

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie
In Zusammenarbeit mit dem Funktionsbereich Bewegungsanalytik
Direktor: Univ.- Prof. Dr. med. Georg Gosheger

Auswirkungen von hohen tibialen Umstellungs-Osteotomien auf den Gang
und die Kniegelenks-Belastung. Eine biomechanische Studie mittels
computergestützter dreidimensionaler Ganganalyse,
Bodenreaktionskraftmessung und Elektromyographie

INAUGURAL-DISSERTATION

zur
Erlangung des doctor medicinae

der Medizinischen Fakultät der
Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von
Christiane Hölscher
aus Haltern

2009

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

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

1. Berichterstatter: CA PD Dr. med. Robert Rödl
2. Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr. rer. nat. Burkard Drerup

Tag der mündlichen Prüfung: 02.12.2009

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie
In Zusammenarbeit mit dem Funktionsbereich Bewegungsanalytik
Direktor: Univ.- Prof. Dr. med. Georg Gosheger
Referent: CA PD Dr. med. Robert Rödl
Korreferent: Univ.-Prof. Dr. rer. nat. Burkard Drerup

Zusammenfassung

Auswirkungen von kniegelenksnahen Umstellungs-Osteotomien auf den Gang und die Kniegelenks-Belastung. Eine biomechanische Studie mittels computergestützter 3D-Ganganalyse und Elektromyographie
von Christiane Hölscher

Bislang gelten Röntgenaufnahmen bei Osteotomien als wichtigste diagnostische Hilfe zur Planung und Kontrolle des hier untersuchten operativen Verfahrens. Die Kniebelastung kann jedoch nicht aus den radiologischen Messresultaten berechnet werden. Bis dato gibt es keine genauen Angaben über die Kräfte, die im Kniegelenk bei Beinachsendeformationen vor und nach Korrektur wirken. Mithilfe der Kombination der ganganalytischen Untersuchungsmethoden scheint eine Möglichkeit gefunden, die dynamischen Verhältnisse am Kniegelenk zu messen. Das Ziel der vorliegenden Studie ist, die belastungsreduzierende Wirkung der Tibiakopfosteotomie im postoperativen Verlauf mit Hilfe der Ganganalyse, der Bodenreaktionskraftmessung und der Elektromyographie zu untersuchen. Die Patientengruppe umfasst 32 Patienten mit einseitiger Beinachsendeformation, die mittels fixateurgestützter Hemikallotaxis operiert wurden. Diese wurden prä- und postoperativ ganganalytisch untersucht. Als Gemeinsamkeit zeigen die Patienten aller Gruppen trotz verbesserter Drehmomente und Angleichung der Muskelaktivität an die Normale Anzeichen der Quadricepsvermeidung. In der Varus-Gruppe ließen sich die präoperativ erhöhten Abduktionsmomente postoperativ signifikant senken. Das EMG zeigte präoperativ eine deutliche Mehraktivität der lateral der Mikulicz-Linie angreifenden Muskulatur. Mit der Korrektur der Beinachse glich sich die Muskelaktivität postoperativ der des nicht betroffenen Beines an. In der Valgus-Gruppe konnten die präoperativ deutlich verringerten Abduktionsmomente der Norm angenähert werden, die präoperativ deutlich erhöhten Adduktionsmomente lagen postoperativ im Normbereich. Das EMG zeigte präoperativ eine deutliche Mehraktivität der medial der Mikulicz-Linie angreifenden Muskulatur. Mit der Korrektur der Beinachse glich sich die Aktivität der Muskulatur auch in dieser Gruppe der des nicht betroffenen Beines an.

Das nachgewiesene gute Ergebnis der hohen tibialen open-wedge-Osteotomie kann durch eine noch gezieltere Nachbehandlung weiter verbessert werden. Somit ist, um bleibende pathologische Gangmuster zu vermeiden und dadurch die Kniegelenksbelastung weiter zu senken, eine gute konservative Nachbehandlung des Kniegelenkes von grundlegender Bedeutung. Durch die Berücksichtigung der dynamischen Belastungsverhältnisse sowie der Muskelaktivität wird die Möglichkeit geschaffen, eine höhere Erfolgswahrscheinlichkeit für den Patienten sowie eine Qualitätsverbesserung des Behandlungsverfahrens zu erreichen.

Tag der mündlichen Prüfung: 02.12.2009

INHALTSVERZEICHNIS

1	Einleitung und Ziel der Arbeit	4
2	Grundlagen	6
2.1	Der menschliche Gang	6
2.2	Grundbegriffe der Biomechanik	7
2.2.1	Kraft	7
2.2.2	Drehmoment	9
2.3	Ganganalyse	11
2.3.1	Das Knie im freien Gang	14
2.4	Bodenreaktionskraft	17
2.5	Oberflächenelektromyographie	20
2.6	Die menschliche Beinachse	22
2.7	Ursachen und Auswirkungen der Beinachsende- viation	26
2.8	Therapie der Beinachsende- viation	27
2.8.1	Konservative Therapie	27
2.8.2	Operative Therapie	29
3	Material und Methoden	34
3.1	Studientyp	34
3.2	Untersuchungsgrößen	35
3.2.1	Untersuchungsgrößen dreidimensionale Ganganalyse und Bodenreaktionskraftmessung	35
3.2.2	Untersuchungsgrößen Oberflächen-Elektromyographie	38
3.3	Operationsmethode der fixateurgestützten valgusierenden additiven intraligamentären Osteotomie der proximalen Tibia mit medialer Keilbasis (high tibial osteotomy, open wedge, Hemikallotasis)	40

3.4	Patienten	43
3.4.1	Patientengruppe Gesamtheit	45
3.4.2	Patientengruppe Varus	46
3.4.3	Patientengruppe Valgus	47
3.4.4	Vergleichende Darstellung	48
3.5	Messverfahren	50
3.5.1	Dreidimensionale Ganganalyse	50
3.5.2	Messung der Bodenreaktionskraft	54
3.5.3	Elektromyographie	55
3.6	Statistik	58
3.6.1	Erstellung einer Datenbank	58
3.6.2	Verwendete statistische Testverfahren	59
4	Ergebnisse	60
4.1	Gruppe Gesamtheit	60
4.1.1	Dreidimensionale Ganganalyse und Bodenreaktionskräfte	60
4.1.2	Elektromyographie	64
4.2	Gruppe Varus	68
4.2.1	Dreidimensionale Ganganalyse und Bodenreaktionskräfte	68
4.2.2	Elektromyographie	72
4.3	Gruppe Valgus	76
4.3.1	Dreidimensionale Ganganalyse und Bodenreaktionskräfte	76
4.3.2	Elektromyographie	79
4.4	Vergleich der Gruppen	83
4.4.1	Dreidimensionale Ganganalyse und Bodenreaktionskräfte	83
4.4.2	Elektromyographie	109

5	Diskussion	113
5.1	Einleitung	113
5.2	Allgemeine Gangparameter	114
5.3	Spezielle Parameter Hüfte und Knie	116
	5.3.1 Bewegungen	116
	5.3.2 Drehmomente	119
5.4	Elektromyographie	129
5.5	Fehleranalyse	133
5.6	Fazit	135
6	Zusammenfassung	138
7	Abkürzungsverzeichnis	142
8	Abbildungsverzeichnis	143
9	Tabellenverzeichnis	147
10	Literaturverzeichnis	149
11	Anhang	I
11.1	Danksagung	I

1 Einleitung und Ziel der Arbeit

Das Ausmaß von Beinachsendeformationen und der Erfolg ihrer operativen Korrektur werden bisher fast ausschließlich durch bildgebende Verfahren beurteilt. Die radiologische Diagnostik ist hier zur präoperativen Planung sowie postoperativen Erfolgskontrolle selbstverständlich notwendig. Sie spiegelt jedoch nur unzureichend die tatsächlichen funktionellen Belastungsverhältnisse im Gang wider, es ist lediglich eine Darstellung der statischen Verhältnisse. Da unsere untere Extremität jedoch vor allem dazu dient, uns die Bewegung im Raum zu ermöglichen, liegt es auf der Hand, dass allein eine radiologische Darstellung der statischen Verhältnisse nicht ausreicht, um eine Beinachsendeformation ausreichend zu beurteilen; lässt man hier doch die Muskulatur sowie die unter dynamischen Bedingungen auftretenden Bewegungsmuster im Raum, die Kräfte und daraus resultierenden Drehmomente außer Acht.

Diese lassen sich mit Hilfe ganganalytischer Methoden ermitteln. Die biomechanischen Auswirkungen der Fehlbelastung im Kniegelenk, die bei Varus- und Valgusfehlstellungen vorliegt, sowie die operative Beeinflussung werden anhand der vorliegenden Studie erläutert.

Wie ändert sich der Gang bei Menschen nach achskorrigierenden Operationen? Gelingt es messbar, das Gangbild positiv zu beeinflussen? Wie ändern sich die Bodenreaktionskraft und Momente, die auf das Kniegelenk wirken? Ändert sich die nervale Aktivierung der Muskulatur, und wenn ja: Wie, in welchem Umfang? Inwieweit gleicht sich die Funktion des operierten Beines postoperativ der des gesunden Beines an? Weicht das IST von der Erwartung ab?

Dies alles sind Fragen, die wir uns zu Beginn dieser Studie gestellt haben. Wir verglichen hierzu die aus der dreidimensionalen Ganganalyse, der Bodenreaktionskraftmessung sowie der Oberflächenelektromyographie bei Maximalkraft und im freien Gang gewonnenen Daten der betroffenen Extremität von insgesamt 32 Patienten zum Einen prä- und postoperativ, zum Anderen verglichen wir die Daten der betroffenen Extremität postoperativ mit der jeweils nicht betroffenen.

Ziel dieser Arbeit ist es, Gemeinsamkeiten und Unterschiede im Gangbild vor und nach Achskorrekturen bei Patienten mit Beinachsenedeviationen mittels wissenschaftlich geeigneter Instrumente zu erkennen und somit den Weg für eine noch präzisere Operationsplanung und Nachbetreuung zu ebnen. Es sollen neue Möglichkeiten geschaffen werden, die Qualität der Operationsverfahren zu erhöhen und eine höhere Erfolgswahrscheinlichkeit für den einzelnen Patienten zu erreichen.

2 Grundlagen

2.1 Der menschliche Gang

Das perfekte Zusammenspiel von Gehirn, Muskeln, Knochen und Gelenken ist wohl eines der faszinierendsten Phänomene der Natur. Hierzu zählt auch der aufrechte Gang. Das Gehen ist die natürliche Art des Menschen, sich fortzubewegen, und das schon seit ca. 3,6 Millionen Jahren [21]. Der aufrechte Gang ist ein bedeutender Schritt in der Evolution des Menschen und wohl unter den Tieren einzigartig. Er brachte viele Vorteile: Das Sichtfeld erweiterte sich erheblich. Die Hände, die zuvor hauptsächlich zur Stütze dienten, konnten nun zu Verteidigungs- und Jagdzwecken genutzt werden. Zu dieser Zeit verlernten unsere Arme das Gehen. Der aufrechte Gang förderte jedoch auch das soziale Leben. Nahrung konnte gesammelt werden, der Mensch konnte Gegenstände transportieren und bearbeiten. Der aufrechte Gang musste jedoch erst einmal mithilfe der Eltern erlernt werden, was die sozialen Bindungen innerhalb der Familie vertiefte [28].

Das Gehen bedeutet für den Menschen also viel mehr als die reine Fortbewegung. Wir wollen uns jedoch hier mit der biomechanisch interessanten Seite der Bipedie beschäftigen.

2.2 Grundbegriffe der Biomechanik

Der Vollständigkeit halber seien hier einige Größen der Physik noch einmal beschrieben.

2.2.1 Kraft

Kräfte sind vektorielle Größen. Sie werden bestimmt durch Betrag, Richtung und die Lage der Wirkungslinie. Die Darstellung erfolgt durch Pfeile, deren Spitze die Richtung der Kraft angibt und deren Länge ein Maß für die Größe der Kraft ist.

Wirken mehrere Kräfte gleichzeitig auf einen Körper, so kann man diese Kräfte zu einer Resultierenden zusammensetzen. Die Einzelkräfte bezeichnet man als Komponenten. Die Vereinigung von Komponenten zu einer Resultierenden ist eine geometrische Addition.

Wenn

F Kraft

m Masse

a Beschleunigung

dann gilt

$$F = m \cdot a$$

Die Kraft ist also das Produkt von Masse und Beschleunigung.

SI-Einheit der Kraft: $[F] = \text{kg} \cdot \text{m/s}^2 = \text{Newton (N)}$

Definition Beschleunigung

Wenn

a Beschleunigung

v Geschwindigkeit

t Zeit

dann gilt

$$a = v / t$$

SI-Einheit der Beschleunigung: $[a] = \text{m/s}^2 = \text{Meter geteilt durch Sekundenquadrat}$

Definition Geschwindigkeit

Wenn

v Geschwindigkeit

s Länge

t Zeit

dann gilt

$$v = s / t$$

SI-Einheit der Geschwindigkeit: $[v] = \text{m/s} = \text{Meter geteilt durch Sekunde}$

2.2.2 Drehmoment

Ein Drehmoment ist das Produkt aus einer Kraft und dem senkrechten Abstand ihrer Wirkungslinie vom Drehpunkt (Hebelarm).

Wenn

M Drehmoment

F wirkende Kraft

L senkrechter Abstand Drehpunkt-Wirkungslinie der Kraft

r Abstand Drehpunkt-Angriffspunkt

α Winkel zwischen F und r

dann gilt

$$M = F \cdot l = F \cdot r \cdot \sin \alpha$$

SI-Einheit des Drehmomentes: [M] = Newtonmeter (N · m).

Das Drehmoment ist ein axialer Vektor. Er liegt in der Drehachse und weist bei Rechtsdrehung nach vorn. Betrachtet man das Drehmoment im Rahmen einer zweidimensionalen Anordnung, bei denen die Drehachse senkrecht auf der Betrachtungsebene steht, so kann das Drehmoment M aus Gründen der Einfachheit als Zahl angesehen werden.

Wirken auf einen Körper zugleich mehrere Kräfte, so gilt der Momentensatz:

Das resultierende Drehmoment ist gleich der Summe der einzelnen Drehmomente.

Wirken die Drehmomente in gleicher Ebene, so ergibt sich ihre Summe aus der algebraischen Addition. Das Vorzeichen gibt hierbei die Richtung an. Während in der Mechanik im allgemeinen linksdrehende Momente allgemein als positiv,

rechtsdrehende als negativ bezeichnet werden [55, 70], ist es in der Biomechanik meist umgekehrt [12]. Wichtig ist es, Vorzeichen und zugehörige Richtung in seiner Rechnung zu definieren und einzuhalten.

Die folgende Abbildung dient der Verdeutlichung.

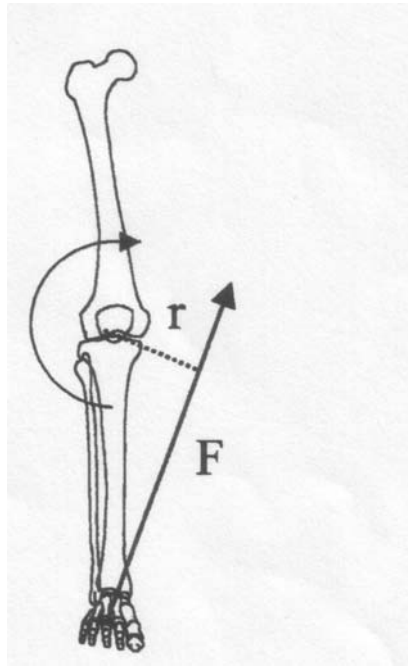


Abbildung 1: Abduktionsmoment des Kniegelenkes

Um Drehmomente in der Biomechanik miteinander vergleichen zu können, wird das Drehmoment in der Regel normiert pro Kilogramm Körpergewicht angegeben. Die Einheit lautet dann Nm/kg.

2.3 Ganganalyse

Die Ganganalyse hat es sich zur Aufgabe gemacht, den menschlichen Gang sowohl im Physiologischen wie auch seine Pathologien zu erforschen. Hierzu muss das Gehen in geeignete Sequenzen unterteilt werden.

Während des Gehens dient zunächst ein Bein als bewegliche Stütze, während das andere zu einem neuen Standort schwingt. Anschließend tauschen die Beine ihre Rolle. Dieser Ablauf wiederholt sich so lange, bis die Person ihr Ziel erreicht hat. Eine solche Sequenz nennt man Gangzyklus. Die folgende Abbildung soll dies verdeutlichen.

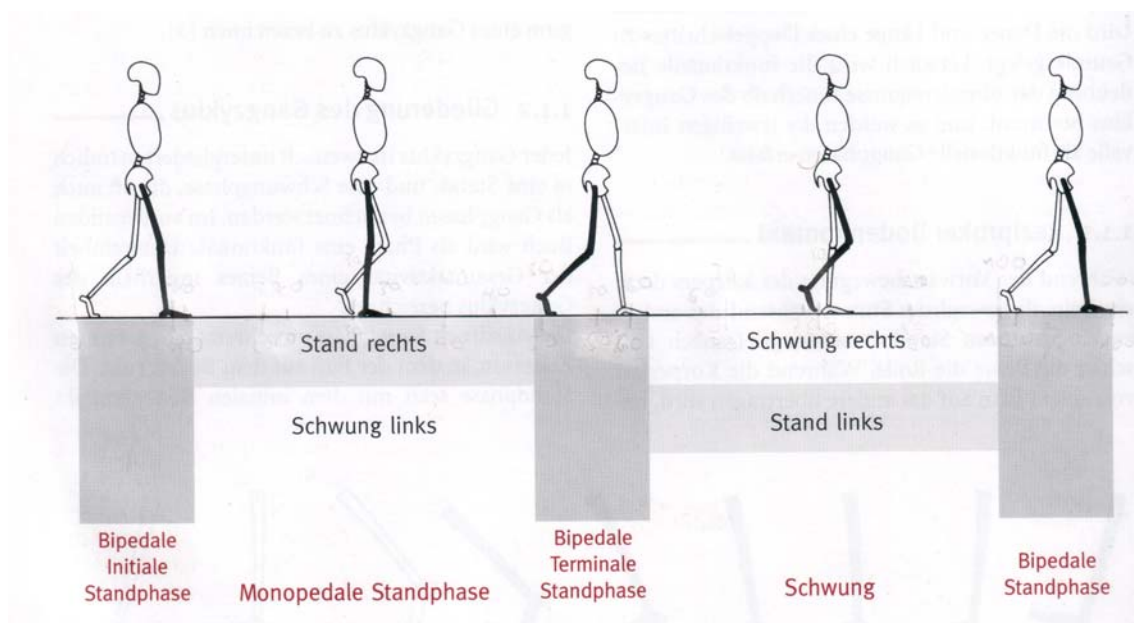


Abbildung 2: Untergliederung der Standphase und deren Beziehung zum bilateralen Bodenkontakt [81]

Ein Gangzyklus beginnt mit dem Bodenkontakt des Fußes und endet mit dem Bodenkontakt desselben Fußes. Dieser Zyklus lässt sich weiter unterteilen in die Stand- und Schwungphase. Die Standphase wird in weitere drei Unterphasen unterteilt. Mit der bipedalen initialen Standphase beginnt der Gangzyklus. Es schließt sich die monopedale Standphase an, wenn der

kontralaterale Fuß zur Schwungphase angehoben wird. Darauf folgt die bipedale terminale Standphase, wenn der kontralaterale Fuß den Boden wieder berührt.

Innerhalb dieser Phasen lassen sich weitere Phasen unterscheiden. Zur Verdeutlichung dient folgende Abbildung.

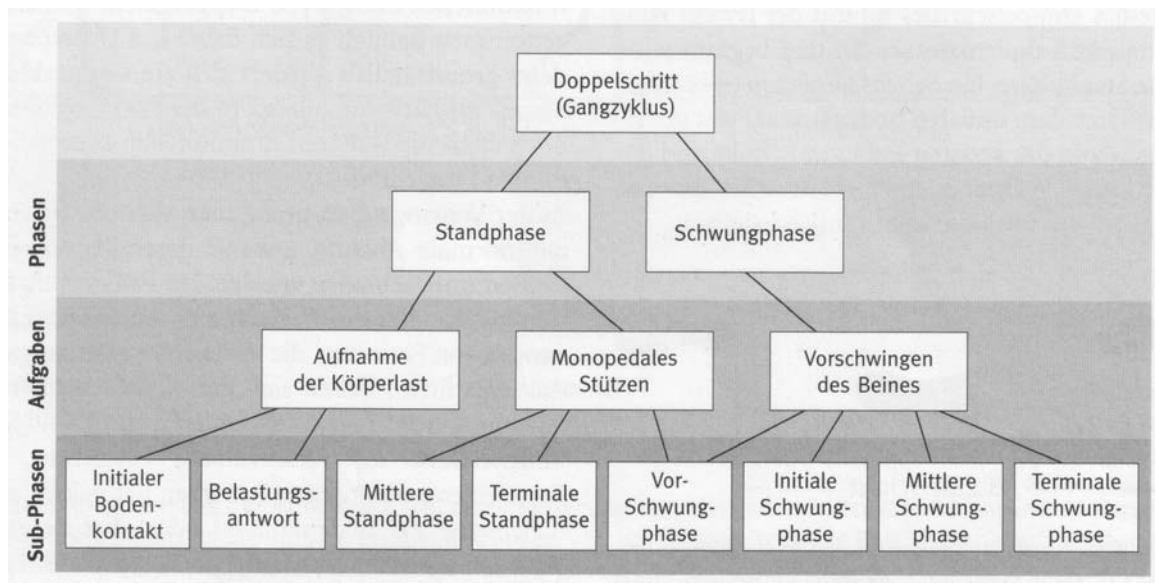


Abbildung 3: Gliederung des Gangzyklus [81]

Daraufhin schließt sich die Schwungphase an. Berührt das Bein nach der Schwungphase wieder den Boden, beginnt ein neuer Gangzyklus.

Es entfallen im Gangzyklus ca. 60% der Zeit auf die Standphase und 40% auf die Schwungphase [71]. Die beiden bipedalen Standphasen machen je 10% aus, die monopedale Standphase 40%. Diese Dauer variiert jedoch mit der Ganggeschwindigkeit [25, 78].

Die Ganganalyse können wir verschiedene Parameter betrachten und auswerten. Neben der visuellen Analyse, wozu auch die Video-Analyse zählt, kann die Ganganalyse unterteilt werden in die mathematische Analyse der Weg-Zeit-Parameter wie Schrittlänge, Geschwindigkeit sowie die Stand- und Schwungphasendauer; des weiteren unterscheiden wir die kinematische

Analyse der Gelenkwinkel und ihrer Geschwindigkeit und Beschleunigung sowie die kinetische Analyse der Kräfte, Drehmomente, und des Druckes. Als letztes ist die neuromuskuläre Analyse der Muskelaktivität mittels Elektromyographie (EMG) zu nennen.

2.3.1 Das Knie im freien Gang

Mobilität und Stabilität des Kniegelenkes sind für das normale Gangbild unerlässlich. Während der Standphase bestimmt das Knie maßgeblich die Stabilität des Beines. In der Schwungphase sorgt es mit seiner Beweglichkeit für einen ungehinderten Vorschwung des Beines.

Das Kniegelenk ist viel mehr als ein reines Scharniergelenk. Zu seinen Möglichkeiten gehören Bewegungen in allen drei Ebenen: Ein großer Bewegungsumfang in der Sagittalebene, sowie kleine Bewegungsradien in der Frontal- und Transversalebene.

Während Flexion und Extension als Bewegungen in der Sagittalebene vor allem für die Progression in der Standphase sowie das Vorschwingen des Beines in der Schwungphase verantwortlich sind, ermöglichen die kleinen Bewegungen in der Frontalebene die vertikale Balance über dem Bein, vor allem während der monopodalen Standphase. Die Rotationsbewegungen in der Transversalebene ermöglichen die Anpassung des Knies an die Haltungsveränderungen, wenn sich der Rumpf im Gang von hinten über das Standbein nach vorne bewegt.

Die visuelle Ganganalyse eignet sich am besten für Bewegungen in der Sagittalebene, während für eine genaue Analyse der weiteren Bewegungsereignisse, der Kräfte und daraus resultierenden Belastungen und Drehmomente am Kniegelenk instrumentengestützte Messverfahren notwendig sind.

Betrachtet man zunächst die Bewegungen in der Sagittalebene, so wechseln sich Flexion und Extension innerhalb eines Gangzyklus je zwei mal ab, zunächst Flexion und Extension in der Standphase, dann Flexion und Extension in der Schwungphase [92, 63, 34, 49, 51, 71]. Der Bewegungsumfang liegt hierbei zwischen ca. 2° Hyperextension und 70° Flexion. Beim initialen

Bodenkontakt wird das Knie ca. 5° flektiert. Dieser Wert schwankt individuell, es werden hier Werte zwischen 2° Hyperextension und 5° Flexion angegeben [41].

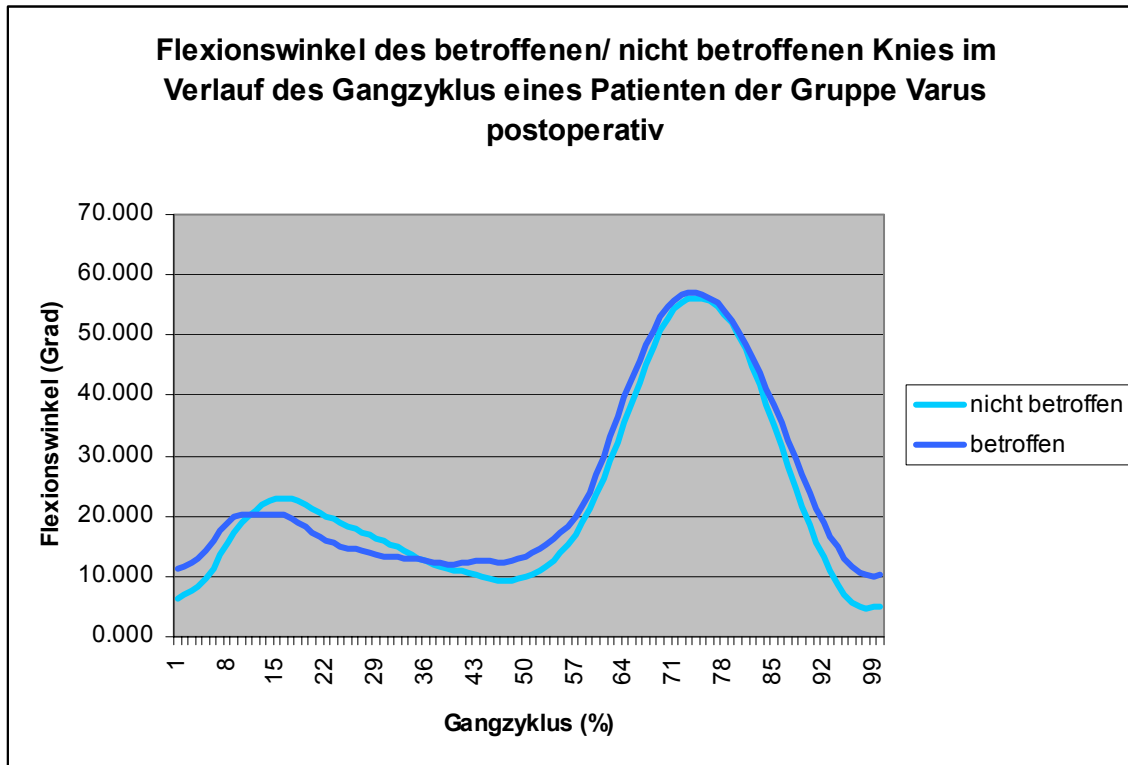


Abbildung 4: Knieflexion innerhalb eines Gangzyklus am Beispiel eines Patienten postoperativ

Betrachtet man die Bewegungen in der Frontalebene, so kommt es im Verlauf des Gangzyklus zur Ab- und Adduktion. Während der Standphase kommt es zur Abduktion. Das Abduktionsmoment hält während der gesamten Standphase an, hat sein Maximum aber bei der Belastungsantwort, wenn die gerade entlastete Körperseite absinkt. Durch die kurze Aktivierung des M. biceps femoris, caput longum, und die Zugspannung des M gluteus maximus sowie des M. tensor fasciae latae über den Tractus iliotibialis entsteht eine Gegenkraft. Durch diese wird das Knie in der Stressphase der Übernahme des Körpergewichtes stabilisiert [81].

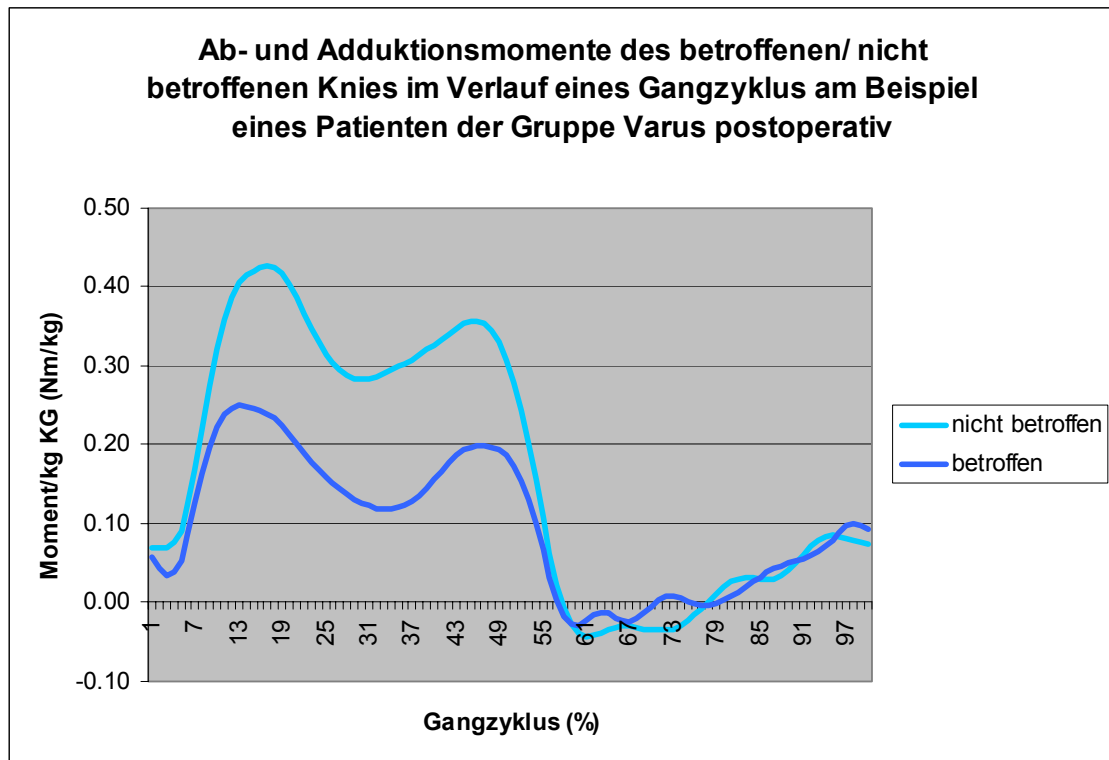


Abbildung 5: Ab- und Adduktionsmomente des Knies am Beispiel eines Patienten postoperativ

2.4 Bodenreaktionskraft

Beim Aufsetzen des Fußes auf den Boden entstehen Kräfte (entsprechend dem Gesetz: $Kraft = Masse \times Beschleunigung$). Diese Kräfte wirken über den Fuß auf den Boden. Da eine Kraft immer eine Gegenkraft erzeugt, reagiert der Boden auf die Krafteinwirkung mit einer Gegenkraft. Diese Bodenreaktionskräfte sind in ihrer Intensität gleich und in ihrer Richtung entgegengesetzt zu den Kräften, welche vom Körper ausgeübt werden. Sie können mithilfe von geeigneten Kraftmessplatten gemessen werden.

Solche Kraftmessplatten bestehen aus Platten, welche elastisch auf piezoelektrischen Sensoren gelagert werden. In jeder Ecke der rechteckigen Platte befinden sich jeweils im rechten Winkel zueinander drei Sensoren, welche die vertikalen, sowie die horizontalen Kräfte in ventro-dorsaler und medio-lateraler Richtung messen. Ein ähnliches Prinzip verfolgt die Messung mittels Dehnungsmessstreifen. Durch die nachgeschaltete Datenverarbeitung können dann sich ergebende rotatorische Kräfte, der Kraftangriffspunkt sowie die Bodenreaktionskräfte berechnet werden. Auch die Drehmomente des Kniegelenkes lassen sich bei exakter Lokalisation der Gelenkmitte so ermitteln.

Die Kraftmessplatten werden in die Ganganalysestrecke integriert. Dies sollte möglichst so geschehen, dass dem Patienten nicht auffällt, wo die Messplatte ist. Es ist wichtig, dass der Patient spontan und ohne besondere Beachtung derselben im freien Gang auf die Kraftmessplatten tritt. Das gezielte Treten auf die Platte ist unerwünscht, da der normale Gangfluss dann gestört wird, es ergeben sich so eine geringere Ganggeschwindigkeit sowie ein unnatürlicher Bewegungsablauf, auch die dann gemessenen Bodenreaktionskräfte repräsentieren so nicht mehr das für den Patienten typische Gangbild .

Immer, wenn der Massenmittelpunkt eines Körpers nicht direkt vertikal über dem Gelenk liegt, bewirkt das Gewicht eine Kraft, welche über den Hebelarm zu einer Gelenkbewegung führt. Das Produkt aus Kraft und Hebelarm nennt man

Drehmoment. Die Antwort der Muskulatur auf dieses Drehmoment ist die entsprechende Kontraktion, um die aus dem Drehmoment resultierende Kraft und Gelenkbewegung zum Erreichen der gewünschten neuen Stellung des Körpers im Raum auszunutzen und so den Körper im Raum zu stabilisieren und zu lenken.

Die folgende Abbildung zeigt die Beziehung zwischen Körpervektor und Knie vom initialen Bodenkontakt bis zur Vorschwungphase. Die roten Linien zeigen den Verlauf des Körpervektors an.

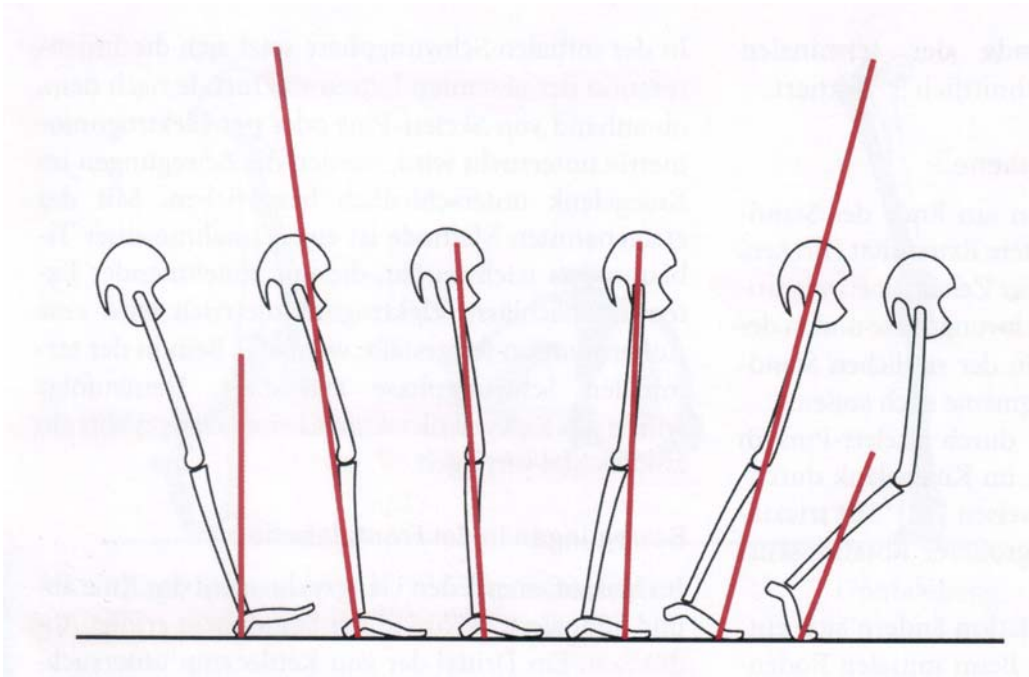


Abbildung 6: Beziehung zwischen Körpervektor und Knie [81]

Der initiale Impuls durch den Bodenkontakt erzeugt einen vertikalen Kraftvektor, der, wie auch der Bodenkontaktpunkt, zunächst vor dem Knie liegt. Wenn das Bein das Körpergewicht übernimmt, deckt sich der Vektor mit der Bodenreaktionskraft.

Im Verlauf der Standphase entstehen so Flexions- und Extensionsmomente.

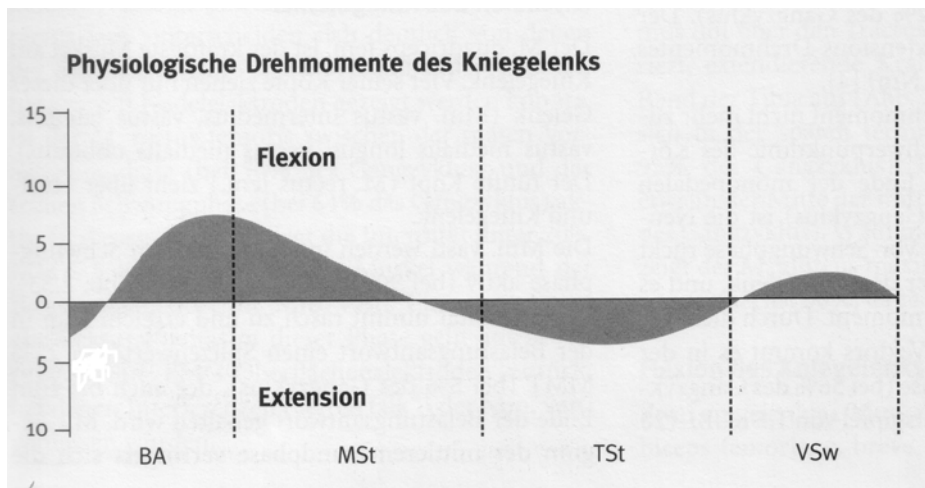


Abbildung 7: Drehmomente des Knies, hervorgerufen durch den sagittalen Vektor beim Gehen [81]

2.5 Oberflächenelektromyographie

Das EMG-Signal zeigt die Aktivierung motorischer Einheiten an. Eine motorische Einheit besteht aus einer Muskelfasergruppe und dem zugehörigen Motoneuron. Ursprünglich nahm man eine räumliche Gruppierung dieser Muskelfasern an. Das ist jedoch nicht richtig. Im physiologischen Muskel sind die Muskelfasern einer motorischen Einheit weit über den Muskel verstreut angeordnet. Die direkt benachbarten Muskelfasern gehören jeweils unterschiedlichen motorischen Einheiten an.

Die Mechanismen, die für ein Zustandekommen ableitbarer EMG-Potentiale verantwortlich sind, sollen folgend kurz erläutert werden. Sie spielen sich am neuromuskulären Übergang der motorischen Endplatte ab. Die kleinen Potentialdifferenzen, die bei der Membrandepolarisation entstehen, sind die Quellen dieses neurophysiologischen Signals.

An der Muskelfasermembran entsteht durch ein Ionengleichgewicht zwischen Innen- und Außenmilieu der semipermeablen Zellmembran ein Ruhepotential. Dieses liegt beim nicht kontrahierten Muskel bei ca. -80 bis -90 Millivolt [24]. Durch die Ionenpumpe wird dieses Potential aufrechterhalten.

Durch Aktivierung einer alphasmotorischen Vorderhornzelle entsteht nach Weiterleitung und über das Freisetzen von Transmitterstoffen an den motorischen Endplatten ein Endplattenpotential an den vom motorischen Nerv versorgten Muskelfasern. Dabei ändern sich kurzfristig die Diffusionseigenschaften der Membran und es kommt zu Veränderungen in der Ionenbalance. Wird hierbei ein gewisser Schwellenwert erreicht, so kommt es zur Depolarisation der Membran. Das so entstandene Aktionspotential führt zur Freisetzung von Calcium-Ionen innerhalb der Muskelzelle. Über gekoppelte chemische Prozesse kommt es so zur Verkürzung der kontraktilen Elemente der Muskelzelle und damit zur Muskelkontraktion.

Diese De- und Repolarisationsvorgänge an der Muskelfasermembran liefern die elektrischen Signale, auf denen die Elektromyographie basiert. Die Potentialschwankungen an der Muskelfaseroberfläche können abgeleitet werden. Sie bewegen sich in einer Größenordnung von wenigen Mikrovolt bis hin zu wenigen Millivolt. Die mit Oberflächenelektroden durchgeführte Elektromyographie erfasst immer viele motorische Einheiten, die an der Muskelkontraktion beteiligt sind.

Die Messung zeichnet diese elektrische Impulse auf, die sich durch den Muskel und die angrenzenden Weichteile bewegen. Dabei werden die über Elektroden abgeleiteten myoelektrischen Signale verstärkt, übertragen und digital aufgezeichnet.

Mit der Elektromyographie lassen sich Zeitpunkt, Dauer und relative Intensität der Muskelaktivität messen. Die Elektromyographie ermöglicht die indirekte Aufzeichnung der muskulären Funktion. Die daraus resultierende Muskelkraft lässt sich jedoch nicht abschätzen [81, 57].

Die Messungen können mittels drei verschiedener Typen von Elektroden erfolgen, zum Einen über intramuskulär arbeitende Nadelelektroden, des weiteren über ebenfalls intramuskulär eingebrachte Drahtelektroden, zum Anderen über sogenannte Oberflächen- oder Kontaktelektroden. Hierbei muss auf die präzise Platzierung der Elektroden geachtet werden.

Die computerisierte Analyse umfasst die Digitalisierung des analogen Signals, die Gleichrichtung (Rektifizierung) und Integration der Daten. Bei der Rektifizierung werden alle negativen Signale in positive übertragen, um zu verhindern, dass sich positive und negative Signale bei der weiteren Verarbeitung gegenseitig auslöschen [111]. Die Darstellung des quantifizierten EMG erfolgt in absoluten Werten mit der Einheit Millivolt.

2.6 Die menschliche Beinachse

Das Kniegelenk ist das komplexeste und größte Gelenk unseres Körpers. Den größten Bewegungsumfang erreicht es in der Sagittalebene durch Flexion und Extension. In Flexion des Kniegelenkes wird ein weiterer Freiheitsgrad frei, die axiale Längsrotation. Der dritte zu nennende Freiheitsgrad ist die Translation in anteriorer und posteriorer Richtung.

Als mittleres Gelenk der unteren Extremität weist es die längsten Hebelarme auf. Die Muskelkraft wird durch das Kniegelenk in Bewegung umgesetzt. Die langen Hebelarme führen zu erheblichen Belastungsmomenten. Auf das Kniegelenk wirken axiale Kräfte. Nach Morrison beträgt die Druckkraft beim Gehen in der Ebene das 3,4-fache des Körpergewichts, beim Treppaufgehen sogar das 4,3-fache des Körpergewichts [69].

Betrachtet man die Achsenverhältnisse der unteren Extremität, so müssen anatomische von mechanischen Achsen unterschieden werden. Die anatomischen Achsen des Femurs und der Tibia entsprechen deren Mittelschaftlinien. Hierbei bildet die Schaftachse des Femurs nicht die geradlinige Fortsetzung der Tibiaachse, sondern sie bilden einen nach lateral offenen Winkel von 173-175°.

Als mechanische Achse des Femurs bezeichnet man eine Linie vom Zentrum des Hüftkopfes zum Zentrum des Kniegelenkes. Diese mechanische Achse bildet mit der anatomischen Femurschaftachse einen Winkel von 6° +/- 1°; den anatomisch-mechanischen Femurwinkel (AMFW).

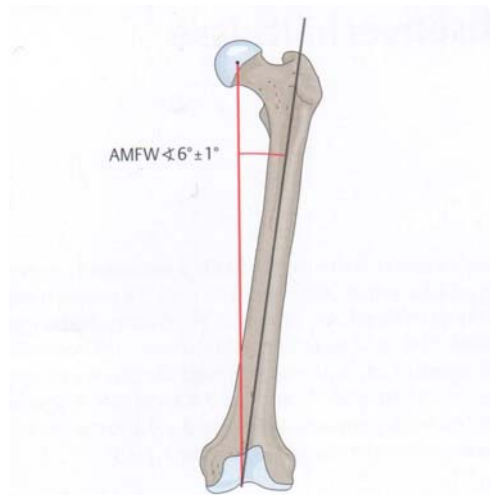


Abbildung 8: Winkel zwischen mechanischer (rot) und anatomischer (grau) Femurachse [58]

Die mechanische Beinachse wird auch als Mikulicz-Linie bezeichnet und verbindet das Hüftkopfformzentrum mit dem Zentrum des oberen Sprunggelenkes. Diese Linie verläuft bei physiologischen Beinachsen im Mittel 4 ± 2 mm medial des Kniegelenkzentrums [79]. Verläuft die mechanische Beinachse lateral oder medial dieses Punktes, liegt entweder eine Valgus- oder eine Varusdeviation vor.

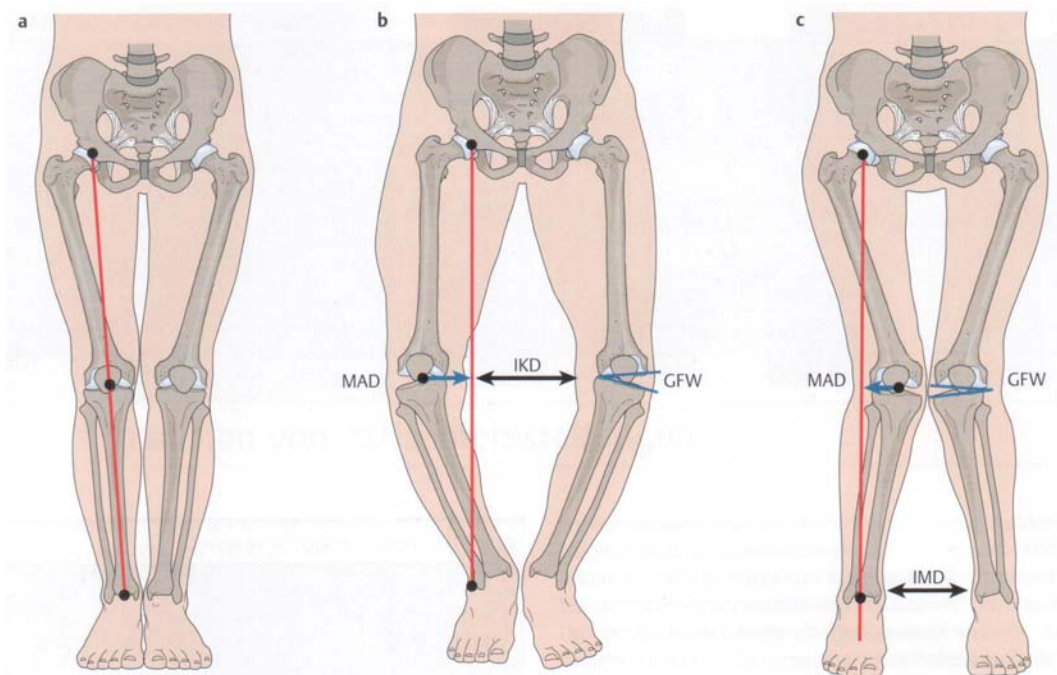


Abbildung 9: Darstellung der Achsenfehlstellungen in der Frontalebene. a: physiologische Achsenverhältnisse, b: genu varum, c: genu valgum [58]

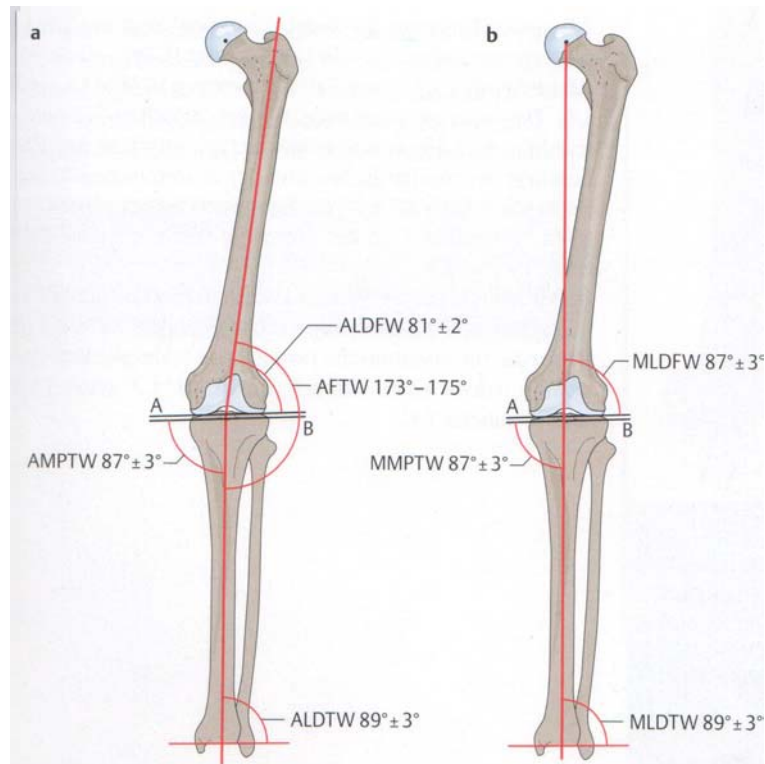


Abbildung 10: Darstellung der Achsen und Gelenkwinkel in der Frontalebene. a: anatomisch, b: mechanisch [58]

Zur genaueren Planung vor Umstellungsosteotomien und Knieendoprothesenimplantationen bestimmt man außer der Abweichung von der mechanischen und anatomischen Achse noch zusätzlich den lateralen distalen Femurwinkel (ALDFW, MLDFW) sowie den medialen proximalen Tibiawinkel (AMDFW, MMDFW). Bei physiologischen Beinachsenverhältnissen verlaufen die Femur- und Tibiatangente (= Tangente der Femurkondylen, Kniebasislinie und Tibiaplateaulinie) nahezu parallel zueinander. Der mediale proximale Winkel zwischen Tibiaplateaulinie und Tibiaschaftachse beträgt normal $87^{\circ} \pm 3^{\circ}$. Der laterale distale Winkel zwischen mechanischer Femurachse und Kniebasislinie misst ebenfalls $87^{\circ} \pm 3^{\circ}$.

Auch die Knochenform und die Ausrichtung der Gelenkflächen muss bei einer operativen Achskorrektur mit berücksichtigt werden. Sowohl die Femurdiaphyse wie auch der Tibiaschaft weisen in der Sagittalebene eine konkave Krümmung nach dorsal auf. In dieser Ebene fällt auch auf, dass das Tibiaplateau zur Femurschaftachse geringfügig nach posterior versetzt ist. Weiterhin ist der physiologische slope von etwa 10° zu berücksichtigen.

Dieser anatomische Aufbau ist Grundvoraussetzung für die einzigartige Funktion der Kniegelenkes. Das Kniegelenk ist also weit mehr als ein einfaches Scharniergelenk. Das zeigen eindrücklich die ersten Versuche der Endoprothetik. Erst durch die biomechanische Forschung ist es gelungen, die komplexe Funktion des Kniegelenkes besser zu begreifen und so die operativen Verfahren immer weiter zu verbessern.

2.7 Ursachen und Auswirkungen der Beinachsendeivation

Eine Achsdeviation bezeichnet eine Abweichung der Beinachse von ihren physiologischen Maßen. Diese Abweichungen könne sowohl in der frontalen, wie auch in der sagittalen oder transversalen Ebene vorliegen. Sind mehrere Parameter gleichzeitig betroffen, liegen komplexe Achsdeviationen vor. Am häufigsten sind Varus- und Valgus-Deviationen.

Die Ursachen für eine Beinachsendeivation sind vielfältig. So kommen im Kindesalter neben angeborenen und konstitutionellen Deformitäten unter anderem Wachstumsfehler bei vorzeitigem partiellem Epiphysenfugenverschluss in Betracht, aber auch metabolische Erkrankungen wie die Rachitis, Osteopathien, myopathische oder neurogene Systemerkrankungen. Des Weiteren können auch posttraumatische Fehlstellungen als Folge einer fehlerheilten Fraktur, die Destruktion der Gelenkfläche durch Knochennekrosen, Knochentumoren oder die rheumatoide Arthritis sowie Arthrose und sekundäre Knorpelschäden nach Menishektomie Ursache einer Beinachsendeivation sein.

Die Kraftübertragung im Kniegelenk erfolgt bei pathologischen Achsenverhältnissen nicht mehr gleichmäßig, sondern es kommt zu einer unphysiologischen Lastverteilung zwischen dem medialen und lateralen Kompartiment. Die daraus entstehende mechanische Überlastung eines Kompartimentes korreliert mit dem Knorpelverschleiß [12]. Die mechanische Überlastung begünstigt die Entstehung einer Arthrose oder führt zu deren Progredienz [9, 65]. Beinachsendeivationen gelten als sogenannte präarthrotische Deformität [92].

2.8 Therapie der Beinachsendeivation

Grundsätzlich unterscheidet man zwischen konservativen und operativen Therapiemöglichkeiten, wobei die alleinige konservative Therapie den leichten Achsdeviationen vorbehalten ist. Der Stellenwert der konservativen Therapie zur Vorbereitung auf eine operative Achskorrektur sowie nach erfolgter operativer Achskorrektur ist unumstritten.

2.8.1 Konservative Therapie

Zur konservativen Therapie gehören unter anderem die Physiotherapie mit ihrem Facettenreichtum, die physikalische Therapie, die medikamentöse Therapie, die Ernährungslehre sowie die Orthopädietechnik.

Kindliche varische Beinachsendeivationen haben eine hohe Tendenz zur Spontankorrektur [87, 98]. Dies gilt selbst für kombinierte Fehlstellungen. Wichtig ist hierbei jedoch eine genaue Beobachtung des Verlaufes, um gegebenenfalls zum richtigen Zeitpunkt operativ intervenieren zu können.

In speziellen Fällen kommt auch das Tragen spezieller Orthesen [88, 19] in Betracht. Hier ist zum Beispiel der Morbus Blount zu nennen (Blount-Schiene, A-Rahmen). Auch für inoperable Patienten kommt eine Orthesenversorgung in Betracht. Diese Orthesen sind jedoch zumeist etwas unhandlich, weshalb die Compliance des öfteren problematisch ist.

Am besten erforscht ist die Wirkung der konservativen Therapie bei der arthrotischen Beinachsendeivation. Um den degenerativen Prozess im Kniegelenk positiv zu beeinflussen, muss bereits in einem frühen Stadium der Erkrankung interveniert werden [79]. Bei leichter unilateraler Gonarthrose konnte die Schmerzsymptomatik durch das Tragen von entsprechenden

Einlegesohlen verbessert werden. So kann bei medialer Gonarthrose durch das Tragen einer Außenrand-erhöhenden Einlegesohle oder Schuhzurichtung die Traglinie nach lateral verschoben werden und so das mediale Kompartiment entlastet werden. Hierzu existieren zahlreiche Studien [89, 15, 77, 107, 101, 47, 46, 50, 85, 100, 91], die kontrovers diskutiert werden. Auch das Tragen einer der Beinachsenedeviation entgegenwirkenden Knieorthese ist eine Möglichkeit der konservativen Therapie [54, 82]. Sasaki et al sehen einen signifikanten Nutzen einer Schuhaußenranderhöhung nur für Patienten mit beginnender oder leichter medialer Gonarthrose (Grad I-III), keinen Nutzen jedoch für Patienten mit fortgeschrittener medialer Gonarthrose IV. Grades.

Es ist hierbei zu beachten, dass man sich bei diesen Methoden die Verbesserung der Beschwerdesymptomatik zugleich mit einer Veränderung der Belastung im oberen und unteren Sprunggelenk, im gesamten Fuß, ja im Bereich der gesamten Funktionskette bis hin zur Wirbelsäule erkaufte. Lafortune et al. wiesen nach, dass durch das Tragen von medialen und lateralen Schuhaußenranderhöhungen von 10° die Winkelmuster im Kniegelenk um weniger als 1° beeinflusst werden, wobei jedoch die valgusierenden Schuhe eine interne Rotation des Beines um 4° verursachten, welche nicht im Knie, sondern in der Hüfte stattfand [96]. Dies veranschaulicht deutlich die Beeinflussung der gesamten Funktionskette, was zu weiteren Problemen führen kann. Dies gilt es bei der Wahl der Therapie zu berücksichtigen.

2.8.2 Operative Therapie

Bei höhergradiger Beinachsendevidation ist die operative Therapie das Mittel der Wahl. Die frühzeitige prophylaktische operative Achskorrektur kann das Entstehen einer vorzeitigen Arthrose verhindern, des weiteren kann bei bereits bestehender unikompartimenteller Kniegelenkschädigung ein Fortschreiten derselben mit der Folge einer weiteren Achsabweichung verhindert oder zumindest zeitlich verzögert werden.

Zur Korrektur von Beinachsendevidationen existieren mehrere verschiedene Operationsverfahren, welche in diesem Kapitel kurz vorgestellt werden.

Die Blountsche Klammerung wird nur bei jungen Patienten in der Wachstumsphase gewählt. Durch einseitiges Klammern der Epiphysenfuge wird versucht, das Knochenwachstum in eine gewünschte Richtung zu lenken. So setzt man im Fall einer varischen Beinachsendevidation durch ein Fehlwachstum der proximalen Tibia die Blountschen Klammern um die proximale laterale Tibiaepiphysenfuge. Ist eine ausreichende Korrektur erreicht, werden die Klammern wieder entfernt. Bei valgischer Beinachse wird entsprechend der Ursache der Fehlstellung z.B. die mediale Femurepiphyse blockiert [96].

Eine Arthrodesese eines Kniegelenkes ist heute die Ultima ratio. Sie ist endgültig und bedeutet eine nicht unerhebliche Einschränkung, wobei sie einigen Patienten durch die zurückgewonnene Stabilität das Gehen wieder ermöglichen kann. Die benachbarten Gelenke sowie das kontralaterale Kniegelenk sollten hierbei noch eine möglichst gute Funktion haben. Die Zahl der Kniearthrodesen ist durch den Fortschritt der Knieendoprothetik deutlich rückläufig.

Durch die Implantation einer Knieendoprothese kann die Gelenkfunktion erhalten beziehungsweise verbessert werden. Hierbei kommen unterschiedlichste Modelle zum Einsatz, wobei man grundsätzlich ungekoppelte

von gekoppelten Endoprothesen unterscheidet. Hier ist als „Konkurrenzverfahren“ zur Umstellungsosteotomie bei unikompartimentellen Arthrosen noch der unikondyläre Gelenkersatz zu nennen, der gemeinhin als „Schlittenprothese“ bekannt ist. Durch die Implantation einer Knieendoprothese kann die Lebensqualität beträchtlich gesteigert werden, das eigentliche Kniegelenk wird durch den Eingriff jedoch zerstört. Zu berücksichtigen ist auch die begrenzte Lebensdauer. Sie beträgt bei unikondylären Implantaten ca. 10 Jahre, bei Totalendoprothesen 15-20 Jahre. Aus diesem Grunde sei ein solcher Schritt bei jungen Menschen gut überlegt.

Gerade bei jungen Menschen steht deshalb eine Gruppe von operativen Verfahren allen voran – die der kniegelenksnahen Umstellungsosteotomien. Diese können femoral, tibial, kombiniert, additiv (open wedge) oder subtraktiv (closed wedge), mittels Plattenfixateur oder Fixateur externe durchgeführt werden.

Der Stellenwert der Umstellungsosteotomie bei unikompartimentellen Schädigungen wird im Zeitalter der verbesserten Endoprothetik wiederholt diskutiert [97, 110]. Obwohl die unikondylären Kniegelenksprothesen inzwischen gute Erfolge zeigen und initial sogar höhere Erfolgsraten haben [29, 108], ist bei jüngeren Patienten unterhalb des 60. Lebensjahres die gelenkerhaltende Umstellungsosteotomie die Therapie der Wahl [4, 11, 37, 42, 86]. Besonders für Patienten, die noch einen hohen Aktivitätsgrad haben und diesen erhalten möchten, ist die achskorrigierende Operation die bessere Alternative, welche die Implantation einer (Teil-)Endoprothese bis zu 15 Jahre und mehr verzögern kann [13, 37, 86]. Inzwischen wurde auch das Argument, die endoprothetische Versorgung des Kniegelenkes wäre nach einer Umstellungsosteotomie erschwert, widerlegt [48, 66].

Kniegelenksnahe Osteotomien verändern die Achsenverhältnisse der unteren Extremität und beeinflussen somit direkt das Kräftegleichgewicht (oder – ungleichgewicht) sowie die Druckbelastung im Kniegelenk [62]. Sie gelten als

etablierte Verfahren zur Wiederherstellung der physiologischen Beinachse sowie zur Therapie der unikompartimentellen Gonarthrose, sofern es sich um eine kniegelenknahe Deformität handelt [6].

Ziel der valgisierenden proximalen Tibiaosteotomie ist die Korrektur von Beinachsen-Varusdeviationen im Bereich der proximalen Tibia bei Varusdeformität durch Verlagerung der mechanischen Tragachse (Mikulicz-Linie) nach lateral zur Entlastung des medialen Kompartimentes. Die hohe valgisierende Umstellungsosteotomie kann den durch Fehlbelastung progredienten Gelenkverschleiß und so die endoprothetische Versorgung bei jungen und körperlich aktiven Patienten hinauszögern und führt zu guten Ergebnissen.

Das Ausmaß der erforderlichen Korrektur wird in der Literatur nach wie vor kontrovers diskutiert [25]. Die Meinungen über das Ausmaß einer Überkorrektur bei Varusgonarthrose differieren zwischen 16 und zwei Grad valgisch bis hin zu der Auffassung, ein Korrelat zwischen Überkorrektur und Behandlungserfolg bestünde nicht [28, 63]. Die Mehrheit der Wissenschaft fordert jedoch eine Überkorrektur [89, 15, 48, 98, 35, 45, 44, 38, 49, 72, 75, 95, 112, 30, 67, 26, 99, 103].

Die Orthopädische Klinik des Universitätsklinikums Münster präferiert bei varischen Fehlstellungen eine moderate Überkorrektur von fünf Grad valgisch, wie sie auch von Ivarsson et al. gefordert wird [44].

Bei Patienten mit Beinachsendeformationen ohne relevante Gonarthrose ist eine Überkorrektur dagegen umstritten. Hier wird eine physiologische Beinachse mit null Grad Abweichung von der Mikulicz-Linie als Optimum angestrebt.

Welches Operationsverfahren zur Anwendung kommt, hängt von vielen verschiedenen Faktoren ab, unter anderem vom Ort der Fehlstellung, von der Art der Fehlstellung, vom Patientenalter, Gewicht, Begleiterkrankungen, den Möglichkeiten der Klinik und nicht zuletzt dem Können des Operateurs.

2.8.2.1 Operative Therapie am Beispiel der fixateurgestützten valgusierenden hohen Tibiakopfosteotomie (Hemikallotasis)

Die fixateurgestützte hohe Tibiakopfosteotomie ist ein im Vergleich zur herkömmlichen Coventry-Osteotomie jüngeres Verfahren, hat jedoch mit dieser die Operationsindikationen gemein.

Die Hemikallotasis ist eine medialseitige Distraction mittels eines unilateralen oder Ringfixateurs. Die Distraction dauert mehrere Wochen beziehungsweise Monate. Diese Methode wird häufiger in den angelsächsischen und skandinavischen Ländern sowie in Osteuropa und Italien angewendet [8].

Bei diesem Operationsverfahren wird die Tibia medialseitig intraligamentär osteotomiert. Nach Fixateuranlage erfolgt postoperativ die protrahierte Distraction um ca. 1 mm pro Tag. Dabei entsteht während der Distraction beständig neues Knochengewebe (Knochenkallus), was dem Verfahren seinen Namen gab.

Die Achskorrektur wird im postoperativen Verlauf radiologisch überwacht. Die Fixateurbehandlung wird ca. 8 Wochen nach Erreichen der gewünschten Achskorrektur beendet, um eine sichere Knochendurchbauung zu erzielen. Durch das Aufklappen gewinnt das Bein im Gegensatz zur zuklappenden Coventry-Osteotomie etwas an Länge.

Zu den Vorteilen der Hemikallotasis-Methode gehören der relativ geringe operative Aufwand sowie vor allem die sekundär korrigierbare Achseneinstellung und die gute Anwendungsmöglichkeit auch bei komplexen Deformitäten. Das Bein ist im Vergleich zur Coventry-Osteotomie primär belastungsstabil. Auch die Gefahr einer operationsbedingten Peroneus-Läsion ist bei diesem Verfahren im Vergleich zur Coventry-Osteotomie sehr gering. Weitere Vorteile sind die kürzere Operationszeit und die kürzere stationäre Behandlungsdauer [104].

Ein Nachteil ist die lange Tragezeit des externen Fixateurs und damit verbunden der mangelnde Komfort. Die folgende Abbildung zeigt einen Ilizarov-Ringfixateur. Der in dieser Studie ebenfalls verwendete Orthofix-Kipp-Fixateur ist in seiner Bauart etwas schlanker.



Abbildung 11: Ilizarov-Ringfixateur am Modell

Zur weiteren Technik der Operation verweise ich hier auf das Kapitel Material und Methoden.

3 Material und Methoden

3.1 Studientyp

Die vorliegende Studie ist eine klinische Studie zum Vergleich von prä- und postoperativ gemessenen Parametern des Ganges bei Patienten mit Beinachsendeformationen.

Im Funktionsbereich Bewegungsanalytik der Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie des Universitätsklinikums Münster werden seit 1997 Patienten mit Beinachsendeformationen präoperativ mittels dreidimensionaler Ganganalyse und Elektromyographie untersucht.

Diese Patientengruppe wurde als Grundlage für eine postoperative Kontrolluntersuchung herangezogen. Hierbei wurden zunächst alle Patienten mit Beinachsendeformation eines Beines ohne neuromuskuläre Erkrankung erfasst, die mittels der Operationsmethode der Hemikallotaxis operiert wurden.

Bei jedem Patienten erfolgten zwei ganganalytische Messungen sowie zwei Messungen der Muskelaktivität mittels Oberflächen-EMG im freien Gang und bei Maximalkraft. Dabei erfolgte jeweils eine Messung präoperativ und nach Abschluß der Fixateur-Behandlung. Die postoperative Abschlussuntersuchung fand frühestens 12 Monate nach der Operation statt; dieser Zeitraum erscheint notwendig, um die präoperative Muskelkraft wieder annähernd zu erreichen [43]. Bei 25 Patienten (76%) lagen die Eingriffe zum Zeitpunkt der Abschlussuntersuchung bereits länger als zwei Jahre zurück.

3.2 Untersuchungsgrößen

Die für die vorliegende Studie verwendeten Untersuchungsgrößen werden in den folgenden Kapiteln aufgeführt.

3.2.1 Untersuchungsgrößen dreidimensionale Ganganalyse und Bodenreaktionskraftmessung

Die bei der dreidimensionalen Ganganalyse untersuchten Parameter sind wie folgt:

3.2.1.1 Allgemeine Gang-Parameter und Bodenreaktionskräfte:

- Einfache Schrittlänge (cm)
- Standphase (% des Gangzyklus)
- Ganggeschwindigkeit (cm/s)
- Einfache Unterstützungszeit (%)

Die Schrittlänge beschreibt die einfache Schrittlänge, also die Hälfte eines Gangzyklus. Im Gegensatz dazu würde die Doppelschrittlänge einen kompletten Gangzyklus umfassen.

Die Standphase umfasst die Dauer des Bodenkontaktes des Beines in Prozent des gesamten Gangzyklus.

Die einfache Unterstützungszeit beschreibt die Dauer der monopodalen Standphase in Prozent des gesamten Gangzyklus.

Die gemessenen Werte der Bodenreaktionskraft beziehen sich auf das Körpergewicht und sind als Faktor desselben angegeben.

- Maximale vertikale Bodenreaktionskraft in der ersten Hälfte der Standphase (Belastungsantwort und mittlere Standphase, 1-30% des Gangzyklus)
- Minimale vertikale Bodenreaktionskraft in der monopedalen Standphase (20-40%)
- Maximale vertikale Bodenreaktionskraft in der zweiten Hälfte der Standphase (terminale Standphase, 30-60%)

3.2.1.2 Parameter des Bewegungsumfanges und Drehmomente:

Hüfte:

- Maximales Hüft-Abduktionsmoment (Nm/kg) (1-30% des Gangzyklus)

Knie:

- Maximale Knieflexion in der Standphase (1-40%)
- Maximale Knieflexion in der Schwungphase (50-100%)
- Minimale Knieflexion außerhalb der terminalen Schwungphase und Belastungsantwort (20-80%)
- Umfang der Knieflexion in der Standphase
- Umfang der Knieflexion in der Schwungphase

- Maximales Knie-Abduktionsmoment in der ersten Hälfte der Standphase (Belastungsantwort und mittlere Standphase, 1-30%)
- Maximales Knie-Abduktionsmoment in der zweiten Hälfte der Standphase (terminale Standphase, 30-60%)
- Minimales Knieabduktionsmoment
- Maximales Knie-Flexionsmoment in der ersten Hälfte der Standphase (Belastungsantwort und mittlere Standphase, 1-30%)
- Minimales Knie-Flexionsmoment in der zweiten Hälfte der Standphase (terminale Standphase, 30-60%)

3.2.2 Untersuchungsgrößen Oberflächen-Elektromyographie

Die elektromyographische Untersuchung erfolgte bei jedem Patienten zum Einen im freien Gang auf der Messstrecke, zum Anderen wurde für jeden Muskel durch spezifische Muskeltests im Liegen jeweils die maximale elektromyographische Aktivität bei Maximalkraft abgeleitet.

3.2.2.1 Untersuchungsgrößen bei Maximalkraft

Untersucht wurde die maximale elektromyographische Aktivität bei Maximalkraft folgender Muskeln:

- M. adduktor longus
- M. tensor fasciae latae
- M. rectus femoris
- M. vastus medialis
- M. vastus lateralis
- M. semimembranosus
- M. biceps femoris
- M. gluteus medius
- M. tibialis anterior
- M. peroneus longus
- M. gastrocnemius medialis
- M. gastrocnemius lateralis
- M. soleus

3.2.2.2 Untersuchungsgrößen im freien Gang

Untersucht wurden die mittlere und maximale elektromyographische Aktivität folgender Muskeln im freien Gang:

- M. adduktor longus
- M. tensor fasciae latae
- M. rectus femoris
- M. vastus medialis
- M. vastus lateralis
- M. semimembranosus
- M. biceps femoris
- M. gluteus medius
- M. tibialis anterior
- M. peroneus longus
- M. gastrocnemius medialis
- M. gastrocnemius lateralis
- M. soleus

3.3 Operationsmethode der fixateurgestützten valgusierenden additiven intraligamentären Osteotomie der proximalen Tibia mit medialer Keilbasis (high tibial osteotomy, open wedge, Hemikallotasis)

In der vorliegenden Studie wurden aufgrund der zum Teil komplexen Beinachsendeformationen teils varisierende, teils valgusierende Operationen, zum Teil mit gleichzeitiger Korrektur im Bereich von Tibia und Femur durchgeführt. All diese Operationen wurden nach dem Prinzip der Hemikallotasis mit Fixateuranlage durchgeführt. Die Grundsätze der Operationsmethode seien hier am oben genannten Beispiel erläutert.

Ziel der valgusierenden proximalen Tibiaosteotomie ist die Korrektur von Varusdeformationen im Bereich der proximalen Tibia bei Varusdeformität durch Verlagerung der mechanischen Tragachse (Mikulicz-Linie) nach lateral zur Entlastung des medialen Kompartimentes.

Präoperativ erfolgt eine systemische Antibiotikaprophylaxe als single-shot-Gabe. Am Operationstisch werden eine Seitstütze und eine Fußrolle angebracht, damit sowohl eine Lagerung des Beines in 90°-Beugung als auch in voller Streckung möglich ist. Der Bildverstärker zur intraoperativen Durchleuchtungskontrolle wird auf der Gegenseite platziert.

Nach Intubationsnarkose oder rückenmarksnaher Regionalanästhesie, fachgerechter Lagerung des Patienten in Rückenlage auf dem Operationstisch, sowie sterilem Abwaschen und Abdecken des Operationsgebietes erfolgt zunächst in voller Streckung des Kniegelenkes die Lokalisierung des Kniegelenkspaltes unter Bildwandlerkontrolle a.p. und im seitlichen Strahlengang. Der mediale und laterale Gelenkspalt müssen sich dabei exakt a.-p. projizieren, der Unterschenkel sollte vom Assistenten so gehalten werden, dass das Fibulaköpfchen zu einem Drittel von der Tibia verdeckt wird und sich die Patella anterior darstellt.

In dieser Einstellung werden insgesamt vier Kortikalisschrauben (Fixateur-Pins, z.B. Orthofix 6/5 mm, Länge 110 – 130 mm) in die proximale Tibia eingebracht, wobei zwei Fixateur-Pins ca. 1,5 cm unterhalb der Tibiaplateautangente medial platziert werden. Zwei Fixateur-Pins werden weiter distal der geplanten Osteotomie medial platziert. Die Schraubenführung soll parallel zur Tibiaplateautangente erfolgen.

Anschließend erfolgt die Anlage der Blutsperre mit 350 mmHg. Das Bein wird in 90°-Flexionsstellung gebracht. Der Hautschnitt von ca. 3 cm Länge verläuft im Bereich der medialen proximalen Tibia nach dorsocranial ansteigend, weitgehend in den Spaltlinien der Haut und ermöglicht so eine problemlose Wundheilung. Der Ramus infrapatellaris des N. saphenus wird geschont. Nach Präparation durch das subcutane Fettgewebe erfolgt die Spaltung des Pes anserinus im Faserverlauf. Der Knochen wird dargestellt und mittels Raspatorium subperiostal umfahren. Anschließend erfolgt das Einsetzen von zwei Hohmann-Hebeln zur Darstellung und zum Weichteilschutz.

In Richtung der geplanten Osteotomie wird ein Kirschner-Draht unter Bildwandler-Kontrolle eingebohrt. Der Kirschner-Draht legt so eine proximale intraligamentäre Osteotomie fest, Zielpunkt ist das obere Drittel des Tibiofibulargelenkes.

Die horizontale Osteotomie erfolgt mit der oszillierenden Säge unter Bildwandlerkontrolle. Auf die vollständige Osteotomie der harten posteromedialen Tibiakante ist unbedingt zu achten. Die Strukturen dorsal der Tibiarückfläche werden hierbei mit dem Hohmann-Hebel geschützt. Der gesamte Sägevorgang soll langsam und mit wenig Druck unter ständiger Kühlung des Sägeblattes durch Spülung durchgeführt werden.

Das Durchtrennen der dorsalen Tibiakortikalis kann durch die Verringerung des Widerstandes beim Sägen registriert werden („loss of resistance“).

Die laterale Kortikalis wird bei der Osteotomie intakt gelassen, dies bildet den Angelpunkt (Scharnierfunktion) während der folgenden Distraktionsphase. Anschließend erfolgt nochmals die radiologische Kontrolle mittels Bildwandler, folgend das Entfernen des Kirschner-Drahtes.

Liegt eine reine Varus-Deformität vor, ist eine Osteotomie der Fibula nicht notwendig.

Nach vollständiger Durchführung und Kontrolle der Osteotomie wird das Operationsgebiet ausgiebig gespült, anschließend erfolgt die Einlage einer Überlauf-Drainage sowie der schichtweise Wundverschluß. Abschließend erfolgt die Anlage eines elastischen Kompressionsverbandes und das Öffnen der Blutsperrle. Nun wird der Fixateur an die gesetzten Pins montiert.

Die Distraction mittels Fixateur erfolgt ab dem siebten bis zehnten postoperativen Tag. Der Patient wird in der Pin-Pflege sowie der selbständigen Distraction angeleitet. Diese erfolgt mittels entsprechend am Fixateur befindlichen Distractionsschrauben. Vom Patienten wird in der Regel eine halbe Umdrehung am Distraktor viermal pro Tag durchgeführt. Dies entspricht einer Distraction von einem Millimeter pro Tag.

Die Geschwindigkeit der Distraction kann jederzeit bei Komplikationen wie z.B. starken Schmerzen reduziert werden. Es erfolgen regelmäßige Röntgenkontrollen, bei ausreichender Kallusbildung und Erreichen der gewünschten Korrekturwinkel kann der Fixateur externe ambulant entfernt werden.

3.4 Patienten

Im Funktionsbereich Bewegungsanalytik der Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie des Universitätsklinikums Münster werden seit 1997 Patienten mit Beinachsendeformationen präoperativ mittels dreidimensionaler Ganganalyse und Elektromyographie untersucht.

Diese Patientengruppe wurde als Grundlage für eine postoperative Kontrolluntersuchung herangezogen. Hierbei wurden zunächst alle Patienten mit Beinachsendeformation eines Beines ohne neuromuskuläre Erkrankung erfasst, die mittels der Operationsmethode der Hemikallotaxis operiert wurden.

Anhand der im Funktionsbereich Bewegungsanalytik vorhandenen Akten sowie anhand der Krankenakten und Operationsberichte wurden retrospektiv Patienten ermittelt, die sich zwischen 1997 und 2001 einer Beinachsenkorrigierenden Operation in der Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie unterzogen hatten und präoperativ mittels dreidimensionaler Ganganalyse und Elektromyographie untersucht worden waren.

Bezüglich der zugrundeliegenden Erkrankung wurden Patienten ausgeschlossen, bei denen neuromuskuläre Pathologien oder weitere das postoperative Ergebnis beeinflussende Pathologien wie z. B. der Morbus Blount vorlagen. Hier wäre ein eventueller Misserfolg der Operation weitgehend krankheitsbedingt und nicht methodenimmanent.

Patienten mit idiopathischer Beinachsendeformation, wie auch Patienten mit posttraumatischer Beinachsendeformation, Beinachsendeformation nach Operation, durch Tumorerkrankungen, weiterhin Beinachsendeformation aufgrund einer unikompartimentellen Gonarthrose wurden in die Studiengruppe aufgenommen.

Berücksichtigt wurden Patienten, bei denen entweder eine Varisierung, Valgisierung, Verlängerung, auch in Kombination mit Derotation oder Korrektur

in der Sagittalebene an der Tibia und/ oder dem Femur erreicht werden sollte. Auch kombinierte Eingriffe wurden eingeschlossen.

Die Gruppe umfasste alle Patienten, bei denen das operative Verfahren der Hemikallotasis mit Anlage eines Fixateur externe zur Anwendung kam, unabhängig davon, welche Art des Fixateurs verwendet wurde (Orthofix-Kipp, Ilizarov-Ring).

Die Zahl der Patienten, auf die oben genanntes Profil zutraf, belief sich auf 45 Patienten. Zu sechs Patienten konnte trotz intensiver Recherche kein Kontakt hergestellt werden. Sieben Patienten lehnten eine postoperative Untersuchung aus verschiedenen Gründen (Entfernung der Anfahrt, Kosten, berufliche/ schulische Eingebundenheit, terminliche Schwierigkeiten) ab.

Es verblieben 32 Patienten, welche postoperativ im Zeitraum von Juni 2002 bis November 2002 mittels dreidimensionaler Ganganalyse, Kraftmessplatten und Oberflächen-Elektromyographie untersucht wurden.

Innerhalb dieser Gruppe wurde nochmals unterschieden zwischen Patienten mit präoperativer Varus-Deformität und solchen mit präoperativer Valgus-Deformität, wobei kombinierte Fehlstellungen, z.B. Varusdeformität mit gleichzeitiger Antetorsion toleriert wurden. Die Gruppe der Patienten mit Varus-Deformität umfasste 15 Patienten, die Gruppe der Patienten mit präoperativer Valgus-Deformität umfasste 9 Patienten.

Die statistische Auswertung erfolgte getrennt für die Varus- und Valgusgruppe sowie für die Gesamtheit der untersuchten Patienten.

3.4.1 Patientengruppe Gesamtheit

Unter Berücksichtigung der oben genannten Kriterien verblieben 32 Patienten, deren Daten für die Studie verwendet werden konnten. Diese Gruppe umfasst elf weibliche und 21 männliche Patienten. Die Operationen erfolgten zwischen 1997 und 2001. Zum Operationszeitpunkt waren die Patienten zwischen sechs und 59 Jahren alt, im Mittel 22,1 Jahre. Die postoperative Untersuchung erfolgte im Jahr 2002, zu diesem Zeitpunkt lag das Alter der Patienten zwischen acht und 60 Jahren, im Mittel bei 25,6 Jahren.

Operiert und untersucht wurden 17 rechte und 15 linke untere Extremitäten. 15 Patienten litten präoperativ unter einer Varus-Deformität, neun Patienten unter einer Valgus-Deformität. Bei 14 Patienten war die Beinachsendeformation idiopathisch bedingt, acht Patienten litten unter einer Varusgonarthrose, sechs Patienten litten unter einer posttraumatischen Fehlstellung, bei vier Patienten fand sich die Fehlstellung aufgrund eines Tumors in der Vorgeschichte.

Alle Patienten wurden in open wedge-Technik operiert und mit einem Fixateur externe im Sinne der Hemikallotaxis behandelt.

3.4.2 Patientengruppe Varus

Die Varus-Gruppe umfasst 15 Patienten, vier von diesen sind weiblichen Geschlechtes, elf männlich. Die Operationen erfolgten zwischen 1997 und 2001, zum Operationszeitpunkt waren die Patienten zwischen sieben und 59 Jahren alt, im Mittel 27,80 Jahre. Die postoperative Untersuchung erfolgte im Jahr 2002, zu diesem Zeitpunkt waren die Patienten zwischen zehn und 60 Jahre alt, im Mittel 32 Jahre.

Operiert und untersucht wurden acht rechte und sieben linke untere Extremitäten. Bei zwei Patienten ist die Beinachsendelevation idiopathisch bedingt, acht Patienten litten unter einer Varusgonarthrose, drei Patienten litten unter einer posttraumatischen Fehlstellung, bei zwei Patienten fand sich die Fehlstellung aufgrund eines Tumors in der Vorgeschichte.

Alle Patienten wurden in open wedge-Technik operiert und mit einem Fixateur externe im Sinne der Hemikallotaxis behandelt.

3.4.3 Patientengruppe Valgus

Die Valgus-Gruppe umfasst neun Patienten, vier von diesen waren weiblichen Geschlechtes, fünf männlich. Die Operationen erfolgten zwischen 1997 und 2000, zum Operationszeitpunkt waren die Patienten zwischen neun und 21 Jahren alt, im Mittel 14,22 Jahre. Die postoperative Untersuchung erfolgte im Jahr 2002, zu diesem Zeitpunkt waren die Patienten zwischen elf und 23 Jahre alt, im Mittel 17,00 Jahre.

Operiert und untersucht wurden vier rechte und fünf linke untere Extremitäten. Bei fünf Patienten ist die Beinachsenedeviation idiopathisch bedingt, kein Patient litt an einer Gonarthrose, ein Patient litt an einer posttraumatischen Fehlstellung, bei drei Patienten fand sich die Fehlstellung aufgrund eines Tumors in der Vorgeschichte.

Alle Patienten wurden in open wedge-Technik operiert und mit einem Fixateur externe im Sinne der Hemikallotaxis behandelt.

3.4.4 Vergleichende Darstellung

Folgende Tabellen und Abbildungen sollen die wichtigsten anthropometrischen Daten sowie die verschiedenen Ursachen der Beinachsendeformationen der einzelnen Gruppen noch einmal veranschaulichen.

Anthropometrische Daten	Gesamtheit	Varus	Valgus
Gesamt	32	15	9
weiblich	11	4	4
männlich	21	11	5
Betroffen links	15	7	5
Betroffen rechts	17	8	4
Zeitraum OP	1997-2001	1997-2001	1999-2000
Zeitraum Nachuntersuchung	2002	2002	2002
Alter Mittelwert (Jahre) bei Nachuntersuchung	25,6	32,0	17,0
Größe Mittelwert (cm) bei Nachuntersuchung	169,9	173,5	174,9
Gewicht Mittelwert (kg) bei Nachuntersuchung	66	74,5	64,8
BMI Mittelwert (kg/m ²) bei Nachuntersuchung	22,3	24,4	20,9

Tabelle 1: Vergleich der anthropometrischen Daten

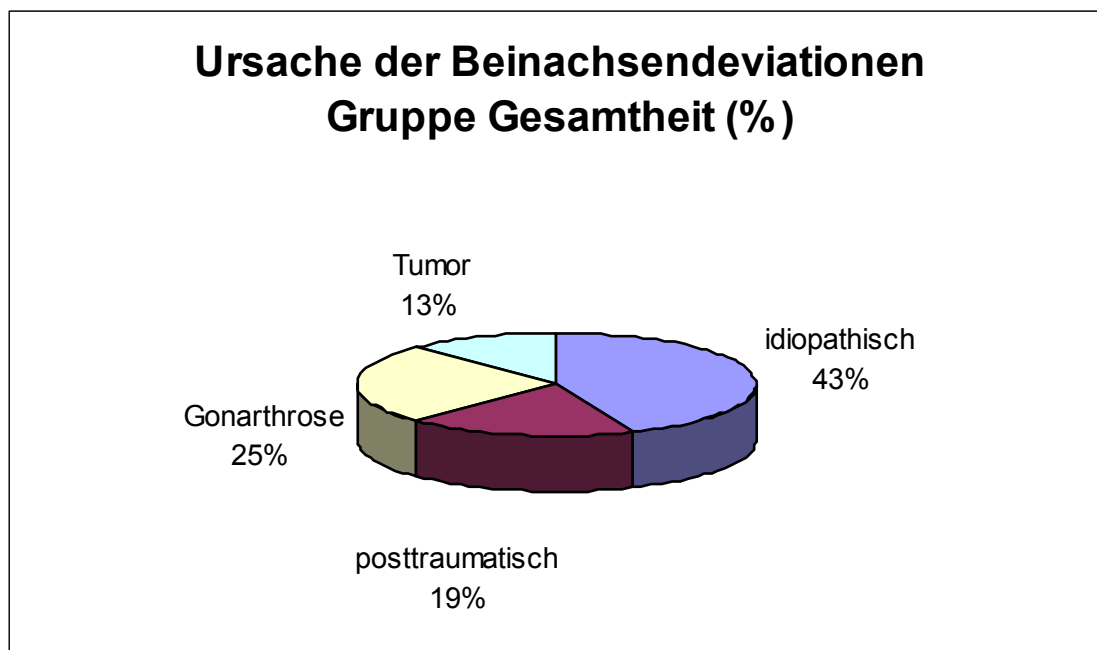


Abbildung 12: Ursache der Beinachsendeformation Gruppe Gesamtheit

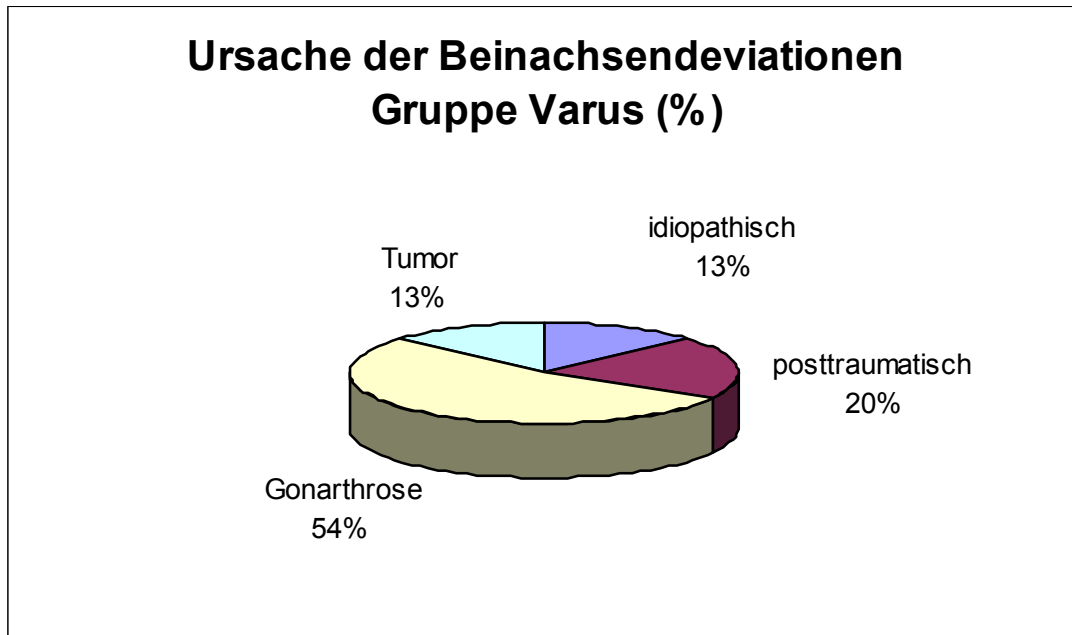


Abbildung 13: Ursache der Beinachsene deviation Gruppe Varus

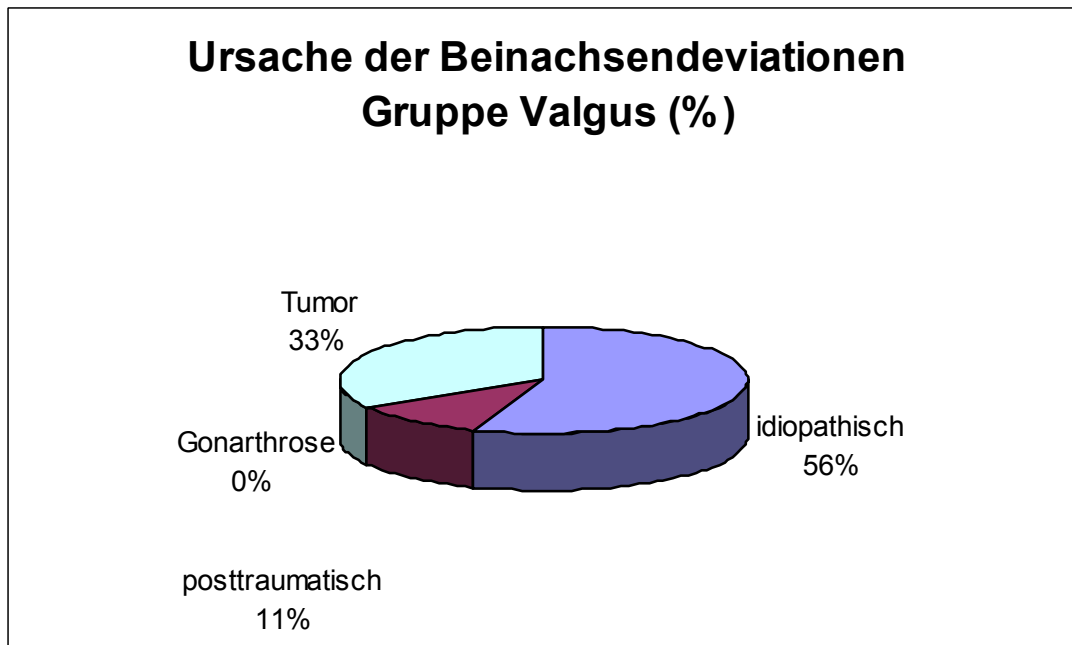


Abbildung 14: Ursache der Beinachsene deviationen Gruppe Valgus

3.5 Messverfahren

3.5.1 Dreidimensionale Ganganalyse

Mit der dreidimensionalen Ganganalyse können Ausmaß und zeitliche Abfolge von Gelenkbewegungen im Raum untersucht werden. An dem Patienten werden reflektierende Marker befestigt. Mindestens 6 spezielle Infrarotlichtkameras registrieren die Bewegung der Marker während der Aktivität des Patienten. Diese Daten werden digitalisiert und aufgezeichnet. Mittels eines speziellen Computerprogramms können so dreidimensionale Bewegungsabläufe berechnet werden. Die folgende Abbildung soll dies verdeutlichen.

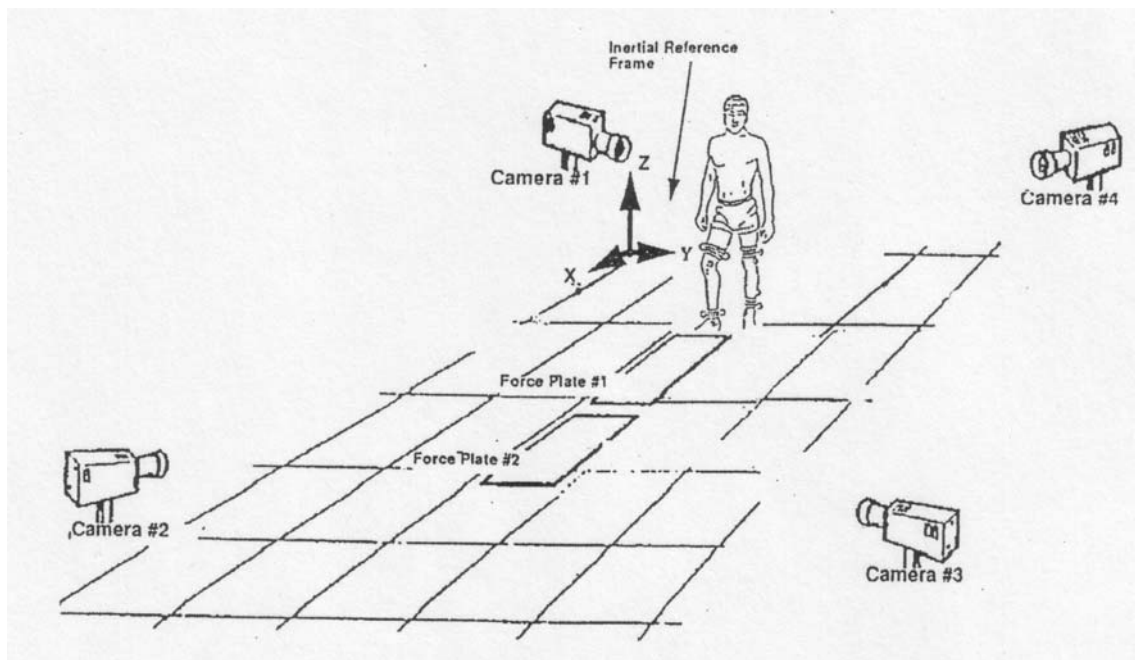


Abbildung 15: Anordnung der Kameras und Kraftmessplatten [52]

Durch die Synchronizität und hohe Genauigkeit des Ganganalysesystems in Kombination mit den Kraftmessplatten ist es möglich, auch die Drehmomente, die am Kniegelenk extern wirken, mit Hilfe der kinematischen Daten und der Bodenreaktionskräfte zu berechnen.

Für die dreidimensionale Ganganalyse wurde das Messsystem des Herstellers Motion Analysis Corporation aus Santa Rosa, CA, USA verwendet. Dieses bestand aus 6 Rotlichtkameras, 2 Computern und dem Softwarepaket Eva 5.2 (Expert Vision). Die Kameras erfassen die Bewegung reflektierender, kugelförmiger Marker in einem definierten Raum. Um Daten über die Bewegung eines Körpers im Raum zu erlangen, werden diese Marker an anatomisch definierten Körperstellen mittels doppelseitiger Klebefolie am bis auf die Unterhose entkleideten Patienten angebracht. Hierzu wurde das Helen Hayes Marker Set mit 25 Markern (HH 25) verwendet. Die Positionierung der 21 Kugelmarker und der 4 Stabmarker zeigt die folgende Abbildung.

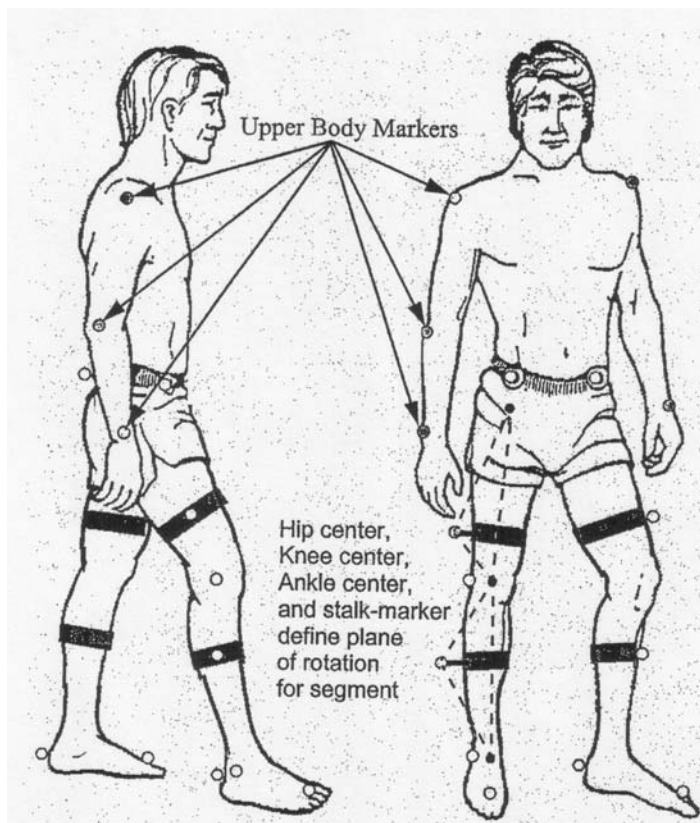


Abbildung 16: Markerpositionierung [52]

Die Markierung des in der vorliegenden Studie besonders interessanten Kniegelenkes erfolgte durch die laterale Lokalisation der Kompromissachse [74].

Nach dem Anbringen der Marker an o.g. Stellen des Körpers des Patienten erfolgte zunächst eine Standaufnahme. Diese diente dazu, die Gelenkzentren von Knie- und Sprunggelenk zu bestimmen. Anschließend wurden die vier medial an Knie- und oberem Sprunggelenk angebrachten Marker wieder entfernt, um eine mechanische Störung im freien Gang zu verhindern. Die folgende Abbildung zeigt eine Testperson mit angebrachtem Markerset auf der Versuchsstrecke.

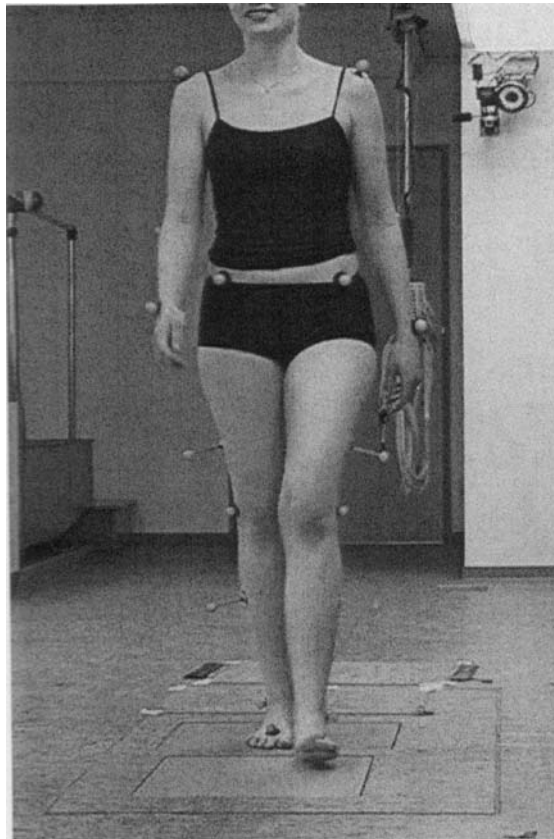


Abbildung 17: Testperson mit Markerset

Der Patient sollte sich nun auf einer vorgegebenen Messstrecke im Raum bewegen. Hierbei wurden die Bewegungen der Marker im Raum von den 6 Rotlichtkameras mit einer Abtastfrequenz von 60 Hz aufgenommen, wobei jeder Marker für die Berechnung der Koordinaten im Raum von mindestens zwei Kameras gleichzeitig erfasst werden musste.

Die Messung bestand aus mehreren Wiederholungen, so dass die entscheidenden Messparameter Mittelwerte aus mindestens 5-6 Teilversuchen repräsentieren.

Die aufgenommenen Signale der Rotlichtkameras wurden zunächst als analoge Daten von einem Computer erfasst; nach analog-digitaler Wandlung konnten die Daten auf einem weiteren Netzwerk-Rechner (Pentium II, 300 MHz, Windows NT 4.0) mittels oben genannter Software (Eva 5.2) weiter verarbeitet werden.

3.5.2 Messung der Bodenreaktionskraft

Parallel zur dreidimensionalen Ganganalyse wurden mit zwei hintereinander angeordneten, in den Boden der Messstrecke eingelassenen Kraftmessplatten Bodenreaktionskräfte gemessen.

Diese Messungen ermöglichen die Berechnung der bei der Bewegung an den beteiligten Gelenken auftretenden funktionellen Anforderungen. So können nicht nur die Bodenreaktionskräfte gemessen werden, sondern im Zusammenspiel mit dem Ganganalysesystem und anthropometrischen Daten Drehmomente berechnet werden.

Die Kraftmessplatten der Firma AMTI (Watertown, MA, USA) arbeiten mit dem Prinzip des Dehnungsmessstreifens, mit dessen Hilfe man die Richtung des Kraftvektors und die Größe der Bodenreaktionskraft in Abhängigkeit von der Zeit analysieren kann.

Die Abtastfrequenz der Kraftmessplatten betrug 600 Hz. Die von den Kraftmessplatten aufgenommenen Signale wurden zeitgleich mit den Daten der Bewegungsanalyse mittels des gleichen Software-Paketes Eva 5.2 (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA) verarbeitet. Die weitere Auswertung der aus Bewegungsanalyse und Bodenreaktionskraftmessung gewonnenen Daten erfolgte mittels der Standard-Software Ortho-Trak 4.1 (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA) sowie mit einem von Klinik-Ingenieur Dipl.-Ing. Dieter Klein (Funktionsbereich Bewegungsanalytik, Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie des Universitätsklinikums Münster) speziell für diese Fragestellung geschriebenen Programm, welches auf Excel 2000 (Microsoft Corporation, Redmont, USA) basiert.

Die gewonnenen Daten konnten so zum einen tabellarisch dargestellt werden, zum anderen in Kurven anschaulich gemacht werden, so dass sie für die weitere Analyse nutzbar waren.

3.5.3 Elektromyographie

Mit der Elektromyographie lassen sich Zeitpunkt, Dauer und relative Intensität der Muskelaktivität messen. Die Elektromyographie ermöglicht die indirekte Aufzeichnung der muskulären Funktion.

Bei den Patienten dieser Studie wurden von mehreren Muskeln an Ober- und Unterschenkel beidseits elektromyographische Signale mittels Kontaktelektroden abgeleitet. Diese Muskeln waren am Oberschenkel: M. adduktor longus, M. tensor fasciae latae, M. rectus femoris, M. vastus medialis, M. vastus lateralis, M. semimembranosus, M. biceps femoris, M. gluteus medius. Die am Unterschenkel abgeleiteten Muskeln waren: M. tibialis anterior, M. peroneus longus, M. gastrocnemius medialis, M. gastrocnemius lateralis, M. soleus.

Vor dem Aufkleben der Kontaktelektroden wurde die genaue Position derselben auf der Haut durch entsprechende Muskelfunktionstests bestimmt und markiert. Anschließend wurde die Haut mittels Einwegrasierer von Haaren befreit. Zur weiteren Reduzierung des Hautwiderstandes wurde ein Abrasionsgel (Nuprep Abrasive Skin Prepping Gel) aufgerieben. Nach Entfernung des Gels wurden die Kontaktelektroden (Einwegelektroden Blue Sensor, Medico Test A/S, Dänemark) paarweise in einem Abstand von 2 cm an den vorher markierten Stellen auf der Haut über den abzuleitenden Muskeln aufgeklebt.

Der Hautwiderstand zwischen den Elektrodenpaaren wurde mit einem Impedanzgerät gemessen, er durfte sechs Kilo-Ohm ($k\Omega$) nicht überschreiten. Am Handgelenk des Patienten wurde unter Verwendung eines Kontaktgels eine wiederverwendbare Erdungselektrode befestigt.

Die Elektroden wurden nun an den Kabelbaum angeschlossen, welcher in einer Laufschiene entlang der Versuchsstrecke an der Decke des Untersuchungsraumes angebracht war. Zur besseren Fixierung und um

Bewegungsartefakte während der Messung zu minimieren, wurden Elektroden und Kabel zusätzlich durch Netzschlauchverbände gesichert. Alle Elektroden wurden vor dem Beginn der Messung nochmals auf ihre korrekte Funktion geprüft.

Die Messung erfolgte mit einer Messfrequenz von 1000 Hz mit einer Auflösung von 12 Bit. Die Rohsignale wurden zunächst verstärkt und anschließend digitalisiert. Es erfolgte eine Bandpassfilterung von 10 – 1000 Hz. Die weitere Verarbeitung erfolgte mit dem Softwarepaket Myoresearch 2.02 (Noraxon Myosystem, Scottsdale, USA). Die EMG-Daten wurden rektifiziert und mittels Root-mean-Square über 50 Datenpunkte geglättet. Die folgenden Abbildungen zeigen die Rektifizierung und Glättung der Daten.

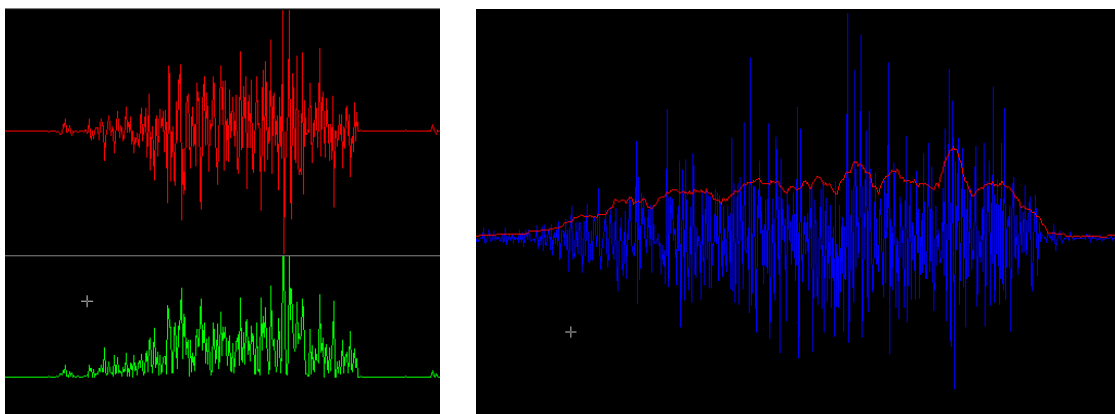


Abbildung 18: Rektifizierung und Glättung der Daten mittels Root-mean-Square

Die weitere Auswertung erfolgte mittels eines von Klinik-Ingenieur Dieter Klein eigens dafür geschriebenen Programmes, welches auf Excel 2000 basiert (Microsoft Corporation, Redmont, USA).

Die elektromyographische Untersuchung erfolgte bei jedem Patienten zum Einen im freien Gang auf der Messstrecke, zum Anderen wurde für jeden Muskel durch spezifische Muskeltests im Liegen jeweils die maximale elektromyographische Aktivität bei Maximalkraft abgeleitet.

Um die Elektromyographie zeitlich dem Gangzyklus zuordnen zu können, wurde bei der Untersuchung im freien Gang jeder Fersenkontakt manuell getriggert aufgezeichnet.

Da mit den erhobenen EMG-Daten intraindividuelle Vergleiche angestellt wurden, wurde auf die Normalisierung der Daten verzichtet.

3.6 Statistik

3.6.1 Erstellung einer Datenbank

Die oben beschriebenen Parameter lagen nach der ersten Auswertung der Daten per Computer zunächst in Form von patientenbezogenen Excel-Tabellen vor.

Diese Daten wurden nun in vier Excel-Arbeitsmappen übertragen.

Die prä- und postoperativen Daten aus EMG und Ganganalyse der betroffenen Beine wurden jeweils getrennt nach den Gruppen Gesamtheit, Varus und Valgus miteinander verglichen, wobei sowohl die Daten der Ganganalyse wie auch die absoluten EMG-Signale paarweise mit dem Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test auf signifikante Unterschiede überprüft wurden.

Ebenso wurde mit den postoperativen Daten aus EMG und Ganganalyse der betroffenen und nicht betroffenen Beine verfahren.

3.6.2 Verwendete statistische Testverfahren

Die statistische Auswertung der Daten erfolgte mit dem Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test, einem nichtparametrischen Test für die Häufigkeitsverteilung gepaarter Stichproben. Das Verfahren von Wilcoxon liefert besonders bei kleineren Stichprobenumfängen brauchbare Resultate.

Als Obergrenze für die Irrtumswahrscheinlichkeit wurde $\alpha = 0,05$ festgelegt.

α beschreibt das Signifikanzniveau des Tests, die Obergrenze für die Wahrscheinlichkeit, den Fehler 1. Art zu begehen.

Der Fehler 1. Art ist der Fehler, die Nullhypothese zu verwerfen, obwohl sie richtig ist.

Das bedeutet, dass von einem signifikanten Unterschied nur ausgegangen wurde, wenn die Wahrscheinlichkeit, fälschlicherweise einen Unterschied anzunehmen, statistisch kleiner als fünf Prozent war.

Dieser Test wurde für alle oben genannten untersuchten Parameter verwandt, wobei zum Einen die Daten der betroffenen Extremität prä- und postoperativ paarweise auf signifikante Unterschiede geprüft wurden, zum Anderen postoperativ die Daten der betroffenen Extremitäten mit den Daten der nicht betroffenen Extremität paarweise auf signifikante Unterschiede geprüft wurden.

Dies geschah getrennt für alle drei Gruppen, also für die Gesamtheit der Patienten ebenso wie für die Varus- und Valgus-Gruppe.

Bei einem $p \leq 0,05$ wurde von einem signifikanten Unterschied gesprochen, war $p \leq 0,01$ wurde der Unterschied als hochsignifikant eingestuft.

4 Ergebnisse

Die Darstellung der Ergebnisse erfolgt zunächst getrennt nach Gruppen. Im Anschluss daran erfolgt der Vergleich der Ergebnisse der drei Gruppen untereinander.

4.1 Gruppe Gesamtheit

In diesem Kapitel wird ausschließlich auf die Gruppe aller untersuchten Patienten eingegangen. Eine differenzierte Betrachtung der Gruppen „Varusdeformität“ und „Valgusdeformität“ folgt anschließend in einem separaten Kapitel.

4.1.1 Dreidimensionale Ganganalyse und Bodenreaktionskräfte

Zunächst betrachten wir die Ergebnisse der Ganganalyse sowie Bodenreaktionskraftmessung. Hierbei wird nochmals unterschieden in den Vergleich der Daten der betroffenen Beine prä- und postoperativ, sowie den Vergleich der postoperativen Daten der betroffenen und nicht betroffenen Beine.

4.1.1.1 Vergleich betroffenes Bein prä- und postoperativ

Bei der Betrachtung der allgemeinen Gangparameter zeigt sich innerhalb der Gruppe Gesamtheit bezüglich Ganggeschwindigkeit, einfacher

Unterstützungszeit sowie der Bodenreaktionskräfte im Vergleich prä- zu postoperativ keine signifikanten Unterschiede.

Gruppe Gesamtheit	betroffen präop		betroffen postop		p
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	
Ganggeschwindigkeit (cm/s)	118.04	16.70	119.55	18.65	n
Einfache Unterstützungszeit (% GZ)	35.51	7.13	37.77	2.47	n
Maximale BRK [1-30% GZ] (N/kg)	1.08	0.08	1.08	0.08	n
Minimale BRK [20-40% GZ] (N/kg)	0.78	0.11	0.79	0.09	n
Maximale BRK [30-60% GZ] (N/kg)	1.07	0.06	1.07	0.08	n

Tabelle 2: Allg. Gangparameter Gruppe Gesamtheit prä-/ postoperativ

Bei der Betrachtung der speziellen Parameter des Hüft- und Kniebereiches finden sich signifikante Unterschiede bei der maximalen Knieflexion in der Standphase (präoperativ größer), des Minimums der Knieflexion innerhalb eines Gangzyklus (präoperativ größer), sowie bei dem minimalen Knieflexionsmoment innerhalb eines Gangzyklus (präoperativ kleiner); wobei hier darauf hingewiesen werden muss, dass das minimale gemessene Knieflexionsmoment ein Knieextensionsmoment ist.

Gruppe Gesamtheit	betroffen präop		betroffen postop		p
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	
Max 1 Hüftabduktionsmoment (Nm/kg)	0.61	0.18	0.62	0.21	n
Max 1 Knieflexionswinkel (Grad)	21.16	8.44	18.33	10.39	0.01
Max 2 Knieflexionswinkel (Grad)	60.17	6.08	56.52	11.46	n
Min Knieflexionswinkel (Grad)	7.60	9.78	2.89	5.79	0.01
Umfang 1 Knieflexionswinkel (Grad)	13.55	6.76	15.44	10.52	n
Umfang 2 Knieflexionswinkel (Grad)	52.57	7.78	53.63	10.00	n
Max 1 Knieabduktionsmoment (Nm/kg)	0.28	0.23	0.29	0.18	n
Max 2 Knieabduktionsmoment (Nm/kg)	0.25	0.25	0.23	0.17	n
Min Knieabduktionsmoment (Nm/kg)	-0.11	0.12	-0.08	0.08	n
Max Knieflexionsmoment (Nm/kg)	0.36	0.25	0.32	0.21	n
Min Knieflexionsmoment (Nm/kg)	-0.20	0.23	-0.32	0.12	0.02

Tabelle 3: Hüft- und Kniebereich Gruppe Gesamtheit prä-/ postoperativ

Sowohl das Hüftabduktionsmoment, wie auch die maximale Knieflexion in der Schwungphase, der Umfang der Knieflexion im Gangzyklus, die minimalen und maximalen Knieabduktionsmomente im Gangzyklus und das maximale Knieflexionsmoment weisen im prä-/ postoperativen Vergleich der betroffenen Beine keine signifikanten Unterschiede auf.

4.1.1.2 Vergleich betroffenes Bein postoperativ mit dem nicht betroffenen

Betrachtet man die allgemeinen Gangparameter und Bodenreaktionskräfte der Gruppe Gesamtheit im Vergleich betroffenes zu nicht betroffenem Bein postoperativ, so erkennt man keine signifikanten Unterschiede in der prozentualen Dauer der Standphase und der einfachen Unterstützungszeit. Jedoch ließen sich zum Teil hochsignifikante Unterschiede in der Schrittlänge (betroffenes Bein längerer Schritt) sowie den Bodenreaktionskräften (maximale Bodenreaktionskraft des betroffenen Beines verringert, minimale BRK erhöht) feststellen.

Gruppe Gesamtheit	betroffen postop		nicht betroffen post		p
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	
Schrittlänge (cm)	67.09	8.54	63.47	10.02	0.001
Standphase (% GZ)	61.40	2.25	62.23	2.47	n
Einfache Unterstützungszeit (% GZ)	37.77	2.47	38.60	2.25	n
Maximale BRK [1-30% GZ] (N/kg)	1.08	0.08	1.10	0.22	0.025
Minimale BRK [20-40% GZ] (N/kg)	0.79	0.09	0.77	0.09	0.042
Maximale BRK [30-60% GZ] (N/kg)	1.07	0.08	1.15	0.08	0.001

Tabelle 4: Allg. Gangparameter Gruppe Gesamtheit postop. betroffen/ nicht betroffen

Betrachtet man die speziellen Parameter für Hüfte und Knie, so findet man auch hier bei den Hüftabduktionsmomenten keine signifikanten Unterschiede, wohl aber, wie bereits im prä-/ postoperativen Vergleich der betroffenen Beine, einen signifikanten Unterschied bei der maximalen Knieflexion in der Standphase (maximale Knieflexion des betroffenen Beines verringert). Weitere signifikante Unterschiede findet man beim Umfang der Knieflexion in der Standphase (betroffen verringert), beim maximalen Knieabduktionsmoment in der Standphase (betroffen verringert), beim minimalen Knieabduktionsmoment (=Abduktionsmoment, betroffen größer), sowie beim maximalen Knieflexionsmoment (betroffen geringer).

– Ergebnisse –

Gruppe Gesamtheit	betroffen postop		nicht betroffen post		p
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	
Max 1 Hüftabduktionsmoment (Nm/kg)	0.62	0.21	0.68	0.21	n
Max 2 Hüftabduktionsmoment (Nm/kg)	0.57	0.18	0.64	0.18	n
Min Hüftabduktionsmoment (Nm/kg)	-0.07	0.04	-0.09	0.09	n
Max 1 Knieflexionswinkel (Grad)	18.33	10.39	21.20	10.29	0.03
Max 2 Knieflexionswinkel (Grad)	56.52	11.46	55.97	11.60	n
Min Knieflexionswinkel (Grad)	2.89	5.79	2.34	4.94	n
Umfang 1 Knieflexionswinkel (Grad)	15.44	10.52	18.87	10.96	0.009
Umfang 2 Knieflexionswinkel (Grad)	53.63	10.00	53.63	11.34	n
Max 1 Knieabduktionsmoment (Nm/kg)	0.29	0.18	0.38	0.18	0.04
Max 2 Knieabduktionsmoment (Nm/kg)	0.23	0.17	0.29	0.16	n
Min Knieabduktionsmoment (Nm/kg)	-0.08	0.08	-0.05	0.04	0.04
Max Knieflexionsmoment (Nm/kg)	0.32	0.21	0.43	0.25	0.04
Min Knieflexionsmoment (Nm/kg)	-0.32	0.12	-0.32	0.12	n

Tabelle 5: Hüft- und Kniebereich Gruppe Gesamtheit postop. betroffen/ nicht betroffen

4.1.2 Elektromyographie

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der elektromyographischen Untersuchung der Gruppe „Gesamtheit“ bezüglich des freien Ganges und der Maximalkraft aufgezeigt. Hierbei wird nochmals unterschieden in den Vergleich der Daten der betroffenen Beine prä- und postoperativ, sowie den Vergleich der postoperativen Daten der betroffenen und nicht betroffenen Beine.

4.1.2.1 Vergleich betroffenes Bein prä- und postoperativ

Gruppe Gesamtheit	betroffen präop		betroffen postop		p
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	
<i>El. Aktivität in Mikrovolt (μV)</i>					b prä-post
M. adduktor longus mittel	7.99	3.04	7.09	2.79	0.013
M. adduktor longus max	16.01	7.94	13.98	5.91	n
M. tensor fasciae latae mittel	10.81	4.85	12.52	8.26	n
M. tensor fasciae latae max	23.75	11.05	29.46	26.68	n
M. rectus femoris mittel	10.33	6.12	6.64	2.9	0.002
M. rectus femoris max	21.03	13.88	14.84	6.91	0.045
M. vastus medialis mittel	14.13	7.62	10.43	5.8	0.024
M. vastus medialis max	34.11	17.44	24.74	12.74	0.021
M. vastus lateralis mittel	20.83	10.45	12.9	6.43	0.008
M. vastus lateralis max	50.66	22.57	33.42	17.52	0.007
M. semitendinosus mittel	11.62	6.59	13.55	7.23	n
M. semitendinosus max	32.88	25.74	42.09	22.87	n
M. biceps femoris mittel	16.14	15.64	10.87	7.3	0.014
M. biceps femoris max	38.77	33.03	29.83	20.02	n
M. gluteus medius mittel	18.35	6.78	9.28	4.09	n
M. gluteus medius max	49.19	20.10	23.83	11.76	n
M. tibialis anterior mittel	36.22	26.84	37.09	14.54	n
M. tibialis anterior max	76.17	42.66	86.12	34.45	n
M. peroneus mittel	30.68	15.30	23.15	11.90	n
M. peroneus max	53.89	26.19	49.20	28.16	n
M. gastrocnemius medialis mittel	29.48	16.37	23.41	11.23	n
M. gastrocnemius medialis max	86.34	54.97	69.59	36.35	n
M. gastrocnemius lateralis mittel	22.14	9.77	15.62	7.24	0.001
M. gastrocnemius lateralis max	61.04	36.13	47.05	30.49	0.007
M. soleus mittel	23.96	7.27	18.09	8.55	0.016
M. soleus max	63.48	26.88	43.82	23.02	0.011

Tabelle 6: EMG freier Gang Gruppe Gesamtheit prä-/ postoperativ

Bei der Untersuchung der mittleren und maximalen Aktivität der verschiedenen Beinmuskeln im freien Gang entdeckten wir signifikante Unterschiede im Vergleich prä- zu postoperativ bei der mittleren Aktivität der Mm. adduktor longus und biceps femoris, der mittleren und maximalen Aktivität der Mm. rectus femoris, vastus medialis und lateralis, gastrocnemius lateralis und soleus. All diese Muskeln zeigten präoperativ eine stärkere Aktivität.

Gruppe Gesamtheit	betroffen präop		betroffen postop		p
<i>El. Aktivität in Mikrovolt (μV)</i>	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	b prä-post
M. adduktor longus	56.70	31.99	53.57	118.28	n
M. semitendinosus	73.62	42.59	108.11	61.08	0.005
M. biceps femoris	72.63	46.64	86.56	28.44	n
M. gluteus medius	67.25	34.88	62.90	50.84	n
M. tibialis anterior	64.72	25.48	101.67	43.57	0.001
M. gastrocnemius medialis	38.11	25.07	44.14	28.05	0.033
M. gastrocnemius lateralis	34.01	22.12	32.53	17.63	n

Tabelle 7: EMG Maximalkraft Gruppe Gesamtheit prä-/ postoperativ

Betrachtet man die gemessene Maximalkraft, zeigen sich prä- zu postoperativ Unterschiede beim M. semitendinosus, tibialis anterior und gastrocnemius medialis. Die Kraft dieser Muskeln ist präoperativ schwächer als postoperativ.

4.1.2.2 Vergleich betroffenes Bein postoperativ mit dem nicht betroffenen

Gruppe Gesamtheit	betroffen postop		nicht betroffen post		p
<i>El. Aktivität in Mikrovolt (μV)</i>	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	b/ nb post
M. adduktor longus mittel	7.09	2.79	6.37	2.18	0.046
M. adduktor longus max	13.98	5.91	12.81	5.64	n
M. tensor fasciae latae mittel	12.52	8.26	10.44	7.02	n
M. tensor fasciae latae max	29.46	26.68	24.28	16.64	n
M. rectus femoris mittel	6.64	2.9	6.22	3.59	n
M. rectus femoris max	14.84	6.91	15.03	10.93	n
M. vastus medialis mittel	10.43	5.8	11.62	13.82	n
M. vastus medialis max	24.74	12.74	31.55	31.84	n
M. vastus lateralis mittel	12.9	6.43	12.52	12.01	0.048
M. vastus lateralis max	33.42	17.52	31.23	25.24	n
M. semitendinosus mittel	13.55	7.23	13.71	10.55	n
M. semitendinosus max	42.09	22.87	37.6	23.64	n
M. biceps femoris mittel	10.87	7.3	11.04	7.87	n
M. biceps femoris max	29.83	20.02	29.97	23.13	n
M. gluteus medius mittel	9.28	4.09	10.65	5.44	n
M. gluteus medius max	23.83	11.76	25.78	10.16	n
M. tibialis anterior mittel	37.09	14.54	35.29	19.50	n
M. tibialis anterior max	86.12	34.45	84.75	47.93	n
M. peroneus mittel	23.15	11.90	22.98	11.06	n
M. peroneus max	49.20	28.16	53.01	30.92	n
M. gastrocnemius medialis mittel	23.41	11.23	24.00	12.06	n
M. gastrocnemius medialis max	69.59	36.35	72.83	36.32	n
M. gastrocnemius lateralis mittel	15.62	7.24	16.15	6.27	n
M. gastrocnemius lateralis max	47.05	30.49	50.23	24.76	n
M. soleus mittel	18.09	8.55	21.48	6.68	n
M. soleus max	43.82	23.02	58.21	23.20	0.006

Tabelle 8: EMG freier Gang Gruppe Gesamtheit postop. betroffen/ nicht betroffen

Betrachtet man im freien Gang die Muskelaktivität des betroffenen Beines nach der operativen Korrektur und vergleicht diese mit dem gesunden Bein, so zeigen sich kaum noch Unterschiede. Lediglich der M. adduktor longus und der M. vastus lateralis zeigen Unterschiede bei der mittleren Aktivität (betroffen stärker). Betrachtet man die maximale Muskelaktivität im freien Gang, so finden sich bis auf den M. soleus (betroffen schwächer) keine Unterschiede mehr.

– Ergebnisse –

Gruppe Gesamtheit	betroffen postop		nicht betroffen post		p
<i>El. Aktivität in Mikrovolt (μV)</i>	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	b/nb post
M. adduktor longus	53.57	118.28	52.73	21.47	n
M. tensor fasciae latae	104.58	72.69	106.50	72.16	n
M. rectus femoris	71.20	49.26	85.30	65.24	n
M. vastus medialis	48.15	25.34	58.16	34.45	n
M. vastus lateralis	51.53	24.99	55.99	34.07	n
M. semitendinosus	108.11	61.08	88.36	41.44	0.024
M. biceps femoris	86.56	28.44	95.25	47.83	n
M. gluteus medius	62.90	50.84	81.13	76.73	n
M. tibialis anterior	101.67	43.57	81.49	38.35	0.016
M. peroneus	63.21	42.82	59.01	34.98	n
M. gastrocnemius medialis	44.14	28.05	38.75	21.69	n
M. gastrocnemius lateralis	32.53	17.63	38.85	29.65	n
M. soleus	23.10	13.01	26.44	12.38	n

Tabelle 9: EMG Maximalkraft Gruppe Gesamtheit postop. betroffen/ nicht betroffen

Sieht man nun auf die Maximalkraft, so zeigen postoperativ im Vergleich betroffenes zu gesundem Bein nur noch 2 der untersuchten Muskeln unterschiedliche Aktivitäten, nämlich der M. semitendinosus und der M. tibialis anterior (beide betroffen stärker).

4.2 Gruppe Varus

In diesem Kapitel wird ausschließlich auf die Gruppe der Patienten mit präoperativ einseitiger varischer Beinachse eingegangen.

4.2.1 Dreidimensionale Ganganalyse und Bodenreaktionskräfte

Zunächst betrachten wir die Ergebnisse der Ganganalyse sowie Bodenreaktionskraftmessung. Hierbei wird nochmals unterschieden in den Vergleich der Daten der betroffenen Beine prä- und postoperativ, sowie den Vergleich der postoperativen Daten der betroffenen und nicht betroffenen Beine.

4.2.1.1 Vergleich betroffenes Bein prä- und postoperativ

Gruppe Varus	betroffen präop		betroffen postop		p
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	b prä-post
Ganggeschwindigkeit (cm/s)	111.49	20.60	120.30	20.93	n
Einfache Unterstützungszeit (% GZ)	36.15	2.96	38.00	1.66	n
Maximale BRK [1-30% GZ] (N/kg)	1.07	0.05	1.07	0.08	n
Minimale BRK [20-40% GZ] (N/kg)	0.86	0.08	0.81	0.09	n
Maximale BRK [30-60% GZ] (N/kg)	1.07	0.04	1.09	0.08	n

Tabelle 10: Allg. Gangparameter Gruppe Varus prä-/ postoperativ

Bei der Betrachtung der allgemeinen Gangparameter zeigen sich innerhalb der Gruppe Varus, wie bereits in der Gruppe Gesamtheit, bezüglich Ganggeschwindigkeit, einfacher Unterstützungszeit sowie der Bodenreaktionskräfte im Vergleich prä- zu postoperativ keine signifikanten Unterschiede.

Betrachtet man nun die Hüft- und Knieparameter, so fallen in der Varus-Gruppe mehrere Unterschiede auf. Sowohl die minimale Knieflexion (präop. größer), des weiteren die maximalen Knieabduktionsmomente (präop. größer) und das minimale Knieflexionsmoment (= Extensionmoment, präop. kleiner) zeigen im Vergleich betroffenes Bein prä- zu postoperativ Unterschiede.

Gruppe Varus	betroffen präop		betroffen postop		p b prä-post
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	
Max 1 Hüftabduktionsmoment (Nm/kg)	0.63	0.27	0.63	0.22	n
Max 1 Knieflexionswinkel (Grad)	22.28	10.20	16.96	7.17	n
Max 2 Knieflexionswinkel (Grad)	61.12	6.30	57.69	5.77	n
Min Knieflexionswinkel (Grad)	11.99	10.41	3.02	5.36	0.04
Umfang 1 Knieflexionswinkel (Grad)	10.83	5.39	13.94	4.78	n
Umfang 2 Knieflexionswinkel (Grad)	49.13	9.21	54.67	5.53	n
Max 1 Knieabduktionsmoment (Nm/kg)	0.44	0.26	0.25	0.15	0.04
Max 2 Knieabduktionsmoment (Nm/kg)	0.41	0.27	0.19	0.13	0.02
Min Knieabduktionsmoment (Nm/kg)	-0.07	0.07	-0.07	0.06	n
Max Knieflexionsmoment (Nm/kg)	0.37	0.29	0.35	0.21	n
Min Knieflexionsmoment (Nm/kg)	-0.12	0.13	-0.31	0.13	0.02

Tabelle 11: Hüft- und Kniebereich Gruppe Varus prä-/ postoperativ

Prä- und postoperativ ohne signifikanten Unterschied bleiben das Hüftabduktionsmoment, die Knieflexion in der Standphase, die Umfänge der Knieflexion in der Schwung- und Standphase, das minimale Knieabduktionsmoment sowie das maximale Knieflexionsmoment.

4.2.1.2 Vergleich betroffenes Bein postoperativ mit dem nicht betroffenen

Die Varusgruppe zeigte signifikante Unterschiede sowohl in der Schrittlänge als auch in der maximalen Bodenreaktionskraft der initialen Standphase. Die Schrittlänge zeigte sich postoperativ bei der betroffenen Extremität gegenüber der nicht betroffenen signifikant länger, die Bodenreaktionskraft der ersten Hälfte der Standphase zeigte sich gegenüber der nicht betroffenen Extremität signifikant erhöht.

Gruppe Varus	betroffen postop		nicht betroffen post		p
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	
Schrittlänge (cm)	67.51	8.17	65.02	9.00	0.027
Standphase (% GZ)	61.53	2.05	62.00	1.66	n
Einfache Unterstützungszeit (% GZ)	38.00	1.66	38.47	2.05	n
Maximale BRK [1-30% GZ] (N/kg)	1.07	0.08	1.06	0.28	0.036
Minimale BRK [20-40% GZ] (N/kg)	0.81	0.09	0.79	0.09	n
Maximale BRK [30-60% GZ] (N/kg)	1.09	0.08	1.13	0.08	n

Tabelle 12: Allg. Gangparameter Gruppe Varus postop. betroffen/ nicht betroffen

Betrachtet man die Hüft- und Knieparameter des betroffenen und gesunden Beines nach der Operation im Vergleich, so zeigt sich lediglich ein Unterschied in den Knieabduktionsmomenten (betroffen verringert). Alle weiteren untersuchten Parameter zeigen keinen signifikanten Unterschied mehr.

– Ergebnisse –

Gruppe Varus	betroffen postop		nicht betroffen post		p
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	
Max 1 Hüftabduktionsmoment (Nm/kg)	0.63	0.22	0.70	0.24	n
Max 2 Hüftabduktionsmoment (Nm/kg)	0.58	0.21	0.62	0.21	n
Min Hüftabduktionsmoment (Nm/kg)	-0.07	0.04	-0.09	0.07	n
Max 1 Knieflexionswinkel (Grad)	16.96	7.17	18.65	6.27	n
Max 2 Knieflexionswinkel (Grad)	57.69	5.77	56.78	4.40	n
Min Knieflexionswinkel (Grad)	3.02	5.36	2.44	5.25	n
Umfang 1 Knieflexionswinkel (Grad)	13.94	4.78	16.21	6.54	n
Umfang 2 Knieflexionswinkel (Grad)	54.67	5.53	54.34	6.43	n
Max 1 Knieabduktionsmoment (Nm/kg)	0.25	0.15	0.42	0.15	0.01
Max 2 Knieabduktionsmoment (Nm/kg)	0.19	0.13	0.33	0.11	0.01
Min Knieabduktionsmoment (Nm/kg)	-0.07	0.06	-0.05	0.03	n
Max Knieflexionsmoment (Nm/kg)	0.35	0.21	0.39	0.22	n
Min Knieflexionsmoment (Nm/kg)	-0.31	0.13	-0.30	0.12	n

Tabelle 13: Hüft- und Kniebereich Gruppe Varus postop. betroffen/ nicht betroffen

4.2.2 Elektromyographie

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der elektromyographischen Untersuchung der Gruppe „Varus“ bezüglich des freien Ganges und der Maximalkraft aufgezeigt. Hierbei wird nochmals unterschieden in den Vergleich der Daten der betroffenen Beine prä- und postoperativ, sowie den Vergleich der postoperativen Daten der betroffenen und nicht betroffenen Beine.

4.2.2.1 Vergleich betroffenes Bein prä- und postoperativ

Gruppe Varus	betroffen präop		betroffen postop		p
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	
<i>El. Aktivität in Mikrovolt (μV)</i>					
M. adduktor longus mittel	7.86	3.03	6.89	2.93	n
M. adduktor longus max	15.96	7.26	13.32	5.83	n
M. tensor fasciae latae mittel	11.97	5.91	10.22	6.61	n
M. tensor fasciae latae max	28.63	10.82	26.49	19.86	n
M. rectus femoris mittel	10.04	7.98	5.8	2.89	0.016
M. rectus femoris max	21.22	18.19	12.87	6.51	n
M. vastus medialis mittel	10.34	3.52	7.85	3.02	n
M. vastus medialis max	25.56	9.2	21.26	9.76	n
M. vastus lateralis mittel	20.24	9.55	12.28	6.83	0.013
M. vastus lateralis max	50.87	21.06	34.87	20.55	0.021
M. semitendinosus mittel	10.29	5.27	13.58	8.13	n
M. semitendinosus max	30.98	25.98	42.63	22.69	n
M. biceps femoris mittel	21.7	20.1	10.09	7.96	0.004
M. biceps femoris max	52.08	40.27	30.25	24.87	0.004
M. tibialis anterior mittel	43.67	39.39	37.40	14.95	n
M. tibialis anterior max	90.10	53.84	88.62	34.98	n
M. peroneus mittel	30.26	15.30	21.84	10.18	n
M. peroneus max	56.15	22.52	49.38	25.99	n
M. gastrocnemius medialis mittel	26.22	16.73	23.67	10.63	n
M. gastrocnemius medialis max	86.98	68.48	76.91	36.78	n
M. gastrocnemius lateralis mittel	23.34	8.71	16.60	7.44	0.012
M. gastrocnemius lateralis max	67.53	30.08	52.08	30.03	0.012
M. soleus mittel	22.55	4.08	17.20	6.61	0.036
M. soleus max	58.40	18.33	44.39	21.88	n

Tabelle 14: EMG freier Gang Gruppe Varus prä-/ postoperativ

Die Untersuchung des freien Ganges mittels EMG zeigt im Vergleich des betroffenen Beines prä- zu postoperativ einige signifikante Unterschiede. M. vastus lateralis, M. biceps femoris und M. gastrocnemius lateralis (laterale Muskelgruppr) zeigen sowohl im Mittel wie auch im Maximum signifikante Unterschiede, M. rectus femoris und M. soleus (mediane Muskelgruppe) weisen einen solchen lediglich im Mittel auf. Alle werden präoperativ stärker aktiviert.

Gruppe Varus	betroffen präop		betroffen postop		p
<i>El. Aktivität in Mikrovolt (μV)</i>	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	b prä-post
M. adduktor longus	43.27	29.58	40.04	17.50	n
M. semitendinosus	63.50	38.05	100.02	56.58	n
M. biceps femoris	71.88	42.56	82.82	34.27	n
M. tibialis anterior	58.93	20.62	99.79	47.16	n
M. gastrocnemius medialis	30.94	26.01	49.00	34.03	0.017
M. gastrocnemius lateralis	30.43	17.97	33.53	19.74	n

Tabelle 15: EMG Maximalkraft Gruppe Varus prä-/ postoperativ

Die Maximalkraft weist nur beim M. gastrocnemius medialis (mediale Muskelgruppe) einen signifikanten Unterschied auf, dieser wird postoperativ stärker aktiviert

4.2.2.2 Vergleich betroffenes Bein postoperativ mit dem nicht betroffenen

In der Varusgruppe zeigt sich noch deutlicher als in der Gruppe der Gesamtheit im postoperativen Vergleich des betroffenen Beines mit dem gesunden die Angleichung. Signifikante Unterschiede können postoperativ im Emg des freien Ganges nicht mehr gefunden werden.

Gruppe Varus	betroffen postop		nicht betroffen post		p
<i>El. Aktivität in Mikrovolt (μV)</i>	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	b/ nb post
M. adduktor longus mittel	6.89	2.93	6.27	2.35	n
M. adduktor longus max	13.32	5.83	12.85	6.83	n
M. tensor fasciae latae mittel	10.22	6.61	9.79	5.19	n
M. tensor fasciae latae max	26.49	19.86	24.67	16.58	n
M. rectus femoris mittel	5.8	2.89	5.21	1.67	n
M. rectus femoris max	12.87	6.51	12.3	5.15	n
M. vastus medialis mittel	7.85	3.02	8.28	3.52	n
M. vastus medialis max	21.26	9.76	23.08	11.38	n
M. vastus lateralis mittel	12.28	6.83	10.37	5.91	n
M. vastus lateralis max	34.87	20.55	27.72	16.1	n
M. semitendinosus mittel	13.58	8.13	14.86	13.03	n
M. semitendinosus max	42.63	22.69	39.65	25.34	n
M. biceps femoris mittel	10.09	7.96	12.54	10.92	n
M. biceps femoris max	30.25	24.87	31.48	30.32	n
M. tibialis anterior mittel	37.40	14.95	36.01	22.05	n
M. tibialis anterior max	88.62	34.98	83.74	49.30	n
M. peroneus mittel	21.84	10.18	23.95	11.86	n
M. peroneus max	49.38	25.99	56.27	23.13	n
M. gastrocnemius medialis mittel	23.67	10.63	23.61	12.10	n
M. gastrocnemius medialis max	76.91	36.78	72.32	32.67	n
M. gastrocnemius lateralis mittel	16.60	7.44	17.79	6.53	n
M. gastrocnemius lateralis max	52.08	30.03	57.94	29.04	n
M. soleus mittel	17.20	6.61	22.26	7.42	n
M. soleus max	44.39	21.88	60.81	25.83	n

Tabelle 16: EMG freier Gang Gruppe Varus postop. betroffen/ nicht betroffen

Bei der Prüfung der Maximalkraft zeigten lediglich M. adduktor longus (betroffen schwächer) und M. gastrocnemius medialis (betroffen stärker) noch signifikante Unterschiede, ansonsten konnte auch in dieser Gruppe postoperativ zwischen gesundem und betroffenem Bein kein signifikanter Unterschied gefunden werden.

Gruppe Varus	betroffen postop		nicht betroffen post		p
<i>El. Aktivität in Mikrovolt (μV)</i>	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	b/nb post
M. adduktor longus	40.04	17.50	50.75	21.48	0.003
M. tensor fasciae latae	90.12	56.00	88.31	57.62	n
M. rectus femoris	74.76	58.83	83.13	60.00	n
M. vastus medialis	44.82	30.71	56.01	31.28	n
M. vastus lateralis	51.04	24.23	62.13	35.69	n
M. semitendinosus	100.02	56.58	95.72	45.64	n
M. biceps femoris	82.82	34.27	97.48	46.76	n
M. tibialis anterior	99.79	47.16	90.85	44.00	n
M. peroneus	61.76	37.20	55.36	24.26	n
M. gastrocnemius medialis	49.00	34.03	34.65	17.63	0.041
M. gastrocnemius lateralis	33.53	19.74	38.85	24.96	n
M. soleus	22.37	12.78	28.97	13.95	n

Tabelle 17: EMG Maximalkraft Gruppe Varus postop. betroffen/ nicht betroffen

4.3 Gruppe Valgus

In diesem Kapitel wird ausschließlich auf die Gruppe der Patienten mit präoperativ einseitiger valgischer Beinachse eingegangen.

4.3.1 Dreidimensionale Ganganalyse und Bodenreaktionskräfte

Zunächst betrachten wir die Ergebnisse der Ganganalyse sowie Bodenreaktionskraftmessung. Hierbei wird nochmals unterschieden in den Vergleich der Daten der betroffenen Beine prä- und postoperativ, sowie den Vergleich der postoperativen Daten der betroffenen und nicht betroffenen Beine.

4.3.1.1 Vergleich betroffenes Bein prä- und postoperativ

Wie bereits in den zuvor untersuchten Gruppen, findet sich auch hier kein signifikanter Unterschied im Vergleich des betroffenen Beines prä- zu postoperativ.

Gruppe Valgus	betroffen präop		betroffen postop		p
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	b prä-post
Ganggeschwindigkeit (cm/s)	121.37	12.34	122.42	12.32	n
Einfache Unterstützungszeit (% GZ)	37.39	1.91	37.04	3.74	n
Maximale BRK [1-30% GZ] (N/kg)	1.09	0.12	1.06	0.06	n
Minimale BRK [20-40% GZ] (N/kg)	0.73	0.09	0.77	0.07	n
Maximale BRK [30-60% GZ] (N/kg)	1.05	0.08	1.05	0.09	n

Tabelle 18: Allg. Gangparameter Gruppe Valgus prä-/ postoperativ

Gruppe Valgus	betroffen präop		betroffen postop		p
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	
					b prä-post
Max 1 Hüftabduktionsmoment (Nm/kg)	0.65	0.05	0.67	0.15	n
Max 1 Knieflexionswinkel (Grad)	16.97	7.18	19.72	16.25	n
Max 2 Knieflexionswinkel (Grad)	56.31	5.89	50.99	18.90	n
Min Knieflexionswinkel (Grad)	0.81	8.33	0.57	6.86	n
Umfang 1 Knieflexionswinkel (Grad)	16.16	6.50	19.14	17.46	n
Umfang 2 Knieflexionswinkel (Grad)	55.50	4.30	50.42	17.26	n
Max 1 Knieabduktionsmoment (Nm/kg)	0.12	0.10	0.31	0.16	0.03
Max 2 Knieabduktionsmoment (Nm/kg)	0.10	0.13	0.28	0.19	0.03
Min Knieabduktionsmoment (Nm/kg)	-0.19	0.16	-0.07	0.06	0.03
Max Knieflexionsmoment (Nm/kg)	0.37	0.24	0.22	0.18	n
Min Knieflexionsmoment (Nm/kg)	-0.25	0.28	-0.36	0.14	n

Tabelle 19: Hüft- und Kniebereich Gruppe Valgus prä-/ postoperativ

Betrachtet man jedoch die speziellen Hüft- und Knieparameter, so fallen in dieser Gruppe signifikante Unterschiede bei den Knieabduktionsmomenten auf, diese sind im Maximum präoperativ geringer, im Minimum kehrt sich das Abduktions- in ein Adduktionsmoment, welches präoperativ größer ist.

4.3.1.2 Vergleich betroffenes Bein postoperativ mit dem nicht betroffenen

Hier findet sich eine signifikant längere Schrittlänge des betroffenen Beines gegenüber dem nicht betroffenen. Die maximale Bodenreaktionskraft der initialen Standphase zeigt hier keinen signifikanten Unterschied zum nicht betroffenen Bein, wohl aber die maximale Bodenreaktionskraft in der zweiten Hälfte der Standphase, diese ist bei der betroffenen Extremität gegenüber der nicht betroffenen signifikant erniedrigt.

– Ergebnisse –

Gruppe Valgus	betroffen postop		nicht betroffen post		p
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	
Schrittlänge (cm)	69.48	4.30	63.59	7.78	0.015
Standphase (% GZ)	61.01	2.22	62.96	3.74	n
Einfache Unterstützungszeit (% GZ)	37.04	3.74	38.99	2.22	n
Maximale BRK [1-30% GZ] (N/kg)	1.06	0.06	1.14	0.15	n
Minimale BRK [20-40% GZ] (N/kg)	0.77	0.07	0.74	0.09	n
Maximale BRK [30-60% GZ] (N/kg)	1.05	0.09	1.16	0.05	0.012

Tabelle 20: Allg. Gangparameter Gruppe Valgus postop. betroffen/ nicht betroffen

Bei den speziellen Hüft- und Knieparametern zeigen sich bis auf das maximale Hüftabduktionsmoment zweiten Hälfte der Standphase (betroffen kleiner) sowie den Umfang der Knieflexion in der Standphase (betroffen kleiner) keine weiteren signifikanten Unterschiede.

Gruppe Valgus	betroffen postop		nicht betroffen post		p
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	
Max 1 Hüftabduktionsmoment (Nm/kg)	0.67	0.15	0.75	0.18	n
Max 2 Hüftabduktionsmoment (Nm/kg)	0.61	0.13	0.73	0.12	0.04
Min Hüftabduktionsmoment (Nm/kg)	-0.08	0.06	-0.10	0.13	n
Max 1 Knieflexionswinkel (Grad)	19.72	16.25	23.46	16.89	n
Max 2 Knieflexionswinkel (Grad)	50.99	18.90	50.10	19.97	n
Min Knieflexionswinkel (Grad)	0.57	6.86	-0.58	4.59	n
Umfang 1 Knieflexionswinkel (Grad)	19.14	17.46	24.04	17.64	0.07
Umfang 2 Knieflexionswinkel (Grad)	50.42	17.26	50.69	19.28	n
Max 1 Knieabduktionsmoment (Nm/kg)	0.31	0.16	0.38	0.24	n
Max 2 Knieabduktionsmoment (Nm/kg)	0.28	0.19	0.28	0.25	n
Min Knieabduktionsmoment (Nm/kg)	-0.07	0.06	-0.07	0.07	n
Max Knieflexionsmoment (Nm/kg)	0.22	0.18	0.44	0.31	n
Min Knieflexionsmoment (Nm/kg)	-0.36	0.14	-0.38	0.13	n

Tabelle 21: Hüft- und Kniebereich Gruppe Valgus postop. betroffen/ nicht betroffen

4.3.2 Elektromyographie

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der elektromyographischen Untersuchung der Gruppe „Valgus“ bezüglich des freien Ganges und der Maximalkraft aufgezeigt. Hierbei wird nochmals unterschieden in den Vergleich der Daten der betroffenen Beine prä- und postoperativ, sowie den Vergleich der postoperativen Daten der betroffenen und nicht betroffenen Beine.

4.3.2.1 Vergleich der Daten der betroffenen unteren Extremität prä- und postoperativ

Gruppe Valgus	betroffen präop		betroffen postop		p
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	
<i>El. Aktivität in Mikrovolt (μV)</i>					
M. adduktor longus mittel	9.18	2.64	7.03	2.58	0.049
M. adduktor longus max	18.08	9.03	15.47	7.28	n
M. tensor fasciae latae mittel	9.44	2.84	17.14	11.7	n
M. tensor fasciae latae max	17.07	7.1	42.32	41.79	n
M. rectus femoris mittel	10.45	3.65	8.22	3.53	n
M. rectus femoris max	18.61	7.01	18.4	8.67	n
M. vastus medialis mittel	18.05	9.6	14.05	8.28	n
M. vastus medialis max	41.66	22.04	30.76	17.02	0.036
M. vastus lateralis mittel	22.47	13.05	13.62	6.15	n
M. vastus lateralis max	51.87	28.36	32.3	15.07	n
M. semitendinosus mittel	10.8	3.69	11.94	4.79	n
M. semitendinosus max	25.7	11.43	36.22	18.25	n
M. biceps femoris mittel	9.96	3.88	10.32	3.37	n
M. biceps femoris max	23.51	13.94	27.48	11.81	n
M. tibialis anterior mittel	31.40	13.72	34.91	9.86	n
M. tibialis anterior max	70.99	37.56	73.93	19.88	n
M. peroneus mittel	26.44	6.25	23.78	9.78	n
M. peroneus max	46.42	7.20	45.75	20.79	n
M. gastrocnemius medialis mittel	23.58	9.80	16.90	5.35	n
M. gastrocnemius medialis max	64.07	36.14	43.86	20.85	n
M. gastrocnemius lateralis mittel	17.49	6.70	12.20	5.59	n
M. gastrocnemius lateralis max	43.30	18.71	30.15	17.69	n
M. soleus mittel	24.61	11.24	18.42	10.76	n
M. soleus max	66.68	39.01	42.10	25.71	n

Tabelle 22: EMG freier Gang Gruppe Valgus prä-/ postoperativ

Im Gegensatz zu den Ergebnissen der Varus-Gruppe finden sich in der Valgus-Gruppe im Vergleich des betroffenen Beines prä- zu postoperativ wenig signifikante Unterschiede. Lediglich M. adduktor longus im Mittel und M. vastus medialis im Maximum (mediale Muskelgruppe) weisen signifikante Unterschiede auf, beide werden präoperativ stärker aktiviert.

Gruppe Valgus	betroffen präop		betroffen postop		p
<i>El. Aktivität in Mikrovolt (μV)</i>	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	b prä-post
M. adduktor longus	70.71	17.87	78.58	35.90	n
M. semitendinosus	68.35	32.64	102.14	39.76	n
M. biceps femoris	50.06	22.30	86.43	22.68	0.357
M. tibialis anterior	60.93	33.65	103.79	43.95	0.013
M. gastrocnemius medialis	37.79	11.61	37.26	25.19	n
M. gastrocnemius lateralis	30.66	12.60	27.63	12.44	n

Tabelle 23: EMG Maximalkraft Gruppe Valgus prä-/ postoperativ

Bei der Betrachtung der Maximalkraft zeigen M. biceps femoris und M. tibialis anterior signifikante Unterschiede, beide werden präoperativ schwächer aktiviert.

4.3.2.2 Vergleich betroffenes Bein postoperativ mit dem nicht betroffenen

Gruppe Valgus	betroffen postop		nicht betroffen post		p
<i>El. Aktivität in Mikrovolt (μV)</i>	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	b/ nb post
M. adduktor longus mittel	7.03	2.58	6.14	1.58	n
M. adduktor longus max	15.47	7.28	12.16	3.45	n
M. tensor fasciae latae mittel	17.14	11.7	10.71	6.56	n
M. tensor fasciae latae max	42.32	41.79	24.02	17.09	n
M. rectus femoris mittel	8.22	3.53	7.04	3.65	n
M. rectus femoris max	18.4	8.67	15.54	8.39	n
M. vastus medialis mittel	14.05	8.28	11.49	4.79	n
M. vastus medialis max	30.76	17.02	31.56	12.12	n
M. vastus lateralis mittel	13.62	6.15	12.55	7.6	n
M. vastus lateralis max	32.3	15.07	30.55	16.4	n
M. semitendinosus mittel	11.94	4.79	9.31	3.93	n
M. semitendinosus max	36.22	18.25	27.78	16.87	n
M. biceps femoris mittel	10.32	3.37	8.21	1.96	n
M. biceps femoris max	27.48	11.81	23.54	12.17	n
M. tibialis anterior mittel	34.91	9.86	28.78	11.67	n
M. tibialis anterior max	73.93	19.88	70.63	32.78	n
M. peroneus mittel	23.78	9.78	22.38	8.26	n
M. peroneus max	45.75	20.79	50.99	41.49	n
M. gastrocnemius medialis mittel	16.90	5.35	19.49	3.14	n
M. gastrocnemius medialis max	43.86	20.85	56.99	13.06	n
M. gastrocnemius lateralis mittel	12.20	5.59	14.23	4.42	n
M. gastrocnemius lateralis max	30.15	17.69	39.77	14.67	n
M. soleus mittel	18.42	10.76	21.48	7.47	n
M. soleus max	42.10	25.71	56.17	22.80	n

Tabelle 24: EMG freier Gang Gruppe Valgus postop. betroffen/ nicht betroffen

Im freien Gang finden sich in der Valgus-Gruppe postoperativ, wie bereits in den vorherigen Gruppen, keinerlei signifikante Unterschiede mehr.

– Ergebnisse –

Gruppe Valgus	betroffen postop		nicht betroffen post		p
<i>El. Aktivität in Mikrovolt (μV)</i>	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	b/nb post
M. adduktor longus	78.58	35.90	57.47	25.18	n
M. tensor fasciae latae	116.70	84.13	122.74	82.84	n
M. rectus femoris	76.19	44.13	75.00	29.44	n
M. vastus medialis	52.17	18.01	55.49	28.38	n
M. vastus lateralis	53.16	25.78	47.57	23.09	n
M. semitendinosus	102.14	39.76	85.30	36.37	n
M. biceps femoris	86.43	22.68	83.62	37.42	n
M. tibialis anterior	103.79	43.95	69.47	36.07	0.013
M. peroneus	80.08	61.09	71.06	56.26	n
M. gastrocnemius medialis	37.26	25.19	39.52	14.66	n
M. gastrocnemius lateralis	27.63	12.44	45.61	42.83	n
M. soleus	24.52	17.64	30.36	10.42	n

Tabelle 25: EMG Maximalkraft Gruppe Valgus postop. betroffen/ nicht betroffen

Bei der Testung der Maximalkraft zeigt der M. tibialis anterior als einziger Muskel postoperativ im Vergleich einen signifikanten Unterschied, er wird beim betroffenen Bein stärker aktiviert. Die Maximalkraft der weiteren untersuchten Muskeln des operierten Beines gleicht denen des gesunden Beines.

4.4 Vergleich der Gruppen

Dieses Kapitel verdeutlicht die Ergebnisse im Gruppenvergleich, so werden Unterschiede deutlich. Da dieser Arbeit eine große Datenmenge zugrunde liegt, ist es aus Gründen der Übersicht notwendig, weitere Unterteilungen vorzunehmen. Diese erfolgt zunächst nach analytischen Methoden, im Anschluss nach der zeitlichen Reihenfolge.

4.4.1 Dreidimensionale Ganganalyse und Bodenreaktionskräfte

Widmen wir uns zunächst der dreidimensionalen gerätegestützten Ganganalyse sowie den auftretenden Kräften.

4.4.1.1 Vergleich betroffenes Bein prä- und postoperativ

Betrachten wir zunächst die Ergebnisse der Ganganalyse der betroffenen Beine prä- und postoperativ.

Die allgemeinen Gangparameter und Bodenreaktionskräfte zeigen hier weder für die Varus- und Valgusgruppe, noch für die Gruppe der Gesamtheit signifikante Unterschiede.

Werfen wir nun einen Blick auf die untersuchten Parameter von Hüfte und Knie, so fällt auf, dass in der Gruppe der Gesamtheit die maximale Knieflexion in der Standphase prä- zu postoperativ signifikante Unterschiede aufweist. Auch wenn sich bei isolierter Betrachtung in den Gruppen Varus und Valgus der Unterschied nicht mehr als signifikant herausstellt, bleibt jedoch ein gewisser gruppenspezifischer Unterschied.

Ist die Knieflexion in der Standphase in der Gruppe Gesamtheit präoperativ signifikant größer, so ist sie in den Gruppen Varus und Valgus trotz subjektiven Unterschiedes (s. Graphik) nicht signifikant unterschiedlich.

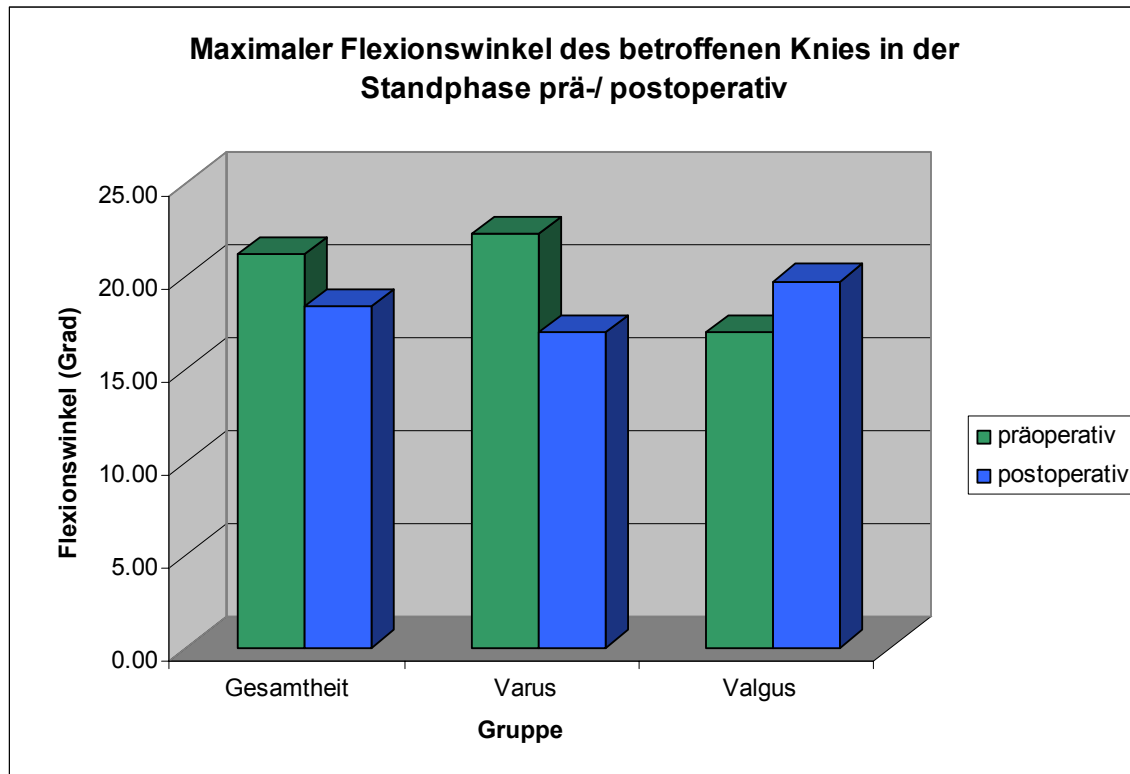


Abbildung 19: Maximale Flexion des betroffenen Knies in der Standphase prä-/ postoperativ

Auch die minimale Knieflexion in der Standphase zeigt signifikante Veränderungen. Präoperativ ist sie in den Gruppen Gesamtheit und Varus größer als postoperativ. In der Valgus-Gruppe lassen sich jedoch prä- zu postoperativ keine Unterschiede finden.

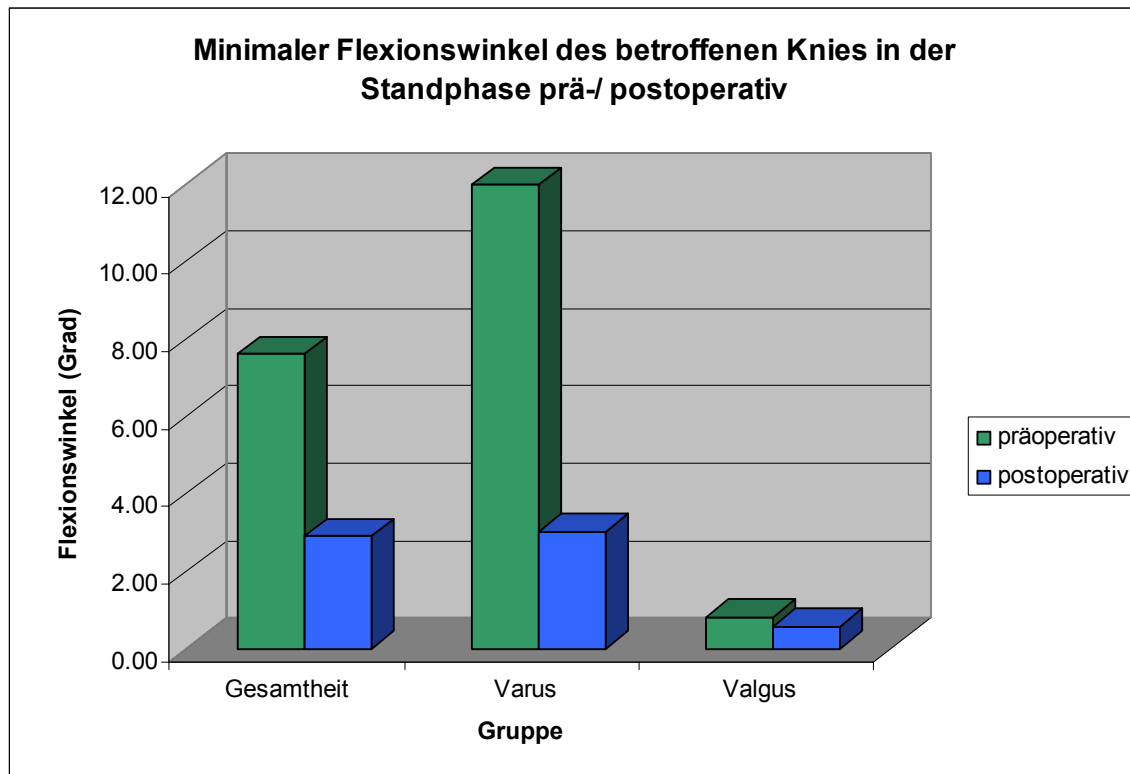


Abbildung 20: Minimale Flexion des betroffenen Knies in der Standphase prä-/ postoperativ

Die folgende Abbildung verdeutlicht den zeitlichen Verlauf der Knieflexion. Im prä-/ postoperativen Vergleich sieht man eindrücklich die postoperativ vor allem in der Standphase reduzierte Flexion und vermehrte Extension.

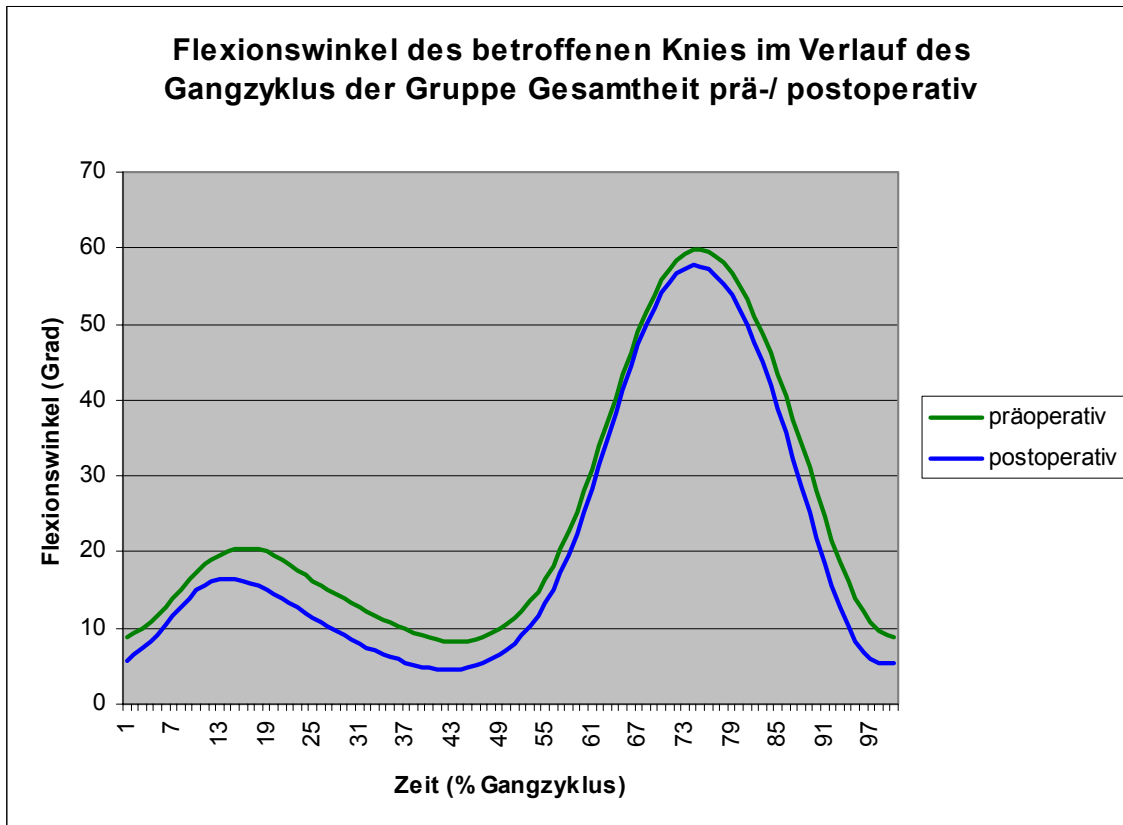


Abbildung 21: Flexion betroffenes Knie im Gangzyklus Gruppe Gesamtheit prä-/ postoperativ

Betrachtet man die auf das Knie wirkenden Momente in der Standphase, so zeigen sich auch hier Unterschiede in den einzelnen Gruppen. Die maximalen Knieabduktionsmomente in der ersten und zweiten Hälfte der Standphase sind präoperativ in der Varus-Gruppe größer als postoperativ. In der Valgus-Gruppe sind diese präoperativ kleiner. In der Gruppe der Gesamtheit sind die Unterschiede prä- und postoperativ nicht signifikant.

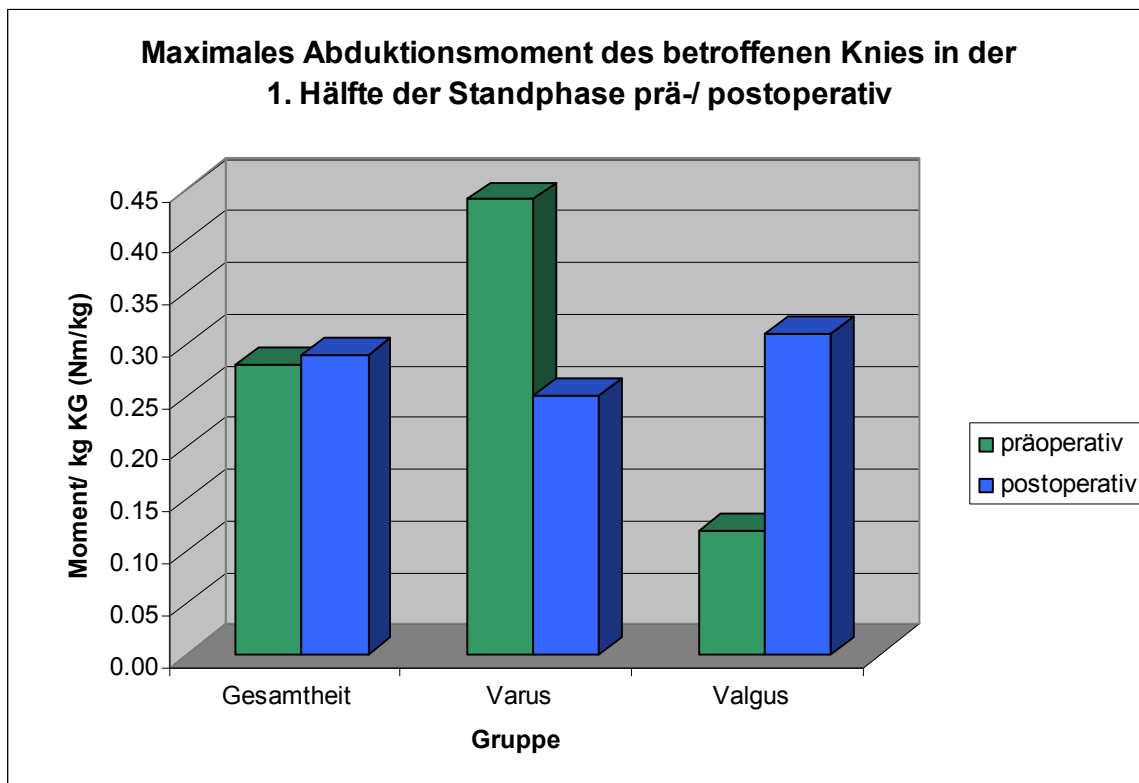


Abbildung 22: Maximales Abduktionsmoment des betroffenen Knies in der 1. Hälfte der Standphase prä-/ postoperativ

Das gemessene minimale Knieabduktionsmoment ist in allen Gruppen ein Knieabduktionsmoment. Dieses ist nur in der Valgus-Gruppe prä- zu postoperativ signifikant unterschiedlich; präoperativ ist es größer.

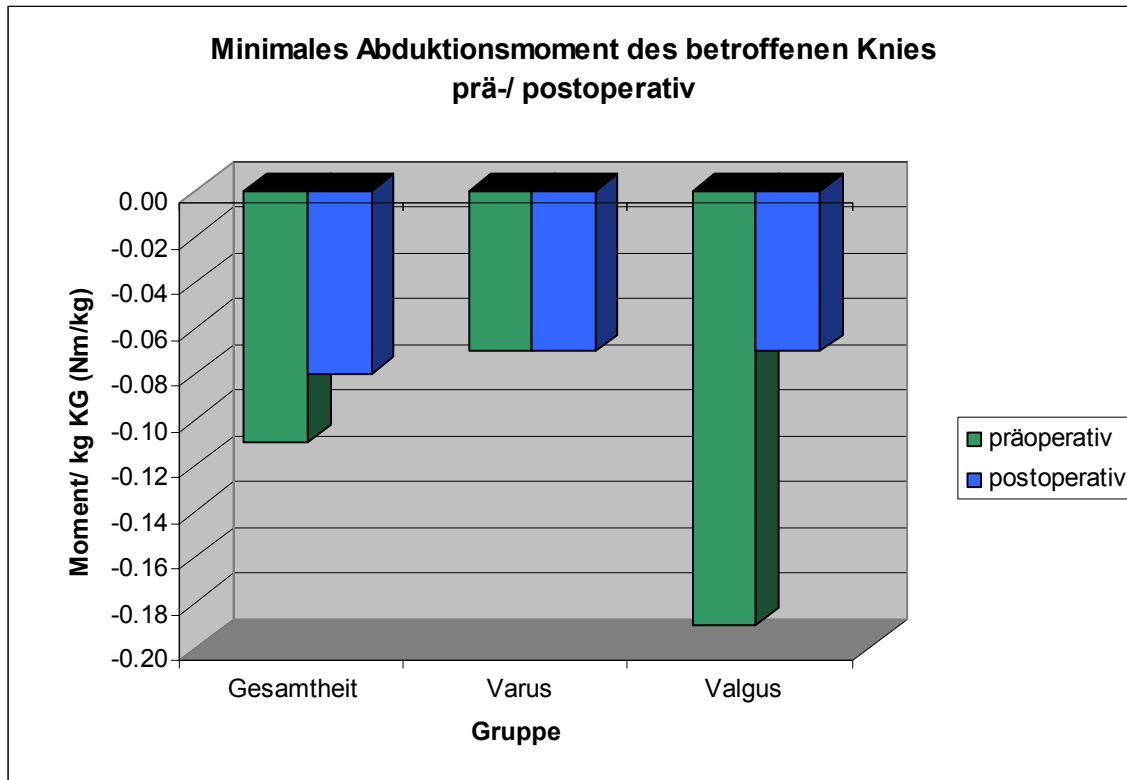


Abbildung 23: Minimales Abduktionsmoment des betroffenen Knies prä-/ postoperativ

Besonders deutlich wird die Reduktion der Drehmomente des betroffenen Beines der Gruppe Varus prä- zu postoperativ in folgender Abbildung.

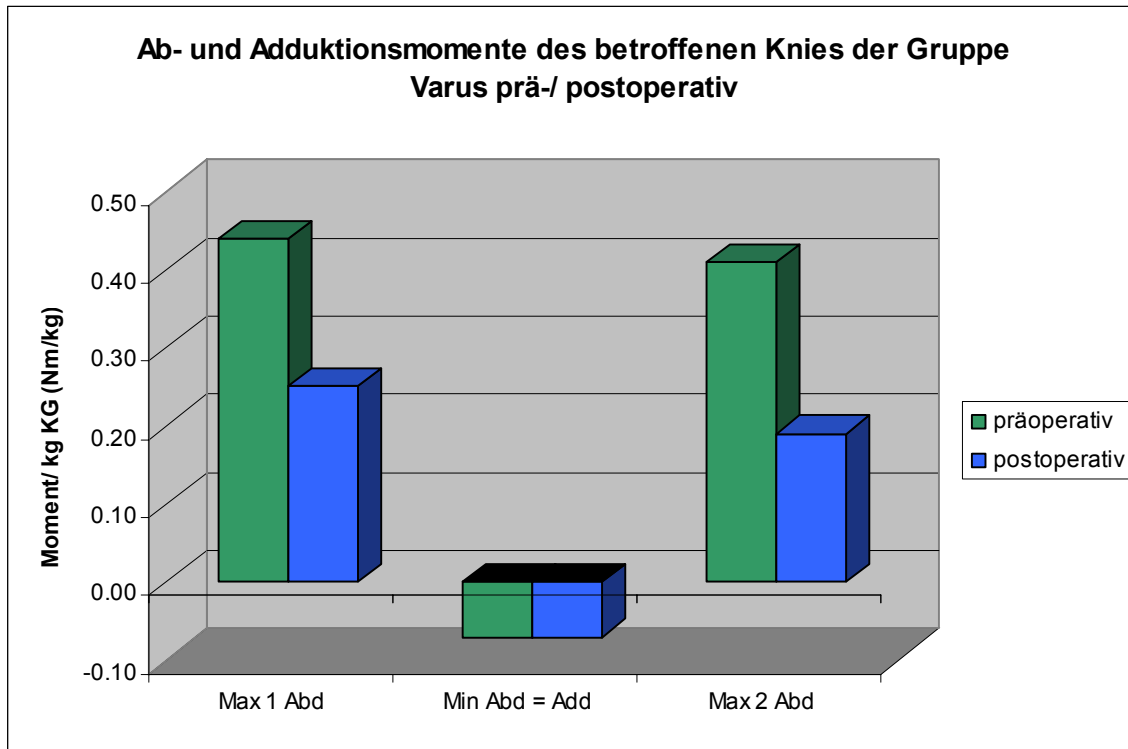


Abbildung 24: Ab- und Adduktionsmomente des betroffenen Knies der Gruppe Varus prä-/ postoperativ

Die folgende Abbildung zeigt die im Verlauf des Gangzyklus entstehenden Momente in der Frontalebene des betroffenen Beines prä- und postoperativ. Deutlich erkennt man die postoperative Reduzierung der Abduktionsmomente.

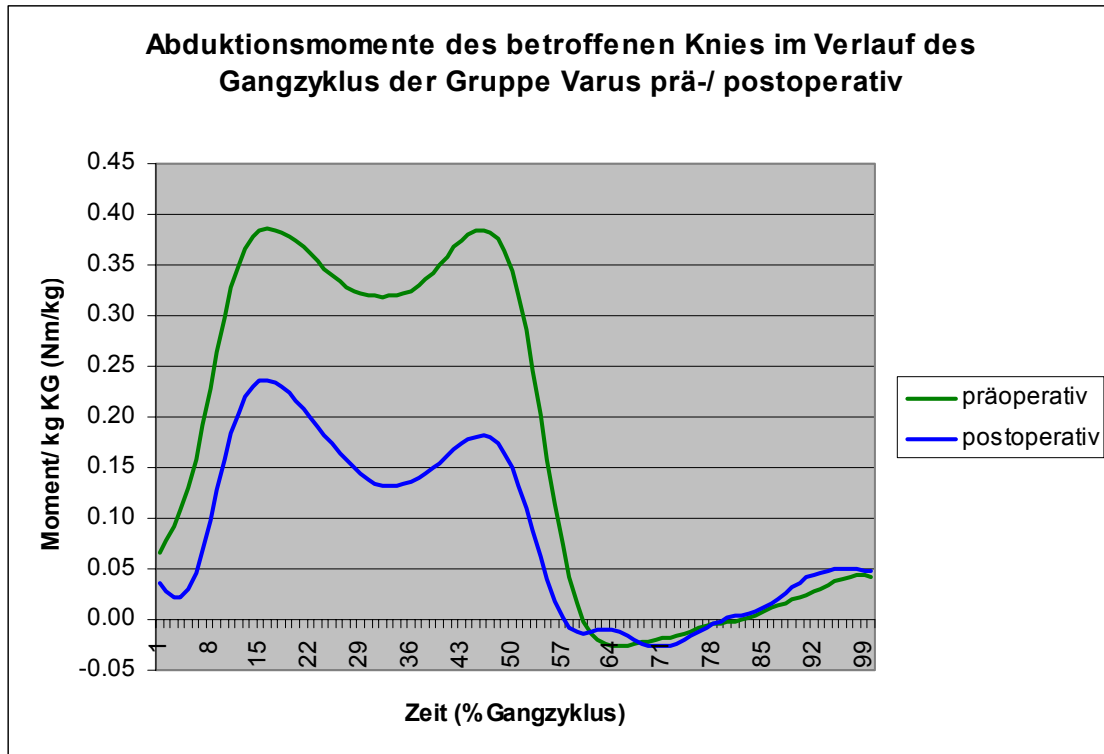


Abbildung 25: Abduktionsmomente betroffenes Knie im Gangzyklus Gruppe Varus prä-/ postoperativ

Ähnlich verhält es sich mit den Drehmomenten der Gruppe Valgus.

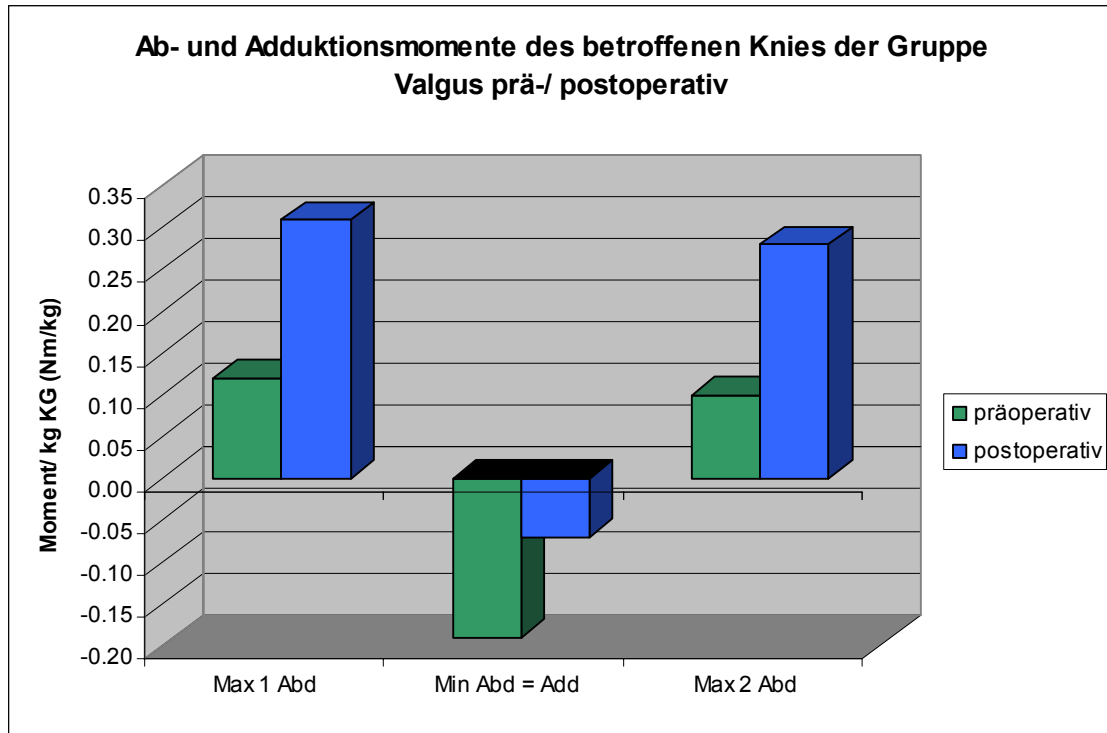


Abbildung 26: Ad- und Abduktionsmomente des betroffenen Knies Gruppe Valgus prä-/ postoperativ

Die folgende Abbildung zeigt die im Verlauf des Gangzyklus entstehenden Momente in der Frontalebene des Kniegelenkes beim betroffenen Bein prä- und postoperativ. Die Kurven zeigen die aufkommenden Abduktionsmomente in der Standphase sowie die postoperative Korrektur in den Normalbereich.

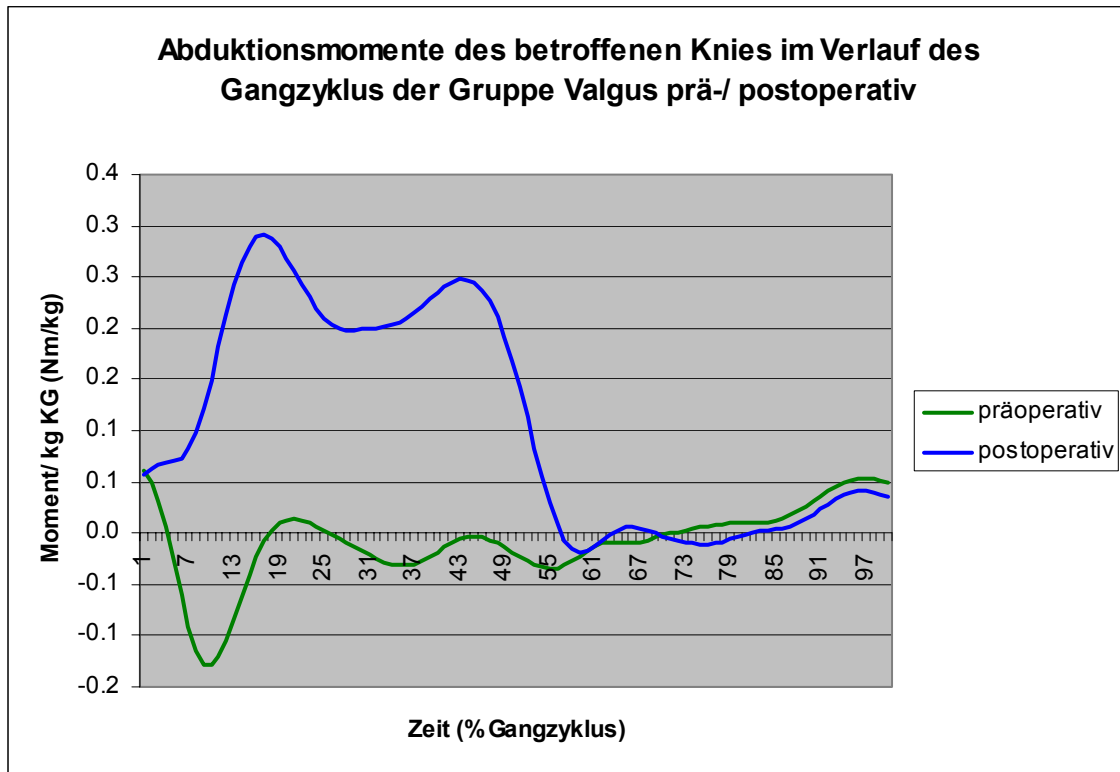


Abbildung 27: Abduktionsmomente betroffenes Knie im Gangzyklus Gruppe Valgus prä-/ postoperativ

Ähnlich verhält es sich mit dem gemessenen minimalen Knieflexionsmoment. In allen Gruppen ist dieses ein Knieextensionsmoment. Während es in der Valgus-Gruppe keine signifikanten Unterschiede gibt, ist das Extensionsmoment in den Gruppen Gesamtheit und Varus präoperativ signifikant kleiner.

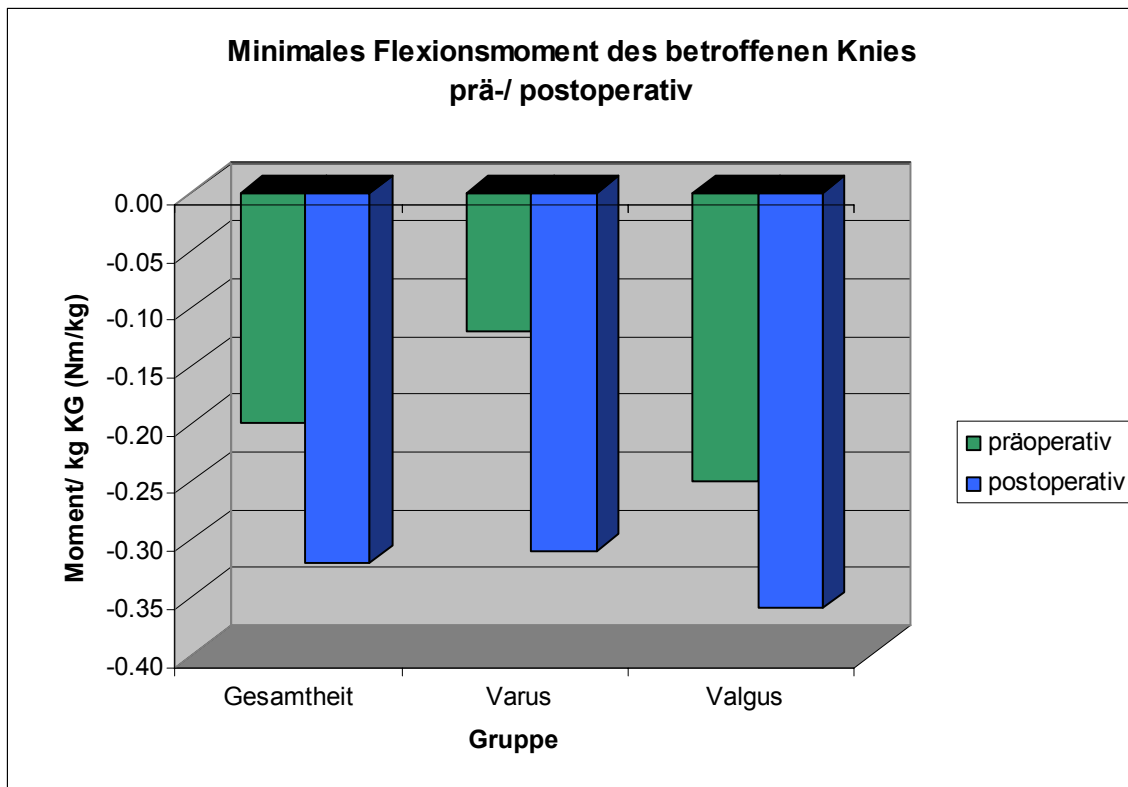


Abbildung 28: Minimales Flexionsmoment des betroffenen Knies prä-/ postoperativ

Die folgende Graphik zeigt die postoperative Reduktion der Flexionsmomente in der Standphase

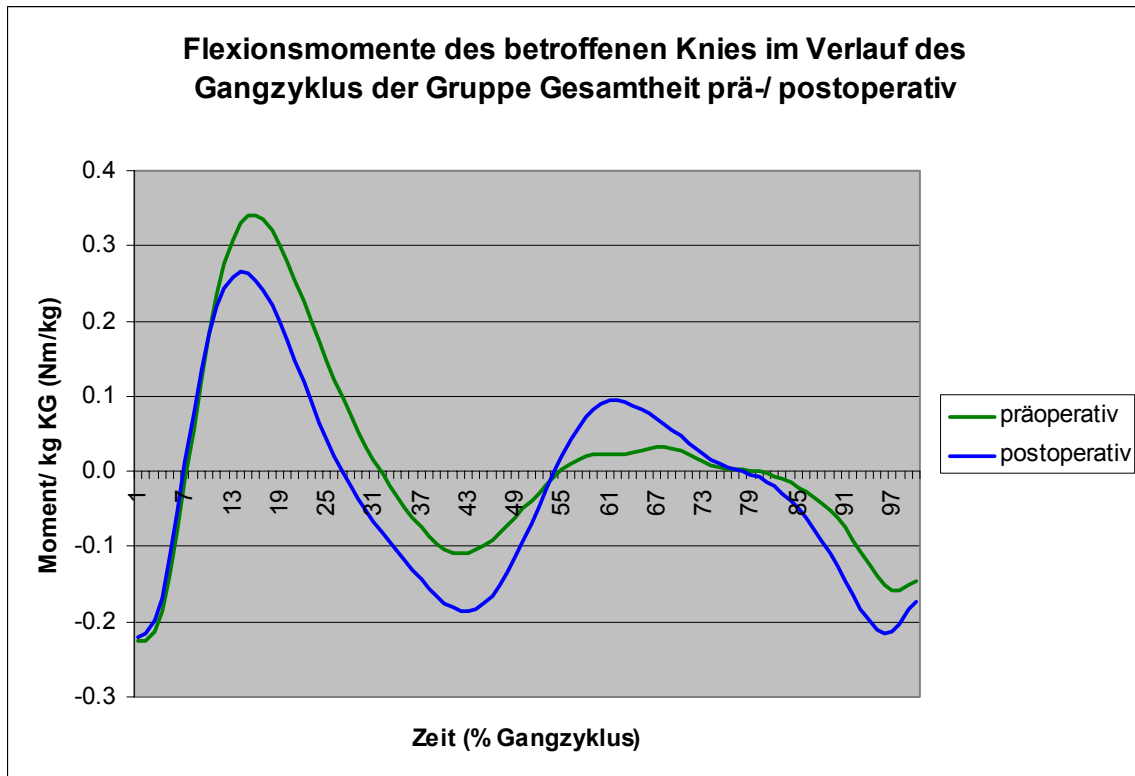


Abbildung 29: Flexionsmomente betroffenes Knie im Gangzyklus Gruppe Gesamtheit prä-/ postoperativ

4.4.1.2 Vergleich betroffenes Bein postoperativ mit dem nicht betroffenen

Postoperativ zeigen sich im Vergleich der Gruppen untereinander sowohl Unterschiede als auch Gemeinsamkeiten. Die Schrittlänge misst im Mittel in allen drei Gruppen beim betroffenen Bein mehr als beim gesunden.

Die maximale Bodenreaktionskraft in der ersten Hälfte der Standphase zeigt sich in der Gruppe der Gesamtheit beim betroffenen Bein signifikant kleiner, in der Varus-Gruppe größer, in der Valgus-Gruppe trotz der deutlichen Differenz der Mittelwerte nicht signifikant unterschiedlich.

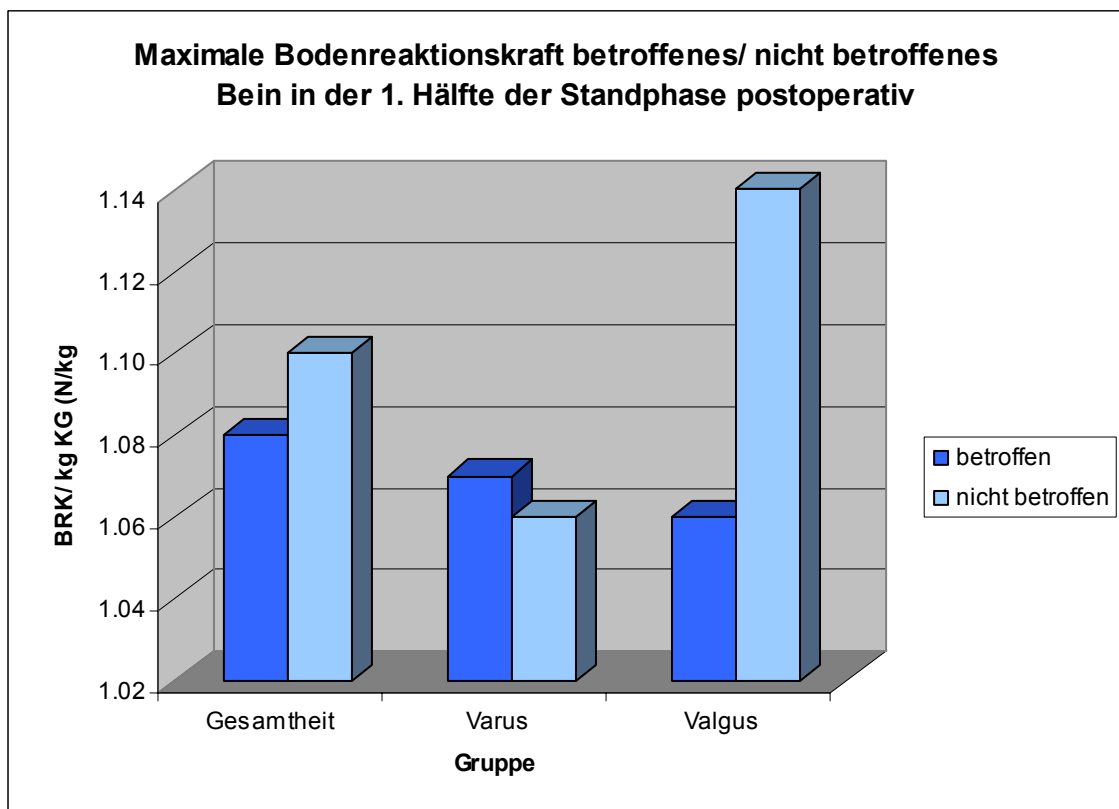


Abbildung 30: Maximale Bodenreaktionskraft betroffenes/ nicht betroffenes Bein in der 1. Hälfte der Standphase postoperativ

Die minimal gemessene Bodenreaktionskraft in der monopodalen Standphase zeigt in der Varus- und Valgus-Gruppe keine signifikanten Unterschiede, während sie in der Gruppe der Gesamtheit beim betroffenen Bein größer ist.

Die maximale Bodenreaktionskraft in der zweiten Hälfte der Standphase zeigt in der Varus-Gruppe keine signifikanten Unterschiede, während sie in den beiden anderen Gruppen beim betroffenen Bein signifikant kleiner ist.

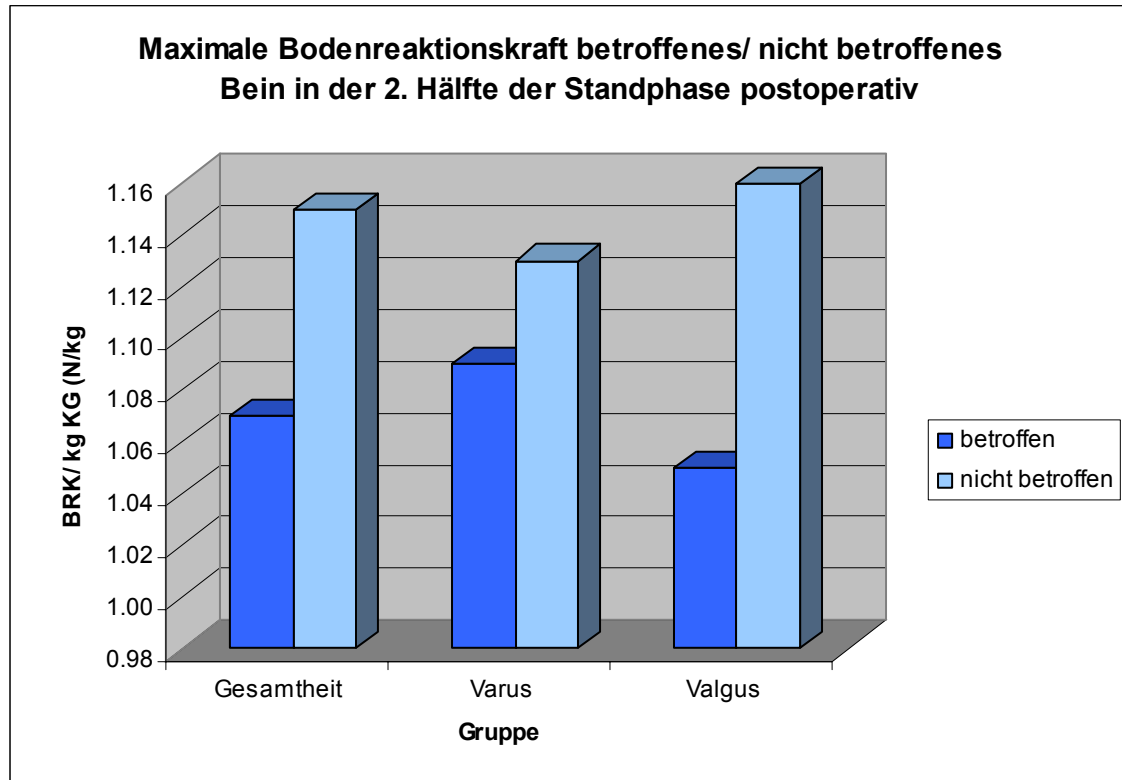


Abbildung 31: Maximale Bodenreaktionskraft betroffenes/ nicht betroffenes Bein in der 2. Hälfte der Standphase postoperativ

Betrachtet man die maximalen und minimalen Bodenreaktionskräfte im zeitlichen Ablauf der Standphase, so fällt die Abflachung der Kurve des betroffenen im Vergleich zum nicht betroffenen Bein postoperativ am Stärksten in der Gruppe Valgus auf.

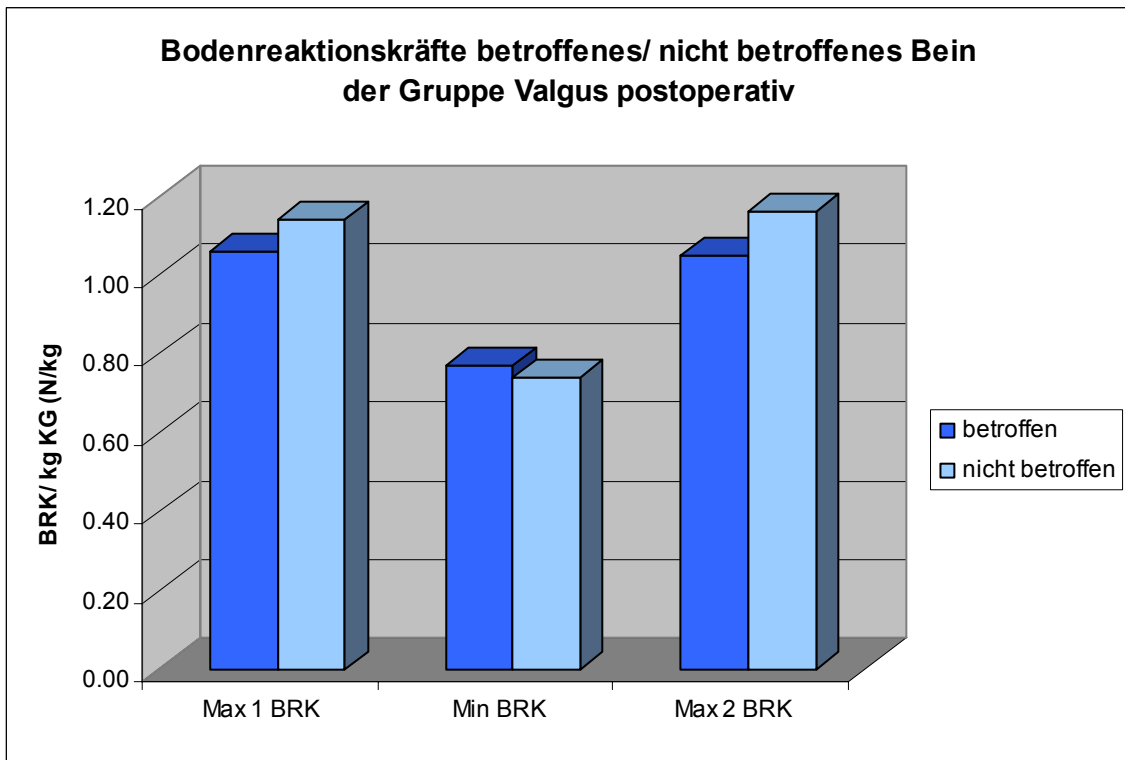


Abbildung 32: Bodenreaktionskräfte betroffenes/ nicht betroffenes Bein Gruppe Valgus postoperativ

Die folgende Abbildung eines Patienten der Varus-Gruppe verdeutlicht den Verlauf der Maxima und Minima im zeitlichen Ablauf. Die Abbildung zeigt die vertikalen Bodenreaktionskräfte des betroffenen rechten Beines und des nicht betroffenen linken Beines. Auch hier fällt die Abflachung der Maxima und Minima auf.

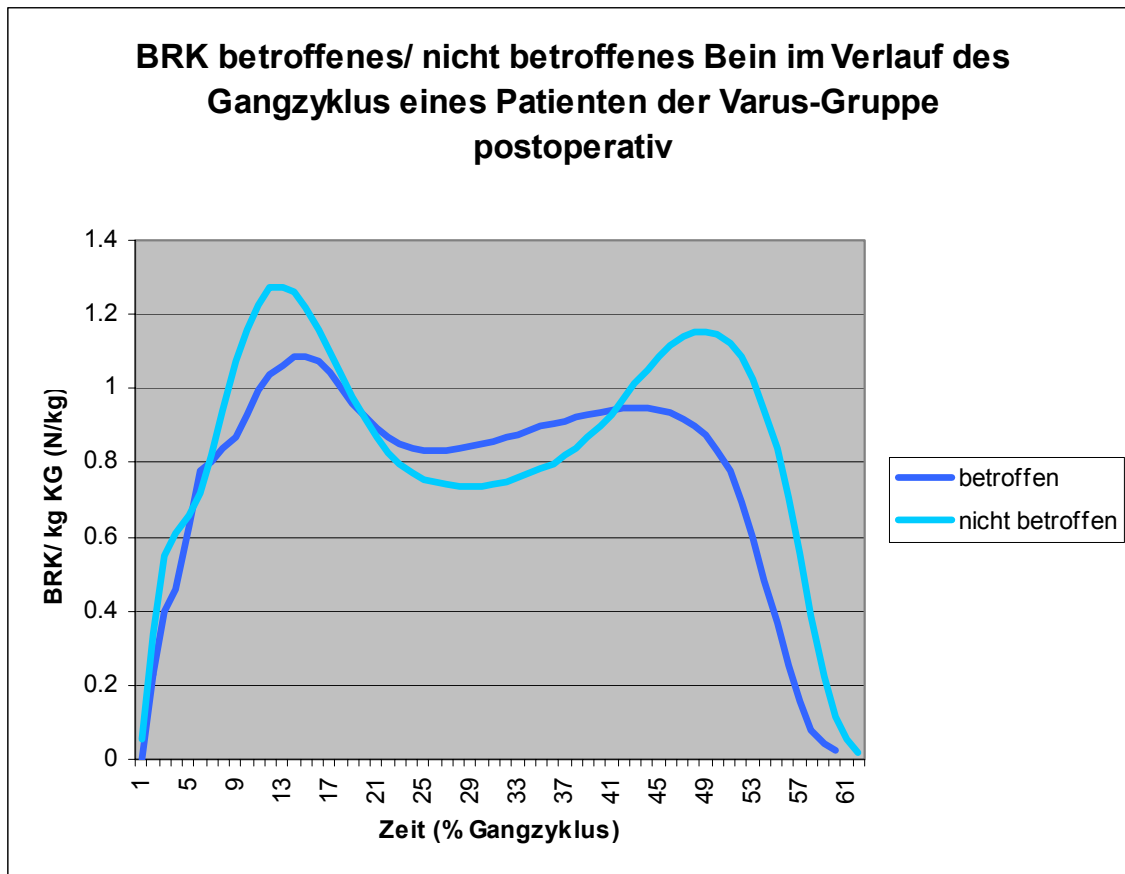


Abbildung 33: Vertikale BRK Patient Varus-Gruppe postoperativ

Betrachtet man die speziellen Parameter für Hüfte und Knie im Vergleich postoperativ betroffenes Bein zu nicht betroffenem, so fällt in der Übersicht zunächst auf, dass es in der Varus- und Valgus-Gruppe nur jeweils bei zwei gemessenen Parametern noch signifikante Unterschiede gibt.

In der Gruppe der Gesamtheit finden sich allerdings noch bei fünf Parametern signifikante Unterschiede.

Das maximale Hüftabduktionsmoment, gemessen in der zweiten Hälfte der Standphase, ist in der Valgus-Gruppe beim betroffenen Bein postoperativ kleiner als beim gesunden.

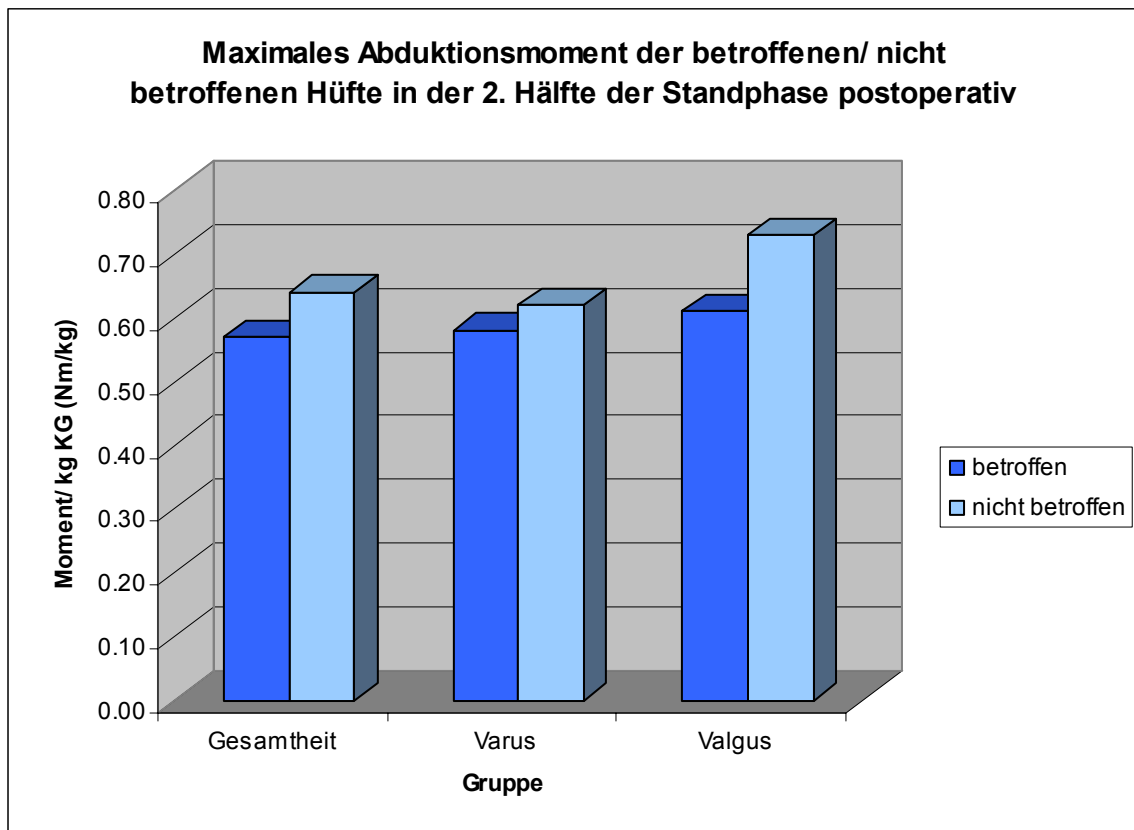


Abbildung 34: Maximales Abduktionsmoment der Hüfte betroffen/ nicht betroffen postoperativ

Die maximale Knieflexion in der Standphase zeigt in den Gruppen Varus und Valgus keine signifikanten Unterschiede, wohl aber in der Gruppe der Gesamtheit, hier ist sie beim betroffenen Bein kleiner.

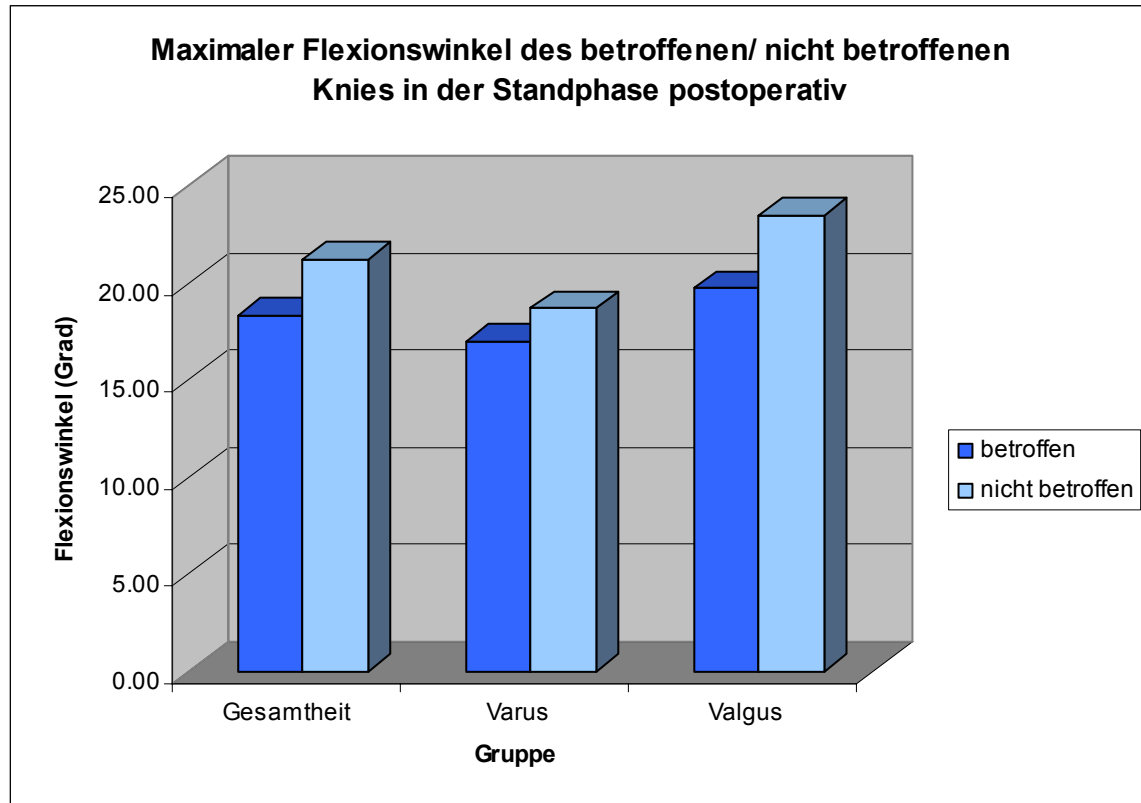


Abbildung 35: Maximale Flexion des Knies betroffen/ nicht betroffen postoperativ

Die folgende Graphik verdeutlicht die postoperativ beim betroffenen Bein im Vergleich zum nicht betroffenen Bein geringere Knieflexion in der Standphase.

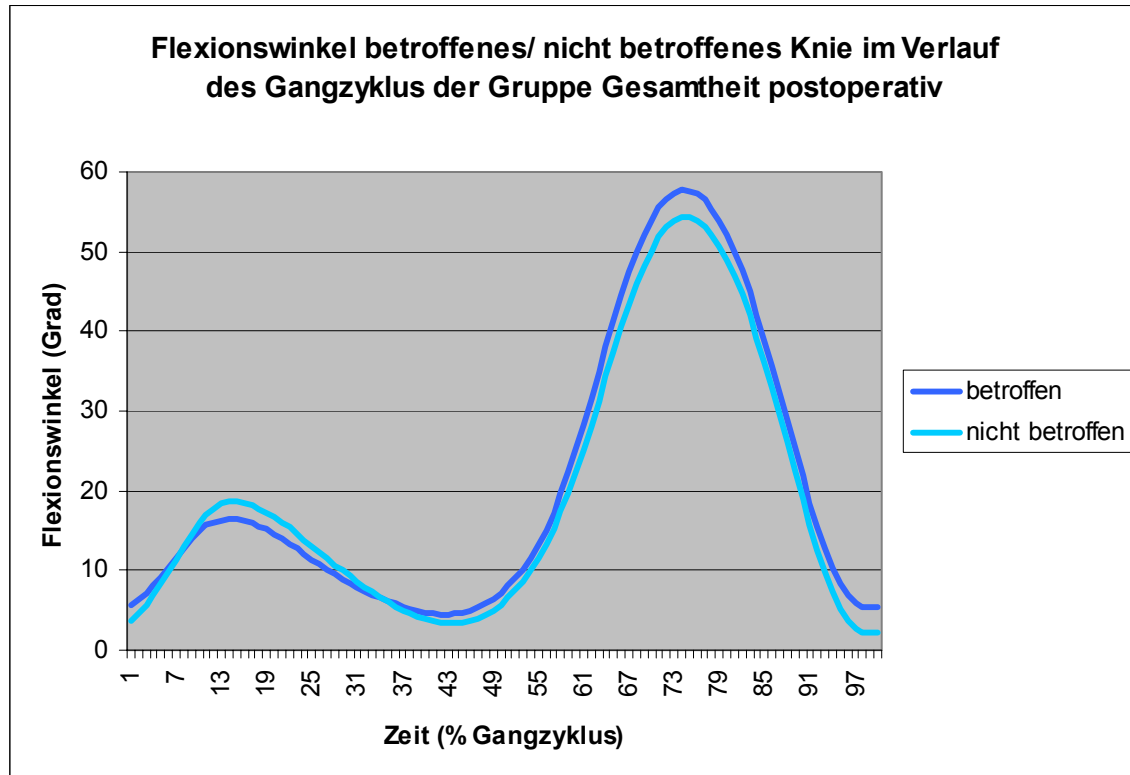


Abbildung 36: Knieflexion betroffen/ nicht betroffen im Gangzyklus Gruppe Gesamtheit postoperativ

Auch der Umfang der Knieflexion in der Standphase zeigt Unterschiede. In den Gruppen Gesamtheit und Valgus ist sie beim betroffenen Bein postoperativ kleiner. In der Varus-Gruppe findet sich kein signifikanter Unterschied.

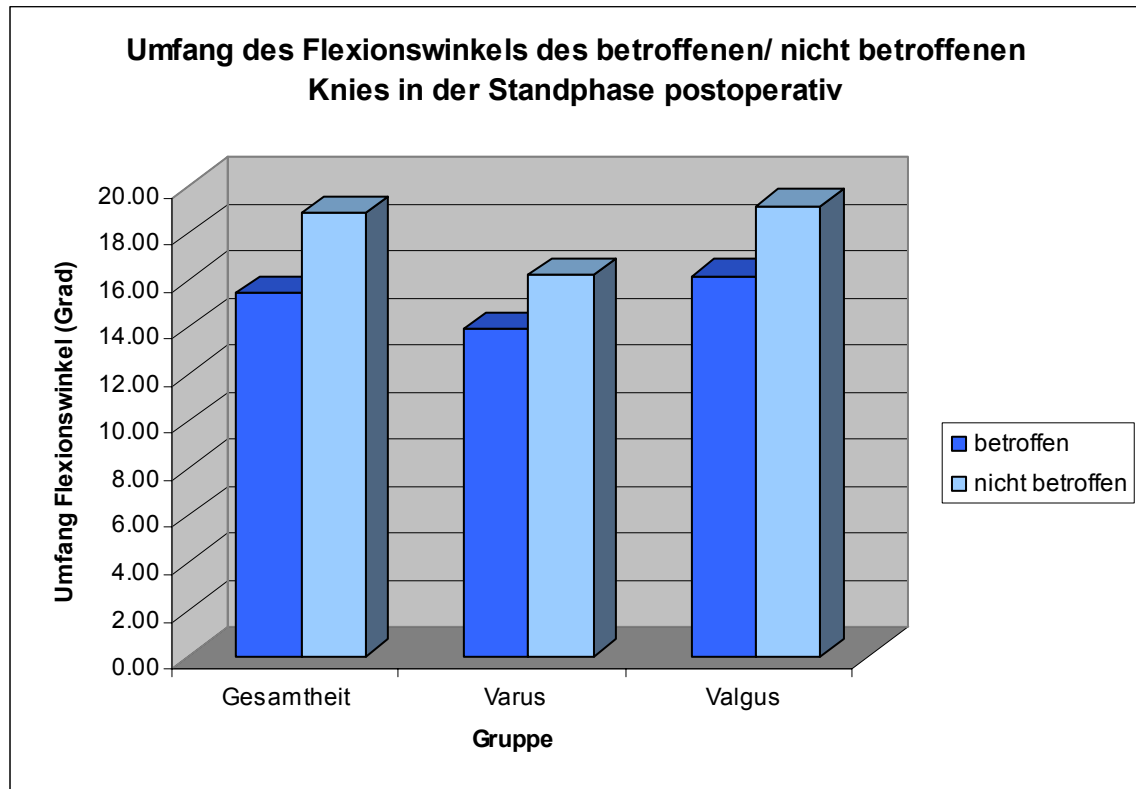


Abbildung 37: Umfang der Knieflexion in der Standphase betroffen/ nicht betroffen postoperativ

Das maximale Knieabduktionsmoment in der ersten Hälfte der Standphase zeigt signifikante Unterschiede sowohl in der Varus-Gruppe, wie auch in der Gruppe der Gesamtheit – hier ist es beim betroffenen Bein kleiner als beim gesunden – nicht aber in der Valgus-Gruppe, wo sich keine signifikanten Unterschiede finden lassen.

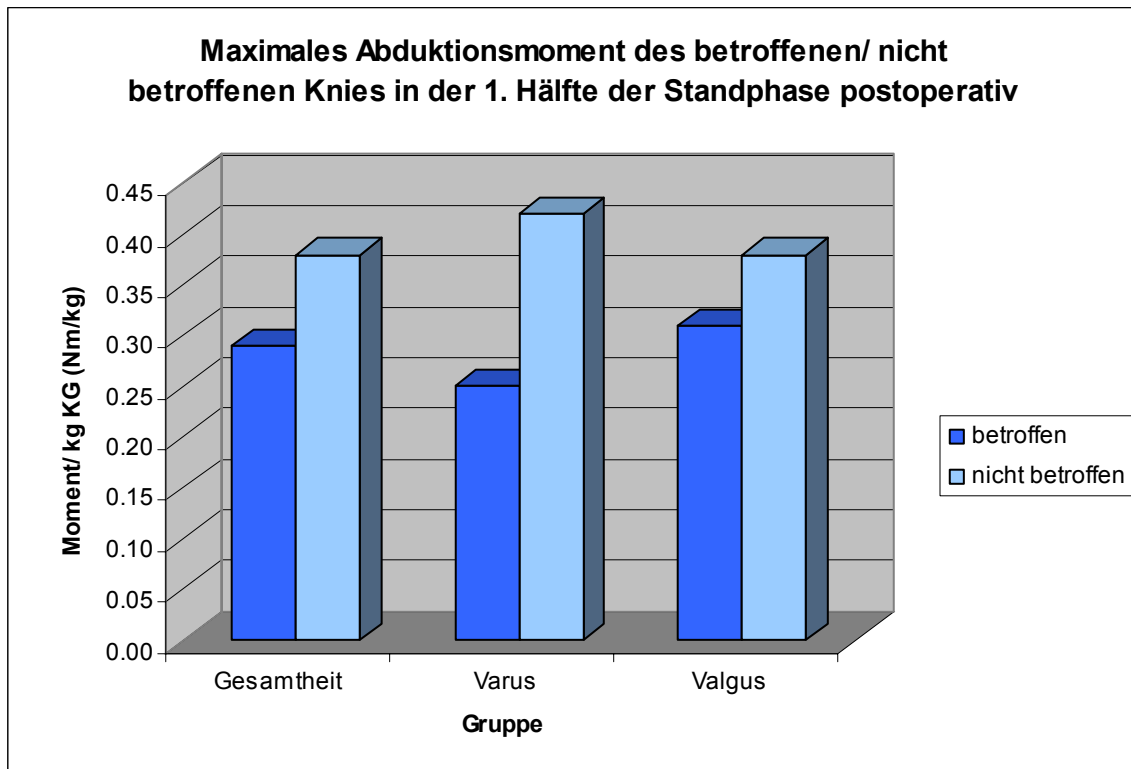


Abbildung 38: Maximales Abduktionsmoment des betroffenen/ nicht betroffenen Knies in der 1. Hälfte der Standphase postoperativ

Das maximale Knieabduktionsmoment in der zweiten Hälfte der Standphase zeigt sich nur in der Varus-Gruppe signifikant kleiner beim betroffenen Bein – in den beiden anderen Gruppen lassen sich keine signifikanten Unterschiede finden.

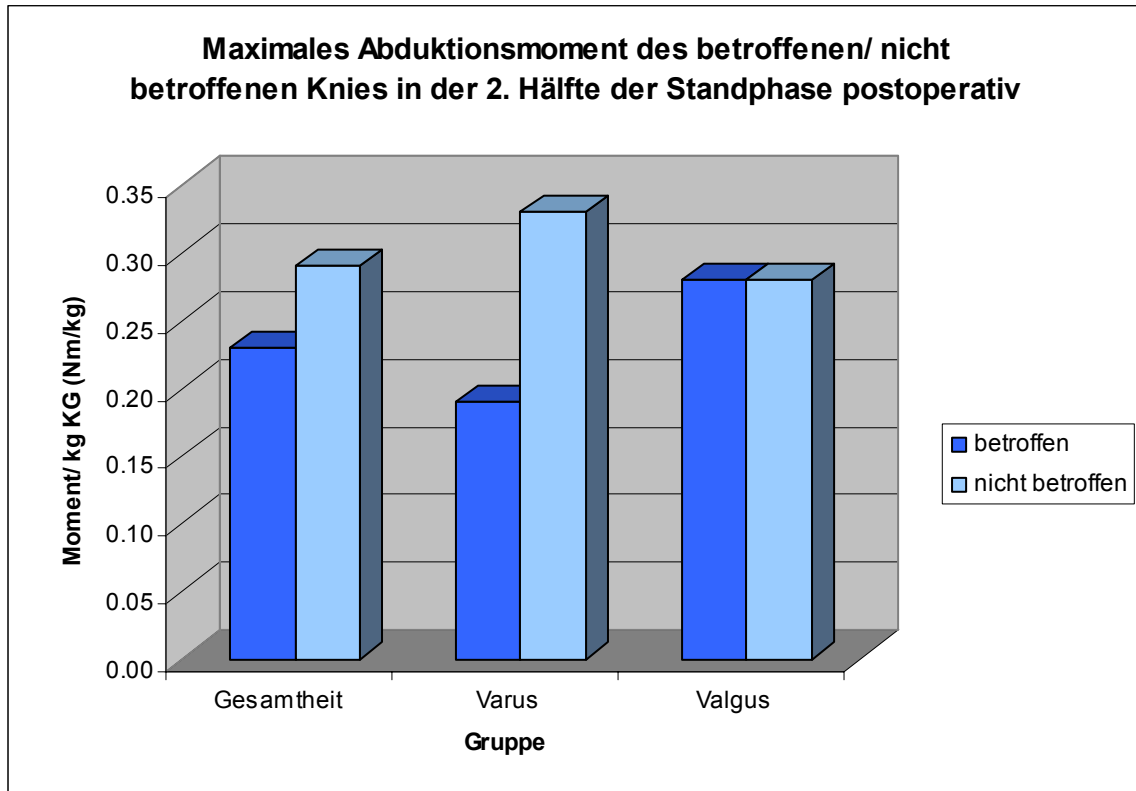


Abbildung 39: Maximales Knieabduktionsmoment betroffen/ nicht betroffen in der 2. Hälfte der Standphase postoperativ

Das minimale Knieabduktionsmoment (welches biomechanisch als Knieadduktionsmoment zu werten ist) zeigt sich lediglich in der Gruppe der Gesamtheit beim betroffenen Bein signifikant verändert – hier größer als beim gesunden – wohingegen in der Varus- und Valgusgruppe keine signifikanten Unterschiede gefunden werden können.

Die folgende Abbildung verdeutlicht die Unterschiede der Drehmomente im postoperativen Vergleich der Varus-Gruppe.

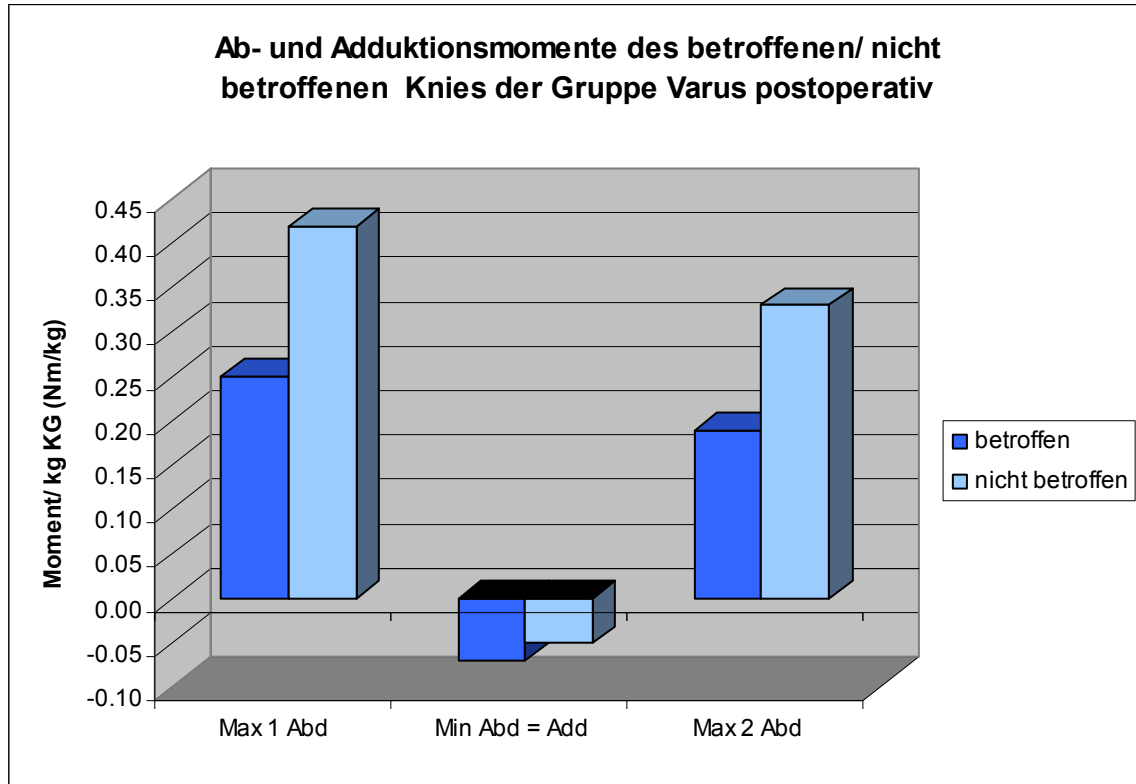


Abbildung 40: Ab- und Adduktionsmomente des betroffenen/ nicht betroffenen Knies der Gruppe Varus postoperativ

Im Verlauf des Gangzyklus stellen sich die Momente in der Frontalebene des Kniegelenkes wie folgt dar:

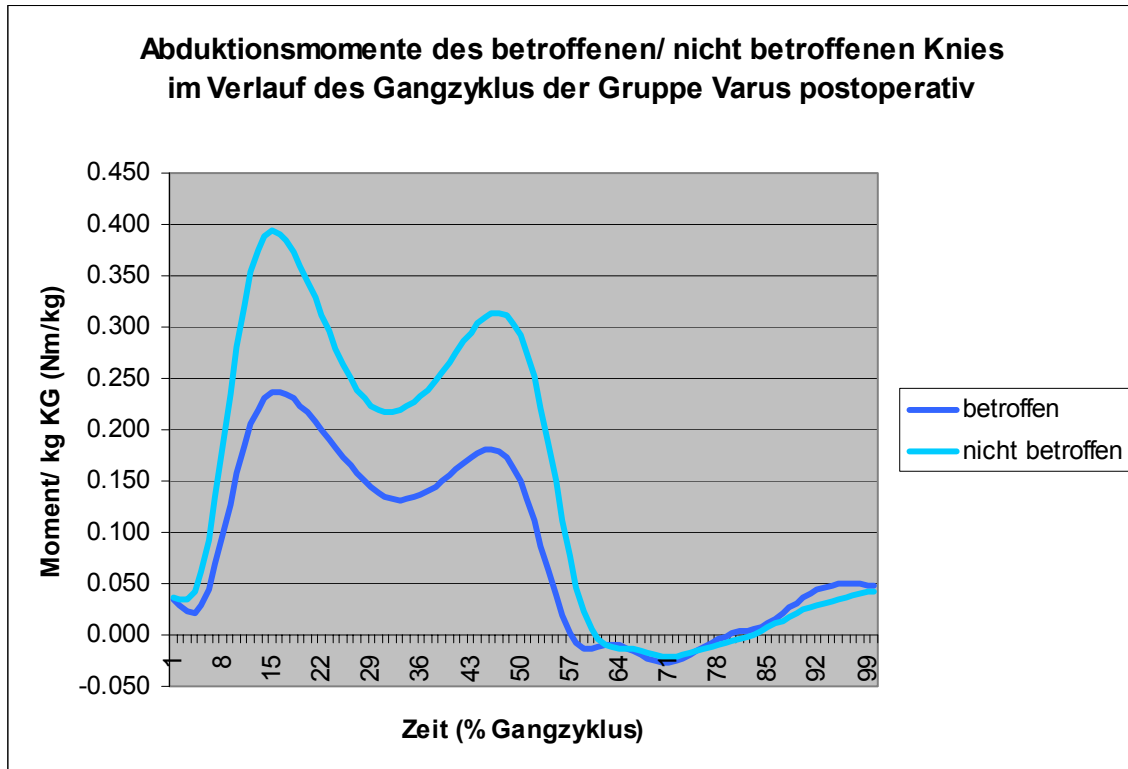


Abbildung 41: Abduktionsmomente des betroffenen/ nicht betroffenen Knies im Verlauf des Gangzyklus der Gruppe Varus postoperativ

In der Valgus-Gruppe lassen sich postoperativ keine signifikanten Unterschiede mehr finden.

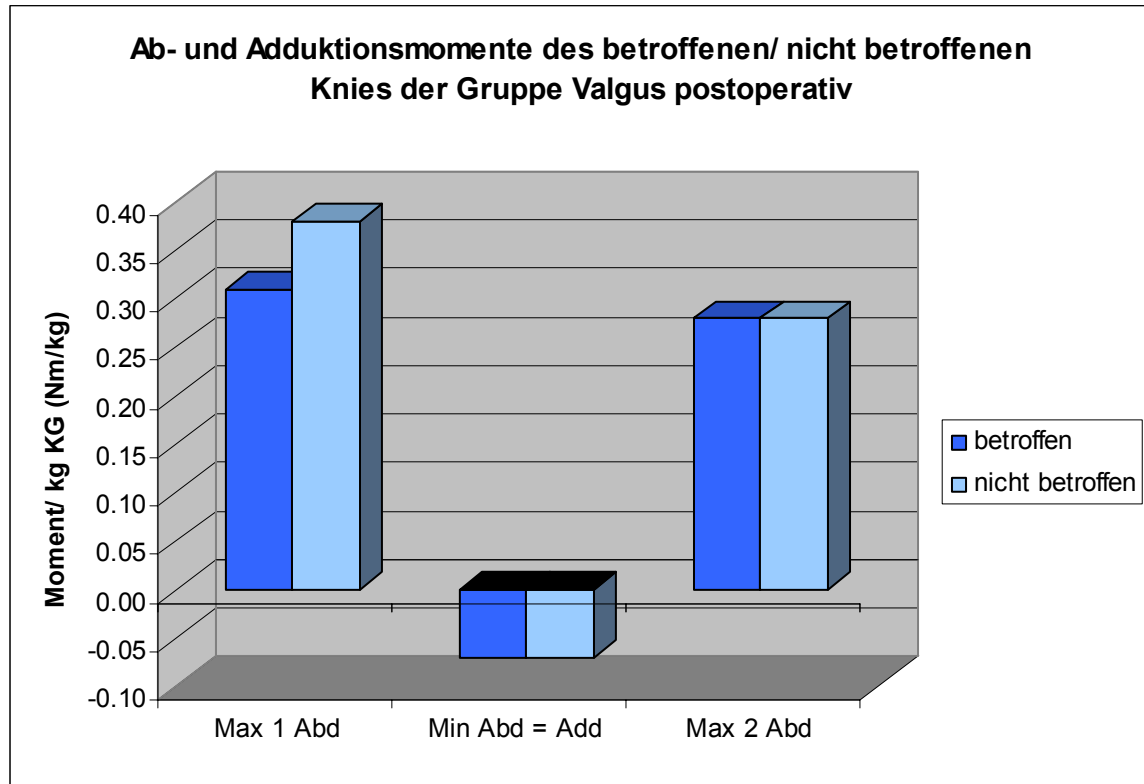


Abbildung 42: Ad- und Abduktionsmomente des Kniegelenkes betroffen/ nicht betroffen der Gruppe Valgus postoperativ

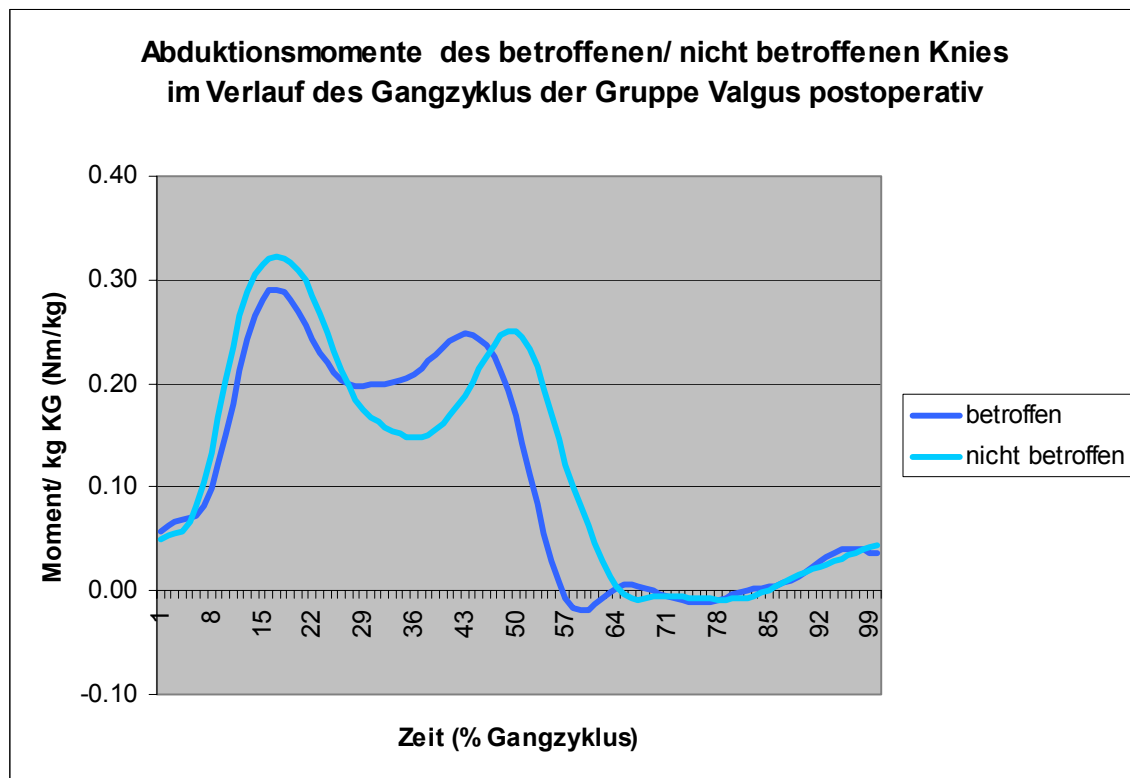


Abbildung 43: Abduktionsmomente betroffen/ nicht betroffen im Gangzyklus Gruppe Valgus postoperativ

Auch das maximale Knieflexionsmoment ist nur in der Gruppe der Gesamtheit postoperativ noch signifikant unterschiedlich – beim betroffenen Bein kleiner – auch hier finden sich in der Varus- und Valgusgruppe postoperativ keine signifikanten Unterschiede mehr.

4.4.2 Elektromyographie

4.4.2.1 Vergleich betroffenes Bein prä- und postoperativ

Betrachten wir zunächst die Ergebnisse des EMG im freien Gang. Der M. adduktor longus wird in den Gruppen Gesamtheit und Valgus präoperativ stärker aktiviert.

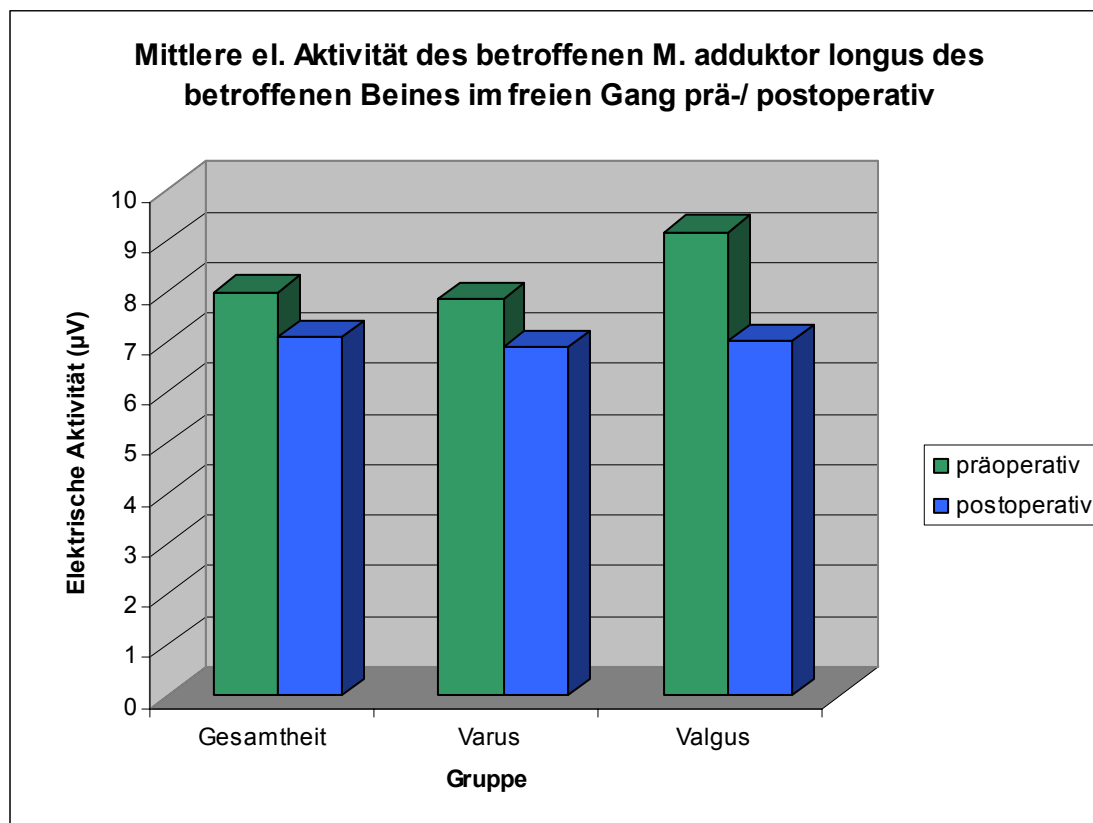


Abbildung 44: Mittlere el. Aktivität M. adduktor longus betroffenes Bein prä-/ postoperativ

Auffällig ist die präoperativ stärkere Aktivierung des gesamten Quadriceps in der Gruppe der Gesamtheit im Vergleich zu postoperativ. In der Varus-Gruppe wird vom Quadriceps nur der laterale Anteil präoperativ signifikant stärker aktiviert. Desweiteren ist der M. biceps femoris präoperativ stärker aktiviert. In der Valgus-Gruppe ist es präoperativ nur der M. vastus medialis.

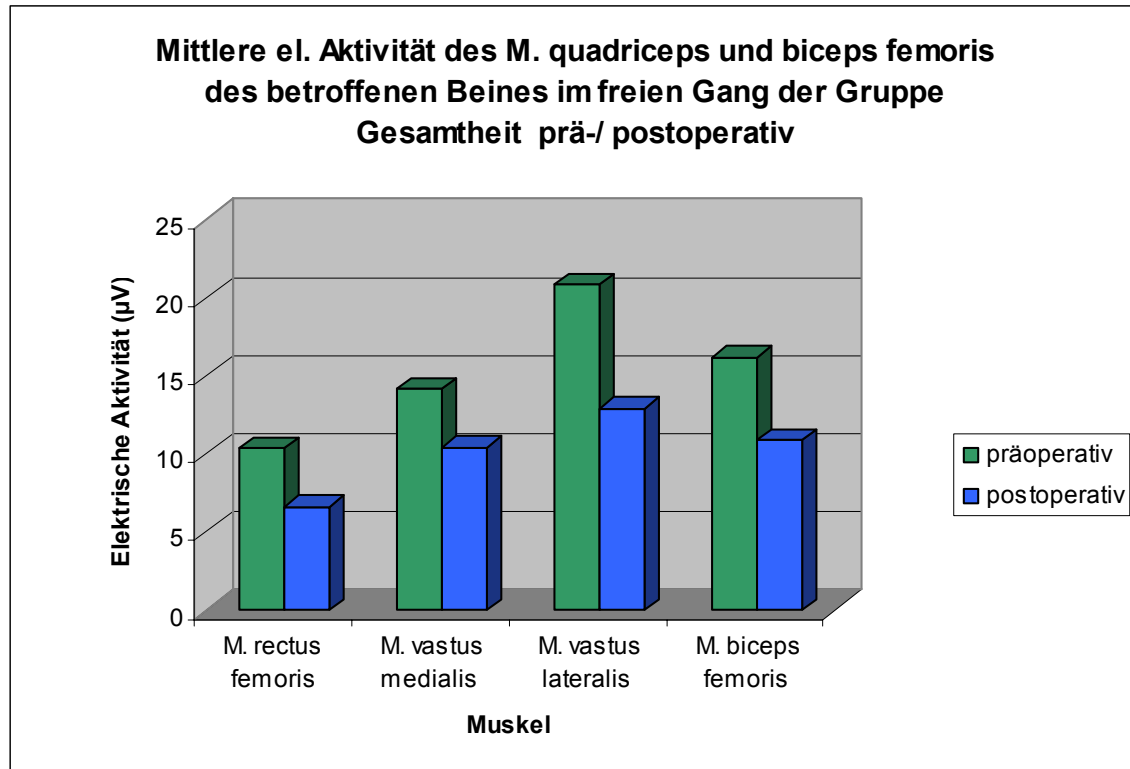


Abbildung 45: Mittlere el. Aktivität des M. quadriceps und biceps femoris betroffenes Bein freier Gang Gruppe Gesamtheit prä-/ postoperativ

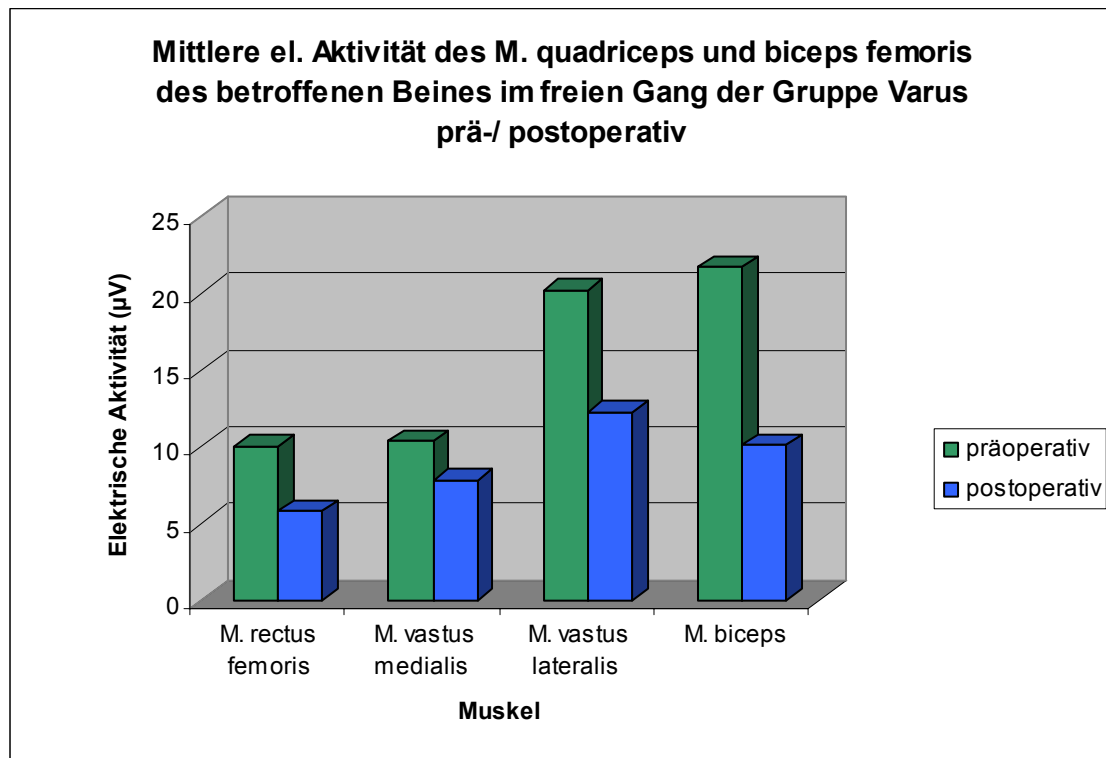


Abbildung 46: Mittlere el. Aktivität M. quadriceps und biceps femoris betroffenes Bein freier Gang Gruppe Varus prä-/ postoperativ

In den Gruppen Gesamtheit und Varus sind des weiteren der M. gastrocnemius lateralis sowie der M. soleus präoperativ stärker aktiviert.

Wenden wir uns nun der Maximalkraft zu. Der M. semitendinosus wird bei der Entfaltung der Maximalkraft postoperativ in der Gruppe der Gesamtheit signifikant stärker aktiviert. Weiterhin zeigten eine stärkere Aktivierung auch die M. tibialis anterior und M. gastrocnemius medialis.

Dieser wurde auch in der Varus-Gruppe postoperativ signifikant stärker aktiviert. In der Valgus-Gruppe waren es hingegen der M. biceps femoris und M. tibialis anterior, die postoperativ beim betroffenen Bein eine stärkere Aktivierung aufwiesen.

4.4.2.2 Vergleich betroffenes Bein postoperativ mit dem nicht betroffenen

Hier zeigen sich im freien Gang sowohl in der Varus- wie in der Valgus-Gruppe postoperativ keine signifikanten Unterschiede mehr zwischen dem betroffenen und dem gesunden Bein: Lediglich in der Gruppe der Gesamtheit finden sich derer noch drei: M. adduktor longus und M. vastus lateralis zeigen im Mittel beim betroffenen Bein eine höhere Aktivierung als beim nicht betroffenen; der M. soleus zeigt im Maximum postoperativ beim betroffenen Bein eine schwächere Aktivierung als beim nicht betroffenen Bein.

Bei der Untersuchung der Aktivierung der Muskulatur bei Maximalkraft zeigten sich im postoperativen Vergleich des betroffenen Beines mit dem nicht betroffenen Bein ebenfalls kaum noch signifikante Unterschiede. So weist der M. tibialis anterior sowohl in der Valgus-Gruppe wie auch in der Gruppe der Gesamtheit beim betroffenen Bein eine höhere Aktivität auf; der M. semitendinosus zeigt dies nur in der Gruppe der Gesamtheit. Der M. gastrocnemius medialis zeigt ebenfalls eine stärkere Aktivierung, hier in der Varus-Gruppe, während in der gleichen Gruppe der M. adduktor longus beim betroffenen Bein eine schwächere Aktivierung aufweist.

5 Diskussion

5.1 Einleitung

Das Gangbild der untersuchten Patienten zeigt sowohl im prä-postoperativen Vergleich wie auch im Vergleich des betroffenen mit dem gesunden Bein signifikante Unterschiede.

Zur Auswertung der direkten Auswirkungen von Beinachsenveränderungen auf das Kniegelenk erfolgte eine Quantifizierung spezifischer Größen, die im typischen Verlauf der dreidimensionalen Gesamtkräfte auftreten und die charakteristische Veränderungen erwarten ließen.

Bislang existieren zu dem hier behandelten Thema nur wenige vergleichbare ganganalytische Studien zur Objektivierung der Resultate von Umstellungsosteotomien mittels der Hemikallotasis. Wohl finden sich Studien, die sich mit der ganganalytischen Untersuchung von Patienten mit vorbestehender Varusgonarthrose nach valgierender Tibiakopfoosteotomie beschäftigen.

5.2 Allgemeine Gangparameter

Die allgemeinen Gangparameter und Bodenreaktionskräfte zeigen im prä-postoperativen Vergleich weder für die Varus- und Valgusgruppe, noch für die Gruppe der Gesamtheit signifikante Unterschiede. Trotz der im weiteren Verlauf diskutierten Anzeichen für ein verändertes Gangbild im Sinne einer Quadricepsvermeidung wirkt sich diese weder auf die Ganggeschwindigkeit noch auf die Schrittlänge aus.

Betrachtet man den postoperativen Vergleich der Bodenreaktionskräfte des betroffenen Beines mit dem nicht betroffenen, so fällt ein deutlicher Gruppenunterschied auf.

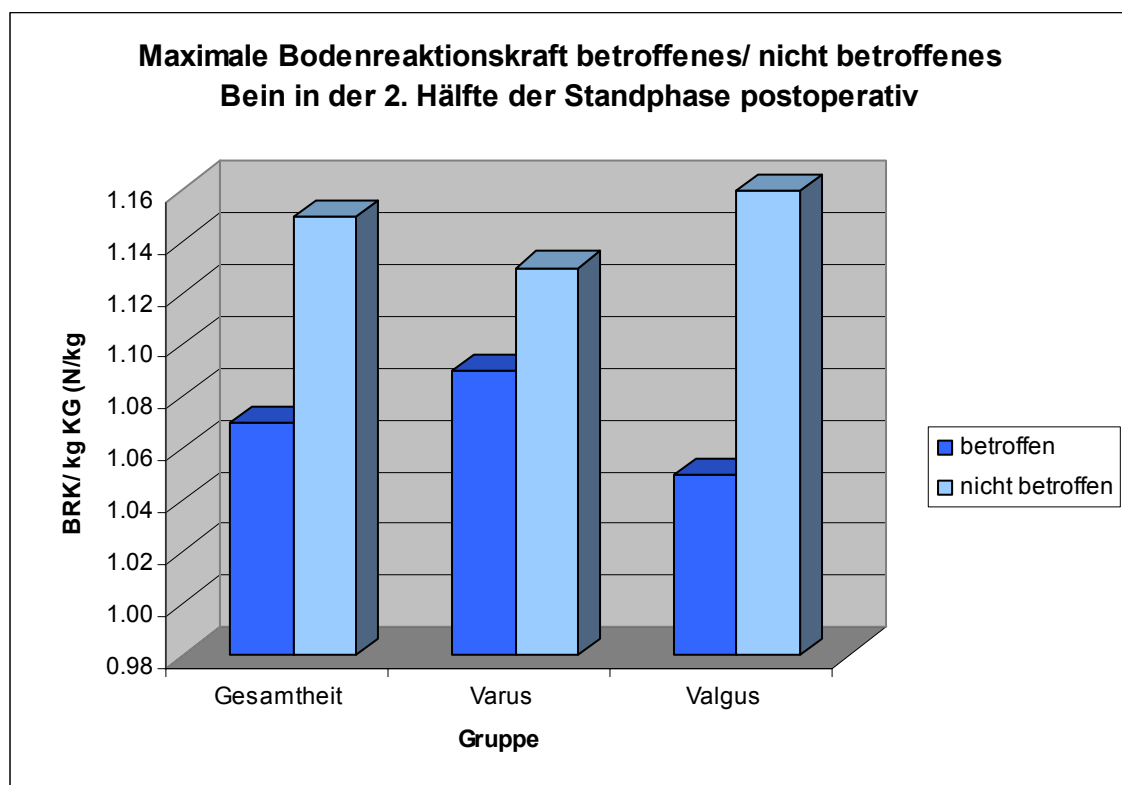


Abbildung 47: Maximale Bodenreaktionskraft betroffenes/ nicht betroffenes Bein in der 2. Hälfte der Standphase postoperativ

Die Valgus-Gruppe zeigt hier eine Schonung des betroffenen Beines, was an der Abflachung der Maxima und Minima der Bodenreaktionskräfte deutlich wird. Diese Phänomene könnten auch Folge einer verminderten Ganggeschwindigkeit sein [73, 61]. Da jedoch die Ganggeschwindigkeit nicht verändert ist, muss dieses Ergebnis als postoperative Schonung des betroffenen Beines interpretiert werden. Signifikant unterschiedlich ist hier vor allem die maximale Bodenreaktionskraft beim Abdrücken des Fußes vom Boden. Dieser Schongang ließ sich in der Varus-Gruppe nicht finden.

5.3 Spezielle Parameter Hüfte und Knie

Betrachten wir nun die weiteren untersuchten Parameter der Ganganalyse.

5.3.1 Bewegungen

Die Bewegung des Kniegelenkes in der Sagittalebene zeigt ebenso wie die Bodenreaktionskräfte gruppenspezifische Unterschiede. Die maximale Knieflexion in der Standphase ist in der Gruppe Gesamtheit im Mittel beim betroffenen Bein postoperativ signifikant kleiner als beim nicht betroffenen Bein. Dieser Unterschied zeigt sich tendenziell auch in der Gruppe Varus, wo er jedoch nicht zur Signifikanz reicht. Zusammengefasst in der Gruppe der Gesamtheit wird diese Differenz jedoch signifikant.

Diese Tatsache ist ein weiterer Hinweis auf einen möglichen postoperativen Schongang. Die Verringerung der maximalen Knieflexion kann als Zeichen für einen geschwächten Streckapparat gewertet werden. Dieser kann das Körpergewicht bei Lastübernahme nicht gut genug abfangen. Folglich verändert sich das Gangbild, der Körperschwerpunkt wandert nach vorne, um gar nicht erst ein so großes Flexionsmoment zu erzeugen, das Knie bleibt in der Standphase gestreckter, die normale Kurve der Kniegelenksflexion und – extension in der Standphase flacht ab. Der Gang ist nicht so federnd, der Quadrizeps muss nicht so viel arbeiten, jedoch wird durch diesen Schongang die Druckbelastung durch den Körperkraftvektor im Kniegelenk größer.

Bei nur unzureichender Flexion des Kniegelenkes ist also die Stoßdämpfung durch das betroffene Bein nur eingeschränkt möglich. Geht der Patient langsam, so ist die Spitzenbelastung nicht höher als das Körpergewicht. Beim schnellen Gehen sind durch das erhebliche Beschleunigungsmoment dagegen Mikrotraumen möglich [81].

Die maximale Knieflexion in der Schwungphase bleibt hiervon unbeeinflusst.

Die minimale Knieflexion (= Extension) in der terminalen Standphase ist postoperativ in den Gruppen Gesamtheit und Varus im Vergleich zum präoperativen Befund signifikant kleiner, das betroffene Knie wird also postoperativ mehr extendiert. Die Valgus-Gruppe zeigt jedoch bereits präoperativ auffällig kleine minimale Knieflexionswinkel in der Standphase. Diese ändern sich auch postoperativ kaum, so dass es hier zu keinem prä-postoperativ signifikanten Unterschied kommt. Sie bleiben prä- wie postoperativ deutlich kleiner als in den beiden Vergleichsgruppen.

Eine geringe minimale Knieflexion bedeutet eine gute Extension des Kniegelenkes in der zweiten Hälfte der Standphase. Eine vermehrte Extension kann jedoch auch ein weiterer Hinweis sein auf eine Schonung im Sinne der Quadrizepsvermeidung.

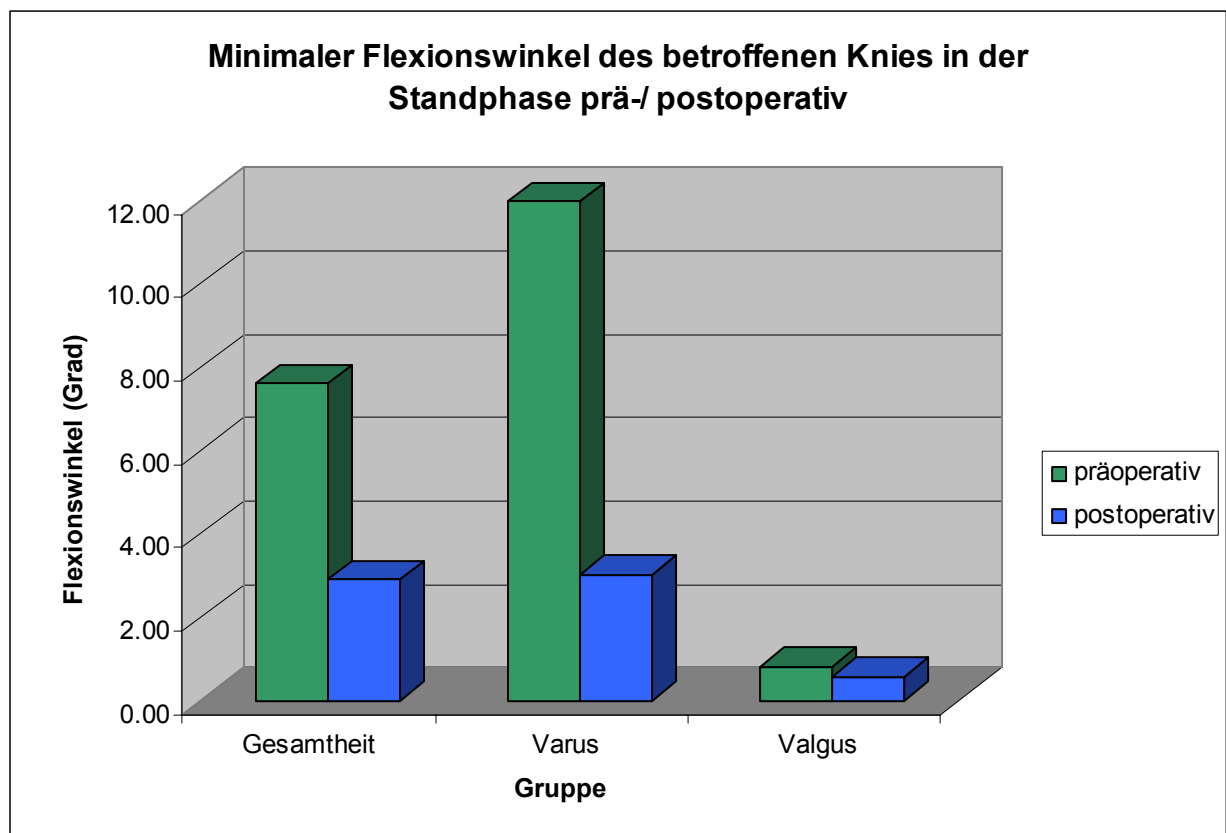


Abbildung 48: Minimaler Flexionswinkel des betroffenen Knies in der Standphase prä-/ postoperativ

Auch der Umfang der Knieflexion in der Standphase zeigt Unterschiede. In allen Gruppen ist sie beim betroffenen Bein postoperativ kleiner. Signifikanz hat dieser Unterschied nur in der Gruppe Gesamtheit.

Das vollständig gestreckte Kniegelenk bietet die stabilste Position unter Gewichtsbelastung, denn der Körpervektor verläuft dann vor der oder durch die Gelenkachse. Somit ist die eingeschränkte Flexion eine Gangabweichung, die mehr Stabilität bietet, wenn der M. quadriceps femoris schwach ist und der wiederholten Belastung durch ein flektierendes Knie nicht entgegenwirken kann [81].

Betrachtet man die speziellen Parameter für Hüfte und Knie im Vergleich postoperativ betroffenes Bein zu nicht betroffenem, so fällt in der Übersicht zunächst auf, dass es in der Varus- und Valgus-Gruppe nur jeweils bei zwei gemessenen Parametern noch signifikante Unterschiede gibt. Diese Ergebnisse zeigen deutlich die Annäherung der Funktion des betroffenen an das nicht betroffene Bein.

In der Gruppe der Gesamtheit finden sich postoperativ allerdings noch bei fünf Parametern signifikante Unterschiede. Die Parameter betreffen allesamt Flexion und Abduktion des Kniegelenkes sowie die entsprechenden Momente. Möglicherweise zeigen sich in der Gruppe der Gesamtheit hier Unterschiede, die in den Untergruppen zwar ebenfalls vorhanden sind, jedoch allein nicht zur Signifikanz reichen.

5.3.2 Drehmomente

Bei der Betrachtung der gemessenen Drehmomente, die auf das Kniegelenk wirken, erfüllte das Ergebnis unsere Erwartungen. Die maximalen Knieabduktionsmomente in der ersten und zweiten Hälfte der Standphase sind erwartungsgemäß präoperativ in der Varus-Gruppe größer als postoperativ. In der Valgus-Gruppe sind diese entsprechend präoperativ kleiner. In der Gruppe der Gesamtheit sind die Unterschiede prä- und postoperativ nicht signifikant, da sich die Werte der Drehmomente der unterschiedlichen Fehlstellungen gegenseitig aufheben.

Die in der Standphase gemessenen gemittelten Maximalwerte des Abduktionsmomentes waren bei den Patienten mit Varusfehlstellung präoperativ mit durchschnittlich 0,44 Nm/kg erhöht im Vergleich zum postoperativ gemessenen Mittelwert von 0,38 Nm/kg beim nicht betroffenen Bein. Nach erfolgter operativer Achskorrektur waren hingegen die maximal gemessenen Abduktionsmomente in der Varus-Gruppe mit 0,25 Nm/kg deutlich niedriger.

Es konnte so in der Gruppe Varus beim betroffenen Knie das maximale Abduktionsmoment in der ersten Hälfte der Standphase postoperativ um 43% gesenkt werden, das maximale Abduktionsmoment in der zweiten Hälfte der Standphase gar um 54% gesenkt werden. Nimmt man die Mittelwerte der Abduktionsmomente des nicht betroffenen Beines der Gruppe Gesamtheit postoperativ als Normalwert, so liegen die postoperativen maximalen Abduktionsmomente des betroffenen Beines der Gruppe Varus deutlich unter der Norm (postop Max 1 = 0,25, Max 2 = 0,19, Min = -0,07 im Vergleich zur Norm Max 1 = 0,38, Max 2 = 0,29, Min -0,05 Nm/kg). Die angestrebte leichte Überkorrektur bei den 8 Patienten mit Varusgonarthrose (von 15 Patienten der Gruppe Varus) wird hier deutlich.

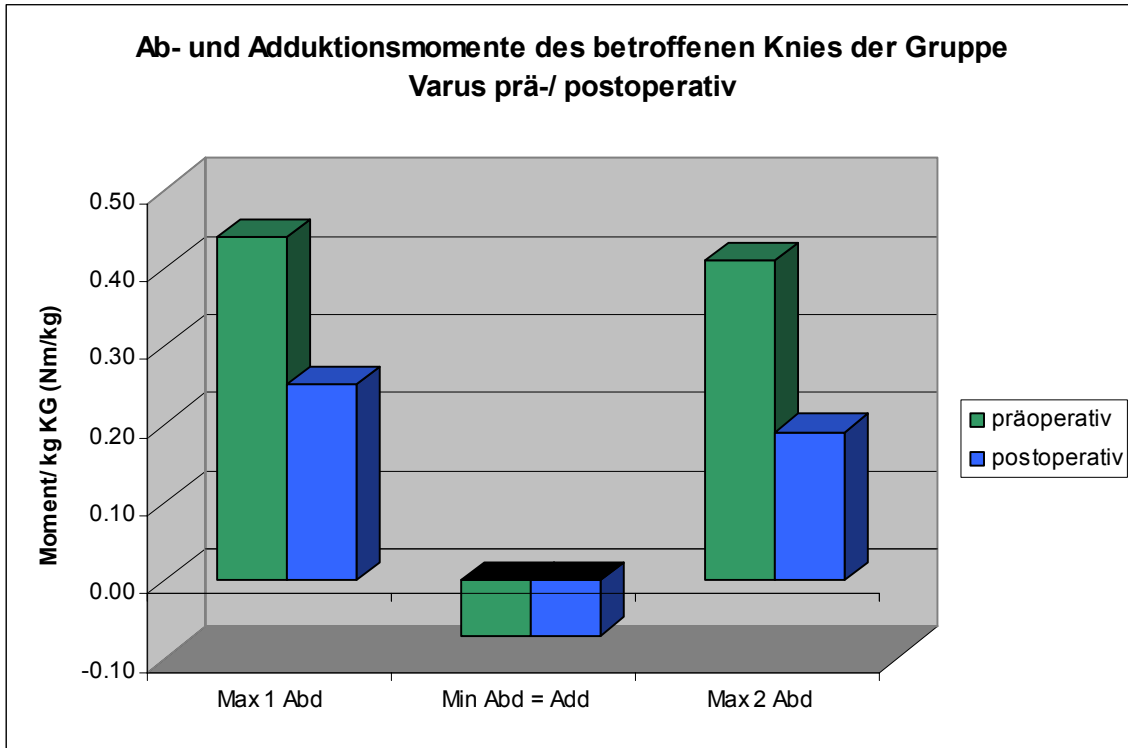


Abbildung 49: Ab- und Adduktionsmomente des betroffenen Knies der Gruppe Varus prä-/ postoperativ

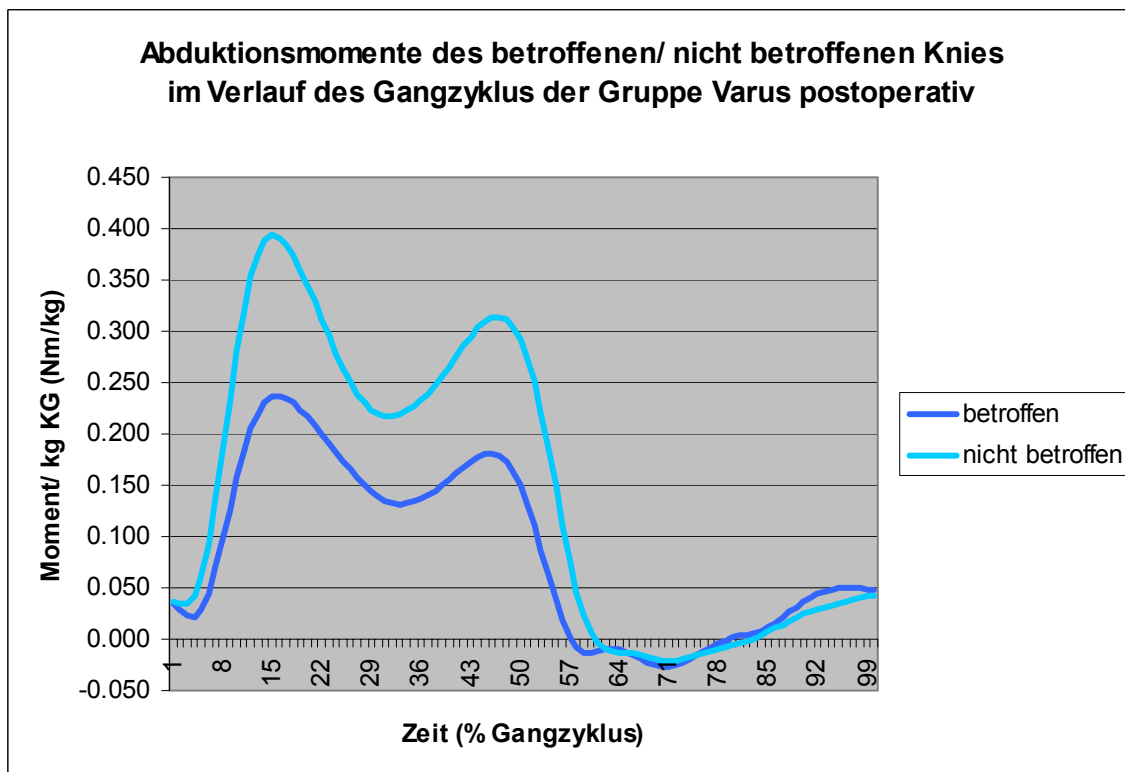


Abbildung 50: Abduktionsmomente des betroffenen/ nicht betroffenen Knies im Verlauf des Gangzyklus der Gruppe Varus postoperativ

Unsere Ergebnisse bezüglich der Varus-Gruppe stimmen im Wesentlichen mit denen von Schultz et al. überein, wobei darauf hingewiesen werden muss, dass die von Schultz untersuchten Patienten ausnahmslos unter einer Varusgonarthrose litten und überkorrigiert wurden, während sich unser Patientenkollektiv aus Patienten mit varischer Beinachse unterschiedlicher Ursache zusammensetzte.

Der Vergleich des maximalen Knieabduktionsmomentes des betroffenen Beines mit dem nicht betroffenen in der ersten Hälfte der Standphase zeigt postoperativ in der Valgus-Gruppe keine signifikanten Unterschiede mehr.

Der Vergleich des maximalen Knieabduktionsmomentes des betroffenen Beines mit dem nicht betroffenen in der zweiten Hälfte der Standphase zeigt postoperativ in den Gruppen Valgus und Gesamtheit keine signifikanten Unterschiede mehr.

Das minimale Knieabduktionsmoment ist in allen Gruppen ein Knieadduktionsmoment. Dieses ist nur in der Valgus-Gruppe prä- zu postoperativ signifikant unterschiedlich; präoperativ ist es größer, was bei entsprechender Fehlstellung zu erwarten war. In der Valgus-Gruppe waren die mittleren Maximalen Abduktionsmomente präoperativ um 61% (Max 1) bzw. 64% (Max 2) geringer als die des nicht betroffenen Beines. Das präoperativ erhöhte minimale Abduktionsmoment (= Adduktionsmoment) konnte postoperativ um 63% verringert werden. Die beim betroffenen Bein postoperativ gemessenen Werte lagen somit deutlich weiter in Richtung des Normbereiches verschoben (postop. Max 1 = 0,31, Max 2 = 0,28, Min = -0,07 im Vergleich zu Norm Max 1 = 0,38, Max 2 = 0,29, Min = -0,05 N/kg).

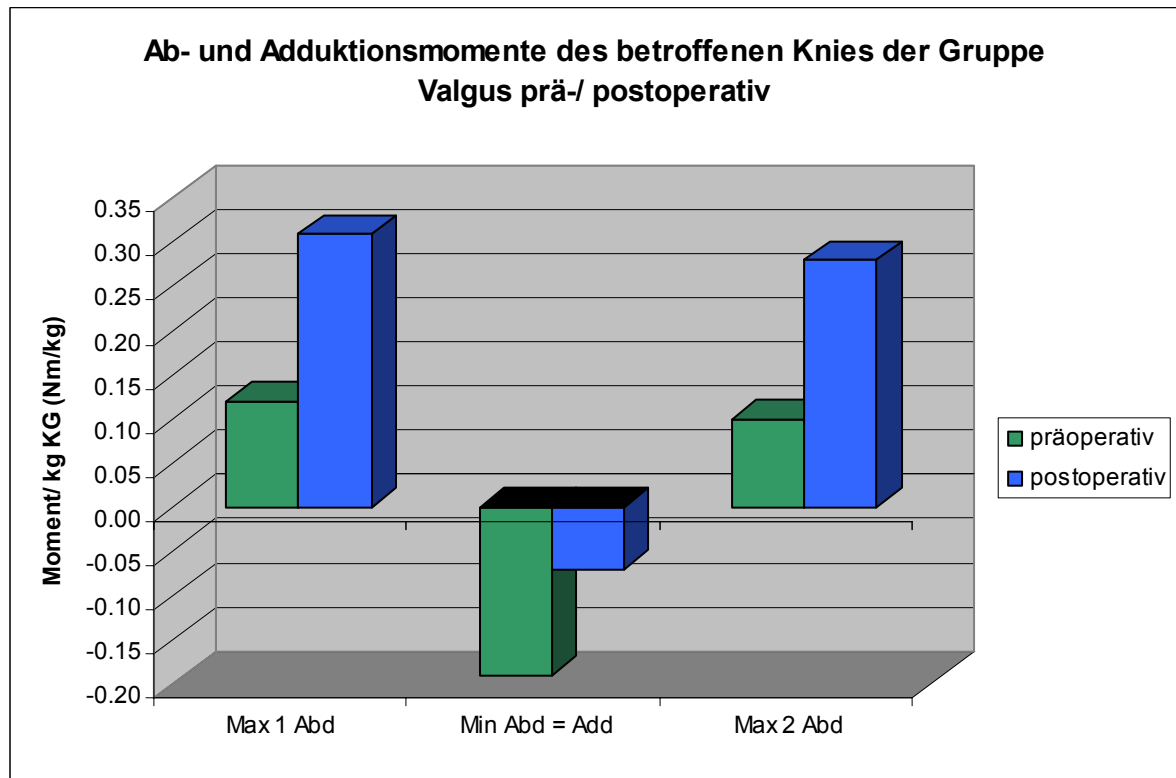


Abbildung 51: Ab- und Adduktionsmomente des betroffenen Knies der Gruppe Valgus prä-/ postoperativ

Das maximale Abduktionsmoment in der Standphase zeigt jedoch weiterhin beim betroffenen Bein niedrigere Werte als beim jeweils nicht betroffenen Bein. Da bei Valgusdeviationen die Korrektur in die Normale angestrebt wird, kann man dies im Hinblick auf die wünschenswerte verringerte Kniegelenksbelastung grundsätzlich als gelungen bezeichnen.

Das minimale Knieabduktionsmoment zeigt im postoperativen Vergleich des betroffenen Beines mit dem nicht betroffenen in der Varus- und Valgusgruppe keine signifikanten Unterschiede mehr.

Es konnte also in der Gruppe Valgus eine Angleichung der Kniegelenksbelastung des betroffenen Beines an das nicht betroffene erreicht werden.

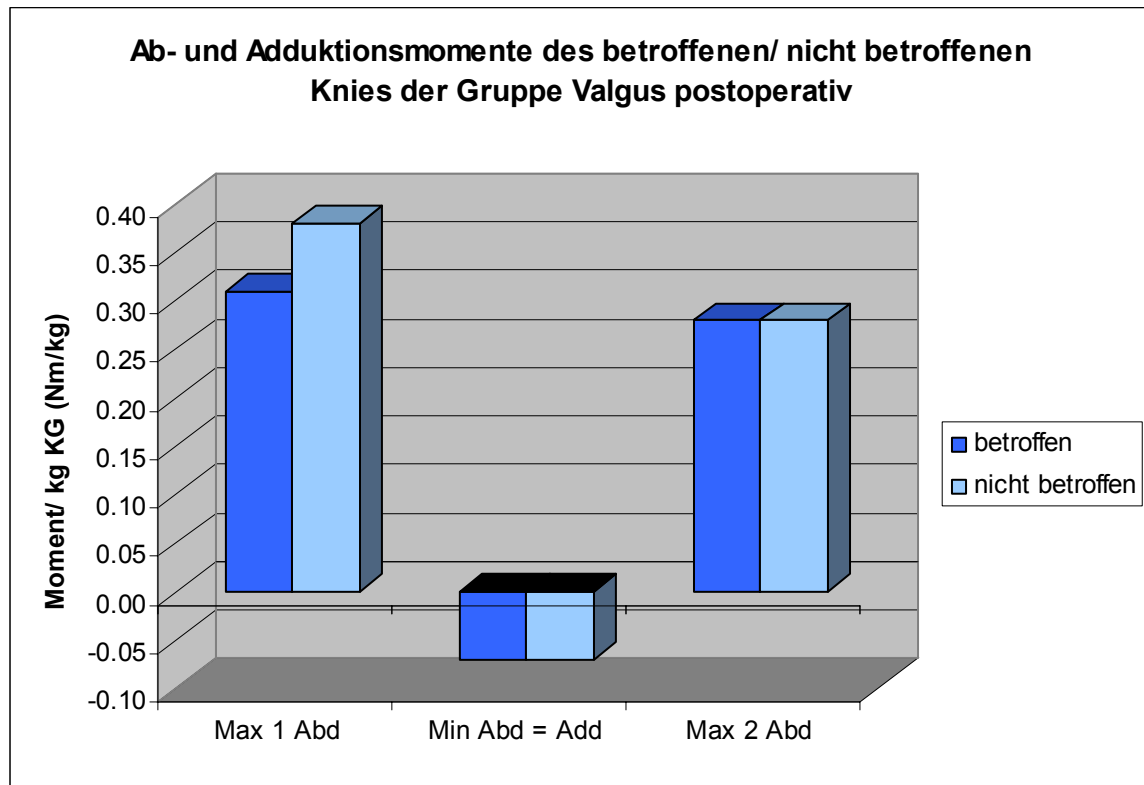


Abbildung 52: Ab- und Adduktionsmomente des betroffenen/ nicht betroffenen Knies der Gruppe Valgus postoperativ

Ähnliche Ergebnisse zeigt auch die Studie von Stevens et al., dieser Studie lag als Operationstechnik jedoch die Blount'sche Klammerung der medialen distalen Femurepiphyse zugrunde [96]. Bei sehr jungen Patienten, welche sich noch im Wachstum befinden, ist diese Methode somit eine entsprechende Alternative zur hohen tibialen Umstellungsosteotomie.

In der Varus-Gruppe wurden aufgrund der gewünschten leichten Überkorrektur bei 8 von 15 Patienten eine Angleichung gar nicht erst erwartet. Die gemessenen Werte beschreiben eine leichte Valgisierung des betroffenen Kniegelenkes und entsprechen somit dem Operationsziel.

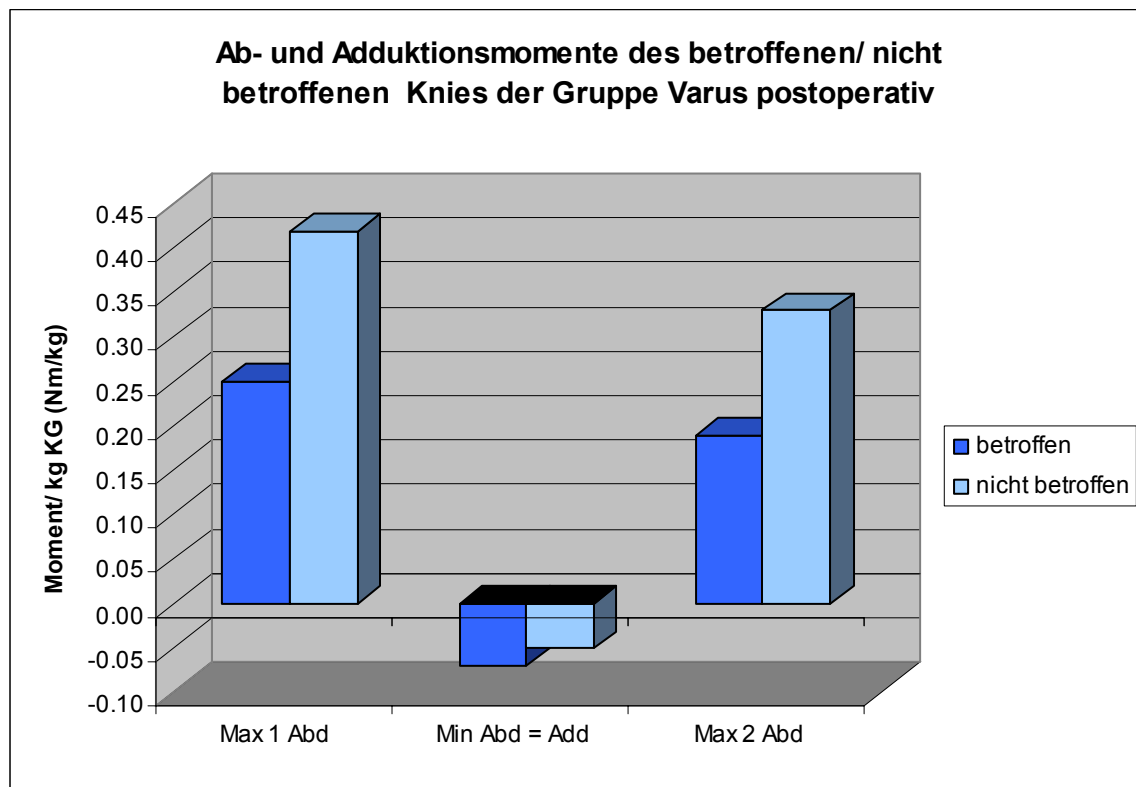


Abbildung 53: Ab- und Adduktionsmomente des betroffenen/ nicht betroffenen Knies der Gruppe Varus postoperativ

Prodomos et al. [83] fanden bei einem Patientenkollektiv mit präoperativer Varusgonarthrose nach valgusierender Tibiakopffosteotomie präoperativ signifikant höhere Abduktionsmomente im Kniegelenk im Vergleich zu einer gesunden Kontrollgruppe, wobei sie sich auf die Maximalwerte während der Standphase des Gangzyklus bezogen. Desweiteren wurden große individuelle Unterschiede hinsichtlich der Abduktionsmomente im Kniegelenk beobachtet. Für die individuellen Differenzen der Patienten werden verschiedene mögliche Kompensationsmechanismen als ursächlich angesehen. Diese sollen einen Einfluß auf die postoperative Prognose haben. [106].

Im Gegensatz zu Prodomos, Andriacchi et al. [83] und Wang et al. [106] fanden Weidenheim et al. [109] keine signifikanten Differenzen zwischen den maximalen Abduktionsmomenten, die bei Patienten mit Varusgonarthrose im Vergleich zu Gesunden gemessen wurden. Unsere Untersuchungen zeigen

jedoch deutliche Differenzen, welche sich durch das angewandte Operationsverfahren günstig beeinflussen ließen.

Oest [76] wies nach, dass auch bei Beinachsen mit physiologischer Valgusstellung unter dynamischen Bedingungen das Drehmoment immer positiv ist. Dies muss jedoch differenzierter betrachtet werden. Unsere Untersuchungen zeigen, dass im Verlauf eines Gangzyklus varisierende und valgisierende Momente auftreten, welche sich beinachsenspezifisch verändern. Auch bei valgisch überkorrigierten, präoperativ varischen Beinachsen treten postoperativ Abduktionsmomente auf, diese sind jedoch wesentlich geringer als die präoperativen.

Wang et al. [106] berichteten in einem follow up ihrer ursprünglichen Studie über die Abduktionsmomente nach operativ mittels HTO korrigierter Varusgonarthrose, dass sich die Abduktionsmomente mit Hilfe von Kompensationsmechanismen wie dem dort erwähnten „Zehen-nach-außen-Gang“ (Außenrotation des gesamten Beines), kürzerer Schrittlänge sowie langsamerer Ganggeschwindigkeit deutlich reduzieren ließen. Eine solche Gangschulung, gemeinsam mit einer forcierten Quadriceps-Kräftigung, sollte individuell in den Nachbehandlungsplan integriert werden.

Toda et al. [100] untersuchten den Effekt einer Schuhaußenranderhöhung, welche durch Klettbandagen das Subtalargelenk einschließt und stabilisiert. Sie zeigten im Vergleich mit einer herkömmlichen Schuhaußenranderhöhung, dass nur die Verbindung einer solchen mit einer Fixierung im Subtalargelenk die gewünschten Auswirkungen auf die Achsenverhältnisse im Kniegelenk zeigt. Sie stellten die Vermutung an, der therapeutische Effekt einer solchen Vorrichtung wäre vergleichbar mit dem einer HTO, wobei jedoch lediglich ein Beobachtungszeitraum von 8 Wochen vorlag. Zudem erfolgte hier außer der untersuchten Schmerzintensität lediglich die Analyse statischer Parameter mittels Winkelbestimmung durch Einbeinstandaufnahmen.

Schmalz et al. [91] konnten in ihrer Studie die maximalen frontalen Kniegelenksmomente durch das Anlegen einer speziellen Sprunggelenksorthese, welche eine Schuhaußenranderhöhung beinhaltet und das Subtalargelenk fixiert, um bis zu 30% senken. Sie bewiesen hiermit den möglichen Einfluss dieser konservativen Therapiemaßnahme auf die Kniegelenksbelastung. Auch Pollo et al. [82] bewiesen eine mögliche Reduktion des Abduktionsmomentes durch Anlage einer valgusierenden Kniegelenksorthese, hier konnte das Abduktionsmoment um durchschnittlich 13% gesenkt werden. In der vorliegenden follow-up-Studie konnten wir die auftretenden Abduktionsmomente im Kniegelenk bei Varusdeformitäten nach HTO um bis zu 54% senken. Die HTO ist somit bei Varusdeformitäten in Bezug auf die Reduzierung des Abduktionsmomentes der konservativen Therapie überlegen.

Reilly et al. [85] konnten 2006 nach Durchsicht der bisherigen Studien jedoch bezüglich der Therapie der medialen Gonarthrose mittels Schuhaußenranderhöhung keine nachweisbaren positiven Langzeiteffekte finden.

Das maximale Knieflexionsmoment ist nur in der Gruppe der Gesamtheit postoperativ noch signifikant unterschiedlich – beim betroffenen Bein kleiner – auch hier finden sich in der Varus- und Valgusgruppe postoperativ keine signifikanten Unterschiede mehr. Die Tendenz, dass das maximale Knieflexionsmoment postoperativ beim betroffenen Bein im Vergleich zum nicht betroffenen Bein kleiner ist, zeichnet sich jedoch auch in den Untergruppen ab. Eine Verringerung des Knieflexionsmomentes in der Standphase kommt am ehesten durch eine größere Ventralverlagerung des Körperschwerpunktes in der Standphase zustande. Auch dies würde wieder für die Theorie sprechen, dass das Gangbild der Patienten postoperativ einer Quadrizepsvermeidung entspricht.

Das minimale Knieflexionsmoment (= Extensionsmoment) in der terminalen Standphase in den Gruppen Gesamtheit und Varus ist postoperativ beim betroffenen Bein signifikant kleiner (=vermehrtes Extensionsmoment). Dies kann bedeuten, dass der Oberkörper in diesen Gruppen in der terminalen Standphase über das normale Maß hinaus nach vorne verlagert wird. Dieser Mechanismus der vermehrten Verlagerung des Körperschwerpunktes nach vorn passt sowohl zu den gemessenen Flexionswinkeln wie auch zum Muster der postoperativen Quadrizepsvermeidung.

Das maximale Hüftabduktionsmoment, gemessen in der zweiten Hälfte der Standphase, ist in der Valgus-Gruppe beim betroffenen Bein postoperativ kleiner als beim gesunden. Dies ist am ehesten die Folge einer postoperativ vermehrten Verlagerung des Körperschwerpunktes nach lateral, was der Entlastung des betroffenen Beines dient. Diese Verlagerung des Körperschwerpunktes, wie man es auch beim Duchenne-Hinken kennt, trat nur in der Valgus-Gruppe auf.

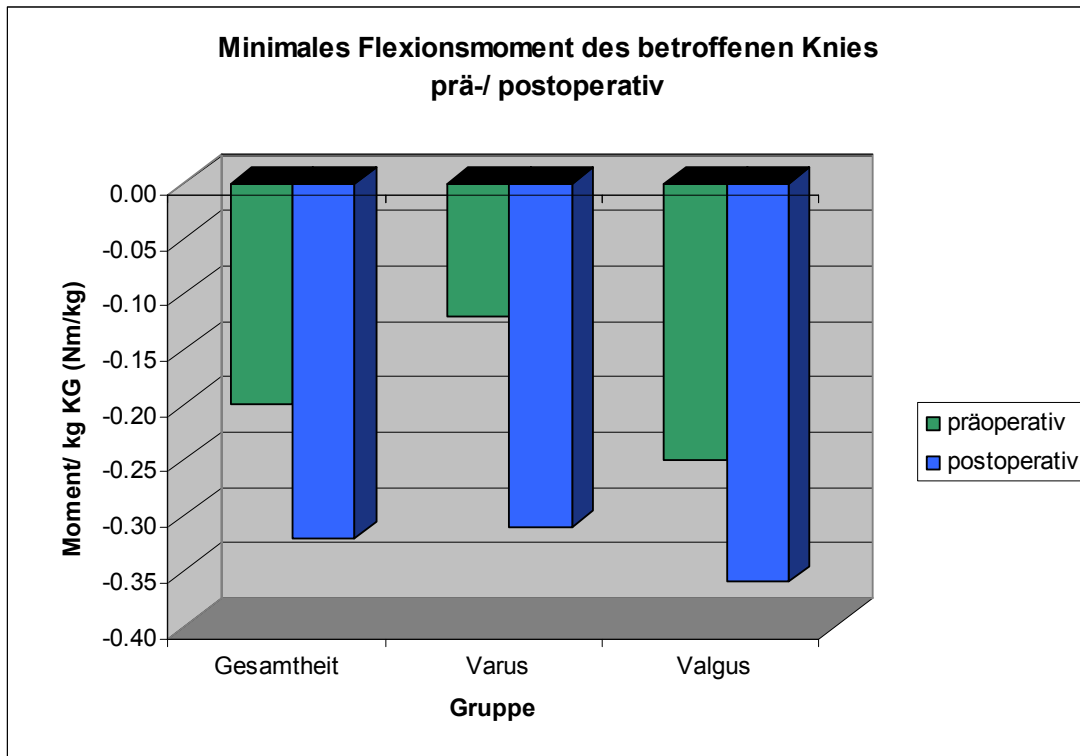


Abbildung 54: Minimales Flexionsmoment des betroffenen Knies prä-/ postoperativ

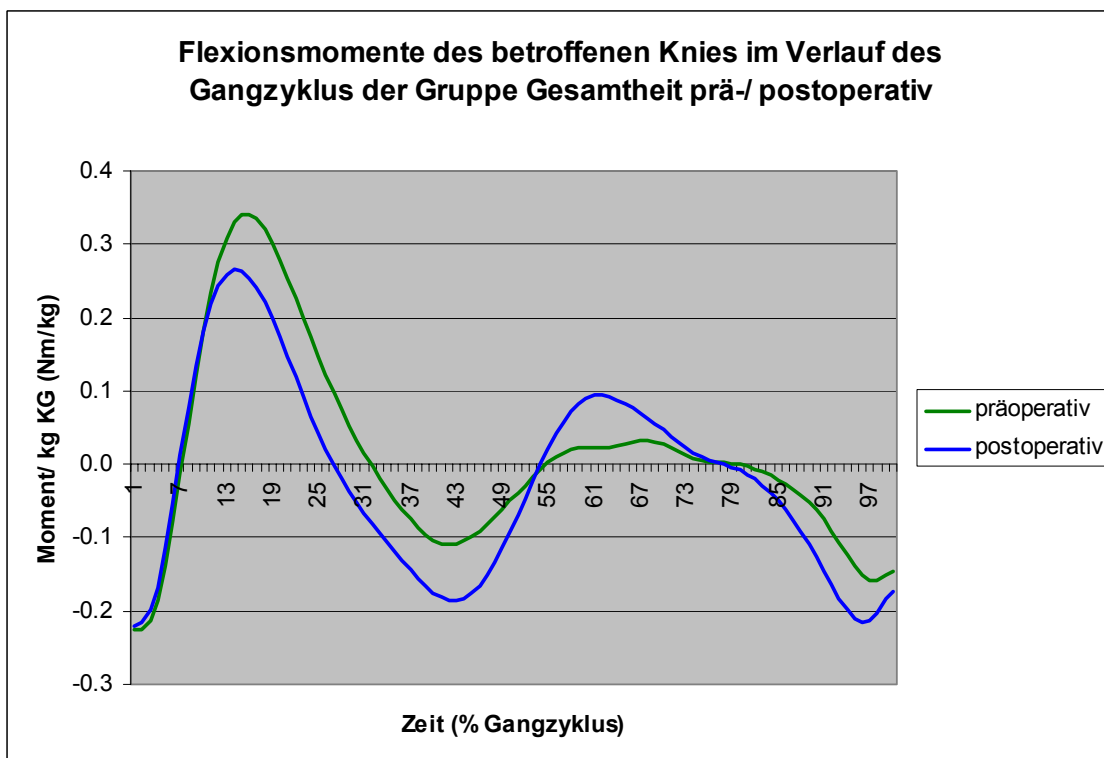


Abbildung 55: Flexionsmomente Knie im Verlauf des Gangzyklus Gruppe Gesamtheit prä-/ postoperativ

5.4 Elektromyographie

Im EMG fällt zunächst besonders die unterschiedliche Aktivierung des Quadrizeps auf. Auffällig ist die präoperativ stärkere Aktivierung des gesamten Quadrizeps in der Gruppe der Gesamtheit. Dies kommt wohl am ehesten durch die Summierung der Beinachsensdeviations-bedingten Abweichungen der Quadriceps-Aktivierung in den Untergruppen zustande.

In der Varus-Gruppe wird vom Quadriceps nur der medio-laterale Anteil präoperativ signifikant stärker aktiviert. In der Valgus-Gruppe ist es präoperativ der M. vastus medialis. Dies zeigt, dass die Muskulatur zur Stabilisierung des Körpers versucht, der Fehlstellung entgegenzuarbeiten.

In den Gruppen Gesamtheit und Varus sind des weiteren der M. biceps femoris, der M. gastrocnemius lateralis sowie der M. soleus präoperativ stärker aktiviert. Auch dies passt zur Theorie der Gegenregulation und Stabilisierung. Der Körper reagiert unbewusst auf die Fehlstellung. Der Zug der Muskulatur verstärkt also nicht die Fehlstellung, sondern wirkt ihr aktiv entgegen, um den Körper im Gleichgewicht zu halten.

Am Beispiel der Varus-Gruppe im Vergleich prä- zu postoperativ wird dies deutlich: Die Mm. rectus femoris, vastus lateralis, biceps femoris, gastrocnemius lateralis und soleus zeigen präoperativ durchweg eine stärkere Aktivierung. Diese Muskeln arbeiten der Varusdeviation entgegen und stabilisieren das Knie im freien Gang.

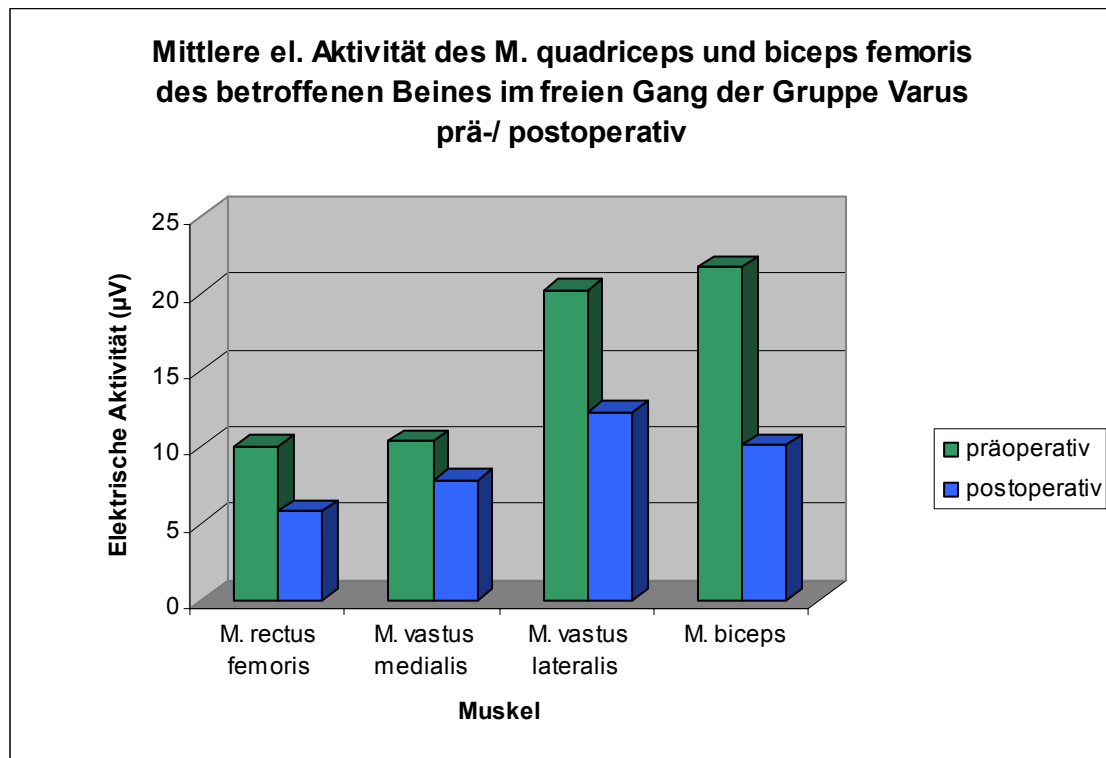


Abbildung 56: Mittlere el. Aktivität des M. quadriceps und biceps femoris des betroffenen Beines im freien Gang der Gruppe Varus prä-/ postoperativ

Der M. biceps femoris ist in seiner Funktion als Kniegelenksflexor vor allem in der späten mittleren und in der terminalen Schwungphase aktiv [81]. Dem M. soleus kommt bei der Stabilisation der Tibia gegenüber dem Femur im freien Gang eine besondere Bedeutung zu. Bei einer Schwäche des M. quadriceps femoris ist der M. soleus in der Lage, dank eines fein abgestimmten Gleichgewichts zwischen seiner Aktivität und dem ventral verlaufenden Kraftvektor das Kniegelenk während der mittleren und terminalen Standphase zu extendieren.

Auch die Valgus-Gruppe zeigt ein solches Schema. Hier werden der M. adduktor longus und der M. vastus medialis präoperativ im freien Gang signifikant stärker aktiviert. Sie liegen beide medial des Kniegelenkmittelpunktes und arbeiten so der Valgus-Stellung entgegen.

Ein ähnliches Schema, wenngleich nicht so ausgeprägt, zeigen auch die Ergebnisse des EMG bei Maximalkraft.

Postoperativ zeigen sich im freien Gang sowohl in der Varus- wie in der Valgus-Gruppe keine signifikanten Unterschiede mehr zwischen dem betroffenen und dem gesunden Bein: Lediglich in der Gruppe der Gesamtheit finden sich noch Unterschiede: M. adduktor longus und M. vastus lateralis zeigen im Mittel beim betroffenen Bein eine höhere Aktivierung als beim nicht betroffenen. Dies kann auf eine postoperativ nötige zusätzliche muskuläre Stabilisierung des betroffenen Beines hindeuten.

Bei der Untersuchung der Aktivierung der Muskulatur bei Maximalkraft zeigten sich im postoperativen Vergleich des betroffenen mit dem nicht betroffenen Bein ebenfalls kaum noch signifikante Unterschiede. So weist der M. tibialis anterior sowohl in der Valgus-Gruppe wie auch in der Gruppe der Gesamtheit beim betroffenen Bein eine höhere Aktivität auf; der M. semitendinosus zeigt dies nur in der Gruppe der Gesamtheit. Der M. gastrocnemius medialis zeigt ebenfalls eine stärkere Aktivierung, hier in der Varus-Gruppe, während in der gleichen Gruppe der M. adduktor longus beim betroffenen Bein eine schwächere Aktivierung aufweist. Da sich diese Veränderungen offensichtlich jedoch nicht auf den freien Gang auswirken, ist die Interpretation schwierig und die Relevanz zweifelhaft.

Zusammenfassend zeigen die Ergebnisse des EMG, dass die präoperativ erfolgte Gegenregulierung der entsprechenden Muskeln gegen die Beinachsenfehlstellung mit erfolgter Operation nun postoperativ nicht mehr erfolgt; die Muskulatur hat sich in ihrer Aktivität nun den neuen Belastungsverhältnissen und somit auch der nicht betroffenen Gegenseite angepasst. Die präoperativ zahlreichen signifikanten Unterschiede lassen sich postoperativ nicht mehr finden.

Da jedoch nicht nur die der Beinachsendevidation entgegen wirkende Muskulatur, sondern die gesamte Quadriceps-Muskulatur postoperativ weniger elektrische Aktivität zeigt, stützt dieses Ergebnis wiederum die Theorie der postoperativen Quadriceps-Vermeidung.

Durch die Elektromyographie lassen sich Zeitpunkt, Dauer und relative Intensität der Muskelaktivität messen. Die daraus resultierende Muskelkraft lässt sich jedoch nicht abschätzen. Jedoch ist jedes EMG-Signal Ausdruck einer Muskelfaseraktion mit einer Kraftentwicklung. [81]. Lawrence und DeLuca zeigten, dass zwischen relativer Kraft und relativem EMG für jeden Muskel eine typische lineare Beziehung (bis 80% der maximalen Willkürkontraktion) existiert. Diese Beziehung kann jedoch interindividuell unterschiedlich verlaufen [57].

5.5 Fehleranalyse

Diese Studie soll eine Möglichkeit aufzeigen, typische Gangmerkmale vor und nach Beinachsenkorrekturen zu erfassen. Auch mögliche Fehler sollten erkannt und in ihren Auswirkungen minimiert werden.

Bei der Ganganalyse spielen die Marker eine zentrale Rolle. Die Befestigung der Marker an anatomisch aussagekräftigen Körperregionen muss mit äußerster Sorgfalt erfolgen, um die Bewegungen der Gelenke mit größter Genauigkeit messen zu können. Ein Verrutschen oder ungenaues Anbringen der Marker kann daher zu Fehlermessungen führen. Auch Adipositas kann, besonders bei den Markern im Bereich der Spina iliaca anterior superior, durch von den Gelenkbewegungen unabhängige Hautbewegungen zur Ungenauigkeit beitragen. Bei den hier verwendeten passiven Markern wird das ausgesandte Infrarotlicht reflektiert. Hier kann die Markeridentifizierung problematisch sein. Um die einzelnen Reflexe den Markern und deren Bewegungsbahnen zuzuordnen, ist eine spezielle Identifizierungssoftware notwendig. Während der Messung können Störungen durch die zeitweilige Abdeckung von Markern oder durch Kreuzung der Reflexbahnen auftreten. Daher müssen diese Fehlerquellen mit Hilfe der Software ausgeglichen werden. Auch muss darauf geachtet werden, reflektierende Gegenstände wie z.B. Uhren oder Reflektoren an der Kleidung aus dem Bereich der Kameras zu entfernen.

Eine weitere Fehlerquelle ist die gewählte Laufstrecke. Es besteht die Möglichkeit der Arbeit mit einer festen Laufstrecke oder unter Einsatz eines Laufbandes [60], wobei methodenabhängig Unterschiede im Gangbild des Patienten beobachtet werden. Um einen natürlichen Laufrhythmus zu erreichen, soll die Laufstrecke über eine ausreichende Länge von Vor- und Auslaufstrecke verfügen. Desweiteren sollten die verwendeten Kraftmessplatten so in die Laufstrecke integriert sein, dass es nicht zu einem sogenannten Targeting, einem „Hintragen der Schritte“ auf die Kraftmessplatte kommt. Trotz dieser

Fehlerquellen ist das hier angewendete Verfahren zum Erfassen natürlicher Gangabläufe bei normaler Gehgeschwindigkeit hervorragend geeignet.

Auch bei der Durchführung des Oberflächen-EMG lassen sich Fehlerquellen erkennen. Die Positionierung der Elektroden ist hier zu nennen. Trotz sorgfältiger Platzierung der Elektroden nach vorgegebenen Schemata zur Muskelidentifizierung und Abstandsschablonen über einem Muskel unterscheiden sich die aufgezeichneten Daten von Messung zu Messung quantitativ. Eine Normalisierung der EMG-Daten wird bislang jedoch nur für interindividuelle Vergleiche gefordert.

Eine weitere Fehlerquelle ist die Datenübertragung vom Probanden zum Datenerfassungssystem. Die hier angewandte Datenübertragung mittels Kabeln kann für den Patienten störend sein und sich so auf das Gangbild auswirken. Günstiger ist eine telemetrische Datenübertragung vom Patienten zum Datenerfassungssystem.

5.6 Fazit

In der vorliegenden Studie konnte bewiesen werden, dass sich die Kniegelenksbelastung und die muskuläre Aktivität der unteren Extremität nicht nur bei der medial betonten Gonarthrose, sondern bei verschiedensten Arten von Achsdeviationen und unterschiedlichen Ursachen der Fehlstellung durch die hohe tibiale open-wedge-Umstellungsosteotomie positiv beeinflussen lässt. Die Momente in der Frontalebene können je nach Fehlstellung und Operationsziel an die Normale angeglichen werden oder noch weiter reduziert werden. Die der Fehlstellung entgegenwirkende muskuläre elektrische Aktivität gleicht sich postoperativ dem nicht betroffenen Bein an.

Als Gemeinsamkeit zeigen die Patienten aller Gruppen trotz der verbesserten Drehmomente und Angleichung der Muskelaktivität an die Normale postoperativ Anzeichen der Quadricepsvermeidung sowie eine Einschränkung des Bewegungsumfanges des Kniegelenkes im freien Gang.

Eine postoperative Schwäche des M. quadriceps sowie den verminderten Bewegungsumfang in der Sagittalebene ein Jahr nach hoher valgusierender Tibiakopfosteotomie beschrieben auch Ramsey et al.. Sie wiesen darauf hin, dass die Rehabilitation zukünftig ihr Hauptaugenmerk auf die Kräftigung des Quadriceps sowie die Verbesserung der Kniebeweglichkeit richten sollte, um die Langzeitfunktion des Kniegelenkes zu sichern. Diese Erkenntnisse basieren auf einer Untersuchung von Patienten mit Varusgonarthrose nach operativer Beinachsenkorrektur. Unsere Untersuchung zeigt, dass das postoperative Phänomen der Quadricepsvermeidung nicht allein für diese Patientengruppe gilt. Offenbar gilt es für alle hier untersuchten Patienten, unabhängig davon, ob zuvor eine Varus- oder Valgus-Deformität vorlag, und unabhängig von der Ursache der Fehlstellung. Auch das postoperative Tragen des externen Fixateurs mag hier zum langfristig veränderten Gangbild beitragen.

Machner et al. [59] zeigten, dass die willkürliche Aktivierung und maximale willkürliche Kontraktion des Quadriceps nach closed wedge HTO beim operierten Bein signifikant niedriger waren im Vergleich zur präoperativen Situation. Bei Patienten mit unikompartimenteller Arthrose des Kniegelenkes ist die Quadriceps-Schwäche ein frühes und verbreitetes Merkmal [39, 94] und ein entscheidender Faktor für den Grad der funktionellen Einschränkung [64]. Machner berichtet, dass die durch die HTO verschlechterte Quadriceps-Funktion möglicherweise die Knie-Funktion trotz erfolgter Achsverbesserung verschlechtern könne, da die verschlechterte Quadriceps-Funktion auch für ein Fortschreiten der Arthrose verantwortlich sei [59, 94, 40]. Möglicherweise kann bei Patienten, welche später eine Knieendoprothese benötigen [31, 68], eine zuvor durchgeführte hohe tibiale Umstellungsosteotomie das funktionelle Ergebnis gefährden [59].

Als Ursache für den postoperativen Quadricepsvermeidungsgang ist am ehesten eine gestörte Propriozeption anzunehmen. Diese könnte zum einen durch die Operation selbst gestört sein, zum anderen z.B. durch eine persistierende Gelenkschwellung, Schmerzen oder eine Inaktivitätsatrophie verursacht sein. Einschränkungen der Propriozeption beeinträchtigen das Gehen, weil der Patient kein oder nur ein fehlerhaftes Feedback über die Stellung des Körpers oder der Extremitäten im Raum erhält. Die Folge ist eine Gangunsicherheit des Patienten, da das Gehirn nicht weiß, zu welchem Zeitpunkt es das Körpergewicht sicher auf das Standbein transferieren kann. Patienten mit gestörter Propriozeption halten unbewusst aus „Sicherheitsgründen“ zum Erhalt der Stabilität das Kniegelenk in Extension verriegelt.

Experimentell erzeugte Schwellungszustände eines Kniegelenkes mit sterilem Plasma steigerten den intraartikulären Druck, wodurch die Aktivität des M. quadriceps femoris zunehmend vermindert wurde. Nachdem der Druck die Muskelaktivität durch den starken Schmerz verhinderte, konnte die normale Muskelfunktion des M. quadriceps durch Lokalanästhesie des Gelenkes wieder

vollständig hergestellt werden [22, 80]. Diese Reaktion zeigt einen Rückkopplungsmechanismus an, welcher dazu dient, Gelenkstrukturen vor Schädigungen zu schützen. Am Patienten kann sich dieser Schutzreflex in einem entsprechenden Quadricepsvermeidungsgang zeigen.

Eine weitere Ursache für diesen Schongang können auch limbisch-emotionale Aspekte sein, diese können erheblichen Einfluss auf das Gangbild haben [20, 102]. Zu den Funktionen des limbischen Systems gehören unter anderem die Bereiche Motivation und Gedächtnis, sowie der viszerale und emotionale Bereich. Vor allem sind hier Angst und Schmerzgedächtnis zu nennen. Ängste aller Art haben großen Einfluss auf das Bewegungsverhalten von Patienten. Dabei handelt es sich unter anderem um Angst vor befürchteten Schmerzen, Versagen oder aus Unsicherheit.

Die oben genannten Ausführungen zeigen, dass das nachgewiesene gute Ergebnis der hohen tibialen open-wedge-Osteotomie durch eine noch gezieltere Nachbehandlung weiter verbessert werden kann. Zusammenfassend zu nennen sind hier die Verbesserung der Propriozeption, die Abschwellung, Schmerzreduktion, Muskelaufbau, Gangschulung sowie nicht außer Acht zu lassende psychologische Aspekte.

Somit ist, um bleibende pathologische Gangmuster zu vermeiden und dadurch die Kniegelenksbelastung weiter zu senken, eine gute konservative Nachbehandlung des Kniegelenkes von grundlegender Wichtigkeit.

Durch die Berücksichtigung der dynamischen Belastungsverhältnisse sowie der Muskelaktivität kann sowohl die Operation wie auch die Nachbehandlung individueller gestaltet werden. Damit wird die Möglichkeit geschaffen, eine höhere Erfolgswahrscheinlichkeit für den Patienten sowie eine Qualitätsverbesserung des Operationsverfahrens zu erreichen.

6 Zusammenfassung

Bislang gelten Röntgenaufnahmen bei Osteotomien als die wichtigste diagnostische Hilfe zur Verlaufskontrolle und Bewertung des hier untersuchten Verfahrens. Die radiologischen Messwerte stimmen jedoch nicht immer mit den tatsächlichen Belastungsverhältnissen des Kniegelenkes überein, das bedeutet, die Kniebelastung kann nicht aus den radiologischen Messresultaten berechnet werden [93]. Bislang gibt es keine genauen Angaben über die Kräfte, die im Kniegelenk bei Beinachsendeformationen vor und nach Korrektur wirken. Mithilfe der Kombination der verschiedenen ganganalytischen Maßnahmen scheint eine Möglichkeit gefunden worden zu sein, die dynamischen Verhältnisse am Kniegelenk messbar zu machen.

Das Ziel der vorliegenden Studie besteht darin, die belastungsreduzierende Wirkung der Tibiakopfosteotomie im postoperativen Verlauf mit Hilfe biomechanisch-ganganalytischer Methoden zu untersuchen. Um zusätzlich die Auswirkungen der Belastungsänderung auf die Muskulatur zu erfassen, wurde außer der computergestützten dreidimensionalen Ganganalyse und der Bodenreaktionskraftmessung auch die Oberflächenelektromyographie angewandt.

Die untersuchte Patientengruppe umfasst 32 Patienten mit einer einseitigen Beinachsendeformation. Innerhalb dieser Gruppe wurde nochmals unterschieden zwischen Patienten mit präoperativer Varus-Deformität und solchen mit präoperativer Valgus-Deformität, wobei kombinierte Fehlstellungen, z.B. Varusdeformität mit gleichzeitiger Antetorsion toleriert wurden. Alle Patienten wurden in open wedge-Technik operiert und mit einem Fixateur externe im Sinne der Hemikallotaxis behandelt. Die Patienten wurden prä- und postoperativ ganganalytisch untersucht und beurteilt. Die statistische Auswertung erfolgte getrennt für die Varus- und Valgusgruppe sowie für die Gesamtheit der untersuchten Patienten.

Durch die benutzten Meßsysteme wurden kontinuierlich Kraft- und Kinematik-Daten sowie Daten zur Muskelaktivität erhoben, so dass sich daraus eine große Anzahl gemessener Größen ergab. Dabei wurde zum einen das betroffene Bein im prä-postoperativen Vergleich betrachtet, zum anderen wurde auch die Laufsymmetrie beachtet, das heißt das operierte Bein wurde immer mit der Gegenseite verglichen. Bei den Bodenreaktionskräften wurden weitere aussagekräftige Veränderungen erwartet. Besondere Aufmerksamkeit erfuhren hier die Parameter der Mediolateral- und Vertikalkräfte, die bei Beinachsendeformationen am ehesten typische Veränderungen vermuten ließen.

In der vorliegenden Studie konnte bewiesen werden, dass sich die Kniegelenksbelastung und die muskuläre Aktivität der unteren Extremität nicht nur bei der medial betonten Gonarthrose, sondern bei verschiedensten Arten von Achsdeviationen und unterschiedlichen Ursachen der Fehlstellung durch die hohe tibiale open-wedge-Umstellungsosteotomie positiv beeinflussen lässt. Die Momente in der Frontalebene können je nach Fehlstellung und Operationsziel an die Normale angeglichen werden oder noch weiter reduziert werden. Die der Fehlstellung entgegenwirkende muskuläre elektrische Aktivität gleicht sich postoperativ dem nicht betroffenen Bein an.

Als Gemeinsamkeit zeigen die Patienten aller Gruppen trotz der verbesserten Drehmomente und Angleichung der Muskelaktivität an die Normale postoperativ Anzeichen der Quadricepsvermeidung. Auffällig ist hier postoperativ unter anderem die Verringerung der maximalen vertikalen Bodenreaktionskraft des betroffenen Beines, eine Einschränkung des Bewegungsumfanges des Kniegelenkes in der Standphase in der Sagittalebene sowie eine Verringerung des Knieflexionsmomentes und eine Vergrößerung des Extensionsmomentes.

Die gruppenspezifischen Ergebnisse zeigen vor allem Veränderungen der Ab- und Adduktionsmomente des Kniegelenkes. In der Varus-Gruppe ließen sich die präoperativ erhöhten Abduktionsmomente postoperativ signifikant senken. Das EMG zeigte präoperativ eine deutliche Mehraktivität der lateral der

Mikulicz-Linie angreifenden Muskulatur. Mit der Korrektur der Beinachse glich sich die Aktivität der Muskulatur postoperativ der des nicht betroffenen Beines an.

In der Valgus-Gruppe konnten die präoperativ deutlich verringerten Abduktionsmomente der Norm angenähert werden, die präoperativ deutlich erhöhten Abduktionsmomente lagen postoperativ im Normbereich. Als einzige zeigte die Valgus-Gruppe postoperativ verringerte Hüftabduktionsmomente im Sinne eines Duchenne-Hinkens. Das EMG zeigte präoperativ eine deutliche Mehraktivität der medial der Mikulicz-Linie angreifenden Muskulatur. Mit der Korrektur der Beinachse glich sich auch in dieser Gruppe die Aktivität der Muskulatur der des nicht betroffenen Beines an.

Die vorgelegte Studie zur Untersuchung typischer Gangmerkmale vor und nach Beinachsenkorrekturen unterschiedlicher Ursache bietet einige neue Erkenntnisse; Arbeiten sind hierzu in der Literatur äußerst spärlich, so dass direkte Vergleiche mit anderen Autoren schwierig sind. Die hier verwendeten Untersuchungsverfahren bieten dem behandelnden Arzt die Möglichkeit, Aussagen zum Krankheitsverlauf des Patienten zu treffen und die gewonnenen Erkenntnisse sowohl bei der Operationsplanung wie auch in der postoperativen Rehabilitation mit einzubeziehen.

Das nachgewiesene gute Ergebnis der hohen tibialen open-wedge-Osteotomie kann durch eine noch gezieltere Nachbehandlung weiter verbessert werden. Zusammenfassend zu nennen sind hier die Verbesserung der Propriozeption, die Abschwellung, die Schmerzreduktion, der Muskelaufbau, die Gangschulung sowie nicht außer Acht zu lassende psychologische Aspekte.

Somit ist, um bleibende pathologische Gangmuster zu vermeiden und dadurch die Kniegelenksbelastung weiter zu senken, eine gute konservative Nachbehandlung des Kniegelenkes von grundlegender Wichtigkeit.

Durch die Berücksichtigung der dynamischen Belastungsverhältnisse sowie der Muskelaktivität kann sowohl die Operation wie auch die Nachbehandlung individueller gestaltet werden. Damit wird die Möglichkeit geschaffen, eine höhere Erfolgswahrscheinlichkeit für den Patienten sowie eine Qualitätsverbesserung des Operationsverfahrens zu erreichen.

7 Abkürzungsverzeichnis

b	betroffen
BA	Belastungsantwort
BRK	Bodenreaktionskraft
cm	Zentimeter
el.	elektrisch
EMG	Elektromyographie
GZ	Gangzyklus
HTO	high tibial osteotomy
i. Vgl.	im Vergleich
kg	Kilogramm
KG	Körpergewicht
M.	Muskel
Mm.	Muskuli, Muskeln
MoA	Motion Analysis, Ganganalyse
MSt	Mittlere Standphase
N	Newton
n	nicht signifikant
nb	nicht betroffen
post	postoperativ
postop.	postoperativ
prä	präoperativ
präop.	Präoperativ
s	Sekunde
SD	Standardabweichung
TSt	Terminale Standphase
VSw	Vorschwungphase

8 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Abduktionsmoment des Kniegelenkes	10
Abbildung 2: Untergliederung der Standphase und deren Beziehung zum bilateralen Bodenkontakt [81].....	11
Abbildung 3: Gliederung des Gangzyklus [81]	12
Abbildung 4: Knieflexion innerhalb eines Gangzyklus am Beispiel eines Patienten postoperativ	15
Abbildung 5: Ab- und Adduktionsmomente des Knies am Beispiel eines Patienten postoperativ	16
Abbildung 6: Beziehung zwischen Körpervektor und Knie [81]	18
Abbildung 8: Winkel zwischen mechanischer (rot) und anatomischer (grau) Femurachse [58].....	23
Abbildung 9: Darstellung der Achsenfehlstellungen in der Frontalebene. a: physiologische Achsenverhältnisse, b: genu varum, c: genu valgum [58]	23
Abbildung 10: Darstellung der Achsen und Gelenkwinkel in der Frontalebene. a: anatomisch, b: mechanisch [58].....	24
Abbildung 11: Ilizarov-Ringfixateur am Modell	33
Abbildung 12: Ursache der Beinachsendeiviatiön Gruppe Gesamtheit.....	48
Abbildung 13: Ursache der Beinachsendeiviatiön Gruppe Varus	49
Abbildung 14: Ursache der Beinachsendeiviatiön Gruppe Valgus.....	49
Abbildung 15: Anordnung der Kameras und Kraftmessplatten [52].....	50
Abbildung 16: Markerpositionierung [52].....	51
Abbildung 17: Testperson mit Markerset	52

– Abbildungsverzeichnis –

Abbildung 18: Rektifizierung und Glättung der Daten mittels Root-mean-Square	56
Abbildung 19: Maximale Flexion des betroffenen Knies in der Standphase prä-/ postoperativ	84
Abbildung 20: Minimale Flexion des betroffenen Knies in der Standphase prä-/ postoperativ	85
Abbildung 21: Flexion betroffenes Knie im Gangzyklus Gruppe Gesamtheit prä-/ postoperativ	86
Abbildung 22: Maximales Abduktionsmoment des betroffenen Knies in der 1. Hälfte der Standphase prä-/ postoperativ	87
Abbildung 23: Minimales Abduktionsmoment des betroffenen Knies prä-/ postoperativ	88
Abbildung 24: Ab- und Adduktionsmomente des betroffenen Knies der Gruppe Varus prä- / postoperativ	89
Abbildung 25: Abduktionsmomente betroffenes Knie im Gangzyklus Gruppe Varus prä-/ postoperativ	90
Abbildung 26: Ad- und Abduktionsmomente des betroffenen Knies Gruppe Valgus prä-/ postoperativ	91
Abbildung 27: Abduktionsmomente betroffenes Knie im Gangzyklus Gruppe Valgus prä-/ postoperativ	92
Abbildung 28: Minimales Flexionsmoment des betroffenen Knies prä-/ postoperativ	93
Abbildung 29: Flexionsmomente betroffenes Knie im Gangzyklus Gruppe Gesamtheit prä-/ postoperativ	94
Abbildung 30: Maximale Bodenreaktionskraft betroffenes/ nicht betroffenes Bein in der 1. Hälfte der Standphase postoperativ	95
Abbildung 31: Maximale Bodenreaktionskraft betroffenes/ nicht betroffenes Bein in der 2. Hälfte der Standphase postoperativ	96

– Abbildungsverzeichnis –

Abbildung 32: Bodenreaktionskräfte betroffenes/ nicht betroffenes Bein Gruppe Valgus postoperativ	97
Abbildung 33: Vertikale BRK Patient Varus-Gruppe postoperativ	98
Abbildung 34: Maximales Abduktionsmoment der Hüfte betroffen/ nicht betroffen postoperativ	99
Abbildung 35: Maximale Flexion des Knies betroffen/ nicht betroffen postoperativ	100
Abbildung 36: Knieflexion betroffen/ nicht betroffen im Gangzyklus Gruppe Gesamtheit postoperativ	101
Abbildung 37: Umfang der Knieflexion in der Standphase betroffen/ nicht betroffen postoperativ	102
Abbildung 38: Maximales Abduktionsmoment des betroffenen/ nicht betroffenen Knies in der 1. Hälfte der Standphase postoperativ	103
Abbildung 39: Maximales Knieabduktionsmoment betroffen/ nicht betroffen in der 2. Hälfte der Standphase postoperativ	104
Abbildung 40: Ab- und Adduktionsmomente des betroffenen/ nicht betroffenen Knies der Gruppe Varus postoperativ	105
Abbildung 41: Abduktionsmomente des betroffenen/ nicht betroffenen Knies im Verlauf des Gangzyklus der Gruppe Varus postoperativ	106
Abbildung 42: Ad- und Abduktionsmomente des Kniegelenkes betroffen/ nicht betroffen der Gruppe Valgus postoperativ.....	107
Abbildung 43: Abduktionsmomente betroffen/ nicht betroffen im Gangzyklus Gruppe Valgus postoperativ	108
Abbildung 44: Mittlere el. Aktivität M. adduktor longus betroffenes Bein prä-/ postoperativ...	109
Abbildung 45: Mittlere el. Aktivität des M. quadriceps und biceps femoris betroffenes Bein freier Gang Gruppe Gesamtheit prä-/ postoperativ	110

– Abbildungsverzeichnis –

Abbildung 46: Mittlere el. Aktivität M. quadriceps und biceps femoris betroffenes Bein freier Gang Gruppe Varus prä-/ postoperativ	111
Abbildung 47: Maximale Bodenreaktionskraft betroffenes/ nicht betroffenes Bein in der 2. Hälfte der Standphase postoperativ	114
Abbildung 48: Minimaler Flexionswinkel des betroffenen Knies in der Standphase prä-/ postoperativ	117
Abbildung 49: Ab- und Adduktionsmomente des betroffenen Knies der Gruppe Varus prä- / postoperativ	120
Abbildung 50: Abduktionsmomente des betroffenen/ nicht betroffenen Knies im Verlauf des Gangzyklus der Gruppe Varus postoperativ	120
Abbildung 51: Ab- und Adduktionsmomente des betroffenen Knies der Gruppe Valgus prä-/ postoperativ	122
Abbildung 52: Ab- und Adduktionsmomente des betroffenen/ nicht betroffenen Knies der Gruppe Valgus postoperativ	123
Abbildung 53: Ab- und Adduktionsmomente des betroffenen/ nicht betroffenen Knies der Gruppe Varus postoperativ	124
Abbildung 54: Minimales Flexionsmoment des betroffenen Knies prä-/ postoperativ	128
Abbildung 55: Flexionsmomente Knie im Verlauf des Gangzyklus Gruppe Gesamtheit prä-/ postoperativ	128
Abbildung 56: Mittlere el. Aktivität des M. quadriceps und biceps femoris des betroffenen Beines im freien Gang der Gruppe Varus prä-/ postoperativ	130

9 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Vergleich der anthropometrischen Daten	48
Tabelle 2: Allg. Gangparameter Gruppe Gesamtheit prä-/ postoperativ	61
Tabelle 3: Hüft- und Kniebereich Gruppe Gesamtheit prä-/ postoperativ	61
Tabelle 4: Allg. Gangparameter Gruppe Gesamtheit postop. betroffen/ nicht betroffen	62
Tabelle 5: Hüft- und Kniebereich Gruppe Gesamtheit postop. betroffen/ nicht betroffen	63
Tabelle 6: EMG freier Gang Gruppe Gesamtheit prä-/ postoperativ	64
Tabelle 7: EMG Maximalkraft Gruppe Gesamtheit prä-/ postoperativ	65
Tabelle 8: EMG freier Gang Gruppe Gesamtheit postop. betroffen/ nicht betroffen	66
Tabelle 9: EMG Maximalkraft Gruppe Gesamtheit postop. betroffen/ nicht betroffen	67
Tabelle 10: Allg. Gangparameter Gruppe Varus prä-/ postoperativ	68
Tabelle 11: Hüft- und Kniebereich Gruppe Varus prä-/ postoperativ	69
Tabelle 12: Allg. Gangparameter Gruppe Varus postop. betroffen/ nicht betroffen	70
Tabelle 13: Hüft- und Kniebereich Gruppe Varus postop. betroffen/ nicht betroffen	71
Tabelle 14: EMG freier Gang Gruppe Varus prä-/ postoperativ	72
Tabelle 15: EMG Maximalkraft Gruppe Varus prä-/ postoperativ	73
Tabelle 16: EMG freier Gang Gruppe Varus postop. betroffen/ nicht betroffen	74
Tabelle 17: EMG Maximalkraft Gruppe Varus postop. betroffen/ nicht betroffen	75
Tabelle 18: Allg. Gangparameter Gruppe Valgus prä-/ postoperativ	76
Tabelle 19: Hüft- und Kniebereich Gruppe Valgus prä-/ postoperativ	77

– Tabellenverzeichnis –

Tabelle 20: Allg. Gangparameter Gruppe Valgus postop. betroffen/ nicht betroffen.....	78
Tabelle 21: Hüft- und Kniebereich Gruppe Valgus postop. betroffen/ nicht betroffen	78
Tabelle 22: EMG freier Gang Gruppe Valgus prä-/ postoperativ	79
Tabelle 23: EMG Maximalkraft Gruppe Valgus prä-/ postoperativ	80
Tabelle 24: EMG freier Gang Gruppe Valgus postop. betroffen/ nicht betroffen.....	81
Tabelle 25: EMG Maximalkraft Gruppe Valgus postop. betroffen/ nicht betroffen.....	82

10 Literaturverzeichnis

1.

Adili A, Bhandari M, Giffin R, Whately C, Kwok DC (2002) Valgus high tibial osteotomy. Comparison between an Ilizarov and a Coventry wedge technique for the treatment of medial compartment osteoarthritis of the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 3: 169-76.

2.

Andriacchi TP, Ogle JA, Galante JO (1977) Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *J Biomech* 10(4): 261-268

3.

Billings A, Scott DF, Camargo MP, Hofmann AA (2000) High tibial osteotomy with a calibrated osteotomy guide, rigid internal fixation, and early motion. Long-term follow up. *J Bone Joint Surg* 82-A: 70-79

4.

Bhan S, Dave PK (1992) High valgus tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. *Int. Orthop.* 16(1): 13-17

5.

Böge A (1995) Technische Mechanik. 23. Aufl. Braunschweig/ Wiesbaden Vieweg

6.

Brage ME, Draganich LF, Pottenger LA, Curran JJ (1994) Knee laxity in symptomatic osteoarthritis. *Clin Orthop.* 304: 184-189

7.

Brinckmann P, Frobin W, Leivseth G (2000) Orthopädische Biomechanik. Stuttgart Thieme

8.

Catani MA, Guerreschi F, Rikli D (2002) Treatment of genu varum in medial compartment osteoarthritis of the knee using the Ilizarov method. *Orthop Clin North Am* 25: 509-514

9.

Cerejo R, Dunlop D, Cahue S, Channin D, Song J, Sharma L (2002) The influence of alignment on risk of knee osteoarthritis progression according to baseline stage of disease. *Arthritis Rheum* 46: 2632-2636

10.

Chao EY, Laughman RK, Schneider E, Stauffer RN (1983) Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. *J Biomech* 16(3): 219-233

11.

Choi HR, Hasegawa Y, Kondo S, Shimizu T, Ida K, Iwata H (2001) High tibial osteotomy for varus gonarthrosis: a 10- to 24-year follow up study. *J Orthop Sci* 6: 493-497

12.

Cicuttini F, Wluka A, Hankin J, Wang Y (2004) Longitudinal study of the relationship between knee angle and tibiofemoral cartilage volume in subjects with knee osteoarthritis. *Rheumatology* 43: 321-324

13.

Cole BJ, Harner CD (1999) Degenerative arthritis of the knee in active patients: evaluation and management. *J Am Acad Orthop Surg* 7: 389-402

14.

Coventry MB, Ilstrup DM, Wallrichs SL (1993) Proximal tibial osteotomy. A critical long-term study of eighty-seven cases. J Bone Joint Surg Am. 75(2): 196-201

15.

Coventry MB, Bowman PW (1982) Long-term results of upper tibial osteotomy for degenerative arthritis of the knee. Acta Orthop Belg. 48(1): 139-156

16.

Coventry MB (1979) Upper tibial osteotomy for gonarthrosis. The evolution of the operation in the last 18 years and long term results. Orthop Clin North Am. 10(1): 191-210

17.

Coventry MB (1985) Current Concepts Review. Upper tibial osteotomy for Osteoarthritis. J Bone Joint Surg Am. 67A: 1136

18.

Crenshaw SJ, Pollo FE, Calton EF (2000) Effects of lateral wedged insoles on kinetics at the knee. Clinical Orthopaedics and Related Research 375: 185-192

19.

Crownshield RD, Brand RA, Johnston RC (1978) The effects of walking velocity and age on hip kinematics and kinetics. Clin Orthop 132: 140-144

20.

Damasio A (2000) Ich fühle, also bin ich. Die Entschlüsselung des Bewusstseins. München, List

21.

Day MH, Wickens EH (1989) Laetoli Pliocene hominid footprints and bipedalism. Nature 286: 385-387

22.

de Andrade MS, Grant C, Dixon A (1965) Joint distension and reflex muscle inhibition in the knee. J Bone Joint Surg 47A: 313-323

23.

Debrunner AM Orthopädie, orthopädische Chirurgie. Bern. Verlag Huber, 4. Aufl.

24.

Deetjen P, Speckmann E.-J. (1999) Motorisches System. Physiologie, 3. Aufl.: 164

25.

DeLuca CJ, Bonato Perry, Roy S (2002) EMG-based Approach to Identifying Functional Motor Activities. Chattanooga GCMA Congress

26.

Dugdale TW, Noyes FR, Styer D (1992) Preoperative planning for high tibial osteotomy. The effect of lateral tibiofemoral separation and tibiofemoral length. Clin Orthop 248-264

27.

Eberhart HD, Inman VT, Bressler B (1968) The principle elements in human locomotion. In Klopsteg PE, Wilson PD (Eds): Human Limbs and their Substitutes. New York, Hafner Publishing Company: 437-471

28.

Facchini F (1991) Der Mensch – Ursprung und Entwicklung. Augsburg: Weltbild Verlag

29.

Fuchs S (1999) Bedeutung der Tibiakopfumstellungsosteotomie im Zeitalter von Endoprothesen. Z Orthop u ihre Grenzgeb 137: 253-258

30.

Fujisawa Y, Masuhara K, Shiomi S (1979) The effect of high tibial osteotomy on osteoarthritis of the knee. An arthoscopic study of 54 knee joints. Orthop Clin North Am 10: 585-608

31.

Gill T, Schemitsch EH, Brick GW, et al (1995) Revision total knee arthroplasty after failed univompartmental knee arthroplasty or high tibial osteotomy. Clin Orthop 321: 10-18

32.

Götz-Neumann K (2002) Gehen verstehen. Stuttgart. Thieme

33.

Goh JCH, Bose K, Khoo BCC (1993) Gait analysis study on patients with varus Osteoarthrosis of the knee. Clin Orth 294: 223-231

34.

Gyori AN, Chao EY, Stauffer RN (1976) Functional evaluation of normal and pathologic knees during gait. Arch Phys Med Rehabil 57(12): 571-577

35.

Hernigou P, Medevielle D, Debeyre J, Goutallier D (1987) Proximal tibial osteotomy for osteoarthritis with varus deformity. A ten to thirteen-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am.* 69(3): 949-950

36.

Hoell S, Suttmoeller J, Stoll V, Fuchs S, Gosheger G (2005) The high tibial osteotomy, open versus closed wedge, a comparison of methods in 108 patients. *Arch Orthop Trauma Surg.* 9: 638-43

37.

Holden DL, James SL, Larson RL, Slocum DB (1988) Proximal tibial osteotomy in patients who are fifty years old or less. A long-term follow-up study. *J Bone Joint Surg* 70-A: 977-982

38.

Ho-Rim Choi, Hasegawa Y, Kondo S, Shimizu T, Ida K, Iwata H (2001) High tibial osteotomy for varus gonarthrosis: A 10-to24-year follow-up study. *J Orthop Sci.* 6(6): 493-497

39.

Hurley MV, Newham DJ (1993) The influence of arthrogeous muscle inhibition on quadriceps rehabilitation of patients with early, unilateral osteoarthritic knees. *Br J Rheumatol* 32: 127-131

40.

Hurley MV, Scott DL, Rees J, et al (1997) Sensorimotor changes and functional performance in patients with knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis* 56: 640-648

41.

Inman VT, Ralston HJ, Todd F (1981) *Human Walking.* Baltimore, MD, Williams and Wilkins Company

42.

Insall JN, Joseph DM, Msika C (1984) High tibial osteotomy for varus gonarthrosis. A long term follow-up study. J Bone Joint Surg 66-A: 1040-1048

43.

Ivarsson I, Gillquist J (1991) Rehabilitation after high tibial osteotomy and unicompartmental arthroplasty. Clin Orthop 266: 139-144

44.

Ivarsson I, Myrner R, Gillquist J (1990) High tibial osteotomy for medial osteoarthritis of the knee. A 5 to 7 and 11 year follow-up. J Bone Joint Surg Br. 72(2): 238-244

45.

Jokio PJ, Lindholm TS, Vankka E (1985) Medial and lateral gonarthrosis treated with high tibial osteotomy. A prospective study. Arch Orthop Trauma Surg. 104(3): 135-144

46.

Kakahana W, Akai M, Nakazawa K, Takashima T, Naito K, Torii S (2005) Effects of laterally wedged insoles on knee and subtalar joint moments. Arch Phys Med Rehabil 86:1465-1471

47.

Kakahana W, Torii S, Akai M, Nakazawa K, Fukano M, Naito K (2005) Effect of a lateral wedge on joint moments during gait in subjects with recurrent ankle sprain. Am J Phys Med Rehabil 84: 858-864

48.

Karabatsos B, Mahomed NN, Maistrelli GL (2002) Functional outcome of total knee arthroplasty after high tibial osteotomy. Can J Surg 45: 116-119

49.

Keene JS, Monson DK, Roberts JM, Dyreby JR Jr. (1989) Evaluation of patients for high tibial osteotomy. Clin Orthop. 243: 157-165

50.

Kerrigan DC, Lelas JL, Goggins J, Merriman GJ, Kaplan RJ, Felson DT (2002) Effectiveness of a lateral-wedge insole on knee varus torque in patients with knee osteoarthritis. Arch Phys Med Rehabil 83: 889-893

51.

Kettelkamp DB, Johnson RJ, Smidt GL, Chao EY, Walker M (1970) An electrogoniometric study of knee motion in normal gait. J Bone Joint Surg 52A(4): 775-790

52.

Klein, D (2002) Bewegungsanalyse im Ganglabor. Münster, Institut für Bewegungsanalytik

53.

Kleindienst FI, Michel KJ, Stief F, Wedel F, Campe S, Krabbe B (2007) Vergleich der Gelenkbelastung der unteren Extremitäten zwischen den Bewegungsformen Nordic Walking, Walking und Laufen mittels inverser Dynamik. Dtsch Z Sportmed 58/4: 105-111

54.

Krohn K (2005) Footwear alterations and bracing as treatments for knee osteoarthritis. Curr Opin Rheumatol 17: 653-656

55.

Kuchling H (1999) Taschenbuch der Physik 16. Aufl. München Wien Fachbuchverlag Leipzig im Carl-Hanser-Verl.

56.

Küspert, K (2000) Kräfte im Kniegelenk bei Normal- und Fehlstellungen der Beine und Simulation chirurgischer Eingriffe. Tectum-Verlag

57.

Lawrence JH, DeLuca CJH (1983) Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. J Appl Phys 54: 1653-1659

58.

Lobenhoffer P, Agneskirchner JD, Galla M. (2007) Kniegelenknahe Osteotomien. Stuttgart. Thieme

59.

Machner A, Pap G, Krohn A, Rohkohl K, Awiszus F (2002) Quadriceps muscle function after high tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. Clin Orthop 399: 177-183

60.

Mainka C, Boenick U (1993) Integrierte Gangbildanalyse für zukünftige routinemäßige klinische Anwendungen. Biomed Tech 38: 325-331

61.

Mann RA, Hagy J (1980) Biomechanics of walking, running and sprinting. Am J Sports Med 8 (5): 345-350

62.

Maquet P (1984) Biomechanics of the knee – with application of the pathogenesis and the surgical treatment of osteoarthritis. Berlin. Springer

63.

Matokovic D, Haspl M (2000) Corrective osteotomy in the treatment of degenerative changes in the knee joint. Lijec Vjesn. 122(9-10): 299-233

64.

Mc Alindon TE, Cooper C, Kirwan JR, et al (1993) Determinants of disability in osteoarthritis of the knee. *Ann Rheum Dis* 52: 258-262

65.

McKellop HA, Sigholm G, Redfern FC, Doyle B, Sarmiento A, Luck JV (1991) The effect of simulated fracture-angulations of the tibia on cartilage pressures in the knee joint. *J Bone Joint Surg* 73A: 1382-1391

66.

Meding JB, Keating EM, Ritter MA, Faris PM (2000) Total knee arthroplasty after high tibial osteotomy. *Clin Orthop* 375: 175-184

67.

Miniaci A, Ballmer FT, Ballmer PM, Jakob RP (1989) Proximal tibial osteotomy. A new fixation device. *Clin Orthop* 250-259

68.

Mont MA, Antonaides S, Krackow KA, et al (1994) Total knee arthroplasty after failed high tibial osteotomy: A comparison with a matched group. *Clin Orthop* 299: 125-130

69.

Morrison J (1968): Bioengineering analysis of force actions transmitted by the knee joint. *Bio-Med Eng* 3: 164-170

70.

Morrison J (1969) Function of the knee in various activities. *Bio-Med Eng* 3: 164-170

71.

Murray MP, Drought AB, Kory RC (1964) Walking pattern of normal men. J Bone Joint Surg 46A(2): 335-360

72.

Myrnerets R (1980) Optimal correction in high tibial osteotomy for varus deformity. Acta Orthop Scand. 51(4): 689-694

73.

Netter FH 2001 Netters Orthopädie. Stuttgart. Thieme

74.

Nietert M (1977) Das Kniegelenk des Menschen als biomechanisches Problem. Biomed Tech 22: 13-21

75.

Odenbring S, Egund N, Hagstedt B, Larsson J, Lindstrand A, Toksvig-Larsen S (1991) Ten-year results of tibial osteotomy for medial gonarthrosis. The influence of overcorrection. Arch Orthop Trauma Surg. 110(2): 103-108

76.

Oest O (1978) Röntgenologische Beinachsenbestimmung. Z Orthop 111: 497-500

77.

Ogata K, Yasunaga M, Nomijama H (1997) The effect of wedged insoles on the thrust of osteoarthritic knees. International Orthopaedics 21: 308-312

78.

Otis JC, Burstein AH (1981) Evaluation of the VA-Rancho gait analyzer, Mark I. Bull Prosthet Res 18(1): 21-25

79.

Paley D, Pfeil J (2000) Prinzipien der kniegelenknahen Extremitätenkorrektur. Orthopäde 29: 18-38

80.

Perry J (1992) Gait analysis. New York, Slack

81.

Perry J (2003) Ganganalyse. München. Urban&Fischer

82.

Pollo FE, Otis JC, Backus SI, Warren RF, Wickiewicz TL (2002) Reduction of medial compartment loads with valgus bracing of the osteoarthritic knee. Am J Sports Med 30/3: 414-421

83.

Prodomos C, Andriadcci T, Galante J (1985) A relationship between gait and clinical changes following high tibial osteotomy. J Bone Joint Surg Am 67: 1188-1194

84.

Ramsey DK, Snyder-Mackler L, Lewek M, Newcomb W, Rudolph K (2007) Effect of anatomic realignment on muscle function during gait in patients with aedial compartment knee osteoarthritis. Arth Care Res 57(3): 389-397

85.

Reilly KA, Barker KL, Shamley D (2006) A systematic review of lateral wedge orthotics – how useful are they in the management of medial compartment osteoarthritis? The Knee 13: 177-183

86.

Rinonapoli E, Mancini GB, Corvaglia A, Musiello S (1998) Tibial osteotomy for varus gonarthrosis. A 10- to 21-year follow-up study. Clin Orthop 353: 185-193

87.

Rössler H, Rüter W (2000) Orthopädie. München. Urban&Fischer

88.

Rüttimann B (2000) Kurze und krumme Beine. Ein historischer Rückblick. Der Orthopäde 9

89.

Sasaki T, Yasuda K (1987) Clinical evaluation of the treatment of osteoarthritic knees using a newly designed wedged insole. Clin Orthop 221: 181-187

90.

Schewe H (1988) Die Bewegung des Menschen. Stuttgart: Thieme

91.

Schmalz T, Blumentritt S, Drewitz H, Freslier M (2006) The influence of sole wedges on frontal plane knee kinetics, in isolation and in combination with representative rigid and semi-rigid ankle-foot-orthoses. Clinical Biomechanics 21: 631-639

92.

Schmitt E, Heisel J, Jani L, Schuhmacher G (2002) Kniegelenknahe Beinachsenfehlstellung. Leitlinien der Orthopädie. DGOOC. Köln. Deutscher Ärzte-Verlag.

93.

Schultz M, Weber T, Blumentritt S, Schmalz T (2003) Ganganalytische Untersuchungen von Patienten mit valgusierender Tibiakopfosteotomie. *Northopäde* 32: 331-339

94.

Slemenda C, Brandt KD, Heilman DK, et al (1997) Quadriceps weakness and osteoarthritis of the knee. *Ann intern Med* 127: 97-104

95.

Sprenger TR, Doerzbacher JF (2003) Tibial osteotomy for the treatment of varus gonarthrosis. Survival and failure analysis to twenty-two years. *J Bone Joint Surg Am.* 85-A(3): 469-474. Erratum in: *J Bone Joint Surg Am.* 85-A(5): 912

96.

Stevens PM, MacWilliams B, Mohr RA (2004) Gait analysis of stapling for genu valgum. *J Pediatr Orthop* 24/1: 70-74

97.

Stukenborg-Colsman C, Wirth CJ, Lazovic D, Wefer A (2001) High tibial osteotomy versus unicompartmental joint replacement in unicompartmental knee joint osteoarthritis: 7-10-year follow up prospective randomised study. *Knee* 8: 187-194

98.

Täger D (1989) Kniegelenksnahe Osteotomien. Spätergebnisse. *Orthopädische Praxis* 9

99.

Tjornstrand B, Egund N, Hagstedt B, Lindstrand A (1981) Tibial osteotomy in medial gonarthrosis. The importance of over-correction of varus deformity. Arch Orthop Trauma Surg 99: 83-89

100.

Toda Y, Segal N, Kato A, Yamamoto A, Irie M (2001) Effect of a novel insole on the subtalar joint of patients with medial compartment osteoarthritis of the knee. J Rheumatol 28: 2705-2710

101.

Toda Y, Tsukimura N, Kato A (2004) The effects of different elevations of laterally wedged insoles with subtalar strapping on medial compartment osteoarthritis of the knee. Arch Phys Med Rehabil 85: 673-677

102.

Umphred DA (2000) Neurologische Rehabilitation. Berlin, Springer

103.

Valenti JR, Calvo R, Lopez R, Canadell J (1990) Long term evaluation of high tibial valgus osteotomy. Int. Orthop. 14(4): 347-349

104.

Vortkamp U (2006) Coventry-Osteotomie vs. Hemikallotaxis. Ein operationsnaher radiologischer und klinischer Vergleich von 48 Operationen. Universitätsklinikum Münster Dis Orthop: 59-81

105. Wada M, Imura S, Nagatani K, Baba H, Shimada S, Sasaki, S (1998) Relationship between gait and clinical results after high tibial osteotomy. Clin Orthop 1(354): 180-188

106.

Wang J, Kuo K, Andriacchi T, Galante J (1990) The influence of walking mechanics and time results on the results of proximal tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg Am* 72: 905-909

107.

Wataru K, Masami A, Nobuya Y, Takamichi T, Kimitaka N (2004) Changes of joint moments in the gait of normal subjects wearing laterally wedged insoles. *Am J Phys Med Rehabil*: 273-278

108.

Weale AE, Newman JH (1994) Unicompartmental arthroplasty and high tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. A comparative study with a 12- to 17-year follow up period. *Clin Orthop* 302: 134-137

109.

Weidenheim L, Svensson O, Broström L, Mattson E (1994) Abduction moment of the knee compared to the radiological and clinical parameters in moderate medial osteoarthritis of the knee. *Ann Chir Gynaecol* 83: 236-242

110.

Windsor RE, Insall JN, Vince KG (1988) Technical considerations of total knee arthroplasty after proximal tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg* 70-A : 547-555

111.

Winter DA (1987) Electromyographic amplitude normalisation methods: Improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. *Arch Phys Med Rehabil*. 65: 517-521

112.

Yasuda K, Majima T, Tanabe Y, Kaneda K (1991) Long-term evaluation of high tibial osteotomy for medial osteoarthritis of the knee. Bull Hosp Jt Dis Orthop Inst. 51(2): 236-248

11 Anhang

11.1 Danksagung

Dank sagen möchte ich all jenen, die mich bei der Planung, Durchführung der klinischen Untersuchungen, der Auswertung und dem Verfassen dieser Arbeit unterstützt haben.

Besonders danken möchte ich Herrn Professor Doktor rer. soc. Dieter Rosenbaum und Chefarzt PD Doktor med. Robert Rödl für Ihren Rat und die wissenschaftliche Unterstützung. Ihr langjähriges Engagement auf dem Gebiet der operativen Korrektur von Beinachsenevidenzen und der Biomechanik bildete die Grundlage für diese Arbeit, durch sie erhielt ich die Möglichkeit, diese Arbeit zu erstellen.

Ein besonderer Dank gilt auch Herrn Klein, der mir mit seinem umfassenden technischen Wissen stets zur Seite gestanden hat. Danken möchte ich auch dem Team des Funktionsbereiches Bewegungsanalytik für Rat und Betreuung.

Mein herzlicher Dank gilt meinen Eltern Claus und Angelika Hölscher. Ehrgeiz, Mut und Ausdauer habt ihr mich gelehrt; ihr ließt mich diesen wunderbaren, kreativen Beruf erlernen, der es mir ermöglicht, Menschen – im wahrsten Sinne des Wortes – wieder auf die Beine zu stellen.

Danke auch an all die anderen Familienmitglieder und meine Freunde. Ihr zeigtet stets Verständnis für den aus meinem Beruf resultierenden Zeitmangel und habt mich immer unterstützt.

Mein besonders herzlicher Dank gilt meinem geliebten Lebensgefährten Holger Albrecht. Mit Deiner Stärke, Deiner Logik und Deinem Wissen standest Du mir stets zur Seite. Du gabst mir den Mut und die Kraft, diese Arbeit zu erstellen.

Vielen Dank nicht zuletzt an all die Patienten, die sich für diese Studie zur Verfügung gestellt haben – ohne sie gäbe es dieses Werk nicht.