

Beat Göpfert¹, Victor Valderrabano², Beat Hintermann³, Dieter Wirz⁴,

Messung der isometrischen Dorsalextensions- und Plantarflexionskraft in den Sprunggelenken

Measurement of the Isometric Dorsiflexion and Plantar Flexion Force in the Ankle Joint

¹Labor für Orthopädische Biomechanik, Universität Basel, 4055 Basel

²Orthopädie, Universitätsspital Basel, 4031 Basel

Human Performance Laboratory, Kinesiology Research Center, University of Calgary, Calgary, Alberta, Canada, T2M3W3

³Orthopädie, Universitätsspital Basel, 4031 Basel

⁴Labor für Orthopädische Biomechanik, Universität Basel, 4055 Basel

Schlüsselwörter: Sprunggelenk, isometrischen Maximalkraft, Rehabilitation, EMG,

Key words: Ankle joint, isometric force, rehabilitation, EMG

Dieser Artikel beschreibt ein Messgerät zur Bestimmung der isometrischen Kraft in den Sprunggelenken in Dorsalextension und Plantarflexion. Durch die Kombination der Vorrichtung zur Bestimmung der freiwilligen isometrischen Maximalkraft in den Sprunggelenken, des Elektromyogrammes und der genauen Positionskontrolle des zumessenden Beines ist es z.B. möglich, einen objektiven Vergleich der Unterschiede der Muskulatur zwischen dem linken und rechten Bein, wie auch während der Rehabilitation nach einer Operation oder Verletzung zu bekommen.

This article describes an easy to use test equipment for measuring the isometric force in the ankle joints in dorsiflexion and plantar flexion. The combination of the test equipment for measuring the voluntary maximal isometric muscle force in the ankle joint, the surface electromyograms and the motion analysis of the measured leg allow an objective comparison of the strength of the muscular force between the left and right leg. It might be also used as a control setup during rehabilitation after surgical treatment or injuries.

Einleitung

Die peri- und intraartikulären Verletzungen des oberen Sprunggelenks (OSG) nehmen zu. [2, 4, 13]. Dies ist auf die längere Lebenserwartung und die Zunahme der generellen Freizeitaktivität mit Verletzungen in risikoreichen Sportarten in der Bevölkerung zurückzuführen. Die Folge solcher Verletzungen ist häufig die Entwicklung einer posttraumatischen OSG-Arthrose, die mit einer progressiven Bewegungseinschränkung, Sportunfähigkeit, Belastungsunfähigkeit, Schmerzen und zuletzt Invalidität des Patienten einhergeht [11]. Die OSG-Arthrose führt häufig zu einer sekundären Atrophie der Unterschenkelmuskulatur. Dies hängt mit einer Schwächung der Fussheber und -strecker und als Konsequenz mit einer Fehlbelastung des arthrotischen Gelenkes und einer Gangabnormalität zusammen. Pathomechanisch liegt im Langzeitverlauf ein Circulus vitiosus vor. Deshalb ist die effiziente biomedizinisch-technische Diagnostik einer solchen Muskelatrophie für die Beurteilung eines unter OSG-Arthrose leidenden Patienten sowie die Festlegung der individuell geeigneten Therapie (Physiotherapie, Operation, Rehabilitation) von grosser Bedeutung.

Die Ziele dieser Studie waren es, eine Messvorrichtung zur Bestimmung der isometrischen Kraft für die Dorsalextension und Plantarflexion der Sprunggelenke unter Berücksichtigung der Sprunggelenk-Biomechanik zu entwickeln, die Integration der Vorrichtung in ein Bewegungsanalyse-System zu optimieren sowie die Anwendung des Gesamtsystems in der Messung eines gesunden Probanden zu beschreiben.

Material und Methode

Berücksichtigung der Sprunggelenk- und Unterschenkel-Biomechanik

Das Entwicklungsziel war der Bau eines mobilen Messgerätes, welches das Messen des isometrischen Drehmomentes resp. der Muskelkraft der Dorsalextension oder Plantarflexion um die Rotationsachse des OSG isoliert ermöglicht. Eine Achsenübereinstimmung der Messvorrichtung zu OSG- sollte garantiert werden, da das OSG das wichtigste Element in der Bewegungsübertragung zwischen Unterschenkel und Fuss ist. Biomechanisch gesehen ist das OSG kein reines Scharniergelenk sondern hat vielmehr eine Drehachse, welche sich bei Extension und Flexion verschiebt, aber immer nahe bei den Knöchelspitzen verläuft. [5, 6] Da die beiden Mm. Gastrocnemii zweigelenkige Muskeln sind, das heisst neben der Plantarflexion im oberen und unteren Sprunggelenk auch Flektoren im Kniegelenk sind, muss die maximale Muskelkraft am Fuss unter Berücksichtigung des Flexionswinkels des Knies gemessen [1, 7]. Um eine isolierte Messung der OSG-Kraft ohne willkürliche Unterstützung des Quadrizepsmuskels zu garantieren, muss die Vorrichtung in X- und Z-Richtung eine reibungsarme Ausweichbewegung erlauben.

Entwicklung der Kraftmessvorrichtung

Die Vorrichtung (Bild 1a, 1b, 2) wurde gemäss den biomechanischen und anatomischen Anforderungen auf ei-



Bild 1a. Gesamtansicht der Versuchsanordnung mit einem Proband bei Messung der isometrischen Dorsalextension.

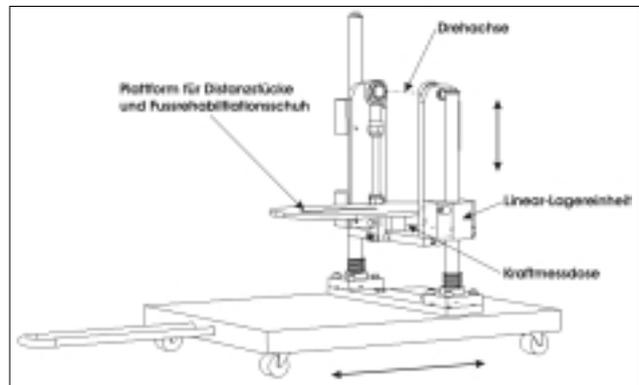


Bild 1b. Detailansicht des Messgeräts mit Beschreibung der wichtigsten Komponenten.

nem CAD-System (SolidWorks Lehr-Edition 2004/05, SolidWorks Corporation, Concord, MA, USA) entworfen. Dabei wurden folgende Punkte berücksichtigt:

- Die Kraftmessung misst nur die erzeugte Kraft in Dorsalextension oder Plantarflexion.
- Entkopplung von zusätzlichen Bewegungen wie das Heben des Beins, Strecken des Knies etc. werden nicht erfasst von der Kraftmessdose.
- Eine definierte Messposition der Probanden während mehreren unabhängigen Messsitzen zwecks Reproduzierbarkeit.
- Vorrichtung muss mobil sein.
- Einfache Anpassung an Schuhgröße und Beinlänge sowie Abstand Fußsohle zu Drehachse im OSG.

Die mechanische Dimensionierung der Vorrichtung wurden anhand der Messresultate von Giacomozzi et al. [3] festgelegt und mittels Finit-Element-Programm (Cosmoswork, SolidWorks Corporation, Concord, MA, USA) wurde die Vorrichtung auf dem CAD-System überprüft.

Das fertige Testgerät (Bild 1b) besteht aus der Grundplatte, auf der 2 senkrechten Säulen mit der linear-gelagerte Messeinheit mit der Schuhplattform montiert sind. Durch diese kompakte Bauweise (l: 400 mm, b: 300 mm, h: 410 mm) und durch das Mitverwenden des in Untersuchungsziimmern vorhandenen Mobiliars entstand eine mobile Messvorrichtung, welche nachfolgend detaillierter beschrieben wird.

Der Fuss der Probanden wird mit einem zusätzlich Stahlblech versteiften Fussrehabilitationsschuh (P-O Schuh flat, Neutromedics AG Cham, Schweiz) auf der mobilen Messgerät fixiert. Die gewünschte Position des Fussrehabilitationsschuhs auf der Plattform kann den anthropometrischen Verhältnissen des Probanden angepasst werden. D.h. durch eine Verschiebung des Schuhs in Längsachse resp. durch einfügen von Zwischenplatten zwischen Plattform und Schuhsohle können die Rotationsachsen der Vorrichtung und des OSG zur Übereinstimmung gebracht werden.

Das Drehmoment wird mit einer Kraftmessdose (Typ: SM-500N, Interface, Inc. Scottsdale, Arizona, USA) gemessen, welche unter der Schuhplattform montiert ist. Die Schuhplattform inkl. Kraftmessdose ist in der vertikalen Achse frei beweglich mit Linearlagern gelagert. Diese reibungsarmen kugelgelagerten Linearlager erlauben einerseits eine Höheneinstellung der gesamten Plattform, was durch die unterschiedlichen Beinlängen der Probanden notwendig ist und andererseits hat das Anheben oder Absenken des Beins während der einzelnen Messungen keinen Einfluss auf die Kraftmessung. Damit eine Bewegung im Kniegelenk keinen Einfluss auf die Kraftmessung hat, sind an der Vorrichtung Räder angebracht welche eine Ausweichbewegung in der Fusslängsachse zulassen. Die Vorrichtung soll nur auf einem Bodenmaterial benutzt werden, auf dem der Rollwiderstand klein ist: Beton, Glasplatte, Stahlplatte. Um das unbeabsichtigte Anheben der Vorrichtung durch eine unkontrollierte Bewegung des Fusses oder Unterschenkels zu vermeiden, wird jeweils ein Gegengewicht zur Belastungsrichtung auf einem Ausleger am Messgerät plaziert.

Messung der Kraft resp. Drehmoments

Der Fuss des Probanden wird im Schuh positioniert und mit Klettverschlüssen fixiert. Die Achse des OSGs wird durch Anpassen der Schuhhöhe bzw. -Position möglichst deckungsgleich zur Achse der Messvorrichtung gelegt. Dabei sitzt der Patient auf einer Liege mit Einhaltung einer klinischen 90°-Kniebeugung und OSG-Neutralstellung. Die Kraftmessung erfolgt mit 8 isometrischen maximal voluntären Dorsalextensionsmessungen gefolgt von entsprechend 8 Plantarflexionsmessungen. Die Messungen werden bilateral an beiden OSG durchgeführt.

Erfassung der Muskelaktivität und Winkel

Die Erfassung der Muskelaktivität erfolgte mittels konventioneller Oberflächen-Elektromyographie (EMG). Dabei wurden die folgenden Muskeln zeitsynchron gemessen: Gastrocnemius medialis (GM), Tibialis anterior (TA), Soleus (SO), Peroneus longus (PL). Die Positionierung und Handhabung der Dual-EMG-Elektroden (Norotrode 20, Myotronics-Noromed Inc., Tukwila, WA,

Tabelle 1. Bilaterale Durchschnittsdaten (n= 8) der Maximalen freiwilligen Muskelkontraktion in Dorsalextension und Plantarflexion. Nm= Newtonmeter; * = signifikanter Unterschied (p<0.05)

Max. freiwillige Muskelkontraktion	Linkes OSG [Nm]	Rechtes OSG [Nm]	Seitendifferenz [Nm] ([%])
Dorsalextension	-35.1 ± 2.2	-29.3 ± 2.8	5.7 (16.3 %)*
Plantarflexion	31.3 ± 3.1	38.6 ± 3.3	7.3 (19.0 %)*

USA) erfolgt nach SENIAM-Standard (www.seniam.org). Das EMG-Signal wird Elektroden nah mit einzelnen Differentialverstärkern (Biovision, Wehrheim, Deutschland) mit einer Bandbreite von 10 bis 700 Hz verstärkt und zeit-synchron mit dem Signal der Kraftmessdose bei einer Samplingrate von 2520 Hz auf den Analogeingängen des Vicon Bewegungsanalyse-Systems (Vicon Systemm 460, Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK) erfasst. Diese große Samplingrate des EMG ist notwendig, damit keine Aliasing-Effekte auftreten, da Frequenzen bis 660 Hz analysiert werden. Zusätzlich dient das Vicon-System 460 mit seinen 6 Digitalkameras und einer Bildwiederholungsfrequenz von 120 Hz dazu, die verschiedenen reflektierenden Marker auf dem Unterkörper des Probanden und der Vorrichtung 3-dimensional zu erfassen. Damit lassen sich die jeweiligen Winkel des Beines und des Fusses sowie die genaue Position der Vorrichtung im Raum erfassen.

Datenerfassung

Die zeitsynchrone Datenerfassung von Kraft, EMG und der Vicon-kontrollierten OSG- und Beinposition während der ca. 8 Sekunden dauernden freiwilligen maximalen Muskelkontraktion erlaubt eine umfassende und zum Ereignis korrelierende Datenanalyse. Damit bei jeder Kraftmessung eine Referenzbasis vorhanden ist, wird vor und nach jeder freiwilligen Muskelkontraktion für circa 2 Sekunden im „entspannten“ Zustand gemessen. Die Daten werden im Standard-Programm von Vicon aufbereitet und nachfolgend als ASCII-Tabelle exportiert und können in einem beliebigen Datenanalyseprogramm weiterbearbeitet werden.

Resultate

In dieser Arbeit werden die Daten eines gesunden Probanden (männlich, 50 Jahre alt) vorgestellt (Tab. 1), wobei der Proband anamnestisch eine Verletzung der linken Achillessehne vor mehr als 15 Jahren und eine physiologische Dominanz des rechten Beines angibt.

Während der freiwilligen maximalen Muskelkontraktion gibt es kleine Winkel-Bewegungen im OSG sowie im Knie (Abb. 3c - d). Diese betragen in der sagittalen Ebene am OSG ca. 10 ° und am Knie circa 5°. Die EMG-Daten (Bild 3a - b) zeigen bei der Dorsalextensionskontraktur eine Aktivierung des Tibialis anterior-Muskel. In der Plantarflexionskontraktur werden der Gastrocnemius medialis-, Soleus- und Peroneus longus-Muskel aktiviert. Das durchschnittliche Drehmoment bzw. die Kontraktions-

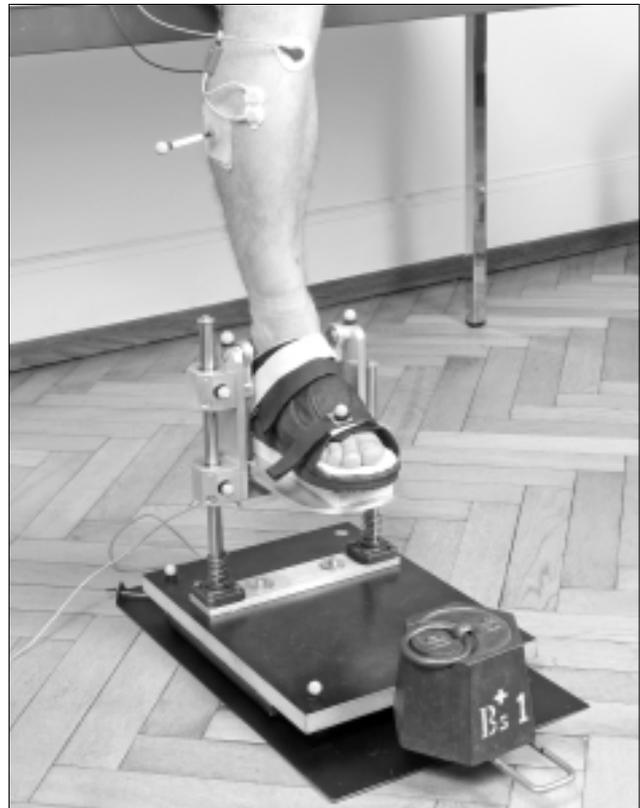


Bild 2. Messgerät während einer Messung zur Isometrischen Dorsalextension mit EMG und den reflektierenden Markern des Bewegungsanalyse-Systems.

kraft ist in Dorsalextension kleiner als in Plantarflexion und seitendifferent (p<0.05; Tabelle 1).

Diskussion

Mit dem verwendeten mobilen Messgerät wurde das Drehmoment, welches durch eine freiwillige Muskelkontraktion im Sprunggelenk erzeugt werden kann, gemessen. Gleichzeitig wurde eine Elektromyographie der Unterschenkelmuskulatur sowie ein 3D-Tracking mit einem Ganganalysesystem durchgeführt. Die gemessenen Drehmomente in Dorsalextension und Plantarflexion waren vergleichbar den Messwerten welche Giacomozzi et al. [3] mit einem wesentlich komplexeren System mit 6 Freiheitsgraden an sportlichen und gesunden Probanden gemessen hatten. Das in dieser Arbeit verwendete Messgerät eignet sich auch als stand-alone Gerät, d.h. ohne EMG und ohne Video-Tracking System. Die kompakte Bauweise wird durch die Mitverwendung von in Untersuchungszimmern vorhandenem Mobiliar ermöglicht und erlaubt einerseits den Einsatz in der Grundlagenforschung wie auch andererseits Kontrollen zur objektiven Kraftmessung am Sprunggelenk in der Rehabilitation nach Verletzungen oder Operationen im Fussbereich. So kann eine einfache quantitative Kontrolle der Rehabilitation nach einer Verletzung, wie es auch in der vorliegenden Messung unerwartet Weise nachgewiesen wurde durchgeführt werden. Dabei muss unter definierten Bedingungen gemessen werden, da die Beinposition einen

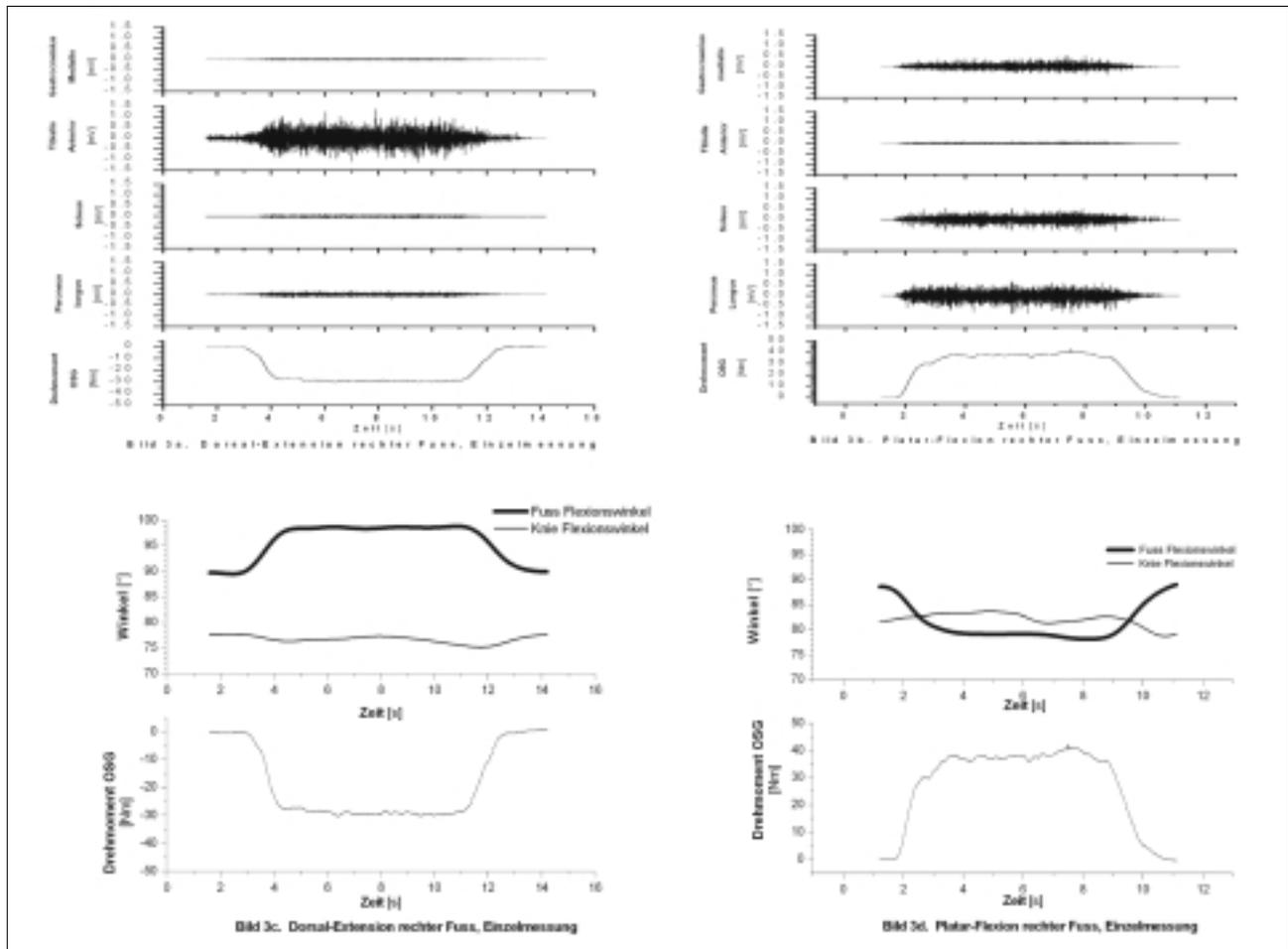


Bild 3 a - d. Kombinierte Kraft-, EMG- und Bewegungsmessung.
 Bild 3a. zeigt die Dorsalextensions-Kraftmessung am OSG mit gleichzeitiger EMG-Aufzeichnung des TA-Muskels.
 Bild 3b. entsprechend die Plantarflexions-Kraftmessung mit gleichzeitiger Aktivierung vom GM-, SO-, und PL-Muskel.
 Bild 3c. und 3d. zeigen die dabei klinisch nicht-sichtbaren jedoch biomechanisch-erfassten minimalen Bewegungen am OSG und Kniegelenk.

Einfluss auf die Kraft, resp. das Drehmoment am OSG hat [7]. In der vorliegenden Messung überraschte der doch recht grosse Seitenunterschied von 16.3 % in Dorsalextension und 19 % in Plantarflexion beim Drehmoment (Tab. 1). Der Proband erklärte, dass er keinerlei Unterschiede bei sportlichen Wettkampftätigkeiten der schon 15 Jahre zurückliegenden Verletzung spüre. Dies zeigt einerseits wie adaptiv der menschliche Bewegungsapparat ist und andererseits kann mit einer beidseitigen Messung eine oft nicht bekannte aber vorhandene Kraftdifferenz sichtbar gemacht werden [9]. Die damit gewonnenen Messwerte sind Momentaufnahmen und lassen leider keine Rückschlüsse auf die Kraftverhältnisse vor einem Ereignis zu. Viele mehr eignen sie als Basiswert für ein optimiertes Krafttraining zur Reduktion der Asymmetrie.

Das verwendete Messgerät erlaubt zusätzlich zu den Drehmoment-Messungen noch EMG-Messungen. Dabei kann die Muskelaktivität in bezug der Kraft resp. des Drehmomentes bei der maximalen freiwilligen Muskelkontraktion untersucht werden. Die zusätzlich gewonnenen Informationen können zum Beispiel in der Rehabilitationsphase benutzt werden, um den Aufbau der einzelnen Muskeln resp. der unterschiedlichen Muskelfasertypen zu optimieren [8, 12]. Damit kann versucht werden

das Risiko einer bleibenden Muskelatrophie oder auch einer trainingsbedingten Muskelhypertrophie [10] zu minimieren.

Die objektive Kontrolle mit der oben beschriebenen Vorrichtung erlaubt eine Optimierung des Rehabilitations- oder Trainingsprogramms, so dass kein resp. nur ein sehr kleiner Kraftunterschied zwischen den beiden Muskulaturen des Unterschenkels erreicht werden kann.

Dankessagung

Die Arbeit wurde vom Department Operative Medizin des Universitätsspitals Basel finanziell unterstützt.

Literatur

- [1] Arampatzis, A., Morey-Klasing, G., Karamanidis, K., DeMonte, G., Stafilidis, S., Brüggemann, GP.: Differences between measured and resultant joint moments during isometric contractions at the ankle joint. *J Biomech.*, 38 (4), (2005), 885-892
- [2] Baumhauer, JF., Alosa, DM., Renstrom, AF., Trevino, S., Beynon, B.: A prospective study of ankle injury risk factors. *Am J Sports Med.*, 23, (1995), 564-570
- [3] Giacomozzi, C., Cesinaro, S., Basile, F., De Angelis, G., Gian-

- santi, D., Maccioni, G., Masci, E., Panella, A., Paolizzi, M., Torre, M., Valentini, P., Macellari, V.: Measurement device for ankle joint kinematic and dynamic characterisation. *Med Biol Eng Comput.*, 41 (4), (2003), 486-493.
- [4] Kannus, P., Palvanen, M., Niemi, S., Parkkari, J., Jarvinen, M.: Increasing number and incidence of low-trauma ankle fractures in elderly people: Finnish statistics during 1970-2000 and projections for the future. *Bone*; 31, (2002), 430-433
- [5] Leardini, A., O'Connor, J.J., Catani, F., Giannini, S.: Kinematics of the human ankle complex in passive flexion; a single degree of freedom system. *J Biomech.*, 32(2), (1999), 111-118.
- [6] Lundberg, A., Goldie, I., Kalin, B., Selvik, G.: Kinematics of the ankle/foot complex: plantarflexion and dorsiflexion. *Foot Ankle*, 9, (1989), 194-200
- [7] Miyamoto, N., Oda, S.: Mechanomyographic and electromyographic responses of the triceps surae during maximal voluntary contractions. *J Electromyogr Kinesiol.*;13(5), (2003),451-459.
- [8] Shepstone, T.N., Tang, J.E., Dallaire, S., Schuenke, M.D., Staron, R.S., Phillips, S.M.: Short-term high- vs. low-velocity isokinetic lengthening training results in greater hypertrophy of the elbow flexors in young men. *J Appl Physiol.*, 98, (2005), 1768-1776
- [9] Stephens TM 2nd., Lawson, BR., Reiser, RF 2nd.: Bilateral asymmetries in max effort single-leg vertical jumps. *Biomed Sci Instrum.*,41, (2005), 317-322.
- [10] Stevens, J.E., Walter, G.A., Okereke, E., Scarborough, M.T., Esterhai, J.L., George, S.Z., Kelley, M.J., Tillman, S.M., Gibbs, J.D., Elliott, M.A., Frimel, T.N., Gibbs, C.P., Vandenborne, K.: Muscle adaptations with immobilization and rehabilitation after ankle fracture. *Med Sci Sports Exerc.*, 36(10), (2004),1695-701.
- [11] Valderrabano, V., Hintermann, B., Dick, W.: Scandinavian Total Ankle Replacement: A 3.7 year Average Followup of 65 Patients. *Clin Orthop.*, 424, (2004), 47-56
- [12] Wakeling J.M., Rozitis, A.I.: Spectral properties of myoelectric signals from different motor units in the leg extensor muscles. *J Exp Biol.* 207(Pt 14), (2004), 2519-28
- [13] Yeung, M.S., Chan, K.M., So, C.H., Yuan, W.Y.: An epidemiological survey on ankle sprain. *Br J Sports Med.*, 28, (1994), 112-116

Korrespondenzanschrift:
 Beat Göpfert
 Labor für Orthopädische Biomechanik
 Universität Basel
 c/o Felix Platter-Spital
 Burgfelderstrasse 101
 4055 Basel
 Tel: +41(61)326 40 49
 Fax: +41(61)326 44 34
 E-Mail: Beat.Goepfert@unibas.ch