

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie
- Direktor: Univ.-Prof. Dr. W. Winkelmann -

**EMG und bewegungsanalytische Untersuchung von Patienten mit
Knieendoprothesen nach Tumoren des distalen Femurs
beziehungsweise der proximalen Tibia**

INAUGURAL – DISSERTATION

zur

Erlangung des doctor medicinae

der Medizinischen Fakultät
der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von:

Wurm, Cirsten
aus Recklinghausen

2008

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

Dekan: Univ. Prof. Dr. V. Arolt

1. Berichterstatter: Prof. Dr. D. Rosenbaum
2. Berichterstatter: Priv. Doz. Dr. med. W. Petersen

Tag der mündlichen Prüfung: 17.10.2008

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie
-Direktor: Univ. Prof. Dr. W. Winkelmann-
Referent: Prof. Dr. D. Rosenbaum
Koreferent: Priv. Doz. Dr. med. Petersen

Zusammenfassung

EMG und bewegungsanalytische Untersuchung von Patienten mit Knieendoprothesen nach Tumoren des distalen Femurs beziehungsweise der proximalen Tibia

Wurm, Cirsten

Ein Kollektiv von 39 Patienten wurde funktionell nachuntersucht. Bei den Patienten waren Knieendoprothesen nach Tumorresektionen im distalen Femur beziehungsweise in der proximalen Tibia implantiert worden. Die Patienten wurden mit Hilfe der dreidimensionalen Bewegungsanalyse und des EMGs untersucht.

Ihre Ergebnisse wurden intraindividuell und mit einem Vergleichskollektiv im Falle der Bewegungsanalyse und lediglich intraindividuell im Falle des EMGs verglichen.

Die Patienten zeigten nach durchschnittlich 5.7 Jahren Follow-up ein funktionell gutes, wenn auch kosmetisch leicht auffälliges Gangbild. Dabei fiel die Tendenz der Entlastung ihrer OpE (operierte Extremität) deutlich ins Auge. Sie wiesen sowohl in der Einbeins-tandphase als auch in der Länge der Schwungphase eine intraindividuelle Asymmetrie zu-gunsten der OpE auf, zeigten aber auch in Bezug auf das Vergleichskollektiv Auffälligkeiten. So war die Ganggeschwindigkeit deutlich herabgesetzt. Weiterhin auffällig waren die Bodenreaktionskräfte, die auf eine verminderte Belastung der OpE mit dem Körpergewicht und einen verminderten Abstoß vom Boden hinwiesen.

Zwischen den beiden Tumorlokalisationen ließen sich bei fast sämtlichen Parametern keine signifikanten Unterschiede feststellen.

Das durchgeführte EMG ließ eventuelle muskuläre Probleme der Patienten erkennen. So wies die Quadricepsmuskulatur der OpE eine deutlich verminderte Aktivität im intraindividuellen Vergleich auf. Die Muskelaktivitätsminderung kann evt. als Grund für den veränderten Verlauf des sagittalen Kniewinkels gewertet werden. Bei diesem fiel eine verminderte Flexion der OpE in der Belastungsantwort auf, die als der so genannte „stiff knee gait“ zu beschreiben ist.

Tag der mündlichen Prüfung: 17.10.2008

I. Inhaltsverzeichnis

| | |
|--|-----|
| I. Inhaltsverzeichnis..... | I |
| II. Abbildungsverzeichnis..... | II |
| III. Tabellenverzeichnis..... | III |
| IV. Abkürzungsverzeichnis..... | V |
| 1. Einleitung..... | 1 |
| 1.1. Überblick über die Tumorentitäten..... | 1 |
| 1.2. Behandlungsoptionen..... | 2 |
| 1.3. Prothesensysteme..... | 4 |
| 1.4. Untersuchungsmethoden der Studie..... | 6 |
| 1.5. Studienbegründung..... | 7 |
| 1.6. Fragestellungen der Studie..... | 9 |
| 2. Methoden und Probanden..... | 10 |
| 2.1. Patientenkollektiv..... | 10 |
| 2.2. Einschlusskriterien der Studie..... | 14 |
| 2.3. Untersuchungsort und –zeitraum..... | 14 |
| 2.4. Untersuchungsablauf..... | 15 |
| 2.4.1. Allgemeine Patienteneinweisung..... | 15 |
| 2.4.2. Dreidimensionale Bewegungsanalyse..... | 15 |
| 2.4.2.1. Technische Erläuterungen..... | 18 |
| 2.4.3. Elektromyographie..... | 26 |
| 2.4.3.1. Technische Erläuterungen..... | 31 |
| 2.5. Statistische Tests..... | 32 |
| 3. Ergebnisse..... | 33 |
| 3.1. Ergebnisse der Bewegungsanalyse..... | 33 |
| 3.1.1. Ergebnisse der Becken und Hüftbewegung-/belastung..... | 33 |
| 3.1.2. Ergebnisse der Kniegelenksbewegung und -belastung..... | 37 |
| 3.1.3. Ergebnisse des Sprunggelenks..... | 41 |
| 3.1.4. Ergebnisse der Weg-Zeit-Parameter..... | 44 |
| 3.2. Ergebnisse der Elektromyographie (EMG)..... | 47 |
| 4. Diskussion..... | 57 |
| 4.1. Methodenkritik..... | 58 |
| 4.2. Problemfelder des Gangs der Tumorpatienten..... | 60 |
| 4.2.1. Weg-Zeitparameter..... | 60 |
| 4.2.2. Kinetik: vertikale Bodenreaktionskräfte..... | 68 |
| 4.2.3. Ganggeschwindigkeit..... | 70 |
| 4.2.4. Kinematik: sagittaler Kniewinkel..... | 74 |
| 4.2.5. EMG..... | 76 |
| 4.3. Einfluss der Tumorlokalisationen auf das Gangbild..... | 80 |
| 4.4. Bewertung des Gangbildes..... | 81 |
| 4.5. Rehabilitation des Gangbildes..... | 82 |
| 4.6. Schwierigkeiten der Prothesen/Prämissen für kommendes Design..... | 85 |

| | |
|------------------------------|----|
| 4.7. Zusammenfassung | 87 |
| 5. Literaturverzeichnis..... | 89 |
| Anhang | 95 |
| Patientenanschreiben | 95 |
| Enneking-Score | 97 |
| Lebenslauf | 98 |

II. Abbildungsverzeichnis

| | |
|--|----|
| Abb. 2-1 Verteilung der Tumore im Patientenkollektiv..... | 11 |
| Abb. 2-2: Erläuterung zur Enneking Score: „A System for the Classification of Skeletal Resections“; im Besonderen im Hüft- und Kniebereich (Enneking 1991) | 13 |
| Abb. 2-3: Markerpositionen des Helen Hayes Marker Set 25 am Körper des Patienten | 16 |
| Abb. 2-4: Schematische Darstellung der Anordnung der Messgeräte..... | 18 |
| Abb. 2-5: Beispielkurve des Hüftabduktionsmomentes in Nm/kg mit ermittelten Parametern: Max 1; Max 2 | 20 |
| Abb. 2-6 : Beispielkurve des sagittalen Kniewinkels in Grad° mit ermittelten Parametern: Max 1; Min; Max 2..... | 21 |
| Abb. 2-7: Beispielkurve des Knieabduktionsmomentes in Nm/kg mit ermittelten Parametern: Max 1; Max 2 | 22 |
| Abb. 2-8: Beispielkurve des sagittalen Sprunggelenkwinkels in Grad° mit ermittelten Parametern: Max ; Min;..... | 23 |
| Abb. 2-9: Beispielkurve des Sprunggelenksflexionsmomentes in Nm/kg mit ermittelten Parametern: Max 1; Max 2 | 24 |
| Abb. 2-10: Beispielkurve der vertikalen Bodenreaktionskraft in % Körpergewicht mit ermittelten Parametern: Max 1; Min; Max 2;..... | 25 |
| Abb. 2-11: EMG-Elektrodenpositionen Oberschenkelvorderseite..... | 26 |
| Abb. 2-12: EMG-Elektrodenpositionen Beinrückseite | 27 |
| Abb. 2-13: MVC-Test M. tibialis anterior..... | 29 |
| Abb. 2-14: MVC-Test M. gastrocnemius medialis | 29 |
| Abb. 2-15: MVC-Test M. semitendinosus und M. biceps femoris | 30 |
| Abb. 2-16: MVC-Test M. vastus medialis, M. vastus lateralis und M. rectus femoris..... | 30 |
| Abb. 3-1: Beckenbewegungen in Grad° im Vergleich Norm-OpE-NopE: Beckenkippung; Max Beckenneigung; Min Beckenneigung; ROM Becken | 34 |
| Abb. 3-2: Sagittaler Hüftwinkel in Grad° im Vergleich der Tumorlokalisationen an Tibia und Femur, sowie dem Normalkollektiv | 35 |
| Abb. 3-3: Sagittaler Kniewinkel in Grad° im Vergleich zwischen Tibia und Femur Tumorlokalisation, sowie dem Normalkollektiv | 37 |
| Abb. 3-4: Knieflexionsmomente in Nm/kg im Vergleich Norm-OpE-NopE | 39 |
| Abb. 3-5: Knieabduktionsmomente in Nm/kg im Vergleich Norm-OpE-NopE..... | 40 |
| Abb. 3-6: Sagittaler Sprunggelenkwinkel in Grad° im Vergleich Tibia und Femur Tumorlokalisationen, sowie dem Normalkollektiv | 41 |
| Abb. 3-7: Schrittlänge, Schrittweite in cm, im Vergleich Tib-Fem-Norm..... | 46 |
| Abb. 3-8: M. rectus femoris (R. F.), M. vastus medialis (V. med.), M. vastus lateralis (V. lat.), im Vergleich OpE-NopE, mit mean = durchschnittliche Aktivität in mV..... | 48 |
| Abb. 3-9 M. rectus femoris (R. F.), M. vastus medialis (V. med.), M.vastus lateralis (V. lat.) in mV, mit Standardabweichung, im Vergleich OpE-NopE, mit peak = höchste Aktivität..... | 49 |
| Abb. 3-10 M. rectus femoris (R. F.), M. vastus medialis (V. med.), M.vastus lateralis (V. lat.) in mV, mit Standardabweichung, im Vergleich OpE-NopE, mit MVC | 50 |
| Abb. 3-11 M. semitendinosus (Semi), M. biceps femoris (Bi.fem.) in mV mit Standardabweichung, im Vergleich OpE-NopE, mit mean = durchschnittliche Aktivität,..... | 51 |
| Abb. 3-12 M. semitendinosus (Semi), M. biceps femoris (Bi.fem.) in mV mit Standardabweichung, im Vergleich OpE-NopE, mit peak = höchste Aktivität | 52 |

| | |
|--|----|
| Abb. 3-13 M. semitendinosus (Semi), M. biceps femoris (Bi.fem.) in mV mit Standardabweichung, im Vergleich OpE-NopE, mit MVC | 53 |
| Abb. 3-14 M. tibialis anterior (Tib.ant.), M. gastrocnemius medialis (Ga.med.) in mV mit Standardabweichung im Vergleich OpE-NopE, mit mean = durchschnittliche Aktivität, | 54 |
| Abb. 3-15 M. tibialis anterior (Tib.ant.), M. gastrocnemius medialis (Ga.med.) in mV mit Standardabweichung im Vergleich OpE-NopE, mit peak = höchste Aktivität | 55 |
| Abb. 3-16 M. tibialis anterior (Tib.ant.), M. gastrocnemius medialis (Ga.med.) in mV mit Standardabweichung im Vergleich OpE-NopE, mit MVC | 56 |

III. Tabellenverzeichnis

| | |
|--|----|
| Tab. 2-1: Grundlegende Daten des Patientenkollektivs: Geschlechts-, Größenverteilung in cm, Gewichtsverteilung in kg..... | 11 |
| Tab. 2-2: Grundlegende Daten des Patientenkollektivs: Verteilung von Femur- und Tibiallänge, Resektionslängen von Femur und Tibia, sowie die Gesamtresektionslängen in cm und %..... | 12 |
| Tab. 2-3: Verteilung der Resektionsausmaße nach der Enneking- Resektionsklassifikation (s.u.)..... | 12 |
| Tab. 3-1: Beckenbewegungen in Grad° mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN) im Vergleich Norm, OpE, NopE, | 34 |
| Tab. 3-2: Sagittale Hüftwinkel und Bewegungsumfang in Grad° mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (Tib-Fem), im Vergleich Tib-Fem | 35 |
| Tab. 3-3: Sagittale Hüftwinkel in Grad° mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN), im Vergleich Norm-OpE-NopE..... | 36 |
| Tab. 3-4: Maximale Hüftadduktion in Grad° mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN), sowie Maximum 1 und 2 des Hüftabduktionsmomentes in Nm/kg mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN), im Vergleich Norm-OpE-NopE | 36 |
| Tab. 3-5: Sagittale Kniewinkel und Bewegungsumfänge in Grad°, mit Standardabweichung und Signifikanzniveau, im Vergleich Tib-Fem..... | 37 |
| Tab. 3-6: Sagittale Kniewinkel und Bewegungsumfänge in Grad°, mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN), im Vergleich Norm-OpE-NopE | 38 |
| Tab. 3-7: Maximales und minimales Knieflexionsmoment in Nm/kg mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN), im Vergleich Norm-OpE-NopE | 39 |
| Tab. 3-8: 1. und 2. Maximum des Knieabduktionsmomentes in Nm/kg mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN), im Vergleich Norm-OpE-NopE | 40 |
| Tab. 3-9: Sagittale Sprunggelenkwinkel und Bewegungsumfang in Grad°, mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN), im Vergleich Tib-Fem..... | 41 |
| Tab. 3-10: Sagittale Sprunggelenkwinkel und Bewegungsumfang in Grad°, mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN), im Vergleich Norm-OpE-NopE | 42 |
| Tab. 3-11: Maximales Sprunggelenksflexionsmoment, Max 1 und Max 2 des Sprunggelenksabduktionsmomentes in Nm/kg, mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN), im Vergleich Norm-OpE-NopE..... | 43 |
| Tab. 3-12: Doppel- (DUP) und Einfachunterstützungsphase (EUP) in % des Gangzyklus mit Standardabweichung und Signifikanzniveau, im Vergleich Tib-Fem | 44 |
| Tab. 3-13: Doppel- (DUP) und Einfachunterstützungsphase (EUP) in % des Gangzyklus mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN), im Vergleich Norm-OpE-NopE | 44 |
| Tab. 3-14: Stand- (StP) und Schwungphase (SchP) in % des Gangzyklus mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN), im Vergleich Tib-Fem..... | 45 |
| Tab. 3-15: Stand- (StP) und Schwungphase (SchP) in % des Gangzyklus mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN), im Vergleich Norm-OpE-NopE | 45 |
| Tab. 3-16: Schrittlänge, Schrittbreite in cm mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN), im Vergleich Tib-Fem | 46 |
| Tab. 3-17: Schrittlänge, Schrittbreite in cm, sowie Geschwindigkeit in cm/s mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN), im Vergleich Norm-OpE-NopE | 47 |

| | |
|---|----|
| Tab. 3-18: 1. Maximum, Minimum und 2. Maximum der vertikalen Bodenreaktionskräfte in % des Körpergewichts (KG) mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN), im Vergleich Norm-OpE-NopE | 47 |
| Tab. 3-19: M. rectus femoris (R. F.), M. vastus medialis (V. med.), M.vastus lateralis (V. lat.) in mV, \pm Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN) (OpE-NopE), im Vergleich OpE-NopE, mit mean = durchschnittliche Aktivität | 48 |
| Tab. 3-20 M. rectus femoris (R. F.), M. vastus medialis (V. med.), M.vastus lateralis (V. lat.) in mV, \pm Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN) (OpE-NopE), im Vergleich OpE-NopE, mit peak = höchste Aktivität..... | 49 |
| Tab. 3-21 M. rectus femoris (R. F.), M. vastus medialis (V. med.), M.vastus lateralis (V. lat.) in mV, \pm Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN) (OpE-NopE), im Vergleich OpE-NopE, mit MVC | 50 |
| Tab. 3-22 M. semitendinosus (Semi), M. biceps femoris (Bi.fem.) in mV, \pm Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN) (OpE-NopE), im Vergleich OpE-NopE, mit mean = durchschnittliche Aktivität..... | 51 |
| Tab. 3-23 M. semitendinosus (Semi), M. biceps femoris (Bi.fem.) in mV, \pm Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN) (OpE-NopE), im Vergleich OpE-NopE, mit peak = höchste Aktivität | 52 |
| Tab. 3-24: M. semitendinosus (Semi), M. biceps femoris (Bi.fem.) in mV, \pm Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN) (OpE-NopE), im Vergleich OpE-NopE, mit MVC | 53 |
| Tab. 3-25: M. tibialis anterior (Tib.ant.), M. gastrocnemius medialis (Ga.med.) in mV, \pm Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN) (OpE-NopE), im Vergleich OpE-NopE, mit mean = durchschnittliche Aktivität..... | 54 |
| Tab. 3-26 M. tibialis anterior (Tib. ant.), M. gastrocnemius medialis (Ga.med.) in mV, \pm Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN) (OpE-NopE), im Vergleich OpE-NopE, mit peak = höchste Aktivität | 55 |
| Tab. 3-27 M. tibialis anterior (Tib.ant.), M. gastrocnemius medialis (Ga.med.) in mV, \pm Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN) (OpE-NopE), im Vergleich OpE-NopE, mit MVC | 56 |

IV. Abkürzungsverzeichnis

| | |
|----------|---|
| avg | average, Durchschnitt |
| bzw. | beziehungsweise |
| Co-Cr-Mo | Kobalt-Chrom-Molybdän |
| DUP | Doppelunterstützungsphase |
| EMG | Elektromyographie |
| EUP | Einzelunterstützungsphase |
| Fem | Tumorlokalisation Femur |
| H3AK123A | siehe Anhang |
| K123A | siehe Anhang |
| K2346B | siehe Anhang |
| K234B | siehe Anhang |
| K23456B | siehe Anhang |
| Li | links |
| M | männlich |
| M. | Musculus |
| MfH | Malignes fibröses Histiozytom |
| MVC | Maximal Voluntary Contraction (maximale Willkürkontraktion) |
| NopE | Nicht-operierte Extremität |
| Norm | Normalkollektiv |
| OpE | Operierte Extremität |
| OSG | Oberes Sprunggelenk |
| Re | Rechts |
| ROM | range of motion |
| SA | Standardabweichung |
| SchP | Schwungphase |
| SN | Signifikanzniveau |
| StP | Standphase |
| Tib | Tumorlokalisation Tibia |
| W | weiblich |

1. Einleitung

Tumore des Stütz- und Bewegungsapparates sind eine eher seltene Entität mit 1% aller Tumoren. Nichtsdestotrotz sind sie eine beachtenswerte Erkrankungsgruppe schon wegen des teilweise sehr jungen Patientenkollektivs (Emminger 2004).

1.1. Überblick über die Tumorentitäten

Das Osteosarkom stellt mit 40% Gesamtanteil den häufigsten primär malignen Knochentumor dar. Der Erkrankungsgipfel liegt in der Pubertät oder im jungen Erwachsenenalter, ein kleinerer zweiter Gipfel findet sich in der fünften und sechsten Lebensdekade, meist als sekundäre Tumoren auf dem Boden eines Morbus Paget oder einer vorausgegangenen Bestrahlung (Reichardt et al 2002).

Die Tumoren liegen in 50% der Fälle kniegelenksnah, hier besonders in den Metaphysen der langen Röhrenknochen. Sie wachsen rasch und setzen frühzeitig Filiae in die Lunge (Koswig et al. 2002).

Die heutige Behandlungsstrategie besteht in einer neoadjuvanten Chemotherapie zur Vermeidung einer okkulten Mikrometastasierung und zum Downstaging, einer radikalen chirurgischen Resektion und einer postoperativen Chemotherapie (Reichardt et al. 2002). Die chirurgische Resektion kann dabei sowohl Extremitäten erhaltend wie auch amputativ erfolgen (Gebert et al. 2002).

Auch das Ewing-Sarkom kommt überwiegend bei jungen Menschen vor, sein Erkrankungsgipfel liegt zwischen 5 und 15 Jahren. Es ist der zweithäufigste maligne Knochentumor im Kindes- und Jugendalter und macht 10-15% aller malignen Knochentumore aus (Koswig et al. 2002).

Es handelt sich bei diesem Tumor um ein hochmalignes Sarkom ausgehend von undifferenzierten Mesenchymalzellen des Knochenmarks. Auch dieser Tumor befällt vor allem den kniegelenksnahen Raum, hier besonders die Diaphysen der langen Röhrenknochen. Zum Zeitpunkt der Diagnose finden sich laut Koswig et al. 2002 bereits bei 14-50% der Patienten Fernmetastasen, besonders in der Lunge. Die Behandlung ähnelt der des Osteosarkoms. Es erfolgt eine neoadjuvante Chemotherapie mit nachfolgender chirurgischer Resektion. Daran schließt sich eine Nachbestrahlung mit anschließender Chemotherapie an. Bei nicht-resektablen Tumoren, bzw. solchen, bei denen eine Resektion schwere Funk-

tionseinbußen nach sich ziehen würde, tritt eine Strahlentherapie mit kurativer Absicht an die Stelle der Chirurgie (Koswig et al. 2002). Bei schlechtem Ansprechen eines kurativ resektablen Tumors auf die Chemotherapie und bei fraglich resektablen Tumoren kann eine kombinierte Radiochemotherapie als Induktionstherapie eingesetzt werden.

Im Gegensatz zu den beiden erstgenannten Tumorentitäten befällt das Chondrosarkom eher Patienten zwischen dem fünften und siebten Lebensjahrzehnt. Dieser Tumor entsteht aus Knorpelgewebe und zeichnet sich durch ein weniger rasches Wachstum aus. Primäre Lokalisation ist der Beckenring. Wegen eingeschränkter Chemo- und Strahlensensibilität werden die Tumoren standardmäßig durch eine radikale chirurgische Resektion therapiert (Emminger 2004). Bei Inoperabilität oder lokalen Rezidiven können strahlentherapeutische Ansätze erwogen werden. Hierbei kommen stereotaktische Maßnahmen, 3D Bestrahlungen, sowie Hadronstrahlung im Rahmen von Studien zum Einsatz (Koswig et al. 2002). Die 5- Jahres-Überlebensraten liegen bei adäquater Therapie zwischen 50 und 70% (Koswig et al. 2002).

Das maligne fibröse Histiozytom (MfH) ist mit unter 1% Anteil an den primär malignen Knochentumoren einer der seltenen Tumoren des Stütz- und Bindegewebes. Es weist einen Altersgipfel zwischen dem dritten und sechsten Lebensjahrzehnt auf und gilt als aggressiver Tumor mit hoher Metastasierungsrate, vor allem in die Lunge. Die Fünf-Jahres-Überlebensrate liegt zwischen 15% und 67%. Zum Behandlungskonzept gehört eine neoadjuvante Chemotherapie mit anschließender radikaler chirurgischer Resektion (Koswig et al. 2002).

1.2. Behandlungsoptionen

Es wird heute versucht eine Extremitäten erhaltende Therapieform für alle oben genannten Tumoren zu wählen. Dabei werden sowohl Tumorendoprothesen wie auch Arthrodesen bzw. Umdrehplastiken eingesetzt. In 70-80% der Fälle ist dieses Extremitäten erhaltende Vorgehen ohne Gefährdung der onkologischen Langzeitprognose möglich (Gebert et al. 2002). Die Extremitäten erhaltende Therapie ist im Laufe der letzten 20 Jahre entstanden und stetig weiterentwickelt worden. Zunächst wurden die Tumoren des Bewegungsapparates nur durch eine Amputation der befallenen Extremität behandelt. Heute wird in den meisten Fällen versucht, die Extremität funktionell zu erhalten. Dafür werden in vielen

Fällen Endoprothesen eingesetzt. Um ein solches Operationsverfahren anwenden zu können, müssen einige Prämissen erfüllt werden. So muss eine suffiziente Blutversorgung und Innervation der zu erhaltenden Extremität sichergestellt werden. Die entstehenden Weichteildefekte müssen ausreichend gedeckt werden können. Zudem sollten gelenkstabilisierende Muskeln nach der Resektion im Gesunden in ihrer Funktion erhalten sein. Bei dem angewendeten Operationsverfahren handelt es sich um eine so genannte En-bloc Resektion, die ein bestimmtes Segment des Körpers betrifft und bei der unter Einhaltung eines Sicherheitsabstands die Tumormasse aus der Extremität möglichst vollständig entfernt wird. Die entstandenen Knochen- und Gelenkdefekte werden durch eine angepasste Tumorendoprothese aus einem modularen Baukastensystem, die intramedullär und zementfrei eingebracht wird, rekonstruiert. Danach wird versucht, die Muskulatur zur Sicherung der Prothese in funktionsfähiger Weise zu adaptieren, sowie die entstanden Haut- und Weichteildefekte zu decken. Dabei wird für die Deckung der Hautdefekte oftmals Spalthaut verwendet (Gebert et al. 2002).

Mit Entwicklung der Chemotherapie in den 70er Jahren des 20. Jahrhunderts und ihrer Anwendung ergänzend zur Amputation konnte die anfänglich schlechte Überlebenschance von ca. 15% auf heutige Werte verbessert werden. In einer Studie der Universitätsklinik Münster berichteten Lindner et al. 1999 von 59% krankheitsfreiem Überleben ihrer Osteosarkompatienten nach durchschnittlich 43 Monaten Follow-up. Die heutige Polychemotherapie für das Osteosarkom sowie das MfH umfasst laut Reichardt et al. 2002 Substanzen wie Doxorubicin, Cisplatin, Methotrexat, Folinsäure Rescue sowie Ifosfamid. Diese Chemotherapeutika werden in Kombinationregimen neoadjuvant bzw. postoperativ als Dauerinfusionstherapie zur Senkung der Nebenwirkungen eingesetzt. Reichardt et al. 2002 sprechen von einem Zuwachs der Gesamtüberlebenschance nach 5 Jahren durch Verbesserung der Chemotherapie von 50% auf 72%. Die rezidivfreie Überlebenschance verbessert sich damit von 40% auf 66%. Die Prognose für das MfH wird als etwas ungünstiger angegeben.

Für die Chemotherapie des Ewing Sarkoms kommen Cyclophosphamid, Ifosfamid, Doxorubicin, Vincristin, Etoposid und Actinomycin D in Betracht. Diese Substanzen werden in intensiven Kombinationstherapien eingesetzt.

Die 5- Jahres- und Langzeitüberlebensraten der Ewing- Sarkom- Patienten mit lokoregionärer Erkrankung nach Chemo- und Lokaltherapie liegen bei 60% (Koswig et al. 2002). Bei primären Lungemetastasen und zusätzlich durchgeführter Lungenbestrahlung liegt die 5- Jahres-Überlebensrate bei bis zu 40% (Reichardt et al.2002).

1.3. Prothesensysteme

Bei den Probanden der vorliegenden Studie wurden zwei unterschiedliche Prothesensysteme verwendet. Dabei handelte es sich zum einen um die so genannten Kotz Prothesen (KMFTR=Kotz-Modular-Femur-Tibia-Rekonstruktionssystem), zum anderen um die sog. Mutars Prothesen (modulares Tumor und Revisionsystem). Die Kotz Prothesen wurden bei 8 der 39 Probanden eingesetzt, Mutars Prothesen wurden den restlichen 31 Probanden implantiert.

Es gab bereits erste Implantationen von Tumorprothesen Ende der dreißiger Jahre des letzten Jahrhunderts von Moore und Bohlmann. Mit dem Einsatz von Chemotherapeutika ab 1974 und einer Weiterentwicklung der chirurgischen Möglichkeiten konnte der Einsatz von Extremitäten erhaltenden Tumorprothesen weiter etabliert werden (Kotz 1993).

Zunächst wurden die verwendeten Prothesen einzeln für den individuellen Patienten angefertigt. In der Folge erwies sich dieses Vorgehen als zu zeit -und kostenaufwändig, worauf ein modulares Baukastensystem entwickelt wurde, dass maschinell einheitlich fabriziert werden kann. Damit ist es möglich die Patienten gut und schnell mit einer Operation zu versorgen, gleichzeitig sind die Systeme individuell veränderbar und somit flexibel einzusetzen (Kotz 1993).

Das Kotz Baukasten -System wurde in den Achtziger Jahren des letzten Jahrhunderts entwickelt und regelmäßig ab 1982 implantiert. Es besteht aus 26 Teilen für den Einsatz an der gesamten unteren Extremität. Verlängerungsschritte sind dabei in 2 cm Abständen möglich. Die Prothesen bestehen aus einer Co-Cr-Mo Legierung und werden zementfrei implantiert. Die primäre Stabilität der Resektionsprothese wurde 1982 zunächst durch die Verschraubung zweier Seitenplatten mit 6 Schrauben durch den perforierten Stiel gewährleistet. Die Oberfläche des Stiels, sowie die Plattenrückseiten waren dabei kugelbeschichtet und sollten so eine dauerhafte Fixation ermöglichen. Nach Analyse der Langzeitergebnisse und auftretenden Problemen in Form von Osteoporose bzw. Knochenatrophie wurden En-

de der Achtziger Jahre Änderungen in der Fixation vorgenommen. Dabei wurden die 2 Seitenplatten und 6 Schrauben gegen 1 Seitenplatte mit 3 Schrauben ausgetauscht. Das letzte Drittel des Stiels wurde glatt statt kugelbeschichtet gefertigt und die Stieldicken lagen nun in 1mm statt 3mm Differenz im Durchmesser vor. Die Verankerungsstiele waren in der Folge für die Femurimplantation gekrümmt, für den Einbau in die Tibia gerade geformt.

Lockerungstendenzen der Polyethylenbuchsen wurde mit einer Veränderung hin zu durchgehenden Buchsen und einem metallgeführten Scharniergelenk Rechnung getragen. Ebenfalls wurden die bisher glatten Resektionsteile der Prothese kugelbeschichtet, um die extrakortikale Knochenüberbrückung von der Prothese auf den Röhrenknochen zu ermöglichen und eine bessere Weichteilhaftung zu erreichen.

Zudem wurden Wachstumsmodule für den Einsatz bei Kindern entwickelt (Kotz 1993).

Das modulare Mutars Prothesensystem wurde 1991 in Münster entwickelt und von März 1991 an regelmäßig in der Klinik für Orthopädie des Universitätsklinikums eingesetzt. Es handelt sich bei diesem System für den distalen Femur bzw. die proximale Tibia um ein gekoppeltes Rotationsknie. Resektionshülsen in unterschiedlichen Größen sorgen für eine Einsatzmöglichkeit des Systems bei verschiedenen Resektionslängen. Die verwendeten Schäfte bestehen aus Titan, sollten sie zementfrei eingebracht werden können, bzw. aus einer Co-Cr-Mo Legierung sollte Zement verwendet werden. Bei zementfreier Implantation in den Markraum ist die hexagonale Form der Prothesenschäfte ein wesentlicher Bestandteil des Systems. Ein Treviraschlauch dient als Anbindungsschlauch zur Refixation muskulärer Strukturen sowie zur Rekonstruktion der Kapsel.

1997 kam es im Rahmen der Weiterentwicklung des Prothesensystems zu einer Modifikation der Implantationstechnik mit Entwicklung eines Raspelinstrumentes. Bis Dato waren die Prothesenschäfte durch ein Aufbohren des Markraumes implantiert worden. In der Folge wurden die Schafteinbettungen vorgeraspelt, um so eine bessere Einbettung zu ermöglichen, mit der eine verbesserte Rotationsstabilität einhergehen sollte. (Gosheger 2000)

Gosheger et al sprechen in ihrer Studie aus dem Jahre 2000 von sehr guten funktionellen Ergebnissen nach Implantation der Mutarsprothesen. Komplikationsraten treten in einem ihrer Meinung nach vertretbaren Rahmen auf. Insbesondere die Zahl der Lockerungen ging

mit Einführung der neuen Implantationstechnik stark zurück. Weitere Probleme lagen in auftretenden Infektionen bzw. Lockerungen der Polyethylenrollen.

Auch Mittermayer et al geben in ihrer Langzeitstudie über implantierte Knie Prothesen sehr gute bis gute funktionelle Ergebnisse an. Prothesen-bedingte Komplikationen liegen hier in der aseptischen Lockerung, Implantat- Frakturen, septischen Lockerungen und Abnutzungserscheinungen der Polyethylenbuchsen.

Die beiden Prothesensysteme erweisen sich als sehr gute Möglichkeit die entstehenden Knochendefekte nach großen Tumorresektionen im Kniegelenksbereich zu rekonstruieren. Anders als bei konventionellen Kniegelenksendoprothesen müssen hier große Knochenanteile ersetzt werden, so dass es zu einer enormen Lastumverteilung auf die Prothese kommt. Zudem sorgt die Resektion von Weichteilen für eine erschwerte Fixation der Prothese, im Gegensatz zu konventionellen Prothesen, die in einen intakten Weichteilmantel integriert werden können. Die Entwicklung bei konventionellen Prothesen geht hin zu möglichst kleinen Implantaten und dem Erhalt möglichst vieler anatomischer Strukturen. Hiermit sollen bessere Rückzugsmöglichkeiten und eine Verbesserung der propriozeptiven Eigenschaften erreicht werden. Besonders der Erhalt möglichst beider Kreuzbänder scheint für einen physiologischen Bewegungsablauf entscheidend zu sein (Fuchs et al 2001). Konventionelle Prothesen werden daher z.T. als Schlittenprothesen eingesetzt, d.h. mit Verbleib anatomischer Kniestrukturen. Diese Entwicklung kann von den Tumorprothesen aufgrund geforderter Radikalität nicht erfüllt werden.

Gekoppelte Prothesensysteme werden bei konventionellen Prothesen nur bei erheblicher Bandinsuffizienz, Achsenabweichungen oder knöchernen Destruktionen eingesetzt (Fuchs et al 2001). Die Tumorprothesen dagegen werden grundsätzlich als gekoppelte Systeme verwendet.

Die Tumorprothesen werden einem sehr jungen Kollektiv implantiert, so dass die Bauweise der Prothesen entsprechend auf eine lange Verbleibdauer hin ausgelegt sein sollte, sowie die Einbringtechnik ohne Zement auskommen muss. Ähnliches gilt für die konventionellen Prothesen, da auch hier das Kollektiv immer jünger wird (Fuchs et al 2001).

1.4. Untersuchungsmethoden der Studie

Aufgrund der guten Überlebenschancen des meist jungen Patientenkollektivs wird klar, dass eine Operation wünschenswert ist, die die betroffene Extremität möglichst frei von funktionellen Einschränkungen zurücklässt. Die Patienten sollten also in der Lage

sein, mit ihrer Extremität zu gehen, alltägliche Situationen zu meistern und am Arbeitsprozess teilzunehmen. Verbunden mit diesen Anforderungen an das postoperative Ergebnis, ergeben sich für diese Studie Fragen, die wir mit Hilfe der Ganganalyse und dem EMG beantworten möchten.

Mit den gewählten Untersuchungsmethoden in Form einer dreidimensionalen Bewegungsanalyse und dem EMG bieten sich dem Untersucher objektive Verfahren, die sowohl Einblicke in die Mechanik des Gelenkes selber, mit seinen Winkelverläufen und Drehmomenten geben, als auch die muskuläre Situation der Patienten näher beleuchten können. Damit könnten eventuelle Fehlbelastungen erkannt und das Gangbild näher analysiert werden.

Mit computergestützter standardisierter Erstellung der Parameter bei der Ganganalyse bzw. softwarebearbeiteten normierten Messungen beim EMG konnten allgemein vergleichbare Werte gewonnen werden.

1.5. Studienbegründung

An der Universitätsklinik Münster wurden in den letzten Jahrzehnten bei einem großen Kollektiv an Patienten Tumorprothesen nach kniegelenksnahen Tumoren eingesetzt. Bei diesem Kollektiv handelte es sich zumeist um junge Patienten. Damit wird klar, dass eine hohe Funktionalität nach Erreichen guter Überlebenszahlen nun ein Ziel der Klinik sein muss. Die verwendeten Tumorprothesen des Mutarssystems wurden an der Klinik eigens dafür entwickelt und in ihrer Funktionalität optimiert.

Diese Studie will bei einem vergleichsweise großen Kollektiv funktionelle Gangbilduntersuchungen anstreben, um objektive Parameter über das Gangbild der Patienten zu erlangen und so ein Bild der Funktionalität nach Tumorprotheseneinbau zu bekommen. Zudem soll dem Umstand Rechnung getragen werden, dass in diesem Kollektiv zwei verschiedene Tumorlokalisationen vereint sind. Die beiden Lokalisationen führen ebenfalls zu einer unterschiedlichen Operationstechnik, womit ein Vergleich der funktionellen Ergebnisse durchaus sinnvoll erscheint.

In Studien anderer Autoren ist selten ein derart großes Kollektiv funktionell untersucht worden. So untersuchten Tsuboyama et al 21 bzw. 20 Probanden in ihren Studien von 1993 bzw. 1994. Zohmann et al schreiben über 10 Patienten, Benedetti et al über 16 Patienten,

de Visser und sein Team über 19 Patienten. Rompen et al untersuchten 18 Patienten und Bach berichtet in seiner Dissertation sogar nur über ein 4 köpfiges Kollektiv.

Die funktionellen Untersuchungen dieser Studie beschäftigen sich sowohl mit der dreidimensionalen Ganganalyse, als auch mit dem EMG. Eine derartige Kombination von Untersuchungstechniken scheint bei den vorliegenden Operationen sinnvoll, da nicht nur am knöchernen Gelenkapparat Veränderungen vorgenommen wurden, sondern auch die muskuläre Situation der Patienten starken Veränderungen post operationem unterliegt. Eine derartige Kombination lässt sich in Studien anderer Autoren selten finden. Tsuboyama et al untersuchten ausschließlich die Quadricepsmuskelmasse und die Extensorenkraft mit Hilfe eines Dynamometers. In ihrer Studie von 1994 untersuchten sie zusätzlich ganganalytische Parameter, verwendeten jedoch kein EMG. Zohmann unterzog seine Probanden lediglich einer Stride- Analyse, ohne muskuläre Aspekte miteinzubeziehen. Sowohl Rompen et al als auch Bach untersuchten ihre Patienten ebenfalls nur ganganalytisch. Lediglich Benedetti und de Visser haben einen ähnlichen Versuchsansatz.

In dem vorliegenden Patientenkollektiv finden sich Patienten mit Tumoren des distalen Femurs und solche mit Tumoren an der proximalen Tibia. Diese Lokalisationsunterschiede haben eine verschiedene Operationstechnik zur Folge. In dieser Studie soll nun neben dem Vergleich der funktionellen Parameter mit einem gesunden Vergleichskollektiv ebenfalls der Vergleich der beiden Lokalisationen angestrebt werden. So sollen eventuelle Unterschiede des funktionellen Outcome sichtbar gemacht werden können.

In anderen Studien waren meist nur femorale oder tibiale Tumorlokalisationen zu finden. So berichtet Tsuboyama in beiden Studien lediglich über Tumorlokalisationen am distalen Femur. Zohmann hingegen hat in seinem Kollektiv nur Patienten mit Tumoren der proximalen Tibia zusammengetragen. Benedetti und auch de Visser beschäftigen sich in ihren Arbeiten ausschließlich mit Tumoren des distalen Femurs. Auch Rompen und Bach arbeiten in Ihren Studien lediglich mit femoralen Tumorlokalisationen. Somit kann ein Vergleich zwischen den Tumorlokalisationen nicht stattfinden.

In der vorliegenden Arbeit wurde ein großes Spektrum an Parametern im Zuge der Ganganalyse erfasst und ausgewertet. Dabei wurden sowohl Weg- Zeit Parameter, Bodenreaktionskräfte als auch Winkel aller drei unteren Gelenke mit ihren Momenten erfasst. Eine solche Vielzahl an Parametern lässt den Untersucher ein möglichst genaues Bild der funktionellen Vorgänge bekommen. In Studien anderer Autoren finden sich dagegen selten

derart detaillierte Untersuchungsparameter. So untersuchten Tsuboyama 1993 lediglich die Quadricepsmuskelmasse und die Extensionskraft mit einem Dynamometer. 1994 leiteten sie Bodenreaktionskräfte im Rahmen einer Ganganalyse bei ihren Patienten ab. Auch Zohmann beschränkten sich auf die Erfassung von Weg- Zeit Parametern im Rahmen ihrer Ganganalyse. Rompen beschäftigte sich mit den sagittalen Hüft- und Kniewinkelverläufen, sowie Weg-Zeit Parametern. Bach beschreibt in seiner Dissertation Verläufe der frontalen Kniegelenkwinkel und deren Momente, sowie Länge von Doppel- und Einzelunterstützungsphasen.

Lediglich Benedetti und de Visser erfassen ein vergleichbares Spektrum an Werten für die Ganganalyse.

Die oben genannten Ausführungen lassen daher eine Studie in diesem Umfang und mit einem derartigen Spektrum an Parametern sinnvoll erscheinen.

Diese Studie wurde mit Unterstützung der Deutschen Krebshilfe durchgeführt.

1.6. Fragestellungen der Studie

Folgende Fragen entstanden in Zusammenhang mit dem postoperativen Ergebnis unter Verwendung der oben genannten Untersuchungstechniken:

1. Gehen die Patienten anders als ein Vergleichskollektiv, ist also mit einer Veränderung der Funktion zu rechnen?
2. Wenn ja, gibt es Hinweise auf bestimmte Problemfelder im Gangbild der Patienten und welche Ursachen gibt es möglicherweise für diese?
3. Wie können die Problemfelder besser in die Rehabilitation der Patienten integriert und dort bearbeitet bzw. Verbesserungen erzielt werden?
4. Haben die Lokalisation des Tumors und die daraus resultierende unterschiedliche Operationstechnik einen Einfluss auf das Gangbild der Patienten?
5. Sind anhand der objektiven Untersuchungsmethoden Bewertungen des Gangbildes möglich?
6. Können mögliche Probleme der Prothesen erkannt und für ein kommendes Prothesendesign Prämissen gefunden werden?

2. Methoden und Probanden

2.1. Patientenkollektiv

Das Patientenkollektiv ergab sich aus der Datenbank der orthopädischen Klinik des Universitätsklinikums Münster der Jahre 1982-2001. In dieser Zeit wurden 142 Patienten an einem kniegelenksnahen Tumor operiert und mit einer Endoprothese versorgt. Elf Patienten verstarben in der Zwischenzeit an den Folgen ihres Tumorleidens. Weitere elf Patienten erfüllten die Einschlusskriterien (siehe 2.2.) der Studie nicht. Im Einzelnen waren zwei Patienten nach zunächst endoprothetischer Versorgung nachoperiert und später mit einer Umdrehplastik versorgt worden. Ein Patient wurde nachträglich amputiert. Zwei Patienten konnten die geforderte Strecke von circa 400 m, welche zur Untersuchung notwendig war, nicht unterstützungsfrei gehen. Weitere vier Patienten waren an Rezidiven erkrankt bzw. befanden sich in einer Chemotherapiephase und waren nicht in der Lage die Untersuchungen zu absolvieren. Zwei weitere Patienten wurden ausgeschlossen, weil ihre Operation weniger als 18 Monate zurücklag.

Bei 18 Patienten konnten keine aktuellen Adressen gefunden werden, die an sie adressierten Briefe erhielten wir ohne Angaben zurück. 3 Patienten hatten kein Interesse an der Studie.

Damit verblieben von anfänglich 142 Patienten 99 Patienten, die die Einschlusskriterien erfüllten. Von diesen 99 Patienten nahmen 39 Patienten an der Studie teil. Die Probanden der vorliegende Studie wurden in Zusammenarbeit mit K.Brunswig im Rahmen seiner Studie zusätzlich gangökonomisch und im Rahmen einer „Quality of Life“ Datenerhebung untersucht.

Die restlichen 60 Patienten konnten aus verschiedenen persönlichen Gründen nicht an der Studie teilnehmen. Beispielhaft seien einige Gründe aufgeführt: starke berufliche und schulische Einbindung, große Entfernungen von ihrem Heimatort, die Kosten der Anreise wurden von der Krankenkasse nicht erstattet, terminliche Schwierigkeiten oder keine bestehende Nachsorgeanbindung an die Universitätsklinik Münster.

Verglichen werden konnten die Daten der Ganganalyse mit einem bereits bestehenden Vergleichskollektiv, welches aus 30 Physiotherapeuten bestand. Deren Alter lag zwischen 16 und 37 Jahren.

Im Patientenkollektiv fanden sich 39 Probanden im Alter von 15 bis 75 Jahren. Dabei ergab sich folgende Geschlechts- Größen- sowie Gewichtsverteilung für das Kollektiv:

| | | Mittelwert | \pm SA | Bereich von -bis |
|---------------------|------------|------------|------------|------------------|
| Geschlecht | M= 25 W=14 | | | |
| Größe (cm) | | 174,9 | \pm 9,1 | 151-198 |
| Gewicht (kg) | | 70,6 | \pm 11,9 | 51-95 |

Tab. 2-1: Grundlegende Daten des Patientenkollektivs: Geschlechts-, Größenverteilung in cm, Gewichtsverteilung in kg

Bei den Patienten fanden sich folgende Verteilungen der Tumore:

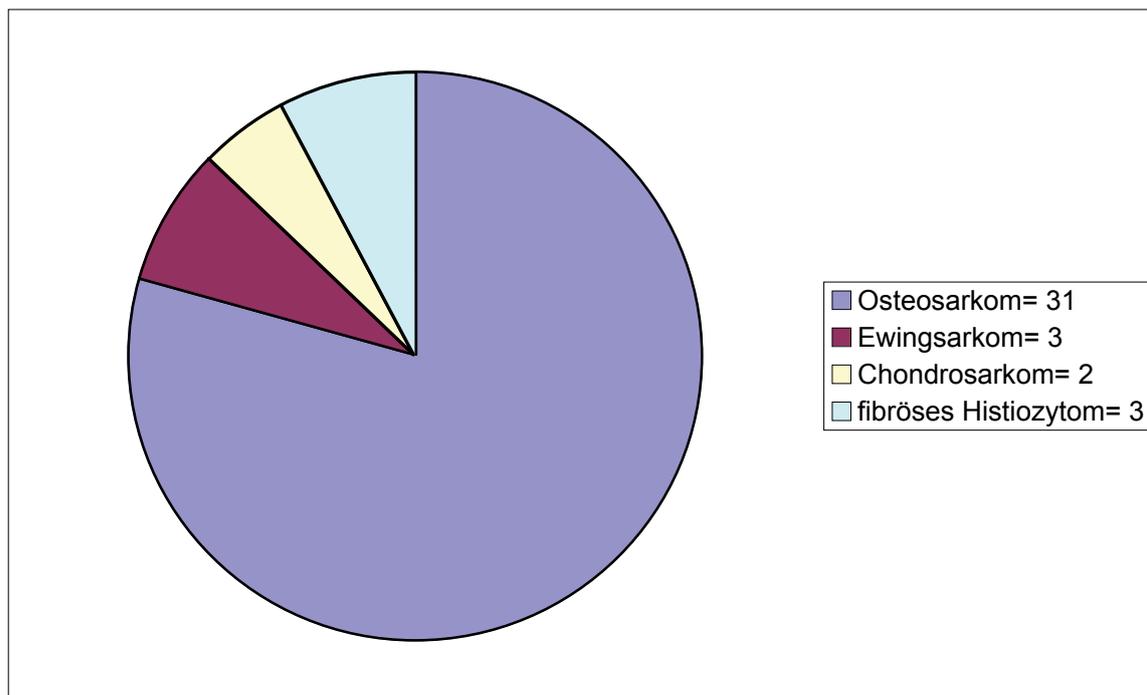


Abb. 2-1 Verteilung der Tumore im Patientenkollektiv

Von den insgesamt 39 Patienten waren 19 Patienten auf ihrer rechten und 20 Patienten auf ihrer linken Seiten betroffen. Der distale Femur als Tumorlokalisation lag bei 27 Patienten vor, bei 12 Patienten war der Tumor im proximalen Bereich der Tibia lokalisiert. Insgesamt sind 31 Patienten mit einer Mutarsprothese versorgt, 8 erhielten eine Kotz Prothese.

Bei den durchgeführten Operationen wurden die folgenden Resektionslängen bei unten genannten Femur bzw. Tibialängen erreicht, wobei sie in absoluter und prozentualer Länge des gesamten Knochens angegeben werden:

| | Mittelwert+SA | ± SA | Bereich von-bis |
|------------------------------------|---------------|--------|-----------------|
| Femurlänge (cm) | 47,0 | ± 3,7 | 37,0 - 52,5 |
| Femurresektionslänge (cm) | 18,0 | ± 5,3 | 10,5 - 33,0 |
| Resektionslänge in % | 39,5 | ± 11,2 | 22,1 - 64,2 |
| Tibiallänge (cm) | 40,8 | ± 2,4 | 35,5 - 43,5 |
| Tibiaresektionslänge (cm) | 13,9 | ± 3,3 | 11,0 - 23,5 |
| Resektionslänge in % | 34,4 | ± 8,2 | 26,7 - 54,6 |
| Resektionslänge gesamt (cm) | 17,9 | ± 5,0 | 11,50 - 34,0 |
| Resektionslänge gesamt in % | 20,4 | ± 5,6 | 13,2 - 35,6 |

Tab. 2-2: Grundlegende Daten des Patientenkollektivs: Verteilung von Femur- und Tibialänge, Resektionslängen von Femur und Tibia, sowie die Gesamtresektionslängen in cm und %

Die Verteilung der Resektionsausmaße lässt sich zudem nach der Enneking Resektionsklassifikation wie in Tabelle 2-3 gezeigt darstellen. Zur Erklärung der Enneking Skala ist diese im folgenden Abschnitt schematisch gezeigt.

| Patientenzahl n=39 | |
|---------------------------|----|
| K123A | 19 |
| K2346B | 3 |
| H3AK123A | 7 |
| K234B | 6 |
| K23456B | 1 |
| unbek. | 3 |

Tab. 2-3: Verteilung der Resektionsausmaße nach der Enneking- Resektionsklassifikation (s.u.)

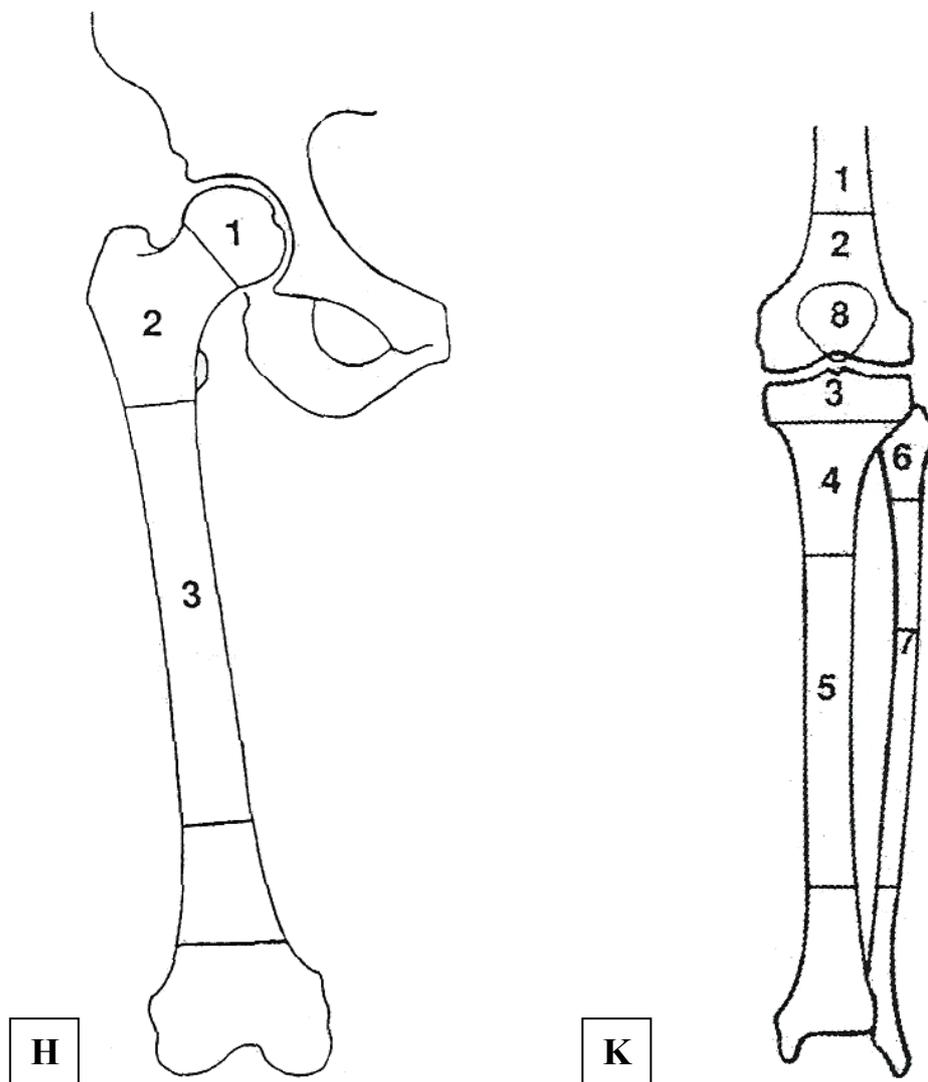


Abb. 2-2: Erläuterung zur Enneking Score: „A System for the Classification of Skeletal Resections“; im Besonderen im Hüft- und Kniebereich (Enneking 1991)

Legende zur Abb. 2-1: Hüftregion: 1: Epiphyse des proximalen Femurs; 2: Metaphyse des proximalen Femurs; 3: Diaphyse des Femurs

A: Abduktormechanismus der Hüfte intakt

B: Abduktormechanismus der Hüfte zerstört

Knieregion: 1: Metaphyse des distalen Femurs; 2: Epiphyse des distalen Femurs; 3: Epiphyse der proximalen Tibia; 4: Metaphyse der proximalen Tibia; 5: Diaphyse der Tibia; 6: Epi/ Metaphyse der proximalen Fibula; 7: Diaphyse der Fibula; 8: Patella

A: Extensormechanismus des Knies intakt

B: Extensormechanismus des Knies zerstört

2.2. Einschlusskriterien der Studie

Folgenden Kriterien galten als Voraussetzung zur Teilnahme an der vorliegenden Studie:

- ein Alter von mindestens 15 Jahren
- eine operativ endoprothetische Versorgung des vorliegenden kniegelenksnahen Knochentumors
- eine Möglichkeit 400m unterstützungsfrei zu gehen
- ein Zeitraum seit der Operation von mindestens 18 Monaten

Die genannten Einschlusskriterien sind dabei wie folgt begründet: ein Alter von mindestens 15 Jahren war erforderlich, um die „Quality of Life“ Datenerhebung im Rahmen der Studie von K. Brunswig, die mit dem identischen Probandenkollektiv erarbeitet wurde, auswerten zu können.

Das Studiendesign bzw. das Thema der vorliegenden Arbeit beschäftigt sich ausschließlich mit endoprothetisch versorgten kniegelenksnahen Tumoren. Alle übrigen Resektionsverfahren, seien es Rotationsplastiken, Arthrodesen oder Amputationen wurden nicht berücksichtigt, um ein einheitliches, vergleichbares Patientenkollektiv untersuchen zu können.

Eine unterstützungsfreie Gehstrecke von 400 Metern war notwendig, um den Gangaufwand der Bewegungsanalyse, des EMGs im Gang, sowie der Untersuchung der Gangökonomie bzw. des Energieverbrauchs im Rahmen der Studie von K. Brunswig, absolvieren zu können.

Der genannte Zeitraum von 18 Monaten post operationem sollte einerseits gewährleisten, dass eine eventuelle adjuvante Therapie der Patienten abgeschlossen sein konnte und damit einer gesundheitlichen Beeinträchtigung durch Chemotherapie/Strahlentherapie vorgebeugt werden konnte. Andererseits war mit 18 Monaten eine Rekonvaleszenz zu erwarten, die den Patienten die Möglichkeit geben konnte, sicher und unterstützungsfrei zu gehen (de Visser 2003).

2.3. Untersuchungsort und –zeitraum

Die Untersuchungen fanden ausschließlich im Ganglabor des Funktionsbereiches Bewegungsanalytik der Universitätsklinik Münster statt. Der Untersuchungszeitraum erstreckte sich vom Juli 2002 bis April 2003. Die Patienten wurden innerhalb von 2 ½ bis 3 Stunden untersucht, tageszeitlich zwischen 10:00 Uhr und 15:30 Uhr.

2.4. Untersuchungsablauf

Ein Untersuchungstag gliederte sich in folgende Abschnitte:

1. Patienteneinweisung
2. Dreidimensionale Bewegungsanalyse
3. Elektromyographie

2.4.1. Allgemeine Patienteneinweisung

Allen Patienten wurde zu Beginn der Studie ein ausführlicher Informationsbrief (siehe Anhang) zugesandt, der sie von der Studie in Kenntnis setzte und um ihre Mitarbeit bzw. ihr Interesse warb. Mit einem Hinweis auf folgenden persönlichen Kontakt wurden die Patienten einige Wochen später persönlich fernmündlich kontaktiert und nochmals über die Studie informiert. Zu diesem Zeitpunkt wurde versucht, einen Untersuchungstermin mit den Patienten zu vereinbaren.

Am vereinbarten Untersuchungstermin wurde den Patienten zunächst das weitere Vorgehen des Untersuchungstages näher erläutert. Dabei wurden ihnen die einzelnen Methoden anschaulich erklärt, sowie die Gegebenheiten des Ganglabors kurz vorgestellt. Mit dem Einverständnis der Patienten wurde dann mit den Untersuchungen begonnen.

Zunächst wurden die persönlichen Daten der Patienten erhoben, sowie deren Größe, Gewicht und beidseitige Fußlänge bestimmt.

Der Patient wurde nun gebeten sich für die Bewegungsanalyse soweit zu entkleiden, dass die Marker an die Gelenke des Ober- und Unterkörpers geklebt werden konnten. Grundsätzlich sollten dazu die Schuhe und Socken des Patienten ebenfalls entfernt werden. (Ausnahmen von dieser Regel siehe Kapitel 2.4.2).

2.4.2. Dreidimensionale Bewegungsanalyse

Patienteneinweisung

Zur Vorbereitung auf die Messung wurden dem Patienten 21 selbstklebende, reflektierende Marker aus dem „Helen Hayes Marker Set 25“ an definierten, anatomisch signifikanten Gelenkpositionen fixiert. Die exakten Positionen können der unten stehenden Abbildung 2-3 entnommen werden. Um eine einwandfreie Messung zu gewährleisten, die durch eine

Verschiebung der Marker gefährdet wäre, wurden die Marker bei Bedarf mit Tape am Körper befestigt.

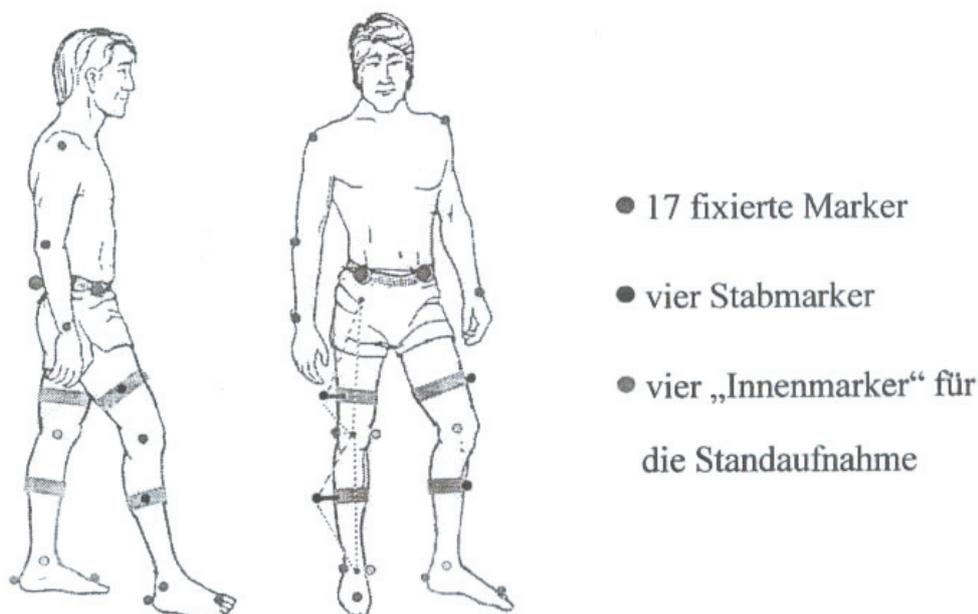


Abb. 2-3: Markerpositionen des Helen Hayes Marker Set 25 am Körper des Patienten

Grundsätzlich sollte die Ganganalyse ohne Schuhe durchgeführt werden, eine Ausnahme bildeten die Patienten mit einer Beinlängendifferenz, die durch eine Schuherhöhung ausgeglichen war. Bei ihnen wurde die Analyse mit entsprechendem Schuhwerk durchgeführt. Nun folgten die Standmessung, sowie die eigentliche Analyse.

Standmessung

Die Standmessung schloss sich direkt an die Vorbereitung an und war eine notwendige Voraussetzung für die folgende Bewegungsanalyse. Hierbei wurden den Patienten zusätzlich zu den 21 bisherigen Markern noch 4 weitere so genannte „Innenmarker“ an die medialen Kondylen des Knies, sowie an den Innenknöchel geklebt, die später für die Bewegungsanalyse wieder entfernt werden konnten. Diese „Innenmarker“ waren notwendig, um die Gelenkmittelpunkte berechnen zu können.

Als Ausgangsposition für die Standmessung stellte sich der Patient in den kalibrierten Raum (siehe Kapitel 2.4.2.1). Er nahm eine aufrechte Standposition ein, Blick gradeaus, die Be-

ine etwa schulterbreit, gestreckt. Seine Arme hielt er nach Aufforderung für die Messung in einem 90 Grad Winkel abgespreizt. In dieser Position verharrte er etwa 1 sek. während der Messung. Diese Position ermöglichte es, den 6 Rotlichtkameras im Raum alle Marker zu erkennen und nach Verarbeitung durch das angeschlossene Computersystem, (Programm Eva. 5.2, Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA) genau einem Gelenkpunkt am Körper des Patienten zuzuordnen. Diese exakte Zuordnung erlaubte es, die Innenmarker nach der Standmessung zu entfernen, da eine Rückrechnung auf den Gelenkmittelpunkt aus den Werten der Standmessung durch den Computer auch später möglich war.

Bewegungsanalyse

Nach Entfernung der Innenmarker wurde der Patient gebeten, sich an die Kopfseite des Ganglabors zu begeben. Hier wurde eine Startmarkierung am Boden platziert, die dem Patienten als Anhaltspunkt dienen sollte. Er wurde gebeten, zu jedem Durchgang dort Aufstellung zu nehmen und auf das Startsignal zu warten. Die Aufgabe bestand nun für den Patienten darin, möglichst in normaler Gangweise und entsprechendem Tempo mit geradeaus gerichtetem Blick durch den kalibrierten Raum zu gehen, wobei zwei in den Boden eingelassene Bodenreaktionskraftmessplatten (siehe Kapitel 2.4.2.1) mit vollem Fußumfang zu treffen waren. Die Startmarkierung wurde entsprechend so versetzt, dass ein Belasten der Kraftmessplatten mit vollem Fußumfang möglich war, ohne dass der Patient darauf speziell achten musste. Es wurden mehrere Durchgänge veranlasst, um möglichst fünf optimale Messungen zu erhalten, die dann der Auswertung zugeführt werden konnten.

Die Messung der Bewegungsanalyse wurde kurz nach dem Startsignal gestartet und dauerte ca. 3,5 sek..

2.4.2.1. Technische Erläuterungen

Motion Analysis

Zum Messsystem der dreidimensionalen Bewegungsanalyse gehören: sechs Rotlichtkame- ras, zwei PCs, sowie die Software Eva 5.2 des Herstellers Motion Analysis Corporation (Santa Rosa, CA, USA).

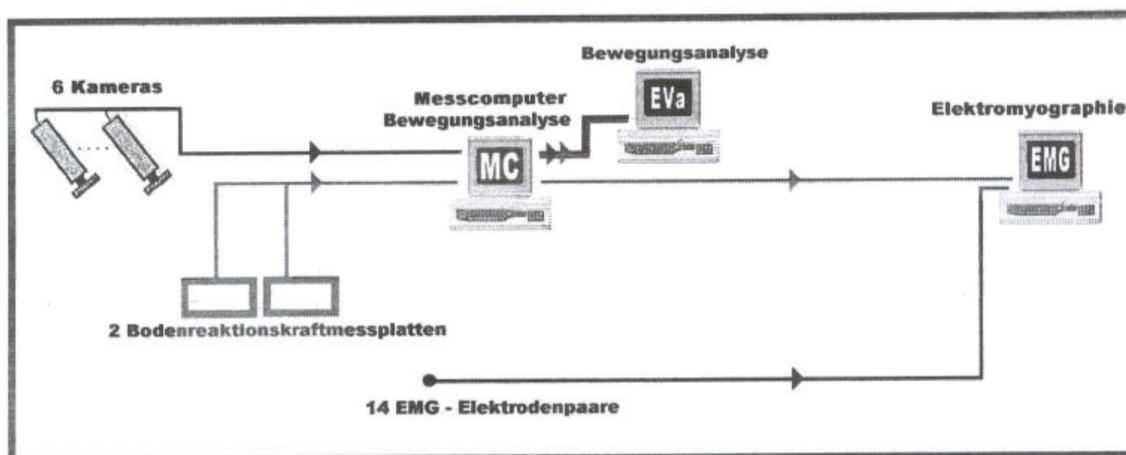


Abb. 2-4: Schematische Darstellung der Anordnung der Messgeräte

Dieses System ist im Funktionsbereich Bewegungsanalyse des Universitätsklinikums Münster installiert. Dabei sind die Rotlichtkameras des Typs Cohn 4910 auf einen umschriebenen Bereich, in dem die Bodenreaktionskraftmessplatten im Boden eingelassen sind, kalibriert.

Das Prinzip der Datenerfassung einer solchen Rotlichtkamera kann wie folgt beschrieben werden: bei der Messung werden von den ringförmig um ein 8 mm Weitwinkelobjektiv angeordneten Lichtquellen der Kamera Rotlichtstrahlen entsendet, die von den am Probanden aufgebracht Markern reflektiert werden. Diese reflektierte Strahlung wird dann von einem rotlichtsensiblen optischen Filter an denselben Kameras wieder aufgenommen.

So entstehen während den 3,5 Sekunden der Messung 210 Bilder, was einer Frequenz von 60 Hz entspricht. Die entstehenden Bilder werden nun als analoge Videosignale von den Kameras an das angeschlossene Computersystem (486 DX/2 mit 66 MHz, Betriebssystem MS DOS 6.22) gesendet.

Für die Weiterverarbeitung der Daten werden diese in digitale Signale umgewandelt und an den vernetzten PC (Pentium2 mit 300 MHz, Betriebssystem Windows NT 4.0) gegeben, um dann mit der Software Eva 5.2 (Motion Analysis Corp., Santa Rosa, Ca, USA) aufbereitet werden zu können.

Um Raumkoordinaten einzelner Gelenkpunkte berechnen zu können müssen die Marker mindesten von 2 Kameras „gesehen“ werden.

Bodenreaktionskraftmessplatten

Im Rahmen der dreidimensionalen Bewegungsanalyse wurden zur Bestimmung der entstehenden Kräfte während des Gangs zwei Bodenreaktionskraftmessplatten verwendet. Sie arbeiten auf der Basis von Dehnungsmessstreifen (AMTI Watertown, MA, USA).

Es lassen sich die folgenden Kraftkomponenten unterscheiden: F_x in der mediolateralen, F_y in der anteroposterioren und F_z in vertikaler Richtung.

Allgemeine Beschreibung der Auswertungsparameter:

Anatomisch geordnet, beginnend beim Becken, ergibt sich dabei zunächst die durchschnittliche Beckenkipfung. In der Folge werden dann maximale und minimale Beckenneigung, sowie der sich daraus ergebene Bewegungsumfang (ROM) ermittelt. Für die Hüfte werden maximale und minimale Hüftflexion und entsprechender Bewegungsumfang (ROM= range of motion) gemessen.

Alle Parameter werden dabei von der Software Eva 5.2 des Herstellers Motion Analysis Corporation (Santa Rosa, CA, USA) als etabliertes Verfahren, mit standardisiert erfassten Parametern ermittelt.

Des Weiteren wird die maximale Hüftadduktion ermittelt. Das Hüftabduktionsmoment wird in seinen zwei Maxima dargestellt, hierfür eine erläuternde Beispielkurve:

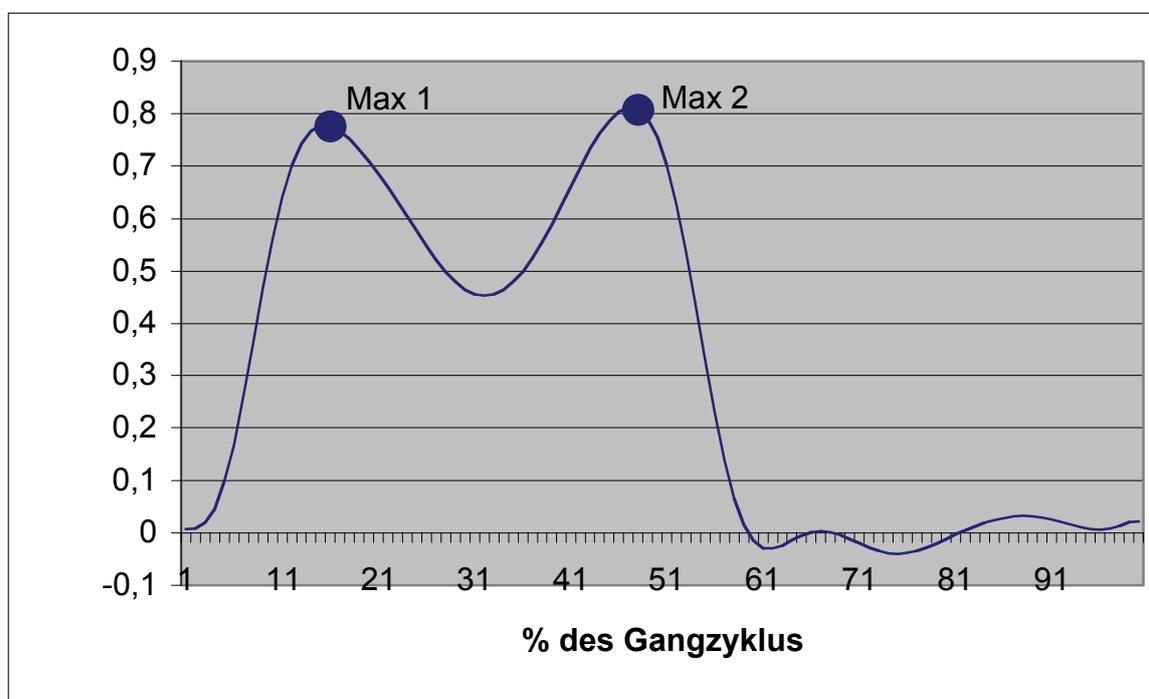


Abb. 2-5: Beispielkurve des Hüftabduktionsmomentes in Nm/kg mit ermittelten Parametern: Max 1; Max 2

Für das Kniegelenk werden das erste und zweite Maximum, sowie das dazwischenliegende Minimum der Knieflexion ermittelt. Ebenso werden die beiden Bewegungsumfänge dargestellt, die sich aus der Differenz zwischen erstem Maximum und Minimum (range of motion 1) und zweitem Maximum und Minimum (range of motion 2) ergeben. Hierfür eine erläuternde Beispielkurve:

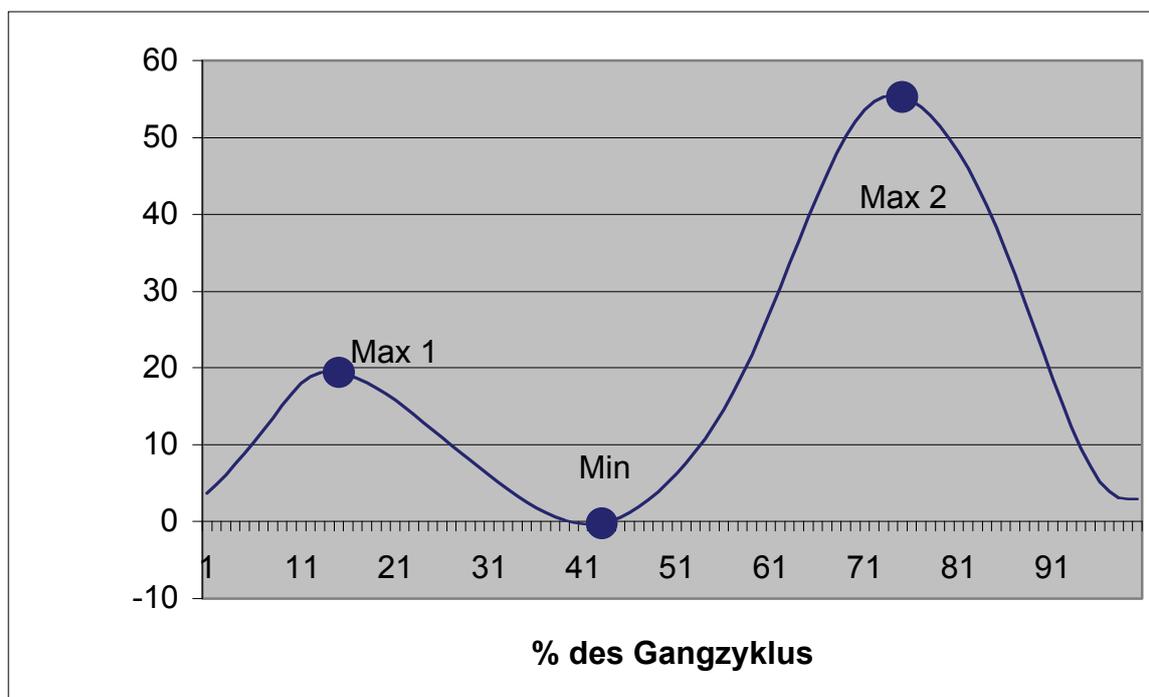


Abb. 2-6 : Beispielkurve des sagittalen Kniewinkels in Grad° mit ermittelten Parametern: Max 1; Min; Max 2

Im folgenden wird das Knieflexionsmoment mit seinem maximalen und minimalen Wert ermittelt, gefolgt von den beiden Maxima des Knieabduktionsmomentes, für die wieder ein Beispielkurve der Erläuterung dienen soll:

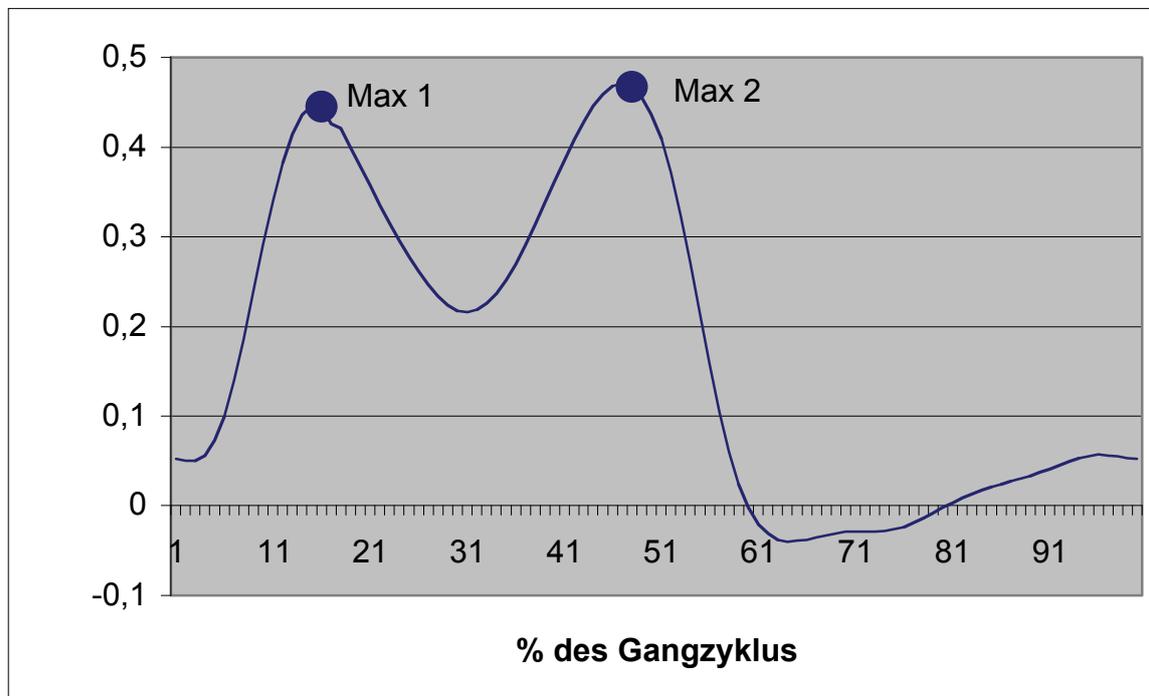


Abb. 2-7: Beispielkurve des Knieabduktionsmomentes in Nm/kg mit ermittelten Parametern: Max 1; Max 2

Anschließend ergeben sich für das Sprunggelenk folgende Werte: Maximale und minimale Sprunggelenksflexion mit Bewegungsumfang, die Werte werden hier in einer Beispielkurve verdeutlicht:

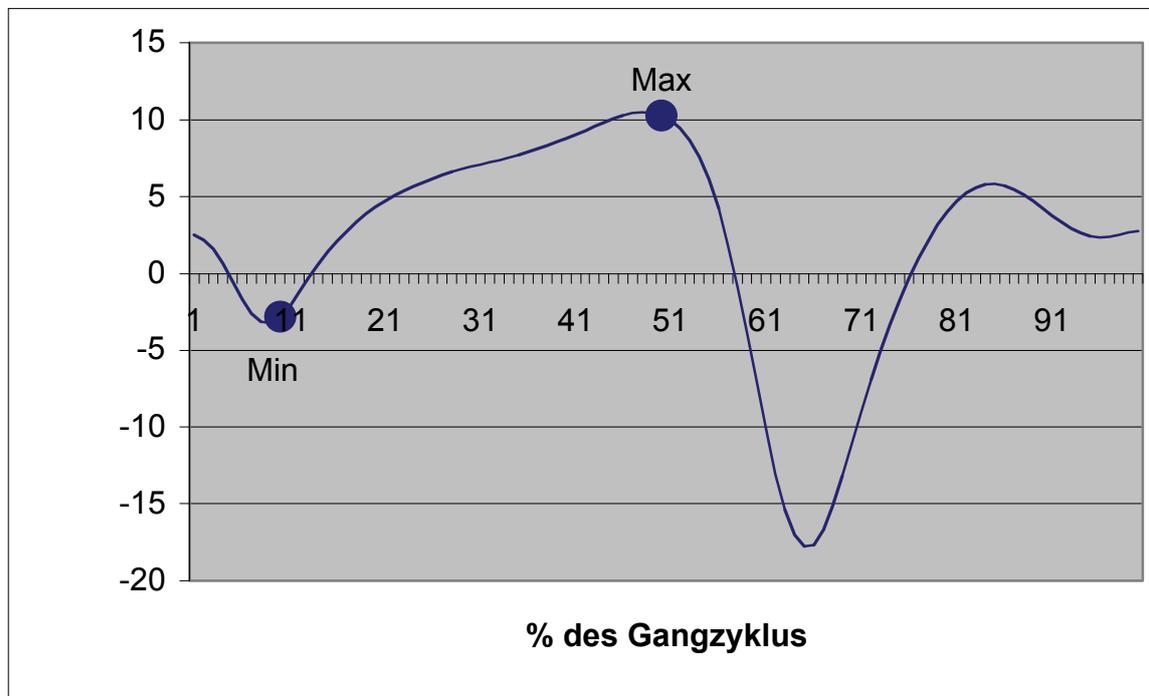


Abb. 2-8: Beispielkurve des sagittalen Sprunggelenkwinkels in Grad° mit ermittelten Parametern: Max ; Min;

Bei den Momenten des Sprunggelenks wird das Maximum des Flexionsmomentes erfasst, genau wie Maximum eins und zwei des Abduktionsmomentes, welche wieder in einer Beispielkurve verdeutlicht werden:

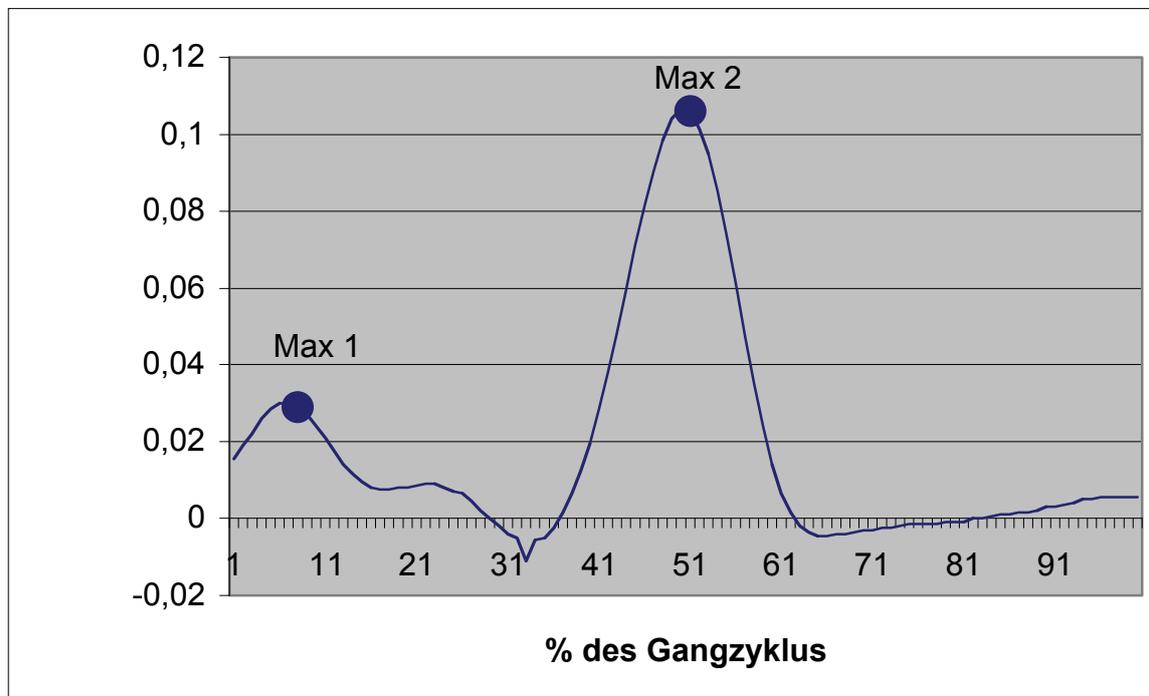


Abb. 2-9: Beispielkurve des Sprunggelenksflexionsmomentes in Nm/kg mit ermittelten Parametern: Max 1; Max 2

Im Folgenden schließen sich an die Winkel und Momente der drei großen Gelenke der unteren Extremität die Weg-Zeit-Parameter an. Hierbei werden die prozentualen Anteile der Schwung- bzw. Standphase am Gangzyklus, sowie der Einzel- und Doppelunterstützungsphase ermittelt. Ebenfalls erfasst werden die Schrittlänge und -breite der Patienten, sowie ihre selbst gewählte Geschwindigkeit. Im Folgenden werden das erste und zweite Maximum der Bodenreaktionskraft, sowie das dazwischenliegende Minimum innerhalb der Standphase dargestellt.

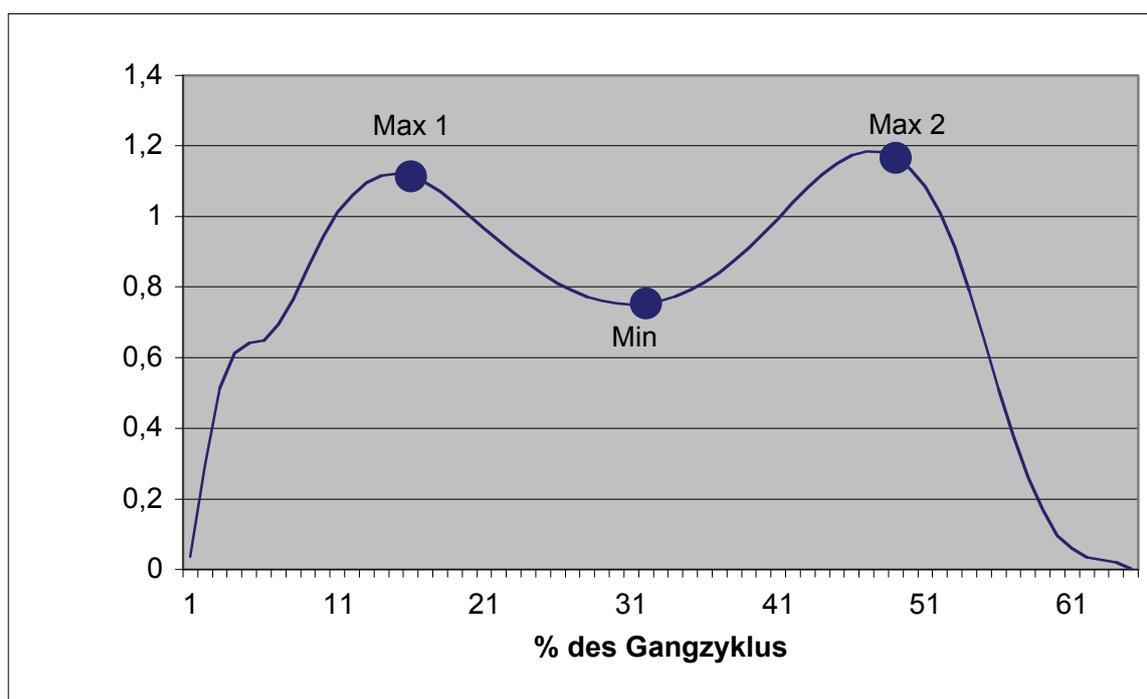


Abb. 2-10: Beispielkurve der vertikalen Bodenreaktionskraft in % Körpergewicht mit ermittelten Parametern: Max 1; Min; Max 2;

Die Werte werden für die operierte Extremität (OpE), die gesunde Extremität (NopE), sowie ein Vergleichskollektiv angegeben.

2.4.3. Elektromyographie

Patientenvorbereitung

Im Folgenden wurden die Patienten für das EMG vorbereitet. Hierzu wurden die folgenden sieben, für den Gang wichtigen Muskeln bei allen Patienten an beiden Extremitäten aufgesucht und mit je zwei Oberflächenelektroden für die EMG-Messung präpariert.

Auf der Beinvorderseite (Abbildung 2-11):

- M. rectus femoris
- M. vastus medialis
- M. vastus lateralis und
- M. tibialis anterior

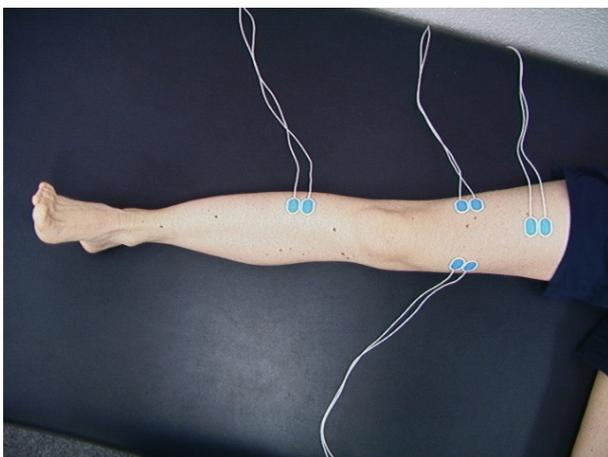


Abb. 2-11: EMG-Elektrodenpositionen Oberschenkelvorderseite

Auf der Beinrückseite (Abbildung 2-12):

- M. semitendinosus
- M. biceps femoris
- M. gastrocnemius medialis

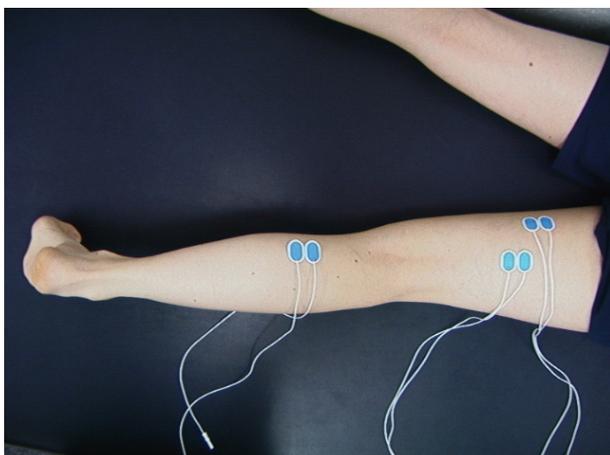


Abb. 2-12: EMG-Elektrodenpositionen Beinrückseite

Die oben genannten Muskeln wurden in der folgenden Weise vorbereitet:

1. Aufsuchen der Muskeln durch Funktionstests (siehe Abbildungen 2-13 bis 2-16) und Markieren derselben mit Stift und Schablone, welche einen exakten Elektrodenabstand von 2 cm gewährleistet.
2. Bei starker Körperbehaarung eventuelle Entfernung derselben an entsprechender Stelle mit einem Einmalrasierer.
3. Zur Absenkung des Hautwiderstandes unter $6\text{ K}\Omega$ wurden die Hautpartien mit einem Peelinggel (Nuprep TM ECG+EEG Abrasive Skin Prepping Gel), welches mit einem Wattestab aufgetragen wurde, behandelt.
4. Das Peelinggel wurde mit einem Alkoholtupfer und anschließend einem normalen Tupfer entfernt.
5. Aufbringen des Oberflächenelektrodenpaares (Typ Blue Sensor R der Firma Medico Test A/S, Denmark) an die entsprechend präparierte Hautpartie.
6. Kontrolle des Hautwiderstandes mit einem Impedanzmessgerät, wobei ein Wert von $6\text{ K}\Omega$ nicht überschritten werden durfte.
7. Am Handgelenk des Patienten wurde nun eine Erdungselektrode angebracht, auf die zuvor Elektrolytgel gegeben wurde.

8. Die 14 Elektrodenpaare wurden in die Kabelverbindungen, jedes Paar in den dafür vorgesehenen Kanal, eingesteckt, welche durch ein Laufrad an der Decke Mobilität erhielten und über ein Verbindungskabel an die Verstärkereinheit des EMG Geräts angeschlossen waren.
9. Zur Kontrolle der Funktionsfähigkeit der Elektroden, sowie deren Übertragung an die Messeinheit, wurden die Signale nun durch Betasten bzw. Anspannen des Muskels am Computer überprüft.
10. Um die Mobilität des Patienten für die folgenden Tests zu verbessern bzw. einen festen Sitz der Elektroden zu gewährleisten und somit Bewegungsartefakten vorzubeugen, wurden Netzschläuche über die Extremitäten gezogen.

Für den später folgenden Gang mit dem EMG System wurden die Kabel mittels eines Gurtes an den Hüften der Patienten befestigt, um einen störungsfreien Gang für die Patienten zu erreichen.

Maximale Willkürkontraktion

Der MVC (Maximal Voluntary Contraction)- Test schloss sich an die Patientenvorbereitung an und bot die Möglichkeit, die einzelnen Muskeln in ihrer maximalen willkürlichen Kontraktion zu erfassen. Diese Daten sind sinnvoll, um die späteren Daten des Gangs damit in Beziehung setzen zu können. Zunächst wurde eine Ruhemessung in Rückenlage durchgeführt, um eine Nulllinie für jeden Muskel zu erhalten.

Nach Erklärung des weiteren Vorgehens, wurden die einzelnen Muskeln auf ein akustisches Signal hin vom Patienten maximal angespannt und gleichzeitig die Messung gestartet. Die dabei entstehenden Werte wurden als 100% angenommen, so dass spätere Messergebnisse zu Ihnen in Beziehung gesetzt werden konnten.

Nach der oben genannten Ruhemessung wurde zunächst die maximale Kontraktion des M. tibialis ermittelt. Dafür wurde der Patient gebeten, die Fußspitze gegen den Widerstand in Richtung Oberkörper anzuziehen (Abbildung 2-13).



Abb. 2-13: MVC-Test M. tibialis anterior

Zur Überprüfung des M. gastrocnemius wurde der Patient gebeten den Fuß in die entgegengerichtete Richtung zu strecken (Abbildung 2-14).



Abb. 2-14: MVC-Test M. gastrocnemius medialis

Die Werte für den M. semitendinosus und den M. biceps femoris wurden ermittelt, indem der Patient auf dem Bauch liegend, seinen Unterschenkel auf etwa 80 Grad beugte, um ihn dann gegen den manuellen Widerstand des Untersuchers mit maximaler Kraft in Richtung Gesäß zu ziehen (Abbildung 2-15).



Abb. 2-15: MVC-Test M. semitendinosus und M. biceps femoris

Die M. vastus medialis, M. vastus lateralis und M. rectus femoris wurden getestet, indem der Patient gebeten wurde, auf dem Bauch liegend seinen angewinkelten Unterschenkel Richtung Boden zu strecken (Abbildung 2-16). Alle willkürlichen Kontraktionen wurden gegen einen manuellen Widerstand ausgeführt.



Abb. 2-16: MVC-Test M. vastus medialis, M. vastus lateralis und M. rectus femoris

Nach diesen Aufgaben wurde eine erneute Ruhemessung vollzogen, diesmal in Bauchlage des Patienten.

EMG Messung im Gang

An diesen MVC- Test schloss sich nun die EMG Messung während des Gangs an. Hierfür wurde der Patient in oben beschriebener Weise mit einem Hüftgurt versehen und gebeten sich von der Liege zu erheben, sowie seine Schuhe anzuziehen, um Störungen durch den Boden zu verhindern.

Auch hier wurde zunächst eine Ruhemessung durchgeführt. Danach wurde der Patient gebeten seinen Gang aufzunehmen und möglichst natürlich, mit normaler Ganggeschwindigkeit, durch das Ganglabor zu laufen. Die Verbindungskabel wurden über ein Laufrad in der Decke von einer begleitenden Person seitlich hinter dem Patienten mitgeführt, so dass der Patient frei gehen konnte.

Bei jedem Fußaufsatz des Patienten wurde ein manueller Trigger über einen Kontaktschalter am PC gesetzt, so dass eine spätere Identifikation der entsprechenden einzelnen Schritte ermöglicht wurde.

Der Patient musste viermal durch das Ganglabor gehen. An jedem Ende des Raums wurde die Messung gestoppt, der Patient drehte sich um und nahm erneut Aufstellung. Nach der 4. Messung war dieser Test beendet und die Daten wurden gesichert.

2.4.3.1. Technische Erläuterungen

Die so entstandenen so genannten Roh- EMG- Signale wurden über Kabelverbindungen an eine Verstärkereinheit weitergeleitet und dort verstärkt, sowie analog digital konvertiert (Messfrequenz:1000 Hz mit einer Auflösung von 12 Bit). Ein Bandpassfilter filterte die erhobenen Daten von 10-1000 Hz. Zur weiteren Verarbeitung der Daten wurde die Software Myosearch 2.02 (Noraxon Myosystem, Scottsdale, USA) verwendet. Hierbei wurden die Daten rektifiziert und mit dem Root-mean-Square (RMS) über 50 Messpunkte geglättet.

Allgemeine Beschreibung der Auswertungsparameter:

Die durchschnittliche Aktivität der einzelnen Muskeln, sowie deren maximaler Wert während des Gangzyklus gingen dabei in die Auswertung ein. Außerdem waren die einzelnen Maximalwerte beim oben beschriebenen MVC- Test Teil der Auswertung.

2.5. Statistische Tests

In der folgenden Arbeit werden die Ergebnisse der neununddreißig Patienten in Mittelwerten (MW) zusammengefasst und dargestellt. Für die einzelnen Mittelwerte werden Standardabweichungen (SA) errechnet.

Die signifikanten Unterschiede zwischen der operierten (OpE) und der nicht-operierten Extremität (NopE) werden mit dem Mann-Whitney U Test- Test ermittelt, wobei ein Wert als signifikant unterschiedlich gilt, wenn das Ergebnis ein Signifikanzniveau von <0.05 annimmt. Ein Ergebnis im U-Test <0.05 gilt dabei als signifikant und wird mit einem * gekennzeichnet. Ergebnisse <0.01 gelten als hochsignifikant und werden mit ** gekennzeichnet.

Ergebnisse der sagittalen Winkelverläufe von Hüfte, Knie und Sprunggelenk, sowie Zeitparameter werden im Vergleich der beiden Tumorlokalisationen dargestellt. Die signifikanten Unterschiede zwischen diesen beiden Gruppen wurden ebenfalls durch den Mann-Whitney U Test-Test ermittelt. Hierbei gilt, wie oben, dass der Unterschied als signifikant anzusehen ist, wenn das Ergebnis des U-Tests einen Wert <0.05 annimmt.

3. Ergebnisse

3.1. Ergebnisse der Bewegungsanalyse

Die folgenden Ergebnisse sind Mittelwerte über die neununddreißig gemessenen Patienten. Die Werte des Vergleichskollektivs werden als Mittelwerte aus linkem und rechtem Bein angegeben.

Die darzustellenden Ergebnisse werden als Vergleich zwischen operierter Extremität (OpE), nicht operierter Extremität (NopE) und dem erfassten Vergleichskollektiv (Norm) dargestellt. Liegen die Werte des Vergleichskollektivs dabei, wie in den meisten Fällen, in ähnlichen Bereichen wie die der NopE, so wird auf eine besondere Erwähnung verzichtet.

Die sagittalen Winkelverläufe von Hüfte, Knie und Sprunggelenk, sowie die Zeitparameter, werden dagegen zusätzlich auch als Vergleich zwischen den beiden Tumorlokalisationen an Tibia (Tib) und Femur (Fem) dargestellt.

Die Ergebnisse werden in anatomischer Gliederung, vom Becken beginnend abwärts, veranschaulicht. Im Anschluss daran werden die Weg-Zeit-Parameter betrachtet.

3.1.1. Ergebnisse der Becken und Hüftbewegung-/belastung

Beginnend beim Becken ergeben sich folgende Ergebnisse:

Sowohl die maximale als auch die minimale Beckenneigung unterscheiden sich hochsignifikant zwischen OpE und NopE. Das Maximum der OpE liegt dabei signifikant unter dem der NopE, beim Minimum dagegen liegt die OpE über dem Ergebnis der Gegenseite und weist ähnliche Werte wie das Normalkollektiv auf. Bei den übrigen Werten unterscheiden sich die OpE und die NopE kaum erkennbar. Im Bezug zum Vergleichskollektiv liegt der Bewegungsumfang beider Extremitäten signifikant unter dem Wert des Vergleichskollektivs. Bei der minimalen Beckenneigung hingegen liegt nur die NopE signifikant unter dem Wert des Vergleichskollektivs. Bei der maximalen Beckenneigung ist es die OpE, welche signifikant unter dem Wert des Vergleichskollektivs liegt. Für die Beckenkipfung unterscheiden sich die Werte beider Extremitäten nicht signifikant vom Vergleichskollektiv.

Im Vergleich der beiden Tumorlokalisationen ergeben sich bei diesen Werten keine signifikanten Unterschiede.

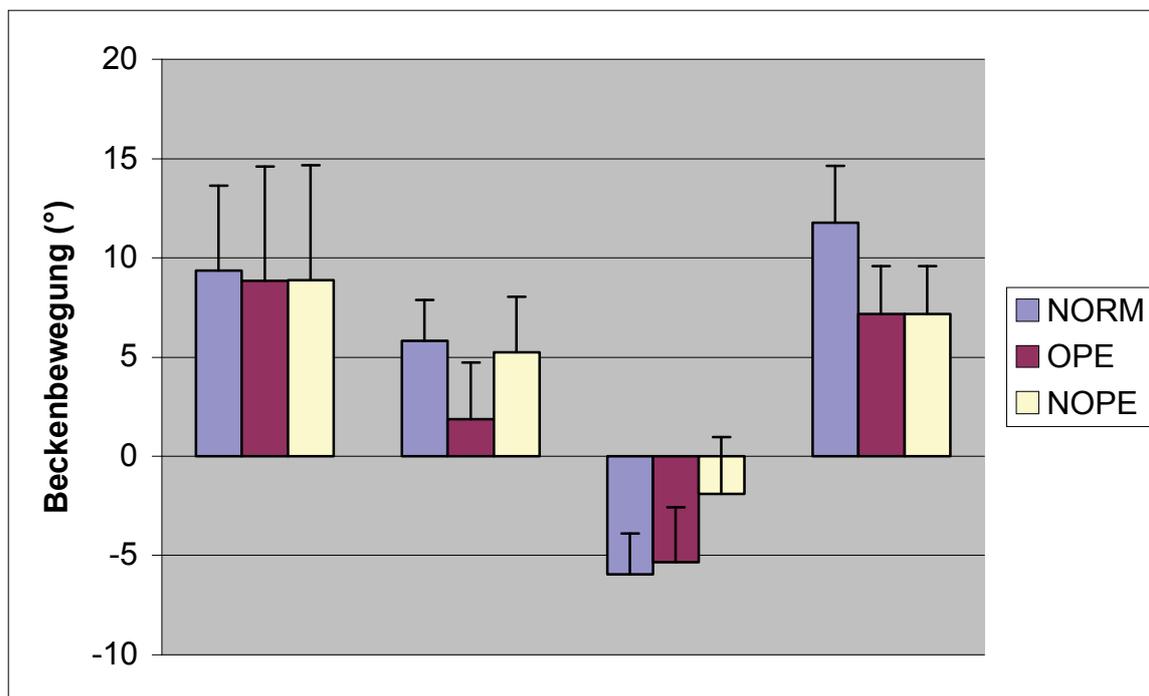


Abb. 3-1: Beckenbewegungen in Grad° im Vergleich Norm-OpE-NoPE: Beckenkipfung; Max Beckenneigung; Min Beckenneigung; ROM Becken

| | Norm | OpE | NopE | SN OpE-NopE | SN Norm-OpE | SN Norm-NopE |
|-----------------------|------------|------------|------------|-------------|-------------|--------------|
| Beckenkipfung (°) | 9,3 ± 4,2 | 8,8 ± 5,7 | 8,8 ± 5,7 | >0,05 | >0,05 | >0,05 |
| Max Beckenneigung (°) | 5,8 ± 2,0 | 1,8 ± 2,8 | 5,2 ± 2,8 | <0,05** | <0,05** | >0,05 |
| Min Beckenneigung (°) | -5,9 ± 2,0 | -5,3 ± 2,7 | -1,9 ± 2,8 | <0,05** | >0,05 | <0,05** |
| ROM Becken (°) | 11,7 ± 2,8 | 7,1 ± 2,4 | 7,1 ± 2,4 | >0,05 | <0,05** | <0,05** |

Tab. 3-1: Beckenbewegungen in Grad° mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN) im Vergleich Norm, OpE, NopE,

Für das Hüftgelenk werden die sagittalen Winkelverläufe als Mittelwertkurve aus den zwei Tumorlokalisationen dargestellt. Damit ergibt sich je eine Kurve aus den 12 Patienten mit einem Tumor am proximalen Ende der Tibia, sowie eine aus den 27 Patienten mit der Lokalisation distaler Femur. Die Kurve des Vergleichskollektivs wird mit angegeben.

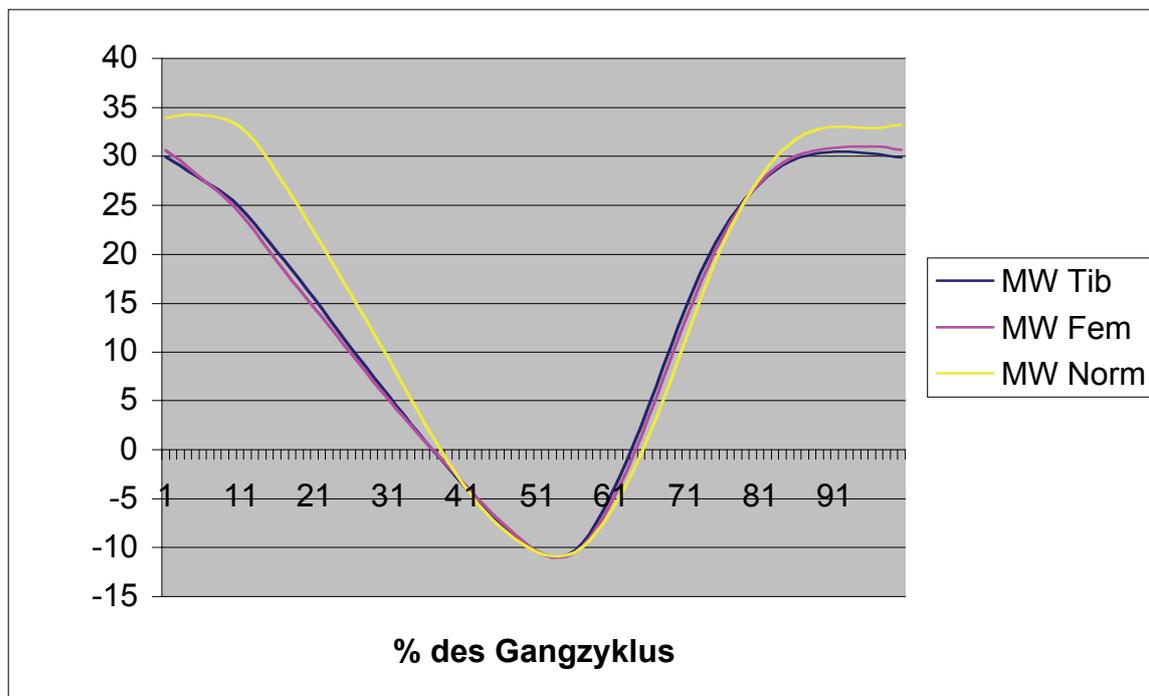


Abb. 3-2: Sagittaler Hüftwinkel in Grad° im Vergleich der Tumorlokalisationen an Tibia und Femur, sowie dem Normalkollektiv

| | Tib | Fem | Signifikanzniveau |
|---------------------|-------------|-------------|-------------------|
| Max Hüftflexion (°) | 31,4 ± 5,7 | 32,2 ± 8,1 | >0,05 |
| Min Hüftflexion (°) | -10,9 ± 5,6 | -11,4 ± 9,0 | >0,05 |
| Range of motion (°) | 42,4 ± 5,9 | 43,6 ± 4,3 | >0,05 |

Tab. 3-2: Sagittale Hüftwinkel und Bewegungsumfang in Grad° mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (Tib-Fem), im Vergleich Tib-Fem

Es zeigt sich für die beiden unterschiedlichen Tumorlokalisationen kein signifikanter Unterschied bei den hier ermittelten Hüftwinkeln, was sich auch in den beinahe deckungsgleichen Kurven (s. Abbildung 3-2: blaue und rosa Kurve) widerspiegelt. Die Kurve des Vergleichskollektivs hebt sich von denen der beiden Patientenkollektive ab. Besonders in den ersten 20% des Gangzyklus zeigen die Patienten niedrigere Hüftflexionswerte, sowie einen flacheren Verlauf der Kurve im Bezug zur Vergleichskurve.

| | Norm | OpE | NopE | SN OpE-NopE | SN Norm-OpE | SN Norm-NopE |
|----------------------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|--------------|
| Max Hüftflexion (°) | 34,3 ± 5,9 | 31,9 ± 7,3 | 34,7 ± 8,3 | >0,05 | >0,05 | >0,05 |
| Min Hüftflexion (°) | -12,3 ± 5,3 | -11,2 ± 8,1 | -10,2 ± 8,1 | >0,05 | >0,05 | >0,05 |
| Range of motion (°) | 46,6 ± 4,0 | 43,2 ± 4,8 | 44,9 ± 6,2 | >0,05 | <0,05** | >0,05 |

Tab. 3-3: Sagittale Hüftwinkel in Grad° mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN), im Vergleich Norm-OpE-NopE

In Tabelle 3-3 ist eine nicht signifikant verminderte maximale Hüftflexion der OpE im Vergleich zur Gegenseite zu erkennen. Minimale Hüftflexion und der resultierende Bewegungsumfang dagegen liegen in ähnlichen Wertebereichen. Im Bezug zum Vergleichskollektiv liegt nur der Bewegungsumfang der OpE signifikant unter diesem. Alle übrigen Werte unterscheiden sich nicht signifikant von den Werten des Vergleichskollektivs.

In der Frontalebene ergibt sich eine signifikant niedrigere Hüftadduktion für die OpE im Vergleich zur NopE. Auch die Maxima der Abduktionsmomente liegen beide für die OpE hochsignifikant unter denen der NopE. In allen drei Werten liegt die OpE auch signifikant unter den Werten des Vergleichskollektivs. Die Werte der NopE dagegen unterscheiden sich nicht signifikant von denen des Vergleichskollektivs.

Im Vergleich der beiden Tumorlokalisationen ergeben sich bei diesen Werten keine signifikanten Unterschiede.

| | Norm | OpE | NopE | SN OpE-NopE | SN Norm-OpE | SN Norm_NopE |
|---|-----------|-----------|-----------|-------------|-------------|--------------|
| Max Hüftadduktion (°) | 7,3 ± 3,7 | 3,8 ± 4,2 | 8 ± 3,4 | <0,05** | <0,05** | >0,05 |
| Max 1 Hüftabduktionsmoment (Nm/kg) | 0,7 ± 0,1 | 0,5 ± 0,1 | 0,7 ± 0,1 | <0,05** | <0,05** | >0,05 |
| Max 2 Hüftabduktionsmoment (Nm/kg) | 0,7 ± 0,2 | 0,5 ± 0,1 | 0,7 ± 0,1 | <0,05** | <0,05** | >0,05 |

Tab. 3-4: Maximale Hüftadduktion in Grad° mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN) , sowie Maximum 1 und 2 des Hüftabduktionsmomentes in Nm/kg mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN), im Vergleich Norm-OpE-NopE

3.1.2. Ergebnisse der Kniegelenksbewegung und -belastung

Die sagittalen Kniewinkel werden wieder, wie bereits oben erwähnt, in einer Mittelwertkurve der zwei Tumorlokalisationen dargestellt.

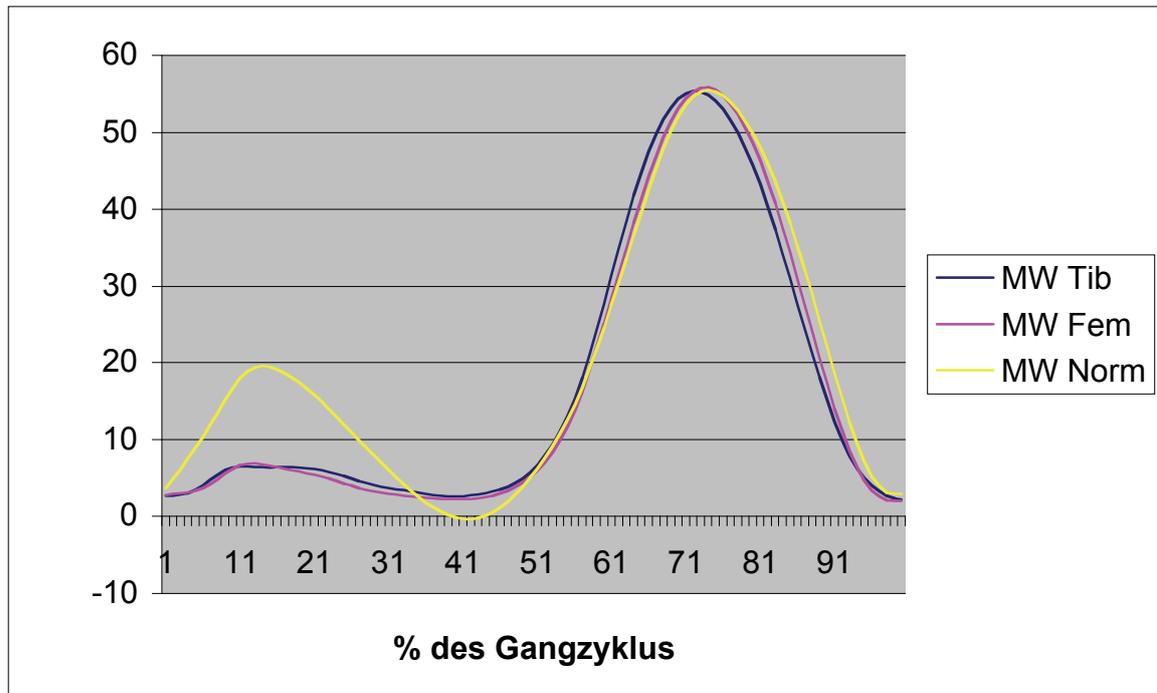


Abb. 3-3: Sagittaler Kniewinkel in Grad° im Vergleich zwischen Tibia und Femur Tumorlokalisation, sowie dem Normalkollektiv

| | Tib | Fem | Signifikanzniveau |
|--------------------------|-------------|------------|-------------------|
| Max 1 Knieflexion MW (°) | 7,9 ± 7,3 | 8,0 ± 7,6 | >0,05 |
| Min Knieflexion MW (°) | 1,8 ± 6,8 | 1,4 ± 8,2 | >0,05 |
| Max 2 Knieflexion MW (°) | 56,1 ± 7,9 | 56,5 ± 6,7 | >0,05 |
| Range 1 of motion MW (°) | 6,0 ± 3,1 | 6,5 ± 3,0 | >0,05 |
| Range 2 of motion MW (°) | 54,2 ± 11,5 | 55,0 ± 9,1 | >0,05 |

Tab. 3-5: Sagittale Kniewinkel und Bewegungsumfänge in Grad°, mit Standardabweichung und Signifikanzniveau, im Vergleich Tib-Fem

Für die ermittelten sagittalen Kniewinkel ergeben sich im Vergleich der beiden Tumorlokalisationen keine signifikanten Unterschiede. Dieses Ergebnis lässt sich auch in Abbil-

dung 3-3 nachvollziehen, in der die beiden Kurven (blau und rosa) der Lokalisationen beinahe deckungsgleich erscheinen.

Im Bezug zum Vergleichskollektiv ergibt sich auch in den vorliegenden Kurven ein erkennbarer Unterschied. In den ersten 20-30% des Gangzyklus, der so genannten Belastungsantwort (nach J. Perry) und der nachfolgenden mittleren Standphase, ist bei beiden Patientengruppen eine verminderte Flexion, im Sinne eines „Abfederns“, zu erkennen.

| | Norm | OpE | NopE | SN OpE-NopE | SN Norm-OpE | SN Norm_NopE |
|------------------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|--------------|
| Max 1 Knieflexion (°) | 21,4 ± 4,8 | 8,0 ± 7,4 | 21,0 ± 7,1 | <0,05** | <0,05** | >0,05 |
| Min Knieflexion (°) | 1,6 ± 4,5 | 1,6 ± 7,7 | 1,8 ± 7,2 | >0,05 | >0,05 | >0,05 |
| Max 2 Knieflexion (°) | 59,4 ± 4,2 | 56,4 ± 7,0 | 59,3 ± 4,4 | >0,05 | >0,05 | >0,05 |
| Range 1 of motion (°) | 19,8 ± 3,8 | 6,4 ± 3,0 | 19,1 ± 7,8 | <0,05** | <0,05** | >0,05 |
| Range 2 of motion (°) | 57,7 ± 4,4 | 54,8 ± 9,8 | 57,4 ± 6,0 | >0,05 | >0,05 | >0,05 |

Tab. 3-6: Sagittale Kniewinkel und Bewegungsumfänge in Grad°, mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN), im Vergleich Norm-OpE-NopE

Wie in Tabelle 3-6 dargestellt ergeben sich im Vergleich der Knieflexionswerte der OpE mit denen der NopE deutliche Unterschiede zwischen den Beinen der Patienten. So findet sich beim Maximum 1 eine signifikante Verminderung des Wertes der operierten Seite. Zusätzlich ergibt sich eine signifikante Verminderung des ersten Bewegungsumfanges auf der operierten Seite. Das Minimum, das zweite Maximum sowie der zweite Bewegungsumfang dagegen bieten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Extremitäten der Patienten.

Für die erste maximale Knieflexion liegt der Wert der OpE ebenfalls signifikant unter dem des Vergleichskollektivs. Daraus ergibt sich ebenfalls ein verminderter erster Bewegungsumfang für die OpE im Bezug zum Vergleichskollektiv. Bei den übrigen Werten ließen sich keine signifikanten Unterschiede feststellen, gleiches gilt für den Vergleich zwischen NopE und Vergleichskollektiv.

In der Sagittalebene ergeben sich folgende Momente:

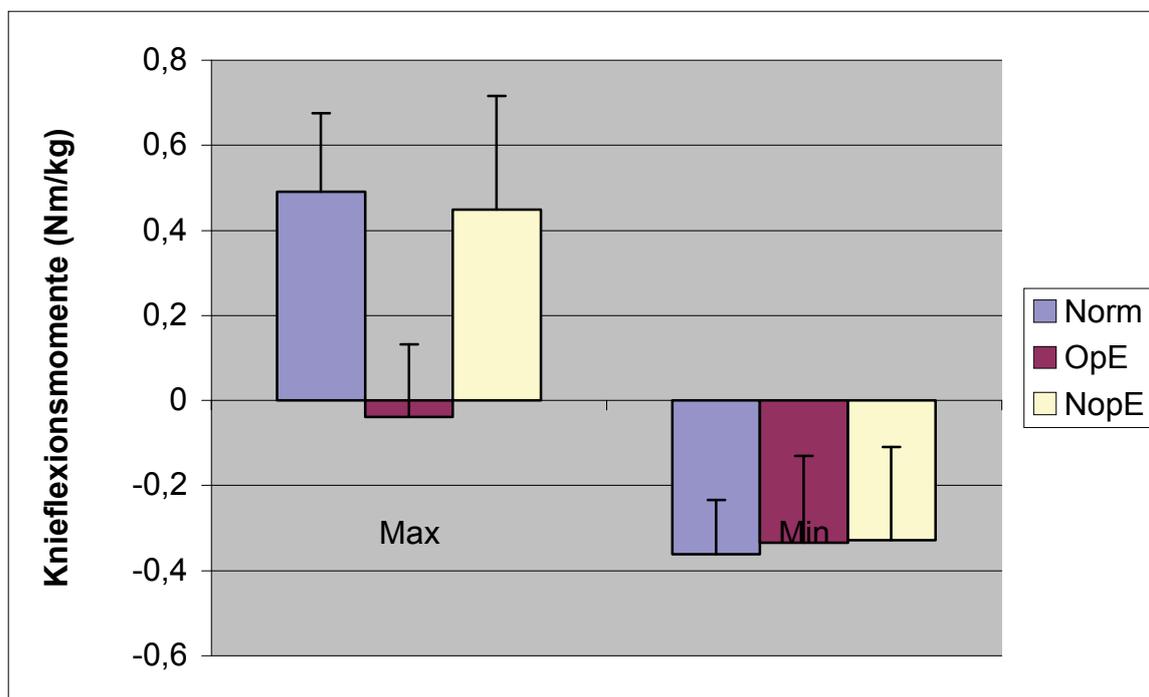


Abb. 3-4: Knieflexionsmomente in Nm/kg im Vergleich Norm-OpE-NopE

| | Norm | OpE | NopE | SN OpE-NopE | SN Norm-OpE | SN Norm_NopE |
|-------------|------------|-------------|------------|-------------|-------------|--------------|
| Max (Nm/kg) | 0,4 ± 0,1 | -0,04 ± 0,1 | 0,4 ± 0,2 | <0,05** | <0,05** | >0,05 |
| Min (Nm/kg) | -0,3 ± 0,1 | -0,3 ± 0,2 | -0,3 ± 0,2 | >0,05 | >0,05 | >0,05 |

Tab. 3-7: Maximales und minimales Knieflexionsmoment in Nm/kg mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN), im Vergleich Norm-OpE-NopE

Das maximale Knieflexionsmoment ist für die OpE, verglichen mit der NopE, hochsignifikant vermindert. Für das Minimum des Flexionsmomentes ergeben sich gleiche Werte für beide Seiten.

Verglichen mit dem Vergleichskollektiv liegt das maximale Flexionsmoment der OpE signifikant unter dem Wert des Vergleichskollektivs. Sowohl das minimale Flexionsmoment als auch der Vergleich zwischen NopE und Vergleichskollektiv ergeben keine signifikanten Unterschiede.

Im Vergleich der beiden Tumorlokalisationen ergeben sich bei diesen Werten keine signifikanten Unterschiede.

In der Frontalebene ergeben sich folgende Momente:

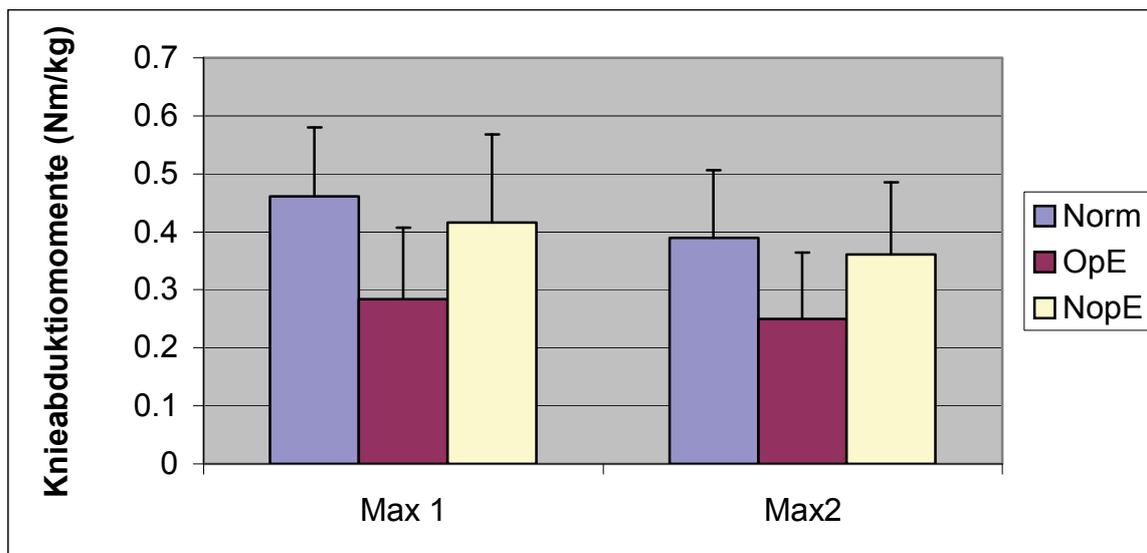


Abb. 3-5: Knieabduktionsmomente in Nm/kg im Vergleich Norm-OpE-NopE

| | Norm | OpE | NopE | SN OpE-NopE | SN Norm-OpE | SN Norm_NopE |
|---------------|------------|-----------|-----------|-------------|-------------|--------------|
| Max 1 (Nm/kg) | 0,4 ± 0,1 | 0,2 ± 0,1 | 0,4 ± 0,1 | <0,05** | <0,05** | >0,05 |
| Max 2 (Nm/kg) | 0,3 ± 0,12 | 0,2 ± 0,1 | 0,3 ± 0,1 | <0,05** | <0,05** | >0,05 |

Tab. 3-8: 1. und 2. Maximum des Knieabduktionsmomentes in Nm/kg mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN), im Vergleich Norm-OpE-NopE

Sowohl das erste als auch das zweite Maximum der Knieabduktionsmomente erreichen auf der operierten Seite hochsignifikant niedrigere Werte, als auf der Gegenseite. Ebenso liegen die beiden Abduktionsmomente der OpE signifikant unter den Werten des Vergleichskollektivs. Zwischen NopE und Vergleichskollektiv ergeben sich keine signifikanten Unterschiede.

Im Vergleich der beiden Tumorlokalisationen ergeben sich bei diesen Werten keine signifikanten Unterschiede.

3.1.3. Ergebnisse des Sprunggelenks

Die sagittalen Sprunggelenkwinkel werden wie oben in einer Mittelwertkurve im Vergleich der beiden Tumorlokalisationen dargestellt.

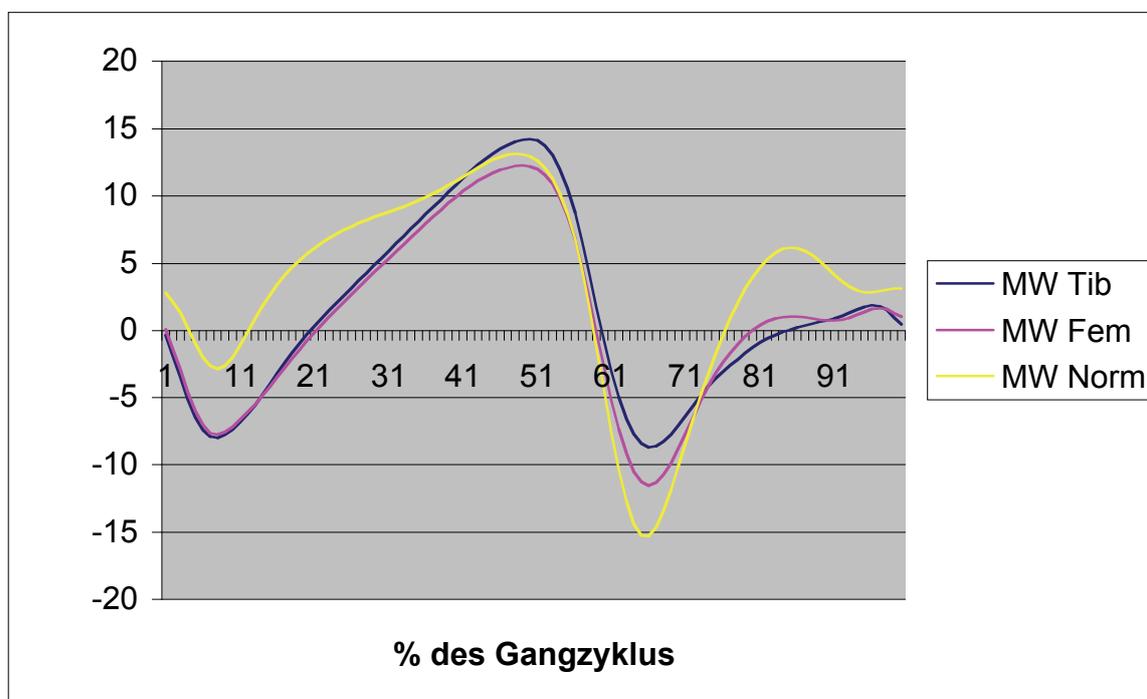


Abb. 3-6: Sagittaler Sprunggelenkwinkel in Grad° im Vergleich Tibia und Femur Tumorlokalisationen, sowie dem Normalkollektiv

| | Tib | Fem | Signifikanzniveau |
|---|------------|------------|-------------------|
| Max Sprunggelenksflexion (°) | 15,3 ± 8,1 | 12,3 ± 4,5 | >0.05 |
| Min Sprunggelenksflexion (Standphase) (°) | -8,8 ± 4,0 | -7,8 ± 2,4 | >0.05 |
| Range of motion (°) | 24,2 ± 9,2 | 20,1 ± 4,1 | >0.05 |

Tab. 3-9: Sagittale Sprunggelenkwinkel und Bewegungsumfang in Grad°, mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN), im Vergleich Tib-Fem

Zwischen den beiden Tumorlokalisationen lassen sich keine signifikanten Unterschiede, weder in den ermittelten sagittalen Sprunggelenkwinkeln noch im Bewegungsumfang, feststellen.

Dieses Ergebnis lässt sich auch in Abbildung 3-6 nachvollziehen, in der die beiden Kurven (rosa und blau) beinahe deckungsgleich erscheinen.

Im Bezug zur Vergleichskurve lassen sich leichte Unterschiede bemerken. Das Minimum der beiden Tumorlokalisationen liegt unter dem Wert des Vergleichskollektivs. Des Weiteren verlaufen die Kurven linearer, um dann ein weniger ausgeprägtes zweites Minimum und Maximum zu erreichen.

| | Norm | OpE | NopE | SN OpE-NopE | SN Norm-OpE | SN Norm_NopE |
|--|------------|------------|------------|-------------|-------------|--------------|
| Max OSG Flexion (°) | 13,3 ± 2,9 | 13,2 ± 5,9 | 13,7 ± 4,8 | >0,05 | >0,05 | >0,05 |
| Min OSG Flexion (Standphase) (°) | -3,2 ± 2,6 | -8,1 ± 3 | -2,5 ± 3,4 | <0,05** | <0,05** | >0,05 |
| Range of motion (°) | 16,5 ± 3,2 | 21,4 ± 6,3 | 16,3 ± 4,5 | <0,05** | <0,05** | >0,05 |

Tab. 3-10: Sagittale Sprunggelenkwinkel und Bewegungsumfang in Grad°, mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN), im Vergleich Norm-OpE-NopE

In Tabelle 3-10 zeigt sich eine signifikant verminderte minimale Sprunggelenksflexion der OpE im Gegensatz zur NopE. Der Bewegungsumfang liegt für die OpE signifikant über der der Gegenseite. Die maximale Sprunggelenksflexion weist keine signifikanten Unterschiede auf.

Im Bezug zum Vergleichskollektiv ergeben sich ähnlichen Tendenzen, wieder liegen die Werte der OpE für minimale OSG Flexion und den resultierenden Bewegungsumfang signifikant unter denen des Vergleichskollektivs. Zwischen NopE und Vergleichskollektiv finden sich dagegen keine signifikanten Unterschiede.

Beim Sprunggelenk ergaben sich folgende Momente:

| | Norm | OpE | NopE | SN OpE-NopE | SN Norm-OpE | SN Norm_NopE |
|---|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|--------------|
| Max OSG Flexionsmoment (Nm/kg) | 1,5 ± 0,1 | 1,3 ± 0,2 | 1,5 ± 0,2 | <0,05** | <0,05** | >0,05 |
| Max 1 OSG Abduktionsmoment (Nm/kg) | 0,03 ± 0,03 | 0,02 ± 0,03 | 0,04 ± 0,07 | >0,05 | <0,05* | >0,05 |
| Max 2 OSG Abduktionsmoment (Nm/kg) | 0,1 ± 0,07 | 0,06 ± 0,05 | 0,1 ± 0,1 | >0,05 | <0,05** | >0,05 |

Tab. 3-11: Maximales Sprunggelenksflexionsmoment, Max 1 und Max 2 des Sprunggelenksabduktionsmomentes in Nm/kg, mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN), im Vergleich Norm-OpE-NopE

Das maximale Flexionsmoment des Sprunggelenks der OpE liegt hochsignifikant unter dem der NopE. Das erste und zweite Maximum des Abduktionsmomentes des Sprunggelenks der beiden Extremitäten unterscheiden sich dagegen nicht signifikant voneinander. Gleiches gilt für den Vergleich zwischen den Extremitäten und dem Vergleichskollektiv.

Im Vergleich der beiden Tumorlokalisationen ergeben sich bei diesen Werten keine signifikanten Unterschiede.

3.1.4. Ergebnisse der Weg-Zeit-Parameter

Im Anschluss an die Darstellung der drei Gelenke mit ihren Winkelverläufen und entstehenden Momenten folgen nun die Weg-Zeit-Parameter, sowie die vertikalen Bodenreaktionskräfte. Die Weg-Zeit-Parameter werden sowohl im Vergleich der Tumorlokalisationen als auch im Vergleich OpE-NopE-Norm dargestellt, da bei beiden Vergleichen signifikante Unterschiede festzustellen sind.

Die Bodenreaktionskräfte werden im Vergleich OpE-NopE-Norm dargestellt. Für sie und für alle anderen Parameter, mit Ausnahme der Weg-Zeit-Parameter, ergeben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Tumorlokalisationen, so dass auf eine ausführliche Darstellung im Rahmen dieser Arbeit verzichtet werden kann.

| | Tib | Fem | Signifikanzniveau |
|---------|------------|------------|-------------------|
| DUP (%) | 13,3 ± 1,9 | 12,9 ± 1,3 | >0,05 |
| EUP (%) | 33,9 ± 2,7 | 36,0 ± 1,6 | <0,05* |

Tab. 3-12: Doppel- (DUP) und Einfachunterstützungsphase (EUP) in % des Gangzyklus mit Standardabweichung und Signifikanzniveau, im Vergleich Tib-Fem

In der Doppelunterstützungsphase zeigt sich zwischen den Tumorlokalisationen kein signifikanter Unterschied, wobei beide mit ihren Werten über dem des Vergleichskollektivs liegen. In der Einzelunterstützungsphase liegen die Werte der Patienten mit Tumoren der proximalen Tibia signifikant unter denen der Lokalisation am distalen Femur.

| | Norm | OpE | NopE | SN OpE-NopE | SN Norm-OpE | SN Norm_NopE |
|---------|------------|------------|------------|-------------|-------------|--------------|
| DUP (%) | 10,9 ± 1,0 | 13,0 ± 1,5 | 12,9 ± 1,9 | >0,05 | <0,05** | <0,05** |
| EUP (%) | 39,0 ± 1,1 | 35,4 ± 2,2 | 38,6 ± 1,8 | <0,05** | <0,05** | >0,05 |

Tab. 3-13: Doppel- (DUP) und Einfachunterstützungsphase (EUP) in % des Gangzyklus mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN), im Vergleich Norm-OpE-NopE

In der DUP ergeben sich für die beiden Beine keine signifikanten Unterschiede, wobei beide signifikant über dem Wert des Vergleichskollektivs liegen. In der EUP dagegen liegt die OpE hochsignifikant unter dem Wert der NopE und auch signifikant unter dem des Vergleichskollektivs. EUP der NopE und des Vergleichskollektivs dagegen unterscheiden sich nicht signifikant voneinander.

| | Tib | Fem | Signifikanzniveau |
|----------|------------|------------|-------------------|
| StP (%) | 60,3 ± 1,8 | 61,7 ± 1,7 | =0,05 |
| SchP (%) | 39,6 ± 1,8 | 38,2 ± 1,7 | =0,05 |

Tab. 3-14: Stand- (StP) und Schwungphase (SchP) in % des Gangzyklus mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN), im Vergleich Tib-Fem

Für beide Phasen gilt ein Signifikanzniveau von 0,05, was auf einen Trend zum signifikanten Unterschied hindeutet. Die tibiale Lokalisation weist dabei im Vergleich zur femoralen Lokalisation einen höheren Prozentanteil bei der Standphase und einen niedrigeren bei der Schwungphase auf. Die Werte der Vergleichsgruppe liegen in ähnlichen Bereichen wie die der tibialen Lokalisation.

| | Norm | OpE | NopE | SN OpE-NopE | SN Norm-OpE | SN Norm_NopE |
|----------|------------|------------|------------|-------------|-------------|--------------|
| StP (%) | 60,9 ± 1,1 | 61,3 ± 1,8 | 64,5 ± 2,2 | <0,05** | >0,05 | <0,05** |
| SchP (%) | 39,0 ± 1,1 | 38,6 ± 1,8 | 35,4 ± 2,2 | <0,05** | >0,05 | <0,05** |

Tab. 3-15: Stand- (StP) und Schwungphase (SchP) in % des Gangzyklus mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN), im Vergleich Norm-OpE-NopE

In der Standphase liegt die OpE hochsignifikant unter dem Wert der NopE. In der Schwungphase dagegen weist die OpE einen hochsignifikant höheren Wert auf als die NopE. Im Vergleich zum Vergleichskollektiv bieten beide Beine in der StP höhere und in der SchP niedrigere Werte, wobei die Unterschiede zwischen der NopE und dem Vergleichskollektiv signifikant ausfallen.

Im Folgenden werden Schrittlänge und Schrittweite dargestellt, gefolgt von der Gehgeschwindigkeit und den Bodenreaktionskräften.

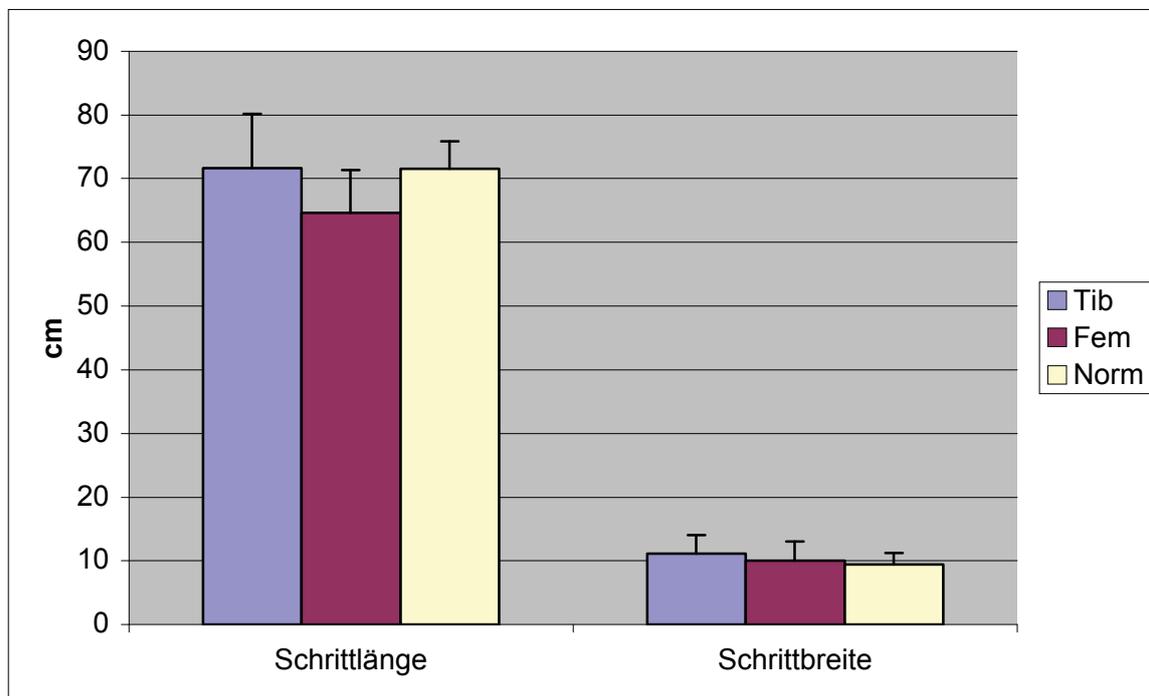


Abb. 3-7: Schrittlänge, Schrittweite in cm, im Vergleich Tib-Fem-Norm

| | Tib | Fem | Signifikanzniveau |
|-------------------|-------------|------------|-------------------|
| Schrittlänge (cm) | 71,65 ± 8,4 | 64,6 ± 6,6 | <0,05* |
| Schrittweite (cm) | 11,13 ± 2,9 | 10,0 ± 3,0 | >0,05 |

Tab. 3-16: Schrittlänge, Schrittweite in cm mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN), im Vergleich Tib-Fem

Die ermittelte Schrittlänge liegt für die tibiale Tumorlokalisation signifikant über dem Wert der femoralen Lokalisation und in ähnlichem Wertebereich wie das Vergleichskollektiv.

Für die Schrittweite unterscheiden sich die Werte der beiden Lokalisationen nicht signifikant, wobei sie beide über dem des Vergleichskollektivs liegen.

| | Norm | OpE | NopE | SN OpE-NopE | SN Norm-OpE | SN Norm_NopE |
|------------------------|--------------|--------------|--------------|-------------|-------------|--------------|
| Schrittlänge (cm) | 71,5 ± 4,3 | 66,7 ± 7,8 | 65,9 ± 7,9 | >0,05 | <0,05** | <0,05** |
| Schrittbreite (cm) | 9,4 ± 1,8 | 10,3 ± 3,0 | | | | |
| Geschwindigkeit (cm/s) | 139,6 ± 11,3 | 117,5 ± 16,1 | 117,5 ± 15,9 | >0,05 | <0,05** | <0,05** |

Tab. 3-17: Schrittlänge, Schrittbreite in cm, sowie Geschwindigkeit in cm/s mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN), im Vergleich Norm-OpE-NopE

Die Schrittlängen der beiden Beine unterscheiden sich nicht signifikant, liegen aber beide signifikant unter dem Wert des Vergleichskollektivs. Bei der Schrittbreite liegt der Wert der Patienten über dem des Vergleichskollektivs.

Im Vergleich der beiden Tumorlokalisationen ergeben sich bei diesen Werten keine signifikanten Unterschiede.

| | Norm | OpE | NopE | SN OpE-NopE | SN Norm-OpE | SN Norm_NopE |
|-----------------|------------|------------|------------|-------------|-------------|--------------|
| Max 1 GRF (%KG) | 1,1 ± 0,08 | 0,9 ± 0,05 | 1,0 ± 0,09 | <0,05** | <0,05** | <0,05** |
| Min GRF (%KG) | 0,7 ± 0,07 | 0,8 ± 0,04 | 0,7 ± 0,09 | <0,05** | <0,05** | <0,05** |
| Max 2 GRF (%KG) | 1,1 ± 0,09 | 1,0 ± 0,06 | 1,1 ± 0,1 | <0,05** | <0,05** | >0,05 |

Tab. 3-18: 1. Maximum, Minimum und 2. Maximum der vertikalen Bodenreaktionskräfte in % des Körpergewichts (KG) mit Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN), im Vergleich Norm-OpE-NopE

Die beiden Maxima der OpE liegen hochsignifikant unter denen der NopE. Das Minimum der OpE dagegen liegt hochsignifikant über dem der Gegenseite und dem des Vergleichskollektivs. Beim Maximum 1 liegen beide Beine mit ihren Werten signifikant unter denen des Vergleichskollektivs. Beim zweiten Maximum liegt nur die OpE signifikant unter dem des Vergleichskollektivs, der Vergleich zur NopE ergibt keinen signifikanten Unterschied.

Im Vergleich der beiden Tumorlokalisationen ergeben sich bei diesen Werten keine signifikanten Unterschiede.

3.2. Ergebnisse der Elektromyographie (EMG)

Es werden die durchschnittlichen Absolutwerte der Muskelaktivität (mean) sowie der höchste Wert (peak) und der MVC-Wert (Maximal-voluntary contraction,) für jeden Mus-

kel in einem Diagramm bzw. einer Tabelle dargestellt. Dabei werden die abgeleiteten Muskelgruppen anatomisch geordnet als Oberschenkelvorderseite (Quadriceps), Oberschenkelrückseite (Hamstring) und Unterschenkel veranschaulicht.

Beginnend mit dem durchschnittlichen Absolutwert der Muskelaktivität (mean) ergeben sich dabei folgende Werte für die **Quadricepsmuskulatur**:

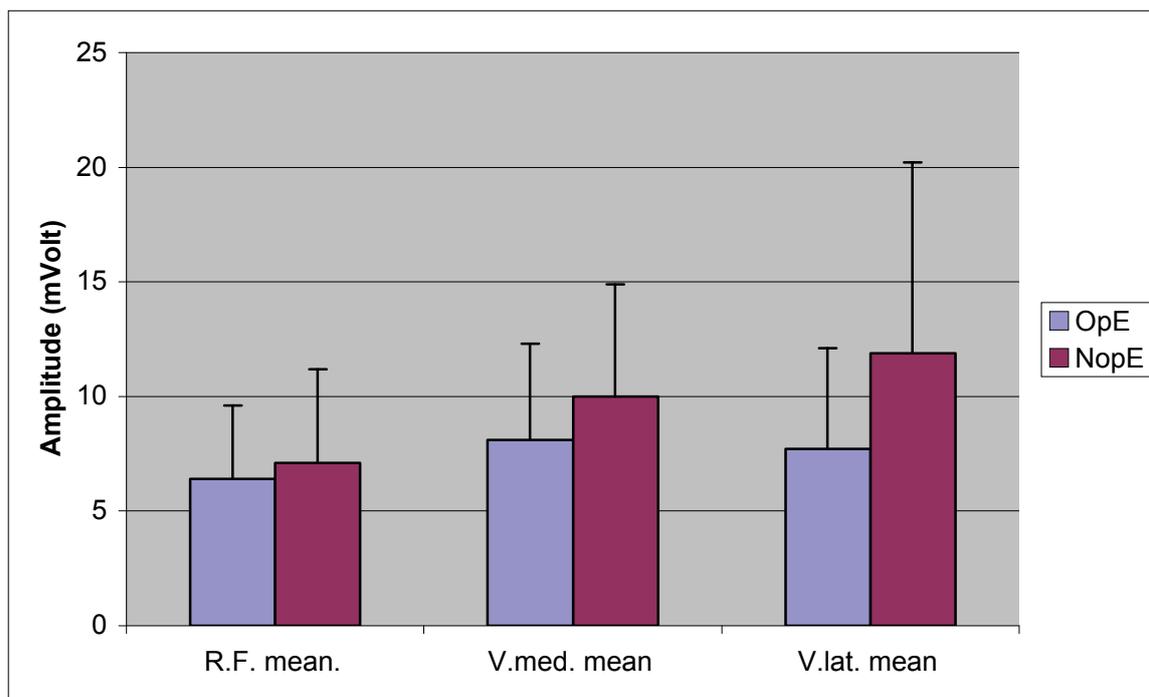


Abb. 3-8: M. rectus femoris (R. F.), M. vastus medialis (V. med.), M. vastus lateralis (V. lat.), im Vergleich OpE-NopE, mit mean = durchschnittliche Aktivität in mV

| | OpE | NopE | SN OpE-NopE |
|------------------|-----------|------------|-------------|
| R.F. mean. (mV) | 6,4 ± 3,2 | 7,1 ± 4,1 | >0,05 |
| V.med. mean (mV) | 8,1 ± 4,2 | 10,0 ± 4,9 | <0,05* |
| V.lat. mean (mV) | 7,7 ± 4,4 | 11,9 ± 8,3 | <0,05** |

Tab. 3-19: M. rectus femoris (R. F.), M. vastus medialis (V. med.), M.vastus lateralis (V. lat.) in mV, ± Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN) (OpE-NopE), im Vergleich OpE-NopE, mit mean = durchschnittliche Aktivität

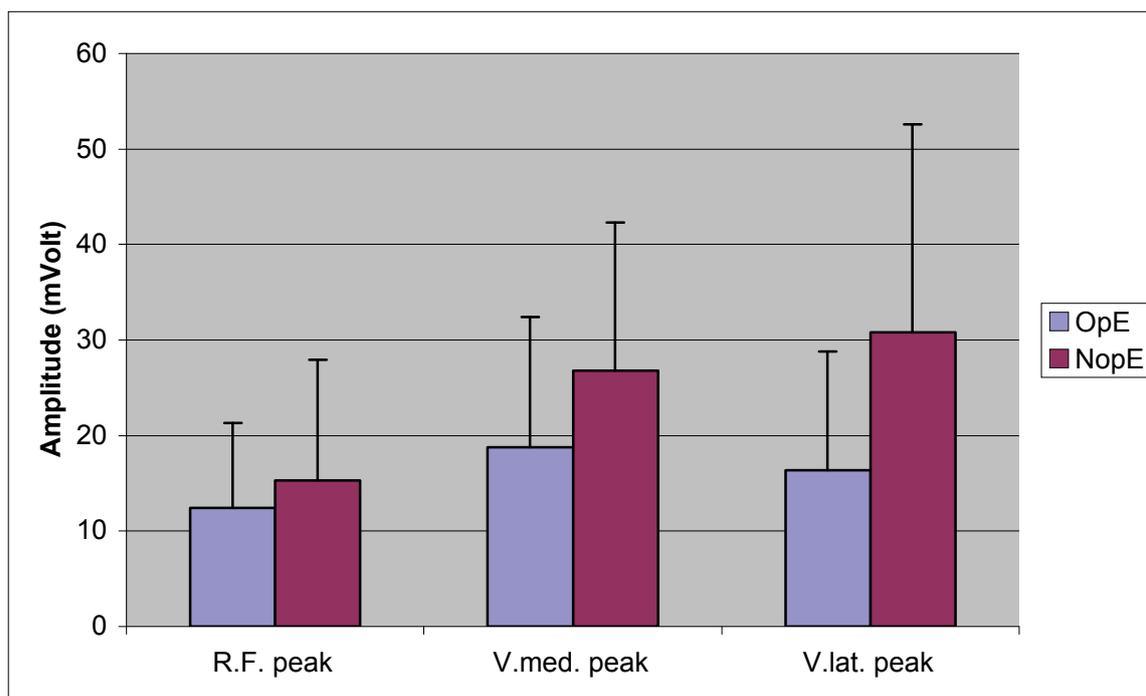


Abb. 3-9 M. rectus femoris (R. F.), M. vastus medialis (V. med.), M.vastus lateralis (V. lat.) in mV, mit Standardabweichung, im Vergleich OpE-NopE, mit peak = höchste Aktivität

| | OpE | NopE | SN OpE-NopE |
|------------------|-------------|-------------|-------------|
| R.F. peak (mV) | 12,4 ± 8,9 | 15,3 ± 12,6 | >0,05 |
| V.med. peak (mV) | 18,8 ± 13,6 | 26,8 ± 15,5 | <0,05** |
| V.lat. peak (mV) | 16,4 ± 12,4 | 30,8 ± 21,8 | <0,05** |

Tab. 3-20 M. rectus femoris (R. F.), M. vastus medialis (V. med.), M.vastus lateralis (V. lat.) in mV, ± Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN) (OpE-NopE), im Vergleich OpE-NopE, mit peak = höchste Aktivität

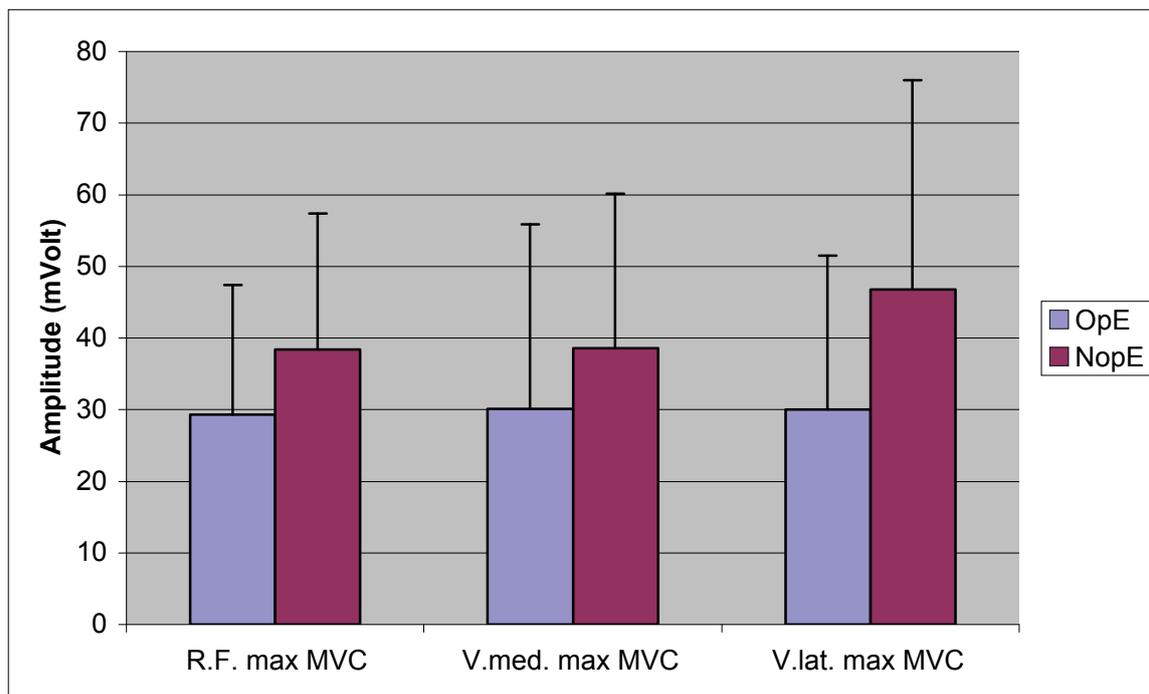


Abb. 3-10 M. rectus femoris (R. F.), M. vastus medialis (V. med.), M.vastus lateralis (V. lat.) in mV, mit Standardabweichung, im Vergleich OpE-NopE, mit MVC

| | OpE | NopE | SN OpE-NopE |
|---------------------|-------------|-------------|-------------|
| R.F. max MVC (mV) | 29,3 ± 18,1 | 38,4 ± 19,0 | <0,05** |
| V.med. max MVC (mV) | 30,1 ± 25,8 | 38,6 ± 21,5 | <0,05** |
| V.lat. max MVC (mV) | 30,0 ± 21,5 | 46,8 ± 29,2 | <0,05** |

Tab. 3-21 M. rectus femoris (R. F.), M. vastus medialis (V. med.), M.vastus lateralis (V. lat.) in mV, ± Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN) (OpE-NopE), im Vergleich OpE-NopE, mit MVC

Mit Ausnahme des M. rectus femoris in seiner durchschnittlichen und höchsten Aktivität, lassen sich bei allen gemessenen Muskeln des Quadriceps signifikant höhere Werte der NopE im Vergleich zur OpE feststellen. Beim R.F. bietet nur der MVC-Wert einen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Beinen der Probanden. Auch hier liegt der Wert für die operierte Extremität unter dem Wert der Gegenseite.

Beginnend mit dem durchschnittlichen Absolutwert der Muskelaktivität (mean) ergeben sich dabei folgende Werte für die **Hamstringmuskulatur**:

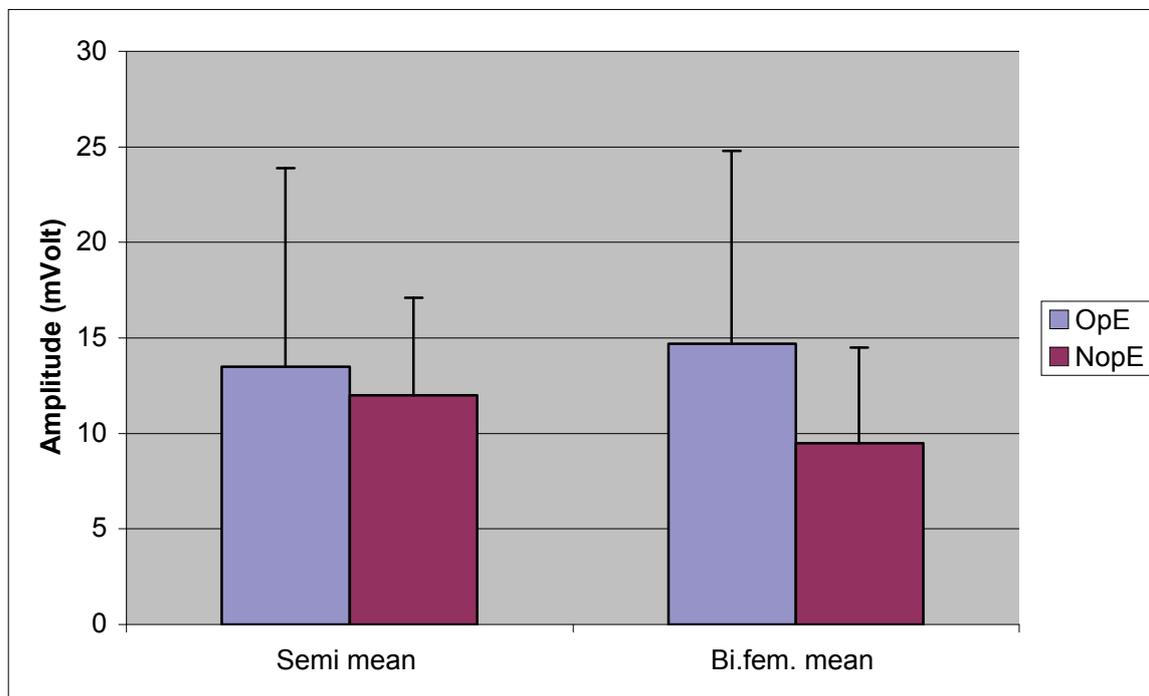


Abb. 3-11 M. semitendinosus (Semi), M. biceps femoris (Bi.fem.) in mV mit Standardabweichung, im Vergleich OpE-NopE, mit mean = durchschnittliche Aktivität,

| | OpE | NopE | SN OpE-NopE |
|--------------------------|--------------------|-------------------|------------------|
| Semi mean (mV) | 13,5 ± 10,4 | 12,0 ± 5,1 | >0,05 |
| Bi.fem. mean (mV) | 14,7 ± 10,1 | 9,5 ± 5,0 | <0,05* |

Tab. 3-22 M. semitendinosus (Semi), M. biceps femoris (Bi.fem.) in mV, ± Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN) (OpE-NopE), im Vergleich OpE-NopE, mit mean = durchschnittliche Aktivität

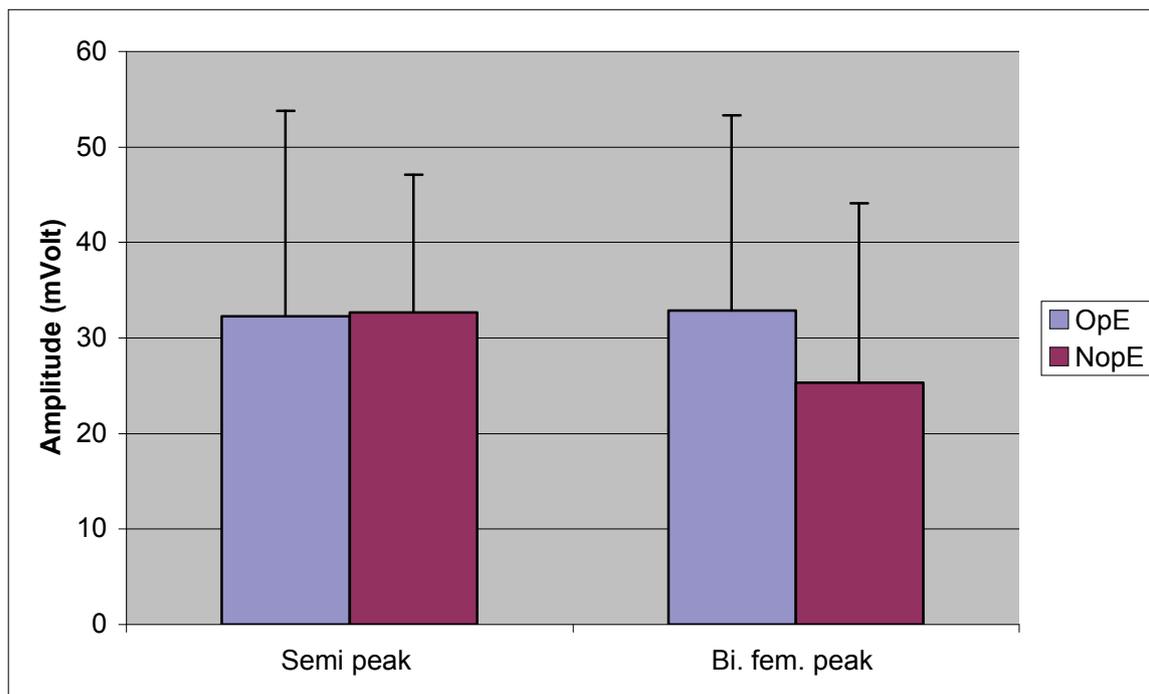


Abb. 3-12 M. semitendinosus (Semi), M. biceps femoris (Bi.fem.) in mV mit Standardabweichung, im Vergleich OpE-NopE, mit peak = höchste Aktivität

| | OpE | NopE | SN OpE-NopE |
|--------------------|-------------|-------------|-------------|
| Semi peak (mV) | 32,3 ± 21,5 | 32,7 ± 14,4 | >0,05 |
| Bi. fem. peak (mV) | 32,9 ± 20,4 | 25,3 ± 18,8 | =0,05 |

Tab. 3-23 M. semitendinosus (Semi), M. biceps femoris (Bi.fem.) in mV, ± Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN) (OpE-NopE), im Vergleich OpE-NopE, mit peak = höchste Aktivität

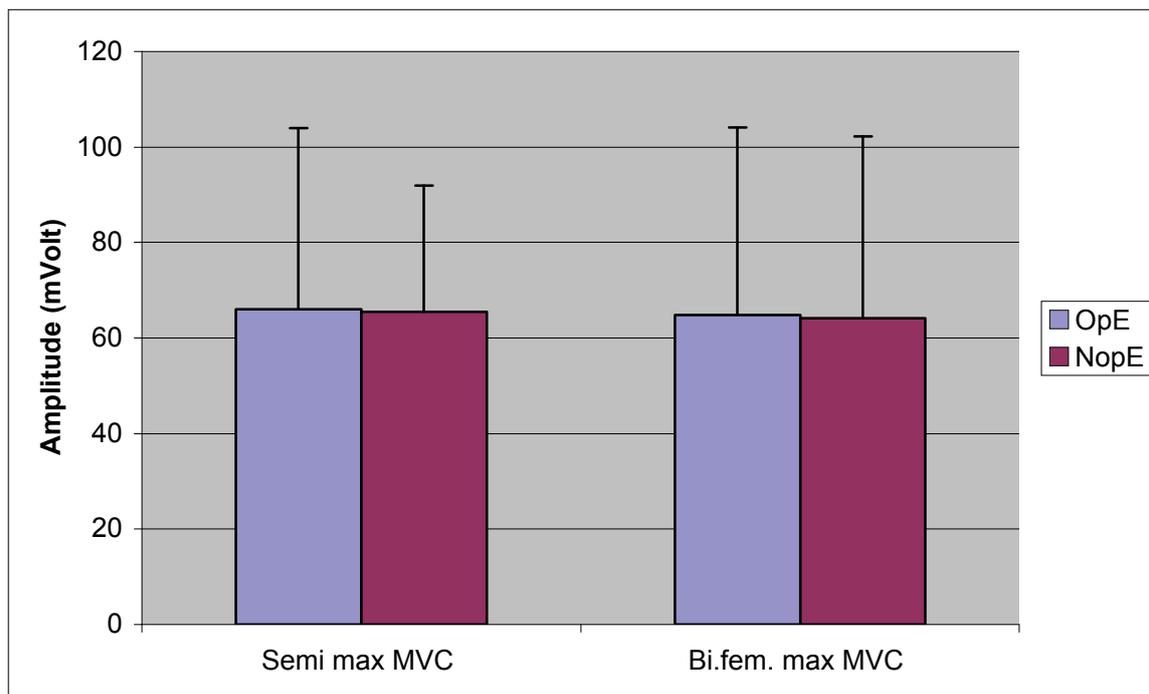


Abb. 3-13 M. semitendinosus (Semi), M. biceps femoris (Bi.fem.) in mV mit Standardabweichung, im Vergleich OpE-NopE, mit MVC

| | OpE | NopE | SN OpE-NopE |
|----------------------|-------------|-------------|-------------|
| Semi max MVC (mV) | 66,0 ± 37,9 | 65,5 ± 26,5 | >0,05 |
| Bi.fem. max MVC (mV) | 64,8 ± 39,3 | 64,2 ± 38,0 | >0,05 |

Tab. 3-24: M. semitendinosus (Semi), M. biceps femoris (Bi.fem.) in mV, ± Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN) (OpE-NopE), im Vergleich OpE-NopE, mit MVC

Der M. semitendinosus unterscheidet sich in den Werten der OpE und NopE nicht signifikant voneinander. Die durchschnittliche Aktivität des M. biceps femoris der OpE dagegen liegt signifikant über der NopE. Seine höchste Aktivität weist mit einem Signifikanzniveau von 0.05 auf einen Trend zum Unterschied hin, wobei auch hier der Wert der OpE über dem der NopE liegt. Der MVC-Wert unterscheidet sich nicht zwischen den Extremitäten.

Beginnend mit dem durchschnittlichen Absolutwert der Muskelaktivität (mean) ergeben sich dabei folgende Werte für die Muskulatur **des Unterschenkels**:

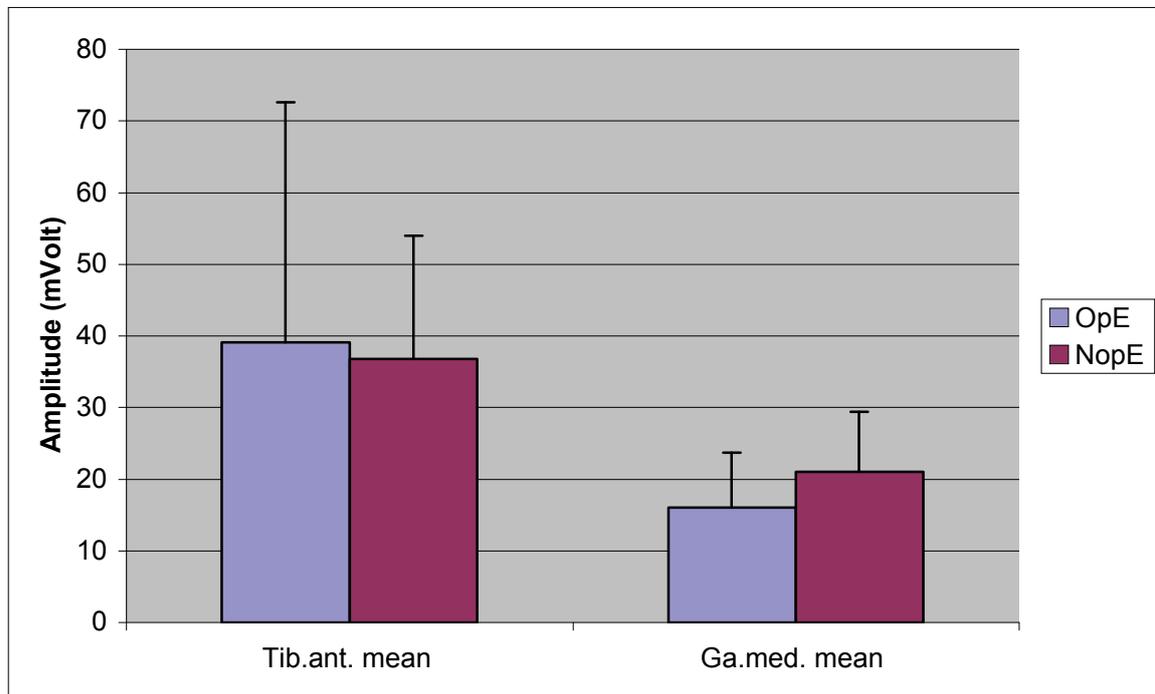


Abb. 3-14 M. tibialis anterior (Tib.ant.), M. gastrocnemius medialis (Ga.med.) in mV mit Standardabweichung im Vergleich OpE-NopE, mit mean = durchschnittliche Aktivität,

| | OpE | NopE | SN OpE-NopE |
|--------------------|-------------|-------------|-------------|
| Tib.ant. mean (mV) | 39,1 ± 33,5 | 36,8 ± 17,2 | >0,05 |
| Ga.med. mean (mV) | 16,0 ± 7,7 | 21,0 ± 8,4 | <0,05** |

Tab. 3-25: M. tibialis anterior (Tib.ant.), M. gastrocnemius medialis (Ga.med.) in mV, ± Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN) (OpE-NopE), im Vergleich OpE-NopE, mit mean = durchschnittliche Aktivität

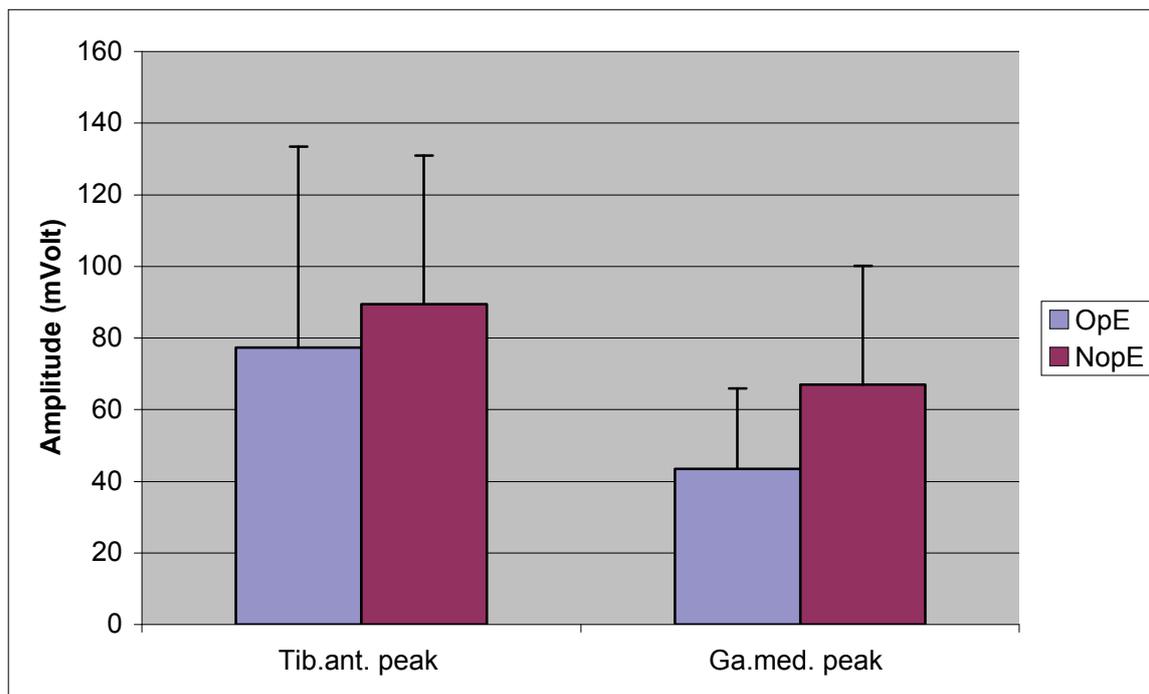


Abb. 3-15 M. tibialis anterior (Tib.ant.), M. gastrocnemius medialis (Ga.med.) in mV mit Standardabweichung im Vergleich OpE-NopE, mit peak = höchste Aktivität

| | OpE | NopE | SN OpE-NopE |
|--------------------|-------------|-------------|-------------|
| Tib.ant. peak (mV) | 77,4 ± 56,0 | 89,4 ± 41,5 | >0,05 |
| Ga.med. peak (mV) | 43,5 ± 22,4 | 67,0 ± 33,1 | <0,05** |

Tab. 3-26 M. tibialis anterior (Tib. ant.), M. gastrocnemius medialis (Ga.med.) in mV, ± Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN) (OpE-NopE), im Vergleich OpE-NopE, mit peak = höchste Aktivität

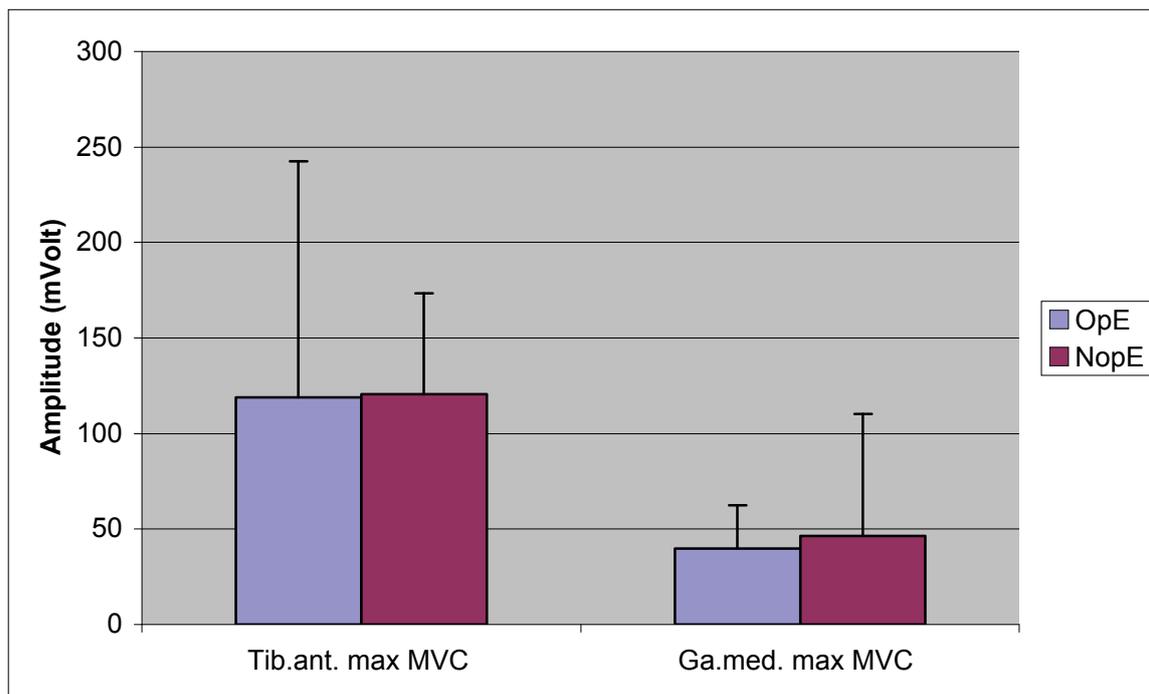


Abb. 3-16 M. tibialis anterior (Tib.ant.), M. gastrocnemius medialis (Ga.med.) in mV mit Standardabweichung im Vergleich OpE-NopE, mit MVC

| | OpE | NopE | SN OpE-NopE |
|-----------------------|---------------|--------------|-------------|
| Tib.ant. max MVC (mV) | 119,0 ± 123,4 | 120,6 ± 52,9 | >0,05 |
| Ga.med. max MVC (mV) | 39,9 ± 22,5 | 46,6 ± 63,7 | >0,05 |

Tab. 3-27 M. tibialis anterior (Tib.ant.), M. gastrocnemius medialis (Ga.med.) in mV, ± Standardabweichung und Signifikanzniveau (SN) (OpE-NopE), im Vergleich OpE-NopE, mit MVC

Die Werte des M. tibialis anterior unterscheiden sich für die beiden Extremitäten nicht signifikant, wobei die höchste Aktivität der OpE einen erkennbar niedrigeren Wert als die Gegenseite annimmt. Dieser unterscheidet sich aber nicht signifikant.

Für den M. gastrocnemius medialis liegen sowohl die durchschnittliche als auch die höchste Aktivität der OpE hochsignifikant unter der der NopE. Der MVC-Wert der OpE liegt ebenfalls unter dem der Gegenseite, unterscheidet sich aber nicht signifikant.

4. Diskussion

In der vorliegenden Arbeit wurde die funktionelle Wiederherstellung des Gangbildes der Patienten mit Hilfe von dreidimensionaler Bewegungsanalyse und Oberflächen-EMG untersucht. Dabei ergaben sich zusammenfassend folgende Ergebnisse: es fand sich eine Asymmetrie im prozentualen Anteil der Einzelunterstützungsphasendauer der beiden Extremitäten. Die Einzelunterstützungsphasendauer erscheint dabei für die operierte Extremität deutlich verkürzt. Zusätzlich findet sich eine verkürzte Standphase und eine verlängerte Schwungphase der operierten Extremität im Vergleich zur Gegenseite. Diese Verschiebung der Werte deutet auf eine Entlastung der operierten Extremität hin.

Bei der vertikalen Bodenreaktionskraft liegen die beiden Maxima der operierten Extremität hochsignifikant unter den Werten der gesunden Seite. Das Minimum hingegen liegt für die operierte Extremität signifikant über der nicht operierten Seite. Diese Werte weisen möglicherweise auf eine verminderte Belastung bzw. einen verminderten Krafteinsatz der operierten Extremität hin. Die Ergebnisse stehen zudem evt. mit den Muskelaktivitätsminderungen in Zusammenhang, die im EMG feststellbar sind.

Des Weiteren findet sich eine verminderte Gehgeschwindigkeit der Patienten im Bezug zum Vergleichskollektiv.

Das durchgeführte EMG lässt eventuelle muskuläre Schwierigkeiten der Patienten erkennen. So weist die Quadricepsmuskulatur der operierten Extremität eine deutlich verminderte Aktivität im intraindividuellen Vergleich auf. Lediglich der M. rectus femoris ist von dieser Aktivitätsminderung ausgenommen und nimmt damit eine möglicherweise veränderte Rolle in der Muskelarbeit ein. Der M. biceps femoris hingegen zeigt eine höhere Aktivität der operierten Extremität im Vergleich zur nicht operierten Extremität. Im Unterschenkel fällt eine verminderte Aktivität des M. gastrocnemius auf. Damit zeigen die Muskeln der operierten Extremität im Bereich der operationsbedingten Resektionsgebiete erwartungsgemäß eine verminderte Aktivität, die möglicherweise durch die nicht operierte Extremität ausgeglichen werden kann.

Eben diese Muskelaktivitätsminderung kann eventuell als Ursache für den besonders ins Auge fallenden Verlauf des sagittalen Kniewinkels gewertet werden. Dabei fällt auf, dass die Patienten eine verminderte Flexion ihrer operierten Extremität in der Belastungsantwort zeigen, die möglicherweise mit dem so genannten „stiff knee gait“, gleichzusetzen ist.

Wie bei oben erwähnter Asymmetrie in der Stand und Schwungphase, bzw. Einfach- und Doppelunterstützungsphase ergibt sich auch beim sagittalen Kniewinkel eine intraindividuelle Asymmetrie. Die operierte Extremität zeigt damit ein auffälliges Gangmuster, was möglicherweise mit der Quadricepsschwäche ursächlich zusammenhängt.

Die Zusammenfassung der Ergebnisse zeigt deutlich die Funktionsveränderungen im Gangbild der Tumorpatienten verglichen mit dem gesunden Kollektiv bzw. im intraindividuellen Vergleich. Damit kann die Frage eins nach einer Veränderung im Gangbild mit ja beantwortet werden. Die Frage zwei nach den Problemfeldern des Gangs konnte im obigen Text angedeutet werden. In der Folge sollen diese Problemfelder nun näher beleuchtet bzw. diskutiert werden. Zuvor schließt sich jedoch die Methodenkritik an.

4.1. Methodenkritik

Möchte man sich mit der Frage auseinandersetzen ob eine Bewertung- bzw. Beurteilung des Gangbildes mittels objektiver Verfahren möglich ist, muss man sich zunächst der Problemfelder der einzelnen Verfahren bewusst werden. Die folgenden Ausführungen sollen einen kritischen Einblick in mögliche Fehlerquellen bieten.

So ist beispielsweise eine fehlerhafte Anbringung der reflektierenden Kugeln bei der Bewegungsanalyse auf Grund unterschiedlicher Körperformen der Patienten möglich. Die verschiedenen Körperfettanteile verhindern möglicherweise z.B. bei adipösen Patienten eine genaue Positionierung über einem feststehenden Knochenpunkt, wie der Spina iliaca, so dass es bei Bewegungen zu fehlerhaften Rechnungen des Computers kommen könnte. Ähnliche Probleme sieht auch Perry in ihren Ausführungen zur Markieranbringung in Vorbereitung auf eine Ganganalyse (Perry 2000). Bei den teilnehmenden Patienten lag jedoch eher eine normale Gewichtsverteilung vor, zudem wurde die Positionierung von routiniertem Fachpersonal kontrolliert. Auch während des Gangs können die Kugeln ihre Position auf Grund der Bewegung verlieren. Dieser Möglichkeit sollte durch zusätzliche Befestigung der Kugeln mit Tape begegnet werden.

Beim EMG ist ebenfalls die Möglichkeit gegeben, die Elektroden falsch zu positionieren. Besonders schwierig ist das wegen teilweise erheblicher Muskelresektionen, bzw. Verpflanzungen von Muskeln an andere Stellen. Hier wurde versucht, die Muskeln durch oben erwähnte Tests einwandfrei zu identifizieren und durch Kenntnis der Operationstechniken unter Kontrolle des Fachpersonals bestmöglich zu ermitteln. Zusätzlich können auch hier die Werte durch vermehrtes Unterhautfettgewebe bzw. einen hohen Widerstand der Haut verfälscht werden. Dem Problem des Hautwiderstandes sollte dabei mit der oben erwähnten Vorbehandlung der Haut begegnet werden. J. Perry beschreibt dazu ein ähnliches Vorgehen zur Präparation einer EMG Ableitung mit Oberflächenelektroden.

Ein weiteres Problem könnte der so genannte „Crosstalk“ darstellen. Hierbei können Muskeln der nahen Umgebung mit ihren Aktivitätsmustern den eigentlichen Messbereich beeinflussen und möglicherweise nicht von der erwünschten zu messenden Größe unterschieden werden. Um diese Fehlerquelle klein zu halten, wurden die Elektroden möglichst auf die Mitte des Muskelbauches und im standardisierten Abstand auf die Muskeln geklebt.

Des Weiteren sollte beachtet werden, dass mit dem EMG nur Aktivitäten bzw. Aktivitätsmuster ermittelt werden können. Von diesen Werten kann nicht ohne weiteres auf das Ausmaß der Kraft der Patienten geschlossen werden. Als Anhalt für eine mögliche Kraftdarstellung wurde bei den Patienten vor der eigentlichen EMG Messung eine Ableitung bei maximaler Kontraktion durchgeführt. Diese Werte könnten möglicherweise in einem Zusammenhang mit der vorhanden Kraft des Muskels zu sehen sein.

Im Allgemeinen verlaufen diese Messungen unter Laborbedingungen, so dass möglicherweise ein nicht natürliches Gangbild aufgezeichnet wurde. Diesem Problem sollte durch Gewöhnungsgänge entgegengetreten werden, in denen die Patienten die Möglichkeit erhielten sich „einzulaufen“. Ob dies bei jedem Patienten gelungen ist, bleibt ungewiss.

Diese Ausführungen lassen klar werden, dass diese speziellen objektiven Verfahren nicht fehlerfrei sind und eine menschliche Komponente trotz sehr guten Labor- und Messbedingungen nicht außer Acht gelassen werden darf.

Ein weiterer Gesichtspunkt war, dass für diese Studie nur ein Messtermin pro Patient vereinbart wurde, so dass ein Verlauf der Parameter nicht darstellbar ist und zudem

nur ein tagesformabhängiges Laufen dargestellt werden konnte. Dieses Vorgehen hat rein organisatorische bzw. logistische Gründe, da die Patienten in ganz Deutschland beheimatet waren und z.T. erhebliche Anfahrtswege zu bewältigen hatten und somit für einen weiteren Termin nicht zur Verfügung standen.

4.2. Problemfelder des Gangs der Tumorpatienten

Die Frage, ob die Patienten anders als ein Vergleichskollektiv gehen und damit mit einer Funktionsveränderung zu rechnen ist, kann aus den Ergebnissen der Arbeit mit ja beantwortet werden. In vielen Parametern können dabei, wie im Ergebnissteil veranschaulicht, signifikante Unterschiede zwischen dem gesunden Vergleichskollektiv und den operierten Extremitäten der Patienten gezeigt werden. Dieser Vergleich lässt erkennen, dass eine Asymmetrie des Gangs der Patienten vorlag und die Patienten mit ihrem Gang von einem gesunden Kollektiv abweichen, also „anders gehen“. Häufig fallen die Werte für die nicht operierte Extremität ähnlich denen des Normalkollektivs aus, die operierte Extremität weicht jedoch in verschiedenen Parametern deutlich davon ab. Als Hinweis auf eine Bewertung des Gangs kann man diesen anhand der objektiven Verfahren zunächst einmal als asymmetrisch bewerten. Diese Asymmetrie lässt sich in den, im Folgenden näher erläuterten, Zeitparametern veranschaulichen. In Beantwortung der Frage zwei werden nun im Folgenden einzelne Problemfelder des Gangbildes der Patienten näher beleuchtet.

4.2.1. Weg-Zeitparameter

Die Zeitparameter, bestehend aus Stand- bzw. Schwungphasendauer des Gangzyklus, sowie die Einzel- und Doppelunterstützungsphase sind einfach zu ermittelnde Parameter, die einen guten Hinweis auf das Vorliegen einer Pathologie des Kniegelenks geben können. So bezeichneten Kawai et al. 1998 die Asymmetrie zwischen operierter Extremität und gesunder Extremität bei der Einzelunterstützungsdauer als „wichtigen Indikator für funktionelle Resultate von Tumorprothesenpatienten“.

In der vorliegenden Studie ergeben sich dabei Werte, die auf eine Entlastung der operierten Extremität, im Vergleich zur nicht operierten Extremität, hinweisen. Es zeigt sich eine Verlängerung der Schwungphase auf der operierten Seite mit gleichzeitiger Verkürzung der Standphase. Deutlicher wird der Trend zur Entlastung der operierten Extremität, betrachtet man die Einzelunterstützungsphase, die Phase mit der größten Belastung für das

Kniegelenk, welche für die operierte Extremität deutlich reduziert ist. Daraus ergibt sich eine Verlängerung der Doppelunterstützungsphase auf der operierten Seite.

Mit diesen Ergebnissen, die in umgekehrter Form für die nicht operierten Extremität gelten, wird klar, dass die Asymmetrie zwischen operierter Extremität und nicht operierter Extremität mit einer Entlastungstendenz der operierten Extremität, als Hinweis auf eine Kniepathologie dienen kann, da es zu einer messbaren Minderbelastung der operierten Extremität kommt, sowie eine ausgleichende Aktivität der gesunden Seite erkennbar wird.

Als Bewertung des Gangbildes ergeben sich daraus also nicht nur Hinweise für die erwähnte Asymmetrie des Gangs, sondern auch eine Tendenz zur Lastumverteilung, welche man möglicherweise im Sinne eines Prothesen entlastenden, bzw. eines Prothesen protektiven Gangs, vielleicht sogar als vorsichtigeren Gang, sehen könnte. Unterstützend zu diesen Aussagen ließe sich die Auswertung der vertikalen Bodenreaktionskräfte interpretieren. Im Anschluss an die Ausführungen zu den Zeitparametern werden daher die Darstellungen zur vertikalen Bodenreaktionskraft folgen.

Diese gemessene Tendenz zur Entlastung bzw. Umverteilung wird auch von anderen Autoren beschrieben. De Visser et al. 2000 konnten bei der Untersuchung ihrer 19 Tumorpatienten ebenfalls eine Verkürzung der Standphasendauer der operierten Extremität im Vergleich zur nicht operierten Extremität festzustellen. Sie folgern daraus, dass es zu einer teilweisen Übernahme der Belastungsfunktion des operierten Beins durch das Gesunde kommt. Wie auch in der vorliegenden Studie ermittelte de Visser ähnliche Werte der Standphase zwischen operierten Extremität und Kontrollgruppe und eine Verlängerung der Schwungphase der nicht operierten Extremität im Vergleich zu Kontrollgruppe. Damit belegen sie, dass die Verlängerung der Schwungphase der nicht operierten Extremität dafür sorgt, dass die Unterstützung lange genug dauert um ein Vorschwingen der ipsilateralen Seite zu erlauben.

In einer weiteren Studie von de Visser et al. 2003 mit 11 Patienten, ergeben sich vergleichbare Ergebnisse, mit einer Verkürzung der Standphase und einer Verlängerung der Schwungphase der operierten Extremität im Vergleich zur nicht operierten Extremität. Die Ergebnisse werden bei dieser Studie im Verlauf der postoperativen Zeit dargestellt, wobei eine Verbesserung über die Zeit zu erkennen ist, nach 15 Monaten aber trotzdem noch

Auffälligkeiten nachweisbar sind. Diese Veränderung der Parameter über die Zeit unterstreicht damit ihre Wichtigkeit als Indikator für funktionelle Resultate und scheint möglicherweise ein geeigneter Verlaufsparemeter zu sein.

Zohman et al. 1997 bildeten für ihr 10-köpfiges Kollektiv, bestehend aus Patienten mit tibialen Tumorlokalisationen, ein Verhältnis aus Einzelunterstützungsphase der operierten Extremität/nicht operierte Extremität, welche für ihr Kollektiv bei 0.90 liegt. Ermittelte man ein vergleichbares Verhältnis für die vorliegende Studie, liegt es bei 0.92. Damit liegen die Werte der operierten Extremität in der Studie von Zohman unter denen der vorliegenden Studie, haben aber im Verhältnis dieselbe Tendenz. Auch hier liegt die Einzelunterstützungsphase der operierten Extremität unter jener der nicht operierten Extremität. In ihrer Studie erarbeiteten Zohman et al. eine inverse Korrelation zwischen dem oben gezeigten Verhältnis, der Standphasensymmetrie, und dem „Extensorendefizit (extensor lag)“. Damit verbringen Patienten mit größerem Extensorendefizit der operierten Extremität weniger Zeit in der Einzelunterstützungsphase. Zohman et al. schließen daraus, dass eine Dysfunktion des Extensorenmechanismus für die Asymmetrie des Gangs bei proximalen Tibiaprothesen verantwortlich ist.

Bildete man aus der vorliegenden Studie eine Gruppe der Patienten mit tibialen Tumorlokalisationen, bestehend aus 12 Patienten, so ist dieses Kollektiv gut mit dem von Zohman vergleichbar. Ein Verhältnis wie von ihm gebildet, läge bei diesen Tumorpateinten unter seinen Werten bei 0.85 im Durchschnitt. Würde man in einem zweiten Schritt das prozentuale Resektionsausmaß der Tibia als Maß für eine Quantifizierung des Ausmaßes des Extensorenchadens annehmen, ließe sich in dieser Studie keine solche inverse Korrelation herstellen. Danach ist zwar die generelle Aussage im Sinne einer Entlastungstendenz ebenfalls eindrucksvoll gezeigt, mit deutlich schlechterem Verhältnis als das Gesamtkollektiv. Einzelne Fälle sind dabei aber deutlich nicht mit einer inversen Korrelation zu vereinbaren. Selbst bei erheblichem Ausmaß an reseziertem Tibiaknochen liegt das Verhältnis z.T. nahe am Durchschnittswert des gesamten Tibiakollektives - nicht wie zu erwarten in einem deutlich niedrigeren Niveau. Ein Extremfall liegt sogar mit einer Ratio von 1.01 deutlich über dem Gesamtkollektivs trotz eines Resektionsausmaßes von beachtlichen 33% der Tibia. Insgesamt lässt sich innerhalb dieser Gruppe keine einheitliche Tendenz im Sinne einer inversen Korrelation nachweisen. Fraglich ist nun, ob das Resektionsausmaß des tibia-

len Knochens auch gleichbedeutend mit einem evt. Extensoren Schaden zu sehen ist. Letztlich muss davon ausgegangen werden, dass die tibialen Tumoren nach der Enneking Einteilung alle den Zusatz „B“ erhalten, damit ein Extensorenmechanismus nicht als erhalten gelten kann (siehe dazu Kapitel 2.1, Abb. 2.2 Enneking Score). Aus meiner Sicht ist zudem jedoch damit zu rechnen, dass bei Entnahme von umso mehr Knochenmaterial, der Befall durch den Tumor erheblicher gewesen sein muss und damit eine Infiltration des umgebenden Gewebes, so auch des Muskels, wahrscheinlicher erscheint. Somit müssten auch größere Anteile der muskulären Strukturen entfernt werden, was den Extensoren Schaden vergrößern würde. Zwar wird der Chirurg immer versuchen das Resektionsausmaß nicht unnötig zu vergrößern, jedoch sollte den für das onkologische Langzeitergebnis wichtigen Sicherheitsabständen zu tumorfreiem Gewebe größte Priorität eingeräumt werden, was aus den technischen Ausführungen von Malawer et al deutlich wird. Für mich erscheint daher das prozentuale Tibiaresektionsausmaß ein geeigneter Parameter, um einen Anhalt für einen Extensoren Schaden zu erhalten.

Kawai et al. 1998 untersuchten in ihrer Studie 36 Patienten mit femoralen Tumorlokalisationen und kamen ebenfalls zu dem Ergebnis einer verkürzten Einzelunterstützungsphase der operierten Extremität im Vergleich zur nicht operierten Extremität. Die Erklärung liegt ebenfalls in einer reduzierten Belastung der erkrankten Extremität, wobei die Autoren ihre Aussage globaler formulieren, indem sie die Tendenz zur Entlastung einer Extremität bei allen einseitigen Erkrankungen des Bewegungsapparates sehen. Zudem finden Kawai et al. eine schwache Korrelation zwischen der Einzelunterstützungsphasendauer und dem prozentualen Anteil des Femurs, der reseziert wurde bzw. dem Quadricepsmuskel, der reseziert wurde. Danach ist ihrer Meinung nach, die Verkürzung der Einzelunterstützungsphase, bei der zunehmenden Resektion des Quadriceps, vereinbar mit der Anforderung an den Knieextensor während der Einzelunterstützungsphase.

Eine solche Korrelation lässt sich aus der vorliegenden Studie nicht erarbeiten. Zwar erscheint der gegebene Zusammenhang sinnvoll, kann jedoch in der vorliegenden Studie nicht in Form einer signifikanten Korrelation nachgewiesen werden. Um mögliche Gründe dafür zu finden, erschien ein Vergleich des Kollektivs von Kawai mit dem der vorliegenden Studie sinnvoll. Das Kollektiv von Kawai ist dabei mit 36 Patienten deutlich größer als die femorale Gruppe dieser Studie mit nur 27 Patienten. Altersdurchschnitt, Tumorentität-

ten und Resektionslängen sind dabei annähernd vergleichbar. Kawai beschreibt, dass zwei seiner Patienten die Untersuchung mit Gehhilfen absolvierten, was in der vorliegenden Studie als Ausschlusskriterium galt. Die Erhebung von Daten bei Patienten mit Gehhilfen kann meiner Meinung nach nur schwerlich mit solchen ohne Hilfen verglichen werden bzw. in die Berechnungen mit einbezogen werden. Gehhilfen übernehmen einen Teil der Last des Körpers, so dass eine Erhebung im Rahmen der Ganganalyse nicht nur die körperlichen Veränderungen ermitteln würden, sondern auch den Einfluss der Gehhilfe messen würde. Nicht die Stabilität der Extremität, sondern die der Gehilfe wäre ein Teil des Messergebnisses, was nicht gewollt sein kann. Ein Gang mit Gehhilfen ist zusätzlich asymmetrisch in Bezug auf die Gehhilfe und kann mit einem unterstützungsfreien Gang nicht ohne weiteres verglichen werden.

Ein weiterer Punkt ist die verwendete Prothesenart. Bei Kawai wurden Lane-Burstein Prothesen bzw. Finnprothesen eingesetzt, während in meiner Arbeit Kotz und Mutarsprothesen verwendet werden. Fraglich ist, ob eine Vergleichbarkeit in diesem Rahmen ebenfalls ohne weiteres möglich erscheint bzw. ob möglicherweise die Prothesen selber für die differierenden Werte verantwortlich sein könnten. Würde man davon ausgehen, so könnten sich evt. Hinweise darauf ergeben, dass Mutars/Kotzprothesen besser an den Patienten angepasst wären und die entstehenden Defekte besser kompensiert würden. Andererseits bleibt fraglich, ob nicht das Kollektiv dieser Studie durch die Ausschlusskriterien insgesamt funktionell besser geht, was den Vergleich mit Kawai schwierig macht und die Korrelation unwahrscheinlicher erscheinen ließe.

Insgesamt halten Kawai et al. die Asymmetrie der Einzelunterstützungsphasendauer für einen wichtigen funktionellen Indikator bei Patienten mit Knieprothesen nach Tumoroperationen.

Rompen et al. 2002, untersuchten 18 Tumorpatienten. 12 Patienten wiesen dabei distale Tumoren des Femurs auf. Drei Patienten wurden an proximale Femurtumoren operiert, drei Patienten erhielten komplette Femurersatzprothesen. Es findet sich auch hier eine Verlängerung der Schwungphase der operierten Extremität im Vergleich zur nicht operierten Extremität und zum Normalkollektiv. Umgekehrt findet sich eine Verkürzung der Standphase auf der operierten Seite verglichen mit der gesunden Seite und dem Normalkollektiv.

Auch hier dient die zeitliche Entlastung der operierten Extremität als Erklärung für die Ergebnisse.

In dieser Studie kann keine Korrelation zwischen oben erwähnten Parametern und dem Ausmaß der Femurresektion festgestellt werden. Anders als bei Kawai und ebenso wie in meiner Studie findet sich kein signifikanter Zusammenhang der Resektionslänge mit der verkürzten Standphase. Rompen verweist in diesem Zusammenhang auf die Größe seines Kollektivs und hält ein Auftreten einer solchen Korrelation in einem größeren Kollektiv für möglich. Andererseits weist er auf eine Veröffentlichung von Catani (1996) hin, in der 19 Tumorpatienten mit distalen Femurtumoren untersucht wurden und ebenfalls keine Korrelation zur Resektionslänge nachzuweisen war. Sollte allein die Größe des Kollektivs entscheidend für diese Zusammenhänge sein, so ist fraglich, ob eine Zahl von 10 Patienten, welche den Unterschied zwischen meiner Studie und der von Kawai ausmacht eine ausreichende Erklärung bietet. Nichtsdestotrotz erscheinen umfangreichere Studien mit größeren Kollektiven sinnvoll. Sie sind aber bei der Seltenheit des Erkrankungsbildes sicherlich nicht leicht zu realisieren.

In der Studie von Rompen waren interessanterweise ebenfalls Patienten mit Gehhilfen in die Studie involviert. Dabei waren sechs Patienten z.T. mit einer oder sogar zwei Gehhilfen versehen. Ein Patient verwendete eine Knieorthese.

Zudem erscheint das Kollektiv, welches Rompen untersuchte, sehr heterogen, da hier Patienten mit proximalen Femurtumoren und Patienten mit kompletten Ersatzprothesen des Femurs untersucht wurden. Insgesamt lässt sich wiederum diskutieren, ob das hier untersuchte Kollektiv aufgrund der Ausschlusskriterien eine funktionell bessere Ausgangsposition hatte. Würde man davon ausgehen, erscheint das Rompen- Kollektiv deutlich eingeschränkter. Eine Korrelation lässt sich jedoch nicht ableiten. Somit kann möglicherweise der Zusammenhang zwischen besserem funktionellem Outcome, wegen fehlender Gehhilfen und einer fehlenden Korrelation nicht erstellt werden.

Die Probanden der Rompen Studie wurden z.T. mit Kutzprothesen versorgt, in einem überwiegenden Anteil jedoch mit Link Prothesen. Die Vergleichbarkeit der Werte muss damit auch hier fraglich bleiben.

Benedetti et al. 2000 fanden in den Zeitparametern kaum erwähnenswerte Unterschiede der beiden Resektionstypen. So vergleichen sie insgesamt 16 distale Tumorprothesenträger in

zwei Patientengruppen mit unterschiedlichen Muskelresektionen. In Gruppe eins wurde der M. vastus medialis/intermedius reseziert, in Gruppe zwei der M. vastus lateralis/intermedius. In Bezug auf die Standphasendauer zeigt sich für Gruppe eins eine minimale Verkürzung gegenüber Gruppe zwei, welche mit der Kontrollgruppe in ähnlichem Wertebereich liegt. Eine konkrete Auswirkung der Resektion einzelner Muskeln scheint es also kaum zu geben.

Die schon mehrfach beschriebene Entlastungstendenz zeigt sich auch bei Tsuboyama et al. 1993 welche 20 femorale Tumorpatienten untersuchten. Wesentlich oder nicht, versuchten sie die Extremität während des Gehens zu entlasten. Dieses Ergebnis ermittelten sie aus dem Zusammenspiel von einer verkürzten Kontaktzeit, herabgesetzten Höchstdrücken und einem reduzierten Impuls.

Bach et al. 1996 untersuchten ein sehr kleines Kollektiv mit nur vier Patienten, erhielten jedoch vergleichbare Ergebnisse. Es findet sich eine Verkürzung der Standphase auf der operierten Seite im Vergleich zur Gesunden. Die Werte der operierten Extremität sind jedoch vergleichbar mit denen des Normalkollektivs. Die Doppelunterstützungsphase ist für die operierte Extremität im Vergleich zur Gegenseite verlängert. Bach et al. ziehen daraus denselben Schluss. Die Patienten versuchen ihre operierte Extremität zu entlasten, indem sie die Doppelunterstützungsphase verlängern, um so gerade die belastende Einzelunterstützungsphase auf der operierten Seite verkürzen zu können, und damit die Standphase mehr auf die gesunde Seite verlagern zu können.

Bei Nicht-Tumorprothesenpatienten lassen sich präoperativ ebenfalls ähnliche Entlastungstendenzen erkennen, die sich aber in den meisten Fällen mit zunehmender postoperativer Zeit zusehends verbessern. So findet sich bei Steiner et al. 1989 in seinem Kollektiv, bestehend aus fünf Osteo- bzw. sechs- rheumatoider Arthritispatienten, präoperativ eine verkürzte Einzelunterstützungsphase der erkrankten Seite im Vergleich zur Gesunden. Im postoperativen Nachbeobachtungszeitraum von 12 Monaten gleicht sich die Einzelunterstützungsphase der beiden Beine nahezu an.

Stauffer et al. 1977 befassen sich in ihrer Studie mit insgesamt 95 Patienten, wovon 65 degenerative Knieveränderungen aufwiesen und 30 an rheumatoider Arthritis litten. Präoperativ ergibt sich dabei eine Verkürzung der Standphase auf der erkrankten Seite im Vergleich zur gesunden Extremität. Dieses Ergebnis erklären sich die Autoren mit dem Versuch der Reduzierung der Belastung des schmerzenden Beins.

Perka et al. 2000 untersuchten 20 Gonarthrosepatienten präoperativ und stellen dabei eine Verkürzung der Einzelunterstützungsphase der erkrankten Seite im Vergleich zur Gegenseite fest. Zusätzlich ergibt sich daraus eine Verlängerung der Doppelunterstützungsphase auf der oben genannten Seite. Innerhalb von 6 Monaten postoperativ gleichen sich die Werte zwischen operierter Extremität und nicht operierter Extremität wieder an.

In allen drei genannten Studien lässt sich das erkrankte Knie in seiner Pathologie anhand der Verteilung der prozentualen Anteile von Stand- bzw. Schwungphase sowie Einzel- und Doppelunterstützungsphase innerhalb des Gangzyklus durch eine Asymmetrie der Werte erkennen und evt. sogar als Verlaufsmarker einsetzen. Wie auch für die Tumorprothesen geltend muss als Erklärung eine Entlastung des erkrankten Beins gesehen werden, wobei gerade hier der Schmerz als auslösender Faktor auffällig ist. Dieser Schmerz als akuter Zustand der Erkrankung kann bei den Tumorprothesepatienten höchstwahrscheinlich ausgeschlossen werden, trotzdem können diese Werte als guter Indikator für das Vorliegen einer Pathologie des Kniegelenks verwandt werden.

4.2.2. Kinetik: vertikale Bodenreaktionskräfte

Auch durch die gemessenen Kraftvektoren lassen sich, wie oben erwähnt, die Entlastungstendenz der operierten Extremität der Patienten gut verdeutlichen. Als Darstellung der verwendeten Kräfte können die vertikalen Bodenreaktionskräfte mit ihrem ersten Maximum bei Fersenaufsatz, dem anschließendem Minimum während der mittleren Standphase und dem zweiten Maximum mit Abstoßen des Fußes vom Boden, als weiterer interessanter Parameter, betrachtet werden. In der vorliegenden Studie ergeben sich dabei signifikant niedrigere Werte für das erste und zweite Maximum der operierten Extremität im Vergleich zur Gegenseite, sowie signifikant höhere Werte für das Minimum der operierten Extremität im Vergleich zur nicht operierten Extremität. Die gleiche Tendenz lässt sich auch im Vergleich zwischen operierter Extremität und Vergleichskollektiv erkennen, nur die Werte des Vergleichskollektivs unterscheiden sich noch deutlicher von denen der operierten Extremität.

Damit lässt sich erkennen, dass das operierte Bein im Vergleich zur Gegenseite beim Fersenaufsatz einer reduzierten Belastung ausgesetzt wird bzw. dass der entstehende Stoß beim Bodenkontakt abgedämpft wird, möglicherweise um das Bein zu schützen. Das operierte Bein wird nur mit knapp dem eigenen Körpergewicht (98% KG) belastet, während es beim gesunden Bein 107% KG sind und das Vergleichskollektiv mit 115% KG belastet wird. In der mittleren Standphase dagegen findet sich bei der operierten Extremität eine scheinbar höhere Belastung im Vergleich zur nicht operierten Extremität und dem Vergleichskollektiv. Perka et al. 2000 sprechen diesem höheren Minimum eine Aussagefähigkeit über mögliche fehlende Gangdynamik zu.

Mit dem ebenfalls erniedrigten zweiten Maximum lässt sich aussagen, dass ein verminderter Abstoß vom Boden auf der operierten Seite im Vergleich zur Gegenseite und zum Vergleichskollektiv festzustellen ist. Es stellt sich dabei die Frage, ob der Schutz des operierten Beins dabei im Vordergrund steht, oder das Bein nicht in der Lage ist, die nötige Kraft aufzubringen, einen kräftigeren Abstoß zu vollbringen.

Die nicht operierte Extremität liegt mit ihrem zweiten Maximum von 117% KG sehr nahe am Vergleichskollektiv mit 119% KG, was dafür sprechen könnte, dass das gesunde Bein die mögliche Schwäche der operierten Extremität auszugleichen versucht. Insgesamt kann also eine weitere Facette der Entlastungstendenz des operierten Beins dargestellt werden und zugleich möglicherweise ein Hinweis auf eine Bewertung des Gangs als weniger kraftvoll und evt. weniger dynamisch gewonnen werden.

Benedetti et al. 2000 ermitteln in ihrer Studie leicht verminderte Maximalwerte des Normalkollektivs im Vergleich zur vorliegenden Studie. Ihr erstes Maximum liegt bei 112% Körpergewicht (KG) (115% KG in der vorliegenden Studie), das zweite bei 114% KG (119% KG in der vorliegenden Studie). Bei den untersuchten Patienten mit Tumoren des distalen Femurs und einer Gruppenbildung nach Resektionsmustern des Quadriceps (siehe oben) ergeben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen, jedoch zwischen den Patienten und dem Normalkollektiv. Auch dabei ergibt sich dieselbe Tendenz wie in der vorliegenden Studie, die beiden Maxima der operierten Gruppen liegen unter denen des Vergleichskollektivs, das Minimum darüber.

Benedetti et al. 2000 weisen darauf hin, dass die Bodenreaktionskräfte in ihrer Höhe von der Geschwindigkeit abhängen. Auch in ihrer Studie gehen die Patienten langsamer als das Normalkollektiv. Da sich in der vorliegenden Studie jedoch auch intraindividuelle Unterschiede herausstellen lassen und die Geschwindigkeit innerhalb der Patienten nicht signifikant unterschiedlich ist, scheint der Einfluss nur begrenzt zu sein.

Studien, die keine Tumorpatienten als Thema haben, kommen zu folgenden Ergebnissen: Fuchs et al. 2001 finden keine intraindividuellen Unterschiede zwischen operierter Extremität und nicht operierter Extremität nach Implantation einer Doppelschlittenprothese. Dagegen ergeben sich Unterschiede zwischen der operierten Extremität und der Kontrollgruppe, die dieselbe Tendenz aufweisen, wie oben ausgeführt. Den nicht bestehenden Unterschied zwischen operierter Extremität und nicht operierter Extremität führen sie auf eine Anpassung des gesunden Beins an das Kranke, die möglicherweise schon präoperativ entstanden ist, zurück. In einer weiteren Studie von Fuchs et al. 2001 ergeben sich nach Implantation einer gekoppelten Kniegelenksendoprothese bei 14 Patienten wie oben keine

intraindividuellen Unterschiede, jedoch solche zwischen operierter Extremität und Kontrollgruppe. Auch sie weisen dieselbe Tendenz auf.

Lee et al. 1999 finden lediglich ein vermindertes erstes Maximum im Vergleich zwischen Patienten und Kontrollgruppe, die beiden anderen Werte unterscheiden sich nicht signifikant voneinander. Lee et al. führen diese Verminderung des ersten Maximums ebenfalls auf eine Tendenz zur Abfederung, zum Schutz vor der Belastung beim Bodenkontakt, zurück.

4.2.3. Ganggeschwindigkeit

Ein weiterer Indikator für das Vorliegen einer Pathologie und ein weiteres Problemfeld im Gang der Tumorpatienten, ist in der Ganggeschwindigkeit zu finden.

Die Geschwindigkeit der Patienten liegt mit 1,2 m/s deutlich unter dem Wert des Vergleichskollektivs von 1,4 m/s. Diese Verminderung der Geschwindigkeit findet sich im Allgemeinen gehäuft bei Pathologien des Kniegelenks und gilt laut Zohman et al. 1997 als aufschlussreichster Indikator für das Vorliegen einer Pathologie. Dieser Parameter ist leicht zu erfassen und kann schnell einen hilfreichen Hinweis geben. Daher wird dieser Wert auch in diversen anderen Studien erhoben, sowohl für Tumorprothesen, als auch für Knieendoprothesen z.B. bei Arthrose.

Im Rahmen von Tumorstudien geben Rompen et al. 2002 eine Geschwindigkeit von 100 cm/s während ihrer Untersuchung mit Messequipment an, ohne dieses sogar eine Geschwindigkeit von 115 cm/s, wobei ihr Normalkollektiv einen Wert von 130 cm/s bietet. Damit liegen ihre Geschwindigkeiten in ähnlichen Wertebereichen, wie die dieser Studie. Ebenfalls in ähnlichen Bereichen liegen die Werte von Benedetti et al. 2000, wobei die Patienten einen Wert von 115 cm/s erreichen und das Normalkollektiv 125 cm/s schnell geht. Harris et al. 1990 ermitteln Geschwindigkeiten zwischen 101-110 cm/s für ihre Patienten und 133 cm/s für ihr Normalkollektiv und liegen so auch in vergleichbaren Wertebereichen.

Leicht vermindert sind die Werte von Kawai et al. 1998, mit 104 cm/s für seine Patientengruppe und 131 cm/s für das Normalkollektiv. Cammisa et al. 1990 ermitteln 105 cm/s für ihr Patientenkollektiv.

Unter den obigen Werten und im Vergleich zur vorliegenden Studie in niedrigeren Wertebereichen liegen die Geschwindigkeiten der untersuchten Patienten von de Visser et al. 2003 mit 97 cm/s, 15 Monate nach ihrer Operation. Ebenfalls deutlich unter den obigen Werten liegen die von de Visser et al. 2000 mit 70 cm/s für seine Patienten und 110 cm/s für sein Normalkollektiv, sowie die von de Visser et al. 1998 ermittelten 67 cm/s für das Patientenkollektiv und 106 cm/s für das Normalkollektiv. Allen drei Studien von de Visser liegen kleine Kollektive zugrunde, wobei die Follow-up Zeiten mit 15 Monaten bzw. mindestens 12 Monate bzw. 13- 59 Monaten zum Teil etwas unter der vorliegenden Studie liegen. Die Studien untersuchten insgesamt sehr heterogene Kollektive. Ein Teil der Patienten war an Tumoren des proximalen Femurs bzw. der Hüfte operiert worden. Lediglich ein kleiner Teil der Patienten hatte wie hier eine Prothesenversorgung nach Tumoren des distalen Femurs erhalten. Obwohl völlig unterschiedliche Regionen operiert wurden, beschreibt er seine Ergebnisse gemittelt über alle Gruppen. Das Knie-Kollektiv der Studie aus dem Jahre 2000 erscheint zudem relativ alt mit einem durchschnittlichen Alter von 45 Jahren. Der jüngste Patient ihrer Knie-Gruppe war dabei 37 Jahre alt. Ein solch altes Kollektiv birgt möglicherweise ebenfalls zusätzliche Probleme innerhalb des Gangs unabhängig von den Operationsfolgen, welche sogar möglicherweise schon präoperativ bestanden haben könnten, bedenkt man dass der älteste Patient bereits 80 Jahre alt war. Zudem könnten z.B. kardiovaskuläre Begleiterkrankungen ein gutes Gangergebnis negativ beeinflussen und erscheinen bei einem eher alten Kollektiv wahrscheinlicher in ihrem Auftreten. Zudem wurden die Patienten z.T. schon sehr früh nach der Operation untersucht, so dass fraglich ist, ob eine endgültige Gangfunktion schon erreicht werden konnte. Alle drei Studien ließen die Patienten auf einem Laufband gehen. Eine solche Untersuchungsart könnte ebenfalls bei einigen Patienten zu einem weniger natürlichen Gangverhalten geführt haben. Insgesamt erscheinen mir die Umgebungsbedingungen dieser Studien nicht optimal und können die doch eher schlechten Ergebnisse im Vergleich zu anderen Studien möglicherweise mit bedingen.

Unabhängig von den ermittelten Werten beleuchtet de Visser in interessanter Weise die Entwicklung einer Gangrehabilitation nach einer Operation und kann durch sein Studiendesign Einblicke in die Komplexität des Gehens zeigen. De Visser et al lassen ihre Patienten nicht nur auf dem Laufband gehen, sie können mit Hilfe von Versuchsanordnungen zeigen, dass sowohl das kognitive System als auch in besonderem Maße das visuelle System entscheidende Kontrollmechanismen im Gang der Patienten nach einer Operation sind. So sind die Patienten bei bewusster Manipulation der beiden Systeme nicht mehr in der Lage die vorher gewählten Gangmechanismen aufrechtzuerhalten. Die Autoren erklären diese Schwierigkeiten mit dem Verlust an propriozeptiven Systemen und dem Versuch durch andere Systeme wie in diesem Fall das Sehen diesen Verlust ausgleichen. Der Körper konnte danach in ihren Messungen die präoperative Automatisierung des Gangs nicht wieder erreichen und versucht dieses Defizit durch niedrigere kognitive Systeme auszugleichen. De Visser et al. können damit zeigen, dass selbst 15 Monate postoperativ von einer Rückkehr zu einem automatisierten Gangablauf keine Rede sein kann. Die massiven Eingriffe der Operation lassen möglicherweise eine Rückkehr zu automatisierten Gangformen gänzlich unwahrscheinlich werden.

Deutlich über den vorliegenden Patientenwerten liegen die Geschwindigkeiten in der Studie von Zohman et al. 1997, in der die Probanden 132 cm/s erreichen. In dieser Studie wurden ausschließlich zehn Patienten mit tibialen Tumoren gemessen und verglichen wurden diese mit 119 cm/s von fünf Oberschenkelamputierten. Die Geschwindigkeit der tibialen Patienten liegt dabei im Bereich des Vergleichskollektivs der vorliegenden Studie. Zwar unterscheiden sich in der vorliegenden Studie die Geschwindigkeiten der tibialen und der Femur- Lokalisation nicht signifikant voneinander, trotzdem liegen die Patienten mit tibialer Lokalisation mit 119 cm/s über denen mit einer Lokalisation am Femur mit 116 cm/s. Die Patienten der vorliegenden Studie mit tibialen Tumorlokalisation liegen damit zwar deutlich unter denen der Zohman-Studie, scheinen aber zusammengenommen mit der signifikant höheren Schrittlänge möglicherweise physiologischere Zeitparameter aufzuweisen. Denkt man an die obigen Studien von de Visser, ist fraglich, ob die unterschiedlichen Operationen möglicherweise zu unterschiedlich ausgeprägten propriozeptiven Verlusten führen, so dass ein schnelleres Gehen der tibialen Gruppe zu erklären sein könnte. Andererseits war das Kollektiv der Patienten mit tibialen Tumoren in meiner Studie ausgespro-

chen jung. Vorschäden können damit praktisch ausgeschlossen werden und einer erfolgreichen Rehabilitation steht wenig entgegen.

In Nicht-Tumorprothesen Studien ergeben sich Ähnlichkeiten zur vorliegenden Studie. Steiner et al. 1989 ermittelten 115 cm/s für ihre Patienten 12 Monate nach Knie-total- bzw. unicondylärprotheseneinbau. Leicht verminderte Werte ermitteln Fuchs et al. 2001 mit 100 cm/s für 15 Patienten nach Doppelschlittenprotheseneinbau mit einem Follow-up zwischen 7-70 Monaten sowie einem Wert für das Normalkollektiv von 130 cm/s.

Insgesamt kann in der Zusammenfassung der Studien ein einheitlicher Trend zu einer deutlich verminderten Geschwindigkeit der Patienten im Vergleich zu Normalkollektiven ermittelt werden.

Der Gang kann also als langsamer bewertet werden. Ob die Gründe dafür möglicherweise in einer fehlenden Kraft oder in einer Tendenz zur Vorsicht gesehen werden sollten, bleibt fraglich. Denkt man an die Ansätze von de Visser so erscheint ein langsamerer Gang dem kontrollierten Verhalten in der postoperativen Phase zu entsprechen. Einem kontrollierten Gang, im Sinne eines visuell und kognitiv kontrollierten Gangs, erscheint ein langsames Gehen sicherlich zuträglich und eher wahrscheinlich.

4.2.4. Kinematik: sagittaler Kniewinkel

Der sagittale Kniewinkel ist ein sehr interessanter und wichtiger Parameter für diese Studie. Zum Einen weil es sich beim Knie um das Operationsgebiet handelt, zum Anderen sind Extension und Flexion entscheidend für die Fortbewegung während des Gangs. Mit diesem Parameter lässt sich ein weiteres Problemfeld des postoperativen Gangs beleuchten.

Es zeigt sich ein deutlicher Unterschied zwischen den Patienten und dem Vergleichskollektiv. In den ersten zwanzig bis dreißig Prozent des Gangzyklus, dem initialen Bodenkontakt, der so genannten Belastungsantwort und der nachfolgenden mittleren Standphase (nach Perry 1992) zeigt sich bei den Patienten eine verminderte Flexion bzw. eine übermäßige Extension. Diese fehlende Einfederung und die damit verbundene verminderte Stoßdämpfung führen zu einer direkten Kraftübertragung in das Prothesengelenk und müssen möglicherweise über Jahre als Ursache für Stabilitätsprobleme der Prothese gesehen werden.

Diese Art des Gangmusters wurde auch in einigen anderen Studie beschrieben. So berichten Rompen et al. 2002 von einem so genannten „stiff knee gait pattern“, das diese Problematik widerspiegelt, nämlich eine auf die Belastungsantwort bzw. mittlere Standphase beschränkte Extension. Auch Rompen et al. beschreiben eine daraus resultierende fehlende Stoßdämpfung.

Ebenfalls von einem „stiff knee gait“ berichten Benedetti et al. 2000. Bei de Visser et al. 2000 findet sich eine reduzierte Flexion während der Standphase. Kawai et al. 1998 beobachten eine Hyperextension während der Gewichtübernahme und sprechen von einem erhöhten Risiko des vorzeitigen Prothesenversagens, welches in Zusammenhang mit den Quadricepsresektionen stehen soll. Auch Kawamura et al. 1999 finden eine Extension während der Standphase bei ihren Probanden. Capanna et al. 1991 beschreiben eine Hyperextension in der Gewichtsübernahmephase.

Ein Erklärungsansatz für dieses Gangmuster ist die Quadricepsschwäche. Bei ihr vermeiden die Patienten die exzentrische Knieflexion während der Belastungsantwort, um einen

schwachen Quadriceps, der diese Flexion normalerweise abbremsen müsste, nicht zu überlasten und so das Knie bei Gewichtübernahme zu stabilisieren (Perry). Die Quadricepsmuskulatur des vorliegenden Patientenkollektivs kann durchaus von einer gewissen Schwäche geprägt sein, bedenkt man die zum Teil massiven Muskelresektionen in diesem Bereich bei Tumoren der Femurlokalisierung. Auch bei den tibialen Tumoren ist eine Quadricepschwäche durchaus vorstellbar, durch das Absetzen der Quadricepssehne, dem Ansatz des Quadriceps. Auch Rompen et al. 2002 geben diesen Erklärungsansatz für den „stiff knee gait“ bei ihren Patienten an. Benedetti et al. 2000 dagegen sprechen von einer eher isolierten M. rectus femoris- Schwäche als Begründung. De Visser et al. 2000 dagegen sprechen von einer generellen Muskelschwäche, die während pathologischen Gangmustern auftritt, wie auch Winter et al. 1989 in ihrer Arbeit herausarbeiten.

Ein anderer möglicher Ansatz könnten Schmerzen während des Gehens sein, die die Patienten veranlassen die Flexion des Gelenks zu vermeiden, um begleitende Scherkräfte zu umgehen (Perry). Dieser Ansatz ist beim vorliegenden Patientenkollektiv in Einzelfällen evt. möglich, sicherlich nicht aber der vorherrschende Grund. Auf Nachfragen während des Eingehens gab der Großteil der Patienten keine Schmerzen während des Gehens an.

Aus der Abbildung 3-3 lässt sich zusätzlich die Information entnehmen, dass es in diesem wichtigen und auffälligen Parameter, der das Gangmuster der Tumorprobanden prägt, keine Unterschiede zwischen den beiden Tumorlokalisationen zu geben scheint.

Insgesamt zeigt sich als Bewertung des Gangs eine Tendenz zur verminderten Flexion im ersten Drittel des Gangs mit reduzierter Abfederung des Gangs. Der Gang erscheint also möglicherweise weniger dynamisch. Die Sicherheit der Kniestabilisation scheint im Vordergrund zu stehen.

4.2.5. EMG

Das EMG als Untersuchungsmethode wurde in der vorliegenden Studie bei allen 39 Patienten eingesetzt.

Mit dem EMG bieten sich dieser Studie die Möglichkeiten zur Untersuchung der muskulären Aktivitätsmuster nach einer Endoprothesenimplantation.

Für die vorliegende Studie ergeben sich dabei folgenden Erkenntnisse: Insgesamt lässt sich aus diesen Untersuchungen als Bewertung des Gangbildes ein muskulär beeinträchtigtes Gangbild mit deutlichen Defiziten der Muskelaktivität auf der operierten Seite erkennen.

Sowohl die durchschnittliche als auch die höchste Aktivität, sowie die MVC Werte liegen für den Quadriceps, mit Ausnahme des M. rectus femoris, der operierten Extremität signifikant unter den Werten der nicht operierten Extremität. Der M. rectus femoris nimmt eine Sonderstellung ein, weil von ihm nur der MVC Wert in seiner Aktivität der operierten Extremität unter dem der nicht operierten Extremität liegt.

Auf der Oberschenkelrückseite fällt nur das Ergebnis des M. biceps femoris ins Auge, der in seiner durchschnittlichen Aktivität der operierten Extremität signifikant über der Gegenseite liegt. Am Unterschenkel sind die durchschnittlichen und höchsten Werte des M. gastrocnemius auffällig. In beiden Fällen liegen die Werte der operierten Extremität signifikant unter denen der nicht operierten Extremität.

Im intraindividuellen Vergleich lässt sich somit eine bedingte, aber signifikante, Quadricepsaktivitätsminderung feststellen mit Ausnahme des M. rectus femoris. Eine solche Aktivitätsminderung kann evt. als bestätigender Hinweis auf die oben diskutierte Quadricepschwäche, als Grund für den „Stiff knee gait“, gewertet werden. Gründe für die oben genannte Minderung der Quadricepsaktivität könnten in den vorgenommenen Resektionen und einer postoperativen Inaktivitätsatrophie auf Grund von Ruhigstellung und Entlastung gesehen werden. Diese Gründe führen unter anderen Petschnig et al. 1993 in ihrer Studie an, die ebenfalls Aktivitätsminderungen der operierten Extremität bei ihren fünf Tumorpatienten nach 10 Jahren Follow-up herausgearbeitet haben. Auch in dieser Studie nimmt der M. rectus femoris eine Sonderrolle ein. Ist seine Aktivität beim Gesunden deutlich unter

M. vastus medialis und lateralis zu finden, so übernimmt er in Petschnigs Studie die dominierende Rolle. Der M. rectus femoris der operierten Extremität weist dabei 8.6-28% Aktivität der gesunden Seite auf. Im Gegensatz zum M. vastus lateralis bei dem nur 5.7-16% bzw. zum M. vastus medialis bei dem nur 6.4-9% messbar sind. Zusätzlich finden Petschnig et al. auch ein verändertes Aktivitätsmuster des M. rectus femoris, der nicht mehr nur als unterstützender Muskel fungiert, sondern die führende Rolle übernimmt. Dieses Verhalten beobachten Petschnig et al. sowohl bei Femur, wie auch bei Tibia Tumorlokalisationen.

Petschnig et al. mutmaßen in ihrer Studie, dass der operierten Extremität nur eine Stützfunktion zukommt und die subjektive Zufriedenheit ihrer Patienten mit der gesunden Gegenseite korreliert, die ihrer Meinung nach die Schwäche der operierten Extremität kompensiert. Weitere Gründe für die geminderte Aktivität sind ihrer Meinung nach Resektionen von Propriozeptoren, sowie Abtrennung von Ansatzstellen der Muskeln.

De Visser et al. 2000 stellten ebenfalls eine verminderte Quadricepsaktivität während der Standphase fest. In ihrer Diskussion führen sie Winter et al. 1989 an, der sogar noch weiter geht und von einer generell verminderten Muskelaktivität während pathologischen Gehens spricht.

De Visser sprechen dem M. rectus femoris ebenfalls eine wichtige Rolle bei der Hüftflexion zu, welche ein weiches Fußabheben erreichen soll und so die reduzierte Knieflexion kompensiere.

Benedetti et al. 2000 dagegen stellen eine reduzierte Aktivität des M. rectus femoris in der Standphase in 57% der Gehversuche der Gruppe eins (medialer Vastus ist reseziert) fest. In Gruppe 2 (lateralen Vastus ist reseziert) sind es nur 22% der Versuche. Damit wird in dieser Studie die besondere Rolle des M. rectus femoris nicht hervorgehoben.

Neben dem EMG sind in den genannten Studien oft Kraftmessungen hinzugezogen worden. Diese verdeutlichen die Kraftkomponente der Muskulatur und können aus den EMG Daten nicht ohne weiteres geschlossen werden. Obwohl in der vorliegenden Studie solche Messungen nicht durchgeführt worden sind, scheint ein Seitenblick auf die Ergebnisse der

anderen Studien sinnvoll, um einen weiteren Aspekt der muskulären Gegebenheiten erfassen zu können. Denn somit könnte neben der Ansteuerung bzw. der Aktivität der Muskeln auch die Kraftentwicklung erfasst werden.

Petschnig et al 1993 ermitteln eine Kraftminderung der Knieextensoren der operierten Extremität auf 8-20% der nicht operierten Extremität. Bei der Beugemuskulatur sind es 28-52% der nicht operierten Seite. Diese Minderung der operierten Extremität scheint mit fast doppelt so hohen Werten der Gegenseite in Verbindung zu stehen, was ein Hinweis auf die oben diskutierte Kompensation der nicht operierten Extremität sein kann.

Benedetti et al. 2000 finden ebenfalls eine Kraftminderung der Knieextensoren in beiden Gruppen, besonders in flektierterer Kniehaltung. Damit scheint die residuale Quadricepskraft nicht der diskriminierende Faktor zwischen den beiden Gruppen zu sein, bei denen unterschiedliche Muskelresektionen durchgeführt wurden und Gruppe zwei ein natürlicheres Gangmuster aufweist.

Tsuboyama et al. 1994 finden in ihrer Studie eine Extensionskraftminderung der operierten Extremität auf 28% der nicht operierten Extremität. Aufgrund der gefundenen Korrelation der Extensionskraft mit force time integral des totalen Fußes und der Großzehenregion schließen die Autoren, dass die Quadricepskraft einen wichtigen Faktor für den symmetrischen Gang nach Tumorprothesenoperationen darstellt. Die suffiziente Stabilität des Kniegelenks scheint daher eine Grundvoraussetzung zu sein, die mit Hilfe der verbliebenen Quadricepskraft gewährleistet werden könnte.

Die folgenden Studien befassen sich nicht mit Tumorprothesenpatienten und sind daher evt. nur bedingt vergleichbar, da diesen Probanden keine Muskelresektionen widerfahren sind und somit alle Veränderungen der Muskelaktivität andere Gründe haben müssen. Diese scheinen in vielen Fällen von einer Inaktivitätsatrophie herzurühren, die möglicherweise schon präoperativ z.B. durch Schonhaltungen oder Entlastungen der operierten Extremität entstehen konnten.

In der Studie von Fuchs et al. 2001 fanden sich keine Unterschiede im intraindividuellen Vergleich, jedoch Aktivitätsminderungen der operierten Extremität diverser Muskeln im

Vergleich zwischen operierter Extremität und der Kontrollgruppe. So sind die maximalen Aktivitäten vom M. vastus medialis/ lateralis, M. rectus femoris, M. biceps femoris, M. semitendinosus, M. tibialis anterior und medialen M. gastrocnemius vermindert. Zusätzlich noch die durchschnittlichen Werte vom M. semitendinosus, M. tibialis anterior und medialen M. gastrocnemius. Die Autoren schließen daraus, dass es außer den Operationsfolgen bereits präoperativ zu Einschränkungen der Muskulatur gekommen sein könnte und sich das gesunde Bein dem Kranken angepasst haben könnte.

Auch Hines et al. 1997 konnten keine Unterschiede zwischen operierter Extremität und nicht operierter Extremität feststellen, wobei auch die nicht operierte Extremität von der Kontrollgruppe differierte, was auf einen evt. Lernprozess der nicht operierten Extremität hindeuten könnte, um die Symmetrie des Gangs zu erhalten.

Bei Fuchs et al. 2002 zeigen lediglich durchschnittliche und höchste Aktivität des M. vastus lateralis eine verminderte Aktivität der operierten Extremität im Vergleich zur nicht operierten Extremität. Alle anderen Muskeln weisen auch hier keinen Unterschied auf. Im Vergleich zur Kontrolle sind die durchschnittliche und höchste Aktivität des M. gastrocnemius der operierten Seite vermindert. Signifikante Korrelationen zwischen diesen Ergebnissen und den erfassten klinischen Scores konnten nicht festgestellt werden.

Steiner et al. 1989 weisen präoperativ eine konstante und damit gestörte Aktivität des Quadriceps nach. Innerhalb von sechs Monaten gehen diese und auch die der Hamstringmuskulatur, sowie des M. tibialis anterior wieder in ein phasischeres und damit normales Muster über. Diese erst recht spät postoperativ einsetzende Normalisierung verhindert jedoch nicht vorherige klare Verbesserungen des Gangs. Diese Aussage lässt die Frage entstehen, ob die Rückkehr zu normalen EMG Mustern von entscheidender Bedeutung für die Rehabilitation des Gangs ist. Beziehungsweise ob das EMG ein geeignetes Mittel ist, wichtige Veränderungen der Muskeln im Heilungsprozess aufzuzeigen.

Eine weitere Frage wirft die Studie von Winter et al. 1987 auf, in der sie ein gesundes Normalkollektiv untersuchten und dabei auf eine hohe Variabilität einzelner Muskelaktivitäten im interindividuellen Vergleich stießen. Damit wird klar, dass jedes Individuum möglicherweise einen sehr unterschiedlichen Ausgangswert für seine Muskelaktivität hat und

die Vergleichbarkeit von prä- und postoperativen Werten innerhalb eines Kollektives möglicherweise schwierig sein könnte.

Zusätzlich erkennen Winter et al., dass verschiedene Individuen durch unterschiedliche Muskeleinsätze zum selben Ergebnis kommen. Möglicherweise könnte das für eine spätere Rehabilitation der Tumorpatienten den Vorteil bringen, andere Kompensationsmuster erlernen zu können und so zu einem guten Gangbild zu kommen.

4.3. Einfluss der Tumorlokalisationen auf das Gangbild

In der Frage vier soll geklärt werden, ob die Tumorlokalisation einen Einfluss auf das Gangbild hat. Das Patientenkollektiv wird daher der Tumorlokalisation entsprechend in zwei Gruppen eingeteilt, solche mit einem Tumor am distalen Femur und solche mit einem Tumor am proximalen Ende der Tibia. In Kenntnis der Operationsmethoden insbesondere im Oberschenkelbereich wäre bei diesen Gruppen ein unterschiedliches Gangbild durchaus vorstellbar, so dass ein Vergleich sinnvoll erscheint. Besonders der Extensionsmechanismus scheint für ein gutes Gangbild von einer nicht unerheblichen Bedeutung zu sein, denn nur mit einem funktionierenden Extensionsmechanismus kann das flektierende Knie in der Gewichtübernahmephase ausreichend stabilisiert werden (Perry). Bei beiden Gruppen wird auf unterschiedliche Weise in diesen Mechanismus eingegriffen. Bei den Patienten mit distaler, femoraler Tumorlokalisation scheint er durch zum Teil massive Muskelresektionen beeinflusst, bei denen mit proximaler, tibialer Lokalisation scheint das Absetzen der Quadricepssehne, als Ansatzpunkt der Extensionsmuskulatur, für Probleme zu sorgen. Diese unterschiedlichen Einschränkungen lassen vermuten, dass es möglicherweise auch zu unterschiedlichen Gangmustern kommen könnte und evt. sogar zu unterschiedlich gut ausgeprägten Rehabilitationserfolgen. Somit erscheint ein Vergleich der Gangparameter zwischen den beiden Tumorlokalisationen ebenfalls sinnvoll.

Insgesamt werden von den Autoren, welche hier zitiert werden, häufig entweder Patienten mit tibialen oder femoralen Tumoren untersucht. Selten findet sich ein gemischtes Kollektiv wie in meiner Studie. Meine Ergebnisse bieten daher auch die Möglichkeit, einen Vergleich der unterschiedlichen Tumorlokalisationen und der daraus resultierenden Operationstechniken zu untersuchen. Dabei zeigen sich in den Ergebnissen keine signifikanten Unterschiede zwischen diesen beiden Gruppen. Vergleicht man die Enneking-Einteilung der beiden Gruppen, so fällt auf, dass bei den tibialen Tumoren ein Extensionsmechanis-

mus durchgehend als nicht mehr vorhanden gelten kann. Diese Kennzeichnung lässt sich bei den femoralen Tumoren nicht oder nur selten finden, da hier die Ansätze der Oberschenkelstrecker unterhalb der Patella als intakt gelten können. Dafür muss man bei den femoralen Patienten von z. T. großflächiger Weichteilresektion der Streckermuskulatur ausgehen. Beide Gruppen sind letztlich auf unterschiedliche Weise in der Stabilisierung ihres Kniegelenks eingeschränkt und in ihrem Streckmechanismus geschädigt. Direkte Auswirkungen in Form von unterschiedlichen Gangmechanismen ergeben sich daraus nach Auswertung der Untersuchungsergebnisse jedoch nicht.

Insgesamt lässt sich im Vergleich der beiden Gruppen nahezu kein Unterschied im Gangbild nachweisen.

4.4. Bewertung des Gangbildes

Die Frage fünf soll klären, ob eine Bewertung des Gangbildes anhand der objektiven Verfahren möglich ist. Dazu habe ich im Anschluss an jedes Problemfeld die sich meiner Meinung daraus ergebenden Bewertungen herausgestellt. An dieser Stelle erfolgt nun die Zusammenfassung dieser Ergebnisse. Im Allgemeinen lässt sich das Gangbild des Patientenkollektivs als funktionell gutes bis leicht eingeschränktes, kosmetisch leicht auffälliges Gangbild beschreiben. Meiner Meinung nach ist anhand der gewählten objektiven Verfahren eine Bewertung des Gangbildes durchaus möglich. Dazu verweise ich auf die im obigen Text beschriebenen Begründungen. Das Gangbild kann danach als deutlich asymmetrisch bewertet werden. Anhand der beleuchteten Problemfelder lässt sich zudem eine Tendenz zu einem entlastenden Gang erkennen. Das Gehen erscheint im Hinblick auf die Bodenreaktionskräfte weniger kraftvoll. Die verminderte Geschwindigkeit lässt ein langsameres Gehen erkennen. In diesem Zusammenhang könnte man das Gangbild auch als kontrollierter bewerten, denkt man an die Ausführungen von de Visser, der die Kompensationsmechanismen in Form von verstärkter visueller Kontrolle zeigte. Eine reduzierte Dynamik des Gangbildes ließe sich meiner Meinung nach von den Veränderungen im Hinblick auf den sagittalen Kniewinkel herausarbeiten. Das EMG gibt zudem Hinweise auf muskuläre Defizite des Gangbildes. Ob man das Gangbild insgesamt als vorsichtiger bewerten kann, lässt sich nicht komplett nachweisen, obwohl sich Hinweise dafür finden, denkt man an die verminderte Geschwindigkeit oder den Wunsch möglichst viel Last von dem operierten Bein zu nehmen. Ein ebenfalls gutes Gangbild nach Tumorendoprotheseneinbau beschreiben Benedetti et al. 2000 in ihrer Arbeit. Auch Rompen et al. 2002 beschreiben trotz ver-

bleibender Asymmetrie ein gutes funktionelles Ergebnis ihrer Patienten. Tsuboyama et al. 1993 machen ihrer guten Ergebnisse von einer gut sitzenden Prothese und einer intakten Patellarsehne abhängig.

4.5. Rehabilitation des Gangbildes

Die Frage drei beschäftigt sich mit der Rehabilitation der einzelnen Problemfelder des Gangs und der Frage, wie diese besser in die Rehabilitation integriert werden können. Die Patienten wurden frühestens achtzehn Monate post operationem zur Studie zugelassen. Damit sollte gewährleistet werden, dass die operations- bzw. chemotherapiebedingten Einschränkungen weitestgehend überwunden waren und die Patienten eine gute, unterstützungs- und schmerzfreie Gehfähigkeit erreicht haben konnten. Zudem konnte mit dieser Zeitangabe möglicherweise ein Zeitraum gefunden werden an dem ein endgültigeres Ergebnis des Gangbildes vorliegt, sich also an dem Gangbild der Patienten später nur noch wenig verändern wird. Zu dieser Überzeugung sind Steiner et al 1989 bei ihrer Untersuchung gekommen, bei der sie nach 12 Monaten keine Veränderungen des Gangbildes ihrer Patienten mehr feststellen konnten.

In diesem Zeitrahmen scheint zudem eine erfolgreiche Rehabilitation möglich, wie de Visser et al. 2003 zeigen, die einen akzeptablen Gang innerhalb von 15 Monaten bei ihren Patienten beobachten.

Das hier eingeschlossene Patientenkollektiv ist im Altersdurchschnitt eher jung ($\bar{x}=28,5$ Jahre), so dass auch das Vergleichskollektiv in dieser Altersgruppe ($\bar{x}=21,3$ Jahre) gewählt wurde, um eine Vergleichbarkeit zu erreichen. Für die Rehabilitation kann das möglicherweise ein deutlicher Vorteil sein, da in den meisten Fällen keine orthopädischen Vorschäden der unteren Extremität zu erwarten sind und einschränkende Nebendiagnosen eher unwahrscheinlicher erscheinen.

Als Empfehlung für eine erfolgreiche Rehabilitation mit möglichst physiologischem Gangmuster geben Kawamura et al. 1999 ein Trainingsprogramm heraus, welches besonders den M. gluteus maximus, die Hamstringmuskulatur, den M. gastrocnemius und den M. soleus stärken soll. Ihnen ist es nicht bei allen Patienten gelungen, ein physiologisches Gangbild zu erreichen, trotzdem scheint die Stärkung dieser Muskeln einen positiven Einfluss auf die Gangrehabilitation gehabt zu haben. Aus einer Studie mit Patienten, welche eine Paralyse der Quadricepsmuskulatur aufweisen, konnten sie Erkenntnisse gewinnen,

die darauf hindeuten, dass andere Muskeln einen signifikanten Anteil an der Kniestabilisation bzw. der Knieextension in der Bodenkontaktphase haben könnten. Aufgrund der durch die operativen Maßnahmen entstandenen Quadricepschwächen erscheint ein Vergleich dieser Patientengruppen sinnvoll. Die Autoren entwickelten die Theorie, dass die Hamstringmuskulatur, der M. gluteus maximus, der M. gastrocnemius sowie der M. soleus unterstützend an der Extension beteiligt sind. Danach ziehen die obigen Muskeln den Femur bzw. die Tibia zurück, wodurch es zu einer Extension im Gelenk kommt. Basierend auf dieser Theorie entwickelten sie das Trainingsprogramm, wonach eine deutliche Kräftigung dieser Muskel im Vordergrund steht. Den Patienten muss in einem zweiten Schritt die zeitlich koordinierte Kontraktion dieser Muskeln, sowie eine Methode zum Transfer ihres Schwerpunktes in der Bewegung beigebracht werden. Postoperativ wird dabei zunächst die Hamstringmuskulatur bzw. der M. gluteus maximus gekräftigt. Nach Erreichen der Möglichkeit der vollen Gewichtsbelastung des operierten Beins und Koordination der Kontraktionen werden die übrigen Muskeln in das Kräftigungsprogramm mit aufgenommen. Insgesamt führte das Programm zu guten funktionellen Ergebnissen und erscheint daher sinnvoll in Hinblick auf die Auswirkungen der operativ zugeführten Quadricepschwäche. Denkt man zudem an Studien wie die von Kawai 1998 so wird die Bedeutung der Resektion des Quadriceps einmal mehr relevant. Er weist in seiner Studie nach, dass das Prothesenüberleben signifikant negativ beeinflusst wird bei Patienten, die große Teile ihres Quadriceps verloren haben. Danach kommt es bei männlichen Patienten mit mehr als 40 %igen Verlusten des Femurs und totalen oder subtotalen Resektionen des Quadriceps signifikant häufiger zu einem Prothesenversagen. Begründet wird das mit den möglicherweise entstehenden größeren Belastungen für die Prothesen durch den hyperextensiven Gang der Patienten und der fehlenden Abfederung durch die fehlende Quadricepskraft. Ein Trainingsprogramm was nun andere Muskeln additiv mit in die kritische Phase des Bodenkontaktes einbezieht, kann möglicherweise für einen gewissen Ausgleich der fehlenden Kraft sorgen und so vielleicht auch für das Prothesenüberleben einen positiven Effekt haben. De Visser et al. 2000 sind der Meinung die Rehabilitation sollte sich auf das „relearning“ der koordinierten Muskelaktivität fokussieren.

Fuchs et al. 2001 können in ihrer Studie mehrere Korrelationen zwischen dem Gastrocnemius und klinischen Scores herstellen, so dass sie diesem Muskel eine besondere Bedeutung beimessen und daher seine Stärkung empfehlen.

Noyes et al. 1996 entwickeln ein Gangtraining gegen Hyperextension während der Standphase. Zwar sind in der vorliegenden Studie nur bedingte Hyperextensionen feststellbar, trotzdem scheint eine Wiedergabe sinnvoll. Den Patienten wird dabei geraten über die gesamte Standphase mit leicht flektiertem Kniegelenk zu gehen, das Sprunggelenk während der frühen Standphase in Dorsalflexion zu belassen und eine aufrechte Stamm-Hüfthaltung während der Standphase beizubehalten. Noyes et al. konnten bei ihren fünf Patienten damit erfolgreich die Hyperextension vermindern und so die Belastungen für das Kniegelenk senken.

4.6. Schwierigkeiten der Prothesen/Prämissen für kommendes Design

Die Frage sechs soll nun die Probleme der Prothesen und mögliche Prämissen für ein kommendes Prothesendesign veranschaulichen. Nach Verdeutlichung der Problemfelder des Gangbildes der Patienten lässt sich erkennen, dass die Prothesen nach Einsatz einer möglicherweise erhöhten Belastung ausgesetzt sind. Dazu verweise ich besonders auf die Ausführungen zum sagittalen Kniewinkel, der die verminderte Tendenz zur Flexion mit entsprechender Abfederung im ersten Teil des Gangzyklus erkennen lässt. Aus diesen Ausführungen lässt sich ersehen, dass die verminderte Abfederung mit einer erhöhten Stoßübertragung auf die Prothese einhergehen kann. Damit ist möglicherweise die Prothese mit der Aufnahme eines unterstützungsfreien Laufens, welches wie gezeigt häufig als flexionsarmes Laufen in der initialen Bodenkontaktphase erscheint, erhöhten Belastungen ausgesetzt.

Die häufig langstreckigen Knochendefekte, die es zu überwinden gilt, machen den Einsatz von langen Prothesen notwendig. Weiß man um die schon mehrfach erwähnten massiven Muskelresektionen innerhalb der Operation, wird zunehmend klar, dass die Prothesen hohen Anforderungen gewachsen sein müssen. Passend dazu ließe sich erneut auf die Studie von Kawai 1998 verweisen, der ein signifikant schlechteres Prothesenüberleben bei Patienten mit totalen oder subtotalen Quadricepsresektionen, sowie bei großen Knochendefekten darstellte. Umso mehr wird klar, dass nur die Ausnutzung aller Ressourcen im Bereich von Verankerung und Muskeladaptation letztlich zu einem guten funktionellen Ergebnis des Gangbildes führen können. Der optimalen Anhaftung der verbleibenden Muskeln zur Stabilisierung der Prothese kommt damit eine sehr bedeutende Funktion zu. Denn nur eine stabil sitzende Prothese kann die langstreckigen Defizite über lange Zeit gut überbrücken und den Einsatz des verbleibenden Muskels optimal fördern.

In Hinblick auf ein kommendes Prothesendesign sollte möglicherweise mit Verweis auf die obigen Werte nicht von einem physiologischen Gangbild als Prämisse für die Zielsetzung der Prothese ausgegangen werden. Denkt man an de Vissers Ausführungen muss man möglicherweise in Betracht ziehen, dass das Erreichen eines physiologischen Gangs gar nicht möglich sein kann. Würde man nun ein Gangbild ähnlich dem unserer Patienten annehmen, muss eine kommende Prothese in besonderem Maße auf die Belastungen während der Belastungsantwort reagieren bzw. ihnen standhalten können.

Die Prothese selber funktioniert als Scharniergelenk, anders als das physiologische Gelenk, mit einem festen Drehpunkt. Diese Konstruktion ermöglicht ein stabileres Gelenk, ist von vornherein jedoch unphysiologischer. In Anbetracht der obigen Ausführungen mit Verweis auf de Vissers Angaben erscheint diese Entscheidung jedoch sinnvoll. Die Stabilität der Prothese sollte ein entscheidender Punkt sein und klar hinter dem Wunsch nach möglichst physiologischen Formen zurückstehen, zumal wie oben beschrieben dieser Drang zur Nachahmung der Natur nur bedingt sinnvoll erscheint.

Als vermeintlich schwächster Punkt der Prothese können die Polyethylenbuchsen als direkte Kontaktflächen des Gelenkes angesehen werden. Die Patienten berichteten dazu über eine vermehrte Seiteninstabilität bei beginnender Lockerung der Buchsen kurz vor einer notwendigen Wechseloperation. Messbare Instabilitäten können in dieser Studie nicht nachgewiesen werden, die Probanden berichten jedoch auch zu keiner Zeit über die typischen Beschwerden vor einem notwendigen Wechsel. Weitere vergleichende Messungen in diesem Zeitfenster der subjektiv wahrnehmbaren Seiteninstabilitäten und nach operativer Beseitigung könnten sinnvoll sein, um die Materialauswirkungen besser zu verstehen.

In der Zukunft kann dann vielleicht ein anderer Werkstoff gefunden werden, der den hohen Anforderungen des alltäglichen Lebens an eine solche Prothese noch besser gewachsen sein könnte.

4.7. Zusammenfassung

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die Patienten nach durchschnittlich 5.7 Jahren Follow-up im intraindividuellen Vergleich eine deutliche Tendenz zur Entlastung ihres operierten Beins zeigen. So findet sich eine Asymmetrie im prozentualen Anteil der Einzelunterstützungsphasendauer der beiden Extremitäten. Die Einzelunterstützungsphasendauer erscheint dabei für die operierte Extremität deutlich verkürzt. Zusätzlich findet sich eine verkürzte Standphase und eine verlängerte Schwungphase der operierten Extremität im Vergleich zur Gegenseite. Auch diese Verschiebung der Werte deutet auf eine Entlastung der operierten Extremität hin.

Die vertikale Bodenreaktionskraft weist ebenfalls auf eine möglicherweise verminderte Belastung der operierten Extremität hin. Einerseits wird das Bein nicht mit dem vollen Körpergewicht belastet, andererseits stoßen sich die Patienten weniger stark vom Boden ab. Diese Verminderung des Abstoßes könnte auch mit der unten erwähnten Muskelaktivitätsminderung in Zusammenhang stehen, die im EMG feststellbar ist.

Des Weiteren findet sich eine verminderte Gehgeschwindigkeit der Patienten im Bezug zum Vergleichskollektiv, was wie oben ausgeführt, als Indikator für das Vorliegen einer Pathologie gewertet werden kann. Damit zeigt sich erneut, dass die Patienten möglicherweise ein vorsichtigeres, weniger effizientes Gangmuster aufweisen als das Vergleichskollektiv.

Das durchgeführte EMG lässt eventuelle muskuläre Schwierigkeiten der Patienten erkennen. So weist die Quadricepsmuskulatur der operierten Extremität eine deutlich verminderte Aktivität im intraindividuellen Vergleich auf. Lediglich der M. rectus femoris ist von dieser Aktivitätsminderung ausgenommen und nimmt damit eine möglicherweise veränderte Rolle in der Muskelarbeit ein. Der M. biceps femoris hingegen zeigt eine höhere Aktivität der operierten Extremität im Vergleich zur nicht operierten Extremität. Im Unterschenkel fällt eine verminderte Aktivität des M. gastrocnemius auf. Damit zeigen die Muskeln der operierten Extremität im Bereich der operationsbedingten Resektionsgebiete erwartungsgemäß eine verminderte Aktivität, die möglicherweise durch die nicht operierte Extremität ausgeglichen werden kann.

Eben diese Muskelaktivitätsminderung kann eventuell als Ursache für den besonders ins Auge fallenden Verlauf des sagittalen Kniewinkels gewertet werden. Dabei fällt auf, dass die Patienten eine verminderte Flexion ihrer operierten Extremität in der Belastungsantwort zeigen, die möglicherweise mit dem so genannten „stiff knee gait“, welcher in oben genannten Studien erwähnt wird, gleichzusetzen ist. Wie bei oben erwähnter Asymmetrie in der Stand und Schwungphase, bzw. Einfach und Doppelunterstützungsphase ergibt sich auch beim sagittalen Kniewinkel eine intraindividuelle Asymmetrie. Die operierte Extremität zeigt damit ein auffälliges Gangmuster, was möglicherweise mit der Quadricepschwäche ursächlich zusammenhängt. Dies könnte für die Patienten eine Mehrbelastung der Extremität und damit auch der Prothese bedeuten, da die stoßdämpfende Wirkung der Flexion während der Belastungsantwort vermindert ist.

Für die Rehabilitation ergibt sich daraus die dringende Forderung, die verbliebenen Muskeln zu stärken und möglicherweise durch koordinierten Einsatz von additiven Muskeln eine Verbesserung des Gangbildes mit Ausgleich der Quadricepsschwäche zu schaffen.

Für ein kommendes Prothesendesign muss sich aus den Ergebnissen ergeben, dass ein physiologischer Gang nicht als Prämisse für die Konstruktion neuer Prothesen gelten kann und die oben beschriebenen Problemfelder mit in die Umsetzung einbezogen werden sollten.

Fazit: Die Patienten zeigen nach durchschnittlich 5.7 Jahren Follow-up ein funktionell gutes, wenn auch kosmetisch leicht auffälliges Gangbild. Dabei fällt die Tendenz der Entlastung ihrer operierten Extremität deutlich ins Auge. Sie weisen in oben erwähnten Parametern eine intraindividuelle Asymmetrie auf, zeigen aber auch im Bezug zum Vergleichskollektiv Auffälligkeiten.

Zwischen den beiden Tumorlokalisationen lassen sich dabei in fast sämtlichen Parametern keine signifikanten Unterschiede feststellen.

5. Literaturverzeichnis

- [1] **Andriacchi T.B., Ogle J.A. and Galante J.O.:** Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *J.Biomechanics*, 1977, Vol. 10, pp 261-268
- [2] **Bach Ch.M.:** Ganganalyse bei Patienten mit Tumorprothesen vom Typ HMRS. *Wien Klin Wochenschr* (1996) 108/6:184-186
- [3] **Benedetti M.G., Catani F., Donati D., Simoncini L. and Giannini S.:** Muscle performance about the knee joint in patients who had distal femoral replacement after resection of an bone tumor. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 82 A, No 11, November 2000, pp 1619- 1625
- [4] **Cammisa F.P., Glasser D.B, Otis J.C., et al.:** The Van Nes tibial rotationplasty. A functionally viable reconstructive procedure in children who have a tumor of the distal end of the femur. *J Bone Joint Surg Am* 72 (10): 1541-1547, Dec 1990
- [5] **Capanna R., Ruggieri P., Biagini R., Ferraro A., DeChristofaro R., McDonald D. and Campanacci M.:** The effect of quadriceps excision on functional results after distal femoral resection and prosthetic replacement of bone tumors. *Clin. Orthop* 1991, Jun; (267): 186-196
- [6] **de Visser E., Pauwels J., Duysens J., Mulder Th., Veth RPH:** Gait adaptations during walking under visual and cognitive constraints: a study of patients recovering from limb- saving surgery of the lower limb. *Am Phys Med Rehabil* 1998; 77:503-509
- [7] **de Visser E., Mulder Th., Schreuder H.B.W., Veth RHP, Duysens J.:** Gait and electromyographic analysis of patients recovering after limb- saving surgery. *Clinical Biomechanics* 15 (2000) 592-599

- [8] **de Visser E., Veth RPH, Schreuder H.B.W., Duysens J., Mulder T.:** Reorganisation of gait after limb- saving surgery of the lower limb. *Am Phys Med Rehabil* 2003;82: 825-831
- [9] **Emminger H.A.:** *Exaplan*, 2004, pp 1226 ff
- [10] **Enneking W.F.:** A System for the Classification of Skeletal Resections
- [11] **Fuchs S., Volmer M., Rosenbaum D.:** Klinisch- funktionelle Ergebnisse von gekoppelten Kniegelenksendoprothesen. *Unfallchirurg* 2001-104:150-157
- [12] **Fuchs S., Genkinger M., Laaß H., Rosenbaum D.:** Ergebnisse von Doppelschlittenprothesen unter besonderer Berücksichtigung des Gangbildes. *Biomed. Technik* 46 (2001), 142-146
- [13] **Fuchs S., Genkinger M., Laaß H., Skwara A., Rosenbaum D.:** Korrelation von elektromyographischen und klinischen Ergebnissen nach bikondylären Kniegelenksprothesen. *Biomed. Technik* 47 (2002), 136-140
- [14] **Gebert C., Harges J., Hoffmann C., Winkelmann W., Gosheger G.:** Chirurgische Therapieoptionen bei malignen Knochentumoren. *Chirurg* 2002, 73:1162-1169
- [15] **Gosheger G., Winkelmann W.:** Mutars- ein modulares Tumor- und Revisions-system Erfahrungen am Tumorzentrum Münster, *Orthopäde* 2000 29 Suppl 1: S 54-55
- [16] **Harris I.E., Leff A.R, Gitelis S., Simon M.A.:** Function after amputation, arthrodesis, or arthroplasty for tumor about the knee. *J Bone Joint Surg* 72- A, NO. 10, December 1990: 1477- 1485,

- [17] **Hines A.S., Askew M.J., Kovacik M.W., Noe D.A., Gradisar I.A. Jr.:** Quadriceps femoris function during extension following total knee arthroplasty. *Biomed. Sci Instrum.* 33:471-476, 1997
- [18] **Kawai A., Muschler G.F., Lane J.M., Otis J.C., Healey J.H.:** Prosthetic Knee Replacement after resection of a malignant tumor of the distal part of the femur . *J Bone Joint Surg Vol. 80- A, NO. 5, May 1998* 1000
- [19] **Kawai A., Sherry I., Backus M.A., Otis J.C. and Healey J.H.:** Interrelationship 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 Vol. 80- A, No. 6, June 1998*, pp 822-831
- [20] **Kawamura H., Fuchioka S., Inoue S., Kuratsu S., Yoshikawa H., Katou K. and Uchida A.:** Restoring normal gait after limb saving procedures in malignant bone tumours of the knee. *Scand J Rehab Med* 31: 77-81, 1999
- [21] **Koswig S., Budach V.:** Stellung der Strahlentherapie in der Behandlung der Knochentumoren. *Chirurg* 12/2002, 73:1174-80
- [22] **Kotz R.:** Tumorendoprothesen bei malignen Knochentumoren. *Orthopäde* (1993) June 22(3):160-166
- [23] **Kotz R., Ritschl P., Trachtenbrodt J.:** A Modular Femur-Tibia Reconstruction System. *Orthopedics* Dec 1986 Vol 9/No 12
- [24] **Lee T.H., Tsuchida T., Kitahara H., Moriya H.:** Gait analysis before and after unilateral total knee arthroplasty. Study using a linear regression model of normal controls- women without arthroplasty. *J Orthop Sci* (1999) 4: 13-21

- [25] **Lindner N.J., Ramm O., Hillmann A., Roedl R., Gosheger G., Brinkschmidt C., Juergens H., Winkelmann W.:** Limb salvage and outcome of osteosarcoma. Clin. Orthop, 358, pp 83-89, 1999
- [26] **Malawer M.M., M.D., F.A.C.S., McHale Kathleen, M.D.:** Limb – Sparing Surgery for High-Grade Malignant Tumors of proximal Tibia. Clinical Orthopaedics and Related Research, Number 239, Feb 1989, pp 231- 248, 1989
- [27] **Mattson E., Broström L.-A., and Linnarsson D.:** Changes in walking ability after knee replacement. International orthopaedics (1990) 14: 277- 280
- [28] **Mittermayer F., Krepler P., Dominkus M., Schwameis E., Sluga M., Heinzl H., Kotz R.:**Long- Term Followup of Uncemented Tumor Endoprotheses for the Lower Extremity. Clinical Orthopaedics and Related Research, Jul (388), 167-77, 2001
- [29] **Moore A.T., Bohlmann H.R. (1942):** Metall hip joint: A case report. Clinical Orthopaedics and Related Research, Dec 2006.463, 22-4
- [30] **Noyes F.R., Dunworth L.A., Andriacchi T.P., Andrews M., Hewett T. E.:** Knee hyperxtension gait abnormalities in unstable knees. The American Journal of Sports Medicine, Vol. 24, No. 1, 1996
- [31] **Perry J.,** Ganganalyse Norm und Pathologie des Gehens, 1.Auflage 2003, pp 5
- [32] **Perry J.,** Ganganalyse Norm und Pathologie des Gehens, 1.Auflage 2003, pp 61
- [33] **Perry J.,** Ganganalyse Norm und Pathologie des Gehens, 1.Auflage 2003, pp 133
- [34] **Perry J.,** Ganganalyse Norm und Pathologie des Gehens, 1.Auflage 2003, pp 134

- [35] **Perry J.**, Ganganalyse Norm und Pathologie des Gehens, 1.Auflage 2003, pp 232 ff
- [36] **Perry J.**, Ganganalyse Norm und Pathologie des Gehens, 1.Auflage 2003, pp 252f
- [37] **Perry, J.:** Gait analysis: Normal and Pathological function, pp 3-16. Thorofare, New Jersey, Slack, 1992
- [38] **Perka C., Möckel G., Boenick U.:** Kinetische und kinematische Ganganalyse vor und nach Knie totalendoprothesenimplantation. Z. Orthop. 2000, 138: 191-196
- [39] **Petschnig R., Baron R., Kotz R., Engel A., Samek V.:** Oberschenkelmuskelfunktion 10 Jahre nach malignem Knochentumor und Implantation einer Tumorprothese im Kniebereich. Z. Orthop. 131 (1993)352-355
- [40] **Reichhardt P., Dörken B.:** Die Rolle der Polychemotherapie im multimodalen Behandlungskonzept der malignen Knochentumoren. Chirurg 12 2002, 73:1170-1173
- [41] **Rompen J.Ch., Ham S.J., Halbertsma J.P.K. and van Horn J.H.:** Gait and function in patients with a femoral endoprosthesis after tumor resection. Acta Orthop Scand 2002; 73 (4): 439-446
- [42] **Stauffer R.N., Chao E.Y.S., Györy A.N.:** Biomechanical gait analysis of the diseased knee joint. Clin. Othop 1977, 126: 246-255
- [43] **Steiner M.E., Simon S.R, Pisciotta J.C.:** Early changes in gait and maximum knee torque following knee arthroplasty. Clin Othop. 1989; 238:174-182

- [44] **Tsuboyama T., Windhager R., Dock W., Bochsansky T., Yamamuro T. and Kotz R.:** Knee function after operation for malignancy of the distal femur. Acta Orthop. Scand 1993;64 (6): 673-677
- [45] **Tsuboyama T., Windhager R., Bochsansky T., Yamamuro T. and Kotz R.:** Gait after knee arthroplasty for femoral tumor. Acta Orthop Scand 1994; 65 (1): 51-54
- [46] **Winter D.A. and Yack H.J.:** EMG profiles during human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. Electroencephalography and clinical neurophysiologie, 1987, 67: 402-411 Elsevier Scientific Publisher Ireland, Ltd
- [47] **Winter D.A.:** Biomechanics of normal and pathological gait: implications for understanding human motor control. J. Motor Beh 1989;Vol. 21 (4): 337- 355
- [48] **Zohman G.L., Boardman D.L., Eckardt J.J., and Lane J.M.:** Stride analysis after proximal tibial replacement. Clin. Othop. 339, pp 180.184, 1997

Anhang

Patientenanschreiben

Klinik und Poliklinik für
Allgemeine Orthopädie
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. W. Winkelmann



Universitätsklinikum Münster • Klinik und Poliklinik für Allgemeine
Orthopädie
D-48129 Münster

D-48129 Münster

Hausadresse:
Albert-Schweitzer-Straße 33
D-48149 Münster
Vermittlung: (02 51) 83 - 0

Funktionsbereich Bewegungsanalytik
Leiter: Dr. Dieter Rosenbaum
Domagkstraße 3
Durchwahl: (02 51) 83 – 5 29 72
Fax: (02 51) 83 – 5 29 93

Studie zur Korrelation und prognostischen Wertigkeit von objektiven Parametern (Gangbild, Fitness) und subjektivem Lebensgefühl (Lebensqualität, Lebenszufriedenheit, Rehabilitation) bei Tumorpatienten nach Resektion von Knochentumoren im Bereich des Kniegelenks

Sehr geehrte Damen und Herren,

wir wenden uns an Sie, weil Sie vor einigen Jahren aufgrund eines Knochentumors in unserer Klinik behandelt wurden. In diesem Zusammenhang möchten wir Sie nun um die Mitarbeit bei einer aktuellen Studie zur gegenwärtigen Lebensqualität unserer Patienten bitten.

Die Studie besteht zum einen aus der Ausfüllung eines Fragebogens, und zum anderen aus erweiterten funktionsdiagnostischen Untersuchungen.

Mit den Fragen wollen wir uns ein Bild Ihres derzeitigen Befindens machen und erfahren, wie zufrieden Sie mit Ihrer derzeitigen Lebenssituation sind und mit welchen Einschränkungen und Einbußen Sie in Ihrem alltäglichen Leben zurechtkommen müssen, damit wir Sie und andere betroffene Patienten (noch mehr und vor allem besser) unterstützen können.

In Zusammenarbeit mit dem Ganglabor möchten wir Sie bitten, an einigen Funktionsuntersuchungen zur Gangbildanalyse, zur Muskelfunktion sowie zum Energieverbrauch teilzunehmen, um ein noch genaueres Bild von der Funktionalität der bei Ihnen angewandten Operationsmethode zu gewinnen. Die Ergebnisse sollen uns helfen, den dabei auftretenden Problematiken in Zukunft besser entgegenwirken zu können.

In den vergangenen Jahren wurden bereits ähnliche derartig erweiterte Studien durchgeführt, die sehr aufschlussreiche Ergebnisse für Betroffene, behandelnde Ärzte und Operateure lieferten.

Die Koordination der Studie wird an der Klinik für Allgemeine Orthopädie der Universitätsklinik Münster (Funktionsbereich Bewegungsanalytik) vorgenommen. Wir würden uns freuen, wenn Sie sich dazu entschließen, an unserer Studie teilzunehmen und hoffen, dass es in Ihrem Sinne ist, wenn wir in nächster Zeit telefonisch auf Sie zukommen, um einen Termin für die Ganganalyse und die Befragung mit Ihnen zu vereinbaren. Der Zeitaufwand wird voraussichtlich einen halben Tag betragen.

Die Ergebnisse Ihrer Ganganalyse werden wir Ihnen zur Verfügung stellen, um diese für Sie im Rahmen der Krankengymnastik nutzbar zu machen.

Wir versichern Ihnen, dass Ihre Daten äußerst vertraulich nach den Gesetzen der ärztlichen Schweigepflicht behandelt und nur zum Zwecke dieser Studie verwandt werden. Ihre Teilnahme ist selbstverständlich völlig freiwillig und kann jeder Zeit widerrufen werden.

Nach Abschluss der Studie ist die Veröffentlichung der dabei selbstverständlich anonymisierten Daten geplant. Sollten Sie die Ergebnisse interessieren, so teilen Sie uns dieses mit, damit wir Ihnen ein Exemplar zusenden können.

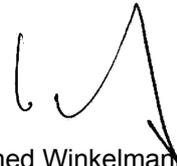
Wir würden uns freuen, wenn Sie durch Ihre Mitarbeit zum Gelingen der Studie beitragen würden.

Mit freundlichen Grüßen



Dr. med Rödl

Dr.rer.soc Rosenbaum



Prof. Dr. med Winkelmann

Enneking-Score

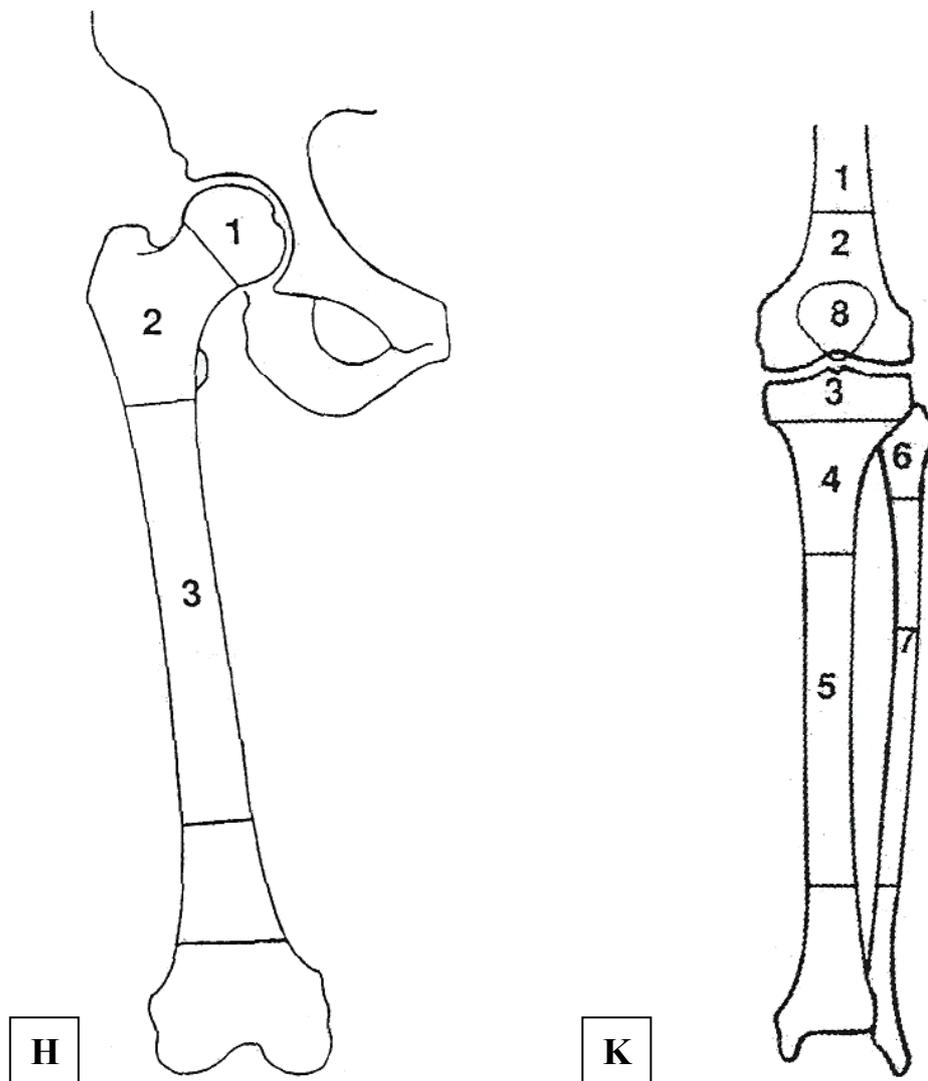


Abb.: Erläuterung zur Enneking Skala: „A System for the Classification of Skeletal Resections“; im besonderen im Hüft- und Kniebereich (Enneking 1991)

Legende zur Abb.2-2: Hüftregion: 1: Epiphyse des proximalen Femurs; 2: Metaphyse des proximalen Femurs; 3: Diaphyse des Femurs

A: Abduktormechanismus der Hüfte intakt

B: Abduktormechanismus der Hüfte zerstört

Knieregion: 1: Metaphyse des distalen Femurs; 2: Epiphyse des distalen Femurs; 3: Epi-

physe der proximalen Tibia; 4: Metaphyse der proximalen Tibia; 5: Diaphyse der Tibia; 6:

Epi/ Metaphyse der proximalen Fibula; 7: Diaphyse der Fibula; 8: Patella

A: Extensormechanismus des Knies intakt

B: Extensormechanismus des Knies zerstört

Lebenslauf

Name: Cirsten Wurm

geb. am: 14.08.1978

Familienstand: ledig

Konfession: römisch-katholisch

Eltern: Antonius Wurm, Steuerberater
Claudia Wurm, geb. Wenzel, Industriekauffrau

Schulbildung: 1985 – 1989 Grundschule Herten
1989 – 1998 Städtisches Gymnasium Herten
Allgemeine Hochschulreife 06.1998

Freiwilliges Soziales Jahr: 09.1998 – 03.1999 Knappschafts Krankenhaus Gelsenkirchen

Studium: 1999 – 2004 Studium der Humanmedizin, Westfälische
Wilhelms-Universität Münster
2004 – 2005 Praktisches Jahr
Approbation in 11.2005

Beruf: seit 02.2006 Assistenzärztin der HNO Klinik im Carl Thiem
Klinikum Cottbus
Cottbus, den 07.04.2008