

Kräfte im Einbeinstand bei Einführung einer Außenlast am Knie (Frontalebene)

Friedrich Pauwels gilt als geistiger Vater des gängigen Modells der Hüftbelastung und damit der Knochenbelastung allgemein:

Im Einbeinstand wirken die kleinen Gluteen dem Körpergewicht entgegen. Die resultierende Kraft steht steil auf dem Schenkelhals und bringt damit Biegung in das Bein ein ([1] und [2]).

Als Belastungsgröße hat Pauwels den Wert $G' = 0,8 G$ (Körpergewicht) eingeführt. Damit soll berücksichtigt werden, dass das Gewicht des Standbeines nicht in die Hüftbelastung eingeht.

Der Knochen stellt ein stabförmiges Bauteil dar, was auch für den Schenkelhals gilt. Möser und Hein haben ausgeführt, dass Biegung in einem solchen Fall gegen die Regeln des Leichtbaus verstößt. Vielmehr wirken alle Kräfte in der Achse des Knochens. Die Beanspruchung erfolgt somit auf Knickung. Außerdem würden im Pauwels-Modell die Gelenke außermittig belastet.

Es wurde ein Fachwerk entwickelt, in dem der Druck von Knochen aufgenommen wird; der Zug läuft über Muskeln und Bänder (Seilfachwerk). Der Ansatz des Schenkelhalses wird als Gelenk betrachtet [3].

Für den Einbeinstand besteht eine Analogie zu einem Turmkran mit kippbarem Ausleger [4]...[6]. Im Baugewerbe wird dieser Typ als „Untendreher mit Nadelausleger“ bezeichnet.

Als Lastausleger ist das Becken bis zur Wirbelsäule (Kreuzbein) gegeben. Als Gegenausleger dient der Trochanter major. Die Funktion des Halteseils übernimmt der Tractus iliotibialis. Das System balanciert auf dem Fuß, das heißt, die äußeren Kräfte liegen auf einer Linie (Traglinie).

Am Fuß kommt in jedem Fall das volle Körpergewicht an.

Die Kraftverläufe lassen sich anhand von Bastelmodellen aus hölzernen Lochplatten und Draht darstellen, siehe [7].

Benno Kummer hat die Theorie vom Knochen als Biegestab gegenüber der vom Druckstab verteidigt, siehe [8] ... [10].

Ablehnend zur Druckstabtheorie äußerten sich weiterhin Benum et al. [11], zustimmend dagegen Euler et al. [12].

Bei der Einleitung der äußeren Kräfte in das Hüfttragwerk gibt es mehrere Möglichkeiten (siehe die Korrektur zu [4]):

1. Man vernachlässigt das Gewicht des Standbeines. Auf den Fuß wirkt dann die Kraft G' (Krafteinleitung am Kreuzbein).
2. Das Tragwerk wird als gewichtslos betrachtet; das gesamte Körpergewicht G wirkt als alleinige Belastung auf die Hüfte.
3. Das Gewicht des Standbeines wird am Kniegelenk eingeführt. Das System erhält somit eine weitere Außenkraft. Allerdings muss dazu das Knie als Knoten in das Bein eingebracht werden.

Im Folgenden wird die dritte Möglichkeit behandelt, wobei als Kraftgröße F dient.

Das Verhältnis von Lastarm (Strecke von Ansatz des Schenkelhalses zur Beckenmitte) zum Kraftarm (Radius der Trochanterrolle) wurde mit 145,5 zu 36,375 mm = 4:1 gewählt. Für den Tractus iliotibialis als Halteseil ergibt sich daraus eine Belastung vom Vierfachen des Körpergewichts, für den Femur als (schiefe) Kranturnm das etwa Fünffache.

In Bild 1a wird zunächst das Knie eingeführt. Wesentlich ist, dass Femur und Tibia nicht mehr auf einer Linie liegen, sondern sich ersterer etwas nach außen neigt. Man spricht vom „physiologischem X-Bein“.

Die Winkelabweichung beträgt durchschnittlich 6° . Die anatomische Ursache für diesen Knick liegt darin, dass sich der Tractus iliotibialis unterhalb des Trochanter major aufspaltet und zwar in einen seitlichen Strang („Tractus lateralis“) und einen medialen Strang. Letzterer zielt auf die Mitte des Knies; er greift an der Patella an und wird hier als „Tractus suprapatellaris“ bezeichnet, siehe auch [4]...[6]. Seine horizontale Komponente zieht am Knie nach lateral und wird durch den Knick im Knochenverlauf kompensiert.

Die Kräfte wurden graphisch bestimmt und die entsprechenden Werte als Tabelle in das Bild eingefügt.

In Bild 1b wurde der Kran etwas nach medial verkippt, wobei die Tibia etwas steiler gestellt wurde und sich somit der Winkel zwischen Femur und Tibia etwas vergrößert (von 6 auf $7,4^\circ$). Das Gewicht des Oberkörpers plus Spielbein greift am Kreuzbein mit $0,8 F$ an; am Knie kommen entsprechend $0,2 F$ dazu.

Das Gleichgewicht der Kraftmomente ergibt sich bei den verwendeten Abmaßen als:
 $F_1 * 10,26 \text{ mm} = F_2 * 41,04 \text{ mm}$, daraus folgt $F_1 = 4 * F_2$.

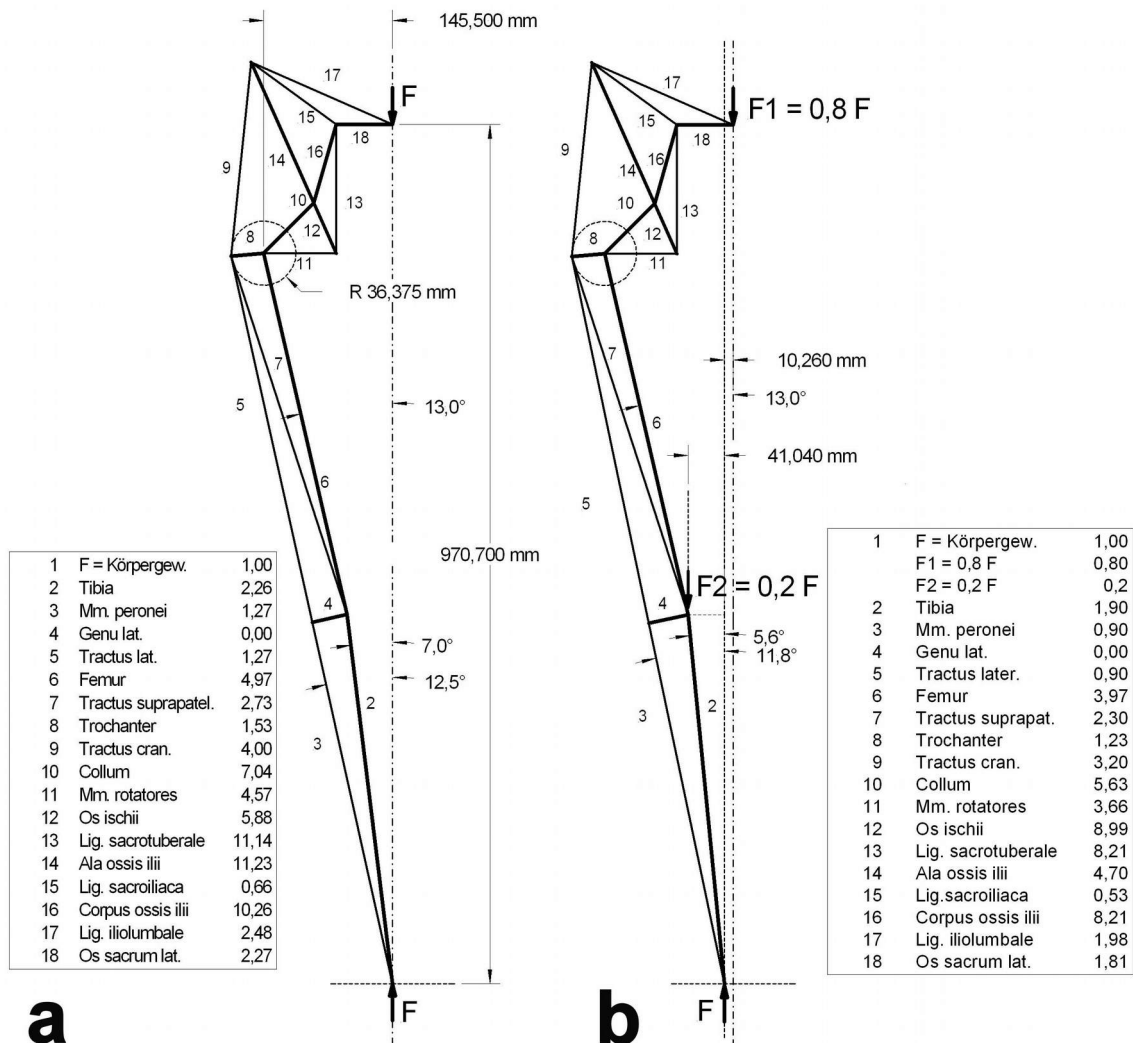


Bild 1: Einbeinstand, Knie eingebracht
a) Grundmodell mit Außenlasten F auf Linie

b) Kran medial verkippt,
Außenlast F2 wirkt am Knie

Die Kräfte verringern sich oberhalb des Knies erwartungsgemäß um 20%. Im unteren Teil ist immer noch eine leichte Verminderung der Belastung festzustellen. Die Ursache liegt darin, dass mit der medialen Verkipfung des Systems die Tibia steiler gestellt wurde.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass sich mit dem vorliegenden Modell (Seilfachwerk) die Kräfte, welche von oben auf das Tragwerk einwirken, in zwei Komponenten aufteilen lassen. Somit wird die Belastung der einzelnen Gelenke genauer erfasst.

Literatur

- [1] Pauwels, F.: Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Springer-Verlag Berlin 1965
- [2] Pauwels, F.: Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte. Springer-Verlag Berlin 1973
- [3] Möser, M.; Hein, W.: Kräfte an der Hüfte – Das Untergurtmodell, Teil 1: Kritik am Pauwels-Modell: der Zweibeinstand. Beiträge zur Orthopädie und Traumatologie 34 (1987) S. 83-93
- [4] Möser, M.; Hein, W.: Kräfte an der Hüfte – Das Untergurtmodell, Teil 2: Der Einbeinstand: das Turmcranprinzip. Beiträge zur Orthopädie und Traumatologie 34 (1987) S. 179-189
- [5] Möser, M.; Hein, W.: Der Knochen als Druckstab in einem Seilspannwerk, dargestellt am Beispiel der Hüfte und Schulter. International Symposium on Wolff's Law and Orthopaedical Pathophysiology, Berlin, 4-7. April, 1990, Abstracts, S. 14-15
- [6] Moeser, M.; Hein, W.: The bone as a compression member in a cable tensioning device: the example of the hip. In: Wolff's Law and connective tissue regulation. Modern interdisciplinary comments on Wolff's Law of connective tissue regulation and rational understanding of common clinical problems. Edited by Guenter Regling, Berlin, New York (De Gruyter) 1992, pp. 81-92
- [7] Möser, M.; Meinel, L.: Kräfteverhältnisse an der Hüfte, dargestellt an Modellen aus Holz und Draht (2011), siehe: http://martin-moeser.de/Veroeffentlichungen/Holz_Draht_Hueftmodelle.pdf
- [8] Kummer, B.: Is the Pauwels' theory of hip biomechanics still valid? A critical analysis, based on modern methods. Annals of Anatomy 1993 June;175(3):203-10.
- [9] Kummer, B.: Die Verankerung der Hüftendoprothese. In: Geschichte operativer Verfahren an den Bewegungsorganen, Hrsg.: Zichner, L.; Rauschmann, M.; Thomann, K. D.; Steinkopf Verlag Darmstadt 2000, S. 94-104
- [10] Kummer, B.: Biomechanik – Form und Funktion des Bewegungsapparates. Deutscher Ärzte Verlag, Köln 2005
- [11] Amodt, A.; Lund-Larsen, J.; Eine, J.; Andersen, E.; Benum, P.; Husby, O. S.: In vivo measurements show tensile axial strain in the proximal lateral aspect of the human femur. Journal of Orthopaedic Research 1997 Nov. 15(6):927-931
- [12] Euler, E.; Heining, S.-H.; Kotsianos, D.; Müller-Gerbl, M.: Anatomie und Biomechanik des Beckens. Trauma und Berufskrankheit 2000, H. 1, S. 2-10 (Springer-Verlag Berlin / Heidelberg)

Neben der Arbeit [7] sind auch die Artikel [3] ...[6] in dieser Website zu finden.

Martin Möser, 25.05.2016 (05.08.2016)