

Technische Universität München

Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Sportorthopädie

Klinikum rechts der Isar

Direktor: Univ.-Prof. Dr. R. von Eisenhart-Rothe

**Funktionelle, klinische, sowie ganganalytische Ergebnisse
nach Resektion der proximalen Tibia und
Strecksehnenrekonstruktion im Rahmen der
Tumorendoprothetik**

Ute Saur

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

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

Prüfer: 1. apl. Prof. Dr. H.W. Gollwitzer

2. Univ.-Prof. Dr. A.B. Imhoff

Die Dissertation wurde am 17.06.2015 bei der Technischen Universität München eingereicht
und durch die Fakultät für Medizin am 15.06.2016 angenommen.

BEGRIFFSERKLÄRUNGEN	5
1 EINLEITUNG	6
1.1 Kniegelenk	7
1.1.1 Anatomie und Funktion	7
1.1.2 Muskeln am Kniegelenk	9
1.1.3 Der Streckapparat	10
1.2 Gangbild und Gangzyklus	10
1.2.1 Biomechanik	11
1.2.2 Gangzyklus	11
1.2.3 Beschreibung des physiologischen Gangablaufs	13
1.2.4 Physiologische Winkelbewegungen des Hüft-, Knie- und oberen Sprunggelenks während des Gangzyklus	13
1.2.5 Der Streckapparat und seine Funktion während des Gangzyklus	15
1.2.6 Funktionsverlust und Insuffizienz des Streckapparates	17
1.3 Tumorbedingte Erkrankungen des Kniegelenks	18
1.4 Staging und Grading	21
1.5 Resektion	22
2 REKONSTRUKTION STRECKAPPARAT UND KNOCHENDEFEKTERSATZ	24
2.1 Rekonstruktionsmöglichkeiten - Operative Verfahren	25
2.1.1 Verfahren zur Rekonstruktion des Knochendefekts der proximalen Tibia	25
2.1.2 Verfahren zur Rekonstruktion des Streckapparates	25
2.1.3 Muskel- und Hautlappen zur Wunddeckung	25
2.2 Knieendoprothetik und alloplastisches Bandmaterial	27
2.2.1 Alloplastisches Bandmaterial	27
2.2.2 Megaendoprothesen - modulare Endoprothetik	29
2.2.3 Der Studie zugrundeliegendes Operationsverfahren mit Einsatz einer MML-Prothese und Strecksehnenrekonstruktion mit Treviraband	32
3 MATERIAL UND METHODEN	36
3.1 Studiendesign und Datenerhebung	36
3.2 Patienten	37
3.2.1 Gesamtes Patientenkollektiv	38
3.2.2 Nicht untersuchte Patienten	39
3.2.3 Untersuchte Patienten	41
3.3 Scores und Fragebögen	42
3.3.1 American Knee Society Score	43

3.3.2	Oxford 12-item Score	44
3.3.3	Womac Score	44
3.3.4	MSTS Score	45
3.3.5	SF-12 Health Survey	46
3.3.6	Nachuntersuchungs-Fragebogen	47
3.3.7	Zusammenstellung der Scores	48
3.4	Klinische Untersuchung	48
3.4.1	Röntgen-Bilder	48
3.4.2	Körperliche Untersuchung	48
3.4.3	Kraftmessung des M.quadriceps femoris	49
3.5	Ganganalyse	50
3.5.1	Gangbild-Videoanalyse	50
3.5.2	Pedobarometrie	51
3.5.3	Gangparameter	51
3.5.4	Versuchsaufbau für die Gangbildanalyse	55
4	ERGEBNISSE	60
<hr/>		
4.1	Ergebnisse aus dem gesamten Kollektiv mit 18 Patienten	60
4.2	Ergebnisse der 9 untersuchten Patienten	61
4.3	Klinische Untersuchung	65
4.4	Ergebnisse aus den Scores und Fragebögen	67
4.4.1	Fragebogen zur subjektiven Zufriedenheit in 2 Versionen	68
4.4.2	Oxford Score	69
4.4.3	Womac Score	69
4.4.4	American Knee Society Score	70
4.4.5	SF-12 Health Survey	71
4.4.6	MSTS-Score	71
4.4.7	Zusammenstellung der Score-Ergebnisse	72
4.5	Ergebnisse aus der Gangbildanalyse	73
4.5.1	Kniegelenkwinkel	74
4.5.2	OSG - Winkel	76
4.5.3	Hüftgelenkwinkel	79
4.5.4	Gangparameter	80
5	DISKUSSION	87
<hr/>		
5.1	Autologe und alloplastische Rekonstruktionsverfahren des Streckapparates nach Tumorresektion der proximalen Tibia	87

5.2	Allogene Rekonstruktionsverfahren des Streckapparates und Allograft-Endoprothesen-Composite („allograft-prosthesis-composite“ = APC) nach Tumorresektion der proximalen Tibia	93
5.3	weitere Möglichkeiten der Streckapparatrekonstruktion - ohne Resektion der proximalen Tibia	95
5.4	Endoprothetischer Ersatz mit Strecksehnenanbindung	96
5.5	Scores	98
5.5.1	MSTS-Ergebnisse bei anderen Autoren	100
5.5.2	AKS-Ergebnisse, Oxford-12 item und Womac Score in der Primärendoprothetik	101
5.6	Diskussion der Ergebnisse aus der klinischen Untersuchung	102
5.7	Diskussion der Ergebnisse aus dem Ganglabor	103
6	SCHLUSSFOLGERUNG UND KLINISCHE RELEVANZ	111
7	ZUSAMMENFASSUNG	112
8	ANHANG	114
8.1	Winkelbewegungen während des Gangzyklus	114
8.2	Vertikalkraftkurven	123
8.3	Maximaldruckkurven	125
8.4	Scores und Fragebögen	127
8.5	Tabula Peutingeriana	137
8.6	Abbildungs- und Tabellenverzeichnis	138
8.7	Tabellenverzeichnis	139
9	LITERATURVERZEICHNIS	140
10	DANKSAGUNG	148

Begriffserklärungen

APC:	autolog/allogen prosthesis composite: Kombination aus Endoprothesengelenkteil und autologem oder allogenem Material
limb salvage:	extremitätenerhaltendes Operationsverfahren
MML:	Modular System München-Lübeck, Endoprothese Fa. ESKA Implants, heute Fa. Orthodynamics, Lübeck
OSG:	oberes Sprunggelenk
Release:	Erweiterung im Operationsgebiet, z.B. durch Durchtrennung der seitlichen Retinaculae patellae
RLANC	Rancho Los Amigos National Rehabilitation Center, Los Angeles, USA
ROM:	range of motion (=Bewegungsumfang), angegeben nach Neutral-Null-Methode mit Extension/Flexion
UICC:	Union for International Cancer Control, Genf, Schweiz
Treviraband	seit 1998 umbenannt in KoSa-Hochfestband, Fa. Telos, Marburg, Deutschland
VAS	Visuelle Analog Skala

1 Einleitung

In der Tabula Peutingeriana, einer Kopie römischer Straßenkarten aus dem 1. Jahrhundert n.Ch., sind die Wegeentfernungen zwischen den einzelnen Messpunkten in „mp“ = „milia passuum“ angegeben. Dabei entspricht 1mp (= 1 römische Meile) genau 1000 Doppelschritten. Nach heutigen Entfernungsmessungen sind für 1mp etwa 1,479km, bzw. für einen Doppelschritt 1,479m anzusetzen [41, 142].

Entfernungsbestimmungen im Wegenetz des Römischen Reichs waren für die Planungen der damaligen Verwaltung, des Handels und des Militärs von großem Interesse. Da die Fußsoldaten der römischen Militärtruppen zu den Einsatzorten an den verschiedenen Grenzen des Weltreichs oft riesige Entfernungen in wochenlangen Fußmärschen zurücklegen mussten, war die Gebrauchsfähigkeit ihrer „Gehwerkzeuge“ damals von fundamentaler Bedeutung. Welche Wichtigkeit die Römer dem menschlichen Gang beigemessen haben, zeigt sich darin, dass sie zur Grundlage ihrer Entfernungsbestimmungen ihren „eigenen“ Doppelschritt als Maßgrundlage verwendet haben.

Auch in unserer, vergleichsweise äußerst geh-armen Zeit, ist die möglichst gute Funktionsfähigkeit des menschlichen Gehapparates Voraussetzung für viele verschiedene Tätigkeiten und für das persönliche Wohlbefinden im täglichen Leben. Hierbei spielt der Knie-Streckapparat eine wesentliche Rolle. Er allein ist verantwortlich für den Extensionsvorgang im Kniegelenk.

Bei einem Tumorbefall im Bereich der proximalen Tibia entfällt in den meisten Fällen bei der Tumoresektion die Tuberositas tibiae und damit die Ansatzstelle des Knie-Streckapparates. Dies trifft auch auf die extraartikulären Gelenkresektionen zu, die bei jedem intraartikulären malignen Befall des Kniegelenks en bloc ausgeführt werden müssen. Das Ziel bei den vorgenannten operativen Eingriffen ist es, neben der Rekonstruktion des Kniegelenks, eine möglichst physiologische und funktionstüchtige Wiederherstellung des unterbrochenen Streckapparates zu erreichen.

In der vorliegenden retrospektiven Studie wird das klinische Outcome nach Strecksehnenrekonstruktion im Rahmen der Tumorendoprothetik der proximalen Tibia untersucht. Die Studie umfasst 18 Patienten, die im Zeitraum von 02/1988 bis 05/2009 in der orthopädischen Abteilung des Klinikums rechts der Isar der Technischen Universität München wegen eines malignen Tumors operiert wurden. Diesen Patienten wurde nach der Resektion des kniegelenksnahen Tumors zur Knochendefektüberbrückung und Gelenkersatz eine modulare Tumorendoprothese implantiert. Mit Hilfe eines Trevira-Kunstbandes wurde der Streckapparat rekonstruiert und an der Prothese fixiert.

Wir zeigen mit dieser Arbeit auf, in wieweit das Gehen bei den untersuchten Patienten mit dem vorgenannten Operationsverfahren wiederhergestellt werden konnte, bzw. welche

Einschränkungen bezüglich der Bewegungsabläufe bestehen. Dazu wurden im Ganglabor verschiedene kinetische und kinematische Parameter anhand von Videoanalyse und Pedobarometrie untersucht. Zudem wurden die Funktionalität des operierten Kniegelenks im Alltagsleben und die Zufriedenheit der Patienten mit dem Operationsergebnis anhand von Fragebögen ermittelt.

Vorangestellt wird ein Überblick über die anatomischen Verhältnisse und die Funktion des Kniegelenks, den Aufbau des Streckapparates und seine Funktion während des Gangzyklus, sowie über die Auswirkungen bei einer Insuffizienz oder einem Funktionsverlust des Streckapparates. Die in der Literaturrecherche im Rahmen der Tumorchirurgie der proximalen Tibia gefundenen Kniegelenk- und Strecksehnen-Rekonstruktionsverfahren werden untereinander verglichen, die postoperativen Ergebnisse und die Scoreergebnisse, soweit sie bei den jeweiligen Autoren angegeben sind, diskutiert.

1.1 Kniegelenk

1.1.1 Anatomie und Funktion

Nachfolgende Ausführungen beziehen sich weitgehend auf Gray's Atlas der Anatomie [54], Kapandji [77] und Lippert [93].

Das Kniegelenk (*Articulatio genu*) ist das größte Gelenk des menschlichen Körpers. Es setzt sich zusammen aus 3 knöchernen Strukturen (Femur, Tibia und Patella) und kann unterteilt werden in ein Femoropatellar- und ein Femorotibialgelenk. Der Roll- und Gleitvorgang sowie die Druckverteilung der Femurkondylen auf die Tibia werden unterstützt durch die Menisci medialis und lateralis. Die Patella dient als Hypomochlion für den Knie-Strecksehnenapparat und wird zusammen mit diesem beschrieben.

Das Kniegelenk besitzt zwei Freiheitsgrade: das Beugen und Strecken um eine Transversalachse (Scharniergelenk) und eine Drehung des Unterschenkels in gebeugter Kniehaltung um eine Longitudinalachse (Drehgelenk).

Das Ausmaß der Flexion im Kniegelenk ist abhängig von der Beugestellung im Hüftgelenk. Eine aktive maximale Flexion von 140° wird nur bei Hüftbeugung erreicht, bei gestrecktem Hüftgelenk beträgt die Knieflexion in der Regel bis zu 120°.

Die passive Flexion kann bis auf 160° vergrößert werden und wird durch den Anschlag der Unterschenkelrückseite an der Oberschenkelrückseite begrenzt. Über die Neutral-Null-Stellung hinaus ist eine weitere geringgradige Extension möglich, die durch den Kapselbandapparat und verschiedene muskuläre Strukturen begrenzt wird.

Mit dem Roll-Gleiten des Femurkondylus auf der Tibia wandert die Kontaktfläche zwischen den Femurkondylen und der tibialen Gelenkfläche beim Beugen nach hinten, bei der Streckung nach vorne [77]. Das Rückwärtsgleiten der Tibia relativ zum Femur wird durch das hintere Kreuzband, das Vorwärtsgleiten durch das vordere Kreuzband verhindert [103]. Bei der

Knieflexion tritt die Eminentia intercondylaris tibiae aus der Fossa intercondylaris des Femur heraus und gibt eine Rotation in der longitudinalen Kniegelenksachse frei. Das mediale Kollateralband und die Kreuzbänder limitieren die Rotation des Femur auf der Tibia in allen Gelenkpositionen [77].

In der Extensionsstellung verhindern die Eminentia intercondylaris, die Kollateral- und Kreuzbänder die Rotation des Kniegelenks.

Die Kollateralbänder verstärken die Gelenkkapsel auf der medialen und lateralen Seite. Sie verhindern die Adduktion und die Abduktion in Verbindung mit den beiden Kreuzbändern [103]. Ein Verschieben des Femur auf der Tibia nach medial oder lateral wird durch die Interaktion zwischen der Eminentia intercondylaris der Tibia und den Femurkondylen verhindert [103].

Zusätzlich sichern verschiedene Muskeln die Kniestabilität:

- Das Lig.collaterale fibulare wird durch den Tractus iliotibialis unterstützt, der durch den M.tensor fasciae latae angespannt wird.
- Das Lig.collaterale mediale wird durch die Sehnen der Muskeln des Pes anserinus (M.sartorius, M.semitendinosus, M.gracilis) verstärkt.
- Eine wesentliche Gelenkstabilität erfolgt durch den M.quadriceps femoris, der mit seinen Retinaculae patellae mediale und laterale, sowie sich überkreuzenden Faserzügen, einen kräftigen fibrösen Mantel auf der Vorderseite des Kniegelenks bildet.

Die Bewegungsstabilität des Kniegelenks hängt hauptsächlich von der Funktionstüchtigkeit des M.quadriceps femoris ab. Er ist der einzige Streckmuskel am Kniegelenk. Bereits ab einer geringgradigen Knieflexion fällt beim Stehen oder Gehen der Körperschwerkraftvektor hinter die Streck-Beugeachse des Kniegelenks. Eine daraus resultierende Flexion des Knies kann nur durch die exzentrische Aktivität des M.quadriceps femoris verhindert werden, d.h. das Kniegelenk wird muskulär aktiv stabilisiert. Befindet sich der Körperschwerkraftvektor vor dem Kniegelenk, so erfolgt die Stabilisierung und Verriegelung passiv strukturell (Kapsel, Bänder, Sehnen), sowie zusätzlich aktiv durch den M.tensor fasciae latae. Eine Aktivität des M.quadriceps ist hierbei nicht erforderlich. Über die Neutral-Null-Stellung hinaus ist eine physiologische Hyperextension von 5°-10° möglich. Sie kann bei jeder Gangphase, in der das Bein gewichtsbelastet ist, auftreten [112]. Sie tritt häufig kompensatorisch auf durch eine Quadricepsschwäche oder durch eine gestörte Propriozeption.

Bei einer massiven Schwächung des M.quadriceps, oder einem insuffizienten Kniestreckapparat anderer Ursache, ist ein Stehen oder Gehen nur durch eine Hyperextension des Kniegelenks (Genu recurvatum) möglich.

Der Extension bzw. Hyperextension im Kniegelenk wirken folgende Strukturen entgegen: der dorsale Kapselbandapparat mit dem Lig.popliteum obliquum, die Kollateral- und Kreuzbänder,

die Beugemuskeln des Pes anserinus mit ihren Sehnen, sowie der M.semimembranosus, der M.biceps femoris und M.gastrocnemius.

1.1.2 Muskeln am Kniegelenk

Das Kniegelenk wird von 2 großen Muskelgruppen bewegt und aktiv stabilisiert: der Flexoren- und der Extensorengruppe. Durch ihr Zusammenspiel wird ein „normales“ Stehen und Gehen möglich.

Nachfolgend werden aufgrund des Themas unserer Studie im Wesentlichen nur die Anatomie und Funktion der Extensoren des Kniegelenks beschrieben. Die Flexoren werden nur kurz betrachtet, ihre Funktion im Gangablauf nicht im Einzelnen aufgeführt.

Flexoren und Rotatoren am Kniegelenk

- **Flexion:** M.semimembranosus, M.semitendinosus, M.gracilis, M.sartorius, M.popliteus, M.biceps femoris, M.gastrocnemius, M.plantaris.

Dabei werden die Mm.semimembranosus, biceps femoris und semitendinosus als ischiocrurale Gruppe („hamstrings“) bezeichnet.

- **Außenrotation:** M.biceps femoris, M.gastrocnemius Caput mediale, M.tensor fasciae latae (bei schwacher Beugung im Kniegelenk).
- **Innenrotation:** M.semimembranosus, M.semitendinosus, M.gracilis, M.sartorius, M.popliteus, M.gastrocnemius Caput laterale.

Extensoren am Kniegelenk

Für die Streckbewegung im Kniegelenk ist als einziger Muskel der M.quadriceps femoris mit seinen 4 Köpfen verantwortlich, innerviert vom N.femoralis. Diese sind der M.rectus femoris, M.vastus femoris lateralis, medialis und intermedius. Der M.rectus femoris als 2-gelenkiger Muskel beugt im Hüftgelenk und streckt im Kniegelenk, die drei anderen Anteile des M.quadriceps femoris wirken nur als Strecker im Kniegelenk. Die vier Muskelköpfe vereinigen sich mit ihren distalen Sehnannteilen in der Quadricepssehne. In der Extensionsstellung wird das Kniegelenk zusätzlich durch den M.tensor fasciae latae stabilisiert. Dieser entspringt an der Spina iliaca anterior superior. Er inseriert über den Tractus iliotibialis am Condylus lateralis der Tibia und strahlt in die Fascia latae ein. Er wird vom N.gluteus superius innerviert [93].

M.quadriceps femoris	Ursprung	Ansatz
M.rectus femoris	Spina iliaca anterior inferior, Oberrand des Acetabulums	Patella, über das Lig.patellae an der Tuberositas tibiae
M.vastus lateralis	Trochanter major - Linea intertrochanterica, Tuberositas gluteae, Labium laterale der Linea aspera	Patella, über das Lig.patellae an der Tuberositas tibiae, bildet Faserzüge des Retinaculum patellae laterale
M.vastus medialis	Labium mediale der Linea aspera	Patella, über das Lig.patellae an der Tuberositas tibiae, bildet Faserzüge des Retinaculum patellae mediale
M.vastus intermedius	Vorderfläche des Femur	Patella, über das Lig.patellae an der Tuberositas tibiae, bildet Faserzüge der Capsula articularis

Tab.1 Extensoren des Kniegelenks [131]

1.1.3 Der Streckapparat

Der M. quadriceps femoris zieht mit der Quadricepssehne (Lig. patellofemorale) über das ventrale Kniegelenk und inseriert als Lig. patellae an der Tuberositas tibiae. In die Sehne eingebettet liegt die Patella, die in einer Art Rinne zwischen den Femurkondylen gleitet. Ihr retropatellarer Knorpelüberzug sorgt für ein reibungsloses Gleiten in der Femurkondylenrinne. Die Zugkräfte des M. quadriceps femoris werden auf die Patella übertragen und an die Tuberositas tibiae weitergeleitet [133]. Durch die vorgelagerte Lokalisation der Patella wird der Hebelarm des Strecksehnenapparates vergrößert, und die Krafteinwirkung auf die Tibia deutlich verstärkt. Nach Kapandji [77] ergibt sich dadurch eine Vergrößerung der Zugkraft um 50%. Distale Anteile des M. vastus medialis ziehen als M. vastus medialis obliquus zum Lig. patellofemorale und medialisieren die Patella. Die Medialisierung ist vor allem für die letzten 15° der Extension wichtig. Wird die Patella nicht mittig in der Kondylenrinne geführt, kann das Knie nicht aus sitzender Position in Streckstellung gebracht werden [113]. Lateral einstrahlende Fasern des Tractus iliotibialis hemmen eine Dislokation nach medial [133].

Bei der Knieflexion kippt die Patella aus der vertikalen Achse um 35° nach dorsal [77]. Der Ansatzwinkel der Quadricepssehne an der proximalen Patella ändert sich dabei zwischen Beugen und Strecken um bis zu 35°. Der Druck der Patella auf die Kondylengleitfläche steigt beim Beugen deutlich an. Er ist beim Treppensteigen und Kniebeugen besonders groß. Die Insertionswinkel der Patellarsehne an der distalen Patella und an der Tuberositas tibiae bleiben beim Beugen und Strecken weitgehend unverändert [133]. Dadurch wird eine Schonung der umliegenden Gewebestrukturen erzielt.

1.2 Gangbild und Gangzyklus

„Gehen ist ein Zusammenspiel von Bewegungen der Gelenke, selektiv gesteuerter Aktivität der Muskeln und Positionswahrnehmung, die es dem Menschen möglich macht, sich mit einer bestimmten Geschwindigkeit in eine von ihm gewählte Richtung zu bewegen“ [52, Geleitwort]. Viele unterschiedliche Faktoren nehmen Einfluss auf unser menschliches Gehen. Dementsprechend individuell verschieden charakteristisch ist unser Gangbild [112].

In den Bewegungsebenen (Frontal-, Sagittal- und Transversalebene) der Gelenke finden nach Mittlmeier et al. [102] typische Bewegungsabläufe statt, die durch Koordination zu einer harmonischen und energiesparenden, effizienten Fortbewegung führen. Nach diesen Autoren liegt eine verbindliche Definition des „normalen“ Gangbildes nicht vor. Somit bietet sich in der Praxis bei Untersuchungen von Gangstörungen verschiedenster Ursache nur der Vergleich mit einem gesunden Normalkollektiv an, oder man vergleicht die Kinematik und Kinetik beider Beine untereinander, in unserem Fall die des operierten und die des gesunden Beines.

Abweichungen vom sogenannten optimalen, gesunden Gangbild können auf verschiedene Ursachen zurückzuführen sein und werden bei Götz-Neumann [52, Seite 99] nach der

Klassifikation von RLANRC (Rancho Los Amigos National Rehabilitation Center, Los Angeles, USA) in 5 verschiedene Ursachen eingeteilt

- geschädigte motorische Kontrolle oder/ und Muskelschwäche (zentrale oder periphere Defizite)
- von der Norm abweichende Bewegungsausmaße der Gelenke
- Sensibilitätsstörungen
- Schmerz
- Limbisch-emotionale Ursachen

Nach Perry [112] ist die Wahrnehmung der Position der einzelnen Gelenke und deren Stellung im Raum durch die Propriozeption von besonderer Bedeutung für die Koordination der Bewegungsabläufe.

1.2.1 Biomechanik

Nach Mitternacht et al. [101] werden unter dem Begriff der Biomechanik alle Größen, wie Kraft, Energie, Geschwindigkeit, etc., verstanden, die die Bewegungen des Menschen beschreiben. Die Biomechanik kann in drei Teile unterteilt werden:

- die **Kinematik**, als Begriff für den Umfang und den zeitlichen Ablauf der Bewegung im Raum (z.B. Messen der Gelenkwinkel).
- die **Kinetik**, als Begriff für die auf den Körper einwirkenden Kräfte und deren Auswirkungen auf die Bewegung (z.B. Druckverteilungsmessung und Bodenreaktionskraftmessung mit der Pedographie)
- die physiologischen **Gangparameter**, wie Bodenkontaktdauer und Ganggeschwindigkeit, etc.

Nach Götz-Neumann [52] und Perry [112] bewirken die beim Gehen entstehenden Drehmomente in den Gelenken die Flexion und Extension in Hüft- und Kniegelenk, sowie die Dorsalextension und Plantarflexion im Sprunggelenk. Außerdem bewirken sie die Adduktion und Abduktion im Hüftgelenk, sowie die Supination und Pronation im Sprunggelenk. Dabei wirken gleichzeitig antagonistische Muskelkräfte an den Gelenken. So entsteht ein kontinuierlicher Wechsel zwischen den Drehmomenten einerseits und den kontrollierenden Mechanismen von Muskelaktivität und passiver Spannung der Ligamente und Faszien andererseits.

1.2.2 Gangzyklus

Das Gehen verläuft in einem sich wiederholenden Zyklus. Der Gangzyklus ist definiert durch den Zeitraum zwischen dem ersten Bodenkontakt eines Fußes und dem darauffolgenden desselben Fußes. Der erste Bodenkontakt mit Aufsetzen der Ferse wird als 0% Punkt, das Ende des Gangzyklus als 100% Punkt bezeichnet, also dann, wenn die gleiche Ferse gerade eben wieder auf den Boden aufsetzt. Jeder Gangzyklus wird unterteilt in eine Standphase von 60% Dauer (Zeitraum, in dem der jeweilige Fuß auf dem Boden steht), beginnend mit dem ersten

Fersenkontakt zum Boden (Heel strike) und in eine Schwungphase von 40% Dauer (beginnend mit dem Abheben des Fußes vom Boden (Toe off) und dem Nachvorneschwingen des Beines bis zum nächsten Fersenkontakt. Die Standphase wird unterteilt in 5 Teilphasen, die Schwungphase in 3 Teilphasen, die nachfolgend aufgeführt sind. Es befinden sich während eines Gangzyklus beide Füße zweimal zur gleichen Zeit am Boden (Doppelstandphasen), jeweils über eine Zyklusdauer von 10%, und zwar beim Heel strike mit Loading response zwischen 0-12% und im Pre-swing bei ca. 50-62% des Gangzyklus [52, 112].

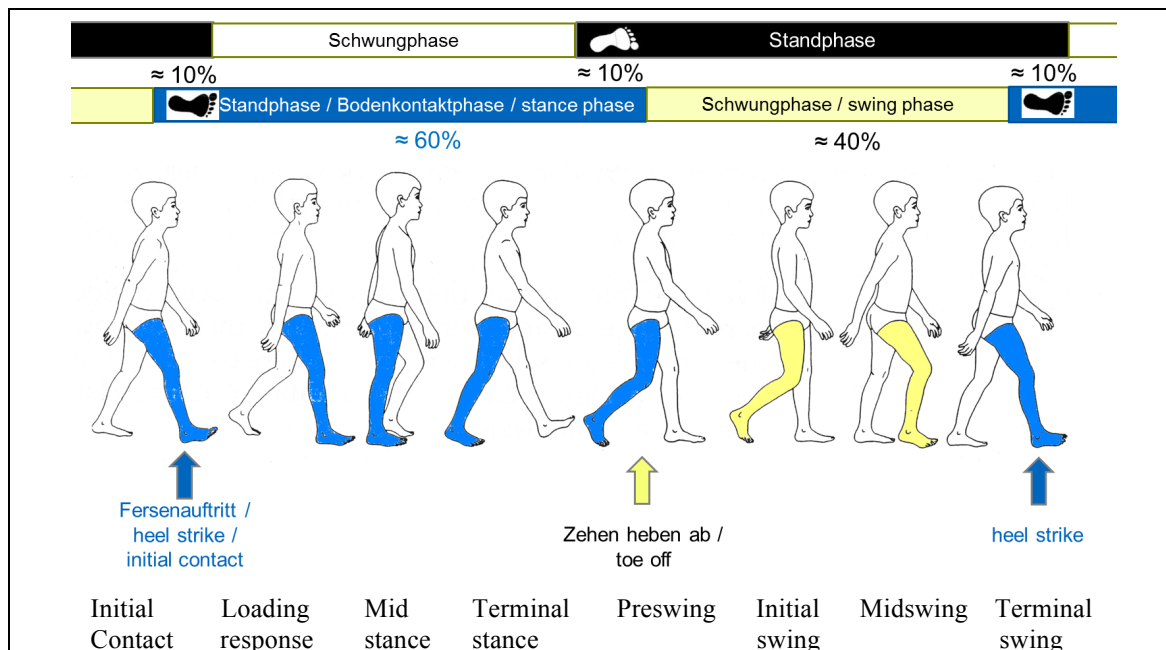


Abb.1 Gangzyklus nach Vaughan et al. [140] mit Ergänzungen

In der vorliegenden Arbeit werden für die einzelnen Gangphasen sowohl die Bezeichnungen des „Rancho Los Amigos Systems“ nach Perry [112], als auch die Bezeichnungen des „traditionellen Systems“ verwendet und nachstehend aufgelistet. Der jeweilige prozentuale Anteil der 8 Teilphasen am Ablauf des Gangzyklus wird unter Kapitel 1.2.4 aufgeführt.

Rancho Los Amigos System	Traditionelles System	
• Standphase:		
Initial contact (IC)	= Heel strike	= initialer Bodenkontakt mit dem Fuß
Loading response (LR)	= Foot flat	= Stoßdämpfung, Belastungsübernahme
Mid stance (MSt)	= Mid stance	= mittlere Standphase
Terminal stance (TSt)	= Heel off	= Fersenanhebung
Pre-swing (PSw)	= Toe off	= Zehen heben ab / Vorschwungphase
• Schwungphase:		
Initial swing (ISw)	= Acceleration	= Beschleunigung / initiale Schwungphase
Mid swing (MSw)		= mittlere Schwungphase
Terminal swing (TSw)	= Deceleration	= Abbremsen / terminale Schwungphase

Tab.2 Bezeichnungen der Gangzyklus-Phasen nach Götz-Neumann [52]

1.2.3 Beschreibung des physiologischen Gangablaufs

Nachfolgend wird nach Kramers-de Quervain et al. [86] und Perry [112] der Bewegungsablauf der unteren Extremität während eines Gangzyklus beschrieben.

Beim Initial contact wird das Knie in stabiler Streckstellung gehalten und der Fuß setzt mit der Ferse auf dem Boden auf. Der Körperschwerpunktvektor liegt vor der Kniegelenkachse.

In der Loading response erfolgt die Übernahme der Last auf das aufgestellte Standbein. Durch das Abrollen des Fußes über den Boden und das Vorwärtsbewegen der Tibia bewegt sich der Körperschwerkraftvektor hinter die Kniegelenkachse. Dadurch wird das Kniegelenk gebeugt, und es fängt die Gewichtsbelastung als Stoßdämpfer ab. Die Flexion im Kniegelenk wird begrenzt durch den M.quadriceps femoris, der damit das Kniegelenk dynamisch stabilisiert.

In der Mid stance ist das gesamte Körpergewicht auf das Standbein übertragen, der M.quadriceps femoris anfangs noch aktiv. Durch das beginnende Vorschwingen des kontralateralen Beines wird das Kniegelenk des Standbeines zunehmend gestreckt, der Körpervektor fällt vor das Kniegelenk und damit endet die Aktivität des M.quadriceps femoris.

In der Terminal stance wird das Kniegelenk durch die Vorwärtsbewegung des Körpers weiter gestreckt und damit der Abstoß des Standbeines vorbereitet.

In der Pre-swing Phase wird durch die Einleitung der aktiven Flexion im Hüftgelenk (durch den M.iliopsoas) das Kniegelenk passiv gebeugt. Der Fuß hebt sich vom Boden ab und damit beginnt die Schwungphase.

In der Initial swing kommt es zu einer weiteren passiven Flexion des Kniegelenks durch vermehrte aktive Beugung im Hüftgelenk. Die Kniegelenkflexion wird teilweise zusätzlich unterstützt durch die Kniegelenksflexoren, die wiederum in ihrer Aktivität durch den M.rectus femoris gebremst werden.

In der Mid swing wird das Schwungbein durch die Hüftgelenksflexoren weiter nach vorne geschwungen und erreicht seine maximale Flexion im Kniegelenk. Im Verlauf stellen die Hüftbeuger ihre Aktivität ein und das Bein beginnt sich weitgehend schwerkraftbedingt zu strecken.

Mit Beginn der Terminal swing unterstützt der M.quadriceps femoris die Streckstellung im Kniegelenk und bereitet das Kniegelenk für die Standphase vor.

1.2.4 Physiologische Winkelbewegungen des Hüft-, Knie- und oberen Sprunggelenks während des Gangzyklus

Nach Götz-Neumann [52] treten bei den vorgenannten 8 Gangphasen bei einem Normalkollektiv an Hüft-, Knie- und oberem Sprunggelenk die nachstehenden durchschnittlichen Gelenkwinkel auf. Zusätzlich wird für jede Gangphase ihr prozentualer Anteil im Ablauf des Gangzyklus aufgeführt.

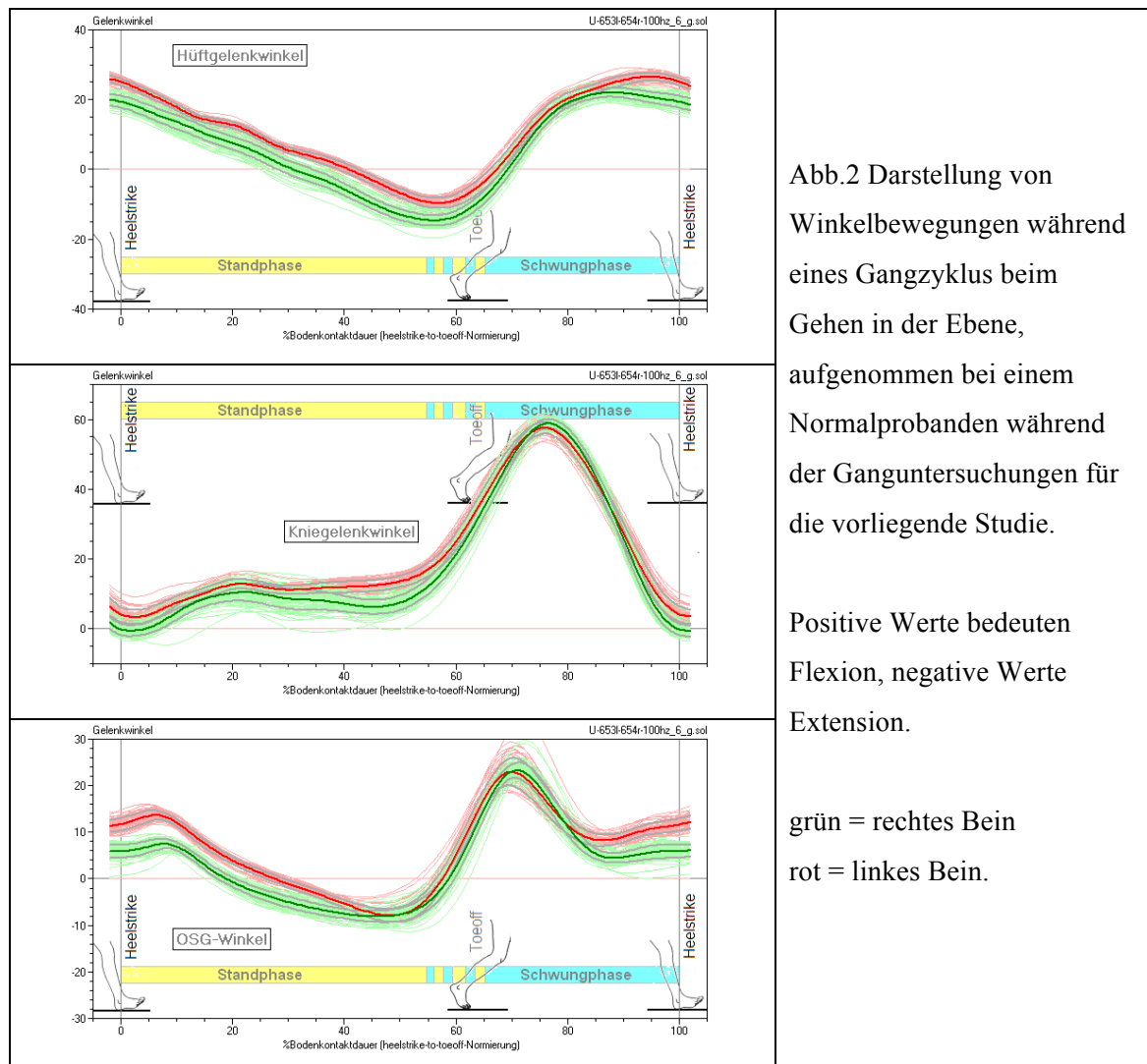
Initial contact 0% des Gangzyklus	Hüftgelenk Kniegelenk OSG	20° Flexion 5° Flexion Neutral-Null-Stellung
Loading response 0-12% des Gangzyklus	Hüftgelenk Kniegelenk OSG	20° Flexion 15° Flexion 5° Plantarflexion
Mid stance 12-31% des Gangzyklus	Hüftgelenk Kniegelenk OSG	Neutral-Null-Stellung 5° Flexion 5° Dorsalextension
Terminal stance 31-50% des Gangzyklus	Hüftgelenk Kniegelenk OSG	20° Hyperextension 5° Flexion 10° Dorsalextension
Pre-swing 50-62% des Gangzyklus	Hüftgelenk Kniegelenk OSG	10° Hyperextension 40° Flexion 15° Plantarflexion
Initial swing 62-75% des Gangzyklus	Hüftgelenk Kniegelenk OSG	15° Flexion 60° Flexion 5° Plantarflexion
Mid swing 75-87% des Gangzyklus	Hüftgelenk Kniegelenk OSG	25° Flexion 25° Flexion Neutral-Null-Stellung
Terminal swing 87-100% des Gangzyklus	Hüftgelenk Kniegelenk OSG	20° Flexion 0°-5° Flexion Neutral-Null-Stellung

Tab.3 Physiologische Winkelbewegungen im Hüft-, Knie- und oberen Sprunggelenk, nach Götz-Neumann [52] in den einzelnen Gangzyklusphasen.

Für das Hüftgelenk wird als Normwert ein Bewegungsumfang der Winkelbewegungen bei gesunden Probanden bei Perry [112] mit 40° angegeben, von anderen Autoren wird von Winkeln von 25,2° bis 45° berichtet [52, 76, 111, 119].

Für das Kniegelenk wird als Normwert ein Bewegungsumfang der Winkelbewegungen bei gesunden Probanden von Perry [112] mit 70° angegeben, von anderen Autoren wird von 56,7° bis 61,4° berichtet [52, 76, 111, 119].

Für das OSG wird als Normwert ein Bewegungsumfang der Winkelbewegungen bei gesunden Probanden bei Perry [112] mit 20°-40° angegeben, von anderen Autoren wird von Winkeln von 25°-25,5° berichtet [52, 76].



1.2.5 Der Streckapparat und seine Funktion während des Gangzyklus

Bei der Betrachtung des M.quadriceps femoris in seiner Funktion während des Gangzyklus muss nach Perry [112] zwischen den Mm.vasti medialis, lateralis und intermedius und dem M.rectus femoris, der 2-gelenkig ist, unterschieden werden.

Terminal swing

Die Aktivität der Mm.vasti beginnt am Ende der Schwungphase mit Beginn des Terminal swing (bei ca. 90% des Gangzyklus). Sie bewirken das Vorschwingen des Unterschenkels in Richtung Extension. Dabei wird das Kniegelenk bis in die Neutral-Null-Stellung und damit für den folgenden initialen Bodenkontakt in eine stabile Extension gebracht. Die antagonistisch wirkenden ischiokruralen Muskeln beschränken dabei eine mögliche Hyperextension im Kniegelenk.

Neben dem M.quadriceps femoris verstärkt der Tractus iliotibialis die Kniegelenkstabilität in Streckstellung. Er wird gesteuert vom oberen Anteil des M.gluteus maximus und M.tensor

fasciae latae und wirkt von der späten Terminal swing bei ca. 95% bis zur Mitte der Mid stance bei ca. 20% des Gangzyklus.

Initial contact

Beim initialen Bodenkontakt der Ferse wird das Kniegelenk in stabiler Streckstellung (2° Hyperextension bis 5° Flexion) aufgestellt. Die Mm.vasti und der Tractus iliotibialis sind dabei aktiv und halten das Kniegelenk stabil in dieser Stellung

Loading response

Durch die Belastungsübernahme des Beines kommt es zu einer Flexion im Kniegelenk. Durch diese Flexion wird die Lastübertragung auf den Boden gedämpft. Mit der sofortigen Reaktion der Mm.vasti wird die Knieflexion auf ca. 15° begrenzt und das Kniegelenk dynamisch stabilisiert. Die Muskelaktivität der Mm.vasti bleibt bis in die frühe Mid stance aufrechterhalten.

Mid stance

Mit dem Beginn des Vorschwingens des kontralateralen Schwungbeines und der dadurch bedingten völligen Gewichtsübernahme durch das Standbein werden die Mm.vasti kurzzeitig verstärkt aktiv und limitieren eine weitere Knieflexion des Standbeines. Durch das weitere Vorschwingen des kontralateralen Beines und die damit verbundene Verlagerung des Körperschwerpunktvektors vor die Kniegelenksachse des Standbeines geht das Kniegelenk passiv in Streckstellung. Die Aktivität der Mm.vasti endet bei ca. 15% des Gangzyklus. Bis zum Beginn des Terminal swing sind die Mm.vasti inaktiv.

Pre-swing

Beim frühen Vorschwingen des Beines wird eine übermäßige Hyperextension im Hüftgelenk und eine übermäßige Flexion im Kniegelenk durch die Aktivität des M.rectus femoris verhindert. Seine Aktivität beginnt mit der späten Pre-swing Phase (bei ca. 56%) und endet im frühen Initial swing bei ca. 64% des Gangzyklus mit Abheben des vorschwingenden Beines.

In den übrigen Gangphasen des Gangzyklus besteht keinerlei Aktivität des M.quadriceps femoris.

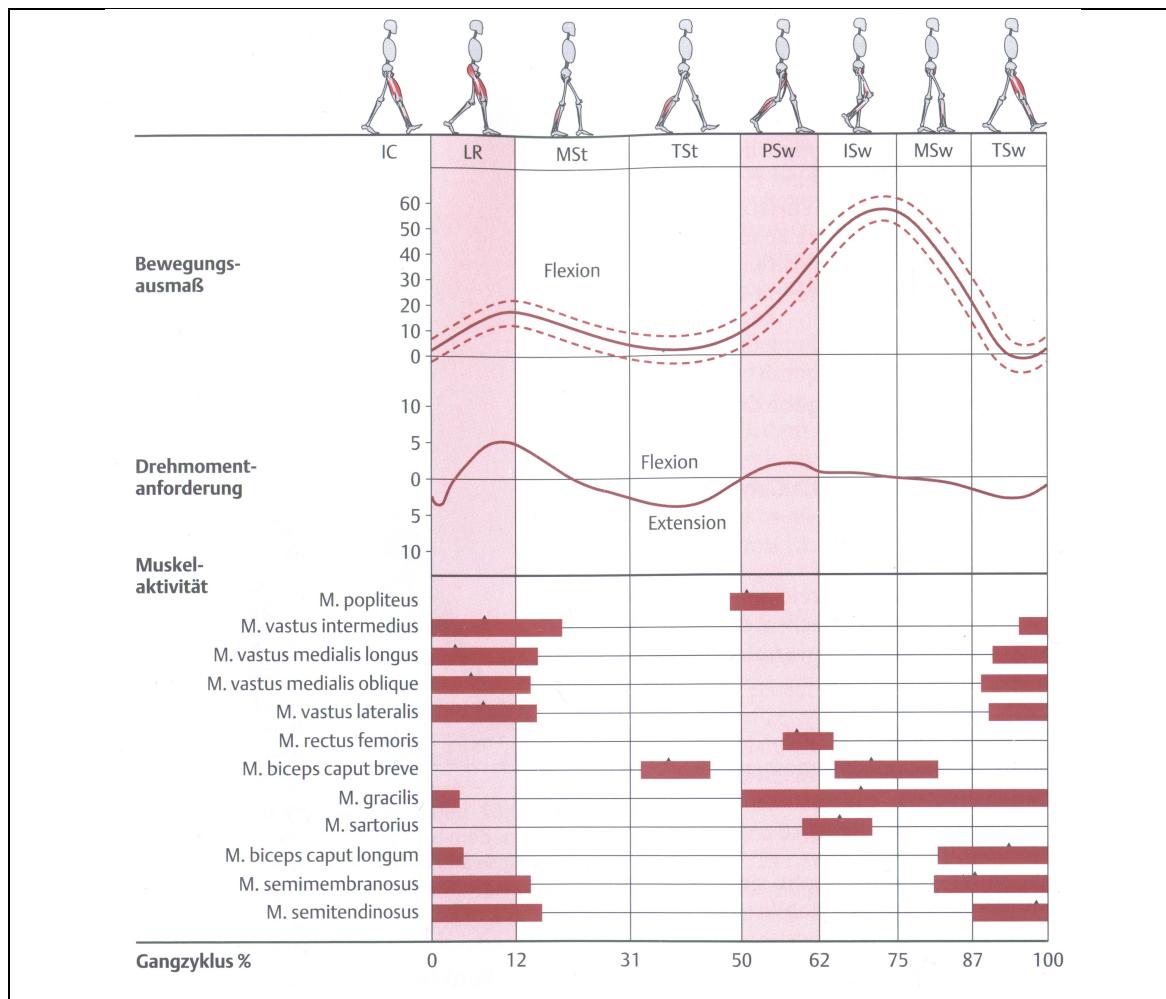


Abb.3 Normale Gelenkbewegungen und Muskelaktivitäten am Kniegelenk während des Gangzyklus, modifiziert nach RLANC bei Götz-Neumann [52]

Aus den beschriebenen Gangphasen ergeben sich Muskelaktivitäten der Mm.vasti, beginnend bei ca. 90% des Gangzyklus und endend bei ca. 15%. Der M.rectus femoris beginnt seine Aktivität bei ca. 56% des Gangzyklus und endet bei ca. 64%.

1.2.6 Funktionsverlust und Insuffizienz des Streckapparates

Eine möglichst umfassende Funktionalität des Streckapparates ist die Voraussetzung für viele Anforderungen im täglichen Leben. Dabei muss der M.quadriceps femoris hohe Kraftanforderungen besonders beim Treppensteigen, Kniebeugen, Aufstehen aus der Sitz- und Hockposition, beim Hochspringen und Landen leisten. Er muss beim Treppensteigen einen Großteil des Körpers nach oben stemmen, bzw. beim Treppabwärtsgehen abbremsen. Bei einer Schwäche oder Ausfall des M.quadriceps oder einer Insuffizienz des zugehörigen Sehnenapparates können die oben genannten Anforderungen nicht oder nur eingeschränkt erfüllt werden [52].

Erschwert sind so z.B. das Aufstehen von einem Stuhl oder das Aufstehen aus der Hocke [126], das normale Gehen, normales Treppen- und Leitersteigen und viele weitere Tätigkeiten. Die Ausübung zahlreicher Berufe und vieler Sportarten ist dadurch erschwert oder nicht möglich.

Nur ein intakter Streckapparat gewährleistet die volle Gewichtsbelastung und dynamische Stabilität des Kniegelenks [112]. Dabei gibt es beim Gehen für das Kniegelenk nur den Zustand stabil oder instabil mit abrupten Übergängen, so dass sich eine bevorstehende Überlastung kaum ankündigt [52]. Die Kraftanforderung an den M.quadriceps beim normalen Gehen beträgt beim Gesunden 25% der möglichen Muskel-Maximalkraft. Damit bestehen Belastungsreserven und zugleich wird eine Erschöpfung beim längeren Gehen vermieden [112]. Arbeitet ein geschwächter M.quadriceps beim Gehen an der Grenze seiner Belastbarkeit, so kann bei einer unerwarteten zusätzlichen Anforderung die dynamische Stabilität nicht mehr aufrechterhalten werden. Das Knie gibt nach und es kommt zum Sturz [90].

Trotz einer Insuffizienz des Streckapparates ist Gehen und Stehen möglich, oft allerdings nur mit unterstützenden Gehhilfen. Dafür muss der Oberkörper permanent so nach vorne geneigt sein, dass der Körperschwerkraftvektor immer vor dem Kniegelenk verläuft. Dadurch wird das Kniegelenk, wie bereits beschrieben (s. Kapitel 1.1.1), in Extensions- bzw. Hyperextensionsstellung passiv stabil verriegelt [52]. Zusätzlich unterstützt der Tractus iliotibialis die Streckhaltung [77, 112].

Eine dauernde Schwäche des Streckapparates führt durch die dadurch entstehende Hyperextensionsbelastung zu einem massiven Stress auf den Bandapparat und die Gelenkflächen des Kniegelenks [52, 112].

Auch auf einen endoprothetischen Kniegelenkersatz wird durch eine dauernde Hyperextension eine massive Stressbelastung ausgeübt. Dies zeigt sich dann in Implantatlockerungen und einem vermehrten Verschleiß der Gelenkkomponenten.

Obwohl nach Zohman et al. [154] auf der Untersuchungsliege häufig eine Schwäche des Streckapparates festgestellt wird, ist das Gangbild davon oft bemerkenswert wenig betroffen. Nach Horowitz et al. [66] ist bei vollständiger Aufhebung der aktiven Streckung ein relativ normales Gangbild möglich. Nach Fansa et al. [39] ist bei aufgehobener Quadricepsfunktion das Knie beim Gehen instabil und es ist keine Streckung im Kniegelenk gegen die Schwerkraft möglich.

Bei einem Funktionsdefekt des Streckapparates oder einer längeren Ruhigstellung des Kniegelenks folgt eine schnelle Atrophie des M.quadriceps femoris. Ein nachfolgendes Auftrainieren des Muskels ist dann schwierig und langwierig. Unter diesem Aspekt müssen auch die verschiedenen Streckapparat-Rekonstruktionsverfahren betrachtet werden. Eine möglichst kurzzeitige Ruhigstellung des operierten Beines und ein möglichst frühzeitiges Auftrainieren des M.quadriceps ist für das postoperative Ergebnis von großer Wichtigkeit [77].

1.3 Tumorbedingte Erkrankungen des Kniegelenks

Bei den das Kniegelenk betreffenden Tumorerkrankungen handelt es sich um gut- und bösartige Knochen- und Weichteiltumoren. Sie entwickeln sich aus mesodermalen und

neuroektodermalen, nichtepithelialen Zellverbänden, d.h. aus Muskel-, Nerven-, Bindegewebe, Fettgewebe, Blut- und Lymphgewebe, Knochen- und Knorpelgewebe.

Zu den benignen Knochentumoren im Bereich des Kniegelenks zählen u.a. das Osteochondrom, das Osteoidosteom, das Chondrom, Knochenzysten und das Knochenfibrom. Der Riesenzelltumor zählt zu den semimaligen Knochentumoren, da er einerseits lokal invasiv aggressiv wächst, andererseits jedoch selten metastasiert, und die Metastasen als benigne anzusehen sind.

Maligne Knochentumoren werden als Sarkome bezeichnet [82]. Sie können primär oder sekundär maligne auftreten. Die malignen Knochentumoren betragen beim Erwachsenen 0,2% aller Malignome [82]. Je undifferenzierter die Sarkomzellen sind, desto höher ist der Malignitätsgrad des Tumors und desto schwieriger ist es, das Ursprungsgewebe festzustellen. Maligne Knochentumoren treten am häufigsten am Femur, am zweithäufigsten an der Tibia auf [27, 40, 70, 106, 124, 125]. Zu den häufigsten Entitäten der primär malignen Knochentumoren zählen das Osteosarkom mit 35%, das Chondrosarkom mit 25% und das Ewing-Sarkom mit 16% [32, 40, 82].

Beim Osteosarkom beobachtet man in der Altersverteilung zwei Gipfel. Mehr als 60% der Osteosarkome treten zwischen dem 10. und 20. Lebensjahr auf [125], zu 80% in den langen Röhrenknochen der Extremitäten. Dabei tritt das Osteosarkom zu 50% meist metaphysär im Bereich des Kniegelenks auf. 35% betreffen das distale Femur und 15% die proximale Tibia [27, 40, 70, 124, 125]. Der zweite Altersgipfel liegt ab der 6. Lebensdekade, wobei nur in 50% der Fälle die Extremitätenknochen befallen sind. Generell sind Männer etwas häufiger betroffen als Frauen [32].

Das Chondrosarkom mit mesenchyalem Ursprung hat seinen Altersgipfel in der 5.-6. Lebensdekade [51]. Die Überlebensrate des G1-Chondrosarkoms liegt bei 90%, bei G3-Chondrosarkomen jedoch nur bei 29%.

Das Ewing Sarkom mit neuroektodermalem Ursprung ist nach dem Osteosarkom der zweithäufigste maligne Knochentumor im Kindesalter. Es ist ein hochmalignes Sarkom und wird stets als G3 oder G4 graduiert [34].

Bei den sekundär malignen Knochentumoren handelt es sich zum einen um ossäre Metastasen verschiedenartiger Malignome mit einer vorwiegenden Manifestation in den Bewegungsorganen [89], zum anderen um maligne entartete gutartige Neoplasien [34]. Benigne Knorpeldysplasien, der M.Paget, strahlenbedingte Gewebeschäden, sowie Gewebeschäden durch meist unzureichend erforschte umweltbedingte Karzinogene sind oftmals präkanzeröse Vorstufen [40].

Die Knochentumoren bleiben aufgrund fehlender, unspezifischer oder schleicher Symptomatik oft lange unentdeckt oder erscheinen als Zufallsbefund. Schmerzen, Schwellung, sowie Bewegungseinschränkung und Spontanfrakturen, wie auch systemische Beschwerden

(Fieber, Gewichtsverlust und Unwohlsein) können erste Symptome sein [40, 51] und führen, zusammen mit der Bildgebung, zur Diagnose. Sarkome der proximalen Tibia werden gewöhnlich früher in ihrem Wachstum entdeckt als an anderer Stelle, weil das Weichteilgewebe über dem Tumor sehr dünn ist. Dadurch ist die Resektion, meist intraartikulär, bereits vor der Metastasierung möglich, gewöhnlich auch vor dem Einwachsen in neurovaskuläre Strukturen oder dem Einbrechen in das Kniegelenk [66].

Die Entität, der Malignitätsgrad (Grading), das Staging und eine eventuelle Metastasierung des Malignoms haben den größten Einfluss auf die Prognose der Erkrankung. Bei Diagnosestellung hat beispielsweise das Osteosarkom als Primärtumor in 20% der Fälle schon metastasiert, in 80% muss von Mikrometastasen ausgegangen werden. Ein metastasiertes primäres Osteosarkom oder das Rezidiv eines primären Osteosarkoms haben mit einer 5-Jahres-Überlebensrate von unter 40% eine schlechte Prognose [56, 125]. Ein günstiger Prognosefaktor ist ein gutes Ansprechen der Malignome auf eine neoadjuvante Chemotherapie.

Bis ca. 1980 wurden hoch-maligne Tumoren im Bereich des Kniegelenks vorwiegend mit einer Oberschenkelamputation oder mit einer Arthrodesse behandelt [8].

Ausschlaggebend für die verbesserten Therapiemöglichkeiten und die damit wesentlich verbesserten Überlebenschancen waren in den letzten Jahrzehnten die Entwicklung verbesserter Operationsverfahren seit den 70er Jahren, die Entwicklung von Megaprothesen, die verbesserten Methoden zur Streckapparat-Rekonstruktion, die Weiterentwicklung der Mikrochirurgie, die verbesserten diagnostischen Möglichkeiten durch MRT und CT, sowie ein interdisziplinäres onkologisches Vorgehen. Von besonderer Bedeutung war die Weiterentwicklung der Chemotherapeutika, sowie die Ausarbeitung speziell entwickelter, an das Tumorresponding angepasster Therapieprotokolle. Erst dadurch sind heute in 80% der Fälle extremitätenerhaltende Operationsverfahren (limb salvage) bei malignen Knochentumoren möglich [139].

Die Überlebensrate der an einem malignen Knochentumor erkrankten Patienten konnte, je nach Tumorstadium und Entität, auf 60-80% erhöht werden [89, 125].

Trotz dieser Fortschritte haben Resektionen der proximalen Tibia mit anschließender endoprothetischer Rekonstruktion bislang das schlechteste Ergebnis unter allen extremitätenerhaltenden Operationen [15]. Heutige Limb Salvage-Therapieverfahren in Kombination mit neoadjuvanter und adjuvanter Chemotherapie haben nach Bacci et al. [8] kein größeres Metastasierungsrisiko als die früheren Oberschenkelamputationen ohne begleitende Chemotherapie, wodurch in den letzten Jahren eine Amputation nur in speziellen Fällen, z.B. beim Vorliegen eines Lokalrezidivs, bei Infiltration des Gefäß-Nervenbündels, oder bei einer nicht beherrschbaren Infektion, vorgenommen werden musste [146].

1.4 Staging und Grading

Histopathologisches Grading zur Zelldifferenzierung:

Gx: Differenzierungsgrad kann nicht beurteilt werden

G1: gut differenziert

G2: mäßig differenziert

G3: schlecht differenziert

G4: undifferenziert

TNM-Klassifikation maligner Knochentumoren nach UICC

T	Primärtumor Tx Primärtumor kann nicht beurteilt werden T0 kein Anhalt für Primärtumor T1 Tumor überschreitet Kortikalis nicht T2 Tumor infiltriert jenseits der Kortikalis
N	Regionäre Lymphknoten Nx regionäre Lymphknoten können nicht beurteilt werden N0 keine regionären Lymphknotenmetastasen N1 regionäre Lymphknotenmetastasen
M	Fernmetastasen Mx Fernmetastasen können nicht beurteilt werden M0 keine Fernmetastasen M1 Fernmetastasen

Maßgebend für die operative Planung und die weitere Vorgehensweise bei muskuloskelettalen Tumoren ist die Stadieneinteilung nach Enneking. Hier wird beim Grading lediglich zwischen „low-grade“ (niedrig-maligne, hoch differenzierte G1-Tumoren) und „high-grade“ (hoch-maligne, weniger gut differenzierte G2-Tumoren) Tumoren unterschieden. Darüber hinaus berücksichtigt die Einteilung nach Enneking eine lokale Tumordinfiltration ins umliegende Gewebe mit der Differenzierung in intrakompartimental und extrakompartimental.

Stadieneinteilung der malignen Knochentumoren nach UICC

Stadium IA	G1	T1	N0	M0
	G2	T1	N0	M0
Stadium IB	G1	T2	N0	M0
	G2	T2	N0	M0
Stadium IIA	G3	T1	N0	M0
	G4	T1	N0	M0
Stadium IIB	G3	T2	N0	M0
	G4	T2	N0	M0
Stadium III	Nicht definiert			
Stadium IVA	Jedes G	Jedes T	N1	M0
Stadium IVB	Jedes G	Jedes T	jedes N	M1

Tab.4 Stadieneinteilung maligner Knochentumoren unter Berücksichtigung des histopathologischen Differenzierungsgrades [147]

Chirurgisches Staging nach Enneking

Stadium	Grading	Lokale Tumorausbreitung	Metastasen
IA	G1	T1	M0
IB	G1	T2	M0
IIA	G2	T1	M0
IIB	G2	T2	M0
IIIA	G1 oder G2	T1	M1
IIIB	G1 oder G2	T2	M1

A: intrakompartimental (T1) ; B: extrakompartimental (T2)
 Onkochirurgisches Grading (nicht identisch mit dem histopathologischen Grading):
 G1: low grade (entspricht weitgehend dem histologischen G1);
 G2: high grade (entspricht dem histologischen G2-G4)

Tab.5 Stadieneinteilung nach Enneking [36]

1.5 Resektion

Durch die heute angewandte neoadjuvante und adjuvante Chemotherapie gelingt es häufig, den Tumor in seinem Wachstum zu hemmen, oder auch seine Ausdehnung zu reduzieren. Mithilfe der oben genannten diagnostischen Verfahren (MRT, CT) lässt sich die Tumorausbreitung exakt feststellen und dementsprechend können die Resektionsgrenzen auch kleiner gehalten werden. „Deutschlandweit werden identische Chemotherapieprotokolle eingesetzt, die von Studienzentralen vorgegeben, stratifiziert, modifiziert und ausgewertet werden“ [38, Seite 167].

Bei malignen Tumoren im Kniegelenkbereich entscheidet ein eventuell intraartikulärer Gelenkbefall über die Art des weiteren Vorgehens.

Liegt innerhalb des Kniegelenks kein Tumorbefall vor, wird nur der tumortragende Teil des distalen Femurs oder der proximalen Tibia reseziert.

Bei intraartikulärem Tumorbefall muss das Gelenk, unabhängig vom Sitz des Tumors, als extraartikuläre en bloc-Resektion mit seinem tibialen und femoralen Knochenanteil entfernt werden ohne Eröffnung der Gelenkkapsel. Je nach Erfordernis müssen Teile des Streckapparates und umliegende Weichteilstrukturen mitreseziert werden [38].

Resektionsradikalität

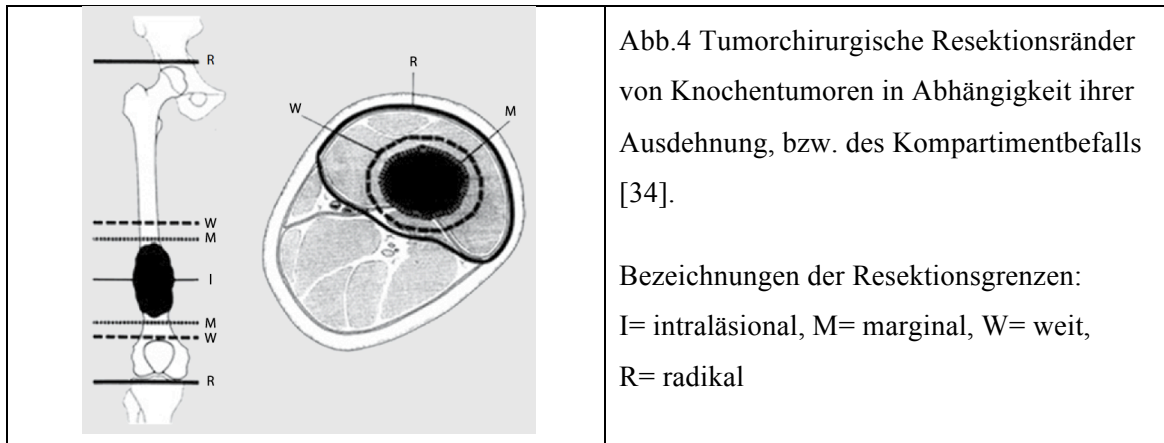
Nach der Zuordnung des Tumors entsprechend der vorgenannten Klassifikationssysteme hinsichtlich des Gratings und des Kompartimentbefalls ergibt sich für den nachfolgenden operativen Eingriff die notwendige Radikalität der Resektion.

Es werden 4 Resektionsarten nach Enneking unterschieden [35, 36, 51]:

- Intraläsionale Resektion: Entfernung des Tumors von innen heraus z.B. als Kürettage. Anwendung bei benignen Tumoren.
- Marginale Resektion: En bloc-Resektion entlang der sog. Pseudo-Kapsel. Der Tumor wird ohne Eröffnung vollständig entfernt. Verbliebene Satelliten sind nicht auszuschließen. Die Gefahr eines Lokalrezidivs besteht. Anwendung vorwiegend bei gutartigen Tumoren.
- Weite Resektion: En bloc-Resektion im gesunden Gewebe innerhalb eines Kompartiments, einschließlich des Biopsiekanals. Der Tumor ist von gesundem Gewebe vollständig

umgeben. Der Resektionsabstand innerhalb eines Kompartiments soll zwischen 2-4cm liegen. Es besteht das Risiko von Skip-Metastasen innerhalb des Kompartiments.

- **Radikale Resektion:** En bloc-Resektion unter kompletter Mitnahme der betroffenen Kompartimente. Liegt der Tumor innerhalb einer intakten Kortikalis oder innerhalb einer intakten Kompartiment-Faszie, so gilt dies als radikale Resektionsgrenze, d.h. der Tumor wird zusammen mit dem betroffenen Kompartiment als Ganzes reseziert.



Als Standard wird bei malignen Knochen- und Weichteiltumoren die weite Resektion gewählt. Technische Fortschritte in der Chirurgie, in der Diagnostik, in der Endoprothetik und die Etablierung von Knochenbanken ermöglichen die Rekonstruktion der Extremität auch nach einer weiten Resektion von Knochen- und Weichteiltumoren. Diese Fortschritte erlauben dem Chirurgen ausreichende Resektionsränder zu erreichen, und dabei die Funktion der Extremität zu erhalten [20]. Die höchste Priorität bei der Resektion liegt in der „lokalen Eliminierung des Tumors“, so dass in manchen Fällen (z.B. bei Einbruch des Tumors in Gefäß- und Nervenstrukturen) trotzdem eine radikale Resektion in Form einer Amputation erforderlich wird [51].

Alternativ ist bei malignen Tumoren im Kniegelenksbereich die Rotations-/ Umkehrplastik als ablatives Verfahren zu diskutieren. Vor allem im Kindesalter vermeidet sie mehrfache, wachstumsbedingte Folgeoperationen [102]. Für die Umkehrplastik werden in der Literatur sehr gute postoperative Ergebnisse beschrieben. Die Patienten erzielen durch speziell angepasste Orthesen gute funktionelle Gangergebnisse. Jedoch stößt das Operationsverfahren oft auf ästhetische Bedenken und auf Ablehnung durch den Patienten und/oder seiner Angehörigen.

2 Rekonstruktion Streckapparat und Knochendefektersatz

Bei der Resektion von Tumoren der proximalen Tibia und extraartikulärer en bloc-Resektion des Kniegelenks kommt es in der Regel zum Verlust der Tuberositas tibiae und damit zum Wegfall der Ansatzstelle der Patellarsehne.

Der Streckapparat ist damit unterbrochen, verbunden mit dem völligen Verlust der aktiven Streckfähigkeit des Beines.

Nach der Klassifikation von Gerdesmeyer et al. [45] handelt es sich dabei um Streckapparatverluste vom Typ 3C oder 4C. In ihrer Tabelle stellen die Autoren eine anatomisch-funktionelle Klassifikation vor, anhand derer die Lokalisation des Streckapparatdefektes und das Ausmaß der eventuell dadurch bedingten Funktionsstörung festgelegt werden können.

Defekt Typ	Lokalisation	Funktion
1	Quadrizepssehne/Muskel	A: ohne Funktionsverlust B: mit Funktionsminderung C: mit Funktionsverlust
2	Patella	A: ohne Funktionsverlust B: mit Funktionsminderung C: mit Funktionsverlust
3	Lig.patellae	A: ohne Funktionsverlust B: mit Funktionsminderung C: mit Funktionsverlust
4	Proximale Tibia	A: ohne Funktionsverlust B: mit Funktionsminderung C: mit Funktionsverlust
5	Ursachen außerhalb des Streckapparates (z.B. neurologische Defizite, systemische Erkrankungen)	A: ohne Funktionsverlust B: mit Funktionsminderung C: mit Funktionsverlust

Tab.6 Anatomisch-funktionelle Klassifikation „Streckapparatdefekt am Kniegelenk“ nach [45]

Aus der festgestellten Einstufung des Defekts anhand der Tabelle ergeben sich Hinweise auf die Art und das Ausmaß der entsprechend erforderlichen Rekonstruktionsverfahren des Streckapparates.

Teilweise oder vollständige Defekte des Streckapparates, sowohl des Muskel- als auch des Sehnenanteils, können neben der Tumorendoprothetik auch anderweitig verursacht werden. So z.B. durch spontane Sehnenrupturen, die bei Diabetes mellitus, Nierenversagen und Cortisonbehandlung auftreten können, bei Durchblutungsstörungen nach medialem und lateralem Retinacula-Release, bei Primär- und häufiger bei Revisionsarthroplastien, sowie bei sportlicher und sonstiger Überlastungsbeanspruchung des Streckapparates [17, 44, 23].

Ziel der erforderlichen operativen Versorgung von Tumoren im Kniegelenksbereich ist, neben der Rekonstruktion der knöchernen Defekte, vor allem die Wiederherstellung eines funktionstüchtigen Streckapparates, durch die das Operationsergebnis maßgeblich beeinflusst wird.

2.1 Rekonstruktionsmöglichkeiten - Operative Verfahren

In einer ausgedehnten Literaturrecherche wurde nach Arbeiten gesucht, in denen nach operationsbedingtem Verlust der proximalen Tibia, eine Rekonstruktion sowohl der Tibia als auch des Streckapparates durchgeführt wurde. Die verschiedenen heute angewendeten Operationsmethoden werden nachfolgend kurz vorgestellt. Zusätzlich werden Rekonstruktionsverfahren für den Streckapparat nach vorausgegangener Tumorresektion im Knie- und Streckapparatbereich bei erhaltener Tuberositas tibiae erwähnt.

2.1.1 Verfahren zur Rekonstruktion des Knochendefekts der proximalen Tibia

- biologisch: osteoartikulärer Allograft von der Knochenbank, je nach Anforderung auch inklusive eines intakten Allograft-Streckapparates, oder autologes Knochen transplantat (z.B. vaskularisierte Fibula)
- Allogener oder autologer Graft-Endoprothesen-Composite (APC): in einen Graft-Knochen wird ein Tibiagelenkteil (Gelenkplatte) mit seinem Stiel einzementiert und dieser Composite in die verbliebene Tibiadiaphyse des Patienten eingesetzt
- Tumorendoprothese: entweder eine individuell für den jeweiligen Patienten hergestellte Knieendoprothese (custom-made), oder die heute üblichen Modularendoprothesen nach dem Baukastenprinzip (modulare Megaprothesen), die je nach Hersteller ein Tibiakopfteil unterschiedlicher Ausführung beinhalten.

2.1.2 Verfahren zur Rekonstruktion des Streckapparates

- biologisch: Rekonstruktion durch autologe Schwenklappen (Muskel, Faszien, Sehnen), oder Rekonstruktion durch autologe, freie, vaskularisierte Gewebetransplantate oder Rekonstruktion durch allogene Patellarsehne mit anhängendem Knochenblock (und damit funktionstüchtiger Insertionsstelle), sowie, je nach Erfordernis, weiterer Anteile des Streckapparates
- alloplastische Rekonstruktion mit einem Kunstband, das die Patellarsehne ersetzt, oder zum Teil auch nur augmentiert

2.1.3 Muskel- und Hautlappen zur Wunddeckung

Bei der Resektion von Tumoren der proximalen Tibia und von anderen Tumoren im Bereich des Kniegelenks entstehen häufig ausgedehnte Knochen- und Weichteildefekte. Nach endoprothetischer, allogener oder autologer Defektversorgung ist es häufig erforderlich, die großen und tiefen Wundflächen des Operationsgebietes durch entsprechende gestielte oder freie autologe Transplantate, wie Muskellappen, Haut-Muskellappen, Perforatorlappen [33, 109],

Hautfaszien- oder Hautlappen, wobei letztere als Voll- oder meist als Spalthautlappen (Mesh grafts) verwendet werden, abzudecken.

Große Fortschritte bei den autologen Muskel- und Hautlappentransplantationen brachten die Entwicklungen in der vaskulären Mikrochirurgie in den späten 1970er Jahren [71, 141]. Wichtig ist lediglich ein nutzbares Gefäß- oder Gefäßnervenbündel an der Empfängerstelle, um die Gefäße miteinander zu anastomosieren. Es lässt sich damit fast jedes freie Transplantat an fast jede gewünschte Stelle transferieren.

Gefäßversorgte Muskellappen oder Muskeltransplantate bringen mit ihrer Durchblutung sowohl Sauerstoff, als auch Nährstoffe, humorale und zelluläre Abwehrmechanismen, sowie nötigenfalls auch Antibiotika ins Operations- und Wundgebiet [109].

Durch die Abdeckung des Operationsgebietes mit einem Gastrocnemiuschwenklappen konnten Grimer et al. [56] die postoperative Infektionsrate von vorher 36% auf 12% senken. Auch Trieb et al. [137] berichten über eine massive Senkung der Infektionsrate nach Einführung der Endoprothesendeckung mit einem Gastrocnemiuslappen.

Die meistbenutzten Schwenklappen bei Operationen im Kniegelenkbereich sind der mediale und laterale Gastrocnemiuslappen [47]. Beide erhalten in der Kniekehle eine getrennte, eigenständige Gefäßversorgung mit der A.suralis medialis und der A.suralis lateralis, die beide aus der A.poplitea entspringen. Die Gefäße verlaufen jeweils mittig vom proximalen zum distalen Muskelteil, ohne dort mit anderen Arterien zu anastomosieren [96]. Beide Gastrocnemiusmuskeln können dadurch sowohl an ihrem proximalen Ansatz an den Femurkondylen, als auch an ihrem distalen Ansatz an der Achillessehne (auch einschließlich eines Teils der Achillessehne) abgetrennt und als gestielte Schwenklappen benützt werden. Der mediale Gastrocnemius-Schwenklappen kann dabei bis zu 15 cm proximal der Patella zur Abdeckung hochgeschwenkt werden [96].

Von großem Vorteil ist es, dass beide Gastrocnemiusmuskeln selten von Tumoren im Tibiakopfbereich infiltriert werden, da der M.popliteus im Kniekehlenbereich als Barriere gegen eine Tumorausbreitung wirkt [69, 96].

Selbst wenn beide Gastrocnemiusmuskeln als Schwenklappen (Flaps) gebraucht werden, tritt am OSG keine höhergradige Funktionseinschränkung auf, da der M.soleus für die Funktionsfähigkeit des OSG genügt.

Auch der M.latissimus dorsi mit seiner Sehne und der M.rectus abdominis werden als freie Transplantate sowohl zur Deckung des Operationsgebietes, als auch zur Sehnaugmentation bzw. Sehnenrekonstruktion verwendet.

2.2 Knieendoprothetik und alloplastisches Bandmaterial

2.2.1 Alloplastisches Bandmaterial

Seit 1985 wurde in der orthopädischen Abteilung des Klinikums rechts der Isar der Technischen Universität München nach Resektion der proximalen Tibia (einschließlich der Tuberositas tibiae), nach Einbau einer Endoprothese, der Streckapparat mit alloplastischem Bandmaterial rekonstruiert. Verwendet wurden hauptsächlich Dacronband und Treviraband [116]. Beide Bänder bestehen aus Polyethylen-Terephthalat. Diese Kunstbänder aus Polyesterfaser verhalten sich zum umgebenden Gewebe inert, das heißt, sie werden ohne wesentliche Fremdkörperreaktion in das Gewebe eingebaut und vom Körper nicht abgebaut. Dies konnte in vitro als auch in vivo gezeigt werden.

In Versuchen mit Ziegen [99] wurde der Streckapparat mit Quadricepssehne, Patella und Lig.patellae am rechten Hinterbein der Tiere entfernt und mit einem Polyesterband (ein Polyethylene Terephthalat, namens „OrthoCouplerTM“ der Fa. Miliken + Co, Spartansburg, SC) als Sehne ersetzt. 90 Tage postoperativ zeigten sich zwischen den einzelnen Kunstfasern reichlich Fibroblasten mit spindelförmigen Kernen, umgeben von ihrem reichlich produzierten Kollagen und viele kleine Blutgefäße mit Erythrozyten, und damit eine durchgehende Gewebeintegration. In der Umgebung des Fremdmaterials beobachteten die Autoren keinerlei Muskelatrophie oder Fettinfiltration. Es trat keine signifikante Entzündungsreaktion [99] auf.

Mit einem weiteren Band, dem LARS-Polyesterband, wurden in vitro und in vivo Studien über das Verhalten des umliegenden Gewebes durchgeführt. Bei 3 sonst gesunden Patienten wurde nach elektiver Hüftgelenksoperation aus dem Tractus iliotibialis Gewebe entnommen. Hieraus wurden Fibroblasten gewonnen, die nach entsprechender Inkubation einen Zellrasen bildeten. 5x5mm große LARS-Bandstücke wurden anschließend zusammen mit je 0 , 10^4 , 10^5 , 10^6 Fibroblasten in einen Behälter gebracht und das Ergebnis nach 0, 7, 14 und 21 Tagen abgelesen. Histologisch zeigte sich ein ähnliches Einwachsmuster wie bei den nachfolgenden in vivo-Biopsien. Die Fibroblasten hefteten sich an die Ligamentfasern an und bildeten eine Kapsel. Das Ligament war mikroskopisch völlig intakt. Es fanden sich endotheliale Zellen, die das Einwachsen von Blutgefäßen anzeigten. Das Bindegewebe hatte die ganze Dicke des Bandes durchwachsen. Leukozyteninfiltrate oder Fremdkörperreaktionen konnten nicht beobachtet werden. Bei den in vivo-Biopsien 6 Monate postoperativ fand sich ein komplettes Einwachsen des Bindegewebes in das eingebrachte LARS-Augmentationsband [137].

Gosheger et al. [50] und Hardes et al. [60] fanden bei Revisionsoperationen heraus, dass das umgebende Bindegewebe in den Polyesterschlauch („Mutars Trevira Tube“) durchgehend eingewachsen war. Es fanden sich keine Fremdkörperzellen und keine Anzeichen für einen Entzündungsprozess.

Kunstbänder werden in der Rekonstruktionschirurgie am Kniegelenk zum Ersatz von körpereigenen Sehnen- und Bandstrukturen, zur Augmentation von Sehnen-, Band- und Muskelnähten und als Überzugschlauch zum Annähen von Sehnen- und Muskelstrukturen verwendet. Bei den eingesetzten Kunstbändern, die mehrheitlich aus Polyesterfasern mit firmenspezifischen Strukturänderungen, teilweise auch aus Polyamidgeweben bestehen, interessiert besonders das Zug- und Dehnungsverhalten, insbesondere die Reißfestigkeit.

In der Literaturrecherche finden sich für die speziellen Bänder darüber nachfolgende Angaben: das Leeds-Keio-Ligament, ein Polyesterband, ist 60cm lang und hat eine Reißfestigkeit von 2200N [5, 44]. Das häufig verwendete LARS-Band und der LARS-Schlauch aus Polyestermaterial sind je 6cm breit und 40cm lang. Die Reißfestigkeit beträgt 4000N, die Dehnung beträgt 7% [88, 137]. Die gleiche Reißfestigkeit hat der Mutars-Anbindungsschlauch aus Trevira. Er ist 30 cm lang und wird mit einem Durchmesser von 3,5 oder 5cm geliefert. Er besteht aus einem gestrickten Schlauch mit einer Porenstruktur von 200 μm [50].

Zugfestigkeitsversuche wurden von Kdolsky et al. [78] an nachfolgenden Kreuzband-Ersatzbändern durchgeführt: sie erhielten Werte von 1800N für Treviraband 6mm, 1720N für Kennedy LAD 8mm Band, 1400N für Gore-Tex ACL-Band (ohne mm-Angabe), 430N für POS-Band 10mm und 940N für Dacron 4,5mm Band, wobei die mm-Angabe jeweils die Breitenangabe des Bandes ist.

Holzapfel et al. [63] berichten über statische und dynamische Laborversuche mit dem KoSa-Hochfestband (vormals Trevira, Fa. Telos, Marburg), einem 10mm breiten, 1mm dicken und 60cm langen Trevira-Maschengewebe-Band. Dieses Band wird seit den 1990er Jahren in der Orthopädie des Klinikums rechts der Isar der Technischen Universität München in Kombination mit einem speziellen Tibiakopfteil des modularen Endoprothesensystems MML (Modular System München-Lübeck) in der Knieendoprothetik zur Rekonstruktion des Streckapparates verwendet. Das Band besteht aus Polyethylen-Terephthalat, bei dem die Molekularstruktur der Einzelfilamente durch Thermofixierung ausgerichtet wird. Dadurch erhält das Band eine höhere Festigkeit speziell bei der Zugbelastung. Durch diese Thermofixierung wird die zu erwartende Ermüdung des Kunstbandes durch die Dauerbelastung kompensiert. Holzapfel et al. [63] stellten Versuchsreihen zur Messung der Belastungsdehnung und Reißfestigkeit des KoSa-Hochfestbands an. Die Versuche wurden mit einer Testmaschine Wolpert T22 707/50kN, Ludwigshafen, Germany durchgeführt. Als Ergebnis wurde eine Reißfestigkeit von 2558N \pm 40N gemessen. Nach 25-tägiger Lagerung des KoSa-Hochfestbands in einer 37°C warmen Salzlösung (entsprechend einer Simulierung der physiologischen Umgebungsverhältnisse des im Körpergewebe eingebauten Bandes) reduzierte sich die Reißfestigkeit auf 2248N \pm 88N. Nach 100 Belastungszyklen mit Belastungen zwischen 200 und 500N reduzierte sich die Reißfestigkeit des originalen, nicht in Salzlösung eingelegten, Kunstbandes auf 2015N.

Beim normalen Gehen in der Ebene, beim Treppensteigen oder beim Aufstehen von einem Stuhl treten verschiedene Knie-Flexionswinkel auf. Dabei verändern sich der Winkel zwischen Patellarsehne und Tibiaachse, sowie die an der Patellarsehne auftretenden Zugbelastungen. Um diese Belastungen nachstellen zu können, wurde eine spezielle Belastungs- und Bewegungsvorrichtung konstruiert, bei der anstelle der Patellarsehne ein KoSa-Hochfestband mit einem MML-Tibiakopfmodul verwendet wurde. Mit dieser Testvorrichtung wurden verschiedene Winkelstellungen simuliert und die Zugbelastungen des eingespannten Bandes gemessen.

In Übereinstimmung mit anderen Autoren berichten Holzapfel et al. [63] von einer Belastung der Patellarsehne beim Gehen in der Ebene von 1400N, für das Treppensteigen von 2700N und beim Aufstehen von einem Stuhl von 2200N. Obwohl nach den Testzyklen das Band Ermüdungserscheinungen mit einer Reduzierung der Reißfestigkeit von 2558N auf 2015N aufwies, konnte gezeigt werden, dass die in die Testmaschine eingebrachte Kombination aus Treviriband und Befestigungsblock des tibialen MML-Prothesenteils eine ausreichende Stabilität und Funktionalität des Streckapparates für die Aktivitäten des täglichen Lebens erreicht. Daraus folgerten die Autoren, dass diese Konstruktion in vivo so lange suffizient ist, bis neu gebildetes Narbengewebe diese Funktion übernimmt.

Die bei den vorgenannten Zug- und Reißfestigkeitsversuchen immer an der gleichen Stelle aufgetretenen Rissstellen des KoSa-Hochfestbands erforderten eine Konstruktionsänderung des Tibiakopfmoduls der MML-Endoprothese mit einer Kantenglättung an der Bandeingührung in den Klemmblock und einer Umstellung der Bandfixierung im Klemmblock von 2 Rund- auf 2 Langlöcher [63].

2.2.2 Megaendoprothesen - modulare Endoprothetik

Für die Endoprothetik am Kniegelenk stellt die Industrie heute eine Vielzahl von Systemen her, die entsprechend ihrer Konstruktion als uni- und bikondyläre ungekoppelte Prothesen, als teilgekoppelte Prothesen, als vollgekoppelte Scharnierprothesen, sowie als vollgekoppelte Rotations-Scharnierprothesen angeboten werden [67].

Die vollgekoppelten Knieendoprothesen haben als Scharnierprothesen einen Bewegungsgrad, als Rotationsscharnierprothesen noch eine zusätzliche Rotationsmöglichkeit für die Tibia, die zu einem geringeren Verschleiß des tibialen Polyethylen-Gleitlagerblocks führen soll.

Eine Weiterentwicklung in der Endoprothesentechnik sind modulare Endoprothesensysteme, die heute in der Primär- und Revisionschirurgie im Bereich der oberen und unteren Extremität zum Standard in der orthopädischen Chirurgie gehören. Sie kommen als sog. Megaendoprothesen für den Gelenkersatz und die Überbrückung großer Defekte an den langen Röhrenknochen zum Einsatz. Die modularen Systeme erlauben einen weiten Handlungsspielraum [122]. Durch ihren Aufbau nach dem Baukastenprinzip und durch die Austauschbarkeit der einzelnen Systemteile bieten sie intraoperativ eine technisch einfache und individuelle Anwendung.

Erstmals wurde 1975 in Wien eine maßgefertigte, sog. „Custom-made“-Prothese für das distale Femur nach Osteosarkomresektion verwendet [85]. In der Folgezeit wurden Custom-made-Scharnierprothesen auch für die proximale Tibia verwendet. Die Prothesenteile wurden über zementlose Stiele und verschraubte Seitenplatten befestigt [85]. Aus diesen Vorgängermodellen wurde 1982 von R. Kotz in Wien ein modulares Endoprothesenmodell, das KMFTR-System (Kotz modular Femur Tibia Reconstruction System) entwickelt. Aus diesem wurde das Kotz/Campanacci-System HMRS weiter verändert, das seit 1988 verwendet wurde. Aus dem HMRS wurde 1996 ein Modular-rotating-hinge-Knie entwickelt. 2002 wurde ein neues Modell namens GMRS (Globales Modular Replacement System, Fa. Stryker, Duisburg, Deutschland) als Rotationsscharniergelenk neu konstruiert.

Die Mutars-Prothese (Modular Universal Tumor and Revisions System, Fa. Implantcast, Buxtehude, Deutschland) wurde Anfang der 1990er Jahre von W. Winkelmann in Münster entwickelt [2]. In Paris wurde die Megaendoprothese Guepar (Fa. Stryker, Frankreich) entwickelt und diese ist seit den 1970er Jahren im klinischen Einsatz.

Des Weiteren werden folgende Megaendoprothesen verwendet: HSS- (Hospital for Special Surgery) -modular-linked system, das FINN-System, das OSS-System (alle Fa. Biomet, Warsaw, IN, USA), die Orthogenesis LPS-Prothese (Limb reserving System, Fa. Depuy, Warsaw, IN, USA), und MOST Options (Fa. Zimmer, Warsaw, IN, USA), sowie die Stanmore-Modularprothese aus England (Stanmore Implants Worlwide Ltd, United Kingdom) [2].

In der orthopädischen Abteilung des Klinikums rechts der Isar der Technischen Universität München wurde zwischen 1992 und 1994 von Ascherl und Gradinger das MML-System entwickelt. Seit 1994 befindet sich dieses System im klinischen Einsatz [122]. Hierbei handelt es sich um eine vollgekoppelte Scharnierprothese nach dem Baukastenprinzip. Es liegen, je nach Erfordernis, verschiedene Gelenkteilgrößen, unterschiedliche Stiellängen und Stieldurchmesser, sowie Verlängerungsmodule verschiedener Längen vor. Die Verbindungen der verschiedenen Modulteile erfolgt über Steckkonusverbindungen mit Schraubensicherung. Für den Ersatz der proximalen Tibia gibt es ein spezielles Tibiakopfmodul, auf dem ein Tibiagelenkteil mit Polyethylen-Gleitlagerblock aufgesetzt wird. Dieser trägt einen Fortsatz, über den der tibiale mit dem femoralen Gelenkteil über eine Scharnierachse gekoppelt wird. Zusätzlich trägt das Tibiakopfmodul an seiner Vorderseite einen Metallklemmblock für die Befestigung des Trevirabands, das im Kapitel 2.2.1 „Alloplastisches Bandmaterial“ beschrieben wird. Das Kunstband wird dabei doppellagig in den Klemmblock eingeführt und mit 2 Schrauben im Klemmblockkasten belastungssicher fixiert. An beiden Seiten des Tibiakopfmoduls befinden sich mehrere Ösen zur Weichteilbefestigung (Sehnen und Ligamentstrukturen) [64].

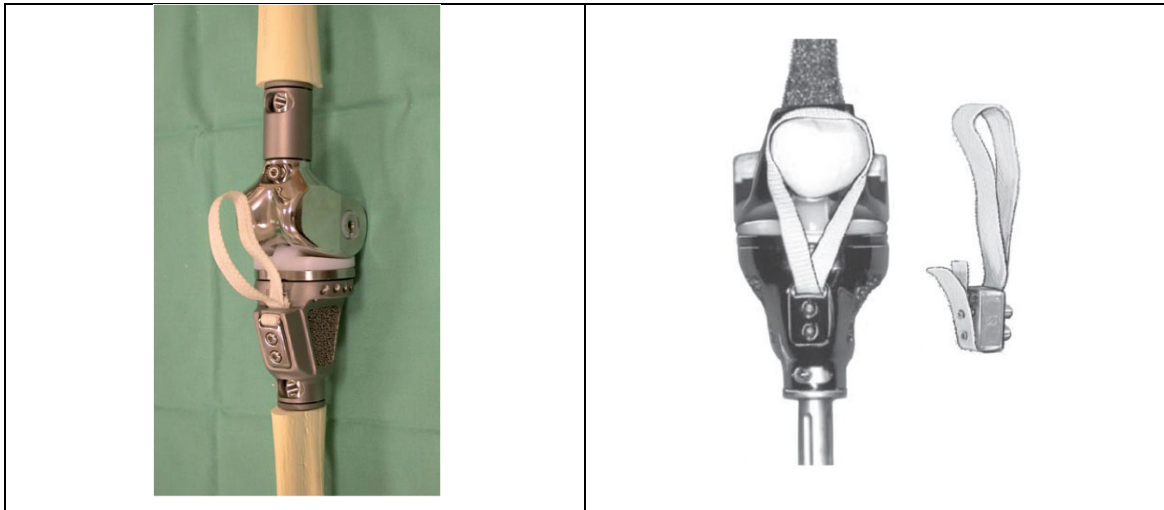


Abb.5 MML-Prothese mit eingebautem Treviraband [64]

Die Gelenkteile der MML-Prothese bestehen aus einer CoCrMo-Gusslegierung (Kobalt-Chrom-Molybdän). Bei Vorliegen einer Nickelallergie können die Gelenkteile mit einer Titan-Niob-Beschichtung versehen werden [107, 134]. Die Verankerungsstiele der femoralen und tibialen Gelenkmodule werden zementfrei oder zementiert intramedullär eingebaut [64].

An der unteren Extremität können selbst große ossäre Knochendefekte mit dem MML-System rekonstruiert werden. Dabei kann vom alleinigen diaphysären Femurersatz, über den proximalen bzw. distalen Femurersatz und dem proximalen Tibiaersatz, bis hin zum totalen Femurersatz jeder Defekt individuell ersetzt werden [122].

Für die operative Versorgung von Kniegelenkstumoren bei Kindern und Jugendlichen, die sich noch in der Wachstumsphase befinden, muss beim geplanten operativen Eingriff und der endoprothetischen Rekonstruktion das Skelettwachstum mitberücksichtigt werden [145]. Hierzu wurden spezielle Tumorendoprothesen für das Kniegelenk entwickelt, die die Verlängerung des Femurmoduls je nach Wachstumsfortschritt des gesunden Beines ohne Revisionseingriffe ermöglichen, z.B. das „ISEM“ (intercondylar stepless extension modul, Fa. Stryker) [84], oder das „Repiphysis system“ (Fa. Wright Arlington, USA) [11]. Des Weiteren gibt es Verlängerungsprothesen, wie z.B. die manuelle minimal-invasive modulare HMRS-Wachstumsprothese, bei der in halbjährlichen Abständen durch einen geringfügigen Revisionseingriff die Verlängerung des Femurmoduls per Schraubendrehung vorgenommen wird [85].

Bei allen Primäroperationen mit Implantation einer Endoprothese und eventuellen Revisionseingriffen besteht ein hohes Infektionsrisiko. Dieses ist aufgrund der größeren Fremdoberfläche der Megaendoprothesen gegenüber den einfachen Oberflächenersatzprothesen erhöht [2]. Bakterielle Implantat-Infektionen sind eine schwere und nicht immer beherrschbare Komplikation in der Knieendoprothetik [2, 58]. Eine Infektsanierung ist trotz intensiver lokaler und systemischer Antibiotikatherapie und operativer Maßnahmen nicht immer erfolgreich und

mündet dann zumindest in eine Arthrodeese oder, als letzte Option, in eine Oberschenkelamputation des infizierten Beines [2, 48, 115].

Es gibt zahlreiche Versuche, durch antibakterielle Oberflächenbeschichtungen der Endoprothesengelenkteile die Infektionsraten zu senken. In Zusammenarbeit mit der Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie der Universitätsklinik Münster hat die Firma Implantcast eine silberbeschichtete Tumorendoprothese des Modells Mutars entwickelt, die durch eine kontinuierliche Silberionenfreisetzung eine bakterielle Besiedelung vermeiden soll [2].

2.2.3 Der Studie zugrundeliegendes Operationsverfahren mit Einsatz einer MML-Prothese und Strecksehnenrekonstruktion mit Treviraband

Im Folgenden wird das Operationsverfahren bei einer malignombedingten, intraartikulären Tibiakopfresektion mit anschließender Rekonstruktion durch eine MML-Prothese in Kombination mit einem Treviraband beschrieben.

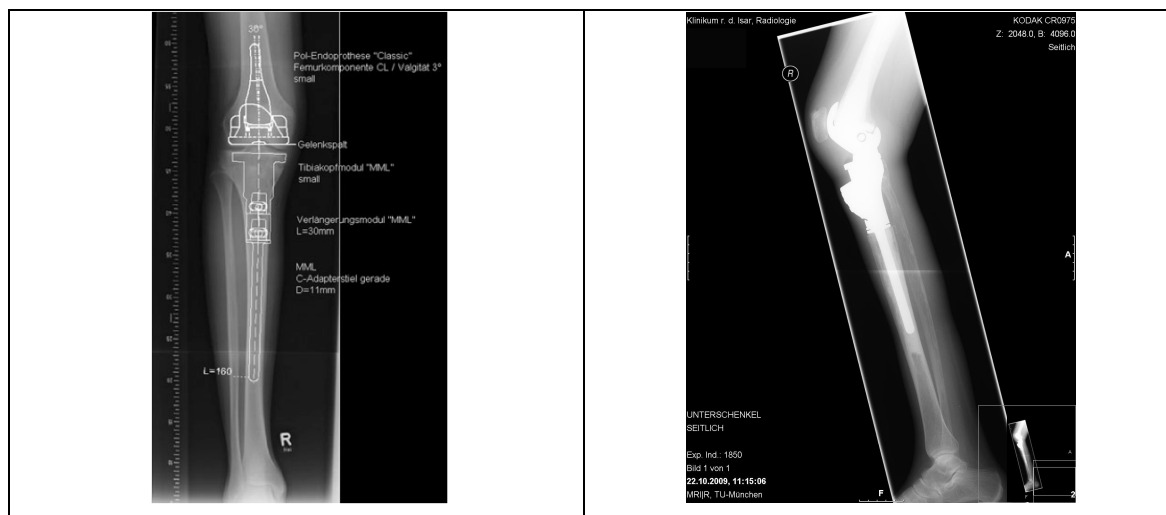


Abb.6 Präoperative Planung des endoprothetischen Ersatzes mit MML-Tumor-Prothese, AP-Aufnahme [64]. Das Bild rechts zeigt die eingebaute MML-Prothese postoperativ in seitlicher Aufnahme bei einem von uns untersuchten Patienten.

Nach Hautschnitt erfolgt die Präparation und Durchtrennung des Pes anserinus und des medialen Kollateralbands. Anschließend wird das Lig.patellae von der Tuberositas tibiae abgetrennt, der laterale Weichteilmantel abgehoben, die Peronealmuskulatur von der Tibia und die Ansatzsehne des M.biceps femoris von der Fibula abgelöst. Nach Abtrennen des Tibiofibulargelenks erfolgt die distale Osteotomie der proximalen Tibia. „Hierbei ist zu beachten, dass für die Implantation des Tibiakopfmoduls der MML-Prothese eine Resektionshöhe von mindestens 70mm, gemessen von der tiefsten Stelle des Tibiaplateaus, erforderlich ist“ [64, Seite 254].

Proximal auf Höhe der Femurcondylen wird die Gelenkkapsel von medial eröffnet und die dorsale Muskulatur abgelöst. Das Gefäß-Nervenbündel wird dargestellt und geschont. Die Durchtrennung der dorsalen Gelenkkapsel und Kreuzbänder erfolgt durch den M.popliteus hindurch. Das Tibiaresektat, meist als weite Resektion ausgeführt, wird dann in toto entfernt. Nach Einbringen des Tibiastiels in die Tibiadiaphyse (zementfrei/zementiert) wird das 7cm lange Tibiakopfmodul (mit ventralem Klemmblock) zusammen mit dem Tibiagelenkteil aufgesetzt.

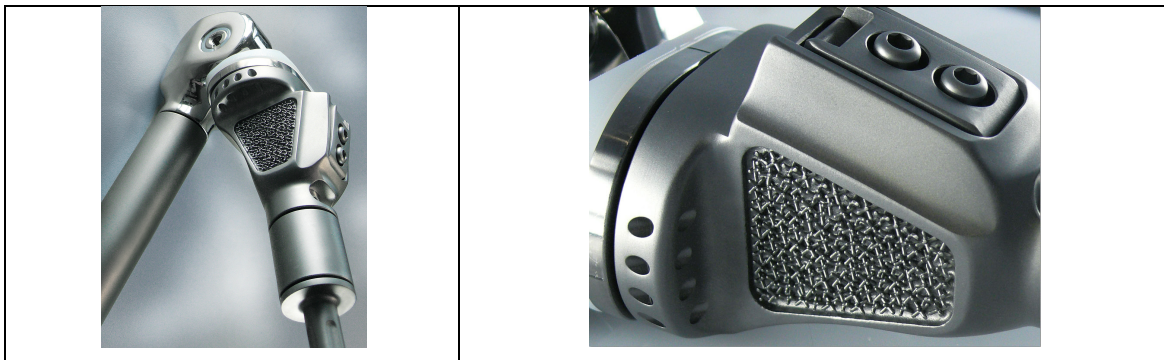


Abb.7 Abbildung der MML-Prothese mit Vergrößerung des Tibiakopfmoduls mit Klemmblock für Befestigung des Trevirabands (Fotographie Fa.Orthodynamics)

Femoralseitig werden nach Sägepräparation des distalen Femur die Femurkomponenten (Femurkasten und Stiel) zementfrei oder zementiert eingesetzt und anschließend das Femurgelenkteil aufgesetzt.



Abb.8 Präparation des Femur

Anschließend werden die femoralen und tibialen Gelenkteilkomponenten über die Scharnierachse miteinander gekoppelt.

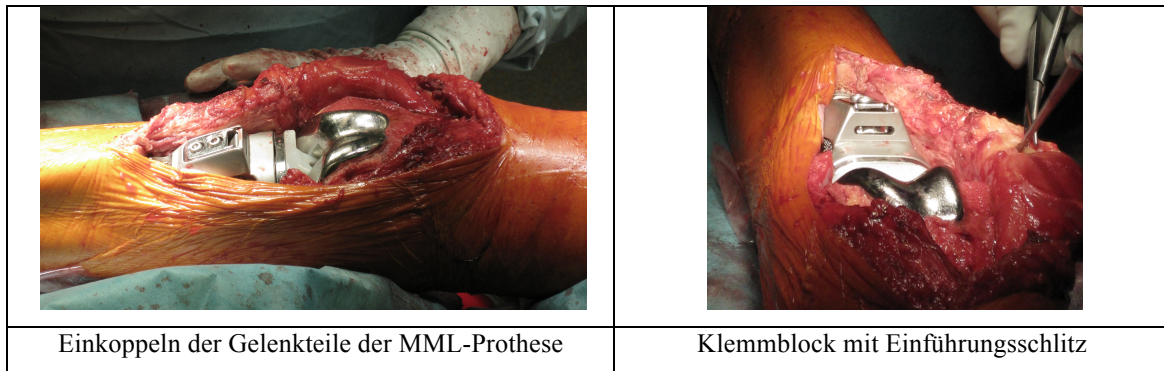


Abb.9 Eingebaute Gelenkteile der MML-Prothese

Zur Rekonstruktion des Streckapparates wird das 10mm breite und 1mm dicke Treviraband an der Patellabasis transversal durch die Quadricepssehne durchgezogen und zwar zwischen den Sehneneinstrahlungen des M.rectus femoris und M.vastus intermedius [64].

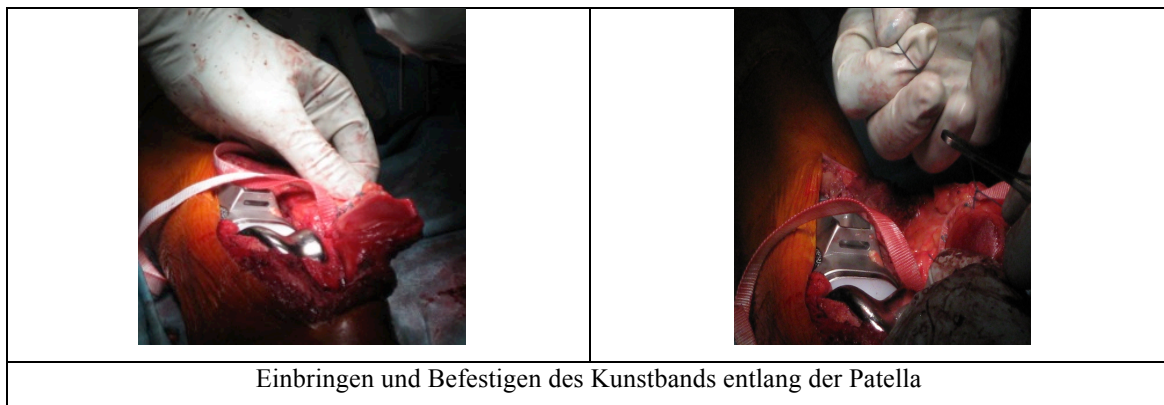


Abb.10 Einbringen des Trevirabands

Das laterale und mediale Bandende werden entlang der Patellaränder durch die verbleibenden Sehnenanteile und Retinacula nach distal geführt. Danach wird die Patella nach distal gezogen. Die beiden Bandenden werden übereinanderliegend in den Klemmblock eingeführt. Dieser wird in den Klemmblockkasten am Tibiakopfmodul vorgeschoben und eingesetzt.

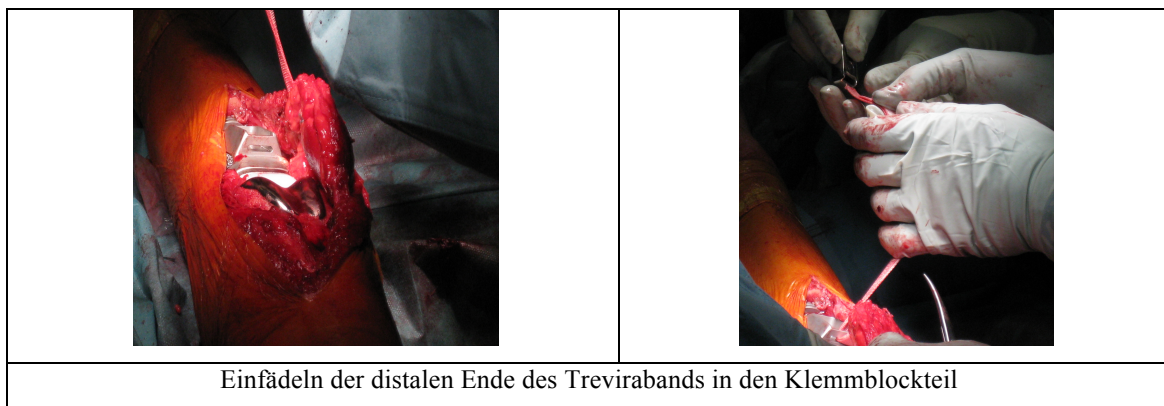


Abb. 11 Einfädeln in den Klemmblock

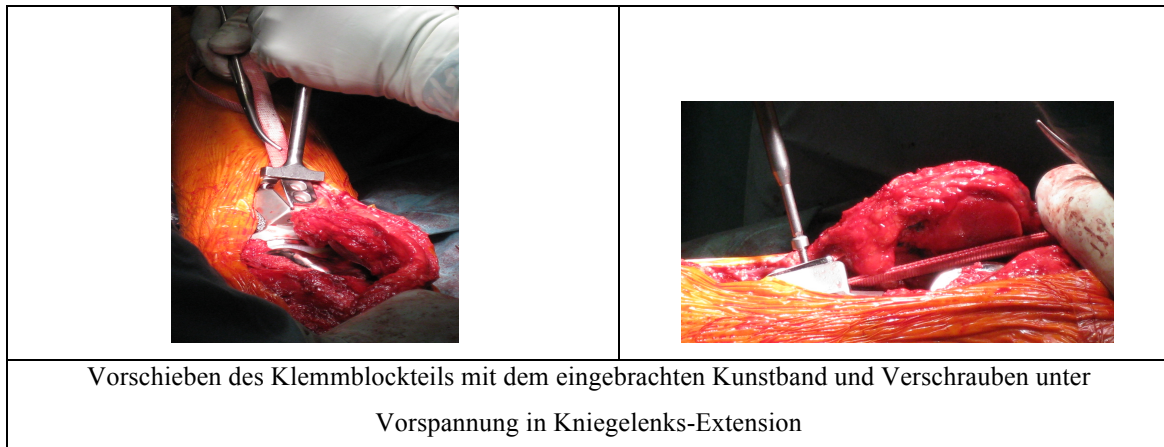


Abb.12 Fixation des Trevirabands unter Vorspannung

In Extension des Kniegelenks und entsprechender Vorspannung des Kunstbandes wird der Klemmblock mit dem eingebrachten Kunstband mit zwei Schrauben am Tibiakopfmodul fixiert [46]. Dadurch wird das im Klemmblock befindliche Kunstband an der Prothese befestigt.

Nach Gerdesmeyer et al. [46] und Holzapfel et al. [64] muss das Band in Knie-Extension in einer korrekten Vorspannung eingebaut werden, und zwar so, dass bei einer Kontrolle in 90° Flexion des Knies die Tangente von der ventralen Femurseite die Oberkante des proximalen Patellapols trifft.

Anschließend wird das Band mit dem Weichteilgewebe und dem verbliebenen Streckapparat vernäht. Die Sehnen des Pes anserinus und des M.semimembranosus werden an seitlichen Ösen des Tibiakopfmoduls refixiert, ebenso das Lig.collaterale laterale.

Zur Endoprothesendeckung wird ein distal mobilisierter, medialer Gastrocnemiuslappen über die Prothese geschlagen und mit den verbliebenen Kapselstrukturen, sowie distal mit dem M.soleus vernäht. Am Ende wird die Haut spannungsfrei verschlossen.

3 Material und Methoden

3.1 Studiendesign und Datenerhebung

Bei der vorliegenden Studie handelt es sich um eine monozentrische retrospektive Untersuchung ohne Kontrollgruppe. Die Ganganalyse und Kraftmessung wurden prospektiv mit einer intraindividuellen Kontrolle (operierte Extremität verglichen mit gesunder Extremität) durchgeführt. Ein positives Ethikvotum der Ethikkommission am Klinikum rechts der Isar der TU München lag vor.

Anhand von OP-Berichten, dem Archiv, SAP-Computersystem und Arztbriefen wurde eine Patienten-Liste erstellt. Einschlusskriterien waren:

1. Behandlung in der orthopädischen Abteilung des Klinikum rechts der Isar, Technische Universität München, im Zeitraum 02/1988 bis 05/2009
2. Tumorsektion aufgrund eines malignen Tumors im Kniegelenkbereich
3. Implantation einer Tumorendoprothese mit Strecksehnenrekonstruktion mittels alloplastischem Band nach Resektion der proximalen Tibia.

Allen noch lebenden Patienten wurde eine Einladung zur Nachuntersuchung per Post zugesandt. Telefonisch wurden die Patienten über den Zweck der Studie und den organisatorischen Ablauf aufgeklärt und ein Termin in den Ambulanzräumen der orthopädischen Abteilung des Klinikum rechts der Isar vereinbart.

Bei einigen Patienten ging aus der Krankenakte hervor, dass sie bereits verstorben waren. In diesen Fällen und bei Patienten mit unklarem Verlauf nach Aktenlage wurde der jeweilige Hausarzt kontaktiert. Dabei wurde das Sterbedatum festgehalten und eruiert, ob nach der Primär-Implantation noch andere Operationen am Knie vorgenommen wurden, oder ob der Patient mit liegender Prothese verstarb. Bei einigen verstorbenen Patienten musste am Standesamt das Sterbedatum erfragt werden.

Ein Patient war in einem sehr schlechten Allgemeinzustand. Ein anderer Patient hatte seine Heimatadresse in Griechenland. Sie standen damit zur Nachuntersuchung nicht zur Verfügung. 2 weitere Patienten verweigerten die Nachuntersuchung.

Anhand von 6 verschiedenen Score-Fragebögen, darunter einem von uns zusammengestellten Frage- und Untersuchungsbogen, wurden die Patienten zu ihrem Gesundheitszustand befragt und eine ausführliche Anamnese erhoben. Es erfolgte eine klinisch-orthopädische Untersuchung. Mit Hilfe eines Isobex-Messgerätes wurde die Quadriceps-Zugkraft des operierten und gesunden Beines gemessen. Anschließend wurde im Ganglabor des Klinikums rechts der Isar eine Gangbildanalyse mit Videoaufzeichnung und Pedographie durchgeführt.

Während der gesamten Untersuchungen wurden Fotos und Videos der Patienten zur Dokumentation gemacht. Alle Patienten gaben ausdrücklich ihre Zustimmung, dass die von ihnen bei den Untersuchungen angefertigten Aufnahmen veröffentlicht werden dürfen, ebenso die in der Klinik angefertigten Röntgenaufnahmen.

Die in den nachfolgenden Kapiteln genannten Mittelwerte mit +/- Angabe geben die aus den Untersuchungen hervorgegangenen Durchschnittswerte von 9 bzw. 18 Patienten mit Angabe der jeweiligen Standardabweichung wieder.

3.2 Patienten

In der orthopädischen Abteilung des Klinikums rechts der Isar, Technische Universität München, erfolgte im Zeitraum von 02/1988 bis 05/2009 bei insgesamt 18 Patienten die Resektion eines malignen Tumors im Bereich des distalen Femurs bzw. der proximalen Tibia mit Rekonstruktion des knöchernen Defekts durch eine modulare Tumorendoprothese in Kombination mit einem Kunstband. Ab 1994 wurde die MML-Prothese, (Modulares Endoprothesensystem München-Lübeck) implantiert, die Strecksehne mit einem Treviraband rekonstruiert.

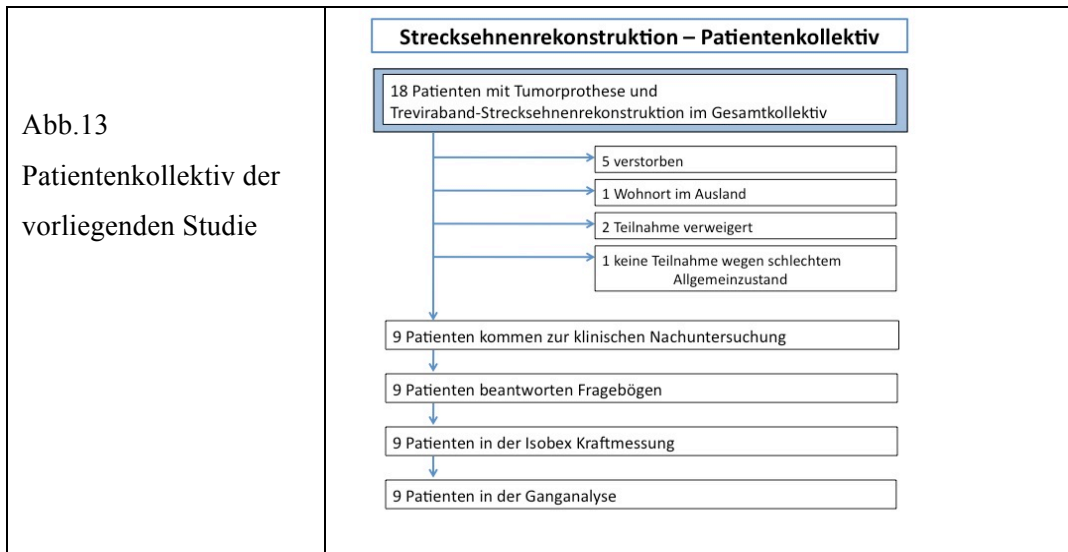
Für die vorliegende Studie konnten von insgesamt 18 Patienten 9 nachuntersucht werden.

Bei einem Patienten (P02) erfolgte 02/1988 die Resektion des Tumors und die endoprothetische Versorgung mit einer Tumor-Spezialendoprothese. Bei einer 2.Revisionsoperation 10/2001 erfolgte der Einbau einer MML-Prothese mit Rekonstruktion der Strecksehne mittels Treviraband. Bei einem weiteren Patienten (P09) erfolgte 03/1990 die Tumorsektion und die endoprothetische Versorgung mit einer Tumor-Spezialprothese, wobei hier ein Treviraband mit Fascia lata-Streifen-Verstärkung zur Strecksehnenrekonstruktion eingesetzt wurde. Bei einem 2.Revisionseingriff 05/1997 bei Z.n. Knieluxation wurde auf eine MML-Prothese umgestellt, wobei ein neues Treviraband zur Strecksehnenrekonstruktion eingesetzt wurde.

Da weitere Operationsdetails bei diesen beiden Patienten nicht vorlagen, werden in der vorliegenden Studie nur die Ergebnisse ab dem Einbau der MML-Prothese und des Trevirabands beschrieben.

3.2.1 Gesamtes Patientenkollektiv

Abb.13
Patientenkollektiv der
vorliegenden Studie



Operationsalter zum Zeitpunkt der Tumorresektion

Zum Zeitpunkt der Tumorresektion betrug das mittlere Alter der 18 Patienten $34,7 \pm 21,8$ Jahre. Dabei war der jüngste Patient zum Zeitpunkt der Resektion 10 Jahre, der Älteste 68 Jahre alt. Von diesen operierten 18 Patienten waren 10 Frauen und 8 Männer.

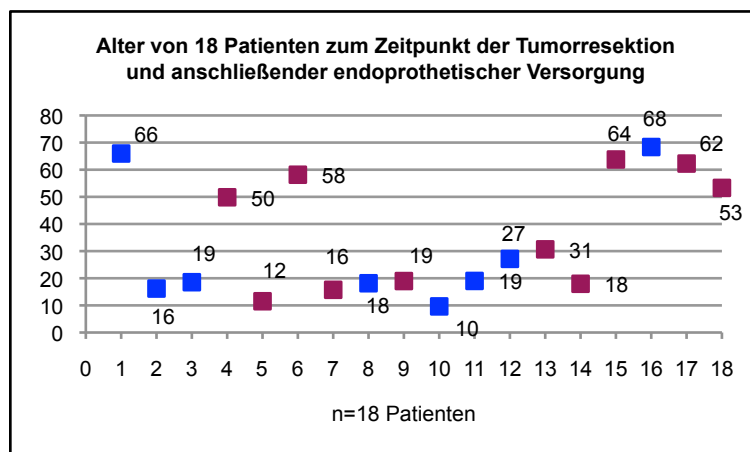


Abb.14 Altersverteilung der 18 operierten Patienten zum Zeitpunkt der Tumorresektion mit anschließender endoprothetischer Versorgung; blau = männlich, rot = weiblich

Operations-Indikation

Die Operationsindikation bei den 18 Patienten waren 12 Osteosarkome, davon 2-mal UICC-Stadium IB, 6x UICC-Stadium IIA, 2x UICC-Stadium IIB. Bei 2 Patienten war das Stadium nicht bekannt. (Staging/Grading nach UICC). Die weiteren Tumorentitäten waren 1-mal ein strahleninduziertes Liposarkom (UICC-Stadium IIA), 1-mal ein Riesenzelltumor, 2 Plasmozytome, je 1-mal eine singuläre Metastase eines Mamma-Karzinoms und eines Vaginal-Karzinoms.

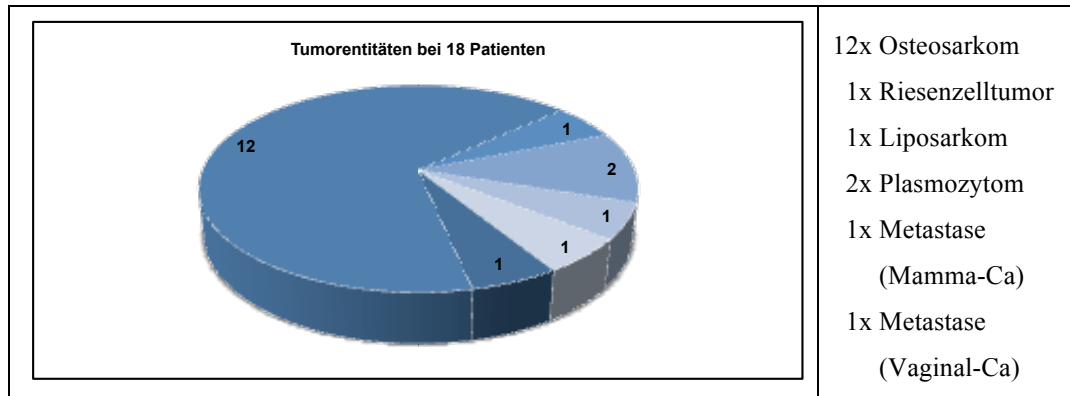


Abb.15 Tumorentitäten bei 18 operierten Patienten

Tumorlokalisation

Bei 16 von 18 Patienten war der Tumor an der proximalen Tibia lokalisiert, davon 7mal rechts (5 Frauen, 2 Männer), 9mal links (4 Frauen, 5 Männer). Bei 1 Patienten war das distale Femur links, bei 1 Patienten das distale Femur rechts betroffen.

Bei allen 18 Patienten erfolgte die Tumorentfernung als weite R0-Resektion.

Tumorlokalisation	Frauen	Männer
linke Tibia	4	5
rechte Tibia	5	2
linkes distales Femur	-	1
rechtes distales Femur	1	-

3.2.2 Nicht untersuchte Patienten

Bis zum Untersuchungstermin waren 5 der operierten 18 Patienten aufgrund des Tumorleidens verstorben, 4 davon mit liegender, intakter Prothese. Bei einer Patientin kam es postoperativ zu einem Lokalrezidiv mit nachfolgender Amputation und späterer Todesfolge. 4 von 13 noch lebenden Patienten konnten aus unten aufgeführten Gründen nicht untersucht werden.

Bei den 9 nicht untersuchten Patienten lag bei 5 Patienten ein Osteosarkom vor. In einem Fall handelte es sich um ein metastasiertes Mamma-Karzinom und in einem Fall um ein metastasiertes Vaginal-Plattenepithelkarzinom. 2 Patienten hatten ein Plasmozytom. Dabei waren die Primärtumoren 2-mal in der rechten proximalen Tibia lokalisiert, 3-mal in der linken. Je 1 Primärtumor war im rechten, bzw. im linken distalen Femur lokalisiert. Die 2 Sekundärtumoren befanden sich beide in der rechten proximalen Tibia.

Lebende, nicht untersuchte Patienten

Bei 4 Patienten, alle männlich, war eine Nachuntersuchung nicht möglich.

Patient (P10), geb. 1999 hat seinen Aufenthaltsort in Griechenland.

Er wurde 12/2008 mit der Diagnose Osteosarkom der rechten proximalen Tibia operiert. Eingesetzt wurde eine MML-Prothese mit Tibia- und Femursteil zementiert, sowie ein Treviraband. Über den aktuellen Zustand und das Schicksal des Patienten ist uns nichts bekannt.

Patient (P16), geb. 1939, wurde 10/2007 im Bereich des linken lateralen Tibiaplateaus wegen eines Plasmozytoms operiert. Implantiert wurde eine MML-Prothese mit Tibia- und Femurstiel zementiert und Treviraband. Der Patient lehnte die Nachuntersuchung im Rahmen dieser Studie ab. Nach telefonischer Auskunft erfolgte bislang keine Revisionsoperation, der Allgemeinzustand wäre gut.

Patient (P11), geb. 1989, wurde 02/2008 wegen eines Osteosarkoms des distalen linken Femurs mit einer MML-Prothese und Treviraband versorgt. Tibia- und Femurstiel wurden zementlos implantiert. 02/2010 wurde aufgrund von Lockerungszeichen ein Endoprothesenwechsel vorgenommen, wobei der femorale Stiel zementiert wurde. Beim Patienten liegt eine Borderline-Persönlichkeitsstörung vor. Die Nachuntersuchung wurde vom Patienten abgelehnt.

Patient (P12), geb. 1980, wurde 10/2007 aufgrund eines Osteosarkoms der linken proximalen Tibia operiert. Er wurde mit einer MML-Prothese und Treviraband versorgt. Beide Stiele wurden zementlos eingebaut. Wegen Lockerung und periprothetischem Infekt erfolgte 07/2009 der Ausbau des Tibiastiels. 08/2009 folgte eine Revisionsoperation mit Ausbau und Debridement. Im gleichen Monat erfolgte eine Reimplantation des Tibiastiels (zementiert). 10/2009 erfolgte abermals eine Revisions-Operation. Bei progredienten Infektparametern mussten im weiteren Verlauf alle Gelenkteile ausgebaut und übergangsweise ein Platzhalter eingebaut werden. Nach einer Platzhalterwechsel-Operation erfolgte der Wiedereinbau einer MML-Prothese 12/2009 mit Strecksehnenrekonstruktion mittels Treviraband.

Zum Untersuchungszeitpunkt lagen nach mehrfachen Lungenteilresektionen erneut multiple pulmonale Metastasen vor. Aus Rücksicht auf den schlechten Allgemeinzustand erfolgte keine Nachuntersuchung.

Verstorbene Patienten

Alle 5 verstorbenen Patienten waren weiblich.

Patient (P17), geb. 1940, wurde 07/2002 mit einer MML-Prothese und Treviraband versorgt. Die Indikation zur Operation war ein Plasmozytom des rechten distalen Femurs. Im weiteren Verlauf entwickelte die Patientin einen periprothetischen Infekt und es bestand die Indikation zur Amputation, welche jedoch von der Patientin abgelehnt wurde. Sie verstarb 10/2003 ohne Revisionseingriff mit liegender Prothese letztlich an den Folgen von Tumormetastasen.

Patient (P14), geb. 1978, wurde 12/1995 bei Osteosarkom der linken proximalen Tibia mit einer MML-Prothese und Treviraband versorgt. Die Patientin entwickelte multiple Lungenmetastasen mit Pericardbeteiligung und verstarb mit liegender Prothese 11/1996 ohne Revisionseingriff an den Tumorfolgen.

Patient (P18), geb. 1943 wurde 09/1996 an der rechten proximalen Tibia wegen eines ossär metastasierten Vaginal-Plattenepithelkarzinoms mit einer MML-Prothese und einem Treviraband versorgt. Es lagen multiple Knochenmetastasen an anderen Stellen vor. Die

Patientin verstarb mit liegender Prothese 04/1997 ohne Revisionseingriff infolge eines Leber- und Nierenversagens.

Patient (P15), geb. 1930, wurde 02/1994 wegen der Metastase eines Mamma-Karzinoms an der rechten proximalen Tibia mit einer MML-Prothese und einem Treviraband versorgt. Die Patientin wurde 03/1998 zuletzt im Klinikum rechts der Isar behandelt und verstarb 03/1998 mit liegender Prothese an den Folgen ihres Tumorleidens.

Patient (P13), geb. 1975, wurde 02/2006 nach Resektion eines Osteosarkoms der rechten proximalen Tibia mit einer MML-Prothese und einem Treviraband versorgt. Die Patientin entwickelte im weiteren Verlauf multiple Lungenmetastasen. 09/2007 wurde ein Rezidiv diagnostiziert, 12/2007 wurde das Bein amputiert. Sie verstarb 03/2008.

3.2.3 Untersuchte Patienten

Im Untersuchungszeitraum von 10/2009 bis 06/2010 konnten 9 Patienten, die wegen maligner Primärtumoren an der proximalen Tibia operiert wurden, untersucht und befragt werden. Unter ihnen befanden sich 5 Frauen und 4 Männer. Bei keinem dieser 9 Patienten waren bis zum Zeitpunkt des Untersuchungsdatums Lokalrezidive oder Tumormetastasen aufgetreten.

Tumorentitäten und Lokalisation

Unter den 9 Primärtumoren waren 7 Osteosarkome (davon 5x UICC-Stadium IIA , 1-mal UICC-Stadium IB), lokalisiert 2-mal in der rechten proximalen Tibia (1 Mann, 1 Frau), 5-mal in der linken proximalen Tibia (2 Männer, 3 Frauen). Ferner 1 Riesenzelltumor (1 Mann), lokalisiert in der linken proximalen Tibia, und 1 Liposarkom (1 Frau), lokalisiert in der rechten proximalen Tibia.

Tumorkalisation	Linke proximale Tibia	Rechte proximale Tibia
Osteosarkom	5 (3 Frauen, 2 Männer)	2 (1 Mann, 1 Frau)
Riesenzelltumor	1 Mann	
Liposarkom		1 Frau

Alter

Zum Zeitpunkt der Untersuchung betrug das mittlere Alter der 9 Patienten 41,9 ±19, 8 Jahre (21 bis 79). Bei den Frauen war die älteste Patientin 61 Jahre, die jüngste 27 Jahre alt. Bei den Männern war der älteste Patient 79 Jahre, der jüngste Patient 21 Jahre alt.

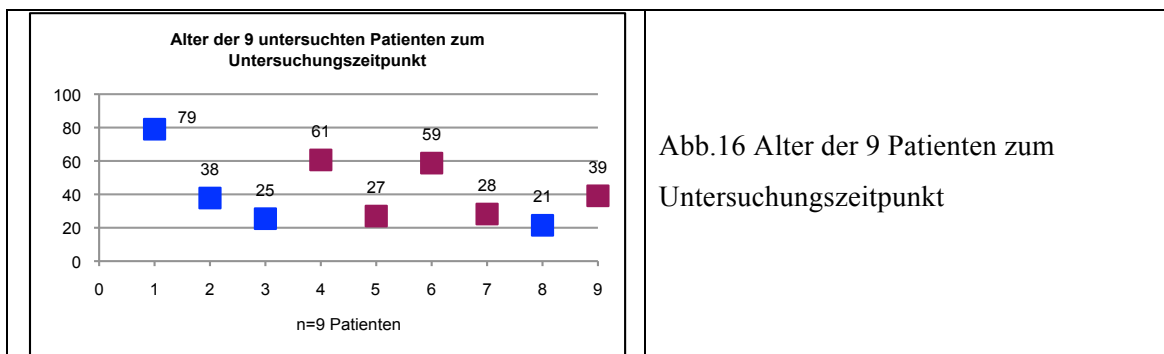


Abb.16 Alter der 9 Patienten zum Untersuchungszeitpunkt

Zum Zeitpunkt der Tumorresektion betrug das mittlere Alter der 9 Patienten $30,3 \pm 21,2$ Jahre (12 bis 66). Bei den Frauen war die älteste Patientin 58 Jahre, die jüngste 12 Jahre alt. Bei den Männern war der älteste Patient 66 Jahre, der jüngste 16 Jahre alt.

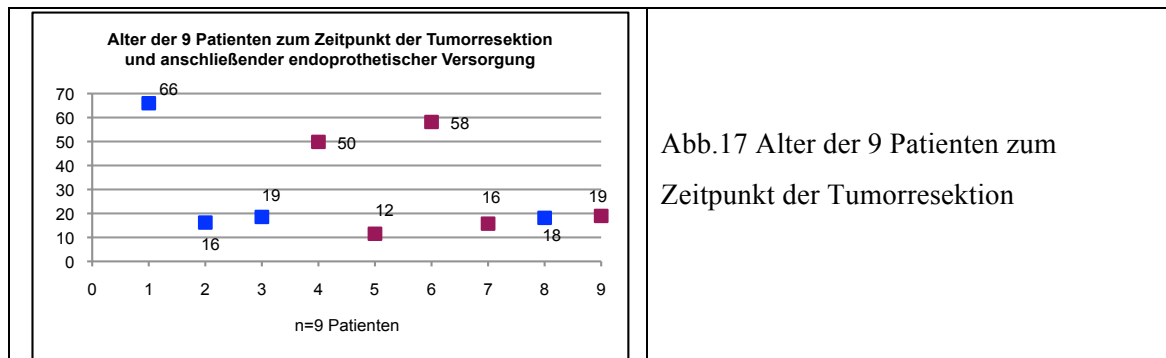


Abb.17 Alter der 9 Patienten zum Zeitpunkt der Tumorresektion

Größe

Die mittlere Körpergröße des Kollektivs lag bei $173,8 \pm 11,4$ cm, und reichte bei den Frauen von 158cm bis 178cm, bei den Männern von 172cm bis 190cm.

Gewicht und BMI

Das mittlere Körpergewicht der Patienten betrug $74,8 \pm 14,6$ kg (von 58 bis 96kg). Bei den Frauen im Mittel 66kg, 85kg bei den Männern.

Der mittlere BMI der 9 Patienten lag bei $24,7 \pm 3,4$ kg/m², bei den Frauen bei 23,9kg/m² und bei den Männern bei 25,6kg/m². Nach der Klassifikation der WHO wurden 3 Männer und 1 Frau als „übergewichtig“ klassifiziert.

Chemotherapie

3 von den 9 untersuchten Patienten erhielten keine Chemotherapie, 1 Patient erhielt neoadjuvante Chemotherapie und präoperative Radiatio, 5 Patienten bekamen neoadjuvante und adjuvante Chemotherapie nach COSS.

	Mittelwert	Standardabweichung	Range
Alter von 9 Patienten zum Untersuchungszeitpunkt	41,9	19,8	(21-79)
Geschlecht aller 18 Patienten	10x w / 8x m		
Geschlecht der 9 untersuchten Patienten	5x w / 4x m		
operierte Seite bei 18 Patienten	10x li / 8x re		
operierte Seite der 9 untersuchten Patienten	6x li / 3x re		
Alter der 18 Patienten zum Zeitpunkt der Tumorresektion in Jahren	34,7	21,8	(10-68)
Alter der 9 untersuchten Patienten zum Resektionszeitpunkt in Jahren	30,3	21,2	(12-66)

Tab.7 Patientendaten

3.3 Scores und Fragebögen

Vor der klinischen Untersuchung wurden den Patienten insgesamt 6 Fragebögen zu ihrem Gesundheitszustand zur Beantwortung ausgehändigt. Hierbei handelte es sich um den

American Knee Society Score, den **Oxford 12-item Score**, den **Womac Score**, den **MSTS Score**, den **sf-12 Fragebogen**, sowie einen von uns entworfenen **Frage- und Nachuntersuchungsbogen**. Dieser erfasste anamnestisch die Patienten seit deren Erkrankungsbeginn bis zum Zeitpunkt der Untersuchung und befragte die Patienten zur subjektiven Zufriedenheit mit dem Operationsergebnis. Die Originale aller Fragebögen sind im Anhang aufgeführt.

Bei der Entscheidung für die Auswahl der 5 oben genannten, international anerkannten Scores, orientierten wir uns mit Hilfe des Handbuchs „Musculoskeletal Outcomes Measurements and Instruments“ der AO Foundation (Arbeitsgemeinschaft Osteosynthese) [4], welches eine Übersicht der zur Verfügung stehenden Scores mit methodischer Bewertung für Validität (Gültigkeit), Reliabilität (Zuverlässigkeit), Responsivität (Ansprechbarkeit bzw. Empfindlichkeit, klinisch relevante Veränderungen abzubilden) und ihren klinischen Nutzen in Form von Bewertungspunkten wiedergibt. Die in dieser Studie verwendeten internationalen Scores zeichnen sich durch ein hohes Maß an Validität und Reliabilität aus.

3.3.1 American Knee Society Score

Der American Knee Society Score nach Insall et al. [72] besteht aus einem Fragenteil und einer klinischen Untersuchung. Mit ihm kann gleichzeitig die subjektive Beschwerdesymptomatik und ein objektiver Untersuchungsbefund erhoben werden. Er beinhaltet einen Knee Score und einen patientenbezogenen Functional Score. Bei beiden Unterscores können jeweils maximal 100 Punkte erreicht werden. Die Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Traumatologie (DGOT) empfiehlt ihn in den Leitlinien für Gonarthrose und Knie-Endoprothetik [55].

Beim **Knee Score** werden die Knieschmerzen innerhalb der letzten vier Wochen evaluiert. Des Weiteren enthält er Fragen, die durch klinische Untersuchung zu erheben sind, im Speziellen das aktive Bewegungsausmaß im Kniegelenk in Neutral-Null-Methode mithilfe eines Winkelmessers und die Stabilität des Kniegelenks (anterior-posteriore Schubladephänome, mediolaterale Aufklappbarkeit). Es wird festgehalten, ob eine Beugekontraktur, ein aktives Streckdefizit (extensor lag = Differenz zwischen aktiver und passiver Streckbarkeit des Kniegelenks), oder ob eine Fehlstellung der Beinachse, vermessen in einer Ganzbein a.-p. Röntgenaufnahme, festzustellen ist.

Eine Beugekontraktur, ein Streckdefizit und eine Achsenfehlstellung führen beim Knee Score zu Punktabzügen.

Nach Kapandji [77] wird die anatomische Beinachse des Femurs gebildet vom Winkel zwischen der horizontalen Linie durch die Femurkondylen und der in der Femurachse verlaufenden Linie, die durch die Mitte des Kniezentrums läuft. Im Normalfall beträgt dieser Winkel lateral im Mittel 81°. Die anatomische Beinachse der Tibia läuft vom Zentrum des Kniegelenks zum Zentrum des Sprunggelenks. Sie bildet mit der Tibiaplateaulinie (bzw. Epikondylenlinie) einen lateralen Winkel von im Mittel physiologischen 93°. Durch den ausladenden Femurhals bedingt,

bilden die anatomischen Achsen von Femur und Tibia einen nach lateral offenen tibiofemorale Winkel von 170° - 175° . Somit ergibt sich eine physiologische Valgusstellung des Knies. Im American Knee Society Score wird von einem physiologischen Valguswinkel von 174° als normal ausgegangen. Ist dieser Winkel größer als 180° spricht man vom Genu varum [77].

Zur Vermessung der anatomischen Beinachsen dienten bei unseren Untersuchungen die Ganzbein-Stand-a.p.-Aufnahmen. Hiermit konnten eventuelle endoprothetikbedingte Achsabweichungen zeichnerisch ermittelt werden.

Die volle Punktzahl des Knee Scores von 100 Punkten wird bei Schmerzfreiheit, einem Bewegungsausmaß von Flexion/Extension 125° - 0° - 0° , sowie einer anterior-posterioren Stabilität von $< 5\text{mm}$, bzw. mediolateral von $< 5^{\circ}$, sowie einer physiologischen Beinachse von 175° - 170° , erreicht.

Beim **Functional Score** wird gefragt nach der möglichen Gehstrecke des Patienten, nach der Fähigkeit zum Treppensteigen, und ob zum Gehen Hilfsmittel in Form von Gehstock, Unterarmgehstützen oder Gehwagen benützt werden. Die Verwendung von Hilfsmitteln führt dabei zum Punktabzug.

Die volle Punktzahl des Functional Score von 100 Punkten wird bei unbegrenzter Gehstrecke, Gehen ohne Verwendung jeglicher Hilfsmittel und problemlosem Treppensteigen (hinauf und hinunter) ohne Benutzen von Geländern, erreicht.

Sowohl beim Knee Score, als auch beim Functional Score gilt, je höher die maximale Punktzahl, desto besser die Funktion [4].

3.3.2 Oxford 12-item Score

Der Oxford 12-item Score enthält 12 Fragen, die sich auf die letzten vier Wochen vor der Untersuchung beziehen [28]. Dabei unterscheidet der Oxford 12-item Score fünf Fragen bezüglich Schmerzen und sieben bezüglich Funktionalität. Bei jeder der 12 Fragen stehen jeweils 5 Antwortmöglichkeiten zur Verfügung.

Im günstigsten Fall kann 1 Punkt, im schlechtesten Fall können maximal 5 Punkte erreicht werden. Daraus ergibt sich ein Minimum mit 12 Punkten und ein Maximum mit 60 Punkten. Je kleiner die Punktzahl, desto besser das Outcome [4].

3.3.3 Womac Score

Der Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (Womac) wurde entwickelt als ein Messinstrument zur Erfassung der Lebensqualität von Patienten mit Osteoarthritis im Hüft- oder Kniegelenk [12] und wird in verschiedenen Studien betreffend der Gütekriterien Validität, Reliabilität und Responsivität sehr gut beurteilt [119]. Dabei erfasst der Womac Score den Krankheitszustand aus der Sicht des Patienten. In einer deutschen Version erfolgte die Evaluation 1996 durch Stucki [135].

Der Womac gliedert sich in drei Teilbereiche mit den Subscores Womac A, Womac B, Womac C. Der Womac A beinhaltet 5 Fragen zur Schmerzsymptomatik, der Womac B 2 Fragen zur Beweglichkeit des Kniegelenkes, der Womac C 17 Fragen zur Funktionalität des betroffenen Gelenks.

Für die Beantwortung dieser Fragen verwendeten wir eine 5-Punkt-Likert Skala, wie sie von Rensis Likert 1932 zur Erhebung persönlicher Meinungen entwickelt wurde. Diese besteht aus je fünf Antwort-Werten, von 0 bis 4, wobei 0 für „keine“ und 4 für „sehr schwere“ Beschwerden steht. Das Zeitfenster bezieht sich auf die zurückliegenden 4 Wochen vor dem Untersuchungstermin.

Bei der Schmerzsymptomatik können maximal 20 Punkte, bei der Beweglichkeit maximal 8 Punkte und bei der Funktionalität maximal 68 Punkte erreicht werden. Daraus ergibt sich eine maximale Gesamtpunktzahl von 96 Punkten. Roos et al. [119] empfehlen, die Summenscores in eine von 0 bis 100 reichende Skala umzurechnen, um vergleichbar mit anderen Outcome-Studien zu sein. Wir ermittelten die Mittelwerte und Standardabweichungen der Subscores A, B, C, sowie den Summenwert aus den drei Subscores. Die jeweils erreichten Punktzahlen wurden anschließend mit dem Faktor 1,042 auf eine 100-Punkte-Skala hochgerechnet. Beim Ergebnis gilt, je kleiner die Punktzahl, desto besser die Funktion und umso geringer die Beschwerden [4].

Den Original-Womac-Fragebogen ergänzten wir zusätzlich um die von Michael Kurer und Christopher Gooding (London) auf ihrer Homepage www.orthopaedicscores.com (Stand 07.09.2009) vorgeschlagenen 10 Fragen bei Anwendung des gleichen Zeitfensters. Davon beziehen sich 4 Fragen auf Schmerzen, 1 Frage auf Analgetikagebrauch und 5 Fragen auf Funktionstüchtigkeit.

Wie beim Original-Womac verwendeten wir hier ebenso die 5-Punkt-Likert Skala. Die Antwortmöglichkeiten reichten von „nie“ (0 Punkte), über „manchmal“ (3 Punkte), bis zu „ständig“ (4 Punkte). Bei der Beantwortung der Fragen 9 und 10 (Strecken und Beugen des Kniegelenks) wurde „nie“ mit 4 Punkten und „ständig“ mit 0 Punkten gewertet. Diese 10 zusätzlichen Fragen wurden auf gleiche Weise wie die Originalfragen ausgewertet. Bei den Schmerzen konnten dabei maximal 20 Punkte, beim Analgetikakonsum maximal 4 Punkte und bei den Symptomen maximal 16 Punkte erreicht werden. Bei den Ergänzungsfragen konnte somit ein Maximum von 40 Punkten erreicht werden. Damit ergaben sich für die erweiterte Form des Womac 136 Punkte. Auch hier gilt, je kleiner die Punktzahl, desto besser das Outcome.

3.3.4 MSTS Score

Der Musculoskeletale Tumor Society Score (MSTS) misst die funktionelle Lebensqualität der Patienten mit malignen muskuloskelettalen Tumoren nach Tumorresektion und Rekonstruktion. Er ist ein standardisiertes Messinstrument zur Beschreibung der funktionellen Ergebnisse nach

tumorbedingter Rekonstruktion der oberen bzw. unteren Extremität aus der Sicht des Untersuchers. In der vorliegenden Arbeit wird nur Bezug auf die untere Extremität genommen. Der MSTS eignet sich nach Enneking et al. [39] für den Vergleich der Endresultate verschiedener extremitätenerhaltender Rekonstruktionsverfahren oder Amputationen bei muskuloskelettalen Neoplasmen.

Der Ausschuss der ISOLS (International Symposium on Limb Salvage) und die MSTS (Musculoskeletal Tumor Society) empfehlen die Anwendung des Fragebogens zum Zweck der Vergleichbarkeit der Studienergebnisse auf diesem Gebiet. Der Fragebogen ist einfach anzuwenden und reproduzierbar. Er enthält Aspekte in Bezug auf Schmerzen, Funktionstüchtigkeit, Akzeptanz des Patienten, Gebrauch von Hilfsmitteln, Gehfähigkeit und Gangbild.

Für jedes der 6 Kriterien gibt es eine Punkteverteilung von 0-5. Maximal können somit 30 Punkte, entsprechend einem Rating von 100%, erreicht werden.

Hier gilt, je höher die Punktzahl, desto besser die Funktionstüchtigkeit [39].

3.3.5 SF-12 Health Survey

Der SF-12 wurde von Ware et al. [143] als Kurzform aus dem SF-36 Health Survey heraus entwickelt. Im Rahmen des International Quality of Life Assessment (IQOLA) - Projekts wurde er in seiner deutschen Version entwickelt und validiert [16]. Der SF-12 besteht aus 12 Fragen und erfasst den Gesundheitszustand und die Lebensqualität aus der Sicht des Patienten mit je 6 Fragen zur körperlichen und psychischen Gesundheit [117].

Im Ergebnis bedeuten hohe Werte der Summenskalen eine bessere Lebensqualität und damit geringe Gesundheitsbeschwerden. Dabei gibt eine vorgegebene untersuchte Normstichprobe der Allgemeinbevölkerung einen transformierten Mittelwert von 50 mit einer Standardabweichung von ± 10 als Orientierung („norm-based-scoring“) vor. Die erzielten Ergebnisse werden zur Bewertung der Normstichprobe gegenübergestellt.

Für unsere Untersuchungen verwendeten wir die SF-12 Version1 (SF12v1) mit einem Zeitfenster von 4 Wochen. Die Auswertung erfolgte online unter www.sf-36.org/demos/sf-12.html [128]. Nach Eingabe der einzelnen Antworten der Patienten, erhielten wir als Ergebnis die Werte der körperlichen und psychischen Gesundheit des einzelnen Patienten online.

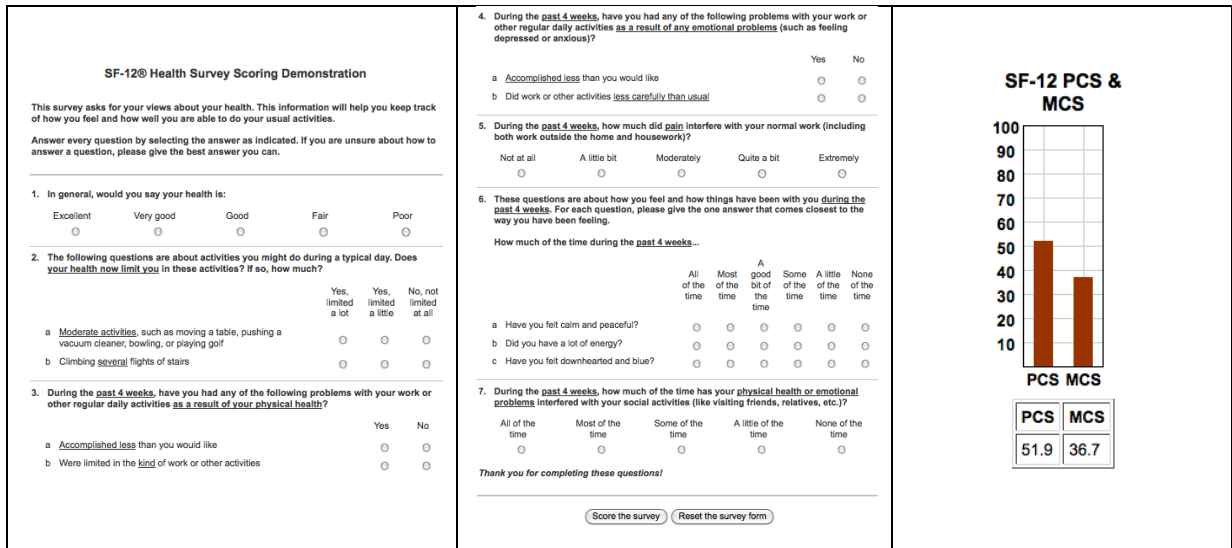


Abb.18 Auswertung des SF-12v1 online [128]

3.3.6 Nachuntersuchungs-Fragebogen

Dieser Bogen wurde für die Nachuntersuchung der Patienten von uns selbst zusammengestellt. Er bestand aus 3 Teilen: einer ausführlichen Anamnese, Fragen zur subjektiven Zufriedenheit und einem Untersuchungsteil mit Erfassung der postoperativen Untersuchungsergebnisse. Zum Vergleich mit den vorgenannten 5 Scores wird in der vorliegenden Arbeit nur der Fragenteil zur subjektiven Zufriedenheit herangezogen.

Im Fragebogenteil wurden 7 Fragen zur subjektiven Zufriedenheit des Patienten gestellt. Für die Beantwortung der Fragen 1, 2, 3 und 7 gaben wir jeweils 5 Antwortmöglichkeiten mit einer Punkteverteilung von 1-5 Punkten vor.

Bei Frage 1 wurde nach einer Weiterempfehlung der Operation bei gleicher Indikation gefragt, bei Frage 2, ob sich der Patient unter gleichen Umständen derselben Operation wieder unterziehen würde. Bei Frage 3 ging es darum, wie der Patient mit dem Ergebnis zufrieden ist und bei Frage 7 wie die Lebensqualität des Patienten zum Zeitpunkt der Untersuchung ist. Bei den Fragen 4, 5, und 6 wurde nach den Schmerzen prä- und postoperativ, sowie nach den aktuellen Schmerzen gefragt. Hier gaben wir jeweils eine 100mm VAS-Schmerzskala vor, die von „keine Schmerzen“ (0 Punkte) bis „sehr starke Schmerzen“ (10 Punkte) reichte.

Bei der Beantwortung der 7 Fragen konnten somit minimal 4 Punkte und maximal 50 Punkte erreicht werden. Dabei bedeutete eine kleine Punktzahl ein gutes Ergebnis und damit einen zufriedenen Patienten.

Zur Beurteilung der Zufriedenheit der Patienten zum Untersuchungszeitpunkt wurden die Fragen 1, 2, 3, 6 und 7 zusammengefasst und als eigenständiges Ergebnis ausgewertet. Hierbei konnten minimal 4 Punkte und maximal 30 Punkte erreicht werden, wobei auch hier eine kleine Punktzahl ein gutes Ergebnis, und damit einen zufriedenen Patienten bedeutete.

Der Untersuchungsteil des Fragebogens beinhaltete die Ergebnisse der klinischen Nachuntersuchung des Patienten. Hier wurde u.a. das äußere Erscheinungsbild der Kniegelenke, insbesondere das der operierten Seite beschrieben, sowie der Bewegungsumfang, ein mögliches Streckdefizit, oder eine eventuelle Instabilität festgehalten. Zusätzlich wurden die Ergebnisse der Kraftmessungen notiert.

3.3.7 Zusammenstellung der Scores

Um das postoperative Outcome zum Untersuchungszeitpunkt zu bewerten, verwendeten wir die vorgenannten 6 Fragebögen. Wie beschrieben sind für diese Scores völlig unterschiedliche Punktebewertungsskalen vorgegeben. Für eine möglichst übersichtliche Darstellung der erzielten Ergebnisse in den verschiedenen Scores wurden die erreichten Punktzahlen auf eine einheitliche 100er-Skala (Punkte bzw. Prozent) hochgerechnet. Dabei gilt, je höher die Punktzahl, desto besser das Ergebnis. Bei den Scores, bei denen eine niedrige Punktzahl einem guten Ergebnis entspricht, wurde die Punktzahl zunächst auf 100 Punkte hoch- und dann invers umgerechnet.

Ausgenommen aus dieser Zusammenstellung wurde der SF-12, da dieser lediglich die Ergebnisse im Vergleich zu einer Normstichprobe aufzeigt.

3.4 Klinische Untersuchung

3.4.1 Röntgen-Bilder

Von allen Patienten, die zur Nachuntersuchung kamen, wurden vor der Untersuchung, wenn die zuletzt angefertigten Röntgenbilder mehr als 5 Monate zurücklagen, aktuelle Röntgenbilder des operierten Beines im Klinikum rechts der Isar angefertigt. Dabei handelte es sich um eine Ganzbein-a.p.-Aufnahme und eine seitliche Knieaufnahme. Die Befundung erfolgte durch die radiologische Abteilung. Die neuen Röntgenbilder wurden bei der klinischen Untersuchung mit älteren Röntgenbildern, soweit vorhanden, verglichen. Im Anschluss wurden von uns die Beinachsen in die Röntgenbilder eingezeichnet, auf Achsfehlstellung geprüft und entsprechend dem American Knee Society Score bewertet.

3.4.2 Körperliche Untersuchung

Die Patienten wurden liegend auf einer Untersuchungsfläche untersucht. Es wurde dabei nach unserem oben erwähnten Nachuntersuchungsbogen vorgegangen. Das betroffene Kniegelenk wurde untersucht auf mögliche Schwellung, Narbenverhältnisse, Entzündungszeichen und Erguss. Des Weiteren wurde untersucht, ob ein Patella-Zohlenzeichen oder ein Patella-Facettendruckschmerz besteht. Ferner wurde untersucht, ob eine Instabilität des Kniegelenks, auch im Seitenvergleich zur gesunden Seite, festzustellen ist, und ob eine Beinlängendifferenz vorliegt. Dabei wurde bei beiden Beinen die Länge von der Spina iliaca anterior superior zum

Malleolus lateralis der Fibula bestimmt. Es wurde der aktive Bewegungsumfang in Neutral-Null-Methode als ROM = „range of motion“ festgehalten.

3.4.3 Kraftmessung des M.quadriceps femoris

Manueller Muskelfunktionstest

Die Messung der Zugkraft der Quadricepsmuskulatur erfolgte im Liegen und wurde entsprechend der Pareseskala des Medical Research Council (MRC) nach Pfeffer et al. [114] in sechs Stufen (von 0-5) bewertet:

- 0 = keine Kontraktion sicht- oder fühlbar
- 1 = sicht- oder tastbare Kontraktion
- 2 = Bewegung ohne Einfluss der Schwerkraft möglich
- 3 = Bewegung gegen Schwerkraft möglich
- 4 = Bewegung gegen Schwerkraft und Widerstand möglich
- 5 = normale Muskelkraft

Isobex-Muskelkraftmessung

Zur Kraftmessung des Streckapparates, der durch das implantierte Treviraband rekonstruiert wurde, wurde das Isobex-Muskelkraft-Analysegerät der Firma MDS (Medical Device Solutions AG, Burgdorf/Schweiz) verwendet. Das Isobex-Gerät gestattet es, Muskelkräfte während 5 Sekunden zu messen und den Muskelkraft-Durchschnittswert, sowie die Ermüdungserscheinungen zu ermitteln. Die Kraft wird während der gewählten Messperiode zehn mal pro Sekunde in Kilogramm gemessen und danach integriert. Somit wirken sich Artefakte wie Kraftspitzen nicht auf das Resultat aus. Hauptsächlich wird das Isobex bei einer Schulteranamnese verwendet, so z.B. nach Rotatorenmanschettenläsionen und Schulteroperationen. Die Kraftwerte gehen anschließend in den alters- und geschlechtsspezifischen Constant-Schulter-Score ein [24, 25]. In der Literatur wurde das Isobex aber auch schon zur Kraftmessung nach Achillessehnenrupturen verwendet [95].

Bei unserer Messung saß der Patient am Ende der Untersuchungsliege mit nicht aufgestützten Armen und frei herunterhängenden, im Knie abgewinkelten Beinen.

Das Isobex-Analysegerät wurde am Boden mit einer Unterdrucksaugvorrichtung unter dem zu messenden Bein fixiert. Die aus dem Messgerät kommende Fixierschlaufe wurde straff sitzend um das jeweilige Sprunggelenk gelegt. Nach dem Kalibrieren des Gerätes vor jeder Messung wurde der Patient aufgefordert, das zu messende Bein aus der 90° Stellung in Streckung zu bringen. Zuerst wurde die Messung am gesunden, anschließend am operierten Bein durchgeführt. Dabei durfte der Patient seine Sitzposition auf der Liege nicht verändern. Die Messungen wurden an beiden Beinen jeweils dreimal hintereinander durchgeführt, und anschließend aus den Messergebnissen der Mittelwert gebildet. Der dabei erreichte Zugkraftwert (in kg) des gesunden Beines wurde anschließend als 100% gewertet und der Messwert des operierten Beines dazu ins Verhältnis gesetzt.

Abb.19 Zugkraftmessung des Streckapparates mit dem Isobex-Analysegerät



3.5 Ganganalyse

Eine rein visuelle Erfassung der Gangparameter ist nicht möglich. Daher ist das Einsetzen einer instrumentierten Ganganalyse nützlich, um Bewegungsdaten mithilfe elektronischer Messwerterfassung aufzuzeichnen und diese computergestützt in Form von Diagrammen und Tabellen auswerten zu können [57].

Die Ganganalyse ermöglichte bei unseren Patienten die objektive Erfassung von Bewegungsabläufen beim Gehen mit errechenbaren Messdaten, die Hinweise auf eventuelle Abweichungen vom „normalen“ Gangbild eines gesunden Probandenkollektivs geben konnten.

In unserer Studie wurden die beim Gang des Patienten auftretenden kinematischen und kinetischen Messgrößen des operierten und des gesunden Beines mithilfe zweier nicht invasiver, computerunterstützter Messmethoden, nämlich der 2D-Video-Bewegungsanalyse und der plantaren Druckmessung (Pedobarometrie) erfasst.

3.5.1 Gangbild-Videoanalyse

Bei der Video-Ganganalyse gelingt es, aus der Distanz objektiv und berührungsfrei die kinematischen Messgrößen mit Videokameras aufzunehmen. Findet eine Bewegung in einer Ebene statt, oder interessiert nur die Komponente der Bewegung in einer Ebene, so genügen in guter Näherung die 2-dimensionale Bewegungsanalyse und die Aufzeichnung mit einer einzelnen Kamera [87].

Analysen der Winkelbewegungen von Hüft-, Knie- und oberem Sprunggelenk werden möglichst auf dem Laufband aufgenommen, da sich dann eine größere Zahl von Bewegungszyklen hintereinander aufnehmen und analysieren lässt [87].

Die Blickrichtung der Kamera muss dabei senkrecht zur Bewegungsebene liegen und der Kameraabstand so groß wie möglich gewählt werden, um perspektivische Abbildungsfehler zu vermeiden oder gering zu halten.

Ein Vorteil der 2D-Analyse ist die erheblich vereinfachte Kamera-Kalibrierung. Es genügt ein Maßstab bekannter Länge in der Bewegungsebene als Referenz. Bei diesem nicht invasiven Aufnahmeverfahren werden die Raumkoordinaten ausgewählter Körperpunkte, speziell der

Gelenke, bzw. die Raumkoordinaten der Durchtrittspunkte der Gelenkachsen durch die Körperoberfläche gemessen und analysiert [100, 110].

3.5.2 Pedobarometrie

„Die Pedobarometrie ist die Messung der plantaren Druckverteilung an der Fußsohle im Stehen, beim Gehen, barfuß oder im Schuh“ [100]. Nach Rosenbaum et al. [120] erfährt der Fuß beim Bodenkontakt Kräfte, die eine Beanspruchung der knöchernen, muskulären und bindegewebigen Strukturen bewirken. Mit der Pedographie kann die Kraftwirkung auf die anatomischen Strukturen des Fußes dargestellt werden. Sie „ermöglicht eine objektive Beurteilung der Fußfunktion während des Bodenkontaktes unter dynamischen Belastungsbedingungen“ [120, Seite 26]. Mit ihr lässt sich auch zeigen, wie sich die auf den Fuß einwirkenden Kräfte über die belastete Fläche verteilen, sowie welche Regionen des Fußes in welcher Phase und wie am Abrollvorgang beteiligt sind.

Die Messung kann entweder über im Boden eingelassene Druck-Messplatten, oder über spezielle Schuh-Einlegesohlen mit Drucksensoren, wie bei uns verwendet, erfolgen.

In den flexiblen Messsohlen sind bis zu 99 über die Fläche gleichmäßig verteilte Sensoren eingebaut. Bei jedem Schritt werden Messdaten übermittelt. Mit den Sohlen kann sich der Patient völlig frei bewegen. Da die Druckmess-Einlegesohlen in jeder Schuhgröße vorliegen, können sie einfach entsprechend der Patientenschuhgrößen und der Fußbreite ausgewählt werden. Die Druckverteilung wird direkt an der Fußsohle aufgezeichnet. Der Vorteil dieser Sohlen liegt darin, dass eine nicht begrenzte Anzahl von Schrittzyklen aufgezeichnet und übereinander projiziert werden kann. Die Ergebnisse können zu einem gemittelten Druckverteilungsbild zusammengefasst werden [100]. Daraus können eventuelle Gangunregelmäßigkeiten abgelesen werden.

Mit unserer Versuchsanordnung konnten sowohl beim Gehen in der Ebene, als auch in der Steigung, gleichzeitig die von uns vorgesehenen Gangparameter erfasst werden und die pedobarometrischen Messungen durchgeführt werden.

3.5.3 Gangparameter

Gehgeschwindigkeit

Aus der Doppelschrittlänge und der Anzahl der Doppelschritte pro Zeiteinheit ergibt sich die Gehgeschwindigkeit. Die „normale“ Gehgeschwindigkeit wird von verschiedenen Autoren für gesunde Personen mit 3,53-5,4 km/h angegeben [42, 62, 76, 86, 106, 112].

Kadenz

Sie ist die Schrittfrequenz und gibt die Anzahl der Einzelschritte pro Minute an. Bei gesunden Personen wird sie mit 105-130/min [86], bzw. mit 113,5/min [76] angegeben.

Doppelschrittlänge

Sie beginnt mit dem ersten Fersenkontakt eines Fußes und endet mit dem nächsten Fersenkontakt des selben Fußes (heel to heel). Für gesunde Personen werden Werte von 0,92-1,5m genannt [42, 76, 86, 106].

Doppelschrittdauer

Sie ist die Dauer vom ersten Fersenkontakt des einen Fußes und endet mit dem Fersenkontakt des selben Fußes (heel to heel). Es werden in der Literatur für gesunde Probanden Werte von 1,07-1,15s genannt [42, 76].

Bodenkontaktdauer

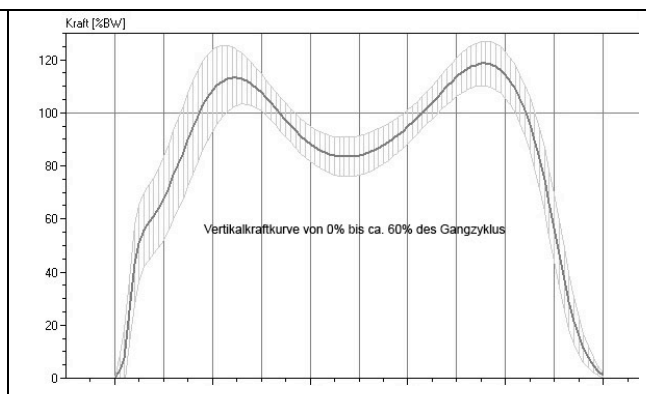
Sie wird gemessen in Sekunden und in % des Gangzyklus. Die Bodenkontaktdauer ist die Zeit vom ersten Aufsetzen eines Fußes, normalerweise mit der Ferse, bis zum Abheben des gleichen Fußes, normalerweise mit den Zehen, vom Boden (Heel to Toe off). Es wird über „normale“ Zeiten von 60%-70% berichtet [52, 76, 106].

Vertikalkraft und Vertikalkraftkurve

Werden die jeweiligen Druckwerte der Druckmesssole über die gesamte Fläche der Sohle integriert, so erhält man die Größe der Vertikalkraft (gemessen in kg oder N) für jeden Zeitpunkt der Belastung des Fußes. Beim Abrollen des Fußes ergibt sich daraus die Vertikalkraftkurve, die mit der Bodenreaktionskraftkurve identisch ist („M“-Kurve) [100]. Die Vertikalkraft hat dabei 2 Hauptmaxima. Das erste entsteht beim Auftreten mit der Ferse und der Belastung durch das Körpergewicht, das zweite entsteht am Ende der Standphase beim Abstoßen mit dem Vorfuß. Die Höhe der Vertikalkraft-Maxima beträgt jeweils ca. das 1,2-fache des Körpergewichtes [81, 86]. Das dazwischen liegende „Tal“ der Kurve ist bedingt durch die Hochentlastung zu Beginn der Einbeinstandphase durch die Schwungphase des kontralateralen Beines und liegt mit seinem tiefsten Wert beim ca. 0,8-fachen des Körpergewichtes. Die Fläche unter der „M“-Kurve entspricht der gesamten Vertikalkraft, die von einem Bein während eines Schrittes auf den Boden aufgebracht wird [8].

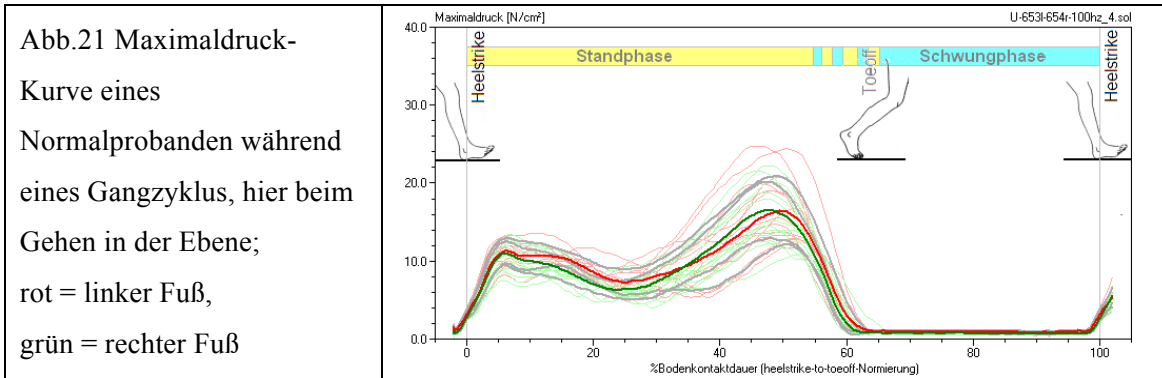
Die geringfügige, sog. „Initialzacke“ am Anfang der Vertikalkraftkurve entsteht durch die Schwerkraft des Fußes beim Aufsetzen des Fußes mit der Ferse.

Abb.20 gemittelte Vertikalkraftkurve bei 103 Normalprobanden mit Standardabweichung, von 0% bis 60% des Gangzyklus (Standphase) [101].



Maximaldruck und Maximaldruckkurve

Der Maximaldruck ist der größte an der Messsohle aufgezeichnete Druck, der während der Bodenkontaktzeit eines Fußes auftritt. Er wird in N/cm^2 berechnet [102]. Der zeitliche Ablauf der höchsten Druckwerte an der Fußsohle während eines Schritts ergibt den Kurvenverlauf des Maximaldrucks mit einem Spitzenwert in der Abstoßphase.



Druckmaxima und Druckmaximabild

Die Gewichtskraft des Körpers belastet die Einlegemesssohle beim Gehen. Jedes Flächenelement der Messsohle (Maskenraster von frei wählbarer Größe) wird mit einem Teil der Körpergewichtskraft belastet. Wird diese Teilkraft durch die Flächengröße der Maske geteilt, so erhält man den Druck, der während eines Schritts das Flächenelement belastet hat. Die Höhe dieser Einzeldrucke und ihre Verteilung über die Gesamtfläche der Messsohle (=Fußsohle) kann entweder durch Höhenlinien, durch 3-dimensionale Druckgebirge, oder als farbcodierte Flächen dargestellt werden [100]. Dabei entsprechen Rot und Rosa hohen Druckwerten, Gelb mittleren Druckwerten, Blau und Schwarz niedrigen Druckwerten [43]. Aus 100 Druckverteilungsbildern pro Sekunde wurde bei unserer Studie ein Druckmaximabild für die Belastung der Fußsohle während eines Schrittes erstellt.

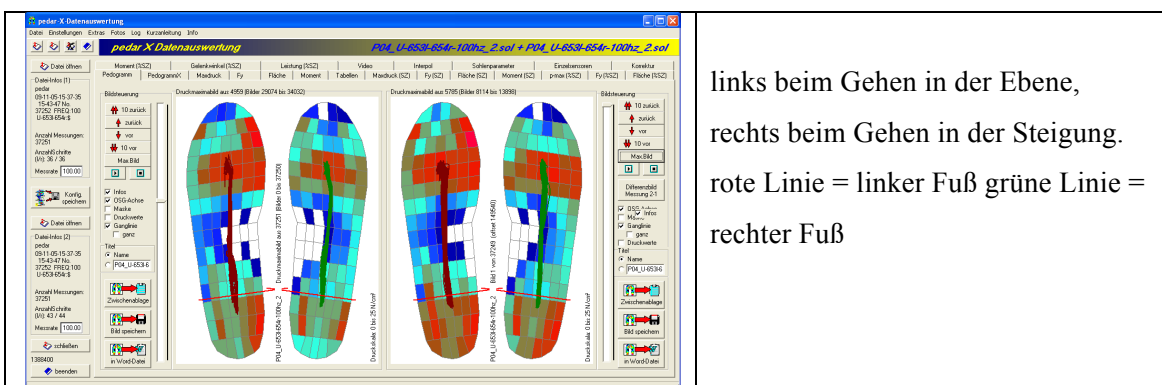


Abb.22 Bildschirmbild mit Verarbeitung der Messdaten mit der pedar-X-Software:

Datenauswertung der Druckverteilung als Maskendarstellung, mit Ganglinie am Fuß, gemessen mit Einlegemesssohlen des pedar X-Systems (für Ebene/Steigung)

Im Normalfall zeigen sich hohe Druckwerte an der Ferse, am Großzehenballen und an der Großzehe. Diese sind in etwa gleich groß und betragen ca. $40N/cm^2$. Die Druckverteilung im

Ballenbereich ist flächenhaft. Die Regionen unter den Metatarsalia-Köpfchen 1-3 zeigen höhere Druckwerte, als die unter den Metatarsalia-Köpfchen 4-5 [43, 100].

Ganglinie

Die Ganglinie stellt die Änderung des Schwerpunkts der Druckverteilung beim Abrollen des Fußes dar. Sie beginnt normalerweise an der Ferse, verläuft mit einem lateral-konvexen Bogen über den Mittelfußbereich der 2. und 3. Metatarsalia und endet zwischen Großzehe und zweiter Zehe [43, 100, 110].

Bei unseren Messungen wurde die Software so eingestellt, dass nach Aufsetzen der Ferse auf dem Boden erst ab einer Gewichtsübernahme von 10% des Körpergewichts gemessen wurde, um eine falsche Messung bereits beim Aufstellen des Schuhabsatzes ohne eigentliche Gewichtsbelastung zu verhindern. Sowohl die Länge, als auch die Breite der Ganglinie wurden über mehrere Schrittzyklen graphisch im Pedogramm dargestellt und die Mittelwerte berechnet.

Abb.23 Messung der plantaren Druckverteilung und Ganglinie

Dargestellt ist das Druckmaximabild mit den höchsten Druckwerten, die an jedem Sensor während des gesamten Schrittzklus aufgetreten sind. Eingetragen ist die Ganglinie, entstehend aus dem von der Ferse zu den Zehen wandernden Schwerpunktes der Druckverteilung [100]. Die Messung der plantaren Druckverteilung im nebenstehenden Bild wurde mit einer Bodendruckplatte beim Barfußgehen vorgenommen.

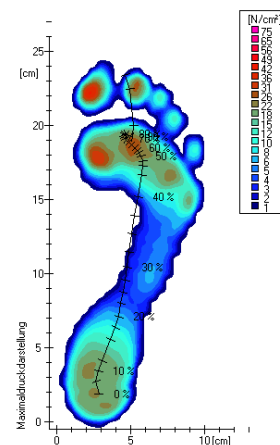
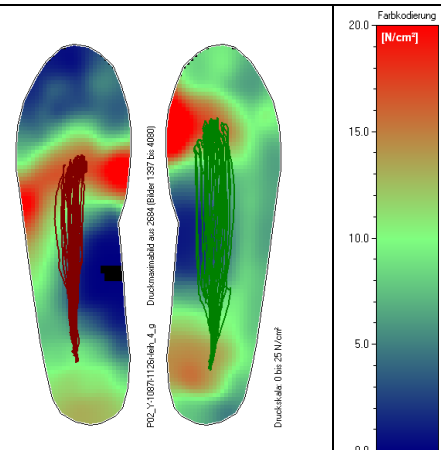


Abb.24 Pedogramm mit Überlagerung der Ganglinien aller Einzelschritte, gemessen mit dem Novel pedar X-Einlegesohlen-System.

Farbig dargestellt sind die Druckverteilungen am Fuß während des Gangzyklus, sowie die Ganglinien des rechten (grün) und linken (rot) Fußes. Rechts daneben die Farbcodierungsskala.



3.5.4 Versuchsaufbau für die Gangbildanalyse

Ganganalyse der 9 untersuchten Patienten

Die Ganganalysen für unsere Studie fanden im Ganglabor des Klinikums rechts der Isar statt. Wir untersuchten unsere Patienten auf mögliche Gangabweichungen, sowohl beim Gehen in der Ebene, als auch beim Gehen in einer Steigung von 10%. Dazu verwendeten wir ein Laufbandgerät, bei dem sich sowohl dieser Steigungswinkel einstellen ließ, als auch beliebig viele Schrittzyklen erfasst werden konnten.

Für die in unserer Studie durchgeführte 2D-Videoanalyse setzten wir 2 Kameras mit integrierten Scheinwerfern und 2 zusätzliche, frei stehende Scheinwerfer ein. Eine seitliche Kamera stand im rechten Winkel zur Mitte des Laufbandes in ca. 8m Entfernung (und damit senkrecht zur Bewegungsebene des Patienten) und zeichnete die Bewegungen im oberen Sprung-, Knie- und Hüftgelenk in der sagittalen Ebene auf. Die zweite Kamera kontrollierte gleichzeitig das Gangbild in Frontalebene von vorn bzw. von hinten. Dieser Kamerablick diente nur zur Erkennung einer eventuell stärkeren Außen- oder Innenrotation der unteren Extremitäten. In diesem Fall wäre die Messung der Winkelbewegungen in der sagittalen Ebene stärker fehlerbehaftet gewesen. Dies war bei keinem der untersuchten Patienten der Fall.

Abb.25 Ganglabor des Klinikums rechts der Isar
Aufbau der Untersuchungsvorrichtung mit 2
Videokameras und Laufband



Zur videounterstützten Analyse der Gelenkbewegungen wurden lichtreflektierende Marker an beiden Beinen und Füßen der Patienten jeweils lateralseitig auf die nackte Haut oder bei zwei Patienten auf den Stützstrumpf aufgeklebt. Vier reflektierende Markerpunkte wurden in einer Linie von Mitte Oberschenkel über die Achse des Kniegelenks bis zur Achse des OSG am Malleolus lateralis aufgeklebt. Drei Leuchtpunkte befanden sich am Fuß, davon einer auf Höhe des Endgelenks des Digitus V, ein zweiter auf Höhe des 5. Metatarsophalangealgelenks und ein dritter auf dem lateralen Fersenbeinbereich.

Die Marker wurden aus Richtung der Kamera mit Scheinwerfern beleuchtet. Somit konnte die Videokamera die Positionen der Punkte und ihre Stellung zueinander gut erfassen. Die Veränderungen der Positionen während der Bewegungsabläufe wurden während des Ablaufs der Ganganalyse automatisch mit einer Computersoftware aufgezeichnet.

Abb.26 Patientin beim Laufen mit 10% Steigung auf dem Laufband. Aufgeklebte Markerpunkte werden mit Scheinwerfern zum Reflektieren gebracht



Zur Erfassung der Daten aus der kinematischen 2D-Videoanalyse verwendeten wir das SIMI Video-Bewegungsanalyzesystem der Firma SIMI GmbH, Unterschleißheim, Deutschland. Mit dieser Software lassen sich die Winkelbewegungen durch ein sogenanntes Marker-Tracking voll automatisch erfassen.

Abb.27 2D-Bewegungsanalyse beim Gehen auf dem Laufband in der Ebene

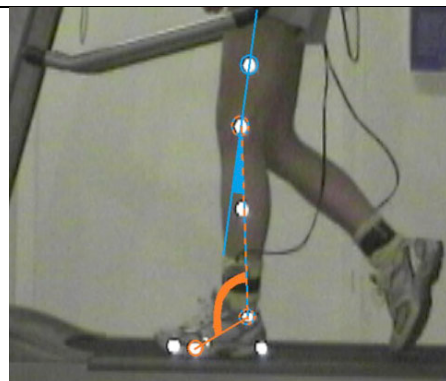
Lichtreflektierende Marker zur automatischen Bestimmung der Gelenkwinkel. Die Kamera ist senkrecht auf die sagittale Bewegungsebene des Knie- und oberen Sprunggelenks gerichtet.



Aus den relativen Positionen der aufgeklebten Marker zueinander ließen sich die jeweiligen Gelenkwinkel des OSG, Knie- und Hüftgelenks berechnen. Vor Beginn der Winkelmessungen wurden für jeden Patienten in Neutral-Null-Stellung auf dem Laufband die Ausgangswinkel (Initialwinkel) für das OSG, Knie- und Hüftgelenk durch eine Kalibrierung bestimmt. Für das Hüftgelenk wurde in unseren Studien die vertikale Position des Oberschenkels im Stand als Neutral-Nullstellung angenommen. Eine mögliche Beckenkipfung wurde nicht berücksichtigt. Die gefundenen Offset-Werte wurden von der Software automatisch bei den jeweiligen Messreihen eingerechnet.

Abb.28 Messung der Bewegungswinkel durch automatische computerunterstützte Berechnung (Marker-Tracking).

Orange eingezeichnet der Initialwinkel des OSG. Blau eingezeichnet der Initialwinkel am Kniegelenk.



Mögliche Fehlerquellen können entstehen, wenn sich der Patient mit den Markierungspunkten nicht genau in der Bewegungsebene befindet, z.B. durch Rotation des Beines davon abweicht. Dadurch würden sich die Abstände der Markerpunkte verändern. Die gemessene Länge würde dabei z.B. kürzer, als die reale Länge. Gleiches tritt ein, wenn sich die Markierungspunkte mit der Haut über den darunter liegenden Knochenstrukturen verschieben. Nach [101] sind die Messfehler jedoch bei Winkelfehlern bis 15° gering.

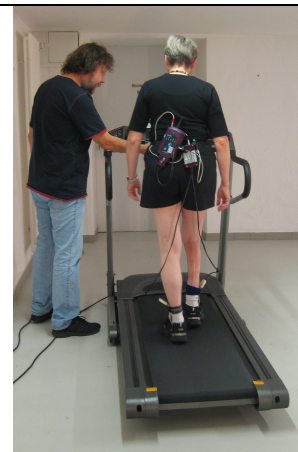
Vor dem Gehen auf dem Laufband wurden die bereits im Kapitel der Pedobarometrie beschriebenen pedar-X-Druck-Mess-Einlegesohlen in beide Schuhe der Patienten eingelegt und jeweils mit einem Kabel mit dem um die Hüfte geschnallten Datenaufnahmegert (Datenlogger) verbunden. Für die plantaren Druckmessungen wurde vor jeder Datenerfassungsreihe eine Nullmessung der Druck-Mess-Einlegesohlen im Schuh ohne Fußsohlenbelastung gemacht. Mit dem Datenlogger konnten die Messdaten entweder kabellos per Bluetooth direkt zum Computer gesendet werden, oder nach interner Speicherung später dorthin übertragen werden.

Abb.29 Hüftgurt für die Pedobarometrie mit Datenaufnahmegert und Druckmess-Einlegesohlen



Zur Datenerfassung verwendeten wir das pedar-X Computersystem der Firma Novel GmbH, München.

Abb.30 Patient beim Gehen auf dem Laufband in der Ebene mit dem um die Hüfte angelegten Datenlogger



Mit Hilfe der Video-Bewegungsanalyse-Software wurden mit Beginn der Ganganalyse die digitalen Marker-Tracking-Messdaten (automatische Gelenkwinkeldaten) aus der Videoaufzeichnung (50 Messwerte pro Sekunde) und die Messdaten aus der gleichzeitig stattfindenden Pedobarometrie (100 Druckverteilungsbilder pro Sekunde) synchronisiert, d.h. einander eindeutig zugeordnet.

Um die Messungen zu starten, gab der Untersucher am Datenlogger per Knopfdruck einen LED-Lichtblitz ab, der von der Videokamera als Beginn der Messreihe aufgezeichnet wurde. Die gesamte Gangsequenz wurde in einer gemeinsamen Datei erfasst.

Abb.31 Synchronisationsvorgang von Marker-Tracking-Videoanalyse mit Pedobarometrie: manuelle Abgabe eines LED-Lichtblitzes



Bei unseren Ganguntersuchungen wurde der jeweilige Patient gebeten, in einem ihm angenehmen Tempo im Raum mehrmals hin und her zu laufen. Hier sollten mögliche grobe Gangabweichungen erfasst werden. Anschließend wurde der Patient auf das Laufband gebeten. Die Geschwindigkeit des Laufbandes wurde so eingestellt, dass der Patient sie entsprechend seinem Gehtempo als angenehm empfand. Bei dieser individuellen Geschwindigkeit wurden am operierten und gesunden Bein der zeitliche Ablauf der Gangzyklusphasen und die Gelenkwinkelbewegungen gemessen, sowie die plantaren Druckmessungen durchgeführt, dies beim Gehen in der Ebene, als auch beim Gehen in einer 10%-igen Steigung.

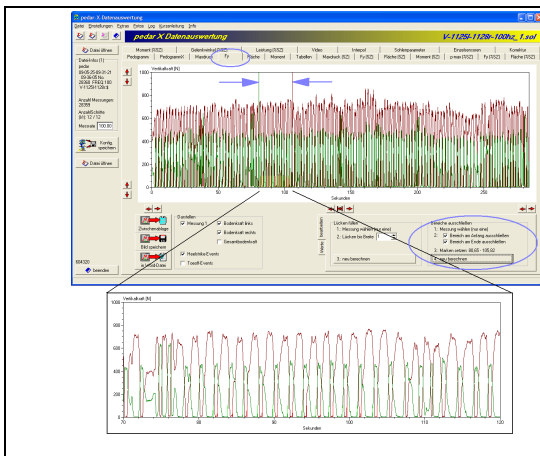


Abb.32 Computergestützte Datenerfassung einer Gangsequenz auf dem Laufband, hier abgebildet die Vertikalkraft im linken und rechten Bein;

rot = links

grün = rechts

Vergrößerung mit Darstellung der einzelnen Schritte

Zuerst wurden die Untersuchungen beim Gehen in der Ebene auf dem Laufband durchgeführt. Die Winkelbewegungen des rechten Beines wurden gefilmt und die Druckmessdaten erfasst. Nach einem Messzeitraum von mehr als 1 Minute stellten wir das Laufband bei gleichbleibender Geschwindigkeit auf eine 10%-ige Steigung um und erfassten wiederum für mindestens 1 Minute die obigen Messdaten. Die Untersuchungen wurden anschließend in gleicher Weise für das linke Bein durchgeführt. Dafür wurde das Laufband um 180° gedreht. Bei den Messungen wurden jeweils die ersten 10 Schritte nicht gewertet. Insgesamt wurden bei jedem Patienten 35 Doppelschritte als Messreihe berechnet.

Bei obigen Laufband-Untersuchungen wurden die Patienten gebeten, sich nach Möglichkeit nicht mit den Händen auf den seitlichen Armhalterungen aufzustützen, um eine Verfälschung der Bodenkraftkurven zu vermeiden. Die Patienten konnten jedoch zur Sicherheit die Hände leicht auflegen. Alle 9 Patienten konnten die vorgegebenen Zeiten (mindestens 2x 1Minute) für jede Laufrichtung ohne Unterbrechung auf dem Laufband gehen.

2 Patienten (P01 und P09) waren zum Zeitpunkt der Untersuchung im Alltag auf Unterarmgehstützen angewiesen, konnten die Laufbanduntersuchung jedoch ohne Hilfsmittel durchführen. (P01) benützt im Alltag, bei Z.n. cerebralem Mediainfarkt, wechselnd 1 oder 2 Unterarmgehstützen. Wegen eines möglichen Sturzrisikos verzichteten wir bei ihm auf das Gehen in der Steigung. (P09) verwendet im Alltag 2 Unterarmgehstützen. Er hielt sich während der Laufbanduntersuchung an den seitlichen Armhalterungen fest, ohne sich dabei aufzustützen.

4 Ergebnisse

4.1 Ergebnisse aus dem gesamten Kollektiv mit 18 Patienten

Von 02/1988 bis 05/2009 wurde insgesamt 18 Patienten nach kniegelenksnaher Tumorresektion eine modulare Tumorprothese implantiert und der Streckapparat mit einem Kunstband rekonstruiert.

Von diesen 18 Patienten sind bis zum Zeitpunkt der Datenerfassung für die vorliegende Studie 5 weibliche Patienten verstorben. 4 männliche Patienten konnten zur Nachuntersuchung nicht erscheinen, davon lebte ein Patient (P10) zu diesem Zeitpunkt im Ausland. Vom Verbleib der Prothese oder dem Gesundheitszustand des Patienten ist nichts bekannt. Daher wird er in den Ergebnissen nicht berücksichtigt. Somit können die Ergebnisse von 17 Patienten aufgeführt werden.

Standzeiten der eingebauten MML-Prothese mit Rekonstruktion des Streckapparates mittels Treviraband bis zur ersten Revision oder Amputation bei 17 Patienten

Bei einem Patienten (P02) erfolgte 02/1988 die Resektion des Tumors und die endoprothetische Versorgung mit einer Tumor-Spezialprothese. Bei einer 2.Revisionsoperation 10/2001 erfolgte der Einbau einer MML-Prothese mit Treviraband. Seit dem Einbau der MML-Prothese erfolgte bislang keine Revisionsoperation.

Bei einem weiteren Patienten (P09) erfolgte 03/1990 die Tumorresektion und die endoprothetische Versorgung mit einer Tumor-Spezialprothese. Bei einem 2.Revisionseingriff 05/1997 wurde auf eine MML-Prothese mit Treviraband umgestellt.

Nachfolgend werden nur die Ergebnisse ab dem Einbau der MML-Prothese mit Treviraband beschrieben.

Bei 8 von 17 Patienten mussten eine oder mehrere Revisionen und eine Amputation seit der MML-Implantation vorgenommen werden. Die Standzeit der MML-Prothesen ab dem Zeitpunkt des Einbaus bis zur ersten Revision oder Amputation betrug im Mittel $2,9 \pm 2,3$ Jahre (2 Monate bis 7,5 Jahre). Davon hatten 7 Patienten mindestens eine Revisionsoperation (P01, P04, P05, P07, P09, P11, P12) und ein Patient eine distale Oberschenkel-Amputation (P13).

Die übrigen 4 Patienten sind ohne Revisions- oder Amputationsoperation, mit liegender Prothese (P14, P15, P17, P18) verstorben.

Damit ergeben sich bei Einschluss dieser Patienten für die Standzeit der MML-Prothesen ab dem Zeitpunkt des Einbaus bis zur ersten Revision oder Amputation, bzw. bis zum Todeszeitpunkt im Mittel $2,5 \pm 2,1$ Jahre (2 Monate bis 7,5 Jahre).

Bei insgesamt 5 von 17 Patienten (P02, P03, P06, P08, P16) fand bis zum Untersuchungszeitpunkt kein Revisions- oder Amputationseingriff statt.

Patient Geschlecht	Revisionen /Amputation / Verstorben	Standzeit bis zur ersten Revision
01 m	7x , Konuswechsel, Trevirabandeinriss, Femurstielwechsel, Gelenkteilwechsel, mehrfache Konuslockerungen	2 Monate
02 m	keine	/
03 m	keine	/
04 w	1x , Tibiastiellockerung	22 Monate
05 w	1x , Achs- und Rotationskorrektur	51 Monate
06 w	keine	/
07 w	2x , Scharniergelenkteilwechsel, Achsbruch	90 Monate
08 m	keine	/
09 w	2x , Umstellung auf titanbeschichtete MML, Treviraresektion bei Wundheilungsstörung	46 Monate
10 m	unbekannt	unbekannt
11 m	1x , Prothesenlockerung	23 Monate
12 m	7x , tiefe Endoprotheseninfektion, anschließend 5 Revisionen mit komplettem Gelenkausbau u. Einbau einer neuen MML-Prothese	21 Monate
13 w	Amputation bei Lokalrezidiv	20 Monate
14 w	verstorben	10 Monate
15 w	verstorben	49 Monate
16 m	keine	/
17 w	verstorben	14 Monate
18 w	verstorben	7 Monate

Tab.8 Zusammenstellung der Standzeiten und Revisionen nach Einbau einer MML-Prothese

4.2 Ergebnisse der 9 untersuchten Patienten

Follow-Up

Das Follow-Up von der Tumorsektion, mit Einbau einer Tumorendoprothese mit Streckapparatrekonstruktion, bis zum Untersuchungszeitpunkt betrug im Mittel $11,6 \pm 7,1$ Jahre (6 Monate bis 21,6 Jahre).

Bei 7 der 9 untersuchten Patienten wurde bei der Tumorsektion eine MML-Prothese mit Treviraband zur Strecksehnenrekonstruktion implantiert

- Bei dem Patienten (P02) wurde 10/2001 nach einer Standzeit von 13 Jahren 7 Monaten die Tumor-Spezialendoprothese ausgebaut und umgestellt auf eine modulare MML-Tumorprothese, sowie ein Treviraband eingebracht.
- Bei Patient (P09) wurde 05/1997 nach einer Standzeit von 7 Jahren und 2 Monaten die Tumor-Spezialendoprothese ausgebaut und umgestellt auf eine modulare MML-Tumorprothese, sowie ein neues Treviraband eingebracht.

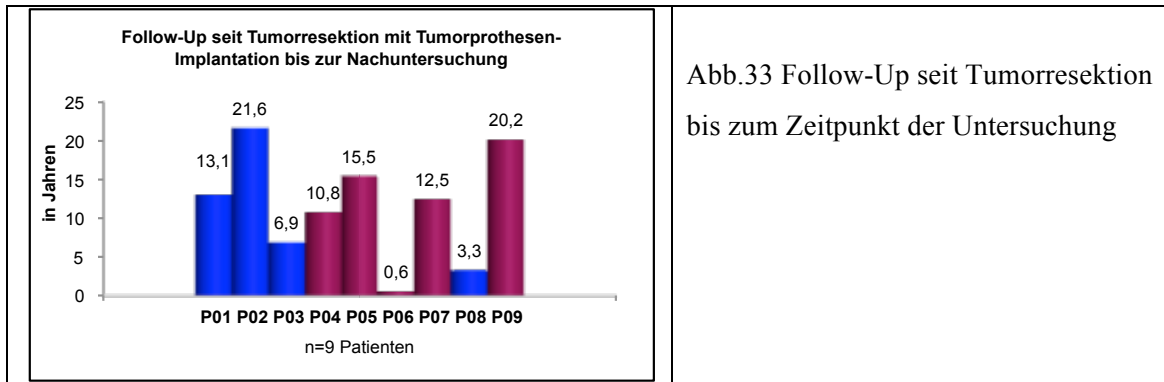


Abb.33 Follow-Up seit Tumorresektion bis zum Zeitpunkt der Untersuchung

Das Follow-Up seit Implantation einer MML-Tumorprothese mit Streckapparatrekonstruktion mit Treviraband bis zum Zeitpunkt der Untersuchung betrug im Mittel $9,3 \pm 5$ Jahre (6 Monate bis 15,5 Jahre).

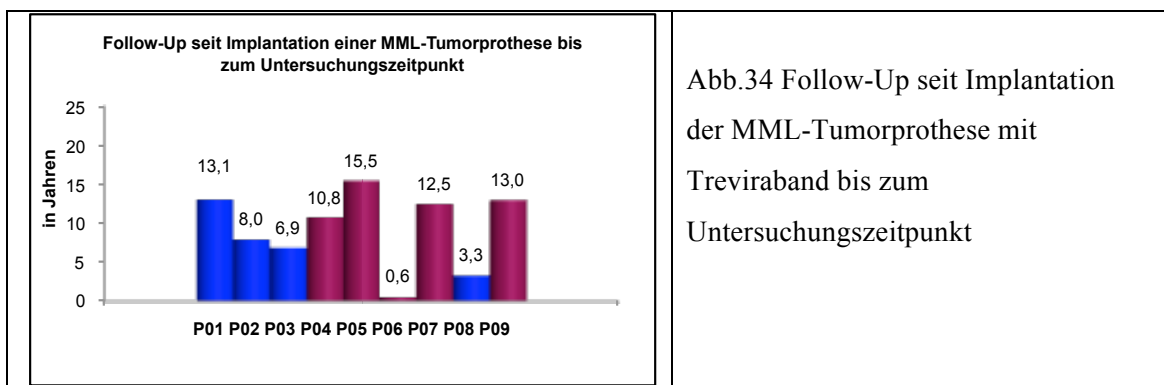


Abb.34 Follow-Up seit Implantation der MML-Tumorprothese mit Treviraband bis zum Untersuchungszeitpunkt

Revisionen

Bei den von 1994 bis 2009 eingebauten 9 MML-Prothesen mussten sich 4 Patienten (P02, P03, P06, P08), bei einer durchschnittlichen Standzeit von $4,7 \pm 3,4$ Jahren (6 Monate bis 8 Jahre) keiner Revisionsoperation bis zum Untersuchungszeitpunkt unterziehen. Bei den anderen 5 Patienten wurden insgesamt 13 Revisionen im Zeitraum seit der MML-Implantation bis zum Untersuchungstermin durchgeführt.

Patient	Revisionen	Standzeit bis zur ersten Revision
01	7x	2 Monate
04	1x	22 Monate
05	1x	51 Monate
07	2x	90 Monate
09	2x	46 Monate

Tab.9 Zusammenstellung der Standzeiten nach Einbau einer MML-Prothese bei 9 nachuntersuchten Patienten

Dabei handelte es sich 3-mal um aseptische Stiellockerungen und Stielbrüche. Bei Patient (P01) wurde der Femurstiel, bei (P04) und (P09) wurde der Tibiastiel ausgetauscht. 9-mal wurden einzelne Komponenten der MML-Prothesen ersetzt. Einmal musste bei tiefer Wundinfektion das Treviraband ausgebaut werden (P09).

Im Mittel betrug die Standzeit bei den 9 untersuchten Patienten ab dem Einbau der MML-Prothese bis zur ersten Prothesenrevision $3,6 \pm 2,8$ Jahre (2 Monate bis 7,5 Jahre).

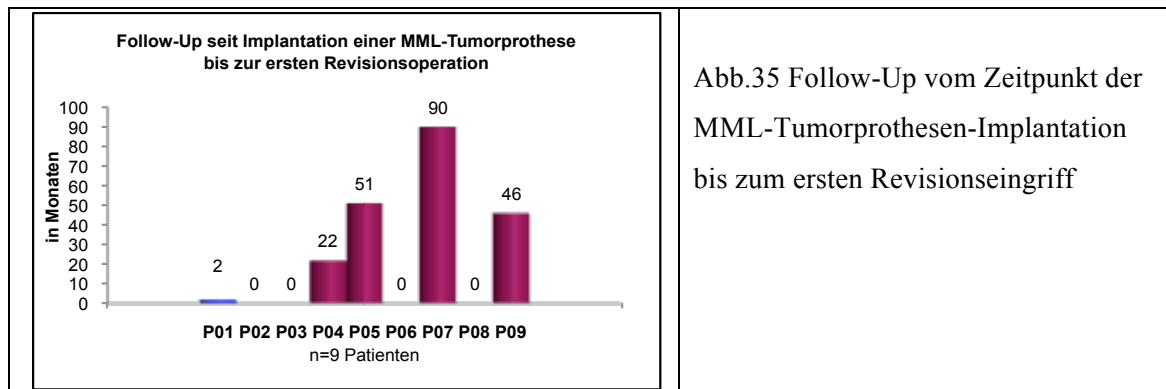


Abb.35 Follow-Up vom Zeitpunkt der MML-Tumorprothesen-Implantation bis zum ersten Revisionseingriff

Die mittlere Standzeit nach dem bislang letzten Revisionseingriff bis zum jetzigen Untersuchungszeitpunkt betrug $6,5 \pm 4,1$ Jahre (4 Monate bis 11 Jahre).

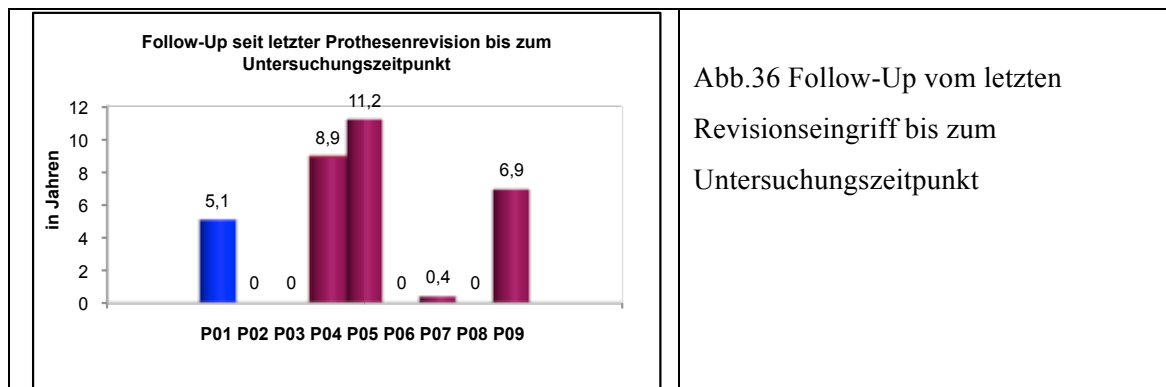


Abb.36 Follow-Up vom letzten Revisionseingriff bis zum Untersuchungszeitpunkt

Trevira-Kunstband

Bis zum Untersuchungszeitpunkt wurden bei 6 von den untersuchten 9 Patienten keine Eingriffe am Treviraband vorgenommen.

- Bei dem Patienten (P02) wurde 10/2001 nach einer Standzeit von 13 Jahren und 7 Monaten die Tumor-Spezialendoprothese ausgebaut und umgestellt auf eine modulare MML-Tumorprothese, sowie ein Treviraband eingebracht.
- Bei Patient (P09) wurde 05/1997 das bei einer Endoprothesenluxation gerissene Kunstband, nach einer Standzeit von 7 Jahren und 2 Monaten, durch ein neues Treviraband ersetzt und auf eine MML-Prothese umgestellt. Nach einer Standzeit des 2. Kunstbandes von 6 Jahren 10 Monaten wurde 2003 letztlich wegen einer tiefen Wundinfektion das Kunstband wieder entfernt. Das an dem Treviraband anhaftende Lig.patellae wurde bei dieser Operation mit den angrenzenden Narbenarealen vernäht.
- Bei Patient (P01) zeigte sich bei einer Revisionsoperation wegen Gelenkteillockerung, nach einer Standzeit von 2 Jahren und 9 Monaten, intraoperativ, dass das distale Ende des Trevirabands oberhalb des Verankerungsblocks abgerissen war. Die freiliegenden Teile des Kunstbandes wurden entfernt. Der Streckapparat wurde im Anschluss mit

nicht resorbierbaren Nähten gekürzt und an das vernarbte umliegende Gewebe adaptiert.

Patella

Die Kniescheibe wurde bei keinem der Patienten bis zum Untersuchungszeitpunkt ersetzt.

Postoperative Infektionen des Kniegelenks

Patient (P09) entwickelte nach der 2. Revisionsoperation eine tiefe Infektion des Prothesenlagers mit Hautnekrose, die mit einer Latissimus dorsi Lappen-Deckung saniert werden konnte.

Andere postoperative Komplikationen am operierten Knie

In 3 Fällen traten postoperative Peroneuslähmungen (P03, P05, P08) auf, wobei 2 nur passager waren. In einem Fall (P05) erfolgte eine Achillessehnenverlängerung nach 7 Jahren wegen Spitzfußstellung. In einem Fall (P08) trat eine Nachblutung auf, die eine Hämatomausräumung erforderlich machte. In 2 Fällen traten oberflächliche Wundheilungsstörungen auf, wobei in einem Fall (P05) eine Mesh-Graft-Deckung erforderlich war. Ein Patient (P01) entwickelte eine chronische Synovialitis. Bei Patient (P05) wurde eine laterale Patellateilresektion und retropatellare Osteophytenresektion wegen Schmerzsyndrom erforderlich. Bei 4 Patienten traten keinerlei Komplikationen am operierten Bein auf.

Beinvenenthrombose

Keiner der 9 untersuchten Patienten entwickelte postoperativ eine klinisch symptomatische Beinvenenthrombose.

Berufsfähigkeit vor und nach OP

Alle 9 Patienten waren vor der Tumorresektion arbeitsfähig und berufstätig. Zum Zeitpunkt der Untersuchung waren 6 Patienten arbeitsfähig und berufstätig. Ein Patient konnte postoperativ die Arbeit nicht wieder aufnehmen. 2 Patienten waren bereits berentet.

Einnahme von Analgetika

8 von 9 Patienten gaben an, Analgetika einzunehmen. 6 Patienten nahmen bei Bedarf (1x pro Monat bis 3x pro Woche) Voltaren, Ibuprofen, oder Novalgin Tropfen. 2 Patienten (P06, P08) nahmen regelmäßig das Opioid Tilidin und das gegen neuropathische Schmerzen wirkende Lyrica ein. Ein Patient (P01) benötigte keine Analgetika.

Auftreten anderer Erkrankungen seit Tumorresektion

Patient (P01) entwickelte einen Diabetes mellitus-Typ 2, sowie eine Gonarthrose im nicht operierten Knie. 2008 erlitt der Patient einen cerebralen Mediainfarkt links, von dem er sich vollständig erholte. Er geht seitdem zur eigenen Sicherheit mit Unterarmgehstützen, benötigt diese jedoch nicht zwingend. 2 Patienten klagten bei der Untersuchung über leichte Hüft- bzw. Rückenschmerzen, sowie Überlastungsschmerzen im gesunden Bein. 6 Patienten entwickelten postoperativ keine anderen Erkrankungen.

Fähigkeit Sport zu treiben und betriebene Sportarten

3 Patienten gaben an, keinerlei Sport zu betreiben (P01, P06, P09). 6 Patienten gingen regelmäßig zum Schwimmen, 4 Patienten fuhren Rad. Ein Patient (P04) betrieb klassischen Skilanglauf und nahm Tanzunterricht, 2 Patienten gingen regelmäßig Wandern und (P08) fuhr Inlineskating.

4.3 Klinische Untersuchung

Schwellung

3 Patienten zeigten eine leichte Schwellung des operierten Kniegelenks.

Narbenverhältnisse

Alle Patienten zeigten blande Narbenverhältnisse am operierten Knie.

Erguss

2 Patienten hatten bei der Nachuntersuchung einen leichten Erguss im operierten Kniegelenk.

Entzündung

Bei keinem Patienten stellten wir Entzündungszeichen am operierten Kniegelenk fest.

Sonstiges

Patient (P01) klagte bei der Nachuntersuchung über arthrotische Beschwerden des nicht operierten Kniegelenks. Patient (P09) gab im operierten Knie bei der klinischen Untersuchung retropatelläre Beschwerden an.

Patient (P08) klagte bei der Untersuchung über dorsale Schmerzen im operierten Knie. In der Sonographie konnten keine Entzündungszeichen festgestellt werden. Möglicherweise waren die Schmerzen bei diesem Patienten auf ein laterales Sehnenschnappen der Sehne des M.popliteus zurückzuführen.

Beweglichkeit nach Neutral-Null-Methode, Flexion

Die aktive Flexion im operierten Kniegelenk betrug im Mittel $91,1^\circ \pm 28,1$ (30° bis 130°), die passive Flexion im Mittel $96,1^\circ \pm 29,0$ (35° bis 140°). Dabei betrug die aktive bzw. passive Flexion bei Patient (P09) 30° bzw. 35° bei Zustand nach Arthrofibrose.

Beweglichkeit nach Neutral-Null-Methode, Extension

Ein aktives Streckdefizit (extensor lag) zeigte sich nur bei 3 Patienten (P01 mit 5° , P03 mit 3° , P05 mit 5°). Bei den anderen 6 Patienten bestand kein Streckdefizit. Für alle 9 Patienten betrug der Mittelwert des Streckdefizits damit $1,4^\circ$. Kein Patient zeigte im operierten Knie eine Überstreckbarkeit.

Aktives Bewegungsausmaß (ROM)

Das aktive Bewegungsausmaß, „range of motion“ (ROM) nach Neutral-Null-Methode betrug bei unseren 9 Patienten im operierten Kniegelenk im Mittel E/F $0/1,4/91,1^\circ$.

Umfang der aktiven Kniegelenkwinkelbewegung

Der Umfang wird gebildet durch die Differenz zwischen maximaler Flexion und Neutral-Null-Stellung oder evtl. Streckdefizit des operierten Kniegelenks. Im Mittel erhielten wir einen Umfang von 89,7° (von 30° bis 130°) im operierten Kniegelenk.

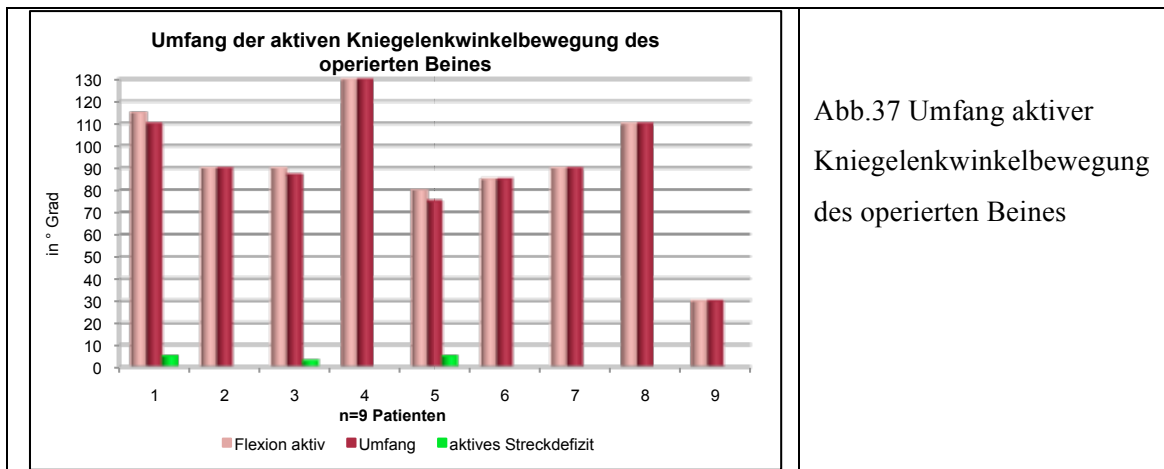


Abb.37 Umfang aktiver Kniegelenkwinkelbewegung des operierten Beines

Patella

Patient (P03) zeigte einen leichten Außendruckschmerz am operierten Kniegelenk. Das Zohlenzeichen war in 2 von 9 Fällen (P06, P09) positiv.

Knie-Instabilität

Bei Patient (P02) zeigte sich die Scharnierprothese lateral gering aufklappbar, bei (P04) fand sich im operierten Knie eine leichte Instabilität.

Beinlängendifferenz

Bei 2 Patienten zeigte sich keine Differenz in der Beinlänge zwischen dem gesunden und dem operierten Bein. Bei 5 Patienten war das operierte Bein um 0,4-1,0cm länger, bei 2 Patienten (P04, P06) um 0,5 bzw. 1,0cm kürzer.

Bei einer Beinlängendifferenz von > 2,5cm kommt es zu einer zunehmenden Asymmetrie der Beinbelastung beim Gehen, wobei das längere Bein regelmäßig länger und stärker belastet wird [102]. Bei unseren 9 Patienten betrug die größte Beinlängendifferenz 1,0cm. Damit konnte eine höhergradige Beeinflussung des Gangbildes ausgeschlossen werden.

Beinachsenfehlstellung

Anhand der Röntgenbilder zeigte sich für die Beinachsen des operierten Beines eine durchschnittliche Winkelstellung von 178,9° ±2,2 (176 bis 183°).

Nach Kapandji [77] beträgt die physiologische Beinachsenstellung 170°-175°. Bei 2 Patienten (P01, P05) betrug die Winkelstellung der Beinachse mehr als 180° (181° und 183°) und zeigte damit ein Genu varum.

Weiteres Procedere

2 Patienten wurde aufgrund der vorliegenden leichten Instabilität am operierten Kniegelenk die Wiedervorstellung innerhalb der nächsten 3-6 Monate in unserer Klinik angeraten.

Kraftmessung des M.quadriceps femoris

Manueller Muskelfunktionstest

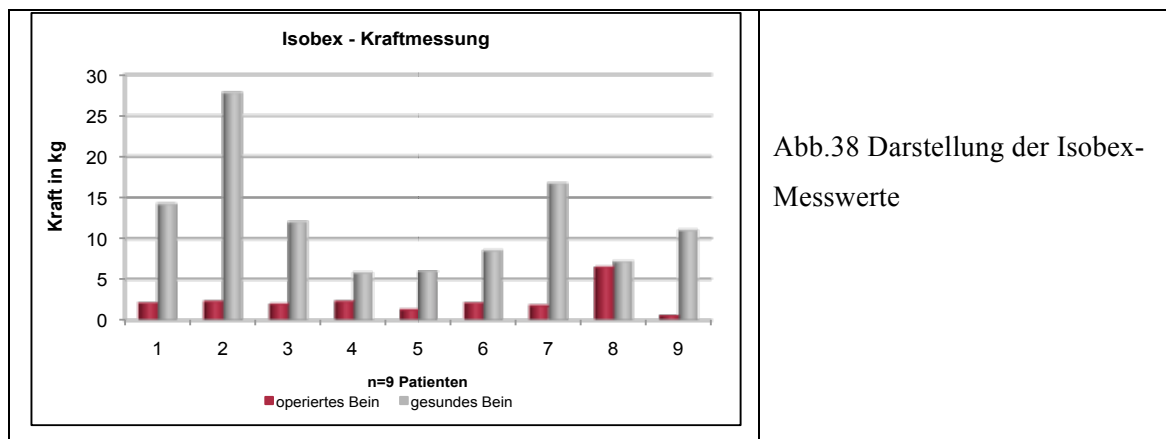
Entsprechend der Pareseskala des Medical Research Council (MRC) nach Pfeffer [114] ließen sich bei der Messung der Kraftgrade der Quadricepsmuskulatur im Liegen 6 Patienten der Stufe 4 und 3 Patienten der Stufe 5 zuordnen.

Isobex-Kraftmessung

Für die Zugkraft des M.quadriceps erhielten wir bei unseren 9 Patienten für das gesunde Bein einen Mittelwert von 12,1kg \pm 7,0 (5,8 bis 27,8kg), für das operierte Bein 2,3kg \pm 1,7 (0,6 bis 6,5kg), wobei 7 Patienten Werte zwischen 1,3 und 2,3kg erzielten. Der Patient (P08) zeigte eine Zugkraft von 6,5kg im operierten Bein, wobei die des gesunden Beines mit 7,2kg nur geringfügig größer war.

Patienten	operiertes Bein	gesundes Bein	Verhältnis operiertes zu gesundem Bein
1	2,1	14,2	14,79%
2	2,3	27,8	8,27%
3	2,0	12,0	16,66%
4	2,3	5,8	39,65%
5	1,3	6,0	22,23%
6	2,1	8,5	24,70%
7	1,8	16,7	10,78%
8	6,5	7,2	90,28%
9	0,6	11,0	5,45%
Mittelwert	2,3	12,1	25,87%
STABW	1,7	7,0	

Tab.10 Isobex-Messwerte der Zugkraft des M.quadriceps femoris bei 9 untersuchten Patienten



Die am gesunden Bein gemessene Kraft wurde mit 100% gewertet und die am operierten Bein gemessene dazu ins Verhältnis gesetzt. Bei den 9 Patienten erhielten wir eine durchschnittliche maximale Kraft für das operierte Bein von 25,9% \pm 26,3 (5,5 bis 90,3%) im Vergleich zum gesunden Bein. Das beste Ergebnis mit 90,3% erzielte Patient (P08).

4.4 Ergebnisse aus den Scores und Fragebögen

Aus den Einzelergebnissen der 9 Patienten wurden die Mittelwerte der verwendeten Fragebögen errechnet.

4.4.1 Fragebogen zur subjektiven Zufriedenheit in 2 Versionen

Im Ergebnis beider Versionen bedeutet eine niedrige Punktzahl ein besseres Ergebnis und damit eine höhere Zufriedenheit.

Für unsere 9 Patienten erhielten wir bei der Frage nach der Weiterempfehlung der Operation (Frage 1) einen Mittelwert von $1,8 \pm 1,1$. Dies bedeutet, dass die überwiegende Zahl der Patienten bei gleichem Krankheitsbild die Operation weiterempfehlen würde. Kein Patient hat die Frage mit nein beantwortet.

Bei Frage 2, ob der Patient sich unter den selben Umständen einer solchen Operation wieder unterziehen würde, lag der Mittelwert der Antworten bei $1,4 \pm 0,7$. Das bedeutet, dass der überwiegende Teil der nachuntersuchten Patienten sich sofort, unter gleichen Voraussetzungen, einer solchen Operation wieder unterziehen würde.

Bei Frage 3, wie die Patienten mit dem Ergebnis insgesamt zufrieden sind, ergab sich ein Mittelwert von $2,2 \pm 0,7$. Das bedeutet, dass der überwiegende Teil der Patienten mehr als zufrieden war.

Bei Frage 7, der Frage nach der Lebensqualität, erhielten wir eine Punktzahl von $2,3 \pm 0,7$. Die Patienten bewerteten also im Durchschnitt ihre heutige Lebensqualität als gut. Keiner der Patienten bewertete seine Lebensqualität geringer als befriedigend.

Bei der Befragung anhand der von 0 bis 10 gehenden VAS-Schmerzskala zu den Schmerzen präoperativ (Frage 4) gaben die Patienten im Durchschnitt eine $6,8 \pm 2,6$ an (2 Patienten lagen im unteren Bereich bei 2 und 3 Punkten, die anderen 7 Patienten im Bereich zwischen 7 und 9 Punkten). Demnach beurteilten die Patienten ihre vor der Operation bestehenden Schmerzen im Durchschnitt als stark.

Bei der Frage nach den Schmerzen postoperativ (Frage 5) erhielten wir im Durchschnitt eine $5,1 \pm 3,2$ auf der VAS-Schmerzskala (4x 1-3 Punkte, 5x 6-10 Punkte). Das heißt, im Durchschnitt hatten die Patienten postoperativ mäßig starke Schmerzen.

Bei der Frage nach den Schmerzen zum Untersuchungszeitpunkt heute (Frage 6), erhielten wir im Durchschnitt eine $4,2 \pm 1,9$ (zwischen 2 und 6), d.h. die Patienten gaben geringe bis mäßige Schmerzen an. Eine Ausnahme bildete hier Patient (P08), der starke Schmerzen im operierten Bein zum Zeitpunkt der Untersuchung angab.

Für die 7 Fragen-Version zur subjektiven Zufriedenheit erhielten wir einen Durchschnittswert von $23,9 \pm 5,5$ (19 bis 33) von 4 bis maximal 50 möglichen Punkten. Bei einem mittleren Skalenbereich von 22,4 bis 31,6 Punkten bedeutet dies, dass die Patienten mit dem Operationsergebnis zufrieden waren.

Bei der 5 Fragen-Version (Version ohne prä- und postoperative Schmerzen) erhielten wir für die Zufriedenheit der Patienten zum Untersuchungszeitpunkt ein eigenständiges Ergebnis, mit einem Mittelwert von $12,0 \pm 3,2$ (7 bis 16) Punkten, von 4 bis maximal 30 möglichen Punkten. Bei einem mittleren Skalenbereich von 14,4 bis 19,6 Punkten bedeutet dies, dass die Patienten

mit dem Operationsergebnis mehr als zufrieden waren und sich unter denselben Umständen dem Eingriff wieder unterziehen würden

4.4.2 Oxford Score

Bei einer erreichbaren Punktzahl von 12 bis 60 Punkten gilt beim Oxford Score, je kleiner die Punktzahl, desto besser die Funktion [4].

Für unsere 9 Patienten errechneten wir einen Mittelwert von $30,7 \pm 3,7$ Punkten und damit, bei einem mittleren Skalenbereich von 31,2 bis 40,8, ein gutes Ergebnis. Die niedrigste Punktzahl und damit das beste Ergebnis lag bei 24 Punkten (P02). Die höchste Punktzahl und damit das schlechteste Ergebnis ergab sich mit 36 Punkten bei Patient (P05).

4.4.3 Womac Score

Original Womac

Beim Womac Score können aus den 3 Subscores A, B und C, maximal 96 Punkte als Summenscore erreicht werden. Dabei ist festgelegt, je kleiner die Punktzahl, desto besser die Funktionalität und umso geringer die Beschwerden [4].

Die erreichten Punktzahlen wurden mit dem Faktor 1,042 auf eine 100-Punkte-Skala hochgerechnet, wie in der Literatur vorgeschlagen.

- Bei der Einzelbetrachtung der Fragen A zu den **Schmerzen** (maximal 20 Punkte) erhielten wir bei unseren Patienten einen Mittelwert von $4,4 \pm 2,2$ Punkten (nach der 100-Punkte-Skala $4,6 \pm 2,3$ Punkte). Patient (P01) erzielte dabei 0 Punkte durch Schmerzfreiheit, Patient (P03) erreichte mit 7 von den hier maximalen 20 Punkten das schlechteste Ergebnis. Insgesamt ergab sich ein gutes postoperatives Schmerz-Ergebnis.
- Bei der Einzelbetrachtung der Fragen B zur **Steifigkeit** (maximal 8 Punkte) erhielten wir einen Mittelwert von $2,8 \pm 2,3$ Punkten (nach der 100-Punkte-Skala $2,9 \pm 2,4$ Punkte). Hier erreichten Patient (P01) und (P02) das beste Ergebnis mit 0 Punkten. Das größte Problem mit Steifigkeit hatte Patient (P05) mit 6 Punkten. Insgesamt hatten die Patienten geringe Probleme bezüglich der Steifigkeit.
- Bei der Einzelbetrachtung der Fragen C zur **Funktionalität** (maximal 68 Punkte) erhielten wir einen Mittelwert von $20,6 \pm 11,4$ Punkten (nach der 100-Punkte-Skala $21,4 \pm 11,9$ Punkte). Dabei hatte Patient (P07) mit 6 Punkten das beste funktionelle Ergebnis und Patient (P09) mit 38 Punkten das schlechteste. Es zeichneten sich insgesamt geringe Probleme in Bezug auf Funktionalität bei der Mehrzahl der Patienten ab.

Beim Summenscore (Summe aus Score A, B, C) erhielten wir im Mittel $27,8 \pm 13,6$ Punkte, entsprechend $28,9 \pm 14,2$ Punkte auf der 100-Punkte-Skala, und damit ein gutes Ergebnis. Den besten Wert erreichten Patient (P02) und (P07) mit jeweils 12,5 Punkten, das schlechteste Ergebnis Patient (P09) mit 48,9 Punkten.

Erweiterter Womac

Bei den dem Original Womac hinzugefügten 10 Ergänzungsfragen konnten zusätzlich maximal 40 Punkte erreicht werden.

Auch hier gilt, je kleiner die Punktzahl, desto geringer waren die Beschwerden.

- Bei der Einzelbetrachtung der Fragen erhielten wir bei den **Schmerzen** (maximal 16 Punkte) durchschnittlich $4,1 \pm 2,9$ Punkte. Im Mittel empfanden demnach die Patienten geringe Schmerzen, durchschnittlich ca. 1x pro Monat.
- Bei der Frage nach dem **Analgetika-Gebrauch** (maximal 4 Punkte) ergab sich ein Mittelwert von $1,2 \pm 1,0$ Punkten. Dies bedeutet, dass die Patienten im Durchschnitt weniger als 1x pro Woche ein Analgetikum aufgrund von Schmerzen im operierten Bein benötigten.
- Bei der Betrachtung der Fragen zur **Symptomatik** (maximal 20 Punkte) erhielten wir durchschnittlich $8,7 \pm 4,9$ Punkte. Damit zeigte sich bei den Patienten durchschnittlich eine geringe Symptomatik betreffend Knieschwellung, Knirschen, Sperren des Kniegelenks und Probleme beim Strecken und Beugen.

Für die zusätzlichen 10 Fragen erhielten wir einen Mittelwert von $14,0 \pm 6,6$ Punkten (2 bis 22 Punkte). Das beste Ergebnis erzielte Patient (P01) mit insgesamt 2 von maximal 40 Punkten, das schlechteste Ergebnis Patient (P05) mit 22 Punkten.

Der Mittelwert des „erweiterten Womac“ (bestehend aus dem Original-Womac und den Ergänzungsfragen, maximal 136 Punkte), betrug bei unseren Patienten $41,8 \pm 15,0$ Punkte (von 24 (P01) bis 62 (P03)). Damit zeigte sich bei einem mittleren Skalenbereich von 54,4 bis 81,6 Punkten ein gutes Ergebnis für körperliches Befinden und Funktionalität.

4.4.4 American Knee Society Score

Der AKS beinhaltet einen Knee Score und einen Functional Score. Bei beiden Unterscores können jeweils maximal 100 Punkte erreicht werden.

Sowohl bei der Bewertung des Knies, als auch bei der Frage nach der Funktionalität gilt, je höher die Punktzahl, desto besser die Funktion [4].

Unsere Patienten erreichten beim **Knee Score** einen Mittelwert von $48,1 \pm 10,7$ (25 bis 67) Punkten. Das Ergebnis lag somit im mittleren Skalenbereich von 40 bis 59 Punkten, entsprechend einem befriedigenden Ergebnis.

Dabei erreichte den höchsten Wert mit 67 Punkten Patient (P01). Den schlechtesten Wert erreichte Patient (P05) mit 25 Punkten. Dabei hatten beide Patienten beim Knee Score jeweils 25 Abzugs-Punkte wegen einer Beinachsenfehlstellung und wegen eines Streckdefizits. Aber Patient (P01) erreichte allein bei der Frage nach den Schmerzen 45 Punkte (mit „gelegentlichen, leichten Schmerzen“).

Beim **Functional Score** kann die maximale Punktzahl von 100 bei unbegrenzter Gehstrecke, problemlosem Treppensteigen auf- und abwärts, mit und ohne Benutzen von Geländern, und ohne einer generellen Verwendung von Hilfsmitteln erreicht werden.

Unsere Patienten erreichten einen Mittelwert von $71,1 \pm 17,6$ (30 bis 90) Punkten und damit ein gutes funktionelles Ergebnis.

Hier erreichte Patient (P05) die höchste Punktzahl mit 90 von 100 Punkten, mit einer Gehstrecke von $> 1\text{km}$ und problemlosem Treppensteigen auf- und abwärts. Den schlechtesten Wert erreichte Patient (P09) mit 30 Punkten. Bei diesem Patienten war die Gehstrecke beschränkt auf $< 500\text{m}$ und es mussten 20 Punkte wegen der Zuhilfenahme zweier Unterarmgehstützen abgezogen werden.

4.4.5 SF-12 Health Survey

Die Auswertung des SF-12v1 erfolgte online über www.qualitymetric.com, bzw. unter <http://www.sf-36.org/demos/sf-12.html> [117, 128].

Hohe Werte bedeuten dabei eine bessere Lebensqualität und damit geringere Beschwerden, verglichen mit dem Mittelwert einer Normstichprobe von $50\% \pm 10$.

Wir erhielten bei der körperlichen Gesundheit einen Mittelwert von $41,9\% \pm 6,11$ ($31,2\%$ (P02) bis $51,9\%$ (P03)). Für die seelische Gesundheit ergab sich ein Mittelwert von $52,4\% \pm 9,9$ ($36,7\%$ (P03) bis $62,6\%$ (P02)).

Im Vergleich zur Normalbevölkerung zeigte sich bei unseren Patienten, dass zum Zeitpunkt der Untersuchung ihre körperliche Gesundheit an der unteren Grenze des Mittelwertes der Normstichprobe lag, die psychische Gesundheit lag knapp über diesem Mittelwert.

4.4.6 MSTs-Score

Beim Musculoskeletal Tumor Society Score können maximal 30 Punkte, entsprechend einem Rating von 100%, erreicht werden.

Hier gilt, je höher die Punktzahl, desto besser die Funktionstüchtigkeit.

Bei unserer Befragung erzielten unsere Patienten einen Mittelwert von $20,6 \pm 4,2$ (13 bis 25) Punkten, entsprechend einem Rating von $68,5\% \pm 14,1$ ($43,3$ bis $83,3\%$) und damit, bei einem mittleren Skalenbereich von 40-60%, ein gutes Ergebnis. Hierbei erreichte Patient (P07) mit 25 die höchste Punktzahl. Das schlechteste Ergebnis hatte Patient (P09) mit 13 Punkten.

4.4.7 Zusammenstellung der Score-Ergebnisse

Patient	Oxford	Womac				Gesamtscore	Erw.Womac	AKS-Knee	AKS-Funktion	Subj.Fragen7	Subj.Fragen5	MSTS
		Schmerzen	Steifigkeit	Funktion								
1	28	0	0	22	28	82	67	70	67	89	53	
2	24	4	0	8	87	81	50	80	63	66	77	
3	33	7	5	30	56	54	51	80	67	81	80	
4	34	6	3	31	58	59	49	70	37	54	70	
5	36	2	6	15	76	67	25	90	43	66	73	
6	33	6	5	25	62	60	50	80	45	61	57	
7	31	5	1	6	87	79	48	60	65	77	83	
8	28	5	1	10	83	78	48	80	54	54	80	
9	29	5	4	38	51	61	45	30	67	77	43	
Mittel	30,7	4,4	2,8	20,6	65,3	69,0	48,1	71,1	56,4	69,4	68,5	
STABW	3,7	2,2	2,3	11,4	19,7	11,0	10,7	17,6	12,0	12,3	14,1	

Abb. 39 Einzelergebnisse und Mittelwerte aus den verwendeten Scores

Mit Ausnahme des SF-12 wurden die Ergebnisse der verschiedenen Scores bzw. ihrer Unterscores, wie im Material- und Methoden-Teil unter Kapitel 3.3.7 beschrieben, auf eine für alle Fragebögen einheitliche, 100er-Skala hochgerechnet, wobei der Wert 0 das schlechteste Ergebnis und der Wert 100 das beste Ergebnis bedeuten.

Patient	Oxford	Womac	Erw.Womac	AKS-Knee	AKS-Funktion	Subj.Fragen7	Subj.Fragen5	MSTS
1	67	77	82	67	70	67	89	53
2	75	87	81	50	80	63	66	77
3	56	56	54	51	80	67	81	80
4	54	58	59	49	70	37	54	70
5	50	76	67	25	90	43	66	73
6	56	62	60	50	80	45	61	57
7	60	87	79	48	60	65	77	83
8	67	83	78	48	80	54	54	80
9	64	51	61	45	30	67	77	43
Mittel	61,0	70,8	69,0	48,1	71,1	56,4	69,4	68,4
STABW	7,9	14,1	11,0	10,7	17,6	12,0	12,3	14,1

Abb. 40 Umrechnung der Einzelergebnisse und Mittelwerte aus den Scores auf eine 100er Skala

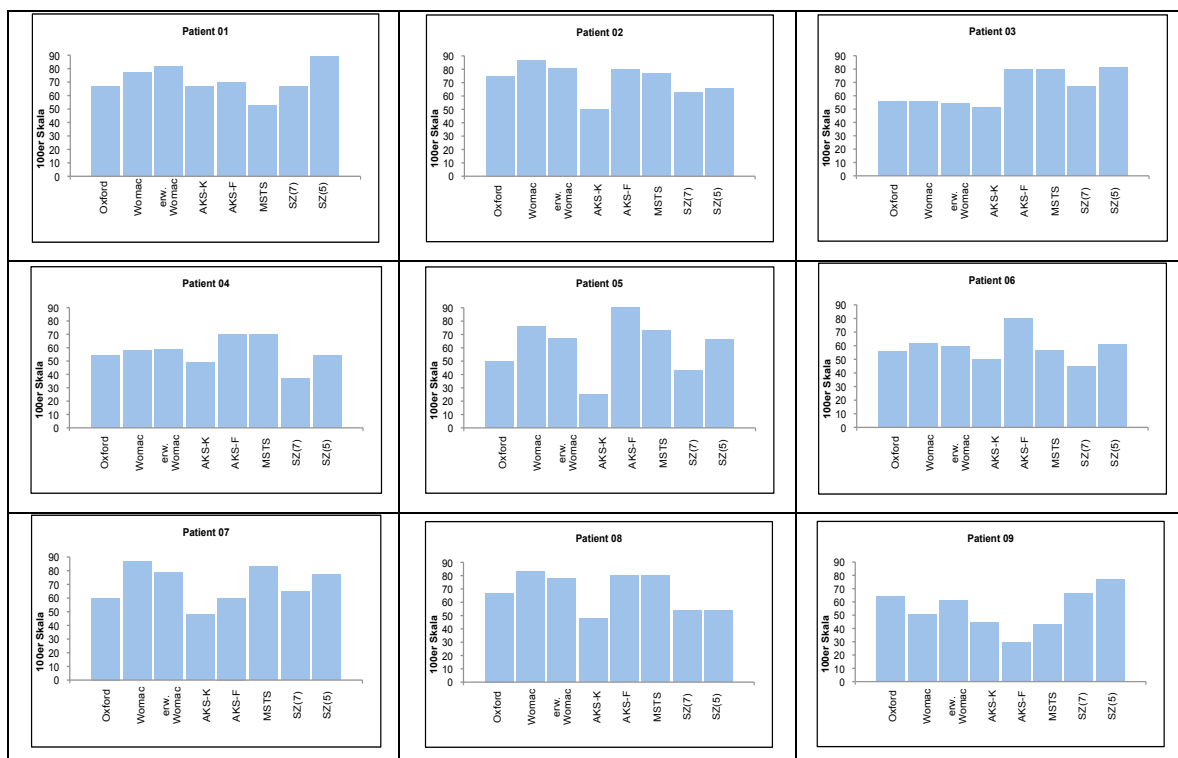


Abb.41 Graphische Darstellung der Einzelergebnisse in der 100er Skala

4.5 Ergebnisse aus der Gangbildanalyse

Die Veränderungen der OSG-, Knie- und Hüftgelenkwinkel des operierten und gesunden Beines während des Gangzyklus wurden numerisch aufgelistet und anhand der Mittelwertkurven beim Gehen in der Ebene (von 9 Patienten) und beim Gehen in der Steigung von 8 Patienten (ohne P01) aufgezeigt. Dabei wurden die Mittelwertkurven des operierten und des gesunden Beines übereinander gelegt und mit der Mittelwertkurve eines Normalkollektivs verglichen.

Bei der Betrachtung der Winkelkurven der Patienten (P01) bis (P09) fällt eine ausgesprochene Vielfalt von Winkelabweichungen von den sog. Normwerten auf. Dies gilt sowohl für das operierte, als auch für das gesunde Bein, sowohl beim Gehen in der Ebene, als auch in der Steigung. Es werden deshalb hauptsächlich die Mittelwerte der Gelenkwinkelkurven unseres Patientenkollektivs betrachtet.

Stellvertretend für die 9 untersuchten Patienten werden die Winkelkurven des OSG, Knie- und Hüftgelenks anhand des Patienten (P05) abgebildet. Die Winkelkurven der anderen Patienten finden sich im Anhang.

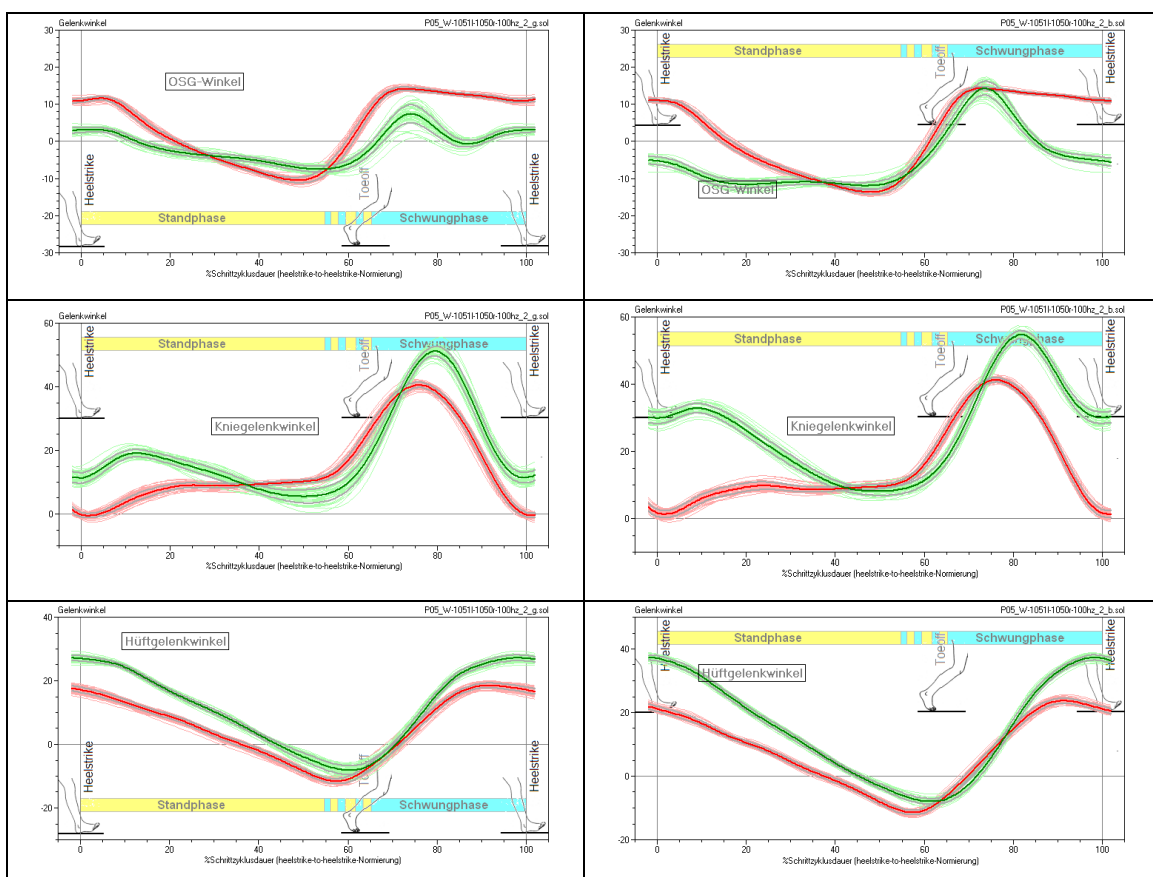


Abb.42 Winkelkurven des OSG, Knie- und Hüftgelenks bei (P05)

links in der Ebene und rechts in der Steigung;

rot = linkes, bei (P05) operiertes Bein; grün = rechtes, bei (P05) gesundes Bein

4.5.1 Kniegelenkwinkel

Bei der Auftrittsextension beim Initial contact treten die Patienten nach Götz-Neumann [50] in der Ebene mit einem Kniegelenkwinkel von 5° Flexion auf. Unsere Patienten traten in der Ebene mit dem operierten Bein mit einer Beugung von $2,1^\circ \pm 4,4$ (-3 bis 9°) auf, im gesunden Bein mit einer Beugung von $9,6^\circ \pm 6,3$ (1 bis 21°). Die Differenz zwischen der operierten und der gesunden Seite betrug hier $7,5^\circ$. In der Steigung traten die Patienten mit dem operierten Bein mit einer Beugung von $10,9^\circ \pm 10,8$ (-4 bis 26°), mit dem gesunden Bein mit einer Beugung von $28,2^\circ \pm 3,4$ (23 bis 32°) auf. Die Differenz zwischen der operierten und der gesunden Seite betrug hier $17,3^\circ$.

Bei der Zwischenflexion in der Loading response wurde, bei einem Normwert von 15° Flexion in der Ebene [52], von unseren Patienten das operierte Kniegelenk in der Ebene im Mittel auf $4,9^\circ \pm 6,4$ (-3 bis 13°), das gesunde Bein auf $13,9^\circ \pm 6,5$ (0 bis 22°) gebeugt. In der Steigung beugten die Patienten ihr operiertes Bein bis in eine Flexion von $11,9^\circ \pm 9,4$ (-3 bis 23°), das gesunde Bein in eine von $31,9^\circ \pm 5,1$ (23 bis 41°).

Von der Zwischenflexion in der Loading response (über die Mid stance) zur Abstoßextension im Terminal stance reduzierte sich in der Ebene der Beugewinkel im Knie des operierten Beines auf $3,9^\circ \pm 5,4$ (-2 bis 12°) und im gesunden Bein auf $3,4^\circ \pm 4,3$ (-2 bis 9°), bei einem Normwert von 5° Flexion in der Ebene [48]. In der Steigung reduzierte sich der Beugewinkel im Knie des operierten Beines auf $5,2^\circ \pm 5,4$ (-2 bis 11°), und im gesunden Bein auf $5,4^\circ \pm 5,0$ (-2 bis 11°).

Mit der beginnenden Schwungphase, mit Abheben des Beines im Pre-swing und dem Vorbringen des Beines im Initial und Mid swing, wurde in der Ebene das operierte Kniegelenk in eine maximale Flexion von $40,7^\circ \pm 3,6$ (8 bis 56°) gebracht, das gesunde Bein in $51,6^\circ \pm 7,9$ (37 bis 62°), bei einem Normwert von maximal 60° in der Ebene [52]. In der Steigung betrug die maximale Flexion für das operierte Bein $41,1^\circ \pm 14,6$ (8 bis 54°), für das gesunde Bein $56,6^\circ \pm 7,2$ (44 bis 66°).

Beim anschließenden passiven Absinken des Oberschenkels kommt es zu einer beginnenden Streckung im Kniegelenk. Diese wird bei ca. 90% des Gangzyklus durch die Aktivität des M.quadriceps fortgesetzt, bis zur terminalen Extension des Kniegelenks im Terminal swing, d.h. bis kurz vor Wiederaufsetzen der Ferse.

In der Ebene wurde das operierte Bein in eine Beugestellung von $3,6^\circ \pm 4,0$ (-2 bis 10°) geführt, das gesunde Bein in eine solche von $10,5^\circ \pm 5,7$ (5 bis 21°), bei einem Normwert von $0-5^\circ$ in der Ebene [52]. In der Steigung wurde das operierte Bein in eine Flexion von $12,1^\circ \pm 10,3$ (-2 bis 26°), das gesunde Bein in eine von $28,6^\circ \pm 3,3$ (23 bis 32°) geführt.

Bis zum nachfolgenden Bodenkontakt mit Aufsetzen der Ferse im Initial Contact kommt es zu einer Bewegungsänderung im Kniegelenk in Richtung Extension. Sie betrug in der Ebene im Durchschnitt $1,5^\circ \pm 1,2$ für das operierte Bein und $0,9^\circ \pm 2,0$ für das gesunde Bein, in der

Steigung $1,2^\circ \pm 1,1$ für das operierte Bein und $0,4^\circ \pm 0,6$ für das gesunde Bein. Damit wurden wieder die Winkelwerte der Auftrittsextension erreicht.

Der **maximale Bewegungsumfang** im Kniegelenk während eines Gangzyklus betrug in der Ebene auf der operierten Seite $38,9^\circ \pm 11,9$ und auf der gesunden Seite $48,1^\circ \pm 9,5$.

In der Steigung betrug der Bewegungsumfang auf der operierten Seite $37,1^\circ \pm 12,1$ und auf der gesunden Seite $51,2^\circ \pm 7,6$.

Für das Kniegelenk wird als Normwert ein Bewegungsumfang der Winkelbewegungen bei gesunden Probanden bei [112] mit 70° in der Ebene angegeben, bei anderen Autoren mit $56,7^\circ$ bis $61,4^\circ$ [52, 76, 111, 118].

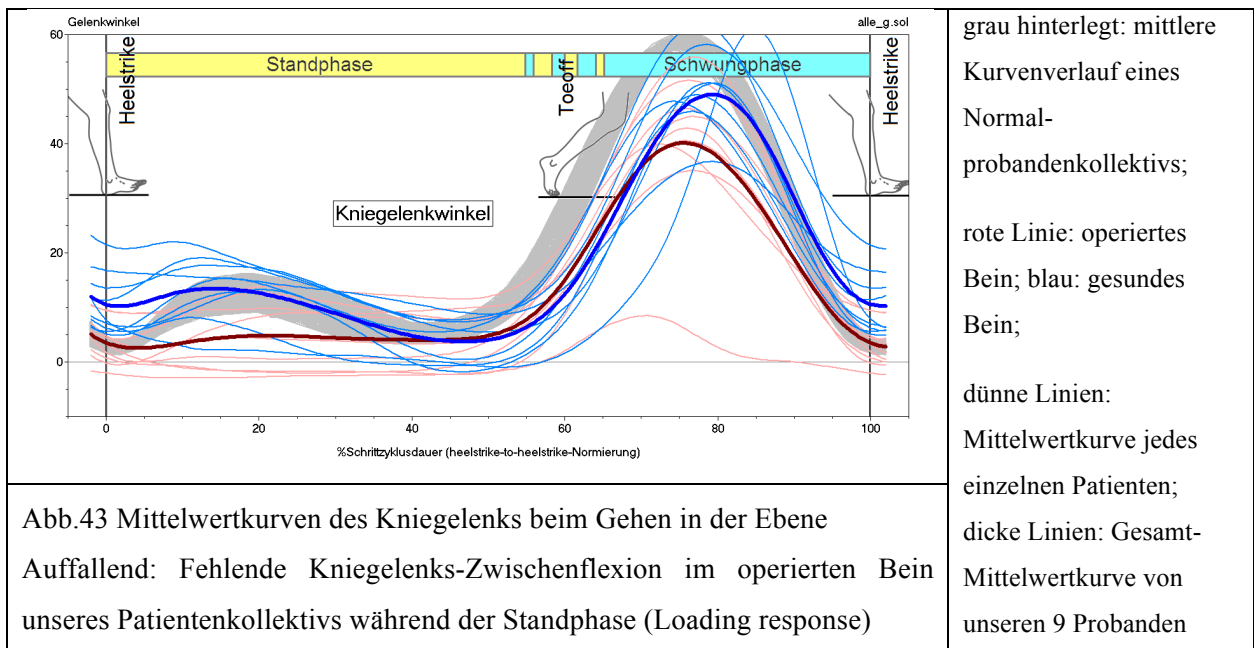


Abb.43 Mittelwertkurven des Kniegelenks beim Gehen in der Ebene
Auffallend: Fehlende Kniegelenks-Zwischenflexion im operierten Bein unseres Patientenkollektivs während der Standphase (Loading response)

Zusammenfassung:

Somit zeigte sich, dass das operierte Kniegelenk in der Ebene und in der Steigung von der Auftrittsextension über die Zwischenflexion bis zum Abheben des Beines zu Beginn der Schwungphase nahezu gestreckt und starr in dieser Streckhaltung geführt wurde, damit also nur eine geringe Winkelveränderung erfuhr. Es fand sich eine wesentlich geringere Zwischenflexion im Vergleich zur gesunden Seite. Das gesunde Kniegelenk zeigte hingegen einen fließenden Bewegungsablauf mit einem wesentlich größeren Bewegungsumfang (s. Kurvenverlauf in Abb. 43 und 44).

Im Vergleich mit Normalprobanden zeigte sich, dass der Bewegungsumfang im Kniegelenk des operierten Beines deutlich reduziert war, sowohl in der Ebene, als auch in der Steigung, dagegen im gesunden nur gering.

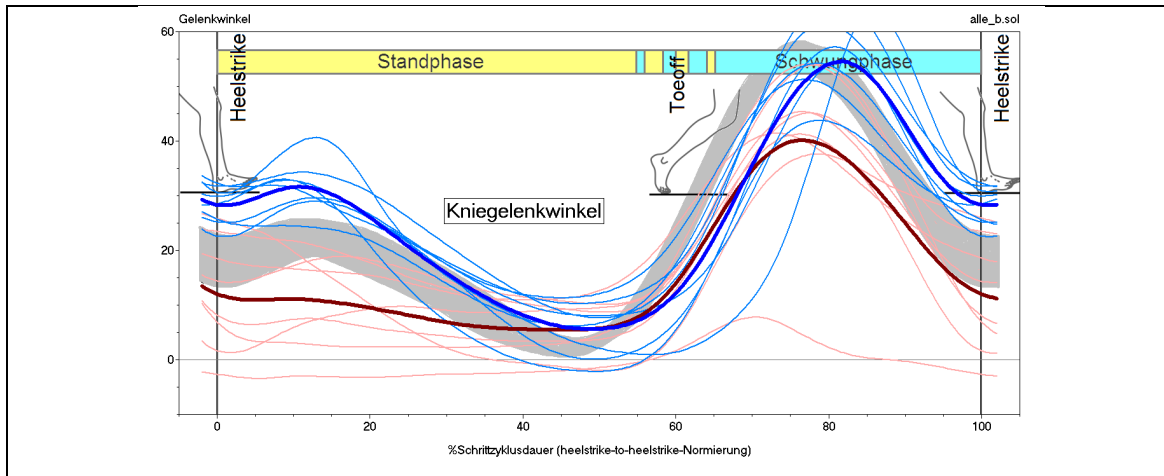


Abb.44 Mittelwertkurven des Kniegelenks beim Gehen in der Steigung
 Auffallend: Fehlende Zwischenflexion im operierten Bein, ausgeprägte Seitenasymmetrie

4.5.2 OSG - Winkel

Im Folgenden wird eine Zunahme des OSG-Winkels als eine Bewegung in Richtung Plantarflexion, eine Abnahme des OSG-Winkels als eine Bewegung in Richtung Dorsalextension bezeichnet. Ist der OSG-Winkel kleiner als der sog. „Initial-Winkel“, so wird dieser Winkel mit einem (-) Minus-Vorzeichen gekennzeichnet, ist er größer mit einem (+) Plus-Vorzeichen.

In der Auftrittsphase (Heel strike) setzen Normalprobanden nach Götz-Neumann [52] das OSG in Neutral-Null-Stellung auf. Unsere Patienten setzten in der Ebene das operierte Bein mit einer Plantarflexion von $5,1^\circ \pm 4,9$ (-2 bis 11°) und das gesunde Bein mit $3,3^\circ \pm 3,3$ (-3 bis 8°) auf. In der Steigung setzten die Patienten das operierte Bein mit einer Plantarflexion im OSG von $3,3^\circ \pm 5,9$ (-4 bis 11°) und das gesunde mit einer Dorsalextension von $-4,1^\circ \pm 3,5$ (-10 bis 2°) auf.

Vom ersten Auftreten mit der Ferse bis zum Absenken des Vorfußes zum Boden (Toe down / Loading response) entsteht beim Gehen in der Ebene eine Zunahme der Plantarflexion im OSG (Klappwinkel) von 5° [52]. Bei unseren Patienten zeigte sich auf der operierten Seite eine Zunahme auf $8,5^\circ \pm 4,8$ (0 bis 16°), auf der gesunden Seite auf $5,1^\circ \pm 3,1$ (-1 bis 9°). Beim Gehen in der Steigung entstand eine Zunahme der Plantarflexion im OSG der operierten Seite auf $4,9^\circ \pm 6,1$ (-4 bis 14). Im gesunden Bein zeigte sich eine Zunahme der Dorsalextension auf $-5,0^\circ \pm 4,6$ (0 bis -13°).

Mit der Zwischenflexion (Mid stance) im Kniegelenk (bei ca.12% des Gangzyklus) beginnt durch die nach vorne geführte Tibia eine zunehmende Extension in Richtung maximale Dorsalextension im OSG, nach Götz-Neumann [52] in der Ebene bis zu -10° , die mit dem Abheben des Fußes vom Boden im Toe off endet. In der Ebene bewegte sich das OSG des operierten Beines in eine Dorsalextension von $-9,9^\circ \pm 2,9$ (-5 bis 15°), das gesunde Bein in eine

von $-5,9^\circ \pm 4,1$ (2 bis -12°). In der Steigung kam es im operierten Bein zu einer Dorsalextension von $-14,5^\circ \pm 2,7$ (-9 bis -17), im gesunden Bein zu einer von $-11,2^\circ \pm 2,8$ (-7 bis -15).

Die jetzt einsetzende Schwungphase (Pre-swing) wird mit dem Abheben der Ferse aus der maximalen Dorsalextension im OSG heraus begonnen. Es folgt das Abheben der Zehen (Toe off) und eine im OSG stattfindende maximale Plantarflexion auf 15° in der Ebene [52]. In der Ebene kam es beim operierten Bein zu einer maximalen Plantarflexion von $7,2^\circ \pm 6,6$ (-2 bis 15°), beim gesunden Bein von $11,3^\circ \pm 6,5$ (4 bis 25°). In der Steigung kam es beim operierten Bein zu einer maximalen Plantarflexion von $7,9^\circ \pm 5,5$ (-2 bis 14°), beim gesunden Bein von $13,5^\circ \pm 7,0$ (6 bis 27°).

In der weiteren Schwungphase (Initial-, Mid-swing), beim Vorschwingen der Tibia bis kurz vor Aufsetzen der Ferse, wird das OSG aus der maximalen Plantarflexion in Richtung terminale Extension zurückgeführt. In der Ebene kam es beim operierten Bein zu einer terminalen Extension von $4,4^\circ \pm 5,2$ (-3 bis 11°), beim gesunden Bein von $1,8^\circ \pm 3,7$ (-3 bis 8°). In der Steigung kam es beim operierten Bein zu einer terminalen Extension von $2,5^\circ \pm 6,6$ (-4 bis 11°), beim gesunden Bein zu $-4,4^\circ \pm 3,5$ (-10 bis 2°).

Am Ende der Schwungphase (Terminal-swing) kam es im OSG nochmals zu sehr geringen Winkelveränderungen in Richtung Plantarflexion, bevor der Fuß zum Heel strike mit der Ferse wieder auf den Boden aufgesetzt wurde. Von der terminalen Extension bis zum Heel strike betragen die Winkelveränderungen in der Ebene im operierten Bein $0,7^\circ \pm 0,7$, im gesunden Bein $1,5^\circ \pm 1,5$, in der Steigung im operierten Bein $0,8^\circ \pm 1,0$, im gesunden Bein $0,3^\circ \pm 0,5$.

Der **maximale Bewegungsumfang** im OSG während eines Gangzyklus betrug in der Ebene auf der operierten Seite $17,1^\circ \pm 5,8$ und auf der gesunden Seite $17,2^\circ \pm 6,6$. In der Steigung betrug der Bewegungsumfang auf der operierten Seite $22,4^\circ \pm 3,8$ und auf der gesunden Seite $24,7^\circ \pm 5,9$. Für das OSG wird als Normwert ein Bewegungsumfang der Winkelbewegungen bei gesunden Probanden bei Perry [112] mit 20° - 40° in der Ebene angegeben, von anderen Autoren wird von Winkeln von 25° bis $25,5^\circ$ berichtet [52, 76].

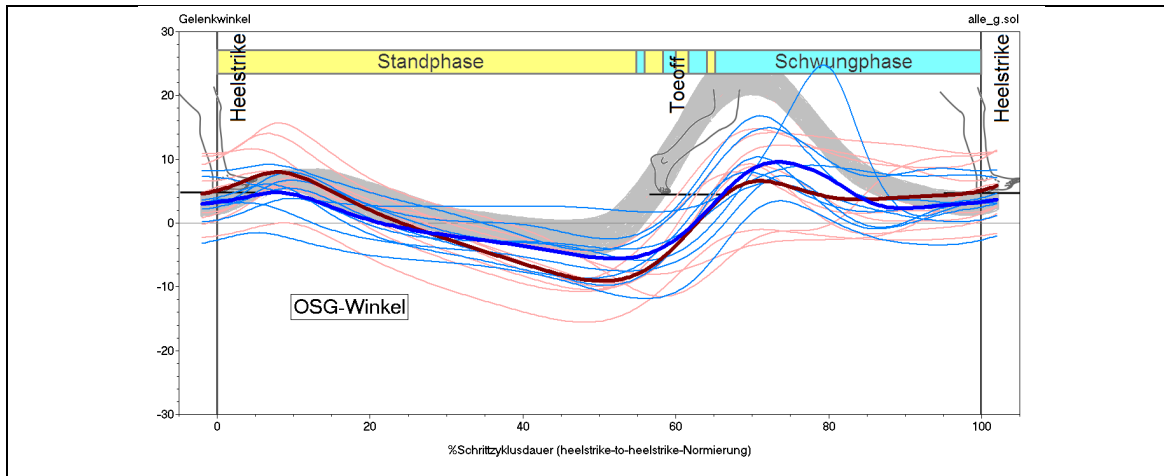


Abb.45 Mittelwertkurven des OSG beim Gehen in der Ebene

Auffallend: Vergrößerter Bewegungsumfang im OSG des operierten Beines (rot) in der Standphase, sowie reduzierter Bewegungsumfang des OSG während der Schwungphase im gesunden Bein (blau) im Vergleich zum Normalprobandenkollektiv

Zusammenfassend zeigte sich für das Gangbild des OSG in der Phase zwischen Toe down und maximaler Dorsalextension (Abstoßmoment) ein größerer Bewegungsumfang im OSG des operierten Beines im Vergleich zum gesunden, sowohl in der Ebene als auch in der Steigung.

In dieser Phase fanden somit bei sehr kleinen Winkelveränderungen im operierten Kniegelenk gleichzeitig große Winkelveränderungen im ipsilateralen OSG statt.

Im Vergleich mit Normalprobanden zeigte sich, dass der Bewegungsumfang im OSG des operierten und gesunden Beines bei unseren Patienten sowohl in der Ebene, als auch in der Steigung vermindert war, insbesondere während der Schwungphase.

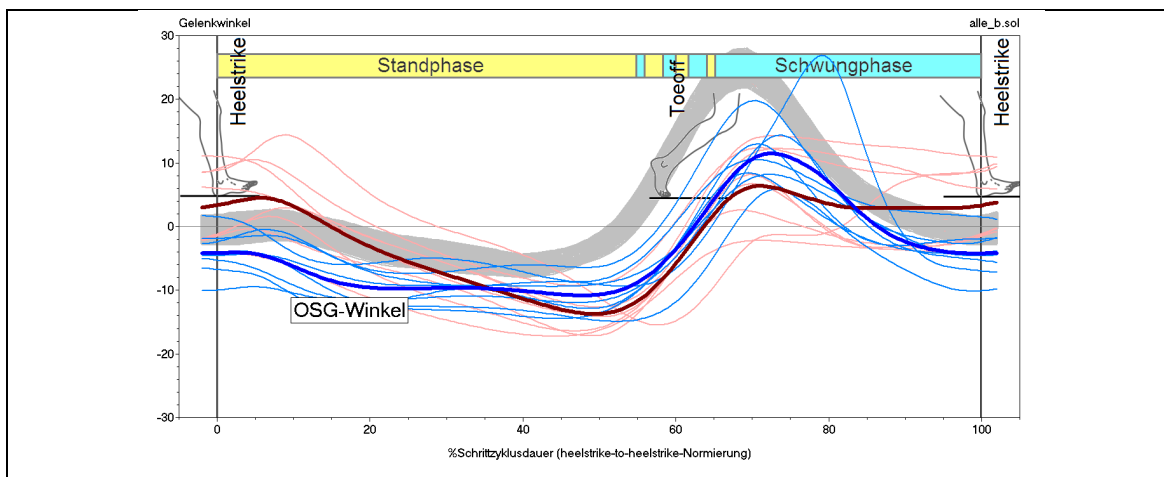


Abb.46 Mittelwertkurven des OSG beim Gehen in der Steigung

Auffallend: Noch weiter vergrößerter Bewegungsumfang im OSG des operierten Beines während der Standphase; deutlich ausgeprägte Seitenasymmetrie im OSG; rot = operiertes Bein, blau = gesundes Bein

4.5.3 Hüftgelenkwinkel

„Beim normalem Doppelschritt durchläuft das Hüftgelenk lediglich zwei Bewegungsradien: Extension in der Stand- und Flexion in der Schwungphase“ [112, Seite 66].

Nach Götz-Neumann [52] ergeben sich 20° Extension und ca. 25° Flexion als Maximalwerte für Bewegungen im Hüftgelenk unter physiologischen Bedingungen in der Ebene.

Bei der Auswertung der Mittelwerte erhielten wir beim Aufsetzen des Beines im Heel strike (Initial contact) in der Ebene eine Hüftbeugung von 20,3° ±5,7 (11 bis 28°) des operierten Beines und 26,4° ±7,1 (16 bis 40°) des gesunden. In der Steigung erhielten wir eine Hüftbeugung von 24,4° ±5,6 (17 bis 28°) für das operierte und 32,9° ±4,8 (27 bis 37°) für das gesunde Bein.

Ausgehend von dieser Hüftflexion beginnt im weiteren Verlauf der Standphase das Hüftgelenk sich zunehmend zu extendieren. Kurz vor Ende der Standphase (Terminal stance) erreicht das Hüftgelenk die maximale Extension. In der Ebene lag sie bei unseren Patienten bei -11,5° ±3,3 (-7 bis -19°) für das operierte Bein und bei -12,9° ±7,9 (-7 bis -22°) für das gesunde. In der Steigung lag die maximale Extension bei -12,3° ±4,4 (-1 bis -24°) für das operierte Bein und bei -13,5° ±6,9 (-4 bis -22°) für das gesunde.

Mit dem Abheben des Beines zur Schwungphase (Pre-swing) beginnt das Hüftgelenk wieder zu flektieren. Kurz vor Ende der Schwungphase (Terminal swing) kommt es zu einer maximalen Flexion im Hüftgelenk. In der Ebene lag das Maximum der Hüftflexion bei 21,8° ±4,9 (12 bis 29°) für das operierte Bein und bei 22,9° ±4,5 (17 bis 28°) für das gesunde. In der Steigung zeigte sich ein Maximum der Hüftflexion von 30,1° ±5,6 (25 bis 34°) auf der operierten und von 33,9° ±4,8 (28 bis 38°) auf der gesunden Seite.

Zum Ende der Schwungphase hin verringert sich die Hüftflexion wieder bis zu den Winkelwerten, die sie beim ersten Bodenkontakt (Heel strike) eingenommen hat.

Der **maximale Bewegungsumfang** im Hüftgelenk während eines Gangzyklus betrug in der Ebene auf der operierten Seite 33,3° ±6,4 und auf der gesunden Seite 35,9° ±8,0.

In der Steigung betrug der Bewegungsumfang auf der operierten Seite 42,3° ±8,2 und auf der gesunden Seite 47,4° ±6,7. Für das Hüftgelenk wird als Normwert ein Bewegungsumfang in der Ebene bei gesunden Probanden bei Perry [112] mit 40° angegeben, von anderen Autoren wird von 25,2° bis 45° berichtet [52, 76, 111, 119].

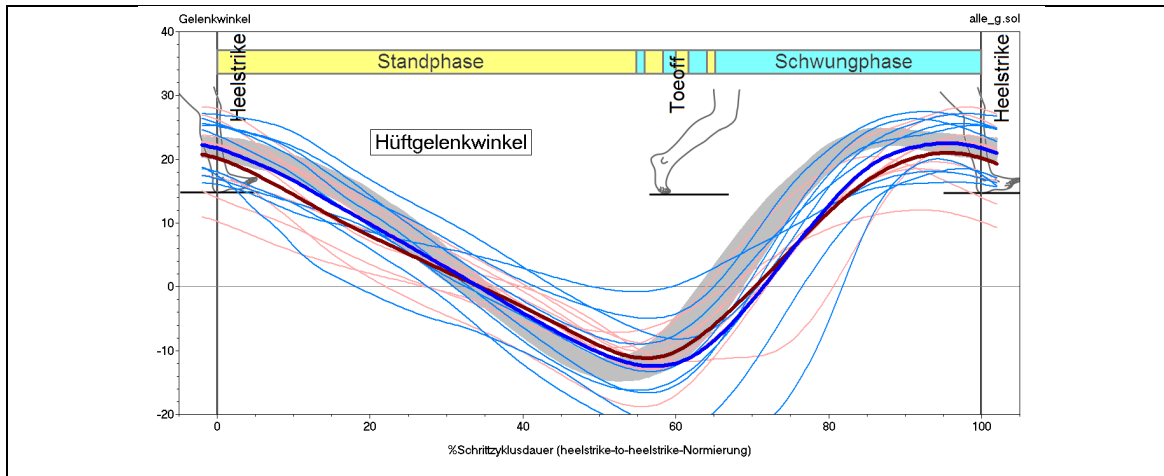


Abb.47 Mittelwertkurven des Hüftgelenks beim Gehen in der Ebene
 Auffallend: Geringe Abweichungen im Vergleich zum Normalprobandenkollektiv.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die gemessenen Mittelwerte unserer Patienten einen geringeren Bewegungsumfang im Hüftgelenk der gesunden und operierten Seite im Vergleich mit einem Normalkollektiv zeigten, wobei der Bewegungsumfang auf der operierten Seite kleiner war als auf der gesunden, insbesondere in der Steigung.

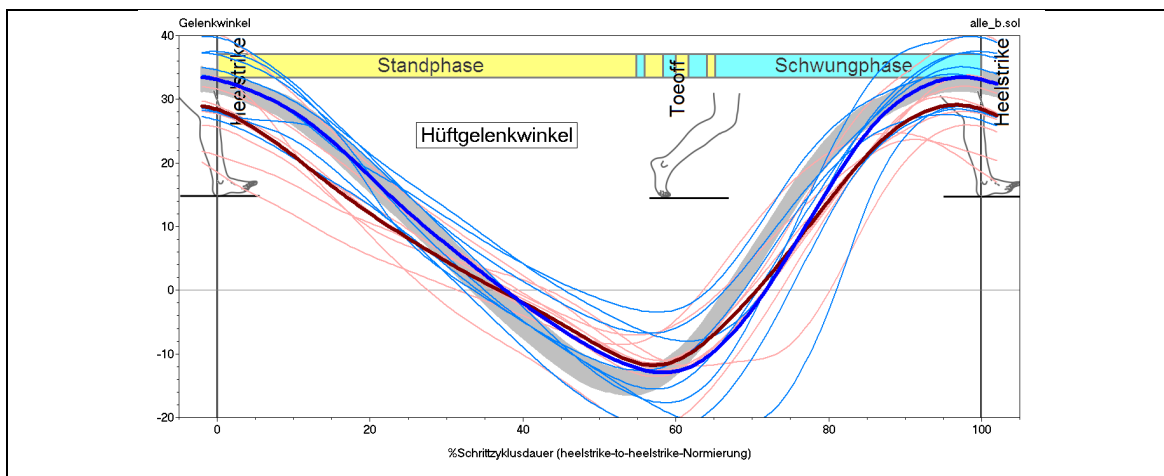


Abb.48 Mittelwertkurven des Hüftgelenks beim Gehen in der Steigung
 Auffallend: Zunahme des Bewegungsumfanges, geringe Abweichungen verglichen zum Normalprobandenkollektiv.

4.5.4 Gangparameter

Gehgeschwindigkeit

Mit der individuell gewählten, jeweils gleichen Geschwindigkeit, gingen unsere Patienten in der Ebene und in der Steigung. Sie betrug im Durchschnitt $2,37 \text{ km/h} \pm 0,7$ (1,3 bis 3,0km/h).

Kadenz

Im Durchschnitt gingen unsere Patienten mit einer Kadenz (Einzelschritte/min) von 85/min $\pm 14,6$ (49 bis 100/min) in der Ebene und 83/min $\pm 15,7$ (49 bis 105/min) in der Steigung.

Doppelschrittlänge

Im Durchschnitt vergrößerte sich die Doppelschrittlänge in der Ebene von $0,93\text{m} \pm 0,2$ (0,51 bis 1,21m) auf $1,0\text{m} \pm 0,2$ (0,83 bis 1,21m) in der Steigung.

Doppelschrittdauer

Die Doppelschrittdauer betrug beim Gehen in der Ebene $1,47\text{s} \pm 0,4$ und verlängerte sich auf $1,5\text{s} \pm 0,4$ in der Steigung.

Bodenkontaktdauer

Der Mittelwert der Bodenkontaktdauer (von Heel strike zu Heel strike) beim Gehen in der Ebene betrug auf der operierten Seite $60,3\% \pm 1,9$ (57,8 bis 60,7%) des Gangzyklus und auf der gesunden Seite $65,7\% \pm 3,6$ (61,2 bis 73,2%), in der Steigung auf der operierten Seite $60,5\% \pm 1,6$ (58,2 bis 62,9%) und auf der gesunden Seite $66,5\% \pm 4,3$ (61,8 bis 75,7%).

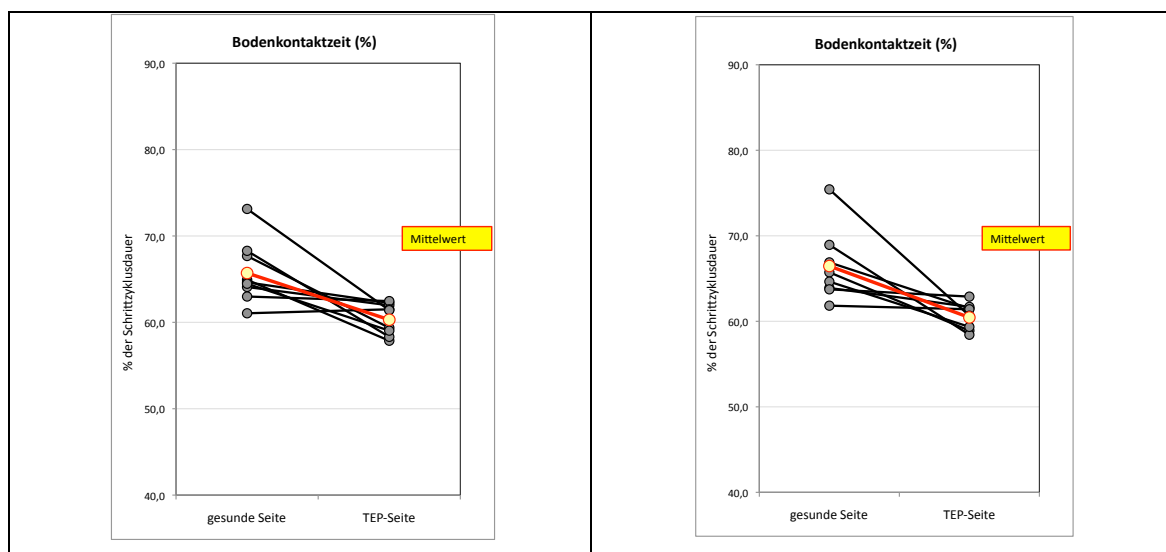


Abb.49 Darstellung der Bodenkontaktdauer links beim Gehen in der Ebene (66% vs. 60%), rechts in der Steigung (67% vs. 61%)

Vertikalkraft und Vertikalkraftkurve

Die höchste gemessene Vertikalkraft betrug im Mittel $711,9\text{N} \pm 143,5$ für das operierte Bein und $725,3\text{N} \pm 136,6$ für das gesunde Bein beim Gehen in der Ebene. In der Steigung betrug sie $723,0\text{N} \pm 148,5$ für das operierte Bein und $767,2\text{N} \pm 145,7$ für das gesunde Bein.

Daraus ergab sich eine Differenz zwischen dem operierten und dem gesunden Bein von $13,4\text{N}$ für die Ebene und von $44,2\text{N}$ für die Steigung.

Die höchste Vertikalkraft vergrößerte sich um $11,1\text{N}$ im operierten Bein und um $41,9\text{N}$ im gesunden Bein beim Gehen in der Steigung.

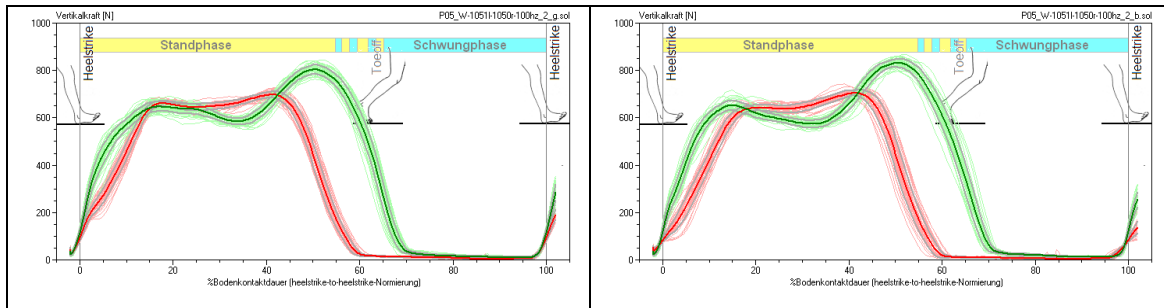


Abb.50 Vertikalkraftkurven bei (P05) links in der Ebene, rechts in der Steigung; rot = linkes operiertes Bein; grün = rechtes gesundes Bein

Anhand der Messdaten und der Kurvenverläufe der Vertikalkraft zeigte sich ein verzögerter Anstieg der Lastübernahme im operierten Bein beim Auftritt bei (P01, P02, P03, P04, P05, P06, P09) beim Gehen in der Ebene, und bei (P03,P04, P05, P07, P09) beim Gehen in der Steigung.

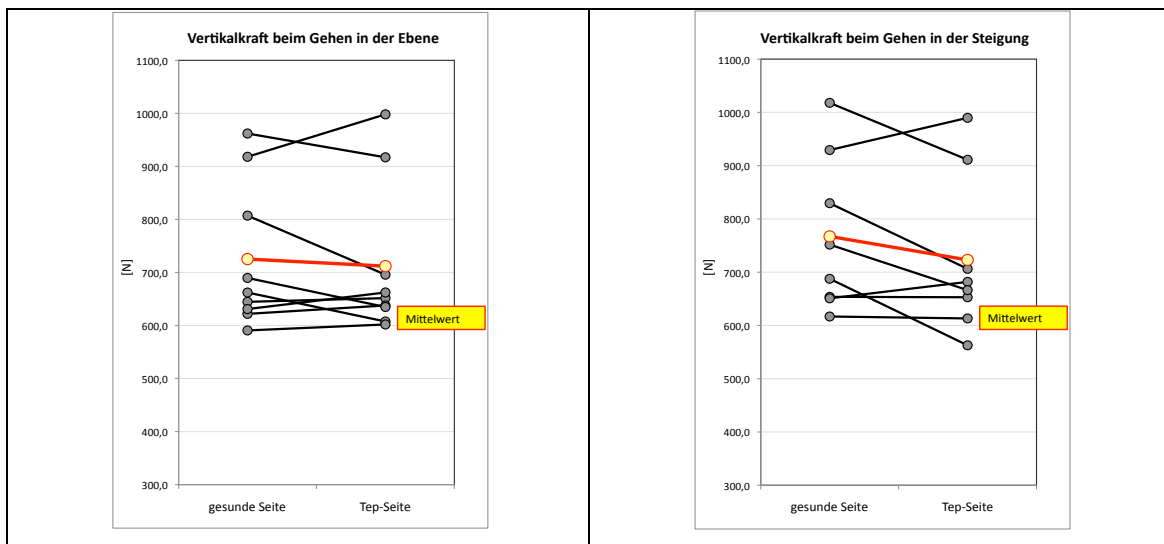


Abb.51 Darstellung der Ergebnisse der Vertikalkraft

Eine fehlende oder geringere Entlastungsdynamik (Zwischenentlastung) beim operierten Bein in der Ebene zeigte sich bei (P01, P03, P04, P05, P06, P07, P08, P09) und in der Steigung bei (P03, P04, P05, P06, P07, P08, P09).

Auffallend war hierbei eine fehlende Entlastungsdynamik auch des gesunden Beines, entsprechend einer Adaption des gesunden an das operierte Bein, bei (P02, P06, P07, P08, P09) in der Ebene und in der Steigung.

Es zeigte sich ein verfrühter Abstoß (= ein verfrühtes 2.Maximum) des operierten Beines in der Ebene bei (P01, P02, P03, P04, P05, P06, P09) und in der Steigung bei (P02, P03, P04, P05, P06, P09).

Außerdem zeigten sich verringerte Abstoßkräfte im Toe off im operierten Bein in der Ebene bei (P01, P03, P04, P05, P09) und in der Steigung bei (P03, P04, P05, P09). Eine Ausnahme hierbei zeigte sich bei (P02), der sowohl beim Gehen in der Ebene als auch in der Steigung eine

verringerte Abstoßkraft im gesunden Bein hatte (der Patient verlagerte sein Gewicht massiv auf das operierte Bein beim Gehen in der Ebene und in der Steigung).

Maximaldruck und Maximaldruckkurve

Der Mittelwert des Maximaldrucks des operierten Beines betrug $21,2\text{N/cm}^2 \pm 3,7$ beim Gehen in der Ebene und $26,0\text{N/cm}^2 \pm 4,5$ in der Steigung. Der Mittelwert des Maximaldrucks des gesunden Beines betrug $22,2\text{N/cm}^2 \pm 3,2$ beim Gehen in der Ebene und $32,1\text{N/cm}^2 \pm 6,2$ in der Steigung.

Alle untersuchten Patienten zeigten einen geringeren Maximaldruck im operierten Bein im Vergleich zum gesunden, sowohl in der Ebene, als auch in der Steigung.

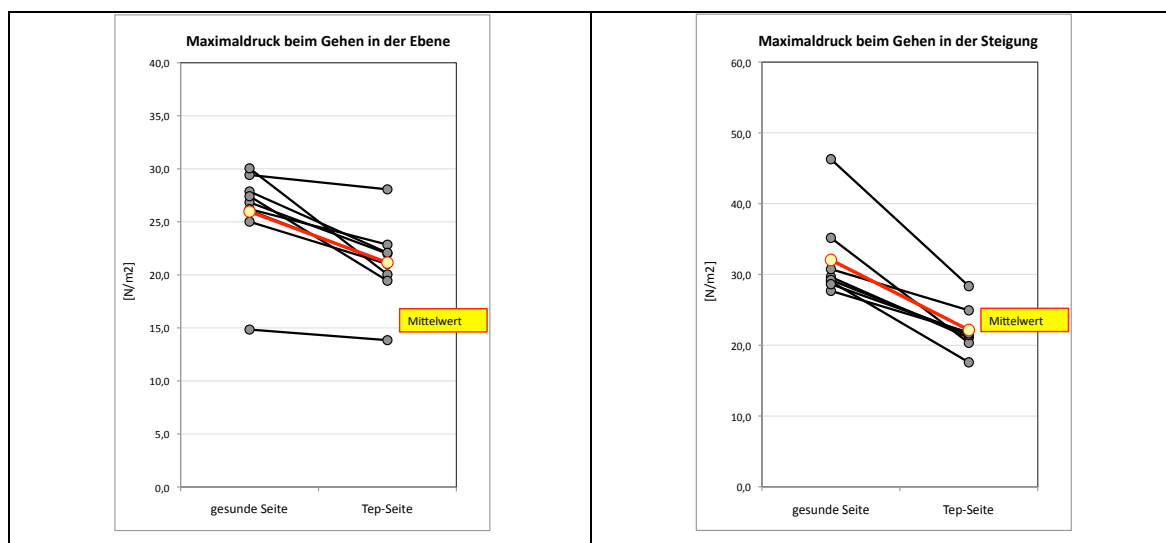


Abb.52 Darstellung der Maximaldruck-Werte

Anhand der Messdaten und der Kurvenverläufe des Maximaldrucks zeigte sich ein verzögerter Druckanstieg bei der Lastübernahme im Loading response im operierten Bein bei 4 von 9 Patienten (P02, P03, P05, P09) beim Gehen in der Ebene und in der Steigung.

Es zeigte sich eine verminderte Druckübernahme bei der Lastübernahme im operierten Bein beim Gehen in der Ebene bei 2 von 9 Patienten (P03, P09), beim Gehen in der Steigung bei 4 von 8 Patienten (P03, P04, P07, P09).

Im Vergleich zum gesunden Bein zeigte sich ein verfrühter Maximaldruck-Gipfel im operierten Bein bei 6 Patienten (P01, P02, P03, P05, P07, P09) beim Gehen in der Ebene und bei 6 (P02, P03, P05, P06, P07, P09) beim Gehen in der Steigung.

Einen niedrigeren Maximaldruck-Gipfel im Vergleich zum gesunden Bein erhielten wir bei 6 Patienten (P03, P04, P05, P06, P08, P09) beim Gehen in der Ebene und bei allen 8 Patienten in der Steigung (P02, P03, P04, P05, P06, P07, P08, P09).

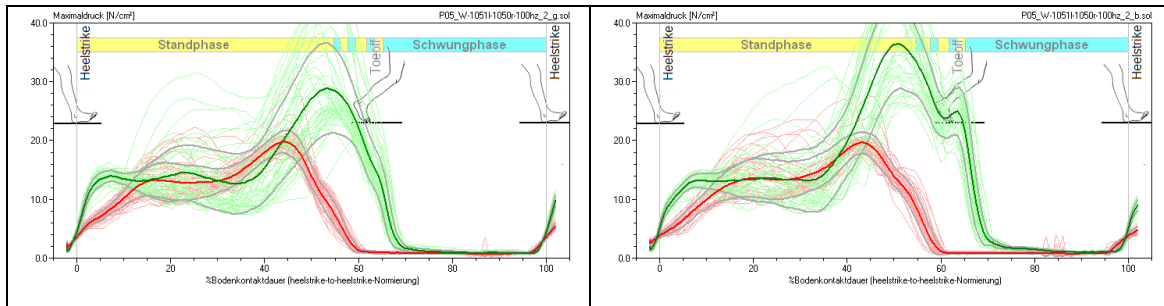


Abb.53 Maximaldruckkurven bei (P05) links in der Ebene, rechts in der Steigung;
rot = linkes, operiertes Bein; grün = rechtes, gesundes Bein

Druckmaxima und Druckmaximabild / Pedogrammauswertung

Die im Pedogramm farbige dargestellten Druckmaximabelastungen im Bereich der Ferse, des Vorfußballens und der Großzehe werden je nach Farbqualität und Farbintensität mit minimal, gering, mittel, stark und sehr stark beschrieben.

Fersenbelastung des operierten Beines beim Gehen in der Ebene: Eine geringe Belastung zeigten (P02, P03, P05, P08), eine mittlere (P01, P06), eine starke (P04, P07, P09). Fersenbelastung des gesunden Beines beim Gehen in der Ebene: Eine geringe Belastung zeigten (P01, P08), eine mittlere (P02, P04, P05, P06), eine starke (P03, P07, P09).

Vorfußballenbelastung (im Bereich der Grundgelenke Digitus 1-3) des operierten Beines beim Gehen in der Ebene: Eine geringe Belastung zeigten (P01, P06, P09), eine mittlere (P05, P08), eine starke (P02, P03, P04, P07). Vorfußballenbelastung des gesunden Beines beim Gehen in der Ebene: Eine geringe Belastung zeigten (P01, P08), eine mittlere (P02, P04, P06), eine starke (P03, P05, P07, P09).

Belastung der Großzehe des operierten Beines beim Gehen in der Ebene: Eine geringe Belastung zeigten (P01, P02, P04, P09), eine mittlere (P03, P05, P06), eine starke (P07, P08). Belastung der Großzehe des gesunden Beines beim Gehen in der Ebene: Eine geringe Belastung zeigten (P01), eine mittlere (P02, P09), eine starke (P03, P04, P05, P06, P07, P08).

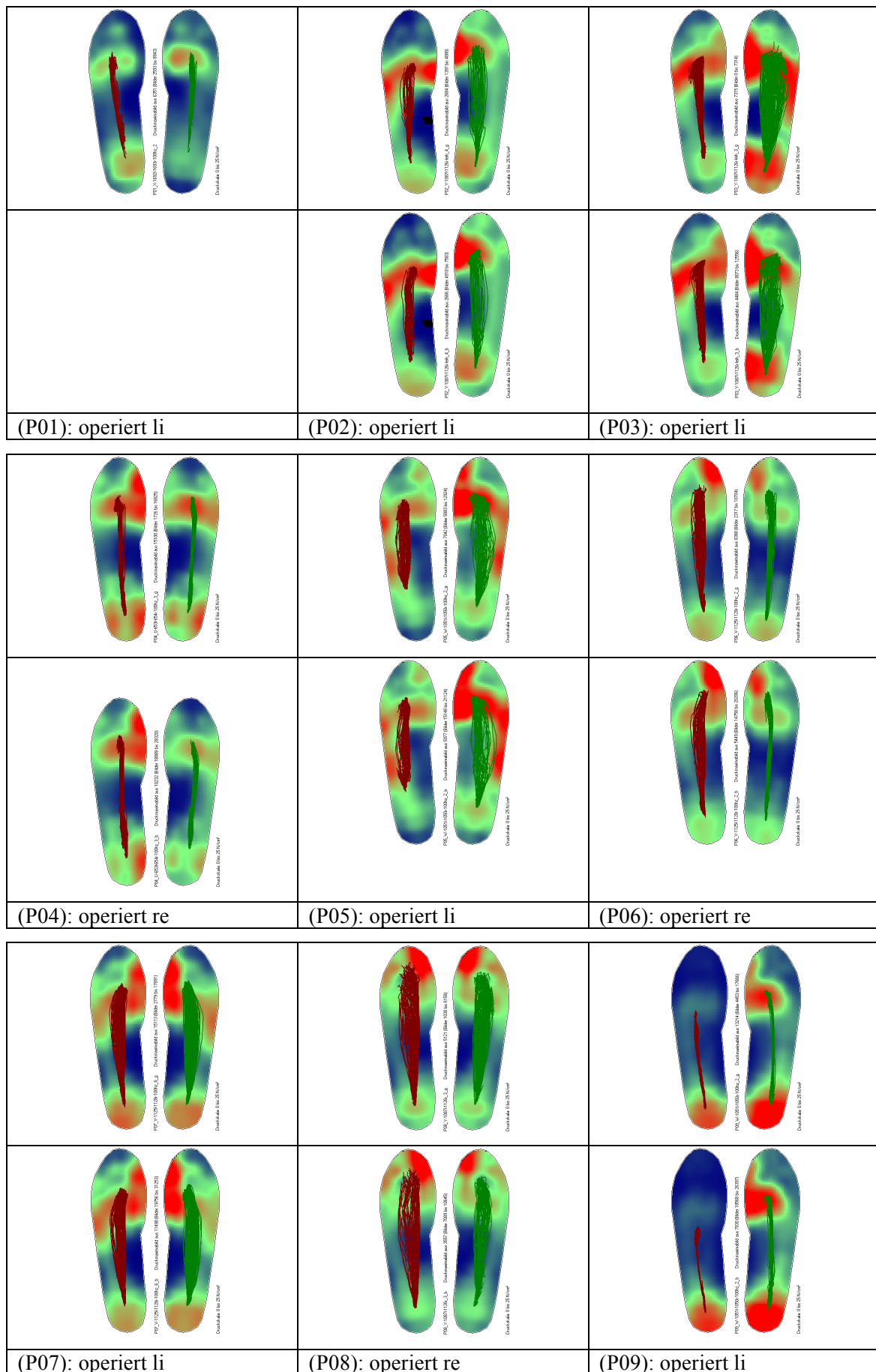


Abb.54 Pedogrammbilder der 9 Patienten incl. der eingezeichneten Ganglinien; oben beim Gehen in der Ebene, darunter beim Gehen in der Steigung

Bei (P01, P02, P03, P04, P05, P07, P09) trat im operierten Bein eine vermehrte Druckbelastung im lateralen Mittelfußbereich auf. Bei (P03, P05, P07) konnte dies auch im gesunden Bein beobachtet werden.

(P09), der im operierten Kniegelenk nur eine aktive Flexion von 30° erreichte, zeigte im Pedogramm eine beidseits sehr starke Druckbelastung der Ferse, gleichzeitig zeigte sich auf der operierten Seite nur eine minimale Belastung im Vorfuß und keine im Bereich der Großzehe. Der Patient stellte den Fuß in steifer OSG-Haltung hart auf den Boden auf und hob ihn gleichermaßen vom Boden wieder ab. Somit fand nur eine geringe Abrollbewegung des Fußes im operierten Bein statt.

Die Pedogramme vom Gehen in der Steigung zeigten im Vergleich zu denen in der Ebene bei allen Patienten, sowohl im operierten, als auch im gesunden Bein, nur sehr geringe Druckänderungen.

Ganglinienlänge / Ganglinienbreite

Der Mittelwert der Ganglinienbreite im operierten Bein betrug 1,0cm \pm 0,3 in der Ebene und 1,0cm \pm 0,2 in der Steigung, auf der gesunden Seite in der Ebene 1,5cm \pm 0,5 und in der Steigung 1,3cm \pm 0,5. In allen 9 Fällen war die Ganglinienbreite im operierten Bein beim Gehen in der Ebene schmaler, als im gesunden, in der Steigung war sie im operierten Bein bei 7 von 8 Patienten schmaler.

Die Ganglinien bei (P01, P04, P09) waren beim Gehen in der Ebene wie auch in der Steigung sowohl im operierten, als auch im gesunden Bein sehr schmal,

Die Ganglinien bei (P02, P03, P05, P06) waren beidseits breit, die Ganglinien bei (P07) und (P08) sehr breit.

Der Mittelwert der Ganglinienlänge betrug bei unseren Patienten im operierten Bein 13,5cm \pm 2,6 in der Ebene und 13,4cm \pm 2,2 in der Steigung, auf der gesunden Seite in der Ebene 15,1cm \pm 2,6 und in der Steigung 15,6cm \pm 2,0.

5 Diskussion

Im Folgenden wird über die Ergebnisse der in unserer Literaturrecherche gefundenen Arbeiten über verschiedene Möglichkeiten der Streckapparatrekonstruktion nach Resektion der proximalen Tibia diskutiert. Insbesondere die Resultate des MSTS der verschiedenen Autoren werden, soweit berichtet, anschließend miteinander verglichen. Im Anschluß daran werden unsere Ganglaborergebnisse hinsichtlich der Funktionseigenschaften des wiederhergestellten Streckapparates diskutiert. Da die Autoren unserer Literaturrecherche, wenn überhaupt, nur über einzelne der von uns verwendeten Ganglaborparameter berichten, werden die postoperativen Ergebnisse der von uns gemessenen Parameter vornehmlich nur innerhalb des eigenen Patientenkollektivs diskutiert, hauptsächlich im Vergleich zwischen operiertem und gesundem Bein.

5.1 Autologe und alloplastische Rekonstruktionsverfahren des Streckapparates nach Tumorresektion der proximalen Tibia

Bickels et al. [15] berichten von 55 Patienten, bei denen nach Tibiakopfresektion und Resektion des Fibulaköpfchens eine Endoprothese eingebaut wurde. Es handelte sich dabei um 39 Modularprothesen, 12 Custom-made-Prothesen und 4 Kinder-Expandierprothesen. Die Rekonstruktion des Streckapparates erfolgte durch Fixierung der Patellarsehne mit einem 3 mm breiten Dacronband am Bügel des Tibiakopfteils der Endoprothese (Deknatel, Falls River MA). Autologe Knochenspäne, gewonnen aus den abgetrennten Femurkondylen, wurden zwischen das Endoprothesenteil und die mit dem Kunstband vernähte Patellarsehne als Polster und Einwachshilfe eingebracht. Außer bei 4 Patienten wurde ein medialer Gastrocnemiuslappen über die Tibia-Endoprothese und das Kniegelenk rotiert. Dieser Flap wurde zusätzlich mit der darunter liegenden Patellarsehne, mit der verbliebenen Gelenkkapsel und dem M.quadriceps vernäht.

Das Streckdefizit bei 44 Patienten betrug 0-20°, bei 10 Patienten 20°-30° und bei einem Patienten 40°. 48 Patienten zeigten ein gutes bis exzellentes funktionelles Ergebnis und hatten keinerlei Einschränkungen bei alltäglichen Aktivitäten. Nach Meinung der Autoren ist das verwendete Verfahren mit Dacronband zur Streckapparatrekonstruktion eine zuverlässige Methode, um die Extension im Kniegelenk wiederherzustellen.

Plötz et al. [116] berichten von 15 Patienten mit Resektion der proximalen Tibia und Einbau einer Endoprothese mit Streckapparatrekonstruktion. Hierzu verwendeten sie Custom-made-Prothesen von den Firmen Link (Hamburg Germany), Howmedica (Warsaw, IN, USA), S+G Implants (Lübeck, Germany) und von ESKA Implants (Lübeck, Deutschland), davon in 2 Fällen die MML-Modularprothese. Die Anbindung des Streckapparates erfolgte seit 1985 mit einem Dacronband (Fa.Stryker, Mühlheim, Germany) oder einem Treviraband (Fa.Telos, Marburg,

Germany). Dabei wurde das Kunstband um die Patella herum eingenäht und am Tibiakopfteil mittels eines Metallblockes fixiert.

Eine durchschnittliche Flexion von 60° zeigten Patienten von Shimose et al. [129], die bei 7 Patienten zur Rekonstruktion eine Endoprothese zusammen mit einem Kunstband verwendeten, und zusätzlich den Streckapparat mit einem Gastrocnemiusflap augmentierten.

In der Produktbeschreibung der Firma LARS [88] werden verschiedene Möglichkeiten der Rekonstruktion oder Augmentation des Streckapparates mit dem LARS-Band oder LARS-Schlauch (Hersteller: Surgical Implants and Devices, Arc-sur-Tille, France) angeführt.

- Nach Tibiakopfresektion und Endoprotheseneinbau wird die Patellarsehne mit dem LARS-Rekonstruktions-Band vernäht, durch den Befestigungsbügel der Endoprothese geführt und distal an der Resttibia transossär vernäht. Ein medialer Gastrocnemiuslappen wird zur Weichteil- und Prothesendeckung verwendet.
- Nach extraartikulärer en bloc Kniegelenksresektion wird der LARS-Rekonstruktions-Schlauch über die Resttibia gezogen und transossär vernäht. Nach Einbringen der Endoprothese wird der proximale Schlauchteil dorsal geschlitzt und nach Hochschlagen über die Prothese mit dem Rest des Streckapparates vernäht.
- Nach Verlust der Quadriceps- und Patellarsehne, sowie der Patella, kann mit dem LARS-Band und einem in das Band eingenähten Patella-Ersatz der Defekt ersetzt und rekonstruiert werden.

Dominkus et al. [29, 30] benützten zur Rekonstruktion des Streckapparates das LARS-Kunstband mit einer eingebauten Patella-Prothese [29], in einer anderen Studie [30] verwendeten sie bei 19 Patienten das LARS-Band zusammen mit Implantation einer HMRS-Endoprothese (Howmedia Modular Resection System, Fa. Stryker, France). Für die Patienten mit Tibia-Resektion erhielten Sie einen durchschnittlichen MSTS von 79,8%. Dabei zeigte sich ein Streckdefizit von $< 5^\circ$ bei 6 Patienten, $< 20^\circ$ bei 2 Patienten, $< 40^\circ$ bei 2 Patienten und ein Streckdefizit von 90° bei 2 Patienten.

Zur Rekonstruktion des Streckapparates verwendeten Gosheger et al. [50] und [49] einen Mutars-Trevira-Schlauch, um den Streckapparat und den Gastrocnemiuslappen zu befestigen. Sie berichten von insgesamt 7, bzw. 42 Patienten mit einer proximalen Tibiaresektion. Der Mutars-Trevira-Schlauch wurde dabei über die Restdiaphyse der Tibia und die Tibiakopfkomponente der Prothese gezogen und mit Nähten an den Befestigungsringen der Endoprothese befestigt. Am Mutars-Schlauch wurde dann sowohl die Patellarsehne als auch der Gastrocnemiusflap angenäht [60]. Der Mutars-Trevira-Schlauch ist Teil des Modular Tumor and Revision Systems (Mutars Implantcast Corp. Buxtehude, Germany). Die Autoren [49] berichten von einem MSTS von 83% bei 42 Patienten.

Ochs et al. [106] resezierten wegen eines malignen Tumors bei 6 Patienten die proximale Tibia. Als Endoprothese wurde die modulare Tumor-Knieendoprothese Mutars verwendet. Die Rekonstruktion des Streckapparates erfolgte über den Mutars-Anbindungsschlauch, der am Tibiakopfteil der Tumorendoprothese befestigt wurde. Die 6 Patienten erzielten beim Knee-Teil des AKS mit 60,3 und beim Funktions-Teil mit 75,8 Punkte etwas bessere Ergebnisse als unsere Patienten mit 48,1 und 71,1 Punkten. Beim Oxford Knee Score zeigten die Patienten mit 26,2 Punkten ein besseres Ergebnis, verglichen mit 30,7 Punkten unseres Kollektivs. Im Durchschnitt erreichten ihre 6 Patienten einen MSTS von 64%, im Vergleich dazu unsere Patienten 68,5%. Ihre Patienten zeigten im Durchschnitt ein Streckdefizit von 24° und eine Flexion von 86,7°. Unser Kollektiv zeigte mit einem durchschnittlichen Streckdefizit von 1,4° und einer Flexion von 91,1° einen größeren Bewegungsumfang.

Bei 50 Patienten, bei denen von Grimer et al. [56] nach Tumorresektion der proximalen Tibia entweder eine zementierte Stanmore-Endoprothese (Biomedical Engineering at Stanmore, UK) oder eine Smiles-Endoprothese (Stanmore Modular Individualised Lower Extremity System) eingesetzt wurde, erfolgte die Rekonstruktion des Streckapparates mit 2 verschiedenen Methoden:

- bis 1988 wurde ein geflochtenes Terylene-Band durch Löcher im Tibiakopfteil angenäht und mit der Patellarsehne vernäht. Zur Prothesendeckung wurde ein Mersilene Netz eingenäht; das Band wirkte auf das umliegende Weichteilgewebe abrasiv, und es zeigte sich eine Wundinfektionsrate von 36%
- seit 1988 wurde ein neues Verfahren angewendet, bei dem der Rest der Patellarsehne direkt an einen medialen Gastrocnemiussehnenklappen genäht wurde, der zugleich zur Prothesendeckung diente, wodurch die Infektionsrate auf 12% gesenkt werden konnte. Mit diesem Verfahren ergaben sich im Durchschnitt ein MSTS von 77%, jedoch ein Streckdefizit von 30° (0-90°), sowie eine Flexion von 104° (0-140°).

Die Rekonstruktion des Streckapparates nach proximaler Tibiaresektion und Einbau einer Endoprothese erfolgte mittels Gastrocnemiusflap von Trieb et al. [138] bei 9 Patienten, bei Wittig et al. [148] bei einem Patienten. Hierbei wurde der Flap zur Patellarsehne geschwenkt und mit dieser vernäht. Zusätzlich wurde der Muskel mit der Gelenkkapsel und den umliegenden Faszien vernäht. Dabei diente der Muskellappen auch zur Deckung der Endoprothese. Die Autoren geben keine Ergebnisse für das postoperative Outcome an.

Auch Malawer et al. [96] arbeiteten mit endoprothetischem Ersatz und rekonstruierten den Streckapparat mit einem medialen Gastrocnemiusflap bei 9 Patienten. Vom Tumor betroffen war in 4 Fällen das distale Femur, bei 3 Patienten die proximale Tibia und bei 2 Patienten die proximale Fibula. Die Autoren berichten von einer möglichen Knieflexion zwischen 30° und 85°.

Li et al. [91] implantierten bei 26 Patienten eine Custom-made-Endoprothese und rekonstruierten den Streckapparat mit einem Gastrocnemiuschwenklappen. Zusätzlich deckten sie das distale Tibiakopfteil mit einem Transfer des sagittal gesplitteten M.tibialis anterior ab. Durchschnittlich ergaben sich für den MSTS 87%, für das Streckdefizit 4° (0-20°) und für die Flexion 91° (von 50° bis 120°). Im Vergleich dazu erhielten Zohman et al. [154] bei 10 Patienten ein Streckdefizit von 19° (0-70°), bei denen nach Einbau einer Howmedica Endoprothese (Howmedica Corporation Rutherford, NY, USA) die Restpatellarsehne an den medialen Gastrocnemius-Transpositionsflappen genäht wurde.

Nach Resektion eines Osteosarkoms an der proximalen Tibia, unter Mitnahme des Tibiofibulargelenks, wurde 11 Patienten von Zhang et al. [153] eine individuelle Custom-made-Prothese eingesetzt. Dabei wurde die restliche Patellarsehne in einer Nut der tibialen Prothesenkomponente befestigt und mit autologem Knochenmaterial aufgefüttert. Zusätzlich wurde die Patellarsehne an einen medialen Gastrocnemiusflap genäht, der auch das Implantat bedeckte. An der Prothese wurden außerdem die Kollateralbänder sowie der M.biceps femoris befestigt. Der durchschnittliche MSTS lag bei 70% (von 55% bis 86%), bei 9 Patienten zeigte sich ein Streckdefizit von 13° (von 10° bis 20°) und eine Flexion von 89° (von 60° bis 100°).

Nach extraartikulärer Resektion und Endoprotheseneinbau wurde bei Anract et al. [3] bei 9 Patienten der Gastrocnemiusflap zur Rekonstruktion benutzt. Dabei wurde der mediale M.gastrocnemius distal 3-5cm unterhalb seines Übergangs in die Achillessehne in seinem Sehnenanteil durchtrennt, stumpf und scharf nach proximal bis zur Kniekehle hin freipräpariert. Der so erhaltene Muskelflap wurde über die Endoprothese rotiert und mit der Quadricepssehne, dem M.vastus medialis, dem M.vastus lateralis, dem M.rectus femoris und dem M.sartorius vernäht. Die Unterkante wurde mit dem M.tibialis anterior vernäht, um so einen durchgehenden Streckapparat herzustellen. Bei 4 Patienten wurden zusätzlich die Sehnen des Pes anserinus nach ventral auf die Tibia geschwenkt, dort geklammert und vernäht, um den Streckapparat zu verstärken. Der MSTS betrug im Mittel 61%, das Streckdefizit 12°. Die Flexion lag bei 62° (von 30° bis 90°).

Petschnig et al. [113] verwendeten bei 17 Patienten eine Endoprothese und rekonstruierten den Streckapparat mit 3 verschiedenen Methoden:

- Bei 6 Patienten wurde die ipsilaterale Fibula benützt. Sie wurde subperiostal 2-3 mal osteotomiert und nach Durchtrennung der Sehne des M.biceps femoris mit ihrem proximalen Ende nach ventral und medial geschwenkt. An diesem Ende wurde die Rest-Patellarsehne angenäht.
- Bei 5 Patienten wurde die defekte Patellarsehne mit einem Faszienstreifen rekonstruiert und zusätzlich mit einem oder zwei Gastrocnemiusmuskeln, die an ihrer femoralen Ansatzstelle abgelöst wurden, vernäht.
- Bei 6 Patienten wurde die Kombination aus beiden vorgenannten Verfahren verwendet.

Mit der ersten Methode erhielten sie einen MSTS von 80%, mit der zweiten Methode erzielten sie 76,7% und mit der dritten Methode 86,7%. Durch die Kombination beider Rekonstruktionsverfahren ließ sich somit ein besseres Outcome erzielen.

Honoki et al. [65] resezierten bei einem 14-jährigen Patienten ein metaphysäres Osteosarkom der proximalen Tibia transepiphyseal, unter Erhalt der Epiphyse und der Gelenkfläche der proximalen Tibia. Die Osteotomie erfolgte 3mm oberhalb der Wachstumsfuge. Erhalten blieben die tibiale Gelenkfläche, die Kreuzbänder, Menisci und Kollateralbänder, sowie Teile des M.tibialis anterior und M.extensor digitorum. Die vaskularisierte Fibula des kontralateralen Beines wurde reseziert, in der Mitte durchtrennt, als doppelläufiges Transplantat in den tibialen Knochendefekt eingebracht und distal mit der restlichen Tibia verschraubt. Die Gefäßversorgung der Fibula erfolgte durch Mikro-Gefäßanastomosierung. Der verbliebene Zwischenraum wurde mit Hydroxyapatitblöcken (Neobone, MMT, Osaka, Japan) aufgefüllt. Die erhalten gebliebene Patellarsehne wurde mit einer Schraube an das Fibulatransplantat fixiert. Ein Fixateur extern (Ilizarov-System) wurde zwischen distalem Femur und distaler Tibia angelegt. Im MSTS ergaben sich 93% und bei der Flexion 125°.

Nach Resektion eines Osteosarkoms der proximalen Tibia implantierten Coombs et al. [26] bei einem Patienten eine Kutz-Endoprothese. Für die Rekonstruktion des Streckapparates wurde ein 23cm langes, durch Osteotomie gewonnenes, proximales, ipsilaterales, vaskularisiertes Fibulateil verwendet. Dieses wurde unter dem M.tibialis anterior nach medial transferiert und dann auf die verbliebene Rest-Tibia mit 3 Schrauben fixiert. Die verbliebene Patellarsehne wurde am proximalen Fibulaende durch Bohrlöcher und intraossäre Nähte befestigt. Der mediale Gastrocnemiuslappen wurde über das Tibiakopfteil der Kutz-Endoprothese und das obere Teil des Fibularesektats geschwenkt. Der M.tibialis anterior wurde am darunterliegenden Fibulaperiost wieder angenäht und der mediale Gastrocnemius zusätzlich an das proximale Fibulateil angenäht. Der Patient zeigte nach 6 Monaten eine aktive Flexion von 90° und kein Streckdefizit.

Kim et al. [80] berichten von einem autologen Transplantatverfahren bei 11 überlebenden Patienten. Darunter befanden sich 7 Patienten nach Resektion an der proximalen Tibia, 4 Patienten nach extraartikulärer en bloc Kniegelenksresektion. Die resezierten Gewebeteile wurden mit 4-6 MV Photonen aus einem Linearbeschleuniger extrakorporal bestrahlt. Nach 40 Minuten folgte der komplette Wiedereinbau (davon bei 2 Patienten als APC). Die Weichteilstrukturen wurden entsprechend wieder miteinander vernäht, die Knochenteile über intramedulläre Nagelfixation, Plattenosteosynthese oder Drahtfixation miteinander verbunden. Knochendefekte und instabile Gelenkteile wurden durch Knochenzement oder Klammern zusätzlich verstärkt. Die extrakorporal bestrahlten Autografts erreichten mit einer Gesamtüberlebensrate von 82,6% und einer rezidivfreien Überlebensrate von 69,5% ein gutes onkologisches Resultat. Jedoch führt das operative Vorgehen zu vielen Komplikationen, wie

Nichtzusammenwachsen, Infektion, Fraktur der Knochentransplantate und Gelenkinstabilität. Trotz eines MSTS von 86% empfehlen die Autoren das Verfahren nicht zur Behandlung von Osteosarkomen des Kniegelenks.

Nach Osteosarkom-Resektion verwendeten Jeon et al. [73] bei 13 Patienten einen autologen APC. Dabei wurde die entfernte proximale Tibia vom Weichteilgewebe und extraossärem Tumorgewebe gesäubert. Anschließend wurde der tibiale Medullarraum aufgeweitet und die intramedullären Tumormassen kurrettiert. Nach Entfernung der tibialen Gelenkfläche wurde das Tibiaknochenteil für 30 Minuten in eine 65° warme Salzlösung gelegt. Für die Rekonstruktion des Kniegelenks wurden Teile des Endo-Modular-Prothesen Systems der Firma Link (Hamburg, Germany) verwendet. Dabei wurde die Endoprothesen-Tibiaplatte mit ihrem Stiel in den pasteurisierten Tibiaknochen zementiert und mit diesem zusammen in die verbliebene Diaphyse der Rest-Tibia mit Zement eingebracht. Bei 11 nachuntersuchten Patienten wurde zusätzlich autologer Knochen an die tibiale Knochenverbindungsstelle eingebracht. Bei 8 Patienten wurde der Streckapparat durch einen medialen Gastrocnemiusflap rekonstruiert. Dabei wurde der Flap über die Vorderseite des APC rotiert und mit der Patellarsehne und den umgebenden Faszien vernäht. Bei 3 Patienten wurde ein Marlex-Nylon Netz um die Autograft-Oberfläche gelegt. Anschließend wurde der Gastrocnemiuslappen zusammen mit der Patellarsehne an diesem Netz angenäht. Für 11 überlebende Patienten lag der MSTS bei 79%, das Streckdefizit bei 17°, wobei nur 1 Patient kein Streckdefizit hatte und die anderen 10 Patienten ein Streckdefizit von bis zu 60° zeigten. Nach den Autoren besteht ein großer Vorteil dieses Verfahrens im geringen Risiko einer Immunreaktion oder Krankheitsübertragung. Im Gegensatz zu häufiger vorkommenden Frakturen nach Allograft-Transplantationen, kam es hier zu keiner Autograft Fraktur.

Von einer extraartikulären Tibiaresektion und anschließender Implantation einer Custom-made-Prothese bei 11 Patienten berichten Horowitz et al. [66]. Bei der Resektion wurde dabei die Patella und der M. quadriceps coronar in eine tiefe und eine oberflächliche Schicht gesplittet. Bei 6 Patienten wurde mit einer Kombination aus Rest-Patella und Rest-Quadriceps der Streckapparat rekonstruiert, indem die Rest-Patella mit einer Schraube an der porösen Oberfläche der künstlichen Tuberositas tibiae des Tibiakopfteils befestigt wurde. Nach dem alten Enneking Score erreichten 3 Patienten ein exzellentes, 7 Patienten ein gutes und 1 Patient ein ausreichendes Ergebnis. Bei 4 Patienten zeigte sich ein Streckdefizit von bis zu 20°.

6 Patienten wurde von Titus et al. [136] nach der Tumorsektion der proximalen Tibia die Finn-Endoprothese und bei einem Patienten die OSS-Endoprothese (beide Fa. Biomet, Warsaw, IN, USA) eingebaut. Die Wiederbefestigung der Patellarsehne am porösen Metallpad (=künstliche Tuberositas tibiae) des Tibiakopfteils der Endoprothese erfolgte durch Nähte. Zusätzlich wurde eine ringförmige Drahtcerclage angebracht, die horizontal durch die Patella und durch die künstliche Tuberositas tibiae geführt wurde. Nach durchschnittlich 3 Monaten postoperativ brach die Drahtcerclage bei allen 6 Patienten, wobei die Patella in einer

funktionstüchtigen Stellung verblieb. Der MSTS lag bei 82,1% (46%-93%), die Flexion bei 95° (von 70° bis 120°). Bei 3 Patienten zeigte sich ein Streckdefizit von 13,3° (10°, 10°, 20°).

Ein Streckdefizit von mehr als 20° trat bei 7 Patienten von Kollender et al. [83] auf, denen nach Resektion der proximalen Tibia eine Endoprothese mit speziellem Tibiakopfteil mit Befestigungsbügel implantiert wurde. An diesem Bügel, als künstliche Tuberositas tibiae fungierend, wurde die verbliebene und mit Dacronband verstärkte Patellarsehne befestigt. Zusätzlich unterfütterten sie diese Streckapparatrekonstruktion mit Knochenspänen und augmentierten den Streckapparat mit einem medialen Gastrocnemiuslappen. Aufgrund der großen Streckdefizite bei allen Patienten wurden Revisionsoperationen durchgeführt. Dabei wurde nach Exzision der insuffizienten Patellarsehnenanbindung das mittlere Drittel der Quadricepssehne durch Längsschnitte in ausreichender Länge vom Rest der Sehne separiert, proximal durchtrennt und dann nach unten rotiert, um den Bügel der künstlichen Tuberositas tibiae geschlungen und mit sich selbst vernäht. Die Lücke in der Quadricepssehne wurde mit Nähten wieder verschlossen. An die Seiten des rekonstruierten Strecksehnenapparates wurden GoreTex Streifen eingenäht und diese ebenfalls an dem Endoprothesenbügel befestigt. Der Gastrocnemiusflap wurde zurück auf die Prothese geklappt und mit der rekonstruierten Patellarsehne und der Gelenkkapsel vernäht. Der MSTS nach Revision betrug 95,7%, 3 Patienten zeigten ein Streckdefizit von bis zu 10° und 4 Patienten bis zu 20°.

Von Yoshida et al. [152] wurden bei 3 Patienten die proximale Tibia wegen eines Osteosarkoms reseziert, eine HMRS-Prothese eingebaut und zur Streckapparatrekonstruktion eine autologe Verstärkung aus einem 20cm langen Sehnenstreifen, gewonnen aus dem Tractus iliotibialis und aus der Mitte der Quadricepssehne, auf die restliche Patellarsehne genäht. Dieses neu geschaffene Konstrukt wurde in den Bügel am Tibiakopfendoprothesenteil eingeführt und mit sich selber vernäht. Das Tibiakopfteil und das Sehnenkonstrukt wurden mit einem medialen Gastrocnemiuslappen bedeckt, und dieser zusätzlich am Konstrukt vernäht. Yoshida et al. erzielten im MSTS 93%. Bei einem Patienten zeigte sich ein Streckdefizit von 5°, und alle 3 Patienten konnten ihr Kniegelenk bis zu 95° flektieren.

5.2 Allogene Rekonstruktionsverfahren des Streckapparates und Allograft-Endoprothesen-Composite („allograft-prosthesis-composite“ = APC) nach Tumorresektion der proximalen Tibia

Ayerza et al. [7] und Muscolo et al. [105] berichten von tumorbedingter Resektion der proximalen Tibia bei 34 bzw. 32 überlebenden Patienten, bei denen nach intraartikulärer und intrakompartimentaler Resektion, unter Schonung der Menisci, ein nicht bestrahlter tiefgefrorener Allograft implantiert wurde. Er bestand aus proximaler Tibia mit ihrer Gelenkfläche, Patellarsehne, Kreuzbändern, medialem Kollateralband und posteriorer Gelenkkapsel. Die Knochenfixation erfolgte entweder mit einer dynamischen Kompressionsplatte oder mit einem intramedullären Nagel. Die vorgenannten Sehnen, Bänder

und Kapselanteile wurden mit den entsprechenden Empfängerstrukturen vernäht. Das eingebaute proximale Kadaver-Tibiaintransplantat wurde mit einem ipsilateralen autologen medialen Gastrocnemiuslappen abgedeckt. Das Überleben der osteoartikulären Allografts betrug nach 10 Jahren 57%. Nach Aussage der Autoren sind Knochenfrakturen und Gelenkeinbrüche eine häufige Komplikation dieses Verfahrens. Der MSTS lag bei 87%. Es zeigte sich bei 10 Patienten ein mittleres Streckdefizit von 6,5°, die anderen 22 Patienten zeigten volle aktive Streckfähigkeit.

Ähnlich versorgten Aho et al. [1] 12 Patienten mit einem Tibiaallograft, wobei sie die Kreuz- und Kollateralbänder des Patienten über Bohrlöcher mit Nähten oder mit Metallklammern am Allograft befestigten. Die Knochenfixation erfolgte mit einer AO-Platte und zusätzlich wurden um die Osteosynthese herum autologe Knochenspäne eingebracht. Die Streckapparatrekonstruktion wird nicht beschrieben. Der MSTS betrug 81%. Es zeigte sich kein Streckdefizit, die mittlere Flexion betrug 103°.

Gilbert et al. [47] verwendeten nach proximaler intraartikulärer Tibiaresektion bei 12 Patienten einen APC. Dabei wurde eine Tibiakopfplatte des MRS-Systems von Stryker oder des OSS-Systems mit einem langen Prothesenstiel in den proximalen Tibia-Allograft einzementiert. Der Composite wurde anschließend in die tibiale Restdiaphyse des Patienten zementiert und die Allograft-Patellarsehne wurde mit der Restpatellarsehne vernäht. Um die Osteosyntheseherum wurden Knochenspäne aus autologem Beckenkamm und kortikalem Allograft eingebracht. Der MSTS betrug 81%, die Flexion 103° (von 60° bis 120°). Bei 3 Patienten zeigten sich Streckdefizite von 5°, 10°, 15°.

Bei den von Capanna et al. [20] erwähnten 9 Patienten wurde eine extraartikuläre Kniegelenksresektion vorgenommen. Die dadurch mitresezierte proximale Tibia, mitsamt Quadricepssehne, der Patella und Patallarsehne wurde mittels APC-Konstruktion wiederhergestellt. Sie verwendeten das modulare Megaendoprothesensystem C (Waldemar Link, Hamburg, Germany), wobei die Tibiagelenkplatte mit ihrem Prothesenstiel, wie vorher beschrieben, in den Allograft einzementiert wurde und zusammen anschließend mit oder ohne Zement in die Tibiadiaphyse des Patienten eingesetzt wurde. Die Allograft-Quadricepssehne wurde mit der restlichen Quadricepssehne und dem M.vastus medialis und lateralis des Patienten vernäht. Der MSTS betrug 83% (67%-90%). Bei 5 Patienten zeigte sich ein Streckdefizit von durchschnittlich 17° (von 10° bis 30°). Die Flexion betrug im Mittel 94° (von 80° bis 105°). Die Autoren berichten von einem Versagen der Streckapparatrekonstruktion bei 2 Patienten.

In 42 Fällen wurde von Donati et al. [31] die Rekonstruktion der proximalen Tibia mit einem APC unter Verwendung der Modularprothese Endomodel (W. Link, Hamburg, Germany) vorgenommen. Die Tibiakopfplatte mit Prothesenstiel wurde in den Tibia-Allograft einzementiert und zementlos in die Tibiadiaphyse eingesetzt. Bei 4 Patienten wurde der APC

mit einer Osteosyntheseplatte an der Resttibia des Patienten zusätzlich befestigt. Die restliche Patellarsehne der Patienten wurde überlappend auf die Allograft-Patellarsehne genäht. Der mittlere MSTS betrug 76%, wobei 90% der Patienten einen MSTS höher als 65% erzielten. Nach den Autoren spricht dies für ein gutes funktionelles Ergebnis ihres Verfahrens.

Nach Resektion der proximalen Tibia setzten Biau et al. [14] bei 26 Patienten einen mit Gammastrahlen sterilisierten Tibia-APC ein. Der Endoprothesenstiel wurde in den Allograft, und anschließend das APC-Konstrukt in den verbliebenen Tibiastumpf einzementiert. Insgesamt berichten die Autoren aber von schlechten Ergebnissen, ohne Erwähnung von Einzelheiten. Sie empfehlen das Verfahren nicht.

Dominkus et al. [29] beschreiben in ihrer Arbeit und im Firmenprospekt der Firma LARS [88] eine Rekonstruktion des Streckapparates mit einem Allograft, bestehend aus Achillessehne und Calcaneusblock. Dafür setzten sie nach Tumorresektion an der proximalen Tibia eine Tibiakopfdoprothese (ETA Stryker, Howedica Osteonics) ein. Am Tibiakopfteil wurde der Calcaneusblock mit einer Klemmplatte befestigt. Der Patellarsehnenrest wurde mit der Allograft-Achillessehne vernäht und beide zusammen durch Einnähen eines LARS-Augmentationsbandes verstärkt. Über Ergebnisse berichten die Autoren nichts.

5.3 weitere Möglichkeiten der Streckapparatrekonstruktion - ohne Resektion der proximalen Tibia

Bei den nachfolgenden Autoren wurden maligne kniegelenksnahe Tumoren reseziert, ohne dass dabei die proximale Tibia entfernt werden musste.

Die Rekonstruktionen des Streckapparates erfolgte bei Malhotra et al. [97] und Cho et al. [21] durch einen Allograft aus Quadricepssehne, Patella und Patellarsehne mit anhängendem tibialen Knochenblock. Dieser wurde entweder in die Tibia eingesetzt oder nur aufgeschraubt. Die restliche Quadricepssehne des Patienten wurde mit der Transplantatsehne vernäht.

Bei der Resektion eines Rezidivs eines Weichteilsarkoms im anterioren Kniegelenkbereich entfernten die Autoren Osanai et al. [108] die distale Quadricepssehne, die Patella, die Patellarsehne, die Gelenkkapsel und den distalen Anteil des M.vastus lateralis bei einem Patienten. Die Rekonstruktion des Streckapparates erfolgte durch einen Gastrocnemiusflap mit anhängender, longitudinal geteilter Achillessehne, deren distales Ende mit der restlichen Quadricepssehne vernäht wurde. Zusätzlich wurde ein anteriorer Transfer der Sehnen des M.biceps femoris und des Pes anserinus vorgenommen.

Bei einem Patienten mit präpatellarem Fibrosarkom wurde von Muramatsu et al. [104] der subcutane Tumor, die Quadricepssehne, die Patella, die Patellarsehne und die anteriore Gelenkkapsel gemeinsam reseziert und in flüssigem Stickstoff denaturalisiert. Anschließend wurden die so behandelten Gewebsteile anatomisch korrekt wieder reimplantiert. Der

wiedereingebaute Streckapparat wurde durch einen freien, vaskularisierten M.latissimus dorsi-Hautmuskelflap abgedeckt.

5.4 Endoprothetischer Ersatz mit Strecksehnenanbindung

Modularprothesen bzw. Megaprothesen, eine Sonderform der Modularprothesen, ermöglichen in der Tumorchirurgie die Rekonstruktion bzw. den Ersatz großer knöcherner Extremitätendefekte (z.B. ganzes Femur einschließlich proximaler und distaler Gelenkkomponente) [122]. Diese Endoprothesensysteme lassen sich technisch relativ einfach in die entsprechenden Knochenteile einbauen [31]. Ihre Gelenk- und Verankerungskomponenten sind in verschiedenen Größen als Bausatz lieferbar. Es müssen nicht wie früher Spezialprothesen angefertigt werden. Ein besonderer Vorteil der Modularprothesen ist bei Revisionsoperationen die einfache Austauschbarkeit der modularen Gelenkteile nach Entkoppelung der Prothese [122]. Nach Jeon et al. [73] besteht die Schwierigkeit der Rekonstruktion des Streckapparates vor allem darin, eine funktionelle Anbindung der Patellarsehne an eine Knochen- oder Metallstruktur, wie der Endoprothese, zu schaffen. Die Autoren beschreiben die Verwendung von Treviraband oder Marlex Nylonband als Verbindungs- und Überbrückungsmaterial als sinnvolles Verfahren. Mit Metallbügeln, porösen Metallpads und Ösen für Naht- und Drahtanbindungen bieten die Tibiakopfmodule der verschiedenen Modularprothesen die nötige Refixationsmöglichkeit für die mit autologem Gewebe (z.B. Fasziestreifen) oder Kunstband rekonstruierte oder augmentierte Patellarsehne.

Für das Operationsergebnis ist eine dauerhafte, belastungsstabile und längenkonstante Verankerung des Streckapparates an der Tibia von besonderer Wichtigkeit [26, 45, 56]. Bei der bei unseren Patienten eingebauten MML-Prothese geschieht diese Anbindung in Form eines aufgeschraubten Klemmblocks, durch den eine sehr einfache und sehr sichere Fixierung des verwendeten Trevirabands möglich ist, wie unter Kapitel 2.2.2 und 2.2.3 beschrieben.

Modulare Knieprothesen begrenzen, je nach Hersteller, die Hyperextension auf $3,5^\circ$ bzw auf 5° [56, 66]. Bei einem geschwächten Knie-Streckapparat ermöglichen sie dadurch die erforderliche passive stabile Verriegelung des Kniegelenks im Stand und nötigenfalls beim Gehen. Durch die Vollkoppelung als Scharnier- oder Drehscharnierprothesen ermöglichen sie eine sofortige postoperative Stabilisierung des Kniegelenks. Sie erlauben damit eine frühzeitige Beübbarkeit und Belastbarkeit des Beines. Die zur Streckapparatrekonstruktion oft eingesetzten Kunstbänder erlauben in Verbindung mit der absoluten Gelenkstabilität der Modularprothesen, neben der frühen Mobilisation der Patienten, eine dauerhafte, vollbelastbare Anbindung an die Endoprothese.

Nachteile der Modularprothesen bestehen in ihrer bauartbedingten Vollkoppelung als Scharnierprothese. Bei Gewichts- und Bewegungsbelastungen werden die Knochenlager mit hohen Kräften belastet. Als Folge können Implantatlockerungen und Knochenfrakturen

auftreten. Durch die Kniegelenksbewegungen kann es zum Verschleiß der modularen Bauteile kommen und durch den entstehenden Metall- und Polyethylenabrieb können sich periprothetische unspezifische Entzündungen entwickeln, die wiederum Implantatlockerungen bewirken können. Der mechanische Verschleiß des Polyethylengleitblocks des Tibiagelenkteils kann bereits nach 4 Jahren einen Austausch erfordern [116, 151]. Durch die Verwendung der Rotations-Scharnier-Modular-Prothese konnten die Verschleißrate des PE-Blocks [49] und das Vorkommen von Prothesenschaftlockerungen gesenkt werden [75, 98]. Diese Vorzüge der Rotations-Scharnierprothese zeigen sich insbesondere dann, wenn postoperativ ein gut ausgebildeter Weichteil- und ein funktionsfähiger Muskelmantel im Kniegelenkbereich zur Kräfteabfederung verbleibt [75, 98].

Die periprothetische Infektionsrate der Megaprothesen ist im Vergleich zur Primärendoprothetik am Kniegelenk erhöht und beträgt nach Harges et al. [59] bis zu 23%. Sie ist aber deutlich geringer als beim allogenen-osteoartikulären- oder APC-Ersatz der proximalen Tibia [98]. Die Behandlung der tiefen Infektion kann im Einzelfall ein langwieriges und aufwendiges Procedere nach sich ziehen [144]. Jeys et al. [74] berichten von durchschnittlich 3,5 Revisionsoperationen nach stattgehabter tiefer Infektion.

Aufgrund des zumeist noch jungen Alters der operierten Patienten und deren Aktivität ist ein Gelenkteilwechsel in der Regel früher und häufiger durchzuführen als in der Primärendoprothetik. Dieser ist durch die modulare Baukastenweise der Megaprothesen in der Regel technisch meist gut durchzuführen. Jedoch besteht bei jedem Revisionseingriff die Gefahr einer periprothetischen Infektion [59].

Trotz einer hohen Rate von Komplikationen nach Endoprotheseneinbau im Rahmen von limb-salvage-Operationen berichten Plötz et al. [116] aber von einem guten Outcome der operierten Patienten. Nach Trieb et al. [138] und Biau et al. [13] ist nach der Resektion der proximalen Tibia der Knochenersatz durch eine Knieendoprothese eine erfolgversprechende Alternative zu autologen und allogenen Transplantaten.

Neben der Weiterentwicklung moderner Modularendoprothesen haben sich, nach Barrack et al. [10], durch die heutige weitgehende Verfügbarkeit allogener Transplantate, die Möglichkeiten für eine Rekonstruktion der proximalen Tibia und des Streckapparates deutlich verbessert.

Die postoperativen Ergebnisse von allogenen Operationsverfahren, die zur Tibiakopf- und Streckapparatrekonstruktion nach Tumorsektion von verschiedenen Autoren angewendet werden, sind schwierig zu vergleichen. Selbst bei gleichartigen Operationsverfahren werden die Techniken nicht einheitlich angewendet, da je nach Operateur und dessen Erfahrung, und je nach Zustand der Patienten, individuelle Abänderungen vorgenommen werden [18].

Der APC der proximalen Tibia hat den Vorteil, dass er im Vergleich mit einer Modularprothese die Wiederanbindung des Streckapparates an den Allograft biologisch ermöglicht [14]. Donati

et al. [31] betrachten den APC als eines der besseren Rekonstruktionsverfahren für die proximale Tibia, weil er die mechanische Stabilität der Endoprothese mit der biologischen Rekonstruktion des Streckapparates kombiniert. Die Autoren nennen allerdings eine hohe Infektionsrate von 24,2%, die sich trotz Verwendung von Gastrocnemiuschwenklappen nicht reduzieren ließ.

Allogene Knochentransplantate haben den Nachteil, dass sie häufig keinen dauerhaften biologischen Knochenverbund ermöglichen [122]. Durch die mangelnde Anbindung an die Blutversorgung kommt es häufig zu einer geringen oder ausbleibenden zentralen Vitalisierung mit der Folge von Knochenkollaps und Ermüdungsfrakturen. Nach Ablauf von 4 Jahren sind bei osteoartikulären Allografts degenerative und sklerotische Veränderungen im Gelenkknorpel und im subchondralen Knochen zu erwarten [105].

Aho et al. [1] berichten von akzeptablen klinischen Resultaten nach Einbau von osteoartikulären Allografts, berichten aber von einer Komplikationsrate von 57%. Nach Bürde et al. [17] muss nach einer Streckapparatrekonstruktion mit einem Allograft mit einem Spätversagen in 20% der Fälle aufgrund der ausbleibenden zentralen Vitalisierung gerechnet werden. Eine Frühbelastung des operierten Beines ist bei der Tibiarekonstruktion mit Allografts nicht möglich.

Im Gegensatz zu allogenen Transplantaten zur Streckapparatrekonstruktion bieten gestielte und mikrogefäßanastomosierte autologe Transplantate den Vorteil der sofortigen Blut- und Sauerstoffversorgung mit einer verminderten Nekrosegefahr des Gewebes. Ihr Nachteil besteht in der Unmöglichkeit der Frühbelastung. Zudem können Beschwerdesymptomaten, wie z.B. Wundheilungsstörungen, Narbenbildungen und Schmerzen am Entnahmeort entstehen.

Bei der Gesamtbetrachtung der Rekonstruktionsverfahren des Tibiakopfes und des Streckapparates nach Tumorsektion wird den Modularprothesen, trotz der bei ihnen bekannten Nachteile, der Vorzug zu geben sein. Die Möglichkeiten große und größte Knochendefekte zu überbrücken, die sofortige postoperative Möglichkeit der Belastung und Mobilisation der betroffenen Extremität, sowie die nötigenfalls unkomplizierte Auswechselbarkeit der einzelnen Modulteile sind nur durch sie zu erreichen.

5.5 Scores

Scores geben Hinweise auf die postoperative Funktionalität und die Lebensqualität der Patienten. Die postoperative Zufriedenheit wird von vielen Faktoren beeinflusst und deckt sich oft nicht mit dem objektiven postoperativen Outcome. Sie wird bestimmt von der Heterogenität des Patientenguts, dem Lebensalter, dem allgemeinen Gesundheitszustand, dem sozialen Stand, der mentalen Beweglichkeit, einer aktiven oder eher passiven Lebensführung, dem psychischen Zustand, der Schmerzempfindlichkeit bzw. -toleranz, der ethnischen Zugehörigkeit zu verschiedenen Kulturen und den ästhetischen Beurteilungsunterschieden. Da die meisten Scores

u.a. aus subjektiven und semiobjektiven Fragestellungen bestehen, ist die Vergleichbarkeit der Scores verschiedener Studien nur bedingt möglich [103]. Die subjektiven Einschätzungen werden zudem durch verschieden lange postoperative Zeiträume bis zum Erhebungszeitpunkt der Fragebögen beeinflusst.

Mit der Verwendung von Scores wird versucht, eine möglichst aussagekräftige Beurteilung abzugeben, jedoch, nach Perka et al. [111], gibt es keine Scores, die verifizierbare Messdaten erheben, anhand derer eine Aussage über die postoperative Funktionalität des operierten Beines und der kontralateralen Gelenke während des Gehens gemacht werden kann [111]. Die Funktionstüchtigkeit nach Gelenkoperationen am Bein kann mithilfe herkömmlicher klinischer Scores nach Ochs et al. [106] nur bedingt beurteilt werden. Bei der Beschreibung der klinischen postoperativen Ergebnisse zeigt sich nach Rosenbaum et al. [121], dass Scores, obwohl sie die postoperativen Ergebnisse festhalten, nicht die wirkliche Aktivität der operierten Patienten aufzeigen. Diese Diskrepanz zeigte sich auch bei unseren Untersuchungen. Bei den von uns verwendeten Scores wird lediglich beim AKS, neben einem Befragungsteil, das Bewegungsausmaß, die Stabilität und die Achsenstellung des Kniegelenks klinisch untersucht und bewertet.

Bei der Befragung unserer 9 Patienten fiel auf, dass einige von ihnen sich widersprechende Angaben machten, wie nachfolgende Beispiele wiedergeben:

Patient (P01) berichtete uns von wenigen funktionellen Schwierigkeiten oder Alltagseinschränkungen. Bei genauerem Hinterfragen erzählte er uns von verschiedenen zusätzlich angebrachten Haltegriffen in seinem Wohnbereich, um den Alltag ohne Fremdhilfe bewältigen zu können. Patient (P04) gab funktionelle Einschränkungen und Schmerzen an, berichtete aber gleichzeitig, regelmäßig orientalischen Bauchtanz zu machen und im Winter klassischen Skilanglauf ohne Probleme zu betreiben. Außerdem ginge er regelmäßig Wandern. Patient (P08) klagte über zum Teil massive Schmerzen im operierten Kniegelenk, gegen die er regelmäßig Opioide einnehmen müsse. Er berichtete aber gleichzeitig von regelmäßigem Brustschwimmen und Inlineskating seit Jahren. Patient (P09) berichtete von keinen großen Problemen im Alltag, auch nicht beim Treppensteigen. Objektiv fand sich jedoch ein stark hinkendes Gangbild mit einer aktiven Knieflexion von nur 30°.

Es zeigte sich, dass die subjektive Einstufung des postoperativen Ergebnisses bei einzelnen Patienten stark von ihren Emotionen, ihren Wunschvorstellungen über ein Idealergebnis und der Fähigkeit zur Akzeptanz geprägt war. Dabei schien es, dass einige Patienten die Schwere ihrer Grunderkrankung und die Konsequenzen des massiven operativen Eingriffs bei der Beurteilung ihrer Lebenssituation nicht berücksichtigten. Viel mehr stellte sich bei unseren Untersuchungen heraus, wie intensiv sich Schmerzen und Schwierigkeiten im Alltagsleben, vor dem Hintergrund der inneren Einstellung und individuellen Akzeptanz, in der mentalen Verfassung niederschlagen.

Für das Scoreergebnis bedeutet das, dass die Scores das funktionelle Ergebnis der Rekonstruktionsoperation nicht wirklich beurteilen und somit mehr ein Abbild des psychischen Outcome und weniger das Abbild des physischen Outcomes wiedergeben.

5.5.1 MSTS-Ergebnisse bei anderen Autoren

Bei einem Großteil der von uns recherchierten Autoren, die über unterschiedliche Rekonstruktionsverfahren des Streckapparates berichten, wurde als Score überwiegend der MSTS für das postoperative Outcome verwendet. Nach Beebe et al. [11] weist der in der Tumorchirurgie oft verwendete MSTS-Score zahlreiche Schwächen auf, da er nach ihnen unvollständig das Outcomes der Patienten beurteilt, die wegen eines malignen Tumors im Kniebereich operiert wurden. In einigen Arbeiten fand sich für den MSTS ein Gesamtergebnis von Tumorresektionen unterschiedlicher Lokalität. Diese Scoreergebnisse wurden von uns nicht verwendet. Bei einem Großteil der Arbeiten berichten die Autoren nur von geringen Fallzahlen, wodurch die Aussagekraft der postoperativen Scores eingeschränkt ist. Bei sehr großen Fallzahlen besteht allerdings die Gefahr, dass diese über längere Zeiträume gesammelt wurden, in denen die Operationstechniken der einzelnen Verfahren und die Therapieschemata mehrfach gewechselt wurden. Nach Morrison [103] sind dadurch die Score-Ergebnisse nur bedingt zu bewerten. Bei der Literaturrecherche zeigte sich außerdem, dass die Score-Erhebung der einzelnen Autoren zu völlig verschiedenen postoperativen Zeitpunkten erfolgte. Auch damit ist die Vergleichbarkeit der verschiedenen Score-Ergebnisse eingeschränkt.

Um die vorliegenden Ergebnisse der verschiedenen Rekonstruktionsverfahren trotz der genannten Einschränkungen vergleichbar zu machen, bildeten wir aus den weiter oben beschriebenen Operationsverfahren insgesamt 10 Gruppen und errechneten jeweils den Durchschnittswert des MSTS der jeweiligen Gruppe.

Rekonstruktionsverfahren	Autoren	Patientenfallzahl	MSTS	
KoSa-Hochfestband	vorliegende Arbeit	9	68,5	9 Pat. 69%
LARS-Band	[30]	12	79,8	60 Pat. 80%
Mutarsschlauch	[106, 49]	48	80,6%	
Gastrocnemiusflap	[3, 56, 73, 91, 113, 153]	112	78%	142 Pat. 80%
Fibula Transplantat	[65, 113]	7	82%	
Fibula Transplantat + Gastrocnemiusflap	[113]	6	87%	
Patellarsehnenanbindung am Pad der Tibiakopfprothese	[136]	7	82%	
Konstrukt aus Anteilen von Quadricepssehne und Tractus iliotibialis	[83, 152]	10	95%	
Osteoartikulärer Allograft	[1, 7, 105]	44	85%	107 Pat. 81%
Allogener APC	[20, 31, 47]	63	78%	

Tab.11 MSTS verschiedener Rekonstruktionsverfahren

Der Durchschnittswert des MSTS in der Gruppe der alloplastischen Rekonstruktionsverfahren mit Mutarschlauch und LARS-Band lag bei 60 Patienten bei 80%, in der Gruppe der autologen Rekonstruktionsverfahren mit insgesamt 142 Patienten bei 80% und in der Gruppe der allogenen Rekonstruktionsverfahren bei 107 Patienten bei 81%.

Im Vergleich dazu liegt der durchschnittliche MSTS unserer Patienten bei 69%. Allein durch die niedrigen MSTS-Ergebnisse bei Patient (P01) mit 53,3%, Patient (P06) mit 56,7% und Patient (P09) mit 43,4%, v.a. durch Gangbilddefizite und Hilfsmittelgebrauch, mit dadurch bedingten hohen Punktabzügen, konnte eine höhere Einstufung nicht erreicht werden.

Aufgrund der meist geringen Fallzahlen der einzelnen Rekonstruktionsverfahren, sowie der in den Untergruppen bestehenden zahlreichen Abwandlungen in den operativen Techniken, lässt sich aus den MSTS-Ergebnissen eine Vorzugsstellung für eines der beschriebenen Verfahren nicht ableiten.

In der recherchierten Literatur werden in den einzelnen Arbeiten für die postoperativen Untersuchungsergebnisse häufig uneinheitlich gestaltete, unzureichende, oder keine Angaben zu postoperativem Bewegungsumfang und zu eventuell vorliegenden Streckdefiziten des Kniegelenks gemacht. Damit ist ein objektiver Vergleich der Effektivität der jeweiligen Operationsverfahren untereinander und auch ein Vergleich mit unserem Rekonstruktionsverfahren nur sehr eingeschränkt oder gar nicht möglich.

Das bei unseren 9 Patienten vorliegende Streckdefizit von 1,4° (6 Patienten ohne, 3 Patienten mit 3°, 5°, 5° Streckdefizit) zeigt im Vergleich zu anderen Autoren ein hervorragendes funktionelles Ergebnis. Die durchschnittliche Knieflexion von 91,1° (30-130°) bewegte sich innerhalb der von anderen Autoren genannten Spannbreite von 60-104°.

5.5.2 AKS-Ergebnisse, Oxford-12 item und Womac Score in der Primärendoprothetik

In der Primärendoprothetik des Kniegelenks fanden sich in unserer Literaturrecherche neben dem AKS Knee und AKS Function Score auch der Womac und Oxford Score für die Erfassung der postoperativen Funktionstüchtigkeit. Hinsichtlich des AKS ergab sich bei den Autoren [6, 9, 79, 94, 127, 130, 132] für den Knee Score bei 6496 Patienten ein Mittelwert von 84,6 Punkten und für den Function Score bei 6427 ein Mittelwert von 73 Punkten.

Für den Oxford 12-item Score ergab sich bei den Autoren [22, 28, 53, 68, 130] bei 6092 Patienten ein Mittelwert von 19,5 Punkten, für den Womac Score bei den Autoren [19, 61, 68, 92, 149, 150] bei insgesamt 1357 Patienten ein Mittelwert von 18 Punkten.

Unsere Patienten scorten 48 Punkte beim AKS Knee und 71 Punkte beim AKS Function, sowie 30,7 Punkte beim Oxford Score und 28,9 Punkte beim Womac Score. Damit zeigte sich eine schlechtere Funktionstüchtigkeit des operierten Kniegelenks im Vergleich zur Primärendoprothetik.

5.6 Diskussion der Ergebnisse aus der klinischen Untersuchung

Beweglichkeit nach Neutral-Null-Methode, Streckdefizit

Bei allen 9 Patienten wurde der Streckapparat durch die Treviraband-Rekonstruktion dauerhaft wiederhergestellt. Bei 3 Patienten zeigte sich in der Nachuntersuchung ein geringes aktives Streckdefizit, davon bei 2 Patienten von 5° und bei einem Patienten von 3°. Bickels et al. [15] bezeichnen ein Streckdefizit unter 20° als gutes bis exzellentes Ergebnis für eine Streckapparatrekonstruktion, das keine Einschränkungen im täglichen Leben mit sich bringt. Barrack et al. [10] berichten bei ihren Untersuchungen von einem Streckdefizit bei 10 Patienten von weniger als 10° und bei anderen bis zu 45°. Dabei gaben alle Patienten an, sie seien mit dem Operationsergebnis zufrieden. Leopold et al. [90] sprechen von einem klinischen Versagen, wenn das Streckdefizit mehr als 30° beträgt. Sie nehmen als Ursache für das Streckdefizit eine Unterspannung und Ausdünnung des eingebauten Allografts an.

Das geringe Streckdefizit unserer Patienten ist als sehr gutes Ergebnis des von uns angewandten Rekonstruktionsverfahren anzusehen.

Manueller Muskelfunktionstest

Bei der Durchführung des manuellen Muskelfunktionstests erhielten wir 6x 4/5 und 3x 5/5. Im Durchschnitt 4,3/5. Die beim Gehen eingesetzte Muskelkraft entspricht nach Götz-Neumann [52] 3+/5 bei der manuellen Muskelfunktionsprüfung. Dies entspricht etwa 25% der Muskelkraft eines gesunden M.quadriceps. Dies genügt nach Perry [112] für einen normalen physiologischen Gang ohne Sturzrisiko.

Von den recherchierten Autoren berichten nur Dominkus et al. [30] von Ergebnissen aus der Muskelkraftmessung. Sie erhielten bei der Rekonstruktion mittels LARS-Band bei 4 von 19 Patienten nur 2/5 bei der Muskelkraftmessung. Im Vergleich dazu zeigten unsere Patienten kein schlechteres Ergebnis als 4/5 und erfüllten damit nach den Autoren [52] und [112] alle Voraussetzungen für ein „normales“ Gehen.

Isobex

Unsere Isobex Messungen wurden bei 8 Patienten in einer Ausgangsstellung von 90° Flexion, bei einem Patienten in einer Ausgangsstellung von 30° Flexion gemacht. Im Durchschnitt erhielten wir 2,3 kg ±1,7 (0,6 bis 6,5) für die Zugkraft des M.quadriceps des operierten Beines und 12,1 kg ±7,0 (5,8 bis 27,8) für die des gesunden Beines. Dies entspricht einer prozentualen Zugkraft des operierten Beines von nur 25,9% des gesunden Beines. Es zeigte sich eine deutlich verringerte Muskelkraft des M.quadriceps bei allen unseren 9 Patienten im operierten Bein.

Ein Vergleich unserer Ergebnisse mit anderen Autoren ist nicht möglich, da keiner eine Kraftmessung mit einem Isobex-Gerät vorgenommen hat. Petschnig et al. [113] sprechen von einer größten Kraftentwicklung des M.quadriceps postoperativ in einer Knieflexionsstellung von 30-60° (gemessen mit dem Dynamometer Wintersteiger, Austria). Nach Perry [112] ändern sich zudem die Muskelfaserlänge (Vorspannung) und die Hebelkräfte des Muskels je nach

Gelenkposition. Sie führen zu unterschiedlicher Kraftentwicklung des Muskels. Ein Vergleich von Ergebniswerten setzt jedoch gleiche Versuchsanordnungen voraus.

Petschnig et al. [113] berichten von EMG-Untersuchungen, bei denen sie postoperativ verminderte Aktivitätsmuster im Bereich des M.quadriceps fanden, insbesondere beim M.vastus medialis. Im EMG zeigten die Mm.vasti medialis und lateralis präoperativ die höchste Aktivität, der M.rectus femoris die geringste. Postoperativ zeigte der M.rectus femoris die höchste und der M.vastus medialis die geringste Aktivität. Nach Güth et al. [57] und Mittlmeier et al. [102] gibt das EMG in Form einer Amplitude an, wann der Muskel aktiv ist, macht aber keine direkte Aussage zur entwickelten Kraft des Muskels. Petschnig et al. [113] betonen, dass eine direkte Aussage über die verbliebene Muskelkraft mit dieser Methode nicht möglich ist. Nach tumorbedingter Resektion des Tibiakopfes fanden sie postoperativ bei ihren Patienten eine geringere Muskelkraft der Knie-Extensorengruppe im Vergleich zur Flexorengruppe, präoperativ zeigten sich genau umgekehrte Verhältnisse.

Bei Betrachtung der Parameter des Ganglabors und der Videoanalyse des Gangzyklus zeigten Patient (P07) und (P08) ein sehr gutes, annähernd physiologisches und symmetrisches Gangbild, sowie annähernd normale Vertikalkraftkurven und Maximaldruckkurven. Ebenso waren die Kurven der Winkelbewegungen des Kniegelenks und des OSG des operierten und gesunden Beines weitgehend symmetrisch. Dies erreichte Patient (P07) mit einer Isobex-Kraft von 1,8kg im operierten Bein, entsprechend 10,8% von 16,7kg Kraft im gesunden Bein. Patient (P08) erreichte dies mit einer Isobex-Kraft von 6,5kg im operierten Bein, entsprechend 90,3% von 7,2kg Kraft im gesunden Bein. Die Ergebnisse des Isobex können durch den individuellen Muskelstatus, den Trainingszustand, die Motivation und ein evtl. Schonverhalten der Patienten beeinflusst werden. Die gemessenen Isobex-Werte sagen dementsprechend wenig über die Größe des eigentlichen Funktionsdefizits des rekonstruierten Streckapparates und über das postoperative funktionelle Outcome unserer Patienten aus.

Um die Funktionstüchtigkeit des wiederhergestellten Streckapparates beurteilen zu können, bietet die Ganganalyse mit ihren verschiedenen Parametern und Winkelbeobachtungen bessere Möglichkeiten.

5.7 Diskussion der Ergebnisse aus dem Ganglabor

Es gibt keinen „normalen“ Gang, sondern nur eine Gangweise mit Gangparametern, die bei einem größeren Kollektiv gesunder Probanden erhoben wurden, wobei die Werte für die verschiedenen Parameter, je nach Autor, unterschiedlich angegeben werden [102]. In unserer Studie werden bei der Ganguntersuchung immer die Ergebnisse des operierten mit denen des gesunden Beines verglichen. Zusätzlich werden sie mit den in unserer Literaturrecherche gefundenen Ergebnissen diskutiert.

Durch die postoperative Anpassungsfähigkeit des neuromuskulären Systems und durch die eingepprägten limbischen präoperativen Bewegungsmuster wird in der Regel postoperativ ein einigermaßen flüssiges Gangbild erzielt. Dabei passen sich sowohl das gesunde Bein, als auch, in geringerem Maße, das kranke Bein in ihren Bewegungsabläufen aneinander an, bei dem Versuch, möglichst symmetrisch zu gehen [120]. Das erschwert in großem Maße die Deutung vieler Parameter des Ganglabors, da zudem zwischen den einzelnen Patienten in den Ergebnissen oft relativ große Abweichungen auftreten. Häufig war nur durch die Ermittlung des Mittelwerts der Ergebnisse aller 9 Patienten ein gewisser Trend zu erkennen.

Die Ursache für die pathologischen Bewegungsabläufe sind die neuromuskulären und propriozeptiven Veränderungen in Folge der ausgedehnten Tumorchirurgie an der Tibia [106]. Verantwortlich sind zudem u.a. der operationsbedingte Wegfall von Muskel-, Kapsel-, Band- und Sehnenstrukturen, bzw. der Wegfall ihrer Ansatzstellen, sowie die großflächigen Vernarbungsgebiete im Operationsbereich, die veränderte Patella-Führung und die durch den Einbau der Knieprothese völlig veränderte Kniekinematik. Von erheblichem Einfluss ist zudem die postoperativ zu beobachtende, persistierende Atrophie des M.quadriceps, v.a. des M.vastus medialis [52, 112, 113]. Zudem spielen auch Vorgänge auf limbisch-emotionaler Ebene eine Rolle [52].

Die Verbesserung der neuromuskulären und propriozeptiven Fähigkeiten ist die Voraussetzung für eine einigermaßen befriedigende Wiederherstellung des Gangbilds nach Operationen im Kniegelenkbereich [111]. Ein Beispiel für die ausgedehnte Anpassungsfähigkeit des neuromuskulären Systems zeigen die Ergebnisse der Umkehrplastik nach Kniegelenksresektion mit der Wiederherstellung eines guten funktionellen Gangbildes, sofern intraoperativ der N.ischiadicus erhalten werden konnte [102, 125].

Nach Rosenbaum et al. [121] können die Resultate der klinischen Ganganalyse nicht die physikalische Aktivität der operierten Patienten wiedergeben. Sie zeigen lediglich die Gehfähigkeit der Patienten unter idealen Bedingungen. Die Autoren bestimmten deshalb in ihren Studien durch zwei Untersuchungsmethoden die tägliche postoperative Aktivität der Patienten nach Tumorresektion des Tibiakopfes. Mit dem Dynaport ADL Monitor (Mc Roberts, Den Haag, Holland) konnten sie präzise die tägliche Zeitdauer von Bewegungen Gehen, Radfahren, Stehen, Sitzen und Liegen und deren Bewegungsintensität messen. Mit dem SAM System (Step Activity Monitor, Cyma Inc, Seattle, USA) konnten die Schritttaktivitäten in Tagesprofilen über eine Woche gemessen und gespeichert werden. Allerdings unterliegen auch ihre Untersuchungsmethoden der Ergebnisbeeinflussung durch unterschiedliche Lebensumstände, sowie durch psychische und physische Besonderheiten der Patienten.

Alle in unserer Recherche gefundenen Autoren berichten wenn, dann nur eingeschränkt, über die von uns erhobenen Ganglabor-Parameter. Wir fanden keine Autoren, die über Gangparameter bei vermehrter Streckapparatbelastung (in unserer Studie 10% Steigung)

berichten. Eine Vergleich unserer Ganglaborergebnisse mit anderen Studien ist daher nur bedingt möglich.

Gehgeschwindigkeit

Die freie Gehgeschwindigkeit ist ein gutes Kriterium für die Funktionsstüchtigkeit des betroffenen Kniegelenks [86] und des Gangbildes [154] und beträgt bei Gesunden mindestens 3,5km/h [42, 62, 76, 86, 106, 112]. Nach Rompen et al. [118] ist die Gehgeschwindigkeit der einzig objektive Parameter, der positiv mit der Gangkomponente des MSTS-Scores korreliert. Entgegen dieser Aussage fanden Ochs et al. [106] keine Korrelationen zwischen der Gehgeschwindigkeit und dem MSTS-, dem Oxford- und dem American Knee Society-Score.

Ochs et al. [106] erhielten bei der Streckapparatrekonstruktion mittels Mutarsschlauch einen Mittelwert von 2,74km/h. Bei [11, 106, 154] wird von einer Gehgeschwindigkeit von 2,7-4,3km/h nach Resektion maligner Kniatumoren berichtet. Mit der frei gewählten mittleren Gehgeschwindigkeit von 2,37km/h in der Ebene und in der Steigung liefen unsere Patienten langsamer. Die verminderte Gehgeschwindigkeit unterstreicht die eingeschränkte Steuerung des Gangablaufs aufgrund eines Quadricepsfunktionsdefizits, was nach Perry [112] durch ein langsames Gehen kompensiert wird.

Generell muss die vom Patienten individuell frei gewählte Gehgeschwindigkeit als Maßstab für die funktionelle Gehfähigkeit gewertet werden [106]. Sie ist ein Indikator für die postoperative Bewegungsaktivität. Sie wird vom Patienten intuitiv so gewählt, dass der Energie- und Sauerstoffverbrauch pro kg Körpergewicht und pro Meter minimiert werden [154]. Die in der Ebene ermittelte Geschwindigkeit wurde bei uns in der 10%-igen Steigung beibehalten, um zu sehen, ob die dadurch vermehrte Belastung des Gehapparates sich in den verschiedenen anderen Gangparametern niederschlägt. Da die Größe zahlreicher Gangparameter geschwindigkeitsabhängig ist, ist eine Untersuchung der Parameter in der Steigung nur bei gleichbleibender Gehgeschwindigkeit sinnvoll.

Kadenz

Bei Abnahme der Gehgeschwindigkeit nehmen nach Kramers-de Quervain et al. [86] die Kadenz und die Schrittlänge proportional ab, wobei dies für eine Kadenz zwischen 80 und 120 Schritten/pro Minute gültig ist. Bei einer Kadenz von weniger als 80/min ist ein flüssiges, symmetrisches Gangbild nicht mehr möglich [86]. In der Literatur wird eine Kadenz von 105-130 Schritte/min für ein gesundes Normalkollektiv angegeben. Zohmann et al. [154] berichten von einer mittleren Kadenz von 112 Schritten/min bei ihren 10 Patienten nach Rekonstruktion mit Gastrocnemiusflap.

Im Durchschnitt gingen unsere Patienten mit einer Kadenz (Einzelschritte/min) von 85 Schritten/min in der Ebene und mit 83 Schritten/min in der Steigung und lagen deutlich unter der Kadenz von gesunden Probanden.

Die bei gleichbleibender Geschwindigkeit in der Steigung niedrigere Kadenz ist ein Hinweis auf eine reduzierte Funktionstüchtigkeit des operierten Streckapparates.

Doppelschrittlänge

Nach Kramers-de Quervain et al. [86] beträgt die durchschnittliche Doppelschrittlänge eines gesunden Normalkollektivs 1,3m-1,5m. Bei Abnahme der Ganggeschwindigkeit nimmt die Schrittlänge proportional ab [86]. Ochs et al. [106] und Zohmann et al. [154] berichten von Doppelschrittlängen zwischen 0,95-1,41m bei ihren Patienten nach Rekonstruktion des Streckapparates. Die von unseren Patienten selbst gewählte durchschnittliche Ganggeschwindigkeit in der Ebene wurde zum gezielten Vergleich der Parameter auch in der Steigung beibehalten.

Durch die reduzierte mittlere Gehgeschwindigkeit von 2,37km/h verringerte sich die Doppelschrittlänge in der Ebene auf 0,93m. Durch die vermehrte Belastung in der Steigung nahm die Doppelschrittlänge, bei reduzierter Kadenz, um durchschnittlich 7cm (7,5%) zu.

Doppelschrittdauer

Die bei unseren Patienten gefundene deutlich verlängerte Doppelschrittdauer (1,47s und 1,50s) beruht auf der reduzierten Gehgeschwindigkeit in der Ebene und in der Steigung.

Bodenkontaktdauer

Mit einer durchschnittlichen Bodenkontaktdauer in der Ebene von 60,3% auf der operierten Seite und von 65,7% auf der gesunden Seite lagen unsere Patienten im unteren Bereich von gesunden Probanden von 60%-70% [52, 76, 106]. Nach Götz-Neumann [52] und Perry [112] bedeutet eine verkürzte Bodenkontaktdauer des operierten Beines im Vergleich zum gesunden Bein ein Funktionsdefizit des operierten Beines. Diese Gangassymmetrie bestätigen auch unsere Untersuchungen.

Die verkürzte Bodenkontaktzeit des operierten Beines ist Folge einer Schonung im Sinne einer Entlastung. Die verlängerte Bodenkontaktzeit des gesunden Beines beruht auf einer vermehrten Lastübernahme, wie von Ochs et al. [106] und Rompen et al. [118] beschrieben wird.

Die große Schwankungsbreite der Bodenkontaktzeiten unserer Patienten steht im Einklang mit den sehr großen Unterschieden bei ihren jeweiligen Kniewinkelbewegungen in den Teilsequenzen der Standphase.

Vertikalkraft und Vertikalkraftkurve

Die beim Gehen in der Ebene gefundenen mittleren Vertikalkraftwerte nahmen in der Steigung im gesunden Bein wesentlich stärker (41,9N) zu, als im operierten (11,1N). Dies weist auf eine vermehrte Gewichtsübernahme des gesunden Beines in der Steigung hin. Die Vertikalkraftkurven zeigten bei unseren Patienten eine verminderte Dynamik des operierten Beines während des Gangzyklus. Deutlich zeigte sich dies an der verzögerten und verringerten Gewichtsübernahme beim ersten Maximum, einer äußerst geringen oder ganz fehlenden Entlastung im Zwischenminimum und einem verminderten Abstoß beim 2. Maximum. Dies

beruht auf einer im Kniegelenk nahezu gestreckten Führung des operierten Beines während der terminalen Extension und Auftrittsextension, ohne wesentliche Abfederung im Loading response. Im Gegensatz dazu zeigt sich bei Betrachtung der Vertikalkraftkurven eines gesunden Kollektivs ein fließender, gerundeter Übergang der einzelnen Bewegungsvorgänge (Maxima und Minima) beider Beine.

Maximaldruck und Maximaldruckkurve

Der Mittelwert des Maximaldrucks war in der Ebene im gesunden Bein geringfügig größer, als im operierten. In der Steigung stieg dieser im gesunden Bein wesentlich stärker an, als im operierten. Dieser überproportionale Anstieg unter vermehrter Belastung ist ein Hinweis auf die gesteigerte Lastübernahme des gesunden Beines als Kompensation für die verringerte Funktionstüchtigkeit des M.quadriceps des operierten Beines.

Bei Betrachtung der Maximaldruckkurven zeigte sich bei allen Patienten im operierten Bein ein überwiegend verzögerter Druckanstieg bei der Lastübernahme im Loading response, sowohl in der Ebene, als auch in der Steigung. Es kam außerdem zu einem verfrühten Maximaldruck-Maximum des operierten Beines aufgrund der verkürzten Bodenkontaktdauer. Es zeigte sich zudem ein verringertes Maximum des Maximaldrucks im operierten Bein, als Hinweis auf eine verminderte Abstoßkraft, beruhend auf einem Funktionsdefizit des operierten Beines.

Druckmaxima und Druckmaximabild / Pedogrammauswertung

Die Pedogrammbilder in der Ebene und in der Steigung unterschieden sich nur geringfügig. Insgesamt fiel sowohl im operierten Bein als auch im gesunden eine ausgesprochen große Variabilität der Druckwerte auf, die eine Interpretation erschwert. Eindeutig war die geringere Fersenbelastung in den operierten Beinen. Ein Zusammenhang bestand mit der verzögerten Lastübernahme und einem flacheren Aufstellwinkel des Fußes des operierten Beines.

Bei gesunden Probanden wird die Körperlast normalerweise über die Metatarsalia 1-3 abgerollt. Bei 7 unserer Patienten fiel ein zusätzliches Abrollen über die Metatarsaliaköpfchen 4+5 auf. Das Abrollen über den lateralen Mittelfuß beruhte auf einer vermehrt einwärts gerichteten Fußstellung, bzw. verringerten physiologischen Auswärtsdrehung des Fußes des operierten Beines. Dies konnten wir mithilfe der aufgezeichneten Videosequenzen verifizieren. Die vermehrte Außenrandbelastung des Fußes ist möglicherweise bedingt durch die durch den Endoprotheseneinbau veränderte Achsgeometrie und die fehlende Rotationsmöglichkeit der MML-Prothese.

Ganglinienbreite / Ganglinienlänge

Bei allen 9 Patienten war beim Gehen in der Ebene die Ganglinie des operierten Beines schmaler, als die des gesunden. In der Steigung traf dies auf 7 von 8 Patienten zu. Eine variierende und damit breite Ganglinie entspricht einem normalen, physiologischen Abrollen des Fußes. Nach Mitternacht [101] bedeutet eine schmale Ganglinie, der Patient hat keine Variationsmöglichkeit im OSG und kann nur bedingt laterale und mediale Kräfte mit dem OSG

aufnehmen, bzw. ausgleichen. Der Patient mit einer sehr schmalen, strichähnlichen Ganglinie läuft wie auf einer Stelze, ohne seitliche Abweichungen, d.h. das OSG wird wie auf einem Strich immer in der gleichen Steifhaltung geführt.

Es handelt sich dabei um mangelnde oder fehlende Feinabstimmung im OSG, verursacht entweder durch veränderte neuromuskuläre Funktionsabläufe, durch resektionsbedingte fehlende oder mangelnde Propriozeption im Kniegelenksbereich, um ein ängstliches Sicherheits- oder Schonverhalten, das der Patient schmerzbedingt postoperativ entwickelt hat, oder um eine Kombination aus den vorgenannten Veränderungen.

Die beim Gehen in der Steigung beobachtete Abnahme der Ganglinienbreite im gesunden Bein könnte nach Mitternacht [101] durch eine vermehrte Lastübernahme bedingt sein, die eine straffere und weniger variable Gelenkführung im OSG nötig macht. Grundsätzlich gilt anzumerken, dass Veränderungen in der Breite der Ganglinie auch abhängig sein können vom getragenen Schuhwerk und der Steifigkeit der Schuhsohlen. Dies war aber bei unseren Patienten beim Vergleich des operierten zum gesunden Bein zu vernachlässigen, da sie beidseits gleiches sportliches Schuhwerk mit flexibler Sohle trugen.

Die Ganglinienlänge des operierten Beines zeigte sich beim Gehen in der Ebene bei allen Patienten im Vergleich zum gesunden, außer bei (P08), verkürzt. In der Steigung trat bei allen im operierten Bein eine verkürzte Ganglinienlänge auf. Die Ganglinienlänge gibt über das Aufsetz-, Abroll- und Abstoßbewegungsverhalten des Fußes während des Gangzyklus Auskunft. Sie wird verkürzt sowohl durch ein flacheres Auftreten mit der Ferse, als auch durch fehlenden Abstoß über die Großzehe. Die verkürzten Ganglinien weisen auf eine Störung im Funktionsablauf des operierten Beines hin (starre Kniegelenkführung).

Veränderungen des Kniegelenkwinkels

In den nachfolgenden Betrachtungen ist der Fokus auf die Funktionstüchtigkeit des Streckapparates gerichtet. Es werden nur die Phasen des Gangzyklus betrachtet, in denen dieser aktiv ist. Seine Aktivität beginnt mit der terminalen Extension am Ende der Schwungphase und erstreckt sich über die Auftrittsextension beim Heel strike bis zur Zwischenflexion in der Loading response (also von 90% des Gangzyklus bis ca. 20% des nachfolgenden).

Nach den „Normangaben“ bei Götz-Neumann [52] und Perry [112] wird für das Kniegelenk in der Auftrittsextension beim initialen Bodenkontakt von einer Kniegelenkflexion von 0-5° berichtet, die sich bis zur Loading response auf 15° Zwischenflexion vergrößert und zur Abstoßextension auf 5° reduziert. Für die Steigung konnten wir keine Normwerte in der Literatur finden.

Bei Betrachten der Mittelwerte der Kniegelenkwinkelveränderungen zeigte sich, dass unsere Patienten bei der Auftrittsextension in der Ebene das operierte Bein fast gestreckt (2,1°) aufstellen und es starr mit einer nur sehr geringen Winkelveränderung über die Zwischenflexion (4,9°) bis zum Abheben in der Abstoßextension (3,4°) führten. In der Steigung zeigte sich ein

ähnliches Verhalten. Der im Vergleich zum gesunden Bein wesentlich kleinere Auftrittswinkel ($10,9^\circ$) zeigte in der Loading response und in der Abstoßextension ebenfalls nur sehr geringe Veränderungen.

Die Ursache für die wesentlich geringeren Kniebeugewinkel des operierten Beines in der Ebene und in der Steigung könnte nach Götz-Neumann [52] darin liegen, dass die Patienten wegen einer reduzierten Propriozeption das operierte Bein mehr gestreckt und härter auf den Boden aufstellten, um eine schnellere und deutlichere Rückmeldung über das räumliche Bewegungsempfinden zu erhalten. Zudem wird der M.quadriceps, der als einziger Muskel die Flexion im Kniegelenk einbremst, durch eine geringere Beugewinkelstellung des Kniegelenks in den Belastungsphasen des Gangzyklus weniger belastet. Die geringere Flexion ist ein Hinweis auf ein vermindertes exzentrisches Aktivitätsvermögen des M.quadriceps femoris.

Das „pathologische“ Gehverhalten des operierten Beines wurde vom gesunden Bein dadurch kompensiert, indem es in der Auftrittsextension sowohl in der Ebene, als auch ganz besonders in der Steigung in einem über der Norm liegenden $9,6^\circ$ bzw. $28,2^\circ$ Kniebeugewinkel auftrat. Dieser vergrößerte sich in der Loading response nur unwesentlich. Diese großen Kniebeugewinkel konnten vom M.quadriceps des gesunden Beines ohne weiteres dynamisch stabilisiert werden. Durch die großen Flexionswinkel bereits zur Auftrittsextension wurde das Kniegelenk des gesunden Beines auf die, im Vergleich zum operierten Bein, wesentlich vermehrte Lastübernahme in der Loading reponse vorbereitet.

Der Vergleich der Mittelwertkurven der Winkelbewegungen im Kniegelenk (s. Abb. 43 und 44) mit einem Normalkollektiv von Mitternacht [101] bestätigt die oben genannten Ausführungen und veranschaulicht das asymmetrische Gehverhalten beider Beine, das in der Steigung deutlich zunimmt. Besonders zeigt sich dies in den Gangphasen, in denen der M.quadriceps aktiv ist. Weitere Untersuchungen können die Frage klären, ob bei einer zunehmenden Belastung, also bei einer noch größeren Steigung, die Asymmetrie sich noch deutlicher abbildet.

Als Normwert für den Bewegungsumfang des Kniegelenks werden in der Literatur bei gesunden Probanden $56,7^\circ$ - 70° [52, 76, 111, 112, 118] angegeben. Damit zeigten unsere Ergebnisse (in der Ebene $38,9^\circ$ im operierten und $48,1^\circ$ im gesunden Bein, bzw. in der Steigung $37,1^\circ$ im operierten und $51,2^\circ$ im gesunden Bein) einen verringerten Bewegungsumfang während des Gangzyklus. Der auch im gesunden Bein reduzierte Bewegungsumfang des Kniegelenks ist ein Zeichen für Anpassungsvorgänge des gesunden Beines an die Funktionsstörung des operierten Beines.

Winkelbewegungskurven im OSG

Bei verringertem Bewegungsumfang des fast starr geführten Kniegelenks des operierten Beines wurde gleichzeitig im ipsilateralen OSG ein vergrößerter Bewegungsumfang im Sinne einer Kompensationsbewegung deutlich, wie auch von Ochs et al. [106] beschrieben. Der

Bewegungsumfang zeigte sich im Kurvenvergleich zu Normalprobanden (s. Abb.45 und 46) und nahm in der Steigung weiter zu.

Winkelbewegungskurven im Hüftgelenk

Während des Gangzyklus zeigte sich in der Ebene ein insgesamt geringerer Bewegungsumfang beider Hüftgelenke, verglichen mit einem Normalkollektiv. In der Steigung nahm der Bewegungsumfang beidseits zu, auf der gesunden Seite stärker als auf der operierten (s. Abb.47 und 48). Dies spricht für eine notwendige Ausgleichsbewegung im gesunden Hüftgelenk.

6 Schlussfolgerung und klinische Relevanz

In der Tumorendoprothetik der proximalen Tibia ist bei Betrachtung der Vor- und Nachteile der angeführten Operationsverfahren den modularen Megaendoprothesen der Vorzug zu geben. Sie ermöglichen den langfristigen Erhalt der Extremität. Die modulare Megaendoprothetik ist in der Anwendung technisch einfacher als osteoartikuläre Allografts oder APC-Verfahren. Die Endoprothesenteile stehen zur Implantation sofort zur Verfügung. Der Einbau der femoralen und distalen Gelenkkomponenten mittels Zement- oder Pressfit-Verfahren ermöglicht postoperativ eine frühzeitige Gelenkstabilität und Gewichtsbelastung. Eine durch Einheilungsvorgänge bedingte Wartezeit wie bei den Allograft-Verfahren ist nicht erforderlich. Zudem entfallen Komplikationen wie Nichteinwachsen des Grafts oder Transplantatbruch. Megaendoprothesen erfordern daher keine oder nur eine kurzzeitige Immobilisation. Die bei unseren Patienten eingebaute MML-Prothese mit Rekonstruktion des Streckapparates durch die belastungssichere Befestigung des KoSa-Hochfestbands am Tibia-Kopfmodul bietet eine meist sofortige Beübbarkeit. Allerdings zeigt die Tumor-Megaendoprothetik der proximalen Tibia im Vergleich zur Primärendoprothetik eine schlechtere Funktionalität. Dies beruht insbesondere auf dem Wegfall ausgedehnter Weichteilstrukturen und dem damit bedingten Verlust wichtiger Rezeptoren für die Propriozeption.

Mit der Rekonstruktion der proximalen Tibia mit MML-Prothese und Rekonstruktion des Streckapparates mit KoSa-Hochfestband kann den betroffenen Patienten neben dem langjährigen Erhalt der Extremität eine leicht eingeschränkte, aber für den Lebensalltag ausreichende Funktionstüchtigkeit des operierten Kniegelenks in Aussicht gestellt werden, verbunden mit annähernd physiologischem Bewegungsausmaß und weitestgehend voller Streckfähigkeit. Zudem bietet dieses Verfahren volle Kniegelenkstabilität bei vergleichsweise schneller Mobilität und weitgehender Schmerzfreiheit. Es ist ein für die Anforderungen des Lebensalltags ausreichendes Gehvermögen zu erwarten, das zudem meist auch sportliche Betätigungen ermöglicht und damit eine gute Lebensqualität erreichen lässt.

Neben den üblichen Operationsrisiken muss auf ein erhöhtes Infektionsrisiko hingewiesen werden, sowie auf die im Verlauf wahrscheinlich erforderlichen Revisionsoperationen aufgrund von Gelenkteilabnutzung und periprothetischer Lockerung.

7 Zusammenfassung

Im Zeitraum 1988 bis 2009 wurden 18 Patienten in der orthopädischen Abteilung des Klinikums rechts der Isar, Technische Universität München, wegen eines kniegelenksnahen malignen Tumors operiert. Bei allen Patienten wurde die proximale Tibia reseziert, eine Tumorendoprothese implantiert und der Streckapparat mit einem Treviraband rekonstruiert. 17 Patienten konnten in unsere retrospektive monozentrische Studie eingeschlossen werden.

Die mittlere Standzeit der Prothesen ab dem Zeitpunkt der Implantation bis zur ersten Revision oder Amputation, bzw. Todeszeitpunkt betrug bei 17 Patienten im Mittel 2,5 Jahre. 9 Patienten konnten von uns im Zeitraum 10/2009 bis 06/2010 nachuntersucht werden. Das Follow-Up nach Implantation der MML-Prothese bis zum Untersuchungszeitpunkt betrug im Mittel 9,3 Jahre. Bei allen nachuntersuchten Patienten konnte der Streckapparat mit einem sehr guten Ergebnis dauerhaft wieder hergestellt werden. Wir erhielten eine durchschnittliche Kniegelenksflexion von 91,1°. Lediglich bei 3 Patienten zeigte sich ein geringes Streckdefizit von 3°, bzw. 2x 5°. Für die Zugkraft des M.quadriceps femoris, gemessen mit einem Isobex-Gerät, erhielten wir für das operierte Bein im Mittel 2,3kg, für das gesunde Bein 12,1kg.

Zur Beurteilung der Funktionstüchtigkeit des rekonstruierten Streckapparates untersuchten wir unsere Patienten im Ganglabor. In der videounterstützten Ganganalyse und der Pedobarometrie wurden die Bewegungsvorgänge beider Beine, sowie zahlreiche weitere Gangparameter aufgezeichnet und bewertet.

Als Hinweis auf eine verminderte Funktionstüchtigkeit des operierten Streckapparates, und damit des M.quadriceps femoris, zeigte sich eine verringerte Gehgeschwindigkeit, eine verringerte Kadenz in der Steigung, sowie eine verkürzte Bodenkontaktdauer des operierten Beines. Mit den Vertikalkraft- und Maximaldruckkurven konnten wir deutliche Funktionsstörungen des operierten Beines nachweisen. Dies zeigte sich in einer verminderten Kurvendynamik mit verzögerter Gewichtsübernahme, einer verringerten Abstoßkraft, sowie einem verfrühten und niedrigeren Maximaldruckgipfel. In den Pedogrammen konnten sowohl Funktionsstörungen des operierten Beines festgestellt werden, als auch Anpassungsvorgänge des gesunden Beines, sichtbar in den Druckmaximabildern, in der Ganglinienlänge und in der Ganglinienbreite.

Bei unseren Patienten zeigten sich sowohl in der Ebene, als auch in der Steigung pathologisch veränderte Bewegungskurven der Kniegelenkwinkel im operierten Bein. Sie traten hauptsächlich in den Phasen des Gangzyklus auf, in denen der M.quadriceps femoris Aktivität zeigt. Sie sind ein Hinweis auf ein bestehendes Funktionsdefizit. Gleichzeitig zeigten sich in den Winkelkurven von OSG, Knie- und Hüftgelenk Anpassungsvorgänge des gesunden Beines. Gleichzeitig konnten Ausgleichsbewegungen im OSG des operierten und im Hüftgelenk des gesunden Beines registriert werden.

Bei den Ergebnissen der verschiedenen Parameter fiel häufig eine sehr große Variationsbreite innerhalb unseres Patientenkollektivs auf. Es wurden deshalb die Mittelweltergebnisse betrachtet, sowie Vergleichsbetrachtungen zwischen den Ergebnissen des operierten und gesunden Beines angestellt. Die Mittelwertbestimmungen geben eindeutige Hinweise auf die vorliegenden postoperativen Funktionseinbußen.

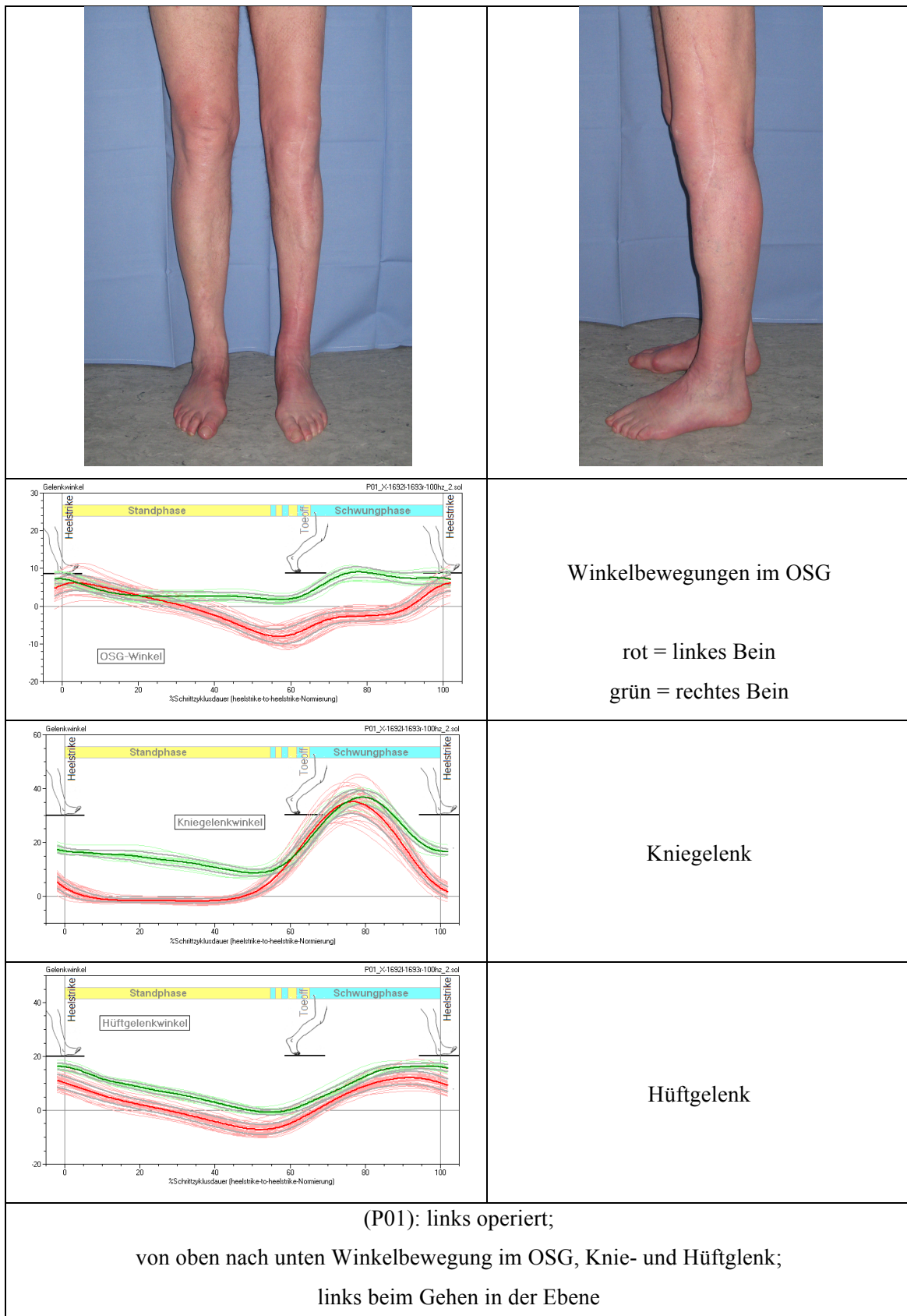
Mit unseren Laufbanduntersuchungen konnten wir zeigen, dass sich die beim Gehen in der Ebene aufgetretenen pathologischen Veränderungen beim Gehen in der Steigung unter der vermehrten Belastung vergrößerten oder erstmals auftraten.

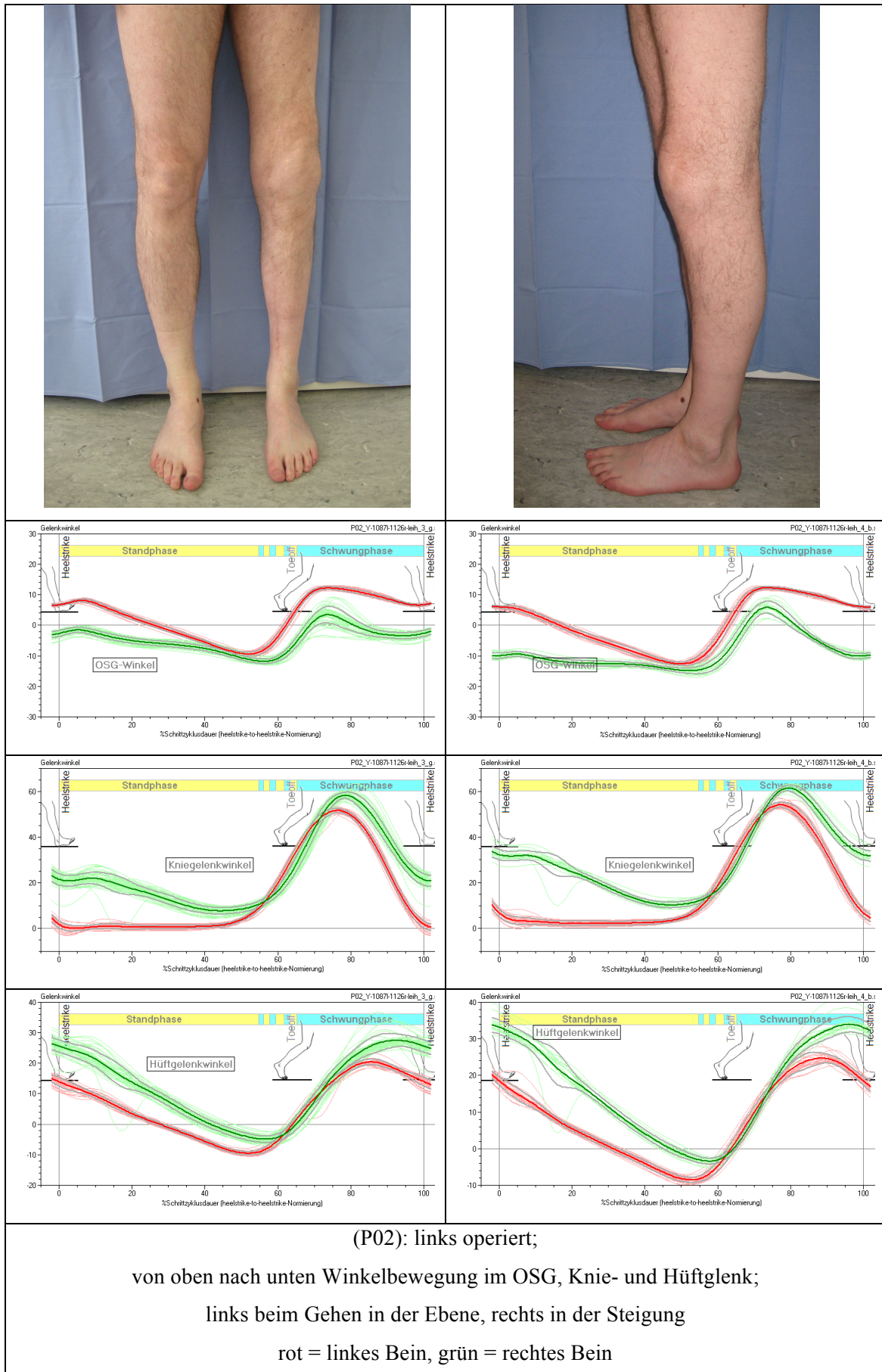
In den funktionellen Untersuchungen mittels MSTs, Knee Society Score, WOMAC Score und Oxford Knee Score zeigten sich die Ergebnisse vergleichbar mit anderen Rekonstruktionsverfahren; die Ergebnisse waren jedoch deutlich schlechter, als in der Primärendoprothetik des Kniegelenkes.

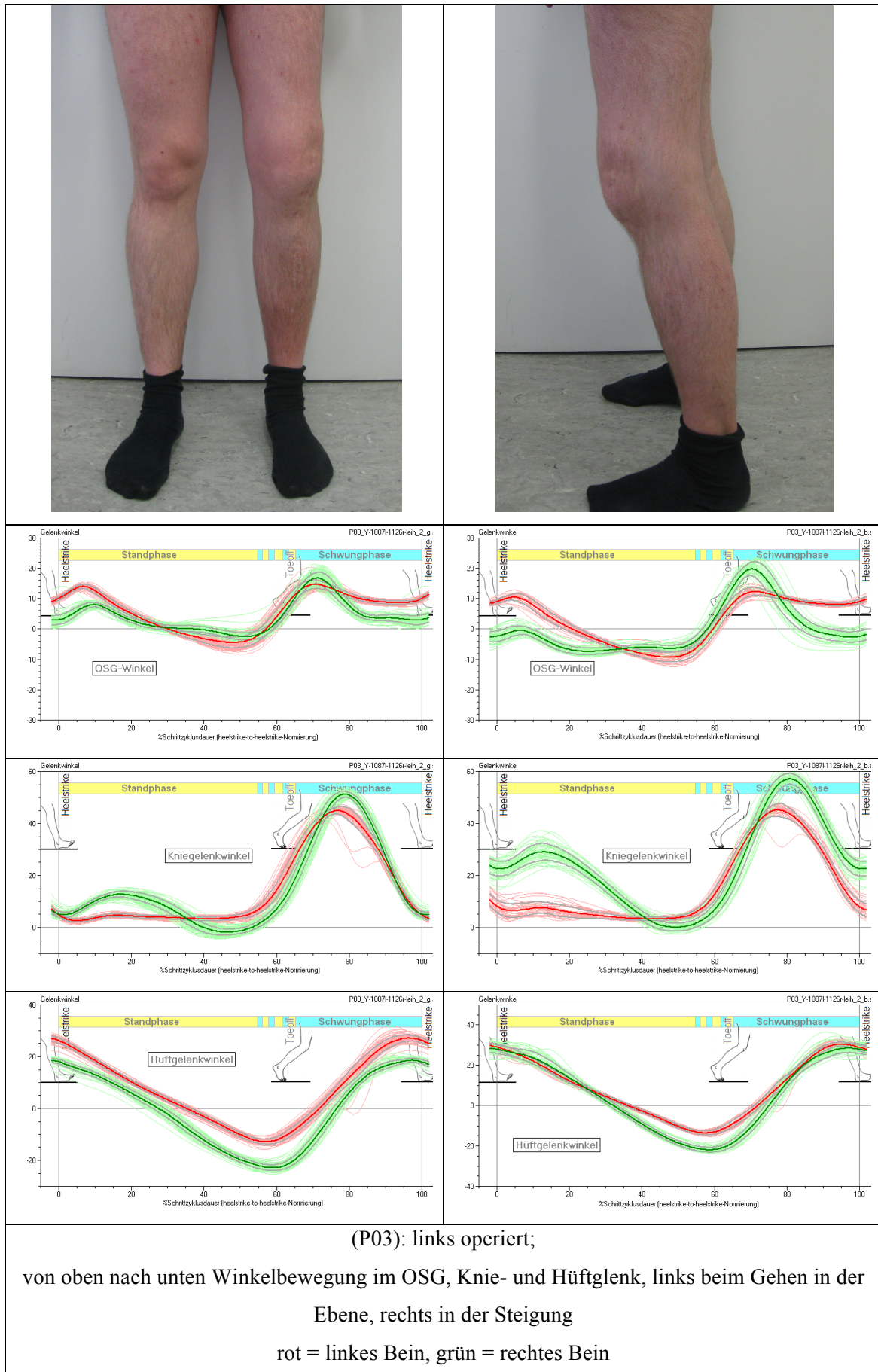
Unabhängig von allen Untersuchungsergebnissen, waren alle untersuchten Patienten mit dem Ergebnis der Operation „mehr als zufrieden“ und würden sich unter den selben Umständen dem Eingriff wieder unterziehen. Die Patienten berichteten durchwegs, ihr Leben im Alltag, trotz bestehender Funktionsdefizite, entsprechend gut eingerichtet zu haben.

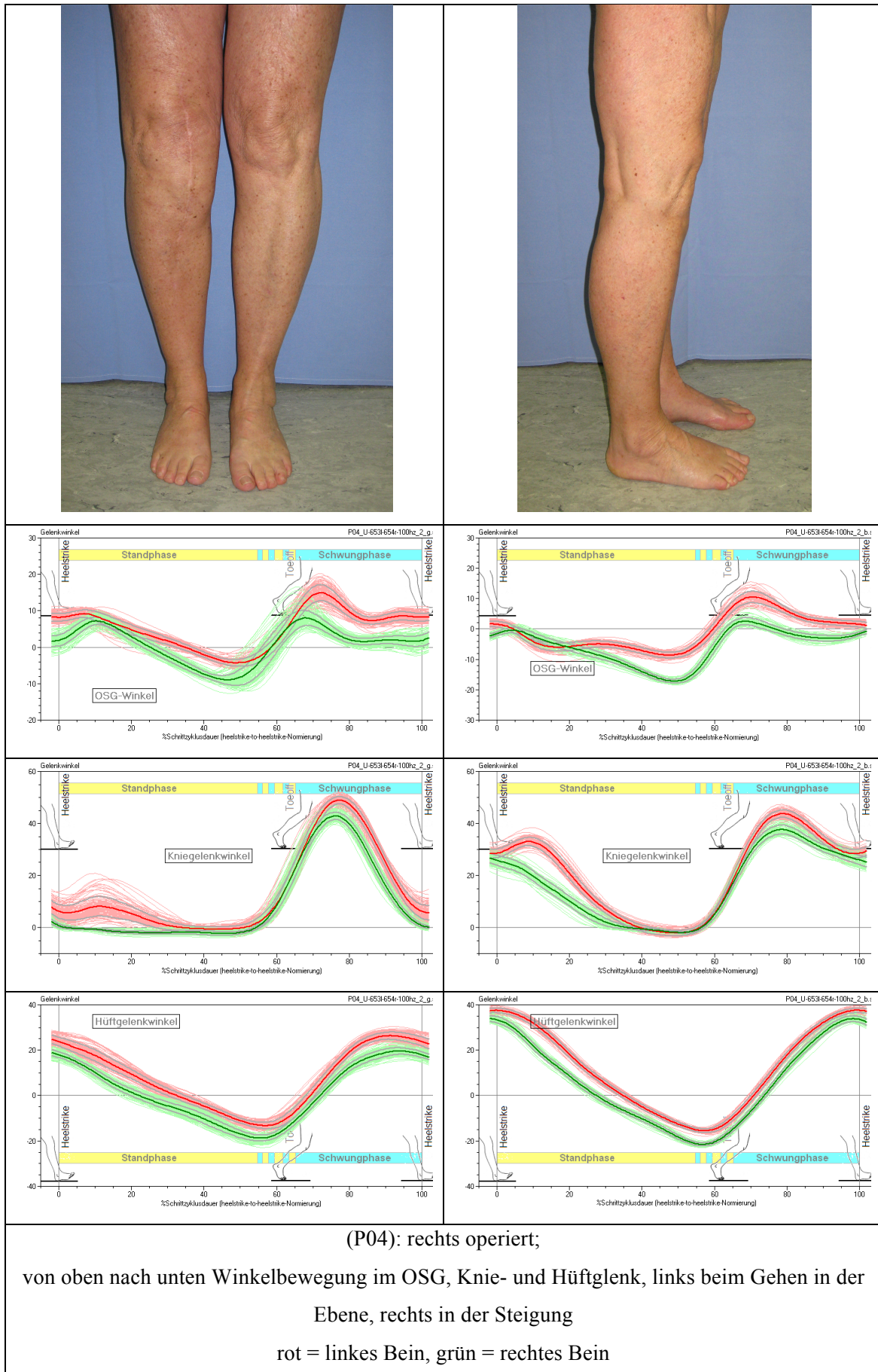
8 Anhang

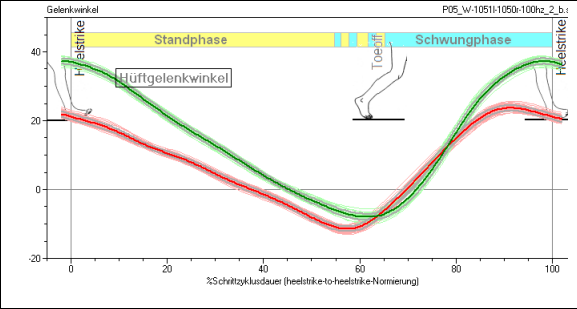
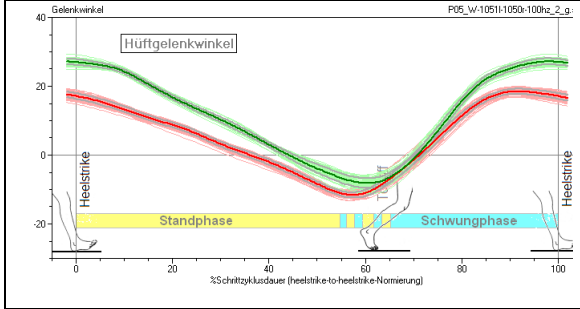
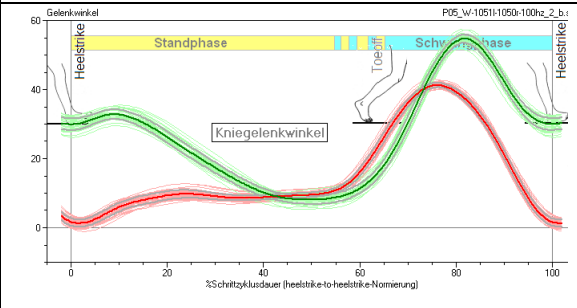
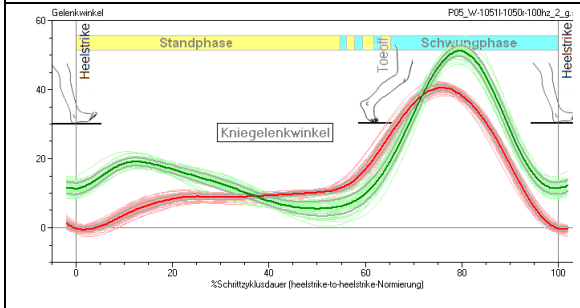
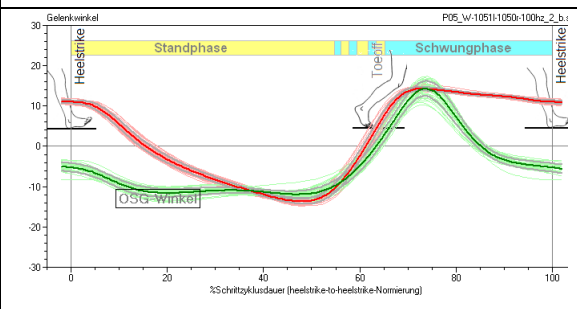
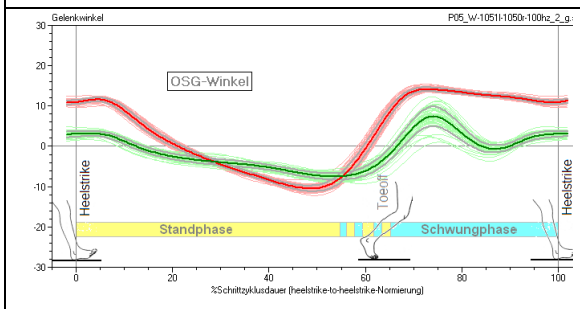
8.1 Winkelbewegungen während des Gangzyklus



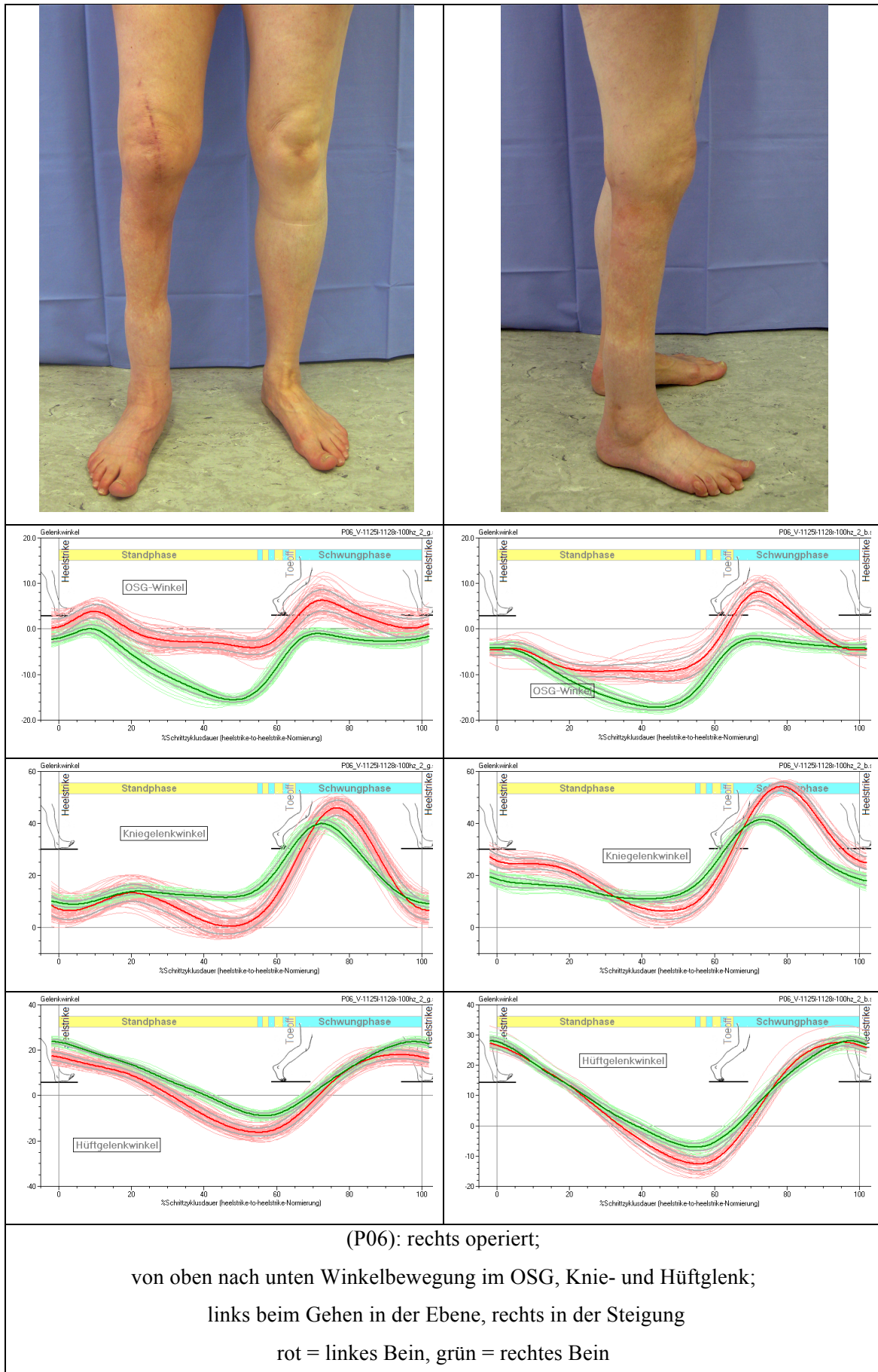


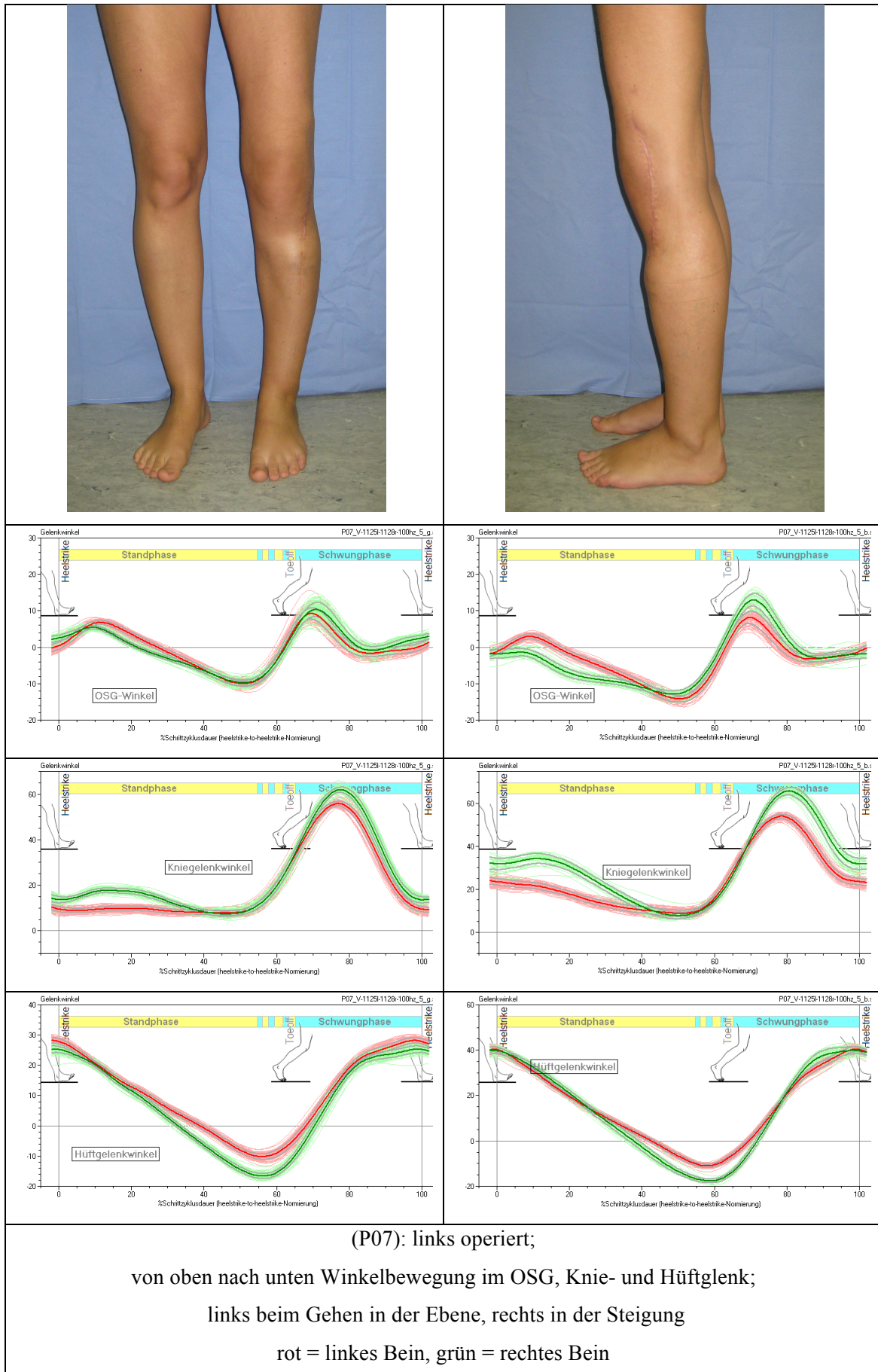


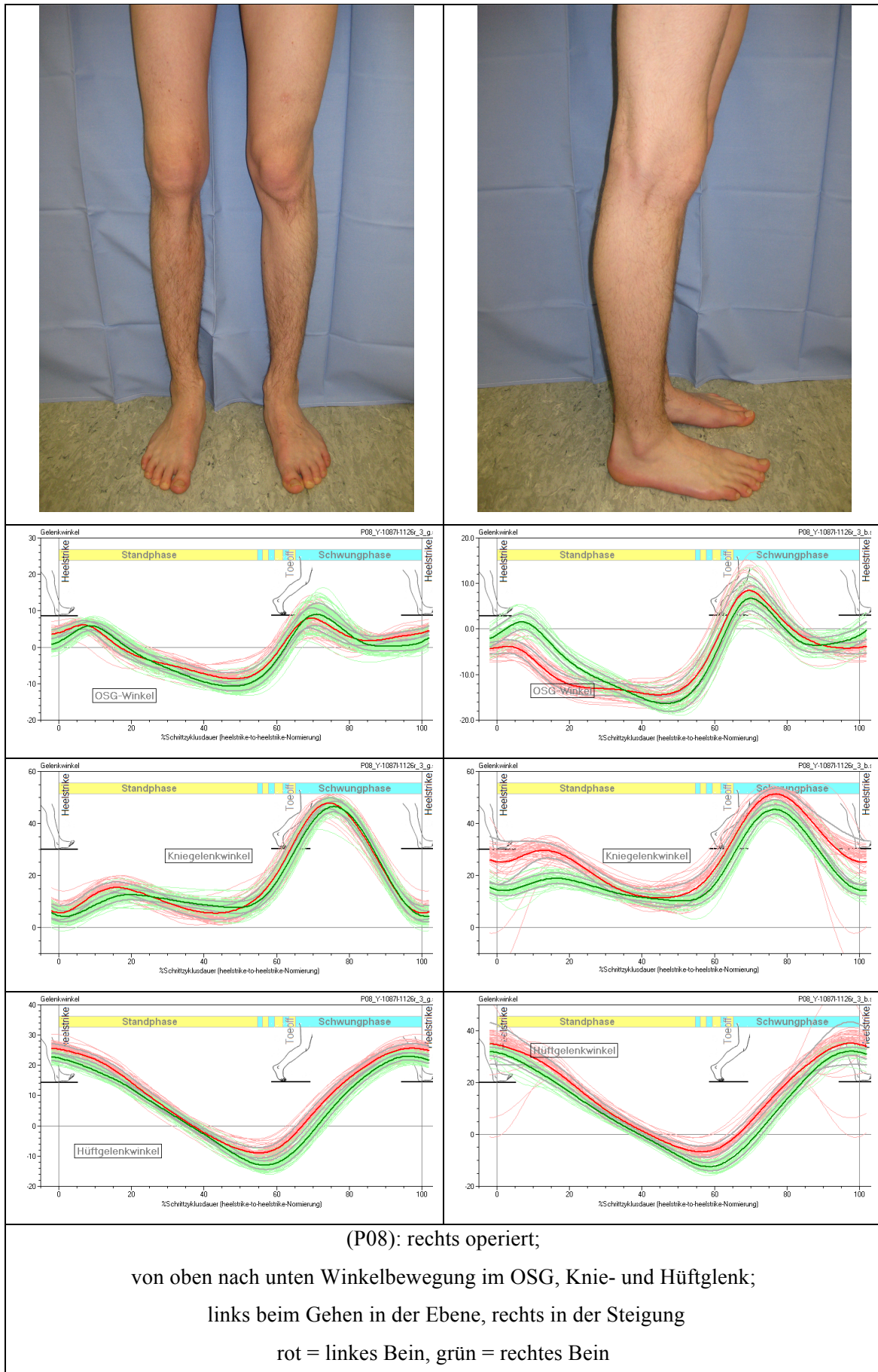




(P05): links operiert;
 von oben nach unten Winkelbewegung im OSG, Knie- und Hüftgelenk;
 links beim Gehen in der Ebene, rechts in der Steigung
 rot = linkes Bein, grün = rechtes Bein







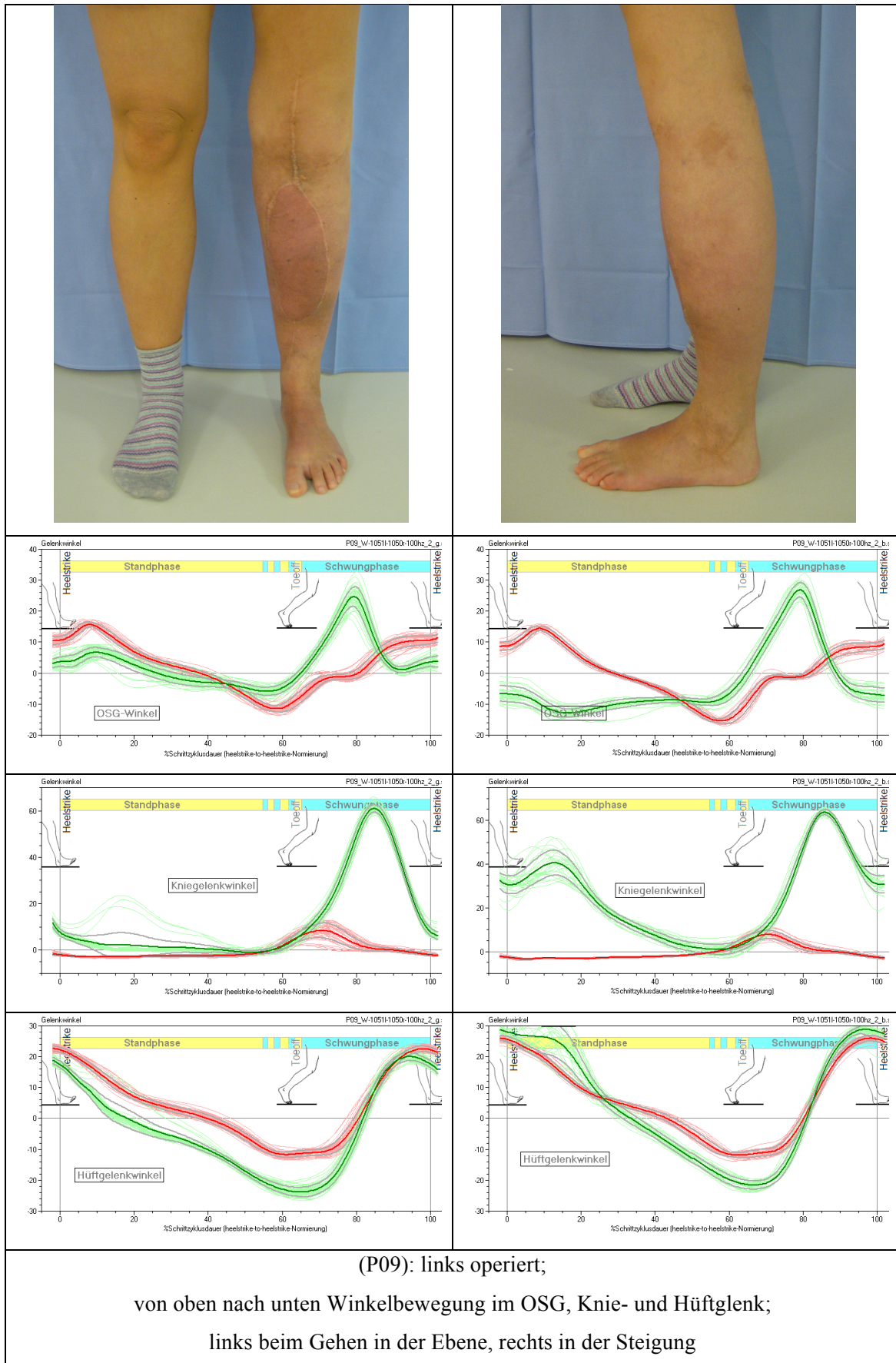
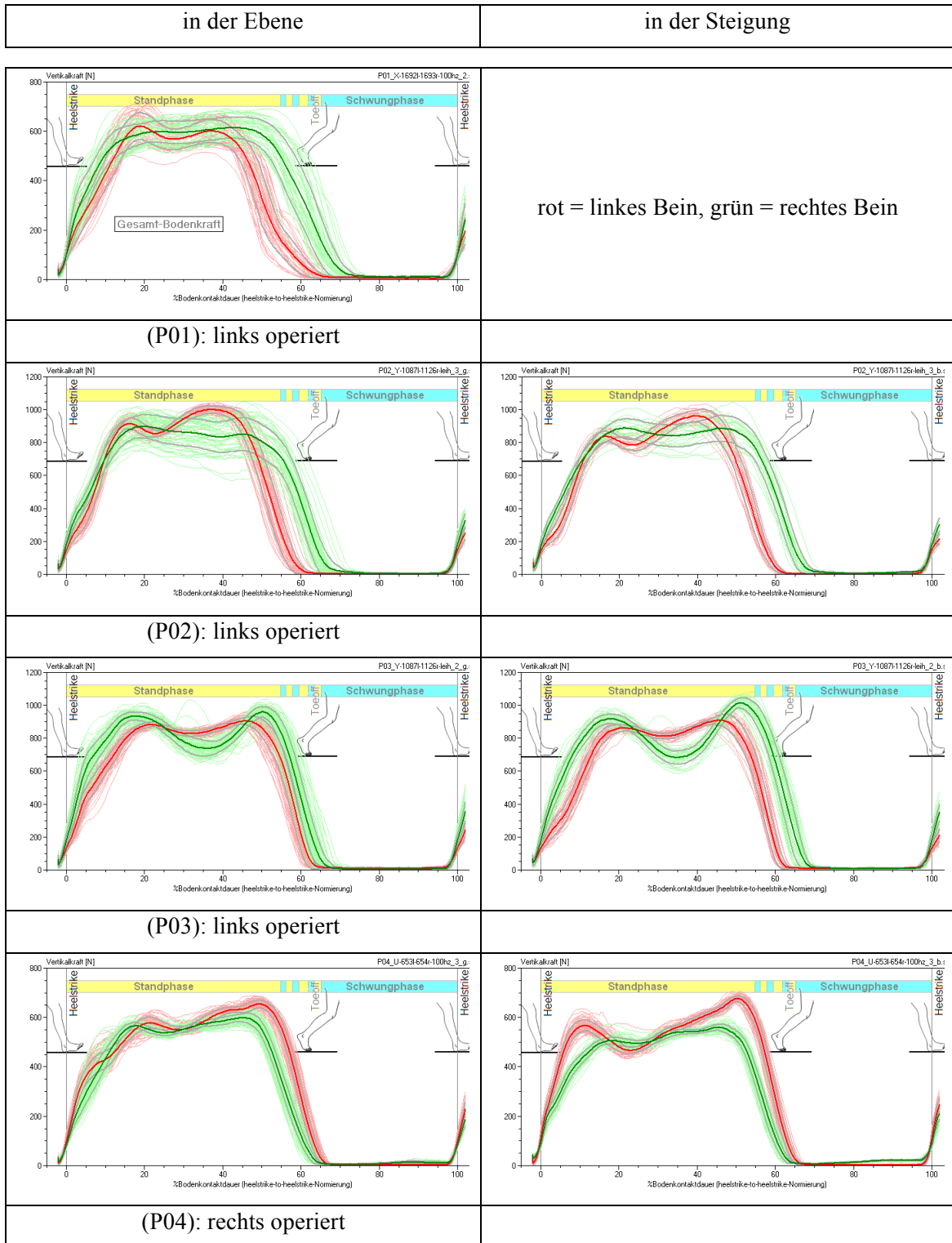


Abb.55 Zusammenstellung der Gelenkwinkelveränderungen während des Gangzyklus bei den untersuchten Patienten

8.2 Vertikalkraftkurven



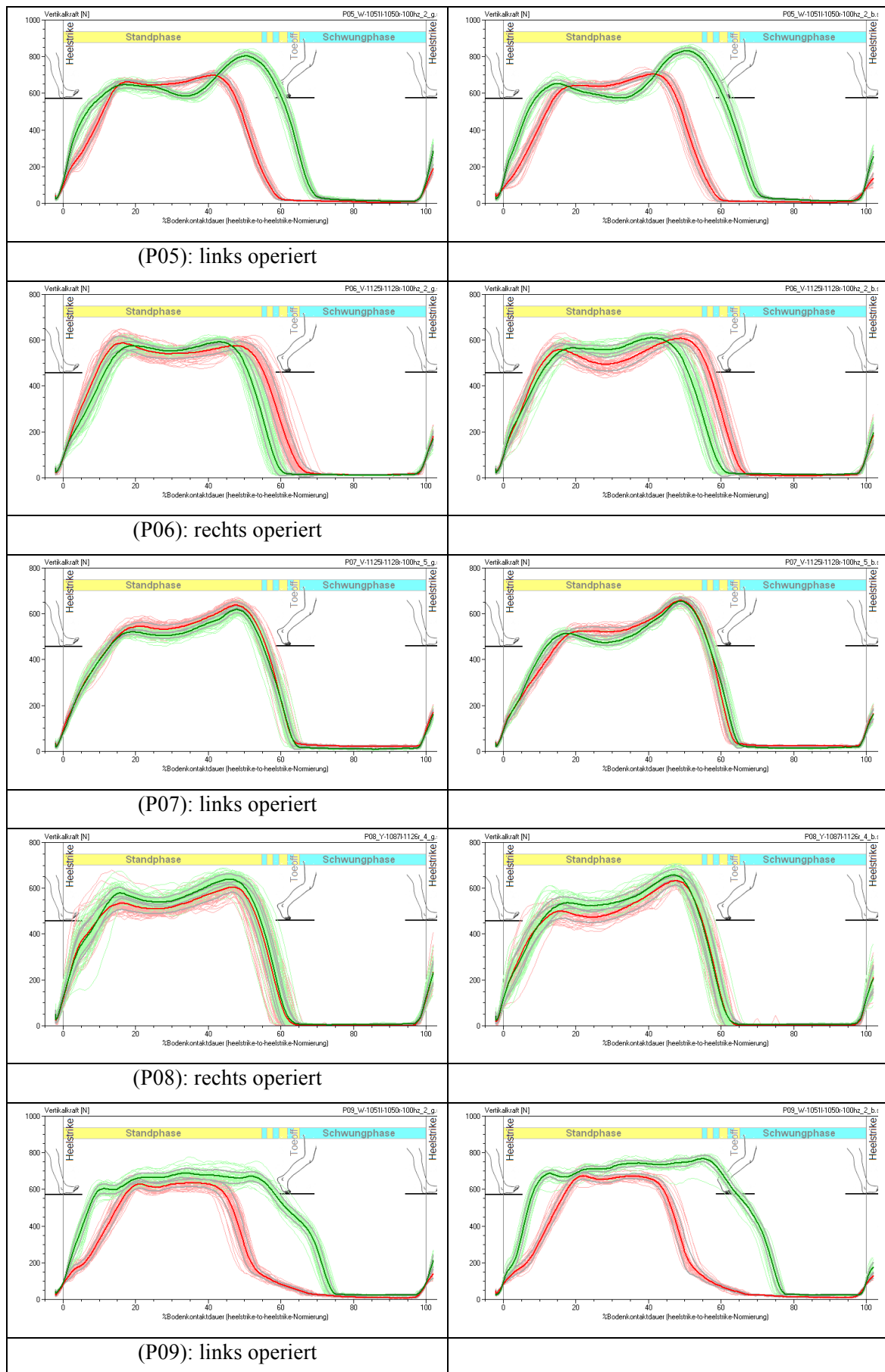
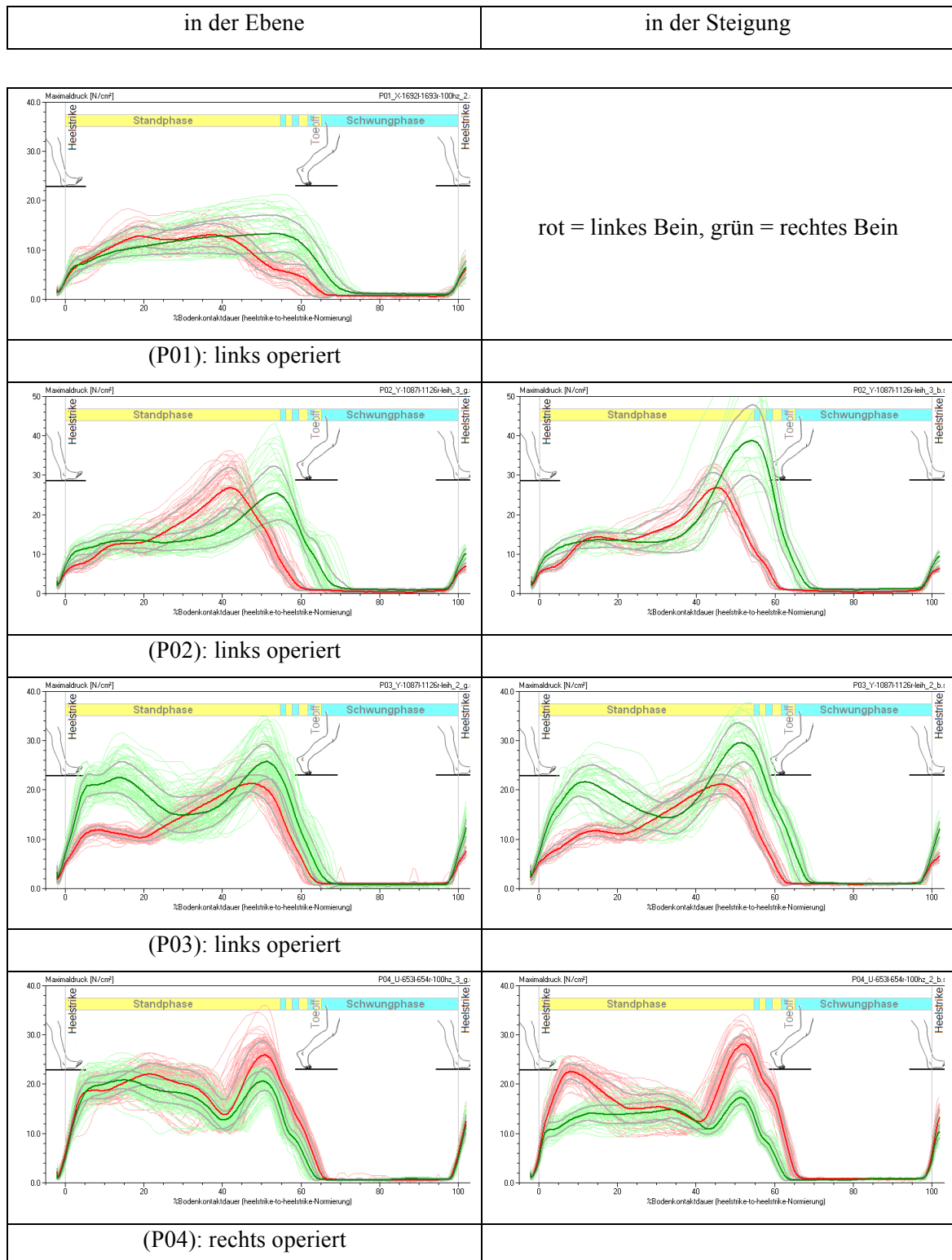


Abb.56 Vertikalkraftkurven bei 9 Patienten, links beim Gehen in der Ebene, rechts in der Steigung

8.3 Maximaldruckkurven



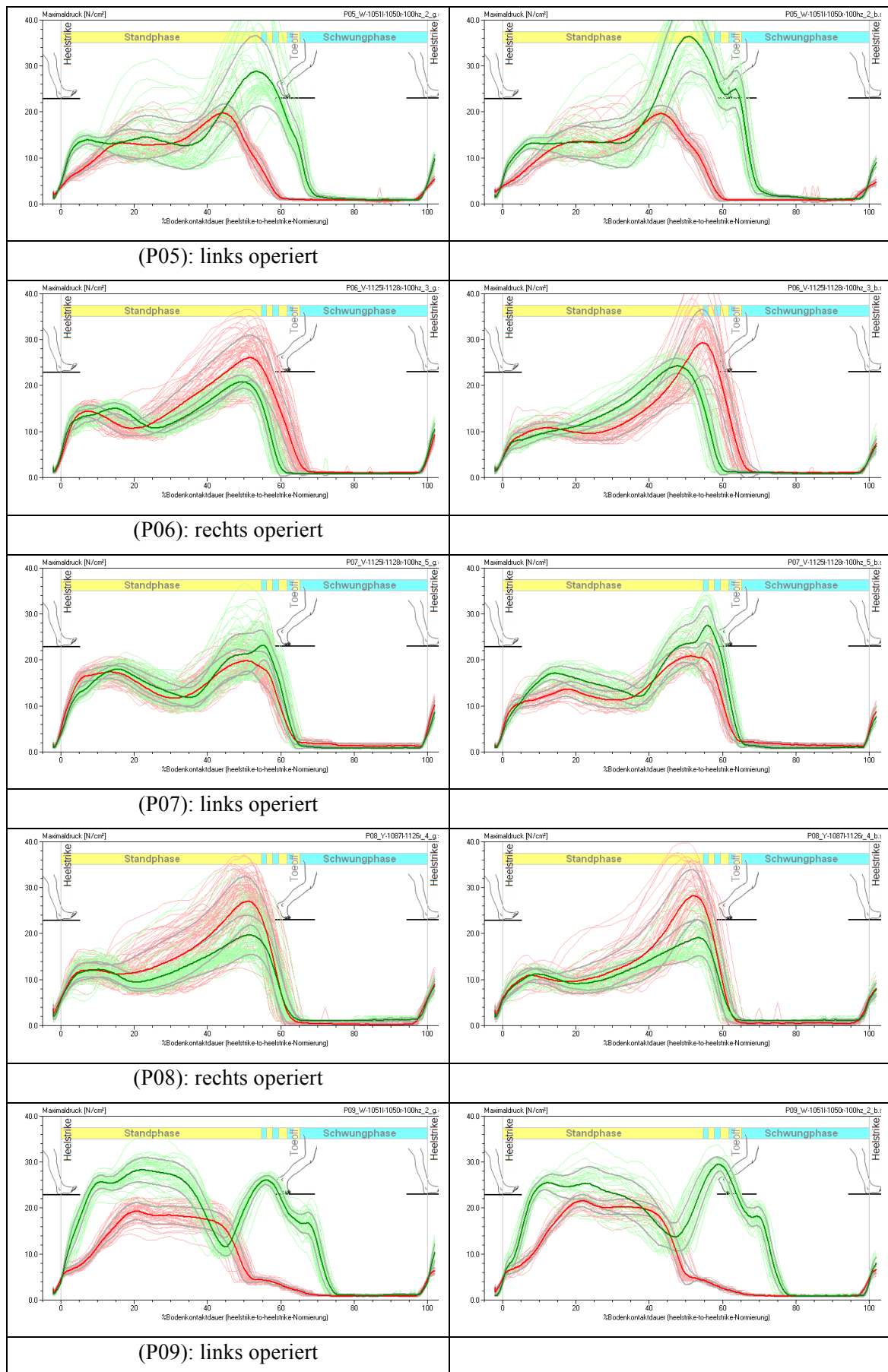


Abb.57 Maximaldruckkurven bei 9 Patienten, links beim Gehen in der Ebene, rechts in der Steigung.

8.4 Scores und Fragebögen

Knee Society Score

Während der letzten 4 Wochen...

Knie-Schmerzen:

<input type="radio"/> kein Schmerz	50
<input type="radio"/> leichte/ gelegentliche Schmerzen	45
<input type="radio"/> nur beim Treppensteigen	40
<input type="radio"/> beim Gehen und Treppensteigen	30
<input type="radio"/> mäßige Schmerzen - manchmal	20
<input type="radio"/> mäßige Schmerzen – ständig	10
<input type="radio"/> starke Schmerzen	0

Funktion: Gehstrecke

<input type="radio"/> unbegrenzt	50
<input type="radio"/> > 1 km	40
<input type="radio"/> 500 m – 1 km	30
<input type="radio"/> < 500 m	20
<input type="radio"/> nur im Haus möglich	10
<input type="radio"/> nicht möglich	0

Bewegungsausmaß:

5° = 1 Punkt (max. 25 Punkte für 125°) Flexion/Extension	25
--	----

Funktion: Treppensteigen

<input type="radio"/> normal auf + abwärts	50
<input type="radio"/> aufwärts normal abwärts mit Geländer	40
<input type="radio"/> auf + abwärts nur mit Geländer	30
<input type="radio"/> aufwärts mit Geländer abwärts nicht möglich	15
<input type="radio"/> Treppensteigen nicht möglich	0

Stabilität: (max. Bewegung)

Anterior-posterior:

Schublade	< 5 mm	10
	5-10 mm	5
	10 mm	0

Mediolateral:

seitl. verschiebbar	< 5°	15
	6°- 9°	10
	10°- 14°	5
	>15°	0

Beugekontraktur: (Abzug)

passiv (bei max 140° Beugung)		
	5° - 10°	- 2
	10° - 15°	- 5
	16° - 20°	- 10
	> 20°	-15

Gehilfe: (Abzug)

kein Hilfsmittel	0
1 Gehstock	- 5
2 Gehstöcke	- 10
2 UA-Gehstützen/Gehwagen	- 20

Streckdefizit: (Abzug)

< 10°	- 5
10° - 20°	- 10
> 20°	- 15

Fehlstellung Beinachse: (Abzug)

Norm: Knieausenwinkel 175° Valgus

(180° - 176°)	0° - 4°	- 3	pro 1°
(175° - 170°)	5°- 10°	- 0	
(169° - 165°)	11° - 15°	- 3	pro 1°
andere oder Varus		- 20	

Oxford 12-item Score

Bitte beantworten Sie die folgenden 12 Fragen, indem Sie die am ehesten zutreffende Zahl ankreuzen.

Während der letzten vier Wochen...

1. **Wie würden Sie die Schmerzen beschreiben, die Sie üblicherweise in Ihrem Knie hatten?**
 1. keine
 2. sehr gering
 3. gering
 4. mäßig
 5. stark

2. **Hatten Sie wegen Ihres Knies Schwierigkeiten, sich selbst zu waschen und abzutrocknen (am ganzen Körper) ?**
 1. überhaupt keine Schwierigkeiten
 2. sehr geringe Schwierigkeiten
 3. mäßige Schwierigkeiten
 4. extreme Schwierigkeiten
 5. unmöglich zu tun

3. **Hatten Sie wegen Ihres Knies Schwierigkeiten in ein Auto ein- , bzw. aus einem Auto auszusteigen oder öffentliche Verkehrsmittel zu benutzen? (welches Sie eher nutzen)**
 1. überhaupt keine Schwierigkeiten
 2. sehr geringe Schwierigkeiten
 3. mäßige Schwierigkeiten
 4. extreme Schwierigkeiten
 5. unmöglich zu tun

4. **Wie lange konnten Sie gehen, bevor Sie starke Schmerzen in Ihrem Knie bekamen (mit oder ohne Stock) ?**
 1. keine Schmerzen / > 30 Minuten
 2. 16 bis 30 Minuten
 3. 5 bis 15 Minuten
 4. nur im / ums Haus möglich
 5. gar nicht möglich, starke Schmerzen beim Gehen

5. **Wie schmerzhaft war es für Sie wegen ihres Knies nach einer Mahlzeit aus dem Sitzen wieder vom Tisch aufzustehen?**
 1. gar nicht schmerzhaft
 2. ein bisschen schmerzhaft
 3. mäßig schmerzhaft
 4. sehr schmerzhaft
 5. unerträglich

6. **Haben Sie wegen des Knies beim Gehen gehinkt?**
 1. selten / nie
 2. manchmal oder nur am Anfang
 3. oft, nicht nur am Anfang
 4. die meiste Zeit
 5. die ganze Zeit

7. **Konnten Sie sich hinknien und danach wieder aufstehen?**
 1. ja, leicht
 2. mit geringen Schwierigkeiten
 3. mit mäßigen Schwierigkeiten
 4. mit extremen Schwierigkeiten
 5. nein, gar nicht möglich

8. **Wurden Sie nachts im Bett durch Schmerzen in Ihrem Knie gestört?**
 1. nie nachts
 2. nur in 1 oder 2 Nächten
 3. in manchen Nächten
 4. in den meisten Nächten
 5. jede Nacht

9. **Wie sehr haben die Schmerzen in Ihrem Knie Ihre normalen Tätigkeiten beeinträchtigt (einschließlich Hausarbeit) ?**
 1. gar nicht
 2. ein wenig
 3. mäßig
 4. erheblich
 5. vollständig

10. **Hatten Sie das Gefühl, dass Ihr Knie plötzlich „nachgibt“ oder Sie nicht mehr tragen könnte?**
 1. selten / nie
 2. manchmal oder nur am Anfang
 3. oft, nicht nur am Anfang
 4. die meiste Zeit
 5. die ganze Zeit

11. **Konnten Sie Haushaltseinkäufe selbst erledigen?**
 1. ja, leicht
 2. mit geringen Schwierigkeiten
 3. mit mäßigen Schwierigkeiten
 4. mit extremen Schwierigkeiten
 5. nein, gar nicht möglich

12. **Konnten Sie eine Treppe hinunter gehen?**
 1. ja, leicht
 2. mit geringen Schwierigkeiten
 3. mit mäßigen Schwierigkeiten
 4. mit extremen Schwierigkeiten
 5. nein, gar nicht möglich

Womac Score

Wir möchten mit dem folgenden Fragebogen herausfinden, inwieweit Sie durch Ihr erkranktes Knie in Ihrer Lebensführung beeinträchtigt werden. Aus diesem Grund bitten wir Sie, alle aufgeführten Fragen zu beantworten, auch wenn sie sich nicht direkt auf Ihr Knie beziehen.
Bitte beantworten Sie die folgenden Fragen. Kreuzen Sie das am ehesten für Sie Zutreffende an.

Schmerzen:

Innerhalb der letzten 4 Wochen....

1. Wie stark sind die Schmerzen beim Gehen auf einer ebenen Fläche?
 kein gering mäßig stark sehr stark

2. Welche Schmerzen haben Sie beim Treppen Auf + Abwärtsgehen?
 keine geringe mäßige starke sehr starke

3. Welche Schmerzen verspüren Sie nachts im Bett?
 keine geringe mäßige starke sehr starke

4. Welche Schmerzen haben Sie beim Sitzen oder Liegen?
 keine geringe mäßige starke sehr starke

5. Wie stark sind die Schmerzen beim aufrechten Stehen?
 kein gering mäßig stark sehr stark

Steifheitsgrad:

Die folgenden Fragen beziehen sich auf den Steifigkeitsgrad (nicht Schmerzen), den Sie in Ihrem operierten Knie **während der vergangenen vier Wochen** empfunden haben. (Steifigkeit wird als Bewegungseinschränkung und Bewegungsverlangsamung des Gelenkes definiert)

1. Wie schwerwiegend ist die Steifigkeit beim Erwachen am Morgen?
 keine gering mäßig steif sehr steif

2. Wie stark ist die Steifigkeit nach Sitzen, Liegen oder Ruhen am späteren Tag ?
 keine gering mäßig steif sehr steif

Körperliche Funktionalität:

Die folgenden Fragen beziehen sich auf Ihre körperliche Funktionsfähigkeit (Ihre Fähigkeit, sich im Alltag zu bewegen und sich selbst zu versorgen).

Geben Sie bitte für jede Aktivität die Schwierigkeiten an, die Sie wegen Ihres operierten Knies **während der vergangenen vier Wochen** empfunden haben.

Welche Schwierigkeiten haben Sie

1. beim Treppen hinunter gehen?
 keine geringe mäßige schwere sehr schwere
2. beim Treppen hinaufsteigen?
 keine geringe mäßige schwere sehr schwere
3. beim Aufstehen vom Sitzen?
 keine geringe mäßige schwere sehr schwere
4. beim Stehen?
 keine geringe mäßige schwere sehr schwere
5. beim Bücken zum Fußboden?
 keine geringe mäßige schwere sehr schwere
6. beim Gehen auf einer ebenen Fläche?
 keine geringe mäßige schwere sehr schwere
7. beim Ein- und Aussteigen aus dem Auto?
 keine geringe mäßige schwere sehr schwere
8. beim Einkaufen?
 keine geringe mäßige schwere sehr schwere

9. beim Socken anziehen?
 keine geringe mäßige schwere sehr schwere
10. beim Aufstehen aus dem Bett?
 keine geringe mäßige schwere sehr schwere
11. beim Socken ausziehen?
 keine geringe mäßige schwere sehr schwere
12. beim Liegen im Bett?
 keine geringe mäßige schwere sehr schwere
13. beim Ein- und Aussteigen in die/ aus der Badewanne?
 keine geringe mäßige schwere sehr schwere
14. beim Sitzen?
 keine geringe mäßige schwere sehr schwere
15. beim sich Setzen auf/ Aufstehen von der Toilette?
 keine geringe mäßige schwere sehr schwere
16. bei schwerer Hausarbeit?
 keine geringe mäßige schwere sehr schwere
17. bei leichter Hausarbeit?
 keine geringe mäßige schwere sehr schwere

Ergänzung zum Womac:

Schmerzen in Abhängigkeit von der Bewegung im Kniegelenk:

Innerhalb der letzten 4 Wochen...

1. Wie oft verspüren Sie Schmerzen im betroffenen Knie?
 nie jeden Monat wöchentlich täglich immer
2. Welche Schmerzen haben Sie beim Drehen und Schwenken des Knies?
 keine geringe mäßige starke sehr starke
3. Welche Schmerzen empfinden Sie beim vollständigen Durchstrecken des Knies?
 keine geringe mäßige starke sehr starke
4. Welche Schmerzen empfinden Sie beim vollständigen Beugen des Knies?
 keine geringe mäßige starke sehr starke

Schmerzmittelgebrauch:

5. Wie oft haben Sie in den letzten vier Wochen Schmerzmedikamente wegen des operierten Knies einnehmen müssen?
 nie < 1x/ Woche 1-3x/ Woche 4-6x/ Woche täglich

Symptome und Funktion:

Innerhalb der letzten 4 Wochen...

6. Ist Ihr Knie dick geschwollen, war es angeschwollen?
 nie selten manchmal oft ständig
7. Fühlen Sie ein Knirschen, hören Sie Geräusche bei Bewegungen des Knies?
 nie selten manchmal oft ständig
8. Sperrt das Knie oder hängt es, wenn sie es bewegen?
 nie selten manchmal oft ständig
9. Können Sie das Knie vollständig strecken?
 ständig oft manchmal selten nie
10. Können Sie das Knie vollständig beugen?
 ständig oft manchmal selten nie

MSTS Score

Beschreibung

Angaben

1. Schmerzen

5	keine Schmerzen	keine Medikamente
4	zwischen 3 und 5	
3	mäßig / nicht behindernd	Nicht-Steroidale Antirheumatika
2	zwischen 1 und 3	
1	mäßig / zeitweise behindernd	zeitweise Opioid-Analgetika
0	stark / ständig behindernd	kontinuierlich Opioid-Analgetika

2. Funktion

5	keine Einschränkung	keine Behinderung
4	zwischen 3 und 5	
3	Einschränkung bei Freizeitaktivitäten	geringfügige Behinderung
2	zwischen 1 und 3	
1	teilweise berufliche Einschränkung	deutliche Behinderung, weitgehend arbeitsunfähig
0	vollständige berufliche Einschränkung	komplette Behinderung

3. Emotionale Akzeptanz

5	begeistert	Würde es anderen empfehlen
4	zwischen 3 und 5	
3	zufrieden	Würde es wieder machen
2	zwischen 1 und 3	
1	akzeptiert	Würde es ungern wiederholen
0	ablehnend	Würde es nicht wiederholen

4. Hilfsmittel

5	keine	keine Hilfsmittel
4	zwischen 3 und 5	gelegentlicher Gebrauch einer Schiene / Bandage
3	Schiene / Bandage	regelmäßiger Gebrauch einer Schiene / Bandage
2	zwischen 1 und 3	gelegentlicher Gebrauch eines Stocks oder UA-Gehstütze
1	1 Stock oder Unterarmgehstütze	regelmäßiger Gebrauch von Stock oder UA-Gehstütze
0	2 Stöcke oder Unterarmgehstützen	Gehen ohne Hilfsmittel nicht möglich

5. Gehfähigkeit

5	keine Limitierung	präoperatives Niveau
4	zwischen 3 und 5	
3	limitiert	bedeutende Einschränkung
2	zwischen 1 und 3	
1	nur Innen möglich	Gehen außerhalb der Wohnung nicht möglich
0	Gehen allein unmöglich	Gehen nur mit Unterstützung oder Rollstuhl möglich

6. Gangbild

5	Normal	keine Veränderung
4	zwischen 3 und 5	
3	gering verändert	lediglich kosmetische Veränderungen
2	zwischen 1 und 3	
1	stark verändert	geringfügiges funktionelles Defizit
0	stark beeinträchtigt	starkes funktionelles Defizit

Maximale Punktzahl: 30 / Erreichte Punktzahl:
Rating:

SF 12 Fragebogen zum allgemeinen Gesundheitszustand

In diesem Fragebogen geht es um Ihre Beurteilung Ihres Gesundheitszustandes. Der Bogen ermöglicht es, im Zeitverlauf nachzuvollziehen, wie Sie sich fühlen und wie Sie im Alltag zurecht kommen.
Bitte kreuzen Sie die Antwort an, die am besten auf Sie zutrifft.

1) Wie würden Sie Ihren Gesundheitszustand im Allgemeinen beschreiben?

- ausgezeichnet sehr gut gut weniger gut schlecht

2) Im Folgenden sind einige Tätigkeiten beschrieben, die Sie vielleicht an einem normalen Tag ausüben. Sind Sie durch Ihren derzeitigen Gesundheitszustand bei folgenden Tätigkeiten eingeschränkt? Wenn ja, wie stark?

a) mittelschwere Tätigkeiten (z.B. einen Tisch verschieben, staubsaugen, kegeln, Golf spielen)

- Ja, stark eingeschränkt Ja, etwas eingeschränkt Nein, nicht eingeschränkt

b) mehrere Treppenabsätze steigen

- Ja, stark eingeschränkt Ja, etwas eingeschränkt Nein, nicht eingeschränkt

3) Hatten Sie in den vergangenen vier Wochen auf Grund Ihrer körperlichen Gesundheit irgendwelche Schwierigkeiten bei der Arbeit oder anderen alltäglichen Tätigkeiten im Beruf bzw. zu Hause?

- a) Ich habe weniger geschafft als ich wollte** Ja Nein

- b) Ich konnte nur bestimmte Dinge tun** Ja Nein

4) Hatten Sie in den vergangenen vier Wochen auf Grund seelischer Probleme irgendwelche Schwierigkeiten bei der Arbeit oder anderen alltäglichen Tätigkeiten im Beruf bzw. zu Hause? (z.B. weil Sie sich niedergeschlagen oder ängstlich fühlen?)

- a) Ich habe weniger geschafft als ich wollte** Ja Nein

- b) Ich konnte nicht so sorgfältig wie üblich arbeiten** Ja Nein

5) Inwieweit haben die Schmerzen Sie in den vergangenen vier Wochen bei der Ausübung Ihrer Alltagsaktivitäten zu Hause und im Beruf behindert?

- überhaupt nicht ein bisschen mäßig zehmlich sehr

6) In diesen Fragen geht es darum, wie Sie sich fühlen und wie es Ihnen in den vergangenen vier Wochen gegangen ist.

Wie oft waren Sie in den letzten vier Wochen ...

a) ...ruhig und gelassen?

- immer meistens zehmlich oft manchmal selten nie

b) ...voller Energie?

- immer meistens zehmlich oft manchmal selten nie

c) ...entmutigt und traurig?

- immer meistens zehmlich oft manchmal selten nie

7) Wie häufig haben Ihre körperliche Gesundheit oder seelischen Probleme in den letzten vier Wochen Ihre Kontakte zu anderen Menschen (Besuche bei Freunden, Verwandten usw.) beeinträchtigt?

- immer meistens manchmal selten nie

Nachuntersuchung / Befragung

Datum:

Allgemeines:

Name:

email:

Vorname:

Geb.Datum:

Geschlecht

Alter

Größe

Gewicht

BMI

Sozial Anamnese:

Operierte Seite:

Operateur:

Datum der 1. OP

Alter bei 1.OP

In letzter Arbeit erfasst - ja / nein

Was ist zementiert, teilzementiert, nicht zementiert

Zeit nach 1.OP in Tagen bis Revision/Komplikation

In Monaten

Zeit nach letzter OP in Tagen

In Monaten

Zeit des Follow up seit OP

1.- OP-Indikation

Wann wurde Erstdiagnose gestellt

Tumorentität

mit / ohne Metastasen

Primärtumor oder Metastase

Staging / Grading

Chemo, wie lange vor, wie lange nach OP

Standzeit, wie lange steht Implantat seit letzter OP

Ist die erste Prothese noch implantiert - Ja / nein

Komplikationen/ Bruch/Lockerung

Wurde mal gewechselt, wenn ja, was

Wann wurde gewechselt

Standdauer seit Wechsel in Tagen

Standdauer seit Wechsel in Monaten

Wurde primär die Kniescheibe ersetzt

Wurde die Kniescheibe nachträglich gewechselt

Weitere Wechsel / Revisionen

Gab es andere OP's am Knie

Infektion am Knie nach OP

Thrombose / andere Komplikationen post op - wenn Ja, welche

Arbeitsfähig prä-OP

Arbeitsfähig post-OP

Beruf damals

Beruf heute

Zum Zeitpunkt der OP berentet

Rheuma / Arthrose

Einnahme von Analgetika - wenn ja, was, wieviel

Kamen andere Krankheiten seit der OP dazu

Können Sie Sport betreiben, wenn Ja, welche Art von Sport ist möglich

Name:

Fragen zur subjektiven Zufriedenheit:

1. Würden Sie diese Operation Verwandten und Freunden, die an derselben Krankheit leiden, weiterempfehlen?

ja, sofort zögernd, ja bedingt ja eher nicht nein

2. Würden Sie sich unter denselben Umständen wieder einer solchen Operation unterziehen?

ja, sofort zögernd, ja bedingt ja eher nicht nein

3. Wie sind Sie mit dem Ergebnis zufrieden?

sehr zufrieden mehr als zufrieden zufrieden weniger zufrieden nicht zufrieden

Wie stark waren die Schmerzen vor OP, nach OP, heute? (Skala 1-10)

keine Schmerzen

sehr starke Schmerzen



4. Schmerzskala prä-OP



5. Schmerzskala post-OP



6. Schmerzen heute

7. Wie ist Ihre Lebensqualität heute?

sehr gut gut befriedigend unbefriedigend schlecht

Untersuchung:

Name:

Narbenverhältnisse	Entzündung	
Erguß	Rötung	
Schwellung am Knie	ja	nein

Bewegungsumfang aktiv Neutral Null: op.Knie.: F..../NN...../E.....

Bewegungsumfang pass Neutral Null: op.Knie.:F..../NN...../E.....

ROM overall in Grad°:

Streckdefizit

Patellaaußendruckschmerz

Zohlenzeichen

Instabilität

Beinlängendifferenz: (Spina iliaca anterior superior - Malleolus lateralis)

Beinachsenfehlstellung anhand Rö-Aunahmen:

geplantes weiteres Procedere

Kraftmessung Quadriceps: Einteilung in 6 Stufen:

0 = keine Kontraktion sicht- oder fühlbar

1 = sicht- oder tastbare Kontraktion

2 = Bewegung ohne Einfluss der Schwerkraft möglich

3 = Bewegung gegen Schwerkraft möglich

4 = Bewegung gegen Schwerkraft und Widerstand möglich

5 = normale Muskelkraft

Kraftmessung Isobex

op.Knie

gesundes Knie

absolut gemessene Zugkraft:

im Vergleich zur gesunden Seite:

100%

8.5 Tabula Peutingeriana

Die Tabula Peutingeriana ist eine aus 11 Pergamentblättern zusammengeklebte, 6,75 x 0,34 m große Landkarte. Ihre Ursprünge gehen auf das frühe 1.Jh.n.Ch. zurück. Sie wurde mehrfach überarbeitet und kopiert. Eine Kopie aus dem 12./13.Jh. wurde von dem Augsburger Stadtschreiber Conrad Peutinger erworben. Sie wird heute in der Hofbibliothek in Wien aufbewahrt. Eine vergrößerte Fotokopie ist im römischen Museum der Stadt Augsburg zu sehen.

Diese römische Landkarte zeichnet unabhängig von Himmelsrichtungen in horizontaler Richtung die wichtigsten Verbindungswege und Straßen innerhalb des römischen Weltreiches ab, von Schottland bis Afrika, von Spanien bis Persien. Es handelt sich dabei um einen Durchmesser von ca. 3.800km Luftlinie, mit dem Mittelpunkt Rom. Die Marschentfernung z.B. von Rom nach Persien belief sich auf ca. 4.000km. Die Straßen dienten vorwiegend der zivilen Versorgung, Verwaltung und der militärischen Überwachung. Sämtliche Entfernungen auf dieser Karte wurden von den Römern in mp (milia passuum = tausend Schritte = Meilenstein) angegeben, wobei 1 römische Meile (1mp) mit 1000 Doppelschritten festgelegt wurde. Ein Doppelschritt entspricht dabei nach heutigen Umrechnungen 1,479m, 1000 Doppelschritte, bzw. 1mp entsprechen 1479m.

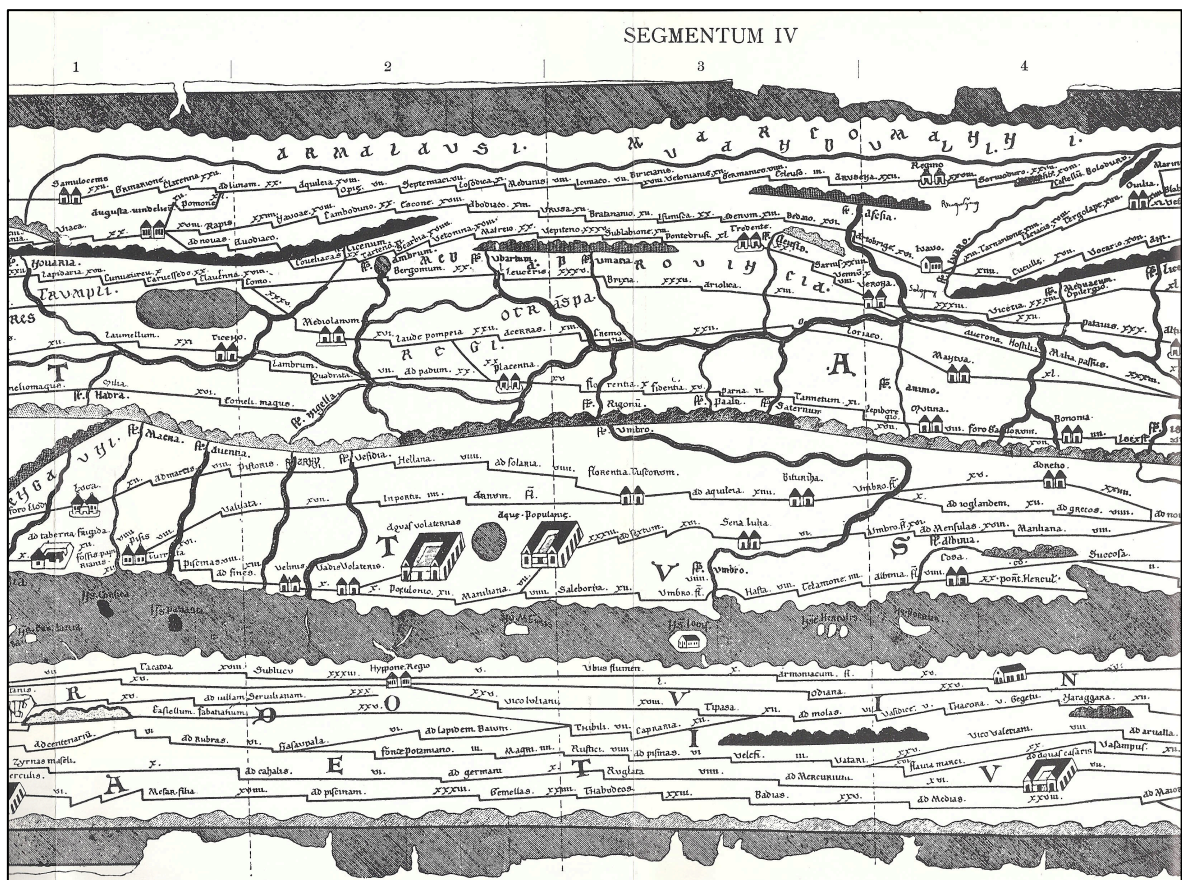


Abb.58 Auszug aus der Tabula Peutingeriana

8.6 **Abbildungs- und Tabellenverzeichnis**

Abb.1 Gangzyklus.....	12
Abb.2 Darstellung von Winkelbewegungen während eines Gangzyklus	15
Abb.3 Normale Gelenkbewegungen und Muskelaktivitäten am Kniegelenk	17
Abb.4 Tumorchirurgische Resektionsränder von Knochentumoren.....	23
Abb.5 MML-Prothese mit eingebautem Treviraband.....	31
Abb.6 Präoperative Planung des endoprothetischen Ersatzes mit MML-Tumor-Prothese	32
Abb.7 Abbildung der MML-Prothese mit Vergrößerung des Tibiakopfmoduls	33
Abb.8 Präparation des Femur.....	33
Abb.9 Eingebaute Gelenkteile der MML-Prothese.....	34
Abb.10 Einbringen des Trevirabands.....	34
Abb. 11 Einfädeln in den Klemmblock.....	34
Abb.12 Fixation des Trevirabands unter Vorspannung	35
Abb.13 Patientenkollektiv der vorliegenden Studie.....	38
Abb.14 Altersverteilung der 18 operierten Patienten zum Zeitpunkt der Tumorresektion.....	38
Abb.15 Tumorentitäten bei 18 operierten Patienten	39
Abb.16 Alter der Patienten zum Untersuchungszeitpunkt	41
Abb.17 Alter der 9 Patienten zum Zeitpunkt der Tumorresektion.....	42
Abb.18 Auswertung des SF-12v	47
Abb.19 Zugkraftmessung des Streckapparates mit dem Isobex-Analysegerät	50
Abb.20 gemittelte Vertikalkraftkurve bei 103 Normalprobanden	52
Abb.21 Maximaldruck-Kurve eines Normalprobanden während eines Gangzyklus.....	53
Abb.22 Bildschirmbild mit Verarbeitung der Messdaten mit der pedar-X-Software	53
Abb.23 Messung der plantaren Druckverteilung und Ganglinie.....	54
Abb.24 Pedogramm mit Überlagerung der Ganglinien aller Einzelschritte	54
Abb.25 Ganglabor des Klinikums rechts der Isar - Aufbau.....	55
Abb.26 Patientin beim Laufen mit 10% Steigung auf dem Laufband	56
Abb.27 2D-Bewegungsanalyse beim Gehen auf dem Laufband in der Ebene	56
Abb.28 Messung der Bewegungswinkel - (Marker-Tracking)	56
Abb.29 Hüftgurt für die Pedobarometrie	57
Abb.30 Patient beim Gehen auf dem Laufband in der Ebene.....	57
Abb.31 Synchronisationsvorgang von Marker-Tracking-Videoanalyse mit Pedobarometrie	58
Abb.32 Computergestützte Datenerfassung einer Gangsequenz auf dem Laufband	58
Abb.33 Follow-Up seit Tumorresektion bis zum Zeitpunkt der Untersuchung.....	62
Abb.34 Follow-Up seit Implantation der MML-Tumorprothese mit Treviraband bis zum Untersuchungszeitpunkt	62
Abb.35 Follow-Up vom Zeitpunkt der MML-Tumorprothesen-Implantation bis zum ersten Revisionseingriff	63

Abb.36 Follow-Up vom letzten Revisionseingriff bis zum Untersuchungszeitpunkt	63
Abb.37 Umfang aktiver Kniegelenkwinkelbewegung des operierten Beines.....	66
Abb.38 Darstellung der Isobex-Messwerte	67
Abb. 39 Einzelergebnisse und Mittelwerte aus den verwendeten Sores.....	72
Abb. 40 Umrechnung der Einzelergebnisse und Mittelwerte auf eine 100er Skala	72
Abb.41 Graphische Darstellung der Einzelergebnisse in der 100er Skala.....	72
Abb.42 Winkelkurven des OSG, Knie- und Hüftgelenks bei (P05)	73
Abb.43 Mittelwertkurven des Kniegelenks beim Gehen in der Ebene	75
Abb.44 Mittelwertkurven des Kniegelenks beim Gehen in der Steigung.....	76
Abb.45 Mittelwertkurven des OSG beim Gehen in der Ebene	78
Abb.46 Mittelwertkurven des OSG beim Gehen in der Steigung.....	78
Abb.47 Mittelwertkurven des Hüftgelenks beim Gehen in der Ebene	80
Abb.48 Mittelwertkurven des Hüftgelenks beim Gehen in der Steigung	80
Abb.49 Darstellung der Bodenkontaktdauer	81
Abb.50 Vertikalkraftkurven bei (P05)	82
Abb.51 Darstellung der Ergebnisse der Vertikalkraft.....	82
Abb.52 Darstellung der Maximaldruck-Werte.....	83
Abb.53 Maximaldruckkurven bei (P05).....	84
Abb.54 Pedogrammbilder der 9 Patienten incl. der eingezeichneten Ganglinien.....	85
Abb.55 Zusammenstellung der Gelenkwinkelveränderungen während des Gangzyklus	122
Abb.56 Vertikalkraftkurven bei 9 Patienten	124
Abb.57 Maximaldruckkurven bei 9 Patienten.....	126
Abb.58 Auszug aus der Tabula Peutingeriana	137

8.7 Tabellenverzeichnis

Tab.1 Extensoren des Kniegelenks	9
Tab.2 Bezeichnungen der Gangzyklus-Phasen	12
Tab.3 Physiologische Winkelbewegungen im Hüft-, Knie- und oberen Sprunggelenk	14
Tab.4 Stadieneinteilung maligner Knochentumoren.....	21
Tab.5 Stadieneinteilung nach Enneking.....	22
Tab.6 Anatomisch-funktionelle Klassifikation „Streckapparatdefekt am Kniegelenk“	24
Tab.8 Zusammenstellung der Standzeiten und Revisionen bei 18 Patienten.....	61
Tab.9 Zusammenstellung der Standzeiten nach Einbau einer MML-Prothese bei 9 Patienten ...	62
Tab.10 Isobex-Messwerte der Zugkraft des M.quadriceps femoris bei 9 Patienten	67
Tab.11 MSTs verschiedener Rekonstruktionsverfahren	100

9 Literaturverzeichnis

- 1 Aho AJ, Ekfors T, Dean PB, Aro HT, Ahonen A, Nikkanen V. Incorporation and clinical results of large allografts of the extremities and pelvis. *Clin Orthop Relat Res.* 1994 Oct;(307):200-13.
- 2 Anagnostakos K, Kohn D. Megaendoprothesen am Kniegelenk. *Orthopäde* 2010; 39:949-959
- 3 Anract P, Missenard G, Jeanrot C, Dubois V, Tomeno B. Knee reconstruction with prosthesis and muscle flap after total arthroctomy. *Clin Orthop Relat Res.* 2001 Mar;(384):208-16.
- 4 AO Foundation. Handbuch „Musculoskeletal Outcomes Measures and Instruments“. Suk M, Hanson BP, Norvell DC, Helfet DL. AO Foundation, Davos und Dübendorf, Schweiz. Volume 2, Thieme Verlag 2009
- 5 Aracil J, Salom M, Aroca JE, Torro V, Lopez-Quiles D. Extensor apparatus reconstruction with Leeds-Keio ligament in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 1999 Feb;14(2):204-8.
- 6 Argenson JN, Parratte S, Ashour A, Komistek RD, Scuderi GR. Patient-reported outcome correlates with knee function after a single-design mobile-bearing TKA. *Clin Orthop Relat Res.* 2008 Nov;466(11):2669-76. doi: 10.1007/s11999-008-0418-x. Epub 2008 Aug 15.
- 7 Ayerza MA, Aponte-Tinao LA, Abalo E, Muscolo DL. Continuity and function of patellar tendon host-donor suture in tibial allograft. *Clin Orthop Relat Res.* 2006 Sep;450:33-8.
- 8 Bacci G, Ferrari S, Lari S, Mercuri M, Donati D, Longhi A, Forni C, Bertoni F, Versari M, Pignotti E. Osteosarcoma of the limb. *J Bone Joint Surg Br.* 2002; 84-B:88-92
- 9 Back DL(1), Cannon SR, Hilton A, Bankes MJ, Briggs TW. The Kinemax total knee arthroplasty. Nine years' experience. *J Bone Joint Surg Br.* 2001 Apr;83(3):359-63.
- 10 Barrack RL, Stanley T, Allen Butler R. Treating extensor mechanism disruption after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2003 Nov;(416):98-104.
- 11 Beebe K, Song KJ, Ross E, Tuy B, Patterson F, Benevenia J. Functional outcomes after Limb-Salvage-Surgery and endoprosthetic Reconstruction with an expandable prosthesis: a report of 4 cases. *Arch Phys Med Rehabil Vol 90*, June 2009.
- 12 Bellamy N, Buchanan WW, Goldsmith CH, Campbell J, Stitt LW. Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee. *J Rheumatol.* 1988 Dec;15(12):1833-40.
- 13 Biau D, Faure F, Katsahian S, Jeanrot C, Tomeno B Anract P. Survival of total knee replacement with a megaprosthesis after bone tumor resection. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88:1285-93.
- 14 Biau DJ, Dumaine V, Babinet A, Tomeno B, Anract P. Allograft-prosthesis composites after bone tumor resection at the proximal tibia. *Clin Orthop Relat Res.* 2007 Mar;456:211-7
- 15 Bickels J, Wittig JC, Kollender Y, Neff RS, Kellar-Graney K, Meller I, Malawer MM. Reconstruction of the extensor mechanism after proximal tibia endoprosthetic replacement. *J Arthroplasty.* 2001 Oct;16(7):856-62
- 16 Bullinger M, Kirchberger I. Der SF-36- Fragebogen zum Gesundheitszustand: Handbuch für die deutschsprachige Fragebogenversion. (1998) Hogrefe-Verlag, Göttingen
- 17 Bürde C, Sweeney P. Die Behandlung der Streckapparatsuffizienz nach Knieprothetik durch allogene Transplantation. *Orthopäde* 2007; 36:272-378

- 18 Busfield BT, Huffman GR, Nahai F, Hoffman W, Ries MD. Extended medial gastrocnemius rotational flap for treatment of chronic knee extensor mechanism deficiency in patients with and without total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2004 Nov;(428):190-7
- 19 Bruyere O, Cooper C, Pavelka K, Rabenda V, Buckinx F, Beaudart C, Reginster JY. Changes in structure and symptoms in knee osteoarthritis and prediction of future knee replacement over 8 years. *Calcif Tissue Int.* 2013 Dec;93(6):502-7. doi: 10.1007/s00223-013-9781-z. Epub 2013 Aug 31.
- 20 Capanna R, Scoccianti G, Campanacci DA, Beltrami G, De Biase P. Surgical Technique: Extraarticular Knee Resection with Prosthesis-Proximal Tibia-extensor Apparatus Allograft for Tumors Invading the Knee. *Clin Orthop Relat Res.* 2011 Apr 12
- 21 Cho Y, Kim JD, Chung SH. Osteosarcoma of the patella: biologic reconstruction with allograft. *Orthopedics.* 2009 Oct;32(10)
- 22 Clement ND, MacDonald D, Patton JT, Burnett R. Post-operative Oxford knee score can be used to indicate whether patient expectations have been achieved after primary total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2015 Jun;23(6):1578-90. doi:10.1007/s00167-014-2865-0. Epub 2014 Feb 1.
- 23 Colwell CW Jr. The extensor mechanism in total knee replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 2003 Nov;(416):74-5
- 24 Constant CR, Murley AH. A clinical method of functional assessment of the shoulder. *Clin Orthop Relat Res.* 1987 Jan;(214):160-4
- 25 Constant CR. Schulterfunktionsbeurteilung. *Orthopäde*, 1991, 20:289-294
- 26 Coombs CJ, O'Sullivan M, Theile R, Tan SC. Method of quadriceps attachment following upper tibial resection. *Microsurgery.* 2006;26(2):106-10
- 27 Dahlin's Bone Tumor. Unni KK, Inwards CY. 6th Edition; Philadelphia 2010
- 28 Dawson J, Fitzpatrick R, Murray D, Carr A. Questionnaire on the perceptions of patients about total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br.* 1998 Jan;80(1):63-9
- 29 Dominkus M, Sabeti M, Kotz R. Functional tendon repair in orthopedic tumor surgery. *Orthopäde.* 2005 Jun;34(6):556-9. German
- 30 Dominkus M, Sabeti M, Toma C, Abdolvahab F, Trieb K, Kotz RI. Reconstructing the extensor apparatus with a new polyester ligament. *Clin Orthop Relat Res.* 2006, Dec;453:328-34
- 31 Donati D, Colangeli M, Colangeli S, Di Bella C, Mercuri M. Allograft-prosthetic composite in the proximal tibia after bone tumor resection. *Clin Orthop Relat Res.* 2008 Feb;466(2):459-65. Epub 2008 Jan 10.
- 32 Dorfman HD M.D.1*, Czerniak B M.D.2. Bone cancers. *Cancer; Supplement: An Interdisciplinary International Journal of the American Cancer Society Volume 75, Issue Supplement S1, pages 203-210, 1 January 1995*
- 33 Dragu A, Jeffries J, Bach AD, Horch RE. Prinzipien der Lappenplastiken: eine Übersicht. *CHAZ 9.Jahrgang, 2.Heft 2008*
- 34 von Eisenhart-Rothe R, Toepfer A, Salzmann M, Schauwecker J, Gollwitzer H, Rechl H. Primär maligne Knochentumoren. *Orthopäde.* 2011 Dec;40(12):1121-42
- 35 Enneking WF, Spanier SS, Goodman MA. A system for the surgical staging of musculoskeletal sarcoma. *Clin Orthop Relat Res* 1980 153:106-120

- 36 Enneking WF. A system of staging musculoskeletal neoplasms. *Clinical Orthopaedics & Related Research* - Vol 204: 9-24, March 1986
- 37 Enneking WF, Dunham W, Gebhardt MC, Malawer M, Pritchard DJ. A system for the functional evaluation of reconstructive procedures after surgical treatment of tumors of the musculoskeletal system. *Clin Orthop Relat. Res* 1993 Jan;(286):241-6
- 38 Erlemann R, Wörtler K. Knochentumoren, aus: *Handbuch diagnostische Radiologie; Muskuloskelettales System 2*. Stäbler A. Springer Verlag
- 39 Fansa H, Meric C. Rekonstruktion der M.quadriceps femoris Funktion durch Muskeltransfer. *Handchir Mikrochir plast Chir* 2010; 42(2): 233-238
- 40 Fletcher C, Unni K, Mertens F. World Health Organization classification of tumours: pathology and genetics of tumours of soft tissue and bone. *Malignant fibrous histiocytoma of bone*. IARC Press, Lyon (2002)
- 41 Freutsmiedl J. Römische Straßen der Tabula Peutingeriana in Noricum und Raetien. Verlag Dr.Ulrich Pfauth, Büchenbach. ISBN 3-933474-36-1
- 42 Friedrich M, Boenick U. Ganganalytische Untersuchungen von Patienten mit Knie-Endoprothesen. *Orthopädie-Technik* 6/99
- 43 Fritsch C, Haslbeck M. Was leistet die Pedographie. *MMW-Fortschritte der Medizin* Nr. 26 / 2004
- 44 Fujikawa K, Ohtani T, Matsumoto H, Seedhom BB. Reconstruction of the extensor apparatus of the knee with the Leeds-Keio ligament. *J Bone Joint Surg Br*. 1994 Mar;76(2):200-3
- 45 Gerdesmeyer L, Gollwitzer H, Diehl P, Burgkart R, Steinhauser E. Reconstruction of the extensor tendons in revision total knee arthroplasty and tumor surgery. *Orthopade*. 2006 Feb;35(2):169-75. Review. German
- 46 Gerdesmeyer L, Töpfer A, Kircher J, Grundei H, Diehl P. The modular MML revision system in knee revision and tumor arthroplasty. *Orthopade*. 2006, Sep;35(9):975-81. German
- 47 Gilbert NF, Yasko AW, Oates SD, Lewis VO, Cannon CP, Lin PP. Allograft-prosthetic composite reconstruction of the proximal part of the tibia. An analysis of the early results. *J Bone Joint Surg Am*. 2009 Jul;91(7):1646-56
- 48 Gollwitzer H, Meyer H, Stemberger A. Implantatinfektionen und Strategien zur antibakteriellen Beschichtung. *Trauma Berufskrankh* 2003, 5(Suppl 2): S347-S352
- 49 Gosheger G, Gebert C, Ahrens H, Streitbuenger A, Winkelmann W, Harges J. Endoprosthetic reconstruction in 250 patients with sarcoma. *Clin Orthop Relat Res*. 2006 Sep;450:164-71.
- 50 Gosheger G, Hillmann A, Lindner N, Rödl R, Hoffmann C, Bürger H, Winkelmann W. Soft tissue reconstruction of megaprotheses using a trevira tube. *Clin Orthop Relat Res*. 2001 Dec;(393):264-71.
- 51 Gösling T, Probst C, Länger F, Rosenthal H, Brunnemer U, Krettek C. Diagnostik und Therapie primärer Knochentumoren. *Chirurg* 2010; 81:657-680
- 52 Götz-Neumann K., *Gehen verstehen - Ganganalyse in der Physiotherapie*. Thieme Verlag 2006, Stuttgart
- 53 Goudie S, Deep K. Collateral soft tissue release in primary total knee replacement. *Comput Aided Surg*. 2014;19(1-3):29-33. doi: 10.3109/10929088.2014.889212. Epub 2014 Apr 10.
- 54 *Gray's Atlas der Anatomie*. Drake RL, Vogl AW, Mitchell AWM, Tibbitts RM, Richardson PE. 1.Auflage 2009. Elsevier, München

-
- 55 Grifka, J, Krämer KL. Leitlinien der Orthopädie von DGOT und BVO zur Behandlung von Gonarthrose verabschiedet 10.01.98. Deutscher Ärzte Verlag 1999
- 56 Grimer RJ, Carter SR, Tillman RM, Sneath RS, Walker PS, Unwin PS, Shewell PC. Endoprosthetic replacement of the proximal tibia. *J Bone Joint Surg Br.* 1999 May;81(3):488-94
- 57 Güth V, Klein D, Rosenbaum D. Ganganalyse in Rehabilitation in Orthopädie und Unfallchirurgie; 3, 32-41; Springer Verlag 2005
- 58 Haenle M, Fritsche A, Zietz C, Bader R, Heidenau F, Mittelmeier W, Gollwitzer H. An extended spectrum bactericidal titanium dioxide (TiO₂) coating for metallic implants: in vitro effectiveness against MRSA and mechanical properties. *J Mater Sci Mater Med.* 2011 Feb;22(2):381-7. Epub 2010 Dec 29
- 59 Harges J, Ahrens H, Gosheger G, Nottrott M, Dieckmann R, Henrichs MP, Streitbürger A. Management of complications in megaprotheses. [Article in German]. *Unfallchirurg.* 2014 Jul;117(7):607-13. doi: 10.1007/s00113-013-2477-z.
- 60 Harges J, Ahrens H, Nottrott M, Dieckmann R, Gosheger G, Henrichs MP, Streitbürger A. Der Anbindungsschlauch zur Weichteilrekonstruktion nach Megaprothesenimplantation. *Oper Orthop Traumatol* 2012, 24:227–234.
- 61 Hawker G, Wright J, Coyte P, Paul J, Dittus R, Croxford R, Katz B, Bombardier C, Heck D, Freund D. Health-related quality of life after knee replacement. *J Bone Joint Surg Am.* 1998 Feb;80(2):163-73.
- 62 Hoffmann H. Eine experimentelle Studie zur Systematik der Nutzung von Rumpfschwingungen beim menschlichen Gehen. Dissertation an der Ruhr-Universität Bochum, 2001
- 63 Holzapfel BM, Rechl H, Lehner S, Pilge H, Gollwitzer H, Steinhauser E. Alloplastic reconstruction of the extensor mechanism after resection of tibial sarcoma. *Sarcoma.* 2011;2011:545104. Epub 2011 Apr 11
- 64 Holzapfel BM, Pilge H, Toepfer A, Jakubitz RG, Gollwitzer H, Rechl H, von Eisenhart-Rothe R, Rudert M. Proximaler Tibiaersatz und alloplastische Rekonstruktion des Streckapparats nach Resektion kniegelenksnaher Tumoren. *Oper Orthop Traumatol* 2012; 24:247–262
- 65 Honoki K, Kobata Y, Miyauchi Y, Yajima H, Fujii H, Kido A, Shigematu K, Kawamura K, Morishita T, Mii Y, Takakura Y. Epiphyseal preservation and an intercalary vascularized fibular graft with hydroxyapatite composites. Reconstruction in metaphyseal osteosarcoma of the proximal tibia: a case report. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2008 Feb;128(2):189-93. Epub 2007 May 10
- 66 Horowitz SM, Lane JM, Otis JC, Healey JH. Prosthetic arthroplasty of the knee after resection of a sarcoma in the proximal end of the tibia. A report of sixteen cases. *J Bone Joint Surg Am.* 1991 Feb;73(2):286-93
- 67 Hube R, Reichel H. Modular revision systems in total knee arthroplasty. Possibilities and techniques. *Orthopade.* 2003 Jun;32(6):506-15. German
- 68 Hudd A, Kunasingam K, Ricketts D, Bush J. A 5 to 8 year follow-up study of the Rotaglide mobile bearing total knee arthroplasty. *Int Orthop.* 2009 Jun;33(3):675-8. doi: 10.1007/s00264-008-0561-8. Epub 2008 Jul 2.
- 69 Hudson TM, Springfield DS, Schiebler M. Popliteus muscle as a barrier to tumor spread: computed tomography and angiography. *J Comput Assist Tomogr.* 1984, Jun;8(3):498-501
-

- 70 Huvos A. Bone Tumors: Diagnosis, Treatment, Prognosis, 2nd, WB Saunders Company, Philadelphia 1979
- 71 Innocenti M, Abed YY, Beltrami G, Delcroix L, Balatri A, Capanna R. Quadriceps muscle reconstruction with free functioning latissimus dorsi muscle flap after oncological resection. *Microsurgery*. 2009;29(3):189-98
- 72 Insall JN, Dorr LD, Scott RD, Scott WN. Rationale of the Knee Society clinical rating system. *Clin Orthop Relat Res*. 1989 Nov;(248):13-4
- 73 Jeon DG, Kim MS, Cho WH, Song WS, Lee SY. Pasteurized autograft-prosthesis composite for reconstruction of proximal tibia in 13 sarcoma patients. *J Surg Oncol*. 2007 Dec 1;96(7):590-7
- 74 Jeys LM, Grimer RJ, Carter SR, Tillman RM. Periprosthetic infection in patients treated for an orthopaedic oncological condition. *J Bone Joint Surg Am*. 2005 Apr;87(4):842-9.
- 75 Kabo JM(1), Yang RS, Dorey FJ, Eckardt JJ. In vivo rotational stability of the kinematic rotating hinge knee prosthesis. *Clin Orthop Relat Res*. 1997 Mar;(336):166-76.
- 76 Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res*. 1990 May;8(3):383-92
- 77 Kapandji IA. Funktionelle Anatomie der Gelenke, 3. Auflage 1999, Hippokrates-Verlag, 64-146
- 78 Kdolsky R, Reihnsner R, Schabus R, Beer RJ. Measurement of stress-strain relationship and stress relaxation in various synthetic ligaments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 1994;2(1):47-9
- 79 Kim SJ, Bamne A(2), Song YD(2), Kang YG(2), Kim TK(2). Patients still wish for key improvements after total knee arthroplasty. *Knee Surg Relat Res*. 2015 Mar;27(1):24-33. doi: 10.5792/ksrr.2015.27.1.24. Epub 2015 Mar 2.
- 80 Kim JD, Lee GW, Chung SH. A reconstruction with extracorporeal irradiated autograft in osteosarcoma around the knee. *J Surg Oncol*. 2011 Aug 1;104(2):187-91
- 81 Klement A. Plantare Druckverteilung während und nach der Schwangerschaft. Dissertation TU München, Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie, 2009
- 82 Koch E, Hoffmann A, Öhlschlegel C, Lampert C. Knochen- und Weichteiltumoren. Kapitel 15 aus Orthopädie und Unfallchirurgie. Grifka J, Kuster M. Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2011
- 83 Kollender Y, Bender B, Weinbroum AA, Nirkin A, Meller I, Bickels J. Secondary reconstruction of the extensor mechanism using part of the quadriceps tendon, patellar retinaculum, and Gore-Tex strips after proximal tibial resection. *J Arthroplasty*. 2004 Apr;19(3):354-60
- 84 Kotz RI, Windhager R, Dominkus M, Robioneck B, Müller-Daniels H. A self-extending paediatric leg implant. *Nature*. 2000 Jul 13;406(6792):143-4
- 85 Kotz R. Megaprothesen: KMFTR bis GMRS. *Orthopäde* 2010; 39:922-930
- 86 Kramers-de Quervain I.A., Stüssi E., Stacoff A. Ganganalyse beim Gehen und Laufen. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie* 56(2), 35-42, 2008
- 87 Lampe R, Mitternacht J, Research on the performance of the Spastic Calf Muscle of Young Adults with Cerebral Palsy. *J Clin Med Res*. 2011;3(I): 8-16
- 88 LARS Produktinformation, LARS Vertrieb von Implantaten GmbH, A-1130 Wien, www.larsband.at
- 89 Leithner A, Tunn P-U, Windhager R. Primäre und sekundäre Knochentumoren. *Chirurgische Onkologie: Strategien und Standards für die Praxis, Part 2, Kapitel 30, Seiten 481-494, 2008* Springer Verlag

- 90 Leopold SS, Greidanus N, Paprosky WG, Berger RA, Rosenberg AG. High rate of failure of allograft reconstruction of the extensor mechanism after total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 1999 Nov;81(11):1574-9
- 91 Li X, Yang ZP, Li JM. Soft tissue reconstruction with sagittal split anterior tibial muscle transfer and medial gastrocnemius transposition in limb-salvage surgery of bone tumors in a proximal tibia. *Ann Plast Surg.* 2008 Aug;61(2):204-8
- 92 Liebs TR, Herzberg W, Gluth J, R^other W, Haasters J, Russlies M, Hassenpflug J. Using the patient's perspective to develop function short forms specific to total hip and knee replacement based on WOMAC function items. *Bone Joint J.* 2013 Feb;95-B(2):239-43. doi: 10.1302/0301620X.95B2.28383.
- 93 Lippert H., *Lehrbuch der Anatomie, 4.Auflage, Urban & Schwarzenberg München 1996.* 704-713
- 94 Lützner C, Kirschner S, Lützner J. Patient activity after TKA depends on patient-specific parameters. *Clin Orthop Relat Res.* 2014 Dec;472(12):3933-40. doi: 10.1007/s11999-014-3813-5. Epub 2014 Jul 23.
- 95 Majewski M, Rickert M, Steinbrück K. Achilles tendon rupture. A prospective study assessing various treatment possibilities. *Orthopaede.* 2000 Jul;29(7):670-6
- 96 Malawer MM, Price WM. Gastrocnemius transposition flap in conjunction with limb-sparing surgery for primary bone sarcomas around the knee. *Plast Reconstr Surg.* 1984 May;73(5):741-50
- 97 Malhotra R, Sharma L, Kumar V, Nataraj AR. Giant cell tumor of the patella and its management using a patella, patellar tendon, and tibial tubercle allograft. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2010 Feb;18(2):167-9. Epub 2009 Sep 26
- 98 Mavrogenis AF, Pala E, Angelini A, Ferraro A, Ruggieri P. Proximal tibial resections and reconstructions: clinical outcome of 225 patients. *J Surg Oncol.* 2013 Mar;107(4):335-42. doi: 10.1002/jso.23216. Epub 2012 Jul 17.
- 99 Melvin A, Litsky A, Mayerson J, Stringer K, Melvin D, Juncosa-Melvin N. An artificial tendon to connect the quadriceps muscle to the Tibia. *J Orthop Res.* 2011 Apr 25. doi: 10.1002/jor.21419
- 100 Mitternacht J, Lampe R. Calculation of functional kinetic parameters from the plantar pressure distribution measurement *Z Orthop* 2006 Jul-Aug;144(4):410-8
- 101 Mitternacht J, Diplom Physiker im Ganglabor der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie, Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München, Auswertung und Beurteilung von Gangparametern
- 102 Mittlmeier T, Rosenbaum D, *Klinische Ganganalyse, Unfallchirurg* 2005, 108: 614-629
- 103 Morrison JB. The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J Biomech.* 1970 Jan;3(1):51-61
- 104 Muramatsu K, Yoshida K, Fujii K, Okazaki T, Moriya A, Taguchi T. Anatomical reconstruction of the knee extensor apparatus for prepatellar myxofibrosarcoma. *Orthopedics.* 2010 Oct 11;33(10):773
- 105 Muscolo DL, Ayerza MA, Farfalli G, Aponte-Tinao LA. Proximal tibia osteoarticular allografts in tumor limb salvage surgery. *Clin Orthop Relat Res.* 2010 May;468(5):1396-404. Epub 2009 Dec 18

- 106 Ochs BG, Simank HG, Kopp-Schneider A, Rupp R, Schablowski-Trautmann M. [Gait analysis in limb-preserving tumour surgery - kinematic gait patterns after resection of malignant bone tumours near the knee joint]. *Z Orthop Unfall*. 2007 Nov-Dec;145(6):763-71. German
- 107 Orthodynamics, Firmenprospekt. Orthodynamics GmbH, Lübeck, Germany
- 108 Osanai T, Tsuchiya T, Ogino T. Gastrocnemius muscle flap including Achilles tendon after extensive patellectomy for soft tissue sarcoma. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg*. 2008;42(3):161-3
- 109 Panni AS, Vasso M, Cerciello S, Salgarello M. Wound complications in total knee arthroplasty. Which flap is to be used? With or without retention of prosthesis? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2011 Jul;19(7):1060-8. Epub 2010 Dec 15
- 110 von Perbandt E. Eine Follow-Up Studie nach Calcaneusfrakturen, Dissertation TU München, Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie, 2008
- 111 Perka C, Möckel G, Boenick U. Kinetische und kinematische Ganganalyse vor und nach Knieendoprothesenimplantation. *Z Orthop* 2000; 138: 191-196
- 112 Perry J. Ganganalyse - Norm und Pathologie des Gehens. Urban und Fischer Verlag, 1. Auflage 2003
- 113 Petschnig R, Baron R, Kotz R, Ritschl P, Engel A. Muscle function after endoprosthetic replacement of the proximal tibia. Different techniques for extensor reconstruction in 17 tumor patients. *Acta Orthop Scand*. 1995 Jun;66(3):266-70
- 114 Pfeffer, A. Manuell Muskelkraft messen, Physiopraxis; Volume 5 Ausgabe 02, 2007, Thieme Verlag
- 115 Pilge H, Gradl G, von Eisenhart-Rothe R, Gollwitzer H. Incidence and outcome after infection of megaprotheses. *Hip Int*. 2012 Jul-Aug;22 Suppl 8:S83-90. doi: 10.5301/HIP.2012.9576.
- 116 Plötz W, Rechl H, Burgkart R, Messmer C, Schelter R, Hipp E, Gradinger R. Limb salvage with tumor endoprotheses for malignant tumors of the knee. *Clin Orthop Relat Res*. 2002 Dec;(405):207-15
- 117 QualityMetric. Health outcomes Solutions (QualityMetric Incorporated, Lincoln, RI, <http://www.qualitymetric.com>. Stand 07.09.2009
- 118 Rompen JC, Ham SJ, Halbertsma JPK, van Horn JR. Gait and function in patients with a femoral endo- prosthesis after tumor resection. *Acta Orthop Scand* 2002; 73 (4): 439–446
- 119 Roos EM, Klässbo M, Lohmander LS. WOMAC osteoarthritis index. Reliability, validity, and responsiveness in patients with arthroscopically assessed osteoarthritis. Western Ontario and MacMaster Universities. *Scand J Rheumatol*. 1999;28(4):210-5
- 120 Rosenbaum D. Grundlagen der Pedobarometrie; Orthopädieschuhtechnik 12/2002
- 121 Rosenbaum D, Brandes M, Harges J, Gosheger G, Rödl R. Physical activity levels after limb salvage surgery are not related to clinical scores-objective activity assessment in 22 patients after malignant bone tumor treatment with modular prostheses. *J Surg Oncol*. 2008 Aug 1;98(2):97-100
- 122 von Salis-Soglio G, Ghanem M, Meinecke I, Ellenrieder M, Klinger HM, Kirchhoff C. [The modular endoprosthetic system Munich-Luebeck (MML): potential applications and results in the lower extremities]. *Orthopade*. 2010 Oct;39(10):960-7. German

-
- 123 Sander K, Rosenbaum D, Böhm H, Layher F, Lindner T, Wegener R, Wolf SI, Seehaus F. Instrumentelle Gang- und Bewegungsanalyse bei muskuloskelettalen Erkrankungen. *Orthopäde* 2012, 41:802-819
- 124 Schajowicz F. Tumors and tumorlike lesions of bone: pathology, radiology and treatment. 2nd edition. Berlin Springer Verlag NYC 1994
- 125 Schauwecker J, Weirich G, Gradinger R, Rechl H. Das Osteosarcom, Orthopädie und Rheuma, (3) 2006
- 126 Schünke M. Funktionelle Anatomie. Topographie und Funktion des Bewegungssystems. 2000; Thieme Verlag Stuttgart-New York
- 127 Seidl B. Mittelfristige Ergebniskontrolle nach implantation einer Kniegelenksendoprothese mit beweglichem Meniskallager Typ LCS - Mobile Bearing rotation platform. Dissertation LMU München, Orthopädische Klinik und Poliklinik, 2011
- 128 SF-12-online-scoring. QualityMetric, Lincoln, RI, USA. <http://www.sf-36.org/demos/sf-12.html>. Stand 14.01.2011
- 129 Shimose S, Sugita T, Kubo T, Matsuo T, Ochi M. Reconstructed patellar tendon length after proximal tibia prosthetic replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 2005; Oct;439:176-80
- 130 Siow WM(1), Chin PL, Chia SL, Lo NN, Yeo SJ. Comparative demographics, ROM, and function after TKA in Chinese, Malays, and Indians. *Clin Orthop Relat Res.* 2013 May;471(5):1451-7. doi: 10.1007/s11999-012-2776-7.
- 131 Sobotta - Atlas der Anatomie des Menschen. Putz R, Pabst R. Band1 und Band2. Elsevier, München, 22. Auflage (2006)
- 132 Springer BD, Hanssen AD, Sim FH, Lewallen DG. The kinematic rotating hinge prosthesis for complex knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2001 Nov;(392):283-91.
- 133 Steinbrück A, Milz S, Woiczinski M, Schröder C, Utzschneider S, Jansson V, Fottner A. Anatomie und Biomechanik des Patellofemoralgelenks - Physiologische Gegebenheiten und Veränderungen nach Implantation einer Kniegelenktotalendoprothese. *Orthopäde* 2011; 40:848–854
- 134 Steinhauser E, Burgkart R, Gerdesmeyer L. Biomechanical aspects of revision components for knee arthroplasty. *Orthopäde.* 2006 Feb;35(2):128-35. Review. German
- 135 Stucki G, Meier D, Stucki S, Michel BA, Tyndall AG, Dick W, Theiler R. Evaluation of a German version of WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities) Arthrosis Index. *Z Rheumatol.* 1996 Jan-Feb;55(1):40-9. German
- 136 Titus V, Clayer M. Protecting a patellar ligament reconstruction after proximal tibial resection: a simplified approach. *Clin Orthop Relat Res.* 2008 Jul;466(7):1749-54. Epub 2008 Apr 19
- 137 Trieb K, Blahovec H, Brand G, Sabeti M, Dominkus M, Kotz R. In vivo and in vitro cellular ingrowth into a new generation of artificial ligaments. *Eur Surg Res.* 2004 May-Jun;36(3):148-51
- 138 Trieb K, Göggel M, Dürr HR. Proximaler Tibiaersatz mit Transfer des M. Gastrocnemius. *Oper Orthop Traumatol* 2012 · 24:263–271
- 139 Tunn P-U. Maligne Tumoren des muskuloskelettalen Systems. *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date* 2008;3(5): 317-344
- 140 Vaughan LC, Davis BL, O'Connor JC. Dynamics of human gait, Human Kinetics Publishers 1992, Box 5076, Champaign, IL 61825-5076, 1-800-747-4457

- 141 Vogt PM, Knobloch K. Local tendon transfer for knee extensor mechanism reconstruction. *Microsurgery*. 2009;29(7):584-5
- 142 Walser G. Die römischen Straßen und Meilensteine in Raetien. Gesellschaft für Vor- und Frühgeschichte in Württemberg und Hohenzollern e.V.
- 143 Ware JE, Jr., Kosinski M, Keller SD. A 12 Item Short Form Health Survey: Construction of scales and preliminary tests of reliability and validity. *Med Care* 1996; 34(3):220-233
- 144 Windhager R, Leithner A, Hochegger M. Revision of tumour endoprostheses around the knee joint. Review and own results. [Article in German]. *Orthopade*. 2006 Feb;35(2):176-83.
- 145 Wippermann B, Schrott H.E, Tscherne H, 1997, *Unfallchirurg* 100: 172-185, Springer-Verlag
- 146 Wirganowicz PZ, Eckardt JJ, Dorey FJ, Eilber FR, Kabo JM. Etiology and results of tumor endoprosthesis revision surgery in 64 patients. *Clin Orthop Relat Res*. 1999 Jan;(358):64-74
- 147 Wittekind C, Wagner G. TNM-Klassifikation maligner Tumoren. Springer Heidelberg, 5. Auflage 1997
- 148 Wittig JC, Villalobos CE, Hayden BL, Choi I, Silverman AM, Malawer M. Osteosarcoma of the proximal tibia: limb-sparing resection and reconstruction with a modular segmental proximal tibia tumor prosthesis. *Ann Surg Oncol*. 2010 Nov;17(11):3021. Epub 2010 Jul 7
- 149 Witvrouw E, Victor J, Bellemans J, Rock B, Van Lummel R, Van Der Slikke R, Verdonk R. A correlation study of objective functionality and WOMAC in total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2002 Nov;10(6):347-51. Epub 2002 Jun 22.
- 150 Wright RJ, Sledge CB, Poss R, Ewald FC, Walsh ME, Lingard EA. Patient-reported outcome and survivorship after Kinemax total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2004 Nov;86-A(11):2464-70.
- 151 Yang RS. Limb salvage operations for patients with malignant bone tumors in the extremities. *Tzu Chi Med J* 2005;17. No.6
- 152 Yoshida Y, Osaka S, Ryu J. Reconstruction of the knee extensor mechanism in patients with a malignant bone tumor of the proximal tibia. *Surg Today*. 2010 Jul;40(7):646-9. Epub 2010 Jun 26
- 153 Zhang Y, Yang Z, Li X, Chen Y, Zhang S, Du M, Li J. Custom prosthetic reconstruction for proximal tibial osteosarcoma with proximal tibiofibular joint involved. *Surg Oncol*. 2008 Aug;17(2):87-95. Epub 2007 Dec 21
- 154 Zohman GL, Boardman DL, Eckardt JJ, Lane JM. Stride analysis after proximal tibial replacement. *Clin Orthop Relat Res*. 1997 Jun;(339):180-4.

Auszüge aus dieser Dissertation wurden beim deutschen Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie (DKOU 23.10.-26.10.2012) in Berlin im Rahmen eines Vortrags vorgestellt und veröffentlicht:

Pilge H, Holzapfel B, Lampe R, Mitternacht J, Rechl H, Saur U, Gollwitzer H. (2012) „Rekonstruktion der Strecksehneninsertion des Kniegelenkes im Rahmen der Tumorendoprothetik“. Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie DKOU 2012, Berlin. Düsseldorf: German Medical Science GMS Publishing House; 2012. DocWI35-1268.

Vorveröffentlichter Artikel zu dieser Dissertation: Function of the extensor mechanism of the knee after using the 'patellar-loop technique' to reconstruct the patellar tendon when replacing the proximal tibia for tumour. Pilge H, Holzapfel BM, Rechl H, Prodinger PM, Lampe R, Saur U, Eisenhart-Rothe R, Gollwitzer H. *Bone Joint J*. 2015 Aug;97-B(8):1063-9.

10 Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt allen, die mich bei dieser Arbeit bis zu ihrer Fertigstellung mit viel Engagement unterstützt haben:

Herrn Univ.-Prof. Dr. Rüdiger von Eisenhart-Rothe für die Möglichkeit, die vorliegende Dissertation an der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie durchführen zu können.

Herrn apl. Prof. Dr. Hans Gollwitzer für die Überlassung des Themas.

Herrn Dr. Hakan Pilge für seine hilfreichen Anregungen und für die Korrektur dieser Arbeit.

Herrn Dipl.-Physiker Jürgen Mitternacht für seine tatkräftige Unterstützung im Ganglabor, seine permanente Hilfsbereitschaft und Ansprechbarkeit in vielen Fragestellungen.

Ganz besonders bedanken möchte ich mich bei meinen Eltern für ihre uneingeschränkte Unterstützung.