

Aus der Klinik für

Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie

Direktor der Klinik:

Prof. Dr. Steffen Ruchholtz

des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg



Effekte des elastischen Tapings auf das neuromuskuläre System

Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Humanmedizin
dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Björn Regulski aus Marburg
Marburg, 2013

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg am:
11.03.2013

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs.

Dekan: Prof. Dr. Rothmund

Referent: Prof. Dr. Ruchholtz

1.Koreferent: PD Dr. Efe

2.Koreferent: Prof. Dr. Siebert

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Ursprung und Entwicklung des elastischen Tapings	2
1.2	Eigenschaften des Tapes	2
1.3	Indikationen und Anlagetechnik	4
1.4	Wirkungsmechanismen des elastischen Tapes	6
1.5	Aufbau des Skelettmuskels	10
1.6	Ermüdung	12
1.7	Kraftmessung	14
1.8	Elektromyographie	17
1.9	Zielsetzung der Arbeit	19
2	Methoden	21
2.1	Allgemeines Studiendesign	21
2.1.1	Erster Untersuchungstermin	23
2.1.2	Zweiter Untersuchungstermin	25
2.2	Probanden	25
2.3	Randomisierung	28
2.4	Maximalkraftmessung	28
2.4.1	Isometrische Maximalkraftmessung	30
2.4.2	Isokinetische Belastung der Probanden	31
2.5	Elastisches Tape	31
2.6	Elektromyografie	32
3	Hypothesen	37
3.1	Hauptypothesen	37
3.1.1	Alternativypothesen (H+)	37
3.1.1.1	Alternativypothese 1	37
3.1.1.2	Alternativypothese 2	37
3.1.2	Nullypothesen (H0)	37
3.1.2.1	Nullypothese 1	37
3.1.2.2	Nullypothese 2	37
3.2	Nebenypothese	38
3.2.1	Alternativypothese (H+)	38
3.2.1.1	Alternativypothese 1	38
3.2.1.2	Alternativypothese 2	38
3.2.2	Nullypothesen (H0)	38
3.2.2.1	Nullypothese 1	38
3.2.2.2	Nullypothese 2	38

Inhaltsverzeichnis

4 Ergebnisse	39
4.1 Probanden	39
4.2 Prüfung der Haupthypothesen	40
4.2.1 Entwicklung der isometrischen Maximalkraft von Messung 1 zu 2	41
4.2.2 Entwicklung der isometrischen Maximalkraft von Messung 2 zu 3	46
4.3 Prüfung der Nebenhypothesen	51
4.3.1 Entwicklung des elektromyografischen Amplitudenmittelwertes von Maximalkraftmessung 1 zu 2	52
4.3.1.1 Musculus vastus medialis	52
4.3.1.2 Musculus vastus lateralis	57
4.3.2 Entwicklung des elektromyografischen Amplitudenmittelwertes von Maximalkraftmessung 2 zu 3	61
4.3.2.1 Musculus vastus medialis	61
4.3.2.2 Musculus vastus lateralis	66
4.4 Ergebnisübersicht	70
4.4.1 Kraftmessungen	70
4.4.2 EMG	70
5 Diskussion	71
5.1 Probanden	71
5.2 Einfluss des elastischen Tapings auf die Maximalkraft	72
5.3 Einfluss des elastischen Tapings auf die muskuläre Ermüdung	79
5.4 Einfluss des elastischen Tapings auf die bioelektrische Muskelaktivität	82
5.5 Studienlage zu sonstigen Effekten des elastischen Tapes	87
6 Zusammenfassung	89
6.1 Deutsche Zusammenfassung	89
6.2 Summary	91
Literaturverzeichnis	92
Anhang	A-1

Abbildungsverzeichnis

1.1	Veranschaulichung der Elastizität des elastischen Tapes	3
1.2	Rückseite des elastischen Tapes	4
1.3	Convolutions nach Tapeanlage am Knie	4
2.1	Dehnung der Beinmuskulatur	23
2.2	Versuchsaufbau der EMG - Messung	24
2.3	Versuchsaufbau der Kraftmessung	29
2.4	Darstellung des Tapeverlaufs	32
2.5	Positionsbestimmung der EMG - Elektroden	33
2.6	Übersicht zur EMG Signalverarbeitung	36
4.1	Vergleich der Mittelwerte der Maximalkraftmessungen 1 und 2	43
4.2	Maximalkraftänderung von Maximalkraftmessung 1 zu 2 in der Kontrollgruppe	44
4.3	Maximalkraftänderung von Maximalkraftmessung 1 zu 2 in der Interventionsgruppe	45
4.4	Signifikanz der Maximalkraftänderung zwischen Kontroll- und Interventionsgruppe	46
4.5	Vergleich der Mittelwerte der Maximalkraftmessungen 2 und 3	47
4.6	Maximalkraftänderung von Maximalkraftmessung 2 zu 3 in der Kontrollgruppe	49
4.7	Maximalkraftänderung von Maximalkraftmessung 2 zu 3 in der Interventionsgruppe	50
4.8	Vergleich der Mittelwerte der EMG Messungen 1 und 2 am M. vastus medialis	53
4.9	Änderung des EMG Amplitudenmittelwerts von E1 zu E2 in der Kontrollgruppe am M. vastus medialis	54
4.10	Änderung des EMG Amplitudenmittelwerts von E1 zu E2 in der Interventionsgruppe am M. vastus medialis	55
4.11	Signifikanz der Unterschiede der EMG Messungen 1 und 2 zwischen Kontroll- und Interventionsgruppe	56
4.12	Vergleich der Mittelwerte der EMG Messungen 1 und 2 am M. vastus lateralis	58
4.13	Änderung des EMG Amplitudenmittelwerts von E1 zu E2 in der Kontrollgruppe am M. vastus lateralis	59
4.14	Änderung des EMG Amplitudenmittelwerts von E1 zu E2 in der Interventionsgruppe am M. vastus lateralis	60
4.15	Vergleich der Mittelwerte der EMG Messungen 2 und 3 am M. vastus medialis	62
4.16	Änderung des EMG Amplitudenmittelwerts von E2 zu E3 in der Kontrollgruppe am M. vastus medialis	63
4.17	Änderung des EMG Amplitudenmittelwerts von E2 zu E3 in der Interventionsgruppe am M. vastus medialis	64
4.18	Signifikanz der Unterschiede der EMG Messungen 2 und 3 zwischen Kontroll- und Interventionsgruppe	66
4.19	Vergleich der Mittelwerte der EMG Messungen 2 und 3 am M. vastus lateralis	67

Abbildungsverzeichnis

4.20 Änderung des EMG Amplitudenmittelwerts von E2 zu E3 in der Kontrollgruppe am M. vastus lateralis	68
4.21 Änderung des EMG Amplitudenmittelwerts von E2 zu E3 in der Interventions- gruppe am M. vastus lateralis	69

Tabellenverzeichnis

2.1	Aufbau des Studiendesigns	22
2.2	Zuordnung der identifizierten Zielvariablen zu Methoden des Studiendesigns	23
2.3	Tabellarische Übersicht zum Studienablauf; „beidseits“ bezieht sich immer auf das rechte und linke Bein. Für die Maximalkraftmessungen wurde randomisiert, ob mit dem rechten oder linken Bein begonnen wurde.	26
4.1	Übersicht zu den empirischen Daten der Probanden und Studienausscheider	40
4.2	Gruppenbildung zur statistischen Auswertung der Ergebnisse der Maximalkraftmessungen 1, 2 und 3	41
4.3	Statistische Übersicht zur Entwicklung der Maximalkraft von M1 zu M2	43
4.4	Ergebnisse der Signifikanzprüfung der Maximalkraftänderung von M1 zu M2 im Vergleich von Interventions- zu Kontrollgruppe	45
4.5	Statistische Übersicht zur Entwicklung der Maximalkraft von Maximalkraftmessung 2 zu Maximalkraftmessung 3	48
4.6	Ergebnisse der Signifikanzprüfung der Maximalkraftänderung von M2 zu M3 im Vergleich von Interventions- zu Kontrollgruppe	49
4.7	Ergebnisse der Signifikanzprüfung der Maximalkraftänderung von M2 zu M3 im Vergleich von Interventions- zu Kontrollgruppe bei ausreichend ermüdeten Probanden	51
4.8	Gruppenbildung zur statistischen Auswertung der Ergebnisse der EMG Messungen	51
4.9	Ergebnisse der Signifikanzprüfung der durchschnittlichen Amplitudenmittelwertänderung von E1 zu E2 am M. vastus medialis im Vergleich zwischen Interventions- zu Kontrollgruppe	55
4.10	Statistische Übersicht der EMG Messungen 1 und 2	57
4.11	Ergebnisse der Signifikanzprüfung der durchschnittlichen Amplitudenmittelwertänderung von E1 zu E2 am M. vastus lateralis im Vergleich zwischen Interventions- zu Kontrollgruppe	60
4.12	Ergebnisse der Signifikanzprüfung der durchschnittlichen Amplitudenmittelwertänderung von E2 zu E3 am M. vastus medialis im Vergleich zwischen Interventions- zu Kontrollgruppe	65
4.13	Ergebnisse der Signifikanzprüfung der durchschnittlichen Amplitudenmittelwertänderung von E2 zu E3 am M. vastus medialis im Vergleich zwischen Interventions- zu Kontrollgruppe nach Ausschluss aller nicht ausreichend ermüdeten Probanden	65
4.14	Statistische Übersicht der EMG Messungen 2 und 3	65
4.15	Ergebnisse der Signifikanzprüfung der durchschnittlichen Amplitudenmittelwertänderung von E2 zu E3 am M. vastus lateralis im Vergleich zwischen Interventions- zu Kontrollgruppe	69

Tabellenverzeichnis

- 4.16 Ergebnisse der Signifikanzprüfung der durchschnittlichen Amplitudenmittelwertänderung von E2 zu E3 am M. vastus lateralis im Vergleich zwischen Interventions- zu Kontrollgruppe nach Ausschluss aller nicht ausreichend ermüdeten Probanden . 70

1 Einleitung

Taping hat sich zu einer weit verbreiteten Technik im Bereich der Rehabilitation und Sportmedizin entwickelt. Es dient der Prävention und Therapie muskuloskelettaler Erkrankungen. Das Wort "Tape" stammt aus dem Englischen und bezeichnet Pflasterverbände, die wie ein Klebeband auf die Haut aufgebracht werden können. Dabei werden verschiedene Formen des Tapings unterschieden. Die zwei wichtigsten Formen sind das klassische und das elastische Tape.

Das klassische Tape (engl.: athletic tape) wird schon seit Jahrzehnten im Bereich der Sport- und Rehabilitationsmedizin verwendet um Gelenke zu stabilisieren oder zu entlasten. Das Spektrum reicht vom prophylaktischen Einsatz im Sport bis hin zu therapeutischen Maßnahmen in der Rehabilitation. Es besitzt die Eigenschaften eines funktionellen partiell immobilisierenden Verbandes, der eine Alternative zu Bandagen und Orthesen darstellt. Das Tape besteht aus robustem, unelastischen Material. In der Regel wird es verwendet um die Beweglichkeit eines Gelenkes in einer Ebene zu begrenzen, aber gleichzeitig Bewegungen in anderen Ebenen zuzulassen.

Das elastische Tape dahingegen ist eine weit verbreitete therapeutische Option im Bereich der Sport- und Rehabilitationsmedizin geworden. Es erlangt vor allem durch seine häufige Anwendung im Bereich des Leistungssports zunehmende Bekanntheit. Der Vorteil des elastischen Tapings liegt darin, dass die Beweglichkeit der Gelenke durch die elastischen Eigenschaften des Tapes nicht eingeschränkt wird. Es ermöglichte eine sogenannte "aktivierende Tapeanlage", bei der die Gelenkbewegung durch das Tape unterstützt und nicht eingeschränkt werden soll (Mommssen, 2006). Im Englischen spricht man deshalb auch vom "full range of motion" (Kase u. a., 2003). Die Dicke und die Elastizität des elastischen Tapes sind der Haut nachempfunden. Das Tape wird vor allem zur Kontrolle funktioneller muskuloskelettaler Schmerzzustände und auch zur Unterstützung des Heilungsprozesses nach Verletzungen des Bewegungsapparates eingesetzt. Das Tape ist in den USA, Japan, Korea und in Europa bereits weit verbreitet (*Kinesiotaping.com*). Die wachsende Popularität kann jedoch nicht darüber hinwegtäuschen, dass die Wirksamkeit im Sinne der Evidenced Based Medicine noch nicht ausreichend belegt werden konnte (Williams u. a., 2011; Bassett u. a., 2010; Thelen u. a., 2008). Um die Anwendung des elastischen Tapings zu rechtfertigen, ist es nötig die bisher bekannten meist hypothetischen Effekte auf eine naturwissenschaftliche Basis zu stellen, indem die Effektivität des elastischen Tapings in Studien bestätigt wird. Diese Arbeit stellt die jüngsten Forschungsergebnisse zum elastischen Taping dar und soll einen Beitrag zu mehr wissenschaftlicher Evidenz liefern.

1.1 Ursprung und Entwicklung des elastischen Tapings

Das elastische Tape wurde 1973 von einem japanischen Chiropraktiker und Kinesiologen, Dr. Kenzo Kase, entwickelt und in der Prophylaxe und Therapie unterschiedlicher Erkrankungen eingesetzt (Kase u. a., 2003). Kase wurde im Rahmen seiner Ausbildung an der Meji University in Tokio und dem National College of Chiropractic in Chicago sowohl von japanisch, kinesiologischen als auch von westlich, amerikanischen Therapieverfahren geprägt.

Unter dem Begriff der Kinesiologie versteht man ein "komplementärmedizinisches Diagnose- und Therapieverfahren ... Kleinste Veränderungen im manuellen Muskeltest [dienen] der Beurteilung des energetischen Gleichgewichts des Körpers und der Auswahl anzuwendender Heilmethoden." Ein Wirksamkeitsnachweis im Sinne der Evidenced Based Medicine konnte für die Kinesiologie bisher nicht erbracht werden (Hall u. a., 2008).

Kase experimentierte mit unterschiedlichen Formen des ihm damals zu Verfügung stehenden klassischen Tapes und versuchte die bekannten Therapieverfahren zu optimieren. Er hatte die Idee die körpereigenen Reparaturmechanismen durch von außen auf die Haut aufgebrachte Rezeptorische Reize zu unterstützen (*Kinesiotaping.com*). Kase rückte die Muskulatur ins Zentrum seiner Forschungen, da er sehr häufig Muskelverhärtungen und eine konsekutive Abnahme der Elastizität der Muskulatur aufgrund von Verletzungen und Überbeanspruchungen beobachtete. Deshalb vermutete er, dass ein Tape mit ähnlichen elastischen Eigenschaften wie die Muskulatur selbst zu einer Wiederherstellung der nötigen Elastizität beitragen könnte. Er versprach sich davon eine Linderung der Beschwerden seiner Patienten (*Kinesiotaping.com*). Das elastische Tape soll hinsichtlich Gewicht, Dicke und Elastizität der Epidermis der Haut entsprechen (Kase u. a., 2003; Kahanov, 2007). Das Produkt des elastischen Tapes wurde von Kase mit einer speziellen Anlagetechnik verbunden, so dass er daraus ein eigenes Therapiekonzept entwickelte. Er nannte es "Kinesio® Taping". Dieses wurde 1995 in den USA offiziell zugelassen (Merino u. a., 2010) und war zuletzt bei den olympischen Spielen 2012 in London oder auch bei der Ski - WM 2011 in Garmisch Partenkirchen im Zentrum der öffentlichen Aufmerksamkeit, weil es bei verschiedenen Athleten an der Schulter, den Knien oder im Gesicht zu sehen war.

1.2 Eigenschaften des Tapes

Es gibt heute viele verschiedene Anbieter elastischer Tapes mit einer ganzen Bandbreite von Markennamen, wie zum Beispiel: Kinesio Taping, Medi Taping, MTC Taping, Medical Taping, K-Taping, Kinetic Taping, Kinesiology Taping, Acupressure Taping, Aku Taping, Neuropropriozeptives Taping, Pain Relief Technique- Leukotape K. Deshalb kann es je nach Hersteller möglicherweise zu Abweichungen der Eigenschaften des Tapes kommen. Generell gehen jedoch sämtliche Unterformen des elastischen Tapings auf die Methode des Kinesio Tapings von Dr. Kenzo Kase zurück, so dass die grundlegenden Eigenschaften und die Prinzipien der Anlagetechnik über-

1 Einleitung

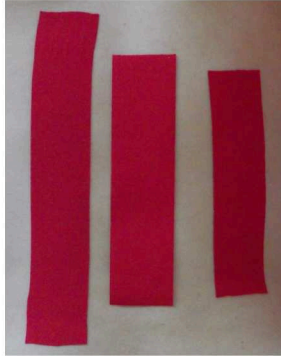


Abbildung 1.1: Darstellung der Elastizität des elastischen Tapes. In der Mitte der Abbildung ist ein 20 cm langer Tape-Streifen mit der vom Hersteller vorgegebenen Vordehnung von 125% aufgebracht worden. Auf der linken Seite ist ein ursprünglich ebenso langer Tape-Streifen bei maximaler Dehnung zu sehen, während auf der rechten Seite der gleiche Tape-Streifen in vollständiger Entspannung dargestellt ist.

einstimmen. Die weiteren Ausführungen beziehen sich auf das "Leukotape[®] K" von BSN Medical und das "Kinesio[®] Tex Gold" von Kinesio.

Elastisches Tape besitzt eine longitudinale Elastizität, die eine Verlängerung bis 160% der Ausgangslänge erlaubt (siehe Abbildung 1.1).

Dies wurde der Eigenelastizität der Haut nachempfunden. Auch bei der Dicke des Tapes diente die Epidermis der Haut als Vorbild. Dadurch soll das Tragen des Tapes angenehm und nach einiger Zeit nicht mehr spürbar sein. Beim Erwerb des Tapes ist es auf 125% vorgedehnt (Kase u. a., 2003). Bei der Applikation des vorgedehnten Tapes entsteht ein konstanter Zug auf der Haut, weil das Tape dazu neigt sich auf seine Ausgangslänge zu verkürzen (Halseth u. a., 2004). Die Elastizität des Tapes nimmt nach 3-5 Tagen ab, so dass es danach normalerweise erneuert werden muss. Es besteht aus Plastikpolymerfasern, die von reiner Baumwolle umhüllt sind. Dadurch ist eine relativ gute Atmungsaktivität gewährleistet und das Tape trocknet schnell. Es ist latexfrei und der Kleber des Tapes basiert auf Acryl (Kase u. a., 2003). Dieses entfaltet erst nach Wärmezufuhr seine volle Klebekraft. Deshalb kommt es erst bei zunehmender Aktivität und entsprechender Muskelerwärmung zur Entfaltung der vollen Klebekraft des Tapes (Sielmann, 2003). Der Acrylkleber ist wellenförmig auf der Rückseite des Tapes aufgebracht und ermöglicht dadurch eine bessere Verdunstung von Feuchtigkeit (siehe Abbildung 1.2). Durch den wellenförmig aufgetragenen Kleber legt sich die Haut darunter in Falten und wird angehoben (Kase u. a., 2003). Dadurch ermöglicht es eine Senkung des Drucks auf die Gewebe unter dem Tape (Yoshida, Kahanov, 2007). Elastisches Tape ist inzwischen in vielen verschiedenen Farben erhältlich. Es existieren aber neben den farblichen Unterschieden keine weiteren Materialunterschiede. Eine

1 Einleitung



Abbildung 1.2: Darstellung der Rückseite des elastischen Tapes mit dem sichtbar wellenförmig aufgetragenen Acrylkleber mit Aussparungen zur Verbesserung der Atmungsaktivität.



Abbildung 1.3: Durch die Anlage elastischen Tapes bei flektiertem Knie, kommt es bei anschließender Extension zu einer Faltenbildung der Haut, sogenannter Convolutions. Dieser Effekt soll für die Wirkung des Tapes eine wichtige Rolle spielen, indem die Haut angehoben wird und eine bessere Blut- und Lymphzirkulation ermöglicht wird. (Bei den Probanden, die an der Studie teilnahmen, wurde zuvor immer eine Rasur der Beinhaare vorgenommen.)

Ausnahme stellt das schwarze "Kinesio® Tex Gold" dar, welches mit einer speziellen wasserabweisenden Beschichtung versehen wurde. Außerdem sind verschiedene Breiten des Tapes erhältlich. Es werden Tapes von 2,5cm, 5,0cm und 7,5cm Breite angeboten (*Kinesiotaping.com*).

1.3 Indikationen und Anlagetechnik

Elastisches Tape wird während körperlicher Aktivität oder zur Rehabilitation nach Operationen, Traumata oder chronischen Erkrankungen eingesetzt. Aber es findet auch im Bereich des professionellen Leistungssports zur Prophylaxe und Therapie verschiedenster Verletzungstypen Verwendung. Typische Indikationen sind muskuloskeletale Schmerzen. Gleichzeitig wird es aber auch zur vermeintlichen Leistungssteigerung und Verletzungsprophylaxe im Sport eingesetzt. Bei Störungen der Blut- und Lymphzirkulation und zur Korrektur neuromuskulärer Dysfunktionen wird ebenfalls eine elastische Tapeanlage empfohlen (*Kinesiotaping.com*). Das Tape kann gut

1 Einleitung

mit anderen physikalischen Therapietechniken wie Kryotherapie, Hydrotherapie oder transkutane elektrischer Nervenstimulation (TENS) kombiniert werden (Stuart, 2010). Da elastisches Tape prinzipiell am ganzen Körper eingesetzt werden kann, ist das Indikationsspektrum sehr breit. Folgende Übersicht soll einen Eindruck vermitteln (Mommsen, 2006; Hecker, Liebchen, 2005; Kase u. a., 2003):

- Gelenke: Bandverletzungen, Instabilitäten, Hypermobilitäten, Arthrose, Ergüsse, Fehlstellungen
- Muskulatur: Zerrungen, Faserrisse, Atrophien, Tonusstörungen
- Faszien: Dysfunktionen
- Lymphgefäße: Lymphabflussstörungen, Ödeme
- Blutgefäße: Durchblutungsstörungen
- Nerven: Hyperalgesien, Reizungen
- Haut: Narbenheilung

Die Technik der Tapeanlage folgt relativ einfachen Prinzipien. Als erstes sollte vom Therapeuten die Indikation zur Tapeanlage überprüft werden um die Patienten nicht durch eine verzögerte möglicherweise wirkungsvollere Therapie zu gefährden (Mommsen, 2006). Im Anschluss muss entschieden werden, welche Tapeanlage am besten auf das jeweilige Problem des Patienten zugeschnitten ist.

Nach Angaben der Hersteller beeinflusst die Art der Tapeanlage auch die physiologische Wirkung und das Behandlungsergebnis. Es gibt verschiedene Faktoren, welche bei einer Tapeanlage berücksichtigt werden sollen. Zum einen die jeweilige Lokalisation der Applikation, aber auch die Vordehnung und Richtung der Tapeanlage. Das jeweilige therapeutische Ziel entscheidet über die Applikationsart des Tapes. In Bezug auf die Richtung der Tapeanlage wird zur Tonisierung eines Muskels eine Anlage vom Ursprung zum Ansatz eines Muskels durchgeführt. Wenn der Patient jedoch unter hypertoner Muskulatur leidet, soll das Tape vom Ansatz zum Ursprung des Muskels angelegt werden (Mommsen, 2006; Kase u. a., 2003). Die letzte Variable bei einer Tapeanlage ist die Vorspannung des Tapes, die ebenfalls an das gewünschte Behandlungsziel angepasst werden muss. Des Weiteren gibt es die Möglichkeit die Form des Tapestreifens zu variieren. Es kann ein einzelner I-Streifen geklebt werden, aber auch ein X mit einem Überschneiden der beiden I-Streifen an einem Punkt ist möglich. Eine weitere Möglichkeit ist eine Y-Form mit einer gemeinsamen Basis von zwei längeren Tapearmen (Mommsen, 2006; Kase u. a., 2003; Hecker, Liebchen, 2005; Sielmann, 2003; Kumbrink, 2009).

1 Einleitung

Hinsichtlich der Wirksamkeit im Sinne der evidenzbasierten Medizin konnten bislang keine Unterschiede zwischen den Anlagetechniken gefunden werden. Bislang wurde offensichtlich kein Vergleich der Anlagetechniken im Rahmen einer Studie durchgeführt.

Die Vorgaben zur Tapeanlage bei speziellen Indikationen unterscheiden sich zwischen den verschiedenen Anbietern elastischen Tapes, so dass keine weiteren allgemein gültigen Aussagen zur Anlagetechnik möglich sind. Inzwischen gibt es eine Vielzahl unterschiedlicher Tapehersteller und neu beschriebener Anlagetechniken, die sich zwar noch auf den Entwickler Kenzo Kase berufen, aber davon ausgehend eigene Therapiekonzepte entwickelt haben. Jedes dieser Unternehmen bietet für interessierte Physiotherapeuten, Ärzte, Heilpraktiker oder Masseur Kurse zur Erlernung der jeweiligen Technik an. Diese Kurse sind meist 2-3 tägig und schließen mit einem Zertifikat des Unternehmens ab.

1.4 Wirkungsmechanismen des elastischen Tapes

Derzeit kursieren in der Literatur viele verschiedene Theorien zu den Effekten des elastischen Taping. Die Anwendung von elastischem Taping bringt in den Augen vieler Therapeuten viele Vorteile mit sich. Die wissenschaftliche Evidenz ist allerdings noch gering. Folgende Effekte werden diskutiert:

- Verbesserte Propriozeption
- Verbesserte Muskeltonusregulation und Muskelnervation
- Kraftoptimierung und Koordinationsverbesserung
- Verbesserte Beweglichkeit
- Geringere Muskelermüdung
- Weniger Muskelkater
- Verbesserung der Mikrozirkulation (Blut- und Lymphabfluss)
- Schmerzreduktion
- Mechanische Unterstützung bei Gelenkinstabilität
- Mechanische Korrektur von Gelenkfehlstellungen

Hinsichtlich propriozeptiver Effekte des elastischen Tapes ist die aktuelle Studienlage widersprüchlich. Es konnte eine verbesserte Reproduktion vorgegebener Gelenkstellungen im Fußgelenk und in der Schulter sowie eine bessere Reproduktion einer vorgegebenen Griffstarke der Finger Muskulatur bei gesunden Probanden unter Laborbedingungen nachgewiesen werden (Murray, Husk,

1 Einleitung

2001; Lin u. a., 2011; Chang u. a., 2010). Es gibt jedoch gleichzeitig Studien, welche keine signifikante Verbesserung zeigten (Halseth u. a., 2004). Letztlich gibt es Hinweise auf eine geringe Wirksamkeit, aber weitere Studien sind zu einer endgültigen Evaluation der Effekte notwendig. Die Effekte auf die Propriozeption erklärt man sich durch eine Aktivierung kutaner Mechanorezeptoren, bedingt durch mechanischen Druck und Zug des Tapes auf der Haut. Diese könnten afferente Signale bezüglich Gelenkbewegung und Gelenkposition über neurovegetative Nervenbahnen an das Gehirn weiterleiten und eine bessere Propriozeption ermöglichen (Halseth u. a., 2004; Bassett u. a., 2010). Der gleiche Mechanismus wird auch beim klassischen Tape angenommen (Simoneau u. a., 1997; Callaghan u. a., 2002). Im Rahmen multimodaler rehabilitativer Therapieprogramme konnte subjektiv eine Verbesserung der Propriozeption beobachtet werden (Jaraczewska, Long, 2006).

Für die Beeinflussung des Muskeltonus soll die Anlagetechnik eine wichtige Rolle spielen. Zur Tonisierung eines Muskels müsse das Tape vom Ursprung des Muskels zum Ansatz und zur De-tonisierung vom Ansatz zum Ursprung angelegt werden (Kase u. a., 2003; Mommsen, 2006). Bei der Anlage vom Ursprung zum Ansatz komme es durch einen konzentrischen Zug des Tapes am Muskel zu einer Stimulation der Kontraktion und entsprechender Tonuszunahme. Bei der Anlage von Ansatz zu Ursprung werde vom Tape ein exzentrischer Zug ausgeübt und dadurch könne der Muskeltonus gesenkt werden (Bassett u. a., 2010). Günstige Einflüsse auf den Muskeltonus von Hemiplegikern konnten bereits im Rahmen neurologischer Rehabilitationsprogramme bei Kindern und Erwachsenen nachgewiesen werden (Jaraczewska, Long, 2006; Yasukawa u. a., 2006). Auch mittels Elektromyographie (siehe Kapitel 1.8) konnten Muskeltonusveränderungen durch eine elastische Tapeanlage nachgewiesen werden (Hsu u. a., 2009; Stupik u. a., 2007; Huang u. a., 2011; Lin u. a., 2011; Murray, 2000). Die klinische Relevanz der möglichen Tonusveränderungen muss Gegenstand weiterer Studien sein.

Aufgrund der vermuteten Effekte des elastischen Tapings auf den Muskeltonus scheint eine Beeinflussung der Muskelkraft naheliegend. Es konnte jedoch bisher kein eindeutiger Einfluss auf die Muskelkraft gezeigt werden. Die bisherigen Ergebnisse sind widersprüchlich. (Shunsuke u. a., 1999; Hsu u. a., 2009; Capri u. a., 2002; Fu u. a., 2008; Lee u. a., 2010; Lee u. a., 2010; Mohammadi u. a., 2010).

Ein Effekt hinsichtlich einer geringeren Muskelermüdung durch die Anlage von elastischen Tape wird angenommen, aber auch hier konnte ein Nachweis bisher nur in wenigen Studien erbracht werden (Shunsuke u. a., 1999; Kawamura u. a., 2004). Eine mögliche Reduktion der Inzidenz von Postbelastungsmyalgien ("Muskelkater") durch eine elastische Tapeanlage wird vermutet (Nosaka, 1999; Shoger u. a., 2000).

Sowohl bei Patienten mit pathologischen Beweglichkeitseinschränkungen, aber auch bei gesunden Probanden, konnten Veränderungen des Bewegungsumfanges durch eine elastische Tapeanlage gefunden werden. Eine Verbesserung der Rumpfbeweglichkeit und Schulterbeweglichkeit bei Gesunden konnte gezeigt werden (Thelen u. a., 2008; Yoshida, Kahanov, 2007; Merino

1 Einleitung

u. a., 2010; McConnell, McIntosh, 2009). Beweglichkeitsverbesserungen wurden bei verschiedenen Krankheitsbildern nachgewiesen, wie nach Mastektomie (Lipińska u. a., 2007), bei kraniozervikalem Beschleunigungstrauma (González-Iglesias, 2009) und bei spastischem Spitzfuß (Karadag-Saygi u. a., 2010).

Das Tape wird am häufigsten zur Schmerzreduktion bei muskuloskelettalen Schmerzen verwendet. Es werden zwei verschiedene Mechanismen der Schmerzmodulation diskutiert.

Zum einen geht man davon aus, dass Verletzungen oder Überlastungen des Bewegungsapparates zu einer Volumenzunahme der Muskulatur führen (Clarkson u. a., 1992). Durch eine veränderte Perfusion der Muskulatur komme es zu vermehrter Lymphproduktion und zu einem Aufstau verschiedenster Metabolite (Breitenbach, 2010; Peake u. a., 2005). Dadurch steige der Gewebedruck und es komme zur Kompression der umliegenden Muskulatur und Bindegewebe. Die Druckerhöhung in der Muskulatur bewirke auch eine Erhöhung des Druckes im subkutanen Gewebekompartiment und daraus resultiere eine Aktivierung subkutaner Nozizeptoren (Kahanov, 2007). Diese leiten afferente nozizeptive Signale über das Rückenmark an das Gehirn weiter, die dort als Schmerz wahrgenommen werden. Bei einer Tapeanlage direkt über der verletzten Struktur soll es zu einer Drucksenkung im darunter liegenden Gewebe kommen, indem das elastische Tape die Haut leicht anhebt und in Falten legt (Zajt-Kwiatkowska u. a., 2007). Dadurch komme es zu einer geringeren Aktivität der subkutanen Schmerzrezeptoren (Kahanov, 2007).

Zum anderen könnte es durch das Aufbringen des Tapes auf die Haut zu einer Aktivierung subkutaner Mechanorezeptoren kommen (Kase u. a., 2003; Stuart, 2010). Somit käme es zu einer Steigerung der Afferenzen aus dem getapten Hautbereich. Dadurch wäre nach der "Gate Control Theorie" (Wall, Melzack, 1965) eine Modulation nozizeptiver Einflüsse im zentralen Nervensystem vorstellbar (Kaya u. a., 2011). Bisher zeigte sich jedoch in kontrolliert randomisierten, verblindeten Studien (Thelen u. a., 2008; González-Iglesias, 2009) ein klinisch kaum relevanter Effekt hinsichtlich der Schmerzreduktion.

Die Gate Control Theorie geht von einer Modulation afferenter Signale im spinalen Hinterhorn und im Gehirn aus (Wall, Melzack, 1965; Melzack, 1999). Das zentrale Nervensystem muss als aktives System mit filternder und modulierender Funktion begriffen werden. Nervenimpulse können auf verschiedenen Stufen inhibiert oder auch verstärkt werden. Demnach führen nozizeptive Stimuli zu Veränderungen der "zentralen Neuromatrix" (Melzack, 1999). Schmerz entsteht erst als Ergebnis der Verarbeitung der sensorischen Afferenz im neuronalen Netzwerk und nicht als direkte Folge des Reizes von Nozizeptoren. Der Schmerz wird von vielen anderen Stimuli, die im zentralen Nervensystem zusammenlaufen, beeinflusst, unter anderem auch von somatischen Afferenzen. Alle zusammen formen die "Neuromatrix", welche den Schmerz entstehen lässt (Melzack, 1999). Dem entsprechend führt jede Veränderung der somatischen Afferenzen, also auch eine Reizung von Mechanorezeptoren der Haut, zu einer Modulation der Neuromatrix und kann somit Einfluss auf den Schmerz nehmen. Dies nutzt man in der Physiotherapie bei der transkutanen elektrischen Nervenstimulation (TENS) sowie der Akupunktur (Melzack, 1999).

1 Einleitung

Durch den Zug des Tapes an der Haut ist nicht nur eine Inaktivierung subkutaner Nozizeptoren, sondern auch ein verbesserter Lymphabfluss und Änderungen in der Perfusion der Haut denkbar (Lipińska u. a., 2007). Die Tapeanlage führe zu einem ständigen Wechsel von Kompression und Entlastung der Haut und bewirke über eine Art Pumpeffekt einen verbesserten Abfluss der Lymphe über die Lymphbahnen (Shim u. a., 2003). Wenn bei einer Tapeanlage die Anatomie der Lymphbahnen berücksichtigt werde, sei es möglich die Lymphe entlang des Tapes zum nächsten Lymphknoten zu drainieren (Kase u. a., 2003). Unterstützt werde dieser Effekt von Bewegungen in der jeweiligen Extremität, welche durch die Elastizität des Tapes weiterhin möglich bleiben. Bei Patientinnen nach Mastektomie und konsekutivem Lymphödem konnte bei mehr Tragekomfort eine gleichwertige Wirkung wie mit Bandagen nachgewiesen werden (Tsaï u. a., 2009) und auch in der postoperativen physiotherapeutischen Therapie nach orthopädischer Beinverlängerung konnte eine signifikante Verringerung der Ödeme am operierten Bein gezeigt werden (Bialoszewski u. a., 2009), wobei dies bei geringer Evidenzstufe der Studien nur als Hinweis auf einen möglichen Effekt zu interpretieren ist.

Eine Steigerung der peripheren Perfusion durch die Applikation von elastischem Tape konnte nachgewiesen werden (Kase, Hashimoto, 1994). Allerdings wurde eine verstärkte Durchblutung nicht direkt an der Haut unter dem Tape nachgewiesen. Zur Steigerung der Durchblutung der Arteria radialis wurde beispielsweise eine Tapeanlage am M. pectoralis major benutzt, da dieser zusammen mit dem M. pectoralis minor und M. scalenus anterior und medius entscheidend für die Perfusion der Arteria brachialis sei. Dadurch war eine Perfusionssteigerung zwischen 20 - 60% bei Patienten mit pathologischen Veränderungen in der jeweiligen Extremität messbar. Bei Gesunden war kein Effekt festzustellen. Die Ergebnisse basieren jedoch auf lediglich einer einzigen Studie mit sehr geringen Evidenzniveau.

Durch die propriozeptiven und mechanischen Einflüsse des elastischen Tapes soll eine Verbesserung der Stabilität von Gelenken erreicht werden können (Kase u. a., 2003). Der Bewegungsumfang der Gelenke könne ähnlich effektiv wie beim klassischen Tape begrenzt werden. Das elastische Tape verliere bei intensiver Belastung weniger an Stabilität als das klassische Tape und sei angenehmer zu tragen (Abián-Vicén u. a., 2009).

Viele Effekte beruhen auf Fallberichten und Studien eines geringen Evidenzniveaus, so dass alle hier beschriebenen Effekte derzeit als hypothetisch anzusehen sind und von fraglicher klinischer Relevanz sind (Williams u. a., 2011; González-Iglesias, 2009; Thelen u. a., 2008). Es gibt bislang zu wenige randomisiert, kontrollierte klinische Studien mit Verblindung, die sich mit den Effekten des elastischen Tapes beschäftigen. Zur Abschätzung der Einflüsse des elastischen Taping im Sinne der evidenzbasierten Medizin ist weitere Forschung unabdingbar.

1.5 Aufbau des Skelettmuskels

Die Skelettmuskulatur macht ca. 40% des Körpergewichts aus und besteht aus vielen einzelnen Muskelfasern, welche zu sogenannten Faszikeln gebündelt sind. Diese sind von Kollagen, elastischen Fasern, Nerven und Blutgefäßen umgeben (Paulsen, Waschke, 2010). Viele Faszikel bilden wiederum die anatomische Einheit eines Muskels, der ebenfalls wieder von Bindegewebe umhüllt ist. Der Muskel geht am Anfang und am Ende in der Regel in sehnige Anteile über. Der Ursprung bezeichnet das Ende des Muskels, welcher näher am Rumpf oder unbeweglicher ist, während der Ansatz das Muskelende bezeichnet, welches weiter vom Rumpf entfernt ist bzw. beweglicher ist (Paulsen, Waschke, 2010).

Mikroskopisch besteht der Muskel aus einzelnen Zellen, die von einer Zellmembran, dem sogenannten Sarkolemm, umgeben sind. Das Zellplasma wird dementsprechend als Sarkoplasma bezeichnet. Die wichtigsten intrazellulären Strukturen sind die sogenannten Myofibrillen, welche als parallel angeordnete Bündel im Innern der Muskelzellen liegen (Silverthorn, 2009). Außerdem spielen Mitochondrien und das sarkoplasmatische Retikulum, welches als großer Kalziumspeicher fungiert, eine wichtige Rolle. Die Myofibrillen bestehen aus verschiedenen Proteinen. Zum einen werden sie aus den eigentlichen kontraktile Proteinen Aktin und Myosin gebildet. Zum anderen bestehen sie aus den Regulatorproteinen Tropomyosin und Troponin und den Strukturproteinen Titin und Nebulin (Silverthorn, 2009). Myosin stellt das eigentliche Motorprotein dar. Es bildet dicke Filamente und steht über kleine Köpfchen mit den dünnen Aktinfilamenten in Verbindung. Diese zwei Filamente bilden im Lichtmikroskop ein streifiges Muster aus hellen und dunklen Banden. Die Untereinheit dieser streifigen Banden aus Aktin und Myosin nennt man Sarkomer, welcher der kleinsten funktionellen Einheit eines Muskels entspricht (Silverthorn, 2009). Das Myosinköpfchen ist unter Verbrauch von ATP in der Lage sich gegen das Aktinfilament zu verschieben und so für Bewegung zu sorgen. Die Mechanismen beruhen auf der sogenannten Filamentgleittheorie (Silverthorn, 2009).

Die Aktivierung einer willkürlichen oder reflektorischen Bewegung im Skelettmuskel beginnt im zentralen Nervensystem. Efferente Neurone, sogenannte α - Motoneurone, deren Kerne im Vorderhorn des Rückenmarks liegen, stellen über Synapsen eine Verbindung zwischen dem zentralen Nervensystem und dem Muskel her (Speckmann u. a., 2008). Die Axone der α - Motoneurone bilden sogenannte motorische Endplatten am Muskel. Dort wird das Aktionspotential des Neurons auf die Muskulatur übertragen. Der Ionenstrom entlang einer Nervenfasern wird letztlich in Bewegung umgesetzt, weshalb man auch von elektromechanischer Kopplung spricht (Speckmann u. a., 2008). Die motorische Endplatte entspricht im Aufbau einer Synapse. Die präsynaptische Membran wird vom Axon des α - Motoneurons gebildet, während die Zellmembran des Muskels die postsynaptische Membran bildet.

Aktionspotentiale des α - Motoneurons führen an der präsynaptischen Membran durch Kalziumstrom zur Verschmelzung präsynaptischer Vesikel mit der Zellmembran, wodurch Acetylcholin

1 Einleitung

in den synaptischen Spalt abgegeben wird. Dieses diffundiert durch den synaptischen Spalt und bindet an der postsynaptischen Membran der Muskelzelle an nikotinische Acetylcholinrezeptoren (Klinke u. a., 2010). Dadurch kommt es an der postsynaptischen Membran zur Öffnung von Ionenkanälen, die zu einer Depolarisation führen. Diese wird als exzitatorisches postsynaptisches Potential (EPSP) bezeichnet. Schließlich wird das Acetylcholin im synaptischen Spalt von der Cholinesterase in Cholin und Acetat gespalten. Dieses wird für die Resynthese von Acetylcholin an der Präsynapse verwendet. In der Regel führt jedes Aktionspotential des α - Motoneurons zu einem EPSP (Klinke u. a., 2010), also zur Depolarisation der Muskelfasern an der motorischen Endplatte. Jedes Motoneuron aktiviert dabei eine bestimmte Anzahl an Muskelfasern. Diese bilden zusammen eine motorische Einheit. Die Zahl und die Art der Muskelfasern, die von einer motorischen Endplatte innerviert werden, unterscheiden sich, so dass durch die verschiedenen motorischen Einheiten eine Abstufung der Kontraktionskraft möglich wird (Klinke u. a., 2010).

Die Depolarisation breitet sich von der motorischen Endplatte durch die Öffnung spannungsgesteuerter Natriumkanäle entlang der äußeren Zellmembran der Muskelzellen aus. Spannungsabhängige Kalzium Kanäle, sogenannte Dihydropyridin Rezeptoren, im t-tubulären System sorgen für die Öffnung weiterer Kalzium Kanäle, sogenannter Ryanodin Rezeptoren, im sarkoplasmatischen Retikulum (Klinke u. a., 2010; Speckmann u. a., 2008). Dadurch dringt Kalzium aus dem sarkoplasmatischen Retikulum in das Zytosol der Zelle ein und sorgt durch Bindung an den Troponin - Tropomyosin Komplex für eine Konformationsänderung. Die Myosinköpfechen sind dadurch in der Lage an Aktinfilamente zu binden und die Kontraktion kann beginnen. Währenddessen wird das Kalzium konstant in das sarkoplasmatische Retikulum zurückgepumpt, wodurch die Kalziumkonzentration in der Muskelzelle nach Ende des Aktionspotentials sehr schnell wieder auf das Ausgangsmaß abfällt und die Muskelkontraktion damit beendet wird (Klinke u. a., 2010; Rauch, 2009).

Die Steuerung der Kontraktionskraft kann durch zwei verschiedene Mechanismen vom zentralen Nervensystem kontrolliert werden. Zum einen kann die Frequenz der Aktionspotentiale, die über das α - Motoneuron an den Muskel geleitet werden, variiert werden (Frequenzierung) und zum anderen kann eine unterschiedliche Anzahl motorischer Einheiten rekrutiert werden (Rekrutierung) (Speckmann u. a., 2008).

Wird ein Muskel durch ein einzelnes Aktionspotential erregt, so führt dies zu einer Einzelzuckung des Muskels. Da das Aktionspotential jedoch viel kürzer als die mechanische Muskelzuckung ist, können sich mehrere Aktionspotentiale während einer mechanischen Zuckung addieren. Diese Überlagerung von Aktionspotentialen wird Superposition genannt (Klinke u. a., 2010). Dafür ist hauptsächlich die Kalziumkonzentration in der Muskelzelle verantwortlich, die durch eine schnelle Freisetzung aus dem sarkoplasmatischen Retikulum ansteigt, aber im Vergleich zur Dauer eines Aktionspotentials nur langsam wieder abfällt, da das Zurückpumpen mehr Zeit erfordert (Behrends u. a., 2010). Bedingt durch die Frequenz der Aktionspotentiale kann zunächst ein sogenannter unvollständiger Tetanus entstehen, bei dem es zu einer anhaltenden und stufenweise an Kraft zunehmenden Kontraktion kommt. Das jeweils nächste Aktionspotential fällt in die ab-

1 Einleitung

fallende Phase der Muskelkontraktion und so addieren sich die einzelnen Potentiale stufenweise zu länger dauernden Kontraktionen (Behrends u. a., 2010; Klinko u. a., 2010).

Bei einem vollständigen Tetanus fällt das jeweils nächste Aktionspotential noch in die aufsteigende Phase einer Kontraktion, also etwa im ersten Drittel einer Kontraktion, und führt zu einer maximalen "glatten" Kraftentwicklung der einzelnen motorischen Einheit. Am häufigsten kommt es beim Menschen zu einem unvollständigen Tetanus der Skelettmuskulatur (Behrends u. a., 2010; Klinko u. a., 2010). Selbst bei maximaler willkürlicher Kontraktion eines Muskels wird keine tetanische Reizung erreicht, sondern es kommt lediglich zur Superposition von Aktionspotentialen, die einen unvollständigen Tetanus auslösen. Aber durch die gleichzeitig zunehmende Rekrutierung motorischer Einheiten kommt es durch zeitliche Summation der einzelnen motorischen Einheiten zu glatten und flüssigen Kontraktionen der Muskulatur (Klinko u. a., 2010). Die Aktivität der motorischen Einheiten lässt sich mittels der Elektromyographie beobachten (siehe Kapitel 1.8).

Die Unterschiede zwischen den motorischen Einheiten bestehen nicht allein in der Anzahl der innervierten Muskelfasern, sondern es existieren auch verschiedene Muskelfasertypen. Beim Menschen konnten 3 verschiedene Typen identifiziert werden, welche sich hinsichtlich der metabolischen Eigenschaften, der Kontraktionsgeschwindigkeit und des zellulären Kalzium- Stoffwechsels unterscheiden (Klinko u. a., 2010; Speckmann u. a., 2008). Die Klassifizierung erfolgt anhand der schweren Aminosäureketten des Myosins. Im Menschen kommen nur die Typen I, IIa und IIb vor. Die Typ I Fasern, auch S(low) T(witch) - Fasern genannt kontrahieren langsam und wenig kräftig, aber zeigen dafür eine hohe Ermüdungsresistenz bei stark ausgebauten aeroben Stoffwechsel. Die Typ IIa oder auch F(ast) T(witch) - Fasern sind mittelschnell und kontrahieren kräftig bei stärkerer Ermüdbarkeit als die Typ I Fasern (Klinko u. a., 2010; Rauch, 2009). Die Typ IIb Fasern sind die Schnellsten und Kräftigsten, aber ermüden dafür viel schneller durch den sehr starken anaeroben Metabolismus bedingt (Kunz, 2003).

1.6 Ermüdung

Intensive Beanspruchung der Skelettmuskulatur resultiert gewöhnlich in einer Verminderung der kontraktiven Funktion der Muskelfasern, die sich nach einer Pause aber von alleine wiederherstellt. Diese Eigenschaft der Muskulatur wird Ermüdung genannt und ist in hohem Maße von der Kapazität des aeroben Metabolismus in den Muskelzellen abhängig (Westerblad u. a., 2010).

Es werden verschiedene Formen muskulärer Ermüdung unterschieden.

Zum einen spricht man von zentraler Ermüdung, womit eine verminderte Aktivierung von α -Motoneuronen im Zuge einer längeren Belastung gemeint ist (Gandevia, 2001). Durch die komplexe Interaktion zwischen zentralem Nervensystem und der Muskulatur während erschöpfender Belastungen steht ein Beweis für diese Art der Ermüdung noch aus. Es wird jedoch angenommen, dass der Anteil zentraler Ermüdung insbesondere bei lang anhaltenden Belastungen niedriger In-

1 Einleitung

tensität eine wichtige Rolle spielt, da die metabolischen Veränderungen unter diesen Bedingungen wohl eher begrenzt sind (Hargreaves, 2008).

Bei peripherer Ermüdung handelt es sich um Faktoren innerhalb des Muskels, welche die Kontraktion während ermüdender Tätigkeiten behindern.

Auf allen Ebenen der Muskelaktivierung können metabolische Faktoren während ermüdender Muskelarbeit Einfluss nehmen. Ermüdung kann sich dann als verminderte isometrische Kraftentstehung, reduzierte Kontraktionsgeschwindigkeit, verändertes Kraft- Schnelligkeitsverhältnis und langsame Relaxation ausprägen (Jones u. a., 2006). Letztlich führt die Kombination dieser einzelnen Beobachtungen zu einer verminderten Kraftproduktion und einer verminderten Leistungsfähigkeit bei sämtlichen Bewegungen, die von einer Muskelverkürzung abhängig sind. Gleichzeitig führt eine verlangsamte Relaxation zu einer Abnahme der Frequenz, mit welcher alternierende Bewegungen ausgeführt werden können (Jones u. a., 2006).

Mittels Experimenten an einzelnen Muskelfasern konnte gezeigt werden, dass die Abnahme an isometrischer Kraft während ermüdender Arbeit durch eine verminderte myofibrilläre Kalzium Sensitivität und eine geringere Kraftentstehung an den Myosinköpfchen verursacht wird (Allen u. a., 2008). Bei erschöpfender Muskelarbeit kommt es zu einer verminderten Kalziumfreisetzung aus dem sarkoplasmatischen Retikulum und durch die sinkende Kalziumkonzentration im Zytosol folgt eine Kraftminderung. Das Herunterregeln des Kalziumeinstroms kann als Sicherheitsmechanismus betrachtet werden um bei metabolischer Erschöpfung die Zelle zu schützen (Allen u. a., 2008). Bei fortwährend hohem Kalziumeinstrom könnte das ATP auf eine kritisch niedrige Konzentration abfallen und so dazu führen, dass sich die Myosinköpfchen nicht mehr vom Aktin lösen können und so in eine Muskelstarre verfallen. Durch den verminderten Kalziumeinstrom wird der Energieverbrauch der Zelle gesenkt, indem die verminderte Kalziumkonzentration zur Bindung von weniger Myosinköpfchen an Aktin führt. Letztlich wird ein allgemeiner Energiemangel in der Zelle vermieden und die Zellintegrität bleibt weiter bestehen (Westerblad u. a., 2010; Allen u. a., 2008).

Azidose entsteht im Rahmen des anaeroben Stoffwechsels durch den Zerfall von Glukose in Laktat und H^+ Ionen. Ursprünglich wurde vermutet, dass Azidose die Hauptursache für eine verminderte Kontraktilität der Muskeln darstellt. Neuere Untersuchungen haben jedoch gezeigt, dass die Stärke der Azidose, welche in stark erschöpften Muskelzellen auftritt, die Muskelarbeit kaum beeinträchtigt. Dennoch ist die Laktatkonzentration im Blut ein guter Marker für die Aktivität des anaeroben Stoffwechsels (Westerblad u. a., 2010).

Im Rahmen des anaeroben Stoffwechsels steht unter anderem auch Kreatinphosphat als schnell bereitstellbarer Energieträger zur Verfügung (Allen u. a., 2008). Kreatinphosphat bildet einen schnell aktivierbaren Energiespeicher für die Zelle, indem es in der Lage ist eine Phosphatgruppe an Adenosinbiphosphat (ADP) abzugeben und so erneut Adenosintriphosphat (ATP) zu bilden. Zunächst entstehen durch den Zerfall des Kreatinphosphats aber hohe Konzentrationen an Phosphat im Zytosol. Daraus entstehen verschiedene negative Folgen für die Muskelfunktion. Phosphat

senkt die myofibrilläre Kalzium Sensitivität und führt so zu einer geringeren Kraftentwicklung, weil weniger Myosinköpfchen aktiv sind (Allen u. a., 2008). Dieser Effekt ist unter physiologischen Bedingungen allerdings nur für 10% des zu beobachtenden Maximalkraftverlusts verantwortlich zu machen. Weiterhin könnte Phosphat in das sarkoplasmatische Retikulum eindringen und dort Kalziumphosphat bilden, was zu einer zusätzlichen Verminderung des zu Verfügung stehenden Kalziums führen könnte (Westerblad u. a., 2010). Eine weitere Konsequenz des erhöhten Energieverbrauchs während ermüdender Arbeit ist eine vermehrte Produktion von Sauerstoffradikalen (ROS = Reactive oxygen species). Die Rolle dieser Radikale ist noch umstritten. Die Berichte reichen von signifikant schnellerer Ermüdung bis hin zu keinem messbaren Effekt (Westerblad u. a., 2010).

1.7 Kraftmessung

Für das bessere Verständnis der Bedeutung von Kraftmessungen sollen kurz einige physikalische Grundbegriffe erläutert werden. Kraft im physikalischen Sinn wird durch die drei Newton'schen Gesetze beschrieben, auf die hier aber nicht näher eingegangen werden soll. Die Einheit der Kraft ist das Newton [N] und ist definiert als die Kraft, welche die Masse von 1 kg eine Beschleunigung von 1 m/sec^2 verleiht (Newton, 1687; Giancoli, 2009). Daraus kann folgende Formel abgeleitet werden:

$$F [N] = m [kg] \times a [m/sec^2]$$

Die Kraft F mit der Einheit Newton [N] ist das Produkt aus der Masse m [kg] und der Beschleunigung a [m/sec^2]. $1 \text{ N} = \text{kg m/sec}^2$

Neben der Kraft spielt der Begriff der Arbeit für lineare Bewegungen eine wichtige Rolle.

$$W [Nm] = F [N] \times s [m]$$

Die Arbeit W ist das Produkt der Kraft F [N] und des Weges s [m] (Newton, 1687; Giancoli, 2009). Die Einheit der Arbeit W ist folglich das Newtonmeter [Nm] oder auch 1 Joule [J]. $1 \text{ Nm} = 1 \text{ kg} \times \text{m}^2 / \text{sec}^2$.

Da es sich bei Gelenkbewegungen des menschlichen Körpers jedoch in der Regel nicht um lineare, geradlinige Bewegungen, sondern um anguläre, kreisförmige Bewegungen um eine Bewegungsachse in Form eines Gelenks handelt, spielt das Drehmoment eine noch wichtigere Rolle beim Menschen. Das Drehmoment entspricht dem Begriff der Arbeit für anguläre Bewegungen.

$$M [Nm] = F [N] \times r [m]$$

Das Drehmoment M ist das Produkt aus der Kraft F [N] und dem senkrechten Abstand r [m] der Kraftwirkungslinie zum Drehpunkt. Die Einheit des Drehmoments M ist das Newtonmeter [Nm]. $1 \text{ Nm} = 1 \text{ kg} \times \text{m}^2 / \text{sec}^2$ (Newton, 1687).

1 Einleitung

Für die Entwicklung von Muskelkraft im physiologischen Sinn sind andere Faktoren von Bedeutung. Muskelkraft lässt sich definieren als die Fähigkeit des Nerv-Muskel-Systems, durch Muskelkontraktion Widerstände zu überwinden, bzw. ihnen entgegenzuwirken (Bula, 2007). Neben dieser allgemeinen Definition wird Kraft im Bereich der Sportmedizin, Leistungsdiagnostik und Rehabilitation in 3 verschiedene Subkategorien eingeteilt. Es wird zwischen Maximalkraft, Schnellkraft und Kraftausdauer unterschieden.

Definitionen nach (Kunz, 2003) :

- **Maximalkraft:** "Die Maximalkraft stellt den höchsten willkürlichen realisierbaren Kraftwert gegen einen unüberwindlichen Widerstand dar."
- **Schnellkraft:** "Die Schnellkraft ist die Fähigkeit des neuromuskulären Systems, einen möglichst großen Kraftimpuls in der zur Verfügung stehenden Zeit zu produzieren. Synonym wird heute hierfür auch der Begriff Explosivkraft gebraucht. Diese ist definiert als die Kraft, die in der ersten Achtelsekunde erreicht wird. Sie wird in erster Linie als Maß für die Rekrutierungsfähigkeit der Muskulatur angesehen."
- **Kraftausdauer:** "Die Kraftausdauer bezeichnet die Fähigkeit des neuromuskulären Systems, eine möglichst große Impulssumme in einem definierten Zeitraum (maximal zwei Minuten) gegen höhere Lasten (mehr als 30% der Maximalkraft) zu produzieren".

Die Maximalkraft wird dabei als eine Basiskomponente betrachtet, die sich auch positiv auf Schnellkraft und Kraftausdauer auswirkt. Beim Begriff der Maximalkraft kann weiter zwischen absoluter Maximalkraft und maximal willkürlicher Kontraktion (MVC = Maximal Voluntary Contraction) differenziert werden. Willkürlich können lediglich 70% der insgesamt zur Verfügung stehenden Muskelfasern aktiviert werden. Ausschließlich in besonderen Situationen wie Todesangst, extremen Stress oder Doping stehen wirklich alle Muskelfasern für eine Kontraktion zur Verfügung. In diesem Fall wird von absoluter Maximalkraft gesprochen (Hollmann, Strüder, 2009).

Ein Muskel kann sich entweder dynamisch verkürzen oder verlängern oder eine statische Spannung entwickeln. Bei statischen isometrischen Kontraktionen kommt es bei konstanter Muskellänge zu einer Zunahme der Muskelkraft. Bei isotonischen Kontraktionen dagegen verkürzt sich der Muskel bei konstanter Kraftentwicklung. Bei gleichzeitiger Verkürzung und vermehrter Kraftentwicklung spricht man von auxotonischen Kontraktionen, welche die häufigste Kontraktionsform beim Menschen darstellt (Behrends u. a., 2010; Speckmann u. a., 2008). Dynamische Kontraktionen können nochmals in exzentrische und konzentrische Kontraktionen unterteilt werden. Bei konzentrischen Bewegungen kommt es während der Muskelaktivierung zur Verkürzung der Muskulatur, während sie sich bei exzentrischen Belastungen verlängert (Klinke u. a., 2010).

Zur Kraftmessung stehen seit 1967 sogenannte isokinetische Dynamometer zur Verfügung (Hislop, Perrine, 1967). Diese ermöglichen durch elektronische Steuerung Muskelbewegungen mit

1 Einleitung

konstanter Geschwindigkeit. Sie wurden entwickelt um hochwertigere Kraftmessungen durchführen zu können und um Krafttraining effektiver zu gestalten. Sie sind vor allem im Bereich der Rehabilitation und Leistungsdiagnostik verbreitet. Die Muskelkraft ist durch die variierende Länge des Hebelarmes während Gelenkbewegungen von der jeweiligen Gelenkstellung abhängig (Kunz, 2003). Aber auch die Überlappung von Aktin- und Myosinfilamenten, also letztlich die Länge der Sarkomere, ist entscheidend für die Größe der möglichen Kraftentwicklung. Im Falle des M. quadrizeps ist durch die geringe Überlappung der Aktin- und Myosinfilamente bei maximaler Dehnung, also maximaler Beugung im Kniegelenk und Streckung im Hüftgelenk, die MVC geringer als bei zunehmender Verkürzung des Muskels. Aber auch bei zu starker Beugung ist die Kraftentwicklung eingeschränkt. Dies ist insbesondere bei isometrischen Maximalkraftmessungen relevant, da je nach Gelenkwinkelstellung große Maximalkraftunterschiede bestehen können (Kunz, 2003).

Training mit herkömmlichen Gewichten muss an die Kraft angepasst werden, die bei maximaler Dehnung bereitgestellt werden kann. Die Muskeln können dann aber nicht in allen Gelenkwinkeln mit maximaler Intensität belastet werden. Diese Möglichkeit bieten dagegen isokinetische Dynamometer, da die Rückstellkräfte des Gerätes dynamisch an die Muskelkraft angepasst werden können. Das Gerät hält unabhängig von der Kraft der Muskelkontraktion die Geschwindigkeit der Bewegung konstant (Kunz, 2003).

Ein weiterer Vorteil liegt in der hohen Qualität der Kraftmessungen, da die Geräte eine hohe Standardisierung erlauben (Drouin u. a., 2004). Außerdem ist eine gute Kontrolle der Bewegungsausführung bei geringerem Verletzungsrisiko durch die vorgegebene konstante Geschwindigkeit möglich (Kunz, 2003). Die Nachteile isokinetischer Messungen liegen in dem artifiziellen Testsetting (Körperposition, unnatürliche isokinetische, eingelenkige Bewegungsform). Die Relevanz der ermittelten Kraftwerte für eine sportliche oder alltägliche Tätigkeit ist somit gering. Für den Leistungssport konnte jedoch gezeigt werden, dass gerade für Kraftsportarten ein deutlicher Zusammenhang mit der sportlichen Leistungsfähigkeit existiert (Tschopp, 2003).

Isokinetische Dynamometer bieten die Möglichkeit dynamische exzentrische und konzentrische Messungen, aber auch statische isometrische Messungen durchzuführen. Durch das Gerät ist die Vorgabe von Bewegungsgeschwindigkeit, Bewegungsumfang, Zahl der Wiederholungen bzw. Serien und Pausen möglich. Zur Auswertung können von der integrierten Software unterschiedlichste Parameter von Kraft und Leistung berechnet werden. Die gängigsten Parameter stellen die physikalische Arbeit, die Schnelligkeit des Kraftanstiegs und das maximale Drehmoment (engl.: peak torque) dar. Als verlässlichster Parameter mit der höchsten Reliabilität gilt das maximale Drehmoment (Bemben u. a., 1988; Walz, 2002). Die Maximalkraft wird in der Regel in einer isometrischen Messung als maximaler Drehmoment bestimmt (engl. Maximal Voluntary Isometric Contraction (MVIC)). Durch die rein statische Belastung bleibt die Position des Probanden, die Schnelligkeit der Gelenkbewegung, der Gelenkwinkel und die Muskellänge konstant. Dies führt zu einer besseren Standardisierung und Erhöhung der Reliabilität als bei dynamischen Messungen (Walz, 2002). Die MVIC ist von verschiedenen Faktoren abhängig. Zunächst zählen dazu Koor-

dination und Motivation, aber auch anthropometrische Daten der Versuchspersonen wie Alter, Geschlecht, Muskelfaserquerschnitt, Muskelfaserlänge, -zahl, -art, Energiereibereitstellung, Zugwinkel und andere spielen eine Rolle (Bula, 2007; Kunz, 2003; Hollmann, Strüder, 2009). Die Motivation der Probanden hat einen starken Einfluss auf die Reliabilität der Messungen (McNair u. a., 1996), so dass zur Vergleichbarkeit der Messdaten eine möglichst intensive Anfeuerung der Probanden erfolgen sollte.

Im Rahmen maximaler Belastungen am Dynamometer sollte ein Kraftabfall von 30 - 40% im Laufe einer Messserie zum Abbruch der Serie führen (Tesch, 1980). Dementsprechend können Wiederholungszahlen je nach Intensität und Bewegungsgeschwindigkeit der Belastung empfohlen werden. Bei Messungen der MVIC ist eine Anspannungszeit von 3 - 4 Sekunden pro Wiederholung bei weniger als 5 Wiederholungen pro Serie empfohlen (Kunz, 2003). Bei dynamischen isokinetischen Protokollen mit einer Bewegungsgeschwindigkeit von 120°/sek bei maximaler Ausführung sind 10 - 12 Wiederholungen möglich (Froböse, 1993).

1.8 Elektromyographie

“Elektromyographie ist das Studium der Muskelfunktion durch Erforschung des elektrischen Signales, das die Muskeln erzeugen (Basmajian, 1962).”

Während der Kontraktion eines Skelettmuskels kommt es, wie in Kapitel 1.5 beschrieben, zur Depolarisation der Muskelzellen, die einen myoelektrischen Strom erzeugen, der mit Hilfe der Elektromyographie messbar wird. Es werden drei Arten von EMG unterschieden. Das heute häufig in der Neurologie eingesetzte Nadel-EMG und das Draht-EMG (engl. Fine Wire-EMG), welches das elektrische Signal über in den Muskel eingestochene Elektroden ableitet und das Oberflächen-EMG (engl. Surface Electromyography (SEMG)), welches das elektrische Signal der Muskulatur an der Hautoberfläche misst (Kunz, 2003).

Das Oberflächen-EMG wird heute hauptsächlich im Bereich der Sportwissenschaft, Physiotherapie, Rehabilitation und Arbeitswissenschaft eingesetzt, weil es weniger invasiv ist als die beiden anderen Formen des EMGs. Es erlaubt den Blick ins Innere des Muskels, indem es eine quantitative und objektive Registrierung von Muskelaktivität ermöglicht (Konrad, 2005).

Zum weiteren Verständnis der Natur des EMG Signals ist das Modell eines elektrischen Dipols hilfreich. Das Signal wird in der Regel von 2 Elektroden über dem Bauch des jeweiligen Muskels registriert, die entlang des Verlaufs der Muskelfasern angebracht sind. Es kommt durch die Aktivierung eines α -Motoneurons zur Depolarisation der Muskelzellen, woraufhin der Muskel kontrahiert. Dabei läuft eine Depolarisations- und anschließende Repolarisationswelle über den Muskel, wodurch Potentialdifferenzen in Form eines Dipols zwischen den beiden angebrachten Elektroden messbar werden (Konrad, 2005). Die Depolarisation erreicht zunächst die Elektrode A und erzeugt dadurch eine große Potentialdifferenz zwischen Elektrode A und B. Sobald die Depo-

1 Einleitung

larisation in der Mitte der Distanz zwischen Elektrode A und B angekommen ist, vermindert sich das Potential zwischen den Elektroden A und B gegen Null und bei Erreichen der Elektrode B wird erneut eine große Potentialdifferenz beobachtet, die jedoch jetzt anderer Polarität ist als zuvor. Durch jede einzelne Muskelfaser wird somit ein biphasisches elektrisches Signal erzeugt (Konrad, 2005). Da aber bei der Aktivierung einer motorischen Einheit immer mehrere Muskelfasern aktiv sind, entsteht bei der Aktivität einer ganzen motorischen Einheit meist ein triphasisches Signal, ein sogenanntes "Motor Unit Action Potential" (MUAP). Diese wiederum werden überlagert von der Aktivität mehrerer motorischer Einheiten und bilden das eigentliche Interferenzsignal oder Roh EMG - Signal (Konrad, 2005).

Da sich die Aktivität der einzelnen motorischen Einheiten hinsichtlich Frequenzierung und Rekrutierung (siehe Kapitel 1.5) ständig wandelt, handelt es sich bei dem abgeleiteten EMG um zufällig entstandene Potentiale, die nicht exakt reproduzierbar sind. Gleichzeitig gilt jedoch, dass je höher die Frequenzierung oder Rekrutierung innerhalb eines Muskels ist desto höher ist die Amplitude des abgeleiteten Signals. Da aber auch bei einem ruhenden Muskel ständig kleinere Entladungen an den motorischen Endplatten vorkommen, gibt es auch in Ruhe ein gewisses Grundrauschen elektrischer Aktivität, welches aber nicht mehr als 3 - 5 Mikrovolt betragen sollte. Bei maximaler Anspannung sind bei Athleten Potentiale bis 5 Millivolt messbar (Konrad, 2005).

Neben der physiologischen Potentiale im Muskel nehmen jedoch viele andere Faktoren Einfluss auf das EMG Signal. Zu den äußeren Faktoren der Signalaufnahme eine wichtige Rolle. Dazu zählen die Form der Elektroden, das Material aus dem sie bestehen, die Distanz zwischen den bipolaren Elektroden, die Position der Elektroden über dem Muskel hinsichtlich der motorischen Endplatten (sogenannter Motor Points) und hinsichtlich der Länge und Breite des zu messenden Muskels und auch die Platzierung der Elektroden hinsichtlich des Verlaufs der Muskelfasern (Raez u. a., 2006). Zu den inneren Faktoren, die das EMG Signal bestimmen, zählen physiologische Faktoren wie die Zahl und Größe der aktiven motorischen Einheiten, die Zusammensetzung der aktiven motorischen Einheiten, die Lokalisation der aktiven motorischen Einheiten in Bezug zu den Elektroden, die Gewebedicke zwischen Elektrode und aktivem Muskel, die Frequenz der Muskelaktivierung durch das Motoneuron und der Blutfluss im entsprechenden Muskel. Letztlich ist derzeit noch keine Quantifizierung der einzelnen Effekte möglich (Raez u. a., 2006).

Zu den häufigsten Störfaktoren zählen zum einen die Gewebeeigenschaften über der Ableitstelle, welche bei Adipositas dazu führen können, dass kein EMG Signal mehr ableitbar ist. Auch die Aktivität benachbarter Muskeln kann fälschlicherweise für Aktivität im gerade abgeleiteten Muskel gehalten werden, was als "Cross talk" bezeichnet wird (Konrad, 2005). Dazu zählen auch EKG Artefakte im EMG bei Messungen am Thorax oder Schulterbereich. Externe Stromquellen können außerdem Störspannungen erzeugen, die sich als 50 Hz - Netzbrummen im Signal bemerkbar machen können. Immer auch zu Einschränkungen der Vergleichbarkeit von Messungen führt eine Veränderung der Interelektrodenabstand, was bei dynamischen Messungen mit starker

Muskelverkürzung zu Problemen führen kann (Luca, 1997; Konrad, 2005).

Da viele verschiedene Faktoren in die Registrierung eines EMG Signals eingehen, ist es nötig ungewollte Faktoren so gut wie möglich zu neutralisieren, so dass die physiologischen Größen, die von Interesse sind, hauptsächlich das Signal bestimmen und nicht technische Aspekte der Messung (Hermens u. a., 2000). In der vorliegenden Studie wurden deshalb entsprechende Maßnahmen zur Standardisierung der Messmethode getroffen (siehe Kapitel 2.6). Dazu zählen Maßnahmen zur Ermittlung der Position der Elektroden, der Distanz zwischen den Elektroden, der Positionierung entlang der Muskelfasern, der Form der Muskelkontraktion und der Hautpräparation (Hermens u. a., 2000).

Die statistische Verarbeitung des EMG Rohsignals erfolgt in Abhängigkeit der jeweiligen Fragestellung. Generell findet immer eine Vollgleichrichtung des Roh EMG Signals statt, um die statistische Maßzahlen für die Kurve berechnen zu können (Farina u. a., 2010). Eine anschließende Glättung des Signals ist zur Erhöhung der Reliabilität der Messungen üblich. Dies geschieht mittels zweier gleichwertiger Verfahren (Farina u. a., 2010). Der gemittelte, gleichgerichtete Amplitudenwert (engl. Averaged Rectified Value (AVR)) oder der R(oot) M(ean) S(quare) können berechnet werden und tragen zu einer Glättung des Signals bei. Zur Quantifizierung der Aktivität eines Muskels wird üblicherweise die durchschnittliche EMG Amplitude in Mikrovolt berechnet. Da es jedoch Probleme mit der Vergleichbarkeit der Amplitudenwerte des gleichgerichteten und geglätteten EMGs gibt, wird eine sogenannte Normalisierung der EMG Amplitude empfohlen (Lehman, McGill, 1999). Dabei werden die Differenzen der EMG Amplituden verschiedener Messungen nicht in Mikrovolt miteinander verglichen. Sondern es wird die EMG Amplitude während einer statischen Maximalkraftmessung (MVIC) erfasst und auf die jeweilige Belastung geeicht. Dadurch ist es möglich die jeweiligen Störfaktoren, die beispielsweise durch eine neue Elektrodenanlage entstehen, zu eliminieren (Lehman, McGill, 1999). Die jeweiligen Messergebnisse werden als Prozent von der maximalen Muskelaktivierung der Eichmessung angegeben, so dass eine Normierung der EMG Messungen auf eine mechanische Belastung vorgenommen wird (Lehman, McGill, 1999).

1.9 Zielsetzung der Arbeit

Dem elastischen Tape werden viele verschiedene Effekte zugeschrieben (siehe Kapitel 1.4), was zu einer weiten Verbreitung im Bereich der Sportmedizin, Physiotherapie und Rehabilitation geführt hat. Dagegen steht die Erforschung der Effekte des elastischen Tapes noch ganz am Anfang. Die bisherige Evidenz stammt zum größten Teil aus Fallberichten und nicht kontrollierten Studien mit kleiner Fallzahl. Das Evidenzniveau muss folglich als sehr gering bezeichnet werden. Alle beschriebenen Effekte des Tapes sind derzeit noch als hypothetisch zu betrachten (Bassett u. a., 2010).

Der Einfluss des Tapes auf gesunde Probanden ist genauso unzureichend bekannt, wie der auf

1 Einleitung

Patienten mit pathologischen Veränderungen. Zum Zeitpunkt des Studienbeginns im September 2008 hatten sich verschiedene Studien mit den Auswirkungen des elastischen Tapings auf unterschiedliche physiologische Parameter gesunder Probanden beschäftigt. Es waren Effekte auf die Maximalkraft, den Muskeltonus, die Muskelermüdung, Postbelastungsmyalgien ("Muskelkater"), die Propriozeption, die Durchblutung und die Beweglichkeit untersucht worden.

Für die Entwicklung des Studiendesigns waren einige Studien von besonderer Bedeutung. Shunsuke und Kollegen untersuchten den Einfluss des elastischen Tapings auf die isokinetische Maximalkraft und die Muskelermüdung. 20 Probanden wurden mittels Randomisierung in Interventions- und Kontrollgruppe aufgeteilt. Es war kein Maximalkraftunterschied zwischen den beiden Gruppen messbar, aber das Tape schien eine Wirkung hinsichtlich geringerer Muskelermüdung zu besitzen (Shunsuke u. a., 1999).

Supik und Kollegen beobachteten dagegen eine Erhöhung des Muskeltonus während isometrischer Maximalkraftmessungen nach Tapeanlage am vorderen Oberschenkel. Es war in einem Zeitraum von 24 Stunden nach Tapeapplikation bis 60 Stunden danach ein erhöhter Tonus im Oberflächen EMG messbar. Auch die isometrische Maximalkraft konnte durch das elastische Tape gesteigert werden. 27 Probanden nahmen an der Studie teil (Stupik u. a., 2007).

Fu und Kollegen hatten den Einfluss einer Tapeanlage am vorderen Oberschenkel auf die isokinetische Maximalkraft von 14 Probanden untersucht. Er hat mit jedem Probanden 3 verschiedene Protokolle zur Maximalkraftmessung durchgeführt: zunächst ohne Tape, direkt nach Tapeanlage und 12 Stunden später mit immer noch aufgebrachtem Tape. Es war kein signifikanter Maximalkraftunterschied zwischen den Einzelmessungen bestimmbar (Fu u. a., 2008). Beide zuletzt genannten Studien verfügten über keine Kontrollgruppe und alle drei Studien beruhten auf einer geringen Fallzahl, so dass keine abschließende Beurteilung möglich war.

Anknüpfend an die Ergebnisse der vorgestellten Studien ist es Ziel dieser Studie die Effekte des elastischen Tapings hinsichtlich Maximalkraft, Muskelaktivität und Muskelermüdung weiter zu untersuchen. Aufbauend auf den Ergebnissen der dargestellten Studien sollte im Rahmen einer randomisiert - kontrollierten Interventionsstudie mit ausreichender Fallzahl ein höheres Evidenzniveau erreicht werden. Dies sollte zu mehr Evidenz hinsichtlich der Effekte des elastischen Tapings bei Gesunden beitragen. Eine Tapeanlage bei Gesunden zur Verletzungsprophylaxe oder Leistungssteigerung kann so möglicherweise auf eine wissenschaftliche Basis gestellt werden. Auch eine bessere Beurteilbarkeit der Indikationen für elastisches Tape bei Gesunden erscheint dadurch möglich. Dies ist insbesondere deshalb wünschenswert, da das Indikationsspektrum bisher maßgeblich auf den Angaben der Tapeproduzenten beruht. Durch den zunehmenden Bekanntheitsgrad des Tapes und die dadurch verstärkte Nachfrage spielen wirtschaftliche Interessen der Produzenten und Therapeuten eine zunehmende Rolle bei der Beurteilung der Wirksamkeit des elastischen Tapes.

2 Methoden

Die vorliegende Studie wurde zweistufig durchgeführt. Zunächst sah die Studienkonzeption eine Vorstudie im Sinne einer Pilotstudie vor, an die sich bei erfolgreichem Verlauf mit möglichen Modifikationen eine Hauptstudie anschließen sollte. Dementsprechend fanden im September und Oktober 2008 die Untersuchungen der Probanden der Vorstudie und auch eine anschließende statistische Auswertung statt. Daran schloss sich die Hauptstudie mit 50 Probanden im Zeitraum vom Oktober 2008 bis Januar 2009 an. Dieses zweistufige Vorgehen wurde gewählt, um die zu erwartenden Effekte der Intervention Tape hinsichtlich der gewählten Zielvariablen abzuschätzen. Die Vorstudie diente zur Erprobung des Untersuchungsablaufs und der verwandten Geräte als auch zur Fallzahlplanung für die Hauptstudie. Durch die Vorstudie wurde eine biometrische Studienplanung für die Hauptstudie gewährleistet. Die vorliegende Arbeit stellt ausschließlich die Ergebnisse der Hauptstudie dar.

2.1 Allgemeines Studiendesign

Zur Operationalisierung der festgelegten Zielvariablen wurde gesunden Probanden elastisches Tape entlang des Verlaufs des Musculus rectus femoris angelegt. Da es sich dabei um einen Extensor des Kniegelenks handelt, wurde zur Maximalkraftbestimmung ein Dynamometer verwendet, mit dem die Kraft der Knieextensoren bestimmt wurde. Gleichzeitig wurde während jeder Maximalkraftmessung ein Oberflächen - Elektromyogramm (EMG) der Mm. vastii medialis und lateralis registriert um so Einblick in Veränderungen der Muskelinnervation zu erhalten.

Der Studienablauf sah 2 Untersuchungstermine mit einer Dauer von je einer Stunde für jeden Probanden vor. Zwischen den zwei Untersuchungen sollten ca. 48 Stunden vergehen. Alle Untersuchungen fanden im Trainingsbereich des Gesundheitszentrums RehaFit, Am Krekel 49, in Marburg statt.

Die Studienplanung unterschied zwischen Interventions- und Kontrollgruppe. Entweder das rechte oder das linke Bein eines jeden Probanden wurde einer der zwei Gruppen zugeteilt. Die Zuteilung in Interventions- und Kontrollgruppe erfolgte zufällig nach Randomisierung. Das jeweilige Bein, das der Interventionsgruppe per Losverfahren zugeteilt wurde, wurde getapt, während am anderen Bein der Kontrollgruppe keine Tapeanlage stattfand. Dementsprechend wurde das Tape von den Probanden während der 48 Stunden zwischen dem ersten und dem zweiten Untersuchungstermin lediglich an einem Bein getragen.

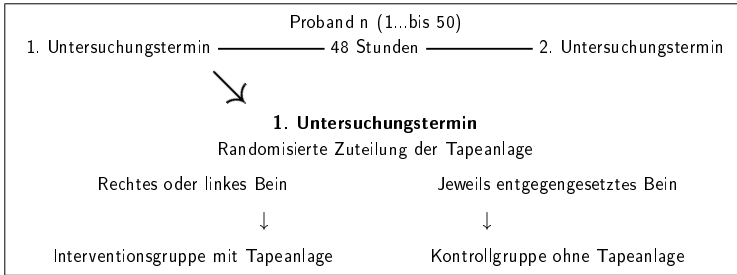


Tabelle 2.1: Darstellung des Grundaufbaus des Studiendesigns. Die 50 vorgesehenen Probanden werden zu 2 Untersuchungsterminen im Zeitraum von 48 Stunden eingeladen. Beim ersten Untersuchungstermin wird per Losverfahren über die Zuteilung entweder des rechten oder linken Beines in Interventions- oder Kontrollgruppe entschieden.

Der Effekt der Tapeanlage auf die Entwicklung der Maximalkraft und die EMG - Amplituden sollte geprüft werden. Deshalb wurden mehrere Maximalkraftmessungen an beiden Beinen mit gleichzeitigen Ableitungen eines Oberflächen - EMGs in die Studienplanung aufgenommen.

Es galt zu berücksichtigen, dass kein Vergleich absoluter Kraftwerte zwischen Interventions- und Kontrollgruppe, also zwischen dem rechten und linken Bein eines Probanden, möglich war. Die individuellen Maximalkraftunterschiede zwischen dominanten und nicht dominanten Bein betragen unter physiologischen Bedingungen in der Regel nicht mehr als 10% (Tschopp, 2003). Dennoch könnten sie zu Fehleinschätzungen führen. Insbesondere aber auch die interindividuellen Kraftunterschiede in Abhängigkeit von anthropometrischen Daten, Koordination, Motivation u.a. (siehe Kapitel 1.7) tragen zu großen Schwankungen der Maximalkraft unter der Gesamtzahl der Probanden bei. Deshalb wurden ausschließlich prozentuale Änderungen der Maximalkraft von Messung 1 zu Messung 2 an einem Bein mit der Kraftentwicklung am anderen Bein verglichen.

Zunächst wurde die Maximalkraft beider Beine noch vor einer elastischen Tapeanlage bestimmt. Danach wurde das Tape entlang des M. rectus femoris des zufällig ermittelten Beines angelegt und nach 48 Stunden Tragezeit wurde die Maximalkraft erneut an beiden Beinen bestimmt. Dadurch war es möglich die Veränderung der Maximalkraft am getapten Bein mit der Entwicklung am anderen Bein zu vergleichen. Neben der spontanen Entwicklung der Maximalkraft durch eine elastische Tapeanlage über einen Zeitraum von 48 Stunden sollte auch der Einfluss auf die Erschöpfungsresistenz der Beinmuskulatur geprüft werden. Deshalb wurden neben den Maximalkraftmessungen auch sogenannte Erschöpfungsphasen in die Studienplanung integriert um möglicherweise einen Unterschied zwischen Interventions- und Kontrollgruppe beobachten zu können. Zur Erschöpfung der Probanden dienten isokinetische Belastungen der Knieextensoren und -flexoren, die am gleichen Dynamometer, an dem auch die Maximalkraftmessungen stattfanden, durchgeführt wurden.

Zielvariable	Methode
Maximalkraft	Dynamometrische Maximalkraftmessung
Ermüdungsresistenz und Regeneration	Änderung der Maximalkraft nach einer Erschöpfungsphase
Muskelaktivität	Elektromyografie

Tabelle 2.2: Zuordnung der identifizierten Zielvariablen zu Methoden des Studiendesigns

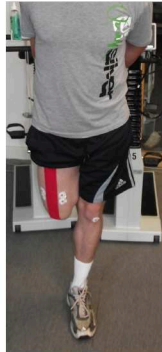


Abbildung 2.1: Proband, der sich vor Beginn des 2. Untersuchungstages den M. quadrizeps dehnt. Weiterhin wurde auch die ischiocrurale Muskulatur gedehnt (nicht abgebildet). Das elastische Tape und die EMG - Elektroden sind ebenfalls zu sehen.

2.1.1 Erster Untersuchungstermin

Nachdem die Probanden im Vorfeld über den Verlauf und die Risiken der Studie aufgeklärt worden waren, wurden sie zum ersten Untersuchungstermin eingeladen. Der erste Termin begann für die Probanden mit der Bestimmung der EMG Elektrodenposition (siehe Kapitel 2.6). Dafür legten sich die Probanden mit dem Rücken und ausgestreckten Beinen auf eine Liege und die jeweilige Lokalisation wurde mit einem Marker auf der Haut gekennzeichnet. Die Probanden wärmten sich dann an einem Fahrradergometer auf. Sie fuhren 10 Minuten bei 50 Watt mit 70 - 80 Pedalumdrehungen pro Minute. Im direkten Anschluss dehnten sie die vordere (M. quadrizeps femoris) und die hintere (Mm. ischiocrurales) Oberschenkelmuskulatur je 3 mal ca. 10 Sekunden unter Anleitung des Testleiters (siehe Abbildung 2.1).

Die Probanden wurden nun gebeten am Dynamometer Platz zu nehmen. Daraufhin wurde die Haut für ein optimales EMG Signal präpariert (siehe Kapitel 2.6) und die EMG Elektroden an den vorbereiteten Positionen auf die Haut geklebt und verkabelt.

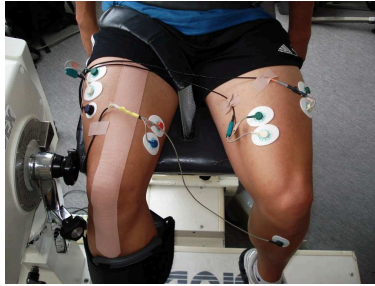


Abbildung 2.2: Darstellung eines komplett vorbereiteten Probanden zu Beginn des 2. Untersuchungstages, der schon am Dynamometer fixiert ist. Es sind das elastische Tape und die verkabelten EMG - Elektroden mit Fixation der Kabel gegen Bewegungsartefakte zu sehen. Die EMG - Elektroden sind je paarweise am M. vastus medialis und lateralis angebracht. Die Neutralelektrode unterhalb der Tuberositas tibiae am nicht getapten Bein ist ebenfalls sichtbar. Die Position der Elektroden wurde nach den SENIAM Empfehlungen (Hermens u. a., 2000) ermittelt. Der Verlauf des elastischen Tapes von Spina iliaca anterior inferior bis zur Tuberositas tibiae kann nachvollzogen werden. (Die hier gezeigten Elektroden wurden ausschließlich in der Vorstudie verwendet und kamen in der Hauptstudie nicht zum Einsatz.)

Die Kabel wurden nochmals mit einem Klebestreifen am Bein fixiert um mögliche Bewegungsartefakte im EMG zu minimieren. Die Probanden wurden nun im Sitzen mit einem speziellen Gurtsystem am Dynamometer fixiert (siehe Kapitel 2.4) und die Position wurde in einem Dokumentationsbogen erfasst. Der Unterschenkel wurde am Kraftarm des Dynamometers befestigt um eine Kraftmessung der Knieextensoren zu ermöglichen (siehe Kapitel 2.4). Die Kraftmessungen für das linke und rechte Bein erfolgten nacheinander. Die Reihenfolge war zuvor zufällig durch Randomisierung bestimmt worden.

Daraufhin bekamen die Probanden die Möglichkeit sich mit dem Gerät besser vertraut zu machen (siehe Kapitel 2.4.2). Dabei wurden die Fixierungen der Probanden und die Qualität des EMG Signals ein letztes Mal überprüft.

Die Aufnahme des EMG Signals wurde daraufhin gestartet und die Maximalkraftmessung des ersten Beines begann. Danach erfolgte direkt die Aufzeichnung der Kraft- und EMG- Werte des zweiten Beines. Den Probanden wurde nach der Durchführung der Maximalkraftmessungen das elastische Tape an dem zuvor durch Randomisierung zufällig ermittelten Bein angelegt.

Im Anschluss sollten die Probanden jedes Bein in einer Belastungsphase am Dynamometer erschöpfen (siehe Kapitel 2.4.2). Dafür wurden sie erneut am Gerät fixiert. Die Belastung begann am zuletzt getesteten Bein und direkt danach wurde am Anderen getestet. Es wurde kein EMG Signal aufgenommen.

Zum Abschluss des ersten Untersuchungstermins wurden die EMG Elektroden entfernt und damit war der erste Untersuchungstermin für die Probanden beendet. Das elastische Tape trugen die Probanden bis zur nächsten Untersuchung 48 Stunden später.

2.1.2 Zweiter Untersuchungstermin

Die zweite Untersuchung begann mit der Überprüfung der Sichtbarkeit der markierten EMG Elektrodenpositionen, damit die neuen Elektroden nach entsprechender Hautpräparation an gleicher Stelle positioniert werden konnten. Vor dem Aufkleben der neuen EMG Elektroden wärmten sich die Probanden wie schon bei der ersten Untersuchung am Ergometer auf, führten Dehnübungen durch und die EMG Elektroden wurden geklebt.

Die Probanden wurden darauf am Dynamometer mit den gleichen Gurten wie zuvor fixiert. Die Position der Probanden wurde mit Hilfe des Dokumentationsbogens der ersten Untersuchung eingestellt. Die Probanden bekamen erneut die Möglichkeit sich mit dem Gerät vertraut zu machen. Daraufhin wurde analog zur ersten Untersuchung die Maximalkraft der Kniestrecker mit Messung der EMG Aktivität registriert. Dabei wurde mit dem gleichen Bein begonnen wie auch schon zu Beginn der ersten Untersuchung.

Nach der Maximalkraftmessung blieben die Probanden mit dem Bein am Beincurler fixiert und es schloss sich unmittelbar eine Belastungsphase an. In dieser fand keine EMG Aufzeichnung statt. Mit möglichst kurzer Verzögerung wurde direkt danach eine erneute Maximalkraftmessung mit Registrierung des EMG Signals durchgeführt. Dann wurden die fixierenden Gurte des Dynamometers gelöst und die Position des anderen Probandenbeins eingestellt. Mit diesem wurde genauso verfahren, wie für das andere Bein beschrieben. Nach Abschluss der Messungen am zweiten Bein war die Studie für die Probanden beendet.

2.2 Probanden

Vor Studienbeginn wurde bei der Ethikkommission des Fachbereichs Medizin des Universitätsklinikums Marburg ein Ethikantrag eingereicht. Die Kommission sah keine rechtlichen oder ethischen Bedenken bei der Studiendurchführung.

Die Probanden wurden zum größten Teil aus der sportwissenschaftlichen Fakultät der Universität Marburg rekrutiert. Einige stammten aber auch aus dem privaten Umfeld des Versuchsleiters. Insgesamt sollten 50 Probanden untersucht werden. Die Probandenzahl basierte auf den Ergebnissen der Vorstudie. Der Zeitraum der Untersuchungen erstreckte sich vom 25.10.2008 bis 27.01.2009. Die Studie schloss Probanden im Alter zwischen 18 und 60 Jahren ein, die ein bisher gesundes und schmerzfreies Hüft- und Kniegelenk hatten. Die Teilnahme erfolgte auf freiwilliger Basis ohne materielle Anreize.

Eine vorläufige Aufklärung der Probanden erfolgte telefonisch und via E-Mail. Eine ausführliche Aufklärung durch den Testleiter fand unmittelbar vor dem ersten Untersuchungstermin statt. Sie wurde mit Hilfe eines Aufklärungsbogens, welcher den Probanden schriftlich ausgehändigt wurde, durchgeführt. Zum Abschluss der Aufklärung willigten die Probanden durch ihre Unterschrift in die Studienteilnahme ein (siehe 6.2).

2 Methoden

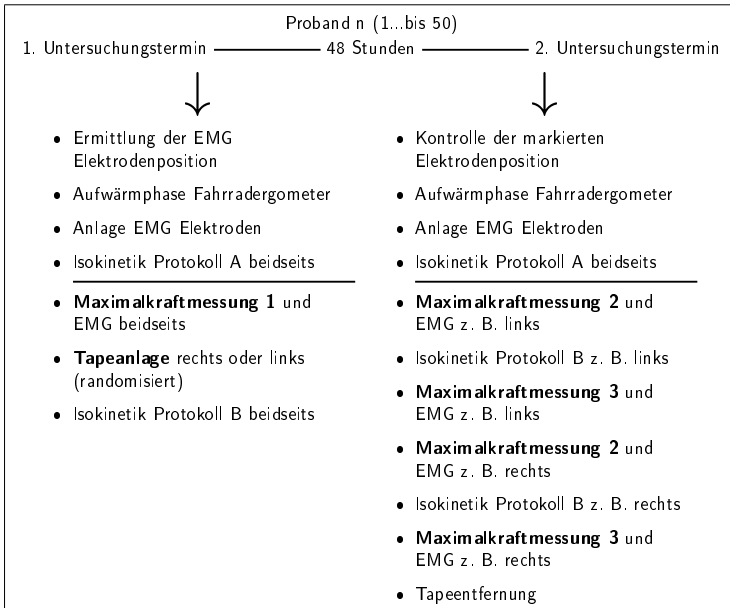


Tabelle 2.3: Tabellarische Übersicht zum Studienablauf; „beidseits“ bezieht sich immer auf das rechte und linke Bein. Für die Maximalkraftmessungen wurde randomisiert, ob mit dem rechten oder linken Bein begonnen wurde.

Es wurden Ausschlusskriterien formuliert, die mittels eines Fragebogens (siehe 6.2) während der Probandenaufklärung überprüft wurden:

- Bekannte Pathologien im Knie- oder Hüftgelenk
- Aktuelle Schmerzsymptomatik in Knie- oder Hüftgelenk
- Akute oder chronische Hauterkrankungen
- Pilzinfektionen
- Erysipel
- Z.n. Operationen an Hüft- und Kniegelenk
- Z.n. Operationen am Oberschenkel

2 Methoden

- Lokale Haut oder Muskeldefekte am Oberschenkel (Hämatom, Narbe)
- Gefäßerkrankungen
- Thrombose
- Thrombophlebitis
- Chronisch venöse Insuffizienz
- Periphere arterielle Verschlusskrankheit
- Allergien auf Wundpflaster (Klebstoffe), insbesondere Acrylat
- Allgemeinerkrankungen, die zur Veränderung der Hautarchitektur führen (auch Erkrankungen, die zur Ödembildung führen)
- Kollagenosen
- Herzinsuffizienz II-IV
- Terminale Niereninsuffizienz
- Hyperkortisolismus (primär/sekundär/tertiär)
- Systemische Cortisontherapie innerhalb der letzten 6 Monate
- Koronare Herzkrankheit mit pectanginösen Beschwerden
- Reduzierter Allgemeinzustand
- Sämtliche neurologische Erkrankungen, welche die Beinkraft beeinflussen
- Hernien, instabile OP Narben

Bei allergischen Reaktionen (Hautrötung, Jucken, Schwellung, Ödembildung), Zeichen einer Herz- Kreislauf- Dekompensation, Muskelkrämpfen oder auf Wunsch der Probanden wurde die Studie sofort abgebrochen.

Im Rahmen der Aufklärung wurden die Probanden nicht explizit über das Verhalten zwischen dem ersten und zweiten Untersuchungstermin informiert. Bei Rückfragen seitens der Probanden wurden sie dazu angehalten ihren alltäglichen Beschäftigungen nachzugehen und sich möglichst nicht einzuschränken. Lediglich stark einseitige Belastungen sollten vermieden werden.

2.3 Randomisierung

Das Studiendesign sah eine Randomisierung der Zuordnung des jeweiligen Beines der Probanden in Interventions- oder Kontrollgruppe vor. Während bei den Beinen in der Interventionsgruppe eine Tapeanlage stattfand, wurden die Beine in der Kontrollgruppe nicht getapt.

Um am Studienende eine ausgeglichene Verteilung zwischen beiden Gruppen zu erreichen, wurde das Verfahren der Blockrandomisierung per Los angewendet. Dafür wurden 25 Lose mit der Aufschrift "Rechts" und 25 mit der Aufschrift "Links" in einer nicht einsehbaren Dose vermischt. Alle Probanden zogen zu Beginn des ersten Untersuchungstermins ein Los und die Aufschrift des Loses entschied über das Bein, welches im Verlauf der Studie getapt werden sollte. Zogen die Probanden also ein Los mit der Aufschrift "Rechts", so wurde im Laufe der Studie das rechte Bein getapt.

Gleichzeitig galt es das jeweilige Bein zufällig zu ermitteln, mit dem die Studie begonnen werden sollte, da die Kraftmessungen an den zwei Beinen der Probanden nicht gleichzeitig durchgeführt werden konnten. Durch die Randomisierung des zuerst zu testenden Beines wurde der Effekt möglicher Lernprozesse während der Studie weitestgehend eliminiert. Das Losverfahren entschied über das Bein, welches als erstes untersucht werden sollte. Dafür wurden 25 Lose mit der Aufschrift "Tape" und 25 Lose mit der Aufschrift "Kein Tape" in eine Dose gefüllt und den Probanden zu Beginn der Studie vorgelegt um ein Los zu ziehen. Wenn das Los mit der Aufschrift "Tape" gezogen wurde, begannen die Kraftmessungen am Bein, das später getapt werden sollte und bei "Kein Tape" am nicht zu tapenden Bein. Alle Probanden wurden folglich vor Beginn der ersten Untersuchung gebeten zunächst ein Los aus der einen Dose zur Ermittlung des zu tapenden Beins zu ziehen und danach ein zweites Los aus einer anderen Dose zur Ermittlung des Beines, mit welchem die Untersuchung beginnen sollte.

2.4 Maximalkraftmessung

Für sämtliche Kraftmessungen im Rahmen der Studie wurde das isokinetische Dynamometer System 2 der Firma Biodex verwendet. Es bietet verschiedene Möglichkeiten der Kraftmessung. Isokinetische, isometrische und isotonische Messungen sind möglich. Das Dynamometer überträgt die ermittelten Kraftdaten an einen Computer mit entsprechender Software. Das Programm erstellt Messkurven der einzelnen Testserien und bietet unterschiedlichste Möglichkeiten der Auswertung. Zur Sicherung der Validität der Kraftmessungen wurde das Biodex Dynamometer vor Beginn der Messreihen neu geeicht.

Zur Gewährleistung einer optimalen Reliabilität der Kraftmessung wurden die Probanden mit Hilfe eines speziellen Gurtsystems des Biodex Gerätes fixiert. Bei jeder weiteren sich anschließenden Messung wurden für jeden einzelnen Probanden immer die gleichen Einstellungen gewählt. Zur leichteren Dokumentation der Position des Probanden auf dem Biodex Gerät sind alle be-



Abbildung 2.3: Darstellung des Aufbaus der Kraftmessung. Der Proband ist durch ein spezielles Gurtsystem auf dem Dynamometer fixiert. Der Oberkörper, die Taille und der rechte Oberschenkel sind am Sitz festgeschnallt, während das rechte Bein auf Höhe des distalen Unterschenkels über eine gepolsterte Manschette an dem Hebelarm des Dynamometers befestigt ist. Dieser registriert das Drehmoment bei maximaler Extension im Kniegelenk.

weglichen Teile des Gerätes mit numerischen Skalierungen versehen. Die Einstellungen wurden auf einem Dokumentationsbogen festgehalten, so dass der Proband bei der zweiten Untersuchung wieder exakt die gleiche Position einnehmen konnte. Zusätzlich wurde der obere Rand des Cuffs am Hebelarm des Dynamometers auf der Haut am Unterschenkel des zu messenden Beines markiert um bei der zweiten Untersuchung die gleiche Cuffposition einstellen zu können.

Die Probanden wurden in der Hüfte, am Oberkörper und am zu testenden Oberschenkel mit Gurten am Sitz des Biodex Gerätes festgeschnallt. Zur Streckung des Kniegelenks konnte so ausschließlich der M. quadrizeps benutzt werden. Das zu untersuchende Bein wurde mit Hilfe eines gepolsterten Cuffs am Hebelarm des Biodex Gerätes befestigt. Daraufhin wurde die Position des Probanden an die Drehachse des Hebelarmes des Dynamometers angepasst. Dem Manual des Biodex Gerätes entsprechend war für die Kraftmessungen am M. quadrizeps die Drehachse des Kniegelenkes und die Drehachse des Hebelarmes der Maschine auf einer Achse positioniert worden.

Jeweils vor Beginn der Maximalkraftmessung 1 wurde für jedes Bein separat die Gewichtskraft durch das Dynamometer ermittelt, welche auf die Achse des Dynamometers wirkte. Dadurch wurde der Einfluss des Gewichts des Beins auf die Kraftmessung eliminiert.

In der vorliegenden Studie kamen zwei verschiedene Typen von Kraftmessung zur Anwendung. Zur Erfassung der Maximalkraft wurde ein isometrisches Messverfahren verwendet, während für die Belastungsphasen zur Erschöpfung der Probanden ein isokinetisches Protokoll verwandt wurde.

2.4.1 Isometrische Maximalkraftmessung

Im Studiendesign waren die isometrischen Maximalkraftmessungen 1, 2 und 3 vorgesehen. Alle drei basierten auf dem gleichen Ablauf. Zur Messung der isometrischen Maximalkraft wurde in der Software des Dynamometers unter dem Menüpunkt "Isometrische Messungen" der Modus "Test", "Biphasischer Vergleich" gewählt.

Wie bereits in Kapitel 2.4 dargestellt, wurden die Probanden am Dynamometer fixiert und positioniert. Sie wurden vor jeder Maximalkraftmessung aufgefordert die Arme vor dem Oberkörper zu verschränken und mit der jeweiligen Hand an die kontralaterale Schulter zu fassen. Sie sollten das nicht zu untersuchende Bein während der Kraftmessung in 90° Flexion im Knie halten und nicht mitschwingen, so dass der Einsatz von Hilfsmuskulatur zur Extension im Kniegelenk weitestgehend ausgeschlossen werden konnte.

Daraufhin sollten die Probanden den Unterschenkel mit maximaler Kraft gegen den Widerstand des Hebelarmes des Gerätes drücken. Die Winkelgeschwindigkeit des Hebelarmes während der Messung betrug 0°/Sek. Es handelte sich also um einen festen, unbeweglichen Widerstand. Es wurden drei Wiederholungen bei 75° Beugung im Knie durchgeführt. Die Pause zwischen jeder Wiederholung betrug zehn Sekunden.

Vor Beginn der isometrischen Maximalkraftmessung 1 und 2 wurde den Probanden die Möglichkeit gegeben sich in einigen submaximalen Versuchen an die Messbedingungen zu adaptieren. Die Steuerung der möglichst exakten zeitlichen Ausführung wurde mittels eines visuellen Signals auf einem Computermonitor vorgegeben. Der Proband sah vor Beginn jeder einzelnen Wiederholung eine Ampel auf dem Monitor eingeblendet, die den Beginn der Wiederholung markierte. Während der Belastungsphase konnte der Proband die Kraftentwicklung seiner Beinmuskulatur in Form einer Kurve am Bildschirmmonitor mitverfolgen und bei der zweiten und dritten Wiederholung auch mit den vorigen vergleichen. Seitens des Versuchsleiters wurden während der Belastungsphasen stets intensive Anfeuerungsversuche unternommen um die Motivation der Probanden zu steigern.

Der Unterschied zwischen dem Ablauf der Maximalkraftmessungen lag darin, dass am 1. Untersuchungstag die Maximalkraftmessung 1 an beiden Beinen durchgeführt wurde und danach die isokinetische Belastung absolviert wurde (siehe Kapitel 2.4.2). Dahingegen wurde am 2. Untersuchungstag zunächst an einem Bein ohne Unterbrechung die Maximalkraftmessung 2, die isokinetische Belastung und die Maximalkraftmessung 3 durchgeführt und erst danach wurde das zweite Bein untersucht.

Zur Auswertung der Kraftmessungen wurde die Funktion "Analyse der Testkurve" unter dem Menüpunkt "Isometrik" gewählt. Aus den drei Wiederholungen einer Messserie wurde das maximale Drehmoment als Zahlenwert in der Einheit Newtonmeter in eine Auswertungstabelle übernommen. Zur weiteren statistischen Auswertung wurde die Software SPSS 15.0 für Windows verwendet.

2.4.2 Isokinetische Belastung der Probanden

Im Studiendesign waren zwei unterschiedliche isokinetische Protokolle vorgesehen, nämlich Protokoll A und B. Das Protokoll A diente dazu, dass sich die Probanden mit dem Gerät vertraut machen und ihre Muskulatur aufwärmen konnten. Dieses Protokoll fand vor den isometrischen Maximalkraftmessungen 1 und 2 seine Verwendung (siehe Tabelle 2.3). Das Protokoll B diente zur muskulären Ermüdung der Probanden und wurde nach den isometrischen Maximalkraftmessungen 1 und 2 eingesetzt (siehe Tabelle 2.3).

Der Unterschied zwischen den Protokollen lag allein in der vorgegebenen Intensität. Beide Tests sahen einen Bewegungsumfang ROM 0-30-100 vor bei einer Bewegungsgeschwindigkeit von 120° pro Sekunde. Und es wurden sowohl im einen als auch im anderen Protokoll 15 Wiederholungen des Bewegungszyklus Extension/Flexion durchgeführt. Allerdings wurde den Probanden in Protokoll A eine submaximale Intensität von ca. 20% vorgegeben, während sie sich in Protokoll B maximal belasten sollten. Die Intensitätsvorgaben galten sowohl für Extension als auch für Flexion. Für beide Protokolle wurde der Modus "Reha", "Training" unter dem Menüpunkt "Isokinetik" verwendet. Als visuelles Feedback sahen die Probanden während der isokinetischen Belastung zwei verschiedene Balken im Display des Monitors. Der eine Balken zeigte die aufgewendete Kraft der Extension und der Andere informierte den Probanden über die Kraft in der Flexion. Es wurde keine weitere statistische Auswertung der isokinetischen Kraftmessungen durchgeführt.

2.5 Elastisches Tape

In der vorliegenden Studie wurde Leukotape® K der Firma BSN Medical verwendet. Es handelt sich um ein elastisches Pflaster auf Baumwollbasis, das den Elastizitätseigenschaften der Haut ähnelt. Es ist bis auf 140% der ursprünglichen Länge dehnbar und latexfrei. Es besteht aus 97% Baumwolle, 3% Lycra und einem Acrylatkleber (Medical, 2012). Der Kleber ist sinusförmig auf die Rückseite des Pflasters aufgebracht und ermöglicht laut Herstellerangaben dadurch eine erhöhte Durchlässigkeit für Luft und Flüssigkeit. Der Kleber entfaltet seine volle Klebekraft bei verstärkter Wärmezufuhr, so dass bei Aktivität und entsprechender Wärmeentstehung für eine ausreichende Haftung an der Haut gesorgt ist (Mommsen, 2006). Das Tragen des Tapes ist bis zu einer Dauer von einer Woche prinzipiell möglich und lediglich durch die Haftung limitiert. Das Tape ist in verschiedenen Farben erhältlich (rot, blau, pink, schwarz, hellblau und hautfarben). Im Rahmen der Studie wurden die Farben rot, blau und hautfarben eingesetzt. Des Weiteren stehen verschiedene Breiten des Tapes zur Verfügung (2,5cm; 5,0cm; 7,5cm). Wobei ausschließlich Tape einer Breite von 5 cm verwendet wurde. Es wurde eine Anlagetechnik für den M. rectus femoris (Mommsen, 2006) ausgewählt, die in den verschiedenen Schulen des elastischen Tapings verbreitet ist (Sielmann, 2003; Mommsen, 2006; Kase u. a., 2003). Den Probanden wurde in halb liegender Position mit gestrecktem Hüftgelenk und gebeugtem Knie Leukotape® K angelegt.

Der Tapeverlauf entsprach dem Verlauf des M. rectus femoris von Ursprung zu Ansatz. Das



Abbildung 2.4: Darstellung des Tapeverlaufs von der Spina iliaca anterior inferior über den Oberschenkel und die Patella bis zur Tuberositas tibiae. Am Knie ist die Bildung sogenannter Convolutions zu beobachten, die durch die hohe Elastizität des Tapes bedingt sind.

Tape verlief von der Spina iliaca anterior inferior über den Oberschenkel und die Patella bis zur Tuberositas tibiae. Die Anlage erfolgte stets von proximal nach distal, also vom Ursprung zum Ansatz des Muskels. Dabei wurde seitens des Testleiters die Vorspannung des Tapes kontrolliert und darauf geachtet, dass es mit einer Vorspannung zwischen 50% und 60% der Maximalspannung angelegt wurde. Die Anlage erfolgte dem Studiendesign entsprechend immer nur an einem Bein. Bei starker Behaarung im Bereich des Tapeverlaufs wurden die Haare mittels Langhaartrimmer direkt vor der Tapeanlage entfernt. Zur Verbesserung der Haftung des Tapes wurde die Haut an den Tapeenden proximal und distal mit einem Haftspray "Quick drying adhere spray for athletes" der Firma Mueller befestigt. Vor Beginn des 2. Untersuchungstermins wurde der Halt des angelegten Tapes durch den Versuchsleiter nochmals kontrolliert und bei geringfügiger Ablösung der Tapeenden nochmals mit Haftspray fixiert. Der Versuchsleiter erkundigte sich außerdem über mögliche Probleme der Probanden, die mit dem Tragen des Tapes verbunden sein könnten, wie Juckreiz, unangenehmes Fremdkörpergefühl, verstärkte Hitzeentwicklung oder andere subjektive Auffälligkeiten.

Um eine zertifizierte Anlage zu gewährleisten nahmen die Studienleiter am Kurs Leukotape® K Basiskurs und Pain Relief Technique der Firma BSN Medical teil.

2.6 Elektromyografie

Zur Registrierung des EMG Signals wurden Elektroden der Firma 3M, Modell Red Dot® verwendet. Acht Elektroden wurden zur bipolaren Ableitung an der Quadrizepsmuskulatur beider Beine platziert, (siehe Abbildung 2.5) während eine Elektrode als Referenzelektrode an der Tuberositas tibiae des nicht getapten Beines positioniert wurde. Es handelte sich dabei um kreisförmige



Abbildung 2.5: Links ist die Positionsbestimmung der EMG - Elektroden mittels Messung der Distanz zwischen Spina iliaca anterior superior und medialen Gelenkspalt für den M. vastus medialis dargestellt, während die Elektroden am M. vastus lateralis schon angebracht sind. Im rechten Bild ist die vollständige Elektrodenanlage bei einem am Dynamometer fixierten Probanden zu sehen.

Ag/AgCl Elektroden mit einem Durchmesser von 0,9 cm. Der Abstand zwischen den Kontaktflächen zweier Elektroden entsprach ca. 2,5 cm. Die Elektrodenposition wurde entsprechend den SENIAM Empfehlungen (Hermens u. a., 2000) für das Oberflächen EMG für die Mm. vastii medialis und lateralis am rechten und linken Bein bestimmt. Für den M. vastus medialis wurde der Mittelpunkt zwischen den zwei zu applizierenden Elektroden bestimmt, indem die Distanz zwischen Spina iliaca anterior superior und dem medialen Gelenkspalt am Knie vor dem medialen Kollateralband bestimmt wurde und bei 80% der gemessenen Strecke die Elektroden geklebt wurden. Für den M. vastus lateralis wurden die Elektroden bei 66% der Distanz zwischen Spina iliaca anterior superior und dem lateralen Rand der Patella appliziert.

In wenigen Fällen musste aufgrund des Tapeverlaufs entlang des M. rectus femoris die Lokalisation der Elektrode an den Mm. vastii lateralis nach lateral verschoben werden um eine Kollision zwischen Tape und Elektroden zu vermeiden. Die Position der Elektroden wurde daraufhin auf der Haut der Probanden markiert, so dass auch bei der 2. Untersuchung nach 48 Stunden die gleiche Elektrodenposition benutzt werden konnte.

Die Referenzelektrode, welche für eine bipolare Ableitung unabdingbar ist, wurde ein Stück unterhalb der Tuberositas tibiae angebracht. Bei der Anlage wurde darauf geachtet, dass die Elektrode direkt über dem Os tibiae sitzt, so dass möglichst geringer Crosstalk durch angrenzende Muskeln entsteht.

Zur Erhöhung der Reliabilität der Messungen wurde eine spezielle Hautpräparation vor der Platzierung der Elektroden durchgeführt. Dadurch sollte sowohl der Hautkontakt verbessert werden als auch der Hautwiderstand (Impedanz) reduziert werden. Es wurde keine Impedanzmessung

2 Methoden

vorgenommen.

Zunächst wurde die Haut mit einer alkoholischen Lösung, Softasept -N-Lösung[®] der Firma Braun (Ethanol, Propan-2-ol, gereinigtes Wasser), gründlich gereinigt. Die Lösung wurde auf ein Papiertuch gegeben und die Haut durch mehrmaliges Abreiben an den zuvor ermittelten Elektrodenpositionen gereinigt. Es wurde stets eine relativ große Menge Alkohol verwendet, so dass die Haut unmittelbar nach dem Abreiben noch naß war. Falls der Proband stark behaart war, wurden die Haare im Bereich des Tape- und Elektrodenverlaufs vorab mittels Langhaartrimmer entfernt. Danach wurde an den zuvor bestimmten Lokalisationen eine Paste der Firma Nihon Kohen, Skin Pure[®] mit einem Wattestäbchen einmassiert bis eine leichte Rötung der Haut zu erkennen war. Daraufhin wurden die Elektroden aufgeklebt.

Die Elektroden waren über ein nach außen abgeschirmtes Kabel und integrierten Vorverstärker mit einer Data Acquisition Card 700 (bis 8KHz) von National Instruments verbunden. Diese war via PCMCIA Slot an einem Laptop, Hewlett Packard (Compaq nx6325) mit dem Betriebssystem Windows XP Professional angeschlossen. Die Registrierung der Daten erfolgte mit einem Kiloherz. Um die Kabel vor zu starker mechanischer Belastung zu schützen wurden die Kabel nochmals mit Klebeband an der Haut der Probanden befestigt. Es wurden vier Kanäle für die Aufnahme des EMG Signals festgelegt:

- Kanal 1: M. vastus medialis, rechtes Bein
- Kanal 2: M. vastus lateralis, rechtes Bein
- Kanal 3: M. vastus medialis, linkes Bein
- Kanal 4: M. vastus lateralis, linkes Bein

Direkt nach Anlage des EMG Systems wurde die Qualität des Signals vom Versuchsleiter überprüft, indem der Proband gebeten wurde die Beine auf- und abzubewegen und so die Ausschläge im EMG beurteilt werden konnten. Danach wurde ein Nulllinienabgleich durchgeführt um einem Nulllinien Offset des Signals vorzubeugen.

Die eingehenden EMG Rohsignale wurden zunächst gleichgerichtet um dadurch eine weitere statistische Verarbeitung der Daten zu ermöglichen. Dabei wurden die negativen Anteile des EMG Rohsignals zu den positiven Anteilen addiert, so dass das Signal vollständig positiviert wurde. Danach wurde das Signal zur Reduzierung nicht reproduzierbarer Amplitudenspitzen mittels Root mean Square (RMS) mit einem Zeitfenster von 50 ms geglättet. Dieses Verfahren ist als derzeitiges Standardverfahren anzusehen und basiert auf der Quadrierung der Wurzeln des Signals (Konrad, 2005).

Zur Auswertung sollte der Mittelwert der Amplitude einer jeden Kurve berechnet werden um Unterschiede zwischen Maximalkrafttest 1, 2 und 3 registrieren zu können. Die Messung der EMG Potentiale erfolgte in der Einheit Mikrovolt [μV]. Da jede dieser Serien aus drei Wiederholungen

2 Methoden

bestand, ergaben sich auch 3 EMG Kurven pro Testserie pro Bein. Zur Erhöhung der Reliabilität war es zweckmäßig eine Mittelung der Mittelwerte der drei EMG Kurven einer Serie vorzunehmen (siehe Abbildung 2.6).

Dafür war zunächst die Definition von Anfang und Ende einer Auswertungsperiode pro Wiederholung notwendig. Im gleichgerichteten, geglätteten Signal wurde manuell Anfang und Ende jeder EMG Kurve markiert. Daraus wurden Auswertungsperioden definiert und eine Zeitnormalisierung durchgeführt. Dies war nötig um einen einheitlichen Zeitrahmen für die unterschiedlich langen Anspannungsphasen einer jeden Wiederholung festzulegen. Dabei wurde jede EMG Kurve in viele gleich große Abschnitte zerlegt und für jeden Abschnitt ein Mittelwert errechnet, der dann zum Mittelwert des gleichen Kurvenabschnitts der anderen Wiederholung erneut gemittelt wurde. Dadurch ist es möglich auch EMG Kurven unterschiedlicher Dauer miteinander zu vergleichen. In der Regel teilt man jede Kurve in 100 Abschnitte auf, so dass jeder Abschnitt 1% der ganzen Kurve entspricht. Ob eine Mittelung der EMG Kurven über zwei oder drei Wiederholungen stattfand, war von der Qualität der Ableitungen abhängig, so dass bei schlechter Qualität einer der Kurven nur über zwei Kurven gemittelt wurde.

Die gemittelten Mittelwerte der Serie des Maximalkrafttests 1 wurden mit dem T- Test für gepaarte Stichproben mit den Mittelwerten des Maximalkrafttests 2 verglichen. Dabei wurde jeder Kanal separat ausgewertet. Gleiches Procedere fand auch zwischen den Maximalkraftmessungen 2 und 3 Anwendung.

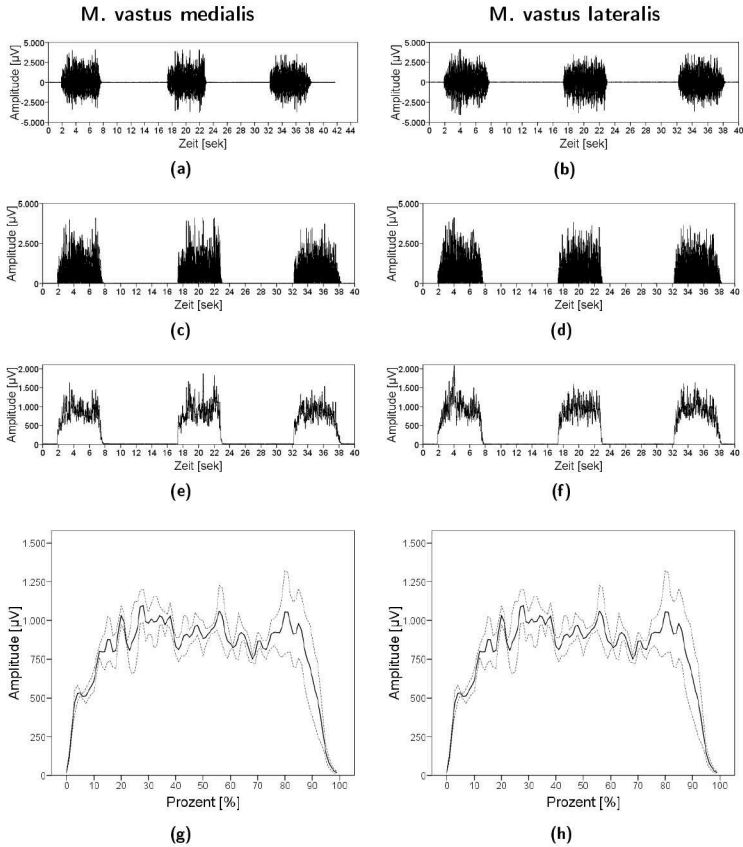


Abbildung 2.6: In (a) und (b) sind die EMG Rohsignale des M. vastus medialis (a) und des M. vastus lateralis (b) eines Beines während einer Serie der isometrischen Maximalkraftmessungen dargestellt. Die 3 Wiederholungen einer Serie stellen sich als bandförmiges Signal für die Dauer der Muskelanspannung im EMG dar. In den weiteren Abbildungen darunter sind die einzelnen Verarbeitungsschritte des Signals gezeigt. Abbildung (c) und (d) zeigen das Signal beider Muskeln nach Vollgleichrichtung d.h. die negativen Signalanteile wurden positiviert. Danach wurde mittels des sogenannten Root Mean Square (RMS) in einem Fenster von 50 ms eine Signalglättung durchgeführt, was in Abbildung (e) und (f) zu sehen ist. Zum Schluss wurde eine Mittelung der EMG Signale der 3 Wiederholungen durchgeführt, so dass die 3 Kurven zu einer gemittelten Kurve verschmelzen (siehe Abbildung (g) und (h)). Für diese gemittelte Kurve wurde die mittlere Amplitude berechnet und letztlich in die Auswertung aufgenommen.

3 Hypothesen

3.1 Haupthypothesen

3.1.1 Alternativhypothesen (H+)

3.1.1.1 Alternativhypothese 1

Die durchschnittliche prozentuale Maximalkraftsteigerung von Maximalkraftmessung 1 zu Maximalkraftmessung 2 ist in der Interventionsgruppe (mit Tape) signifikant größer als in der Kontrollgruppe (ohne Tape).

3.1.1.2 Alternativhypothese 2

Der durchschnittliche prozentuale Maximalkraftverlust von Maximalkraftmessung 2 zu Maximalkraftmessung 3 ist in der Interventionsgruppe (mit Tape) signifikant geringer als in der Kontrollgruppe (ohne Tape).

3.1.2 Nullhypothesen (H0)

3.1.2.1 Nullhypothese 1

Es ergibt sich kein signifikanter Unterschied zwischen der durchschnittlichen prozentualen Maximalkraftänderung von Maximalkraftmessung 1 zu Maximalkraftmessung 2 in der Interventionsgruppe (mit Tape) gegenüber der Kontrollgruppe (ohne Tape).

3.1.2.2 Nullhypothese 2

Es ergibt sich kein signifikanter Unterschied zwischen der durchschnittlichen prozentualen Maximalkraftänderung von Maximalkraftmessung 2 zu Maximalkraftmessung 3 in der Interventionsgruppe (mit Tape) gegenüber der Kontrollgruppe (ohne Tape).

3.2 Nebenhypothese

3.2.1 Alternativhypothese (H₊)

3.2.1.1 Alternativhypothese 1

In der Interventionsgruppe (mit Tape) nimmt der durchschnittliche gemittelte Amplitudenmittelwert im EMG zwischen Maximalkraftmessung 1 und Maximalkraftmessung 2 signifikant stärker zu als in der Kontrollgruppe (ohne Tape).

3.2.1.2 Alternativhypothese 2

In der Interventionsgruppe (mit Tape) sinkt der durchschnittliche gemittelte Amplitudenmittelwert im EMG zwischen Maximalkraftmessung 2 und Maximalkraftmessung 3 signifikant weniger ab als in der Kontrollgruppe (ohne Tape).

3.2.2 Nullhypothesen (H₀)

3.2.2.1 Nullhypothese 1

Zwischen der Interventionsgruppe (mit Tape) und der Kontrollgruppe (ohne Tape) ergibt sich kein signifikanter Unterschied hinsichtlich des durchschnittlichen gemittelten Amplitudenmittelwertes im EMG zwischen Maximalkraftmessung 1 und Maximalkraftmessung 2.

3.2.2.2 Nullhypothese 2

Zwischen der Interventionsgruppe (mit Tape) und der Kontrollgruppe (ohne Tape) ergibt sich kein signifikanter Unterschied hinsichtlich des durchschnittlichen gemittelten Amplitudenmittelwertes im EMG zwischen Maximalkraftmessung 2 und Maximalkraftmessung 3.

4 Ergebnisse

4.1 Probanden

Es nahmen insgesamt 50 Probanden im Alter zwischen 18 und 60 Jahren an dieser Studie teil. Dabei handelte es sich um 25 männliche und 25 weibliche Teilnehmer. Weitere Details sind in Tabelle 4.1 aufgeführt. Die Probanden wurden zum größten Teil aus der sportwissenschaftlichen Fakultät der Universität Marburg rekrutiert. Einige stammten aber auch aus dem privaten Umfeld des Versuchsleiters. Es handelte sich hierbei um keine repräsentative Stichprobe. Im Mittel betrug die Zeit zwischen dem ersten und dem zweiten Untersuchungstermin 47,3 Stunden.

Bis zum Abschluss der Datenerfassung schieden 3 Probanden sowohl für die Kraft- als auch für die EMG- Auswertung aus. Bei 2 Probanden musste die Maximalkraftmessung abgebrochen werden, weil es zu einem Spasmus der hinteren Wadenmuskulatur mit starker Schmerzsymptomatik kam. Daraufhin wurde die Studie auf Wunsch der Probanden abgebrochen. Bei einem Probanden kam es zur vollständigen Ablösung des Tapes zwischen dem ersten und dem zweiten Untersuchungstermin, so dass dieser ebenfalls aus der Studie ausscheiden musste.

Die Ergebnisse weiterer 3 Probanden konnten nicht zur Auswertung der Nebenhypothese 3.2.1.2 verwendet werden, weil es zu technischen Schwierigkeiten bei der Aufnahme des EMG Signals kam. Weder für den M. vastus medialis noch für den M.vastus lateralis liegen bei diesen 3 Probanden vollständige Daten vor. Ein Ausschluss dieser drei Probanden erfolgte ausschließlich bezüglich der Nebenhypothesen 3.2.1.2. Alle anderen erfassten Daten dieser 3 Probanden wurden in der Auswertung vollständig berücksichtigt.

4 Ergebnisse

	Probanden	Ausscheider	
		Für Auswertung Maximalkraft	Für Auswertung der EMG Messung
Anzahl	50	3	6
Ursachen für Ausscheiden			
Muskelspastik in der Wade (Krampf)	0	2	2
Ablösung des Tapes	0	1	1
Technische Schwierigkeiten	0	0	3
Geschlecht			
Männer	25	0	2
Frauen	25	3	4
Alter	27,32±9,72	28,00±6,00	25,00±5,51
Größe	175,52±9,25	174,33±2,88	173,33±5,13
Gewicht	73,09±15,58	66,33±12,09	66,83±11,94
BMI	23,64±4,56	21,81±3,75	22,2456±3,77
Untersuchungsbeginn mit			
Getapten Bein	26	1	2
Ungetapten Bein	24	2	4
Untersuchungsbeginn mit			
Links	18	2	4
Rechts	32	1	2
Tapeanlage			
Links	25	2	4
Rechts	25	1	2

Tabelle 4.1: Übersicht zu den empirischen Daten der Probanden und Studienausscheider

4.2 Prüfung der Haupthypothesen

In Kapitel 3 wurde die Prüfung verschiedener Hypothesen mit Hilfe des festgelegten Studiendesigns als Ziel des weiteren Vorgehens definiert. Die weitere Darstellung der Ergebnisse erfolgt anhand der Hypothesen.

Zur Prüfung der alternativen Haupthypothesen, welche eine signifikante Änderung der isometrischen Maximalkraft von Maximalkraftmessung 1 zu 2 (Haupthypothese 3.1.1.1) bzw. von 2 zu 3 (Haupthypothese 3.1.1.2) forderten, wurde wie in Kapitel 2 beschrieben vorgegangen.

Nach einer Aufklärung wurden die Probanden in den Untersuchungsablauf eingewiesen, wärmten sich auf (siehe Kapitel 2.1.1) und die Vorbereitungen für die elektromyografischen Ableitungen wurden getroffen (siehe Kapitel 2.6). Nach den entsprechenden Randomisierungen (siehe Kapitel 2.3) begann die Maximalkraftmessung 1 (siehe Kapitel 2.4.1) mit anschließender Tapeanlage (siehe Kapitel 2.5) an einem der zwei Beine eines jeden Probanden. Darauf folgte eine isokinetische Belastungsphase (siehe Kapitel 2.4.2).

4 Ergebnisse

Nach einem Intervall von 48 Stunden wurden die Probanden zu einem zweiten Untersuchungstermin eingeladen und für die Untersuchung vorbereitet (siehe Kapitel 2.1.2). Danach begann die isometrische Maximalkraftmessung 2 (siehe Kapitel 2.4.1). Daran schloss sich unmittelbar eine isokinetische Belastungsphase an (siehe Kapitel 2.4.2). Letztlich endete die Studie für die Probanden mit der isometrischen Maximalkraftmessung 3 (siehe Kapitel 2.4.1).

Zur Registrierung der isometrischen Maximalkraft der Beinstrecker der Probanden wurde ein Dynamometer unter standardisierten Bedingungen eingesetzt (siehe Kapitel 2.4). Der maximale Kraftausschlag der drei durchgeführten Wiederholungen an jedem Bein wurde abgelesen und in eine Auswertungstabelle zur statistischen Auswertung übertragen. Die Kraft wurde in der Einheit Newtonmeter [Nm] gemessen. Zur weiteren Auswertung wurden die Ergebnisse der Maximalkraftmessungen jedes einzelnen Probanden in Gruppen unterteilt:

	Kontrollgruppe	Interventionsgruppe
Maximalkraftmessung 1 (M1)	<i>M1 ohne Tape</i>	<i>M1 mit Tape</i>
Maximalkraftmessung 2 (M2)	<i>M2 ohne Tape</i>	<i>M2 mit Tape</i>
Maximalkraftmessung 3 (M3)	<i>M3 ohne Tape</i>	<i>M3 mit Tape</i>

Tabelle 4.2: Gruppenbildung zur statistischen Auswertung der Ergebnisse der Maximalkraftmessungen 1, 2 und 3

Die Benennung der verschiedenen Gruppen erfolgte wie in Tabelle 4.2 zu sehen ist. Dabei wurde die Gruppe *M1 mit Tape* als solche bezeichnet, obwohl richtigerweise erst nach der Maximalkraftmessung 1 eine Tapeanlage erfolgte. Dies geschah zur Vereinfachung der Gruppenbezeichnungen.

Insgesamt wurden 47 Probanden in die Auswertung der Maximalkraftmessungen einbezogen (siehe Kapitel 2.2).

4.2.1 Entwicklung der isometrischen Maximalkraft von Messung 1 zu 2

Zur Prüfung der Alternativhypothese 3.1.1.1 war der Vergleich des Anstiegs der isometrischen Maximalkraft von Maximalkraftmessung 1 zu 2 zwischen Interventions- und Kontrollgruppe von Interesse. Zunächst wurde die prozentuale Änderung der Maximalkraft zwischen M1 und M2 getrennt für die Interventions- und die Kontrollgruppe berechnet.

Der Vergleich der prozentualen Änderung zwischen Maximalkraftmessung 1 und 2 berücksichtigt im Gegensatz zum direkten Vergleich der Differenzen der Absolutwerte in Newtonmetern die Kraftunterschiede zwischen den Probanden. Die absoluten Maximalkraftunterschiede zwischen den Probanden tragen zur schlechten Vergleichbarkeit der Differenzen bei. Deshalb wurde die prozentuale Änderung der Kraft für die Auswertung herangezogen.

Für die Interventionsgruppe wurde zur Berechnung der prozentualen Änderung der Maximalkraft von M1 zu M2 folgende Formel verwendet: (siehe Tabelle 4.2 zur Gruppenbildung)

4 Ergebnisse

$$\text{Prozentuale \u00c4nderung von M1 zu M2} = \frac{\text{M2 mit Tape} * 100}{\text{M1 mit Tape}} - 100$$

F\u00fcr die Kontrollgruppe wurde analog folgende Formel verwendet:

$$\text{Prozentuale \u00c4nderung von M1 zu M2} = \frac{\text{M2 ohne Tape} * 100}{\text{M1 ohne Tape}} - 100$$

Daraus ergab sich die prozentuale Kraft\u00c4nderung von M1 zu M2 in Interventions- und Kontrollgruppe f\u00fcr jeden Probanden. Zur weiteren Auswertung wurde die durchschnittliche prozentuale Kraft\u00c4nderung aller Probanden f\u00fcr die Interventions- und die Kontrollgruppe berechnet. Die Mittelwerte der getapten Beine wurden mittels T-Tests mit denen der nicht getapten Beine verglichen. Damit konnte die Signifikanz der Unterschiede zwischen Interventions- und Kontrollgruppe beurteilt werden und eine Entscheidung \u00fcber die G\u00fcltigkeit der Alternativhypothese 3.1.1.1 getroffen werden.

Abbildung 4.1 zeigt den direkten Vergleich der Ergebnisse der Maximalkraftmessungen 1 und 2 in der **Interventions- und Kontrollgruppe**. W\u00e4hrend f\u00fcr die Kontrollgruppe eine signifikante Steigerung nachgewiesen werden konnte, ist in der Interventionsgruppe kein signifikanter Unterschied von M1 zu M2 feststellbar. Beim Vergleich der durchschnittlichen Maximalkraft zwischen *M1 mit Tape* und *M1 ohne Tape* (mit Stern markiert) ist kein signifikanter Unterschied messbar. Die Differenz betr\u00e4gt 3,04 Nm bei $p < 0,05$ (siehe Abbildung 4.1). Dies ist als Indiz f\u00fcr eine gelungene Randomisierung zu werten, da somit kein signifikanter Maximalkraftunterschied zwischen der Interventions- und der Kontrollgruppe noch vor Beginn der Tapeanlage bestand. Die Korrelation zwischen den Kraftmessungen 1 und 2 in der Kontrollgruppe wurde mit dem Concordance Correlation Coefficient (CCC) berechnet und lag bei 0,95. Dies ist als Hinweis auf eine gute Messstandardisierung zu sehen (siehe Tabelle 4.3).

Weitere statistische Ma\u00dfzahlen, wie Mittelwert, Median, Minimum und Maximum, der Maximalkraftmessungen 1 und 2 in Kontroll- und Interventionsgruppe sind Tabelle 4.3 zu entnehmen.

Die prozentuale Maximalkraft\u00c4nderung f\u00fcr die **Kontrollgruppe** ist in Abbildung 4.2 dargestellt. Auf der x-Achse ist die prozentuale \u00c4nderung der Maximalkraft von M1 zu M2 zu sehen und die Balkenh\u00f6he auf der y-Achse wird durch die Zahl der Probanden im jeweiligen Intervall bestimmt. Die Maximalkraft\u00c4nderung streut zwischen -15,26% und +21,03%. Bei 13 Probanden war eine Abnahme der Maximalkraft zu beobachten, w\u00e4hrend bei 33 Probanden eine Steigerung der Maximalkraft zu verzeichnen war. Ein Proband erzielte in den Maximalkraftmessungen 1 und 2 die gleiche Kraft (aus Abbildung 4.2 nicht ersichtlich). Die Verteilung der Kraftsteigerung entspricht der Kurve der Standardnormalverteilung. Letztlich kann eine Erh\u00f6hung der durchschnittlichen Maximalkraft in der Kontrollgruppe von M1 zu M2 um 3,27 % bei einer Standardabweichung von 8,23% festgestellt werden (siehe Tabelle 4.4).

4 Ergebnisse

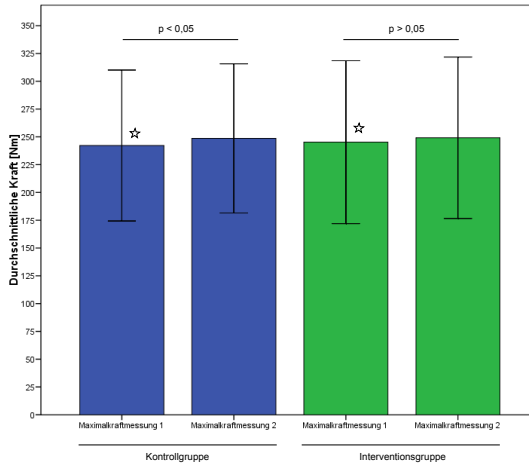


Abbildung 4.1: Vergleich der Mittelwerte der Maximalkraftmessungen 1 und 2 zwischen Interventions- und Kontrollgruppe. Die Signifikanz der Unterschiede zwischen den zwei Balken einer Gruppe ist mittels p- Wert dargestellt. Folglich ist eine signifikante Maximalkraftsteigerung in der Kontrollgruppe zu verzeichnen, wohingegen die Kraftsteigerung in der Interventionsgruppe nicht signifikant ist. Zwischen den Mittelwerten aus M1 mit Tape und M1 ohne Tape existiert kein signifikanter Unterschied (mit Stern markierte Balken).

	Maximalkraftmessungen			
	Kontrollgruppe		Interventionsgruppe	
	M1 [Nm]	M2 [Nm]	M1 [Nm]	M2 [Nm]
Mittelwert	242,17	248,60	245,21	249,17
Median	238,00	239,00	240,00	245,00
Standardabweichung	67,87	67,12	73,28	72,61
Minimum	117,00	122,00	95,00	128,00
Maximum	356,00	357,00	368,00	379,00
Korrelation (CCC)	0,95	-	-	-
Differenz (M2 - M1)		6,43		3,96
P-Wert		0,03		0,15

Tabelle 4.3: Statistische Übersicht zur Entwicklung der Maximalkraft von M1 zu M2

4 Ergebnisse

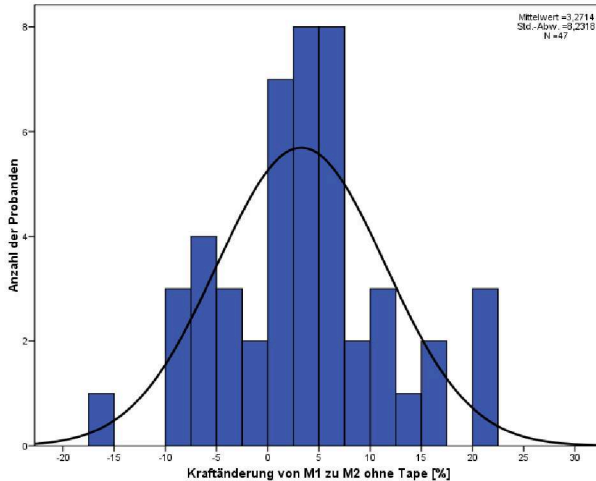


Abbildung 4.2: Darstellung der prozentualen Maximalkraftsteigerung von Maximalkraftmessung 1 zu 2 in der Kontrollgruppe. Die eingeblendete Kurve zeigt die Standardnormalverteilung. Es ergibt sich eine durchschnittlicher Steigerung der Maximalkraft von 3,27 %.

Die prozentuale Steigerung der isometrischen Maximalkraft von M1 zu M2 in der **Interventionsgruppe** ist in Abbildung 4.3 dargestellt. Die Streuung der prozentualen Steigerung liegt im Bereich zwischen -15,65% und +40,00%. Bei 15 Probanden wird eine Minderung der Maximalkraft gemessen, bei 2 Probanden keine Veränderung und bei 30 Probanden ist eine Zunahme der Maximalkraft zu verzeichnen. Die Verteilung der prozentualen Maximalkraftänderung entspricht der Kurve der Standardnormalverteilung. Die durchschnittliche prozentuale Kraftsteigerung beträgt 2,5% bei einer Standardabweichung von 9,08%. Folglich kann für die Interventionsgruppe ebenfalls eine Steigerung der durchschnittlichen Maximalkraft von M1 zu M2 festgestellt werden.

Beim Vergleich der Entwicklung der Maximalkraft zwischen **Interventions- und Kontrollgruppe** kann eine signifikante Steigerung der Maximalkraft in der Kontrollgruppe festgestellt werden. In der Interventionsgruppe war dahingegen keine signifikante Maximalkraftänderung messbar. Beim Vergleich der prozentualen Maximalkraftänderung im T- Test für gepaarte Stichproben zwischen Interventions- und Kontrollgruppe ergibt sich eine Differenz der Mittelwerte von 0,772% mit $p = 0,612$. Es handelt sich folglich um keinen signifikanten Unterschied (siehe Tabelle 4.4 und Abbildung 4.4).

Zusammenfassend kann sowohl für die Interventions- als auch für die Kontrollgruppe ein durchschnittlicher Maximalkraftanstieg von M1 zu M2 festgestellt werden. Allerdings handelte es sich

4 Ergebnisse

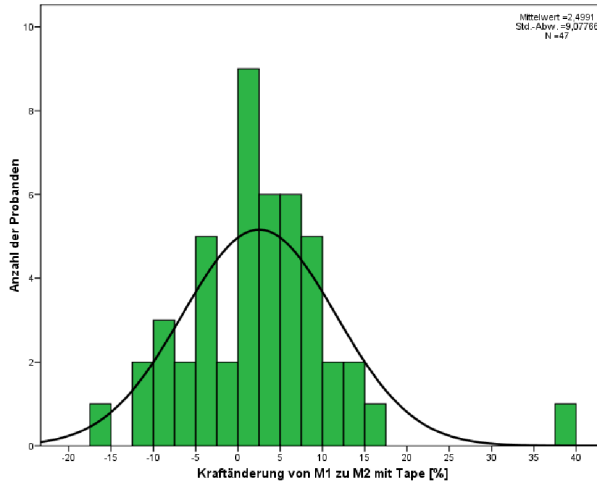


Abbildung 4.3: Darstellung der prozentualen Maximalkraftänderung von M1 zu M2 in der Interventionsgruppe (mit Tape). Die eingeblendete Kurve entspricht der Standardnormalverteilung.

lediglich in der Kontrollgruppe um eine signifikante Steigerung. Wider Erwarten war der Maximalkraftanstieg in der Kontrollgruppe höher als in der Interventionsgruppe. Ein signifikanter Unterschied zwischen Interventions- und Kontrollgruppe konnte nicht beobachtet werden. Folglich wird die Alternativhypothese 3.1.1.1 verworfen und die Nullhypothese 3.1.2.1 wird beibehalten.

Maximalkraftmessung 1-2	Ø prozentuale Änderung [%]	Standardabweichung [%]	Δ (Kontrolle - Intervention) [%]	95%-Konfidenzintervall		P-Wert
				untere Grenze	obere Grenze	
Kontrollgruppe	+3,27	9,08				
Interventionsgruppe	+2,50	8,23	0,77	-3,81	2,27	0,61

Tabelle 4.4: Ergebnisse der Signifikanzprüfung der Maximalkraftänderung von M1 zu M2 im Vergleich von Interventions- zu Kontrollgruppe

4 Ergebnisse

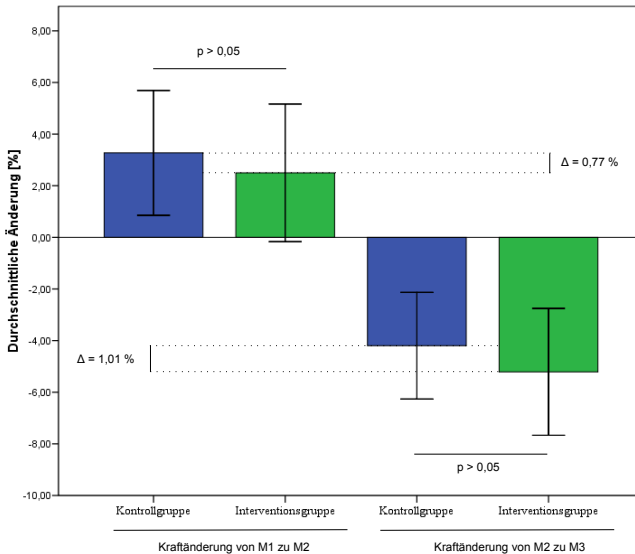


Abbildung 4.4: Darstellung der durchschnittlichen prozentualen Änderung von M1 zu M2 (links) und von M2 zu M3 (rechts) in der Kontroll- und Interventionsgruppe. Die Fehlerbalken zeigen das 95%ige Konfidenzintervall für die Änderungen der Maximalkraft in den einzelnen Gruppen an. Die Signifikanz der Maximalkraftänderung zwischen Kontroll- und Interventionsgruppe wird mittels p- Wert dargestellt. Beim Vergleich der Maximalkraftänderung zwischen Interventions- und Kontrollgruppe ist weder von M1 zu M2 noch für M2 zu M3 ein signifikanter Unterschied feststellbar.

4.2.2 Entwicklung der isometrischen Maximalkraft von Messung 2 zu 3

Alternativhypothese 3.1.1.2 postuliert einen signifikant geringeren durchschnittlichen prozentualen Maximalkraftverlust von M2 zu M3 in der Interventionsgruppe (mit Tape) als in der Kontrollgruppe (ohne Tape). Zur Überprüfung der Alternativhypothese 3.1.1.2 wurde deshalb für jeden Probanden in der Interventions- und in der Kontrollgruppe die prozentuale Maximalkraftänderung berechnet. Die Berechnung für die Interventionsgruppe erfolgte anhand folgender Formel (zur Gruppenbezeichnung siehe Tabelle 4.2):

$$\text{Prozentuale Änderung von M2 zu M3} = \frac{\text{M3 mit Tape} * 100}{\text{M2 mit Tape}} - 100$$

Für die Kontrollgruppe wurde analog folgende Formel verwendet:

4 Ergebnisse

$$\text{Prozentuale \u00c4nderung von M2 zu M3} = \frac{\text{M3 ohne Tape} * 100}{\text{M2 ohne Tape}} - 100$$

Das Studiendesign sah sowohl in der Interventionsgruppe als auch in der Kontrollgruppe einen Maximalkraftverlust von M2 zu M3 vor, da zwischen den beiden Messungen eine isokinetische Ersch\u00f6pfungphase mit maximaler Intensit\u00e4t durchgef\u00fchrt worden war (siehe Tabelle 2.3). Mittels dieser sollten die Effekte des elastischen Tapings hinsichtlich muskul\u00e4rer Erm\u00fcdung \u00fcberpr\u00fcft werden. Zur weiteren Auswertung wurde die durchschnittliche prozentuale Kraft\u00e4nderung aller Probanden getrennt f\u00fcr die Interventions- und die Kontrollgruppe berechnet. Zur Signifikanzpr\u00fcfung wurden die berechneten Mittelwerte zwischen den beiden Gruppen mittels T-Test f\u00fcr gepaarte Stichproben verglichen.

Abbildung 4.5 zeigt den direkten Vergleich der Mittelwerte der Messungen M2 und M3 in **Kontroll- und Interventionsgruppe**. In beiden Gruppen kam es, wie vom Studiendesign vorgeesehen, zu einem Abfall der Maximalkraft von M2 zu M3. In beiden Gruppen handelt es sich bei $p < 0,05$ um eine signifikante Reduktion der Maximalkraft. Die weiteren statistischen Ma\u00dfzahlen sind Tabelle 4.5 zu entnehmen.

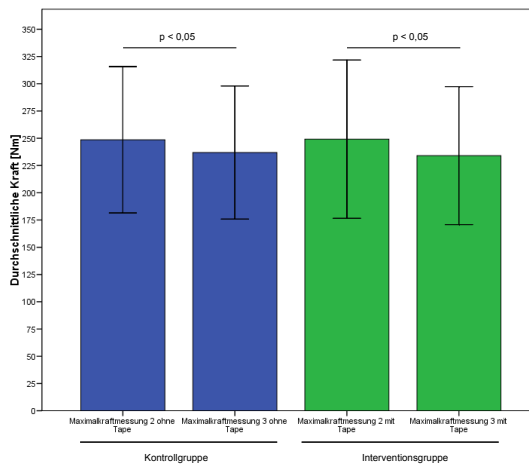


Abbildung 4.5: Vergleich der Mittelwerte der Maximalkraftmessungen 2 und 3 in Kontroll- und Interventionsgruppe. Sowohl in der Kontroll- als auch in Interventionsgruppe kommt es zu einem signifikanten Kraftabfall von M2 zu M3.

4 Ergebnisse

	Maximalkraftmessungen			
	Kontrollgruppe		Interventionsgruppe	
	M2 [Nm]	M3 [Nm]	M2 [Nm]	M3 [Nm]
Mittelwert	248,60	236,89	249,17	234,04
Median	239,00	250,00	245,00	235,00
Standardabweichung	67,119	61,064	72,608	63,262
Minimum	122	125	128	119
Maximum	357	328	379	354
Differenz (M3 - M2)		-11,70		-15,13
P-Wert		0,00		0,00

Tabelle 4.5: Statistische Übersicht zur Entwicklung der Maximalkraft von Maximalkraftmessung 2 zu Maximalkraftmessung 3

Abbildung 4.6 zeigt die Entwicklung der Maximalkraft von M2 zu M3 innerhalb der **Kontrollgruppe** für alle Probanden. Auf der x- Achse ist die prozentuale Änderung der Maximalkraft zu sehen und auf der y- Achse die Zahl der Probanden, welche im jeweiligen Intervall der Kraftänderung liegen. Wie schon dargelegt, sah das Studiendesign einen Maximalkraftverlust von M2 zu M3 vor. Trotzdem kann bei 10 Probanden eine Kraftsteigerung verzeichnet werden, während bei den übrigen 37 Probanden eine Verminderung der Maximalkraft beobachtet werden kann. Die Maximalkraftänderung schwankt zwischen -21,88% und +9,43%. Der Mittelwert der prozentualen Kraftminderung beträgt -4,20% bei einer Standardabweichung von 7,04%.

Die prozentuale Kraftänderung der Probanden von M2 zu M3 in der **Interventionsgruppe** wird in Abbildung 4.7 dargestellt. Auch hier kann bei 8 Probanden eine Maximalkraftsteigerung beobachtet werden, aber bei allen anderen 39 Probanden ist die erwartete Maximalkraftminderung eingetreten. Der durchschnittliche prozentuale Kraftverlust von M2 zu M3 beträgt 5,21% bei einer Standardabweichung von 8,37%. Die prozentuale Änderung streut im Bereich zwischen -21,94% und +20,13%.

Beim Vergleich der Entwicklung der Maximalkraft zwischen **Interventions- und Kontrollgruppe** kann zunächst in beiden Gruppen ein signifikanter Maximalkraftverlust festgestellt werden (siehe Tabelle 4.5). Dies war durch die eingeschobene isokinetische Belastungsphase zwischen M2 und M3 zu erwarten.

Beim Vergleich der prozentualen Maximalkraftänderung im T- Test ergibt sich eine Differenz der Mittelwerte zwischen Interventions- und Kontrollgruppe von 1,02% mit $p = 0,485$. Der geringere Maximalkraftabfall in der Kontrollgruppe ist folglich nicht signifikant (siehe Tabelle 4.6 und Abbildung 4.4).

Zusammenfassend kann für die Interventions- und die Kontrollgruppe ein signifikanter Maximalkraftverlust von M2 zu M3 bestätigt werden. Entgegen der Alternativhypothese 3.1.1.2 war eine verstärkte Abnahme der Maximalkraft in der Interventionsgruppe und eben nicht, wie zuerst

4 Ergebnisse

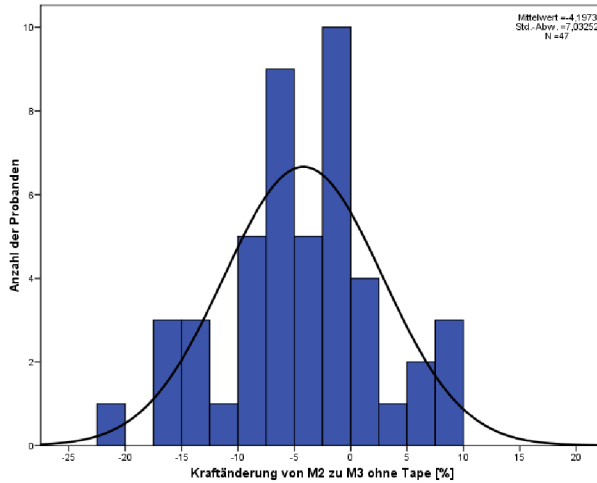


Abbildung 4.6: Darstellung der prozentualen Maximalkraftänderung von M2 zu M3 in der Kontrollgruppe. Die eingeblendete Kurve entspricht der Standardnormalverteilung. Hier wird sichtbar, dass es bei 10 Probanden (alle mit einer Kraftänderung <0) zu keinem Maximalkraftabfall kam, sondern sogar zu einer Kraftsteigerung.

Maximalkraft- messung 2–3	Ø prozentuale Änderung [%]	Standardab- weichung [%]	Δ (Kontrolle Intervention) [%]	95%-Konfidenzinter- vall		P-Wert
				untere Grenze	obere Grenze	
Kontrollgruppe	-4,20	7,03	1,01	-3,92	1,89	0,49
Interventionsgruppe	-5,21	8,37				

Tabelle 4.6: Ergebnisse der Signifikanzprüfung der Maximalkraftänderung von M2 zu M3 im Vergleich von Interventions- zu Kontrollgruppe

4 Ergebnisse

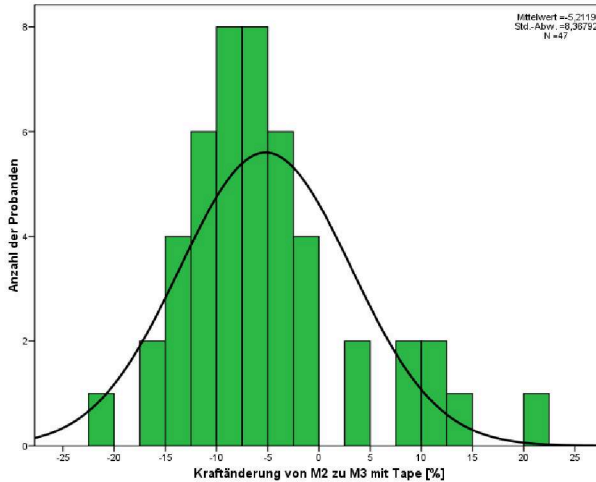


Abbildung 4.7: Darstellung der prozentualen Maximalkraftänderung von M2 zu M3 in der Interventionsgruppe. Die eingeblendete Kurve entspricht der Standardnormalverteilung. Auch hier wird deutlich, dass es bei insgesamt 8 Probanden zu einer Maximalkraftsteigerung kommt.

angenommen, in der Kontrollgruppe zu beobachten. Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen Interventions- und Kontrollgruppe. Deshalb wird die Alternativhypothese 3.1.1.2 verworfen und die Nullhypothese 3.1.2.2 beibehalten.

Da es bei einigen Probanden jedoch zu keiner ausreichenden Ermüdung zwischen Maximalkraftmessung 2 und 3 gekommen ist, wurde zusätzlich zur allgemeinen Auswertung aller Probanden eine Subgruppe gebildet. In diese wurden ausschließlich Probanden aufgenommen, die in Maximalkraftmessung 3 weniger oder genauso viel Kraft entwickelten wie in Maximalkraftmessung 2. Es wurden demnach alle Probanden ausgeschlossen, die sich zwischen M2 und M3 nicht ausreichend ermüdet haben. Die Ergebnisse sind Tabelle 4.7 zu entnehmen. Insgesamt konnten 31 Probanden in diese Subgruppe eingeschlossen werden, welche die Bedingung eines Kraftabfalles von M2 zu M3 sowohl am getapten als auch am ungetapten Bein erfüllten. Jedoch auch in dieser Subgruppenanalyse ergibt sich kein signifikanter Unterschied zwischen Kontroll- und Interventionsgruppe.

Maximalkraftmessung 2-3	prozentuale Änderung [%]	Standardabweichung [%]	Δ (Kontrolle - Intervention) [%]	95%-Konfidenzintervall		P-Wert
				untere Grenze	obere Grenze	
Interventionsgruppe	-8,25	4,07	- 0,82	-3,06	1,42	0,46
Kontrollgruppe	-7,43	5,54				

Tabelle 4.7: Ergebnisse der Signifikanzprüfung der Maximalkraftänderung von M2 zu M3 im Vergleich von Interventions- zu Kontrollgruppe bei Berücksichtigung ausschließlich der Probanden, bei welchen tatsächlich ein Abfall der Maximalkraft von M2 zu M3 zu verzeichnen war ($n = 31$). Aber auch hier ist kein signifikanter Unterschied zwischen Interventions- und Kontrollgruppe zu finden.

4.3 Prüfung der Nebenhypothesen

Zur Prüfung der Nebenhypothesen wurden die Probanden, wie in Kapitel 2.1 erläutert, vorbereitet und getestet. Dafür war zunächst eine standardisierte Anlage der EMG Elektroden (siehe Kapitel 2.6) notwendig. Daraufhin wurden die EMG Signale während der isometrischen Maximalkraftmessungen 1, 2 und 3 für jedes Bein getrennt registriert. Die statistische Weiterverarbeitung des EMG Rohsignals erfolgte zunächst mittels Gleichrichtung und RMS Glättung im 50 ms Fenster. Daraufhin wurde für die drei Wiederholungen einer Maximalkraftmessung an einem Bein der durchschnittliche Amplitudenmittelwert berechnet (siehe Kapitel 2.6 und Abbildung 2.6). Für jedes Bein wurden EMG Signale von den Mm. vastii medialis und lateralis abgeleitet. Dem entsprechend wurden vier verschiedene Kanäle definiert:

- Kanal 1: M. vastus medialis, rechtes Bein
- Kanal 2: M. vastus lateralis, rechtes Bein
- Kanal 3: M. vastus medialis, linkes Bein
- Kanal 4: M. vastus lateralis, linkes Bein

Daraus ergaben sich die Gruppen, wie in Tabelle 4.8 dargestellt.

Maximalkraft	Kontrollgruppe		Interventionsgruppe	
	M. vastus medialis	M. vastus lateralis	M. vastus medialis	M. vastus lateralis
Messung 1	<i>E1 ohne Tape VM</i>	<i>E1 ohne Tape VL</i>	<i>E1 mit Tape VM</i>	<i>E1 mit Tape VL</i>
Messung 2	<i>E2 ohne Tape VM</i>	<i>E2 ohne Tape VL</i>	<i>E2 mit Tape VM</i>	<i>E2 mit Tape VL</i>
Messung 3	<i>E3 ohne Tape VM</i>	<i>E3 ohne Tape VL</i>	<i>E3 mit Tape VM</i>	<i>E3 mit Tape VL</i>

Tabelle 4.8: Gruppenbildung zur statistischen Auswertung der Ergebnisse der EMG Messungen

4.3.1 Entwicklung des elektromyografischen Amplitudenmittelwertes von Maximalkraftmessung 1 zu 2

Die Nebenhypothese 3.2.1.1 nimmt einen signifikant stärkeren Anstieg des durchschnittlichen Amplitudenmittelwertes im EMG in der Interventions- als in der Kontrollgruppe an. Zur weiteren Prüfung der Gültigkeit von Nebenhypothese 3.2.1.1 wurde zunächst, wie oben beschrieben, vorgegangen. In die Auswertung wurden 47 Probanden aufgenommen (siehe Kapitel 4.1).

Daraufhin wurde die Änderung der Amplitudenmittelwerte für jeden Probanden einzeln innerhalb der Interventions- und Kontrollgruppe berechnet. Dies erfolgte jeweils separat für den M. vastus medialis und lateralis. Für die Berechnung der Änderung des Amplitudenmittelwertes in der Interventionsgruppe wurde folgende Formel verwendet: (siehe Tabelle 4.8)

$$\text{Prozentuale Änderung von E1 zu E2 VM} = \frac{\text{E2 mit Tape VM} * 100}{\text{E1 mit Tape VM}} - 100$$

$$\text{Prozentuale Änderung von E1 zu E2 VL} = \frac{\text{E2 mit Tape VL} * 100}{\text{E1 mit Tape VL}} - 100$$

Für die Kontrollgruppe erfolgte die Berechnung der prozentualen Änderung analog:

$$\text{Prozentuale Änderung von E1 zu E2 VM} = \frac{\text{E2 ohne Tape VM} * 100}{\text{E1 ohne Tape VM}} - 100$$

$$\text{Prozentuale Änderung von E1 zu E2 VL} = \frac{\text{E2 ohne Tape VL} * 100}{\text{E1 ohne Tape VL}} - 100$$

Daraufhin wurden für Interventions- und Kontrollgruppe die Mittelwerte der mittleren Amplitudenänderung getrennt nach Muskeln berechnet. Zur Signifikanzprüfung der prozentualen Steigerung zwischen Interventions- und Kontrollgruppe wurden die Mittelwerte mittels T- Test für gepaarte Stichproben verglichen.

4.3.1.1 Musculus vastus medialis

Abbildung 4.8 zeigt die Mittelwerte der gemittelten EMG Amplitudenwerte in Mikrovolt für die EMG Messungen 1 und 2 in der **Kontroll- und Interventionsgruppe** am M. vastus medialis. Die blauen Balken zeigen die Ergebnisse der EMG Messungen in der Kontrollgruppe, während die Grünen die Ergebnisse der Interventionsgruppe darstellen. Die Fehlerbalken geben die einfache Standardabweichung der Messungen wieder. Die statistischen Maßzahlen Mittelwert, Median, Standardabweichung, Minimum und Maximum können in Tabelle 4.10 abgelesen werden. Weder in der Kontrollgruppe noch in der Interventionsgruppe war eine signifikante Änderung der gemittelten

4 Ergebnisse

EMG Amplitude von Messung 1 zu 2 feststellbar. Beim Vergleich der Ergebnisse zwischen EMG Messung 1 in Kontroll- und Interventionsgruppe ergab sich kein signifikanter Unterschied (mit Stern markiert). Dies ist als ein Hinweis auf eine erfolgreiche Randomisierung zu werten. Die Korrelation (CCC) zwischen den EMG Messungen 1 und 2 lag in der Kontrollgruppe bei 0,93. Dies ist als Hinweis auf eine gute Messtandardisierung zu sehen (siehe Tabelle 4.10).

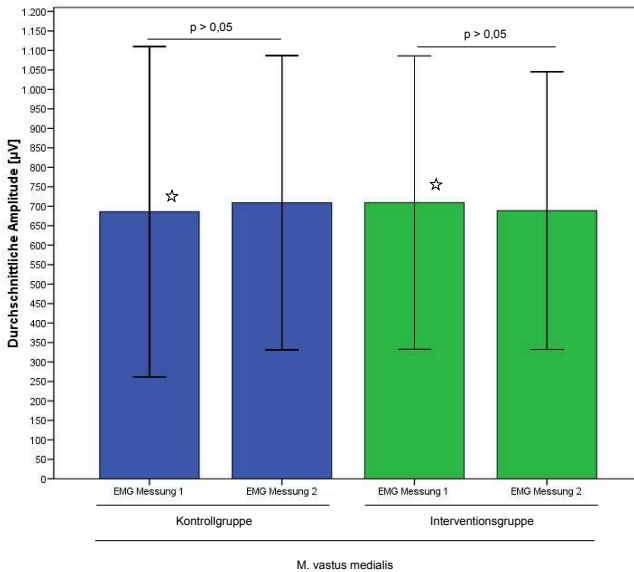


Abbildung 4.8: Vergleich der Mittelwerte der EMG Messungen 1 und 2 am M. vastus medialis. Es ist der durchschnittliche gemittelte EMG Amplitudenmittelwert aller Probanden für die EMG Messungen 1 und 2 am M. vastus medialis dargestellt. Die Unterschiede zwischen den EMG Messungen 1 und 2 sind weder in der Kontroll- noch in der Interventionsgruppe signifikant bei $p > 0,05$. Der Unterschied zwischen den mit Stern markierten Balken ist ebenfalls nicht signifikant.

Die prozentuale Änderung des Amplitudenmittelwerts in der **Kontrollgruppe** von *E1 ohne Tape VM* zu *E2 ohne Tape VM* am M. vastus medialis wird in Abbildung 4.9 dargestellt. Die Anzahl der Probanden, welche im jeweiligen Intervall der prozentualen Änderung liegen, bestimmt die Höhe der Balken. Die Werte streuen zwischen -33,40% und +67,99%. Während bei 20 Probanden eine Verminderung des Amplitudenmittelwertes zu beobachten ist, kommt es bei 27 Probanden zu einer Steigerung gegenüber vorher. Die Daten liegen weitgehend normalverteilt vor. Im Bereich von -20 bis 0% weichen die Ergebnisbalken von der Normalverteilung ab, während sich der Rest der Daten gut an den Kurvenverlauf anpasst. Die durchschnittliche Änderung des Amplitu-

4 Ergebnisse

denmittelwertes beträgt +8,07% bei einer Standardabweichung von 21,19%. Es kann also eine Steigerung des durchschnittlichen Amplitudenmittelwertes in der Kontrollgruppe am M. vastus medialis festgestellt werden (siehe Tabelle 4.9).

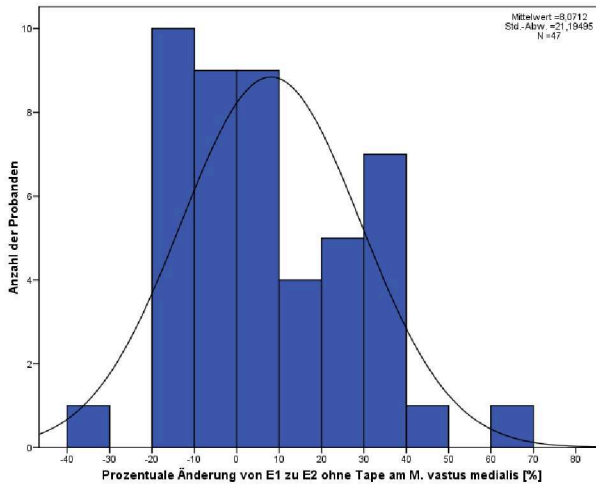


Abbildung 4.9: Darstellung der prozentualen Änderung des EMG Amplitudenmittelwertes von E1 zu E2 in der Kontrollgruppe (ohne Tape) am M. vastus medialis. Die eingeblendete Kurve zeigt die Standardnormalverteilung. Der durchschnittliche Amplitudenmittelwert steigt um 8,07% von E1 ohne Tape VM zu E2 ohne Tape VM.

Die prozentuale Änderung des Amplitudenmittelwertes in der **Interventionsgruppe** von E1 mit Tape VM zu E2 mit Tape VM am M. vastus medialis zeigt Abbildung 4.10. Die meisten Probanden liegen im Bereich zwischen -20 und +20%. Insgesamt ist bei 24 Probanden eine Verminderung des Amplitudenmittelwertes festzustellen, während bei 23 Probanden eine Erhöhung auszumachen ist. Die Daten streuen zwischen -42,72% und +73,83%. Wie im Vergleich mit der Kurve der Standardnormalverteilung zu sehen ist, liegen die Daten weitestgehend normalverteilt vor. Der Mittelwert der prozentualen Änderung beträgt +1,22% bei einer Standardabweichung von 20,67%. Der Median liegt bei -1,72%. Es kann, wie auch schon in der Kontrollgruppe, eine Zunahme des Amplitudenmittelwertes für die Interventionsgruppe von Messung E1 zu E2 am M. vastus medialis festgestellt werden.

Beim Vergleich der Mittelwerte der prozentualen Steigerung zwischen **Interventions- und Kontrollgruppe** kann entgegen der Erwartungen ein stärkerer Anstieg in der Kontrollgruppe

4 Ergebnisse

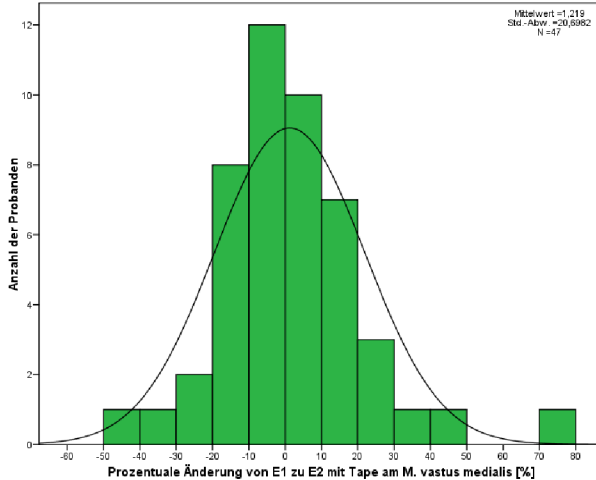


Abbildung 4.10: Darstellung der prozentualen Änderung des EMG Amplitudenmittelwerts von E1 zu E2 in der Interventionsgruppe am M. vastus medialis. Die eingeblendete Kurve zeigt die Standardnormalverteilung. Der durchschnittliche Amplitudenmittelwert steigt um 1,22% von *E1 mit Tape VM* zu *E2 mit Tape VM*.

(+8,07%) als in der Interventionsgruppe (+1,22%) festgestellt werden (siehe auch Abbildung 4.11). Damit wird Alternativhypothese 3.2.1.1 widerlegt.

Bei der Signifikanzprüfung mittels T- Tests ergibt sich zwischen den beiden Gruppen kein signifikanter Unterschied der durchschnittlichen Änderung der Amplitudenmittelwerte zwischen E1 und E2 am M. vastus medialis (siehe Tabelle 4.9).

EMG Messung 1–2 M. vastus medialis	Ø prozentuale Änderung [%]	Standardab- weichung [%]	Δ (Kontrolle- Intervention) [%]	95%-Konfidenzinter- vall		P-Wert
				untere Grenze	obere Grenze	
Kontrollgruppe	8,07	21,19	6,85	-14,18	0,47	0,07
Interventionsgruppe	1,22	20,70				

Tabelle 4.9: Ergebnisse der Signifikanzprüfung der durchschnittlichen Amplitudenmittelwertänderung von E1 zu E2 am M. vastus medialis im Vergleich zwischen Interventions- zu Kontrollgruppe

4 Ergebnisse

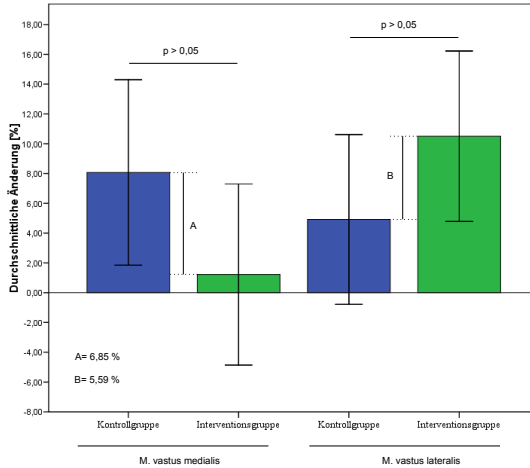


Abbildung 4.11: Darstellung der durchschnittlichen Änderung des durchschnittlichen gemittelten Amplitudenmittelwertes von E1 zu E2 am M. vastus medialis (links) und am M. vastus lateralis (rechts) in der Kontroll- und Interventionsgruppe. Die eingeblendeten Balken zeigen das 95%ige Konfidenzintervall für die Änderungen der Maximalkraft in den einzelnen Gruppen an. Die Signifikanz der Maximalkraftänderung zwischen Kontroll- und Interventionsgruppe wird mittels p- Wert dargestellt. Beim Vergleich der durchschnittlichen Änderung der EMG Amplitudenwerte zwischen Interventions- und Kontrollgruppe ist weder am M. vastus medialis noch am M. vastus lateralis ein signifikanter Unterschied feststellbar.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass Alternativhypothese 3.2.1.1 für den M. vastus medialis verworfen wird, weil im Gegensatz zur Annahme der Hypothese ein stärkerer Anstieg des durchschnittlichen Amplitudenmittelwertes in der Kontrollgruppe als in der Interventionsgruppe beobachtet werden kann. Da kein signifikanter Unterschied zwischen Interventions- und Kontrollgruppe festgestellt werden kann, wird die Nullhypothese 3.2.2.1 beibehalten.

4 Ergebnisse

	EMG Messungen							
	M. vastus medialis				M. vastus lateralis			
	Kontrollgruppe		Interventionsgruppe		Kontrollgruppe		Interventionsgruppe	
	E1 [Nm]	E2 [Nm]	E1 [Nm]	E2 [Nm]	E1 [Nm]	E2 [Nm]	E1 [Nm]	E2 [Nm]
Mittelwert	685,87	708,98	709,23	688,77	726,19	731,55	687,53	733,45
Median	553,00	604,00	597,00	536,00	669,00	699,00	665,00	713,00
Standardabweichung	424,27	377,89	376,67	356,59	397,10	355,79	306,07	308,76
Minimum	228	230	211	269	245	244	204	316
Maximum	2287	1995	1599	1682	2345	2181	1525	1878
Korrelation (CCC)	0,93		-		0,94		-	
Differenz (M2-M1)	-23,11		20,47		-5,36		-45,92	
P-Wert	0,30		0,25		0,77		0,02	

Tabelle 4.10: Statistische Übersicht der EMG Messungen 1 und 2

4.3.1.2 Musculus vastus lateralis

Abbildung 4.12 zeigt die Mittelwerte der gemittelten EMG Amplitudenwerte in Mikrovolt für die EMG Messungen 1 und 2 in der **Kontroll- und Interventionsgruppe** am M. vastus lateralis. Die blauen Balken zeigen die Ergebnisse der EMG Messungen in der Kontrollgruppe, während die grünen Balken die Ergebnisse der Interventionsgruppe darstellen. Die Fehlerbalken geben die einfache Standardabweichung der Messungen wieder. Die statistischen Maßzahlen Mittelwert, Median, Standardabweichung, Minimum und Maximum können in Tabelle 4.10 abgelesen werden. Während in der Kontrollgruppe keine signifikante Änderung der EMG Amplitude zu verzeichnen war, konnte für die Interventionsgruppe eine signifikante Steigerung der gemittelten EMG Amplitude festgestellt werden. Bei Vergleich der durchschnittlichen Amplitude zwischen EMG Messung 1 in Kontroll- und Interventionsgruppe ergibt sich kein signifikanter Unterschied (siehe Abbildung 4.12). Dies spricht für eine erfolgreiche Randomisierung. Die Korrelation (CCC) zwischen den EMG Messungen 1 und 2 lag in der Kontrollgruppe bei 0,94. Dies ist als Hinweis auf eine gute Messstandardisierung zu sehen (siehe Tabelle 4.10).

Die prozentuale Änderung des Amplitudenmittelwertes in der **Kontrollgruppe** von *E1 ohne Tape VL* zu *E2 ohne Tape VL* wird in Abbildung 4.13 für den M. vastus lateralis dargestellt. Die Höhe der Balken entspricht der Anzahl der Probanden, die eine Amplitudenänderung im Bereich der jeweiligen prozentualen Intervalle zu verzeichnen hatten. Es fällt eine Häufung der Probanden im Bereich zwischen -20% und 0% auf. Bei insgesamt 25 Probanden steigerte sich der Amplitudenmittelwert und bei 23 konnte eine Verminderung verzeichnet werden. Die Werte streuen zwischen -39% und +61%. Die Verteilung der Daten im Vergleich zur Standardnormal-

4 Ergebnisse

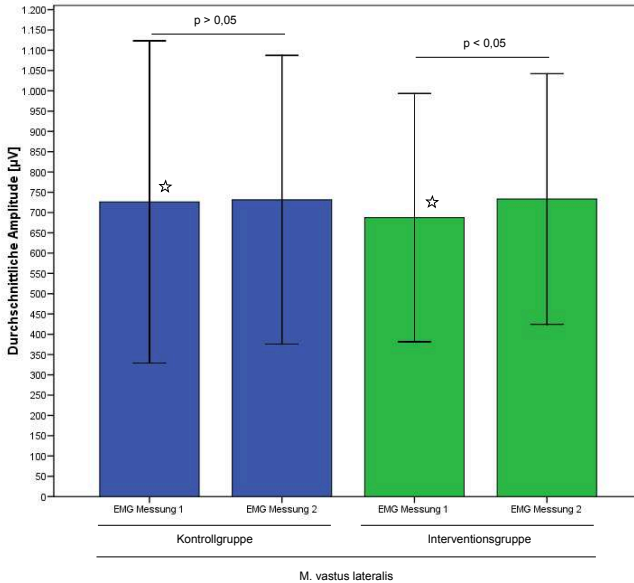


Abbildung 4.12: Vergleich der Mittelwerte der EMG Messungen 1 und 2 am M. vastus lateralis. Die Unterschiede zwischen den EMG Messungen 1 und 2 in der Kontrollgruppe sind nicht signifikant, während in der Interventionsgruppe ein signifikanter Amplitudenanstieg feststellbar ist. Der Unterschied zwischen den EMG Messungen 1 in Kontroll- und Interventionsgruppe (beide mit Sternchen markiert) ist nicht signifikant.

verteilung zeigt eine Kumulation der Probanden im Bereich zwischen -10% und 0%. Ansonsten verteilen sich die Daten entlang der Kurve der Standardnormalverteilung. Die durchschnittliche prozentuale Änderung der Amplitudenmittelwerte beträgt 4,92% bei einer Standardabweichung von 19,40%. Der Median liegt bei -0,90%. Es handelt sich also im Mittel um eine Erhöhung der Amplitudenmittelwerte von E1 zu E2 für den M. vastus lateralis in der Kontrollgruppe.

Die Ergebnisse für die prozentuale Änderung von E1 zu E2 in der **Interventionsgruppe** für den M. vastus lateralis sind in Abbildung 4.14 dargestellt. Die größte Anzahl der Probanden liegt zwischen -10% und +20%. Bei 15 Probanden ist eine Verminderung des Amplitudenmittelwertes von E1 zu E2 zu beobachten, während bei 32 eine Erhöhung zu beobachten ist. Die Streuung liegt zwischen -31,7% und +62,0%. Die Verteilung der Daten entspricht der Standardnormalverteilung. Die durchschnittliche Änderung des Amplitudenmittelwertes beträgt +10,50% bei einer Standardabweichung von 19,49%. Der Median beträgt 8,17%. Es handelt sich um eine Erhöhung

4 Ergebnisse

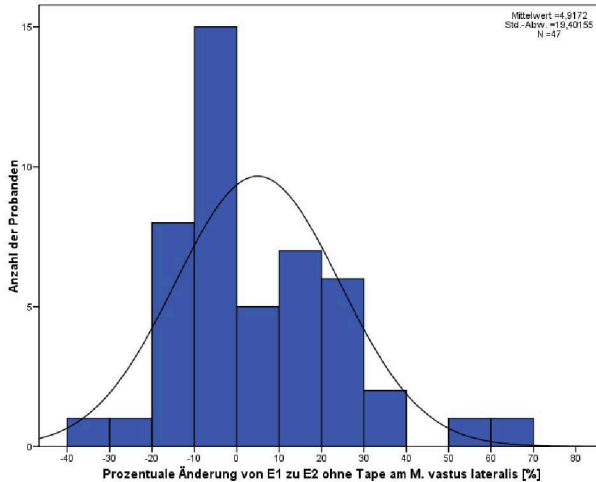


Abbildung 4.13: Darstellung der prozentualen Änderung des EMG Amplitudenmittelwerts von E1 zu E2 in der Kontrollgruppe (ohne Tape) am M. vastus lateralis. Die eingeblendete Kurve zeigt die Standardnormalverteilung. Die durchschnittlicher Steigerung des Amplitudenmittelwerts beträgt 4,92%.

des mittleren Amplitudenmittelwertes von E1 zu E2 in der Interventionsgruppe für den M.vastus lateralis.

Beim Vergleich der durchschnittlichen Amplitudenänderung zwischen **Interventions- und Kontrollgruppe** fällt zunächst ein stärkerer Anstieg in der Interventionsgruppe als in der Kontrollgruppe auf - ganz im Sinne der Alternativhypothese 3.2.1.2 (siehe Abbildung 4.11). Trotz des stärkeren Anstiegs in der Interventionsgruppe handelt sich um keinen signifikanten Unterschied (siehe Tabelle 4.11). Damit wird die Alternativhypothese 3.2.1.1 für den M. vastus lateralis verworfen und die Nullhypothese 3.2.2.1 wird beibehalten.

4 Ergebnisse

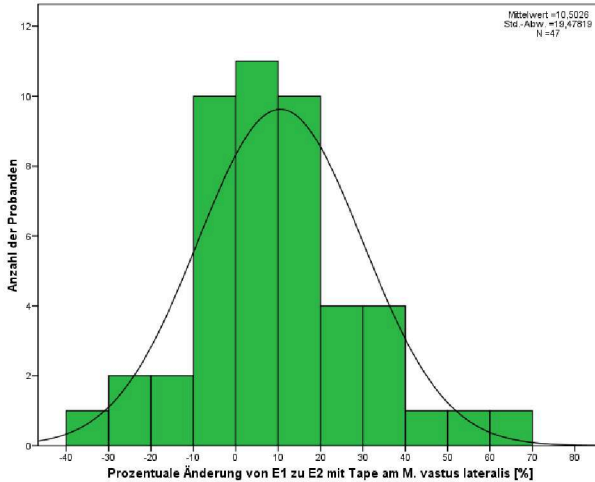


Abbildung 4.14: Darstellung der prozentualen Änderung des EMG Amplitudenmittelwerts von E1 zu E2 in der Interventionsgruppe (mit Tape) am M. vastus lateralis. Die eingblendete Kurve zeigt die Standardnormalverteilung. Es ist eine durchschnittliche Erhöhung des Amplitudenmittelwertes beträgt von +10,50% festzustellen.

EMG Messung 1–2 M. vastus lateralis	Ø prozentuale Änderung [%]	Standardab- weichung [%]	Δ (Kontrolle - Intervention) [%]	95%-Konfidenzinter- vall		P-Wert
				untere Grenze	obere Grenze	
Kontrollgruppe	4,92	19,40	-5,59	-0,92	12,09	0,09
Interventionsgruppe	10,50	19,48				

Tabelle 4.11: Ergebnisse der Signifikanzprüfung der durchschnittlichen Amplitudenmittelwertänderung von E1 zu E2 am M. vastus lateralis im Vergleich zwischen Interventions- zu Kontrollgruppe

4.3.2 Entwicklung des elektromyografischen Amplitudenmittelwertes von Maximalkraftmessung 2 zu 3

Die Nebenhypothese 3.2.1.2 geht von einem signifikant geringerem Abfall der durchschnittlichen Amplitudenmittelwerte in der Interventionsgruppe als in der Kontrollgruppe aus. Eine Abnahme des Amplitudenmittelwertes wurde aber sowohl für die Interventions- als auch für die Kontrollgruppe angenommen, da dies als logische Folge der vorgesehenen Ermüdung der Muskulatur zwischen Maximalkraftmessung 2 und 3 angesehen wurde. Lediglich im quantitativen Ausmaß der Abnahme des Amplitudenmittelwertes wurde ein Unterschied zwischen den zwei Gruppen erwartet. Zur Prüfung der Nebenhypothese 3.2.1.2 wurde zunächst, wie zu Beginn von Kapitel 4.3 dargestellt, vorgegangen. Nach der Aufnahme der Messwerte wurden zur weiteren Analyse die prozentualen Änderungen der Amplitudenmittelwerte von E2 zu E3 berechnet. Dies geschah separat für die Interventions- und die Kontrollgruppe und auch unter Berücksichtigung der verschiedenen EMG Kanäle.

Die Berechnung der prozentualen Änderung von EMG Messung 2 zu 3 erfolgte aus den gemittelten Amplitudenmittelwerten (siehe Kapitel 2.6) anhand folgender Formel: (siehe Tabelle 4.8)

$$\text{Prozentuale Änderung von E2 zu E3 VM} = \frac{\text{E3 mit Tape VM} * 100}{\text{E2 mit Tape VM}} - 100$$

$$\text{Prozentuale Änderung von E2 zu E3 VL} = \frac{\text{E3 mit Tape VL} * 100}{\text{E2 mit Tape VL}} - 100$$

Für die Kontrollgruppe erfolgte die Berechnung der prozentualen Änderung analog:

$$\text{Prozentuale Änderung von E2 zu E3 VM} = \frac{\text{E3 ohne Tape VM} * 100}{\text{E2 ohne Tape VM}} - 100$$

$$\text{Prozentuale Änderung von E2 zu E3 VL} = \frac{\text{E3 ohne Tape VL} * 100}{\text{E2 ohne Tape VL}} - 100$$

Danach wurde aus den prozentualen Änderungen der Amplitudenmittelwerte der einzelnen Probanden der Mittelwert für die Interventions- als auch für die Kontrollgruppe berechnet. Zur statistischen Signifikanzprüfung der Differenz der Mittelwerte zwischen Kontroll- und Interventionsgruppe wurde der T- Test für gepaarte Stichproben verwendet.

4.3.2.1 Musculus vastus medialis

Aus den gemittelten Amplitudenmittelwerten der einzelnen Probanden wurde der Durchschnitt aller berechnet. Abbildung 4.15 zeigt die Mittelwerte der gemittelten EMG Amplitudenwerte in Mikrovolt für die EMG Messungen 2 und 3 in der **Kontroll- und Interventionsgruppe** am M.

4 Ergebnisse

vastus medialis. Die statistischen Maßzahlen Mittelwert, Median, Standardabweichung, Minimum und Maximum können in Tabelle 4.14 abgelesen werden. Weder in der Kontrollgruppe noch in der Interventionsgruppe konnte eine signifikante Änderung der EMG Amplitude festgestellt werden bei $p > 0,05$.

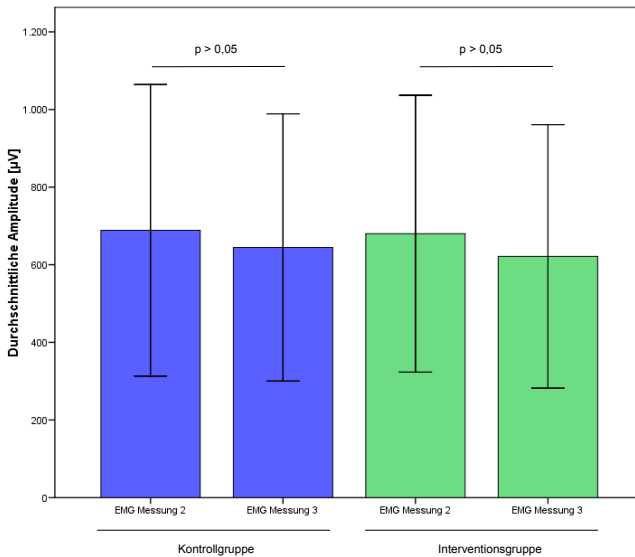


Abbildung 4.15: Vergleich der Mittelwerte der EMG Messungen 2 und 3 am M. vastus medialis. Es ist der durchschnittliche gemittelte EMG Amplitudenmittelwert aller Probanden für die EMG Messungen 2 und 3 am M. vastus medialis dargestellt. Für jeden Balken ist die Standardabweichung einzeln aufgetragen. Die Signifikanz der Unterschiede zwischen den zwei Balken einer Gruppe ist mittels p- Wert dargestellt. Die Unterschiede zwischen den EMG Messungen 2 und 3 sind weder in der Kontroll- noch in der Interventionsgruppe signifikant.

In Abbildung 4.16 wird die prozentuale Änderung von *E2 ohne Tape VM* zu *E3 ohne Tape VM* in der **Kontrollgruppe** für die einzelnen Probanden am M. vastus medialis dargestellt. Die Höhe der Balken wird von der Anzahl der Probanden bestimmt, die im jeweiligen Intervall der prozentualen Amplitudenänderung liegen. Die meisten Probanden sind im Bereich zwischen -20% und 10% zu finden. Insgesamt ist bei 26 Probanden eine Abnahme des Amplitudenmittelwertes zu verzeichnen, während bei 18 Probanden eine Erhöhung zu beobachten ist. Die Daten streuen zwischen -28,70% und +20,10%. Dabei muss die ursprüngliche Annahme des Studiendesigns berücksichtigt werden. Diese ging davon aus, dass sich die Probanden zwischen Maximalkraftmessung 2 und 3 so stark

4 Ergebnisse

erschöpfen, dass eine Abnahme der Amplitudenmittelwerte für alle Probanden registriert werden kann.

Die Verteilung der Daten entspricht weitestgehend der eingeblendeten Kurve der Standardnormalverteilung. Die durchschnittliche Änderung des Amplitudenmittelwertes beträgt -4,80% bei einer Standardabweichung von 11,54%. Der Median wurde für -6,77% berechnet. Es ist folglich eine Abnahme des durchschnittlichen Amplitudenmittelwertes von E2 zu E3 in der Kontrollgruppe am M. vastus medialis zu verzeichnen.

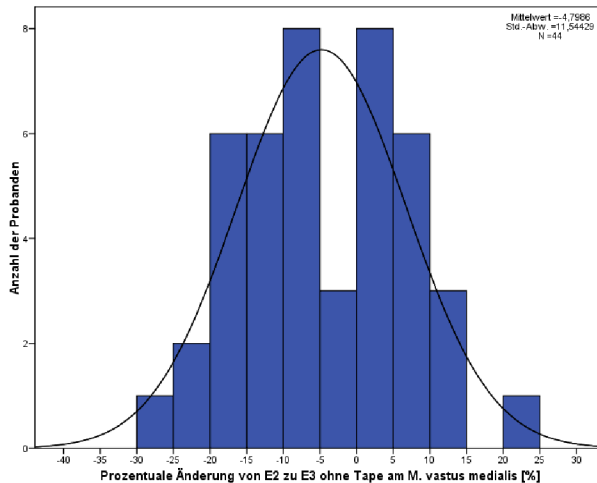


Abbildung 4.16: Darstellung der prozentualen Änderung des EMG Amplitudenmittelwertes von E2 zu E3 in der Kontrollgruppe (ohne Tape) am M. vastus medialis. Die eingeblendete Kurve zeigt die Standardnormalverteilung.

Die prozentuale Änderung der Amplitudenmittelwerte *E2 mit Tape VM* zu *E3 mit Tape VM* für die **Interventionsgruppe** ist in Abbildung 4.17 abgebildet. Hier liegen die meisten Probanden im Bereich zwischen -20% und -5%. Bei 33 Probanden ist eine Verminderung des Amplitudenmittelwertes zu verzeichnen und bei 14 Probanden kommt es zur Erhöhung. Die Daten streuen zwischen -34,80% und +25,60%. Auch hier muss auf die ursprüngliche Annahme des Studiendesigns verwiesen werden, dass es bei allen Probanden zu einer Abnahme der Amplitudenmittelwerte hätte kommen sollen. Die prozentuale Änderung ist auch hier weitestgehend normal verteilt.

Die durchschnittliche Amplitudenmittelwertänderung beträgt -8,91% bei einer Standardabweichung von 13,41%. Der Median liegt bei -11,11%. Es kann also auch für die Interventionsgruppe eine Abnahme des durchschnittlichen Amplitudenmittelwertes von E2 zu E3 festgestellt werden.

4 Ergebnisse

Beim Vergleich der durchschnittlichen Amplitudenänderungen zwischen **Interventions- und Kontrollgruppe** in Abbildung 4.18 fällt auf, dass der Abfall der durchschnittlichen Amplitudenmittelwerte in der Interventionsgruppe größer ist als in der Kontrollgruppe, was Alternativhypothese 3.2.1.2 widerspricht.

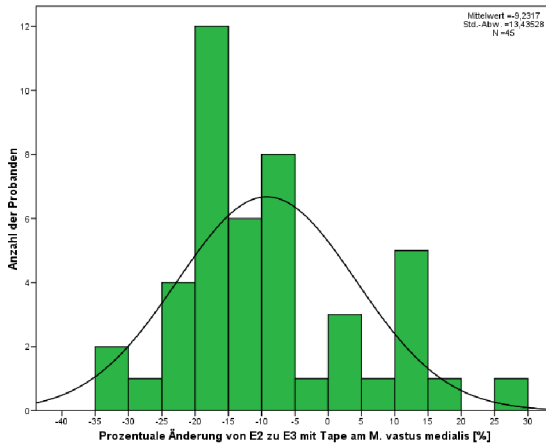


Abbildung 4.17: Darstellung der prozentualen Änderung des EMG Amplitudenmittelwerts von E2 zu E3 in der Interventionsgruppe (mit Tape) am M. vastus medialis. Die eingeblendete Kurve zeigt die Standardnormalverteilung.

Es kann zusammenfassend gesagt werden, dass die Grundannahme des Studiendesigns zutrif, indem eine Verminderung des Mittelwertes sowohl für die Interventions- als auch für die Kontrollgruppe ermittelt werden konnte. Alternativhypothese 3.2.1.2 wird verworfen, da es in der Interventionsgruppe zu einem stärkeren Abfall des durchschnittlichen Amplitudenmittelwertes kam als in der Kontrollgruppe. Die Nullhypothese 3.2.2.2 wird beibehalten, da es keinen signifikanten Unterschied zwischen Interventions- und Kontrollgruppe gibt (siehe Tabelle 4.12). Es ist jedoch auffällig, dass bei Betrachtung des Konfidenzintervalls eine Tendenz zur stärkeren Verminderung des Amplitudenmittelwertes in der Interventionsgruppe gegenüber der Kontrollgruppe besteht. Wie auch bereits bei der Kraftmessung geschehen, wurde auch hier eine Subgruppe der Probanden gebildet, die sich ausreichend zwischen Maximalkraftmessung 2 und 3 ermüdet haben. Bei diesen Probanden wurde gesondert eine Auswertung der Signifikanz der Änderung der durchschnittlichen EMG Amplitudenwerte zwischen Interventions- und Kontrollgruppe durchgeführt. Die Ergebnisse können Tabelle 4.13 entnommen werden. Es ist auch hier kein signifikanter Unterschied zwischen Interventions- und Kontrollgruppe feststellbar.

4 Ergebnisse

EMG Messung 2-3 M. vastus medialis	Ø prozentuale Änderung [%]	Standardab- weichung [%]	Δ (Kontrolle - Intervention) [%]	95%-Konfidenzinter- vall		P-Wert
				untere Grenze	obere Grenze	
Kontrollgruppe	-4,80	11,54	4,11	-8,80	0,58	0,84
Interventionsgruppe	-8,91	13,41				

Tabelle 4.12: Ergebnisse der Signifikanzprüfung der durchschnittlichen Amplitudenmittelwertänderung von E2 zu E3 am M. vastus medialis im Vergleich zwischen Interventions- zu Kontrollgruppe

EMG Messung 2-3 M. vastus medialis	Ø prozentuale Änderung [%]	Standardab- weichung [%]	Δ (Kontrolle - Intervention) [%]	95%-Konfidenzinter- vall		P-Wert
				untere Grenze	obere Grenze	
Kontrollgruppe	-4,43	13,16	4,84	-11,10	1,42	0,124
Interventionsgruppe	-9,27	13,16				

Tabelle 4.13: Ergebnisse der Signifikanzprüfung der durchschnittlichen Amplitudenmittelwertänderung von E2 zu E3 am M. vastus medialis im Vergleich zwischen Interventions- zu Kontrollgruppe nach Ausschluss aller nicht ausreichend ermüdeten Probanden von M2 zu M3. Es wurden insgesamt 27 Probanden eingeschlossen. Hier ist jedoch kein signifikanter Unterschied zwischen Interventions- und Kontrollgruppe sichtbar.

	EMG Messungen							
	M. vastus medialis				M. vastus lateralis			
	Kontrollgruppe		Interventionsgruppe		Kontrollgruppe		Interventionsgruppe	
	E2 [Nm]	E3 [Nm]	E2 [Nm]	E3 [Nm]	E2 [Nm]	E3 [Nm]	E2 [Nm]	E3 [Nm]
Mittelwert	688,68	644,55	680,00	621,36	727,48	669,41	740,23	660,98
Median	587,50	553,00	534,00	498,00	697,00	623,00	725,00	615,00
Standardab- weichung	375,77	344,29	356,70	339,43	362,96	302,40	317,82	280,21
Minimum	230	248	269	224	244	233	316	269
Maximum	1995	1821	1682	1419	2181	1957	1878	1653
Differenz (M3-M2)	44,14		58,64		58,07		79,25	
P-Wert	0,00		0,00		0,00		0,00	

Tabelle 4.14: Statistische Übersicht der EMG Messungen 2 und 3

4 Ergebnisse

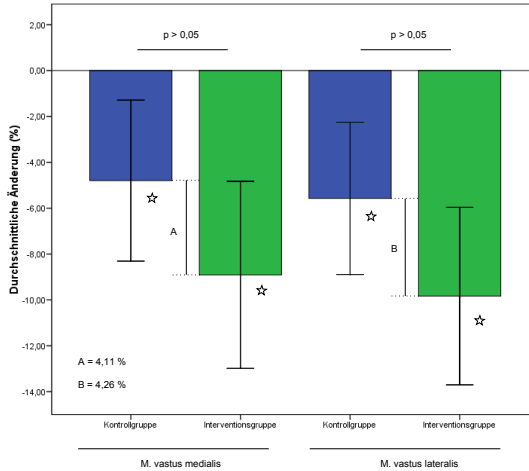


Abbildung 4.18: Darstellung der durchschnittlichen Änderung des durchschnittlichen gemittelten Amplitudenmittelwertes von E2 zu E3 am M. vastus medialis (links) und am M. vastus lateralis (rechts) in der Kontroll- und Interventionsgruppe. Die Fehlerbalken zeigen das 95%ige Konfidenzintervall für die Änderungen der Maximalkraft in den einzelnen Gruppen. Die mit Sternen markierten Balken zeigen eine signifikante Maximalkraftänderung innerhalb einer Gruppe an. Die Signifikanz der Maximalkraftänderung zwischen Kontroll- und Interventionsgruppe wird mittels p-Wert dargestellt. Beim Vergleich der durchschnittlichen Änderung der EMG Amplitudenwerte zwischen Interventions- und Kontrollgruppe ist weder am M. vastus medialis noch am M. vastus lateralis ein signifikanter Unterschied feststellbar.

4.3.2.2 Musculus vastus lateralis

Aus den gemittelten Amplitudenmittelwerten der einzelnen Probanden wurde der Durchschnitt aller berechnet. Abbildung 4.19 zeigt die Mittelwerte der gemittelten EMG Amplitudenwerte in Mikrovolt für die EMG Messungen 2 und 3 in der **Kontroll- und Interventionsgruppe** am M. vastus lateralis. Die blauen Balken zeigen die Ergebnisse der EMG Messungen in der Kontrollgruppe, während die grünen Balken die Ergebnisse der Interventionsgruppe darstellen. Die Fehlerbalken geben die einfache Standardabweichung der Messungen wieder. Die statistischen Maßzahlen Mittelwert, Median, Standardabweichung, Minimum und Maximum können in Tabelle 4.14 abgelesen werden. Die statistische Signifikanz der Änderung der gemittelten EMG Amplitude innerhalb der Gruppen wird durch den p-Wert angegeben. Weder in der Kontrollgruppe noch in der Interventionsgruppe konnte eine signifikante Änderung der EMG Amplitude festgestellt werden.

Die prozentuale Änderung der Amplitudenmittelwerte von Messung *E2 ohne Tape VL* zu *E3 ohne Tape VL* für die **Kontrollgruppe** am M. vastus lateralis ist in Abbildung 4.20 dargestellt.

4 Ergebnisse

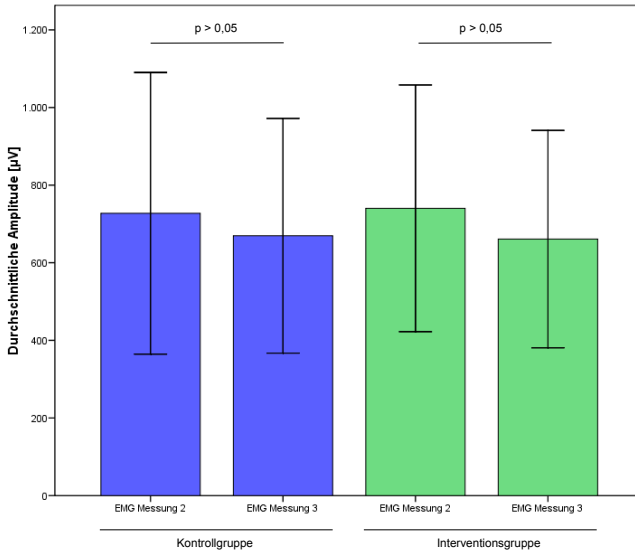


Abbildung 4.19: Vergleich der Mittelwerte der EMG Messungen 2 und 3 am M. vastus lateralis. Es ist der durchschnittliche gemittelte EMG Amplitudenmittelwert aller Probanden für die EMG Messungen 2 und 3 am M. vastus lateralis dargestellt. Die Signifikanz der Unterschiede zwischen den zwei Balken einer Gruppe ist mittels p- Wert dargestellt. Die Unterschiede zwischen den EMG Messungen 2 und 3 sind weder in der Kontroll- noch in der Interventionsgruppe signifikant.

Die meisten Probanden erreichten eine Änderung des Amplitudenmittelwertes im Bereich zwischen -15% bis 0%. Bei 34 Probanden ist eine Verminderung der Amplitudenmittelwerte zu verzeichnen, aber bei 10 Probanden kommt es zu einer Amplitudenerhöhung. Die prozentualen Änderungen schwanken zwischen -25,15% und +28,71%. Das Studiendesign sah auch hier ursprünglich eine Abnahme der Amplitudenmittelwerte aller Probanden vor. Die Verteilung der Ergebnisse entspricht weitestgehend der eingeblendeten Kurve der Standardnormalverteilung. Die durchschnittliche Änderung des Amplitudenmittelwertes für alle Probanden beträgt -5,57% bei einer Standardabweichung von 10,92%. Es kann also eine Verminderung des durchschnittlichen Amplitudenmittelwertes von E2 zu E3 in der Kontrollgruppe festgestellt werden. Der Median bestätigt dies mit einem Wert von -6,58%.

Abbildung 4.21 zeigt die prozentuale Änderung der Amplitudenmittelwerte von *E2 mit Tape VL* zu *E3 mit Tape VL* in der **Interventionsgruppe**. Die Ergebnisse verteilen sich sehr gleichmäßig unter der Kurve der Standardnormalverteilung. Im Intervall zwischen -15% und -10% kommt

4 Ergebnisse

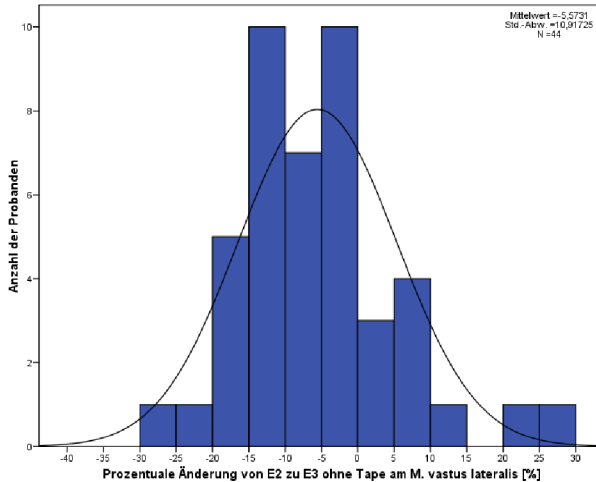


Abbildung 4.20: Darstellung der prozentualen Änderung des EMG Amplitudenmittelwerts von E2 zu E3 in der Kontrollgruppe (ohne Tape) am M. vastus lateralis. Die eingeblendete Kurve zeigt die Standardnormalverteilung. Es kann ein Abfall des durchschnittlichen Amplitudenmittelwerts um -5,57% verzeichnet werden.

es zu einer Kumulation der Ergebnisse der Probanden. Bei insgesamt 34 Probanden verminderte sich der Amplitudenmittelwert, während bei 10 Probanden eine Steigerung zu verzeichnen war. Die Amplitudenänderung streute zwischen -35,08% und +29,19%. Die durchschnittliche Amplitudenänderung aller Probanden lag bei -9,83% mit einer Standardabweichung von 12,73%. Es kann demnach auch in der Interventionsgruppe eine Verminderung des durchschnittlichen Amplitudenmittelwertes bestätigt werden.

Im quantitativen Vergleich der durchschnittlichen Amplitudenmittelwerte zwischen **Interventions- und Kontrollgruppe** fällt, wie auch am M. vastus medialis, auf, dass es in der Interventionsgruppe zu einem stärkeren Abfall des Amplitudenmittelwertes kam als in der Kontrollgruppe (siehe Abbildung 4.18 und Tabelle 4.15). Dies widerspricht der Alternativhypothese 3.2.1.2.

In der Zusammenschau der Ergebnisse kann auch hier die Grundannahme des Studiendesigns, welche eine Minderung der Amplitudenmittelwerte von E2 zu E3 voraussetzte, bestätigt werden. Alternativhypothese 3.2.1.2 muss jedoch verworfen werden, da es zu einem stärkeren Abfall der durchschnittlichen Amplitudenmittelwerte in der Interventionsgruppe als in der Kontrollgruppe kam, was im Widerspruch zur angenommenen Hypothese steht. Darüber hinaus konnte kein signifikanter Unterschied zwischen Interventions- und Kontrollgruppe nachgewiesen werden (siehe Abbildung 4.18 und Tabelle 4.15). Deshalb wird die Nullhypothese 3.2.2.2 für den M. vastus

4 Ergebnisse

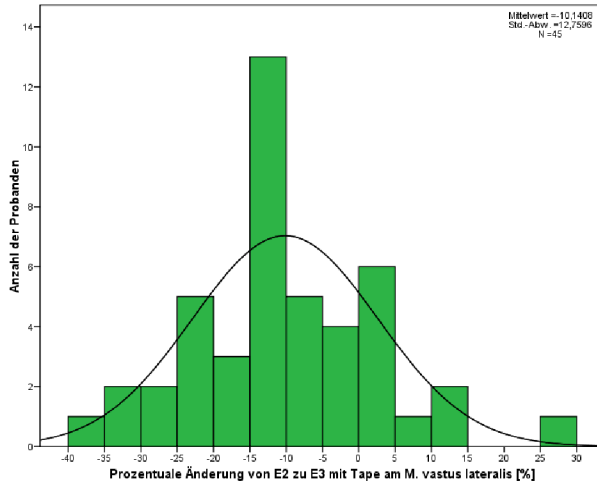


Abbildung 4.21: Darstellung der prozentualen Änderung des EMG Amplitudenmittelwerts von E2 zu E3 in der Interventionsgruppe (mit Tape) am M. vastus lateralis. Die eingeblendete Kurve zeigt die Standardnormalverteilung. Der Abfall des Amplitudenmittelwertes beträgt -9.83%.

lateralis beibehalten. Auch hier wurde eine Subgruppe aus den Probanden gebildet, die sich ausreichend zwischen Maximalkraftmessung 2 und 3 ermüdet haben um zu sehen ob die Ergebnisse der möglicherweise auf eine fehlende Ermüdung der Probanden zurückzuführen sind. Bei diesen Probanden wurde gesondert eine Auswertung der Signifikanz der Änderung der durchschnittlichen EMG Amplitudenwerte zwischen Interventions- und Kontrollgruppe durchgeführt. Die Ergebnisse können Tabelle 4.16 entnommen werden. Es ist auch hier kein signifikanter Unterschied zwischen Interventions- und Kontrollgruppe feststellbar.

EMG Messung 2–3 M. vastus lateralis	Ø prozentuale Änderung [%]	Standardab- weichung [%]	Δ (Kontrolle- Intervention) [%]	95%-Konfidenzinter- vall		P-Wert
				untere Grenze	obere Grenze	
Kontrollgruppe	-5,57	10,92	4,26	-8,89	0,37	0,70
Interventionsgruppe	-9,83	12,74				

Tabelle 4.15: Ergebnisse der Signifikanzprüfung der durchschnittlichen Amplitudenmittelwertänderung von E2 zu E3 am M. vastus lateralis im Vergleich zwischen Interventions- zu Kontrollgruppe

EMG Messung 2–3 M. vastus lateralis	Ø prozentuale Änderung [%]	Standardab- weichung [%]	Δ (Kontrolle - Intervention) [%]	95%-Konfidenzinter- vall		P-Wert
				untere Grenze	obere Grenze	
Kontrollgruppe	-6,16	11,44	5,37	-11,09	0,34	0,064
Interventionsgruppe	-11,54	13,00				

Tabelle 4.16: Ergebnisse der Signifikanzprüfung der durchschnittlichen Amplitudenmittelwertänderung von E2 zu E3 am M. vastus lateralis im Vergleich zwischen Interventions- zu Kontrollgruppe nach Abschluss aller nicht ausreichend ermüdeten Probanden von M2 zu M3. Es wurden insgesamt 27 Probanden eingeschlossen. Hier ist jedoch kein signifikanter Unterschied zwischen Interventions- und Kontrollgruppe sichtbar.

4.4 Ergebnisübersicht

4.4.1 Kraftmessungen

Folgende Hypothesen treffen zu:

- Nullhypothese 1: Es ergibt sich kein signifikanter Unterschied zwischen der durchschnittlichen prozentualen Maximalkraftänderung von Maximalkraftmessung 1 zu Maximalkraftmessung 2 in der Interventionsgruppe (mit Tape) gegenüber der Kontrollgruppe (ohne Tape).
- Nullhypothese 2: Es ergibt sich kein signifikanter Unterschied zwischen der durchschnittlichen prozentualen Maximalkraftänderung von Maximalkraftmessung 2 zu Maximalkraftmessung 3 in der Interventionsgruppe (mit Tape) gegenüber der Kontrollgruppe (ohne Tape).

4.4.2 EMG

Folgende Hypothesen treffen zu:

- Nullhypothese 1: Zwischen der Interventionsgruppe (mit Tape) und der Kontrollgruppe (ohne Tape) ergibt sich kein signifikanter Unterschied hinsichtlich des durchschnittlichen gemittelten Amplitudenmittelwertes im EMG zwischen Maximalkraftmessung 1 und Maximalkraftmessung 2.
- Nullhypothese 2: Zwischen der Interventionsgruppe (mit Tape) und der Kontrollgruppe (ohne Tape) ergibt sich kein signifikanter Unterschied hinsichtlich des durchschnittlichen gemittelten Amplitudenmittelwertes im EMG zwischen Maximalkraftmessung 2 und Maximalkraftmessung 3.

5 Diskussion

Die Zielsetzung dieser prospektiven, kontrolliert - randomisierten Interventionsstudie war es, die Effekte des elastischen Tapings auf die Maximalkraft, die muskuläre Ermüdung und den Muskeltonus gesunder Probanden zu untersuchen. Trotz zunehmender Verbreitung des elastischen Tapings im Bereich der Physiotherapie, Rehabilitation und Sportmedizin steht der wissenschaftliche Evidenznachweis bislang noch aus. Deshalb sollten in dieser Studie die Effekte des Tapings auf gesunde Probanden untersucht werden, um eine Grundlage für weitere klinisch - therapeutische Untersuchungen an Patienten zu bilden. Demnach kann diese Studie keinen Wirksamkeitsnachweis einer therapeutischen Tapeanlage erbringen, sondern soll zunächst den möglichen Einfluss elastischen Tapings bei Gesunden darstellen. In der weiteren Diskussion werden die einzelnen Teilergebnisse der vorliegenden Studie separat dargestellt. Dabei werden die wichtigsten Studienergebnisse kurz zusammengefasst, die Qualitäten und Probleme der Studiendurchführung diskutiert und die Ergebnisse mit denen anderer Studien verglichen. Am Ende jedes Unterkapitels steht eine Darstellung der Konsequenzen und weiterer Forschungsempfehlungen für zukünftige Studien.

5.1 Probanden

Die Auswahl der Probanden der vorliegenden Studie entspricht keiner repräsentativen Stichprobe. Aufgrund dessen sind die Ergebnisse nicht ohne weiteres auf die Normalbevölkerung übertragbar. Anthropometrische Daten wie Alter, Geschlecht, Größe und Gewicht wurden in der Studie erfasst (siehe Kapitel 4.1) und müssen bei der Ausweitung der Interpretation der Studienergebnisse auf eine andere Grundgesamtheit berücksichtigt werden.

Während der Untersuchung der Maximalkraftentwicklung von M1 zu M2 sind drei Probanden aus der Studie ausgeschieden. Dies entspricht bei insgesamt 50 Probanden 6% aller Probanden. Für 2 dieser Probanden lagen keine vollständigen Messdaten vor, da sie die Maximalkraftmessung vorzeitig aufgrund einer Verletzung abbrechen mussten (siehe Kapitel 4.1). Deshalb ist es nicht möglich, den Effekt der Studienausscheider auf das Studienergebnis vollständig zu berechnen. Wenn aber der dritte Ausscheider, für den vollständige Messwerte vorlagen, bei der Auswertung hinsichtlich der Entwicklung der isometrischen Maximalkraft berücksichtigt wird, ändert sich nichts an der Eindeutigkeit der Ergebnisse. Es ergibt sich nach wie vor kein signifikanter Unterschied ($p= 0,74$) zwischen Interventions- und Kontrollgruppe bei der Untersuchung der

Kraftentwicklung von M1 zu M2. Die Studienausscheider hatten keinen entscheidenden Einfluss auf die Ergebnisse.

Bei der Auswertung der elektromyografischen Amplitudenwerte schieden aufgrund technischer Probleme weitere 3 Probanden aus. Insgesamt handelte es sich folglich um 6 Probanden, also 12% aller Probanden, die im EMG nicht ausgewertet wurden. Der Einfluss der Ausscheider auf die Studienergebnisse ist aufgrund der fehlenden Daten nicht berechenbar. Hinsichtlich der Vergleichbarkeit der Kontroll- und Interventionsgruppe spielen diese jedoch kaum eine Rolle, da mit jedem ausgeschiedenen Probanden gleichzeitig Interventions- und Kontrollgruppe für die Auswertung ausgefallen sind (siehe Kapitel 2.1.1).

Die Randomisierung der Gruppenzuweisung der Probanden in Interventions- und Kontrollgruppe war erfolgreich und letztlich wurden, wie vorgesehen, je 25 linke und 25 rechte Beine der Interventionsgruppe zugewiesen. Dagegen kam es bei der zufälligen Ermittlung des zuerst zu testenden Beines zu einer Fehlrandomisierung. Bei 26 Probanden hat die Untersuchung mit dem getapten Bein begonnen und nur bei 24 Probanden mit dem nicht getapten Bein. (siehe Tabelle 4.1). Ein Proband ist aus ungeklärten Gründen der falschen Gruppe zugeordnet worden. Allerdings sind die daraus resultierenden Konsequenzen bei der Deutlichkeit der Studienergebnisse zu vernachlässigen.

Das Ziel der Randomisierung des zuerst zu testenden Beines war die Neutralisierung eines möglichen Lerneffektes der Probanden. Die isometrischen Maximalkraftmessungen konnten aus technischen Gründen nicht zeitgleich an beiden Beinen erfolgen. Deshalb war es nötig die Maximalkraft nacheinander an je einem Bein zu messen. Da die Probanden jedoch meist erstmalig an einem isometrischen Dynamometer getestet wurden, war ein Lerneffekt von der ersten Messreihe am ersten Bein zur Nächsten am anderen wahrscheinlich (Meldrum u. a., 2003). Aus diesem Grund war eine randomisierte Ermittlung des zuerst zu testenden Beines vorgesehen. Es ist wichtig darauf hinzuweisen, dass beim zuerst zu testenden Bein nicht zwischen linkem und rechtem Bein, sondern zwischen getapten und nicht getapten Bein randomisiert wurde. Hinsichtlich der Variable der Tapeintervention war dies zur Neutralisierung eines Lerneffektes auf die Ergebnisse der Maximalkraftmessungen nötig. Dem entsprechend ist es nicht verwunderlich, dass bei 32 Probanden mit dem rechten und analog bei 18 mit links begonnen wurde, da dies hinsichtlich der zu überprüfenden Variable der Tapeintervention nicht relevant war. Für eine erfolgreiche Randomisierung spricht, dass beim Vergleich der absoluten Maximalkraft von *M1 mit Tape* gegenüber *M1 ohne Tape* kein signifikanter Unterschied zu ermitteln ist (siehe Abbildung 4.1).

5.2 Einfluss des elastischen Tapings auf die Maximalkraft

Die Studienergebnisse zeigten keinen signifikanten Effekt des elastischen Tapings auf die Entwicklung der isometrischen Maximalkraft nach 48 stündiger Tragedauer im Vergleich zu einer nicht getapten Kontrollgruppe. Diese Schlussfolgerung wurde gezogen, weil keine signifikanten

Unterschiede der Maximalkraft von Maximalkraftmessung 1 zu 2 zwischen Interventions- und Kontrollgruppe festgestellt werden konnten (siehe Kapitel 4.2.1).

Bei der Analyse der Ergebnisse gilt es einige Besonderheiten des Studiendesigns zu berücksichtigen. Das Studiendesign sah eine Aufteilung der Probanden in Interventions- und Kontrollgruppe vor. Das linke und rechte Bein jedes einzelnen Probanden wurde je einer der beiden Gruppen zugewiesen. Dadurch bildete das eine Bein der Probanden die Kontrollgruppe für das andere in der Interventionsgruppe. Das Bein, welches der Interventionsgruppe zugeteilt worden war, wurde getapt. Aufgrund der physiologischen Maximalkraftunterschiede zwischen links und rechts war kein direkter Vergleich der absoluten Kraftwerte möglich. Um die Seitenunterschiede zwischen rechts und links zu berücksichtigen, wurde zur Auswertung ausschließlich die Maximalkraftänderung von Messung 1 zu 2 innerhalb einer Auswertungsgruppe mit der Änderung der anderen Gruppe verglichen. Bei den insgesamt 47 Probanden, die hinsichtlich Maximalkraftänderung ausgewertet wurden, wurde bei 30 Probanden (63,8% aller Probanden) das Bein getapt, welches sich später als dominant herausstellte. Im Vergleich zu 17 Probanden (36,2% aller Probanden), bei denen das nicht dominante Bein getapt worden war. Daraus geht hervor, dass dominantes und nicht dominantes Bein nicht gleichwertig hinsichtlich der Wirkung des elastischen Tapes in der Studie berücksichtigt wurden. Die Ergebnisse repräsentieren stärker den Effekt auf das dominante Bein, was unter der Annahme unterschiedlich starker Auswirkungen des Tapes auf dominante und nicht dominante Extremitäten eine Rolle spielen könnte.

Das Studiendesign sah nach der Maximalkraftmessung 1 am ersten Untersuchungstag sowohl in der Interventions- als auch in der Kontrollgruppe eine erschöpfende isokinetische Belastungsphase vor (siehe Tabelle 2.3). Dies sollte zur Verstärkung der Maximalkraftunterschiede zwischen Interventions- und Kontrollgruppe dienen. Es wurde von einem möglichen regenerativen Effekt des elastischen Tapings auf die Muskulatur ausgegangen. Gleichzeitig diente die isokinetische maximale Belastung am ersten Untersuchungstag der Gewöhnung der Probanden an eine isokinetische Belastung überhaupt, so dass die Probanden die "Angst" vor dem Dynamometer verlieren. Durch diese Erfahrung sollten sie in die Lage versetzt werden, sich in der isokinetischen Belastungsphase am zweiten Untersuchungstag tatsächlich maximal zu verausgaben. Dies war für eine ausreichende muskuläre Ermüdung von Bedeutung, da dort der Einfluss des elastischen Tapes auf die muskuläre Ermüdung erprobt werden sollte (siehe Tabelle 2.3).

Grundsätzlich müssen bei der Interpretation von Maximalkraftmessungen verschiedene Faktoren berücksichtigt werden. Geschlechtsunterschiede, Alter, Gewicht, Körpergröße, körperliche Fitness und Beruf sind wichtige Einflussgrößen auf die Maximalkraft (Bula, 2007). Bei einer Maximalkraftmessung spielt die Motivation der Probanden eine wichtige Rolle. Trotzdem ist die Reliabilität eines isometrischen Maximalkrafttests mit Hilfe eines Dynamometers bei angemessener Standardisierung als sehr hoch und zuverlässig zu betrachten (McCarthy u. a., 2008; Kean u. a., 2010). Die Güte der Standardisierung des Messaufbaus drückt unter anderem die Reliabilität der Messungen aus. Da die Maximalkraftmessungen 1 und 2 in der Kontrollgruppe ohne Intervention

an zwei verschiedenen Tagen durchgeführt wurden, bietet sich ein Vergleich dieser Maximalkräftergebnisse zur Reliabilitätsprüfung der Messungen an. In der Literatur hat sich zu diesem Zweck die Angabe der Intraklassen Korrelation (ICC = Intraclass Correlation) etabliert. Aus statistischen Gründen ist in der vorliegenden Studie jedoch der Concordance Correlation Coefficient (CCC) zu bevorzugen, der nah mit dem ICC verwandt ist. Der CCC zwischen Maximalkraftmessung 1 und 2 in der Kontrollgruppe beträgt 0,95 (siehe Tabelle 4.3). Dies entspricht den Reliabilitätsvorgaben in der Literatur für isometrische Maximalkraftmessungen (Pincivero u. a., 2000; Brown u. a., 1993; McCarthy u. a., 2008; Kean u. a., 2010), so dass von einer erfolgreichen Standardisierung der Kraftmessungen ausgegangen werden kann. Probleme der Maximalkraftmessung traten durch Lockerung der fixierenden Bänder des isokinetischen Dynamometers oder durch mangelnde Motivation der Probanden während der Maximalkraftmessungen auf. Zur Optimierung der Motivation der Probanden wurden sie verbal vom Versuchsleiter motiviert. Natürlich gibt dies aber keine Gewissheit für eine tatsächlich maximale Ausführung der Maximalkraftmessung.

Eine der Schwächen der Studie liegt in der fehlenden Verblindung. Weder die Probanden noch der Versuchsleiter wurden verblindet, d.h. es war für alle teilnehmenden Probanden und den Versuchsleiter offensichtlich, welches Bein der Interventions- und welches der Kontrollgruppe zugeweiht worden war. Dadurch scheint eine unterschiedliche Leistungsbereitschaft der Probanden zwischen Interventions- und Kontrollgruppe möglich zu sein. Die Probanden wurden bewusst nicht ausdrücklich über die Hypothese der Studie informiert, dass elastisches Taping möglicherweise die Maximalkraft steigern könnte. Trotzdem bleibt die Möglichkeit eines nicht berücksichtigten Placeboeffektes möglich. Im Rahmen der Studienplanung wurde die Möglichkeit einer Verblindung mittels unelastischen Tapes oder einer "falschen elastischen Tapeanlage" diskutiert. Auf diese Möglichkeiten wurde jedoch bewusst verzichtet, weil es nicht sinnvoll erschien in der Kontrollgruppe mit einer anderen Art von Tapeanlage zu arbeiten, deren Effekte ebenso unbekannt sind, wie die des elastischen Tapings. Eine zusätzliche Gruppe mit unelastischem oder falsch angebrachtem elastischem Tape war aufgrund des geplanten Studiendesigns, welches das jeweils nicht getapete Bein als Kontrollgruppe benutzte nicht möglich. Zwangsläufig hätte sich eine geringere Fallzahl ergeben und die Power der Studie hätte abgenommen. Deshalb wurde eine fehlende Verblindung bewusst in Kauf genommen.

Die Ergebnisse sollen im Folgenden mit der bereits vorliegenden Literatur verglichen und diskutiert werden. Trotz der teilweise erheblichen Unterschiede zwischen den einzelnen Studiendesigns führte die Mehrzahl der Studien zu ähnlichen Ergebnissen. Viele Studien konnten, im Einklang mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie, keinen signifikanten Einfluss des elastischen Tapings auf die Maximalkraft nachweisen (Capri u. a., 2002; Fu u. a., 2008; Lee u. a., 2010; Chang u. a., 2010; Nosaka, 1999). Im Gegensatz dazu konnten aber auch signifikante Veränderungen der Maximalkraft durch eine elastische Tapeanlage gezeigt werden (Lee u. a., 2010; Vithoulka u. a., 2010; Stupik u. a., 2007; Mohammadi u. a., 2010). Dabei soll die Datenlage zwischen den verschiedenen anatomischen Applikationsorten des Tapes differenziert betrachtet werden. Zum

einen wurden die Auswirkungen einer Tapeanlage auf die Flexion und/oder Extension im Kniegelenk untersucht (Lee u. a., 2010; Vithoulka u. a., 2010; Fu u. a., 2008; Štupik u. a., 2007). Zum Anderen war der Einfluss des elastischen Tapes auf die Griffkraft der Hand durch eine Tapeanlage an den Flexoren oder Extensoren des Unterarmes Gegenstand von Studien (Chang u. a., 2010; Lee u. a., 2010; Mohammadi u. a., 2010). Der Grund für die Auswahl gerade dieser Muskelgruppen dürfte in der Praktikabilität der Messung und entsprechender Geräte zur Maximalkraftmessung liegen. Grundsätzlich wäre aufgrund der vielseitigen Applikationsmöglichkeiten des elastischen Tapes auch fast jede andere Muskelgruppe testbar.

Zur Bewertung des derzeitigen Forschungsstandes ist es nötig zwischen verschiedenen Formen der Maximalkraft zu differenzieren. Zum einen ist eine Unterscheidung zwischen isometrischer, isokinetischer und auxotonischer maximaler Muskelkontraktion notwendig. Des weiteren gilt es das Verhalten der Muskellänge zu berücksichtigen, so dass bei der Isokinetik zwischen konzentrischer und exzentrischer Muskelarbeit unterschieden werden muss. Für die konzentrische, isokinetische Muskelarbeit ist derzeit von keinem Effekt auszugehen. Lee testete den Einfluss des elastischen Taping am vorderen Oberschenkel und der Tibia auf die isometrische Maximalkraft bei 15 gesunden Probanden (Lee u. a., 2010). Seine Studie sah keine Kontrollgruppe oder Verblindung vor, aber trotzdem konnte kein signifikanter Effekt hinsichtlich einer Maximalkraftänderung nachgewiesen werden. In einer anderen Studie konnten die Ergebnisse mit einer isokinetischen Maximalkraftmessung bei 14 gesunden Probanden bestätigt werden (Fu u. a., 2008). Die Probanden wurden am M. vastus medialis und M. rectus femoris getapt. Ein isokinetischer Maximalkrafttest wurde aber nicht nur direkt nach der Tapeanlage durchgeführt, sondern zusätzlich auch 12 Stunden danach. Es war jedoch auch hier kein Effekt auf die isokinetische Maximalkraft nachweisbar.

Im Rahmen einer isokinetischen exzentrischen Maximalkraftmessung konnte dagegen ein signifikanter Effekt des elastischen Taping am Knie gesunder Probanden nachgewiesen werden (Vithoulka u. a., 2010). Die Maximalkraft der Probanden wurde ohne Tape, mit Tape und mit Placebotape direkt nach der Tapeapplikation untersucht und es wurde ein signifikanter Einfluss des elastischen Tapes auf die Maximalkraft bei getapten Probanden gefunden. Da jedoch keine Angaben zur Probandenzahl, Kontrollgruppe oder Randomisierung gemacht werden, müssen die Ergebnisse zunächst unter Vorbehalt interpretiert werden. Der beobachtete Effekt scheint nicht allein auf eine exzentrische Belastung zurückzuführen zu sein, da Nosaka bei 12 gesunden Probanden in rein exzentrischen Maximalkraftmessungen am M. biceps brachii keinen signifikanten Effekt des elastischen Tapes belegen konnte (Nosaka, 1999).

Für die Wirksamkeit des elastischen Taping auf die isometrische Maximalkraft liegen, neben den Ergebnissen der vorliegenden Studie, auch Ergebnisse einer anderen Studie vor (Štupik u. a., 2007). Es wurde die isometrische Maximalkraft nach Taping am M. vastus medialis und M. rectus femoris bei 27 gesunden Probanden bestimmt. Die Maximalkraftmessungen fanden direkt nach der Tapeanlage, nach 24, 72 und 96 Stunden statt. Es wurde ein signifikanter Anstieg der isometrischen Maximalkraft 24 Stunden nach Tapeapplikation festgestellt, der für weitere 48

Stunden anhielt. Für die unterschiedlichen Ergebnisse zwischen Štupik und der vorliegenden Studie kommen verschiedene Ursachen in Betracht. Im Gegensatz zur vorliegenden Studie gab es keine Kontrollgruppe und folglich auch keine Randomisierung der Probandenzuteilung. Auch die Fallzahl ist deutlich geringer. Letztlich konnte die Hypothese Štupiks hinsichtlich einer Steigerung der isometrischen Maximalkraft durch die vorliegenden Studie mit höherem Evidenzniveau widerlegt werden.

Entgegen der Resultate isokinetischer und isometrischer Messungen zeigten sich heterogene Ergebnisse für kombinierte auxotonische Muskelkontraktionen. Es konnte an der oberen Extremität eine signifikante Steigerung der Griffkraft nach Tapeanlage an den Flexoren des Unterarms gezeigt werden (Lee u. a., 2010). Lee bestimmte die maximale Griffkraft mittels eines Dynamometers ohne Tape, mit Tape und auch während einer Rotation des Kopfes zur kontralateralen Seite des zu testenden Armes, weil er eine reflexive Bahnung durch diese Maßnahme annahm. Die Reihenfolge der Messungen an den 40 gesunden Probanden wurde randomisiert, so dass Lerneffekte neutralisiert wurden. Der Nachweis einer signifikanten Steigerung der Maximalkraft durch das Tape gegenüber der ungetapten Kontrollgruppe gelang. In einer weiteren Studie konnte dieses Ergebnis bestätigt werden (Mohammadi u. a., 2010). Die Effektivität einer Tapeanlage an den Extensoren des Unterarmes wurde mit der an den Flexoren verglichen. Dafür wurden 40 gesunde Probanden rekrutiert. Es wurde eine stärkere Zunahme der maximalen Griffkraft durch eine Tapeanlage an den Extensoren des Unterarmes nachgewiesen als es durch Taping an den Flexoren möglich gewesen ist. Die Ergebnisse waren signifikant. Die Größenordnung der bisher nachgewiesenen Effekte durch Anlage elastischen Tapes lag bei einer Steigerung der Griffkraft um 5 - 20% (Lee u. a., 2010; Mohammadi u. a., 2010) vom Ausgangswert. Im Gegensatz dazu stehen die Ergebnisse von Chang, der keinen signifikanten Einfluss des Tapes auf die maximale Griffkraft feststellen konnte (Chang u. a., 2010). 21 Probanden wurden zunächst ohne Tape, dann mit Tape und schließlich mit Placebotape getestet. Er zeigte, dass die Probanden über eine verbesserte propriozeptive Wahrnehmung verfügten. Sie konnten mit Hilfe des elastischen Tapes eine vorgegebene Kraft, die 50% der isometrischen Maximalkraft entsprach, besser reproduzieren als ohne Tape. Die Ursache für die abweichenden Ergebnisse der Effekte des elastischen Tappings auf die Maximalkraft bleibt unklar. Beim Vergleich der drei Studien fallen einige methodologische Unterschiede auf. Keine der genannten Studien verfügte über eine echte Kontrollgruppe, was eine Beurteilung der Kausalität der gemessenen Effekte erschwert. Lee randomisierte die Reihenfolge der Maximalkraftmessungen als einziger, so dass seine Daten nicht so stark durch Lerneffekte beeinflusst wurden. Chang untersuchte eine geringere Zahl an Probanden als die beiden anderen und benutzte das Tape eines anderen Herstellers. Letztlich wurde in keiner der drei Studien eine Verblindung durchgeführt. Für auxotone Muskelkontraktionen ist die Evidenz somit nicht eindeutig zu beurteilen. Derzeit ist von einer Tendenz zu einem möglichen Effekt des elastischen Tappings auf die Beeinflussung der Maximalkraft bei Gesunden auszugehen. Allerdings verfügte keine der Studien über eine angemessene Kontrollgruppe, so dass die vermeintliche Signifikanz

der Effekte auf die maximale Griffkraft nur als Hinweise zu verstehen sind und durch kontrolliert, randomisierte Studien weiter erforscht werden sollten.

Die bisher vorgestellten Studien geben Hinweise darauf, dass möglicherweise der Zeitpunkt der Maximalkraftmessung nach Beginn der Tapeanlage eine wichtige Rolle für den Einfluss des elastischen Tapes auf die Maximalkraft spielt. Die überwiegende Anzahl der vorliegenden Studien ging von einem Effekt des Tapes unmittelbar nach der Tapeanlage aus und führte die entsprechenden Maximalkraftmessungen direkt nach der Tapeapplikation durch (Mohammadi u. a., 2010; Lee u. a., 2010; Lee u. a., 2010; Vithoulka u. a., 2010; Chang u. a., 2010). Im Gegensatz dazu wurde in anderen Studien die Maximalkraft nach 12, 24 Stunden und auch 4 Tage nach Tapeanlage bestimmt (Fu u. a., 2008; Stupik u. a., 2007; Nosaka, 1999). Einen signifikanten Effekt des elastischen Tapes auf die Maximalkraft konnte lediglich Stupik 24 Stunden nach Tapeanlage nachweisen. Bei Nosaka war die Maximalkraft in der getapten Gruppe während aller 4 Messungen im Laufe der erfassten 4 Tage höher als in der nicht getapten Gruppe messbar. Der Unterschied war jedoch nicht signifikant (Nosaka, 1999). Unter Berücksichtigung des Zeitpunktes der Maximalkraftmessung nach der Tapeanlage müssen die Ergebnisse der Studien neu betrachtet werden. Die Art der Kraftmessung und die entsprechende Kontraktionsform der Muskulatur mögen ein wichtiger Faktor für die Einflüsse des elastischen Tapes auf die Muskulatur darstellen. Da aber keine ausreichende Betrachtung verschiedener Messzeitpunkte für die jeweilige Kontraktionsform stattgefunden hat, können die Ergebnisse der einzelnen Studien, die einen Schwerpunkt auf die unmittelbaren Effekte des elastischen Tapes legen, die Frage nach der generellen Wirksamkeit nicht beantworten. Bevor eine abschließende Betrachtung der Effekte des elastischen Tapes auf die Maximalkraft stattfinden kann, müssen weitere Studien die Kraftentwicklung über mehrere Tage registrieren um so endgültig über die Beeinflussbarkeit der Maximalkraft durch das elastische Tape zu befinden. Die bisher vorliegenden Ergebnisse lassen allerdings darauf schließen, dass ein unmittelbarer Effekt des elastischen Tapings auf die Maximalkraft unwahrscheinlich ist. Die vorliegende Studie konnte keinen Effekt auf die isometrische Maximalkraft nach 48 Stunden nachweisen.

Weitere Faktoren müssen hinsichtlich der Vergleichbarkeit der Studienergebnisse untereinander berücksichtigt werden. Während in allen Veröffentlichungen die Lokalisation der Tapeapplikation erwähnt wurde, ist die Vorspannung des Tapes nur im Falle von zwei Studien angegeben worden. Diese lag bei 15 - 20% (Mohammadi u. a., 2010) und 50% (Lee u. a., 2010) bezogen auf die Längendifferenz zwischen totaler Entspannung und maximaler Dehnung des Tapes. Da durch die Tapeapplikation zur Beeinflussung der Maximalkraft eine funktionelle Aktivierung der Muskulatur beabsichtigt ist, sollte nach Kase eine Vorspannung von 50 - 100% der maximalen dehnbaren Länge des Tapes verwendet werden (Kase u. a., 2003). Dem entsprechend wurde in der vorliegenden Studie eine Vorspannung von 50 - 60% gewählt.

Im Unterschied zur vorliegenden Studie wurde von anderen Studienleitern bisher fast ausschließlich Tape der Firma Kinesio untersucht. Lediglich in einer Studie wurde Tape eines anderen Her-

stellers verwendet (Chang u. a., 2010). Das in der vorliegenden Studie benutzte Leukotape® K der Firma BSN Medical wurde bisher nicht verwendet.

Hinsichtlich des exakten Tapeverlaufs und auch der Art der Tapeapplikation bestehen große Unterschiede. Slupik benutzte beispielsweise zwei I-förmige Streifen entlang der Kontur des M. vastus medialis, was am ehesten der Tapeanlage der vorliegenden Studie ähnelt (Slupik u. a., 2007). Shunsuke benutzte dahingegen breite Tapestreifen, die den ganzen vorderen Oberschenkel bedeckten und gleichzeitig wurde auch am M. biceps femoris, M. gastrocnemius, M. tibialis anterior und dem M. rectus abdominis elastisches Tape appliziert (Shunsuke u. a., 1999). Die Tapeanlagen unterscheiden sich zum Teil erheblich. Dadurch wird eine einheitliche Beurteilung der Effekte erschwert.

Zusammenfassend lässt sich, im Einklang mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie, die Annahme bestätigen, dass das elastische Taping nach bisheriger Studienlage wohl keinen Einfluss auf die isometrische und isokinetisch - konzentrische Maximalkraft Gesunder hat. Für eine abschließende Beurteilung sind jedoch weitere Studien nötig, welche die Maximalkraft über mehrere Tage erfassen und so den Einfluss der Dauer einer Tapeanlage bewertbar machen. Eine elastische Tapeanlage unmittelbar vor einer isometrischen oder isokinetisch - konzentrischen Belastung bei Gesunden bringt nach derzeitigem Erkenntnisstand jedoch keinen Zugewinn an Maximalkraft. Für die exzentrische Maximalkraft in Isokinetik und autotone Kontraktionen bei Gesunden gilt es ebenfalls weitere Evidenz durch kontrolliert, randomisierte, doppelt verblindete Studien zu schaffen. Bisher beruht die Evidenz auf nicht kontrollierten Studien, die keine Beurteilung der Kausalität eines festgestellten signifikanten Maximalkraftgewinns zulassen. Die Studienlage zeigt lässt derzeit jedoch die Vermutung eines geringen Effektes auf autotone Kontraktionen zu. Es könnte sich bei den bisher nachgewiesenen Effekten auch durch Lerneffekte und den Placeboeffekt beeinflusste Ergebnisse handeln, die kritisch interpretiert werden müssen. Dies entspricht letztlich auch den Ergebnissen in der bisher einzigen Metaanalyse zur Wirksamkeit des Kinesio Tapings (Williams u. a., 2011).

Der Einfluss des elastischen Tapings auf die Maximalkraft an Patienten mit gestörter neuromuskulärer Funktion ist bisher weitestgehend unbekannt. Aber auch für andere therapeutisch relevantere Parameter wie Schmerzreduktion und Beweglichkeit herrscht derzeit noch ein geringer Evidenzgrad in der Literatur vor. Hinsichtlich der zahlreichen schon bestehenden therapeutischen Anwendungen ist dieser Mangel an Studien bemerkenswert, da grundlegende Studien mit einem angemessenen methodischen Vorgehen bisher fast völlig fehlen. Die meisten Studien übersteigen nicht das Evidenzniveau eines Fallberichts, so dass sich daraus keine evidenzbasierte Beurteilung des therapeutischen Nutzens des elastischen Tapings ablesen lässt (Walsh, 2010; García-Muro u. a., 2010).

In der Literatur konnte keine standardisierte Maximalkraftmessung bei Patienten mit pathologischen Beeinträchtigungen gefunden werden. Dafür sind wohl auch praktisch, ethische Erwägungen verantwortlich. Zum einen setzen Maximalkraftmessungen Patienten mit Beeinträchtigungen des

Bewegungsapparates einem unnötigen Risiko weiterer Verletzungen aus und zum anderen ist die Aussagekraft einer "echten" Maximalkraftmessung bei Schmerzen des Probanden gering. Das Ergebnis der Maximalkraftmessung hinge in diesem Fall eher von der Schmerztoleranz und der entsprechenden therapeutischen Einstellung ab als von der tatsächlichen Maximalkraft. Dennoch sind, insbesondere im neurorehabilitativen Bereich, Anwendungen für Patienten denkbar, bei denen die Entwicklung der Maximalkraft gut zu beobachten wäre. Bei Patienten mit neurologisch bedingten Kraft- und Beweglichkeitsdefiziten gibt es Hinweise, dass diese von der Anlage eines elastischen Tapes profitieren könnten (Farrell u. a., 2010; Jaraczewska, Long, 2006; Karadag-Saygi u. a., 2010).

5.3 Einfluss des elastischen Tapings auf die muskuläre Ermüdung

Die Studienergebnisse konnten keinen Effekt des elastischen Tapings auf eine verstärkte Ermüdungsresistenz gesunder Probanden nach maximaler isokinetischer Belastung der Muskulatur nachweisen. Dieser Schluss beruht darauf, dass der Maximalkraftabfall von M2 zu M3 in der Interventionsgruppe nicht signifikant geringer war als in der Kontrollgruppe.

Da die Feststellung einer Muskelermüdung im Rahmen des Studiendesigns durch einen Maximalkraftabfall der Probanden von M2 zu M3 definiert wurde, gilt es für die Ergebnisse der Maximalkraftmessungen die gleichen Einflussfaktoren bezüglich der Reliabilität der Messwerte zu berücksichtigen wie in Kapitel 5.2. Eine Beurteilung der Güte der Standardisierung der isometrischen Maximalkraftmessungen ist zwischen Maximalkraftmessung M2 und M3 nicht möglich, da sowohl Interventions- als auch Kontrollgruppe einer isokinetischen Belastung unterzogen wurden. Deshalb scheidet eine Analyse der Korrelation zwischen den Messungen M2 und M3 aus. Eine Abnahme der Maximalkraft in beiden Gruppen war Ziel des Versuchsaufbaus. Eine Korrelationsanalyse kann deshalb an dieser Stelle keine Aussage über die Reliabilität der Messungen machen, weil ein Maximalkraftverlust und damit eine Verminderung der Korrelation beabsichtigt war.

Zur Ermittlung der durch das elastische Taping bedingten Ermüdungsresistenz waren im Studiendesign die zwei isometrischen Maximalkraftmessungen M2 und M3 mit einer eingeschobenen isokinetischen Belastungsphase vorgesehen (siehe Abbildung 2.3). In der isokinetischen Belastungsphase wurde den Probanden eine maximale Intensität vorgegeben um die Beinmuskulatur zu ermüden. Ein Leistungsabfall von Maximalkraftmessung M2 zu M3 war somit für alle Probanden sowohl in der Interventions- als auch in der Kontrollgruppe vorgesehen. Eine durch das elastische Taping bedingte Ermüdungsresistenz der Muskulatur wäre messbar geworden, wenn der Leistungsabfall in der Interventionsgruppe geringer ausgefallen wäre als in der Kontrollgruppe.

Nicht bei allen Probanden wurde eine ausreichende Erschöpfung durch die isokinetische Belastung erreicht, so dass einige Probanden ihre Maximalkraft sogar steigern konnten. Wie Abbildung

4.6 und 4.7 zu entnehmen ist, erreichten in der Kontrollgruppe 10 (21,23% aller Probanden) und in der Interventionsgruppe 8 Probanden (17,02% aller Probanden) keine ausreichende Erschöpfung. Die Ursache hierfür ist wohl am ehesten darin zu sehen, dass die Probanden erstmalig ein isokinetisches Dynamometer benutzten. Es ist davon auszugehen, dass teilweise Vorbehalte und Ängste gegenüber einer maximalen Erschöpfung mit Hilfe dieses Gerätes bestanden. Dadurch war eine völlige Ausbelastung mit entsprechender Erschöpfung nicht in allen Fällen erfolgreich. Die allgemeine sportliche Erfahrung der Probanden hinsichtlich Körpergefühl und Leistungsbereitschaft spielt eine wichtige Rolle. Eine bessere Vorbereitung und Selektion der Probanden wäre diesbezüglich in weiteren Studien von Vorteil. Bei Betrachtung der Entwicklung der durchschnittlichen Maximalkraft aller Probanden von M2 zu M3 konnte jedoch in der Interventions- und auch in der Kontrollgruppe ein signifikanter Abfall der Maximalkraft beobachtet werden (siehe Tabelle 4.5). Damit ist das Ziel einer muskulären Ermüdung durch die eingeschobene isokinetische Belastung erreicht worden. Eine erhöhte Ermüdungsresistenz durch eine elastische Tapeanlage konnte jedoch nicht nachgewiesen werden, da zwischen Interventions- und Kontrollgruppe kein signifikanter Unterschied messbar war (siehe Tabelle 4.6). Um den Effekt der nicht ausreichend erschöpften Probanden auf die Studienergebnisse zu neutralisieren, wurde eine Subgruppe gebildet, in der ausschließlich ausreichend erschöpfte Probanden der Interventions- und Kontrollgruppe ausgewertet wurden (siehe Tabelle 4.7). Hier zeigten sich jedoch übereinstimmend mit der Gesamtauswertung keine signifikanten Unterschiede, so dass kein signifikanter Effekt des elastischen Tapings auf die Ermüdungsresistenz der Muskulatur nachgewiesen werden konnte.

Von einigen Autoren wird für isometrische Maximalkrafttests gefordert, dass die Probanden mindestens einmal vorher die Möglichkeit haben sollten, sich an isometrische Maximalkraftmessungen zu gewöhnen und die Angst vor einer maximalen Ausbelastung zu verlieren. Dies wird insbesondere zur Dokumentation der Maximalkraftentwicklung nach operativen Eingriffen am Knie diskutiert (Horemans u. a., 2004), weil die Reliabilität der Messungen so erhöht werden kann. Die teilnehmenden Probanden in der vorliegenden Studie verfügten über keine Erfahrung mit dynamometrischen Maximalkrafttests. Deshalb ist grundsätzlich eine submaximale Messung der Maximalkraft beim 1. Untersuchungstermin denkbar. Dieser Effekt wurde allerdings durch die Randomisierung des zuerst zu messenden Beines weitgehend neutralisiert, so dass dies keinen Einfluss auf die Ergebnisse hatte.

Der aktuelle Forschungsstand zum Einfluss des elastischen Tapes auf die muskuläre Ermüdung basiert auf den Ergebnissen einiger weniger Studien. Entgegen der Ergebnisse der vorliegenden Studie konnte Shunsuke in einer kontrollierten Interventionsstudie eine verminderte Ermüdung der Knieflexoren in einem isokinetischen Maximalkrafttest an Gesunden zeigen (Shunsuke u. a., 1999). Die Tapeanlage erfolgte am M. quadrizeps, dem M. rectus abdominis, M. tibialis anterior, M. biceps femoris und dem M. gastrocnemius. Für die Extensoren war keine verminderte Ermüdung messbar. Die isokinetische Maximalkraft wurde vor und nach einer erschöpfenden Belastung am Fahrradergometer ermittelt. 20 gesunde Probanden wurden in Kontroll- und Interventionsgruppe

aufgeteilt. Die Probanden der Kontrollgruppe, bei welchen zunächst die Maximalkraft ohne Tapeanlage bestimmt worden war, wurden nach einer Woche erneut mit Tape getestet und auch andersherum, ganz im Sinne eines Crossing Over Designs. In einer anderen Studie konnte eine geringere Erschöpfung von 12 gesunden getapten Probanden bei leichter Belastung nachgewiesen werden (Kawamura u. a., 2004). Bei intensiverer Belastung war allerdings kein Effekt des Tapes auf die Ermüdung der Muskulatur zu beobachten. Eine genauere Vorstellung seiner Untersuchungen ist aufgrund der Veröffentlichung seiner Ergebnisse in japanischer Sprache nicht möglich. Die Ergebnisse dieser beiden Autoren stehen im Gegensatz zu den Ergebnissen der vorliegenden Studie. Da zu wenige Fakten zu den Messungen von Kawamura vorliegen, können die Ursachen für die unterschiedlichen Ergebnisse kaum analysiert werden. Im Vergleich zu Shunsuke wurde in der vorliegenden Studie sehr viel weniger elastisches Tape appliziert. Des weiteren trugen die Probanden das Tape zum Zeitpunkt der Maximalkraftmessungen M2 und M3 schon seit 48 Stunden, während Shunsuke die Maximalkraftmessungen direkt nach der Tapeanlage durchführte. Auch der Unterschied zwischen isometrischer und isokinetischer Maximalkraftmessung könnte eine wichtige Rolle spielen. Außerdem wurden die Probanden in der vorliegenden Studie durch eine maximale isokinetische Belastung erschöpft, was eine intensivere Belastung als ein Fahrradergometer darstellen könnte. Letztlich sind die Ergebnisse also nicht vergleichbar, da die genannten Faktoren zu unterschiedlichen Ergebnissen geführt haben können. Im Rahmen einer isometrischen Maximalkraftmessung nach 48 stündiger Tragedauer des Tapes ist nach den vorliegenden Ergebnissen von keinem signifikanten Effekt des elastischen Tapes auf die Muskelermüdung auszugehen.

Neben der Möglichkeit einer verbesserten Ermüdungsresistenz durch eine elastische Tapeanlage besteht auch die Möglichkeit geförderter regenerativer muskulärer Effekte. Diese verschiedenen Mechanismen können in der vorliegenden Studie nicht sicher voneinander unterschieden werden. Sowohl eine verbesserte Regeneration als auch eine gesteigerte Ermüdungsresistenz hätten zu einem geringeren Maximalkraftabfall in der Interventionsgruppe führen können. Trotzdem ist eine verbesserte Regeneration aufgrund des sehr kurzen Zeitintervalls von 30 - 60 Sekunden zwischen isokinetischer Belastung und isometrischer Maximalkraftmessung wohl eher von untergeordneter Bedeutung. Die derzeit vorliegenden Studienergebnisse zu den Effekten des elastischen Tapes auf die Regeneration sollen kurz dargestellt werden.

Es konnten regenerative Effekte des elastischen Tapings im Rahmen einer Studie bei 12 gesunden Probanden gezeigt werden (Nosaka, 1999). In einer kontrollierten Studie mit Tapeanlage am M. biceps brachii und am Unterarm wurden die Probanden in einer exzentrischen Belastung erschöpft. Diese Belastung wurde an 3 aufeinander folgenden Tagen alle 24 Stunden wiederholt. Während der Messungen wurden verschiedene Parameter erfasst: die isometrische Maximalkraft, die Beweglichkeit des Armes, die Kreatinkinase im Blut, die Muskelschmerzen anhand einer visuellen Analogskala und der Muskeltonus. Die Ergebnisse zeigten keine signifikanten Effekte des elastischen Tapings auf einen der genannten Parameter. Es konnte demnach keine verbesserte Regeneration durch elastisches Tape belegt werden. Ähnliche Ergebnisse zeigte eine andere Stu-

die, welche die Effekte des elastischen Tapings auf die Intensität des Muskelkaters (Delayed onset muscle soreness) und der Muskelschwellung untersuchte (Shoger u. a., 2000). Dafür wurden 15 gesunde Probanden an den Flexoren im Handgelenk sehr intensiv ermüdet und an fünf aufeinander folgenden Tagen getestet. Die Ergebnisse zeigten keinen signifikanten Einfluss des elastischen Tapes auf die Entwicklung von Muskelschwellung oder Muskelkater.

Wie anhand der Fallzahlen und der Anzahl der dargestellten Studien zu erkennen ist, handelt es sich bei den Einflüssen des elastischen Tapes auf die muskuläre Ermüdung um ein bisher kaum erkundetes Forschungsfeld. Die bisherigen Studien, insbesondere unter Berücksichtigung der vorliegenden Studienergebnisse, lassen keinen starken Effekt des elastischen Tapings auf die muskuläre Ermüdung vermuten. Für eine abschließende Betrachtung ist es jedoch viel zu früh. Weitere Studien, die unterschiedliche Formen der Muskelermüdung benutzen, sind nötig um das elastische Taping auch außerhalb eines Laborsettings, wie im Alltag oder im Sport, hinsichtlich muskulärer Ermüdung bewerten zu können.

Für die hypothetische Wirkung des elastischen Tapings auf eine verminderte Muskelermüdung wären verschiedene Effekte denkbar. Unter Berücksichtigung der Mechanismen, die zur Ermüdung des Skelettmuskels führen (siehe Kapitel 1.6), wären unterschiedliche Mechanismen denkbar. Eine Beeinflussung der muskulären Perfusion könnte einen verbesserten Abtransport von Metaboliten des anaeroben Stoffwechsels, insbesondere Phosphat und H⁺ Ionen, bewirken. Dies könnte zu einem späteren Einsetzen muskulärer Ermüdung führen. Auch durch gezielte neuropropriozeptive Reize des elastischen Tapes könnte ein Einfluss auf die zentrale Ermüdung hinsichtlich der Erregungsleitung des α Motoneurons bestehen. Effekte des elastischen Tapings auf die muskuläre Perfusion wurden bereits beschrieben (Kase, Hashimoto, 1994). Allerdings handelt es sich dabei zum gegenwärtigen Zeitpunkt um reine Spekulation.

5.4 Einfluss des elastischen Tapings auf die bioelektrische Muskelaktivität

In der vorliegenden Studie zeigte sich weder nach einer 48 stündigen Tapeanlage noch nach muskulärer Ermüdung ein signifikanter Einfluss des elastischen Tapings auf die bioelektrische Muskelaktivität in isometrischen Maximalkraftmessungen. Dies konnte anhand des Vergleichs der Änderung des durchschnittlichen Amplitudenmittelwertes im EMG zwischen Interventions- und Kontrollgruppe gezeigt werden. Zur Beurteilung der Auswirkungen auf die bioelektrische Muskelaktivität nach 48 stündiger Tapeanlage wurde die Änderung der durchschnittlichen Amplitudenmittelwerte zwischen Interventions- und Kontrollgruppe von Messung E1 zu E2 auf ihre Signifikanz überprüft (siehe Kapitel 4.3.1). Zur Überprüfung der Einflüsse des elastischen Tapings auf die EMG Aktivität ermüdeten Muskulatur wurde dagegen die Änderung der durchschnittlichen Amplitudenmittelwerte zwischen Interventions- und Kontrollgruppe von Messung E2 zu E3

herangezogen (siehe Kapitel 4.3.2).

Da die Ergebnisse auf elektromyografischen Daten beruhen, sollen einige methodische Probleme des EMGs dargestellt werden. Generell ist die Reliabilität zweier EMG Messungen an unterschiedlichen Tagen geringer als bei einer isometrischen Maximalkraftmessung (Fauth u. a., 2010). Der Concordance Correlation Coefficient (CCC) am M. vastus medialis und lateralis zwischen E1 und E2 in der Kontrollgruppe ist trotzdem größer als 0,9, womit eine hohe Reliabilität der Messungen zum Ausdruck kommt (siehe Tabelle 4.10). Allerdings ist beim Vergleich der Standardabweichungen zwischen EMG und isometrischer Maximalkraftmessung ein deutlicher Unterschied zu beobachten (McCarthy u. a., 2008). Dies ist durch die zahlreichen Einflussfaktoren auf die Messungen im EMG bedingt. Zur Minimierung sind verschiedene Maßnahmen der Standardisierung der EMG Messung notwendig (Hermens u. a., 2000). Bei Messungen an verschiedenen Tagen erhöht sich die Standardabweichung allein schon, weil eine erneute Elektrodenpräparation, Platzierung und Fixation notwendig wird. Eine Abweichung der Elektrodenposition um wenige Zentimeter hat großen Einfluss auf das EMG Signal (Finni, Cheng, 2009). Dies kann auch an den Ergebnissen der vorliegenden Studie abgelesen werden. Beim Vergleich der Standardabweichung zwischen den isometrischen Maximalkraftmessungen und dem EMG fällt ein deutlicher Größenunterschied auf (siehe Tabelle 4.3 und Tabelle 4.12). Wenn die Standardabweichung der EMG Messungen untereinander verglichen wird, so ist diese zwischen den Messungen E1 und E2 (siehe Tabelle 4.9 und Tabelle 4.11) deutlich höher als zwischen den Messungen E2 und E3 (siehe Tabelle 4.12 und Tabelle 4.15). Die Messungen E1 und E2 fanden an verschiedenen Tagen statt, weshalb eine erneute Elektrodenplatzierung notwendig war. Dagegen konnten die Elektroden bei den Messungen E2 und E3 ohne erneute Platzierung für beide Messungen benutzt werden. Dies ist der Grund für eine geringere Standardabweichung zwischen den Messungen E2 und E3 als zwischen E1 und E2, obwohl zwischen E1 und E2 keine direkte Intervention im Sinne einer unmittelbaren Muskelermüdung durchgeführt worden war. In der Literatur wird eine Standardabweichung von 10 - 15% empfohlen (Konrad, 2005), so dass diese Toleranz beim Vergleich der Messungen E1 und E2 leicht überschritten wurde. Ursachen dafür könnten in einer nicht ausreichenden Hautpräparation, ungenauer Elektrodenplatzierung, Tagesschwankungen des Muskeltonus, Schwankungen in der Probandenposition im Dynamometer oder elektrischen Störfeldern durch das Dynamometer liegen.

Zur Elimination solcher Effekte wird normalerweise eine MVC Normalisierung durchgeführt. (siehe Kapitel 1.7). Leider war dieses Procedere nicht auf die vorliegende Studie übertragbar, weil gerade der Effekt des elastischen Tapes auf die Muskelaktivierung während einer isometrischen Maximalkraftmessung geprüft werden sollte. Wäre die EMG Amplitude beispielsweise in Messung E2 auf die gemessene Maximalkraft in M2 normiert worden, hätte das Ergebnis 100% betragen, genauso wie zwei Tage zuvor bei E1 in Maximalkraftmessung M1. Die Möglichkeit einer Normalisierung mittels Maximalkraftmessung schied folglich aus. Deshalb wurde die Entwicklung der durchschnittlichen Amplitudenmittelwerte von E1 zu E2 bzw. von E2 zu E3 zwischen

Interventions- und Kontrollgruppe zur Beurteilung der Muskelaktivität herangezogen, obwohl in diese äußere Störfaktoren eingehen.

Bei der Interpretation der Ergebnisse der vorliegenden Studie sollte ein weiteres methodisches Problem beachtet werden, das in der Applikation des elastischen Tapings mit gleichzeitiger EMG Elektrodenanlage bestand. Aus rein praktischen Gründen war es nicht möglich während einer Tapeanlage für den M. rectus femoris das EMG Signal für eben diesen Muskel abzuleiten. Stattdessen wurden die EMG Signale an den Mm. vastii medialis und lateralis erfasst. Es wurde davon ausgegangen, dass die möglicherweise vorhandenen muskelaktivierenden Effekte des Tapes auch an den Synergisten des getapten Muskels am M. quadrizeps registrierbar sind. Im optimalen Falle sollte das EMG Signal jedoch am getapten Muskel direkt abgeleitet werden.

Im weiteren Verlauf soll die aktuelle Studienlage bezüglich des Einflusses elastischen Tapings auf die Muskelaktivierung im EMG dargestellt und zusammen mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie diskutiert werden. Aufgrund der geringen Anzahl von Studien zur Beeinflussung der bioelektrischen Aktivität wird auch auf Studien verwiesen, die mit nicht elastischem Tape gearbeitet haben. Diese können möglicherweise Hinweise auf Effekte des elastischen Tapes geben. In Übereinstimmung mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie konnte Lee keinen Einfluss des elastischen Tapings auf die bioelektrische Muskelaktivität im EMG des M. quadrizeps bei 15 gesunden Probanden finden (Lee u. a., 2010). Die EMG Messungen wurden während isometrischer Maximalkraftmessungen bei 0°, 30° und 60° Flexion im Knie durchgeführt und zwar vor, während und nach einer elastischen Tapeanlage am M. quadrizeps. Es konnte hier also auch gezeigt werden, dass direkt nach Tapeanlage kein Effekt des elastischen Tapes im EMG messbar ist, was im Rahmen weiterer Studien bestätigt werden konnte (Słupik u. a., 2007; Janwantanakul, Gaogasigam, 2005). Allerdings konnte für den Zeitraum 24 - 72 Stunden nach Tapeapplikation ein signifikanter Anstieg der EMG Amplitude nachgewiesen werden (Słupik u. a., 2007). Nach 24 Stunden konnte eine Steigerung um 54% und nach 72 Stunden um 22% des Ausgangswertes im EMG am M. vastus medialis nachgewiesen werden. Dies steht im Widerspruch zu den Ergebnissen der vorliegenden Studie. Die vorliegende Studie verfügt über eine Kontrollgruppe und eine höhere Fallzahl, so dass die Ergebnisse Słupiks hinsichtlich der bioelektrischen Aktivität nach 48 stündiger Tapeanlage als widerlegt betrachtet werden können.

Im Gegensatz dazu haben andere Studien die Effektivität elastischen Tapes während anderer, nicht isometrischer Belastungen untersucht. Es wurde die Muskelaktivität im M. biceps femoris und M. gastrocnemius nach einer unerwarteten Destabilisierung 11 gesunder Probanden im Kniegelenk analysiert (Vera-García u. a., 2010). Die Tapeanlage erfolgte ebenfalls am M. biceps femoris und M. gastrocnemius. Eine Kontrollgruppe gab es nicht. Damit zielte die Studie insbesondere darauf ab Veränderungen der reflektiven Eigenschaften der Einheit aus Muskulatur und peripherem Nervensystem aufzudecken. Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen Interventions- und Kontrollgruppe. Diese Ergebnisse konnten auch mit nicht elastischen Tape reproduziert werden (Ng, 2005). Zusätzlich wurden die Probanden durch mehrfache Extensions-

übungen ermüdet. Doch auch dann konnte kein Effekt nachgewiesen werden. Dies stimmt mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie überein. Eine Destabilisierung im Fußgelenk unter elastischer Tapeanlage wurde von Briem untersucht (Briem u. a., 2011). Er verglich bei 30 gesunden Probanden den Effekt einer Tapeanlage am Fußgelenk auf Veränderungen der bioelektrischen Muskelaktivität des *M. fibularis longus* nach unerwarteter Destabilisierung durch Pronation des Fußes. Die Effekte elastischen und nicht elastischen Tapes wurden mit einer Kontrollgruppe verglichen. Das Ergebnis zeigte eine signifikante Erhöhung der Muskelaktivität unter klassischem Tape, aber für das elastische Tape konnte kein signifikanter Unterschied im Vergleich zur Kontrollgruppe festgestellt werden. Die Zeit von der Destabilisierung bis zur maximalen Aktivierung des *M. fibularis* erwies sich als unabhängig von beiden Tapeanlagen. Letztlich stimmen die Ergebnisse von Briem und Vera-Garcia mit denen der vorliegenden Studie überein. Elastisches Tape scheint keinen Einfluss auf die bioelektrische Muskelaktivität während isometrischer maximaler Belastungen gesunder Probanden zu haben. Auch nach gezielter Ermüdung der Muskulatur konnte in der vorliegenden Studie kein Einfluss des elastischen Tapings nachgewiesen werden, was mit den Ergebnissen von Ng übereinstimmt.

Der Einfluss des Tapings auf die bioelektrische Aktivität bei auxotonen Muskelkontraktionen in komplexen Alltagsbelastungen konnte bei 12 gesunden Probanden mittels elastischer Tapeanlage eine signifikante Veränderung an verschiedenen Muskeln der Schulter nachgewiesen werden (Lin u. a., 2011). Den Probanden wurde ein einzelner Tapestreifen angelegt, während sie die Schulter maximal retrahierten und nach unten führten. Es konnten signifikante Änderungen der Muskelaktivität des oberen *M. trapezius*, des *M. serratus anterior* und des *M. deltoideus* gezeigt werden. Auch die Propriozeption wurde durch die Tapeanlage beeinträchtigt, so dass die Probanden eine vorgegebene Position der Schulter mit Tape mit höherer Präzision wieder einnehmen konnten als ohne Tape. In einer weiteren Studie konnte bei 31 Probanden nach Tapeanlage am *M. gastrocnemius* und *M. soleus* eine Zunahme der bioelektrischen Aktivität am medialen *M. gastrocnemius* während eines vertikalen Sprungs gezeigt werden (Huang u. a., 2011). Allerdings blieb die Sprunghöhe unbeeinflusst von der Tapeanlage. In der Kontrollgruppe mit unelastischen Tape war keine Änderung der bioelektrischen Aktivität nachweisbar.

Sowohl Lin als auch Huang konnten für das elastische Tape einen Einfluss auf die Muskelaktivität verschiedener Muskeln zeigen. Die tatsächliche Relevanz für eine Optimierung von Koordination und Bewegung bei komplexen Bewegungen bei Gesunden muss jedoch weiter untersucht werden.

Bei 15 erkrankten Patienten mit Patellofemoralem Schmerzsyndrom konnte gegenüber einer Kontrollgruppe aus 10 Gesunden ein signifikanter Unterschied hinsichtlich Latenz und Größe der Muskelaktivität beim Treppensteigen gezeigt werden (Chen u. a., 2007). Ein signifikanter Anstieg des Quotienten aus der Aktivität des *M. vastus medialis* und der Aktivität des *M. vastus lateralis* gegenüber der ungetapten Kontrollgruppe wurde nachgewiesen. Dies soll zu einer besseren Positionierung der Patella in der Trochlea beitragen, indem es die Kraftverteilung verbessert

und den Druck auf den Gelenkknorpel senkt (Chen u. a., 2007). Eine mögliche Beeinflussung der Muskelaktivität durch eine therapeutische Anlage elastischen Tapes bei Erkrankten könnte auch bei Schulterimpingement möglich sein. Es wurden Effekte auf die Muskelaktivität der Schultermuskulatur bei Baseball Spielern mit bekannter Impingementsymptomatik untersucht (Hsu u. a., 2009). 17 Probanden wurden sowohl mit elastischem als auch mit unelastischem Placebotape behandelt. Es konnte eine signifikante Erhöhung der Muskelaktivität im unteren Anteil des M. trapezius während des Absenken des Arms zwischen 30 - 60° im Vergleich zum Placebotaping beobachtet werden. Durch eine zusätzliche 3 dimensionale Bewegungsanalyse wurde eine signifikante Zunahme der Neigung des hinteren Skapularandes beim Anheben des Armes beobachtet. Diese Veränderungen wurden vom Autor als unterstützend im Rahmen einer Therapie des Schulterimpingements angesehen. Die dargestellten Ergebnisse von Studien an verschiedenen Patientengruppen zeigen, dass möglicherweise therapeutisch nutzbare Effekte des elastischen Tapings in gestörten neuromuskulären Systemen bestehen. Für jeden Patienten müsste jedoch je nach Problematik eine individuelle Anlage erfolgen. Sollte dies ausbleiben, wäre theoretisch auch eine schädigende Anlage möglich. Weitere Studien mit höherer Fallzahl und verschiedenen Krankheitsbildern sind nötig um eine weitere Beurteilung vornehmen zu können.

Es lässt sich keine eindeutige Schlussfolgerung hinsichtlich der Einflüsse des elastischen Tapes auf die Muskelaktivität Gesunder ziehen. Verschiedene Effekte auf unterschiedliche Formen der Kraft sind denkbar. Dementsprechend kann zwischen isometrischen, isokinetischen und auxotonen Muskelkontraktionen unterschieden werden. Im Rahmen isometrischer Maximalkraftmessungen ist ein Einfluss auf die Muskelaktivität bei gesunden Probanden als unwahrscheinlich zu betrachten (Lee u. a., 2010). Hinsichtlich Fallzahl und Randomisierung der Gruppenzuteilung der Probanden leistet die vorliegende Studie einen Beitrag zu einem weiteren Evidenzgewinn. Für isokinetische Muskelarbeit bleiben die Effekte elastischen Tapings auf die Muskelaktivität unklar, da sie schlichtweg bisher nicht untersucht worden sind. Auch für auxotone Muskelkontraktionen kann nur von einer möglichen Beeinflussung der Muskelaktivität durch das elastische Tape gesprochen werden, da bisher lediglich zwei Studien in diesem Bereich vorliegen.

Ein förderlicher Effekt des Tapes auf die Muskelaktivierung bei Gesunden scheint beim derzeitigen Blick auf die Forschungsergebnisse unwahrscheinlich. Dies wurde auch durch die EMG Messungen im Rahmen der vorliegenden Studie bestätigt. Selbst unter Ermüdung zeigte sich kein signifikanter Einfluss auf die Aktivität der Muskulatur. Herrington machte darauf aufmerksam, dass klassisches, nicht elastisches Tape die Möglichkeit bietet Aktivierungsmuster der Muskulatur so zu verändern, dass pathologische Zustände durch das Tape simuliert werden können (Herrington u. a., 2005). Unter diesem Aspekt muss auch die Indikationsstellung für elastisches Tape besonders kritisch abgewogen werden um die Situation von Patienten durch eine Tapeanlage nicht zu verschlechtern. Auch durch die Minimierung bewusster zentraler Kontrolle durch unerwartete Destabilisierung von Gelenken und Messung der entsprechenden Reflexantwort war es nicht möglich einen signifikanten Einfluss des elastischen oder des nicht elastischen Tapes zu

zeigen (Vera-García u. a., 2010; Ng, 2005).

Dagegen zeigen Studien an Patienten mit pathologischen Veränderungen bei entsprechender elastischer Tapeanlage positive muskuläre Aktivierungsmuster (Chen u. a., 2007; Hsu u. a., 2009). Hinsichtlich der Mechanismen der Wirkung des elastischen Tapes auf das neuromuskuläre Zusammenspiel kann derzeit nur spekuliert werden (Williams u. a., 2011). Effekte im Sinne der Gate Control Theorie (siehe Kapitel 1.4) könnten eine Erklärung bieten.

Weitere Ziele der Forschung könnten es sein den Einfluss der Dauer einer Tapeanlage auf den Muskeltonus zu klären und eine Analyse des Effekts des elastischen Tapes auf die Muskelaktivität bei Patienten mit pathologischen Aktivitätsmustern wie bei spastischen Muskelveränderungen unterschiedlichster Genese durchzuführen. Hinweise auf eine Wirksamkeit gibt es bereits durch Fallberichte aus dem pädiatrisch neurorehabilitativen Bereich (Śliwiński u. a., 2007; Jaraczewska, Long, 2006), die von subjektiv positiver Beeinflussung des Muskeltonus bei spastischer Muskulatur berichten. Insbesondere ist eine Steigerung des Evidenzniveaus der zukünftigen Studien im Sinne randomisierter, kontrollierter, verblindeter Studien anzustreben.

5.5 Studienlage zu sonstigen Effekten des elastischen Tapes

Es konnte gezeigt werden, dass bei gesunden Probanden eine verbesserte Propriozeption in der Schulter durch die Anlage elastischen Tapes möglich ist (Lin u. a., 2011). Außerdem konnte eine Verbesserung der lumbalen Beweglichkeit durch Tapeanlage bei guten Evidenzniveau (randomisiert, kontrollierte Interventionsstudie, einfach verblindet) beobachtet werden (Yoshida, Kahanov, 2007). Deshalb liegt eine weitere Erprobung des elastischen Tapes insbesondere im Bereich der Rehabilitation nahe. Im Rahmen multimodaler Rehabilitationskonzepte mit physikalischer und physiotherapeutischer Therapie könnte das elastische Taping ein neuer Therapiebaustein werden (Yasukawa u. a., 2006; Kwon, 2003). Auch im Bereich der onkologischen Rehabilitation zur unterstützenden Lymphdrainage bei Patienten nach Ablatio mammae und konsekutiven Lymphödem konnte eine Gleichwertigkeit des Tapes zu elastischen Bandagen gezeigt werden. Das Tragen des elastischen Tapes wurde dabei als angenehmer empfunden (Tsai u. a., 2009). Der Nutzen des elastischen Tapes wurde bei Patienten nach Apoplex sowie bei Kindern mit spastischen Paresen, insbesondere bei infantiler Zerebralparese, untersucht (Jaraczewska, Long, 2006; Farrell u. a., 2010; Śliwiński u. a., 2007). Hier zeigten sich geringe Effekte hinsichtlich der Beweglichkeit spastischer Extremitäten sowie in der allgemeinen Funktion. Allerdings handelt es sich bei den durchgeführten Studien um Momentaufnahmen ohne Langzeitverlauf. Auch eine Kontrollgruppe war nicht in allen Studien vorhanden, so dass dies weiterer Forschungsgegenstand der kommenden Jahre sein sollte.

In zahlreichen Studien wird außerdem eine Schmerzreduktion durch eine elastische Tapeanlage diskutiert. Dabei handelt es sich vor allem um Indikationen im Bereich chronischer orthopädischer Erkrankungen, bei denen eine konservative Therapie bevorzugt wird. Es konnte eine signifikante

Schmerzreduktion für Patienten mit akuten Schleudertrauma direkt und 24 Stunden nach Tapeanlage gezeigt werden. Die Studienqualität bei doppelter Verblindung und vorhandener Kontrollgruppe als sehr gut zu betrachten (González-Iglesias, 2009). In vielen anderen Studien niedrigerer Evidenzstufe konnte ebenfalls eine Schmerzreduktion gezeigt werden. Dabei handelte es sich um Patienten mit Epicondylitis humeri lateralis, plantarer Faziitis und Meralgia parästhetica (Kalichman u. a., 2010; Tsai u. a., 2010; Chen u. a., 2008). Gonzalez zeigt einen signifikanten Effekt hinsichtlich Schmerzreduktion, so dass bei geeigneter Indikation eine Schmerzreduktion möglich scheint. Eine akute Schmerzreduktion direkt nach Anlage konnte auch für chronische unkomplizierte Lumbalgien gezeigt werden. Im weiteren Verlauf war eine alleinige Tapeanlage jedoch konsequenter Rückengymnastik unterlegen (Paoloni u. a., 2011). Im Gegensatz dazu konnte in einer randomisierten, doppelt verblindeten Studie keine Reduktion von Schulterschmerzen bei Impingement Patienten gezeigt werden. Dafür nahm die schmerzfreie Beweglichkeit nach Tapeanlage signifikant zu (Thelen u. a., 2008) ohne aber die mit Visual analogue Scale erfassten Schmerzen in Ruhe oder Belastung zu beeinflussen. Für das patellofemorale Schmerzsyndrom konnte bei deutlich geringeren Evidenzniveau kein Effekt nachgewiesen werden (Akbaş u. a., 2011). Letztlich handelt es sich jedoch auch bei einem Signifikanznachweis um klinisch wenig relevante Effekte, so dass eine wirkungsvolle Schmerztherapie durch elastisches Tape nach derzeitigen Studienstand fraglich scheint. Von einigen Autoren wurde diskutiert, dass ein Effekt des elastischen Tapings nur bei pathologischen Veränderungen des muskuloskelettalen Apparats nachweisbar sein kann, weil nur dann ein hinreichender Effekt möglich ist, beziehungsweise nur dann eine positive Beeinflussung des gestörten Systems möglich ist (Yasukawa u. a., 2006).

6 Zusammenfassung

6.1 Deutsche Zusammenfassung

Einführung: Elastisches Tape ist ein Pflasterverband, welcher in Form eines "Klebestreifens" auf die Haut aufgebracht werden kann. Die hohe Elastizität des Tapes erlaubt eine Verlängerung bis auf 160% der Ausgangslänge und schränkt deshalb die Beweglichkeit der Gelenke nach Tapeapplikation nicht ein. Es existieren verschiedene Anlagetechniken, welche im Rahmen kommerzieller Kursveranstaltungen erlernt werden können. Die dort vermittelten Indikationen zur Tapeanlage umfassen Muskel- und Bandverletzungen, Muskeltonusveränderungen, fasziale Dysfunktionen, Lymphabflussstörungen, Hyperalgesien und Nervenreizungen, aber auch ein Einsatz bei Gesunden zur Prophylaxe von Verletzungen und zur möglichen Leistungssteigerung wird diskutiert. Folglich wird das elastische Tape vorwiegend im Bereich der Sportmedizin, Physiotherapie und Rehabilitation eingesetzt. Trotz des zunehmenden Einsatzes des elastischen Tapes ist die Evidenz hinsichtlich der Effekte und Wirkungsmechanismen derzeit noch sehr gering.

Ziel: Bei Gesunden wurden Effekte auf die Maximalkraft, den Muskeltonus, die Muskelermüdung, Postbelastungsmyalgien ("Muskelkater"), die Propriozeption, die Durchblutung und die Beweglichkeit vermutet und im Rahmen erster Studien mit geringem Evidenzniveau und ebenso geringer Fallzahl untersucht. Aufbauend auf diesen Untersuchungen war es Ziel der vorliegenden Studie in einer randomisiert, kontrollierten Interventionsstudie an 50 gesunden Probanden den Einfluss des elastischen Tapes auf die isometrische Maximalkraft, die Ermüdungsresistenz und die Muskelaktivierung im Oberflächen - EMG zu prüfen.

Methodik: Zunächst wurde bei jedem einzelnen Probanden die isometrische Maximalkraft (Maximal Voluntary Isometric Contraction (MVIC)) der Knieextensoren und gleichzeitig die Muskelaktivität der Mm. vastii medialis (VM) und lateralis (VL) im Oberflächen-EMG an beiden Beinen bestimmt (M1). Nach Randomisierung erfolgte die Anlage elastischen Tapes (Leukotape® K) in der Interventionsgruppe entweder am linken oder rechten Bein entlang des Verlaufs des Musculus rectus femoris. Das nicht getapete Bein bildete die Kontrollgruppe. Im Anschluss wurden beide Beine in einer isokinetischen maximalen Belastung erschöpft. Nach 48 stündiger Tragedauer wurden die Probanden einem zweiten isometrischen Maximalkrafttest (M2) beider Beine mit Registrierung des Oberflächen - EMG - Signals unterzogen. Zur weiteren Prüfung der Effekte auf die Ermüdungsresistenz der Muskulatur wurden die Probanden direkt danach mittels einer isokinetischen Belastung maximal belastet. Direkt im Anschluss wurde eine erneute Maximalkraftmessung (M3) durchgeführt. Während der Maximalkraftmessungen wurde ein Oberflächen -

EMG registriert. Dieses Prozedere wurde am getapten und nicht getapten Bein in gleicher Weise durchgeführt.

Ergebnisse: Der Vergleich der prozentualen Maximalkraftentwicklung von der ersten zur zweiten isometrischen Maximalkraftmessung zwischen getapten und nicht getapten Bein zeigte keinen signifikanten Unterschied im T-Test ($p = 0.61$). Auch für die gemittelte durchschnittliche Amplitude der Muskelaktivität im Oberflächen-EMG an den Mm. vastii medialis und lateralis, die während der Maximalkraftmessungen M1 und M2 bestimmt worden waren, konnte kein signifikanter Unterschied zwischen getapten und nicht getapten Bein gefunden werden (p (VM) = 0.07, p (VL) = 0.09). Um die Effekte auf die Ermüdungsresistenz zu untersuchen wurde die Entwicklung der Maximalkraft von M2 zu M3 zwischen getapten und nicht getapten Bein analysiert. Es konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden ($p = 0.49$). Der Vergleich der gemittelten durchschnittlichen Amplitude des EMG-Signals der Mm. vastii medialis und lateralis ergab ebenfalls keinen signifikanten Unterschied zwischen getapten und nicht getapten Beinen (p (VM) = 0.84, p (VL) = 0.70). Somit konnte kein signifikanter Einfluss des elastischen Tapes auf die Maximalkraft, die Ermüdungsresistenz oder den Muskeltonus der Skelettmuskulatur festgestellt werden.

Diskussion: In Übereinstimmung mit anderen Studien konnte kein signifikanter Effekt des elastischen Tapes auf die isometrische Maximalkraft, die Ermüdungsresistenz und den Muskeltonus der Skelettmuskulatur bei Gesunden festgestellt werden. Folglich ist durch eine elastische Tapeanlage bei Gesunden von keinem signifikanten Effekt hinsichtlich isometrischer Maximalkraft auszugehen. Weitere Studien sollten die Effekte des elastischen Tapings auf andere Kraftarten (auxotonische, isotonische und isokinetische Maximalkraft), als auch auf Patienten mit bekannten Pathologien untersuchen. Außerdem sollte ein Effekt nach unterschiedlicher Anlagedauer weiter geprüft werden.

6.2 Summary

Introduction: Elastic taping is a special type of bandage that is applied directly to the skin. Because of its elasticity there is no restriction of movement compared to regular athletic tape. There are different techniques for tape application taught in commercial courses offered by tape industry. The application of elastic tape is recommended in cases of muscle injury or injury of ligaments, changes of muscle tone, fascial dysfunctions, declined lymphatic flow, hyperalgesia and it is also used for prevention of injury and enhancement of muscular strength in healthy individuals. Elastic tape is applied in sports medicine, rehabilitation and physiotherapy. Despite common use of elastic tape there is only poor evidence of the effects and mechanisms so far.

Aims: Possibly, elastic tape improves muscular strength, proprioception and muscle tone, reduces muscular exhaustion, minimizes muscle soreness and increases muscular perfusion and flexibility for healthy individuals. The aim of this study was to investigate the effects of elastic tape on 50 healthy participants in a randomized, controlled clinical trial.

Methods: Maximal voluntary isometric contraction (MVIC) of the extensors of the knee was measured in an isometric dynamometer for every participant (M1). Meanwhile, superficial EMG signals were registered for Mm. vastii medialis and lateralis in both legs. After randomization elastic tape (Leukotape®) was applied along the course of M. rectus femoris on one leg only (interventional group). There was no tape administered to the other leg (control group). Thereafter both legs were maximally exhausted in an isokinetic dynamometer. After wearing the elastic tape for a period of 48 hours a second MVIC and sEMG were registered (M2). After an exhaustive isokinetic exercise a third MVIC (M3) was measured. The same procedure was applied to both legs.

Results: There was no significant difference of the enhancement of isometric strength between control and interventional group ($p = 0,61$). This also holds true for the sEMG of M. vastus medialis and lateralis (p (VM) = 0.07, p (VL) = 0.09). To identify the impact on muscular exhaustion the difference of the average strength between M2 and M3 was evaluated. No significant differences could be observed neither for strength ($p = 0,49$) nor sEMG (p (VM) = 0.84, p (VL) = 0.70).

Discussion: Concordant to other studies no significant effect was shown for elastic taping to improve muscle strength, to minimize muscular exhaustion or to change muscle tone in skeletal muscle for healthy individuals. Further research should investigate the effect of the period of wear, the influence on different types of strength and the effects on patients with different pathologies.

Literaturverzeichnis

- Abián-Vicén J, Alegre L, Fernández-Rodríguez J, Aguado X. Prophylactic ankle taping: elastic versus inelastic taping. *Foot & Ankle International* März 2009; 30:218–225.
- Akbaş E, Atay A, Yüksel I. The effects of additional kinesiio taping over exercise in the treatment of patellofemoral pain syndrome. *Acta Orthopaedica Et Traumatologica Turcica* Sep. 2011; 45:335–341.
- Allen D, Lamb G, Westerblad H. Skeletal Muscle Fatigue: Cellular Mechanisms. *Physiological Reviews* Jan. 2008; 88:287 –332.
- Basmajian J. *Muscles Alive, Their functions revealed by electromyography*. London: Bailliere, Tindall & Cox, 1962.
- Bassett K, Lingmann S, Ellis R. The use and treatment efficacy of kinaesthetic taping for musculoskeletal conditions: a systematic review. *New Zealand Journal of Physiotherapy*, Juli 2010; 38:56–62.
- Behrends J u. a. *Physiologie*. Duale Reihe, Georg Thieme Verlag, 2010.
- Bemben M, Grump K, Massey B. Assessment of Technical Accuracy of the Cybex II Isokinetic Dynamometer and Analog Recording System. *The Journal of orthopaedic and Sports Physical Therapy* 1988; 10 (1):12 –17.
- Białoszewski D, Wozniak W, Zarek S. Clinical efficacy of kinesiology taping in reducing edema of the lower limbs in patients treated with the Ilizarov method – Preliminary report. *Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja* 2009 Jan-Feb;(6):46-54 2009; 11:46 –54.
- Breitenbach S. *Kinesiio Taping - eine neue revolutionäre Technik*. 2010. URL: <http://www.vpt-online.de/detailseite.cfm?MeldungsID=233>.
- Briem K, Eythörðóttir H, Magnúsdóttir R, Pálmarrsson R, Rúnarsdóttir T, Sveinsson T. Effects of kinesiio tape compared with nonelastic sports tape and the untaped ankle during a sudden inversion perturbation in male athletes. *eng. J Orthop Sports Phys Ther* 2011; 41:328–335.
- Brown L, M W, JR B, DN B. Reliability of the Biodex System 2 isokinetic dynamometer concentric mode. *Isokinetics and Exercise Science* 1993; 3:160–163.

- Bula P. „M3 Diagnos + Normwertstudie, Isometrische Maximalkraft als maximale Drehmomente im Bereich der Armbeuge- und Kniestreckmuskulatur“. Dissertation. Neurologische Klinik der Ludwigs Maximilian Universität München, 2007.
- Callaghan M, Selve J, Bagley P, Oldham J. The Effects of Patellar Taping on Knee Joint Proprioception. *Journal of Athletic Training* 2002; 37:19–24.
- Capri J, Oliveira R, Coelho R. Einfluss von elastischen Verbänden auf die Kontraktionsfähigkeit des M.rectus femoris. *Sportverletzung Sportschaden* 2002; 16:595–598.
- Chang H, Chou K, Lin J, Lin C, Wang C. Immediate effect of forearm Kinesio taping on maximal grip strength and force sense in healthy collegiate athletes. *Physical Therapy in Sport* 2010; 11:122–127.
- Chen B, Lai C, Chao J. „The initial effects of kinesio taping in lateral epicondylitis - a randomised controlled trial“. In: *Journal of rehabilitation medicine*. Bd. 46. Nanjing, China, 2008, 138.
- Chen W, Hong W, Huang T, Hsu H. Effects of kinesio taping on the timing and ratio of vastus medialis obliquus and vastus lateralis muscle for person with patellofemoral pain. *Journal of Biomechanics* 2007; 40:318.
- Clarkson P, Nosaka K, Braun B. Muscle function after exercise-induced muscle damage and rapid adaptation. *Medicine and Science in Sports and Exercise* Mai 1992; 24:512–520.
- Drouin J, Valovich-McLeod T, Shultz S, Gansneder B, Perrin D. Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *European Journal of Applied Physiology* Jan. 2004; 91:22–29.
- Farina D, Holobar A, Merletti R, Enoka R. Decoding the neural drive to muscles from the surface electromyogram. *Clinical Neurophysiology* Okt. 2010; 121:1616–1623.
- Farrell E, Naber E, Geigle P. Description of a multifaceted rehabilitation program including overground gait training for a child with cerebral palsy: A case report. *Physiotherapy Theory and Practice* Jan. 2010; 26:56–61.
- Fauth M, Petushek E, Feldmann C, Hsu B, Garceau L, Lutsch B, Ebben W. Reliability of surface electromyography during maximal voluntary isometric contractions, jump landings, and cutting. *Journal of Strength and Conditioning Research* Apr. 2010; 24:1131–1137.
- Finni T, Cheng S. Variability in lateral positioning of surface EMG electrodes. *Journal of Applied Biomechanics* Nov. 2009; 25:396–400.
- Froböse I. *Isokinetisches Training in Sport und Therapie Steuerung des Trainingsaufbaus nach Sport- und Unfallverletzungen*. 1. Auflage. Academia Verlag, 1993.

- Fu T, Wong A, Pei Y, Wu K, Chou S, Lin Y. Effect of Kinesio taping on muscle strength in athletes-a pilot study. *Journal of Science and Medicine in Sport* Apr. 2008; 11:198–201.
- Gandevia S. Spinal and Supraspinal Factors in Human Muscle Fatigue. *Physiological Reviews* Jan. 2001; 81:1725 –1789.
- García-Muro F, Rodríguez-Fernández A, Herrero-de-Lucas A. Treatment of myofascial pain in the shoulder with Kinesio taping. A case report. *Manual Therapy* Juni 2010; 15:292–295.
- Giancoli D. *Physik: Lehr- und Übungsbuch*. 3., erweiterte Auflage. Pearson Studium, Okt. 2009.
- González-Iglesias J. Short-Term Effects of Cervical Kinesio Taping on Pain and Cervical Range of Motion in Patients With Acute Whiplash Injury: A Randomized Clinical Trial. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 2009; 39.
- Hall S, Lewith G, Brien S, Little P. A Review of the Literature in Applied and Specialised Kinesiology. *Forschende Komplementärmedizin* 2008; 15:40–46.
- Halseth T, McChesney J, DeBeliso M, Vaughn R, Lien J. The effects of Kinesio Taping on proprioception at the ankle. *Journal of Sports Science and Medicine* 2004; 3:1–7.
- Hargreaves M. Fatigue mechanisms determining exercise performance: integrative physiology is systems biology. *Journal of Applied Physiology* Mai 2008; 104:1541 –1542.
- Hecker H, Liebchen K. *Aku-Taping - sanft gegen den Schmerz: schnell und zuverlässig auch bei chronischen Schmerzen, effektive Hilfe ohne Nebenwirkungen, so setzen sie Aku-Taping sofort selbst ein*. Georg Thieme Verlag, Okt. 2005.
- Hermens H, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology* Okt. 2000; 10:361–374.
- Herrington L, Malloy S, Richards J. The effect of patella taping on vastus medialis oblique and vastus lateralis EMG activity and knee kinematic variables during stair descent. *Journal of Electromyography and Kinesiology* Dez. 2005; 15:604–607.
- Hislop H, Perrine J. The isokinetic concept of exercise. *eng. Physical Therapy* 1967; 47:114–117.
- Hollmann W, Strüder H. *Sportmedizin: Grundlagen von körperlicher Aktivität, Training und Präventivmedizin*. Schattauer Verlag, Jan. 2009.
- Horemans H, Beelen A, Nollet F, Jones D, Lankhorst G. Reproducibility of maximal quadriceps strength and its relationship to maximal voluntary activation in postpoliomyelitis syndrome. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* Aug. 2004; 85:1273–1278.

- Hsu Y, Chen W, Lin H, Wang W, Shih Y. The effects of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball players with shoulder impingement syndrome. *Journal of Electromyography and Kinesiology* Dez. 2009; 19:1092–1099.
- Huang C, Hsieh T, Lu S, Su F. Effect of the Kinesio tape to muscle activity and vertical jump performance in healthy inactive people. *Biomedical Engineering Online* 2011; 10:70.
- Janwantanakul P, Gaogasigam C. Vastus lateralis and vastus medialis obliquus muscle activity during the application of inhibition and facilitation taping techniques. *Clinical Rehabilitation* Jan. 2005; 19:12–19.
- Jaraczewska E, Long C. Kinesio taping in stroke: improving functional use of the upper extremity in hemiplegia. *Topics in Stroke Rehabilitation* 2006; 13:31–42.
- Jones D, Ruiter C, Haan A. Change in contractile properties of human muscle in relationship to the loss of power and slowing of relaxation seen with fatigue. *The Journal of Physiology* Nov. 2006; 576:913–922.
- Kahanov L. Kinesio Taping®: An Overview of Use With Athletes, Part II. *Athletic Therapy Today* 2007; 12:5.
- Kalichman L, Vered E, Volchek L. Relieving symptoms of meralgia paresthetica using Kinesio taping: a pilot study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* Juli 2010; 91:1137–1139.
- Karadag-Saygi E, Cubukcu-Aydoseli K, Kablan N, Ofluoglu D. The Role of Kinesiotaping Combined With Botulinum Toxin to Reduce Plantar Flexors Spasticity After Stroke. *Topics in Stroke Rehabilitation* 2010; 17:318–322.
- Kase K, Hashimoto T. Changes in the volume of the peripheral blood flow by using Kinesio taping. *Illustrated Kinesio Taping* 1994; 3:90–91.
- Kase K. *Kinesiotaping.com*. URL: <http://www.kinesiotaping.com/kinesio/about.html>.
- Kase K, Wallis J, Kase T. *Clinical therapeutic applications of the Kinesio Taping Method*. 2nd. Kinesio Taping Cooperation, 2003.
- Kawamura S, Hayashi H, Iwatsubo T. Study of effect of taping on muscle fatigue of lower extremity by kinematical consideration. *Nihon Kikai Gakkai Supotsu Kogaku Shinpojiumu, Shinpojiumu Hyuman, Dainamikusu Koen Ronbunshu* 2004; 2004:46–50.
- Kaya E, Zinnuroglu M, Tugcu I. Kinesio taping compared to physical therapy modalities for the treatment of shoulder impingement syndrome. *Clinical Rheumatology* Feb. 2011; 30:201–207.

- Kean C, Birmingham T, Garland S, Bryant D, Giffin J. Minimal detectable change in quadriceps strength and voluntary muscle activation in patients with knee osteoarthritis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* Sep. 2010; 91:1447–1451.
- Klinke R, Pape H, Kurtz A, Silbernagel S. *Physiologie, 6. Auflage*. Georg Thieme Verlag, 2010.
- Konrad P. *EMG Fibel - Eine praktische Einführung in die kinesiologische Elektromyographie*. Bd. 1.05. Noraxon Inc. USA, 2005.
- Kumbrink B. *K-Taping: Ein Praxishandbuch Grundlagen, Anlagetechniken, Indikationen*. Springer, Aug. 2009.
- Kunz M. *Medizinisches Aufbautraining, Erfolg durch MAT in Prävention und Rehabilitation*. Urban und Fischer, 2003.
- Kwon S. The effects of the taping therapy on range of motion, pain and depression in stroke patient. *Taehan Kanho Hakhoe Chi* Aug. 2003; 33:651–658.
- Lee J, Yoo W, Lee K. Effects of Head-neck Rotation and Kinesio Taping of the Flexor Muscles on Dominant-hand Grip Strength. *Journal of Physical Therapy Science* 2010; 22:285–289.
- Lee M, Kim E, Jeong H, Lee S, Park R. The Effect of Kinesio taping on peak torque and muscle activity of quadriceps muscle in healthy subjects. *The Korea contents society, International Journal of Contents* 2010; 6:1–5.
- Lehman G, McGill S. The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: A proof of principle. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* Sep. 1999; 22:444–446.
- Lin J, Hung C, Yang P. The effects of scapular taping on electromyographic muscle activity and proprioception feedback in healthy shoulders. *Journal of Orthopaedic Research* 2011; 29:53–57.
- Lipińska A, Śliwiński Z, Kiebzak W, Senderek T, Kirenko J. The influence of Kinesiotaping applications on lymphoedema of an upper limb in women after mastectomy. *Fizjoterapia Polska* 2007; 7:258 –269.
- Luca D. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* 1997; 13 (2):135–163.
- McCarthy C, Callaghan M, Oldham J. The reliability of isometric strength and fatigue measures in patients with knee osteoarthritis. *Manual Therapy* Mai 2008; 13:159–164.
- McConnell J, McIntosh B. The Effect of Tape on Glenohumeral Rotation Range of Motion in Elite Junior Tennis Players. *Clinical Journal of Sport Medicine* 2009; 19:90–94.

- McNair P, Depledge J, Brett Kelly M, Stanley S. Verbal encouragement: effects on maximum effort voluntary muscle action. *British Journal of Sports Medicine* 1996; 30:243–245.
- Medical B. *BSN Medical*. Deutsch. 2012. URL: www.bsnmedical.de.
- Meldrum D, Cahalane E, Keogan F, Hardimank O. Maximum Voluntary Isometric Contraction: Investigation of Reliability and Learning Effect. *Amyotrophic Lateral Sclerosis* 2003; 4:36–44.
- Melzack R. Pain - an overview. *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*. 1999; 43:880 –884.
- Merino R, Mayorga D, Fernández E, Torres-Luque G. Efecto del Kinesio Taping en el rango de movimiento de la cadera y zona lumbar en triatletas. Estudio piloto. *Journal of Sport and Health Research* 2010; 2:109–118.
- Mohammadi H, Pouretzad M, Shokri E, Tafazoli M, Negahban S. The effect of forearm Kinesio Taping on hand grip strength of healthy people. *Journal of Kerman University of Medical Sciences* 2010; 17:248–256.
- Mommsen H. *Basiskurs - Tapen nach der Pain Relief Technique mit Leukotape K; Schulungsheft*. 2006.
- Murray, Husk. Effect of Kinesio Taping on proprioception in the ankle. *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy* 2001; 31:Research Abstract, Poster 105.
- Murray H. Kinesiotaping, muscle strength and ROM after ACL Repair. *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy* 2000; 30:Abstracts Nr. 43.
- Newton S. *Philosophiae Naturalis Principia Mathematica*. 1687.
- Ng G. Patellar taping does not affect the onset of activities of vastus medialis obliquus and vastus lateralis before and after muscle fatigue. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 2005; 84:106.
- Nosaka K. The Effect of Kinesio Taping on Muscular Micro-Damage Following Eccentric Exercises. *15th Annual Kinesio Taping International Symposium Review* 1999; 15:70–73.
- Paoloni M u.a. Kinesio Taping applied to lumbar muscles influences clinical and electromyographic characteristics in chronic low back pain patients. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* Juni 2011; 47:237–244.
- Paulsen F, Waschke J. *Sobotta: Atlas der Anatomie des Menschen. 3 Bände und Tabellenheft*. 23. Aufl. Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH, Sep. 2010.
- Peake J, Nosaka K, Suzuki K. Characterization of inflammatory responses to eccentric exercise in humans. *Exercise Immunology Review* 2005; 11:64–85.

- Pincivero D, Green R, Mark J, Campy R. Gender and muscle differences in EMG amplitude and median frequency, and variability during maximal voluntary contractions of the quadriceps femoris. *Journal of Electromyography and Kinesiology* Juni 2000; 10:189–196.
- Raez M, Hussain M, Mohd-Yasin F. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological Procedures Online* 2006; 8 (1):11–35.
- Rauch R. *Histologie*. Georg Thieme Verlag, 2009.
- Shim J, Lee H, Lee D. The use of elastic adhesive tape to promote lymphatic flow in the rabbit hind leg. *Yonsei Medical Journal* 2003; 44:1045–1052.
- Shoger M, Nishi Y, Merrick M, Ingersoll C. Kinesiotape® Does Not Reduce The Pain Or Swelling Associated With Delayed Onset Muscle Soreness. *Journal of Athletic Training* 2000; 25:44.
- Shunsuke Y, Shin'ichi D, Yoshinori N, Masakatsu N, Jinzaburo M, Shigeru S. The Effects of Kinesio Taping on Isokinetic Muscle Exertions of Lower Limb. *Japanese Journal of Physical Fitness and Sports Medicine* 1999; 48:281–289.
- Sielmann D. *Meditaping*. BoD–Books on Demand, 2003.
- Silverthorn D. *Physiologie*. 4. Auflage. Pearson Studium, 2009.
- Simoneau G, Degner R, Kramper C, Kittleson K. Changes in Ankle Joint Proprioception Resulting From Strips of Athletic Tape Applied Over the Skin. *Journal of Athletic Training* 1997; 32:141–147.
- Śliwiński Z, Halat B, Kufel W, Michalak B, Kiljański M. The effect of Kinesio Taping Applications on motor activity in children with developmental defects. *Fizjoterapia Polska* 2007; 7:52 –62.
- Słupik A, Dwornik M, Białoszewski D, Zych E. Effect of Kinesio Taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle. Preliminary report. *Ortopedia, Traumatologia, Rehabilitacja Dez.* 2007; 9:644–651.
- Speckmann E, Hescheler J, Köhling R. *Physiologie*, 5. Auflage. Urban und Fischer, 2008.
- Stuart E. *The Roles of Kinesio Tape®*. Dez. 2010. URL: <http://www.kon.org/urc/v9/athletic-training/stuart.html>.
- Tesch P. Muscle fatigue in man. With special reference to lactate accumulation during short term intense exercise. *Acta physiologica Scandinavica. Supplementum* 1980; 480:1–40.
- Thelen M, Dauber J, Stoneman P. The clinical efficacy of kinesio tape for shoulder pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy* 2008; 38:389–95.

- Tsai C, Chang W, Lee J. Effects of Short-term Treatment with Kinesiotaping for Plantar Fasciitis. *Journal of Musculoskeletal Pain* März 2010; 18:71–80.
- Tsai H, Hung H, Yang J, Huang C, Tsauo J. Could Kinesio tape replace the bandage in decongestive lymphatic therapy for breast-cancer-related lymphedema? A pilot study. *Supportive Care in Cancer* 2009; 17:1353–1360.
- Tschopp M. *Manual Leistungsdiagnostik Kraft*. 2.0. Swiss Olympic medical Centers. Davos, Leukerbad, Magglingen, 2003.
- Vera-García F u. a. Efecto del Kinesio taping sobre la respuesta refleja de los músculos bíceps femoral y gemelo externo. *Fisioterapia* Jan. 2010; 32:4–10.
- Vithoulka I, Beneka A, Malliou P, Aggelousis N, Karatsolis K, Diamantopoulos K. The effects of Kinesio-Taping® on quadriceps strength during isokinetic exercise in healthy non athlete women. *Isokinetics and Exercise Science* 2010; 18:1–6.
- Wall P, Melzack R. Pain mechanisms: a new theory. *Science* 1965; 150:971–979.
- Walsh S. Treatment of a brachial plexus injury using kinesiotape and exercise. *Physiotherapy Theory and Practice* 2010;1 –7.
- Walz H. „Isokinetisches Kraftverhalten und elektromyographische Untersuchungen an der Oberschenkelmuskulatur bei Patienten nach operativ versorgter Achillessehnenruptur“. Dissertation. Medizinischen Universitätsklinik und Poliklinik Tübingen Abteilung V Sportmedizin, 2002.
- Westerblad H, Bruton J, Katz A. Skeletal muscle: energy metabolism, fiber types, fatigue and adaptability. *Experimental Cell Research* Nov. 2010; 316:3093–3099.
- Williams S, Whatman C, Hume P, Sheerin K. Kinesio Taping in Treatment and Prevention of Sports Injuries: A Meta-Analysis of the Evidence for its Effectiveness. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)* Nov. 2011.
- Yasukawa A, Patel P, Sisung C. Pilot Study: Investigating the Effects of Kinesio Taping in an Acute Pediatric Rehabilitation Setting. *The American Journal of Occupational Therapy* Jan. 2006; 60:104 –110.
- Yoshida A, Kahanov L. The effect of kinesio taping on lower trunk range of motions. *Research in Sports Medicine (Print)* Juni 2007; 15:103–112.
- Zajt-Kwiatkowska J, Rajkowska-Labon E, Skrobot W, Bakuła S, Szamotulska J. Application of Kinesio taping for treatment of sport injuries. *Research Yearbook* 2007; 13:130–134.

Literaturverzeichnis

Anhang

1. Fragebogen zur Studie
2. Probandenaufklärung
3. Einstellungen der Testposition
4. Probandeneinverständniserklärung

*Dr. Mathias Schierl
Arzt für Physikalische und Rehabilitative Medizin
Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie
Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH
Standort Marburg
Baldinger Strasse
35033 Marburg
Tel. Nr. 06421-5863691 o. 06421-945410*

Fragebogen zur Studie:

„Effekte des Elastischen Tapings auf das neuromuskuläre System“

Probandendaten (bitte lesbar schreiben!!!)

Vorname: _____

Name: _____

Größe: _____ **cm**

Gewicht: _____ **kg**

Geburtsdatum: ____ . ____ . ____

Alter: _____

Bitte zutreffende Antwort unterstreichen!

1. Haben Sie in den letzten 3 Monaten Schmerzen, Schwellungen oder Rötungen an den Beinen gehabt? **ja oder nein**
2. Sind Sie in der Vergangenheit an der Hüfte, den Knien oder allgemein an den Beinen operiert worden? **ja oder nein**
3. Haben Sie irgendwelche Narben, Blutergüsse oder sonstige Hautveränderungen im Bereich des Ober- oder Unterschenkels? **ja oder nein**
4. Sind bei Ihnen Gefäßerkrankungen insbesondere im Bereich der Beine bekannt? Thombosen, Thrombophlebitis, Chronisch venöse Insuffizienz, periphere arterielle Verschlusskrankheit ? **ja oder nein**

Vorname:

Name:

5. Hatten Sie bisher ein gesundes und schmerzfreies Knie- und Hüftgelenk? **ja oder nein**
6. Sind Sie im Alter zwischen 18 und 60 Jahren? **ja oder nein**
7. Haben Sie Allergien auf Wundpflaster oder Klebstoffe (Acrylat) ? **ja oder nein**
8. Ist Ihnen bekannt, dass Sie an Erkrankungen leiden, welche die Hautarchitektur verändern wie z.B. Kollagenosen, Herzinsuffizienz, terminale Niereninsuffizienz, Morbus Cushing? **ja oder nein**
9. Haben Sie in den letzten 6 Monaten eine systemische Cortisontherapie bekommen? **ja oder nein**
10. Ist Ihnen bekannt, dass Sie an einem hohen nicht eingestellten Blutdruck leiden? **ja oder nein**
11. Ist bei Ihnen eine koronare Herzerkrankung bekannt? Falls ja, haben Sie in den letzten 8 Wochen ein Stechen in der Brust verspürt ? **ja oder nein**
12. Haben Sie neurologische Erkrankungen, welche ihre Beinkraft evtl. einschränken? **ja oder nein**
13. Fühlen Sie sich gesund und ausgeruht? **ja oder nein**

Vielen Dank für ihre Bereitschaft an der o. g. Studie teilzunehmen!

Mit freundlichen Grüßen,

Dr. Mathias Schierl

Dr. Mathias Schierl
Arzt für Physikalische und Rehabilitative Medizin
Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie
Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH
Standort Marburg
Baldinger Strasse
35033 Marburg
Tel. Nr. 06421-5863691 o. 06421-945410

Probandenaufklärung zur Studie „Effekte des elastischen Tapings auf das neuromuskuläre System“

1. Einführung

Elastisches Taping ist eine seit Jahren bekannte Taping Technik, die im Sport und auch in der Rehabilitation eingesetzt wird. Im Unterschied zum „klassischen Tape“ wird flexibles Tape nicht nur allein zur Stabilisation von Gelenken eingesetzt, sondern es bietet die Möglichkeit einer „aktivierenden mobilisierenden Tapeanlage“. Die Beweglichkeit wird nicht eingeschränkt und die natürliche Belastung des getapten Gelenks oder Muskels ist Teil der Therapie.

Das Tape soll zur Verbesserung des Blut- und Lymphabflusses, zur Schmerzlinderung und allgemeinen Funktionsverbesserung beitragen und wird deshalb vor allem bei Band- und Muskelverletzungen, Muskelverspannungen, Gelenk- oder Muskelschwellungen und Schmerzzuständen eingesetzt.

2. Wissenschaftlicher Hintergrund

Obwohl die Technik des Elastischen Tapings schon weit verbreitet ist, gibt es bis jetzt nur sehr wenige wissenschaftliche Studien, die die Wirksamkeit untersucht haben. Derzeit ist noch kein sicherer Effekt auf die Muskel- oder Gelenkfunktion nachgewiesen.

Man vermutet Effekte über eine Stimulation der in der Haut liegenden Nerven, die veränderte Informationen über das Rückenmark an das Gehirn leiten. Dadurch soll es zu einer Veränderung der Muskelspannung, der Muskelaktivierung und der Bewegungsabläufe kommen. Außerdem bewirkt die Flexibilität des Tapes, dass sich die Haut unter dem Tape wellt und so einen besseren Abfluss von Blut und Lymphe ermöglicht. Dadurch herrscht weniger mechanischer Druck im Gewebe und die dort liegenden schmerzleitenden Nerven werden nicht so stark gereizt.

Es ist Ziel dieser Studie Effekte des Elastischen Tapes auf die Muskulatur und ihre Aktivierung bei gesunden Probanden zu untersuchen und so eine Grundlage für weitere Studien zu liefern.

4. Studienkonzept

Die Studie ist mit einer Anzahl von **50 freiwilligen Probanden** geplant, die alle im RehaFit, Am Krekel 49, Marburg untersucht werden. Es findet keine Aufteilung der Probanden in verschiedene Gruppen mit unterschiedlichen Therapien statt, so dass mit jedem Probanden prinzipiell gleich verfahren wird. Lediglich die Entscheidung, ob das rechte oder linke Bein getapt wird, wird mittels Losverfahren ermittelt.

5. Studiendurchführung

Vor der ersten Untersuchung noch im Rahmen der Aufklärung wird Ihnen ein Fragebogen vorgelegt, der zur Eignungsfeststellung dient. Dabei werden Sie darauf hingewiesen, dass bei starker Behaarung am Oberschenkel vorab ein Langhaarschnitt nötig ist um gute Messergebnisse zu gewährleisten. Außerdem wird überprüft, ob Sie die vorgesehenen Kriterien zur Studienteilnahme erfüllen.

Sie werden zu insgesamt 2 Untersuchungen gebeten. Jede Untersuchung dauert circa eine Stunde. Der zeitliche Abstand zwischen erster und zweiter Untersuchung beträgt ca. 48 Stunden. Mit der zweiten Untersuchung ist die Studienteilnahme für Sie beendet. Die Untersuchungen finden im Trainingsbereich im Erdgeschoss des Gesundheitszentrums RehaFit statt. Damit eine schnelle Tape- und Elektrodenanlage möglich ist, bringen Sie bitte eine kurze Hose und Sportsachen mit.

In der ersten Untersuchung werden Sie zunächst gebeten sich an einem Fahrradergometer aufzuwärmen und ihre Oberschenkel vorne und hinten zu dehnen. Daraufhin nehmen Sie an einem Trainingsgerät, einem sogenannten Beinstrecker im Sitzen Platz. Sie werden an diesem Gerät mit Gurten am Oberkörper und in der Hüfte fixiert. An jedem Oberschenkel werden danach insgesamt 4 kleine Kunststoffelektroden (wie EKG Elektroden) auf die Haut am Oberschenkel geklebt. Damit wird die elektrische Aktivität des Muskels überwacht. Für die optimale Ableitung der elektrischen Aktivität des Muskels ist es nötig eine Paste in die Haut einzumassieren, welche einen Teil der Hornschicht der Haut entfernt. Dabei tritt eine leichte Rötung der Haut auf.

Einer ihrer Oberschenkel wird daraufhin in einer gepolsterten Vorrichtung des Beinstreckers befestigt. Nach einer kurzen Testphase, in der sie sich mit dem Gerät vertraut machen können wir schließlich mit Hilfe dieses Gerätes die maximale Kraft in ihren Kniestreckern gemessen.

Sie sehen auf einem Bildschirm eine Ampel, die ihnen zeigt, wann Sie mit aller Kraft mit dem eingespannten Bein gegen den Widerstand des Beinstreckers drücken und wann Sie eine Pause einlegen sollen. Während und nach dieser Belastung werden die elektrische Aktivität im Muskel gemessen.

Daraufhin wird das elastische Tape an einem ihrer Beine angelegt. Es verläuft vom oberen Unterschenkel über das Knie bis zum Becken.

Zum Abschluss der ersten Untersuchung soll ihre Muskulatur noch ermüdet werden. Dazu werden Sie gebeten jedes Bein insgesamt 15 Mal gegen den Widerstand des Hebelarms des Beinstreckers zu bewegen. Der Unterschied zur schon bekannten Kraftmessung ist, dass Sie ihr Bein nicht gegen einen starren Widerstand drücken, sondern dass Sie es mit vorgegebener Geschwindigkeit gegen einen beweglichen Widerstand strecken und beugen.

Zur Erleichterung der Elektrodenpositionierung bei der zweiten Untersuchung nach 48 Stunden wird die Position der Elektroden mit einem schwarzen Marker auf ihrem Oberschenkel gekennzeichnet. Damit ist die erste Untersuchung beendet und das angelegte Leukotape K wird nun von Ihnen bis zur zweiten Untersuchung 48 Stunden später getragen.

Die zweite Untersuchung unterscheidet sich leicht von der Ersten. Zunächst wärmen Sie sich auf, dehnen sich, die Elektroden werden angelegt und die Kraft wird an einem Bein mit starrem Widerstand gemessen. Darauf erfolgt direkt im Anschluss am gleichen Bein eine dynamische Messung mit 2 Mal 15 Wiederholungen und zum Abschluss nochmals eine starre Messung. Am anderen Bein ist der Ablauf identisch. Zeitgleich wird wie bei der ersten Untersuchung die elektrische Aktivität der Beinstrecker gemessen.

Das Tape wird jetzt vom Testleiter entfernt. Falls es zu einer Hautirritation unter dem Tape gekommen sein sollte, würde diese fotografisch dokumentiert werden. Damit ist die Studie für Sie beendet.

6. Risiken

Im Rahmen der Studie setzen sich gesunde Probanden einer sehr risikoarmen Intervention aus. Mögliche Komplikationen:

Durch das Leukotape K oder durch die Hautpräparation für die Elektrodenanlage:

Hautirritationen

Hautwunden (bei Entfernung)

Allergische Reaktionen (Hautrötung, Juckreiz, Schwellung)

Durch Belastung:

Muskelkrämpfe

„Muskelkater“ im Oberschenkel

Kreislaufinstabilitäten (Schwindel, Hypertone Blutdruckdysregulation)

7. Freiwilligkeit:

Sie sind in keiner Form zur Teilnahme an dieser Studie verpflichtet und haben das Recht, die Studienteilnahme jederzeit ohne Angabe von Gründen zu widerrufen, ohne dass Ihnen daraus Nachteile entstehen.

8. Bestätigung der Vertraulichkeit

Die von Ihnen erhobenen Daten werden pseudonymisiert gespeichert, das heißt ihrer Person wird eine fortlaufende Nummer zugeordnet. Des Weiteren werden ihre Messdaten, ihr Geschlecht, Alter, Körpergröße und Körpergewicht registriert. Ihre Identität ist durch die Pseudonymisierung nur schwer ermittelbar und die Vertraulichkeit ihrer Messdaten ist somit ausreichend gewährleistet.

Einstellungen der Testposition

Name:

Probanden Nr. :

Tapeanlage: Links oder Rechts

1. Kraftmessung: Links oder Rechts → immer anderes Bein als Betroffen angeben!!!

	Links	Rechts
Einstellungen Sitz		
Horizontal:		
Vertikal:		
Einstellungen Lehne		
Winkel:		
Horizontal:		
Einstellungen Motor		
Horizontal:		
Vertikal:		
Neigung:		
Länge Kurbel:		
Beingewicht:		

M. vastus lateralis

M. vastus medialis

Spina – Laterale Patella	2/3	Spina – vorderes Innenband	80%
45	30	45	36
46	30,6	46	36,8
47	31,3	47	37,6
48	32	48	38,4
49	32,6	49	39,2
50	33,3	50	40
51	34	51	40,8
52	34,6	52	41,6
53	35,3	53	42,4
54	36	54	43,2
55	36,6	55	44
56	37,3	56	44,8
57	38	57	45,6
58	38,6	58	46,4
59	39,3	59	47,2
60	40	60	48

Vorname:

Name:

Isometrische Maximalkraft (Nm)

1. Untersuchung	Links	Rechts
Datum: Uhrzeit:		
Maximalkraft Test 1		
Datum: Uhrzeit:		
Maximalkraft Test 2a		
Maximalkraft Test 2b		

Dr. Mathias Schierl
Arzt für Physikalische und Rehabilitative Medizin
Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie
Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH
Standort Marburg
Baldinger Strasse
35033 Marburg
Tel. Nr. 06421-5863691 o. 06421-945410

Probanden-Einverständniserklärung zur Studie

„ Effekte des Elastischen Tapings auf das neuromuskuläre System“

Ich, _____, wurde vollständig über Wesen, Bedeutung und Tragweite der klinischen Prüfung mit dem o.g. Titel aufgeklärt. Ich habe den Aufklärungstext gelesen und verstanden. Ich hatte die Möglichkeit Fragen zu stellen und habe die Antworten verstanden und akzeptiere sie. Mein Arzt hat mich über die mit der Teilnahme an der Studie verbundenen Risiken und den möglichen Nutzen informiert.

Ich hatte ausreichend Zeit mich zur Teilnahme an dieser Studie zu entscheiden und weiß, dass die Teilnahme an dieser klinischen Prüfung freiwillig ist. Ich weiß, dass ich jederzeit und ohne Angabe von Gründen diese Zustimmung widerrufen kann.

Mir ist bekannt, dass meine persönlichen Daten, soweit es die Studie erfordert, gespeichert werden.

Ich habe eine Kopie der Patienteninformationen und dieser Einwilligungserklärung erhalten. Ich erkläre hiermit meine freiwillige Teilnahme an dieser klinischen Studie.

Ort und Datum

Unterschrift des Probanden

Ort und Datum

Unterschrift des aufklärenden Prüfers

Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrerinnen und Lehrer an der Philipps-Universität Marburg waren in alphabetischer Reihenfolge die Damen und Herren:

Adamkiewicz, Aumüller, Basler, Baum, Baumann, Cetin, Christiansen, Czubayko, Daut, Dettmeyer, Feuser, Franz, Gerdes, Grundmann, Hertl, Hilt, Hörle, Jungclas, Kann, Klose, Köhler, Kolb-Niemann, Koolmann, Kretschmer, Lang, Lill, Lohoff, Mandrek, Moll, Mueller, Müller, Mutters, Neubauer, Oeffner, Oertel, Plant, Renz, Richter, Röper, Rothmund, Ruchholtz, Schäfer, Schierl, Schmidt, Schober, Schrader, Suske, Tibesku, Vogelmeier, Wagner, Werner, Westermann, Wulf

Meine akademischen Lehrerinnen und Lehrer an der Universidad de Valladolid in Spanien waren in alphabetischer Reihenfolge die Damen und Herren:

Blanco Quiros, Conde-López, Esteban, García, Gutiérrez Rey, Ojeda-Ortego, Pastor Jimeno, Pérez,

Danksagung

Zunächst möchte ich mich ganz herzlich bei Dr. Mathias Schierl und Prof. Dr. Steffen Ruchholtz aus der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie der Universitätsklinik Marburg für die Bereitstellung des interessanten Themas und die Ermöglichung der Umsetzung bedanken.

Mein Dank gilt allen Probanden, die unentgeltlich und aus eigener Motivation heraus ganz wesentlich zum Gelingen der Studie beigetragen haben.

Zudem bin ich Herrn Uwe Happel und dem Team des Reha Fit in Marburg sehr dankbar für die Bereitstellung des Isokinetikgerätes und Ideen, die in die Studie eingeflossen sind.

Desweiteren danke ich Dipl. Math. Brandon Greene am Institut für Medizinische Biometrie und Epidemiologie der Universität Marburg für die umfassende statistische Beratung.

Ich bedanke mich bei Dr. Gereon Berschin, Mitarbeiter des sportwissenschaftlichen Instituts der Universität Marburg, für die Beratung zur Durchführung und Auswertung der Elektromyografie.

Den Instituten für Pädiatrie (insbesondere den Pflegekräften der neonatologischen Intensivstation), für Pneumologie (insbesondere den Mitarbeitern des Schlaflabors) und für Anästhesiologie der Universität Marburg sei für die Unterstützung bei der Beschaffung diverser Materialien gedankt.

Außerdem bedanke ich mich bei Erik und Hanna Weber für die Unterstützung und die Ideen während der Datenerhebung.

Mein Dank gilt Ludger Bolmerg - Berliner, der einen ganz besonderen Beitrag zur Textverarbeitung und graphischen Umsetzung der vorliegenden Arbeit geleistet hat.

Ganz besonders möchte ich mich auch bei meinen Pateneltern Wilhelm und Siglinde Wittekindt bedanken, die ganz wesentlich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben, indem sie mich über die gesamte Studienzeit hinweg unterstützt haben.

Ebenso danke ich meinen Eltern und meiner Schwester herzlich für die Unterstützung, ohne die eine Fertigstellung dieser Arbeit wohl nicht möglich gewesen wäre.

Und zuletzt danke ich ganz besonders Sophie Berliner für die Kritik und die große Geduld Probleme der Studiendurchführung mit mir zu erörtern. Außerdem hat sie es immer wieder verstanden für neue Motivation zu sorgen und eine neue Perspektive für anfallende Probleme zu schaffen.