Aus der Abteilung Unfallchirurgie und Orthopädie des
Bundeswehrkrankenhaus Ulm
Akademisches Krankenhaus der Universität Ulm
Ärztl. Leiter: Dr. Steinmann

Alters- und Geschlechtsabhängigkeit der dorsalen Oberschenkelmuskulatur nach einer mechanischen ventralen Tibiatranslation

Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin
der Medizinischen Fakultät der
Universität Ulm

vorgelegt von

Julia Hartmann, geb. Holzmüller

aus

Erfurt

2008

Amtierender Dekan:	Prof. Dr. Klaus- Michael Debatin
1. Berichterstatter:	PD Dr. Benedikt Friemert
2. Berichterstatter:	PD Dr. Lutz Dürselen
Tag der Promotion:	16. Januar 2009

INHALTSVERZEICHNIS

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS **VI**

1. EINLEITUNG **1**

1.1 Der neuromuskuläre Reflexbogen des Vorderen Kreuzbandes (VKB) **3**

1.1.1 Grundlagen der Reflexbeurteilung **4**

1.1.2 Differenzierung der elektrischen Erregung der Muskulatur in SLR und MLR **7**

1.1.3 Grundlagen des VKB-Hamstring-Reflexbogens **9**

1.1.4 Der Einfluss des Alters auf die Reflexlatenzzeit **15**

1.1.5 Der Einfluss des Geschlechtes auf die Reflexlatenzzeit **17**

1.2 Fragestellung **19**

2. MATERIAL UND METHODIK **20**

2.1 Vorraussetzung für die Aufnahme in die Studie **21**

2.2 Studiendurchführung **23**

2.2.1 Probandenvorbereitung **23**

2.2.2 Versuchsaufbau und Versuchsablauf **24**

2.3 Datenerfassung **27**

2.4 Datenanalyse und Statistik **28**

3. ERGEBNISSE **31**

3.1 Gesamtergebnisse **31**

3.1.1 Körpergröße der Probanden **33**

3.2 Geschlechtsabhängigkeit **34**

3.2.1 SLR und MLR **34**

3.2.2 Amplitude und Integral **36**

3.2.3 Tibiatranslation **40**

3.3 Altersabhängigkeit **41**
3.3.1 SLR und MLR **41**
3.3.2 Amplitude und Integral **45**
3.3.3 Tibiatranslation **53**
3.4 Einteilung der Probanden in verschiedene Altersgruppen **55**
3.4.1 Einteilung in 2 Altersgruppen **56**
3.4.2 Einteilung in 3 Altersgruppen **60**

4. DISKUSSION **62**
4.1 Hauptziele und Ergebnisse dieser Studie **62**
4.2 Der Einfluss des Alters auf die Reflexlatenzzeit **64**
4.3 Der Einfluss des Alters auf die Amplitude **68**
4.4 Der Einfluss des Geschlechtes auf die Reflexlatenzzeit **71**

5. ZUSAMMENFASSUNG **73**

6. LITERATURVERZEICHNIS **75**

7. ANHANG **83**

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

BWK	Bundeswehrkrankenhaus
EMG	Elektromyogramm
Hz	Hertz
LLR	Long Latency Responses
MLR	Medium Latency Responses
ms	Millisekunden
µV	Mikrovolt
µV*s	Mikrovolt* Sekunde
N	Newton
p	Wahrscheinlichkeit
RHCL	Reflex Hamstring Contraction Latency
sec	Sekunde
SLR	Short Latency Responses
VKB	Vorderes Kreuzband
V	Volt
V*s	Volt* Sekunde

1. Einleitung

Verletzungen des Kniegelenkes, vor allem die des Vorderen Kreuzbandes (VKB), stellen in der heutigen Zeit neben den Erkrankungen der Wirbelsäule mit den größten Anteil der sport- und unfallbedingten Verletzungen des chirurgischen und orthopädischen Alltages dar.
Aufgrund seines anatomischen Aufbaus können bereits geringe pathologische Veränderungen des band- und muskelgeführten Kniegelenkes zu sich verstärkenden Schädigungen und damit zu bleibenden Beeinträchtigungen führen. In diesem Zusammenhang muss man die relativ langen Heilungsverläufe sowohl der konservativen als auch der chirurgischen Behandlungsmethoden einer Kniegelenksoperation betrachten, die von 3 Monaten bis hin zu 12 Monaten reichen [12]. Eine effiziente Behandlungsstrategie erfordert eine genaue und reproduzierbare Untersuchungsmethode um den mechanischen und funktionellen Zustand des Kniegelenkes festzustellen. Erschwerend bei der Klassifizierung und Einteilung geeigneter therapeutischer Maßnahmen ist oft die große Diskrepanz zwischen dem morphologischen Befund und den vom Patienten geschilderten subjektiven Beschwerden [40].
Der dabei beschrittene Weg zur Beurteilung trennt sich von der rein mechanischen Stabilitätsmessung mittels radiologischer, sonographischer und klinischer Verfahren und betrachtet zusätzlich den funktionellen Stabilitätsaspekt. Die funktionelle Stabilität des Kniegelenkes ist wesentlich schwieriger zu beurteilen und bezieht sich als messbaren Parameter u.a. auf die Störungen der Propriozeption [4, 5, 6, 23, 29, 31, 60, 61].

Auf der Suche nach validen Parametern zur Beurteilung der Kniegelenksstabilität stießen bereits 1993 Beard et al. [4, 5, 6] auf den Zusammenhang zwischen der Stabilität des Vorderen Kreuzbandes und der so genannten Hamstrings- Muskelgruppe. Diese Muskelgruppe befindet sich an der dorsalen Seite des Oberschenkels und wirkt agonistisch zum VKB [4, 5, 6, 20].

Dieser Zusammenhang ist ein zentrales Thema weiterführender Arbeiten [1, 4, 5, 6, 12, 13, 16, 20, 26, 31, 40, 54], die sich mit der Quantifizierung der funktionellen Stabilität zu der Verbesserung der Indikationsstellung für Kniegelenksoperationen, zu der Verbesserung der Rehabilitation und zu der Vermeidung von Spätschäden beschäftigen.

Eine Grundlage zur Erwägung weiterführender Therapieoptionen ist die Kenntnis von Veränderungen der mechanischen und funktionellen Stabilität des Kniegelenkes im zunehmenden Alter der Patienten [35, 41].

Dieser Zusammenhang ist ebenso wie die mechanischen und funktionellen Unterschiede der Kniegelenksfunktion zwischen den Geschlechtern noch nicht hinreichend geklärt [59].

1.1 Der neuromuskuläre Reflexbogen des Vorderen Kreuzbandes (VKB)

Reflexe bestimmen einen Großteil des menschlichen Lebens, ohne sie wäre ein Leben nicht denkbar. Reflexe wehren Gefahren ab, z.B. verhindern sie größere Verletzungen durch Verbrennung oder Eintreten eines spitzen Gegenstandes in den Fuß. Vor allem aber regeln Reflexe komplexe Bewegungsabläufe.
Der Zweibeingang des Menschen erfordert ein diffiziles Zusammenspiel von Bewegungssteuerung durch das Gehirn mit Muskelkontraktionen der jeweiligen Rumpf- und Beinmuskulatur, sowie den Rückmeldungen der verschiedenen Propriozeptoren und deren Verarbeitung unter Beziehungsnahme des Gleichgewichtssinns [25].
Bei diesen komplexen Reflexantworten findet die neuronale Verschaltung auf der spinalen Ebene, sowie der supraspinalen Ebene statt [23]. Die supraspinalen Zentren erhalten die Information über den stattgefundenen Reflex zur weiteren Verarbeitung.

Das Reflexverhalten von Menschen wird schon seit Anfang des 20. Jahrhunderts in klinischen Studien erforscht [30]. Bei dieser Grundlagenforschung waren die Eigenschaften von Reflexen, sowie deren Funktion von Interesse. Erst Mitte der 80er Jahre wurden Untersuchungen [4, 5, 6, 7, 8, 9, 13, 16, 17, 20, 26, 27, 31, 36, 45, 49, 50, 51] angestrebt, die beeinflussende Faktoren auf das Reflexverhalten aufzeigen sollten.
Von klinischem Interesse ist dieses Reflexverhalten des Menschen z.B. zur Indikationsstellung von operativen Eingriffen am Bewegungsapparat. Dazu ist es essentiell, Kenntnis von diesen komplexen Funktionen der einzelnen nervalen Strukturen und den Erfolgsorganen zu besitzen. Von welcher Bedeutung multiple Faktoren wie Alter, Geschlecht, Größe und Trainingszustand des Menschen sind, ist jedoch noch nicht ausreichend belegt.

1.1.1 Grundlagen der Reflexbeurteilung

Die Reflexe werden in Eigen- und Fremdreflexe unterteilt. Die Eigenreflexe sind monosynaptische Reaktionen, bei denen die Reflexauslösung und die Reflexantwort im selben Organ erfolgt. Zu ihnen zählen jegliche Dehnungsreflexe wie z.B. der Achillessehnenreflex. Fremdreflexe sind stets polysynaptisch verschaltet. Sie umfassen komplexere Reflexverarbeitende Abläufe über spinale Interneuronenketten zu verschiedenen Erfolgsorganen (z.B. Muskulatur), welche wie z.B. beim Flexionsreflex eine Koordination erfordern. Allen Reflexen gemein ist eine nervale Verschaltung von reizaufnehmenden Strukturen und Erfolgsorganen, der so genannte Reflexbogen. Reizaufnehmende Strukturen sind Propriozeptoren und können sich in den Gelenken, in der Muskulatur und deren Sehnen befinden, wie dem Golgi- Sehnenorgan [60], oder auch in der Haut und den Hautanhangsgebilden als Mechanosensoren.

Der einfachste spinale Reflexweg ist die monosynaptische Erregung. Sensorische Fasern (Typ Ia-, Ib- und II- Fasern) (siehe Abbildung 1, Tabelle 1) der afferenten Neuronen leiten den Reiz z.B. der Propriorezeptoren zu den verarbeitenden Strukturen, den a- Motoneuronen im Rückenmark [42]. Hier erfolgt über erregende oder hemmende Interaktionen von Nervenzellen eine Verarbeitung des Reizes. Motorische Fasern (a- Fasern) (siehe Abbildung 1, Tabelle 1) von efferenten Neuronen leiten wiederum die Reizantwort zu dem Effektor, den Motorischen Endplatten der Muskelzellen.
Die Zeit vom Beginn des Reizes bis zum Auftreten einer Reflexantwort in Form einer elektrischen Erregung der Muskulatur ist die Latenzzeit. Sie ist unter anderem von der jeweiligen Reflexart, den Leitungsstrecken des afferenten und efferenten Schenkels und der Anzahl synaptisch verschalteten Interneurone im Reflexzentrum abhängig.

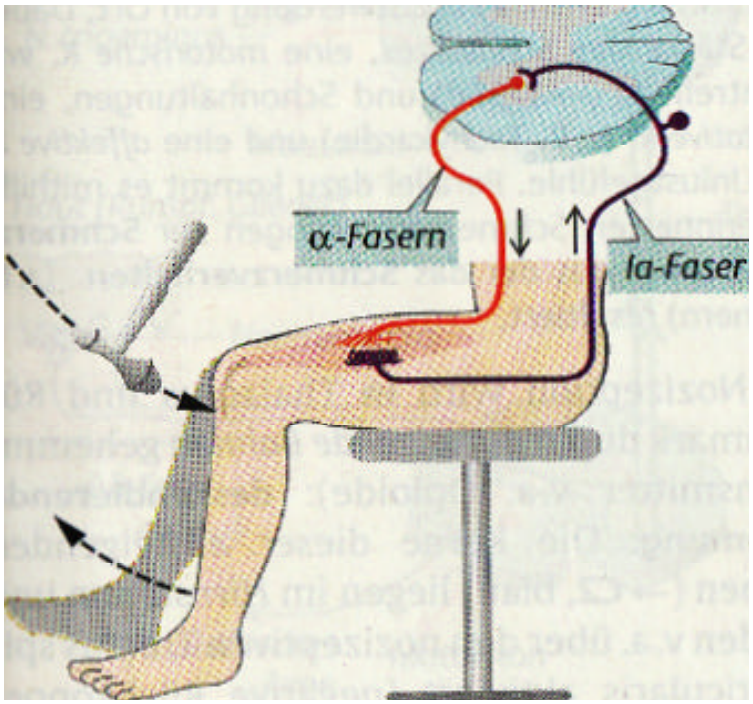


Abbildung 1: Monosynaptischer Reflexbogen [53]

Abgebildet ist der Monosynaptische Dehnungsreflex. Durch einen Schlag mit dem Reflexhammer auf die Patellarsehne erfolgt eine Dehnung der vorderen Oberschenkelmuskulatur. Dabei werden die Muskelspindeln der Muskulatur ebenfalls gedehnt. Ihre Dehnung führt zur Erregung der Ia- Afferenzen, die über die Hinterwurzel zum Vorderhorn des Rückenmarks ziehen und dort direkt die a- Motoneurone desselben Muskels erregen, was zu dessen Kontraktion führt.

Tabelle 1: Einteilung der Nervenfasertypen [53]

Dargestellt sind im Vergleich die verschiedenen Nervenfasertypen des Menschen in Bezug auf ihre Funktion, ihren Faserdurchmesser in µm und ihrer Nervenleitgeschwindigkeit in m/s.

Faser-typ	Funktion	Durch-messer	Leitungs-geschwindigkeit
A a, Typ Ia, Typ Ib	Skelettmuskelefferenz, Muskelspindel (Ia)- und Sehnenorgan (Ib)- Afferenz	11- 16 µm	60- 80 m/s
A ß, Typ II	Mechanoafferenzen der Haut	6-11 µm	30- 60 m/s
A ?	Muskelspindelefferenz	1- 6 µm	2-30 m/s
A d, Typ III	Hautafferenzen (III), Temperatur, „schneller“ Schmerz	1-6 µm	2-30 m/s
B	viszerale Fasern, sympathisch präganglionär	3 µm	3- 15 m/s
C, Typ IV	Hautafferenzen (IV), „langsamer“ Schmerz, sympathisch postganglionär	0,5- 1,5 µm (marklos)	0,25- 1,5 m/s

In verschiedenen Studien wurden die Latenzzeiten und die Eigenschaften von verschiedenen Reflexen erforscht. Grundlagenforschung zu den Eigenreflexen leistete Paul Hoffmann (1887 - 1962). Der Freiburger Physiologe hat sich intensiv mit der elektrischen Auslösung von Eigenreflexen befasst [30]. Ihm zu Ehren spricht man heute von Hoffmann- oder H- Reflexen. Im Versuchaufbau von 1918 wurde der Muskeldehnungsreflex des M. gastrognemicus durch elektrische Reizung von Ia- Fasern des N. tibialis mittels oberflächlichen Elektroden provoziert. Bei geringer Reizstärke konnte nach ca. 30 ms ein H- Reflex im EMG beobachtet werden. Bei zunehmender Reizstärke stieg die Amplitude des Reflexsummenpotentials des H- Reflexes aufgrund der Zunahme der Anzahl der erregten Ia- Fasern. Eine Aktivierung von a- Motoaxonen wurde durch

eine weitere Erhöhung der Reizstärke provoziert. Im EMG ließ sich diese Aktivierung nach ca. 5 - 10 ms durch eine M- Welle, sowie ein amplitudengeminderter H- Reflex feststellen. Der H- Reflex stellt die selektiv erregten Ia- Muskelspindelafferenzen dar, da diese eine niedrigere Reizschwelle als die a- Motoaxone zeigen [30]. Heute wird mit dem H- Reflex in der Regel die Intaktheit eines monosynaptischen Reflexbogens ohne jegliche Rezeptoreinflüsse getestet bzw. beurteilt.

Eine wesentliche Grundlage der Reflexantwort ist die elektrische Erregung der Muskulatur und die darauf folgende Muskelkontraktion. Ausgelöst wird die Muskelkontraktion durch überschwellige Aktionspotentiale an den motorischen Endplatten der motorischen Einheiten der Muskulatur. Die Stärke der Reflexantwort wird durch die unterschiedliche Zahl der erregten a-Motoneuronen über Ia- Fasern und der Frequenz der Aktionspotenziale bestimmt. Die Anzahl der rekrutierten motorischen Einheiten entspricht bei elektromyographischen Messungen der Amplitude. Die Kraft der Kontraktion eines Muskels ist abhängig von der steigenden Frequenz der Erregung, sowie von der Zunahme der Zahl der rekrutierten motorischen Einheiten.

1.1.2 Differenzierung der elektrischen Erregung der Muskulatur in SLR (Short Latency Response) und MLR (Medium Latency Response)

Monosynaptische Eigenreflexe haben im Vergleich zu polysynaptischen Reflexbögen u.a. aufgrund der geringeren Beteiligung von Synapsen eine kürzere Latenzzeit.
Aufgrund der kürzeren Latenzzeit wird dieser monosynaptische Reflexbogen als SLR (Short Latency Reponses) bezeichnet. Die SLR ist auf eine monosynaptische Erregung von Ia- Fasern [24, 39], deren Verarbeitung durch a- Motoneurone, sowie auf die elektrische Erregung der motorischen Endplatte der Effektormuskulatur über motorische Fasern zurückzuführen.
Ein monosynaptischer Reflexbogen läuft jedoch nicht isoliert ab. Die elektrische Erregung der afferenten Neuronen durch Ia- Fasern wird

weiterhin zu einem Pool weiterer a- Motoneuronen und inhibitorischer Ia-Interneurone weitergeleitet [42]. Aufgrund der Mitwirkung dieser weiteren a-Motoneuronen und Interneurone zur Reizverarbeitung und Reizbeantwortung entsteht ein polysynaptischer Reflexbogen, welcher u.a. auf spinaler Ebene [24] verschaltet wird. Die Latenzzeit zur elektrischen Erregung der motorischen Endplatte über motorische Fasern wird durch die Einbeziehung dieser weiteren a- Motoneurone verlängert. Weiterhin werden spinale a-Motoneurone durch die Typ II Afferenzen erregt [14, 24, 47] und zu den Effektororganen weitergeleitet. Diese Anteile der elektrischen Erregung der Effektormuskulatur werden als MLR (Medium Latency Reponses) bezeichnet.

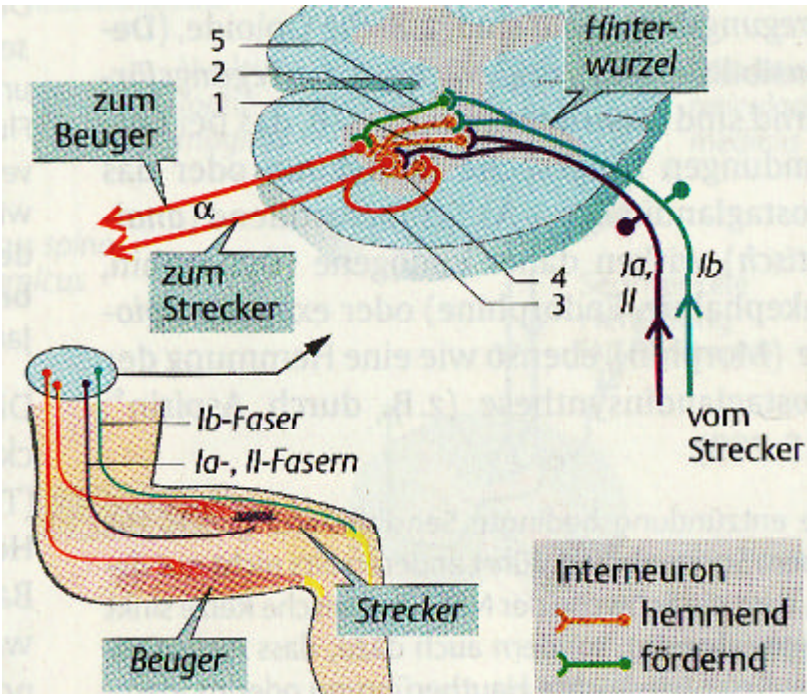


Abbildung 2: Polysynaptischer Reflexbogen [53]

Abgebildet ist eine polysynaptische Reaktion. Der monosynaptische Dehnungsreflex wird durch einige polysynaptische Schaltungen der Ib- und II- Fasern ergänzt. Um eine wirksame Streckung der vorderen Oberschenkelmuskulatur zu ermöglichen, werden die a-Motoneurone des zugehörigen Beugers über inhibitorische Ia- Interneurone (1) gehemmt. Die Aktivierung der antagonistischen Muskulatur erfolgt durch erregende Ib- Interneurone (5). Zur Beendigung der Reflexantwort wird die Kontraktion folgendermaßen gehemmt: Die Sehnensensoren hemmen das a- Motoneuron über Ib- Interneurone (2). Die a- Motoneurone hemmen sich selbst rückläufig über Kollateralen (3) und über sogenannte Renshaw- Zellen erfolgt eine rekurrente Hemmung (4).

Im Elektromyogramm (EMG) können die mehrphasigen Latenzzeiten der Reflexbögen der verschiedenen Anteile der elektrischen Erregung der Muskulatur beobachtet und unterschieden werden [7, 15]. Im Jahr 1999 wurde nach ventraler Tibiatranslation erstmals eine mehrphasige Muskelantwort durch Bruhn et al. [7] publiziert, ohne sie differenzieren zu können.
Diese Differenzierung ist aufgrund der teilweisen Überlagerung der SLR und MLR schwierig und nicht eindeutig. Friemert et al. [20] veröffentlichten im Jahr 2005 einen Algorithmus, der eine Einteilung der mittels EMG aufgezeichneten Reflexantwort nach mechanischer ventraler Tibiatranslation am Kniegelenk, die Reflexantwort in SLR und MLR gestattet.

1.1.3 Grundlagen des VKB- Hamstrings- Reflexbogens

Der VKB- Hamstrings- Reflexbogen bezeichnet einen polysynaptischen Reflexbogen zwischen dem VKB (Vorderes Kreuzband) des Kniegelenkes und der agonistischen Muskulatur des VKB, den Hamstrings [45].
Als Hamstrings werden verschiedene Muskeln im Bereich des hinteren Oberschenkels bezeichnet. Im Einzelnen sind dies M. semitendinosus, M. semimembranosus, M. gracilis und M. biceps femoris.
Das VKB ist eines von 9 stabilisierenden Bändern im Kniegelenk. Es ist ein Ligament aus straffem kollagenem Bindegewebe mit Synovialüberzug. In diesem Ligament wurden subsynovial und interfaszikulär Vater- Pacini- Körperchen, Ruffini- Körperchen, Golgi- Sehnenorgane und freie Nervenendigungen nachgewiesen [18, 28, 29, 61]. Diese Strukturen erfüllen Funktionen als Mechanosensoren des VKB [19].
Die Pacini- Körperchen reagieren auf Änderung der Druckgeschwindigkeit und übermitteln schnelle Kraftänderungen wie Beschleunigung und Verzögerung über myelinisierte Axone mit einer Geschwindigkeit zwischen 25 m/sec und 50 m/sec. Ihre mechanische Reizschwelle ist niedrig, mit einer schnellen Adaption [38].

Ruffini- Körperchen sind langsam adaptierende Drucksensoren mit einer niedrigen Reizschwelle, welche konstante bzw. sich langsam ändernde Kräfte sowie die Einwirkrichtung vermitteln. Die Leitungsgeschwindigkeit dieser myelinisierten Axone betragen 10 m/sec bis 20 m/sec.
Golgi- Sehnenorgane registrieren die Spannung in der Sehnen- Einheit und sprechen bei geringen Spannungen an. Sie sind den Ruffini- Körperchen sehr ähnlich. Über myelinisierte Ib- Fasern erreichen sie die höchste Leitungsgeschwindigkeit von bis zu 75 m/sec.
Freie Nervenendigungen fungieren als Nozizeptoren, sie vermitteln vorwiegend Schmerz, aber auch mechanische und thermische Reize. Sie besitzen eine hohe Reizschwelle. Ihre Einteilung erfolgt in verschiedene Untergruppen mit verschiedenen Leitungsgeschwindigkeiten der nicht myelinisierten Axone von 0,5 m/sec bis 30 m/sec [19].

Der VKB- Hamstrings- Reflexbogen wurde in den 80er Jahren in verschiedenen Tierexperimenten an Katzen, Ziegen und Schafen nachgewiesen und bekräftigt [21, 23, 33, 44, 54]. Solomonow et al. [49] untersuchten 1987 an 6 anästhesierten Katzen den VKB- Hamstrings- Reflexbogen. Intramuskuläre Elektroden wurden in die Hamstrings- Muskelgruppe eingebracht und um das freipräparierte VKB ein Draht geschlungen. Durch Fixierung mit einem Fixateur extern in einem 90° Winkel von der Tibia und dem Femur konnte eine Aktivierung eines Kapselreflexes verhindert werden. Bei Ausübung von Zugkräften an dem Draht stieg die Aktivität der Hamstrings- Muskelgruppe an. Die erhöhte Aktivität der Hamstrings- Muskelgruppe wurde insbesondere bei hohen Zugkräften von bis zu 2000 N knapp unter der Rupturgrenze des VKB festgestellt. Fujita et al. [21] führten 2000 eine Studie an anästhesierten Ziegen mit ähnlichem Prinzip durch. Der Beugungswinkel betrug hier 45°, da das VKB von Ziegen hier die größte Spannung erfährt. Das mit einem Draht umschlungenen VKB erfuhr eine dynamische Belastung mit Gewichten (0,5 kg - 5 kg). Durch Fall dieser Gewichte aus einer definierten Höhe von 7,65 cm konnten reflektorische Muskelreaktionen der Hamstrings- Muskelgruppe ausgelöst werden. Nach Durchtrennung des VKB zeigte sich eine verlängerte Latenzzeit zur Reflexantwort. Sie postitulierten, dass der Schutz des

Kniegelenkes von der Geschwindigkeit der Reflexantwort und der rekrutierten Muskelfaseranteile abhängig ist. Miyatsu et al. [44] zeigten 1993 in einer Studie über die Physiologie der Mechanorezeptoren im VKB an Katzen und Hunden ähnliche Ergebnisse und wiesen einen VKB-Hamstrings- Reflexbogen nach. Weiterhin wurde an 26 Katzen durch Krauspe et al. [33] 1992 festgestellt, dass die afferenten Nervenfasern der Rezeptoren im VKB durch lokalen Druck auf die Nervenfasern, sowie durch Extension, Flexion und Rotation des Kniegelenkes aktiviert werden. Die zugehörigen Afferenzen des VKB konnten den unteren Lumbalsegmenten zugeschrieben werden [23].

Nach den oben dargestellten experimentellen Studien an Tieren wurden auch mechanische Untersuchungen in Bezug auf die Funktionseinheit Kniegelenk und das muskuloskelettale System des Menschen an Leichen durchgeführt. Weiterführend wurden elektromyographische Messungen an gesunden Probanden ausgewertet und verglichen.
More et al. [45] haben im Jahr 1993 am Leichenmodell die auftretenden Kräfte am VKB bei Kniebeugungen und veränderten Spannungen der Hamstrings- Muskelgruppe gemessen. Es zeigte sich, dass beim gesunden Knie das Vordere Kreuzband und die Hamstrings- Muskelgruppe sich synergistisch verhielten. Bei durchtrenntem VKB hingegen wurde eine vermehrte ventrale Translation der Tibia festgestellt. Nach Ersatz des VKB mittels Plastik wurde wieder die Spannung der Vorderen Kreuzbandplastik gemessen. Mit zunehmender Spannung der Hamstrings- Muskelgruppe wurde die Spannung im VKB reduziert, was beweisend für die synergistische Wirkung der Hamstrings- Muskelgruppe auf Belastung des VKB gewertet wurde.

Grüber et al. [26] und Dyhre- Pouslen et al. [16] erbrachten einen endgültigen Beweis für die Existenz eines direkten Reflexes des VKB und der Hamstrings- Muskelgruppe beim Menschen.
Grüber et al. [26] beschreiben die an intraoperativ durchgeführten axialen Dehnungen von rupturierten VKB- Stümpfen und mittels EMG abgeleiteten Latenzzeiten an der ischiocruralen Muskulatur als einen echten Fremdreflex.

Die durch elektrische Stimulation des VKB ausgelösten Kontraktionen des M. biceps und M. semimembranosus als Synergisten des VKB bei Dehnung des VKB, zeigten einen VKB- Reflex. Sie postitulierten, dass die Bandstrukturen des Kniegelenkes neben der rein mechanischen Haltefunktion in der Kinematik des Kniegelenkes auch eine noch ungeklärte Funktion von Stellgliedern in einem Regelkreis haben.
Dyhre- Pouslen et al. [16] hingegen stimulierten die Nervenfasern im VKB direkt elektrisch. Mehrere elektrische Stimuli führten bei dem Großteil der Probanden zu einer über EMG- Elektroden ableitbaren elektrischen Erregung der ischiocruralen Muskulatur.

In einer darauf folgenden Studie von Krogsgaard et al. [34] an Kniegesunden Probanden, wurde dieser Synergismus von VKB und Hamstrings- Muskelgruppe weiter untermauert. Bei 8 Patienten ohne Läsion des VKB wurden die sensorischen Nervenfasern des VKB elektrisch stimuliert. Es waren mindestens 2 Reize nötig, um eine Kontraktion der Hamstrings- Muskelgruppe zu erhalten. Verschiedene Beugungswinkel des Kniegelenkes von 30° und 90° änderten weder die Latenz, noch die Amplitude der abgeleiteten EMG- Signale. „The existence of this reflex indicate, that the cruciate ligaments have an afferent function, which influences knee dynamics." [34].

Die Frage der Auslösung des Reflexbogens, durch intraoperativ arthroskopisch isolierte dynamische Reizung des VKB, an VKB gesunden Patienten konnten Friemert et al. [20] klären. Durch einen intraoperativ erzeugten Gewichtzug von 300 N am VKB konnte der VKB- Hamstrings- Reflexbogen elektromyographisch an der Hamstrings- Muskelgruppe abgeleitet werden. Eine Differenzierung der EMG- Daten des VKB- Hamstrings- Reflexbogen erfolgte durch einen von ihnen entwickelten Auswertealgorithmus in SLR und MLR.

Bei Patienten mit Patellarsehnen- Plastik des VKB führten Tsuda et al. [57] eine EMG- Kontrolle des wiederhergestellten VKB- Hamstrings- Reflexbogens durch. Auslösender Reiz war die endoskopische Erregung des

rekonstruierten VKB mit einer Bipolar- Elektrode. Es konnte ein deutlicher Anstieg der Oberflächen- EMG- Aktivität im M. bizeps femoris festgestellt werden.

1993 und 1994 untersuchten Beard et al. [4, 5, 6] 30 bzw. 50 Patienten mit einseitig arthroskopisch gesicherten rupturiertem VKB. Sie bestimmten die Latenzzeit der RHCL (Reflex- Hamstrings- Contraction- Latency) in einem Diagnostikgerät (siehe Abbildung 3) ausgelöst durch ventrale Tibiatranslation. Die Hamstrings- Aktivität wurde mittels EMG durch Oberflächenelektroden abgeleitet. Bei der quantitativen Messung der RHCL im direkten Seitenvergleich jeder Testperson zeigte sich eine signifikante Verlängerung der RHCL auf der Seite mit rupturiertem VKB. Bei dem kniegesunden Probandenkollektiv hingegen wurde keine statistisch signifikante Seitendifferenz der RHCL an linkem und rechtem Bein gemessen. Die Patienten mit rupturiertem VKB zeigten eine auf das doppelte verlängerte Reaktionszeit im Vergleich zu der gesunden Probandengruppe. Bei der Reproduktion dieser Studie mit nur 11 Patienten durch Jennings et al. [31] konnten hingegen keine signifikanten Unterschiede nachgewiesen werden.

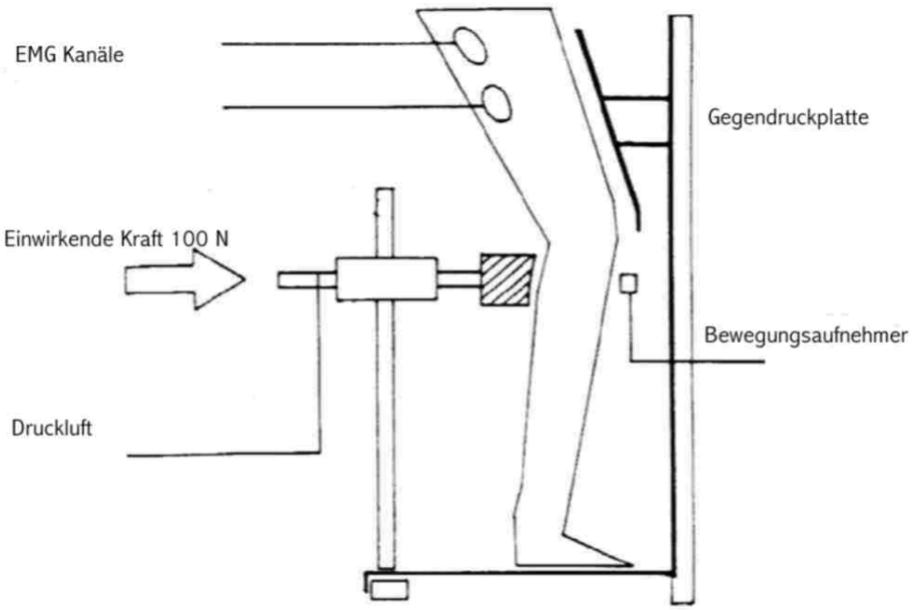


Abbildung 3: Prinzipieller Versuchsaufbau

Ursprünglicher Versuchsaufbau von Beard et al. 1993 [4]. Die Bewegung des Beines des Probanden wurde durch eine Gegendruckplatte verhindert. Die Tibiatranslation erfolgte mit einer Kraft von 100N durch einen mit Druckluft beschleunigten Kolben. Der Bewegungsaufnehmer wurde auf Höhe der Tuberositas tibiae platziert. Die EMG- Elektroden wurden an definierten Stellen auf der Haut des Probanden angebracht.

Zusammengefasst lässt sich sagen, dass in den unterschiedlichsten vorangegangen Studien gezeigt wurde, dass im VKB Mechanorezeptoren vorkommen, die für die propriozeptive neuromuskuläre Funktion mitverantwortlich sind. Weiterhin wurde gezeigt, dass die Hamstrings-Muskelgruppe synergistisch dem VKB wirkt und ein VKB- Hamstrings-Reflexbogen nachgewiesen wurde. Noch ist unklar, welche Faktoren die Aktivität, die Amplitude und die Latenzzeit des VKB- Hamstrings-Reflexbogen beeinflussen. Insbesondere das Alter und auch das Geschlecht der Probanden sind im Hinblick zur Indikationsstellung einer operativen Versorgung z.B. einer VKB- Ruptur mittels VKB- Plastikersatz als beeinflussende Faktoren zu untersuchen.

1.1.4 Der Einfluss des Alters auf die Reflexlatenzzeit

Von verschiedenen Autoren wird die Reflex- Aktivität von älteren Probanden entweder als schwächer [8, 13, 49], gleich oder als stärker [27, 36, 51] als bei jüngeren Probanden beschrieben.
DeVries et al. [13] untersuchten 1985 die Altersabhängigkeit des monosynaptischen Achilles- Sehnen- Reflexes durch mechanische, wie auch elektrische Stimulation. Die H- Reflexantworten der elektrischen Stimulation zeigten geringere Amplituden in der Gruppe der älteren Probanden im Vergleich zu den jüngeren Probanden. Es konnte jedoch in beiden Studienanteilen keine signifikante Beziehung zwischen Alter und Reflexzeit oder Amplitude festgestellt werden.

Keine klaren Unterschiede in der Amplitude zwischen einer Gruppe junger Probanden (25,6 ± 3,2 Jahre) und einer Gruppe älterer Probanden (56 ± 6,5 Jahre) publizierten Sciaretta und Bawa [51]. Allerdings beobachteten sie eine signifikant erhöhte Hintergrundaktivität in der Gruppe der älteren Probanden, sowie eine verlängerte Reflexlatenzzeit der SLR und LLR. Sie führten diese Ergebnisse auf eine altersbedingte Zunahme einer Co- Kontraktion von Muskulatur, sowie auf eine erhöhte spinale Erregbarkeit zurück.
Supraspinale Mechanismen als Ursache für eine signifikant erniedrigte Amplitude der LLR führen Lin et al. [36] an. Sie postitulierten, dass die Anzahl der rekrutierten motorischen Einheiten während des Dehnungsreflexes im zunehmenden Alter abnimmt, wohingegen der Prozentsatz der rekrutierten motorischen Einheiten vom Alterungsprozess nicht betroffen ist. Bei ihrer Untersuchung der Altersabhängigkeit des Unterarmstreckreflexes mit Gegenüberstellung von jungen und älteren Probanden konnten sie keine weitere Signifikanz nachweisen. Die absolute Amplitude der SLR war im älteren Probandenkollektiv signifikant erniedrigt, jedoch waren nach Normung der Rohwerte auf die maximale EMG- Aktivität keine signifikanten Unterschiede im Bezug zur SLR festzustellen. Obwohl die Amplitude des H- Reflexes in der Studie von Falco et al. [17] nicht explizit betrachtet wurde, beschreiben die Autoren eine große Variabilität der

Amplitude des H- Reflexes (Range von 550 µV bis 5 mV) bei der Untersuchung von 103 Probanden.

Eine minimal signifikant verlängerte Reflexlatenzzeit in der Gruppe der älteren Probanden zeigten Kamen et al. [32]. Sie untersuchten contralaterale Einflüsse auf den Patellarsehnen- Reflex an 10 jüngeren (Ø 25,4 Jahre) und 9 älteren Probanden (Ø 72,5 Jahre). Durch contralaterale Reizauslösung konnte in beiden Gruppen ein Patellarsehnen- Reflex erzeugt werden. Im EMG stellte sich eine SLR (bei ca. 25 ms), gefolgt von einer LLR (ab 75 ms) dar. Beide zeigten sich in der Gruppe der älteren Probanden minimal signifikant verlängert.
Carel et al [11] zeigten eine progressive Zunahme der Reflexlatenzzeit mit zunehmendem Alter. Durch Auslösung des Achilles- Sehnen- Reflexes an insgesamt 9774 Probanden ermittelten sie Reflexlatenzzeitunterschiede von bis zu ca. 64 ms beim direkten Vergleich der jüngsten und ältesten Altersstufe. Sie postitulieren, dass mit dem Altersprozess die peripheren Nerven Axone verlieren und die Leitungsgeschwindigkeiten der Nervenfasern zunehmen.
Dies konnten Struys et al. [55] bei Messungen des Patellar- und Achilles-Sehnen- Reflexes an 51 gesunden Probanden bestätigen. Weiterhin wird von der Arbeitsgruppe eine signifikante Abhängigkeit der Reflexlatenzzeit beider Reflexe von der Körpergröße (155 - 199 cm) und somit von Beinlänge beschrieben, welche sich durch die unterschiedliche Nervenfaserlänge und somit durch unterschiedliche Signallaufzeit zur spinalen Ebene und zurück erklärt. Die durch Oberflächenelektroden gemessenen Amplituden der Reflexantworten zeigten eine große intra- individuelle Variation (von ca. 0,1 - 10 mV), wohingegen sich die intra- individuelle Latenzzeitvariabilität als sehr gering herausstellte. Eine von Struys et al. [55] publizierte rechts- links-Seitendifferenz der Reflexlatenzzeit konnten Friemert et al. [20] 2003 nicht bestätigen. Die Untersuchung von 34 Probanden zeigte keine Signifikanz für eine Seitendifferenz des VKB- Hamstrings- Reflexbogens. Diese Tendenz zeigten schon vorangegangene Messungen der RHCL im Jahr 1994 von Beard et al. [6] an einem beidseitig kniegesunden Probandenkollektiv. Sie fanden keine statistisch signifikante Seitendifferenz der RHCL.

Zusammenfassend ist zu sagen, dass die oben dargestellten Studien große Unterschiede im Studiendesign, in der Methodik und Durchführung aufweisen. Auch die Probandenkollektive sind sehr variabel. Ein Vergleich der Studien untereinander ist aus diesen Gründen stark erschwert, bzw. nicht immer möglich. Der Einfluss des Alters auf die Reflexlatenzzeit konnte nicht eindeutig geklärt werden.

1.1.5 Der Einfluss des Geschlechtes auf die Reflexlatenzzeit

In Bezug auf die Reflexlatenzzeit in Abhängigkeit des Geschlechts konnten Carel et al. [11] im Jahr 1979 bei der Untersuchung des Achilles- Sehnen-Reflexes von 7937 Männern und 1837 Frauen unterschiedlicher Altersgruppen (10 - 70 Jahre) eine Signifikanz zwischen den Geschlechtern zeigen. Sie untersuchten das Zeitintervall des durch einen Reflexhammer ausgelösten mechanischer Stimulation und der photomotographisch ermittelten „half relaxation time“. Die Gruppe der Frauen wies eine minimale aber signifikant verlangsamte Relaxationszeit des Achillessehnenreflexes (Ø Männer 303 ms ± 35 ms, Ø Frauen 315 ms ± 42 ms) des mechanisch ausgelösten Reflexes auf.

Aktuellere Studien von Buschbacher et al. [9] und Falco et al. [17] hingegen können einen Zusammenhang von Geschlecht und Reflexlatenzzeit nicht zeigen.
Buschbacher et al. [9] untersuchten im Jahr 1994 u.a. die Geschlechtsabhängigkeit des H- Reflex der dorsalen Wadenmuskulatur an 251 Probanden. Die Probanden waren zu 57% Männer und zu 43% Frauen. Durch elektrische Stimulation der Nervenfasern des Nervus tibialis konnte elektromyographisch ein Reflex der dorsalen Wadenmuskulatur aufgezeichnet werden. Sie konnten keine signifikanten Unterschiede der H-Reflexlatenzzeit zwischen den Männern und den Frauen feststellen. Die durchschnittliche H- Reflexlatenzzeit lag bei 30,3 ms mit einem Range von 21,3 ms bis 36,4 ms. Die Körpergröße der Probanden war jedoch mit einer

unterschiedlichen H- Reflexlatenzzeit assoziiert. Die Männer wiesen mit einer durchschnittlichen Körpergröße von 176 cm ± 7 cm eine verlängerte H-Reflexlatenzzeit auf. Die Frauen hingegen zeigten mit einer durchschnittlichen Körpergröße von 163 cm ± 7 cm eine kürzere H-Reflexlatenzzeit.
In einem analogen Versuchsaufbau konnten Falco et al. [17] im Jahr 1999 ähnliche Ergebnisse in Bezug auf die Geschlechter nachweisen. Sie betrachteten ebenfalls den H-Reflex des Nervus tibialis. Bei der Untersuchung von 103 älteren Probanden (60 - 80 Jahre) konnten keine signifikanten Unterschiede im Reflexverhalten zwischen den Geschlechtern gefunden werden.

Die oben schon erwähnte Abhängigkeit der Reflexlatenzzeit von der Beinlänge wurde von Sadeghi et al. [50] im Jahr 2004 explizit untersucht. Sie beschreiben einen signifikanten Einfluss der Beinlänge auf die Gastrocnemicus- soleus- H- Reflexlatenzzeit (Achillessehnenreflex). Die Messung der H- Reflexlatenzzeit wurde bei gesunden Probanden mit einer unterschiedlichen Unterschenkellänge mit einem Range von 29,5 cm - 43 cm durchgeführt. In einem ähnlichen Versuchsaufbau zeigte auch die Untersuchung des H- Reflexes durch Ghavanini et al. [22] einen direkten Zusammenhang zwischen Körpergröße und Reflexlatenzzeit.
Friemert et al. [20] hingegen konnte bei der Betrachtung des VKB-Hamstrings- Reflexbogens von 3 Probandengruppen verschiedener Körpergröße von 170 cm - 202 cm nur eine Tendenz zunehmender Reflexlatenzzeiten feststellen. Als Grund für dieses Phänomen führten sie die zunehmende Nervenlänge bei zunehmender Körpergröße und die daraus resultierende verlängerte Signallaufzeit an. Sie stellten die Vermutung auf, dass der Range der Körpergröße der untersuchten Probanden nicht groß genug war um ein signifikantes Ergebnis zu erzielen. Bei der Betrachtung des Zusammenhanges zwischen Alter und der Reflexlatenzzeit konnte von Sadeghi et al. [50] keine Signifikanz gezeigt werden.

Die momentane Studienlage beschreibt wie oben dargestellt keinen eindeutigen Zusammenhang zwischen dem Geschlecht und der

Reflexlatenzzeit der SLR und der MLR. Eine Tendenz kann nur aufgrund der unterschiedlichen Körpergrößen von Frauen gegenüber Männern gezeigt werden. Diese Tendenz ist mit der zunehmenden Nervenfaserlänge und damit zunehmender Laufzeit des Reflexsignals zu erklären.

1.2 Fragestellung

In der vorliegenden Arbeit wird die Reflexlatenzzeit der SLR (Short Latency Response) und MLR (Medium Latency Response) nach mechanischer ventraler Tibiatranslation bewertet. Für diese Untersuchung möchte ich nachstehende Fragen formulieren:

1. Lässt sich eine statistisch signifikante Abhängigkeit des Alters auf die Reflexlatenzzeit der SLR und MLR nachweisen?

2. Bestehen statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Geschlechtern bezüglich der Reflexlatenzzeit der SLR und MLR?

Als Nullhypothese dieser Studie wurde formuliert, dass die Reflexlatenzzeiten der SLR und MLR zwischen den Altersgruppen, wie auch zwischen den Geschlechtern sich nicht unterscheiden.

2. Material und Methodik

Es handelt sich bei der Studie um eine durch die Ethikkommission Ulm genehmigte Pilotstudie mit n= 40 Probanden.
Ziel der Studie war die Analyse des Einflusses von Alter und Geschlecht eines Probanden auf die Short- (SLR) und Medium- (MLR) Latenzzeit des VKB- Hamstrings- Reflexbogens.

An der Untersuchung nahmen insgesamt 40 orthopädisch und neurologisch gesunde Probanden teil. Grundsätzlich konnten alle Probanden an der Studie teilnehmen, welche die Einschlusskriterien erfüllten. Die Einteilung der Probanden erfolgte in verschiedene Gruppen.

Eine Teilnahme an dieser Studie war freiwillig. Die Probanden erklärten sich nach entsprechender Aufklärung mit Ihrer Unterschrift auf einer Einverständniserklärung zur Studienteilnahme bereit.

2.1 Voraussetzung für die Aufnahme in die Studie

Die Probanden mussten kniegesund und fähig sein, selbständig und frei zu stehen und zu laufen.
Das Vorliegen von Ausschlusskriterien schloss die Aufnahme des Probanden in die Studie von vornherein aus.

Ausschlusskriterien eines Probanden-Bewerbers waren:

- Ergussbildung am Kniegelenk
- deutlicher Bewegungseinschränkung oder Blockierung des Kniegelenkes
- an Bändern, Kapsel oder Menisken voroperierten, also vorgeschädigten Kniegelenken
- jeglichen Kapsel-Band-Schädigungen des Kniegelenkes
- durch Voroperationen bekannte Knorpelschäden III. und IV. Grades am Kniegelenk
- anamnestisch erhobenen Fehlstellungen oder Verletzungen der unteren Extremität, der LWS und des Beckens, die einen Einfluss auf die Studie haben können
- neurologischen Grunderkrankungen
- metabolischen Erkrankungen, die neurologische Auswirkungen haben

Weiterhin kamen Drop- Out- Kriterien zum Tragen. Diese beinhalteten die

- Rücknahme der Einverständniserklärung zu jedem Zeitpunkt der Studie
- Akute Infekte, Thrombosen oder andere akute Erkrankungen die die Messung beeinträchtigenden
- Schmerzen zum Zeitpunkt der Messungen
- Einnahme von Medikamenten, die eine Beeinflussung des Reflexverhaltens, der muskulären Sensitivität oder der zentralen Aufnahmefähigkeit zur Folge haben können

Die weiblichen sowie die männlichen Probanden wurden altersabhängig in Untersuchungsgruppen eingeteilt.

Tabelle 2: Gruppenzusammensetzung

Die 10 verschiedenen Altersgruppen A bis J wurden in Fünf- Jahres- Abständen gegliedert. Sie setzen sich aus jeweils 2 Frauen und 2 Männern zusammen.

Gruppe	Alter (Jahre)	Männlich (n)	Weiblich (n)
A	18 – 25	2	2
B	26 – 30	2	2
C	31 – 35	2	2
D	36 – 40	2	2
E	41 – 45	2	2
F	46 – 50	2	2
G	51 – 55	2	2
H	56 – 60	2	2
I	61 – 65	2	2
J	66 – 70	2	2

2.2 Studiendurchführung

2.2.1 Probandenvorbereitung

Die Probanden wurden zum allgemeinen Versuchsaufbau und Versuchablauf informiert.

Nach eingehender klinischer Untersuchung des Probanden auf Ausschlusskriterien, wurden 7 Klebeelektroden an definierte Hautstellen angebracht. Die Klebeelektroden waren handelsübliche Oberflächenelektroden (Ag/AgCl- Sensor, Tyco Healthcare, Neustadt; Durchmesser: 0.5 cm; Elektrodenabstand: 2 cm) für elektrophysiologischen Hautoberflächenmessung.

Vor Anbringen dieser Elektroden wurden die entsprechenden Hautareale gründlich mit einem Einmalrasierer von Haaren befreit. Daraufhin wurde das oberflächliche Hautfett durch Desinfektion mit einem handelsüblichen alkoholhaltigen Desinfektionsspray (Kodan®) entfernt. Dies war nötig um die Kontaktflächen der Elektroden zu der Hautoberfläche zu optimieren, bzw. den Hautwiderstand zu reduzieren. 2 EMG- Klebeelektroden wurden in longitudinaler Richtung auf den ventralen Oberschenkel des zu untersuchenden Beines auf den Muskelbauch des M. vastus medialis platziert. Am dorsalen Oberschenkel des Untersuchungsbeines, am Übergang des proximalen zum mittleren Drittel wurden im Längsverlauf des medialen und lateralen Muskelbauches der Hamstrings- Muskulatur wurden jeweils 2 weitere EMG- Klebeelektroden angebracht.

Der Malleolus medialis des Untersuchungsbeines wurde mit einer weiteren EMG- Klebeelektrode versehen. Sie dient als Referenz- Ableitung.

2.2.2 Versuchsaufbau und Versuchsablauf

Die Messung der Tibiatranslation nach ventral, sowie die Aufzeichnung des EMG wurde mit einer Apparatur vorgenommen, die in ihrer Konzeption und im allgemeinen Aufbau bereits in Versuchen von Friemert et al. [20] ihre Validität und Reliabilität belegt hat.

In Abbildung 4 ist der Versuchsaufbau ohne Proband, in Abbildung 5 der Versuchsaufbau mit Proband dargestellt.

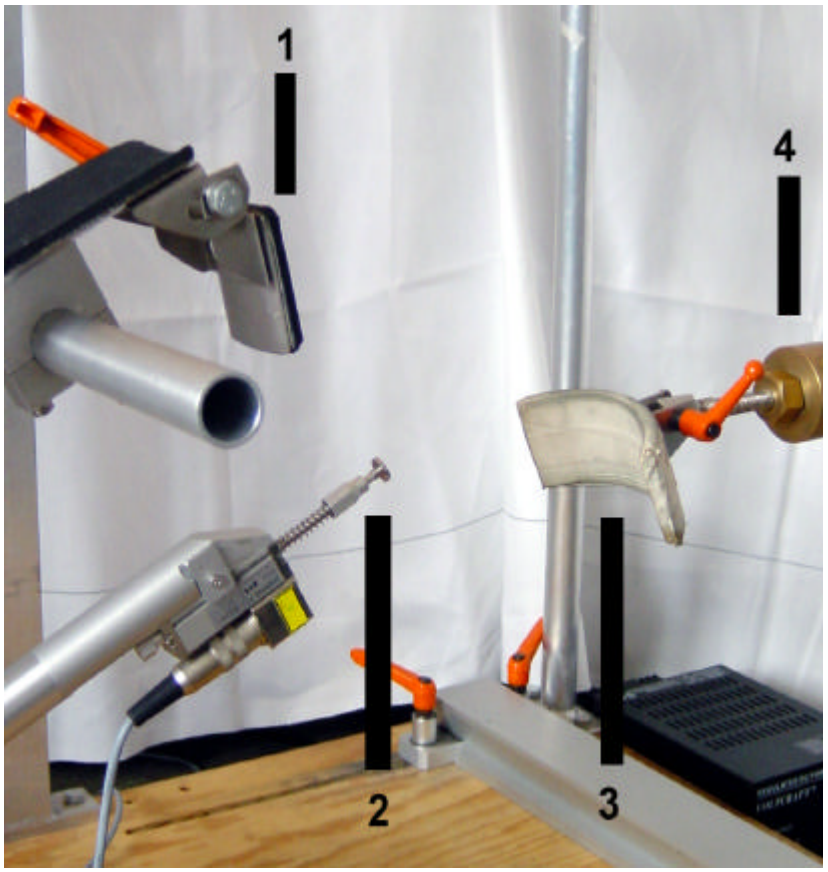


Abbildung 4: Versuchsaufbau ohne Proband

Dargestellt ist die Versuchsanordnung ohne Proband. 1. Gegendruckplatte; 2. Wegaufnehmer der Tibiatranslation; 3. Druckkolben; 4. Druckluftbeschleunigter Zylinder

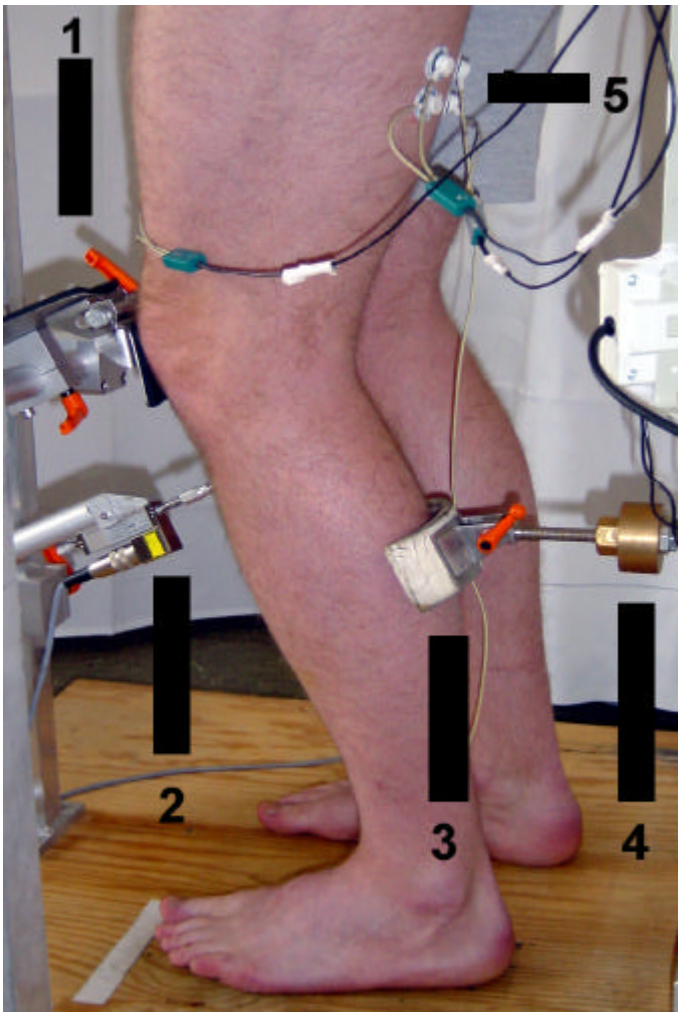


Abbildung 5: Versuchsaufbau mit Proband

Das Knie des Probanden wurde oberhalb der Patella durch eine Gegendruckplatte (1) in ventraler Richtung blockiert. Auf Höhe der Tuberositas tibiae wurde der Wegaufnehmer (2) platziert. Dieser registriert die ventrale Bewegung des Unterschenkels, die durch den pneumatischen Zylinder (4) mit Kolben (3) mit einer Kraft von 300 N von posterior nach anterior ausgelöst wird. An definierten Stellen über der Muskulatur sind EMG- Elektroden (5) zur Ableitung der Muskelaktivität angebracht.

Nach der Vorbereitung des Probanden wurde dieser aufgefordert, den Oberschenkel gegen die einstellbare Gegendruckplatte (Abb. 4/5: Pfeil 1) des Versuchsaufbaus anzulehnen. Während der Versuchsdurchführung wurde dadurch eine messungsbeeinträchtigende Bewegung des Oberschenkels auf ein Minimum reduziert und der isolierte Tibiavorschub sichergestellt.

Die Probanden wurden angewiesen eine möglichst entspannte bipedale Standposition mit ca. 20° - 30° Flexion im Kniegelenk und 5° Außenrotation der Füße einzunehmen. In dieser definierten Stellung des Probanden wurden die Messungen durchgeführt.

An alle in der Vorbereitung angebrachten EMG- Klebeelektroden wurden EMG- Ableitungskabel (Abb. 5: Pfeil 5) angelegt. Das EMG-Aufzeichnungsgerät (Firma Biovision®, Weilheim) erfasste die EMG- Signale. Weiterhin fand die Positionierung eines potentiometrischen Wegaufnehmers (Messbereich: 0 - 25 mm; unabhängige Linearität ± 0,25% - ± 0,75%, Wiederholungsgenauigkeit 0,002 mm; Novotechnik®, Ostfildern) (Abb. 4/5: Pfeil 2) an der Tuberositas tibiae des zu untersuchenden Beines statt. Dieser Wegaufnehmer detektierte den induzierten Tibiavorschub als Beginn der Reflexlatenzzeitbestimmung.

Daraufhin Ausrichtung des breitflächig gepolsterten Stempels (Abb. 4/5: Pfeil 3) auf das oberen Drittel des dorsalen Unterschenkels mit ca. 1 cm Abstand zur Hautoberfläche. Bei der Testdurchführung leitete dieser, beschleunigt durch einen pneumatischen Zylinder (Festo®, Ulm) (Abb. 4/5: Pfeil 4), eine Kraft von 300N von posterior nach anterior auf den Unterschenkel des jeweiligen Probanden. Dies verursachte die gewünschte Ventraltranslation der Tibia. Zur Datenermittlung erfolgten 5 Messdurchgänge. Jeder Messdurchgang beinhaltete 10 Ventraltranslationen der Tibia.

2.3 Datenerfassung

Die Erfassung der EMG- Signale erfolgte durch ein computergestütztes Messsystem für physiologische und biochemische Signale der Firma Biovision®, Weilheim mittels der kommerziellen EMG- Auswertesoftware Daisy Lab Biovision® derselben Firma. Während der Messungen erfolgte über das Steuergerät die automatische Aufzeichnung der EMG- Signale. Die EMG- Signale wurden vor verstärkt (x 1000), mit einer Abtastfrequenz von 5000 Hz aufgezeichnet und als Rohdaten gespeichert. Zur weiteren Analyse wurden die EMG- Signale mit einem 10- Hz- Hochpassfilter (Butterworth; 6. Ordnung) gefiltert, gleichgerichtet und gemittelt.

Die gewonnenen Daten wurden in einer Access- Datenbank gespeichert und später erfolgte im Rahmen der Auswertung mit Dasy Lab Biovision® eine Einzelbearbeitung der Daten mit Ausmessung der EMG- Kurven. Der Beginn der SLR und MLR wurde, wie im nachfolgenden Kapitel beschrieben, manuell mittels des von Friemert et al. [20] entwickelten Auswertealgorithmus festgelegt.

2.4 Datenanalyse und Statistik

Hauptzielgröße der Untersuchung war die Medium Latenzzeit (MLR) von dem Beginn des Tibiavorschubes bis zur Reflexantwort der ischiocruralen Muskulatur in Form einer elektrischen Erregung. Diese Information und die von dem EMG- Gerät registrierte EMG- Antwort der Hamstrings- Muskulatur erfasste das Aufzeichnungsgerät und ermöglichte über spezielle Software (Daisy Lab Biovision®, Weilheim, Deutschland) (siehe Abbildung 6) eine genaue Ausmessung der SLR und MLR der Hamstrings- Muskulatur.

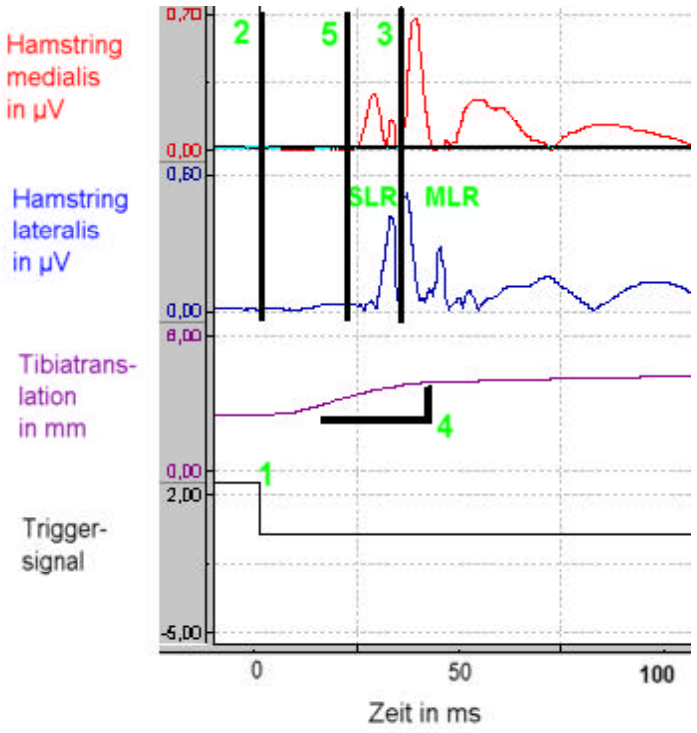


Abbildung 6: Screenshot des Auswerteprogramms Dasy Lab

Dargestellt ist die Auswerteoberfläche des Auswerteprogramms Dasy Lab.

Die mit der violetten Linie gekennzeichnete Tibiatranslation ist der Auslösereiz für das Triggersignal. Die grüne 4 zeigt die Auslenkung der Kurve der Tibiatranslation in mm. Die schwarze Linie zeigt das durch den Wegaufnehmer der Tibiatranslation (Trigger) ausgelöste Rechtecksignal (grüne 1) und somit den Beginn der Latenzzeitbestimmung (grüne 2). Die rote EMG- Kurve stellt den Hamstring medialis und die blaue EMG- Kurve stellt den Hamstring lateralis dar. Mit SLR und MLR wurde der Bereich der jeweiligen Latenzzeit der Beispielmessung dargestellt. Die grüne 5 stellt den Beginn der SLR dar.

SLR: Short Latency Responses, MLR: Medium Latency Responses

Der Ausschlag des Wegaufnehmers (Trigger) an der Tuberositas tibiae wurde als Beginn der Reflexlatenzzeit definiert. Die Ermittlung der Reflexlatenzzeiten erfolgte manuell mittels zweier Cursors (siehe Abbildung 6; grüne 2 und grüne 3) im Auswerteprogramm Dasy Lab. Grundlage der Bestimmung der Reflexlatenzzeiten ist der Auswertealgorithmus von Friemert et al. [20]. Dieser Auswertealgorithmus gewährleistet eine valide Datenanalyse und eine präzise Separation zwischen SLR und MLR. Die Differenzierung der Reflexlatenzzeiten der SLR und MLR war ursprünglich kompliziert, da es zu Überlagerungen der einzelnen Signalanteile kommen kann. Um zwischen den überlagerten Reflexantworten differenzieren zu können, wurde durch Berechnung der SLR- Dauer das Ende dieser festgelegt. Dieser Berechnung liegt zugrunde, dass die SLR ein Muskeldehnungsreflex ist und isoliert ausgelöst und analysiert werden kann. Durch die Anwendung des Auswertealgorithmus kann jetzt zuverlässig das Ende der SLR berechnet und somit der Beginn der MLR bestimmt werden. Bis heute existiert jedoch keine genaue Auswertemöglichkeit zur Bestimmung des Signalendes der MLR. Aufgrund großer interindividueller Unterschiede wurde ein Zeitfenster für die MLR von 30 ms determiniert [20].

Das Zeitfenster zwischen Beginn der Tibiatranslation (siehe Abbildung 6; grüne 1 und 2) und der ersten signifikanten Muskelaktivität (ansteigende rote und blaue EMG- Kurve, grüne 5) wurde als Latenz der ersten Reflexantwort, der SLR bestimmt. Das durch den Auswertealgorithmus von Friemert et al. [19] ermittelte Ende der SLR wurde dem Beginn der MLR gesetzt (siehe Abbildung 6; grüne SLR und MLR). War die Latenzzeit länger als 30 ms, wurde die erste Reflexantwort bei fehlender SLR als MLR definiert [19].
Anschließend wurde das Integral als Ausdruck der Fläche unterhalb der EMG- Kurve wurde jeweils für die SLR, sowie für die MLR manuell mit den 2 Cursors bestimmt. Als Ausdruck der Erregbarkeit des Motoneuronenpools der abgeleiteten Muskulatur wurde die Amplitude anhand der SLR- und MLR-Signale ebenfalls manuell ermittelt. Die maximale Tibiatranslation wurde aus der Verlaufskurve der Tibiatranslation bestimmt. Hierfür wurde der 1. Cursor auf den Beginn der Tibiatranslation, der 2. Cursor auf den Beginn der Plateauebene gesetzt (siehe Abbildung 6; grüne 4).

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Programm WinStat® für Excel von Microsoft. Nach Berechnung der mittleren Latenzen der SLR und MLR durch das Auswerteprogramm Dasy Lab Biovision® für die einzelnen Probanden erfolgte die Prüfung auf Homogenität. Danach wurden die Standardabweichung, die Spannweiten, die 95% Konfidenzintervalle, sowie die Range berechnet. Als Signifikanzniveau wurde $p< 0,05$ festgelegt. In den Diagrammen wurden die Ergebnisse mit Mittelwerten und deren Standardabweichungen dargestellt.

Zunächst erfolgte die statistische Analyse der Geschlechtsabhängigkeit in mit dem unabhängigen t- Test. Der t-Test prüft die Differenz der Mittelwerte auf Signifikanz.
Nach statistischer Auswertung der Geschlechtsabhängigkeit wurde die statistische Auswertung der Altersgruppen mit jeweils 2 weiblichen und 2 männlichen Probanden je Altersgruppe durchgeführt, so dass pro Gruppe 4 Probanden ausgewertet werden konnten.
Zum Vergleich der Altersgruppen wurde der Kruskal- Wallis- Test (H- Test) angewendet. Der Kruskal- Wallis- Test (auch H-Test) ist der einfachen Varianzanalyse ähnlich, bedient sich aber der Rangfolge der Messwerte.
Zur besseren Veranschaulichung erfolgten ergänzende Darstellungen signifikanter Ergebnisse mit Hilfe von Box & Whisker.

Um eine strikte Vergleichbarkeit der gewonnenen Daten dieser Studie mit den Ergebnissen anderer Untersuchungen zu gewährleisten wurde die statistische Auswertung in Bezug auf die Altersgruppen ausgeweitet. Es erfolgte eine zusätzliche Einteilung der Probanden in 2 weitere Altersgruppen. Zum einen in eine Gruppe junger Probanden (18 - 45 Jahre) vergleichend zu einer Gruppe älterer Probanden 46 – 70 Jahre). Zum anderen eine Einteilung in 3 verschiedene Altersgruppen I (18 – 40 Jahre), II (41 – 55 Jahre) und III (56 – 70 Jahre). Auch bei dieser statistischen Auswertung wurde der t- Test und der Kruskal- Wallis- Test angewandt.

3 Ergebnisse

3.1 Gesamtergebnisse

In dieser Arbeit wurden 40 Probanden hinsichtlich der Reflexlatenzzeit der SLR und MLR, sowie deren Amplitude und Integral gemessen. Weiterhin wurde die Tibiatranslation der Probanden bestimmt.

Bei den Messungen der verschiedenen Reflexsignalanteilen konnte bei 37 von 40 der freiwilligen Probanden eine SLR ausgelöst werden. Eine MLR konnte bei allen 40 Probanden bestimmt werden. Alle 37 Probanden bei denen eine SLR bestimmt werden konnte, zeigten auch eine MLR.
Die Einteilung der Probanden in die EMG- Reflextypen erfolgte anhand der maximalen Höhe der Amplitude der SLR im Vergleich zu der maximalen Höhe der Amplitude der MLR. Hier zeigten 21 von 37 Probanden eine höhere Amplitude in der SLR. Daraus folgt, dass bei 19 von 37 Probanden eine höhere Amplitude der MLR gefunden wurde.

Die Verteilung der Probanden auf die EMG- Typen zeigte keinen direkten Zusammenhang in Bezug auf das Alter und auf das Geschlecht.

Tabelle 3: Häufigkeitsverteilung der EMG- Reflextypen

Dargestellt ist die Verteilung der Häufigkeiten der unterschiedlichen EMG- Reflextypen innerhalb der Probandengruppe (n= 40). SLR: Bei 37 Probanden konnte eine SLR festgestellt werden. MLR: Bei 40 Probanden konnte eine MLR ermittelt werden. SLR + MLR: Bei 37 Probanden konnte eine SLR wie auch eine MLR beschrieben werden. SLR > MLR: Die maximale Amplitude der SLR ist bei 21 Probanden größer als die maximale Amplitude der MLR. SLR < MLR: Die maximale Amplitude der SLR ist bei 19 Probanden kleiner als die maximale Amplitude der MLR.

SLR: Short Latency Responses, MLR: Medium Latency Responses

EMG- Reflextyp	Häufigkeit (n)
SLR	37
MLR	40
SLR = MLR	37
SLR > MLR	21
SLR < MLR	19

3.1.1 Körpergröße der Probanden

Im Rahmen der Untersuchung der Ausschlusskriterien wurde die Körpergröße der jeweiligen Probanden erfragt.
Die mittlere Körpergröße der Probanden betrug 171, 9 ± 10 cm (152 - 192 cm).

Tabelle 4: Einteilung der Altersgruppen und die durchschnittliche Körpergröße der Probanden

Darstellung des Range der Körpergröße der Probanden in cm in den verschiedenen Altersgruppen und des errechneten Mittelwertes der Körpergröße in cm.

Gruppe	Alter (Jahre)	Größe (in cm)	Mittelwert (Größe in cm)	n
A	18 – 25	171- 182	174	4
B	26 – 30	165- 185	174	4
C	31 – 35	152- 192	175	4
D	36 – 40	165- 187	175	4
E	41 – 45	165- 179	171	4
F	46 – 50	155- 183	170	4
G	51 – 55	167- 179	171	4
H	56 – 60	152- 187	170	4
I	61 – 65	156- 186	170	4
J	66 – 70	159- 180	170	4

3.2 Geschlechtsabhängigkeit

3.2.1 SLR und MLR

Hinsichtlich der Untersuchung der Geschlechtsabhängigkeit der SLR (p= 0,94) und MLR (p= 0,6) konnte keine Signifikanz nachgewiesen werden.
In der Altersgruppe F (46 - 50 Jahre), G (51 - 55 Jahre), sowie in der Altersgruppe H (56 - 60 Jahre) konnte bei jeweils einem Probanden keine SLR ausgelöst werden.
Der Mittelwert der SLR betrug bei den weiblichen Probanden 20,4 ms ± 2,2 ms, mit einem Range von 15,8 ms bis 24,6 ms. In der Gruppe der männlichen Probanden wurden im Mittel Werte von 20,6 ms ± 2,8 ms festgestellt, mit einem Range von 15,6 ms bis 25,4 ms.

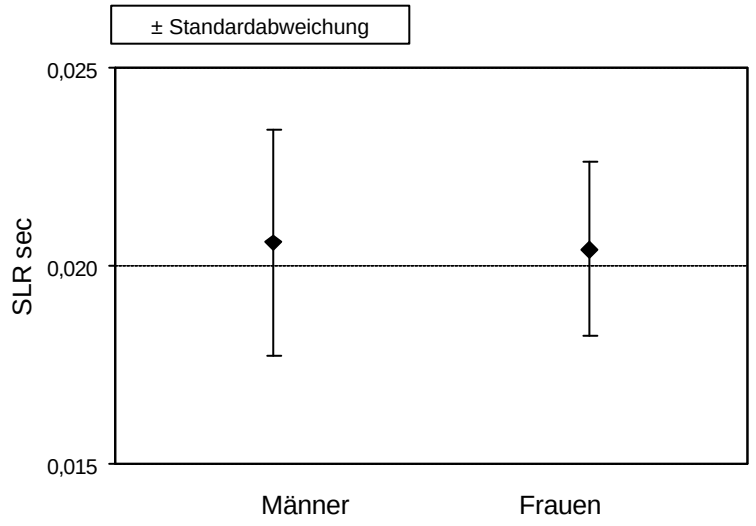


Abbildung 7: Mittelwerte der SLR in Sekunden (sec)

Vergleich der Mittelwerte der SLR in Sekunden zwischen jeweils 20 weiblichen und männlichen Probanden. Aufgetragen mit der Standardabweichung: kein signifikanter Unterschied.

SLR: Short Latency Responses

Bezüglich des Mittelwertes der MLR lag dieser bei den weiblichen Probanden bei 38,1 ms ± 4,1 ms, mit einem Range von 31,8 ms bis 46,2 ms. In der Gruppe der männlichen Probanden betrug der Mittelwert der MLR 38,5 ms ± 4,5 ms, mit einem Range von 33 ms bis 46,6 ms.

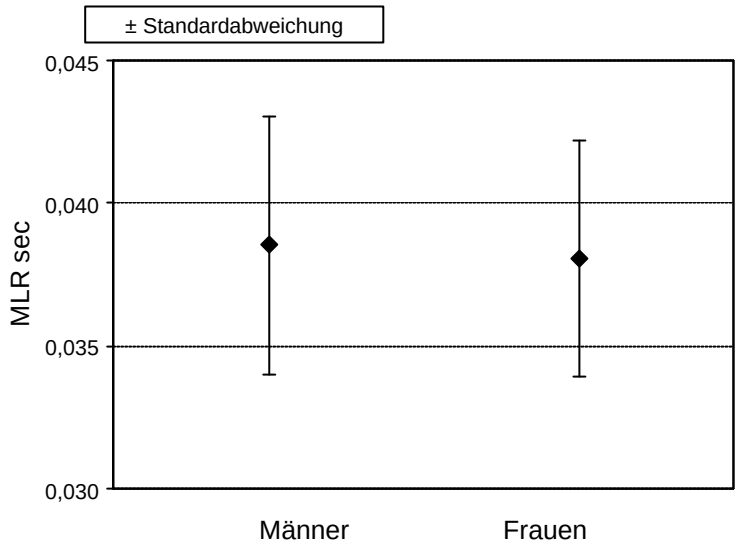


Abbildung 8: Mittelwerte der MLR in Sekunden (sec)

Vergleich der Mittelwerte der MLR in Sekunden zwischen jeweils 20 weiblichen und männlichen Probanden. Aufgetragen mit der Standardabweichung: kein signifikanter Unterschied.

MLR: Medium Latency Responses

3.2.2 Amplitude und Integral für die SLR und die MLR

Die Mittelwerte der Amplituden der Reflexkurven der SLR (p= 0,78) und MLR (p= 0,25) zeigten keine Signifikanz.

Die Mittelwerte der Amplituden der SLR erreichten bei den weiblichen Probanden einen Mittelwert von 214,7 µV ± 459,4 µV. Bei den männlichen Probanden betrug dieser 126,6 µV ± 111,4 µV.

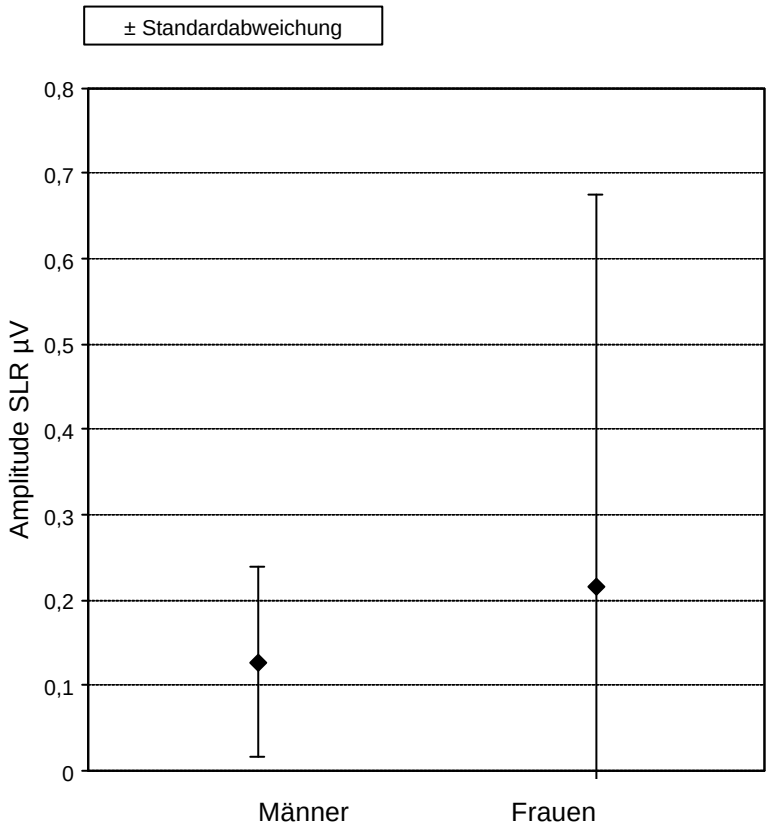


Abbildung 9: Mittelwerte der Amplitude der SLR in Mikrovolt (µV)

Vergleich der Mittelwerte der Amplitude der SLR in Mikrovolt zwischen jeweils 20 weiblichen und männlichen Probanden. Aufgetragen mit der Standardabweichung: kein signifikanter Unterschied.

SLR: Short Latency Responses

Die Mittelwerte der Amplituden der MLR lagen bei den weiblichen Probanden bei 123,5 µV ± 127,2 µV, die der männlichen Probanden erreichten im Mittel Werte von 121,3 µV ± 162,9 µV.

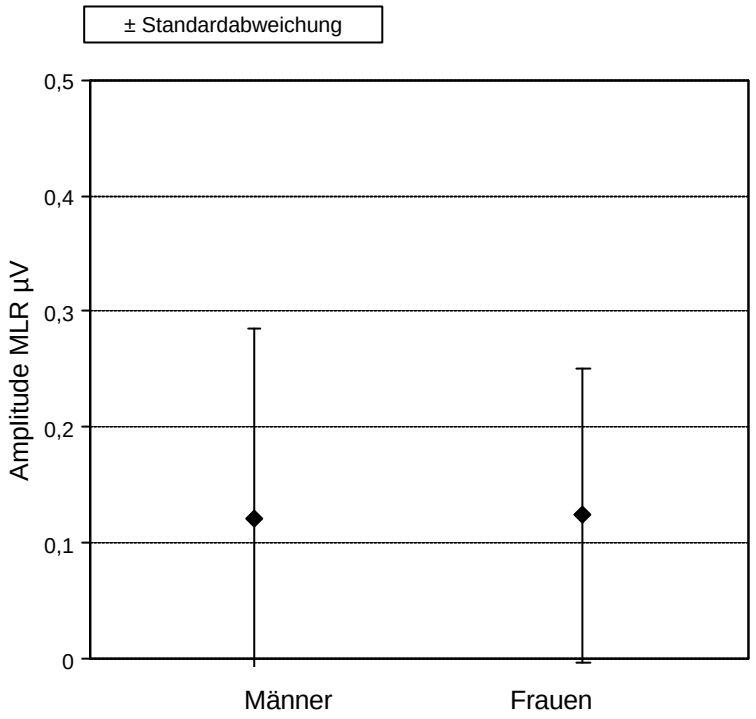


Abbildung 10: Mittelwerte der Amplitude der MLR in Mikrovolt (µV)

Vergleich der Mittelwerte der Amplitude der MLR in Mikrovolt von jeweils 20 weiblichen und männlichen Probanden. Aufgetragen mit der Standardabweichung: kein signifikanter Unterschied.

MLR: Medium Latency Responses

Hinsichtlich der Mittelwerte der Integrale der SLR (p= 0,95) und MLR (p= 0,88) konnte keine Signifikanz nachgewiesen werden.

Die Mittelwerte der Integrale der SLR betrugen bei den weiblichen Probanden 1,5 µV*s ± 2,8 µV*s, die der männlichen Probanden 1,1 µV*s ± 0,7 µV*s.

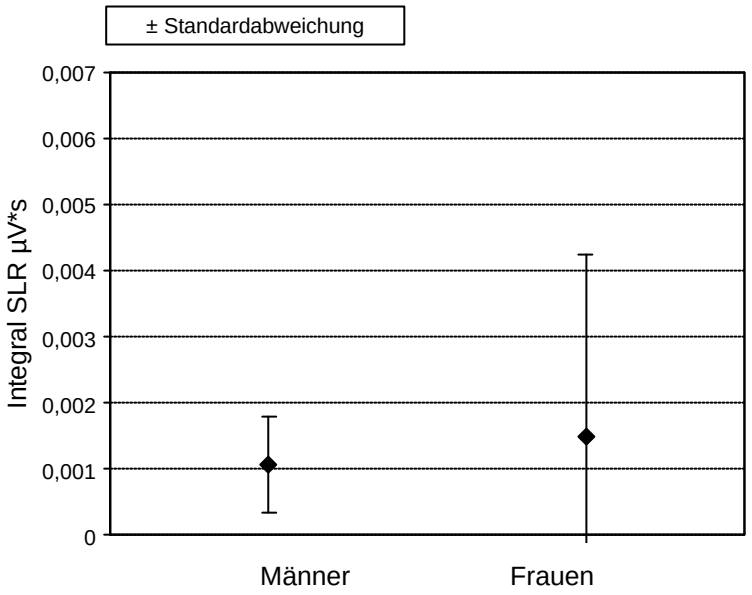


Abbildung 11: Mittelwerte der Integrale der SLR in Mikrovolt*Sekunden (µV*s)

Vergleich der Mittelwerte der Integrale der SLR in Mikrovolt*Sekunden zwischen jeweils 20 weiblichen und männlichen Probanden. Aufgetragen mit der Standardabweichung: kein signifikanter Unterschied.

SLR: Short Latency Responses

Die Mittelwerte der Integrale der MLR erreichten bei den weiblichen Probanden 2,1 µV*s ± 3,6 µV*s. Bei den männlichen Probanden lagen die Mittelwerte der Integrale bei 2,6 µV*s ± 3,3 µV*s.

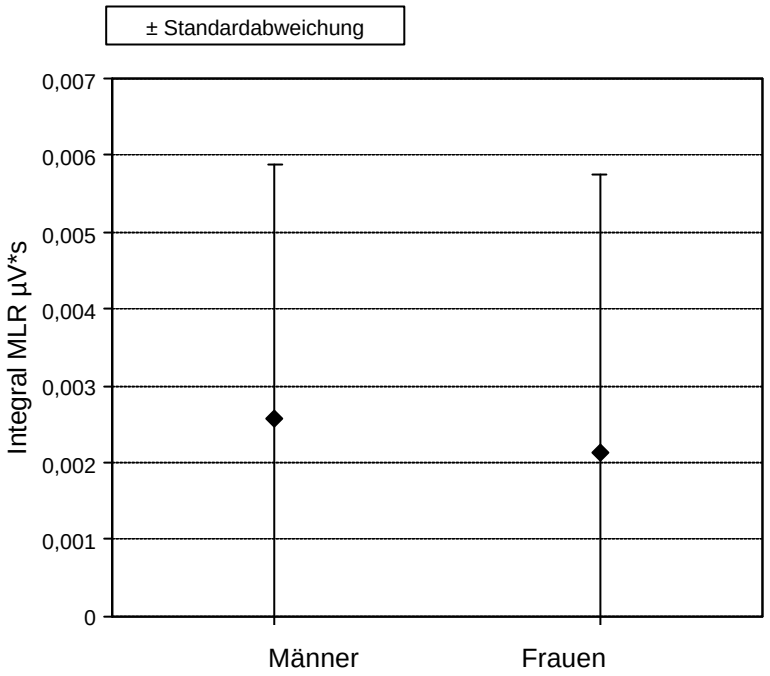


Abbildung 12: Mittelwerte der Integrale der MLR in Mikrovolt*Sekunden (µV*s)

Vergleich der Mittelwerte der Integrale der MLR in Mikrovolt*Sekunden zwischen jeweils 20 weiblichen und männlichen Probanden. Aufgetragen mit der Standardabweichung: kein signifikanter Unterschied.

MLR: Medium Latency Responses

3.2.3 Tibiatranslation

Betreffs der Mittelwerte der Tibiatranslation der zwei Probandengruppen konnten keine signifikanten Unterschiede (p= 0,11) festgestellt werden.
Der Tibiavorschubs betrug im Mittel bei den weiblichen Probanden 2,6 mm ± 0,9 mm, mit einem Range von 1,4 mm bis 4,8 mm. Bei den männlichen Probanden erreichte der Mittelwert der Tibiatranslation 2,2 mm ± 0,5 mm. Der Range betrag 1,4 mm bis 3,4 mm.

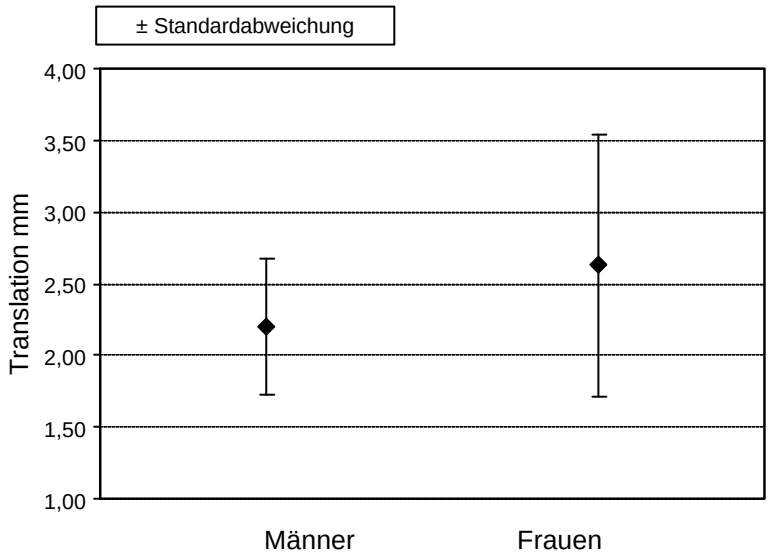


Abbildung 13: Mittelwerte der Tibiatranslation in Millimeter (mm)

Vergleich der Mittelwerte der Tibiatranslation in Millimeter zwischen jeweils 20 weiblichen und männlichen Probanden. Aufgetragen mit der Standardabweichung: kein signifikanter Unterschied.

3.3 Altersabhängigkeit

3.3.1 SLR und MLR

Bei der Untersuchung der SLR zwischen den Altersgruppen zeigte sich kein signifikanter Unterschied (p= 0,54).

In der Altersgruppe F (46 - 50 Jahre), G (51 - 55 Jahre), sowie in der Altersgruppe H (56 - 60 Jahre) konnte bei jeweils einem Probanden keine SLR ausgelöst werden.

Die Mittelwerte der SLR schwankten zwischen 18,4 ms ± 0,3 ms (Range 15,6 ms bis 22,4 ms) in der Altersgruppe der 66- bis 70- jährigen Probanden und 22,6 ms ± 0,3 ms (Range 19,6 ms bis 24,8 ms) in der Altersgruppe der 26- bis 30- jährigen Probanden.

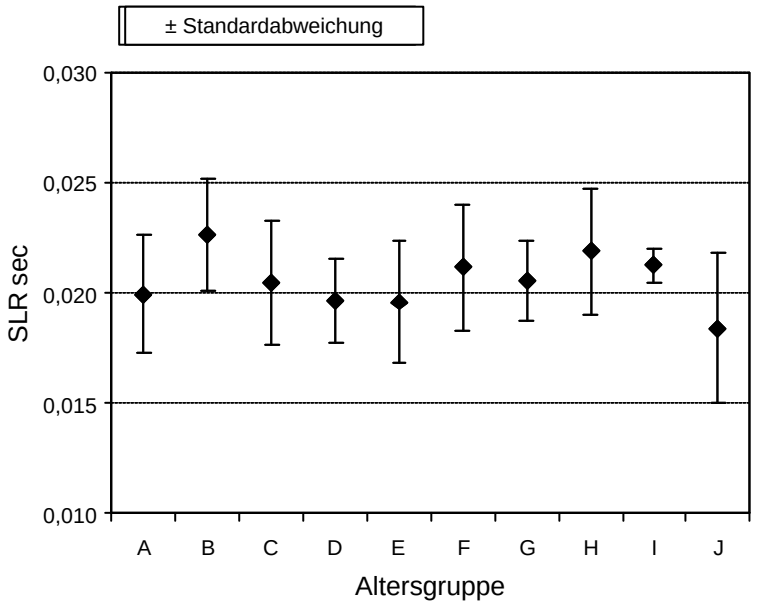
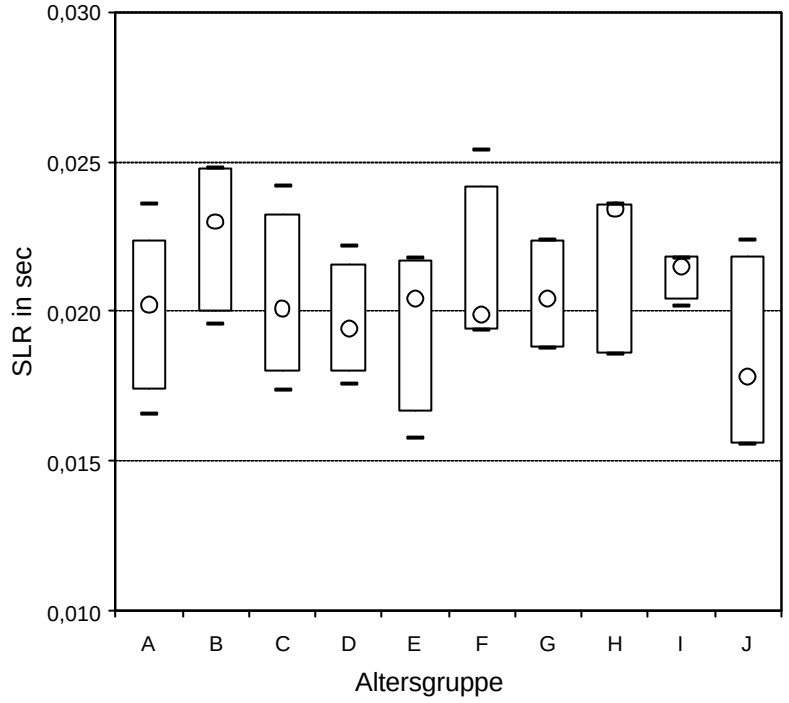


Abbildung 14: Mittelwerte der SLR in Sekunden (sec)

Vergleich der Mittelwerte der SLR in Sekunden in den zehn verschiedenen Altersgruppen mit jeweils 4 Probanden. Aufgetragen mit der Standardabweichung: kein signifikanter Unterschied.

SLR: Short Latency Responses

Aufgrund der geringen Gruppenstärke von n= 4 erfolgt eine zusätzliche Darstellung durch Box & Whisker. Die Mediane der SLR zeigen keine signifikanten Unterschiede.



? Median

? 5. und 95. Perzentile

Boxplot 25. bis 75. Perzentile

Abbildung 15: Box & Whisker der SLR in Sekunden (sec)

Vergleich der Box & Whisker der SLR in Sekunden in den zehn verschiedenen Altersgruppen mit jeweils 4 Probanden. Kein signifikanter Unterschied.

SLR: Short Latency Responses

Die MLR konnte bei jedem Probanden nach der Tibiatranslation ausgelöst werden. Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Altersgruppen hinsichtlich der MLR nachgewiesen werden (p= 0,3).
Die Mittelwerte der MLR schwankten zwischen 34,1 ms ± 0,1 ms (Range 32,8 ms bis 35,8 ms) in der Altersgruppe der 51- bis 55- jährigen Probanden und 40,7 ms ± 0,5 ms (Range 34,2 ms und 46,2 ms) in der Altersgruppe der 26- bis 30- jährigen Probanden.

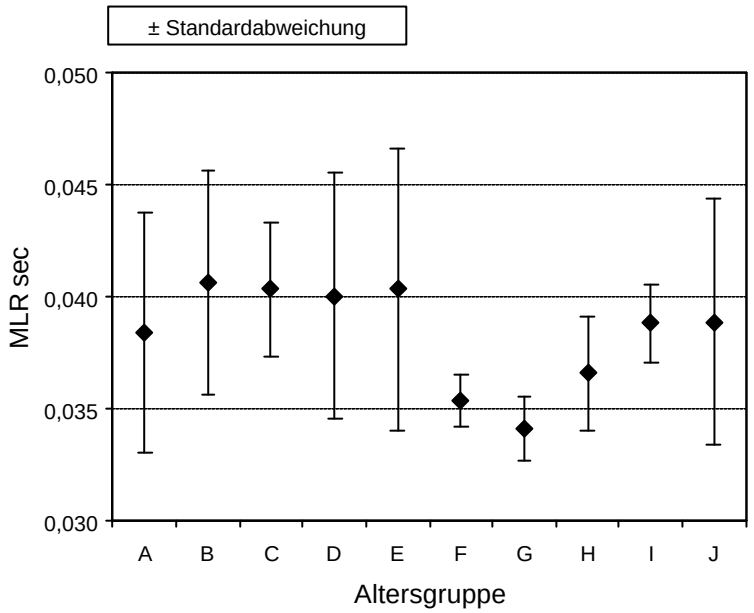
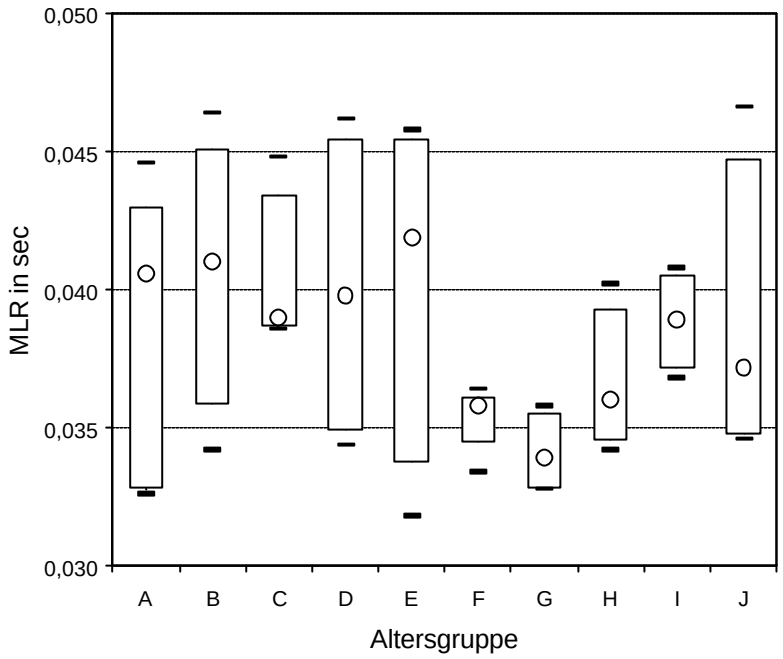


Abbildung 16: Mittelwerte der MLR in Sekunden (sec)

Vergleich der Mittelwerte der MLR in Sekunden in den zehn verschiedenen Altersgruppen mit jeweils 4 Probanden. Aufgetragen mit der Standardabweichung: kein signifikanter Unterschied.

MLR: Medium Latency Responses

Aufgrund der geringen Gruppenstärke von n= 4 erfolgt eine zusätzliche Darstellung durch Box & Whisker. Die Mediane der MLR zeigen keine signifikante Unterschiede.



?	Median
?	5. und 95. Perzentile
Boxplot	25. bis 75. Perzentile

Abbildung 17: Box & Whisker der MLR in Sekunden (sec)

Vergleich der Box & Whisker der MLR in Sekunden in den zehn verschiedenen Altersgruppen mit jeweils 4 Probanden. Kein signifikanter Unterschied.

MLR: Medium Latency Responses

3.3.2 Amplitude und Integral für die SLR und die MLR

Die Amplituden der Reflexkurven der SLR (p= 0,17) zeigten in den verschiedenen Altersgruppen keinen signifikanten Unterschied.
Eine Signifikanz hingegen konnte bei der MLR (p= 0,02) nachgewiesen werden.

Die Mittelwerte der Amplitude der SLR schwankten zwischen 54,8 µV ± 32,8 µV in der Altersgruppe der 51- bis 55- jährigen Probanden und 800,9 µV ± 1121,9 µV in der Altersgruppe der 56- bis 60- jährigen Probanden aufgrund eines Ausreißers in dieser Gruppe.

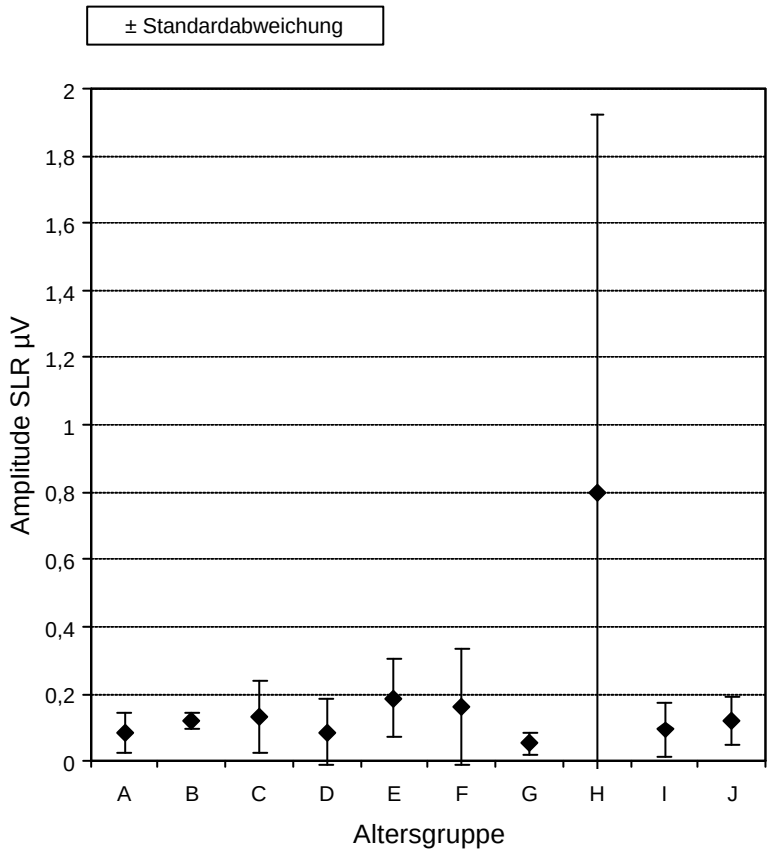
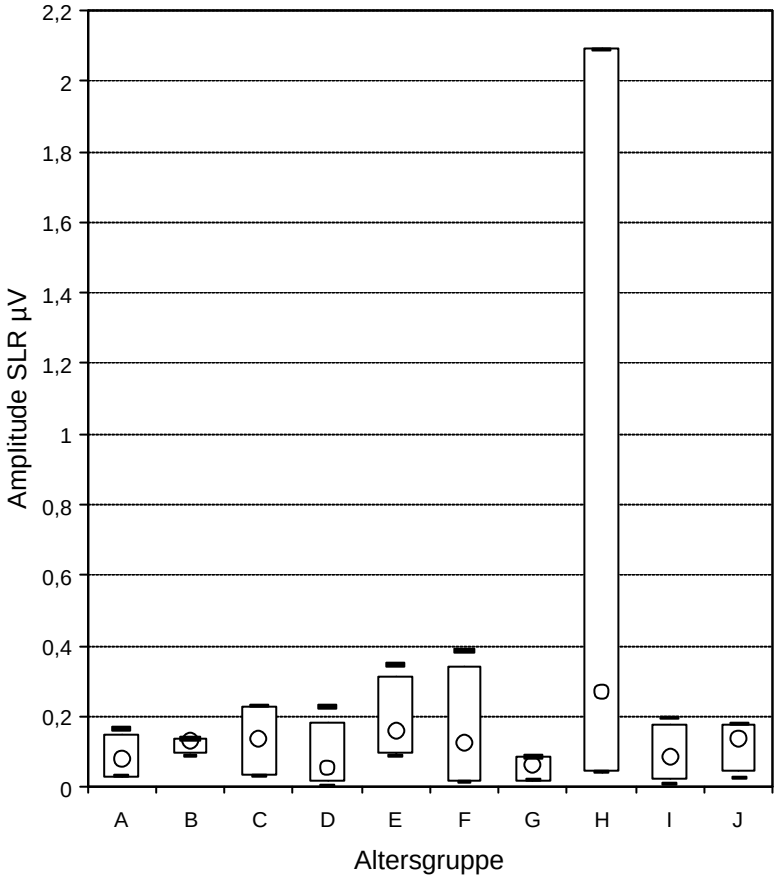


Abbildung 18: Mittelwerte der Amplitude der SLR in Mikrovolt (µV)

Vergleich der Mittelwerte der Amplitude der SLR in Mikrovolt in den zehn verschiedenen Altersgruppen mit jeweils 4 Probanden. Aufgetragen mit der Standardabweichung: kein signifikanter Unterschied.

SLR: Short Latency Responses

Aufgrund der geringen Gruppenstärke von n= 4 zusätzliche Darstellung der Box & Whisker. Die Mediane der Amplitude der SLR zeigen keine signifikante Unterschiede.



?	Median
?	5. und 95. Perzentile
Boxplot	25. bis 75. Perzentile

Abbildung 19: Box & Whisker der Amplitude der SLR in Mikrovolt (µV)

Vergleich der Box & Whisker der Amplitude der SLR in Mikrovolt in den zehn verschiedenen Altersgruppen mit jeweils 4 Probanden. Keinen signifikanten Unterschiede.
SLR: Short Latency Responses

Die Mittelwerte der Amplitude der MLR erreichten Werte zwischen 33,8 µV ± 12,8 µV in der Altersgruppe der 51- bis 55- jährigen Probanden und 393 µV ± 327,5 µV in der Altersgruppe der 56- bis 60- jährigen Probanden.

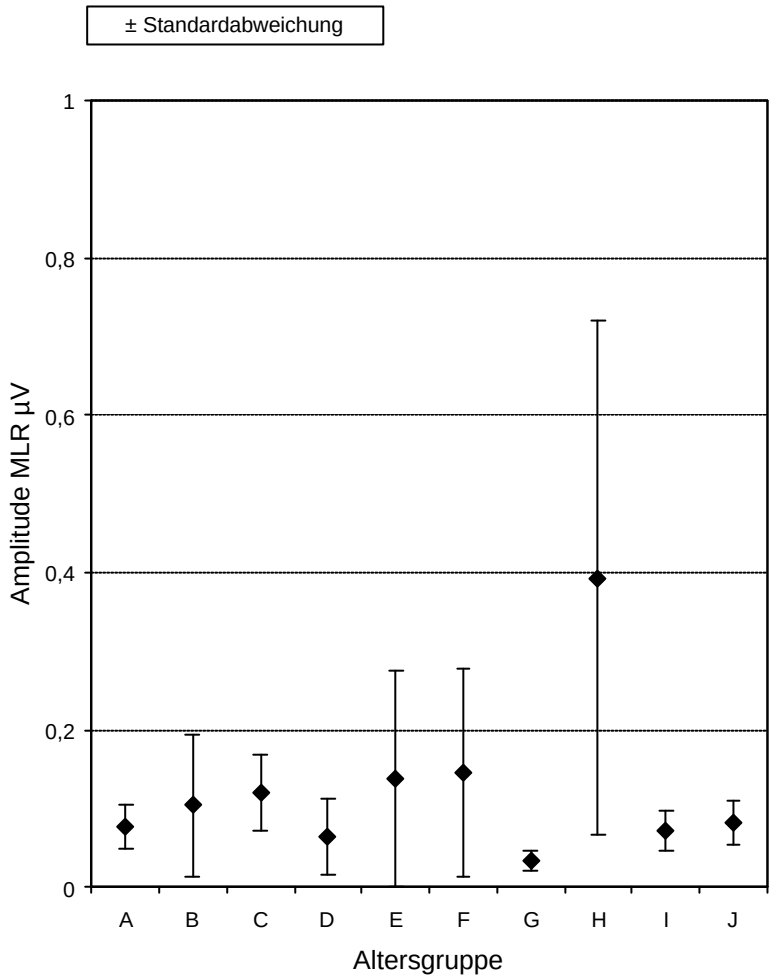
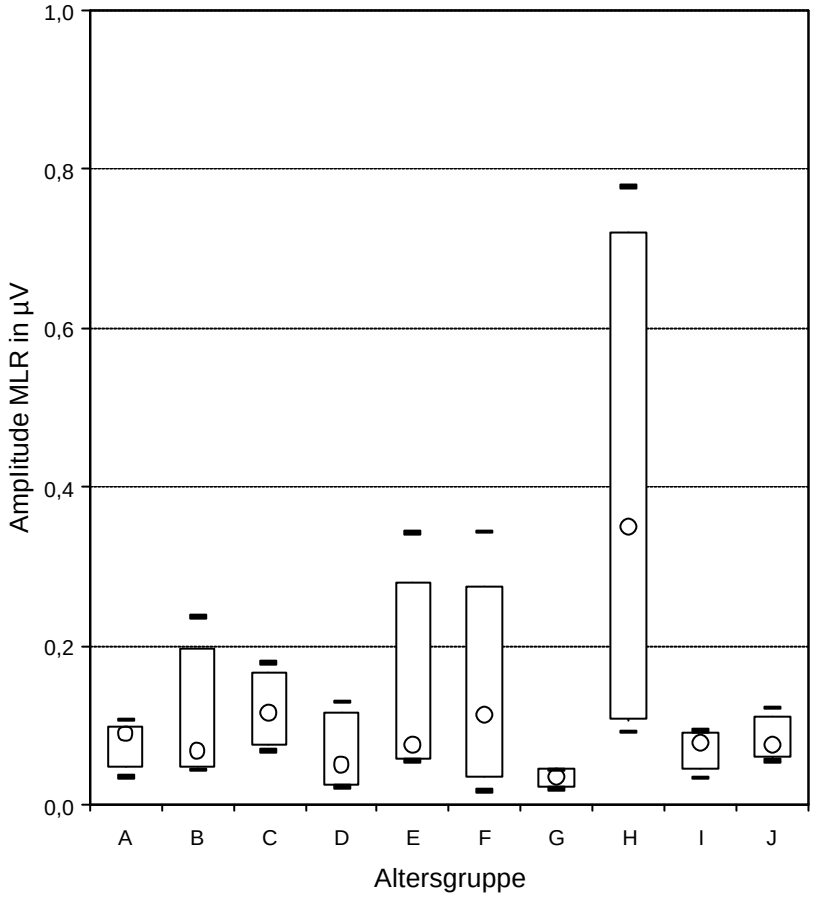


Abbildung 20: Mittelwerte der Amplitude der MLR in Mikrovolt (µV)

Vergleich der Mittelwerte der Amplitude der MLR in Mikrovolt in den zehn verschiedenen Altersgruppen mit jeweils 4 Probanden. Aufgetragen mit der Standardabweichung: Altersgruppe H weist einen signifikanten Unterschied auf mit p= 0,02.

MLR: Medium Latency Responses

Aufgrund der geringen Gruppenstärke von n= 4 zusätzliche Darstellung der Box & Whisker. Die Mediane der Amplitude der MLR weisen einen signifikanten Unterschied von p= 0,02 auf.



?	Median
?	5. und 95. Perzentile
Boxplot	25. bis 75. Perzentile

Abbildung 21: Box & Whisker der Amplitude der MLR in Mikrovolt (µV)

Vergleich der Box & Whisker der Amplitude der MLR in Mikrovolt in den zehn verschiedenen Altersgruppen mit jeweils 4 Probanden. Die Altersgruppe H weist einen signifikanten Unterschied auf mit p= 0,02.

MLR: Medium Latency Responses

Hinsichtlich der Mittelwerte der Integrale der Reflexkurven konnte weder bei der SLR (p= 0,23) noch bei der MLR (p= 0,27) ein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden.

Die Mittelwerte der Integrale der SLR lagen zwischen 0,3 µV*s ± 0,2 µV*s in der Altersgruppe der 51- bis 55- jährigen Probanden und 4,8 µV*s ± 6,7 µV*s in der Altersgruppe der 56- bis 60- jährigen Probanden.

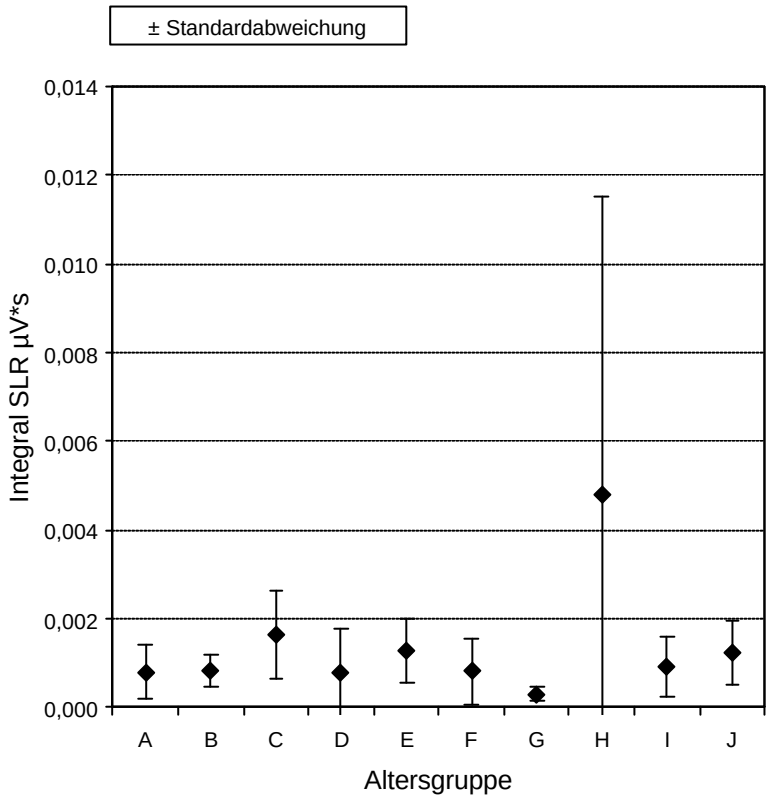
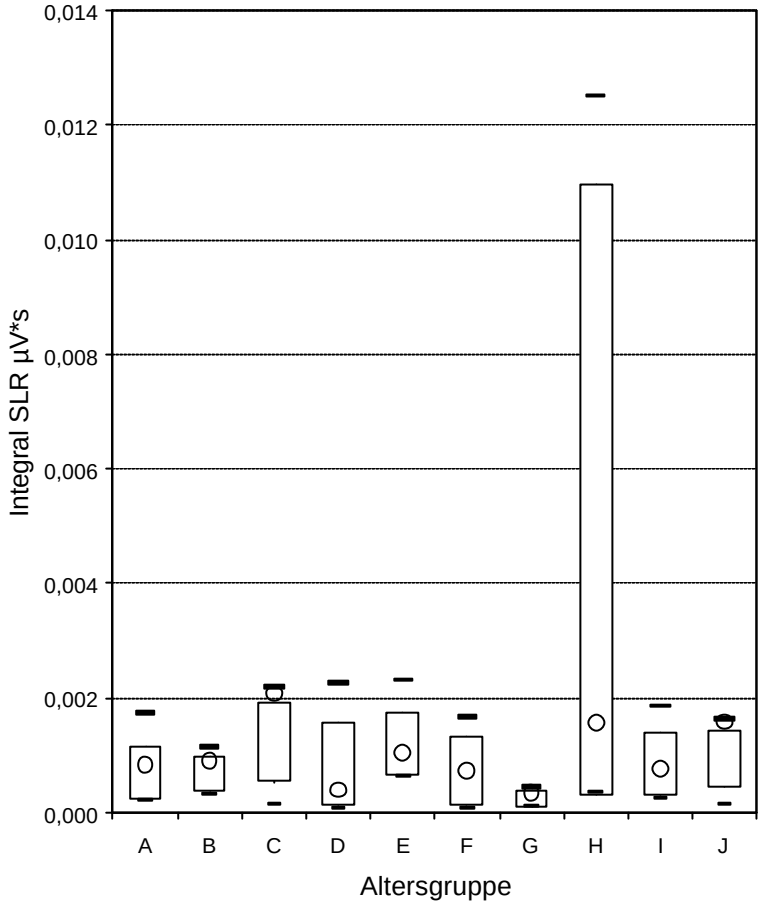


Abbildung 22: Mittelwerte der Integrale der SLR in Mikrovolt*Sekunden (µV*s)

Vergleich der Mittelwerte der Integrale der SLR in Mikrovolt*Sekunden in den zehn verschiedenen Altersgruppen mit jeweils 4 Probanden. Aufgetragen mit der Standardabweichung: kein signifikanter Unterschied.

SLR: Short Latency Responses

Aufgrund der geringen Gruppenstärke von n= 4 erfolgt eine zusätzliche Darstellung durch Box & Whisker. Die Mediane der Integrale der SLR zeigen keine signifikante Unterschiede.



?	Median
?	5. und 95. Perzentile
Boxplot	25. bis 75. Perzentile

Abbildung 23: Box & Whisker der Integrale der SLR in Mikrovolt*Sekunden (µV*s)

Vergleich der Box & Whisker der Integrale der SLR in Mikrovolt*Sekunden in den zehn verschiedenen Altersgruppen mit jeweils 4 Probanden. Kein signifikanter Unterschied.
SLR: Short Latency Responses

Die Mittelwerte der Integrale der MLR schwankten zwischen 0,9 µV*s ± 0,7 µV*s in der Altersgruppe der 36- bis 40- jährigen Probanden und 6,9 µV*s ± 7,4 µV*s in der Altersgruppe der 56- bis 60- jährigen Probanden.

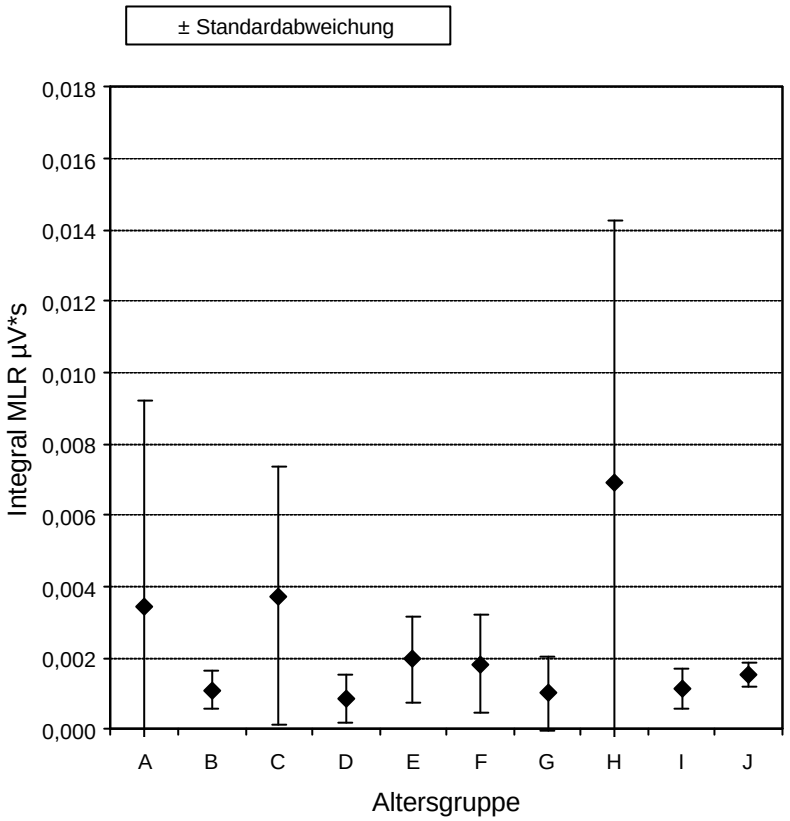
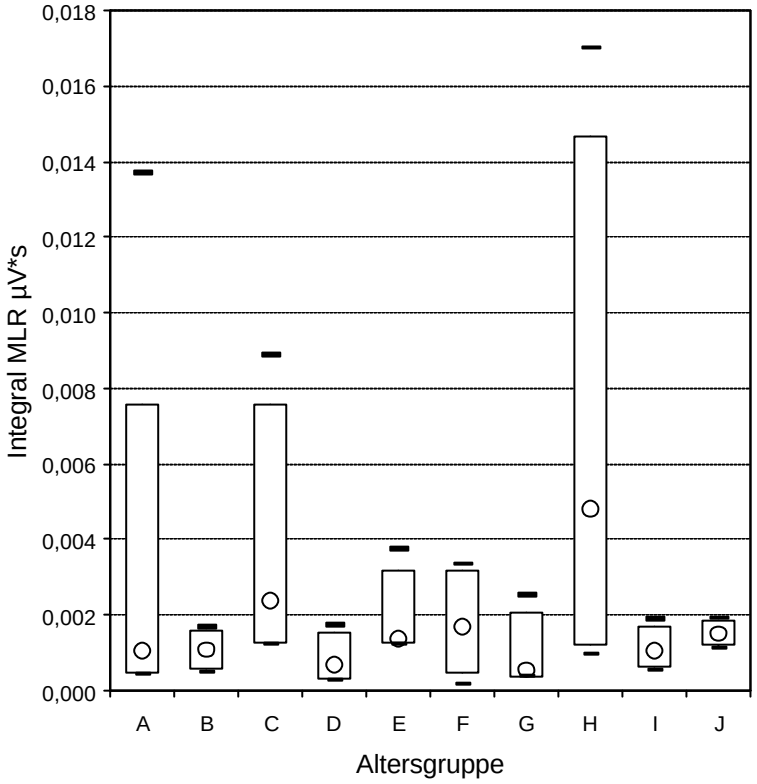


Abbildung 24: Mittelwerte der Integrale der MLR in Mikrovolt*Sekunden (µV*s)

Vergleich der Mittelwerte der Integrale der MLR in Mikrovolt*Sekunden in den zehn verschiedenen Altersgruppen mit jeweils 4 Probanden. Aufgetragen mit der Standardabweichung: kein signifikanter Unterschied.

MLR: Medium Latency Responses

Aufgrund der geringen Gruppenstärke von n= 4 erfolgt eine zusätzliche Darstellung durch Box & Whisker. Die Mediane der Integrale der MLR zeigen keine signifikante Unterschiede.



? Median

? 5. und 95. Perzentile

Boxplot 25. bis 75. Perzentile

Abbildung 25: Box & Whisker der Integrale der MLR in Mikrovolt*Sekunden (µV*s)

Vergleich der Box & Whisker der Integrale der MLR in Mikrovolt*Sekunden in den zehn verschiedenen Altersgruppen mit jeweils 4 Probanden. Kein signifikanter Unterschied.

MLR: Medium Latency Responses

3.3.3 Tibiatranslation

Die Untersuchung der Tibiatranslation zeigte keine signifikanten Unterschiede zwischen den Altersgruppen (p= 0,21).

Die Tibiatranslation erreichte im Mittel Werte zwischen 1,9 mm ± 0,2 mm (Range 1,7 mm bis 2,1 mm) in der Altersgruppe der 26- bis 30- jährigen Probanden und 3,7 mm ± 1,3 mm (Range 1,9 mm und 4,8 mm) in der Altersgruppe der 36- bis 40- jährigen Probanden.

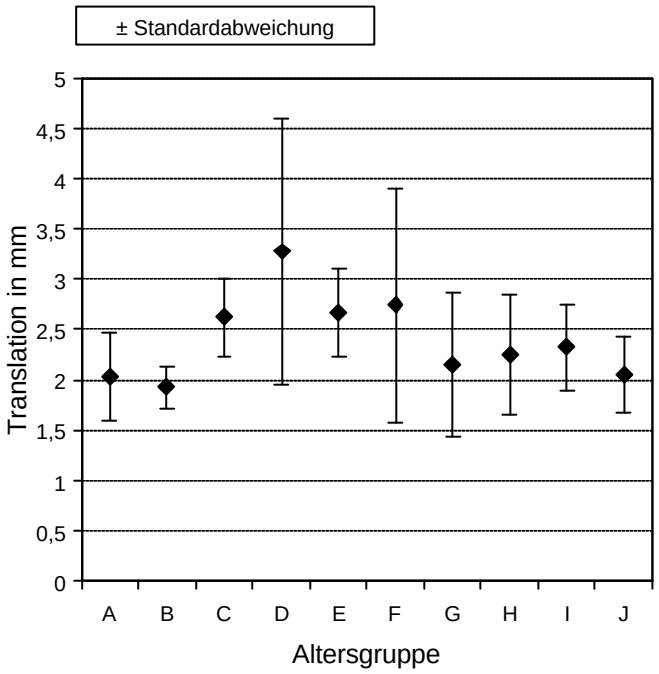
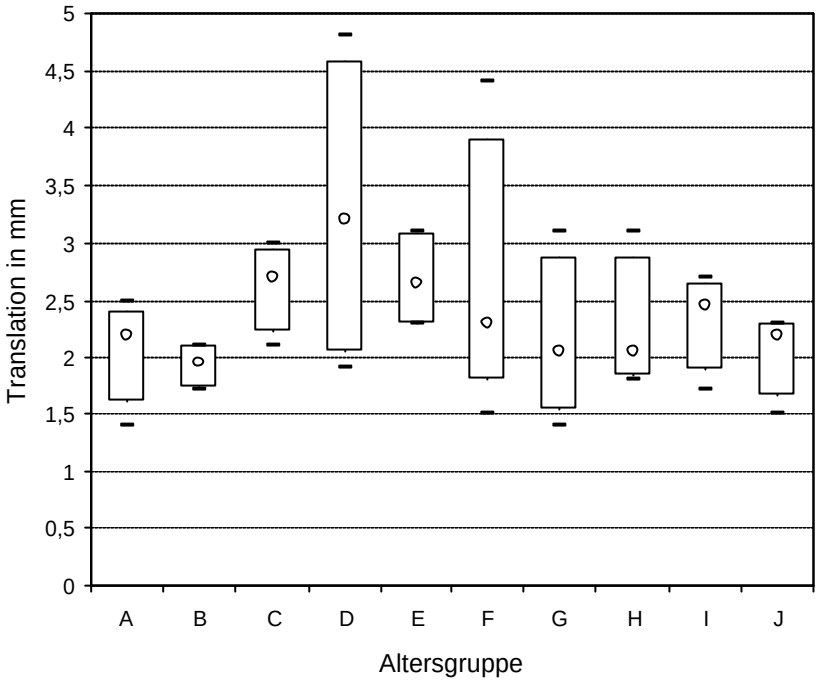


Abbildung 26: Mittelwerte der Tibiatranslation in Millimeter (mm)

Vergleich der Mittelwerte der Tibiatranslation in Millimeter in den zehn verschiedenen Altersgruppen mit jeweils 4 Probanden. Aufgetragen mit der Standardabweichung: kein signifikanter Unterschied.

Aufgrund der geringen Gruppenstärke von n= 4 erfolgt eine zusätzliche Darstellung durch Box & Whisker. Die Mediane der Tibiatranlation zeigen keine signifikante Unterschiede.



?	Median
?	5. und 95. Perzentile
Boxplot	25. bis 75. Perzentile

Abbildung 27: Box & Whisker der Tibiatranslation in Millimeter (mm)

Vergleich der Box & Whisker der Tibiatranslation in Millimeter in den zehn verschiedenen Altersgruppen mit jeweils 4 Probanden. Kein signifikanter Unterschied.

3.4 Einteilung der Probanden in verschiedene Altersgruppen

Hinsichtlich der Vergleichbarkeit der Ergebnisse dieser Studie mit anderen Untersuchungen war es erforderlich, die gewonnenen Daten in einer anderen Gruppenzusammensetzung statistisch neu zu berechnen und erneut zu beurteilen.
Dazu wurden 2 neue Altersgruppen aus den schon bestehenden Altersgruppen gebildet.

Zum einen wurde eine Einteilung in eine Gruppe von 20 jüngeren Probanden mit einem Alter von 1 - 45 Jahren und eine Gruppe von 20 älteren Probanden mit einem Alter von 46 - 70 Jahren vorgenommen.
Zum anderen erfolgte eine Einteilung in 3 Gruppen unterschiedlichen Alters. Die Gruppe I mit 16 Probanden in einem Alter von 18 - 40 Jahren, die Gruppe II mit 12 Probanden in einem Alter von 41 - 55 Jahren und die Gruppe III mit 12 Probanden in einem Alter von 56 - 70 Jahren.

Die unterschiedlichen Gruppenzusammensetzungen wurden in Bezug auf die SLR und MLR, die Amplitude der SLR und der MLR, das Integral der SLR und der MLR, sowie zur Tibiatranslation betrachtet und statistisch ausgewertet.

3.4.1 Einteilung in 2 Altersgruppen

Tabelle 5: Einteilung der Probanden in 2 Altersgruppen

Darstellung der Einteilung der Probanden in 2 Altersgruppen mit jeweils n= 20 Probanden zusammengesetzt aus je 10 weiblichen und 10 männlichen Probanden.

Gruppe	Alter (Jahre)	Männlich (n)	Weiblich (n)	Gesamt (n)
1	18- 45	10	10	20
2	46- 70	10	10	20

Im Vergleich der Mittelwerte der SLR der beiden Altersgruppen konnte keine Signifikanz nachgewiesen werden (p= 0,8).

Der Mittelwert der SLR betrug bei den jüngeren Probanden 20 ms ± 2,1 ms, mit einem Range von 15,8 ms bis 23,6 ms. In der Gruppe der älteren Probanden zeigte sich ein Mittelwert der SLR von 20,6 ms ± 2,7 ms, mit einem Range von 15,6 ms bis 23,6 ms.

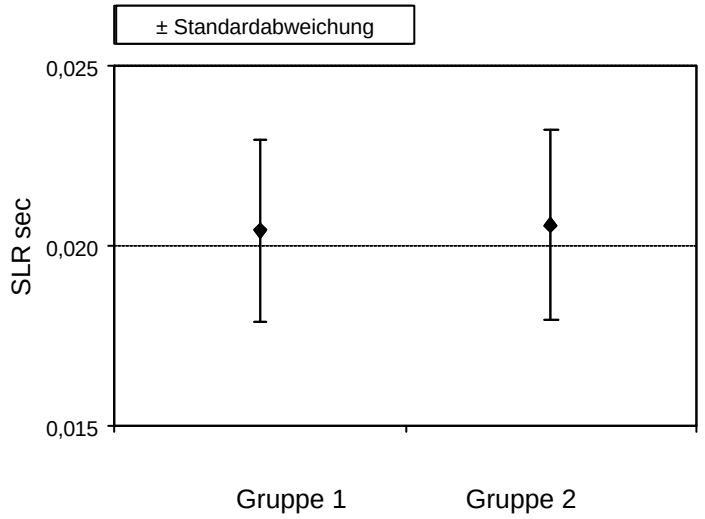


Abbildung 28: Mittelwerte der SLR in Sekunden (sec)

Vergleich der Mittelwerte der SLR in Sekunden zwischen jeweils 20 jüngeren und 20 älteren Probanden. Aufgetragen mit der Standardabweichung: kein signifikanter Unterschied.

SLR: Short Latency Responses

Hinsichtlich des Mittelwertes der MLR konnte mit p= 0,02 eine Signifikanz festgestellt werden.

Die Mittelwerte der MLR in der Gruppe der jüngeren Probanden betrugen 40,6 ms ± 4,7 ms, mit einem Range von 32,6 ms bis 46,2 ms. In der Gruppe der älteren Probanden betrug der Mittelwert der MLR hingegen 36,9 ms ± 3,4 ms, mit einem Range von 32,8 ms bis 46,6 ms.

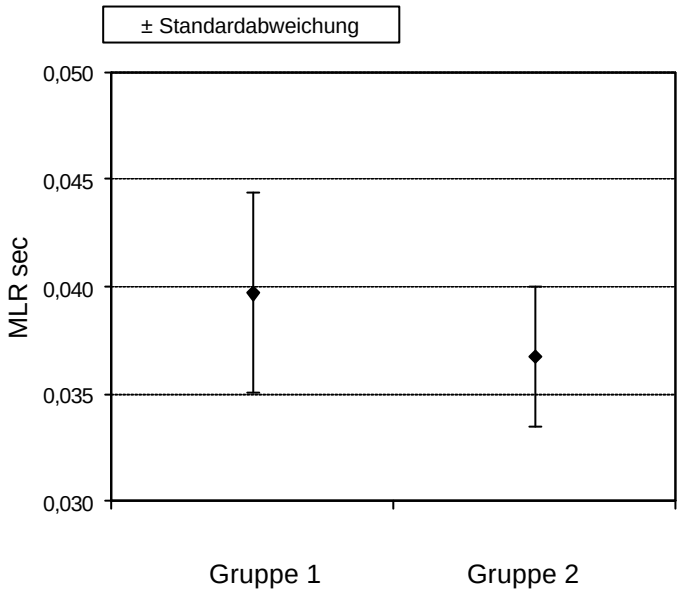
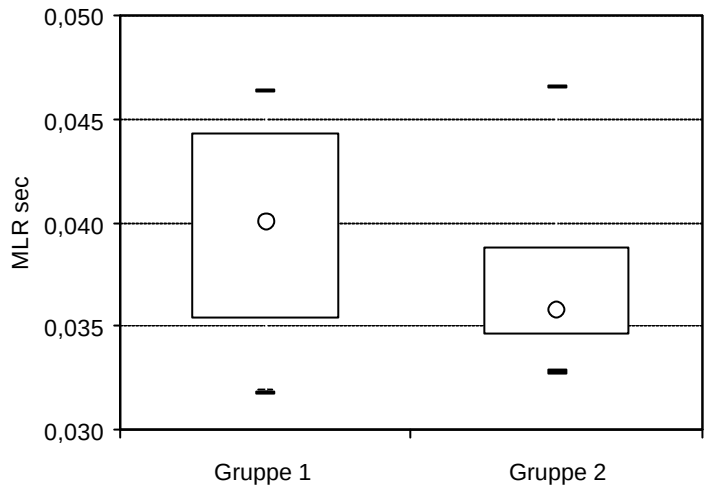


Abbildung 29: Mittelwerte der MLR in Sekunden (sec)

Vergleich der Mittelwerte der MLR in Sekunden zwischen jeweils 20 jüngeren und 20 älteren Probanden. Aufgetragen mit der Standardabweichung: die Gruppe 2 weist einen signifikanten Unterschied auf mit p= 0,02.

MLR: Medium Latency Responses

Aufgrund der Signifikanz erfolgt eine zusätzliche Darstellung durch Box & Whisker. Die Mediane der MLR zeigen einen signifikanten Unterschied mit p= 0,02.



?	Median
?	5. und 95. Perzentile
Boxplot	25. bis 75. Perzentile

Abbildung 30: Box & Whisker der MLR in Sekunden (sec)

Vergleich der Box & Whisker der MLR in Sekunden zwischen jeweils 20 jüngeren und 20 älteren Probanden. Die Gruppe 2 weist einen signifikanten Unterschied auf mit p= 0,02.
MLR: Medium Latency Responses

Bezüglich der weiteren Parametern wie Amplitude der SLR und der MLR, des Integrals der SLR und der MLR, sowie der Tibiatranslation konnten keine weiteren Signifikanzen festgestellt werden.

Tabelle 6: Vergleich der Mittelwerte der Gruppe 1 und Gruppe 2

Darstellung des Vergleichs der Gruppe 1 und Gruppe 2 in Bezug auf die Mittelwerte der Amplitude der SLR und MLR je in µV, des Integrals der SLR und MLR je in µV*s, sowie der Tibiatranslation in mm mit Standardabweichungen. Keine signifikanten Unterschiede.
SLR: Short Latency Responses, MLR: Medium Latency Responses
µV: Mikrovolt, µV*s: Mikrovolt*Sekunde, mm: Millimeter

	Gruppe 1	**Gruppe 2**
Amplitude SLR in µV	0,1252 ± 0,0863	0,2267 ± 0,4908
Amplitude MLR in µV	0,1104 ± 0,0901	0,1354 ± 0,1903
Integral SLR in µV*s	0,0011 ± 0,0001	0,0015 ± 0,0029
Integral MLR µV*s	0,0023 ± 0,0031	0,0024 ± 0,0038
Tibiatranslation in mm	2,47 ± 0,7631	2,34 ± 0,7315

3.4.2 Einteilung der Probanden in 3 Altersgruppen

Tabelle 7: Einteilung der Probanden in 3 Altersgruppen

Darstellung der Einteilung der Probanden in 3 Altersgruppen mit in der Gruppe I n= 16 Probanden, in den Gruppen II und III mit je n=12 Probanden zusammengesetzt.

Gruppe	Alter (Jahre)	Männlich (n)	Weiblich (n)	Gesamt (n)
I	18- 40	8	8	16
II	41- 55	6	6	12
III	56- 70	6	6	12

Bei dieser Einteilung der Probanden konnte nach statistischer Auswertung keinerlei Signifikanz nachgewiesen werden. Weiterhin zeichneten sich keine Tendenzen ab.

Tabelle 8: Vergleich der Mittelwerte der Gruppen I, II und III

Darstellung des Vergleichs der Gruppen I, II und III in Bezug auf die Mittelwerte der Amplitude der SLR und MLR je in µV, des Integrals der SLR und MLR je in µV*s, sowie der Tibiatranslation in mm mit Standardabweichungen. Keine signifikanten Unterschiede.
SLR: Short Latency Responses, MLR: Medium Latency Responses
Sec: Sekunde, µV: Mikrovolt, µV*s: Mikrovolt*Sekunde, mm: Millimeter

	I	II	III
SLR in sec	0,0206 ± 0,0026	0,0204 ± 0,0024	0,0204 ± 0,0028
MLR in sec	0,0398 ± 0,0045	0,0365 ± 0,0043	0,0381 ± 0,0035
Amplitude SLR in µV	0,1053 ± 0,0731	0,1421 ± 0,1287	0,2961 ± 0,6004
Amplitude MLR in µV	0,0902 ± 0,0553	0,1091 ± 0,1155	0,1821 ± 0,2322
Integral SLR in µV*s	0,0009 ± 0,0008	0,0008 ± 0,0007	0,0021 ± 0,0035
Integral MLR µV*s	0,0023 ± 0,0036	0,0016 ± 0,0012	0,0032 ± 0,0047
Tibiatranslation in mm	2,44 ± 0,8419	2,54 ± 0,8322	2,21 ± 0,4481

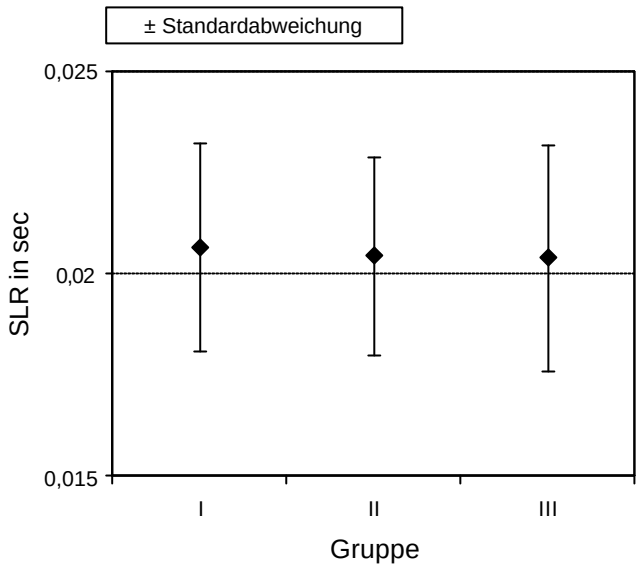


Abbildung 31: Mittelwerte der SLR in Sekunden (sec)

Vergleich der Mittelwerte der SLR in Sekunden zwischen den Gruppen I, II und III. Aufgetragen mit der Standardabweichung: kein signifikanter Unterschied.

SLR: Short Latency Responses

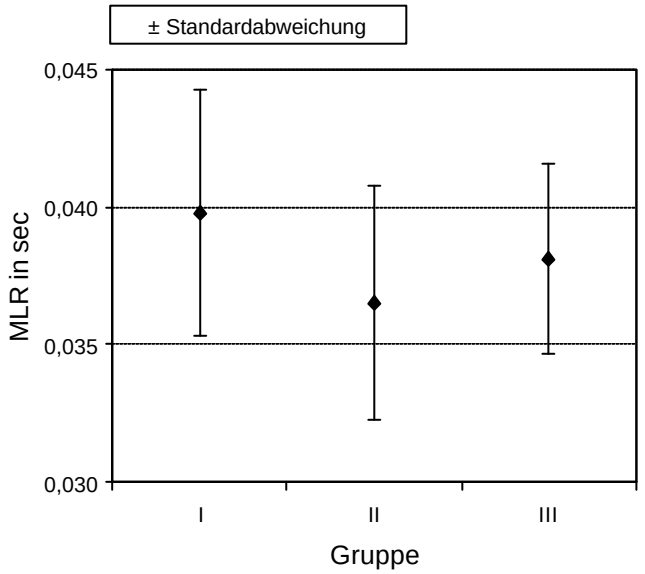


Abbildung 32: Mittelwerte der MLR in Sekunden (sec)

Vergleich der Mittelwerte der MLR in Sekunden zwischen den Gruppen I, II und III. Aufgetragen mit der Standardabweichung: kein signifikanter Unterschied.

MLR: Medium Latency Responses

4. Diskussion

4.1 Hauptziele und Ergebnisse dieser Studie

Im Rahmen dieser Studie wurde untersucht, ob der Einfluss des Alters und des Geschlechtes der Probanden einen signifikant messbaren Effekt auf die SLR und MLR der Hamstrings- Muskulatur bei anteriorer mechanischer Tibiatranslation zeigt. Ein weiteres Ziel dieser Arbeit war zu klären, inwieweit eine Beeinflussung durch das Alter und das Geschlecht auf die Tibiatranslation durch die mechanische Auslösung des VKB- Hamstrings- Reflexbogens stattfindet.
Diese Pilotstudie konnte zeigen, dass die Faktoren Alter und Geschlecht keinen Einfluss auf die Reflexlatenzzeiten, die Reflexamplituden und die Reflexintegrale des VKB- Hamstrings- Reflexbogen haben. Wir konnten unsere Nullhypothese, dass sich die SLR und MLR zwischen den Altersgruppen, wie auch zwischen den Geschlechtern nicht unterscheiden, bestätigen.

Bei den Messungen der verschiedenen Reflexsignalanteile konnte bei 37 von 40 der freiwilligen Probanden Reflexsignalanteile im Sinne einer SLR ausgelöst werden. Das Fehlen einer SLR bei 3 Probanden in verschiedenen Altersgruppen steht im Einklang früherer Untersuchungen des VKB- Hamstrings- Reflexbogen von Friemert et al. [20]. Im Rahmen der Entwicklung eines Algorithmus zur Differenzierung der SLR und MLR wurde die Existenz und die Dauer dieser einzelnen Reflexsignalanteile ermittelt. Die komplexe EMG- Antwort nach einer Tibiatranslation weist grundsätzlich 3 Gruppen von EMG- Typen auf. Zum einen eine Gruppe von, in welcher nur eine SLR (Gruppe S), des Weiteren eine Gruppe in welcher nur eine MLR (Gruppe M) beobachtet werden konnte. In der dritten Gruppe zeigten die Probanden eine SLR und MLR (Gruppe SM). Ein einzelner Proband kann nach Auswertung der einzelnen Messserien jeder Gruppe zugehören.

Dies spiegelt die gewonnenen Daten dieser Studie wieder. Die Probanden zeigten Reflexantworten der verschiedenen Gruppen. Es konnte jedoch kein Proband der Gruppe S zugeordnet werden, da alle Probanden eine MLR zeigten. 3 Probanden wiesen das Reflexverhalten der Gruppe M auf. Bei 37 Probanden wurde eine SLR, sowie eine MLR ermittelt. Aufgrund dessen fielen sie unter die Gruppe SM.

Den Effekt, dass H- Reflexe bei Probanden nicht gemessen bzw. nicht ermittelt werden konnten, beschrieben schon 1994 Falco et al. [17], sowie auch Buschbacher et al. [9]. Bei 8 von 103 untersuchten Probanden von Falco et al. [17] konnte durch elektrische Stimulation von N. tibialis Nervenfasern kein H- Reflex ausgelöst werden. Diese 8 Probanden hatten weder eine positive Krankheitsgeschichte in Bezug auf Neuropathien oder Radikulopathien, noch zeigten sie bei der körperlichen Untersuchung Auffälligkeiten. Eine Erklärung für diesen Effekt konnten sie nicht finden.
Ähnliche Ergebnisse beschrieben Buschbacher et al. [9]. Bei 27 (11%) der 251 in Alter und Geschlecht unterschiedlichen Probanden konnten keine H-Reflexe unilateral ausgelöst werden. Bilateral trat dieses Phänomen bei 22 der 27 Probanden auf. Die unilateral nichtauslösbaren H- Reflexe bei den 5 Probanden (ca. 2%) sehen sie als eine Indikation für Abnormalität. Diese ist nichtspezifisch und gibt keine Informationen über die Seite der der Schädigung oder Pathologie. Die körperliche Untersuchung der Probanden war unauffällig. Anamnestisch konnte auch bei den Probanden dieser Studie kein Anhalt für neurologische Vorschädigungen erhoben werden. Dies schließt jedoch keinen nicht diagnostizierten subklinischen Prozess aus. Eine Familienanamnese in Bezug auf neurologische Erkrankungen war nicht Bestandteil des Fragebogens. In diesem wurden nur Daten zum Probanden und seiner Krankheitsgeschichte erfasst.

4.2 Einfluss des Alters auf die Reflexlatenzzeit

Hinsichtlich der Auswertung der 10 verschiedene Altersgruppen konnte in dieser Studie nachgewiesen werden, dass die gemessenen Reflexlatenzzeiten der SLR und MLR keine Signifikanz oder Tendenz zeigten, mit steigendem Alter der Probanden zu- oder abzunehmen.
Die Ergebnisse dieser Untersuchung werden durch Sadeghi et al. [50] bestätigt. Sie konnten in ihrer durchgeführten Studie zum Gastrocnemicus-soleus- H- Reflex an 40 gesunden Probanden ebenfalls keine signifikanten Unterschiede der Reflexlatenzzeiten zwischen den Altersgruppen feststellen. Im Gegensatz zur Einteilung der Probanden in Altersgruppen dieser Studie, wurde von Sadeghi et al. [50] keine Verteilung der Probanden bezüglich des Alters erwähnt. Dies erschwert den Vergleich mit unseren Daten.

Während diese Studie und einige andere Studien [22, 50] keine Abhängigkeit der Reflexlatenzzeit vom Alter beschreiben, fanden im Vergleich dazu andere Untersuchungen [1, 32, 55, 58] ein Einfluss des Alters auf die Reflexlatenzzeit.
Adler et al. [1] untersuchten die Reflexlatenzzeit der SLR durch elektrisch ausgelöste nervale Stimulation. Sie unterteilten die Probanden in 2 Altersgruppen (20 - 30 Jahre und 50 - 60 Jahre). Eine Gegenüberstellung mit den Daten dieser Studie zeigte gegensätzliche Ergebnisse in Bezug auf die Altersabhängigkeit. Für diesen Vergleich wurden aus den Daten dieser Studie ebenfalls 2 Altersgruppen (18 - 45 Jahre und 46 - 70 Jahre) gebildet und statistisch ausgewertet. Während Adler et al. [1] einen Anstieg der Reflexlatenzzeit der SLR bei den älteren Probanden beschreiben, zeigte die SLR bei der Gegenüberstellung mit den neu ermittelten Daten dieser Studie keine Signifikanz. Bei der statistischen Auswertung der 2 neu gebildeten Gruppen wurde jedoch eine signifikant verkürzte Latenzzeit der MLR in der Gruppe der älteren Probanden festgestellt. Ein Vergleich mit Adler et al. [1] ist nicht möglich, da sie die MLR nicht betrachteten.

Einen Einfluss des Alters auf die Reflexlatenzzeit fanden auch Struys et al. [55]. Bei Messungen des Patellarsehnen- und Achillessehnen- Reflexes von

51 Probanden von Struys et al. [55] zeigte sich ein minimaler aber signifikanter Einfluss des Alters auf die Latenzzeiten beider untersuchten Reflexe. Die erhobenen Daten (Alter, Körpergröße, Reflexlatenzzeit) der Probanden wurden durch eine lineare Regressionsanalyse im Diagramm dargestellt. Eine Einteilung in Altersgruppen war nicht ersichtlich. Sie beschreiben jedoch die minimale Signifikanz mit einer Zunahme der Reflexlatenzzeit von 0,03 ms/Jahr für den Patellarsehnen- Reflex und eine Zunahme von 0,07 ms/Jahr für den Achillessehnenreflex. Einen Zusammenhang zwischen verlängerter Reflexlatenzzeit und dem Alter der Probanden konnten weiterhin Wang et al. [58], sowie Kamen et al. [32] bestätigen. Kamen et al. [32] untersuchte die Auslösung des Patellarsehnen-Reflexes an 19 gesunden Probanden. Eine Einteilung erfolgte in 2 Altersgruppen (Jung Ø 25,4 Jahre, Alt Ø 72,5 Jahre). Sie wiesen eine minimal signifikant verlängerte Reflexlatenzzeit für die SLR und die LLR, sowie eine verlängerte Kontraktionszeit in der Gruppe der älteren Probanden nach. Die SLR wurde mit einem Beginn von 25 ms und die LLR mit einem Beginn ab ca. 75 ms beschrieben. Wie diese Differenzierung der SLR und MLR stattgefunden hat ist aus der beschriebenen Methodik nicht ersichtlich. Die Ergebnisse der verlängerten Reflexlatenzzeit stehen mit der Auswertung der Daten dieser Studie in 2 Altersgruppen im Gegensatz. Wie oben schon beschrieben konnte diese Studie keine Signifikanz oder Tendenz der einer Verlängerung der Reflexlatenzzeit der SLR nachweisen. Der Beginn der SLR entspricht in etwa dem der in dieser Studie ermittelten SLR- Zeiten von ca. 20 ms ± 2.ms. Die LLR wurde in dieser Untersuchung nicht ermittelt. Der Schwerpunkt dieser Studie lag auf der Bestimmung der SLR und MLR. Für die MLR ermittelten wir Reflexlatenzzeiten von ca. 38 ms ± 4 ms. Zur Bestimmung des Signalendes der MLR existiert bis heute jedoch keine genaue Auswertemöglichkeit. Aufgrund großer interindividueller Unterschiede wurde für diese Untersuchung ein Zeitfenster für die MLR von 30 ms determiniert [20]. Damit ist der von Kamen et al. [32] beschriebene Beginn der LLR bei ca. 75 ms in im Rahmen der hier ermittelten Daten der MLR. Weiterhin zeigten die älteren Probanden bei Kamen et al. [32] im Vergleich zur jüngeren Probandengruppe in der LLR eine größere Reflexstärke (Zunahme der Kraftentwicklung). Genauere Daten zur

Reflexlatenzzeit und deren Unterschiede in den Altersgruppen werden von ihnen leider nicht beschrieben. Die Autoren weisen jedoch darauf hin, dass die älteren Probanden im Vergleich zur jüngeren Probandengruppe eine deutlich höhere Variabilität der Ergebnisse gezeigt haben, welche eine Vergleichbarkeit erschwerte. Struys et al. [55] zeigten eine große intra-individuelle Variation der Amplituden von den gemessenen Reflexantworten (von ca. 0,1 mV- 10 mV). Die intra- individuelle Reflexlatenzzeitvariabilität stellte sich im Vergleich als sehr gering heraus.
Ein Vergleich im Bezug zu den intra- individuellen Unterschieden der Reflexlatenzzeiten kann zu dieser durchgeführten Studie nicht gemacht werden. Die Grundlage der angewendeten Methode dieser Studie ist die Untersuchung von Friemert et al. [20]. Sie zeigten bei Messungen der Reflexlatenzzeit von Probanden an zehn verschiedenen Tagen, dass die intra- individuelle Reproduzierbarkeit gegeben ist. In Einzellfällen könnten jedoch Schwankungen auftreten, welche es erforderlich macht, eine ausreichende Anzahl an Einzelmessungen durchzuführen, um dadurch den Einfluss der Schwankungen zu minimieren. Die Messungen der Reflexlatenzzeiten dieser Studie wurden an einem Tag fortführend durchgeführt. Aus den ermittelten Daten, der im Durchschnitt 50 Messungen der Reflexlatenzzeit, wurde durch Bildung eines Mittelwertes die Reflexlatenzzeit des Probanden berechnet. Die intra- individuelle Variabilität wurde durch diese Verfahrensweise der Ermittlung der Daten unterbunden. Dasselbe Vorgehen wurde zur Ermittlung der Amplitude und des Integrals der SLR und der MLR, sowie zur Bestimmung der Tibiatranslation angewendet.

In Bezug auf die Unterschiede zwischen den Altersgruppen diskutierten Kamen et al. [32] die Möglichkeit der altersabhängigen Adaptionen des spinalen Reflexweges der LLR. Die Morphologie der Muskelspindel verändert sich durch den Alterungsprozess [56]. Eine weitere altersbezogene Reaktion sehen sie in der zunehmenden Steifigkeit des Bindegewebes im Alter, wie sie auch andere Autoren darstellen [2]. Alnaqeeb et al. [2] beschreiben eine bessere Weiterleitung des Auslösereizes des Reflexes durch zunehmende Steifigkeit des Bindegewebes. Dadurch, postitulieren sie, kommt es zu einer

verstärkten Reflexantwort, die möglicherweise mit einer größeren Kraftentwicklung assoziiert ist. Diese Vermutung würde die von Kamen et al. [32] beobachtete Zunahme der Kraftentwicklung der älteren Probanden erklären. Eine Aussage in Bezug zu dieser Studie kann leider nicht getroffen werden, da wir die Kraftentwicklung nicht bestimmt haben. Die von verschiedenen Autoren [2, 32, 36] diskutierte Zunahme der Steifigkeit des Bindegewebes im Alter würde bei dieser Untersuchung eine zumindest tendenzielle Abnahme der Werte für die gemessene ventrale Tibiatranslation implizieren. Es konnte jedoch keine Signifikanz oder Tendenz der Abnahme einer Tibiatranslation bei den Messungen dieser Studie nachgewiesen werden. Die mittlere anteriore Tibiatranslation betrug 2,4 mm ± 0,7 mm (Range: 1,9 mm - 3,3 mm). Diese Ergebnisse stehen im Kontext mit den ermittelten Normwerten von Friemert et al. [20]. Sie zeigten eine mittlere anteriore Tibiatranslation von 3,2 mm ± 0,8 mm (Range: 2,2 mm - 4,6 mm).

Im Gegensatz zu der oben im Text beschriebenen Zunahme der Reflexkraft, steht die von Burke et al. [8] gezeigte Abnahme der Maximalkraft des Patellarsehnen- Reflexes im Alter. Sie untersuchten, nach Auslösung des Patellarsehnen- Reflexes, die Auswirkungen von Hautafferenzen auf die spinale Erregbarkeit und deren Einfluss auf den Reflex. Verglichen wurden 15 ältere Probanden (Ø 75 Jahre) und 25 jüngere Probanden (Ø 26 Jahre). Sie konnten zeigen, dass die ausgelösten Hautafferenzen keine Auswirkung auf die gemessene LLR der zwei verschiedenen Altersgruppen haben. In der Gruppe der jüngeren Probanden beobachteten sie eine kräftigere Reflexantwort im Sinne der Maximalkraft.

Mit den vorliegenden Ergebnissen und den Aussagen der Literatur lässt sich zeigen, dass der Einfluss des Alters auf die Reflexlatenzzeit noch nicht hinreichend erforscht ist. Die Ausführungen der einzelnen Studien stehen auch aufgrund der unterschiedlichen Methodik im Widerspruch. Im Kontext mit den Daten dieser Studie steht die Beurteilung der Reflexlatenzzeit mit ihren Anteilen der SLR, der MLR und auch der LLR, welche in dieser Untersuchung nicht betrachtet wurde.

4.3 Einfluss des Alters auf die Amplitude der Reflexlatenzzeit

Entsprechend den Ergebnissen von Kamen et al. [32], zeigte Lin et al. [36] bei der Untersuchung des Unterarmstreckreflexes von 20 Probanden in Bezug auf die SLR (20 ms - 40 ms) keine Signifikanz im Alter. Wurden allerdings die absoluten Amplituden der SLR der jungen Probanden mit denen der Gruppe der älteren Probanden verglichen, so waren diese bei dem älteren Probandenkollektiv signifikant reduziert. Nach Normung der Rohwerte der SLR auf die maximale EMG- Aktivität konnte jedoch keine Signifikanz zwischen den Altersgruppen nachgewiesen werden.
Die LLR (50 ms - 90 ms) hingegen wies eine signifikante Erhöhung der Amplitude und Reflexstärke in der Gruppe der älteren Probanden auf. Lin et al. [36] deuteten die signifikant erhöhten Amplituden der LLR als einen Hinweis dafür, dass die totale Anzahl der motorischen Einheiten für spezifische Reflexe im Alter zunehmen. Der Prozentsatz der rekrutierten motorischen Einheiten hingegen, so Lin et al. [36] unterliegt jedoch keinem Alterungsprozess.
Die Ergebnisse von Lin et al. [36] entsprechen einer gemittelten und in Prozent der Hintergrundaktivität bezogenen Auswertung. Ein Vergleich ist mit dieser Studie nicht möglich, da wir die absoluten Amplituden ermittelt und statistisch ausgewertet haben.

Diese Ergebnisse stehen im Zusammenhang zu den in dieser Studie festgestellten signifikant erhöhten Amplituden der MLR in der älteren Probandengruppe. Diese fanden sich jedoch nur in der Gruppe H. In dieser Gruppe erreichte ein Proband eine mittlere Amplitude der MLR von 0,7781 µV das gesamte Probandenkollektiv hingegen liegt bei einem Mittelwert der Amplitude der MLR von 0,1707 µV. Dieser Proband der Altersgruppe der 56-60 jährigen ist einer von 2 Probanden bei denen im Vergleich zum übrigen Probandenkollektiv objektiv erhöhte Amplituden in der SLR wie auch MLR gemessen werden konnten. Eine Signifikanz jedoch konnte nur in der Gruppe H, in der Amplitude der MLR nach statistischer Auswertung mit dem Kruskal- Wallis- Test (H- Test) nachgewiesen werden.

Eine mögliche Erklärung für diese Signifikanz ist bei diesen männlichen Probanden ist zu einem das geringe Körpergewicht von 66 kg bei einer Körpergröße von 178 cm. Dies impliziert, dass dieser Proband einen geringen Körperfettanteil hatte. Weiterhin war dieser Proband sportlich aktiv und hatte eine ausgeprägte Beinmuskulatur. Wir vermuten, dass durch das Zusammenspiel dieser Faktoren es möglich ist, solche hohen Amplituden abzuleiten. Es ist davon auszugehen, dass bei einer Studie mit größeren Probandenkollektiven in den jeweiligen Altersgruppen die statistische Signifikanz des einzelnen Probanden eine untergeordnete Rolle spielen würde. Die erhöhten Amplituden der MLR eines Probanden würden durch Bildung des Mittelwertes aus einer größeren Menge Daten ihre Signifikanz verlieren. Dadurch würde sich eine homogene Grundgesamtheit zwischen den Gruppen darstellen, die dadurch miteinander statistisch vergleichbar wären.

Eine statistische Analyse unter Ausschluss der Altersgruppe H, sowie unter Neuer Zusammensetzung der Altersgruppen mit den Daten der Altersgruppe H, zeigte weder eine Signifikanz noch eine Tendenz der Zu- oder Abnahme der Amplituden und Integrale in den verschiedenen Reflexsignalanteilen unter den verschiedenen Altersgruppen. Wir postulieren, dass dieser Proband als ein Einzelfall zu sehen ist.

Geringere Amplituden in der Gruppe der älteren Probanden im Gegensatz zur jüngeren Probandengruppe wurden von verschiedenen Autoren beschrieben [8, 13, 49]. Sabbahi et al. [49] erzielte durch eine minimale elektrische Nervenstimulation eine H- Reflexantwort des M. soleus, einen H-Reflex. Sie verglichen eine Gruppe jüngerer Probanden (19 bis 31 Jahre) mit einer Gruppe älterer Probanden (60 bis 72 Jahre). Mit gesteigerter Intensität der elektrischen Stimulation erzielten sie eine gesteigerte Amplitude der einzelnen Probanden. Sie stellten in der Gruppe der älteren Probanden fest, dass eine signifikante und wesentlich höhere Intensität benötigt wurde um eine geringere Amplitude mit verlängerter Latenzzeit auszulösen. In der Gruppe der jungen Probanden reichte ein Auslösereiz von 30 mV bis 50 mV, während in der Gruppe der älteren Probanden ein Auslösereiz von 50 mV bis

110 mV nötig war einen H- Reflex zu erzeugen. Der Range der H-Reflexlatenzzeit der 11 jüngeren Probanden betrug 24 ms bis 28 ms, mit einem Mittelwert von 26 ms. Der Range der 14 älteren Probanden betrug 28ms bis 40 ms, mit einem Mittelwert von 33 ms. Eine Erklärung ihrer Ergebnisse sehen sie in Alterungsprozessen von spinalen Mechanismen. Sie ziehen, wie auch von anderen Autoren argumentiert [13], eine veränderte Erregbarkeit und Degeneration der Motoneurone im Alter in Erwägung. Eine mögliche Ursache könnte auch eine altersbedingte Reduktion der reizaufnehmenden Rezeptoren sein [46]. Lipke et al. [37] postitulieren, das es nicht auszuschließen ist, dass altersbedingte degenerative Veränderungen der Gelenke und des periartikulären Gewebes eine Destruktion von Rezeptoren zur Folge haben könnte. Im Tierversuch an Hasen konnte die Abnahme der Mechanorezeptoren, sowie eine Veränderung der Morphologie der Mechanorezeptoren nachgewiesen werden [3]. Mittal et al. [43] beobachteten eine Abnahme des Durchmessers von myelinisierten Nervenfasern beim Menschen. Dies erklärt zu einem Teil die Abnahme der großen myelinisierten Nervenfasern im Alter.

Wie weiter oben im Text beschrieben sieht Lin et al. [36] die Abnahme der Anzahl der rekrutierten motorischen Einheiten als eine Ursache für erniedrigte Amplituden. Die Abnahme der Gesamtzahl der α- Motoneurone ist darüber hinaus eine mögliche Erklärung für Lin et al. [36]. Campbell et al [10] beschreiben eine im zunehmenden Alter (über 60 Jahre) abnehmende Gesamtzahl der motorischen Endplatten, sowie auch der α- Motoneurone. Dadurch wird ein geringerer Teil der Muskulatur stimuliert bzw. die Intensität der Stimulation ist schwächer [52]. Dies führt wiederum zur Abnahme der Amplitude und der Maximalkraft. Dennoch war bei den Ergebnissen dieser Studie kein signifikanter Unterschied zwischen den verschiedenen Altersgruppen feststellbar, noch zeigte sich eine entsprechende Tendenz.

Auch bei genauerer Betrachtung der Literatur konnte kein Hinweis auf die Auswertung des Integrals der SLR und der MLR gefunden werden. Ein Grund dafür ist vermutlich die eingesetzte Methodik und das in dieser Studie

verwendete computergestützte Auswerteprogramm Dasy Lab Biovision®, welches eine explizite Ermittlung von Daten aus den Rohdaten unterstützt.
Es konnte gezeigt werden, dass das Integral der SLR, sowie der MLR keinem Alterseinfluss unterliegen.

4.4 Einfluss des Geschlechtes auf die Reflexlatenzzeit

Wie in aktuellen Untersuchungen publiziert [9, 17, 48] konnte diese Studie keinen Einfluss des Geschlechtes auf die Reflexlatenzzeit, Amplitude, Integral oder Tibiatranslation nach mechanischer ventraler Tibiatranslation nachweisen. In der Untersuchung von Buschbacher et al. [9] wurde bei 251 Probanden, mit einem Anteil von 57% Frauen und 43% Männer, der H-Reflex der Wadenmuskulatur elektrisch stimuliert und mittels EMG aufgezeichnet. Ihre Ergebnisse entsprechen der Gaußschen Normalverteilung, sie fanden keine signifikanten Unterschiede in der Reflexlatenzzeit. Die Durchschnittliche H- Reflexlatenzzeit lag bei 30,3 ms mit einem Range von 21,3 ms bis 36,4 ms. Dies entspricht in etwa den in dieser Studie ermittelten Reflexlatenzzeiten der SLR mit 20,5 ms ± 2,5 ms und einem Range von 15,6 ms bis 25,4 ms. Die Körpergröße der Probanden war jedoch mit einer unterschiedlichen H- Reflexlatenzzeit assoziiert. Die Männer wiesen mit einer durchschnittlichen Körpergröße von 176 cm ± 7 cm eine verlängerte H- Reflexlatenzzeit auf. Die Frauen hingegen zeigten mit einer durchschnittlichen Körpergröße von 163 cm ± 7 cm eine kürzere H-Reflexlatenzzeit. Dieses Phänomen der längeren Reflexlaufzeit kann diese Untersuchung nicht bestätigen. Die Frauen hatten eine durchschnittliche Körpergröße von 164,4 cm (152 cm - 176 cm) und die Männer hatten eine durchschnittliche Körpergröße von 179,4 cm (168 cm - 192 cm). Diese Körpergrößenunterschiede bewirkten aufgrund des geringen Ranges keine statistisch aussagekräftigen Ergebnisse.
Ähnliche Ergebnisse fanden Falco et al. [17]. Sie beschreiben jedoch eine strenge Korrelation zwischen Geschlecht und Beinlänge. Sie untersuchten bei 103 älteren Probanden (60 - 88 Jahre) die elektrisch stimulierte H-

Reflexlatenzzeit des N. tibialis. Die Gruppe der Frauen (64 Frauen) hatte typischerweise kürzere Beine als die Gruppe der Männer (39 Männer). Deshalb assoziierten sie eine Abhängigkeit der elektrisch stimulierten H-Reflexlatenzzeit und dem Geschlecht, welche bei statistischen Auswertungen und klinischen Untersuchungen als eine Variabel beachtet werden muss. In dieser Studie wurden Frauen mit einer durchschnittlichen Körpergröße von 164,4 cm (152 cm - 176 cm) mit Männern mit einer durchschnittlichen Körpergröße von 179,4 cm (168 cm - 192 cm) untersucht. Die Körpergröße hatte keinen signifikanten Einfluss auf die Reflexlatenzzeit.

Die Arbeitsgruppe Pincivero et al. [48] untersuchte in zahlreichen Studien die isometrische Muskelkontraktion der Oberschenkelmuskulatur. Sie zeichneten die Amplituden, sowie die elektrische Erregungsfrequenz der verschiedenen Oberschenkelmuskulaturgruppen mittels EMG auf und werteten diese Ergebnisse in Bezug auf Geschlechtsunterschiede aus. Sie fanden, dass Männer eine höhere Amplitude der Knieextensoren bei isometrischen Kontraktionen im Vergleich zu Frauen besitzen. Bei Betrachtung der maximalen isometrischen Kontraktionskraft können sie jedoch keine Unterschiede zwischen den Geschlechtern nachweisen.

Dies entspricht den in dieser Untersuchung ermittelten Daten. Frauen und Männer unterscheiden sich nicht im Bezug auf die Reflexlatenzzeiten der SLR und MLR. Die Amplituden und Integrale der SLR und der MLR zeigen keinen Unterschied zwischen den Geschlechtern. Die Tibiatranslation wird nicht durch das Geschlecht beeinflusst.

Dementsprechend ist es bei der weiteren Betrachtung von Reflexen, vor allem mit Hinblick auf die Erarbeitung von Referenzwerten nicht notwendig, unterschiedliche Gruppen für weibliche und männliche Probanden zu bestimmen. Dies gilt unter der Voraussetzung der Verwendung der in dieser Studie angewandten Methodik.

5. Zusammenfassung

Die Verletzung des vorderen Kreuzbandes (VKB) stellt eine der häufigsten Bandverletzung des Kniegelenkes dar. Bisherige Studien fanden übereinstimmend eine Reflexlatenzzeitverlängerung nach einer Ruptur des VKB. Die Patienten beschreiben ein subjektives Instabilitätsgefühl, welches sich einerseits durch eine mechanische Komponente quantifizieren lässt. Andererseits existiert eine funktionelle Instabilität, welche auf ein neuromuskuläres Steuerungsdefizit des VKB- Hamstrings- Reflexbogens hinweist. Dies führt zur Überlegung die Indikationsstellung zur operativen Versorgung der VKB- Ruptur mittels Kreuzbandersatzplastik durch eine valide Testmethode zu begründen. Da sich zunehmend ältere, aktive Menschen einer Kreuzbandersatzplastik unterziehen, ist die Klärung einer Altersabhängigkeit des VKB- Hamstrings- Reflexbogens von substantieller Bedeutung.

Ziel dieser Studie war es, zum einen die Altersabhängigkeit und zum anderen den Einfluss des Geschlechtes auf die SLR (Short Latency Reflex) und MLR (Medium Latency Reflex) des VKB- Hamstrings- Reflexbogen zu untersuchen. Der Hamstring- Reflex wurde durch mechanische ventrale Tibiatranslation bei Probanden ohne vorbestehenden Kniegelenksschäden in definierter Testanordnung ausgelöst. Hauptzielgrößen waren die Tibiatranslation und die Latenzzeiten der SLR und MLR, sowie die Amplituden und Integrale dieser.

Die Nullhypothese, dass sich die SLR und MLR zwischen den verschiedenen Altersgruppen, wie auch zwischen den Geschlechtern nicht unterscheiden, konnte bestätigt werden. Eine Signifikanz wurde jedoch bei dem Vergleich der Amplituden der MLR zwischen den verschieden Altersgruppen festgestellt. Ein einzelner Proband der Altersgruppe H wies eine im Vergleich zum Probandenkollektiv deutlich erhöhte Amplitude auf. Aufgrund der geringen Gruppenstärke von je 4 Probanden war der Einfluss des einzelnen Probanden im Hinblick auf die statistische Auswertung groß. Die Altersgruppe H musste in Bezug auf die Mittelwerte der Amplituden für die

jeweiligen Altersgruppen als signifikant betrachtet werden. Wir vermuten, dass dieser Proband als ein Einzelfall zu sehen ist.

In Bezug auf die Tibiatranslation, wie auch auf die Integrale der verschiedenen Reflexsignalanteile war keine Signifikanz oder Tendenz aufzuzeigen.

Die Ergebnisse legen den Schluss nahe, dass die im Alter stattfindenden spinalen Alterungsprozesse keinen wesentlichen Einfluss auf das Reflexverhalten haben. Die sensomotorisch vermittelte Gelenksstabilität des Kniegelenkes unterliegt im Alter keiner wesentlichen reflexbeeinflussenden Veränderung.

Die Betrachtung des Geschlechtes kann zur Erarbeitung von Referenzwerten für Reflexlatenzzeiten von Probanden oder Patienten unter Verwendung der hier angewandten Methodik vernachlässigt werden.

Insgesamt konnte diese Arbeit zeigen, dass das Alter und Geschlecht nicht als beeinflussende Faktoren auf Reflexlatenzzeiten zu sehen sind.

6. Literaturverzeichnis

1. Adler, G., A.C. Nacimiento, Age-dependent changes of short-latency somatosensory evoked potentials in healthy adults. Appl Neurophysiol, 1988. 51: 55-59.

2. Alnaqeeb, M.A., N.S. Al Zaid, G. Goldspink, Connective tissue changes and physical properties of developing and ageing skeletal muscle. J Anat, 1984. 139: 677-689.

3. Aydog, S.T., Korkusuz, P., Doral, M. N., Tetik, O., Demirel, H. A, Decrease in the numbers of mechanoreceptors in rabbit ACL: the effects of ageing. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2006. 14: 325-329.

4. Beard, D.J., Kyberd, P. J., Dodd, C.A., Fergusson, C. M., Proprioception after rupture of the anterior cruciate ligement. An objective indication of the need of surgery? J Bone Joint Surg Br, 1993. 75:311-315.

5. Beard, D. J., Kyberd, P. J., Dodd, C. A., Simpson, A. H., O'Connor J. J., Proprioception in the knee J Bone Joint Surg Br, 1994. 76: 992-993.

6. Beard, D. J., Kyberd, P. J., O'Connor, J. J., Fergusson, C. M., Dodd, C. A., Reflex hamstring contraction latency in anterior cruciate ligament deficiency. J Orthop Res, 1994. 12: 219-228.

7. Bruhn, S., Improved measurement of knee-joint stability. Orthopäde, 1999. 28: 819.

8. Burke, J.R., G. Kamen, D.M. Koceja, Long-latency enhancement of quadriceps excitability from stimulation of skin afferents in young and old adults. J Gerontol, 1989. 44: 158-163.

9. Buschbacher, R.M., Normal range for H-reflex recording from the calf muscles. Am J Phys Med Rehabil, 1999. 78: 75-79.

10. Campbell, M.J., A.J. McComas, F. Petito, Physiological changes in ageing muscles. J Neurol Neurosurg Psychiatry, 1973. 36: 174-182.

11. Carel, R.S., A.D. Korczyn, Y. Hochberg, Age and sex dependency of the Achilles tendon reflex. Am J Med Sci, 1979. 278: 57-63.

12. Daikuya, S., Suzuki, T., Yabe, K., Neuromuscular function after reconstruction of anterior cruciate ligament--a case study using evoked electromyography. Electromyogr Clin Neurophysiol. 2008. 48: 131-137.

13. deVries, H.A., Wiswell, R. A., Romero, G. T., Heckathorne, E. Changes with age in monosynaptic reflexes elicited by mechanical and electrical stimulation. Am J Phys Med, 1985. 64: 71-81.

14. Dietz, V., W. Berger, Spinal coordination of bilateral leg muscle activity during balancing. Exp Brain Res, 1982. 47: 172-176.

15. Dietz, V., Human neuronal control of automatic functional movements: interaction between central programs and afferent input. Physiol Rev, 1992. 72: 33-69.

16. Dyhre-Poulsen, P., M.R. Krogsgaard, Muscular reflexes elicited by electrical stimulation of the anterior cruciate ligament in humans. J Appl Physiol, 2000. 89: 2191-2195.

17. Falco, F. J., Hennessey, W. J., Goldberg, G., Braddom, R., H- reflex latency in the healthy elderly. Muscle Nerve, 1994. 17: 161-167.

18. Freeman, M.A., B. Wyke, Articular reflexes at the ankle joint: an electromyographic study of normal and abnormal influences of ankle-joint mechanoreceptors upon reflex activity in the leg muscles. Br J Surg, 1967. 54: 990-1001.

19. Freiwald, J., Engelhardt, M., Reuter, I., Konrad, P., Gnewuch, A.The nerve supply of the knee joint. Wien Med Wochenschr, 1997. 147: 531-541.

20. Friemert, B., Bumann-Melnyk, M., Faist, M., Schwarz, W., Gerngross, H., Claes, L.Differentiation of hamstring short latency versus medium latency responses after tibia translation. Exp Brain Res, 2005. 160: 1-9.

21. Fujita, I., Nishikawa, T., Kambic, H. E., Andrish, J. T., Grabiner, M. D.Characterization of hamstring reflexes during anterior cruciate ligament disruption: in vivo results from a goat model. J Orthop Res, 2000. 18: 183-189.

22. Ghavanini, M.R., R.S. Ghadi, A.A. Ghavanini, The central loop of H-reflex in the S1 spinal nerve: normal values and constitutional influencing factors. Electromyogr Clin Neurophysiol, 2001. 41: 259-262.

23. Gomez-Barrena, E., Nunez, A., Ballesteros, R., Martinez-Moreno, E., Munuera, L., Anterior cruciate ligament reconstruction affects proprioception in the cat's knee. Acta Orthop Scand, 1999. 70: 185-193.

24. Grey, M. J., Ladouceur, M., Andersen, J. B., Nielsen, J. B. Sinkjaer, T.Group II muscle afferents probably contribute to the medium latency soleus stretch reflex during walking in humans. J Physiol, 2001. 534: 9259-33.

25. Grey, M.J., J. van Doornik, T. Sinkjaer, Plantar flexor stretch reflex responses to whole body loading/unloading during human walking. Eur J Neurosci, 2002. 16: 2001-2007.

26. Grüber, J., D. Wolter, W. Lierse, Der vordere Kreuzbandreflex. Unfallchirurg, 1986. 89: 551-554.

27. Hart, B.A., Fractionated myotatic reflex times in women by activity level and age. J Gerontol, 1986. 41: 361-367.

28. Haus, J., Z. Halata, Innervation of the anterior cruciate ligament. Int Orthop, 1990. 14: 293-296.

29. Haus, J., Z. Halata, H.J. Refior, Proprioception in the anterior cruciate ligament of the human knee joint--morphological bases. A light, scanning and transmission electron microscopy study. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 1992. 130: 484-494.

30. Hoffmann, P., The reflex rebound, observed on human reflexes.. Schweiz Med Wochenschr, 1952. 82: 979-981.

31. Jennings, A.G., B.B. Seedhom, Proprioception in the knee and reflex hamstring contraction latency. Bone Joint Surg Br, 1994. 76: 491-494.

32. Kamen, G., D.M. Koceja, Contralateral influences on patellar tendon reflexes in young and old adults. Neurobiol Aging, 1989. 10: 311-315.

33. Krauspe, R., M. Schmidt, H.G. Schaible, Sensory innervation of the anterior cruciate ligament. An electrophysiological study of the response properties of single identified mechanoreceptors in the cat. J Bone Joint Surg Am, 1992. 74: 390-397.

34. Krogsgaard, M.R., P. Dyhre-Poulsen, T. Fischer-Rasmussen, Cruciate ligament reflexes. J Electromyogr Kinesiol, 2002. 12: 177-182.

35. Laroche, D. P, Knight, C. A., Dickie, J. L., Lussier, M., Roy, S. J, Explosive force and fractionated reaction time in elderly low- and high-active women, Med Sci Sports Exerc. 2007. 39: 1659-1665.

36. Lin, F.M., M. Sabbahi, The aging effects on the EMG and mechanical responses of the human wrist flexor stretch reflexes. Electromyogr Clin Neurophysiol, 1998. 38: 323-331.

37. Lipke, K., Tannheimer, M., Benesch, S., Gerngross, H., Becker, H. P., Schmidt, R., Peroneal reaction time: study of a normal sample. Unfallchirurg, 2001. 104: 1157-1161.

38. Macefield, V.G., Physiological characteristics of low-threshold mechanoreceptors in joints, muscle and skin in human subjects. Clin Exp Pharmacol Physiol, 2005. 32: 135-144.

39. Matthews, P.B., The human stretch reflex and the motor cortex. Trends Neurosci, 1991. 14: 87-91.

40. Melnyk, M., Faist, M., Gothner, M., Claes, L., Friemert, B., Changes in stretch reflex excitability are related to "giving way" symptoms in patients with anterior cruciate ligament rupture. J Neurophysio. 2007. 97: 474-480.

41. Melnyk, M., Luebken, F. V., Hartmann, J., Claes, L., Gollhofer, A., Friemert, B., Effects of age on neuromuscular knee joint control. Eur J Appl Physiol. 2008. 103: 523-527.

42. Meunier, S., E. Pierrot-Deseilligny, M. Simonetta, Pattern of monosynaptic heteronymous Ia connections in the human lower limb. Exp Brain Res, 1993. 96: 534-544.

43. Mittal, K.R., F.H. Logmani, Age-related reduction in 8th cervical ventral nerve root myelinated fiber diameters and numbers in man. J Gerontol, 1987. 42: 8-10.

44. Miyatsu, M., Y. Atsuta, M. Watakabe, The physiology of mechanoreceptors in the anterior cruciate ligament. An experimental study in decerebrate-spinalised animals. J Bone Joint Surg Br, 1993. 75: 653-657.

45. More, R. C., Karras, B. T., Neiman, R., Fritschy, D., Woo, S. L., Daniel, D. M., Hamstrings--an anterior cruciate ligament protagonist. An in vitro study. Am J Sports Med, 1993. 21: 231-237.

46. Morisawa, Y., Morphological study of mechanoreceptors on the coracoacromial ligament. J Orthop Sci, 1998. 3: 102-110.

47. Nardone, A., Nardone, A., Grasso, M., Giordano, A., Schieppati, M., Different effect of height on latency of leg and foot short- and medium- latency EMG responses to perturbation of stance in humans. Neurosci Lett, 1996. 206: 89-92.

48. Pincivero, D.M., Coelho, A. J., Influence of contraction intensity, muscle, and gender on median frequency of the quadriceps femoris. J Appl Physiol, 2001. 90: 804-810.

49. Sabbahi, M.A., E.M. Sedgwick, Age-related changes in monosynaptic reflex excitability. J Gerontol, 1982. 37: 24-32.

50. Sadeghi, S., Ghavanini, M., Ashraf, A., Jafari, P., Effects of age and leg length upon central loop of the gastrocnemius-soleus H-reflex latency. BMC Neurol, 2004. 4: 11.

51. Sciarretta, D., P. Bawa, Comparison of stretch reflex activities and reaction times in two separate age groups of human subjects. Electromyogr Clin Neurophysiol, 1990. 30: 345-348.

52. Sica, R.E., O.P. Sanz, and A. Colombi, The effects of ageing upon the human soleus muscle. An electrophysiological study. Medicina (B Aires), 1976. 36: 443-446.

53. Silbernagel, S., Despopoulos, A., Taschenatlas der Physiologie, Thieme, München, Stuttgart, New York, 2001. 49

54. Solomonow, M., Baratta, R., Zhou, B. H., Shoji, H., Bose, W., Beck, C., D'Ambrosia, R.., The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. Am J Sports Med, 1987. 15: 207-213.

55. Struys, M.A., E.J. Jonkman, R.L. Strijers, Measurement of patellar and ankle tendon reflexes in normal subjects. Electromyogr Clin Neurophysiol, 1997. 37: 13-18.

56. Swash, M. K.P. Fox, The effect of age on human skeletal muscle. Studies of the morphology and innervation of muscle spindles. J Neurol Sci, 1972. 16: 417-432.

57. Tsuda, E., et al., Direct evidence of the anterior cruciate ligament-hamstring reflex arc in humans. Am J Sports Med, 2001. 29: 83-87.

58. Wang, R., X. Liu, Y. Guo, Hoffmann reflex elicited by magnetic stimulation of S1 nerve roots in the diagnosis of diabetic radiculopathy. Zhonghua Yi Xue Za Zhi, 1998. 78: 501-503.

59. Weinhold, P. S., Stewart, J. D., Liu, H. Y., Lin, C. F., Garrett, W. E., Yu, B., The influence of gender-specific loading patterns of the stop-jump task on anterior cruciate ligament strain. Injury. 2007. 38: 973-978.

60. Zimny, M.L., M. Schutte, E. Dabezies, Mechanoreceptors in the human anterior cruciate ligament. Anat Rec, 1986. 214: 204-209.

61. Zimny, M.L., Mechanoreceptors in articular tissues. Am J Anat, 1988. 182: 16-32.

7. Anhang

Tabelle 1:	Einteilung der Nervenfasertypen	**6**
Tabelle 2:	Gruppenzusammensetzung	**22**
Tabelle 3:	Häufigkeitsverteilung der EMG- Reflextypen	**32**
Tabelle 4:	Einteilung der Altersgruppen und die durchschnittliche Körpergröße der Probanden	**33**
Tabelle 5:	Einteilung der Probanden in 2 Altersgruppen	**56**
Tabelle 6:	Vergleich der Mittelwerte der Gruppe 1 und 2	**59**
Tabelle 7:	Einteilung der Probanden in 3 Altersgruppen	**60**
Tabelle 8:	Vergleich der Mittelwerte der Gruppen I, II und III	**60**

Abbildung 1:	Monosynaptischer Reflexbogen	**5**
Abbildung 2:	Polysynaptischer Reflexbogen	**8**
Abbildung 3:	Prinzipieller Versuchsaufbau	**14**
Abbildung 4:	Versuchsaufbau ohne Proband	**24**
Abbildung 5:	Versuchsaufbau mit Proband	**25**
Abbildung 6:	Screenshot des Auswerteprogramms Dasy Lab	**28**
Abbildung 7:	Mittelwerte der SLR in Sekunden	**34**
Abbildung 8:	Mittelwerte der MLR in Sekunden	**35**
Abbildung 9:	Mittelwerte der Amplitude der SLR in µV	**36**
Abbildung 10:	Mittelwerte der Amplitude der MLR in µV	**37**
Abbildung 11:	Mittelwerte der Integrale der SLR in µV*s	**38**
Abbildung 12:	Mittelwerte der Integrale der MLR in µV*s	**39**
Abbildung 13:	Mittelwerte der Tibiatranslation in Millimeter	**40**
Abbildung 14:	Mittelwerte der SLR in Sekunden	**41**
Abbildung 15:	Box & Whisker der SLR in Sekunden	**42**
Abbildung 16:	Mittelwerte der MLR in Sekunden	**43**
Abbildung 17:	Box & Whisker der SLR in Sekunden	**44**
Abbildung 18:	Mittelwerte der Amplitude der SLR in µVolt	**45**
Abbildung 19:	Box & Whisker der Amplitude der SLR in µV	**46**
Abbildung 20:	Mittelwerte der Amplitude der MLR in µVolt	**47**
Abbildung 21:	Box & Whisker der Amplitude der MLR in µV	**48**

Abbildung 22: Mittelwerte der Integrale der SLR in µV*s **49**
Abbildung 23: Box & Whisker der Integrale der SLR in µV*s **50**
Abbildung 24: Mittelwerte der Integrale der MLR in µV*s **51**
Abbildung 25: Box & Whisker der Integrale der MLR in µV*s **52**
Abbildung 26: Mittelwerte der Tibiatranslation in Millimeter **53**
Abbildung 27: Box & Whisker der SLR in Sekunden **54**
Abbildung 28: Mittelwerte der SLR in Sekunden **56**
Abbildung 29: Mittelwerte der MLR in Sekunden **57**
Abbildung 30: Box & Whisker der MLR in Sekunden **58**
Abbildung 31: Mittelwerte der SLR in Sekunden **61**
Abbildung 32: Mittelwerte der MLR in Sekunden **61**