

**Aus der Medizinischen Universitätsklinik und Poliklinik (Department) Tübingen
Abteilung Innere Medizin V Sportmedizin
(Schwerpunkte: Leistungsmedizin, spezielle Prävention, spezielle Rehabilitation)
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. A. Nieß**

Wirkungen eines Gleichgewichtstrainings auf die Kraftfähigkeit bei Karatekas

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen**

**vorgelegt von
Hans Kristian KOCH
aus
Erfurt**

2008

Dekan: Professor Dr. I. B. Autenrieth

1. Berichterstatter: Professor Dr. H.-Ch. Heitkamp

2. Berichterstatter: Professor Dr. R.-M. Schmülling

Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	6
1.1	Grundlagen zur Gleichgewichtsfähigkeit.....	9
1.1.1	Definition und Differenzierung.....	9
1.1.2	Physiologie der Gleichgewichtsregulation.....	10
1.1.3	Bedeutung der Gleichgewichtsfähigkeit im Karate.....	15
1.2	Grundlagen zur Krafftähigkeit.....	19
1.2.1	Definition und Differenzierung.....	19
1.2.2	Bedeutung der Krafftähigkeit im Karate.....	21
1.3	Fragestellung und Hypothesenbildung.....	24
2	Material und Methodik.....	25
2.1	Untersuchungsdesign.....	25
2.2	Stichprobenbeschreibung.....	26
2.2.1	Gesamte Stichprobe.....	26
2.2.2	Teilnehmer der Versuchsgruppen.....	30
2.3	Interventionen.....	31
2.3.1	Krafttraining.....	31
2.3.2	Gleichgewichtstraining.....	37
2.4	Testverfahren.....	46
2.4.1	Einbeinstand.....	46
2.4.2	Stabilometer.....	48
2.4.3	Isokinetik.....	51
2.5	Statistische Methoden.....	55
3	Ergebnisse.....	57
3.1	Compliance.....	57
3.2	Einbeinstand.....	59
3.3	Stabilometer.....	62
3.4	Isokinetik.....	64

4	Diskussion.....	74
4.1	Methodenkritik.....	74
4.2	Gleichgewichtstests.....	76
4.3	Maximalkrafttests.....	77
4.4	Schlussfolgerung.....	82
5	Zusammenfassung.....	84
6	Literatur.....	86
7	Anhang.....	91
7.1	Ergebnistabellen.....	91
7.1.1	Einbeinstand.....	92
7.1.2	Stabilometer.....	93
7.1.3	Isokinetik.....	94
7.2	Dokumente.....	102
	Danksagung.....	108
	Lebenslauf.....	110

1 Einleitung

*„Je weniger du dich anstrengst,
desto schneller und stärker wirst du sein.“*

Bruce Lee

In jeder Sportart ist das richtige Training der Schlüssel zum Erfolg. Je weiter fortgeschritten der Athlet ist, desto anspruchsvoller wird die Konzeption seiner Trainingsprogramme. Eine hohe Effektivität des Trainings bedeutet schnelleren Leistungszuwachs und höheres Leistungspotential.

Auch im Karate haben moderne Trainingsmethoden längst Einzug gehalten. Insbesondere im Leistungs- und Spitzensportbereich sind zunehmend Innovationen gefragt, wenn klassische Trainingsmethoden keine Verbesserung mehr bewirken oder der Trainingsaufwand in Relation zum Erfolg immer größer wird. So werden etwa die Leistungsdichte bei Wettkämpfen immer höher, die Darbietungen perfekter, die Konkurrenz härter. Hinzu kommt, dass im Karatesport neben dem Gi (Anzug) so gut wie keine Ausrüstung benötigt wird. Eine Ausnahme bilden hier Faustschützer und andere Protektoren, die allerdings nicht bei allen Übungs- und Wettkampfformen benötigt werden. Auch sie haben aber normalerweise so gut wie keinen Einfluss auf die Leistung des Karatekas. Technische Weiterentwicklungen des Materials können also kaum das Leistungsvermögen eines Athleten verbessern, was folglich die Fähigkeiten des Athleten und seines Körpers umso stärker in den Mittelpunkt rückt.

Karate fordert und fördert im Idealfall den Menschen als ganzes. Der ursprünglich fernöstliche Kampfsport spricht seit jeher die verschiedensten Fähigkeiten an, deren Verbesserung im Einzelnen und deren Harmonisierung miteinander für jeden Übenden eine lebenslange Herausforderung darstellen.

Geradezu charakteristisch für Karate ist daher auch die Vielfältigkeit der körperlichen Anforderungen an den Trainierenden, weshalb Karate als sehr gesundheitsfördernder Sport gilt.

Kraft, Schnelligkeit, Ausdauer, Beweglichkeit und Koordination sind zu nahezu gleichen Teilen elementare leistungslimitierende Faktoren eines jeden Karatekas. Die körperlichen Trainingsmethoden zielten und zielen also primär auf deren Verbesserung.

Der Kraftfähigkeit kommt aber insofern eine besondere Bedeutung zu, da im Karate bestimmte Muskelgruppen besonders stark belastet werden und punktuell extrem hohe Kraftspitzenwerte auftreten können.

Im Trainingsalltag insbesondere auch fortgeschrittener Karatekas haben sich gewisse „Standardmethoden“ zur Verbesserung bestimmter konditioneller Fähigkeiten „durchgesetzt“. Während etwa ausgiebige Dehnübungen praktiziert werden, um an der Beweglichkeit zu arbeiten, ist klassisches Krafttraining heute bei den meisten Trainern und Athleten der „Standard“ zur Kräftigung besonders belasteter Muskelgruppen, wobei klassische Trainingsmethoden oft auf die Verbesserung einer einzelnen (Teil-) Kraftfähigkeit ausgerichtet sind.

Doch spätestens wenn das klassische Krafttraining an Grenzen stößt, weil der Sportler sich mit hohem Aufwand nur noch minimal verbessert, während er zusätzlich wegen der begrenzten Trainingszeit das Trainieren anderer Fähigkeiten (z. B. Vernachlässigung koordinativer Fähigkeiten, was im Karate schnell zu technischen Mängeln führen kann) vernachlässigen muss, stellt sich die Frage nach alternativen Trainingskonzepten, die bei unverminderter Effektivität im Kraftbereich auch andere Fähigkeiten schulen und durch gegenseitige Aktivierungs- und Verstärkungseffekte das Erreichen eines noch deutlich höheren Leistungsniveaus möglich machen.

Obwohl das Gleichgewicht in vielen Situationen für eine gute Karatetechnik essentiell ist, wird es nur selten speziell trainiert. Dies gilt sowohl für den Breiten- und Freizeitsport- als auch für den Leistungs- und Spitzensportbereich. Um die hohen koordinativen Anforderungen zu bewältigen, muss ein hohes Niveau anderer konditioneller Faktoren - wie etwa die Krafftähigkeit der besonders beanspruchten Muskelgruppen - vorausgesetzt werden. Zur Entwicklung dieser Grundlagen wird im Falle der Krafftähigkeit von den meisten Trainern das klassische Krafttraining - trotz der angesprochenen Nachteile - bei weitem favorisiert. Ein wissenschaftlich nachgewiesener, der Wirkung eines klassischen Krafttrainings ebenbürtiger Effekt eines Gleichgewichtstrainings auf die Krafftähigkeit könnte daher in dieser Frage zu einem Umdenken führen, das viele Karatekas in Zukunft von den vielfältigen positiven Wirkungen des Gleichgewichtstrainings profitieren ließe.

Deshalb sollen in dieser Studie die Auswirkungen eines Gleichgewichtstrainings im Vergleich mit einem klassischen Maximalkrafttraining auf die Krafftähigkeit der hauptsächlich beanspruchten Muskelgruppen untersucht werden, wobei auch entsprechende Veränderungen der Gleichgewichtsfähigkeit durch die unterschiedlichen Trainingsmethoden erfasst werden sollen.

Desweiteren wird in dieser Arbeit die spezielle Bedeutung der Gleichgewichts- bzw. der Krafftähigkeit im Karate beleuchtet, indem wichtige disziplinspezifische Aspekte beider Fähigkeiten auf deren allgemeiner theoretischer Grundlage erläutert werden.

1.1 Grundlagen zur Gleichgewichtsfähigkeit

1.1.1 Definition und Differenzierung

Es gibt in der Literatur verschiedene Definitionen der Gleichgewichtsfähigkeit. Unter diesen ist die folgende von MEINEL/SCHNABEL (1998, 217) eine der gebräuchlichsten:

Gleichgewichtsfähigkeit:

Die Fähigkeit, den gesamten Körper im Gleichgewichtszustand zu halten oder während und nach umfangreichen Körperverschiebungen diesen Zustand beizubehalten bzw. wiederherzustellen.

Weiterhin unterscheiden MEINEL/SCHNABEL zwischen statischem und dynamischem Gleichgewicht:

Statisches Gleichgewicht:

Die Fähigkeit, das Gleichgewicht in relativer Ruhestellung oder bei sehr langsamen Bewegungen des Körpers zu erhalten.

Dynamisches Gleichgewicht:

Die Fähigkeit, das Gleichgewicht bei umfangreichen und oft schnellen (translatorischen oder rotatorischen) Lageveränderungen des Körpers zu erhalten und wiederherzustellen.

Andere Autoren differenzieren die Gleichgewichtsfähigkeit noch weit mehr. So unterscheidet z. B. TEIPEL (1995, 7-10) u. a. personen- und objektbezogene Gleichgewichtsfähigkeit.

Die in dieser Studie gewählten Gleichgewichtstests beinhalten allerdings keine zusätzlichen Aufgaben oder Fremdeinwirkungen, da sonst bezüglich der Reproduzierbarkeit der Testergebnisse erhebliche Bedenken bestünden. Aus diesem Grund beziehen sich die Testverfahren dieser Untersuchung fast ausschließlich auf die statische Gleichgewichtsfähigkeit, was auch bei Betrachtung des karate-spezifischen Anforderungsprofils an die Gleichgewichtsfähigkeit (s. u.) nahe liegt.

MEINEL/SCHNABEL (1998) sehen die Gleichgewichtsfähigkeit als Bestandteil im komplexen Gefüge der koordinativen Fähigkeiten. Sie unterscheiden hierbei sieben Einzelfähigkeiten, die jedoch aufgrund zahlreicher Überschneidungen nicht präzise voneinander zu trennen sind, sondern im Gegenteil ständig in enger Wirkungsbeziehung zueinander stehen.

1.1.2 Physiologie der Gleichgewichtsregulation

Physikalisch wird für die Leistung der Gleichgewichtsregulation oft das Bild eines umgekehrten Pendels verwendet. So wird deutlich, dass – wie beim aufrecht stehenden menschlichen Körper gegeben – die Erhaltung des Gleichgewichts auf relativ kleiner Standfläche bei relativ hohem Schwerpunkt ein aufwendiger Prozess ist. Ein stabiler Stand zeichnet sich dadurch aus, dass sich der Körperschwerpunkt permanent über der Unterstützungsfläche befindet.

Zum Verständnis der hierfür wesentlichen Prozesse im menschlichen Körper empfiehlt sich eine Betrachtung aus neurophysiologischer Sicht. So erfolgt die Wahrnehmung der äußeren Gegebenheiten im Zusammenhang mit Bewegungen überwiegend über die optischen, akustischen und taktilen Sensoren.

Die inneren Anforderungen werden vorwiegend über die vestibulären und propriozeptiven Sensoren wahrgenommen (GOLLHOFER et al. 2000). Unter Propriozeption wird hierbei die Rückmeldung körperinterner Qualitäten verstanden (SCHMIDT/WRISBERG 2000).

Im Zusammenhang mit der Koordination ist nicht nur der efferente, sondern auch der afferente Anteil des sensomotorischen Systems von Interesse. Um die sensorischen Beiträge für die Bewegung nutzbar machen zu können, müssen zentrale und periphere Innervationsanteile miteinander koordiniert werden. Dabei werden die über periphere Wahrnehmungen entstandenen Aktivitäten in die zentral generierten Bewegungsprogramme auf spinaler und supraspinaler Ebene integriert (DIETZ 1992).

Afferenzen können zunächst über eine Vielzahl unterschiedlicher Rezeptoren aufgenommen werden. Eine Gruppe der Sensoren - die so genannten Propriozeptoren - liefert Informationen über die Stellung und Bewegung des Körpers oder von Körperteilen im Raum sowie über die intern generierten Muskelkräfte, die Muskelspannung und die extern auftretenden Reaktionskräfte (BOYD et al. 1977; BARRACK/SKINNER 1990; DIETZ/DUYSENS 2000). Die Signale der Propriozeptoren, die in Haut-, Muskel- und Gelenkstrukturen lokalisiert sind, werden über verschiedene afferente Bahnen mit unterschiedlichen Reizleitungsgeschwindigkeiten an zentrale Strukturen weitergeleitet (BOSCO/POPPELE 2001). Die Sinnesqualitäten, die diese Sensoren vermitteln, werden zusammenfassend als Propriozeption bezeichnet (FERRELL et al. 1987). Der Begriff Propriozeption beschreibt dabei lediglich die sensorische Aufnahme von Reizen sowie die Kodierung dieser Reize in neurologische Signale und deren afferente Weiterleitung zum ZNS (GOLLHOFER 2003). Die Verarbeitung der sensorischen Informationen im ZNS und die efferente Ansteuerung der Muskulatur wird durch den Begriff der Propriozeption nicht abgedeckt (LEPHART/FU 2000).

Nach der Weiterleitung afferenter Signale ans ZNS können spinale Interneurone einen Einfluss auf die Ansteuerung der Muskulatur nehmen (WIESENDANGER/MILES 1982). Die zentralen verarbeitenden Instanzen können sich auch auf einige dieser spinalen Interneurone beschränken (BOSCO/POPPELE 2001). Zum Teil sind aber auch subkortikale und kortikale Strukturen in die Signalverarbeitung zur Koordination der Motorik involviert. Die spinalen Interneurone stellen dabei die integrierende Instanz für die absteigenden zentralen Bahnen aus supraspinalen Arealen und die peripheren Afferenzen dar (SCHOMBURG 1990). Von kortikaler Ebene gehen einige der Reizleitungsbahnen für die efferenten Signale zur Ansteuerung der Muskulatur vom primärmotorischen Kortex aus. Auf Kleinhirnebene können die peripheren Rückmeldungen hinsichtlich des Erfolgs bei der Ausführung eines Bewegungsprogramms überprüft werden (NOTH 1994). Dadurch besteht auch auf dieser Ebene die Möglichkeit, korrigierend in den Bewegungsverlauf einzugreifen.

Im Großhirn gelangen die afferenten Signale zu Bewusstsein (WIESENDANGER/MILES 1982). Aus der Verarbeitung afferenter Signale der sensorischen Rückmeldung auf zentraler Ebene resultieren daraufhin efferente Signale zur Ansteuerung der Muskulatur. Für die motorischen Areale der Hirnrinde existiert über die Pyramidenbahn eine direkte Leitung zum Rückenmark, sodass die efferenten Signale aus den kortikalen Strukturen auch direkt und unter Umgehung der Hirnstammzentren an die Peripherie weitergeleitet werden können (SCHMIDT 1987).

Der motorische Anteil des Systems besteht zum einen aus den efferenten Nervenfasern, welche die aus der Informationsverarbeitung resultierenden Steuerungssignale des zentralen Nervensystems (ZNS) in die Peripherie leiten und zum anderen aus den jeweils zugehörigen Muskeln, die als Erfolgsorgane die Signale des ZNS in Bewegungen umsetzen.

Die wesentlichen efferenten Bahnen sind die Gamma-Motoneuronen, die die Sensibilität der Muskelspindel einstellen, und vor allem die Alpha-Motoneuronen, die die Aktivierung der Muskulatur bewirken.

Auf spinaler Ebene können die Signale der Propriozeptoren Reflexe auslösen und dadurch die Bewegungsprogramme zentraler Instanzen den situativen Anforderungen anpassen, indem sie über Interneuronen einen Einfluss auf den Aktivierungszustand der Alpha-Motoneuronen nehmen. Dazu ist die Integration der peripheren Wahrnehmungen in die zentral generierten Programme notwendig (DIETZ 1992). Sowohl die peripheren Afferenzen, als auch die spinalen Interneuronen stehen dabei unter supraspinaler Kontrolle (DIETZ 2003).

Über das fusimotorische System besteht die Möglichkeit, die afferenten Signale in die Sensibilitätseinstellung der Muskelspindel mit einzubeziehen. So können die Wahrnehmungen aus der Peripherie auch einen Einfluss auf die Spannung der Muskulatur nehmen (APPELBERG et al. 1983). Der Aktivierungszustand der Muskulatur wird dabei in letzter Instanz immer über die Alpha-Motoneuronen bestimmt (NOTH 1994). Über Beta-Motoneuronen können extrafusale sowie intrafusale Fasern gleichzeitig aktiviert werden. Dadurch kann die Muskelspindel dynamisch an Längenänderungen des Muskels angepasst werden, um permanent über eine optimale Sensibilität zu verfügen.

Die von den Propriozeptoren wahrgenommenen Sinnesqualitäten können entweder fördernd oder hemmend auf das Erregungspotenzial der motorischen Nervenzellen wirken (GOLLHOFER et al. 2000). Der fördernde Einfluss von Afferenzen kann, wie bereits erwähnt, über eine verstärkte Aktivierung von Alpha- oder Gamma-Motoneuronen erfolgen. Eine Steigerung der Aktivität kann aber auch über eine Reduktion von hemmenden Mechanismen erreicht werden (Disinhibition).

Dabei können hemmende Einflüsse über Interneurone ausgeübt werden. Das Gewicht einzelner zentraler und peripherer Einflüsse kann über eine präsynaptische Inhibition direkt an den afferenten Fasern, an den Interneuronen oder an den Alpha-Motoneuronen reguliert werden (DIETZ 2003).

Zusammenfassend liefert die Propriozeption einen afferenten Anteil des sensomotorischen Systems (SOLOMONOW/KROGSGAARD 2001). Die propriozeptiven Informationen müssen im ZNS mit anderen peripheren Informationen und zentralen Impulsen verrechnet werden. Als Ergebnis dieser Informationsverarbeitung werden efferente Steuersignale generiert, die eine situationsangemessene und aufgabenadäquate Ansteuerung der Arbeitsmuskulatur ermöglichen, um koordinierte Bewegungen zu gewährleisten (DIETZ 2003). Bei jeder gleichgewichtsregulierenden Bewegung erfolgt daher die motorische Ansteuerung der Muskulatur in einem Regelkreis unter Zuhilfenahme sensorischer Informationen der Propriozeptoren. Die koordinative Leistungsfähigkeit bei der Gleichgewichtsregulation hängt von der Funktionalität dieses sensomotorischen Systems ab.

1.1.3 Bedeutung der Gleichgewichtsfähigkeit im Karate

Im Karate schult der Trainierende im Idealfall seinen ganzen Körper. Alle großen Muskelgruppen werden durch die vielfältigen Bewegungsabläufe in oft hoher Intensität belastet. Der Halte- und Stützapparat ist bei ständigen Beschleunigungen und Abbremsvorgängen immer wieder stark gefordert. Wechselnde Intensitäten und eine meist relativ lange Gesamttrainingsdauer trainieren intensiv das Herz-Kreislauf-System. Die Schulung der Atmung und aller daran beteiligten Organe steht nicht selten im Mittelpunkt einer guten Karatetechnik. Nicht zuletzt sind auch die – neben den körperlich-physischen Aspekten als gleichwertig angesehenen - geistig-mentalenen Fähigkeiten wie Konzentrationsfähigkeit, Reaktionsschnelligkeit und Selbstbeherrschung essentielle Bestandteile eines vollständigen Karatetrainings (FUNAKOSHI 1975), ohne hier näher auf die philosophischen Hintergründe dieser traditionsreichen Kampfkunst einzugehen. Allerdings wird interessanterweise von vielen Meistern die Notwendigkeit eines „inneren“ (geistig-mentalenen) Gleichgewichts, das dem „äusseren“ (körperlich-physischen) Gleichgewicht entspricht, betont.

Ein Einstieg in ein möglichst umfassendes Verständnis der Bedeutung des Gleichgewichts im Karate zeigt sich aus biomechanischer Sicht. Dabei ist zunächst zu beachten, dass man den menschlichen Körper durch Verrechnung der Masse seiner Einzelteile (grob unterteilbar in Kopf, Rumpf und Gliedmaßen) und der Bestimmung ihrer Einzelschwerpunkte auf einen einzigen „Körperschwerpunkt“ (KSP) reduzieren kann. Dieser liegt bei einem durchschnittlich gebauten Menschen im aufrechten Stand etwa in der Mitte einer gedachten Verbindung der Hüftgelenke und verlagert sich je nach Stellung des Körpers bzw. seiner Einzelteile im Raum (KASSAT 1993).

Der KSP selbst ist allerdings natürlich kein reeller Massenpunkt, sondern ein theoretisches Konstrukt, zumal er unter bestimmten Bedingungen auch außerhalb des Körpers liegen kann. Interessant ist in diesem Zusammenhang, dass im traditionellen (u. a. in der fernöstlichen Medizin verwurzelten) Verständnis des Karate das energetische Hauptzentrum des menschlichen Körpers („Hara“), welches bei allen Bewegungen – so auch bei Karatetechniken - stets „die Mitte“ sein sollte, etwa auf gleicher Höhe lokalisiert wird, nämlich kurz unterhalb des Nabels (LIND 2001).

Ein (statisches) Gleichgewicht besteht nur dann, wenn der KSP sich über der Standfläche – im Fall des menschlichen Körpers also den Füßen – befindet. Demzufolge besteht ein Teil der geforderten koordinativen Fähigkeiten im Karate darin, in jeder Situation den KSP entsprechend zu positionieren. Die Schwierigkeit, dies stets zu gewährleisten, wird deutlich, wenn man bedenkt, dass Karate eine höchst dynamische Sportart sein kann und ein Gleichgewicht in teilweise akrobatischen Positionen verlangt, wobei der KSP sich in kurzer Zeit und/oder räumlich in starkem Maße verlagern kann (hier ist demzufolge ein gutes dynamisches Gleichgewicht gefordert).

Diese Fähigkeiten sind etwa bei der Ausführung einer Kata leistungslimitierend. Kata (jap. „Form“) ist eine der Hauptübungsformen des Karate und wird nach PFLÜGER (1995) definiert als „stilisierte Form eines Kampfes gegen mehrere imaginäre Gegner“. Dabei sind verschiedenste translatorische und rotatorische, explosiv-schnelle und langsam-bewusste, räumlich präzise und rhythmisch korrekte Bewegungskombinationen von teilweise extrem hohem koordinativem Schwierigkeitsgrad auszuführen. Eine qualitativ hochwertige Ausführung gelingt nur, wenn der KSP dabei stets so beherrscht wird, dass keine zusätzlichen Ausgleichsbewegungen nötig sind, um das Gleichgewicht zu halten. Diese würden beispielsweise bei einem Wettkampf als „überflüssige“, nicht zur Kata gehörige Bewegungen die Wertung durch die Kampfrichter erheblich beeinträchtigen.

Sobald nicht mehr nur der eigene Körper bei koordinativ anspruchsvollen Karatebewegungen beherrscht werden muss, zeigt sich eine weitere Dimension der Anforderungen an die Gleichgewichtsfähigkeit, die Karate als Kontaktsportart kennzeichnet: Wird eine Technik gegen einen Widerstand ausgeführt, muss dessen physikalische Reaktion berücksichtigt werden, um nicht durch die Kraft der eigenen Technik das Gleichgewicht zu verlieren. So treten beispielsweise bei einem geraden Fußtritt (Mae-Geri) gegen ein wandständiges Schlagpolster Rückstoßkräfte auf, die durch entsprechende Gegenbewegungen oder eine anderweitige Kontrolle des KSP innerhalb der Technikausführung ausgeglichen werden müssen, um nicht selbst das Gleichgewicht zu verlieren. Solche Effekte sind bei vielen Karatetechniken deutlich zu beobachten und können im Prinzip bei jeder Karatetechnik auftreten.

Weil eine gute Balancefähigkeit auch Standsicherheit bzw. Standfestigkeit bedeutet, ist sie außerdem auch ein entscheidender Faktor für die Wirksamkeit einer Karatetechnik im Sinne einer möglichst verlustfreien Impulsübertragung (NAKAYAMA 1966).

Desweiteren besteht eine erhöhte Verletzungsgefahr für den Ausübenden, wenn durch technisch ungenaue Koordination des Gleichgewichts Scherkräfte auftreten, die die beteiligten Strukturen des Bewegungs- und Stützapparates überlasten und schädigen können. Insbesondere Stürze nach Gleichgewichtsverlust oder (aufgrund mangelnder Gesamtkoordination) verminderte Präzision in der Ausführung von Karatetechniken können erhebliche Gesundheitsrisiken für den Ausführenden und seinen Gegner darstellen. Hier minimiert also eine gute Balancefähigkeit das Verletzungsrisiko. Der Begriff „Gegner“ will hier übrigens stets im Sinne von „Übungspartner“ verstanden werden – zumindest, solange man Karate als Sport ausübt und nicht zur realitätsnahen Selbstverteidigung verwendet, da bei letzterer ja auf den Gegner generell weniger Rücksicht genommen wird, weil die eigene Unversehrtheit eben deutlich im Vordergrund steht.

Deshalb nimmt das koordinative Training der Grundtechniken (im Karate als „Kihon“ (jap. „Grundschule“) bezeichnet) ohne Widerstände und/oder Partner bzw. Gegner – eingebettet in das Training insgesamt – von Anfang an einen hohen Anteil im Trainingsalltag eines Karatekas ein. Dieser Anteil nimmt erst nach entsprechender Beherrschung der Grundtechniken schrittweise ab, bleibt aber dennoch auch dann als koordinative Basis höherer Übungsformen elementar wichtig.

Die verschiedenen Übungsformen des Kumite sind aus diesem Blickwinkel wahrscheinlich am anspruchsvollsten. Kumite (jap. „Kampf“) bezeichnet eine Kategorie von Übungsformen, bei denen die Techniken in mehr oder weniger freier Form mit einem oder mehreren Partnern kontrolliert angewendet werden. Je weniger dabei die Gegnereinwirkung vorher festgelegt und damit im voraus berechenbar ist, desto schwieriger ist die koordinative Beherrschung der sich daraus ergebenden Kampfsituationen. Nicht zuletzt deshalb werden präzise und sicher beherrschte Grundtechniken als unbedingte Grundlage für jegliches Kumitetraining angesehen (EGAMI 1976). Dennoch sind bestimmte Gleichgewichtsfähigkeiten erst in solch hochdynamischen Trainingsformen gefragt und können auch nur durch diese effektiv verbessert werden.

Allerdings sind solche hochentwickelten Gleichgewichtsfähigkeiten mit heutigen Mitteln so schwierig – wenn nicht unmöglich - zu messen, dass sich diese Untersuchung insbesondere bei den Testverfahren auf die Messung relativ einfacher Gleichgewichtsfähigkeiten beschränkt. Trotzdem dürfte diese Studie Interessierten wichtige Informationen liefern, zumal einerseits solche einfachen Gleichgewichtsfähigkeiten eben immer die Basis höherer Anforderungen darstellen und andererseits umfassende und systematische disziplinspezifische Untersuchungen zu diesem Thema bis dato nicht vorliegen.

1.2 Grundlagen zur Krafftähigkeit

1.2.1 Definition und Differenzierung

Aus sportmedizinischer Sicht werden nach HOLLMANN et al. (1992) fünf verschiedene motorische Hauptbeanspruchungsformen der Muskulatur unterschieden:

- Kraft
- Ausdauer
- Schnelligkeit
- Beweglichkeit
- Koordination

Unbestritten ist, dass der Kraft dabei eine übergeordnete Bedeutung zukommt, denn sie ist Grundlage zur Verwirklichung der anderen Beanspruchungsformen (DE MAREES 2003).

GROSSER/STARISCHKA (1998) definieren die Krafftähigkeit wie folgt:

"Kraft im Sport ist die Fähigkeit des neuromuskulären Systems, durch Innervations- und Stoffwechselprozesse mit Muskelkontraktionen Widerstände zu überwinden (konzentrische Arbeit), ihnen entgegen zu wirken (exzentrische Arbeit) oder sie zu halten (statische Arbeit)."

Die „Freiburger Gruppe“ entwickelte in den 70er und 80er Jahren eine Struktur der Krafftähigkeiten, die noch heute Bestand hat.

Die motorische Grundeigenschaft Kraft ist demnach laut BÖS (1987) in Anlehnung an das physiologisch begründete und experimentell abgesicherte Strukturmodell von BÜHRLE/SCHMIDTBLEICHER (1981) in Maximalkraft, Schnellkraft und Kraftausdauer zu unterteilen.

Aufgrund der meßmethodischen Reduktion der vorliegenden Untersuchung (siehe Kapitel 2.4.3) auf die Maximalkraft wird im folgenden nur auf diese näher eingegangen.

GÜLLICH/SCHMIDTBLEICHER (1999) definieren die Maximalkraft wie folgt:

„Unter Maximalkraft wird die höchste Kraft verstanden, die das neuromuskuläre System bei einer maximalen willkürlichen Kontraktion entfalten kann.“

Die Maximalkraft wird nach DE MAREES (2003) maßgeblich von folgenden Faktoren beeinflusst:

- Querschnitt der eingesetzten Muskelfasern
- Anzahl der eingesetzten Muskelfasern
- Individuelle Struktur der Muskulatur (faserspezifische Zusammensetzung)
- Intramuskuläre Koordination
- Intermuskuläre Koordination
- Muskellänge
- Winkel zwischen Kraftangriffspunkt und Knochenachse (z. B. abhängig von der Gelenkstellung)
- Psychische Faktoren (z. B. Motivation).

1.2.2 Bedeutung der Kraftfähigkeit im Karate

Da die Kraftfähigkeit – wie schon erwähnt – Grundlage jeder sportlichen Bewegung ist, gilt dies selbstverständlich auch für Karate.

Bei genauerer Betrachtung lassen sich im Karate jedoch disziplinspezifische Aspekte beobachten, welche zusammen ein besonderes Anforderungsprofil an die Kraftfähigkeit ergeben, das sich von dem anderer Sportarten – auch anderer Kampfsportarten - erheblich unterscheiden kann.

So sind in den am weitesten verbreiteten Karatestilen besonders tiefe Ausgangsstellungen für die einzelnen Karatetechniken charakteristisch. Der heutzutage bei weitem verbreitetste Karatestil ist der sogenannte Shotokan-Stil, welcher durch besonders tiefe Stellungen gekennzeichnet ist. Als Beispiel sei hier die Vorwärtsstellung (Zenkutsu-Dachi) genannt, die sehr häufig (standardmäßig) eingesetzt wird und in hohem Maße z. B. die Knieextensoren des vorderen Beins beansprucht. Während der Karateka so seinen Körperschwerpunkt quasi ständig abgesenkt hält, entstehen so vor allem für die Oberschenkelmuskulatur hohe Belastungen.

Insbesondere die Extensoren des Kniegelenks müssen dabei schon in Grundstellung (ohne Technikausführung) in Bezug auf die statische Haltekraft, welche als direkt abhängig von der Maximalkraft zu betrachten ist, ein mehrfaches der beispielsweise für den aufrechten Stand benötigten Kraft leisten. Auch beim Jogging und vielen anderen sportlichen Bewegungen tritt im allgemeinen nur ein Bruchteil der beim Karate durch den charakteristisch tiefen Stand verursachten Belastungen für die Kniestrecker auf. Dies wird umso deutlicher, wenn man bedenkt, dass sich bei nahezu jeder Technikausführung weitere Belastungen für die genannten Muskelgruppen aufsummieren.

So entstehen Belastungsspitzen vor allem durch die häufigen Beschleunigungen (hierbei sind auch die Knieflexoren stark gefordert) und Abbremsvorgänge, bei denen die dabei auftretenden Kräfte zum Teil so enorm sind, dass eine unsaubere oder fehlerhafte Technik auf lange Sicht chronische Schädigungen des Stütz- und Bewegungsapparats zur Folge haben kann. Hierbei ist vor allem das Kniegelenk gefährdet. Aber auch akute Verletzungen sind nicht selten, wobei in diesem Bereich eher muskuläre Verletzungen vorherrschen.

Weitere spezifische Anforderungen an die Kraftfähigkeit entstehen im Karate bei den Beintechniken, zu denen auch die charakteristischen Tritttechniken zählen. Da die Masse der Beine verglichen mit den Armen deutlich höher ist, ist ihre Beschleunigung entsprechend kraftaufwändiger. So zeigen sich Beintechniken im allgemeinen als kraftvoller, aber auch als deutlich langsamer im Vergleich mit Armtechniken. Neben einer hohen technischen Qualität in der Ausführung ist daher die Kraftfähigkeit der beteiligten Muskelgruppen leistungslimitierend.

Natürlich stellt Karate aufgrund seiner Vielfalt an unterschiedlichen Techniken auch im Bereich anderer Muskelgruppen (zu nennen sind hier vorrangig noch Rumpf- und Arm- bzw. Unterarmmuskulatur) hohe Anforderungen an die Kraftfähigkeit. Auf diese soll jedoch hier nicht näher eingegangen werden, da der Schwerpunkt dieser Untersuchung auf der Oberschenkelmuskulatur (insbesondere den Knieflexoren bzw. -extensoren) liegt.

Die dynamischen Bewegungen im Karate erfordern vor allem Schnellkraft. So gesehen kommt der Maximalkraft im Karate nur eine untergeordnete Rolle zu, allerdings bewirkt ihre Verbesserung dennoch einen Leistungszuwachs, dessen Wert nicht zu unterschätzen ist. Denn besonders die genannten Anforderungen an die statische Haltekraft lassen sich so leichter bewältigen, wodurch indirekt andere Leistungsfaktoren (wie eben z. B. die Schnellkraft) positiv beeinflusst werden können. Somit wird deutlich, dass eine Verbesserung der Schnellkraft auch im Karate nicht unwesentlich von einer Maximalkraftsteigerung abhängt.

So trainieren Karatekas gemeinhin vorrangig im Schnellkraftbereich, wobei insbesondere im Leistungs- und Spitzensportbereich die Leistungsfähigkeit des Athleten immer schwerer zu steigern ist. So steht einem immer höheren Trainingsaufwand ein immer geringerer Leistungszuwachs gegenüber. Auch kommt es bei vielen Athleten durch allzu eintönige und gleichförmige Trainingsformen leicht zu Motivationsdefiziten, die sich natürlich negativ auf die Effektivität des Trainings auswirken.

Solche Effekte lassen sich gut durch vielfältigere Trainingsprogramme, die eben nicht nur die absoluten Belastungsschwerpunkte abdecken, vermindern. So kann über eine breite Anforderungspalette im Trainingsprogramm auch die Gesamtleistung des Athleten im Kraftbereich – auch in der Kernfähigkeit Schnellkraft – noch entscheidend verbessert werden.

1.3 Fragestellung und Hypothesenbildung

In dieser Studie sollen Auswirkungen eines allgemeinen Gleichgewichtstrainings mit disziplinspezifischen Übungselementen auf die Kraftfähigkeit der Oberschenkelmuskulatur (speziell Knieflexoren und -extensoren) bei Karatekas untersucht werden, wobei die diesbezügliche Effektivität des Gleichgewichtstrainings mit derjenigen eines klassischen Maximalkrafttrainings verglichen wird. Während das Hauptaugenmerk auf der Kraftfähigkeit liegt, sollen allerdings auch Veränderungen der Gleichgewichtsfähigkeit durch die beiden unterschiedlichen Trainingsformen erfasst werden.

Die sich hieraus ergebenden konkreten Fragestellungen werden im Folgenden aufgeführt.

Welche Auswirkungen hat ein allgemeines Gleichgewichtstraining mit disziplinspezifischen Übungselementen bei Karatekas

- auf die Maximalkraft der Flexoren bzw. Extensoren des Kniegelenks?
- auf die Gleichgewichtsfähigkeit im einbeinigen bzw. beidbeinigen Stand?
- auf die Differenz zwischen linkem und rechtem Bein in Bezug auf Maximalkraft bzw. Gleichgewichtsfähigkeit?

Aus den oben genannten Fragestellungen lassen sich folgende Hypothesen ableiten:

Ein allgemeines Gleichgewichtstraining mit disziplinspezifischen Übungselementen bei Karatekas

- erhöht die Maximalkraft der Flexoren bzw. Extensoren des Kniegelenks
- verbessert das Gleichgewicht im einbeinigen bzw. beidbeinigen Stand
- vermindert die Differenz zwischen linkem und rechtem Bein in Bezug auf Maximalkraft bzw. Gleichgewichtsfähigkeit

2 Material und Methodik

2.1 Untersuchungsdesign

Die Studienteilnehmer wurden in drei Versuchsgruppen eingeteilt:

- Kraftgruppe
- Gleichgewichtsgruppe
- Kontrollgruppe

Die Probanden der Kraft- bzw. der Gleichgewichtsgruppe waren ausnahmslos Karatekas mit mindestens einjähriger Trainingserfahrung, während die Teilnehmer der Kontrollgruppe keine Karateerfahrung hatten.

Deshalb wurde also die aus Nichtkaratekas bestehende Kontrollgruppe bereits festgelegt, bevor dann in einem zweiten Schritt die restlichen Probanden (nämlich die Karatekas) in die Kraft- bzw. Gleichgewichtsgruppe eingeteilt wurden. Über die Gruppenzuteilung der Karatekas in Kraft- bzw. Gleichgewichtsgruppe entschied anschließend das Los (Randomisierung).

Die Kraftgruppe absolvierte in der achtwöchigen Trainingsphase ein klassisches Krafttraining der vorderen und hinteren Oberschenkelmuskulatur, während die Gleichgewichtsgruppe im gleichen Zeitraum ein propriozeptives Gleichgewichtstraining durchführte. Die Kontrollgruppe hingegen absolvierte kein spezielles Training.

Um den Trainingsfortschritt zu objektivieren, wurden Kraft- und Gleichgewichtsfähigkeiten aller Probanden vor und nach der Trainingsphase mit Hilfe spezieller Testverfahren untersucht (Pre- und Retest).

Die Kraftfähigkeit wurde mit Hilfe eines computergestützten isokinetischen Diagnosegerätes (Isokinet) untersucht. Zum Testen der Gleichgewichtsfähigkeit hingegen wurde ein modifizierter Einbeinstandtest sowie ein Stabilometer-Test angewandt.

In Anlehnung an BORTZ (1993) und ROTH/HOLLING (1999) werden die Interventionsmaßnahmen des Kraft- und Gleichgewichtstrainings als unabhängige Variablen bezeichnet, da deren Einfluss und Auswirkungen und Einfluss auf andere Merkmale überprüft werden. Diese Merkmale, die Gegenstand der Untersuchung sind – also die Kraft- und Gleichgewichtsfähigkeit – bilden die abhängigen Variablen.

Im folgenden wird auf die einzelnen Variablen näher eingegangen.

2.2 Stichprobenbeschreibung

2.2.1 Gesamte Stichprobe

An der Studie nahmen insgesamt 34 Versuchspersonen teil, davon 11 Frauen und 23 Männer (zu den anthropometrischen Daten der Probanden siehe Tabelle 1-3).

Von diesen waren 24 aktive Karatekas mit mindestens einjähriger Trainingserfahrung. Damit konnte bei diesen Probanden das Vorhandensein grundlegender sportartspezifischer Fähigkeiten einschließlich Kraft- und Gleichgewichtsfähigkeiten angenommen werden, welche natürlich dennoch aufgrund unterschiedlich langer bzw. intensiver Trainingserfahrung dennoch stark variieren konnten.

Die restlichen 10 Probanden hatten keinerlei Karateerfahrung. Sie bildeten die Kontrollgruppe, welche zwischen Pre- und Retest kein spezielles Training absolvierte.

Neben den 34 gewerteten Probanden beendeten vier Versuchspersonen ihre Teilnahme an der Studie vorzeitig. Ihre Daten flossen daher nicht in die Ergebnisse ein. Die genannten Teilnehmer absolvierten zumindest die Eingangsunter-suchung, bevor sie die Teilnahme abbrachen. Ursächlich war in drei der vier Fälle der zunächst unterschätzte Zeitaufwand, in einem Fall gaben akute ge-sundheitliche Probleme den Ausschlag.

Proband	Geschlecht	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Gewicht [kg]	Karate [Jahre]	Andere Sportarten
P ₁	M	24	193	78	3,5	Jog FB
P ₂	W	32	180	65	2,5	Rad Tra HB Inl
P ₃	M	24	176	66	6,0	FB Fit TT Schw
P ₄	M	26	183	70	13,0	Schw
P ₅	M	16	179	72	3,0	FB
P ₆	M	34	175	81	12,0	Jog Fit FB
P ₇	M	18	178	75	7,0	Sch TT
P ₈	M	22	173	64	12,0	Ju BB Sch
P ₉	W	58	165	73	3,5	Rad Jog Seg Ski
P ₁₀	M	33	178	75	3,0	Box
P ₁₁	W	27	170	59	2,5	VB BB LA Ski
P ₁₂	M	16	180	63	4,0	Rad
MW		27,5	178	70	6,0	
StAbw		11,4	6,9	6,7	4,1	

Tabelle 1: Anthropometrische Daten der Kraftgruppe

M = männlich; W = weiblich; MW = Mittelwert; StAbw = Standardabweichung

Andere Sportarten: BB = Basketball; Box = Boxen; Fit = Fitnesstraining; FB = Fußball; HB = Handball; Inl = Inlineskaten; Jog = Joggen; Ju = Judo; LA = Leichtathletik; Rad = Radfahren; Sch = Schießsport; Schw = Schwimmen; Seg = Segeln; Ski = Skisport; Tra = Trampolinspringen; TT = Tischtennis; VB = Volleyball

Proband	Geschlecht	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Gewicht [kg]	Karate [Jahre]	Andere Sportarten
P ₁₃	W	40	160	50	4,0	Ta Fit Sq
P ₁₄	M	41	170	77	5,0	-
P ₁₅	M	49	176	79	32,0	Jog Sq Ta
P ₁₆	M	15	174	64	3,0	Fit Jog Ju Ski
P ₁₇	M	44	184	75	3,0	Fit Tu Rei LA
P ₁₈	W	30	160	70	4,0	Fit KR Tai
P ₁₉	M	23	185	82	10,0	KF Fit
P ₂₀	M	21	185	66	5,0	Jog TT Rad
P ₂₁	W	51	160	58	20,0	Rad Ski LA
P ₂₂	M	23	174	62	6,0	Jog
P ₂₃	W	24	165	50	8,0	MB LA
P ₂₄	M	34	180	76	11,0	TT
MW		32,9	173	67	9,3	
StAbw		12,0	9,8	10,9	8,6	

Tabelle 2: Anthropometrische Daten der Gleichgewichtsgruppe

M = männlich; W = weiblich; MW = Mittelwert; StAbw = Standardabweichung

Andere Sportarten: Fit = Fitnessstraining; Jog = Joggen; Ju = Judo; KF = Kung Fu; KR = Kunstradfahren; LA = Leichtathletik; MB = Mountainbike; Rad = Radfahren; Rei = Reiten; Ski = Skisport; Sq = Squash; Ta = Tanzen; Tai = Tai Chi; TT = Tischtennis; Tu = Turnen

Proband	Geschlecht	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Gewicht [kg]	Karate [Jahre]	Andere Sportarten
P ₂₅	M	24	172	68	0,0	Rei Ski Schw
P ₂₆	W	29	183	75	0,0	BB Jog Fit
P ₂₇	W	23	180	62	0,0	Fit Jog VB LA Tu
P ₂₈	M	24	179	75	0,0	Rad TT Sno Bad BB
P ₂₉	M	23	198	100	0,0	Fit Ru
P ₃₀	M	18	177	67	0,0	Aik BB Ten Ski
P ₃₁	W	50	165	85	0,0	Prä BB
P ₃₂	M	53	179	87	0,0	SF
P ₃₃	M	23	171	63	0,0	Jog Fe Sk
P ₃₄	W	23	175	62	0,0	Rad Bad Rei Bal Sno
MW		29,0	178	74	0,0	
StAbw		12,2	8,8	12,7	0,0	

Tabelle 3: Anthropometrische Daten der Kontrollgruppe

M = männlich; W = weiblich; MW = Mittelwert; StAbw = Standardabweichung

Andere Sportarten: Aik = Aikido; Bad = Badminton; Bal = Ballett; BB = Basketball; Fe = Fechten; Fit = Fitnessstraining; Jog = Joggen; LA = Leichtathletik; Prä = Präventionssport; Rad = Radfahren; Rei = Reiten; Ru = Rugby; Schw = Schwimmen; SF = Segelfliegen; Sk = Skateboard; Ski = Skisport; Sno = Snowboard; Ten = Tennis; TT = Tischtennis; Tu = Turnen; VB = Volleyball

Die Karatekas entstammten zwei verschiedenen Dojos (Vereinen), welche eher dem Breitensportbereich als dem Leistungssport zuzuordnen sind. Entsprechend übten die Teilnehmer Karate überwiegend als Freizeit- und Ausgleichsport aus.

Auch unter den Nichtkaratekas befanden sich keine Leistungs- oder gar Hochleistungssportler. Unter diesen Voraussetzungen sollte es bei Pre- und Retests zu keinen wesentlichen Verzerrungen zwischen Karatekas und Nichtkaratekas durch etwaiges Training der Kontrollgruppenteilnehmer kommen.

Teilnehmer unter 14 Jahren wurden aufgrund der hohen Belastung bei der isokinetischen Maximalkraftmessung nicht zugelassen.

Durch die mindestens einjährige Karatetrainingserfahrung konnten bei den Probanden der Kraft- bzw. Gleichgewichtsgruppe grundlegende sportartspezifische Fähigkeiten einschließlich gewisser Kraft- und Gleichgewichtsfähigkeiten vorausgesetzt werden.

2.2.2 Teilnehmer der Versuchsgruppen

Die Zuordnung der karatebetreibenden Untersuchungsteilnehmer in die Kraft- bzw. Gleichgewichtstrainingsgruppe erfolgte zufällig. Durch die Randomisierung wurden Verzerrungen der Stichprobe sowie personengebundene Störvariablen vermieden bzw. reduziert, was eine Erhöhung der internen Validität der Untersuchung zur Folge hatte (BORTZ (1993), BORTZ/DÖRING (1995), SACHS (1999)).

Im Vorfeld wurden mit Hilfe eines Fragebogens neben allgemeinen Angaben wie Alter, Geschlecht, Körpergröße und Gewicht bestimmte Merkmale der Probanden erhoben, die in irgendeiner Form die abhängigen Variablen beeinflussen konnten. So wurde sowohl die Karateerfahrung (in Jahren) als auch jedes regelmäßige und/oder langjährige Training anderer Sportarten erfasst (siehe Tabelle 1-3).

Für die quantitative Auswertung der Daten finden diese Merkmale aber aufgrund des geringen Stichprobenumfangs und der damit einhergehenden geringen statistischen Aussagekraft keine Berücksichtigung (zum Problem der Stichprobengröße, Repräsentativität und Generalisierung siehe u. a. BORTZ/DÖRING (1995) bzw. ROTH/HOLLING (1999)). Ein Ziel der Erhebung dieser Merkmale war es, eine Vergleichbarkeit der Versuchsgruppen zu ermöglichen.

2.3 Interventionen

2.3.1 Krafttraining

Die Probanden der Kraftgruppe absolvierten unter Anleitung des Autors ein muskelgruppenspezifisches Maximalkrafttraining für Kniebeuger und Kniestrecker. Der Trainingsumfang betrug 16 Trainingseinheiten von jeweils 30 Minuten Dauer innerhalb eines Zeitraums von 8 Wochen.

Hierbei wurden moderne und bewährte Krafttrainingsgeräte eingesetzt: Für die Kniebeuger wurde der sogenannte Beincurler in Bauchlage verwendet, für die Kniestrecker wahlweise ebenfalls der Beincurler (hier allerdings in sitzender Position) oder die sogenannte Beinpresse.

Um auch in der Intensität bei allen Probanden gleichartige Trainingsreize zu setzen, wurde die Belastung individuell angepasst. Außerdem musste das individuell unterschiedliche Leistungsvermögen der Teilnehmer in Bezug auf das Ausgangsniveau der Kraftfähigkeit in den zu trainierenden Muskelgruppen berücksichtigt werden, um einen optimalen Trainingsreiz zu setzen.

Hierzu wurde bei jedem Probanden vor der ersten Trainingseinheit direkt am Trainingsgerät die individuelle Maximalkraft ermittelt.

Zum Belastungsgefüge des zur Steigerung der Maximalkraft durchgeführten Hypertrophietrainings siehe folgende Tabelle.

Intensität	70 % der individuellen Maximalkraft
Dauer / Wiederholungen	12
Pausen	jeweils 2 Minuten (zwischen den Sätzen)
Umfang	8 Sätze (jeweils 4 für Beuger und Strecker)

Die für ein solches Hypertrophietraining geforderte Belastungsintensität von 70% liegt im Vergleich mit anderen maximalkraftsteigernden Methoden (z. B. Intensive Krafttrainingsmethode zur Verbesserung der intramuskulären Koordination (IK-Training) (vgl. FREY/HILDENBRANDT 1994)) eher im unteren bis mittleren Bereich.

Ein dadurch wahrscheinlich etwas schwächerer Trainingseffekt wurde aus Rücksicht auf das sonst viel größere Verletzungsrisiko bei den doch eher wenig trainierten Probanden in Kauf genommen.

In jeder Trainingseinheit wurden 8 Sätze á 12 Wiederholungen absolviert. Davon entfielen 4 Sätze auf Übungen für die Kniebeuger und 4 Sätze auf Übungen für die Kniestrecker. Da für letztere zwei gleichermassen effiziente Geräte zur Verfügung standen (Beinpresse und Beincurler), hatten die Probanden hier stets die Wahl, welches Gerät sie nutzen wollten.

Die Probanden wurden am Gerät sorgfältig in die Details der korrekten Übungsausführung eingewiesen.

Vor jeder Trainingseinheit wurde ein spezifisches Aufwärmtraining für die beanspruchten Muskelgruppen durchgeführt. Im Anschluss an das Training folgten jeweils entsprechende Dehn- und Lockerungsübungen.

Beinpresse



Abbildung 1: Beinpresse

Abbildung 1 zeigt das Trainingsgerät „Beinpresse“. Bei diesem Gerät liegt der Trainierende mit dem Rücken auf einem weitgehend waagerechten Schlitten. Gegen den Widerstand des über ein Rollensystem wirkenden Gewichts werden die Beine gestreckt, während die Füße stets auf einer annähernd senkrechten Platte positioniert sind, so dass sich der Trainierende gleichsam „von der Platte abdrückt“.

Zunächst wurde bei jedem Probanden die Belastungsintensität ermittelt, welche 70% der Maximalkraft beanspruchte. Als „maximal“ galt hierbei diejenige Belastungsintensität, bei der der Proband gerade ein einziges Mal den korrekten Übungsablauf durchführen konnte. Das entsprechende Gewicht wurde anschließend mit 0,7 multipliziert und ergab so das Übungsgewicht für alle folgenden Trainingseinheiten.

Es wurde darauf geachtet, dass während der Übung der Winkel im Kniegelenk 90° nicht unter- sowie 170° nicht überschreitet, um im erstgenannten Fall vor allem eine zu hohe Belastung der Kniescheibe und im letztgenannten Fall das Fehlen der muskulären Führung des Gelenks zu verhindern.

Den Probanden wurden für die korrekte Bewegungsausführung folgende Anweisungen gegeben:

- Die Füße stehen immer parallel und in hüftbreitem Abstand voneinander auf der Platte.
- Eine Übungswiederholung umfasst die Beugung und anschließende Streckung des Kniegelenks.
- Die Kniebeugung erfolgt bis zu einem Winkel von ca. 90° .
- Die anschließende Kniestreckung erfolgt bis zu einem Winkel von ca. 170° (keine vollständige Streckung!), wobei das Gewicht zwischen den einzelnen Wiederholungen nicht abgesetzt werden sollte, sondern erst am Ende des Satzes.
- Die Übung ist stets beidbeinig durchzuführen.

- Die Bewegung sollte stets „achsengerecht“ erfolgen, d. h. seitliche Kniebewegungen sind zu vermeiden.
- Während der gesamten Bewegungsausführung wird die liegende Ausgangsposition möglichst unverändert beibehalten. Insbesondere sollte die Lendenwirbelsäule nicht den Kontakt zur Unterlage verlieren.
- Der „aktive“ Teil der Bewegung (gegen den Widerstand des Gewichts) sollte etwa eine Sekunde, der „passive“ (rückführende) Teil der Bewegung hingegen etwa doppelt so lang dauern.

Beincurler



Abbildung 2: Beincurler für die Kniestrecker



Abbildung 3: Beincurler für die Kniebeuger

Die Abbildungen 2 und 3 zeigen das Trainingsgerät „Beincurler“. Dieses lässt sich sowohl zum Training der Kniestrecker auch der Kniebeuger einsetzen. Beim Beincurler werden die Beine gegen den Widerstand des über ein Rollensystem wirkenden Gewichts gestreckt bzw. gebeugt, wobei hier im Gegensatz zur Beinpresse eine Kreisbogenbewegung um die Drehachse des Kniegelenks vollführt wird.

Um mit dem Beincurler die Kniestrecker zu trainieren, wurden dem Probanden zur korrekten Bewegungsausführung folgende Anweisungen gegeben:

- Es ist auf dem Gerät eine aufrechte Sitzposition einzunehmen.
- In der Ausgangsposition sind die Kniegelenke ca. 90° gebeugt.
- Eine Übungswiederholung umfasst die Streckung und anschließende Beugung des Kniegelenks.
- Die Kniestreckung erfolgt bis zu einem Winkel von ca. 170° (keine vollständige Streckung!).
- Die anschließende Kniebeugung erfolgt bis zu einem Winkel von ca. 90°, wobei das Gewicht zwischen den einzelnen Wiederholungen nicht abgesetzt werden sollte, sondern erst am Ende des Satzes.
- Die Übung ist stets beidbeinig durchzuführen.
- Die Bewegung sollte stets „achsengerecht“ erfolgen, d. h. seitliche Kniebewegungen sind zu vermeiden.
- Während der gesamten Bewegungsausführung wird die sitzende Ausgangsposition möglichst unverändert beibehalten. Insbesondere sollte die Lendenwirbelsäule aufrecht bleiben.
- Der „aktive“ Teil der Bewegung (gegen den Widerstand des Gewichts) sollte etwa eine Sekunde, der „passive“ (rückführende) Teil der Bewegung hingegen etwa doppelt so lang dauern.

Für das Training der Kniebeuger mit Hilfe desselben Gerätes wurden folgende Anweisungen gegeben:

- Als Ausgangsposition ist auf dem Gerät die Bauchlage einzunehmen. Die Hüfte ist leicht gebeugt, sodass die Oberschenkel waagrecht aufliegen, der Oberkörper hingegen auf leicht abschüssiger Oberfläche aufliegt.
- Die Kniegelenke haben in Ausgangsstellung einen Winkel von ca. 170° , sind also fast gestreckt.
- Eine Übungswiederholung umfasst die Beugung und anschließende Streckung des Kniegelenks.
- Die Kniebeugung erfolgt bis zu einem Winkel von ca. 90°
- Die anschließende Kniestreckung erfolgt bis zu einem Winkel von ca. 170° , wobei das Gewicht zwischen den einzelnen Wiederholungen nicht abgesetzt werden sollte, sondern erst am Ende des Satzes.
- Die Übung ist stets beidbeinig durchzuführen.
- Die Bewegung sollte stets „achsengerecht“ erfolgen, d. h. seitliche Kniebewegungen sind zu vermeiden.

- Während der gesamten Bewegungsausführung wird die liegende Ausgangsposition möglichst unverändert beibehalten. Insbesondere sollte das Becken nicht den Kontakt zur Unterlage verlieren.
- Der „aktive“ Teil der Bewegung (gegen den Widerstand des Gewichts) sollte etwa eine Sekunde, der „passive“ (rückführende) Teil der Bewegung hingegen etwa doppelt so lang dauern.

2.3.2 Gleichgewichtstraining

Das Trainingsdesign ist bei einem Gleichgewichtstraining aus verschiedenen Gründen, welche nachfolgend behandelt werden, deutlich aufwendiger als bei einem Krafttraining.

So gibt es in der trainingswissenschaftlichen Literatur zum Krafttraining (und speziell auch zum Maximalkrafttraining) genügend studiengestützte - und damit bewährte – Trainingsmethoden samt zugehörigen Belastungsgefügen und konkreten Übungsformen en detail (vgl. z. B. FREY/HILDENBRANDT 1994). Entsprechend reiche Erfahrungen mit Trainingsmethoden zur Verbesserung der propriozeptiven Fähigkeiten im Sinne eines Gleichgewichtstrainings liegen leider bei weitem nicht vor. Aufgrund der komplexeren, nicht auf den Muskel zu beschränkenden Eigenschaften der Gleichgewichtsfähigkeit ist insbesondere die objektive Messung der Trainingsreizintensität derzeit extrem aufwendig, wenn nicht unmöglich.

Um dennoch ein dem Krafttraining vergleichbar effizientes Gleichgewichtstraining anbieten zu können, sind weiterhin beim Trainingsdesign eines propriozeptiven Gleichgewichtstrainings Kompromisse zwischen zwei teilweise konträren Forderungen in der Literatur vonnöten:

Zum einen steigert eine hohe Variationsbreite (z. B. Variationen der Bewegungsausführung, der äusseren Bedingungen oder der Präzisionsanforderungen der Übungen) sowie die Kombination von Einzelbewegungen die Effizienz des Gleichgewichtstrainings (BLUME 1978; HIRTZ/WELLNITZ 1985; ROTH 1993; NEUMAIER/MECHLING 1995; ROSTOCK/ZIMMERMANN 1997).

Andererseits wird dadurch die präzise Erfassung der Intervention schwieriger, welche im Sinne einer Operationalisierung zur Hypothesenüberprüfung nötig ist (BORTZ/DÖRING 1995).

Weiterhin fordern NEUMAIER/MECHLING (1995), dass sich jegliches Koordinationstraining am Anforderungsprofil der Sportart orientieren sollte. Somit werden also disziplinspezifische Gleichgewichtsübungen im Trainingsprogramm betont.

Um auch den Trainingsumfang zwischen Kraft- und Gleichgewichtstraining anzugleichen, bietet sich hier als Kriterium nur die Gesamtdauer der effektiven Trainingseinheit an (also ohne Aufwärm- und abschliessende Dehnübungen), da sich propriozeptives Gleichgewichtstraining kaum zur Strukturierung in Sätze und Wiederholungen eignet (jedenfalls nicht so streng wie es bei genauer Orientierung an der Struktur des Krafttrainings erforderlich wäre).

Zudem sollen – wie auch beim Krafttraining – Kniebeuger und -strecker gleichermaßen beansprucht werden, wiederum auch um die Wirkung der beiden Interventionen später gut vergleichen zu können. Daher werden den Übungen mit Betonung der Kniebeugerbelastung in jeder Trainingseinheit gleiche Zeitanteile eingeräumt wie den streckerbetonten Übungen, obwohl erstgenannte Übungsformen biomechanisch bei weitem nicht so „nahe liegen“ wie die Letztgenannten und daher deutlich schwieriger zu erstellen sind.

Wie auch beim Krafttraining wurde vor jeder Trainingseinheit ein spezifisches Aufwärmtraining für die beanspruchten Muskelgruppen durchgeführt. Im Anschluss an das Training folgten jeweils entsprechende Dehn- und Lockerungsübungen.

Analog zum Krafttraining fanden auch die Gleichgewichtseinheiten stets unter Anleitung des Autors statt.

Im folgenden werden die konkreten Übungsformen mit ihren jeweiligen Charakteristika (wie z. B. verwendete Trainingsgeräte, Bewegungsausführung, Variationen) dargestellt. Diese basieren zum größten Teil auf entsprechenden Übungen, die bei HEITKAMP et al. (2002) zum Einsatz kamen.

Sie wurden allerdings – insbesondere in den disziplinspezifischen Anteilen – durch den Autor auf der Grundlage der eigenen Trainingserfahrung ergänzt, da sich in der Literatur keine karatespezifischen, studiengestützten Programme für ein entsprechendes Gleichgewichtstraining finden.

Aufgrund der zahlreichen (im Training auch realisierten) Variationsmöglichkeiten soll hierbei keine vollständige Auflistung erreicht werden, sondern lediglich eine möglichst präzise Vorstellung einzelner enthaltener Übungen vermittelt werden.

Die am Schluss aufgeführten Variationen wurden dem spezifischen Trainingszustand individuell angepasst, d. h. sie wurden im Sinne einer höheren Schwierigkeitsstufe erst dann der Übung hinzugefügt, wenn die einfacheren Formen vom Übenden weitgehend beherrscht wurden.

Einfache Balanceübung

Hierbei wird für einen definierten Zeitraum (z. B. 30 Sekunden) auf einem Bein balanciert. Der Übende hält dabei das Standbein im Kniegelenk leicht gebeugt. Ein Bodenkontakt des anderen Beines, welches in der einfachsten Variante im Hüftgelenk rechtwinklig gebeugt ist, während die Oberschenkelmuskulatur entspannt ist (sodass also der Unterschenkel senkrecht herunterhängt), soll während der ganzen Übung vermieden werden. Ausgleichsbewegungen bei drohendem Gleichgewichtsverlust werden dem Übenden erlaubt.

Dieser sogenannte Einbeinstand kann vielfältig variiert werden (siehe unten unter „Variationen“).

Doppelpedalo



Abbildung 4: Doppelpedalo

Dieses Trainingsgerät (Abbildung 4) wurde vor allem im Rahmen des Aufwärmens mit einbezogen, da es eine kontinuierliche dynamische Belastung der für das Gleichgewichtstraining wichtigen Muskelgruppen mit propriozeptiven Anforderungen vereint und nach kurzer Übungszeit relativ leicht zu beherrschen ist.

Der Übende bewegt sich auf dem Doppelpedalo, indem er durch eine möglichst harmonische Gewichtsverteilung eine wechselseitige Tretbewegung ausführt, durch die er schließlich auf dem Gerät vorwärts fährt.

Spezielle Variationsmöglichkeiten boten sich hier unter anderem durch Erhöhung oder auch bewusste, extreme Verlangsamung der Bewegungsgeschwindigkeit oder aber durch Rückwärtsfahren an.

Gymnastikmatte



Abbildung 5: Gymnastikmatten

Gymnastikmatten aus Schaumstoff (Abbildung 5) wurden bei verschiedenen Übungen als „instabile Standfläche“ zur Erhöhung der Schwierigkeit der jeweiligen Übung benutzt. Beispielsweise ist der Einbeinstand auf der Gymnastikmatte schwieriger zu meistern als auf festem Untergrund.

Stability Trainer



Abbildung 6: Stability Trainer

Die sogenannten Stability Trainer (Abbildung 6) aus Schaumstoff dienten ebenfalls als instabile Standfläche bei verschiedenen Übungen. Es standen zwei verschieden dicke Typen der Kissen zur Verfügung, bei welchem das dickere eine höhere Instabilität und damit einen höheren Schwierigkeitsgrad für die jeweilige Übung bedeutete.

Mit diesem Gerät wurden auch beidbeinige Übungsformen durchgeführt. So standen sich beispielsweise zwei Übende auf Stability Trainer Kissen gegenüber und versuchten sich gegenseitig aus dem Gleichgewicht zu bringen (siehe Einbeinstand-Variationen).

Kippbrett



Abbildung 7: Kippbretter

Für beidbeinige Balanceübungen wurden hölzerne Kippbretter (Abbildung 7) mit halbrunder Unterseite verwendet. So konnten je nach Ausrichtung des Brettes besonders gut die Seitwärtsinstabilität bzw. die Vorwärts-Rückwärts-Instabilität isoliert trainiert werden.

Therapiekreisel



Abbildung 8: Therapiekreisel

Therapiekreisel (Abbildung 8) wurden als weitere Variante der instabilen Standfläche eingesetzt. Sie eignen sich besonders gut für Einbeinstand-Übungen.

Balance-Igel



Abbildung 9: Balance-Igel

Die sogenannten Balance-Igel (Abbildung 9) sind ebenfalls instabile Flächen, die sich besonders für Einbeinstand-Übungen eignen. Der Schwierigkeitsgrad ist bei diesen Trainingsgeräten allerdings schon ohne weitere Variationen sehr hoch. Sie sind daher eher für fortgeschrittene Trainingsphasen geeignet.

Minitrampolin



Abbildung 10: Minitrampolin

Gelegentlich kam auch das Minitrampolin (Abbildung 10) als instabile Standfläche zum Einsatz. Wegen der beträchtlichen Verletzungsgefahr wurde allerdings bei sämtlichen Übungsformen auf Sprünge verzichtet.

Pezziball



Abbildung 11: Balanceübung für die Kniebeuger mit Pezziball

Der Pezziball bot die beinahe einzige Möglichkeit, gezielt die Kniebeuger propriozeptiv zu trainieren. Entsprechend viel Raum nahm er im Trainingsprogramm ein, da ja die Beuger - analog zum Krafttraining – im gleichen Umfang wie die Kniestrecker trainiert werden sollten.

Der Übende platziert in Rückenlage die Fersen auf dem Pezziball, wobei die Beine gebeugt bleiben. Dann hebt er das Becken vom Boden ab (Abbildung 11).

Zusätzliche Variationen dieser anspruchsvollen Gleichgewichtsübung bestehen im Balancieren auf einer Ferse sowie dem Abheben der Schultern vom Boden, was eine weitere Verkleinerung der Auflagefläche und damit eine Erhöhung der Schwierigkeit mit sich bringt.

Variationen

- Im Einbeinstand: Ausführen von Karate-Fußtechniken: Vorwärtstritt (Mae-Geri), Seitwärtstritt (Yoko-Geri), Rückwärtstritt (Ushiro-Geri), Halbkreistritt (Mawashi-Geri) – einzeln oder kombiniert
- Ausführen von Karatetechniken mit den Armen bzw. Händen während der Balanceübung: Gerader Fauststoß (Oi-Zuki), Oberer Armblock (Age-Uke), Mittlerer Armblock (Soto-Uke und Uchi-Uke), Unterer Armblock (Gedan-Barrai)
- Werfen und Fangen von Gymnastikbällen während der Balanceübung – auch als gegenseitiges Zuwerfen mit Partner
- Mit Partner: gegenseitiges Stören des Gleichgewichts durch leichte Stöße mit den Händen gegen Schultern oder Oberkörper
- Stapeln mehrerer instabiler Flächen übereinander (z. B. zwei Dynair-Pads oder Gymnastikmatte und Kippbrett)
- Schließen der Augen

2.4 Testverfahren

Um den Trainingserfolg objektiv zu erfassen, kamen verschiedene sportmotorische Testverfahren zum Einsatz. Sämtliche Probanden wurden sowohl vor als auch nach der Trainingsphase – also im Abstand von etwa 8 Wochen – diesen Prozeduren unterzogen (Pretest-Retest-Methode). So konnte mittels der Differenz der erbrachten Leistungen die Entwicklung der Kraft- sowie der Gleichgewichtsfähigkeit festgestellt werden.

Es wurde darauf geachtet, dass die Testbedingungen (wie z. B. Raumtemperatur, Tageszeit, Testanordnung) stets gleich waren, um Verfälschungen der Messergebnisse durch solche geänderten Umstände zu vermeiden.

Den Probanden wurde stets ausreichend Gelegenheit gegeben, sich mit den Testanordnungen vertraut zu machen und sie vor der eigentlichen Messung auszuprobieren – beispielsweise um die optimale Ausgangsstellung bei einem Gleichgewichtstest zu finden.

Im folgenden werden die einzelnen Testverfahren ausführlich beschrieben.

2.4.1 Einbeinstand

Der Testaufbau des Einbeinstands bestand aus einem stabil aufgestellten, schmalen Holzbrett, auf dessen Kante der Proband so lange wie möglich auf einem Bein balancieren sollte (Abbildung 12).

Das Brett war rechtwinklig auf einer stabilen Holzplattform montiert und bot bei einer Höhe von 10 cm auf einer Länge von 60 cm eine 2,5 cm breite Standfläche. Diese Versuchsanordnung ist beispielsweise vergleichbar mit der von FETZ/KORNEXL (1993).



Abbildung 12: Testanordnung "Einbeinstand"

Der andere Fuß des Probanden befand sich in Ausgangsposition auf einer Kontaktmatte, die elektronisch mit dem Messsystem verbunden war.

Hob nun der Proband den Fuß von der Kontaktmatte ab, startete automatisch eine Stoppuhr. Die Probanden wurden im Vorfeld angewiesen, im Falle des Gleichgewichtsverlustes den Fuß in jedem Fall auf der Kontaktmatte abzusetzen, welche in diesem Moment die Stoppuhr automatisch anhält.

Die Verwendung einer solchen Kontaktmatte erhöht erheblich die Messgenauigkeit und entspricht beispielsweise den Testgütekriterien von LIENERT (1969).

Allen Probanden wurden zur korrekten Versuchsdurchführung folgende Anweisungen gegeben:

- Der Test ist barfuß durchzuführen
- Die Fußsohle des zu messenden Standbeins darf ohne Zeitdruck „sicher“ auf der Standfläche platziert werden
- Das Kniegelenk des Standbeins sollte während des gesamten Versuches leicht gebeugt sein

- Das abgehobene Bein darf nicht an das Standbein angelehnt werden
- Die Hände werden während des gesamten Versuches hinter dem Rücken verschränkt
- Der Blick ist nach vorn gerichtet (so dass sich die Messelektronik, der Versuchsleiter etc. nicht im Blickfeld befanden)
- Bei Gleichgewichtsverlust muss zuerst die Kontaktmatte berührt werden

Nur wenn alle Bedingungen erfüllt waren, wurde der Versuch gewertet.

Es wurden pro Standbein vier Durchgänge absolviert, von denen jeweils die drei besten gewertet wurden. Der schlechteste war das „Streichergebnis“, was die bei dieser schwierigen Testanordnung häufigen negativen „Ausreißer“ minimieren sollte.

Die maximale Standzeit wurde auf 60 Sekunden festgesetzt, da ab einer solchen Standzeit propriozeptive Faktoren eine zunehmend geringere Rolle gegenüber kraftbasierten Faktoren einnehmen, die hier nicht gemessen werden sollten.

Zwischen jedem Versuch wurde eine ausreichende Pause (30 Sekunden) gewährleistet.

2.4.2 Stabilometer

Für die Messung der beidbeinigen Gleichgewichtsfähigkeit wurde ein Stabilometer verwendet (Abbildung 14).

Es besteht aus einer stabilen Grundplatte und der eigentlichen Testplattform (80 x 45 cm), auf der der Proband steht. Diese lagert über zwei parallel angeordnete Führungsleisten auf einer metallenen Drehachse und befindet sich so 9,5 cm über dem Boden. Auf der Plattform sind zudem im Abstand von 20 cm zueinander zwei rutschfeste Standflächen angebracht, um die Standsicherheit für diesen ebenfalls barfuss durchgeführten Test zu gewährleisten.

Dieses wippeähnliche Testgerät misst seitliche Auslenkungen aus einer Mittelposition heraus, bei der die Standfläche waagrecht steht. Die Bodenkontakte jeder Seite (was jeweils einer Seitenneigung der Standfläche von 13° entspricht) werden dabei elektronisch erfasst und auf zwei LCD-Displays angezeigt. Da die Seitenverteilung der Kontakte bei sensomotorisch gesunden Probanden wahrscheinlich keine Relevanz hat, wurde für die Auswertung nur die Gesamtzahl der Kontakte durch Addition der linken und rechten Bodenkontakte erfasst.

Aufbau und Messmethodik des Stabilometertests orientieren sich weitgehend an TRAVIS (1944) bzw. SINGER (1970).



*Abbildung 13:
Startposition
unmittelbar vor
Beginn der
Messung*



Abbildung 14: Stabilometer

Allen Probanden wurden zur korrekten Versuchsdurchführung (siehe auch Abbildung 13) folgende Anweisungen gegeben:

- Der Test wird barfuß durchgeführt
- Die Kniegelenke sollten während des gesamten Versuches leicht gebeugt sein
- Es ist auf dem Stabilometer so zu stehen, dass die bewegliche Plattform möglichst waagrecht bleibt bzw. möglichst wenig Kontakte mit der Grundplatte stattfinden
- Der Proband hält sich zunächst mit einer Hand an einer Sprossenwand fest, welche sich direkt vor dem Stabilometer befindet, bis er bei waagerechter Standplattform eine optimale Position gefunden hat
- Sobald der Proband die Sprossenwand loslässt, beginnt die Messung
- Die Dauer der Messung beträgt 30 Sekunden
- Die Hände werden während der gesamten Messung hinter dem Rücken verschränkt
- Nach jedem Bodenkontakt versucht der Proband, die bewegliche Plattform sofort wieder in die Waagrechte zu bewegen und somit das Gleichgewicht wieder herzustellen
- Der Blick ist nach vorn gerichtet (so dass sich die Messelektronik, der Versuchsleiter etc. nicht im Blickfeld befanden)

Nach Ablauf der 30 Sekunden wurde die Zahl der Kontakte (links und rechts) notiert.

Es wurden vier Durchgänge absolviert, von denen die drei besten gewertet wurden. Der schlechteste war das „Streichergebnis“, was die bei dieser schwierigen Testanordnung häufigen negativen „Ausreißer“ minimieren sollte.

Zwischen jedem Versuch wurde eine ausreichende Pause (30 Sekunden) gewährleistet.

2.4.3 Isokinetik

Um festzustellen, wie sich bei einem Probanden die Krafftähigkeit durch das Training veränderte, musste vor und nach der Trainingsphase die Kraft der hauptsächlich beanspruchten Muskelgruppen (Knieflexoren und -extensoren) so exakt wie möglich gemessen werden.

Hierfür scheint die Maximalkraftmessung mithilfe eines computergestützten isokinetischen Messsystems am besten geeignet, zumal die Reproduzierbarkeit solcher isokinetischer Messungen hinreichend belegt wurde (HORSTMANN et. al. 1998; GLEESON/MERCER 1992; DVIR 1995).

Da die Reliabilität und Validität isokinetischer Messungen entscheidend von der Messmethodik abhängt (MAYER et. al. 1994; BARTONIETZ 1996), wird auf diese im folgenden näher eingegangen.

Als Testgerät diente das LIDO ACTIVE System der Firma LOREDAN Biomedical Inc. Davis, California, USA. Es besteht aus einer Testliege und einer Steuereinheit mit Elektromotor. Die Messungen wurden schwerkraftkorrigiert über den sensorisch aktiven Elektromotor vorgenommen, hierzu wurde vor jedem Test automatisch eine Schwerkraftmessung vorgenommen.

Zur Berechnung und Darstellung der Daten diente ein 486er DX Computer. Die Messungen und Auswertungen erfolgten mit der entsprechenden Software (LIDOACT) der Firma LOREDAN.

Das LIDO ACTIVE System kam bereits in zahlreichen Studien zum Einsatz (u. a. BOHANNON/SMITH 1989; MAYER et. al. 1994; HORSTMANN et. al. 1999).



Abbildung 15: Kraftmessung des rechten Beines am Isokineten

Es wurde besonders auf eine gute Fixierung des zu messenden Beines und der angrenzenden Gelenke geachtet, um mögliche Verfälschungen durch Mitwirkung von anderen Muskelgruppen (z. B. Hüftbeuger und -strecker) als Hilfsmuskulatur auszuschließen (Abbildung 15).

Das LIDO ACTIVE System erlaubt konzentrische, exzentrische und isometrische Kraftmessungen.

Dabei wird laufend das Drehmoment (PT, Peak Torque) gemessen. Aus diesen Daten wurde in der Folge manuell das maximale Drehmoment (Pt_{max}) ermittelt.

Die Messung mehrerer Winkelgeschwindigkeiten und Belastungsmodi ermöglicht ein differenzierteres Bild der Maximalkraft. Daher wurde der Maximalkrafttest in die folgenden vier Teilmessungen unterteilt:

Winkelgeschwindigkeit	Belastungsmodus	Bewegungsumfang
60°/s	konzentrisch	10°-90°
120°/s	konzentrisch	10°-90°
0°/s	isometrisch	10°, 30°, 50°, 70°, 90°
60°/s	exzentrisch	10°-90°

Die Tests wurden in dieser Reihenfolge zuerst am linken, danach in derselben Reihenfolge am rechten Bein durchgeführt. Die höchsten Kraftspitzenwerte (und damit die größten Belastungen für die betroffenen Muskelgruppen) treten erfahrungsgemäß bei den exzentrischen Testformen auf, daher wurde diese Testform jeweils als letzte durchgeführt.

Der Bewegungsumfang bei den konzentrischen und exzentrischen Tests wurde in einem „physiologischen“ Bereich gewählt, der einerseits die Messung der Maximalkraft für die jeweiligen Muskelgruppen ermöglicht, allerdings aber auch eine potenziell gelenkschädliche Streckung oder gar Überstreckung des Kniegelenks verhindert.

Die festen Winkelpositionen bei den isometrischen Tests wurden nach Ergebnissen von HORSTMANN et al. (1999) ausgewählt, nach denen die Kraftmaxima der Knieflexoren etwa bei 30° und diejenigen der Knieextensoren bei etwa 70° Beugung erzielt werden.

Bei der Bestimmung des maximalen Drehmoments muss berücksichtigt werden, dass bei einzelnen Bewegungen Artefakte (z. B. durch ruckartige Bewegungen) auftreten können, die das Messergebnis erheblich verfälschen können. Um diesen Effekt zu minimieren, wurden immer fünf Bewegungswiederholungen pro Einzelmessung durchgeführt. Dann wurden jeweils immer die drei stärksten Bewegungen gewertet und arithmetisch gemittelt ($P_{t_{av}}$, Average Torque) (LAURIE/PERRIN 1994; DVIR/DAVID 1995).

Im konkreten Testablauf wurden immer jeweils fünf maximale Beuge- und Streckbewegungen abwechselnd – also aufeinanderfolgend – ausgeführt. Somit konnten in einem Durchgang die maximalen Drehmomente sowohl der Flexoren als auch der Extensoren erfasst werden.

Auch bei diesem Test war eine präzise Vorbereitung extrem wichtig. Die Einstellung der Sitzposition des Probanden, die Fixierung des zu messenden Beines am Hebelarm des Isokineten inklusive Ausschaltung jeglicher Hilfsmuskulatur (mittels Gurten und Oberschenkelrolle als Fixierungshilfen) sowie die Ausrichtung der Gerätedrehachse auf die Drehachse des Kniegelenks des Probanden wurden stets vor den Messdurchgängen kontrolliert und gegebenenfalls korrigiert.

Jede Testform konnte jeweils vorher vom Probanden unter leichter bis submaximaler Belastung ausprobiert werden, um sich mit dem Bewegungsablauf vertraut zu machen.

Den Probanden stand zum Aufwärmen der Muskulatur und auch zum abschließenden Cool-Down ein Laufband zur Verfügung, auf dem sie drei Minuten bei einer konstanten Geschwindigkeit liefen, welche individuell ermittelt wurde. Als Zielwert für die richtige Geschwindigkeit wurde eine Herzfrequenz von etwa 120 Schlägen pro Minute festgesetzt, welche ständig mittels Pulsmesser kontrolliert wurde. Dieser Maßnahme kommt bei Maximalkraftmessungen besondere Bedeutung zu, weil sonst die Verletzungsgefahr (Muskelzerrungen, Muskelfaserrisse etc.) sehr hoch ist.

Auch bei diesem Test wurden jedem Probanden im Rahmen eines standardisierten Ablaufs die gleichen Anweisungen gegeben.

Vor jeder neuen Teilmessung wurde eine Pause von einer Minute zur vollständigen Erholung gewährleistet.

2.5 Statistische Methoden

Die bei den Testverfahren gemessenen Werte wurden statistisch aufbereitet, um den Einfluss der Interventionen auf die Fähigkeiten im Gleichgewichts- und Kraftbereich möglichst übersichtlich darzustellen.

Hierbei wurden zuerst – falls nötig – Mittelwerte errechnet. Dies war z. B. bei den jeweils drei gültigen Stabilometertestdurchgängen der Fall. Danach wurden diese Mittelwerte jeweils aller Probanden einer Gruppe wiederum gemittelt, um so einen Wert für die gesamte Gruppe zu erhalten.

Als Maß für die Streuung der einzelnen Messwerte wurde die Standardabweichung berechnet.

Zur Darstellung der Veränderung zwischen Pre- und Retest wurde schließlich die Wertedifferenz zwischen beiden Messungen sowohl in absoluten Zahlen als auch als Prozentwert berechnet. Zusätzlich wurden Veränderungen der Differenz zwischen linkem und rechtem Bein ermittelt, sofern durch die Messmethodik hierfür einzelne Werte vorlagen. So konnte eine eventuelle „Angleichung“ von linkem und rechtem Bein ebenfalls erfasst werden.

Mit Hilfe des Wilcoxon-Rangsummentests (siehe z. B. BÜNING/TRENKLER 1994) wurde die statistische Signifikanz der Ergebnisse überprüft.

Der Wilcoxon-Rangsummentest - auch Mann-Whitney-U-Test oder kurz U-Test genannt - ist einer der am häufigsten gebrauchten nichtparametrischen Tests in der mathematischen Statistik.

Zur Berechnung wird zunächst eine Stichprobe A mit n_1 Werten und eine Stichprobe B mit n_2 Werten benötigt. Jeder Wert der Stichprobe A wird mit jedem Wert der Stichprobe B verglichen. Es gibt also $n_1 \cdot n_2$ Vergleiche. Die Nullhypothese $H(0)$ besagt, dass es keinen Unterschied zwischen den Verteilungen gibt, d. h. $A = B$.

Im nächsten Schritt wird aus beiden Zahlenreihen je eine Prüfgröße U gebildet:

$$U_1 = n_1 \cdot n_2 + \frac{n_1 \cdot (n_1 + 1)}{2} - R_1$$

$$U_2 = n_1 \cdot n_2 + \frac{n_2 \cdot (n_2 + 1)}{2} - R_2$$

n_1 und n_2 sind hierbei die Anzahlen der Zahlenwerte pro Reihe, R_1 und R_2 sind die Rangzahlen der geordneten Reihen. Um diese zu ermitteln, werden alle Werte beider Reihen zusammen aufsteigend in eine Tabelle geschrieben. Die Rangzahlen der Zahlenwerte werden für A und für B getrennt in zwei Spalten aufsummiert.

U_1 und U_2 werden nun mit der Testgröße U verglichen:

$$U = \frac{n_1 \cdot n_2}{2} - u\left(\frac{\alpha}{2}\right) \cdot \sqrt{\frac{n_1 \cdot n_2 \cdot (n_1 + n_2 + 1)}{12}}$$

U hängt von n_1 und n_2 ab, außerdem über den Parameter $u\left(\frac{\alpha}{2}\right)$ vom Signifikanzniveau α . Dieses betrug in der vorliegenden Untersuchung 5%.

Für die jeweiligen Berechnungen des p-Wertes (Irrtumswahrscheinlichkeit) unter Verwendung des Wilcoxon-Rangsummentests wurde das Programm „Statistiklabor“ (Version 3.5.0.1) des Centers für Digitale Systeme der Freien Universität Berlin verwendet.

Dem gewählten Signifikanzniveau entsprechend wurde die Nullhypothese bei einem p-Wert (Irrtumswahrscheinlichkeit) von $p < 0,05$ abgelehnt und somit die jeweilige Veränderung als „signifikant“ gewertet.

Sämtliche Werte wurden auf zwei Stellen hinter dem Komma gerundet.

3 Ergebnisse

3.1 Compliance

Für die Studienteilnehmer der beiden Trainingsgruppen wurden innerhalb der acht Wochen dauernden Trainingsphase mindestens drei Trainingstermine pro Woche angeboten, von denen sie in jeder Woche je zwei Termine wahrnehmen sollten.

Damit sollte eine gewisse zeitliche Flexibilität des Trainings ermöglicht werden, um die Komplettierung von 16 halbstündigen Trainingseinheiten innerhalb der acht Wochen bei jedem Probanden zu erreichen.

Sämtliche Trainingseinheiten wurden vom Autor dieser Studie persönlich geleitet bzw. überwacht.

Als Nachweis über die absolvierten Einheiten wurde bei jedem Termin dokumentiert, welche Teilnehmer jeweils anwesend waren.

Die Compliance der Teilnehmer lag bei 100% und kann als sehr gut bezeichnet werden.

Gleichgewichtsgruppe

Alle Teilnehmer der Gleichgewichtsgruppe, deren Daten in die Ergebnisse einfließen, absolvierten jeweils genau zwei Trainingseinheiten pro Woche innerhalb der acht Wochen dauernden Trainingsphase.

Ein Proband konnte aus Zeitgründen das Training nicht komplett im vorgegebenen Zeitraum absolvieren und beendete daher frühzeitig seine Teilnahme. Seine Daten flossen nicht in die Ergebnisse ein.

Bei allen Trainierenden war durchgehend eine hohe Motivation spürbar, die Übungen zu meistern und die eigene Gleichgewichtsfähigkeit zu verbessern.

Kraftgruppe

Auch die (gewerteten) Teilnehmer der Kraftgruppe trainierten ausnahmslos zweimal pro Woche innerhalb des achtwöchigen Trainingszeitraums.

Weiterhin war auch hier die Gewissenhaftigkeit bei der Durchführung der Übungen in keinem Fall zu beanstanden. Vereinzelt mussten die Probanden sogar davon abgehalten werden, ein höheres Wochentrainingspensum als das vorgesehene zu absolvieren.

In dieser Gruppe beendeten drei Probanden ihre Teilnahme vorzeitig. In zwei Fällen waren Zeitgründe, in einem akute gesundheitliche Probleme ausschlaggebend.

Im folgenden werden die Untersuchungsergebnisse in komprimierter Form und mit Hilfe von Schaubildern dargestellt. Eine ausführliche tabellarische Dokumentation aller gewonnenen Daten findet sich im Anhang.

3.2 Einbeinstand

Die Veränderung der Standzeit im Einbeinstandtest zeigte zwischen den Versuchsgruppen deutliche Unterschiede (Abbildung 16).

So erhöhte sich die durchschnittliche Standzeit – linkes und rechtes Bein zusammengerechnet – bei der Kraftgruppe um 3,4 Sekunden von 14,6 auf 18,0 Sekunden, was einer Verbesserung um 23,3% entspricht.

Bei der Gleichgewichtsgruppe allerdings verlängerte sich die Standzeit vom mit der Kraftgruppe vergleichbaren Ausgangsniveau von 16,7 Sekunden auf 28,8 Sekunden beim Retest (wiederum linkes und rechtes Bein zusammengerechnet). Dieser absolute Zuwachs von durchschnittlich 12,1 Sekunden entspricht einer Verbesserung um 72,3% und übertraf damit denjenigen der Kraftgruppe um mehr als das dreifache.

Bei der Kontrollgruppe war hingegen keine nennenswerte Veränderung messbar. Die durchschnittliche Standzeit – linkes und rechtes Bein zusammengerechnet – nahm von 22,3 auf 21,8 Sekunden ab, was einer absoluten Abnahme von 0,5 Sekunden und einer Verschlechterung um 2,3% entspricht.

In der Änderung der Differenz zwischen linkem und rechtem Bein gab es zwischen den Gruppen ebenfalls Unterschiede.

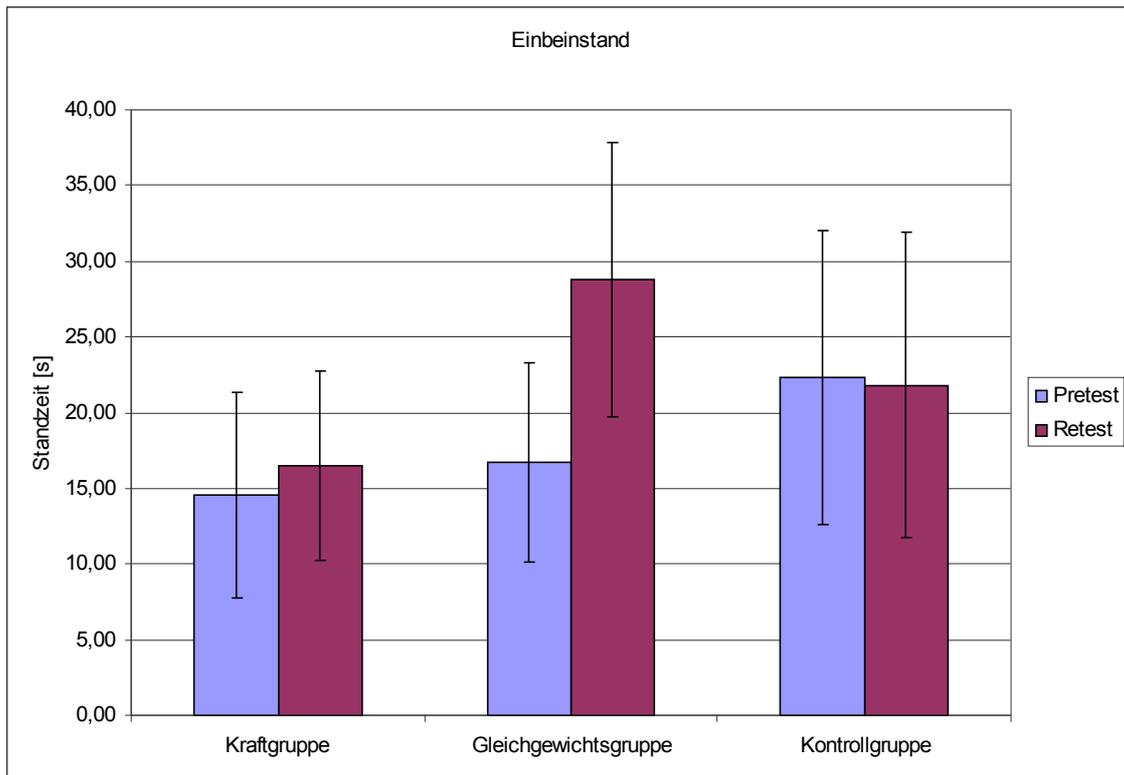


Abbildung 16: Veränderung der mittleren Standzeiten im Einbeinstandtest

Sowohl bei der Kraft- als auch der Gleichgewichtsgruppe standen die Probanden im Pretest auf dem linken Bein durchschnittlich etwas länger als auf dem rechten (bei der Kraftgruppe links: 18,0 s; rechts: 11,1 s; Gleichgewichtsgruppe links: 17,3 s; rechts: 16,2 s).

Im Retest änderte sich dieses Bild nur bei der Gleichgewichtsgruppe:

Bei der Kraftgruppe blieb das linke Bein mit einer durchschnittlichen Standzeit von 21,8 Sekunden gegenüber 14,1 Sekunden, die für das rechte Bein gemessen wurden, das „bessere“ Bein.

Die Gleichgewichtsgruppe hingegen schaffte es, im Retest die Standzeit auf dem „schwächeren“ rechten Bein mit 31,2 Sekunden fast zu verdoppeln. Während die Standzeit des linken Beines sich mit 26,4 Sekunden ebenfalls klar verbesserte, wurde hier im Mittel also eine Harmonisierung zwischen beiden Seiten erreicht, wobei es – wie beschrieben – auf der zuvor „schwächeren“ Seite sogar zu einer überschießenden Korrektur kam. Eine signifikante Änderung lässt sich dennoch nicht nachweisen, da die im Retest gemessene Differenz im Betrag hierfür nicht gering genug ist. Nichtsdestotrotz ist der beobachtete Wechsel der Seitenpräferenz hier ein bemerkenswertes Ergebnis.

Bei der Kontrollgruppe war sowohl der Unterschied zwischen linkem und rechtem Bein im Pretest (links: 22,3 s; rechts: 22,4 s) als auch dessen Änderung im Retest (links: 21,3 s; rechts: 22,3 s) kaum messbar.

	Kraftgruppe	Gleichgewichtsgruppe	Kontrollgruppe
Standzeit- veränderung	-	*	-
Seitendifferenz- veränderung	-	-	-

*Veränderung der mittleren Standzeiten sowie der Seitendifferenz im Einbeinstand: - = nicht signifikant, * = signifikant*

3.3 Stabilometer

Im Stabilometertest bedeutete eine Reduktion der Anzahl der Bodenkontakte im Retest gegenüber dem Pretest eine Verbesserung (Abbildung 17).

Hierbei zeigte die Kraftgruppe beim Pretest mit durchschnittlich 20,8 Kontakten im Pretest sowie 20,1 Kontakten im Retest nur eine marginale Verbesserung von durchschnittlich 0,8 Kontakten, was einer Reduktion um 3,6% entspricht.

Am deutlichsten zeigte sich die Gleichgewichtsgruppe mit einer Kontaktzahlreduzierung von durchschnittlich 21,6 Kontakten auf 17,9 Kontakte verbessert, was eine durchschnittliche Reduktion um 3,8 Kontakte bzw. 17,3% bedeutet.

Nicht ganz so deutlich fiel die Verbesserung bei der Kontrollgruppe aus, sie lag allerdings interessanterweise immer noch klar über dem Niveau der Kraftgruppe. So konnte die Kontrollgruppe sich von 19,9 Kontakten, die im Durchschnitt im Pretest gemessen wurden, im Retest auf 17,4 Kontakte verbessern. Das entspricht einer durchschnittlichen Reduzierung um 2,6 Kontakte und damit einer Verbesserung um 13,0%.

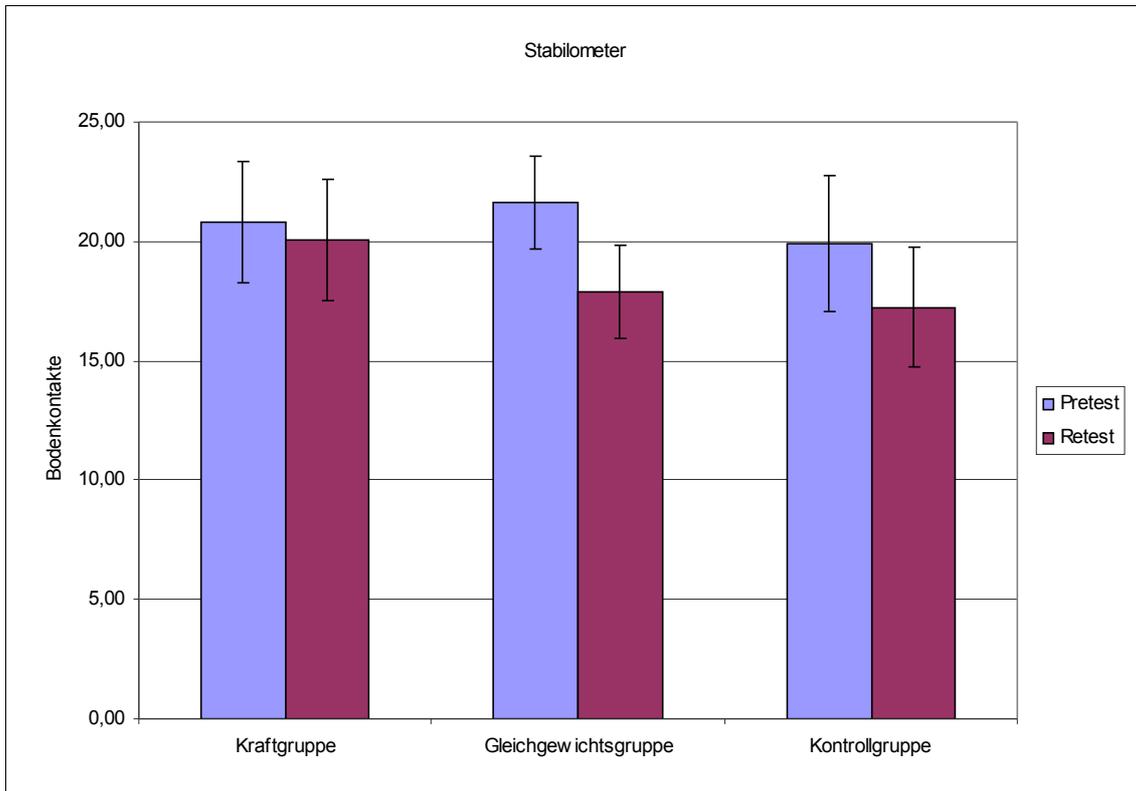


Abbildung 17: Veränderung der durchschnittlichen Zahl der Bodenkontakte im Stabilometertest

	Kraftgruppe	Gleichgewichtsgruppe	Kontrollgruppe
Veränderung der Bodenkontakte	-	*	-

Veränderung der durchschnittlichen Zahl der Bodenkontakte im Stabilometertest: - = nicht signifikant, * = signifikant

3.4 Isokinetik

Die Maximalkraftmessung der Knieflexoren und -extensoren ergab insgesamt kein einheitliches Bild, was den Kraftzuwachs im Re- gegenüber dem Pretest in den einzelnen Gruppen angeht. Die Verbesserungen bewegten sich im Gruppenschnitt durchweg im einstelligen Prozentbereich, während hierbei meist kaum Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen festgestellt werden konnten.

Flexoren

Im konzentrischen Maximalkrafttest bei 60°/s Winkelgeschwindigkeit zeigte sich bei keiner der drei Versuchsgruppen eine Verbesserung (Abbildung 18). Im Durchschnitt verlor allerdings die Gleichgewichtsgruppe mit 0,7% marginal weniger an Kraft als die Kraftgruppe, die gegenüber dem Pretest 2,1% einbüßte, während die Kontrollgruppe sich mit einem Verlust von 2,0% im gleichen Rahmen wie die Kraftgruppe bewegte.

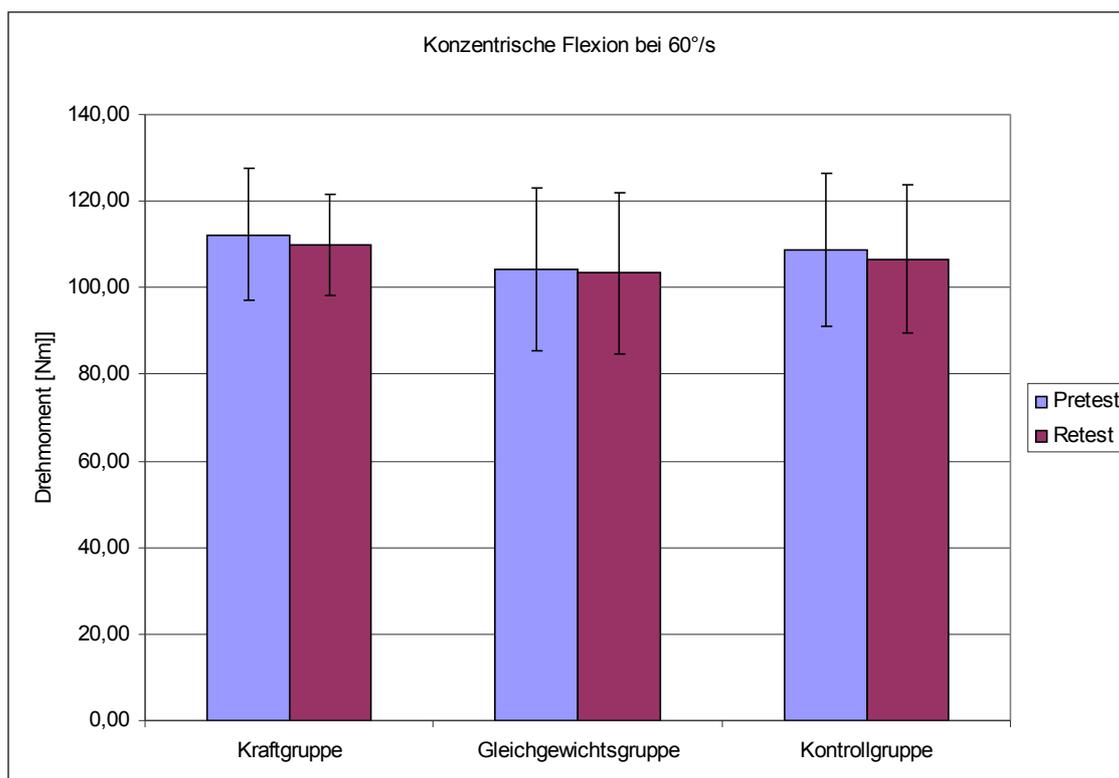


Abbildung 18: Veränderung des maximalen Drehmoments bei der isokinetischen Messung: Konzentrische Flexion bei 60°/s

	Kraftgruppe	Gleichgewichtsgruppe	Kontrollgruppe
Veränderung des Drehmoments	-	-	-
Veränderung der Seitendifferenz	-	-	-

Veränderung des maximalen Drehmoments sowie der Seitendifferenz: - = nicht signifikant, * = signifikant

Die gleiche Messung bei der doppelten Winkelgeschwindigkeit ($120^\circ/\text{s}$) zeigte bei der Gleichgewichtsgruppe einen leichten Kraftzuwachs von 2,1%, wohingegen die Kraftgruppe eine durchschnittliche Kraftverminderung um 1,3% zu verzeichnen hatte. Allerdings war der Kraftzuwachs bei der Kontrollgruppe mit 6,0% fast dreimal so hoch wie bei der Gleichgewichtsgruppe (Abbildung 19).

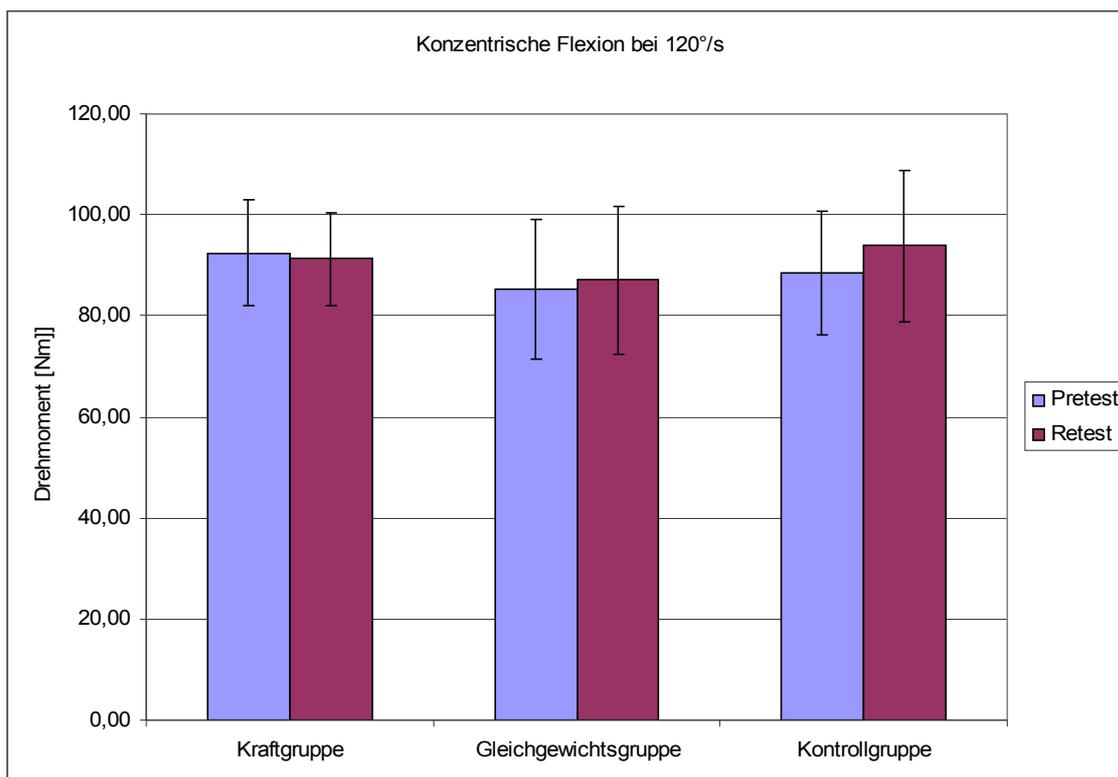


Abbildung 19: Veränderung des maximalen Drehmoments bei der isokinetischen Messung: Konzentrische Flexion bei $120^\circ/\text{s}$

	Kraftgruppe	Gleichgewichtsgruppe	Kontrollgruppe
Veränderung des Drehmoments	-	-	-
Veränderung der Seitendifferenz	-	-	-

Veränderung des maximalen Drehmoments sowie der Seitendifferenz: - = nicht signifikant, * = signifikant

Die isometrische Messung der Flexoren in 30° Beugstellung (Abbildung 20) zeigte ebenfalls einen minimalen Kraftzuwachs bei der Gleichgewichtsgruppe (1,1%), einen minimalen Kraftverlust bei der Kraftgruppe (0,8%) und einen vergleichsweise hohen Kraftgewinn von 7,5% bei der Kontrollgruppe.

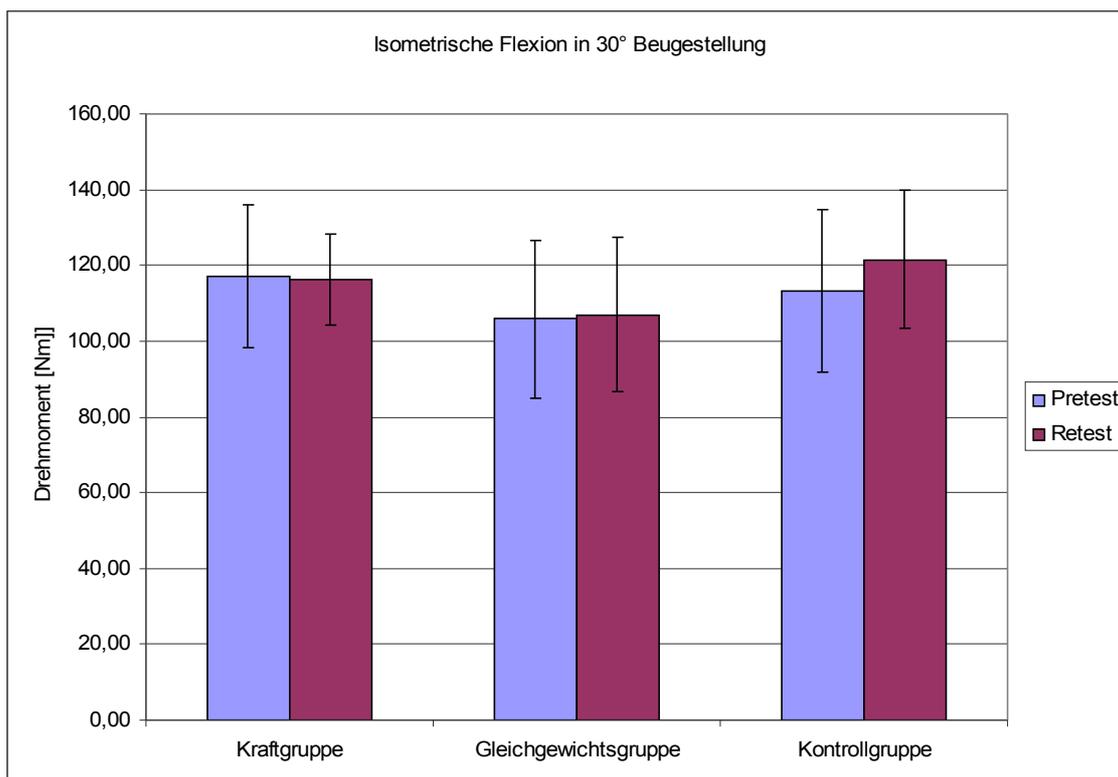


Abbildung 20: Veränderung des maximalen Drehmoments bei der isokinetischen Messung: Isometrische Flexion in 30° Beugstellung

	Kraftgruppe	Gleichgewichtsgruppe	Kontrollgruppe
Veränderung des Drehmoments	-	-	-
Veränderung der Seitendifferenz	-	-	-

Veränderung des maximalen Drehmoments sowie der Seitendifferenz: - = nicht signifikant, * = signifikant

Bei der exzentrischen Messung bei 60°/s Winkelgeschwindigkeit schließlich verzeichneten die Kraftgruppe mit 6,5%, die Gleichgewichtsgruppe mit ca. 4,7% sowie die Kontrollgruppe mit 6,2% jeweils Steigerungen von vergleichbarem Ausmaß (Abbildung 21).

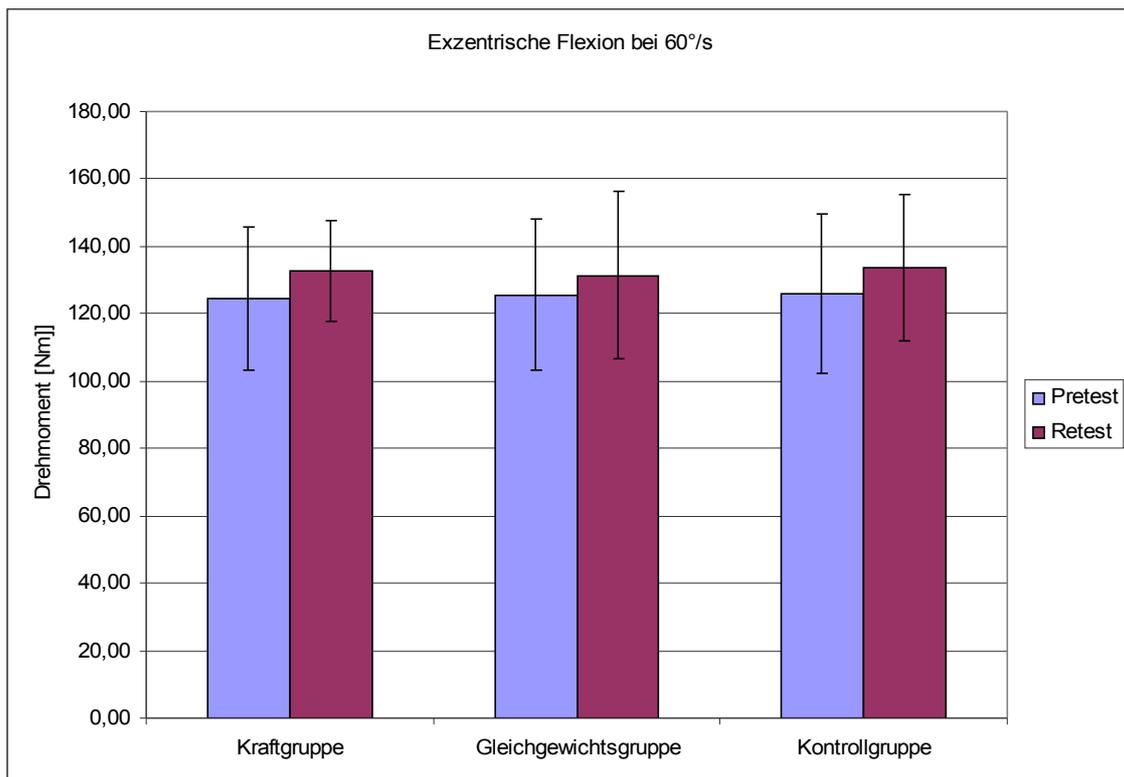


Abbildung 21: Veränderung des maximalen Drehmoments bei der isokinetischen Messung: Exzentrische Flexion bei 60°/s

	Kraftgruppe	Gleichgewichtsgruppe	Kontrollgruppe
Veränderung des Drehmoments	-	-	-
Veränderung der Seitendifferenz	-	-	-

Veränderung des maximalen Drehmoments sowie der Seitendifferenz: - = nicht signifikant, * = signifikant

Die Differenz der Maximalkraft zwischen linkem und rechtem Bein veränderte sich ebenfalls relativ uneinheitlich, wobei allerdings die Gleichgewichtsgruppe in zwei der vier Teilmessungen (nämlich bei der konzentrischen Messung bei 120°/s Winkelgeschwindigkeit sowie bei der isometrischen Messung) als einzige die Differenz verringern konnte.

Extensoren

Die konzentrische Messung der Knieextensoren bei 60°/s Winkelgeschwindigkeit zeigte bei der Kraftgruppe mit 3,8% gegenüber der Gleichgewichtsgruppe (2,6%) und der Kontrollgruppe (2,3%) einen etwas größeren Kraftzuwachs (Abbildung 22).

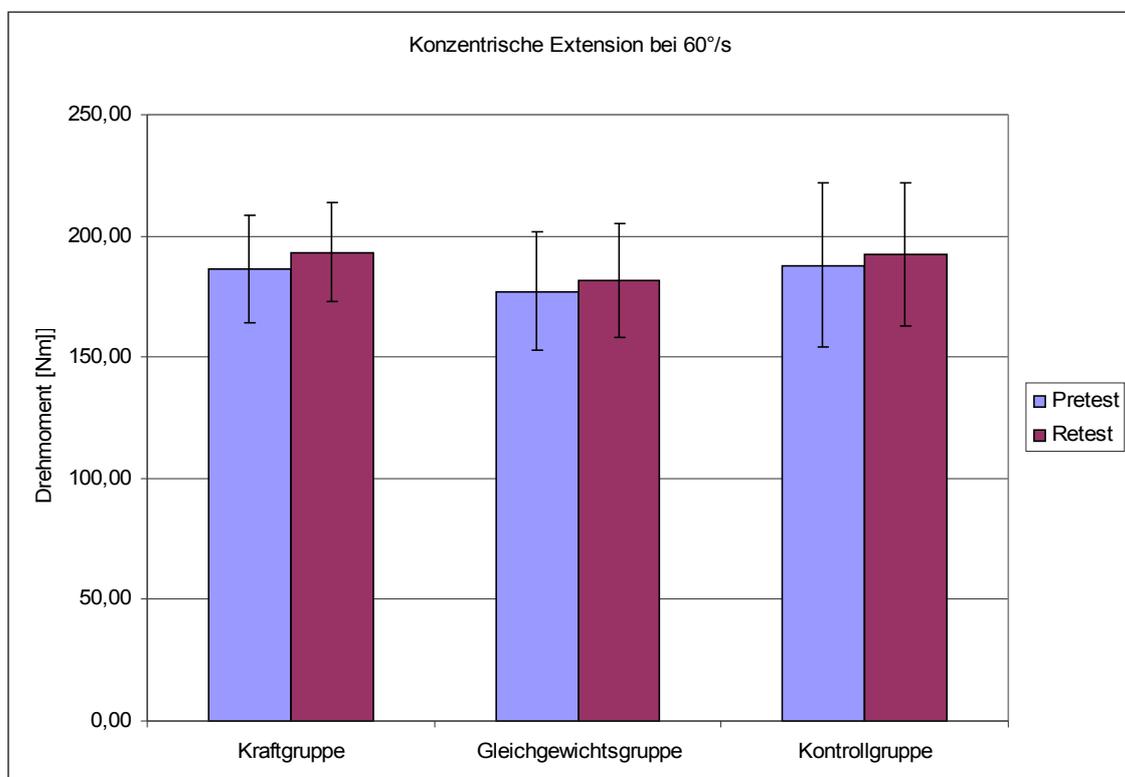


Abbildung 22: Veränderung des maximalen Drehmoments bei der isokinetischen Messung: Konzentrische Extension bei 60°/s

	Kraftgruppe	Gleichgewichtsgruppe	Kontrollgruppe
Veränderung des Drehmoments	-	-	-
Veränderung der Seitendifferenz	-	-	-

*Veränderung des maximalen Drehmoments sowie der Seitendifferenz: - = nicht signifikant, * = signifikant*

Bei doppelter Winkelgeschwindigkeit ($120^\circ/\text{s}$) zeigte sich hingegen die Kontrollgruppe mit 4,7% am deutlichsten verbessert, während der Kraftzuwachs sowohl bei der Kraft- als auch bei der Gleichgewichtsgruppe mit jeweils lediglich 0,8% kaum messbar war (Abbildung 23).

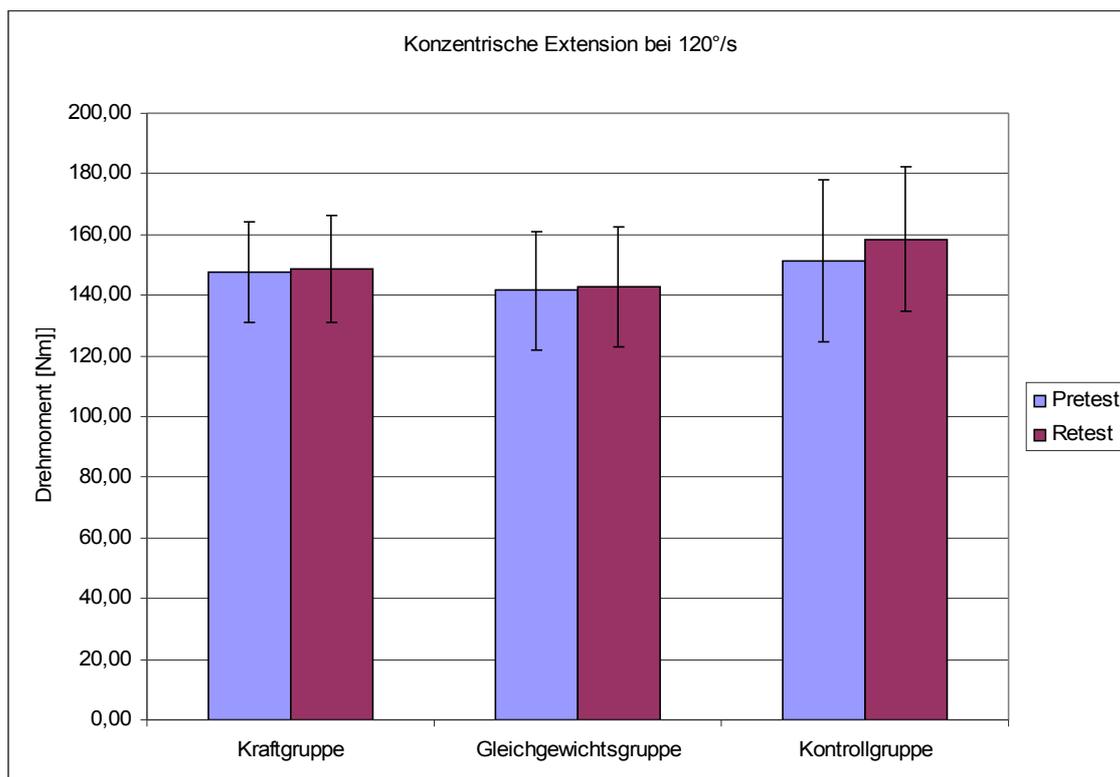


Abbildung 23: Veränderung des maximalen Drehmoments bei der isokinetischen Messung: Konzentrische Extension bei $120^\circ/\text{s}$

	Kraftgruppe	Gleichgewichtsgruppe	Kontrollgruppe
Veränderung des Drehmoments	-	-	-
Veränderung der Seitendifferenz	-	-	-

*Veränderung des maximalen Drehmoments sowie der Seitendifferenz: - = nicht signifikant, * = signifikant*

In der isometrischen Messung in 70° Beugstellung hatte wiederum die Kontrollgruppe mit 4,5% den höchsten Kraftzuwachs zu verzeichnen (Abbildung 24). Demgegenüber wurde bei der Kraftgruppe eine durchschnittliche Verbesserung um 2,6% und bei der Gleichgewichtsgruppe eine Verbesserung um 1,2% gemessen.

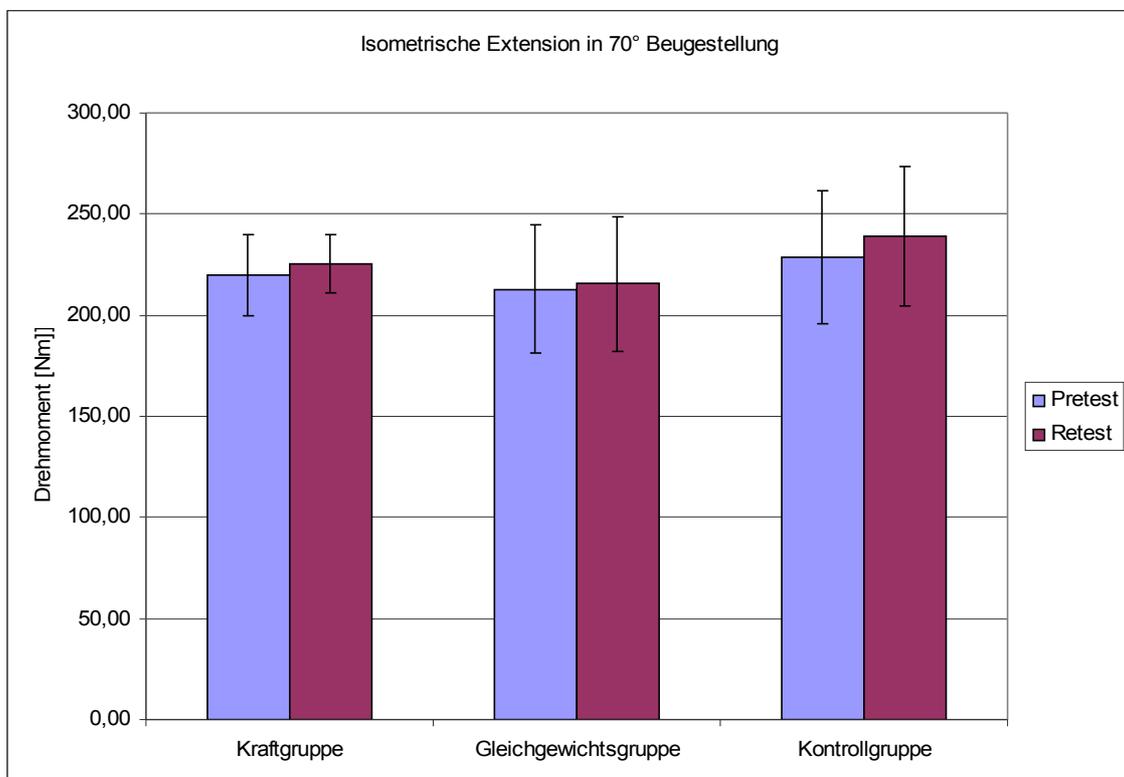


Abbildung 24: Veränderung des maximalen Drehmoments bei der isokinetischen Messung: Isometrische Extension in 70° Beugstellung

	Kraftgruppe	Gleichgewichtsgruppe	Kontrollgruppe
Veränderung des Drehmoments	-	-	-
Veränderung der Seitendifferenz	-	-	-

*Veränderung des maximalen Drehmoments sowie der Seitendifferenz: - = nicht signifikant, * = signifikant*

Bei der exzentrischen Maximalkraftmessung mit 60°/s Winkelgeschwindigkeit verbesserte sich die Kraftgruppe mit 5,0% am deutlichsten, während die Gleichgewichtsgruppe (0,8%) und die Kontrollgruppe (1,1%) nur minimale Zuwächse verzeichnen konnten (Abbildung 25).

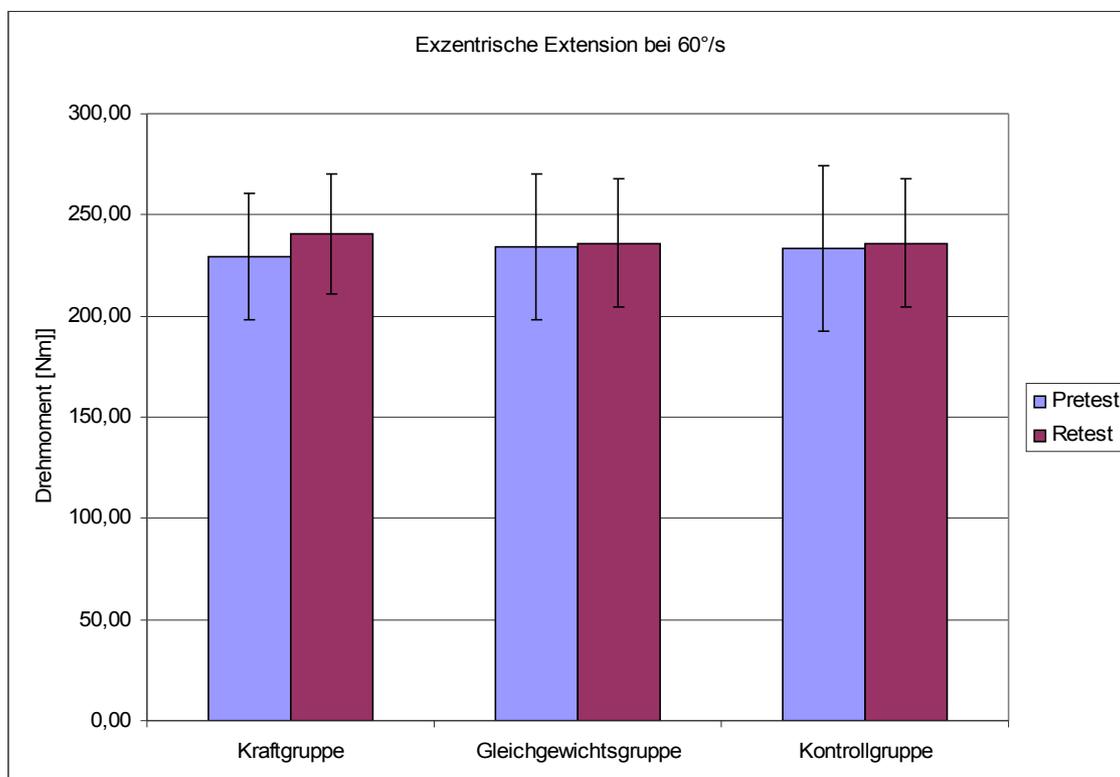


Abbildung 25: Veränderung des maximalen Drehmoments bei der isokinetischen Messung: Exzentrische Extension bei 60°/s

	Kraftgruppe	Gleichgewichtsgruppe	Kontrollgruppe
Veränderung des Drehmoments	-	-	-
Veränderung der Seitendifferenz	-	-	-

*Veränderung des maximalen Drehmoments sowie der Seitendifferenz: - = nicht signifikant, * = signifikant*

Die Links-Rechts-Differenz ergab wiederum uneinheitliche Ergebnisse. Bei der Kraftgruppe vergrößerte sich jedoch im Retest bei drei von vier Teilmessungen die Differenz, während Gleichgewichts- und Kontrollgruppe bei drei von vier Teilmessungen jeweils eine verminderte Maximalkraftdifferenz zwischen linkem und rechtem Bein zeigten.

4 Diskussion

4.1 Methodenkritik

Die Realisierung dieser Studie war in Bezug auf bestimmte Aspekte nur unter gewissen Beschränkungen und Kompromissen möglich.

So war es relativ schwierig, eine ausreichend große Zahl von Probanden für eine solche Studie zu finden. Dies lag zum einen am doch erheblichen Zeitaufwand für die Trainingseinheiten sowie Eingangs- und Abschlussuntersuchungen, den die meist berufstätigen Probanden in ihrer Freizeit bewältigen mussten, ohne dafür (abgesehen vom Trainingseffekt) einen Ausgleich – etwa in finanzieller Form – zu erhalten. Zum anderen ist Karate in Deutschland als „Randsportart“ zu betrachten, wobei es schließlich lokal nur einige wenige Dojos (Trainingsorte bzw. Vereine) gab, aus denen mögliche Teilnehmer rekrutiert werden konnten. Einige Teilnehmer mussten zudem – meist aus zeitlichen oder gesundheitlichen Gründen – ihre Teilnahme an der Studie abbrechen, wodurch sich die Masse der verwertbaren Daten weiter verringerte.

Durch die aus diesen Gründen relativ geringe Stichprobengröße ist die statistische Aussagekraft einer empirischen Untersuchung entsprechend begrenzt. Insbesondere gilt dies, wenn die Ergebnisse - wie im vorliegenden Fall – oft nur leichte Differenzen und Trends erkennen lassen. Dennoch könnten die hierbei erhobenen Daten durch umfassende, vergleichende Untersuchungen zu Aussagen von höherer Validität führen.

Weiterhin war die Gesamtstichprobe in einigen Aspekten deutlich inhomogen. Zum einen wurde wegen der geringen Teilnehmerzahl keine Geschlechtertrennung vorgenommen.

Zum anderen umfasste das Alter der Testpersonen einen weiten Bereich von 15 bis 58 Jahren. Auch die Karateerfahrung der Teilnehmer differierte innerhalb der Trainingsgruppen stark: Sie variierte zwischen zweieinhalb und 32 Jahren.

Die genannte Inhomogenität bedingt mit hoher Wahrscheinlichkeit deutliche Unterschiede zwischen den Probanden in Bezug auf deren Trainierbarkeit.

Die verwendeten Testanordnungen können stets nur einen gewissen Teil der zu untersuchenden Fähigkeiten erfassen. Die Komplexität der Gleichgewichtsfähigkeit ist hierbei eine besondere Herausforderung, und es ist anzunehmen, dass sich durch die entsprechend beschränkten Messmethoden ein erheblicher Teil des Trainingseffekts jeglicher Messung entzieht. Insbesondere sportartspezifische (hier also karatespezifische) Verbesserungen, von denen viele Teilnehmer subjektiv berichteten, konnten so nicht objektiviert werden.

Nicht ganz so schwierig gestaltet sich die Kraftmessmethodik, aber auch die Maximalkraftmessung am Isokineten deckt nur einen bestimmten Teil der Kraftfähigkeit ab – vor allem ist hier die Beschränkung auf die Maximalkraft zu betonen. Allerdings bieten sich mangels bewährter Methoden zur Schnellkraftmessung (zumindest im Rahmen der Möglichkeiten dieser Untersuchung) hierzu gegenwärtig kaum Alternativen, um in Bezug auf die karatespezifische Krafftähigkeit ein vollständigeres Bild zu erhalten.

Ähnlich unterschiedlich zeigen sich aus diesem Blickwinkel auch die jeweils eingesetzten Interventionen. So war es zum einen schwierig, dem streng standardisierten Krafttraining ein gleichermaßen standardisiertes Gleichgewichtstraining gegenüber zu stellen, das ja gerade durch abwechslungsreiche und vielfältige Übungsinhalte eine höhere Effektivität verspricht. Andererseits stellt der relativ kurze Trainingszeitraum von acht Wochen besonders angesichts der nur leichten Leistungsveränderungen bei gleichzeitig geringer Probandenanzahl ein methodisches Problem dar, dem wohl nur mit entsprechenden Erweiterungen begegnet werden könnte, um letztlich deutlichere Ergebnisse zu erhalten.

4.2 Gleichgewichtstests

In Bezug auf die Gleichgewichtsfähigkeit zeigte sich bei der Gleichgewichtsgruppe im Vergleich mit den anderen beiden Gruppen die bei weitem deutlichste Verbesserung. Dies galt sowohl für die einbeinigen als auch für die beidbeinigen Gleichgewichtstests. Die Kraftgruppe, welche ein klassisches Maximalkrafttraining durchführte, und die Kontrollgruppe konnten im Bereich der Gleichgewichtsfähigkeit keine nennenswerten Verbesserungen erzielen.

Auch bezüglich der Seitenpräferenz – also ob, wenn ja, welches und wie deutlich ein Bein das „bessere“ ist - zeigten sich nur bei der Gleichgewichtsgruppe deutliche Veränderungen. So konnte nur mittels des propriozeptiven Balance Trainings eine vorher eventuell bestehende Diskrepanz (in allerdings nicht signifikantem Ausmaß) gemildert werden - wobei sogar in vielen Fällen das präferierte Bein wechselte - womit insgesamt eine gewisse Harmonisierung der Gleichgewichtsfähigkeit angenommen werden kann, da sich die Athleten so nicht mehr in so starkem Maße auf nur ein „gutes“ Standbein bei merklichem Leistungsabfall der Gegenseite konzentrieren und somit flexibler in ihren Bewegungsabläufen werden dürften.

Dass trotz zum Teil langjähriger Karateerfahrung noch eine so starke Verbesserung in einem so kurzen Trainingszeitraum erreicht werden konnte, zeigt das enorme Verbesserungspotential, das das propriozeptive Gleichgewichtstraining für diesen wichtigen koordinativen Fähigkeitsbereich bietet.

Zu ähnlichen Ergebnissen kamen bei vergleichbaren Untersuchungen auch HEITKAMP et al. (2001) bei sportlich aktiven Personen gemischten Alters, HEITKAMP et al. (2002) mit Judokas im Leistungssportbereich und SCHRÖDER (2001) mit einem älteren Probandenkollektiv: Bei allen drei Studien konnte jeweils nur die Gruppe, die das Gleichgewichtstraining absolviert hatte, eine signifikante Verbesserung in diesem Bereich erreichen.

4.3 Maximalkrafttests

An den Resultaten der Kraftmessungen am Isokineten sind einige Aspekte, welche im folgenden erörtert werden, bemerkenswert.

Die Ergebnisse zeigten ein komplexes und eher uneinheitliches Bild. Keine Versuchsgruppe zeigte einen deutlichen Kraftzuwachs, und die Heterogenität der durchschnittlichen Kraftgewinne setzte sich bis in die einzelnen Teilmessungen hinein fort. Nicht selten wies sogar die Kontrollgruppe, die kein spezielles Training durchgeführt hatte, einen größeren – allerdings nicht signifikanten - Kraftzuwachs auf als die beiden anderen Gruppen, die acht Wochen intensiven Trainings hinter sich hatten.

Bei vorangegangenen Untersuchungen von HEITKAMP et al. (2001), HEITKAMP et al. (2002) und SCHRÖDER (2001) war jeweils sowohl bei der Kraft- als auch bei der Gleichgewichtsgruppe ein signifikanter Kraftzuwachs festgestellt worden, welcher sich quantitativ insgesamt in vergleichbaren Dimensionen bewegte.

Die getesteten Judokas der Gleichgewichtsgruppe bei HEITKAMP et al. (2002) zeigten nach der Trainingsphase in Bezug auf ihre Knieextensoren sogar einen etwas größeren Kraftgewinn als die Vergleichsgruppe, die ein klassisches Krafttraining absolviert hatte. Auch bezüglich der Maximalkraft der Pronatoren und Supinatoren des Sprunggelenks, welche bei dieser Studie zusätzlich erfasst wurde, konnte das Gleichgewichtstraining einen signifikant größeren Kraftzuwachs bewirken.

Weiterhin zeigten sowohl HEITKAMP et al. (2001) als auch HEITKAMP et al. (2002) einen geringen, aber messbaren Ausgleich muskulärer Dysbalancen durch das Gleichgewichtstraining – allerdings auch nur im Bereich der Gleichgewichtsfähigkeit.

Kraftunterschiede zwischen linkem und rechtem Bein konnten durch keine der beiden Interventionsformen signifikant ausgeglichen werden.

Bei allen Vorgängerstudien fehlten übrigens entsprechende Kontrollgruppen, wodurch die Ergebnisse der Kontrollgruppe dieser Studie noch mehr in den Vordergrund rücken.

Das Ergebnis eines fehlenden (signifikanten) Kraftzuwachses bei allen drei Trainingsgruppen überrascht und steht auf den ersten Blick gängigem Lehrbuchwissen klar entgegen. Insbesondere hätte sich demnach zumindest die Kraftgruppe signifikant verbessern müssen.

Nach sorgfältiger Überprüfung der verwendeten Trainings- und Meßmethodik sowie einer auf diese bezogenen, gründlichen Literaturrecherche fallen folgende Aspekte auf, die – vor allem in Kombination – den fehlenden Kraftzuwachs mit hinreichender Wahrscheinlichkeit erklären können.

So empfehlen zum einen BIRD et al. (2005) zur Steigerung der Maximalkraft ein teilweise anderes Belastungsgefüge als dasjenige, welches in der vorliegenden Studie verwendet wurde. Konkret bestehen folgende Differenzen:

	Empfehlung lt. BIRD et al. (2005)	Vorliegende Studie
Intensität	„3-8RM“ (entspricht über 80%)	70%
Wiederholungen	3-8	12
Pause	3-5 Minuten	2 Minuten
Trainingseinheiten	3-5 pro Woche	2 pro Woche

Das in der vorliegenden Untersuchung verwendete Belastungsgefüge eignet sich BIRD et al. zufolge eher als Hypertrophietraining denn zur Maximalkraftverbesserung.

Da die Meßmethodik dieser Studie keine Erfassung der Muskelmasse oder des Muskelumfangs der Probanden beinhaltete, kann der diesbezügliche Effekt nicht nachvollzogen werden. Allerdings war aus dieser Sicht das Trainingsdesign in jedem Falle nur suboptimal, was sehr wahrscheinlich einen gewissen Teil zur Ineffektivität des Krafttrainings bei der Kraftgruppe beigetragen hat.

Weiterhin wurde beim Training der Kraftgruppe während der gesamten Trainingsphase auf eine progressive Belastungssteigerung verzichtet. Bei vergleichbaren Trainingsprogrammen finden sich in der Literatur Empfehlungen, nach 1-2 Wochen oder sogar vor jeder Trainingseinheit die Belastung der gesteigerten Leistungsfähigkeit anzupassen (McARDLE et al. 2001).

Ohne diese Anpassung nimmt die Belastung bei steigender Leistungsfähigkeit des trainierten Muskels und gleichbleibendem Widerstand im Verlauf der Trainingsphase immer mehr ab, was die Effektivität des Krafttrainings in der vorliegenden Untersuchung deutlich verringert haben dürfte.

Bei den direkt vergleichbaren Studien von HEITKAMP et al. (2001) und SCHRÖDER (2001) waren progressive Belastungssteigerungen jeweils zumindest in Ansätzen eingesetzt worden, nicht jedoch bei der ebenfalls direkt vergleichbaren Judoka-Studie (HEITKAMP et al. 2002).

Ein deutlicher Unterschied zu letztgenannter Untersuchung bestand allerdings in der Auswahl von ausschließlich aktiven Karatekas als Probanden der Gleichgewichts- und auch der Kraftgruppe. Dies führt zu einem weiteren Erklärungsansatz für den geringen Kraftzuwachs beider Trainingsgruppen:

IMAMURA et al. (1998) berichten von signifikant höheren Kraftspitzenwerten von aktiven Karatekas gegenüber vergleichbar sportlichen Nichtkaratekas u. a. bei Kniebeugen. Auch PROBST et al. (2007) fanden bei trainierten Karatekas gegenüber der sportlich aktiven Nichtkarateka-Kontrollgruppe u. a. ein signifikant höheres maximales Drehmoment der Knieflexoren und -extensoren bei 60°/s - sowohl bei konzentrischer wie auch bei exzentrischer Belastung.

Ein solches höheres Ausgangsniveau in Bezug auf die Krafftähigkeit der Oberschenkelmuskulatur bedingt in der Regel einen höheren Trainingsaufwand, um Verbesserungen zu erreichen, die prozentual denen Untrainierter oder weniger gut Trainierter im gleichen Zeitraum gleichkommen. Umgekehrt können Trainingsprogramme, die bei Untrainierten oder wenig trainierten Personen in einem definierten Zeitraum bereits signifikante Verbesserungen bewirken, bei entsprechend trainierten Personen einen insofern geringeren Wirkungsgrad zeigen, dass eine Verbesserung – insbesondere bei relativ geringer Probandenzahl – statistisch nicht mehr sicher erkennbar ist. Disziplinspezifische Untersuchungen, bei denen der Kraftzuwachs durch Maximalkrafttraining speziell bei Karatekas gemessen wurde (und möglichst demjenigen vergleichbarer Nichtkaratekas gegenübergestellt wurde), finden sich in der Literatur bislang allerdings nicht.

Es könnte sich also in gewissem Maße um ein sportartspezifisches Phänomen handeln, wobei selbst Breitensport-Karatekas in Bezug auf die Kraft der Oberschenkelmuskulatur „austrainerter“ wären als die Leistungssport-Judokas bei HEITKAMP et al. (2001).

Es ist anzunehmen, dass in der vorliegenden Studie diese Faktoren zusammenwirkten und auf diese Weise der Kraftzuwachs im nicht signifikanten Bereich blieb.

Ein anderer Trend der genannten früheren, ähnlichen Untersuchungen konnte hingegen auch in dieser Studie bestätigt werden: Ein Krafttraining ist einem Gleichgewichtstraining in Bezug auf die Verbesserung der Krafftähigkeit zumindest nicht klar überlegen. Der Kraftzuwachs – sofern vorhanden - bewegt sich quantitativ in den gleichen Dimensionen, während in einzelnen Teilfähigkeiten durch das Gleichgewichtstraining sogar etwas bessere Ergebnisse erzielt werden können (z. B. bei konzentrischer Flexion bei $120^\circ/\text{s}$).

Allerdings sind diese Aussagen eben mangels eines signifikanten Kraftzuwachses bei allen Trainingsgruppen durch diese Untersuchung nur unzureichend zu untermauern.

Wenn aber sehr spezielle Krafftigkeiten verbessert werden sollen, ist möglicherweise ein propriozeptives Gleichgewichtstraining in manchen Fällen die effektivste Methode. Vom absoluten Standpunkt gesehen war das Balancetraining in Bezug auf den generellen Kraftzuwachs einer bestimmten Muskelgruppe dem klassischen Krafttraining zumindest nicht unterlegen.

Aus diesem Ergebnis stellt sich die Frage, auf welche Art und Weise ein propriozeptives Gleichgewichtstraining einen Kraftzuwachs bewirken kann. Wahrscheinlich kommt es im Zuge eines solchen intensiven Gleichgewichtstrainings zu neurophysiologischen Anpassungsvorgängen, die vor allem eine Optimierung der inter- bzw. intramuskulären Koordination zur Folge haben (HEITKAMP et al. 2002; SCHRÖDER 2001). Zudem sind aber die meisten Gleichgewichtsübungen auch schon mit einem gewissen Kraftaufwand verbunden, wenn man die koordinativen Anforderungen ausblendet.

Die koordinativen Verbesserungen erscheinen aus dieser Sicht als ein wertvoller Bonus, den das Balancetraining dem auf konditioneller Ebene gleichwertigen Krafttraining stets voraus hat.

In der koordinativ anspruchsvollen Sportart Karate kann so die Trainingseffektivitt durch den Einsatz von Elementen des Gleichgewichtstrainings gesteigert werden, da neben dem deutlichen koordinativen Leistungszuwachs auch die Kräftigung der belasteten Muskelgruppen nicht vernachlässigt wird, ohne dass hierfür separate Trainingsinhalte aus dem Bereich des klassischen Krafttrainings benötigt werden.

4.4 Schlussfolgerung

Die Ergebnisse dieser Studie weisen eindeutig in die Richtung, dass ein propriozeptives Gleichgewichtstraining die Gleichgewichtsfähigkeit effektiv zu fördern vermag, während durch klassisches Krafttraining in diesem Bereich keine Verbesserung zu erreichen ist.

Weil Karatekas in vielen Situationen auf ein gut ausgebildetes Gleichgewicht angewiesen sind, sollten sich diese Erkenntnisse entsprechend in den Trainingsschwerpunkten und -inhalten niederschlagen. So müsste eine höhere Qualität in der Ausführung der einzelnen Techniken zu erreichen sein, die bei der Bewältigung komplexer, kombinierter Technikabfolgen, in Bezug auf die Performance bei Wettkämpfen oder auch in Selbstverteidigungssituationen sehr wertvoll sein kann.

Weiterhin zeigten sich beide Interventionen (Gleichgewichts- und Krafttraining) gleichermaßen ineffektiv in Bezug auf die Krafftähigkeit der hauptsächlich beanspruchten Muskelgruppen, nämlich der Knieflexoren und -extensoren.

Somit ist ein deutlicher Vorteil des Krafttrainings gegenüber dem Gleichgewichtstraining im Ergebnis nicht zu erkennen, während umgekehrt nur das Gleichgewichtstraining die gemessenen koordinativen Fähigkeiten verbessern konnte.

Dass spezielle Übungen für das Gleichgewicht vor diesem Hintergrund – insbesondere verglichen mit Kräftigungsübungen – im Trainingsalltag immer noch stark unterrepräsentiert sind, ist somit nicht länger nachzuvollziehen. Im Gegenteil müsste dem Gleichgewichtstraining deutlich mehr Trainingszeit gewidmet werden, da so durch dessen vielfältige positive Wirkungen eine weitaus höhere Trainingseffektivität erreicht werden könnte.

Hinzu kommt noch, dass die vergleichsweise vielfältigen und abwechslungsreichen Übungsformen des propriozeptiven Gleichgewichtstrainings die Motivation der Athleten fördern können. Dieser Aspekt ist insbesondere bei fortgeschrittenen Karatekas nicht zu unterschätzen, da die Trainingsinhalte durch immer stärkere Konzentration auf karatespezifische Kernfähigkeiten in vielen Fällen – vor allem im Leistungs- und Spitzensportbereich - so eintönig und gleichförmig werden, dass durch erheblichen Motivationsverlust der ohnehin nur noch geringe Leistungszuwachs noch weiter geschmälert wird.

Um diese Effekte zu vermeiden, bietet sich als Alternative also das propriozeptive Gleichgewichtstraining an, das Karatekas jeder Leistungsstufe vielfältige positive Wirkungen bietet – gebündelt in attraktiven Übungsformen mit vergleichsweise geringem Material- und Zeitaufwand.

5 Zusammenfassung

Im Karate sind vielfältige konditionelle und koordinative Fähigkeiten gefragt.

Insbesondere an die Krafftähigkeit bestimmter, stark belasteter Muskelgruppen wie den Knieflexoren und -extensoren sowie an die Gleichgewichtsfähigkeit werden hohe Anforderungen gestellt.

Die vorliegende Studie untersuchte die Auswirkungen eines allgemeinen propriozeptiven Gleichgewichtstrainings mit sportartspezifischen Elementen auf die Krafftähigkeit der genannten Muskelgruppen im Vergleich mit einem klassischen Maximalkrafttraining. Weiterhin wurde ebenso die Wirkung der beiden Trainingsmaßnahmen auf die Gleichgewichtsfähigkeit beobachtet und verglichen. Zusätzlich wurde untersucht, inwieweit die beiden Interventionen dabei jeweils Ungleichgewichte (Differenzen) zwischen linkem und rechtem Bein verringern konnten.

An der Studie nahmen 24 Karatekas teil, von denen jeweils zwölf der Gleichgewichts- bzw. der Kraftgruppe randomisiert zugeteilt wurden. Über 8 Wochen wurde in jeweils 30 Minuten dauernden Einheiten zweimal pro Woche das Gleichgewichts- bzw. das Krafttraining für die Oberschenkelmuskulatur durchgeführt.

Dabei beinhaltete das Gleichgewichtstraining ein- und beidbeinige Gleichgewichtsübungen auf instabilen Flächen, bei denen Trainingsgeräte wie Schaumstoffunterlagen, Kippbretter und Pezzibälle verwendet wurden.

Das Krafttraining wurde bei gleichem Umfang und gleicher Dauer auf der Grundlage eines individuell präzise festgelegten Trainingsplans an Beinpresse- bzw. Beincurl-Trainingsgeräten absolviert.

Außerdem bildeten 10 Nichtkaratekas die Kontrollgruppe, welche an keiner der beiden Trainingsinterventionen teilnahm.

Alle Probanden wurden vor und nach der achtwöchigen Trainingsphase im Hinblick auf ihr Gleichgewicht durch einen modifizierten Einbeinstandtest und einen Stabilometertest, sowie in Bezug auf die Maximalkraft ihrer Knieflexoren und -extensoren mit Hilfe isokinetischer Messmethoden getestet.

Im Ergebnis zeigte nur die Gleichgewichtsgruppe deutliche Verbesserungen der Gleichgewichtsfähigkeit, wobei sich die Kraft- und die Kontrollgruppe nicht bzw. nicht in gleichem Maße verbessern konnten.

Die Kraftmessungen ergaben ein uneinheitliches Bild, wobei keine Gruppe sich in Bezug auf den Kraftzuwachs abheben konnte, während sich insgesamt meist nur geringe Verbesserungen zeigten.

Insgesamt zeigen die Resultate der isokinetischen Messungen, dass weder das propriozeptive Gleichgewichtstraining noch das klassische Krafttraining einen deutlichen Kraftzuwachs bewirken konnte. Allerdings verbessert das Balance-training massiv die Gleichgewichtsfähigkeit, während das Krafttraining dies nicht leistet.

Eine signifikante Minderung der Differenz zwischen linkem und rechtem Bein konnte in keiner Gruppe festgestellt werden. Allerdings änderte sich die Seitenpräferenz der Gleichgewichtsgruppe im Einbeinstandtest.

Während diese Ergebnisse das enorme Potential des Gleichgewichtstrainings andeuten, sollten sich in Zukunft weitere Untersuchungen dieser wenig erforschten Thematik zuwenden, um letztlich den Wissensstand über die Auswirkungen des Gleichgewichtstrainings auf Gesunde auf eine breitere Basis zu stellen.

6 Literatur

- Appelberg, M., Hulliger, M., Johansson, H., Sojka, P.: *Actions on gamma-motoneurons elicited by electrical stimulation of group I, II, III muscle afferent fibres in the hindlimb of the cat*. Journal of Physiology 335 (1983), 237-253; 255-273; 275-229.
- Bachman, J.C.: *Specificity vs. generality in learning and performing two large muscle motor tasks*. Research Quarterly 32 (1961), 3-11.
- Barrack, R.L., Skinner, H.B.: *The sensory function of knee ligaments*. Daniel, D. M., Akeson, W. H., O'Connor, J. J.: *Knee ligaments – structure, function injury and repair*. New York 1990.
- Bartonietz, K.: *Isokinetik in der Leistungsdiagnostik – ein Überblick*. Leistungssport 26 (1996), 5-12.
- Bird, S.P., Tarpinning, K.M, Marino, F.E.: *Designing resistance training programmes to enhance muscular fitness*. Sports Medicine 35 (2005), 841-851.
- Blume, D.: *Grundsätze und methodische Maßnahmen zur Schulung koordinativer Fähigkeiten*. Theorie und Praxis der Körpererziehung 27 (1978), 141-144.
- Bohannon, R.W., Smith, M.B.: *Intrasession reliability of angle specific knee extension torque measurements with gravity corrections*. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy 11 (1989), 155-157.
- Bortz, J., Döring, N.: *Forschungsmethoden und Evaluation für Sozialwissenschaftler*. Berlin 1995.
- Bortz, J.: *Statistik für Sozialwissenschaftler*. Berlin 1993.
- Bös, K.: *Handbuch sportmotorischer Tests* (2. Auflage). Göttingen 1987.
- Bosco, G., Poppele, R.E.: *Proprioception from a spinocerebellar perspective*. Physiological Reviews 81 (2001), 539-568.
- Boyd, I.A., Gladden, M. H., McWilliam, P.N., Ward, J.: *Control of dynamic and static nuclear bag fibres and nuclear chain fibres by gamma and beta axons in isolated cat muscle spindles*. Journal of Physiology 265 (1977), 133-162.

-
- Bührle, M., Schmidtbleicher, D.: *Komponenten der Maximal- und Schnellkraft*. Sportwissenschaft 11 (1981), 11-27.
- Büning, H., Trenkler, G.: *Nichtparametrische statistische Methoden*. Berlin 1994.
- De Mares, H.: *Sportphysiologie*. Köln 2003.
- Dietz, V., Duysens, J. . *Significance of load receptor input during locomotion: a review*. Gait Posture 11 (2000), 102-110.
- Dietz, V.: *Human neuronal control of automatic functional movements: interaction between central programs and afferent input*. Physiological Reviews 72 (1992), 33-69.
- Dietz, V.: *Neuronal control of functional movement*. Komi, P.V. (Ed): *Strength and power in sport (2nd Ed)*. Oxford 2003.
- Dvir, Z., David, G.: *Average or peak moment: which of the two is more suitable to represent isokinetic muscle strength?* Isokinetics and Exercise Science 5 (1995), 93-97.
- Dvir, Z.: *Muscle Testing. Interpretation and Clinical Applications*. London 1995.
- Egami, S.: *The heart of Karate-do*. Tokio 1976.
- Ferrell, W.R., Gandevia, S.C., McClosky, D.I.: *The role of joint receptors in human kinaesthesia when intramuscular receptors cannot contribute*. Journal of Physiology 386 (1987), 63-71.
- Fetz, F., Kornexl, E.: *Sportmotorische Tests*. Wien 1993.
- Fleck, M.: *Auswirkungen eines Gleichgewichtstrainings bei Judokas*. Tübingen 2000.
- Fleck, S.J., Kraemer, W.J.: *Designing resistance training programs*. Champaign 2004.
- Frey, G., Hildebrandt, E.: *Einführung in die Trainingslehre. Teil 1: Grundlagen*. Schorndorf 1994.
- Funakoshi, G.: *Karate-do - My way of Life*. Tokio 1975.
- Gleeson, N.P., Mercer, T.H.: *Reproducibility of isokinetic leg strength and endurance characteristics of men and women*. European Journal of Applied Physiology 65 (1992), 221-228.

- Gollhofer, A., Lohrer, H., Alt, W.: *Propriozeption - grundlegende Überlegungen zur sensomotorischen Steuerung*. Orthopädieschuhtechnik - Sonderheft Propriozeption (2000), 10-14.
- Gollhofer, A.: *Proprioceptive training: considerations for strength and power production*. Komi, P.V. (Ed): *Strength and power in sport (2nd Ed)*. Oxford 2003.
- Grosser, M., Starischka, S.: *Das neue Konditionstraining*. München 1998.
- Güllich, A., Schmidtbleicher, D.: *Struktur der Kraftfähigkeit und ihrer Trainingsmethoden*. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 50 (1999), 223-234.
- Heitkamp, H.C., Horstmann, T., Mayer, F., Weller, J., Dickhuth, H.H.: *Balance training in men and women: effect on knee extensors and flexors*. Isokinetics and Exercise Science 9 (2001), 41-44.
- Heitkamp, H.C., Horstmann, T., Mayer, F., Weller, J., Dickhuth, H.H.: *Gain in strength and muscular balance after balance training*. International Journal of Sports Medicine 22 (2001), 285-290.
- Heitkamp, H.C., Mayer, F., Fleck, M., Horstmann, T.: *Gain in thigh muscle strength after balance training in male and female judokas*. Isokinetics and Exercise Science 10 (2002), 199-202.
- Hirtz, P., Wellnitz, I.: *Hohes Niveau koordinativer Fähigkeiten führt zu besseren Ergebnissen im motorischen Lernen*. Theorie und Praxis der Körpererziehung 35 (1985), 151-154.
- Hollmann W., Rost R., Mader A, Liesen H.: *Altern, Leistungsfähigkeit und Training*. Deutsches Ärzteblatt 89 (1992), 1930-7.
- Horstmann, T., Maschmann, J., Mayer, F., Heitkamp, H.C., Dickhuth, H.H.: *The influence of age on isokinetic torque of the upper and lower leg musculature in sedentary men*. International Journal of Sports Medicine 20 (1999), 362-367.
- Horstmann, T., Mayer, F., Heitkamp, H.C., Dickhuth, H.H.: *Biokinetische Messungen bei Arthrosepatienten*. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 49 (1998), 187-191.
- Imamura H., Yoshimura Y., Uchida K., Nishimura S., Nakazawa A. T.: *Maximal oxygen uptake, body composition and strength of highly competitive and novice karate practitioners*. Applied Human Science 17 (1998), 215-218.

- Kassat, G.: *Biomechanik für Nicht-Biomechaniker*. Bünde 1993.
- Laurie, L., Perrin, D.: *Relationship between isokinetic average force, torque, peak force and peak torque of the knee extensor and flexor musculature*. *Isokinetics and Exercise Science* 4 (1994), 150-152.
- Lephart, S.M., Fu, F.H.: *Proprioception and neuromuscular control in joint stability*. Champaign 2000.
- Lienert, G.A.: *Testaufbau und Testanalyse*. Weinheim 1969.
- Lind, W.: *Das Lexikon der Kampfkünste*. Berlin 2001.
- Mayer, F., Horstmann, T., Kranenberg, K., Röcker, K., Dickhuth, H.H.: *Reproducibility of isokinetic peak torque and angle at peak torque in the shoulder*. *International Journal of Sports Medicine* 15 (1994), 26-31.
- McArdle, W.D., Katch, F.I., Katch, V.L.: *Exercise physiology: energy, nutrition, and human performance*. Baltimore 2001.
- Meinel, K., Schnabel, G.: *Bewegungslehre – Sportmotorik: Abriss einer Theorie der sportlichen Motorik unter pädagogischem Aspekt*. Berlin 1998.
- Nakayama M.: *Dynamic karate*. Tokio 1966.
- Neumaier, A., Mechling, H.: *Allgemeines oder sportartspezifisches Koordinationstraining*. *Leistungssport* 25 (1995), 14-18.
- Noth, J.: *Die zentrale und periphere neuromotorische Steuerung*. Komi, P.V. (Hrsg.): *Kraft und Schnellkraft im Sport*. Köln 1994.
- Pflüger, A.: *25 Shotokan-Katas*. Niedernhausen/Ts. 1995.
- Probst, M.M., Fletcher, R., Seelig, D.S.: *A comparison of lower-body flexibility, strength, and knee stability between karate athletes and active controls*. *Journal of Strength and Conditioning Research* 21 (2007), 451–455.
- Rostock, J., Zimmermann, K.: *Koordinationstraining zwischen Generalität und Spezifität*. *Leistungssport* 27 (1997), 28-30.
- Roth, E., Holling, H.: *Sozialwissenschaftliche Methoden*. München 1999.
- Roth, K.: *Wie verbessert man die koordinativen Fähigkeiten?* Bielefelder Sportpädagogik: Methoden im Sportunterricht (1993), 85-97.

-
- Sachs, L.: *Angewandte Statistik. Anwendung statistischer Methoden*. Berlin 1999.
- Schmidt, R.A., Wrisberg, C.A.: *Motor learning and performance*. Champaign 2000.
- Schmidt, R.F.: *Grundriss der Neurophysiologie*. Berlin 1987.
- Schomburg, E.D.: *Spinal sensorimotor systems and their supraspinal control*. *Neuroscience Research* 7 (1990), 265-340.
- Schröder, C.: *Auswirkungen eines Gleichgewichtstrainings im Vergleich mit einem allgemeinen Krafttraining*. Tübingen 2001.
- Singer, R.N.: *Balance skill as related to athletics, sex, height and weight*. Kenyon, G.S., Grogg, T.M.: *Contemporary psychology of sport*. Chicago 1970.
- Solomonow, M., Krogsgaard, M.: *Sensorimotor control of knee stability. A review*. *Scandinavian Journal of Medical Science in Sports* 11 (2001), 64-80.
- Teipel, D.: *Studien zur Gleichgewichtsfähigkeit im Sport*. Köln 1995.
- Travis, R.C.: *A new stabilometer for measuring dynamic equilibrium in the standing position*. *Journal of Experimental Psychology* 34 (1944), 418-424.
- Weller, J.: *Der Einfluss der Gleichgewichtsfähigkeit auf die Kraft*. Tübingen 1998.
- Wiesendanger, M., Miles, T.S.: *Ascending pathways of low-threshold muscle afferents to the cerebral cortex and its possible role in motor control*. *Physiological Reviews* 62 (1982), 1234.

7 Anhang

7.1 Ergebnistabellen

Nachfolgend sind sämtliche Messergebnisse in Tabellenform aufgelistet.

7.1.1 Einbeinstand

Ergebnisse der Einbeinstandtests [s]

Kraftgruppe							Gleichgewichtsgruppe							Kontrollgruppe							
Proband	Pre li	Pre re	Re li	Re re	Diff Pre	Diff Re	Proband	Pre li	Pre re	Re li	Re re	Diff Pre	Diff Re	Proband	Pre li	Pre re	Re li	Re re	Diff Pre	Diff Re	
P ₁	28,57	4,49	7,22	15,91	24,07	8,69	P ₁₃	8,35	12,62	40,27	51,36	4,26	11,08	P ₂₅	60,00	58,65	60,00	60,00	1,35	0,00	
P ₂	4,38	5,40	9,49	9,73	1,03	0,23	P ₁₄	33,47	15,63	14,98	19,25	17,84	4,27	P ₂₆	22,88	41,80	24,73	35,24	18,93	10,51	
P ₃	60,00	21,80	60,00	18,32	38,20	41,68	P ₁₅	37,38	10,18	47,09	25,97	27,20	21,12	P ₂₇	15,42	6,59	9,67	10,73	8,83	1,05	
P ₄	3,21	5,09	10,05	15,81	1,89	5,76	P ₁₆	6,99	9,67	9,21	9,52	2,68	0,31	P ₂₈	33,71	26,84	60,00	44,03	6,86	15,97	
P ₅	5,24	9,10	10,28	7,05	3,86	3,23	P ₁₇	10,74	15,50	8,47	3,80	4,75	4,67	P ₂₉	15,13	15,38	10,56	7,77	0,25	2,80	
P ₆	5,05	5,69	7,40	8,84	0,63	1,43	P ₁₈	10,20	16,68	48,34	41,55	6,48	6,78	P ₃₀	53,17	45,47	20,47	37,95	7,71	17,48	
P ₇	13,02	4,72	13,13	6,58	8,30	6,55	P ₁₉	44,40	57,34	60,00	60,00	12,95	0,00	P ₃₁	4,90	10,23	3,78	4,86	5,33	1,08	
P ₈	17,81	11,13	17,62	24,04	6,68	6,42	P ₂₀	7,81	10,93	8,88	21,15	3,13	12,27	P ₃₂	6,11	7,34	5,46	8,37	1,23	2,91	
P ₉	7,53	5,47	7,92	7,47	2,05	0,45	P ₂₁	15,87	17,48	15,45	35,75	1,61	20,30	P ₃₃	5,22	6,29	10,27	10,31	1,06	0,04	
P ₁₀	9,02	17,03	20,35	17,13	8,01	3,21	P ₂₂	4,15	3,09	11,23	42,09	1,06	30,85	P ₃₄	6,06	5,11	7,88	4,03	0,95	3,86	
P ₁₁	40,46	22,24	38,98	30,53	18,22	8,44	P ₂₃	14,28	16,98	38,03	48,46	2,70	10,43								
P ₁₂	21,38	21,51	24,28	7,47	0,12	16,81	P ₂₄	13,32	8,23	15,00	15,61	5,09	0,61								
Ø	17,97	11,14	18,89	14,07	9,42	8,58	Ø	17,25	16,19	26,41	31,21	7,48	10,22	Ø	22,26	22,37	21,28	22,33	5,25	5,57	
StAbw	17,43	7,38	15,92	7,65	11,71	11,38	StAbw	13,38	13,65	18,83	17,88	7,92	9,65	StAbw	20,34	19,65	21,39	20,08	5,78	6,62	
Ø li+re	14,55		16,48				Ø li+re	16,72		28,81				Ø li+re	22,31		21,80				
+/-		1,93					+/-		12,09					+/-		-0,51					
%		13,25					%		72,31					%		-2,29					

Pre = Pretest; Re = Retest; li = links (linkes Bein); re = rechts (rechtes Bein); Diff = Links-Rechts-Differenz; Ø = Mittelwert; Ø li+re = Mittelwert, linkes und rechtes Bein zusammengerechnet; StAbw = Standardabweichung; +/- = Veränderung als Absolutwert; % = Veränderung in Prozent.

Sämtliche Werte in Sekunden.

7.1.2 Stabilometer

Ergebnisse der Stabilometertests [Anzahl der Bodenkontakte]

Kraftgruppe			Gleichgewichtsgruppe			Kontrollgruppe		
Proband	Pretest	Retest	Proband	Pretest	Retest	Proband	Pretest	Retest
P ₁	23,00	23,33	P ₁₃	25,67	22,67	P ₂₅	15,67	9,67
P ₂	13,33	15,00	P ₁₄	21,33	14,98	P ₂₆	26,33	24,67
P ₃	27,33	29,67	P ₁₅	21,67	16,33	P ₂₇	25,00	19,33
P ₄	24,67	23,00	P ₁₆	27,00	20,67	P ₂₈	13,33	11,67
P ₅	12,67	12,33	P ₁₇	19,33	15,67	P ₂₉	23,00	18,67
P ₆	19,00	20,67	P ₁₈	23,67	21,00	P ₃₀	20,00	19,33
P ₇	19,00	19,00	P ₁₉	14,67	8,33	P ₃₁	29,00	24,67
P ₈	25,67	25,00	P ₂₀	27,67	20,00	P ₃₂	16,67	15,00
P ₉	21,00	18,00	P ₂₁	17,67	19,00	P ₃₃	12,33	15,00
P ₁₀	14,67	12,67	P ₂₂	21,33	21,00	P ₃₄	18,00	14,33
P ₁₁	24,00	22,00	P ₂₃	19,33	16,67			
P ₁₂	25,67	20,33	P ₂₄	20,33	18,33			
Ø	20,83	20,08	Ø	21,64	17,89	Ø	19,93	17,23
StAbw	5,10	5,10	StAbw	3,84	3,87	StAbw	5,70	5,03
+/-		-0,75	+/-		-3,75	+/-		-2,70
%		-3,60	%		-17,34	%		-13,54

Pre = Pretest; Re = Retest; Ø = Mittelwert; StAbw = Standardabweichung; +/- = Veränderung als Absolutwert; % = Veränderung in Prozent.

Sämtliche Werte: jeweils Anzahl der Bodenkontakte.

7.1.3 Isokinetik

Ergebnisse der isokinetischen Messungen - Konzentrische Flexion bei 60°/s [Nm]

Kraftgruppe							Gleichgewichtsgruppe							Kontrollgruppe						
Proband	Pre li	Pre re	Re li	Re re	Diff Pre	Diff Re	Proband	Pre li	Pre re	Re li	Re re	Diff Pre	Diff Re	Proband	Pre li	Pre re	Re li	Re re	Diff Pre	Diff Re
P ₁	135,67	136,67	125,33	145,00	1,00	19,67	P ₁₃	52,00	60,67	49,33	54,33	8,67	5,00	P ₂₅	115,33	122,67	107,67	103,00	7,34	4,67
P ₂	72,33	76,67	83,33	71,67	4,34	11,66	P ₁₄	101,00	112,33	128,67	116,00	11,33	12,67	P ₂₆	91,67	115,33	119,33	98,33	23,66	21,00
P ₃	132,67	124,00	119,00	119,00	8,67	0,00	P ₁₅	122,67	135,00	130,67	126,00	12,33	4,67	P ₂₇	86,00	96,33	97,00	103,67	10,33	6,67
P ₄	141,00	127,00	140,00	132,00	14,00	8,00	P ₁₆	107,33	133,33	107,33	114,67	26,00	7,34	P ₂₈	145,00	130,00	111,67	107,00	15,00	4,67
P ₅	130,67	195,67	122,67	142,00	65,00	19,33	P ₁₇	140,00	120,33	126,67	140,00	19,67	13,33	P ₂₉	198,33	173,00	195,00	183,00	25,33	12,00
P ₆	124,67	124,33	115,00	123,33	0,34	8,33	P ₁₈	56,00	65,00	58,00	71,00	9,00	13,00	P ₃₀	118,00	108,33	113,33	116,00	9,67	2,67
P ₇	101,00	118,00	110,67	120,33	17,00	9,66	P ₁₉	199,33	173,67	165,00	192,33	25,66	27,33	P ₃₁	50,67	47,67	61,67	57,67	3,00	4,00
P ₈	85,67	105,33	90,33	112,00	19,66	21,67	P ₂₀	120,00	106,67	123,67	124,00	13,33	0,33	P ₃₂	103,00	106,00	97,00	103,67	3,00	6,67
P ₉	65,33	76,67	64,67	72,67	11,34	8,00	P ₂₁	70,33	78,67	65,67	86,00	8,34	20,33	P ₃₃	100,33	96,00	105,33	118,00	4,33	12,67
P ₁₀	130,00	136,00	119,33	138,00	6,00	18,67	P ₂₂	104,00	98,67	93,67	81,00	5,33	12,67	P ₃₄	77,00	96,67	53,33	81,33	19,67	28,00
P ₁₁	99,67	90,00	96,67	90,33	9,67	6,34	P ₂₃	59,00	57,33	55,00	54,67	1,67	0,33							
P ₁₂	72,00	94,33	95,67	89,00	22,33	6,67	P ₂₄	104,00	121,33	108,33	110,00	17,33	1,67							
Ø	107,56	117,06	106,89	112,94	14,95	11,50	Ø	102,97	105,25	101,00	105,83	13,22	9,89	Ø	108,53	109,20	106,13	107,17	12,13	10,30
StAbw	28,19	32,71	21,13	26,06	17,24	6,76	StAbw	41,74	35,09	36,86	39,40	7,62	8,30	StAbw	40,50	31,65	38,14	31,94	8,38	8,33
Ø li+re	112,31		109,92				Ø li+re	104,11		103,42				Ø li+re	108,87		106,65			
+/-		-2,39					+/-		-0,69					+/-		-2,22				
%		-2,13					%		-0,67					%		-2,04				

Pre = Pretest; Re = Retest; li = links (linkes Bein); re = rechts (rechtes Bein); Diff = Links-Rechts-Differenz; Ø = Mittelwert; Ø li+re = Mittelwert, linkes und rechtes Bein zusammengerechnet; StAbw = Standardabweichung; +/- = Veränderung als Absolutwert; % = Veränderung in Prozent.

Sämtliche Werte in Newtonmeter.

Ergebnisse der isokinetischen Messungen - Konzentrische Extension bei 60°/s [Nm]

Kraftgruppe							Gleichgewichtsgruppe							Kontrollgruppe							
Proband	Pre li	Pre re	Re li	Re re	Diff Pre	Diff Re	Proband	Pre li	Pre re	Re li	Re re	Diff Pre	Diff Re	Proband	Pre li	Pre re	Re li	Re re	Diff Pre	Diff Re	
P ₁	246,67	233,67	213,67	232,67	13,00	19,00	P ₁₃	109,67	109,00	113,33	126,67	0,67	13,34	P ₂₅	148,33	150,67	170,67	167,33	2,34	3,34	
P ₂	127,33	142,33	143,67	145,67	15,00	2,00	P ₁₄	156,00	156,67	224,33	203,33	0,67	21,00	P ₂₆	202,67	205,67	209,00	172,67	3,00	36,33	
P ₃	174,33	183,00	172,67	181,00	8,67	8,33	P ₁₅	195,33	201,00	213,00	191,33	5,67	21,67	P ₂₇	159,00	163,67	179,67	180,00	4,67	0,33	
P ₄	188,33	169,67	189,00	203,00	18,66	14,00	P ₁₆	185,67	182,33	190,67	194,00	3,34	3,33	P ₂₈	248,00	209,33	207,00	187,00	38,67	20,00	
P ₅	237,00	259,67	238,67	298,67	22,67	60,00	P ₁₇	224,67	210,67	214,00	217,67	14,00	3,67	P ₂₉	353,33	350,00	342,00	349,33	3,33	7,33	
P ₆	226,00	209,67	203,00	211,67	16,33	8,67	P ₁₈	127,67	123,33	128,00	148,33	4,34	20,33	P ₃₀	187,67	183,00	190,67	159,33	4,67	31,34	
P ₇	224,00	255,33	215,67	220,00	31,33	4,33	P ₁₉	298,00	278,33	273,00	276,33	19,67	3,33	P ₃₁	112,00	66,33	128,00	114,33	45,67	13,67	
P ₈	111,67	159,33	197,67	205,00	47,66	7,33	P ₂₀	188,00	179,33	217,33	185,33	8,67	32,00	P ₃₂	191,00	184,00	196,33	204,00	7,00	7,67	
P ₉	120,67	136,67	123,33	128,67	16,00	5,34	P ₂₁	145,33	149,67	122,00	141,00	4,34	19,00	P ₃₃	175,67	159,33	209,00	201,33	16,34	7,67	
P ₁₀	205,67	121,67	232,00	224,33	84,00	7,67	P ₂₂	186,33	180,33	184,00	181,67	6,00	2,33	P ₃₄	151,33	157,33	137,00	141,67	6,00	4,67	
P ₁₁	163,67	160,33	156,00	137,33	3,34	18,67	P ₂₃	115,67	126,00	111,33	116,33	10,33	5,00								
P ₁₂	141,33	180,67	173,67	193,67	39,34	20,00	P ₂₄	194,00	230,33	178,67	210,33	36,33	31,66								
Ø	180,56	184,33	188,25	198,47	26,33	14,61	Ø	177,20	177,25	180,81	182,69	9,50	14,72	Ø	192,90	182,93	196,93	187,70	13,17	13,24	
StAbw	47,89	45,91	35,49	47,01	22,16	15,53	StAbw	52,22	48,74	51,88	44,57	10,09	11,10	StAbw	67,17	70,98	58,51	62,88	15,87	12,21	
Ø li+re	182,45		193,36				Ø li+re	177,22		181,75				Ø li+re	187,92		192,32				
+/-		10,92					+/-		4,53					+/-		4,40					
%		5,98					%		2,55					%		2,34					

Pre = Pretest; Re = Retest; li = links (linkes Bein); re = rechts (rechtes Bein); Diff = Links-Rechts-Differenz; Ø = Mittelwert;
 Ø li+re = Mittelwert, linkes und rechtes Bein zusammengerechnet; StAbw = Standardabweichung; +/- = Veränderung als Absolutwert; % = Veränderung in Prozent.

Sämtliche Werte in Newtonmeter.

Ergebnisse der isokinetischen Messungen - Konzentrische Flexion bei 120°/s [Nm]

Kraftgruppe							Gleichgewichtsgruppe							Kontrollgruppe						
Proband	Pre li	Pre re	Re li	Re re	Diff Pre	Diff Re	Proband	Pre li	Pre re	Re li	Re re	Diff Pre	Diff Re	Proband	Pre li	Pre re	Re li	Re re	Diff Pre	Diff Re
P ₁	108,00	127,33	93,00	111,67	19,33	18,67	P ₁₃	52,67	53,00	43,00	49,00	0,33	6,00	P ₂₅	92,67	101,33	101,67	96,67	8,66	5,00
P ₂	68,00	63,67	72,33	63,33	4,33	9,00	P ₁₄	93,33	102,67	99,67	107,67	9,34	8,00	P ₂₆	86,33	98,67	101,33	92,33	12,34	9,00
P ₃	101,00	106,00	105,00	105,67	5,00	0,67	P ₁₅	109,00	107,00	97,00	102,67	2,00	5,67	P ₂₇	70,67	80,00	70,00	86,33	9,33	16,33
P ₄	109,00	111,33	108,67	116,33	2,33	7,66	P ₁₆	86,67	103,67	98,00	104,00	17,00	6,00	P ₂₈	88,33	82,33	89,33	84,33	6,00	5,00
P ₅	121,67	130,33	115,00	112,33	8,66	2,67	P ₁₇	114,33	95,33	113,33	104,67	19,00	8,66	P ₂₉	152,00	136,67	156,67	182,00	15,33	25,33
P ₆	104,00	95,00	95,00	91,00	9,00	4,00	P ₁₈	37,67	53,33	53,33	56,67	15,66	3,34	P ₃₀	101,33	97,67	93,67	84,33	3,66	9,34
P ₇	82,67	100,67	93,67	108,33	18,00	14,66	P ₁₉	131,00	139,67	134,67	153,67	8,67	19,00	P ₃₁	52,67	41,33	57,67	58,00	11,34	0,33
P ₈	75,33	75,00	78,67	80,33	0,33	1,66	P ₂₀	85,67	83,33	104,00	97,33	2,34	6,67	P ₃₂	81,33	83,00	71,33	87,67	1,67	16,34
P ₉	58,00	62,00	60,00	60,67	4,00	0,67	P ₂₁	57,33	66,33	58,67	69,33	9,00	10,66	P ₃₃	81,67	89,67	111,67	100,67	8,00	11,00
P ₁₀	97,67	97,67	82,00	110,33	0,00	28,33	P ₂₂	85,33	94,00	82,67	75,00	8,67	7,67	P ₃₄	72,33	81,33	64,67	87,33	9,00	22,66
P ₁₁	84,00	91,00	77,00	71,00	7,00	6,00	P ₂₃	49,33	45,33	41,67	51,00	4,00	9,33							
P ₁₂	75,00	74,67	80,00	100,00	0,33	20,00	P ₂₄	93,67	106,33	97,67	94,00	12,66	3,67							
Ø	90,36	94,56	88,36	94,25	6,53	9,50	Ø	83,00	87,50	85,31	88,75	9,06	7,89	Ø	87,93	89,20	91,80	95,97	8,53	12,03
StAbw	19,31	22,60	16,20	20,38	6,45	8,97	StAbw	28,56	28,05	29,64	30,08	6,15	4,11	StAbw	26,20	23,77	29,05	32,29	4,04	8,03
Ø li+re	92,46		91,31				Ø li+re	85,25		87,03				Ø li+re	88,57		93,88			
+/-		-1,15					+/-		1,78					+/-		5,32				
%		-1,25					%		2,09					%		6,00				

Pre = Pretest; Re = Retest; li = links (linkes Bein); re = rechts (rechtes Bein); Diff = Links-Rechts-Differenz; Ø = Mittelwert; Ø li+re = Mittelwert, linkes und rechtes Bein zusammengerechnet; StAbw = Standardabweichung; +/- = Veränderung als Absolutwert; % = Veränderung in Prozent.

Sämtliche Werte in Newtonmeter.

Ergebnisse der isokinetischen Messungen - Konzentrische Extension bei 120°/s [Nm]

Kraftgruppe							Gleichgewichtsgruppe							Kontrollgruppe							
Proband	Pre li	Pre re	Re li	Re re	Diff Pre	Diff Re	Proband	Pre li	Pre re	Re li	Re re	Diff Pre	Diff Re	Proband	Pre li	Pre re	Re li	Re re	Diff Pre	Diff Re	
P ₁	181,00	201,00	164,00	183,00	20,00	19,00	P ₁₃	91,33	80,33	83,67	80,67	11,00	3,00	P ₂₅	141,33	123,33	143,67	125,67	18,00	18,00	
P ₂	128,33	114,00	111,00	101,67	14,33	9,33	P ₁₄	157,33	161,67	174,67	174,67	4,34	0,00	P ₂₆	154,33	179,00	179,67	177,00	24,67	2,67	
P ₃	129,33	147,67	129,33	133,00	18,34	3,67	P ₁₅	154,00	144,33	156,00	142,33	9,67	13,67	P ₂₇	130,00	145,67	127,33	153,67	15,67	26,34	
P ₄	135,67	143,00	153,67	167,67	7,33	14,00	P ₁₆	147,00	166,67	157,67	159,33	19,67	1,66	P ₂₈	190,67	166,00	153,00	155,67	24,67	2,67	
P ₅	208,67	179,67	201,67	232,00	29,00	30,33	P ₁₇	163,33	153,67	156,67	168,00	9,66	11,33	P ₂₉	280,67	294,67	273,00	288,67	14,00	15,67	
P ₆	173,67	158,00	151,67	156,33	15,67	4,66	P ₁₈	93,67	91,67	117,67	118,33	2,00	0,66	P ₃₀	147,33	148,33	160,67	152,33	1,00	8,34	
P ₇	176,67	196,33	175,00	181,00	19,66	6,00	P ₁₉	225,67	218,00	218,00	235,00	7,67	17,00	P ₃₁	102,00	75,67	99,00	109,00	26,33	10,00	
P ₈	97,00	119,00	139,67	149,67	22,00	10,00	P ₂₀	124,33	143,00	156,67	150,67	18,67	6,00	P ₃₂	126,00	142,33	136,67	164,33	16,33	27,66	
P ₉	91,33	87,33	95,33	90,33	4,00	5,00	P ₂₁	117,00	122,00	107,66	106,67	5,00	0,99	P ₃₃	115,67	127,00	167,00	165,33	11,33	1,67	
P ₁₀	141,67	147,67	148,67	168,67	6,00	20,00	P ₂₂	141,33	160,00	136,67	141,33	18,67	4,66	P ₃₄	115,33	124,00	108,33	130,67	8,67	22,34	
P ₁₁	124,33	152,67	119,00	99,33	28,34	19,67	P ₂₃	87,00	101,00	83,00	87,33	14,00	4,33								
P ₁₂	156,00	151,33	145,67	173,00	4,67	27,33	P ₂₄	161,67	190,33	148,67	162,33	28,66	13,66								
Ø	145,31	149,81	144,56	152,97	15,78	14,08	Ø	138,64	144,39	141,42	143,89	12,42	6,41	Ø	150,33	152,60	154,83	162,23	16,07	13,54	
StAbw	35,07	32,95	28,88	41,18	8,75	9,12	StAbw	39,29	40,37	38,66	42,32	7,78	5,93	StAbw	52,16	57,23	48,60	48,99	7,93	9,90	
Ø li+re	147,56		148,76				Ø li+re	141,51		142,65				Ø li+re	151,47		158,53				
+/-		1,21					+/-		1,14					+/-		7,07					
%		0,82					%		0,81					%		4,67					

Pre = Pretest; Re = Retest; li = links (linkes Bein); re = rechts (rechtes Bein); Diff = Links-Rechts-Differenz; Ø = Mittelwert; Ø li+re = Mittelwert, linkes und rechtes Bein zusammengerechnet; StAbw = Standardabweichung; +/- = Veränderung als Absolutwert; % = Veränderung in Prozent.

Sämtliche Werte in Newtonmeter.

Ergebnisse der isokinetischen Messungen - Isometrische Flexion in 30° Beugstellung [Nm]

Kraftgruppe							Gleichgewichtsgruppe							Kontrollgruppe							
Proband	Pre li	Pre re	Re li	Re re	Diff Pre	Diff Re	Proband	Pre li	Pre re	Re li	Re re	Diff Pre	Diff Re	Proband	Pre li	Pre re	Re li	Re re	Diff Pre	Diff Re	
P ₁	189,00	150,67	129,67	150,00	38,33	20,33	P ₁₃	61,67	61,67	53,33	57,00	0,00	3,67	P ₂₅	157,33	114,33	141,67	103,67	43,00	38,00	
P ₂	72,00	66,00	85,00	103,33	6,00	18,33	P ₁₄	123,67	139,00	131,00	133,33	15,33	2,33	P ₂₆	61,00	67,33	122,67	96,33	6,33	26,34	
P ₃	100,33	122,67	94,00	114,33	22,34	20,33	P ₁₅	125,00	143,33	127,00	102,33	18,33	24,67	P ₂₇	82,33	89,00	121,33	130,00	6,67	8,67	
P ₄	142,00	135,00	116,00	122,00	7,00	6,00	P ₁₆	108,50	100,00	115,00	111,50	8,50	3,50	P ₂₈	120,33	152,33	140,00	119,33	32,00	20,67	
P ₅	129,50	191,67	128,00	120,00	62,17	8,00	P ₁₇	146,33	119,00	127,00	128,33	27,33	1,33	P ₂₉	202,67	212,00	224,33	203,00	9,33	21,33	
P ₆	151,33	141,33	143,33	150,67	10,00	7,34	P ₁₈	48,33	71,33	54,67	69,33	23,00	14,66	P ₃₀	110,67	121,33	95,67	135,33	10,66	39,66	
P ₇	95,67	84,00	103,00	95,67	11,67	7,33	P ₁₉	188,33	191,50	217,33	148,33	3,17	69,00	P ₃₁	76,50	53,00	107,50	92,00	23,50	15,50	
P ₈	99,67	93,00	138,33	71,33	6,67	67,00	P ₂₀	135,33	125,33	151,67	140,50	10,00	11,17	P ₃₂	113,33	134,50	106,33	122,00	21,17	15,67	
P ₉	83,33	85,33	85,00	88,67	2,00	3,67	P ₂₁	56,33	78,00	71,33	81,00	21,67	9,67	P ₃₃	121,67	99,67	87,67	106,67	22,00	19,00	
P ₁₀	137,33	166,33	161,33	135,00	29,00	26,33	P ₂₂	78,00	88,67	92,33	94,33	10,67	2,00	P ₃₄	82,33	89,33	79,00	95,33	7,00	16,33	
P ₁₁	133,33	108,00	137,33	115,67	25,33	21,66	P ₂₃	45,00	59,00	62,00	43,00	14,00	19,00								
P ₁₂	80,67	52,00	111,33	89,00	28,67	22,33	P ₂₄	105,00	140,33	117,00	138,67	35,33	21,67								
Ø	117,85	116,33	119,36	112,97	20,77	19,05	Ø	101,79	109,76	109,97	103,97	15,61	15,22	Ø	112,82	113,28	122,62	120,37	18,17	22,12	
StAbw	34,81	42,28	24,40	24,70	17,41	16,99	StAbw	44,72	40,27	47,42	35,37	10,15	18,80	StAbw	42,24	45,80	41,31	32,70	12,43	9,94	
Ø li+re	117,09		116,17				Ø li+re	105,78		106,97				Ø li+re	113,05		121,49				
+/-		-0,92					+/-		1,19					+/-		8,44					
%		-0,79					%		1,13					%		7,47					

Pre = Pretest; Re = Retest; li = links (linkes Bein); re = rechts (rechtes Bein); Diff = Links-Rechts-Differenz; Ø = Mittelwert; Ø li+re = Mittelwert, linkes und rechtes Bein zusammengerechnet; StAbw = Standardabweichung; +/- = Veränderung als Absolutwert; % = Veränderung in Prozent.

Sämtliche Werte in Newtonmeter.

Ergebnisse der isokinetischen Messungen - Isometrische Extension in 70° Beugstellung [Nm]

Kraftgruppe							Gleichgewichtsgruppe							Kontrollgruppe							
Proband	Pre li	Pre re	Re li	Re re	Diff Pre	Diff Re	Proband	Pre li	Pre re	Re li	Re re	Diff Pre	Diff Re	Proband	Pre li	Pre re	Re li	Re re	Diff Pre	Diff Re	
P ₁	277,33	294,33	223,33	244,00	17,00	20,67	P ₁₃	146,33	140,00	151,00	146,67	6,33	4,33	P ₂₅	187,67	189,00	212,67	208,00	1,33	4,67	
P ₂	137,67	198,00	160,33	178,00	60,33	17,67	P ₁₄	203,00	222,00	232,50	249,33	19,00	16,83	P ₂₆	237,67	235,67	264,67	230,00	2,00	34,67	
P ₃	196,00	185,00	197,67	205,00	11,00	7,33	P ₁₅	271,00	258,33	252,33	249,00	12,67	3,33	P ₂₇	145,50	210,33	187,00	220,00	64,83	33,00	
P ₄	209,33	215,67	229,33	253,33	6,34	24,00	P ₁₆	224,67	190,50	234,67	233,67	34,17	1,00	P ₂₈	263,33	259,67	251,33	228,67	3,66	22,66	
P ₅	247,33	256,00	233,50	267,33	8,67	33,83	P ₁₇	266,33	262,33	260,33	271,33	4,00	11,00	P ₂₉	387,33	395,33	420,67	416,67	8,00	4,00	
P ₆	271,33	245,33	243,33	294,00	26,00	50,67	P ₁₈	134,00	161,00	119,33	177,33	27,00	58,00	P ₃₀	233,33	227,67	252,00	238,00	5,66	14,00	
P ₇	259,00	243,33	208,00	233,00	15,67	25,00	P ₁₉	349,00	343,50	382,67	304,33	5,50	78,34	P ₃₁	166,50	131,50	147,50	156,00	35,00	8,50	
P ₈	152,33	193,00	228,67	230,33	40,67	1,66	P ₂₀	209,00	264,00	255,33	241,67	55,00	13,66	P ₃₂	209,50	259,67	235,33	247,33	50,17	12,00	
P ₉	178,00	161,33	183,67	208,00	16,67	24,33	P ₂₁	153,67	177,33	114,50	159,67	23,66	45,17	P ₃₃	203,00	213,67	215,33	243,67	10,67	28,34	
P ₁₀	219,50	252,00	254,00	240,00	32,50	14,00	P ₂₂	179,00	204,00	216,67	215,33	25,00	1,34	P ₃₄	199,67	215,00	193,67	209,00	15,33	15,33	
P ₁₁	230,00	216,00	234,67	211,00	14,00	23,67	P ₂₃	109,00	150,00	129,67	99,33	41,00	30,34								
P ₁₂	215,50	215,00	232,00	215,00	0,50	17,00	P ₂₄	231,67	260,67	215,00	259,00	29,00	44,00								
Ø	216,11	222,92	219,04	231,58	20,78	21,65	Ø	206,39	219,47	213,67	217,22	23,53	25,61	Ø	223,35	233,75	238,02	239,73	19,67	17,72	
StAbw	44,66	36,77	26,84	31,20	16,76	12,51	StAbw	68,06	60,18	76,57	59,51	15,36	25,50	StAbw	67,10	67,70	73,31	67,46	22,46	11,32	
Ø li+re	219,51		225,31				Ø li+re	212,93		215,44				Ø li+re	228,55		238,88				
+/-		5,80					+/-		2,51					+/-		10,33					
%		2,64					%		1,18					%		4,52					

Pre = Pretest; Re = Retest; li = links (linkes Bein); re = rechts (rechtes Bein); Diff = Links-Rechts-Differenz; Ø = Mittelwert;
 Ø li+re = Mittelwert, linkes und rechtes Bein zusammengerechnet; StAbw = Standardabweichung; +/- = Veränderung als Absolutwert; % = Veränderung in Prozent.

Sämtliche Werte in Newtonmeter.

Ergebnisse der isokinetischen Messungen - Exzentrische Flexion bei 60°/s [Nm]

Kraftgruppe							Gleichgewichtsgruppe							Kontrollgruppe							
Proband	Pre li	Pre re	Re li	Re re	Diff Pre	Diff Re	Proband	Pre li	Pre re	Re li	Re re	Diff Pre	Diff Re	Proband	Pre li	Pre re	Re li	Re re	Diff Pre	Diff Re	
P ₁	165,67	147,67	131,00	157,67	18,00	26,67	P ₁₃	75,33	78,00	64,00	59,67	2,67	4,33	P ₂₅	114,33	118,67	142,33	138,00	4,34	4,33	
P ₂	61,33	39,67	64,67	96,33	21,66	31,66	P ₁₄	110,00	101,67	117,00	91,33	8,33	25,67	P ₂₆	116,33	122,67	141,67	123,33	6,34	18,34	
P ₃	144,00	151,33	147,33	152,67	7,33	5,34	P ₁₅	169,67	149,33	190,67	160,33	20,34	30,34	P ₂₇	84,33	105,33	108,00	106,67	21,00	1,33	
P ₄	125,33	145,00	158,67	158,67	19,67	0,00	P ₁₆	113,00	95,00	149,67	158,67	18,00	9,00	P ₂₈	172,67	138,00	146,33	179,00	34,67	32,67	
P ₅	135,00	231,33	152,33	171,33	96,33	19,00	P ₁₇	179,00	170,33	182,33	177,33	8,67	5,00	P ₂₉	244,33	248,00	244,33	240,33	3,67	4,00	
P ₆	161,00	150,00	135,67	156,33	11,00	20,66	P ₁₈	76,00	88,67	93,67	102,67	12,67	9,00	P ₃₀	125,00	116,00	135,33	128,67	9,00	6,66	
P ₇	107,33	108,67	111,33	99,00	1,34	12,33	P ₁₉	237,33	208,67	263,00	215,67	28,66	47,33	P ₃₁	77,67	67,00	89,00	95,00	10,67	6,00	
P ₈	100,33	111,67	118,67	138,00	11,34	19,33	P ₂₀	166,33	104,33	134,67	123,00	62,00	11,67	P ₃₂	100,33	143,67	103,00	117,33	43,34	14,33	
P ₉	89,00	90,33	95,00	95,00	1,33	0,00	P ₂₁	98,00	102,67	103,33	102,33	4,67	1,00	P ₃₃	116,00	120,00	113,67	134,00	4,00	20,33	
P ₁₀	141,33	180,33	178,00	168,67	39,00	9,33	P ₂₂	118,67	138,33	119,33	100,33	19,66	19,00	P ₃₄	90,00	98,33	96,33	91,33	8,33	5,00	
P ₁₁	133,00	128,00	149,00	126,33	5,00	22,67	P ₂₃	75,67	80,67	79,33	85,00	5,00	5,67								
P ₁₂	80,67	60,00	115,67	105,00	20,67	10,67	P ₂₄	127,00	149,67	125,00	157,33	22,67	32,33								
Ø	120,33	128,67	129,78	135,42	21,06	14,81	Ø	128,83	122,28	135,17	127,81	17,78	16,70	Ø	124,10	127,77	132,00	135,37	14,54	11,30	
StAbw	32,64	51,87	30,89	29,65	25,97	10,18	StAbw	50,00	40,69	55,15	45,65	16,15	14,32	StAbw	50,00	47,36	44,61	44,52	13,99	9,93	
Ø li+re	124,50		132,60				Ø li+re	125,56		131,49				Ø li+re	125,93		133,68				
+/-		8,10					+/-		5,93					+/-		7,75					
%		6,50					%		4,72					%		6,15					

Pre = Pretest; Re = Retest; li = links (linkes Bein); re = rechts (rechtes Bein); Diff = Links-Rechts-Differenz; Ø = Mittelwert; Ø li+re = Mittelwert, linkes und rechtes Bein zusammengerechnet; StAbw = Standardabweichung; +/- = Veränderung als Absolutwert; % = Veränderung in Prozent.

Sämtliche Werte in Newtonmeter.

Ergebnisse der isokinetischen Messungen - Exzentrische Extension bei 60°/s [Nm]

Kraftgruppe							Gleichgewichtsgruppe							Kontrollgruppe						
Proband	Pre li	Pre re	Re li	Re re	Diff Pre	Diff Re	Proband	Pre li	Pre re	Re li	Re re	Diff Pre	Diff Re	Proband	Pre li	Pre re	Re li	Re re	Diff Pre	Diff Re
P ₁	266,00	289,00	304,33	260,67	23,00	43,66	P ₁₃	153,00	183,33	161,33	176,33	30,33	15,00	P ₂₅	150,00	182,67	190,00	226,33	32,67	36,33
P ₂	123,00	153,67	149,67	135,67	30,67	14,00	P ₁₄	154,33	194,33	208,00	250,00	40,00	42,00	P ₂₆	210,00	227,67	249,00	209,67	17,67	39,33
P ₃	286,33	264,67	287,33	280,67	21,66	6,66	P ₁₅	293,00	321,33	348,67	301,00	28,33	47,67	P ₂₇	213,67	206,67	237,67	234,00	7,00	3,67
P ₄	214,00	233,33	266,00	266,67	19,33	0,67	P ₁₆	227,33	139,67	202,67	170,33	87,66	32,34	P ₂₈	321,33	301,33	264,67	251,67	20,00	13,00
P ₅	226,33	315,00	258,00	317,67	88,67	59,67	P ₁₇	293,33	354,67	327,67	344,00	61,34	16,33	P ₂₉	382,67	466,67	368,67	426,33	84,00	57,66
P ₆	314,00	300,67	242,67	213,67	13,33	29,00	P ₁₈	104,33	192,67	148,00	200,33	88,34	52,33	P ₃₀	227,67	242,33	223,33	234,00	14,66	10,67
P ₇	198,33	196,00	182,33	198,33	2,33	16,00	P ₁₉	388,67	294,00	304,33	320,67	94,67	16,34	P ₃₁	191,33	102,00	192,33	149,00	89,33	43,33
P ₈	134,00	193,00	244,33	323,67	59,00	79,34	P ₂₀	229,33	279,67	255,67	203,33	50,34	52,34	P ₃₂	184,33	202,67	223,67	182,00	18,34	41,67
P ₉	170,33	178,33	163,00	192,33	8,00	29,33	P ₂₁	211,33	213,33	191,00	198,00	2,00	7,00	P ₃₃	224,67	257,00	246,00	252,00	32,33	6,00
P ₁₀	278,67	317,67	323,67	338,00	39,00	14,33	P ₂₂	275,33	265,67	271,33	250,33	9,66	21,00	P ₃₄	169,33	206,00	180,67	180,00	36,67	0,67
P ₁₁	293,67	245,67	255,00	217,00	48,00	38,00	P ₂₃	165,33	147,33	166,67	156,33	18,00	10,34							
P ₁₂	178,00	138,00	193,33	169,00	40,00	24,33	P ₂₄	262,00	276,33	242,00	269,00	14,33	27,00							
Ø	223,56	235,42	239,14	242,78	32,75	29,58	Ø	229,78	238,53	235,61	236,64	43,75	28,31	Ø	227,50	239,50	237,60	234,50	35,27	25,23
StAbw	64,42	63,23	55,77	65,01	24,23	22,76	StAbw	78,75	69,48	67,07	62,19	32,65	16,59	StAbw	71,45	95,20	53,82	75,37	28,61	20,47
Ø li+re	229,49		240,96				Ø li+re	234,15		236,12				Ø li+re	233,50		236,05			
+/-		11,47					+/-		1,97					+/-		2,55				
%		5,00					%		0,84					%		1,09				

Pre = Pretest; Re = Retest; li = links (linkes Bein); re = rechts (rechtes Bein); Diff = Links-Rechts-Differenz; Ø = Mittelwert; Ø li+re = Mittelwert, linkes und rechtes Bein zusammengerechnet; StAbw = Standardabweichung; +/- = Veränderung als Absolutwert; % = Veränderung in Prozent.

Sämtliche Werte in Newtonmeter.

7.2 Dokumente

Nachfolgend ist eine Auswahl von Dokumenten angehängt, die bei der Durchführung der Studie verwendet wurden.

Informationsblatt zur Studie

"In der Ruhe liegt die Kraft? - Wirkungen eines Gleichgewichtstrainings auf die Krafftähigkeit bei Karatekas"

Sehr geehrte Studienteilnehmerin, sehr geehrter Studienteilnehmer,

Sie wurden auf die Teilnahme an dieser Studie angesprochen, die die Wirkungen des Gleichgewichtstrainings auf die Krafftähigkeit untersucht.

Diese Studie wird von cand. med. Kristian Koch in Zusammenarbeit mit der Abteilung Sportmedizin der Medizinischen Klinik der Uniklinik Tübingen durchgeführt.

Auffallend wenige Studien haben sich bisher mit den exakten Auswirkungen eines Gleichgewichtstrainings auf Gesunde befasst.

Auch die Verbesserung der neuromuskulären Aktivierung durch Gleichgewichtstraining wurde bisher kaum untersucht.

Insbesondere gab es bisher niemals systematische Untersuchungen dieser Art an Karatekas, für die gerade die Gleichgewichtsfähigkeit und die Kraft der unteren Extremitäten besonders wichtig sind.

Nach neuesten Erkenntnissen scheint das Trainieren des Gleichgewichts neben der erwartungsgemäßen Verbesserung des Gleichgewichts gleichzeitig auch einen Kraftzuwachs zu bewirken, der etwa genauso groß ist wie nach einem vergleichbar intensiven Krafttraining!

Es dürfte sowohl bei Karate-Leistungssportlern als auch bei den vielen ambitionierten Freizeit- und Breitensport-Karatekas großes Interesse an neuen Trainingskonzepten bestehen, die nachweislich gerade diese Fähigkeiten gezielt entwickeln und verbessern.

Ziel dieser Doktorarbeit soll daher sein, die Effektivität eines Gleichgewichtstrainings auf die Krafftähigkeit der unteren Extremität bei Karatekas, die ja in Bezug auf die Gleichgewichtsfähigkeit schon eine gewisse Vorerfahrung besitzen, zu prüfen.

Die geplante Dauer der Trainingsphase ist acht Wochen. Darin enthalten sind 16 Trainingseinheiten (also zwei pro Woche), in denen Sie jeweils 30 Minuten lang intensiv, unter Anleitung und mit Hilfe von zahlreichen Trainingsgeräten entweder Ihre Beinkraft oder Ihr Gleichgewicht trainieren werden.

Unmittelbar vor Beginn der Trainingsphase wird eine Eingangsuntersuchung stattfinden. Dabei wird je ein Test zur Messung Ihrer Kraft bzw. Ihres Gleichgewichts durchgeführt. Direkt nach Ende der Trainingsphase werden Sie dann noch einmal in gleicher Weise untersucht, um Ihren durch das Training erreichten Fortschritt objektiv festzuhalten.

Wie es bei Sport allgemein üblich ist, können durch die Trainingseinheiten eventuell leichte Muskelschmerzen ("Muskelkater") oder andere geringfügige Beeinträchtigungen auftreten.

Die Teilnahme an dieser Studie ist absolut freiwillig. Sie können jederzeit und ohne Angabe von Gründen die Teilnahme an der Studie beenden.

Einverständniserklärung zur Studienteilnahme

"In der Ruhe liegt die Kraft? - Wirkungen eines Gleichgewichtstrainings auf die Krafftähigkeit bei Karatekas"

Über die Ziele, die Dauer, den Ablauf, den Nutzen sowie sämtliche Risiken der Studienteilnahme bin ich aufgeklärt worden.

Mir ist bekannt, dass die Teilnahme an der Untersuchung vollkommen freiwillig ist und ich jederzeit ohne Angabe von Gründen und ohne Nachteile zurücktreten kann.

Ort, Datum

Name

Unterschrift

Information und Einwilligungserklärung zum Datenschutz

Bei wissenschaftlichen Studien werden persönliche Daten und medizinische Befunde über Sie erhoben.

Die Weitergabe, Speicherung und Auswertung dieser studienbezogenen Daten erfolgt nach gesetzlichen Bestimmungen und setzt vor Teilnahme an der Studie folgende Einwilligung voraus:

Ich erkläre mich damit einverstanden, dass im Rahmen dieser Studie erhobenen Daten/Krankheitsdaten auf Fragebögen und elektronischen Datenträgern aufgezeichnet und ohne Namensnennung weitergegeben werden an

a. den Auftraggeber der Studie zur wissenschaftlichen Auswertung;

Name und Anschrift des Auftraggebers

b. die zuständige Überwachungsbehörde oder Bundesoberbehörde zur Überprüfung der ordnungsgemäßen Durchführung der Studie.

Außerdem erkläre ich mich damit einverstanden, dass ein autorisierter und zur Verschwiegenheit verpflichteter Beauftragter des Auftraggebers, der zuständigen inländischen (und ausländischen) Überwachungsbehörde oder der zuständigen Bundesoberbehörde in meine beim Prüfarzt vorhandenen personenbezogenen Daten Einsicht nimmt, soweit dies für die Überprüfung der Studie notwendig ist.

Für diese Maßnahme entbinde ich den Prüfarzt von der ärztlichen
Schweigepflicht.

Ort, Datum

Name

Unterschrift

Danksagung

Zuvorderst möchte ich meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Heitkamp für seine kontinuierliche wissenschaftliche Beratung sowie seine stets freundliche und geduldige Unterstützung in sämtlichen Phasen dieser Arbeit herzlich danken.

Der Abteilung Sportmedizin der Medizinischen Klinik der Universität Tübingen danke ich für die unkomplizierte Bereitstellung diverser Trainingsgeräte und Messapparaturen sowie von Räumlichkeiten für das Gleichgewichtstraining.

Dem Institut für Sportwissenschaft der Universität Tübingen danke ich für die Erlaubnis zur Nutzung des Krafraums sowie der dort vorhandenen Trainingsgeräte.

Weiterhin danke ich Herrn Dr. Dieter Bubeck vom Institut für Sportwissenschaft Stuttgart, der mir freundlicherweise die benötigte Kontaktmatte zur Verfügung stellte.

Herrn Jürgen Weller danke ich für das Stabilometer, welches er mir freundlicherweise zur Verfügung stellte.

Herrn Mark Fleck danke ich für die wertvollen Ratschläge bezüglich vieler Details zur praktischen Durchführung dieser Studie.

„Meinem“ Karate Dojo Uni Tübingen e. V., von dem zahlreiche Mitglieder als Probanden mitwirkten, danke ich besonders herzlich.

Das Karate Studio DAN Reutlingen unterstützte mich ebenfalls durch die Teilnahme vieler Mitglieder als Probanden sowie außerdem durch die Bereitstellung von Räumlichkeiten für das Training, wofür ich mich ausdrücklich bedanken möchte.

Der Fitness Company in Reutlingen danke ich für ihr großzügiges Angebot, zahlreichen Probanden kostenlos und zeitlich flexibel ein mehrwöchiges Krafttraining zu ermöglichen.

Meinem Vater Gunter Koch danke ich speziell für die Konstruktion des Balancebretts.

Last but not least bin ich allen Mitgliedern meiner Familie sowie meiner Freundin dankbar für ihren bedingungslosen Rückhalt und ihre liebevolle Unterstützung zu jeder Zeit.

Lebenslauf

Name: Hans Kristian Koch

Geburtsdatum: 27.05.1978

Geburtsort: Erfurt

Familienstand: ledig

Staatsangehörigkeit: deutsch

Schulausbildung

09/1984 – 09/1989	Werner-Seelenbinder- Oberschule Erfurt
11/1989 – 06/1998	Uhlandgymnasium Tübingen
18.06.1998	Abitur

Zivildienst

10/1998 – 10/1999	Seniorenzentrum für Bildung, Kultur & Freizeit in Konstanz
-------------------	---

Studium

10/1999 – 05/2006	Studium der Humanmedizin an der Universität Tübingen
11.09.2001	Physikum
29.08.2002	1. Staatsexamen
01.04.2005	2. Staatsexamen
12.05.2006	3. Staatsexamen
01.06.2006	Approbation

Berufliche Tätigkeit	seit 07/2007	Assistenzarzt in der Abteilung für Unfallchirurgie und Orthopädische Chirurgie der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Frankfurt am Main
Sonstige Interessen	seit 1994 05.08.2005	Karate 1. Dan (Schwarzgurt)