

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik und Poliklinik für allgemeine Orthopädie
Direktor: Univ.- Prof. Dr. med. Georg Gosheger

Die Auswirkung der Ankeranzahl auf die Primärstabilität der Hüftverschiebepplastiken Typ IIb

Eine experimentelle biomechanische Studie

INAUGURAL-DISSERTATION

zur

Erlangung des doctor medicinae

der Medizinischen Fakultät

der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von Elten, Gesine
aus Osnabrück
2010

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster.

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Wilhelm Schmitz

1. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. med. Carsten E. Gebert

2. Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr. med. Horst Bürger

Tag der mündlichen Prüfung: 31.03.2010

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Georg Gosheger
Referent: Priv.-Doz. Dr. med. Carsten E. Gebert
Koreferent: Univ.-Prof. Dr. med. Horst Bürger

ZUSAMMENFASSUNG

Die Auswirkung der Ankeranzahl auf die Primärstabilität der Hüftverschiebepplastiken Typ IIb -Eine experimentelle biomechanische Studie- Elten, Gesine

Nach der Operation von primär malignen Tumoren im Bereich des Acetabulums überleben Patienten nach Amputation des Beines nicht länger als Patienten, die sich einer das Bein erhaltenden Operation unterzogen haben. Für Patienten deren geschlossener Beckenring aufgrund der Tumorlokalisation nicht erhalten werden kann, wurde in der Klinik für Orthopädie des Universitätsklinikums Münster die Hüftverschiebepplastik entwickelt. Diese bietet den Patienten eine gute funktionelle Rekonstruktionsmöglichkeit mit besserer Lebensqualität bei demselben Gesamtüberleben wie nach einer Amputation. In dieser Studie wurden zwei Ankersysteme hinsichtlich ihrer Primärstabilität verglichen sowie die Ankeranzahl variiert, um ggf. zukünftigen Patienten abhängig vom individuell verbliebenen Beckenmaterial eine stabilere Rekonstruktion anbieten zu können und die postoperative Immobilität zu verkürzen. Das biomechanische Modell besteht aus den in der Klinik etablierten Materialien zur Bildung einer Hüftverschiebepplastik (MUTARS[®]-Anbindungsschlauch, zwei Ankersystemen, MUTARS[®]-Tumorprothese des proximalen Femurs) sowie einem Tiermodell und Kunststoff (UHMW-PE).

Die beiden Ankersysteme wurden als worst-case-Szenario als Load-to-failure Test gegeneinander getestet. Die getesteten Parameter waren Kraft [N], Displacement [mm] und Zeit [sec.] Hierbei war das TwinFix[®] Ti überlegen.

Mit diesem erfolgten Testungen mit 3, 4, 5 und 6 Ankern. Es gab keine signifikanten Unterschiede zwischen 3, 4 oder 5 Ankern jedoch einen signifikanten Stabilitätsvorteil des 6 Ankermodells. Die Ankerzahl scheint keinen direkt linearen Effekt auf die Stabilität des Modells zu haben. Das bedeutet Patienten mit zu wenig Knochenmaterial für nur 4 Anker könnte eine Extremitäten erhaltende Operation mit 3 Ankern angeboten werden. Eine Konstruktion mit 6 Ankern scheint stabiler zu sein als die etablierten 4 Anker. Hinsichtlich der Daten zur Primärstabilität könnte eine Verkürzung der Immobilisation erwogen werden.

Tag der mündlichen Prüfung:

Inhaltsverzeichnis

ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....	6
TABELLENVERZEICHNIS.....	6
1. EINLEITUNG	1
1.1 Ziel der Studie	1
1.2 Ursachen von Rekonstruktionsoperationen des Beckenrings.....	2
1.3. Grundlagen zum Verständnis der Beckentumorchirurgie	3
1.3.1 Die Anatomie des Beckens	3
1.3.1.1 Die Anatomie des knöchernen Beckens.....	3
1.3.1.2 Die Gelenke und die wichtigsten Bänder des Beckens	4
1.3.2 Die Biomechanik des Beckens.....	6
1.3.2.1 Biomechanische Voraussetzungen	6
1.3.2.2 Kräftevektoren im Hüftgelenk.....	9
1.4 Beckenteilresektionen nach Enneking und Dunham.....	10
1.5 Rekonstruktionsmöglichkeiten nach einer Tumorresektion mit ihren Vor- und Nachteilen.....	13
1.6 Rekonstruktionsoptionen nach Typ I-III/ Typ IV Beckenteilresektion.....	16
2. MATERIAL UND METHODEN	21
2.1 Biomechanische Vorüberlegungen zu Material und Versuchsaufbau bei Hüftverschiebeplastiken, die bei periaacetabulären Tumoren (p2 Resektionen) eingesetzt werden	21
2.2 Überlegungen zum „worst-case“ und der Belastungsausrichtung zwischen Duokopfprothese und Sakrum bzw. UHMW-PE.....	22
2.3 Materialien	24
2.3.1 Ankersysteme.....	24
2.3.2 Schweinesakrum mit Fixierung	25
2.3.3 UHMW-PE mit Fixierung	26
2.3.4 Tumorprothese	27
2.3.5 MUTARS®-Anbindungsschlauch.....	28
2.3.6 Materialprüfmaschine	29
2.4 Versuchsaufbau	30
2.4.1 Vorbereitung des Schweinesakrums bzw. des UHMW-PE.....	30
2.4.2 Vorbohrung und Einschrauben der Anker in das Sakrum bzw. UHMW-PE	30
2.4.3 Vorbereitung eines MUTARS®-Anbindungsschlauchkreuzes.....	32
2.4.4 Befestigung des Kreuz auf dem Sacrum bzw. UHMW-PE mit Hilfe der Ankerfäden.....	33
2.4.5 Einnähen der Duokopfprothese	33
2.4.6 Fixierung der Hüftverschiebeplastik in der Materialprüfmaschine	34
2.5 Getestete Parameter	35

2.6 Testserien	35
2.6.1 Prüfeinstellungen für Load-to-failure Tests:	35
2.6.2 Statistische Verfahren und Auswertung	36
3. ERGEBNISSE	37
3.1 Knochen vs. UHMW-PE	37
3.2 Ankerzahl	39
4. DISKUSSION	43
4.1 Angewandte Materialien und Analyse des Versuchsaufbaus.....	43
4.2 Ergebnisse.....	46
4.2.1 Knochen versus UHMW-PE	46
4.2.2 Ankersysteme im Vergleich.....	46
4.2.3 Stabilität in Abhängigkeit von der Ankeranzahl.....	47
5. FAZIT	50
LITERATURVERZEICHNIS	53
ANHANG	I
DANKSAGUNG	III
LEBENS LAUF	IV

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1: Das Os coxae mit seinen drei Anteilen Os ilium, Os ischii und Os pubis sowie die verbindende Y Fuge	4
Abbildung 2: Pauwels Modell der Kräfte im Einbein- und Zweibeinstand	8
Abbildung 3: Einteilung der Beckenteilresektion in Typ I±III (Enneking 1978)	10
Abbildung 4: Schematische Darstellung der Beckenresektionen von PI bis PIV	12
Abbildung 5: Beckenrekonstruktionsmöglichkeiten nach Resektion	16
Abbildung 6: Schematische Darstellung des Versuchsaufbau	23
Abbildung 7 : vorgefädelte Anker TWINFIX Ti [®] der Firma Smith & Nephew	25
Abbildung 8: eingespannte Tumorprothese am fixierten Schweinesacrum	26
Abbildung 9: eingespannte Tumorprothese am UHMW-PE	27
Abbildung 10: Tumorprothese proximaler Femur	28
Abbildung 11: zwei bereits gekreuzt fixierte MUTARS [®] -Anbindungsschläuche	29
Abbildung 12: Materialprüfmaschine der Firma Zwick /Roell [®] Z005	30
Abbildung 13: Vorbohrung im Sakrumwirbelkörper im 45° Winkel zur Kortikalis	31
Abbildung 14: Schematische Ankerpositionierung	32
Abbildung 15: Versuchsaufbau der Hüftverschiebeplastik mit UHMW-PE -Platte	34
Abbildung 16: typisches Kraft-Weg-Diagramm zur Auswertung der load- to- failure Versuche ..	36
Abbildung 17: F_{max} in Abhängigkeit vom Medium und Ankermodell	38
Abbildung 18: Boxplot Knochen versus UHMW-PE	39
Abbildung 19: Für F_{max} zeigte sich ein signifikanter Effekt der Ankerzahl	40
Abbildung 20: Boxplots der maximalen Kraft bis zum Fadenversagen (F_{max}) in Abhängigkeit von der Ankerzahl.	42

TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1: Maximal gehaltene Kraft (F_{max}) in Newton in Abhängigkeit vom Haltemedium	38
Tabelle 2: Kraft (N) bei Versagen der Hälfte der Anker	I
Tabelle 3: Weg in mm bei Versagen der Hälfte der Anker	I
Tabelle 4: Kraft (N) bei einem Displacement von einem ganzen Hüftkopf (52mm)	I
Tabelle 5: Kraft (N) bei einem Displacement von einem halben Hüftkopf (26mm)	I
Tabelle 6: Displacement in Millimetern bei maximal gehaltener Kraft (F_{max})	II
Tabelle 7: Maximal gehaltene Kraft (F_{max})	II

1. Einleitung

1.1 Ziel der Studie

Die Amputation in Form der so genannten externen Hemipelvektomie war bis in die 70er Jahre des vergangenen Jahrhunderts Therapie der Wahl bei Befall des Beckens durch Knochen- und Weichteilsarkome.

Amputationen am Becken sind äußerst mutilierende Eingriffe, die den Patienten neben den funktionellen Einbußen auch in seiner Lebensqualität stark beeinträchtigen. Neuere Daten zeigen, dass amputative Operationsverfahren jedoch keinen wesentlichen Vorteil hinsichtlich der onkologischen Sicherheit bieten (Hillmann, Hoffmann et al. 2003; Windhager, Welkerling et al. 2003). Ziel des Operateurs ist neben einer weiten Resektion des Tumors der Erhalt des Beins des oft jungen Patienten. Wenn der intakte Beckenring mit der Hüftpfanne aufgrund der Ausmaße des Tumors nicht erhalten werden kann, stellt sich die Frage nach einem funktionellen Rekonstruktionsverfahren. Eine funktionell und onkologisch gute Rekonstruktionsoption bietet die in Münster entwickelte Hüftverschiebeplastik.

Ziel dieser Arbeit ist es, Erkenntnisse über die Primärstabilität von Hüftverschiebeplastiken nach PI-III Resektionen und Schlussfolgerungen für die Auswahl der Materialien zu gewinnen, um gegebenenfalls eine frühere Mobilisation des Patienten postoperativ zu ermöglichen unter Berücksichtigung der verwendeten Materialien.

Aktuell liegen nur wenige experimentelle Daten zur Primärstabilität dieses Operationsverfahrens mit vier verwendeten Ankern oder nur Teilergebnisse zu den Einzelkomponenten vor (Wessling, Aach et al. 2009).

Aus diesem Grund halten die Patienten postoperativ eine 6-wöchige strenge Bettruhe ein, während derer sie achsengerecht zur Körperpflege und Wundversorgung gelagert werden. Eine so lange Immobilisation kann potentiell Thrombosen, Dekubitalulzera sowie Muskel- und Knochenatrophien verursachen. Dementsprechend wird der Heilungs- und Genesungsprozess verlangsamt oder gar behindert. Zudem bedeutet eine konsequente Bettruhe eine psychosoziale

1. Einleitung

Belastung und deutliche Einschränkung der Lebensqualität. Selbstverständlich benötigt eine adäquate Wundheilung und Narbenbildung eine Ruhigstellung. Da jedoch, wie bereits erwähnt, wenige Daten über die Primärstabilität vorliegen, ist der derzeitige Immobilisationszeitraum spekulativ. Die vorliegende Studie vergleicht zwei Ankersysteme hinsichtlich ihrer Stabilität und versucht die Frage zu beantworten, wie viele Anker zur stabilen Versorgung notwendig sind.

1.2 Ursachen von Rekonstruktionsoperationen des Beckenrings

Rekonstruktionsoperationen des Beckenrings werden durch zwei Ursachen erforderlich. Zum einen verursachen heftigste Traumata wie schwere Verkehrsunfälle, Überrolltraumata und Stürze aus großer Höhe (Suizidversuche) derartig schwere Beckenringverletzungen. III-gradig offene Frakturen bergen ein erhöhtes Infektionsrisiko mit Osteomyelitisgefahr und erfordern dann die Entfernung des infizierten Gewebes. Zum anderen erfordern maligne Tumoren wie z.B. das Osteosarkom Resektionen im Becken.

Bei einer Infiltration der Beckenknochen muss der Tumor mit einem Sicherheitsabstand reseziert werden. Je nach Lokalisation und Ausbreitung des Tumorgewebes ist die Stabilität des Beckenringes erhalten, eingeschränkt oder aufgehoben.

Wenn das Os ileum (Darmbein) oberhalb des Hüftgelenks entfernt werden muss, bezeichnet man diesen Resektionstyp als pl-Resektion nach Dunham (Dunham 1987). Eine die unteren Extremitäten erhaltende Tumorsektion im Becken ist aufgrund der anatomischen Nähe zu wichtigen Gefäß-Nervenstraßen und Organen im Becken anspruchsvoller als bei primären Knochentumoren an Femur oder Tibia (Dunham 1987; Winkelmann 1996; Abudu, Grimer et al. 1997; Paulussen, Frohlich et al. 2001).

In Münster wurde ein weniger mutilierendes, funktionell besseres Operationsverfahren mit interner Hemipelvektomie entwickelt. Zum Erhalt der Extremität wird eine künstliche Hüftpfanne in Form einer Hüftverschiebeplastik mit Hilfe von zwei Triviera-Anbindungsschläuchen (MUTARS[®]-Anbindungsschlauch) und

1. Einleitung

entsprechenden Ankern rekonstruiert. Da die Erfahrungen mit dieser Art der Rekonstruktion beschränkt sind, stellte sich die Frage, in wie weit eine solche Rekonstruktion nach der Operation primär stabil bzw. belastbar ist und wie viele Anker für eine stabile Hüftverschiebeplastik notwendig sind.

1.3. Grundlagen zum Verständnis der Beckentumorchirurgie

1.3.1 Die Anatomie des Beckens

Um die nachfolgenden Resektionstypen und wiederherstellenden Operationsoptionen zu verstehen, bedarf es einer kurzen Vorstellung der anatomischen und biomechanischen Grundlagen.

Zum Verständnis der Biomechanik von Hüftverschiebeplastiken konzentriert sich diese Arbeit jedoch lediglich auf die knöchernen und ligamentären Strukturen sowie die Gelenke und deren Biomechanik.

Das Becken verbindet die bewegliche Wirbelsäule mit den beiden unteren Extremitäten, auf die es das Gewicht des Körpers überträgt. Dementsprechend ist das Becken sehr stabil und in sich kaum beweglich. Becken und untere Extremität sind durch das Hüftgelenk verbunden, an dessen Aufbau das Becken durch das Acetabulum beteiligt ist. Außerdem dient das Becken der Befestigung von Teilen der Rumpf- und Beckenmuskulatur und bietet den inneren Organen, Nerven und Gefäßen einen mechanischen Schutz (Schiebler 1997).

1.3.1.1 Die Anatomie des knöchernen Beckens

Das knöcherne Becken (Pelvis) besteht aus dem Os sacrum (Kreuzbein), als Teil der Wirbelsäule und den beiden Ossa coxae. Das Os coxae (Hüftbein) entsteht aus drei Knochenkernen, die mittels Synostose zusammenwachsen, das kranial gelegene Os ilii (Darmbein), das kaudal liegende Os ischii (Sitzbein) und das nach ventral reichende Os pubis (Schambein).

Diese drei Knochen sind durch eine Y-förmige Wachstumsfuge (aus Knorpel) im Acetabulum voneinander getrennt (Siehe Abbildung 1). Die Fugen verknöchern erst im Jugend- bis jungen Erwachsenenalter (Frick 1992) und (Benninghoff 1994). Bei Kindern und Jugendlichen stellen diese Fugen eine wichtige onkologische Resektionsgrenze dar (Winkelmann 1988).

1. Einleitung

Gemeinsam bilden die drei Knochenanteile das Acetabulum (Hüftpfanne).

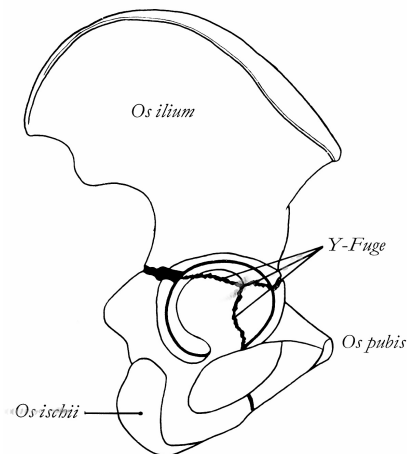


Abbildung 1: Das Os coxae mit seinen drei Anteilen Os ilium, Os ischii und Os pubis sowie die verbindende Y Fuge

Das Acetabulum ist der Gelenkpartner des Femurkopfes. Das Os sacrum entwickelt sich aus der knöchernen Verschmelzung der fünf sakralen Lendenwirbelkörper, deren rudimentären Querfortsätzen und den Disci intervertebrales und bildet so die distale Fortsetzung der Lendenwirbelsäule.

1.3.1.2 Die Gelenke und die wichtigsten Bänder des Beckens

Die drei Pfeiler des Os coxae, Os ilii, Os ischii und Os pubis bilden während des Wachstums des Kindes gelenkartige Synchronosen in der Y-Fuge. Nach ihrer Verknöcherung besitzen sie keinerlei artikuläre Funktion. Allerdings fungiert der Verschmelzungspunkt der drei Knochen, das Acetabulum, als Gelenkpfanne des Hüftgelenks. Weiter bestehen als Gelenke des Beckens nach ventral die Symphysis pubica und nach dorsal die Sakroiliakgelenke. Diese Gelenke besitzen nur eine geringe Bewegungsfreiheit durch sehr straffe Bänder. Durch sie erfolgt eine Schwingungsdämpfung. Erschütterungen werden über diese Bandapparate absorbiert und weitergeleitet.

Symphysis pubica

Die Symphysis pubica ist eine Synchronose, das heißt die Facies symphyiales des rechten und linken Schambeins sind leicht federnd durch den Discus interpubicus verbunden. Die Schambeinfuge wird beim Stehen auf beiden Bei-

1. Einleitung

nen auf Zug, beim Liegen auf dem Rücken auf Druck und beim Gehen (Heben des Spielbeins) auf Abscherung beansprucht. Diese unterschiedlichen Beanspruchungen werden durch das Faserknorpelmaterial des Discus kompensiert (Waldeyer, Mayet 1987). Zur ligamentären Fixierung im Bereich der Symphyse dienen kranial das Ligamentum pubicum superius und nach kaudal das Ligamentum arcuatum pubis.

Articulatio sacroiliaca/ Sakroiliakalgelenk

Die beiden Hüftbeinschaufeln bilden mit dem Os Sacrum durch das Sacroiliakalgelenk ein straffes Gelenk (Amphiarthrose). Die ohrenförmigen Gelenkflächen von Darm- und Kreuzbein (Facies articulares sacralis et ossis ilii) dienen als Druckübertragungsflächen. Hier wird gleichmäßig die Last des Rumpfes über die beiden Darmbeine auf den Beckenring übertragen.

Die Last des Rumpfes, die durch die Wirbelsäule auf das Kreuzbein übertragen wird, erfordert kräftige Bandsysteme, durch die das Kreuzbein am Beckenring aufgehängt und festgezurr wird.

Die straffe Gelenkkapsel des hinteren Beckenrings ist über die sehr starken Ligamenta sacroiliaca anteriora, posteriora und interossea verbunden. Dieser mächtige Aufhängungsapparat des Kreuzbeins überspannt zuggurtungsartig die Sakroiliakalspalte. Die Bandzüge ziehen schräg vom Darmbein auf die dorsolaterale Kreuzbeinfläche herab und verhindern so ein Abgleiten des unter der Last des Rumpfes stehenden Os sacrum in die Beckenhöhle. So wird die Last des Rumpfes auf den größeren Teil der Facies sacropelvica des Os ilium übertragen und zwar in Form von Zugkräften, die durch die posterioren (interosären) Sakroiliakalbänder auf die Oberfläche der Tuberositas iliaca verteilt werden. Diese Zugkräfte bewirken, dass die beiden Sacroiliakalflächen des Os ilium gegen das Os Sacrum gepresst werden, so dass der Kraftschluß (Druckübertragung) im Gelenkspalt zunimmt (Benninghoff 1994).

Zu dieser Gruppe gehören auch die Lig. Iliolumbalia, die von den Rippenfortsätzen des 4. und 5. Lendenwirbel zum Os ilium ziehen. Diese Bänder verhindern bei einer Seitwärtsbeugung und einbeinigem Stand ein dorsales Auseinander-

1. Einleitung

klaffen der Darmbeinschaukeln und verhindern seitliche Kippbewegungen des 5. Lendenwirbels gegen das Darm- und Kreuzbein.

Ein zusätzlicher Stabilitätsfaktor ist die Einschränkung der Beweglichkeit vom Os sacrum und dem jeweiligen Os iliaca durch eine keilförmige Verzahnung der Gelenkflächen (Schiebler, Schmidt, Zilles, 1997).

Unabhängig von den Gelenken des Beckens stabilisieren weitere kräftige Bänder den Beckenring und gewährleisten somit seine enorme Belastbarkeit.

Zwischen dem Seitenrand des Os sacrum und der Spina ischiadica spannt sich das Ligamentum sacrospinale, das die Drehbewegungen in der Articulatio sacroiliaca und vor allem eine Dorsalkippbewegung des Os sacrum um eine transversale Achse verhindert. Die Bänder geraten beispielsweise bei der Vorwärtsbeugung des Oberkörpers (mit entsprechender Dorsalkippung des Os sacrum), bei Sturz auf das Gesäß, bei der Bauchpresse und bei der Geburt unter Spannung.

Des Weiteren entspringt das Lig. Sacrotuberale, ein starkes an beiden Enden aufgeächertes Band, von den Seitenrändern des Kreuz- und Steißbeins und zieht zu der Innenseite des Tuber ischiadicums. Das Lig. sacrotuberale überdeckt von außen teilweise das Lig. sacrospinale und ist mit diesem verwoben.

1.3.2 Die Biomechanik des Beckens

1.3.2.1 Biomechanische Voraussetzungen

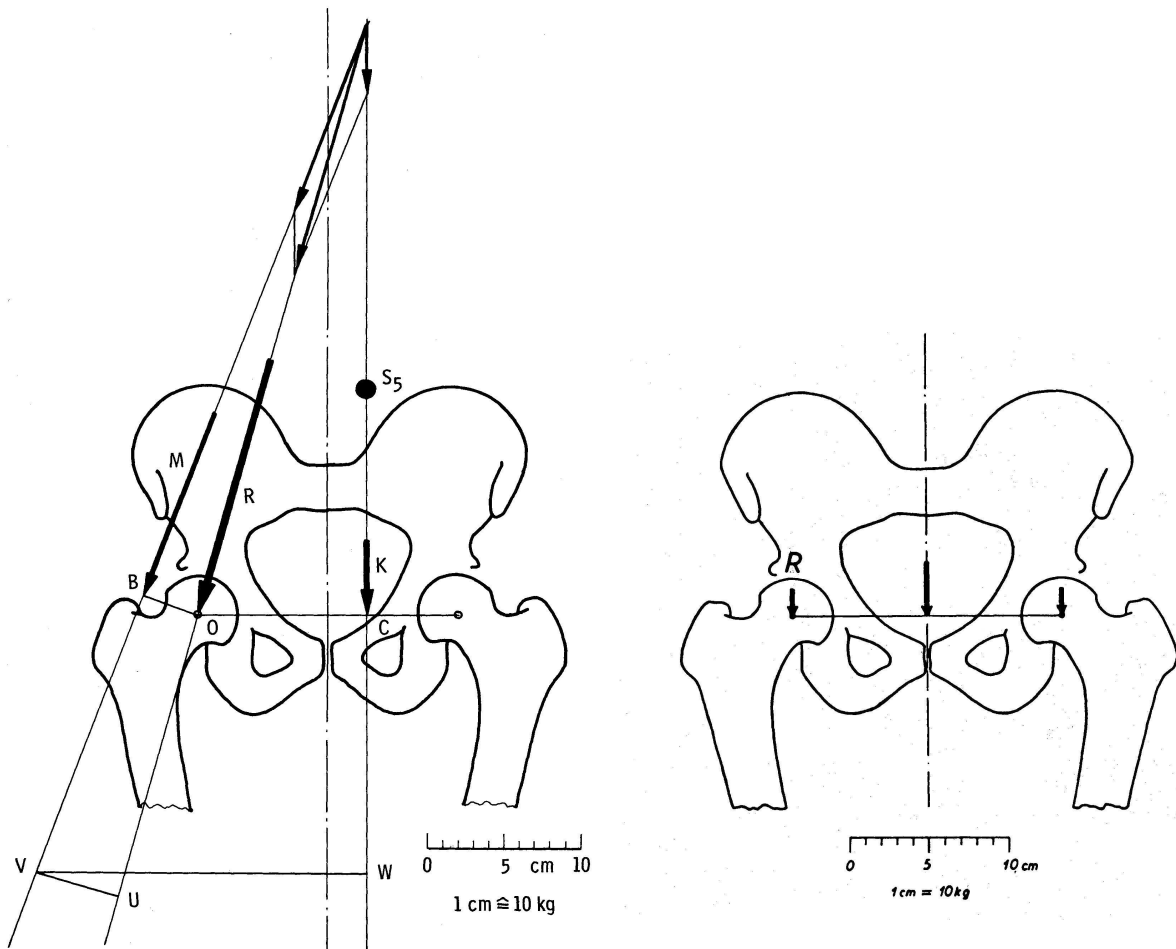
Nahezu die gesamte statische Belastung der Lendenwirbelsäule bzw. des Os sacrum wird auf die beiden Darmbeinschaukeln übertragen. Nur der Zug der Beckeneingeweide auf die Ileosacralgelenke bildet eine Ausnahme. Der Beckenring als geschlossene Ringstruktur ist nicht unflexibel verknöchert, vielmehr ermöglichen ventral der Discus Interpubicus der Symphyse und dorsal die Sakroiliakgelenke als Synchronosen eine SchwingungsfILTER sowie eine Stoßdämpfung. Eine gänzlich verknöcherte Verbindung könnte diese Funktion nicht leisten. Es handelt sich biomechanisch somit um eine geschlossene Bewegungskette mit drei Gliedern (Teubner and Gerstenberger 1992; Teubner 1993). Sowohl das Os sacrum wie auch beide Femora sind federnd über Bänder und knöcherne Strukturen aufgehängt. Durch diese Aufhängung werden

1. Einleitung

Kraftspitzen in kleine Bewegungen umgewandelt, wodurch die einzelnen Bestandteile wie Wirbelsäule und Os sacrum vor zu hoher Belastung und Erschütterung geschützt werden (Teubner und Gerstenberger 1992; Meissner, Fell et al. 1996; Rauber 1998; Tscherne und Pohlemann 1998). Die Ringstruktur des Beckens wird durch Bandstrukturen und Gelenke unterbrochen, so dass direkte Verknöcherungen im Becken nur in den zusammengewachsenen Anteilen des Os ilii, Os ischii und Os pubis zu finden sind. Das Os sacrum ist über die Ligg. sacroiliaca anteriora und posteriora wie eine Hängebrücke aufgehängt und ist zwischen den beiden Darmbeinschaufeln eingekeilt. Es wird über das Lig. sacrotuberale und das Ligamentum sacrospinale zum Os ischii gezogen.

Biomechanisch übernimmt unter statischen Bedingungen (Zweibeinstand) die Symphyse circa zwei Drittel der Kraft in Form von Zugbelastung. Wohingegen die Sakroiliakgelenke ein Drittel der Kraft als Druckbelastung abfangen. Durch die Schwingungsfähigkeit der Gliederkette untereinander erfolgt unter dynamischen Bedingungen (Einbeinstand, z.B. Gehen) ein Ausgleich der Belastung, so dass die Sacroiliacalgelenke jeweils ein zusätzliches Drittel abfangen (Teubner and Gerstenberger 1992). Das Verhältnis von Zug- bzw. Druckkräften kehrt sich somit um. Das heißt im Einbeinstand kommt es zu einer Kräfteumverteilung. Es wirken Druckbelastungen auf die Symphyse und Zugbelastungen auf die Sacroiliakgelenke (Siehe Abbildung 2).

1. Einleitung



Pauwels-Modell der Kräfte am Hüftgelenk im Einbeinstand (16. Gangphase). Abduktoren als Gegendreher zum Körpergewicht (aus Pauwels, 1973)

Zweibeinstand: Vertikaler Krafteinfall an den Hüftgelenken gemäß dem Pauwels-Modell (aus Endler, 1980)

Abbildung 2 : Pauwels-Modell der Kräfte im Einbein- und Zweibeinstand

1.3.2.2 Kräftevektoren im Hüftgelenk

Die bisher unter dem Gesichtspunkt der Biomechanik des Beckens erhobenen Ergebnisse aus Ganganalysen oder Computerberechnungen stützen sich auf vereinfachenden Muskelmodelle oder beschränken sich auf das „normale“ Gehen und Treppensteigen.

G. Bergmann et al. untersuchten mit Hilfe von in Hüftendoprothesen implantierten Messsonden die Biomechanik dieser Bewegungsabläufe. Dies ermöglichte im Gegensatz zu anderen Studien Langzeitergebnisse nach Prothesenimplantation (Bergmann, Deuretzbacher et al. 2001). Die in vivo Untersuchungen beim Patienten zeigten, dass abhängig von der Art der Belastung (Zweibeinstand, Einbeinstand, langsames Gehen, schnelles Gehen und Richtungswechsel) bis zu 250% des Körpergewichtes auf das Hüftgelenk einwirken. Entsprechend der Art der Belastung variierten Länge und Richtung des Kraftvektors dabei deutlich.

Der geschlossene, intakte Beckenring hat die Eigenschaft Schwingungen und somit Erschütterungen des Gesamtkörpers zu reduzieren. Dies wird besonders bei hohen Gewichtsbelastungen und dem Wechsel von Zug- zu Druckbelastungen benötigt.

Wenn ein Knochentumor operativ ein Durchbrechen dieser federnden, schützenden Bewegungen in den Ileosacralgelenken erfordert, ist es sehr schwer, nach einer Hemipelvektomie eine dauerhaft stabile Rekonstruktion zu erreichen.

Im Falle der Hüftverschiebplastik können durch zwei Faktoren die Belastungsspitzen gesenkt werden. Zum einem erfolgt eine Medialisierung des Hüftkopfes. Zum anderen bewirken die Ausweichbewegung des Os sacrum mit Gewichtsverlagerung des Rumpfes nach lateral durch eine Überdachungsverbesserung eine Entlastung (Winkelmann 1988; Ozaki, Hillmann et al. 1998; Hoffmann, Gosheger et al. 2006).

Unter diesem Gesichtspunkt ist eine Rekonstruktion nach Tumorresektion nahe an den anatomischen Grenzen erstrebenswert.

Allerdings ist für das Ausmaß der Resektion wie bei allen Tumoren Dignität, Entität sowie Dimension und Lage des Tumorgewebes entscheidend.

1. Einleitung

1.4 Beckenteilresektionen nach Enneking und Dunham

Enneking u. Dunham und später Dunham haben Beckenteilresektionen in ein Schema I±III eingeteilt. Bei Typ-I-Resektionsdefekten können Teile der Beckenschaufel belassen werden, wenn sie nicht die Stabilität des Beckenringes bedrohen. Auch bei Typ-III-Resektionen nach Enneking an Schambein oder Sitzbein müssen keine Rekonstruktionen vorgenommen werden. Resektionen von periacetabulären Beckenanteilen (TypII) hingegen bedürfen einer operativen Intervention mit Gelenkersatz (Siehe Abbildung 3).

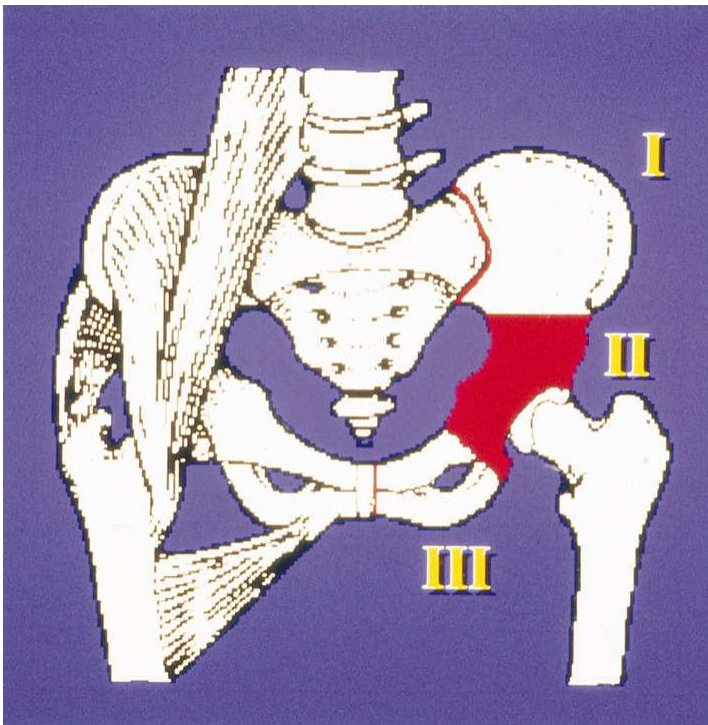







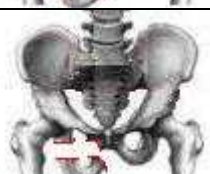


Abbildung 3: Einteilung der Beckenteilresektion in Typ I±III (Enneking 1978)

Aus: Orthopäde 1998 ´ 27:287-293 Springer-Verlag 1998 H. Rechl , W. Mittelmeier et al.

Dunham entwickelte später eine Klassifikation für periacetabuläre Beckenresektionen. Er veröffentlichte sie 1987 in dem Buch von W.F. Enneking. Diese Klassifikation ist die Grundlage für eine einheitliche Nomenklatur in der Beckenchirurgie. Das Becken wird nach dieser Nomenklatur in eine supraacetabuläre (I), eine acetabuläre (II) und eine infraacetabuläre (III) Region gegliedert und mit römischen Zahlen benannt. Die Region IV enthält zusätzlich das Os sakrum. Je nach Umfang der Resektion in der jeweiligen Region folgen Buchstabenzusätze von a, b oder c (Enneking 1986; Enneking, Dunham et al. 1990).

1. Einleitung

Beckenresektionstypen nach Dunham	Resektion
<p>P I-Resektion: Entfernen des Os ileum oberhalb des Acetabulums und lateral des Illeosacral-Gelenks</p>	
<p>P I a -Resektion: Entfernen der dorso-lateralen Crista illiaca mit Anteilen der Ala ossis illii</p>	
<p>P I b- Resektion: Entfernen des Os Illii oberhalb des Acetabulums und durch den Gelenkspalt des Illeosacral-Gelenks</p>	
<p>P I c- Resektion: Entfernen des Os illii oberhalb des Acetabulums und medial des Illeosacral-Gelenks bis zur massa lateralis des Sakrums</p>	
<p>P II - Resektion: Entfernen des oberen Pfeilers des Acetabulums</p>	
<p>P III- Resektion: Entfernen des unteren Pfeilers des Acetabulums mit Os pubis bis zur Symphyse und zum Os ischii</p>	
<p>P III a- Resektion: Entfernen von Os pubis und Os ischii unter Erhalt des Acetabulums</p>	
<p>P III b- Resektion: Entfernen des Os ischii</p>	

1. Einleitung



<p>P I-III- Resektion: Interne Hemipelvectomy entlang der Symphyse der Gegenseite und entlang des Gelenkspalts des Illeosacral-Gelenks</p>	
<p>P IV - Resektion: Interne Hemipelvectomy entlang der Symphyse der Gegenseite und Mitnahme des Sakrums bis zur massa lateralis</p>	

Abbildung 4: Schematische Darstellung der Beckenresektionen von PI bis PIV mit dem jeweiligen Umfang der Resektion gekennzeichnet von a bis c.

PI- Resektionen beschreiben wie oben erwähnt supraacetabuläre Resektionen des Os ileums. Die nun beschriebenen Resektionstypen nach Dunham sind in der Abbildung 4 illustriert.

Typ P I a benötigt keine knöchernen Rekonstruktion, da die tragenden Anteile des Beckenringes und die Gelenkflächen nicht betroffen sind. Stabilität und Funktion bleiben erhalten.

Typ P I b erfordert eine komplette Resektion des Os Ileums oberhalb des Acetabulums und entlang des Illeosacralgelenks. Die Stabilität des Beckenringes ist aufgehoben.

Typ P I c entspricht P I b, zusätzlich muss ein Teil des Os sacrum reseziert werden. Die tragende Ringstruktur des Beckens ist unterbrochen. Das Becken ist instabil. Dies erfordert eine Rekonstruktion des Beckenschlusses.

PII- Resektionen betreffen die Region des Acetabulums, dementsprechend der Verbindung von Becken und der unteren Extremität. Bei PII- Resektionen wird der obere Pfeiler des Acetabulums entfernt. Die Kontinuität des Beckenringes und somit seine Stabilität ist nicht gewährleistet. Die Funktion ist eingeschränkt bis aufgehoben. Für Typ II- Resektionen ist, neben der Wiederherstellung des Ringschlusses, eine Rekonstruktion des Acetabulums notwendig.

1. Einleitung

Bei Typ **PIII- Resektionen** ist die infraacetabuläre Region involviert.

Typ PIIIa- Resektionen umfassen eine Entfernung des Os pubis und des Os ischii unter Erhalt des Acetabulums. Die Funktion des Acetabulums als Bindeglied zur unteren Extremität bleibt bestehen. Die Stabilität ist unterbrochen und erfordert eine künstliche Verbindung zwischen Acetabulum auf der operierten Seite und der gegenüberliegenden Symphyse.

Bei Typ IIIb- Resektionen wird lediglich das Os ischii reseziert. Hierbei wird also weder die Beweglichkeit des Gelenkes noch die Stabilität des Beckenringes eingeschränkt und somit ist keine überbrückende Rekonstruktion erforderlich

Die Ausdehnung des Tumors bei einer Typ IV- Resektion erfordert eine komplette interne Hemipelvektomie unter Beteiligung des Os Sakrum.

Der Buchstabe F (für Femur) bedeutet, dass der proximale Femuranteil mit entfernt werden muss.

1.5 Rekonstruktionsmöglichkeiten nach einer Tumorresektion mit ihren Vor- und Nachteilen

Ziel des Operateurs ist neben der kompletten Resektion des Beckentumors der Erhalt des Beins des Patienten. Aktuell stehen dem Operateur verhältnismäßig neue Bildgebungsmöglichkeiten wie Computertomografie, PET und Magnetresonanztomographie zur Verfügung. Durch diesen Fortschritt in der Bildgebung sowie durch die Reduktion der Tumorgröße durch adjuvante und neoadjuvante Chemotherapien ist es häufiger möglich das Bein des oft jungen Patienten zu erhalten und ihm dadurch eine wesentlich höhere Lebensqualität zu ermöglichen.

Die Erfahrungen mit primären Beckentumoren sind durch ihre Seltenheit sehr begrenzt. Dadurch existieren keine starren Vorgaben von Rekonstruktionsverfahren, vielmehr müssen Entscheidungen individuell getroffen werden.

Dem Resektionstyp entsprechend werden Arthrodesen, Allograft, bestrahlter Autograft oder Tumorprothesen zur Defektdeckung verwandt.

1. Einleitung

Es folgt eine allgemeine Übersicht über die Rekonstruktionsmöglichkeiten nach entsprechenden Tumorresektionen nach Dunham sowie die Diskussion ihrer Vor- und Nachteile.

Die jeweilige Lokalisation des Tumors erfordert nach Entfernung des Tumorgewebes bei Instabilität des Beckenrings eine entsprechende Rekonstruktion oder bei Erhalt der tragenden Anteile des Beckenrings keine Wiederherstellung.

Je nach Tumorlokalisierung gibt es dementsprechende Vorgehensweise bei den unterschiedlichen Resektionstypen:

Bei Typ P I a- Resektionen ist bei Entfernung eines Teils der Crista iliaca ein stabiler Beckenring gewährleistet. Dieser Resektionstyp erfordert keine Rekonstruktion. Frei gewordene Muskelansätze und Ligamente werden über der neu abgerundeten Rest-Crista iliaca vernäht oder ihrer Funktion entsprechend neu inseriert. Die postoperative Funktion ist von der nötig werdenden Weichteilresektion (Muskeln, Nerven- und Gefäßbahnen etc.) abhängig.

Bei den Typ PI b- Resektionen ist der Beckenring durch Entfernung von tragenden Anteilen des Os ileums unterbrochen. Hier wird eine Rekonstruktion des Beckenrings erforderlich. Es gibt verschiedene Rekonstruktionsmöglichkeiten.

Bei Entfernung der gesamten Darmbeinschaukel werden individuell ersetzende Tumorprothesen angepasst. Bei Teilresektionen existiert die Möglichkeit mit Allo- oder Autografts die Kontinuität wieder herzustellen.

Große Fremdkörper verursachen allerdings häufig aseptische Lockerungen oder ein Implantatversagen. Zudem bergen sie die Gefahr von Wundheilungsstörungen und tiefen Infektionen. Insgesamt haben sie eine Komplikationsrate von 64-70% (Guest, Bell et al. 1990; Harrington 1992; Aboulafia, Buch et al. 1995; Temple, O'Keefe et al. 1995; Ozaki, Hillmann et al. 1996; Bell, Davis et al. 1997; Yoshida, Osaka et al. 2000; Langlais, Lambotte et al. 2001). Aufgrund des ausgedehnten operativen Zugangswegs bei großen implantierten Fremdkörpern und der oft unzureichenden Weichteildeckung treten hierbei häufig Infektionen auf. Bei tiefen Infektionen droht neben einer Revisionsoperation die Gefahr einer sekundären Amputation (Carter, Eastwood et al. 1990; Donati, Capanna et al. 1993; Bell, Davis et al. 1997; Hillmann, Hoffmann et al. 2003; Windhager, Welkerling et al. 2003).

1. Einleitung

Rekonstruktionen z.B. mit gefäß-gestielter Fibula oder mit einem langen Knochenspan des Beckenkamms zeigen hingegen ein gutes funktionelles Outcome und geringere Infektionsraten. Aufgrund initial unzureichender Primärstabilität müssen die Patienten zunächst lange immobilisiert werden. Trotz dieser Vorsichtsmaßnahme treten häufig Pseudarthrosen oder Frakturen auf (Abudu, Cannon et al. 1995; Ozaki, Hillmann et al. 1997).

Für Typ P I c Resektionen gelten ähnliche Rekonstruktionsmöglichkeiten wie bei Typ P I b, allerdings müssen entfernte Os sacrum Anteile mit versorgt werden.

Typ PII Resektionen betreffen die Region des Acetabulums, also die Verbindung von Becken und unterer Extremität. Bei PII Resektionen wird der obere Pfeiler des Acetabulums entfernt. Die Kontinuität des Beckenrings und somit seine Stabilität ist nicht gewährleistet. Die Funktion ist eingeschränkt bis aufgehoben. Für Typ II Resektionen ist, neben der Wiederherstellung des Ringschlusses, eine Rekonstruktion des Acetabulums notwendig. Hierzu werden Allo -bzw Autograft implantiert z.B. in Kombination mit einer Hüfttotalendoprothese (Siehe auch Abbildung 5)

Zur Wiederherstellung des geschlossenen Beckenrings können individuell angefertigte Beckenmegaprothesen eingesetzt werden. Zudem existieren Rekonstruktionstypen ohne Wiederherstellung des Beckenringschlusses wie pubofemorale Arthrodesen und Sattelprothesen. Kurz erwähnt sei die früher verwendete Flail- Hip /Super Girdlestone (Schwameis, Dominkus et al. 2002). Dieses Operationsverfahren wird aber heute aufgrund der langen postoperativen Ruhigstellung und der nicht vorhersehbaren funktionellen Outcome nur noch in Ausnahmefällen eingesetzt (Steel 1978; Nilsson, Kreicbergs et al. 1982; O'Connor and Sim 1989; Takami, Ieguchi et al. 1997; Schwameis, Dominkus et al. 2002).

Eine Alternative ohne Rekonstruktion des knöchernen Beckenrings bietet die in der Orthopädie der Westfälischen Wilhelms Universität in Münster entwickelte Hüftverschiebeplastik aufgrund ihrer guten funktionellen Resultate (Winkelmann 1988).

1. Einleitung

Bei den Resektionstypen P III a und b bleibt die Hüftpfanne erhalten. Bei Verlust des Os pubis bei Typ P III a wird ein Beckenringschluss mit Knocheninterponaten oder Polyaxialschrauben mit Titanstäben in Palacos eingebettet angestrebt.

Bei Typ P III b- Resektionen bleibt die Kontinuität und Stabilität des Beckenringes erhalten. Lediglich das Os ischii wird entfernt. Ähnlich wie bei Typ P I a werden die Weichteile (Muskeln und Bänder) an den verbliebenen knöchernen Strukturen befestigt.

Typ P IV- Resektionen mit einer kompletten internen Hemipelvektomie und zusätzlicher Entfernung von Os sacrum- Anteilen erfordern eine aufwendige Rekonstruktion entweder durch Allograft, bestrahlten Autograft, Megaprothese oder der in Münster verwendeten Hüftverschiebeplastik.



Mögliche Rekonstruktionsverfahren	Resektion
P I-III Ringschluss unterbrochen, Rekonstruktion durch: Allograft, bestrahlter Autograft, Megaprothese, Hüftverschiebeplastik, flail hip, super girdlestone	
P IV Ringschluss unterbrochen, Rekonstruktion durch: Allograft, bestrahlter Autograft, Megaprothese, Hüftverschiebeplastik, flail hip, super girdlestone	

Abbildung 5: Beckenrekonstruktionsmöglichkeiten nach Resektion

1.6 Rekonstruktionsoptionen nach Typ I-III/ Typ IV Beckenteilresektion

Wie bereits oben erwähnt gibt es den Beckenring rekonstruierende und nicht rekonstruierende Operationsoptionen.

Ein theoretisch erstrebenswerter künstlicher Beckenringschluss durch Prothesen scheidet derzeit noch an der Rigidität der verwandten künstlichen Materialien. Die natürlichen elastischen Eigenschaften der Symphyse und des Ileosacralgelenks können durch Megaprothesen nicht ersetzt werden. Häufig lassen sich nach Einbringung von Megaprothesen Lockerungen oder gar Brüche beo-

1. Einleitung

bachten. Zudem bergen große Implantate bekanntlich die Gefahr von Wundheilungsstörungen und Infektionen (Uchida, Myoui et al. 1996; Abudu, Grimer et al. 1997; Ozaki, Hillmann et al. 1997; Ozaki, Hoffmann et al. 2002; Ozaki, Putzke et al. 2002; Schwameis, Dominkus et al. 2002; Hillmann, Hoffmann et al. 2003). Windhager rät davon ab, Beckenmegaprothesen einzusetzen (Windhager, Welkerling et al. 2003).

Allograftimplantate, wie z.B. Ileumschaukeln, sind derzeit ebenfalls keine Alternative. Sie müssen mit Hochdosis bestrahlt werden und verändern die Struktur des Knochens so, dass eine ausreichende Osteointegration nicht mehr möglich ist. Aufgrund dieses „toten“ Knochengewebes versagen die Implantate häufig in Form von Frakturen, Nekrosen, Infektionen und Pseudoarthrosen. Das Allograft versagt im Schnitt nach nur 58,6 Monaten (Harrington 1992; Donati, Capanna et al. 1993; Ozaki, Hillmann et al. 1997; Yoshida, Osaka et al. 2000; Langlais, Lambotte et al. 2001; Gerrand, Griffin et al. 2003; Beadel, McLaughlin et al. 2005). Durch diese verhältnismäßig kurze Zeit, in der der Patient von der Prothese profitiert, stellt sich die Frage, ob ein so belastender Eingriff vertretbar ist. Auch der intramedulläre Einsatz von antibiotikahaltigem Knochenzement konnte diese hohen Komplikationsraten nur unwesentlich verbessern (Ozaki, Hillmann et al. 1996; Gerrand, Griffin et al. 2003). Die Komplikationsrate dieses Rekonstruktionsverfahrens wird in der Literatur zwischen 60-100% angegeben (Guest, Bell et al. 1990; Harrington 1992; Donati, Capanna et al. 1993; Ozaki, Hillmann et al. 1996; O'Connor 1997; Ozaki, Hillmann et al. 1997; Yoshida, Osaka et al. 2000; Langlais, Lambotte et al. 2001; Schwameis, Dominkus et al. 2002; Gerrand, Griffin et al. 2003; Hillmann, Hoffmann et al. 2003; Windhager, Welkerling et al. 2003; Beadel, McLaughlin et al. 2005).

Derzeit existieren drei wesentliche Operationsalternativen, bei denen der Beckenring nicht rekonstruiert und kein großer Fremdkörper eingebracht wird. Es handelt sich um die pubofemorale Arthodese, die „flail hip“ und die Hüftverschiebeplastik, wie sie im Universitätsklinikum in Münster angewandt wird.

Die Pubofemorale Arthodese fixiert den Femur am Os Pubis. Wie der Name vermittelt, führt die Gelenksteifigkeit zu einem Funktionsverlust des Hüftgelenks. Interessanterweise beobachteten O'Connor et al., dass nach dem Ver-

1. Einleitung

sagen der Arthrodese und nach der Bildung einer straffen, pubofemorale Pseudarthrose sich deutlich bessere klinische Ergebnisse zeigen (O'Connor 1997).

Wie bereits oben erwähnt wird die Flail-Hip/Girdlestone-Operation heute aufgrund der langen postoperativen Ruhigstellung und des nicht vorhersehbaren funktionellen Outcomes durch eher zufällige Narbenbildung nur noch selten eingesetzt (Steel 1978; Nilsson, Kreicbergs et al. 1982; O'Connor and Sim 1989; Takami, Ieguchi et al. 1997; Schwameis, Dominkus et al. 2002).

Eine überzeugende Alternative, besonders bei Tumorinfiltration des Acetabulums, ist die 1988 durch Winkelmann entwickelte Hüftverschiebeplastik. Hierbei wird der Femurkopf in einen Gewebeschlauch (MUTARS[®]-Anbindungsschlauch Firma Implantcast[®] Buxtehude) eingenäht. Der Gewebeschlauch wird mit Hilfe von 4 Knochenankern (2-0 MITEK[®] Surgical Products International, INC. Westwood, MA 02090, USA) und den in diesen verlaufenden USP Polyesterfäden am entsprechenden Os ileum-rest oder Os sacrum fixiert. Dieser Gewebeschlauch induziert eine kontrollierte Narbenbildung und entwickelt sich so zu einem langfristig stabilem, künstlichen Hüftgelenk. Histopathologische Untersuchungen zeigen, dass sich durch das Gewebenetz induziert eine stabile, belastbare Narbe entwickelt (Gosheger, Hillmann et al. 2001).

Je nach Resektionsausmaß ist es möglich gluteale Muskulatur funktionell zu reintegrieren. Bei der Hüftverschiebeplastik Typ IIa ist die am Trochanter major inserierende gluteale Muskulatur noch erhalten. Hier dient der Anbindungsschlauch hauptsächlich zur Ausbildung einer neuen künstlichen Gelenkscapsel. Wenn wie bei der Typ IIb Hüftverschiebeplastik hingegen Muskulatur abgesetzt werden musste und eine extraartikuläre Femurresektion notwendig war, besteht die Option diese an dem Anbindungsschlauch zu fixieren. Diese Kombination erhält teilweise durch die reintegrierten Muskelanteile die Beweglichkeit und verhindert eine Infektionen begünstigende Hohlrumbildung. Der Femurkopf muss durch eine Endoprothese ersetzt werden. Diese kann auch eine Beinlängendifferenz in Abhängigkeit von den Weichteilen ausgleichen. Die Rekonstruktion kann also auch eingesetzt werden, wenn sonst aufgrund des proximalen Femurverlustes nur eine BII- Umkehrplastik möglich wäre (Winkelmann 1996).

1. Einleitung

Eine funktionell störende Beinverkürzung durch des nun höher ansetzende Femurs kann aber auch mit knochenverlängernden Operationen nach Abschluss der adjuvanten Therapie ausgeglichen werden (Hillmann, Hoffmann et al. 2003; Rodl, Gosheger et al. 2003; Rodl, Hoffmann et al. 2003; Hoffmann, Gosheger et al. 2006).

Erfreulicherweise treten anscheinend Wundheilungsstörungen und tiefe Infektionen nach der Hüftverschiebeplastik Typ IIb mit zum Teil großen Endoprothesen nicht häufiger auf als bei Typ IIa Hüftverschiebeplastiken (Gebert 2007).

Die Hüftverschiebeplastik bietet eine funktionelle Rekonstruktion des Hüftgelenks unter Erhalt des Beines. Sie weist, verglichen mit anderen Rekonstruktionsmöglichkeiten, weniger Infektionen begünstigendes Fremdmaterial auf und ermöglicht dem Operateur, im Vergleich zu allen anderen Rekonstruktionsoperationen, die größte intraoperative Flexibilität.

Zudem ist sie im Vergleich zu individuell angefertigten Tumorprothesen oder individuell ausgewähltem Allograft eine verhältnismäßig einfache Rekonstruktion.

Resektionen bei Rekonstruktionsverfahren mit individuell angepassten Prothesen oder optimal ausgewählten Allograft müssen sich an den Bildern der präoperativen MR- oder Computertomografie orientieren. Wenn intraoperativ eine Abweichung der zuvor geplanten Vorgehensweise erforderlich wird, ist die Einpassung der zuvor angefertigten Implantate erschwert oder nicht mehr möglich. Die Hüftverschiebeplastik hingegen kann individuell nach intraoperativen Anforderungen positioniert und angepasst werden.

Dies bietet eine zusätzliche onkologische wie auch chirurgische Sicherheit, da dies eine Rekonstruktion von Typ II bis Typ IV Defekten ermöglicht.

Zurzeit liegen nur wenige Daten hinsichtlich der Primärstabilität der Hüftverschiebeplastik vor der Narbenbildung vor. Dementsprechend werden die Patienten zur Prävention von Neokapselversagen, Anker- oder Fadenrissen postoperativ immobilisiert.

Die Patienten müssen bisher sechs Wochen eine konsequente Bettruhe im Beckenbeingips mit achsengerechtem Drehen zur Versorgung der Operationswunde und der Körperpflege einhalten.

1. Einleitung

Eine solch lange Immobilisation birgt die bekannten Gefahren von Osteoporose, Muskelatrophien, Dekubitusulzera, Thrombosen, Parästhesien etc. Anschließend wird eine konsequente Krankengymnastik zum Muskelwiederaufbau nötig. Das junge Patientenkollektiv toleriert die konsequente Bettruhe allerdings häufig schlecht. Besonders Kinder können nach Aufhebung der strengen Bettruhe häufig die vorgegebene Entlastung innerhalb der schmerzfreien Grenzen nur schwer umsetzen. Die Immobilisation sollte demzufolge idealerweise so kurz wie möglich sein.

Die Kenntnis der primären maximalen Belastbarkeit der Hüftverschiebeplastik vor Ausbildung der stabilisierenden Narbe ist dementsprechend von großer klinischer Relevanz. Da zurzeit keine Daten über die Primärstabilität vorliegen, stellt sich die Frage, in wieweit die konsequente, langfristige Bettruhe notwendig ist. Zur Beantwortung dieser Frage benötigt man Kenntnisse über die Primärstabilität der entsprechenden Materialkombinationen. In dieser Studie werden zwei verschiedene Schraubankersysteme zunächst gegeneinander getestet. Anschließend wird das System mit der größeren Stabilität mit unterschiedlicher Anzahl von Ankern auf ihre Stabilität getestet. Derzeit sind vier Anker zur Fixierung der Hüftverschiebeplastik etabliert. Es wäre klinisch interessant ob Hüftverschiebeplastiken auch bei drei Ankern ausreichend stabil sind. Zum Beispiel wenn zu wenig Knochenmaterial zur Einbringung von 4 Ankern vorhanden ist und ansonsten eine Amputation notwendig würde. Zum anderen stellt sich die Frage, ob 5 oder 6 Anker der Hüftverschiebeplastik eine größere Stabilität und so dem Patienten postoperativ eine größere Sicherheit und schnellere Mobilisation ermöglichen würden.

Unter diesen Fragestellungen zur Primärstabilität der Hüftverschiebeplastik wurde die hier vorgestellte biomechanische Studie durchgeführt.

2. Material und Methoden

2.1 Biomechanische Vorüberlegungen zu Material und Versuchsaufbau bei Hüftverschiebepplastiken, die bei periaacetabulären Tumoren (p2-Resektionen) eingesetzt werden

- Wie sollte der Versuch aufgebaut sein, um in-vivo wirkende Belastungen nachzuvollziehen?
- Wie standardisiert man den Versuch, so dass er reproduzierbar ist?
- Wie kann man den ungünstigsten Belastungsmoment (worst case) simulieren?
- Welchen Einfluss hat das Ankermaterial?
- Wie viele Anker benötigt man für eine stabile Konstruktion?

Bei der Auswahl des Materials wäre humaner Knochen zur Befestigung der Hüftverschiebepplastik wie Becken und Femur von jungen Menschen, dem Patientenkollektiv entsprechend, die realitätsnächste Möglichkeit. Diese sind aber in größeren Mengen nicht verfügbar. Das humane Knochenmaterial des anatomischen Instituts ist für eine Simulation nicht geeignet. Die Knochen stammen vornehmlich von alten Menschen, die unter Vorerkrankungen wie Osteoporose oder Frakturen litten und sich somit interindividuell unterscheiden.

Es gibt die etablierte Möglichkeit, biomechanische Experimente mit Schweineknöcheln durchzuführen (Cunningham, Seftor et al. 1993; Cunningham, Lewis et al. 2002) und die Alternative Polyethylen mit ultra hohem Molekulargewicht (ultra-highmolecular-weight Polyethylen=UHMW-PE) (Cunningham, Lewis et al. 2002; Hafer, Ottaviano et al. 2004; Mikles, Asghar et al. 2004) in der Stärke von 20mm zu verwenden. Dieses Material wurde bereits bei biomechanischen Studien für Wirbelsäuleninstrumentarien etabliert (Hafer, Yeung et al. 2001; Hafer, Ottaviano et al. 2004).

Bei dieser Versuchsreihe wurden beide Möglichkeiten berücksichtigt.

2. Material und Methoden

Die Verwendung von Kunststoffen bietet zahlreiche Vorteile. Den entscheidenden Grund für die Verwendung von UHMW-PE zeigt das Elastizitäts-Modul (E-Modul). Der Hersteller gab das E-Modul für UHMW-PE mit 15000 N/mm^2 an. Das E-Modul von kortikalem Knochen zum Beispiel der Tibia oder auch der Mandibula wird mit vergleichbaren Werten angegeben (Cunningham, Seftor et al. 1993; Hafer, Ottaviano et al. 2004; Mikles, Asghar et al. 2004). UHMW-PE besitzt somit standardisierte mechanische Eigenschaften. Eine Fehlerquelle durch individuelle Knochenbeschaffenheit ist dadurch ausgeschlossen.

Der Versuchsaufbau kann exakt nachvollzogen werden. Die Ankerpositionierungen können sehr genau reproduziert werden. Es können keine Fehler durch Interpositionierung von Ankern in Bandscheiben usw. entstehen.

Die Prüfung konzentrierte sich so auf die zu testenden Ankersysteme und dementsprechenden Versuchsaufbau wie die Ankeranzahl, die Fadenreissfestigkeit und die MUTARS[®]-Anbindungsschlauchkonstruktion.

2.2 Überlegungen zum „worst-case“ und der Belastungsausrichtung zwischen Duokopfprothese und Sakrum bzw. UHMW-PE)

Ziel des Versuchs ist die Testung der Primärstabilität der Hüftverschiebeplastik mit ihren Einzelkomponenten:

Anker, Ankeranzahl, MUTARS[®]-Anbindungsschlauchkonstruktion und Fadenreißfestigkeit.

Druckbelastungen des Knochen und des genormten UHMW-PE sind in diesem Interface nicht von Interesse, da durch eine Druckentlastung durch den Knochen das Rekonstruktionsmaterial entlastet würde. Es ist dementsprechend wichtig, den Winkel so zu wählen, dass kein Druck von dem Knochen abgefangen wird.

2. Material und Methoden

Wie von Wessling et al. (Wessling, Aach et al. 2009) beschrieben, sollte bei der Hüftverschiebeplastik nach Typ IIb-Beckenresektion zur Testung der Rekonstruktion im Sinne eines "worst-case-szenarios," bei 0 Grad getestet werden.

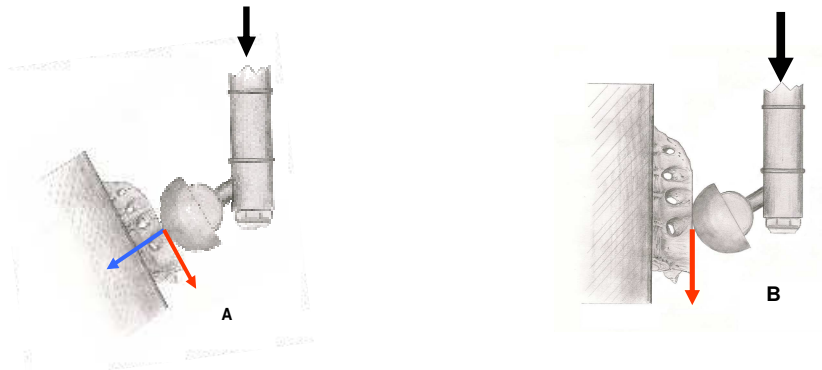


Abbildung 6: Schematische Darstellung des Versuchsaufbau mit freundlicher Genehmigung von M. Wessling.

A Versuchsaufbau bei 45° Mit eingeleiteter Kraft (schwarzer Pfeil), Schubrichtung des Hüftkopfes (roter Pfeil) und Kraftaufnahme durch den Knochen (blauer Pfeil).

B worst-case- bei 0°, in dem die Duokopfprothese ohne Druckübertragung auf den Knochen an diesem entlang gleiten kann.

Durch eine planparallele Verschiebung der Duokopfprothese ohne Reibung und Druckabfang durch den Knochen oder UHMW-PE ist eine isolierte Testung der Rekonstruktion (Faden, Anker, Anbindungsschlauch) im Sinne eines „Worst-case“ möglich (dargestellt in Abbildung 6). Da in diesem Falle die aufgewendete Kraft nahezu ausschließlich auf das Interface wirkt, wird dadurch eine eindeutige Aussage zur Primärstabilität einer Hüftverschiebeplastik im Sinne eines „worst-case-Szenarios“ ermöglicht.

Diese Überlegungen wurden auf das Modell mit UHMW-PE übertragen.

2.3 Materialien

2.3.1 Ankersysteme

Es wurden zwei Schraubankersysteme mit dazugehörigen Fäden gegeneinander getestet.

Das in Abbildung 7 dargestellte System der Firma Smith & Nephew TWINFIX Ti[®] wird mit vorgefädelten Nahtmaterialverankerungen (6,5) geliefert. Das Nahtmaterial besteht aus je zwei geflochtenen, nicht resorbierbaren Silikon-Polytetrafluorethylen (PTFE) Fäden oder geflochtenen, unbeschichtetem, nicht resorbierbarem UHMW- Polyethylen und UHMW- Polyethylen mit Monofilament Polypropylen- Cu -Geflecht, genannt Ultrabraid[®] der Stärke 2-0.

Das andere System gehört der Firma DePuy Mitek (Johnson & Johnson company[®]). Auch diese Firma verwendet vorgefädelte Anker (Mitek Fastin RC[®] armierte Fadenanker) aus Titanlegierung, vormontiert auf einem Einweg-Setzelement und ist zur Fixierung von zwei Nahtfäden der Stärke USP 2 am Knochen indiziert.

Das verwandte Nahtmaterial Orthocord ist ein geflochtenes Nahtmaterial aus resorbierbaren Polydioxan (PDS) und ungefärbten nicht resorbierbaren Polyethylen. Diesen Ankertyp gibt es auch mit Ethibond- (nicht resorbierbar), geflochtenen Polyester- oder Panacrylfäden.

Die Fäden der Knochenanker wurden mit ledigen Einfädelnadeln und gängigen chirurgischen Nadelhaltern an MUTARS[®]-Anbindungsschläuchen realisiert.

Des Weiteren wurde die Tumorprothese mit der MUTARS[®]-Anbindungsschlauch-Ummantelung durch eine Rohrschelle (1 ¼ Zoll, Gerlach Zubehörtechnik, Leipzig) fixiert.

2. Material und Methoden



Abbildung 7 : Vorgefädelte Anker TWINFIX Ti® der Firma Smith & Nephew

2.3.2 Schweinesakrum mit Fixierung

Die bei diesen Versuchen verwandten Knochen stammten von 26 Wochen alten Schweinen aus einer Schlachtung. Die frischen, medial getrennten Sakren wurden bei minus 20° Celsius tief gefroren. Vor Versuchsbeginn wurden sie bei Raumtemperatur aufgetaut. Die aufgetauten Weichteile wurden unter Schonung der Bandscheiben und Ligamente mit einem Skalpell abgetrennt. Standardisiert reichten die präparierten Sakren vom fünften Lendenwirbel bis zum dritten Sakralwirbel.

Ziel war es, die Schweinekreuzbeine so zu fixieren, dass der Versuch in der selbem Position entsprechend reproduziert werden konnte. Um die Knochen zu befestigen, wurde das präparierte Sakrum in einem hohlen Aluminiumblock mit 2-K-PU Palacos (2-Komponenten-Polyurethan-Schaum (H400-AT Voss chemie GmbH, Uetersen) eingegossen (siehe hierzu Abbildung 8). Der Aluminiumblock wurde durch einen Schraubstock an einem Kreuztisch befestigt.



Abbildung 8: Eingespannte Tumorprothese am fixierten Schweinesacrum

2.3.3 UHMW-PE mit Fixierung

Verwandt wurde der Kunststoff UHMW-PE (Firma Monopol Snowboards, Lünen) mit einem definierten E-Modul von 15000 N/mm^2 als Knochenalternative (Hafer, Ottaviano et al. 2004) (dargestellt auf Abbildung 9). Die Größe der Sakrumsimulation aus UHMW-PE betrug $120\text{mm} \times 100\text{mm} \times 20\text{mm}$.

Alle PE-Platten waren 20mm dick mit einer Toleranz von $\pm 0,01\text{mm}$.

Messungen mit einer elektronischen Schieblehre (nach DIN 862 IP 67, der Fa. Tesa SA Messgeräte und -Systeme, Rennes, Schweiz) bestätigten ein konstantes Dickenmaß. Die Kantenlänge wies eine Längendifferenz von bis zu $\pm 1,5\text{mm}$ auf.

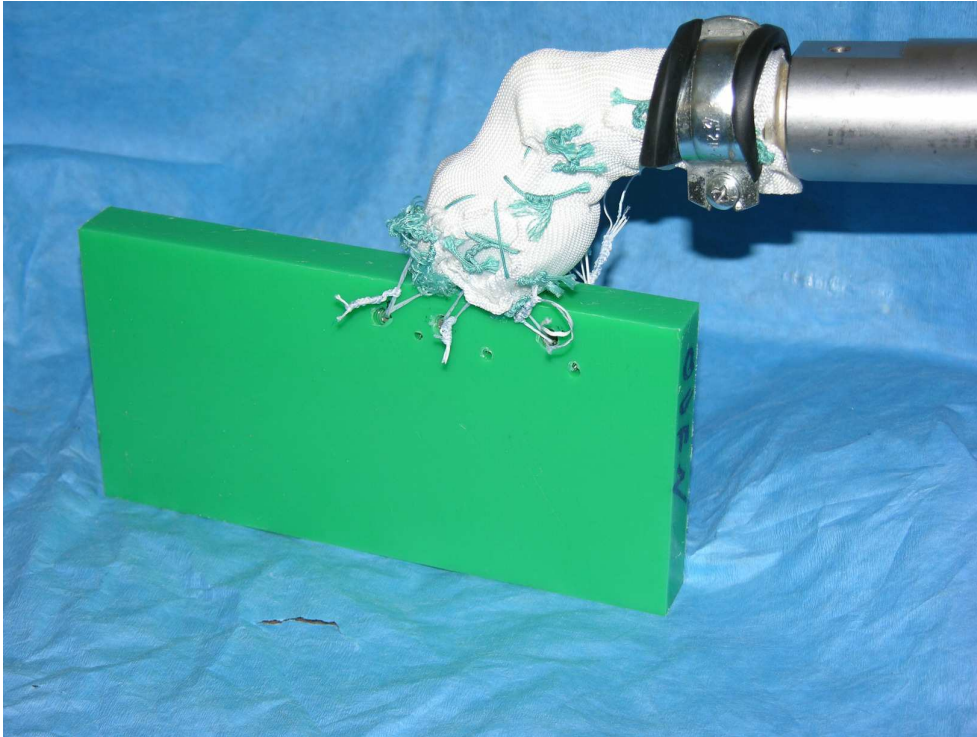


Abbildung 9: eingespannte Tumorprothese am UHMW-PE

2.3.4 Tumorprothese

Um den proximalen Femur des Patienten zu simulieren, wurden zunächst Schweinefemora genutzt. Jedoch zeigte sich, dass die porcinen Femora zu kurz waren, um realitätsgetreu vernäht zu werden. Zum anderen war die Epiphysenfuge nicht vollständig verschlossen und instabil. Alternativ fiel die Entscheidung für eine Duokopftumorprothese aus Titan (Implantcast: MUTARS® proximaler Femur 50mm, Hülse 40mm, Abbildung 10) als standardisierten Ersatz des humanen proximalen Oberschenkels. Diese Prothesen werden auch in realitas bei Patienten mit vom Tumor infiltrierten oder anders zerstörten Femurköpfen verwendet. Die Prothese wurde mit einer M10 Stahlschraube an der Materialprüfmaschine befestigt.



Abbildung 10: Tumorprothese proximaler Femur

2.3.5 MUTARS-Anbindungsschlauch

Zur Verbindung zwischen Sakrum und Prothese wurde eine Konstruktion mit je zwei MUTARS[®]-Anbindungsschläuchen (PET, Implantcast[®]) (Siehe Abbildung 11) mit Ankern und Fäden fixiert. Die Tumorprothese wird - wie beim Versuchsaufbau beschrieben - mit Ethibond[®] 6-0 Fäden (Ethicon[®], Norderstedt) vernäht (Gosheger and Winkelmann 2000; Gosheger, Hillmann et al. 2001; Gebert, Harges et al. 2002).

2. Material und Methoden

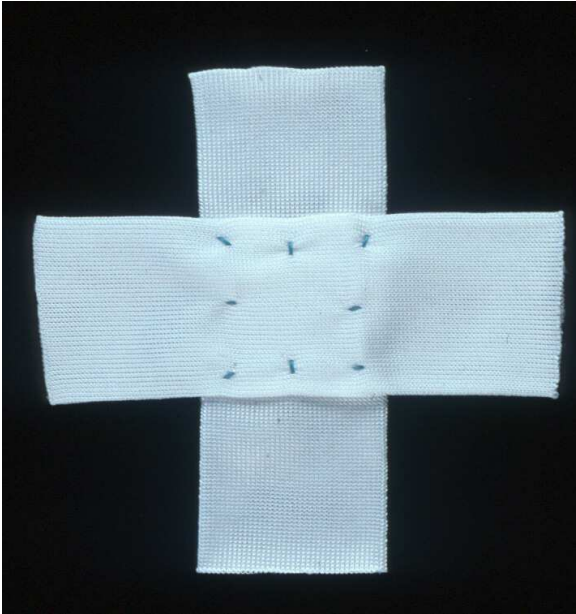


Abbildung 11: Zwei bereits gekreuzt fixierte MUTARS[®]-Anbindungsschläuche

2.3.6 Materialprüfmaschine

Die verwandte Zwick/Roell[®] Z005 (Abbildung 12) ist eine spindelgetriebene Materialprüfmaschine mit integrierter Torsionseinheit (Zug/Druck 10 N bis 10kN, Torsion 2Nm bis 20 Nm). Sie ist Eigentum des Biomechanischen Labors der Unfallchirurgie des Universitätsklinikums Münster. Die Materialprüfmaschine ist für biomechanische Testungen etabliert (Zantop, Eggers et al. 2005; Zantop, Ruemmler et al. 2005) (siehe Abbildung 12).

Für die Versuchsreihen war die Maschine mit einem Adapter an einer 10kN Messdose versehen. Die Software testXpert[®] Version 10.11 ist das Programm der Zwick/Roell[®] zum Bedienen und Auswerten der Daten.

An die Zwick/Roell[®] Materialprüfmaschine konnte der oben erwähnte Kreuztisch mit den entsprechenden Befestigungsmöglichkeiten angepasst werden. Hierzu zählt auch der Schraubstock, mit dem der Aluminiumblock bzw. die Kunststoffplatte befestigt wurde.

Mit Hilfe eines Adapters der Zwick/Roell[®] Materialprüfmaschine wurde die Tumorphrose fixiert.

2. Material und Methoden



Abbildung 12: Materialprüfmaschine der Firma Zwick/Roell® Z005

2.4 Versuchsaufbau

2.4.1 Vorbereitung des Schweinesakrums bzw. des UHMW-PE

Die Schweinesakrumhälfte wurde, wie oben erwähnt, bei Raumtemperatur aufgetaut. Die Weichgewebestrukturen wurden mit einem scharfen Skalpell unter Schonung der Bänder und Bandscheiben entfernt. Das Präparat wurde mit der medialen Schnittfläche nach oben (freiliegend) in dem ausgehöhlten Aluminiumblock mit Palacos® eingegossen. Nach Aushärten des Schaums war das Sakrum in dem Aluminiumgefäß fixiert.

2.4.2 Vorbohrung und Einschrauben der Anker in das Sakrum bzw. UHMW-PE

Entsprechend der Herstellervorgabe wurde für die entsprechenden Knochenanker die ersten beiden Sakrumwirbelkörper vorgebohrt.

2. Material und Methoden

Die Fadenanker wurden vormontiert auf einem Einwegsetzinstrument geliefert. Sie wurden mit dieser Vorrichtung im 45° Winkel zur Kortikalis im Uhrzeigersinn eingebohrt (Siehe Abbildung 13).



Abbildung 13: Vorbohrung im Sakrumwirbelkörper im 45°- Winkel zur Kortikalis

Zur Vorbereitung des Versuchs mit UHMW-PE wurde eine Platte mittels einer Schablone vorbereitet. Diese Schablone orientierte sich in Höhe, Breite und Tiefe an den in vivo vorhandene Maßen des Os sacrum. Die Vorbohrungen wurden mit einem 3mm starken Bohrer vorgenommen. Die Ankerpositionen wurden durch eine Schablone festgelegt. Es wurde, von oben betrachtet, axial in einem Winkel von 45 Grad nach Herstellerangaben eingebohrt.

In den Versuchen mit UHMW-PE wurden pro Versuch 3, 4, 5 bzw. 6 Anker in die Platte eingeschraubt (zur Positionierung vgl. Abbildung 14).

Schematische Ankerpositionierung

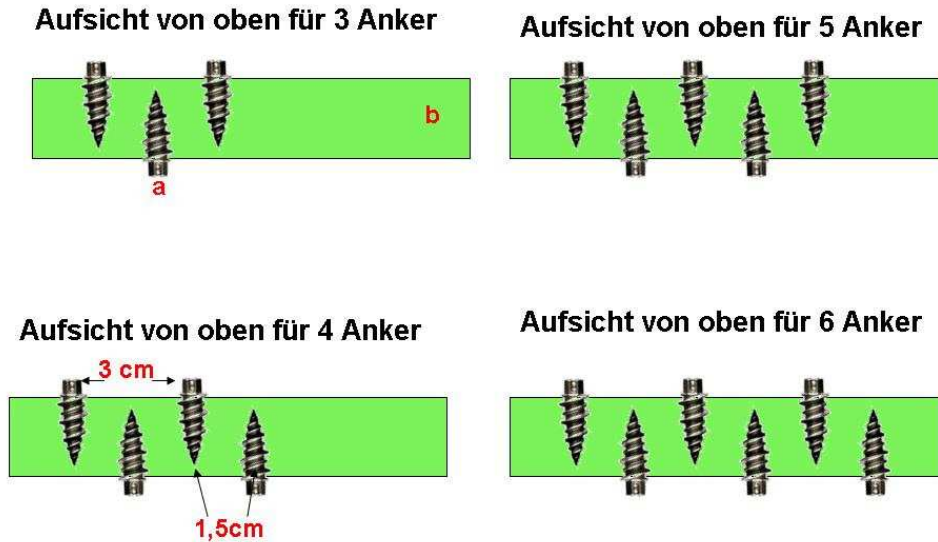


Abbildung 14: Schematische Ankerpositionierung

a: TwinFix® Anker, b: UHMW-PE Block Breite 2 cm, in rot sind die Abstände zwischen den Ankern auf einer bzw. auf der Gegenseite angegeben

Bei den gegenüberliegenden Ankerpositionierungen musste ein Abstand von $1,5\text{cm} \pm 2\text{mm}$ eingehalten werden. Bei gegenüberliegend angebrachten Ankern auf derselben Höhe ständen sonst die Anker so dicht, dass sie kollidieren könnten oder die Gefahr bestünde, dass der Knochen instabil wird und ausbricht. Der Sicherheitsabstand auf gleicher Höhe betrug $3\text{cm} \pm 2\text{mm}$.

2.4.3 Vorbereitung eines MUTARS®-Anbindungsschlauchkreuz

Um ein künstliches Hüftgelenk zu schaffen, das am Knochen befestigt werden konnte muss ein Hohlraum, der die Prothese umschließt, gebildet werden. Hierzu werden zwei MUTARS®-Anbindungsschläuche mittig über Kreuz gelegt und an den Auflageflächen mit Ethibond® 6-0 vernäht.

2.4.4 Befestigung des Kreuzes auf dem Sacrum bzw. auf dem UHMW-PE mit Hilfe der Ankerfäden

Die Ankerfäden wurden mit Einfädelnadeln aufgefädelt oder an den Ankerfäden waren bereits Nadeln befestigt. Das zuvor gebildete Kreuz wurde auf das Sakrum genäht. Zu dem Mitek[®]-Ankersystem gehört ein einliegender Faden und eine daran befestigte Nadel. Da pro Anker immer zwei verschiedenfarbige Fäden einliegen, befinden sich auf der „Gelenkaußenseite“ des Kreuzes anschließend vier Fadenenden, die in drei Schritten verknotet werden. Zunächst wurden jeweils zwei verschiedenfarbige Fäden gegen das andere verschiedenfarbige Fadenpaar mit vier halben Schlägen im Wechsel verknotet.

Dann wurden jeweils pro Seite vier halbe Schläge mit verschiedenfarbigen Einzelfäden im Wechsel geknotet. Es ist wichtig, die Knoten sehr fest zu ziehen, um ein Sich-Lösen des Knotens und Durchgleiten des Fadens zu verhindern. Die so neu gebildeten Fadenpaare wurden erneut miteinander verknotet.

Der TwinFix Ti[®] 6,5 Anker von Smith&Nephew[®] war mit zwei Ultrabraid[®] 2-0 armiert. Die beiden Fäden sind zusammen in eine ledige Einfädelnadel gezogen worden. Über diese erfolgte dann die Naht an das Kreuz. Die Knotenausführung erfolgte analog zu den oben beschriebenen drei Schritten.

2.4.5 Einnähen der Duokopftumorprothese

Mittig in das nun auf dem Knochen fixierte Kreuz wurde der Duokopf der Tumorprothese gestellt. Die vier Stoffenden des Kreuzes wurden über den Kopf entlang des Schafts hochgeschlagen. Die Prothese wurde in dem so künstlich geschaffenen Hohlraum straff mit Ethibond[®] 6-0 eingenäht. Um einen straffen Schlauch um die Prothese zu schaffen, wurden entsprechend der Rundungen Einzelknopf-, Rückstich- und Tabaksbeutelnähte verwandt. Das distale Ende der MUTARS[®]-Anbindungsschläuche wurde mit einer Rohrschelle (1 ¼ Zoll) am Schaft der Tumorprothese fixiert. In vivo würde der Schlauch mit Titandrahtcerklagen und Annaht von Muskulatur und Bandanteilen befestigt.

2. Material und Methoden

2.4.6 Fixierung der Hüftverschiebeplastik in der Materialprüfmaschine

Die so vorbereitete Hüftverschiebeplastik wurde entweder mit dem Aluminiumblock oder direkt als UHMW-PE -Platte im Schraubstock festgestellt (Vergleiche Abbildung 15).

Die mediale Knochenfläche oder Kunststoffplatte waren senkrecht zum Boden ausgerichtet. Durch diese Einstellung konnte der Duokopf planparallel an der medialen Knochenfläche des Sakrums entlang gleiten, wodurch eine rein axiale Schubbelastung im Sinne eines „worst-case-Szenario“ umgesetzt wurde.

Das distale Ende der Tumorprothese wurde im obengenannten Adapter mit der 10kN Messdose rotations- und kippstabil verbunden.

Um das Nahtmaterial und den MUTARS[®]-Anbindungsschlauch nicht trocken zu testen, sondern die physiologische Feuchte der Materialien im OP-Gebiet nachzuempfinden und bei Versuchen mit Schweinesakren ein Austrocknen des Knochens zu verhindern, wurde das Modell mit isotonischer Kochsalzlösung (NaCl 0.9% Braun) besprüht.

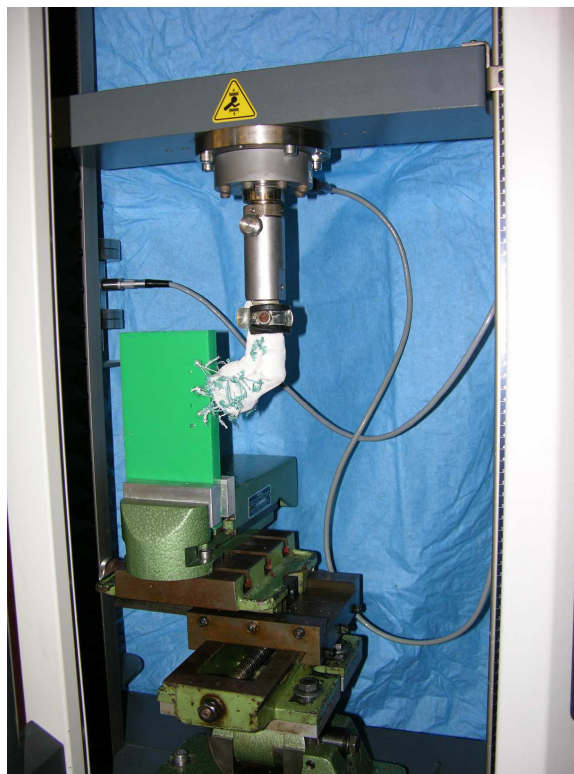


Abbildung 15: Versuchsaufbau der Hüftverschiebeplastik mit UHMW-PE -platte in der Materialprüfmaschine

2. Material und Methoden

2.5 Getestete Parameter

Die getesteten Parameter waren Kraft [N], Displacement [mm] und Zeit [sec.] Das Displacement ist die Strecke in Millimetern, die der Hüftkopf von der Ausgangsposition verschoben wurde. Aus den erhobenen Werten konnte die zur Verformung des Konstruktes (in mm) notwendige Kraft (in N) errechnet werden. Des Weiteren sollten makroskopische, irreversible Schädigungen wie Reißen der Fäden, Ausreißen des Ankers, Abgleiten oder Reißen des Anbindungsschlauches, Ausbrechen des Knochens oder des UHMW-PE oder Knotenversagen beobachtet und dokumentiert werden.

2.6 Testserien

Das oben beschriebene Konstrukt wurde unter maximaler Belastung als load-to-failure Belastung getestet.

Eine Testung wurde beendet bei Brucherkenntnis und bei Erreichen eines eingestellten Sicherheitsparameters.

2.6.1 Prüfeinstellungen für Load-to-failure Tests:

Testgeschwindigkeit: 200 mm/min

Transientenspeicher: 0,1 sec.

Testabbruch: Kraftabfall um 95% der erreichten Maximalkraft

Maximale Kraft > 2500 N

Vorzyklen: ein Vorzyklus mit 15N

2.6.2 Statistische Verfahren und Auswertung

Sämtliche Daten wurden mit testXpert® Version 10.11 von der Zwick/Roell® ausgelesen und gespeichert. Die Daten wurden anschließend mit SPSS® Version 12.0 einer statistischen Prüfung unterzogen. Es wurde eine Varianzanalyse, gestützt durch Levene-Tests und Post hoc-Tests, verwendet. Ein typisches Kraft–Weg–Diagramm zeigt Abbildung 16.

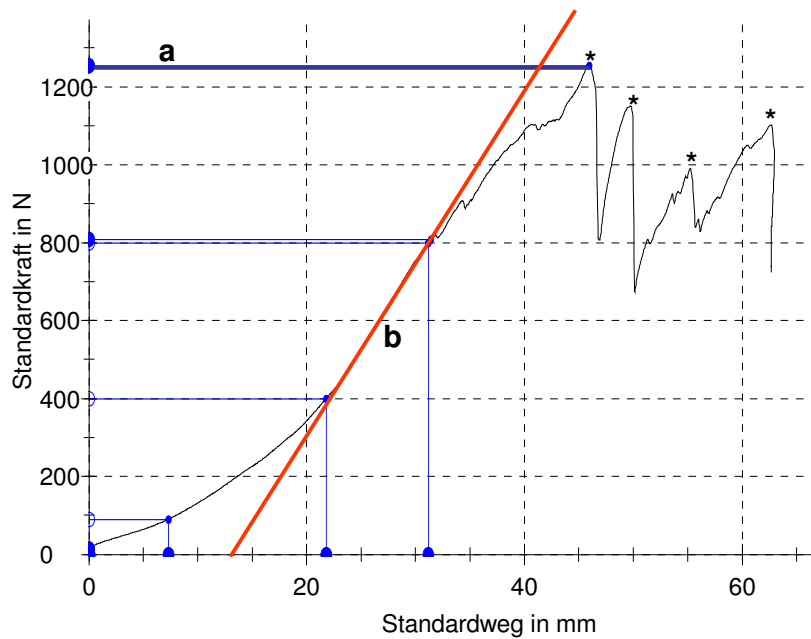


Abbildung 16: Typisches Kraft-Weg-Diagramm zur Auswertung der load to failure Versuche

(TwinFix® 6,5) a: Yield Load (* = Anker oder Fadenriss), b: Stiffness

3. Ergebnisse

3.1 Knochen vs. UHMW-PE

In vorliegender Untersuchung wurden jeweils 4 TwinFix[®] und 4 Mitek[®] Anker in 6 Versuchsreihen in Knochen wie auch UHMW-PE getestet.

Um abzuschätzen, ob Knochen und UHMW-PE in diesem Modell ähnliche Eigenschaften ausweisen und ob der Knochen UHMW-PE Vergleich für beide Anker ähnlich ausfällt, wurde für die maximale Kraft (F_{\max} in N) eine Varianzanalyse mit Medium (Knochen vs. UHMW-PE) und Anker (TwinFix[®] vs. Mitek[®]) als Zwischensubjektfaktoren gerechnet.

Der Levene-Test zeigte keine Verletzung der Varianzhomogenität, $F(3,20) = 0.19$, $p = 0.9$. Es zeigte sich ein signifikanter Haupteffekt des Medium, $F(1,20) = 13.17$, $p = 0.002$, $\eta_p^2 = 0.40$. Der Knochen hielt ein größeres F_{\max} als UHMW-PE ($M = 1182.2$, $SD = 215.9$ vs. $M = 914.6$, $SD = 199.4$).

Der Stabilitätsvorteil des Knochenmodells gegenüber UHMW-PE liegt bei etwa 30% mehr Kraftaufnahme durch Knochen. Es gab keine Unterschiede zwischen Mitek[®] (29.3% Stabilitätsvorteil Knochen > UHMW-PE) und TwinFix[®] (29.2% Stabilitätsvorteil Knochen > PE). Das UHMW-PE-Modell ist also gleichwertig für TwinFix[®] und Mitek[®] übertragbar. (Siehe Abbildung 17 und 18 sowie die zu Abbildung 18 gehörige Tabelle 1).

Auch der Haupteffekt der Kraftaufnahme als Unterschied zwischen den beiden Ankern wurde signifikant $F(1, 20) = 8.97$, $p = 0.007$, $\eta_p^2 = 0.31$. Die TwinFix[®] Anker hielten ein größeres F_{\max} , als die Mitek[®] -Anker ($M = 1158.8$, $SD = 237.1$ vs. $M = 937.9$, $SD = 206.5$).

Es wurde keine Medium x Anker-Interaktion beobachtet, $F(1, 20) = 0.15$, $p = 0.7$, $\eta_p^2 < 0.01$.

3. Ergebnisse

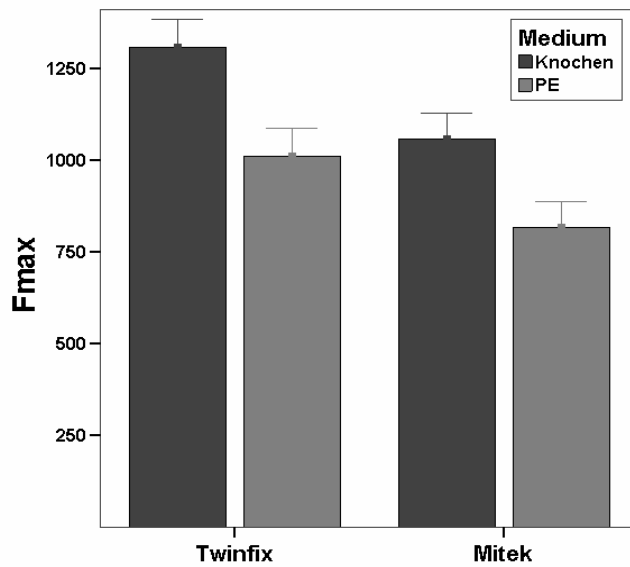


Abbildung 17: F_{max} in Abhängigkeit vom Medium und Ankermodell

Haltemedium	Mittelwert F _{max}	Standardabweichung
Knochen	1307,07	186,43
UHMW-PE	1010,61	190,21

Tabelle 1: Maximal gehaltene Kraft (F_{max}) in Newton in Abhängigkeit vom Haltemedium (Knochen vs. PE) bei je 6 Versuchen mit 4 TwinFix-Ankern sowie die dazugehörige Darstellung als Boxplot

3. Ergebnisse

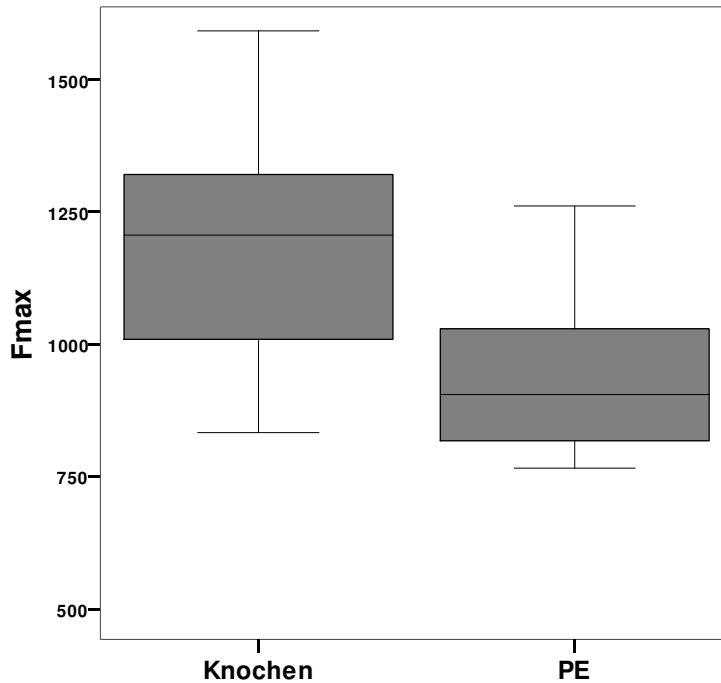


Abbildung 18: Boxplot Knochen versus UHMW-PE

3.2 Ankerzahl

Im Weiteren wurde die Stabilität in Abhängigkeit von der Zahl der verwendeten Anker untersucht.

Dazu wurden jeweils 3, 4, 5 und 6 der überlegeneren TwinFix[®]-Anker in 6 Versuchsreihen im UHMW-PE Modell getestet.

Als abhängige Variablen wurden zum einen F_{\max} verwendet, zum anderen das Displacement bei F_{\max} in mm, die Kraft beim Displacement von 26 mm (entspricht einem halben Hüftkopfdurchmesser), die Kraft beim Displacement von 52 mm (entspricht einem ganzen Hüftkopfdurchmesser), sowie Kraft und Displacement beim Versagen der Hälfte der Anker (bzw. 1 Anker im 3-Anker-Modell und 2 Anker im 5-Anker-Modell).

Für jede abhängige Variable wurde eine Varianzanalyse mit Ankerzahl (3, 4, 5 und 6) als Faktorzahl gerechnet. Bei signifikantem Effekt der Ankerzahl wurden

3. Ergebnisse

Post hoc-Tests (LSD) gerechnet, um einzelne Paare zu vergleichen. Für keine der abhängigen Variablen zeigten Levene-Tests eine Verletzung der Varianzhomogenität.

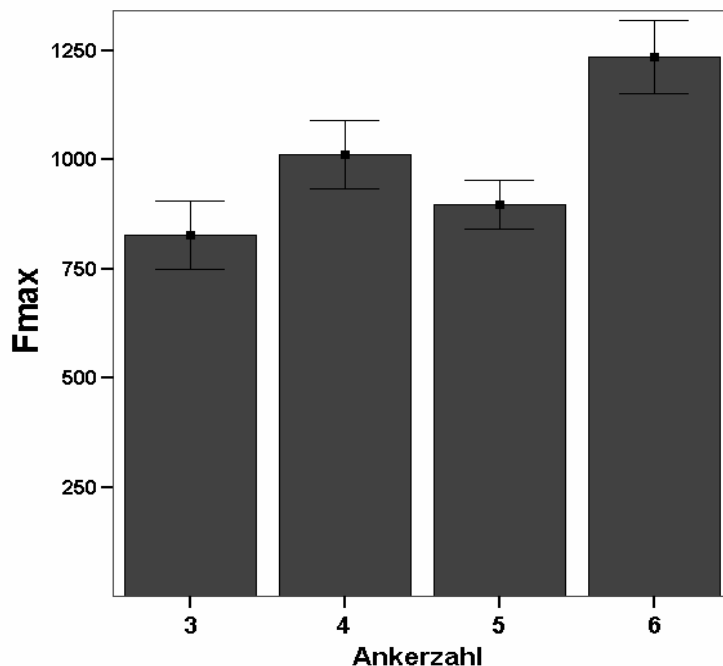


Abbildung 19: Für F_{\max} zeigte sich ein signifikanter Effekt der Ankerzahl,

$F(3, 20) = 5.73$, $p = 0.005$, $\eta_p^2 = 0.46$. (s. Abb). Post-hoc Tests zeigten an, dass 6 Anker mehr Kraft hielten, als 3 ($p = 0.001$), 4 ($p = 0.048$), oder 5 Anker ($p = 0.005$). 4 Anker hielten marginal stärker als 3 Anker ($p = 0.093$). Ansonsten gab es keine Unterschiede zwischen 3, 4, oder 5 Ankern.

Auch für das Displacement bei F_{\max} wurde der Ankerzahleffekt signifikant, $F(3, 20) = 5.62$, $p = 0.006$, $\eta_p^2 = 0.46$, mit einem ähnlichen Ergebnismuster: 6 Anker hielten mehr Displacement ($M = 47.8$ mm, $SD = 12.8$), als 3 ($M = 32.0$ mm, $SD = 4.9$; $p = 0.005$), 4 ($M = 37.5$ mm, $SD = 8.2$; $p = 0.050$), oder 5 Anker ($M = 28.9$ mm, $SD = 6.4$; $p = 0.001$).

Es gab keine signifikanten Unterschiede zwischen 3, 4, oder 5 Ankern (siehe Abbildung 19 : Für F_{\max} zeigte sich ein signifikanter Effekt der Ankerzahl).

Es fand sich kein Effekt der Ankerzahl auf Kraft bei 26 mm Displacement $F(3, 20) = 0.06$, $p = 0.98$. Effekte der Ankerzahl auf Kraft bei 52 mm Displacement

3. Ergebnisse

konnten nicht gerechnet werden, da nur zwei Versuche mit 3 Ankern ein solches Displacement überhaupt erreichten (in den übrigen 4 Versuchen versagten die Fäden vorher). Auch bei 4 Ankern versagte das Modell in einem Versuch und bei 5 Ankern in zwei Versuchen.

Das 6-Anker-Modell war das einzige, das in allen 6 Versuchen einem Displacement von 52 mm standhielt. Eine Varianzanalyse nur über die Versuche mit 4, 5 und 6 Ankern zeigte jedoch einen marginal signifikanten Effekt, $F(2,12) = 3.17$, $p = 0.78$, $\eta_p^2 = 0.35$.

Im 6-Anker-Modell musste mehr Kraft aufgewendet werden um, eine Dislocation von 52 mm hervorzurufen ($M = 758.6$ N, $SD = 131.6$), als das 5-Anker-Modell ($M = 234.8$ N, $SD = 161.2$; $p = 0.027$).

Es zeigte sich wiederum ein signifikanter Effekt der Ankerzahl für das Displacement bei der Hälfte der versagenden Anker $F(3, 20) = 6.25$, $p = 0.004$, $\eta_p^2 = 0.48$.

6 Anker hielten hierbei mehr Displacement ($M = 45.3$ mm, $SD = 7.1$), als 3 ($M = 29.9$ mm, $SD = 4.5$; $p = 0.001$) und 5 Anker ($M = 36.3$ mm, $SD = 7.4$; $p = 0.029$). 4 Anker ($M = 42.0$ mm, $SD = 7.0$) hielten ebenfalls besser als 3 Anker ($p = 0.005$).

Ein ähnliches Muster zeigte sich für die Kraft bei Versagen der Hälfte der Anker, $F(3, 20) = 3.11$, $p = 0.049$, $\eta_p^2 = 0.32$.

Das 6-Anker-Modell hielt mehr Kraft bei der Hälfte versagender Anker ($M = 1110.3$ N, $SD = 196.0$) als das 3-Anker-Modell ($M = 823.2$ N, $SD = 194.3$; $p = 0.031$) und das 5-Anker-Modell ($M = 754.1$ N, $SD = 170.8$; $p = 0.009$). Es gab keine Unterschiede zwischen 3, 4 und 5 Ankern.

Abschließend lässt sich sagen, dass das 6-Anker-Modell in fast allen abhängigen Variablen den Ankermodellen mit 3, 4 oder 5 Ankern überlegen gewesen ist.

Bei einigen Stabilitätsmaßen zeigte das 4-Anker-Modell eine Überlegenheit gegenüber dem 3-Anker-Modell, wobei das 5-Anker-Modell keine weiteren Überlegenheitsvorteile brachte. Die Ankerzahl zeigte keinen direkt linearen Effekt auf die Stabilität des Modells (siehe Abbildung 20).

3. Ergebnisse

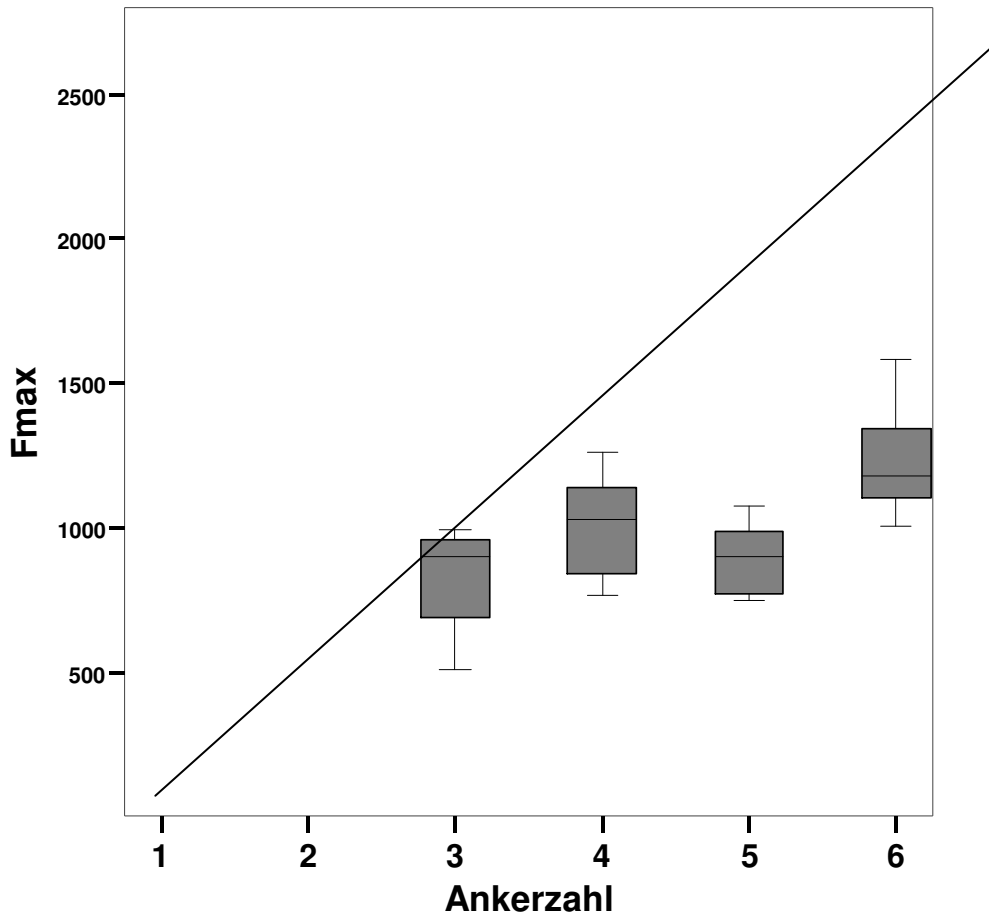


Abbildung 20: Boxplots der maximalen Kraft bis zum Fadenversagen (F_{max}) in Newton in Abhängigkeit von der Ankerzahl.

Als Gerade eingefügt wurde der theoretische, linear steigende Wert basierend auf den Herstellerangaben, der mit 448 N für einen Anker angegeben wurde.

Bei allen Testungen konnten keine makroskopischen Schäden wie Ausreißen des Ankers, Abgleiten oder Reißen des Anbindungsschlauches, Ausbrechen des Knochens oder des UHMW-PE oder ein Knotenversagen beobachtet werden (zu den Ergebnissen vgl. auch Tabelle 2-7 im Anhang).

Der MUTARS[®]-Anbindungsschlauch wies nach der Testung zwar kleine Laufmaschen um die Einstichstellen des Nahtmaterials auf, es wurde jedoch kein Konstruktversagen oder vorzeitigem Versuchsabbruch beobachtet.

4. Diskussion

4.1 Angewandte Materialien und Analyse des Versuchsaufbaus

Um eine Vergleichbarkeit des Interface mit den Bedingungen für den Patienten zu erreichen, erscheint zunächst ein Versuchsaufbau mit humanem Becken und Femur am realistischsten. Humane Knochen von jungen Menschen entsprechend dem Patientenkollektiv sind jedoch kaum verfügbar. Das humane Knochenmaterial des anatomischen Instituts stammt vornehmlich von alten Menschen, die zu Lebzeiten unter Vorerkrankungen wie Osteoporose oder Frakturen litten.

Dieses Material wäre aufgrund der großen interindividuellen Unterschiede nur bedingt vergleichbar gewesen und hätte dementsprechend eine große Zahl von Versuchen erfordert.

Es gibt die etablierte Möglichkeit biomechanische Experimente mit Schweineknöcheln durchzuführen (Cunningham, Seftor et al. 1993; Cunningham, Lewis et al. 2002). Interindividuelle Unterschiede der Knocheneigenschaften werden durch ein genormtes Schlachttalter von 26 Wochen minimiert. In den Versuchen mit porcinem Material wurde die Position des Sakrums zum Femur den nach einer Tumorresektion bestehenden Bedingungen angepasst. Um eine einheitliche Fixation der Kreuzbeine zu gewährleisten, wurden diese mit 2-K-PU-Schaum in derselben Position eingegossen. Geringe Positionsunterschiede wurden dann durch die dafür vorhandenen Vorrichtungen an der Materialprüfmaschine korrigiert.

Alternativ zum Schweineknöchel setzten wir Polyethylen mit ultra hohem Molekulargewicht (UHMW-PE) (Monopol Snowboards, Lünen) in der Stärke von 20mm ein (Cunningham, Seftor et al. 1993; Hafer, Ottaviano et al. 2004; Mikles, Asghar et al. 2004).

Für biomechanische Testungen von Wirbelsäuleninstrumentarien wurde dieser Werkstoff bereits erfolgreich etabliert.

4. Diskussion

Um die interindividuellen Unterschiede die auch beim porkinen Knochenmodell bestehen, zu eliminieren entschieden wir uns bei den Testungen mit unterschiedlicher Ankeranzahl für das Kunststoffmodell.

Um zu gewährleisten, dass die durchzuführenden Versuche in Kunststoff mit UHMW-PE mit denen in Knochen vergleichbar sind, wurden die beiden Medien zuvor gegeneinander mit den zu vergleichenden Ankersystemen Mitek[®] und TwinFix[®] getestet.

Hierbei zeigte sich in den Vorversuchen dass das Knochenmodell dem UHMW-PE-Modell unabhängig vom Ankertyp in seiner Stabilität überlegen ist. Die Knochenmodelle konnten im Vergleich zu den Kunststoffmodellen bei beiden Ankertypen etwa 30% mehr Kraft aufnehmen, bevor es zu einem Fadenriss kam. Es kam also am UHMW-PE Modell nicht zu Fadenankerausrisen. Am Spongiosaknochen ist eine Mikrobewegung des Ankers im Knochen nicht auszuschließen. Daraus ergibt sich beim Kunststoffmodell eine geringere Streubreite. Das UHMW-PE Modell kann also gleichwertig für TwinFix[®] und Mitek[®] Ankersysteme übertragen werden.

In den klinischen Kontext übertragen bedeutet dies, dass sich der Patient in realitas wahrscheinlich einer höheren Belastung, als hier maximal im Kunststoff gemessen aussetzen könnte, bevor Fäden reißen.

Zur Simulation des Femurs wäre die Verwendung eines ebenfalls porkinen Femurs nahe liegend gewesen. Allerdings zeigte sich in der vorangegangenen Studie (Wessling, Aach et al. 2009), dass der porkine Femur nicht mit einem humanen Femur vergleichbar ist. Die porkinen Femora sind zu kurz und halten die für ein vierbeiniges Tier unrealistischen Höchstbelastungen nicht aus. Als standardisierte und realitätsnahe Alternative wurde eine Duokopfprothese (MUTARS[®] proximales Femur 90mm Fa.Implantcast[®]) verwandt. So konnte direkt eine Hüftverschiebeplastik Typ IIb (mit Destruktion des proximalen Femurs) simuliert werden. Ein diesbezüglicher systematischer Fehler konnte so vermieden werden.

Als Anker-Fadensystem zur Fixation des Anbindungsschlauchs an das Os sakrum oder Os ilium ist aktuell der Mitek[®] Super Anker[®] mit guten funktionellen Ergebnissen klinisch etabliert.

4. Diskussion

In dieser Studie wurden zwei Schraubankersysteme zum einen der Mitek[®] Fastin RC[®] armierte Fadenanker (Firma DePuy Mitek[®] Johnson & Johnson company) mit Orthocordfäden gegen den TwinFix Ti[®] (Firma Smith & Nephew) mit Ultrabraid[®] Fäden der Stärke 2-0 vergleichend getestet. Schraubanker haben den Vorzug gegenüber Spreizankern, in ihrer Position korrigierbar und bei Revisionsoperationen ohne größere knöcherne Destruktionen austauschbar zu sein.

Aktuell wird die Hüftverschiebeplastik in der Klinik mit vier Mitek[®] Super Anker[®] am entsprechenden Knochen fixiert. In dieser Versuchsreihe wurde die Primärstabilität von Hüftverschiebeplastiken mit weniger also 3 oder mehr Ankern 5 oder 6 getestet.

Es galt nun zu prüfen, ob eine höhere Anzahl von Ankern (5 oder 6) einen Stabilitätsvorteil bietet, die aktuelle verwendete Anzahl ausreicht oder ob eine geringere Anzahl (3) eine verantwortbare Stabilität bei wenig verfügbarem Knochenmaterial bieten könnte.

Durch das oben beschriebene Interface konnte die beim Patienten postoperativ bestehende Ausgangsposition ohne neu ausgebildete stabilisierende Neokapsel reproduzierbar und für eine biomechanische Testung messbar nachempfunden werden.

Ziel des worst-case-szenarios mit planparallelem Versuchsaufbau war es, dass die Kraft nahezu ausschließlich auf das Interface wirkte und nicht durch Knochen, Weichteile etc. abgefangen wurde und dadurch Aussagen zur Primärstabilität der Hüftverschiebeplastik verfälscht werden konnten. Durch den Verzicht auf Weichteilrekonstruktionen konnten zudem beim Versuchsaufbau interindividuellen Unterschiede vermieden werden. Allerdings konnten in diesem abstrakten Modell durch die streng axiale Belastung des worst-case-szenarios“ keine Bewegungen nach dorsal oder ventral simuliert werden. Eine solche Simulation des Gangbilds würde einen schwer realisier- und reproduzierbaren Versuchsaufbau mit Robotern erfordern. Die streng axiale Testung in Hauptbelastungsrichtung konnte bereits in biomechanischen Studien zu Schulterarbeiten klinisch übertragen werden (Zantop, Eggert et al. 2005).

4. Diskussion

4.2 Ergebnisse

Da in diesen Load-to-Failure Versuchen die Anker von keiner der beiden Firmen aus dem Knochen oder dem Kunststoff ausgebrochen noch der MUTARS® Anbindungsschlauch gerissen bzw. anderweitig in seiner Stabilität beeinträchtigt wurde, steht und fällt die Stabilität der Hüftverschiebeplastik mit der Stabilität des Fadens, der verwendeten Knotentechnik sowie der Anzahl der fixierenden Anker.

4.2.1 Knochen versus UHMW-PE

Die Versuche im Knochenmodell boten hinsichtlich der maximalen Belastbarkeit unabhängig vom jeweiligen Ankersystem einen Stabilitätsvorteil von 30%.

Möglicherweise hängt dies mit der spongiösen Verdichtbarkeit und Verformbarkeit des Knochens unter Druck und der daraus resultierenden Verkipfung des Ankers zusammen. Durch eine Verkipfung und entsprechende Ausrichtung des Ankers könnten die Fäden gleichmäßiger anspannen und sich die Kraft gleichmäßiger unter den Ankern verteilen.

4.2.2 Ankersysteme im Vergleich

Bei den hier gegeneinander getesteten Ankersystemen im Knochen TwinFix® mit Ultrabraidfäden (Mittelwert von F_{max} im Knochen: 1307.06833N ; UHMW-PE: 1010.61N) und Mitek® mit Orthocordfäden (Mittelwert von F_{max} im Knochen: 1013.352 und in UHMW-PE: 818.505N) war das TwinFix®-Ankersystem biomechanisch in beiden Medien (Knochen und UHMW-PE) signifikant überlegen.

Nach Bergmann et al. entspricht eine Belastung beim gesunden Becken von 100 N einer Lagerung, 200 N dem Sitzen an der Bettkante, 350 N der Mobilisation im Gehwagen, 700N der Teilbelastung an zwei Unterarmgehstützen und 1400 N dem Gehen in der Ebene bei einem 70 kg schweren Patienten.

Auf unsere Studie übertragen wäre bei Patienten unabhängig vom Ankersystem eine Mobilisation mit Teilbelastung auf zwei Unterarmgehstützen theoretisch denkbar.

4. Diskussion

4.2.3 Stabilität in Abhängigkeit von der Ankeranzahl

Im Weiteren wurde die Stabilität in Abhängigkeit von der Zahl der verwendeten Anker untersucht. Aktuell sind 4 Anker zur Fixierung der Hüftverschiebeplastik etabliert. Es galt nun zu prüfen, ob eine höhere Anzahl (5 oder 6) einen Stabilitätsvorteil bietet, ob die aktuelle verwendete Anzahl ausreicht oder ob eine geringere Anzahl (3) die gleiche Stabilität bietet. Vor den Versuchen gingen wir davon aus, dass es einen linearen Zusammenhang zwischen der Ankeranzahl und der Kraftaufnahme gäbe.

Ein klinisch nachvollziehbarer Maßstab zur Beurteilung der Stabilität der Hüftverschiebeplastik ist das radiologisch erkennbare Verschieben des Hüftkopfes (Displacement) um einen halben (26mm) bzw. ganzen (52mm) Hüftkopfdurchmesser (gerissene Fäden sind im Röntgenbild nicht sichtbar).

Gemessen wurde die maximale Kraft, das Displacement bei maximaler Kraft, die Kraft, die nötig war, um das Konstrukt um einem halben Hüftkopfdurchmesser zu verschieben, die Kraft die nötig war um das Konstrukt um einen ganzen Hüftkopf zu verschieben und die Kraft und das Displacement, bei dem die Hälfte der Anker-Fadensysteme versagten.

Diese Testungen wurden mit dem biomechanisch überlegenen TwinFix®-Ankersystem durchgeführt.

6 Anker hielten signifikant mehr Kraft (F_{\max}) als 3, 4 oder 5 Anker. 4 Anker hielten marginal stärker als 3 Anker. Ansonsten gab es keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der maximalen Belastbarkeit der Fäden bei 3, 4 und 5 Ankern.

Das Displacement bei F_{\max} bezeichnet die Strecke in Millimetern, die beim größten Kraftaufwand überbrückt wird, die das Konstrukt hält. Bei 6 Ankern konnte signifikant die größte Strecke überbrückt werden, bis F_{\max} bzw. ein Konstruktversagen erreicht wurde. Es gab keinen größeren Unterschied zwischen 3, 4 und 5 Ankern. Erstaunlicherweise hielten 5 Anker tendenziell eine geringere höchste Belastungsstufe und ein geringeres Displacement bei F_{\max} als 4 Anker. Vermutlich hängt dies mit der asymmetrischen Ankerverteilung und dem daraus resultierenden ungleichmäßigen Anspannen der Fäden zusammen.

4. Diskussion

Hinsichtlich eines Displacement von 26mm (halber Hüftkopf) gab es keinen Unterschied in Bezug auf die Zahl der verwandten Anker. Eine Kranialisierung von einer halben Hüftkopflänge scheint klinisch biomechanisch keine Beeinträchtigung der Hüftverschiebeplastik zu bewirken. Ein entsprechender radiologischer Nachweis ohne klinische Beschwerden scheint also noch stabil zu sein und keine operative Revision zu erfordern.

Ein nahezu unversehrtes Verschieben des Hüftkopfes um eine ganze Hüftkopflänge gelang nur bei den Versuchen mit 6 Ankern. Bei allen anderen Ankermodellen rissen zumindest bei einem Teil der Konstrukte die Fäden vor Erreichen dieser Strecke.

Es ist kein Unterschied zwischen den verschiedenen Ankermodellen bezogen auf die Kraft, die bei der Verschiebung des Hüftkopfes um 26mm herrscht zu messen. Scheinbar ist bei allen Ankeranzahlen die Kraft gleichmäßig verteilt, da es keinen signifikanten Unterschied bei F_{\max} gab.

Im Gegensatz dazu kann bei einer Hüftkopferschiebung von 52mm kein einheitliches Anspannen der Fäden angenommen werden, da es zumindest bei einigen Versuchsaufbauten bereits zu Fadenrissen gekommen ist.

Bei dem fix festgelegten Punkt 52mm kann die Kraft-Weg-Kurve in dem Zeitpunkt des Messens sowohl in einem Krafftal wie auch unter Anspannung befinden, so dass keine konkrete Aussage über die verbliebene Stabilität der Konstruktion getroffen werden kann. Wenn radiologisch ein Displacement von einem ganzen Hüftkopfdurchmesser nachzuweisen ist kann eine irreversible Schädigung des Implantats bei Ankersystemen mit 3, 4 und 5 Ankern nicht ausgeschlossen werden. Ob dies von klinischer Relevanz ist, hängt aber sicherlich in vivo zusätzlich vom Zeitpunkt der Schädigung und der bis zu diesem Zeitpunkt gebildeten Neokapsel ab.

Bei einem 6 -Anker-Modell sind die Fäden vermutlich noch intakt.

Des Weiteren wurde auch das Verhalten des Konstrukts nach Versagen der Hälfte der Anker überprüft.

Hierbei zeigte sich ein ähnliches Verhalten wie bei den beschriebenen Untersuchungen mit einer Verschiebung von 52mm. Es bestand kein signifikanter Un-

4. Diskussion

terschied zwischen 3, 4 und 5 Ankern hinsichtlich der Kraftaufnahme. 6 Anker waren den anderen Modellen überlegen.

Theoretisch wäre es möglich, dass die Kraft zwischen einem Teil der Anker aufgeteilt wird und der andere Teil nicht unter Spannung steht.

Hierbei scheinen vorwiegend 3-4 Anker innerhalb des jeweiligen Modells zum Tragen zu kommen.

5. Fazit

Obwohl ein abstrakter Versuchsaufbau verwandt wurde, konnte diese Testreihe klinisch verwertbare Daten zur Primärstabilität der Hüftverschiebeplastik aufzeigen.

Die hier erhobenen Werte können selbstverständlich nicht direkt auf die Verhältnisse der Hüftverschiebeplastik beim Patienten übertragen werden. Die relativen Aussagen sind jedoch richtungsweisend und könnten die lange Immobilität der Patienten zumindest partiell verkürzen und bieten Aussagen bezüglich der Stabilität der Konstruktion bei unterschiedlichen Ankerzahlen.

Aufgrund der größeren intraoperativen Flexibilität wurden zwei Schraubankersysteme getestet. Bei intraoperativen Fehlplatzierungen (z.B. gegenüberliegenden Gewinde, die sich berühren und damit die Frakturwahrscheinlichkeit erhöhen können) kann der Anker herausgeschraubt und andernorts neu positioniert werden oder bei Revisionsoperationen können defekte Anker einfach herausgeschraubt werden. Dies ist bei dem aktuell bei Typ IIa und Typ IIb Hüftverschiebeplastiken etablierten Spreizankersystem von Mitek[®] nicht möglich.

Bei den beiden gegeneinander getesteten Schraubankersystemen dem Mitek[®] Fastin RC[®] armierten Fadenanker (Firma DePuy Mitek[®] Johnson Johnson company) mit Orthocordfäden und dem TwinFix[®] Ti (Firma Smith & Nephew) mit Ultrabraidfäden der Stärke 2-0, wies das TwinFix[®]-Ankersystem eine signifikant größere Maximalbelastbarkeit auf.

Übertragen auf die Belastungsstufen liegen beide Ankersysteme in ihrer Primärstabilität über 700N. In den klinischen Kontext übertragen wäre bei beiden theoretisch das Gehen bei Teilbelastung an zwei Unterarmgehstützen möglich. Es existieren zwei weitere Faktoren, die eine noch höhere Stabilität vermuten lassen.

Zum einen wurden diese Testungen in UHMWPE durchgeführt. Die Vergleichstestungen zeigten, dass die Anker im Knochenmodell 30% mehr Kraftaufnahme als im Kunststoff aufwiesen. Es ist also anzunehmen, dass im Knochen beide Ankersysteme ein noch größeres F_{max} halten.

5. Fazit

Zum anderen sollte zusätzlich zur höheren Stabilität des Knochens berücksichtigt werden, dass dieses im worst-case-scenario getestete Interface stabilisierende Weichteile wie stützende Ligamente, Muskulatur und die durch Narbengewebe sich bildende Neokapsel, sowie eine knöchernen Überbauung und Abstützung des Neogelenks durch ein schräg reseziertes Sakrum nicht berücksichtigt. Diese Strukturen könnten zusätzlich Kräfte abfangen.

Beim Patienten ist also tendenziell von einer höheren primären Belastbarkeit als hier getestet auszugehen.

Vor dem Versuch waren wir davon ausgegangen worden, dass eventuell einen linearen Zusammenhang zwischen Ankeranzahl und Kraftaufnahme existiert. Die Versuche haben jedoch gezeigt, dass es immer zu einer ungleichmäßigen Belastung der einzelnen Anker kommt. Einen signifikanten Stabilitätsvorteil bietet das Modell mit 5 Ankern nicht, jedoch scheinen vor diesem Hintergrund die Anwendung von 6 Ankern sinnvoller zu sein als die etablierten 4 Anker, da die durchschnittliche Maximalbelastbarkeit höher war, und das tolerierte Displacement vor Versagen des einen Ankers signifikant höher war.

Wie bereits erwähnt ist eine direkte Übertragung dieser Daten auf die postoperative Situation nicht möglich. Allerdings scheint eine strenge 6 wöchige Bettruhe nicht zwingend vonnöten zu sein, stattdessen sollte vorsichtig schrittweise nach Abwarten der Wund- sowie Weichteilnarbenbildung in der Tiefe eine Belastungssteigerung erfolgen. Diese sollte jedoch mindestens vier Wochen betragen

Definitive Empfehlungen zur postoperativen Belastung können allerdings nur auf Basis klinischer Studien getroffen werden.

Kritisch anzumerken ist, dass der getestete Mitek[®] Fastin RC[®] mit Orthocord[®], der meist bei Operationen im Schulterbereich angewendet wird, neben nicht resorbierbaren Anteilen teilweise resorbierbares Polydioxanon (PDS) enthält. Bei der Hüftverschiebeplastik ist jedoch eine Fremdkörperreaktion im Sinne einer Narbenbildung erwünscht.

Allgemein scheint es, dass ein möglichst dicker unresorbierbarer Faden mit oben genannter Knotentechnik in 3 Schritten am stabilsten vor Fadenversagen (Reißen und Durchgleiten) schützt.

5. Fazit

Für die Testungen mit unterschiedlicher Anzahl von Ankern setzten wir das in den Vortestungen stabilere, komplett nicht resorbierbare TwinFix®-Ankersystem ein.

Vor dem Versuch waren wir davon ausgegangen, dass ein linearer Zusammenhang zwischen Ankeranzahl und Kraftaufnahme existiert.

Wie in der Abbildung 20 im Ergebnisteil illustriert, gibt es diesen nicht. Einen definitiven Stabilitätsvorteil bietet das Modell mit 6 Ankern; jedoch scheinen 5 Anker nicht stabiler zu sein als die etablierten 4 Anker.

Für die Operation bieten 6 Anker zwar eine größere Primärstabilität, allerdings müsste mehr Knochenfläche freigelegt und somit ggf. ein größerer Weichteilschaden induziert werden. Wie bereits oben erwähnt ist die Funktionalität des erhaltenen Beins auch stark von dem Erhalt von Bändern und Muskeln mit ihren im Knochen inserierenden Ansätzen abhängig. Aus einem Sicherheitsstreben sind zusätzliche Anker vertretbar, wenn nicht unnötig Weichteile entfernt werden müssen. Diese Entscheidung sollte also intraoperativ individuell den Operationsbedingungen angepasst werden.

5 Anker zeigten überraschenderweise keinen Stabilitätsvorteil gegenüber 4 Ankern hinsichtlich Displacement und F_{max} . Dies könnte mit der asymmetrischen Anordnung und der dementsprechend ungleichmäßigen Kraftverteilung beim Anspannen der Fäden zusammenhängen.

Drei Anker waren zwar tendenziell 4 Ankern unterlegen, hielten aber anders als erwartet nicht signifikant weniger Kraft als 4 Anker. Dieses Wissen bietet die Möglichkeit, dass falls nur wenig Knochenmaterial vorhanden ist (z.B. nur Lendenwirbelkörper oder ein kleiner Sakrumrest) trotzdem über eine Extremitäten erhaltende Hüftverschiebeplastik nachgedacht werden könnte. Verwendet man die vorgeschlagenen 6 Anker kann man im Umkehrschluss auch davon ausgehen, dass beim Versagen von bis zu 3 Ankern noch eine gute „Restbelastbarkeit“ des Konstruktes besteht.

Zusammenfassend ist bei der Hüftverschiebeplastik eine Versorgung mit 6 Schraubankern mit möglichst belastbarerem Nahtmaterial anzustreben.

Literaturverzeichnis

- Aboulafia, A. J., R. Buch, et al. (1995). "Reconstruction using the saddle prosthesis following excision of primary and metastatic periacetabular tumors." Clin Orthop Relat Res(314): 203-13.
- Abudu, A., S. R. Cannon, et al. (1995). Surgical complications and functional results of prosthetic reconstruction of the pelvis. ISOLS Meeting, Florenz.
- Abudu, A., R. J. Grimer, et al. (1997). "Reconstruction of the hemipelvis after the excision of malignant tumours. Complications and functional outcome of prostheses." J Bone Joint Surg Br **79**(5): 773-9.
- Ahrens, S., C. Hoffmann, et al. (1999). "Evaluation of prognostic factors in a tumor volume-adapted treatment strategy for localized Ewing sarcoma of bone: the CESS 86 experience. Cooperative Ewing Sarcoma Study." Med Pediatr Oncol **32**(3): 186-95.
- Aljassir, F., G. P. Beadel, et al. (2005). "Outcome after Pelvic Sarcoma Resection Reconstructed with Saddle Prosthesis." Clin Orthop Relat Res(438): 36-41.
- Bacci, G., A. Toni, et al. (1989). "Long-term results in 144 localized Ewing's sarcoma patients treated with combined therapy." Cancer **63**(8): 1477-86.
- Beadel, G. P., C. E. McLaughlin, et al. (2005). "Iliosacral resection for primary bone tumors: is pelvic reconstruction necessary?" Clin Orthop Relat Res **438**: 22-9.
- Bell, R. S., A. M. Davis, et al. (1997). "Allograft reconstruction of the acetabulum after resection of stage-IIB sarcoma. Intermediate-term results." J Bone Joint Surg Am **79**(11): 1663-74.
- Benninghoff (1994). Anatomie. Urban und Schwarzenberg, München Wien Baltimore, Bd1, 15. Aufl. S 328)
- Bergmann, G., G. Deuretzbacher, et al. (2001). "Hip contact forces and gait patterns from routine activities." J Biomech **34**(7): 859-71.
- Bielack, S., B. Kempf-Bielack, et al. (1999). "[Neoadjuvant therapy for localized osteosarcoma of extremities. Results from the Cooperative osteosarcoma study group COSS of 925 patients]." Klin Padiatr **211**(4): 260-70.
- Bielack, S. S., B. Kempf-Bielack, et al. (2002). "Prognostic factors in high-grade osteosarcoma of the extremities or trunk: an analysis of 1,702 patients treated on neoadjuvant cooperative osteosarcoma study group protocols." J Clin Oncol **20**(3): 776-90.
- Böcker, D., Heitz, Moch (2008). Pathologie, Urban&Fischer.
- Capanna, R., J. R. van Horn, et al. (1987). "Complications of pelvic resections." Arch Orthop Trauma Surg **106**(2): 71-7.
- Carrle, D. and S. S. Bielack (2006). "Current strategies of chemotherapy in osteosarcoma." Int Orthop **30**(6): 445-51.
- Carter, S. R., D. M. Eastwood, et al. (1990). "Hindquarter amputation for tumours of the musculoskeletal system." J Bone Joint Surg Br **72**(3): 490-3.
- Cunningham, B. W., S. J. Lewis, et al. (2002). "Biomechanical evaluation of lumbosacral reconstruction techniques for spondylolisthesis: an in vitro porcine model." Spine **27**(21): 2321-7.

- Cunningham, B. W., J. C. Seftor, et al. (1993). "Static and cyclical biomechanical analysis of pedicle screw spinal constructs." Spine **18**(12): 1677-88.
- Dahlin, D. C. and K. K. Unni (1986). Bone tumors. general aspects and data on 8542 cases. Springfield IL.
- Donati, D., R. Capanna, et al. (1993). "The use of massive bone allografts for intercalary reconstruction and arthrodeses after tumor resection. A multi-centric European study." Chir Organi Mov **78**(2): 81-94.
- Dunham, W. K. (1987). Acetabular resection for sarcoma. Limb salvage in musculoskeletal oncology. W. F. Enneking. New York, Churchill Livingstone: 170-86.
- Enneking, W., W. Dunham, et al. (1990). "A system for the classification of skeletal resections." Chir Organi Mov **75**(1 Suppl): 217-40.
- Enneking, W. F. (1986). "A system of staging musculoskeletal neoplasms." Clin Orthop Relat Res(204): 9-24.
- Frick, L., Stark (1992). Allgemeine Anatomie. Thieme, Stuttgart, 4. Aufl. S.306.
- Frohlich, B., S. Ahrens, et al. (1999). "[High-dosage chemotherapy in primary metastasized and relapsed Ewing's sarcoma. (E)CESS]." Klin Padiatr **211**(4): 284-90.
- Gebert, C., J. Harges, et al. (2002). "[Options for surgical treatment of malignant bone tumors]." Chirurg **73**(12): 1162-9.
- Gebert, C. W., Winfried ; Harges, J.; Hoffmann, C. ; Gosheger, G. (2007). Functional Results of Limb Salvage Surgery. ISOLS Meeting, RIO.
- Gerrand, C. H., R. S. Bell, et al. (2003). "The influence of anatomic location on outcome in patients with soft tissue sarcoma of the extremity." Cancer **97**(2): 485-92.
- Gerrand, C. H., A. M. Griffin, et al. (2003). "Large segment allograft survival is improved with intramedullary cement." J Surg Oncol **84**(4): 198-208.
- Gosheger, G., A. Hillmann, et al. (2001). "Soft tissue reconstruction of megaprotheses using a trevira tube." Clin Orthop(393): 264-71.
- Gosheger, G. and W. Winkelmann (2000). "[Mutars--a modular tumor- and revision system. Experiences at the Munster Tumor Center]." Orthopade **29** Suppl **1**: S54-5.
- Gradinger, R., H. Rechl, et al. (1991). "Pelvic osteosarcoma. Resection, reconstruction, local control, and survival statistics." Clin Orthop Relat Res(270): 149-58.
- Grimer, R. J., S. R. Carter, et al. (1999). "Osteosarcoma of the pelvis." J Bone Joint Surg Br **81**(5): 796-802.
- Guest, C. B., R. S. Bell, et al. (1990). "Allograft-implant composite reconstruction following periacetabular sarcoma resection." J Arthroplasty **5** Suppl: S25-34.
- Haher, T. R., D. Ottaviano, et al. (2004). "Ultra high molecular weight polyethylene (UHMWPE) model can provide results comparable to cadaveric models." Biomed Mater Eng **14**(1): 79-85.
- Haher, T. R., A. W. Yeung, et al. (2001). "The inverse effects of load transfer and load sharing on axial compressive stiffness." Spine J **1**(5): 324-9; discussion 330.

- Harrington, K. D. (1992). "The use of hemipelvic allografts or autoclaved grafts for reconstruction after wide resections of malignant tumors of the pelvis." J Bone Joint Surg Am **74**(3): 331-41.
- Hillmann, A., C. Hoffmann, et al. (2003). "Tumors of the pelvis: complications after reconstruction." Arch Orthop Trauma Surg **123**(7): 340-4.
- Hoffmann, C., G. Gosheger, et al. (2006). "Functional results and quality of life after treatment of pelvic sarcomas involving the acetabulum." J Bone Joint Surg Am **88**(3): 575-82.
- Jurgens, H., U. Exner, et al. (1988). "Multidisciplinary treatment of primary Ewing's sarcoma of bone. A 6-year experience of a European Cooperative Trial." Cancer **61**(1): 23-32.
- Kawai, A., J. H. Healey, et al. (1998). "Prognostic factors for patients with sarcomas of the pelvic bones." Cancer **82**(5): 851-9.
- Kawai, A., A. G. Huvos, et al. (1998). "Osteosarcoma of the pelvis. Oncologic results of 40 patients." Clin Orthop Relat Res(348): 196-207.
- Kohn, H. I. and R. J. Fry (1984). "Radiation carcinogenesis." N Engl J Med **310**(8): 504-11.
- Langlais, F., J. C. Lambotte, et al. (2001). "Long-term results of hemipelvis reconstruction with allografts." Clin Orthop Relat Res(388): 178-86.
- Meissner, A., M. Fell, et al. (1996). "[Biomechanics of the pubic symphysis. Which forces lead to mobility of the symphysis in physiological conditions?]." Unfallchirurg **99**(6): 415-21.
- Mikles, M. R., F. A. Asghar, et al. (2004). "Biomechanical study of lumbar pedicle screws in a corpectomy model assessing significance of screw height." J Spinal Disord Tech **17**(4): 272-6.
- Nilsson, U., A. Kreicbergs, et al. (1982). "Function after pelvic tumour resection involving the acetabular ring." Int Orthop **6**(1): 27-33.
- O'Connor, M. I. (1997). "Malignant pelvic tumors: limb-sparing resection and reconstruction." Semin Surg Oncol **13**(1): 49-54.
- O'Connor, M. I. and F. H. Sim (1989). "Salvage of the limb in the treatment of malignant pelvic tumors." J Bone Joint Surg Am **71**(4): 481-94.
- Ozaki, T., S. Flege, et al. (2003). "Osteosarcoma of the pelvis: experience of the Cooperative Osteosarcoma Study Group." J Clin Oncol **21**(2): 334-41.
- Ozaki, T., A. Hillmann, et al. (1996). "High complication rates with pelvic allografts. Experience of 22 sarcoma resections." Acta Orthop Scand **67**(4): 333-8.
- Ozaki, T., A. Hillmann, et al. (1997). "Chondrosarcoma of the pelvis." Clin Orthop Relat Res(337): 226-39.
- Ozaki, T., A. Hillmann, et al. (1998). "Treatment outcome of pelvic sarcomas in young children: orthopaedic and oncologic analysis." J Pediatr Orthop **18**(3): 350-5.
- Ozaki, T., C. Hoffmann, et al. (2002). "Implantation of hemipelvic prosthesis after resection of sarcoma." Clin Orthop Relat Res(396): 197-205.
- Ozaki, T., M. Putzke, et al. (2002). "Infiltration of sarcomas into the hip joint: comparison of CT, MRI and histologic findings in 67 cases." Acta Orthop Scand **73**(2): 220-6.

- Paulussen, M., S. Ahrens, et al. (1999). "[EICESS 92 (European Intergroup Cooperative Ewing's Sarcoma Study)-- preliminary results]." Klin Padiatr **211**(4): 276-83.
- Paulussen, M., B. Frohlich, et al. (2001). "Ewing tumour: incidence, prognosis and treatment options." Paediatr Drugs **3**(12): 899-913.
- Rauber, K. (1998). Anatomie des Menschen. Stuttgart, New York, Thieme. Band 1: Bewegungsapparat.
- Riede, W., Schaefer (2004). Allgemeine und spezielle Pathologie, Thieme Verlag.
- Rodl, R., G. Gosheger, et al. (2003). "Correction of leg-length discrepancy after hip transposition." Clin Orthop Relat Res(416): 271-7.
- Rodl, R. W., C. Hoffmann, et al. (2003). "Ewing's sarcoma of the pelvis: combined surgery and radiotherapy treatment." J Surg Oncol **83**(3): 154-60.
- Schajowicz, F. (1994). Tumors and Tumorlike Lesions of Bone. Berlin, Heidelberg, New York, Springer.
- Schajowicz, F., R. L. Cabrini, et al. (1981). "Microspectrophotometric quantitation of DNA in bone tumors with giant cells (osteoclastoma, osteosarcoma and chondroblastoma)." Clin Orthop Relat Res(156): 91-7.
- Schiebler, S., Zilles (1997). Anatomie. Springer, Berlin, 7.Aufl., S. 321
- Schuck, A., S. Ahrens, et al. (2005). "Radiotherapy in Ewing tumors of the vertebrae: treatment results and local relapse analysis of the CESS 81/86 and EICESS 92 trials." Int J Radiat Oncol Biol Phys **63**(5): 1562-7.
- Schwameis, E., M. Dominkus, et al. (2002). "Reconstruction of the pelvis after tumor resection in children and adolescents." Clin Orthop Relat Res(402): 220-35.
- Sheth, D. S., A. W. Yasko, et al. (1996). "Chondrosarcoma of the pelvis. Prognostic factors for 67 patients treated with definitive surgery." Cancer **78**(4): 745-50.
- Shin, K. H., B. T. Rougraff, et al. (1994). "Oncologic outcomes of primary bone sarcomas of the pelvis." Clin Orthop Relat Res(304): 207-17.
- Sluga, M., R. Windhager, et al. (1999). "Local and systemic control after ablative and limb sparing surgery in patients with osteosarcoma." Clin Orthop Relat Res(358): 120-7.
- Steel, H. H. (1978). "Partial or complete resection of the hemipelvis. An alternative to hindquarter amputation for periacetabular chondrosarcoma of the pelvis." J Bone Joint Surg Am **60**(6): 719-30.
- Takami, M., M. Ieguchi, et al. (1997). "Functional evaluation of flail hip joint after periacetabular resection of the pelvis." Osaka City Med J **43**(2): 173-83.
- Temple, H., R. J. O'Keefe, et al. (1995). "Limb salvage and allograft reconstruction for pelvic tumors." Proceedings of the 8th International Symposium or Limb salvage, Florence: 79.
- Teubner, E. (1993). Das Becken. Bern, Göttingen, Toronto, Seattle, Hans Hubner Verlag.
- Teubner, E. and F. Gerstenberger (1992). "[Kinematics of the pelvis. Grading and pathomechanical classification of injuries of the pelvic joints and kinematic and clinical consequences of surgical management]." Unfallchirurg **95**(1): 50-7.

Literaturverzeichnis

- Tscherne, H. and T. Pohlemann (1998). Unfallchirurgie: Becken und Acetabulum. Berlin, Heidelberg, New York, Springer.
- Uchida, A., A. Myoui, et al. (1996). "Prosthetic reconstruction for periacetabular malignant tumors." Clin Orthop Relat Res(326): 238-45.
- Wessling, M., M. Aach, et al. (2009). "The primary stability of the hip transposition type IIb: A biomechanical in vitro study." Clin Biomech (Bristol, Avon) **24** (4):361-5
- Windhager, R., H. Welkerling, et al. (2003). "[Surgical therapy of pelvis and spine in primary malignant bone tumors]." Orthopade **32**(11): 971-82.
- Winkelmann, W. (1988). "Eine neue Operationsmethode bei malignen Tumoren des Darmbeins." Z Orthop Ihre Grenzgeb **126**(6): 671-4.
- Winkelmann, W. W. (1996). "Rotationplasty." Orthop Clin North Am **27**(3): 503-23.
- Yoshida, Y., S. Osaka, et al. (2000). "Hemipelvic allograft reconstruction after periacetabular bone tumor resection." J Orthop Sci **5**(3): 198-204.
- Zantop, T., A. K. Eggers, et al. (2005). "Cyclic testing of flexible all-inside meniscus suture anchors: biomechanical analysis." Am J Sports Med **33**(3): 388-94.
- Zantop, T., M. Ruemmler, et al. (2005). "Cyclic loading comparison between biodegradable interference screw fixation and biodegradable double cross-pin fixation of human bone-patellar tendon-bone grafts." Arthroscopy **21**(8): 934-41.

Anhang

Ankerzahl	Mittelwert in N	SD	N (Versuche)
3	823,18	194,29	6
4	925,52	282,02	6
5	754,11	170,83	6
6	1110,30	196,03	6

Tabelle 2: Kraft (N) bei Versagen der Hälfte der Anker

Ankerzahl	Mittelwert in mm	SD	N (Versuche)
3	29,91	4,53	6
4	41,96	7,03	6
5	36,34	7,36	6
6	45,29	7,10	6

Tabelle 3: Weg in mm bei Versagen der Hälfte der Anker

Ankerzahl	Mittelwert in N	SD	N (Versuche)
4	538,15	214,89	5
5	234,79	218,07	4
6	758,60	428,90	6

Tabelle 4: Kraft (N) bei einem Displacement von einem ganzen Hüftkopf (52mm)

Ankerzahl	Mittelwert in N	SD	N (Versuche)
3	586,42	214,89	6
4	234,79	218,07	6
5	758,60	428,90	6
6	545,44	368,98	6

Tabelle 5: Kraft (N) bei einem Displacement von einem halben Hüftkopf (26mm)

Anhang

Ankerzahl	Mittelwert in mm	SD	N (Versuche)
3	31,95	4,95	6
4	37,45	8,20	6
5	28,86	6,36	6
6	47,82	12,82	6

Tabelle 6: Displacement in mm bei maximal gehaltener Kraft (F_{\max})

Ankerzahl	Mittelwert in N	SD	N (Versuche)
3	824,78	191,08	6
4	1010,61	190,21	6
5	896,44	135,28	6
6	1232,49	204,92	6

Tabelle 7: Maximal gehaltene Kraft (F_{\max})

Danksagung

Zum Schreiben einer Dissertation benötigt man die Unterstützung, Anregung, Motivation, Mitarbeit und Diskussionsbereitschaft von Betreuern, Kollegen und Freunden. Dafür möchte ich mich an dieser Stelle ganz herzlich bedanken.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Winkelmann und Herrn Professor Dr. Gosheger für die Überlassung der Arbeit.

Ich bedanke mich bei Herrn Priv.- Doz. Dr. Gebert für die interessante Aufgabenstellung, Unterstützung und ausgezeichnete Betreuung.

Für die Übernahme der Zweitgutachtens bin ich Herrn Prof. Dr. Bürger sehr dankbar.

Ich will es nicht versäumen, Herrn Prof. Dr. Raschke dafür zu danken, dass ich für meine Arbeit das biomechanische Labor der Klinik und Poliklinik für Unfallchirurgie nutzen durfte. Auch seinen Mitarbeitern möchte ich für ihre Hilfsbereitschaft bei dem Aufbau der Apparatur sowie den konstruktiven Vorschlägen danken.

Der Firma Smith & Nephew[®] und DePuy Mitek[®] (Johnson & Johnson company[®]) danke ich für die Bereitstellung der Anker.

Bei meinem Mann, meinen Eltern und lieben Freunden bedanke ich mich ganz herzlich, da sie mich alle auf ihre Weise unterstützt und so zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

