen Hintergrund zeigen sich innerhalb einer fünf Jahresspanne keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der posturalen Kontrolle.
- II.) Männer und Frauen unterscheiden sich hinsichtlich der posturalen Kontrolle.
- III.) Bei der Messung von Körperschwerpunktschwankungen im Einbeinstand gibt es einen signifikanten Unterschied zwischen rechter und linker Seite. Der Großteil der Probanden hat auf dem linken Bein einen signifikant stabileren Stand.
- IV.) Im Krafttest ist ein signifikanter Unterschied zwischen rechtem und linkem Arm zu erkennen. Beim Großteil der Probanden können mit dem rechten Arm signifikant höhere Kraftwerte erzielt werden.
- V.) Karate-Kaderathlet:innen des DKV zeigen einzelne trainingsspezifische Anpassungen gegenüber 20 – 25-Jährigen ohne sportlichen Hintergrund. Die Sportler:innen haben ein größeres Stabilitätsareal, ein breiteres Gangbild, und weisen keine Seitendifferenz im Einbeinstand auf. Aber auch für Untrainierte stellen die vergleichsweise einfachen Testaufgaben keine große Herausforderung dar, sodass nicht immer eindeutige Unterschiede ersichtlich sind.
- VI.) Der Vergleich von Karate-Kaderathlet:innen des DKV mit stattgehabter Verletzung der unteren Extremität mit beschwerdefreien Sportler:innen zeigt keinen Unterschied bezüglich der Körperschwerpunktschwankungen im Einbeinstand. Lediglich ein Karatesportler mit USG-Beschwerden rechts hat sowohl auf dem gesunden linken als auch auf dem erkrankten rechten Bein eine größere Schwankungsfläche als die beschwerdefreien Sportler.
- VII.) Der Vergleich von Karate-Kaderathlet:innen des DKV mit stattgehabter Verletzung der oberen Extremität und daraus resultierender Schulterinstabilität mit beschwerdefreien Sportler:innen zeigt keinen Unterschied im Krafttest.

Fazit:

Größere Unterschiede sind deutlich zu erkennen, kleinere Differenzen sind jedoch schwer zu detektieren. Der Huber 360® wurde als Rehabilitations- und Trainingsgerät entwickelt und ist aufgrund der geringen Trennschärfe der einzelnen Tests nicht in seinem gesamten Anwendungsspektrum für standardisierte, vergleichbare Messungen geeignet. Zur Beurteilung von posturalen Fähigkeiten im Altersvergleich, Differenzierung trainingsspezifischer Anpassungen und der Diagnostik von Verletzungen bedarf es weiterer Daten und einen differenzierten und selektiveren Einsatz der einzelnen Tests.

Beim Vergleich von Karate-Kaderathlet:innen des DKV mit stattgehabter Verletzung und beschwerdefreien Sportler:innen sollen die Ergebnisse lediglich einen Eindruck geben, sie sind aufgrund einer relativ kleinen Stichprobengröße nicht als repräsentativ anzusehen.

D. Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name Amelie Ningel
Geburtsdatum 30.05.1996
Staatsangehörigkeit deutsch

Bildungsweg:

2018 – 2022 Promotionsarbeit (Orthopädische Klinik und Poliklinik - Universitätsmedizin Rostock)
2014 – 2020 Studium Humanmedizin Universität Rostock
12/2020 3. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
10/2019 2. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
10/2016 Physikum
2010 – 2014 Hölderlin-Gymnasium, Nürtingen
2002 – 2010 Rudolf-Steiner Schule, Nürtingen

Praktische Tätigkeiten:

Seit 04/2021 Assistenzärztin für Gynäkologie und Geburtshilfe (Klinikum Konstanz)
01 – 04/2021 Impfärztin (Kommunales Impfzentrum Esslingen)
2019 – 2020 Praktisches Jahr:
Chirurgie (medius Klinik Nürtingen)
Innere Medizin (Hegau-Bodensee Klinikum Singen)
Gynäkologie (Universitätsfrauenklinik Rostock)
2017 – 2019 Studentische Pflegehilfskraft (Universitätsmedizin Rostock)
2017 – 2019 Famulaturen:
Allgemeinchirurgie (medius Klinik Nürtingen)
Praxis für Orthopädie / Allgemeinmedizin (Dr. Kühn, Rostock)
Neurologie (medius Klinik Kirchheim)
Praxis für Innere Medizin (Dres. Ningel, Nürtingen)
Gynäkologie (medius Klinik Nürtingen)

E. Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die eingereichte Dissertation selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst, keine anderen als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet und diesen Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Ich erkläre, dass ich mich bisher noch keinem Promotionsverfahren unterzogen oder um eine Zulassung zu solchem beworben habe. Die eingereichte Schrift wurde an keiner anderen Hochschule vorgelegt.

Amelie Ningel