



CUSTOM MOULDED Fußorthesen mit neuromuskulär wirkenden Elementen – Ihr Einfluss auf Muskelaktivitäten während des Gangzyklus

¹Stief, T.; ²Wagner H.; ¹Peikenkamp, K.

¹Lab for Biomechanics, University of Applied Science Muenster, Muenster, Germany; e-mail:stief@fh-muenster.de, web: <https://www.fh-muenster.de/biomechanik/index.php>

²Department of Movement Science, Westfaelische Wilhelms-Universitaet Muenster, Muenster, Germany

Einleitung

Fußorthesen (FO) werden seit Jahrzehnten in der orthopädischen Praxis zur Therapie von Fehlstellungen, Funktionsdefiziten und Beschwerden an den unteren Extremitäten eingesetzt. Ihre Wirkung wird als nachgewiesen angesehen (Brüggemann, 2004). CUSTOM MOULDED FO (CMFO) sind in einem bestimmten Verfahren gefertigte FO die gewisse Vorteile gegenüber anderen orthopädischen Einlagen haben (Mündermann, et al., 2003).

Neurologische, oder sensomotorische FO-Konzepte propagieren Einflussmöglichkeiten durch spezielle, neuromuskulär wirkende Elemente (NME) bei Beschwerden am gesamten Bewegungssystem. Mittels NME gesetzter Reize soll es zur Veränderung von Muskelaktivitäten innerhalb bestimmter Funktionsketten kommen, um so Einfluss auf die gesamte Körperhaltung zu nehmen (Ludwig, et al., 2004). Diese FO werden sehr kontrovers diskutiert, da es nur wenige Studien zu diesem Themengebiet gibt. Zudem stand meist die Betrachtung kinematischer und kinetischer Größen unter statischen Bedingungen im Vordergrund.

Ziele unserer Studie waren die Ermittlung muskulärer Einflüsse von CMFO mit NME und die Überprüfung der postulierten Muskelkettenreaktionen.

Material und Methode

An dieser Untersuchung nahmen 20 Probanden (10 w, 10 m; $36 \pm 2,7$ Jahre) mit LWS-Beschwerden und hypotoner Haltung teil. Im Mittelpunkt unseres Interesses standen die Einflüsse der FO auf 24 Muskeln (12 je Körperhälfte), die in folgenden Funktionsketten: Flexionskette (GAM) und Extensionskette (GPM) (Meert, 2003) liegen (s. Abbildung 1).

Unter dynamischen Bedingungen wurden über Oberflächen-EMG (Biovision, 2000 Hz) Muskelaktivitäten erfasst. Die Teilnehmer gingen unter randomisierten Bedingungen (B_I : CMFO mit NME und B_{II} : ohne FO) in ihrer subjektiv optimalen v_{Gang} (3,5-5,0 km/h) auf einem Laufband (CallisOrtho, Sprintex) und trugen ihre eigenen Schuhe. Die Aufnahmezeit betrug 60 s pro Bedingung.

Zur Datenaufbereitung sind die Rohdaten mit 20 Hz (Butterworth) gefiltert, gleichgerichtet und mittels RMS50 geglättet, danach 40 zusammenhängende Schrittzyklen (DS) separiert, auf 100 %_{DS} normiert, gemittelt und anschließend auf 101 Datenpunkte reduziert worden. Mittels T-Test für abhängige Stichproben wurde jeder



Prozentpunkt des Doppelschrittes statistisch ausgewertet. Signifikant sind Ergebnisse bei $p < 5\%$. Änderungen sehen wir als relevant an, wenn sie in einem Bereich von $\geq 10\%$ $_{DS}$ nachweisbar sind und während der Aktivitätszeiträume der Muskeln auftreten.

Ergebnisse

Weiterhin werden nur signifikante Ergebnisse präsentiert und diskutiert.

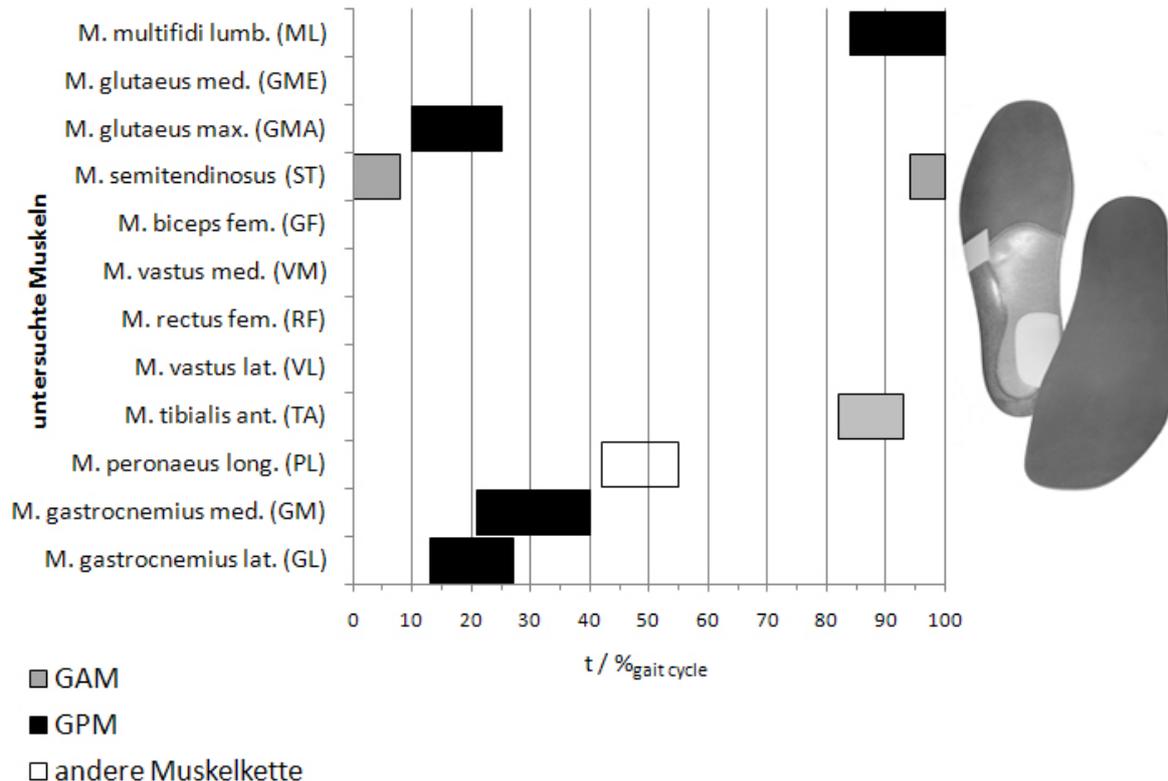


Abbildung 1: Bereiche mit signifikanten Änderungen der EMG-Signale der untersuchten Muskeln und ihre Zuordnung in die entsprechenden Funktionsketten

Die Aktivitäten der Muskeln der GPM (s. *Abbildung 1*) wurden wie folgt beeinflusst. Die Intervention mit den FO reduzierte die Aktivität des GL in einem Bereich 13-27 $_{DS}$ um 10,3 %. Gleichzeitig erhöhte sich die des GM um 8,9 % bei 21-40 $_{DS}$. Die GMA-Aktivität sank in einem Bereich von 10-25 $_{DS}$ um 34,6 %. Das EMG des TA zeigt einen Anstieg um 7,8 % zu 82-93 $_{DS}$ und die des ST fiel um 47,4 % zu 0-8 $_{DS}$ und 86-100 $_{DS}$. Beide Muskeln werden nach den Theorien der Versorgungskonzepte zur GAM gezählt. Weiter reduzierten sich die Aktivitäten des PL während 42-55 $_{DS}$ um 18,8 %.

Durch die CMFO mit NME sollte die GAM inhibiert und die GPM aktiviert werden. Dies kann anhand der Ergebnisse nicht bestätigt werden, da die Muskeln beider Ketten teils gegenläufige Effekte zeigen und Muskeln beeinflusst wurden die nicht innerhalb beider Ketten liegen.



Es fällt auf, dass alle Muskeln die an den Bewegungen des OSG und USG beteiligt sind, Bereiche haben in denen es zu nachweisbaren Änderungen kam. Am Oberschenkel konnten nur der ST beeinflusst werden. Dies kann damit erklärt werden, dass in distal gelegenen Arealen des Körpers externe Einflüsse adaptiert werden müssen, um für posturale Kontrolle während der Dynamik zu sorgen (Winter, et al., 1995).

Schlussfolgerungen

Mit dieser Untersuchung sollten einerseits die Einflüsse von CMFO mit NME auf die Muskelaktivitäten während des Gangzyklus geklärt und andererseits die postulierten Muskelketten überprüft werden. Abschließend kann gesagt werden, dass keine Beeinflussung im Sinne von Muskelketten nachgewiesen wurde. Es konnte aber auch aufgezeigt werden, dass es mit den durchgeführten Interventionen zu einer Beeinflussung der Muskulatur während des Gehens kommt. Welchen Benefit dies für das in der Praxis versorgte Patienten Klientel bedeutet kann mit dieser Studie nicht geklärt werden. Weitere Untersuchungen sind notwendig um dies und weitere offene Fragen zu klären.

Literaturverzeichnis

Brüggemann, Gert-Peter. 2004. Einlagenversorgung im Sport: Wissenschaftliche Evidenz und Wirkungsmechanismen von Einlagen. *Orthopädieschuhtechnik*. Sonderheft: Einlagen, 2004, S. 28-35.

Ludwig, Oliver und Fuhr, Norbert. 2004. Änderung der muskulären Aktivität durch propriozeptiv wirkende Einlegesohlen. *Orthopädieschuhtechnik*. 2004, 12, S. 13-18.

Meert, Guido. 2003. *Das Becken aus osteopathischer Sicht - Funktionelle Zusammenhänge nach dem Tensegrity-Modell*. Jena : Urban & Fischer Verlag München, 2003.

Mündermann, Anne, et al. 2003. Orthotic Comfort is Related to Kinematics, Kinetics, and EMG in Recreational Runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2003, Bd. 35, 10, S. 1710-1719.

Winter, DA. und Eng, P. 1995. Human balance and posture control during standing and walking . *Gait & Posture*. 3, 1995, S. 193-214.