

Gelenkersatz und Sport : "Clevere" Implantate messen Druckkräfte = Endoprothèses et sport : des implants "intelligents" mesurent les forces de compression

Autor(en): **Merz, Philippe / Göpfert, Beat**

Objektyp: **Article**

Zeitschrift: **Physioactive**

Band (Jahr): **56 (2020)**

Heft 7

PDF erstellt am: **15.08.2024**

Persistenter Link: <https://doi.org/10.5169/seals-928511>

Nutzungsbedingungen

Die ETH-Bibliothek ist Anbieterin der digitalisierten Zeitschriften. Sie besitzt keine Urheberrechte an den Inhalten der Zeitschriften. Die Rechte liegen in der Regel bei den Herausgebern.

Die auf der Plattform e-periodica veröffentlichten Dokumente stehen für nicht-kommerzielle Zwecke in Lehre und Forschung sowie für die private Nutzung frei zur Verfügung. Einzelne Dateien oder Ausdrucke aus diesem Angebot können zusammen mit diesen Nutzungsbedingungen und den korrekten Herkunftsbezeichnungen weitergegeben werden.

Das Veröffentlichen von Bildern in Print- und Online-Publikationen ist nur mit vorheriger Genehmigung der Rechteinhaber erlaubt. Die systematische Speicherung von Teilen des elektronischen Angebots auf anderen Servern bedarf ebenfalls des schriftlichen Einverständnisses der Rechteinhaber.

Haftungsausschluss

Alle Angaben erfolgen ohne Gewähr für Vollständigkeit oder Richtigkeit. Es wird keine Haftung übernommen für Schäden durch die Verwendung von Informationen aus diesem Online-Angebot oder durch das Fehlen von Informationen. Dies gilt auch für Inhalte Dritter, die über dieses Angebot zugänglich sind.

Gelenkersatz und Sport: «Clevere» Implantate messen Druckkräfte

Endoprothèses et sport: des implants «intelligents» mesurent les forces de compression

PHILIPPE MERZ, BEAT GÖPFERT

«Clevere» Implantate sind mit Sensoren zur Kraft- und Druckmessung ausgerüstet, die über die Grösse der einwirkenden Kräfte bei einer Belastung Auskunft geben. Diese Informationen sind nützlich, um den Zeitpunkt für die Wiederaufnahme der sportlichen Aktivitäten festzulegen.

Das Einmaleins der Biomechanik

Eine alltägliche Belastung der Gelenke entsteht beim Vornüberbeugen. Im Vergleich zum Stehen erfährt die Lendenwirbelsäule (LWS) beim Vornüberbeugen eine erhöhte Druckbelastung. Nicht nur die Lendenwirbelsäule, auch die Hüftgelenke werden je nach Bücktypus mehr oder weniger und zu unterschiedlichen Zeitpunkten des Bewegungsablaufs belastet. Kräfte, welche auf In-vivo-Implantate beim Vornüberbeugen einwirken, sind also messbar [1].

Eine 24-Stunden-Messung des Alignments der Wirbelsäulenabschnitte an 208 Probanden¹ hat gezeigt, dass während 90 Prozent des Tages die Wirbelsäule sich in einer Vorneigung mit einer im Vergleich zum Stand verminderten LWS-Lordose (von 5 Prozent) befindet [2]. Der Grund für diese Verminderung der Lordose liegt bei der vorwiegend sitzenden Position während der Alltagsaktivitäten. Eine verminderte Lordose wird die Druckverteilung auf den Bewegungssegmenten, den funktionellen Einheiten der Wirbelsäule, beeinflussen: Der Druck wird vermehrt nach ventral verlagert. Nach Sohier wird somit das Prinzip der Öffnungsklammer gefährdet, bei der – ähnlich wie bei einer Wäsche-klammer – die Facettengelenke den Drehpunkt eines doppel-seitigen Hebels bilden [3]. Durch die Aktivität der lokalen, dorsalen Muskulatur wird diese ventral geöffnet mit dem Ziel, die Bandscheiben zu entlasten. Weniger Lordose heisst also vermehrte Belastung der Bandscheiben.

In der Sprache der FBL Klein-Vogelbach, Functional Kinetics, würde man von Vorneigung der Körperlängsachse sprechen [4]. Im Vergleich zur aufrechten Position verlängert sich

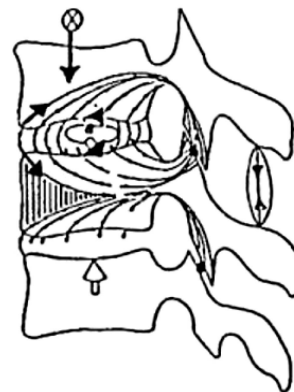
Les implants «intelligents» sont équipés de capteurs de force et de pression qui fournissent des données sur l'ampleur des forces au moment de l'effort. Ces indications sont utiles pour déterminer le délai de reprise des activités sportives.

Les bases de la biomécanique

La flexion antérieure de la colonne vertébrale constitue une sollicitation quotidienne pour les articulations. Par rapport à la position debout, la colonne lombaire subit une contrainte accrue lorsqu'on se penche vers l'avant. Selon le type de flexion et les différents moments de la séquence du mouvement, la colonne lombaire et les articulations des hanches sont plus ou moins sollicitées. In vivo, les forces qui agissent sur les implants lors d'une flexion antérieure peuvent être mesurées [1].

Une mesure sur 24 heures de l'alignement des segments vertébraux a été effectuée chez 208 sujets (115 femmes/98 hommes, âge: 27 à 61,9 ans; BMI: $22,7 \pm 2,0$). Pendant 90 % de la journée, la colonne vertébrale est inclinée vers l'avant, avec une lordose lombaire réduite de 5 % par rapport à la position debout [2]. Cette réduction provient de la position assise prédominante dans les activités quotidiennes.

© Sohier R, Seel F. *Manuelle Medizin* 38, 232-235 (2000).



Die Öffnungsklammer. I La pince ouvrante.

¹ 115 Frauen/98 Männer, Alter: 27 bis 61,9 Jahre; BMI: $22,7 \pm 2,0$

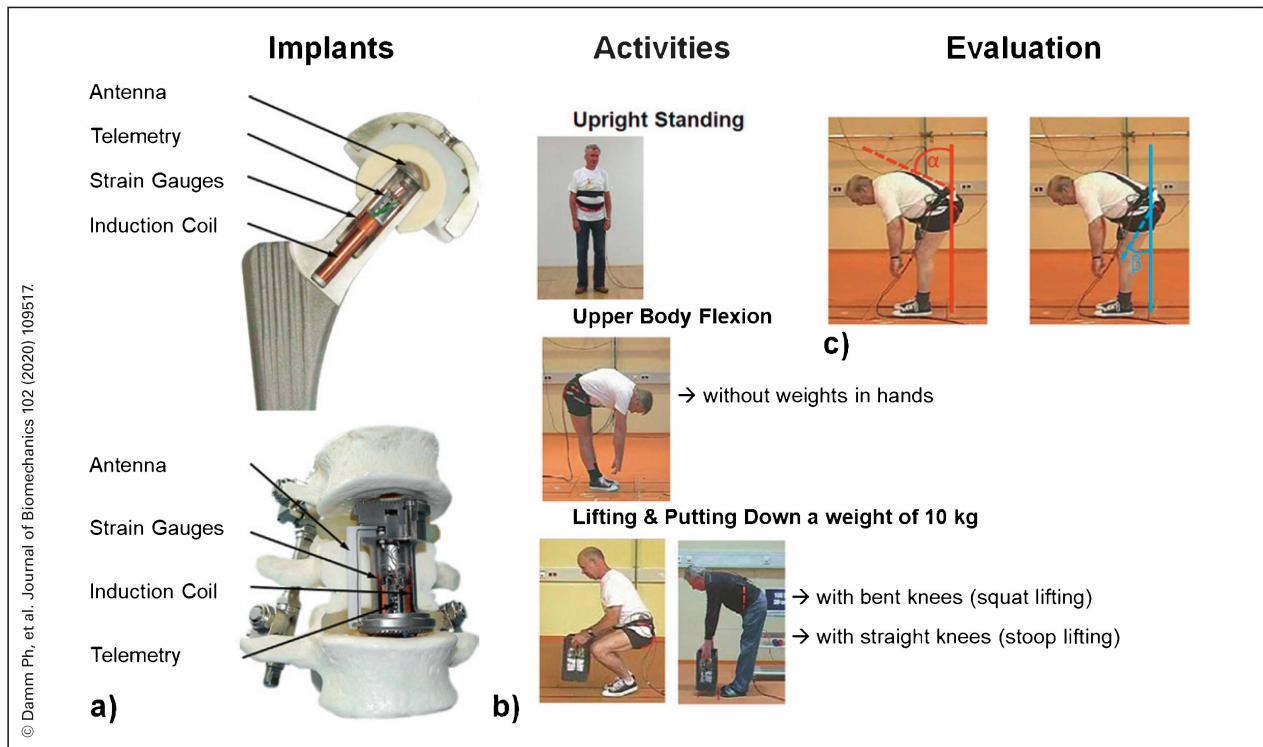


Abbildung 1: a) Messvorrichtungen in den Implantaten. b) Messpositionen. c) Einbezug der Winkelmessungen in LWS und Hüftgelenke. | Illustration 1: a) Dispositifs de mesure dans les implants. b) Positions de mesure. c) Inclusion de mesures d'angle dans la colonne lombaire et la hanche.

der «Hebel» der Gewichtskraft. Dies verlangt eine vermehrte Muskelaktivität. Es ist nützlich daran zu erinnern, dass sich die Kräfte, die auf die Strukturen wirken, nicht nur auf die Gewichtskraft beschränken, sondern dass auch die Muskelkräfte zu berücksichtigen sind: Es entstehen Last- (vom Gewicht) und Kraftmomente (von der Muskelkraft), die auf die Gelenke einwirken. Die Formel «Last x Lastarm = Kraft x Kraftarm» beschreibt eine statische Situation. Die Gewichtskraft (Last) und deren Hebel (Lastarm) werden durch die Muskelaktivität (Kraft) und deren Hebel ausgeglichen. Erfolgt eine Bewegung, so gewinnt entweder das Kraftmoment (hebende Aktivität der Muskulatur) oder das Gewichtsmoment (bremsende Aktivität der Muskulatur). Die Druckkräfte auf das Bewegungssegment entsprechen der Summe aller Kraftmomente.

Intradiskale Messungen

Neben den direkten In-vivo-Messungen (mit intelligenten Implantaten) haben auch intradiskale Messungen über eine bis zu 3,6 Mal grössere Belastung der Bandscheibe beim Vornüberbeugen im Vergleich zum Stand gezeigt [5]. Beim Finger-Boden-Abstand-Test erhöht sich die Belastung bis zu 3,2 Mal. Hier stellt sich die berechnete Frage, wann solch ein Test bei Beschwerden in der LWS sinnvoll ist. Wenn eine Bandscheibenproblematik vermutet wird, dann ist dieser Test weniger zu empfehlen. Biomechanische Modelle rechnen eine Zunahme der Druckkräfte auf die Bewegungssegmente der LWS von 500 N (N=Newton) im Stand auf 2000 N

Une lordose réduite influence la répartition de la pression sur les segments vertébraux, les unités fonctionnelles de la colonne vertébrale: la pression se déplace davantage en direction ventrale. Selon Sohier, ceci met en danger le principe de la pince ouvrante (Sohier compare l'articulation intervertébrale à une pince à linge, dans laquelle les facettes articulaires forment le point de pivot d'un levier à double face) [3]. L'activité des muscles dorsaux locaux ouvrent la pince du côté ventral pour soulager les disques intervertébraux. Moins de lordose signifie donc plus de sollicitation des disques intervertébraux.

Dans le langage de FBL Klein-Vogelbach, *Functional Kinetics*, on parlerait d'inclinaison vers l'avant de l'axe longitudinal du corps [4]. Par rapport à la position verticale, le «levier» de la force du poids est prolongé, ce qui implique une activité musculaire accrue. Il est utile de rappeler que les forces qui agissent sur les structures ne se limitent pas au seul poids, mais que les forces musculaires doivent également être prises en compte. Il existe des moments de charge (dus au poids) et de force (dus à la force musculaire) qui agissent sur les articulations. La formule «charge x bras de levier = force x bras de levier» décrit une situation statique. La force du poids (charge) et son levier (bras de levier) sont équilibrés par l'activité musculaire (force) et son levier. Si un mouvement a lieu, c'est soit le moment de la force (activité de soulèvement des muscles), soit le moment du poids (activité de freinage des muscles) qui l'emporte. Les forces de pression sur le segment vertébral correspondent à la somme de tous les moments de force.

in einer nach vorn gebeugten Stellung, dies ohne Berücksichtigung eines eventuell erhöhten Bauchgewichts (Übergewicht), einer asymmetrischen Bückbewegung oder zusätzlichen Gewichts, das angehängt wird (Bierkasten) [6]. Diese hohe Belastungszunahme entsteht durch hohe Muskelaktivitäten. Da der Kraftarm der Muskulatur eher klein ist, braucht es eine hohe Muskelaktivität, um dem grösser werdenden Lastarm bei einer Vorneigung entgegenzuwirken.

Druckkräfte in LWS und Hüftgelenk beim Bücken

Nun stellt sich die Frage der Belastung des Beckens respektive der Hüftgelenke. In einer Studie von Damm et al. aus dem Jahr 2020 [1] wurden zwei Patientenkohorten gemessen: zehn Patienten (Alter 50–68 Jahre) mit einer telemetrisierten Hüft-Totalendoprothese und fünf Patienten (Alter 62–71 Jahre) mit telemetrisiertem Wirbelkörperersatz auf Höhe Lendenwirbelkörper (LWK) 4 respektive LWK 3 (*Abbildung 1*).

Es wurden die einwirkenden Kräfte in verschiedenen Körperpositionen gemessen: in der aufrechten Körperposition (als Referenz), beim Vornüberbeugen mit gestreckten Beinen und den Armen nahe beim Körper sowie beim Heben und wieder Abstellen von Lasten von zehn Kilogramm mit gestreckten sowie mit gebeugten Knien. Die verwendeten Resultate der Messungen wurden sechs Monate postoperativ erfasst.

Die Ergebnisse der Studie zeigen, dass die Hüftgelenke um einiges mehr beansprucht werden als die Bewegungssegmente der Wirbelsäule. In den Bewegungssegmenten der LWS kam es nach einem ersten Anstieg zu Beginn der Vorneigung, gefolgt von einem «Plateau» (gleichbleibender Druck zwischen 33 Prozent und 53 Prozent Vorneigung) sogar zu einer Abnahme der Druckkräfte am Ende der Bewegung beim Vornüberbeugen mit gestreckten Beinen. Die Druckkräfte auf die Hüftgelenke hingegen nahmen konstant zu, bis zu 263 Prozent des Körpergewichts, was 2,6 Mal mehr ist als in der LWS.

Das Verhältnis der Druckkräfte Hüftgelenke/LWS-Segmente veränderte sich mit dem Anhängen von Gewicht respektive bei verschiedenen Hebe- und Abstelltechniken. Das Heben oder Abstellen (Senken) von zehn Kilogramm angehängtem Gewicht löst höhere Druckkräfte in beiden Implantaten aus: 298 Prozent in den Hüftgelenken und 175 Prozent in den Bewegungssegmenten der LWS, was in den Hüftgelenken nur noch 1,7 Mal mehr als in der LWS entspricht. Beim Abstellen eines Gewichts (exzentrische Muskelaktivität) bleiben die Druckkräfte in den Hüftgelenken im Vergleich zum Heben gleich, in der LWS hingegen nehmen diese zu.

Die Messungen, bei denen das Gewicht nahe vor Zehenspitzen auf den Boden abgesetzt respektive vom Boden gehoben wurde, zeigen *keinen* grossen Unterschied zwischen Heben mit gestreckten oder gebeugten Knien.

Fazit und Reflexion

Die Messergebnisse dieser Studie zeigen, dass die Hüftgelenke mehr beansprucht werden als die Bewegungssegmenten

Mesures intra-discales

Outre les mesures directes in vivo (avec des implants intelligents), des mesures intra-discales ont également montré que le disque est jusqu'à 3,6 fois plus sollicité lorsque la personne est penchée vers l'avant que lorsqu'elle est en position debout [5]. Le test de la distance doigt-sol augmente la contrainte jusqu'à 3,2 fois. Se pose alors la question légitime de savoir quand un tel test est utile pour des problèmes de la colonne lombaire. Si l'on soupçonne un problème de disque intervertébral, *alors* ce test est moins recommandé. Les modèles biomécaniques calculent une augmentation des forces de compression sur les segments vertébraux de la colonne lombaire de 500 N (N=Newton) en position debout, à 2000 N en position penchée vers l'avant. Cela sans tenir compte d'un poids abdominal éventuellement accru (surpoids), d'un mouvement de flexion asymétrique ou d'un poids supplémentaire ajouté (port d'une charge) [6]. Cette forte augmentation de la contrainte est due à une forte activité musculaire. Comme le bras de force des muscles est plutôt réduit, une forte activité musculaire est nécessaire pour contrecarrer l'augmentation du bras de force lorsque la personne se penche vers l'avant.

Forces de compression dans les articulations lombaires et de la hanche lors d'une flexion antérieure

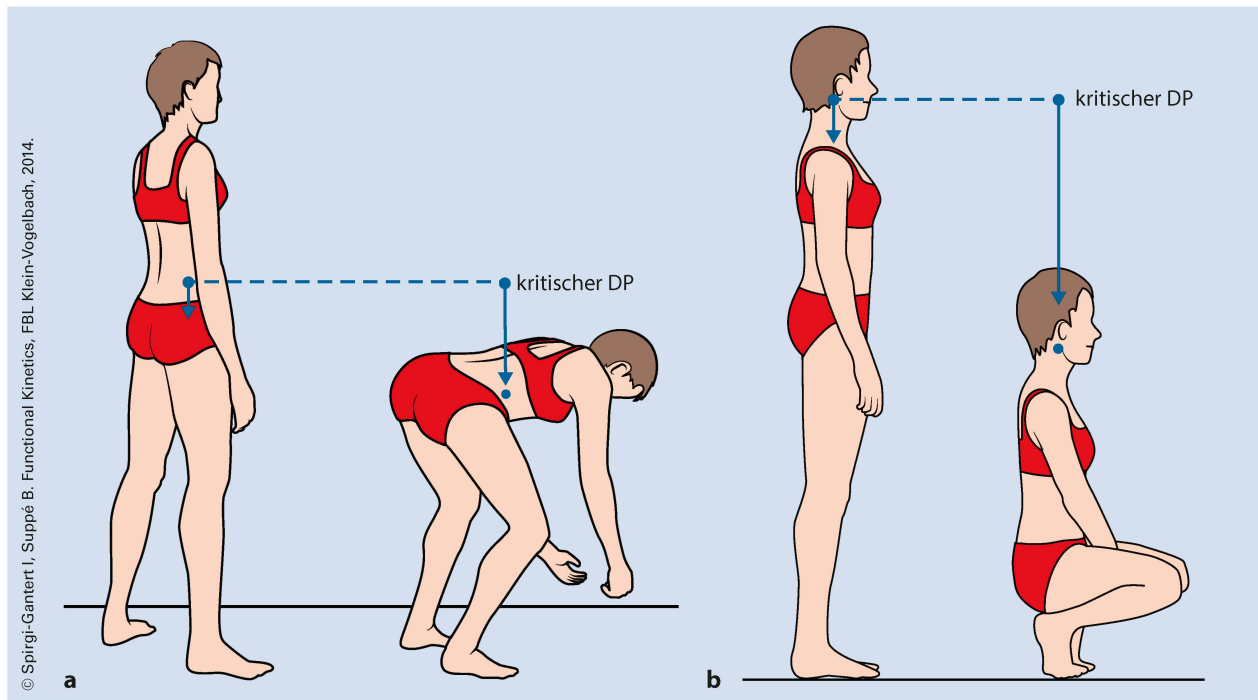
Se pose à présent la question de la contrainte sur le bassin, en l'occurrence sur les articulations de la hanche. Damm et al. [1] ont effectué des mesures sur deux cohortes de patients: dix patients (50–68 ans) avec une endoprothèse totale de hanche téléométrique et cinq patients (62–71 ans) avec un remplacement du corps vertébral téléométrique au niveau de la 3^e ou de la 4^e vertèbre lombaire (*illustration 1*).

Les forces appliquées ont été mesurées dans différentes positions du corps: debout comme position de référence, en flexion antérieure avec les jambes tendues et les bras près du corps, et en soulevant et reposant des charges de dix kilogrammes avec les genoux tendus ou fléchis. Les mesures ont été effectuées six mois après l'opération.

Les résultats montrent que les articulations de la hanche sont beaucoup plus sollicitées que les unités fonctionnelles de la colonne vertébrale. Dans les segments vertébraux de la colonne lombaire, après une augmentation initiale au début de l'inclinaison vers l'avant, suivie d'un «plateau» (pression constante entre 33 et 53 % d'inclinaison vers l'avant), il y avait même une diminution des forces de compression à la fin du mouvement lorsque le patient se penchait vers l'avant avec les jambes tendues.

En revanche, les forces de compression sur les articulations de la hanche ont augmenté constamment, jusqu'à 263 % du poids du corps, soit 2,6 fois plus que dans la colonne lombaire.

Le rapport des forces de compression entre les articulations de la hanche et les segments de la colonne lombaire a changé avec la fixation de poids ou avec les différentes tech-



Bückverhalten: a) horizontales Bücken, b) vertikales Bücken. | Comportement au moment de la flexion: a) flexion horizontale, b) flexion verticale.

te der LWS, sowohl im aufrechten Stand wie bei einer Vorneigung. In Gelenken, die viel Belastung erfahren und sehr beansprucht werden, sollte die «Gelenkhomöostase» gewährleistet sein.

Der Begriff Gelenkhomöostase wird von Leumann folgendermassen beschrieben: «Homöostase ist die Tendenz eines Organismus oder Systems (z. B. ein Organ), einen ausgeglichenen und konstanten inneren Zustand aufrechtzuerhalten [...] Die einzelnen Gewebe passen sich im Sinne der Gelenkhomöostase der Belastung an. Damit kann man das Gelenk als Organ bezeichnen.» [7]

Die Untersuchung der Hüftgelenke hat in der Analytischen Biomechanik nach Sohier einen hohen Stellenwert. Die Stellung des Femurkopfs in der Gelenkpfanne beeinflusst nicht nur die Beckenstellung, sondern ist auch massgebend für die Übertragung der Kräfte, diejenigen der Bodenreaktionskraft (von unten kommend) und diejenigen von Rumpf, Kopf und Armen (von oben kommend), speziell beim Vornüberbeugen wie vorher beschrieben [3].

Klein-Vogelbach differenziert verschiedene Bücktypen: den vertikalen und den horizontalen Bücktypus. Bei Studentinnen und Studenten löst der horizontale Bücktypus immer wieder Fragen auf: Er wird zum Beispiel bei langen Oberschenkeln (oder langen Beinen) und entsprechend kurzer Oberlänge empfohlen [4]. Die Körperlängsachse steht am Ende der Bückbewegung dann horizontal im Raum (60–90 Prozent Vorneigung), der Lastarm ist also gross. Die Messung der Druckkräfte bei den In-vivo-Implantaten zeigt aber, dass die Druckkräfte mit steigender Vorneigung nicht mehr gross zunehmen. Das würde für diesen Bücktypus bei entsprechenden konstitutionellen Grössen sprechen.

Le fait de soulever ou d'abaisser dix kilogrammes déclenchait des forces de compression plus élevées dans les deux implants: 298% dans les articulations de la hanche et 175% dans les segments vertébraux de la colonne lombaire. Cela représente 1,7 fois plus dans les articulations de la hanche que dans la colonne lombaire. Lorsqu'un poids était posé (activité musculaire excentrique), les forces de compression dans les articulations de la hanche restaient les mêmes par rapport au soulèvement, mais elles augmentaient dans la colonne lombaire.

Les mesures lors desquelles le poids a été placé sur le sol près de la pointe des pieds ou soulevé du sol ne montraient pas de grande différence entre le levage avec les genoux tendus ou fléchis.

Conclusion et réflexion

Les résultats des mesures de cette étude montrent que les articulations de la hanche sont plus sollicitées que les segments vertébraux de la colonne lombaire, tant en position verticale qu'en position fléchie vers l'avant. Dans les articulations très sollicitées et soumises à une forte charge, il convient d'assurer une «homéostasie articulaire».

Leumann a décrit le terme d'homéostasie articulaire comme: «la tendance d'un organisme ou d'un système (p. ex. un organe) à maintenir un état interne équilibré et constant [...] Les différents tissus s'adaptent à la charge en termes d'homéostasie articulaire. Ainsi, l'articulation peut être appelée un organe.» [7]

En biomécanique analytique selon Sohier, l'examen des articulations de la hanche revêt une grande importance. La position de la tête fémorale dans le cotyle influence la posi-

Übertrag auf Belastungen im Sport

In einer Übersichtsarbeit von Bradley et al. [8] wird über Empfehlungen zur Wiederaufnahme von sportlichen Aktivitäten berichtet. Der operative Zugang und die Wahl der Prothese beeinflussen die Situation unmittelbar postoperativ. Ein Drittel der Operateure erlauben eine Rückkehr zu sportlichen Aktivitäten nach 6 bis 12 Wochen postoperativ. 43,7 Prozent raten den Patienten und Patientinnen, drei Monate zu warten. Low-Impact-Aktivitäten wie Schwimmen und Radfahren sind problemlos.

Eine weitere Übersichtsarbeit [9] empfiehlt Golf und das Doppel im Tennis. Jogging wird nicht als schädigend erachtet, es fehlen aber dazu Langzeitergebnisse. Kontaktsportarten wie Fussball oder Basketball werden nicht empfohlen. |

Literatur | Bibliographie

1. Damm Ph, Reitmaier S, Hahn S, Waldheim V, Firouzabadi A, Schmidt H. In vivo hip and lumbar spine implant loads during activities in forward bent postures. *Journal of Biomechanics* 102 (2020) 109517.
2. Dreischarf M, Pries E, Bashkuev M, Putzier M, Schmidt H, 2016. Differences between clinical «snap-shot» and «real-life» assessments of lumbar spine alignment and motion – What is the «real» lumbar lordosis of a human being? *J.Biomech.* 49, 638–644.
3. Sohler R, Seel F. Die zwei Gangarten der «menschlichen Maschine». *Manuelle Medizin* 38, 232–235 (2000). <https://doi.org/10.1007/s003370070023>
4. Spirgi-Gantert I, Suppé B. *Functional Kinetics, FBL Klein-Vogelbach. Die Grundlagen.* 7. Auflage. Springer Verlag 2014. Seite 64 und Seite 136.
5. Takahashi I, Kikuchi S, Sato K, Sato N, 2006. Mechanical load of the lumbar spine during forward bending motion of the trunk-a biomechanical study. *Spine (Phila Pa 1976)* 31, 18–23.
6. Bazrgari B, Shirazi-Adl A, Arjmand N, 2007. Analysis of squat and stoop dynamic liftings: muscle forces and internal spinal loads. *Eur. Spine J.* 16, 687–699.
7. Leumann A, Horisberger M, Valderrabano V. Mechano-biologische Verknüpfung: The joint as an organ-Konzept. *Schweizerische Zeitschrift für «Sportmedizin und Sporttraumatologie»* 59 (4), 161–164, 2011.
8. Bradley BM et al. Return to Sporting Activity After Total Hip Arthroplasty. A Survey of Members of the British Hip Society. *The Journal of Arthroplasty* 32 (2017) 898e902.
9. Oljaca A, Vidakovic I, Leithner A, Bergovec M. Current knowledge in orthopaedic surgery on recommending sport activities after total hip and knee replacement. *Acta Orthop. Belg.*, 2018 84, 415–422.

tion du bassin, mais elle est aussi déterminante pour la transmission des forces: celles de la force de réaction du sol (venant du bas) et celles du tronc, de la tête et des bras (venant du haut), surtout en flexion antérieure comme décrit ci-dessus [3].

FBL Klein-Vogelbach, Functional Kinetics distingue différents types de flexion: le type de flexion verticale et le type de flexion horizontale. Le type de flexion horizontale soulève toujours des questions chez les étudiant.es: il est recommandé, par exemple, pour les cuisses longues (ou les jambes longues) et pour une longueur du tronc proportionnellement réduite [4]. À la fin du mouvement de flexion, l'axe longitudinal du corps est horizontal dans l'espace (60 à 90 % d'inclinaison vers l'avant), de sorte que le bras de levier est grand. Cependant, la mesure des forces de compression dans les implants in vivo montre que les forces de compression n'augmentent plus de manière significative avec l'augmentation de l'inclinaison vers l'avant. Ceci plaiderait en faveur de ce type de flexion avec les personnes de taille et de constitution correspondantes.

Report sur les charges dans le sport

Une étude de Bradley et al. [8] fait état de recommandations pour la reprise des activités sportives. L'approche chirurgicale et le choix de la prothèse influencent la situation postopératoire immédiate. Un tiers des chirurgiens autorisent le retour aux activités sportives 6 à 12 semaines après l'opération. 43,7 % conseillent aux patient-es d'attendre trois mois. Les activités à faible impact, comme la natation et le cyclisme, ne posent aucun problème.

Une autre étude [9] recommande le golf et le tennis en double. La course à pied n'est pas considérée comme nuisible, mais il n'existe aucun résultat sur le long terme. Les sports de contact comme le football ou le basketball ne sont pas recommandés. |



Philippe Merz, MPTSc, CIFK (Certified Instructor Functional Kinetics), ist Dozent am Bildungszentrum Gesundheit Basel-Stadt, Studiengang Physiotherapie FH in Kooperation mit der Berner Fachhochschule Gesundheit.

Philippe Merz, MPTSc, CIFK (Certified Instructor Functional Kinetics), est enseignant au Centre de formation en santé de Bâle-Ville, cursus de physiothérapie, en coopération avec la Haute école spécialisée bernoise de santé.



Beat Göpfert, MEng, EMBA, arbeitet als Biomechaniker im Labor für Bewegungsuntersuchungen am Universitätskinderhospital bei der Basel und als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Department of Biomedical Engineering der Universität Basel.

Beat Göpfert, MEng, EMBA, travaille comme biomécanicien dans le laboratoire d'examen de mouvements à l'hôpital pédiatrique universitaire des deux Bâle et comme chercheur au Department of Biomedical Engineering de l'université de Bâle.

FRAGILE
PLEASE HANDLE WITH CARE



**VERBESSERN SIE JETZT DIE
MOBILITÄT IHRER FRAKTUR-
UND SARKOPENIEPATIENTEN!**



Bestellen Sie ihr **kostenloses Musterpaket**
inklusive FortiFit® Muskelaufbau-Training

**NUTRICIA-MED.DE/
FORTIFIT-BESTELLEN**



Mehr Informationen zur Verordnungsfähigkeit von Trinknahrung finden Sie unter: www.nutricia-med.de/verordnungsfahigkeit
Die FortiFit® Trinknahrungen sind Lebensmittel für besondere medizinische Zwecke (bilanzierte Diät). Nur unter ärztlicher Aufsicht verwenden.
FortiFit® Pulver ist zum Diätmanagement bei Erkrankungen, assoziiert mit Proteinmangel und Verlust an Muskelmasse geeignet. FortiFit® Energy Plus ist zum Diätmanagement bei krankheitsbedingter Mangelernährung, insbesondere bei Verlust an Muskelmasse geeignet.