

## Leitthema

Orthopäde 2006 · 35:513–520  
 DOI 10.1007/s00132-006-0938-6  
 Online publiziert: 30. März 2006  
 © Springer Medizin Verlag 2006

V. Valderrabano<sup>1,2</sup> · B. Hintermann<sup>1</sup> · V. von Tscharner<sup>2</sup> · B. Göpfert<sup>3</sup>  
 W. Dick<sup>1</sup> · B. Nigg<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Orthopädische Universitätsklinik, Universitätsspital Basel, Schweiz

<sup>2</sup> Human Performance Laboratory and Orthopaedic Department, University of Calgary, Kanada

<sup>3</sup> Labor für Orthopädische Biomechanik, Universität Basel, Schweiz

## Muskuläre Biomechanik in der Sprunggelenkprothetik

Seit den Anfängen der Arthroplastik am oberen Sprunggelenk (OSG) bezog sich die Forschung hauptsächlich auf klinische Fragen [11, 19, 35]. Nur wenige Gruppen fokussierten auf einen biomechanischen Ansatz, wobei die Analysen dabei meist auf *In-vitro*-Untersuchungen basierten [23, 27, 36, 37, 38]. *In-vivo*-Studien wie Analysen des Ganges oder der Muskelfunktion sind nach wie vor eine Rarität [5, 6]. Viele *In-vivo*-Biomechanikaspekte sind deshalb noch unadressiert. So ist z. B. nicht bekannt, wie gut und schnell und in welchem Ausmaß sich die athrophische Unterschenkelmuskulatur in einem arthrotischen Sprunggelenk nach Implantation einer OSG-Prothese rehabilitiert. Außerdem sind zzt. noch keine Daten bezüglich den Auswirkungen einer Arthrose bzw. einer Prothese des OSG auf die Funktion der Unterschenkelmuskulatur und umgekehrt vorhanden.

Generell ist die Muskelfunktion nach einer OSG-Prothese, im Gegensatz zur Kniegelenkprothetik, immer noch ein Gebiet von substantiellem Wissensdefizit [1, 4, 29, 32]. Bei Kniegelenkprothesen ist z. B. bekannt, dass die Muskelfunktion, beschrieben durch Muskelkraft und -aktivität, ein entscheidender Faktor bezüglich der Lebensdauer des implantierten künstlichen Gelenksystems ist [1, 29, 33]. Obwohl Ähnliches auch für die OSG-Prothetik gelten müsste, ist dies jedoch noch nachzuweisen.

Das Ziel dieser orthopädisch-biomechanischen und prospektiven Studie war daher, bei Patienten mit unilateraler OSG-

Arthrose vor und nach der Implantation einer 3-Komponenten-OSG-Prothese (a) relevante orthopädische Variablen, (b) das bilaterale, maximal willkürlich isometrische OSG-Drehmoment für Dorsalexension und Plantarflexion sowie (c) die elektromyographische Aktivität der bilateralen Unterschenkelmuskulatur qualitativ und quantitativ zu untersuchen.

### Methodik

Zehn Patienten [6 Männer und 4 Frauen; Durchschnittsalter 50,6 (33–67) Jahre] mit unilateraler endgradiger Sprunggelenkarthrose wurden prospektiv analysiert: präoperativ und 1 Jahr nach Implantation der OSG-Prothese. Einschlusskriterien waren eine posttraumatische OSG-Arthrose und ein gesundes kontralaterales Sprunggelenk. Ausschlusskriterien waren degenerative Gelenkerkrankungen und/oder vorangehende Verletzungen oder Operationen der distalen Gelenke des betroffenen und des kontralateralen Unterschenkels, Traumata des Unterschenkels außerhalb des OSG sowie Störungen, die Muskelpathologien zur Folge hatten, wie z. B. direkte traumatische Läsionen der Unterschenkelmuskulatur, rheumatoide Arthritis, idiopathische Arthrose, Diabetes mellitus und genetische neuromuskuläre Erkrankungen. Bei allen Patienten wurde die HINTEGRA®-Prothese (Newdeal SA, Lyon, Frankreich) verwendet und die Operation wurde durch den gleichen erfahrenen Operateur mittels standardisierter Technik durchgeführt [11]. Nach

der Operation unterzogen sich die Patienten einer standardisierten postoperativen Therapie einschließlich Physiotherapie und ambulanten Übungen [11].

Die Studie setzte sich aus klinischen, radiologischen und biomechanischen Untersuchungen zusammen. Die klinische Untersuchung wurde unter Verwendung folgender Variablen durchgeführt: „visual analogue pain scale“ (VAS; 0 Punkte ohne Schmerz, 10 Punkte bei maximalem Schmerz), Bewegungsumfang (ROM) für Dorsalexension und Plantarflexion des betroffenen und des kontralateralen gesunden OSG (gemessen mit einem Goniometer in sitzender Position), klinisch-funktioneller „AOFAS-Ankle-Score“ ([18] zusammengesetzt aus Schmerz, Funktion und Alignment; minimaler Score 0 Punkte; normaler, maximaler Score 100 Punkte) und maximale Differenz zwischen dem Unterschenkelumfang der beiden Beine (gemessen auf Höhe des größten Unterschenkelumfangs in stehender Position).

Alle Patienten wurden präoperativ radiologisch mit a.-p.- und lateralen Standardaufnahmen des OSG im Stehen evaluiert (**Abb. 1**). Das präoperative Stadium der OSG-Arthrose wurde anhand der Morrey und Wiedeman-Klassifikation (Grade 0–3) ermittelt [25]. Bei der Nachuntersuchung wurden mögliche radiolo-

Dieser Beitrag wurde als Originalpublikation erstellt und begutachtet und ist aus formalen Gründen in das Leitthema dieser Ausgabe eingeordnet.

Orthopäde 2006 · 35:513–520 DOI 10.1007 / s00132-006-0938-6  
© Springer Medizin Verlag 2006

V. Valderrabano · B. Hintermann · V. von Tschanner · B. Göpfert · W. Dick · B. Nigg  
**Muskuläre Biomechanik in der Sprunggelenkprothetik**

### Zusammenfassung

Das Ziel dieser orthopädisch-biomechanischen Studie war die Evaluation der Muskelfunktion von Patienten, bei welchen infolge unilateraler, schwerer Arthrose am oberen Sprunggelenk (OSG) eine Prothese eingesetzt wurde.

Bei 10 Patienten wurde vor und 1 Jahr nach Implantation einer OSG-Prothese eine orthopädische und biomechanische Untersuchung durchgeführt. Dabei wurden der Schmerzscore, der „American Orthopaedic Foot and Ankle Society“- (AOFAS-)Ankle-Score, der Bewegungsumfang (ROM) des Sprunggelenks und der Unterschied zwischen dem Umfang des Unterschenkels des betroffenen und des kontralateralen gesunden Beins gemessen. Die biomechanische Beurteilung bestand aus einer simultanen Messung des maximal willkürlichen, isometrischen Drehmoments bei Plantarflexion und Dorsalextension des OSG sowie aus einem Oberflächenelektromyogramm (EMG; mittlere Frequenz und Intensität) von 4 Unterschenkelmuskeln: Tibialis anterior (TA), Gastrocnemius medialis (GM), Soleus (SO) und Peroneus longus (PL).

Im Vergleich zur präoperativen Evaluati- on verbesserten sich der Schmerzscore von

6,7 auf 0,8 Punkte, der AOFAS-Ankle-Score von 35,6 auf 92,3 Punkte und der ROM nach Implantation der OSG-Prothese signifikant. Die mittlere Differenz des Unterschenkelumfangs zwischen den beiden Beinen nahm von 2,2 cm auf 1,4 cm ab. Dies war jedoch nicht signifikant. Das mittlere Drehmoment des betroffenen Sprunggelenks bei Dorsalextension stieg von 17,0 auf 25,8 Nm und bei Plantarflexion von 15,7 auf 24,6 Nm signifikant an. Bei der 1-Jahres-Nachkontrolle war die mittlere EMG-Frequenz in allen atrophischen Muskeln tiefer als bei den gesunden Muskeln der kontralateralen Seite. Ein Unterschied der mittleren EMG-Intensität zur kontralateralen gesunden Seite konnte nicht verifiziert werden.

Daraus kann gefolgert werden, dass Patienten mit symptomatischer OSG-Arthrose mit einer Prothese eine bessere Funktion erlangen; 1 Jahr nach der Operation entspricht dies jedoch nicht dem Ausmaß derjenigen des kontralateralen gesunden Beins.

### Schlüsselwörter

Sprunggelenkprothese · Biomechanik · Muskel · Atrophie · EMG · Kraft · Arthrose

## Muscle biomechanics in total ankle replacement

### Abstract

The purpose of this orthopaedic-biomechanical study was to evaluate the muscle function in total ankle replacement (TAR) patients 1 year after surgery.

Ten patients underwent a combined clinical and muscle biomechanical assessment prior to implantation and at the 1-year follow-up. Pain score, American Orthopaedic Foot and Ankle Society (AOFAS) ankle score, ankle range of motion (ROM), and calf circumference difference between the affected leg and contralateral healthy leg were assessed. Biomechanically, isometric maximal voluntary torque for ankle dorsiflexion and plantar flexion was measured simultaneously with surface electromyography of four lower leg muscles.

At follow-up, a significant improvement of the pain score (from 6.7 to 0.8 points), AOFAS ankle score (from 35.6 to 92.3 points), and ROM could be shown. Not significant-

ly, the mean calf circumference difference between legs decreased from 2.2 to 1.4 cm. However, a significant increase was seen in the mean dorsiflexion (from 17.0 to 25.8 Nm) and plantar flexion torque (15.7 to 24.6 Nm) of the TAR-treated ankle. The mean EMG frequency content of the affected lower leg at TAR follow-up was lower than in the muscles of the contralateral healthy side. In contrast, the mean EMG intensity at TAR follow-up in side-comparison was statistically the same for all muscles.

Ankle OA patients have better muscle function with TAR than under the arthritic condition, but they do not reach the normal level of the contralateral healthy leg 1 year after surgery.

### Keywords

Total ankle arthroplasty · Biomechanics · Muscle · Atrophy · EMG · Force · Arthritis

gische Zeichen einer Lockerung und Migration der Prothese, wie von Hintermann et al. [11] berichtet, analysiert.

Die biomechanische Untersuchung bestand aus simultanen Drehmoment- und EMG-Messungen. Die Messungen des Drehmoments wurden mittels eines zuvor durch Göpfert et al. [9] beschriebenen Geräts durchgeführt. Dabei wurde das isometrische Dorsalextensions- und Plantarflexionsdrehmoment (in Nm) in neutraler OSG-Position gemessen (Drehmomenttransducer: SM-500 N, Interface Inc., Scottsdale, Arizona, USA).

Die Probanden wurden mit flektiertem Knie (90°) positioniert und der Fuß auf der Drehmomentmessplatte fixiert. Die Rotationsachse des OSG wurde auf die Rotationsachse des Drehmomentmessgeräts abgestimmt. 5 Durchgänge mit maximalen, willkürlichen, isometrischen Kontraktionen von jeweils 5 s Dauer in Dorsalextension und Plantarflexion wurden sowohl mit dem betroffenen arthrotischen als auch mit dem kontralateralen Bein durchgeführt. Um eine Ermüdung zu vermeiden, mussten die Probanden zwischen den Durchgängen eine Pause von 2 min einhalten. Während den Kontraktionen wurden die Probanden verbal motiviert, um so die maximal mögliche Kontraktion zu erhalten [20]. Sowohl die Drehmomentmessungen als auch das EMG wurden mit einer Aufnahme Frequenz von 2520 Hz aufgezeichnet. Für die Analyse des Drehmoments wurde eine Periode von 1,5 s ab Beginn des isometrischen Drehmomentplateaus ausgewählt. Das mittlere Drehmoment für jeden Probanden und jede Bedingung (Dorsalextension und Plantarflexion) wurde aus dem mittleren Drehmoment über jede 1,5-s-Periode berechnet.

Für die EMG-Messungen wurden runde bipolare Ag/AgCl-Oberflächenelektroden (Durchmesser 12 mm) mit einem Interelektrodenabstand von 22 mm verwendet (Norotrode 20, Myotronics-Noromed Inc., Tukwila, WA, USA). Jede Elektrode wurde mit einem Differenzverstärker mit verstellbarer Verstärkung und einer Bandbreite von 10–700 Hz verbunden (Biovision AG, Wehrheim). Die EMG von 4 Muskeln (TA, GM, SO, PL) wurden sowohl vom arthrotischen als auch vom kontra-

lateralen gesunden Bein aufgezeichnet. Wie erwähnt, wurden diese simultan zu den Drehmomentmessungen mit einer Aufnahmefrequenz von 2520 Hz durchgeführt.

Für die Positionierung der EMG-Elektroden wurden die SENIAM-Empfehlungen (European Recommendations for Surface Electromyography [10]) für Oberflächen-EMG berücksichtigt. Die Erdungselektrode wurde über der Tuberositas tibiae platziert. Vor dem Anbringen der Elektroden wurde die Haut trocken rasiert und mit Alkohol gereinigt. Die EMG- und Drehmomentdaten wurden für dieselbe Zeitperiode analysiert.

Da beschrieben wurde, dass die „Wavelet Transform“ während stationären und nicht-stationären EMG-Bedingungen genauere Resultate liefert als andere Zeit-Frequenz-Methoden [15, 16], wurde in dieser Studie für die EMG-Frequenz- und Intensitätsanalyse die Wavelet-Analyse verwendet [39]. Methodisch wurde ei-

ne Filterbank von 13 nicht-linear skalierten Wavelets benutzt [39]. Die EMG-Signale wurden im Frequenzraum mittels der 13 Wavelets gefiltert um eine Intensität (micro-volts squared) für das Frequenzband, welches durch jedes Wavelet abgedeckt wird, zu erhalten [39]. Die Intensität repräsentiert die Energie des Signals bei den jeweiligen Frequenzen. Durchschnittliche Wavelet-Spektren wurden durch die Mittlung der individuellen Wavelet-Spektren erhalten. Zum Vergleich von spektralen Formen und zur Visualisierung der Frequenzverschiebungen wurden normalisierte Spektren benutzt.

Für die Datenanalyse wurde Mathcad® (MathSoft Inc., Cambridge, Massachusetts, USA) verwendet. Statistische Analysen wurden unter Benützung von SPSS®-Software (Version 12.0) für den gepaarten Student-t-Test durchgeführt. Signifikanz wurde bei  $\alpha=0,05$  angesetzt.

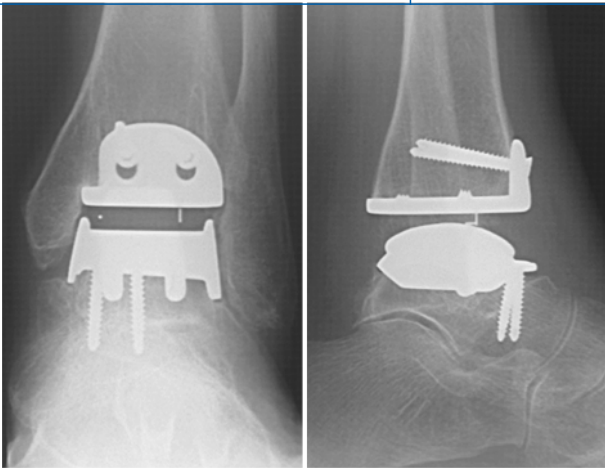
Die Studie wurde von der Ethikkommission beider Basel (Schweiz) genehmigt.

Die Probanden gaben ihr schriftliches Einverständnis, an der Studie teilzunehmen. Die Studie wurde in Übereinstimmung mit der „World Medical Association Declaration of Helsinki“ durchgeführt.

## Ergebnisse

Alle klinischen Variablen des betroffenen Beins verbesserten sich nach Implantation der OSG-Prothese von der präoperativen, arthrotischen Situation zur Nachbeobachtung (■ **Tab. 1**). Der mittlere Schmerzscore fiel von präoperativ 6,7 (5–8) Punkten auf der VAS-Skala auf 0,8 (0–3) Punkte bei der Nachuntersuchung ( $p<0,001$ ). Der mittlere, präoperative Bewegungsumfang für Dorsalextension/Plantarflexion lag bei  $17,5^\circ$  ( $10\text{--}25^\circ$ ) beim arthrotischen und  $55,5^\circ$  ( $50\text{--}60^\circ$ ) beim kontralateralen gesunden OSG ( $p<0,001$ ). Ein Jahr nach Implantation der OSG-Prothese war der Bewegungsumfang des betroffenen OSG auf  $33,0^\circ$  ( $20\text{--}45^\circ$ ) angestiegen ( $p<0,001$ ). Der

# Hier steht eine Anzeige.



**Abb. 1** ◀ OSG-Prothese – Behandlungsoption für schwere Arthrose am OSG

mittlere AOFAS-Ankle-Score stieg von präoperativ 35,6 (18–54) Punkten auf 92,3 (82–100) Punkte ( $p < 0,001$ ). Die mittlere Differenz zwischen dem Unterschenkelumfang des arthrotischen und des kontralateralen gesunden Beins sank von präoperativ 2,2 (1–3) cm auf 1,4 (0–3) cm. Dieser Abfall der Umfangsdifferenz war statistisch nicht signifikant ( $p = 0,09$ ).

Radiologisch zeigten die arthrotischen Sprunggelenke präoperativ einen mittleren, radiologischen OSG-Arthrosegrad von 2,8 (2–3). Bei der Nachuntersuchung 1 Jahr postoperativ zeigten sich bei keiner Prothese Zeichen von Lockerung oder Migration (s. **Abb. 1**).

Das mittlere, maximale, willkürliche, isometrische OSG-Drehmoment bei Dorsalextension (**Abb. 2**) lag präoperativ auf der betroffenen Seite bei 17,0 (10,1–25,7) Nm und somit tiefer als auf der kontralateralen gesunden Seite mit 27,7 (18,6–48,6) Nm ( $p = 0,01$ ). Das mittlere Dorsalextensionsdrehmoment stieg im operierten OSG bei der Nachuntersuchung auf 25,8 (14,6–41,2) Nm an und war tiefer als im kontralateralen gesunden OSG [32,0 (18,4–49,4) Nm;  $p = 0,02$ ]. Im Vergleich zur präoperativen Situation zeigte das operierte OSG bei der Nachuntersuchung ein höheres Dorsalextensionsdrehmoment (8,8 Nm;  $p = 0,02$ ). Das kontralaterale gesunde Sprunggelenk zeigte bei der Nachuntersuchung ebenfalls ein höheres Dorsalextensionsdrehmoment (4,3 Nm) verglichen mit der präoperativen Situation. Dieser Anstieg war statistisch nicht signifikant. Der Unterschied im Dorsalextensionsdrehmoment zwischen dem betroffenen und dem kontralateralen gesunden OSG nahm von der präoperativen Si-

tuation zum Follow-up ab (s. **Abb. 2**), wobei diese Veränderung nicht signifikant war ( $p = 0,2$ ).

Das mittlere, maximale, willkürliche, isometrische Plantarflexionsdrehmoment (s. **Abb. 2**) betrug präoperativ im betroffenen OSG 15,7 (5,7–32,4) Nm und im kontralateralen gesunden OSG 27,2 (19,4–42,1) Nm ( $p < 0,001$ ). Bei der Nachuntersuchung war das mittlere Plantarflexionsdrehmoment im operierten OSG 24,6 (9,8–41,7) Nm und im kontralateralen gesunden OSG 28,5 (17,5–45,9) Nm ( $p = 0,06$ ). Dieser Unterschied war statistisch nicht signifikant. Im Vergleich zur präoperativen Situation zeigte das operierte OSG bei der Nachuntersuchung ein höheres Plantarflexionsdrehmoment (8,9 Nm;  $p = 0,05$ ). Das kontralaterale, gesunde OSG zeigte bei der Nachuntersuchung ebenfalls ein höheres Plantarflexionsdrehmoment (1,3 Nm), wobei dieser Anstieg nicht statistisch signifikant war ( $p = 0,7$ ). Der Unterschied des Plantarflexionsdrehmoments zwischen betroffenem und kontralateralem gesunden OSG nahm von der präoperativen Situation zur Nachuntersuchung ab ( $p = 0,003$ ; s. **Abb. 2**).

Die mittlere EMG-Frequenz war präoperativ in allen 4 Unterschenkelmuskeln im betroffenen Bein signifikant tiefer als im kontralateralen gesunden Bein. Die mittlere EMG-Intensität war signifikant tiefer im TA, GM und PL und höher, aber nicht signifikant, im SO (**Tab. 2**).

Bei der 1-Jahres-Nachkontrolle zeigte die EMG-Frequenz der betroffenen TA-, GM- und PL-Muskel einen signifikant tieferen Wert als in den entsprechenden Muskeln der kontralateralen gesunden

Seite (s. **Tab. 2**), und die EMG-Intensität war in allen 4 betroffenen Muskeln nicht signifikant unterschiedlich zur kontralateralen gesunden Seite (s. **Tab. 2**).

Die Differenz von präoperativ zu postoperativ in der mittleren EMG-Frequenz war – zwischen den beiden Beinen – für den TA und PL größer und für den GM und SO kleiner. Diese Unterschiede waren jedoch alle statistisch nicht signifikant (s. **Tab. 2**). Während der Unterschied in der mittleren EMG-Intensität von präoperativ zur Nachuntersuchung für den TA und GM statistisch signifikant abnahm, fanden sich für den SO und PL keine statistisch signifikanten Veränderungen (s. **Tab. 2**).

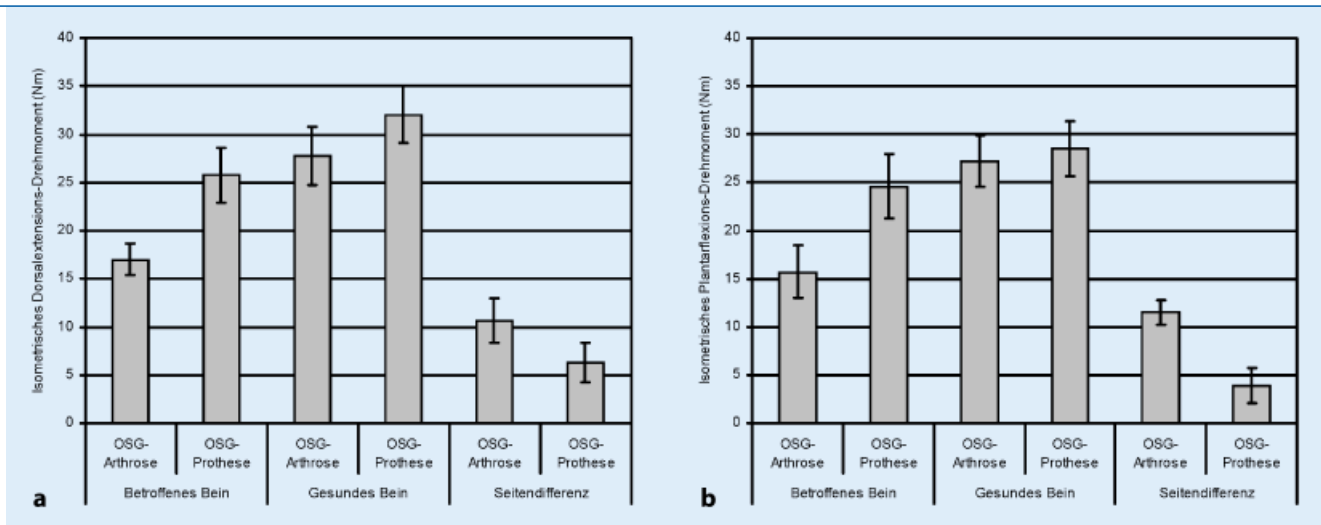
## Diskussion

Bei Patienten mit isolierter endgradiger posttraumatischer OSG-Arthrose kann eine Prothese offensichtlich die Funktion des betroffenen Beins im Sinne einer Schmerzreduktion, erhöhtem Bewegungsumfang und Funktion verbessern. In dieser Studie konnte zum ersten Mal gezeigt werden, dass die OSG-Prothese auch das Plantarflexions- und Dorsalextensionsdrehmoment des betroffenen OSG erhöht, jedoch nicht auf die Höhe des kontralateralen gesunden Beins. Während bei der 1-Jahres-Nachkontrolle die mittlere EMG-Frequenz im betroffenen Bein tiefer blieb als im kontralateralen gesunden Bein, zeigte die mittlere EMG-Intensität für alle Muskel keine Unterschiede zwischen dem betroffenen und dem kontralateralen gesunden Bein. Dies bedeutet, dass die EMG-Intensität sich von der präoperativen Situation zur 1-Jahres-Nachkontrolle zu erholen schien.

## Muskelkraft

Die Ergebnisse dieser Studie haben gezeigt, dass die OSG-Arthrose charakterisiert durch ein substantielles Defizit des OSG-Drehmoments im Vergleich zum kontralateralen gesunden OSG ist; das Drehmomentdefizit betrug für die Dorsalextension 38,6% und für die Plantarflexion 42,3%. Faktisch kann diese Kraftreduktion verursacht sein durch:

- die sekundäre arthrotische Muskelatrophie (Verlust an Muskelmasse,



**Abb. 2** ▲ Dorsalextensions- und Plantarflexionsdrehmoment des OSG vor und nach Implantation einer OSG-Prothese. Die Figuren zeigen das mittlere, maximal willkürliche, isometrische Drehmoment – mit Standardfehlern der Mittelwerte – für Dorsalextension (a) und Plantarflexion (b). Das Drehmoment wurde analysiert im betroffenen arthrotischen Sprunggelenk und im kontralateralen gesunden Sprunggelenk, präoperativ und postoperativ beim Follow-up nach OSG-Prothese. Weiter zeigen diese Figuren den Unterschied zwischen dem arthrotischen und dem kontralateralen gesunden Sprunggelenk zu beiden Zeitpunkten

Degeneration eines spezifischen Muskelfasertyps, degenerative Verfettung etc.),

- die arthrogene Muskelinhibition, welche die willkürliche Muskelaktivierung und folglich die Muskelkraft reduziert [13, 30] oder
- eine Kombination von beidem.

Kürzlich konnten Mizner et al. [24] zeigen, dass nach Implantation einer Knie totalprothese das Versagen der willkürlichen Aktivierung mehr als doppelt soviel wie die Atrophie zum Verlust der gemessenen Quadrizepskraft beiträgt. In der vorliegenden Arbeit wurde der Verlust an Muskelmasse durch den Unterschied des Unterschenkelumfangs zwischen dem betroffenen und dem kontralateralen Bein gemessen. Die Muskelinhibition wurde anhand der reduzierten EMG-Intensität in der arthrotischen Unterschenkelmuskulatur quantifiziert.

Persistierende Defizite der Muskelkraft nach Knie totalprothesen konnten durch Muskelkraftmessungen nachgewiesen werden [2, 32]. Berman et al. [2] berichteten, dass der Quadrizeps 2 Jahre nach der Implantation einer Knie totalprothese im Durchschnitt ein Kraftdefizit von 17% im Vergleich zum kontralateralen Knie aufwies [2]. Silva et al. [32] fanden bei Patienten mit Knie totalprothesen nach 2,8 Jahren ein Defizit von 21,2% für

das maximale, isometrische Extensionsdrehmoment und ein Defizit von 32,2% für das maximale isometrische Flexionsdrehmoment [32].

Zurzeit existieren keine Daten bezüglich der Muskelkraft nach Implantation einer OSG-Prothese. Die Resultate der vorliegenden Studie weisen jedoch auf einen ähnlichen Verlust an Muskelkraft wie nach einer Knie totalprothese hin. Ein Jahr nach der Implantation der OSG-Prothese lag das Kraftdefizit für die Dorsalextension bei 19,4% und für die Plantarflexion bei 13,7% im Vergleich zum kontralateralen gesunden Bein. Diese Schwäche der Unterschenkelmuskulatur nach einer OSG-Prothese kann einen substantiellen Einfluss auf Bewegungsmuster und Leistung des OSG während alltäglichen Anforderungen haben. Um mögliche sekundäre oder Langzeitversagermechanismen der OSG-Prothese zu verstehen, könnte es sinnvoll sein, zukünftig solche Kraftanalysestudien vermehrt durchzuführen, speziell in einer prospektiven Langzeitanalyse.

### Elektromyographische Aktivität

Warum eine degenerative Gelenkerkrankung in einem posttraumatischen OSG offensichtlich die EMG-Frequenz in den wichtigsten extrinsischen Fußmuskeln senkt, wird noch nicht verstanden und kann nicht mit den Resultaten dieser Stu-

die erklärt werden. Mögliche Gründe für diese Frequenzverschiebung in der arthrotischen Muskelatrophie könnten jedoch ein pathologisches Rekrutierungsmuster der motorischen Einheiten der Muskelfasern infolge arthrogener Inhibition [13], eine selektive Muskelfasertypdegeneration oder eine Kombination dieser und anderer Faktoren sein.

Pathologische Veränderungen der Form oder Leitgeschwindigkeit der Aktionspotentiale der motorischen Einheit (MUAP) könnten den Frequenzgehalt der EMG-Signale eines schmerzhaften, arthrotischen Beins signifikant beeinflussen, da die Gelenkdegeneration die Erregbarkeit der Quadrizepsmotoneurone reduziert [13]. Farina et al. [7] berichteten jedoch, dass Schmerz die mittlere EMG-Frequenz und Leitgeschwindigkeit nicht verändert. Daher ist die mittlere Frequenzverschiebung in der vorliegenden Studie sehr wahrscheinlich nicht das Resultat einer arthrogenen Beeinträchtigung oder Veränderung der Rekrutierung der motorischen Einheiten allein.

Mittels Muskelbiopsien konnten Sirca et al. [34] zeigen, dass die degenerative Hüftarthrose mit einer selektiven Atrophie der Typ-II-Fasern assoziiert ist. Über eine ebenfalls selektive Typ-II-Faseratrophie berichteten Nakamura u. Suzuki [26] bei Hüft- und Kniearthrose. Karlsson u. Gerdle [14] konnten mittels Muskelbiop-

sien und Wavelet-transformierten EMG zeigen, dass die mittlere EMG-Frequenz signifikant und positiv mit der Typ-II-Faserregion im M. quadriceps korreliert. Daher könnte die hier bei der OSG-Arthrose gemessene elektromyographische Frequenzverschiebung in der Muskulatur das Resultat einer selektiven Degradation der Typ-II- („fast-twitch“-)Muskelefasern sein.

Die Reduktion der EMG-Intensität bei der OSG-Arthrose Muskelatrophie ist wahrscheinlich das Resultat des arthrotischen Schmerzes und der arthrogenen Muskelinhibition [12, 20]. Wie in dieser Studie gezeigt, ist der Schmerz bei der OSG-Arthrose substantiell (s. **Tab. 1**) und könnte die Reduktion der EMG-Intensität erklären. Eine ähnliche Reduktion der EMG-Intensität wurde auch für die Kniearthrose gezeigt [20, 21]. Wei-

ter fanden Farina et al. [7], dass schmerzhafte Kontraktionen mit einer Abnahme der Entladungsrate der motorischen Einheit vergesellschaftet sind, was wiederum die EMG-Intensität reduzieren kann.

Die Implantation der OSG-Prothese änderte die erniedrigte EMG-Frequenz von AT, MG und PL nicht, hingegen erholte sich der SO leicht. Mehrere Gründe können diese Resultate erklären:

- die Rehabilitation und physikalische Therapie waren ungenügend,
- die Erholung der Muskulatur könnte länger dauern als 1 Jahr,
- das pathologische Rekrutierungsmuster der motorischen Einheit wurde im Laufe des chronischen Arthroseprozesses fixiert,
- ein irreversibler, struktureller Defekt eines spezifischen Muskelfasertyps ist aufgetreten oder

— eine Kombination der erwähnten Faktoren.

Ein Jahr nach Implantation der OSG-Prothese unterschied sich die mittlere EMG-Intensität nicht von jener des kontralateralen Beins. Basierend auf der Theorie der arthrogenen Muskelinhibition [13], könnte diese Erholung der EMG-Intensität das Ergebnis der Schmerzreduktion nach Einlage der OSG-Prothese sein (s. **Tab. 1**).

### Klinische Daten

Trotz der kurzen Nachbeobachtungszeit und der limitierten Zahl an Probanden sind die hier präsentierten klinischen Daten vergleichbar mit jenen einer kürzlich von den Autoren zur gleichen OSG-Prothese veröffentlichten Outcome-Studie mit größerer Patientenkohorte und längerer Nachbeobachtung [11]. Die dabei erhaltene funktionelle Verbesserung und Schmerzreduktion (s. **Tab. 1**) waren sogar noch höher. Eine Erklärung mag darin liegen, dass aufgrund der Einschlusskriterien die Patienten dieser Studie in besserem Allgemeinzustand waren als der durchschnittliche Patient mit einer OSG-Arthrose im Endstadium. Eine andere Erklärung könnte die Tatsache sein, dass die Patienten dieser Studie hochmo-

**Tab. 1** Klinische Variablen vor und nach Implantation einer OSG-Prothese

	Präoperativ <sup>a</sup>	Follow-up <sup>b</sup>
Schmerzscore [Punkte±SEM]	6,7±0,3	0,8±0,4
ROM DE/PF betroffenes OSG [°±SEM]	17,5±1,9	33,0±2,4
ROM DE/PF gesundes OSG [°±SEM]	55,5±1,6	55,0±1,5
AOFAS-Ankle-Score [Punkte±SEM]	35,6±4,6	92,3±2,2
Differenz Unterschenkelumfang [cm±SEM]	2,2±0,2	1,4±0,4

<sup>a</sup>Präoperative Bedingungen, d. h. arthrotische Bedingungen vor Implantation einer OSG-Prothese.

<sup>b</sup>Ein Jahr nach Implantation einer OSG-Prothese.

AOFAS American Orthopaedic Foot and Ankle Society, ROM DE/PF Bewegungsumfang für Dorsalex-tension/Plantarflexion, SEM standard error of the mean.

**Tab. 2** Mittlere elektromyographische Resultate vor und nach Implantation einer OSG-Prothese

EMG-Variabel	OSG-Arthrose <sup>a</sup>			OSG-Prothese <sup>b</sup>			
	Betroffenes Bein	Gesundes Bein	Unterschied zwischen den Beinen	Betroffenes Bein	Gesundes Bein	Unterschied zwischen den Beinen	
TA	Frequenz [Hz±SEM]	118,2 ± 9,9	137,3 ± 8,2	-19,1 ± 10,3 <sup>c</sup>	106,9 ± 7,7	130,1 ± 6,7	-23,2 ± 11,7 <sup>c</sup>
	Intensität [(µv) <sup>2</sup> × 10 <sup>-3</sup> ± SEM]	44,3 ± 7,0	80,8 ± 18,9	-36,5 ± 15,8 <sup>c</sup>	52,2 ± 11,7	49,8 ± 4,9	+2,4 ± 10,1 <sup>d</sup>
GM	Frequenz [Hz±SEM]	152,9 ± 5,5	184,7 ± 8,8	-31,8 ± 12,2 <sup>c</sup>	162,8 ± 7,3	192,7 ± 5,0	-29,9 ± 8,4 <sup>c</sup>
	Intensität [(µv) <sup>2</sup> × 10 <sup>-3</sup> ± SEM]	7,1 ± 3,9	26,0 ± 8,4	-18,9 ± 8,7 <sup>c</sup>	16,2 ± 7,3	15,6 ± 3,6	+0,6 ± 5,3 <sup>d</sup>
SO	Frequenz [Hz±SEM]	121,3 ± 11,2	152,1 ± 4,8	-30,8 ± 12,5 <sup>c</sup>	134,0 ± 8,1	148,3 ± 8,3	-14,3 ± 9,3
	Intensität [(µv) <sup>2</sup> × 10 <sup>-3</sup> ± SEM]	27,8 ± 21,4	21,5 ± 9,6	+6,3 ± 23,8	22,2 ± 11,9	35,6 ± 12,2	-13,4 ± 6,3
PL	Frequenz [Hz±SEM]	145,2 ± 9,7	174,6 ± 9,7	-29,4 ± 11,8 <sup>c</sup>	136,6 ± 10,5	166,9 ± 7,4	-30,3 ± 13,7 <sup>c</sup>
	Intensität [(µv) <sup>2</sup> × 10 <sup>-3</sup> ± SEM]	17,1 ± 7,3	32,2 ± 9,3	-15,1 ± 8,0 <sup>c</sup>	31,6 ± 12,0	30,2 ± 6,5	+1,4 ± 11,0

<sup>a</sup>Präoperative Bedingungen, d. h. arthrotische Bedingungen vor Implantation einer OSG-Prothese.

<sup>b</sup>Ein Jahr nach Implantation einer OSG-Prothese.

<sup>c</sup>Statistisch signifikanter Unterschied (p < 0,05) beim Vergleich betroffenes Bein vs. kontralaterales gesundes Bein; zu beiden Zeitpunkten: präoperativ und Follow-up.

<sup>d</sup>Statistisch signifikanter Unterschied (p < 0,05) beim Vergleich präoperativ vs. Follow-up.

TA M. tibialis anterior, GM M. gastrocnemius medialis, SO M. soleus, PL M. peroneus longus, Nm Newtonmeter, µv Mikrovolt, SEM standard error of the mean, Hz Hertz (Frequenz).

tiviert durch den kontinuierlichen Untersuchungsprozess waren und vielleicht im Verlauf sogar gelernt hatten, ihre Muskulatur besser zu aktivieren. Die Hypothese, dass die muskuläre Erholung über 1 Jahr dauert, kann durch die Tatsache unterstützt werden, dass nach einer OSG-Prothese die Muskelatrophie, welche durch den Unterschenkelumfang repräsentiert wird [3, 28], sich nicht signifikant erholte (s. **Tab. 1**).

### Einschränkungen der Studie

Bedenken mag die kleine Anzahl Patienten machen. Eine solch kleine Stichprobengröße ist jedoch bei biomechanischen Studien durchaus gebräuchlich [7, 20, 31] und kann statistisch signifikante Resultate liefern. Weiter gilt es, die inter- und intraindividuellen sowie zeitabhängigen EMG-Vergleiche zu bedenken. Zweifellos müs-

sen diese vergleichenden EMG-Resultate mit Vorsicht interpretiert werden. Allerdings unterstützen viele wissenschaftliche Studien solche EMG-Vergleiche [1, 8, 14, 17].

In dieser Studie wurden keine überlagernden Muskelstimulationen, sondern maximal willkürliche Kontraktionen mit persönlicher Motivation verwendet. Lewek et al. [20] zeigten, dass sich maximal willkürliche Kontraktionen bei einem genügend motivierten Arthrosepatienten nicht statistisch signifikant von einem Setup mit Elektrostimulation unterscheiden [20]. Schließlich gilt zu berücksichtigen, dass Ermüdung die EMG-Veränderungen beeinflusst haben könnte. Tatsächlich kann Ermüdung das Frequenzspektrum des EMG verändern [22]. In dieser Studie wurde jedoch eine Beeinflussung durch die Ermüdung minimiert, indem nur die ersten 1,5 s ab Beginn des Kontraktions-

plateaus analysiert wurden und die Patienten Erholungspausen zwischen den Kontraktionen einhalten mussten.

### Fazit für die Praxis

In einer symptomatischen, posttraumatischen OSG-Arthrose im Endstadium kann der Patient von einer OSG-Prothese eine deutliche Schmerzreduktion, Verbesserung der Gelenkfunktion und erhöhten Bewegungsumfang erwarten. Obwohl die Unterschenkelmuskelatrophie, repräsentiert durch ein Defizit des Unterschenkelumfangs, über das 1. Jahr hinaus persistieren kann, verbessert sich die Kraft in Dorsalextension und Plantarflexion, allerdings nicht bis auf die Höhe des kontralateralen gesunden Beins. Während nach 1 Jahr die EMG-Frequenz noch immer in Richtung der tieferen Frequenzen verschoben ist, hat sich die EMG-Inten-

# Hier steht eine Anzeige.

sität wieder der Höhe des kontralateralen gesunden Beins angenähert.

Diese Studie erbrachte neue Daten über die Muskelfunktion vor und nach einer OSG-Prothese zur Verfügung und trägt damit zur Klärung der pathologischen Muskelprozesse bei der schmerzhaften OSG-Arthrose bei. Weiter mag diese Studie Einblick in die dynamische Biomechanik der Prothetik vermitteln und die Wirksamkeit der Muskelfunktion auf das funktionelle Ergebnis nach einer OSG-Prothese qualitativ und quantitativ beschreiben. Zusätzlich können die vorliegenden Ergebnisse das Verständnis für den Rehabilitationsprozess nach Implantation einer OSG-Prothese weiter verbessern.

### Korrespondierender Autor

**Dr. V. Valderrabano**  
Orthopädische Universitätsklinik,  
Universitätsklinik Basel  
4031 Basel  
valderrabano@uhbs.ch

**Danksagung.** Diese Studie wurde durch den Schweizerischen Nationalfonds unterstützt (SNF Nr. PBZH-106269).

**Interessenkonflikt.** Es besteht kein Interessenkonflikt. Der korrespondierende Autor versichert, dass keine Verbindungen mit einer Firma, deren Produkt in dem Artikel genannt ist, oder einer Firma, die ein Konkurrenzprodukt vertreibt, bestehen. Die Präsentation des Themas ist unabhängig und die Darstellung der Inhalte produktneutral.

### Literatur

- Benedetti MG, Catani F, Bilotta TW, Marcacci M, Mariani E, Giannini S (2003) Muscle activation pattern and gait biomechanics after total knee replacement. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 18: 871–876
- Berman AT, Bosacco SJ, Israelite C (1991) Evaluation of total knee arthroplasty using isokinetic testing. *Clin Orthop Relat Res* 273: 106–113
- Chumlea WC, Guo SS, Vellas B, Guigoz Y (1995) Techniques of assessing muscle mass and function (sarcopenia) for epidemiological studies of the elderly. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 50: 45–51
- D'Lima DD, Poole C, Chadha H, Hermida JC, Mahar A, Colwell CW Jr (2001) Quadriceps moment arm and quadriceps forces after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2001: 213–220
- Demottaz JD, Mazur JM, Thomas WH, Sledge CB, Simon SR (1979) Clinical study of total ankle replacement with gait analysis. A preliminary report. *J Bone Joint Surg Am* 61: 976–988
- Dyrby C, Chou LB, Andriacchi TP, Mann RA (2004) Functional evaluation of the Scandinavian Total Ankle Replacement. *Foot Ankle Int* 25: 377–381
- Farina D, Arendt-Nielsen L, Graven-Nielsen T (2005) Experimental muscle pain reduces initial motor unit discharge rates during sustained submaximal contractions. *J Appl Physiol* 98: 999–1005
- Farina D, Macaluso A, Ferguson RA, De Vito G (2004) Effect of power, pedal rate, and force on average muscle fiber conduction velocity during cycling. *J Appl Physiol* 97: 2035–2041
- Gopfert B, Valderrabano V, Hintermann B, Wirz D (2005) Measurement of the isometric dorsiflexion and plantar flexion force in the ankle joint. *Biomed Tech (Berl)* 50: 282–286
- Hermens HJ, Frenkers B, Merletti R et al. (1999) European Recommendations for Surface Electromyography (SENIAM). CD-ROM. Roessingh Research and Development b.v., Eschede, Netherlands
- Hintermann B, Valderrabano V, Dereymaeker G, Dick W (2004) The HINTEGRA Ankle: Rationale and Short-term Results of 122 Consecutive Ankles. *Clin Orthop* 424: 57–68
- Hurley MV (1999) The role of muscle weakness in the pathogenesis of osteoarthritis. *Rheum Dis Clin North Am* 25: 283–298
- Hurley MV, Scott DL, Rees J, Newham DJ (1997) Sensorimotor changes and functional performance in patients with knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis* 56: 641–648
- Karlssohn S, Gerdtle B (2001) Mean frequency and signal amplitude of the surface EMG of the quadriceps muscles increase with increasing torque – a study using the continuous wavelet transform. *J Electromyogr Kinesiol* 11: 131–140
- Karlssohn S, Yu J, Akay M (1999) Enhancement of spectral analysis of myoelectric signals during static contractions using wavelet methods. *IEEE Trans Biomed Eng* 46: 670–684
- Karlssohn S, Yu J, Akay M (2000) Time-frequency analysis of myoelectric signals during dynamic contractions: a comparative study. *IEEE Trans Biomed Eng* 47: 228–238
- Kent-Braun JA, Ng AV (1999) Specific strength and voluntary muscle activation in young and elderly women and men. *J Appl Physiol* 87: 22–29
- Kitaoka HB, Alexander IJ, Adelaar RS, Nunley JA, Myerson MS, Sanders M (1994) Clinical rating systems for the ankle-hindfoot, midfoot, hallux, and lesser toes. *Foot Ankle Int* 15: 349–353
- Kofoed H, Stürup J (1994) Comparison of ankle arthroplasty and arthrodesis. A prospective series with long-term follow-up. *Foot* 4: 6–9
- Lewek MD, Rudolph KS, Snyder-Mackler L (2004) Quadriceps femoris muscle weakness and activation failure in patients with symptomatic knee osteoarthritis. *J Orthop Res* 22: 110–115
- Machner A, Pap G, Awiszus F (2002) Evaluation of quadriceps strength and voluntary activation after unicompartmental arthroplasty for medial osteoarthritis of the knee. *J Orthop Res* 20: 108–111
- Masuda K, Masuda T, Sadoyama T, Inaki M, Katsuta S (1999) Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 9: 39–46
- Michelson JD, Schmidt GR, Mizel MS (2000) Kinematics of a total arthroplasty of the ankle: comparison to normal ankle motion. *Foot Ankle Int* 21: 278–284
- Mizner RL, Petterson SC, Stevens JE, Vandenberg K, Snyder-Mackler L (2005) Early quadriceps strength loss after total knee arthroplasty. The contributions of muscle atrophy and failure of voluntary muscle activation. *J Bone Joint Surg Am* 87: 1047–1053
- Morrey BF, Wiedeman GP Jr (1980) Complications and long-term results of ankle arthrodeses following trauma. *J Bone Joint Surg Am* 62: 777–784
- Nakamura T, Suzuki K (1992) Muscular changes in osteoarthritis of the hip and knee. *Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi* 66: 467–475
- Reggiani B, Leardini A, Corazza F, Taylor M (2005) Finite element analysis of a total ankle replacement during the stance phase of gait. *J Biomech* 2005
- Rolland Y, Lauwers-Cances V, Cournon M et al. (2003) Sarcopenia, calf circumference, and physical function of elderly women: a cross-sectional study. *J Am Geriatr Soc* 51: 1120–1124
- Rossi MD, Hasson S (2004) Lower-limb force production in individuals after unilateral total knee arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil* 85: 1279–1284
- Rutherford OM, Jones DA, Newham DJ (1986) Clinical and experimental application of the percutaneous twitch superimposition technique for the study of human muscle activation. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 49: 1288–1291
- Shepstone TN, Tang JE, Dallaire S, Schuenke MD, Staron RS, Phillips SM (2005) Short-term high- vs. low-velocity isokinetic lengthening training results in greater hypertrophy of the elbow flexors in young men. *J Appl Physiol* 98: 1768–1776
- Silva M, Shepherd EF, Jackson WO, Pratt JA, McClung CD, Schmalzried TP (2003) Knee strength after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 18: 605–611
- Simon SR, Trieschmann HW, Burdett RG, Ewald FC, Sledge CB (1983) Quantitative gait analysis after total knee arthroplasty for monarticular degenerative arthritis. *J Bone Joint Surg Am* 65: 605–613
- Sirca A, Susec-Michieli M (1980) Selective type II fibre muscular atrophy in patients with osteoarthritis of the hip. *J Neurol Sci* 44: 149–159
- Valderrabano V, Hintermann B, Dick W (2004) Scandinavian total ankle replacement: A 3.7 year average followup of 65 patients. *Clin Orthop* 424: 47–56
- Valderrabano V, Hintermann B, Nigg BM, Stefanyszyn D, Stergiou P (2003) Kinematic changes after fusion and total replacement of the ankle: part 1: Range of motion. *Foot Ankle Int* 24: 881–887
- Valderrabano V, Hintermann B, Nigg BM, Stefanyszyn D, Stergiou P (2003) Kinematic changes after fusion and total replacement of the ankle: part 2: Movement transfer. *Foot Ankle Int* 24: 888–896
- Valderrabano V, Hintermann B, Nigg BM, Stefanyszyn D, Stergiou P (2003) Kinematic changes after fusion and total replacement of the ankle: part 3: Talar movement. *Foot Ankle Int* 24: 897–900
- von Tscharner V (2000) Intensity analysis in time-frequency space of surface myoelectric signals by wavelets of specified resolution. *J Electromyogr Kinesiol* 10: 433–445