



Gangmuster und Bodenreaktionskräfte bei Patienten mit lumbovertebralem Schmerzsyndrom

Gait pattern and ground reaction forces in patients with low back pain

Dusan Radovanovic, dipl. Physiotherapeut, dipl. Turnlehrer

Physiotherapie und Laufanalyse, Zürich

Dusan Radovanovic

Zollikerstrasse 37

CH-8008 Zürich

Schweiz

Phone: +41 (44) 422 72 85

Email: d.radovanovic@laufanalyse.ch





Zusammenfassung

Hintergrund: Obwohl die Ganganalyse ein effektives Instrument darstellt, um die Ergebnisse der Therapiemassnahmen zu messen, ist wenig bekannt über das Gangmuster von Patienten mit lumbovertebralen Schmerzsyndrom (LVS).

Ziel: Ziel dieser Studie war, das Gangmuster von Patienten mit LVS vor und nach der Physiotherapie zu analysieren.

Methode: Mittels Laufband mit eingebauten Kraftsensoren wurden die vertikalen Bodenreaktionskräfte (vBRK) beim Gehen der Patienten vor und nach der Physiotherapie durchgeführt.

Ergebnisse: Von insgesamt 242 Patienten mit LVS (Durchschnittsalter 46.7 Jahre \pm 14.6 Jahre) waren 98 Männer und 144 Frauen. Die vBRK-Kurve war in der Voruntersuchung signifikant flacher als in der Nachuntersuchung. Das erste Maximum der Bodenbelastung war unbedeutend niedriger [(102.8% \pm 10.6% versus 103.6% \pm 8.4% des Körpergewichtes (KG)], während das Minimum der Standphasenmitte gleich geblieben ist (83.1% \pm 7.8% KG versus 82.4% \pm 9.1%). Das zweite Maximum in der Abstossphase war in der Nachuntersuchung signifikant grösser als in der Voruntersuchung (107.3% \pm 9.3% KG versus 104.4% \pm 10.0%; $P < 0.001$). Die Kadenz und die bevorzugte Geschwindigkeit waren nach der Therapie signifikant höher ($P < 0.001$). Die Differenzen zwischen dem ersten und zweiten Maximum der vBRK und das Minimum der Standmitte waren signifikant grösser in der Nachuntersuchung (21.1% \pm 9.0% KG versus 19.6% \pm 10% KG; $P = 0.015$; 24.6% \pm 10.2% KG versus 21.2% \pm 9.8%; $P < 0.001$).

Schlussfolgerung: Patienten mit einem akuten lumbovertebralen Schmerzsyndrom weisen ein typisches Gangmuster und eine typische Bodenreaktionskraftkurve auf. Die konsequente Anwendung der Ganganalyse mit Gangkorrekturen in der Rehabilitation dieser Patienten kann zu schnellerem Erreichen des Therapiezieles und der Therapieeffizienz beitragen.



Einleitung

Über das Gangmuster von Patienten mit Kreuzschmerzen ist wenig bekannt, obwohl die Ganganalyse ein effektives Instrument darstellt, um die Effekte der Therapiemaßnahmen nach chirurgischer Intervention zu messen (Muniz, Manfio et al. 2006). Biomechanische Messungen vermitteln die Kräfte, welche vom gewichtstragenden Bein auf den Boden ausgeübt wird, bekannt als Bodenreaktionskraft (BRK), eine direkte Ableitung des Dritten Gesetzes von Newton über Aktion und Reaktion.

Messungen der BRK dienen zur Unterscheidung zwischen dem normalen und pathologischen Gang, sowie zwischen dem vor- und nachher Zustand.

In den wenig vorhandenen Studien mit BRK-Messungen werden meistens die BRK-Resultate von gesunden Probanden mit den Resultaten von Patienten mit verschiedenen Krankheiten oder Behinderungen verglichen. Unterschiede in der BRK zwischen gesunden Probanden und Patienten mit Kreuzschmerzen (Khodadadeh, Eisenstein 1993; Lee, Simmonds et al. 2007), nach Hüftdoprothese (Valderrabano, Nigg et al. 2007), nach Amputationen (Vickers, Palk et al. 2007) und von Patienten mit peripherer Gefässerkrankung (Scott-Pandorf, Stergiou et al. 2007) wurden publiziert. Mir ist keine Studie bekannt, die die gleichen Patienten mit akutem lumbovertebralen Schmerzsyndrom (LVS) vor und nach der Therapie untersucht hat.

Ziel dieser Studie war, ein Gangmuster bei Patienten mit LVS in der akuten schmerzhaften Phase vor und nach physiotherapeutischer Behandlung in der schmerzfreien Phase durch die Messung der vBRK zu eruieren.



Methoden

Die vorliegenden Erfahrungen basieren auf Ganganalysen, die zwischen 1997 und 2007 bei über 1'000 Patienten mit insgesamt ca. 14'000 Bodenreaktionskraftmessungen durchgeführt wurden.

In diese Studie wurden alle erwachsenen Patienten mit der Diagnose eines akuten lumbovertebralen Schmerzsyndroms (LVS) eingeschlossen. Die Patienten wurden von Hausärzten, Rheumatologen und Orthopäden wegen akuten Schmerzen im lumbalen Bereich der physiotherapeutischen Behandlung zugewiesen.

Die Messungen der vBRK wurden auf *Gaitway*TM (Kistler) durchgeführt. Bei diesem Messlaufband handelt es sich um ein Laufband mit eingebauter Messeinrichtung der Bodenreaktionskräfte. Einmalig an dem Gerät ist die Möglichkeit, beim Gehen und Laufen die Belastung mehrerer aufeinanderfolgender Schritte zu unterscheiden und messen zu können. Auch kann die Kadenz, Geschwindigkeit und Steigung variiert werden und erlaubt somit dem Patienten, sein natürliches Gangmuster zu finden. Das System umfasst neben dem Laufband mit eingebauten Kraftsensoren eine Windows PC-Software zur Auswertung und Darstellung der vertikalen Bodenreaktionskraft und des Kraftangriffspunktes.

Die vBRK wurde vor der Behandlung in der schmerzhaften Phase und nach der Physiotherapie in der schmerzfreien Phase erhoben. Die erste Messung fand während der ersten physiotherapeutischen Sitzung statt, nachdem die anamnestischen Daten erhoben, der Patient untersucht und der Status der Muskulatur festgehalten wurden. Zuerst gewöhnte sich der Patient während 10 Minuten an das Laufen auf dem Laufband. Danach entschied er, welche Geschwindigkeit ihm am angenehmsten war. Das Gewicht der Patienten wurde für die Datennormierung auf dem Laufband gemessen. Die Daten wurden mit einer Frequenz von 300 Hz erfasst.

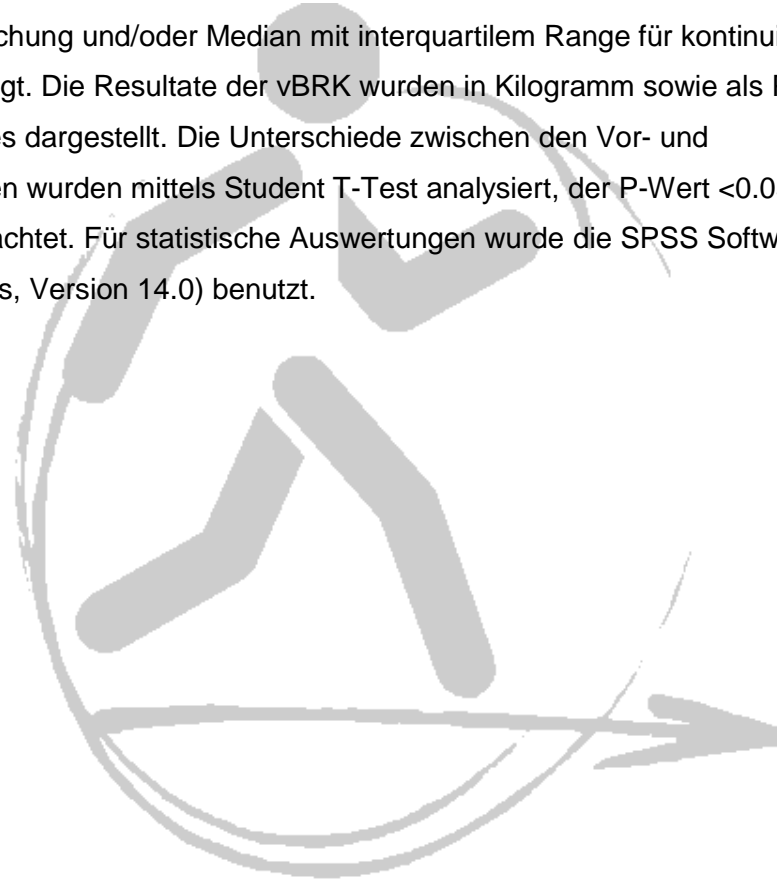
Das Laufen auf dem Band erfolgte barfuss, damit eine Beeinflussung mit unterschiedlichem Schuhwerk vermieden werden konnte. Die durchschnittliche vBRK-Messung wurde während 10 Sekunden erhoben. Das entspricht 6 bis 8 kompletten Schritten (jeweils abhängig von der Geschwindigkeit), separat jeweils für die rechte und die linke Seite. Die so entstandenen Kurven wurden danach analysiert. Waren bei der ersten vBRK-Kurve deutliche Abweichungen vorhanden, wurde der Patient instruiert, sein Gangmuster zu korrigieren. Er musste sich aufrichten, sodass der Winkel zwischen Kopf, Schulter und Hüftgelenk minimal 5 bis 0 Grad betrug. Beim ersten Bodenkontakt mit der Ferse sollte dann das Kniegelenk minimal 20 bis 25 Grad angewinkelt sein. Die Messung wurde nach diesen Instruktionen wiederholt und der



Patient wurde für seine LVS-Beschwerden physiotherapeutisch und manuelltherapeutisch behandelt. Die Behandlung wurde individuell auf den Patienten abgestimmt und beinhaltete manuelle Therapie, Elektrotherapie, Gymnastikübungen, Gangkorrekturen und/oder Gangschulung. Die Ganganalyse wurde nach der Therapie in der schmerzfreien Phase wiederholt, wieder barfuss und mit vom Patienten bestimmter Geschwindigkeit.

Statistische Analyse

Die Daten sind als Prozent für diskrete Variablen und als Durchschnitt mit Standardabweichung und/oder Median mit interquartilem Range für kontinuierliche Variablen gezeigt. Die Resultate der vBRK wurden in Kilogramm sowie als Prozent des Körpergewichtes dargestellt. Die Unterschiede zwischen den Vor- und Nachmessungen wurden mittels Student T-Test analysiert, der P-Wert <0.05 als signifikant betrachtet. Für statistische Auswertungen wurde die SPSS Software (Chicago, Illinois, Version 14.0) benutzt.





Resultate

Insgesamt 273 erwachsene Patienten mit der Diagnose LVS wurden der Physiotherapie zugewiesen. Bei 31 Patienten (11%) konnte die Ganganalyse nicht durchgeführt werden, da die Patienten aufgrund ihrer Behinderung nicht in der Lage waren das Laufband zu nutzen.

Von 242 Patienten zwischen 16 bis 78 Jahren, waren 98 Männer mit einem Durchschnittsalter von 47.3 Jahren (SD 14.1 Jahre), Grösse 180.1 cm (SD 7.1 cm), Gewicht 85.7 kg (SD 18.0 kg) und einem BMI von 26.4 kg/m^2 (SD 5.0 g/m^2). 144 waren Frauen mit einem Durchschnittsalter von 46.2 Jahren (SD 15.0 Jahre), Grösse 167.2 cm (SD 6.6 cm), Gewicht 68.9 kg (SD 13.2 kg) und einem BMI von 24.7 kg/m^2 (SD 4.8 kg/m^2).

Die Zeit zwischen der ersten und zweiten Messung betrug in Median 4 Tage mit einem interquartilen Bereich von 1 bis 24 Tage.

Die Resultate der ersten und zweiten vBRK-Messung sind in der Tabelle 1 dargestellt. Das erste Maximum der Bodenbelastung war in der ersten Messung unbedeutend niedriger als in der zweiten Messung: 77.43 kg (SD 17.49 kg) versus 78.09 kg (SD 16.96 kg), was $102.8\% \pm 10.6\%$ versus $103.6\% \pm 8.4\%$ des Körpergewichts (KG) entspricht. Danach folgte der Übergang bis zur Entlastung in der Standphasenmitte mit einem Minimum, welches unverändert zwischen diesen beiden Messungen blieb ($83.1\% \pm 7.8\% \text{ KG}$ versus $82.4\% \pm 9.1\% \text{ KG}$). Das zweite Kraftmaximum (F2), welches den Bodendruck während der Abstossphase zeigt, war signifikant grösser in der zweiten Messung gegenüber der ersten Messung ($107.3\% \pm 9.3\% \text{ KG}$ versus $104.4\% \pm 10.0\% \text{ KG}$). Die Kadenz und die ausgewählte Geschwindigkeit waren statistisch signifikant grösser nach der Behandlung. Die vBRK-Kurve war signifikant flacher in der ersten als in der zweiten Messung, was auf eine Verkrampfung und Verkürzung der Muskeln gluteus medius, gluteus minimus und piriforms zurückzuführen war. Der Unterschied zwischen F1 und Fmin der vBRK und zwischen F2 und Fmin waren signifikant grösser während der Messung in der schmerzfreien Phase ($21.1\% \pm 9.0\% \text{ KG}$ versus $19.6 \pm 10.0\% \text{ KG}$, $24.6\% \pm 10.2\% \text{ KG}$ versus $21.2\% \pm 9.8\% \text{ KG}$). Das deutet auf eine Verminderung der Muskeldysbalance hin. Abbildung 1 und 2 zeigen typische Beispiele der vBRK-Kurven von Patienten mit LVS vor (Abbildung 1a, 2a) und nach der Behandlung (Abbildung 1b, 2b). Nach der Behandlung und Gangkorrekturen waren Patienten mit diagnostizierten LVS schmerzfrei und die Form der vBRK-Kurve zeigte wieder eine Symmetrie mit einer klaren niedrigen Standphasenmitte und ein grösseres zweites Kraftmaximum, welches sich dem normalen Gangmuster annähert.



Diskussion

Patienten mit einem schmerzhaften lumbovertebrales Syndrom haben ein typisches Gangmuster, welches sich in einer signifikanten flachen vBRK-Kurve zeigt. Nach der Behandlung und Gangkorrekturen zeigen diese Patienten eine steile vBRK-Kurve, welche sich dem normalen Gangmuster annähert.

Es gibt verschiedene Ursachen des LVS und die verursachenden Mechanismen sind noch nicht vollständig geklärt. Das LVS kann in Zusammenhang mit Veränderungen im lumbalen Bereich der Wirbelsäule und den Anspannungen der Hüftextensoren entstehen (Vogt, Pfeifer et al. 2003). Instabilität der Wirbelsäule, Verletzungen und Störungen der Feedback-Kontrolle haben auch Einflüsse auf das LVS (Reeves, Narendra et al. 2007). Leicht erhöhte Aktivierung der Muskeln kann dazu führen, dass die Muskelkontraktionen über die kritische Schwelle steigen, was zu ermüdungsbezogenen Schmerzen und schmerzhaften Muskelspasmen führen kann. Diese können ohne Verletzung oder Verlust der Wirbelsäulenstabilität erfolgen (Reeves, Narendra et al. 2007).

Typische Anwendungen für die routinemässige Ganganalyse sind die Diagnose und Erfolgskontrolle, sowie die biomechanische Forschung. Das LVS, unabhängig der Ursache, beeinflusst das Laufen. Bessere Erkenntnisse über die Veränderungen im Gangmuster kann eine adäquate Behandlung verbessern. Es wurde beschrieben, dass Patienten mit einem LVS langsamer laufen, einen kürzeren Schritt haben und im Vergleich zu gesunden Probanden kein symmetrisches Gangmuster aufweisen (Keefe and Hill 1985; Lamothe, Meijer et al. 2002; Lamothe, Meijer et al. 2006). Während einer Belastung kann die Dysfunktion des Iliosakralgelenkes eine falsche Rekrutierung des Muskels gluteus maximus verursachen, Weichteile beanspruchen und Gelenkinstabilität herbeiführen, was sich in einem LVS manifestieren kann (Hossain and Nokes 2005).

Das normale Gangmuster zeigt eine charakteristische vBRK-Kurve mit typischer M-Form, einem ersten und zweiten Kraftmaximum und einer guten Symmetrie zwischen der rechten und linken Seite. Diese Studie zeigt kleine Unterschiede zwischen F_2 und F_{min} in der vBRK-Kurve der Patienten mit einem LVS, was einer Muskeldysbalance im Hüft- und Kreuzbereich entspricht. Sobald diese Muskulatur durch Dehnungen und Übungen behandelt wurde, verbesserte sich die vBRK-Kurve und näherte sich der normalen Form.

Lee et al (Lee, Simmonds et al. 2007) konnte keinen Unterschied in keinen von den vBRK Parametern zwischen Patienten mit LVS ohne Ausstrahlung und gesunden



Probanden der Kontrollgruppe feststellen. In dieser untersuchten Gruppe hatten nur wenige Patienten eine Ausstrahlung im Bein, obwohl der Unterschied in F2 sowie die Differenz zwischen F1 und Fmin, und F2 und Fmin signifikant waren. Die Mehrheit der Patienten dieser Studie hatten ein asymmetrisches Gangmuster und liefen bei der bevorzugten selbstbestimmten Geschwindigkeit während der schmerzhaften Phase langsamer als in der schmerzfreien Phase.

In der Physiotherapie sollte das Gehtraining, genauso wie Übungen, die intersegmentale und muskuläre Koordination verbessern (Lamoth, Meijer et al. 2006). Das Gehen ist eine sinnvolle Aktivität in der Physiotherapie sowie bei Rehabilitationsprogrammen (Callaghan, Patla et al. 1999).

Die Resultate dieser Studie zeigen, dass Gangmuster-Änderungen bei Patienten mit LVS als Teil der Physiotherapie in der ersten schmerzhaften Phase eingesetzt werden kann, damit die Schmerzen minimiert werden oder sogar ausklingen.

Schlussfolgerung

Die Resultate zeigen, dass Patienten mit einem akuten lumbovertebralen Schmerzsyndrom ein typisches Gangmuster und eine typische Bodenreaktionskraftkurve aufweisen. Diese Resultate zeigen auch die potentiellen Möglichkeiten der vBRK-Messungen für die Evaluation, Behandlungsplanung und Überwachung des Therapieverlaufs.

Die konsequente Anwendung der Ganganalyse mit Gangkorrekturen in der Rehabilitation dieser Patienten kann zu schnellerem Erreichen des Therapiezieles und der Therapieeffizienz beitragen. Eine zusätzliche physiotherapeutische und manuellmedizinische Behandlung der Muskeldysbalance zum Erlernen eines neuen Gangmusters war notwendig.



Literaturverzeichnis

- Callaghan, J. P., A. E. Patla, et al. (1999). "Low back three-dimensional joint forces, kinematics, and kinetics during walking." Clin Biomech (Bristol, Avon) **14**(3): 203-16.
- Hossain, M. and L. D. Nokes (2005). "A model of dynamic sacro-iliac joint instability from malrecruitment of gluteus maximus and biceps femoris muscles resulting in low back pain." Med Hypotheses **65**(2): 278-81.
- Keefe, F. J. and R. W. Hill (1985). "An objective approach to quantifying pain behavior and gait patterns in low back pain patients." Pain **21**(2): 153-61.
- Khodadadeh, S. and S. M. Eisenstein (1993). "Gait analysis of patients with low back pain before and after surgery." Spine **18**(11): 1451-5.
- Lamoth, C. J., O. G. Meijer, et al. (2006). "Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes in motor control." Eur Spine J **15**(1): 23-40.
- Lamoth, C. J., O. G. Meijer, et al. (2002). "Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with nonspecific low back pain." Spine **27**(4): E92-9.
- Lee, C. E., M. J. Simmonds, et al. (2007). "Influence of pain distribution on gait characteristics in patients with low back pain: part 1: vertical ground reaction force." Spine **32**(12): 1329-36.
- Muniz, A. S., E. F. Manfio, et al. (2006). "Principal component analysis of vertical ground reaction force: a powerful method to discriminate normal and abnormal gait and assess treatment." Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc **1**: 2683-6.
- Reeves, N. P., K. S. Narendra, et al. (2007). "Spine stability: the six blind men and the elephant." Clin Biomech (Bristol, Avon) **22**(3): 266-74.
- Scott-Pandorf, M. M., N. Stergiou, et al. (2007). "Peripheral arterial disease affects ground reaction forces during walking." J Vasc Surg **46**(3): 491-9.
- Valderrabano, V., B. M. Nigg, et al. (2007). "Gait analysis in ankle osteoarthritis and total ankle replacement." Clin Biomech (Bristol, Avon) **22**(8): 894-904.
- Vickers, D. R., C. Palk, et al. (2007). "Elderly unilateral transtibial amputee gait on an inclined walkway: A biomechanical analysis." Gait Posture.
- Vogt, L., K. Pfeifer, et al. (2003). "Neuromuscular control of walking with chronic low-back pain." Man Ther **8**(1): 21-8.



Tabelle 1 Vertikale Bodenreaktionskraft (vBRK) Variablen von Patienten mit lumbovertebralem Syndrom vor Beginn der Physiotherapie, während der schmerzhaften Phase und nach Physiotherapie in schmerzfreier Phase

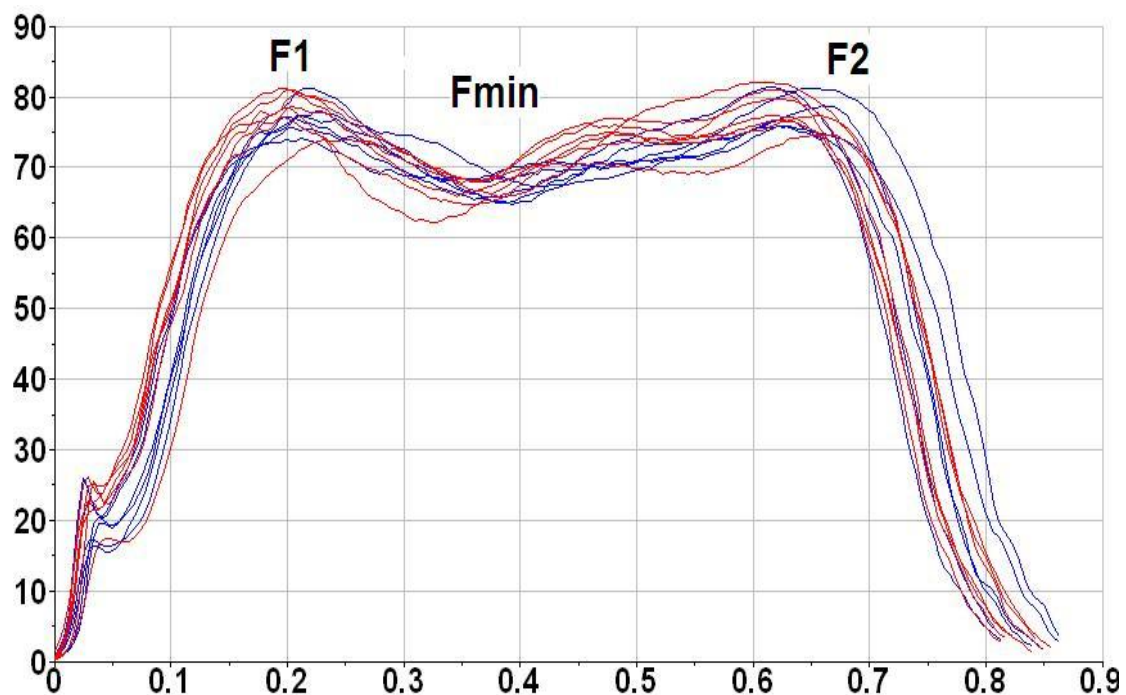
Variablen	Vorher	Nachher	<i>P</i>
	Mittel (Standard Abweichung)	Mittel (Standard Abweichung)	
Erstes Maximum der vBRK (F1) (kg)	77.43 (17.49)	78.08 (16.96)	0.105
Minimum in Standphasenmitte (Fmin) (kg)	62.73 (14.50)	62.18 (14.71)	0.112
Zweites Maximum der vBRK (F2) (kg)	78.55 (16.68)	80.72 (16.84)	<0.001
Geschwindigkeit (bevorzugt) (kg/h)	3.616 (0.461)	3.657 (0.469)	<0.001
Kadenz (Schritte/Min)	103.2 (11.8)	105.7 (9.6)	<0.001
Zeit zwischen Beginn der Standphase bis F1 (Sek)	0.205 (0.038)	0.203 (0.035)	0.327
Zeit zwischen F2 bis Ende der Standphase (Sek)	0.205 (0.038)	0.203 (0.035)	0.368
Differenz zwischen F1 and F2 (kg)	1.11 (8.01)	2.63 (6.04)	0.001
Differenz zwischen F1 and Fmin (kg)	14.67 (8.29)	15.84 (7.32)	0.015
Differenz zwischen F2 and Fmin (kg)	15.73 (7.53)	18.27 (7.83)	<0.001



Abbildung 1a

Vertikale Bodenreaktionskräfte eines 60-jährigen Patienten mit Lumbovertebralem Syndrom vor Beginn der Physiotherapie, während der schmerzhaften Phase

Die vertikale Bodenreaktionskraft in der Standbeinphase in Kilogramm, dargestellt gegen die Zeit in Sekunden. Rot = rechtes Bein, blau = linkes Bein



F1 – das erste Maximum nach dem ersten Kontakt mit der Ferse, dann Übernahme des Körpergewichtes zu Beginn der Standphase

Fmin – minimale vertikale Bodenreaktionskraft während der Entlastung in der Standphasenmitte (Schwungphase)

F2 - das zweite Maximum bei Beginn der Abstossphase

Zeit F1 – Zeit zwischen Beginn der Standphase und dem ersten Maximum

Zeit F2 – Zeit vom Minimum in der Standphasenmitte bis zum zweiten Maximum

F1 – Fmin – die Differenz zwischen erstem Maximum und Minimum

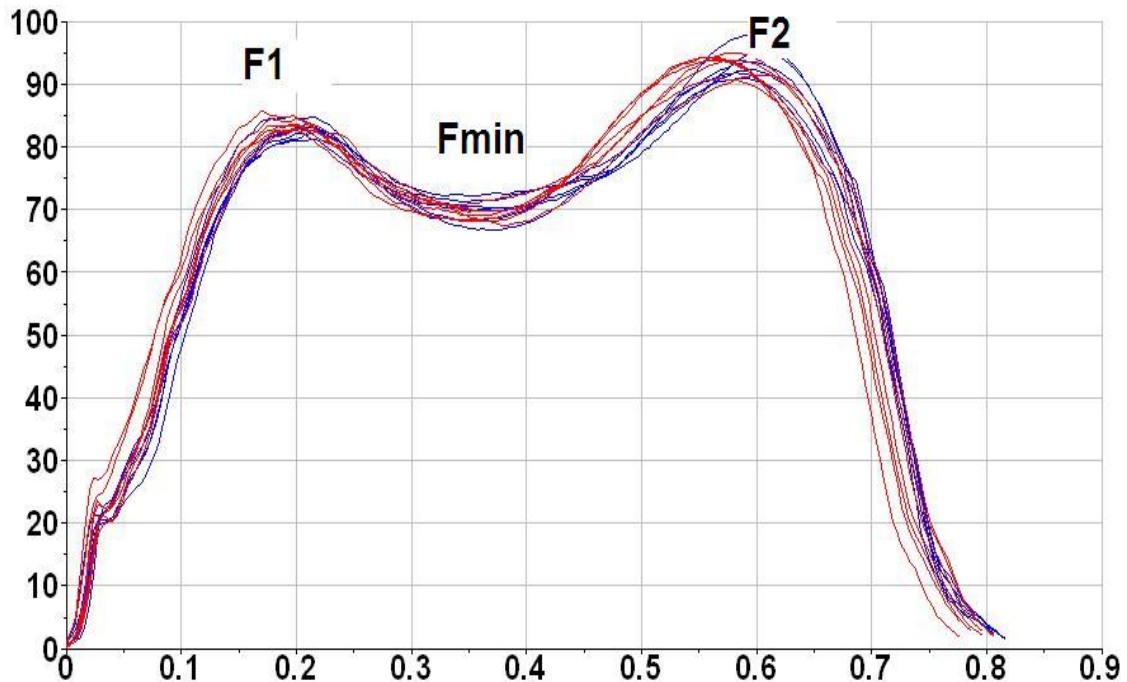
F2 – Fmin – die Differenz zwischen zweitem Maximum und Minimum



Abbildung 1b

Vertikale Bodenreaktionskräfte des gleichen 60-jährigen Patienten mit Lumbovertebralem Syndrom nach der Physiotherapie, während der schmerzfreien Phase

Die vertikale Bodenreaktionskraft in der Standbeinphase in Kilogramm, dargestellt gegen die Zeit in Sekunden. Rot = rechtes Bein, blau = linkes Bein



F1 – das erste Maximum nach dem ersten Kontakt mit der Ferse, dann Übernahme des Körpergewichtes zu Beginn der Standphase

Fmin – minimale vertikale Bodenreaktionskraft während der Entlastung in der Standphasenmitte (Schwungphase)

F2 - das zweite Maximum bei Beginn der Abstossphase

Zeit F1 – Zeit zwischen Beginn der Standphase und dem ersten Maximum

Zeit F2 – Zeit vom Minimum in der Standphasenmitte bis zum zweiten Maximum

F1 – Fmin – die Differenz zwischen erstem Maximum und Minimum

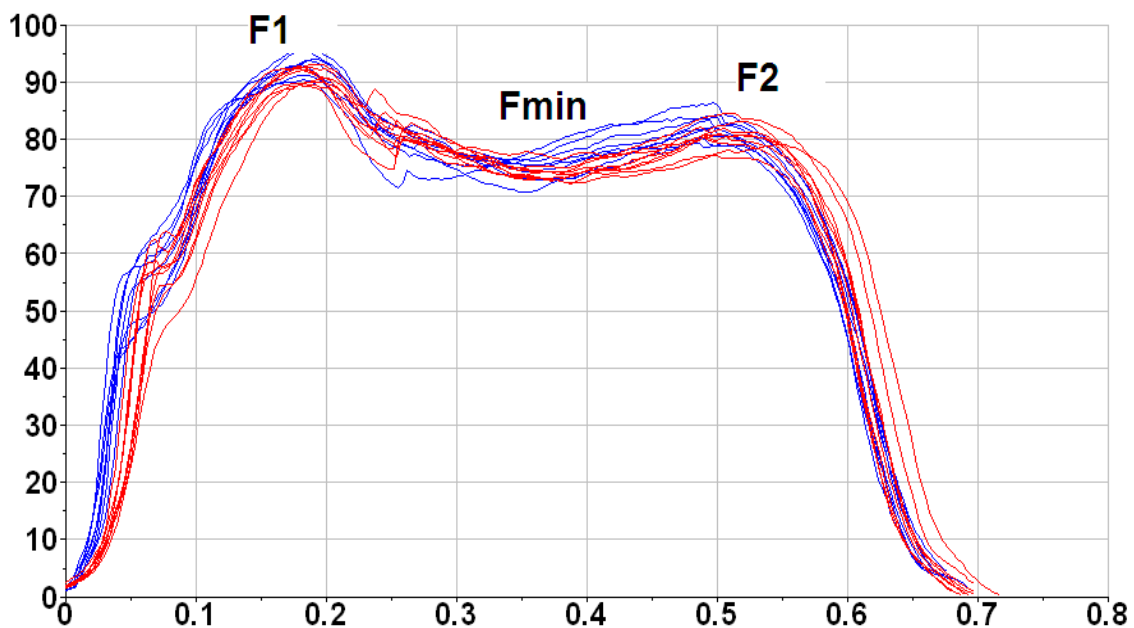
F2 – Fmin – die Differenz zwischen zweitem Maximum und Minimum



Abbildung 2a

Vertikale Bodenreaktionskräfte eines 35-jährigen Patienten mit Lumbovertebralem Syndrom vor Beginn der Physiotherapie, während der schmerzhaften Phase

Die vertikale Bodenreaktionskraft in der Standbeinphase in Kilogramm, dargestellt gegen die Zeit in Sekunden. Rot = rechtes Bein, blau = linkes Bein



F1 – das erste Maximum nach dem ersten Kontakt mit der Ferse, dann Übernahme des Körpergewichtes zu Beginn der Standphase

Fmin – minimale vertikale Bodenreaktionskraft während der Entlastung in der Standphasenmitte (Schwungphase)

F2 - das zweite Maximum bei Beginn der Abstossphase

Zeit F1 – Zeit zwischen Beginn der Standphase und dem ersten Maximum

Zeit F2 – Zeit vom Minimum in der Standphasenmitte bis zum zweiten Maximum

F1 – Fmin – die Differenz zwischen erstem Maximum und Minimum

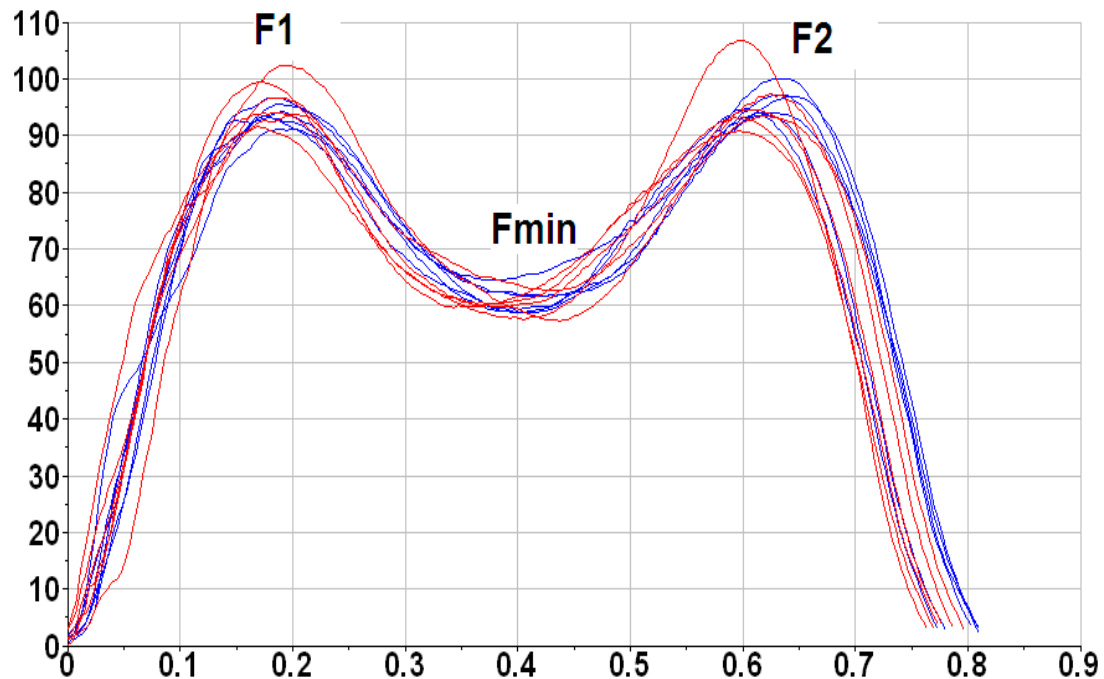
F2 – Fmin – die Differenz zwischen zweitem Maximum und Minimum



Abbildung 2 b

Vertikale Bodenreaktionskräfte des gleichen 35-jährigen Patienten mit Lumbovertebralem Syndrom nach der Physiotherapie, während der schmerzfreien Phase

Die vertikale Bodenreaktionskraft in der Standbeinphase in Kilogramm, dargestellt gegen die Zeit in Sekunden. Rot = rechtes Bein, blau = linkes Bein



F1 – das erste Maximum nach dem ersten Kontakt mit der Ferse, dann Übernahme des Körpergewichtes zu Beginn der Standphase

Fmin – minimale vertikale Bodenreaktionskraft während der Entlastung in der Standphasenmitte (Schwungphase)

F2 - das zweite Maximum bei Beginn der Abstossphase

Zeit F1 – Zeit zwischen Beginn der Standphase und dem ersten Maximum

Zeit F2 – Zeit vom Minimum in der Standphasenmitte bis zum zweiten Maximum

F1 – Fmin – die Differenz zwischen erstem Maximum und Minimum

F2 – Fmin – die Differenz zwischen zweitem Maximum und Minimum