

Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Sportorthopädie am Klinikum  
rechts der Isar der Technischen Universität München

(Direktor: Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger)

Fakultät für Sportwissenschaft der Technischen Universität München

Fachgebiet für Sportgeräte und -materialien

(Univ.-Prof. Dr. V. St. Senner)

## Beeinflussung der Propriozeption des oberen Sprunggelenkes durch Orthesen – Quantifizierung unter Erfassung des H-Reflexes

Björn-Wiclif Becker

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen  
Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines  
Doktors der Medizin  
genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation: 1. Univ.-Prof. Dr. V. St. Senner  
2. Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger

Die Dissertation wurde am 30.06.2005 bei der Technischen Universität München  
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 08.02.2006 angenommen.

## Inhaltsangabe

<b>1. Einleitung</b>	<b>2</b>
1.1. Orthesen am oberen Sprunggelenk	2
1.2. Bandverletzungen des oberen Sprunggelenkes	4
1.3. Forschungsstand	6
1.3.1. Die Propriozeption des oberen Sprunggelenkes	6
1.3.2. Anatomie des Unterschenkels und des Sprunggelenkes	13
1.3.3. Zusammenfassung zum Forschungsstand:	17
1.4. Forschungsziel und Kurzcharakteristik der Methode	18
1.5. Aufbau der Arbeit:	19
<b>2. Material und Methoden</b>	<b>20</b>
2.1. Messtechnik	21
2.1.1. Die Sprunggelenkwippe	21
2.1.2. Ausgleich des mechanischen Orthesenwiderstands und Bahnung des H-Reflexes	24
2.1.3. Beschreibung des verwendeten Reizstromgerätes	27
2.1.4. Einsatz des EMG im Experiment	29
2.1.5. Beschreibung der verwendeten Orthese	32
2.2. Versuchsablauf	33
2.3. Datenverarbeitung	34
2.3.1. Von den Rohdaten zum isolierten H-Reflex und seinen Kenngrößen	35
2.3.2. Inferenzstatistik	38
<b>3. Ergebnisse</b>	<b>41</b>
3.1. Deskriptive Ergebnisse	41
3.2. Inferenzstatistische Ergebnisse	43
<b>4. Diskussion</b>	<b>45</b>
4.1. Diskussion der Ergebnisse und deren Schlussfolgerungen	45
4.2. Diskussion der experimentellen Fehler	47
4.3. Resümee und weitere Forschungsansätze	53
<b>5. Zusammenfassung</b>	<b>55</b>
<b>6. Anhang</b>	<b>56</b>
6.1. Verzeichnis der verwendeten Literatur	56
6.2. Ergänzende Erläuterungen zur H-Reflex-Auswahl	60
6.3. Vergleich der Mittelwertkurven übernommener und eliminierter H-Reflexe mit der Gesamt-Mittelwert-Kurve	63
6.4. Ursachen fehlerhafter H-Reflexe und mögliche Verbesserungen	65
6.5. Verzeichnis der Abbildungen	66
6.6. Verzeichnis der Tabellen	69

# 1. Einleitung

## 1.1. Orthesen am oberen Sprunggelenk

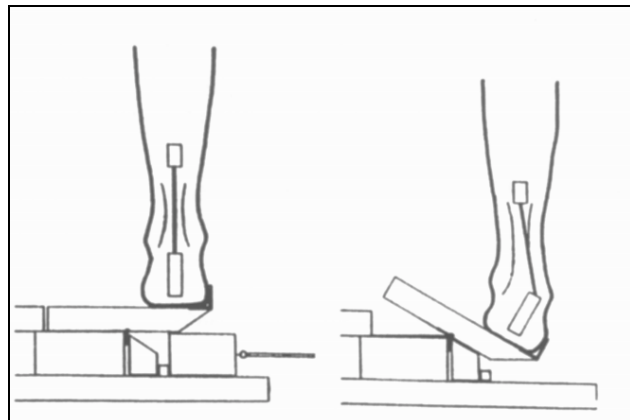
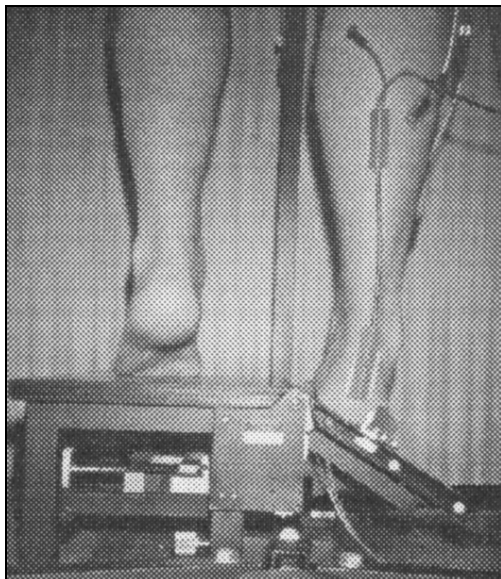
Die mechanisch stabilisierenden Eigenschaften von Orthesen wurden mehrfach in statischen und dynamischen Tests nachgewiesen (Tab 1.2). Rosenbaum et al. (1999) fassten in ihrem Übersichtsartikel dabei drei mechanisch potentiell gelenkschützende Mechanismen von Stabilisierungshilfen am OSG zusammen (Tab 1.1).

Ferner wird jedoch auch eine Beeinflussung des neuromuskulären Regelkreises über Stimulation der propriozeptiven Rezeptoren vermutet. Dies soll eine Veränderung des Bewegungsbewusstseins und Bewegungsverhaltens auslösen und durch antizipatorische Muskelaktivitäten die aktive Gelenkstabilisierung durch die entsprechenden Muskelgruppen bewirken (Rosenbaum et al. 1999, Hoffmann et al. 1987, Scheuffelen et al. 1992).

**Tab. 1.1:** Mechanisch günstige Eigenschaften von Orthesen nach Rosenbaum et al. (1999)

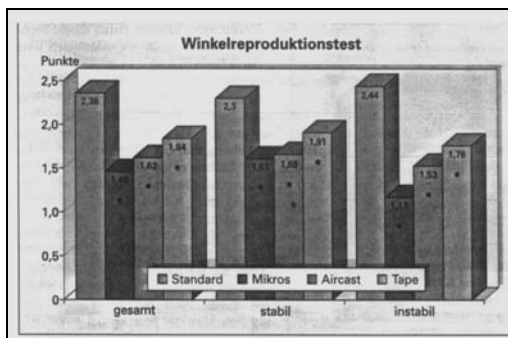
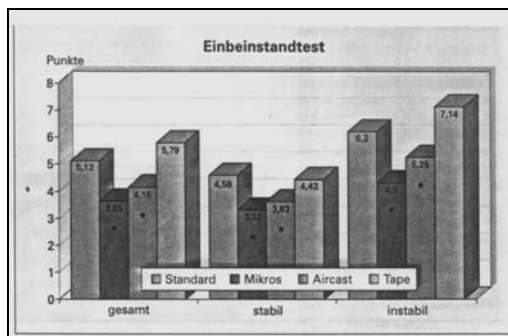
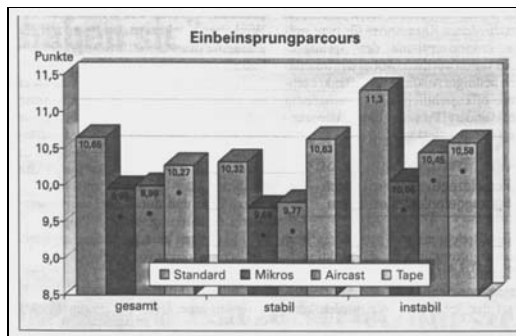
- erhöhter Widerstand gegen passive Gelenkbewegungen, Schutz der Bandstrukturen vor Überdehnung.
- Verlangsamung von Umknickbewegungen, Möglichkeit zur muskulären Gelenkstabilisierung vor dem Eintreten eines irreversiblen Traumas.
- anatomisch optimale Positionierung des OSG bei entspannter Muskulatur

Scheuffelen et al. (1993 a,b,c) wiesen in Kippplattformtests (Abb. 1.1 + Abb. 1.2) bei angelegter Orthese eine höhere reflektorische Muskelaktivität der sprunggelenkstabilisierenden Muskulatur als erwartet nach. Sie schrieben diesen Effekt einer verbesserten Propriozeption zu.



**Abb. 1.1 + Abb. 1.2:** Beispiel und Funktionsweise der Kippplattformtests nach Rosenbaum et al. (1999) und nach Gollhofer et al. (1994)

Jerosch et al. (1994, 1995) kamen zu einem ähnlichen Ergebnis, als sie Probanden mit verschiedenen Stabilisierungshilfen Winkelreproduktionstests und Einbeinstand- bzw. Einbeinsprungübungen durchführen ließen (Abb. 1.3).



**Abb. 1.3:** Wirkungen von Orthesen bei verschiedenen propriozeptiven Tests; aus Jerosch et al. (1997)

Relativbewegung des Fußes im Sportschuh, Relativbewegungen der EMG-Kabel, unterschiedliche willkürliche Muskelaktivitäten, usw., das Messergebnis.

Obwohl die rein mechanisch stabilisierende Komponente von Sprunggelenkorthesen erwiesen ist, wurde bisher kein Versuch unternommen, die neuromuskuläre Stabilisierungskomponente von der mechanischen zu trennen, wenngleich Feuerbach et al. (1994) in ihren Versuchen mit Anästhesie der Sprunggelenksbänder erste Schritte in diese Richtung unternahmen. Umgekehrt wurde eine ausschließlich mechanisch wirkende Stabilisierung des oberen Sprunggelenkes durch Orthesen und Tape noch nicht widerlegt.

In einer Studie von Baier et al. (1998) zeigten chronisch sprunggelenkinstabile Athleten ein verbessertes Balancegefühl im Einbeinstand mit angelegter Orthese. Es wurde ebenfalls eine Verbesserung der Tiefensensibilität vermutet.

Den Studien gemeinsam ist, dass sie Effekte einer verbesserten Propriozeption bei Anlage einer Sprunggelenkorthese feststellen. Allerdings untersucht keine der Studien direkt den neuromuskulären Regelkreis, der zu einer stabilisierenden Muskelaktivität im oberen Sprunggelenk führt.

Darüber hinaus musste bei den bisherigen Studien dieser propriozeptive, unwillkürliche Effekt aus dem EMG-Signal willkürlicher Muskelaktivität herausgelesen werden. In dynamischen Tests, z. B. Sprungparcours und Kippplattform, beeinflussen zudem multiple, nicht sicher zu kontrollierende Einflussgrößen, wie z. B. die

Auf diesen Überlegungen basiert die Forschungsidee der vorliegenden Studie. Über einen validen und gut messbaren Parameter soll der neuromuskuläre Einfluss von Orthesen auf die Propriozeption des OSG unabhängig von deren mechanischen Eigenschaften untersucht werden (Abb. 1.4). Der valide Parameter soll dabei einen unmittelbaren Bestandteil des neuromuskulären Regelkreises darstellen.

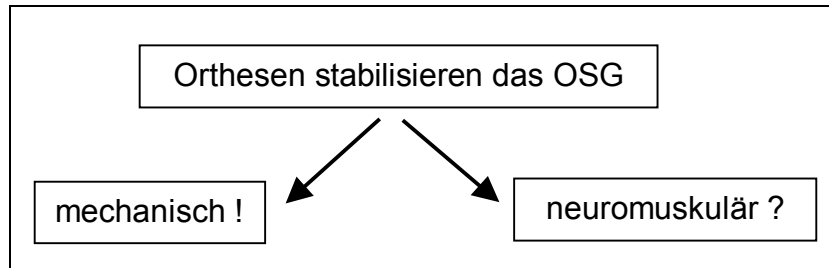


Abb. 1.4: Problemstellung der Studie

Angesichts der Komplexität der Problemstellung muss der gefundene Parameter möglichst reliabel messbar sein. Das Experiment sollte über wenig nicht zu kontrollierende Störgrößen verfügen und gut reproduzierbar sein.

Tab. 1.2: Wissenschaftliche Untersuchungen über die mechanisch stabilisierenden Eigenschaften von Orthesen – eine Auswahl



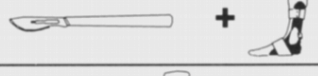



Statische Tests	Dynamische Tests
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Alves et al. (1992)</li> <li>• Arnold et al. (1987)</li> <li>• Bruns et al. (1996)</li> <li>• Hoffmann et al. (1987)</li> <li>• Shapiro et al. (1994)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Anderson et al. (1995)</li> <li>• Karlsson et al. (1992)</li> <li>• Kimura et al. (1987)</li> <li>• Peters et al. (1991)</li> <li>• Scheuffelen et al. (1992, 1993)</li> <li>• Vaes et al. (1998)</li> </ul>

## 1.2. Bandverletzungen des oberen Sprunggelenkes

Verletzungen des lateralen Bandapparates des Sprunggelenks sind mit einem Anteil von 15 – 45 % die häufigsten sportbedingten Verletzungen der unteren Extremität (Boruta et al. 1990). Schätzungen gehen in der BRD von etwa 8.000 Sprunggelenkverletzungen täglich aus (Kannus et al. 1991, Rosenbaum et al. 1999).

Bei der isolierten, akuten Bandverletzung wird nach aktuellem Wissensstand die frühfunktionelle Behandlung angestrebt. Das Sprunggelenk soll zur Minimierung der Muskelatrophie und zur Erhaltung der Gelenkbeweglichkeit nicht mehr über einen längeren Zeitraum ruhiggestellt werden.

Die Ergebnisse prospektiver Studien, wie z.B. von Zwipp et al. (1989, Abb. 1.5), zeigen, dass die Indikation zur operativen Bandrekonstruktion vor dem Hintergrund einer frühfunktionellen Therapie sehr zurückhaltend gestellt werden muss.

Gruppe	Vorgehen	n	sehr gut / gut
A	 + 	52	93 %
B	 + 	50	97 %
C		48	91 %
D		50	95 %

**Abb. 1.5:** Therapievergleich nach fibularen Bandrupturen; nach Zwipp (1989), Beobachtungszeitraum 24 Monate

Zu diesem Ergebnis kommen in ihrer Metaanalyse auch Lynch et al. (1999), die eine frühfunktionelle Therapie sogar bei deutlichen (Grad III-) Instabilitäten des OSG vor dem Hintergrund einer auch nach Jahren noch möglichen, suffizienten Bandplastik für vertretbar halten.

Andererseits müssen im Rahmen einer schnellen Mobilisation des instabilen Gelenkes potentiell gefährliche Bewegungsauslässe für die verletzten Bandstrukturen vermieden werden. Deshalb werden zur Therapie Sprunggelenkbandagen und -orthesen eingesetzt, die die Forderung nach mechanischer Stabilität grundsätzlich erfüllen und eine limitierte, anatomische Bewegungsexkursion zulassen, wie viele Studien zu diesem Thema belegen (Gollhofer et al. 1994, Rosenbaum et al. 1999, Scheuffelen et al. 1993, Thonnard et al. 1996).

Der darüber hinaus in einigen Studien vermutete neuromuskuläre Beitrag zur Sprunggelenkstabilisierung wird mittlerweile auch von den Herstellern externer Stabilisierungshilfen deutlich hervorgehoben und entsprechend beworben (Tab. 1.3):

**Tab. 1.3:** Indikationen der Aircast-Schiene; Auszug aus der Produktbeschreibung der Aircast-Schiene (2004)

- Chronische laterale Sprunggelenkinstabilität
- **Funktionelle Sprunggelenkinstabilität bei propriozeptiven Defiziten**
- Prophylaxe nach rezidivierenden Bandverletzungen

## 1.3. Forschungsstand

### 1.3.1. Die Propriozeption des oberen Sprunggelenkes

Unter der Tiefensensibilität oder auch Propriozeption versteht man das Empfinden von Lage, Bewegung und Kraft sowie das Vibrationsempfinden der Extremitäten. Diese Fähigkeiten werden über Mechanorezeptoren in Muskeln, Sehnen und Gelenken vermittelt.

Man unterscheidet folgende Rezeptortypen: Muskelspindel sind spezialisierte, quergestreifte Muskelfasern, die durch Längenänderung des betreffenden Muskels gereizt werden. Golgi-Sehnenorgane liegen im Übergangsbereich zwischen Muskeln und Sehnen und sprechen auf Dehnungsreize an. Vater-Pacini-Lamellenkörperchen befinden sich in Gelenken bzw. Gelenkkapseln und registrieren mechanische Verformungen, z. B. bei Gelenkbewegungen, und informieren dadurch über die jeweilige Gelenkstellung.

Durch die Erregung dieser Rezeptoren werden z.T. bewusste Empfindungen hervorgerufen, die häufig mit bewussten Bewegungen beantwortet werden. Viele andere Erregungen bleiben unbewusst, lösen Reflexe aus und dienen so der Erhaltung des Muskeltonus, der Koordination der Beuge- und Streckmuskulatur sowie größerer Bewegungsabläufe.

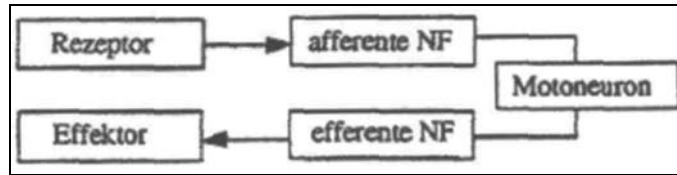
#### *Reflexe*

**Definition:**

Ein <b>Reflex</b> ist die über das zentrale Nervensystem unwillkürlich ablaufende Antwort des Organismus auf einen äußeren oder inneren Reiz.
---

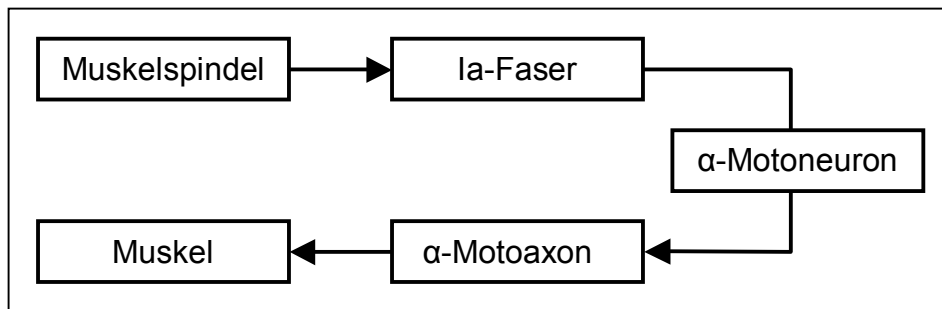
aus Brockhaus Gesundheit (2002)

Der Weg den die Erregung beim Ablauf eines Reflexes von der Einwirkungsstelle des Reizes (Rezeptor) bis zum Erfolgsorgan (Effektor) unter vorgegebenen Bahnen im zentralen Nervensystem zurücklegt ist der Reflexbogen (Abb. 1.6).



**Abb.1.6:** Elemente des Reflexbogens; aus Kursskript „Grundlagen zum EMG“, Universität Greifswald (1999)

Im einfachsten Fall besteht er aus dem Rezeptor, dem afferenten Nerv, der Schaltstelle im Zentrum, dem efferenten Nerv und dem Effektor. Bei Eigenreflexen liegen Rezeptor und Effektor im gleichen, bei Fremdreflexen in verschiedenen Erfolgsorganen.



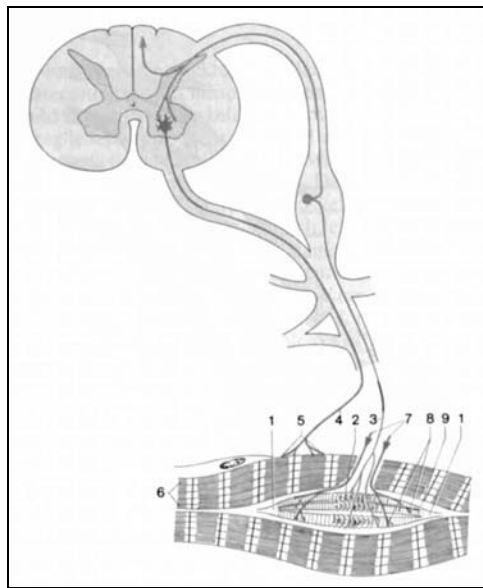
**Abb. 1.7:** Reflexbogen des Muskeldehnungsreflexes

Eigenreflexe (propriozeptive Reflexe, z.B. Achillessehnen- und Patellasehnenreflex) werden auch als Muskeldehnungsreflexe bezeichnet und sind monosynaptisch, d.h. der afferente und efferente Schenkel des Reflexbogens schließen sich in einem Rückenmarkssegment (Abb. 1.7).

Fremdreflexe (exterozeptive Reflexe, z.B. Schmerzreflex) sind polysynaptisch. Durch Stimulation von Exterozeptoren der Haut (z.B. auf Berührung, Meissnersche Körperchen) kommt es zur Kontraktion des Erfolgsorgans Muskel. Der Reflexbogen erstreckt sich über mehrere Rückenmarksegmente. Rezeptor- und Effektororgan sind nicht identisch.



## Der Muskeigenreflex



**Abb. 1.8:** Elemente des Muskeigenreflexes; nach Frick (1987)

Querschnitt durch das Rückenmark, linker Spinalnerv mit vorderer und hinterer Wurzel, Muskelspindel und Muskelfasern

1 Muskelspindel

2 anulospiralige Endigung des afferenten  $\alpha$ -Neuron (3), (Ia-Faser)

4 efferentes  $\alpha$ -Motoneuron mit myoneuraler Synapse (5) an (Arbeits-) Muskelfasern (6)

7 efferente  $\gamma$ -Motoneurone mit myoneuralen Synapsen (8) an (intrafusalen) Muskelfasern (9)

Die Rezeptoren des Dehnungsreflexes sind die innerhalb der Sehnen gelegenen Golgi-Organen sowie die parallel zu den Muskelfasern (extrafusale Muskulatur) angeordneten Muskelspindeln, welche sogenannte intrafusale Muskelfasern enthalten. Diese werden efferent von  $\gamma$ -Motoneuronen an ihrem Ende innerviert. In der Mitte werden die intrafusalen Muskelfasern von afferenten Nervenendigungen umschlungen, welche als Ia-Fasern (Kernsackfasern) oder Gruppe II-Fasern (Kernkettenfasern) als Afferenz zum Rückenmark laufen (Abb. 1.8).

Die Muskelspindel dient zur Regulation der Muskellänge. Hierbei erhöht sich die Entladungsfrequenz der Ia-Fasern hauptsächlich durch dynamische Längenänderungen. Die Gruppe-II-Fasern erhöhen ihre Impulsrate vorwiegend bei statischen, andauernden Änderungen der Muskellänge. Änderungen der Solllänge des Muskels werden durch wechselnde, zentral gesteuerte Aktivität der  $\gamma$ -Fasern erreicht, die die Vordehnung der intrafusalen Muskelfasern bestimmen.

Impulse der Propriozeptoren gelangen über das Rückenmark in Klein- und Großhirn. Unbewusste Reaktionen (Reflexe) erfolgen jedoch schon durch Umschaltung im Rückenmark auf das zugehörige Motoneuron.

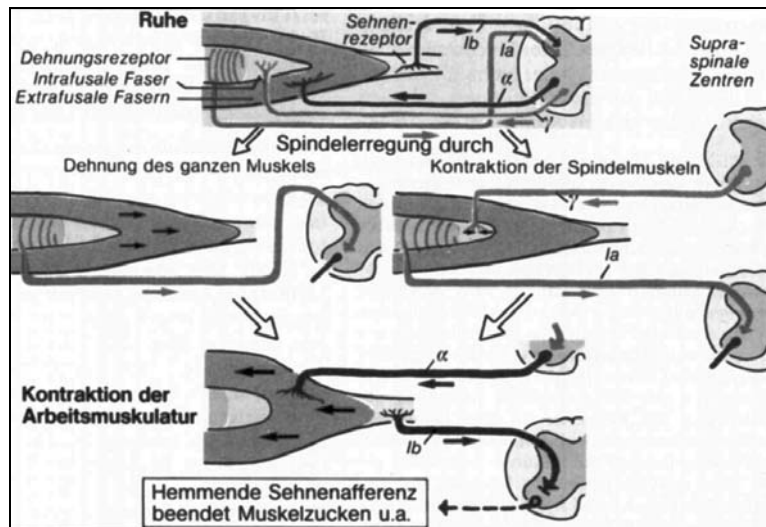


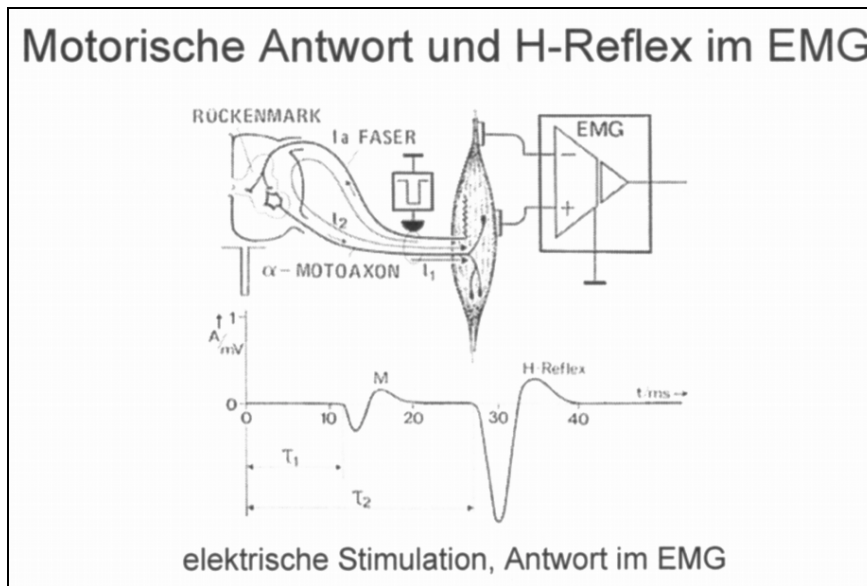
Abb. 1.9: Funktion der Muskelspindel; nach Silbernagel (1991)

Wird ein Muskel, z.B. durch einen Schlag auf seine Sehne gedehnt, so führt dies zu einer erhöhten Entladungsfrequenz der Muskelspindel, welche über die Ia- und Gruppe-II-Fasern an das im Rückenmark gelegene Motoneuron weitergeleitet werden. Durch direkte Erregung des  $\alpha$ -Motoneurons desselben Muskels kommt es zu einer reflektorischen Kontraktion. Es besteht also nur eine Umschaltstelle (Synapse) zwischen efferentem und afferentem Neuron. Die Reflexzeit ist deshalb besonders kurz und liegt bei etwa 20ms (Abb. 1.9).

Die Golgi-Organen sind mit der Muskulatur in Serie geschaltet und werden durch erhöhten Sehnenzug aktiviert. Über ein, das Motoneuron hemmendes Interneuron limitieren sie gegen Ende des Reflexes die Muskelkontraktion. Dabei hat sich eine durch aktive Muskelkontraktion erzeugte Sehnenanspannung als ein wirksamerer Erregungsreiz der Golgi-Organen erwiesen als eine passive Muskeldehnung. Die Golgi-Organen dienen also vorwiegend der Regelung der Muskelspannung.

Für die reflektorische, muskuläre Stabilisierung des Sprunggelenkes ist insbesondere die Reizung der Muskelspindel entscheidend. Durch die beim Umknicken bedingte Längenänderung der Muskulatur, kommt es zu einer höheren Entladungsfrequenz der Muskelspindel. Dies stellt den Startpunkt des neuromuskulären Reflexbogens zur Sprunggelenksstabilisierung dar.

## Der Hoffmannreflex



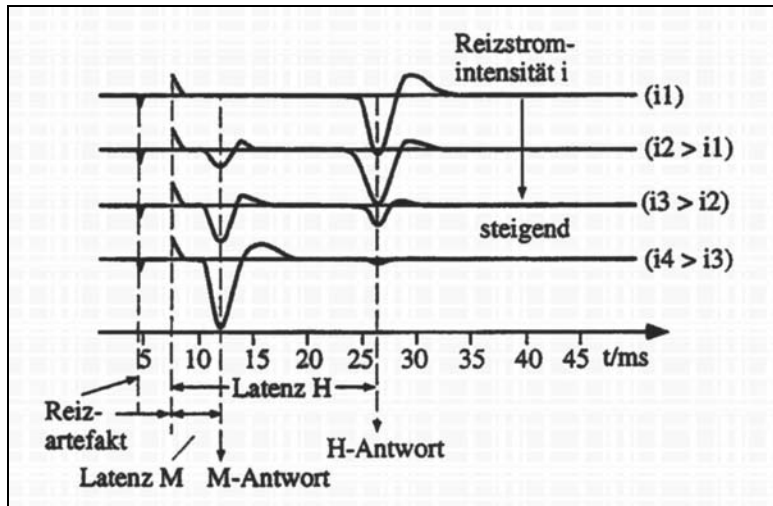
**Abb. 1.10:** Motorische Antwort und H-Reflex im EMG; aus Skript „Elektromyographie und Neurographie“, Universität Karlsruhe (2004)

Dehnungsreflexe können auch durch elektrische Stimulation eines gemischten, efferente und afferente Fasern enthaltenden Nervs simuliert werden. Der resultierende Reflex benutzt die gleichen anatomischen Strukturen der beschriebenen Reflexschleife (Abb. 1.10). Der elektrische Reiz simuliert die Erregung der Muskelspindeln bei einer akzidentellen Dehnung. Der H(offmann)-Reflex wurde nach seinem Entdecker P. Hoffmann benannt, der ihn 1922 in „Untersuchungen über die Eigenreflexe menschlicher Muskeln“ erstmals beschrieb.

Bei niedrigen Reizstärken, ca. 30 V, werden im Nerven nur die Ia-Fasern gereizt, was nach einer Latenz von etwa 30 ms zur Muskelkontraktion führt (H-Welle bzw. Hoffmann-Reflex).

Bei Reizerhöhung, ca. 60 V, werden die  $\alpha$ -Motoneurone auch direkt aktiviert, (M-Welle nach 5-10 ms). Die H-Welle nimmt weiter an Größe zu und nähert sich ihrem Maximum.

Bei noch höheren Reizen, um 95 V, wächst die M-Welle, während die H-Welle verschwindet (Abb. 1.11). Hauptgrund ist die antidrome  $\alpha$ -Fasererregung, die an den  $\alpha$ -Motoneuronen mit den Ia-Impulsen kollidiert und diese unwirksam macht. Zusätzlich führt der erhöhte Sehnenzug zu einem das  $\alpha$ -Motoneuron hemmenden Einfluss der Golgi-Organen.



**Abb. 1.11:** Abhängigkeit der M- und H-Welle von der Reizstromintensität;

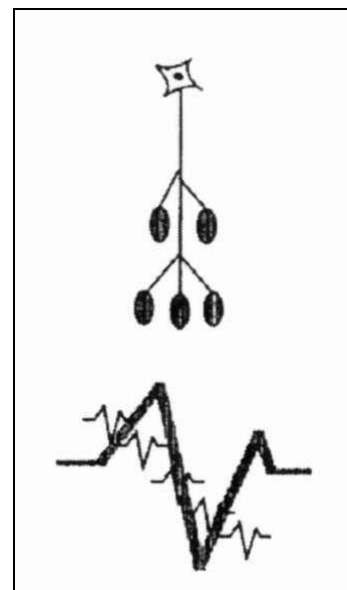
aus „Grundlagen zum EMG“ Kursskript, Universität Greifswald (1999)

### Das elementare EMG und die motorische Einheit

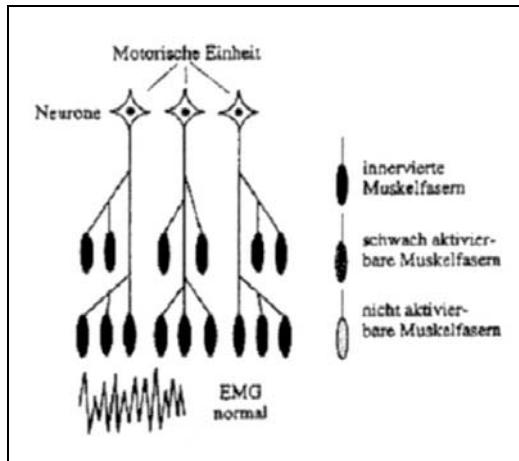
Ein im Vorderhorn des Rückenmarks gelegenes  $\alpha$ -Motoneuron und alle von ihm über Motoaxone versorgte Muskelfasern werden als motorische Einheit bezeichnet.

Ein von diesem  $\alpha$ -Motoneuron kommender Impuls führt zur Kontraktion der immer gleichen Muskelfaseranzahl. Das Summenaktionspotential (SAP) aller Muskelfasern eines  $\alpha$ -Motoneurons wird auch als elementares Elektromyogramm (EMG) bezeichnet (Abb. 1.12).

Die Entladung des  $\alpha$ -Motoneurons folgt dabei der Alles-oder-Nichts-Regel, sie erfolgt erst, wenn das Ruhemembranpotential (ca. -70 mV) über einen bestimmten Schwellenwert angehoben wird.



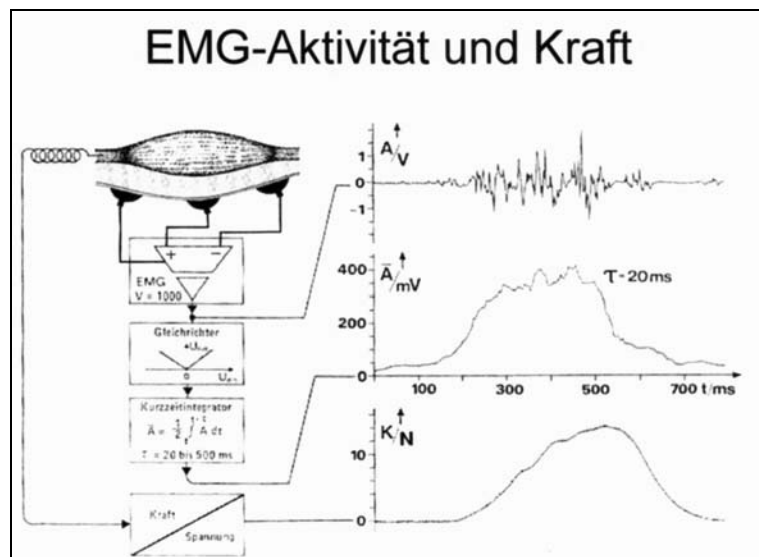
**Abb. 1.12:** Elementares EMG; aus Kursskript „Grundlagen zum EMG“, Universität Greifswald (1999)



**Abb. 1.13:** Summarisches EMG; aus Kursskript „Grundlagen zum EMG“, Universität Greifswald (1999)

Die im Oberflächen-EMG messbaren, verschieden hohen AP eines Muskels, resultieren aus der unterschiedlichen Anzahl an der Muskelkontraktion teilnehmender motorischer Einheiten. Diese sich ändernde Rekrutierung motorischer Einheiten dient der Regulation der Muskelkraft. Bei normaler Muskelaktivität resultiert daraus ein Interferenzmuster im EMG (Abb. 1.13).

Amplitude und Fläche des integrierten EMG steigen analog zur Muskelkraft und sind ein Maß für die Muskelaktivität bei isometrischer (jedoch nicht bei isotoner) Kontraktion (Abb. 1.14). Siehe auch S. 29, Kap. 2.1.4.



**Abb. 1.14:** EMG-Aktivität und Kraft; aus Skript „Elektromyographie und Neurographie“, Universität Karlsruhe (2004)

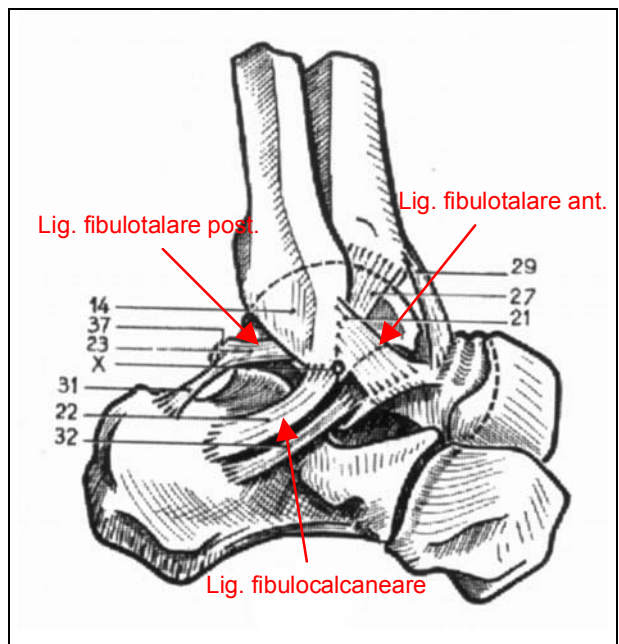
### 1.3.2. Anatomie des Unterschenkels und des Sprunggelenkes

#### *Bewegungen im oberen und unteren Sprunggelenk*

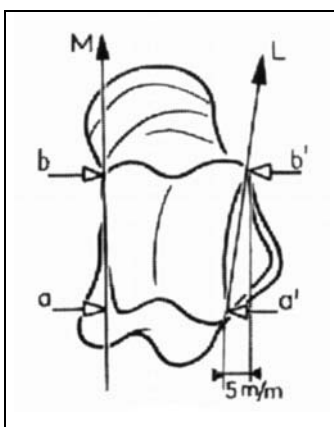
Das obere Sprunggelenk ist ein Scharniergelenk. Die Achse zieht quer durch die Malleolengabel und den Talus.

Nachdem die Talusrolle ventral breiter als dorsal ist, wird das obere Sprunggelenk bei Dorsalextension des Fußes fest verspannt. Dagegen hat bei Plantarflexion der hintere schmalere Anteil der Talusrolle keinen festen Halt in der Malleolengabel und erlaubt kleine Seitbewegungen des Fußes und macht das OSG anfälliger für Supinationstraumen (Abb. 1.16).

Aufgrund der reduzierten knöchernen Führung in Plantarflexionsstellung, kommt hier der stabilisierenden Muskulatur eine erhöhte Bedeutung zu. Ferner verläuft das Ligamentum fibulotalare anterius bereits bei geringer Fußsenkung gestreckt und rupturiert bei Supinationstraumen entsprechend häufig (Abb. 1.15).



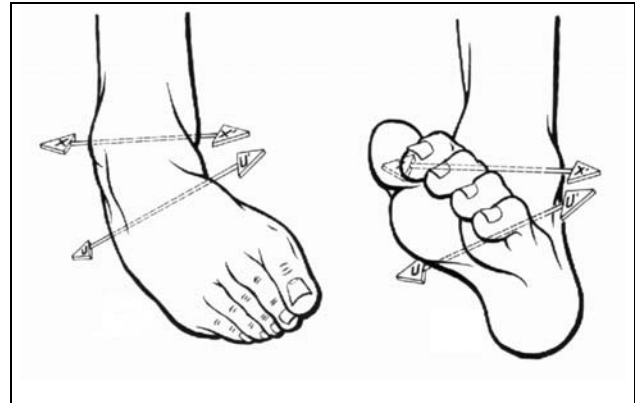
**Abb. 1.15:** Lateraler Bandapparat des OSG; aus Kapandji (1999)



**Abb. 1.16:** Talus von kranial; aus Kapandji (1999)

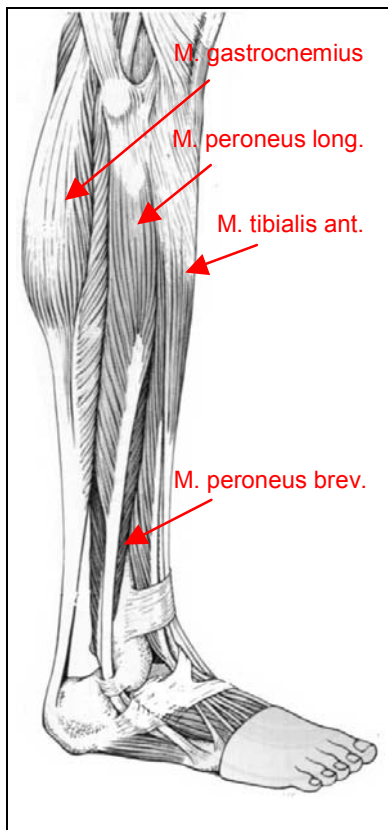
Die Achse des unteren Sprunggelenkes wird durch die hintere Kammer des talo-calcanearen Gelenkes bestimmt. Sie verläuft nicht im rechten Winkel zur Achse des oberen Sprunggelenkes. Stattdessen tritt sie ventral medial in den Rückfuß ein und lateral dorsal aus. Zudem fällt die Achse zum Calcaneus hin ab (Abb. 1.17 u. 1.19).

Daraus resultiert, dass die Pronation im unteren Sprunggelenk mit Dorsalextension und Abduktion, die Supination mit Plantarflexion und Adduktion des Fußes gekoppelt ist (Abb 1.17).



**Abb1.17:** Bewegung im Sprunggelenk gemäß der OSG- und USG-Achsen; aus Kapandji (1999)

### Die Muskulatur des Unterschenkels

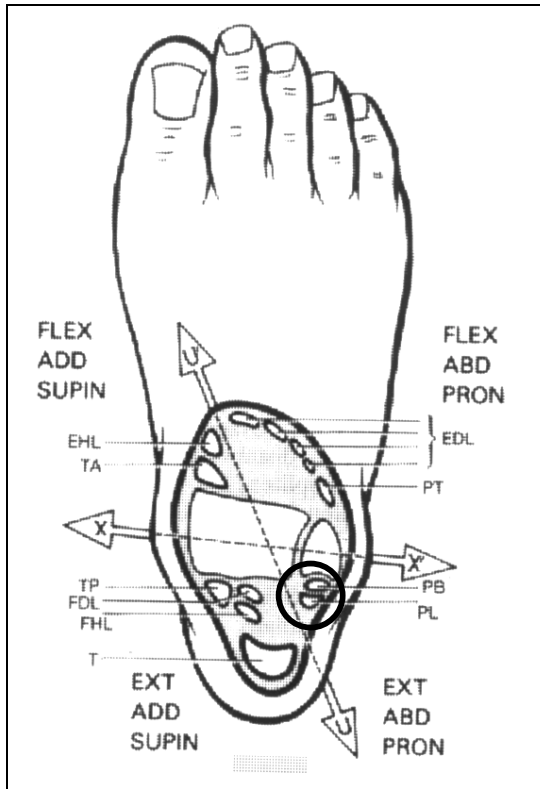


**Abb. 1.18:** Anatomie des Unterschenkels; aus Platzer (1990)

Die Unterschenkelmuskulatur lässt sich nach Lage und Innervation in drei Gruppen unterteilen. Bei der vorliegenden Studie wurde jeweils der wichtigste Vertreter einer Muskelgruppe beobachtet. Besonderes Augenmerk galt dabei dem M. peroneus longus, der als stärkster Pronator einem Supinationstrauma in erster Linie entgegen wirkt.

**Tab. 1.4:** Muskelgruppen des Unterschenkels

Muskelgruppe	Exemplarische Vertreter
Peroneusgruppe	M. peroneus longus
Extensorengruppe	M. tibialis anterior
Flexorengruppe	M. gastrocnemius, caput mediale



**Abb.1.19:** Sprunggelenksachsen und Verlauf der Peroneussehnen; aus Kapandji (1999)

Auf Grund seiner Lage bezüglich der Sprunggelenksachsen besitzt der M. peroneus longus auch eine plantarflektorische Funktion (Abb. 1.19, Tab 1.5). Im Vergleich zum M. triceps surae trägt er jedoch nur einen Bruchteil der Kraftentfaltung des Fußes bei der Plantarflexion bei.

Der M. peroneus longus liegt oberflächlich über dem Wadenbein und lässt sich hierdurch für die Versuchsvorbereitung gut tasten und gezielt mit Oberflächenelektroden besetzen. Gleiches gilt für den M. tibialis anterior und das Caput mediale des M. gastrocnemius (Abb. 1.18).

**Tab. 1.5: Peroneusgruppe** (seitlich der Fibula gelegen)

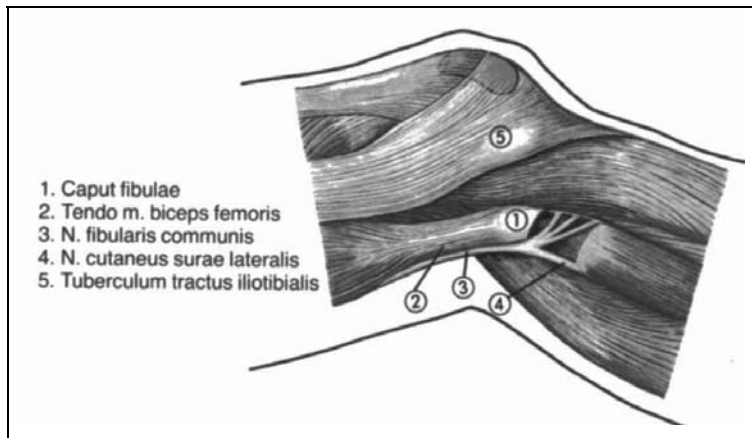
M. peroneus longus	In.: N. peroneus superficialis	An.: Os metatarsale 1, Os cuneiforme mediale	Ur.: Caput fibulae, oberes Drittel der Fibula, Septa intermuscularia anterius und posterius cruris
<i>Funktion:</i> Der M. peroneus longus dient der Pronation, Abduktion und der Plantarflexion des Fußes. Am Standbein ziehen der M. peroneus longus und der M. peroneus brevis den Unterschenkel nach hinten, wodurch dem Kippen des Körpers nach vorne entgegengewirkt wird. Gemeinsam mit der Sehne des M. tibialis posterior verspannt er die Querwölbung des Mittelfußes			
M. peroneus brevis	In.: N. peroneus superficialis	An.: Tuberositas ossis metatarsalis V	Ur.: Untere Hälfte der Fibula, Septa intermuscularia anterius und posterius cruris
<i>Funktion:</i> Er dient der Pronation, Abduktion und Plantarflexion des Fußes.			

aus Moll et al. (1992)



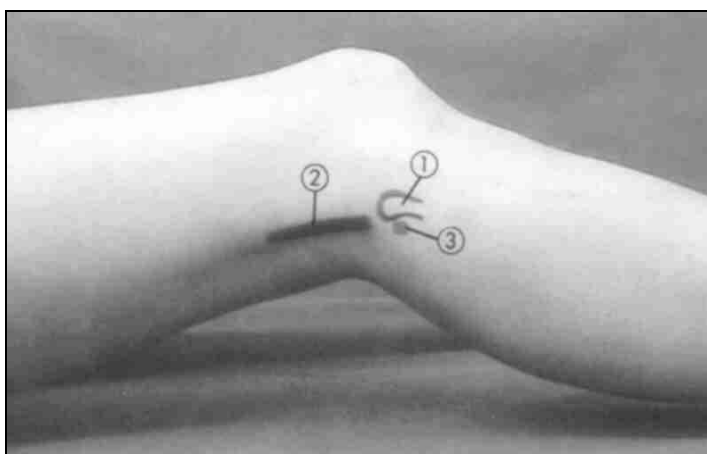
### Die Innervation - *N. peroneus communis*

Der den *M. peroneus longus* innervierende *N. peroneus communis* verläuft oberflächlich subkutan gelegen, unmittelbar hinter und unterhalb des Fibulaköpfchens, fixiert durch Bindegewebszüge. Er tritt danach in die Peroneus-Loge ein und teilt sich in einen superfizialen und einen profunden Ast (Abb. 1.20).



**Abb. 1.20:** Anatomische Verhältnisse der Knieaußenseite; aus Kompendium der Regionalanästhesie (1995)

Der *N. peroneus communis* ist ein gemischter Nerv, d. h. er enthält sensible und motorische, afferente und efferente Fasern. Nervenleitgeschwindigkeit und Durchmesser der Faserqualitäten verhalten sich proportional zueinander. Bei zunehmender Axondicke nimmt auch die Membrankapazität zu, die elektrische Reizschwelle steigt. Deshalb lassen sich die minimal dünneren Spindelafferenzen bei niedrigeren Reizstärken depolarisieren als die dickeren Motoaxone. Bei beiden handelt es sich um Nervenfasern der  $A\alpha$ -Gruppe, Axone mit dem größten Durchmesser (10-20  $\mu\text{m}$ ) und der höchsten Leitgeschwindigkeit (60-120 m/s).



1. Fibulaköpfchen
2. Bicepssehne
3. Druckpunkt *N. peroneus*

**Abb. 1.21:** Landmarken der Knieaußenseite; aus Kompendium der Regionalanästhesie (1995)

Aufgrund der anatomischen Verhältnisse ist der Nerv in Höhe des Fibulaköpfchens zuverlässig tastbar (Abb. 1.21). Bei festem Druck auf den Nerv

lassen sich regelmäßig Parästhesien nach distal provozieren. Reizelektroden können hierdurch sicher platziert werden.

### 1.3.3. Zusammenfassung der für das weitere Vorgehen wichtigsten Aussagen:

Es lassen sich acht Kernaussagen extrahieren:

1. Auslöser der typischen Bandverletzung im OSG ist die unphysiologische Supination des Talus im oberen Sprunggelenk.
2. Die Peroneus-Muskulatur ist der stärkste Pronator im OSG und hilft bei der Plantarflexion.
3. Der M. peroneus longus liegt unmittelbar subkutan, er kann leicht getastet und mit Oberflächenelektroden besetzt werden.
4. Der N. Peroneus communis ist am Fibulaköpfchen durch ein Retinakulum fixiert und zuverlässig auffindbar.
5. Die Muskelaktivität der Peroneusmuskulatur lässt sich mittels Oberflächen-EMG messen.
6. Bei einer Supination wird die Peroneusmuskulatur gedehnt und stabilisiert reflektorisch das OSG → Dehnungsreflex.
7. Dehnungsreflexe lassen sich durch elektrische Reizung simulieren → Hoffmannreflex.
8. Reflexe sind Grundbausteine der Propriozeption.

**Fazit:** Der H-Reflex ist somit auch an der Peroneus-Muskulatur zuverlässig auslösbar. Sein EMG erscheint als idealer Parameter, um die Propriozeption des oberen Sprunggelenks experimentell mit einem alternativen Studiendesign zu untersuchen.

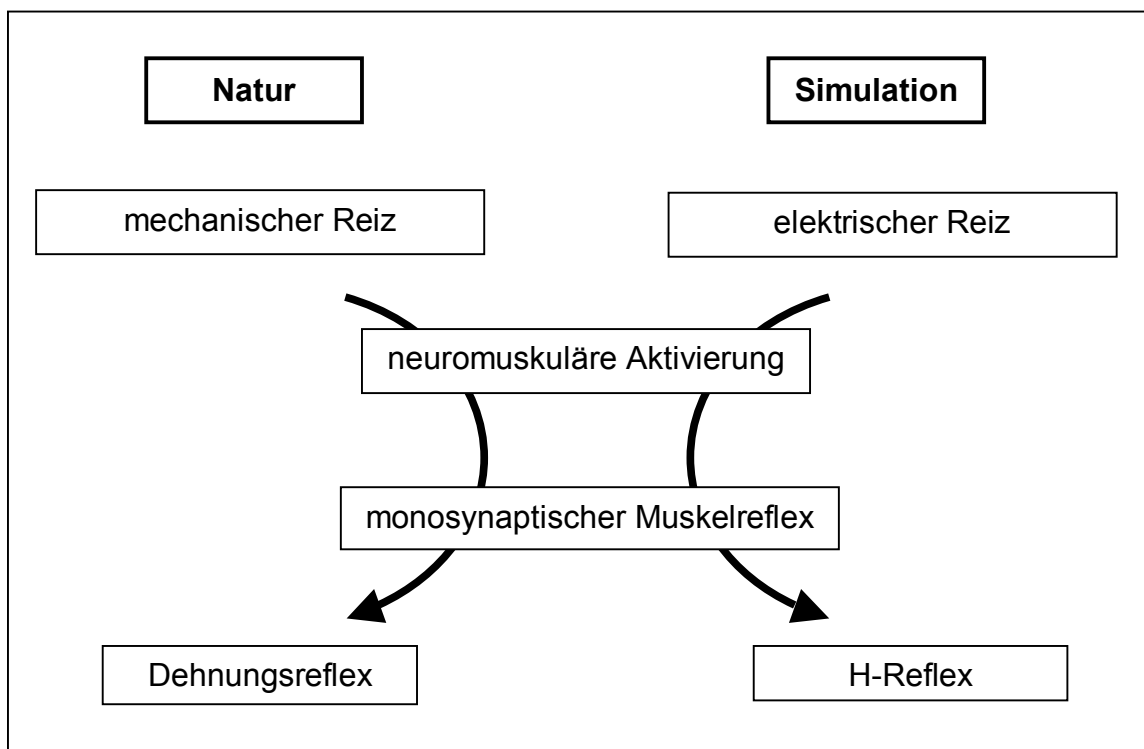
## 1.4. Forschungsziel und Kurzcharakteristik der Methode

### *Forschungsziel*

Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Untersuchung der Frage, in wie weit Orthesen das OSG neuromuskulär beeinflussen, durch ein Experiment mit geeignetem Studiendesign. Die zugrunde liegende Hypothese lautet dabei: „Orthesen beeinflussen die Propriozeption des oberen Sprunggelenks und führen zu einer veränderten Muskelantwort des H-Reflex.“

### *Kurzcharakteristik der Methode*

Durch die elektrisch ausgelöste, neuromuskuläre Simulation des Umknickens soll der Reflexbogen der sprunggelenkstabilisierenden Peroneusmuskulatur als Grundbaustein der Propriozeption untersucht werden (Abb. 1.22).



**Abb. 1.22:** Kurzcharakteristik der Methode

Zentraler Parameter ist dabei das Elektromyogramm (EMG) des H-Reflexes. Sein EMG wird bei 20 Versuchspersonen unter Verwendung einer Aircast-Orthese beobachtet und Messungen ohne Orthese gegenübergestellt. Der mechanische Widerstand der Orthese wird zur Vergleichbarkeit der Versuchsbedingungen durch Gegengewichte ausgeglichen.

## **1.5. Aufbau der Arbeit:**

Der Schwerpunkt der vorliegenden Arbeit liegt auf der Beschreibung des Experiments und seiner Ergebnisse.

In Kapitel 1 wurde auf die Thematik der Studie, die notwendigen Grundlagen und den aktuellen Forschungsstand eingegangen.

Die Methodik ist in Kapitel 2 ausgeführt, wobei in Abschnitt 2.2. und 2.3.1. über Flussdiagramme eine schnelle Übersicht zur Versuchsdurchführung und Datenauswertung gegeben ist.

Die deskriptiven und inferenzstatistischen Ergebnisse der Studie werden in Kapitel 3 dargelegt und in Kapitel 4 diskutiert. Ein besonderes Augenmerk wird dabei auf ihre Störgrößen und die damit verbundenen Verbesserungen für folgende Versuchsreihen gelegt. Ein entsprechender Ausblick wird in Kapitel 4.3. gegeben.

Die Zusammenfassung der Arbeit findet sich in Kapitel 5.

Abschließend ist in Kapitel 6 der Anhang mit der Literaturliste, ergänzenden Abbildungen und Erläuterungen zur Diskussion sowie dem Verzeichnis der Abbildungen und Tabellen beigefügt.

## 2. Material und Methoden

### *Übersicht*

Bei der vorliegenden Untersuchung handelt es sich um eine experimentelle Studie mit insgesamt 20 Probanden. Bei jeder Versuchsperson wurde der H-Reflex des M. peroneus longus über elektrische Reizung ausgelöst. Die Ableitung der Muskelaktivität erfolgte mittels Oberflächen-EMG. Es wurden vergleichende Messungen unter Verwendung einer Orthese durchgeführt.

Unter Berücksichtigung der Problemstellung und des Forschungsstandes ergibt sich für den Aufbau und Ablauf des Experiments folgende Aufgabenstellung:

1. Reproduzierbare Messung des H-Reflex der Peroneusmuskulatur
2. Trennung mechanischer und propriozeptiver Einflüsse der Orthese
3. einfacher Versuchsaufbau mit:
  - a. Ausnutzung der anatomischen und physiologischen Gegebenheiten
  - b. So wenig konkurrierenden Einflussgrößen wie möglich
4. standardisierte Auswertung der Messdaten
5. geeignete statistische Testverfahren

Wesentliche Bestandteile des Versuchsaufbaus sind:

1. Sprunggelenkswippe
2. Gewichte zur Reflexbahnung
3. Gewichte zum Ausgleich des mechanischen Orthesenwiderstands
4. Reizstromgerät
5. EMG-Einheit
6. Orthese

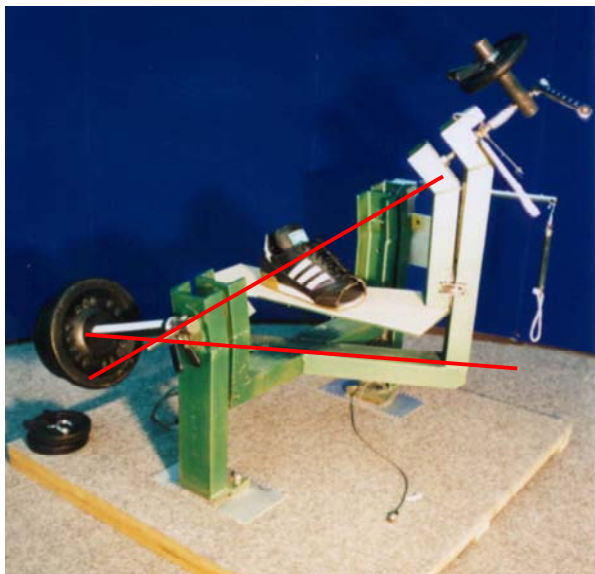
Sie werden im Folgenden unter Berücksichtigung der Relevanz für das Experiment erläutert. Ferner wird der Versuchsablauf und die Vorgehensweise bei der Datenauswertung beschrieben.

## 2.1. Messtechnik

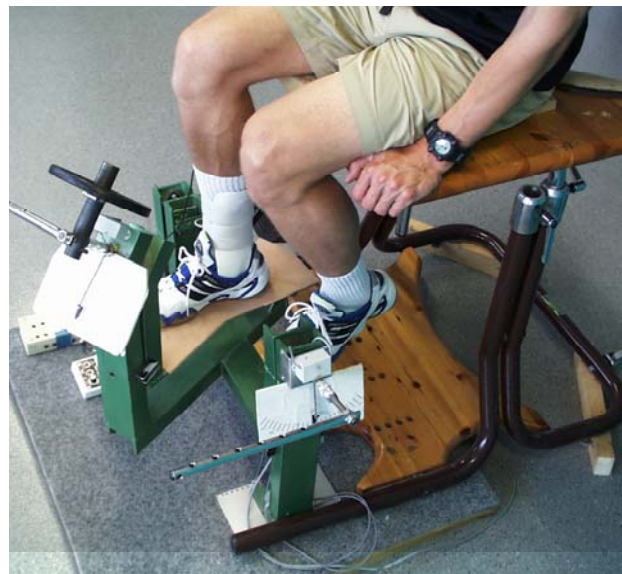
### 2.1.1. Die Sprunggelenkswippe

Für die Versuche wurde der Fuß des Probanden auf einer speziellen Apparatur positioniert, der Sprunggelenkswippe. Sie besitzt zwei Drehachsen, die den anatomischen Achsen des oberen und des unteren Sprunggelenkes entsprechen (Abb. 2.1). Diese Achsen lassen sich getrennt voneinander blockieren. Für jede Achse besteht ein optischer Winkelmesser, über den der Proband die Fußstellung kontrollieren kann (Abb. 2.2 u. 2.3). Zusätzlich lässt sich der Winkel im oberen Sprunggelenk auch elektronisch messen.

Senkrecht zu den Achsen können Gewichte angebracht werden, die ein Drehmoment auf die Bewegungsachsen des oberen und unteren Sprunggelenkes ausüben.



**Abb. 2.1:** Achsen der Sprunggelenkswippe



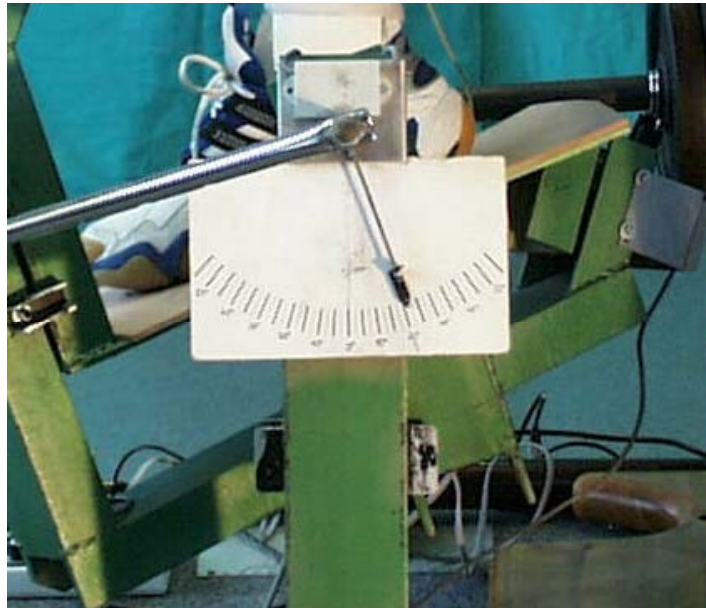
**Abb. 2.2:** Optische Winkelmesser

In der vorliegenden Studie wurde die Bewegungsachse des unteren Sprunggelenkes blockiert. Hierdurch kann sich der Fuß nur innerhalb des Freiheitsgrades der verwendeten Orthese bewegen, der der Achse des OSG entspricht. Eine zusätzliche Kraftaufwendung der Peronaeus-Muskulatur entgegen den lateralen mechanischen Widerstand der Orthese wird hierdurch vermieden.

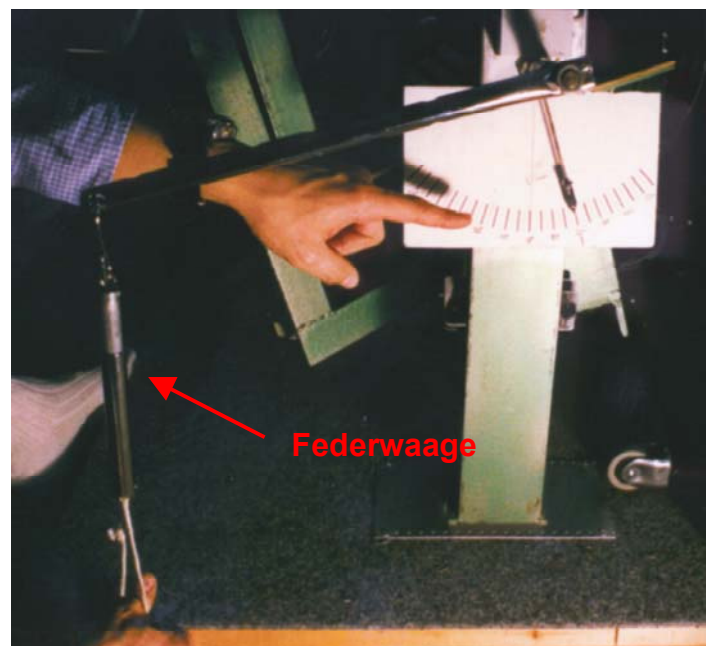
Im Laufe der Vorversuche zeigte sich, dass die elektronischen Winkel- und Kraftmesser betriebstemperaturabhängig schwankende Werte lieferten. Sie wurden

daraufhin nicht berücksichtigt, der Winkel im oberen Sprunggelenk wurde für die Hauptversuchsreihe über den optischen Zeiger erfasst.

**Abb. 2.3:**  
Optischer Winkelmesser der OSG-Achse,  
Messposition 20° Plantarflexion



Der mechanische Widerstand der Orthese in Bewegungsrichtung des oberen Sprunggelenkes wurde über eine geeichte Federwaage ermittelt (Abb. 2.4).



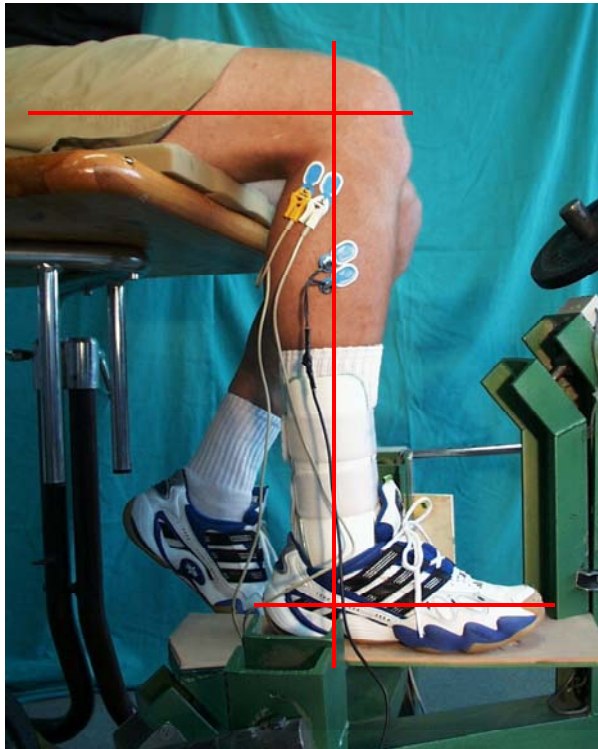
**Abb. 2.4:** Ermittlung des mechanischen Widerstands

### *Positionierung des Probanden*

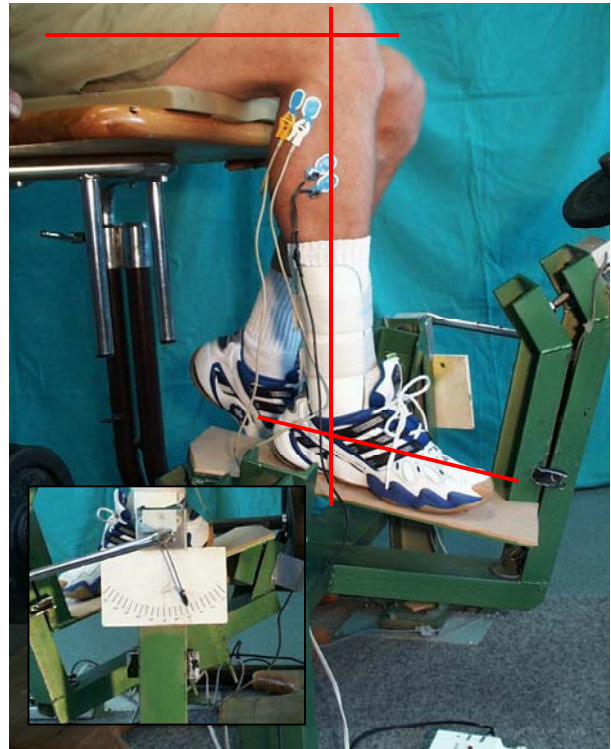
Während des Versuches sitzt die Versuchsperson auf einem höhenverstellbaren Tisch hinter der Sprunggelenkswippe. Die Höhe des Tisches wird so eingestellt, dass das Kniegelenk 90° gebeugt ist und der Fuß fest auf der Wippe steht. Die Versuchsperson sitzt auf einem rutschfesten Schaumstoff, so dass die



einmal eingenommene Sitzposition unverändert bleibt. Während des Versuches flektiert der Proband das rechte Sprunggelenk um  $20^\circ$ , (Abb. 2.5 u. 2.6).



**Abb. 2.5:** Neutralposition,  $0^\circ$  Flexion



**Abb. 2.6:** Messposition,  $20^\circ$  Flexion

Es wurde jeweils der H-Reflex des rechten Beines gemessen. Das linke Bein hing während des Versuches frei vom Untersuchungstisch herab.

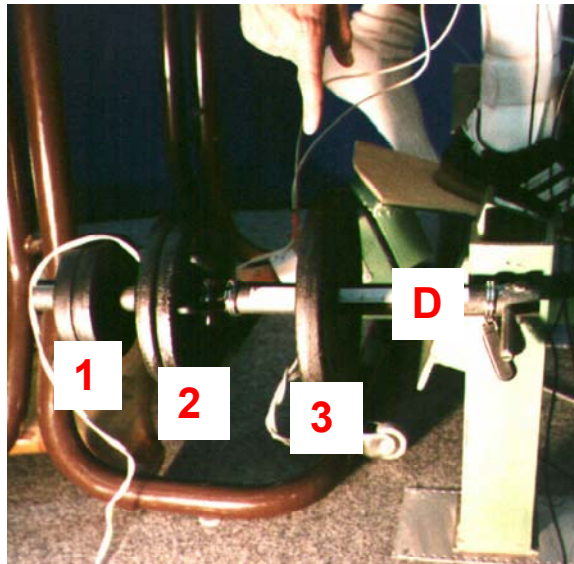
Um eine bessere Reflexbahnung zu erreichen, konnte sich der Proband mit beiden Händen am Tisch festhalten und durch leichten Zug die Armmuskulatur anspannen. Dies entspricht im Prinzip der Reflex-„Faszillierung“ eines Jendrassik-Handgriff. Zusätzlich wird die Position des Probanden stabilisiert.

Während des Versuches kann der Proband über einen Spiegel den Winkelmesser kontrollieren und somit eine konstante Flexion im oberen Sprunggelenk einhalten. Gleichzeitig wird dadurch eine blickabhängige Veränderung der Reflexbahnung vermieden, z. B. durch Herumsehen im Untersuchungsraum.



## 2.1.2. Ausgleich des mechanischen Orthesenwiderstands und Bahnung des H-Reflexes

Auf der Drehmomentachse für das obere Sprunggelenk befinden sich insgesamt drei verschiedene Gewichte. (Abb. 2.7)



**Abb. 2.7:**  
Gewichte der Sprunggelenkswippe

1. Tonisierungsgewicht zur Reflexbahnung
  2. Tarierungsgewicht der Wippe
  3. Ausgleichsgewicht für den mechanischen Widerstand der Orthese
- D Drehmomentachse D

Das mittlere Gewicht (Abb. 2.7 (2.)), 2x5 kg) ist fest fixiert. Es wird während der Versuche nicht verschoben. Es dient der horizontalen Austarierung der Sprunggelenkswippe bei fehlendem Gewicht zur Reflexbahnung und Position des Ausgleichsgewichtes bei 0 Nm Widerstand.

Das rechte Gewicht (Abb. 2.7 (3.)), 10 kg), am nächsten zur OSG-Achse gelegen, dient dem Ausgleich des mechanischen Orthesenwiderstandes bei Plantarflexion des rechten Fußes, (Ausgleichsgewicht).

Das linke Gewicht (Abb. 2.7 (1.)), 2x2,5 kg) wird zur reflexbahnenden muskulären Anspannung benötigt (Tonisierungsgewicht).

Bei allen Messungen ist die Drehmomentachse (Abb. 2.7 (D)) so auf der OSG-Achse fixiert, dass sie in 20° Flexionsstellung des Fußes horizontal steht.

### *Ausgleich des mechanischen Widerstandes der Orthese (Ausgleichsgewicht)*

Nachdem die verwendete Orthese auch in Richtung ihres Freiheitsgrades der Bewegung im oberen Sprunggelenk einen mechanischen Widerstand entgegensetzt, muss dieser ausgeglichen werden.

Zur Messung des mechanischen Widerstandes wird, erst ohne, dann mit angelegter Orthese, mit einer geeichten Federwaage am Auslenkungshebel des Winkelmessers senkrecht nach unten gezogen. Die Position des Ausgleichsgewichtes ist dabei auf 0 Nm fixiert. Bei 20° Flexionsstellung im Sprunggelenk und vollständig entspannter Unterschenkelmuskulatur, werden die gewonnenen Werte abgelesen und subtrahiert. Das Ergebnis kann direkt mit dem Ausgleichsgewicht auf einer Skala der Drehmomentachse eingestellt werden. Durchschnittlich lag der mechanische Widerstand bei 4,4 Nm (s = 1,3 Nm; Min = 2,7 Nm; Max = 7,8 Nm)

Um in 20° Plantarflexionsstellung zu gelangen, ist nach durchgeführtem Widerstandsausgleich der Kraftaufwand mit und ohne Orthese gleich.



**Abb. 2.8:**  
Einstellung des mechanischen  
Orthesenwiderstandes,  
Skala in Nm

### *Bahnung des H-Reflex (Bahnungsgewicht)*

Bei entspannter Peroneus-Muskulatur ließ sich in Vorversuchen kein oder nur ein sehr schwacher Hoffmann-Reflex auslösen. Auch die Bahnung durch einen Jendrassik-Handgriff bewirkt lediglich eine geringe Zunahme des Reflexpotentials.

Bei leichter Anspannung der Unterschenkelmuskulatur lassen sich jedoch deutliche Hoffmann-Reflexe auslösen und reproduzierbar messen.

**Abb. 2.10:**  
Faszillierende Maßnahmen für den  
Patellasehnenreflex

1. Jendrassik-Handgriff
2. Aktive Kopfhebung
3. Aktive Plantarflexion

aus Skript Physiologie, Universität Saarland  
(1998)



Zur Erzielung dieser reflexbahnenden muskulären Anspannung, diente das letzte Gewicht auf der Drehmomentachse, in Abb. 2.7 ganz links. Es wurden zwei 2,5 kg-Scheiben verwendet. Diese wurden individuell so angebracht, dass der Proband über den Messzeitraum von etwa 80 Sekunden mit möglichst geringer Kraft, um einer frühzeitigen muskulären Ermüdung entgegen zu wirken, 20° Flexionsstellung im oberen Sprunggelenk halten konnte. Gleichzeitig sollte bei Auslösung des Hoffmann-Reflexes ein genügend großes Reflexpotential beobachtet werden können. Die Position des Bahnungsgewichtes wurde während der einzelnen Messungen nicht verändert.

### 2.1.3. Beschreibung des verwendeten Reizstromgerätes

Voraussetzung für die Auslösung des H-Reflexes ist die möglichst selektive elektrische Reizung der Muskelspindelafferenzen (Abb. 2.11). Hierzu diente ein modifiziertes Reizstromgerät zur TENS-Behandlung (Abb. 2.12).

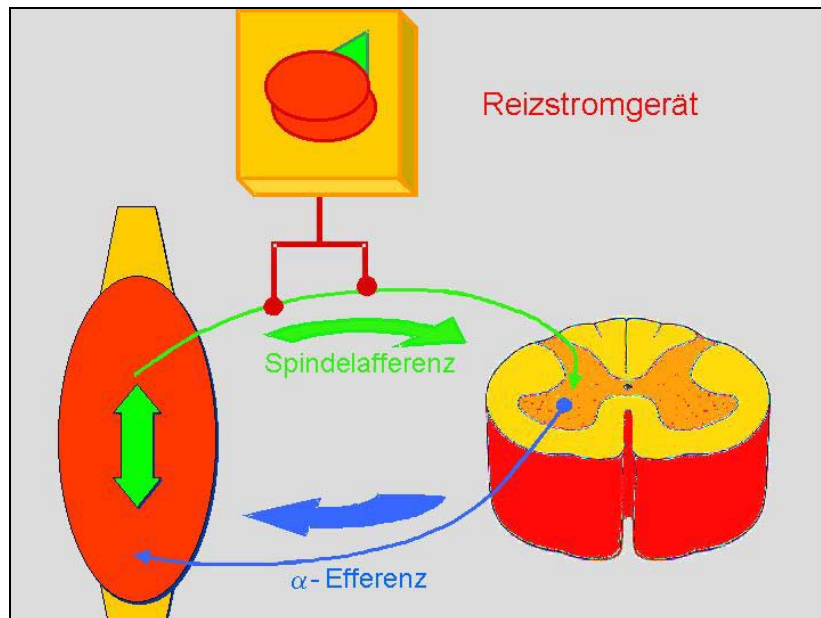


Abb. 2.11: H-Reflex durch selektive Spindelafferenzreizung

#### Technische Merkmale des Reizstromgerätes

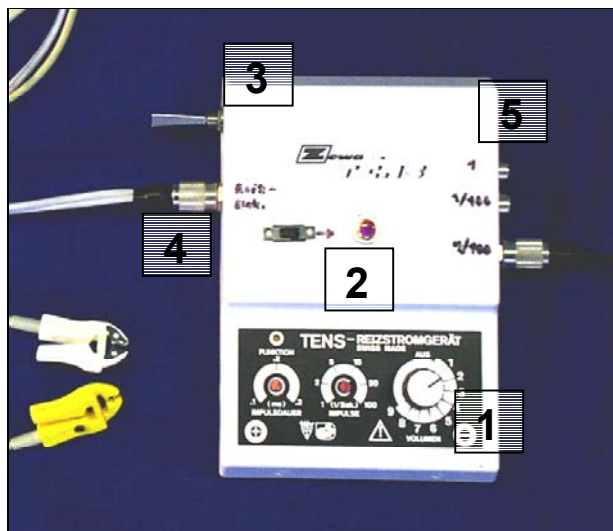


Abb. 2.12: Reizstromgerät

1. Einstellung der Reizstromspannung
2. Auslöser für Einzelreize
3. Startschalter repetetiver Reize
4. Ausgang der Reizstromelektrode
5. Ausgang zur
  - Starttriggerung
  - Reizstrom-Potential-Aufzeichnung

- Stromversorgung: 9 V / 110 mA Blockbatterie
- Ausgangsspannung:
  - 3 – 140 V, linear zur Potentiometerstellung zwischen 10 und 120 V
  - die individuelle Reizschwelle des H-Reflexes lag im Experiment zwischen 27 und 109 V, Mittelwert 64 V (Abb. 2.13).
- Ausgangsstromstärke:
  - aufgrund des unbekanntes Haut- und Weichteilwiderstandes nicht messbar, rechnerisch unter 10 mA
- Reizapplikation:
  - Positionierung der Reizelektroden über dem N. peroneus com. (Abb. 2.14)
  - Impulsdauer: 1 mS
  - als Einzelreiz, manuell auslösbar, Einstellung des H-Reflexes
  - oder: automatische Reizauslösung alle 5 sek., Messung des H-Reflexes
- Ausgang zur EMG-Meßeinheit (Abb. 2.12; 5.):
  1. Trigger: Startet die EMG-Messung
  2. Aufzeichnung des Reizstromimpulses

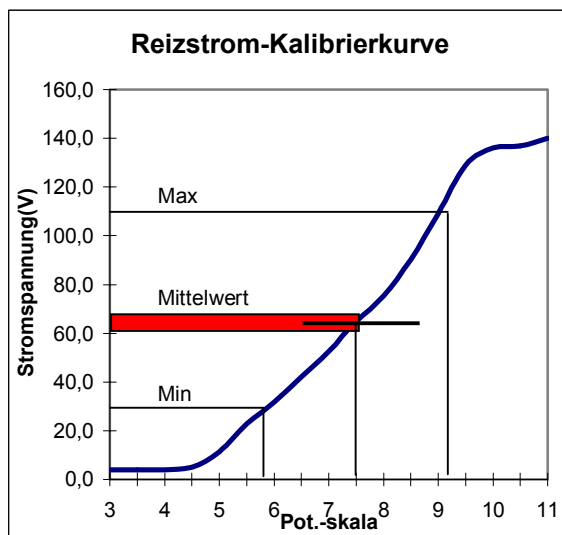


Abb. 2.13: Reizstromkalibrierung

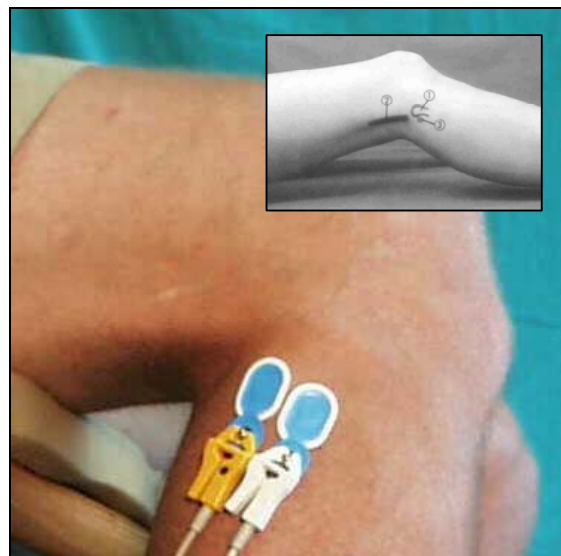


Abb. 2.14: Position der Reiz-Elektroden

## 2.1.4. Einsatz des EMG im Experiment

### *Prinzip*

Das Elektromyogramm eines (EMG) eines Muskels ist die über einen bestimmten Zeitraum erfolgende Aufzeichnung seiner elektrischen Potentialänderung, abhängig vom jeweiligen Aktivitätszustand. Potentialänderungen entstehen in den einzelnen, sich kontrahierenden Muskelzellen, deren Membranen bei Eintreffen eines elektrischen Impulses des  $\alpha$ -Motoneurons über die elektromechanische Koppelung depolarisiert werden (siehe auch 1.3.1., elementares EMG). Die sich summierenden Potentialänderungen eines Muskels leiten sich bis auf die Hautoberfläche fort und können hier gemessen werden. Es entsteht das typische Interferenzmuster muskulärer Aktivität (1.3.1., summarisches EMG). Beobachtet werden Amplitude und Frequenz der Potentialänderungen

Auch wenn der genaue Zusammenhang zwischen dem EMG-Signal eines Muskels und dessen entwickelter isometrischer Kraft noch nicht vollständig geklärt ist, so steht fest, dass mit zunehmender Kraftentwicklung erhöhte Signalamplituden des Elektromyogramms beobachtbar sind. Es ist somit eine qualitative Einschätzung der Kraftentwicklung mittels der Oberflächenelektromyographie möglich.

### *Der H-Reflex im EMG*

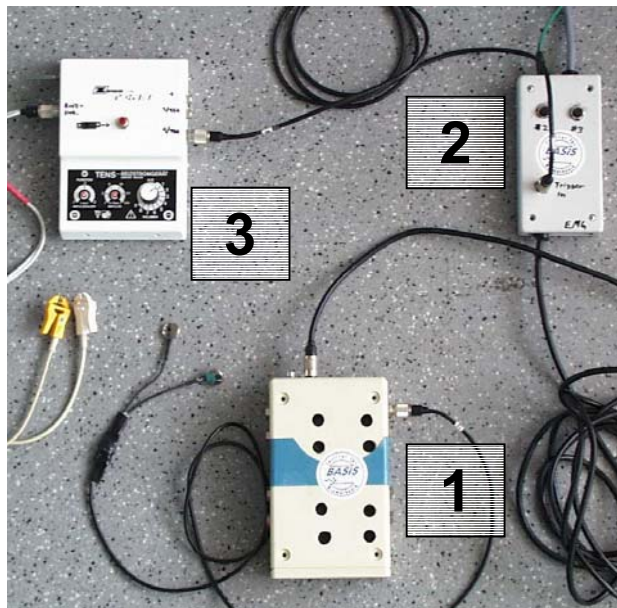
Anders als bei dem üblichen Interferenzmuster bei Willkürkontraktion eines Muskels, beobachtet man bei der Auslösung eines H-Reflexes ein einzelnes Summenaktionspotential (SAP) des abgeleiteten. Die Laufzeitunterschiede der einzelnen elementaren Aktionspotentiale sind innerhalb des Muskels so gering, dass sie nach außen nicht beobachtet werden können. Allerdings kommt es zu einer Überlagerung mit dem Interferenzmuster der in diesem Versuch gewünschten Willküranspannung des untersuchten Muskels, mit entsprechender Beeinflussung des H-Reflex-SAP und Amplitudenveränderung.

### Technische Daten der EMG-Messung

- Bipolare Ableitung, Nullelektrode am Innenknöchel der Gegenseite
- Beobachtete Parameter: 3 EMG-Kanäle
  1. M. peroneus longus
  2. M. tibialis anterior
  3. M. gastrocnemius, caput mediale
- 2 verschiedene Messmodi
  - Online-Modus
  - Speicher-Modus
- Frequenz: 2000 Hz
- Signalverstärkung: 1:1000, manuell feinjustierbar



**Abb. 2.15:** Position der EMG-Elektroden



**Abb. 2.16:** EMG-Messeinheit



- (1) EMG-Verstärkerbox
- (2) Trigger- und EMG-Relais
- (3) Reizstromgerät



### *Wahl des EMG-Modus*

Die EMG-Einheit verfügt über zwei unterschiedliche Betriebsarten:

1. Online-Modus
2. Speicher-Modus

### *Online-Modus zur Einstellung des H-Reflex*

Die Einstellung des H-Reflexes wird im Online-Modus vorgenommen. Durch manuell am Reizstromgerät ausgelöste Einzelimpulse wird eine EMG-Messung des M. peroneus longus gestartet. Die Länge des Messblocks beträgt 50 ms bei 1 ms Pretrigger, er wird sofort am PC-Bildschirm dargestellt, der H-Reflex kann entsprechend analysiert werden. Im Online-Modus können insgesamt 5 derartige EMG-Blöcke auf dem Bildschirm dargestellt werden, dann wird der älteste durch den neuesten Block ersetzt.

Beginnend mit der niedrigsten Reglerstellung wird die Reizstromspannung so verändert, dass ein gut erkennbarer H-Reflex entsteht, bei gleichzeitig niedriger M-Welle. Dies entspricht einer möglichst selektiven Reizung der afferenten Ia-Fasern.

Die individuell für jede Versuchsperson gewonnene Reizstromspannung wird bis zum Abschluss der Messreihen beibehalten.

### *Speicher-Modus*

Die vergleichenden Messungen mit und ohne Orthese werden im Speicher-Modus vorgenommen. Über das Reizstromgerät wird dabei automatisch alle 5 s ein H-Reflex erzeugt. Ausgelöst durch den ersten einfallenden Reizstromimpuls wird eine 80 s dauernde EMG-Messung gestartet. Zusätzlich triggern die Reizstromimpulse jeweils die Speicherung eines 100 ms langen EMG-Signalblocks mit 1 ms Pretrigger. Auf diese Weise können etwa 15 H-Reflexe während einer Messung erfasst werden. Die Daten werden in einer eigenen Datei für jede Versuchsperson abgelegt.



### 2.1.5. Beschreibung der verwendeten Orthese

In der vorliegenden Studie verwendeten wir bei der Durchführung der Versuche eine Aircast-(Therapie-)Schiene. Hauptgründe hierfür sind der einfache konstruktive Aufbau und die damit verbundenen günstigen Eigenschaften für den Versuchs-Setup.

#### **Aufbau:**

- 2 anatomisch geformte Kunststoffschalen, medial und lateral
- innenliegende Luftpolster
- 2 Klettverbindungen in Höhe des distalen Unterschenkeldrittels und über der Malleolengabel
- 1 Klettverbindung unter der Ferse

#### **Günstige Eigenschaften:**

1. An- und Ablegen einfach und schnell, hierdurch Gewährleistung einer unveränderten Sitzposition zwischen den Versuchen
2. einfache individuelle Anpassungsmöglichkeit
3. kaum Behinderung von Plantarflexion und Dorsalextension im OSG

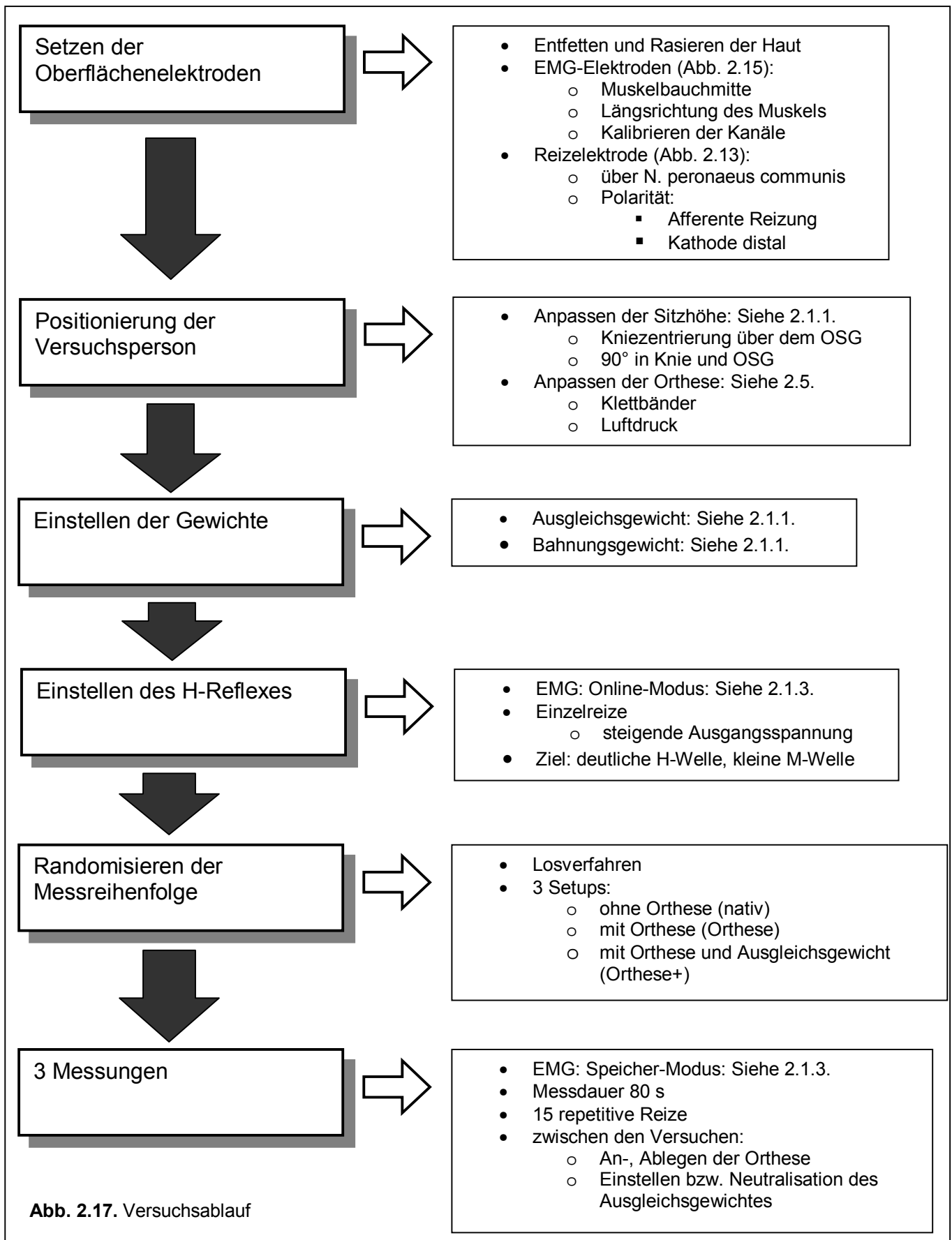
Zudem ist die Aircast-Therapieschiene eine der in den bisherigen klinischen und experimentellen Studien am häufigsten verwendeten Orthesen. Sie besitzt nachgewiesene gute mechanische Eigenschaften, die das obere Sprunggelenk lateral und medial stabilisieren. Zusammen mit der einfachen Anwendbarkeit wird sie hierdurch überdurchschnittlich häufig in Praxis und Klinik therapeutisch eingesetzt, siehe hierzu auch 1.1. und 1.2..

In einigen Studien hat sich darüber hinaus eine Verbesserung der propriozeptiven Fähigkeiten des Sprunggelenkes unter der Verwendung von Orthesen gezeigt. Dabei war insbesondere bei der Aircast-Schiene dieser Effekt ausgeprägt, als Ursache wurden die unter den äußeren Kunststoffschalen gelegenen Luftkissen vermutet.

In der vorliegenden Studie benötigten wir eine Orthese, von der am ehesten ein propriozeptiver Effekt zu erwarten war, gleichzeitig wollten wir die aufgestellte Behauptung überprüfen.

## 2.2. Versuchsablauf

Der Versuchsablauf ist in Abbildung 2.17 dargestellt.



## 2.3. Datenverarbeitung

Ziel der Datenverarbeitung ist die Isolation des H-Reflexes des M. peroneus longus (MPL) aus den gewonnenen EMG-Rohdaten. Dabei ist auch das Extrahieren fehlerhafter H-Wellen wichtig, da diese den individuellen H-Reflex der Versuchspersonen verfälschen können. Zugrunde liegt meist eine Interferenz mit Aktionspotentialen aus der muskulären Hintergrundaktivität, da der MPL zur Auslösung des H-Reflex leicht angespannt sein muss (siehe Kap. 2.1.1., Reflexbahnung). Aber auch eine inkonstante Reflex-Auslösung und eine zu dominante M-Welle können ursächlich für das Herausnehmen einer H-Welle aus der Messreihe sein, die Diskussion hierzu findet sich in Kap. 4.2.. Deshalb wurden die einzelnen EMG-Datensätze nach den in Tab. 2.1. aufgeführten Parametern untersucht, welche eine einfache Isolation und Beurteilung der H-Welle aus dem EMG-Signal sowie eine Beobachtung der Störgrößen zulassen.

**Tab. 2.1.:** Beobachtete Parameter

<b>H-Welle</b> = reflektorisches SAP des MPL	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Laufzeit?</li> <li>• Anzahl der Peaks?</li> <li>• Orientierung der Peaks?</li> <li>• Nulldurchgänge?</li> <li>• Anfang?</li> <li>• Ende?</li> </ul>
<b>Hintergrundaktivität</b> = SAPs des MPL aufgrund der Plantarflexion	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Interferenz mit der H-Welle ?</li> </ul>
<b>M-Welle</b> = SAP des MPL durch direkte Motoaxonerregung	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Größenverhältnis zur H-Welle?</li> <li>• Laufzeit?</li> <li>• Ende?</li> </ul>

Die einzelnen Schritte werden im Folgenden erläutert und sind zur besseren Übersicht in Flussdiagramm 2.2 dargestellt. Ergebnis ist ein für jeden Probanden individueller H-Reflex, dessen Kenngrößen Spanne (Peak-to-Peak) sowie Mittelwert und Integral des gleichgerichteten Datensatzes für die Setups mit und ohne Orthese in die weitere statistische Datenauswertung einfließen. Die H-Reflexe der Probanden können sich voneinander deutlich unterscheiden, sind intraindividuell jedoch bei allen der drei Setups charakteristischerweise gleichförmig.

### 2.3.1. Von den Rohdaten zum isolierten H-Reflex und seinen Kenngrößen

Ausgangspunkt sind die für jeden Versuchs-Setup in der Messzeit von 80 s gewonnenen 15, jeweils 100 ms langen EMG-Rohdatensätze jedes Probanden. Jeder Datensatz enthält einen H-Reflex (Abb. 2.18a, Schritt 1). Alle Rohdaten durchlaufen ein Hochpassfilter (Abb. 2.18a, Schritt 2).

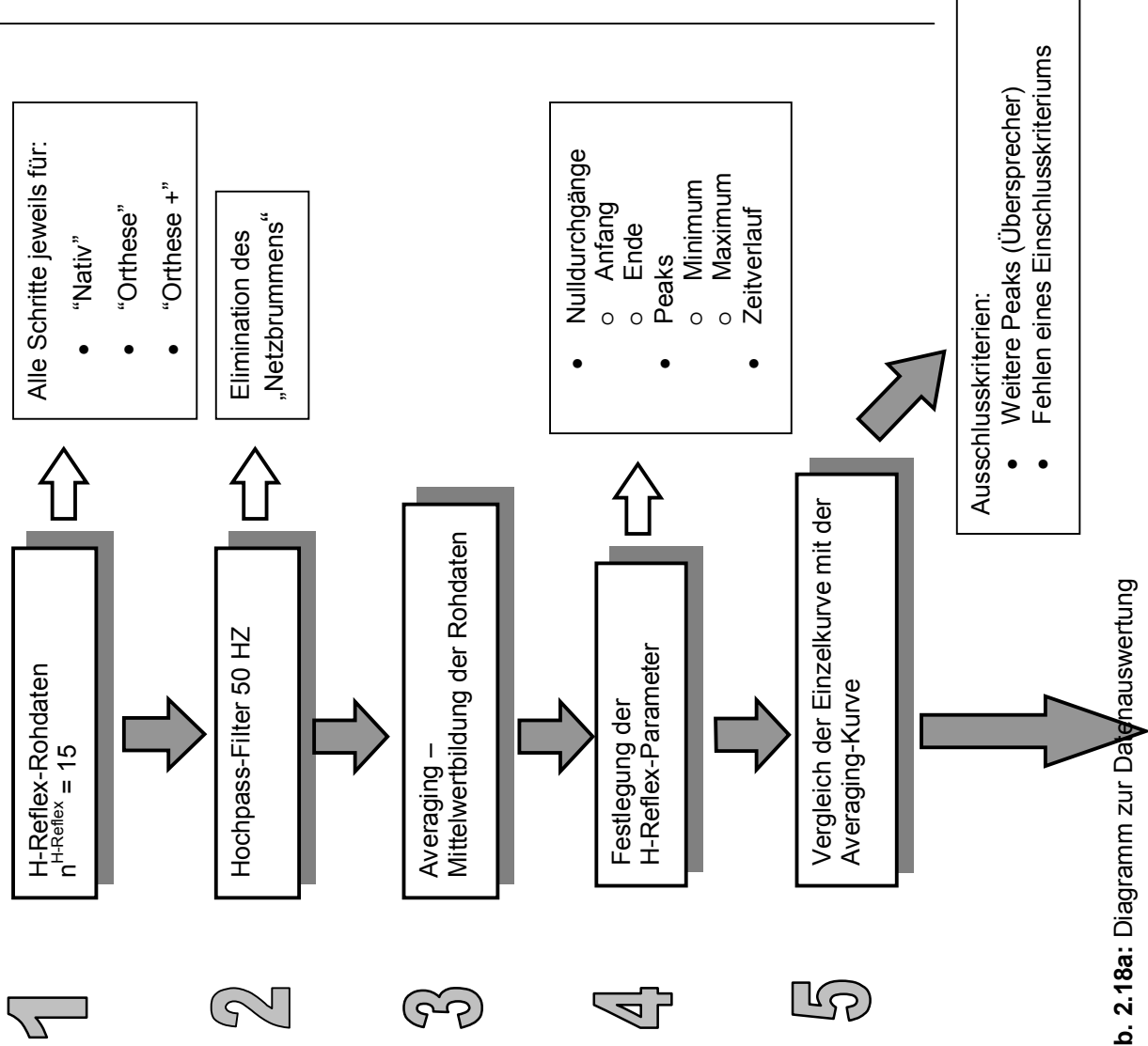
Beim sogenannten Averaging werden die Datensätze aufsummiert und durch  $n = 15$  dividiert. Man erhält die Mittelwert- oder auch Average-Kurve (Abb. 2.18a, Schritt 3). Der H-Reflex ist jetzt meist klar zu erkennen, da sich das Interferenzmuster der Hintergrundaktivität über die 15 Reize kompensiert.

Anhand der gewonnen Mittelwertkurve werden die für den individuellen H-Reflex eines Probanden charakteristischen Kenngrößen festgelegt (Abb. 2.18a+b, Schritt 4; siehe auch Tab. 2.1.; H-Welle).

Jetzt kann jeder einzelne H-Reflex mit der Average-Kurve verglichen und auf Parameterübereinstimmung sowie Interferenz durch Störgrößen, wie z. B. aus der Hintergrundaktivität einfallende SAP, untersucht werden (Abb. 2.18a, Schritt 5). Fehlerhafte Kurven werden verworfen, übereinstimmende für die weitere Datenverarbeitung übernommen (Abb. 2.18b, Schritt 6). Aus ihnen wird durch ein erneutes Averaging der endgültige H-Reflex eines Probanden für jeden Setup gebildet (Abb. 2.18b, Schritt 7).

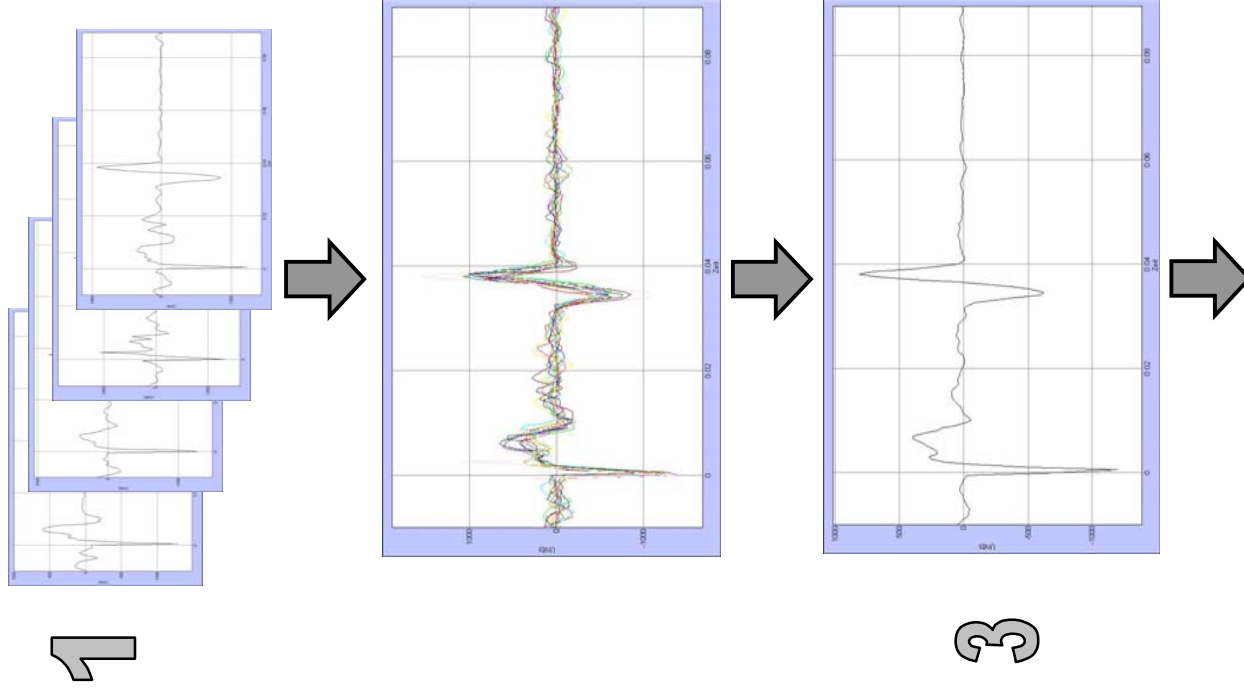
Für die statistische Aufbereitung der Messungen werden drei Werte extrahiert (Abb. 2.18b; Schritte 10–12), nämlich der Peak-to-Peak-Wert (Spanne zwischen maximalem negativen (Minimum) und maximalem positiven (Maximum) Ausschlag) sowie das Integral (Fläche unter der Kurve) und der Mittelwert der H-Welle nach Gleichrichten des Datensatzes (Abb. 2.18b, Schritt 9). Die Werte für die Setups „Orthese“ und „Orthese+“ wurden dabei auf den Wert von „Nativ“ (= 100% = 1) normiert (Abb. 2.18b, Schritt 8).

**Auswerteschritt**

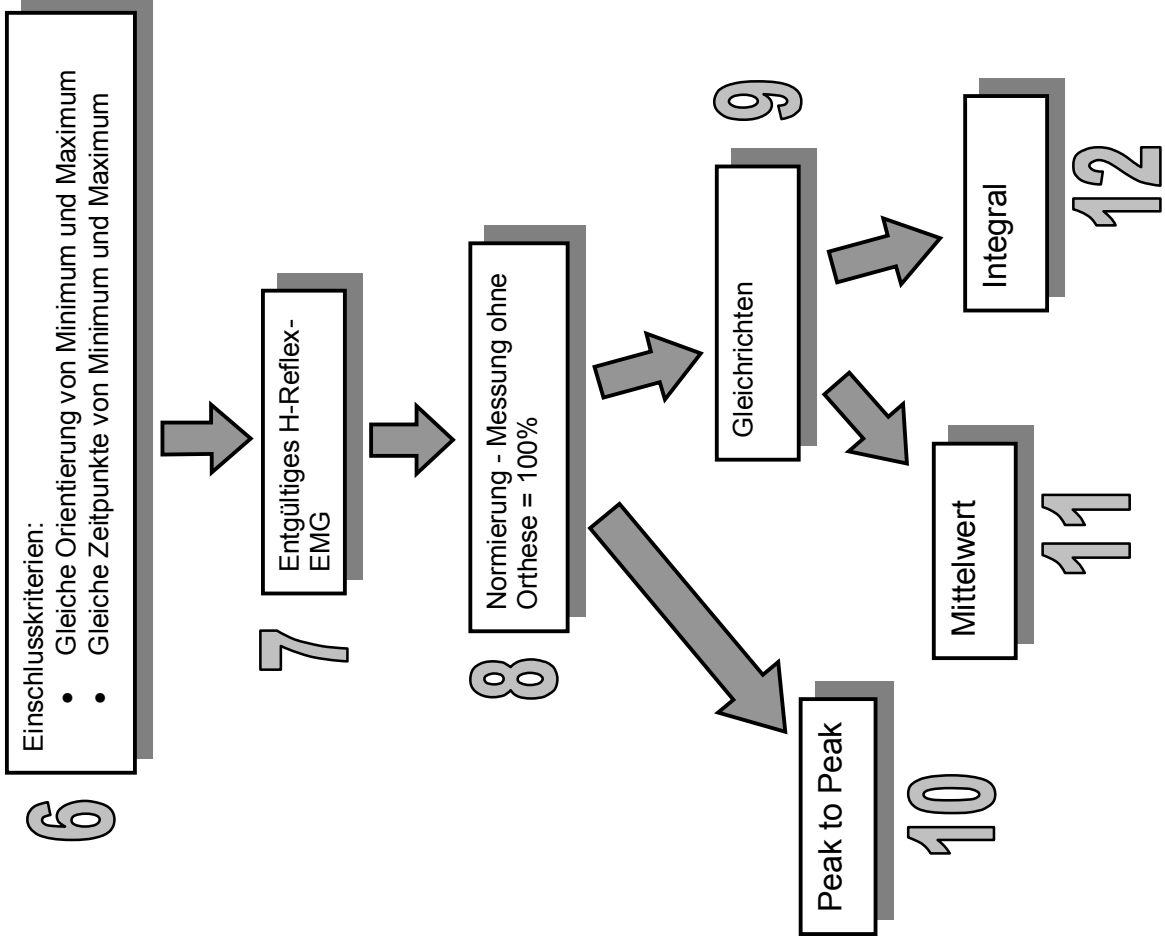


**Abb. 2.18a:** Diagramm zur Datenauswertung

**Wirkung auf den Datensatz**



**Auswerteschritt**



**Wirkung auf den Datensatz**

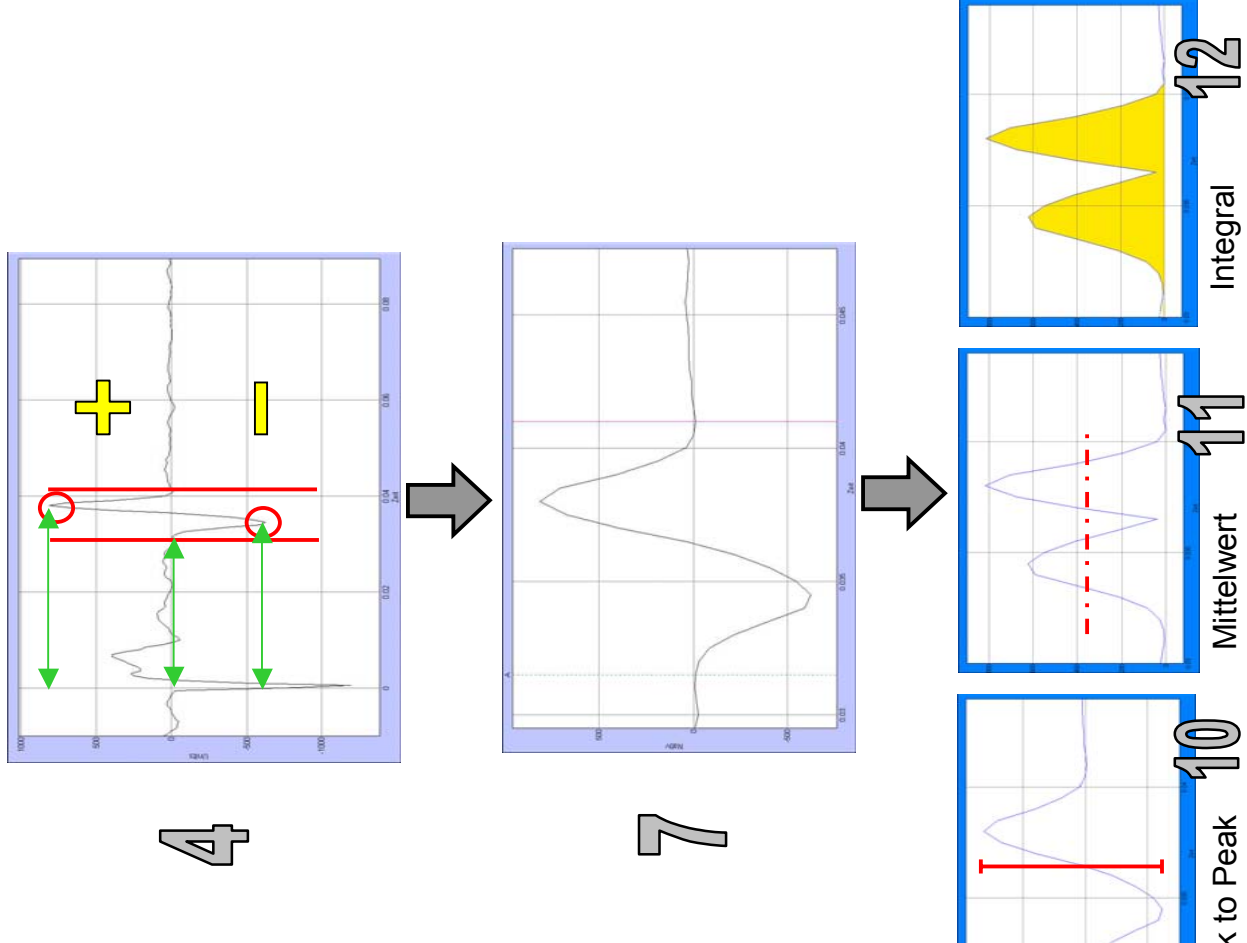


Abb. 2.18b: Diagramm zur Datenauswertung

### 2.3.2. Inferenzstatistik

#### *Testauswahl*

Die gewonnenen Daten wurden abschließend inferenzstatistisch mittels des Wilcoxon-Tests ausgewertet (weiterführende Literatur: Kesel et al. „Einführung in die angewandte Statistik für Biowissenschaftler“, Birkhäuser Verlag).

Der Wilcoxon-Test ist ein parameterfreier Test. Weder die Paardifferenzen noch die Stichprobenwerte müssen normalverteilt sein. Er kann als ein- oder zweiseitiger Test durchgeführt werden. Die Voraussetzungen zur Anwendbarkeit sind:

#### *Nullhypothese:*

$H_0$ : mittlere Paardifferenzen  $\delta = 0$

#### *Art der Stichproben:*

- verbundene Stichproben.
- Stichprobenumfang  $n \geq 10$ .
- Stichprobenumfänge der zu vergleichenden Verteilungen müssen gleich sein:

$$n_A = n_B = n$$

#### *Anwendung des Tests auf das vorliegende Datenmaterial*

Es soll untersucht werden, ob ein signifikanter Unterschied zwischen einem H-Reflex mit bzw. ohne angelegte Orthese besteht und in welche Richtung sich der H-Reflex durch Ausgleich des mechanischen Orthesenwiderstands verändert.

Nachfolgend wird zum besseren Verständnis des Wilcoxon-Tests die damit verbundene Vorgehensweise dargestellt.

*Nullhypothese:*

Messungen mit angelegter Orthese ergeben den gleichen H-Reflex wie Messungen ohne Orthese bzw. mit ausgeglichenem mechanischem Widerstand der Orthese.

$H_0$ : Mittlere Paardifferenzen von

1. Nativ – Orthese	= 0
2. Nativ – Orthese +	= 0
3. Orthese – Orthese +	= 0

*Art der Stichproben:*

- Verbunden: Die gleichen Versuchspersonen werden mit der gleichen Messmethode unter verschiedenen Versuchsbedingungen verglichen.
- $n_{\text{Versuchspersonen}} = 18 > 10$
- $n_{\text{Nativ}} = n_{\text{Orthese}} = n_{\text{Orthese +}}$

*Berechnung der Prüfgröße  $PG = z$ :*

Über die Prüfgröße wird untersucht, ob die Paardifferenzen  $d_i$  aus den Messwerten  $A_i$  und  $B_i$  symmetrisch um den Median  $x$  streuen. Der Median wird dabei gleich Null gesetzt.

Zur Berechnung der Prüfgröße werden Paardifferenzen gebildet.

$$d_i = A_i - B_i$$

Diese werden hinsichtlich ihres Betrags geordnet und mit Rangzahlen versehen. Der Rangzahl wird dann das Vorzeichen der entsprechenden Paardifferenz zugeordnet. Man bildet die Summe der positiven und negativen Rangzahlen. Die Rangsumme mit dem kleineren Absolutwert ist die Prüfgröße  $z$ .

$$PG = z = |RZ|_{\text{kleiner}}$$



Für die ausgewählten drei Kenngrößen des H-Reflexes ergeben sich daraus folgende Prüfgrößen:

**Tab. 2.2:** Prüfgrößen des Wilcoxon-Test

	<b>Mittelwert</b>	<b>Integral</b>	<b>Peak to Peak</b>
<b>ntv - ort+</b>	39	40	39
<b>ntv - ort</b>	34	34	39
<b>ort - ort+</b>	81	68	81

*Berechnung des Freiheitsgrades v:*

Die Anzahl der Freiheitsgrade v ist gleich der Anzahl vergebener Rangzahlen  $n_{RZ}$ . Es gilt somit:

$$v = n - a = n_{RZ} = 18$$

(a = Anzahl der Paardifferenzen mit  $d_i = 0$ )

*Signifikanzschranke:*

Die Signifikanzschranke SSchr mit  $v = n = 18$  Freiheitsgraden und einer Irrtumswahrscheinlichkeit  $\alpha = 0,025$  bei einseitigem Test (ntv – ort und ntv – ort+), bzw.  $\alpha = 2 \times \frac{1}{2} \alpha = 0,05$  bei zweiseitigem Test (ort – ort+) beträgt 40.

$$SSchr_{0,025} = 40; \text{ einseitiger Test}$$

$$SSchr_{0,05} = 40; \text{ zweiseitiger Test}$$

*Beurteilung:*

Bei kleinen Stichprobenumfängen ( $n \leq 25$ ) wird  $H_0$  verworfen, wenn die Prüfgröße  $z \leq$  der Signifikanzschranke SSchr ist.

### 3. Ergebnisse

#### 3.1. Deskriptive Ergebnisse

Bei 18 von 20 Versuchspersonen ließ sich ein messbarer H-Reflex reproduzierbar auslösen und in die Datenbearbeitung übernehmen (Abb. 3.2.). Dabei flossen durchschnittlich von 15 Reizen mehr als 11 ( $s = 2,7$ ) in die Bildung des endgültigen H-Reflex-EMG eines Probanden ein (Abb. 3.1).

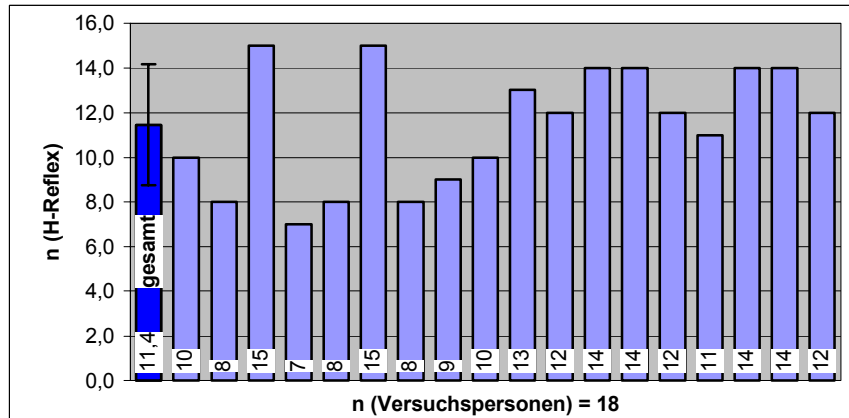


Abb. 3.1: Anzahl der verwendeten H-Reflexe

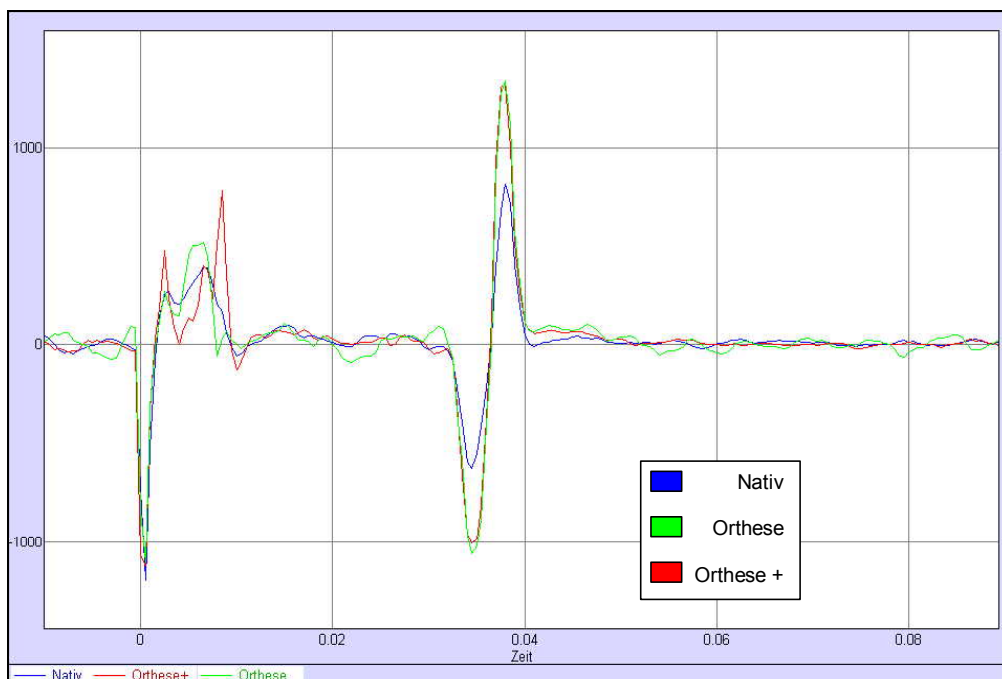


Abb. 3.2: Beispiel für das endgültige H-Reflex-EMG eines Probanden

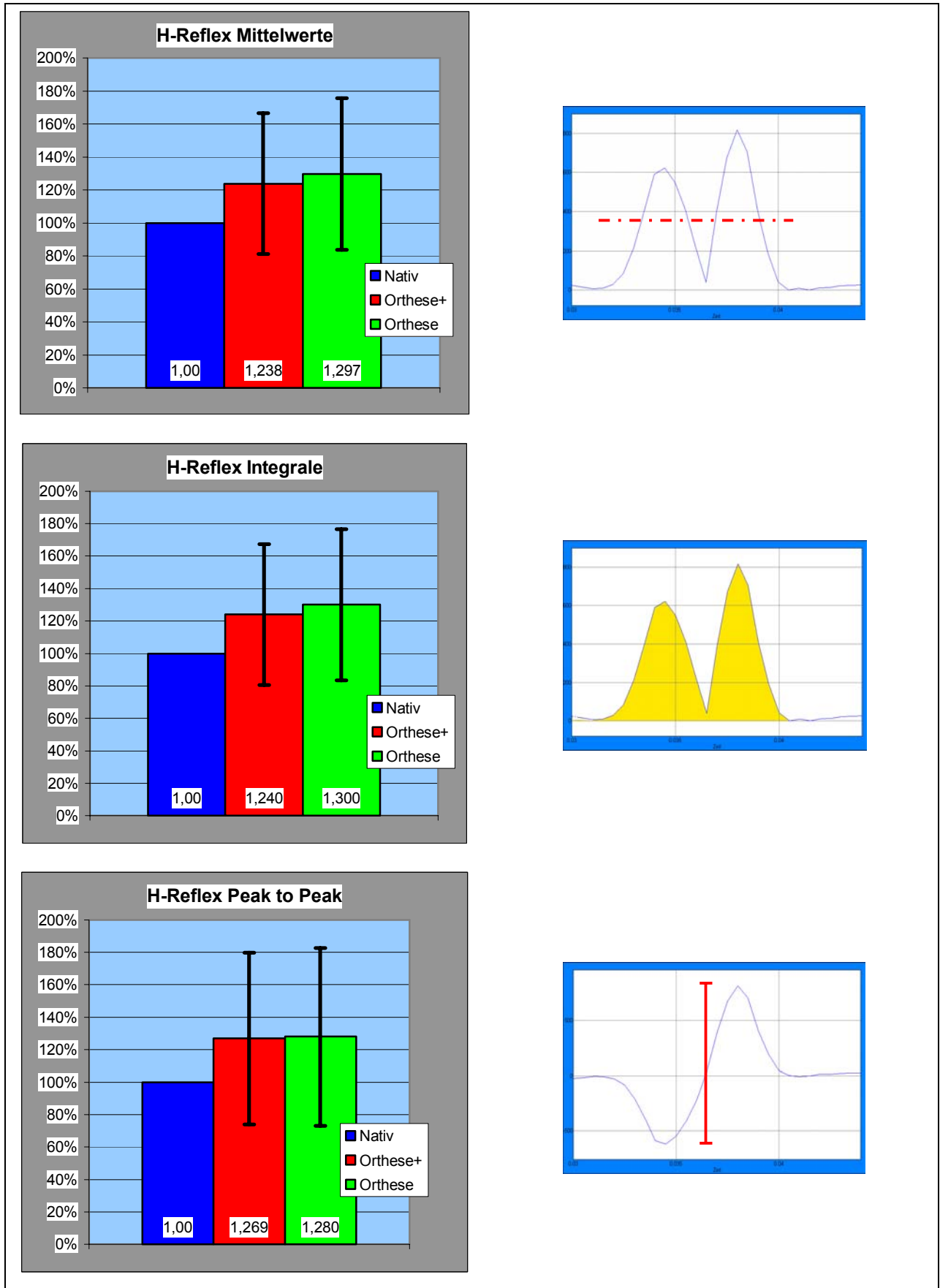


Abb. 3.3: Normierte H-Reflexe über n = 18 Probanden

Bildet man aus den normierten H-Reflexen (Nativ = 1) den Mittelwert, das Integral und die Spannweite und betrachtet die Werte über  $n = 18$  Probanden, so erhält man die in Abb. 3.3 ersichtlichen Balkendiagramme. Sie zeigen eine Zunahme der beobachteten H-Reflex-Kenngrößen um wenigstens 23%, wenn eine Orthese angelegt wird.

Trotz Elimination des mechanischen Widerstandes der Orthese besteht offensichtlich nur ein minimaler Unterschied zwischen den Werten der Messungen mit angelegter Orthese. Erwartungsgemäß streuen die Peak-to-Peak-Werte am meisten.

### 3.2. Inferenzstatistische Ergebnisse

Die Nullhypothese  $H_{01}$  für den Wilcoxon-Test lautet für die Vergleiche zwischen den Messungen ohne Orthese und mit Orthese (ntv – ort, ntv – ort+):

$H_{01}$ : „Der H-Reflex verändert sich, gemessen mit oder ohne Orthese, nicht;  
 $d_i = 0$ “

Da für die Verwendung einer Orthese ein positiver Einfluss auf die Propriozeption postuliert wird, d.h. der H-Reflex nimmt zu, wird der Test einseitig durchgeführt. Die Irrtumswahrscheinlichkeit  $\alpha$  beträgt hierfür 0,025 bei  $n = 18$  und einer Signifikanzschranke  $SSchr_z = 40$ .

Analog lautet die Nullhypothese  $H_{02}$  für die Vergleiche zwischen ausgeglichenem und nicht ausgeglichenem mechanischem Widerstand der Messungen mit Orthese (ort – ort+):

$H_{02}$ : „Der H-Reflex verändert sich durch die Elimination des mechanischen Orthesenwiderstandes nicht;  $d_i = 0$ “

Nachdem hier die Richtung einer möglichen Änderung des H-Reflex nicht bekannt ist, wird der Wilcoxon-Test zweiseitig durchgeführt.  $\Rightarrow \alpha = 0,05$  bei  $SSchr_z = 40$  und  $n = 18$ .

Ist die Prüfgröße  $z \leq SSchr$ , so besteht ein signifikanter Unterschied zwischen den H-Reflexen der verglichenen Setups, die Nullhypothese kann verworfen werden, siehe auch 2.3.2., Inferenzstatistik.

**Tab. 3.1:** Signifikanz der Prüfgrößen im Wilcoxon-Test

	<b>Mittelwert</b>	<b>Integral</b>	<b>Peak to Peak</b>
<b>ntv - ort+</b>	sig.	sig.	sig.
<b>ntv - ort</b>	sig.	sig.	sig.
<b>ort - ort+</b>	nicht sig.	nicht sig.	nicht sig.

### *Ergebnisse und Interpretation*

Daraus ergibt sich ein eindeutiges Ergebnis: Für den Vergleich der Versuche mit und ohne Orthese (ntv – ort, ntv – ort+) kann die Nullhypothese  $H_{01}$  verworfen werden. Das heißt, der H-Reflex ist mit angelegter Orthese größer als ohne Orthese. Die Irrtumswahrscheinlichkeit beträgt dabei 2,5 %. Das Ergebnis ist unabhängig vom Ausgleich des mechanischen Orthesenwiderstandes gültig.

Mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5% kann jedoch die Nullhypothese  $H_{02}$  für den Vergleich der Messungen mit Orthese (ort – ort+) nicht verworfen werden. Der durch die Orthese mechanisch erhöhte Widerstand bei Bewegungen im OSG hat offensichtlich keinen statistisch signifikanten Einfluss auf die Größe des H-Reflexes.

Diese Interpretationen werden auch von den deskriptiven Ergebnissen gestützt.

## 4. Diskussion

### 4.1. Diskussion der Ergebnisse und deren Schlussfolgerungen

Die vorliegende Untersuchung stellt eine Ergänzung zu den bisherigen Studien zum Thema der neuromuskulären Propriozeption des oberen Sprunggelenkes dar. Die von Scheuffelen et al. (1993), Jerosch et al. (1995) und Baier et al. (1998) vermutete Beeinflussung von Tiefensensibilität und stabilisierender Muskelaktivität des OSG durch Orthesen kann belegt werden. Das gefundene, alternative Studiendesign trennt dabei mechanische und propriozeptive Eigenschaften der Orthese. Mit dem monosynaptische Reflexbogen des Muskeigenreflexes wird erstmals direkt der unmittelbare neuromuskuläre Regelkreis der Propriozeption untersucht. Durch Auslösung des H-Reflexes gelingt die neuromuskuläre Simulation des Umknickens für die protektive Unterschenkelmuskulatur, stellvertretend gemessen am M. peroneus longus.

Bei Anlegen einer Orthese nimmt die Ausprägung (Mittelwert, Integral und Peak-to-Peak-Wert) des H-Reflexes statistisch signifikant zu. Der zeitliche Ablauf seines Entstehens bleibt dagegen unverändert.

Die Zunahme des Reflex-Aktionspotentials des M. peroneus longus (MPL) im Oberflächen-EMG ist Ausdruck einer größeren Anzahl an der reflektorischen Kontraktion teilnehmender motorischer Einheiten. Da der auslösende Reiz in der vorliegenden Studie zum Zustand ohne Orthese nicht verändert wird, muss als Ursache eine Modulation der Reizschwelle der im Vorderhorn des Rückenmarkes gelegenen  $\alpha$ -Motoneuronen angenommen werden. Bei Einfall des externen Reizes werden offenbar mehr  $\alpha$ -Motoneuronen depolarisiert. Voraussetzung dafür ist, dass bereits vor Reizeinfall eine Veränderung des Aktivitätsniveaus des neuromuskulären Reflexbogens eingetreten ist. Eine niedrigere Reizschwelle kann als verbesserte Reflexbahnung verstanden werden.

Primär ließe sich ein grundsätzlich erhöhter Kraftaufwand, bedingt durch den mechanischen Widerstand der Orthese, mit entsprechend verstärkter Muskelaktivität vermuten. Die Messergebnisse zeigen jedoch, dass dieser Widerstand offensichtlich keinen Einfluss auf die Zunahme des H-Reflexes hat. Nach Ausgleich des

Widerstands besteht ein zu vernachlässigender Unterschied zwischen den Messungen mit angelegter Orthese (Orthese vs. Orthese+).

Dieses Ergebnis ist insofern überraschend, da nach obiger Überlegung bei Elimination des mechanischen Widerstandes eine Angleichung des H-Reflex an die Messung ohne Orthese zu erwarten gewesen wäre (Orthese+ vs. Nativ).

Technisch wurde der Ausgleich des mechanischen Widerstands sehr einfach gelöst. Daraus eine systematische Fehlerquelle für den H-Reflex abzuleiten, ist aufgrund der Eindeutigkeit der Ergebnisse nicht angezeigt. So muss für die Reflexzunahme bereits das alleinige Anlegen der Orthese verantwortlich sein. Die Untersuchung des hierzu führenden Mechanismus war jedoch nicht Gegenstand der vorliegenden Arbeit.

Anzunehmen ist eine polysynaptische Beeinflussung des Muskeleigenreflexes, z.B. vermittelt über Hautrezeptoren und moduliert durch zentrale Einflussnahme. Hierdurch wird mutmaßlich eine höhere Entladungsrate der Muskelspindeln als Grundlage der verbesserten Bahnung und die damit zusammenhängende Änderung der Depolarisationsschwelle der  $\alpha$ -Motoneuronen erzielt.

Im Falle des Umknickens bewirkt eine stärkere reflektorische Muskelkontraktion eine Verbesserung der muskulären Stabilisierung des oberen Sprunggelenkes.

Im Experiment war der zeitliche Ablauf des H-Reflexes durch die Orthese nicht beeinflusst. Dies bedeutet, dass im Falle eines Umknickens auch mit Orthese die Latenz bis zum Einsetzen der reflektorischen Muskelkontraktion unverändert bleibt. Der Muskelreflex würde weiterhin zu spät einsetzen, um wirkungsvoll vor einem Supinationstrauma zu schützen. Das Umknicken muss von den Propriozeptoren erst „registriert“ werden. Im Falle des OSG ist hierfür eine ausreichende Umknickamplitude zur Dehnung der Muskelspindeln des MPL notwendig.

Diese These wird durch die Untersuchung von Gollhofer et al. (1994) gestützt. Sie wiesen nach, dass eine sprunggelenkstabilisierende Reflexaktivität erst nach fast vollständigem Erreichen des Knickwinkels auf der Kippplattform gemessen werden konnte.

In der gleichen Studie wurde jedoch auch gezeigt, dass die mechanischen Eigenschaften einer Orthese einen Schutz vor maximalem Umknicken durch Reduktion des Supinationswinkels bieten und insbesondere die Winkelgeschwindigkeit einer Supination reduzieren. Der Vorgang des Umknickens dauert entsprechend länger.

Nach Scheuffelen et al. (1993) wird „...damit dem akuten Bewegungsapparat erst eine Möglichkeit gegeben, über propriozeptive Einflüsse das Gelenk aktiv zu stabilisieren...“, da die reflektorische Muskelantwort noch rechtzeitig einsetzen kann.

Durch diese mechanischen Vorteile einer Orthese kann, gemeinsam mit den in der vorliegenden Studie nachgewiesenen, propriozeptiven Eigenschaften und der damit verbundenen verstärkten reflektorischen Muskelaktivität des MPL, ein wirksamer Schutz vor dem Umknicken erreicht werden. Ob die nachgewiesenen Effekte dauerhaft sind, also auch bei chronischen Instabilitäten zur Geltung kommen, kann aus der vorliegenden Untersuchung nicht abgeleitet werden. Aufbauend auf ihre Ergebnisse wäre es durchaus sinnvoll, zu untersuchen, ob bei längerem Anlegen der Orthese Gewöhnungseffekte auftreten.

## **4.2. Diskussion der experimentellen Fehler**

### *Problem: Korrekte Auswahl der H-Reflexe*

Der gewählte Versuchsaufbau versucht möglichst viele der typischen Fehlerquellen (wie z. B. Kabelbewegungen, überschießende Muskelaktivität bei Sprüngen, schwer erfassbare Relativbewegungen des Fußes im Schuh usw.) zu kontrollieren. Dies wird insbesondere dadurch erreicht, dass nur die Orthese gewechselt und ggf. das Ausgleichgewicht hinzu genommen wird. Ansonsten werden alle vorgenommenen Einstellungen belassen

Im Gegensatz zu vergleichbaren Studien wird die zentrale Messgröße, das EMG des MPL, nicht durch Bewegungen des Probanden beeinflusst. Allerdings zeigt sich durch die zur Reflexbahnung benötigte Muskelanspannung eine zum Teil deutliche Hintergrundaktivität im EMG-Datensatz. Hierdurch wird die Einstellung des H-Reflexes und die Auswahl der einzelnen Reflexe zur Bildung des endgültigen H-Reflex eines Probanden erschwert.



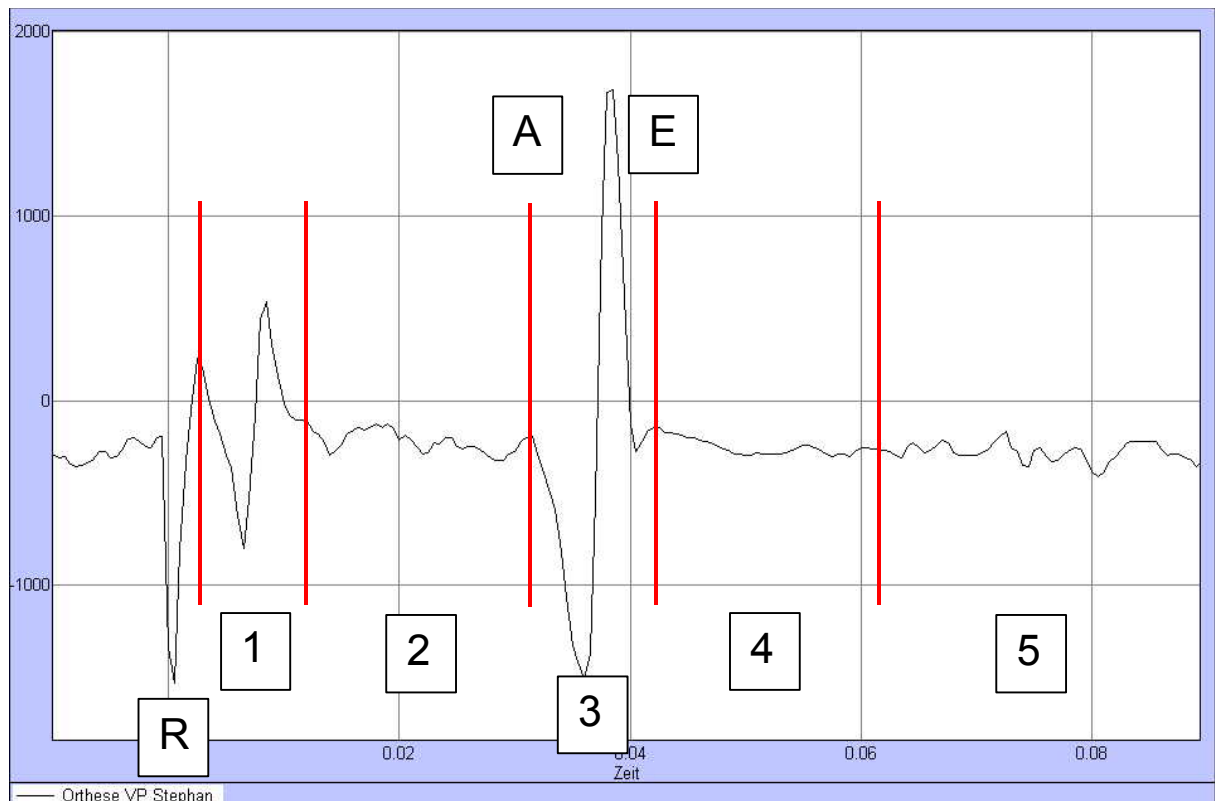
Warum indes die exakte Betrachtung der H-Reflexe so wichtig ist, machen folgende Überlegungen zu einer validen Kurvenauswahl deutlich:

1. Die statistischen Größen Integral, Mittelwert und Peak-to-Peak-Wert werden aus dem endgültigen H-Reflexpotential ermittelt.
2. Für die Berechnung des Integrals und der mittleren Aktivität fließt jeder Wert (in EMG-Units) des gleichgerichteten EMG zwischen Anfang (A; Abb. 4.1) und Ende (E; Abb. 4.1) des H-Reflexes ein. Beispielsweise liegen bei der H-Welle in Abbildung 4.1 bei einer Messfrequenz von 2000 Hz zwischen A und E 23 Datenpunkte = Messwerte. Die beiden zu berechnenden statistischen Größen sind durch die relativ große Anzahl an Messwerten einigermaßen stabil gegenüber Störfaktoren. Da es sich um gleichgerichtete Daten handelt, führen zusätzlich aus der Hintergrundaktivität einfallende Aktionspotentiale zu einer systematisch falschen Erhöhung der Werte.
3. Im Gegensatz zu 2. wird der Peak-to-Peak-Wert nur aus der Summe der Beträge von zwei Werten, dem Minimum und dem Maximum des H-Reflex, gebildet. Der Peak-to-Peak-Wert ist deshalb anfälliger für Störfaktoren. Zusätzliche Aktionspotentiale führen durch ihre Überlagerung zu einer Streuung der eigentlichen H-Peaks. Die Mittelwert-Kurve wird flacher, Minimum und Maximum nehmen ab, die Standardabweichung zu.

#### *Vorgehen bei der Analyse des EMG-Datensatzes*

Im Folgenden wird anhand einer Rekapitulation des Auswahlverfahrens die Vorgehensweise bei der Bestimmung des endgültigen H-Reflexes gezeigt.

Zur Beurteilung der Qualität eines H-Reflex und der Beeinflussung durch Störfaktoren lässt sich das gemessenen EMG in insgesamt 5 Abschnitte unterteilen, siehe Abb. 4.1. Anhand des dargestellten normalen Ablaufs des H-Reflexes lässt sich nun jede Kurve schrittweise analysieren und auf Fehler untersuchen.



- |    |   |
|----|---|
| 1. | <b>M-Welle</b>                                      |
| 2. | Refraktärphase der M-Welle und Hintergrundaktivität |
| 3. | <b>H-Welle</b>                                      |
| 4. | Refraktärphase der H-Welle                          |
| 5. | Hintergrundaktivität                                |
| R  | Reiz  |
| A  | Anfang der H-Welle                                  |
| E  | Ende der H-Welle                                    |

**Abb. 4.1:** Abschnittweise Betrachtung des EMG-Datensatzes

Um diese kritische Auswahl valide zu gestalten wurden drei Beurteilungsschritte (das sog. **ABC-Verfahren**) so miteinander kombiniert, das eine möglichst systematische Elimination nicht verwertbarer Datensätze möglich war.

**A. Vergleich des zu beurteilenden Datensatzes (=H-Welle) mit der vorab aus allen Datensätze gebildeten Durchschnittskurve:**

Wichen

- Anfang (A; Abb. 4.1)
- Ende (E; Abb. 4.1)
- Anzahl der Peaks
- Orientierung der Peaks

des H-Reflex des Einzeldatensatzes von den entsprechenden Werten des Durchschnittsdatensatzes offensichtlich ab, wurde er verworfen.

### **B. Betrachtung des Zeitraums vor der H-Welle:**

Zeigte sich in der Refraktärphase der M-Welle (2; Abb. 4.1) eine übermäßige Hintergrundaktivität oder ein Einzelpeak (wodurch mit großer Wahrscheinlichkeit die H-Welle beeinflusst wird), dann wurde auch dieser Datensatz verworfen.

### **C. Betrachtung des Zeitraums nach der H-Welle:**

Ließ sich in diesem Abschnitt keine klare Refraktärphase der H-Welle (4; Abb. 4.1) erkennen, wurde dies als eine ineffektive Reflexantwort gewertet und der Datensatz verworfen. Dahinter stand die Überlegung, dass die Muskelzellen nach dem SAP die Refraktärphase für den Wiederaufbau des Membranpotentials benötigen. Während dieser Phase ist die Erregbarkeit der Muskelzellen durch externe Reize herabgesetzt. Die Muskelaktivität ist dadurch kurzzeitig deutlich reduziert. Das Vorliegen einer Refraktärphase ist somit der Indikator für einen abgelaufenen Muskelreflex.

(Anmerkung: Am Ende des Eliminationsprozesses wurde aus den verbleibenden Datensätzen die endgültige Durchschnittskurve gebildet, welche für die inferenzstatistische Auswertung herangezogen wurde.)

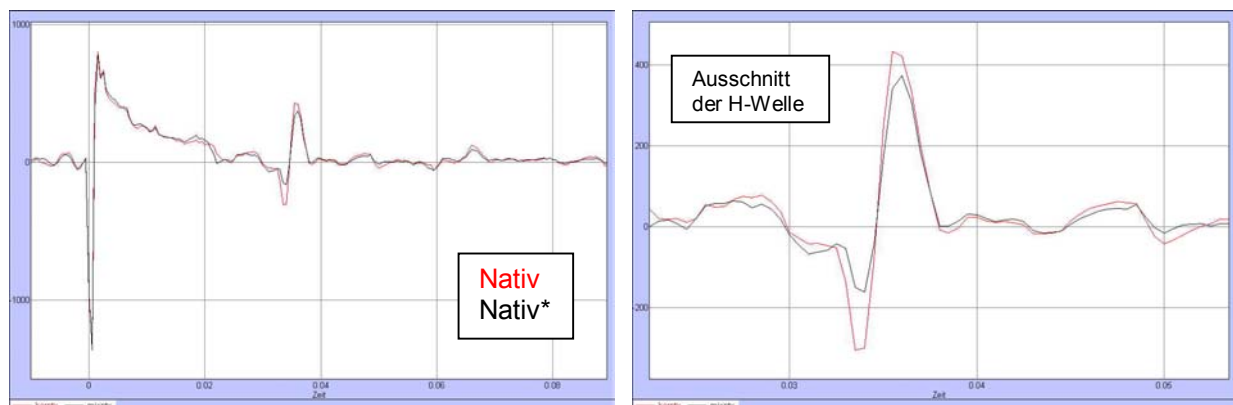
Nach diesem Auswahlverfahren konnten aus insgesamt 300 vorliegenden 206 schlüssige, kombinierte Datensätze (= 900 bzw. 618 H-Wellen) extrahiert werden, wie zu Beginn des Kapitels 3.1 dargestellt. Dabei ist festzuhalten, dass sich bei zwei Probanden (also 30 Datensätzen) überhaupt keine H-Welle generieren ließ und sie deshalb von vornherein aus der Analyse genommen werden mussten.

Zur Verdeutlichung des vorab dargestellten Auswerteverfahrens sind im Anhang, Kapitel 6.2, Abbildungen typischer Messwertkurven mit Erläuterungen zu finden.

### Beurteilung der gewählten Vorgehensweise

Zusammenfassend wird die Richtigkeit dieses Vorgehens bei der Auswahl der H-Reflexe durch folgende Beobachtungen belegt:

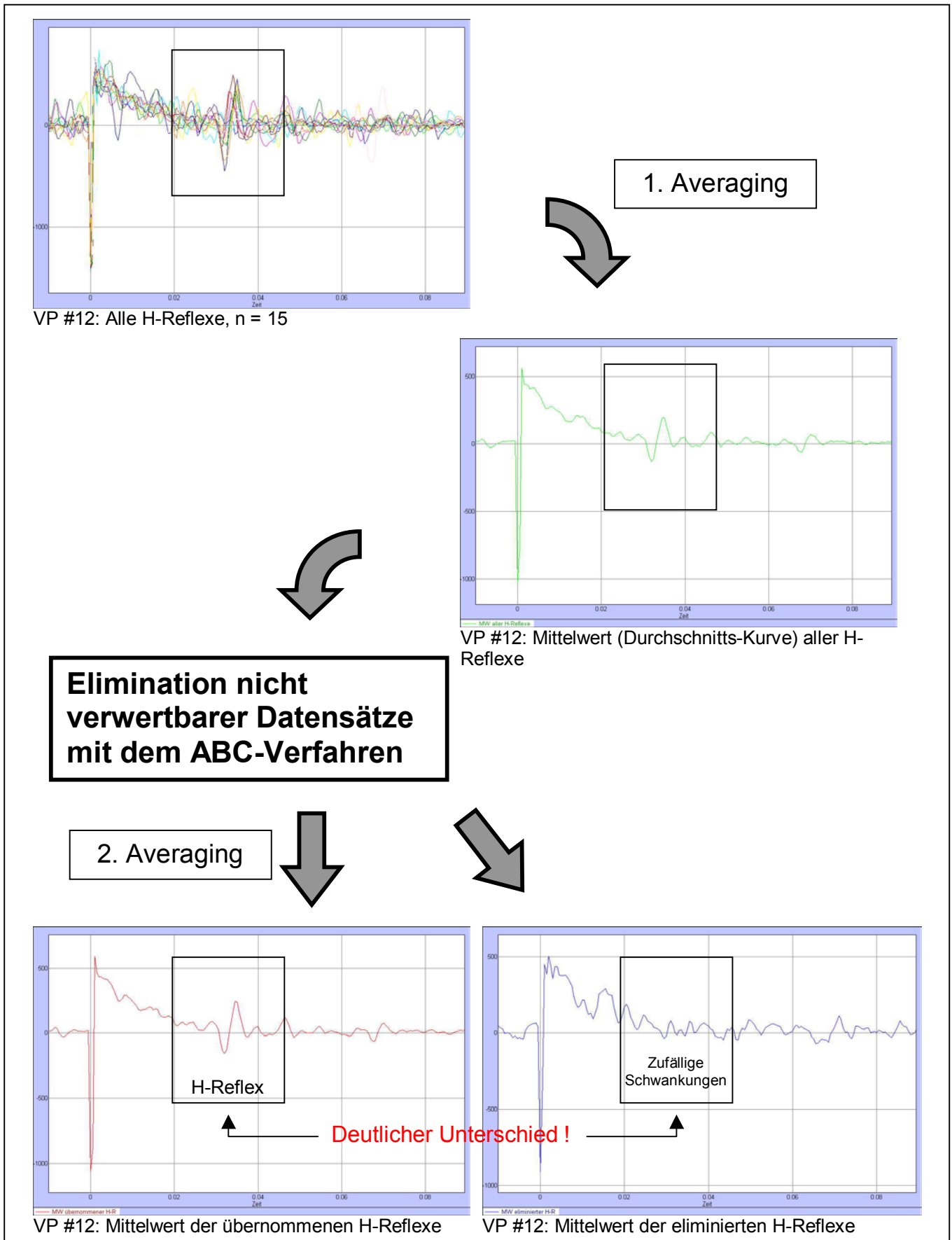
- Da die Hintergrundaktivität bei den Setups Nativ, Orthese und Orthese+ derselben Versuchsperson etwa gleich ist, bleibt die Zahl der herausgenommenen H-Wellen nahezu konstant.
- Ferner ergibt sich nach Korrektur der H-Welle kein grundsätzlich anderes Bild. Die wesentlichen Merkmale der H-Welle, wie Laufzeit des H-Reflex sowie Anzahl, Orientierung und Zeitpunkte der Peaks, bleiben gleich. Die H-Welle tritt deutlicher hervor, während die Hintergrundaktivität geglättet wird (Abb. 4.2).



**Abb. 4.2:** VP 1: H-Welle vor (Nativ\*) und nach Elimination der nicht verwertbaren H-Reflexe (Nativ)

Daraus lässt sich schließen, dass die herausgenommenen Wellen keinen Einfluss auf den Charakter und wenig Einfluss auf die statistischen Parameter der Welle haben.

- Der Informationsgehalt der eliminierten Datensätze ist eher zufälliger Natur. Wie die in Abb. 4.3 entwickelte Gegenüberstellung zeigt, besitzt die Durchschnittskurve der eliminierten Datensätze keine relevante Reflexinformation.



**Abb. 4.3:** Vergleich der Mittelwertkurven der eliminierten und der übernommenen H-Reflexe nach Anwendung des ABC-Verfahrens.

Nicht in jedem Fall besitzen die eliminierten Datensätze überhaupt keinen Informationsgehalt. Bei der Bearbeitung der Datensätze zeigte sich, dass de facto ein fließender Übergang von einem fehlenden über einen durch Hintergrundaktivität deformierten zu einem regelrechten H-Reflex besteht (weitere Beispiele in Kapitel 6.3). Zahlenmäßig überwiegen letztere bei weitem. Dazwischen liegen beliebig viele Abstufungen, wenn man alle Probanden betrachtet.

Die Ursachen liegen einerseits in den geringen individuellen anatomischen und neurophysiologischen Unterschieden der Probanden. Andererseits sind sie bedingt durch den sehr einfachen, experimentellen Versuchsaufbau und -ablauf.

Es besteht jedoch ein eindeutiger Trend. Je mehr H-Reflexe in die statistische Berechnung übernommen werden können, umso klarer sind diese zu erkennen und umso weniger störende Hintergrundaktivität besteht.

#### **4.3. Resümee und weitere Forschungsansätze**

Die letztlich subjektiv bleibende Kurvenauswahl impliziert die Forderung nach einer Objektivierung des Auswerteverfahrens. Zielsetzung ist die Entwicklung eines automatisierten, auf einem festen Algorithmen basierenden Vorgehens. Vorstellbar sind zum Beispiel Anwendungen der Nachrichtentechnik mit Ansätzen aus der Signaltheorie und der Frequenzanalyse.

Weitere Verbesserungsmöglichkeiten liegen innerhalb des Versuchsaufbaus. Sie beinhalten vor allem die Weiterentwicklung der verwendeten Messtechnik und eine stabilere Reflexbahnung als Grundlage eines verlässlicher auslösbarer H-Reflexes. (Siehe auch Tabelle 6.1, Anhang).

Basierend auf dem jetzigen Forschungsstand lassen sich kurzfristig vergleichende Messungen verschiedener Orthesen, Bandagen oder Tapes realisieren. Langfristiges Ziel kann die Entwicklung einer neuromuskulär optimierten Orthese sein.

Hierzu notwendig ist eine weitere Vertiefung der Grundlagenforschung, um die komplexen Zusammenhänge der Propriozeption mit den sie beeinflussenden agonistischen und antagonistischen neuronalen Effekten sowie zentralen Impulsen und Stellmechanismen besser verstehen zu können.

Ein weiterer, bereits erwähnter Forschungsansatz ist die Untersuchung der Langzeiteffekte von Orthesen. Auf Grund der vorliegenden Studie kann hierüber keine Aussage getroffen werden, da nur ein kurzer Zeitraum nach Anlegen der Orthese beobachtet wurde. Eine rasch eintretende Gewöhnung und eine damit verbundene Normalisierung des H-Reflexes sind jedoch durchaus vorstellbar. Wünschenswert im Rahmen der therapeutischen und auch prophylaktischen Zielsetzung von Orthesen wäre jedoch das genaue Gegenteil, was der Frage nach Langzeiteffekten eine zusätzliche Bedeutung beimisst.

Nimmt man die Ergebnisse der vorliegenden Studie, die sich im Wesentlichen mit dem neuromuskulären Aspekt der Propriozeption befasst, so stellt sich die Frage, ob der gefundene Effekt auch Auswirkungen auf weitere biomechanische Gesichtspunkte von Orthesen hat. Bezogen auf den statischen Versuchsaufbau, würde dies eine Ausweitung der experimentellen Verfahrensweise auf eine Untersuchung des H-Reflexes während des Gangzyklus bzw. anderen Bewegungsmustern bedeuten. Tierversuche zeigen eine gangzyklusabhängige Veränderlichkeit des H-Reflexes. Als Ursache werden inhibitorische Einflüsse durch die antagonistische Muskulatur vermutet.

Zur Objektivierung der gefundenen Ergebnisse könnten bereits etablierte biomechanischer Verfahrensweisen hinzugenommen werden, so zum Beispiel Messtechniken der Gangforschung wie die Bewegungsanalyse oder auch Druckverteilungsmessung.

Die Forschungsidee der vorliegenden Studie kann insofern auch Impulsgeber für diese, breite Anwendung findenden Forschungsgebiete sein.

Als Fundament der Forschungen sollte letztendlich die Zusammenführung der theoretischen Grundlagen aus Neurologie, Physiologie und Biomechanik in ein umfassendes Erklärungsmodell dienen.

## 5. Zusammenfassung

### *Problemstellung*

Ob Orthesen einen Einfluss auf die neuromuskuläre Stabilisierung eines Gelenks haben, ist noch nicht endgültig geklärt. Die vorliegende Untersuchung versucht einen alternativen Ansatz zur Klärung dieser Frage zu liefern.

### *Grundlagen*

Im Rahmen eines Supinationstraumas des oberen Sprunggelenkes kommt es zur Dehnung der Peroneus-Muskulatur. Dies führt zu einer Aktivierung der intramuskulären Muskelspindeln. Es resultiert eine reflektorische Muskelantwort, wobei auf Rückenmarkebene eine direkte Umschaltung der afferenten Spindelsignale auf das Motoneuron des zugehörigen Muskels erfolgt (Muskeleigenreflex). Der Muskeleigenreflex lässt sich auch durch elektrische Reizung der Spindelafferenzen auslösen (H-Reflex).

Damit ist der H-Reflex eine ideale Simulation des z.B. in Folge einer Supination auftretenden Dehnungsreizes und hat zudem den Vorteil einer definierten, reproduzierbaren und gut auswertbaren Muskelantwort.

### *Material und Methoden*

An 20 Probanden wurde der Muskeleigenreflex des M. Peroneus longus durch elektrische Reizung des N. Peroneus communis ausgelöst. Die Messungen erfolgten jeweils mit und ohne Orthese. Durch Ausgleichsgewichte wurde der mechanische Einfluss der Orthese auf die Muskelaktivität kompensiert.

Mittels EMG wurde das resultierende Reflex-Summenaktionspotential erfasst und sowohl deskriptiv als auch inferenzstatistisch ausgewertet.

### *Ergebnis*

Es zeigte sich, dass ein signifikant höheres ( $\alpha=0,025$ ) Reflex-SAP messbar war. Die durchschnittliche Erhöhung bei Messungen mit Orthese betrug mindestens 20 %.

### *Schlussfolgerung*

Die Studie unterstützt die Hypothese eines positiven Beitrags von Orthesen zur neuromuskulären Stabilisierung des oberen Sprunggelenks.



## 6. Anhang

### 6.1. Verzeichnis der verwendeten Literatur

1. Alves JW, Alday RV, Ketcham DL, Lentell GL (1992): A comparison of the passiv support provided by various ankle braces. J Orthop Sports Phys Ther 15: 10-18
2. Anderson DL, Sanderson DJ, Hennig EM (1995): The role of external non-rigid ankle bracing in limiting ankle inversion. Clin J Sport Med 5: 18-24
3. Arnold I, Bruns J, Dahmen G (1987): Vergleichende Untersuchung über den Stabilisierungseffekt konservativ funktioneller Maßnahmen am instabilen oberen Sprunggelenk. Unfallchirurgie 13:320-325
4. Baier M, Hopf T (1998): Ankle orthoses effect on single-limb standing balance in athletes with functional ankle instability. Arch Phys Med Rehabil 79 (8): 933-944
5. Boruta J, Bishop JO, Braly WG, Tullos HS (1990): Acute lateral ankle injuries: a literature review. Foot Ankle 11: 107-113
6. Bruns J, Scherlitz J, Luessenhop S (1996): The stabilizing effect of orthotic devices on plantar flexion/dorsal extension and horizontal rotation of the ankle joint. Int J Sports Med 17: 614-617
7. Feuerbach JW, Grabiner MD, Koh T, Weiker G (1994). Effect of an ankle orthosis and ankle ligament anesthesia on ankle joint proprioception. Am J Sports Med 22 (2): 223-229
8. Frick H, Leonhardt H, Starck D, (1987): Allgemeine Anatomie, Spezielle Anatomie I, Thieme Verlag Stuttgart
9. Gollhofer A, Scheuffelen C, Lohrer H (1994): Neuromuskuläre Stabilisation im Sprunggelenk – Prävention und Rehabilitation von OSG-Verletzungen. In: Schmidtbleicher ; Müller (Hrsg.): Leistungsdiagnostische und präventive Aspekte der Biomechanik: 116-122, Academia Verlag St. Augustin
10. Hoffmann P (1922): Untersuchungen über die Eigenreflexe (Dehnungsreflexe) menschlicher Muskeln. Springer Verlag Berlin
11. Hoffmann R, Zwipp, Hkrettek C, Tscherne H (1987): Zur funktionellen Behandlung der frischen fibularen Bandruptur. Eine experimentelle Studie. Unfallchirurg 90: 441-447

12. Hugon M, (1973): Methodology of the Hoffmann Reflex in Man. New Developments in Electromyography and chemical Neurophysiology Vol3 277-293
13. Indikationen der Aircast-Schiene (2006) [www.aircast.de](http://www.aircast.de), Stand 04/2006
14. Janshen L, (2004): Allgemeine Grundlagen zur Elektromyographie. Vorlesungssupplement Institut für Sportwissenschaft, Abteilung Trainings und Bewegungswissenschaft, Humboldt Universität Berlin
15. Jerosch J, Castro W, Hoffstetter I, Bischof M (1994): Propriozeptive Fähigkeiten bei Probanden mit stabilen und instabilen Sprunggelenken. Dt Zeitschr f Sportmed 45 (10): 380-389
16. Jerosch J, Hoffstetter I, Bork H, Bischof M (1995): The Influence of orthoses on the proprioception of the ankle joint. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 3 (1): 39-46
17. Jerosch J, Thorwesten L (1997): Propriozeptive Fähigkeiten im Bereich des Sprunggelenks - welche klinische Relevanz haben sie? TW Sport + Med 9 (4): 186-191
18. Kannus P, Renström P (1991): Treatment for acute tears of the lateral ligaments of the ankle. Operation, casts, or early controlled mobilization. J Bone Joint Surg Am 73: 305-312
19. Kapandji IA, (1999): Funktionelle Anatomie der Gelenke Band 2: Untere Extremität, Hippokrates Verlag Stuttgart
20. Karlsson J, Andreasson GO (1992): The effect of external ankle support in chronic lateral ankle joint instability. An electromyographic study. Am J Spo Med 20: 257-261
21. Kesel AB, Junge M, Nachtigall W, (1999): Einführung in die angewandte Statistik für Biowissenschaftler. Birkhäuser Verlag Basel
22. Kimura IF, Nawoczenski DA, Epler M, Owen MG (1987): Effect of the air stirrup in controlling ankle inversion stress. J Orthop Sports Phys Ther 9: 190-193
23. Kompendium der Regionalanästhesie (1995), AstraZeneca GmbH Wedel
24. Lippert H, (2000): Lehrbuch der Anatomie, Kapitel 9, Urban u Fischer Verlag München

25. Lynch SA, Renstrom PA (1999): Treatment of acute lateral ankle ligament rupture in the athlete. Conservative vs. surgical treatment. Sports Med. 27 (1): 61-71
26. Moll KJ, Moll M (1992): Unterschenkelmuskeln- Peroneusgruppe. Anatomie Kap. 4: 178 Jungjohann Verlag Nekarsulm
27. Peters JW, Trevino SG, Renström PA (1991): Chronic lateral ankle instability. Foot Ankle 12: 182-191
28. Platzer W, (1990): Taschenatlas der Anatomie Band 1, Thieme Verlag Stuttgart
29. Rosenbaum D, Becker HP (1999): Sprunggelenkorthesen: Übersicht, Anwendungsgebiete und wissenschaftliche Ergebnisse. Orthopäde 28: 559-564
30. Scheuffelen C, Gollhofer A, Lohrer H (1993): Neuartige funktionelle Untersuchungen zum Stabilisierungsverhalten von Sprunggelenkorthesen. Sportmed Sportschad 7: 30-36
31. Scheuffelen C, Gollhofer A, Lohrer A (1993): Knicktestgerät für Orthesen. Orthopädie Schuhtech 1993: 14-17
32. Scheuffelen C, Rapp W, Gollhofer A, Lohrer A (1992): Der Einfluß von Sprunggelenkorthesen auf Bewegungsexkursion und neuromuskuläre Aktivität beim Laufen. Orthop Prax 28: 502-505
33. Scheuffelen C, Rapp W, Gollhofer A, Lohrer A (1993): Orthotic devices in functional treatment of ankle sprain. Stabilizing effects during real movements. Int J Sports Med. 14 (3): 140-9
34. Schmidt R, Thews G (2000): Physiologie des Menschen Springer Verlag Berlin
35. Shapiro MS, Kabo JM, Mitchell PW, Loren G, Tsenter M (1994): Ankle sprain prophylaxis: an analysis of the stabilizing effects of braces and tape. Am J Sports Med 22: 78-82
36. Silbernagel S, Despopoulos A, (1991): Taschenatlas der Physiologie, Thieme Verlag Stuttgart
37. Thonnard JL, Bragard D, Willems PA, Plaghki L, (1996): Stability of the braced ankle. A biomechanical investigation. Am J Sports Med 24: 356-361
38. Tiefensensibilität; Brockhaus Gesundheit, 7. Auflg. (2006), Brockhaus Verlag Mannheim

39. Universität Greifswald/Institut für Psychologie, Fachbereich Psychophysiologie (1999): Grundlagen zum EMG. Kursskript
40. Universität Karlsruhe, Institut für Biomedizinische Technik (2004): Motorische Antwort und H-Reflex im EMG. Skript Elektromyographie und Neurographie
41. Universitätsklinik Saarland (1998): Muskeldehnungsreflex bei mechanischer und elektrischer Reizung. Skript Physiologie-Praktikum
42. Vaes PH, Duquet W, Casteleyn PP, Handelberg F, Opdecam P (1998): Static and dynamic roentgenographic analysis of ankle stability in braced and nonbraced stable and functionally unstable ankles. Am J Sports Med 16: 692-702
43. Witt NA, Rettig H, Schlegel K, (1985): Reflektorische Kontrolle und Muskeltätigkeit. Orthopädie in Praxis und Klinik, Kapitel 7, Thieme Verlag Stuttgart
44. Zwick EB, Konrad P, (1994): EMG Fibel. Kongreßbeilage zum Noraxon EMG Meeting 1994 Berlin
45. Zwipp H, Hofmann R (1989): 2-Jahresergebnis zur primär funktionellen Behandlung der fibularen Bandruptur am OSG. Hefte zur Unfallheilkunde 204: 66-72

## 6.2. Ergänzende Erläuterungen zur H-Reflex-Auswahl

Grundsätzlich gibt es zwei Fehlermöglichkeiten, weshalb eine H-Welle nicht zur Bildung des endgültigen H-Reflexes herangezogen werden kann. Diese können sein:

1. Der H-Reflex ließ sich nicht auslösen oder ist nicht eindeutig identifizierbar
2. Übersprecher, d. h. Extra-Peaks aus der Hintergrundaktivität, führen zu einer Alteration der H-Welle.

### 1. Kein auslösbarer H-Reflex

Der fehlende Nachweis eines H-Reflexes ist allgemein die Ausnahme. Bei zwei der 20 Probanden ließ während der Messung jedoch generell kein H-Reflex auslösen, obwohl die Einstellung korrekt vorgenommen wurde. Sie wurden komplett aus der Statistik genommen (Abb. 6.1 + 6.3).

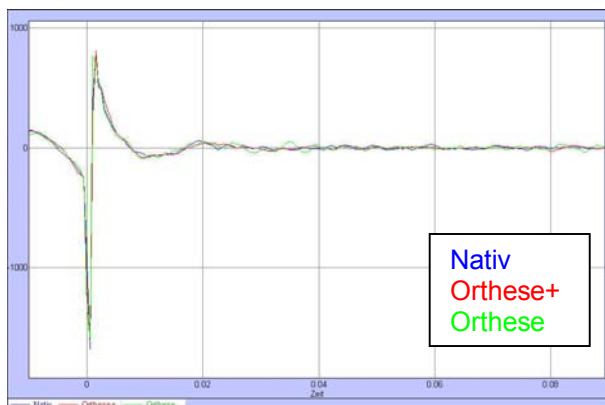


Abb. 6.1: VP 5: Weder M- noch H-Welle

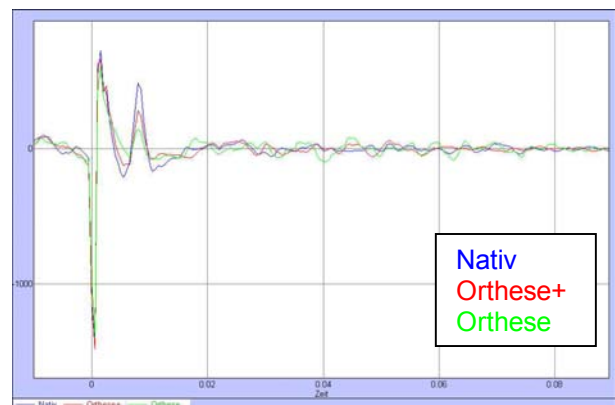


Abb. 6.2: VP 19: Nur M-Welle

### 2. Übersprecher

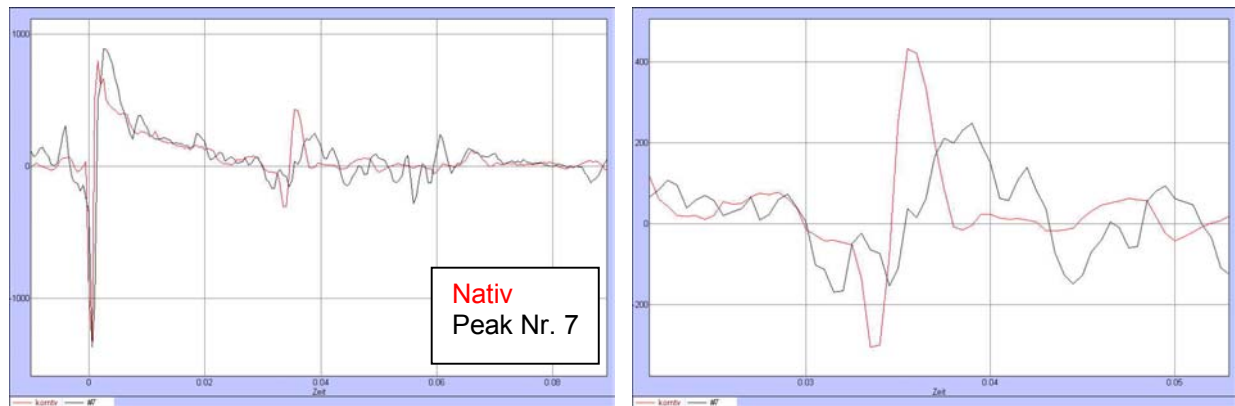
Häufigste Störgröße ist die Interferenz von Übersprechern mit dem H-Reflex. Durch Übersprecher kann die H-Welle wie folgt verändert werden:

1. Peakorientierung und -höhe
2. Zeitpunkte der Peaks
3. Peakanzahl
4. Laufzeit, bzw. nur Anfang oder Ende

Die primär festgelegten Parameter für die H-Welle werden entsprechend verfälscht.

Dabei sind Merkmale für das **Fehlen einer H-Welle**:

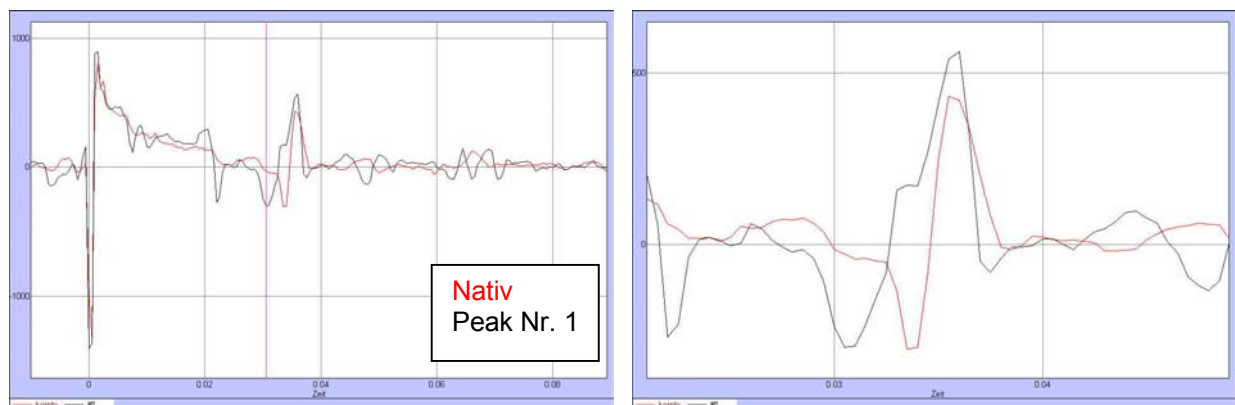
1. kein eindeutig identifizierbarer Peak zum festgelegten Peakzeitpunkt.
2. keine Refraktärphase, bzw. deutliche Hintergrundaktivität in der Refraktärphase.



**Abb. 6.3:** VP 1: Kein eindeutiger H-Reflex, starke Hintergrundaktivität in der Refraktärphase

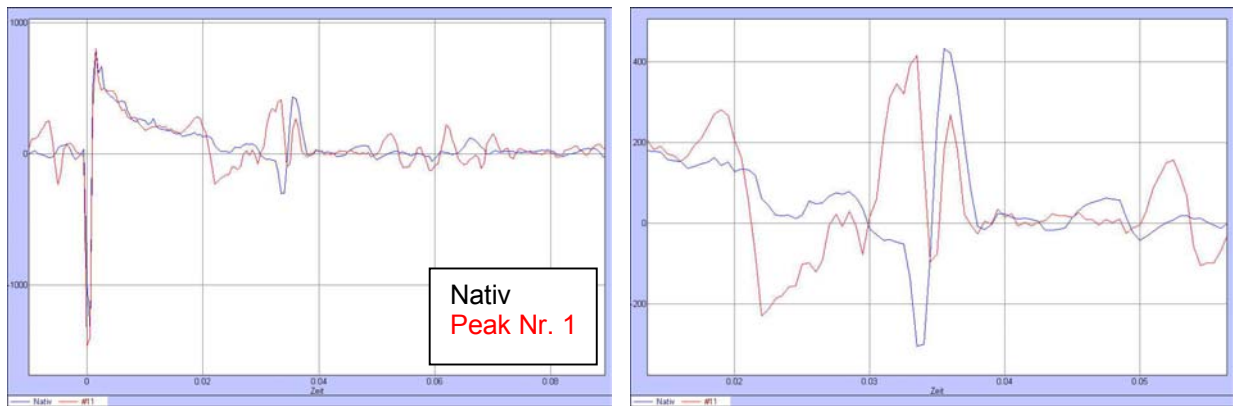
Kennzeichen für die **Interferenz von Übersprechern** ergeben sich aus der Beurteilung der Hintergrundaktivität:

1. starke Muskelaktivität zwischen M- und H-Welle



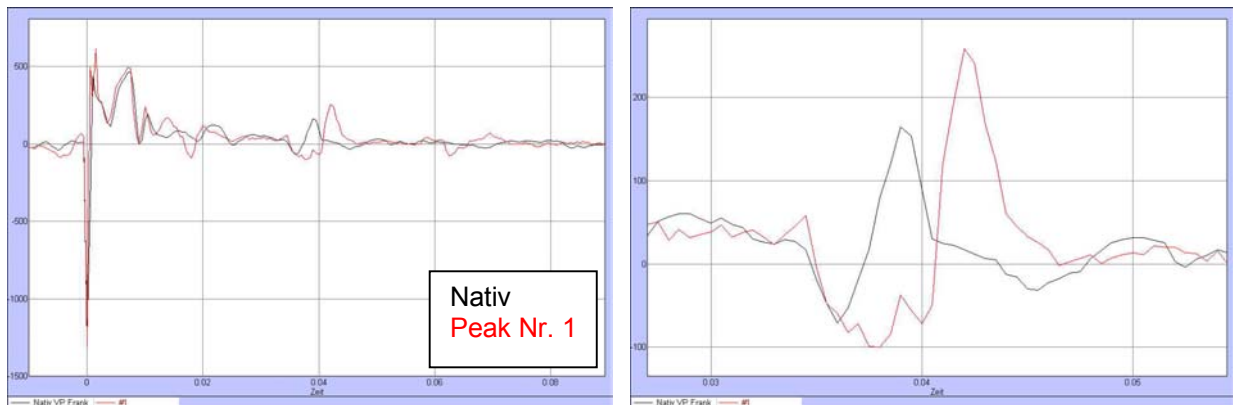
**Abb. 6.4:** VP 1: negativer Spike unmittelbar vor der H-Welle, negativer H-Wellen-Peak verschwindet in der Repolarisation

## 2. starke Überhöhung oder Vorzeichenumkehr der H-Peaks



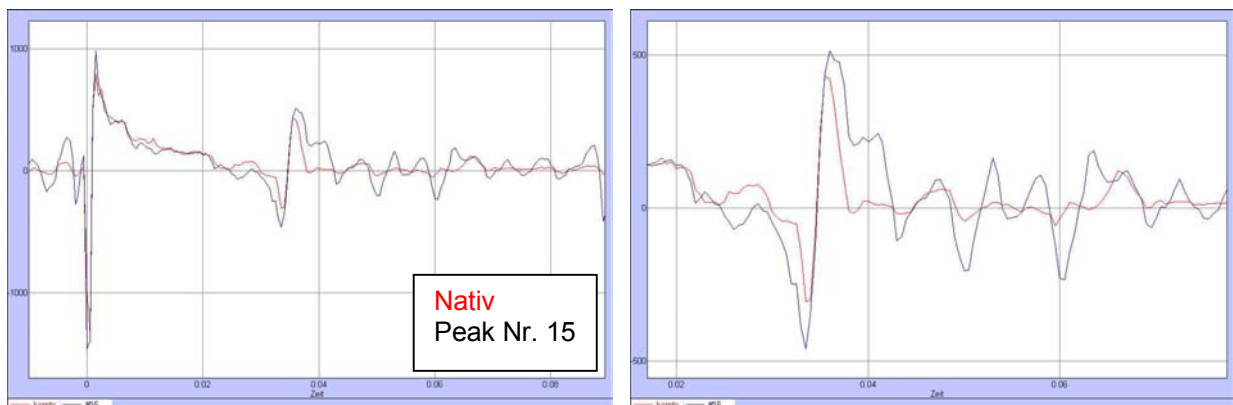
**Abb. 6.5:** VP 1: SAP vor der H-Welle, positiver Spike lässt negativen H-Wellen-Peak verschwinden

## 3. einzelne EMG-Peaks während der Refraktärphase



**Abb. 6.6:** VP 7: großes SAP überlagert sehr kleine H-Welle, positiver Spike in der Refraktärphase

## 4. starke Muskelaktivität nach der Refraktärphase



**Abb. 6.7:** VP 1: Durch starke Hintergrundaktivität fehlender Nulldurchgang der H-Welle

### 6.3. Vergleich der Mittelwertkurven übernommener und eliminerter H-Reflexe mit der Gesamt-Mittelwert-Kurve.

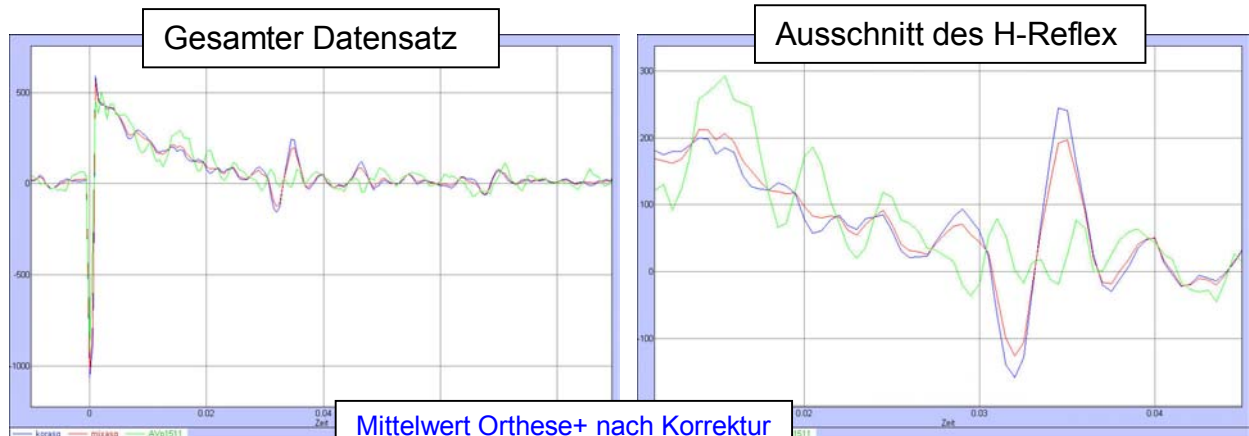


Abb. 6.8: VP 12, Setup Ort

Mittelwert Orthese+ nach Korrektur  
 Mittelwert Orthese+ vor Korrektur  
 Mittelwert der herausgenommenen  
 Peaks 1, 5 + 11

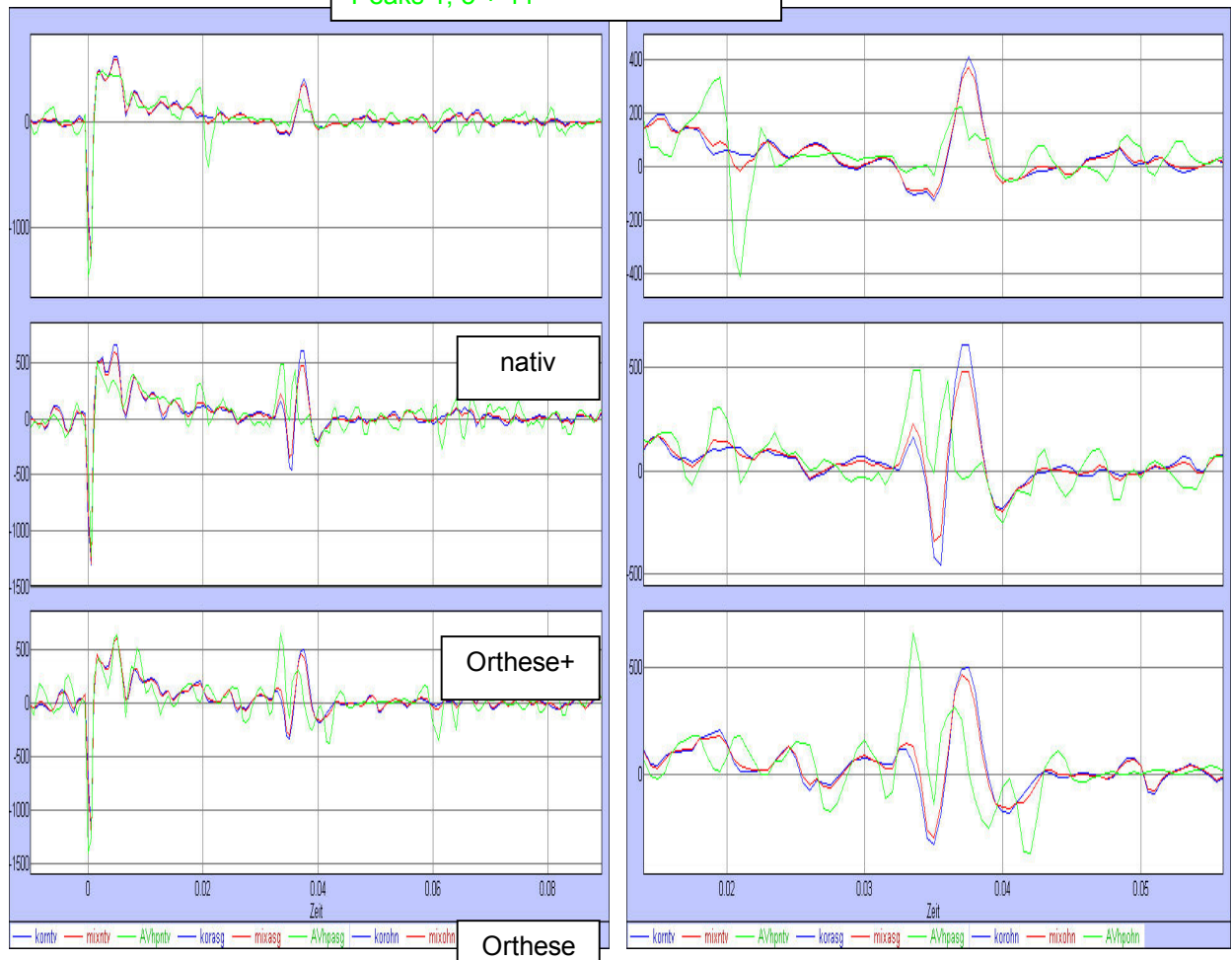


Abb. 6.9: VP 11: Vergleich der Setups nativ, Orthese und Orthese+.

Interessant dabei die vorgeschaltete M-Welle mit abgeflachter H-Welle bei Nativ sowie der grundsätzlich unterschiedliche H-Wellen-Charakter der Orthesenmessungen.

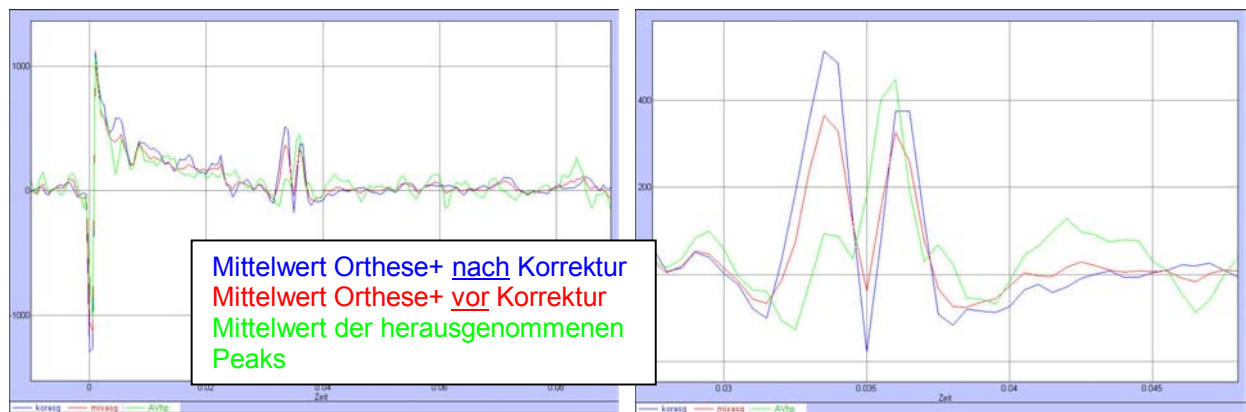
**Erläuterung:**

Mittelwerte Setup Nativ/Orthese+/Orthese nach Korrektur

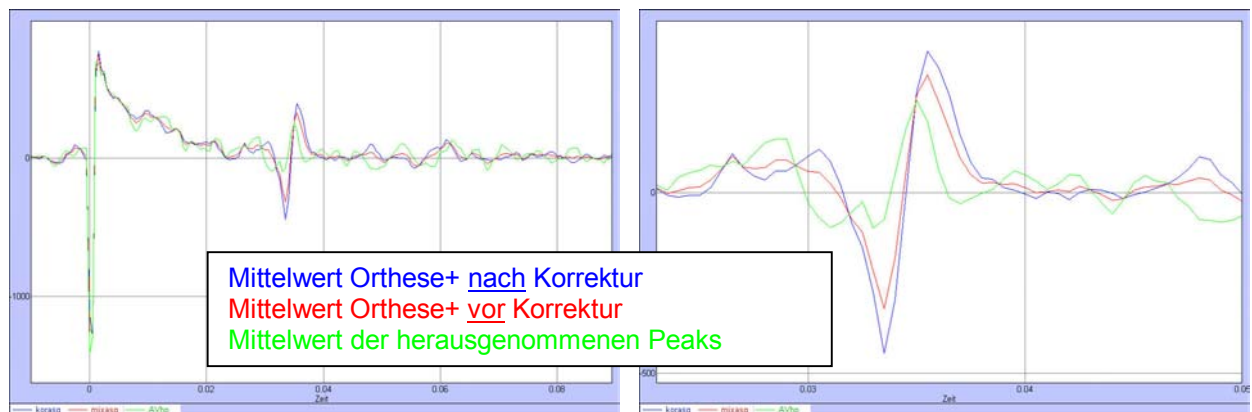
Mittelwerte Setup Nativ/Orthese+/Orthese vor Korrektur

Mittelwerte der herausgenommenen Peaks bei Setup Nativ/Orthese+/Orthese





**Abb. 6.10:** VP 6 Orthese+: Deutlich differente H-Welle mit Peak-Verlust



**Abb. 6.11:** VP 1 Orthese+: H-Wellen-Fragment mit differenten zentralen Parametern

## 6.4. Ursachen fehlerhafter H-Reflexe und mögliche Verbesserungen

Mögliche Ursachen nicht verwendbarer Reflex-EMGs und daraus folgende Verbesserungen sind in nachfolgender Tabelle dargestellt:

**Tab. 6.1:** Ursachen und Verbesserungen

Ursache	Verbesserung
<p><b>Individuell:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Muskellänge und –dicke des M. peroneus</li> <li>• Aufzweigungshöhe des N. peroneus in seine Äste</li> <li>• Reizschwelle</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Verwendung von Nadelelektroden</li> <li>• Verbesserte Reflexbahnung</li> <li>• Vertiefung der Grundlagenforschung</li> </ul>
<p><b>Kein H-Reflex:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Grundsätzlich: Fehler bei der Versuchsvorbereitung</li> <li>• Reizstromgerät zu ungenau einstellbar</li> <li>• Online-Messung zu wenig differenziert zw. M-Welle und H-Reflex</li> <li>• Reflexbahnung nicht ausreichend</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Verbessertes Reizstromgerät, subtilere Einstellung</li> <li>• Höhere Messfrequenz, feinere Abstufung, Speichermodus</li> <li>• Subtilere Einstellbarkeit des Bahnungsgewichts</li> <li>• Individuelle Anpassung des Flexionswinkels</li> <li>• Grundlagenforschung</li> </ul>
<p><b>Hintergrundaktivität:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Bahnungsgewicht zu hoch</li> <li>• Flexionswinkel zu groß</li> <li>• Muskuläre Ermüdung</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Subtilere Einstellbarkeit des Bahnungsgewichts</li> <li>• Individuelle Anpassung des Flexionswinkels</li> </ul>

## 6.5. Verzeichnis der Abbildungen

### *Einleitung*

<b>Abb. 1.1 + Abb. 1.2:</b> Beispiel und Funktionsweise der Kippplattformtests	2
<b>Abb. 1.3:</b> Wirkungen von Orthesen bei verschiedenen propriozeptiven Tests	3
<b>Abb. 1.4:</b> Problemstellung der Studie	4
<b>Abb. 1.5:</b> Therapievergleich nach fibularen Bandrupturen	5
<b>Abb. 1.6:</b> Elemente des Reflexbogens	7
<b>Abb. 1.7:</b> Reflexbogen des Muskeldehnungsreflexes	7
<b>Abb. 1.8:</b> Elemente des Muskeigenreflexes	8
<b>Abb. 1.9:</b> Funktion der Muskelspindeln	9
<b>Abb. 1.10:</b> Motorische Antwort und H-Reflex im EMG	10
<b>Abb. 1.11:</b> Abhängigkeit der M- und H-Welle von der Reizstromintensität	11
<b>Abb. 1.12:</b> Elementares EMG	11
<b>Abb. 1.13:</b> Summarisches EMG	12
<b>Abb. 1.14:</b> EMG-Aktivität und Kraft	12
<b>Abb. 1.15:</b> Lateraler Bandapparat des OSG)	13
<b>Abb. 1.16:</b> Talus von kranial	13
<b>Abb. 1.17:</b> Bewegung im Sprunggelenk	14
<b>Abb. 1.18:</b> Anatomie des Unterschenkels	14
<b>Abb. 1.19:</b> Sprunggelenkachsen und Verlauf der Peronaeussehnen	15
<b>Abb. 1.20:</b> Anatomische Verhältnisse der Knieaußenseite	16
<b>Abb. 1.21:</b> Landmarken der Knieaußenseite	16
<b>Abb. 1.22:</b> Kurzcharakteristik der Methode	18

### *Material und Methoden*

<b>Abb. 2.1:</b> Achsen der Sprunggelenkswippe	21
<b>Abb. 2.2:</b> Optische Winkelmesser	21
<b>Abb. 2.3:</b> Optischer Winkelmesser der OSG-Achse, 20° Plantarflexion	22

<b>Abb. 2.4:</b> Ermittlung des mechanischen Widerstands	22
<b>Abb. 2.5:</b> Neutralposition, 0° Flexion	23
<b>Abb. 2.6:</b> Messposition, 20° Flexion	23
<b>Abb. 2.7:</b> Gewichte der Sprunggelenkswippe	24
<b>Abb. 2.8:</b> Einstellung des mechanischen Orthesenwiderstandes	25
<b>Abb. 2.10:</b> Faszillierende Maßnahmen beim Patellasehnenreflex	26
<b>Abb. 2.11:</b> H-Reflex durch selektive Spindelafferenzreizung	27
<b>Abb. 2.12:</b> Reizstromgerät	27
<b>Abb. 2.13:</b> Reizstromkalibrierung	28
<b>Abb. 2.14:</b> Position der Reiz-Elektroden	28
<b>Abb. 2.15:</b> Position der EMG-Elektroden	30
<b>Abb. 2.16:</b> EMG-Messeinheit	30
<b>Abb. 2. 17:</b> Versuchsablauf	33
<b>Abb. 2.18a:</b> Diagramm zur Datenauswertung	36
<b>Abb. 2.18b:</b> Diagramm zur Datenauswertung	37
 <i>Ergebnisse</i>	
<b>Abb. 3.1:</b> Anzahl der verwendeten H-Reflexe	41
<b>Abb. 3.2:</b> Beispiel für das endgültige H-Reflex-EMG eines Probanden	41
<b>Abb. 3.3:</b> Normierte H-Reflexe über n = 18 Probanden	42
 <i>Diskussion</i>	
<b>Abb. 4.1:</b> Abschnittweise Betrachtung des EMG-Datensatzes	49
<b>Abb. 4.2:</b> VP 1: H-Welle vor (Nativ*) und nach (Nativ) Elimination der nicht verwertbaren H-Reflexe	51
<b>Abb. 4.3:</b> Vergleich der Mittelwertkurven der eliminierten und der übernommenen H-Reflexe nach Anwendung des ABC-Verfahrens.	52

*Anhang*

<b>Abb. 6.1:</b> VP 5: Weder M- noch H-Welle	60
<b>Abb. 6.2:</b> VP 19: Nur M-Welle	60
<b>Abb. 6.3:</b> VP 1: Kein eindeutiger H-Reflex, starke Hintergrundaktivität in der Refraktärphase	61
<b>Abb. 6.4:</b> VP 1: negativer Spike unmittelbar vor der H-Welle, negativer H-Wellen-Peak verschwindet in der Repolarisation	61
<b>Abb. 6.5:</b> VP 1: SAP vor der H-Welle, positiver Spike lässt negativen H-Wellen-Peak verschwinden	62
<b>Abb. 6.6:</b> VP 7: großes SAP überlagert sehr kleine H-Welle, positiver Spike in der Refraktärphase	62
<b>Abb. 6.7:</b> VP 1: Durch starke Hintergrundaktivität fehlender Nulldurchgang der H-Welle	62
<b>Abb. 6.8:</b> VP 12, Setup Orthese+: Völlig fehlende H-Welle, M-Welle	63
<b>Abb. 6.9:</b> VP 11: Vergleich der Setups Nativ, Orthese und Orthese+.	63
<b>Abb. 6.10:</b> VP 6 Orthese+: Deutlich differente H-Welle mit Peak-Verlust	64
<b>Abb. 6.11:</b> VP 1 Orthese+: H-Wellen-Fragment mit differenten zentralen Parametern	64

## 6.6. Verzeichnis der Tabellen

### *Einleitung*

<b>Tab. 1.1:</b> Mechanisch günstige Eigenschaften von Orthesen	2
<b>Tab. 1.2:</b> Wissenschaftliche Untersuchungen über die mechanisch stabilisierenden Eigenschaften von Orthesen	4
<b>Tab. 1.3:</b> Indikationen der Aircast-Schiene; Auszug aus der Produktbeschreibung der Aircast-Schiene (2004)	5
<b>Tab. 1.4:</b> Muskelgruppen des Unterschenkels	14
<b>Tab. 1.5:</b> Peroneusgruppe	15

### *Methodik*

<b>Tab. 2.1:</b> Beobachtete Parameter	34
<b>Tab. 2.2:</b> Prüfgrößen des Wilcoxon-Test	40

### *Ergebnisse*

<b>Tab. 3.1:</b> Signifikanz der Prüfgrößen im Wilcoxon-Test	44
--	----

### *Anhang*

<b>Tab. 6.1:</b> Ursachen und Verbesserungen	65
--	----