

Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie des Klinikums rechts der Isar
der Technischen Universität München

Experimentelle Untersuchungen am Humanpräparat zum
Einfluss des Beckenringschlusses auf Kraftübertragung und
Stabilität des Beckens nach endoprothetischer
Tumorrekonstruktion IIb nach Enneking/Dunham

Gerrit Jan Geisler

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen Universität
München zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktors der Medizin

genehmigter Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. E. J. Rummeny

Prüfer der Dissertation:

1. apl. Prof. Dr. Dr. H. Rechl
2. Univ.-Prof. Dr. R. von Eisenhart-Rothe

Die Dissertation wurde am 12.04.2013 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 02.04.2014 angenommen.

Für meine Familie

1	EINFÜHRUNG	6
1.1	PROBLEMSTELLUNG.....	6
1.2	ZIELSETZUNG.....	8
2	GRUNDLAGEN ANATOMIE, BIOMECHANIK, TUMORCHIRURGIE UND MESSTECHNIKEN	9
2.1	ANATOMIE DES BECKENS	9
2.1.1	<i>Knöchernes Becken und Bandstrukturen</i>	10
2.1.2	<i>Muskulatur des Beckens</i>	13
2.2	BIOMECHANISCHE GRUNDLAGEN	15
2.2.1	<i>Biomechanik des Beckens</i>	15
2.2.2	<i>Biomechanik des Beckens im Gangzyklus</i>	20
2.3	EXTREMITÄTENERHALTENDE TUMORCHIRURGIE	23
2.3.1	<i>Grundlagen und Epidemiologie</i>	24
2.3.2	<i>Möglichkeiten und Grenzen der Tumorchirurgie des Beckens</i>	26
2.4	GRUNDLAGEN DER MESSTECHNIK.....	36
2.4.1	<i>Grundlagen der Spannungsoptik</i>	38
2.4.2	<i>Grundlagen der 3D Bewegungsanalyse</i>	46
3	EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNGEN ZUM EINFLUSS DES BECKENRINGSCHLUSSES	51
	AUF LASTÜBERTRAGUNG UND STABILITÄT DES BECKENS.....	51
3.1	BECKENPRÄPARAT.....	51
3.1.1	<i>Präparatsauswahl und Präparation</i>	51
3.1.2	<i>Simulation der Muskulatur</i>	54
3.1.3	<i>Resektion und endoprothetische Versorgung</i>	57
3.1.4	<i>Krafteinleitung am Präparat</i>	60
3.1.5	<i>Präparatsvorbereitung zur spannungsoptischen Messung</i>	63
3.1.6	<i>Präparatsvorbereitung zur 3D Bewegungsanalyse</i>	64
3.2	EXPERIMENTELLER VERSUCHSAUFBAU.....	66
3.2.1	<i>Belastungsvorrichtung</i>	68
3.2.2	<i>Spannungsoptische Untersuchung</i>	69
3.2.3	<i>3 D-Bewegungsanalyse</i>	71
4	ERGEBNISSE.....	77
4.1	ERGEBNISSE SPANNUNGSOPTISCHE UNTERSUCHUNG	77
4.1.1	<i>Zweibeinstand</i>	77
4.1.2	<i>Einbeinstand kontralateral</i>	78
4.1.3	<i>Einbeinstand ipsilateral</i>	80
4.1.4	<i>Zusammenfassung der Ergebnisse</i>	82
4.2	ERGEBNISSE 3D-BEWEGUNGSANALYSE	84
4.2.1	<i>Ergebnisse Zweibeinstand</i>	90

4.2.2	<i>Ergebnisse Einbeinstand kontralateral</i>	100
4.2.3	<i>Ergebnisse Einbeinstand ipsilateral</i>	108
4.2.4	<i>Zusammenfassung der Ergebnisse</i>	116
5	DISKUSSION	124
5.1	DISKUSSION PRÜFMETHODIK	125
5.2	DISKUSSION DER ERGEBNISSE DER SPANNUNGSOPTISCHEN UNTERSUCHUNG	131
5.3	DISKUSSION DER ERGEBNISSE DER 3D-BEWEGUNGSANALYSE.....	134
6	ZUSAMMENFASSUNG	143
7	ANHANG	145
7.1	LITERATURVERZEICHNIS.....	146
7.2	ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....	146
7.3	TABELLENVERZEICHNIS.....	167
7.5	DANKSAGUNG.....	167

1 Einführung

1.1 Problemstellung

Die Prognose der malignen Knochentumore des Beckens hat in den letzten zwei Jahrzehnten einen entscheidenden Wandel erfahren. Lange Zeit war die Amputation die Standardmethode zur Behandlung von lokal aggressiven und malignen Knochentumoren [Enneking/Dunham 1978, Enneking 1986]. In den vergangenen Jahren wurden jedoch große Fortschritte im therapeutischen Vorgehen bei muskuloskelettalen Neoplasien durch Neuerungen in der orthopädisch-chirurgischen Technik, im Bioengineering, in der radiologischen Diagnostik und in den adjuvanten Therapiemöglichkeiten erreicht [Winkelmann 1999, Ulmer 2004, Gerbert 2009, Ascherl 2006]. Vor allem durch bildgebende Verfahren wie die Computertomographie, die Skelett-Szintigraphie und besonders die Kernspintomographie sind eine frühere Diagnosestellung und ein besseres präoperatives Staging möglich geworden [Shih 1993]. Die Möglichkeit einer neoadjuvanten Therapie kann je nach Dignität und Entität eine Regression der Tumorausdehnung bewirken. So werden zum Teil Tumore, die initial als inoperabel eingestuft werden mussten, kurativ operabel und anstelle der Amputation können extremitätenerhaltende Operationsverfahren angewendet werden [Rörig 2004; Bielack, 1989; Becker, 1987]. Heute ist daher die innere Hemipelvektomie mit Erhaltung der unteren Extremität zu einer geeigneten Therapieoption im Vorgehen bei malignen Beckentumoren geworden [Hamdi 1996, Schwartz 2009, Hugate 2006, Guo 2007, Falkinstein 2008]. In den letzten Jahren sind verschiedene Techniken zur Rekonstruktion von Becken und Hüftgelenk nach Tumorresektion entwickelt worden, um dem Patienten eine funktionell und kosmetisch akzeptable, nicht verkürzte Extremität zu erhalten und hierbei dem onkologischen Aspekt gerecht zu werden [Harrington 1992, Rechl 1993, Jaiswal 2008, Guo 2010, Jia 2008, Wong 2007, Mittelmeier 1997, Gradinger 2004 a+b].

Das Hauptziel der extremitätenerhaltenden Resektionen ist, nach onkologisch korrekter Resektion durch Rekonstruktion so viel Funktion als möglich zu erhalten. Aufgrund der Fortschritte in den multimodalen Therapieoptionen ist die

Lebenserwartung von Patienten mit malignen Beckentumoren im Vergleich zu früher deutlich angestiegen [Rörig 2004; Hugate 2006].

In mehreren Studien konnte belegt werden, dass die Metastasierungs- und Rezidivrate bei extremitätenerhaltenden Verfahren nicht höher liegt, als bei der Amputation der betroffenen Extremität [Bacci 2000, Eckhardt 1987, Ivans 1989, Kemp 1987]. Auch bei isolierten Knochenmetastasen wird sowohl unter kurativem Ansatz, als auch unter gewissen Umständen mit palliativem Ansatz, vermehrt die Indikation zur Operation und Implantation von Spezialendoprothesen gestellt, da durch den operativen Eingriff für die verbleibende Lebenszeit eine deutlich erhöhte Lebensqualität erzielt werden kann [Ascherl 2006, Schwartz 2009, Hugate 2006, Eckardt 2000].

Aufgrund der verbesserten Überlebensrate und der damit verbundenen Dauerbelastung müssen zunehmend höhere Ansprüche an die Festigkeit und die Beständigkeit des Prothesenmaterials sowie an das Implantatdesign gestellt werden. Während früher bei oft reduziertem Immunitätszustand der Patienten Wundheilungsstörungen und Materialinfekte wegen langwieriger Präparation mit großer Weichteildestruktion und viel Fremdmaterial als Komplikationen auftraten, so muss heute zunehmend mit der Notwendigkeit von Wechseloperationen gerechnet werden [Gradinger/Rechl 2004 a, Rörig 2004]. Wegen einerseits zunehmendem Auftreten von Spätkomplikation wie Achsverschleiß, Materialermüdungsbrüchen, Gelenkteilverschleiß und aseptische Lockerung sowie der besseren intraoperativen Adaptierungsmöglichkeit werden seit einigen Jahren vermehrt semi-modulare Spezialendoprothesen verwendet. Diese nach dem Baukastenprinzip aufgebauten Endoprothesen lassen sich individuell adaptieren und bieten den Vorteil, dass bei Versagen eines Bauteils nicht die gesamte Prothese, sondern soweit möglich lediglich ein Bauteil gewechselt werden kann [Gradinger 1989, Ascherl 2006]. Der modulare Aufbau ermöglicht auch eine schnell durchführbare, intraoperative Feinadaptierung an die individuelle Anatomie, wodurch sich die Operationszeit verkürzen lässt.

Theoretisch erschien es bis vor einigen Jahren sinnvoll, den Beckenring durch eine prothetische Verbindung zum gleich- oder gegenseitigen Os pubis zu schließen. Umgesetzt wurde dies mit verschiedenen Implantatsystemen mit starren, halbstarren oder gelenkigen Pubisverbindungen. Da die Beckenringrekonstruktion die Operationsdauer allerdings deutlich verlängert und damit die Risiken von

Komplikationen wie postoperative Wundheilungsstörungen, Beckenvenenthrombosen, Materialinfekten, bis hin zum Prothesenverlust massiv erhöhte, muss in Abwägung von Nutzen und Risiko die Frage gestellt werden, inwieweit der Beckenringschluss für die postoperative Stabilität des Beckens unter Dauerbelastung ausschlaggebend ist.

In den letzten Jahren etablierten sich mehrere operative Vorgehensweisen mit unterschiedlichen prothetischen Ersatzvarianten und unterschiedlichen Implantatdesigns [Gradinger 1997, Bastian 2003, Hugate 2006, Menendez 2009, Guo 2007, Wong 2007]. In einigen Follow-Up Studien, als auch klinisch scheint nach Typ II-Resektionen der prothetische Ersatz ohne Rekonstruktion des vorderen Beckenrings im frühpostoperativen Out-come, in der Komplikationshäufigkeit, in der postoperativen Belastbarkeit und im Langzeitüberleben der aufwendigeren Beckenringrekonstruktion tendenziell überlegen oder zumindest gleichwertig zu sein [Schwartz 2009, Hugate 2006, Falkinstein 2008, Dominikus 2009]. Bei Typ I-Resektionen ohne Restilium erscheint der Beckenringschluss für die Stabilität allerdings notwendig zu sein, da anscheinend die Verankerungsmöglichkeiten im Sakrum nicht die Stabilität wie eine intramedulläre Iliumverankerung gewährleisten [Jia 2008].

Spezifische Grundlagenuntersuchungen zur biomechanischen Notwendigkeit des Beckenringschlusses bei prothetischem Ersatz nach Beckenteilresektion im Azetabulumbereich stehen bisher noch aus.

1.2 Zielsetzung

Das Ziel dieser Arbeit ist es, ein Prüfverfahren zu verwenden, mit dessen Hilfe verschiedene, reproduzierbare Lastsituationen unter möglichst physiologischen Bedingungen an einem humanen Beckenpräparat nach Beckenteilresektion Typ IIb nach Enneking und entsprechender prothetischer Versorgung untersucht werden können. Anhand von verschiedenen statischen Standsituationen des Präparates sollen sich Rückschlüsse auf die mechanische Belastung einer dynamischen Gangsituation ziehen lassen. Um einen stabilen Stand des Präparates im Prüfstand zu gewährleisten und trotzdem realitätsnahe Untersuchungen zu ermöglichen, müssen verschiedene Muskelgruppen simuliert werden. Unter dem Anspruch sowohl quantitative, als auch qualitative Ergebnisse über die biomechanischen

Auswirkungen unterschiedlicher Implantatkonfigurationen zu erzielen, werden mit der Spannungsoptik und der 3D-Bewegungsanalyse zwei unterschiedliche Prüfverfahren genutzt.

Mit der Kombination dieser beiden Prüfverfahren soll es ermöglicht werden, folgende Fragen zur Biomechanik am resezierten und prothetisch versorgten Becken mit besonderem Augenmerk auf die Implantatkonfiguration des Beckenringschlusses zu klären.

- ***Auswirkung des Beckenringschlusses auf den Bewegungsablauf in den Iliosakralgelenken zur Abschätzung des Auftretens von arthrotischen Veränderungen und Instabilität unter Langzeitbelastung***
- ***Auswirkung des Beckenringschlusses auf Spannungskonzentrationen im Bereich der intramedullären Marklagerverankerung im Os ilium als Anzeichen für Lockerungstendenzen***
- ***Auswirkung des Beckenringschlusses auf die Biomechanik der Symphyse unter Berücksichtigung der Adduktorenmuskulatur***
- ***Auswirkung des Beckenringschlusses auf die Implantatbelastung als Anzeichen für ein mögliches Materialversagen unter Langzeitbelastung***

Der Versuchsaufbau und die Ergebnisse dieser Arbeit sollen zum besseren Verständnis der Biomechanik des humanen Beckens nach prothetischer Versorgung dienen und künftig den behandelnden Operateuren für die individuelle operative Vorgehensweise als Entscheidungshilfe dienen.

2 Grundlagen Anatomie, Biomechanik, Tumorchirurgie und Messtechniken

2.1 Anatomie des Beckens

Im Rahmen der menschlichen Evolution passte sich die Anatomie des Beckens den biomechanischen Anforderungen des aufrechten Gangs an. Physiologisch entwickelte sich ein bewegungssteifer Beckenring, dessen ossäre Bestandteile durch straffe Gelenke und Bänderapparate miteinander verbunden sind. Die das Becken umgebenden Weichteilstrukturen, wie Muskulatur, Binde- und Fettgewebe und den

inneren Organen, stellten einen entscheidenden Faktor für die Formgebung des Beckenrings dar. Insgesamt formte die Evolution die heutige Anatomie des knöchernen Beckens und schuf dadurch die Grundvoraussetzung, um den einwirkenden Kräften der nötigen Bewegungsbeanspruchung beim Stehen, Gehen und auch bei sportlicher Betätigung gerecht zu werden [Teubner 1992].

Das Becken stellt den knöchernen Übergang zwischen der Wirbelsäule und den unteren Extremitäten her. Es dient sowohl der Kraftübertragung des Körpergewichts des Rumpfes auf die unteren Extremitäten, als auch der Absorption und Kraftverteilung von Stauchungskräften beim Gehen oder Springen [Benninghoff 1986, Lanz 1972]. Eine grundlegende Aufgabe kommt dem knöchernen Becken durch den Ursprung und den Ansatz von Muskel, Sehnen und Bändern zu. In seiner komplexen Multimodalität gewährleistet das Becken nicht zuletzt auch mechanischen Schutz für Organe, nervale Strukturen und Gefäße [Schiebler 1991].

2.1.1 Knöchernes Becken und Bandstrukturen

Das ossäre Becken besteht aus den paarig angelegten Beckenhälften und dem Kreuzbein. Entwicklungsgeschichtlich bildet sich jede Beckenhälfte aus jeweils drei Kernanteilen, dem Os ilium, dem Os ischii und dem Os pubis. Diese Anteile verbinden sich im frühen Kindesalter bereits zu einem stabilen, ossären Gefüge. Das Os sacrum hingegen entsteht durch ein Verschmelzen der sakralen Wirbelkörper mit dem zugehörigen rudimentären Rippenansätzen als eine Fortsetzung der Wirbelsäule (Abb. 2.1.1.1, Abb. 2.1.1.2, Abb. 2.1.1.3).

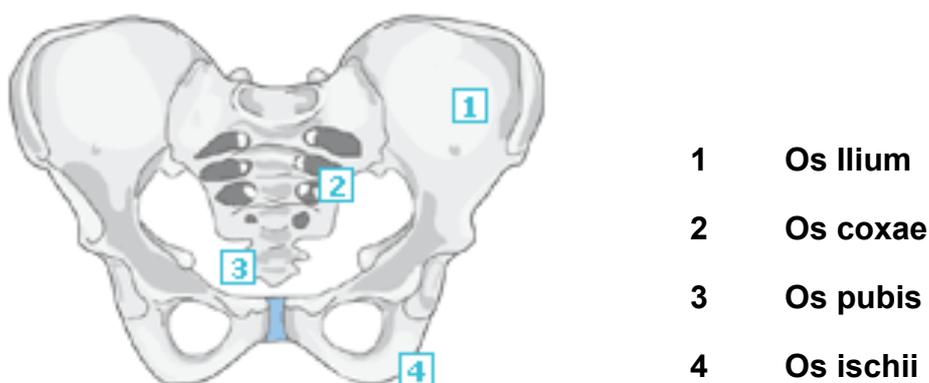


Abb. 2.1.1.1 Knöchernes Becken von ventral modifiziert nach Benninghoff 1991

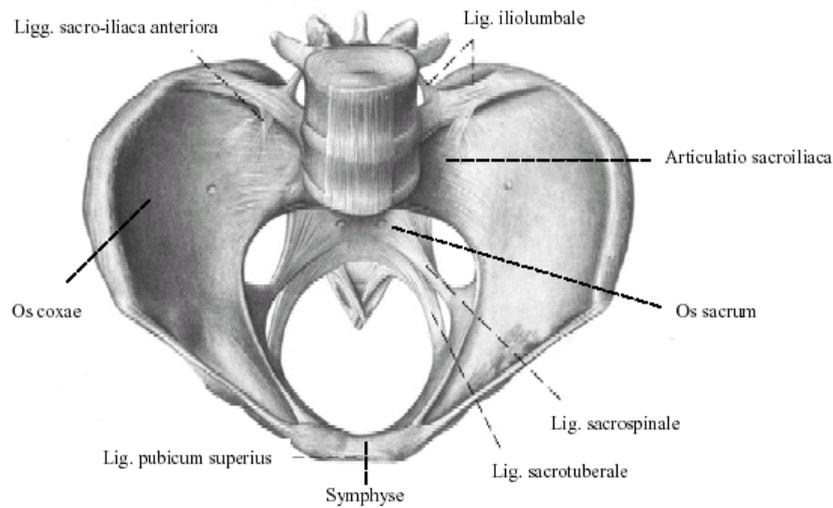


Abb. 2.1.1.2 Becken mit Bandapparat in Draufsicht modifiziert nach Sobotta 1993

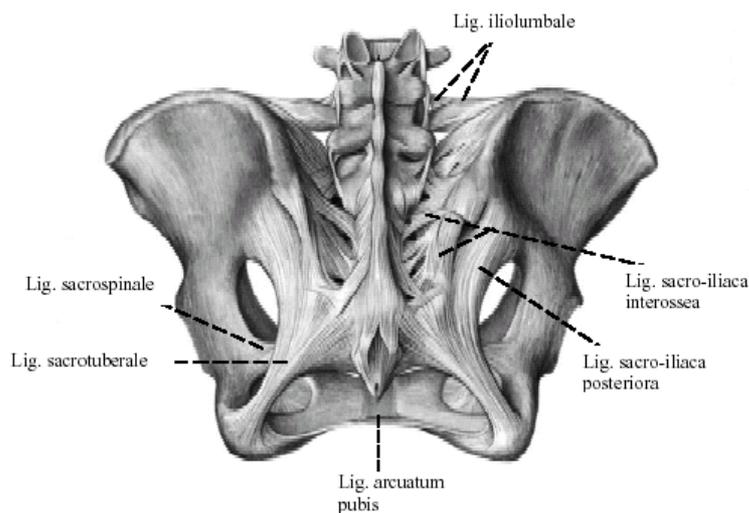


Abb. 2.1.1.3 Becken mit Bandapparat von dorsal modifiziert nach Sobotta 1993

Das Azetabulum stellt dem entwicklungsgeschichtlichen Zusammenschluss der drei Beckenknochen dar und dient als Übertragungspunkt der Kraft über den hier artikulierenden Femurkopf zu den unteren Extremitäten [Benninghoff 1982, Sobotta 1993].

Ein funktionell äußerst wichtiger Bestandteil der Tragkraft des Beckens sind die Bandstrukturen, ohne die der Beckenring instabil wäre und den ihm zukommenden Aufgaben nicht gerecht werden könnte (Abb. 2.1.1.2 und Abb. 2.1.1.3) [Benninghoff 1985]. Die Symphysis pubica (Abb. 2.1.1.2) verbindet ventral die beiden

Schambeinäste, während die dorsale Stabilität durch die sakroiliakalen Gelenke in Form von äußerst straffen Amphiarthrosen gegeben wird. Die Symphyse wird aus mit hyalinem Gelenkknorpel überzogenen Gelenkflächen gebildet, zwischen den der faserknorpelige Discus interpubicus liegt [Schiebler 1991]. Die Stabilität wird durch das cranial liegende Ligamentum pubicum superius, mehrere auslaufende Faserzüge des Ligamentum pubicum superius nach ventral sowie dem Ligamentum arcuatum pubis gewährleistet. Diese Bandverbindungen ermöglichen in der Dynamik Zug- und Druck-, sowie Scherkräfte über den Discus interpubicus [Frick 1992, Pawles 1965].

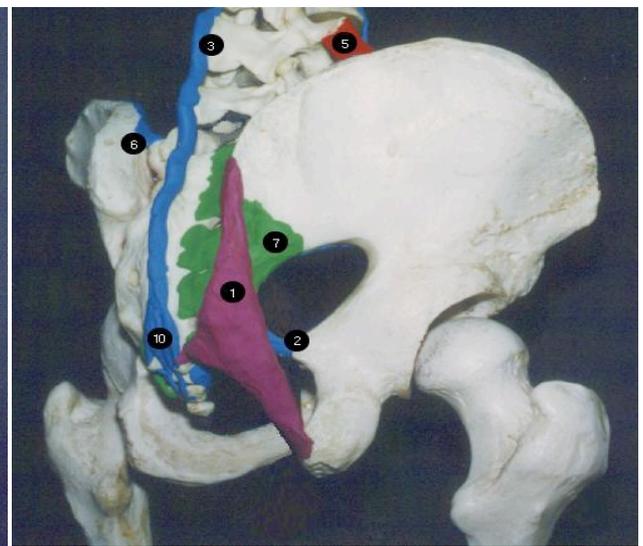
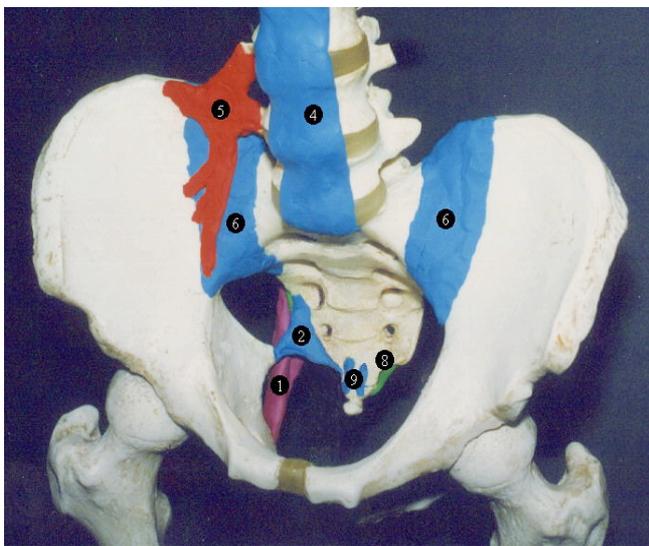


Abb. 2.1.1.4 Knöchernes Becken von ventral mit farbig markierten Sehnenansätzen

Abb. 2.1.1.5 Knöchernes Becken von dorsolateral mit farbig markierten Sehnenansätzen

Ansatzzonen der farbig markierten Bänder der Abbildungen 2.1.1.4 und 2.1.1.5:

- | | | | |
|---|---------------------------------|----|----------------------------------|
| 1 | <i>Lig. sacrotuberale</i> | 2 | <i>Lig. sacrospinale</i> |
| 3 | <i>Lig. supraspinale</i> | 4 | <i>Lig. longitudinale ant.</i> |
| 5 | <i>Lig. iliolumbale</i> | 6 | <i>Ligg. sacroiliaca ant.</i> |
| 7 | <i>Ligg. sacroiliaca post.</i> | 8 | <i>Lig. sacrococcygeum lat.</i> |
| 9 | <i>Ligg. sacrococcygea ant.</i> | 10 | <i>Ligg. sacrococcygea post.</i> |

Das Iliosakralgelenk erlaubt nur einen sehr geringen Bewegungsspielraum aufgrund der straffen Amphiarthrose mit extra- und intraartikulären Bandapparaten und einer Verzahnung der korrespondierenden Gelenkflächen. Die Bandsysteme sind äußerst

kräftig und werden von dem Ligamentum sacroiliaca dorsalia, dem Ligamentum sacroiliaca interossea und dem Ligamentum sacroiliaca ventralia gebildet (Abb. 2.1.1.4 und Abb. 2.1.1.5). Die Iliosakralgelenke sind mit ihrer festen Struktur von entscheidender Bedeutung für die Kraftübertragung des Körpergewichts von der Wirbelsäule über das Becken auf die Beine. Zusätzliche Stabilität erhält das Becken über die ligamentären Verbindungen von Os sakrum zu Os ilium über das Ligamentum sacrospinale und zu dem Os ischii über das Ligamentum sacrotuberale [Schiebler 1991, Sobotta 1993, Frick 1992].

2.1.2 Muskulatur des Beckens

Zur Ermöglichung von Stabilität bei Statik und Dynamik ist die Mitarbeit der Skelettmuskulatur von entscheidender Bedeutung. Aus ökonomischen Gesichtspunkten führte die Evolution zu einer paarigen Anlage der Muskulatur am Becken. Dies ergründet sich vor allem aus der hieraus resultierenden Möglichkeit des intermittierenden Wechsels der beanspruchten Extremität bei Gang und beim Verlagern des Körpergewichtes von einer auf die andere Extremität [Schobert 1989].

Zur Gewährleistung von Stabilität, Statik und Mobilität lassen sich am Becken fünf Muskelgruppen nach Lokalisation und Funktion unterscheiden [Schiebler 1991, Sobotta 1993, Frick 1992, Benninghoff 1985.].

- Gesäßmuskulatur: M. gluteus maximus, M. gluteus medius, M. gluteus minimus. Diese Muskeln ziehen vom Sakrum und des Os ischii zum lateralen Femurschaft und wirken als Extensoren im Hüftgelenk. Der Musculus gluteus maximus stellt den stärksten Extensor dar, während der M. gluteus medius der stärkste Abduktor ist. Die Glutealmuskulatur dient in der Hauptsache als Hüftstrecker, als Außenrotator im Hüftgelenk und richtet das Becken auf.
- Außenrotatoren: M. piriformis, M. gemellus superior und inferior, M. obturatorius internus und externus, M. quadratus femoris. Diese Muskeln ziehen vom Os sakrum und Os coxae zu Trochanter major oder Fossa trochanterica und dienen vorwiegend der Außenrotation.
- Adduktoren: M. pectineus, M. adductor longus, M. gracilis, M. adductor brevis, and M. adductor magnus. Diese Muskelgruppe inseriert um das Foramen

obturatorum und setzt am Femur an. Sie dient der Beugung, der Adduktion im Hüftgelenk und zu kleinem Anteil auch der Innenrotation des Oberschenkels.

- Flexoren: M. iliopsoas, M. tensor fasciae latae, M. sartorius, M. quadriceps. Diese Muskelgruppe dient hauptsächlich der Stabilisation und Extension des Beckens, sowie der Innenrotation und Beugung im Hüftgelenk und der Fixation des gestreckten Kniegelenks.
- Ischiocrurale Muskulatur: M. semitendinosus, M. semimembranosus, M. biceps femoris. Diese Muskeln dienen vorwiegend der Innenrotation und der Beugung des Unterschenkels, sowie der Hüftstreckung.

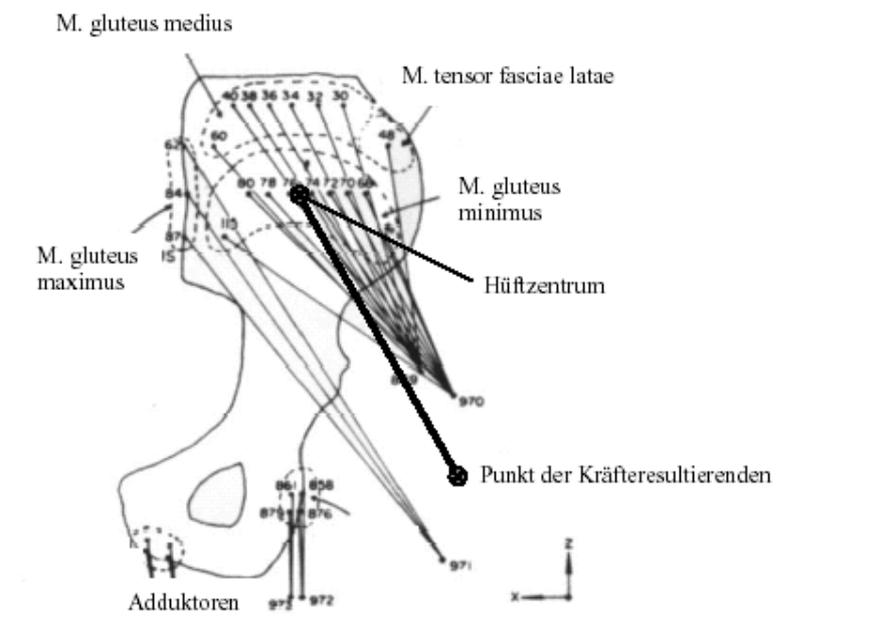


Abb. 2.1.2 Insertion und Wirkungsrichtungen der Hüftmuskulatur auf das Becken

Zur Stabilisierung des Beckens in der Horizontalen sind die Adduktorenmuskeln sowohl beim dynamischen Gang, als auch beim statischen Einbeinstand von entscheidender Bedeutung. Die kräftigsten Abduktoren stellen der M. gluteus medius, der M. gluteus minimus und der M. tensor fasciae latae dar, da sie über das größte Drehmoment in der Abduktion verfügen [Lanz 1972, Winkel 1992]. Diese entspringen großflächig an der Beckenschaufel und inserieren teilweise am Trochanter major oder gehen teilweise in den Tractus iliotibialis über [Benninghoff 1986].

2.2 Biomechanische Grundlagen

Im menschlichen Körper stellt das Becken ein zentrales Glied bei der Übertragung von Lasten vom Rumpf auf die unteren Extremitäten dar. Hierbei wirken je nach Körperposition unterschiedliche statische und dynamische Einflüsse. Diese führen am Beckenring zu Verformungen der knöchernen Strukturen und Stellungsänderungen der Gelenke (siehe Kap. 2.1). Anzumerken ist hierbei, dass sich im Alter eine zunehmende Reduktion der Beweglichkeit des Beckens aufgrund von einsteifender Sklerosierung der Beckenfugen einstellt. Ebenso besteht ein geschlechtsspezifischer Unterschied in der Verformbarkeit. Das weibliche Becken besitzt bereits physiologisch eine deutlich größere ROM (Range of motion) als das männliche Becken und nimmt, hormonellen Schwankungen unterworfen, während der Schwangerschaft noch weiter zu. Dies zeigt, dass bereits unter normophysiologischen Bedingungen viele Faktoren auf die Stabilität des Beckens, und damit den Kraftfluss Einfluss nehmen.

Zum Verständnis der Auswirkungen von Belastungen nach Resektionen und endoprothetischer Versorgungen am menschlichen Becken ist ein Basiswissen über die biomechanischen Grundlagen unumgänglich.

2.2.1 Biomechanik des Beckens

Biomechanisch lässt sich das knöcherne Becken als ein aus drei Teilen zusammengesetztes Ringsystem betrachten, das mit dem Kreuzbein und den beiden Hüftbeinen als eine geschlossene Bewegungskette mit drei Gliedern angesehen werden kann (Abb. 2.2.1.1). Unter statischen Gesichtspunkten kann das Becken als Kraftüberträger oder „Transformator“ beschrieben werden [Teubner 1992]. Dabei werden hohe Krafterflüsse über anatomisch günstige Hebelarme, zugadaptierte Bänderapparate und knorpelige gedämpfte Lager vermindert und in kleine Bewegungen transformiert [Teubner 1992, Teubner 1993, Meißner 1996, Tscherne 1998].

Zwischen den drei knöchernen Anteilen des Beckenringes existieren regelhaft keine direkten knöchernen Verbindungen. Die einwirkenden Kräfte werden über gelenkige Verbindungen wie in Kapitel 2.1.1 beschrieben weitergeleitet. Die geschlossene

Bewegungskette ist folglich in den drei Gelenken mit Symphyse und den beiden Iliosakralgelenken mobil und stellt somit ein Art räumliches Getriebe dar (Abb. 2.2.1.1). Unter dynamischen Gesichtspunkten arbeitet das Becken nicht nur als "Raumgetriebe" sondern zusätzlich auch als "Schwinger" mit den Aufgaben der Schwingungstilgung und Filterung stoßförmiger Impulse [Teubner 1992, Meißner 1996].

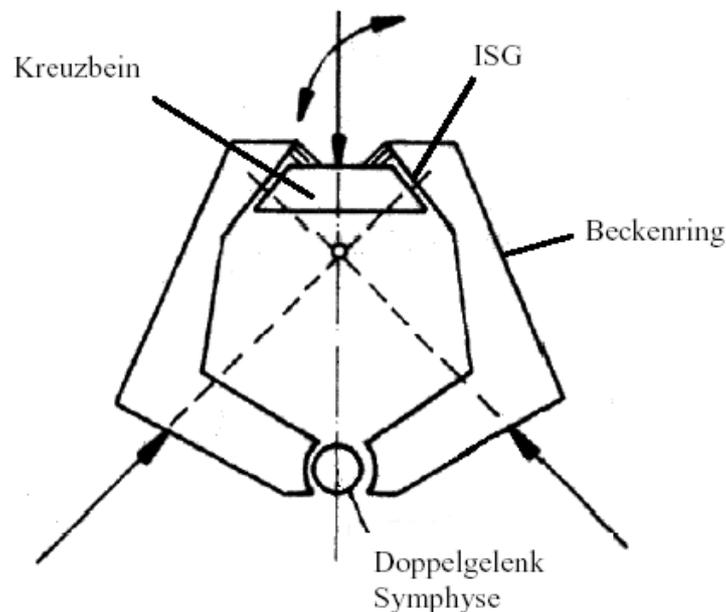


Abb. 2.2.1.1 Kinematische Abstrahierung des Beckens als „räumliches Getriebe“ modifiziert nach Teubner 1992

Die Kraftübertragung wird im Zweibeinstand als Druck von cranial zentralisiert über die Wirbelsäule auf das Sakrum geleitet. Der dort eingeleitete Kraftfluss differenziert sich als Zugkomponente auf die caudalen Anteile und als Druckkomponente auf die cranialen Anteile der ISG`s (Abb. 2.2.1.2) [Teubner 1992, Teubner 1993]. Der sakroiliakale Bandapparat stabilisiert hierbei als straffe Verbindung.

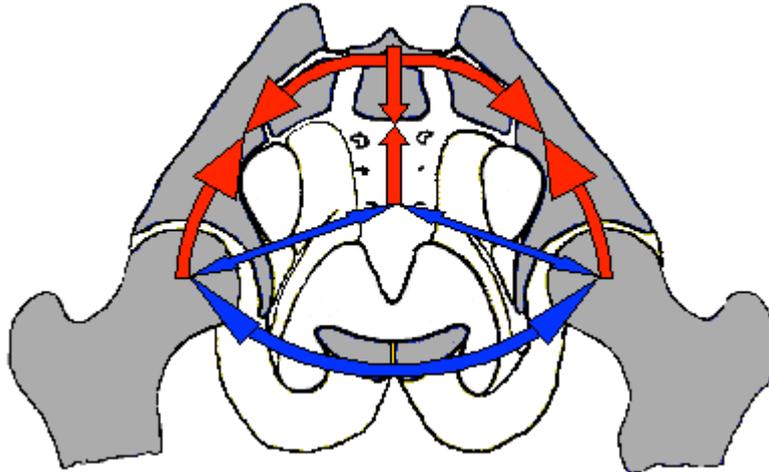


Abb. 2.2.1.2 Kraftverteilung im Zweibeinstand frontal unter axialer Krafteinleitung modifiziert nach Kapandji

Bei axialer Belastung bilden die Iliosakralgelenke in der Frontalebene des Beckens einen nach unten offenen Winkel. Dadurch wird das Sakrum zwischen beiden Beckenschaufeln eingekeilt, wobei sich der Druck im ISG erhöht. Unter statischen Bedingungen werden die beiden Iliosakralgelenke infolge der Hebelübersetzung des Beckens etwa mit $2/3$ der nach caudal einfließenden Kraft belastet, wobei $1/3$ als Zugkraft über die Symphyse aufgenommen wird [Rauber/Kopsch 1998]. Im gesunden Becken ist das Os sakrum über mehrere Bandstrukturen an den hinteren Darmbeinkämmen straff-federn fixiert, wobei diese ligamentären Verbindungen einer Drehbewegung der Sakrums entgegenwirken. In den ISG's finden aufgrund der Amphiarthrosen folglich nur Bewegungen mit äußerst geringer ROM (Range of motion) statt. Diese minimale Mobilität in den ISG's ist allerdings für die Elastizität des Beckenrings von entscheidender Bedeutung.

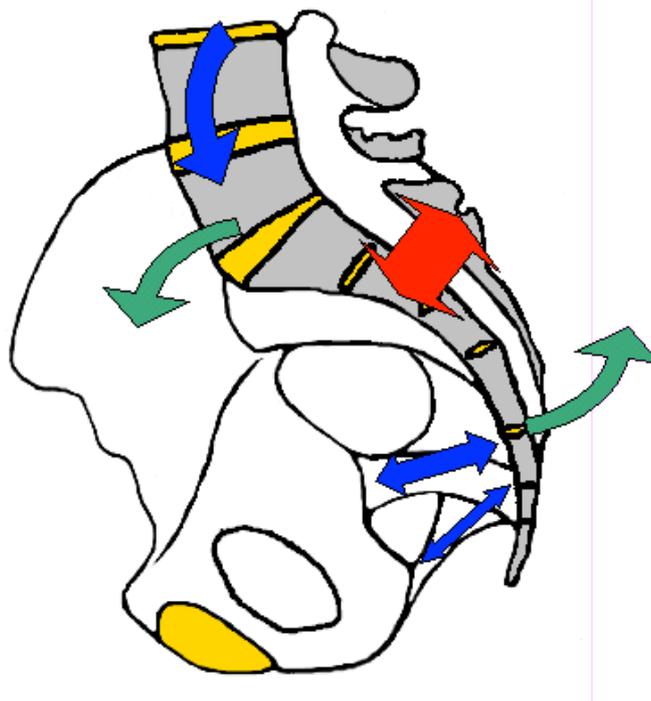


Abb. 2.2.1.3 Bewegung des Sakrum bei Belastung im Zweibeinstand seitlich unter axialer Krafteinleitung modifiziert nach Putz 1992

Auf die Iliosakralgelenke wirken bei Belastung sowohl eine Translationskomponente, als auch ein Drehmoment. So kommt es zu einer Verschiebung mit gleichzeitiger Rotationsbewegung um eine imaginäre Achse in der Frontalebene, auch Nutation genannt. Dabei bewegen sich die kranialen Anteile des Sakrums nach ventrokaudal und es kommt durch eine Anspannung der Ligamenti sacroiliacae dorsaliae zu einer Kompression der Gelenkflächen des ISG [Pohlmann 1993]. Die hierbei auftretende Rotationsbewegung wird durch die straffen distalen Bandverbindungen des Beckenbodens mit dem Ligamentum sacrotuberale und dem Ligamentum sacrospinale, in Kombination mit den Ligamenti sakroiliakale anteriora, interossea et dorsalia abgebremst und auf ein Minimum reduziert [Pohlmann 1998]. Unterstützend in der Minimierung der Rotationsbewegung wirken neben den distalen Bandverbindungen des Beckenbodens zusätzlich die hier ansetzenden Muskeln mit M. gluteus maximus, M. piriformis und Caput longum des M. biceps femoris.

Die Angaben bezüglich des Ausmaßes der Translations- und Rotationsbewegungen schwanken und hängen von einer Vielzahl verschiedenster Parameter, wie beispielsweise Alter, Geschlecht, Verzahnungsgrad der Iliosakralgelenke und nicht zuletzt der einwirkenden Last ab. Die Rotationsbewegungen werden in der Literatur mit Größenordnungen von 2° - 12° angegeben, während die Translationsbewegungen mit 2 mm – 26 mm beschrieben werden [Pohlmann 1998].

Neben den beschriebenen Translations- und Rotationsbewegungen des hinteren Beckenrings kommt es zu gleichzeitigen Ausgleichsbewegungen in der Symphyse.

Bereits frühe Theorien zur Belastung der Beckenfugen gingen davon aus, dass die Symphyse bei Belastung aus Zug und Druck beansprucht wird [Pauwels 1965]. Pauwels entwickelte daraufhin zunächst ohne experimentelle Ansätze ein Modell der Belastung der Beckenfugen im Zweibeinstand und im Einbeinstand. Im Zweibeinstand kommt es demzufolge zu einer Zugbeanspruchung in der Symphyse. Entsprechend dem Pauwels-Modell entsteht im Einbeinstand des zentral belasteten Beckens durch das Gewicht des Oberkörpers und den Zug des unbelasteten Beins eine Druckbelastung in der Symphyse (Abb. 2.2.1.2).

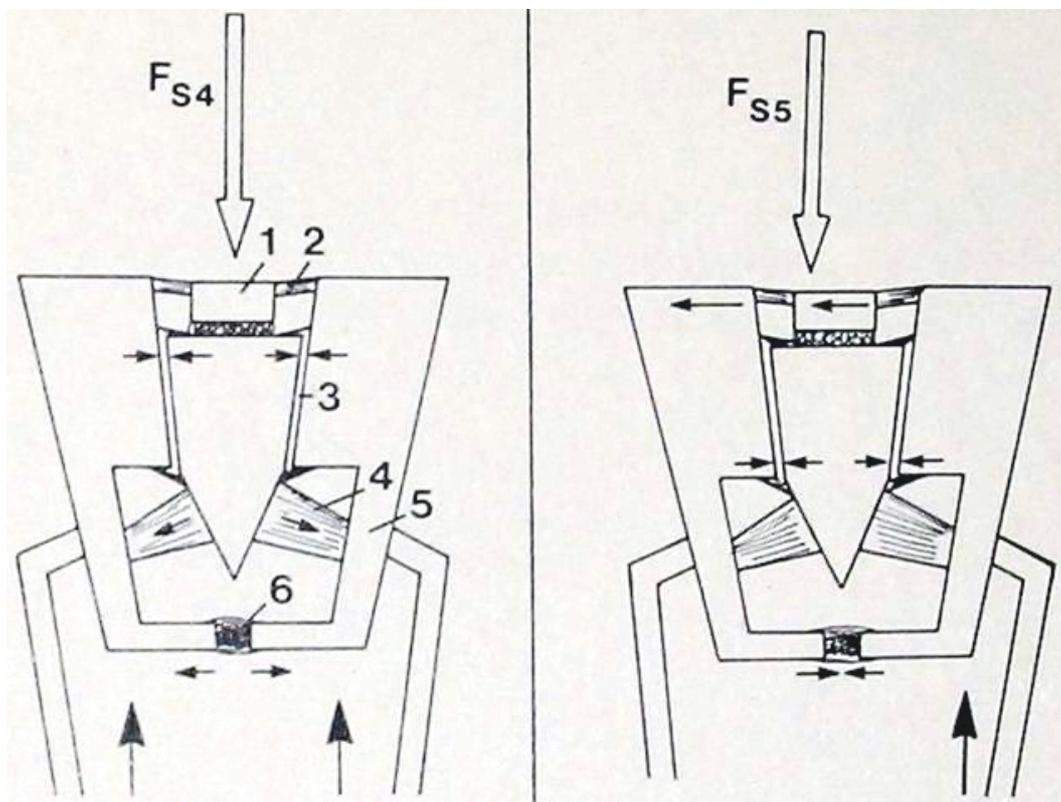


Abb. 2.2.1.4 Pauwels-Model der Beckenfugenbelastung links im Zweibeinstand, rechts im Einbeinstand mit nach kontralateral verschobener Krafteinleitung

Im Rahmen des Gehens und des dynamischen Stehens findet es hier folglich ein Intermittieren von Druck- und Zugkräften [Putz 1992, Pauwels 1965].

2.2.2 Biomechanik des Beckens im Gangzyklus

Trotz intensiver Studien zum menschlichen Gang und zahlreicher bereits gewonnener Erkenntnisse wird in der Literatur deutlich, dass der menschliche Gang in seinen Abläufen und seiner Multimodalität äußerst komplex ist.

Der physiologische Gang ist durch eine Aneinanderreihung von Schritten gekennzeichnet. Als Gangzyklus wird in der Literatur weitgehend die Zeit zwischen dem ersten Kontakt des Fußes mit dem Boden und dem darauf folgenden Kontakt des gleichen Fußes festgelegt. Der Gangzyklus wird grob in die Zweibeinstandphase, die Einbeinstandphase und in die Schwungphase gegliedert. In der Einbeinstandphase befindet sich der Fuß des zu analysierenden Beines auf dem Boden, und in der Schwungphase schwebt der Fuß, um die eigentliche Fortbewegung in Raum und Zeit einzuleiten. Befindet sich das linke Bein in der Einbeinstandphase, dann ist das rechte Bein in der Schwungphase und umgekehrt. Dieser bipedale Gangzyklus wird durch Doppelstützphasen zwischen den Einbeinstandphasen unterbrochen. Die Doppelstützphase beschreibt in der Statik den Zweibeinstand. Die Phasen weisen unterschiedliche Zeiten in der Dauer auf, so dass die Dauer der Phasen umgekehrt proportional zu der Ganggeschwindigkeit ist [Perry 2003].

Während der Standphase haben zunächst beide Beine, dann das eine Bein Kontakt mit dem Boden. Dies entspricht einer Doppelstandphase-Einzelstandphase, gefolgt von einer erneuten Doppelstandphase. Nach der zweiten Doppelstandphase geht das Bein in die Schwungphase über. Es hat dann keinen Kontakt mit dem Boden und wird zum nächsten Standpunkt bewegt. Danach beginnt der ganze Laufzyklus erneut. Die Standphasen nehmen etwa 60% des Gangzyklus ein.

Die Schwungphase des unbelasteten Beins ist für das rein mechanische Fortkommen nicht relevant. Sie ist aber notwendig, um das Schwungbein zum nächsten Standpunkt zu führen, ein Gegengewicht zum Balanceausgleich zu gewährleisten und nimmt ca. 40% des Gangzyklus ein [Perry, 2003; Whittle, 1991; Winter, 1987].

Aus biomechanischer Sicht sind während eines kompletten Gangzyklus folgende Bewegungsabläufe am Achsenskeletts zu unterscheiden [Beckers/Deckers 1997]:

- **Vertikale Körperschwerpunktverlagerung**
- **Laterale Körperschwerpunktverlagerung**
- **Beckenrotation**
- **Axiale Rotation**
- **Bewegung des Beckens bezogen auf die Horizontale**
- **Fuß- und Sprunggelenksbewegung**
- **Armbewegung**

Zur Annäherung an einen realistischen Bewegungsablauf lässt sich also ein Gangzyklus als Wechselbelastung zwischen dem Einbeinstand ipsilateral, dem Zweibeinstand und dem Einbeinstand kontralateral darstellen. Rückschlüsse von diesen statischen Situationen stellten bereits 1973 die Basis für das Schwerelinienmodell von Pauwels dar. Hierbei geht Pauwels von einer Schwerelinie im Zweibeinstand in der Mediosagittallinie aus, während es im Einbeinstand zu einer Verschiebung der Schwerelinie auf die entlastete Seite im Verhältnis von 4:1 bezogen auf die Adduktorenmuskulatur kommt (Abb. 2.2.2.1) [Pauwels 1973].

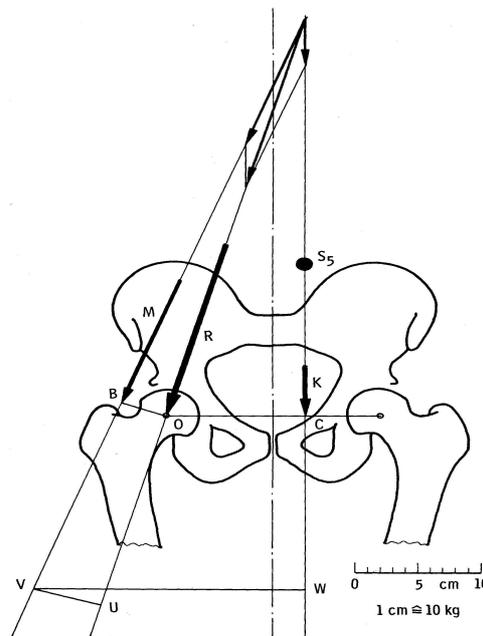


Abb. 2.2.2.1 Modell Pauwels der Kräfte am Hüftgelenk im rechtsseitigen Einbeinstand mit nach kontralateral verschobener Krafteinleitung (Pauwels 1973)

Das Pauwels-Modell beschreibt hierbei tatsächlich eine rein statische Standsituation ohne auf eine dynamische Gangsituation zu schließen.

Dieses Modell wurde aber 1987 nach neuen biomechanischen Berechnungen von Möser und Hein angezweifelt und abgeändert. Es resultiert eine Modifikation des Pauwels-Modell, welches als Grundlage für die axiale Krafteinleitung im weiteren Versuchsaufbau verwendet werden soll. Nach diesem Modell befindet sich die Schwerelinie sowohl im Zweibeinstand als auch im Einbeinstand in der Mediosagittallinie. Im Gegensatz zu dem Modell von Pauwels kommt es im Einbeinstand zu keiner relevanten Verschiebung der Schwerelinie durch ein Abkippen des Beckens nach kontralateral. Im dynamischen Gangzyklus wird hierbei von einer nahezu horizontalen Lage des Beckens in Stand- und Schwungphase ausgegangen, wobei der Rumpf über die Glutealmuskulatur auf die Schwerelinie bezogen einen Gewichtsausgleich nach ipsilateral schafft (Abb.2.2.2.2) [Möser 1987 a, Möser 1987 b, Endler 1980].

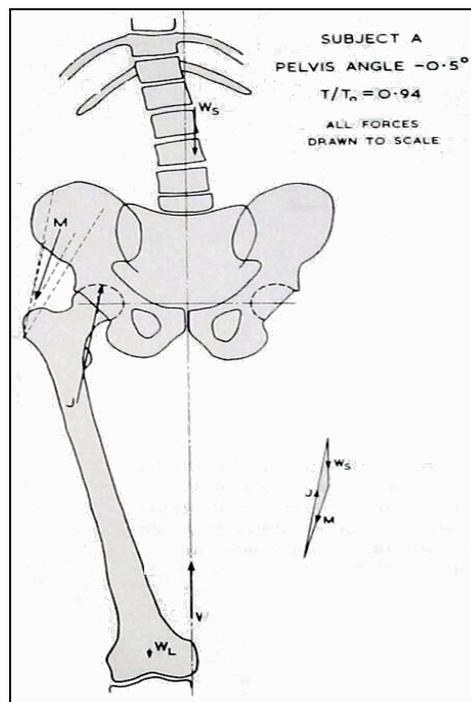


Abbildung 2.2.2.2 Rechtsseitiger Einbeinstand mit Lastausgleich (Möser 1987)

Während der Standphase des belasteten Beines besteht ein Gleichgewicht zwischen der abduzierenden Muskelkraft (vor allem M. gluteus medius) und der auf das

Becken einwirkende Körperlast in der Waagerechten, auch wenn die Hebelarme für beide Kräfte sehr unterschiedlich sind. Klinisch beobachtet man oft sogar eine leichte Anhebung der nicht belasteten Seite. Ein Absinken der entlasteten Seite im Einbeinstand findet sich klinisch eigentlich nur bei einer Insuffizienz der abduzierenden Muskulatur des Standbeins.

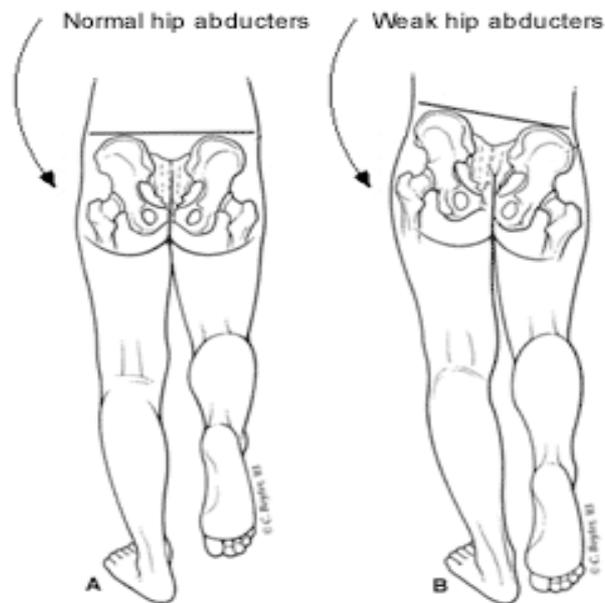


Abb. 2.2.2.3 Einbeinstand rechts modifiziert nach Rössler/Rüther 2005; A: Normaler Einbeinstand, B: Insuffizienz der Abduktoren rechts (Trendelenburgzeichen)

Dieses Absacken des Beckens mit daraus resultierendem „Watschelgang“ wird als Trendelenburg-Phänomen beschrieben. Verlagert sich hierbei gleichzeitig der Oberkörper zur belasteten Seite hin, um den Lastarm zu verkürzen, spricht man vom Duchenne-Zeichen (Abb. 2.2.2.3) [Rössler/Rüther 2005]. Eine Verschiebung der Schwerelinie zur unbelasteten Seite im Einbeinstand entspricht folglich nicht dem physiologischen Gangbild, sondern ist eher als pathologisch zu werten. Aus diesem Grund werden in den weiteren Versuchsaufbauten alle Belastungssituationen über eine mediosagittale Krafteinleitung durchgeführt.

2.3 Extremitätenerhaltende Tumorchirurgie

Die Prognose bei Erkrankungen mit malignen Knochentumoren hat in den letzten zwei Jahrzehnten einen entscheidenden Wandel erfahren. Noch in den 70-er Jahren

betrug die 5-Jahresüberlebensrate noch unter 20 Prozent, während heute fast 80 Prozent der Patienten eine Erkrankung an einem malignen Knochentumor über mehr als 5 Jahre überleben. Diese Erfolge basieren auf den besseren Kenntnissen der Biologie und des klinischen Verhaltens von malignen Knochentumoren. Die engere, interdisziplinäre Kooperation von Orthopäden, Plastikern, Pathologen, Onkologen, Strahlentherapeuten und Radiologen ermöglichte in den letzten Jahren neue Therapieansätze [Winkelmann 1999, Ulmer 2004, Hefti 1993]. Deutlich verbesserte radiologische Diagnostik, aber auch neue Möglichkeiten in der Endoprothetik schufen die Grundlage für immer radikalere Operationstechniken. Aufgrund der anatomischen Begebenheiten, der Lagebeziehung zu benachbarten Organstrukturen und der daraus erschwerten, therapeutischen Optionen stellte die Behandlung von Tumoren des knöchernen Beckens eine besondere Herausforderung an die operative Orthopädie dar.

Bis in die 70er Jahren bestand die operative Behandlung von Tumoren im knöchernen Becken in der klassischen amputierenden Hemipelvektomie, bei der das Bein mit der betroffenen Beckenhälfte entfernt wurde [Enneking/Dunham 1978, Enneking 1986]. Anfang des letzten Jahrhunderts wurde dieses Verfahren erstmals von Trendelenburg beschrieben. In den folgenden Jahren und Jahrzehnten wuchsen die Bestrebungen, eine extremitätenerhaltende Resektion durchzuführen, und soweit möglich, die entfernten Knochenanteile zu ersetzen [Carter 1990, Gradinger 1993, Shih 1993, O`Conner 1989].

2.3.1 Grundlagen und Epidemiologie

Bösartige Knochentumore treten im Vergleich zu anderen malignen Tumoren eher selten auf. Männer sind im Allgemeinen häufiger als Frauen betroffen. Lediglich bei 0,3% - 0,5% aller Neoplasien handelt es sich bei Männern um einen bösartigen Knochentumor, während bei Frauen der Anteil nur bei 0,2% - 0,3% liegt. Die Inzidenz liegt je nach Geschlecht bei 0,6-1,6/100.000 Neuerkrankungen pro Jahr [Dahlin 1986, Larson 1974]. Von den malignen Knochentumoren liegt das Osteosarkom mit einem Anteil von 35% - 48% an erster Stelle, gefolgt von dem Chondrosarkom mit 20% - 26% und dem Ewing- Sarkom mit 10% - 16% [Dahlin 1986, Larson 1974, Melcher 1987]. Das Osteo- und das Ewing-Sarkom gehören zu den malignen

Tumoren, die bevorzugt im Kindes- und Jugendalter auftreten, hingegen zeigt das Chondrosarkom einen Inzidenz-Peak in der sechsten Lebensdekade [Campanacci 1990, Link 1993, Gradinger 1989]. Das Osteo- und das Ewing-Sarkom haben von allen kindlichen Neoplasien das höchste mediane Alter und treten gehäuft zwischen dem 10. und 20. Lebensjahr auf [Dominikus 2009]. Osteo- und Ewingsarkom finden sich bei ca. 4,5% - 5,5% aller kindlichen, malignen Veränderungen, während das Chondrosarkom weniger als ein Promille aller adulten Neoplasien ausmacht. Bei jungen Erwachsenen unter 25 Jahren stehen maligne Knochentumore aus dem leukämischen - und dem lymphatischen Formenkreis an dritter Stelle [Link 1993, Grundmann 1990].

In selteneren Fällen sind aber auch Metastasen, sekundäre Osteosarkome nach Radiatio oder Morbus Paget, aber auch Histiozytome, Lymphome, Rhabdomyosarkome oder Fibrosarkome im Becken lokalisiert [Gradinger 1989].

Maligne Knochentumore weisen zumeist eine ungünstige Prognose auf, da sie dazu neigen, sich initial häufig ohne spezifische Symptome zu manifestieren und sich vor Erstdiagnose lange ungehindert im Becken ausbreiten [Porsch 1999, Kawai 1998, Ham 2000]. Aufgrund der schwierigen lokal-therapeutischen Möglichkeiten stellen diese Tumore trotz ihrer Seltenheit eine große Herausforderung für die Orthopädie dar [Falkinstein 2008, Mittelmeier 1997]. Für lange Zeit galt die radikale Amputation als Therapie der Wahl bei lokal aggressiven Malignomen des Beckens [Enneking/Dunham 1978]. Die medizinischen Fortschritte in den einzelnen Disziplinen der letzten Jahre eröffnete jedoch neue Therapiemöglichkeiten [Hugate 2006, Rechl 1993]. Mit deutlich verbesserter radiologischer Diagnostik präoperativ, multimodalen Behandlungskonzepten mit adjuvanten- und neoadjuvanten Ansätzen und nicht zuletzt verbesserter Implantattechnologie ergaben sich in den vergangenen 20 Jahren neue Optionen in der Behandlung. Vor allem die bildgebenden Verfahren wie Kernspintomographie, Positronenemissionstomographie, Skelettszintigraphie und Computertomographie mit Biopsieoptionen ermöglichen heute eine frühzeitigere Diagnosesicherung und erleichtern ein exaktes, präoperatives Staging [Ozaki 1999, Carter 1990, Shih 1993, Handels 2001]. Aufgrund der komplexen anatomischen Verhältnisse kommt der präoperativen Bildgebung ein großer Stellenwert zur Abschätzung der Tumorausdehnung, Infiltrationsausmaß und damit der Operabilität

zu [Gradinger 1993, Handles 2001]. Die Möglichkeiten einer neoadjuvanten Chemotherapie, nach Entität in Kombination mit einer Radiatio, schaffen die Option eines präoperativen Tumorregresses und auf ein operatives Vorgehen. [Bielack 1989]. Zur Rekonstruktion des Beckens und des Hüftgelenks nach Resektion sind in den letzten Jahren mehrere Techniken entwickelt worden, um die Funktionsfähigkeit der unteren Extremität zu erhalten [Dominikus 2009, Tunn 2007, Gradinger 1989, Ham 2000].

In der Literatur finden sich verschiedenste Möglichkeiten und Entwicklungsansätze, wobei über die Verwendung von „fresh frozen“ Allografts [Yasko 1995, Jaiswal 2008] oder Autografts, sowie die Reimplantation von devitalisierten autogenen Resektats [Harrington 1992] bisher zum Teil noch wenig Erfahrung gesammelt wurde.

Es existieren Möglichkeiten zur Rekonstruktion durch Allo- und Autograftinterponate mit unterschiedlichen prothetischen Unterstützungen [Gradinger 1993, Nielsen 1985 Van der Lei 1992, Aydinli 2006, Kitagawa 2006, Jaiswal 2008]. Bei der Wahl der chirurgischen Behandlung müssen viele unterschiedliche Faktoren, wie Lokalisation, Größe und Ausdehnung des Tumors, Metastasierung, Strahlensensibilität, Ansprechen auf Chemotherapie/Responding beachtet werden. Selbstverständlich spielen bei der Entscheidung über das chirurgische Vorgehen auch die individuellen Patientenvorgaben, wie das Alter, das Knochenwachstum und die Lebensweise eine wichtige Rolle. Eine eindeutige Empfehlung der verschiedenen Fachgesellschaften hinsichtlich eines chirurgischen Behandlungskonzeptes ist bisher noch nicht möglich [Linkl 1993, Winkelmann 1997, Mutschler 1987, Schwartz 2009, Gradinger/Rechl 2004b, Dominikus 2009].

2.3.2 Möglichkeiten und Grenzen der Tumorchirurgie des Beckens

Eine Grundvoraussetzung zur Planung einer operativen Versorgung muss der Anspruch sein, eine Verbesserung der Prognose und der postoperativen Lebensqualität zu erzielen. Von Ausnahmen abgesehen ist es das Ziel der operativen Therapie, den Tumor vollständig zu entfernen. Erhebliche Bedeutung kommt hierbei der präoperativen Eingriffsplanung bezüglich der Tumorausdehnung zu.

Bereits 1977 begann Enneking mit der Entwicklung von Möglichkeiten der Stadieneinteilungen, um maligne Läsionen des Bewegungsapparates besser klassifizieren zu können [Enneking 1978]. Nach einer Modifikation 1980 fand sein System rasche Verbreitung und wird heute in der Tumororthopädie als Standard angesehen. Es berücksichtigt nicht nur die wesentlichen prognostischen Faktoren, sondern bildet auch die Grundlage für adjuvante Therapieentscheidungen oder Ergebnis-Kontroll-Studien (Abb. 2.3.2.1) [Dürr 2004, Enneking 1980].

Stadium	Grading	Ausdehnung	Metastasen
I A	G I	intrakompartimental	M 0
I B	G I	extrakompartimental	M 0
II A	G II-III	intrakompartimental	M 0
II B	G II-III	extrakompartimental	M 0
III A	G I-III	intrakompartimental	M I
III B	G I-III	extrakompartimental	M I

Tab. 2.3.2.1 Stadieneinteilung maligner Läsionen des Bewegungsapparates nach Enneking 1984

In diesem System werden die malignen Knochentumoren in drei Stadien unterschieden:

- I → niedrig-maligne Läsionen ohne Metastasen,
- II → hoch-maligne Läsionen ohne Metastasen und
- III → hoch- oder niedrig-maligne Läsionen mit Vorliegen von Metastasen

Bei intrakompartimentaler Ausdehnung der Neoplasie spricht man von einer I A, II A oder III A Läsion. Eine extrakompartimentale Ausbreitung wird mit B gekennzeichnet. Da bei Stadium-I-Läsionen sowohl die Rezidivrate, als auch die Wahrscheinlichkeit der Metastasierung gering ist, sollte mindestens ein *weiter* Resektionsrand erreicht werden (Abb. 2.3.2.2). Stadium-II-Läsionen, welche ein höheres Risiko zur Metastasierung und Rezidivierung haben, sollten wie bereits erwähnt, *radikal* entfernt werden. Gegebenenfalls kann auch eine *weite* Resektion mit adjuvanter Therapie in

Betracht gezogen werden [Enneking1984]. Neben dem unterschiedlichen chirurgischen Vorgehen bei den einzelnen Stadien ist auch die Notwendigkeit einer adjuvanten Therapie stadiendifferenziert zu beurteilen. Die Einstufung des Tumors und die Beachtung der Resektionsränder können dann genaueren prognostischen Aussagen dienen und den Austausch und Vergleich von Daten erleichtern [Gradinger/Rechl 2004 a, Gradinger/Rechl 2004 b].

In Abhängigkeit vom jeweiligen Stadium definierte Enneking 1984 Richtlinien für die anzustrebende Resektionsgrenze (Abb. 2.3.2.2). Hiernach ist bei Tumorresektionen zu beachten, dass je nach Malignitätsgrad und Ausdehnung der Neoplasie ein angemessener Abstand zwischen der Läsion, seiner Ausläufer und dem Resektionsrand besteht. Die bei der Tumorentfernung erreichten Resektionsränder werden nach Enneking in vier Kategorien eingeteilt [Enneking, 1984].

	Resektionsebene	Pathologisches Ergebnis
Intraläsional	Intrakapsulär	Resektionsrand im Tumor
Marginal	Extrakapsulär, aber im begleitenden reaktiven Gewebe	Reaktives Gewebe, evtl. mit Satellitenläsionen des Tumors
Weit	Außerhalb des reaktiven Gewebes mit 2-3 cm	Tumorfreier Resektionsrand
Radikal	Extrakompartimentel	Tumorfreier Resektionsrand

Tab. 2.3.2.2 Resektionsgrenzen bei malignen Knochentumoren nach Enneking 1984

Demnach wird von einer intraläsionalen Tumorentfernung gesprochen, wenn sich der Resektionsrand, beziehungsweise die Amputationsgrenze in der Läsion befindet und mikroskopisch oder markoskopisch Tumorgewebe nachgewiesen werden kann. Als marginal wird eine Resektion beschrieben, wenn sich die Grenze noch in der reaktiven Zone des Tumors befindet und mikroskopisch reaktives Gewebe oder Mikrosatellitentumoren zu sehen sind. Ein intrakompartimentaler Resektionsrand, der außerhalb der reaktiven Zone im normalen Gewebe liegt, wird als weit bezeichnet. Dort findet man mikroskopisch normales, gesundes Gewebe. „Skip“-Läsionen werden dabei gelegentlich nicht mit erfasst. Skip-Läsionen stellen hierbei

Absiedlungen des Tumors in den befallenen Kompartimenten ohne direkten Kontakt zum Primarius dar. Radikal wird deshalb ein Operationsverfahren nur bezeichnet, wenn eine komplette Entfernung der befallenen Kompartimente erfolgt und sich der Resektionsrand demnach extrakompartimental im gesunden Gewebe befindet [Enneking, 1978]. Vor allem bei hochmalignen Sarkomen kann das umgebende Gewebe Ausläufer des Tumors oder Skip-Läsionen enthalten, so dass marginale und weite Ränder zum Teil tumorfrei erscheinen und eine R0-Resektion vermuten lassen. Abgesehen von Fernmetastasen kann lediglich ein radikaler Resektionsansatz verlässlich tumorfrei sein. Da Skip-Läsionen aber relativ selten vorkommen und heute durch eine verbesserte Diagnostik frühzeitig erkannt werden können, ist eine radikale Resektion bei einem malignen Tumor, insbesondere wenn die Möglichkeit einer adjuvanten Therapie besteht, nicht zwangsläufig notwendig [Enneking, 1984; Nilsson 1984, Grading/Rechl 2004 a].

Zur weiteren Klassifikation teilt Enneking das knöcherne Becken in drei Bereiche auf, wodurch der Funktionsverlust, die Resektionsgrenzen und der Substanzverlust bei Resektionen besser beschrieben werden kann [Enneking 1978] (Abb. 2.3.2.3).

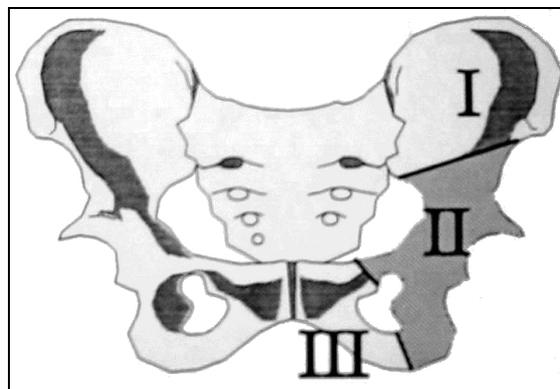


Abb. 2.3.2.3 Lokalisation der Beckentumore nach Enneking [Enneking 1978]

Zur Verwendung kommen heute hauptsächlich die zwei nach Enneking modifizierten Klassifikationen von Beckentumoren nach Dunham (Abb. 2.3.2.4) [Dunham 1978] und Hoffmann (Abb. 2.3.2.5) [Hoffmann 1999]. Übertrifft die Tumorausdehnung eine einzelne Komponente werden in den Klassifikationen nach Dunham und Hoffmann die Nummerierungen kombiniert. Eine zusätzliche Subklassifizierung A und B nach Hoffmann gibt klinisch Auskunft über die erhaltene oder beeinträchtigte Funktion der Abduktorenmuskulatur [Hoffmann 1999].

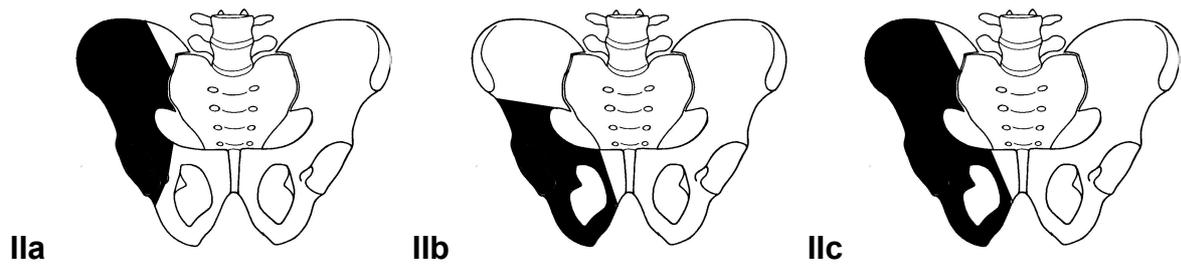


Abb. 2.3.2.4 Variationen der Typ II Resektion nach Enneking (modifiziert nach Dunham)

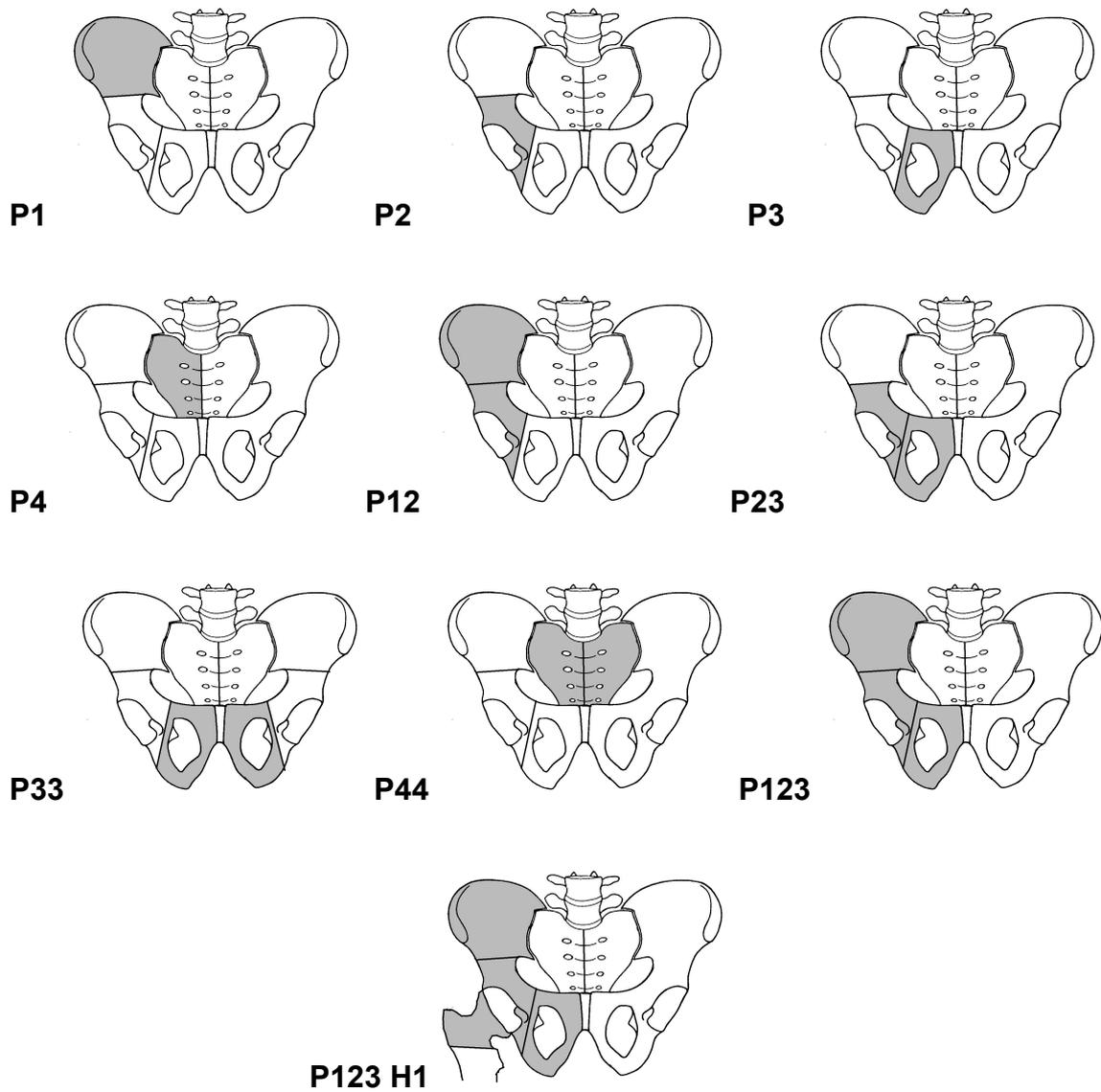


Abb. 2.3.2.5 Lokalisation der Beckentumore nach Enneking (modifiziert nach Hoffmann 1999)

Bei malignen Knochentumoren sollte, wie bereits oben erwähnt, soweit möglich immer eine weite oder radikale Resektion angestrebt werden. Aufgrund eines guten Ansprechens auf eine Radio-Chemo-Therapie, stellt hier lediglich das Ewing-Sarkom in jugendlichen Jahren eine Ausnahme dar. Ansonsten findet sich bei marginalen Resektionen eine Lokalrezidivrate von zwischen 60% - 90% [Dürr 2004] und sollte nur in Ausnahmefällen ein adäquates Vorgehen darstellen.

Die Problematik der Resektion besteht in der Anforderung unter der nötigen onkologischen Radikalität eine ausreichende Funktionalität zu erreichen. Die Frage nach einer extremitätenerhaltenden Operation stellt sich deswegen nur, falls eine R0-Resektion erzielt werden kann oder wenn eine externe Hemipelvektomie kein radikales onkologisch korrektes Ergebnis erhoffen lässt [Mittelmeier 1997].

Die Indikation, sowie die geplante Rekonstruktionsmethode sollten individuell an den Patienten und die jeweiligen anatomischen Strukturen angepasst werden [Gradinger/Rechl 1989, Wong 2007, Handels 2001]. Bezüglich der Tumordinfiltrationstiefe gelten das ISG, die Infiltration oder die Überschreitung der Symphyse, die Infiltration nach Gefäß- oder Nervensystem und die Infiltration von Peritoneum oder Blasenwand als kritische Zonen, da onkologische Resektionen in diesem Bereich sehr schwierig oder nicht mehr durchzuführen sind. Eine extremitätenerhaltende Resektion ergibt ebenfalls nur Sinn, falls die erhaltene Extremität auch postoperativ als funktionstüchtig zu erwarten ist. Hierzu gilt es besonders im Rahmen der präoperativen Diagnostik eine Beteiligung von Nervus ischiaticus, Arteria iliaca und Vena iliaca sicher auszuschließen [Gradinger 1997, Mittelmeier 1993].

Die Indikation zur inneren Hemipelvektomie besteht bei primären Knochentumoren mit kurativem Therapieansatz, falls durch eine externe Hemipelvektomie keine größere Radikalität erzielt werden kann [Mittelmeier 1997]. Wie bereits erwähnt, kann in Einzelfällen ein palliativer Therapieansatz mit marginaler, oder sogar intraläsionaler Tumorsektion vertretbar sein, sofern zur lokalen Tumorsektion wirksame adjuvante Therapiemethoden zur Verfügung stehen, durch Resektion einer solitären Metastase ein R0-Status erreicht werden kann, oder ohne operative Intervention eine deutliche Verschlechterung des Befundes gesichert ist. Dies ist zum Beispiel der Fall bei pathologischen Frakturen, drohendem Gelenkeinbruch oder bei

nicht beherrschbarer Schmerzsymptomatik, solange eine gute Konstitution und akzeptable Prognose bestehen. Das Hauptziel ist hier eine rasche und suffiziente Sanierung der Metastase oder der pathologischen Fraktur, um dem Patienten für die restliche Überlebenszeit ein möglichst hohes Maß an Lebensqualität zukommen zu lassen [Gradinger/Rechl 1989, Mittelmeier 1997, Hugate 2006, Schwartz 2009].

Weitere Kriterien für die jeweilige operative Vorgehensweise sind das Lebensalter, die Erwartungshaltung des Patienten, sowie die postoperative zu erzielende Funktionalität der unteren Extremität. Es sollte mindestens eine postoperative Überlebensdauer von 12 Monaten bestehen, wobei die Operation nicht aus rein palliativen Gesichtspunkten durchgeführt werden sollte [Mutschler 1987]. Voraussetzung für die lokale Resektion und die Rekonstruktion ist generell eine ausreichende Weichteildeckung und ein gutes zu erwartendes funktionelles Ergebnis. Zur Rekonstruktion der zum Teil erheblichen Resektionsdefekte sind verschiedene Verfahren möglich, welche alle mit spezifischen Vor- und Nachteilen verbunden sind.

- Resektionsarthrodesen

Arthrodesen des Hüftkopfes mit der Restpfanne sind als rekonstruktive Maßnahmen nach kompletter Darmbeinresektion beschrieben worden [Enneking, 1978; Enneking, 1983c]. Der Vorteil der Resektionsarthrodesen liegt in ihrer schmerzfreien Dauerbelastbarkeit, wobei jedoch wegen der geringen Kontaktflächen der Resektionsenden der knöchernen Durchbau schwierig zu erzielen ist und Pseudoarthrosen resultieren. Ein deutlicher Nachteil ergibt sich allerdings aus der Beinlängenverkürzung und der fehlenden Beweglichkeit im Hüftgelenk. Statt einer iliofemorale Arthrodesen werden gelegentlich auch ischiofemorale Arthrodesen und primäre, iliofemorale Pseudoarthrodesen angestrebt [Winkelmann 1995]. Diese Methoden stellen besonders auch für junge Patienten eine zuverlässige Rekonstruktion dar.

- Endoprothesen und Allografts

Die Rekonstruktion des knöchernen Defektes mit Prothesensystemen ist nach Resektion besonders in der Acetabularregion [Winkelmann, 1995; Gradinger, 1993] oder nach innerer partieller oder totaler Hemipelvektomie indiziert [Tunn 2007, Falkenstein 2008]. Dabei werden zunehmend maßgefertigte Spezialendoprothesen

mit unterschiedlichen Anteilen an modularen Standardbauteilen verwandt [Gradinger 1997, Guo 2007, Wong 2007, Bastian 2003, Eckardt 2000]. Standardprothesen oder Sattelprothesen traten im Laufe der Entwicklung der Prothesentechnik zunächst in den Hintergrund, werden allerdings heute von einigen Kliniken unter speziellen Voraussetzungen wieder etabliert und sollen eine gute Funktionalität zeigen [Kitagawa 2006, Fu 2007; Menendez 2009]. Die Patienten sollten allerdings potentiell kurabel sein oder eine ausreichende Lebenserwartung bei guter körperlicher Konstitution haben [Mutschler, 1987; O'Connor, 1989]. Die Dauer der postoperativen Ruhigstellung muss sich nach der Stabilität des Beckenteilersatzes richten um Luxationen oder periprothetische Frakturen zu vermeiden [Winkelmann, 1995, Schwartz 2009]. Die Schwachpunkte der prothetischen Versorgung liegen zum einen in der Schwierigkeit, die Prothese stabil an den Restknochen zu fixieren [Gradinger, 1993], zum anderen besteht im Gegensatz zu Auto- oder Allograft nur eine eingeschränkte Möglichkeit, die zuvor abgelöste Muskulatur am Implantat zu refixieren [Langlais, 1989, Nagoya 2000]. Eine Refixation der Muskulatur kann allerdings zum Teil mit der Verankerung von abgetrenntem Sehnenmaterial mit resorbierbarem Nahtmaterial an Perforationen der Endoprothese erfolgen. Weiterhin ist zu beachten, dass diese Rekonstruktionsmethode nur eingeschränkt vor Erreichen der Skelettreife angewandt werden kann, da es langfristig zu Verlusten der Prothese kommen kann, wenn die optimale Passform der Prothese durch das Knochenwachstum nicht mehr gegeben ist [Ozaki 1998; Winkelmann, 1988]. Da auf längere Sicht auch immer mit einem Verschleiß des Materials gerechnet werden muss, bedient man sich zunehmend dem modularen Endoprothesendesign [Handels 2001, Eckardt 2000, Jaiswal 2008, Falkenstein 2008]. Durch das Baukastenprinzip können einzelne Komponenten ohne Notwendigkeit eines kompletten Prothesenwechsels ersetzt werden. Zu den Komplikationen des prothetischen Ersatzes zählen Materialversagen oder Materiallockerung und die Infektion [Hillmann 2003, Guo 2010, Jaiswal 2008, Tunn 2007].

Insgesamt sind maßgefertigte Spezialendoprothesen von Standard- und Modularsystemen zu unterscheiden. Am Anfang der Entwicklung von Prothesensystemen nach Beckenresektionen wurden individuell gefertigte Beckenprothesen nach Röntgenmaßaufnahmen eingesetzt. Diese Prothesen waren allerdings intraoperativ nur schwer zu bearbeiten und nahezu nicht mehr individuell

anformbar, so dass eine Ausrichtung bezüglich der Acetabulumorientierung nur grob gelang. Durch den Einsatz von Polyacetal als Prothesenwerkstoff wurde die intraoperative Bearbeitbarkeit deutlich verbessert, wobei das Problem der Orientierung dadurch jedoch noch nicht gelöst war [Rechl 1993, Rechl 1995]. Erst durch den Einsatz der Computertomographie und der daraus resultierenden Möglichkeit einer maßstabsgetreuen Herstellung eines Beckenmodells entstand die Rekonstruktion mit maßgeschneiderten, anatomisch adaptierbaren Modularendoprothesensystemen [Gradinger 1989]. Die Verknüpfung von computertomographisch gewonnene Daten mit einer automatischen Fräsmaschine ermöglicht heute eine schnelle und äußerst exakte Modellherstellung, so genannte CAM-Systeme = computerassisted manufacturing [Wong 2007, Handels 2001, Guo 2007, Bastian 2003]. Mit Hilfe von Sägeschablonen kann anschließend eine möglichst hohe Resektionsgenauigkeit erzielt werden [Rechl 1993]. Grundsätzliche Unterschiede finden sich bei Beckenprothesen bezüglich der Verankerungsmöglichkeiten. Häufig kamen früher Schraubenverankerungen zum Einsatz, die aber hinsichtlich der Langzeitverwendung keine ausreichende Stabilisierung erzielten [Rechl 1988, Tonner 1979]. Es wurde im Weiteren eine intramedulläre Verankerung entwickelt, welche zunächst nur bei ausreichendem Restilium eingesetzt werden konnte. Heute wird aber mit verbesserter Prothesentechnik eine Verankerung im Os sakrum bei kompletter Iliumresektion angewandt [Gradinger 1993, Mittelmeier 1997, Ozaki 2002, Ascherl 2006]. Zunehmend werden modulare Prothesensysteme verwendet, bei denen nur noch der Verankerungsteil im Os ilium im Sinne des Custom-Made-Prinzips individuell produziert wird [Gradinger 1991, Jia 2008, Guo 2010, Falkinstein 2008, Wong 2007]. Prinzipiell sind diese Verankerungssysteme als zementlose und zementierte Version implantierbar, wobei die individuelle Entscheidung von der Grunderkrankung, der 5-JÜR, der Knochensubstanz und der postoperativen Mobilisierbarkeit abhängig gemacht wird.

Allografts werden nach Resektionen von Teilen des Os ilium mit Unterbrechung des Beckenrings, im Bereich des Acetabulum [Yoshida, 2000] oder nach Resektionen im Bereich des vorderen Beckenringes [Mutschler, 1987; Winkelmann, 1995] zur Überbrückung des knöchernen Defektes genutzt. Je nach Operation stehen

verschiedene Rekonstruktionsmöglichkeiten, wie zum Beispiel Intercalary-Allograft-Rekonstruktion, Intercalary-Allograft-Arthrodesenrekonstruktion, Komposite-Allograft-Rekonstruktion oder osteochondrale Allograft-Rekonstruktion zu Verfügung. Falls erforderlich kann auch in Kombination eine Pfanne in das Kondylenmassiv einzementiert werden. Probleme entstehen nach hohen Iliumresektion häufig mit der muskulären Deckung, so dass eine Verschiebeplastik des Musculus gluteus maximus erforderlich sein kann. Nach vier bis sechs Monaten kann zwar eine schrittweise Belastung des betroffenen Bereiches erfolgen, eine Vollbelastung ist jedoch meist erst nach bis zu 2 Jahren uneingeschränkt möglich [Wuismann, 1997; Yasko, 1995]. Zu berücksichtigende Nachteile dieser Methode sind neben den Knocheninfektionen und Pseudoarthrosenbildung die relativ häufigen Allograftfrakturen [Hernigou, 1993; Rödl, 2000, Hillmann 2003]. Der Vorteil des Gebrauches von Allograft liegt in der Möglichkeit die anatomischen Verhältnisse zu rekonstruieren. Hierbei kommt es üblicherweise zur knöchernen Einheilung des Fremdknochens in das Wirtsskelett. Infekte sind insgesamt seltener beschrieben als bei prothetischen Ersatz [Wuismann, 1997; Enneking, 1980; Mankin, 1996]. Die Refixation der Muskeln an das Transplantat gelingt hierbei einfacher als bei der Prothesenimplantation [Langlais, 1989]. Ein großer Nachteil der Allografts ist das zwingende Vorhalten einer Knochenbank mit der aufwendigen Logistik von Dokumentation, Lagerung und ggf. Sterilisation. Zudem besteht trotz des äußerst geringen Risikos und der geringen klinischen Relevanz bei maligner Grunderkrankung die Gefahr einer Infektion mit HIV oder Hepatitis C durch das allogene Knochenmaterial.

- Autografts:

Die Rekonstruktion mit autogenen Transplantaten ist gelegentlich nach Resektion von Tumoren des Darmbeins zur Stabilisierung zwischen Azetabulum und Sacrum indiziert [Ozaki 1998, Aydinli 2006]. Als Material zur Defektfüllung kann neben dem Beckenkammspan unter Anderem auch die Fibula [Nagoya 2000] oder eine Rippe [Aydinli 2006] dienen. Ein autologes Transplantat sollte wegen der relativ hohen Frakturgefahr bei Minderdurchblutung soweit möglich vaskularisiert transponiert werden. Zeitweise bestand ein Forschungsansatz in der Reimplantation von reseziertem und über 20 Minuten autoklaviertem Tumorknochen [Enneking, 1983 b]. Diese Vorgehensweise ist jedoch nur möglich, wenn der betroffenen Knochen nicht

zu sehr durch den Tumor destruiert und strukturell geschädigt ist [Harrington, 1992]. Die Vorteile der Rekonstruktionsverfahren mit Eigenknochen liegen in der nach Einheilung guten Dauerfunktion und der im Gegensatz zu Fremdknochen nicht vorhandenen Gefahr der Krankheitsübertragung [Nagoya 2000]. Die Probleme liegen in der initial geringen Belastbarkeit des Transponats und in den langen Einheilungszeiten mit bis zu über 2 Jahren bei devitalisiertem Knochen [Yasko1995]. Ein Nachteil der Rekonstruktion mittels Autograft besteht zudem in der eingeschränkten Verfügbarkeit des Materials [Harrington, 1992, Aydinli 2006]. Aus diesen Gründen eignen sich solche Verfahren nur bedingt für Rekonstruktionen des stark belasteten Beckens. Gesamtkomplikationsraten werden mit Pseudoarthrosen, Frakturen, Infektionen, Knochenresorptionen usw. laut Literatur auf bis zu 50% beschrieben [Harrington, 1992].

Ablative Operationsverfahren:

Die Amputation stellt auch heute noch die Resektion der letzten Wahl dar. Die Indikation sollte sehr streng gestellt werden. Wie bereits oben beschrieben ergibt sich die OP-Indikation zur Amputation zumeist aus der Infiltration von benachbarten Organen oder der Tatsache, dass der Patient von einem extremitätenerhaltenden Verfahren schlichtweg nicht profitieren würde. Besonders bei hochgradig malignen Tumoren des Beckens sollte allerdings Zurückhaltung geboten sein, da die Kriterien der Radikalität unter Umständen trotz Amputation oft nicht erfüllt werden können und dann neben einer schlechten Prognose auch noch eine hohe postoperative Mortalität und Morbidität besteht [Masterson 1998, Becker 1987].

2.4 Grundlagen der Messtechnik

Die Biomechanik, als Wissenschaft von Bewegung und Deformation, beschäftigt sich mit dem Einfluss von Kräften auf die Körper von Lebewesen. Auch auf Gebieten von Bruchmechanik, Körperplastizität oder Materialforschung in der Medizin wurden in den letzten Jahrzehnten zunehmend neue Errungenschaften der Biomechanik präsentiert. Die notwendigen Voraussetzungen zu biomechanischen Testungen und mechanischen Computersimulationen lieferten die Innovationen im Bereich der Messtechnik. Heute stehen verschiedenste Messmethoden zur Verfügung, die eine

zunehmende Präzisierung der Messergebnisse erlaubt. Einen großen Anteil an dieser Entwicklung hat die rasch fortschreitende Technisierung. Gerade von der immer größeren Leistungsfähigkeit verfügbarer Rechner profitierten Bereiche wie Bildverarbeitung und Computersimulation erheblich. Mit jeder neuen Rechnergeneration rücken immer komplexere Algorithmen in die praktische Anwendbarkeit. Bezogen auf die Analyse von Bildfolgen ermöglicht die Computertechnik es heutzutage viele Teile von Versuchsaufbauten im Rechner zu simulieren und verkürzt somit viele Versuchsreihen. Viele reale Versuchsaufbauten werden so deutlich vereinfacht oder zu Teil sogar überflüssig.

Jede Messmethodik bieten individuelle Vor- und Nachteile, wobei durch Kombination mehrerer Messmethoden miteinander ein deutlicher Informationszugewinn erzielt werden kann. In dieser Arbeit werden zwei Messmethoden kombiniert und sollen im Weiteren näher erläutert werden.

Als Verfahren zur qualitativen Erfassung der Bewegung eines deformierbaren Körpers, als auch zur exakten, quantitativen Bestimmung der Bewegungsdynamik im dreidimensionalen Raum bietet sich die Kombination folgender Messverfahren an:

- **Photo-Stress-Methode durch Beschichtung mit photoelastischem Material**
- **Computergestützte, berührungsfreie 3-D Bewegungsanalyse**

Beide Verfahren bitten einzeln durchgeführt spezifische Vor- und Nachteile, wobei sich in der Kombination der Verfahren eine sehr gute und auch präzise Abschätzung des Bewegungsumfanges des gesamten Beckens im Raum treffen lässt. Der Versuch einer weiteren Präzisierung der Untersuchungsergebnisse unter Einbeziehung der Dehnungsmessstreifentechnik (DMS-Technik) lieferte in diesem Versuchsaufbau keine aussagekräftigen Ergebnisse, da das spannungsfreie Aufkleben der Sensorplättchen auf das formalinisierte Humanpräparat (Kap. 3.1.1) keine längerfristige Fixierung erlaubte.

2.4.1 Grundlagen der Spannungsoptik

Die Anwendung der Methode der photoelastischen Spannungsmessung, auch spannungsoptisches Oberflächenschichtverfahren genannt, fand seinen Ursprung vorwiegend in technischen Bereichen wie dem Maschinenbau. Sie diente der Erarbeitung von Konstruktionskriterien, der Spannungsanalyse von Prototypen, der Optimierung der Betriebszuverlässigkeit von Bauteilen und wird heute gerne zur Gewichts- und Kostenreduktion herangezogen. Sie stellt neben mathematischen und analytischen Methoden, wie z. B. der Finite- Elemente Methode, ein Instrument der experimentellen Spannungsanalyse dar. Mit ihr können Problemzonen und Schwachstellen an technischen Bauteilen erkannt, visualisiert und anschließend optimiert werden [Mommsen 2002]. Das spannungsoptische Oberflächenschichtverfahren vereint die Vorteile der elektrischen Dehnungsmessung mit der klassischen Modellspannungsoptik und erlaubt somit ein ganzflächiges Sichtbarmachen der Dehnungsverteilung an der Oberfläche eines originalen Objektes als qualitative Information. Darüber hinaus ermöglicht die photoelastische Spannungsmessung eine quantitative Messung der Dehnungsgröße sowie der Dehnungsrichtung an nahezu jedem beliebigen Punkt eines Testobjektes.

Photoelastische Dehnungsuntersuchungen stellen seit Jahren auch in der Biomechanik ein etabliertes Prüfverfahren da und bieten sich für die vorliegende Untersuchung zur qualitativen Oberflächenspannungsmessung an, da ein aufschlussreicher Überblick über das gesamte Spannungsmuster der beschichteten Beckenschaufeln samt Prothesenverankerung gewonnen werden kann [Mittelmeier 1972, Hua 1992, Hess 1997, Steinhauser 1999; Mommsen 2002].

Physikalische Grundlagen:

Als Dehnung bezeichnet man die relative Längenänderung in der entsprechenden Richtung eines mechanisch belasteten Körpers. Dehnungen erzeugen proportionale Spannungen $\sigma_{x,y,z}$ in der gleichen Richtung. Dabei erzeugen positive Dehnungen Zugspannungen, negative Dehnungen Druckspannungen. Die Dehnung ist also ein Maß für die Spannung. Die maximalen und damit interessanten Dehnungen/Spannungen eines belasteten Körpers entstehen auf dessen Oberfläche,

auf der ein zweidimensionaler Spannungszustand herrscht. Der Spannungs- bzw. Dehnungszustand eines Punktes kann dann durch die stets aufeinander senkrecht stehenden Hauptdehnungen \sum_x und \sum_y beschrieben werden, die die Hauptspannungen ε_x und ε_y erzeugen [Mommsen 2002].

Mit der photoelastischen Oberflächenanalyse können folgende Größen quantitativ gemessen werden:

- die Richtung der Hauptdehnung bzw. Hauptspannung
- die Hauptdehnungsdifferenz als Dehnungsausmaß

Dazu bedarf es einer Kombination von verschiedenen Polarisationsfiltern, dem Planpolariskop (Abb. 2.4.1.1) zu Bestimmung der Hauptdehnungsrichtungen und dem Zirkularpolariskop (Abb. 2.4.1.2) zur Messung der Hauptdehnungsdifferenz.

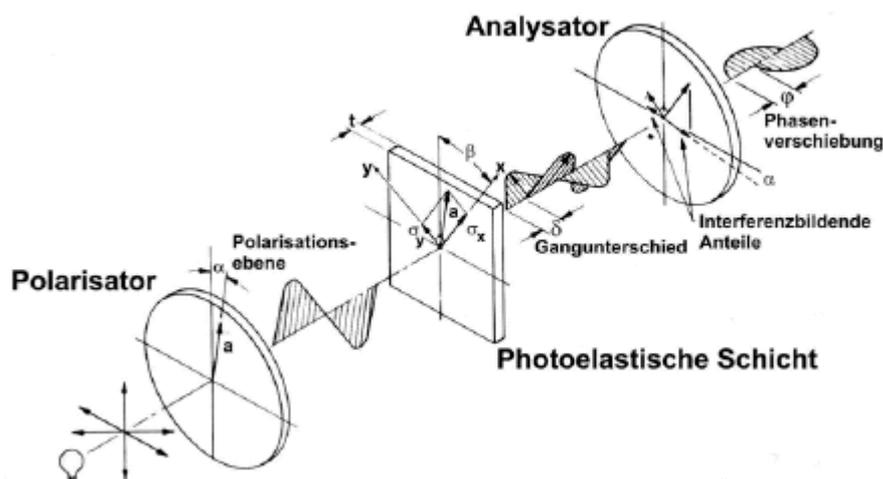


Abb.2.4.1.1 Schematische Darstellung des Prinzips des Planpolariskops

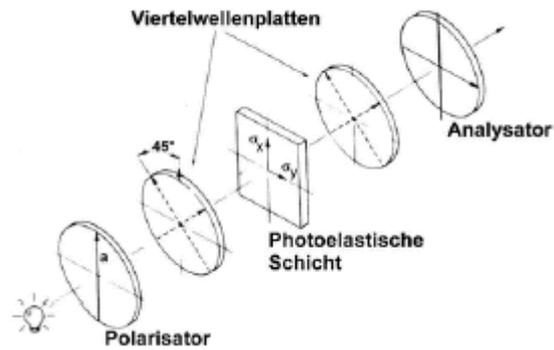


Abb. 2.4.1.2 Schematische Darstellung des Prinzips des Zirkularpolariskop

Bei dem in dieser Arbeit verwendeten Reflexionspolariskop (Abb. 2.4.1.3) stehen Polarisator und Analysator in der Achse des reflektierten Lichtstrahls [Crawford 1984, Euler 1996, Mommsen 2002].

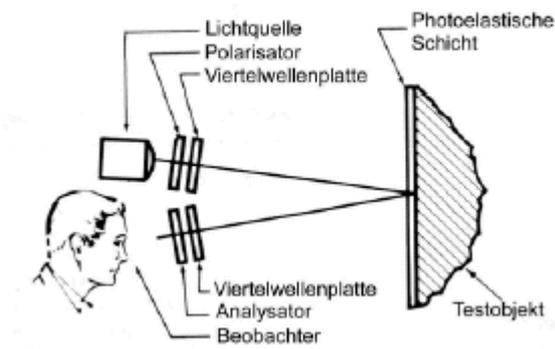


Abb. 2.4.1.3 Schematische Darstellung des Prinzips des Reflexionspolariskop

Weißes Licht kann als Bündel von elektromagnetischen Wellen interpretiert werden, die senkrecht zur Ausbreitungsrichtung in allen möglichen Ebenen mit einer Wellenlänge von 400 bis 800 Nanometer schwingen. Wird ein Polarisationsfilter in den Lichtweg eingeführt, können diesen nur die Wellenanteile passieren, deren Schwingungsebene mit der Polarisationssebene des Filters übereinstimmt. Wird nun ein zweiter Polarisationsfilter in den Lichtweg eingebracht, kann eine vollständige

Lichtauslöschung erzielt werden, wenn die Polarisationssebene des zweiten Filters genau senkrecht auf der des ersten steht.

Beim Planpolariskop stehen zwei Filter, der sog. Polarisator und Analysator, aufeinander senkrecht und sind drehbar miteinander gekoppelt (Abb. 2.4.1.3).

Beim Zirkularpolariskop werden zusätzlich zwei Viertelwellenplatten in den Strahlengang eingebracht, so dass die Intensität des durch den Analysator tretenden Lichtes unabhängig vom Drehwinkel der miteinander gekoppelten Filter ist (Abb. 2.4.1.2).

Der Brechungsindex eines Materials bezeichnet das Verhältnis aus Lichtgeschwindigkeit im Vakuum C zur Lichtgeschwindigkeit im betreffenden Medium V , also C/V . In einem homogenen, so genannten optisch isotropen transparenten Medium (in diese Versuchsaufbau Luft) ist der Brechungsindex unabhängig von der Fortpflanzungsrichtung und Schwingungsebene des durchtretenden Lichtes. In optisch anisotropen Materialien sind der Brechungsindex und damit die Lichtgeschwindigkeit abhängig von der Stellung der Schwingungsebene zur Fortpflanzungsrichtung des Lichtstrahls [Crawford. 1984].

Einige Kunststoffe, so genannte photoelastische Kunststoffe, verhalten sich im spannungsfreien Zustand optisch isotrop, werden jedoch unter mechanischer Spannung anisotrop. Diese Änderung des Brechungsindex ist eine Funktion der aufgetragenen Spannung und wird durch das Brewster'sche Gesetz beschrieben (siehe unten) [Mommsen 2002].

Wenn polarisiertes Licht einen photoelastischen Körper der Dicke t durchleitet, in dem an einem betrachteten Punkt die Hauptdehnungen \sum_x und \sum_y sind, wird sich in diesem Punkt der Schwingungsvektor des Lichtstrahls in zwei Vektoren aufteilen, deren Richtungen mit denen von \sum_x und \sum_y übereinstimmen. Dementsprechend eilt ein Lichtstrahl dem anderen nach, es ergibt sich nach Durchlaufen des Prüfkörpers einen Gangunterschied δ der Größe.

Das Brewster'sche Gesetz besagt, dass die relative Änderung der Brechungsindizes (und der Lichtgeschwindigkeit) proportional zur Differenz der Hauptdehnungen ist.

Also gilt:

$$(n_x - n_y) = K(\varepsilon_x - \varepsilon_y).$$

Die Konstante K wird "dehnungsoptische Konstante" genannt und bezeichnet eine Materialeigenschaft. Sie ist dimensionslos und wird gewöhnlich durch Kalibrierung gewonnen. Kombiniert man obige Gleichungen und berücksichtigt dabei, dass die photoelastische Beschichtung durch die Reflexion des Lichtstrahls auf dem Prüfobjekt zweimal durchlaufen wird, so ergibt sich für den Gangunterschied [Mommsen 2002]:

$$(\varepsilon_x - \varepsilon_y) = \frac{\delta}{2tK}$$

Je größer die Hauptdehnungsdifferenz, desto größer ist also der Gangunterschied δ . Der Gangunterschied bewirkt beim Austritt aus dem Kunststoff eine Phasenverschiebung. Der Analysator lässt nur die Komponente der Wellenzüge durch, die mit seiner Polarisations Ebene übereinstimmen (siehe Tabelle 2.4.1.1). Die beiden Wellenkomponenten interferieren, wobei die resultierende Lichtintensität eine Funktion des Gangunterschieds δ und des Winkels zwischen der Polarisations Ebene A und den Hauptspannungsrichtungen ist.

Mit dem Planpolariskop können so die Richtungen der Hauptdehnungen bestimmt werden. Die Lichtintensität wird Null, wenn die Polarisations Ebenen parallel zu den Hauptdehnungen liegen. Der Messpunkt und alle Punkte mit gleicher Richtung der Hauptspannungen erscheinen im Analysator als schwarze Linie, einer sog. Isokline. Isoklinen sind Bereiche gleicher Hauptspannungsrichtungen [Föppl 1972 , Ficker 1989]. Mit dem Zirkularpolariskop ist die Lichtintensität wie beschrieben nicht vom Winkel der Polarisationsfilter, sondern nur von der Größe des Gangunterschieds abhängig. Wenn die Phasenverschiebung einem ganzzahligen Vielfachen der Wellenlänge entspricht, heben sich die Wellenzüge auf. Da es sich um polychromatisches Licht handelt, werden jeweils unterschiedliche Wellenlängen ausgelöscht und die Komplementärfarbe wird sichtbar [Mommsen 2002].

Es resultieren die charakteristischen farbigen Linienmuster bei der Betrachtung eines photoelastisch beschichteten belasteten Körpers. Dabei haben die Punkte auf einer Linie gleicher Farbe (Isochromate) alle denselben Gangunterschied und damit denselben Wert für die Hauptdehnungsdifferenz [Euler 1996, Föppl 1972, Ficker 1989].

Die farbigen Linien folgen in der regelmäßig wiederkehrenden Reihe Grün-Gelb-Rot aufeinander, so dass jede Isochromate einem bestimmten Zahlenwert dieser Reihe entsprechen.

Tabelle 2.4.1.1 veranschaulicht die Beziehung einer bestimmten auftretenden Farbe zu ihren jeweiligen physikalischen Entsprechungen. Jede Farbe (Isochromatenlinie) kann eindeutig identifiziert werden, und relativ genau einer definierten Hauptdehnungsdifferenz zugeordnet werden [Measurements Group 1989, Measurements Groups 1982].

Farbe	Phasenverschiebung δ [mm x 10 ⁻⁶]	Isochromaten- ordnung N	Dehnung [µm/m]
weiß	0	0	0
(gelb	58	0,1	144)
rot	230	0,4	576
purpur	288	0,5	720
blau-grün	403	0,7	1008
gelb	576	1,0	1440
rot	720	1,25	1800
rot/grün	864	1,5	2160
grün	979	1,7	2448
gelb	1152	2,0	2880
rot	1325	2,3	3312
rot/grün	1440	2,5	3600
grün	1613	2,8	4032
gelb	1728	3,0	4320
rot	2016	3,5	5040
usw.			

Tab. 2.4.1.1 Isochromatenordnungen modifiziert nach Measurements Group 1989

Dazu steht in dieser Arbeit verwendeten Reflexionspolariscope (Modell 031, MEASUREMENTS GROUP MESSTECHNIK GMBH, Lochham/München) ein Aufsatz mit Polarisator, Lichtquelle und Analysator zur Verfügung, der es ermöglicht, in den Strahlengang ein, dem spannungsoptischen Signal in dem Messpunkt gleich großes, kalibriertes Signal einzubringen (Abb. 2.4.1.4) [MEASUREMENTS GROUP MESSTECHNIK GMBH 1993].



Abb. 2.4.1.4 Reflexionspolariscope; Modell 031, MEASUREMENTS GROUP MESSTECHNIK GMBH, Lochham /München

Photoelastische Beschichtung:

Die Anfertigung von photoelastischen Beschichtungen wird entsprechend den Herstellerangaben der MEASUREMENTS GROUP MESSTECHNIK GMBH Lochham/München durchgeführt. Laut diesen Herstellerangaben soll die Schichtdicke weniger als 20% des Radius von einem gekrümmten, zu beschichtenden Materials betragen. Hieraus ergibt sich eine geplante Schichtdicke von 2 mm für diese Versuchsanordnung. In der spannungsoptischen Praxis werden Schichtdicken von 0,7 – 3,5 mm als aussagekräftig beschrieben. Mit einer

Schichtdicke von 2mm ergibt sich Dehnungskoeffizient von 1440 (siehe Abb 4.1) [Schöpf 1989].

Zur Verwendung kommen laut Hersteller das Gießharz PC1 mit dem Härter PCH 1. Dieses Harz gewährleistet bei einer maximalen Dehnungskapazität von 3-5 % bei Raumklima reproduzierbare Messungen. Andere Harzverbindungen sind bei einer Dehnungskapazität bis zu 50% ungeeignet [MEASUREMENTS GROUP MESSTECHNIK GMBH 1993 und 1972]. Hierbei werden Harz und Härter auf 35° C aufgewärmt und gemischt. Mit dem Zusammenbringen der beiden Komponenten setzt eine exotherme Reaktion ein. Bei Erreichen einer Temperatur von 52° C wird das Gemisch auf eine heizbare Gießplatte gegossen. Über die Harzmenge und die Begrenzung der Ränder mittels eines Silikonrahmens wird die gewünschte Schichtdicke von 2 mm erreicht. Bis zur vollständigen Aushärtung des Kunststoffes nach 24 Stunden läuft nun ein Polymerisationsvorgang ab [Mommsen 2002]. Nach etwa 1,5 Stunden befindet sich die Schicht in einem Stadium, in dem sie gerade noch verformbar ist und dem Testobjekt aufmodelliert werden kann, gleichzeitig jedoch bereits so stabil ist, dass sie ihre definierte Schichtdicke beibehält. Sie kann nun vorsichtig von der Gießplatte abgenommen und dem Testobjekt individuell aufgeformt werden. Das Testobjekt muss zuvor von allen Weichteilen befreit und mit Azeton entfettet worden sein, so dass das Relief der Knochenoberfläche nicht durch Weichteile verfälscht wird. Nach etwa 24 Stunden können die ausgehärteten Schichten abgenommen und weiterverarbeitet werden.

Nicht aufliegende oder überstehende Randbezirke können nun vorsichtig entfernt und die Ränder zu geschliffen werden. Das Objekt muss nochmals mit Azeton von der Mineralölbenetzung des vorherigen Schrittes befreit werden, bevor die photoaktive Schicht mittels eines mit Aluminium versetzten Zweikomponentenklebers endgültig, blasen- und spannungsfrei auf die Beckenschaufeln aufgeklebt wird. Das Aluminium führt zur Reflexion des polarisierten Lichtes, so dass die Schicht im Experiment zweimal von dem polarisierten Licht durchstrahlt wird [MEASUREMENTS GROUP MESSTECHNIK GMBH 1993 und 1972; Mommsen 2002].

2.4.2 Grundlagen der 3D Bewegungsanalyse

Die Analyse von Objekten und deren Bewegung im dreidimensionalen Raum entspringt den Grundlagen der Photogrammetrie. Die Photogrammetrie oder auch Bildvermessung beschreibt eine Gruppe von Messmethoden und Auswerteverfahren, bei denen aus Messbildern oder auch Videosequenzen (Cyclogrammetrie) eines Objektes seine räumliche Lage bzw. dreidimensionale Form bestimmt wird [Kraus 2004, Maas 1996].

Speziell die Nahbereichsphotogrammetrie hat im Laufe des letzten Jahrzehnts mit zunehmender Leistungsfähigkeit der Computertechnik eine Vielzahl neuer Anwendungsgebiete in Bereichen der industriellen Messtechnik, der medizinischen Bildverarbeitung und der Generierung von Virtual-Reality Modellen eröffnet. Neben Anwendungen der statischen 3D-Koordinatenmesstechnik und Oberflächenmodellgenerierung sind hier vor allem auch die 3D-Bewegungsanalyse zu nennen [Kraus 2004]. Die Anwendungsbereiche der 3D-Analyse reichen dabei von der quasi-statischen Deformationsanalyse in stufenweise durchgeführten Belastungstests über die medizinische Ganganalyse und die Bestimmung komplexer Bewegungsfelder in der Strömungsmesstechnik bis hin zu hoch dynamischen Anwendungen in der Ballistik. Die Stärken der Photogrammetrie kommen in Anwendungen der 3D-Bewegungsanalyse in besonderem Maße als simultanes Messverfahren zum Tragen [Luhmann 2003, McGlone 2004].

Das Ziel einer photogrammetrischen Auswertung ist die Wiederherstellung der räumlichen Lage von Bildern zueinander, in der sie sich zum Zeitpunkt der Aufnahme befunden haben. Diese Wiederherstellung erfolgt nach den Gesetzen der Zentralprojektion unter Einhaltung der Komplanaritätsbedingung [Kraus 2004, Luhmann 2003].

Bei bekannter innerer Orientierung und analysierten 3D-Koordinaten der Objektpunkte lassen sich im kalibrierten Raum Bewegungen zwischen Koordinatendifferenzen berechnen. Dieses Vorgehen entspricht der computergestützten Analyse von fotografischen Abbildungen der Objektpunkte oder Markern bei bekannten Kamerapositionen. Den Berechnungen liegt das Modell zweier Lochkamas zugrunde, die im Idealfall die technische Umsetzung der

Zentralprojektion aus zwei Ebenen darstellen [Luhmann 2003]. Die mathematische Formulierung der Zentralprojektion sind die sogenannten Kollinearitätsgleichungen (Abb. 2.4.2.1), die gleichzeitig die zentralen Gleichungen der Photogrammetrie darstellen [Kraus 2004, Luhmann 2003].

$$y_c^{(i,j)} = s_y \cdot c \cdot \frac{r_{21}^{(i)} \cdot (x^{(j)} - x_0^{(i)}) + r_{22}^{(i)} \cdot (y^{(j)} - y_0^{(i)}) + r_{23}^{(i)} \cdot (z^{(j)} - z_0^{(i)})}{r_{31}^{(i)} \cdot (x^{(j)} - x_0^{(i)}) + r_{32}^{(i)} \cdot (y^{(j)} - y_0^{(i)}) + r_{33}^{(i)} \cdot (z^{(j)} - z_0^{(i)})} + h_y + \Delta y \left(x_c^{(i,j)}, y_c^{(i,j)} \right)$$

$$x_c^{(i,j)} = s_x \cdot c \cdot \frac{r_{11}^{(i)} \cdot (x^{(j)} - x_0^{(i)}) + r_{12}^{(i)} \cdot (y^{(j)} - y_0^{(i)}) + r_{13}^{(i)} \cdot (z^{(j)} - z_0^{(i)})}{r_{31}^{(i)} \cdot (x^{(j)} - x_0^{(i)}) + r_{32}^{(i)} \cdot (y^{(j)} - y_0^{(i)}) + r_{33}^{(i)} \cdot (z^{(j)} - z_0^{(i)})} + h_x + \Delta x \left(x_c^{(i,j)}, y_c^{(i,j)} \right)$$

Abb. 2.4.2.1 Kollinearitätsgleichungen zur Zentralprojektion modifiziert nach Luhmann

Die Bedeutungen der Symbole sind im Folgenden erklärt:

- i - Index zur Nummerierung der verschiedenen Kameras
- j - Index zur Nummerierung der verschiedenen Objekt- bzw. Bildpunkte
- c - Kammerkonstante, entspricht in etwa der Brennweite des Objektivs
- r - 3×3 Rotationsmatrix zur Definition der Blickrichtung der Kamera
- (sx,sy)^T - Vektor zur Beschreibung der Asymmetrie der Bildpunkte von Matrixsensoren
- (x0,y0,z0)^T - Vektor zur Definition des Projektionszentrums
- (x,y,z)^T - Vektor zur Definition der 3D-Koordinaten der Objektpunkte
- (hx,hy)^T - Vektor zur Definition der Lage des Bildhauptpunkts auf dem Film oder Sensor
- Δx und Δy - Funktionen zur Spezifizierung der Verzeichnungskorrekturen

Die Bildmessung bestimmt die exakten Bildkoordinaten der Abbildung eines Objektpunktes in einem Bild. Im einfachsten Fall ohne Unterstützung von Computern erfolgt die Bildmessung manuell. Auf einem Negativ oder Positiv wird die Position des interessierenden Objektpunktes von einem Menschen mit einer Messvorrichtung, wie zum Beispiel einem Lineal, bestimmt. Da diese Methode bei vielem Bildmaterial sehr zeitaufwendig und aufgrund seiner Zweidimensionalität äußerst fehleranfällig ist, verwendet man heute eigentlich nur noch Software-gestützte Verfahren zum Aufsuchen, Markieren und Vermessen von Objekten in Bildern. Das Suchen und Markieren der markanten Objektpunkte oder gesetzten Markern wird auch „tracking“ genannt. Dabei kommen Methoden der digitalen Bildverarbeitung und der Mustererkennung zum Einsatz. Wenn die Voraussetzungen gegeben sind, kann man diese Aufgaben wesentlich durch die Verwendung von künstlichen Signalmarken

vereinfachen. Diese können mit automatischen Methoden identifiziert und sehr präzise im Bild lokalisiert werden [Maas 1997]. Diese Methode nennt sich auch „Autotracking“.

Die Konfiguration von Systemen zur Datenakquisition unter Verwendungen der photogrammetrischen 3D-Bewegungsanalyse baut auf der Tatsache auf, dass sich die meisten handelsüblichen Kameras zur Erhebung von Bildern oder Bildsequenzen eignen. Da in Anwendungen der 3D-Bewegungsanalyse, im Gegensatz zu statischen Anwendungen, die Aufnahme von Bildverbänden als Voraussetzung für eine stereoskopischen Auswertung mit einer Einzelkamera meist nicht möglich ist, bestehen photogrammetrische Bewegungsanalysesysteme aus mindestens zwei oder mehreren Kameras, welche zwecks zweidimensionaler Bildaufnahme synchronisiert werden müssen. Nur so lässt sich ein dreidimensionaler Raum errechnen. Dazu eignen sich vor allem CCD-Kameras für industrielle Anwendungen, welche direkt synchronisiert und über eine geeignete Rechnerschnittstelle simultan und in „real-time“ ausgelesen werden können. Diese Kameras liefern heutzutage Bildformate von 640x480 bis 1280x1024 Pixeln und mehr. Bei deutlich höheren Anforderungen hinsichtlich der zeitlichen Auflösung werden zum Teil auch Hochgeschwindigkeitskameras mit Bildraten von mehr als 1000Hz verwendet, was sich bei komplexen und schnellen Bewegungsformen anbietet [Putze 2004, Maas 1997].

Diese Verwendung synchronisierter Mehrkamerasysteme erlaubt Bewegungs- und Deformationsmessungen in dynamischen Anwendungen sowie die dreidimensionale Bewegungsbestimmung einer großen Anzahl von Objektmarkern. Je nach Komplexität der Anwendung kann die Auswertung in Echtzeit oder auf Basis von temporär abgespeicherten, multiokularen Bildsequenzen erfolgen [Maas 1997, Maas 2005].

Photogrammetrische 3D-Messsysteme für Anwendung in statischen oder quasi-statischen Messaufgaben erzielen ihr hohes Genauigkeitspotential in den meisten Fällen durch integrierte Verfahren der Kalibrierung. Diese Verfahren basieren häufig auf den Aufnahmen einer größeren Anzahl von Bildern eines temporär stabilen Punktfeldes unbekannter Geometrie [Godding, 1993]. Als Alternative zu herkömmlichen Verfahren der Kalibrierung bietet sich die Aufnahme von Bildsequenzen eines mobilen Referenzkalibrationssystem an. Im Sinne einer inneren

Orientierung wird hierbei der Raum in und teils auch um das Kalibrationssystem an Hand der Bildaufnahmen des Referenzkalibrationssystems und den zuvor bestimmten 3D-Koordinaten für die weiteren Untersuchungen geeicht. In diesem Falle muss jedoch eine stabile Positionierung aller verwendeten Kameras gewährleistet sein, so dass der kalibrierte Raum unverändert erhalten bleibt. Inwieweit die Systemkalibrierung des Versuchsaufbaus in Anwendungen der Bewegungsanalyse letztlich für die Qualität des Endprodukts entscheidend ist, hängt in großem Maße von Zielen und Randbedingungen der jeweiligen Anwendung ab. Allerdings liegt das Ziel der 3D-Bewegungsanalyse in der Regel auch nicht primär in einer isolierten Bestimmung von 3D-Koordinaten, sondern in der Erhebung von Bewegungsinformation, welche sich im einfachsten Fall aus Koordinatendifferenzen ergeben. Bei geringen Bewegungen, wie sie beispielsweise häufig in Anwendungen der Deformationsmessung auftreten, wird das Resultat aufgrund der hohen lokalen Korrelation systemischer Fehler durch die Qualität der Kalibrierung nur wenig beeinflusst [Maas 1997, Goddin 1993].

Im Rahmen einer modernen, computergestützten Bewegungsanalyse können am zu untersuchenden Objekt befestigte passive Marker erkannt und digital aufgezeichnet werden. Die andere Möglichkeit ist die Verwendung von aktiven Signalgebern, deren Lage aus Videoaufzeichnung nachträglich über Mustererkennungsalgorithmen bestimmt wird.

Es existieren unterschiedliche Systeme der berührungsfreien, zumeist computergestützten Bewegungsanalyse [Thomas 1995]:

- **Monographie:** analoge Spurbildverfolgung durch Langzeitbelichtung mit Erfassung der Bewegungslinien der Leuchtpunkte
- **Online-Monographie:** Digitale Erfassung von Raumkoordinaten von IR-Leuchtdioden durch Videoanalyse
- **Elekromagnetische Bewegungsanalyse:** Erfassung von Raumkoordinaten an Hand von Signalen elektromagnetischen Marker
- **Ultraschallgestützte Bewegungsanalyse:** Erfassung von Raumkoordinaten und Bewegungslinien von Signalen von Ultraschallsendern

- **Faseroptische Bewegungsanalyse:** digitale faseroptische Sensorerfassung innerhalb eines Messkörpers
- **Videobewegungsanalyse:** Computersoftwaregesteuerte Verfolgung von Markern auf Videosequenzen im geeichten Raum (z.B. Simi-Motion)

Die hier aufgeführten Methoden unterscheiden sich in der Art der Bewegungsaufzeichnung von unterschiedlichen Markern, sowie in ihrer anschließenden Interpretation. Die aus dem Grundgedanken der Monografie und Cyclographie resultierende Entwicklung von aktiven Markern liefert 3D-Raumkoordinaten, aus denen beliebige Größen berechnet werden können. Unter Verwendung computergestützter Bewegungsanalysesoftware wird in diesem Vergleich die Veränderung der Punkte innerhalb eines spezifizierten, kalibrierten Messbereichs errechnet, wobei sich ebenfalls beliebige Größen aus den Raumkoordinaten darstellen lassen. Bei dieser computergestützten Bewegungsanalyse wird die Bewegung eines Körpers in seinem Bezugssystem erfasst und an Hand von Bewegungskomponenten bestimmt. Die Software versucht hierbei, die wirkenden Kräfte und die bewegungsabhängigen Größen zu erkennen und herauszurechnen.

Systeme, die bestimmte aktive Signalgeber oder passive Marker orten, aufzeichnen und ihre Lage in Form von dreidimensionalen Raumkoordinaten beschreiben, sind eine Weiterentwicklung in Richtung der objektiven Bewertung von Bewegungen, weil sich diese quantitativ mit Hilfe der Raumkoordinaten auswerten lassen.

Nahezu alle bisher verfügbaren Systeme setzen die direkte Sichtbarkeit zur Ortung der Marker voraus. Ein Verdecken von Markern zum Aufnahmezeitpunkt oder eine Überlagerung von Signalen erfordert in der Auswertung die Interpolation der fehlenden Messwerte.

3 Experimentelle Untersuchungen zum Einfluss des Beckenringschlusses auf Lastübertragung und Stabilität des Beckens

3.1 Beckenpräparat

Um In-vitro-Experimente am Bewegungsapparat des Menschen durchzuführen, muss ein bezüglich der Fragestellung geeignetes Modell zur Verfügung stehen. Während das menschliche Becken über ein verhältnismäßig hohes Maß an elastischer Verformbarkeit verfügt, neigen Kunststoffbecken durch mangelnde Elastizität bei Überschreitung einer relativ geringen Grenzlast zu Frakturen [Hearn 1994]. Da für die geplanten Experimente die knöchernen Geometrie und die funktionelle Biomechanik von entscheidender Bedeutung sind, kommt aus Mangel an synthetischen Präparaten, die vergleichbare mechanische Eigenschaften besitzen, nur die Verwendung eines humanen Präparates in Frage.

3.1.1 Präparatauswahl und Präparation

Für die Versuchsanordnungen wird ein humanes, männliches Leichenbecken verwendet. Das Alter des Spenders betrug 49 Jahre bei einem Körpergewicht von 90 kg und einer Körpergröße von 180 cm (BMI 27). Zur Entnahme wurde die LWS zwischen LWK 3 und LWK 4 abgesetzt, die Femura wurden knapp oberhalb der Femurkondylen reseziert. Unter sorgfältiger Schonung der ligamentären Strukturen wurde das Beckenpräparat von überschüssigen Weichteilstrukturen befreit. Zum sicheren Ausschluss von vorbestehenden Frakturen, tumorösem Geschehen oder anderen potentiellen pathologischen Affektionen der knöchernen Strukturen wurden Röntgenaufnahmen in mehreren Ebenen und ein Dünnschichtcomputertomogramm mit einer Schichtung von 1 mm angefertigt. Die geschichteten CT-Scans wurden im weiteren Verlauf zur Anfertigung der modularen Spezialendoprothese benötigt (Kap. 3.1.3).

Wie bei allen organischen Materialien ist die Haltbarkeit von Knochenstrukturen zeitlich begrenzt. Zwar besteht die Möglichkeit durch Gefrieren oder Abkühlen des Präparats die Verfallszeiten zu verlängern, die mechanischen Eigenschaften werden

aber durch die Prozesse des Auf- und Abtauens deutlich verändert [Kang J.S. 1995]. Da die Versuchsanordnungen, die Präparatsvorbereitung und die Beschichtungsvorgänge zum Teil sehr zeitaufwendige Vorgänge von bis zu einigen Tagen darstellen, kommt hier nur eine sorgfältige Konservierung mittels Formalinfixierung in Frage. In Zusammenschau der Eigenschaften des Beckenpräparats, des zu erwartenden biomechanischen Kraftflusses, der maximalen zentralen Krafteinwirkung und der Krafteinwirkungen auf die simulierten, muskulären Ansätze ist davon auszugehen, dass die Änderungen der Oberflächeneigenschaften durch die Formalinbehandlung nahezu keinen Einfluss auf die Untersuchungsergebnisse haben werden.

Die Vorgehensweise zur Konservierung des Beckens durch Formalinfixierung ist in folgender Tabelle aufgeführt:

Präparationslösung	Präparationsdauer
Bad in 3,7 % Formalinlösung	7 Tage
Wechsel der Formalinlösung	7 Tage
Wechsel der Formalinlösung	7 Tage
Spülen des Präparates mit H ₂ O	4 Stunden
Polyethylenglykol 400 Erstfiltrat	3 Wochen im Vakuum
Wechsel des Polyethylenglykolbad	3 Wochen
Wechsel des Polyethylenglykolbad	3 Wochen

Tab. 3.1.1 Vorgehensweise der Konservierung des Präparats

Die resezierten Femura, die sowohl im Einbein- als auch im Zweibeinstand die Kraftübertragung nach kaudal weiterleiten, müssen in dieser Versuchsanordnung fest verankert werden. Hierzu werden die Femura mit Epoxidharz (Ureol 5202, CiBa) mit einer Ausrichtung von 6° Valgusstellung der Femurachse gegenüber dem Lot und in einer vertikal fluchtenden Position des Caput femoris über dem Epikondylus lateralis

in zwei dementsprechend auf Grundplatten verschweißte Röhren gegossen (Abb. 3.1.1.1).

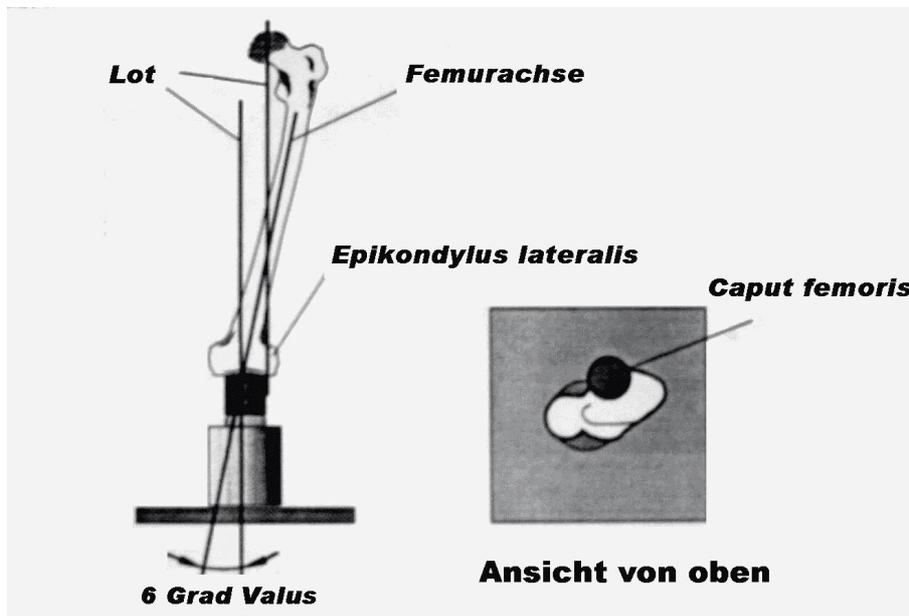


Abb. 3.1.1.1 Einstellungsrichtlinien für die Femurfixation auf den Standplatten [Rechl 1995]

Hierdurch ergibt sich eine stabile und biegesteife Aufnahme der Beckenpräparats, wobei durch die Verwendung von zwei freien Grundplatten sowohl der Zweibeistand, als auch der Einbeistand durch ipsilaterales Anheben der Grundfläche gegenüber dem Schwundbein möglich ist [Rechl 1995].



Abb. 3.1.1.2 Beckenpräparat a.p. und seitlich, unreseziert ohne Muskelsimutaion

3.1.2 Simulation der Muskulatur

Wie bereits in Kapitel 2.1.1 erwähnt, beeinflussen der Bandapparat und die inserierenden Muskeln den Kraftverlauf am ossären Becken und geben zusätzliche Stabilität. Um daher in den jeweiligen Standversuchen unter Belastung einen realitätsnahen Kraftverlauf zu erzielen, ist es unverzichtbar einige Muskelzüge zu simulieren. Eine exakte Simulation aller Muskelgruppen ist aufgrund der meist flächig am Becken ansetzenden Muskulatur allerdings nicht möglich. Da der Versuchsaufbau jedoch von statischen Standsituationen auf eine dynamische Gangsituation schließen lassen soll, ist es ausreichend die wichtigsten Muskeln mittels Drahtseilzügen zu simulieren [Oonishi 1983, Finlay 1986].

Diese Muskelsimulationen erlauben durch eine definierte Vorspannung eine stabile Standsituation des Beckens mit aussagerelevanten Ergebnissen bei Belastung [Finlay 1986]. Die Muskelzüge werden so unter Spannung gesetzt, dass im unbelasteten Zustand ein Kräftegleichgewicht im Sinne eines stabilen Zweibeinstands vorherrscht.

Simulierte Muskelgruppen:

- **Extensoren** → **Musculus gluteus medius**
- **Adduktoren** → **Musculus adductor magnus**
- **Flexoren** → **Musculus tensor fasciae latae**
Muskulus sartorius

Auf die Simulation der ischiocruralen Muskulatur kann im Rahmen des Versuchsaufbaus ohne Rotation im Hüftgelenk und ohne Beugung im Kniegelenk verzichtet werden [Enneking 1987, Finlay1986].

Aufgrund der flächigen Insertion der Glutealmuskulatur am Os ilium werden dort zwei Verankerungspunkte gewählt, an welchen mittels Schraubenfixation Ansätze für die Drahtseile geschaffen werden [Oonishi 1983]. Der ventrale Ankerpunkt wird an dem

Tuberculum iliacum im Verlauf der Linea glutea anterior, ca. 10 mm caudal der Crista iliaca gewählt, während der zweite ca. 80 mm dorsal, ebenfalls knapp unterhalb der Crista iliaca gesetzt wird. Durch diese Positionierung lässt sich der vordere, der mittlere und zu Teilen auch der hintere Anteil des M. gluteus medius simulieren. Zur Herstellung der korrekten Zugrichtung werden die Seilzüge über eine mehrfach perforierte, am Schenkelhals fixierte Plexiglasplatte umgelenkt, welche als Hypomochleon dient (Abb. 3.1.2.2). Die ebenfalls flächige Fixierung am Trochanter major kann durch mehrfache Verschraubung eines dicken Lederstückes mit dem Trochanter durch M-5 Schrauben und Befestigung des Seilzuges an diesem Lederstück sichergestellt werden.

Die Adduktorenmuskulatur wird durch den Musculus adductor magnus repräsentiert. Hierzu wird ein Drahtseilzug an der kaudalen Kante des Ramus ossis pubis als Insertion des Muskels mit einer kräftigen Spongiosaschraube fixiert. Der im Versuchsaufbau nicht mehr vorhandene Kondylus medialis wird mit einer am Standteller fixierten Schraube in adäquater Position ersetzt.

Zur Simulation der Beugergruppe wurde initial eine Schraubenfixierung an der Spina iliaca anterior superior durchgeführt. Da sich diese Schraubenfixierung im Verlauf der Untersuchungen aber aufgrund der hohen auftretenden Zugkräfte nicht bewährte, wird das Einstrahlen der Muskulatur in das Periost durch Anbringen einer 8-er Lochplatte auf dem Beckenkamm umgesetzt. Hiermit erscheint der flächige Muskelansatz auch näher an der Physiologie simuliert zu sein. Der distale Ansatz an dem Kondylus wird, wie bereits oben beschrieben, über die Schraubenverbindung an der Grundplatte fixiert. Zur möglichst physiologischen Simulation der Flexorengruppe mit dem Musculus sartorius und dem Musculus tensor fasciae latae wird der distale Fixationspunkt medialisiert auf Grundplatte gewählt. Hiermit lässt sich auch unter Belastung eine sichere Standsituation schaffen.

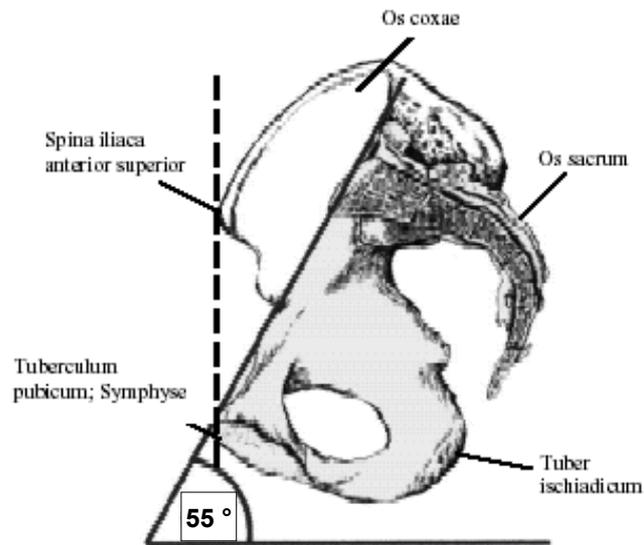


Abb. 3.1.2.1 Inklination des Beckens im Stand. modifiziert nach Benninghoff 1985

Über die simulierten Muskelgruppen kann das Becken in stabiler Stellung gehalten werden, welche dem aufrechten Stand entspricht. Um diese „Normalhaltung“ anhand der Beckenneigung zu definieren, wird die Conjugata anatomica als Verbindungslinie zwischen dem Promontorium und der Symphyse mit einer Standinklination von 55 Grad vermessen und die Vorspannung der Muskelsimulationen hierauf eingestellt [Schobert 1989, Frick 1992].



Abb. 3.1.2.2 Beckenpräparat unreseziert mit Muskelsimulation

3.1.3 Resektion und endoprothetische Versorgung

Zur exakten Planung des operativen Eingriffs und zur Anfertigung des prothetischen Ersatzes zur Erzielung einer möglichst genauen Passgenauigkeit steht seit 1988 das Verfahren einer 3-D Rekonstruktion aus computertomographischen Datensätzen zur Verfügung [Ascherl 2006, Gradinger 1993, Rechl 1988, Handels 2001]. Aus diesen Datensätzen lässt sich ein originalgetreues, anatomisch identisches Modell des knöchernen Situs generieren, an welchen sich die Tumorausbreitung und die nötigen Resektionsgrenzen schon präoperativ darstellen und eine dementsprechende Resektion simulieren lässt. Eine Hilfe bieten hierbei Resektionsschablonen. Anhand dieser onkologisch korrekt resezierten Modelle werden maßgefertigte Implantate hergestellt, welche den entstandenen, knöchernen Defekt individuell adaptiert überbrücken [Rechl 1988, Handels 2001, Rechl 1993, Trimmer 1992]. Dieses Vorgehen wurde für die Durchführung des Versuchsaufbaus gewählt.

Noch vor der Präparation und der Vorbereitung des Beckenpräparats wurde eine Computertomographie mit einer Schichtung von 1 mm durchgeführt. Unter Nutzung des computertomographisch gestützten Berechnungssystems ENDOPLAN der Firma MDC/Kiel ließ sich aus den Schnittbildern 3-D-fähiges Datenmaterial gewinnen [Rechl 1988, Gradinger 1989, Rechl 1993]. Anhand dieses dreidimensionalen Datensatzes fertigte die Firma MDC/Kiel unter Verwendung eines numerisch gesteuerten, fünfachsigem Fräsroboters ein originalgetreues Modell des Beckens aus Polyurethan an.

An diesem Modell wurde linksseitig eine definierte Beckenteilresektion Typ II b nach Enneking/Dunham durchgeführt, wobei das Os ischii mit den Ligamenten sacrotuberale und ischiotuberale erhalten blieben. ESKA-Implants generierte nach den anatomischen Vorgaben und der durchgeführten Resektion am Modell eine semi-modulare Spezialprothese mit abkoppelbarem Ringschlussmodul und präparatsangepasster Intramedullärverankerung (Abb. 3.1.3.1 und Abb. 3.1.3.2).

Das Implantat setzt sich aus dem intramedullären Verankerungsmodul, dem Azetabulum-Pfannenmodul, dem doppelgelenkigen, abkoppelbaren Symphysenmodul und dem Hüftkopfmodul zusammen. Das Verankerungs- und Pfannenmodul werden hierbei stabil konnektiert und verschraubt. Das Symphysenmodul gewährt

durch den doppelgelenkigen Aufbau und eine längenverstellbare Pubisverbindung ein spannungsfreies Implantieren. Das Hüftkopfmodul besteht aus einer Standardhüftprothese mit 28-er Metallkopf.

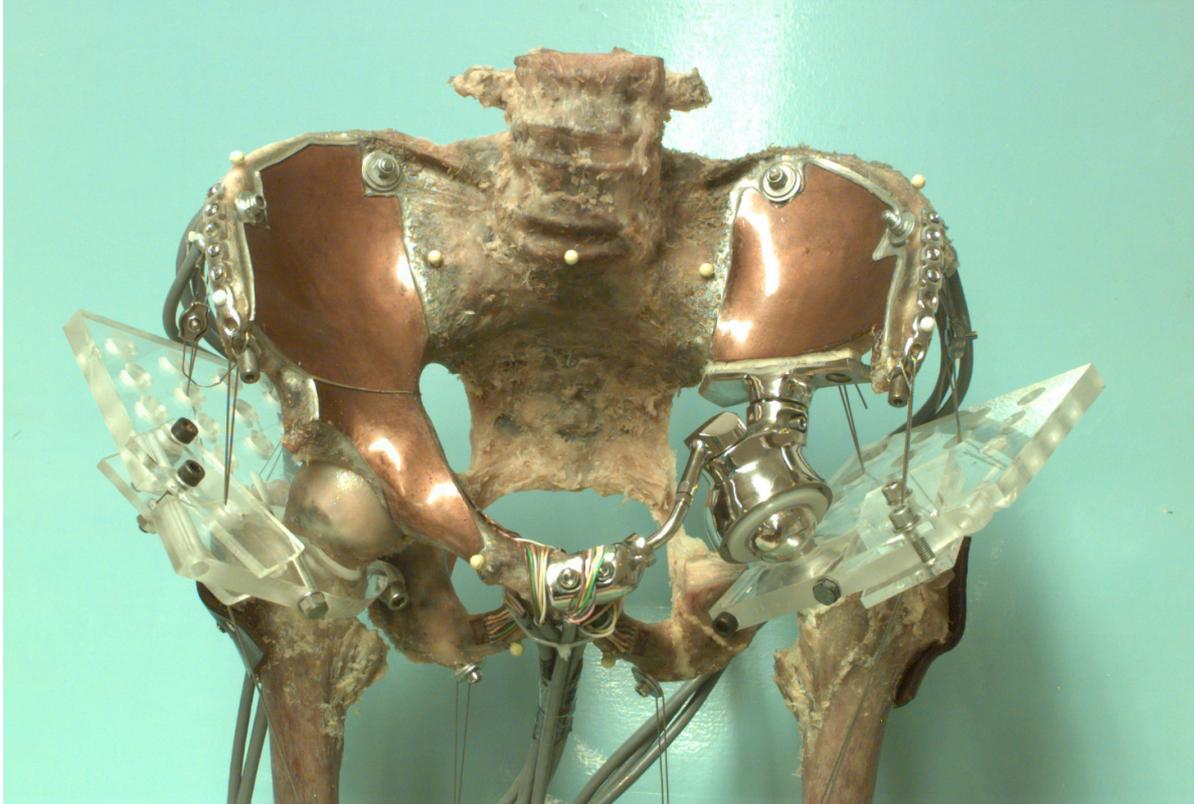


Abb. 3.1.3.1 Reseziertes Beckenpräparat und implantierte Spezialprothese mit angekoppeltem Ringschlussmodul (Dehnungsmesssteifen noch angebracht)

Nach Fertigung der modularen Spezialprothese erfolgt die Präparation und Vorbereitung des Beckenpräparats wie in den Kapiteln 3.1.1 und 3.1.2 beschrieben.

Nach abgeschlossener Vorbereitung des Präparats wird unter exakter Einhaltung der Schnittebenen wie am Beckenmodell die Resektion und prothetische Rekonstruktion mit der modularen Spezialendoprothese durchgeführt. Dies gelingt aufgrund der exakten Übereinstimmung der Größenverhältnisse von Modell, Präparat und der Möglichkeit der Längenadaptierung des Ringschlussmoduls äußerst passgenau und spannungsfrei.

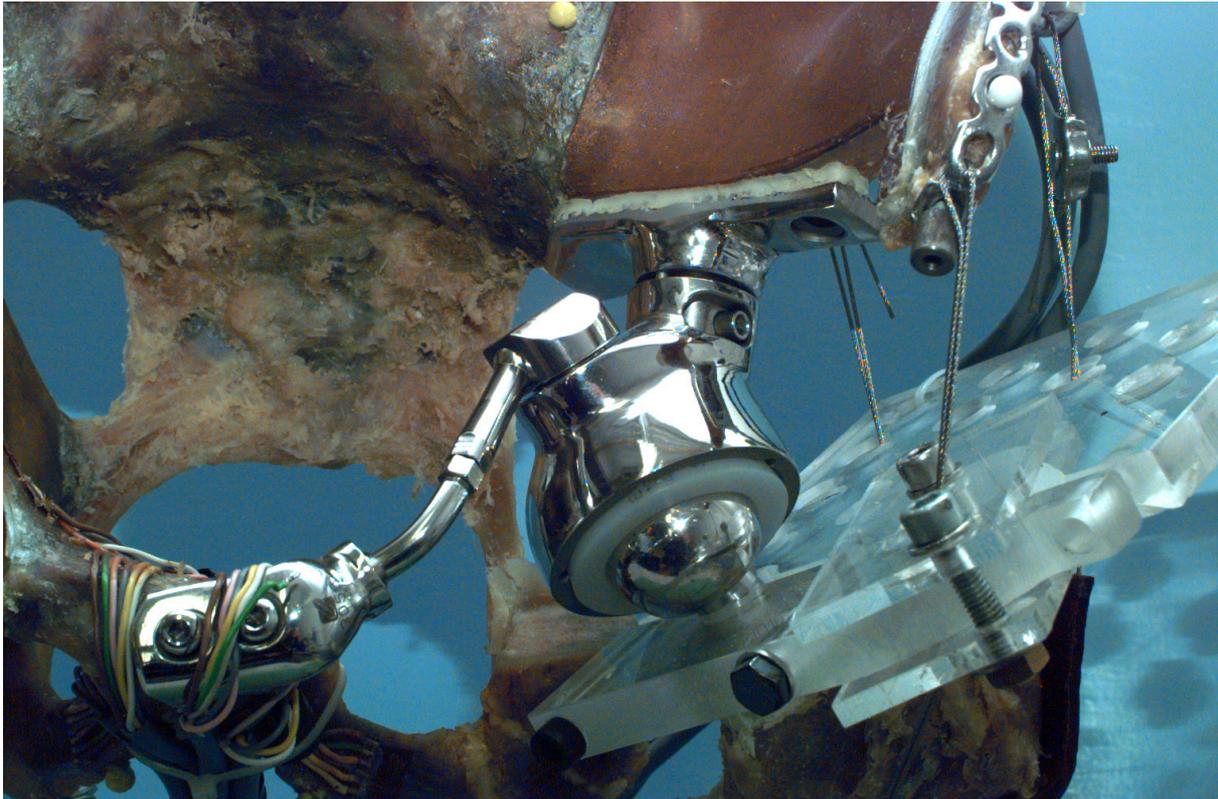


Abb. 3.1.3.2 Detailaufnahme reseziertes Beckenpräparat mit implantierter Spezialprothese und angekoppeltem Ringschlussmodul (Dehnungsmesssteifen noch angebracht)

Zur Implantation der Endoprothese wird der Markraum des proximalen Os ilium mit einer Raspel aufgefräst und der Verankerungsschaft des Implantats zementiert eingebracht. Hierzu wird polymeres Methylmethacrylat/PMMA (Fa. Heraeus Kulzer, Wehrheim) verwandt. Nach Aushärten des Knochenzements kann die Konnektierung des Pfannenmoduls und des gelenkigen, längenverstellbaren Ringschlussmoduls erfolgen. Zum festen Ringschluss erfolgt die spannungsfreie Verschraubung mit dem Rest des noch stehenden, ipsilateralen Os pubis. Das Femurmodul wird ebenfalls nach Resektion des Schenkelhalses in üblicher Weise zementiert eingebracht. Nach Einsetzen einer PE-Pfanne und Aufschlagen eines 28-er Metallkopfes auf das Femurmodul erfolgt die Reposition und die Verspannung der Drahtseile für einen stabilen Zweibeinstand wie in Kapitel 3.1.2 beschrieben. Auch nach Resektion und prothetischer Rekonstruktion lassen sich Beckenneigung, Vorspannung der Drahtseile, und Stand spannungsfrei reproduzieren. Durch Verwendung des modularen Implantatsystems kann ohne Veränderung des Standverhaltens oder der simulierten Vorspannung der Ringschluss durch Entkoppelung des Ringschlussmoduls vom Pfannenmodul jederzeit unkompliziert aufgehoben werden.

3.1.4 Krafteinleitung am Präparat

Das heutige Verständnis des Verhaltens der Kräfte am Hüftgelenk gründet sich hauptsächlich auf die Arbeiten von F. Pauwels [Pauwels 1965, Pauwels 1973]. Pauwels versteht hierbei das Gehen im Prinzip als wechselseitiges Stehen auf einem Bein, wobei der Rumpf über dem Hüftgelenk des Standbeins balanciert. Dynamische Einflüsse des Körperschwungs, berücksichtigt Pauwels nur insofern, als sie die Belastung des Hüftgelenks etwas erhöhen.

Das Balancieren des Rumpfes über dem Hüftgelenk beruht aber darauf, dass die Abduktorenmuskulatur mit dem Musculus gluteus medius, Musculus gluteus minimus und der Musculus tensor fasciae latae, dem Abkippen des Körpers zur Spielbeinseite hin entgegenwirken (Abb. 3.1.4.1) [Möser 1987 a].

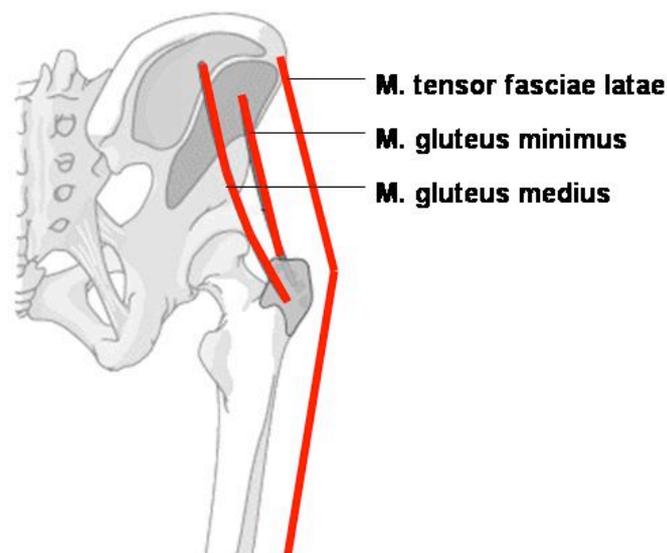


Abb. 3.1.4.1 Muskulärer Ausgleich der Abduktoren im Einbeinstand rechts modifiziert nach Möser 1987

Im Zweibeinstand ist ein Abkippen des gesunden Beckens nicht gegeben. Deshalb wird allgemein nach Pauwels angenommen, dass im Zweibeinstand eine stabile Statik vorherrscht und von der Frontalebene aus betrachtet keine Muskeln aktiv sind

[Pauwels 1965]. Es besteht kein Zweifel, dass die Stabilisierung des Beckens in horizontaler Lage während des Gehens und speziell im Einbeinstand muskuläre Leistung voraussetzt. Es handelt sich dabei um die pelvitrochantäre Muskulatur mit dem M. gluteus medius und M. gluteus minimus, die die Stabilität beim Verlagern des Körpergewichtes vom Einbeinstand in den Zweibeinstand gewährleisten [Enderler 1980]. Sie ziehen vom Trochanter major zur Darmbeinschaukel. Ihr Abstand in der Senkrechten zum Gelenk, dem Kraftarm also, wird annähernd durch die Höhe des Trochanters bestimmt und entspricht der „Kröpfweite“ des Schenkelhalses (Abb. 3.1.4.2) [Möser 1987 a, Möser 1987 b].

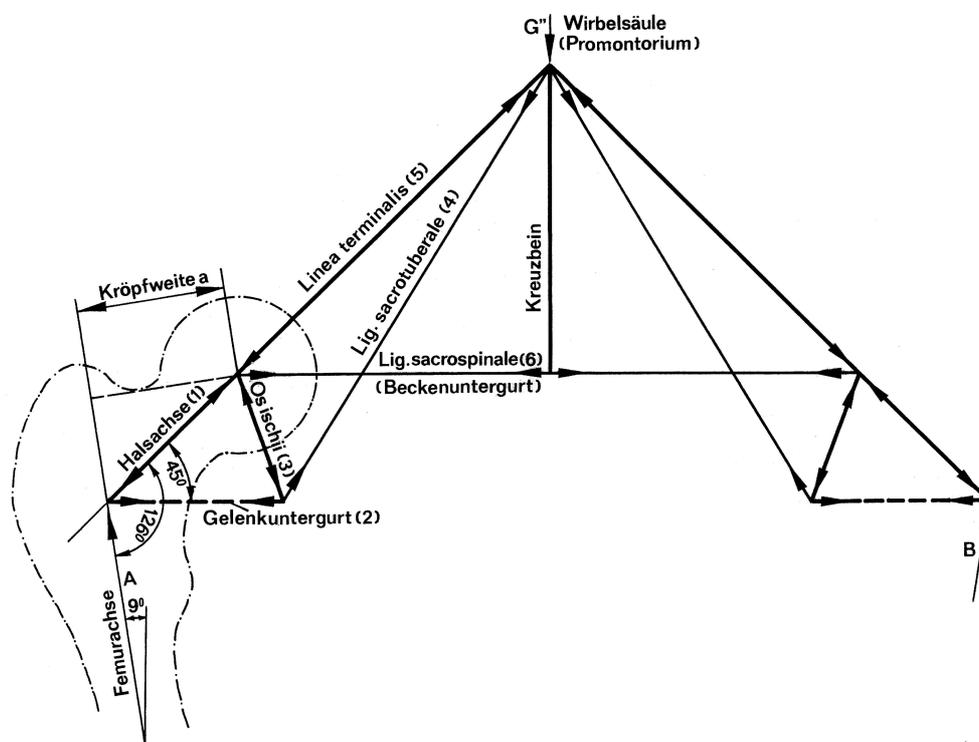


Abb. 3.1.4.2 Schema Kraftverteilungsverläufe an Becken und Hüfte im Zwei- und Einbeinstand modifiziert nach Möser 1987

Unter dieser Annahme einer identischen Kraffteinleitungssituation im Zwei- und Einbeinstand werden alle Standsituationen der Versuchsreihen über eine mediane Kraffteinbringung auf LWK 4 ohne eine Lateralisierung zur entlasteten Seite in den Einbeinstandssituationen durchgeführt.

Um die Kraffteinleitung auf das Os sakrum des Beckenpräparat möglichst physiologisch zu simulieren, wird eine 180 x 40 x 30 mm Aluminiumplatte hergestellt

und mit vier 80mm-Kortikalisschrauben auf LWK 4 fixiert. Hierbei lässt sich ein planes Aufliegen der Platte auf den Wirbelkörper realisieren. Die 80 mm Schrauben reichen transvertebral bis in LWK 5 und Versteifen die beiden Wirbelkörper hierbei. Die Beweglichkeit zwischen LWK 5 und dem Os sakrum bleibt erhalten.

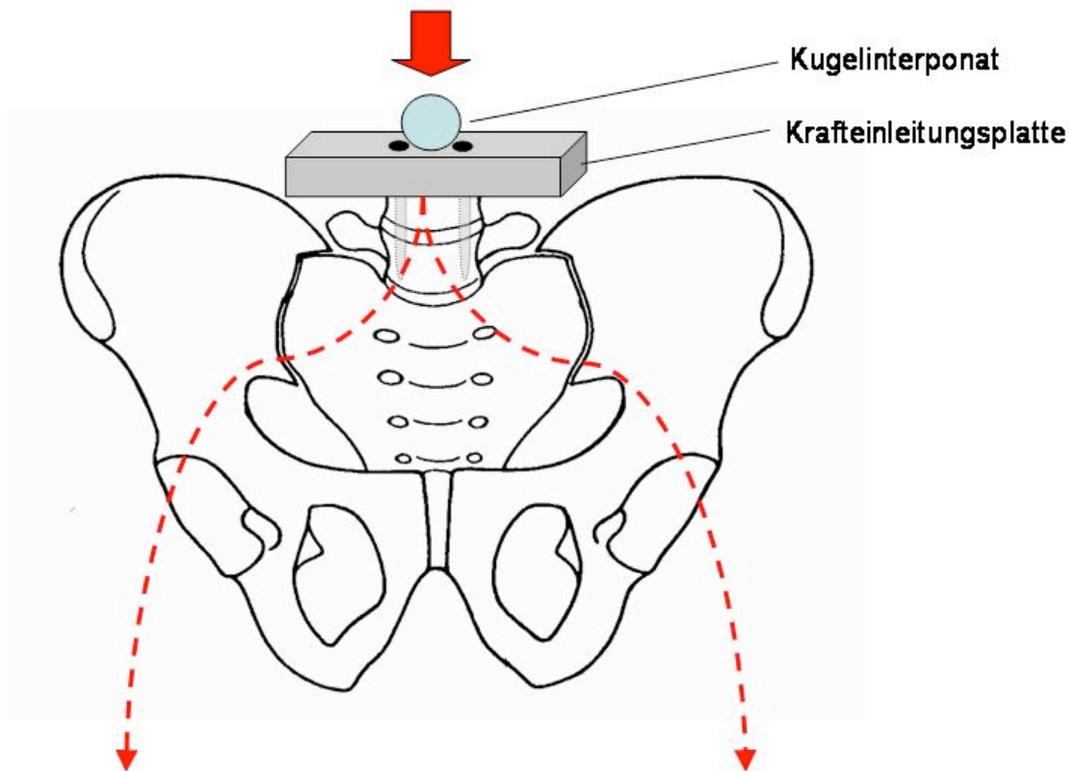


Abb. 3.1.4.3 Krafteinleitung auf LWK 4 am Beckenpräparat mit Schema des Kraftflusses

Zur Vermeidung von Scherkräften und Abrutschen des Laststempels der Universalprüfmaschine bei Belastung, wird eine Aussparung zur Aufnahme eines Kugelinterponats mit einem Durchmesser von 25 mm in die Aluminiumplatte gefräst. Bei der Verschraubung der Kraftleitungsplatte mit dem Präparat kommt diese Ausfräsung mittig über dem Schnittpunkt des maximalen sagitalen- und transversalen Durchmessers des Wirbelkörpers zu liegen, so dass die korrekte Krafteinleitung in den unterschiedlichen Standsituationen über der mediosagitalen Schwerelinie gegeben ist [Graichen 1999, Hall 1998].

3.1.5 Präparatvorbereitung zur spannungsoptischen Messung

Zur Anfertigung von photoelastischen Beschichtungen entwickelte die Firma MEASUREMENTS GROUP MESSTECHNIK GMBH ein komplettes Paket zur Herstellung und Applikation der Beschichtung. Das weitere Vorgehen entspricht den Herstellerempfehlungen der MEASUREMENTS GROUP MESSTECHNIK GMBH Lochham/München [MEASUREMENTS GROUP MESSTECHNIK GMBH 1993 a].

Nach diesen Herstellerempfehlungen soll die Schichtdicke weniger als 20% des Radius von einem gekrümmten, zu beschichtenden Materials betragen. Hieraus ergibt sich eine geplante Schichtdicke von 2 mm für diese Versuchsanordnung. Mit einer Schichtdicke von 2 mm ergibt sich ein Dehnungskoeffizient von 1440 (siehe Abb 4.1) [Schöpf 1989].

Zur Verwendung kommen laut Hersteller das Gießharz PC1 mit dem Härter PCH 1. Dieses Harz gewährleistet bei einer maximalen Dehnungskapazität von 3% - 5% bei Raumklima reproduzierbare Messungen. Andere Harzverbindungen sind bei einer Dehnungskapazität von bis zu 50% ungeeignet [MEASUREMENTS GROUP MESSTECHNIK GMBH 1993 b und 1972]. Zur Applikation werden Harz und Härter auf 35° C aufgewärmt und gut durchgemischt. Mit dem Zusammenbringen der beiden Komponenten setzt eine exotherme Reaktion ein. Bei Erreichen einer Temperatur von 52° C wird das Gemisch auf eine heizbare Gießplatte von 200 mm/200 mm gegossen. Über die Harzmenge und die Begrenzung der Ränder mittels eines Silikonrahmens wird die gewünschte Schichtdicke von 2 mm erreicht. Bis zur vollständigen Aushärtung des Kunststoffes nach 24 Stunden läuft nun der Polymerisationsvorgang ab. Nach etwa 1,5 Stunden befindet sich die Schicht in einem Stadium, in dem sie gerade noch verformbar ist, um sie den Beckenschaufeln des Präparats anmodellieren zu können, gleichzeitig jedoch bereits so stabil ist, dass sie ihre definierte Schichtdicke beibehält. Sie kann nun vorsichtig von der Gießplatte abgenommen und dem Becken individuell aufgeförmrt werden. Das Beckenpräparat wurde zuvor, wie in Kap. 3.1.1 beschrieben, von allen Weichteilen befreit und mit Azeton entfettet, so dass das Relief der Knochenoberfläche nicht durch Weichteile verfälscht wird. Nach etwa 24 Stunden können die ausgehärteten Schichten abgenommen und weiterverarbeitet werden [MEASUREMENTS GROUP MESSTECHNIK GMBH 1993 a, MEASUREMENTS GROUP MESSTECHNIK GMBH 1989].

Nicht auf Knochen aufliegende oder überstehende Randbezirke der Beschichtung können nun vorsichtig entfernt und die Ränder zugeschliffen werden. Os ilium und Os pubis werden nochmals mit Azeton von der Mineralölbenetzung des vorherigen Schrittes befreit. Danach wird die photoaktive Beschichtung mittels des mit Aluminiumpulver versetzten Zweikomponentenklebers PC-10 endgültig blasen- und spannungsfrei auf die Beckenschaufeln aufgeklebt [MEASUREMENTS GROUP MESSTECHNIK GMBH 1983b].

3.1.6 Präparatsvorbereitung zur 3D Bewegungsanalyse

Für den weiteren Versuchsaufbau zur dreidimensionalen, berührungsfreien Bewegungsanalyse von Deformationen am menschlichen Beckenpräparat wird die Technik der software-gestützten Bewegungsanalyse genutzt (Kap. 2.4.2). Hierfür stellt die Firma SIMI Reality Motion Systems die Software SimiMotion zur Verfügung, mit der passive Marker, welche ausgewählt am Beckenpräparat fixiert worden sind, im kalibrierten Raum erkannt werden können. Die Software ermöglicht es aus diesen Raumkoordinaten der eingelesenen Bildsequenzen dreidimensionale Bewegungen zu errechnen. Hierbei kommt ein großer Vorteil der computergestützten Bewegungsanalyse zu tragen, da es anhand der eingelesenen Datensätze und den daraus errechneten Raumkoordinaten der Marker möglich ist, Raumdistanzen zwischen beliebigen Markerpositionen und im Weiteren auch Differenzen zwischen den Raumdistanzen unterschiedlicher Marker exakt zu bestimmen. Entscheidend für die Präzision der Bewegungsanalyse ist dabei eine ausreichende und repräsentative Menge an Raumkoordinaten, welche den Markerpositionen entsprechen. Um dies im Versuchsaufbau zu realisieren, werden am Beckenpräparat insgesamt 11 Marker an exponierten Stellen fixiert (Abb. 3.1.6.1). Als Marker werden Stecknadeln mit 4 mm Rundkopf verwendet, die sich fest in den knöchernen Strukturen versenken lassen. Um eine Dislokation der eingebrachten Stecknadeln zu vermeiden, werden die Marker zusätzlich mit Klebstoff oberflächlich fixiert.

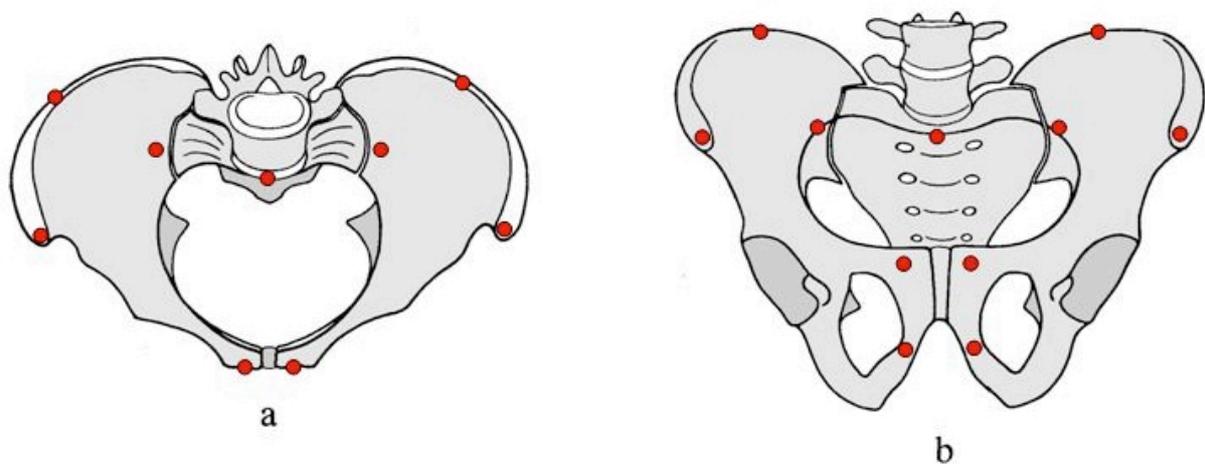


Abb. 3.1.6.1 Beckenschema unreseziert mit Markerpositionen; a) Draufsicht und b) a.p.

Aufgrund der runden Form der Stechnadeln ist eine Tracking der Marker in den zweidimensionalen Bildsequenzen der jeweiligen Kamerapositionen deutlich erleichtert. Zwar verfügt die Software der Firma SIMI-Motion/Unterschleissheim über eine Autotracking-Funktion, mit der die Markerpositionen anhand von Helligkeit, Form und Kontrast automatisch erkannt und verfolgt werden, diese Funktion wurde aber im Rahmen der Versuchsauswertung wegen zum Teil unstetiger Präzision der erkannten Markerpositionen nicht verwendet. Mit einer Zoom-Möglichkeit der Software kann der jeweilige Bildausschnitt der Markerposition soweit vergrößert werden, dass eine manuelle Markierung leichter und deutlich exakter als ein Autotracking möglich ist. Um auf Pixelebene die Positionswolke des Markers besser von dem Hintergrund des Beckenpräparats abgrenzen zu können, wurden zunächst gelbe Marker verwendet. Im Rahmen der weiteren Auswertungen erwies sich die gelbe Farbe jedoch als unvorteilhaft. Die gelben Marker wurden durch weiße ersetzt, da diese einen deutlich besseren Hintergrundkontrast ergaben. Die Positionierung der Marker ermöglichte auch die Resektion am Becken nach Enneking/Dunham IIb, wobei nur die Markerpositionen am Os pubis der resezierten Seite verloren ging (Abb. 3.1.6.2). Nach Implantation der Endoprothese werden drei weitere Markerpositionen am Implantat fixiert, die mit ihrer Anordnung Rückschlüsse auf Beckenringbewegungen bei offenem Ringmodul geben sollen (Abb. 3.1.6.2).

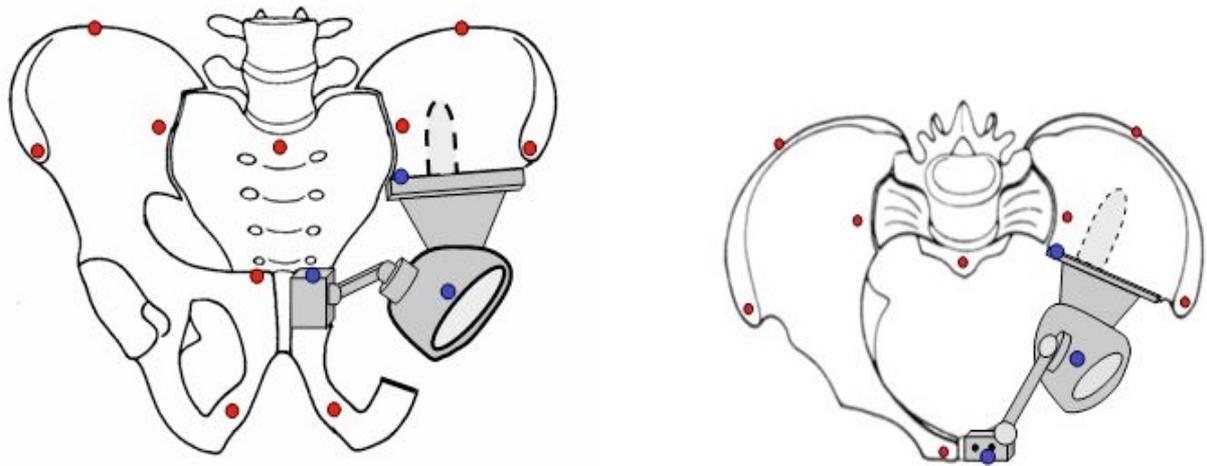


Abb. 3.1.6.2 Schema Beckenpräparat a.p. und in Draufsicht reseziert nach Enneking IIb mit Endoprothese und Markerpositionen am Implantat und am Präparat

3.2 Experimenteller Versuchsaufbau

Zur experimentellen Untersuchung von Einflüssen der Implantatkonfiguration auf die Lastübertragung und die Stabilität des humanen Beckens wird ein Prüfstand verwendet, der eine annähernd physiologische, relativ kurzstreckige Belastung auf das Beckenpräparat ermöglicht. Da der Prüfstand eine Hauptbewegungsrichtung in der axialen Schwerelinie auf das Sakrum gewährleisten muss [Möser 1987a, Möser 1987b], eignet sich der Versuchsaufbau in einer Universalprüfmaschine (Wolpert, Tab. 3.2.1.1). Ein Vorteil dieses Versuchsaufbaus ist eine mobile Integration in die Prüfmaschine, wobei sich das Beckenpräparat über die eingegossenen Femura fest auf der Grundplatte der Prüfmaschine verschrauben lässt. Die unterschiedlichen Standsituationen lassen sich in diesem Prüfstand ebenfalls realisieren. Während beim Zweibeinstand eine Fixierung beider Standplatten, in welche die Femura eingegossen wurden, möglich ist, ist in den Einbeinstandsituationen eine freie Beweglichkeit des Schwungbeins mit und ohne Belastung gewährleistet (Abb. 3.2.1.2).

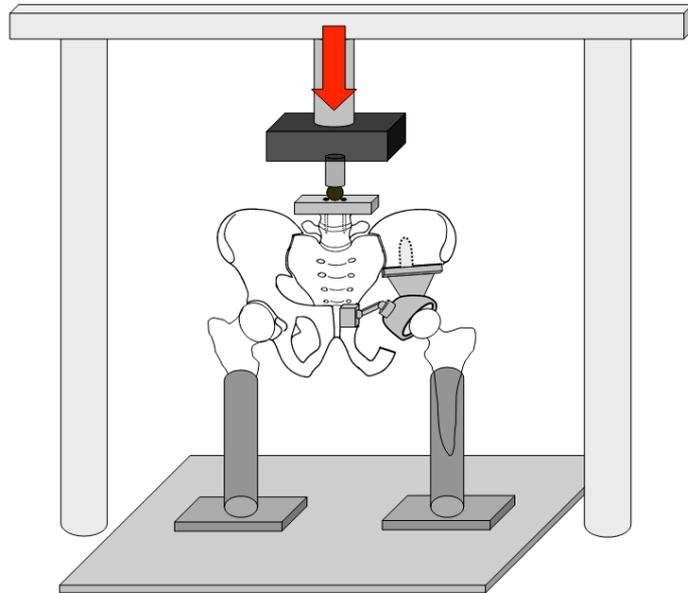


Abb. 3.2.1.1 Schema Beckenpräparat im Zweibeinstand in Universalprüfmaschine mit Kraftmessdose

Hierzu wird das Beckenpräparat durch Unterlegen von Metallplatten mit einer Höhe von ca. 4 cm zwischen Boden der Prüfmaschine und der Standplatte der zu belastenden Standseite angehoben und erneut fest verschraubt. Das Becken samt Schwungbein hat somit die Mobilität der axialen Belastung in alle Richtungen auszuweichen (Abb. 3.2.1.2).

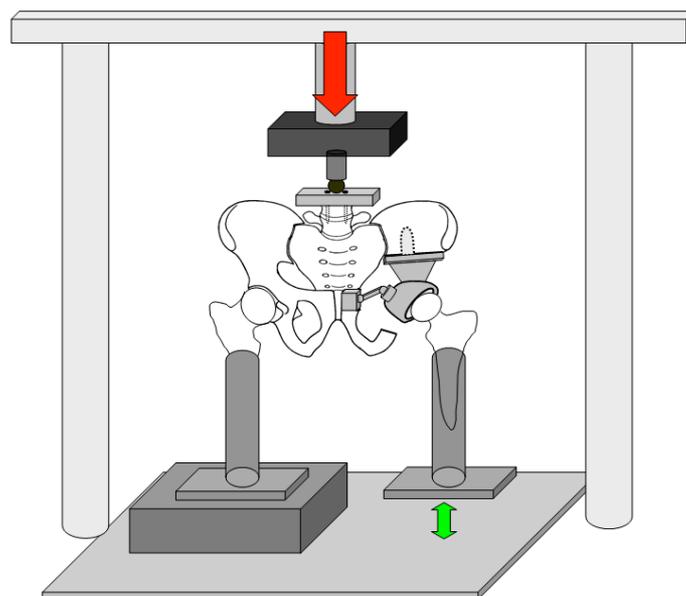


Abb. 3.2.1.2 Schema Beckenpräparat mit Endoprothese im Einbeinstand kontralateral in Universalprüfmaschine

Zur Sicherstellung von reproduzierbaren Testreihen ist es notwendig, einen physiologischen, aufrechten Stand zu gewährleisten. Hierfür wird das Beckenpräparat unter Verspannung der Muskelsimulationen in eine Stellung gebracht, in der die Spina iliaca anterior superior und das Tuberculum pubicum in der Frontalebene zu liegen kommen [Frick 1992]. Die Verbindungslinie zwischen den Spinae iliaca anterior superior kommt in der Waagerechten zu liegen. Diese Standsituation entspricht einer physiologischen Inklination des männlichen Beckens von etwa 55° (Abb. 3.1.2.2) [Ender 1980].

3.2.1 Belastungsvorrichtung

Zur Sicherstellung einer reproduzierbaren, axialen Krafteinleitung wird im Versuchsaufbau die einachsige, computergesteuerte Universalprüfmaschine Wolpert TZZ 707/50kN der Güteklasse I verwendet. Damit wird eine gleichmäßig dosierbare Kraftapplikation mittels Zwischenschalten der Kraftmessdose Burster Typ 8435-5200 ermöglicht und gleichzeitig ein unkomplizierter Ein- und Umbau der verschiedenen Stand- und Konfigurationssituationen geschaffen. Nach Herstellerangaben der Firma Burster beträgt die Messgenauigkeit der Kraftmessdose $\pm 0,1$ N, so dass eine strukturelle Gefährdung des Präparats nahezu ausgeschlossen ist. Die Prüfmaschine wird über die maschineneigene Software mit der dazwischen geschalteten Kraftmessdose digital angesteuert.

Der angestrebte Versuchsaufbau zur Durchführung von spannungsoptischen und bewegungsanalytischen Messungen setzt einen ungehinderten Blickwinkel aus mindestens 60° beidseits der Medianebene des Präparats voraus, was in der Universalprüfmaschine ebenfalls gegeben ist (Abb. 3.2.2.1 und Abb. 3.2.3.2). Zur Vermeidung von Distorsionsmomenten wird zwischen dem Laststempel der Kraftmessdose und Kraftaufnahmepatte auf dem Präparat eine 25 mm Edelstahlkugel interponiert. Diese Kugel ermöglicht das Ausweichen des Beckenpräparates bei Belastung in allen Ebenen.

3.2.2 Spannungsoptische Untersuchung

Zur spannungsoptischen Untersuchung wird das Beckenpräparat wie in Kapitel 3.1.1. und 3.1.2. beschrieben vorbereitet und die spannungsoptische Schicht wie in Kapitel 3.1.5 beschrieben aufgebracht.

Mit der exakten Platzierung des Beckens in der Universalprüfmaschine kommt der Kraftstempel der Kraftmessdose direkt über der Kugel der Kraffteinleitungsplatte auf LWK 4 zu liegen. Zur Vermeidung von Artefakten durch Streulicht werden die Versuchsreihen im abgedunkelten Labor durchgeführt, so dass die Glühbirne des Reflexionspolariskops die einzige Lichtquelle darstellt. In den beiden Einbeinstandsituationen wird das Präparat durch jeweils einseitiges Anheben und Unterlegen einer Metallplatte in der Prüfmaschine fixiert, so dass die unbelastete Seite freibeweglich ist (Kap. 3.2). Über die Universalprüfmaschine wird das Präparat mit 500 N belastet, was in etwa $\frac{2}{3}$ des Körpergewichts des Spenders und damit in etwa dem physiologischen, oberen Rumpfgewicht entspricht. Die Belastung wird in jeder Standsituation sehr vorsichtig unter optischer Kontrolle durch das Reflexionspolariskop aufgebaut, um mögliche Spannungskonzentrationen sofort zu erkennen und einen Präparatbruch zu vermeiden. Die Untersuchungen erfolgen frühestens 4 Minuten nach komplettem Lastaufbau, wodurch verzerrende, viskoelastische Effekte der Beschichtung und des Harzes nahezu ausgeschlossen werden können [MEASUREMENTS GROUP MESSTECHNIK GMBH Lochham/München 1993].

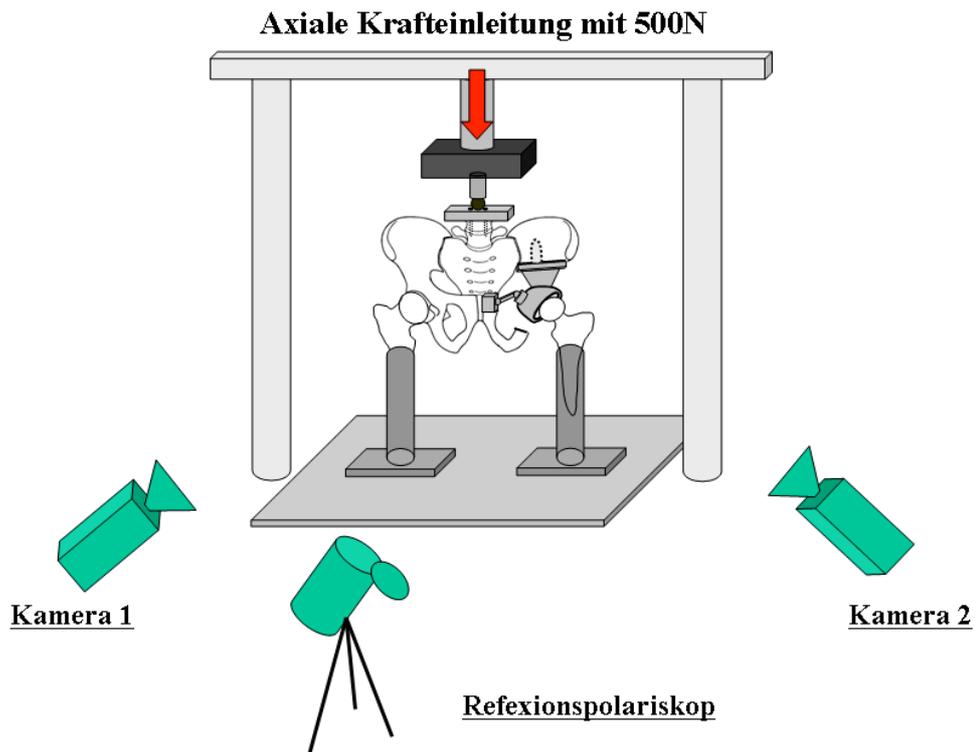


Abb. 3.2.2 Versuchsaufbau zur Spannungsoptischen Untersuchung, Beckenpräparat im Zweibeinstand in Universalprüfmaschine

Untersucht werden die Standsituationen Zweibeinstand, Einbeinstand kontralateral und Einbeinstand ipsilateral jeweils mit geschlossener und offener Konfiguration des Beckenringschlusses bei gleicher Beckenstellung und Muskelsimulation. Nach jeder Belastung des Präparates erfolgt eine komplette Entlastung für mindestens 4 Minuten.

Die optischen Ergebnisse werden jeweils fotografisch dokumentiert und digital gespeichert. Hierbei werden beide Beckenschaufeln von der jeweils gegenüberliegenden Seite mit CCD-Digitalkameras (Sony DCR-TRV900 E) aufgenommen und die Daten mittels FireWire-Schnittstelle zur endgültigen Speicherung auf PC gesandt. Im Rahmen dieses Datentransfers kommt es zu keiner Software-Bearbeitung, die die Farben der Isochromatenlinien verändern könnte.

Komponente	Beschreibung	Sonstiges	Sonstiges
2x Digitalkamera	3 CCD Bildwandler; Auflösung 720x576 Pixel, Brennweite 4,3 bis 51,6 mm, Objektiv 48-fach	Speicherfunktion im JPEG- Format	Sony, DCR – TRV900 E
PC	Betriebssystem Windows NT	Datenbearbeitung, Datenspeicher	Toshiba
Software	Bildbearbeitung		Adobe, Photoshop 4.0
Polariskop	Reflexionspolariskop mit integriertem Kompensator mit Skalierung	Model 031	Measuments Group Messtechnik GMBH
Beschichtung und Kleber	Polymerisierte, spannungsoptische Beschichtung 2mm	Zweikomponentenkunststoff PL-1, Zweikomponentenklebstoff PC- 10	Measuments Group Messtechnik GMBH
Universalprüfmaschine	Einachsige; kraft- /weggesteuert; bis 50kN	Güteklasse 1	Wolpert TZZ707/50kN
Kraftmessdose	Axiallast; Zug/Druck 200 N; 5V	DMS- Technik; Linearitätsfehler < 0,1 N	Burster, Typ8435-5200

Tab. 3.2.2 Komponenten Spannungsoptische Untersuchung

3.2.3 3-D Bewegungsanalyse

Zur dreidimensionalen Bewegungsanalyse zum Einfluss der Implantatkonfiguration des Beckenringschlusses wird das Beckenpräparat wie in Kapitel 3.1.1. und 3.1.2. vorbereitet und mit Muskelsimulationen versorgt.

Für diesen Versuchsaufbau zur Bestimmung von Bewegungen und Deformationen am endoprothetisch versorgten Beckenpräparat, wird die Software der Firma SIMI Reality Motion Systems München/Oberschleißheim verwendet. Das Prinzip dieser Software beruht auf dem Errechnen von Raumkoordinaten von repräsentativ angebrachten Markern im dreidimensionalen Raum. Anhand dieser Raumkoordinaten lassen sich aus verschiedenen Lastsequenzen Differenzen der Raumkoordinaten der Marker berechnen und als Bewegung im Raum darstellen. Die Marker wurden, wie in Kapitel 3.1.6 beschrieben, ausgewählt und am Beckenpräparat fixiert (Abb. 3.2.3.1). Hierbei wurden elf prominente Positionen am Präparat und drei Positionen am Implantat gewählt, welche eine bestmögliche Abschätzung des Bewegungsausmaßes des gesamten Beckens ermöglichen. Ein

besonderer Augenmerk gilt den Bereichen des Beckens, von denen ein besonderer Einfluss der Ringkonfiguration der Implantats bei Belastung zu erwarten ist. Zu diesen Bereichen zählen die Bewegungsdifferenzen im Bereich der Beckenschaufeln, der Symphyse und der beiden Os ischii, aber auch besonders die Deformationsunterschiede im Bereich der ISG's beidseits. Da die Marker K1 und K2 fest auf verschraubten Modulkomponenten fixiert sind, kann hier unabhängig von Belastung oder Konfiguration von einer stabilen 3D-Raumdistanz ausgegangen werden. Die Distanz K1 - K2 bietet sich deshalb zur Überprüfung der Genauigkeit der Algorithmen der Analyse-Software an und wird im Folgenden als Testdistanz verwendet.

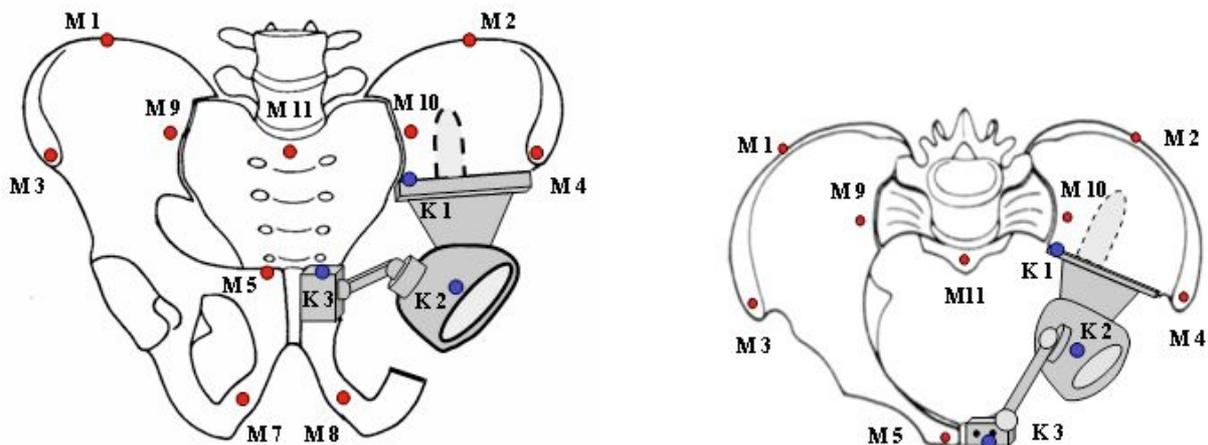


Abb. 3.2.3.1 Markerpositionen am Schema des Beckenpräparats mit geschlossenem Beckenringmodul, links a.p., rechts in Draufsicht

Diese Markerpositionen müssen für die dreidimensionale Berechnung in allen Belastungssituationen von den Aufnahmepositionen der Kameras aus überblickt werden können, ohne dass einer der Punkte durch knöcherne Strukturen oder Drahtseilzüge verdeckt wird. Verwendet werden CCD- Digitalkameras der Firma Sony (Sony DCR-TV900 E), die jeweils ca. 45° von der gedachten mittleren Sagitalebene nach lateral versetzt aufgestellt werden (Abb. 3.2.3.3). Dies ist nötig, um den Herstellerangaben der Firma zufolge keine Verfälschung der Koordinatenberechnung durch zu klein gewählte Fluchten der Kamerablickwinkel zu provozieren. Dies würde bei einem Winkel von unter 45° oder über 120° der Kamerapositionen zueinander auftreten [Simi Reality Motion Systems 2001].

Grundlage für die Berechnung von Bewegungen anhand von Raumkoordinaten ist die vorherige Kalibrierung des Raums. Die Kalibrierung des Raums erfolgt ebenfalls unter der Verwendung der Software SimiMotion, indem die zuvor bestimmten Raumkoordinaten des Kalibrationsystems in die Software eingelesen werden. Die Genauigkeit der Kalibrierung hängt im großen Maße von der Präzision der Koordinaten und der Anzahl der Raumkoordinaten ab [SimiReality Motion Systems 2001]. Hierzu wird ein stabiles System konstruiert, welches es ermöglicht den Raum für den Versuchsaufbau in der Universalprüfmaschine zu kalibrieren. Auch im Falle des Kalibrationsystems ist es notwendig, dass alle Positionen der Kalibrationspunkte in toto von den Blickwinkeln beider verwendeten Kameras aus eingesehen werden können. Hierfür wird ein stabiles dreidimensionales Würfelsystem aus Hartplastikkugeln und Edelstahlstangen konstruiert, woran Edelstahlkugeln mit einem Durchmesser von 6 mm befestigt werden. Die Edelstahlkugeln werden nach vorherigem Ausfräßen entsprechender Vertiefungen an den Hartplastikkugeln und Anrauen der Kontaktflächen mit Sekundenkleber fixiert.

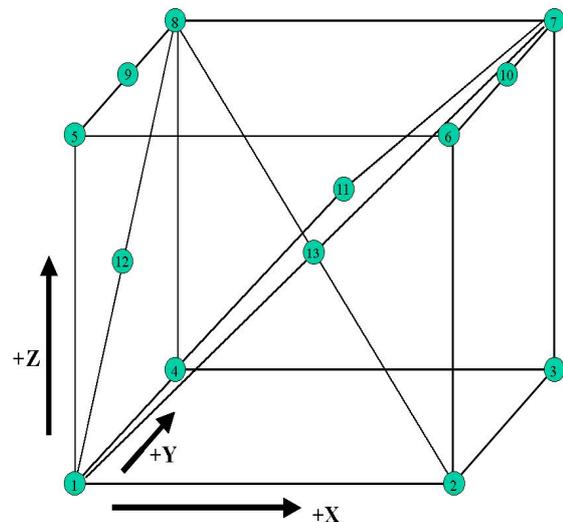
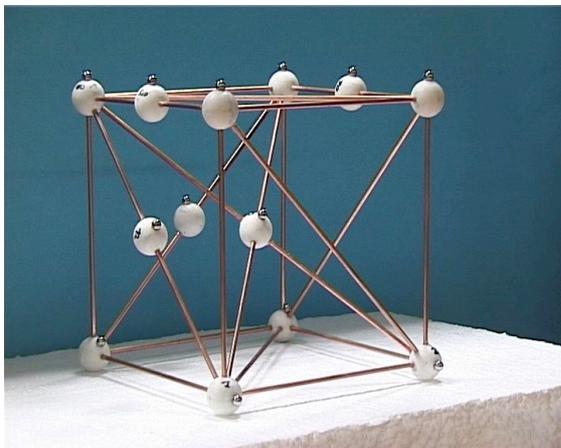


Abb. 3.2.3.2 Digitalbild von rechts und Schema des Kalibrationswürfel mit Nummerierung der Kalibrationspunkte im Koordinatensystem

Die Bestimmung der Raumkoordinaten der Kalibrationspunkte in x-y-z Ebene erfolgt mit Präzisionsabtastung in allen Ebenen. Nach dreimaliger Abtastung der Koordinaten der Kalibrationspunkte in x-, y- und z - Ebene auf den 100-stel Millimeter

werden die 3D-Koordinaten als Mittelwert der Messungen errechnet. Aus den 3D-Koordinaten in x-y-z-Ebene und dem bekannten Durchmesser der Stahlkugel von 6 mm ergeben sich die 3 D-Koordinaten für die Mittelpunkte der Kalibrationskugeln.

Punkt	X	Y	Z
1	0,00	0,00	0,00
2	152,80	0,00	0,00
3	153,12	159,77	12,81
4	0,32	153,84	10,15
5	-1,61	10,10	166,08
6	151,82	7,99	165,50
7	152,60	161,83	166,01
8	-0,14	163,44	166,08
9	-0,43	85,09	166,19
10	152,72	84,96	165,66
11	73,23	163,24	87,75
12	-1,50	81,50	86,66
13	75,45	79,75	86,53

Tab. 3.2.3.1 Koordinaten der Kalibrationspunkte in x-, y- und z-Ebene im Millimeter (mm)

Dieses Würfelsystem erlaubt aufgrund der Stabilität und Berechnungsgrundlage mit 13 Kalibrationspunkten eine schnelle und unkomplizierte, aber doch exakte Kalibrierung des Arbeitsfeldes unter dem Laststempel der Universalprüfmaschine. Nach Kalibrierung des Raumes durch Aufnahmen des Kalibrationswürfels mit den CCD- Digitalkameras darf die Position und Brennweite der Kameras nicht mehr verändert werden. Um dies zu gewährleisten werden die Kameras ortsfest und standstabil auf Stativen befestigt. Zur Vermeidung von Bewegungsartefakten beim Auslösen der Aufnahmen an den Kameras, werden sämtliche Eingaben über die zugehörigen Fernbedienungen der Kameras getätigt. Alle Aufnahmen mit den Digitalkameras werden im AVI-Format bei einer Auflösung von 720 x 576 Pixel gespeichert und über die PC-Schnittstelle zur weiteren Bearbeitung auf den PC überspielt. Die Bewegungsanalyse-Software SimiMotion errechnet aus den Bildern der beiden Kamerapositionen die entsprechenden 3D-Koordinaten. Die Software besitzt zwar die Funktion des „Autotracking“ mit der Möglichkeit der computergestützten Markierung und Verfolgung der Positionen der Kalibrationspunkte und der Marker am Präparat, doch eignet sich diese Funktion eher bei der Auswertung von langen Videosequenzen ohne Anspruch auf

Berechnungsgenauigkeit im Millimeterbereich. Da die Markierungspräzision bei manuellem Tracking jedoch deutlich höher ist und nur mit begrenztem Bildmaterial gearbeitet wird, werden alle Sequenzen von Hand in der Software markiert.

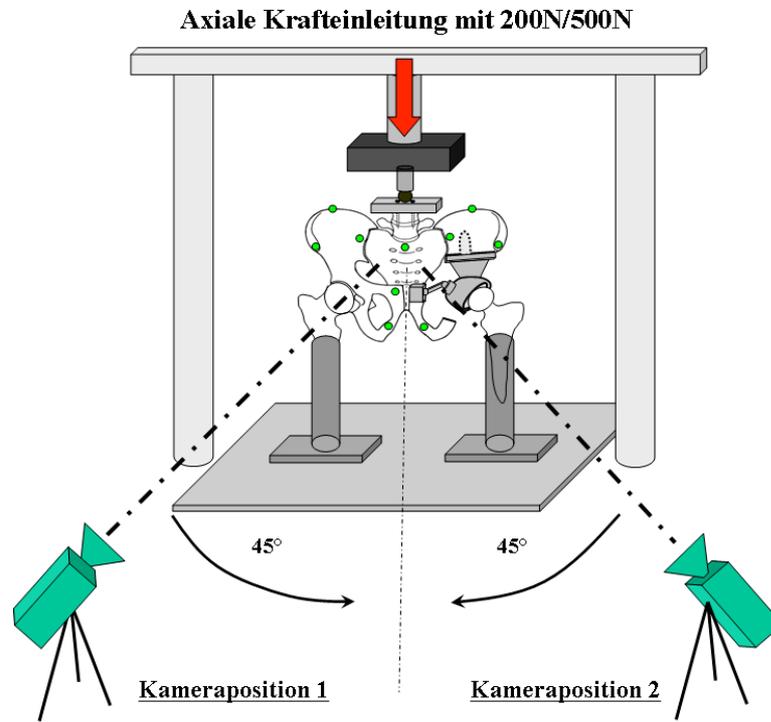


Abb. 3.2.3.3 Versuchsaufbau zur Bewegungsanalyse mit Kamerapositionen, Beckenpräparat im Zweibeinstand mit Markern in Universalprüfmaschine

Für alle Lastsituationen wird die Universalprüfmaschinen der Firma Wolpert verwendet. Die Krafteinleitung erfolgt, wie in Kapitel 3.2.1 beschrieben, unter Zwischenschaltung einer Kraftmessdose und Interponieren einer Edelstahlkugel mit einem Durchmesser von 25 mm auf Krafteinleitungsplatte auf LWK 4 (Abb. 3.2.3.2). Über die Prüfmaschine werden Belastungen bis zu 500 N im Zweibeinstand und bis zu 200 N in den Einbeinständen aufgebaut. In den Einbeinstandsituationen ipsi-, aber auch kontralateral wird wegen der vielen Belastungszyklen mit der entsprechenden Gefährdung des Präparatsgefüges lediglich eine Belastung bis 200 N getestet. Analysiert werden alle Standsituationen jeweils mit geschlossener und offener Konfiguration der Endoprothese, wobei der direkte Vergleich belastet/unbelastet jeder Konfigurations- und Standsituation mit den Digitalkameras dokumentiert und dann mit der Software ausgewertet wird. Die Krafteinleitung

geschieht bei der Belastungssequenz vorsichtig über mehrere Minuten. Das Beckenpräparat wird im Versuchsaufbau vor jedem Versuchsdurchlauf auf die korrekte Stellung und Vorspannung der simulierten Muskulatur überprüft (Kap. 3.1.4 und Kap. 3.1.6).

Komponente	Beschreibung	Sonstiges	Sonstiges
2x Digitalkamera	3 CCD Bildwandler; Auflösung 720x576 Pixel, Brennweite 4,3 bis 51,6 mm, Objektiv 48 fach	Speicherfunktion im AVI- Format, fernbedienbar	Sony, DCR – TRV900 E
PC	Betriebssystem Windows NT	Datenbearbeitung, Datenspeicher	Toshiba
Software	Bildbearbeitung		Adobe, Photoshop 4.0
3D-Bewegungsanalyse- Software	Algorithmengesteuerte Software zur Punktverfolgung im kalibrierten Raum	Passive Marker, Kalibrierungssystem , manuelle Tracking	SIMI Reality Motion Systems, Oberschleißheim
Kalibrierungssystem	Würfkalibrationsystem dreidimensional	Kugelmittelpunktsbestimmung bei 13 Kugeln mit je 6 mm	Eigenkonstruktion
Universalprüfmaschine	Einachsig; kraft- /weggesteuert; bis 50kN	Güteklasse 1	Wolpert TZZ707/50kN
Kraftmessdose	Axiallast; Zug/Druck 200 N; 5 V	DMS- Technik; Linearitätsfehler < 0,1N	Burster, Typ8435-5200

Tab. 3.2.3.2 Komponenten 3D-Bewegungsanalyse

4 Ergebnisse

4.1 Ergebnisse spannungsoptische Untersuchung

Der Versuchsaufbau zur spannungsoptischen Untersuchung erfolgte wie in Kapitel 3.2, 3.2.1 und 3.2.2 beschrieben. Die Farbverteilungsmuster der Beckenschaufelbeschichtungen wurden unter den Lastfällen Zweibeinstand, Einbeinstand ipsilateral und Einbeinstand kontralateral mit den Implantatkonfigurationen geschlossener und offener Beckenringschluss mehrfach erfasst und photographisch mit CCD - Digitalkameras (Sony DCR) dokumentiert. Die Krafteinleitung mittels Universalprüfmaschine (Wolpert) und Zwischenschaltung einer Kraftmessdose (Burster) erfolgte langsam bis maximal 500 N zentral auf LWK 4 in allen Lastfällen. Zur Vermeidung von Isochromatenabweichungen durch Tagesstreulicht wurde die Photodokumentation unter Verdunkelung des Laborraums durchgeführt. Besonderes Augenmerk wurde bei der Auswertung auf die Spannungsverteilungsmuster im Bereich der beiden Beckenschaufeln, dem intramedullären Schaftlager im Os ilium und über dem Os pubis kontralateral gelegt, da in diesen Bereichen mit relevanten Kraftflüssen gerechnet wurde. Zur Darstellung kommen im Weiteren nur die digitalen Aufnahmen, die auch relevante, spannungsoptische Ergebnisse darstellen.

4.1.1 Zweibeinstand

Im Zweibeinstand findet sich beim Blick durch das Reflexionspolariscope weder bei geschlossener, noch bei offener Implantatkonfiguration ein relevanter Farbumschlag im Bereich der beiden Beckenschaufeln als Zeichen für Spannungskonzentrationen bei Belastung. Auch im Bereich des intramedullären Lagers der Implantatverankerung zeigt sich weder bei der belasteten - und unbelasteten Situation, noch bei offenem - und geschlossenem Beckenring eine Veränderung der Oberflächenspannung der Beschichtung. Nach der biomechanischen Kraftverteilung im Becken entsteht im Bereich der Symphyse im Zweibeinstand eine Zugbelastung (Abb. 2.2.1.2) [Schobert 1989 b, Möser 1987 a]. Aber weder bei geschlossener, noch bei offener Ringkonfiguration finden sich Anzeichen auf einen Farbumschlag im Bereich des kontralateralen Os pubis. Das Becken beschreibt in der Dynamik ein Einknicken der Os sacrum im Sinne einer Nutation nach ventral, wobei die beiden

Spinae iliacae durch Erhöhung der Spannung auf die Flexoren und der Glutealmuskulatur eine Tendenz zur Lateralisierung aufweist. Dies zeigt sich durch einen dezenten Farbumschlag im Bereich der lateralen Beckenschaufel des Os ilium auf der resezierten Seite (Abb. 4.1.1). Aber auch im Vergleich zwischen offenem und geschlossenem Beckenring findet sich hier kein Unterschied in der Qualität des Farbumschlages.

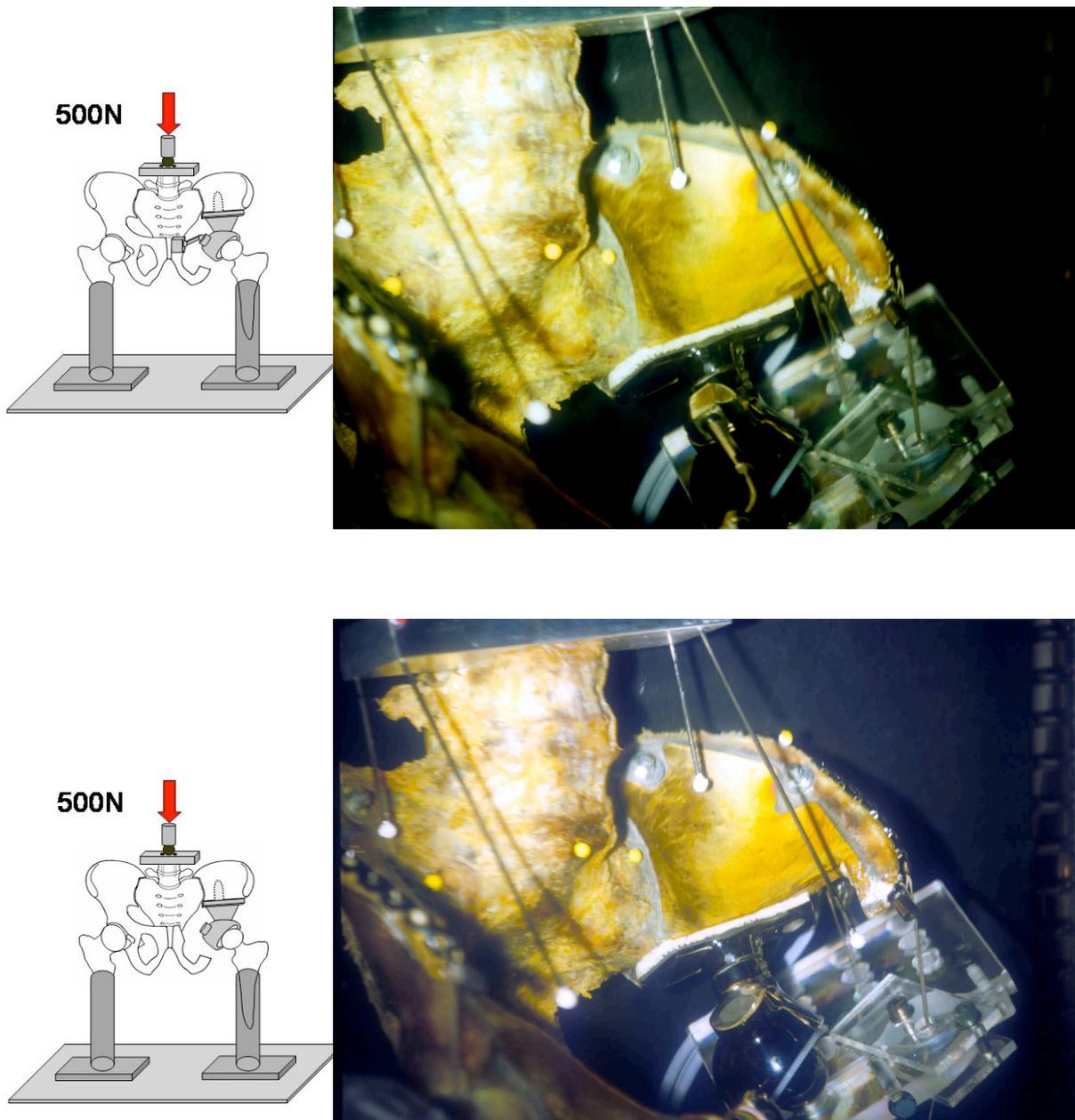


Abb. 4.1.1 Spannungsfarbumschläge des beschichteten Os ilium links durch Reflexionspolariskop aufgenommen im Zweibeinstand oben mit Beckenringschluss, unten ohne Beckenringschluss bei 500 N Belastung

4.1.2 Einbeinstand kontralateral

Im Einbeinstand kontralateral findet sich erwartungsgemäß auf der resezierten Seite keine Veränderungen der Oberflächenspannung, da es freihängend lediglich dem Eigengewicht, den geringen Zugbelastungen der Adduktorenmuskulatur und dem Bandapparat unterworfen ist. Das Farbmuster bei Belastung mit 500 N belegt allerdings höhere Spannungskonzentrationen über dem ventrolateralen Anteil des rechten Os ilium, welche durch den simulierten Muskelzug an der Spina iliaca superior anterior hervorgerufen werden.

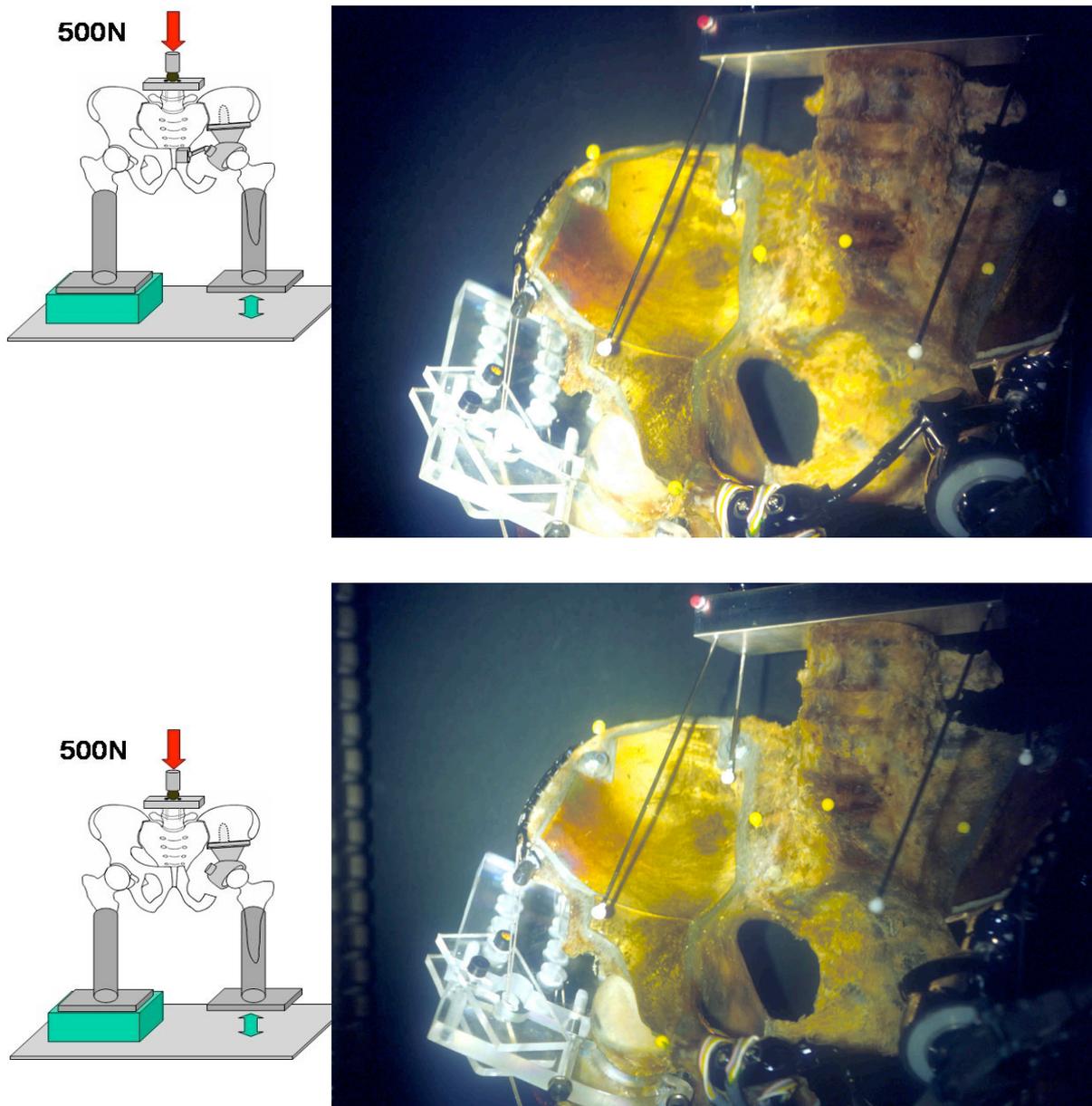


Abb. 4.1.2 Spannungsfarbumschläge des beschichteten Os ilium rechts durch Reflexionspolariskop aufgenommen im Einbeinstand rechts oben mit Beckenringschluss, unten ohne Beckenringschluss bei 500 N

Die Spannungsverteilungsmuster gleichen sich jedoch bei geschlossenem und offenem Ringschlussmodul (Abb. 4.1.2.1). Im Bereich des Os pubis stellt sich unabhängig von der Belastungs- und der Konfigurationssituation keinerlei Abweichung der Isochromaten dar, so dass sich hier keine Rückschlüsse auf relevante Kraftflüsse im Bereich der Symphyse schließen lassen. Auch über der Implantatverankerung an der Symphyse und ISG-nah über den medialen Anteilen der Beckenschaufel finden sich hierbei Abweichungen des Spannungsmusters im Vergleich zur unbelasteten Standsituation. Die Spannungsmuster belegen insgesamt eine Gleichverteilung bei geschlossenem und offenem Ringschluss.

4.1.3 Einbeinstand ipsilateral

Im Einbeinstand auf der resezierten Seite zeigt die Farbmusterverteilung ebenso wie im kontralateralen Einbeinstand hohe Spannungskonzentrationen über dem ventrolateralen Anteil des Os ilium, welche ebenfalls durch den Muskelzug an der Crista iliaca hervorgerufen werden. Die Verteilung und Farbkodierung der Beschichtung zeigen hier eine im Seitenvergleich deutlich höhere Zugbelastung nach ventrolateral. Aber weder über der Implantatverankerung, noch über dem medialen Os ilium Richtung des ISG finden sich Abweichungen der Spannungsmuster im Vergleich zum unbelasteten Zustand. Wie auch in den beiden anderen Standsituationen ergeben die Oberflächenspannungen nahezu eine Gleichverteilung im direkten Vergleich zwischen geschlossenem und offenem Ringschluss. Auch in der dynamischen Betrachtung mit langsamer Erhöhung der Belastung unter Sicht lässt sich im ipsilateralen Einbeinstand kein relevanter Kraftfluss im Bereich der Symphyse sehen, obwohl hier bei geschlossenem Ringmodul von einer Druckkomponente an der Symphyse und einer Scherkomponente durch den Zug der Adduktoren am Os ischii gerechnet wurde (Abb. 4.1.3).

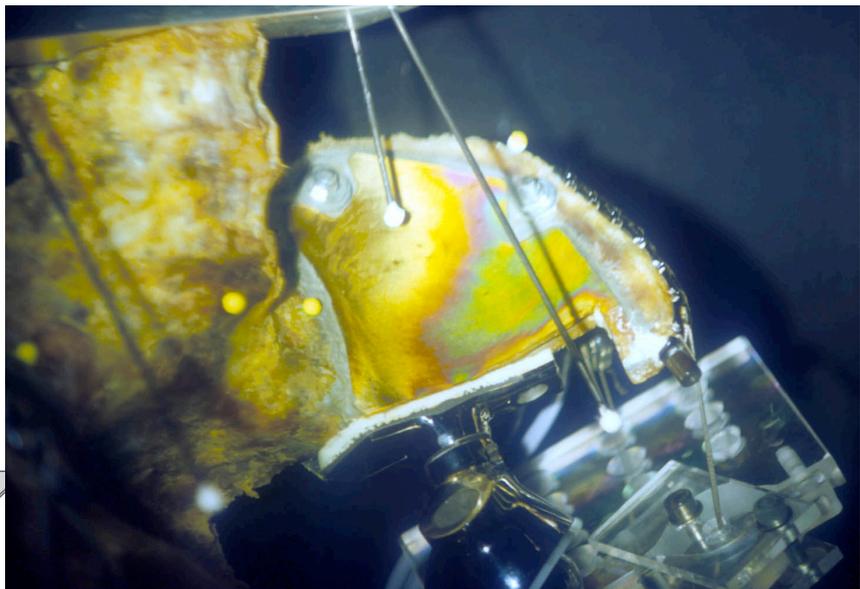
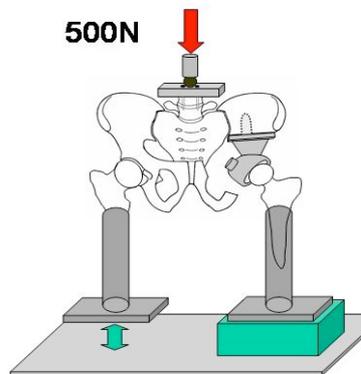
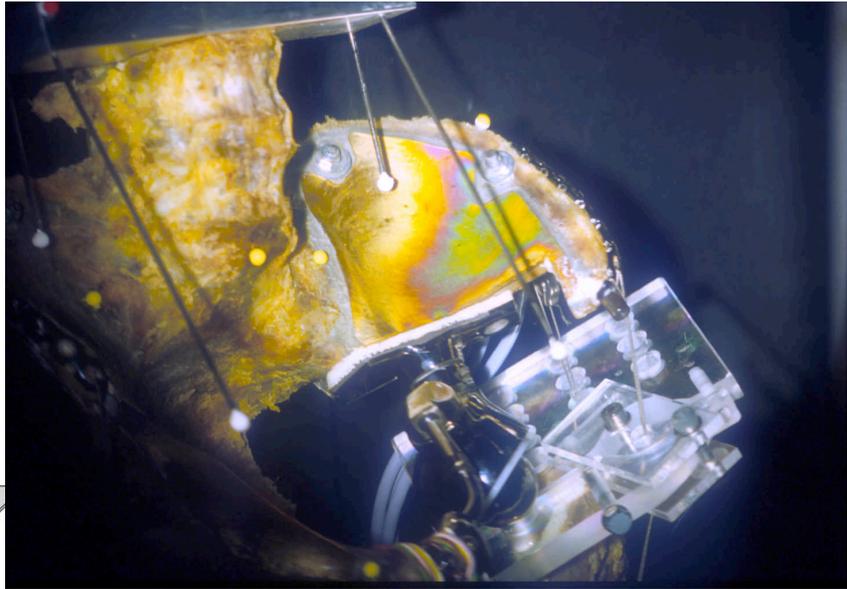
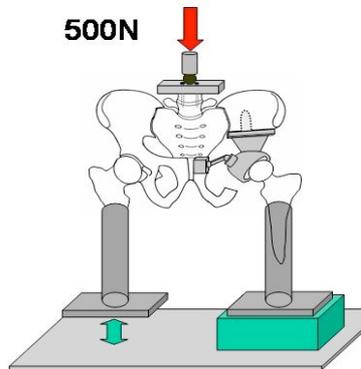


Abb. 4.1.3 Spannungsfarbumschläge des beschichteten Os ilium links durch Reflexionspolariskop aufgenommen im Einbeinstand links oben mit Beckenringschluss, unten ohne Beckenringschluss bei 500 N

4.1.4 Zusammenfassung der Ergebnisse

In Zusammenschau der spannungsoptischen Aufnahmen der verschiedenen Standsituationen mit offenem und geschlossenem Beckenring lassen sich folgende Ergebnisse zusammenfassend abbilden.

Die photooptische Auswertung belegt nach mehrfachen Versuchswiederholungen und sehr guter Reproduzierbarkeit der Ergebnisse keine relevanten Spannungskonzentrationsdifferenzen im Bereich der Beckenschaufeln zwischen den Implantatkonfigurationen mit offenem Beckenring und dem Ringschluss. In allen Lastsituationen findet sich kein Anhalt für Druck- oder Zugkraftdifferenzen im Bereich der rechtsseitigen Symphyse bei offenem oder geschlossenem Beckenring. Die erwarteten Distorsionskräfte bei geschlossener Beckenringkonfiguration und dem simulierten Muskelzug durch die Adduktorengruppe am Os ischii lassen sich in der spannungsoptischen Messung weder im ipsi- und im kontralateralen Einbeinstand, noch im Zweibeinstand belegen. Selbst im Bereich der Schraubenverankerungen des Ringschlussmoduls finden sich Symphysen nah keine Isochromatenveränderungen im Bereich des beschichteten Os pubis als Zeichen von Druck-, Zug- oder Distorsionskomponenten. Die flächige Beschichtung der beiden Beckenschaufeln liefert ebenfalls weder bei offener, noch bei geschlossener Konfiguration einen Anhalt für Oberflächenspannungskonzentrationen der intramedullären Verankerung des einzementierten Implantatstiels. Im Bereich der beiden Fossa iliaca stellt sich eine Isochromatenänderung als Zeichen einer Zugbelastung dar, wobei die Ausprägung auf der resezierten Seiten deutlicher erscheint.

Um möglichst realitätsnah auf die Kraftverteilung eines kompletten Gangzyklus im prothetisch versorgten Becken schließen zu können, wird ein besonderes Augenmerk auf die Dynamik der Kraftereinleitung gelegt. Hierzu wird die Spannungssituation unter langsamer Erhöhung der Belastung auf zunächst 200 N und weiterer Belastungserhöhung bis auf maximal 500 N durch das Reflexionspolariscope beobachtet. Dies lässt einen belastungsabhängig, gleichmäßig sichtbar werdenden Farbumschlag der photoelastischen Beschichtung im Bereich des ipsilateralen Os ilium erkennen. Bei vorsichtiger Manipulation an den Drähten der simulierten Muskulatur kann man hierbei eine proportionale Farbumschlagserhöhung bei Erhöhung der Drahtspannung und damit Weiterleitung

des Kraftflusses auf die Crista iliaca provozieren. Dies findet sich beim ipsi- und kontralateralen Einbeinstand gleichermaßen, wobei die Farbgebung einen deutlichen Hinweis auf eine stärkere Spannungsbelastung im Bereich der Fossa iliaca auf der resezierten Seite belegt. Dies resultiert aus der Tendenz des Beckens im ipsilateralen Einbeinstand unter axialer Belastung nach medial zu kippen. Allein der muskuläre Zug der Flexorengruppe an der Crista iliaca wirkt dem Abkippen entgegen, woraus die Zugbelastung in der Fossa iliaca entsteht. Dies erscheint nachvollziehbar, da unter zunehmender Belastung im ipsilateralen Einbeinstand aus biomechanischer Sicht eine proportionale Erhöhung der Spannung über den Musculus tensor fasciae latae und den Musculus sartorius erfolgt [Witt 1980, Möser 1987, Rechl 1995].

Bezüglich der Fragestellung erlauben die Ergebnisse der spannungsoptischen Analyse des beschichteten Beckenpräparats folgende Rückschlüsse:

- **Keinen Anhalt für aussagekräftige Differenzen der Spannungsverteilung im Vergleich zwischen offener und geschlossener Implantatkonfiguration**
- **Keinen Anhalt für Spannungskonzentrationen im Bereich der intramedullären Verankerung als Hinweis auf Lockerungstendenz bei Belastung unabhängig vom Beckenringschluss**
- **Keinen Anhalt auf Übertragung von Kraftflüssen am vorderen Beckenring bei geschlossener Implantatkonfiguration auf das Os pubis oder offener Implantatkonfiguration auf das Os ischii durch Zug der Adduktorenmuskulatur**

4.2 Ergebnisse 3D-Bewegungsanalyse

Der Versuchsaufbau zur dreidimensionalen Bewegungsanalyse erfolgt wie in Kapitel 3.2, 3.2.1 und 3.2.3 beschrieben. Da mit sehr komplexen Bewegungs- und Deformationsmustern des resezierten Beckens unter Belastung gerechnet werden musste, wird zur Analyse die Software SimiMotion der Firma SIMI Reality Motion Systems, München/Oberschleißheim verwendet. Wie in Kapitel 2.4.2 und 3.2.3 beschrieben, ermöglicht diese computergestützte Analysesoftware die dreidimensionale und berührungsfreie Raumkoordinatenberechnung von Markerpositionen. Anhand dieser Raumkoordinaten lassen sich beliebige Distanzen zwischen diesen Markern im Raum bestimmen und in der Auswertung von mehreren Bildsequenzen auch Bewegungsdifferenzen zwischen ausgewählten Markerpositionen errechnen. Grundlegend für die Verwendung dieser Software und die Präzision der zu berechnenden Koordinaten ist die Kalibrierung des Raums, in dem sich die zu vermessenden Marker bewegen werden. Hierzu wird ein Würfelkalibrationsystem verwendet, dessen 3D-Raumkoordinaten vorab bestimmt wurden (Abb. 3.2.3.2, Tab. 3.2.3.1). Wie auch in der spannungsoptischen Untersuchung werden die Bewegungen der Marker in den Lastfällen Zweibeinstand, Einbeinstand ipsilateral und Einbeinstand kontralateral jeweils mit den Implantatkonfigurationen geschlossener und offener Beckenringschluss erfasst und mit zwei CCD- Digitalkameras (Sony DCR) festgehalten. Um reproduzierbare und vergleichbare Daten zu erhalten, wird eine einheitliche Grundeinstellung bei allen Aufnahmen beider Kameras verwendet (Tab. 4.2).

Die Position und die Grundeinstellungen der beiden Kameras werden auch im Laufe eines Untersuchungszyklus unverändert gehalten, um dem kalibrierten Raum in der Prüfmaschine zu erhalten. Die Kraftereinleitung über die Universalprüfmaschine (Wolpert) und Zwischenschaltung einer Kraftmessdose (Burster) erfolgte zunächst langsam bis auf 200 N in allen Last- und Konfigurationsfällen und im Zweibeinstand bis auf maximal 500 N zentral auf LWK 4. Aufgezeichnet werden in jeder Stand- und Konfigurationssituation auch die Bildsequenzen ohne Belastung.

Kameraoptionen			
<u>Video Format</u>	Ein Halbbild	-	
	Zwei Halbbilder	+	
	Größe Halbbild	25000	
	Horizontal Cropping	0	
	Vertical Cropping	0	
<hr/>			
<u>Video Source</u>	Eingang 1 extern	+ NTSC	-
	Eingang 2 extern	- PAL	+
		SECAM	-
	Audio Stumm	-	
	SVideo	+ Schärfe	0
	Helligkeit	128 Sättigung	127
	Kontrast	62 Farbwinkel	255
<hr/>			
<u>Video Display</u> (Overlay Anzeige)	X	160 Skalierung	1
	Y	19 PII	1034
		VGA Interlaced	-
	Clipping	+ Versatz	92
	Helligkeit	33 Rot	31
	Kontrast	33 Grün	31
	Sättigung	33 Blau	31

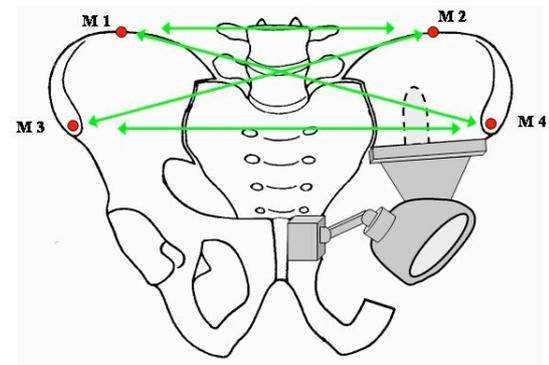
Tab. 4.2 Grundeinstellung der CCD-Digitalkamers Sony DCR

Besonderes Augenmerk wird bei der Auswertung auf die Bewegungs- und Deformationsmuster im Bereich der beiden Beckenschaufeln, den beiden ISG`s und der Symphyse gelegt, da in diesen Bereichen mit relevanten Kraftflüssen gerechnet wird. Hierbei stellt die Verwendung der Software SimiMotion einen großen Vorteil dar, da 3D-Raumdistanzen zwischen beliebigen Markern berechnet werden können. Um für die unterschiedlichen Last- und Konfigurationssituationen vergleichbare Werte zu erhalten, werden mit der Software folgende Raumdistanzen errechnet.

- ***Distanzbestimmungen an den Beckenschaufeln***

M1 - M2
M3 - M4
M1 - M4
M2 - M3

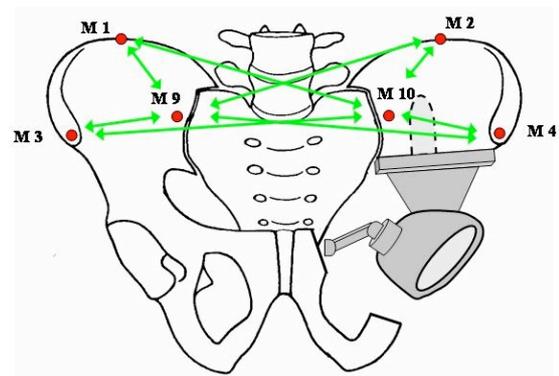
Anhand der relativ großen Distanzen zwischen den Markern auf den beiden Os ilii sollen sich Rückschlüsse auf die Dynamik der Darmbeinschaufel und die Nutation ziehen lassen.



- ***Distanzbestimmungen an den ISG's***

M1 - M9
M3 - M9
M2 - M10
M4 - M10
M1 - M10
M3 - M10
M2 - M9
M4 - M9

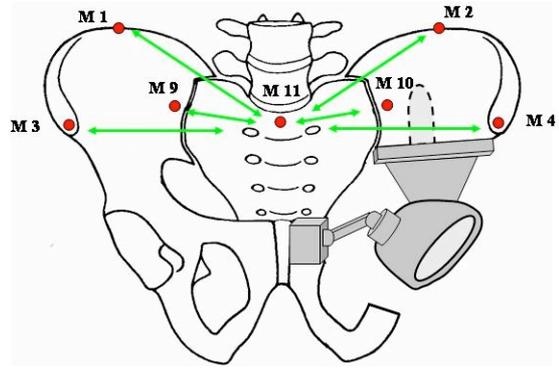
Die Bestimmung der Distanzdifferenzen der Marker auf den beiden Beckenschaufeln zu den Markern der beiden ISG's sollen eine Abschätzung der ISG-Bewegungen erlauben.



- **Distanzbestimmungen zum Promontorium**

M9 - M11
M10 - M11
M1 - M11
M2 - M11
M3 - M11
M4 - M11

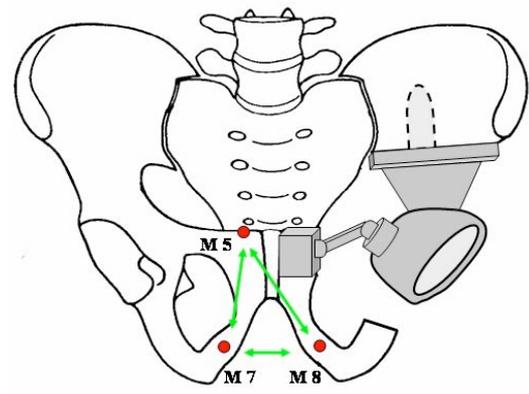
Die Berechnung der Distanzen zum Promontorium ergänzt die oben anderen Werte und soll eine Abschätzung der Nutationsbewegung des Sakrums erlauben.



- **Distanzbestimmungen an der Symphyse**

M7 - M8
M5 - M8
M5 - M7

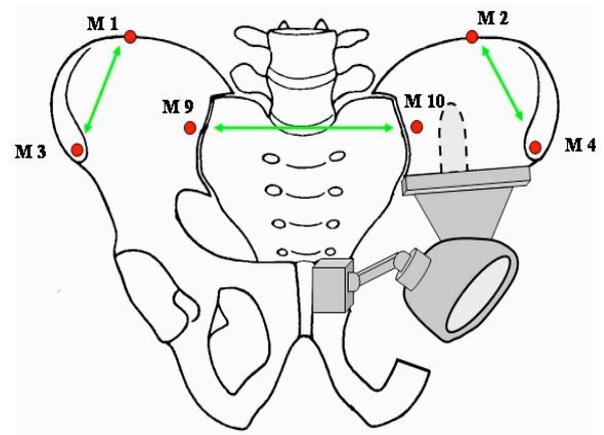
Anhand der Änderungen der Distanzen zwischen den Markern an Os pubis und Os ischii soll der Einfluss der Adduktorenmuskulatur auf die Symphyse abgeschätzt werden.



- **Distanzbestimmungen an den beiden Crista iliaca**

M9 - M10
M1 - M3
M2 - M4

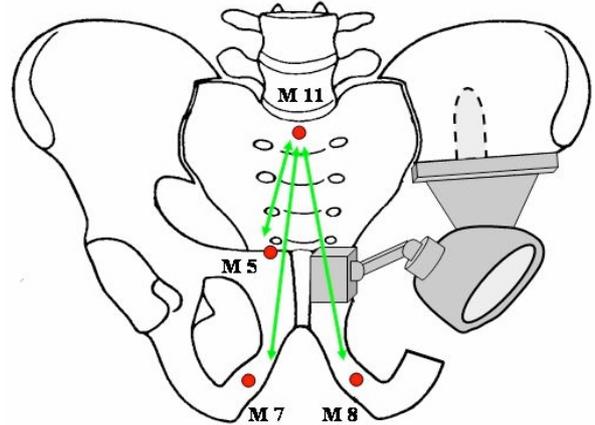
Wie die spannungsoptischen Versuche nahelegen, wirkt ein starker Zug der Muskulatur auf der Spina iliaca sup. ant. und bewirkt eine Deformierung des Os ilium, was mit diesen Markerdistanzen quantifiziert werden soll.



- **Distanzbestimmung zwischen Promontorium und Symphyse**

M11 - M5
M11 - M7
M11 - M8

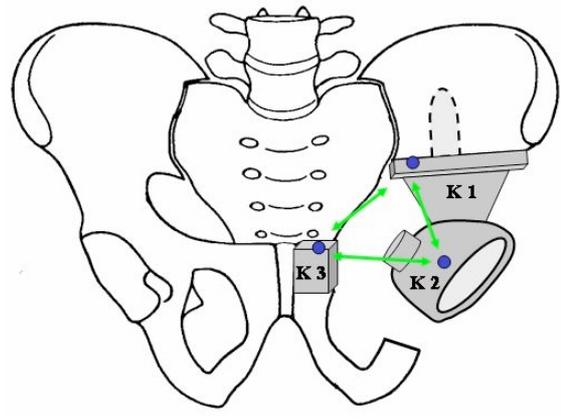
Besonders bei offenem Ringmodul in den beiden Einbeinstandsituationen wird mit Distanzänderungen im Bereich der oberen und unteren Beckeneingangsebenen gerechnet.



- **Distanzbestimmung am Implantat**

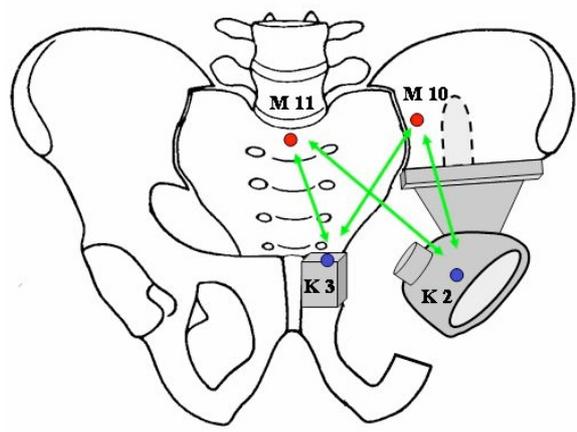
K1 - K2
K2 - K3
K3 - K1

Die Bestimmung der Distanzdifferenzen der Implantatmarker erlaubt ebenfalls Rückschlüsse über den Einfluss des Beckenringschlusses. Die Distanzen K1-K2 wird wegen der fixierten Raumdistanz am Implantat als Testdistanz benutzt.



- **Distanzbestimmungen zwischen Implantat und Ilium/Sakrum**

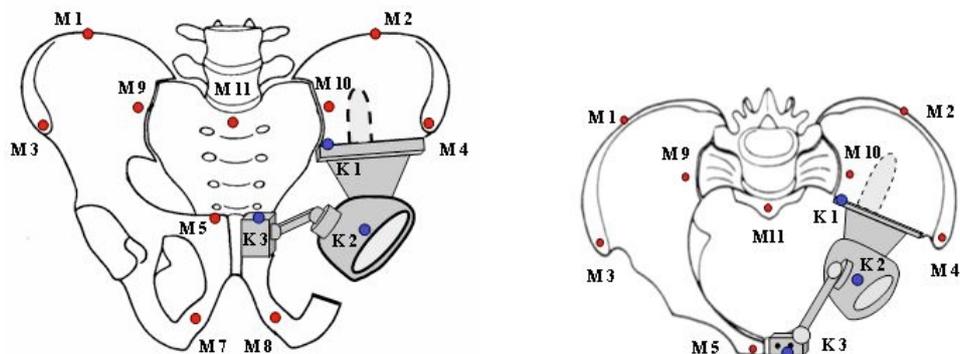
M11-K2
M11-K3
M10-K2
M10-K3



Die Bestimmung der Markerdistanzen zwischen Sakrum/Ilium und der Prothese erlaubt Rückschlüsse über die Stabilität der Implantatverankerung bei offenem und geschlossenem Beckenring. Anhand der Distanz zwischen dem Fixmarker K2 auf der Prothese und dem ISG nahen Marker M10 erhofft man sich eine Aussage über die intermedulläre Verankerung.

4.2.1 Ergebnisse Zweibeinstand

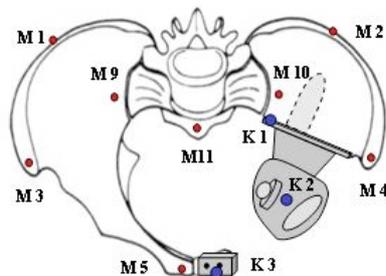
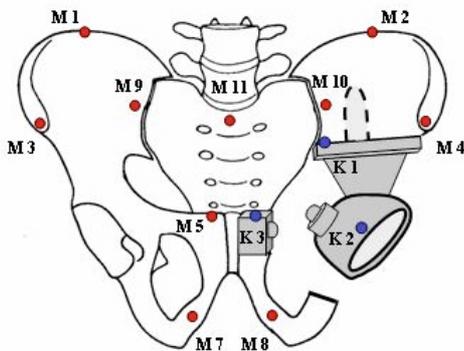
Zweibeinstand mit Ring in mm	0 N	200 N	Differenz 0-200 N	500 N	Differenz 0- 500 N
Darmbein					
M1-M2	286,07	284,58	-1,5	284,49	-1,6
M3-M4	282,50	281,44	-1,1	281,61	-0,9
M1-M4	295,03	293,49	-1,5	293,67	-1,4
M2-M3	296,59	295,25	-1,3	295,14	-1,4
ISG					
M1 - M9	95,24	94,63	-0,6	94,74	-0,5
M3 - M9	117,09	116,09	-1,0	116,24	-0,8
M2 - M10	98,37	97,81	-0,6	97,93	-0,4
M4 - M10	118,94	117,98	-1,0	118,06	-0,9
M1 - M10	204,81	203,83	-1,0	203,86	-1,0
M3 - M10	214,54	213,61	-0,9	213,70	-0,8
M2 - M9	208,29	207,22	-1,1	207,23	-1,1
M4 - M9	218,18	216,84	-1,3	217,06	-1,1
Promontorium					
M9 - M11	65,01	64,77	-0,2	64,82	-0,2
M10 - M11	65,06	64,83	-0,2	64,75	-0,3
M1 - M11	145,45	144,82	-0,6	144,87	-0,6
M2 - M11	150,14	149,28	-0,9	149,19	-1,0
M3 - M11	150,50	149,85	-0,7	149,99	-0,5
M4 - M11	154,15	153,06	-1,1	153,22	-0,9
Symphyse					
M7 - M8	38,39	38,25	-0,1	38,19	-0,2
M5 - M8	83,05	82,39	-0,7	82,30	-0,7
M5 - M7	64,18	63,54	-0,6	63,63	-0,6
Crista iliaca					
M9 - M10	116,42	115,93	-0,5	115,92	-0,5
M1 - M3	79,72	79,01	-0,7	79,23	-0,5
M2 - M4	83,95	83,08	-0,9	82,83	-1,1
Promontorium-Symphyse					
M11 - M5	141,44	141,65	0,2	141,86	0,4
M11 - M7	165,93	165,01	-0,9	164,88	-1,1
M11 - M8	170,05	168,93	-1,1	168,69	-1,4
Implantat					
K1 - K2 (Test der Fixpunkte)	127,78	127,71	-0,07	127,69	-0,09
K2 - K3	72,13	72,49	0,4	72,64	0,5
K3 - K1	90,36	90,62	0,3	90,70	0,4
Implantat-Ilium					
M11-K2	80,57	80,14	-0,4	80,04	-0,5
M11-K3	132,77	133,20	0,3	133,15	0,3
M10-K2	47,48	47,33	-0,2	46,98	-0,5
M10-K3	115,37	115,49	0,1	115,88	0,3



Tab. 4.2.1.1 Raumdistanzen in Millimeter mit Distanzdifferenzen im Zweibeinstand mit Ringschluss bei 200 N und 500 N und Beckenschema a.p. und in Draufsicht

**Zweibeinstand ohne Ring
in mm**

	0 N	200 N	Differenz 0-200 N	500 N	Differenz 0-500 N
Darmbein					
M1-M2	286,07	284,35	-1,7	284,40	-1,7
M3-M4	282,82	281,25	-1,6	281,61	-1,2
M1-M4	295,10	293,35	-1,8	293,67	-1,4
M2-M3	296,87	294,88	-2,0	295,04	-1,8
ISG					
M1 - M9	95,22	94,84	-0,4	94,63	-0,6
M3 - M9	117,30	116,42	-0,9	116,18	-1,1
M2 - M10	98,34	97,66	-0,7	97,76	-0,6
M4 - M10	118,88	118,01	-0,9	118,26	-0,6
M1 - M10	204,90	203,75	-1,1	203,71	-1,2
M3 - M10	214,84	213,49	-1,3	213,51	-1,3
M2 - M9	208,36	206,95	-1,4	207,25	-1,1
M4 - M9	218,31	216,83	-1,5	217,27	-1,0
Promontorium					
M9 - M11	65,29	64,87	-0,4	64,93	-0,4
M10 - M11	65,09	64,66	-0,4	64,73	-0,4
M1 - M11	145,61	144,89	-0,7	144,77	-0,8
M2 - M11	150,06	148,99	-1,1	149,18	-0,9
M3 - M11	150,79	149,85	-0,9	149,80	-1,0
M4 - M11	154,00	152,93	-1,1	153,32	-0,7
Symphyse					
M7 - M8	38,35	38,27	-0,1	38,19	-0,2
M5 - M8	83,14	82,55	-0,6	82,44	-0,7
M5 - M7	64,15	63,74	-0,4	63,52	-0,6
Crista iliaca					
M9 - M10	116,55	115,76	-0,8	115,96	-0,6
M1 - M3	79,83	78,89	-0,9	78,98	-0,9
M2 - M4	83,98	82,78	-1,2	83,05	-0,9
Promontorium-Symphyse					
M11 - M5	141,38	141,56	0,2	140,50	0,1
M11 - M7	165,97	164,89	-1,1	165,02	-0,9
M11 - M8	170,14	168,91	-1,2	168,98	-1,2
Implantat					
K1 - K2 (Test der Fixpunkte)	128,13	128,03	-0,10	128,02	-0,11
K2 - K3	71,99	72,27	0,3	72,19	0,2
K3 - K1	90,63	90,82	0,2	90,59	0,0
Implantat-Ilium					
M11-K2	80,78	79,92	-0,9	80,35	-0,4
M11-K3	132,56	132,77	0,2	132,80	0,2
M10-K2	47,54	47,47	-0,1	47,49	-0,1
M10-K3	115,27	115,58	0,3	115,46	0,2



Tab. 4.2.1.2 Raumdistanzen in Millimeter mit Distanzdifferenzen im Zweibeinstand ohne Ringschluss bei 200 N und 500 N und Beckenschema a.p. und in Draufsicht

Die Tabellen 4.2.1.1 und 4.2.1.2 zeigen eine Aufstellung der Raumdistanzen der Markerpositionen am Beckenpräparat im Zweibeinstand unbelastet, in den Belastungssituationen 200 N und 500 N, sowie die Differenzen zwischen der jeweiligen Belastungssituation und dem unbelasteten Zustand in Millimeter in den Implantatkonfigurationen offen und geschlossen. Anhand dieser Daten ergeben sich mehrere Bewegungs- und Deformationsmechanismen die im Weiteren nach den jeweiligen Markerpositionen betrachtet werden.

Darmbein: Die errechneten Raumdistanzifferenzen zwischen den Markern M1-M4 belegen unter Belastung eine deutliche Tendenz des Einklappens der beiden Beckenschaufeln nach medial. Bei diesen relativ großen Distanzen zwischen den Markern auf der Crista iliaca und der Spina iliaca mit bis zu 297mm zeigen sich Verkürzungen zwischen 0,3 ‰ und 0,6 ‰ bei geschlossener Ringkonfiguration und zwischen 0,4 ‰ und 0,8 ‰ bei offenem Beckenring. In beiden Konfigurationssituationen findet sich eine geringere Verringerungstendenz der Beckenschaufeln, was die Raumdistanzen zwischen den Markern M3 - M4 im Vergleich zu M1-M2 zeigen. Dies kann sich durch den Zug der simulierten Muskulatur an der Spina iliaca superior anterior erklären, die der Tendenz des Einklappens durch eine Zugerhöhung bei zunehmender Belastung auf die Spinae iliaca entgegen wirkt. Betrachtet man die Ergebnisse bei 200 N und 500 N Belastung scheint sich dies zu bestätigen. Bei 500 N Belastung scheint der Muskelzug an der Spina iliaca sogar zu einer relativen Zunahme der Raumdistanzen zu führen. Diese Unterschiede zwischen den Raumdistanzen bei 200 N und 500 N bewegen sich aber lediglich im Rahmen von bis zu 0,2 mm bei geschlossenem Beckenring und von bis zu 0,4 mm bei offenem Beckenring. Diese entspricht lediglich ca. 0,1-0,2 ‰, lässt aber eine Tendenz in der Dynamik der Deformation der Beckenschaufeln erkennen.

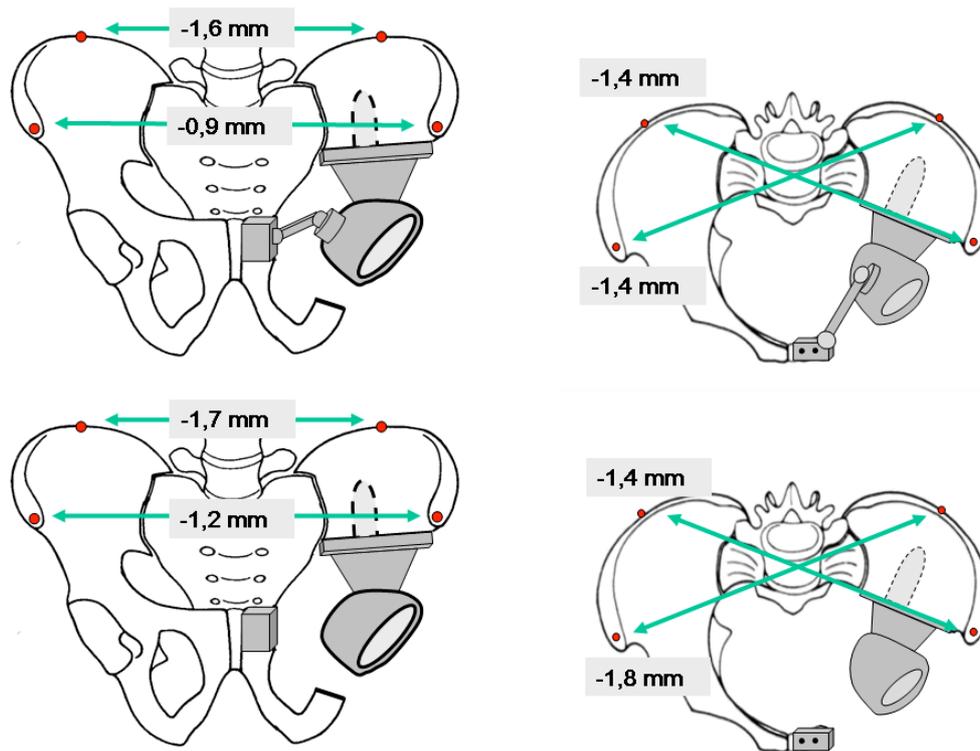


Abb. 4.2.1.1 Raumdistanzänderungen der Beckenschaufeln am Beckenschema im Zweibeinstand mit und ohne Ringschluss a.p. und in Draufsicht bei 500 N Belastung

ISG und Promontorium: Durch Bestimmung der Raumdistanzen zwischen den Markern M1 – M4 und den Markern M9 und M10 lässt sich die Bewegung in den beiden Iliosakralgelenken in Relation zu den ossären Deformationen der beiden Darmbeinschaufeln abschätzen. Die Tendenz der Streckung der Beckenschaufeln durch relative Lateralisierung der Spinae iliacae durch den Muskelzug bei insgesamt einklappenden Beckenschaufeln bestätigt sich hier ebenfalls in beiden Ringkonfigurationen. Bei geschlossenem Beckenring findet sich auf der resezierten Seite diese Lateralisierungstendenz mit einer Differenz von 0,2 mm dezent geringer als bei offenem Beckenring. Dies bestätigt sich auch bei einem Vergleich der Raumdistanzen M3 – M10 und M4 – M9 und lässt gute Rückschlüsse auf das direkte Bewegungsausmaß im ipsi- und kontralateralen ISG zu. Interessanterweise finden sich nur relativ geringe Bewegungen von maximal bis zu 0,3 ‰ bei geschlossenem Beckenring und bis zu 0,5 ‰ bei offenem Beckenring in den ISG's. Auch findet sich in beiden Ringkonfigurationen kein Unterschied in dem Bewegungsausmaß zwischen den ipsi- und dem kontralateralen ISG. Ebenfalls belegt der Vergleich der Differenzänderungen bei 200 N und 500 N Belastung sogar eine, wenn auch gering ausgeprägte Reduktion der Bewegung in den beiden Iliosakralgelenken bei höherer

Belastung. Dies lässt sich ebenfalls durch ein vermehrtes Entgegenwirken der Muskelsimulation mit stabilisierender Wirkung bei höherer Belastung erklären. Allerdings entspricht die Bewegungsreduzierung in beiden ISG's auch bei offenem Ringschluss nur 1 mm.

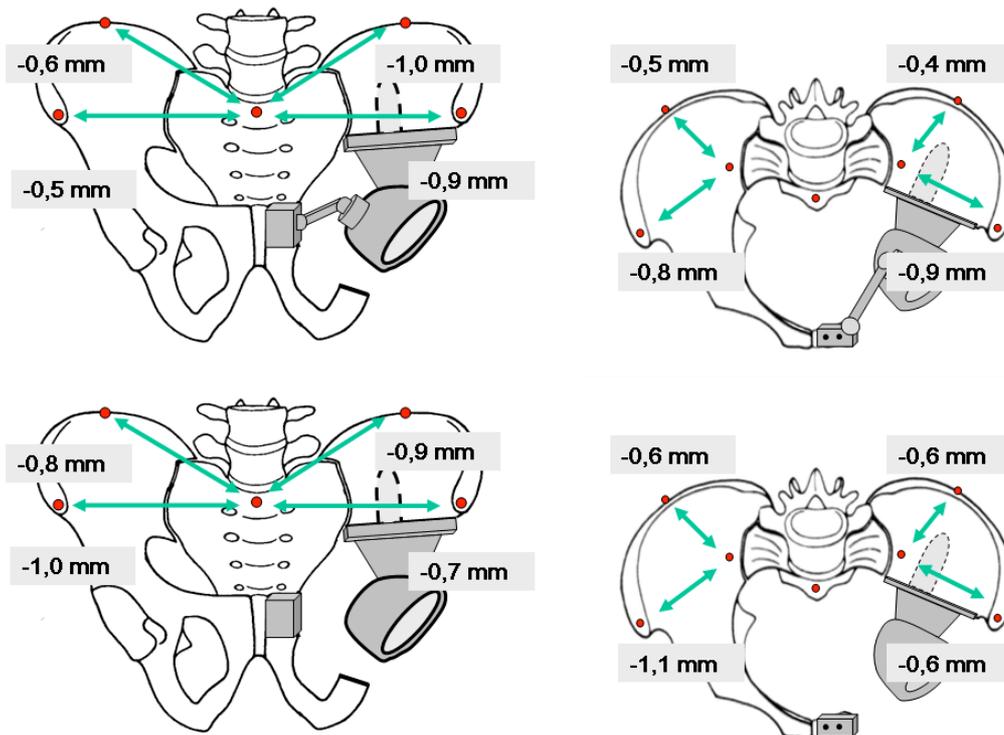


Abb. 4.2.1.2 Raumdistanzänderungen der Beckenschaufeln zum Promontorium am Beckenschema im Zweibeinstand mit und ohne Ringschluss a.p. und in Draufsicht

Symphyse und Promontorium-Symphyse: Im Bereich der Symphyse lässt sich an den Abweichungen der Raumdistanzen zwischen den Markern M5, M7 und M8 ein direkter Einfluss der Implantatkonfiguration und Einfluss der Adduktorenmuskulatur auf die Beckenstabilität erkennen. Die Raumkoordinaten zwischen den Markern der beiden Os pubis belegen einen relativ großen Bewegungsumfang von bis zu 1% der unbelasteten Ausgangsanatomie. Bei Erhöhung der Belastungssituation von 200 N auf 500 N belegen die Ergebnisse sowohl bei geschlossener, als auch bei offener Ringkonfiguration eine geringe Zunahme der relativen Raumdifferenz zwischen den beiden Os pubis, was auf eine belastungsabhängige Zugerhöhung der

Adduktorenmuskulatur hinweist. Insgesamt bewegen sich die Differenzänderungen aber nur in einem Bereich bis maximal 0,2 mm, was circa 15% der Ausgangswerte entspricht. Dies ergibt keine Hinweise auf Unterschiede zwischen offenem und geschlossenem Ringschluss. Ebenso zeigen die Vergleiche der Raumkoordinaten der Marker an der Symphyse auf das Promontorium berechnet keine Unterschiede zwischen den beiden Konfigurationssituationen, wobei sich bei zunehmender Belastung auch eine zunehmende Verringerung der Beckeneingangsebene von bis zu 0,2 - 0,3 mm erkennen lässt.

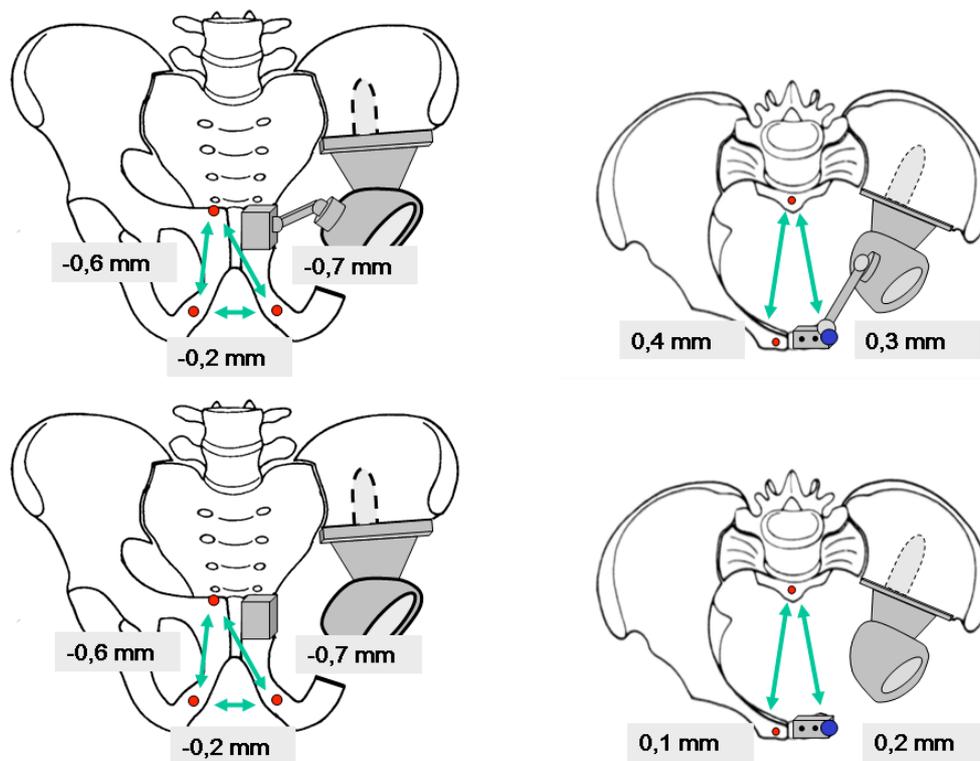


Abb. 4.2.1.3 Raumdistanzänderungen der Symphyse am Beckenschema im Zweibeinstand mit und ohne Ringschluss a.p. und in Draufsicht

Implantat und Implantat-Ilium: Die Raumdistanz zwischen den fest am Implantat fixierten Markern K1 – K2 ist wegen der starren Verbindung zwischen den Implantatmodulen in jeder Konfigurations- und Belastungssituation konstant. Deshalb kann man anhand der errechneten Distanzdifferenzen zwischen diesen Markern die Fehlergenauigkeit der Analysesoftware erkennen. Im Zweibeinstand finden sich hier

Differenzen von 0,1 mm, was einer Abweichung von unter 0,2% entspricht. Betrachtet man die unterschiedlichen Raumdistanzen zwischen den Markern K1 - K3 so erkennt man bei einer Erhöhung der Belastung von 200 N auf 500 N eine direkt proportionale Reduzierung der Distanzen von bis zu maximal 0,3 mm bei geschlossenem Beckenring. Diese Reduzierung bestätigt sich bei einem Vergleich mit den Raumdistanzen zum Promontorium und gibt einen Anhalt auf die zunehmenden Zugkräfte der Adduktorenmuskulatur. Interessanterweise scheint hierbei die Raumdistanz zwischen M10 – K3 bei geschlossenem Beckenring um bis zu 0,5 mm größer auszufallen als bei offenem Beckenring. Diese Tendenz bestätigt sich auch bei der Raumdistanz M11 – K3. Hier stellt sich ebenfalls eine Verringerung der Strecke zwischen Promontorium und Symphyse um ca. 1% bei geschlossenem Beckenring ein.

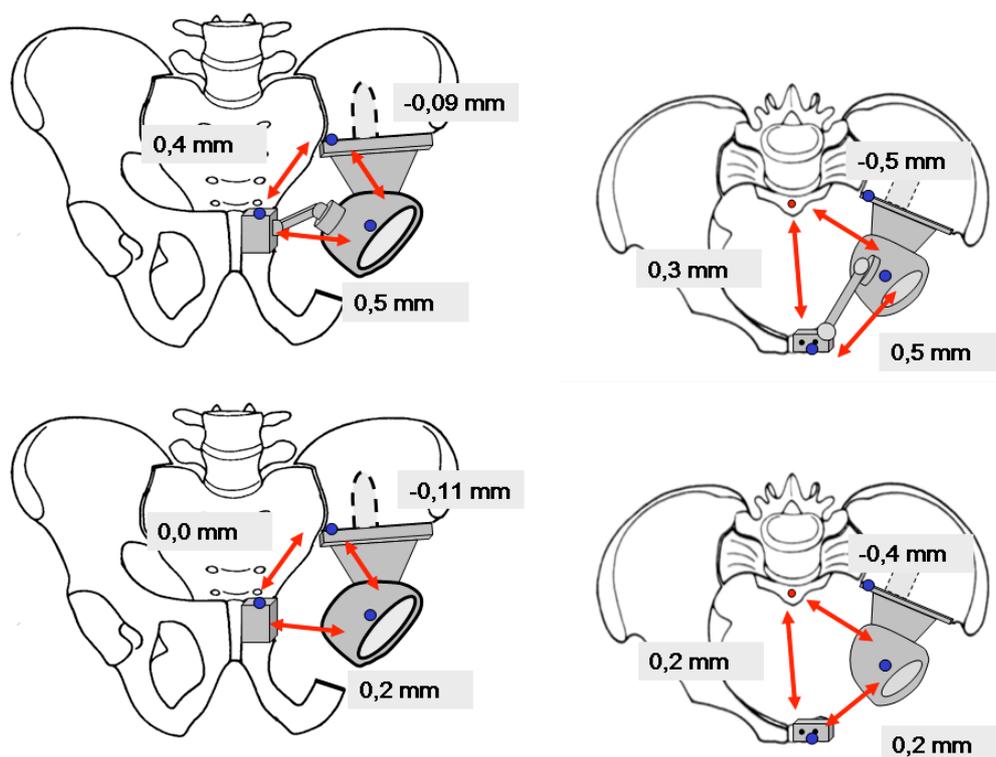
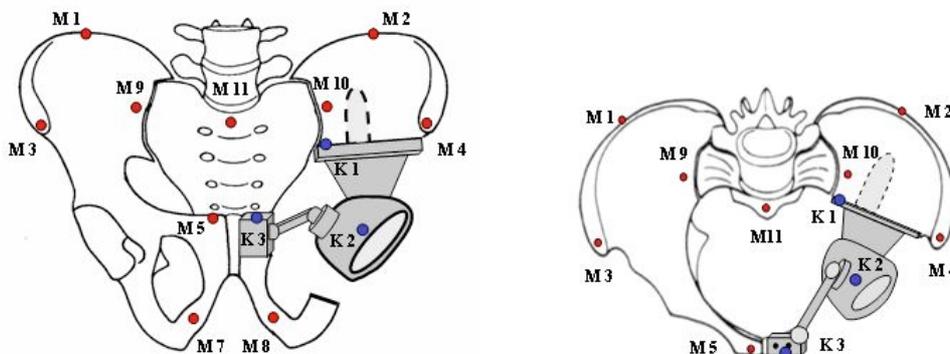


Abb. 4.2.1.4 Raumdistanzänderungen am Implantat am Beckenschema im Zweibeinstand mit und ohne Ringschluss a.p. und in Draufsicht

Vergleich der Raumdistanzänderungen zwischen offenem und geschlossenem Ringschlussmodul bei 200 N im Zweibeinstand

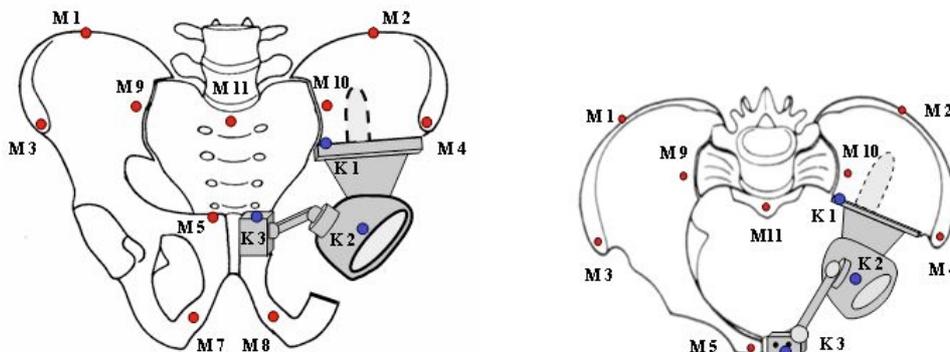
Millimeter (mm)	Abweichungen mit Ringschluß	Abweichungen ohne Ringschluß	Differenz
Darmbein			
M1 - M2	-1,5	-1,7	-0,2
M3 - M4	-1,1	-1,6	-0,5
M1 - M4	-1,5	-1,8	-0,2
M2 - M3	-1,3	-2,0	-0,6
ISG			
M1 - M9	-0,6	-0,4	0,2
M3 - M9	-1,0	-0,9	0,1
M2 - M10	-0,6	-0,7	-0,1
M4 - M10	-1,0	-0,9	0,1
M1 - M10	-1,0	-1,1	-0,2
M3 - M10	-0,9	-1,3	-0,4
M2 - M9	-1,1	-1,4	-0,3
M4 - M9	-1,3	-1,5	-0,1
Promontorium			
M9 - M11	-0,2	-0,4	-0,2
M10 - M11	-0,2	-0,4	-0,2
M1 - M11	-0,6	-0,7	-0,1
M2 - M11	-0,9	-1,1	-0,2
M3 - M11	-0,7	-0,9	-0,3
M4 - M11	-1,1	-1,1	0,0
Symphyse			
M7 - M8	-0,1	-0,1	0,1
M5 - M8	-0,7	-0,6	0,1
M5 - M7	-0,6	-0,4	0,2
Crista iliaca			
M9 - M10	-0,5	-0,8	-0,3
M1 - M3	-0,7	-0,9	-0,2
M2 - M4	-0,9	-1,2	-0,3
Promontorium-Symphyse			
M11 - M5	0,2	0,2	0,0
M11 - M7	-0,9	-1,1	-0,1
M11 - M8	-1,1	-1,2	-0,1
Implantat			
K1 - K2 (Testdistanz der Fixpunkte)	-0,07	-0,10	entfällt
K2 - K3	0,4	0,3	-0,1
K3 - K1	0,3	0,2	-0,1
Implantat-Ilium			
M11 - K2	-0,4	-0,9	-0,4
M11 - K3	0,3	0,2	-0,1
M10 - K2	-0,2	-0,1	0,1
M10 - K3	0,1	0,3	0,2



Tab. 4.2.1.3 Vergleich der Änderungen der Raumdistanzdifferenzen zwischen geschlossenem und offenem Ringschlussmodul in Millimeter bei 200 N und Beckenschema a.p. und in Draufsicht

Vergleich der Raumdistanzänderungen zwischen offenem und geschlossenem Ringschlussmodul bei 500 N im Zweibeinstand

Millimeter (mm)	Abweichungen mit Ringschluß	Abweichungen ohne Ringschluß	Differenz
Darmbein			
M1 - M2	-1,6	-1,7	-0,1
M3 - M4	-0,9	-1,2	-0,3
M1 - M4	-1,4	-1,4	-0,1
M2 - M3	-1,4	-1,8	-0,4
ISG			
M1 - M9	-0,5	-0,6	-0,1
M3 - M9	-0,8	-1,1	-0,3
M2 - M10	-0,4	-0,6	-0,1
M4 - M10	-0,9	-0,6	0,3
M1 - M10	-1,0	-1,2	-0,2
M3 - M10	-0,8	-1,3	-0,5
M2 - M9	-1,1	-1,1	-0,1
M4 - M9	-1,1	-1,0	0,1
Promontorium			
M9 - M11	-0,2	-0,4	-0,2
M10 - M11	-0,3	-0,4	0,0
M1 - M11	-0,6	-0,8	-0,2
M2 - M11	-1,0	-0,9	0,1
M3 - M11	-0,5	-1,0	-0,5
M4 - M11	-0,9	-0,7	0,2
Symphyse			
M7 - M8	-0,2	-0,2	0,0
M5 - M8	-0,7	-0,7	0,0
M5 - M7	-0,6	-0,6	-0,1
Crista iliaca			
M9 - M10	-0,5	-0,6	-0,1
M1 - M3	-0,5	-0,9	-0,4
M2 - M4	-1,1	-0,9	0,2
Promontorium-Symphyse			
M11 - M5	0,4	0,1	-0,3
M11 - M7	-1,1	-0,9	0,1
M11 - M8	-1,4	-1,2	0,2
Implantat			
K1 - K2 (Testdistanz der Fixpunkte)	-0,09	-0,11	entfällt
K2 - K3	0,5	0,2	-0,3
K3 - K1	0,4	0,0	-0,4
Implantat-Ilium			
M11 - K2	-0,5	-0,4	0,1
M11 - K3	0,3	0,2	-0,1
M10 - K2	-0,5	-0,1	0,4
M10 - K3	0,3	0,2	-0,1



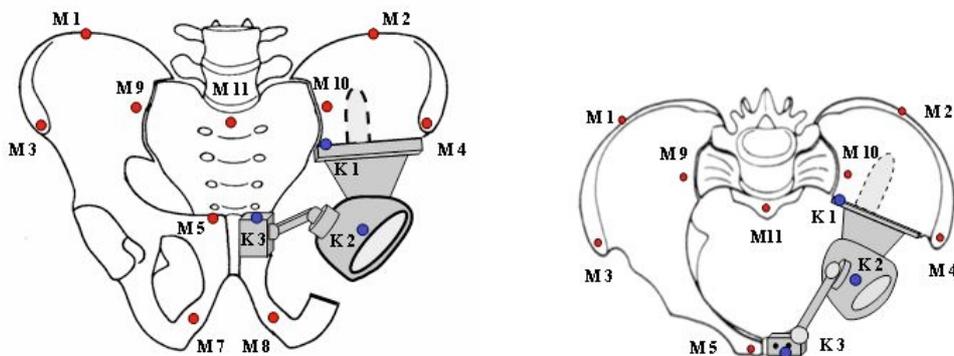
Tab. 4.2.1.4 Vergleich der Änderungen der Raumdistanzdifferenzen zwischen geschlossenem und offenem Ringschlussmodul in Millimeter bei 500 N und Beckenschema a.p. und in Draufsicht

In den Tabellen 4.2.1.3 und 4.2.1.4 sind die Ergebnisse der Distanzabweichungen im direkten Vergleich zwischen geschlossenem und offenem Beckenringmodul unter 200 N und 500 N Belastung im Zweibeinstand aufgelistet. Als Differenz kann hier die relative Längenänderung in Millimeter abgelesen werden.

Die Markerpositionen am Darmbein ergeben im Vergleich zwischen offenem und geschlossenem Beckenring eine klare Tendenz zu einer Inversion der Beckenkämme, wobei die Differenzänderungen bei geringerer Belastung im Sinne einer höheren Inversion deutliche ausgeprägter sind. Bei einer Belastungssituation von 500 N stellt sich in allen errechneten Raumdistanzen zwischen den Markern M1 - M4 eine um bis zu 30%-ige Reduzierung der Inversion dar. Besonders deutlich findet sich dies über den Markern an den Spinae iliacae. Vergleich man diese Werte mit den Raumdistanzen der Marker M9 - M11 finden sich nur sehr geringe Bewegungen in den Iliosakralgelenken, die keine Abhängigkeit von der Implantatkonfiguration zeigen. Über der Symphyse finden sich in Anbetracht der Fehlergenauigkeit der Analysesoftware nahezu keine Unterschiede zwischen offenem und geschlossenem Beckenring bei Differenzen von 0,0 – 0,1 Millimeter. Allerdings belegen die Ergebnisse im Vergleich eine Differenzminderung zwischen K3 - K1, also der Implantatverankerung und der Symphyse bei offenem Beckenring. Die Minderung findet sich bei geschlossenem Beckenring nicht bestätigt. Gleichzeitig kommt es aber zu einer relativen Streckenverlängerung zwischen K3 - K2 bei geschlossenem Ring in Vergleich zur offenen Konfiguration.

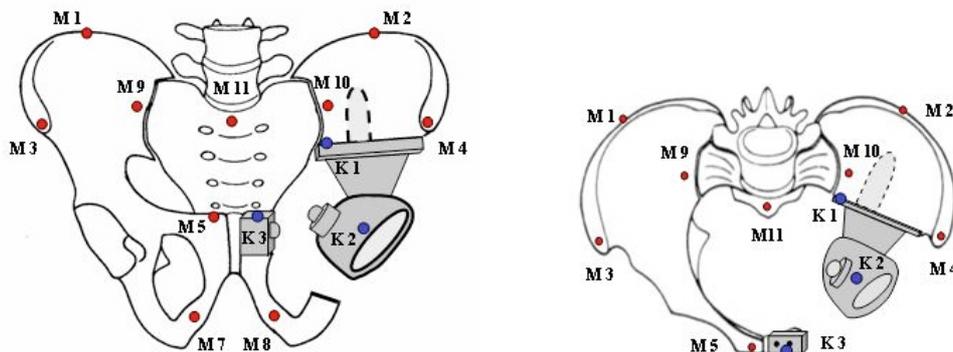
4.2.2 Ergebnisse Einbeinstand kontralateral

Einbeinstand kontralateral mit Ringschluss in mm	0 N	200 N	Differenz
Darmbein			
M1 - M2	286,07	284,39	-1,7
M3 - M4	282,50	281,45	-1,0
M1 - M4	295,03	293,68	-1,4
M2 - M3	296,59	294,90	-1,7
ISG			
M1 - M9	95,24	94,44	-0,8
M3 - M9	117,09	115,99	-1,1
M2 - M10	98,37	97,61	-0,8
M4 - M10	118,94	118,37	-0,6
M1 - M10	204,81	203,80	-1,0
M3 - M10	214,54	213,50	-1,0
M2 - M9	208,29	207,10	-1,2
M4 - M9	218,18	217,24	-0,9
Promontorium			
M9 - M11	65,01	65,05	0,0
M10 - M11	65,06	64,68	-0,4
M1 - M11	145,45	144,94	-0,5
M2 - M11	150,14	148,87	-1,3
M3 - M11	150,50	149,90	-0,6
M4 - M11	154,15	153,16	-1,0
Symphyse			
M7 - M8	38,39	38,13	-0,3
M5 - M8	83,05	82,45	-0,6
M5 - M7	64,18	63,59	-0,6
Crista iliaca			
M9 - M10	116,42	116,03	-0,4
M1 - M3	79,72	78,88	-0,8
M2 - M4	83,95	83,25	-0,7
Promontorium-Symphyse			
M11 - M5	141,44	140,23	-1,2
M11 - M7	165,93	164,90	-1,0
M11 - M8	170,05	168,83	-1,2
Implantat			
K1 - K2 (Testdistanz)	127,78	127,73	-0,05
K2 - K3	72,13	71,73	-0,4
K3 - K1	90,36	89,95	-0,4
Implantat-Ilium			
M11 - K2	80,57	80,08	-0,5
M11 - K3	132,77	131,94	-0,8
M10 - K2	47,48	47,23	-0,3
M10 - K3	115,37	114,68	-0,7



Tab. 4.2.2.1 Raumdistanzen in Millimeter mit Distanzdifferenzen im Einbeinstand kontralateral mit Ringschluss bei 200 N und Beckenschema a.p. und in Draufsicht

Einbeinstand kontralateral ohne Ringschluss in mm	0 N	200 N	Differenz
Darmbein			
M1 - M2	286,07	284,64	-1,4
M3 - M4	282,50	281,39	-1,1
M1 - M4	295,03	293,81	-1,2
M2 - M3	296,59	295,00	-1,6
ISG			
M1 - M9	95,24	94,73	-0,5
M3 - M9	117,09	116,20	-0,9
M2 - M10	98,37	97,59	-0,8
M4 - M10	118,94	118,49	-0,4
M1 - M10	204,81	204,15	-0,7
M3 - M10	214,54	213,85	-0,7
M2 - M9	208,29	207,26	-1,0
M4 - M9	218,18	217,27	-0,9
Promontorium			
M9 - M11	65,01	64,83	-0,2
M10 - M11	65,06	65,02	0,0
M1 - M11	145,45	144,92	-0,5
M2 - M11	150,14	149,12	-1,0
M3 - M11	150,50	149,87	-0,6
M4 - M11	154,15	153,41	-0,7
Symphyse			
M7 - M8	38,39	38,16	-0,2
M5 - M8	83,05	82,26	-0,8
M5 - M7	64,18	63,25	-0,9
Crista iliaca			
M9 - M10	116,42	116,20	-0,2
M1 - M3	79,72	79,11	-0,6
M2 - M4	83,95	83,19	-0,8
Promontorium-Symphyse			
M11 - M5	141,44	140,13	-1,3
M11 - M7	165,93	164,88	-1,1
M11 - M8	170,05	168,93	-1,1
Implantat			
K1 - K2 (Testdistanz)	127,78	127,74	-0,04
K2 - K3	72,13	71,76	-0,4
K3 - K1	90,36	89,59	-0,8
Implantat-Ilium			
M11 - K2	80,57	80,16	-0,4
M11 - K3	132,77	131,85	-0,9
M10 - K2	47,48	47,30	-0,2
M10 - K3	115,37	114,73	-0,6



Tab. 4.2.2.2 Raumdistanzen in Millimeter mit Distanzdifferenzen im Einbeinstand kontralateral ohne Ringschluss bei 200 N und Beckenschema a.p. und in Draufsicht

Die Tabellen 4.2.2.1 und 4.2.2.2 beschreiben die Raumdistanzen zwischen den Markern im unbelasteten Zustand und bei 200 N Belastung bei geschlossenem und offenem Ringschlussmodul im Einbeinstand auf der unresezierten Seite. Die Differenz stellt die errechnete Abweichung dar.

Darmbein: Die errechneten Raumdistanzen zwischen den Markern M1 - M4 belegen im rechtsseitigen Einbeinstand ein Inversion beider Beckenschaufeln zueinander. Die Werte bewegen sich zwischen 1,1 und 1,6 mm, was 0,4% – 0,5% entspricht. Die Diagonalwerte M1 - M4 und M3 - M4, sowie M2 - M3 ergeben in Relation zueinander eine relative Lateralisierung des Markers M3 auf der rechtseitigen Spina iliaca. Ohne geschlossenen Beckenring ergeben die Werte über den Beckenkämmen sogar eine minimal geringere, einklappende Deformation, was sich durch den Muskelzug des frei hängenden linken Beins an der Spina iliaca links erklärt.

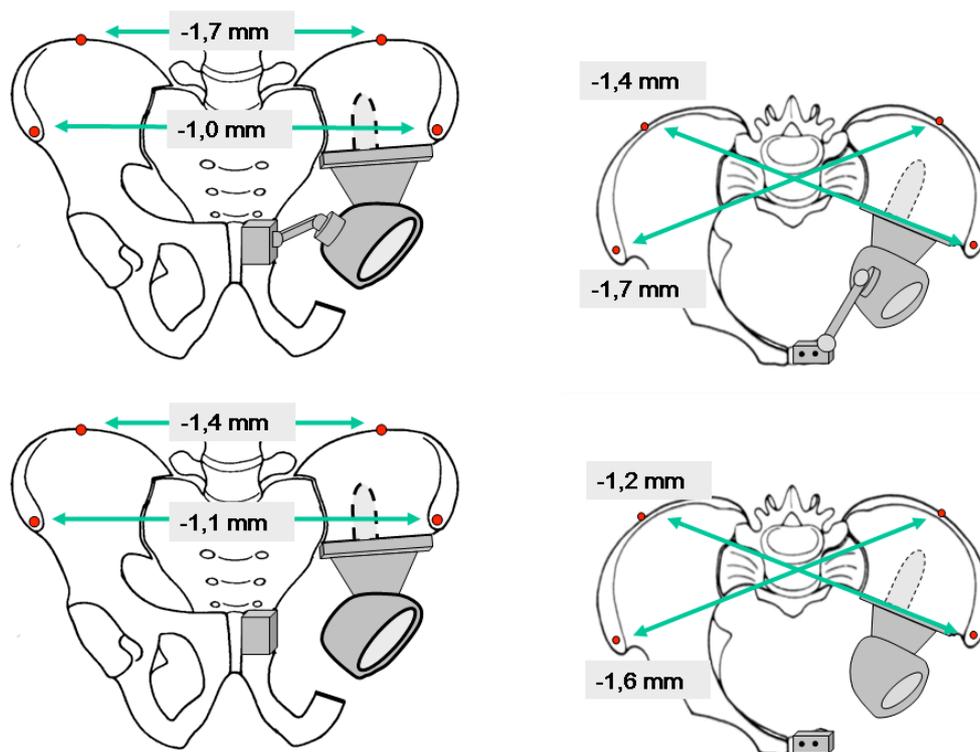


Abb. 4.2.2.1 Raumdistanzänderungen der Beckenschaufel am Beckenschema im Einbeinstand rechts mit und ohne Ringschluss a.p. und in Draufsicht

ISG und Promontorium: Im Bereich des rechtsseitigen Os ilium bestätigen die erfassten Raumdistanzen von der Crista iliaca mit M1 und M3 nach Zentral auf M9, M10 und M11, dass im rechtsseitigen Einbeinstand erneut eine Deformation der Beckenschaufel austritt. Bei einer differenzierteren Betrachtung der Werte im Vergleich auf M9 und M11 gerechnet, findet sich eine um 0,5 mm höhere Inversion der Spina iliaca zum Promontorium, als zum ISG. Dies beweist eine relative Bewegung im rechtseitigen ISG mit einem Zusammenklappen von Os ilium und Sakrum. Bei geschlossenem Beckenring finden sich hier Nutationsbewegungen im rechtsseitigen ISG von 0,2 – 0,4 mm. Bei offenem Ring fallen diese Bewegungen mit 0,1 – 0,2 mm sogar noch geringer aus. Im ISG auf der resezierten Seite zeigt sich ein ähnliches Bewegungsbild, wobei der Bewegungsumfang mit maximal 0,1 mm deutlich geringer ausfällt. Allerdings ergeben die Werte M2 - M11 und M4 - M11 trotz der marginalen Bewegungen im linksseitigen ISG eine deutliche Inversion des Os ilium mit 1,0 mm und 1,3 mm bei geschlossenem und 0,7 und 1,0 mm bei offenem Beckenring. Dies belegt eine Deformation des linken Os ilium ohne nennenswerte Bewegungen im linken ISG im Rechtsseitenstand.

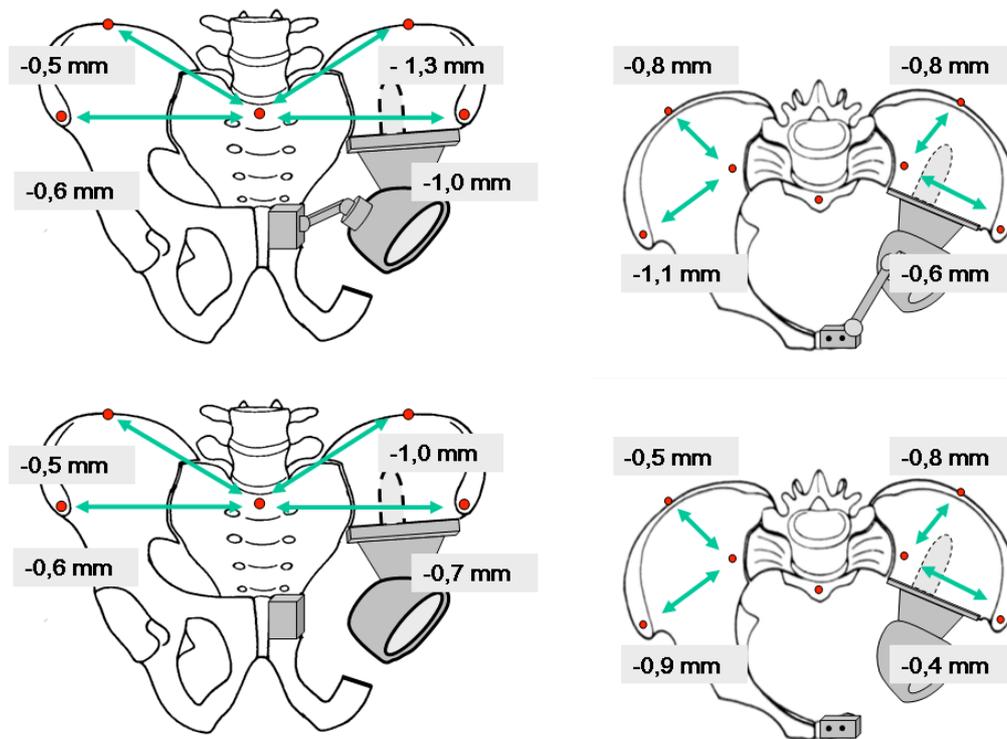


Abb. 4.2.2.2 Raumdistanzänderungen der Beckenschaufel zum Promontorium am Beckenschema im Einbeinstand rechts mit und ohne Ringschluss a.p. und in Draufsicht

Symphyse und Promontorium-Symphyse: Im Bereich der Symphyse ergeben die Differenzen der Raumdistanzen zwischen M5 - M7 und M5 - M8 bei geschlossenem Beckenring Abweichungen von jeweils 0,6 mm und bei offenem Ring 0,8 mm und 0,9 mm. Dies entspricht einer Größenordnung von 1% - 1,5% im Vergleich zur unbelasteten Ausgangssituation. Im Rechtsseitenstand stellt sich ein Kippen der ventralen Beckenanteile zur belasteten Seite hin ein. Dies ist bedingt durch den Zug der Adduktorenmuskulatur am rechten Os ischii. Die Adduktorenmuskulatur am linken Os ischii beeinflusst die Bewegungen in der Symphyse hierbei kaum, was die relativ geringen Streckenabweichungen von maximal 0,2 mm zwischen M7 und M8 bei geschlossenem und offenem Beckenringschluss belegen. Die Raumdistanzen zwischen den Markern der Symphyse und dem Promontorium belegen eine Verringerung der Distanzen der Beckeneingangsebene zwischen 1,0 und 1,2 mm. Dies entspricht einer Abweichung zwischen 0,7% und 0,9% zur unbelasteten Ausgangssituation ohne Unterschiede zwischen offenem und geschlossenem Beckenring.

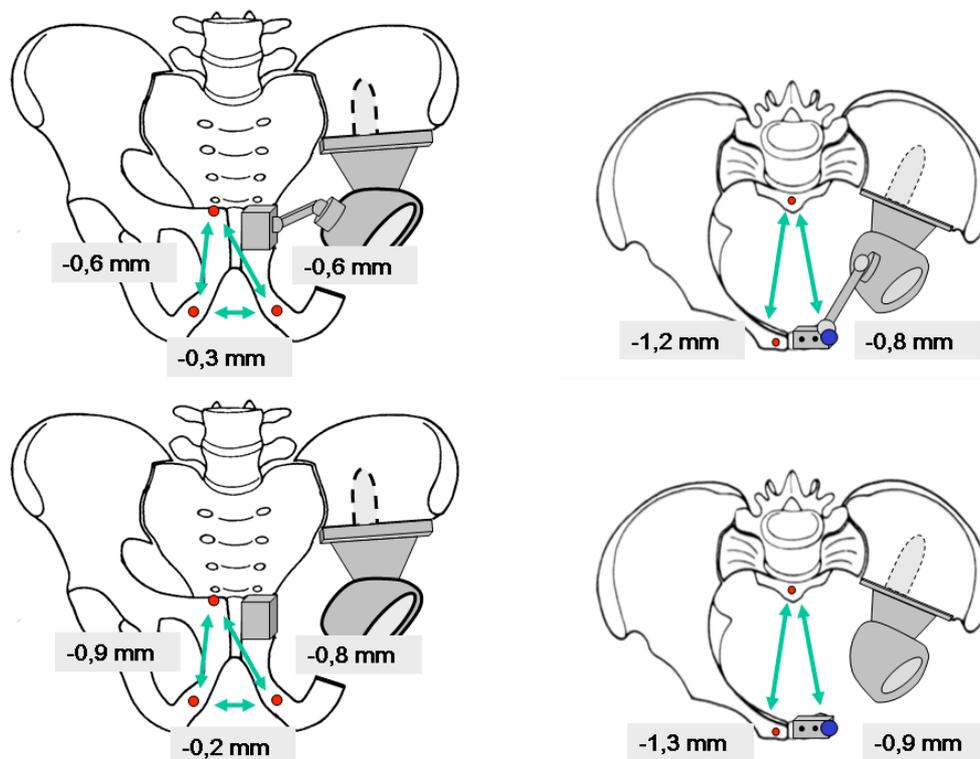


Abb. 4.2.2.3 Raumdistanzänderungen der Symphyse am Beckenschema im Einbeinstand rechts mit und ohne Ringschluss a.p. und in Draufsicht

Implantat und Implantat-Ilium: Die Raumdistanzen zwischen den Markern K1 und K2 ergeben als Testdistanz eine sehr geringe Abweichung mit 0,04 mm und 0,05 mm. Bei geschlossenem Beckenmodul errechnen sich Verkürzungen zwischen Implantat- und Symphysenmarkern von 0,4 mm, während sich bei offenem Zustand eine deutliche Differenzminderung von 0,4 mm zwischen K1 und K3 bei konstanter Raumdistanz zwischen K2 und K3 einstellt. Auch diese Werte weisen im Rechtsseitenstand auf eine geringe Verwringung des linken Os ilium hin. Die Raumdistanzen zwischen K2/K3 und M10/M11 bestätigen diese Ergebnisse durch die relative Verschiebung ebenfalls. Bei geschlossenem Ring verkürzen sich die Distanzen K3 - M11 um 0,8 mm und K2 - M11 um 0,5 mm. Bei unter Belastung nach vorne kippendem Sakrum stellt sich also eine deutlich geringere Distanzverkürzung von Promontorium zur Implantatpfanne als zur Symphyse ein.

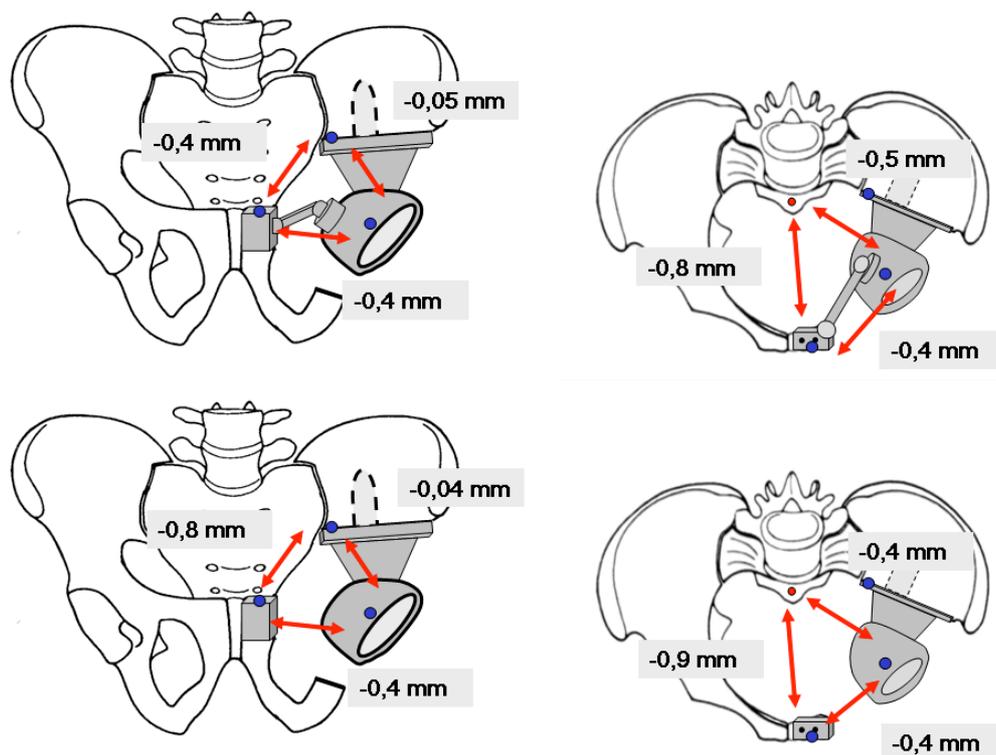
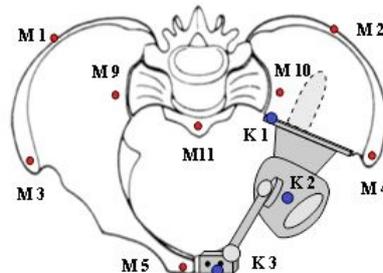
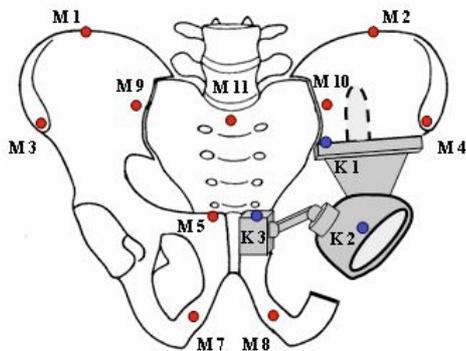


Abb. 4.2.2.4 Raumdistanzänderungen am Implantat am Beckenschema im Einbeinstand rechts mit und ohne Ringschluss a.p. und in Draufsicht

Einbeinstand kontralateral Millimeter (mm)	Abweichungen mit Ringschluss	Abweichungen ohne Ringschluss	Differenz
Darmbein			
M1 - M2	-1,7	-1,4	0,3
M3 - M4	-1,0	-1,1	-0,1
M1 - M4	-1,4	-1,2	0,1
M2 - M3	-1,7	-1,6	0,1
ISG			
M1 - M9	-0,8	-0,5	0,3
M3 - M9	-1,1	-0,9	0,2
M2 - M10	-0,8	-0,8	0,0
M4 - M10	-0,6	-0,4	0,1
M1 - M10	-1,0	-0,7	0,4
M3 - M10	-1,0	-0,7	0,3
M2 - M9	-1,2	-1,0	0,2
M4 - M9	-0,9	-0,9	0,0
Promontorium			
M9 - M11	0,0	-0,2	-0,2
M10 - M11	-0,4	0,0	0,3
M1 - M11	-0,5	-0,5	0,0
M2 - M11	-1,3	-1,0	0,3
M3 - M11	-0,6	-0,6	0,0
M4 - M11	-1,0	-0,7	0,3
Symphyse			
M7 - M8	-0,3	-0,2	0,0
M5 - M8	-0,6	-0,8	-0,2
M5 - M7	-0,6	-0,9	-0,3
Crista iliaca			
M9 - M10	-0,4	-0,2	0,2
M1 - M3	-0,8	-0,6	0,2
M2 - M4	-0,7	-0,8	-0,1
Promontorium-Symphyse			
M11 - M5	-1,2	-1,3	-0,1
M11 - M7	-1,0	-1,1	0,0
M11 - M8	-1,2	-1,1	0,1
Implantat			
K1 - K2 (Testdistanz)	-0,05	-0,04	entfällt
K2 - K3	-0,4	-0,4	0,0
K3 - K1	-0,4	-0,8	-0,4
Implantat-Ilium			
M11 - K2	-0,5	-0,4	0,1
M11 - K3	-0,8	-0,9	-0,1
M10 - K2	-0,3	-0,2	0,1
M10 - K3	-0,7	-0,6	0,1



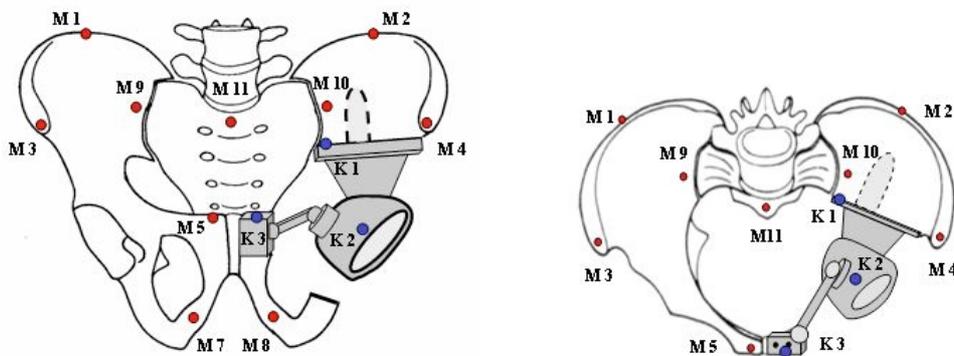
Tab. 4.2.2.3 Vergleich der Änderungen der Raumdistanzdifferenzen zwischen geschlossenem und offenem Ringschlussmodul in Millimeter bei 200 N und Beckenschema a.p. und in Draufsicht

Die Tabelle 4.2.2.3 zeigt die Abweichungen der Raumdistanzen zwischen den Markerpositionen im Einbeinstand rechts bei offenem und geschlossenem Ringsystem sowie die Differenzen dieser errechneten Werte.

Wie bereits im Zweibeinstand fallen im Einbeinstand rechts die Unterschiede zwischen offenem und geschlossenem Beckenring gesamt gesehen relativ gering aus. Die Markerdistancen am Ilium bestätigen das erwartete Einklappen der Beckenschaufeln, wobei bei offenem Beckenring die Abweichungen mit bis zu maximal 10% gering ausfallen. Diese Bewegungsreduzierung im ossären Beckengefüge ohne Ringschlussmodul bestätigt sich auch bei den Differenzabweichungen der ISG-Marker. Hier finden sich am rechten ISG um bis zu 30% geringere Abweichungen, was aber bezogen auf den unbelasteten Ausgangszustand nur 0,2 mm bis 0,3 mm entspricht. Im Bereich der Symphyse finden sich lediglich zwischen den beiden Markern M5 und M7 relevante Abweichungsdifferenzen zwischen offenem und geschlossenem Ring von 0,3 mm. Hier erweist sich der geschlossene Beckenring als stabilisierend auf das Bewegungsausmaß am rechtsseitigen Os pubis. Ebenso belegen die Ergebnisse einen leicht stabilisierenden Effekt bei Beckenringschluss auf die Raumdistanz zwischen Restilium links und Symphyse, wobei dies mit 0,3 mm ebenfalls sehr gering ausfällt. Insgesamt gesehen bewegen sich die Differenzen im Bereich von wenigen zehntel Millimetern.

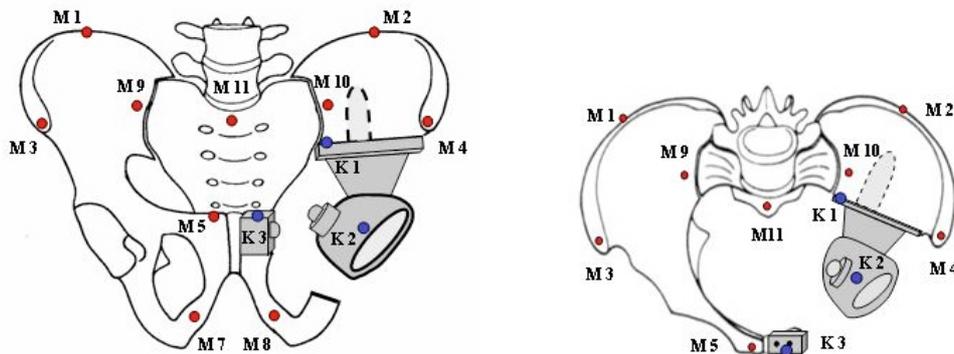
4.2.3 Ergebnisse Einbeinstand ipsilateral

Einbeinstand ipsilateral mit Ringschluss in mm	0 N	200 N	Differenz
Darmbein			
M1 - M2	286,07	283,03	-3,0
M3 - M4	282,50	280,03	-2,5
M1 - M4	295,03	292,75	-2,3
M2 - M3	296,59	292,87	-3,7
ISG			
M1 - M9	95,24	94,10	-1,1
M3 - M9	117,09	115,06	-2,0
M2 - M10	98,37	97,15	-1,2
M4 - M10	118,94	117,84	-1,1
M1 - M10	204,81	202,65	-2,2
M3 - M10	214,54	211,70	-2,8
M2 - M9	208,29	206,11	-2,2
M4 - M9	218,18	216,54	-1,6
Promontorium			
M9 - M11	65,01	64,73	-0,3
M10 - M11	65,06	64,02	-1,0
M1 - M11	145,45	144,29	-1,2
M2 - M11	150,14	148,07	-2,1
M3 - M11	150,50	148,71	-1,8
M4 - M11	154,15	152,81	-1,3
Symphyse			
M7 - M8	38,39	38,24	-0,1
M5 - M8	83,05	81,69	-1,4
M5 - M7	64,18	63,10	-1,1
Crista iliaca			
M9 - M10	116,42	115,31	-1,1
M1 - M3	79,72	78,58	-1,1
M2 - M4	83,95	82,48	-1,5
Promontorium-Symphyse			
M11 - M5	141,44	139,40	-2,0
M11 - M7	165,93	164,13	-1,8
M11 - M8	170,05	167,90	-2,2
Implantat			
K1 - K2 (Testdistanz)	127,78	127,88	0,10
K2 - K3	72,13	70,77	-1,4
K3 - K1	90,36	88,87	-1,5
Implantat-Ilium			
M11 - K2	80,57	79,70	-0,9
M11 - K3	132,77	130,73	-2,0
M10 - K2	47,48	47,00	-0,5
M10 - K3	115,37	113,48	-1,9



Tab. 4.2.3.1 Raumdistanzen in Millimeter mit Distanzdifferenzen im Einbeinstand ipsilateral mit Ringschluss bei 200 N und Beckenschema a.p. und in Draufsicht

Einbeinstand ipsilateral ohne Ringschluss in mm	0 N	200 N	Differenz
Darmbein			
M1 - M2	286,07	283,18	-2,9
M3 - M4	282,50	280,41	-2,1
M1 - M4	295,03	292,96	-2,1
M2 - M3	296,59	293,28	-3,3
ISG			
M1 - M9	95,24	94,04	-1,2
M3 - M9	117,09	115,39	-1,7
M2 - M10	98,37	97,31	-1,1
M4 - M10	118,94	117,95	-1,0
M1 - M10	204,81	202,78	-2,0
M3 - M10	214,54	212,08	-2,5
M2 - M9	208,29	206,39	-1,9
M4 - M9	218,18	216,85	-1,3
Promontorium			
M9 - M11	65,01	64,77	-0,2
M10 - M11	65,06	64,17	-0,9
M1 - M11	145,45	144,25	-1,2
M2 - M11	150,14	148,30	-1,8
M3 - M11	150,50	148,96	-1,5
M4 - M11	154,15	153,07	-1,1
Symphyse			
M7 - M8	38,39	38,25	-0,1
M5 - M8	83,05	81,79	-1,3
M5 - M7	64,18	63,03	-1,2
Crista iliaca			
M9 - M10	116,42	115,51	-0,9
M1 - M3	79,72	78,90	-0,8
M2 - M4	83,95	82,56	-1,4
Promontorium-Symphyse			
M11 - M5	141,44	139,45	-2,0
M11 - M7	165,93	164,33	-1,6
M11 - M8	170,05	168,28	-1,8
Implantat			
K1 - K2 (Testdistanz)	127,78	127,68	-0,10
K2 - K3	72,13	70,72	-1,4
K3 - K1	90,36	88,78	-1,4
Implantat-Ilium			
M11 - K2	80,57	79,88	-0,7
M11 - K3	132,77	130,95	-1,8
M10 - K2	47,48	46,93	-0,5
M10 - K3	115,37	113,47	-1,9



Tab. 4.2.3.2 Raumdistanzen in Millimeter mit Distanzdifferenzen im Einbeinstand ipsilateral ohne Ringschluss bei 200 N und Beckenschema a.p. und in Draufsicht

Die Tabellen 4.2.3.1 und 4.3.2.2. zeigen die Raumdistanzen zwischen den Markerpositionen am Beckenpräparat im Einbeinstand auf der resezierten Seite mit und ohne Ringschluss, sowie die jeweiligen Differenzen zwischen der belasteten und unbelasteten Situation.

Darmbein: Raumdistanzen zwischen den Markern M1 - M4 auf den beiden Beckenkämmen bestätigen das Einklappen der beiden Beckenschaukeln, wie es sich auch im Zweibeinstand und im Einbeinstand rechts abgezeichnet hat. Im Einbeinstand auf der resezierten Seite zeigen die Differenzwerte allerdings eine Inversionstendenz, die sich etwa doppelt so groß darstellt wie im Zweibeinstand und im Einbeinstand rechts. Die Werte bewegen sich hierbei zwischen 2,0 mm und 3,7 mm, was Abweichungen von bis zu 1,3% entspricht. Die Raumdistanz zwischen den Spinae iliacae verringert sich ohne Ringschluss um 2 mm und mit Ringschluss um 2,3 mm. Über der Diagonale zwischen den Markern M2 - M3 errechnet sich eine Inversion von 3,3 mm bei offenem und 3,7 mm bei Ringschluss. Dies entspricht einer Streckendifferenz zwischen 0,8% und 1,3%. Sehr ausgeprägt findet sich bei diesen relativ hohen Abweichungswerten die Tendenz, dass die linksseitige Spina iliaca durch den Muskelzug eine relative Lateralisierung bei insgesamt einkippendem Os ilium erfährt. Dies bestätigen auch die Raumdistanzen M3 - M11, von der rechten Spina iliaca auf das Promontorium, mit 1,8 mm bei geschlossenem Ring zu 1,3 mm zwischen M4 - M11, der linken Spina iliaca auf das Promontorium. Bemerkenswert ist hierbei die Tatsache, dass die Distanzänderungen zwischen den Darmbeinmarkern ohne Beckenringschluss um 10% - 20% geringer ausfallen als bei geschlossenem Ring.

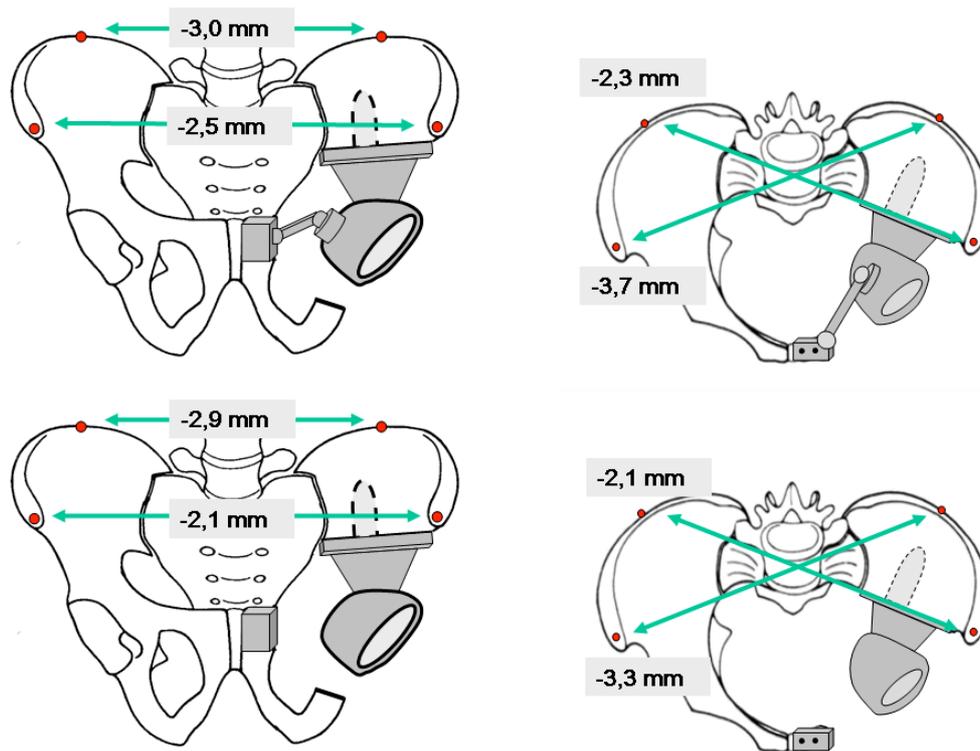


Abb. 4.2.3.1 Raumdistanzänderungen der Beckenschaufel am Beckenschema im Einbeinstand links mit und ohne Ringschluss a.p. und in Draufsicht

ISG und Promontorium: Die Raumdistanzen zwischen den Markern M2 - M10 und M4 - M10 zeigen mit 1,2 mm und 1,1 mm im Vergleich zu M1 - M9 und M3 - M9 mit 1,14 mm und 2,0 mm bei geschlossenem Beckenring eine höhere Deformation des Os ilium auf der nicht resezierten Seite. Dies erklärt sich durch den Zug der Muskulatur an der Spina iliaca links. Vergleicht man dieselben Raumdistanzen bei offenem Beckenring, so ergibt sich die gleiche Relation der einklappenden Beckenschaufeln bei jedoch ca. 15% geringerer Strecke. Bei diesen relativ großen Streckendifferenzen über dem rechten Os ilium findet sich im rechten ISG allerdings nur eine sehr geringe Streckenabweichung zwischen den Markern M9 - M11 mit 0,2 mm bis 0,3 mm. Deutlich größer stellt sich das Bewegungsausmaß über dem linken ISG dar. Hier finden sich Werte zwischen den Markern M10 - M11 von 1 mm bei geschlossenem Beckenring und 0,9 mm bei offenem Beckenring, was ca. 1,5% Abweichung vom unbelasteten Zustand entspricht. Ein Anhalt auf vermehrte Bewegung im ISG auf der resezierten Seite beim ipsilateralen Einbeinstand bei offenem Beckenring zeigt sich nicht. Die Werte lassen sogar den Anschein auf eine

minimal geringere Bewegung im Iliosakralgelenk zu. Vergleicht man diese Bewegung im linken ISG mit den Relationen der Raumdistanzenverringerungen zwischen M2 - M10, M4 - M10, M2 - M11 und M4 - M11, so zeigt sich ein Zusammenklappen zwischen dem linken Os ilium und dem Os sakrum. Diese Ergebnisse beschreiben im ipsilateralen Einbeinstand eine asymmetrische Nutationsbewegung im ISG auf der resezierten Seite bei gleichzeitiger Rotationsbewegung des Sakrum zur ventrolateralen Gegenseite. Dies ergibt eine gegenläufige Verschiebung vom Os ilium und Os sakrum im Iliosakralgelenk ipsilateral.

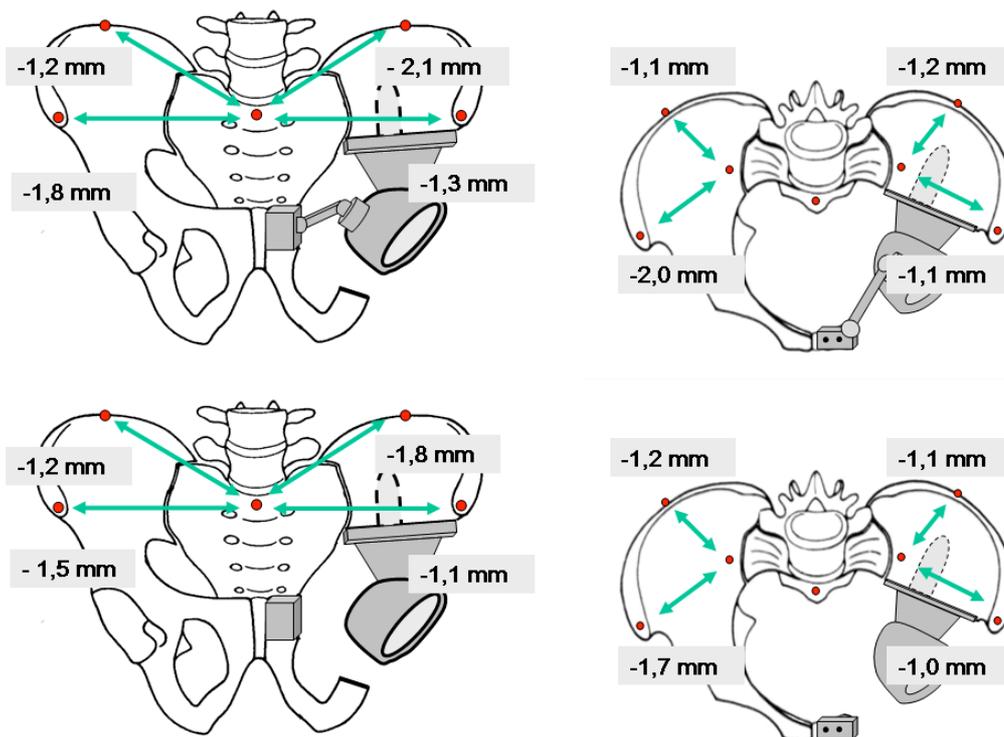


Abb. 4.2.3.2 Raumdistanzänderungen der Beckenschaufel zum Promontorium am Beckenschema im Einbeinstand links mit und ohne Ringschluss a.p. und in Draufsicht

Symphyse und Promontorium-Symphyse: Im Bereich der Symphyse errechnet sich aus der Differenz der Markerpositionen zwischen M7 und M8, die an den beiden Os ischii befestigt sind, unabhängig vom Ringschluss nur eine äußerst geringe Abweichungen von 0,15 mm. Der Ringschluss hat hier keinen Einfluss auf die direkte Bewegung in der Sympysis pubica. Vergleich man allerdings die Differenzen zwischen den Markerdistanzen M5 auf dem rechten Os pubis und M7/M8 auf den beiden Os ischii, so zeigt sich bei Belastung ein direkter Zug der linken

Adduktorengruppe am Os ischii. Bei geschlossenem Ring stellt sich eine Dehnung zwischen M5 und M8 von 1,4 mm und zwischen M5 und M7 von 1,1 mm ein, während bei offenem Ring eine Dehnung zwischen M5 und M8 von 1,3 mm und zwischen M5 und M7 von 1,2 mm errechnet wird. Dieser Zug der linken Adduktorengruppe am Os ischii zeigt sich auch bei der deutlichen Verkürzung der Raumdistanzen zwischen den Markern an Os ischii und Os pubis M5, M7 und M8 und dem Marker M11 am Os sakrum. Hier zeigen sich bei geschlossenem Beckenring Abweichungen zwischen 1,8 mm und 2,2 mm und zwischen 1,6 mm und 2,0 mm bei offenem Beckenring. Auch hier findet sich eine Bewegungsreduktion von ca. 10% bei offenem Beckenring zwischen den Raumdistanzen M7 - M11 und M8 - M11.

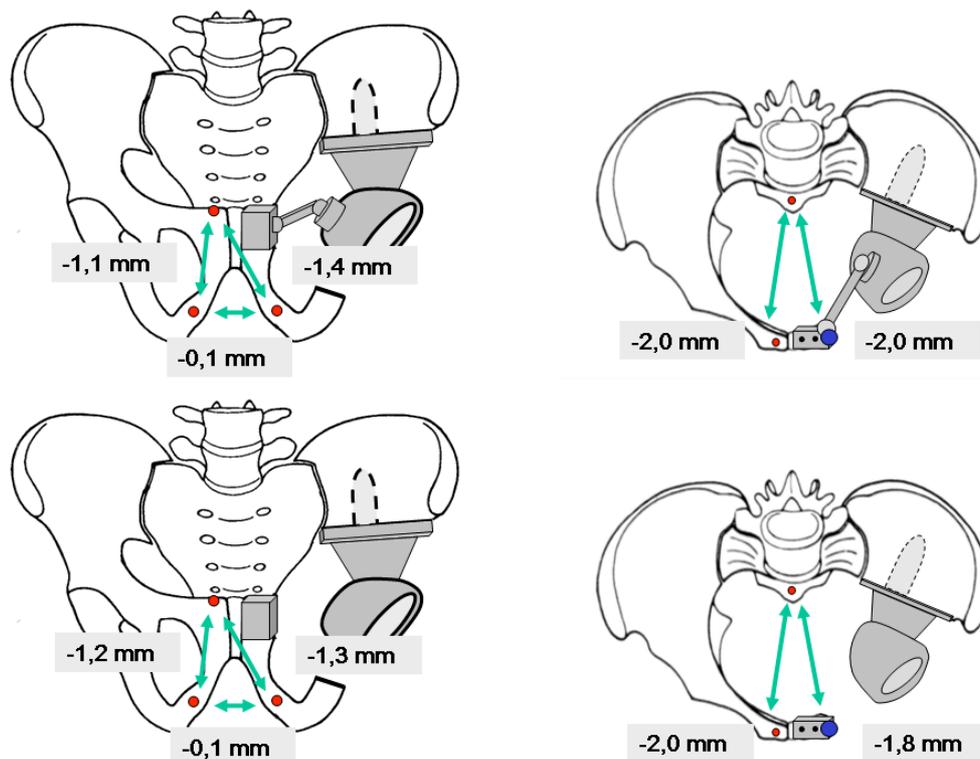


Abb. 4.2.3.3 Raumdistanzänderungen an der Symphyse am Beckenschema im Einbeinstand links mit und ohne Ringschluss a.p. und in Draufsicht

Implantat und Implantat-Ilium: Die Raumdistanzen zwischen den Markern K1 und K2 ergeben als Testdistanz auch bei dem Einbeinstand links eine relativ geringe Abweichung vom unbelasteten Ausgangszustand des Präparates mit -0,1 mm und 0,1 mm. Bei geschlossenem Beckenring belegen die Distanzänderungen zwischen

den Markern K3 auf der Symphysenverankerung und K1 an der Verankerung des Restiliums eine deutliche Annäherung mit 1,5 mm im Sinne eines Zusammenklappens. Betrachtet man hierzu die um 0,15 mm geringere Distanzverkürzung von K3 zu K2 an der Implantatpfanne, so erkennt man hier auch bei geschlossenem Beckenring eine Tendenz zur Verwringung des linken Os ilium. Ohne Beckenring zeigt sich diese Tendenz mit einer relativen Abweichung von 0,2 mm sogar noch deutlicher. Die Raumdistanzen zwischen K3 und M10 am linken ISG, sowie zwischen K3 und M11 am Promontorium weisen bei geschlossenem Beckenring eine deutliche Verkürzung von 1,9 mm und 2,0 mm auf. Vergleicht man hierzu die K2 - M10 und K2 - M11, so finden sich hier geringere Distanzabweichungen von 0,5 mm und 0,9 mm.

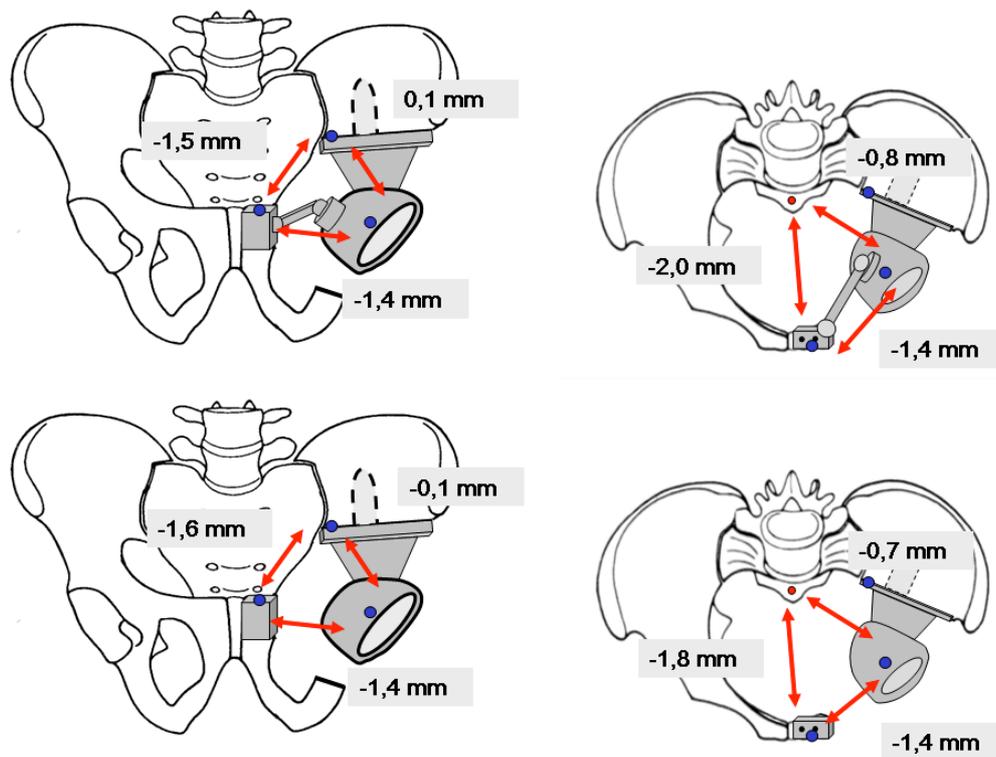
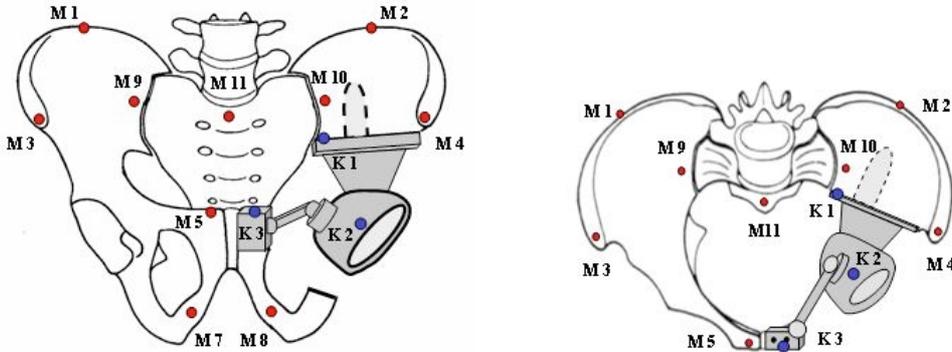


Abb. 4.2.3.4 Raumdistanzänderungen am Implantat am Beckenschema im Einbeinstand links mit und ohne Ringschluss a.p. und in Draufsicht

Einbeinstand ipsilateral Millimeter (mm)	Abweichungen mit Ringschluß	Abweichungen ohne Ringschluß	Differenz
Darmbein			
M1 - M2	-3,0	-2,9	0,1
M3 - M4	-2,5	-2,1	0,4
M1 - M4	-2,3	-2,1	0,2
M2 - M3	-3,7	-3,3	0,4
ISG			
M1 - M9	-1,1	-1,2	-0,1
M3 - M9	-2,0	-1,7	0,3
M2 - M10	-1,2	-1,1	0,2
M4 - M10	-1,1	-1,0	0,1
M1 - M10	-2,2	-2,0	0,1
M3 - M10	-2,8	-2,5	0,4
M2 - M9	-2,2	-1,9	0,3
M4 - M9	-1,6	-1,3	0,3
Promontorium			
M9 - M11	-0,3	-0,2	0,0
M10 - M11	-1,0	-0,9	0,1
M1 - M11	-1,2	-1,2	0,0
M2 - M11	-2,1	-1,8	0,2
M3 - M11	-1,8	-1,5	0,3
M4 - M11	-1,3	-1,1	0,3
Symphyse			
M7 - M8	-0,1	-0,1	0,0
M5 - M8	-1,4	-1,3	0,1
M5 - M7	-1,1	-1,2	-0,1
Crista iliaca			
M9 - M10	-1,1	-0,9	0,2
M1 - M3	-1,1	-0,8	0,3
M2 - M4	-1,5	-1,4	0,1
Promontorium-Symphyse			
M11 - M5	-2,0	-2,0	0,0
M11 - M7	-1,8	-1,6	0,2
M11 - M8	-2,2	-1,8	0,4
Implantat			
K1 - K2 (Testdistanz)	0,1	-0,1	entfällt
K2 - K3	-1,4	-1,4	0,0
K3 - K1	-1,5	-0,9	0,5
Implantat-Ilium			
M11 - K2	-0,9	-0,7	0,2
M11 - K3	-2,0	-1,8	0,2
M10 - K2	-0,5	-0,5	-0,1
M10 - K3	-1,9	-1,9	0,0



Tab. 4.2.3.3 Vergleich der Änderungen der Raumdistanzdifferenzen zwischen geschlossenem und offenem Ringschlussmodul in Millimeter bei 200 N und Beckenschema a.p. und in Draufsicht

Die Tabelle 4.2.3.3 zeigt die Abweichungen der Raumdistanzen zwischen den Markerpositionen im Einbeinstand links bei offenem und geschlossenem Ringsystem, sowie die Differenzen dieser errechneten Werte.

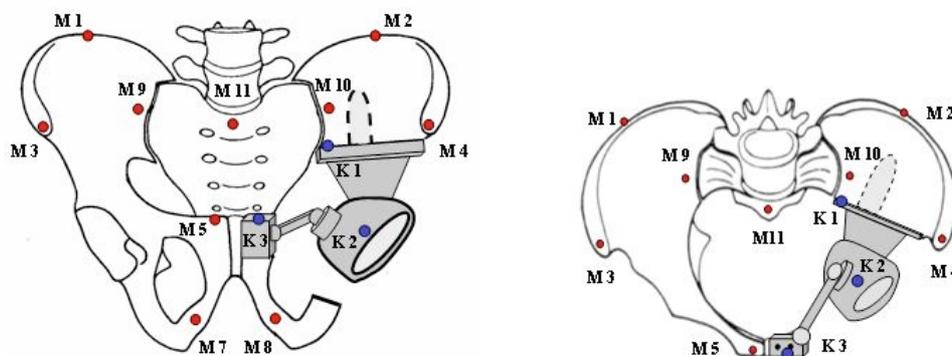
Trotz der relativ großen Distanzabweichungen zwischen den Markern auf den Beckenkämmen von bis zu 3,7 mm fallen die Unterschiede zwischen offenem und geschlossenem Beckenringsystem sehr gering aus. Insgesamt zeigen sich über den Darmbeinen fast durchgängig geringere Abweichungen ohne Beckenringschluss im Gegensatz zu einem rekonstruierten Ringschluss. Ebenso verhält es sich mit den Differenzen der errechneten Distanzen zwischen den Markern an den Iliosakralgelenken und dem Promontorium. Auch im Bereich der Symphyse und des Implantats finden sich keine Werte, die für eine stabilisierende Wirkung des rekonstruierten Beckenring sprechen würden. Gesamt betrachtet findet sich über beiden Iliosakralgelenken eine um 10% – 20% geringere Bewegung ohne Beckenringschluss, wobei die Differenzen mit 0,1 mm bis 0,4 mm nur gering über der Messgenauigkeit der Untersuchungsmethode liegen.

4.2.4 Zusammenfassung der Ergebnisse

In Zusammenschau der Werte der verschiedenen Standsituationen, die in der dreidimensionalen Bewegungsanalyse erfasst werden konnten, erscheint es hinsichtlich der Fragestellung sinnvoll, eine Übersicht der Abweichungsdifferenzen zwischen offenem und geschlossenem Beckenring in allen Standsituationen tabellarisch abzubilden. Anhand dieser zusammenfassenden Übersicht in Tabelle 4.2.4.1 fällt es leichter, die komplexen Bewegungsabläufe und Deformationsrichtungen des Beckens im dreidimensionalen Raum zu erkennen und die Auswirkungen des geschlossenen Beckenrings darzustellen.

Vergleich der Abweichungsdifferenzen zwischen geschlossener und offener Ringkonfiguration aller Standsituationen

	Zweibeinstand 200 N	Zweibeinstand 500 N	Einbeinstand kontralateral 200 N	Einbeinstand ipsilateral 200 N
Darmbein				
M1 - M2	-0,2	-0,1	0,3	0,1
M3 - M4	-0,5	-0,3	-0,1	0,4
M1 - M4	-0,2	-0,1	0,1	0,2
M2 - M3	-0,6	-0,4	0,1	0,4
ISG				
M1 - M9	0,2	-0,1	0,3	-0,1
M3 - M9	0,1	-0,3	0,2	0,3
M2 - M10	-0,1	-0,1	0,0	0,2
M4 - M10	0,1	0,3	0,1	0,1
M1 - M10	-0,2	-0,2	0,4	0,1
M3 - M10	-0,4	-0,5	0,3	0,4
M2 - M9	-0,3	-0,1	0,2	0,3
M4 - M9	-0,1	0,1	0,0	0,3
Promontorium				
M9 - M11	-0,2	-0,2	-0,2	0,0
M10 - M11	-0,2	0,0	0,3	0,1
M1 - M11	-0,1	-0,2	0,0	0,0
M2 - M11	-0,2	0,1	0,3	0,2
M3 - M11	-0,3	-0,5	0,0	0,3
M4 - M11	0,0	0,2	0,3	0,3
Symphyse				
M7 - M8	0,1	0,0	0,0	0,0
M5 - M8	0,1	0,0	-0,2	0,1
M5 - M7	0,2	-0,1	-0,3	-0,1
Crista iliaca				
M9 - M10	-0,3	-0,1	0,2	0,2
M1 - M3	-0,2	-0,4	0,2	0,3
M2 - M4	-0,3	0,2	-0,1	0,1
Promontorium-Symphyse				
M11 - M5	0,0	-0,3	-0,1	0,0
M11 - M7	-0,1	0,1	0,0	0,2
M11 - M8	-0,1	0,2	0,1	0,4
Implantat				
K1 - K2 (Testdistanz)				
K2 - K3	-0,1	-0,3	0,0	0,0
K3 - K1	-0,1	-0,4	-0,4	0,5
Implantat-Ilium				
M11 - K2	-0,4	0,1	0,1	0,2
M11 - K3	-0,1	-0,1	-0,1	0,2
M10 - K2	0,1	0,4	0,1	-0,1
M10 - K3	0,2	-0,1	0,1	0,0



Tab. 4.2.4.1 Vergleich der Änderungen der Raumdistanzdifferenzen zwischen geschlossenem und offenem Ringschlussmodul in Millimeter aller Lastsituationen und Beckenschema a.p. und in Draufsicht

Insgesamt lassen sich in Zusammenschau der Ergebnisse und in Anbetracht der Deformationstendenz unter dynamischer Betrachtung bei unterschiedlichen Belastungssituationen folgende Schlussfolgerungen für die einzelnen Stand- und Ringkonfigurationen ableiten.

Zweibeinstand:

- Bewegung der beiden ISG`s bei einer Belastung von 500 N um bis zu 10% geringer als bei einer Belastung mit 200 N aufgrund der zunehmenden Muskelspannung bei steigender Zugkraft auf die Cristae iliacae mit streckender Deformation der Beckenschaufeln
- Deutliche Zugerhöhung der Flexorenmuskulatur bei zunehmender Belastung an den Spinae iliacae bei Nickbewegung des Beckens nach ventral
- Bei geschlossener Pubisverbindung bis zu 15% geringere Inversionstendenz der Beckenkämme
- Bei geschlossener Pubisverbindung bis zu 5% geringere Nutation in beiden Iliosakralgelenken, wobei sich die Deformierung der beiden ISG`s im Seitenvergleich nicht bemerkenswert unterscheidet
- Bei offener Pubisverbindung geringere Verwringungstendenz des resezierten Os Ilium in der Achse des intramedullären Implantatschaftes nach lateral als bei geschlossener Verbindung
- Bewegung in beiden Iliosakralgelenken bei 500 N Belastung minimal geringer als bei 200 N Belastung aufgrund des erhöhten Gegenzugs durch die Flexoren bei Einknicken des Beckens nach ventral in beiden Ringkonfigurationen
- Nur geringer Einfluss der Krafteinwirkung der Adduktorenmuskulatur an den Os ischii mit geringer Tendenz zur Aufspreizung der unteren Anteil der Symphysis pubica
- Dorsokaudales Einkippen des vorderen Beckenrings bei offenem Beckenring um 10% größer als bei geschlossenem Beckenring

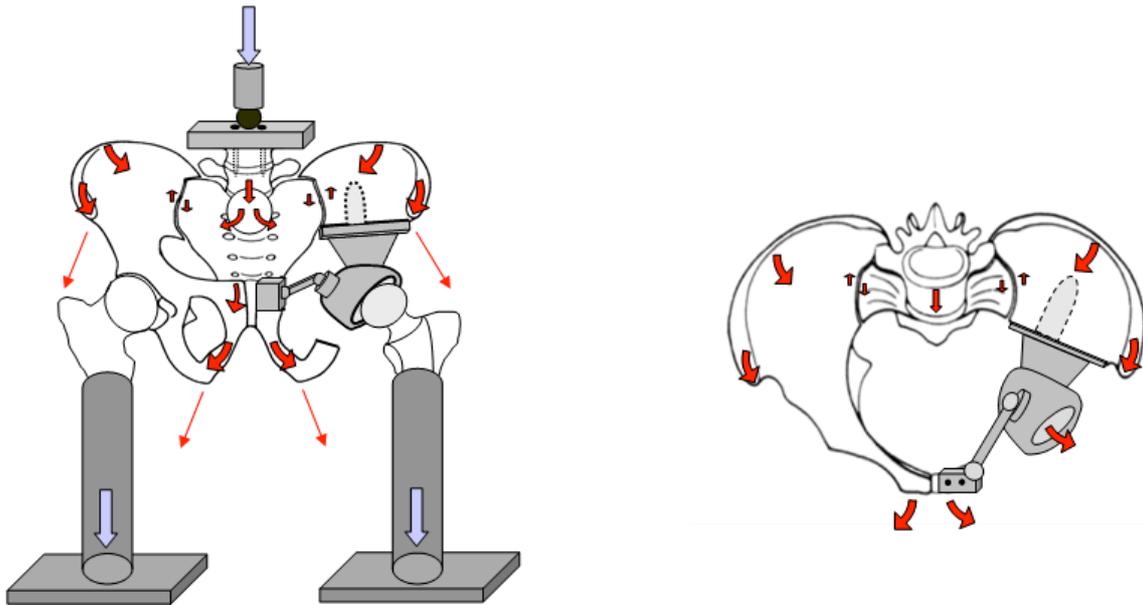


Abb. 4.2.4.1 Schematische Darstellung der Bewegungs- und Deformationsrichtungen im Zweibeinstand mit geschlossener Pubisverbindung (rote Pfeile)

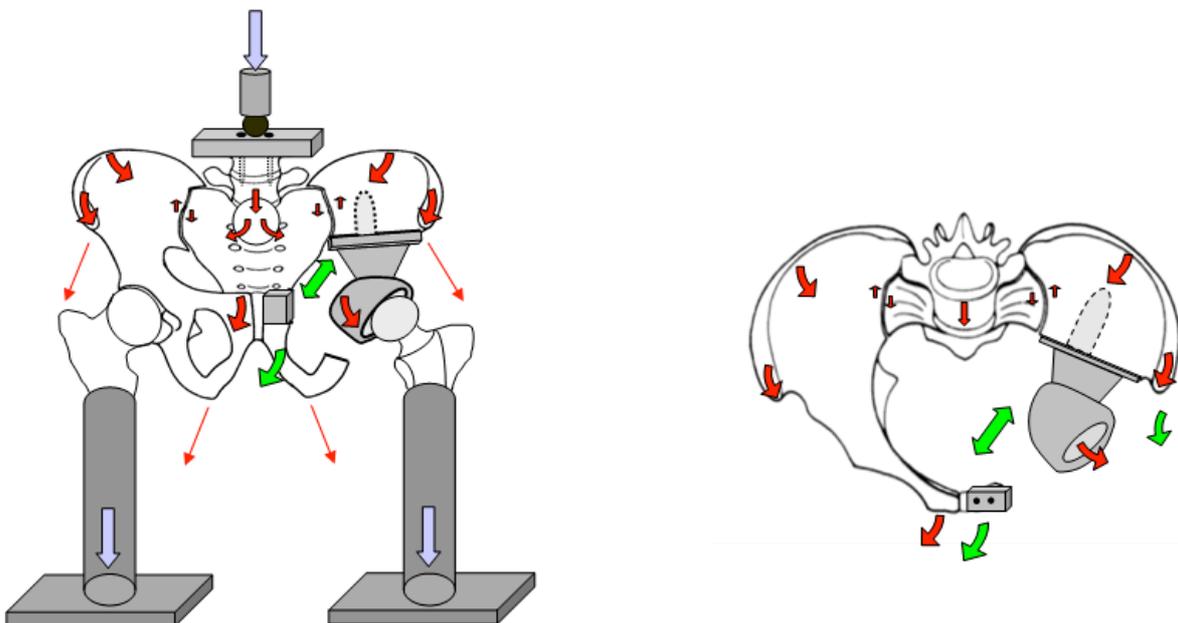


Abb. 4.2.4.2 Schematische Darstellung der Bewegungs- und Deformationsrichtungen im Zweibeinstand ohne Pubisverbindung (rote Pfeile) und Bewegungsabweichung im Gegensatz zur geschlossener Pubisverbindung (grüne Pfeile)

Einbeinstand auf der unresezierten Seite:

- Deutliche Zugerhöhung durch die ipsilateralen Flexoren und Glutealmuskulatur bei nach kontralateral abkippendem Becken im Vergleich zum Zweibeinstand
- Belastungsabhängige, ventrolaterale Nutation des Sakrum zur unbelasteten Seite mit Reduktion der oberen Beckeneingangsebene in beiden Ringkonfigurationen
- Nur geringe Nutation und Rotation im rechten Iliosakralgelenk trotz invertierender Deformation zwischen Sakrum und rechtem Os ilium bei offenem und geschlossenem Beckenring
- Belastungsabhängige Verwringung des rechten Os Ilium in seiner Längsachse nach lateral durch den gleichseitigen Muskelzug der Flexoren über die Spina iliaca superior anterior
- Im linken Os ilium nahezu keine Deformationstendenz bei frei schwingendem linken Bein
- Nur minimale Bewegungen im linken Iliosakralgelenk ohne deutliche Nutation und Rotation in beiden Ringkonfigurationen
- Deutliche Verkürzung der Conjugata anatomica als Eingangsebene zum kleinen Becken bei einknickendem Os sakrum trotz geschlossener Pubisverbindung
- Bei geschlossener Pubisverbindung geringere Deformation der beiden Os pubis und der Symphyse durch Ausgleichen des Muskelzugs der Adduktoren

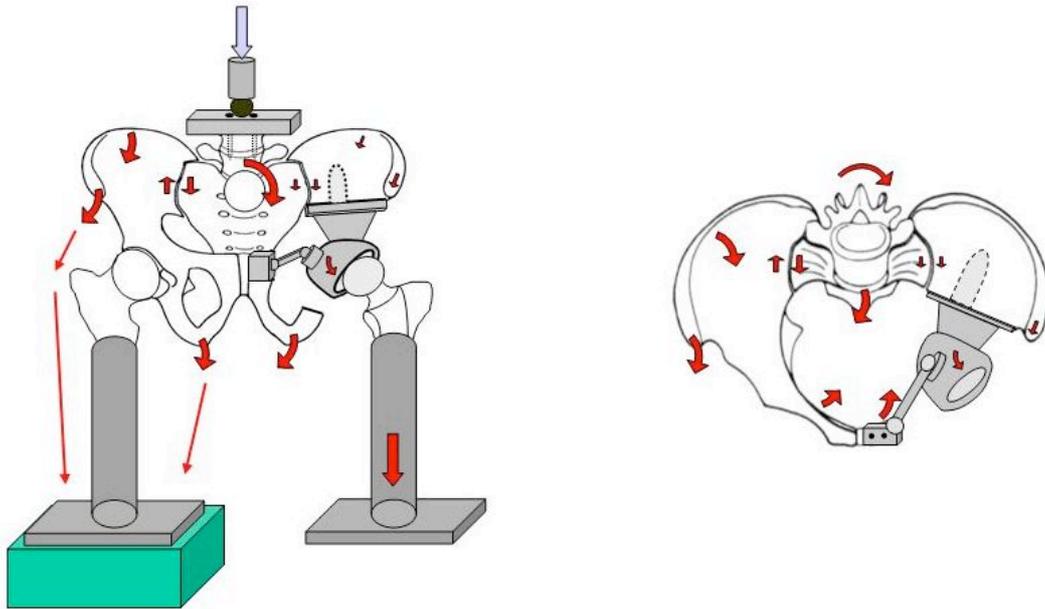


Abb. 4.2.4.3 Schematischer Darstellungen der Bewegungs- und Deformationsrichtungen im Einbeinstand kontralateral mit geschlossener Pubisverbindung (rote Pfeile)

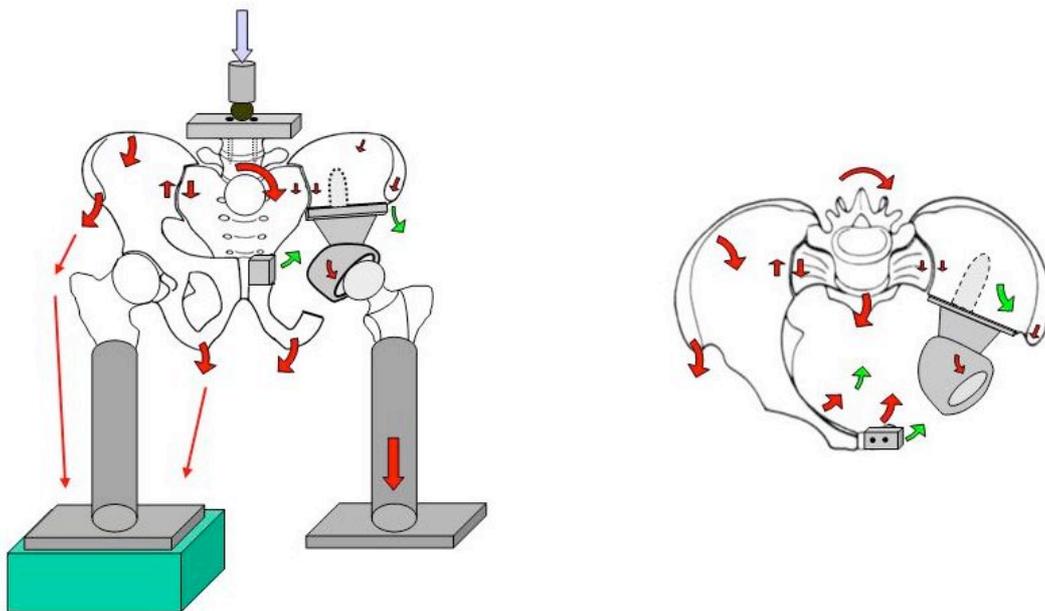


Abb. 4.2.4.4 Schematische Darstellung der Bewegungs- und Deformationsrichtungen im Einbeinstand kontralateral mit offener Pubisverbindung (rote Pfeile) und Bewegungsabweichung im Gegensatz zur geschlossenen Pubisverbindung (grüne Pfeile)

Einbeinstand auf der resezierten Seite:

- Ausgeprägtes Abkippen des Beckens zur Gegenseite mit belastungsabhängiger Erhöhung der Zugkräfte an der Flexoren- und Glutealmuskulatur auf der resezierten Seite
- 2 - 2,5-fach höhere Inversionstendenz des rechten Os Ilium im Vergleich zum Einbeinstand links und Zweibeinstand bei beiden Ringkonfigurationen
- Deutliche Verwindung des linken Os ilium um die Längsachse der ISG-nahen intramedullären Implantatverankerung nach lateral durch Flexorenzug an der Spina iliaca superior anterior
- 2-fach höhere Deformation der linken Os ischii durch den Zug der rechten Adduktorenmuskulatur im Vergleich zum Einbeinstand rechts in beiden Ringkonfigurationen
- ½-fach höhere Deformation der oberen Beckeneingangsebene durch ventrokaudales Einknicken des Sakrums und dorsokaudales Einschwenken des vorderen Beckenrings
- Nutation und Rotation im linken Iliosakralgelenk nur um 0,5-fach erhöht im Vergleich zum Rechtsseitenstand sowohl bei offener, als auch geschlossener Pubisverbindung
- Nutation im rechten Iliosakralgelenk im Linksseitenstand um 2-fach höher als im Einbeinstand rechts und Zweibeinstand
- Scherbewegung zwischen den beiden Os ischii durch Adduktorenzug bei fehlendem Gegenzug durch das rechte Ligamentum sacrotuberale und Ligamentum sacrospinale in beiden Ringkonfigurationen

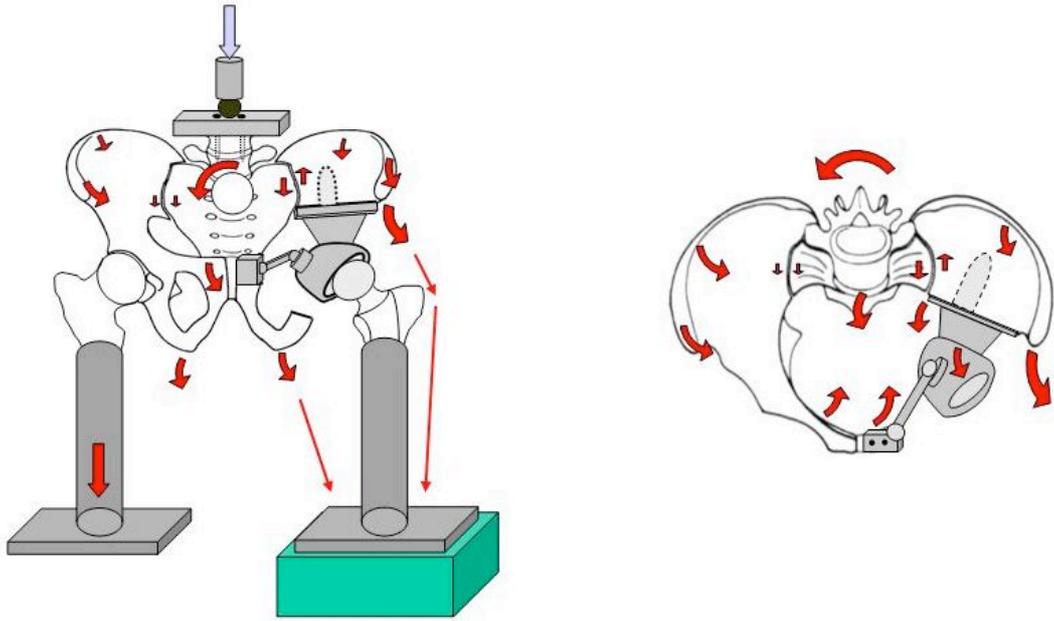


Abb. 4.2.4.5 Schematische Darstellung der Bewegungs- und Deformationsrichtungen im Einbeinstand ipsilateral mit geschlossener Pubisverbindung (rote Pfeile)

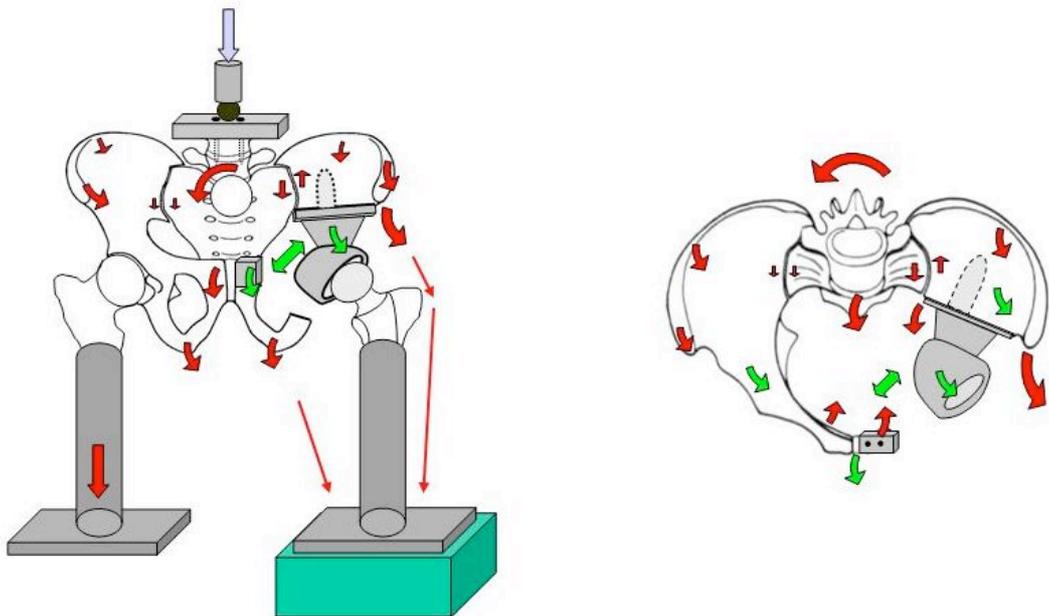


Abb. 4.2.4.6 Schematische Darstellung der Bewegungs- und Deformationsrichtungen im Einbeinstand ipsilateral mit offener Pubisverbindung (rote Pfeile) und Bewegungsabweichung im Gegensatz zur geschlossenen Pubisverbindung (grüne Pfeile)

5 Diskussion

Nicht nur die gestiegene Lebenserwartung, sondern auch die erweiterten Möglichkeiten der Diagnosestellung und Differenzialdiagnostik führten in den letzten Jahren zusammen mit den Fortschritten interdisziplinärer, neoadjuvanter Therapieregimes zu einem stetigen Anstieg chirurgisch-orthopädisch behandlungsbedürftiger Patienten mit primären Knochentumoren und metastatischen Absiedlungen im Becken [Hugate 2006, Ascherl 2006 Dominikus 2009]. Dies bedeutet ein Umdenken und eine Erweiterung des therapeutischen Angebots. Verstümmelnde Verfahren, wie die radikale Amputation der ganzen unteren Extremität bei einem Befall nur eines kleinen Teils des Beckens, sind angesichts der Erfolge moderner Therapiekonzepte und in Hinblick auf die Lebenserwartung und die weitere Lebensqualität der Patienten immer seltener indiziert und werden zunehmend durch extremitätenerhaltende Verfahren mit „limb salvage strategies“ ersetzt oder zumindest ergänzt [Mittelmeier 1997, Rechl 1993, Ulmer 2004, Euler 1994, Hugate 2006]. Der endoprothetische Ersatz gewinnt bei verbesserten Prothesensystemen auch in den letzten Jahren zunehmend an Bedeutung [Falkinstein 2008, Guo 2010, Dominikus 2009, Schwartz 2009].

Zur Rekonstruktion der zum Teil erheblichen Resektionsdefekte am Becken besteht bis heute noch keine Einigkeit. Auch die zunehmende Verbesserung der Implantattechnologie mit Entwicklung von semimodularen Systemen in Kombination mit individuell anhand von Rapid-Prototyping-Modellen angefertigten Prothesenkomponenten, konnte einige Probleme noch nicht lösen [Gradinger 1989, Gradinger 2004 a + b, Dürr 2004, Hugate 2006]. Die Hauptproblematik bleibt zum einen die bestmögliche Passform des Implantats bei ausreichender Stabilität des rekonstruierten Beckens und Gelenkes bei möglichst minimierter Operationszeit und zum anderen das Erreichen einer ausreichenden Langzeitstabilität bei zunehmender Dauerbelastung. Da durch die Resektion zum Teil große Ansatzareale von Muskulatur und Bändern fallen und oft eine Unterbrechung des Beckenrings erfolgen muss, verändert sich die Biomechanik der knöchernen Bestandteile erheblich.

Ziel dieser Arbeit ist es, ein besseres Verständnis über die biomechanischen Kraftflüssen und Auswirkungen auf das ossäre Becken nach Teilresektion Typ IIb nach Enneking/Dunham und endoprothetischer Versorgung zu erhalten. Theoretisch

erschien es bis vor einigen Jahren sinnvoll den Beckenring durch eine feste Verbindung zum gleich- oder gegenseitigen Os pubis zu schließen und damit die Kontinuität des Beckenrings wieder herzustellen. Die letzten Jahre zeigten aber, dass sich das Konzept von Implantation massiver Prothesen mit reichlich Fremdmaterial nicht bewährt hat und gehäuft Infektkomplikationen und Materialversagen resultierten. Es scheint sich heute sogar klinisch zu bestätigen, dass kleinere Implantate ohne die Rekonstruktion des vorderen Beckenrings auch gute Resultate ermöglichen [Handels 2001, Guo 2007, Menendez 2009]. Zur Untermauerung dieser klinischen Erfahrungswerte wurden bisher allerdings noch kaum biomechanische Untersuchungen unternommen.

5.1 Diskussion Prüfmethodik

Für biomechanische Untersuchungen am ossären Becken wurden bisher zumeist unfixierte Humanpräparate [Simonian 1994] und in den letzten Jahren auch zunehmend Kunststoffmodelle [Hearn 1994] verwendet. Da aber synthetische Kunststoffmodelle aufgrund einer mangelnden Elastizität dazu neigen bei sehr geringem Grenzbereich der maximalen Belastbarkeit zu brechen und damit in den weiteren Versuchen nicht mehr verwendet werden können, sollten diese Kunststoffbecken trotz der guten Verfügbarkeit in dieser Untersuchung nicht verwendet werden [Hearn 1994]. Unfixierte und tief gefrorene Humanpräparate konnten wegen der zum Teil sehr zeitaufwendigen Versuchsaufbauten ebenfalls nicht verwendet werden, da davon auszugehen ist, dass das vielfache Auf- und Abtauen die mechanischen Eigenschaften des Präparats beeinflussen [Kang 1995]. In Anbetracht des biomechanischen Kraftflusses bei maximaler Krafteinleitung und der simulierten muskulären Stabilisierung kann vorausgesetzt werden, dass sowohl die Oberflächeneigenschaften für ein experimentelles Beschichtungsverfahren als auch die strukturellen, ossären Eigenschaften für eine dynamische Untersuchung nicht oder nur minimal durch eine Formalinbehandlung beeinflusst werden [Simonian 1994, Pohlmann 1993, Kang 1972, Finlay 1986].

Aus diesen Gründen wurde ein humanes Beckenpräparat eines 49-jährigen, 90 kg schweren und 180 cm großen Mannes gewählt, welches im Rahmen der weiteren Vorbereitungen formalinfixiert wurde (Abb. 3.1.1.1). Zur Entnahme wurde die LWS zwischen LWK 3 und LWK 4 abgesetzt, die Femura wurde knapp über den Kondylen

reseziert. Zum Aufrechterhalten der biomechanischen Eigenschaften des Präparats wurde bei der Entfernung der überschüssigen Weichteilstrukturen und Präparation sehr sorgfältig auf den Erhalt der ligamentären Strukturen geachtet. Zum Ausschluss von strukturellen, ossären Läsionen oder Frakturen wurden vor der weiteren Vorbereitung konventionelle Röntgenaufnahmen und ein CT-Scan mit einer Schichtung von 1 mm durchgeführt. Die Schnittbilder des Computertomogramms wurden im weiteren Verlauf auch für die Anfertigung der semi-modularen Spezial-Endoprothese benötigt.

Um eine stabile Standmöglichkeit zu erhalten, wurden die Femura auf verwindungsstabilen Grundplatten befestigt. Hierfür wurden die Femura separat mit Ureol-Epoxid-Harz in dickwandigen Rohren fixiert und auf Standplatten befestigt. Dabei wurde auf eine korrekte, physiologische Fixierung mit 6° Valgusstellung und einem über den Epikondylus lateralis fluchtendes Caput femoris geachtet [Endler 1980, Pauwels 1983, Rechl 1993].

Um die Kraftverläufe am Becken möglichst realitätsnah untersuchen zu können, wurden verschiedene Muskelgruppen mit stabilen, adaptierbaren Drahtseilkonstruktionen simuliert. Da es nicht möglich ist alle Muskelzüge zu rekonstruieren, wurden die für den stabilen Zweibeinstand nötigen Muskelgruppen der Glutealmuskulatur mit dem Musculus gluteus medius, der Adduktoren mit dem Musculus adductor magnus und der Flexoren mit dem Musculus tensor fasciae latae simuliert. Mit dieser Stabilisierung und dem ligamentären Bandapparat kann von realitätsnahen Bewegungen des Präparats bei Belastung ausgegangen werden [Oonishi 1983, Endler 1980]. Um den Verlauf der Flexoren anatomisch korrekt anzulegen, war es nötig ein Hypomochleon ventrolateral des Trochanter major zu schaffen. Hierzu wurden je eine mehrfach perforierte Plexiglasscheibe an den Schenkelhälsen fixiert und ein Drahtseil entsprechend der physiologischen Lage des Muskulus extensor fasciae latae ventralisiert umgeleitet [Putz 1992, Schobert 1992b]. Ein Vorteil dieser adaptierbaren Drahtseilzüge war hierbei die Möglichkeit der physiologischen Positionierung des Präparats in den Versuchsaufbauten. Mit einer Inklination von 55° der Conjugata anatomica als gedachte Verbindungslinie zwischen dem Promontorium und der Symphysis pubica konnte hier eine Präparatsstellung

erzielt werden, welche dem aufrechten Zweibeinstand des männlichen Beckens entspricht [Schobert 1989a, Schobert 1989b, Endler 1980].

Zur Planung der Resektion und zur Anfertigung eines endoprothetischen Ersatzes wurde das Verfahren der dreidimensionalen Rekonstruktion aus CT-generierten Datensätzen verwendet [Rechl 1988, Rechl 1993, Gradinger 1989]. Aus den zuvor angefertigten CT-Schnittbildern wurde 3D-fähiges Datenmaterial generiert, anhand dessen die Firma MDC Kiel mit einem computergesteuerten, fünfschichtigen Fräsroboter ein originalgetreues Modell aus Polyurethan herstellte. An diesem Modell wurde eine Beckenteilresektion links Typ IIb nach Enneking/Dunham durchgeführt. Das resezierte Polyurethanmodell diente der Firma ESKA Implants/ Lübeck, um eine individuelle, anatomisch adaptierbare Spezialendoprothese im modularen System zu entwerfen und zu bauen.

Nach Abschluss der Voruntersuchungen erfolgte die linksseitige Beckenteilresektion Typ IIb nach Enneking am Beckenpräparat äquivalent zu den Resektionsebenen an dem Polyurethanmodell mit der prothetischen Versorgung. Nach ISG-nahen Einbringen des Verankerungsmoduls in den Markraum des Restiliums mit PMMA-Knochenzement und Einzementieren des Femurschaftes ließen sich die restlichen Module spannungsfrei verbinden und an der Symphyse fixieren.

Zur Kraffteinleitung wird eine computergesteuerte Universalprüfmaschine der Firma Wolpert verwendet, die die Möglichkeit einer zentralen Belastung bei reproduzierbaren Standsituationen mit unkompliziertem Ein- und Ausbau ermöglichte. Entgegen der Annahme von Pauwels mit einer lateralisierten Kraffteinleitung im Einbeinstand wurden in dieser Arbeit alle Versuchsreihen und alle Standsituationen mit einer zentralen Kraffteinleitung durchgeführt, wie es in den Arbeiten von Möser 1987 beschrieben wurde (Abb. 3.1.4.2) [Pauwels 1965, Möser 1987 a, Möser 1987 b]. Um Verspannungskräfte im Präparat bei Belastung zu vermeiden, drückt der Kraftarm der Prüfmaschine nicht direkt auf die Lendenwirbelsäule, sondern auf ein fest mit LWK 4 verschraubtes Plattensystem mit einem Kugelinterponat, das ein Ausweichen des Präparats in allen Richtungen gewährleistet.

In Zusammenschau der Literatur existieren bisher wenig Veröffentlichungen über biomechanische Messungen am humanen Becken nach Resektion [Euler 1980, Möser 1989, Rechl 1989, Jia 2008]. Die bislang üblichen und meist verwendeten Messverfahren waren die Dehnungsmesstechnik und elektromagnetische Messverfahren, die nur begrenzte Aussagen über die Stabilität des ossären Beckens und den Kraftfluss nach Resektion und prothetischer Versorgung machen konnten. In dieser Arbeit entschied man sich zur Kombination zweier Messverfahren, nämlich der Photo-Stress-Methode und der computergestützten, berührungsfreien, dreidimensionalen Bewegungsanalyse, welche beide parallel im selben Versuchsaufbau durchgeführt werden konnte.

Prüfverfahren: Spannungsoptische Untersuchung

Die Methode der Spannungsoptik wird seit 1935 im Bereich der Medizin verwendet. Eine erste Anwendung fand die Methode in der Dentologie zur Testung von Jacketkronen an Zahnmodellen [Hanser 1972], wobei in der Orthopädie die Modellspannungsoptik erstmalig von Dr. Friedrich Pauwels etabliert wurde. Seine spannungsoptischen Untersuchungen waren und sind wichtiger Baustein zum Verständnis der Biomechanik nicht nur des Beckens, sondern auch des restlichen Achsskelettes [Pauwels 1965]. Die in der vorliegenden Arbeit dargestellten Ergebnisse wurden mit einer Weiterentwicklung der Durchlichtpolariskopie, nämlich mit dem spannungsoptischen Oberflächenschichtverfahren (Reflexionspolariskopie) gewonnen (Kap. 2.4.1). Durch die Möglichkeit der Beschichtung am humanen Präparat ist es nicht mehr nötig Kunststoffmodelle mit unpräzisen physiologischen Eigenschaften zu kreieren. Durch individuelle Anwendbarkeit des Werkstoffes besteht die Möglichkeit nicht nur plane, sondern auch unebene oder gekrümmte Oberflächen zu beschichten. Durch Aufteilung der Gesamtbeschichtung in kleinere Partitionen lassen sich hierbei nahezu sämtliche Oberflächen untersuchen. Weiterhin zeichnet sich die Methode durch eine außergewöhnlich konstante Reproduzierbarkeit aus. Nach jedem Versuchsdurchlauf ist eine spannungsfreie Isochromatenanordnung trotz mehrfacher Be- und Entlastung gesichert und überprüfbar [Schöpf 1989].

Nicht zuletzt beeindruckt die anschauliche Visualisierung der spannungsoptischen Untersuchung. Bereits während der Belastung des Originaltestobjektes kann ein qualitativer Überblick über Dehnungs- bzw. Spannungsverhältnisse gewonnen werden. Anhand der farbcodierten Isochromatentabellen lassen sich in gewissen Bereichen sogar quantitative Bewegungsaussagen treffen. Auf diese Art und Weise lassen sich überbelastete bzw. unterbelastete Bereiche bereits während des Versuchsdurchlaufs mit zunehmender Belastung ohne Frakturgefährdung des Präparats nachweisen. Durch die Erfassung aller Dehnungsfelder im Überblick ist eine rasche Orientierung über kritische Dehnungsverhältnisse im Präparat möglich. Dies erleichtert die Darstellung neuer oder eventuell nicht vorhersehbarer Effekte deutlich. Die Möglichkeit der flächenhaften Visualisierung bedeutet einen Vorteil gegenüber der alleinigen Spannungsmessung an isolierten Punkten mit konventionellen Dehnungsmessstreifen (DMS). Da die Dehnungsmessstreifen ohne vorherige Kenntnis der lokalen Stressmaxima aufgebracht werden müssen, ist es letztlich nicht gesichert, ob die Lokalisation auch tatsächlich die „points of interest“ beschreibt. Sicherlich ergibt die DMS-Technik einen deutlich präziseren Wert der Spannungsquantität an einem isolierten Punkt und ist somit bei vielen Experimenten unverzichtbar.

In der vorliegenden Arbeit war aber weniger die Absolutbeträge einzelner Dehnungen, sondern der Vergleich der Dehnungsänderungen entscheidend. Als Messmethode bot sich daher die spannungsoptische Dehnungsmessung an, da mit der Änderungen der Oberflächendehnung sowohl quantitative als auch qualitative Aussagen getroffen werden konnten.

In Zusammenschau der Vor- und Nachteile der spannungsoptischen Untersuchung und in Hinsicht auf die geplante Kombination mit der 3D-Bewegungsanalyse erwies sich das Beschichtungsverfahren als hervorragend geeignet, um das Bewegungsausmaß des resezierten und prothetisch versorgten Beckens zu beurteilen. Als ebenso hilfreich stellte sich die Möglichkeit dar, unter permanenter optischer Kontrolle das mögliche Auftreten von periprothetischen Spannungsspitzen zu kontrollieren und so das Frakturrisiko des Präparates zu minimieren. Gleichzeitig gestattet das photoaktive Beschichtungsverfahren eine bessere Beurteilbarkeit der Dynamik im Auftreten der Spannungen und der Spannungsverteilungen. Dies war von Vorteil, um von den statischen Standsituationen von ipsilateralen und kontralateralen Einbeinstand auf ein dynamisches Gangbild schließen zu können.

Prüfverfahren: Dreidimensionale Bewegungsanalyse

Bei der Bewegungsanalyse wird die Bewegung eines Körpers in seinem Bezugssystem erfasst und in ihre dreidimensionalen Komponenten im x-y-z Koordinatensystem zerlegt. In den letzten Jahren etablierten sich unterschiedliche Systeme mit verschiedenen Wirkweisen. Die am häufigsten verwendeten Systeme orten Signalgeber oder Marker an den zu untersuchenden Körpern, analysieren die Lagerrelationen im Raum und errechnen exakte dreidimensionale Werte in einem zuvor kalibrierten Raum. Mit zunehmender Technisierung und den immer leistungsfähigeren Computern können heute auch sehr komplexe Bewegungsabläufe berechnet werden.

In dieser Arbeit wurde das optische, berührungslose 3D- Analysesystem Simi Motion der Firma SIMI Reality Motion Systems/ Oberschleißheim verwendet. Das System arbeitet auf der Basis von zuvor am Objekt befestigten Markern, die berührungslos über zwei Kameras mit hoher Auflösung in die Software eingelesen werden. Die Software ist in der Lage eine beliebige Anzahl von Markern im Raum zu berechnen und eine Lagebeziehung zwischen den Markern quantitativ zu bestimmen [Simi Reality Motion Systems 2001]. Hierzu ist es nötig jeden einzelnen Marker mit den beiden Kameras bei jeder Bewegungssequenz direkt einzusehen. Um die Raumkoordinaten zu bestimmen, ist die Software auf eine Kalibrierung des Raums angewiesen, in oder um den die Markerpositionen zu errechnen sind. Da die Analysesoftware mit feststehenden Algorithmen arbeitet, ist die Präzision der Kalibrierung für Ergebnisse von entscheidender Bedeutung [Simi Reality Motion Systems 2001]. Aus diesem Grund wurde ein stabiles, dreidimensionales Würfelsystem konstruiert und vermessen, und konnte so als mobiles Kalibrationssystem für den Raum verwendet werden. Mit diesem Kalibrationssystem war es möglich den Raum in der Universalprüfmaschine zwischen den verschiedenen Last- und Standsituationen schnell und präzise zu kalibrieren.

Wie in Abbildung 3.2.3.3 dargestellt, zeichneten zwei CCD-Digitalkameras von Typ Sony DCR-TRV900E jeweils die räumlichen Bewegungen des gesamten Präparates auf. Um eine 3-D Analyse ohne Projektionsartefakte durchführen zu können, waren die Kameras um mindestens 60° zueinander anguliert. Beide Kameras wurden über die gesamte Dauer der Versuchsreihe ortsfest auf Stativen befestigt, um den

kalibrierten Raum nicht aufzulösen. Das gespeicherte Bildmaterial der einzelnen Versuche wurde zu einem späteren Zeitpunkt über eine FireWire-Schnittstelle auf einem PC digitalisiert und bearbeitet.

Da die Software auch für die Analyse von längeren Bewegungssequenzen programmiert wurde, existiert eine Autotracking-Funktion, die eine automatische Verfolgung und Kennzeichnung der Marker und Kalibrationspunkte vornimmt. Da sich aber die zu erwartenden Ergebnisse im Millimeterbereich bewegten und deshalb ein sehr exaktes Markieren der Punkte bis auf Pixelebene der maximalen Bildauflösung erfolgen musste, wurde das Tracking manuell ohne Computerunterstützung durchgeführt.

5.2 Diskussion der Ergebnisse der spannungsoptischen Untersuchung

Wie in den vorangegangenen Kapiteln erwähnt, erlaubt die spannungsoptische Beschichtung sehr plausible und reproduzierbare Ergebnisse von Kraftflüssen komplexer Oberflächen zu erheben und hieraus einen aufschlussreichen Überblick über die beschichteten Bereiche zu gewinnen.

Die Ergebnisse der photoanalytischen Untersuchung legen die Rückschlüsse nahe, dass bei einer axialen Lasteinleitung mit 500 N in keiner der verschiedenen Standsituationen ein bedeutsamer Unterschied zwischen den Konfigurationsvarianten offen versus geschlossen erkennbar ist. Auch in Anbetracht der dynamischen Krafteinleitung und der individuellen Spannungserhöhung der Muskelsimulationen durch zusätzlichen Zug an der Adduktoren- und Extensorengruppe findet sich kein Hinweis auf unterschiedliche Spannungsverteilungen bei offenem oder geschlossenem Beckenring. Selbst der zementierte Implantatschaft führt zu keinen Spannungsspitzen über dem Os ilium, wie es vor den Versuchen vermutet worden war. Dass sich keine

Spannungskonzentrationen zeigen, könnte an der Lage des Implantats im Os ilium liegen.

Der intramedullär platzierte Schaft kommt relativ genau in der inneren Lastsäule des Os ilium nahe an der Kortikalis der Iliosakralfuge zu liegen, so dass der Kraftfluss durch den Prothesenschaft in Richtung Femurkopf weitergeleitet wird (Abb. 2.2.1.2). Dies erklärt das Fehlen von relevanten Distorsionsmomenten mit unphysiologischen Biegemomenten im Os ilium trotz axialer Stauchung [Putz 1992, Pauwels 1965]. Der Kraftfluss entlang der Lastsäulen verhält sich annähernd physiologisch und bewirkt keine darstellbare Veränderung der Oberflächenspannung des Os ilium und somit keine Isochromatenänderung der Beschichtung.

Im Bereich des unresezierten, rechtsseitigen Os pubis zeigen sich, ebenfalls unabhängig vom Beckenringschluss und vom Belastungszustand, keine relevanten Isochromatenänderungen als Ausdruck von Spannungsdifferenzen in diesem Areal. Auch eine Veränderung der simulierten Vorspannung der Adduktoren am Os ischii rechtsseitig provoziert keine Spannungsdifferenzen im Sinne von Scherbewegungen im ossären Gefüge des Beckens, so dass auch im Bereich der Symphyse kein Unterschied zwischen offener und geschlossener Ringkonfiguration des Implantats gesehen werden kann.

Bemerkenswert, aber ebenfalls ohne Abhängigkeit vom Beckenringschluss stellt sich der Einfluss der Flexorengruppe mit Zug an der Crista iliaca über die Spina iliaca superior anterior in den Einbeinstandversuchen dar. Es fand sich im Einbeinstand auf der resezierten Seite unter Belastung eine deutliche Stresskomponente mit Deformation des Os ilium nach ventrolateral. Dies erklärt sich anhand der physiologischen Zugrichtung des Musculus sartorius und des Musculus tensor fasciae latae. Im Rahmen der Versuchsanordnung war die flächige Insektion über die Crista iliaca mittels Drittelrohrplatte simuliert worden. Eine Auswirkung dieser Zugspannungen auf die Fossa iliaca ist hierbei deutlich zu erkennen. Auswirkungen auf das ipsi- und kontralaterale ISG lassen sich jedoch in der spannungsoptischen Untersuchung nicht beurteilen. Trotz der lateralisierenden Zugmomente mit aufklappendem Stressmoment im Os ilium stellt sich hierbei keine sichtbare Auswirkung auf die Implantatverankerung dar.

Insgesamt bleibt festzuhalten, dass die Untersuchungsreihen der spannungsoptischen Untersuchung aus biomechanischer Sicht keine relevanten

Unterschiede zwischen offener und geschlossener Implantatkonfiguration belegen konnten. Auswirkungen des Beckenringschlusses auf Spannungskonzentrationen im Bereich der intramedullären Verankerung als Anzeichen auf ein mögliches stress-shielding konnten nicht gezeigt werden. Auch fanden sich mit und ohne Pubisverbindung keine bemerkenswerten Spannungstransfers im Bereich des beschichteten Os pubis als Zeichen für Druck-Zug- oder Torsionsmomente an der Symphyse unter Zug der Adduktorenmuskulatur. Bezüglich der Fragestellung nach der Beanspruchung des Implantatmaterials lässt die Methode der Spannungsanalyse keine Aussagen zu, da das Implantat nicht beschichtet wurde.

Da aber nicht das gesamte Becken, sondern nur die Beckenschaufeln beidseits und die ventralen Flächen der beiden Os pubis beschichtet werden konnten, ließen sich nur Aussagen über diese Abschnitte erheben. Dies ist sicherlich ein wesentlicher Nachteil der Untersuchungstechnik. Gerade die Spannungsmomente im Bereich des Os pubis und des Os ischii ließen nur bedingt eine Beurteilung über die komplexen Einflüssen von Sehnen und Muskulatur zu. Auch Aussagen zur Dynamik im ISG auf der resezierten Seite bei Belastung, als zentrale Frage dieser Arbeit, konnte man nur unter Vorbehalt vornehmen, da eine Überschichtung der iliosakralen Fuge der wegen des Bandapparates und der daraus resultierenden, nicht einzuhaltenden Ähnlichkeitsmechanik der Materialien, nicht ohne Fehler in den Ergebnissen möglich war. Aus diesem Grund waren die alleinigen Ergebnisse der spannungsoptischen Untersuchung nicht ausreichend, um alle Fragestellungen dieser Arbeit zur Lastübertragung und Stabilität des Beckens bei verschiedenen Ringkonfigurationen der Endoprothese zu klären.

Es bot sich hierfür an, die Untersuchungen am spannungsoptisch beschichteten Beckenpräparat mit einer dreidimensionalen Bewegungsanalyse zu kombinieren um so detaillierte Aussagen zu dem Bewegungsgefüge des gesamten knöchernen Beckens treffen zu können.

5.3 Diskussion der Ergebnisse der 3D-Bewegungsanalyse

Trotz der zunehmenden Möglichkeiten der berührungslosen, dreidimensionalen Bewegungsmessung gibt es nach wie vor nur begrenzte Erfahrungen über den Stellenwert in der biomechanischen Analyse. Das optische, berührungslose 3D-Analysesystem Simi-Motion und Simi-Capture der Firma SIMI Reality Motion Systems/ Oberschleißheim wurde ursprünglich für die Untersuchung von großen Bewegungsabläufen entwickelt. Durch die kontinuierliche Verbesserung der Software und die zunehmend höheren Auflösungen der Kameras war es im weiteren Verlauf möglich, dieses System auch für die Analyse deutlich kleinerer Bewegungen zu verwenden. Generell bestehen bei allen Systemen zur berührungslosen und computergestützten Bewegungsanalyse multipelste Möglichkeiten die Ergebnisse zu verfälschen, da die Messtechnik der Systeme mit der daraus resultierenden Genauigkeit von vielen Faktoren abhängt. Mit Verwendung des Simi-Motion Systems sind hierbei mögliche Fehlerquellen zu nennen, wie Projektionsartefakte durch falsche Positionierung der Kameras, Verzerrungsartefakte durch die Optik der verwendeten Kameralinsen, Markierungsfehler auf Pixelebene bei Erreichen der maximalen Auflösung der digitalen Kameras und Rundungsfehler der Software-Algorithmen. All diese möglichen Fehlerquellen beeinflusst einzeln betrachtet die Messungen nur unwesentlich, können sich aber in der Summe multiplizieren und damit Einfluss auf die Messgenauigkeit nehmen. Da bisher erst wenige 3D-optische Untersuchungen mit dem Simi-Motion System durchgeführt wurden, halten sich die Erfahrungswerte diesbezüglich in Grenzen.

Schreiber et al. verwendeten das System Simi-Motion erstmals 2001 im Rahmen der Entwicklung eines Wirbelsäulenprüfstandes und erhob hierbei die Daten mit ähnlich kleinen Distanzänderungen [Schreiber 2004]. Hierbei konnte eine Messgenauigkeit des Systems mit einer Standardabweichung von $\pm 0,10$ mm ($+0,09$ mm/ $-0,07$ mm) und einer Rotationsabweichung von $\pm 0,17^\circ$ ($+0,1^\circ$ / $-0,07^\circ$) belegt werden. Angaben der Firma SIMI Reality Motion Systems München/Oberschleißheim zur Messgenauigkeit bewegen sich in ähnlichen Größenordnungen [SIMI Reality Motion System 2001]. Durch ein Vermessen von Markern, die fest an dem Implantat fixiert waren und somit keiner Distanzänderung im Raum zueinander unterworfen waren, war es möglich die Messgenauigkeit in diesem Versuchsaufbau zu überprüfen. Unter

Minimierung aller beeinflussbaren Faktoren konnte in diesem Versuchsaufbau eine Messgenauigkeit von $\pm 0,11$ mm erreicht werden. Diese Messgenauigkeit korreliert mit den Herstellerangaben und konnte nicht weiter minimiert werden. Da sich aber einige Messungen von Bewegungen und Deformationen des Beckens in Größenordnungen bewegten, die teils nur wenig über der Messgenauigkeit liegen, müssen die Absolutwerte der Raumdistanzen besonders bei sehr geringen Änderungen wie im Bereich der Symphyse mit Bedacht beurteilt werden. Insgesamt erlauben die erfassten Werte in der Zusammenschau aber einen sehr exakten Überblick über die Bewegungs- und Deformationstendenzen des Beckens unter den verschiedenen Standsituationen und Ringkonfigurationen.

Um die komplexen Bewegungsmuster des Beckens nach Resektion und prothetischer Versorgung zu veranschaulichen, ist es hilfreich, die erfassten Werte der einzelnen Raumdistanzänderungen aller relevanten Marker in Zusammenhang zu sehen und eine anschaulichere Darstellung zum besseren Verständnis zu wählen. Aus diesem Anspruch heraus resultiert folgende schematische Übersicht der Bewegungsmechanismen des resezierten Beckens unter Belastung.

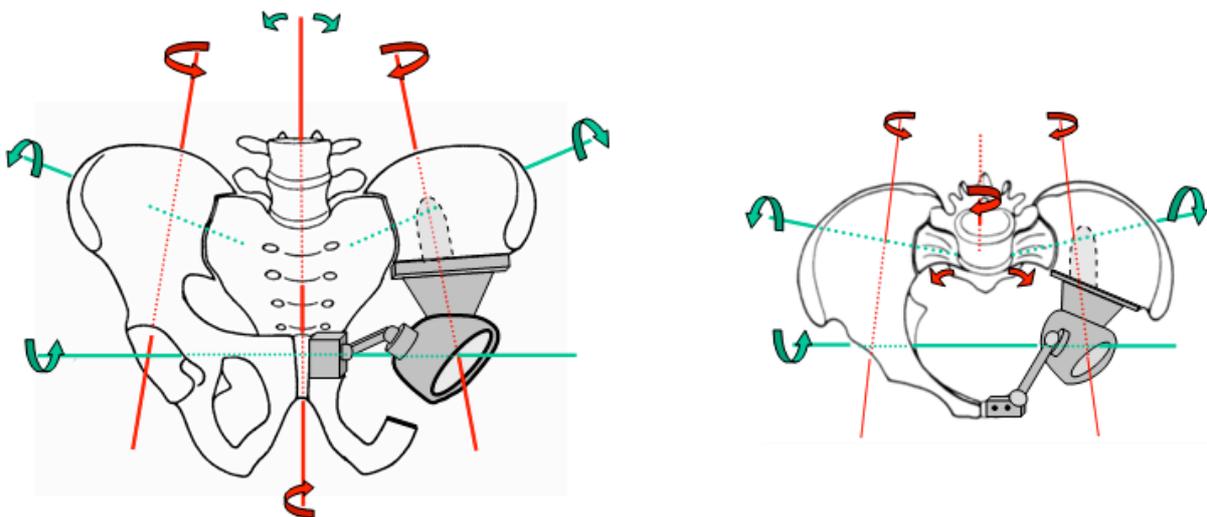


Abb. 5.3.1 Schematische Darstellung des Modells der unterschiedlichen Nutation- und Rotationsachsen am resezierten und prothetisch versorgten Becken a.p. und sag.

Das dargestellte Modell der unterschiedlichen Achsen von Rotation und Nutation resultiert aus der Modifikation des Modells nach Cramer zum Mechanismus der Beckenverwringung, das die asymmetrische Achsbestimmung allerdings nur für das Iliosakralgelenk erfasste [Cramer 1965, Lewit 1987]. Anhand dieses Modells lassen sich die komplizierten Wechselmechanismen bei unterschiedlichen Belastungen und Kraftflüssen besser veranschaulichen. Im Gegensatz zu einigen bisher angewandten Modellen der funktionellen Biomechanik des Beckenrings [Pauwels 1973, Lewit 1987, Möser 1987a], scheinen die Ergebnisse dieser Bewegungsanalyse zu ergeben, dass es keine statischen Achsrotationen gibt, sondern dass unter wechselnder Belastung im Gangzyklus eine dynamische Bewegung um asymmetrische Rotationsachsen und asymmetrische Nutationsachsen in den ISG's resultiert. Dieses Modell lässt sich auf alle Lastsituationen mit und ohne Beckenringschluss anwenden und ist damit zur Verdeutlichung der dynamischen Kraftwechsel und den daraus resultierenden Deformationen und Bewegungsabläufen des Beckens in diesem Versuchsaufbau besser geeignet als die bisher angewandten Modelle. Da sich Deformationen von ossären Anteilen und auch dreidimensionale Gelenkflächen prinzipiell nicht exakt durch eine eindeutige Achslage darstellen lassen, können die verwendeten Schemata nicht als im Detail korrekt angesehen werden, dienen aber im Weiteren trotzdem zur besseren Veranschaulichung.

Im Folgenden sollen nun die unterschiedlichen Bewegungsmechanismen je nach Stand- und Konfigurationssituation betrachtet und anhand des oben dargestellten Rotationsachsenmodells veranschaulicht und bezüglich der Fragestellungen dieser Arbeit diskutiert werden.

Zweibeinstand

Durch die zentrale Krafteinleitung über die Lendenwirbelsäule auf das Sakrum resultiert ein Einnicken des Sakrums nach ventral, wobei der Kraftfluss über die Iliosakralgelenke gleichmäßig in beide Beckenschaukeln eingeleitet wird. Dem entsprechend belegen auch die auf das Promontorium bezogenen Distanzänderungen eine Nutationsbewegung in beiden Iliosakralgelenken, die sich im Seitenvergleich nicht bedeutsam unterscheiden. Interessanterweise ergeben die Werte bei einer dynamischen Betrachtung unter 200 N und 500 N Belastung einen unterschiedlichen Einfluss der Beugermuskulatur trotz gleichbleibend straffer

Vorspannung der Drahtseile. Dies könnte sich allerdings anhand der Vorspannung der Drahtseilführung an den Spinae iliacae sup. ant. erklären lassen, die, obwohl auf möglichst physiologische Simulation der Muskelgruppen geachtet worden ist, doch durch ein Fehlen der gesamten Muskulatur beeinflusst wird. Es zeigt sich hierbei zunächst ein Einklappen der beiden Beckenschaufeln nach medial. Doch unter Erhöhung der Belastung auf das Sakrum findet sich zunehmend ein Zugmoment über den Spinae iliacae sup. ant.. Dies bewirkt eine Deformierung der beiden Os ilii durch eine Kraftkomponente, die sich streckend-aufspreizend auf beide Beckenschaufeln auswirkt. Im Zweibeinstand resultiert hieraus eine Zugkomponente in der Symphyse. Dies lässt sich anhand vergrößerter Raumdistanzen zwischen der Symphyse und dem Implantat im Restilium und dem Promontorium erschließen. Vergleicht man die Werte zwischen offenem und geschlossenem Beckenring, so imponiert hier eine um ca. 15% geringere Inversionsbewegung der Beckenschaufel zueinander und eine um ca. 5% geringere Bewegung in den beiden Iliosakralgelenken. Bei offenem Beckenring allerdings zeigt sich auf der resezierten Seite eine geringere Deformation im Os ilium, wobei die Deformationsachse hierbei relativ ISG-nah annähernd im Verlauf des intramedullären Implantatschafts liegt. Im Bereich der Os ischii bewirken die Adduktoren ein Aufspreizen der Symphyse, wobei sich hier die Distanzänderungen bezüglich der Messgenauigkeit nur tendenziell verwerten lassen können. Insgesamt scheint der Einfluss der Adduktoren und der Glutealmuskulatur zusammen mit der evertierenden Streckkomponente der Flexoren eine Zugkraft auf den vorderen Beckenring zu bewirken. Betrachtet man die Werte ohne Beckenringschlussmodul findet sich zusätzlich zu der Zugkomponente sowohl eine Rotationskomponente durch Einrotieren des rechten Os pubis bei stationär bleibendem Implantat, als auch eine Distorsionskomponente durch eine Bewegung des vorderen Beckenrings nach caudal gegenüber dem Implantat.

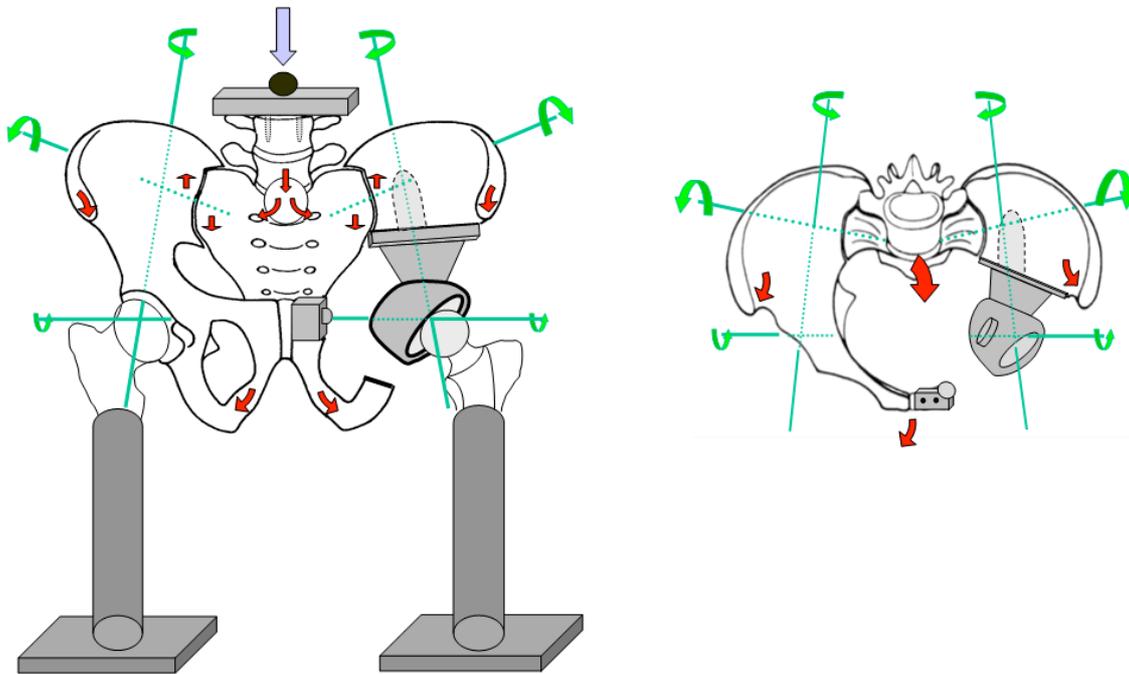


Abb. 5.3.2 Schematische Darstellung Kraftrichtungen im Zweibeinstand mit Rotationsachsen

Einbeinstand auf der unresezierten Seite

Kommt es nun zu einer Verschiebung der Belastung im Sinne des Einbeinstandes auf der unresezierten, rechten Seite, so kippt das Sakrum zusätzlich zu dem Einknicken nach ventrocaudal auf die linke Seite. Daraus resultiert ein Aufspreizen des Beckens mit einer relativen Rotation des linken Os ilium nach medial, während das rechte Os ilium durch nun vermehrten Zug der Flexoren an der rechten Crista iliaca eine deutliche Reduktion der Einwärtsrotation zeigt. Dies bewirkt in der Symphyse eine Scherbewegung durch den Zug der Adduktorenmuskulatur nach rechts caudal. Im Bereich des rechten ISG findet sich eine nur geringe Nutation und Rotation trotz des zur Gegenseite abkippenden Sakrums. Auf der unbelasteten Seite findet sich eine minimale Gegenbewegung im ISG mit einer Rotation des Os ilium nach ventrocaudal durch den Zug der Flexoren an der Crista iliaca auf der linken Seite. Diese belastungsabhängige Rotation im rechten Os ilium um die Längsachse findet sich auf der linken Seite im Gegensatz zum Zweibeinstand nicht. Über dem linken Os ilium ergeben sich nahezu keine Rotations- oder Deformationstendenzen, da es zu keiner relevanten Kraftübertragung auf das frei schwingende Bein kommt.

Vergleicht man die offene mit der geschlossenen Ringkonfiguration, so zeigt sich an der Symphyse eine Verkürzung auf das Promontorium, was das Vorliegen einer Druckkomponente auf die Pubisverbindung im Einbeinstand belegt. Wie im Zweibeinstand findet sich auch im Einbeinstand eine Rotations- und Distorsionskomponente der Kräfteinflüsse auf die Symphyse durch die rechten Adduktoren mit Zugrichtung nach rechts caudal und die linken Beuge- und Glutealmuskulatur nach links ventrolateral.

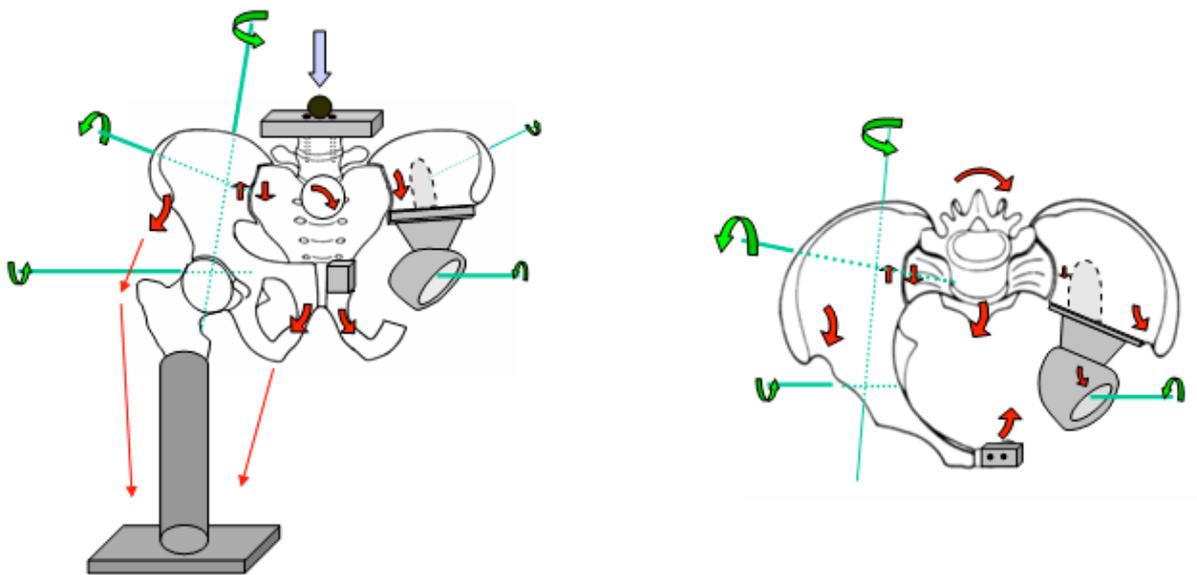


Abb. 5.3.3 Schematische Darstellung Krafrichtungen im Einstand auf der nicht-resezierten Seite mit den entsprechenden Rotationsachsen

Einbeinstand auf der resezierten Seite

Wie erwartet, ergeben sich im Einbeinstand auf der resezierten Seite die deutlichsten Bewegungseinflüsse mit den größten Raumdistanzänderungen. Wie bereits im Einbeinstand auf der Gegenseite zu erkennen war, stellt sich bei zunehmender Belastung auch hier eine Rotation des Sakrums zur unbelasteten Seite um die zentrale Achse ein. Wie auch im Zweibeinstand und Einbeinstand rechts kippt das Sakrum hierbei nach ventromedial in Entsprechung des bereits oben beschriebenen Einknickens. Im Bereich des rechten Os ilium findet sich allerdings eine deutlich ausgeprägte Inversionsrotation, die das Bewegungsausmaß in den anderen Standsituationen um das 2-fach, beziehungsweise 2½-Fache übertrifft. Allerdings

zeigt sich hier ebenfalls kein Unterschied zwischen geschlossenem und offenem Beckenring. Im Bereich des linken Os ilium belegen die Werte eine Deformation entlang der Rotationsachse entlang des intramedullären Implantatschaftes nach medial, wobei sich hierbei deutliche Zugmomente der linken Beuge- und Glutealmuskulatur darstellt. Daraus resultiert eine relative Zugkomponente auf die Pubisverbindung. Im Gegensatz zum Einbeinstand rechts stellt sich im Einbeinstand auf der resezierten Seite eine ca. 2-fach höhere Deformation der beiden Os ischii dar. Interessanterweise findet sich in dieser Standsituation wie im Zweibeinstand und im Gegensatz zum Einbeinstand rechts keine Annäherung der Symphyse an das Implantat bei offenem Beckenring ein. Dies erklärt sich durch das geringere Rotationsausmaß des linken Os ilium nach Resektion. Betrachtet man das ipsilaterale Iliosakralgelenk, belegen die Werte eine Erhöhung des Ausmaßes bezüglich Rotation und Nutation, die insgesamt nur um das $\frac{1}{2}$ -fache höher ausfallen als im Einbeinstand auf der unresezierten Seite und ohne bemerkenswerten Unterschied zwischen offenem und geschlossenem Beckenring.

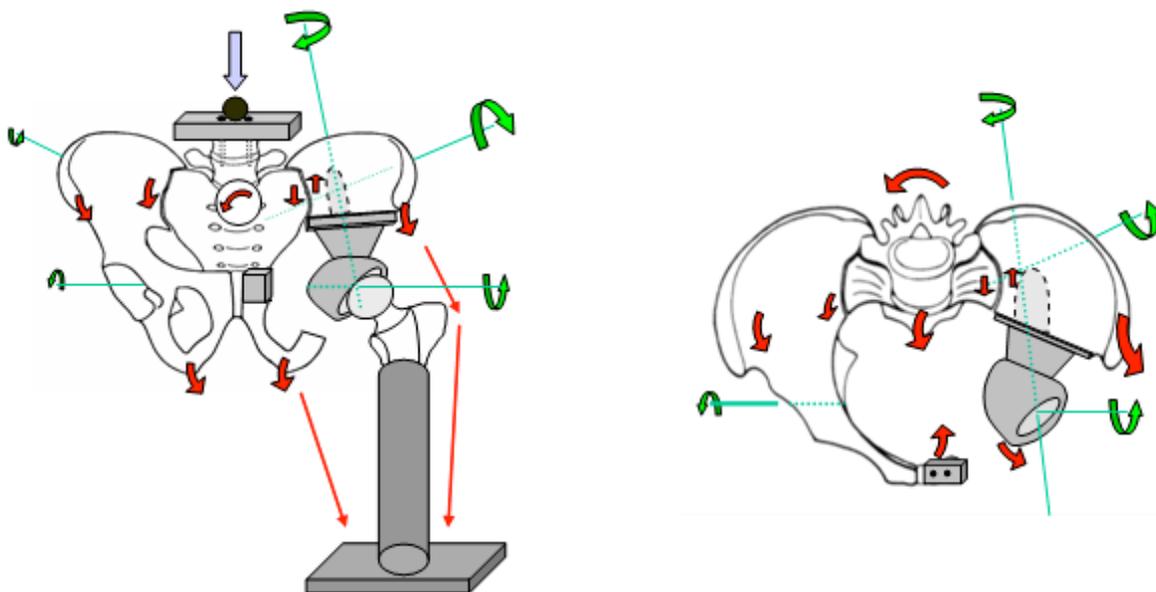


Abb. 5.3.4 Schematische Darstellung Krafrichtungen im Einstand auf der resezierten Seite mit den entsprechenden Rotationsachsen

Betrachtet man die Ergebnisse aller Standsituationen jeweils mit und ohne Pubisverbindung, so erkennt man in Anbetracht der Messgenauigkeit und der zum Teil geringen Bewegungen keine bedeutsamen Unterschiede. Ebenso ergeben sich keine Hinweise auf vermehrte Rotations- und Nutationstendenzen im Iliosakralgelenk auf der resezierten Seite ohne Beckenringschluss, was einen Hinweis auf ein vermehrtes Instabilitätsrisiko bei Langzeitbelastung ergeben würde. Die erhobenen Werte lassen tendenziell sogar den Schluss zu, dass durch ein Weglassen der Pubisverbindung auch die wechselnden Druck-Zug-Belastungen reduziert werden, wie sie beim Wechsel vom Zweibeinstand in die Einbeinstände entstehen. Unter diesem Ansatz könnte ein Vermeiden der Pubisverbindung wechselnde Spannungskonzentrationen im Bereich des intramedullären Marklagers des Implantatschaftes eventuell sogar reduzieren.

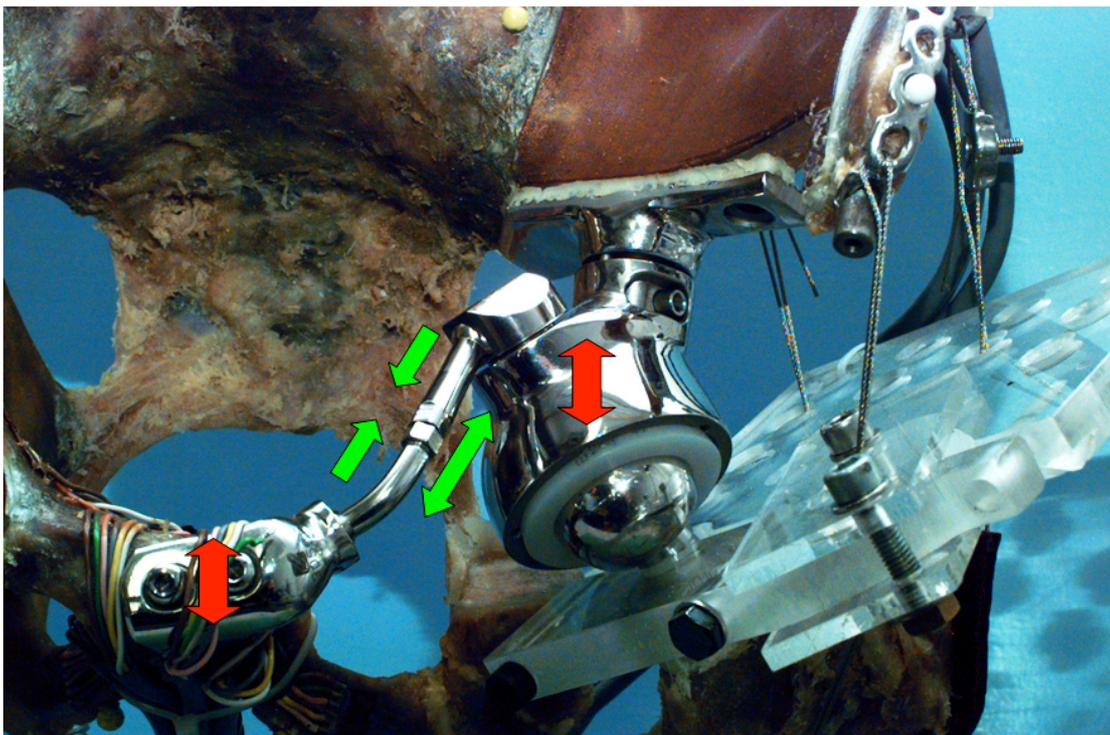


Abb. 5.3.5 Strukturelle Beanspruchung des Ringschlussmoduls auf Druck-Zug (grüne Pfeile) und Scherkräfte (rote Pfeile)

Wie die Werte der 3D-Analyse vermuten lassen, finden sich trotz der gelenkig konstruierten Pubisverbindung multiple Kräfteinflüsse, die auf das Prothesenmaterial einwirken können. Zu der bereits beschriebenen Druck-Zug-Belastung, die an der Symphyse einwirkt [Teubner 1992, Pauwels 1965, Putz 1992], ergeben sich zusätzlich Scherkräfte, die auf den vorderen Beckenring und dementsprechend auch auf das Ringschlussmodul des Implantats einwirken (Abb. 5.3.5). Durch die wechselnden Kraftflüsse auf die Symphyse im Rahmen eines Gangzyklus scheint die Pubisverbindung sogar zusätzliche Kraftmomente auf das Implantat und damit auf das intramedulläre Implantatlager zu übertragen. Der Beckenringschluss könnte somit trotz der primären Stabilisierung des Beckenrings eine Lockerung der Prothesenverankerung im Restilium unter Dauerbelastung zur Folge haben.

6 Zusammenfassung

In den vergangenen Jahren wurden große Fortschritte in der Behandlung maligner Tumorerkrankungen des Beckens gemacht. Effektivere, adjuvante Therapieoptionen, interdisziplinärere Behandlung, verbesserte orthopädisch-chirurgische Techniken, intensivmedizinische Möglichkeiten und nicht zuletzt bessere, radiologische Diagnostik haben die Prognose deutlich verbessert [Winkelmann 1999, Ulmer 2004, Gerbert 2009, Ascherl 2006]. Die Hemipelvektomie mit prothetischer Rekonstruktion stellt heutzutage eine vernünftige Therapieoption im Rahmen eines solchen Behandlungsregimes dar. Unter steigenden Langzeitüberlebensraten und damit zunehmender Langzeitbelastung werden immer höherer Ansprüche an das Prothesendesign und Prothesenmaterial gestellt [Hamdi 1996, Schwartz 2009, Hugate 2006, Guo 2007, Falkinstein 2008]. Die innere Hemipelvektomie ist heute, soweit technisch möglich, die Operation der Wahl, da sich gegenüber der externen Hemipelvektomie hinsichtlich Radikalität und Langzeitüberleben keine Nachteile ergeben [Bacci 2000, Eckhardt 1987, Ivans 1989]. Nach wie vor ist die Hemipelvektomie als aufwendiger und komplikationsträchtiger Eingriff zu sehen, was nicht zuletzt an der zeitaufwendigen Präparation, der ausgedehnten Wundfläche mit großem Gewebeschaden und der großen Menge an Fremdmaterial liegt [Jaiswal 2009, Tunn 2007, Hillmann 2003]. Vermehrt muss heute aber auch an Spätkomplikationen wie Materialbruch, Lockerung oder Gelenkteilverschleiß gedacht werden [Gradinger 2004 a+b]. Seit Jahren haben sich kombinierte, semi-modulare custom-made Endoprothesen bewährt. Lediglich der intramedulläre Verankerungsteil wird nach Generierung eines Rapid-Prototyping Modells individuell angefertigt [Gradinger 1993, Rechl 1998, Ascherl 2004, Falkinstein 2008, Wong 2007]. Aus theoretischen Überlegungen heraus, erschien es bis vor einigen Jahren sinnvoll, die Endoprothese mit Rekonstruktion des Beckenrings zu implantieren. Nach klinischen Erkenntnissen und Erfahrungen scheint die Rekonstruktion des Beckenrings kaum Vorteile zu ergeben. Es treten eher vermehrt intraoperative Adaptierungsschwierigkeiten sowie postoperative Früh- und Spätkomplikationen auf, ohne einen deutlich klinischen Benefit für die postoperative Mobilität und Schmerzsymptomatik für den Patienten zu bringen [Beadel 2005, Schwartz 2009, Dominikus 2009, Tunn 2007, Hillmann 2003]. Während der Ringschluss bei der Hemipelvektomie Typ I nach Enneking einen Vorteil bezüglich der Stabilität zu haben

scheint [Jia 2008], gab es bisher noch keine Untersuchungen zur Resektionen und Rekonstruktion Typ II nach Enneking.

Ziel dieser Arbeit ist es, die biomechanischen Auswirkungen des Beckenringschlusses unter reproduzierbaren Bedingungen am humanen Beckenpräparat nach Beckenteilresektion Typ IIb nach Enneking/Dunham und endoprothetischer Versorgung zu untersuchen. Hierzu wurde von der Firma ESKA-Implants/Lübeck anhand eines originalgetreuen, CT-Schnittbild-generierten Polyurethanbeckens, an dem die Resektion Typ IIb nach Enneking durchgeführt worden war, eine semimodulare custom-made Prothese angefertigt. Das intramedulläre Verankerungsmodul wurde zementiert in das Restilium eingebracht und die Pubiskomponente mit dem Rest des Os pubis so verschraubt, dass das Ringschlussmodul spannungsfrei konnektiert und verschraubt werden konnte. Um annähernd physiologische Verhältnisse zu schaffen, wurden der Musculus gluteus medius, Musculus adductor magnus und der Musculus tensor fasciae latae über Drahtseile simuliert. An Hand von verschiedenen statischen Standsituationen sollten sich Rückschlüsse auf die mechanische Belastung des dynamischen Gangs ziehen lassen. Hierzu wurde ein Versuchsaufbau konzipiert, der einen reproduzierbaren Aufbau des Präparats in verschiedenen Standsituationen in einer Universalprüfmaschine gewährleisten und eine Belastung von bis zu 500 N zentral auf das Becken einleiten kann.

Um aussagekräftige Ergebnisse bezüglich Qualität und Quantität der zu erwartenden Bewegungs- und Deformationsmechanismen zu erhalten, werden die Prüfmethode der spannungsoptischen Beschichtung mit photoelastischer Dehnungsmessung und das optisch 3D-Bewegungsanalysesystem der Firma SIMI-Motion/Oberscheißenheim verwendet.

Die Auswertung der spannungsoptischen Analyse ergibt in allen Standsituationen hinsichtlich der Implantatkonfigurationen mit offenem und geschlossenem Beckenring keine aussagekräftigen Unterschiede. Auch unter dynamischer Betrachtung mit langsamer Lasterhöhung werden keine Spannungsdifferenzen zwischen offenem und geschlossenem Beckenring ersichtlich. Im Bereich des Restiliums findet sich kein Anhalt für Spannungsspitzen in der Beschichtung über dem intramedullären Prothesenschaft, was auf Druckverteilungsspitzen oder

Kraftflüsse in diesem Bereich hindeuten würde. Über dem unresezierten Os ilium zeigen sich keine Spannungsmomente unabhängig von Beckenringschluss und Belastungszustand. Ebenfalls unabhängig von der Implantatkonfiguration findet sich aber eine deutliche Spannungskonzentrationen über den beschichteten Anteilen der Beckenschaufeln durch Zug der simulierten Flexorenmuskulatur an den Spinae iliacae superior anterior. Diese Spannungsspitzen sind auf der resezierten Seite deutlicher ausgeprägt und sind ein deutlicher Hinweis auf den Einfluss der Flexoren auf die Beckenschaufeln unter Belastung. Dagegen zeigen sich keine Spannungskonzentrationen über den beiden ISG-nahen Iliumanteilen, die einen Hinweis auf vermehrte Bewegung in den Iliosakralgelenken geben könnten. In Zusammenschau der Ergebnisse der spannungsoptischen Untersuchung finden sich keine bedeutsamen Spannungskonzentrationen im Vergleich zwischen geschlossenem und offenem Beckenring als Hinweis auf Kraftflüsse, die eine Notwendigkeit der Beckenringrekonstruktion aus biomechanischer Sicht zwingend ergeben würden.

Die Auswertung der dreidimensionalen Bewegungsanalyse stellt ebenfalls keinen Anhalt für bemerkenswerte Unterschiede der Bewegungs- und Deformationsmechanismen des Beckens zwischen offenem und geschlossenem Beckenring dar. Es finden sich keine vermehrten Bewegungen im Iliosakralgelenk auf der resezierten Seite ohne Pubisverbindung als Hinweis auf eine Instabilität des hinteren Beckenrings. Auch im Bereich des Restiliums entlang des intramedullären Marklagers finden sich keine Bewegungstendenzen, die einen Vorteil des Beckenringschlusses auf die Stabilität der Prothesenverankerung belegen könnte. An der Symphyse lassen die Ergebnisse die Vermutung zu, dass zu den bereits bekannten Druck-Zug-Belastungen auch Scher- und Distorsionskräfte Einfluss auf die Bewegungen nehmen. Die errechneten Werte zur Bewegung im vorderen Beckenring lassen tendenziell sogar den Schluss zu, dass trotz der gelenkigen Konstruktion des Ringschlussmoduls ein Weglassen der Pubisverbindung die einwirkenden Kräfte auf die Implantatverankerung reduzieren können.

7 Anhang

7.1 Literaturverzeichnis

Ascherl R, Grundei H, Hartung I, Gradinger R (2006), Spezialimplantate, Ossäre Intregation, Springer Berlin, Heidelberg S 195-206

Aydinli U, Akin S, Tirelioglu O, Ozturk C, Yalcinkaya U, Sadikoglu Y (2006), A new autogenous graft choice in pelvic reconstructions: free vascularized rib, Arch Orthop Trauma Surg. 2006 Jan;126(1):57-62

Bacci G, Ruggieri P, Bertoni F, Ferrari S (2000), Local and systemic control for osteosarcoma of the extremity treated with neoadjuvant chemotherapy and limb salvage surgery: the Rizzoli experience. Oncol Rep 7 S 1129-1133.

Bastian L, Hufner T, Mössinger E, Geerling J, Goesling T, Busche M, Kendoff D, Bading S, Rosenthal H, Krettek C (2003), Integration of modern technologies in therapy of sarcomas of the pelvis. Computer-assisted hemipelvectomy and implantation of a "custom-made" Bonit gentamycin coated partial pelvic prosthesis, Unfallchirurg. 2003 Nov; 106(11) S 956-62

Beadel GP, McLaughlin CE, Aljassir F, Turcotte RE, Isler MH, Ferguson P, Griffin AM, Bell RS, Wunder JS (2005), Iliosacral resection for primary bone tumors: is pelvic reconstruction necessary? Clin Orthop Relat Res. 2005 Sep;438 S 22-29

Benninghoff A (1985), Anatomie des Menschen, Band I: Anatomie des Bewegungsapparats, 14 Auflage, Urban und Schwarzenberg München Wien New York

Beckers D, Deckers J (1997), Ganganalyse und Gangschulung. Therapeutische Strategien für die Praxis. Berlin: Springer

Becker W (1987), Knochentumoren, Kapitel 9. In: Witt A.V, Rettig H, Schlegel K.F, Hackenbroich, Hupfauer W. (Hrsg), Orthopädie in Praxis und Klinik, 2. Aufl, Bd. VII Spezielle Orthopädie, Teil 1: Hüftgelenk und untere Extremität. Thieme Stuttgart New York

Bielack S Beck J, Gerrein V (1989), neoadjuvante Chemotherapie des Osteosarkoms, Klin Pädiatr (201) S 275-284

Braune W, und Fischer G (1895), Der Gang des Menschen. Abh. math.-phys. Cl. Königl. Sächs. Ges. Wiss. 21 S 163-322

Campanacci, M. (1990), Bone and soft tissue tumors. Wien, New York, Bologna: Springer S 27-80, S 265-303, S 509-534, S 455-480.

Carter SR, Eastwood DM, Grimmer RJ (1990), Hindquarter Amputation for Tumors of the Muskoskeletal System, J Bone Joint Surg 72-B S 490-493

Cramer A (1965), Iliosakralmechanik, Asklepios 6 S 261-263

Crawford FS Jr (1984), Schwingungen und Wellen - Berkeley Physik Kurs – Band 3. 2. Auflage, Vieweg, Braunschweig

Dahlin, D.C., K.K. Unni (1986), Bone tumors: General aspects and data on 8542 cases. 4th ed., Charles C. Thomas, Springfield Illinois.

Dominikus M, Krainberger F, Lang S, Kotz R (1998), Primary malignant bone tumors. Clinical aspects and therapy. Vienna Bone Tumor Registry. Radiologe 38 (6) S 82

Dominkus M, Darwish E, Funovics P (2009), Reconstruction of the pelvis after resection of malignant bone tumours in children and adolescents, Recent Results Cancer Res. 2009;179:85-111

Dürr HR, Jansson V (2004), Operative Therapie von Knochen- und Weichteiltumoren, Manual Knochen- und Weichtumore, Tumorzentrum München, w. Zuckerschwerdt Verlag, München, S 37-41

Eckardt JJ, Eilber FR, Grant TG, Dorey FJ, Mirra JM (1987), The UCLA experience in the management of stage IIB osteosarcoma: 1972-1983. In: Bristol-Meyers/Zimmer Orthopedic Symposium. Limb salvage in musculoskeletal oncology. Churchill-Livingstone-Verlag, New York , S 314-326.

Eckardt JJ, Kabo JM, Kelley CM, Ward WG Sr, Asavamongkolkul A, Wirganowicz PZ, Yang RS, Eilber FR (2000), Expandable endoprosthesis reconstruction in skeletally immature patients with tumors, Clin Orthop Relat Res. 2000 Apr;(373):51-61

Endler F (1980), Einführung in die Biomechanik und Biotechnik des Bewegungsapparates, Orthopädie in Praxis und Klinik, Band I, Kap 2-4, Thieme Heidelberg Berlin New York

Enneking WF, Dunham WK (1978), Resection an reconstruction for primary neoplasminvolving the innominate Bone, J Bone Joint Surg 60-A S 731-746

Enneking WF (1980), Current Concepts Review The Surgical Staging of Muskuloskeletal Sarcoma. J Bone Joint Surg 62-A (6) S 1027-1030

Enneking WF (1983a), Surgical Technique. In: Muskuloskeletal Tumor Surgery. Vol I Churchill Livingstone New York, London, Edinburgh, Melbourne S 185-213

Enneking WF (1983b) Reconstruction and Rehabilitation. In: Muskuloskeletal Tumor Surgery, Vol I Churchill Livingstone, New York, London, Edinburgh, Melbourne S 215-286

Enneking WF (1983c), Reconstruction and Rehabilitation. In: Muskuloskeletal Tumor Surgery, Vol I Churchill Livingstone, New York, London, Edinburgh, Melbourne S 483- 529

Enneking WF (1984), staging of musculoskeletal Neoplasms, Current concepts of Diagnosis and Treatment of Bone and Soft Tissue Tumors, Springer Berlin Heidelberg New York

Euler E, Betz A, Schweiberer L(1994), Stabilisierungsverfahren bei tumorbedingten Knochendefekten des Beckens und der Extremität, Orthopäde, Springer, Berlin, New York S 410-420

Euler E; Huber SM, Heining SM, Schweiberer L(1996), Spannungsoptische Untersuchung unterschiedlicher Stabilisierungsverfahren pertrochantärer Femurfrakturen. Vortrag, 60. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie, Berlin, 20.11.-23.11.1996, Abstract in: Hefte zu „Der Unfallchirurg“ 262 S 2

Finlay BJ, Bourne RB, Landsberg RP, Andreae P (1986), pelvic stresses in vitro, J Biomechanics 19 S 703-714

Frick H, Leonhardt H, Strack D (1992), Band I: Spezielle Anatomie, 4. Auflage, Thieme Stuttgart New York

Gebert C, Gosheger G, Winkelmann W (2009), Hip transposition as a universal surgical procedure for periacetabular tumors of the pelvis, J Surg Oncol. 2009 Mar 1;99(3) S 169-72

Gottschalk F, Kourosch S, Leveau B (1989), the functional anatomy of the tensor fasciae latae and gluteus medius and minimus, J Anat 166 S 179-189

Falkinstein Y, Ahlmann ER, Menendez LR (2008), Reconstruction of type II pelvic resection with a new peri-acetabular reconstruction endoprosthesis, J Bone Joint Surg Br. 2008 Mar; 90 (3) S 371-6

Ficker E (1994), Optische Flächenverfahren. In Rohrbach Ch (Hrsg.). Handbuch für experimentelle Spannungsanalyse. Verlag des Vereins Deutscher Ingenieure, Düsseldorf: S 195-207

Föppl L., Mönch E (1989), Spannungsoptik. Springer, Berlin, New York (1972)

Fu M, Shen JN, Huang G, Wang J, Fu QZ, Yang ZH (2007), Reconstruction of the hemipelvis with saddle prosthesis after excision of malignant tumors around the pelvis and acetabulum: a report of 12 cases, Ai Zheng. 2007 Nov;26(11):1237-42

Gerthsen CH, Kneser HO, Vogel H (1986), Physik. 15. Auflage, Springer, Berlin, New York

Godding R (1993) Ein photogrammetrisches System zur Überprüfung und Kalibrierung digitaler Bildaufnahmesysteme. ZPF 2/93

Gradinger R, Hipp E (1987), A custom-made adaptable pelvic prosthesis, new developments for limb salvage in musculoskeletal tumors, Ortho Sym Kyoto, Springer Heidelberg Berlin New York

Gradinger R, Rechl R, Scheyerer M, Hipp E (1989), Nicht radikale Operationen von Knochentumoren, Z Orthop (127) S 420-423

Gradinger R, Rechl H, Ascherl R, Platz W, Hipp E (1993), Endoprothetischer Teilersatz des Beckens bei malignen Tumoren, Clin Orthop (270) S 167-173

Gradinger R, Rechl H, Hofmann G (2004 a), Operative Therapie von Knochen- und Weichteiltumoren, Manual Knochen- und Weichtumore, Tumorzentrum München, w. Zuckerschwerdt Verlag, München, S 42-44

Gradinger R, Rechl H, Hofmann G (2004 b), Operative Therapie von Knochen- und Weichteiltumoren, Manual Knochen- und Weichtumore, Tumorzentrum München, w. Zuckerschwerdt Verlag, München, S 48-49

Graichen H, Putz R (1999), Anatomische und funktionelle Aspekte der Brust- und Lendenwirbelsäule, Orthopäde 28 S 424-431

Grundmann, E., K.M. Müller (1990), Häufigkeit und Ursachen von Tumorkrankheiten im Kindesalter. In: Bachmann, K.D. (Hrsg.): Pädiatrie in Praxis und Klinik: In 4 Bänden. Bd.3, 2. Aufl., Thieme, Stuttgart New York S 650-655.

Guo W, Li D, Tang X, Yang Y, Ji T (2007), Reconstruction with modular hemipelvic prostheses for periacetabular tumor, Clin Orthop Relat Res. 2007 Aug;461 S 180-8

Guo Z, Li J, Pei GX, Li XD, Wang Z (2010), Pelvic reconstruction with a combined hemipelvic prostheses after resection of primary malignant tumor, Surg Oncol. 2010 Jun;19(2) S 95-105

Hall LT, Esses SI, Noble CP, Kamaric E (1998), Morphology of the Lumbar Vertebral Endplate, Spine 23 (14) S 1517-1523

Hamdi M, Gebhardt M, Recloux P (1996), Internal Hemipelvectomy, Europ J Surg Onco (22) S 158-161

Hamm SJ, Kroon HM, Koops HS (2000), Osteosarcoma of the perils- oncological results of 40 patients by The Netherland Committee on Bons Tumors, Eur J Surg Oncol 26 (1) S 53-60

Handels H, Ehrhardt J, Plötz W, Pöppel SJ (2001), Simulation of hip operations and design of custom-made endoprostheses using virtual reality techniques, Methods Inf Med. 2001 May;40(2) S 74-7

Harrington KD (1992), The Use of Hemipelvic Allografts or Autoclaved Grafts for Reconstruction after Wide Resection of Malignant Tumors of the Pelvis; J Bone Joint Surg 74-A S 331-341

Hearn TC, Surowiak JF, Schatzker J (1994), Effects of Tapping on the Holding Strength of Cancellous Bone Screws., Bons Tumors, Eur J Surg Oncol 52 (1) 86-89 V:C:O:T. 5 S 10-12

Hefti F (1993), Bösartige Knochentumoren – Ist die Amputation heutzutage noch notwendig? Schweiz Rundschau (Praxis) 82(11) S 307-315

Hernigou P, Delepine G, Goutallier D, Julieron A (1993), Massive Allograft sterilised by irradiation. Clinical Results. J Bone Joint Surg Br 75 (6) S 904-13

Hanser U (1972), Spannungsoptische Untersuchungen bei der Osteosynthese und Endoprothetik. Z Orthop 110 S 871-876

Hess, T. (1997), Die quantitative Holografie als Methode zur Verformungs- und Dehnungsmessung am Beispiel der Osteosynthese und Endoprothetik des Femurs. Habilitationsschrift, Universität des Saarlandes, Homburg

Hillmann A, Hoffmann C, Gosheger G, Rödl R, Winkelmann W, Ozaki T (2003), Tumors of the pelvis: complications after reconstruction, Arch Orthop Trauma Surg. 2003 Sep;123(7) S 340-344

Hoffmann C, Ahrens S, Dunst J, Hillmann A, Winkelmann W, Craft A, Göbel U, Rübe C, Voute PA, Harms D, Jürgens H (1999), Pelvic Ewing Sarcoma, A Retrospective Analysis of 241 Cases. Am Cancer Society S 869-877

Hua J, Walker .S (1992), A comparison of cortical strain after cemented and press-fir proximal and distal femoral replacement. J Orthop Res 10 S 739-744

Hugate R Jr, Sim FH (2006), Pelvic reconstruction techniques, Orthop Clin North Am. 2006 Jan;37(1) S 85-97

Ivins J, Taylor W, Golenzer H (1989), A multi-institutional cooperative study of osteosarcoma. In: New developments for limb salvage in musculoskeletal tumors. Springer Verlag, New York S 61-69.

Jia YW, Cheng LM, Yu GR, Yu Y, Lou YJ, Yang YF, Ding ZQ, Zhonghua Wai Ke Za Zhi. (2008) Analysis of the pelvic stability after type I resection of iliac tumor; 46(5) Chin Med J (Engl) S 378-80

Jaiswal PK, Aston WJ, Grimer RJ, Abudu A, Carter S, Blunn G, Briggs TW, Cannon S (2008), Peri-acetabular resection and endoprosthesis reconstruction for tumours of the acetabulum, J Bone Joint Surg Br. 2008 Sep;90(9):1222-7

Kang JS, Kim NH (1972), The biomechanical properties of deep freezing and freeze drying bones and their biomechanical changes after in-vivo allograft. Yonsei Med J 36 S 332-335.

Kawai A, Huvos AG, Meyers PA, Healey JH (1998), Osteosarcoma of the pelvis, Oncologic results of 40 patients, Clin Orthop (348) S 196-207

Karl Kraus (2004), Photogrammetrie, de Gruyter, Berlin 2004, ISBN 3-11-017708-0

Kemp H (1987), Limb conservation surgery for osteosarcoma and other primary bone tumors, Bailliere`s Clinical Oncology 1 S 111-136.

Kitagawa Y, Ek ET, Choong PF (2006), Pelvic reconstruction using saddle prosthesis following limb salvage operation for periacetabular tumour, J Orthop Surg (Hong Kong). 2006 Aug; 14(2) S 155-62

Langlais F, Vielpeau C (1989), Allografts of the hemipelvis after tumor resection, Technical aspects of our cases, J Bone Joint Surg 71-B S 58-62

Lanz J, Wachsmuth W (1972): Praktische Anatomie, 2. Auflage, 4. Band: Bein und Statik. Springer, Berlin; Heidelberg

Larson, SE, Lorentzon R (1972), The geographic variation of incidence of malignant primary bone tumors in Sweden. Am. J. Bone Joint Surg. 56 S 592-600

Lewit K (1987), manuelle Medizin, Barth Verlag Leipzig S 80-83

Link, MP, Eilber F (1993), Osteosarcoma. In: Pizzo, P.A., D.G. Poplack (eds.): Principles and Practice of Pediatric Oncology. 2nd ed, J.B. Lippincott Company, Philadelphia S 841-866.

Luhmann TH(2003), Nahbereichsphotogrammetrie. Wichmann, Heidelberg, ISBN 3-87907-398-8 S 2-12

Mankin HJ, Gebhart MC; Jennings LC, Springfield DS, Tomford WW (1996), Long-Term Results of Allograft Replacement in the Management of Bone Tumors. Clin Orthop Rel Res (324) S 86-97

Maas HG (1996), Photogrammetrische Kalibrierung von Industrierobotern. Ingenieurvermessung 96 (Hrsg. G. Brandstätter, F. Brunner, G. Schelling), Dümmler Verlag, Bonn, Band 2/A6

Maas MG (1997), Mehrbildtechniken in der digitalen Photogrammetrie. Habilitation thesis at ETH Zurich, Publications of the Institute of Geodesy and Photogrammetry, Vol. 62

Masterson EL, Davic AM, Wunder JS, Bell RS (1998), Hindquarter amputation for pelvis tumors. The importance of patient selection. Clin Orthop (350) S 187-194

McGlone, Mikhail, Bethel (2004), Manual of Photogrammetry. ASPRS, Bethesda MD 5/2004, ISBN 1-57083-071-1

Measurements Group Messtechnik GmbH, Lochham/München (1993 a), Einführung in das spannungsoptische Oberflächenschichtverfahren. TechNote TN-702

Measurements Group Messtechnik GmbH, Lochham/München (1993 b), Instructions for Mixing Type PL-1 Liquid Plastic. Instruction Bulletin IB-233-1, Measurements Group, Raleigh

Measurements Group Messtechnik GmbH, Lochham/München (1989), Einführung in das spannungsoptische Oberflächenschichtverfahren. Technical Note TN 702, Measurements Group, Raleigh

Measurements Group, Inc. (1982 a), Instructions for casting and contouring photoelastic sheets. Instruction Bulletin IB-221-C, Measurements Group, Raleigh

Measurements Group, Inc. (1982 b), USA: Instruction for Using PC-10 Adhesive. Instruction Bulletin IB S 227

Meißner A, Fell M, Wilk R, Boenick U, Rahmanzadeh R (1996), Zur Biomechanik der Symphyse. Unfallchirurg 99 S 415-421

Melcher, I. (1993), Bösartige Knochentumoren – Definition, Epidemiologie, Symptomatik und Diagnostik. Zentralbl. Chir. 112 S 34-44.

Menendez LR, Ahlmann ER, Falkinstein Y, Allison DC (2009), Periacetabular reconstruction with a new endoprosthesis, Clin Orthop Relat Res. 2009 Nov;467(11) S 2831-2837. Epub 2009 Aug 20

Mittelmeier, H. (1972), Piezoelektrische und spannungsoptische Untersuchungen zur Biomechanik der Schraubenosteosynthese. Z Orthop 110 S 893-901

Mittelmeier W, Rechl H, Peters P, Plötz W, Gradinger R (1997), Erfahrungen mit Becken und Tumorendoprothesen in Maligne Knochentumore, Logos Berlin S 131-139

Möser M, Hein W (1987 a), Kräfte an der Hüfte – Das Untergurtmodell, Teil 1: Kritik am Pauwels-Modell – der Zweibeinstand

Möser M, Hein W (1987 b) , Kräfte an der Hüfte – Das Untergurtmodell, Teil 2: Der Einbeinstand, Beitr Orthop Traumatol (4) S 179-189

Mommsen H (2002), Einfluss von Länge und Material intramedullärer Implantatstiele von Tumorspezialprothesen auf die Kräfteinleitung in das Knochenlager beim proximalen Femurersatz, Promotionsschrift, Universität Rechts der Isar, München S 45-54

Mutschler W, Burri C (1987), Die chirurgische Therapie von Beckentumoren. Der Chirurg 58 S 724-731

Nagoya S, Usui M, Wada T, Yamashita T, Ishii S (2000), Reconstruction and limb salvage using a free vascularised fibular graft for periacetabular malignant bone tumours, J Bone Joint Surg Br. 2000 Nov; 82(8) S 1121-1124

Nielsen HK, Oldhoff J, (1985), Resection of a periacetabular chondrosarcoma and reconstruction of the pelvis, J Bone Joint Surg 67-B S 21-26

O`Conner MI, Sim FH (1989), Salvage of the limb in the Treatment of malignant pelvic tumors, J Bone Joint Surg 71-A S 481-494

Onishi H, Isha H, Hasegawa T (1983): Mechanical Analysis of the Human Pelvis and its Application to the Artificial Hip Joint – By Means of the three Dimensional Finite Element Method. J Biomech 16 S 427-444

Ozaki T, Hillmann A, Winkelmann W (1998), Treatment Outcome of Pelvic Sarcomas in Young Children: Orthopaedic and Oncologic Analysis. J Pediatr Orthop 18 S 350-355

Ozaki T, Hillmann A, Lindner N (1999), Chondrosarkoma of the pelvis, Clin Orthop Rel Res (22) S 226-239

Ozaki T, Hoffmann C, Hillmann A, Gosheger G, Lindner N, Winkelmann W (2002), Implantation of hemipelvic prosthesis after resection of sarcoma. Clin Orthop. 2002 Mar;(396) S 197-205.

Pauwles (1965), Gesammelte Abbildungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates, Springer Berlin Heidelberg New York

Pauwels F (1973), Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates, Springer Berlin

Perry J (2003), Ganganalyse. Norm und Pathologie des Gehens (Deutsche Ausgabe). München: Urban & Fischer

Pohlemann T (1998), Die Therapie der Sakrumfraktur. Hefte zu der Unfallchirurgie, Thieme, Stuttgart New York

Pohlemann T Angst M, Schneider E, Ganz R, Tscherne H. (1993), Fixation of transforaminal sacrum fractures: a biomechanical study. J Orthop Trauma 7(2) S 107-117. (119)

Putz B, Müller-Gerbl M (1992), Anatomische Besonderheiten des Beckenrings, Unfallchirurg 95 S 164-67

Putze T (2004), Einsatz einer Highspeedkamera zur Bestimmung von Geschwindigkeitsfeldern in Gasströmungen. Publikationen der Deutschen Gesellschaft für Photogrammetrie, Fernerkundung und Geoinformation, Band 13, S 325-332

Rauber/Kopsch (1998), Anatomie des Menschen, Band I, 2. Auflage, Thieme Stuttgart New York

Rechl H, Gradinger R, Scheyerer M, Grundei H, Hipp E (1988), Improvement of the pelvic tumor prothesis using three-dimensional-rekonstruktion based on CT-scanning, 1. Int Symp on Custom-Made Prothesis, Düsseldorf/Germany

Rechl H, Plötz W, Gradinger R, Ascherl R (1993), Anwendung CT-gestützter dreidimensionaler Rekonstruktion in der Tumorendoprothetik und bei Hüftgelenksrevisionen, Orthop Praxis 6 S 387-390

Rechl H (1995), Beckentumorprothesen: klinische Erfahrungen, individuelle Planung und biomechanische Untersuchungen, Habilitations-Schrift, Universität Rechts der Isar, München

Rödl R, Hoffmann Ch, Jürgens H, Winkelmann W, Issels R (1996), Tumoren des Knochen- und Bewegungsapparates, N 22; 1-9 Masterson EL, Davic AM, Wunder JS, Bell RS (1998): Hindquarter amputation for pelvis tumors, The importance of patient selection. Clin Orthop (350) S 187-194

Rörig Ch (2004), Retrospektive Studie über Langzeitergebnisse und Lebensqualität nach Resektion von primären Knochentumoren im Becken unter besonderer Berücksichtigung verschiedener Rekonstruktionsmethoden, Promotionsschrift, Universität Münster S 13-31

Rössler, Rütger (2005), Biomechanik der unteren Extremitäten, Kapitel 16 Berlin: Springer, S 259-261

Schiebler TH, Schmidt W. (1991), Anatomie, Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York

Schobert H (1989 a), Orthopädie des Sitzens, Springer Berlin Heidelberg New York, Kapitel 3, S 63-65

Schobert H (1989 b), Orthopädie des Stehens, Springer Berlin Heidelberg New York, Kapitel 4, S 75-81

Schöpf HJ (1989), Spannungsoptisches Oberflächenschichtverfahren. In: Rohrbach C (Hrsg). Handbuch für experimentelle Spannungsanalyse. Verlag des Vereins deutscher Ingenieure, Düsseldorf S 258-279

Schreiber U (2004), Biomechanische in vitro Untersuchung zur Wirbelsäulensteifigkeit, Promotionsarbeit S 56-57

Schreiber U, Bence T, Grupp T, Steinhauser E, Mückley T, Mittelmeier W, (2004), Is a single anterolateral screw-plate fixation sufficient for the treatment of spinal fractures in the thoracolumbar junction? A biomechanical in vitro investigation, Eur Spine J. 2005 Mar; 14(2) S 197-204.

Schwartz AJ, Kiatisevi P, Eilber FC, Eilber FR, Eckardt JJ (2009), The Friedman-Eilber resection arthroplasty of the pelvis, Clin Orthop Relat Res. 2009 Nov;467(11) S 2825-2830

Shih Ly, Chen TS Lo WH (1993), Limb salvage Surgery for locally aggressive and malignant tumors of the bone, Bone Joint Surg (358) S 367-372

Simonian PT, Routt ML, Jr., Harrington RM, Tencer AF (1994) Internal fixation of the unstable anterior pelvic ring: a biomechanical comparison of standard plating techniques and the retrograde medullary superior pubic ramus screw. J Orthop Trauma; 8(6) S 476-482.

Sobotta J (1993), Atlas der Anatomie des Menschen. Hrsg. Von R. Putz und R. Pabst, Urban und Schwarzenberg München Wien Baltimore

Steinhauser E, Rechl H, Schaff P, Gradinger R (1999), Der Einfluss verschiedener Verankerungsstiele von Tumorspezial-Endoprothesen auf die Beanspruchung des Knochenlagers. VDI-Bericht: Anspruch und Tendenzen in der experimentellen Strukturmechanik 1463 S 177-182

SIMI Reality Motion Systems (2001), Produktinformation zur 3D- Analyse-Software Version 5.2, SIMI Reality Motion Systems GmbH, Oberschleißheim

Teubner E et al (1992), Die Kinematik des Beckens, Unfallchirurg 95 Berlin S 50-57

Teubner E, Gerstenberger F (1993), Das Becken. Hans Huber Verlag, Bern, Göttingen, Toronto, Seattle

Thomas J (1995), Computergestützte Methoden zur ergonomischen Untersuchung arbeitsintensiver Prozesse im Gartenbau. In: 10. Arbeitswissenschaftliches Seminar 1995, Agrartechnische Berichte, Band 26 S 209-222

Tile M (1984), Fractures of the pelvis and acetabulum. Williams&Williams Verlag Baltimore

Tonner HD, Engelbrecht H (1979), ein neues Verfahren zur Herstellung alloplastischer Spezialimplantate für de Becketeilersatz, Fortschr Med 97, Jg. 16 S 781-783

Tscherne H, Pohlemann T (1998), Unfallchirurgie: Becken und Acetabulum. Springer, Berlin; Heidelberg; New York

Trimmer DG (1992), Stereolithography – Modeling for custom prosthesis, J Bone Joint Surg 74 B, Proc. Suppl. II, S 173

Tunn PU, Fehlberg S, Andreou D, Kettelhack C (2007), Endoprosthesis in the operative treatment of bone tumours of the pelvis, Z Orthop Unfall. 2007 Nov-Dec;145(6):753-9

Ulmer M., Burgkart R., Rechl H., Gradinger R. (2004), Operative Behandlungsstrategie bei Weichteilsarkomen, Journal Onkologie 5 S 1-29

Van der Lei B, Hoekstra HJ, Veth RP (1992), the use of the saddle prosthesis for Reconstruction of the hip joint after tumorresection or the pelvis, J Surg Oncol 50 S 216-219

Winkel D (1992), Das Sakroiliakalgelenk., G. Fischer, Stuttgart, Jena, New York

Winkelmann W (1988), Eine neue Operationsmethode bei malignen Tumoren des Darmbeins. Z Orthop Enke Stuttgart126: S 671-674

Winkelmann W (1995), Knochen- und Weichteiltumoren. In: Bauer R, Kerschbaum K, Poisel S (Hrsg), Orthopädische Operationslehre: Becken und untere Extremität, Bd. II/2 Thieme Stuttgart, New York S 251-354

Winkelmann W (1997), Rotationplasty. Orthop. Clin. North Am. 27, S 503-523

Winkelmann W (1999), Extremitätenerhalt bei malignen Knochentumoren. Deutsches Ärzteblatt 96(19) S 1270-1276

Winter DA (1987), The biomechanics and motor control of human gait. Waterloo, Ontario [u.a.]: University of Waterloo Press

Witt AN, Rettig H, Schlegel KF (1980), Orthopädie in Praxis und Klinik, Band I Biomechanik, Thieme Stuttgart New York

Whittle M W (1991). Gait analysis, An introduction. Oxford, Butterworth- Heinemann

Wong KC, Kumta SM, Chiu KH, Cheung KW, Leung KS, Unwin P, Wong MC (2007), Computer assisted pelvic tumor resection and reconstruction with a custom-made prosthesis using an innovative adaptation and its validation, Comput Aided Surg. 2007 Jul;12(4 S 225-232

Wuisman P, Sugihara S (1997), Allograft-Rekonstruktion nach Resektion muskuloskeletaler Tumoren. In: Maligne Knochentumoren, Aktueller Stand der Diagnostik & Therapie, Logos Verlag Berlin S 93-100

Yasko AW, Johnson AW (1995), surgical management of primary bone sarcomas, Hematol/Oncol Clin North Am Vol 9 S 719-731

7.2 Abbildungsverzeichnis

Abb. 2.1.1.1 Knöchernes Becken von ventral modifiziert nach Benninghoff 1991

Seite 10

Abb. 2.1.1.2 Becken mit Bandapparat vorn vorne modifiziert nach Sobotta 1993

Seite 10

Abb. 2.1.2.3 Becken mit Bandapparat vorn vorne modifiziert nach Sobotta 1993

Seite 11

Abb. 2.1.1.4 Knöchernes Becken von ventral mit farbig markieren Sehenansätzen

Seite 12

Abb. 2.1.1.5 Knöchernes Becken von dorsolateral mit farbig markieren Sehenansätzen

Seite 12

Abb. 2.1.2 Insertion und Wirkungsrichtungen der Hüftmuskulatur auf das Becken. (Modif. nach Oonishi et al 1983)

Seite 13

Abb. 2.2.1.1 Kinematische Abstrahierung des Beckens als „räumliches Getriebe“ modifiziert nach Teubner 1992)

Seite 16

Abb. 2.2.1.2 Kraftverteilung im Zweibeinstand frontal unter axialer Kraffteinleitung modifiziert nach Kapandji

Seite 16

Abb. 2.2.1.3 Bewegung des Sakrum bei Belastung im Zweibeinstand seitlich unter axialer Kraffteinleitung modifiziert nach Putz 1992

Seite 17

Abb 2.2.1.4 Pauwels-Model der Beckenfugenbelastung: links im Zweibeinstand, rechts im Einbeinstand mit nach kontralateral verschobener Kraffteinleitung

Seite 19

Abb. 2.2.2.1 Modell Pauwels der Kräfte am Hüftgelenk im rechtsseitigen Einbeinstand mit nach kontralateral verschobener Kraffteinleitung (Pauwels 1973)

Seite 21

Abb. 2.2.2.2 Rechtsseitiger Einbeinstand mit Lastausgleich (Möser 1987)

Seite 22

Abb. 2.2.2.3 Einbeinstand rechts modifiziert nach Rössler/Rüther 2005: A: Normaler Einbeinstand, B: Insuffizienz der Abduktoren rechts (Trendlenburgzeichen)

Seite 23

Abb. 2.3.2.3 Lokalisation der Beckentumore nach Enneking [Enneking 1978]

Seite29

Abb. 2.3.2.4 Variationen der Typ II Resektion nach Enneking (modifiziert nach Dunham)

Seite30

Abb. 2.3.2.5 Lokalisation der Beckentumore nach Enneking (modifiziert nach Hoffmann 1999)

Seite 30

Abb.2.4.1.1 Schematische Darstellung des Prinzips des Planpolariskops

Seite 39

Abb. 2.4.1.2 Schematische Darstellung des Prinzips des Zirkularpolariskop

Seite 39

Abb. 2.4.1.3 Schematische Darstellung des Prinzips des Reflexionspolariskop

Seite 40

Abb. 2.4.1.4 Reflexionspolariskop (Modell 031, MEASUREMENTS GROUP MESSTECHNIK GMBH, Lochham /München)

Seite 44

Abb 2.4.2.1 Kollinearitätsgleichungen zur Zentralprojektion modifiziert nach Luhmann

Seite 47

Abb. 3.1.1.2 Einstellungsrichtlinien für die Femurfixation auf den Standplatten

Seite 53

Abb. 3.1.1.3 Beckenpräparat a.p. und seitlich, unreseziert ohne Muskelsimutaion

Seite 53

Abb. 3.1.2.2 Inklination des Beckens im Stand. modifiziert nach Benninghoff 1985
Seite 56

Abb. 3.1.2.2 Beckenpräparat unreseziert mit Muskelsimulation
Seite 56

Abb. 3.1.3.1 Reseziertes Beckenpräparat und implantierter Spezialprothese mit angekoppeltem Ringschlussmodul (Dehngsmesssteifen noch angebracht)
Seite 58

Abb. 3.1.3.2 Detailansicht reseziertes Beckenpräparat und implantierter Spezialprothese mit angekoppeltem Ringschlussmodul (Dehngsmesssteifen noch angebracht)
Seite 59

Abb. 3.1.4.1 Muskulärer Ausgleich der Abduktoren im Einbeinstand rechts modifiziert nach Möser 1987
Seite 60

Abb. 3.1.4.2 Schema Kraftverteilungsverläufe an Becken und Hüfte im Zwei- und Einbeinstand modifiziert nach Möser 1987
Seite 61

Abb. 3.1.4.3 Krafteinleitung auf LWK 4 am Beckenpräparat mit Schema des Kraftflusses
Seite 62

Abb. 3.1.6.1 Beckenschema unreseziert mit Markerpositionen a) Draufsicht und b) a.p.
Seite 65

Abb. 3.1.6.2 Schema Beckenpräparat a.p. und in Draufsicht reseziert nach Enneking IIb mit Endoprothese und Markerpositionen am Implantat und am Präparat
Seite 66

Abb. 3.2.1.1 Schema Beckenpräparat im Zweibeinstand in Universalprüfmaschine mit Kraftmessdose
Seite 67

Abb. 3.2.1.2 Schema Beckenpräparat mit Endoprothese im Einbeinstand kontralateral in Universalprüfmaschine
Seite 67

Abb. 3.2.2.1 Versuchsaufbau zur Spannungsoptischen Untersuchung, Beckenpräparat im Zweibeinstand in Universalprüfmaschine **Seite 70**

Abb. 3.2.3.1 Markerpositionen am Schema des Beckenpräparats mit geschlossenem Beckenringmodul, links a.p., rechts in Draufsicht **Seite 72**

Abb. 3.2.3.2 Digitalbild von rechts und Schema des Kalibrationswürfel mit Nummerierung der Kalibrationspunkte im Koordinatensystem **Seite 73**

Abb. 3.2.3.3 Versuchsaufbau zur Bewegungsanalyse mit Kamerapositionen, Beckenpräparat im Zweibeinstand mit Markern in Universalprüfmaschine **Seite 75**

Abb. 4.1.1.1 Spannungsfarbumschläge des beschichteten Os ilium links durch Reflexionspolariskop aufgenommen im Zweibeinstand oben mit Beckenringschluss, unter ohne Beckenringschluss bei 500N Belastung **Seite 78**

Abb. 4.1.2.1 Spannungsfarbumschläge des beschichteten Os ilium rechts durch Reflexionspolariskop aufgenommen im Einbeinstand rechts oben mit Beckenringschluss, unten ohne Beckenringschluss bei 500N **Seite 79**

Abb. 4.1.2.1 Spannungsfarbumschläge des beschichteten Os ilium links durch Reflexionspolariskop aufgenommen im Einbeinstand links oben mit Beckenringschluss, unten ohne Beckenringschluss bei 500 N **Seite 81**

Abb. 4.2.1.1 Raumdistanzänderungen der Beckenschaufeln am Beckenschema a.p. und in Draufsicht **Seite 92**

Abb. 4.2.1.2 Raumdistanzänderungen der Beckenschaufeln zum Promontorium am Beckenschema im Zweibeinstand mit und ohne Ringschluss a.p. und in Draufsicht **Seite 93**

Abb. 4.2.1.3 Raumdistanzänderungen der Symphyse am Beckenschema im Zweibeinstand mit und ohne Ringschluss a.p. und in Draufsicht **Seite 94**

Abb. 4.2.1.4 Raumdistanzänderungen am Implantat am Beckenschema im Zweibeinstand mit und ohne Ringschluss a.p. und in Draufsicht **Seite 95**

Abb. 4.2.2.1 Raumdistanzänderungen der Beckenschaufel am Beckenschema im Einbeinstand rechts mit und ohne Ringschluss a.p. und in Daraufrsicht **Seite 101**

Abb. 4.2.2.2 Raumdistanzänderungen der Beckenschaufel zum Promontorium am Beckenschema im Einbeinstand rechts mit und ohne Ringschluss a.p. und in Daraufrsicht **Seite 102**

Abb. 4.2.2.3 Raumdistanzänderungen der Symphyse am Beckenschema im Einbeinstand rechts mit und ohne Ringschluss a.p. und in Daraufrsicht **Seite 103**

Abb. 4.2.2.4 Raumdistanzänderungen am Implantat am Beckenschema im Einbeinstand rechts mit und ohne Ringschluss a.p. und in Daraufrsicht **Seite 104**

Abb. 4.2.3.1 Raumdistanzänderungen der Beckenschaufel am Beckenschema im Einbeinstand links mit und ohne Ringschluss a.p. und in Daraufrsicht **Seite 110**

Abb. 4.2.3.2 Raumdistanzänderungen der Beckenschaufel zum Promontorium am Beckenschema im Einbeinstand links mit und ohne Ringschluss a.p. und in Daraufrsicht **Seite 111**

Abb. 4.2.3.3 Raumdistanzänderungen an der Symphyse am Beckenschema im Einbeinstand links mit und ohne Ringschluss a.p. und in Daraufrsicht **Seite 112**

Abb. 4.2.3.4 Raumdistanzänderungen am Implantat am Beckenschema im Einbeinstand links mit und ohne Ringschluss a.p. und in Daraufrsicht **Seite 113**

Abb. 4.2.4.1 Schematische Darstellung der Bewegungs- und Deformationsrichtungen im Zweibeinstand mit geschlossener Pubisverbindung (rote Pfeile) **Seite 118**

Abb. 4.2.4.2 Schematische Darstellung der Bewegungs- und Deformationsrichtungen im Zweibeinstand ohne Pubisverbindung (rote Pfeile) und Bewegungsabweichung im Gegensatz zur geschlossener Pubisverbindung (grüne Pfeile) **Seite 118**

Abb. 4.2.4.3 Schematische Darstellung der Bewegungs- und Deformationsrichtungen im Einbeinstand kontralateral mit geschlossener Pubisverbindung (rote Pfeile) **Seite 119**

Abb. 4.2.4.4 Schematische Darstellung der Bewegungs- und Deformationsrichtungen im Einbeinstand kontralateral mit offener Pubisverbindung (rote Pfeile)) und Bewegungsabweichung im Gegensatz zur geschlossener Pubisverbindung (grüne Pfeile) **Seite 120**

Abb. 4.2.4.5 Schematische Darstellung der Bewegungs- und Deformationsrichtungen im Einbeinstand ipsilateral mit geschlossener Pubisverbindung (rote Pfeile) **Seite 121**

Abb. 4.2.4.6 Schematische Darstellung der Bewegungs- und Deformationsrichtungen im Einbeinstand ipsilateral mit offener Pubisverbindung (rote Pfeile)) und Bewegungsabweichung im Gegensatz zur geschlossener Pubisverbindung (grüne Pfeile) **Seite 121**

Abb. 5.3.1 Schematische Darstellung des Modells der unterschiedlichen Nutation- und Rotationsachsen am resezierten und prothetisch versorgten Becken a.p. und sag. **Seite 133**

Abb. 5.3.2 Schematische Darstellung Krafrichtungen im Zweibeinstand mit Rotationsachsen **Seite 135**

Abb. 5.3.3 Schematische Darstellung Krafrichtungen im Einstand auf der nicht resezierten Seite mit den entsprechenden Rotationsachsen **Seite 136**

Abb. 5.3.4 Schematische Darstellung Krafrichtungen im Einstand auf der resezierten Seite mit den entsprechenden Rotationsachsen **Seite 137**

Abb. 5.3.5 Strukturelle Beanspruchung des Ringschlussmoduls auf Druck-Zug (grüne Pfeile und, Scherkräfte (rote Pfeile) **Seite 138**

7.3 Tabellenverzeichnis

<i>Tab. 2.3.2.1 Stadieneinteilung maligner Läsionen des Bewegungsapparates nach Enneking 1984</i>	Seite 27
<i>Tab. 2.3.2.2 Resektionsgrenzen bei malignen Knochentumoren nach Enneking 1984</i>	Seite 28
<i>Tab. 2.4.1.1 Isochromatenordnungen modifiziert nach Measurements Group 1989</i>	Seite 43
<i>Tab. 3.1.1.1 Vorgehensweisen der Konservierung des Präparats</i>	Seite 52
<i>Tab. 3.2.2.1 Komponenten Spannungsoptische Untersuchung</i>	Seite 71
<i>Tab. 3.2.3.1 Koordinaten der Kalibrationspunkt in x-, y- und z-Ebene im Millimeter (mm)</i>	Seite 74
<i>Tab. 3.2.2.1 Komponenten 3D-Bewegungsanalyse</i>	Seite 76
<i>Tab. 4.2.1 Grundeinstellung der CCD-Digitalkamers Sony DCR</i>	Seite 84
<i>Tab. 4.2.1.1 Raumdistanzen in Millimeter mit Distanzdifferenzen im Zweibeinstand mit Ringschluss bei 200N und 500 N und Beckenschema a.p. und in Draufsicht</i>	Seite 89
<i>Tab. 4.2.1.2 Raumdistanzen im Millimeter mit Distanzdifferenzen im Zweibeinstand ohne Ringschluss bei 200N und 500 N und Beckenschema a.p. und in Draufsicht</i>	Seite 90

Tab. 4.2.1.3 Vergleich der Änderungen der Raumdistanzdifferenzen zwischen geschlossenem und offenem Ringschlussmodul in Millimeter bei 200 N und Beckenschema a.p. und in Draufsicht

Seite 96

Tab. 4.2.1.4 Vergleich der Änderungen der Raumdistanzdifferenzen zwischen geschlossenem und offenem Ringschlussmodul in Millimeter bei 500N und Beckenschema a.p. und in Draufsicht

Seite 97

Tab. 4.2.2.1 Raumdistanzen in Millimeter mit Distanzdifferenzen im Einbeinstand kontralateral mit Ringschluss bei 200N und Beckenschema a.p. und in Draufsicht

Seite 99

Tab. 4.2.2.2 Raumdistanzen in Millimeter mit Distanzdifferenzen im Einbeinstand kontralateral ohne Ringschluss bei 200N und Beckenschema a.p. und in Draufsicht

Seite 100

Tab. 4.2.2.3 Vergleich der Änderungen der Raumdistanzdifferenzen zwischen geschlossenem und offenem Ringschlussmodul in Millimeter bei 200N und Beckenschema a.p. und in Draufsicht

Seite 105

Tab. 4.2.3.1 Raumdistanzen in Millimeter mit Distanzdifferenzen im Einbeinstand ipsilateral mit Ringschluss bei 200N und Beckenschema a.p. und in Draufsicht

Seite 107

Tab. 4.2.3.2 Raumdistanzen in Millimeter mit Distanzdifferenzen im Einbeinstand ipsilateral ohne Ringschluss bei 200N und Beckenschema a.p. und in Draufsicht

Seite 108

Tab. 4.2.3.3 Vergleich der Änderungen der Raumdistanzdifferenzen zwischen geschlossenem und offenem Ringschlussmodul in Millimeter aller Lastsituationen und Beckenschema a.p. und in Draufsicht

Seite 114

Tab. 4.2.4.1 Vergleich der Änderungen der Raumdistanzdifferenzen zwischen geschlossenem und offenem Ringschlussmodul in Millimeter aller Lastsituationen und Beckenschema a.p. und in Draufsicht

Seite116

7.5 Danksagung

Mein ganz besonderer Dank gilt meinem Betreuer Herrn Prof. Dr. Ing. Erwin Steinhauser, zu Beginn der Arbeit technischer Leiter der Abteilung für Biomechanik der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie der TU München und heute Professor an der Fakultät für Feinwerktechnik, Mikrotechnik und physikalische Technik an der FH München. Ich wurde von ihm während der gesamten Zeit und auch nach Berufung an die FH München zu jederzeit interessiert, kritisch und äußerst geduldig trotz Arbeitsunterbrechungen in Rat und Tat unterstützt. Auch bei allen weiteren Mitarbeitern der Abteilung für Biomechanik möchte ich mich hiermit bedanken.

Mein weiterer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Dr. H. Rechl, der mir bei der Fortsetzung, der durch Ihn begonnenen Untersuchungen am humanen Becken, die erforderlichen klinischen Erläuterungen und grundlegende Unterstützung gab, mir aber gleichzeitig reichlich Freiheit und Zeit bei der Durchführung der Arbeit ließ.