

Orthopädische Klinik des
Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf
Direktor: Prof. Dr. med. W. Rüter

**Einfluss der Rekonstruktion mit Tumorprothesen
auf das klinische Outcome und das Gangbild nach ausgedehnten
Tumorresektionen der unteren Extremität**

Dissertation
zur Erlangung des Grades
eines Doktors der Medizin

der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg
vorgelegt von

Maike Moormann
aus Münster

Hamburg 2009

Angenommen von der Medizinischen Fakultät
der Universität Hamburg am: 23.07.2010

Veröffentlicht mit Genehmigung der Medizinischen
Fakultät der Universität Hamburg

Prüfungsausschuss, der/die Vorsitzende: Prof. Dr. C. Lohmann

Prüfungsausschuss: 2.Gutachter/in: Prof. Dr. W. Rüter

Prüfungsausschuss: 3.Gutachter/in: Prof. Dr. J. M. Rueger

Inhaltsverzeichnis

| | |
|--|-----------|
| Abkürzungsverzeichnis | VI |
| Abbildungsverzeichnis | IX |
| Tabellenverzeichnis | XI |
| 1 Einleitung | 1 |
| 1.1 Aufgabenstellung..... | 1 |
| 1.2 Grundlagen der Knochentumoren..... | 2 |
| 1.3 Chirurgische Resektion und Rekonstruktion..... | 4 |
| 1.4 Effekte auf Lebensqualität / Funktion..... | 6 |
| 1.5 Das physiologische Gangbild | 7 |
| 1.5.1 Gangzyklus..... | 7 |
| 1.5.2 Bewegungsablauf | 9 |
| 1.6 Ganganalyse | 12 |
| 2 Material und Methoden | 18 |
| 2.1 Patientenkollektiv und Kontrollgruppe..... | 18 |
| 2.1.1 Ein-/Ausschlusskriterien..... | 18 |
| 2.1.2 Anamnestische Daten..... | 18 |
| 2.1.3 Operationsdaten | 20 |
| 2.2 Das MegaC – Tumorprothesensystem | 21 |
| 2.3 Klinisches Outcome | 22 |
| 2.3.1 Enneking Score | 22 |
| 2.3.2 Karnofsky Index..... | 22 |
| 2.3.3 Klinische Untersuchung | 24 |
| 2.4 Ganganalyse | 24 |
| 2.4.1 Versuchsaufbau..... | 24 |
| 2.4.2 Versuchsdurchführung..... | 32 |
| 2.5 Auswertung der Daten | 35 |
| 2.6 Statistik | 38 |

| | | |
|----------|---|-----------|
| 3 | Ergebnisse..... | 39 |
| 3.1 | Klinisches Ergebnis | 39 |
| 3.1.1 | Enneking Score | 39 |
| 3.1.2 | Karnofsky Index..... | 39 |
| 3.1.3 | Untersuchungsbefunde..... | 40 |
| 3.2 | Ganganalyse der Kontrollgruppe | 42 |
| 3.2.1 | Allgemeine Gangparameter | 42 |
| 3.2.2 | Winkel..... | 43 |
| 3.2.2.1 | Winkel am Kniegelenk..... | 43 |
| 3.2.2.2 | Winkel am Hüftgelenk | 46 |
| 3.2.2.3 | Winkel am Sprunggelenk | 47 |
| 3.2.3 | Momente..... | 48 |
| 3.2.3.1 | Momente am Kniegelenk..... | 48 |
| 3.2.3.2 | Momente am Hüftgelenk | 51 |
| 3.2.3.3 | Momente am Sprunggelenk | 52 |
| 3.2.4 | Bodenreaktionskräfte..... | 53 |
| 3.2.4.1 | Scherkraft quer zur Gangrichtung | 53 |
| 3.2.4.2 | Scherkraft parallel zur Gangrichtung..... | 54 |
| 3.2.4.3 | Bodenreaktionskraft senkrecht zum Boden..... | 55 |
| 3.2.5 | Leistung | 56 |
| 3.2.5.1 | Leistung am Kniegelenk..... | 56 |
| 3.2.5.2 | Leistung am Hüftgelenk..... | 57 |
| 3.2.5.3 | Leistung am Sprunggelenk..... | 58 |
| 3.2.6 | Elektromyographie..... | 59 |
| 3.2.6.1 | Elektromyographie des M. rectus femoris | 59 |
| 3.2.6.2 | Elektromyographie des M. tensor fasciae latae..... | 60 |
| 3.2.6.3 | Elektromyographie der Ischiocruralen Muskulatur | 61 |
| 3.2.6.4 | Elektromyographie des M. tibialis anterior..... | 62 |
| 3.2.6.5 | Elektromyographie des M. triceps surae | 63 |

| | | |
|----------|---|------------|
| 3.3 | Ganganalyse des Untersuchungskollektivs im Vergleich..... | 63 |
| 3.3.1 | Allgemeine Gangparameter..... | 64 |
| 3.3.2 | Winkel..... | 66 |
| 3.3.2.1 | Winkel am Kniegelenk..... | 66 |
| 3.3.2.2 | Winkel am Hüftgelenk | 68 |
| 3.3.2.3 | Winkel am Sprunggelenk | 69 |
| 3.3.3 | Momente..... | 70 |
| 3.3.3.1 | Momente am Kniegelenk..... | 70 |
| 3.3.3.2 | Momente am Hüftgelenk | 73 |
| 3.3.3.3 | Momente am Sprunggelenk | 74 |
| 3.3.4 | Bodenreaktionskräfte..... | 75 |
| 3.3.4.1 | Scherkraft quer zur Gangrichtung | 75 |
| 3.3.4.2 | Scherkraft parallel zur Gangrichtung..... | 76 |
| 3.3.4.3 | Bodenreaktionskraft senkrecht zum Boden..... | 77 |
| 3.3.5 | Leistung | 78 |
| 3.3.5.1 | Leistung am Kniegelenk..... | 78 |
| 3.3.5.2 | Leistung am Hüftgelenk..... | 79 |
| 3.3.5.3 | Leistung am Sprunggelenk..... | 80 |
| 3.3.6 | Elektromyographie..... | 81 |
| 3.3.6.1 | Elektromyographie des M. rectus femoris | 81 |
| 3.3.6.2 | Elektromyographie des M. tensor fasciae latae..... | 82 |
| 3.3.6.3 | Elektromyographie der Ischiocruralen Muskulatur | 82 |
| 3.3.6.4 | Elektromyographie des M. tibialis anterior..... | 83 |
| 3.3.6.5 | Elektromyographie des M. triceps surae | 84 |
| 4 | Diskussion..... | 85 |
| 5 | Zusammenfassung | 91 |
| | Anhang | 93 |
| | Literaturverzeichnis..... | 104 |

Abkürzungsverzeichnis

| | |
|------------|----------------------|
| Abb. | Abbildung |
| ABD | Abduktion |
| ADD | Adduktion |
| ant. | anterior |
| AR | Außenrotation |
| | |
| BMI | Body Maß Index |
| bzgl. | bezüglich |
| bzw. | beziehungsweise |
| | |
| ca. | circa |
| cm | Zentimeter |
| | |
| d.h. | das heißt |
| DS1 | Doppelsupport 1 |
| DS2 | Doppelsupport 2 |
| | |
| eingeschr. | eingeschränkt |
| EMG | Elektromyographie |
| Ext | Extension |
| | |
| Fa. | Firma |
| Flex | Flexion |
| | |
| Hz | Hertz |
| | |
| IR | Innenrotation |
| | |
| J | Joule |
| JÜR | Jahresüberlebensrate |
| | |
| kg | Kilogramm |

| | |
|---------------------|-------------------------------|
| lat. | lateral |
| li. | links |
| M. | Musculus |
| m | Meter |
| Max | Maximum |
| M. tensor fac. lat. | Musculus tensor fasciae latae |
| med. | medial |
| Min | Minimum |
| Min. | Minute |
| Mio. | Million |
| mm | Millimeter |
| Musk. | Muskulatur |
| MV | Mean Value |
| MW | Mittelwert |
| N | Newton |
| N. | Nervus |
| n.a. | not applicable |
| NK | Normalkollektiv |
| Nm | Newtonmeter |
| Ns | Newtonsekunde |
| NOP | nicht operiert |
| OP | Operation |
| p-Niveau | Signifikanzlevel |
| re. | rechts |
| rel. | relativ |
| S | Sakral |
| s | Sekunde |
| SD | Standardabweichung |

| | |
|-------|---|
| SEM | standard error of the mean |
| sog. | sogenannt |
| SPB | Schwungphase der beobachteten Seite |
| SPG | Schwungphase der Gegenseite |
| sup. | superior |
| | |
| T | Zeitpunkt |
| Tab. | Tabelle |
| | |
| u.a. | unter anderem |
| | |
| v.a. | vor allem |
| VG-NK | mittlere Ganggeschwindigkeit des Normalkollektivs |
| vs. | versus |
| | |
| W | Watt |
| | |
| z.B. | zum Beispiel |

Abbildungsverzeichnis

| | |
|--|----|
| Abb. 1: Einteilung der Gangphasen | 7 |
| Abb. 2: Momentengleichgewicht am Fuß beim Stehen..... | 16 |
| Abb. 3: Prothese | 22 |
| Abb. 4: Hardwarekonfiguration | 25 |
| Abb. 5: Gangstrecke mit Schrittweitenanpassung | 26 |
| Abb. 6: Positionierung der Marker | 27 |
| Abb. 7: Ausschnitt des Ganglabors..... | 28 |
| Abb. 8: Positionierung der EMG Elektroden | 29 |
| Abb. 9: Biomechanisches Modell eines Menschen..... | 30 |
| Abb. 10: Zusätzliche anthropometrische Daten | 31 |
| Abb. 11: Proband mit Markern, EMG Elektroden und Multiplexer..... | 33 |
| Abb. 12: Modell des Unterkörpers im Laborkoordinatensystem..... | 35 |
| Abb. 13: Allgemeiner Aufbau der Grafiken..... | 37 |
| Abb. 14: Winkel am Kniegelenk: Flexion- Extension..... | 43 |
| Abb. 15: Winkel am Kniegelenk: Varus-Valgus..... | 44 |
| Abb. 16: Winkel am Kniegelenk: Außenrotation-Innenrotation..... | 45 |
| Abb. 17: Winkel am Hüftgelenk: Flexion-Extension | 46 |
| Abb. 18: Winkel am Sprunggelenk: Dorsalextension-Plantarflexion | 47 |
| Abb. 19: Momente am Kniegelenk: Extension-Flexion | 48 |
| Abb. 20: Momente am Kniegelenk: Valgus-Varus | 49 |
| Abb. 21: Momente am Kniegelenk: Außenrotation-Innenrotation | 50 |
| Abb. 22: Momente am Hüftgelenk: Extension-Flexion | 51 |
| Abb. 23: Momente am Sprunggelenk: Plantarflexion-Dorsalextension | 52 |
| Abb. 24: Bodenreaktionskraft Fx: Scherkraft quer zur Gangrichtung..... | 53 |
| Abb. 25: Bodenreaktionskraft Fy: Scherkraft parallel zur Gangrichtung | 54 |
| Abb. 26: Bodenreaktionskraft Fz: Bodenreaktionskraft senkrecht zum Boden | 55 |
| Abb. 27: Leistung am Kniegelenk | 56 |
| Abb. 28: Leistung am Hüftgelenk..... | 57 |
| Abb. 29: Leistung am Sprunggelenk..... | 58 |
| Abb. 30: Oberflächen-EMG am Oberschenkel: M. rectus femoris | 59 |
| Abb. 31: Oberflächen-EMG am Oberschenkel: M. tensor fasciae latae..... | 60 |
| Abb. 32: Oberflächen-EMG am Oberschenkel: Ischiocrurale Muskulatur..... | 61 |

| | |
|--|----|
| Abb. 33: Oberflächen-EMG am Unterschenkel: M. tibialis anterior..... | 62 |
| Abb. 34: Oberflächen-EMG am Unterschenkel: M. triceps surae | 63 |
| Abb. 35: Vergleich Winkel am Kniegelenk: Flexion-Extension..... | 66 |
| Abb. 36: Vergleich Winkel am Kniegelenk: Varus-Valgus..... | 67 |
| Abb. 37: Vergleich Winkel am Kniegelenk: Außenrotation-Innenrotation..... | 68 |
| Abb. 38: Vergleich Winkel am Hüftgelenk: Flexion-Extension | 68 |
| Abb. 39: Vergleich Winkel am Sprunggelenk: Dorsalextension-Plantarflexion | 69 |
| Abb. 40: Vergleich Momente am Kniegelenk: Extension-Flexion..... | 70 |
| Abb. 41: Vergleich Momente am Kniegelenk: Valgus-Varus..... | 71 |
| Abb. 42: Vergleich Momente am Kniegelenk: Außenrotation-Innenrotation | 72 |
| Abb. 43: Vergleich Momente am Hüftgelenk: Extension-Flexion | 73 |
| Abb. 44: Vergleich Momente am Sprunggelenk: Plantarflexion-Dorsalextension | 74 |
| Abb. 45: Vergleich Bodenreaktionskraft Fx..... | 75 |
| Abb. 46: Vergleich Bodenreaktionskraft Fy..... | 76 |
| Abb. 47: Vergleich Bodenreaktionskraft Fz..... | 77 |
| Abb. 48: Vergleich Leistung am Kniegelenk | 78 |
| Abb. 49: Vergleich Leistung am Hüftgelenk..... | 79 |
| Abb. 50: Vergleich Leistung am Sprunggelenk..... | 80 |
| Abb. 51: Vergleich Oberflächen-EMG am Oberschenkel: M. rectus femoris | 81 |
| Abb. 52: Vergleich Oberflächen-EMG am Oberschenkel: M. tensor fasciae latae.... | 82 |
| Abb. 53: Vergleich Oberflächen-EMG am Oberschenkel: Ischiocrurale Muskulatur. | 82 |
| Abb. 54: Vergleich Oberflächen-EMG am Unterschenkel: M. tibialis anterior | 83 |
| Abb. 55: Vergleich Oberflächen-EMG am Unterschenkel: M. triceps surae..... | 84 |

Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Demografische Daten 19

Tab. 2: OP-Daten..... 20

Tab. 3: Beschreibung Enneking Score, Karnofsky Index..... 23

Tab. 4: Daten Enneking Score, Karnofsky Index 39

Tab. 5: Normwerte Bewegungsausmaße 40

Tab. 6: Daten Bewegungsausmaße 41

Tab. 7: Beschreibung Kraftgrade 41

Tab. 8: Daten Kraftgrade 41

1 Einleitung

1.1 Aufgabenstellung

Als Behandlung primärer Knochentumoren der unteren Extremität hat die extremitätenerhaltende Chirurgie die Amputation weitestgehend abgelöst, da der Erhalt der Extremität beachtliche Vorteile hinsichtlich Funktion, Erscheinungsbild und psychologischer Akzeptanz bietet [61,62].

In dieser Studie soll das klinische Outcome und das Gangbild von Patienten untersucht werden, die nach ausgedehnter Tumorresektion im Bereich des distalen Femurs bzw. der proximalen Tibia mit einer innovativen Knie-Endoprothese versorgt wurden. Diese Mega C-Tumorprothese zeichnet sich dadurch aus, dass sie auf physiologische Weise die Rotation zulässt und dank einer 6° Valgusstellung die physiologische Beinachse erreicht. Da die Funktionstüchtigkeit der Prothese inklusive muskulärer Situation mit der klinischen Untersuchung und den klinischen Scores nur eingeschränkt beurteilt werden kann, wird zusätzlich eine komplexe Ganganalyse mit EMG genutzt, die die synchrone Aufnahme von Kinematik, Dynamik und Muskelaktivität erlaubt. Sie stellt ein quantitatives Messverfahren dar, welches individuelle Bewegungsabläufe objektiviert und Abweichungen des normalen Gangbildes erkennen lässt. Der Vergleich des Patientenkollektivs mit einer gesunden Kontrollgruppe ist notwendig, da auf Grund der neuen Prothese mit 6° Valgusstellung die Kinematik verändert ist und keine vergleichbaren Studien vorliegen.

In Kapitel 1 werden die Grundbegriffe dieser Arbeit – Knochentumoren, Operationsverfahren und deren Auswirkungen, physiologisches Gangbild und Ganganalyse – theoriebasiert angegangen.

Im 2. Kapitel werden das Patientenkollektiv, die Kontrollgruppe und das Mega C-Tumorprothesensystem beschrieben. Im weiteren Verlauf werden die diagnostischen Hilfsmittel – klinische Scores, klinische Untersuchung und Ganganalyse – sowie deren Auswertungsverfahren erläutert.

Nach dem in Kapitel 3 folgenden Ergebnisteil, der in Klinik und Ganganalyse unterteilt ist, schließen sich in Kapitel 4 die Diskussion und in Kapitel 5 die Zusammenfassung an.

1.2 Grundlagen der Knochentumoren

Primäre bösartige Knochentumoren sind selten mit einer jährlichen Inzidenz von ca. 10 Fällen pro eine Millionen Einwohner [25]. Männer sind generell häufiger betroffen als Frauen.

Bei den unter 25-jährigen sind die malignen Knochentumoren hinsichtlich der Häufigkeit an dritter Stelle. Lediglich bösartige Erkrankungen aus dem leukämischen und lymphatischen Formenkreis treten häufiger auf [18,19].

Nach Dahlin (1978) und Schajowicz (1994) sowie Dorfman und Czerniak (1995) sind die häufigsten bösartigen Knochentumoren das Osteosarkom, das Chondrosarkom und das Ewing-Sarkom, wobei ersteres die häufigste Entität darstellt.

Die Ätiologie primärer Knochensarkome ist meist unbekannt und das klinische Bild in der Regel unspezifisch. Schwellung, Schmerzen, Abgeschlagenheit, eingeschränkte Beweglichkeit bei gelenknahen Tumoren und pathologische Frakturen können Symptome eines malignen Knochentumors sein. Patientenalter, Tumorlokalisation und -ausdehnung, histopathologisches Erscheinungsbild sowie das Vorhandensein von Metastasen sind wichtige Punkte für die Behandlung. Therapeutische Maßnahmen sind Chirurgie, Chemo- und Strahlentherapie.

Da in dieser Studie bei 6 der 10 Patienten der Grund für die Implantation einer Tumorprothese die Diagnose eines Osteosarkoms war, wird im Folgenden näher auf diesen Tumor eingegangen.

Die Inzidenz beträgt 2-3/Mio/Jahr [20] und das Prädilektionsalter ist das zweite Lebensjahrzehnt. Das Osteosarkom geht vom knochenbildenden Mesenchym aus und kann in verschiedene histologische Subtypen unterteilt werden. Dabei ist allen die Bildung neoplastischer Knochensubstanz gemeinsam [21,22,23]. Etwa 80-90% sind zentrale (v.a. chondroblastisch, fibroblastisch, osteoblastisch), hochmaligne Osteosarkome [25]. Das Osteosarkom tritt meist in der Metaphyse langer Röhrenknochen auf und zwar bevorzugt im distalen Femur und der proximalen Tibia [24]. Metastasen befallen v.a. die Lunge, selten auch die Leber und das übrige Skelett. Klinisch dominant sind meist Schmerzen des betroffenen Gebietes. In der Bildgebung werden die konventionellen Röntgenaufnahmen durch die Kernspintomographie als Methode der Wahl zur Beurteilung der Tumorausdehnung (intramedullär und in die Weichteile) er-

gänzt [26]. Eine histologische Sicherung der Diagnose wird gefordert und ein Screening durchgeführt. Bei über 80% der Tumoren liegt bei Diagnosestellung das Stadium 2 vor. Nach dem bei Sarkomen gewöhnlich verwendeten „Musculoskeletal Tumour Society Staging - System“ nach Enneking bedeutet dies, dass der Tumor hochmaligne (histopathologisches Grading \geq G2) ist, ein intra-/ extrakompartmentelles Wachstum (T1/T2) aufweist und keine Metastasen (M0) vorhanden sind. Die Therapie hochmaligner Osteosarkome erfolgt multimodal durch Chemotherapie und Operation. Die Indikation zur Chemotherapie ist aufgrund der hohen Inzidenz einer Disseminierung gegeben und ihre systemische Wirksamkeit in Studien nachgewiesen [31]. Die Lokalkontrolle kann durch präoperative Chemotherapie verbessert werden [32]. Die Behandlung erfolgt in der Regel prä- und post-OP als Polychemotherapie und dauert meist 9 bis 12 Monate. Adriamycin, Methotrexat, Cisplatin und Ifosfamid gehören zu den gebräuchlichsten Substanzen [31]. Durch den Einsatz der Chemotherapie hat sich die Prognose des Osteosarkoms entscheidend verbessert. Die Fünfjahres-Überlebensrate ist von 10% auf 60-80% angestiegen [43]. Die begrenzt wirksame Strahlentherapie sollte nur zum Einsatz kommen, wenn durch die Operation keine lokale Sanierung möglich ist.

Mit dem Chondrosarkom liegt ein bösartiger Knochentumor vor, der bevorzugt Personen höheren Alters betrifft und sich aus klar differenziertem Knorpelmaterial entwickelt. Er befällt in erster Linie das Becken und das proximale Femur. Langsameres Wachstum und spätere Metastasierung sind typisch. Bevorzugt metastasiert das Chondrosarkom hämatogen in die Lunge. Das wichtigste Therapieprinzip stellt beim Chondrosarkom die chirurgische Entfernung des Tumors dar, da das Chondrosarkom weder auf Bestrahlung noch auf Chemotherapie gut anspricht [1,53].

Eine gewisse Problematik weisen die benignen, aber aggressiv wachsenden Tumoren auf. Hierbei ist speziell der Riesenzelltumor zu nennen. Er wächst aggressiv in seine Umgebung und kann Tochtergeschwülste in der Lunge hervorrufen. Der Riesenzelltumor tritt vorwiegend im mittleren Alter auf und befällt in erster Linie das distale Femur und die proximale Tibia. Häufig kommt es am Knie zu Schmerzen, Schwellung und Bewegungseinschränkung. Auch das Auftreten von Spontanfrakturen ist möglich. Die Behandlung erfolgt immer operativ, eine Strahlentherapie ist nicht sinnvoll. Der Tumor wird komplett ausgeräumt und die Höhle temporär aufgrund der hohen Rezidivrate mit Knochenzement aufgefüllt. Bei großen Tumoren oder patholo-

gischen Frakturen mit intraartikulärer Beteiligung kann eine Resektion mit Interposition von Tumorendoprothesen notwendig sein [1].

1.3 Chirurgische Resektion und Rekonstruktion

Bei der Behandlung maligner Knochentumoren stehen dem Operateur unterschiedlichste Verfahren zur Verfügung. Bei der Auswahl müssen sowohl Lokalisation, Größe, Ausdehnung sowie histopathologisches Grading des Tumors, Metastasierung, Ansprechen auf Chemotherapie und Strahlensensibilität als auch Patientendaten wie das Alter und die Lebensweise berücksichtigt werden.

Die Tumorchirurgie erfolgt in erster Linie als Kompartimentchirurgie. Das bedeutet, dass man sich an chirurgischen Resektionsrändern orientiert. Diese werden nach Enneking wie folgt definiert:

Bei der **intraläsionalen** Resektion wird der Tumor bei der Entfernung penetriert. Mikroskopisch sind Tumorzellen am Resektionsrand sichtbar.

Die **marginale** Resektion entfernt den Tumor als Ganzes, indem extrakapsulär durch die reaktive Zone der Schnitt gesetzt wird. Es ist möglich, dass „Mikrosatelliten“, bestehend aus vitalem Tumorgewebe, zurückbleiben.

Bei der **weiten** Resektion erfolgt die Präparation intrakompartimentell, wobei der Tumor einschließlich reaktiver Zone und einer Schicht gesunden Gewebes en bloc entfernt wird. Versprengte Metastasen können weiterhin bestehen.

Die **radikale** Resektion schließt das gesamte Gewebekompartiment, in dem sich der Tumor befindet, mit ein. Nur bei diesem extrakompartimentellen Vorgehen kann davon ausgegangen werden, dass ausschließlich gesundes Gewebe zurückbleibt.

Sowohl bei der Amputation als auch bei extremitätenerhaltendem Vorgehen können alle vier Maßnahmen die sinnvolle Therapieoption darstellen, wobei gutartige Tumoren weniger aggressiv als bösartige Tumoren therapiert werden müssen [30].

Bis in die 70er Jahre war v.a. bei Tumoren der unteren Extremität und des Beckens die Amputation die Therapie der Wahl [27]. Hüft- und Knieexartikulationen sowie Ober- und Unterschenkelamputationen stellen noch heute Möglichkeiten bei der Behandlung von Sarkomen der unteren Extremität dar. Die Hüftexartikulation, bei der das Bein im Hüftgelenk abgesetzt wird, ist weitestgehend durch den Einbau von Tu-

morendoprothesen ersetzt worden. Bei der Oberschenkelamputation resultiert durch den Verlust des Kniegelenks eine enorme Funktionseinschränkung bis zur Gehunfähigkeit. Die Knieexartikulation sollte der Oberschenkelamputation, falls möglich, vorgezogen werden. Durch die uneingeschränkte Hüftbeweglichkeit, der Endbelastbarkeit des Stumpfes und der guten Versorgungsmöglichkeit durch Prothesen bietet sie gegenüber der Oberschenkelamputation deutliche Vorteile. Zur Unterschenkelamputation ist anzumerken, dass ein Unterschenkelstumpf eine mindestens doppelt so große Leistungsfähigkeit besitzt, wie die eines langen Oberschenkelstumpfes ohne Kniegelenk [28].

Seit in den frühen 80er Jahren die präoperative bzw. neoadjuvante Chemotherapie eingeführt wurde, die die Progression vieler Tumoren deutlich einschränkte, wurden verschiedene Vorgehensweisen zur gliedmassenerhaltenden Tumortherapie erarbeitet [29]. Ergebnis der Treffen der International Society of Limb Salvage war, dass von nun an die Anzahl extremitätenerhaltender Eingriffe stieg und die Lokalrezidivrate sank. Durch das präoperative Ansprechen auf die Chemotherapie und die Fortschritte in der Bildgebung, welche anatomische Verhältnisse präziser darstellen ließen, konnten Anfang der 90er Jahre zwei Drittel der Patienten mit diagnostiziertem Sarkom extremitätenerhaltend operiert werden. Die Fortschritte multimodaler Therapieoptionen und verbesserter Rekonstruktionsmöglichkeiten machen es möglich, dass derzeit 70-80% extremitätenerhaltend operiert werden können, ohne die Langzeitprognose operationsbedingt zu gefährden [43].

Diametaphysäre Defekte in den Röhrenknochen können durch konventionelle autogene Knochentransplantate, vaskularisierte autogene Transplantate und Fremdknochentransplantate (Allografts) versorgt werden. Langzeitergebnisse zeigen bis zu 85% zufriedenstellende Resultate nach fünf Jahren.

Für den Ersatz eines entfernten Gelenkes kommen die Arthrodesen, gelenkflächentragende Fremdknochen, individuell angefertigte / modulare Prothesen, Fremdknochen-Prothesen-Kombinationen und Modifikationen der konventionellen Amputation (z.B. Rotationsplastik) in Betracht. Die Fünfjahresüberlebensrate von gelenkflächentragenden Fremdknochen und Tumorendoprothesen beträgt jeweils etwa 60%, die der Kombination 70% [44].

In den letzten Jahrzehnten fand ein Wandel der Rekonstruktionsarten statt. In den 70ern wurden die autogenen Transplantate am meisten verwendet, in den 80ern die

Endoprothesen und schließlich in den 90ern zu 50% Prothesen, 40% Fremdknochen und 10% autogene Rekonstruktionen.

Bei den meist hochmalignen Osteosarkomen werden weite Resektionsränder gefordert, die den Biopsiekanal und die –narbe mit einschließen. Ein Extremitätenerhalt ist oft möglich.

1.4 Effekte auf Lebensqualität / Funktion

Oberstes Ziel bei der Therapie maligner Tumoren ist es, den Tumor im Gesunden zu entfernen. Welche Rolle die Lebensqualität und Funktion bei der Abwägung zwischen Amputation oder Extremitätenerhalt spielt, ist bis heute nicht eindeutig geklärt.

Auffällig ist, dass bei guter Funktionalität nach Extremitätenerhalt häufig als Nachteil höhere Komplikations- und Revisionsraten gegenüber der Amputation genannt werden. In der Literatur werden diese mit 30-60% angegeben [37,38,39], wobei Infektionen, mechanischer Verschleiß und vorzeitige aseptische Lockerungen dominieren [46,47]. Studien zeigen, dass die höheren Komplikationsraten nach Extremitätenerhalt die Lebensqualität nicht maßgeblich beeinflussen [40].

Das funktionelle Ergebnis, welches u.a. durch den „Musculoskeletal Tumor Society“ (MSTS)-Score nach Enneking ausgewertet werden kann, fällt bei den extremitäten-erhaltend operierten Patienten besser aus [40,41,38,42] und wird als potentieller Einflussfaktor auf die Lebensqualität bestätigt. Bewegungsfähigkeit und Belastbarkeit der Extremität sind wichtig für ein subjektiv gutes Ergebnis [40].

Zur Beurteilung der Lebensqualität stehen verschiedene standardisierte Fragebögen, wie zum Beispiel der QLQ-C30 oder die SF-36 zur Verfügung. Sie beinhalten Symptomskalen, Funktionsskalen wie Rollenfunktion, soziale, physische, emotionale und kognitive Funktion, sowie eine globale Beurteilung der gesundheitsbezogenen Lebensqualität. Patienten nach extremitätenerhaltenden Operationsverfahren liefern im Vergleich zu Amputierten nahezu übereinstimmende Ergebnisse in der Gesamtbewertung der Lebensqualität [40,41].

Auch in den Summenwerten der Lebenszufriedenheit, die u.a. Beruf, Freizeit, Beziehung, Freundschaft sowie die Wohnsituation beinhalten, zeigen sich keine nennens-

werten Unterschiede [40,41]. Zu erwähnen sei, dass Patienten trotz ihrer Amputation in der Lage sind, nahezu alle Sportarten zu betreiben und dass der Olympiasieger 2008 für den 400-Meter-Lauf nur weniger als 4 Sekunden (43,75s zu 47,49s) schneller war als der Sieger der Paralympics mit doppelseitiger Exoprothese.

Die Abwägung zwischen Amputation und Extremitätenerhalt sollte schließlich in erster Linie nach onkologischen Gesichtspunkten erfolgen. Erst dann sollte nach dem Ziel der Wiederherstellung der Funktion entsprechend einer beweglichen und schmerzfrei belastbaren Extremität gehandelt werden.

1.5 Das physiologische Gangbild

1.5.1 Gangzyklus

Beim normalen Gang sind die Einzelschrittlänge und der Bewegungsablauf der aufeinander folgenden Schritte symmetrisch [1].

Ein Gangzyklus, auch als Doppelschritt bezeichnet, setzt sich aus einem linken und rechten Einzelschritt zusammen. Er beginnt mit dem Fersenkontakt des einen Fußes und endet wenn die Ferse desselben Fußes den Boden erneut berührt [2].

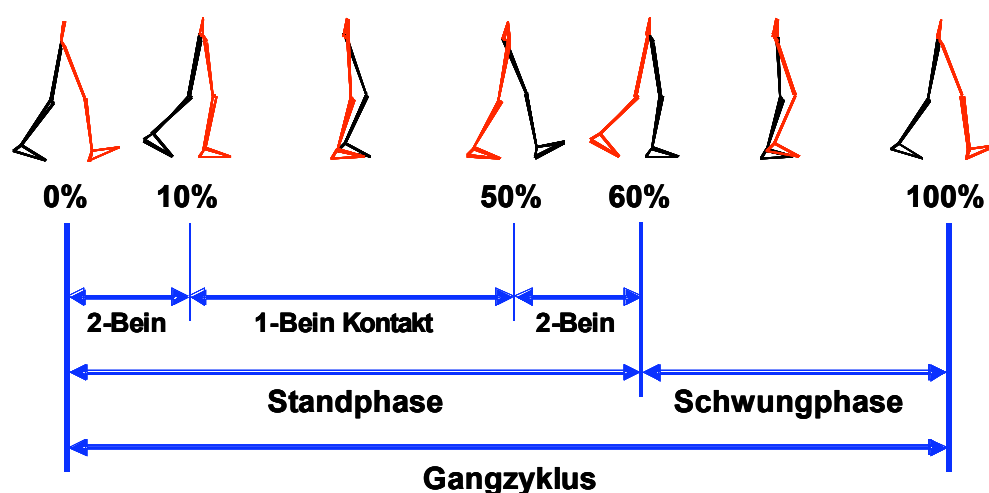


Abb. 1: Einteilung der Gangphasen

Unterschieden wird zwischen der Stand- und Schwungphase, welche etwa in einem Verhältnis von 60% zu 40% des Gangzyklus stehen. Die Standphase beschreibt den Abrollvorgang des Fußes auf dem Boden. Sie beginnt mit dem Fersenkontakt und endet mit der Fußablösung. Bei der Ablösung des Fußes werden zu Beginn die Ferse und dann der Vorfuß und die Zehen vom Boden gelöst, wobei sich gleichzeitig der Rumpf nach vorne bewegt. Das vom Boden gelöste Bein befindet sich nun in der Schwungphase. Dabei wird das Kniegelenk zunächst leicht angebeugt bevor es die nächste Standphase mit annähernd gestrecktem Kniegelenk erreicht. Hierbei werden nun zunächst die Ferse und dann die Fußsohle auf den Boden aufgesetzt. Bei diesem Bewegungsablauf bleibt der Rumpf weitgehend senkrecht, wobei eine leichte Neigung zur Seite des Standbeins auftritt [1].

Insgesamt zeigt sich, dass der Gang durch sich zyklisch wiederholende Lageveränderungen des Körpergesamtschwerpunkts charakterisiert ist [3].

Die 3 Aufgaben, die während des Gangzyklus erfüllt werden müssen, sind Gewichtsaufnahme, einseitige Extremitätenunterstützung und Extremitätenvorschwing. Folgende Phasen können diesen Aufgaben zugeordnet werden: Initialkontakt und Belastungsantwort sind mit der Gewichtsaufnahme, Mittel- und Terminalstand mit der einseitigen Extremitätenunterstützung und Vorschwing sowie Schwungphase mit der Vorwärtsbewegung der Extremität gekoppelt. Der Initialkontakt tritt definitionsgemäß bei 0 und 100% auf und beschreibt damit den Beginn der Standphase. Die Belastungsantwort (0-10%) ist ein Zeitabschnitt der Verzögerung, bei der der Auftreffstoß abgefangen wird. Nun folgt die Phase der Einfachunterstützung, bei der nur ein Fuß den Boden berührt. Man unterscheidet zwischen Mittel- und Terminalstand, wobei der Mittelstand (10-30%) dadurch ausgezeichnet ist, dass sich die Geschwindigkeit verringert während der Körperschwerpunkt den Scheitelpunkt erreicht und die Unterstützungslinie übertritt. Während des Terminalstands (30-50%) hat der Körperschwerpunkt die Linie überschritten und beschleunigt nach vorne in Richtung der nicht gestützten Seite. In der späten Standphase kommt es zum zweiten Doppelsupport, welcher auch als Vorschwing bezeichnet wird. Dieser beginnt bei 50% und endet mit der Zehenabhebung (60%). Die erste Doppelunterstützung findet direkt nach dem Initialkontakt statt. Beide Doppelsupports nehmen etwa 10% des Gangzyklus ein und entstehen, da der Fersenkontakt der gegenüberliegenden Seite bei 50% und die Zehenabhebung bei 10% stattfinden. Die Schwungphase (60-100%) wird in die

frühe (Beschleunigungsphase), mittlere (Übergangsphase) und späte (Verzögerungsphase) Schwungphase unterteilt [2].

Beim Dauerlauf verkürzt sich die Zeit der Standphase auf unter 50%, hingegen nimmt die Schwungphase mehr als 50% ein [2].

Das Ausmaß der Rumpfneigung, die Schrittlänge, das Phasenverhältnis, die Hüft- und Kniebeugung, die Beinachsen, Spurbreite und Fußhaltung sowie jegliche Körperelementbewegungen zeichnen die Individualität des Gangbildes aus. Kommt es zu Abweichungen bzw. Störungen des normalen Gangbildes entsteht ein Hinken [1].

1.5.2 Bewegungsablauf

28 Muskeln arbeiten koordiniert zusammen, um den Gang zu ermöglichen. Dabei müssen sie sowohl den Körper als auch die Extremitäten überwachen, die Erdanziehungskraft überwinden und eine möglichst energiesparende Vorwärtsbewegung schaffen [4].

Die meisten Muskeln der unteren Extremität sind am Anfang und am Ende der Stand- und Schwungphase aktiv. Ihre Hauptaufgabe liegt darin, die Pendelbewegungen der unteren Extremitäten zu beschleunigen bzw. abzubremesen [2].

Sie arbeiten in Gruppen zusammen und erfüllen meist mehrere Aufgaben. Die Hüft- und Oberschenkelmuskulatur bremst die Körpermasse in der frühen Standphase ab und ist für die Beschleunigung und Verzögerung während der Schwungphase verantwortlich. Die Muskulatur des Unterschenkels hilft vor allem bei der Fußablösung und kontrolliert die Fußposition [6,7].

Initialkontakt und Belastungsantwort:

Die Muskeln agieren, um einen gleichmäßigen Verlauf der Bewegung zu gewährleisten und die Gelenke zu stabilisieren, während sie gleichzeitig die Körpermasse abbremsen. Die Hüftextensoren, als stärkster der M. gluteus maximus und unterstützend die ischiocrurale Muskulatur, kontrollieren durch konzentrische Muskelarbeit die Flexionsbewegung der Hüfte, die durch die Bodenbelastung entsteht. Die ischiocrurale Muskulatur hemmt zudem die Hyperextension im Kniegelenk. Der M. quadriceps femoris bremst die ebenfalls durch Belastung entstehende Knieflexion ab und der M. tibialis anterior schließlich den Vorfuß durch die Ausführung einer Dorsalextension. Beide Muskeln arbeiten exzentrisch. Der M. tibialis anterior wird auch als Initiator der

Fersenkipfung bezeichnet. Er zieht die tibia vor und erreicht damit eine Knieflexion. Der M. gluteus maximus und die ischiocrurale Muskulatur arbeiten an der Hüfte konzentrisch um die Energie bereitzustellen, die für den Vorwärtsantrieb benötigt wird. Der Körper wird so zum höchsten Punkt in der Mittleren Standphase befördert, die Hüfte wird extendiert. Der M. gluteus maximus beschleunigt den Rumpf über den Femur, bis das iliotibial-Band zur Knieextension beiträgt. Die ischiocrurale Muskulatur entriegelt das Kniegelenk. Der M. gluteus medius stabilisiert als Hüftabduktor das Becken, damit es nicht zur kontralateralen Seite abkippt. Der M. adductor magnus rotiert schließlich das Becken auf der Standbeinseite nach innen. Die Bodenreaktionskraft geht während der Belastungsantwort durch Sprung- und Hüftgelenk und liegt dorsal vom Kniegelenkmittelpunkt.

Mittelstand:

Die Muskelaktivität bewirkt eine harmonische Fortbewegung des Körpers über den plan auf dem Boden stehenden Fuß. Die Muskulatur kontrolliert dabei die Lage des Kraftangriffspunktes der Bodenreaktionskraft bezüglich des Hüft- und Kniegelenkes. Sobald in dieser Phase der Bewegung die Wirkungslinie der Bodenreaktionskraft vor dem Kniegelenkmittelpunkt liegt, agiert der Vorfuß wie ein Hebelarm um das Knie zurück in die Extension zu überführen. Der einzige Muskel, der zur Ausführung gebraucht wird, ist der exzentrisch arbeitende M. soleus. Dieser bremst die Dorsalexension, wobei er die tibia stabilisiert. Er hemmt deren Vorwärtsbewegung, wodurch die Wirkungslinie der Bodenreaktionskraft vor das Knie gelangt und eine Ausführung der Knieextension möglich wird. Sobald das Kniegelenk von der Bodenreaktionskraft stabilisiert wird, wird die Arbeit des M. quadriceps nicht mehr gebraucht. Während der Körper über dem Fuß nach vorn wandert, gelangt die Wirkungslinie des Vektors der Bodenreaktionskraft hinter den Hüftgelenkmittelpunkt und verleiht der Hüfte Stabilität, da die vordere Kapsel eine weitere Hüftextension begrenzt. Der M. gluteus maximus hört in diesem Moment auf zu arbeiten. Die Hüftabduktoren verhindern die Beckenkipfung zur Schwungbeinseite.

Terminalstand:

Die Muskeln arbeiten, um eine Beschleunigung und eine adäquate Schrittlänge zu schaffen. Seitdem sich nun der M. gastrocnemius dem M. soleus angeschlossen hat, ist ihre resultierende Kraft ausreichend, eine Plantarflexion auszuführen. Die Kraft

des M. triceps surae trägt in dieser Phase über 50% der Antriebskraft, die zum Gehen gebraucht wird, bei. Die Reaktionskraft ist jetzt dorsal des Hüftgelenkes und das iliofemorale-Band verleiht der Hüfte Stabilität. Der M. soleus limitiert die Dorsalextension und stabilisiert das subtalar-Gelenk gegenüber der Eversionskraft. Der M. gastrocnemius hemmt die Vorwärtsbewegung der Tibia und beginnt die aktive Plantarflexionsbewegung. Das liefert die notwendige Kraft den Schenkel nach vorn zu bewegen und das Kniegelenk zu flektieren. Der M. tibialis posterior stabilisiert den Fuß zusätzlich gegenüber der Eversionsbewegung und der M. peroneus gegenüber der Inversionskraft. Der M. flexor digitorum longus unterstützt die Plantarflexion und stabilisiert die metatarsal-phalangeal-Gelenke. Die Wadenmuskulatur arbeitet konzentrisch, während die Hüftflexoren in der späten Standphase bei zunehmender Extensionsbewegung der Hüfte exzentrisch, das heißt also bremsend wirken.

Vorschwung:

Die Muskeln kontrollieren das Ende der Standphase und bereiten die Extremität auf die Schwungphase vor. In dieser Phase hängt die Muskelaktivität von der Schrittgeschwindigkeit ab. Beim langsamen Gang muss die Knieflexion durch die konzentrische Arbeit des M. sartorius, M. gracilis und/oder dem kurzen Kopf des M. biceps femoris gesteigert werden. Beim schnellen Gang hingegen wird die Knieflexion durch isometrische Arbeit des M. rectus femoris gezügelt. Er bremst das Knie und überträgt die kinetische Energie des Unterschenkels, um die Hüftflexion zu erhöhen. Der M. gastrocnemius, M. iliopsoas und einige Hüftextensoren sind stark angespannt, damit die Abhebung des Beins möglich wird. Zur Vorbereitung der folgenden Phase spannen auch die Fußheber an. Der M. gastrocnemius macht den Beginn der Knieflexion möglich und wird durch den M. psoas unterstützt, der den Oberschenkel nach vorn bringt. Der M. adductor longus bringt den Oberschenkel ebenfalls nach vorn, wodurch eine Knieflexion folgt. Der Kraftangriffspunkt der Bodenreaktionskraft befindet sich nun am Vorfuß und dorsal des Kniegelenkmittelpunktes.

Frühe Schwungphase:

Die Muskelaktivität kontrolliert Rhythmusänderungen, sowie die Schrittlänge. Die Ablösung des Fußes vom Boden wird durch die konzentrische Anspannung von Hüftbeugern und Fußhebern ermöglicht. Die Extremität wird beschleunigt, bis in der Mitte der Schwungphase die Hüfte ihre maximale Flexion erreicht hat. Die Schrittlänge ist

abhängig von der Muskelarbeit, die die Knieflexion erhöht bzw. eindämmt. Die Hüft- und Knieflexion werden durch die konzentrische Arbeit des M. sartorius, M. gracilis, M. adduktor longus und M. iliopsoas verstärkt. Der kurze Kopf des M. biceps femoris kann die Knieflexion während des langsamen Ganges zusätzlich erhöhen. Der M. rectus femoris hingegen zügelt die Knieflexion während des schnellen Ganges. Der M. tibialis anterior und der M. extensor digitorum longus überführen den Fuß aus der Plantarflexion in die Dorsalextension.

Mittlere Schwungphase:

Sie stellt eine Übergangsphase dar, in der wenig Muskelarbeit verrichtet wird. Der M. tibialis anterior stützt das Sprunggelenk in der Neutral-Stellung um die Fußsenkung zu vermeiden. Die Hüftbeuger sorgen für die Aufrechterhaltung einer gleichmäßigen Vorwärtsbewegung.

Späte Schwungphase:

Die Muskulatur kontrolliert das Ende der Schwungphase und bereitet die Extremitäten auf die Standphase vor. Wie bei der frühen Schwungphase ist eine Einteilung entsprechend der Ganggeschwindigkeit möglich. Diese unterscheidet sich dadurch, dass nun beim langsamen Gang Hüft- und Knieextension verstärkt und beim schnellen Gang gedrosselt werden müssen. Die Hüftflexoren sind gewöhnlich nicht aktiv. Der M. quadriceps ist für die Knieextension während des langsamen Ganges verantwortlich. Die ischiocrurale Muskulatur dämmt diese während des schnellen Ganges ein und führt zudem zu einer Verzögerung der Vorwärtsbewegung des Beins. Der M. tibialis anterior hält das Sprunggelenk in Neutral-Stellung und bringt die Ferse in eine optimale Position für den folgenden Bodenkontakt. Die Knieflexoren arbeiten exzentrisch, um die Extensionsbewegung vor dem Bodenkontakt abzustoppen.

[2,5,14,15,16,17]

1.6 Ganganalyse

Erste quantitative Beobachtungen und Studien des menschlichen Ganges gehen auf die Gebrüder Weber zurück. Die beiden Forscher stellten zweidimensionale Untersuchungen an und lieferten eine ausführliche biomechanische Abhandlung über den menschlichen Gang. In ihrem Werk „Die Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge“

beschrieben sie bereits Gangparameter wie Schrittlänge, Schrittdauer und Schwingungsdauer [89].

Ende des 19. Jahrhunderts wurden von Carlet (1872) und Marey (1873) die erste Druckmessung im Schuh mittels Luftkammersensoren durchgeführt und die Chronophotographie entwickelt. Beleuchtete Phasenbilder menschlicher Bewegung konnten mittels Stroboskopblitzen einer Kamera erstellt werden.

Muybridge (1887) gelang es, mit nebeneinander aufgestellten Kameras Serienbilder des Ganges aufzunehmen. Ähnlich dem Prinzip des Daumenkinos konnten Eindrücke von der Bewegungsdynamik geschaffen werden.

Braune und Fischer (1895) verwendeten schließlich zwei Photoapparate (zweiseitige Chronophotographie), um die Voraussetzung für dreidimensionale Analysen zu schaffen. Sie brachten selbst leuchtende Markierungen an der zu untersuchenden Person an und schafften durch Aufnahmen mit und ohne Gepäck eine erste Annäherung zu Fragen einwirkender Kräfte und Momente am Bewegungsapparat [33].

Anfang des 20. Jahrhunderts wurden die ersten Druck- und Kraftmessplattformen entwickelt und seit Mitte der 80er Jahre lösen Videosysteme die Photo- und Filmtechniken zunehmend ab. Erst durch die zunehmende Entwicklung der Computertechnik fand die Bewegungsanalyse eine weitere Verbreitung [33,34].

Die Ganganalyse wird vielseitig eingesetzt. Sie wird durchgeführt, um bei Patienten mit Beschwerden, nach Unfällen, Verletzungen oder Operationen die Funktion zu objektivieren und Defizite zu analysieren [33].

Auswirkungen neuromuskulärer Erkrankungen können mit Hilfe der Ganganalyse beurteilt werden. Außerdem stellt die Ganganalyse eine Untersuchungsmethode bei der Therapie von Spastikern dar [10].

Bewegungsabläufe, wie zum Beispiel die eines Leistungssportlers, können optimiert werden [36].

Die Ganganalyse kann zur präoperativen Beurteilung, Operationsplanung und postoperativen Bewertung herangezogen werden [35].

Sie dient der Entwicklung und Überprüfung von Prothesen und der Beurteilung des Rehabilitationsverlaufs [33].

Bei Verwendung der quantitativ-apparativen Ganganalyse stehen dem Untersucher verschiedene Methoden des Messens und eine Menge an technischen Systemen zur Verfügung [45]. Ballreich und Baumann (1988) machen das ganze überschaubar, indem sie eine Einteilung in Kinemetrie, Dynamometrie, Anthropometrie und Elektro-

myographie vornehmen. Nach dieser Einteilung wird auch in dieser Arbeit vorgegangen.

Kinemetrie/Kinematik:

Die Kinematik beschreibt die Bewegung von Massenpunkten und starren Körpern in Raum und Zeit, ohne nach deren Ursache zu fragen [2].

Sie beinhaltet im Fall der Ganganalyse globale Parameter wie die mittlere Ganggeschwindigkeit, Länge und Dauer eines Einzel- bzw. Doppelschrittes, sowie die Erfassung von maximalen, minimalen und mittleren Bewegungsausmaßen der Körpersegmente Becken, Oberschenkel, Unterschenkel und Fuß gegeneinander.

Becken, Oberschenkel, Unterschenkel und Fuß werden bei der Modellierung des Unterkörpers näherungsweise als starre Körper betrachtet, die über einfache punktförmige Gelenke miteinander verbunden sind.

Methode der Wahl zur Messung von Bewegungen ist die Kinematographie, welche eine bildgestützte Aufzeichnung des Ganges (Videotechnik) und eine entsprechende computergestützte Auswertung einbezieht. Derzeit weit verbreitete Messsysteme nutzen passive (Licht reflektierende) oder aktive Lichtquellen (infrarot-LEDs) als Marker. Diese Marker müssen von mindestens 2 Kameras erfasst werden, um ihre Lage in einem dreidimensionalen Koordinatensystem darstellen zu können.

Ein starrer Körper besitzt 6 Freiheitsgrade. Dabei entfallen 3 Freiheitsgrade auf die Translationsbewegung und weitere 3 auf die Rotation. Der Unterkörper kann in sehr guter Näherung durch eine Gelenkkette bestehend aus Becken, 2 Oberschenkeln, 2 Unterschenkeln und 2 Füßen beschrieben werden. Die streng mathematische Beschreibung der Rotationsfreiheitsgrade erfolgt mit Hilfe Eulerscher Winkel, die der Translationsfreiheitsgrade in Kartesischen Koordinaten. Eulersche Winkel sind zum einen bei der exakten mathematischen Beschreibung der Rotationsbewegung starrer Körper unverzichtbar aber zum anderen wegen ihrer Unanschaulichkeit für den Mediziner unpraktikabel.

In der Orthopädie werden Winkel nach der Neutral-Null-Methode gemessen. Dabei wird von der so genannten Neutralstellung ausgegangen.

In den in dieser Arbeit dargestellten Ergebnissen wurden die Eulerschen Winkel in der üblichen Weise gemäß der Neutral-Null-Methode umgerechnet.

Dynamometrie/Kinetik:

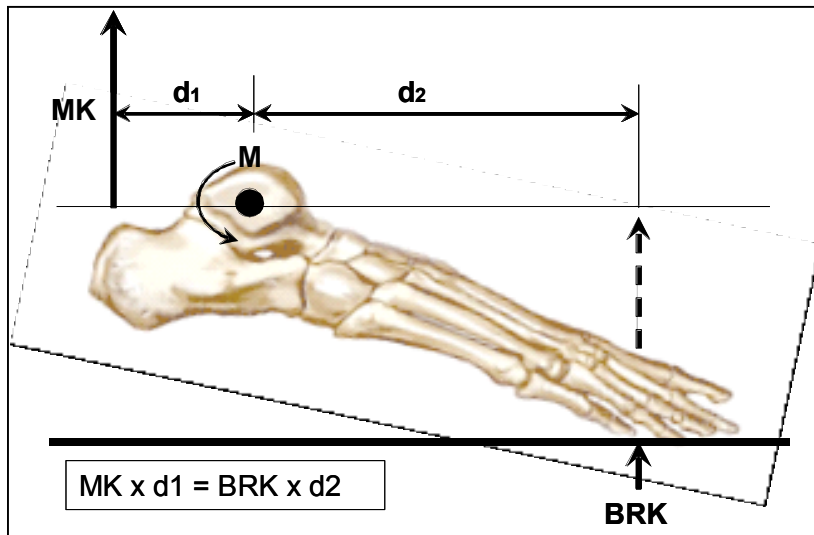
Die Kinetik befasst sich mit den Ursachen der beschleunigten Bewegung von Körpern, den so genannten Kräften. Kräfte können ebenso wie Momente, Geschwindigkeit und Beschleunigung im mathematischen Sinne als Vektoren behandelt werden. Bei der mathematischen Beschreibung eines Systems von Körpern erwies es sich als nützlich die Kräfte in 2 Gruppen zu untergliedern, die äußeren Kräfte (z.B. Schwerkraft, Bodenreaktionskraft) und die zwischen den Körpern des Systems wirkenden inneren Kräfte (z.B. Gelenkreaktionskräfte, Muskelkräfte). Die Dynamometrie umfasst die Gesamtheit aller Methoden und Verfahren zur Messung von Kräften.

Ganganalyse:

Die Ganganalyse beschränkt sich in den meisten Anwendungen auf die Messung der Bewegung aller Segmente des Unterkörpers, der Bodenreaktionskräfte und der elektrischen Aktivitäten der Muskulatur (EMG). Aus diesen Messgrößen kann man auf der Basis mechanischer Modelle mit Hilfe der Inversen Dynamik die Gelenkreaktionskräfte, Gelenkreaktionsmomente und die durch die Muskulatur generierte Leistung berechnen.

Die Messung der Bodenreaktionskräfte erfolgt mit Hilfe von Kraftmessplattformen. Diese bestehen meist aus einer rechteckigen extrem biegesteifen Metallplatte unter deren Ecken Sensoren integriert sind. Durch diese Anordnung der Sensoren kann man alle 3 Komponenten des Vektors der Bodenreaktionskraft und dessen Angriffspunkt bestimmen.

In der Abb.2 ist das Momentengleichgewicht beim Stehen zwischen dem Moment der Bodenreaktionskraft und dem Moment des M. triceps surae bezüglich des Sprunggelenks veranschaulicht.



(MK = Muskelkraft, d1,d2 = Hebelarm, M = Moment, BRK =Bodenreaktionskraft)

(Modifiziert nach Gage 2004)

Abb. 2: Momentengleichgewicht am Fuß beim Stehen

Die Leistung als physikalische Größe ist die pro Zeiteinheit umgesetzte Energie. Sie wird in Watt [W] gemessen. Das Watt [W] hängt folgendermaßen mit den physikalischen Einheiten Newton [N], Weg [m], Zeit [s] und Joule [J] zusammen

$$1 \text{ W} = 1 \text{ Nm/s} = 1 \text{ kgm}^2/\text{s}^3 = 1 \text{ J/s.}$$

Bei der Ganganalyse ist die in den Gelenken der Extremitäten generierte bzw. verbrauchte Leistung von großem Interesse. Sie wird aus den entsprechenden Reaktionsmomenten und Winkelgeschwindigkeiten bestimmt.

Für die Messung von Muskelaktionen hat sich die Elektromyographie (EMG) am besten bewährt. Sie misst die Summe aller unter dem ableitenden Areal erfassten Aktionspotentiale aktiver motorischer Einheiten. Die Ableitung kann mit Oberflächen- oder Nadelelektroden erfolgen. Bei den Oberflächenelektroden erfolgt die Potenzialregistrierung von der Hautoberfläche (transkutane Registrierung). Die genaue Untersuchung einzelner motorischer Einheiten und tiefer gelegener Muskeln ist mit diesen Elektroden ebenso wie die Unterscheidung zwischen eng benachbarten Muskeln nicht möglich. Die Oberflächenelektroden finden häufig unter anderem Einsatz bei der Registrierung von Erregungsmustern mehrerer Muskeln während gezielter Be-

wegungsabläufe. Auf Grund vieler Fehlerquellen wie z.B. Hautverschiebungen, Variation der Dicke des subkutanen Fettgewebes und Variation des Hautwiderstandes während der Messung, ist nur eine sehr grobe Zuordnung von EMG-Signal und Muskelkraft möglich. Das EMG wird daher in der Ganganalyse meist als qualitativer Indikator für den zeitlichen Aktivitätsverlauf eines Muskels verwendet.

[51,52]

2 Material und Methoden

2.1 Patientenkollektiv und Kontrollgruppe

2.1.1 *Ein-/Ausschlusskriterien*

An der Untersuchung nahmen zwanzig Probanden teil.

In die Patientengruppe wurden Patienten eingeschlossen, die einen Kniegelenkersatz mit der MegaC-Tumorprothese erhalten haben, bei denen kein weiteres Gelenk an der unteren Extremität durch eine Prothese ersetzt war, bei denen eine normale Kniefunktion auf der Gegenseite zu verzeichnen war und die die Ganganalyse selbstständig ohne Gehhilfen absolvieren konnten.

Die Kontrollgruppe bestand aus zehn gesunden, jungen Erwachsenen, von denen keiner eine den Bewegungsapparat beeinflussende Erkrankung aufwies.

2.1.2 *Anamnestische Daten*

Patientengruppe:

Die zu untersuchenden Patienten sind im Durchschnitt 31 Jahre alt (10 bis 77 Jahre). Von den 10 Patienten waren 6 männlich und 4 weiblich. Der BMI hat einen Mittelwert von $24,25 \pm 6,60$ und befindet sich definitionsgemäß im Bereich für Normalgewichtige [8]. Die demografischen Daten der Patienten- und der Kontrollgruppe (Normalkollektiv) sind in Tab. 1 zusammengefasst.

Beruflich sind bis auf eine Person alle im gleichen Bereich tätig wie vor der Operation. 7 Patienten betreiben regelmäßig Sport, ohne dabei Beschwerden zu haben.

6 der 10 Patienten waren an einem Osteosarkom erkrankt, und jeweils einer an einem Non-Hodgkin-Lymphom, einem Riesenzelltumor, einer pathologischen distalen Femurfraktur, sowie einem Strahlensarkom. Bei 8 Patienten lag eine Tumorlokalisation am distalen Femur, bei 2 Patienten an der proximalen Tibia vor. Es wurde 5 mal die rechte und 5 mal die linke Seite operiert. Die durchschnittliche Zeitspanne zwischen OP und Messung (OP-GA) lag bei 11 ± 7 Monaten. Eine ausführliche Darstellung der OP-Daten befindet sich in Tab.2.

Kontrollgruppe:

Das mittlere Alter der Kontrollgruppe (siehe Tab.1) beträgt 25 ± 2 Jahre. Das Verhältnis von Männern zu Frauen ist 6 zu 4. Die Körpergröße ist durchschnittlich 1,77m (1,67m bis 1,90m). Der BMI der Probanden beträgt $23,01 \pm 3,03$ (18,27 bis 26,54).

| Demografische Daten | | | | | |
|------------------------|------------|-------------|-----------------|------------------|--------------------------|
| Name | Geschlecht | Alter [a] | Körpergröße [m] | Körpermasse [kg] | BMI [kg/m ²] |
| Patienten | | | | | |
| LM01A | female | 15 | 1,71 | 64,7 | 22,12 |
| LM04A | female | 77 | 1,57 | 79,1 | 32,09 |
| LM05A | male | 10 | 1,44 | 32,6 | 15,73 |
| LM08A | male | 40 | 1,84 | 72,5 | 21,41 |
| LM09A | female | 14 | 1,59 | 47,8 | 18,89 |
| LM12A | male | 14 | 1,57 | 43,8 | 17,88 |
| LM14A | female | 64 | 1,62 | 81,1 | 30,89 |
| LM15A | male | 48 | 1,73 | 102,0 | 34,08 |
| LM16A | male | 14 | 1,73 | 86,4 | 28,87 |
| LM18A | male | 14 | 1,53 | 47,7 | 20,52 |
| MV | | 31 | 1,63 | 65,8 | 24,25 |
| SD | | 25 | 0,12 | 22,2 | 6,60 |
| Normalkollektiv | | | | | |
| LN01A | male | 27 | 1,87 | 92,3 | 26,40 |
| LN02A | male | 27 | 1,90 | 87,6 | 24,27 |
| LN03A | female | 25 | 1,73 | 55,3 | 18,49 |
| LN04A | male | 25 | 1,73 | 67,2 | 22,46 |
| LN05A | female | 22 | 1,80 | 75,1 | 23,17 |
| LN06A | female | 27 | 1,67 | 71,1 | 25,49 |
| LN07A | female | 29 | 1,72 | 72,3 | 24,43 |
| LN08A | female | 24 | 1,79 | 65,9 | 20,58 |
| LN09A | female | 22 | 1,67 | 50,6 | 18,27 |
| LN10A | male | 26 | 1,79 | 84,6 | 26,54 |
| MV | | 25,4 | 1,77 | 72,2 | 23,01 |
| SD | | 2,3 | 0,08 | 13,4 | 3,03 |

Tab. 1: Demografische Daten

2.1.3 Operationsdaten

Patientengruppe:

Die Operation erfolgte entsprechend der Tumorausdehnung und der Lokalisation der Biopsie in 5 Fällen über einen anteromedialen, in 4 Fällen über einen lateralen und lediglich in 1 Fall über einen direkt anterioren Zugang.

Bei allen Patienten mussten Muskeln bzw. ihre Faszien abgelöst und/oder durchtrennt bzw. aus onkologischen Gründen reseziert werden. Die mittlere Resektionslänge des betroffenen distalen Femurs beträgt 15,75 cm (9-22cm), die der proximalen Tibia 10,5 cm. 6 Prothesen wurden zementiert, 4 Prothesen wurden zementfrei implantiert.

Komplikationen zeigten sich bei 7 Patienten. Ergussbildung, Fußheberparese, Hämatombildung, Wundheilungsstörung, Fußfehlstand (Rotationsfehler), Brennschmerz im Dermatombereich des N. peroneus, Wassereinlagerung und Durchblutungsstörung waren OP-Folgen. 5 Patienten wurden hinsichtlich ihrer Komplikationen therapiert, wovon 3 operativ revidiert wurden. Eine rezidivierende Ergussbildung wurde durch Synovektomie und mediale Kapselraffung therapiert, ein einfacher Erguss durch Punktion. Eine Prothese wurde nachfolgend gekürzt und eine Adhäsionslyse und Neurolyse des N. peroneus durchgeführt. Eine Wundheilungsstörung wurde mit Hilfe einer Saugpumpe und anschließenden Hautverpflanzungen behandelt. Die konservative Therapie beinhaltete den Einsatz von Spezialschuhen und die Verordnung von Schienen bei Fußheberschwäche und Stützstrümpfen.

| OP-Daten | | | | |
|----------|---|-----------------|----------|----------------|
| Name | Diagnose | Lokalisation | OP-Seite | OP-GA [Monate] |
| LM01A | Osteosarkom | distales Femur | rechts | 26 |
| LM04A | Non-Hodgkin-Lymphom | distales Femur | links | 7 |
| LM05A | Hochmalignes Osteosarkom | distales Femur | links | 5 |
| LM08A | Riesenzelltumor | distales Femur | rechts | 20 |
| LM09A | Osteosarkom | distales Femur | rechts | 9 |
| LM12A | Osteosarkom | distales Femur | links | 9 |
| LM14A | Z.n. dist. Femurfraktur, med. Kopffraktur | distales Femur | rechts | 5 |
| LM15A | Strahlensarkom | proximale Tibia | links | 3 |
| LM16A | Teleangiektatisches Osteosarkom | proximale Tibia | rechts | 13 |
| LM18A | Osteosarkom | distales Femur | links | 13 |
| MV | | | | 11 |
| SD | | | | 7 |

Tab. 2: OP-Daten

2.2 Das MegaC – Tumorprothesensystem

Das Megasystem-C von der Firma Waldemar Link GmbH & CoKG (Hamburg, Deutschland) wurde für die Rekonstruktion ausgedehnter Knochenverluste nach Tumorresektionen oder für Revisionseingriffe entwickelt. Doch auch nach komplizierten Traumata mit großen segmentalen Knochendefekten kommt das Megasystem-C zum Einsatz. Es ermöglicht sowohl den partiellen Knochenersatz im proximalen und distalen Femurbereich sowie im proximalen Tibiabereich als auch den Femurtotalersatz. Die Funktion des Systems beruht auf den guten Erfahrungen von bereits erfolgreich eingesetzten Implantatkomponenten und der Beachtung biomechanischer Belastungs- und Verankerungsprinzipien [9].

Eigenschaften des LINK MEGASYSTEM-C Tumor- und Revisionssystem:

- Intraoperative Flexibilität durch Implantatkomponenten mit hoher Modularität
- Kostenersparnis und Zeitgewinn gegenüber Sonderanfertigungen
- Kompatibilität zu Standard-Implantatsystemen
- Bewährte und klinisch erprobte Kopplungsmechanismen
- Zementierbare und zementfreie Verankerungsschäfte in verschiedenen Längen und Stärken
- Intraoperative Rekonstruktionsoptionen in 10 mm Schritten
- Mikroporöse Implantatoberflächen unterstützen den Knochenanwuchs
- Breites Indikationsspektrum

Die Durchführung des Kniegelenkersatzes erfolgt durch Integration der Implantate des sog. Kniegelenksystems Endo-Modell SL in das Megasystem-C.

LINK Endo-Modell SL modulare Totalknieprothese:

- Stabile Prothesenverankerung bei geschwächten Bandverhältnissen
- Luxationssicherung
- Erhalt des natürlichen Gangbildes mit dem Rotationsknie
- Hohe Versorgungsgenauigkeit durch konsequente Modularität und breites Größenspektrum

Besonders herauszustellen ist für dieses Tumorprothesensystem, dass eine Versorgung mit einem achsgeführten Rotationsknie möglich ist. Alle Patienten in dieser Studie erhielten eine Rotationsknievariante. Außerdem wurde die Prothese in 6° Valgusstellung eingebaut.

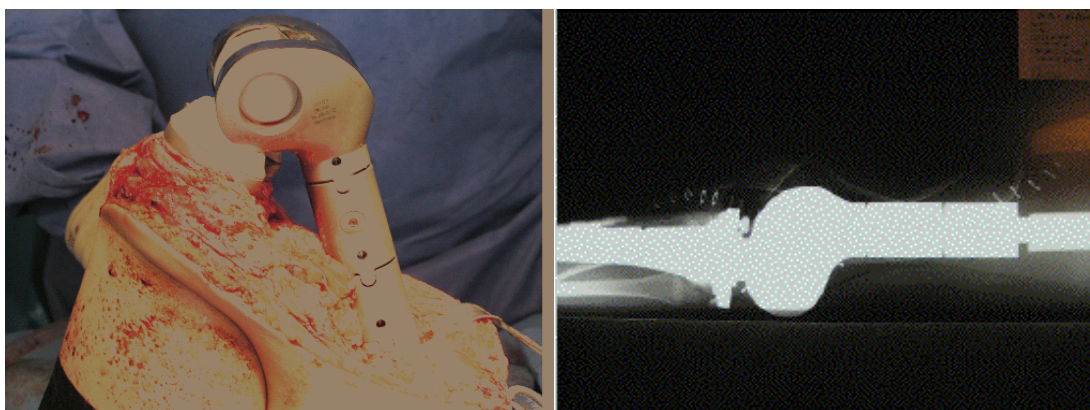


Abb. 3: Prothese

2.3 Klinisches Outcome

2.3.1 Enneking Score

Um den subjektiven Operationserfolg der Probanden zu ermitteln, erhielten sie einen standardisierten Fragebogen. Die Aufgabe der Patienten bestand darin, den Variablen Schmerz, Funktion, Emotionale Akzeptanz, Hilfen, Gehstrecke und Gangbild die für sie zutreffenden Werte zuzuordnen (siehe Tab.3). Die maximal erreichbare Punktzahl von 30 entspricht dem bestmöglichen postoperativen Ergebnis [12].

2.3.2 Karnofsky Index

Der Karnofsky Index (siehe Tab.3) ist eine gebräuchliche Klassifikation zur Festlegung des Leistungsindex eines Patienten in der Onkologie. Die Abstufung erfolgt in 10%-Schritten von maximal 100% (Normalzustand) bis 10% (moribund) [13].

| Enneking score (Maximal erreichbare Punktzahl: 30) | | | |
|--|-----------------------------------|--|------------------|
| Variable | Beschreibung | | Wert |
| Schmerz | kein Schmerz | keine Medikation | 5 |
| | Zwischenstufe | | 4 |
| | gering/nicht beeinträchtigt | keine starken Analgetika | 3 |
| | Zwischenstufe | | 2 |
| | moderat/zeitweilig beeinträchtigt | zeitweilig starke Analgetika | 1 |
| | stark/ständig beeinträchtigt | langfristig starke Analgetika | 0 |
| Funktion | keine Einschränkung | keine Behinderung | 5 |
| | Zwischenstufe | | 4 |
| | Freizeitaktivitäten eingeschränkt | geringfügige Behinderung | 3 |
| | Zwischenstufe | | 2 |
| | teilweise Einschränkung im Beruf | schwerwiegende Behinderung | 1 |
| | totale Berufsunfähigkeit | totale Behinderung | 0 |
| Emotionale Akzeptanz | begeistert | würde es anderen empfehlen | 5 |
| | Zwischenstufe | | 4 |
| | befriedigt | würde es wieder machen | 3 |
| | Zwischenstufe | | 2 |
| | akzeptiert | würde es ungern wiederholen | 1 |
| | abgeneigt | würde es nicht wiederholen | 0 |
| Hilfen | keine | keine Gehhilfen | 5 |
| | Zwischenstufe | | 4 |
| | Schiene | häufiges Benutzen der Schiene | 3 |
| | Zwischenstufe | | 2 |
| | eine Stütze/Krücke | häufiges Benutzen der Stütze/Krücke | 1 |
| | zwei Stützen/Krücken | ständiges Benutzen der Stützen/Krücken | 0 |
| Gehstrecke | unbegrenzt | wie prä OP | 5 |
| | Zwischenstufe | | 4 |
| | begrenzt | auffallend schlechter als prä OP | 3 |
| | Zwischenstufe | | 2 |
| | nur drinnen | nur drinnen | 1 |
| | nicht selbstständig | nur mit Hilfe oder an den Rollstuhl gebunden | 0 |
| Gangbild | normal | keine Veränderung | 5 |
| | Zwischenstufe | | 4 |
| | wenig verändert | kein funktionelles Defizit | 3 |
| | Zwischenstufe | | 2 |
| | mässig auffällig | geringes funktionelles Defizit | 1 |
| | starkes Handicap | schweres funktionelles Defizit | 0 |
| Karnofsky Index | | | |
| Beschreibung | | | Werte [%] |
| Normalzustand, keine Beschwerden, keine manifeste Erkrankung | | | 100 |
| minimale Krankheitssymptome | | | 90 |
| normale Leistungsfähigkeit mit Anstrengung | | | 80 |
| eingeschr. Leistungsfähigkeit, arbeitsunfähig, kann sich alleine versorgen | | | 70 |
| gelegentliche fremde Hilfe | | | 60 |
| krankenpflegerische und ärztliche Hilfe, nicht dauernd bettlägrig | | | 50 |
| bettlägrig, spezielle Pflege erforderlich | | | 40 |
| schwerkrank, Krankenhauspflege notwendig | | | 30 |
| Krankenhauspflege und supportive Massnahmen erforderlich | | | 20 |
| moribund, Krankheit schreitet schnell fort | | | 10 |

Tab. 3: Beschreibung Enneking Score, Karnofsky Index

2.3.3 Klinische Untersuchung

Im Rahmen der klinischen Untersuchung wurden die Narbe und das Kniegelenk der OP-Seite untersucht. Es wurden Beinlängen- und Beinumfangmessungen durchgeführt und die passiven Bewegungsausmaße nach der Neutral-Null-Methode von Hüft- und Kniegelenken getestet. Weiterhin erfolgten eine standardisierte Untersuchung der Muskelkraft und eine Sensibilitätsprüfung der unteren Extremität.

2.4 Ganganalyse

2.4.1 Versuchsaufbau

10 Patienten wurden nach der Versorgung mit dem in Abschnitt 2.2. beschriebenen Knieprothesensystem im Ganglabor untersucht.

Die Datenerhebung erfolgte mit dem Bewegungsanalysesystem Vicon 460 (Fa. Vicon Motion Systems, Oxford, OX20JB, UK), das mit 6 Infrarot-Kameras (Typ MCAM1), 2 Kraftmessplattformen (Fa. Kistler Instrumente GmbH, Winterthur, Schweiz) und einer 10 Kanal Oberflächen-EMG Messeinrichtung (Fa. Motion Lab System Inc., Baton Rouge, Louisiana, USA) ausgestattet war. Vicon 460 ist ein Passivmarkersystem.

Videodaten, Bodenreaktionskräfte und Oberflächen-EMG wurden in Echtzeit - zeitlich synchron - gemessen. Die Auswertung der gemessenen Daten erfolgte auf einer AlphaStation DS10 (Fa. Compaq, Houston, Texas, USA).

Die Abtastfrequenz der Videokanäle lag bei 120 Hz, die der Bodenreaktionskräfte und EMG jeweils bei 840 Hz. Die aus den Videodaten resultierenden Bewegungsspuren wurden mittels adaptiver Splineapproximation 5. Ordnung geglättet. Die Oberflächen-EMG wurden bereits auf analogem Wege gefiltert (60 Hz Hochpaß, 600 Hz Tiefpaß) und anschließend per Software rektifiziert, geglättet und auf 120 Hz (Videotakt) interpoliert. Die Signalaufbereitung der Bodenreaktionskräfte bestand ebenfalls in einer Glättung mit nachfolgender Interpolation auf 120 Hz.

VICON 460 - Hardwarekonfiguration

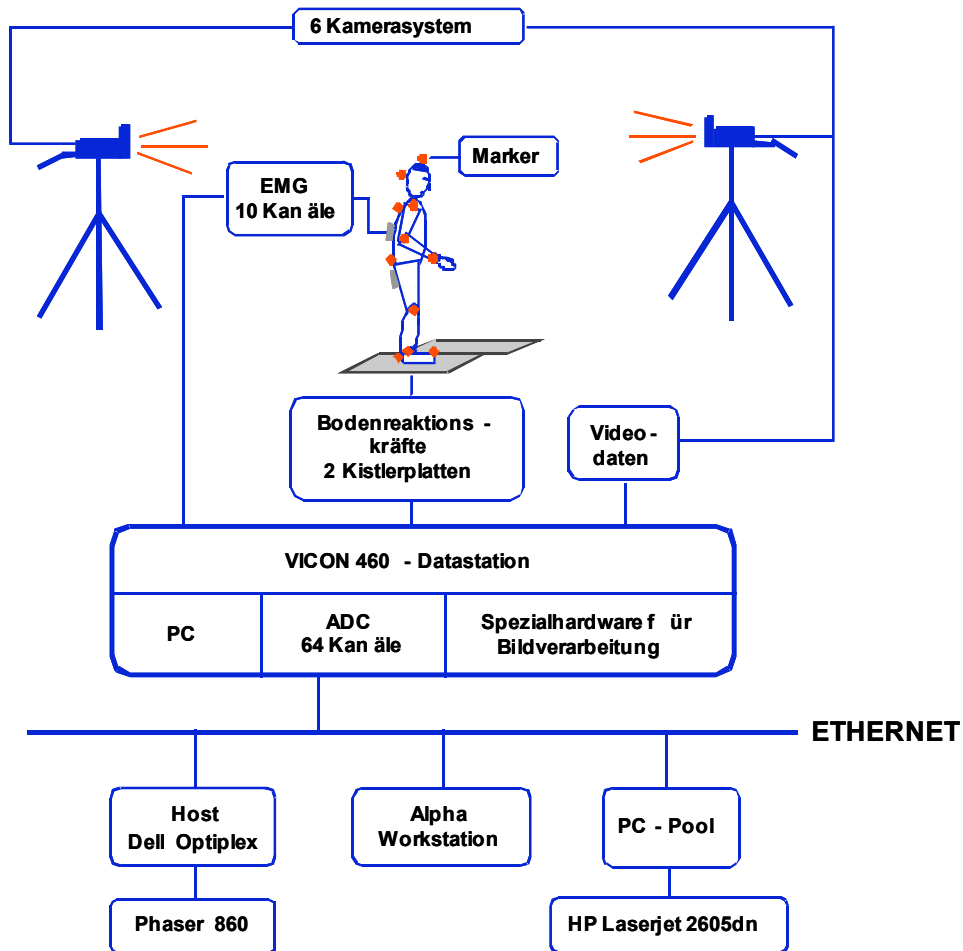


Abb. 4: Hardwarekonfiguration

Die Gangstrecke war 7 Meter lang und war in einem Raster von 10 cm (siehe Abb. 5) auf die individuelle Schrittweite der Patienten anpassbar. Die farbliche Markierung, wie z.B. der rote Streifen, diente der Patientenführung.



Abb. 5: Gangstrecke mit Schrittweitenanpassung

Die Probanden wurden zur Ganganalyse mit reflektierenden Kugeln, den Markern (Durchmesser 11 mm), ausgerüstet. Bei der Positionierung der Marker ist darauf zu achten, dass die kinematisch und anatomisch wichtigen Punkte markiert werden, und dass während des Versuchsablaufs möglichst keine Verdeckungen der Marker vorkommen. Die Positionierung der 21 Marker am Patienten ist in Abb.6 dargestellt.

Positionierung der Marker

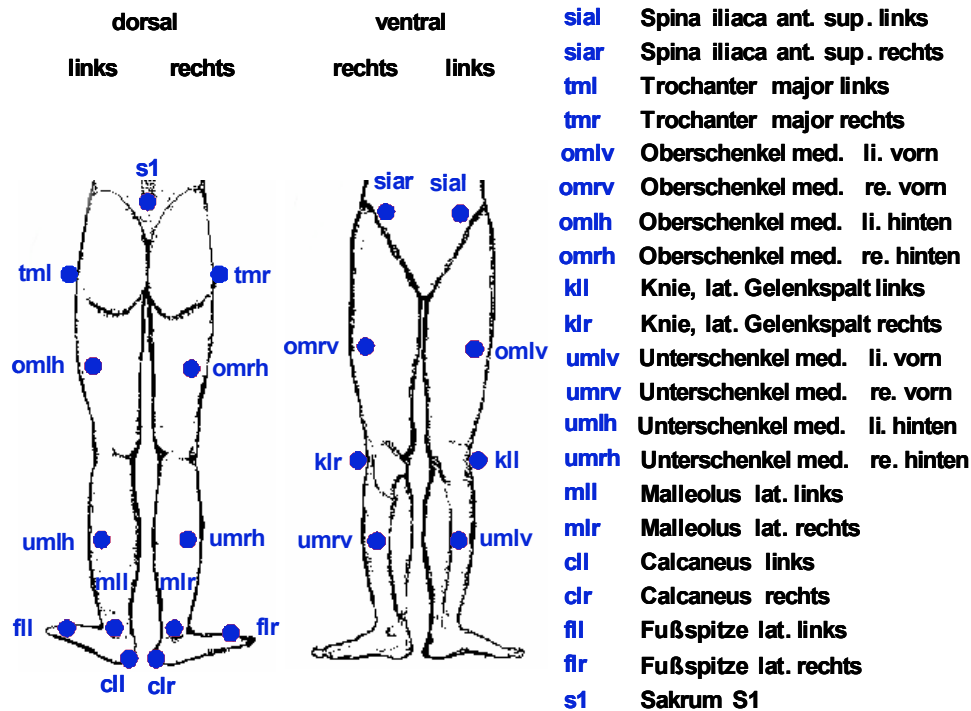


Abb. 6: Positionierung der Marker

Die Abbildung 7 zeigt einen Ausschnitt des Ganglabors. Man erkennt die 7 Meter lange Gangstrecke mit den beiden Kraftmessplattformen (Kistlerplatten), die Infrarotkameras mit Stroboskop und den Steuerrechner mit dem Computerarbeitsplatz. Die Kraftmessplatten hatten eine Größe von 50x50 cm (Kistlerplatte 1) sowie 40x60 cm (Kistlerplatte 2) und waren so eingebaut, dass sie für den Patienten vom umgebenden Bodenbelag nicht zu unterscheiden waren.

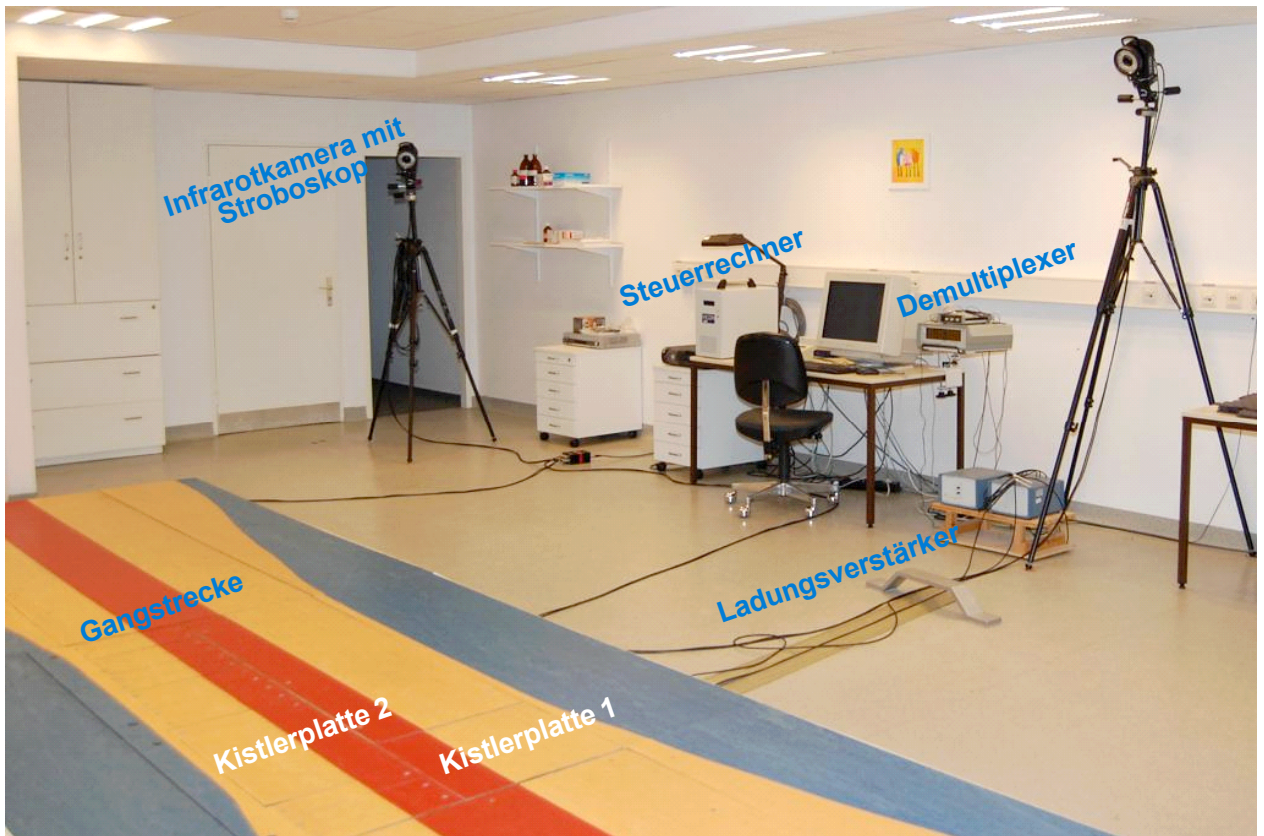


Abb. 7: Ausschnitt des Ganglabors

Für die Messung der Muskelaktivitäten der unteren Extremitäten wurde eine 10 Kanal Oberflächen-EMG Messeinrichtung mit starrer Elektrodengeometrie (Elektroden-grösse: 5x1,5 cm) verwendet. Die EMG-Elektroden waren über dünne Kabel mit einem am Patienten fixierten Multiplexer verbunden. Von dort erfolgte die Datenübertragung über ein Koaxialkabel zum Demultiplexer und von diesem schließlich zum Steuerrechner des Bewegungsanalysesystems. Die Positionierung der EMG Elektroden ist in Abb. 8 dargestellt. An jedem Bein wurde die Aktivität des M. rectus femoris, des M. tensor fasciae latae, der Ischiocruralen Muskulatur, dem M. triceps surae und dem M. tibialis anterior bestimmt.

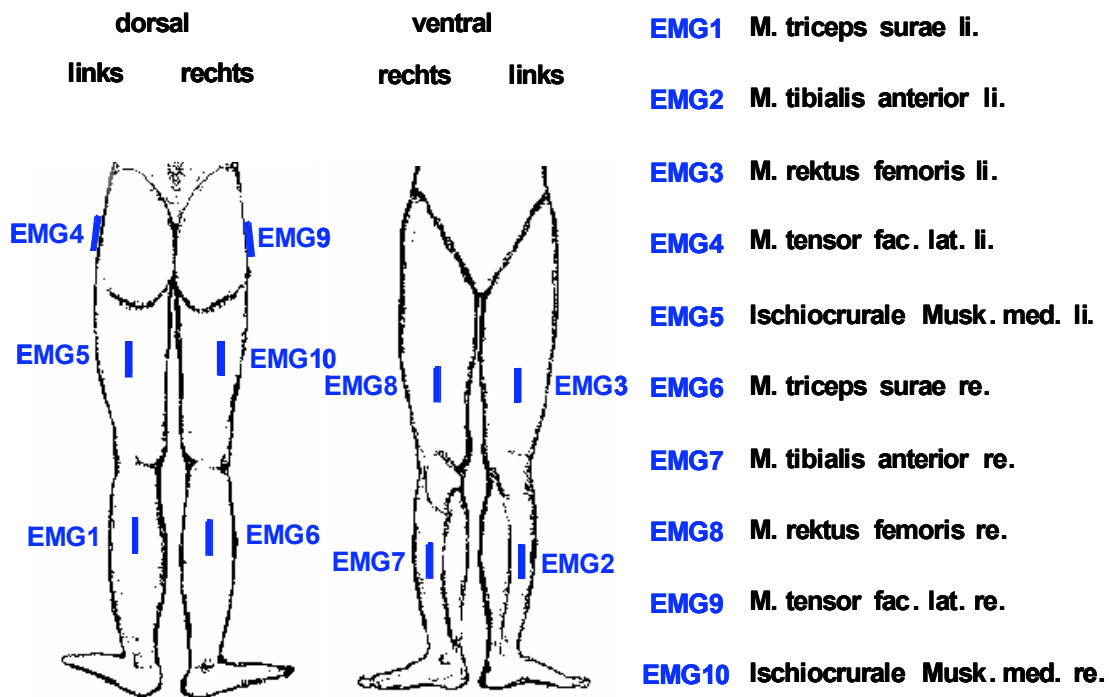


Abb. 8: Positionierung der EMG Elektroden

Zu den Funktionen des Softwarepaketes von Vicon gehörten:

- Systemkalibrierung,
- dreidimensionale Rekonstruktion der Markerpositionen,
- automatische Zuordnung der Markerbezeichnungen zu den Bewegungsspuren,
- grafische Darstellung der Bewegungsspuren, Oberflächen-EMG und Bodenreaktionskräfte
- sowie das Datenmanagement.

Die Grundlage der in dieser Arbeit durchgeführten rechnerischen Bestimmung der Reaktionskräfte und -momente in den unteren Extremitäten bildet ein dreidimensionales biomechanisches Modell, das aus 7 Segmenten und 7 Gelenken besteht [14, 83, 84, 85]. Dieses Modell (siehe Abb.9) ist auf die anthropometrischen Maße der Probanden (Körpergewicht, Körpergröße, Extremitätenlängen usw.) individuell einstellbar.

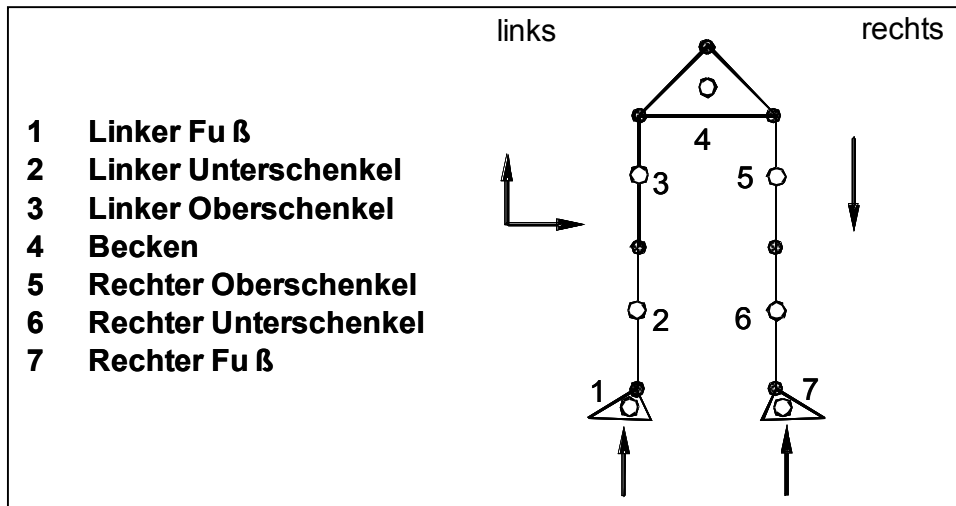


Abb. 9: Biomechanisches Modell eines Menschen

Ein Teil dieser anthropometrischen Daten (z.B. Breite des Beckens, Ober- und Unterschenkellänge) ergibt sich auf Grund der Markierung (siehe Abb.6) direkt aus den VICON-Messungen. Für die Berechnung der Segmentschwerpunkte und Trägheitsmomente, die für die Inverse Dynamik benötigt werden, war es zusätzlich notwendig, die Umfänge der Segmente an verschiedenen Stellen (z.B. Oberschenkel proximal, mittig und distal, Hüftumfang in Höhe des lumbosakralen Überganges L5/S1) und weitere ergänzende Maße (z.B. Fußlänge, -breite und -höhe) zu ermitteln (siehe Abb.10). Diese und andere individuelle Daten wurden anschließend in einer Datei gespeichert und in der entsprechenden Simulation verwendet.

Anthropometrische Daten für die inverse Dynamik

Körpergröße [m]
Hüfte Umfang S1 [m]
Hüfte Umfang Trochanterhöhe [m]
Oberschenkel Umfang proximal li./re. [m]
Oberschenkel Umfang medial li./re. [m]
Oberschenkel Umfang distal li./re. [m]
Unterschenkel Umfang proximal li./re. [m]
Unterschenkel Umfang medial li./re. [m]
Unterschenkel Umfang distal li./re. [m]
Fuss Länge li./re. [m]
Fuss Breite li./re. [m]
Fuss Höhe li./re. [m]
Knie Umfang li./re. [m]
Knöchel Umfang li./re. [m]

Abb. 10: Zusätzliche anthropometrische Daten

Die Bestimmung der Reaktionskräfte und -momente in den Gelenken der unteren Extremitäten erfolgte mit Hilfe der so genannten Inversen Dynamik.

Die Applizierung der Marker und EMG-Elektroden wurde unter Berücksichtigung internationaler Standards vorgenommen, die sich vorwiegend an Arbeiten von Gage [2] orientieren.

Von jedem Patienten wurde neben der Ganganalyse die folgende Foto- und Videodokumentation durchgeführt:

- Standfoto von vorn, hinten und seitlich
- Großansicht der OP-Narbe
- Videoaufnahmen des Gangbildes in Frontal- und Seitenansicht.

2.4.2 Versuchsdurchführung

Zur individuellen Einstellung des in dieser Arbeit verwendeten biomechanischen Modells auf die Proportionen der Probanden mussten von jedem verschiedene anthropometrische Daten erhoben werden (siehe Abb.10).

Anschließend wurden die Probanden gemäß der Abbildungen 6 und 8 mit Markern und EMG-Elektroden ausgerüstet. Bei der Positionierung der Marker war zu beachten, dass sie an kinematisch relevanten Stellen mit möglichst wenig Hautverschiebung angebracht wurden. Die EMG-Elektroden wurden mit einem breiten Pflaster längs der Faserrichtung des Muskels fixiert. Die entsprechenden Hautareale mussten zuvor mit Alkohol entfettet werden. Um eine hohe Reproduzierbarkeit und Vergleichbarkeit zwischen den Messungen zu erreichen wurde sehr viel Sorgfalt auf die Präparation der Probanden mit Markern und EMG-Elektroden gelegt. Die vollständige Präparation eines Probanden (siehe Abb.11) dauert etwa 30-45 Minuten.

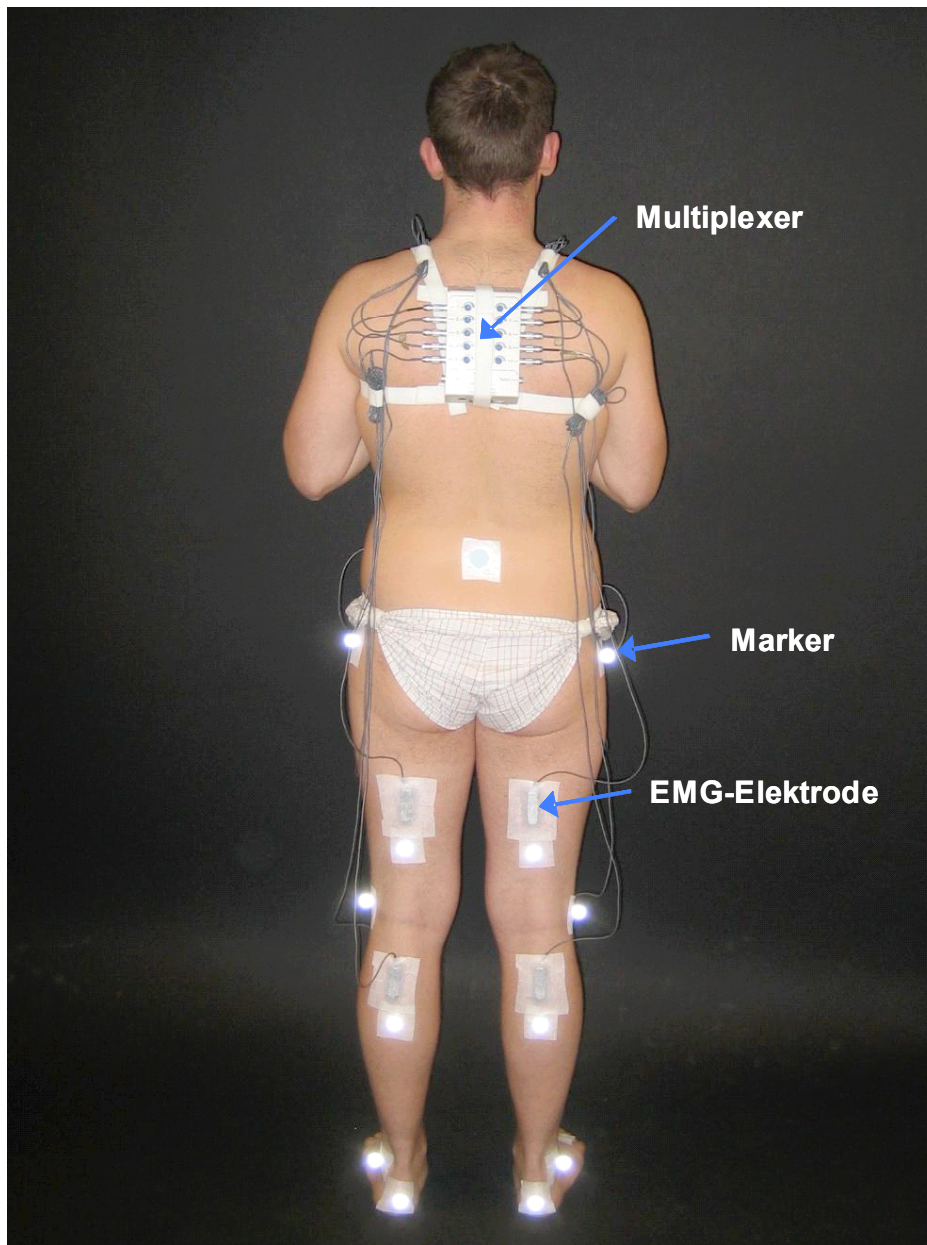


Abb. 11: Proband mit Markern, EMG Elektroden und Multiplexer

Nach der anschließenden Kalibrierung des Bewegungsanalysesystems wurden die Messungen durchgeführt. Diese untergliedern sich in folgende Teilversuche:

Vorversuch 1: statische Messung

Vorversuch 2: Wiegen

Vorversuch 3: Bestimmung der Hüftgelenkzentren

Hauptversuch: Ganganalyse

Die Vorversuche 1 und 2 fanden in natürlicher Standposition statt (schulterbreite Beinstellung und Blick in Laufrichtung). Vorversuch 1 diente der Gewinnung von Da-

ten, die für die automatische Zuweisung der Markerbezeichnungen erforderlich sind. In Vorversuch 2 wurde das aktuelle Gewicht der Probanden mit Hilfe der Kistlerplatten ermittelt. Vorversuch 3 diente der Bestimmung des rechten und linken Hüftgelenkzentrums. Dazu musste der Proband im Stand kreisende Bewegungen mit der Hüfte durchführen. Nach den 3 Vorversuchen erfolgte die Ganganalyse (Hauptversuch).

Um den unmittelbaren Einfluss der Operation auf das Gangbild besser beurteilen zu können, wurde die Ganganalyse barfuss (ohne Ausgleich von Beinlängendifferenzen) durchgeführt. Jede Ganganalyse bestand mindestens aus 10 linken und 10 rechten Einzelmessungen für einen Doppelschritt, aus denen anschließend die Mittelwerte und Standardabweichungen der gemessenen Größen berechnet wurden. Dies diente zum einen zur Reduzierung statistischer Schwankungen und zum anderen zur Abschätzung der Variabilität des Gangbildes der Probanden.

Nach der Ganganalyse erfolgte eine umfangreiche klinische Untersuchung der Patienten (siehe Abschnitt 2.3.3).

2.5 Auswertung der Daten

Die anatomische Korrektur der Bewegungsdaten, die Signalverarbeitung und die Inverse Dynamik erfolgten auf einer AlphaStation DS10 (Fa. Compaq, Houston, Texas, USA). Abbildung 12 zeigt das anatomisch korrigierte Modell des Unterkörpers beim initialen Bodenkontakt im Laborkoordinatensystem. Aus der Lage des Vektors der Bodenreaktionskraft bezüglich des Sprunggelenkes können wichtige Informationen über die Funktion der Fußhebermuskulatur (M. tibialis anterior) gewonnen werden. In der Abbildung handelt es sich um einen gesunden Probanden. Entsprechend geht hier, so wie man es auch erwarten würde, der Vektor der Bodenreaktionskraft beim initialen Bodenkontakt durch das Sprunggelenk.

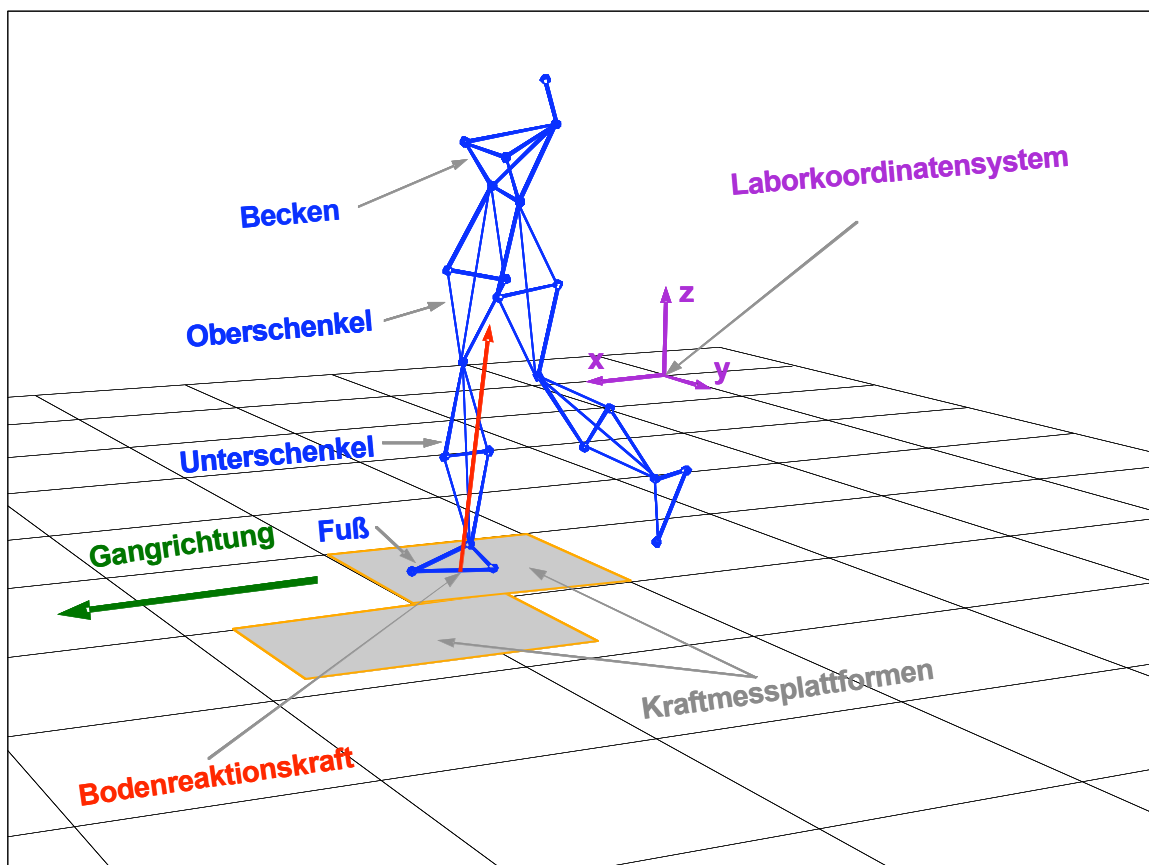


Abb. 12: Modell des Unterkörpers im Laborkoordinatensystem

Alle Ergebnisse der Ganganalyse wurden in einem direkt mit Microsoft Excel lesbaren ASCII-Format ausgegeben. Die grafische Darstellung der anatomischen Winkel,

Bodenreaktionskräfte, Reaktionsmomente, Leistungen und Oberflächen-EMG sowie die Feinauswertung der Daten erfolgte daher ebenfalls mit Hilfe von Microsoft Excel. Aus den kinematischen Daten wurden die folgenden globalen Gangparameter ermittelt: Schrittlänge, Doppelschrittlänge, Schrittdauer, Doppelschrittdauer, Ganggeschwindigkeit, Schrittfrequenz (Kadenz) und die Dauer von Stand- und Schwungphase.

Zur Diagnostizierung operationsbedingter Gangstörungen wurden für alle relevanten Gangvariablen, wie beispielsweise die anatomischen Winkel und Reaktionsmomente, folgende Vergleiche durchgeführt: operierte Seite mit der nicht operierten Seite eines Patienten, Normalkollektiv mit der operierten Seite eines Patienten und Normalkollektiv mit der nicht operierten Seite eines Patienten.

Wegen der großen Datenfülle wurden die Vergleiche in Abhängigkeit von der Aussagekraft der Variablen nur an Hand einer kleinen Zahl charakteristischer Stellen (Maxima, Minima) sowie integraler Größen (Mittelwerte, Flächen) vorgenommen.

Phasen des Gangzyklus (Doppelschritt) am Beispiel der Flexion der Tibia gegenüber dem Femur

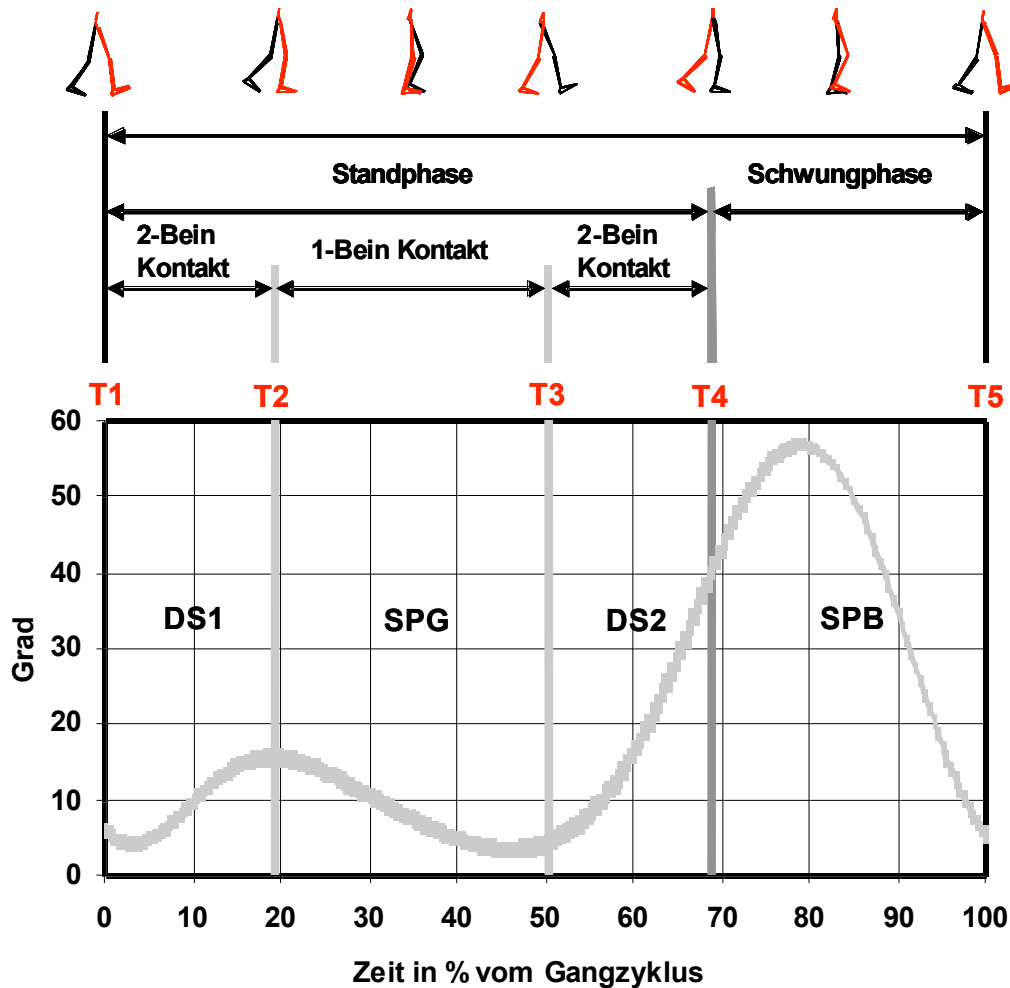


Abb. 13: Allgemeiner Aufbau der Grafiken

Abb.13 zeigt am Beispiel der Flexionsbewegung der Tibia gegenüber dem Femur den in dieser Arbeit gewählten allgemeinen Aufbau einer Grafik zur Visualisierung des zeitlichen Verlaufes einer Variablen. Die jeweilige Variable ist auf der Ordinate (y-Achse) abgetragen während auf der Abszisse (x-Achse) die Zeit in % vom Gangzyklus (Doppelschritt) erscheint.

Die Breite der Fehlerbalken (Kurvenschlauch) kennzeichnet das 95% - Konfidenzintervall.

Die in Abbildung 13 durch vertikale Linien hervorgehobenen Zeitpunkte T1, T2, T3, T4 und T5 ermöglichen eine grobe Orientierung innerhalb der Grafiken. Sie charakterisieren folgende Ereignisse in einem Gangzyklus:

T1: Start Gangzyklus, Start Doppelsupport 1 (T1=0%)

T2: Ende Doppelsupport 1, Start Schwungphase der Gegenseite (T2~20%)

T3: Start Doppelsupport 2, Ende Schwungphase der Gegenseite (T3~50%)

T4: Ende Doppelsupport 2, Start Schwungphase der beobachteten Seite (T4~70%)

T5: Ende Gangzyklus, Ende Schwungphase der beobachteten Seite (T5=100%)

Doppelsupport 1 und 2 entsprechen in der Grafik dem 2 Bein Kontakt, die Schwungphase dem 1 Bein Kontakt.

Aus Gründen der Vergleichbarkeit von Probanden mit unterschiedlicher Körpermasse wurden die Momente, Bodenreaktionskräfte und die Leistung auf die Körpermasse normiert.

2.6 Statistik

Zur statistischen Verifizierung operationsbedingter Unterschiede wurden auf der Basis der in dieser Arbeit erhobenen Daten folgende Vergleiche durchgeführt:

1. operierte mit nicht operierter Extremität (OP-NOP)
2. operierte Extremität mit dem Normalkollektiv (OP-NK)
3. nicht operierte Extremität mit dem Normalkollektiv (NOP-NK).

Die statistische Auswertung erfolgte auf der Grundlage des Wilcoxon- [86, 87] und des u-Tests [87, 88]. Beide Tests sind so genannte verteilungsfreie (nichtparametrische) Tests und setzen folglich keine Normalverteilung voraus. Der Vergleich 1 wurde mit dem Wilcoxon-Test für verbundene (abhängige) Stichproben und die Vergleiche 2 und 3 mit dem u-Test für unverbundene (unabhängige) Stichproben durchgeführt.

Für die jeweils durchgeführten Tests wurden p-Werte ermittelt. p-Werte $\leq 0,05$ wurden als Indikator für Signifikanz angesehen.

3 Ergebnisse

3.1 Klinisches Ergebnis

3.1.1 Enneking Score

Der subjektive Operationserfolg wurde mit dem Enneking Score abgebildet (siehe Tab.4). Der mittlere Score beträgt 20,72 Punkte (11–24).

3.1.2 Karnofsky Index

Die Betrachtung des Leistungsindex der einzelnen Probanden erfolgt in Tab.4. Der Mittelwert beträgt 77,78% (60-90), was in etwa der normalen Leistungsfähigkeit mit Anstrengung (80%) entspricht.

| Patient | Enneking score | | | | | | | Karnofsky Index |
|---------|----------------|----------|----------------------|--------|------------|----------|-------|-----------------|
| | Schmerz | Funktion | Emotionale Akzeptanz | Hilfen | Gehstrecke | Gangbild | Score | Wert [%] |
| LM01A | 5 | 4 | 1 | 5 | 4 | 4 | 23 | 90 |
| LM04A | 4 | 4 | 4 | 2 | 2 | 3 | 19 | 60 |
| LM05A | 2 | 5 | 1 | 5 | 4 | 3 | 20 | 90 |
| LM08A | 4 | 3 | 3 | 5 | 4 | 4 | 23 | 90 |
| LM09A | 5 | 2 | 4 | 5 | 4 | 1 | 21 | 70 |
| LM12A | 4 | 2 | 4 | 5 | 3 | 1 | 19 | 70 |
| LM14A | 5 | 3 | 5 | 1 | 5 | 4 | 23 | n.a. |
| LM15A | 4 | 4 | 4 | 5 | 4 | 3 | 24 | 80 |
| LM16A | 5 | 1 | 1 | 0 | 3 | 1 | 11 | 70 |
| LM18A | 5 | 3 | 4 | 5 | 4 | 3 | 24 | 80 |
| MV | 4,3 | 3,1 | 3,1 | 3,8 | 3,7 | 2,7 | 20,7 | 77,8 |
| SD | 0,9 | 1,2 | 1,5 | 2,0 | 0,8 | 1,3 | 3,9 | 10,9 |

Tab. 4: Daten Enneking Score, Karnofsky Index

3.1.3 Untersuchungsbefunde

Die Länge der operativen Zugänge (Narben) beträgt durchschnittlich 26,75 cm.

Das Kniegelenk der OP-Seite ist bei 5 Patienten druckschmerzhaft und bei 4 Patienten geschwollen. Keines der Gelenke ist gerötet, wobei 8 von 10 im Vergleich zur Gegenseite überwärmt sind.

Beinlängendifferenzen liegen bei 5 Patienten vor. 3 Patienten haben eine klinische Beinverkürzung auf der NOP-Seite um jeweils 1 cm. Die beiden anderen haben eine klinische Beinverkürzung auf der OP-Seite um 1,5 bzw. 2,5 cm.

8 Patienten haben Sensibilitätsstörungen an ihrer operierten Extremität.

Messungen der passiven Bewegungsausmaße nach der Neutral-Null-Methode ergeben, dass der Mittelwert der Hüftflexion sowohl auf der OP-Seite als auch auf der NOP-Seite, verglichen mit Normwerten, vermindert ist [1]. Er beträgt auf der OP-Seite 121° (100-135) und auf der NOP-Seite 129° (124-134). Die Kniegelenkflexion ist auf der OP-Seite deutlich eingeschränkt. Der Wert beträgt im Mittel 82,60° (42-110). Auch die Extension im Kniegelenk weist auf der OP-Seite leichte Defizite auf. Der Mittelwert beträgt 1,00° ((-10)-5). Die vollständigen Ergebnisse der passiven Bewegungsausmaße sind in Tab.6 dargestellt.

Bewegungsausmaße Hüfte

| Variable | Abkürzung | Wertevorrat |
|-------------------------------|-----------|--------------|
| Extension - Flexion | EXT-FLEX | 10 - 0 - 135 |
| Außenrotation - Innenrotation | AR-IR | 45 - 0 - 35 |
| Abduktion - Adduktion | ABD-ADD | 40 - 0 - 25 |

Bewegungsausmaße Knie

| Variable | Abkürzung | Wertevorrat |
|---------------------|-----------|-------------|
| Extension - Flexion | EXT-FLEX | 5 - 0 - 135 |

Tab. 5: Normwerte Bewegungsausmaße

| Patient | Bewegungsausmaße Hüfte | | | | | | | | | | | | Bewegungsausmaße Knie | | | |
|-----------|------------------------|--------------|-------------|-------------|-------------|-------------|------------|--------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-----------------------|-------------|------------|--------------|
| | OP-Seite | | | | | | NOP-Seite | | | | | | OP-Seite | | NOP-Seite | |
| | EXT | FLEX | AR | IR | ABD | ADD | EXT | FLEX | AR | IR | ABD | ADD | EXT | FLEX | EXT | FLEX |
| LM01A | 10 | 100 | 45 | 30 | 35 | 20 | 10 | 130 | 40 | 30 | 42 | 25 | 5 | 95 | 10 | 140 |
| LM04A | 5 | 128 | 36 | 26 | 38 | 20 | 5 | 126 | 30 | 22 | 34 | 20 | 0 | 110 | 0 | 132 |
| LM05A | 10 | 135 | 42 | 38 | 44 | 30 | 10 | 130 | 48 | 40 | 46 | 30 | 0 | 46 | 10 | 150 |
| LM08A | 10 | 128 | 42 | 30 | 44 | 25 | 10 | 128 | 42 | 34 | 44 | 26 | 5 | 68 | 10 | 146 |
| LM09A | 5 | 110 | 46 | 30 | 32 | 25 | 10 | 134 | 50 | 36 | 44 | 24 | -10 | 92 | 5 | 148 |
| LM12A | 10 | 114 | 42 | 30 | 42 | 25 | 10 | 132 | 44 | 36 | 42 | 26 | 0 | 42 | 5 | 146 |
| LM14A | 10 | 120 | 38 | 34 | 32 | 22 | 10 | 124 | 42 | 32 | 28 | 22 | 5 | 98 | 5 | 128 |
| LM15A | 10 | 126 | 42 | 38 | 44 | 32 | 10 | 128 | 44 | 36 | 44 | 30 | -10 | 100 | -5 | 138 |
| LM16A | 5 | 126 | 40 | 40 | 42 | 26 | 5 | 130 | 46 | 40 | 44 | 28 | 5 | 90 | 5 | 136 |
| LM18A | 10 | 124 | 42 | 40 | 34 | 25 | 10 | 128 | 46 | 44 | 42 | 28 | 10 | 85 | 5 | 154 |
| MV | 8,5 | 121,1 | 41,5 | 33,6 | 38,7 | 25,0 | 9,0 | 129,0 | 43,2 | 35,0 | 41,0 | 25,9 | 1,0 | 82,6 | 5,0 | 141,8 |
| SD | 2,4 | 10,4 | 3,0 | 5,1 | 5,1 | 3,9 | 2,1 | 2,9 | 5,5 | 6,1 | 5,6 | 3,3 | 6,6 | 23,1 | 4,7 | 8,4 |

Tab. 6: Daten Bewegungsausmaße

Hinsichtlich der Kraftgrade ist die Kraft in der Hüfte der OP-Seite nahezu gleich mit der NOP-Seite. Die Knieflexions- und Knieextensionskraft ist auf der OP-Seite geringer als auf der NOP-Seite.

Kraftgrade

| Beschreibung | Wert |
|---|------|
| Keine Muskelaktivität | 0 |
| Sichtbare Kontraktion ohne Bewegungseffekt | 1 |
| Bewegungsmöglichkeit unter Ausschaltung der Schwerkraft | 2 |
| Bewegungsmöglichkeit gegen die Schwerkraft | 3 |
| Bewegungsmöglichkeit gegen mässigen Widerstand | 4 |
| Normale Kraft | 5 |

Tab. 7: Beschreibung Kraftgrade

| Patient | Kraftgrade Hüfte | | | | | | | | Kraftgrade Knie | | | |
|-----------|------------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|-----------------|------------|------------|------------|
| | OP-Seite | | | | NOP-Seite | | | | OP-Seite | | NOP-Seite | |
| | EXT | FLEX | ABD | ADD | EXT | FLEX | ABD | ADD | EXT | FLEX | EXT | FLEX |
| LM01A | 3 | 3 | 3 | 3 | 5 | 5 | 5 | 5 | 3 | 3 | 5 | 5 |
| LM04A | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 5 | 5 |
| LM05A | 5 | 4 | 5 | 5 | 4 | 4 | 5 | 5 | 4 | 4 | 5 | 5 |
| LM08A | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 4 | 4 | 5 | 5 |
| LM09A | 4 | 4 | 4 | 4 | 5 | 5 | 5 | 5 | 4 | 4 | 4 | 4 |
| LM12A | 4 | 4 | 4 | 4 | 5 | 5 | 5 | 5 | 4 | 3 | 5 | 5 |
| LM14A | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 4 | 4 | 5 | 5 |
| LM15A | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 4 | 4 | 5 | 5 |
| LM16A | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 4 | 4 | 5 | 5 |
| LM18A | 4 | 4 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 4 | 4 | 5 | 5 |
| MV | 4,4 | 4,3 | 4,5 | 4,5 | 4,8 | 4,8 | 4,9 | 4,9 | 3,9 | 3,8 | 4,9 | 4,9 |
| SD | 0,7 | 0,7 | 0,7 | 0,7 | 0,4 | 0,4 | 0,3 | 0,3 | 0,3 | 0,4 | 0,3 | 0,3 |

Tab. 8: Daten Kraftgrade

3.2 Ganganalyse der Kontrollgruppe

Zwischen rechtem und linkem Bein der Kontrollgruppe konnten keine signifikanten Unterschiede nachgewiesen werden. Aus diesem Grund wurde bei der Kontrollgruppe über das rechte und linke Bein gemittelt.

Im folgenden Teil wird am Beispiel der Kontrollgruppe der zeitliche Verlauf der gemessenen Größen erläutert. Es wurden Gelenkwinkel, Reaktionsmomente, Bodenreaktionskräfte und die an den Gelenken generierte oder absorbierte Leistung bestimmt. Die zeitliche Abhängigkeit wurde auf den Gangzyklus normiert.

Wie bereits im Abschnitt 2.5 erwähnt wurden auf Grund der großen Datenfülle die Vergleiche an charakteristischen Stellen (z.B. Maxima, Minima, Nullstellen) vorgenommen. Diese Stellen sind in den nachfolgenden Diagrammen mit roten Punkten und den entsprechenden Variablenbezeichnungen versehen. In den Tabellen im Anhang sind die Bezeichnungen näher erläutert.

3.2.1 Allgemeine Gangparameter

Als normale Ganggeschwindigkeit wird eine Geschwindigkeit von 1,36 m/s definiert. Die in dieser Arbeit vermessene Kontrollgruppe ist mit 1,11 m/s etwa 18% langsamer.

Die Schrittlänge und die Doppelschrittlänge werden auf die Körpergröße normiert um eine Vergleichbarkeit zwischen großen und kleinen Probanden zu garantieren. Die Schrittlänge beträgt 35,9% der Körpergröße und die Doppelschrittlänge beträgt 71,1% der Körpergröße. Die Schrittdauer beträgt 0,57s. Die Doppelschrittdauer beträgt 1,13s. Die Schrittfrequenz (auch als Kadenz bezeichnet) beträgt 105 Schritte/Min. Die Doppelschrittfrequenz beträgt 53 Doppelschritte/Min. Das Ende des Doppelsupport 1 (T2) befindet sich bei 19,1% vom Gangzyklus. Der Start des Doppelsupport 2 (T3) befindet sich bei 50,2% vom Gangzyklus. Das Ende des Doppelsupport 2 (T4) befindet sich bei 68,9% vom Gangzyklus. Sowohl die Dauer der Schwungphase der Gegenseite (T2-T3) als auch die Dauer der Schwungphase der beobachteten Seite (T4-T5) betragen jeweils 31% vom Gangzyklus.

3.2.2 Winkel

3.2.2.1 Winkel am Kniegelenk

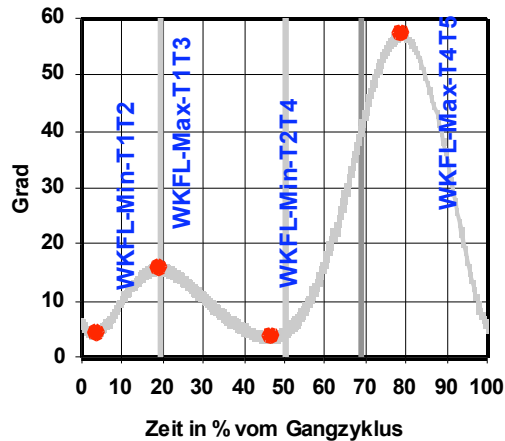


Abb. 14: Winkel am Kniegelenk: Flexion- Extension

Die Abb.14 zeigt die Flexions- (positive Werte) und Extensionsbewegungen (negative Werte) während eines Gangzyklus. Gemessen wird der Winkel zwischen Tibia und Femur. Das volle Bewegungsausmaß (Flexion-Extension) beträgt 54° . Die Kurve zeigt 4 charakteristische Kurvenscheitelpunkte.

Zum Zeitpunkt von T1 ist das Kniegelenk leicht flektiert. Die Knieflexion beträgt am Punkt WKFL-Min-T1T2 4° . Bis zum Ende des ersten Doppelsupports (T2) steigt die Flexion bis zu einem Maximum von 16° an (WKFL-Max-T1T3). Dann reduziert sich die Flexion bis zum Startpunkt des zweiten Doppelsupports (T3) auf ein Minimum von 3° (WKFL-Min-T2T4). Hier wechselt die Bewegungsrichtung und die Knieflexion nimmt erneut zu. Das Kniegelenk ist zu Beginn der Schwungphase (T4) bereits um 40° flektiert und erreicht während der frühen Schwungphase sein Maximum von 57° Flexion (WKFL-Max-T4T5). Im weiteren Verlauf führt das Kniegelenk eine Extensionsbewegung bis kurz vor Beginn des nächsten Gangzyklus durch.

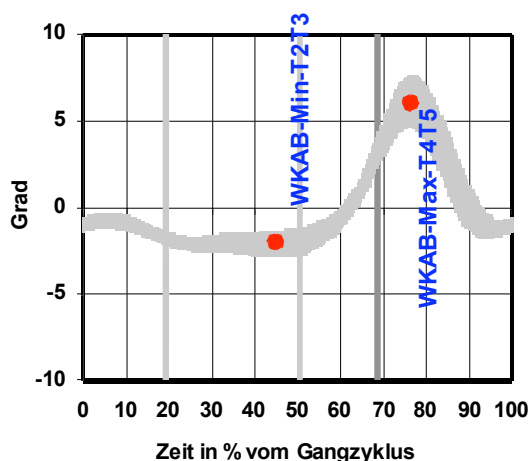


Abb. 15: Winkel am Kniegelenk: Varus-Valgus

Die Abb.15 zeigt die Bewegungen des Kniegelenks in Richtung Varus- (positive Werte) und Valgusstellung (negative Werte) während eines Gangzyklus. Gemessen wird der Winkel zwischen Tibia und Femur. Das volle Bewegungsausmaß (Varus-Valgus) beträgt 10° . Die Kurve zeigt 2 charakteristische Kurvenscheitelpunkte.

Zum Zeitpunkt von T1 befindet sich das Kniegelenk in einer leichten Valgusstellung. Diese Position wird verstärkt bis zu einem Maximum von 3° am Punkt WKAB-Min-T2T3. Von der späten Standphase bis in die Schwungphase hinein findet zeitgleich zur Flexionsbewegung des Kniegelenks eine Bewegung in Richtung Varusstellung statt. Das Maximum ist bei 76% vom Gangzyklus erreicht und beträgt 7° (WKAB-Max-T4T5). Anschließend nimmt die Varusstellung wieder ab, bis das Kniegelenk in der späten Schwungphase erneut eine leichte Valgusstellung einnimmt.

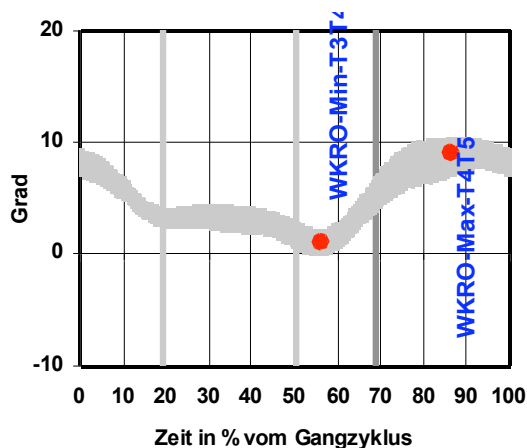


Abb. 16: Winkel am Kniegelenk: Außenrotation-Innenrotation

Die Abb.16 zeigt die Außenrotations- (positive Werte) und Innenrotationsbewegungen (negative Werte) während eines Gangzyklus. Gemessen wird der Winkel zwischen Tibia und Femur. Das volle Bewegungsausmaß (Außenrotation-Innenrotation) beträgt 11° . Die Kurve zeigt 2 charakteristische Kurvenscheitelpunkte.

Zum Zeitpunkt von T1 ist das Kniegelenk 8° außenrotiert. Während der ersten Doppelsupportphase reduziert sich die Außenrotation bis zum Zeitpunkt von T2. Nun bleibt die Stellung des Kniegelenks für eine kurze Zeit unverändert bestehen, bevor die Außenrotation weiter abnimmt. Am Punkt WKRO-Min-T3T4 wird ein Minimum von 1° Außenrotation erreicht. Anschließend nimmt die Außenrotation bis zur mittleren Schwungphase auf ein Maximum von 12° zu (WKRO-Max-T4T5). Im weiteren Verlauf führt das Kniegelenk eine leichte Innenrotationsbewegung durch, bis ein neuer Gangzyklus beginnt.

Im Folgenden werden die Daten von Flexions- und Extensionsbewegung im Hüft- und Sprunggelenk analysiert.

3.2.2.2 Winkel am Hüftgelenk

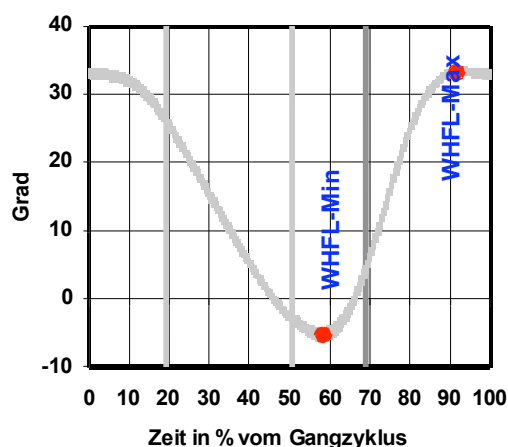


Abb. 17: Winkel am Hüftgelenk: Flexion-Extension

Die Abb.17 zeigt die Flexions- (positive Werte) und Extensionsbewegungen (negative Werte) während eines Gangzyklus. Gemessen wird der Winkel zwischen Femur und Becken. Das volle Bewegungsausmaß (Flexion-Extension) beträgt 39° . Die Kurve zeigt 2 charakteristische Kurvenscheitelpunkte.

Zum Zeitpunkt von T1 ist die Hüfte 33° flektiert. Dann bewegt sich das Hüftgelenk während der Belastungsantwort, dem Mittelstand und dem Terminalstand in Richtung Extension und erreicht während der zweiten Doppelsupportphase zwischen T3 und T4 seinen maximal extendierten Zustand von 5° (WHFL-Min). Während des Vorschwungs beginnt die Bewegung in Richtung Hüftflexion. Zum Zeitpunkt der Zehenabhebung (T4) befindet sich das Hüftgelenk in leichter Flexionsstellung. In der frühen und mittleren Schwungphase wird die Hüftflexion fortgesetzt und erreicht einen Maximalwert von 34° (WHFL-Max). Während der späten Schwungphase bleibt die Hüftflexion konstant mit einer Tendenz zur Extension.

3.2.2.3 Winkel am Sprunggelenk

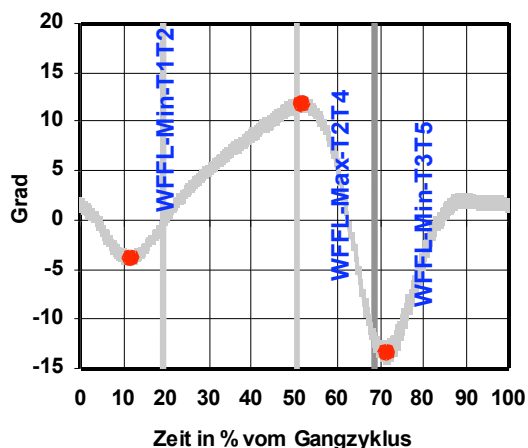


Abb. 18: Winkel am Sprunggelenk: Dorsalextension-Plantarflexion

Die Abb.18 zeigt die Dorsalextensions- (positive Werte) und Plantarflexionsbewegungen (negative Werte) im Sprunggelenk während eines Gangzyklus. Das Bewegungsausmaß (Dorsalextension-Plantarflexion) beträgt 26° . Die Kurve zeigt 3 charakteristische Kurvenscheitelpunkte.

Zum Zeitpunkt von T1 ist das Sprunggelenk 2° dorsal extendiert. Während der Belastungsantwort erhöht sich die Plantarflexion bis der Fuß am Punkt WFFL-Min-T1T2 bei 4° flach auf dem Boden zu liegen kommt. Die folgende Dorsalextensionsbewegung erreicht ein Maximum von 12° zum Zeitpunkt von T3 (WFFL-Max-T2T4). In der anschließenden zweiten Doppelsupportphase zwischen T3 und T4 erfolgt eine Plantarflexion bis 14° bei WFFL-Min-T3T5. Im weiteren Verlauf wird die Dorsalextension eingeleitet, die in der mittleren Schwungphase ein Maximum von 3° erreicht.

3.2.3 Momente

3.2.3.1 Momente am Kniegelenk

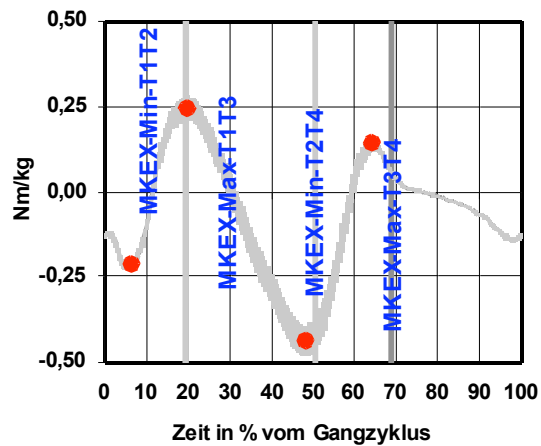


Abb. 19: Momente am Kniegelenk: Extension-Flexion

Die Abb.19 zeigt die Extensions- (positive Werte) und Flexionsmomente (negative Werte) am Kniegelenk während eines Gangzyklus mit 4 charakteristischen Kurvenscheitelpunkten.

Auf das maximale Knieflexionsmoment bei MKEX-Min-T1T2 folgt ein Knieextensionsmoment. Dieses erreicht etwa zum Zeitpunkt von T2 ein Maximum (MKEX-MaxT1T3). Danach reduziert sich das Knieextensionsmoment auf ein Minimum bei MKEX-Min-T2T4. Während der zweiten Doppelsupportphase steigt das Extensionsmoment erneut an und erreicht bei MKEX-Max-T3T4 ein weiteres Maximum. Nach einem kurzen Abfall wird in der frühen Schwungphase die Nulllinie erreicht. Im weiteren Verlauf entsteht zeitgleich zur Extensionsbewegung des Kniegelenks ein Flexionsmoment.

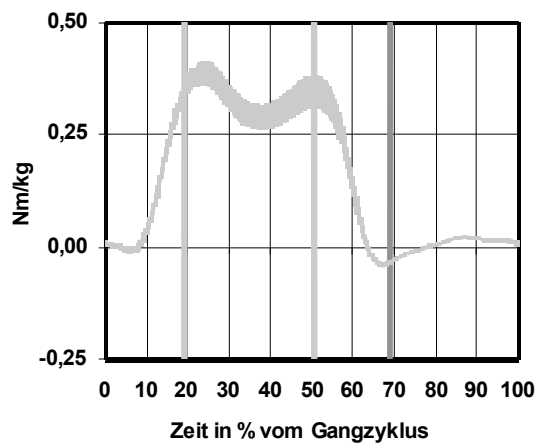


Abb. 20: Momente am Kniegelenk: Valgus-Varus

Die Abb.20 zeigt die Valgus- (positive Werte) und Varusmomente (negative Werte) am Kniegelenk während eines Gangzyklus.

Während der Belastungsantwort zeigt sich weder ein Valgus- noch ein Varusmoment. Dann steigt das Valgusmoment bis zu Beginn der Einbeinphase auf ein Maximum an. Nach einer geringen Ab- und Zunahme wird zum Zeitpunkt von T3 ein weiteres Maximum erreicht. Während der zweiten Doppelsupportphase reduziert sich das Valgusmoment bis zum Zeitpunkt von T4.

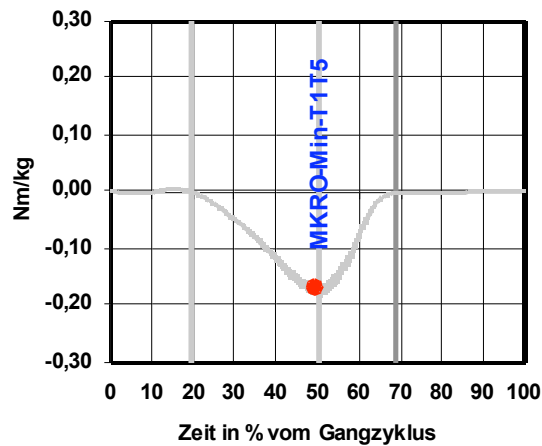


Abb. 21: Momente am Kniegelenk: Außenrotation-Innenrotation

Die Abb.21 zeigt die Außenrotations- (positive Werte) und Innenrotationsmomente (negative Werte) am Kniegelenk während eines Gangzyklus mit einem charakteristischen Kurvenscheitelpunkt.

Während des ersten Doppelsupports (T1-T2) und der Schwungphase (T4-T5) ist das Rotationsmoment am Kniegelenk nahezu Null. Zu Beginn des Einbeinkontaktes erhöht sich das Innenrotationsmoment bis zu einem Maximum bei T3 (MKRO-Min-T1T5). Bei T4 wird die Nulllinie erreicht.

3.2.3.2 Momente am Hüftgelenk

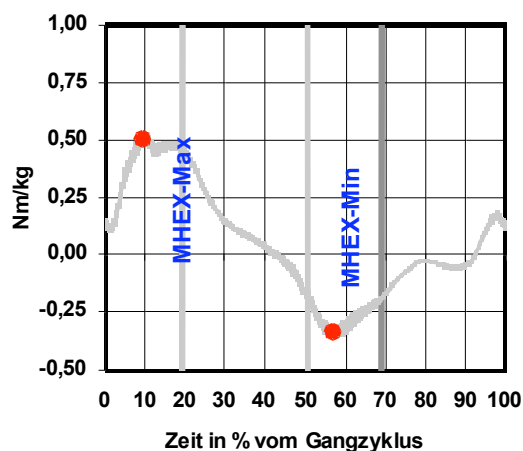


Abb. 22: Momente am Hüftgelenk: Extension-Flexion

Die Abb.22 zeigt die Extensions- (positive Werte) und Flexionsmomente (negative Werte) am Hüftgelenk während eines Gangzyklus mit 2 charakteristischen Kurvenscheitelpunkten.

In der frühen Standphase wird ein Hüftextensionsmoment mit einem Maximum bei MHEX-Max erreicht. Während des Einbeinkontaktes und der zweiten Doppelsupportphase reduziert sich das Hüftextensionsmoment auf ein Minimum bei MHEX-Min. Das Extensionsmoment erhöht sich bis zur mittleren Schwungphase und steigt in der späten Schwungphase weiter an.

3.2.3.3 Momente am Sprunggelenk

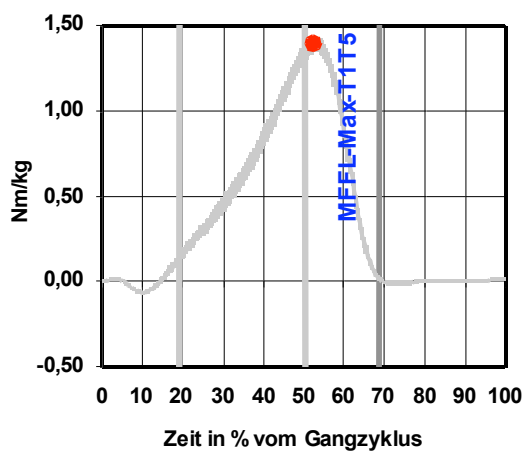


Abb. 23: Momente am Sprunggelenk: Plantarflexion-Dorsalextension

Die Abb.23 zeigt die Plantarflexions- (positive Werte) und Dorsalextensionsmomente (negative Werte) am Sprunggelenk während eines Gangzyklus mit einem charakteristischen Kurvenscheitelpunkt.

Während der Belastungsantwort zeigt sich ein Dorsalextensionsmoment. Dann steigt das Plantarflexionsmoment bis zum Beginn der zweiten Doppelsupportphase auf ein Maximum (MFFL-Max-T1T5) an und reduziert sich bis zum Zeitpunkt von T4 auf Null.

3.2.4 Bodenreaktionskräfte

3.2.4.1 Scherkraft quer zur Gangrichtung

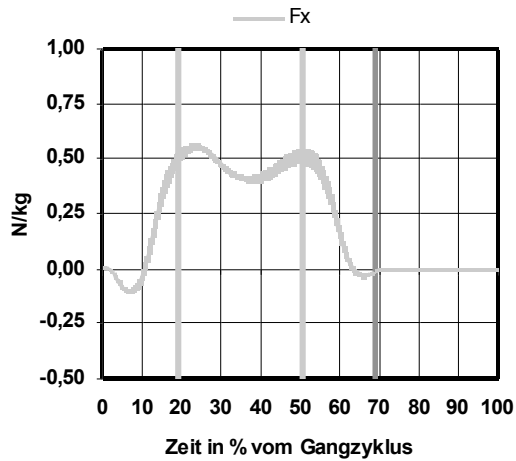


Abb. 24: Bodenreaktionskraft F_x : Scherkraft quer zur Gangrichtung

Die Abb.24 zeigt die nach medial (positiver Wert) und lateral (negativer Wert) gerichteten Scherkräfte während eines Gangzyklus.

Zum Zeitpunkt von T1 wirkt weder eine Kraft nach medial noch nach lateral. Während der Belastungsantwort nimmt die nach lateral gerichtete Kraft zu. Dann nimmt sie wieder ab und die entgegengesetzte nach medial gerichtete Kraft steigt an, bis bei T2 ein Maximum erreicht wird. Nach einer geringen Ab- und Wiederzunahme wird zum Zeitpunkt von T3 ein weiteres Maximum erreicht. Die nach medial gerichtete Kraft reduziert sich und verschwindet schließlich bei T4. Während der Schwungphase wirken keine Scherkräfte.

3.2.4.2 Scherkraft parallel zur Gangrichtung

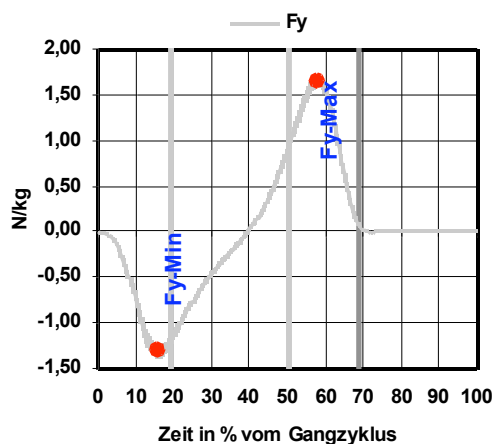


Abb. 25: Bodenreaktionskraft Fy: Scherkraft parallel zur Gangrichtung

Die Abb.25 zeigt die anterior gerichteten Scherkräfte, die beim Abbremsen einer Bewegung (negativer Wert) entstehen und die posterior gerichteten, die bei der Beschleunigung (positiver Wert) entstehen. Dabei sind 2 charakteristische Extremwerte zu erkennen.

Zum Zeitpunkt von T1 wird weder eine anterior gerichtete noch eine posterior gerichtete Kraft erzeugt. Während der Belastungsantwort nimmt die bremsende Kraft bis zum Punkt Fy-Min zu. Die bremsende Kraft reduziert sich wieder bis zur Nulllinie bei 40% des Gangzyklus. Während der Abstoßungsphase steigt die Beschleunigungskraft bis zu einem Maximum bei Fy-Max an und fällt dann bis zum Zeitpunkt von T4 auf Null ab. Während der Schwungphase wirken keine Scherkräfte.

3.2.4.3 Bodenreaktionskraft senkrecht zum Boden

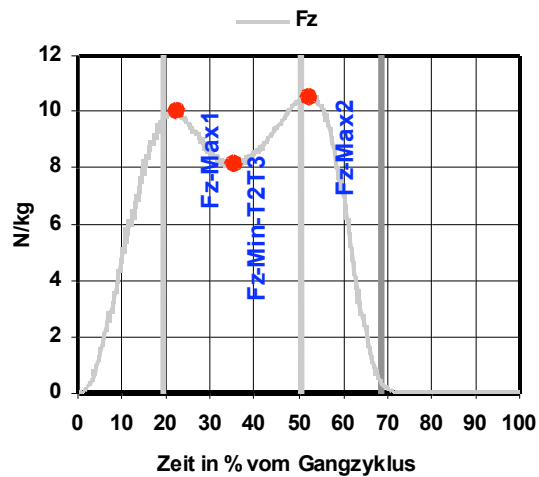


Abb. 26: Bodenreaktionskraft F_z : Bodenreaktionskraft senkrecht zum Boden

Die Abb.26 zeigt die vertikale Komponente der Bodenreaktionskraft. Es sind 3 lokale Extremwerte zu erkennen.

Während der ersten Doppelsupportphase (T1-T2) steigt die Vertikalkraft bis etwa zum Zeitpunkt von T2 auf ein Maximum (Fz-Max1) monoton an. Danach reduziert sich die Vertikalkomponente auf ein Minimum (Fz-Min-T2T3). Im weiteren Verlauf nimmt die Vertikalkraft erneut zu, bis etwa zum Zeitpunkt von T3 das zweite Maximum erreicht wird (Fz-Max2). Während der zweiten Doppelsupportphase fällt die Kraft ab, bis sie am Ende der Standphase (T4) die Nulllinie erreicht.

3.2.5 Leistung

Negative Leistung in den Grafiken bedeutet Bedämpfung (Energieabsorption), positive Leistung bedeutet Beschleunigung (Energieerzeugung).

3.2.5.1 Leistung am Kniegelenk

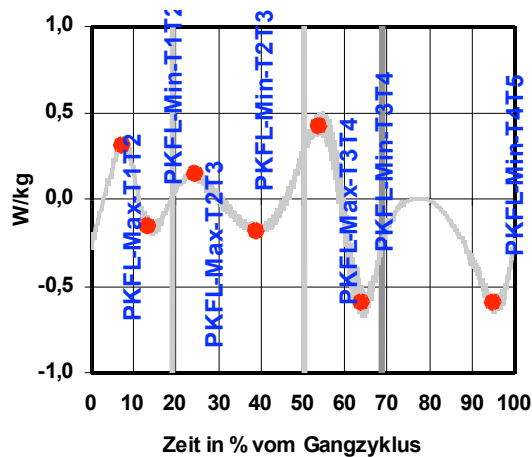


Abb. 27: Leistung am Kniegelenk

Die Abb.27 zeigt die am Kniegelenk während eines Gangzyklus generierte Leistung. Sie kann durch 7 Kurvenscheitelpunkte charakterisiert werden.

Zum Zeitpunkt von T1 ist die Leistung negativ, da beim initialen Bodenkontakt Energie absorbiert werden muss. Die Standphase ist durch 3 Maxima (PKFL-Max-T1T2, PKFL-Max-T2T3 und PKFL-Max-T3T4) und 3 Minima (PKFL-Min-T1T2, PKFL-Min-T2T3 und PKFL-Min-T3T4) charakterisiert. In der Schwungphase steigt die Leistung zunächst bis zur Nulllinie an, bevor sie dann, wie auch in den anderen Phasen, auf ein Minimum abfällt (PKFL-Min-T4T5).

3.2.5.2 Leistung am Hüftgelenk

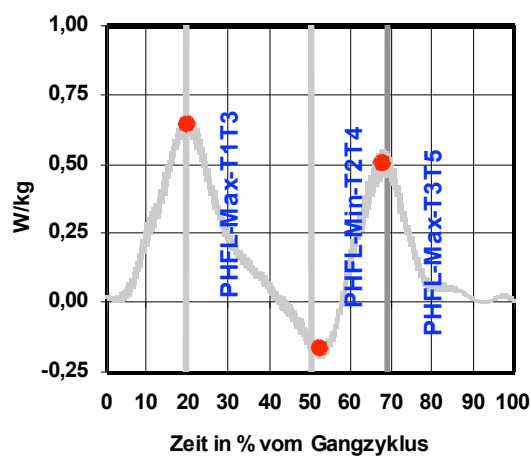


Abb. 28: Leistung am Hüftgelenk

Die Abb.28 zeigt die Leistung am Hüftgelenk während eines Gangzyklus mit 3 charakteristischen Kurvenscheitelpunkten.

Während der ersten Doppelsupportphase steigt die Leistung von Null beginnend bis zum Zeitpunkt von T2 auf ein Maximum monoton an (PHFL-Max-T1T3). Danach reduziert sich die Leistung bis zum Start der zweiten Doppelsupportphase etwa bei T3 auf ein Minimum (PHFL-Min-T2T4). Etwa zu Beginn der Schwungphase erreicht die Leistung ein zweites Maximum (PHFL-Max-T3T5) und fällt schließlich im weiteren Verlauf der Schwungphase wieder auf Null ab.

3.2.5.3 Leistung am Sprunggelenk

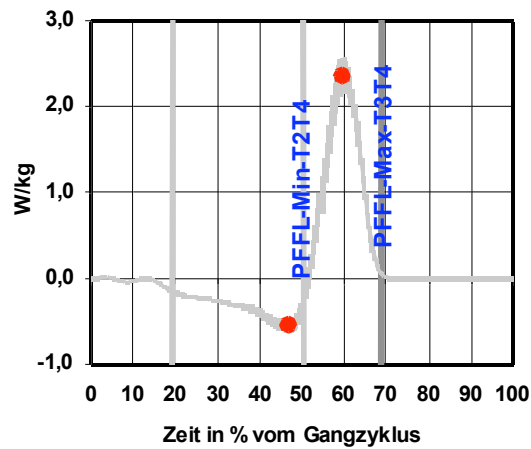


Abb. 29: Leistung am Sprunggelenk

Die Abb.29 zeigt die Leistung am Sprunggelenk während eines Gangzyklus. Die Kurve kann durch 2 Scheitelpunkte charakterisiert werden.

In der Phase T1 bis T3 findet fortwährend eine Energieabsorption statt (Bedämpfung des Fußes), während zwischen T3 und T4 durchgängig Energie erzeugt wird (Abstoßen des Fußes). Die Bedämpfungsphase zeigt ein typisches Minimum der Leistung bei PFFL-Min-T2T4, die Absorptionsphase ein Maximum bei PFFL-Max-T3T4.

3.2.6 Elektromyographie

Das in den nachfolgenden Grafiken dargestellte EMG ist rektifiziert und geglättet. Auf Grund der bereits im methodischen Teil erwähnten Schwierigkeiten wurde auf eine quantitative Zuordnung zwischen EMG und Kraft verzichtet. Das in den Einzelversuchen ermittelte rektifizierte und geglättete EMG wurde auf das jeweilige Maximum normiert. Demnach werden im Folgenden nur die relativen Aktivitätsschwankungen diskutiert.

3.2.6.1 Elektromyographie des *M. rectus femoris*

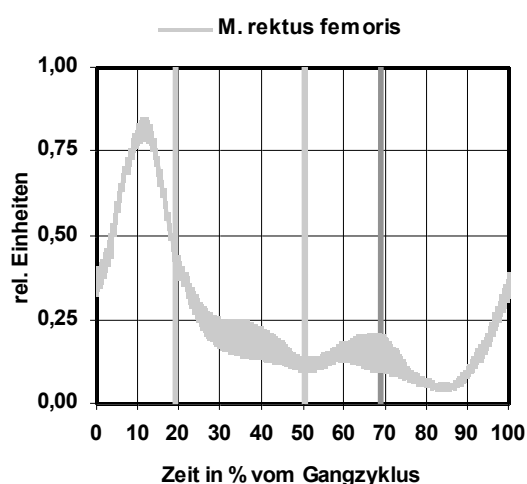


Abb. 30: Oberflächen-EMG am Oberschenkel: *M. rectus femoris*

Zum Zeitpunkt von T1 ist der *M. rectus femoris* aktiv. Während der Belastungsantwort nimmt die Aktivität des Muskels zu, bis das absolute Maximum erreicht wird. Anschließend reduziert sich die Aktivität bis zum Zeitpunkt von T3. Während der zweiten Doppelsupportphase steigt die Aktivität bis zum Beginn der Schwungphase erneut an. Nun nimmt sie ab, bis das absolute Minimum nahe der Nulllinie erreicht wird. Der Gangzyklus endet mit einer letzten Aktivitätszunahme.

3.2.6.2 Elektromyographie des *M. tensor fasciae latae*

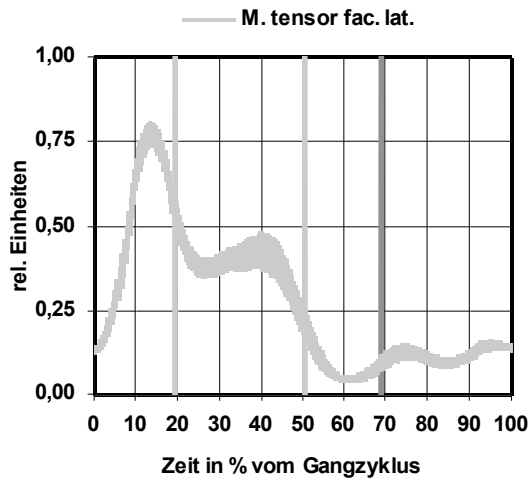


Abb. 31: Oberflächen-EMG am Oberschenkel: *M. tensor fasciae latae*

Zum Zeitpunkt von T1 ist der *M. tensor fasciae latae* aktiv. Während der Belastungsantwort nimmt die Aktivität des Muskels zu, bis das absolute Maximum erreicht wird. Anschließend reduziert sich die Aktivität bis zur frühen Schwungphase der Gegenseite. Während der Einbeinphase steigt die Aktivität leicht an, bevor sie dann bis zur Mitte der zweiten Doppelsupportphase wieder absinkt und das absolute Minimum nahe der Nulllinie erreicht. Nun folgt ein Wechsel zwischen leichtem Anstieg und Abfall bis ein neuer Gangzyklus beginnt.

3.2.6.3 Elektromyographie der Ischiocruralen Muskulatur

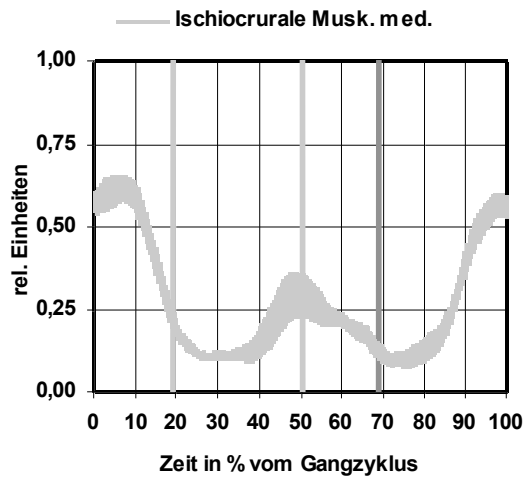


Abb. 32: Oberflächen-EMG am Oberschenkel: Ischiocrurale Muskulatur

Zum Zeitpunkt von T1 ist die Ischiocrurale Muskulatur aktiv. Während der Belastungsantwort steigt die Aktivität leicht an und das absolute Maximum wird erreicht. Nun reduziert sich die Aktivität bis zur Einbeinphase. Die Muskulatur bleibt für kurze Zeit gleichmäßig angespannt, bevor sie ihre Aktivität wieder steigert. Zum Zeitpunkt von T3 wird ein weiteres Maximum erreicht. Nun nimmt die Aktivität erneut ab und erreicht in der frühen Schwungphase das absolute Minimum. Es folgt eine Aktivitätszunahme bis kurz vor Erreichen des nächsten Gangzyklus.

3.2.6.4 Elektromyographie des *M. tibialis anterior*

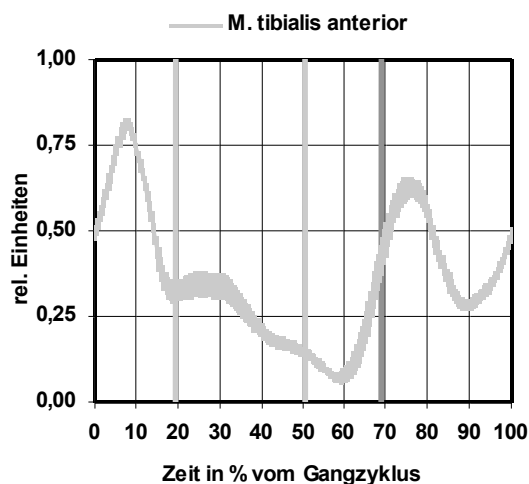


Abb. 33: Oberflächen-EMG am Unterschenkel: *M. tibialis anterior*

Zum Zeitpunkt von T1 ist der *M. tibialis anterior* aktiv. Während der Belastungsantwort steigt die Aktivität an und das absolute Maximum wird erreicht. Nun reduziert sich die Aktivität bis zum Zeitpunkt von T2. Während des ersten Drittels der Einbeinphase bleibt die Muskulatur gleichmäßig angespannt. Dann nimmt die Aktivität bis zum Erreichen des absoluten Minimums während der zweiten Doppelsupportphase ab. Am Übergang von der Stand- in die Schwungphase steigt die Aktivität wieder an, bis in der frühen Schwungphase ein weiteres Maximum erreicht wird. Es folgt eine Ab- und Wiedezunahme, bevor ein neuer Gangzyklus beginnt.

3.2.6.5 Elektromyographie des *M. triceps surae*

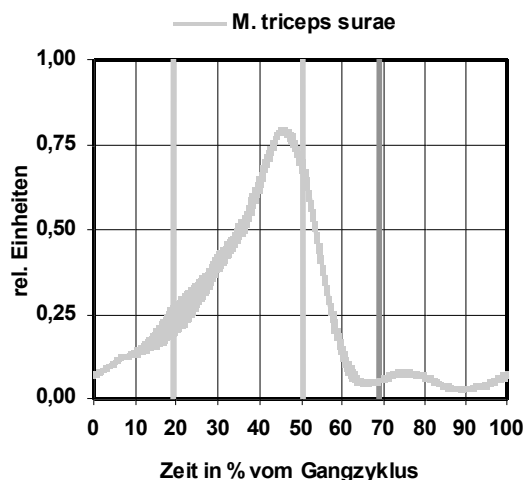


Abb. 34: Oberflächen-EMG am Unterschenkel: *M. triceps surae*

Zum Zeitpunkt von T1 ist der *M. triceps surae* leicht aktiv. Während der ersten Doppelsupportphase und der Einbeinphase steigt die Aktivität bis zum Erreichen des absoluten Maximums an. Dann fällt sie bis zum Ende der Standphase wieder ab und ein kleines Signal bleibt während der Schwungphase bestehen.

3.3 Ganganalyse des Untersuchungskollektivs im Vergleich

Auch in diesem Abschnitt wird zwischen 5 Gruppen von Variablen unterschieden: allgemeine Gangparameter, Gelenkwinkel, Reaktionsmomente, Bodenreaktionskräfte und die an den Gelenken generierte oder absorbierte Leistung. Das Oberflächen-EMG wurde ausschließlich qualitativ und nicht zusätzlich quantitativ ausgewertet.

Die Grafiken zeigen jeweils folgende Vergleiche:

1. operierte mit nicht operierter Extremität (OP-NOP)
2. operierte Extremität mit dem Normalkollektiv (OP-NK)
3. nicht operierte Extremität mit dem Normalkollektiv (NOP-NK).

Die Kurven, die sich auf die operierte Seite beziehen, sind blau, die der nicht operierten Seite braun und die des Normalkollektivs grau.

Eine ausführliche Beschreibung der Variablen sowie die Ergebnisse der numerischen Auswertung sind im Anhang in Tabellenform zusammengefasst.

3.3.1 Allgemeine Gangparameter

Die Beschreibungen der Variablen und die Daten zu den allgemeinen Gangparametern befinden sich in Tabelle 1 und Tabelle 2 im Anhang.

Schrittlänge

Die auf die Körpergröße normierte Schrittlänge beträgt auf der OP-Seite 27,9%, auf der NOP-Seite 32,7% und beim NK 35,9% der Körpergröße, wobei ein signifikanter Unterschied zwischen OP vs. NOP und zwischen OP vs. NK besteht.

Schrittdauer

Die Schrittdauer der OP-Seite (0,61s) ist kürzer als die der NOP-Seite (0,66s). Außerdem ist die Schrittdauer sowohl der OP-Seite als auch der NOP-Seite länger als die des NK (0,57s).

Doppelschrittlänge

Die auf die Körpergröße normierte Doppelschrittlänge beträgt auf der OP-Seite 59,8%, auf der NOP-Seite 60,1% und beim NK 71,1% der Körpergröße, wobei ein signifikanter Unterschied zwischen OP vs. NK und zwischen NOP vs. NK besteht. Sowohl die Doppelschrittlänge der OP-Seite als auch die der NOP-Seite ist kleiner als die des NK.

Doppelschrittdauer

Die Doppelschrittdauer sowohl der OP-Seite (1,26s) als auch der NOP-Seite (1,26s) ist länger als die des NK (1,13s).

Schrittfrequenz

Die Schrittfrequenz beträgt auf der OP-Seite 97,8 Schritte/Min, auf der NOP-Seite 90,9 Schritte/Min und beim NK 105 Schritte/Min. Die Schrittfrequenz der OP-Seite ist höher als die der NOP-Seite. Außerdem ist die Schrittfrequenz sowohl der OP-Seite als auch der NOP-Seite niedriger als die des NK.

Doppelschrittfrequenz

Die Doppelschrittfrequenz beträgt auf der OP-Seite 47,6 Doppelschritte/Min, auf der NOP-Seite 47,5 Doppelschritte/Min und beim NK 53,0 Doppelschritte/Min. Es besteht ein signifikanter Unterschied zwischen OP vs. NK und zwischen NOP vs. NK. Sowohl die Doppelschrittfrequenz der OP-Seite als auch die der NOP-Seite ist niedriger als die des NK.

Ganggeschwindigkeit

Die Ganggeschwindigkeit der Patienten beträgt 0,77 m/s und die des Normalkollektivs 1,11 m/s. Das Normalkollektiv ist signifikant schneller als die Patienten (die Ganggeschwindigkeit der Patienten beträgt nur 70% der Geschwindigkeit des Normalkollektivs).

Ende Doppelsupport 1 (T2)

Das Ende des Doppelsupport 1 befindet sich auf der OP-Seite bei 22,5%, auf der NOP-Seite bei 22,3% und beim NK bei 19,1% vom Gangzyklus.

Start Doppelsupport 2 (T3)

Der Start des Doppelsupport 2 befindet sich auf der OP-Seite bei 48,7%, auf der NOP-Seite bei 52,2% und beim NK bei 50,2% vom Gangzyklus.

Ende Doppelsupport 2 (T4)

Das Ende des Doppelsupport 2 befindet sich auf der OP-Seite bei 70,4%, auf der NOP-Seite bei 74,1% und beim NK bei 68,9% vom Gangzyklus.

Schwungphase der Gegenseite (T2-T3)

Die Schwungphase der Gegenseite (T2-T3) umfasst auf der OP-Seite 26,1%, auf der NOP-Seite 29,9% und beim NK 31,0% vom Gangzyklus.

Schwungphase der beobachteten Seite (T4-T5)

Die Schwungphase der beobachteten Seite (T4-T5) umfasst auf der OP-Seite 29,5%, auf der NOP-Seite 25,8% und beim NK 31,0% vom Gangzyklus.

3.3.2 Winkel

3.3.2.1 Winkel am Kniegelenk

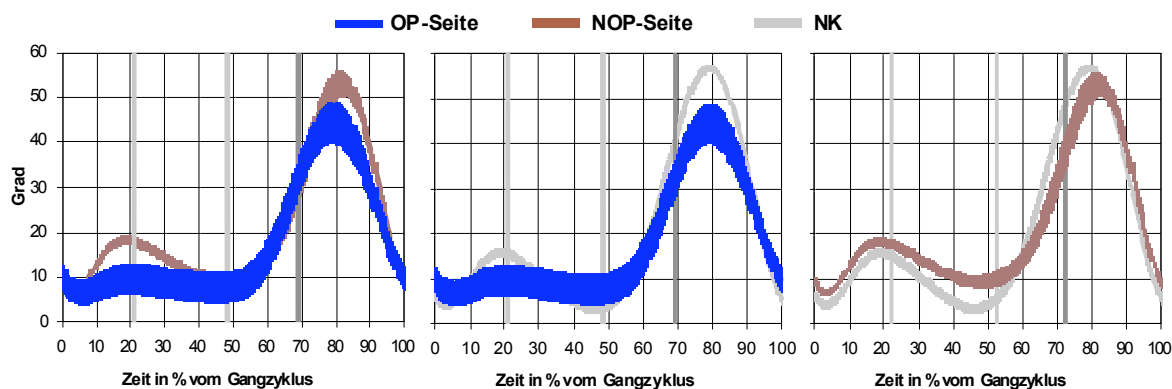


Abb. 35: Vergleich Winkel am Kniegelenk: Flexion-Extension

Die Abbildungen zeigen die Flexions- (positive Werte) und Extensionsbewegungen (negative Werte) im Kniegelenk mit 4 charakteristischen Kurvenscheitelpunkten. Die entsprechenden Beschreibungen der Variablen und die Daten befinden sich in Tabelle 3 und Tabelle 4 im Anhang.

Winkel:

Das Flexionsminimum WKFL-Min-T2T4 liegt auf der NOP-Seite ($8,54^\circ$) höher als beim NK ($3,21^\circ$). Außerdem bestehen signifikante Unterschiede beim Vergleich von WKFL-Max-T4T5 zwischen OP vs. NOP und zwischen OP vs. NK. Das Flexionsmaximum erreicht auf der OP-Seite ($45,5^\circ$) nicht das Ausmaß wie auf der NOP-Seite ($55,0^\circ$) bzw. beim NK ($57,1^\circ$).

Zeiten:

Das erste Flexionsminimum WKFL-Min-T1T2 tritt auf der OP-Seite später auf als beim NK. Dies verhält sich umgekehrt beim Minimum WKFL-Min-T2T4. Es tritt auf der OP-Seite eher auf als beim NK und auf der NOP-Seite. Das Flexionsmaximum WKFL-Max-T4T5 erscheint auf der OP-Seite früher als auf der NOP-Seite, jedoch auf der NOP-Seite später als beim NK.

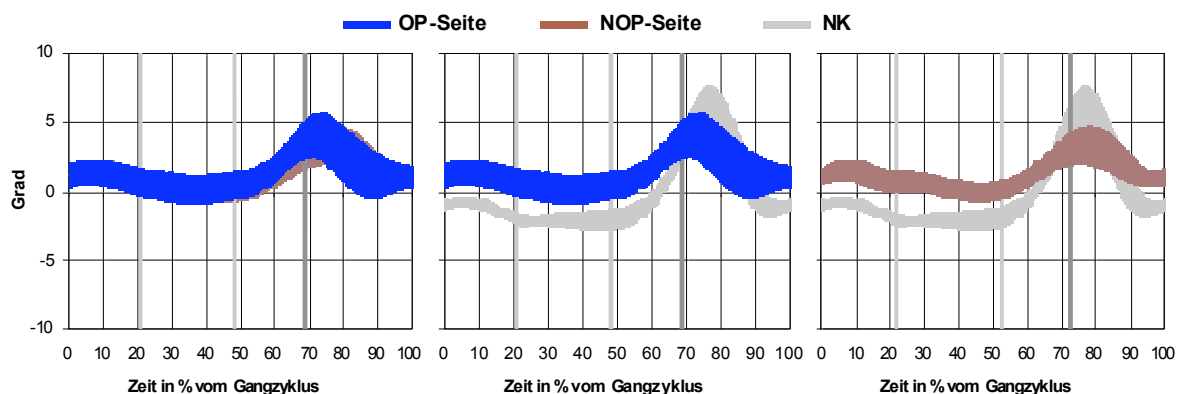


Abb. 36: Vergleich Winkel am Kniegelenk: Varus-Valgus

Die Abbildungen zeigen die Bewegungen des Kniegelenks in Richtung Varus- (positive Werte) und Valgusstellung (negative Werte) mit 2 charakteristischen Kurvenscheitelpunkten. Die entsprechenden Beschreibungen der Variablen und die Daten befinden sich in Tabelle 3 und Tabelle 4 im Anhang.

Winkel:

Es bestehen signifikante Unterschiede beim Vergleich von WKAB-Min-T2T3 zwischen OP vs. NK und zwischen NOP vs. NK. Sowohl die OP-Seite ($-0,08^\circ$) als auch die NOP-Seite ($-0,36^\circ$) erreicht nicht die Valgusstellung im Kniegelenk wie beim NK ($-2,84^\circ$).

Zeiten:

Die maximale Varusstellung WKAB-Max-T4T5 tritt auf der NOP-Seite später auf als beim NK.

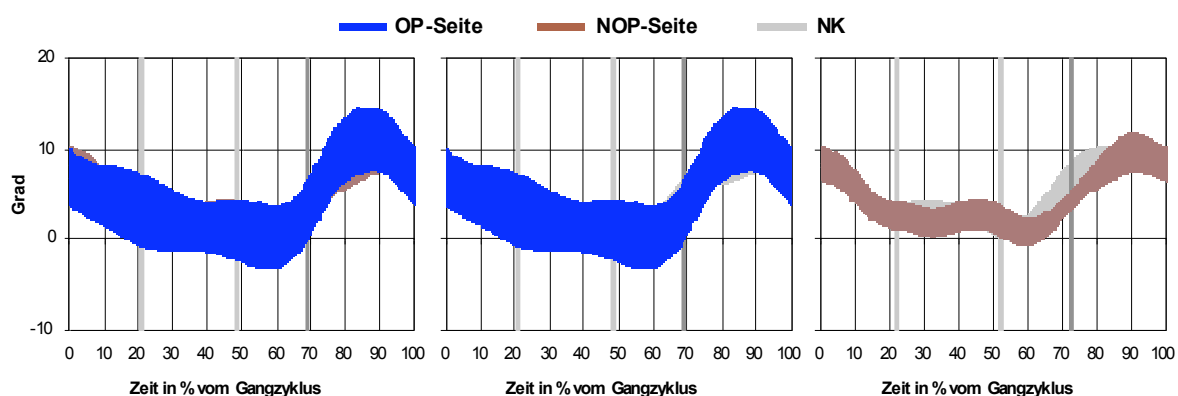


Abb. 37: Vergleich Winkel am Kniegelenk: Außenrotation-Innenrotation

Die Abbildungen zeigen die Außenrotations- (positive Werte) und Innenrotationsbewegungen (negative Werte) im Kniegelenk. Die entsprechenden Beschreibungen der Variablen und die Daten befinden sich in Tabelle 3 und Tabelle 4 im Anhang.

In den Graphen der Rotation sind zwischen den einzelnen Gruppen keine signifikanten Unterschiede festzustellen.

3.3.2.2 Winkel am Hüftgelenk

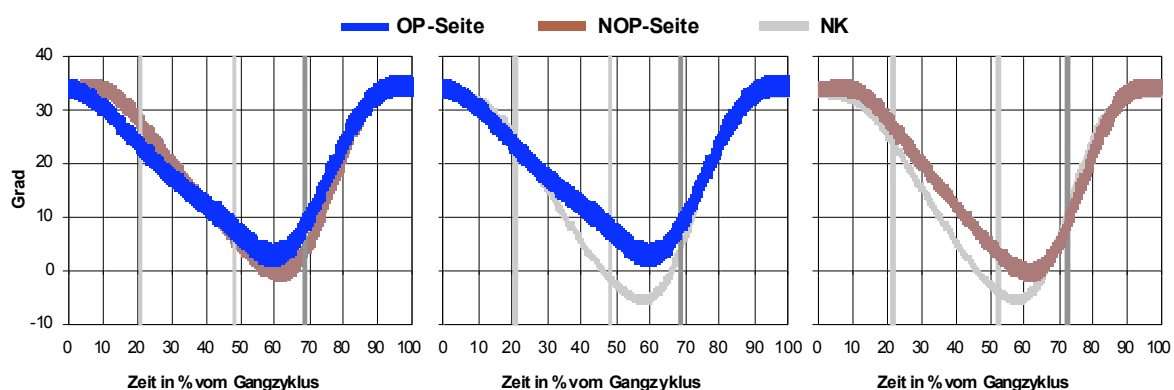


Abb. 38: Vergleich Winkel am Hüftgelenk: Flexion-Extension

Die Abbildungen zeigen die Flexions- (positive Werte) und Extensionsbewegungen (negative Werte) im Hüftgelenk und präsentieren 2 charakteristische Kurvenscheitel-

punkte. Die entsprechenden Beschreibungen der Variablen und die Daten befinden sich in Tabelle 5 und Tabelle 6 im Anhang.

Winkel:

Es bestehen signifikante Unterschiede beim Vergleich von WHFL-Min zwischen OP vs. NK und zwischen NOP vs. NK. Das Flexionsminimum ist sowohl auf der OP-Seite ($2,69^\circ$) als auch auf der NOP-Seite ($-1,02^\circ$) geringer ausgeprägt als beim NK ($-5,3^\circ$). Die Hüfte auf der OP-Seite weist an diesem Punkt eine geringe Flexionsstellung auf und nicht wie die anderen Gruppen eine Extension.

Zeiten:

Alle 3 Vergleiche weisen bei T-WHFL-Min signifikante Unterschiede auf. Das Flexionsminimum tritt auf der OP-Seite früher auf als auf der NOP-Seite. Außerdem erscheint es sowohl auf der OP-Seite als auch auf der NOP-Seite später als beim NK.

3.3.2.3 Winkel am Sprunggelenk

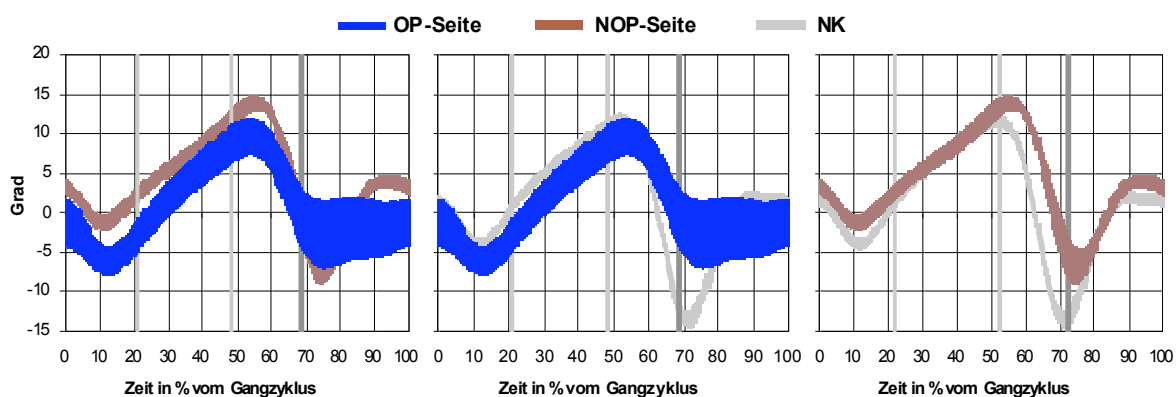


Abb. 39: Vergleich Winkel am Sprunggelenk: Dorsalextension-Plantarflexion

Die Abbildungen zeigen die Dorsalextensions- (positive Werte) und Plantarflexionsbewegungen (negative Werte) im Sprunggelenk. 3 charakteristische Kurvenscheitelpunkte werden präsentiert. Die entsprechenden Beschreibungen der Variablen und die Daten befinden sich in Tabelle 7 und Tabelle 8 im Anhang.

Winkel:

Das erste Minimum WFFL-Min-T1T2 und das Maximum WFFL-Max-T2T4 weisen im Vergleich zwischen NOP vs. NK signifikante Unterschiede auf. Am Punkt WFFL-Min-T1T2 ist die Plantarflexion auf der NOP-Seite ($1,48^\circ$) weniger ausgeprägt als beim NK ($3,97^\circ$). Am Punkt WFFL-Max-T2T4 ist die Dorsalextension auf der NOP-Seite ($14,7^\circ$) größer als beim NK ($12,0^\circ$).

Zusätzlich bestehen signifikante Unterschiede beim Vergleich von WFFL-Min-T3T5 zwischen OP vs. NK und zwischen NOP vs. NK. Das Dorsalextensionsminimum ist sowohl auf der OP-Seite ($-5,83^\circ$) als auch auf der NOP-Seite ($-9,91^\circ$) geringer ausgeprägt als beim NK ($-13,9^\circ$).

Zeiten:

Das Maximum der Dorsalextension WFFL-Max-T2T4 tritt auf der NOP-Seite später auf als beim NK. Außerdem bestehen signifikante Unterschiede beim Vergleich von T-WFFL-Min-T3T5 zwischen OP vs. NK und zwischen NOP vs. NK. Das Minimum der Dorsalextension tritt sowohl auf der OP-Seite als auch auf der NOP-Seite später auf als beim NK.

3.3.3 Momente

3.3.3.1 Momente am Kniegelenk

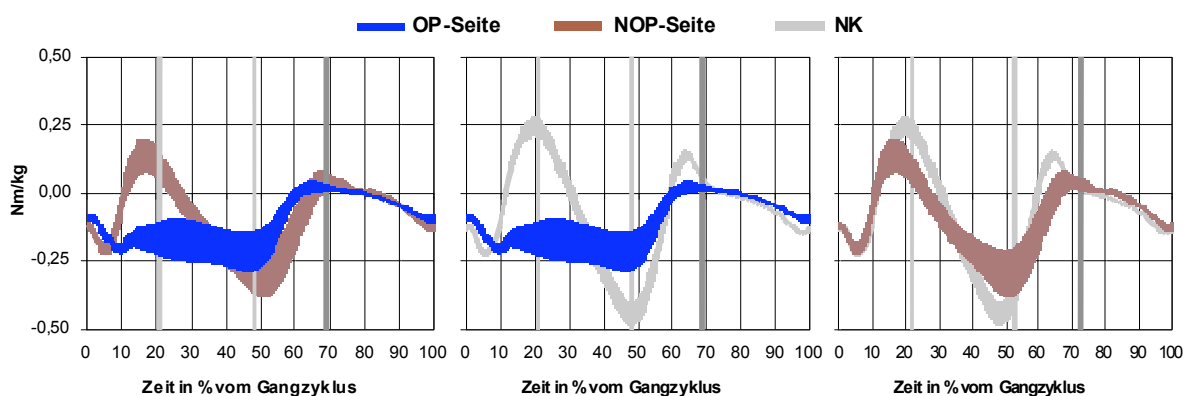


Abb. 40: Vergleich Momente am Kniegelenk: Extension-Flexion

Die Abbildungen zeigen die Extensions- (positive Werte) und Flexionsmomente (negative Werte) am Kniegelenk. Die entsprechenden Beschreibungen der Variablen und die Daten befinden sich in Tabelle 9 und Tabelle 10 im Anhang.

Momente:

Es bestehen signifikante Unterschiede beim Vergleich von MKEX-Max-T1T3 zwischen OP vs. NOP und zwischen OP vs. NK. Auf der OP-Seite findet im Vergleich zur NOP-Seite und zum NK kein Extensionsmoment statt. Das andere maximale Extensionsmoment MKEX-Max-T3T4 fällt auf der OP-Seite kleiner aus als beim NK.

Zeiten:

Hier bestehen signifikante Unterschiede beim Vergleich von T-MKEX-Min-T1T2 zwischen OP vs. NOP und zwischen OP vs. NK. Das minimale Extensionsmoment tritt auf der OP-Seite später auf als auf der NOP-Seite und beim NK. Der Punkt MKEX-Min-T2T4 erscheint auf der OP-Seite früher als auf der NOP-Seite, dagegen auf der NOP-Seite später als beim NK. Das maximale Extensionsmoment MKEX-Max-T3T4 tritt auf der NOP-Seite ebenfalls später auf als beim NK.

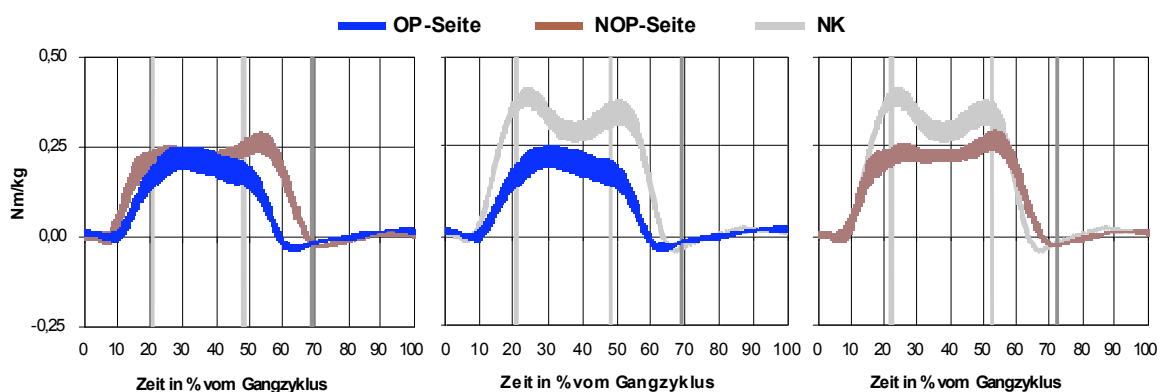


Abb. 41: Vergleich Momente am Kniegelenk: Valgus-Varus

Die Abbildungen zeigen die Valgus- (positive Werte) und Varusmomente (negative Werte) am Kniegelenk. Die entsprechenden Beschreibungen der Variablen und die Daten befinden sich in Tabelle 9 und Tabelle 10 im Anhang.

Es bestehen signifikante Unterschiede beim Vergleich des Valgusmomentes an der Stelle T2 (MKAB-T2) zwischen OP vs. NK und zwischen NOP vs. NK. Sowohl auf der OP-Seite als auch auf der NOP-Seite ist das Moment kleiner als beim NK. Außerdem ist das Valgusmoment an der Stelle T3 auf der OP-Seite ebenfalls signifikant kleiner als beim NK.

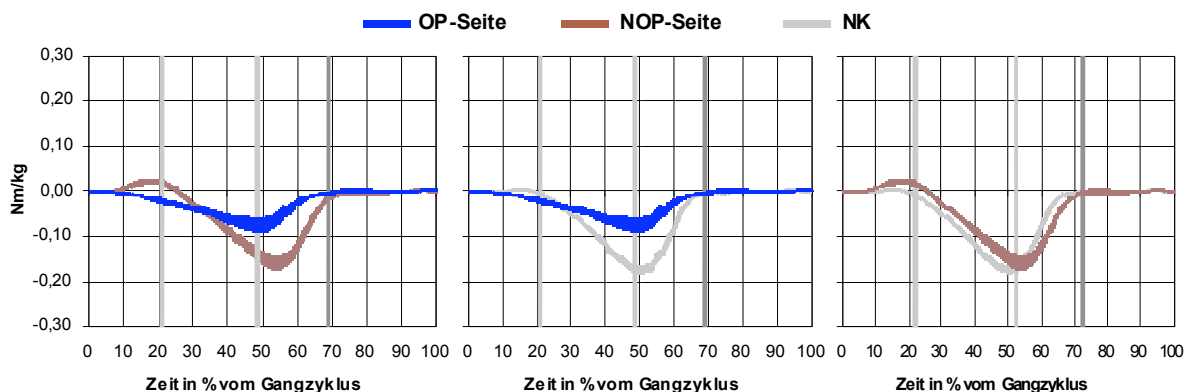


Abb. 42: Vergleich Momente am Kniegelenk: Außenrotation-Innenrotation

Die Abbildungen zeigen die Außenrotations- (positive Werte) und Innenrotationsmomente (negative Werte) am Kniegelenk. Die entsprechenden Beschreibungen der Variablen und die Daten befinden sich in Tabelle 9 und Tabelle 10 im Anhang.

Momente:

Es bestehen signifikante Unterschiede beim Vergleich von MKRO-Min-T1T5 zwischen OP vs. NOP und zwischen OP vs. NK. Das Innenrotationsmoment ist auf der OP-Seite kleiner als auf der NOP-Seite und beim NK.

Zeiten:

Es bestehen signifikante Unterschiede beim Vergleich von T-MKRO-Min-T1T5 zwischen OP vs. NOP und zwischen NOP vs. NK. Das Innenrotationsmoment tritt auf der OP-Seite früher auf als auf der NOP-Seite, auf dieser jedoch später als beim NK.

3.3.3.2 Momente am Hüftgelenk

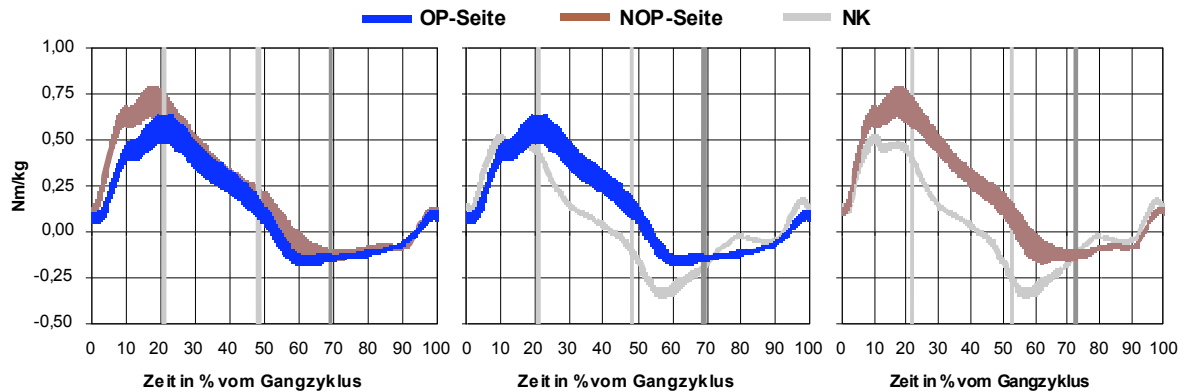


Abb. 43: Vergleich Momente am Hüftgelenk: Extension-Flexion

Die Abbildungen zeigen die Extensions- (positive Werte) und Flexionsmomente (negative Werte) am Hüftgelenk. Die entsprechenden Beschreibungen der Variablen und die Daten befinden sich in Tabelle 11 und Tabelle 12 im Anhang.

Momente:

Das maximale Extensionsmoment MHEX-Max fällt auf der NOP-Seite größer aus als beim NK. Außerdem bestehen signifikante Unterschiede beim Vergleich von MHEX-Min zwischen OP vs. NK und zwischen NOP vs. NK. Sowohl auf der OP-Seite als auch auf der NOP-Seite erreicht das minimale Extensionsmoment nicht das Ausmaß wie beim NK.

Zeiten:

Das maximale Extensionsmoment MHEX-Max tritt auf der OP-Seite später auf als beim NK. Außerdem bestehen signifikante Unterschiede beim Vergleich von MHEX-Min zwischen OP vs. NK und zwischen NOP vs. NK. Sowohl auf der OP-Seite als auch auf der NOP-Seite zeigt sich das minimale Extensionsmoment später als beim NK.

3.3.3.3 Momente am Sprunggelenk

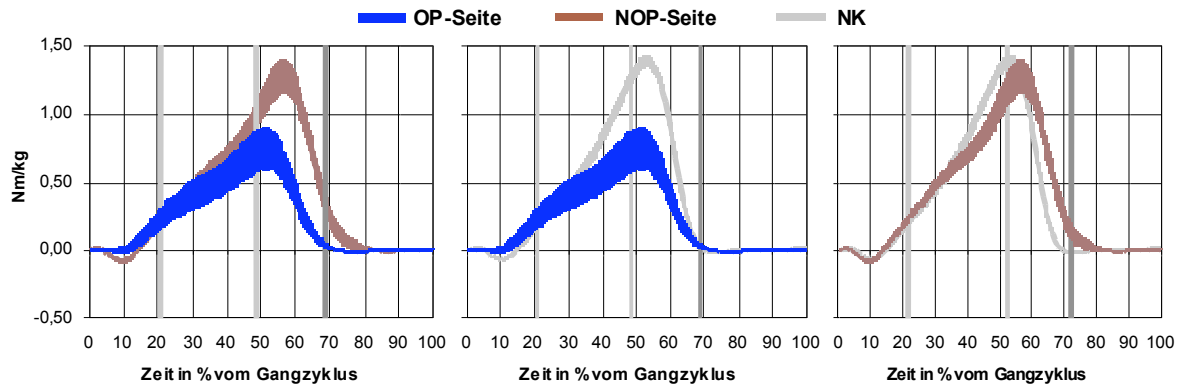


Abb. 44: Vergleich Momente am Sprunggelenk: Plantarflexion-Dorsalextension

Die Abbildungen zeigen die Plantarflexions- (positive Werte) und Dorsalextensionsmomente (negative Werte) am Sprunggelenk. Die entsprechenden Beschreibungen der Variablen und die Daten befinden sich in Tabelle 13 und Tabelle 14 im Anhang.

Momente:

Es bestehen signifikante Unterschiede beim Vergleich von MFFL-Max-T1T5 zwischen OP vs. NOP und zwischen OP vs. NK. Das maximale Plantarflexionsmoment erreicht auf der OP-Seite nicht das Ausmaß wie auf der NOP-Seite bzw. beim NK.

Zeiten:

Hier bestehen signifikante Unterschiede beim Vergleich von T-MFFL-Max-T1T5 zwischen OP vs. NOP und zwischen NOP vs. NK. Das maximale Plantarflexionsmoment tritt auf der OP-Seite eher auf als auf der NOP-Seite, auf dieser jedoch später als beim NK.

3.3.4 Bodenreaktionskräfte

3.3.4.1 Scherkraft quer zur Gangrichtung

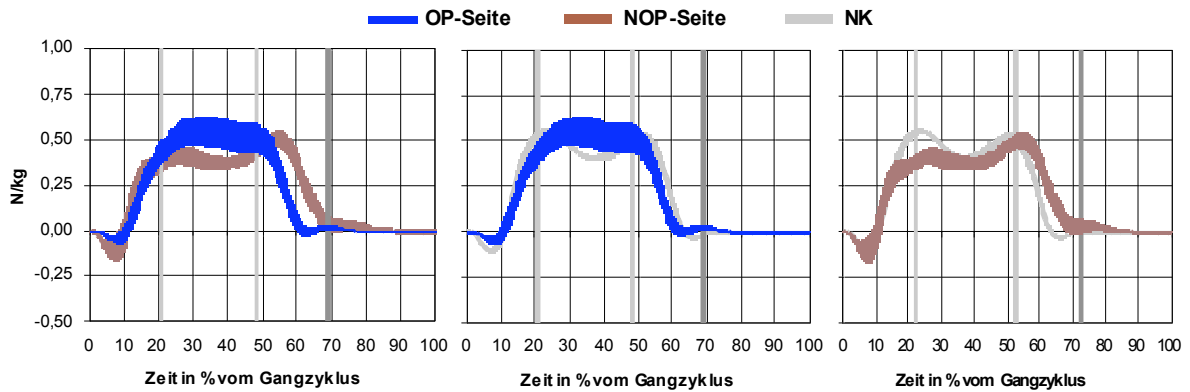


Abb. 45: Vergleich Bodenreaktionskraft F_x

Die Abbildungen zeigen die nach medial (positiver Wert) und lateral (negativer Wert) gerichteten Scherkräfte. Die entsprechenden Beschreibungen der Variablen und die Daten befinden sich in Tabelle 15 und Tabelle 16 im Anhang.

Der Mittelwert von F_x zwischen T2 und T3 (F_x -MW-T2T3), d.h. die nach medial gerichtete Kraft während der Einbeinphase, ist auf der OP-Seite größer als auf der NOP-Seite.

3.3.4.2 Scherkraft parallel zur Gangrichtung

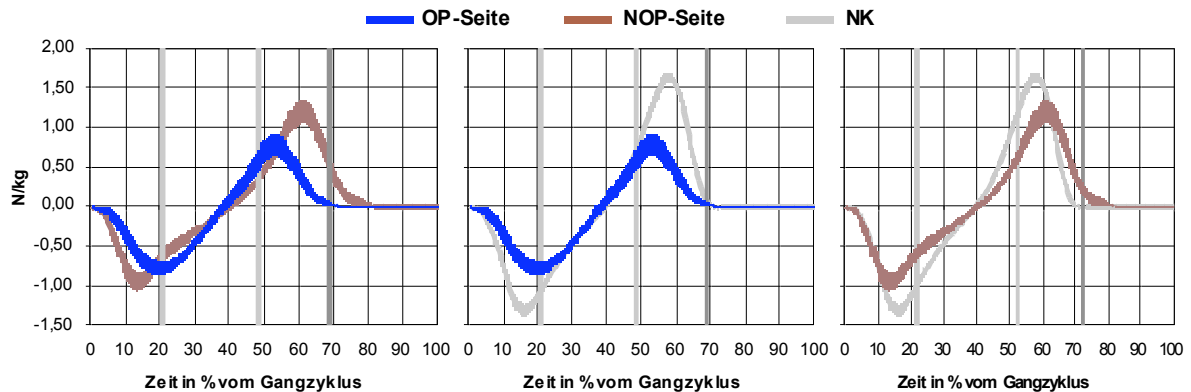


Abb. 46: Vergleich Bodenreaktionskraft F_y

Die Abbildungen zeigen die anterior gerichteten Scherkräfte, die beim Abbremsen einer Bewegung (negativer Wert) entstehen und die posterior gerichteten, die bei der Beschleunigung (positiver Wert) entstehen. Die entsprechenden Beschreibungen der Variablen und die Daten befinden sich in Tabelle 17 und Tabelle 18 im Anhang.

Bodenreaktionskräfte:

Es bestehen signifikante Unterschiede beim Vergleich von F_y -Min zwischen OP vs. NK und zwischen NOP vs. NK. Die maximale Bremskraft während der Standphase ist sowohl auf der OP-Seite als auch auf der NOP-Seite kleiner als beim NK. Beim Vergleich der maximalen Beschleunigungskraft während der Standphase (F_y -Max) fällt auf, dass sie auf der OP-Seite kleiner ist als auf der NOP-Seite und beim NK.

Zeiten:

Die maximale Bremskraft (F_y -Min) tritt auf der OP-Seite später auf als auf der NOP-Seite. Außerdem weisen alle 3 Vergleiche bei T - F_y -Max signifikante Unterschiede auf. Die maximale Beschleunigungskraft erscheint auf der OP-Seite früher als auf der NOP-Seite und beim NK. Auf der NOP-Seite tritt sie später auf als beim NK.

3.3.4.3 Bodenreaktionskraft senkrecht zum Boden

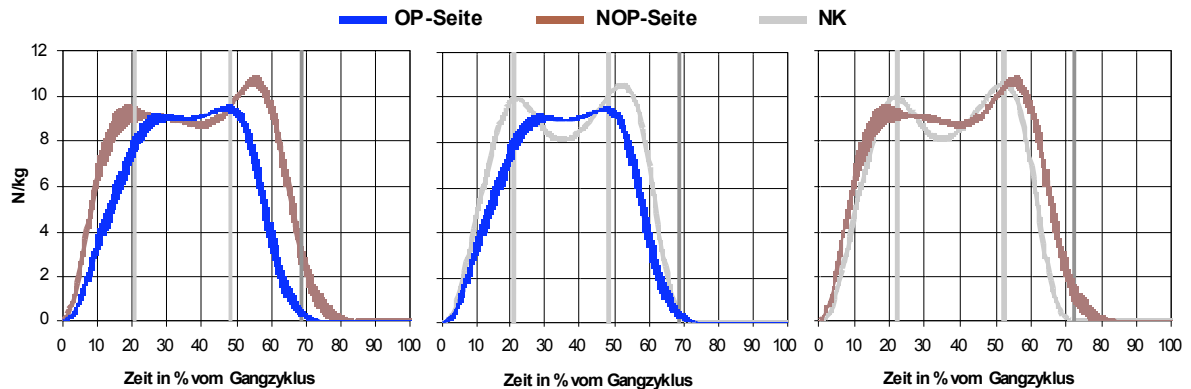


Abb. 47: Vergleich Bodenreaktionskraft F_z

Die Abbildungen zeigen die Vertikalkraft, welche durch in den Boden gerichtete Kräfte positiv wird. 3 charakteristische Kurvenscheitelpunkte werden präsentiert. Die entsprechenden Beschreibungen der Variablen und die Daten befinden sich in Tabelle 19 und Tabelle 20 im Anhang.

Bodenreaktionskräfte:

Sowohl beim ersten Maximum von F_z ($F_z\text{-Max1}$) als auch beim zweiten ($F_z\text{-Max2}$) treten signifikante Unterschiede zwischen OP vs. NOP und zwischen OP vs. NK auf. Beide Maxima sind jeweils auf der OP-Seite kleiner als auf der NOP-Seite und beim NK. Außerdem ist das Minimum von F_z zwischen T2 und T3 ($F_z\text{-Min-T2T3}$) sowohl auf der OP-Seite als auch auf der NOP-Seite höher als beim NK. Die durch F_z während der Standphase verursachte Impulsübertragung auf den Fuß ($P\text{-}F_z\text{-MW}$) zeigt signifikante Unterschiede zwischen OP vs. NOP und zwischen NOP vs. NK. Sie ist auf der OP-Seite kleiner als auf der NOP-Seite, auf dieser jedoch größer als beim NK.

Zeiten:

Das erste Maximum von F_z ($F_z\text{-Max1}$) tritt auf der OP-Seite später auf als auf der NOP-Seite und beim NK. Dies verhält sich umgekehrt beim zweiten Maximum ($F_z\text{-Max2}$). Es tritt auf der OP-Seite früher auf als auf der NOP-Seite und beim NK.

3.3.5 Leistung

3.3.5.1 Leistung am Kniegelenk

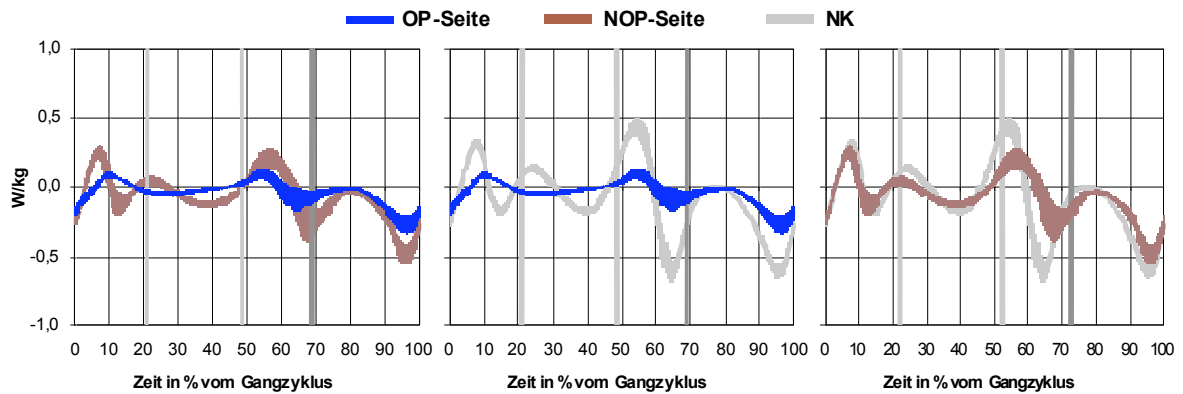


Abb. 48: Vergleich Leistung am Kniegelenk

Die Abbildungen zeigen die Leistung am Kniegelenk mit 7 charakteristischen Kurvenscheitelpunkten. Die entsprechenden Beschreibungen der Variablen und die Daten befinden sich in Tabelle 21 und Tabelle 22 im Anhang.

Leistung:

Sowohl beim Maximum PKFL-Max-T1T2 als auch beim Minimum PKFL-Min-T1T2 tritt ein signifikanter Unterschied zwischen OP vs. NOP und zwischen OP vs. NK auf. An beiden Punkten wird auf der OP-Seite nicht das Ausmaß wie auf der NOP-Seite oder beim NK erreicht. Bei PKFL-Max-T2T3 weisen alle 3 Vergleiche signifikante Unterschiede auf. Die maximale Leistung fällt auf der OP-Seite kleiner aus als auf der NOP-Seite und beim NK. Auch auf der NOP-Seite ist die Leistung geringer als beim NK. Sowohl beim Minimum PKFL-Min-T2T3 als auch beim Maximum PKFL-Max-T3T4 wird auf der OP-Seite nicht das Ausmaß wie beim NK erreicht. Dies verhält sich genauso bei den beiden Minima PKFL-Min-T3T4 und PKFL-Min-T4T5. Beide erreichen auf der OP-Seite nicht das Ausmaß wie beim NK. Außerdem sind sie auf der OP-Seite höher als auf der NOP-Seite.

Zeiten:

Die maximale Leistung zwischen T1 und T2 (PKFL-Max-T1T2) tritt auf der OP-Seite später auf als beim NK. Außerdem zeigt sich sowohl beim Maximum PKFL-Max-T3T4 als auch beim Minimum PKFL-Min-T3T4 ein signifikanter Unterschied zwischen OP vs. NOP und zwischen NOP vs. NK. Beide Punkte treten auf der OP-Seite früher auf als auf der NOP-Seite und auf der NOP-Seite später als beim NK.

3.3.5.2 Leistung am Hüftgelenk

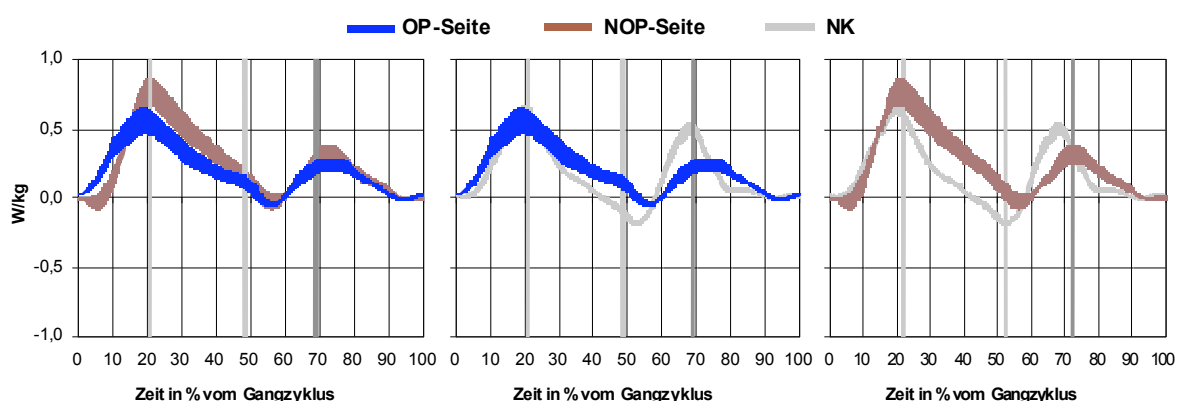


Abb. 49: Vergleich Leistung am Hüftgelenk

Die Abbildungen zeigen die Leistung am Hüftgelenk und präsentieren 3 charakteristische Kurvenscheitelpunkte. Die entsprechenden Beschreibungen der Variablen und die Daten befinden sich in Tabelle 23 und Tabelle 24 im Anhang.

Leistung:

Die maximale Leistung zwischen T1 und T3 (PHFL-Max-T1T3) fällt auf der OP-Seite kleiner aus als auf der NOP-Seite. Dies ist auch bei der maximalen Leistung zwischen T3 und T5 (PHFL-Max-T3T5) der Fall. Zusätzlich ist PHFL-Max-T3T5 auf der OP-Seite kleiner als beim NK. Die minimale Leistung zwischen T2 und T4 (PHFL-Min-T2T4) erreicht auf der OP-Seite nicht das Ausmaß wie beim NK.

Zeiten:

Alle 3 Vergleiche weisen bei T-PHFL-Min-T2T4 signifikante Unterschiede auf. Die minimale Leistung tritt auf der OP-Seite eher auf als auf der NOP-Seite. Im Vergleich zum NK tritt sie jedoch sowohl auf der OP-Seite als auch auf der NOP-Seite später auf. Die maximale Leistung zwischen T3 und T5 (PHFL-Max-T3T5) wird auf der NOP-Seite später erreicht als beim NK.

3.3.5.3 Leistung am Sprunggelenk

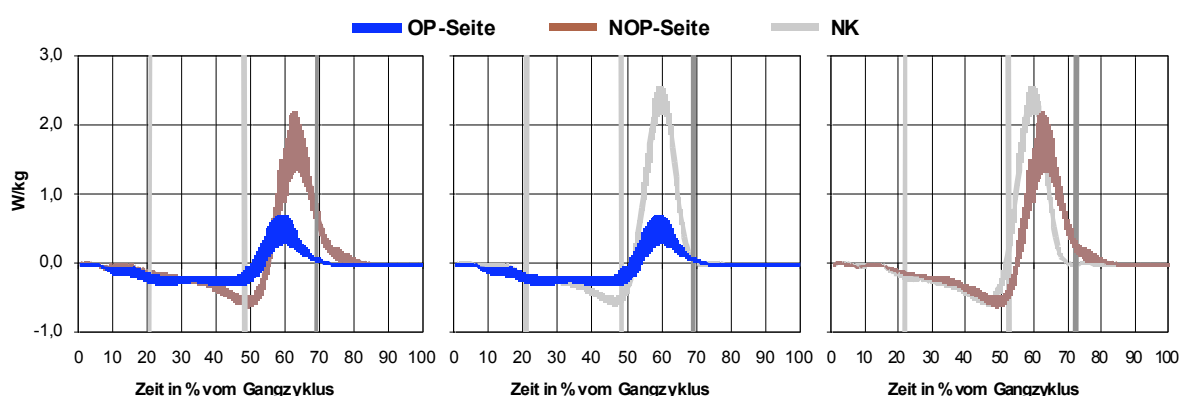


Abb. 50: Vergleich Leistung am Sprunggelenk

Die Abbildungen zeigen die Leistung am Sprunggelenk. Die entsprechenden Beschreibungen der Variablen und die Daten befinden sich in Tabelle 25 und Tabelle 26 im Anhang.

Leistung:

Die maximale Leistung zwischen T3 und T4 (PFFL-Max-T3T4) fällt auf der OP-Seite signifikant kleiner aus als auf der NOP-Seite und beim NK.

Zeiten:

Es bestehen signifikante Unterschiede beim Vergleich von T-PFFL-Max-T3T4 zwischen OP vs. NOP und zwischen NOP vs. NK. Die maximale Leistung zwischen T3 und T4 tritt auf der OP-Seite eher auf als auf der NOP-Seite, auf dieser jedoch später

als beim NK. Auch die minimale Leistung zwischen T2 und T4 (PFFL-Min-T2T4) wird auf der NOP-Seite später erreicht als beim NK.

3.3.6 Elektromyographie

3.3.6.1 Elektromyographie des *M. rectus femoris*

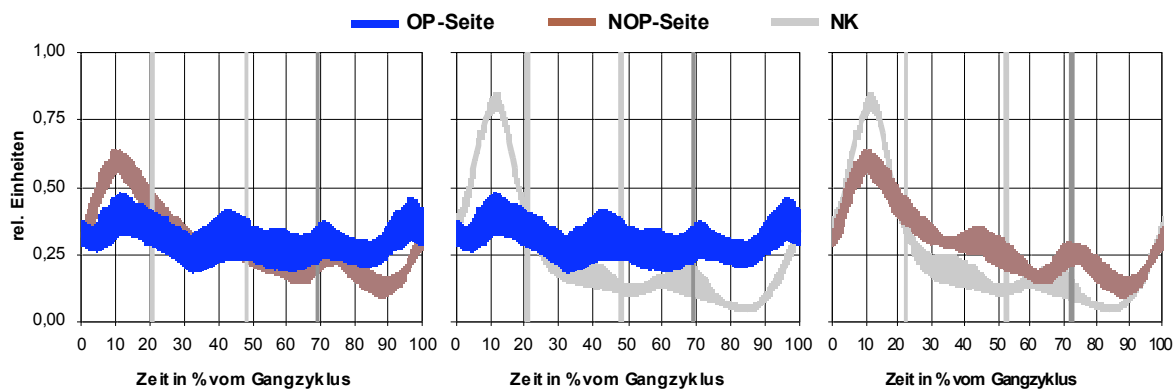


Abb. 51: Vergleich Oberflächen-EMG am Oberschenkel: *M. rectus femoris*

Die Ableitung des EMG über dem *M. rectus femoris* der OP-Seite zeigt während des gesamten Gangzyklus ein Signal, das wenig variiert. Der Verlauf ist gleichförmig, ohne hervortretende Maxima bzw. Minima. Auf der NOP-Seite ist ab dem Zeitpunkt T2 im Vergleich zum NK eine Phasenverschiebung zu erkennen. Die Aktivität des *M. rectus femoris* verläuft auf der NOP-Seite verzögert ab. Außerdem zeigt sich eine relative Höhenverschiebung. Die Aktivität des Muskels liegt auf der NOP-Seite zunächst unter der Aktivität des Muskels vom NK, später verhält sich dies umgekehrt. Die Spurbreite ist somit auf der NOP-Seite verkleinert.

3.3.6.2 Elektromyographie des *M. tensor fasciae latae*

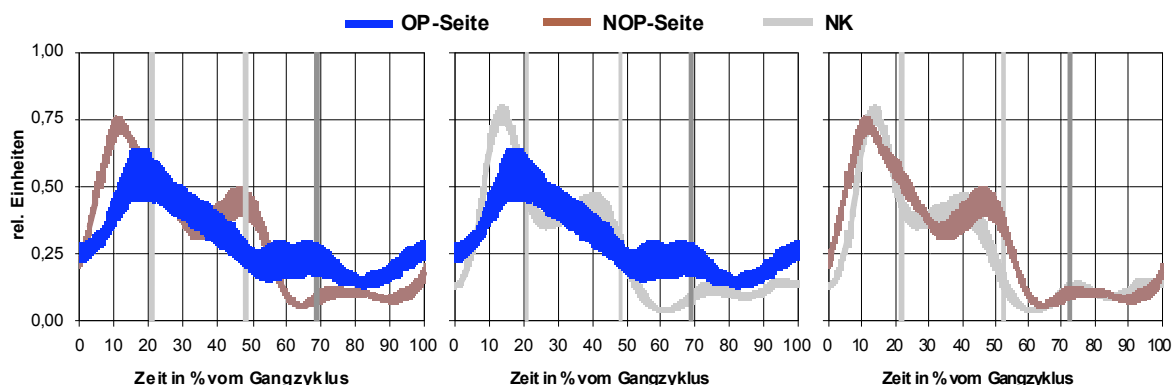


Abb. 52: Vergleich Oberflächen-EMG am Oberschenkel: *M. tensor fasciae latae*

Das EMG des *M. tensor fasciae latae* zeigt auf der OP-Seite im Vergleich zur NOP-Seite und zum NK sowohl eine Phasen- als auch eine relative Höhenverschiebung. Die Aktivität tritt zunächst verzögert und später verfrüht ein. Die Oszillation ist vermindert. Beim Vergleich zwischen NOP-Seite und NK ist eine Phasenverschiebung zu erkennen. Während der Belastungsantwort tritt das Signal auf der NOP-Seite verfrüht, anschließend verzögert auf.

3.3.6.3 Elektromyographie der Ischiocruralen Muskulatur

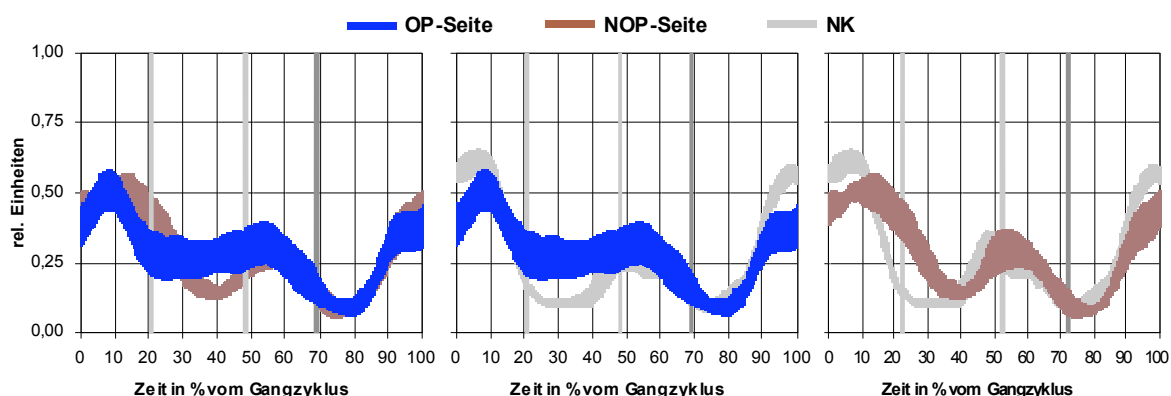


Abb. 53: Vergleich Oberflächen-EMG am Oberschenkel: Ischiocrurale Muskulatur

Beim Vergleich zwischen OP-Seite und NOP-Seite fällt auf, dass die erste Aktivitätssteigerung und –abflachung während des ersten Doppelsupports und der frühen Einbeinphase auf der OP-Seite zeitlich früher auftritt als auf der NOP-Seite. Die Aktivität der ischiocruralen Muskulatur ist auf der NOP-Seite im Vergleich zum NK verzögert.

3.3.6.4 Elektromyographie des *M. tibialis anterior*

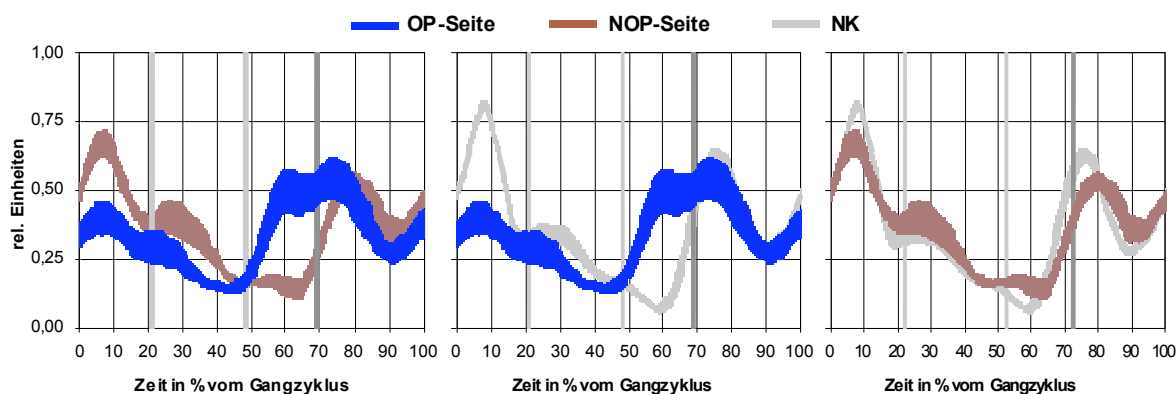


Abb. 54: Vergleich Oberflächen-EMG am Unterschenkel: *M. tibialis anterior*

Das EMG des *M. tibialis anterior* stellt auf der OP-Seite im Vergleich zur NOP-Seite und zum NK eine relative Höhenverschiebung dar. Zu Beginn des Gangzyklus ist die Aktivität des *M. tibialis anterior* auf der OP-Seite geringer als auf der NOP-Seite und beim NK. Außerdem fällt auf, dass die minimale Aktivität der zweiten Doppelsupportphase und die maximale Aktivität sowohl der Einbeinphase als auch der frühen Schwungphase auf der OP-Seite früher auftritt als auf der NOP-Seite und beim NK. Die EMG-Graphen des *M. tibialis anterior* zeigen zwischen NOP-Seite und NK nur minimale Phasenverschiebungen.

3.3.6.5 Elektromyographie des *M. triceps surae*

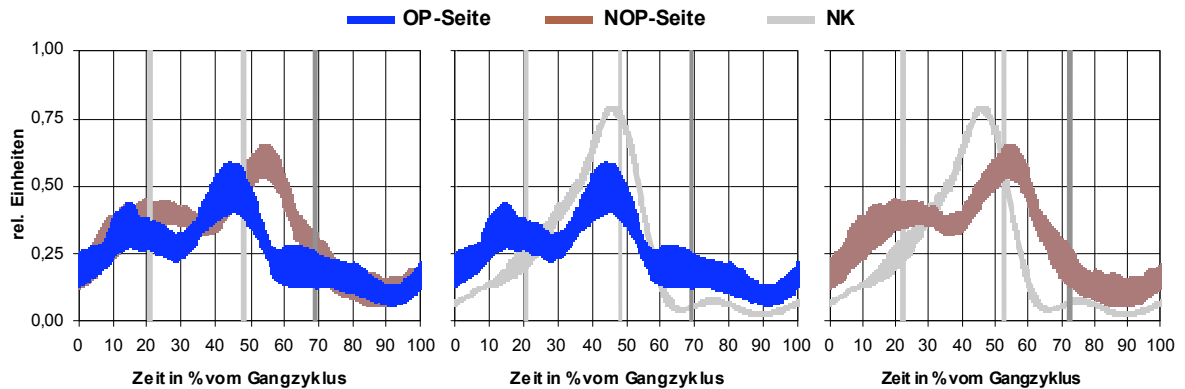


Abb. 55: Vergleich Oberflächen-EMG am Unterschenkel: *M. triceps surae*

Bei Betrachtung des EMG des *M. triceps surae* zeigt sich eine Phasenverschiebung zwischen der OP-Seite und der NOP-Seite, sowie zwischen der NOP-Seite und dem NK. Die Aktivität verläuft jeweils auf der NOP-Seite verzögert ab. Sowohl die OP-Seite als auch die NOP-Seite weist im Vergleich zum NK eine relative Höhenverschiebung auf. Die Spurbreite ist jeweils im Vergleich zum NK vermindert. Außerdem präsentiert das EMG in beiden Gruppen am Ende des ersten Doppelsupports einen verstärkten Ausschlag. Das bedeutet, dass die Aktivität des *M. triceps surae* an dieser Stelle im Vergleich zum NK erhöht ist.

4 Diskussion

Die Extremitätenerhaltende Chirurgie hat die Amputation als Behandlung primärer Knochentumoren der unteren Extremität weitestgehend ersetzt. Dies wurde möglich durch die Verbesserung der Chemotherapie und die Entwicklung von speziellen Tumorprothesen [63,64]. Der Erhalt der Extremität bietet beachtliche Vorteile hinsichtlich Funktion, Erscheinungsbild und psychologischer Akzeptanz [61,62] und ist kostengünstig im Vergleich zur Amputation [65]. Faktoren, die das Outcome beeinflussen, sind die Größe des Knochenverlustes, der Erhalt der Bänder und eine Balance des Weichteilgewebes [70]. Das Vorhandensein einer adäquaten Weichteilummantelung, ein funktionstüchtiger Streckmechanismus und eine gute distale neurovaskuläre Funktion sind wesentlich [69].

Ein wichtiger Punkt für ein gutes klinisches Outcome und einen optimierten Gang ist auch die Wahl der Prothese. Alle Patienten dieser Studie erhielten eine innovative Rotationsknie-Endoprothese. Im Vergleich zu bisher eingesetzten Rotationsprothesen ist bei dieser durch eine 6° Valgusstellung die physiologische Beinachse erreicht. Die Rotationsknie-Endoprothesen stellen eine Weiterentwicklung der bislang verwendeten fixierten Achskniegelenke (fixed-hinge knee) dar. Die postoperative Problematik der aseptischen Lockerung als Hauptursache für die Notwendigkeit einer Revision bei fixierten Achskniegelenken kann mit dem Einsatz von Rotationsknie-Endoprothesen erheblich reduziert werden [71,72]. Choong et al. (1996) berichten von nur einer aseptischen Lockerung bei 32 eingesetzten Rotationsknieprothesen nach 3,5 Jahren. Auch Kawai et al. (1999) vermerken lediglich eine Lockerung bei 32 Patienten mit Rotationsknie-Ersatz nach 5 Jahren. Die radiologischen Untersuchungen der Studie von Kawai et al zeigen nach ca. 5 Jahren in den meisten Fällen einen exzellenten Knochenumbau sowie eine hervorragende Grenzfläche und Verankerung. Beim primären Total-Knie Ersatz mit Rotations-Prothese gibt es zufriedenstellende langfristige Standzeiten [78,79,80]. Die hohe Beanspruchung des Implantat-Zement-Knochen Übergangs bei den fixierten Drehgelenken führt zu den häufigen Lockerungen [76,77]. Ziel des Rotations-Knie-Mechanismus ist, die Kräfte gleichmäßiger zu verteilen und damit den Druck und die „Mikromotion“ auf die Übergänge von Knochen und Implantat zu reduzieren [68]. Bei der hier verwendeten Prothese sind durch die physiologische 6° Valgusstellung Druck und Scherkräfte weiter minimiert

und der Kupplungsmechanismus biomechanisch optimiert. Infektion und Fraktur des Implantates sind beim Rotationsknie die Hauptgründe für eine Nachoperation [71,72]. Die Rotationsknie-Prothesen haben sich seit langer Zeit bewährt und sind in der Endoprothetik anerkannt. Die Wahrscheinlichkeit von Brüchen ist gering. Die 5 Jahresüberlebensrate für Rotations-Knie-Prothesen für den distalen Femurersatz beträgt ca. 90% [68,73,75]. In dieser Studie wird keine Fraktur beobachtet. Die Rotationsknie-Prothese ist somit eine gute Option für extremitätenerhaltendes Vorgehen.

Ein weiterer besonderer Aspekt dieser Arbeit ist die zusammengestellte Patientengruppe. Trotz der geringen Inzidenz maligner Knochentumoren und der Schwere der Erkrankung liegt ein äußerst homogenes Untersuchungskollektiv von 10 Probanden vor, das selten anzutreffen ist. Die Probanden haben keine weitere Prothese an der operierten Extremität und eine unauffällige Kniefunktion auf der NOP-Seite. Sie konnten alle die Ganganalyse selbstständig ohne Gehhilfen absolvieren. Die Patientengruppe wird in dieser Studie mit einer gesunden Kontrollgruppe verglichen. Dies ist erforderlich, da auf Grund der neuen Prothese mit 6° Valgusstellung die Kinematik verändert ist und keine vergleichbaren Studien vorliegen.

Die Techniken zur Ganganalyse sind in den vergangenen Jahren stark verbessert worden. Die Messgenauigkeit und Reproduzierbarkeit reichen aus, den erhöhten Anforderungen der Kliniken bezüglich wissenschaftlicher, diagnostischer und physiotherapeutischer Fragestellungen gerecht zu werden [15].

Das in dieser Arbeit verwendete Vicon System ist ein Passivmarkersystem. Es erlaubt die Echtzeitmessung von Kinematik, Bodenreaktionskräften und EMG. Zusätzlich gewährleistet es den Probanden einen freien Gang mit selbst gewähltem Tempo. Um visuelle Irritationen zu vermeiden sind die Kraftmessplatten so eingebaut, dass sie für den Patienten vom umgebenden Bodenbelag nicht zu unterscheiden sind.

Im Folgenden werden die Ergebnisse des klinischen Outcome und des Gangbildes diskutiert:

Die funktionellen Ergebnisse, welche mittels Enneking Score erhoben werden, sind vergleichbar mit denen von Kawai et al. (1999). Bezüglich Schmerz und Gehstrecke werden gute Score-Werte erzielt. Die Werte für Funktion und Gangbild sind aufgrund der Einschränkungen der Freizeitgestaltung und der Laufbewegung reduziert. Die

emotionale Akzeptanz fällt in dieser Studie schlechter aus als bei Kawai et al. Dies kann damit zusammenhängen, dass das subjektive Empfinden häufig mit dem präoperativen Erlebnis in Verbindung gebracht wird. Fällt dieses sehr schlecht aus, so wird das postoperative Empfinden schneller positiv gewertet und umgekehrt. Um das klinische Outcome in seinem Ganzen bemessen zu können, ist es wichtig, neben dem objektiven auch ein subjektives Resultat zu erheben. Beide können differieren, da nur beim subjektiven Ergebnis das präoperative Erlebnis häufig unterschwellig eine Rolle spielt [69].

Eine Beinlängendifferenz beeinflusst das Gangbild. Signifikante Unterschiede entstehen, wenn die Beinlängendifferenz mehr als 6% der Beinlänge ausmacht [67]. In dieser Studie treten diesbezüglich keine Signifikanzen auf.

Der Grund für die Einschränkung der passiven Hüftflexionsbeweglichkeit auf der NOP-Seite ist nicht geklärt. Auf der OP-Seite wird die Ursache in der OP-Technik zu finden sein. Die Knieflexion und –extension sind auf der OP-Seite aufgrund des OP-Verfahrens und der Endoprothesenkonstruktion vermindert. Folgende Muskeln müssen abgelöst und/oder durchtrennt bzw. reseziert werden: M.quadriceps femoris, die Ischiocrurale Muskulatur (v.a. M.biceps femoris), der M.gastrocnemius und der Tractus iliotibialis (und damit der M.tensor fasciae latae, der am Tractus ansetzt). Dadurch resultiert auch eine Kraftminderung in der operierten Extremität. Nicht zu vernachlässigen sind die Auswirkungen der postoperativen Entlastung bzw. Schonhaltung der OP-Seite.

Ein wesentlicher Teil dieser Arbeit besteht in der Vermessung einer Kontrollgruppe (hier auch Normalkollektiv genannt), die sich aus Erwachsenen mit gesundem Bewegungsapparat zusammensetzt. Die Ergebnisse der Ganganalyse dieser Kontrollgruppe stimmen hinsichtlich der Winkel, Momente, Bodenreaktionskräfte und Leistungen mit denen von Gage überein [2]. Auch die von Perry beschriebenen Resultate gleichen im Rahmen der Messgenauigkeit den in dieser Studie erhobenen Daten [60]. Somit wird ein mit der Literatur vergleichbares Kontrollkollektiv etabliert.

Neben den interindividuellen Vergleichen (OP-Seite mit NK und NOP-Seite mit NK) werden auch intraindividuelle Vergleiche (OP-Seite mit NOP-Seite) durchgeführt. Hierbei werden auch die Nachbargelenke (Hüft- und Sprunggelenk) mit einbezogen. Alle Messungen dienen einer gut konzipierten Nachbehandlung (im Sinne einer Phy-

sikalischen Therapie), um operationsbedingte Folgen auch auf der NOP-Seite und an Nachbargelenken minimieren zu können.

Sowohl auf der OP-Seite als auch auf der NOP-Seite sind die (Doppel-) Schrittlänge, (Doppel-) Schrittfrequenz und Ganggeschwindigkeit kleiner und die (Doppel-) Schrittdauer und das Ende Doppelsupport 1 (Zweibeinkontakt) größer als beim NK. Die geringere Geschwindigkeit kommt durch die Reduzierung der Schrittlänge und Verlängerung der Schrittdauer zustande [55]. Die Schwungphase der NOP-Seite ist, im Vergleich zur OP-Seite und zum NK, verkürzt. Der Start des Doppelsupport 2 tritt auf der NOP-Seite verzögert auf. Das bedeutet, dass die Standphasendauer auf der OP-Seite, verglichen mit der NOP-Seite, reduziert ist. Auf der OP-Seite sind die Schrittlänge und Schrittdauer kleiner und die Schrittfrequenz größer als auf der NOP-Seite. Die reduzierte Standphasendauer auf der OP-Seite deutet auf einen Schonungsmechanismus hin, der die OP-Seite entlastet.

Die geringere Ganggeschwindigkeit und verlängerte Schrittdauer der OP-Seite und NOP-Seite im Vergleich zum NK sowie die verkürzte Standphasendauer auf der OP-Seite, verglichen mit der NOP-Seite, werden auch in anderen Studien nach Extremitätenerhaltender Tumoroperation des Kniegelenks beobachtet [56,57,58,59].

Bei Betrachtung der Winkel zeigt sich, dass sowohl auf der OP-Seite als auch auf der NOP-Seite die Ausmaße von Valgusstellung, Hüftextension und Plantarflexion im Vergleich zum NK eingeschränkt sind. Die eingeschränkte Hüftextension erklärt im Vergleich zum NK die verkürzte Schrittlänge. Auf der NOP-Seite ist, im Vergleich zum NK, die Dorsalextension verstärkt. Das kann mit der verzögerten 2. Doppelsupportphase zusammenhängen. Die Knieflexion ist auf der OP-Seite, im Vergleich zur NOP-Seite und zum NK, eingeschränkt. Die reduzierte Knieflexion und Valgusstellung deutet auf ein vorwiegend gestreckt geführtes und damit sicherndes operiertes Bein hin. Ist das Kniegelenk gestreckt, ist die stabilste krafttragende Stellung erreicht und die gelenkstabilisierende Muskulatur entlastet, die zum Teil operationsbedingt beeinträchtigt ist. Das sichernd geführte extendierte Bein kann auch eine Folge der durch Resektion verminderten Propriozeption sein [17]. Die Rotation des Kniegelenks zeigt sowohl im Vergleich OP-/NOP-Seite als auch im Vergleich mit dem NK keine signifikanten Unterschiede. Die Tumorprothese lässt also die physiologische Rotation zu und reduziert damit die Rotationsmomente an den Übergangszonen von der Prothese zum Knochen und auch die Scherkräfte auf den Achsmechanismus [69].

Die Extremwerte der Bodenreaktionskraft parallel zur Gangrichtung sind auf der OP-Seite kleiner als beim NK, da die Patienten 30% langsamer sind als das NK. Auch die senkrechte Komponente der Bodenreaktionskraft (Vertikalkraft) ist auf der OP-Seite im Vergleich zum NK vermindert. Im Vergleich zur NOP-Seite sind die Bodenreaktionskraft parallel zur Gangrichtung, die Vertikalkraft und die Impulsübertragung auf den Fuß reduziert, die nach medial gerichtete Kraft jedoch verstärkt. Die reduzierten Kraftmaxima und die verkürzten Kontaktphasen auf der OP-Seite deuten auf eine Schonhaltung hin [81]. Damit muss die NOP-Seite dauerhaft mehr Kraft aufbringen, was auch bei Betrachtung der Impulsübertragung deutlich wird. Dass die nach medial gerichtete Kraft auf der OP-Seite verstärkt ist, kann als eine Art Schutzmechanismus hin zum stabilisierenden gesunden Bein gedeutet werden. Auf der NOP-Seite ist die Bodenreaktionskraft parallel zur Gangrichtung kleiner und die Impulsübertragung auf den Fuß größer als beim NK.

Das erste Maximum des Knieextensionsmomentes ist auf der OP-Seite nicht vorhanden, das zweite ist im Vergleich zum NK reduziert. Beide Momente entstehen normalerweise durch die exzentrische Arbeit der Knieextensoren [2]. Somit ist der Grund der abgeänderten Momente wahrscheinlich die operationsbedingte Kraftminderung des *M. rectus femoris*. Auf der OP-Seite sind weiterhin das Knieinnenrotationsmoment und das maximale Plantarflexionsmoment im Vergleich zur NOP-Seite und zum NK eingeschränkt. Die Ursachen sind auch hier vermutlich in der OP-Technik (tenotomierter *M. gastrocnemius*) zu finden. Der nach Gage für das Plantarflexionsmoment verantwortliche *M. triceps surae* zeigt im EMG eine abgeänderte Aktivität. Das maximale Hüftextensionsmoment ist auf der NOP-Seite, verglichen mit dem NK, verstärkt. Es erlaubt der Hüfte aktiv zu extendieren und stellt somit die Energie für den Vorwärtsantrieb bereit. Der Körperschwerpunkt wird so zu seinem höchsten Punkt in der mittleren Standphase befördert und ein Vorwärtsmoment wird erzeugt [2]. Das verstärkte maximale Hüftextensionsmoment hilft also den Vorwärtsantrieb auch für das operierte Bein zu erhöhen. Das minimale Hüftextensionsmoment ist sowohl auf der OP-Seite als auch auf der NOP-Seite reduziert.

Die Maxima und Minima der Leistung im Kniegelenk sind, wie die maximale Leistung im Hüft- und Sprunggelenk auf der OP-Seite, im Vergleich zur NOP-Seite und zum NK vermindert. Die minimale Leistung im Hüftgelenk erreicht auf der OP-Seite nicht das Ausmaß wie beim NK.

Insgesamt zeigt sich, dass auch in anderen Studien die Probanden nach extremitätenerhaltender Tumorchirurgie eine geringere Ganggeschwindigkeit wählen und dass Abweichungen des Gangbildes und der Lastverteilung entsprechend der Resektionslänge und Betroffenheit des M. quadriceps auftreten [48,49,50].

Das relative EMG stellt nur eine ergänzende Messung dar. Es ist ein rektifiziertes, gleichgerichtetes, auf das jeweilige Maximum der Messung normiertes EMG und lässt damit nur Aussagen zur Phasenverschiebung und relativen Höhenverschiebung zu. Es zeigt Unterschiede, die nur auf die Muskelaktivität zurückzuführen sind. Die ischiocrurale Muskulatur zeigt in allen Vergleichen keine ersichtlichen Unterschiede. Das EMG des M. rectus femoris besitzt während des gesamten Gangzyklus nur ein kleines Signal. Dies könnte am Narbengewebe liegen. Bei Betrachtung des M. tensor fasciae latae und des M. triceps surae lassen sich deutliche Unterschiede zum NK erkennen. Dies kann als OP-Folge angesehen werden. Auftretende Phasenverschiebungen können mit dem Schonungsmechanismus in Zusammenhang gebracht werden. Der Patient zieht die OP-Seite nach, was mit einem leichten Hinken gleichbedeutend ist. Generell ist aus dem EMG zu erkennen, dass die Muskulatur auf der OP-Seite im Vergleich zum NK, wenn auch leicht eingeschränkt, funktioniert.

Bei der Betrachtung des Gangbildes der Patienten fällt auf, dass Veränderungen, insbesondere der Kniefunktion auf der OP-Seite, vorliegen. Doch auch die NOP-Seite und die Nachbargelenke sind mitbetroffen. Es ist denkbar, dass die operationsbedingten Folgen durch gezielte physikalische Therapie im Sinne einer Annäherung an die natürliche Funktion minimiert werden können. Die positive Wirkung durch ein gut konzipiertes Übungsprogramm nach extremitätenerhaltender Chirurgie wird von vielen Autoren bestätigt [81,82].

Routinemäßige radiologische Untersuchungen weisen gut einliegende Tumorprothesen ohne Hinweis auf eine Lockerung bzw. einen Verschleiß auf. Die Bodenreaktionskräfte (Scherkräfte) parallel und quer zur Gangrichtung fallen bei den Patienten nahezu wie beim NK aus. Die durch Rotation und 6° Valgusstellung physiologisch optimierte Prothese weist eine gute Biomechanik und damit gute Haltbarkeit auf.

5 Zusammenfassung

Die extremitätenerhaltende Chirurgie primärer bösartiger Tumoren des distalen Femurs und der proximalen Tibia mit Hilfe einer Rotationsknie-Endoprothese ist „state of the art“. Die hier verwendeten neu entwickelten distalen Femurersätze mit Rotationsknie-Prothese und 6° Valgusstellung minimieren auf Grund ihrer Konstruktion die Druck- und Scherkräfte, optimieren biomechanisch den Kupplungsmechanismus und lassen kein „Stress-Shielding“ beobachten.

10 Probanden mit einem Durchschnittsalter von 31 Jahren (10-77) werden mit einem jungen, gesunden Untersuchungskollektiv verglichen. Enneking Score und Karnofsky Index dienen der subjektiven Beurteilung des Operationsergebnisses. Klinische Untersuchung und vor allem die Ganganalyse liefern eine objektive Betrachtung. Die Ganganalyse wird mit einem speziell konfigurierten Messsystem durchgeführt, das sich aus dem Bewegungsanalysesystem (Vicon), dem Kraftmesssystem (Kistler) und der 10-Kanal Oberflächen-EMG Messeinrichtung zusammensetzt.

Beim Enneking Score beträgt der Mittelwert 21 von 30 möglichen Punkten und beim Karnofsky Index 78 von maximal 100%. Auf der OP-Seite sind die Knieflexion und -extension in ihrer Beweglichkeit eingeschränkt und deren Kraftentwicklung vermindert. Die passiven Bewegungsausmaße sind in der Hüftflexion auf der OP- und NOP-Seite reduziert. Ebenfalls beidseits sind Schrittlänge, Schrittfrequenz und Ganggeschwindigkeit kleiner und die Schrittdauer größer als beim NK. Die Standphasendauer ist auf der OP-Seite verglichen mit der NOP-Seite reduziert. Auf der OP-Seite sind Plantar- und Knieflexion eingeschränkt. Die Rotation des Kniegelenks zeigt keine Abweichungen zum NK. Die Vertikalkraft und die Kräfte parallel zur Gangrichtung sind auf der OP-Seite reduziert, wobei die nach medial gerichtete Kraft verstärkt ist. Die Knieextensions-, Knieinnenrotations- und Plantarflexionsmomente sind auf der OP-Seite verringert. Das Hüftextensionsmoment ist auf der NOP-Seite gegenüber dem NK verstärkt. Die maximalen Leistungen sind im Knie-, Hüft- und Sprunggelenk auf der OP-Seite reduziert. Der M. tensor fasciae latae und der M. triceps surae zeigen ein abgeändertes EMG.

Die Ergebnisse der Ganganalyse mit EMG zeigen hinsichtlich allgemeiner Gangparameter, Winkel, Momente, Bodenreaktionskräfte und Leistungen die erwarteten Unterschiede in den inter- und intraindividuellen Vergleichen. Die Einschränkungen /

Minderungen sind Folge der OP-Technik mit Ablösung, Durchtrennung, Kürzung und Resektion von Muskelgewebe bzw. Bändern und dadurch auftretender Kraft- und Propriozeptionsminderung. Weitere Abweichungen des Gangbildes sind auch auf eine Schon- und Absicherungshaltung zurückzuführen mit Dominanz des gesunden Beines. Eine gezielte und gut konzipierte physikalische Therapie kann die Abweichung von der Norm weitgehend reduzieren.

Die extremitätenerhaltende Chirurgie mit Hilfe einer physiologisch optimierten Rotationsknie-Endoprothese ist hinsichtlich Funktion, Erscheinungsbild und psychologischer Akzeptanz die Methode der Wahl bei der Operation primärer bösartiger Tumoren des distalen Femurs und der proximalen Tibia.

Anhang

| | |
|---|-----|
| Tabelle 1: Bezeichnungen Allgemeine Gangparameter..... | 94 |
| Tabelle 2: Daten Allgemeine Gangparameter..... | 94 |
| Tabelle 3: Bezeichnungen Winkel am Kniegelenk..... | 95 |
| Tabelle 4: Daten Winkel am Kniegelenk..... | 95 |
| Tabelle 5: Bezeichnungen Winkel am Hüftgelenk..... | 96 |
| Tabelle 6: Daten Winkel am Hüftgelenk..... | 96 |
| Tabelle 7: Bezeichnungen Winkel am Sprunggelenk..... | 96 |
| Tabelle 8: Daten Winkel am Sprunggelenk..... | 96 |
| Tabelle 9: Bezeichnungen Momente am Kniegelenk..... | 97 |
| Tabelle 10: Daten Momente am Kniegelenk..... | 97 |
| Tabelle 11: Bezeichnungen Momente am Hüftgelenk..... | 98 |
| Tabelle 12: Daten Momente am Hüftgelenk..... | 98 |
| Tabelle 13: Bezeichnungen Momente am Sprunggelenk..... | 98 |
| Tabelle 14: Daten Momente am Sprunggelenk..... | 98 |
| Tabelle 15: Bezeichnungen Bodenreaktionskraft F_x | 99 |
| Tabelle 16: Daten Bodenreaktionskraft F_x | 99 |
| Tabelle 17: Bezeichnungen Bodenreaktionskraft F_y | 100 |
| Tabelle 18: Daten Bodenreaktionskraft F_y | 100 |
| Tabelle 19: Bezeichnungen Bodenreaktionskraft F_z | 101 |
| Tabelle 20: Daten Bodenreaktionskraft F_z | 101 |
| Tabelle 21: Bezeichnungen Leistung am Kniegelenk..... | 102 |
| Tabelle 22: Daten Leistung am Kniegelenk..... | 102 |
| Tabelle 23: Bezeichnungen Leistung am Hüftgelenk..... | 103 |
| Tabelle 24: Daten Leistung am Hüftgelenk..... | 103 |
| Tabelle 25: Bezeichnungen Leistung am Sprunggelenk..... | 103 |
| Tabelle 26: Daten Leistung am Sprunggelenk..... | 103 |

| Bezeichnungen - Globale Schrittdaten | | |
|--------------------------------------|--|--------------------|
| Variable | Beschreibung | Dimension |
| SL% | Schrittlänge normiert auf die Körpergröße | %Körpergröße |
| SD | Schrittdauer | s |
| DSL% | Doppelschrittlänge normiert auf die Körpergröße | %Körpergröße |
| DSD | Doppelschrittdauer (T-DS) | s |
| SF | Schrittfrequenz | Schritte/Min |
| DSF | Doppelschrittfrequenz | Doppelschritte/Min |
| VG | Ganggeschwindigkeit | m/s |
| VG%NK | Ganggeschwindigkeit normiert auf die mittlere Ganggeschwindigkeit des Normalkollektivs | %VG-NK |
| EDS1 | Ende Doppelsupport 1 (EDS1=T2) | %Gangzyklus |
| SDS2 | Start Doppelsupport 2 (SDS2=T3) | %Gangzyklus |
| EDS2 | Ende Doppelsupport 2 (EDS2=T4) | %Gangzyklus |
| SPB | Schwungphase der beobachteten Seite (SPB=T5-T4) | %Gangzyklus |

Tabelle 1: Bezeichnungen Allgemeine Gangparameter

| Globale Schrittdaten | | | | | | |
|----------------------|------------|------------|------------|----------|----------|----------|
| Variable | OP | NOP | NK | OP-NOP | OP-NK | NOP-NK |
| | MV ±SEM | MV ±SEM | MV ±SEM | p-Niveau | p-Niveau | p-Niveau |
| SL% | 27,9 ±2,40 | 32,7 ±1,59 | 35,9 ±0,50 | 0,0069* | 0,0155* | 0,2264 |
| SD | 0,61 ±0,01 | 0,66 ±0,01 | 0,57 ±0,01 | 0,0076* | 0,0229* | 0,0002* |
| DSL% | 59,8 ±3,70 | 60,1 ±3,84 | 71,1 ±0,97 | 0,2411 | 0,0191* | 0,0342* |
| DSD | 1,26 ±0,01 | 1,26 ±0,02 | 1,13 ±0,02 | 0,9165 | 0,0019* | 0,0031* |
| SF | 97,8 ±1,67 | 90,9 ±1,32 | 105, ±2,39 | 0,0069* | 0,0233* | 0,0003* |
| DSF | 47,6 ±0,60 | 47,5 ±0,73 | 53,0 ±1,19 | 0,7988 | 0,0019* | 0,0040* |
| VG | 0,77 ±0,05 | 0,78 ±0,06 | 1,11 ±0,03 | 0,4989 | 0,0007* | 0,0011* |
| VG%NK | 70,6 ±5,38 | 70,6 ±5,38 | 100, ±3,30 | 0,6464 | 0,0006* | 0,0008* |
| EDS1 | 22,5 ±1,69 | 22,3 ±1,00 | 19,1 ±0,42 | 0,6464 | 0,0696* | 0,0191* |
| SDS2 | 48,7 ±0,50 | 52,2 ±0,34 | 50,2 ±0,08 | 0,0125* | 0,0190* | 0,0002* |
| EDS2 | 70,4 ±1,13 | 74,1 ±1,45 | 68,9 ±0,44 | 0,0069* | 0,4496 | 0,0040* |
| SPB | 29,5 ±1,13 | 25,8 ±1,45 | 31,0 ±0,44 | 0,0069* | 0,4496 | 0,0040* |

Der Vergleich **OP-NOP** erfolgte mit dem **Wilcoxon-Test** für abhängige Stichproben. Die Vergleiche **OP-NK** und **NOP-NK** erfolgten mit dem **Mann-Whitney u-Test** für unabhängige Stichproben.

Tabelle 2: Daten Allgemeine Gangparameter

| Bezeichnungen - Winkel - Kniegelenk | | |
|---|--|-------------|
| Variable | Beschreibung | Dimension |
| Tibia gegenüber dem Femur - Flexion / Extension | | |
| WKFL-Min-T1T2 | Minimum der Knieflexion zwischen T1 und T2 | Grad |
| T-WKFL-Min-T1T2 | Zeit an der Stelle WKFL-Min-T1T2 | %Gangzyklus |
| WKFL-Max-T1T3 | Maximum der Knieflexion zwischen T1 und T3 | Grad |
| T-WKFL-Max-T1T3 | Zeit an der Stelle WKFL-Max-T1T3 | %Gangzyklus |
| WKFL-Min-T2T4 | Minimum der Knieflexion zwischen T2 und T4 | Grad |
| T-WKFL-Min-T2T4 | Zeit an der Stelle WKFL-Min-T2T4 | %Gangzyklus |
| WKFL-Max-T4T5 | Maximum der Knieflexion zwischen T4 und T5 (in der Schwungphase) | Grad |
| T-WKFL-Max-T4T5 | Zeit an der Stelle WKFL-Max-T4T5 | %Gangzyklus |
| Tibia gegenüber Femur - Varus / Valgus | | |
| WKAB-Min-T2T3 | Minimum der Knieabduktion zwischen T2 und T3 | Grad |
| T-WKAB-Min-T2T3 | Zeit an der Stelle WKAB-Min-T2T3 | %Gangzyklus |
| WKAB-Max-T4T5 | Maximum der Knieabduktion zwischen T4 und T5 | Grad |
| T-WKAB-Max-T4T5 | Zeit an der Stelle WKAB-Max-T4T5 | %Gangzyklus |
| Tibia gegenüber dem Femur - Außen- / Innenrotation | | |
| WKRO-Min-T3T4 | Minimum der Knierotation zwischen T3 und T4 | Grad |
| T-WKRO-Min-T3T4 | Zeit an der Stelle WKRO-Min-T3T4 | %Gangzyklus |
| WKRO-Max-T4T5 | Maximum der Knierotation zwischen T4 und T5 | Grad |
| T-WKRO-Max-T4T5 | Zeit an der Stelle WKRO-Max-T4T5 | %Gangzyklus |

Tabelle 3: Bezeichnungen Winkel am Kniegelenk

| Winkel - Kniegelenk | | | | | | |
|--|---------------|----------------|---------------|--------------------|-------------------|--------------------|
| Variable | OP MV ±SEM | NOP MV ±SEM | NK MV ±SEM | OP-NOP p-Niveau | OP-NK p-Niveau | NOP-NK p-Niveau |
| Tibia gegenüber Femur - Flexion / Extension | | | | | | |
| WKFL-Min-T1T2 | 6,08 ±3,00 | 6,64 ±0,87 | 4,16 ±1,06 | 0,5750 | 0,8798 | 0,1124 |
| T-WKFL-Min-T1T2 | 8,07 ±1,77 | 3,87 ±0,46 | 3,66 ±0,18 | 0,0593 | 0,0155* | 0,9698 |
| WKFL-Max-T1T3 | 11,9 ±3,07 | 19,2 ±1,06 | 15,8 ±1,14 | 0,0744 | 0,0963 | 0,0696 |
| T-WKFL-Max-T1T3 | 13,4 ±3,62 | 19,6 ±1,97 | 19,2 ±0,33 | 0,1394 | 0,4495 | 0,8205 |
| WKFL-Min-T2T4 | 7,34 ±3,48 | 8,54 ±1,50 | 3,21 ±1,13 | 0,2845 | 0,6501 | 0,0155* |
| T-WKFL-Min-T2T4 | 41,1 ±1,88 | 49,0 ±2,47 | 45,7 ±0,71 | 0,0125* | 0,0190* | 0,0821 |
| WKFL-Max-T4T5 | 45,5 ±4,47 | 55,0 ±2,59 | 57,1 ±0,88 | 0,0218* | 0,0342* | 1,0000 |
| T-WKFL-Max-T4T5 | 77,7 ±0,94 | 81,4 ±0,84 | 78,9 ±0,26 | 0,0050* | 0,7054 | 0,0191* |
| Tibia gegenüber Femur - Varus / Valgus | | | | | | |
| WKAB-Min-T2T3 | -0,08 ±1,06 | -0,36 ±0,72 | -2,84 ±0,60 | 0,8784 | 0,0412* | 0,0191* |
| T-WKAB-Min-T2T3 | 34,7 ±1,42 | 40,2 ±2,47 | 33,6 ±2,74 | 0,0744 | 0,5967 | 0,1124 |
| WKAB-Max-T4T5 | 5,27 ±1,66 | 4,70 ±1,22 | 6,65 ±1,51 | 0,8784 | 0,2264 | 0,5453 |
| T-WKAB-Max-T4T5 | 79,1 ±2,97 | 84,3 ±2,63 | 77,1 ±0,71 | 0,2411 | 0,6501 | 0,0155* |
| Tibia gegenüber Femur - Außen- / Innenrotation | | | | | | |
| WKRO-Min-T3T4 | -0,88 ±3,32 | 0,22 ±1,52 | 0,50 ±1,31 | 0,7988 | 0,3257 | 0,8798 |
| T-WKRO-Min-T3T4 | 57,7 ±1,53 | 61,2 ±1,31 | 57,6 ±1,41 | 0,2026 | 0,8798 | 0,1305 |
| WKRO-Max-T4T5 | 12,5 ±3,43 | 12,2 ±1,76 | 11,9 ±1,56 | 0,8784 | 0,9397 | 0,7054 |
| T-WKRO-Max-T4T5 | 86,8 ±1,88 | 90,3 ±2,19 | 88,2 ±2,33 | 0,2026 | 0,7054 | 0,5967 |
| Der Vergleich OP-NOP erfolgte mit dem Wilcoxon-Test für abhängige Stichproben. Die Vergleiche OP-NK und NOP-NK erfolgten mit dem Mann-Whitney u-Test für unabhängige Stichproben. | | | | | | |

Tabelle 4: Daten Winkel am Kniegelenk

| Bezeichnungen - Winkel - Hüftgelenk | | |
|---|--|-------------|
| Variable | Beschreibung | Dimension |
| Femur gegenüber Becken - Flexion / Extension | | |
| WHFL-Min | Minimum der Hüftflexion während des Gangzyklus | Grad |
| T-WHFL-Min | Zeit an der Stelle WHFL-Min | %Gangzyklus |
| WHFL-Max | Maximum der Hüftflexion während des Gangzyklus | Grad |
| T-WHFL-Max | Zeit an der Stelle WHFL-Max | %Gangzyklus |
| WHFL-D-Max-Min | Differenz zwischen WHFL-Max und WHFL-Min | Grad |

Tabelle 5: Bezeichnungen Winkel am Hüftgelenk

| Winkel - Hüftgelenk | | | | | | |
|---|---------------|----------------|---------------|--------------------|-------------------|--------------------|
| Variable | OP MV ±SEM | NOP MV ±SEM | NK MV ±SEM | OP-NOP p-Niveau | OP-NK p-Niveau | NOP-NK p-Niveau |
| Femur gegenüber Becken - Flexion / Extension | | | | | | |
| WHFL-Min | 2,69 ±2,24 | -1,02 ±1,78 | -5,3 ±0,98 | 0,2845 | 0,0081* | 0,0412* |
| T-WHFL-Min | 59,7 ±0,63 | 62,4 ±1,15 | 57,9 ±0,36 | 0,0125* | 0,0283* | 0,0006* |
| WHFL-Max | 35,6 ±1,99 | 35,3 ±1,57 | 33,5 ±0,73 | 0,9593 | 0,4962 | 0,4496 |
| T-WHFL-Max | 95,7 ±0,97 | 95,9 ±0,98 | 94,3 ±0,60 | 0,9593 | 0,2899 | 0,2261 |
| WHFL-D-Max-Min | 32,9 ±2,53 | 36,3 ±1,79 | 38,9 ±0,54 | 0,1688 | 0,0821 | 0,0963 |
| Der Vergleich OP-NOP erfolgte mit dem Wilcoxon-Test für abhängige Stichproben. Die Vergleiche OP-NK und NOP-NK erfolgten mit dem Mann-Whitney u-Test für unabhängige Stichproben. | | | | | | |

Tabelle 6: Daten Winkel am Hüftgelenk

| Bezeichnungen - Winkel - Sprunggelenk | | |
|---|---|-------------|
| Variable | Beschreibung | Dimension |
| Fuß gegenüber der Tibia - Plantarflexion / Dorsalextension | | |
| WFFL-Min-T1T2 | Minimum der Plantarflexion zwischen T1 und T2 | Grad |
| T-WFFL-Min-T1T2 | Zeit an der Stelle WFFL-Min-T1T2 | %Gangzyklus |
| WFFL-Max-T2T4 | Maximum der Plantarflexion zwischen T2 und T4 | Grad |
| T-WFFL-Max-T2T4 | Zeit an der Stelle WFFL-Max-T2T4 | %Gangzyklus |
| WFFL-Min-T3T5 | Minimum der Plantarflexion zwischen T3 und T5 | Grad |
| T-WFFL-Min-T3T5 | Zeit an der Stelle WFFL-Min-T3T5 | %Gangzyklus |

Tabelle 7: Bezeichnungen Winkel am Sprunggelenk

| Winkel - Sprunggelenk | | | | | | |
|---|---------------|----------------|---------------|--------------------|-------------------|--------------------|
| Variable | OP MV ±SEM | NOP MV ±SEM | NK MV ±SEM | OP-NOP p-Niveau | OP-NK p-Niveau | NOP-NK p-Niveau |
| Fuß gegenüber Tibia - Plantarflexion / Dorsalextension | | | | | | |
| WFFL-Min-T1T2 | -7,99 ±2,61 | -1,48 ±1,07 | -3,97 ±0,77 | 0,0593 | 0,2568 | 0,0493* |
| T-WFFL-Min-T1T2 | 12,9 ±1,54 | 11,1 ±0,39 | 11,9 ±0,26 | 0,1394 | 0,1124 | 0,2899 |
| WFFL-Max-T2T4 | 11,6 ±2,32 | 14,7 ±0,98 | 12,0 ±0,82 | 0,2411 | 0,5453 | 0,0493* |
| T-WFFL-Max-T2T4 | 54,4 ±2,33 | 56,8 ±1,27 | 51,8 ±0,48 | 0,2135 | 0,2899 | 0,0011* |
| WFFL-Min-T3T5 | -5,83 ±3,72 | -9,91 ±1,17 | -13,9 ±1,14 | 0,2411 | 0,0191* | 0,0493* |
| T-WFFL-Min-T3T5 | 79,2 ±2,76 | 75,9 ±1,21 | 71,0 ±0,40 | 0,5750 | 0,0191* | 0,0003* |
| Der Vergleich OP-NOP erfolgte mit dem Wilcoxon-Test für abhängige Stichproben. Die Vergleiche OP-NK und NOP-NK erfolgten mit dem Mann-Whitney u-Test für unabhängige Stichproben. | | | | | | |

Tabelle 8: Daten Winkel am Sprunggelenk

| Bezeichnungen - Momente - Kniegelenk | | |
|---|---|-------------------------|
| Variable | Beschreibung | Dimension |
| Flexion / Extension | | |
| MKEX-Min-T1T2 | Minimales Extensionsmoment am Kniegelenk zwischen T1 und T2 normiert auf die Körpermasse | m _{/s} = Nm/kg |
| T-MKEX-Min-T1T2 | Zeit an der Stelle MKEX-Min-T1T2 | %Gangzyklus |
| MKEX-Max-T1T3 | Maximales Extensionsmoment am Kniegelenk zwischen T1 und T3 normiert auf die Körpermasse | m _{/s} = Nm/kg |
| T-MKEX-Max-T1T3 | Zeit an der Stelle MKEX-Max-T1T3 | %Gangzyklus |
| MKEX-Min-T2T4 | Minimales Extensionsmoment am Kniegelenk zwischen T2 und T4 normiert auf die Körpermasse | m _{/s} = Nm/kg |
| T-MKEX-Min-T2T4 | Zeit an der Stelle MKEX-Min-T2T4 | %Gangzyklus |
| MKEX-Max-T3T4 | Maximales Extensionsmoment am Kniegelenk zwischen T3 und T4 normiert auf die Körpermasse | m _{/s} = Nm/kg |
| T-MKEX-Max-T3T4 | Zeit an der Stelle MKEX-Max-T3T4 | %Gangzyklus |
| Varus / Valgus | | |
| MKAB-MW-T1T2 | Mittelwert des Abduktionsmomentes am Kniegelenk zwischen T1 und T2 normiert auf die Körpermasse | m _{/s} = Nm/kg |
| MKAB-MW-T2T3 | Mittelwert des Abduktionsmomentes am Kniegelenk zwischen T2 und T3 normiert auf die Körpermasse | m _{/s} = Nm/kg |
| MKAB-MW-T3T4 | Mittelwert des Abduktionsmomentes am Kniegelenk zwischen T3 und T4 normiert auf die Körpermasse | m _{/s} = Nm/kg |
| MKAB-T2 | Abduktionsmoment am Kniegelenk an der Stelle T2 normiert auf die Körpermasse | m _{/s} = Nm/kg |
| MKAB-T3 | Abduktionsmoment am Kniegelenk an der Stelle T3 normiert auf die Körpermasse | m _{/s} = Nm/kg |
| Außen- / Innenrotation | | |
| MKRO-Min-T1T5 | Minimales Rotationsmoment am Kniegelenk zwischen T1 und T5 normiert auf die Körpermasse | m _{/s} = Nm/kg |
| T-MKRO-Min-T1T5 | Zeit an der Stelle MKRO-Min-T1T5 | %Gangzyklus |
| Aus Gründen der Vergleichbarkeit zwischen Patienten mit unterschiedlicher Körpermasse wurden die Reaktionsmomente auf die Körpermasse normiert. | | |

Tabelle 9: Bezeichnungen Momente am Kniegelenk

| Momente - Kniegelenk | | | | | | |
|---|---------------|----------------|---------------|--------------------|-------------------|--------------------|
| Variable | OP MV ±SEM | NOP MV ±SEM | NK MV ±SEM | OP-NOP p-Niveau | OP-NK p-Niveau | NOP-NK p-Niveau |
| Flexion / Extension | | | | | | |
| MKEX-Min-T1T2 | -0,26 ±0,03 | -0,23 ±0,02 | -0,22 ±0,01 | 0,5750 | 0,3643 | 0,8500 |
| T-MKEX-Min-T1T2 | 14,2 ±1,68 | 6,53 ±0,80 | 6,04 ±0,25 | 0,0069* | 0,0001* | 0,8205 |
| MKEX-Max-T1T3 | -0,00 ±0,04 | 0,18 ±0,05 | 0,26 ±0,03 | 0,0366* | 0,0024* | 0,1509 |
| T-MKEX-Max-T1T3 | 15,5 ±5,23 | 18,7 ±1,60 | 20,0 ±0,62 | 0,5076 | 0,1509 | 0,1985 |
| MKEX-Min-T2T4 | -0,31 ±0,05 | -0,37 ±0,06 | -0,45 ±0,04 | 0,7212 | 0,1124 | 0,1509 |
| T-MKEX-Min-T2T4 | 42,4 ±4,85 | 52,1 ±2,73 | 47,9 ±0,47 | 0,0284* | 0,6501 | 0,0342* |
| MKEX-Max-T3T4 | 0,09 ±0,03 | 0,14 ±0,02 | 0,16 ±0,02 | 0,1141 | 0,0233* | 0,8205 |
| T-MKEX-Max-T3T4 | 65,3 ±2,44 | 67,2 ±2,14 | 64,0 ±0,42 | 0,1141 | 0,2568 | 0,0126* |
| Varus / Valgus | | | | | | |
| MKAB-MW-T1T2 | 0,05 ±0,01 | 0,09 ±0,01 | 0,09 ±0,00 | 0,0831 | 0,0064* | 0,7912 |
| MKAB-MW-T2T3 | 0,20 ±0,03 | 0,23 ±0,02 | 0,33 ±0,02 | 0,3328 | 0,0232* | 0,0125* |
| MKAB-MW-T3T4 | 0,04 ±0,01 | 0,11 ±0,01 | 0,15 ±0,01 | 0,0093* | 0,0006* | 0,2119 |
| MKAB-T2 | 0,18 ±0,02 | 0,25 ±0,02 | 0,34 ±0,02 | 0,0926 | 0,0011* | 0,0155* |
| MKAB-T3 | 0,16 ±0,03 | 0,27 ±0,02 | 0,34 ±0,03 | 0,0593 | 0,0031* | 0,1987 |
| Außen- / Innenrotation | | | | | | |
| MKRO-Min-T1T5 | -0,08 ±0,01 | -0,16 ±0,01 | -0,17 ±0,00 | 0,0093* | 0,0003* | 0,6230 |
| T-MKRO-Min-T1T5 | 47,9 ±2,45 | 54,0 ±0,60 | 50,1 ±0,38 | 0,0468* | 0,1509 | 0,0001* |
| Der Vergleich OP-NOP erfolgte mit dem Wilcoxon-Test für abhängige Stichproben. Die Vergleiche OP-NK und NOP-NK erfolgten mit dem Mann-Whitney u-Test für unabhängige Stichproben. | | | | | | |

Tabelle 10: Daten Momente am Kniegelenk

| Bezeichnungen - Momente - Hüftgelenk | | |
|---|---|-------------------------|
| Variable | Beschreibung | Dimension |
| Flexion / Extension | | |
| MHEX-Max | Maximales Extensionsmoment am Hüftgelenk normiert auf die Körpermasse | m _{/s} = Nm/kg |
| T-MHEX-Max | Zeit an der Stelle MHEX-Max | %Gangzyklus |
| MHEX-Min | Minimales Extensionsmoment am Hüftgelenk normiert auf die Körpermasse | m _{/s} = Nm/kg |
| T-MHEX-Min | Zeit an der Stelle MHEX-Min | %Gangzyklus |
| Aus Gründen der Vergleichbarkeit zwischen Patienten mit unterschiedlicher Körpermasse wurden die Reaktionsmomente auf die Körpermasse normiert. | | |

Tabelle 11: Bezeichnungen Momente am Hüftgelenk

| Momente - Hüftgelenk | | | | | | |
|--|---------------|----------------|---------------|--------------------|-------------------|--------------------|
| Variable | OP MV ±SEM | NOP MV ±SEM | NK MV ±SEM | OP-NOP p-Niveau | OP-NK p-Niveau | NOP-NK p-Niveau |
| Flexion / Extension | | | | | | |
| MHEX-Max | 0,65 ±0,07 | 0,79 ±0,07 | 0,55 ±0,03 | 0,0744 | 0,3844 | 0,0065* |
| T-MHEX-Max | 19,5 ±1,61 | 15,9 ±1,57 | 13,5 ±0,64 | 0,0593 | 0,0126* | 0,3643 |
| MHEX-Min | -0,24 ±0,03 | -0,28 ±0,02 | -0,37 ±0,02 | 0,4445 | 0,0072* | 0,0342* |
| T-MHEX-Min | 67,8 ±2,46 | 68,8 ±2,79 | 59,5 ±0,49 | 0,7988 | 0,0051* | 0,0101* |
| Der Vergleich OP-NOP erfolgte mit dem Wilcoxon-Test für abhängige Stichproben. Die Vergleiche OP-NK und NOP-NK erfolgten mit dem Mann-Whitney u-Test für unabhängige Stichproben. | | | | | | |

Tabelle 12: Daten Momente am Hüftgelenk

| Bezeichnungen - Momente - Sprunggelenk | | |
|---|---|-------------------------|
| Variable | Beschreibung | Dimension |
| Plantarflexion / Dorsalextension | | |
| MFFL-Max-T1T5 | Maximales Plantarflexionsmoment am Kniegelenk zwischen T1 und T5 normiert auf die Körpermasse | m _{/s} = Nm/kg |
| T-MFFL-Max-T1T5 | Zeit an der Stelle MFFL-Max-T1T5 | %Gangzyklus |
| Aus Gründen der Vergleichbarkeit zwischen Patienten mit unterschiedlicher Körpermasse wurden die Reaktionsmomente auf die Körpermasse normiert. | | |

Tabelle 13: Bezeichnungen Momente am Sprunggelenk

| Momente - Sprunggelenk | | | | | | |
|--|---------------|----------------|---------------|--------------------|-------------------|--------------------|
| Variable | OP MV ±SEM | NOP MV ±SEM | NK MV ±SEM | OP-NOP p-Niveau | OP-NK p-Niveau | NOP-NK p-Niveau |
| Plantarflexion / Dorsalextension | | | | | | |
| MFFL-Max-T1T5 | 0,80 ±0,15 | 1,33 ±0,11 | 1,41 ±0,04 | 0,0076* | 0,0024* | 0,5453 |
| T-MFFL-Max-T1T5 | 50,7 ±1,74 | 57,4 ±0,91 | 53,1 ±0,31 | 0,0069* | 0,7054 | 0,0014* |
| Der Vergleich OP-NOP erfolgte mit dem Wilcoxon-Test für abhängige Stichproben. Die Vergleiche OP-NK und NOP-NK erfolgten mit dem Mann-Whitney u-Test für unabhängige Stichproben. | | | | | | |

Tabelle 14: Daten Momente am Sprunggelenk

| Bezeichnungen - Bodenreaktionskräfte | | |
|---|---|-------------------------|
| Variable | Beschreibung | Dimension |
| Scherkraft quer zur Gangrichtung - Fx | | |
| Fx | Bodenreaktionskraft parallel zum Boden und quer zur Gangrichtung normiert auf die Körpermasse | m/s ₂ = N/kg |
| Fx-MW-T1T2 | Mittelwert von Fx zwischen T1 und T2 | m/s ₂ = N/kg |
| Fx-MW-T2T3 | Mittelwert von Fx zwischen T2 und T3 | m/s ₂ = N/kg |
| Fx-MW-T3T4 | Mittelwert von Fx zwischen T3 und T4 | m/s ₂ = N/kg |
| P-Fx-MW-T1T2 | Durch Fx zwischen T1 und T2 verursachte Impulsübertragung auf den Fuß | m/s = Ns/kg |
| P-Fx-MW-T2T3 | Durch Fx zwischen T2 und T3 verursachte Impulsübertragung auf den Fuß | m/s = Ns/kg |
| P-Fx-MW-T3T4 | Durch Fx zwischen T3 und T4 verursachte Impulsübertragung auf den Fuß | m/s = Ns/kg |
| P-Fx-MW | Durch Fx während der Standphase verursachte Impulsübertragung auf den Fuß | m/s = Ns/kg |
| Fx-T2 | Fx an der Stelle T2 | m/s ₂ = N/kg |
| Fx-T3 | Fx an der Stelle T3 | m/s ₂ = N/kg |
| Aus Gründen der Vergleichbarkeit zwischen Patienten mit unterschiedlicher Körpermasse wurden die Bodenreaktionskräfte auf die Körpermasse normiert. | | |

Tabelle 15: Bezeichnungen Bodenreaktionskraft Fx

| Bodenreaktionskräfte | | | | | | |
|--|---------------|----------------|---------------|--------------------|-------------------|--------------------|
| Variable | OP MV ±SEM | NOP MV ±SEM | NK MV ±SEM | OP-NOP p-Niveau | OP-NK p-Niveau | NOP-NK p-Niveau |
| Scherkraft quer zur Gangrichtung - Fx | | | | | | |
| Fx-MW-T1T2 | 0,14 ±0,05 | 0,13 ±0,05 | 0,10 ±0,01 | 0,5750 | 1,0000 | 0,9397 |
| Fx-MW-T2T3 | 0,54 ±0,07 | 0,41 ±0,03 | 0,47 ±0,01 | 0,0125* | 0,7053 | 0,1507 |
| Fx-MW-T3T4 | 0,16 ±0,03 | 0,24 ±0,03 | 0,22 ±0,02 | 0,0744 | 0,2264 | 0,9397 |
| P-Fx-MW-T1T2 | 0,04 ±0,02 | 0,04 ±0,01 | 0,02 ±0,00 | 0,7988 | 0,4725 | 0,6497 |
| P-Fx-MW-T2T3 | 0,17 ±0,01 | 0,15 ±0,01 | 0,16 ±0,00 | 0,0831 | 0,7911 | 0,1984 |
| P-Fx-MW-T3T4 | 0,04 ±0,01 | 0,07 ±0,01 | 0,04 ±0,00 | 0,0831 | 0,7336 | 0,1736 |
| P-Fx-MW | 0,26 ±0,04 | 0,26 ±0,04 | 0,23 ±0,01 | 0,5536 | 0,8499 | 0,8205 |
| Fx-T2 | 0,50 ±0,09 | 0,42 ±0,03 | 0,50 ±0,02 | 0,5750 | 0,2899 | 0,0821 |
| Fx-T3 | 0,50 ±0,07 | 0,50 ±0,04 | 0,51 ±0,03 | 0,9593 | 0,4496 | 0,7054 |
| Der Vergleich OP-NOP erfolgte mit dem Wilcoxon-Test für abhängige Stichproben. Die Vergleiche OP-NK und NOP-NK erfolgten mit dem Mann-Whitney u-Test für unabhängige Stichproben. | | | | | | |

Tabelle 16: Daten Bodenreaktionskraft Fx

| Bezeichnungen - Bodenreaktionskräfte | | |
|---|---|-------------------------|
| Variable | Beschreibung | Dimension |
| Scherkraft parallel zur Gangrichtung - Fy | | |
| Fy | Bodenreaktionskraft parallel zum Boden und parallel zur Gangrichtung normiert auf die Körpermasse | m/s ₂ = N/kg |
| Fy-Min | Minimum von Fy während der Standphase | m/s ₂ = N/kg |
| T-Fy-Min | Zeit an der Stelle Fy-Min | %Gangzyklus |
| Fy-Max | Maximum von Fy während der Standphase | m/s ₂ = N/kg |
| T-Fy-Max | Zeit an der Stelle Fy-Max | %Gangzyklus |
| Fy-T2 | Fy an der Stelle T2 | m/s ₂ = N/kg |
| Fy-T3 | Fy an der Stelle T3 | m/s ₂ = N/kg |
| Aus Gründen der Vergleichbarkeit zwischen Patienten mit unterschiedlicher Körpermasse wurden die Bodenreaktionskräfte auf die Körpermasse normiert. | | |

Tabelle 17: Bezeichnungen Bodenreaktionskraft Fy

| Bodenreaktionskräfte | | | | | | |
|--|---------------|----------------|---------------|--------------------|-------------------|--------------------|
| Variable | OP MV ±SEM | NOP MV ±SEM | NK MV ±SEM | OP-NOP p-Niveau | OP-NK p-Niveau | NOP-NK p-Niveau |
| Scherkraft parallel zur Gangrichtung - Fy | | | | | | |
| Fy-Min | -0,90 ±0,08 | -1,03 ±0,09 | -1,33 ±0,07 | 0,2026 | 0,0040* | 0,0412* |
| T-Fy-Min | 19,6 ±1,32 | 16,1 ±1,49 | 16,6 ±0,32 | 0,0468* | 0,1509 | 0,1124 |
| Fy-Max | 0,91 ±0,13 | 1,31 ±0,14 | 1,68 ±0,05 | 0,0218* | 0,0005* | 0,1124 |
| T-Fy-Max | 55,1 ±1,36 | 63,3 ±1,15 | 58,4 ±0,33 | 0,0093* | 0,0233* | 0,0004* |
| Fy-T2 | -0,79 ±0,09 | -0,63 ±0,10 | -1,21 ±0,06 | 0,2026 | 0,0090* | 0,0014* |
| Fy-T3 | 0,60 ±0,12 | 0,63 ±0,07 | 0,92 ±0,05 | 0,7988 | 0,0412* | 0,0191* |
| Der Vergleich OP-NOP erfolgte mit dem Wilcoxon-Test für abhängige Stichproben. Die Vergleiche OP-NK und NOP-NK erfolgten mit dem Mann-Whitney u-Test für unabhängige Stichproben. | | | | | | |

Tabelle 18: Daten Bodenreaktionskraft Fy

| Bezeichnungen - Bodenreaktionskräfte | | |
|---|---|-------------------------|
| Variable | Beschreibung | Dimension |
| Bodenreaktionskraft senkrecht zum Boden - Fz | | |
| Fz | Bodenreaktionskraft senkrecht zum Boden normiert auf die Körpermasse | m/s ₂ = N/kg |
| Fz-Max1 | 1. lokales Maximum von Fz | m/s ₂ = N/kg |
| T-Fz-Max1 | Zeit an der Stelle Fz-Max1 | %Gangzyklus |
| Fz-Max2 | 2. lokales Maximum von Fz | m/s ₂ = N/kg |
| T-Fz-Max2 | Zeit an der Stelle Fz-Max2 | %Gangzyklus |
| DT-Fz-Max | Differenz zwischen den Zeiten T-Fz-Max2 und T-Fz-Max1 | %Gangzyklus |
| Fz-Min-T2T3 | lokales Minimum von Fz zwischen T2 und T3 | m/s ₂ = N/kg |
| T-Fz-Min-T2T3 | Zeit an der Stelle Fz-Min-T2T3 | %Gangzyklus |
| Fz-MW-T1T2 | Mittelwert von Fz zwischen T1 und T2 | m/s ₂ = N/kg |
| Fz-MW-T2T3 | Mittelwert von Fz zwischen T2 und T3 | m/s ₂ = N/kg |
| Fz-MW-T3T4 | Mittelwert von Fz zwischen T3 und T4 | m/s ₂ = N/kg |
| P-Fz-MW-T1T2 | Durch Fz zwischen T1 und T2 verursachte Impulsübertragung auf den Fuß | m/s = Ns/kg |
| P-Fz-MW-T2T3 | Durch Fz zwischen T2 und T3 verursachte Impulsübertragung auf den Fuß | m/s = Ns/kg |
| P-Fz-MW-T3T4 | Durch Fz zwischen T3 und T4 verursachte Impulsübertragung auf den Fuß | m/s = Ns/kg |
| P-Fz-MW | Durch Fz während der Standphase verursachte Impulsübertragung auf den Fuß | m/s = Ns/kg |
| Fz-T2 | Fz an der Stelle T2 | m/s ₂ = N/kg |
| Fz-T3 | Fz an der Stelle T3 | m/s ₂ = N/kg |
| Aus Gründen der Vergleichbarkeit zwischen Patienten mit unterschiedlicher Körpermasse wurden die Bodenreaktionskräfte auf die Körpermasse normiert. | | |

Tabelle 19: Bezeichnungen Bodenreaktionskraft Fz

| Bodenreaktionskräfte | | | | | | |
|--|---------------|----------------|---------------|--------------------|-------------------|--------------------|
| Variable | OP MV ±SEM | NOP MV ±SEM | NK MV ±SEM | OP-NOP p-Niveau | OP-NK p-Niveau | NOP-NK p-Niveau |
| Bodenreaktionskraft senkrecht zum Boden - Fz | | | | | | |
| Fz-Max1 | 9,46 ±0,06 | 10,0 ±0,17 | 10,0 ±0,05 | 0,0050* | 0,0001* | 0,5453 |
| T-Fz-Max1 | 27,2 ±1,83 | 20,4 ±1,68 | 21,3 ±0,44 | 0,0093* | 0,0072* | 0,1618 |
| Fz-Max2 | 9,66 ±0,15 | 10,5 ±0,32 | 10,6 ±0,09 | 0,0284* | 0,0014* | 0,8205 |
| T-Fz-Max2 | 45,7 ±1,71 | 50,6 ±2,81 | 52,1 ±0,19 | 0,0366* | 0,0002* | 0,1507 |
| DT-Fz-Max | 18,5 ±1,86 | 30,1 ±2,81 | 30,7 ±0,45 | 0,0093* | 0,0002* | 0,9397 |
| Fz-Min-T2T3 | 8,55 ±0,10 | 8,51 ±0,15 | 8,07 ±0,12 | 0,5076 | 0,0191* | 0,0233* |
| T-Fz-Min-T2T3 | 30,5 ±2,24 | 35,9 ±1,50 | 35,0 ±0,40 | 0,0744 | 0,1305 | 0,2568 |
| Fz-MW-T1T2 | 3,83 ±0,15 | 5,84 ±0,36 | 4,57 ±0,10 | 0,0069* | 0,0014* | 0,0057* |
| Fz-MW-T2T3 | 9,23 ±0,04 | 9,22 ±0,08 | 9,13 ±0,06 | 0,9593 | 0,2264 | 0,2899 |
| Fz-MW-T3T4 | 4,54 ±0,36 | 6,79 ±0,23 | 6,50 ±0,12 | 0,0050* | 0,0008* | 1,0000 |
| P-Fz-MW-T1T2 | 1,09 ±0,10 | 1,66 ±0,14 | 0,99 ±0,03 | 0,0050* | 0,8205 | 0,0024* |
| P-Fz-MW-T2T3 | 3,03 ±0,15 | 3,48 ±0,11 | 3,22 ±0,06 | 0,0050* | 0,1736 | 0,1124 |
| P-Fz-MW-T3T4 | 1,22 ±0,10 | 1,86 ±0,13 | 1,38 ±0,05 | 0,0050* | 0,0821 | 0,0035* |
| P-Fz-MW | 5,36 ±0,15 | 7,01 ±0,19 | 5,60 ±0,12 | 0,0050* | 0,1987 | 0,0001* |
| Fz-T2 | 8,76 ±0,14 | 9,56 ±0,17 | 9,82 ±0,06 | 0,0093* | 0,0001* | 0,0283* |
| Fz-T3 | 9,51 ±0,17 | 10,5 ±0,14 | 10,4 ±0,08 | 0,0050* | 0,0014* | 0,9397 |
| Der Vergleich OP-NOP erfolgte mit dem Wilcoxon-Test für abhängige Stichproben. Die Vergleiche OP-NK und NOP-NK erfolgten mit dem Mann-Whitney u-Test für unabhängige Stichproben. | | | | | | |

Tabelle 20: Daten Bodenreaktionskraft Fz

| Bezeichnungen - Leistung - Kniegelenk | | |
|---------------------------------------|---|-----------------------|
| Variable | Beschreibung | Dimension |
| PKFL-Max-T1T2 | Maximale Leistung am Kniegelenk zwischen T1 und T2 normiert auf die Körpermasse | m _s = W/kg |
| T-PKFL-Max-T1T2 | Zeit an der Stelle PKFL-Max-T1T2 | %Gangzyklus |
| PKFL-Min-T1T2 | Minimale Leistung am Kniegelenk zwischen T1 und T2 normiert auf die Körpermasse | m _s = W/kg |
| T-PKFL-Min-T1T2 | Zeit an der Stelle PKFL-Min-T1T2 | %Gangzyklus |
| PKFL-Max-T2T3 | Maximale Leistung am Kniegelenk zwischen T2 und T3 normiert auf die Körpermasse | m _s = W/kg |
| T-PKFL-Max-T2T3 | Zeit an der Stelle PKFL-Max-T2T3 | %Gangzyklus |
| PKFL-Min-T2T3 | Minimale Leistung am Kniegelenk zwischen T2 und T3 normiert auf die Körpermasse | m _s = W/kg |
| T-PKFL-Min-T2T3 | Zeit an der Stelle PKFL-Min-T2T3 | %Gangzyklus |
| PKFL-Max-T3T4 | Maximale Leistung am Kniegelenk zwischen T3 und T4 normiert auf die Körpermasse | m _s = W/kg |
| T-PKFL-Max-T3T4 | Zeit an der Stelle PKFL-Max-T3T4 | %Gangzyklus |
| PKFL-Min-T3T4 | Minimale Leistung am Kniegelenk zwischen T3 und T4 normiert auf die Körpermasse | m _s = W/kg |
| T-PKFL-Min-T3T4 | Zeit an der Stelle PKFL-Min-T3T4 | %Gangzyklus |
| PKFL-Min-T4T5 | Minimale Leistung am Kniegelenk zwischen T4 und T5 normiert auf die Körpermasse | m _s = W/kg |
| T-PKFL-Min-T4T5 | Zeit an der Stelle PKFL-Min-T4T5 | %Gangzyklus |

Aus Gründen der Vergleichbarkeit zwischen Patienten mit unterschiedlicher Körpermasse wurde die Leistung auf die Körpermasse normiert.

Tabelle 21: Bezeichnungen Leistung am Kniegelenk

| Leistung - Kniegelenk | | | | | | |
|-----------------------|---------------|----------------|---------------|--------------------|-------------------|--------------------|
| Variable | OP MV ±SEM | NOP MV ±SEM | NK MV ±SEM | OP-NOP p-Niveau | OP-NK p-Niveau | NOP-NK p-Niveau |
| PKFL-Max-T1T2 | 0,11 ±0,02 | 0,33 ±0,05 | 0,34 ±0,03 | 0,0069* | 0,0006* | 0,7054 |
| T-PKFL-Max-T1T2 | 12,4 ±1,75 | 9,26 ±0,87 | 8,39 ±0,31 | 0,0593 | 0,0008* | 0,5453 |
| PKFL-Min-T1T2 | -0,17 ±0,04 | -0,36 ±0,05 | -0,30 ±0,02 | 0,0166* | 0,0190* | 0,6772 |
| T-PKFL-Min-T1T2 | 3,56 ±1,22 | 5,46 ±1,52 | 4,51 ±1,33 | 0,3742 | 0,7606 | 0,4021 |
| PKFL-Max-T2T3 | 0,07 ±0,01 | 0,19 ±0,03 | 0,33 ±0,03 | 0,0069* | 0,0002* | 0,0172* |
| T-PKFL-Max-T2T3 | 40,5 ±2,75 | 42,5 ±3,35 | 41,4 ±2,26 | 0,7212 | 0,7054 | 0,7054 |
| PKFL-Min-T2T3 | -0,09 ±0,01 | -0,17 ±0,03 | -0,23 ±0,03 | 0,0926 | 0,0031* | 0,2897 |
| T-PKFL-Min-T2T3 | 32,9 ±2,31 | 39,4 ±1,53 | 36,4 ±1,78 | 0,0926 | 0,3257 | 0,1987 |
| PKFL-Max-T3T4 | 0,15 ±0,03 | 0,35 ±0,09 | 0,49 ±0,06 | 0,0744 | 0,0005* | 0,1305 |
| T-PKFL-Max-T3T4 | 57,2 ±1,39 | 59,7 ±1,96 | 54,2 ±0,49 | 0,0125* | 0,1305 | 0,0065* |
| PKFL-Min-T3T4 | -0,22 ±0,07 | -0,49 ±0,07 | -0,69 ±0,09 | 0,0050* | 0,0019* | 0,1403 |
| T-PKFL-Min-T3T4 | 65,2 ±1,61 | 70,4 ±1,65 | 64,4 ±0,39 | 0,0050* | 0,4962 | 0,0008* |
| PKFL-Min-T4T5 | -0,29 ±0,06 | -0,52 ±0,06 | -0,62 ±0,05 | 0,0093* | 0,0024* | 0,1124 |
| T-PKFL-Min-T4T5 | 90,4 ±2,61 | 92,4 ±1,98 | 94,9 ±0,27 | 0,6464 | 0,8798 | 0,9096 |

Der Vergleich OP-NOP erfolgte mit dem **Wilcoxon-Test** für abhängige Stichproben. Die Vergleiche OP-NK und NOP-NK erfolgten mit dem **Mann-Whitney u-Test** für unabhängige Stichproben.

Tabelle 22: Daten Leistung am Kniegelenk

| Bezeichnungen - Leistung - Hüftgelenk | | |
|---------------------------------------|--|--------------|
| Variable | Beschreibung | Dimension |
| PHFL-Max-T1T3 | Maximale Leistung am Hüftgelenk zwischen T1 und T3 normiert auf die Körpermasse | m_/s_ = W/kg |
| T-PHFL-Max-T1T3 | Zeit an der Stelle PHFL-Max-T1T3 | %Gangzyklus |
| PHFL-Min-T2T4 | Minimale Leistung am Hüftgelenk zwischen T2 und T4 normiert auf die Körpermasse | m_/s_ = W/kg |
| T-PHFL-Min-T2T4 | Zeit an der Stelle PHFL-Min-T2T4 | %Gangzyklus |
| PHFL-Max-T3T5 | Maximale Leistung am Hüftgelenk zwischen T3 und T5 normiert auf die Körpermasse | m_/s_ = W/kg |
| T-PHFL-Max-T3T5 | Zeit an der Stelle PHFL-Max-T3T5 | %Gangzyklus |

Aus Gründen der Vergleichbarkeit zwischen Patienten mit unterschiedlicher Körpermasse wurde die Leistung auf die Körpermasse normiert.

Tabelle 23: Bezeichnungen Leistung am Hüftgelenk

| Leistung - Hüftgelenk | | | | | | |
|-----------------------|---------------|----------------|---------------|--------------------|-------------------|--------------------|
| Variable | OP MV ±SEM | NOP MV ±SEM | NK MV ±SEM | OP-NOP p-Niveau | OP-NK p-Niveau | NOP-NK p-Niveau |
| PHFL-Max-T1T3 | 0,65 ±0,08 | 0,81 ±0,09 | 0,66 ±0,03 | 0,0468* | 0,8205 | 0,4056 |
| T-PHFL-Max-T1T3 | 19,3 ±1,49 | 20,8 ±0,74 | 19,7 ±0,35 | 0,2026 | 0,5453 | 0,5453 |
| PHFL-Min-T2T4 | -0,07 ±0,02 | -0,12 ±0,03 | -0,20 ±0,02 | 0,2026 | 0,0024* | 0,0961 |
| T-PHFL-Min-T2T4 | 55,9 ±0,58 | 61,0 ±2,03 | 53,0 ±0,47 | 0,0166* | 0,0040* | 0,0002* |
| PHFL-Max-T3T5 | 0,36 ±0,05 | 0,51 ±0,03 | 0,54 ±0,04 | 0,0166* | 0,0283* | 0,6501 |
| T-PHFL-Max-T3T5 | 70,2 ±3,16 | 73,1 ±1,67 | 67,8 ±0,34 | 0,3862 | 0,1509 | 0,0024* |

Der Vergleich OP-NOP erfolgte mit dem **Wilcoxon-Test** für abhängige Stichproben. Die Vergleiche OP-NK und NOP-NK erfolgten mit dem **Mann-Whitney u-Test** für unabhängige Stichproben.

Tabelle 24: Daten Leistung am Hüftgelenk

| Bezeichnungen - Leistung - Sprunggelenk | | |
|---|---|--------------|
| Variable | Beschreibung | Dimension |
| PFFL-Max-T3T4 | Maximale Leistung am Fußgelenk zwischen T3 und T4 normiert auf die Körpermasse | m_/s_ = W/kg |
| T-PFFL-Max-T3T4 | Zeit an der Stelle PFFL-Max-T3T4 | %Gangzyklus |
| PFFL-Min-T2T4 | Minimale Leistung am Fußgelenk zwischen T2 und T4 normiert auf die Körpermasse | m_/s_ = W/kg |
| T-PFFL-Min-T2T4 | Zeit an der Stelle PFFL-Min-T2T4 | %Gangzyklus |

Aus Gründen der Vergleichbarkeit zwischen Patienten mit unterschiedlicher Körpermasse wurde die Leistung auf die Körpermasse normiert.

Tabelle 25: Bezeichnungen Leistung am Sprunggelenk

| Leistung - Sprunggelenk | | | | | | |
|-------------------------|---------------|----------------|---------------|--------------------|-------------------|--------------------|
| Variable | OP MV ±SEM | NOP MV ±SEM | NK MV ±SEM | OP-NOP p-Niveau | OP-NK p-Niveau | NOP-NK p-Niveau |
| PFFL-Max-T3T4 | 0,79 ±0,22 | 2,24 ±0,37 | 2,59 ±0,22 | 0,0050* | 0,0002* | 0,4056 |
| T-PFFL-Max-T3T4 | 61,1 ±1,42 | 65,3 ±1,35 | 60,1 ±0,37 | 0,0050* | 0,4496 | 0,0008* |
| PFFL-Min-T2T4 | -0,50 ±0,09 | -0,68 ±0,09 | -0,69 ±0,06 | 0,1141 | 0,2566 | 0,6500 |
| T-PFFL-Min-T2T4 | 43,6 ±4,04 | 48,9 ±1,23 | 43,3 ±1,20 | 0,3328 | 0,2899 | 0,0051* |

Der Vergleich OP-NOP erfolgte mit dem **Wilcoxon-Test** für abhängige Stichproben. Die Vergleiche OP-NK und NOP-NK erfolgten mit dem **Mann-Whitney u-Test** für unabhängige Stichproben.

Tabelle 26: Daten Leistung am Sprunggelenk

Literaturverzeichnis

- [1] **Rössler, H, P Pitzen, W Rüter et al. (2007):** Orthopädie und Unfallchirurgie. Elsevier, Urban & Fischer, München.
- [2] **Gage, J R (2004):** The Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy. Mac Keith : Distributed by Cambridge University Press, London.
- [3] **Fischer, O (1895):** Beschreibung eines neuen Modells zur Veranschaulichung der Bewegungen des Menschen. Arch. Anat. Physiol., S. 257-264.
- [4] **Bogey, R A, L A Barnes und J Perry (1992):** Computer Algorithms to characterize Individual Subject EMG Profiles during Gait. Archives of physical medicine and rehabilitation (73), S. 835-841.
- [5] **Enneking, W F, W Dunham, M C Gebhardt et al. (1993):** A system for the functional evaluation of reconstructive procedures after surgical treatment of tumors of the musculoskeletal system, in: Urist, M R (Hrsg.), Clinical orthopaedics and related research. J.B. Lippincott Company, Philadelphia.
- [6] **Yang, J F und D A Winter (1985):** Surface EMG profiles during different walking cadences in humans. Electroencephalogr Clin Neurophysiol (60), S. 485-491.
- [7] **Gage, J und S Öunpuu (1989):** Gait Analysis in Clinical Practice. Semin Orthop (4), S. 72-87.
- [8] **WHO (2000):** Obesity: Preventing and Managing the Global Epidemic. Report of a WHO Consultation. Normal Range of BMI: 18,50 – 24,99, in: WHO Technical Report Series 894. World Health Organization, Geneva.
- [9] **Waldemar Link GmbH & Co. KG:** Megaprothesen,
Online-Verbindung: <http://www.waldemarlink.de/deutsch/index2.htm> über Fachbereich/ Produkte/ (Stand: 13. Juli 2009)

- [10] **Gage, J R (1994)**: The Clinical Use of Kinetics for Evaluation of Pathological Gait in Cerebral Palsy. *J Bone Joint Surg Am* (76), S. 622-631.
- [11] **Öunpuu, S und D A Winter (1989)**: Bilateral electromyographical analysis of the lower limbs during walking in normal adults. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* (72), S. 429-438.
- [12] **Enneking, W F, W Dunham, M C Gebhardt et al. (1993)**: A System for the Functional Evaluation of Reconstructive Procedures after Surgical Treatment of Tumors of the Musculoskeletal System. *Clinical Orthopaedics and Related Research* (286), S. 241-246.
- [13] **Karnofsky, D und J Burchenal (1949)**: The Clinical Evaluation of Chemotherapeutic Agents in Cancer, in: (Ed), M C (Hrsg.), *Evaluation of Chemotherapeutic Agents*. Columbia Univ Press.
- [14] **Deuretzbacher, G und U Rehder (1995)**: Ein CAE-basierter Zugang zur dynamischen Ganzkörpermodellierung – die Kräfte in der lumbalen Wirbelsäule beim asymmetrischen Heben. *Biomedizinische Technik* (40), S. 93-98.
- [15] **Kadaba, M P, H K Ramakrishnan, M E Wootten et al. (1989)**: Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res* (7), S. 849-860.
- [16] **Mann, R A und J Hagy (1980)**: Biomechanics of Walking, Running, and Sprinting. *Am J Sports Med* (8), S. 345-350.
- [17] **Winter, D A (1991)**: *The biomechanics and motor control of human gait : normal, elderly and pathological*. University of Waterloo Press, Waterloo, Ont.
- [18] **Kaatsch, P, G Haaf und J Michaelis (1995)**: Childhood malignancies in Germany--methods and results of a nationwide registry. *European Journal of Cancer* (31), S. 993-999.

- [19] **Link, M P und F Eilber (1993):** Osteosarcoma, in: Pizzo, P A und D G Poplack (Hrsg.), Principles and Practice of Pediatric Oncology. J.B. Lippincott, Philadelphia, S. 841-866.
- [20] **Bielack, S, S Flege und B Kempf-Bielack (2000):** Behandlungskonzept des Osteosarkoms. Der Onkologe (6), S. 747-759.
- [21] **Capanna, R und A Giunti (1989):** Modular Endoprosthesis for Humerus and Tikhoff-Linberg-Resection, in: Yamamuro, T (Hrsg.), New Developments for Limb Salvage in Musculoskeletal Tumors : Kyocera Orthopaedic Symposium. Springer-Verlag, Tokyo, S. 547-555.
- [22] **Lampert, F und R Daum (1990):** Primär maligne Knochentumoren, in: Bachmann, K D (Hrsg.), Pädiatrie in Praxis und Klinik. Thieme, Stuttgart New York, S. 737-743.
- [23] **Schwamborn, J und M Pfreundschuh (1997):** Knochentumoren, Osteosarkom, in: Pfreundschuh, M (Hrsg.), Onkologische Therapie : Leitlinien und Schemata zur Diagnostik, Therapie und Nachsorge. Thieme, Stuttgart; New York, S. 201-202.
- [24] **Gibbs, C P, Jr., K Weber und M T Scarborough (2002):** Malignant Bone Tumors. Instructional course lectures (51), S. 413-428.
- [25] **Fletcher, C D M, K K Unni, F Mertens et al. (2002):** Pathology and genetics of tumours of soft tissue and bone - WHO Classification of Tumours. IARC Press, Lyon.
- [26] **Sanders, T G und T W Parsons, 3rd (2001):** Radiographic Imaging of Musculoskeletal Neoplasia. Cancer Control (8), S. 221-231.
- [27] **Goorin, A M, H T Abelson und E Frei, 3rd (1985):** Osteosarcoma: fifteen years later. The New England journal of medicine (313), S. 1637-1643.

- [28] **Baumgartner, R und P Botta (1989):** Amputation und Prothesenversorgung der unteren Extremität: Indikationsstellung, operative Technik, Nachbehandlung, Prothesenversorgung, Gangschulung, Rehabilitation; 16 Tabellen. Enke, Stuttgart.
- [29] **Enneking, W F (1987):** Limb salvage in musculoskeletal oncology. Churchill Livingstone, New York.
- [30] **Enneking, W F, S S Spanier und M A Goodman (1980):** A system for the surgical staging of musculoskeletal sarcoma. Clinical Orthopaedics and Related Research (153), S. 106-120.
- [31] **Bielack, S S, J N Machatschek, S Flege et al. (2004):** Delaying Surgery with Chemotherapy for Osteosarcoma of the Extremities. Expert opinion on pharmacotherapy (5), S. 1243-1256.
- [32] **Picci, P, L Sangiorgi, B T Rougraff et al. (1994):** Relationship of Chemotherapy-Induced Necrosis and Surgical Margins to Local Recurrence in Osteosarcoma. J Clin Oncol (12), S. 2699-2705.
- [33] **Jerosch, J (1999):** Rechnergestützte Verfahren in Orthopädie und Unfallchirurgie : neue Techniken zur Informationsvermittlung; Forschung; Lehre; Patientenversorgung; Qualitätssicherung; Internet-Adressen; mit 43 Tab. Steinkopff, Darmstadt.
- [34] **N.N.:** History of the Study of Locomotion (The Ancients, Renaissance, Age of Enlightenment, Post World War II, The Modern Era, Prosthetics). <http://www.univie.ac.at/cga/history/> ((Stand: 27.6.2009)).
- [35] **Kay, R M, S Dennis, S Rethlefsen et al. (2000):** The effect of preoperative gait analysis on orthopaedic decision making. Clinical orthopaedics and related research (372), S. 217-222.

- [36] **Schmalz, T, S Blumentritt, R Wagner et al. (1998):** Biomechanisch-ganganalytische Bewertung verschiedener Behandlungsmethoden nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes. Sportverletzung Sportschaden : Organ der Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin (12), S. 131-137.
- [37] **Dick, H M und R J Strauch (1994):** Infection of massive bone allografts. Clinical orthopaedics and related research (306), S. 46-53.
- [38] **Renard, A J, R P Veth, H W Schreuder et al. (2000):** Function and complications after ablative and limb-salvage therapy in lower extremity sarcoma of bone. Journal of surgical oncology (73), S. 198-205.
- [39] **Shin, D S, K L Weber, E Y Chao et al. (1999):** Reoperation for failed prosthetic replacement used for limb salvage. Clinical orthopaedics and related research (358), S. 53-63.
- [40] **Zahlten-Hinguranage, A, L Bernd und D Sabo (2003):** Amputation oder Extremitäten-erhalt? Beurteilung der Lebensqualität nach Tumoroperationen an der unteren Extremität. Der Orthopäde (32), S. 1020-1027.
- [41] **Aksnes, L H, H C Bauer, N L Jebsen et al. (2008):** Limb-Sparing Surgery preserves more Function than Amputation: A Scandinavian Sarcoma Group Study of 118 Patients. J Bone Joint Surg Br (90), S. 786-794.
- [42] **Ginsberg, J P, S N Rai, C A Carlson et al. (2007):** A comparative analysis of functional outcomes in adolescents and young adults with lower-extremity bone sarcoma. Pediatric blood & cancer (49), S. 964-969.
- [43] **Sluga, M, R Windhager, S Lang et al. (1999):** Local and systemic control after ablative and limb sparing surgery in patients with osteosarcoma. Clinical orthopaedics and related research (358), S. 120-127.

- [44] **Renard, A J, R P Veth, H W Schreuder et al. (2000):** The saddle prosthesis in pelvic primary and secondary musculoskeletal tumors: functional results at several postoperative intervals. Archives of orthopaedic and trauma surgery (120), S. 188-194.
- [45] **Perry, J (2003):** Ganganalyse : Norm und Pathologie des Gehens. Urban und Fischer, München; Jena.
- [46] **Kawai, A, G F Muschler, J M Lane et al. (1998):** Prosthetic Knee Replacement after Resection of a Malignant Tumor of the Distal Part of the Femur. Medium to Long-Term Results. J Bone Joint Surg Am (80), S. 636-647.
- [47] **Ritschl, P, R Capanna, U Helwig et al. (1992):** Modulares Tumorendoprothesensystem für die untere Extremität KMFTTR (Kotz-Modular-Femur-Tibia-Rekonstruktionssystem). Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete (130), S. 290-293.
- [48] **Rompen, J C, S J Ham, J P K Halbertsma et al. (2002):** Gait and Function in Patients with a Femoral Endoprosthesis after Tumor Resection. Acta Orthopaedica (73), S. 439 - 446.
- [49] **De Visser, E, T Mulder, H W Schreuder et al. (2000):** Gait and Electromyographic Analysis of Patients recovering after Limb-Saving Surgery. Clinical biomechanics (Bristol, Avon) (15), S. 592-599.
- [50] **Kawai, A, S I Backus, J C Otis et al. (1998):** Interrelationships of Clinical Outcome, Length of Resection, and Energy Cost of Walking after Prosthetic Knee Replacement following Resection of a Malignant Tumor of the Distal Aspect of the Femur. J Bone Joint Surg Am (80), S. 822-831.
- [51] **Schmidt, R F und F Lang (2007):** Physiologie des Menschen. Springer Medizin Verlag Heidelberg, [New York].

- [52] **Speckmann, E-J, J Hescheler und R Köhling (2008):** Repetitorium Physiologie. Elsevier, Urban & Fischer, München; Jena.
- [53] **Böcker, W (1996):** Pathologie. Urban & Schwarzenberg, München; Baltimore.
- [54] **Inman, V T, H J Ralston, F Todd et al. (1981):** Human Walking. Williams & Wilkins, Baltimore.
- [55] **Murray, M P, L A Mollinger, G M Gardner et al. (1984):** Kinematic and EMG patterns during slow, free, and fast walking. J Orthop Res (2), S. 272-280.
- [56] **Hillmann, A, C Hoffmann, G Gosheger et al. (1999):** Malignant Tumor of the Distal Part of the Femur or the Proximal Part of the Tibia: Endoprosthetic Replacement or Rotationplasty. Functional Outcome and Quality-of-Life Measurements. J Bone Joint Surg Am (81), S. 462-468.
- [57] **Kawai, A, S I Backus, J C Otis et al. (1998):** Interrelationships of Clinical Outcome, Length of Resection, and Energy Cost of Walking after Prosthetic Knee Replacement following Resection of a Malignant Tumor of the Distal Aspect of the Femur. J Bone Joint Surg Am (80), S. 822-831.
- [58] **Kawai, A, G R Muschler, J M Lane et al. (1998):** Prosthetic Knee Replacement after Resection of a Malignant Tumor of the Distal Part of the Femur. Medium to Long-Term Results. J Bone Joint Surg Am (80), S. 636-647.
- [59] **Bach, C M (1996):** Ganganalyse bei Patienten mit Tumorendoprothesen vom Typ HMRS. Wiener klinische Wochenschrift (108), S. 184-186.
- [60] **Perry, J (1992):** Gait Analysis : Normal and Pathological Function. SLACK, Thorofare, NJ.

- [61] **Malawer, M M (1992):** Distal Femoral Resection for Sarcomas of Bone, in: Sugarbaker, P H und M M Malawer (Hrsg.), *Musculoskeletal Surgery for Cancer : Principles and Techniques*. Thieme Medical Publishers ; G. Thieme Verlag, New York; Stuttgart; New York, S. 243-259.
- [62] **Refaat, Y, J Gunnoe, F J Hornicek et al. (2002):** Comparison of Quality of Life After Amputation or Limb Salvage. *Clinical orthopaedics and related research* (397), S. 298-305.
- [63] **Jeys, L M, R J Grimer, S R Carter et al. (2003):** Risk of Amputation following Limb Salvage Surgery with Endoprosthetic Replacement, in a consecutive series of 1261 Patients. *International orthopaedics* (27), S. 160-163.
- [64] **Simon, M A, M A Aschliman, N Thomas et al. (1986):** Limb-Salvage Treatment versus Amputation for Osteosarcoma of the distal end of the Femur. *J Bone Joint Surg Am* (68), S. 1331-1337.
- [65] **Grimer, R J, S R Carter und P B Pynsent (1997):** The Cost-Effectiveness of Limb Salvage for Bone Tumours. *J Bone Joint Surg Br* (79), S. 558-561.
- [66] **Verchow, C (2007):** Zur Problematik der Verwendung unterschiedlicher Symmetrieindices bei der Interpretation dynamometrischer Parameter der Ganganalyse. GRIN-Verlag, Norderstedt.
- [67] **Song, K M, S E Halliday und D G Little (1997):** The Effect of Limb-Length Discrepancy on Gait. *J Bone Joint Surg Am* (79), S. 1690-1698.
- [68] **Kawai, A, J H Healey, P J Boland et al. (1999):** A Rotating-Hinge Knee Replacement for Malignant Tumors of the Femur and Tibia. *The Journal of Arthroplasty* (14), S. 187-196.
- [69] **Pradhan, N R, L Bale, P Kay et al. (2004):** Salvage Revision Total Knee Replacement using the Endo-Model Rotating Hinge Prosthesis. *The Knee* (11), S. 469-473.

- [70] **Bohm, P und T Holy (1998):** Is there a Future for Hinged Prostheses in Primary Total Knee Arthroplasty? *J Bone Joint Surg Br* (80), S. 302-309.
- [71] **Myers, G J C, A T Abudu, S R Carter et al. (2007):** Endoprosthetic Replacement of the Distal Femur for Bone Tumours: Long-Term Results. *J Bone Joint Surg Br* (89), S. 521-526.
- [72] **Myers, G J C, A T Abudu, S R Carter et al. (2007):** The Long-Term Results of Endoprosthetic Replacement of the Proximal Tibia for Bone Tumours. *J Bone Joint Surg Br* (89), S. 1632-1637.
- [73] **Choong, P F, F H Sim, D J Pritchard et al. (1996):** Megaprotheses after Resection of Distal Femoral Tumors. A Rotating Hinge Design in 30 Patients followed for 2-7 Years. *Acta orthopaedica Scandinavica* (67), S. 345-351.
- [74] **Muschler, G F, K Ihara, J M Lane et al. (1995):** A Custom Distal Femoral Prosthesis for Reconstruction of Large Defects Following Wide Excision for Sarcoma: Results and Prognostic Factors. *Orthopedics* (18), S. 527-538.
- [75] **Malawer, M M und L B Chou (1995):** Prosthetic Survival and Clinical Results with use of Large-Segment Replacements in the Treatment of High-Grade Bone Sarcomas. *J Bone Joint Surg Am* (77), S. 1154-1165.
- [76] **Inglis, A E und P S Walker (1991):** Revision of Failed Knee Replacements using Fixed-Axis Hinges. *J Bone Joint Surg Br* (73), S. 757-761.
- [77] **Hui, F C und R H J R Fitzgerald (2008):** Hinged Total Knee Arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* (62), S. 513-519.
- [78] **Rand, J A, E Y Chao und R N Stauffer (1987):** Kinematic Rotating-Hinge Total Knee Arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* (69), S. 489-497.

- [79] **Engelbrecht, E, E Nieder und D Kluber (1997):** A Report on the Long Term Follow-Up of the St. George Hinge and the Medium-Term Follow-Up of the Rotating Knee Endomodel, in: Niwa, S (Hrsg.), Reconstruction of the Knee Joint. Springer, Tokyo; New York, S. 3-16.
- [80] **Lombardi, A V, Jr., T H Mallory, R W Eberle et al. (1997):** Rotating Hinge Prosthesis in Revision Total Knee Arthroplasty: Indications and Results. Surgical technology international (6), S. 379-382.
- [81] **Tsuboyama, T, R Windhager, T Bochdansky et al. (1994):** Gait after Knee Arthroplasty for Femoral Tumor. Foot Pressure Patterns recorded in 20 Patients. Acta orthopaedica Scandinavica (65), S. 51-54.
- [82] **Benedetti, M G, P Bonato, F Catani et al. (1999):** Myoelectric Activation Pattern during Gait in Total Knee Replacement: Relationship with Kinematics, Kinetics, and Clinical Outcome. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering (7), S. 140-149.
- [83] **Bergmann, G, G Deuretzbacher, M Heller et al. (2001):** Hip Contact Forces and Gait Patterns from Routine Activities. Journal of Biomechanics (34), S. 859-871.
- [84] **Heller, M, G Bergmann, G Deuretzbacher et al. (2001):** Influence of Femoral Anteversion on Proximal Femoral Loading: Measurement and Simulation in four Patients. Clinical Biomechanics (Bristol, Avon) (16), S. 644-649.
- [85] **Heller, M, G Bergmann, G Deuretzbacher et al. (2001):** Musculoskeletal Loading Conditions at the Hip during Walking and Stair Climbing. Journal of Biomechanics (34), S. 883-893.

- [86] **Conover, W J (1999)**: Practical Nonparametric Statistics. Wiley, New York.
- [87] **Sachs, L (2002)**: Angewandte Statistik : Anwendung statistischer Methoden ; mit 317 Tabellen und 99 Übersichten. Springer, Berlin [u.a.].
- [88] **Siegel, S, U Rennert und W Schüle (2001)**: Nichtparametrische statistische Methoden. Klotz, Eschborn bei Frankfurt am Main.
- [89] **Weber, W und E F Weber (1836)**: Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge : Eine anatomisch-physiologische Untersuchung. Dietrich, Göttingen.

Danksagung

Hiermit möchte ich mich bei allen ganz herzlich bedanken, die mich bei der Erstellung der Dissertation unterstützt haben.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Christoph Lohmann für die Überlassung des Themas und die fachliche Betreuung. Seine wertvollen Hinweise, interessanten Gespräche und seine ständige Ansprechbarkeit haben mir sehr bei der Anfertigung der Arbeit geholfen.

Besonders danke ich Herrn Dr. Georg Deuretzbacher als Leiter des orthopädischen Labors für Biomechanik für die Unterstützung bei der Durchführung der Versuche sowie der Auswertung der Daten. Fachliche Anregungen und Diskussionen haben wesentlich zum Gelingen der Dissertation beigetragen.

Herrn Prof. Dr. Wolfgang Rütter sei für die Möglichkeit der Durchführung meiner Arbeit in seiner Klinik gedankt.

Allen Freunden und Kommilitonen, die mir zur Erstellung des Normalkollektivs verholffen haben, danke ich für ihren Einsatz. Ein besonderer Dank gilt den geduldigen Patienten, die zur Schaffung einer angenehmen Arbeitsatmosphäre in besonderem Maße beigetragen haben.

Für die Durchsicht und Korrektur meiner Arbeit danke ich Frau Prof. Dr. Sarah Moormann.

Der größte Dank gebührt meinen Eltern, Ulrike und Dr. Günter Moormann, für ihre fortwährende Unterstützung und die fürsorgliche Begleitung auf meinem bisherigen Lebensweg. Mit großem Interesse haben sie meine Arbeit verfolgt und die Fertigstellung intensiv begleitet. In Dankbarkeit ist ihnen diese Arbeit gewidmet.

Erklärung:

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Maike Moormann