

Aus dem Julius Wolff Institut
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

*In vivo Belastungen des Hüftgelenkes und der
Lendenwirbelsäule in Rehabilitation und Physiotherapie*

zur Erlangung des akademischen Grades

Doctor rerum medicinalium (Dr. rer. medic.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Dipl.-Sportwiss. Verena Schwachmeyer

aus Herford

Datum der Promotion: 30.05.2015

Inhaltsverzeichnis

ASTRAKT	3
ABSTRACT (ENGLISH)	5
EINFÜHRUNG	7
METHODIK	8
ERGEBNISSE	12
DISKUSSION	18
LITERATURVERZEICHNIS	21
DANKSAGUNG	23
EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG	24
ANTEILSERKLÄRUNG AN DEN ERFOLGTEN PUBLIKATIONEN	25
CURRICULUM VITAE	26
PUBLIKATIONEN	28

ABSTRACT

Einleitung:

Ziel dieser Dissertation war, erstmalig die *in vivo* Belastungen des Hüftgelenks und der Lendenwirbelsäule bei post-operativen, physiotherapeutischen Aktivitäten zu bestimmen. Drei *in vivo* Studien wurden hierzu durchgeführt: Messung der Hüftgelenksbelastungen bei physiotherapeutischen Übungen (Studie 1), Messung der Hüftgelenksbelastungen beim Gehen mit Unterarmgehstützen (UAG) (Studie 2), und Messung der Belastungen der Lendenwirbelsäule bei Positionswechseln (Studie 3).

Methodik:

Insgesamt 12 Patienten mit instrumentierten Implantaten (7xHüfte / 5x Wirbelkörper, mittleres Alter 59/66 Jahre, mittleres Gewicht 86/65kg) wurden untersucht. Die instrumentierten Implantate messen die Kräfte und Momente in 3 Ebenen. Für Studie 1 führten 6 Hüftpatienten 13 physiotherapeutische Übungen im Liegen durch. Die auftretenden Maximalbelastungen wurden mit denen beim Gehen mit Voll- und Teilbelastung (halbes Körpergewicht) verglichen. Für Studie 2 gingen 7 Hüftpatienten mit Unterarmgehstützen im 3-Punkte-, 4-Punkte-, und 2-Punkte-Gang sowie ohne Stützen als Referenz (=100%). Für Studie 3 wurden Positionswechsel von Wirbelsäulenpatienten (z.B. von Rückenlage in den Sitz) ausgewertet, welche im Rahmen von Messungen anderer Aktivitäten durchgeführt worden waren. Teilweise waren diese Positionswechsel von einer Physiotherapeutin instruiert worden. Als Referenz diente hier die Belastung beim aufrechten Stehen (=100%). Die resultierende Kraft F_{res} wurde berechnet und gemittelt. Für die Hüftbelastungen wurden zusätzlich das Biegemoment M_{bend} im Implantathals und das Torsionsmoment M_{tors} um den Implantatschaft in %Körpergewicht*m berechnet.

Ergebnisse:

Studie 1: Das Anheben des Beckens in Rückenlage mit Unterstützung nur auf einem Bein verursachte höhere Kräfte und Momente als das Gehen mit Vollbelastung. Isometrische Kontraktionen können potentiell eine hohe F_{res} verursachen, allerdings streuten die Maximalbelastungen stark (zwischen 56-232% Körpergewicht = KG), abhängig von der Intensität der Muskelkontraktion.

Studie 2: Der 3-Punkte-Gang entlastete das Hüftgelenk am effektivsten, allerdings variierten die Effekte zwischen den Patienten.

Studie 3: Positionswechsel ohne physiotherapeutische Anleitung verursachten um 15-160% höhere F_{res} als unter fachlicher Anleitung. Die Benutzung eines Triangelgriffs erhöhte die Maximalbelastungen nicht. Beim Aufstehen und Hinsetzen verminderte ein Abstützen der Hände die Maximalbelastung um 25%.

Schlussfolgerung:

Nach chirurgischen Eingriffen entscheidet der Arzt, ob die primäre Stabilität des Implantats eine Entlastung erfordert. Falls ja, sollten körpergewichtsbetonte Bettübungen und maximale willentliche Kontraktionen vermieden werden. Einige Bewegungen sind allerdings auch für Alltagsaktivitäten notwendig z.B. Positionswechsel. Die Patienten sollten den Empfehlungen der Physiotherapeuten folgen, wenn sie mit Gehstützen gehen oder Positionswechsel durchführen müssen. Gehen im 3-Punkte-Gang erfordert gutes Koordinationsvermögen und viel Kraft und ist daher von älteren oder schwächeren Patienten nicht immer exakt durchführbar. Der Arzt sollte daher die Belastungen bei physiotherapeutischen Aktivitäten zu denen bei Alltagsaktivitäten in Relation setzen und individuell entscheiden, ob eine Entlastung des Implantats notwendig - und durchführbar - ist.

ABSTRACT (ENGLISH)

In vivo loading of the hip joint and lumbar spine in rehabilitation and physiotherapy

Introduction:

The aim of this dissertation was to determine the *in vivo* loads acting in hip joints and lumbar vertebral bodies during post-operative physiotherapeutic activities. Three studies were conducted: The loading of a total hip endoprosthesis was investigated during physiotherapeutic exercises (study 1) and walking with crutches (study 2), and the loads on a vertebral body replacement (VBR) were measured during position changes (study 3).

Methods:

12 patients with instrumented implants (7xhip/5xVBR, mean age 59/66years, mean body mass 86/65 kg) were investigated. The implants measure *in vivo* the forces and moments in 3 planes. For study 1, 6 hip patients performed 13 physiotherapeutic exercises. The peak loads were compared to those during walking with full and half weight bearing. For study 2, 7 hip patients walked with crutches using 3-point-, 4-point, and 2-point-gait, and were compared to gait without crutches as a reference. For study 3, changes in position (e.g. from supine position to sitting) of 5 patients with VBR were analyzed and compared to upright standing. The resultant force F_{res} was computed from the force components and averaged. For the hip measurements, the torque M_{tors} around the implant stem axis and the bending moment M_{bend} in the implant neck were additionally computed in percent of the patient's bodyweight times meter (%BW*m).

Results:

Study 1: Lifting the pelvis in supine position, supported by only one leg, caused forces and moments higher than during unaided walking. Isometric contractions can potentially cause a high F_{res} ; however, the maximum values varied strongly between 56-232% body weight (=BW), depending on the contraction intensity.

Study 2: The 3-point-gait strategy reduced F_{res} most effectively. However, the effects varied among subjects.

Study 3: Changes in position without physiotherapeutic instructions caused 15-160% higher loads than with instructions. The use of a trapeze bar did not cause higher peak loads. Hand support on thighs or arm rests during rising from and sitting down on a chair reduced F_{res} by approximately 25%.

Conclusions:

After surgical interventions, the clinician has to decide whether the primary stability of the implant requires avoidance of high loads. If so, body weight exercises and maximum voluntary contractions should be removed from the rehabilitation protocol. However, some exercises, such as lifting the pelvis shown in study 1, are also necessary in daily living when e.g. using a bed pan. Furthermore, the patients should follow the instructions of physiotherapists when changing positions and walking with crutches. Walking with 3-point-gait requires both coordination and strength and it is questionable if elderly or weak patients are capable to perform this properly. The surgeon should therefore relate the loads on hip joint and vertebral body to those during activities of daily living and should decide individually, if unloading of the implant is necessary and feasible.

EINFÜHRUNG

Beschwerden in Hüftgelenk und Lendenwirbelsäule gehören heute zu den häufigsten chronischen, körperlich einschränkenden Beschwerden der westlichen Industriestaaten [1]. Die Anzahl chirurgischer Eingriffe, z.B. die Implantation eines künstlichen Gelenks, eines Wirbelkörperersatzes oder eine operativen Frakturversorgung, sind in den letzten Jahren weiter gestiegen [2]. Nach dem chirurgischen Eingriff durchlaufen die Patienten im Rahmen der Anschlussheilbehandlung ein mehrwöchiges Programm verschiedenster therapeutischer Interventionen, beginnend mit Training der Aktivitäten des täglichen Lebens, vor allem Gehen mit Unterarmgehstützen (UAG), sowie physiotherapeutische Übungen im Bett bzw. auf der Liege. Die Belastbarkeit jedes Implantats, sei es eine Endoprothese (TEP) oder ein Frakturimplantat, ist dabei von der Primärstabilität des Implantats und seiner Fixation abhängig. Der behandelnde Arzt entscheidet dabei, ob ein Patient sein Implantat direkt nach der Operation voll belasten darf oder nicht. Die Belastungen beim normalen Gehen sind heute bereits gut bekannt [3–5], aber es ist noch völlig unklar, wie hoch die Belastungen bei physiotherapeutischen Übungen oder beim Gehen mit Unterarmgehstützen sind. Unter Physiotherapeuten hat sich in den letzten zwei Jahrzehnten eine Reihe von Grundprinzipien bei der Behandlung von postoperativen Versorgungen entwickelt, jedoch variieren die Behandlungskonzepte zwischen den einzelnen Kliniken und Zentren stark [6]; oftmals widersprechen sich sogar Richtlinien über das Gehen mit Teilbelastung oder über erlaubte bzw. zu vermeidende physiotherapeutische Übungen. Nur eine vorangegangene Studie aus der eigenen Arbeitsgruppe hatte sich Ende der Achtziger Jahre bisher mit den Hüftbelastungen in der Krankengymnastik beschäftigt [7]. Allerdings wurden die Daten nur in einem Probanden gemessen und einige heutzutage gängige Übungen waren nicht untersucht worden. Die Belastungen der Wirbelsäule während physiotherapeutischer Übungen wurden bereits abgeschätzt [8], allerdings können Positionswechsel zwischendurch, z.B. das Aufsetzen aus Rückenlage in den Sitz, durchaus höhere Belastungen hervorrufen.

Das Ziel dieser Studie war, erstmalig die Belastungen des Hüftgelenks bei physiotherapeutischen Übungen (Studie 1), beim Gehen mit UAG (Studie 2) und die Belastungen der Lendenwirbelsäule bei Positionswechseln (Studie 3) quantitativ mithilfe von instrumentierten Implantaten zu bestimmen.

METHODIK

Patienten

Die Hüft- und Wirbelsäulenstudie wurde von der Charité-Ethikkommission genehmigt (EA2/057/09 und 213-01/225-20) und beim Deutschen Register Klinischer Studien registriert (DRKS00000563). 7 Patienten mit Hüftendoprothese und 5 Patienten mit Wirbelkörperersatz (4 x Wirbelkörper L1, 1 x L3) wurden für diese Studie rekrutiert. Die anthropometrischen Daten sind in Tabelle 1 aufgelistet. Alle Patienten wurden über die Ziele der Studie aufgeklärt und gaben ihre schriftliche Einwilligung zur Teilnahme.

Tabelle 1. Übersicht der Patienten

Implantatyp	Patienten-Kürzel	Geschlecht	Alter (Jahre)	Größe (cm)	Gewicht (kg)	Teilnahme an Studie
Hüftendoprothese	H1L	männlich	56	178	78	2
	H2R	männlich	62	172	78	1+2
	H3L	männlich	60	168	91	1+2
	H4L	männlich	50	178	81	1+2
	H5L	weiblich	62	168	87	1+2
	H6R	männlich	69	176	83	1+2
	H7R	männlich	53	179	93	1+2
Wirbelkörperersatz	WP1	männlich	66	168	66	3
	WP2	männlich	74	169	74	3
	WP3	weiblich	64	168	64	3
	WP4	männlich	60	170	60	3
	WP5	männlich	63	180	63	3

Instrumentierte Implantate

Zur Messung der Gelenkbelastung wurden instrumentierte Implantate entwickelt. Für das Hüftgelenk wurde der klinisch erfolgreiche Spotorno Schaft der Firma Merete (Berlin, Deutschland) [9] modifiziert (Abb. 1 links) und für den Wirbelkörperersatz das Synex Implantat (Synthes Inc., Bettlach, Schweiz) [10] (Abb. 1 rechts). Die Instrumentierung besteht aus 6 Dehnmessstreifen, einer Induktionsspule, und einem 9-Kanal-Telemetrie-Transmitter im Inneren des Implantats sowie einer Antenne zur Datenübertragung [11]. Bei der Hüfte beträgt der Messfehler rund 20N (ca. 2% des Körpergewichts), bei dem Wirbelkörperersatz ist der Fehler beträgt er ca. 2% des Kalibrierbereichs für die Kräfte und ca. 5% des Kalibrierbereichs für die Momente.



Abbildung 1. Instrumentierte Hüftendoprothese (links) und Wirbelkörperersatz (rechts).

Die instrumentierte Hüftendoprothese misst die 3 Kräfte F_x (nach lateral wirkend), F_y (nach anterior) und $-F_z$ (nach caudal), sowie die Reibmomente in allen 3 Ebenen, welche auf das Zentrum des Implantatkopfes wirken (Abb. 2, links). Die resultierende Kraft F_{res} , das Torsionsmoment M_{tors} um die Längsachse des Implantatschafts und das Biegemoment M_{bend} in der Mitte des Schenkelhalses gelten als wichtigste Einflussfaktoren für frühzeitiges Implantatversagen. Daher wurden F_{res} , M_{tors} sowie M_{bend} aus gemessenen einzelnen Kraft- und Momentenkomponenten heraus berechnet.

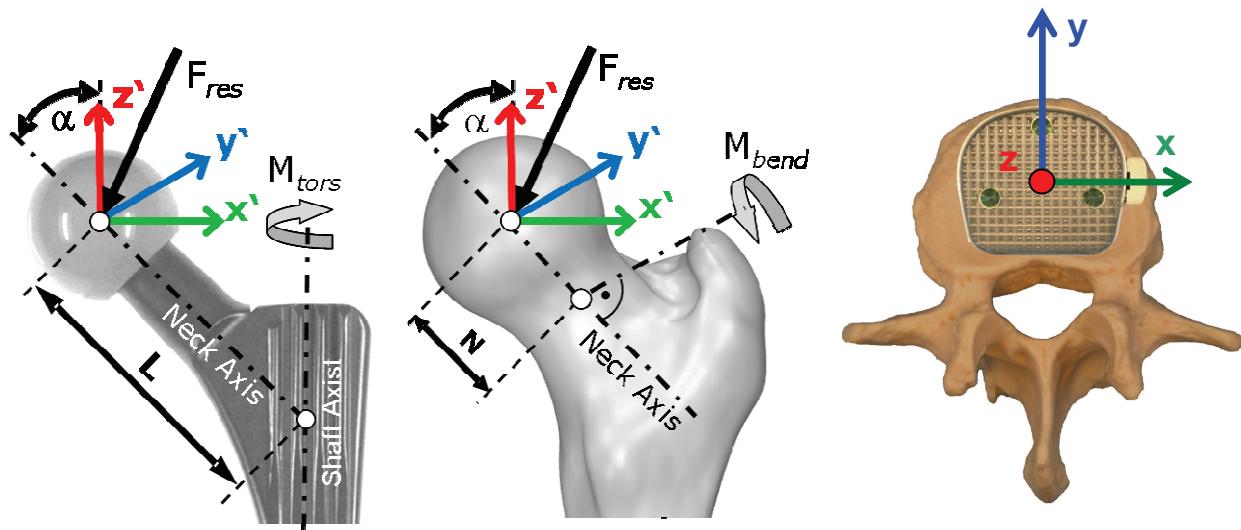


Abbildung 2. Koordinatensysteme.

Koordinatensysteme der instrumentierten Hüftendoprothese (links und Mitte) und des Wirbelkörperersatzes (rechts). Aus den Komponenten F_x , F_y und F_z resultierte die Gesamtkraft F_{res} . Im Hüftgelenk wurden weiterhin das Torsionsmoment M_{tors} um den Implantatschaft sowie das Biegemoment M_{bend} auf die Mitte des Schenkelhalses berechnet.

Der instrumentierte Wirbelkörperersatz misst ebenfalls die 3 Kraftkomponenten sowie die 3 Momente M_x , M_y , und M_z , die auf das Implantat wirken. Die resultierende Kraft wurde aus den drei Kraftkomponenten ermittelt. Sie wirkt in den meisten Fällen etwa in axialer Richtung des Implantats. Während der Messungen wird eine externe Induktionsspule zur Energieversorgung um das Hüftgelenk bzw. den Rumpf gelegt sowie eine externe Antenne in der Nähe des Implantats platziert. Die Daten werden per Funk von der internen zur externen Antenne gesendet und auf einem Videoband aufgezeichnet, Videoaufnahmen von den Messungen wurden synchron gemacht.

Studie 1: Hüftbelastungen bei physiotherapeutischen Übungen

Die Messungen wurden mit 6 Patienten zwischen dem 5. und 12. postoperativen Monat durchgeführt. 13 physiotherapeutische Übungen wurden ausgewählt (Tabelle 2) und eingeteilt in a.) körperegewichtsbetonte Übungen/ sog. Bridging, b.) isometrische Kontraktionen, c.) Übungen mit langem Hebelarm, sowie d.) einfache dynamische Bettübungen in Rückenlage. Sechs Wiederholungen für jede Übung wurden evaluiert. Wenn ein Patient Schmerzen berichtete, wurde die Übung abgebrochen.

Die Belastungen für F_{res} , M_{tors} sowie M_{bend} wurden auf das Körperegewicht des Patienten normiert und die Spitzenwerte ermittelt. Um letztendlich Empfehlungen für die Praxis geben zu können, wurden die Werte eingeordnet in Relation zum normalen Gehen, da dies als die wichtigste und häufigste Alltagsaktivität gilt. Als Referenzwert für eine „normale“ Belastung diente demnach Gehen mit Vollbelastung auf ebenem Boden (= 100%). Für Referenzwerte beim Gehen mit Teilbelastung wurden die Werte vom Gehen mit 100% Belastung halbiert (= 50%). Die Belastungen bei den physiotherapeutischen Übungen wurden mit diesen Referenzwerten vom Gehen verglichen und folgendermaßen eingeteilt: Überstiegen die Belastungen jene beim Gehen mit Vollbelastung, wurden sie als „hoch“ klassifiziert. Belastungen in der Kategorie „medium“ lagen im Bereich zwischen Teil- und Vollbelastung und „niedrige“ Belastungen waren geringer als beim Gehen mit Teilbelastung.

Studie 2: Hüftbelastungen beim Gehen mit Unterarmgehstützen

Die Messungen erfolgten mit 7 Patienten mehrfach im ersten postoperativen Jahr. Die Stützen wurden individuell eingestellt, so dass bei locker herunterhängenden Armen die Höhe des Griffes der UAG auf gleicher Höhe des Handgelenkes lag. Jeder Patient ging

Tabelle 2. Übersicht der 13 physiotherapeutischen Übungen

Übungs-Nummer	Übung	Beschreibung
Bridging/ körperfugewichtsbeton	1	Rückenlage: Knie gebeugt, Beine auf der Therapiebank aufgestellt, Arme liegen seitlich neben dem Körper. Becken wird maximal angehoben.
	2	Rückenlage: Knie gebeugt, Beine auf der Therapiebank aufgestellt, Arme liegen seitlich neben dem Körper. Becken wird leicht angehoben (ca. 10cm).
	3	Rückenlage: Knie gebeugt, Beine auf der Therapiebank aufgestellt, Arme liegen seitlich neben dem Körper. Becken und das kontralaterale Bein werden angehoben, Knie des kontralateralen Beins gestreckt.
	4	Rückenlage: Knie gebeugt, Beine auf der Therapiebank aufgestellt, Arme liegen seitlich neben dem Körper. Becken und das ipsilaterale Bein werden angehoben, Knie des ipsilateralen Beins gestreckt.
isometrisch	5	Rückenlage: Beine auf Therapiebank aufgestellt. Grundspannung: Dorsiflexion, Fersen drücken in die Unterlage, Musculus (M.) gluteus maximus kontrahiert, Becken aufgerichtet.
	6	Rückenlage: Dorsiflexion, Kniekehlen werden auf die Unterlage gedrückt (aktive Knieextension), M. gluteus maximus kontrahiert.
	7	Rückenlage: Beine ausgestreckt, Patient drückt isometrisch gegen einen externen Kraftaufnehmer so stark wie möglich, aber ohne, dass es schmerzt.
langer Hebelarm	8	Seitlage mit ipsilateraler Seite oben: Hüftabduktion mit Dorsiflexion, gestrecktem Knie, leichter Hüftinnenrotation. Strenge Supervision des Physiotherapeuten zur Vermeidung von Kompensationsbewegungen der abdominalen Muskulatur, Hüftflexoren oder M. quadratus lumborum.
	9	Rückenlage: gestrecktes Bein, Bein angehoben (Hüfte flektiert) um ca. 30° und 4 Sekunden lang gehalten.
dynamisch	10	Rückenlage: Bein dynamisch ab- und wieder adduiert zur Ausgangstellung mit schleifender Ferse (Bein nur minimal von Unterlage angehoben)
	11	Rückenlage: Hüfte und Knie flektiert und wieder extendiert mit schleifender Ferse (Ferse wird nur minimal von Unterlage angehoben).
	12	Rückenlage: Beine auf Therapiebank aufgestellt, Becken nach anterior gekippt (Hyperlordose).
	13	Rückenlage: Beine auf Therapiebank aufgestellt, Becken nach posterior aufgerichtet (Hypolordose).

zuerst ohne UAG und wurde dann von einer Physiotherapeutin instruiert, mit den UAG im 3-Punkte-, 4-Punkte-, und 2-Punkte-Gang zu gehen. Durchschnittlich 20 Gangzyklen wurden für jede Gangart pro Patient erhoben und ausgewertet. Die Maximalwerte der resultierenden Kraft F_{res} , des Torsionsmomentes M_{tors} , des Biegemomentes M_{bend} sowie

die Stützenbelastung F_{crutch} in den Stützen wurden in % des Körpergewichtes (KG) bzw. bei Momenten in %KG*m berechnet. Die prozentualen Änderungen dieser Maximalwerte bei den verschiedenen UAG-Techniken wurden für jeden Patienten im Vergleich zum Gehen ohne UAG bestimmt und über alle Patienten gemittelt.

Studie 3: Wirbelsäulenbelastungen bei Positionswechseln

Für diese Studie wurden Wechsel von einer in eine andere Position analysiert, welche im Rahmen früherer Messungen aufgezeichnet worden waren. Die Positionswechsel beinhalteten

1. das Umdrehen von der Rückenlage (RL) zur Seitlage (SL) und zurück
2. das Umdrehen von der Rückenlage zur Bauchlage (BL) und zurück
3. das Aufsetzen von der Seitlage (SL) zum Sitz auf der Bettkante
4. das Hinlegen vom Sitz zur Seitlage
5. das Hinsetzen und Aufstehen vom Stuhl sowie
6. das Aufsetzen von Rückenlage zum Sitz an der Bettkante.

Teilweise wurden die Wechsel von einem Physiotherapeuten instruiert oder unter Verwendung des Triangelgriffs durchgeführt. Die Spitzenwerte der resultierenden Kraft F_{res} in N wurden ermittelt. Da das Implantat nur einen Teil der Wirbelsäulenbelastung misst und dieser Anteil bei jedem Patient unterschiedlich ist, wurden die Daten auf die resultierende Kraft beim Stehen bezogen.

ERGEBNISSE

Studie 1: Hüftgelenksbelastungen bei physiotherapeutischen Übungen

Das Gehen verursacht typischerweise zwei Maxima im Belastungsverlauf von F_{res} (siehe Abb. 3). Die durchschnittlichen Spitzenbelastungen betrugen für die beiden Maxima von F_{res} rund 250%KG mit einem etwas höheren ersten Maximum. Die maximalen Momente betragen $M_{tors} = 2,2\%KG*m$ und $M_{bend} = 3,9\%KG*m$. Die Maximalwerte der 6 Patienten bei den 13 physiotherapeutischen Übungen im Vergleich zum Gehen mit Voll- und Teilbelastung (gestrichelte Referenzlinien) sind in Abb. 3 dargestellt.

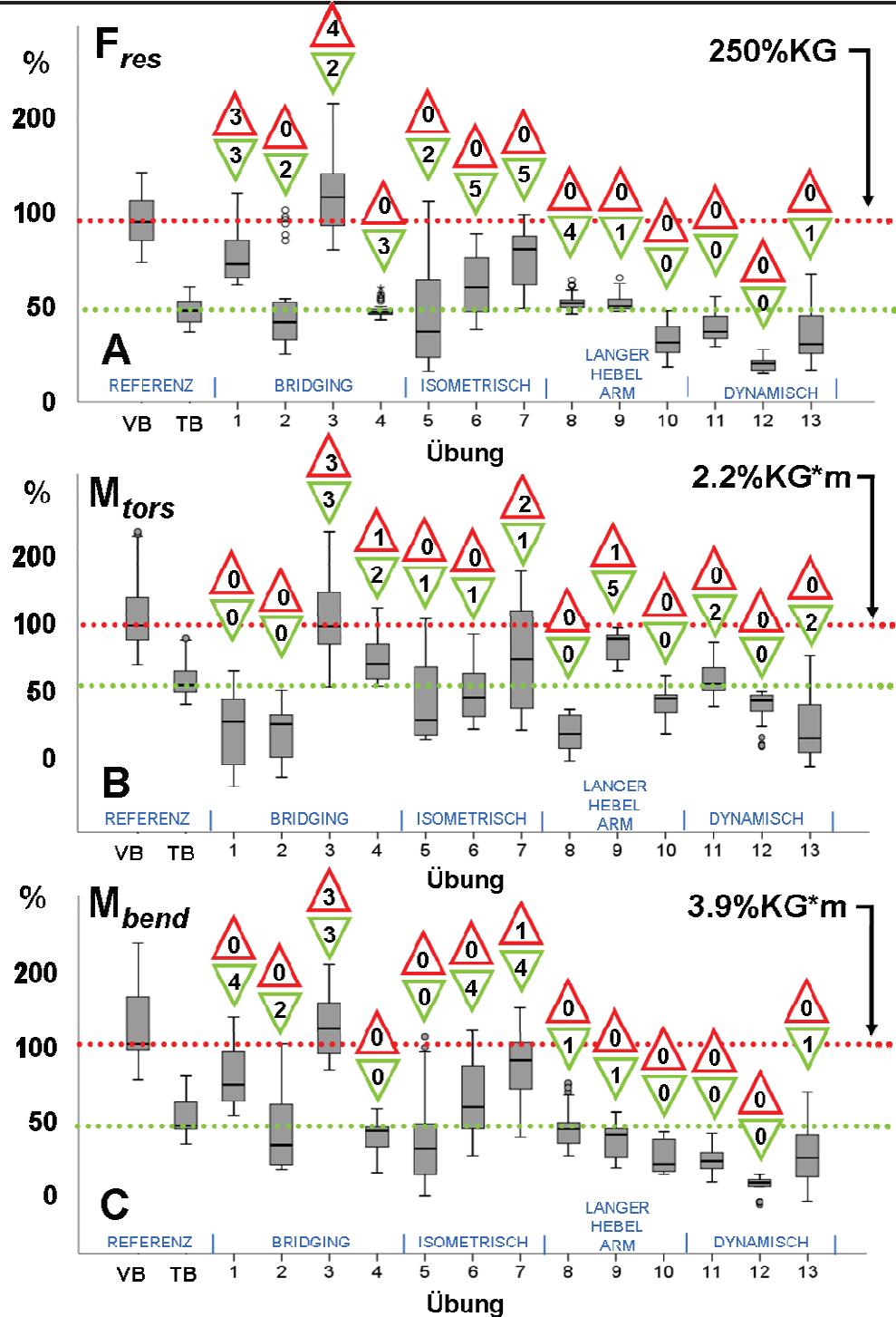


Abbildung 3. Maximale Belastungen des Hüftgelenks bei der Physiotherapie.

Belastungen: F_{res} (A), M_{tors} (B) und M_{bend} (C). Für alle Patienten gemittelte Medianwerte der Maximalbelastungen und ihre Spannbreiten für die Referenzaktivitäten Gehen mit Vollbelastung (VB = 100%), Gehen mit halber Auftrittskraft (TB = 50%) sowie für die 13 physiotherapeutischen Übungen. Die horizontalen Linien markieren die für alle Patienten gemittelte mediane Spitzenbelastung beim Gehen (100% Auftrittskraft = rot, 50% = grün). Detaillierte Beschreibungen der Übungen in Tabelle 2. Die Ziffern in den roten Dreiecken kennzeichnen die Anzahl der Patienten mit hohen (> 100%) Belastungen, die Ziffern in den grünen Dreiecken die Anzahl der Patienten mit mittleren Belastungen (zw. 50% und 100%).

Körpergewichtsbetonte Übungen (sog. „Bridging“, Übungen #1-4) verursachten die höchsten Kräfte und Momente: Wenn das „Bridging“ einbeinig durchgeführt wurde, also auf dem operierten Bein stehend (#3, Abb. 4)), stieg F_{res} auf das rund 3-fache Körpergewicht (303%KG), bei einer Wiederholung von Patientin H5L sogar auf 441%KG. Auch die Belastungen von M_{tors} und M_{bend} stiegen auf das gleiche Level oder sogar höher als beim Gehen.



Abbildung 4. Bridging einbeinig. Anheben des Beckens in Rückenlage stehend auf dem operierten Bein (Übung #3) verursachte von den untersuchten Übungen die höchste Belastung von bis zu 441%KG.

F_{res} erreichte auch bei isometrischen Kontraktionen (#5-7) hohe Werte um rund 150%KG, allerdings variierte die Maximalbelastung mit einer Spannbreite von 56% bis 232%KG extrem zwischen den Patienten, da die Höhe von F_{res} stark von der Intensität der Muskelkontraktion abhängt. Die Momente M_{tors} und M_{bend} dagegen blieben bei isometrischen Übungen relativ gering. Ein Anheben des gestreckten Beins in Rückenlage (Übung mit langem Hebelarm) verursachte dagegen zwar eine geringe Kontaktkraft F_{res} , aber dafür ein hohes Torsionsmoment ähnlich dem beim Gehen.

Die Richtung von M_{tors} variierte teils zwischen den Patienten. Bei vier Patienten wechselte M_{tors} sogar das Vorzeichen während der Übung (abwechselnd bei Aufrichtung und Kippung des Beckens, #12 und #13); das bedeutet, dass die Drehrichtung wechselte.

Einfache, dynamische Übungen in Rückenlage (#10-13) verursachten nur geringe Kontaktkräfte, die aber mit 80%KG dennoch denen eines Zweibeinstandes glichen.

Studie 2: Hüftgelenksbelastungen beim Gehen mit Unterarmgehstützen

Beim Gehen ohne UAG lagen die Mittelwerte der 2 Maxima von F_{res} bei rund 240%KG (Der mittlere Wert der Maxima war in dieser Studie etwas geringer, da die Daten eines Patienten mehr analysiert wurden als in Studie 1). Der 3-Punkte-Gang reduzierte beide Maxima von F_{res} am deutlichsten, mit -17% beim ersten und -30% beim zweiten

Maximum. Der 4-Punkte-Gang bewirkte Reduktionen von -12% und -15% und der 2-Punkte-Gang von -13% und -14% (Abbildung 4). Allerdings variierte die maximale Höhe von F_{res} stark zwischen den Patienten: Generell lagen die Änderungen der Gesamtkraft bei +11% bis -53% für das erste und -2% bis -53% für das zweite Maximum. Bei 5 Patienten wurde das zweite Maximum von F_{res} generell stärker reduziert als das erste Maximum, ein gegensätzlicher Trend wurde allerdings bei den anderen beiden Patienten beobachtet.

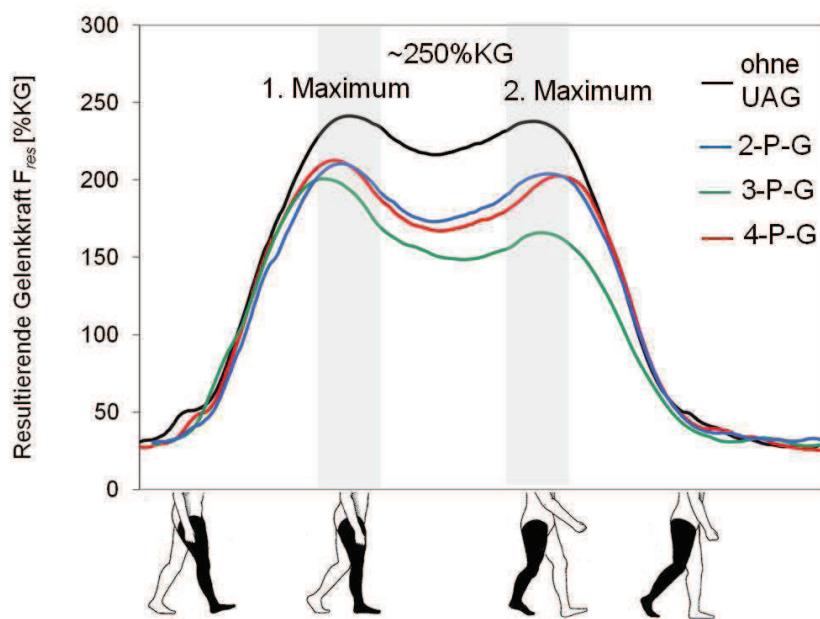


Abbildung 5. Resultierenden Hüftkontaktekraft beim Gehen mit Unterarmgehstützen.

Gemittelte Kraft F_{res} in % des Körpergewichts während eines Gangzyklus' (Fersenkontakt bis Fersenkontakt des ipsilateralen Beins). Die zwei Maxima im Belastungsverlauf treten typischerweise beim Abheben und Fersenkontakt des kontralateralen Beins auf. Der 3-P-Gang reduziert F_{res} am effektivsten, während 2-P- und 4-P-Gang einen jeweils ähnlichen, jedoch geringeren Effekt aufweisen.

M_{bend} betrug beim Gehen ohne UAG 3,5%KG*m für beide Maxima. Der 3-Punkte-Gang führte auch hier zu den deutlichsten Reduktionen um -16% und -33%, während der 4-Punkte-Gang Reduktionen von -11% und -14% und der 2-Punkte-Gang von -12% und -14% bewirkten. Die Effekte variierten wieder stark zwischen den einzelnen Patienten.

M_{tors} erreichte beim Gehen ohne UAG den höchsten Wert von 1,7%KG*m zum Zeitpunkt des ersten Maximums von F_{res} und fiel dann im weiteren Verlauf des Gangzyklus stark auf 0,5%KG*m ab. Die zwei Maxima von M_{tors} wurden durch den 3-Punkte-Gang durchschnittlich um -19% und -35% verändert, beim 4-Punkte-Gang um

-21% und 0% sowie beim 2-Punkte-Gang um -10% und +15%. Die Effekte variierten auch hier wieder stark zwischen den Patienten.

Studie 3: Wirbelsäulenbelastungen bei Positionswechseln

Wenn die Positionswechsel ohne physiotherapeutische Anleitung durchgeführt wurden, stieg F_{res} deutlich über das Niveau beim aufrechten Stand. Drehten sich die Patienten laut den Instruktionen des Physiotherapeuten um, blieb F_{res} durchschnittlich gleich hoch wie beim Stehen und war damit deutlich geringer als ohne Instruktionen. Dieser Effekt konnte für verschiedene Positionswechsel beobachtet werden: Das Umdrehen von Rücken- in Bauchlage ohne physiotherapeutische Anleitung erhöhte F_{res} um durchschnittlich fast 160%, von Bauch- in Seitlage um 137%, das Aufrichten und Hinlegen aus/in Rückenlage um 67% und aus/in Seitlage um 78%.

Beim Aufsetzen aus der Rückenlage in den Sitz an der Bettkante stieg F_{res} während des Festhaltens am Triangelgriff zwar kurz an (siehe Abb. 5), lag jedoch deutlich unter der folgenden Maximalbelastung beim Sitzen, bei der die Hand nicht mehr am Griff festhält.

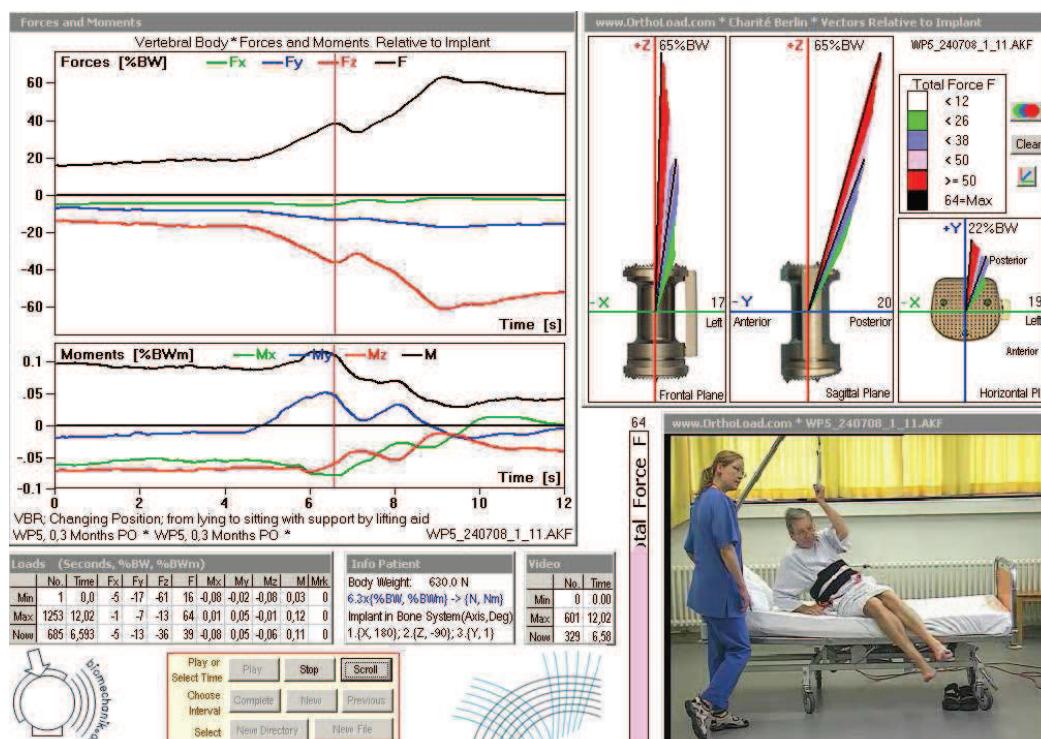


Abbildung 6. Wirbelsäulenbelastungen beim Aufsetzen mit Triangelgriff

Im oberen linken Fenster beschreibt die schwarze Kurve den Verlauf der resultierenden Kraft F_{res} beim Aufrichten aus der Rückenlage in den Sitz. Die rote vertikale Linie markiert den Maximalwert von F_{res} während des Festhaltens am Triangelgriff. F_{res} steigt während des Festhaltens am Griff zwar an, jedoch nicht bis zu dem Maximalwert beim aufrechten Sitzen.

Die Scherkräfte in anteroposteriorer Richtung stiegen teils um bis zu 15% an im Vergleich zum Aufsetzen ohne Triangelgriff: Da jedoch die absolute Scherkraft stets unter 60N lag, ist diese Erhöhung der Scherkraft vernachlässigbar.

Die höchsten Belastungen wurden beim Aufstehen von einem Stuhl gemessen. Ohne Abstützen der Hände stieg F_{res} auf bis zu 1000N an, die durchschnittlichen Maximalbelastungen betrugen 380% im Vergleich zum Stehen. Wurden die Hände auf den Oberschenkeln abgestützt, so reduzierte sich diese Maximalbelastung auf 225%, das Aufstützen auf den Armlehnen reduzierte sie sogar weiter herunter auf 180% der Werte beim Stehen. Ähnliche Trends wurden beim Hinsetzen beobachtet. Aufstehen oder Hinsetzen mit Füßen in Schrittstellung führte zu 30% höherer F_{res} als mit Füßen in Parallelstellung.

Tabelle 3. Durch Positionswechsel verursachte Änderungen der Wirbelsäulenbelastung.

#	Positionswechsel	Median F_{res} % vom Stehen	
		mit Instruktionen	ohne Instruktionen
1	RL ↔ SL	85%	220%
2	RL ↔ BL	95 %	130%
3	SL → Sitz	180%	300%
4	Sitz → SL	183%	325%
		mit Abstützen auf Oberschenkel/Lehne	ohne Abstützen
5	Sitz → Stand	225% / 180%	380%
		mit Abstützen auf Oberschenkel/Lehne	ohne Abstützen
6	Stand → Sitz	240% / 260%	320%
		mit Triangelgriff	ohne Triangelgriff
7	RL → Sitz	195%	155%

Dargestellt sind die Mediane der resultierenden Kraft F_{res} für die jeweilige Aktivität. Die Belastungen sind angegeben in % vom aufrechten Stehen. RL = Rückenlage, SL = Seitlage, BL = Bauchlage.

DISKUSSION

Das Ziel dieser Dissertation war, die Belastungen des Hüftgelenks und der Lendenwirbelsäule während Bewegungen und Übungen bei der Rehabilitation zu bestimmen, um Ärzten und Therapeuten evidenzbasierte Empfehlungen geben zu können. Untersucht wurden die Hüftbelastungen bei physiotherapeutischen Übungen, beim Gehen mit Unterarmgehstützen und die Belastung der Lendenwirbelsäule bei Positionswechseln.

Studie 1: Physiotherapeutische Übungen

Bridging, also diejenige Übung, welche eine Übernahme des Körpergewichts auf das operierte Bein erfordert, führte zu den höchsten Belastungen des Hüftgelenks aller Übungen. Bei der einbeinigen Variante, abgestützt nur vom operierten Bein, stiegen die Maximalwerte der Gesamtkraft sowie beider Momenten auf das Niveau vom Gehen mit Vollbelastung oder sogar darüber hinaus. Interessant ist das Bridging auf dem nicht-operierten Bein: obwohl das operierte Bein angehoben ist und damit keinerlei Körpergewicht übernimmt, führt diese Variante der Übung immerhin noch zu Belastungen von mehr als 50% des Körpergewichts. Im Gegensatz zu den *in vivo* gemessenen Belastungen wurde bisher allgemein angenommen, dass solche Übungen kaum Belastungen des Hüftgelenkes hervorrufen [12]. Offensichtlich wurde der Einfluss der gelenkübergreifenden Muskulatur unterschätzt: Die Muskulatur drückt beim Kontrahieren die Gelenkpartner aufeinander und erhöht somit die Kontaktkraft. Dieser Effekt wird auch bei den isometrischen Kontraktionen eindrucksvoll demonstriert. Je nach Anstrengung des Patienten und damit Intensität der Muskelkontraktion stieg F_{res} in Einzelfällen auf das 3-fache des Körpergewichtes. Sogar einfache Übungen in Rückenlage verursachten mit 80-100%KG Belastungen wie beim Zweibeinstand. Da Muskelkräftigung ein wichtiges Ziel der postoperativen Rehabilitation ist und weil für die Benutzung einer Bettpfanne die gleiche Bewegung wie beim Bridging notwendig ist, erscheint es unmöglich, auf diese Übungen oder Bewegungen ganz zu verzichten. Jedoch kann es ratsam sein, in der frühen post-operativen Phase hohe bis sehr hohe Belastungen zu vermeiden, wenn eine hohe Primärstabilität einer operativen Frakturversorgung nicht garantiert werden kann. Der behandelnde Arzt sollte also, wenn er zwischen Teil- und Vollbelastung entscheiden muss, die Belastungen beim

Gehen und Stehen in Relation setzen zu denen bei den physiotherapeutischen Übungen: Falls der Arzt eine Teilbelastung für notwendig hält, müssten konsequenterweise einige physiotherapeutische Übungen gestrichen oder zumindest sehr vorsichtig (isometrische Übungen) durchgeführt werden. Andersherum betrachtet: Wenn diese Übungen erlaubt sind, müsste man auch konsequenterweise Gehen mit Vollbelastung erlauben - andererseits wird Gehen als Aktivität des täglichen Lebens deutlich häufiger durchgeführt als eine physiotherapeutische Übung. Die Entscheidung sollte hier beim jeweils behandelnden Arzt liegen, denn dieser weiß am besten über den Eingriff sowie die körperlichen Voraussetzungen des individuellen Patienten Bescheid.

Studie 2: Gehen mit Unterarmgehstützen

Wenn eine Teilbelastung des Hüftgelenks notwendig ist, kann diese Entlastung am effektivsten durch den 3-Punkte-Gang erreicht werden, allerdings müssen hier die UAG korrekt koordiniert verwendet werden, um eine effektive Entlastung zu erreichen. Dies erfordert u.a. einen hohen Kraftaufwand der Arm- und Oberkörpermuskulatur, welcher besonders von älteren oder schwächeren Patienten oft nicht aufgebracht werden kann [13,14]. Ein weiterer Nachteil des 3-Punkte-Gangs ist das asymmetrische Gangmuster, welches einen fließenden Bewegungsablauf erschwert. Der 4-Punkte-Gang bietet zwar nicht das Potenzial zur drastischen Entlastung, vermittelt jedoch Sicherheit beim Gehen und gleichzeitig ein annähernd natürliches, physiologisches und aufrechtes Gangbild. Nachteil hier ist, genauso wie beim 3-Punkte-Gang, dass der Patient jederzeit zwei UAG handhaben muss, was beim Treppen steigen, Türen öffnen etc. hinderlich ist. Der 2-Punkte-Gang dagegen bietet den Vorteil von nur einer Stütze, so dass die zweite Hand frei bleibt. Ebenfalls kann er auf unebenem Untergrund Sicherheit geben und somit Stürze verhindern. Zur Entlastung des Hüftgelenks muss die einseitige Stütze dabei auf der kontralateralen Seite benutzt werden. Wenn hier der Oberkörper vermehrt über die Stütze gelehnt wird, provoziert dies ein asymmetrisches Gangbild, welches von Therapeuten oft nicht gewünscht ist.

Hinsichtlich des Aspekts der *Entlastung* des Hüftgelenkes ist der 3-Punkte-Gang am effektivsten. Da jede der drei Verwendungsmethoden von UAG dennoch Vor- und Nachteile besitzt, kann ein pauschales Urteil, welche Methode generell die beste ist, nur schwer gefällt werden. Nach chirurgischen Eingriffen muss vielmehr individuell eingeschätzt werden, ob und wie stark die Primärstabilität eines Implantats eine

Entlastung verlangt und ob der Patient diese Entlastung koordinativ und kräftemäßig einhalten kann.

Studie 3: Positionswechsel

Beim Hinsetzen und Aufstehen führt ein Aufstützen der Arme auf dem Oberschenkel oder der Armlehne zu einer deutlichen Verminderung der Maximalbelastungen. Anhand dieser Ergebnisse kann das Abstützen für Personen mit akuten oder chronischen Schmerzen in der Lendenwirbelsäule oder in der post-operativen Rehabilitation empfohlen werden.

Positionswechsel, welche laut Instruktionen der Physiotherapeuten ausgeführt wurden, verursachten oft weit geringere Kräfte als ohne Instruktionen. Die Empfehlungen für das sog. „rückenfreundliche“ Hinlegen, Aufstehen etc. sind für Patienten mit akuten Rückenbeschwerden demnach sehr sinnvoll zur Belastungs- und damit Schmerzreduktion. Nach subjektiven Beobachtungen führen Wirbelsäulenpatienten mit akuten Schmerzen diese Bewegungsausführung oft automatisch durch. Personen mit chronischen, wenn auch nicht akuten Beschwerden, sollten gut auf optimale Bewegungsabläufe trainiert werden.

Die Benutzung eines Triangelgriffs erhöhte die Maximalbelastungen nicht, allerdings verursachte das Greifen nach einem Galgen, welcher weiter cranial hing als der Oberkörper, höhere Belastungen als das Aufsetzen an für sich. Vom mechanischen Standpunkt aus betrachtet sollte die Benutzung des Triangelgriffs auch Wirbelsäulenpatienten erlaubt sein.

Die Ergebnisse dieser Dissertation liefern erstmalig quantitative Informationen über die wirkenden Belastungen im Hüftgelenk und der Lendenwirbelsäule in der Rehabilitation. Mithilfe dieser Informationen können Ärzte und Therapeuten die bisherigen Rehabilitationsprogramme verbessern und wissenschaftlich untermauern, um ein bestmögliches Outcome für alle Patienten nach chirurgischen Eingriffen zu erreichen.

LITERATURVERZEICHNIS

1. World Health Organization (2013) Chronic rheumatic conditions. Available: <http://www.who.int/chp/topics/rheumatic/en/>.
2. Barmer GEK (2010) Krankenhausreport.
3. Rohlmann A, Bergmann G, Graichen F (1997) LOADS ON AN INTERNAL SPINAL FIXATION DEVICE DURING WALKING. *J Biomech* 30: 41–47.
4. Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A (1993) Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J Biomech* 26: 969–990. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8349721>. Accessed 3 February 2012.
5. Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A, Bender A, Heinlein B, et al. (2010) Realistic loads for testing hip implants. *Biomed Mater Eng* 20: 65–75. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20592444>. Accessed 30 April 2012.
6. Hol A, van Grinsven S, Rijnberg Wj, Susante J, van Loon C (2006) Varatie in nabehandeling can de primaire totaleheupprothese via de posterolaterale benadering. *Ned Tijdschrift voor Orthop* 13e: 105–113.
7. Bergmann G, Rohlmann A, Graichen F (1989) In vivo Messung der Hüftgelenkbelastung 1. Teil: Krankengymnastik. *Z Orthop* 127: 672–679.
8. Rohlmann A, Graichen F, Bergmann G (2002) Loads on an Internal Spinal Device During Physical Therapy. *Phys Ther* 82: 44–52.
9. Damm P, Graichen F, Rohlmann A, Bender A, Bergmann G (2010) Total hip joint prosthesis for in vivo measurement of forces and moments. *Med Eng Phys* 32: 95–100. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19889565>. Accessed 7 February 2012.
10. Rohlmann A, Gabel U, Graichen F, Bender A, Bergmann G (2007) An instrumented implant for vertebral body replacement that measures loads in the anterior spinal column. *Med Eng Phys* 29: 580–585. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16931099>. Accessed 30 June 2011.
11. Graichen F, Arnold R, Rohlmann A, Bergmann G (2007) Implantable 9-channel telemetry system for in vivo load measurements with orthopedic implants. *IEEE Trans Biomed Eng* 54: 253–261. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17278582>. Accessed 7 February 2012.
12. Fleischhauer M (2006) Leitfaden Physiotherapie in der Orthopädie und Traumatologie. 2. ed. Fleischhauer M, Heimann D, Hinkelmann U, editors Urban & Fischer München. Available: <http://www.weltbild.ch/3/14240724-1/buch/leitfaden-physiotherapie-in-der-orthopaedie-und.html>. Accessed 12 May 2011.

13. Jöllenbeck T (2005) Die Teilbelastung nach Knie- und Hüft-Totalendoprothesen: Unmöglichkeit ihrer Einhaltung, ihre Ursachen und Abhilfen. Z Orthop Ihre Grenzgeb 143: 124–128.
14. Vasarhelyi A, Baumert T, Fritsch C, Hopfenmüller W, Gradl G, et al. (2006) Partial weight bearing after surgery for fractures of the lower extremity--is it achievable? Gait Posture 23: 99–105. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16311201>. Accessed 8 June 2012.

DANKSAGUNG

An dieser Stelle möchte ich mich ganz herzlich bei den sehr wichtigen Menschen bedanken, die mich bei der Fertigung dieser Dissertation maßgeblich unterstützt haben.

Zuallererst danke ich meinem Doktorvater Prof. Dr. Georg Bergmann für seine tolle Unterstützung, seine Hilfsbereitschaft und die Ermutigung für diese Arbeit. Seine Erfahrung war die wertvollste Grundlage für zahlreiche konstruktive Anregungen und Diskussionen.

Prof. Dr. med. Andreas M. Halder und Dr. med Alexander Bayer danke ich für die Akquise, die exzellente Behandlung und Betreuung der Patienten in den Sana Kliniken Sommerfeld.

Außerdem danke ich Dr. Antonius Rohlmann für die sehr kollegiale und konstruktive Zusammenarbeit an den gemeinsamen Manuskripten. Gemeinsame Gespräche und Diskussionen waren überaus wertvoll und bereichernd.

Weiterhin danke ich meinem gesamten Team für die sehr freundliche und kollegiale Zusammenarbeit: Herzlichen Dank an Alwina Bender, Philipp Damm, Jörn Dymke, Dr. Fred Graichen, Ines Kutzner und Barbara Schiller für technischen Support, fachlichen Austausch und Unterstützung in vielen Lagen!

Ein weiterer Dank gilt Prof. Dr. Markus Heller, welcher mir mit seiner fachlichen Kompetenz seit meinem Einstieg in die Forschung imponiert hat. Er war stets hilfsbereit und hat mir viel Unterstützung gegeben. Sein Engagement und vor allem seine Begeisterung für die Forschung haben mich entscheidend beeinflusst.

Meiner Familie danke ich für ihre mentale Unterstützung und das Ertragen schlechter Launen, wenn ich mal in einer schwierigen Phase steckte.

Zu guter Letzt danke ich meinen guten Freunden Hendrik Flacke, Tim Januschowski, Dana Schumacher, Caroline Petry, Julia Reitz und Oliver Frank sowie Pierre Karohs dafür, dass sie immer für mich da waren, wenn mich Zweifel und Sorgen plagten, aber auch, um mich zu ermutigen und mit mir Erfolge zu feiern.

Die Arbeit hat Spaß gemacht und meine persönliche Weiterentwicklung vorangetrieben. Ich nehme sehr viele intensive Erfahrungen aus der Zeit mit – Erfahrungen, von denen ich für den Rest meines Lebens profitieren werde.

EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG

„Ich, Verena Schwachmeyer, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema „In vivo Belastungen des Hüftgelenks und der Lendenwirbelsäule in der Rehabilitation und Physiotherapie“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE -www.icmje.org) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s.o.) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an den ausgewählten Publikationen entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Betreuer/in, angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s.o.) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§156,161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum

Unterschrift

ANTEILSERKLÄRUNG AN DEN ERFOLGTEN PUBLIKATIONEN

Verena Schwachmeyer hatte folgenden Anteil an den folgenden Publikationen:

Publikation 1:

Schwachmeyer, V., Damm, P., Bender, A., Dymke, J., Graichen, F., & Bergmann, G. (2013). In Vivo Hip Joint Loading during Post-Operative Physiotherapeutic Exercises. (S. E. Alway, Ed.) *PLoS ONE*, 8(10), e77807. doi:10.1371/journal.pone.0077807

Konzeption, Durchführung der Messungen, Auswertung der Ergebnisse und Schreiben der Publikation

Publikation 2:

Damm, P., Schwachmeyer, V., Dymke, J., Bender, A., & Bergmann, G. (2013). In vivo hip joint loads during three methods of walking with forearm crutches. *Clinical Biomechanics*. doi:10.1016/j.clinbiomech.2012.12.003

Konzeption der Studie und Auswertung der Ergebnisse

Publikation 3:

Rohlmann, A., Petersen, R., Schwachmeyer, V., Graichen, F., & Bergmann, G. (2012). Spinal loads during position changes. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. doi:10.1016/j.clinbiomech.2012.04.006

Aufbereitung und Auswertung der Ergebnisse und Schreiben des Manuskripts

Unterschrift, Datum und Stempel des betreuenden Hochschullehrers/der betreuenden Hochschullehrerin

Unterschrift des Doktoranden/der Doktorandin

CURRICULUM VITAE

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

PUBLIKATIONEN

Publikation 1:

Schwachmeyer, V., Damm, P., Bender, A., Dymke, J., Graichen, F., & Bergmann, G. (2013). In Vivo Hip Joint Loading during Post-Operative Physiotherapeutic Exercises. (S. E. Alway, Ed.) *PLoS ONE*, 8(10), e77807. doi:10.1371/journal.pone.0077807

Als Volltext angehängt.

Publikation 2:

Damm, P., Schwachmeyer, V., Dymke, J., Bender, A., & Bergmann, G. (2013). In vivo hip joint loads during three methods of walking with forearm crutches. *Clinical Biomechanics*. doi:10.1016/j.clinbiomech.2012.12.003

<http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.12.003>

Publikation 3:

Rohlmann, A., Petersen, R., Schwachmeyer, V., Graichen, F., & Bergmann, G. (2012). Spinal loads during position changes. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. doi:10.1016/j.clinbiomech.2012.04.006

<http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.04.006>

In Vivo Hip Joint Loading during Post-Operative Physiotherapeutic Exercises

Verena Schwachmeyer*, Philipp Damm, Alwina Bender, Jörn Dymke, Friedmar Graichen, Georg Bergmann

Julius Wolff Institute, Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Germany

Abstract

Introduction: After hip surgery, it is the orthopedist's decision to allow full weight bearing to prevent complications or to prescribe partial weight bearing for bone ingrowth or fracture consolidation. While most loading conditions in the hip joint during activities of daily living are known, it remains unclear how demanding physiotherapeutic exercises are. Recommendations for clinical rehabilitation have been established, but these guidelines vary and have not been scientifically confirmed. The aim of this study was to provide a basis for practical recommendations by determining the hip joint contact forces and moments that act during physiotherapeutic activities.

Methods: Joint contact loads were telemetrically measured in 6 patients using instrumented hip endoprostheses. The resultant hip contact force, the torque around the implant stem, and the bending moment in the neck were determined for 13 common physiotherapeutic exercises, classified as weight bearing, isometric, long lever arm, or dynamic exercises, and compared to the loads during walking.

Results: With peak values up to 441%BW, weight bearing exercises caused the highest forces among all exercises; in some patients they exceeded those during walking. During voluntary isometric contractions, the peak loads ranged widely and potentially reached high levels, depending on the intensity of the contraction. Long lever arms and dynamic exercises caused loads that were distributed around 50% of those during walking.

Conclusion: Weight bearing exercises should be avoided or handled cautiously within the early post-operative period. The hip joint loads during isometric exercises depend strongly on the contraction intensity. Nonetheless, most physiotherapeutic exercises seem to be non-hazardous when considering the load magnitudes, even though the loads were much higher than expected. When deciding between partial and full weight bearing, physicians should consider the loads relative to those caused by activities of daily living.

Citation: Schwachmeyer V, Damm P, Bender A, Dymke J, Graichen F, et al. (2013) In Vivo Hip Joint Loading during Post-Operative Physiotherapeutic Exercises. PLoS ONE 8(10): e77807. doi:10.1371/journal.pone.0077807

Editor: Stephen E. Alway, West Virginia University School of Medicine, United States of America

Received April 26, 2013; **Accepted** September 4, 2013; **Published** October 29, 2013

Copyright: © 2013 Schwachmeyer et al. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original author and source are credited.

Funding: The study was funded by the Deutsche Forschungsgemeinschaft (project: DFG - SFB 760, Be 804/19-1), Deutsche Arthrose-Hilfe e.V. and the ZVK-Stiftung. The funders had no role in study design, data collection and analysis, decision to publish, or preparation of the manuscript.

Competing Interests: The authors have declared that no competing interests exist.

* E-mail: verena.schwachmeyer@charite.de

Introduction

After hip surgery, such as total hip arthroplasty (THA), osteotomies or osteosynthesis of proximal femoral fractures, physiotherapy and mobilization usually begin on the first post-operative day. Early mobilization leads to faster recovery and reduces complications due to bed rest, such as thrombosis or pneumonia [1,2]. Concurrently, many elderly patients are unable to walk with partial weight bearing due to insufficient arm strength or poor body control [3,4]; therefore, many surgeons allow early full weight bearing.

The question has been addressed if immediate full weight bearing is detrimental for bone ingrowth in THA surfaces. When uncemented implant stems lack primary stability, micromotions at the bone-stem-interface may occur with high loads [5] and impair long-term fixation. Studies demonstrated that bone ingrowth into porous surfaces decreases with increasing micromotion: the larger the motion between the bone and the implant, the more the

implant fixation is dominated by fibrous tissues instead of cancellous bone [6,7]. As a result, on one hand, a lack of primary stability requires partial weight bearing for up to 12 weeks to ensure proper bone ingrowth. On the other hand, implant design, coating materials and implantation techniques have substantially improved over the last decades, increasing the primary stability of uncemented stems [8–11], thus indicating that partial weight bearing is not essential for bone ingrowth. Due to the controversial arguments, there is no consensus among orthopedic surgeons whether to allow early full weight bearing, and recommendations vary in clinical practice from immediate unrestricted weight bearing to partial or even toe-touch weight bearing for several weeks [4,12–14].

For osteotomies or surgically stabilized femoral neck fractures, primary stability of the osteosynthesis is decisive for fracture consolidation. Depending on the location and complexity of the fracture, shear and bending forces or moments may delay or even

hinder bone union [15,16]. For inter- and peritrochanteric femoral fractures, failure rates of 10 and 40% have been reported [17]. The aim of any surgical intervention is therefore to provide a stable fixation to allow full weight bearing during activities of daily living. In some cases, this cannot be achieved or the weight bearing capacity of the fixation is questionable.

However, avoiding high loads at the fracture site or bone-stem-interface throughout the first post-operative weeks appears to be beneficial for optimal bone healing. A justified classification for 'high' or 'low' load levels depends on the investigated implant, the fracture situation, the disease, and several other factors; therefore it cannot be generalized. However, it is impossible to provide *general* exact thresholds for forces or moments which are detrimental for osteoarthritis or the outcome of surgical interventions. Most studies that tested the primary stability of implants used force magnitudes based on Bergmann's findings [18,19]. As the primary stability depends on several factors, the tolerable load levels would have to be individually defined. Here, high loads are considered those that overload the surrounding musculoskeletal structures and thereby result in possible damage. Particularly during the most frequent activities of daily living (ADL), which include walking, standing and going up or down stairs, cyclic or permanent high loads may be detrimental. Previous *in vivo* investigations have measured peak hip contact forces of approximately 250% of the patient's bodyweight (BW) during level walking and torsional moments of 1.6%BWm around the implant axis [18]. During stumbling, forces of nearly 900%BW were measured [20]. Whereas the loading conditions during most ADL are known, it remains unclear how demanding physiotherapeutic exercises are. Only one study investigated the hip contact forces during physiotherapy [21], which were measured telemetrically using an instrumented joint implant. The data were collected in only one patient and the loading situations were not precisely defined.

The aim of this study was to augment this knowledge by systematically measuring the hip contact loads during physiotherapeutic exercises *in vivo* in a cohort of 6 patients. This study focuses on the resultant joint contact force, the bending moments in the femoral neck and the torque around the implant stem axis, as these are the three most important mechanical factors for THA, osteotomies, femoral neck fractures, and coxarthrosis [19].

Materials and Methods

Subjects

Six patients (5 male, 1 female, mean age 58±7 years, body mass 86±6 kg, height 174±5 cm) with instrumented hip endoprostheses were investigated. In every patient, advanced hip osteoarthritis was confirmed and indications for total hip replacement were given. The study was approved by the Charité Ethics committee under the registry number EA2/057/09 and registered with the 'German Clinical Trials Register' (DRKS00000563). All patients gave written informed consent prior to participating in this study.

Physiotherapeutic Exercises

Prior to the evaluations conducted for this study, we repeatedly measured peak forces during the exercises within the first post-operative year to investigate possible changes over time. Such changes were not observed, as shown by sample measurements provided in the data base www.OrthoLoad.com. Therefore, we present data from time points when the patients were able to perform the exercises without pain. Subject #4 reported pain in the contralateral hip during exercise #4; it was therefore excluded from the analysis for this patient. The finally selected and

evaluated measurements were taken between the 5th and 12th post-operative month, except from exercise #11 with data taken from the 4th postoperative week.

All patients followed an investigation protocol that included 13 common physiotherapeutic exercises (Table 1) which were performed on a therapy table. The selection included weight bearing exercises with closed kinetic chains (exercises #1–#4), isometric exercises in which the patient was instructed to actively contract his/her muscles (#5–#7), exercises with the force acting at a long lever arm (#8, #9), and simple dynamic exercises in the supine position (#10–#13). Instructions were given by an experienced physiotherapist who also ensured that all exercises were performed correctly without compensational movements that could influence the acting loads.

Every patient repeated the physiotherapeutic exercises 8 times. The first and last repetitions were excluded from the evaluation; the first one because verbal instructions slowed the movement down and the last one because the patients tended to perform it faster. As a result, 6 repetitions were included in the analysis. Each subject additionally walked 5 times along a 10 m walkway on level ground and the data from 10 walking cycles were analyzed.

Instrumented Implants

The *in vivo* forces and moments were measured using instrumented hip implants with an inductive power supply and telemetric data transmission. Clinically proven, standard implants (type CTW, Merete Medical GmbH, Berlin, Germany) with a titanium stem and 32-mm Al₂O₃ ceramic head were equipped with 6 internal strain gauges to measure the deformations in the implant neck. By applying complex calibration loads and procedures, 3 force and 3 moment components were calculated from the deformations with an accuracy of 1–2%. All forces and moments were normalized to the patient's body weight and are reported as %BW and %BM*m, respectively. The data from implants on the left side were mirrored to the right side. Further details have been described previously [22].

Coordinate Systems

The forces and moments were measured in the implant system x', y', z', centered in the middle of the head (Figure 1). The plane x'/z' is formed by the implant neck and the long axis of the femur. The force component F_{x'} acts laterally, F_{y'} anteriorly, and -F_{z'} distally along the femur axis. F_{res} is the resultant force, consisting of all 3 components. The moment components M_{x'}, M_{y'}, and M_{z'} turn right around the x', y', and z' axes.

Evaluated Loads

Three types of loads were evaluated (Figure 1):

1. The resultant contact force F_{res} consists of its 3 components:

$$F_{res} = \sqrt{(F_{x'}^2 + F_{y'}^2 + F_{z'}^2)} \quad (1)$$

2. The torsional moment M_{tors} acts around the implant's stem axis and rotates the implant inwards when positive. With $\alpha = 45^\circ$ being the angle between the implant's stem and neck axes, and L being the length of the implant neck, given by the distance between the center of the implant head and the point of intersection of the neck axis and the implant shaft axis, M_{tors} is calculated by the following equation:

$$M_{tors} = M_z - F_{y'} \cdot L \cdot \sin \alpha \quad (2)$$

Table 1. Description of 13 physiotherapeutic exercises.

Number	Exercise	Description
1	Lifting pelvis (Bridging) maximally	Supine position: knees flexed, feet standing on therapy table, arms at rest on table surface beside trunk. Pelvis lifted maximally.
2	Lifting pelvis (Bridging) slightly	Supine position: knees flexed, feet standing on therapy table, arms at rest on table surface beside trunk. Pelvis lifted slightly.
3	Lifting pelvis (Bridging) one legged standing on ipsilateral leg	Supine position: knees flexed, feet standing on therapy table, arms rest on table surface beside trunk. Pelvis and the contralateral leg lifted.
4	Lifting pelvis (Bridging) one legged standing on contralateral leg	Supine position: knees flexed, feet standing on therapy table, arms rest on table surface beside trunk. Pelvis and the ipsilateral leg lifted.
5	Isometric contraction; flexed knees	Supine position: feet standing on surface. Dorsiflexion, heels push into surface, gluteus maximus contracted, pelvis tilted posteriorly.
6	Isometric contraction; straight knees	Supine position: dorsiflexion, knee hollows push onto the therapy table surface (active knee extension), gluteus maximus contracted.
7	Isometric hip abduction	Supine position: Straight leg, patient pushes isometrically against external force transducer as strong as possible without pain.
8	Hip abduction with straight knee	Lateral position: hip abduction with dorsiflexion, extended knee, slight hip internal rotation. Strict supervision to prevent abdominal musculature, hip flexors or quadratus lumborum muscle being used for compensating possible weakness of abductor muscles.
9	Hip flexion with straight knee	Supine position: straight leg, hip flexed to about 30° and held for 4 seconds.
10	Dynamic hip abduction	Supine position: leg abducted and adducted dynamically back to original position while heel drags over surface, limb is only slightly lifted.
11	Hip and knee flexion/extension; heel on bench	Supine position: hip and knee flexed, heel drags over surface, limb is not lifted entirely.
12	Pelvis tilt	Supine position: feet standing on surface, pelvis tilted anteriorly (Hyperlordosis).
13	Pelvis tilt	Supine position: feet standing on surface, pelvis tilted posteriorly (Hypolordosis).

doi:10.1371/journal.pone.0077807.t001

3. The bending moment M_{bend} acts in the middle of the femoral neck, perpendicular to the neck axis:

$$M_{bend2} = F_x \cdot |N \cos \alpha| + F_z \cdot |N \sin \alpha| + M_y$$

$$M_{bend} = \sqrt{M_{bend1}^2 + M_{bend2}^2} \quad (3)$$

with $M_{bend1} = M_x \cdot \cos \alpha + M_z \cdot \sin \alpha - F_y \cdot N$

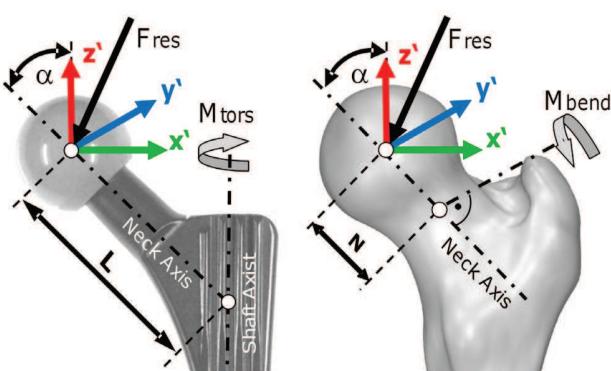


Figure 1. Resultant force, torsional moment around the implant stem and bending moment in the femoral neck. View from posterior. The torsional moment M_{tors} rotates the implant backwards around its stem axis. The bending moment M_{bend} acts in the middle of the femoral neck. $\alpha = \text{CCD angle}$.
doi:10.1371/journal.pone.0077807.g001

N is the distance between the head center and the middle of the femoral neck and equals $L/2$. The direction of M_{bend} is not reported here.

Analysis of Time-load Patterns

The time-load patterns of F_{res} , M_{tors} and M_{bend} were averaged throughout the entire exercise. A dynamic time warping algorithm [23] was used to deform the time scales of the 6 repetitions, so that the summed squared errors between the 6 F_{res} patterns became a minimum. These time-deformed forces were then averaged arithmetically and delivered the ‘patient-specific’ time course of F_{res} for this exercise. The ‘patient-specific’ curves from all 6 patients were averaged again, using the same algorithms, which finally delivered the ‘activity-specific’ time pattern of F_{res} . The time deformations obtained when averaging F_{res} were then applied to the M_{tors} and M_{bend} patterns before averaging their time patterns, too.

Analysis of Load Maxima

The absolute maxima of F_{res} , M_{tors} and M_{bend} , acting within each single trial, were determined for the 6 repetitions of each of the 6 patients, resulting in 36 peak values for every exercise (30 for #4). An exploratory data analysis was performed on the 3 load maxima and depicted as box plots in Figure 2. The same procedure was performed for the 10 walking cycles of each patient.

For defining high and low loads and enabling an interpretation of the measured data, we used the peak load values during walking as references. The median peaks of F_{res} , M_{tors} and M_{bend} during walking with full weight bearing were set to 100% and exercise loads higher than these limits were classified to be 'high'. Loads were named 'medium' if their peak values lay between 50% and 100% of these limits, and 'low' if they were lower than 50%. These classifications are based on clinical considerations: If a surgeon allows the patient to walk without support, physiotherapeutic exercises causing medium and even high loads should also be tolerated. If only walking with half body weight is permitted, physiotherapeutic exercises which cause medium or even high loads should consequently be avoided.

Separately for each exercise, the individual median peak values of F_{res} , M_{tors} and M_{bend} were compared to the 100% and 50% levels of the same subject, using a Student's-t-Test for unpaired samples with a significance level of $p = 0.05$. The numbers of patients having high and medium loads were indicated in Figure 2.

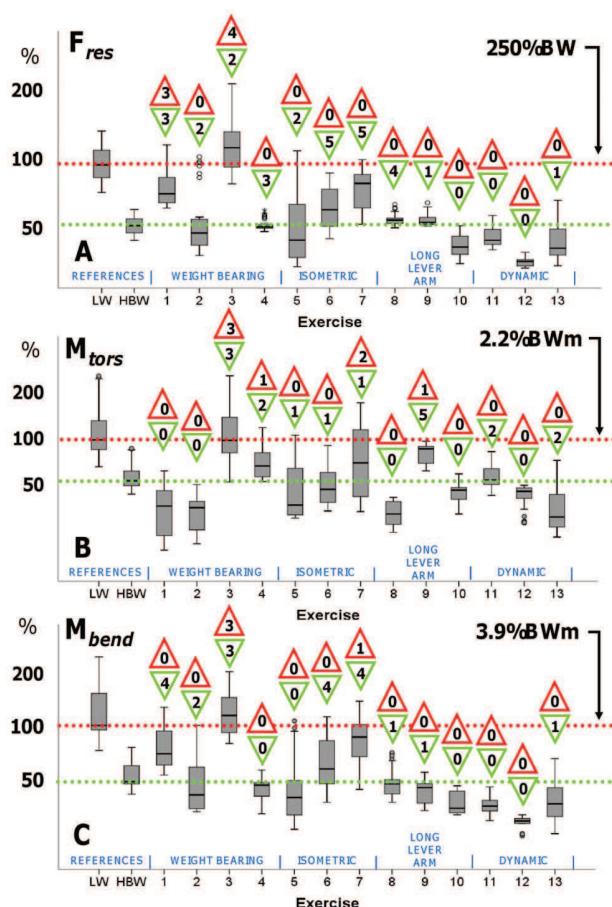


Figure 2. Median peak loads. Median Peak values of F_{res} (A), M_{tors} (B), and M_{bend} (C) and their ranges for the reference activities Level Walking (LW) with full (= 100%) and half (= 50%) weight bearing as well as the 13 physiotherapeutic exercises. Horizontal lines mark the activity-specific median peak value from walking. See Table 1 for exercise numbers descriptions. Walking at 100% level (with full weight bearing) and 50% level serve as reference for comparison. The numbers in the upper triangles indicate the number of patients having high loads, the number in the triangles below indicate the number of patients in which medium loads were found.

doi:10.1371/journal.pone.0077807.g002

Analysis of Load Dependency on Muscular Strength

Due to observations from previous measurements and theoretical considerations, we expected that the patient's muscular strength influences the maximum loads during the exercises, assuming that strong patients would produce high loads during isometric exercises (#5, 6, and 7). When exercising against gravity (e.g. #8, 9), however, the loads were expected to remain at the lowest possible limits, determined by the patient's anthropometric data as segment masses and lever arms of masses and muscles.

Patients were grouped into those being physically active or passive. The 'active' group consisted of patients 1, 3, and 5, who frequently practiced sports like biking, hiking, or swimming. Patients 2, 4, and 6, who didn't practice any sports, were assigned to the 'passive' group. The forces during exercises # 5, 6, 7, 8, and 9 were analyzed and compared between groups using a Student's-t-test to test the assumptions.

Results

Time-load Patterns

Figure 3 shows the activity-specific time-load patterns for each exercise. The pattern of level walking showed two peaks for F_{res} , M_{tors} , as well as M_{bend} : the first peaks were $F_{res} = 263\%$ BW, $M_{tors} = 2.2\%$ BWm, and $M_{bend} = 3.9\%$ BWm on average. The second peaks were lower with $F_{res} = 242\%$ BW, $M_{tors} = 0.8\%$ BWm and $M_{bend} = 3.7\%$ BWm. The average loads during the two-legged stance were $F_{res} = 93\%$ BW, $M_{tors} = 0.2\%$ BWm, and $M_{bend} = 1.3\%$ BWm.

Throughout all activities, the time-load patterns of M_{bend} closely resembled those of F_{res} . The same was found for M_{tors} with the exception of exercises #1 (lifting pelvis maximally), #2 (lifting pelvis slightly), #8 (hip abduction lateral position), and #13 (tilting the pelvis posteriorly), in which the activity-specific M_{tors} moment remained close to zero.

Load Maxima

Figures 2A–C depict the numerically determined medians and ranges of the peak values for F_{res} , M_{tors} and M_{bend} , obtained from the 36 trials (30 for exercise #4) of all subjects. Level walking at 100% (full weight bearing) and 50% (half body weight = partial weight bearing) served as individual references. The median 50% levels of all 3 evaluated loads from all subjects were with 130%BW lightly higher than the median levels during a one-legged stance (approximately 100%BW). The numbers in the upper triangles indicate the number of subjects for which an exercise caused individual median peak loads which were significantly higher than the individual median peak loads during walking ('high loads'). The lower triangles indicate the number of patients whose loads were significantly higher than the individual 50% levels but lower than the 100% levels and therefore graded as 'medium' loads.

Resultant force F_{res} . The median peak value of F_{res} during walking, i.e. the 100% level, was 266%BW. The weight bearing exercise #3 (one-legged bridging, standing on the operated leg) was the only exercise for which the median peak force of all subjects exceeded 100%, i.e. the reference during walking (median 303%BW, range 225–441%BW). Although the median peaks of exercises #1, #5, #6, and #7 (weight bearing or isometric exercises) were lower than during walking, the 99th percentiles exceeded the 100% level or came close to it. Only during exercise #1 did 3 patients have high loads. In the remaining exercises, the 99th percentiles were lower than the 1st percentile for level walking and in none of the patients high forces were found.

Torsional moment M_{tors} . The median peak value during walking was 2.2%BWm. Similarly to the observations for the

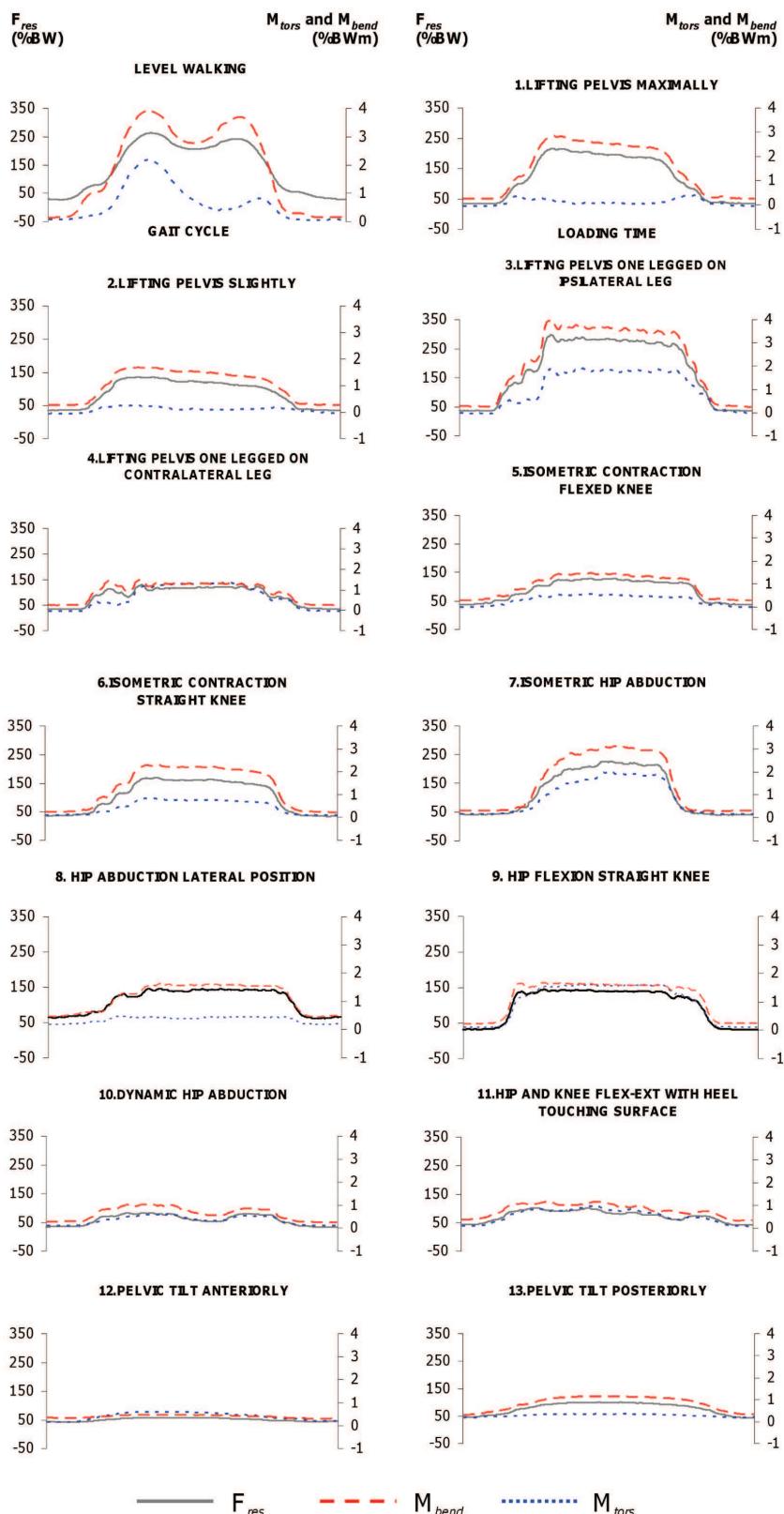


Figure 3. Hip joint loading during reference activities and exercises 1–13. Resultant contact force F_{res} (black line, left axis), torque M_{tors} around implant shaft (dotted blue line, right axis) and bending moment M_{bend} in femoral neck (dashed red line, right axis). The x-axis indicates the loading time.

doi:10.1371/journal.pone.0077807.g003

force, the median peak torque during weight bearing exercise #3 was close to 100% (2.0%BWm, 1.0 to 3.6%BWm). In three of the subjects, high moments were found. The 99th percentiles of exercises #4, #5, and #7 (weight bearing or isometric exercises) exceeded the 100% level. During exercise #4, one patient had high values of M_{tors} and 2 patients during exercise #7. The 99th percentiles of exercises #6, #9, #11, and #13 did not reach 100%, but approached it closely, with one patient having high values. For exercises #1, 2, 8, and 13, the peak values ranged from negative values of -0.7%BWm to positive 1.5%BWm, i.e., the medians were distributed around zero.

Bending moment M_{bend} . The median peak value during walking was 3.9%BWm. As for force and torque, exercise #3 also caused the highest bending moment of all the exercises. The median was higher than 100% (4.0 BWm, 3.2 to 5.4%BWm). Three of the patients had high values of M_{bend} . During other weight bearing and isometric exercises (#1, #2, #5, #6, and #7), the 99th percentiles exceeded the reference value; 1 subject had high values. During the exercises #4, #8, #9, #10#, #11, #12, and #13, the 99th percentiles remained below 100%.

Load Dependency on Muscular Strength

From the isometric exercises, #7 revealed a statistically significant difference between the active and the passive group (#7: active 241%BW, passive 180%BW, $p<0.01$). During exercise #5 and #6, the median peak forces showed small differences (#5: active 120%BW, passive 144%BW, $p=0.35$; #6: active 177%BW, passive 171%BW, $p=0.69$), but no trend towards higher loads in the active group. For the exercises with long lever arms, a significant difference between groups was observed when flexing the hip in supine position by raising the leg (#9: active 140%BW, passive 154%BW, $p<0.01$) but abducting the leg in lateral position did not show any notable differences (#8: active 146%BW, passive 149%BW, $p=0.51$).

Discussion

This study addressed the question of how demanding post-operative physiotherapeutic hip exercises are by determining the acting hip joint forces and moments with instrumented implants.

After hip surgery, physiotherapy is important to mobilize the patient and restore his function. The physiotherapist's aim is thereby to increase muscle strength, improve joint mobility and train activities, enabling the patient to live as independently as possible. To ensure optimal initial bone ingrowth around the implant, load-dependent micromotions at the bone-stem-interface must be minimized as they may otherwise prevent implant stabilization and cause loosening. Similarly, high loads acting at fracture implants may cause non-union or pseudarthrosis. Orthopedic surgeons are confronted with the conflict between permitting unrestricted weight bearing for fast recovery and avoiding high mechanical loading that may cause complications and hinder fracture consolidation. Additionally, walking with partial weight bearing or only floor contact requires a considerable amount of muscle strength in the upper extremities and trunk, so it is hardly achievable for many elderly patients [3,4]. These may be reasons why rehabilitation protocols vary between clinics. One study found large diversity in rehabilitation protocols [12]: out of 53 surveyed surgeons, 38 allowed full weight bearing for uncemented implants, yet 10 prescribed partial weight bearing with half body weight and 3 allowed only toe-touch weight bearing. Only 9 surgeons reported that their protocols were evidenced-based, but no detailed information was provided.

Among all exercises, the highest median peak loads were observed for the Lifting Pelvis weight bearing exercises (#1–4). When Lifting Pelvis was performed with support only by the operated leg (#3), the median peak forces and moments exceeded 100%, i.e. the values during walking, in 3 to 4 patients. In one trial, F_{res} rose up to even 441%BW equaling 166% of walking with full weight bearing. When the pelvis was lifted only slightly (#2), the median peak of F_{res} reached 82% and were therefore in the medium range. Some physicians disapprove Lifting Pelvis as a bed exercise in the early post-operative period, but it should be taken into account that the same activity is necessary when using a bedpan. Fleischhauer (2006) recommends exercise #4 (Lifting Pelvis standing only on the contralateral leg while the operated leg is lifted with extended knee) to be practiced directly after pelvic osteotomies [24] because it is commonly believed that a non-weight bearing joint is unloaded. In our study, this exercise caused a medium hip contact force above 50%. The torsional moment reached values close to 100% in some trials. Such load levels in a non-weight bearing joint can be explained by co-contraction of the muscles crossing the hip joint as any muscular co-contraction unavoidably increases the joint contact force.

The force-increasing effect of co-contractions can also be observed during isometric exercises. Fundamental biomechanical reasons suggest that the theoretically achievable ultimate levels depend on the intensity of the muscle contraction and therefore on the muscle strength. We did not find notable differences between active and passive patients. The assignment to the two cohorts was based on subjective observations, however, and the maximum voluntary muscle strength had not been quantified. Nevertheless, our data suggest that the contraction intensity depends on multiple factors such as the patient's motivation and/or the instructions given by the physiotherapist rather than the maximum strength. Still, according to our observations, high intensive contractions may lead to high joint loads during isometric exercises. If fractures with uncertain stability prohibit high loads at the fracture site, the physiotherapist should therefore avoid high intensity muscle contractions by checking the contraction by palpation and controlling it by verbal instructions.

In contrast to the widely varying forces during isometric co-contractions, the loads when exercising against gravity can be predicted relatively precisely from our data (Figure 4). The individual forces during flexion or abduction of the straight leg, for example, remained in a close range between 49 and 68%BW for #8 and 50 and 69%BW for #9. The individual bending moments were also similar during flexion and abduction. The torsional moment, however, was 7-times higher during flexion than during abduction. This is due to the high anteroposterior force component F_y when flexing the hip joint. During exercises #1, #2, #8, and #13 M_{tors} was distributed around zero when the data from all subjects were averaged, which was a result of individually different signs of F_y and therefore of M_{tors} . These varying force directions may be a result of different hip joint anatomy, particularly the implant anteversion. When the pelvis was tilted anteriorly and posteriorly (#12 & 13), M_{tors} even changed its sign within the movement in 4 patients, a factor that may increase the risk of delayed bone formation at the implant's interface.

Dynamic exercises with an open kinetic chain (non-weight bearing conditions) and short lever arms (#10–13) caused low peak forces of approximately 38%, torque between 23% and 45% and bending moments between 13% and 26%. These are values classified as low, but even much lower loads had been expected, because the moved body parts were supported by the therapy table and had therefore not to be lifted against gravity. This again

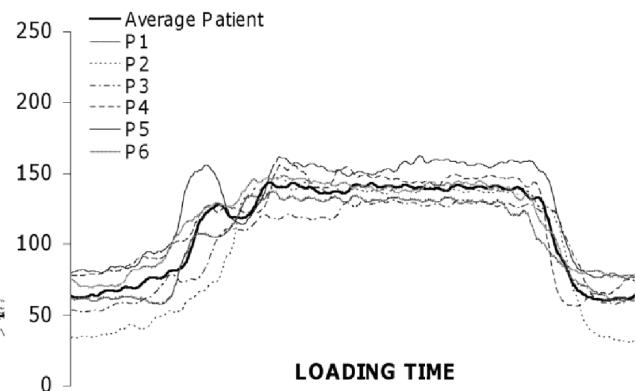
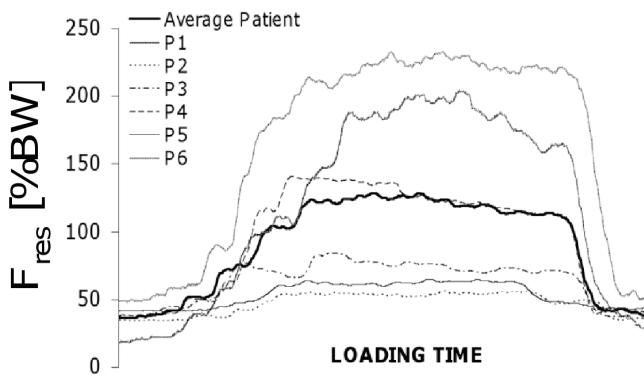


Figure 4. Patient- and activity-specific time courses of resultant force F_{res} . Left: Exercise #5 = isometric contraction with flexed knees. Right: Exercise #7 = hip abduction in lateral position. Data from 6 patients. The curves of the isometric contraction reveal a broad scattering of the peak values, ranging from 56 to 232%BW. This range is due to different voluntary muscular contraction intensities and depends strongly upon the patient's motivation and the instructions given by the physiotherapist. When abducting the straight leg in the lateral position, peak loads range only slightly between 130 and 162%BW. This is a result of biomechanical factors such as similar leg lengths, segment masses and lever arms of the gluteal musculature.

doi:10.1371/journal.pone.0077807.g004

demonstrates the decisive impact of the muscles on the internal loads.

It remains unclear whether the load magnitudes during walking (= 100%) are the critical upper loading limits. Furthermore, the primary stability varies from case to case and was not focus of this study so that statements about primary stability cannot be given. However, orthopedic surgeons should take the following into account when deciding on partial (or even toe-touch) weight bearing: unavoidable activities such as using a bed pan and even some bed exercises cause medium to high loads. If reduced weight bearing is nevertheless demanded by the surgeon, the physiotherapeutic exercises shown here to produce medium or high loads should consequently be omitted from physiotherapeutic treatment. Vice versa, the patient should be allowed to walk with full weight bearing if these exercises are thought to be tolerable. As muscle strengthening is a major aim of physiotherapeutic treatment and necessary for recovery, it should be discussed whether strengthening exercises with intensive muscle contraction shall be avoided.

This study has some limitations. We investigated only 6 subjects so that reliable and generally representative conclusions are difficult to be drawn. Additionally, the assignment to the active and passive group was only based on the sports activities reported by the patients. The muscular strength had not been quantified.

Furthermore, position changes between the single physiotherapeutic exercises could possibly lead to high loads. We did not evaluate these movements but instead collected the exercise data in a systematic manner for best averaging accuracy and intra-individual comparison. This method enabled us to note tendencies and provide unique data that have not been previously obtained. The findings of this study give important scientific information about *in vivo* loading during physiotherapeutic exercises and will

support orthopedic surgeons, therapists and patients in their decision making and help to develop effective and individual rehabilitation protocols.

Conclusions

Weight bearing activities caused the highest loads among all exercises. Movements against resistance or loads acting at long lever arms seem to be non-hazardous regarding the force magnitudes, but may cause high torsional moments. The forces during isometric contractions depend on the contraction intensity which is rather influenced by the motivation than by the maximal muscle strength. Generally, the joint contact forces are increased by muscle co-contractions, which press the joint partners against each other, an effect that is observed when exercising the contralateral limb while the ipsilateral limb is passive. When deciding between partial and full weight bearing, physicians should consider the loads relative to those observed during walking.

Acknowledgments

The authors would like to thank Prof. Dr. Andreas M. Halder and Dr. Alexander Beier from the Hellmuth-Ulrich-Klinik Sommerfeld and the patients for their engaged cooperation.

Author Contributions

Conceived and designed the experiments: VS PD AB JD FG GB. Performed the experiments: VS PD JD. Analyzed the data: VS GB. Contributed reagents/materials/analysis tools: PD AB JD FG GB. Wrote the paper: VS GB.

References

- Kamel HK, Iqbal MA, Mogallapu R, Maas D, Hoffmann RG (2003) Time to Ambulation After Hip Fracture Surgery: Relation to Hospitalization Outcomes. The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences 58: M1042–M1045.
- Oldmeadow LB, Edwards ER, Kimmel LA, Kipen E, Robertson VJ, et al. (2006) No rest for the wounded: early ambulation after hip surgery accelerates recovery. ANZ Journal of Surgery 76: 607–611.
- Vasarhelyi A, Baumert T, Fritsch C, Hopfenmüller W, Grädl G, et al. (2006) Partial weight bearing after surgery for fractures of the lower extremity—is it achievable? Gait & Posture 23: 99–105.
- Jöllenbeck T (2005) Die Teilbelastung nach Knie- und Hüft-Totalendoprothesen: Unmöglichkeit ihrer Einhaltung, ihre Ursachen und Abhilfen. Z Orthop Ihre Grenzgeb 143: 124–128.
- Burke DW, O'Connor DO, Zalewski EB, Jasty M, Harris WH (1991) Micromotion of cemented and uncemented femoral components. The Journal of Bone and Joint Surgery British Volume 73: 33–37.
- Piliar R (1986) Observation on the Effect of Movement on Bone Ingrowth into Porous-Surfaced Implants. Clin Orthop Relat Res 208: 108–113.
- Bragdon CR, Burke D, Lowenstein JD, Connor DOO, Ramamurti B, et al. (1996) Differences in Stiffness Between a Cementless and Cancellous Bone into

- Varying Amounts of the Interface Porous Implant vivo in Dogs Due Implant Motion. *Clin Orthop* 11: 945–951.
8. Claes L, Fiedler S, Ohnmacht M, Duda GN (2000) Initial stability of fully and partially cemented femoral stems. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon) 15: 750–755.
 9. Bieger R, Ignatius A, Decking R, Claes L, Reichel H, et al. (2011) Primary stability and strain distribution of cementless hip stems as a function of implant design. *Clinical Biomechanics* 27: 158–164.
 10. Heller M, Kassi J-P, Perka C, Duda G (2005) Cementless stem fixation and primary stability under physiological-like loads in vitro. *Biomed Tech (Berl)* 50: 394–399.
 11. Zwartelé RE, Witjes S, Doets HC, Stijnen T, Pöll RG (2012) Cementless total hip arthroplasty in rheumatoid arthritis: a systematic review of the literature. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 132: 535–546.
 12. Hol A, Van Grinsven S, Rijnberg WJ, Susante J, Van Loon C (2006) Varatie in nabehandeling can de primaire totaleheupprothese via de posterolaterale benadering. *Nederlandse Tijdschrift voor Orthopaedie* 13e: 105–113.
 13. Thomas S, Mackintosh S, Halbert J (2011) Determining current physical management of hip fracture in acute care hospital and physical therapists' rationale for this management. *Phys Ther* 91: 1490–1502.
 14. Yang H, Zhou F, Tian Y, Ji H, Zhang Z (2011) Analysis of the failure reason of internal fixation in periprosthetic fractures. *Journal of Peking University (Health Sciences)* 43: 699–702.
 15. Lorich DG, Geller DS, Nielson JH (2004) Osteoporotic Periprosthetic Hip Fractures. Management and Current Controversies. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 86-A: 398–410.
 16. Van Vugt AB (2007) Femoral neck non-unions: How do I do it? *Injury, Int J Care Injured* 38S: 51–54.
 17. Knobe M, Münker R, Sellei R, Schmidt-Rohlfing B, Erli H, et al. (2009) Die instabile pectenotrochantäre Femurfraktur. Komplikationen, Frakturnäherung und Funktion nach extra- und intramedullärer Versorgung (PCCP™, DHS und PFN). *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie* 147: 306–313.
 18. Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, Graichen F, Rohrmann A, et al. (2001) Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics* 34: 859–871.
 19. Bergmann G, Graichen F, Rohrmann A (1995) Is staircase walking a risk for the fixation of hip implants? *Journal of Biomechanics* 28: 535–553.
 20. Bergmann G, Graichen F, Rohrmann A (2004) Hip joint contact forces during stumbling. *Langenbeck's Archives of Surgery/Deutsche Gesellschaft für Chirurgie* 389: 53–59.
 21. Bergmann G, Rohrmann A, Graichen F (1989) In vivo Messung der Hüftgelenkbelastung 1. Teil: Krankengymnastik. *Z Orthop* 127: 672–679.
 22. Damm P, Graichen F, Rohrmann A, Bender A, Bergmann G (2010) Total hip joint prosthesis for in vivo measurement of forces and moments. *Medical Engineering & Physics* 32: 95–100.
 23. Bender A, Bergmann G (2011) Determination of typical patterns from strongly varying signals. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*: 37–41.
 24. Fleischhauer M (2006) Leitfaden Physiotherapie in der Orthopädie und Traumatologie. 2. ed. Fleischhauer M, Heimann D, Hinkelmann U, editors. Urban & Fischer München.