

Kräfte an der Hüfte – Das Untergurtmodell

Teil 2: Der Einbeinstand: das Turmkranprinzip

Martin Möser und Werner Hein

(Beitr. Orthop. Traumatol. 34 (1987) H. 4, S. 179-189; digitalisiert: 3.1.2006)

Zusammenfassung

Im Einbeinstand entspricht die Hüfte einem Turmkran, der in seinem Lastausleger auf etwa 1/3 der Länge ein Gelenk enthält und deshalb einer besonderen Abspannung bedarf. Dieser Lastausleger ist an der Hüfte durch den Schenkelhals und (als Weiterführung) die Linea terminalis gegeben.

Als Gegenausleger dient der Trochanter major, über den der Tractus iliotibialis (Maissiat'sches Band) als Halteband für das Gesamtsystem geführt wird.

Der Tractus iliotibialis wird im Seitenzug durch den M. gluteus maximus gespannt, der somit als eigentlicher Gehmuskel dient.

Analog dem (idealisierten) Turmkran werden alle an der Kraftübertragung beteiligten Knochen rein auf Druck beansprucht, der Zug läuft über Muskeln und Bänder (Seilspannwerk). Die Kräfte lassen sich graphisch einfach bestimmen.

Summary

If man stands solely on one leg his hip operates like a tower crane, the main jib of which has a joint at one third of its length thus demanding a special kind of rigging.

At the hip, this „main jib” consists of the femur neck and the linea terminalis.

To prevent lateral rotation, the hip is fixed by the iliotibial tract (Lig. Maissiat). This ligament leads down to the tibia via the trochanter major serving as the counter jib in our crane model. The Lig. Maissiat is strained in the mode of side-pulling by the M. gluteus maximus which is the real walking muscle.

Similar to the operation of the (idealized) tower crane, the bones are loaded solely on compression; tension is transmitted by ligaments and muscles. The forces are easy to represent graphically.

Die Abduktoren

Es besteht kein Zweifel, dass die Stabilisierung des Beckens in horizontaler Lage während des Gehens und speziell im Einbeinstand aktive muskuläre Leistungen voraussetzt, die der Schwerkraft des Körpers entgegenwirken. Nach Pauwels handelt es sich dabei um die pelvitrochantere Muskulatur, gegeben durch M. gluteus medius und M. gluteus minimus. Sie ziehen vom Trochanter major zur Darmbeinschaukel, ihr Abstand in der Senkrechten zum Gelenk, ihr Kraftarm also, wird annähernd durch die Höhe des Trochanters bestimmt (s. Abb. 1 im I. Teil) und entspricht der Kröpfweite des Schenkelhalses.

Der Untergurt könnte ohne weiteres die sich aus dem Zug dieser Abduktoren und dem Körpergewicht ergebende Resultierende in den Schenkelhals einsteuern. Dieser wäre dann biegungsfrei, aber der Rest des Beines stünde weiter unter Biegung, da die Körpermasse nach wie vor einseitig am Bein hängt. Um bei dem schon verwendeten Beispiel des Krückstocks zu bleiben: Man kann zwar den Griff so absteifen, dass er biegungsfrei ist, der Rest des Stockes biegt sich wie vorher.

Pauwels (1965) hat das Problem der Biegung im Bein durchaus erkannt. Er suchte und fand einen Muskelzug, der die Biegung etwas mildert. Es war dies der M. tensor fasciae latae, der vom Beckenkamm ausgeht und eine kurze muskuläre Randverdickung des Tractus iliotibialis (Maissiat'scher Streifen) darstellt. Diese Verdickung der Fascia lata führt über den Trochanter major lateral am Oberschenkel zum Knie und endet unterhalb davon an der Tibia. Im Einbeinstand ist dieser Streifen sofort zu ertasten. Nun ist der M. tensor fasciae latae ein ziemlich schwacher Muskel, so dass ihm von Pauwels nur eine Spannkraft in Höhe des Körpergewichts zugemutet wurde. Da Pauwels aber in seinem Modell einen Zug in 3facher Höhe benötigte, blieb er mit den restlichen zwei Dritteln auf die kleinen Glutaeen als Seitenspanner angewiesen. Der Maissiat'sche Streifen ist ein sehr starkes Band, für das man rein intuitiv eine viel höhere Tragkraft, als sie dem Körpergewicht entspricht, annehmen würde (und im weiteren soll er auch als Band bezeichnet werden). Außerdem kann der M. tensor fasciae latae als ventrale Bandverdickung dieses Band nur einseitig verkürzen. Er wird im wesentlichen bei Hüftbeugung wirksam, bei geradem Stand ist sein Zug im unteren Teil des Maissiat'schen Bandes nicht mehr zu spüren (Kaplan 1958). Im Gegensatz zum M. tensor fasciae latae strahlt der M. gluteus maximus mit seinen oberen beiden Dritteln in den Tractus ein und zieht von hier im Winkel von 45 Grad zum Kreuz- und Darmbein.

Der M. gluteus maximus kann in diesem Bereich, knapp unterhalb der Crista, beim Gehen ertastet werden, wenn sich das Standbein abdrückt, d. h. in der Steigphase des Körpers. Er ist auch zu fühlen, wenn man im Einbeinstand das Becken gerade hält, und er tritt gradezu hervor, wenn das Becken auf der Spielbeinseite gehoben wird. Lässt man das Becken zur Spielbeinseite absinken, verschwindet die Spannung dieses Muskels wieder. Das Maissiat'sche Band hält den Körper nun allein. Diese passive Abspannung wird als bequem empfunden und beim Stehen als Ruhehaltung automatisch eingenommen (der Untergürt muss trotzdem arbeiten).

Ist der M. gluteus maximus ein Abduktor?

Abduziert man ein Bein, lässt sich bei Winkeln oberhalb 20° (zur Vertikalen) der M. gluteus maximus ertasten, gleichzeitig ist das Maissiat'sche Band gestrafft. Der Aktionsbereich der beiden kleinen Glutaeen liegt offenbar darunter. Grundsätzlich hört ihr Einfluss auf, sobald sie jeweils mit dem Femur in einer Linie liegen, d. h., die kleinsten Abduktionswinkel sind eine Domäne des M. gluteus medius, daran schließt sich der Bereich der M. gluteus minimus an. Hauptabduktor ist jedoch der M. gluteus maximus. Das Maissiat'sche Band ist seine Sehne und macht ihn zum Zweigelenkmuskel. Den stärker abduzierten Oberschenkel hält das Maissiat'sche Band als Obergürt wie einen Kranausleger. Begibt man sich in die Seitenlage, ist die Anspannung sowohl des M. gluteus maximus als auch des Maissiat'schen Bandes zu spüren, sobald das freiliegende Bein auch nur in die Schwebelage gebracht wird. Als Hauptabduktor wird der M. gluteus maximus zum eigentlichen Seitenspanner. Folglich macht er sich nach ungewohntem Marschieren auch durch Muskelkater bemerkbar, ganz im Gegensatz zu den beiden kleinen Glutaeen.

Das Maissiat'sche Band (Tractus iliotibialis)

Wie schon erwähnt, handelt es sich hierbei nicht um ein freiliegendes Band, sondern um eine Verdickung der Fascia lata. Durch das Septum intermusculare laterale ist dieses Band an der Linea aspera (d. h. längs des Femurs) angekoppelt, was eine gewisse Seitenstabilität sichert, aber nicht seine Verschieblichkeit in der Länge behindert.

Jaques Maissiat hat vor mehr als 140 Jahren (1843) diese Struktur als erster ausführlich beschrieben, wobei er sich vorwiegend von mechanischen Gesichtspunkten leiten ließ. Er

verglichen das Band mit einer Violine (zit. nach Thomsen, 1935). Eine Violine ist bekanntlich über einen Steg gespannt, der im Fall des Tractus iliotibialis durch den Trochanter major gegeben ist. Maissiat erkannte, dass dieses Band verantwortlich für das Halten der Balance beim Stehen und Gehen ist. Beim Tier ist es nicht zu finden, und folglich vermutete Maissiat hier die anatomische Wurzel unseres Menschseins (zit. nach Kaplan, 1958).

Thomsen (1935) stellte fest, dass es das Maissiat'sche Band ist, das dem einseitig Hüftgelähmten noch ein Laufen ermöglicht. Durch Absinkenlassen des Beckens auf der Spielbeinseite (Zeichen nach Duchenne-Trendelenburg), das zwangsläufig ein Steigen auf der Standbeinseite nach sich zieht, kann, wie schon erwähnt, das Band (passiv) gespannt werden. Beim Auftreten mit der geschädigten Seite wird also immer die Ruhehaltung eingenommen.

Im Wesentlichen unerkannt blieb für das Maissiat'sche Band bisher der Seitenzug durch den M. gluteus maximus (Violine). Thomsen (1935) erkannte zwar, wie schon andere vor ihm, dass dieser Muskel sich am Gehen beteiligt, hinsichtlich des Maissiat'schen Bandes sollte er jedoch nur dessen (Nachvorn-) Schnappen verhindern. Die eigentliche, aktive Straffung des Maissiat'schen Bandes würde jedoch indirekt erfolgen, und zwar durch Anspannung der darunter liegenden Muskeln (M. gluteus medius und M. vastus lateralis). Üblicherweise liegen Sehne und Muskel in einer Linie, so dass allgemein im M. tensor fasciae latae der Muskel gesehen wurde, der das Maissiat'sche Band als Teil der Fascia lata strafft, worauf sich auch sein Name gründet (vgl. Thomsen, 1935 und Kaplan, 1958).

Auch Pauwels (1965) hielt daneben allenfalls eine indirekte Straffung durch den M. vastus lateralis für möglich. Letzterer Gedanke findet sich in neuerer Zeit bei Jacob, Huggler und Schreiber (1980) wieder. Dies wäre jedoch ein recht ungewöhnliches Kraftübertragungssystem. Kaplan (1958) zeigte dagegen, dass sich bei elektrischer Reizung des M. gluteus maximus der Oberschenkel stark streckt und dabei nur leicht nach außen rotiert.

Das Turmkranprinzip

Da das „Halteseil“ für das Becken, das Maissiat'sche Band, nicht an der Spitze des Femurs endet, sondern an diesem vorbei zum Unterschenkel geführt wird, ergibt sich für die Hüfte eine Analogie zu einem immer wieder beeindruckenden technischen Tragsystem, nämlich dem im Teil 1 dieser Arbeit schon erwähnten Turmdrehkran.

Von Interesse ist der Kran-Typ mit schwenkbarem Ausleger (Abb. 1), der im Folgenden etwas eingehender besprochen werden soll.



Abb. 1:
Turmdrehkran
mit schwenkbarem Ausleger

Üblicherweise hat ein Turmdrehkran einen durchgehenden Lastausleger, der von einem Obergurt gehalten wird. Dieses Halteseil wird über die Turmspitze geführt und gelangt zu einem Gegenausleger (Kraftausleger). Von dort führt das Seil in die Tiefe zum Turmwagen mit Ausgleichsgewicht und Winde. Es bilden sich damit im Turmoberteil 2 Dreiecke (Fachwerkfelder):

1. Lastausleger, Turmspitze, Halteseil
2. Turmspitze, Halteseil, Kraftausleger.

Diese Dreiecke sorgen auf Grund ihrer Unverschieblichkeit dafür, dass die starren Elemente des Systems nur Druckspannungen aufnehmen; der Zug läuft über die Seile.

Der Kraftausleger stellt den Kraftarm dar, der Lastausleger entsprechend den Lastarm. Drehpunkt des Systems ist theoretisch der Schnittpunkt der Achsen beider Ausleger. Das Produkt von Kraft und Kraftarm ergibt ein Kraftmoment, das durch das Lastmoment ($\text{Last} \cdot \text{Lastarm}$) nicht überschritten werden darf. Anderenfalls knickt der Turm ab oder fällt als Ganzes um. Deshalb nimmt mit zunehmender Auslage die Tragfähigkeit ab. Wollte man das Halteseil an der Turmspitze oder am Kraftausleger (ohne diesen zurückzuspannen) festbinden, würde der Turm schon bei geringer Last abknicken, da nun das ausgleichende Kraftmoment völlig fehlt: das Lastmoment wird zum Biegemoment. Ganz biegungsfrei ist der Turm auch im Normalfall nicht, da der Lastausleger nur seitlich angelenkt werden kann. Vom Prinzip her ist der Turm aber als Druckstab gedacht.

Vergleichen wir den gezeigten Turmdrehkran mit der Hüfte (wobei es hier nicht auf die Drehfähigkeit ankommt), leuchtet zunächst ein, dass der Schenkelhals eine Art Lastausleger darstellt und der Trochanter den Kraftausleger abgeben könnte. Der Lastangriffspunkt im Becken liegt jedoch nicht am Ende des Schenkelkopfes, d. h. am Hüftgelenk, sondern etwa in Körpermitte. Der Lastausleger muss demnach bis zur Körpermitte weitergeführt werden. Damit erhalten wir einen Lastausleger, der zweiteilig ist, weil er in sich noch ein Gelenk, das Hüftgelenk, enthält.

Die Linea terminalis als krafttragende Struktur des Beckens wurde schon im 1. Teil beschrieben. Sie ist im kortikalen und spongiösen Bereich wesentlich stabiler als andere Teile des Beckens. Über die Linea terminalis wird der Lastarm bis zur Wirbelsäule weitergeführt.

Im Folgenden ist zu fragen, wie ein Turmdrehkran gestaltet werden müsste, wenn z. B. aus Gründen höherer Beweglichkeit ein solcher zweiteiliger (gelenkiger) Lastausleger verlangt werden sollte. Allein vom Obergurt kann dieser Ausleger nicht mehr gehalten werden; er würde durchsacken. Folglich müsste eine Absteifung geschaffen werden, wozu man sich wieder des Fachwerks zu bedienen hätte (Abb. 2): Eine ebenfalls gelenkige Traverse wird am zweiten Gelenk des Lastauslegers etwa quer zu dessen Achse angebracht. Ein Seil wird von der Auslegerspitze über das Ende des oberen Traversenteils zum Kraftausleger und dann nach unten zur Winde geführt. Ein zweites Seil zieht von der Auslegerspitze über das untere Traversenteil zum Turm. Das obere Seil hält das Auslegersystem, das untere dient als Untergurt, so dass keine Biegung aufkommen kann. Auch das untere Seil muss über eine Winde geführt werden, denn wenn der Lastausleger angehoben wird, muss sich der Untergurt verlängern können und umgekehrt, wobei er immer unter Spannung zu halten ist.

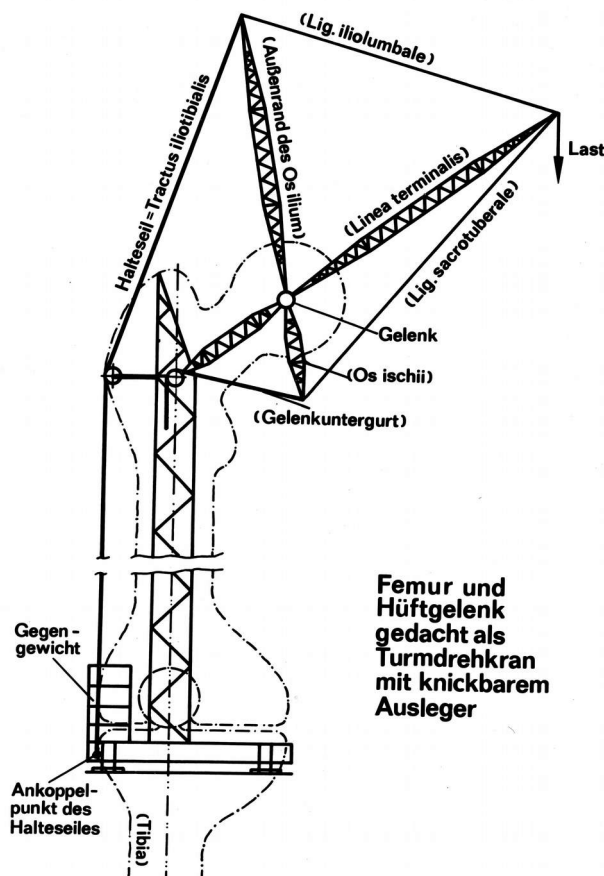


Abb. 2:
„Umkonstruierter“ Turmkran analog den Verhältnissen an der Hüfte im Einbeinstand: Der Lastausleger wird mit einem Gelenk versehen und über eine Hilfskonstruktion abgesteift

Wie lässt sich dieses Kranmodell auf die Hüfte im Einbeinstand übertragen? Sowohl der zweiteilige Ausleger (Schenkelhals und die Linea terminalis) als auch der untere Teil der Absteifung (Sitzbein, Außenrotatoren, Lig. sacrotuberale) sind schon im Kräfteschema des Zweibeinstandes enthalten. Neu hinzu kommt der obere Teil der Absteifung. Als oberer Traversenteil dient der äußere Teil der Darmbeinschaukel. Ihr Ende, die Crista iliaca, wird nach medial vom Lig. iliolumbale gehalten, nach lateral zieht das Halteseil für das ganze System über den Trochanter in die Tiefe zum Unterschenkel. Das Halteseil darf analog zum Turmkran auf keinen Fall bereits am Trochanter enden (wie es das Pauwels-Modell vorsieht), weil dann Biegung im Rest des Beines anliegen würde. Es kommt also nur das Maissiat'sche Band in Frage. Das Gelenk der Traverse entspricht der Epiphyse, die durch die Pfanne läuft.

Bestimmung der Kräfte

Drehpunkt des Systems ist in statischer Hinsicht – analog zum Turmkran – nicht das Hüftgelenk, sondern der Schnittpunkt der Achse des Schenkelhalses mit der Achse des Femur (Abb. 3), also der Auflagerpunkt aus dem Modell für den Zweibeinstand. Die Länge des Kraftarmes (-auslegers) ist durch die seitliche Prominenz des Trochanter major („Rollhügel“) gegeben und beträgt im vorliegenden Beispiel $38 \text{ mm} = b$. Bezüglich des Lastarmes nehmen wir an, dass die Last, das Körpergewicht $G' = 0,8 G$ (Gesamtgewicht minus Standbein) schwerpunktmäßig in Körpermitte bleibt, bedingt durch das Ausschwenken des Beckens zur Standbeinseite. In unserem Fall soll der Schwerpunktabstand $17 \text{ cm} = 4,5 b$ betragen. Dass sich bei diesem Beckenschwenk auch das Femur stärker neigt und der Hals sich etwas aufrichtet, bleibt unberücksichtigt.

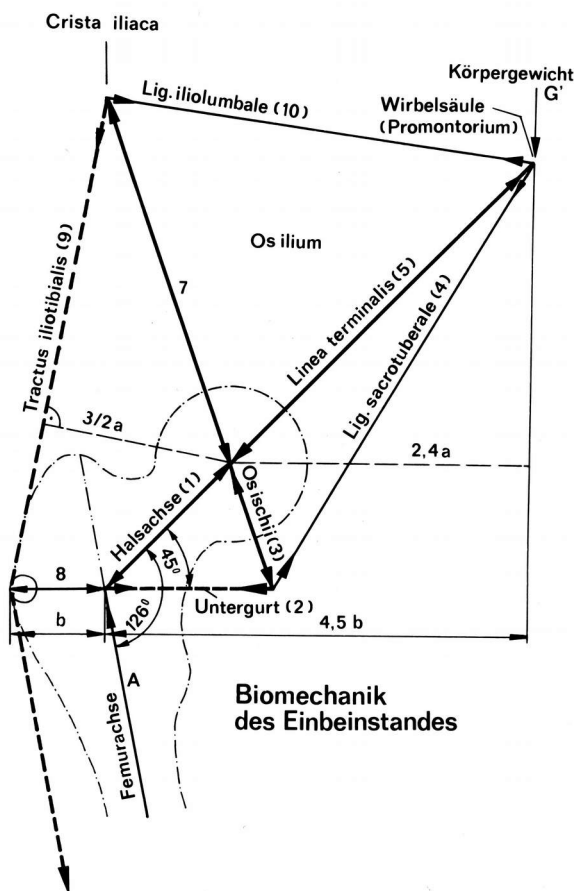


Abb. 3:
Kräfteschema der Hüfte im
Einbeinstand mit Angabe der Kraft-
richtung für die einzelnen Knoten

a = Kröpfweite des Halses
 b = „Kraftarm“, gegeben durch seitliches
Herauswachsen des Trochanters

$$F \text{ (Maiss. Band)} * b = G' * 4,5 b$$

$$F = 4,5 G'$$

Für die Vertikalkraft (A_y) im Femur, die wegen der geringen Neigung ungefähr gleich der Gesamtbeanspruchung (A) ist, erhalten wir aus Summe von Kraft und Last:

$$A = A_y = F + G' = 5,5 G' = 4,4 G$$

Zu beachten ist weiterhin, dass das Maissiat'sche Band durch seinen Schrägzug seitlich auf den Trochanter drückt, somit eine Horizontalkomponente (F_x) einbringt. Deren Größe hängt vom Winkel zwischen Femurachse und Maissiat'schem Band ab. Im gegebenen Fall beträgt dieser 19° , was sich aus der Neigung des Femur um 9° nach lateral und der Neigung des Maissiat'schen Bandes um 10° nach medial zusammensetzt. Die genaue Richtung dieser Kraft lässt sich beim Kind an der Lage der Trochanterapophyse erkennen. Eine Epiphyse oder Apophyse stellt sich immer senkrecht zur einfallenden Kraft, um eine gleichmäßige Druckverteilung zu erreichen. Scherbelastung führt zur Epiphyseolyse. Dieser Tatbestand wird allgemein auch von Pauwels betont, weshalb nach seinem Modell der Knochen immer schief zur Wachstumsfuge wachsen müsste. Der tatsächliche Wert für F_x ergibt sich als Produkt von Sinus und Cosinus dieses Winkels:

$$F_x = F \sin 19^\circ * \cos 19^\circ = F * 0,31$$

$$\text{Mit } F = 4,5 G' \text{ folgt } F_x = 1,4 G'$$

Die Bestimmung der Einzelkräfte erfolgt wiederum graphisch, siehe Abbildung 4, die Tabelle fasst die Ergebnisse zusammen.

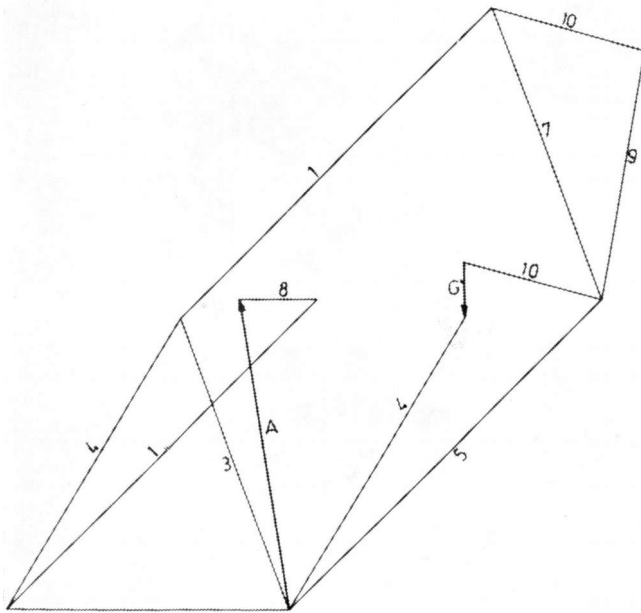


Abb. 4: Kraftzüge im Cremona-Plan

Gegeben waren:

- das Gewicht $G' = 0,8G$	
- der Zug des Maissiat'schen Bandes (9)	$= 4,5G'$
- die „Auflagerkraft“ im Femur (A)	$= 5,5G'$
- der Horizontaldruck der Maissiat'schen Bandes (8)	$= 1,4G'$

Ermittelt wurden:

1 (Hals)	$= 7,8G' = 6,2G$
2 (Untergurt)	$= 5,0G' = 4,0G$
3 (Sitzbein)	$= 5,5G' = 4,4G$
4 (Lig. sacrotuberale)	$= 6,0G' = 4,8G$
5 (Linea terminalis)	$= 7,8G' = 6,2G$
7 (Darmbein-Außenbereich)	$= 5,5G' = 4,4G$
10 (Lig. iliolumbale)	$= 2,5G' = 2,0G$

Tabelle:

Kräfte im Einbeinstand, graphisch bestimmt

Die Werte sind von beachtlicher Höhe, so beträgt die Kraft für den Hals das knapp 8-fache von G' bzw. das 6,2-fache des Körpergesamtgewichts (G). Diese Kraft wird direkt auf die Linea terminalis übertragen. Weiterhin entsprechen sich die Werte der Belastung von Sitzbein und Darmbeinaußenrand mit $5,5 G'$ bzw. $4,4 G$. Da das Becken kein ebenes Seilspannwerk ist, wie es hier dargestellt wurde, sondern ein räumliches, ergeben sich außerdem Kraftkomponenten in der Sagittalebene. Somit liegen die Kräfte in Wirklichkeit etwas höher. Für den Schenkelhals kann man dies jedoch vernachlässigen, da dieser nur wenig von der Frontalebene abweicht.

Vernachlässigt wurde außerdem ein zweiter, ventraler Kraftzug: Durch den Zug des ventralen Teiles des Maissiat'schen Bandes bzw. des *M. tensor fasciae latae* ergibt sich eine Tendenz, die Darmbeinschaukel nach außen wegzudrehen, da sie nur im dorsalen Teil von den Kreuzbeinbändern gehalten wird. Dieser nach dorsolateral gerichteten Zugkraft wirkt das Leistenband entgegen. Es zieht zum Schambein, das nun wieder vom *M. gracilis* zurückgehalten wird. Dieser Muskel ist seinerseits, analog zum Maissiat'schen Band, unterhalb des Knies angekoppelt. Damit kann offensichtlich die durch das Maissiat'sche Band eingebrachte leichte Außenrotation des Beines kompensiert werden. Der genannte Kraftzug hat aber den gleichen Drehsinn wie das Körpergewicht und erhöht somit noch einmal die Beanspruchung des Hüftgelenks.

Entscheidend ist, dass in unserem Modell die Kraft axial in die jeweiligen Knochen und somit auch in den Schenkelhals einläuft. Damit liegt sie als reine Druckbeanspruchung an und verteilt sich demzufolge gleichmäßig über den Querschnitt.

Pauwels (1973) nimmt in seinem Modell als Hüftkraft („Resultierende“) das etwa 3,4-fache des Gesamtkörpergewichts an, bei dem in Abbildung 5 gegebenen Fall sind dies 200 kp (2000 N) für eine Person, die 58,7 kg wiegt. Da in seinem Modell Biegung anliegt, kann im Wesentlichen nur die untere Hälfte des Halses Druck übernehmen, im oberen Viertel herrscht sogar leichter Zug (66 kp als Spitze, Abb. 5). Der Druck nimmt zwangsläufig bis zum unteren Halsrand stetig zu und erreicht dort einen Wert von $198 \text{ kp/cm}^2 = 19,4 \text{ N/mm}^2 = 19,4 \text{ MPa}$, d. h., die Last ist praktisch auf 1 Quadratzentimeter konzentriert.

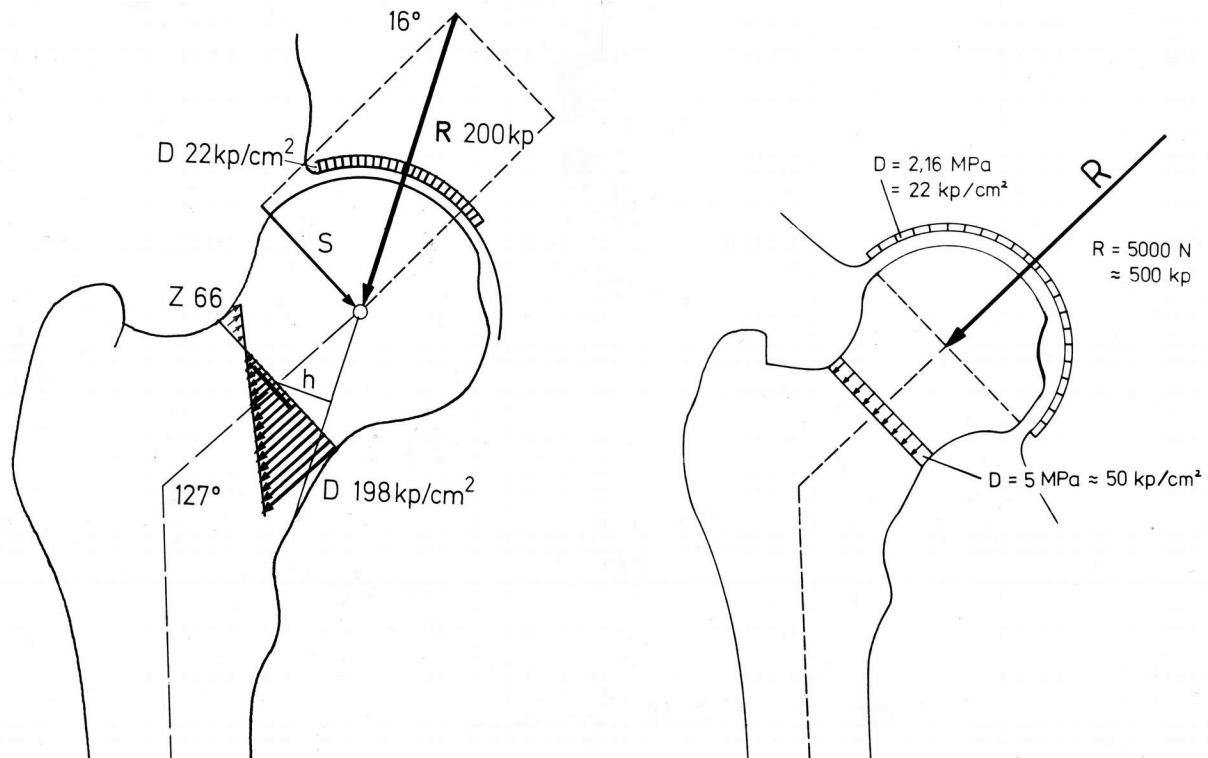


Abb. 5:

Spannungsverteilung im Schenkelhals

a) Pauwels-Fall: Infolge Schiefast trägt die Halsunterseite praktisch allein (aus Pauwels, 1973)

b) gleichmäßig niedrige Spannung bei axialem Krafteinfall gemäß hier durchgerechnetem Beispiel

Der Fall, dass reiner Druck vorliegt, soll für den Schenkelhals eines der Autoren durchgerechnet werden. Das Gewicht beträgt 80 kg \approx 800 N, woraus nach unserem Modell eine Gesamtlast (Körpergewicht * 6,2) von rund 5000 N folgt. Der Schenkelhals hat nach Röntgenbild einen Durchmesser von 40 mm, wovon 10% als vergrößerungsbedingt abzuziehen wären, was als wahren Durchmesser 36 mm ergibt. Daraus folgt eine Fläche ($d^2/4 * \pi$) von 1017 mm². Die (Druck-) Spannung D erhält man, indem man die Kraft F auf die Fläche A bezieht.

$$D = F/A = (5000 \text{ N}) / (1017 \text{ mm}^2) = 4,92 \text{ N/mm (MPa)}$$

$$5 \text{ MPa} \approx 50 \text{ kp/cm}^2$$

Dieser Wert beträgt also nur ein Viertel dessen, was das Pauwels-Modell mit 19,4 MPa vorgibt. Damit wird klar, warum es sowohl in der Natur als auch in der Technik (beim Leichtbau) gilt, Biegebeanspruchung auszuschließen.

Für die vorgestellte Rechnung wurde eine gleichmäßige Tragfähigkeit über den gesamten Halsquerschnitt angenommen. Die Berechtigung für diese Annahme ergibt sich aus der gleichmäßigen Spongiosaarchitektur eines jüngeren, gesunden Menschen, bei dem die trabekuläre Anordnung der Spongiosa kaum oder gar nicht ausgebildet ist, was radiologisch immer wieder belegt werden kann.

Eine exakte Messung der Tragfähigkeit des Schenkelhalses liegt unseres Wissens bis heute nicht vor. Für die langen Röhrenknochen (Femur, Tibia und Humerus) findet sich eine Zusammenstellung der Ergebnisse vorwiegend älterer Untersuchungen bei Kummer (1980). Die Werte reichen von 70 bis 160 MPa und betragen im Mittel etwa 100 MPa. In einer neueren Untersuchung von Kimura und Amtmann (1984) finden sich für den Femurschaft Werte für die Druckfestigkeit von etwa 240 MPa, was fast der von weichem Stahl entspricht.

Wir können annehmen, dass sich die Tragfähigkeit des Femur von der seines Halses trotz unterschiedlichen Aufbaus nicht allzu stark unterscheidet. Demnach ergeben sich für den Femurhals beträchtliche Reserven. Diese sind notwendig, um Lastüberhöhungen z. B. während des Springens von schätzungsweise dem 4fachen der Normallast gewachsen zu sein; für den durchgerechneten Fall wäre das eine Druckspannung von 20 MPa bei einer Last von 20000 N. Erwähnenswert sind in diesem Zusammenhang die immer wieder zu beobachtenden vorderen Pfeilerbrüche bei Sprüngen aus größerer Höhe. Im Gegensatz dazu werden Schenkelhalsfrakturen bei solchen Unfallmechanismen nur im Ausnahmefall gesehen.

Weniger Reserven ergeben sich für den Träger eines Kunstgelenks mit Keramikkopf. Für das Hermsdorfer Produkt werden als mittlere Bruchkraft bei axialer Lastaufbringung etwa 29000 N geboten (Glied 1983); aus Angaben der Protek-AG ist zu entnehmen, dass ihre Biolox-Kugeln 40000 N ertragen sollen. Die Tatsache, dass ein Aufsprengen der Keramikköpfe allenfalls bei Sturz erfolgt, spricht nicht gegen die getroffenen Lastannahmen, sondern dafür, dass sich ein Prothesenträger in sportlicher Hinsicht gewöhnlich zurückhält.

Im Folgenden soll untersucht werden, wie sich der Druck auf die Gelenkflächen durch unsere Lastannahmen ändert. Dazu müssen wir eine Annahme für die Größe der tragenden Fläche treffen. Theoretisch könnte das – bei axialem Lasteneinfall – die Hälfte der Kugelgesamtoberfläche (O) sein (die Kugel wird als isoliert betrachtet). Die Pfanne ist jedoch nur zu etwa 2/3 ihrer Oberfläche mit Knorpel (Fascies lunata) ausgekleidet, so dass auch nur ungefähr 1/3 der Kugelgesamtoberfläche ($1/2 O * 2/3 = 1/3 O$) zum Tragen kommt.

Für unser Beispiel findet sich radiologisch ein Kugeldurchmesser von 52 mm, d. h. ein wahrer Durchmesser von etwa 47mm.

Kugelgesamtoberfläche: $O = \pi * d^2 = 6936 \text{ mm}^2$

Gelenkdruck = Kraft / ($1/3 * O$) = (5000 N) / (2312 mm²) = 2,16 N/mm² (MPa) entsprechend 22 kp/cm²

Wir bleiben also bei dem von Pauwels angegebenen Gelenkdruck von 22 kp/cm² (Abb. 5a).

Es wäre nochmals direkt zu fragen, ob die kleinen Glutaeen nicht wenigstens teilweise an der Seitenspannung teilnehmen könnten. Dabei sei dahingestellt, ob dies nun im direkten Zug geschehen soll, wie es das Pauwels-Modell verlangt, oder indirekt, indem diese Muskeln auf das Maissiat'sche Band drücken, wie es Thomsen (1935) vermutete.

Um beim Beispiel des Turmkranes zu bleiben: Als Obergurt dienen meist 2 Halteseile. Davon darf nicht etwa eins an der Turmspitze oder Gegenausleger enden, alle beide müssen in die Tiefe zum Gegengewicht geführt werden. Genauso muss der Zug des Seiten-Spanners ausschließlich am Femur vorbeigeführt werden, also hinunter zur Tibia. Dem ließe sich entgegenhalten, dass für den M. gluteus medius sehr wohl EMG-Signale während der Standbeinphase gemessen wurden, so durch Jacob, Huggler und Rüttimann (1982).

Hier können wir nur vermuten, dass es sich tatsächlich um das Signal des M. gluteus maximus handelt.

Eine Aktivität der beiden kleinen Glutaeen würde also die Statik stören, d. h. Biegung in das Bein einbringen; offensichtlich wirken sie nur am freihängenden Bein. Beim Gehen dürften sie mit für das Anheben des Schwungbeines verantwortlich sein.

Abschließend sind wir verpflichtet, zu der Frage Stellung zu nehmen, welche Bedeutung diese neue Betrachtungsweise des Kräfteverlaufes des Hüftgelenkes für Prophylaxe und Therapie haben kann. Zunächst stellen wir fest, dass erstmals ein mechanisch „sauberes“ Modell vorliegt, in dem Knochen auf Druck, Bänder und Muskeln auf Zug belastet werden. Jede

Störung dieses Zusammenwirkens von Untergurt und seitlicher Abspannung führt zu lokaler Überlastung des Gelenks mit der Folge der Arthrose. Zu fragen wäre also: Neuromuskuläre Fehlsteuerung als eine Ursache der Arthroseentstehung?

Mit diesem Modell ist es möglich, präoperativ die zu erwartende Veränderung des Gelenkdruckes zu berechnen.

An dieser Stelle sei auch gefragt, wieso der M. Perthes mit und ohne Behandlung immer in der Coxa magna endet? Die Verkürzung des Schenkelhalses (Lastarm) und Vergrößerung des Trochanter major (Kraftarm) sind die logische Konsequenz einer physiologischen Anpassungsreaktion auf den Ausfall des Untergurts.

Literatur

1. Glien, W.: Technische und biomechanische Prüfung von Hüftgelenkprothesen. Hermsdorfer Techn. Mitteil. 62 (1983) 1964-1967.
2. Jacob, H. A. C.; Huggler, A. H.; und Rüttimann, B.: In-vivo investigations on the mechanical function of the tractus iliotibialis. In: Huijskes, R.; Van Campen, D. und De Wijn, J. (ed.): Biomechanics: Principles and Applications. Hague/Boston/London: M. Nijhoff Publishers 1982, S. 161-167.
3. Kaplan, E. B.: The iliotibial tract. J. Bone Jt. Surg. 40 A (1958) 817-832.
4. Kimura, T.; und Amtmann, E.: Distribution of mechanical robustness in the human shaft. J. Biomech. 17 (1984) 41-46.
5. Kummer, B.: Form und Funktion. In: Orthopädie in Praxis und Klinik, Hrsg. A. N. Witt u. a., Stuttgart: Georg Thieme Verlag 1980, Bd. 1, Kap. 1.
6. [Maissiat, J. H.: Etudes de physique animale.](#) Paris: Bethune et Plon 1843.
7. Möser, M.; und Hein, W.: Kräfte an der Hüfte – Untergurtmodell, Teil 1. Beitr. Orthop. Traumatol. 34 (1987) S. 83-92.
8. Pauwels, F.: Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Berlin (West): Springer-Verlag 1965.
9. Ders.: Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte. Berlin: Springer Verlag 1973.
10. Thomsen, W.: Zur Statik und Mechanik der gesunden und gelähmten Hüfte. I. Teil: Zur Anatomie des Duchenne-Trendelenburgschen Phänomen, II. Teil: Über die Bedeutung des Tractus iliotibialis (Maissiat). Z. Orthop. Chirurgie 60 (1934) 25-44 u. 212-231.

Nachtrag (Korrektur) für die Berechnung der Kräfte im Einbeinstand (8. Oktober 2011)

Das Auflager ist durch den Fuß gegeben. Das System balanciert, das heißt die äußeren Kräfte liegen auf einer Linie (Traglinie). Seinerzeit sind wir aber gedanklich nicht über das Knie hinweg gekommen und haben sowohl Femur und den Tractus iliotibialis etwas unterhalb des Trochanter major enden lassen.

Die Grundkräfte wurden aus dem Verhältnis von Last- und Kraftarm ermittelt (4,5:1); es ergaben sich somit 4,5 G' für den Tractus und 5,5 G' für den Femur.

Später kamen wir auf die Idee, das Knie zu vernachlässigen, also das Bein zu versteifen. Der Femur wird bis zum Fuß zu verlängert, hier als Femur-Tibia bezeichnet. Dasselbe gilt für den Tractus iliotibialis. Dann schließt sich der Cremona-Plan.

Zur Bezeichnung der äußeren Kräfte:

Pauwels hatte für die Hüftbelastung im Einbeinstand den Wert $G' = 0,8 G$ eingeführt, mit G als Körpergewicht. Damit soll berücksichtigt werden, dass das Gewicht des Standbeines (0,2 G) nicht in die Hüftbelastung eingeht. Am Auflager kommt in jedem Fall das volle

Körpergewicht an.

Es gibt nun mehrere Möglichkeiten:

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

Da es hier nur um eine Korrektur der Zahlenwerte geht, wird die erste Möglichkeit gewählt, also G' beibehalten. Am Fuß wirkt eine gleich große Kraft dagegen. Aus formalen Gründen muss diese Kraft einen anderen Namen haben (A). Der CCD-Winkel beträgt 125° . Eine Gesamtdarstellung ist in Abb. N1 gegeben. Die Stäbe (Knochen) sind stärker gezeichnet als die Seile (Muskeln und Bänder). Der Cremona-Plan wurde angefügt.

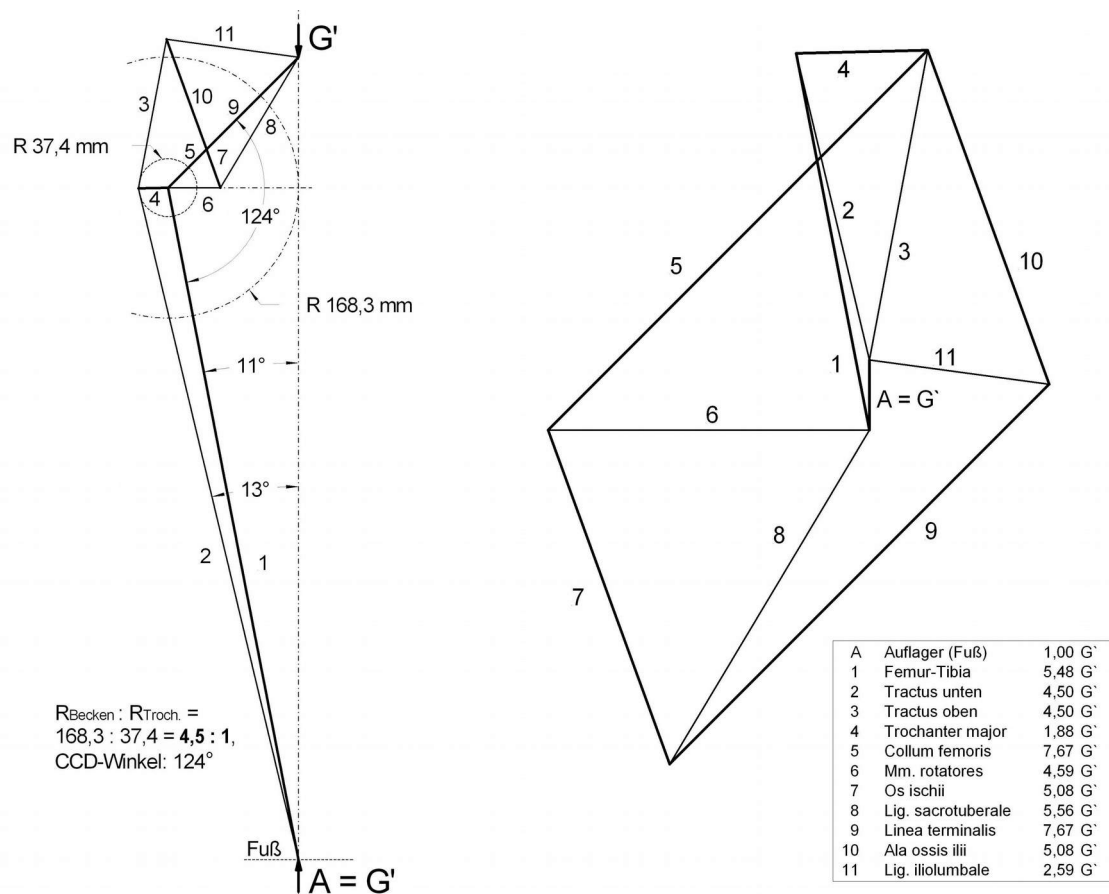


Abb. N1: Fuß-Hüfte-Tragwerk mit graphischer Lösung

Einen Ausschnitt von der belasteten Beckenhälfte liefert Abb. N2; die Kräfte sind dort eingetragen.

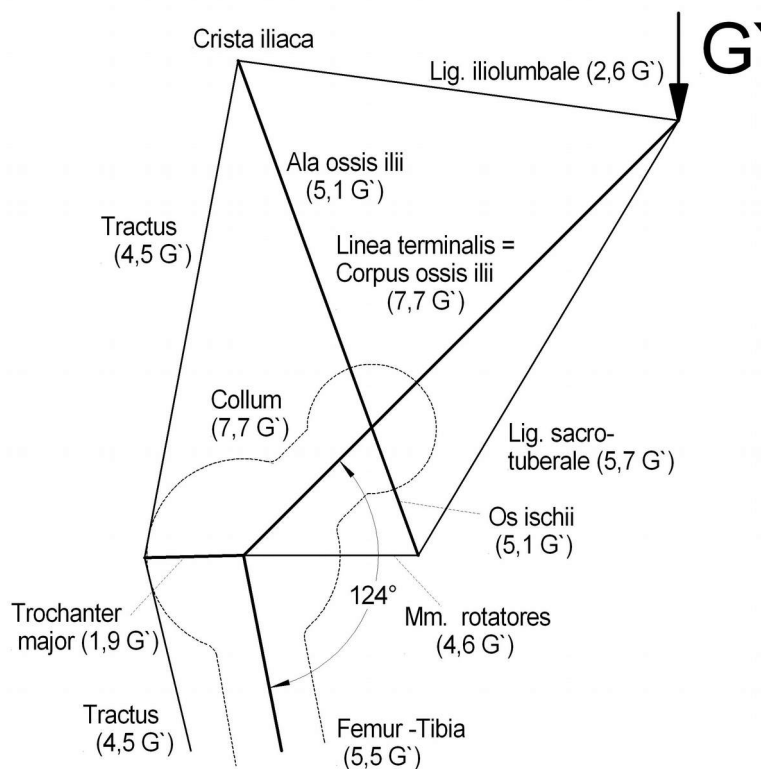


Bild N2:
Beckenbereich gemäß Bild N1 mit
eingetragenen Kraftwerten

Beim Trochanter major ergab sich eine größere Abweichung (1,8 G' statt 1,4 G'). Da nun eine größere Horizontalkraft auf den Ansatz des Schenkelhalses einwirkt, nimmt der Zug des Untergerutes (Rotatoren) etwas ab.