

Aus der Orthopädischen Klinik
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. R. Krauspe

**Ganganalyse von Morbus Perthes Patienten im
Langzeitverlauf und Abhängigkeit von der
radiologischen Deformität**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin der
Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Anja Müller-Reinartz

(2016)

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez.:

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. J. Windolf

Erstgutachterin: Prof. Dr. Westhoff

Zweitgutachter: Prof. Dr. Lögters

Widmung

Für meine Eltern und meine kleine Schwester

Zusammenfassung:

Fragestellung und Ziele:

Das Ziel der vorliegenden Studie ist es, die funktionellen Ergebnisse bei Patienten nach M. Perthes in Abhängigkeit vom radiologischen Ergebnis im Langzeitverlauf zu evaluieren. Es soll herausgearbeitet werden, in welchen Parametern Unterschiede zu einem Normalkollektiv bestehen und ob innerhalb des Patientenkollektivs ein radiologisch ungünstigeres Ergebnis – klassifiziert nach Stulberg - in einem funktionell schlechteren Gangbild mündet. Zusätzlich werden Kompensationsmechanismen auf der nicht-betroffenen Seite erwartet.

Methodik:

Es konnten ganganalytische Daten und Röntgenuntersuchungen von insgesamt 30 Erwachsenen (15 operativ, 15 konservativ behandelt; Nachuntersuchungszeitraum: 24,4 Jahre) mit einem Durchschnittsalter von $31 \pm 11,3$ Jahre eingeschlossen werden. Diese wurden nach Stulberg 1+2 in Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) (13 männliche, 3 weibliche Patienten, Durchschnittsalter 33,1 Jahre) und nach Stulberg 3+4+5 in Gruppe 2 (7 männliche, 7 weibliche Patienten, Durchschnittsalter 28,0 Jahre) eingeteilt.

Es wurde eine instrumentelle Ganganalyse des Patientenkollektivs im Ganglabor durchgeführt, um die ganganalytischen Parameter vom Patientenkollektiv mit dem Normalkollektiv zu vergleichen und Unterschiede in den Parametern zwischen den zwei Untergruppen herauszuarbeiten.

Ergebnisse:

Im Vergleich Normalkollektiv und Patientenkollektiv war bei den Weg-Zeit-Parametern die Kadenz des Patientenkollektivs verringert (113,46 vs. 117,62, $p=0,007$), die Gangzyklusdauer verlängert (1,06 vs. 1,03, $p=0,006$) und die Schrittbreite vergrößert (0,16 vs. 0,13, $p=0,001$). Bei der Kinematik fand man vor allem in der Sagittalebene deutliche signifikante Unterschiede: der Bewegungsumfang der Hüfte war verringert ($p=0,001$) und kompensatorisch der Bewegungsumfang des Beckens des Patientenkollektivs ($p<0,001$) vergrößert. In der Kinetik war vor allem das Abduktionsmoment in der Einbeinstandphase bedeutsam: dies war signifikant reduziert auf der betroffenen Seite im Vergleich zur gesunden Seite des Patientenkollektivs ($p=0,003$).

In der Gruppeneinteilung waren auch klinische und radiologische Parameter signifikant verändert: die Abduktionsfähigkeit bei 90° war bei zunehmender Inkongruenz signifikant herabgesetzt ($p=0,015$) und das Gesamtergebnis des HHS reduziert (78 vs. 89 Punkte; $p=0,049$). Außerdem korrelierte die zunehmende Inkongruenz mit steigendem Tönnisgrad (1,9 vs. 0,9; $p=0,013$) und sinkendem Head-Neck-Index (121,9 vs. 165, $p<0,001$). In der Ganganalyse zeigte sich ein verminderter Bewegungsausschlag des Hüftgelenkes, des Kniegelenkes und des oberen Sprunggelenkes mit zunehmender Deformität.

Schlussfolgerungen:

Erstmalig konnte gezeigt werden, dass Gangauffälligkeiten bei Morbus Perthes Patienten im Langzeitverlauf bestehen und diese bei zunehmender radiologischer Deformität teilweise ausgeprägter waren. Insgesamt präsentierte sich das Gangbild von Morbus Perthes Patienten deutlich adynamischer. Die Methodik der instrumentellen Ganganalyse hat sich bewährt, um funktionelle Defizite zu erkennen und zu erfassen. Weiter Studien müssen zeigen, ob zum Beispiel durch spezielle Bewegungsprogramme das Gangbild verbessert und dadurch möglicherweise der degenerative Prozess verlangsamt werden kann.

Abkürzungsverzeichnis:

a.p.	anterior- posterior	Nm	Newtonmeter
BA	Belastungsantwort	Nm/ kg	Newtonmeter/ Kilogramm
BMI	Body mass index		
CCD	Caput-Collum- Diaphysen Winkel	OSG	Oberes Sprunggelenk
FHR	Femoral head ratio	PK	Patientenkollektiv
GR	Gruppe	PK_g	Patientenkollektiv gesunde Seite
GR 1_k	Gruppe 1 kranke Seite	PK_k	Patientenkollektiv kranke Seite
GR 1_g	Gruppe 1 gesunde Seite	ROM	Range of motion, Bewegungsumfang
GR 2_k	Gruppe 2 kranke Seite	SD	Standard- Abweichung
GR 2_g	Gruppe 2 gesunde Seite	SDp	Stoß- dämpfungsphase
HHS	Harris Hip Score	TSt	terminale Standphase
MW	Mittelwert		
LCE	lateral center edge, lateraler Zentrum- Erker-Winkel	VSw	Vor-Schwungphase
MSt	mittlere Standphase		
NK	Normalkollektiv		

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung.....	1
1.1.	Morbus Perthes.....	1
1.1.1.	Allgemeines	1
1.1.2.	Ätiologie	1
1.1.3.	Pathogenese.....	1
1.1.4.	Klinik	2
1.1.5.	Diagnose.....	2
1.1.5.1.	Klinische Untersuchung.....	2
1.1.5.2.	Röntgenuntersuchung	2
1.1.5.3.	Weitere bildgebende Diagnostik.....	4
1.1.6.	Therapie.....	5
1.1.7.	Prognose	5
1.2.	Die Analyse des menschlichen Gangs.....	6
1.2.1.	Der Gangzyklus	6
1.2.2.	Ganganalyse.....	13
1.2.2.1.	Systeme der Ganganalyse	13
1.2.2.2.	Weg-Zeit-Parameter	14
1.2.2.3.	Kinematik	15
1.2.2.4.	Kinetik	16
2.	Ziele der Arbeit	18
3.	Material und Methoden	19
3.1.	Patientenkollektiv	19
3.2.	Anamnese und klinische Untersuchung	19
3.2.1.	Harris Hip Score (HHS).....	20
3.3.	Radiologische Untersuchung	20

3.4.	Instrumentelle Ganganalyse	24
3.5	Datenauswertung	26
4.	Ergebnisse.....	31
4.1.	Klinische Ergebnisse.....	31
4.1.1.	Messung der Beinlängen	31
4.1.2.	Goniometrische Messungen	31
4.1.3.	Harris Hip Score.....	32
4.1.4.	Radiologische Ergebnisse	33
4.2.	Ergebnisse der instrumentellen Ganganalyse.....	35
4.2.1.	Normalkollektiv	35
4.2.2.	Perthes-Patienten	35
4.2.2.1.	Weg-Zeit-Parameter.....	35
4.2.2.2.	Kinematik	38
4.2.2.3.	Kinetik	54
4.2.2.3.1.	Drehmomente.....	54
4.2.2.3.2	Leistung.....	62
4.2.2.3.3	Positive/ Negative Power	70
5.	Diskussion	71
6.	Schlussfolgerungen	79
7.	Abbildungsverzeichnis	81
8.	Tabellenverzeichnis	84
9.	Literaturverzeichnis	86
10.	Anhang	90

1. Einleitung

1.1. Morbus Perthes

1.1.1. Allgemeines

Der Morbus Perthes ist eine in typischer Weise im Alter zwischen 4 und 8 Jahre auftretende Hüfterkrankung aufgrund einer Durchblutungsstörung des Femurkopfes. Dadurch kommt es zu einer ischämischen Nekrose des Hüftkopfs. Immer noch ungeklärt ist die Ätiologie.

Synonyme für Morbus Perthes sind: kindliche aseptische Knochennekrose, Morbus Legg-Calvé-Perthes, Arthrosis deformans juveniles.

Die Inzidenz des Morbus Perthes beträgt 10,8 : 100.000, wobei das Geschlechterverhältnis Jungen zu Mädchen 4 : 1 ist (Nelitz u. a. 2009). In ca. 10 % der Fälle tritt der Morbus Perthes beidseitig auf, wobei bei bilateralem Morbus Perthes keine schlechtere Prognose zu erwarten ist als bei unilateralem (Nelitz u. a. 2009).

1.1.2. Ätiologie

Die Ursache des Morbus Perthes ist bislang nicht abschließend geklärt. Es wird davon ausgegangen, dass die Erkrankung auf eine Unterbrechung der Blutversorgung der Epiphyse des Femurkopfes zurückzuführen ist. Verschiedene Faktoren scheinen eine Rolle zu spielen, wie zum Beispiel die Gefäßversorgung (T Atsumi 2000), der intraossäre Druck (Liu und Ho 1991), Koagulopathien (A Vosmaer 2010) oder genetische Faktoren (Livesey, Hay, und Bell 1998).

1.1.3. Pathogenese

Der Morbus Perthes ist eine Erkrankung mit einem stadienhaften Verlauf:

Zuerst kommt es zu einer Ischämie im Hüftkopf, dadurch wird die Epiphyse partiell oder komplett unterversorgt. Dies führt zu einer Nekrose mit Stillstand der enchondralen Ossifikation. Der Knorpel wächst hingegen per diffusionem weiter. Im weiteren Verlauf kommt es zu einer Revitalisierung mit Einsprossung von Blutgefäßen, der nekrotische Knochen wird

abgebaut. Gleichzeitig finden Reparationsvorgänge statt, Faserknochen wird gebildet, was dann später zu einer Deformierung des Hüftkopfes oder einer Restitutio ad integrum führen kann.

1.1.4. Klinik

Die Symptomatik des M. Perthes ist uncharakteristisch und verläuft zu Beginn häufig subklinisch: meist klagen die Kinder über belastungsabhängige „Beinschmerzen“ und eine Laufunlust. Die Schmerzen werden häufig in die Oberschenkel- oder Knieregion projiziert und die Eltern bemerken ein Hinken.

1.1.5. Diagnose

1.1.5.1. Klinische Untersuchung

Bei der klinischen Untersuchung findet man häufig einen Leistendruckschmerz sowie einen Bewegungsschmerz im Bereich des betroffenen Hüftgelenks. Die Beweglichkeit des Gelenks ist eingeschränkt – insbesondere die Abduktion, Extension und Innenrotation. Dies äußert sich in einem positiven Viererzeichen, ein Globaltest für die Überprüfung der Beweglichkeit.

Bei der Untersuchung des Gangbildes findet man oftmals ein Trendelenburg- oder Duchenne Hinken.

1.1.5.2. Röntgenuntersuchung

Die wichtigste Untersuchung zur Diagnosesicherung ist die konventionelle Röntgenuntersuchung mit einer Beckenübersichtsaufnahme und einer Lauensteinaufnahme. Diese dienen auch der Verlaufsbeurteilung und Beurteilung des Schweregrades.

Verlaufsbeurteilung nach Waldenström

Beschrieben wurden die 4 Stadien erstmalig durch Waldenström (Waldenström 1934), der sie anhand des Auftretens im Röntgenbild eingeteilt hat: Initialstadium, Kondensationsstadium, Fragmentationsstadium und Reparationsstadium.

Klassifikation nach Catterall (Catterall 1971)

Die Graduierung nach Catterall (siehe Abb. 1) wird beispielhaft als Möglichkeit zur Klassifikation des floriden Morbus Perthes angeführt, im Gegensatz zur Stulberg Klassifikation (unten beschrieben), die den Endzustand nach durchgemachtem Morbus Perthes beurteilt.

Das Nekroseausmaß wird anhand der Kriterien von Catterall (1971) klassifiziert. Demnach wird die Epiphyse in vier Quadranten eingeteilt, die Klassifikation bezieht sich auf die Anzahl der von der Nekrose betroffenen Quadranten (Abb. 1). Sie erlaubt auch eine Abschätzung der Prognose, die am günstigsten ist für die Catterall Gruppe 1 und am ungünstigsten für die Catterall Gruppe 4 (McAndrew und Weinstein 1984).

Grad 1:

Nur der anterolaterale Teil des Femurkopfes ist betroffen. Es findet sich weder ein Kollaps noch eine Höhenminderung der Epiphyse. Außerdem findet keine Sequestration der Epiphyse statt und normalerweise keine metaphysäre Beteiligung.

Grad 2:

Das vordere Drittel oder die Hälfte des Femurkopfes sind betroffen. Typisch ist ein Kollaps der Epiphyse mit Sequestration, aber ohne Höhenminderung. Metaphysär lässt sich eventuell eine Zyste finden.

Grad 3:

Bis zu 75% des Femurkopfes sind betroffen, nur der dorsale Teil ist noch intakt. In Frühstadien kann man das charakteristische „head within a head“ Zeichen erkennen. Im späteren Stadium der Erkrankung sind zentrale Sequestrierung und Epiphysenkollaps typisch.

Grad 4:

Der ganze Femurkopf ist betroffen. Eine Höhenminderung der Epiphyse (Epiphysenkollaps) ist regelmäßig zu beobachten.

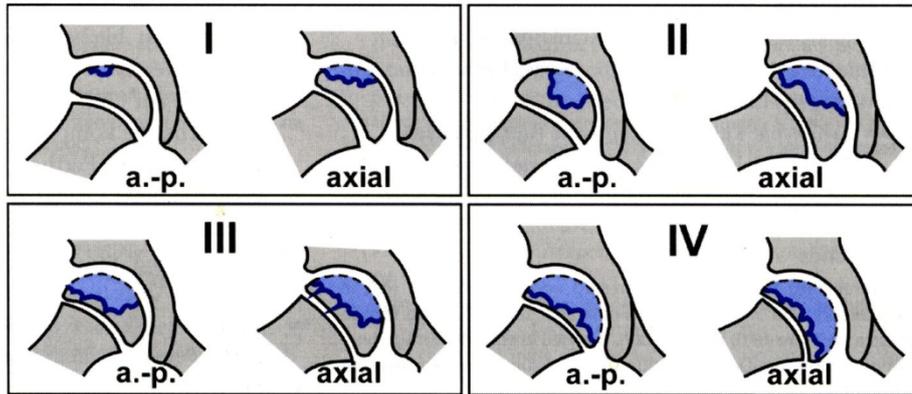


Abb. 1: Klassifikation nach Catterall (Hefti u. a. 2008)

Zusätzlich wurden von Catterall die sog. „head at risk signs“ beschrieben, deren Nachweis für eine ungünstige Prognose sprechen (Catterall 1971)

- Laterale Kalzifikation
- Subluxation nach lateral
- Horizontalisierung der Epiphysenfuge
- Metaphysäre Beteiligung: osteolytische Herde an die Epiphysenfuge angrenzend

Mittlerweile konnte gezeigt werden, dass das Gage-Sign (dreieckförmige Osteoporose am lateralen Femurkopf) und die Horizontalisierung der Epiphysenfuge für die Prognose weniger relevant sind (Hefti u. a. 2008).

Klassifikation nach Stulberg (Stulberg, Cooperman, und Wallensten 1981)

Wird im Kapitel 3.3 beschrieben.

1.1.5.3. Weitere bildgebende Diagnostik

Die Magnetresonanztomographie (MRT) ist eine Möglichkeit, die Diagnostik durch das Röntgenbild zu ergänzen (Weishaupt u. a. 2000). Anhand eines MRT kann die Diagnose Morbus Perthes früher gestellt werden und das Ausmaß der Nekrosezone kann genauer ermittelt werden (Bos, Bloem, und Bloem 1991). Die Behandlung kann früher begonnen werden, was dazu führen könnte, die Häufigkeit einer Kopfdeformität und den Verlust des Containments zu verringern (Dillman und Hernandez 2009). Zusätzlich lässt sich mittlerweile mithilfe der dGEMRIC-Technologie der Glukosaminogehalt des Knorpels messen, was ein prognostischer

Parameter für die Entstehung einer Coxarthrose ist (Zilkens u. a. 2010). Mithilfe der Sonographie sich insbesondere der Reizzustand eines Gelenks erfassen (Kapseldistension), zur Beurteilung der knöchernen Verhältnisse ist die konventionelle Röntgenaufnahme zu bevorzugen.

1.1.6. Therapie

Das Ziel der Therapie bei Morbus Perthes ist zum einen - symptomorientiert - die Beschwerdelinderung. Zum anderen wird der Erhalt bzw. die Wiederherstellung eines sphärischen kongruenten Gelenks angestrebt, so dass eine frühzeitige sekundäre Coxarthrose vermieden wird.

Die Beschwerdelinderung kann konservativ mittels Antiphlogistika, Entlastung / Schonung sowie Physiotherapie erzielt werden. Die Verbesserung der Gelenkbeweglichkeit dient dem Erhalt der Hüftkopfzentrierung (Containment). Bei Verlust der Gelenkzentrierung sind operative Verfahren zur Wiederherstellung der Zentrierung mittels intertrochantärer Varisationsosteotomie und / oder Beckenosteotomie (entweder als Einfachosteotomie nach Salter oder als Tripleosteotomie) indiziert. Die Anwendung von Orthesen zur Wiederherstellung des Containments wurde weitgehend verlassen.

1.1.7. Prognose

Entscheidend für die Langzeitprognose und damit die Entwicklung einer sekundären Coxarthrose ist das Ausmaß der Deformität des Hüftkopfs nach Ausheilung des M. Perthes. Dieses kann nach Stulberg (Kapitel 3.3) klassifiziert werden (Stulberg, Cooperman, und Wallensten 1981).

Das Ausheilungsergebnis wird von verschiedenen klinischen und röntgenologischen Faktoren beeinflusst, die damit auch eine prognostische Relevanz haben:

Einer der wichtigsten prognostischen Faktoren für die Entwicklung einer sekundären Coxarthrose ist die verbliebene Deformität des Femurkopfes vor allem verbunden mit Inkongruenz des Femurkopfes (Ismail und Macnicol 1998): In einer großen norwegischen Studie konnte nachgewiesen werden, dass wenn mehr als 50 % (Catterall 3+4) des Femurkopfes von der Nekrose betroffen sind, dies für 20 % dieser Patienten in einem deutlich schlechteren

Endzustand (Stulberg 4+5) endete; bei Patienten mit einem weniger ausgeprägten Hüftkopfbefall (Catterall 1+2) kam es dagegen nie zu einem schlechten Endergebnis (Stulberg 4/5) (Wiig, Terjesen, und Svenningsen 2007)

Wenn eine Hüfte zwei oder mehr „head-at risk-signs“ (Catterall: siehe Kapitel 1.1.5.2) aufwies, war das Endresultat ebenso schlecht. Sowohl die funktionelle Beeinträchtigung im täglichen Leben nahm zu, als auch die Schmerzen. Ebenso stieg die Rate der operativen Versorgung (McAndrew und Weinstein 1984).

Der zweitwichtigste Faktor ist das Alter zum Diagnosezeitpunkt: je später das Auftreten der Krankheit, umso schlechter die Prognose (Ippolito, Tudisco, und Farsetti 1987). Dies erklärt sich dadurch, dass das Remodellierungspotential des Hüftkopfs umso größer ist, je jünger der Patient zum Diagnosezeitpunkt ist. Im Alter unter fünf Jahre ist die Prognose selbst bei Catterall Gruppe 4 noch sehr gut (Stulberg 1 / 2). Im Alter von fünf bis neun Jahren war die Catterall-Klassifikation der beste Prognosefaktor und im Alter über neun Jahren war die Prognose unabhängig von der Catterall-Klassifikation immer schlecht (Ippolito, Tudisco, und Farsetti 1987).

1.2. Die Analyse des menschlichen Gangs

Gehen zu können ist in der heutigen Gesellschaft eine Selbstverständlichkeit. Man benötigt diese Art der Fortbewegung sowohl privat als auch in der Arbeit. Kommt es zu Einschränkungen dieser Funktion ist, damit auch oft das soziale Umfeld mit betroffen. Aus diesem Grund ist eine detaillierte Analyse des Gangbildes sinnvoll, um frühzeitig Auffälligkeiten zu erkennen, ggf. rechtzeitig therapeutische Konsequenzen zu ziehen, um auf so möglicher Weise einer Beeinträchtigung des Gehens entgegenwirken zu können.

1.2.1. Der Gangzyklus

Beim Gehen wird der Körper durch zahlreiche, ineinander fließende und sich regelmäßig wiederholende Bewegungen der Extremitäten und des Rumpfes vorwärts bewegt.

Die kleinste, sich wiederholende Einheit wird als „Gangzyklus“ bezeichnet (siehe Abb. 2). Ein Gangzyklus erstreckt sich vom initialen Bodenkontakt eines Fußes bis zum nächsten initialen Bodenkontakt desselben Fußes. Dies wird auch als Doppelschritt bezeichnet. Physiologischer Weise erfolgt der initiale Bodenkontakt mit der Ferse.

Der Gangzyklus lässt sich unterteilen in eine Standphase und eine Schwungphase. Beim „normalen“ Gehen beansprucht die Standphase ca. 60%, die Schwungphase ca. 40% der Dauer eines Gangzyklus.

Charakteristisch für das Gehen im Gegensatz zum Laufen ist eine bipedale Standphase, in der die Beine ihre Funktion als Träger der Körperlast tauschen (Perry 2003).

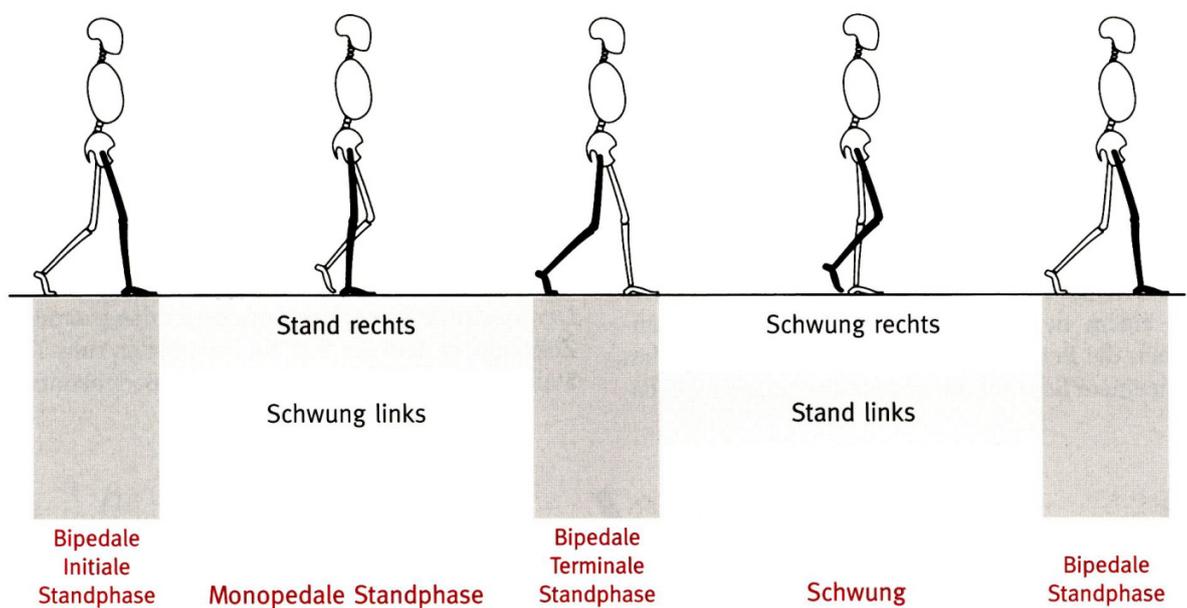


Abb. 2: Der Gangzyklus (Perry 2003)

Die Gangphasen:

Die Standphase lässt sich in fünf und die Schwungphase in drei weitere funktionelle Untergruppen einteilen:

Die Standphase:

1.: Initialer Bodenkontakt (siehe Abb. 3)

0 % des Gangzyklus

Zum Zeitpunkt des initialen Bodenkontakts ist die Hüfte flektiert, das Kniegelenk weitgehend extendiert und das Sprunggelenk ist in Neutralstellung oder dorsalextendiert.

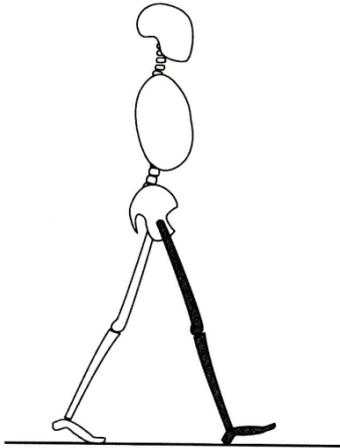


Abb. 3: initialer Bodenkontakt (Perry 2003)

2.: Stoßdämpfungsphase (siehe Abb. 4)

0 - 10% des Gangzyklus

Hierbei handelt es sich um die erste Doppelunterstützungsphase, beide Beine haben Bodenkontakt. In dieser Phase übernimmt das Referenzbein weitgehend die Körperlast. Der Körperschwerpunkt wird in seiner Bewegung abgebremst. Ziele sind die Stoßdämpfung sowie die Stabilisierung bei der Übernahme des Körpergewichts. Die Phase endet, wenn der kontralaterale Fuß vom Boden abgehoben wird. Das Kniegelenk wird zur Stoßdämpfung leicht flektiert.

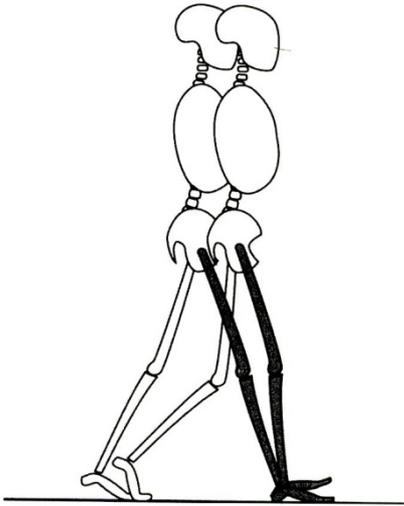


Abb. 4: Stoßdämpfungsphase (Perry 2003)

3.: Mittlere Standphase (siehe Abb. 5)

10 - 30% des Gangzyklus

Die mittlere Standphase entspricht der ersten Hälfte der Einzelunterstützungsphase. Diese Phase beginnt, wenn der kontralaterale Fuß abgehoben wird und endet sobald das Körpergewicht über den Vorfuß verlagert ist. Das Knie- und Hüftgelenk bewegen sich in Richtung Extension, am oberen Sprunggelenk findet eine Dorsalextensionsbewegung statt. Das Ziel ist einerseits die Fortbewegung des Rumpfes mitsamt dem Körperschwerpunkt über den die Last tragenden Fuß hinweg und andererseits die Stabilisierung von Bein und Rumpf.

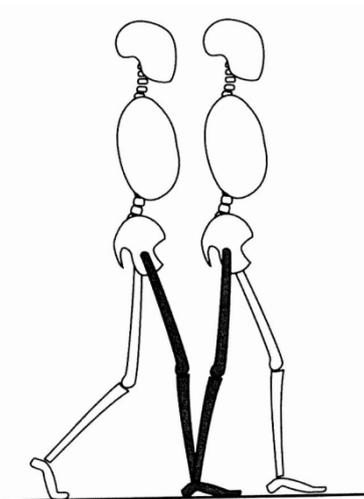


Abb. 5: mittlere Standphase (Perry 2003)

4.: Terminale Standphase (siehe Abb. 6)

30 - 50% des Gangzyklus

Diese Phase beginnt mit dem Abheben der Ferse des Standbeins und endet mit dem Aufsetzen des kontralateralen Fußes auf den Boden. Damit endet die Einzelunterstützungsphase. Im Hüftgelenk kommt es zu einer verstärkten Extension, deswegen kommt das Bein in eine vermehrte Rückstellung. Das Kniegelenk beginnt mit einer Flexionsbewegung. In der gesamten Phase befindet sich der Körperschwerpunkt vor dem Vorfuß. Das Ziel ist die Fortführung der Fortbewegung des Rumpfes über den fest stehenden Fuß hinweg.

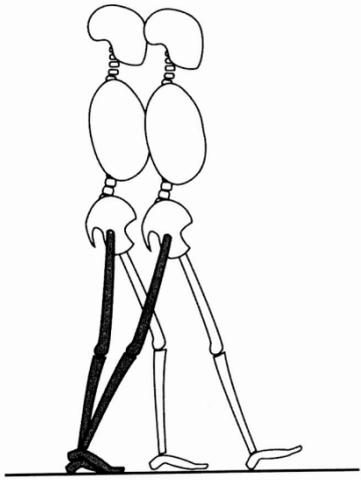


Abb. 6: terminale Standphase (Perry 2003)

5.: Vor-Schwungphase (siehe Abb. 7)

50 - 60% des Gangzyklus

Diese Phase beginnt mit dem initialen Bodenkontakt des kontralateralen Fußes und entspricht damit der zweiten Doppelunterstützungsphase. Sie endet, wenn der ipsilaterale Fuß vom Boden abgehoben wird. Es kommt zum Beginn einer raschen Flexionsbewegung im Hüft- und Kniegelenk. Das Ziel ist die Initiierung und Vorbereitung der Vorwärtsbewegung des Referenzbeines in der Schwungphase.

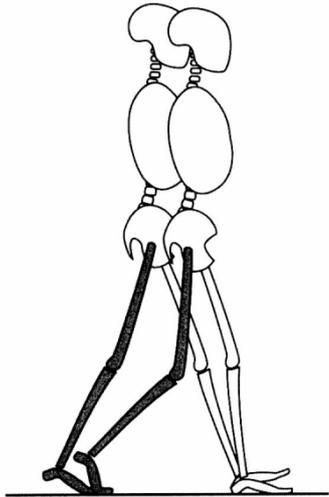


Abb. 7: Vor-Schwungphase (Perry 2003)

Die Schwungphase

1.: Initiale Schwungphase (siehe Abb. 8)

60 - 73% des Gangzyklus

Die initiale Schwungphase nimmt ein Drittel der gesamten Schwungphasendauer ein. Sie beginnt mit dem Abheben des Fußes vom Boden und endet, sobald das Schwungbein sich in Höhe des Standbeins befindet. Das Bein wird durch Flexion im Hüft- und Kniegelenk nach vorne geführt. Das Ziel ist das Ablösen des Fußes vom Boden und die Vorwärtsbewegung des Beines.

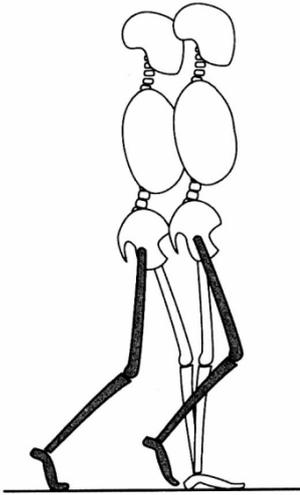


Abb. 8: initiale Schwungphase (Perry 2003)

2.: Mittlere Schwungphase (siehe Abb. 9)

73 - 87% des Gangzyklus

Diese Phase beginnt, wenn sich das Schwungbein in Opposition zum Standbein befindet und endet, wenn die Tibia des Schwungbeines vertikal ausgerichtet ist. Durch die weiter zunehmende Flexion in Hüft- und Kniegelenk kann das Bein ohne Bodenkontakt vor das kontralaterale Standbein gebracht werden.

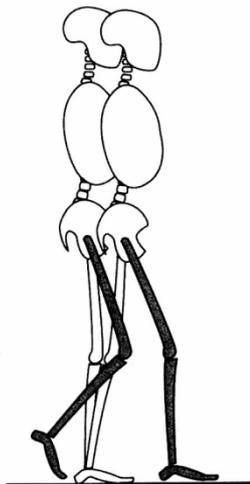


Abb. 9: mittlere Schwungphase (Perry 2003)

3.: Terminale Schwungphase (siehe Abb. 10)

87 - 100% des Gangzyklus

Diese Phase beginnt bei vertikal ausgerichteter Tibia und endet mit dem erneuten initialen Bodenkontakt des Fußes und damit dem Beginn des nächsten Gangzyklus. Das Kniegelenk wird extendiert bei weiter zunehmender Flexion im Hüftgelenk. Das Ziel ist die weitere Vorwärtsbewegung des Schwungbeins und die Vorbereitung des Beines auf den nächsten initialen Bodenkontakt.

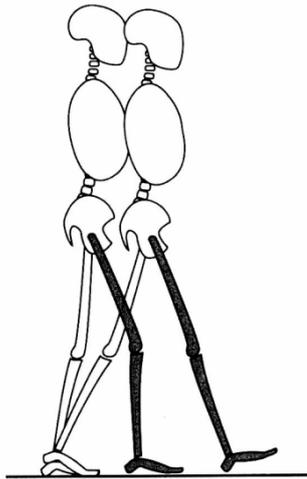


Abb. 10: terminale Schwungphase (Perry 2003)

1.2.2. Ganganalyse

1.2.2.1. Systeme der Ganganalyse

Zur Analyse von Bewegungen und speziell des Gehens unterscheidet man grundsätzlich zwischen subjektiven, auf dem Wahrnehmungsvermögen des Untersuchers basierenden und instrumentellen (objektiven) Methoden.

Die beobachtende (subjektive) Ganganalyse stützt sich auf die Beobachtung des Gangbildes. Die Informationen sind qualitativ. Mit Hilfe von etablierten Kriterien ist eine strukturierte, systematische Analyse möglich, Rating-Skalen (z.B. Edinburgh Gait Scale (Viehewerger u. a. 2010a)) ermöglichen eine semiquantitative Analyse. Ein wesentlicher Nachteil ist, dass die Ergebnisse sehr von der Erfahrung des Untersuchers abhängig sind.

Bei der instrumentellen (objektiven) Ganganalyse wird das Gehen quantitativ mittels verschiedener Parameter erfasst und beschrieben. Dazu zählen beispielsweise die Weg-Zeit-Parameter (z.B. Gehgeschwindigkeit, Schrittlänge, Schrittfrequenz), die kinematischen

(Erfassung der Bewegungen der Gelenke im Raum in Winkelgraden) und kinetischen Daten (Erfassung u.a. der Kräfte und Drehmomente, die letztendlich zur Entstehung und Kontrolle der Bewegungen beitragen). Mittels der dynamischen Elektromyographie lassen sich der Zeitraum und die relative Intensität der muskulären Aktivität aufzeichnen. Die Effizienz des Gangbildes kann durch die Energieverbrauchsmessung analysiert werden. Diese Daten werden in einem Ganglabor gewonnen (Perry 2003).

Für die valide Analyse eines Gangbildes benötigt man eine Laufstrecke von mindestens zehn Metern. Die Initialisierung des Gangs (Übergang Stehen zu Gehen) bedarf drei Schritte (Miller und Verstraete 1996), die Analysedistanz vier Meter und der Auslauf soll in etwa drei Meter betragen.

Ein häufig verwendetes System der instrumentellen Ganganalyse beruht auf dem Prinzip, dass am Probanden an definierten Körperstellen (siehe Kapitel 3.4) reflektierende Marker angebracht werden, deren Bewegungen von Infrarotkameras verfolgt werden. Von der Bewegung der Marker kann dann die Bewegung der Körpersegmente ermittelt werden.

Für die dreidimensionale Bewegungsanalyse werden mindestens zwei Kameras benötigt, aber in der Praxis werden bis zu 12 Kameras eingesetzt, damit die Bewegung sämtlicher Marker lückenlos erfasst wird. Die erfassten Daten werden mithilfe spezieller Softwareprogramme verrechnet und aufbereitet.

1.2.2.2. Weg-Zeit-Parameter

Die einfachste Methode zur quantitativen Beschreibung des Gehens stellt die Erfassung der Weg-Zeit-Parameter dar. Im Folgenden werden die gebräuchlichsten Parameter dargestellt:

<u>Kadenz (Schrittfrequenz)</u>	Anzahl der Schritte pro Minute
<u>Doppelschritt (stride)</u>	initialer Bodenkontakt des einen Fußes bis zum folgenden Bodenkontakt desselben Fußes
<u>Doppelschritt-Dauer:</u>	Zeitdauer pro Doppelschritt
<u>Doppelschritt-Länge:</u>	Wegstrecke pro Doppelschritt
<u>Schritt (step):</u>	initialer Bodenkontakt des einen Fußes bis zum Bodenkontakt des anderen Fußes
<u>Schritt-Dauer:</u>	Zeitdauer pro Schritt

Schritt-Länge:

Wegstrecke pro Schritt

Gehgeschwindigkeit:

zurückgelegte Distanz pro Zeiteinheit; beeinflusst durch
Schrittlänge und Schrittfrequenz

1.2.2.3. Kinematik

Bei der Kinematik handelt es sich um die Beschreibung von Bewegung in Abhängigkeit vom zeitlichen Ablauf, ohne Berücksichtigung der dabei auftretenden Kräfte und Momente.

Grundlage zur Analyse der Bewegung des menschlichen Ganges ist ein Modell, das den Körper in einzelne Segmente unterteilt. Erfasst werden dann die Bewegungen der Segmente zueinander in allen drei Ebenen des Raumes (Sagittal-, Frontal- und Transversalebene). Das heutzutage meist angewandte Modell wurde von Kadaba et al (Kadaba u. a. 1989) und Davis et al (Roy B. Davis 1991) beschrieben. Dieses mathematische Modell geht von sieben Segmenten aus, welche die Bewegung des Beckens und der unteren Extremität erfassen. Ein Segment definiert das Becken und jeweils zwei Segmente den Oberschenkel, den Unterschenkel und den Fuß beidseits. Die Position des Beckensegmentes wird in Bezug zu einem Raum-Koordinatensystem festgelegt. Marker werden an definierten Stellen an der Haut befestigt. Deren Bewegungen werden während des Gehens mit Hilfe von Kamerasystemen aufgezeichnet, womit dann wiederum auf die Bewegung der Segmente geschlossen werden kann. Die Auswertung erfolgt anhand von einer speziellen Software, die diese Bewegungen durch anschauliche Graphen oder Tabellen zur Darstellung bringt.

Definition der Segmente:

Becken: Verbindungslinie zwischen den Spinae iliacae anteriores superiores und dem Mittelpunkt zwischen den Spinae iliacae posteriores superiores

Oberschenkel: Hüftkopfbereich und Linie durch die Kniegelenkachse (als Vereinfachung wird davon ausgegangen, dass die Achse in Relation zum Femur fixiert ist)

Unterschenkel: Kniegelenkzentrum (als Vereinfachung wird davon ausgegangen, dass der Punkt in Relation zum Femur fixiert ist) und Linie durch die Achse des oberen Sprunggelenks (als Vereinfachung wird davon ausgegangen, dass der Punkt und die Achse in Relation zum Femur fixiert sind)

Fuß: Die Linie entsprechend der Fußlängsachse vom Tuber calcanei zum zweiten Strahl

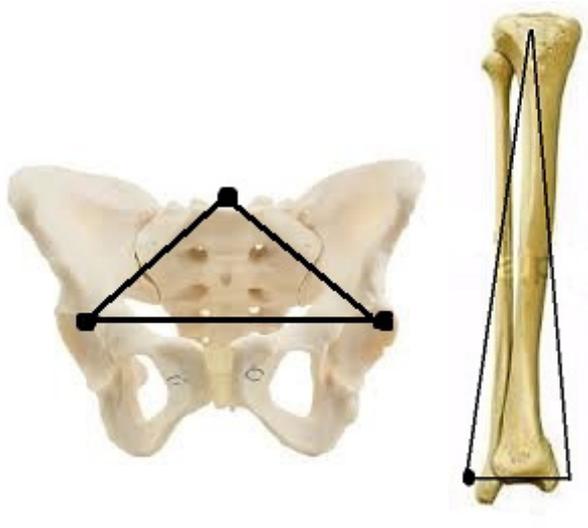


Abb. 11: Segment Becken, Segment Unterschenkel

1.2.2.4. Kinetik

Während mittels der Kinematik die Bewegungen beschrieben werden, werden mittels der Kinetik die Faktoren, die die auftretende Bewegung verursachen, analysiert. Dazu zählen Parameter wie die Bodenreaktionskraft, Gelenkmomente und die Leistung. Sie können zu jedem Zeitpunkt in allen drei Raumebenen erfasst werden. Die Messung der Bodenreaktionskräfte erfolgt durch Kraftmessplatten, die in den Boden eingelassen sind.

Drehmoment: Mit dem Begriff Drehmoment lassen sich Rotationsbewegungen erklären. Diese Rotationen treten auf, wenn zwei Kräfte an unterschiedlichen Punkten angreifen. Als Beispiel lässt sich die Standphase anführen: während der Standphase wird das Körpergewicht über das belastete Beine nach vorne gebracht. Dieser Vorgang muss durch die Muskulatur stabilisiert werden. Die Anordnung der Beinsegmente und der sich verändernde Körperschwerpunkt beeinflussen die Gelenkstabilität. Immer wenn der Massenmittelpunkt eines Körpersegmentes nicht direkt vertikal über dem Gelenk liegt, entsteht dadurch eine Rotationskraft, welche dann zu einer Gelenkbewegung führt. Diese Kraft multipliziert mit der Länge des Hebelarms ist das Drehmoment und seine Einheit das Newtonmeter (Nm). Diesem externen Drehmoment steht ein vom Körper produziertes internes Drehmoment gegenüber, welches aktiv durch die Muskelkraft und passiv durch Sehnen, Bänder, Gelenkkapsel und anatomisch vorgegebene knöcherne Formgebungen (knöcherner Anschlag) aufgebracht wird (Perry 2003).

Der Hebelarm, welcher auf das Gelenk wirkt, wird bestimmt durch den Abstand der Schwerkraftlinie vom Gelenkmittelpunkt. Die Kraft, die das externe Drehmoment während der Standphase bestimmt, ist die Bodenreaktionskraft (messbar durch Kraftmessplatten).

Hierbei treten in der Sagittalebene flektierende und extendierende, in der Frontalebene abduzierende und adduzierende und in der Transversalebene innen- und außenrotierende Momente auf (Perry 2003).

Zur Vergleichbarkeit der gemessenen Gelenkmomente zwischen den Probanden, werden die Werte auf das Körpergewicht standardisiert (Nm/kg).

Gelenkleistung:

Die Gelenkleistung ist das Produkt aus Gelenkmoment und Winkelgeschwindigkeit. Diese wird ebenso in Bezug auf das Körpergewicht standardisiert (Watt/kg). Positive Werte entsprechen konzentrischen Muskelkontraktionen, die zu einer Verkürzung des Muskels führen. Negative Werte entsprechen exzentrischen Muskelkontraktionen: Bei einer exzentrischen Kontraktion ist die äußere Kraft (der Widerstand) größer als die Spannung im Muskel, somit wird der Muskel gedehnt. Diese Dehnung bewirkt eine Art Schockdämpfung bzw. Bremsung. Für die Fortbewegung sind besonders relevant die Gelenkleistungen, die in der Sagittalebene an Hüft- und Sprunggelenk erbracht werden.

2. Ziele der Arbeit

Der Morbus Perthes ist ein Krankheitsbild dessen Behandlungskonzepte immer noch Anlass für kontroverse Diskussionen darstellen. Bislang wurde das Ergebnis einer Behandlungsmethode anhand von subjektiven, statisch-klinischen und radiologischen Veränderungen beurteilt. Funktionelle Aspekte blieben weitgehend unberücksichtigt.

Ziel der vorliegenden Studie war es daher, die dynamisch-funktionellen Veränderungen anhand des Gangbildes nach abgelaufenem M. Perthes im Erwachsenenalter im Vergleich zu einem gesunden Normalkollektiv zu untersuchen. Dabei sollte auch das klinische und radiologische Outcome berücksichtigt werden. Außerdem sollte untersucht werden, ob eine zunehmende radiologische Deformität mehr ganganalytische Veränderungen aufweist.

Die Hypothese war, dass Patienten im Endzustand nach Morbus Perthes ein im Vergleich zum Normalkollektiv verändertes asymmetrisches Gangbild aufweisen. Angenommen wurde des Weiteren, dass ein ungünstiges radiologisches Endergebnis mit ausgeprägteren Gangbildauffälligkeiten einhergeht als ein gutes radiologisches Endergebnis.

Außerdem wurde erwartet, dass auch auf der gesunden Seite Gangbildveränderungen beobachtet werden, die möglicher Weise als Kompensationsmechanismen zu interpretieren sind.

3. Material und Methoden

3.1. Patientenkollektiv

Für die Studie konnten 30 Erwachsene (20 männlich, 10 weiblich) über die Ambulanz und das Archiv der Orthopädischen Klinik des Universitätsklinikums Düsseldorf sowie über die Deutsche Morbus Perthes Initiative e.V. rekrutiert werden. Es lag ein positives Ethikvotum der Ethikkommission mit der Studiennummer 2979 vor.

Einschlusskriterien waren ein anamnestisch abgelaufener, einseitiger Morbus Perthes, die Volljährigkeit, das Vorliegen einer Röntgenaufnahme des Beckens im Liegen und der betroffenen Hüfte in Lauensteinprojektion sowie die unterschriebene Einwilligungserklärung nach ausführlicher Information der Patienten. Ausschlusskriterien waren das Vorhandensein weiterer, das Gangbild verändernder Grunderkrankungen, nicht-auswertbare Röntgenaufnahmen sowie der Zustand nach Implantation einer Hüfttotalendoprothese.

Bei diesen Patienten wurde die Diagnose Morbus Perthes im Alter von durchschnittlich $6,1 \pm 2,1$ Jahren (2,8 bis 12,3 Jahre) gestellt. Zum Zeitpunkt der Follow-up-Untersuchung betrug das Durchschnittsalter $30,7 \pm 11,4$ Jahre (18-54 Jahre). Der Nachuntersuchungszeitraum betrug somit im Durchschnitt $24,0 \pm 11,8$ Jahre. 15 Patienten waren operativ und 15 konservativ behandelt worden.

Zum Vergleich der dynamisch-funktionellen Ergebnisse wurden Daten eines erwachsenen Normalkollektivs herangezogen, die im Ganglabor der Orthopädischen Klinik bereits vorhanden waren. Dies bestand aus 40 Erwachsenen ohne Gangbild - verändernde Vorerkrankungen mit einem Durchschnittsalter von $28,1 \pm 7,5$ Jahren. Das Gewicht betrug im Durchschnitt $62,5 \pm 8,0$ kg und der BMI $21,8 \pm 1,9$ kg/m².

3.2. Anamnese und klinische Untersuchung

Sämtliche Patienten wurden standardisiert anhand des Harris-Hip-Scores (HHS) befragt und klinisch untersucht. Zusätzlich wurden folgende Parameter ermittelt:

- Gewicht, Größe, BMI (Body-Mass-Index), Beinlänge
- Goniometrische Messungen: Zur Berechnung des Bewegungsauschlages (ROM= „range of motion“) im Hüftgelenk des Patientenkollektivs wurden die Flexion, Extension, Abduktion, Adduktion, die Außenrotation und die

Innenrotation in Neutral-Null-Stellung gemessen. Zusätzlich wurde die Abduktion, Außenrotation und die Innenrotation in 90° Flexionsstellung der Hüfte erfasst.

3.2.1. Harris Hip Score (HHS)

Beim HHS (Harris 1969) handelt es sich um einen etablierten Score zur Beurteilung der klinischen Situation eines Hüftgelenkes anhand der Kriterien „Funktion“, „Schmerz“, „Beweglichkeit“ und „Deformität“. Maximal können 100 Punkte erzielt werden, wobei 91 Punkte für die eher subjektiven Parameter „Funktion“ und „Schmerz“ vergeben werden und 9 Punkte für messbare Parameter, wie die „Beweglichkeit“ und „Deformität“. Der Score befindet sich im Anhang (s. Seite 81).

Anhand der Gesamtpunktzahl wird das Ergebnis folgendermaßen bewertet:

91-100 Punkte: exzellent

81-90 Punkte: gut

71-80 Punkte: mittelmäßig

<70 Punkte: schlecht

3.3. Radiologische Untersuchung

Bei sämtlichen Patienten waren eine radiologische Untersuchung mit einer Beckenübersichtsaufnahme sowie eine Lauensteinaufnahme des betroffenen Hüftgelenks bereits vorhanden.

Die Röntgenaufnahmen wurden anhand der folgenden Kriterien und Klassifikationen ausgewertet:

Klassifikation nach Stulberg

Die Klassifikation nach Stulberg (Stulberg, Cooperman, und Wallensten 1981) unterscheidet anhand der Sphärizität des Femurkopfes sowie der Kongruenz von Femurkopf und Azetabulum fünf Gruppen:

Gruppe 1: Normal konfiguriertes (kongruentes) Hüftgelenk



Abb. 12: Stulberg Klassifikation Gruppe 1

Gruppe 2: Sphärischer Femurkopf, aber mit Anomalitäten wie, Coxa magna, verkürzter Schenkelhals, oder anormalem Azetabulum



Abb. 13: Stulberg Klassifikation Gruppe 2

Gruppe 3: Ovaler/ pilzförmiger Femurkopf mit Anomalitäten wie bei Klasse 2



Abb. 14: Stulberg Klassifikation Gruppe 3

Gruppe 4: flacher Kopf, kongruent zum Azetabulum

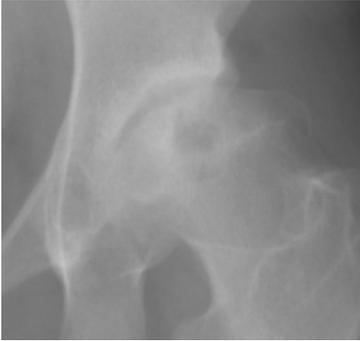


Abb. 15: Stulberg Klassifikation Gruppe 4

Gruppe 5: flacher Kopf, inkongruent



Abb. 16: Stulberg Klassifikation Gruppe 5

Es lassen sich drei, prognostisch relevante Kongruenztypen unterscheiden, die mit einem unterschiedlichen Arthroserisiko einhergehen (Cooperman und Stulberg 1986).

Typ 1: sphärische Kongruenz: kein erhöhtes Arthroserisiko

Typ 2: asphärische Kongruenz: erhöhtes Arthroserisiko, milde bis mäßige Arthroseentwicklung im späten Erwachsenenalter

Typ 3: asphärische Inkongruenz: schwere Arthroseentwicklung vor dem 50. Lebensjahr zu erwarten

Klassifikation des Arthrosegrades nach Tönnis

Das Ausmaß der Arthrose des Hüftgelenks wird nach Tönnis beurteilt (Tönnis 1976):

- Grad 0: normal, keine degenerativen Veränderungen, keine Anzeichen einer Arthrose
- Grad 1: subchondrale Sklerosierung, minimale Gelenkspaltminderung, wenige Osteophyten
- Grad 2: kleine subchondrale Zysten, moderate Gelenkspaltminderung, geringfügige Entrundung des Femurkopfes
- Grad 3: große subchondrale Zysten, deutliche Gelenkspaltminderung bis hin zur Aufhebung des Gelenkspaltes, ausgeprägte Entrundung des Femurkopfes, avaskuläre Nekrose

Head-Neck-Index nach Heyman und Herndon

(C.H.

Herndon, C.H. Heymann 1950)

Der Head-Neck-Index nach Heyman und Herndon ist ein Maß für Deformitäten im Bereich des Schenkelhalses. Hierfür wird im a.-p. Röntgenbild eine Linie (A) vom Mittelpunkt der intertrochantären Linie zur medialen Femurkopfbegrenzung gezeichnet und eine Linie (B) durch die engste Stelle des Schenkelhalses gezogen. Der Index berechnet sich mithilfe der Formel $A/B \cdot 100$. Normwerte liegen zwischen 150 – 190.

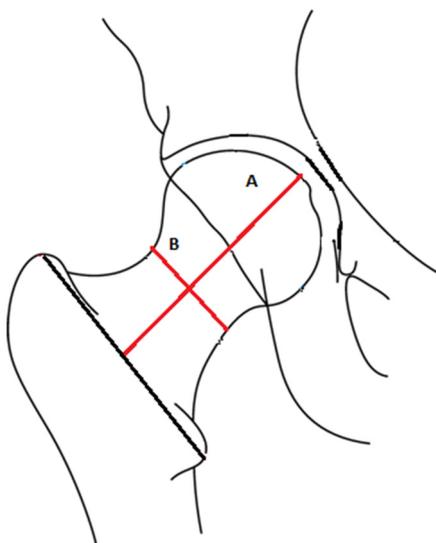


Abb. 17: Head-Neck-Index nach Heyman und Herndon

3.4. Instrumentelle Ganganalyse

Bei sämtlichen Patienten wurde eine instrumentelle Ganganalyse durchgeführt. Die Daten des Kontrollkollektivs zum Vergleich waren im Ganglabor bereits vorhanden. Die Weg-Zeit-Parameter sowie die kinematischen und kinetischen Daten wurden in allen drei Ebenen des Raumes mit einem VICON 512 System mit acht 50 Hz Infrarotkameras sowie zwei AMTI-Kraftmessplatten erfasst.

Grundlage zur Erfassung des Gangbildes ist ein Modell des menschlichen Körpers. Marker werden an definierten Stellen des Körpers angebracht; die Bewegungen der Marker werden von den Infrarotkameras erfasst und verfolgt und in einer Datenstation aufbereitet. In der vorliegenden Studie wurden die Marker entsprechend dem Helen Hayes-Modell (siehe Abb. 18) nach Kadaba et al. (Kadaba, Ramakrishnan, und Wootten 1990) an folgenden definierten Stellen angebracht (Abb. 18):

- 1 Marker über dem ersten Sakralwirbel – in der Mitte zwischen den Spinae iliacae posteriores superiores
- 1 Marker jeweils über den Spinae anteriores superiores
- 1 Marker auf einer Linie zwischen Trochanter major und Kniegelenkachse beidseits
- 1 Marker am lateralen Femurkondylus in Höhe der Kniegelenksachse beidseits
- 1 Marker auf einer Linie zwischen Kniegelenkachse und Malleolus lateralis beidseits
- 1 Marker auf der Spitze des lateralen Malleolus beidseits
- 1 Marker auf den Tuber calcanei beidseits
- 1 Marker über dem 2. Metatarsalköpfchen beidseits

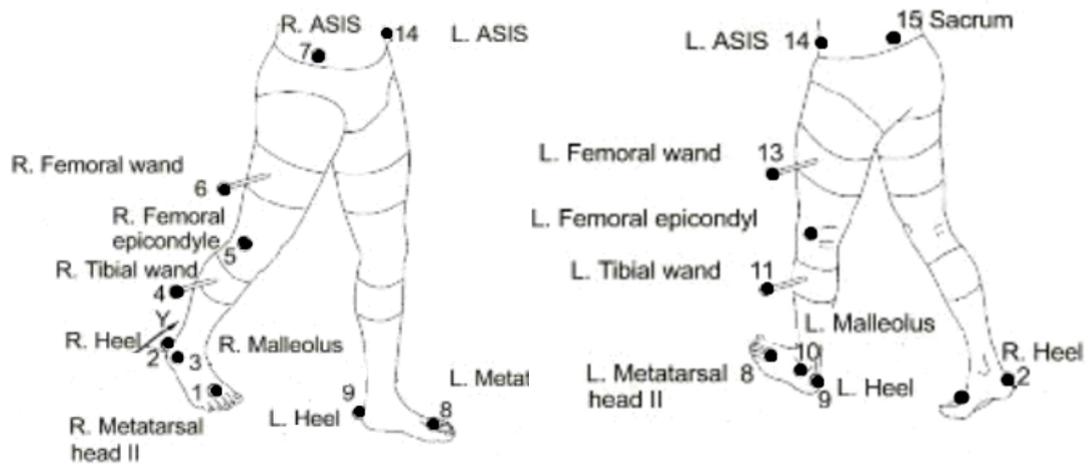


Abb. 18: Helen Hayes Marker Modell (Post 2006)

Zur Erfassung der Bewegungen des Rumpfes wurde zusätzlich das von R. Baker für VICON entwickelte, erweiterte Markerset (siehe Abb. 1919) verwendet:

- 1 Marker über dem Acromioclaviculargelenk beidseits
- 1 Marker über dem Processus spinosus C7
- 1 Marker über dem Processus spinosus Th 10
- 1 Marker über dem Sternoclaviculargelenk
- 1 Marker über dem rechten Schulterblatt
- 1 Marker über dem Processus xyphoideus des Sternum.



Abb. 19: Patient im Ganglabor mit Markern

Nach Anbringen der Marker wurden die Patienten aufgefordert, eine definierte Gehstrecke wiederholt barfuß auf- und abzugehen. Die Schrittgeschwindigkeit konnte selbst gewählt werden. In der Mitte der Gehstrecke waren in den Boden unauffällig die Kraftmessplatten eingelassen, die Patienten waren darüber nicht informiert. Insgesamt mussten die Patienten mindestens fünfmal sowohl mit dem rechten als auch mit dem linken Fuß die Kraftmessplatten exakt treffen, damit auswertbare Daten erfasst wurden.

3.5 Datenauswertung

Um den Einfluss des Röntgenergebnisses nach M. Perthes auf das Gangbild zu untersuchen, wurde das Patientenkollektiv anhand der radiologischen Kriterien nach Stulberg in 2 Gruppen eingeteilt:

Gruppe 1: Stulberg-Klassifikation 1+2, gute Kongruenz, sphärischer Hüftkopf

16 Patienten (13 männliche, 3 weibliche Patienten) mit einem Altersdurchschnitt von $33,1 \pm 11,9$ Jahren (18 bis 54,8 Jahren) und einem BMI von $25,5 \pm 4,1$ kg/m²

Gruppe 2: Stulberg-Klassifikation 3+4+5, moderate - schlechte Kongruenz, asphärischer Hüftkopf

14 Patienten (7 männliche, 7 weibliche Patienten) mit einem Altersdurchschnitt von $28,0 \pm 10,5$ Jahren (18,0 bis 53,1 Jahren) und einem BMI von $25,0 \pm 4,2$ kg/m²

Zur Analyse der Daten der instrumentellen Ganganalyse wurde zunächst jeder Gangzyklus (Dauer von Bodenkontakt eines Fußes bis zum erneuten Bodenkontakt desselben Fußes) entsprechend dem internationalen Standard auf 100 % normalisiert. Die gewonnenen Kurven basieren auf 51 Datenpunkten – entsprechend je 2% Gangzyklus. Aus fünf Gangzyklen wurden, getrennt für die linke und rechte Seite, die Datenpunkte gemittelt. Für das Normalkollektiv wurden seitenunabhängig fünf Gangzyklen gemittelt. Die Daten wurden dann zur weiteren Verarbeitung in das Programm „Excel“ exportiert.

Die kinematischen Daten wurden in der Sagittal-, Frontal- und Transversalebene erhoben und sind in Winkelgraden angegeben.

Das **Abduktionsmoment am Hüftgelenk in der Einbeinstandphase** wurde zusätzlich analysiert, da es einen Parameter darstellt, der die Belastung des Hüftgelenks beschreibt (Plasschaert u. a. 2006). Hierzu wurde zunächst bei jedem Patienten der Zeitraum der Einbeinstandphase ermittelt; dann wurde der Mittelwert des Abduktionsmoments während dieser Phase berechnet.

Beispielhaft ist eine Abbildung vom Abduktionsmoment der Hüfte von der betroffenen Seite des Patientenkollektivs dargestellt. Die Einbeinstandphase befindet sich zwischen den beiden blau markierten Pfeilen (Abb. 20).

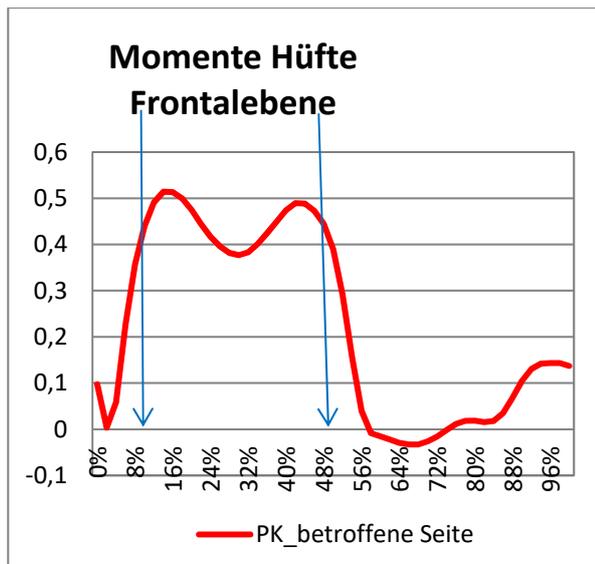


Abb. 20: Das Abduktionsmoment in der Einbeinstandphase der Hüfte

In der Frontalebene wurden die Daten in Hinblick auf 2 typische pathologische Gangmuster untersucht – einerseits das Trendelenburg-Muster (Typ 1), andererseits das Duchenne-Muster (Typ 2). Beide sind Ausdruck einer Abduktoreninsuffizienz. Entsprechend der quantitativen Definition von Westhoff et al. definiert (Bettina Westhoff u. a. 2006) wurden hierzu folgende Parameter analysiert:

die Neigung des Rumpfes im Verhältnis zum Raum, die Neigung des Rumpfes im Verhältnis zum Becken, die Beckenneigung und die Hüftadduktion in der Einbeinstandphase. Außerdem wurden die maximale Beckenneigung in der Standphase und die maximale Hüftadduktion in der Standphase bestimmt. Für alle erhobenen Parameter wurden die Mittelwerte der einzelnen Datenpunkte berechnet.

Die Spannbreite eines als „normal“ definierten Gangbildes wurde mit zwei Standardabweichungen der Mittelwerte des Normalkollektivs angegeben. Werte außerhalb der zwei Standardabweichungen wurde als auffällig gewertet.

Von den **kinetischen Daten** wurden das Drehmoment (Nm) und die Leistung (Watt) zur besseren Vergleichbarkeit der Individuen auf das Körpergewicht normalisiert (Nm/kg, Watt/kg) (Hof 1996). Ebenso wurde die Schrittlänge auf die Körpergröße normalisiert (Steinwender u. a. 2001).

Außerdem erfolgte die Berechnung der **Power**:

die positive Power an der Hüfte in der Sagittalebene wurde als Fläche unterhalb der Kurve oberhalb der X-Achse berechnet (grün markierte Fläche). Die negative Power

dementsprechend als Fläche oberhalb der Kurve unterhalb der X-Achse (rot markierte Fläche) (Abb. 21).

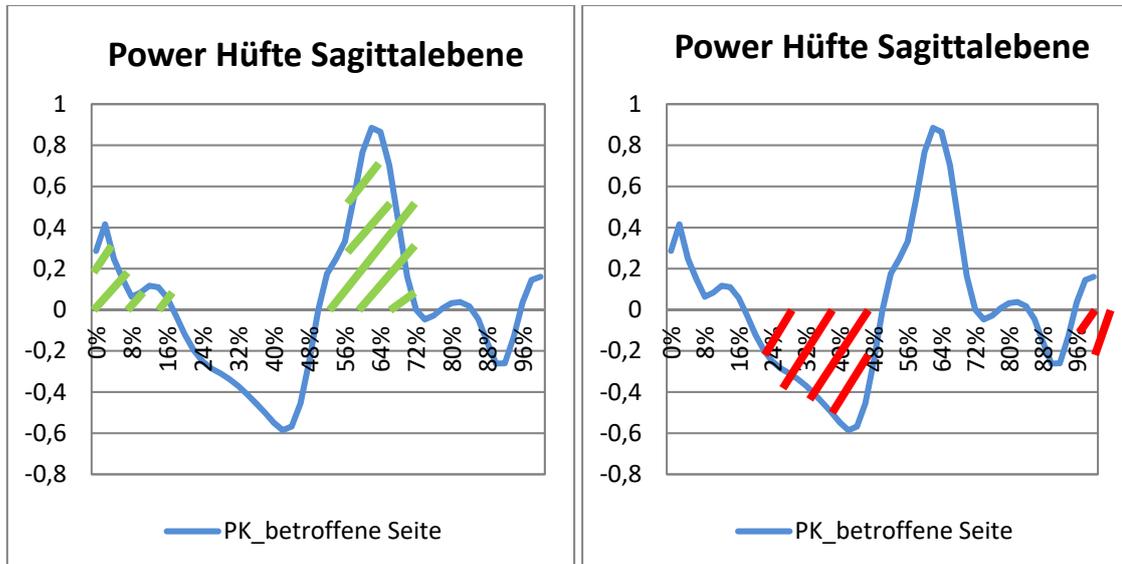


Abb. 21: Die Berechnung der positiven/negativen Power

Zur Analyse der Ergebnisse wurden die Daten der erkrankten Seite des Patientenkollektivs mit denen des Normalkollektivs verglichen. Die statistische Auswertung erfolgte mittels des Kruskal-Wallis-Test (McKight und Najab 2010). Dieser Test ist ein parametrischer statistischer Test, bei dem eine Varianzanalyse getestet, ob unabhängige Variablen einer gemeinsamen Gruppe entstammen (Nullhypothese), oder ob sie sich unterscheiden.

Des Weiteren erfolgte innerhalb des Patientenkollektivs ein Vergleich der Daten der betroffenen mit der gesunden Seite mittels des Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test (Woolson 2007). Mit diesem nicht-parametrischen Test wird die Gleichheit der zugrundeliegenden Grundtendenzen anhand zweier gepaarter Stichproben getestet.

Zusätzlich wurden innerhalb des Patientenkollektivs die Ergebnisse in Abhängigkeit von der Stulberg-Klassifikation verglichen. Dies erfolgte mittels des Mann-Whitney-U-Tests. Der Test ist ebenso parametrisch und mit ihm lässt sich im Rahmen einer Varianzanalyse vergleichen, ob sich verschiedene unabhängige Stichproben in ihrem Mittelwert unterscheiden. Für die Nullhypothese wird angenommen, dass kein Unterschied zwischen den Gruppen besteht. Wird diese abgelehnt, besteht ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen (Kruskal und Wallis 1952).

Außerdem erfolgte die Berechnung des Symmetrie-Index (SI):

$$SI = (B - NB) / (B + NB),$$

wobei „B“ für „betroffene Seite“ und „NB“ für „nicht-betroffene Seite“ steht.

Ist der SI von 0 verschieden, ist der entsprechende Wert unsymmetrisch, je größer der Betrag, desto mehr.

Als statistisch signifikant wurde ein p-Wert < 0,05 betrachtet.

4. Ergebnisse

4.1. Klinische Ergebnisse

Zunächst erfolgte die Auswertung der klinischen Daten. Zum einen wurden die Beinlängen bestimmt, zum anderen goniometrische Messungen durchgeführt. Außerdem wurde der Harris Hip Score erfasst und die vorhandenen radiologischen Aufnahmen nach Stulberg ausgewertet.

4.1.1. Messung der Beinlängen

Im Durchschnitt waren die Beine auf der betroffenen Seite $90,6 \pm 4,9$ cm und am nicht betroffenen Bein $91,5 \pm 5,2$ cm lang. Das kranke Bein war signifikant kürzer ($p=0,001$).

4.1.2. Goniometrische Messungen

Die goniometrischen Messungen wurden nach der Neutral-Null-Methode durchgeführt und die Bewegungsauslässe in sämtlichen Raumebenen erfasst (Flexion/Extension, Abduktion/Adduktion in 0° und 90° Hüftflexion Außenrotation/Innenrotation in 0° und 90° Hüftflexion). Außerdem wurde der Bewegungsauslag der Hüfte – in Anlehnung an des Harris Hip Score - (ROM: range of motion) berechnet als Summe von Hüftflexion, Abduktion in 0° , Adduktion in 0° , Innenrotation in 90° und Außenrotation in 90° (Tab. 1).

	PK_k	PK_g	GR 1_k	GR 1_g	GR 2_k	GR 2_g
	MW (SD)					
Hüft_ex	13,0 (3,9)	13,8 (3,6)	13,4 (4,4)	14,1 (3,8)	12,5 (3,3)	13,6 (3,6)
Hüft_flex	109,0 (8,7)	111,2 (8,1)	110,6 (7,9)	113,8 (6,7)	107,1 (9,3)	108,2 (8,7)
Hüft 0° abd	26,5 (5,6)	32,7 (4,6)	27,5 (6,6)	30,6 (5,4)	25,4 (4,1)	35,5 (7,1)
Hüft 0° add	15,1 (5,0)	16,5 (4,6)	16,7 (4,2)	16,6 (4,0)	13,2 (5,4)	16,4 (5,3)
Hüft 90° abd	35,5 (8,1)	45,8 (7,4)	39,7 (5,3)	47,5 (7,1)	30,7 (8,3)	43,9 (7,6)

	PK_k	PK_g	GR 1_k	GR 1_g	GR 2_k	GR 2_g
	MW (SD)					
Hüft 0° iro	32,5 (10,1)	36,0 (7,2)	32,8 (11,8)	35,9 (8,0)	32,1 (8,3)	36,1 (9,8)
Hüft 0° aro	25,3 (7,2)	29,8 (9,0)	26,9 (7,5)	32,2 (8,2)	23,6 (6,6)	27,1 (9,6)
Hüft 90° iro	33,0 (13,4)	35,8 (10,3)	31,9 (11,1)	36,3 (11,6)	34,3 (16,0)	35,4 (8,9)
Hüft 90° aro	27,3 (7,8)	41,0 (7,0)	30,6 (7,5)	38,8 (7,0)	23,6 (6,6)	43,6 (6,3)
Hüfte ROM (range of motion)	211,2 (25,4)	236,7 (19,9)	217,9 (23,4)	235,0 (20,0)	203,6 (26,2)	238,6 (20,3)

Tabelle 1: Goniometrische Messungen des Patientenkollektivs (in Grad)

Auf der kranken Seite des Patientenkollektivs zeigte sich eine Einschränkung der Beweglichkeit der Hüfte – insbesondere bzgl. der Abduktion und Außenrotation.

Beim Vergleich zwischen den Gruppen zeigt sich Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) eine signifikant verminderte Abduktionsfähigkeit bei 90° Hüftflexion ($p = 0,015$) auf der erkrankten Seite bei tendenziell insgesamt reduzierter Hüftbeweglichkeit.

Ansonsten ließen sich keine signifikanten Veränderungen nachweisen.

4.1.3. Harris Hip Score

Die Ergebnisse der Auswertung des Harris Hip Score (HHS) zeigt Tab. 2:

	PK	GR 1	GR 2
	MW (SD)	MW (SD)	MW (SD)
HHS gesamt (max. 100 Punkte)	84 (19)	89 (18)	78 (20)
Teil A (Schmerzen – max. 44 Punkte)	34 (12)	37 (12)	31 (11)
Teil B (Funktion – max. 47 Punkte)	42 (8)	44 (6)	39 (10)
Teil C (Deformität – max. 4 Punkte)	4 (0)	4 (0)	4 (0)
Teil D (Beweglichkeit – max. 5 Punkte)	5 (0)	5 (0)	4 (1)

Tabelle 2: Harris Hip Score (HHS) des Patientenkollektivs

Das Patientenkollektiv (PK) erzielte insgesamt einen HHS von 84 ± 19 P. von maximal 100 zu erreichenden Punkten, wobei vor allem die subjektiven Parameter Schmerz (34 ± 12 P.) und Funktion (42 ± 8 P.) beeinträchtigt waren.

Die Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) zeigte im Vergleich zu Gruppe 1 einen signifikant geringeren Gesamt-HHS ($p = 0,019$). Dies ist im Wesentlichen auf eine signifikante Einschränkung bzgl. des Parameters „Schmerz“ zurückzuführen ($p = 0,049$).

In den eher objektiv zu bewertenden Kriterien (Deformität/ Beweglichkeit) zeigten sich keine statistischen Signifikanzen.

4.1.4. Radiologische Ergebnisse:

Die Auswertung der radiologischen Aufnahmen ergab auf der erkrankten Seite im Mittel in Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) einen signifikant höheren Arthrose-Grad

nach Tönnis (1,9 (0,8)) als in Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) mit 0,9 (0,9) ($p = 0,013$) (Abb. 20).

Der Head-Neck-Index beträgt auf der erkrankten Seite in Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) 165 (15,2) und in Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) 121,9 (16,4) und zeigt damit für die Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) eine größere Abweichung. Dieser Unterschied war statistisch signifikant ($p < 0,001$) (Abb. 21).

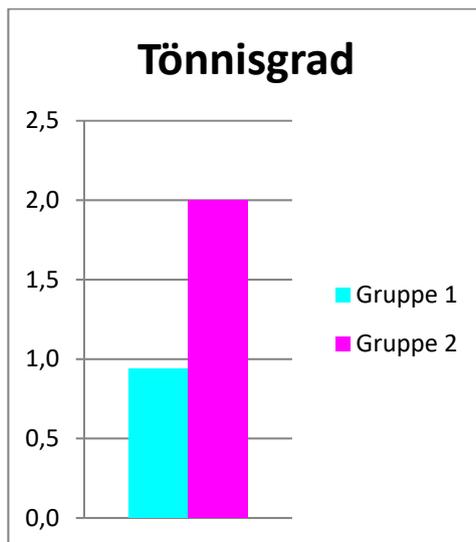


Abb. 22: Arthrosegrad nach Tönnis in Abhängigkeit von der Kopfdeformität. Der Unterschied ist statistisch signifikant ($p = 0,013$)

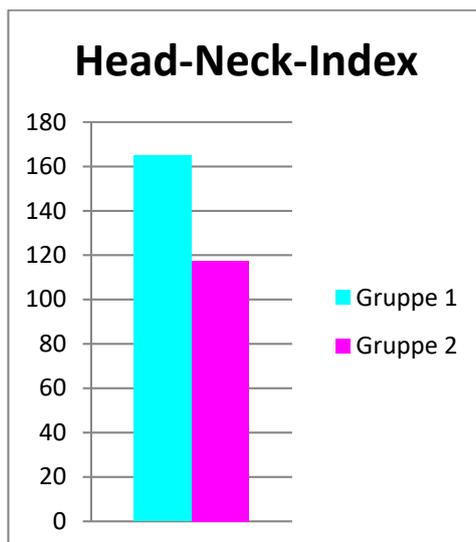


Abb. 23: Head-Neck-Index in Abhängigkeit von der Kopfdeformität. Der Unterschied ist statistisch signifikant ($p < 0,001$)

4.2. Ergebnisse der instrumentellen Ganganalyse

Die Auswertung der Ganganalyse umfasste die Analyse der Weg-Zeit-Parameter, der Kinematik in der Sagittal- / Frontal- / und Transversalebene und zuletzt der Kinetik. Getrennt betrachtet wurde das Abduktionsmoment in der Einbeinstandphase als Parameter zur Beurteilung der Belastung des Hüftgelenkes und die positive/ negative Power.

4.2.1. Normalkollektiv

Das Gangbild des Normalkollektivs (NK) entspricht einem physiologischen Gangbild von Erwachsenen ohne Gangbild-verändernde Vorerkrankungen. Die Daten für das Normalkollektiv waren bereits im Ganglabor vorhanden und werden daher nicht separat dargestellt.

4.2.2. Perthes-Patienten

4.2.2.1. Weg-Zeit-Parameter

Die Erfassung der Weg-Zeit-Parameter der Perthes-Patienten insgesamt und nach Aufteilung in die zwei Untergruppen ergab folgende Werte (Tab. 3/ Tab. 4):

Weg-Zeit-Parameter	PK_k	PK_g	NK	p-Wert 1	p-Wert 2
	MW (SD)	MW (SD)	MW (SD)	PK_k vs. NK	PK_k vs. PK_g
Kadenz (Schritte /min)	113,46 (6,76)		117,62 (7,37)	0,007	
Gehgeschwindigkeit (m/s)	1,23 (0,16)		1,29 (0,12)		
Schrittlänge (m)	0,65 (0,07)	0,66 (0,07)	0,66 (0,05)		

Rel. Schrittlänge (Schrittlänge/Körpergröße)	0,38 (0,04)	0,38 (0,04)	0,39 (0,05)		
Schrittdauer (s)	0,54 (0,04)	0,52 (0,03)	0,51 (0,03)	0,002	0,008
Doppelschrittlänge (m)	1,30 (0,14)	1,32 (0,13)	1,32 (0,09)		
Rel. Doppelschrittlänge (Doppelschrittlänge/ Körpergröße)	0,76 (0,08)	0,77 (0,07)	0,78 (0,05)		
Gangzyklusdauer (s)	1,06 (0,06)	1,06 (0,06)	1,03 (0,07)	0,006	
Schrittbreite (m)	0,16 (0,04)		0,13 (0,03)	0,001	
Dauer Einbeinstandphase (s)	0,42 (0,03)	0,44 (0,03)	0,41 (0,02)		
Dauer Einbeinstandphase (%)	39,56 (2,10)	41,19 (1,73)	40,26 (1,24)		
Dauer Doppelunterstützungsphase(s)	0,21 (0,04)		0,20 (0,03)		
Dauer Standphase (%)	59,05 (1,40)	60,64 (2,10)	59,76 (1,07)	0,009	0,003
Dauer Schwungphase (%)	40,95 (1,40)	39,36 (2,10)	40,23 (1,12)		

Tabelle 3: Weg-Zeit-Parameter des Patientenkollektivs (PK_k, PK_g) und Normalkollektivs (NK)

Folgende signifikanten Unterschiede konnten mit Hilfe des Kruskal-Wallis-Test im Vergleich Normalkollektiv und betroffene Seite des Patientenkollektivs herausgearbeitet werden:

Die Kadenz der Perthes-Patienten war im Vergleich zum Normalkollektiv verringert ($p = 0,007$). Entsprechend war die Gangzyklusdauer signifikant ($p = 0,006$) verlängert, ebenso die Schrittdauer ($p = 0,002$). Die Schrittbreite der Patienten war vergrößert ($p = 0,001$) und die Standphase auf der erkrankten Seite des Patientenkollektivs war signifikant ($p = 0,009$) verkürzt. Dies bedeutet, dass das Patientenkollektiv weniger Schritte pro Minute geht, länger für einen (Doppel)schritt benötigt und signifikant breitbeiniger läuft.

Vergleicht man betroffene und nicht betroffene Seite des Patientenkollektivs erhielt man folgende bedeutsame Unterschiede: die Schrittdauer des betroffenen Beines war verlängert ($p = 0,008$) und das betroffenen Bein hatte eine verkürzte Standphase als das gesunde Bein ($p = 0,003$).

Weg-Zeit-Parameter	GR 1_k	GR 1_g	GR 2_k	GR 2_g
	MW (SD)	MW (SD)	MW (SD)	MW (SD)
Kadenz (Schritte /min)	113,48 (6,14)		113,44 (7,48)	
Gehgeschwindigkeit (m/s)	1,27 (0,14)		1,20 (0,18)	
Schrittlänge (m)	0,67 (0,06)	0,68 (0,05)	0,63 (0,09)	0,64 (0,08)
Rel. Schrittlänge (Schrittlänge/ Körpergröße)	0,39 (0,03)		0,37 (0,05)	0,37 (0,04)
Schrittdauer (s)	0,53 (0,03)	0,52 (0,03)	0,55 (0,05)	0,51 (0,03)
Doppelschrittlänge (s)	1,34 (0,11)	1,35 (0,10)	1,26 (0,16)	1,28 (0,16)
Rel. Doppelschrittlänge (Doppelschrittlänge/ Körpergröße)	0,78 (0,07)	0,78 (0,06)	0,74 (0,09)	0,74 (0,09)
Gangzyklusdauer (s)	1,06 (0,05)	1,05 (0,05)	1,06 (0,07)	1,07 (0,06)
Schrittbreite (m)	0,168 (0,02)	0,167 (0,02)	0,143 (0,05)	0,140 (0,05)
Dauer Einbeinstandphase (s)	0,43 (0,02)	0,43 (0,02)	0,40 (0,04)	0,44 (0,04)

Dauer Einbeinstandphase (%)	40,42 (1,77)	40,79 (1,43)	38,56 (2,12)	41,64 (2,06)
Dauer Doppelunterstützungsphase(s)	0,20 (0,04)	0,20 (0,03)	0,21 (0,04)	0,21 (0,04)
Dauer Standphase (%)	59,37 (1,34)	59,82 (1,67)	58,69 (1,42)	61,14 (2,94)
Dauer Schwungphase (%)	40,63 (1,34)	40,18 (1,67)	41,31 (1,44)	38,43 (2,29)

Tabelle 4: Weg-Zeit-Parameter des Patientenkollektivs nach Einteilung in Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) (GR 1_k, GR 1_g) und Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) (GR 2_k, GR 2_g)

Der Vergleich der Untergruppen der Perthes-Patienten zeigte durch den Kruskal-Wallis-Test folgenden signifikanten Unterschied: In Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) zeigt sich eine verkürzte Einbeinstandphase des betroffenen Beins im Doppelschritt ($p = 0,013$) im Vergleich zur Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf).

Betrachtete man den Symmetrie Index (SI) der Dauer der Standphase war dieser signifikant ($p = 0,004$) unterschiedlich: das betroffene Bein wurde kürzer belastet als das gesunde. Die Asymmetrie stieg mit der Deformität am Hüftgelenk.

Vergleicht man das Normalkollektiv mit den Untergruppen der Perthes-Patienten zeigte sich eine signifikant verlängerte Schrittdauer von Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) zum Normalkollektiv ($p = 0,012$). Zudem zeigte sich eine signifikant vergrößerte Schrittbreite bei Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) im Vergleich zum Normalkollektiv ($p < 0,001$).

4.2.2.2. Kinematik

Die Kinematik wurde in allen drei Ebenen (Sagittalebene, Frontalebene, Transversalebene) getrennt ausgewertet. In diesen Ebenen wurde die Wirbelsäule, der Thorax, das Becken, die Hüfte, das Knie und das obere Sprunggelenk im Bewegungsablauf erfasst.

Begriffsdefinition: „Thorax“ definiert die Bewegung des Rumpfes in Relation zum Raum; „Wirbelsäule“ definiert die Bewegung des Rumpfes in Relation zum Becken.

Sagittalebene:

In der Sagittalebene wurden im Einzelnen folgende Parameter analysiert: maximale Anteversion „Thorax“, ROM „Thorax“, maximale Anteversion „Wirbelsäule“, ROM „Wirbelsäule“ maximale Anteversion des Beckens, ROM Becken, minimale Flexion Hüfte (Standphase/ gesamter Gangzyklus), ROM Hüfte in der Standphase, maximale Knieflexion in der Schwungphase, ROM Knie in der Schwungphase, maximale Dorsalextension des OSG, ROM OSG.

Positive Werte entsprechen am Becken einer Anteversion, am Hüftgelenk einer Flexion, am Kniegelenk einer Flexion und am OSG einer Dorsalextension.

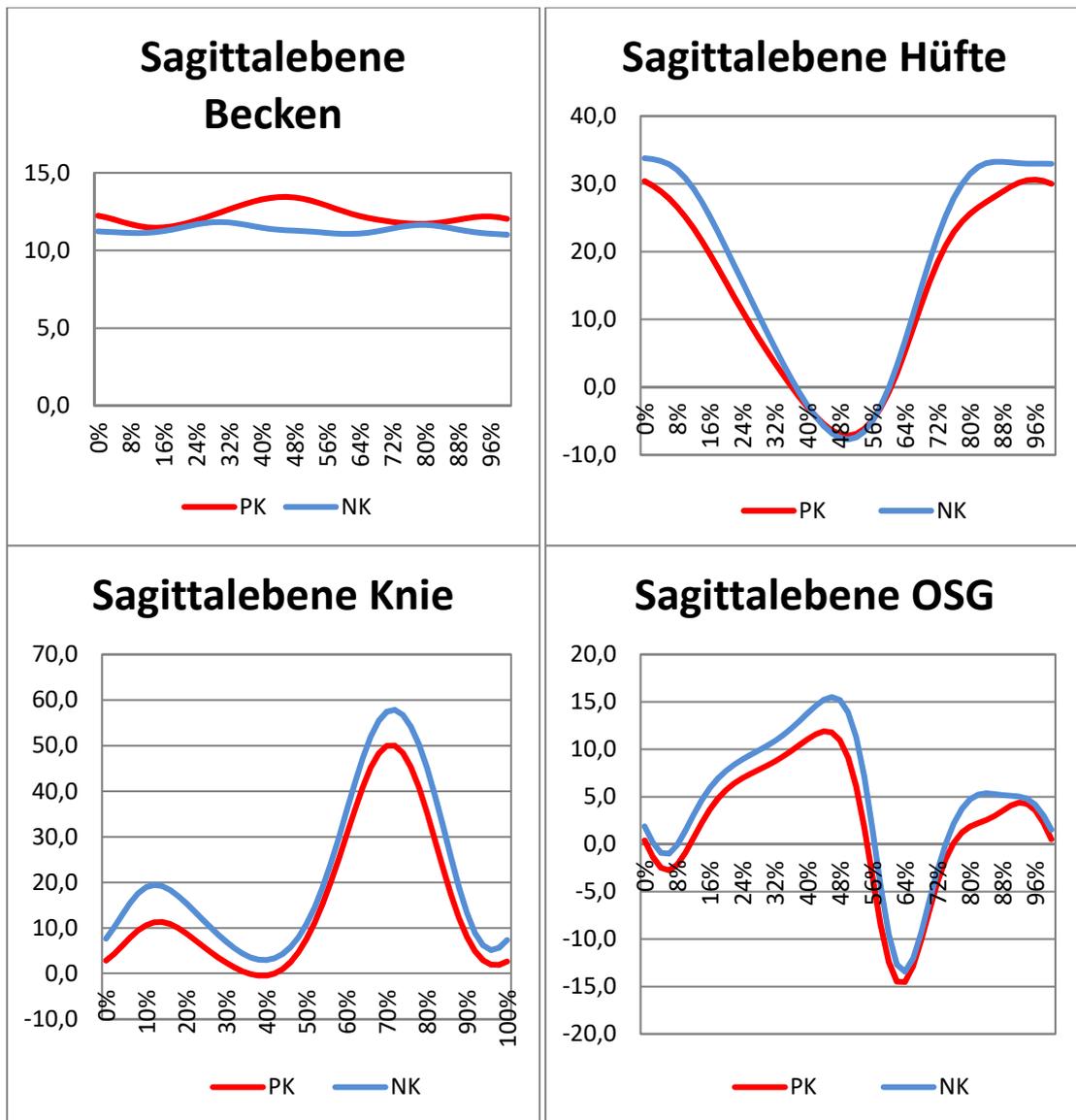
Folgende signifikante Unterschiede wurden beim Vergleich Patientenkollektiv – Normalkollektiv ermittelt (Tab. 5):

	PK_k	PK_g	NK	p-Wert 1	p-Wert 2
	MW (SD)	MW (SD)	MW (SD)	PK_k vs. NK	PK_k vs. PK_g
ROM Becken	3,1 (1,5)		2,8 (0,8)	< 0,001	
ROM Hüfte in der Standphase	38,4 (7,4)	44,0 (5,1)	44,0 (4,5)	0,001	< 0,001
Maximale Knieflexion in der Schwungphase	50,5 (5,9)	55,7 (5,3)	59,7 (4,4)	< 0,001	< 0,001
ROM Knie in der Schwungphase	52,2 (6,3)	55,2 (5,3)	57,9 (3,0)	0,001	0,016
Maximale Dorsalextension des OSG	12,6 (3,7)	17,4 (2,8)	15,9 (2,3)	< 0,001	< 0,001

Tabelle 5: Signifikanzen der Kinematik in der Sagittalebene – der Mittelwert und die Standardabweichung sind in Winkelgrade angegeben

Im Vergleich zum Normalkollektiv war der Bewegungsumfang des Beckens in der Sagittalebene signifikant vergrößert ($p < 0,001$). Am Hüftgelenk zeigte sich auf der erkrankten Seite eine signifikante Reduktion des Bewegungsumfangs in der Standphase ($p = 0,001$). Der Bewegungsumfang des Kniegelenks in der Schwungphase war auf der betroffenen Seite signifikant reduziert, dies war zurückzuführen auf eine signifikant reduzierte maximale Knieflexion in der Schwungphase. Am OSG konnte man auf der erkrankten Seite eine Verringerung der maximalen Dorsalextension um 3° erkennen ($p < 0,001$), während auf der gesunden Seite die maximale Dorsalextension im Vergleich zum Normalkollektiv sogar erhöht war ($p < 0,001$).

Nachfolgend werden die Graphen derjenigen Parameter gezeigt, die signifikante Veränderungen zeigen (siehe Abb. 264). Die übrigen Graphen befinden sich im Anhang.



PK entspricht der betroffenen Seite des Patientenkollektivs

Abb. 24: Graphen der signifikant veränderten Parameter in der Sagittalebene (Kinematik) im Vergleich PK vs. NK – auf der X-Achse sind die Prozente des Gangzyklus (100%) dargestellt und auf der Y-Achse die Winkelgrade der Bewegung

Der Vergleich zwischen betroffener und nicht betroffener Seite des Patientenkollektivs ergab folgende signifikante Abweichungen: die ROM der Hüfte war in der Standphase auf der betroffenen Seite vermindert ($p < 0,001$), wie auch die maximale Knieflexion in der Schwungphase ($p < 0,001$), der Bewegungsaus Schlag des Knies in der Schwungphase ($p = 0,016$) und die maximale Dorsalextension des Sprunggelenks ($p < 0,001$).

Nachfolgend werden die Graphen derjenigen Parameter gezeigt, die signifikante Veränderungen zeigen (siehe Abb. 265). Die übrigen Graphen befinden sich im Anhang.

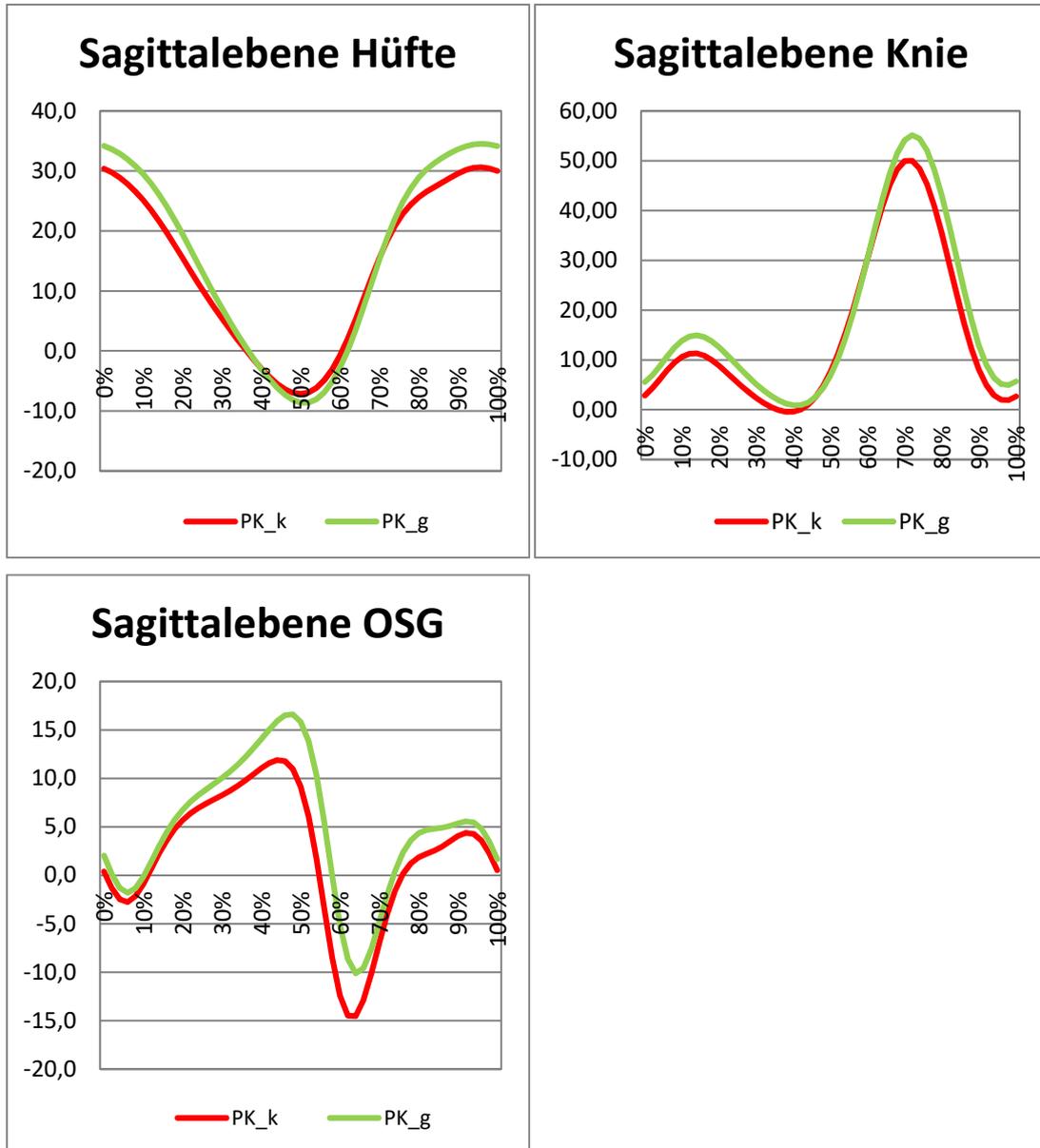


Abb. 25: Graphen der signifikant veränderten Parameter in der Sagittalebene (Kinematik) im Vergleich PK_k vs. PK_g – auf der X-Achse sind die Procente des Gangzyklus (100%) dargestellt und auf der Y-Achse die Winkelgrade der Bewegung

Tabelle 6 zeigt die signifikanten Ergebnisse bei Analyse der Daten in Abhängigkeit von der Kopfdeformität.

	GR 1_k	GR 1_g	GR 2_k	GR 2_g
	MW (SD)	MW (SD)	MW (SD)	MW (SD)
ROM Becken	2,9 (1,3)		3,8 (1,8)	
ROM Hüfte in der Standphase	40,6 (6,3)	43,6 (4,4)	35,1 (8,8)	45,0 (6,6)
Maximale Knieflexion in der Schwungphase	52,3 (4,7)	56,0 (5,5)	48,3 (7,3)	55,6 (5,2)
ROM Knie in der Schwungphase	53,7 (5,7)	55,3 (5,7)	49,6 (7,2)	55,0 (5,7)
Maximale Dorsalextension des OSG	13,8 (3,4)	17,3 (3,1)	11,2 (4,2)	17,8 (2,7)

Tabelle 6: Kinematik in der Sagittalebene des Patientenkollektivs nach Einteilung in Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) (GR 1_k, GR 1_g) und Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) (GR 2_k, GR 2_g) – der Mittelwert und die Standardabweichung sind in Winkelgrade angegeben

Nach Unterteilung in die Untergruppen 1 und 2 erhielt man einen signifikanten Unterschied in der Dorsalextension des OSG: in der Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) war die maximale Dorsalextension größer als in der Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) ($p = 0,038$). Dies bedeutet, dass mehr Deformität am Hüftkopf mit einer geringeren Dorsalextension im oberen Sprunggelenk einhergeht.

Der Symmetrie-Index zeigte sich signifikant unterschiedlich zwischen den Untergruppen (GR 1, GR 2) in der ROM der Hüfte in der Standphase ($p = 0,034$) und in der maximalen Dorsalextension des OSG ($p = 0,025$): die Asymmetrie nahm zu, da das betroffene Bein deutlich weniger Hüftbeweglichkeit und eine geringer Dorsalextension

aufzeigte. Somit präsentierte sich ein deutlich „steiferes“ Gangbild im Vergleich Stulberg 1+2 vs. Stulberg 3-5.

Vergleicht man das Normalkollektiv mit den Untergruppen der Perthes-Patienten zeigte sich sowohl im Vergleich Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) zum Normalkollektiv ($p = 0,017$) als auch im Vergleich Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) zum Normalkollektiv ($p < 0,001$) ein signifikant größerer Bewegungsumfang des Beckens. Zudem zeigte sich im Vergleich Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) zum Normalkollektiv eine signifikant eingeschränkte Hüftbeweglichkeit in der Standphase ($p < 0,001$). Sowohl im Vergleich Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) vs. Normalkollektiv ($p < 0,001$), als auch im Vergleich Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) vs. Normalkollektiv ($p < 0,001$), war die maximale Knieflexion in der Schwungphase reduziert. Ebenso war die maximale Dorsalextension des OSG im Vergleich Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) vs. Normalkollektiv ($p = 0,038$) und im Vergleich Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) vs. Normalkollektiv ($p < 0,001$) reduziert.

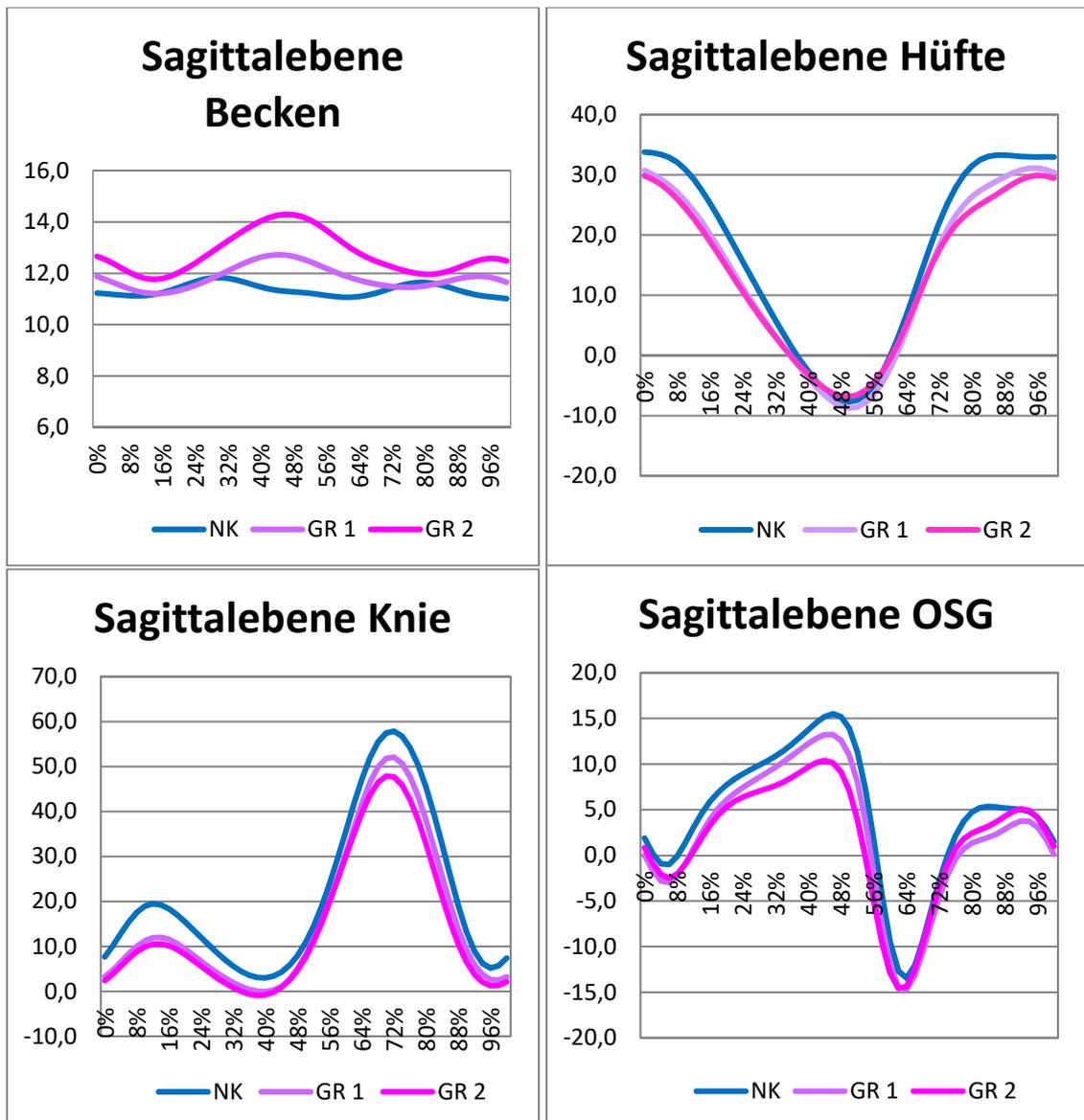


Abb. 26: Graphen der signifikant veränderten Parameter in der Sagittalebene (Kinematik) im Vergleich GR 1 vs. NK und GR 2 vs. NK – auf der X-Achse sind die Prozente des Gangzyklus (100%) dargestellt und auf der Y-Achse die Winkelgrade der Bewegung

Frontalebene:

In der Frontalebene wurden im Einzelnen folgende Parameter analysiert: maximale Schrägstellung „Thorax“, ROM „Thorax“, maximale Schrägstellung „Wirbelsäule“, ROM „Wirbelsäule“, maximale Schrägstellung des Beckens, ROM Becken, maximale Hüftadduktion, ROM Hüfte.

Begriffsdefinition: „Thorax“ definiert die Bewegung des Rumpfes in Relation zum Raum; „Wirbelsäule“ definiert die Bewegung des Rumpfes in Relation zum Becken.

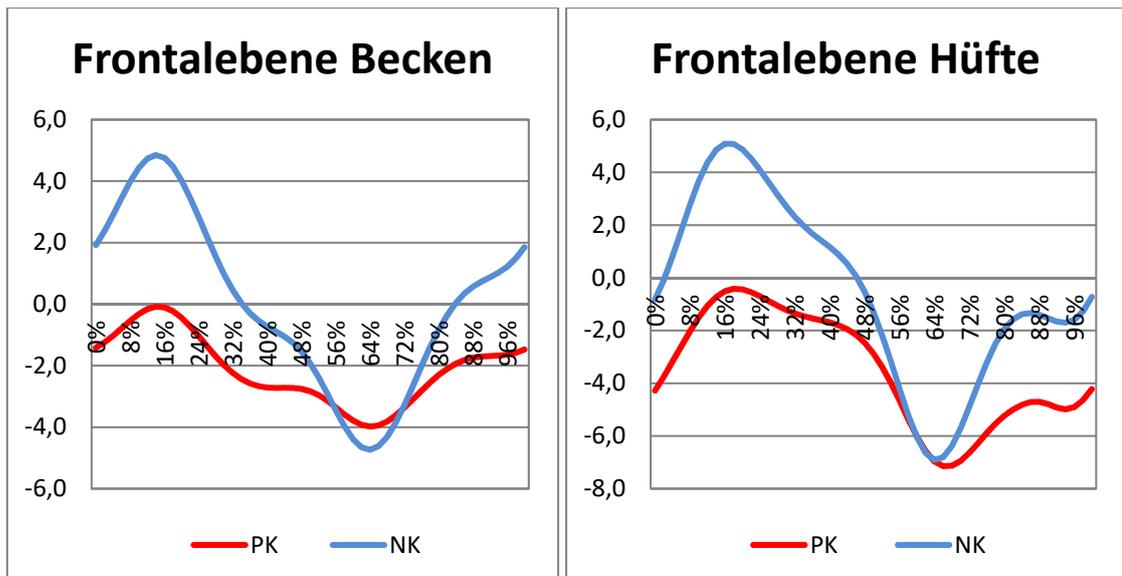
Positive Werte entsprechen am Rumpf einem Hochstand mit Absenken zur Gegenseite, am Becken einem Hochstand mit Absenken zur Gegenseite und am Hüftgelenk einer Adduktion.

Folgende signifikante Unterschiede wurden beim Vergleich Patientenkollektiv – Normalkollektiv ermittelt (Tab. 7):

	PK_k	PK_g	NK	p-Wert 1	p-Wert 2
	MW (SD)	MW (SD)	MW (SD)	PK_k vs. NK	PK_k vs. PK_g
Max. Schiefstellung des Beckens	0,45 (3,68)	4,55 (3,17)	5,12 (1,46)	< 0,001	
ROM Becken	4,99 (1,96)		10,13 (2,56)	< 0,001	
Max. Hüftadduktion	0,38 (4,85)	4,99 (4,54)	5,51 (2,34)	< 0,001	0,002
ROM Hüfte	8,23 (3,59)	9,58 (3,48)	12,74 (2,60)	0,001	

Tabelle 7: Signifikanzen der Kinematik in der Frontalebene – der Mittelwert und die Standardabweichung sind in Winkelgrade angegeben

Im Vergleich zum Normalkollektiv war der maximale Hochstand des Beckens mit Absenken zur Gegenseite beim Patientenkollektiv signifikant verringert ($p < 0,001$). Der Bewegungsumfang betrug 5° weniger ($p < 0,001$). Am Hüftgelenk zeigte sich auf der betroffenen Seite ebenfalls ein signifikant reduzierter Bewegungsumfang ($p = 0,001$), bedingt durch eine signifikant verringerte maximale Hüftadduktion ($p < 0,001$).



PK entspricht der betroffenen Seite des Patientenkollektivs

Abb. 27: Graphen der signifikant veränderten Parameter in der Frontalebene (Kinematik) im Vergleich PK_k vs. NK – auf der X-Achse sind die Prozente des Gangzyklus (100%) dargestellt und auf der Y-Achse die Winkelgrade der Bewegung

Der Vergleich betroffene vs. nicht betroffene Seite des Patientenkollektivs zeigte einen deutlichen Unterschied bei der maximalen Hüftadduktion ($p=0,002$): Diese war signifikant auf der betroffenen Seite reduziert.

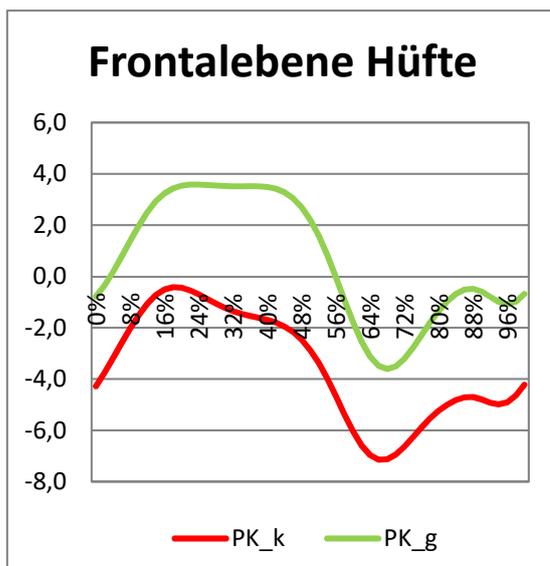


Abb. 28: Graph des signifikant veränderten Parameters in der Frontalebene (Kinematik) im Vergleich PK_k vs. PK_g – auf der X-Achse sind die Prozente des Gangzyklus (100%) dargestellt und auf der Y-Achse die Winkelgrade der Bewegung

Tabelle 8 zeigt die signifikanten Ergebnisse bei Analyse der Daten in Abhängigkeit von der Kopfdeformität.

	GR 1_k	GR 1_g	GR 2_k	GR 2_g
	MW (SD)	MW (SD)	MW (SD)	PK_k vs. NK
Max. Schiefstellung des Beckens	1,2 (2,9)	3,6 (2,9)	-1,3 (4,1)	6,2 (3,5)
ROM Becken	5,0 (1,9)	5,1 (2,0)	4,8 (2,1)	4,6 (1,9)
Max. Hüftadduktion	1,1 (4,5)	4,0 (4,0)	-0,9 (4,6)	6,9 (5,2)
ROM Hüfte	9,0 (3,5)	10,0 (2,6)	7,1 (3,9)	9,1 (4,5)
ROM Wirbelsäule	8,4 (2,6)	8,5 (3,1)	5,8 (2,3)	5,7 (1,8)

Tabelle 8: Kinematik in der Frontalebene des Patientenkollektivs nach Einteilung in Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) (GR 1_k, GR 1_g) und Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) (GR 2_k, GR 2_g) – der Mittelwert und die Standardabweichung sind in Winkelgrade angegeben

Der Vergleich innerhalb des Patientenkollektivs zwischen den Gruppen mit guter (Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf)) und moderater bis schlechter Kongruenz (Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf)) ergab am Rumpf einen signifikanten Unterschied: der Bewegungsumfang des Rumpfes in Relation zum Becken war in Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) signifikant reduziert ($p=0,017$). Dies bedeutet, dass ein asphärischer Hüftkopf einen verminderten Ausschlag der Wirbelsäule in der Frontalebene zur Folge hat. Außerdem war der Bewegungsausschlag der Hüfte in der Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) auf der betroffenen Seite verringert im Vergleich zur Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) auf der betroffenen Seite. Insgesamt lässt sich fest stellen, dass mit zunehmender Deformität weniger Dynamik im Gang besteht.

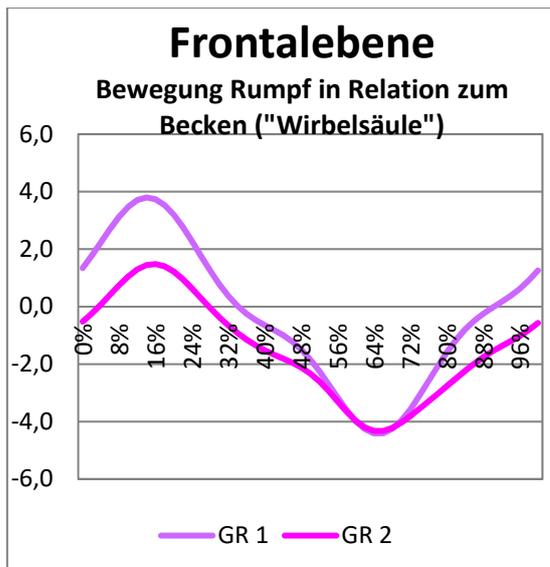


Abb. 29: Graph des signifikant veränderten Parameters in der Frontalebene (Kinematik) im Vergleich GR 1_k vs. GR 2_k – auf der X-Achse sind die Prozente des Gangzyklus (100%) dargestellt und auf der Y-Achse die Winkelgrade der Bewegung

Vergleicht man das Normalkollektiv mit den Untergruppen der Perthes-Patienten zeigte sich sowohl im Vergleich Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) vs. Normalkollektiv ($p < 0,001$), als auch im Vergleich Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) vs. Normalkollektiv ($p < 0,001$) eine signifikante Abnahme der maximalen Schiefstellung am Becken. Ebenso bestand eine signifikante Verringerung der Beweglichkeit am Becken im Vergleich Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) vs. Normalkollektiv ($p < 0,001$) und im Vergleich Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) vs. Normalkollektiv ($p < 0,001$). Auch die maximale Hüftadduktion zeigte sich signifikant verringert im Vergleich Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) vs. Normalkollektiv ($p < 0,001$) und Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) vs. Normalkollektiv ($p = 0,002$).

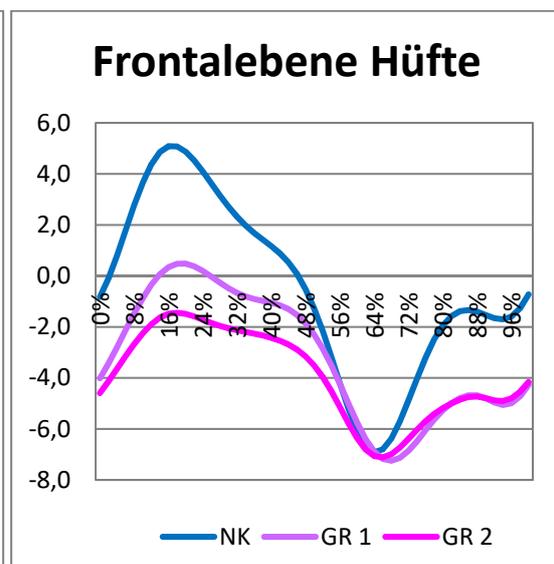
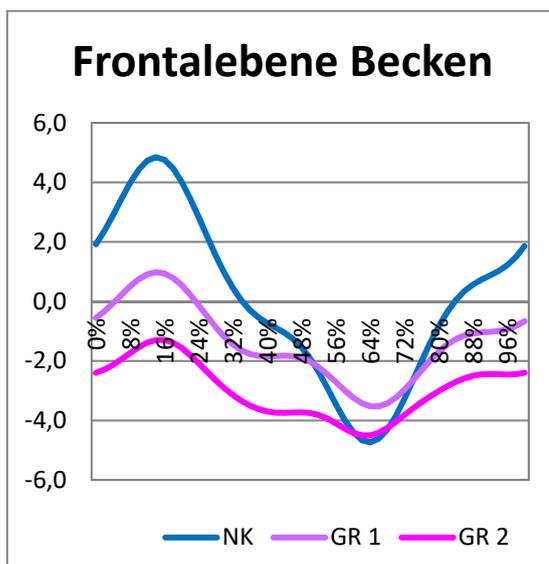


Abb. 30: Graphen der signifikant veränderten Parameter in der Frontalebene (Kinematik) im Vergleich GR 1_k vs. NK und GR 2_k vs. NK– auf der X-Achse sind die Procente des Gangzyklus (100%) dargestellt und auf der Y-Achse die Winkelgrade der Bewegung

Gangmuster:

Folgende Parameter wurden in der Frontalebene zur Beurteilung der Bewegungsmuster des Hüftgelenkes erfasst:

Wirbelsäule in der Einbeinstandphase, Thorax in der Einbeinstandphase, Beckenneigung in der Einbeinstandphase, maximale Beckenneigung in der Standphase, Hüftadduktion in der Einbeinstandphase, maximale Hüftadduktion in der Standphase.

Zunächst wurden die Mittelwerte innerhalb der Einbeinstandphase und Standphase ermittelt und dann der Bereich innerhalb von zwei Standardabweichungen berechnet.

Begriffsdefinition: „Thorax“ definiert die Bewegung des Rumpfes in Relation zum Raum; „Wirbelsäule“ definiert die Bewegung des Rumpfes in Relation zum Becken.

Als physiologisches Bewegungsmuster des Normalkollektives in der Frontalebene wurden Werte innerhalb des Bereiches von zwei Standardabweichungen betrachtet (Tab. 9):

Parameter	MW (SD)	Bereich innerhalb zwei SD
Wirbelsäule (Einbeinstandphase)	1,6° (1,2°)	-1° bis 4°
Thorax (Einbeinstandphase)	-0,9° (0,9°)	-3° bis 1°
Beckenneigung (Einbeinstandphase)	1,5° (1,2°)	-1° bis 4°
Max. Beckenneigung (Standphase)	4,9° (1,2°)	3° bis 7°
Hüftadduktion (Einbeinstandphase)	2,6° (2,4°)	-2° bis 7°
Max. Hüftadduktion (Standphase)	5,1° (2,1°)	1° bis 9°

Tabelle 9: physiologisches Bewegungsmuster des Normalkollektivs

Betrachtet man die Morbus Perthes Patienten nach Unterteilung in die Gruppen ist auffällig, das in Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) vor allem die Hüftadduktion stärker eingeschränkt ist und das Becken deutlicher auf der gesunden Schwungbeinseite angehoben ist (Tab. 10).

Parameter	PK_k MW (SD)	GR 1 MW (SD)	GR 2 MW (SD)
Wirbelsäule (Einbeinstandphase)	0,4° (3,3°)	1,4° (2,3°)	-0,7° (3,9°)
Thorax (Einbeinstandphase)	-2,3° (1,6°)	-2,2° (1,2°)	-2,4° (1,9°)
Beckenneigung (Einbeinstandphase)	-1,8° (3,3°)	-0,8° (2,2°)	-2,9° (3,9°)
Max. Beckenneigung (Standphase)	-2,6° (5,1°)	-1,2° (4,5°)	-4,2° (5,4°)
Hüftadduktion (Einbeinstandphase)	-1,5° (4,3°)	-0,4° (4,1°)	-2,8° (4,3°)
Max. Hüftadduktion (Standphase)	0,3° (4,9°)	-1,2° (4,5°)	-0,7° (5,1°)

Tabelle 10: Bewegungsmuster des Patientenkollektives auf der erkrankten Seite gesamt und nach Trennung in die Untergruppen 1+2

Betrachtet man die Perthes-Patienten gesamt lässt sich auf der erkrankten Seite eine deutliche Abweichung im Gangmuster in der Standphase aufzeigen. Teilt man nach den unten definierten Werten ein – was einem Typ 2 Muster entspricht - lassen sich 22 von 30 Patienten diesem Gangmuster zuordnen (Abb. 24 c):

- (A) Wirbelsäule in der Einbeinstandphase < 2 SD (< -1°)
und/ oder
Thorax in der Einbeinstandphase < 2 SD (< -3°)
- (B) Beckenneigung in der Einbeinstandphase < 1 SD (< 0°)
und/ oder
maximale Beckenneigung in der Standphase < 1 SD (< 4°)
- (C) Hüftadduktion in der Einbeinstandphase < 1 SD (< 0°)
und/ oder
maximale Hüftadduktion in der Standphase < 1 SD (< 3°)

➔ Mindestens zwei Kriterien müssen erfüllt sein.

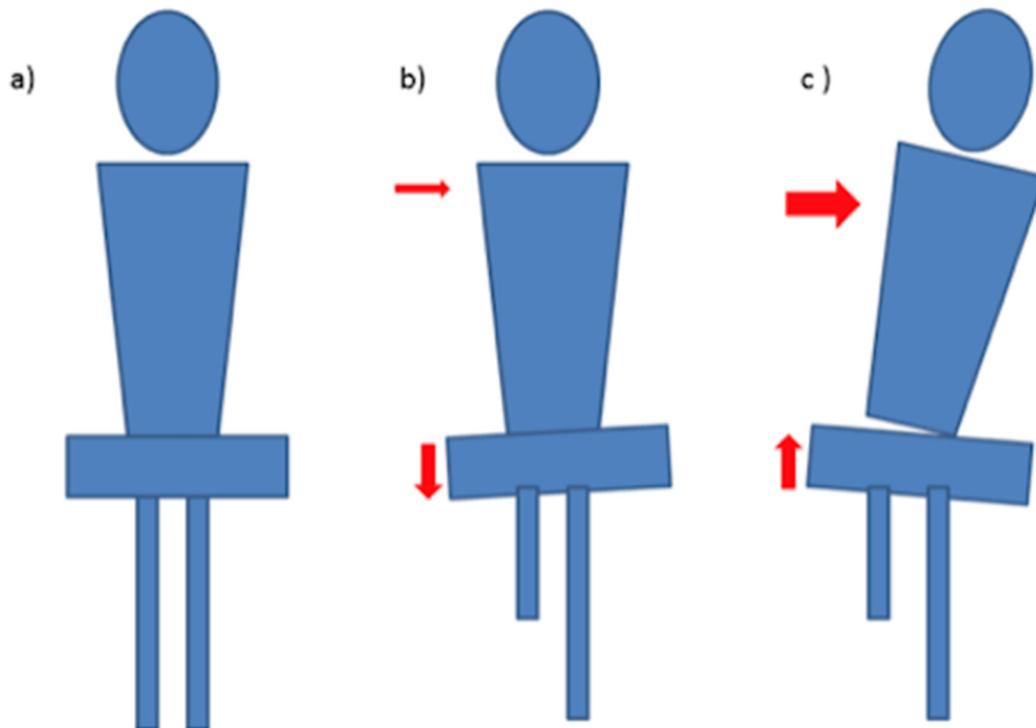


Abb. 31: Bewegungstypen in der Frontalebene; in Anlehnung an Westhoff u. a. 2006

a) Zweibeinstand

b) Einbeinstand Normalkollektiv: diskretes Absinken des Beckens auf die Schwungbeinseite, geringe Adduktion des Hüftgelenkes auf der Standbeinseite, Neigung des Rumpfes in Relation zum Becken zur Standbeinseite

c) Einbeinstand Bewegungsmuster Perthes-Patienten: Anhebung des Beckens auf der Schwungbeinseite, Abduktion im Hüftgelenk/ oder stark reduzierte Adduktion, Neigung des Rumpfes auf die Standbeinseite

Lediglich 3 der 30 Perthes-Patienten lagen in allen Werten im Bereich von zwei Standard-Abweichungen des Normalkollektivs und wurden als „normales Gangbild“ klassifiziert.

Fünf der 30 Patienten ließen sich nicht zuordnen:

3 dieser 5 Patienten wiesen eine deutlich vermehrte Neigung des Rumpfes in Relation zum Becken auf die betroffene Seite auf:

- bei zwei Patienten erklärt sich dies durch eine verstärkte Beckenanhebung auf der betroffenen Seite
- bei dem anderen Patienten erklärt sich dies durch eine größere maximale Hüftadduktion

2 dieser 5 Patienten zeigten lediglich ein stärker angehobenes Becken auf der Standbeinseite ohne andere Veränderungen in der Frontalebene.

Transversalebene:

In der Transversalebene wurden im Einzelnen folgende Parameter analysiert: maximale Innenrotation „Thorax“, ROM „Thorax“, maximale Innenrotation „Wirbelsäule“, ROM „Wirbelsäule“, .maximale Innenrotation Becken, ROM Becken, maximale Innenrotation Hüfte, ROM Hüfte, maximale foot progression in der Standphase, ROM Foot progression,

In der Transversalebene entsprechen positive Werte einer Innenrotation des Segments.

Begriffsdefinition: „Thorax“ definiert die Bewegung des Rumpfes in Relation zum Raum; „Wirbelsäule“ definiert die Bewegung des Rumpfes in Relation zum Becken.

Im Vergleich Normalkollektiv zu betroffener Seite des Patientenkollektivs fanden sich keine signifikanten Unterschiede.

Der Vergleich betroffene vs. nicht betroffene Seite des Patientenkollektivs zeigte lediglich einen Unterschied (siehe Abb. 32): die maximale Innenrotation der Hüfte war signifikant ($p=0,001$) auf der betroffenen Seite ($7,73 \pm 6,29$) vergrößert im Vergleich zum gesunden Bein ($-0,94 \pm 9,58$).

Der Vergleich innerhalb des Patientenkollektivs zwischen den Gruppen mit sphärischem Hüftkopf (Gruppe 1) und asphärischem Hüftkopf (Gruppe 2) ergab ebenfalls eine signifikante Auffälligkeit: der Symmetrie Index der Foot Progression war signifikant ($p=0,047$) verändert.

Vergleicht man das Normalkollektiv mit den Untergruppen der Perthes-Patienten zeigten sich keine signifikanten Unterschiede.

Nachfolgend werden hier die Graphen derjenigen Parameter gezeigt, die signifikante Veränderungen zeigen (Abb. 30). Die übrigen Graphen befinden sich im Anhang.

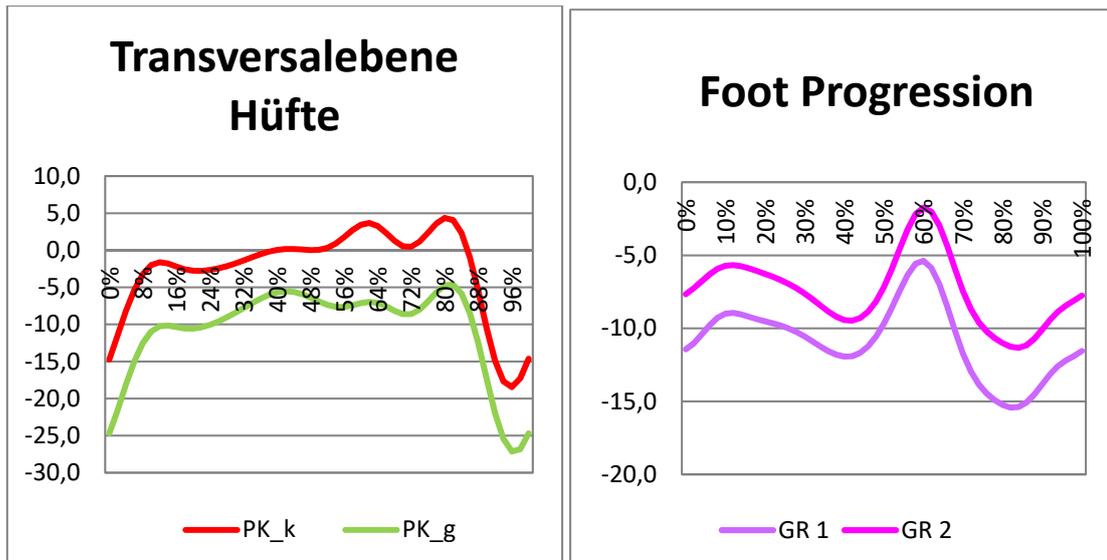


Abb. 32: Graphen der signifikant veränderten Parametern in der Tansversalebene – auf der X-Achse sind die Prozente des Gangzyklus (100%) dargestellt und auf der Y-Achse die Winkelgrade der Bewegung

4.2.2.3. Kinetik:

Untersucht wurden in der Kinetik die Drehmomente und die Leistung. Gesonderte betrachtet wurden das Abduktionsmoment in der Einbeinstandphase am Hüftgelenk und die negative und positive Power.

Die Auswertung der Kinetik ergab vor allem Veränderungen am Hüftgelenk und am Kniegelenk. Die Werte wurden aus den einzelnen Phasen (Stoßdämpfungsphase, mittlere Standphase, terminale Standphase, Vor-Schwungphase) getrennt ermittelt. Verglichen wurden das Patientenkollektiv mit dem Normalkollektiv, die betroffene Seite mit der gesunden Seite innerhalb des Patientenkollektivs und die betroffene Seite der Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) mit der betroffenen Seite der Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf).

4.2.2.3.1. Drehmomente:

Positive Werte in den Gelenkmomenten entsprechen in der Sagittalebene einem Extensionsmoment und in der Frontalebene einem Abduktionsmoment. Negative Werte entsprechen in der Sagittalebene einem Flexionsmoment und in der Frontalebene einem Adduktionsmoment.

Hüfte:

Die Drehmomente am Hüftgelenk wurden in folgenden Phasen des Gangzyklus ermittelt: minimaler Moment in der Stoßdämpfungsphase (SDp) in der Sagittalebene, minimaler Moment in der terminalen Standphase (Tst)/ Vorschwungphase (VSw) in der Sagittalebene, minimaler Moment in der Stoßdämpfungsphase (SDp) in der Frontalebene, maximaler Moment in der mittleren Standphase (MSt) in der Frontalebene, minimaler Moment in der mittleren Standphase (MSt)/ terminalen Standphase (TSt) in der Frontalebene, maximaler Moment in der terminalen Standphase (TSt)/ Vorschwungphase (VSw) in der Frontalebene.

	PK_k)	PK_g	NK	p-Wert 1	p-Wert 2
<u>Drehmomente</u>	MW (SD)	MW (SD)	MW (SD)	PK_k vs. NK	PK_k vs. PK_g
Min. Moment in der Tst/VSw; Sagittalebene	-0,77 (0,29)	-0,95 (0,28)	-0,71 (0,13)		0,021
Min. Moment in der SDp; Frontalebene	-0,01 (0,12)	0,06 (0,12)	-0,15 (0,12)	< 0,001	0,002
Max. Moment in der MSt; Frontalebene	0,54 (0,25)	0,61 (0,24)	0,66 (0,13)	0,012	
Max. Moment in der TSt/ VSw; Frontalebene	0,52 (0,22)	0,57 (0,25)	0,59 (0,16)	0,034	

Tabelle 11: Signifikanzen der Drehmomente am Hüftgelenk - der Mittelwert und die Standardabweichung sind in Nm/ kg angegeben

Bei der statistischen Auswertung vom Patientenkollektiv im Vergleich zum Normalkollektiv konnten folgende Parameter als signifikant berechnet werden:

In der Frontalebene zeigte sich am Hüftgelenk ein signifikant reduziertes Adduktionsmoment in der Stoßdämpfungsphase auf der erkrankten Seite des Patientenkollektivs im Vergleich zum Normalkollektiv ($p < 0,001$). Das Abduktionsmoment war sowohl in der mittleren Standphase als auch in der terminalen Standphase und der Vor-Schwungphase verringert ($p = 0,012 / p = 0,034$).

Beim Vergleich der betroffenen mit der gesunden Seite innerhalb des Patientenkollektivs konnten sowohl in der Sagittalebene als auch in der Frontalebene signifikante Veränderungen aufgedeckt werden:

das Flexionsmoment in der terminalen Standphase und in der Vorschwungphase war in der Sagittalebene signifikant geringer auf der betroffenen Seite als auf der nicht betroffenen. In der Frontalebene fand sich in der Stoßdämpfungsphase ein Abduktionsmoment, das auf der erkrankten Seite kleiner ($p=0.002$) als auf der gesunden Seite war.

Der Vergleich innerhalb des Patientenkollektivs zwischen den Gruppen mit sphärischem Hüftkopf (Gruppe 1) und asphärischem Hüftkopf (Gruppe 2) ergab keine signifikanten Veränderungen.

	GR 1_k	GR 1_g	GR 2_k	GR 2_g
<u>Drehmomente</u>	MW (SD)	MW (SD)	MW (SD)	MW (SD)
Min. Moment in der Tst/Vsw; Sagittalebene	-0,81 (0,35)	-0,92 (0,27)	-0,71 (0,19)	-0,96 (0,32)
Min. Moment in der SDp; Frontalebene	0,01 (0,13)	0,05 (0,13)	-0,04 (0,10)	0,07 (0,13)
Max. Moment in der MSt; Frontalebene	0,58 (0,31)	0,62 (0,25)	0,50 (0,14)	0,62 (0,25)
Max. Moment in der TSt/VSw; Frontalebene	0,55 (0,26)	0,56 (0,25)	0,48 (0,16)	0,61 (0,25)

Tabelle 12: Drehmomente am Hüftgelenk des Patientenkollektivs nach Einteilung in Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) (GR 1_k, GR 1_g) und Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) (GR 2_k, GR 2_g) – der Mittelwert und die Standardabweichung sind in Nm/ kg angegeben

Vergleicht man die betroffene Seite der Untergruppen der Perthes-Patienten mit dem Normalkollektiv zeigte sich das Hüftadduktionsmoment in der Stoßdämpfungsphase bei den Perthes-Patienten signifikant reduziert (Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) vs. Normalkollektiv $p < 0,001$, Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) vs. Normalkollektiv $p = 0,005$). Das maximale Hüftabduktionsmoment in der mittleren Standphase war im Vergleich Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) vs. Normalkollektiv bei der der Gruppe 2 signifikant verringert ($p = 0,020$).

Nachfolgend werden die Graphen derjenigen Parameter gezeigt, die signifikante Veränderungen zeigen (Abb. 33). Die übrigen Graphen befinden sich im Anhang.

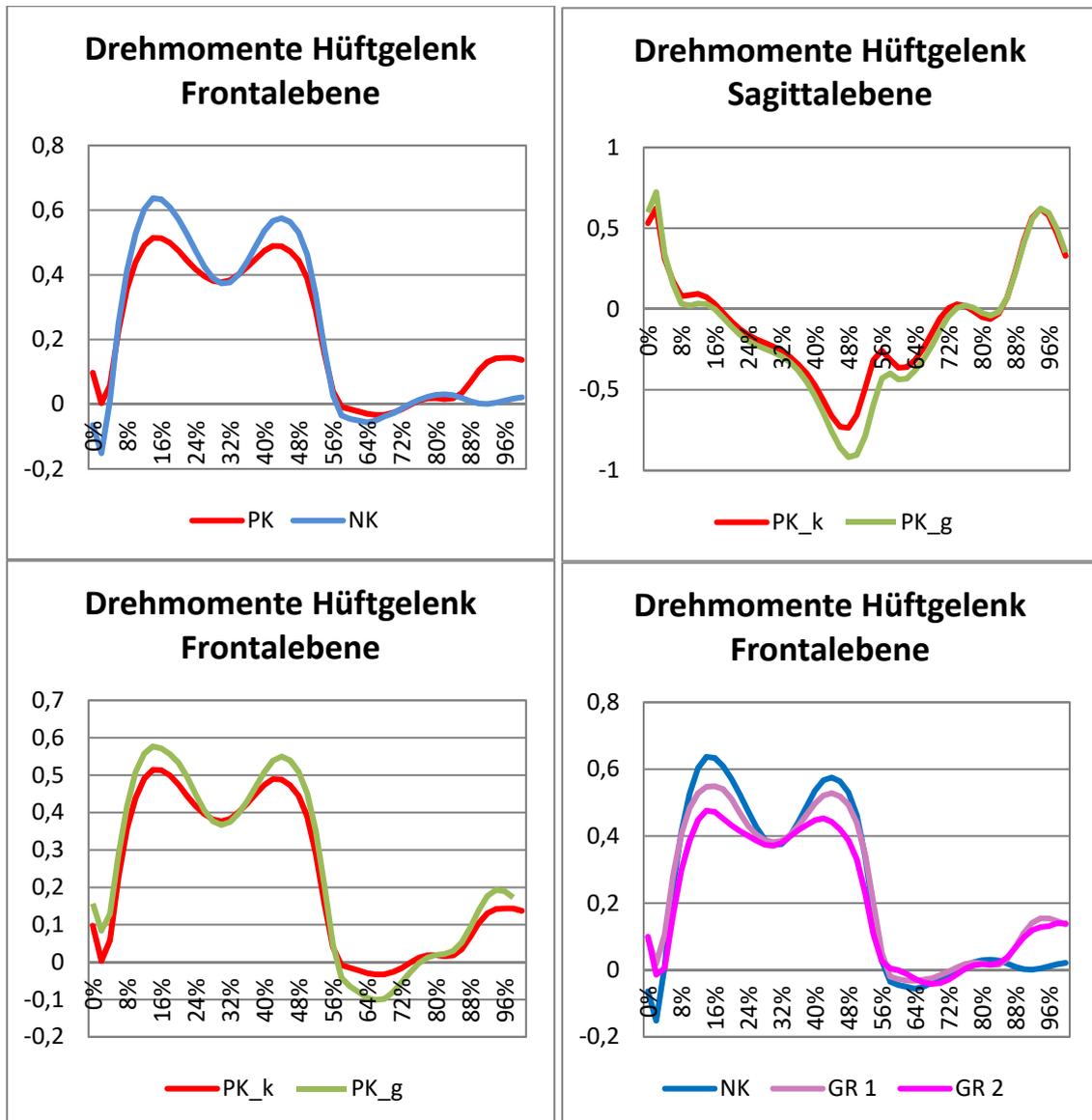


Abb. 33: Graphen der signifikant veränderten Drehmomente am Hüftgelenk - auf der X-Achse sind die Prozente des Gangzyklus (100%) dargestellt und auf der Y-Achse die Drehmomente in Nm/ kg

Das Hüftabduktionsmoment in der Einbeinstandphase:

Das Hüftabduktionsmoment in der Einbeinstandphase wurde analysiert als Parameter zur Beurteilung der Belastung des Hüftgelenks.

	PK_k	PK_g	NK
<u>Drehmomente</u>	MW (SD)	MW (SD)	MW (SD)
Abduktionsmoment am Hüftgelenk in der Einbeinstandphase	0,51 (0,25)	0,58 (0,25)	0,64 (0,13)

Tabelle 13: Das Abduktionsmoment am Hüftgelenk in der Einbeinstandphase - der Mittelwert und die Standardabweichung sind in Nm/ kg angegeben

Vergleicht man die betroffene mit der nicht betroffenen Seite des Patientenkollektiv erhielt man einen signifikanten ($p=0,003$) Unterschied. Das Abduktionsmoment am Hüftgelenk war deutlich geringer auf der betroffenen Seite als auf der gesunden Seite.

	GR 1_k	GR 1_g	GR 2_k	GR 2_g
<u>Drehmomente</u>	MW (SD)	MW (SD)	MW (SD)	MW (SD)
Abduktionsmoment am Hüftgelenk in der Einbeinstandphase	0,55 (0,31)	0,59 (0,28)	0,48 (0,17)	0,57 (0,22)

Tabelle 14: Das Abduktionsmoment am Hüftgelenk in der Einbeinstandphase des Patientenkollektivs nach Einteilung in Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) (GR 1_k, GR 1_g) und Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) (GR 2_k, GR 2_g) – der Mittelwert und die Standardabweichung sind in Nm/ kg angegeben

Betrachtet man die Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) besaß die betroffene Seite ebenso ein signifikant ($p=0,018$) geringeres Abduktionsmoment als die nicht betroffene Seite (Abb. 34).

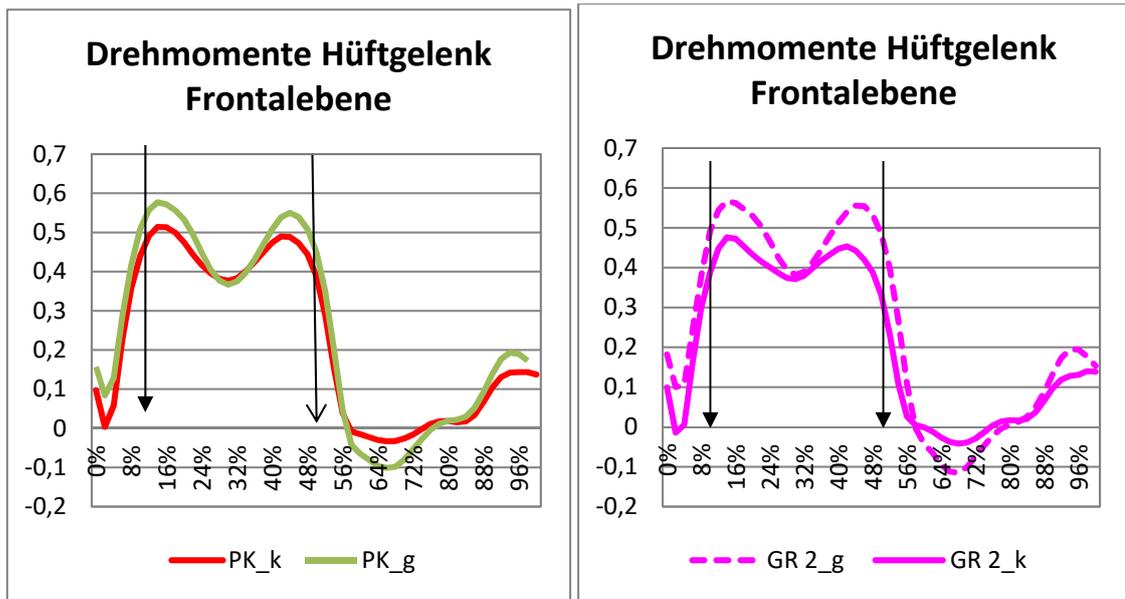


Abb. 34: Graphen der signifikanten Veränderungen des Abduktionsmoment in der Einbeinstandphase am Hüftgelenk- auf der X-Achse sind die Prozente des Gangzyklus (100%) dargestellt und auf der Y-Achse die Drehmomente in Nm/ kg

Knie:

Die Drehmomente am Kniegelenk wurden in folgenden Phasen des Gangzyklus ermittelt: minimales Moment in Stoßdämpfungsphase (SDp) in der Sagittalebene, maximales Moment in der Stoßdämpfungsphase (SDp)/ mittleren Standphase (MSt) in der Sagittalebene, minimales Moment in der terminalen Standphase (TSt) in der Sagittalebene, maximales Moment in der Vorschwungphase (VSw) in der Sagittalebene.

	PK_k	PK_g	NK	p-Wert 1	p-Wert 2
<u>Drehmomente</u>	MW (SD)	MW (SD)	MW (SD)	PK vs. NK	PK_k vs. PK_g
Max. Moment am Knie in der SDp/ MSt; Sagittalebene	0,30 (0,23)	0,49 (0,24)	0,59 (0,20)	< 0,001	0,012

Tabelle 15: Signifikanzen der Drehmomente am Kniegelenk – der Mittelwert und die Standardabweichung sind in Nm/ kg angegeben

Beim Vergleich Patientenkollektiv mit Normalkollektiv erhielt man folgende signifikante Abweichungen: das maximale Extensionsmoment in der Stoßdämpfungsphase und der mittleren Standphase war beim Patientenkollektiv geringer ($p < 0,001$) als beim Normalkollektiv.

Vergleicht man die betroffene mit der nicht betroffenen Seite des Patientenkollektivs ergab sich, dass das maximale Extensionsmoment in der Stoßdämpfungsphase und mittleren Standphase auf der betroffenen Seite signifikant reduziert war ($p = 0,012$).

Vergleicht man das maximale Extensionsmoment während der Stoßdämpfungsphase/mittlere Standphase der erkrankten Seite beider Untergruppen mit dem Normalkollektiv, zeigte sich sowohl im Vergleich Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) vs. Normalkollektiv ($p < 0,001$) als auch im Vergleich Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) vs. Normalkollektiv ($p < 0,001$) eine signifikante Verminderung in den Patientengruppen.

Nachfolgend werden die Graphen derjenigen Parameter gezeigt, die signifikante Veränderungen zeigen (Abb. 35). Die übrigen Graphen befinden sich im Anhang.

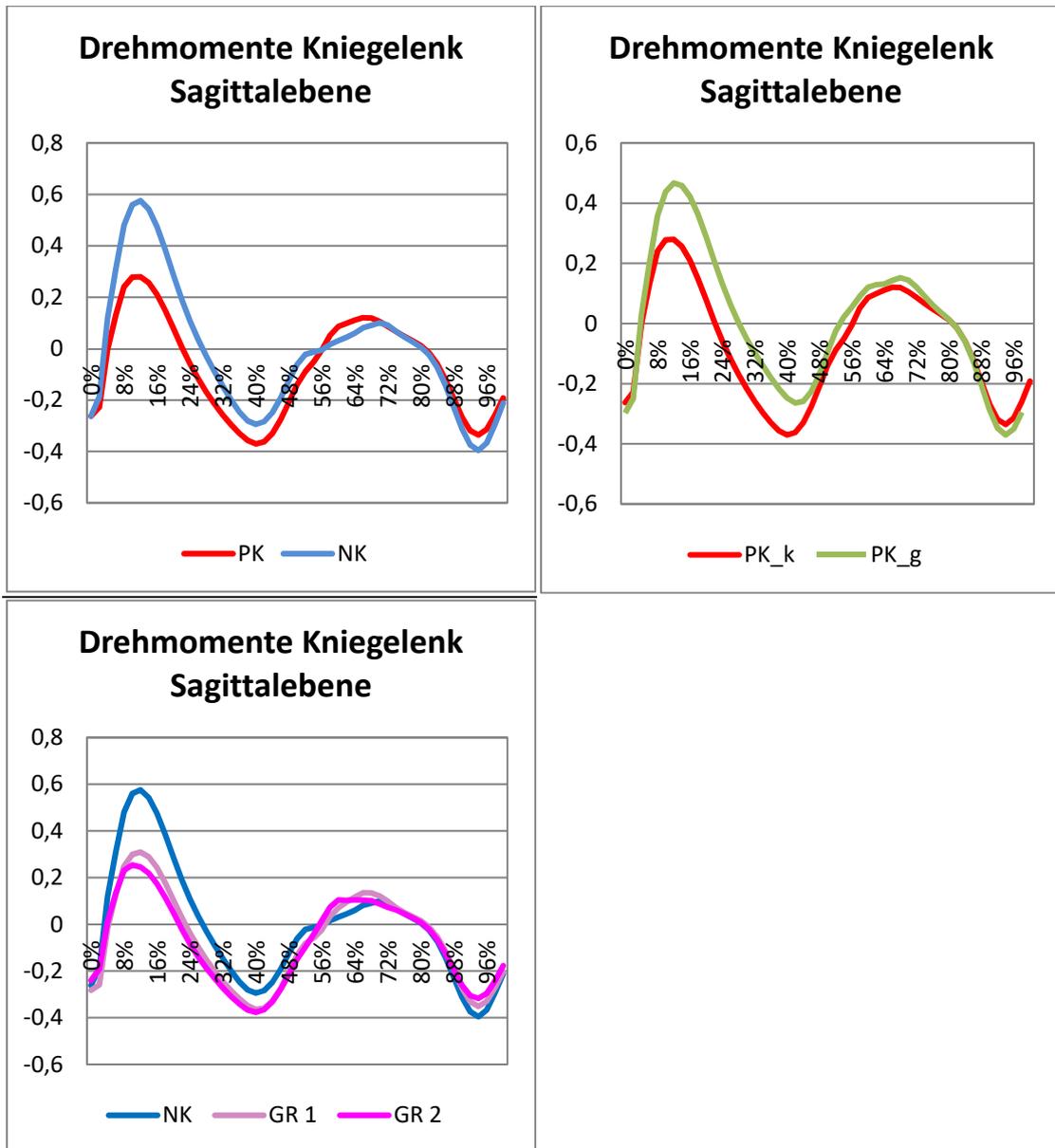


Abb. 35: Graphen der signifikant veränderten Drehmomente am Kniegelenk- auf der X-Achse sind die Prozente des Gangzyklus (100%) dargestellt und auf der Y-Achse die Drehmomente in Nm/ kg

Oberes Sprunggelenk:

Die Drehmomente am oberen Sprunggelenk wurden in folgenden Phasen des Gangzyklus ermittelt: minimales Moment in der Stoßdämpfungsphase (SDp) in der Sagittalebene, maximales Gelenkmoment in der terminalen Standphase (TSt)/ Vorschwungphase (VSw) in der Sagittalebene.

Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede.

4.2.2.3.2 Leistung:

Positive Werte in der Leistung entsprechen konzentrischen und negative Werte exzentrischen (=Bremseffekt) Muskelkontraktionen.

Hüfte:

Die Leistung am Hüftgelenk wurden in folgenden Phasen des Gangzyklus ermittelt: maximale Leistung in der Stoßdämpfungsphase (SDp) in der Sagittalebene, minimale Leistung in der terminalen Standphase (TSt)/ Vorschwungphase (VSw) in der Sagittalebene, minimale Leistung in der Stoßdämpfungsphase (SDp) in der Frontalebene, maximale Leistung in der mittleren Standphase (MSt) in der Frontalebene, minimale Leistung in der mittleren Standphase (MSt)/ terminalen Standphase (TSt) in der Frontalebene, maximale Leistung in der terminalen Standphase (TSt)/ Vorschwungphase (VSw) in der Frontalebene.

	PK_k	PK_g	NK	p-Wert 1	p-Wert 2
<u>Leistung</u>	MW (SD)	MW (SD)	MW (SD)	PK vs. NK	PK_k vs. PK_g
Max. Leistung in der SDp; Sagittalebene	0,45 (0,20)	0,48 (0,27)	0,34 (0,16)	0,008	
Min. Leistung in der TSt/Vsw; Sagittalebene	-0,63 (0,40)	-0,82 (0,35)	-0,67 (0,21)		0.045
Min. Leistung in der SDp; Frontalebene	-0,19 (0,21)	-0,16 (0,16)	-0,38 (0,19)	< 0,001	
Max. Leistung in der MSt; Frontalebene	0,11 (0,16)	0,21 (0,19)	0,18 (0,13)	0,007	0,015
Min. Leistung in der MSt/ TSt; Frontalebene	-0,16 (0,22)	0,02 (0,09)	-0,32 (0,17)	< 0,001	<0,001
Max. Leistung in der TSt/ VSw; Frontalebene	0,19 (0,17)	0,27 (0,18)	0,35 (0,11)	< 0,001	< 0,001

Tabelle 16: Signifikanzen der Leistung an der Hüfte - der Mittelwert und die Standardabweichung sind in Watt/ kg angegeben

Beim Vergleich der am Hüftgelenk erbrachten Leistung zwischen Patientenkollektiv und Normalkollektiv konnten folgende statistisch signifikante Unterschiede ermittelt werden:

die maximale am Hüftgelenk in der Sagittalebene erbrachten Leistung war in der Stoßdämpfungsphase beim Patientenkollektiv signifikant größer als beim Normalkollektiv ($p = 0,008$). In der Frontalebene war die minimal erbrachte Leistung am Hüftgelenk in der Stoßdämpfungsphase des Patientenkollektivs um die Hälfte geringer als die des Normalkollektivs ($p < 0,001$). Genauso war auch in der mittleren und terminalen Standphase die minimale Leistung halbiert ($p < 0,001$). Die maximale Leistung des Patientenkollektivs in der mittleren Standphase war reduziert ($p = 0,008$). Ebenso war die maximale Leistung in der terminalen Standphase und in der Vor-Schwungphase deutlich geringer als beim Normalkollektiv ($p < 0,001$).

Im Vergleich der betroffenen Seite des Patientenkollektivs mit der gesunden Seite konnten folgende signifikante Veränderungen herausgearbeitet werden:

die Bremseffekte am Hüftgelenk in der terminalen Standphase und in der Vorschwungphase in der Sagittalebene auf der betroffenen Seite waren signifikant ($p = 0,045$) geringer als auf der gesunden Seite. Ebenso war die maximale Leistung in der Frontalebene in der mittleren Standphase auf der kranken Seite geringer ($p = 0,015$) als auf der nicht betroffenen Seite. In der Frontalebene war der Bremseffekt in der mittleren Standphase und in der terminalen Standphase signifikant ($p < 0,001$) größer auf der kranken als auf der gesunden Seite. Wohingegen die maximale Leistung in der terminalen Standphase und Vorschwungphase in der Frontalebene deutlich ($p = 0,001$) geringer war auf der betroffenen als auf der gesunden Seite.

	GR 1_k	GR 1_g	GR 2_k	GR 2_g
<u>Leistung</u>	MW (SD)	MW (SD)	MW (SD)	MW (SD)
Max. Leistung in der SDp; Sagittalebene	0,48 (0,23)	0,45 (0,25)	0,43 (0,28)	0,56 (0,30)
Min. Leistung in der TSt/Vsw; Sagittalebene	-0,72 (0,46)	-0,79 (0,31)	0,17 (0,23)	-0,86 (0,44)
Min. Leistung in der SDp; Frontalebene	-0,23 (0,25)	-0,19 (0,17)	-0,15 (0,17)	-0,13 (0,15)
Max. Leistung in der MST; Frontalebene	0,15 (0,19)	0,19 (0,24)	0,07 (0,12)	0,22 (0,13)
Min. Leistung in der MST/ TSt; Frontalebene	-0,20 (0,24)	-0,14 (0,18)	-0,14 (0,21)	-0,10 (0,13)
Max. Leistung in der TSt/ VSw; Frontalebene	0,24 (0,18)	0,31 (0,18)	0,11 (0,08)	0,25 (0,18)

Tabelle 17: Leistung am Hüftgelenk des Patientenkollektivs nach Einteilung in Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) (GR 1_k, GR 1_g) und Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) (GR 2_k, GR 2_g) – der Mittelwert und die Standardabweichung sind in Watt/ kg angegeben

Der Vergleich innerhalb des Patientenkollektivs zwischen den Gruppen mit sphärischem Hüftkopf (Gruppe 1) und asphärischem Hüftkopf (Gruppe 2) ergab keine signifikanten Veränderungen.

Vergleicht man das Normalkollektiv mit der betroffenen Seite der Untergruppen der Perthes-Patienten zeigte sich in der Belastungsantwort am Hüftgelenk sagittal im Vergleich Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) vs. Normalkollektiv bei der Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) eine erhöhte maximale Leistung ($p = 0,023$). Sowohl bei der Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) vs. Normalkollektiv ($p = 0,043$), als auch bei Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) vs. Normalkollektiv ($p = 0,001$), zeigte sich ein verringerter Bremseffekt in der Belastungsantwort am Hüftgelenk frontal bei den Untergruppen. Die maximale Leistung am Hüftgelenk frontal in der terminalen Standphase/ Vorschwungphase ist reduziert bei den Untergruppen im Vergleich Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) vs. Normalkollektiv ($p = 0,020$) und im Vergleich Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) vs. Normalkollektiv ($p < 0,001$).

Nachfolgend werden die Graphen derjenigen Parameter gezeigt, die signifikante Veränderungen zeigen (Abb. 36). Die übrigen Graphen befinden sich im Anhang.

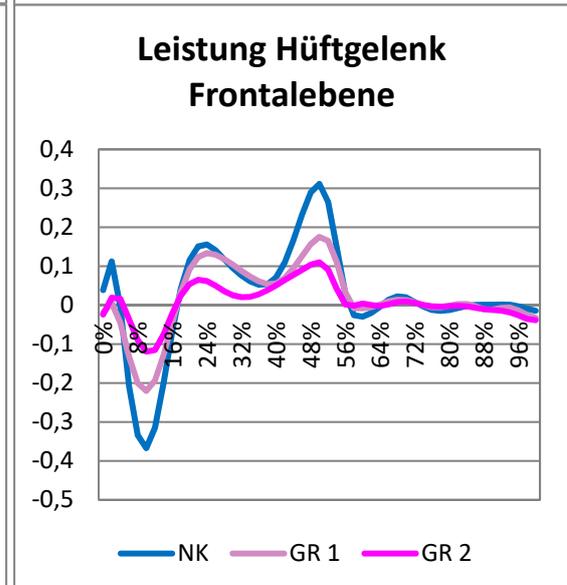
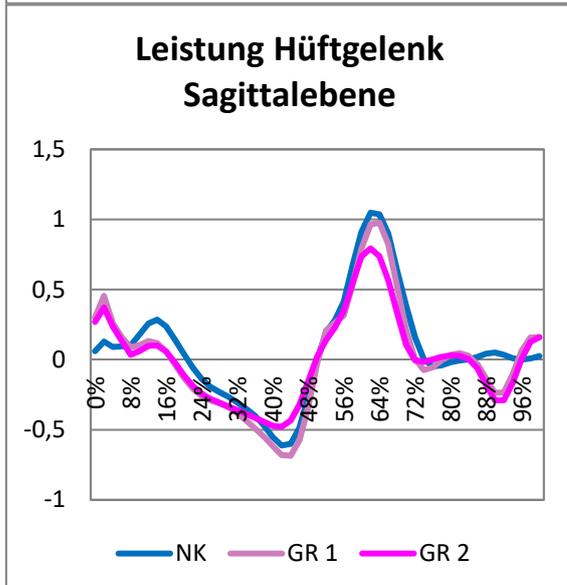
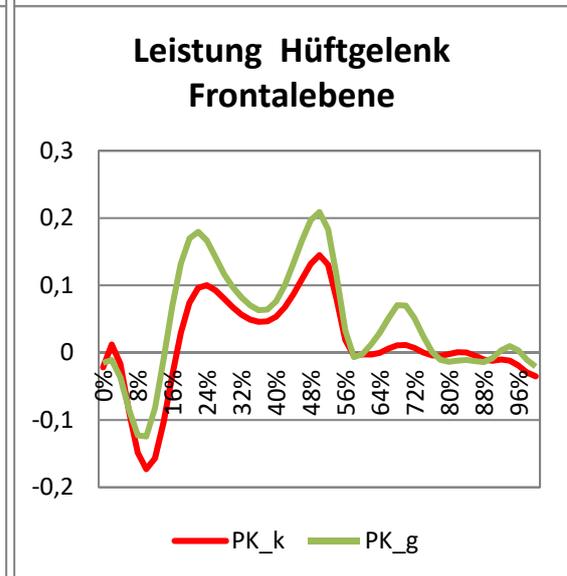
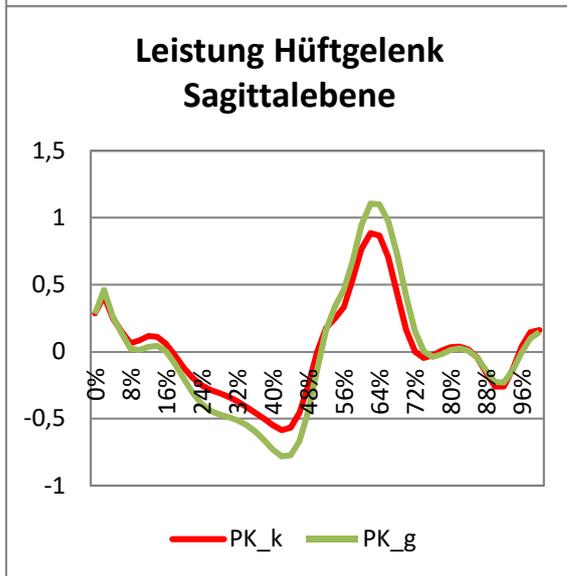
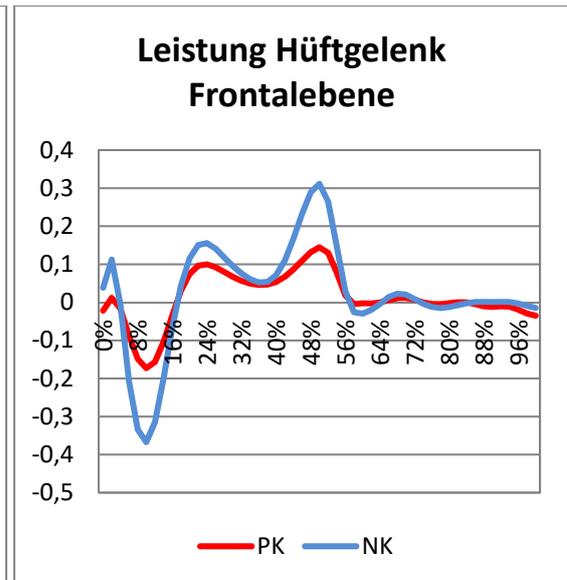
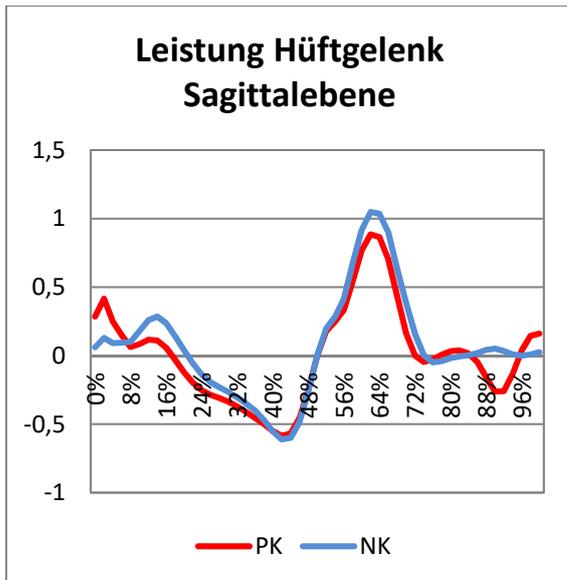


Abb. 36: Graphen der signifikant veränderten Leistung an der Hüftgelenk - auf der X-Achse sind die Prozente des Gangzyklus (100%) dargestellt und auf der Y-Achse die Leistung in Watt/ kg

Knie:

Die Leistung am Kniegelenk wurde in folgenden Phasen des Gangzyklus ermittelt: minimale Leistung in der Stoßdämpfungsphase (SDp) in der Sagittalebene, maximale Leistung in der Stoßdämpfungsphase (SDp)/ mittlere Standphase (MSt), minimale Leistung in der terminalen Standphase (TSt) in der Sagittalebene, maximale Leistung in der Vorschwungphase (VSw) in der Sagittalebene.

	PK_k	PK_g	NK	p-Wert 1	p-Wert 2
<u>Leistung</u>	MW (SD)	MW (SD)	MW (SD)	PK vs. NK	PK_k vs. PK_g
Min. Leistung in der SDp; Sagittalebene	-0,33 (0,31)	-0,52 (0,36)	-0,78 (0,45)	< 0,001	0,009
Max. Leistung in der SDp/ MSt; Sagittalebene	0,18 (0,19)	0,35 (0,24)	0,69 (0,34)	< 0,001	0,013

Tabelle 18: Signifikanzen der Leistung am Kniegelenk – der Mittelwert und die Standardabweichung sind in Watt/ kg angegeben

Im Vergleich Patientenkollektiv mit Normalkollektiv erhielt man folgende bedeutsame Abweichungen: in der Sagittalebene war der Bremsseffekt in der Stoßdämpfungsphase beim Patientenkollektiv geringer ($p < 0,001$) als beim Normalkollektiv. Ebenso war die maximale Leistung in der Stoßdämpfungsphase und der mittleren Standphase bei den Patienten geringer ($p < 0,001$) als bei den gesunden Probanden. Der maximale Extensionsmoment in der Stoßdämpfungsphase und der mittleren Standphase war beim Patientenkollektiv auch geringer ($p < 0,001$) als beim Normalkollektiv.

Vergleicht man die betroffene und die nicht betroffene Seite des Patientenkollektivs erhielt man folgende Signifikanzen: der Bremsseffekt während der Stoßdämpfungsphase war auf der betroffenen Seite signifikant ($p = 0,009$) geringer als auf der gesunden Seite. Desgleichen war

die maximale Leistung in der Stoßdämpfungsphase und mittleren Standphase auf der kranken Seite verringert ($p = 0,013$) verglichen mit der gesunden Seite.

	GR 1_k	GR 1_g	GR 2_k	GR 2_g
<u>Leistung</u>	MW (SD)	MW (SD)	MW (SD)	MW (SD)
Min. Leistung in der SDp; Sagittalebene	-0,37 (0,36)	-0,56 (0,42)	-0,29 (0,28)	-0,44 (0,26)
Max. Leistung in der SDp/ MSt; Sagittalebene	0,40 (0,22)	0,45 (0,24)	0,32 (0,14)	0,49 (0,22)

Tabelle 19 Leistung am Kniegelenk des Patientenkollektivs nach Einteilung in Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) (GR 1_k, GR 1_g) und Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) (GR 2_k, GR 2_g) – der Mittelwert und die Standardabweichung sind in Watt/ kg angegeben

Vergleicht man das Normalkollektiv mit der betroffenen Seite der Untergruppen der Perthes-Patienten zeigte sich ein geringerer Bremseffekt in der Belastungsantwort am Kniegelenk sagittal bei den Untergruppen im Vergleich Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) vs. Normalkollektiv ($p = 0,003$) und Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) vs. Normalkollektiv ($p = 0,001$). Außerdem war die Leistung in der Belastungsantwort und mittleren Standphase sagittal im Vergleich Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) vs. Normalkollektiv ($p < 0,001$) und Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) vs. Normalkollektiv ($p < 0,001$) bei den Untergruppen vermindert.

Nachfolgend werden die Graphen derjenigen Parameter gezeigt, die signifikante Veränderungen zeigen (Abb. 37). Die übrigen Graphen befinden sich im Anhang.

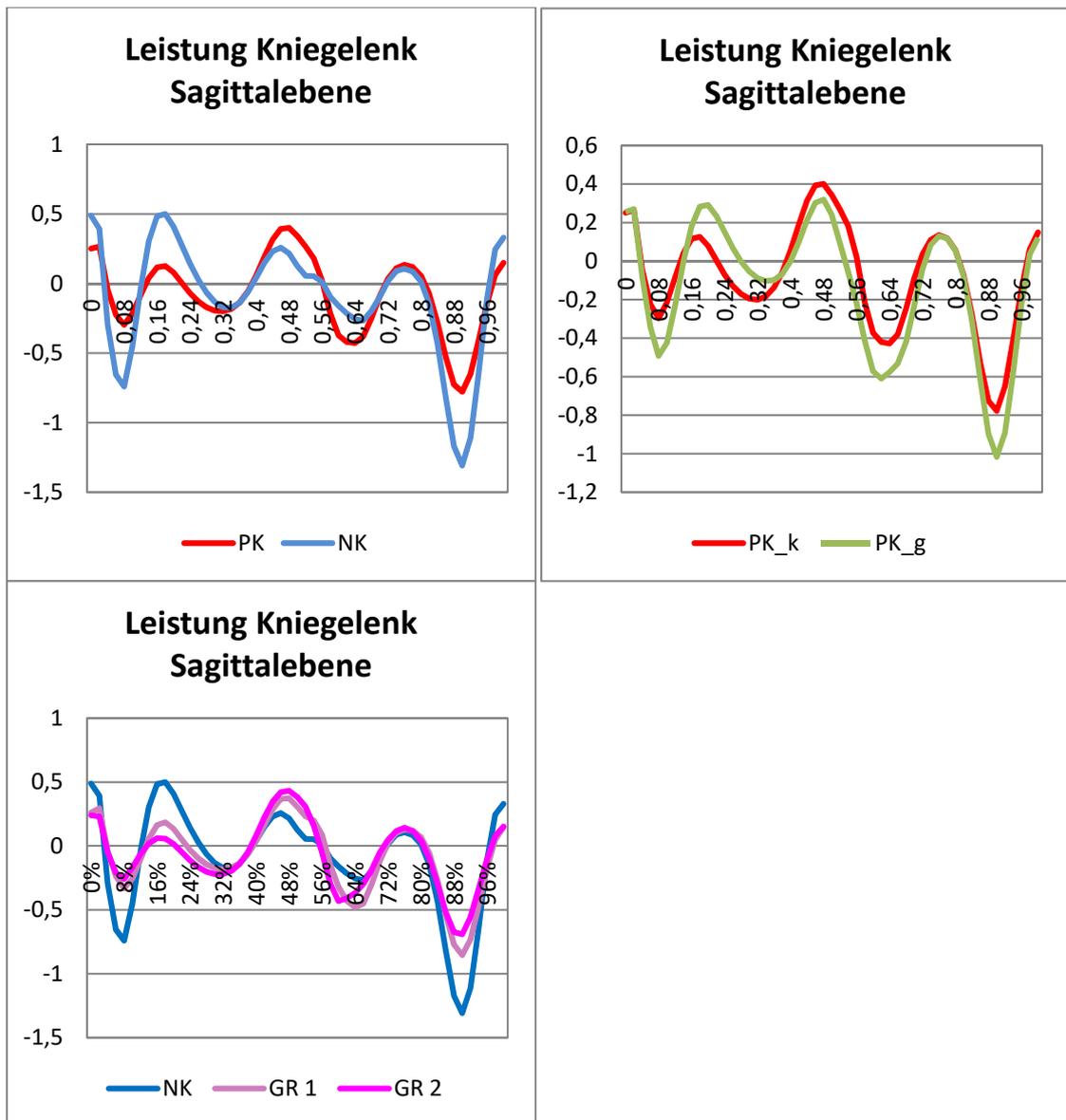


Abb. 37: Graphen der signifikant veränderten Leistung am Kniegelenk - auf der X-Achse sind die Prozente des Gangzyklus (100%) dargestellt und auf der Y-Achse die Leistung in Watt/ kg

Oberes Sprunggelenk:

Die Leistung am oberen Sprunggelenk wurde in folgenden Phasen des Gangzyklus ermittelt: minimale Leistung in der Stoßdämpfungsphase (SDp) in der Sagittalebene, maximal Leistung in der terminalen Standphase (TSt)/ Vorschwungphase (VSw) in der Sagittalebene.

Es zeigten sich weder im Vergleich PK vs. NK, PK_k vs. PK_g, GR 1_k vs. GR 2_k oder NK vs. GR 1_k/ GR 2_k signifikante Unterschiede.

4.2.2.3.3 Positive/ Negative Power

Vergleicht man das Patientenkollektiv mit dem Normalkollektiv hatte das Patientenkollektiv signifikant weniger positive Power auf der betroffenen Seite ($p=0,032$) (Abb. 38).

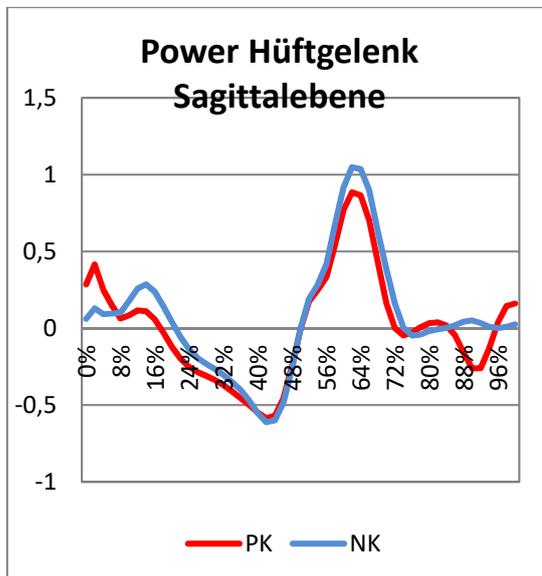


Abb. 38: Signifikante Unterschiede in der Power - auf der X-Achse sind die Prozente des Gangzyklus (100%) dargestellt und auf der Y-Achse die Power

5. Diskussion

Der Morbus Perthes stellt nach wie vor in der Fachwelt ein viel diskutiertes Krankheitsbild dar. Unklarheiten herrschen u.a. bzgl. der Ätiologie, aber auch die Therapiekonzepte sind bislang nicht allgemein anerkannt und führen im Einzelfall immer wieder zu kontroversen Diskussionen über die „richtige“ therapeutische Maßnahme.

Bislang ist es üblich, die Ergebnisse nach M. Perthes anhand anamnestischer, klinischer und radiologischer Parameter zu evaluieren (McAndrew und Weinstein 1984, Hoeksma u. a. 2003, Herring, Kim, und Browne 2004). Funktionelle Aspekte wurden weitgehend vernachlässigt. Mit der Methodik der 3-dimensionalen instrumentellen Ganganalyse steht nun ein Instrument zur Verfügung, mit dem das Gangbild quantitativ analysiert werden kann (Lampe u. a. 2004, Seichert, Erhart, und Senn 1997).

Ziel der vorliegenden Studie war es, Patienten nach Morbus Perthes im Langzeitverlauf ganganalytisch zu untersuchen und die Ergebnisse mit einem Normalkollektiv zu vergleichen. Des Weiteren sollte evaluiert werden, ob die veränderte Konfiguration des Hüftgelenks das Gangbild beeinflusst.

Für diese Untersuchung konnten 30 Patienten mit Zustand nach M. Perthes generiert werden. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung betrug das Durchschnittsalter $30,7 \pm 11,4$ Jahre. Sämtliche Patienten erhielten eine klinische, radiologische und ganganalytische Untersuchung.

Das klinische Ergebnis wurde nach dem **Harris Hip Score** evaluiert, welcher ein etablierter Score zur Beurteilung der klinischen Situation eines Hüftgelenks darstellt (Harris 1969, Hoeksma u. a. 2003). Kritisch zu sehen sind die Parameter Schmerz und Funktion, da diese Parameter rein subjektiv von den Patienten bewertet werden. Laut Reuling et al. sollte aus dem HHS der Parameter Schmerz komplett herausgenommen werden, um die Reliabilität zu verbessern (Reuling u. a. 2012). Im Gegensatz dazu haben Södermann und Malchau eine hohe Reliabilität und Aussagekraft des gesamten HHS nachgewiesen (Söderman und Malchau 2001).

Zusätzlich zum HHS als klinischer Parameter erfolgten die Bestimmung der Beinlänge sowie goniometrische Messungen. In der vorliegenden Studie war das erkrankte Bein

signifikant 1 cm kürzer als das nicht betroffene; Yrjönen et al. fanden ein ähnliches Ergebnis (Yrjönen 1999).

Die Konfiguration des Hüftgelenks wurde radiologisch bewertet anhand der **Stulberg-Klassifikation** (Stulberg, Cooperman, und Wallensten 1981). Eine gute inter- und intraobserver Reliabilität der Stulberg-Klassifikation wurde durch Herring et al nachgewiesen (Herring, Kim, und Browne 2004). Anhand dieser lässt sich nach ausgeheiltem Morbus Perthes eine prognostische Aussage über das Entstehen einer Arthrose machen. Dies ist abhängig von der Form des Hüftkopfes sowie der Kongruenz zwischen Hüftkopf und Azetabulum (Cooperman und Stulberg 1986).

Nach Auswertung der Röntgenaufnahmen und Klassifikation nach Stulberg wurden die Patienten in 2 Gruppen eingeteilt:

Gruppe 1: Stulberg 1 und 2 und Gruppe 2: Stulberg 3 bis 5, wobei es sich bei den Stulberg-Typen 1 und 2 um eine sphärische Konfiguration des Hüftkopfs handelt, bei 3-5 um eine asphärische mit einer mehr oder weniger guten Kongruenz zur Gelenkpfanne.

Diese Einteilung in Untergruppen verbessert die Reliabilität der Datenerfassung in den Röntgenbildern wie auch bei Wiig et al (Wiig, Terjesen, und Svenningsen 2007). Außerdem wird dadurch bei dem vorliegenden Kollektiv von 30 Patienten eine ausreichende Gruppengröße erreicht.

Sämtliche Patienten erhielten eine 3-dimensionale instrumentelle Ganganalyse, womit das Gangbild objektiv und quantitativ bewertet werden kann und erstmalig funktionell-dynamische Aspekte nach M. Perthes im Erwachsenenalter beurteilt werden.

Die instrumentelle Ganganalyse liefert objektiv gemessene, kinematische und kinetische Daten, durch die das Gangbild quantitativ beschrieben wird und dieser komplexe Vorgang des Gehens detailliert analysiert werden kann. Die Daten der Kinetik ermöglichen dann auch Rückschlüsse auf die Ursache einer Gangauffälligkeit. Damit steht ein zusätzliches Messinstrument zu den bisher standardmäßig eingesetzten Evaluationsmethoden (u.a. subjektiver Fragebogen, klinische Untersuchung, Röntgen) zur Verfügung. Die daraus gewonnenen Informationen können therapeutische Entscheidungen u.U. erleichtern, Therapiekonzepte überprüfen helfen und Prognosen abschätzen lassen. Problematisch ist allerdings, dass durch Ungenauigkeiten beim

Platzieren der Marker die Reliabilität der Ergebnisse beeinflusst werden können (Michael H. Schwartz und Rozumalski 2005).

Ein **Normalkollektiv** – ohne Gangbild verändernde Vorerkrankungen – zum Vergleich war bereits im Ganglabor vorhanden. Dessen Gangbild entspricht einem physiologischen Gangbild. Laut Kadaba et al. ist die Reproduzierbarkeit des Gangs bei einem gesunden Kollektiv, welches in der eigenen bevorzugten Geschwindigkeit laufen darf, besonders bei den Weg-Zeit-Parametern und der Sagittalebene sehr gut; in der Frontal- und Transversalebene zeigten sich hingegen gewisse Abweichungen der Werte, die am ehesten auf leicht unterschiedliche Markerplatzierung an verschiedenen Tagen zurückzuführen sind (Kadaba u. a. 1989). Um diesen Einflussfaktor möglichst klein zu halten, wurde die Platzierung der Marker nur von sehr erfahrenen Mitarbeitern vorgenommen. Diese brachte man an definierten Stellen anhand des Helen-Hayes Modells an (Kadaba u. a. 1989).

Für die Auswertung der Daten der **Perthes-Patienten** wurde getrennt für jede Seite fünf Gangzyklen gemittelt. Dies schlug auch Laroche et al. vor, der dies bei Arthrose-Patienten untersucht hat, um Schwankungen im Gangbild zu minimieren. In Bezug auf die Position der Marker erhielt er zumindest an der Hüfte und am Rumpf ausgezeichnete Werte (Laroche u. a. 2011).

Die Auswertung der Daten ergab, dass im **Vergleich zum Normalkollektiv** die Patienten nach M. Perthes im täglichen Leben deutliche Einschränkungen, sowohl bedingt durch Schmerzen, als auch bei der Mobilität aufwiesen. Auffällig zeigte sich dies in den subjektiven Parametern Schmerz und Funktion des Harris Hip Scores. Es ergaben sich signifikant schlechtere Werte beim Patientenkollektiv. Die eingeschränkte Mobilität zeigte sich ebenso deutlich in den objektiv zu erfassenden **Weg-Zeit-Parametern** der ganganalytischen Untersuchung: im Vergleich zum Normalkollektiv war die Kadenz signifikant verringert und demgegenüber die Gangzyklusdauer und die Schrittdauer verlängert. Die Patienten liefen langsamer als gesunde Probanden, wie auch Mont et al. bei seinen Arthrose-Patienten herausgefunden hat (Mont u. a. 2007). In einer Meta-Analyse über Weg-Zeit-Parameter von Arthrose-Patienten zeigte sich auch eine verringerte Ganggeschwindigkeit, welche durch eine verkürzte Doppelschrittlänge erklärt wurde (Constantinou u. a. 2014). Ebenso war die Schrittbreite vergrößert, was auf eine gewisse Instabilität beim Gehen hindeutet.

Insgesamt wiesen die Morbus-Perthes Patienten bei der Analyse der **Kinematik** im Vergleich zum Normalkollektiv ein deutlich steiferes und adynamischeres Gangbild auf. In der **Sagittalebene** zeigte sich dies in einem eingeschränkten Bewegungsausschlag von Hüfte, Knie und OSG auf der betroffenen Seite bei gering – aber signifikant vermehrtem Bewegungsausschlag des Beckens.

Der eingeschränkte Bewegungsausschlag des Hüftgelenkes kam am ehesten durch eine eingeschränkte Hüftflexion zustande. Arthrose-Patienten versuchen den eingeschränkten Bewegungsausschlag des Hüftgelenkes durch eine vermehrte Anteversion am Becken und Lumbarlordose auszugleichen (Hulet u. a. 2000). Auch Eitzen u.a. zeigte einen verminderten Bewegungsausschlag am Hüftgelenk und Kniegelenk bei seinen Arthrose-Patienten auf (Eitzen u. a. 2012). Perry erklärte die verringerte maximale Beugung am Knie und die verminderte Dorsalextension am oberen Sprunggelenk durch den eingeschränkten Bewegungsausschlag des Hüftgelenkes und der damit fehlenden Bewegungsenergie des Oberschenkels, um eine Bewegung richtig einzuleiten (Perry 2003). Die verringerte ROM der Hüfte und die geringere maximale Flexion des Knies bestätigte auch Hurwitz et al, der damit auch eine Verkürzung der Schrittlänge erklärt (Hurwitz u. a. 1997). In der Arbeit von Westhoff et al., die Kinder mit Morbus Perthes im floriden Stadium untersucht hat, fand sich auch eine Einschränkung der Flexion der Hüfte und des Knies vor (Westhoff u. a. 2012). Ebenso zeigten Morbus Perthes Patienten im Ausheilungsstadium (Waldenström) eine vermehrte Anteversion des Beckens (Westhoff u.a. 2011).

In der **Frontalebene** zeigten 70% der Morbus Perthes Patienten als Gangmuster ein Duchenne-Hinken. Dies zeigte sich durch eine Anhebung des Beckens auf der kontralateralen Seite in der Standphase beim Patientenkollektiv (entspricht Absenkung auf die betroffene Seite). Außerdem war die maximale Hüftadduktion deutlich geringer und die Wirbelsäule neigte sich verstärkt auf die Standbeinseite. Sowohl der Bewegungsausschlag des Beckens als auch der Hüfte war erniedrigt. Erklären lässt sich dies wie auch in der Sagittalebene durch ein adynamischeres/ steiferes Gangbild. Die Verringerung der maximalen Hüftadduktion erklärt sich durch die größere Schrittbreite. Bei den Arthrose-Patienten von Reininga et al zeigte sich ebenso ein Duchenne-Hinken mit einer Neigung der Wirbelsäule auf die arthrotische

Standbeinseite und einem erniedrigten Bewegungsschlag des Beckens. Der Körperschwerpunkt des Rumpfes wird näher über das erkrankte Bein gebracht, somit wird die mechanische Arbeit der Hüftabduktoren verringert, was wiederum bei den Patienten in einer Abnahme der Schmerzen resultiert (Reininga u. a. 2012).

In der Arbeit von Watelain et al. erfolgte hingegen die maximale Schrägstellung des Beckens (Absinken) bei seinen Arthrose-Patienten auf die nicht-betroffene Seite (Trendelenburg-Zeichen) (Watelain u. a. 2001).

Westhoff et al. haben anhand eines kindlichen Perthes-Kollektivs 2 unterschiedliche Bewegungsmuster in der Frontalebene quantitativ anhand der Parameter Thorax_Becken (Einbeinstandphase), Thorax_Raum (Einbeinstandphase), Beckenneigung (Einbeinstandphase), maximale Beckenneigung (Standphase), Hüftadduktion (Einbeinstandphase) und maximale Hüftadduktion (Standphase) definiert: einerseits das Gangbild Typ 1, welches am ehesten einem Trendelenburg-Gangbild, wie auch durch Watelain beschrieben, entspricht. Andererseits wurde auch ein Gangbild Typ 2 definiert, am ehesten einem Duchenne-Hinken entsprechend, welches bei unserem Patientenkollektiv mehrheitlich vorhanden war (Westhoff u. a. 2006). Untersucht auf das Gangbild in der Frontalebene wurden auch Patienten im Ausheilungsstadium (nach Waldenström) des Morbus Perthes: dort zeigte sich bei 46 % der Patienten ein als normal definiertes Gangbild, bei einem Patienten lag ein Trendelenburg-Gangbild vor, bei drei Patienten ein Duchenne-Hinken und fünf Patienten konnten nicht zugeordnet werden (Westhoff u.a. 2011). Vergleicht man dies mit den Ergebnissen bei unseren Patienten, zeigt sich, dass im Langzeitverlauf die Veränderungen im Gangbild deutlich zunehmen: 70 % unserer Patienten wiesen ein Duchenne-Hinken auf.

Vergleicht man die **betroffene mit der nicht-betroffenen Seite** zeigten sich Kompensationsmechanismen der gesunden Seite. Einerseits war die Schrittdauer des gesunden Beines verkürzt. Andererseits war die Standphase des gesunden Beines verlängert, als ein Entlastungsmechanismus für das erkrankte Bein. Dies zeigten auch Constantinou et al in ihrer Metaanalyse (Constantinou u. a. 2014).

Ebenso zeigten sich in der Kinematik in der Sagittalebene ähnliche Signifikanzen wie im Vergleich Patientenkollektiv/ Normalkollektiv: die betroffene Seite hatte eine deutliche Einschränkung des Bewegungsschlags der Hüfte in der Standphase und

des Knies in der Schwungphase. Ebenso zeigten sich die maximale Knieflexion und die maximale Dorsalextension des OSG vermindert im Vergleich betroffene vs. nicht-betroffene Seite. Dies konnte vor allem im Bezug auf das Hüftgelenk auch durch eine ungarische Studie gezeigt werden, die dies als Kompensationsmechanismus gewertet haben (Illyés und Kiss 2005).

Die Analyse der Ergebnisse in Abhängigkeit vom **radiologischen Outcome** zeigte, dass die Gruppe 2 mit asphärischem Gelenk klinisch signifikant schlechter war (HHS, ROM) und mehr degenerative Veränderungen im Röntgenbild bot (Arthrosegrad nach Tönnis, Head-Neck-Index). In den Weg-Zeit-Parametern zeigte sich dies in einer signifikant zunehmenden Asymmetrie bezüglich der Dauer der Standphase (das betroffene Bein wurde kürzer belastet als das gesunde). Die Gangauffälligkeiten in der Kinematik spiegelten sich in einem größeren Bewegungsausschlag des Beckens und einem verminderten Bewegungsausschlag der Hüfte, des Knies und des oberen Sprunggelenks wieder. In der Kinematik der Frontalebene sah man einen reduzierten Bewegungsausschlag am Becken und an der Hüfte.

Insgesamt lässt sich feststellen, dass die Kinematik von unseren Patienten im Langzeitverlauf nach Morbus Perthes derjenigen von Arthrose-Patienten oder Patienten im floriden Stadium des Morbus Perthes entspricht.

Betrachtet man die **Kinetik** zeigten sich auch deutliche Unterschiede:

Im Vergleich zum Normalkollektiv zeigte das Patientenkollektiv sowohl eine Verringerung des Adduktionsmoments der Hüfte in der Stoßdämpfungsphase, als auch eine Erniedrigung des Abduktionsmoments in der mittleren Standphase und in der terminalen Standphase und Vor-Schwungphase. In der Arbeit von Hurwitz et al. war vor allem das Extensionsmoment an der Hüfte bei Arthrose-Patienten signifikant verringert, welches bei uns keine signifikanten Veränderungen aufzeigte. Er fand aber auch eine Verringerung des Adduktionsmoments auf der betroffenen Seite im Vergleich zum Normalkollektiv vor (Hurwitz u. a. 1997).

Das **Hüftabduktionsmoment in der Einbeinstandphase** ist ein immenser Faktor für die Belastung des Hüftgelenks. Entscheidend ist die Kraft der Abduktoren. Diese kann zum Beispiel durch verminderte Hebelkraft bei einem Trochanterhochstand eingeschränkt sein. Bei unseren Patienten war das Abduktionsmoment signifikant auf

der betroffenen Seite geringer als auf der gesunden Seite. Dies wird zum Beispiel durch ein Hüftlinken nach Duchenne kompensiert. Genauso wie auch Plasschaert et al. bei seinen Patienten mit Perthes im Langzeitverlauf festgestellt hat, ist das Abduktionsmoment auf der betroffenen Seite bei den radiologisch schlechteren Patienten (Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf)) deutlich geringer als auf der gesunden Seite (Plasschaert u. a. 2006). Erklären lässt sich das erniedrigte Hüftabduktionsmoment auch durch eine reduzierte Muskelkraft der Abduktoren, welche wiederum bedingt ist durch eine erniedrigte Muskelmasse und verminderte Anwendung der Muskulatur durch die Patienten bedingt durch Schmerzen (Rasch u. a. 2007). Sichtbar wird dies durch ein Entlastungshinken (Duchenne-Hinken) der Patienten: der Körperschwerpunkt wird in der Einbeinstandphase auf die Standbeinseite verlagert. Aus diesem Grund ist ein geringeres Abduktionsmoment erforderlich, was wiederum das Hüftgelenk entlastet.

Beim normalen Gang wird die **Leistung**, um vorwärts zu kommen, überwiegend an Hüft- und Sprunggelenk erbracht (Ounpuu, Gage, und Davis 1991). Beim Patientenkollektiv war sowohl die maximale Leistung der Hüfte in den unterschiedlichen Abschnitten der Standphase in der Frontalebene deutlich reduziert, ebenso war der Bremseffekt in der Stoßdämpfungsphase und der mittleren Standphase/Vorschwungphase verringert. In der Arbeit von Watelain et al. zeigte sich auch eine reduzierte Leistung der Hüfte in der Vorschwungphase. Erklärt wird dies durch den erniedrigten Bewegungsausschlag an der Hüfte und damit einem herabgesetzten Hüftflexionsmoment (Watelain u. a. 2001). Der Bremseffekt des Knies in der Sagittalebene und die maximale Leistung des Knies in der mittleren Standphase waren ebenso reduziert. Somit zeigten sich generell verminderte konzentrische und exzentrische Muskelkontraktionen des Patientenkollektivs.

Dies ließ sich auch im Vergleich Patientenkollektiv betroffene Seite vs. Patientenkollektiv nicht-betroffene Seite aufzeigen. Getrennt betrachtet wurde zusätzlich die positive Power der Hüfte in der Sagittalebene – als Fläche unterhalb der Kurve oberhalb der X-Achse – diese war signifikant reduziert beim Patientenkollektiv.

Eine Schwachstelle unserer Studie bestand darin, dass das Patientenkollektiv aus nur 30 Patienten bestand und somit auch die gebildeten Untergruppen eher klein waren. Dies könnte auch dazu geführt haben, dass die Ergebnisse nicht immer eindeutig waren.

Zusätzlich ließ sich bei unseren Patienten kein sogenannter „Hip Flexor Index“ ermitteln – wie bei Schwartz et. al (M. H. Schwartz, Novacheck, und Trost 2000) oder Westhoff et. al (Westhoff u. a. 2011) beschrieben – um die Funktion des Hüftgelenkes in der Sagittalebene zu erfassen. Somit mussten die einzelnen Parameter verglichen werden, um einen Eindruck über die Funktion des Hüftgelenkes in der Sagittalebene zu erhalten.

6. Schlussfolgerungen

Bei Morbus Perthes herrscht bislang in der Fachwelt viel Unklarheit bezüglich der Ätiologie, der Therapiekonzepte, des Verlaufs der Erkrankung und der Prognose.

Üblicherweise werden Ergebnisse im Langzeitverlauf nach M. Perthes anhand anamnestischer, klinischer und radiologischer Parameter evaluiert und funktionelle Aspekte werden weitgehend vernachlässigt. Erstmals im Rahmen dieser Studie wurden Veränderungen des Gangbildes im Langzeitverlauf nach Morbus Perthes untersucht.

Ziel der Studie war es daher die dynamisch-funktionellen Veränderungen anhand des Gangbildes nach abgelaufenem M. Perthes im Erwachsenenalter im Vergleich zu einem gesunden Normalkollektiv zu untersuchen und Kompensationsmechanismen auf der gesunden Seite zu detektieren. Zusätzlich wurde auch anhand der radiologischen Deformität in Untergruppen eingeteilt, um zu detektieren, ob eine zunehmende Veränderung im Röntgenbild auch mehr funktionelle Veränderungen im Gangbild zur Folge hat.

Es zeigten sich Gangauffälligkeiten im Vergleich der betroffenen Seite des Patientenkollektives mit dem Normalkollektiv. Das Gangbild bei Morbus Perthes Patienten insgesamt waren deutlich **adynamischer** und die **Mobilität war eingeschränkt**. Dies spiegelte sich in einer verringerten Kadenz und einem eingeschränkten Bewegungsausschlag sowohl des Hüftgelenkes, des Kniegelenkes, als auch des oberen Sprunggelenkes in der Sagittalebene wieder. Auffällig war auch, dass 70% der Patienten im Langzeitverlauf nach Morbus Perthes ein **Duchenne-Hinken** aufwiesen. Dies war sowohl als Kompensationsmechanismus eines erniedrigten Bewegungsausschlag des Beckens und der Hüfte in der Frontalebene zu werten, als auch als Maßnahme der Patienten um die Arbeit der Hüftabduktoren zu reduzieren, was in einer Schmerzreduktion resultierte.

Erstmals konnten auch **Kompensationsmechanismen** im Gangbild der nicht-betroffenen Seite aufgezeigt werden. Als Entlastungsmechanismus für das betroffene Bein war die Standphase des nicht-betroffenen Beins deutlich verlängert und die Bewegungsausschläge am Hüftgelenk, Kniegelenk und oberen Sprunggelenk waren erhöht. Der Entlastungsmechanismus für das betroffene Bein spiegelte sich auch in einem erniedrigten Hüftabduktionsmoment in der Einbeinstandphase der betroffenen

Seite wieder. Dies war wiederum eine Maßnahme der Patienten zur Schmerzreduktion und konnte für den Kliniker als Duchenne-Hinken sichtbar werden.

Erstmalig konnte auch gezeigt werden, dass mit zunehmender radiologischer Deformität, teilweise ausgeprägtere Gangauffälligkeiten vorlagen. Bei asphärischem Hüftgelenk (Untergruppe 2) gab es eine zunehmende Asymmetrie bezüglich der Dauer der Standphase. Außerdem zeigte sich erneut ein verminderter Bewegungsausschlag des Hüftgelenkes, des Kniegelenkes und des oberen Sprunggelenkes in der Sagittalebene. Insgesamt lässt sich aussagen, dass die entstandene Deformität am Hüftkopf einen wesentlichen Einfluss auf die Beweglichkeit, Leistung oder Drehmomente an den untersuchten Gelenken hatte.

Zusammengefasst lässt sich feststellen, dass sich die Methodik der instrumentellen Ganganalyse bewährt hat, um funktionelle Defizite zu erkennen und zu erfassen.

Da die Veränderungen der ganganalytischen Parameteren denen von Kindern im floriden Stadium des Morbus Perthes ähneln, lassen sich schon im frühen Krankheitsstadium Konsequenzen ziehen bezüglich Therapie und Prognose. Die Ganganalyse wäre somit eine entscheidende funktionelle Untersuchungsmöglichkeit, um rechtzeitig in den Verlauf einzugreifen, bevor es zu arthrotischen Veränderungen kommt oder ein dauerhaftes Entlastungshinken entsteht.

Weitere Studien müssen zeigen, ob zum Beispiel durch ein spezielles Bewegungsprogramm das Gangbild verbessert und dadurch möglicherweise der degenerative Prozess verlangsamt werden kann.

7. Abbildungsverzeichnis:

Abb. 1: Klassifikation nach Catterall (Hefti u. a. 2008)	4
Abb. 2: Der Gangzyklus (Perry 2003)	7
Abb. 3: initialer Bodenkontakt (Perry 2003)	8
Abb. 4: Stoßdämpfungsphase (Perry 2003)	9
Abb. 5: mittlere Standphase (Perry 2003)	9
Abb. 6: terminale Standphase (Perry 2003)	10
Abb. 7: Vor-Schwungphase (Perry 2003)	11
Abb. 8: initiale Schwungphase (Perry 2003)	12
Abb. 9: mittlere Schwungphase (Perry 2003)	12
Abb. 10: terminale Schwungphase (Perry 2003)	13
Abb. 11: Segment Becken, Segment Unterschenkel	16
Abb. 12: Stulberg Klassifikation Gruppe 1	21
Abb. 13: Stulberg Klassifikation Gruppe 2	21
Abb. 14: Stulberg Klassifikation Gruppe 3	21
Abb. 15: Stulberg Klassifikation Gruppe 4	22
Abb. 16: Stulberg Klassifikation Gruppe 5	22
Abb. 17: Head-Neck-Index nach Heyman und Herndon	23
Abb. 18: Helen Hayes Marker Modell (Post 2006)	25
Abb. 19: Patient im Ganglabor mit Markern	26
Abb. 20: Das Abduktionsmoment in der Einbeinstandphase der Hüfte	28
Abb. 21: Die Berechnung der positiven/negativen Power	29

Abb. 22: Arthrosegrad nach Tönnis in Abhängigkeit von der Kopfdeformität. Der Unterschied ist statistisch signifikant ($p = 0,013$)	34
Abb. 23: Head-Neck-Index in Abhängigkeit von der Kopfdeformität. Der Unterschied ist statistisch signifikant ($p < 0,001$)	34
Abb. 24: Graphen der signifikant veränderten Parameter in der Sagittalebene (Kinematik) im Vergleich PK vs. NK – auf der X-Achse sind die Prozente des Gangzyklus (100%) dargestellt und auf der Y-Achse die Winkelgrade der Bewegung.....	41
Abb 25: Graphen der signifikant veränderten Parameter in der Sagittalebene (Kinematik) im Vergleich PK_k vs. PK_g – auf der X-Achse sind die Prozente des Gangzyklus (100%) dargestellt und auf der Y-Achse die Winkelgrade der Bewegung.....	42
Abb. 26: Graphen der signifikant veränderten Parameter in der Sagittalebene (Kinematik) im Vergleich GR 1 vs. NK und GR 2 vs. NK – auf der X-Achse sind die Prozente des Gangzyklus (100%) dargestellt und auf der Y-Achse die Winkelgrade der Bewegung.....	45
Abb. 27: Graphen der signifikant veränderten Parameter in der Frontalebene (Kinematik) im Vergleich PK_k vs. NK – auf der X-Achse sind die Prozente des Gangzyklus (100%) dargestellt und auf der Y-Achse die Winkelgrade der Bewegung.....	47
Abb. 28: Graph des signifikant veränderten Parameters in der Frontalebene (Kinematik) im Vergleich PK_k vs. PK_g – auf der X-Achse sind die Prozente des Gangzyklus (100%) dargestellt und auf der Y-Achse die Winkelgrade der Bewegung.....	47
Abb. 29: Graph des signifikant veränderten Parameters in der Frontalebene (Kinematik) im Vergleich GR 1_k vs. GR 2_k – auf der X-Achse sind die Prozente des Gangzyklus (100%) dargestellt und auf der Y-Achse die Winkelgrade der Bewegung.....	49
Abb. 30: Graphen der signifikant veränderten Parameter in der Frontalebene (Kinematik) im Vergleich GR 1_k vs. NK und GR 2_k vs. NK– auf der X-	

Achse sind die Prozenzte des Gangzyklus (100%) dargestellt und auf der Y-Achse die Winkelgrade der Bewegung.....	50
Abb. 31: Bewegungstypen in der Frontalebene; in Anlehnung an Westhoff u. a. 2006	52
Abb. 32: Graphen der signifikant veränderten Parametern in der Tansversalebene – auf der X-Achse sind die Prozenzte des Gangzyklus (100%) dargestellt und auf der Y-Achse die Winkelgrade der Bewegung	54
Abb. 33: Graphen der signifikant veränderten Drehmomente am Hüftgelenk - auf der X-Achse sind die Prozenzte des Gangzyklus (100%) dargestellt und auf der Y-Achse die Drehmomente in Nm/ kg.....	57
Abb. 34: Graphen der signifikanten Veränderungen des Abduktionsmoment in der Einbeinstandphase am Hüftgelenk- auf der X-Achse sind die Prozenzte des Gangzyklus (100%) dargestellt und auf der Y-Achse die Drehmomente in Nm/ kg	59
Abb. 35: Graphen der signifikant veränderten Drehmomente am Kniegelenk- auf der X-Achse sind die Prozenzte des Gangzyklus (100%) dargestellt und auf der Y-Achse die Drehmomente in Nm/ kg.....	61
Abb. 37: Graphen der signifikant veränderten Leistung an der Hüftgelenk - auf der X-Achse sind die Prozenzte des Gangzyklus (100%) dargestellt und auf der Y-Achse die Leistung in Watt/ kg.....	67
Abb. 38: Graphen der signifikant veränderten Leistung am Kniegelenk - auf der X-Achse sind die Prozenzte des Gangzyklus (100%) dargestellt und auf der Y-Achse die Leistung in Watt/ kg.....	69
Abb. 39: Signifikante Unterschiede in der Power - auf der X-Achse sind die Prozenzte des Gangzyklus (100%) dargestellt und auf der Y-Achse die Power	70

8. Tabellenverzeichnis:

Tabelle 1: Goniometrische Messungen des Patientenkollektivs (in Grad).....	32
Tabelle 2: Harris Hip Score (HHS) des Patientenkollektivs.....	33
Tabelle 3: Weg-Zeit-Parameter des Patientenkollektivs (PK_k, PK_g) und Normalkollektivs (NK)	36
Tabelle 4: Weg-Zeit-Parameter des Patientenkollektivs nach Einteilung in Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) (GR 1_k, GR 1_g) und Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) (GR 2_k, GR 2_g)	38
Tabelle 5: Signifikanzen der Kinematik in der Sagittalebene – der Mittelwert und die Standardabweichung sind in Winkelgrade angegeben	39
Tabelle 6: Kinematik in der Sagittalebene des Patientenkollektivs nach Einteilung in Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) (GR 1_k, GR 1_g) und Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) (GR 2_k, GR 2_g) – der Mittelwert und die Standardabweichung sind in Winkelgrade angegeben	43
Tabelle 7: Signifikanzen der Kinematik in der Frontalebene – der Mittelwert und die Standardabweichung sind in Winkelgrade angegeben	46
Tabelle 8: Kinematik in der Frontalebene des Patientenkollektivs nach Einteilung in Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) (GR 1_k, GR 1_g) und Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) (GR 2_k, GR 2_g) – der Mittelwert und die Standardabweichung sind in Winkelgrade angegeben	48
Tabelle 9: physiologisches Bewegungsmuster des Normalkollektivs.....	50
Tabelle 10: Bewegungsmuster des Patientenkollektivs auf der erkrankten Seite gesamt und nach Trennung in die Untergruppen 1+2	51
Tabelle 11: Signifikanzen der Drehmomente am Hüftgelenk - der Mittelwert und die Standardabweichung sind in Nm/ kg angegeben.....	55
Tabelle 12: Drehmomente am Hüftgelenk des Patientenkollektivs nach Einteilung in Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) (GR 1_k, GR 1_g) und Gruppe 2	

(asphärischer Hüftkopf) (GR 2_k, GR 2_g) – der Mittelwert und die Standardabweichung sind in Nm/ kg angegeben	56
Tabelle 13: Das Abduktionsmoment am Hüftgelenk in der Einbeinstandphase - der Mittelwert und die Standardabweichung sind in Nm/ kg angegeben	58
Tabelle 14: Das Abduktionsmoment am Hüftgelenk in der Einbeinstandphase des Patientenkollektivs nach Einteilung in Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) (GR 1_k, GR 1_g) und Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) (GR 2_k, GR 2_g) – der Mittelwert und die Standardabweichung sind in Nm/ kg angegeben	58
Tabelle 15: Signifikanzen der Drehmomente am Kniegelenk – der Mittelwert und die Standardabweichung sind in Nm/ kg angegeben.....	60
Tabelle 17: Signifikanzen der Leistung an der Hüfte - der Mittelwert und die Standardabweichung sind in Watt/ kg angegeben.....	63
Tabelle 18: Leistung am Hüftgelenk des Patientenkollektivs nach Einteilung in Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) (GR 1_k, GR 1_g) und Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) (GR 2_k, GR 2_g) – der Mittelwert und die Standardabweichung sind in Watt/ kg angegeben.....	64
Tabelle 19: Signifikanzen der Leistung am Kniegelenk – der Mittelwert und die Standardabweichung sind in Watt/ kg angegeben.....	67
Tabelle 20 Leistung am Kniegelenk des Patientenkollektivs nach Einteilung in Gruppe 1 (sphärischer Hüftkopf) (GR 1_k, GR 1_g) und Gruppe 2 (asphärischer Hüftkopf) (GR 2_k, GR 2_g) – der Mittelwert und die Standardabweichung sind in Watt/ kg angegeben.....	68

9. Literaturverzeichnis:

- A Vosmaer, R. Rodrigues Pereira. 2010. „Coagulation abnormalities in Legg-Calvé-Perthes disease.“ *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 92 (1): 121–28. doi:10.2106/JBJS.I.00157.
- Bos, C. F., J. L. Bloem, und R. M. Bloem. 1991. „Sequential Magnetic Resonance Imaging in Perthes' Disease.“ *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume* 73 (2): 219–24.
- Catterall, A. 1971. „The Natural History of Perthes' Disease.“ *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume* 53-B (1): 37–53.
- C. H. HERNDON C H HEYMAN. 1950. „Legg-Perthes disease; a method for the measurement of the roentgenographic result.“ *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 32 (A:4): 767–78.
- Constantinou, Maria, Rod Barrett, Mark Brown, und Peter Mills. 2014. „Spatial-Temporal Gait Characteristics in Individuals with Hip Osteoarthritis: A Systematic Literature Review and Meta-Analysis.“ *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 44 (4): 291–B7. doi:10.2519/jospt.2014.4634.
- Cooperman, D. R., und S. D. Stulberg. 1986. „Ambulatory Containment Treatment in Perthes' Disease.“ *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Nr. 203 (Februar): 289–300.
- Dillman, Jonathan R., und Ramiro J. Hernandez. 2009. „MRI of Legg-Calve-Perthes Disease.“ *AJR. American Journal of Roentgenology* 193 (5): 1394–1407. doi:10.2214/AJR.09.2444.
- Eitzen, Ingrid, Linda Fernandes, Lars Nordsletten, und May Arna Risberg. 2012. „Sagittal Plane Gait Characteristics in Hip Osteoarthritis Patients with Mild to Moderate Symptoms Compared to Healthy Controls: A Cross-Sectional Study.“ *BMC Musculoskeletal Disorders* 13: 258. doi:10.1186/1471-2474-13-258.
- Harris, W. H. 1969. „Traumatic Arthritis of the Hip after Dislocation and Acetabular Fractures: Treatment by Mold Arthroplasty. An End-Result Study Using a New Method of Result Evaluation.“ *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* 51 (4): 737–55.
- Hefti, Fritz, F. Grill, R. Brunner, F. Freuler, C. Hasler, und G. Jundt. 2008. *Kinderorthopädie in der Praxis*. Auflage: 2., erw. u. vollst. überarb. Aufl. 2006. Korr. Nachdruck 2008. Heidelberg: Springer.
- Herring, John A., Hui Taek Kim, und Richard Browne. 2004. „Legg-Calve-Perthes Disease. Part I: Classification of Radiographs with Use of the Modified Lateral Pillar and Stulberg Classifications.“ *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* 86-A (10): 2103–20.
- Hoeksma, H, C H M Van den Ende, H Ronday, A Heering, F Breedveld, und J Dekker. 2003. „Comparison of the responsiveness of the Harris Hip Score with generic measures for hip function in osteoarthritis of the hip.“ *Annals of the Rheumatic Diseases* 62 (10): 935–38. doi:10.1136/ard.62.10.935.
- Hof, At L. 1996. „Scaling gait data to body size.“ *Gait & Posture* 4 (3): 222–23. doi:10.1016/0966-6362(95)01057-2.
- Hulet, C., D. E. Hurwitz, T. P. Andriacchi, J. O. Galante, und C. Vielpeau. 2000. „[Functional gait adaptations in patients with painful hip].“ *Revue De Chirurgie Orthopédique Et Réparatrice De L'appareil Moteur* 86 (6): 581–89.
- Hurwitz, D. E., C. H. Hulet, T. P. Andriacchi, A. G. Rosenberg, und J. O. Galante. 1997. „Gait Compensations in Patients with Osteoarthritis of the Hip and Their Relationship to Pain and Passive Hip Motion.“ *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society* 15 (4): 629–35. doi:10.1002/jor.1100150421.
- Illyés, Árpád, und Rita M. Kiss. 2005. „Gait analysis of patients with osteoarthritis of the hip joint.“ *Facta universitatis-series: Physical Education and Sport* 3 (1): 1–9.

- Ippolito, E., C. Tudisco, und P. Farsetti. 1987. „The Long-Term Prognosis of Unilateral Perthes' Disease.“ *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume* 69 (2): 243–50.
- Ismail, A. M., und M. F. Macnicol. 1998. „Prognosis in Perthes' Disease: A Comparison of Radiological Predictors.“ *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume* 80 (2): 310–14.
- Kadaba, M. P., H. K. Ramakrishnan, und M. E. Wootten. 1990. „Measurement of Lower Extremity Kinematics during Level Walking.“ *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society* 8 (3): 383–92. doi:10.1002/jor.1100080310.
- Kadaba, M. P., H. K. Ramakrishnan, M. E. Wootten, J. Gainey, G. Gorton, und G. V. Cochran. 1989. „Repeatability of Kinematic, Kinetic, and Electromyographic Data in Normal Adult Gait.“ *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society* 7 (6): 849–60. doi:10.1002/jor.1100070611.
- Kruskal, William H., und W. Allen Wallis. 1952. „Use of Ranks in One-Criterion Variance Analysis.“ *Journal of the American Statistical Association* 47 (260): 583. doi:10.2307/2280779.
- Lampe, R., J. Mitternacht, S. Schrödl, L. Gerdesmeyer, M. Nathrath, und R. Gradinger. 2004. „[Using the gait laboratory for the investigation of orthopaedic clinical problems in children].“ *Klinische Pädiatrie* 216 (2): 72–78. doi:10.1055/s-2004-44892.
- Laroche, D., A. Duval, C. Morisset, J.-N. Beis, P. d'Athis, J.-F. Maillefert, und P. Ornetti. 2011. „Test-Retest Reliability of 3D Kinematic Gait Variables in Hip Osteoarthritis Patients.“ *Osteoarthritis and Cartilage / OARS, Osteoarthritis Research Society* 19 (2): 194–99. doi:10.1016/j.joca.2010.10.024.
- Liu, S. L., und T. C. Ho. 1991. „The Role of Venous Hypertension in the Pathogenesis of Legg-Perthes Disease. A Clinical and Experimental Study.“ *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* 73 (2): 194–200.
- Livesey, J. P., S. M. Hay, und M. J. Bell. 1998. „Perthes Disease Affecting Three Female First-Degree Relatives.“ *Journal of Pediatric Orthopedics. Part B* 7 (3): 230–31.
- McAndrew, M. P., und S. L. Weinstein. 1984. „A Long-Term Follow-up of Legg-Calvé-Perthes Disease.“ *The Journal of Bone & Joint Surgery* 66 (6): 860–69.
- McKight, Patrick E., und Julius Najab. 2010. „Kruskal-Wallis Test.“ In *The Corsini Encyclopedia of Psychology*. John Wiley & Sons, Inc. <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/9780470479216.corpsy0491/abstract>.
- Miller, Christopher A., und Mary C. Verstraete. 1996. „Determination of the Step Duration of Gait Initiation Using a Mechanical Energy Analysis.“ *Journal of Biomechanics* 29 (9): 1195–99. doi:10.1016/0021-9290(96)00033-4.
- Mont, Michael A., Thorsten M. Seyler, Phillip S. Ragland, Roland Starr, Jochen Erhart, und Anil Bhawe. 2007. „Gait Analysis of Patients with Resurfacing Hip Arthroplasty Compared with Hip Osteoarthritis and Standard Total Hip Arthroplasty.“ *The Journal of Arthroplasty* 22 (1): 100–108. doi:10.1016/j.arth.2006.03.010.
- Nelitz, Manfred, Sabine Lippacher, Rüdiger Krauspe, und Heiko Reichel. 2009. „Perthes Disease.“ *Deutsches Ärzteblatt International* 106 (31-32): 517–23. doi:10.3238/arztebl.2009.0517.
- Ounpuu, S., J. R. Gage, und R. B. Davis. 1991. „Three-Dimensional Lower Extremity Joint Kinetics in Normal Pediatric Gait.“ *Journal of Pediatric Orthopedics* 11 (3): 341–49.
- Perry, Jacquelin. 2003. *Ganganalyse: Norm und Pathologie des Gehens*. Urban und Fischer.
- Plasschaert, Véronique F. P., Herwin L. D. Horemans, Luuk M. de Boer, Jaap Harlaar, Ad F. M. Diepstraten, und Marij E. Roebroek. 2006. „Hip Abductor Function in Adults Treated for Perthes Disease.“ *Journal of Pediatric Orthopedics. Part B* 15 (3): 183–89. doi:10.1097/01.bpb.0000186645.76697.7a.
- Rasch, Anton, Anders H. Byström, Nils Dalen, und Hans E. Berg. 2007. „Reduced Muscle Radiological Density, Cross-Sectional Area, and Strength of Major Hip and Knee

- Muscles in 22 Patients with Hip Osteoarthritis." *Acta Orthopaedica* 78 (4): 505–10. doi:10.1080/17453670710014158.
- Reininga, Inge H. F., Martin Stevens, Robert Wagenmakers, Sjoerd K. Bulstra, Johan W. Groothoff, und Wiebren Zijlstra. 2012. „Subjects with Hip Osteoarthritis Show Distinctive Patterns of Trunk Movements during Gait—a Body-Fixed-Sensor Based Analysis.“ *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* 9: 3. doi:10.1186/1743-0003-9-3.
- Roy B. Davis, Sylvia Öunpuu. 1991. „A gait analysis data collection and reduction technique.“ *Human Movement Science*, Nr. 5: 575–87. doi:10.1016/0167-9457(91)90046-Z.
- Schwartz, M. H., T. F. Novacheck, und J. Trost. 2000. „A Tool for Quantifying Hip Flexor Function during Gait.“ *Gait & Posture* 12 (2): 122–27.
- Schwartz, Michael H., und Adam Rozumalski. 2005. „A New Method for Estimating Joint Parameters from Motion Data.“ *Journal of Biomechanics* 38 (1): 107–16. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.03.009.
- Seichert, N., P. Erhart, und E. Senn. 1997. „Die Etablierung der instrumentierten Ganganalyse (IGA) als Verfahren zur unmittelbaren klinikrelevanten Gangbeurteilung - Darstellung der propulsiven und bremsenden Muskelaktivitäten beim Gehen.“ *Physikalische Medizin, Rehabilitationsmedizin, Kurortmedizin* 07 (01): 1–11. doi:10.1055/s-2008-1061850.
- Söderman, P., und H. Malchau. 2001. „Is the Harris Hip Score System Useful to Study the Outcome of Total Hip Replacement?“ *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Nr. 384 (März): 189–97.
- Steinwender, Gerhardt, Vinay Saraph, Ernst Bernhard Zwick, Christiane Steinwender, und Wolfgang Linhart. 2001. „Hip locomotion mechanisms in cerebral palsy crouch gait.“ *Gait & Posture* 13 (2): 78–85.
- Stulberg, S. D., D. R. Cooperman, und R. Wallensten. 1981. „The Natural History of Legg-Calvé-Perthes Disease.“ *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* 63 (7): 1095–1108.
- T Atsumi, K. Yamano. 2000. „The blood supply of the lateral epiphyseal arteries in Perthes's disease.“ *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 82 (3): 392–98. doi:10.1302/0301-620X.82B3.10193.
- Tönnis, D. 1976. „Normal Values of the Hip Joint for the Evaluation of X-Rays in Children and Adults.“ *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Nr. 119 (September): 39–47.
- Viehweger, E., L. Zürcher Pfund, M. Hélix, M.-A. Rohon, M. Jacquemier, D. Scavarda, J.-L. Jouve, G. Bollini, A. Loundou, und M.-C. Simeoni. 2010a. „Influence of Clinical and Gait Analysis Experience on Reliability of Observational Gait Analysis (Edinburgh Gait Score Reliability).“ *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 53 (9): 535–46. doi:10.1016/j.rehab.2010.09.002.
- Viehweger, E, L Zürcher Pfund, M Hélix, M-A Rohon, M Jacquemier, D Scavarda, J-L Jouve, G Bollini, A Loundou, und M-C Simeoni. 2010b. „Influence of Clinical and Gait Analysis Experience on Reliability of Observational Gait Analysis (Edinburgh Gait Score Reliability).“ *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 53 (9): 535–46. doi:10.1016/j.rehab.2010.09.002.
- Waldenstrom, Henning. 1934. „The First Stages of Coxa Plana.“ *Acta Orthopaedica - ACTA ORTHOP* 5: 1–34. doi:10.3109/17453673408991314.
- Watelain, E., F. Dujardin, F. Babier, D. Dubois, und P. Allard. 2001. „Pelvic and Lower Limb Compensatory Actions of Subjects in an Early Stage of Hip Osteoarthritis.“ *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 82 (12): 1705–11. doi:10.1053/apmr.2001.26812.
- Weishaupt, D., G. U. Exner, P. R. Hilfiker, und J. Hodler. 2000. „Dynamic MR Imaging of the Hip in Legg-Calvé-Perthes Disease: Comparison with Arthrography.“ *AJR. American Journal of Roentgenology* 174 (6): 1635–37. doi:10.2214/ajr.174.6.1741635.

- Westhoff, Bettina, Andrea Petermann, Mark A. Hirsch, Reinhart Willers, und Rüdiger Krauspe. 2006. „Computerized Gait Analysis in Legg Calvé Perthes disease—Analysis of the Frontal Plane.“ *Gait & Posture* 24 (2): 196–202. doi:10.1016/j.gaitpost.2005.08.008.
- Westhoff, Bettina, Christoph Zilkens, Andrea Reith, Eva Jelinek, Friederike Martiny, Reinhart Willers, und Rudiger Krauspe. 2011. „Correlation of functional outcome and X-ray findings after Perthes disease.“ *International Orthopaedics* 35 (12): 1833–37. doi:10.1007/s00264-011-1254-2.
- Westhoff, B., F. Martiny, A. Reith, R. Willers, und R. Krauspe. 2012. „Computerized Gait Analysis in Legg–Calvé–Perthes disease—Analysis of the Sagittal Plane.“ *Gait & Posture* 35 (4): 541–46. doi:10.1016/j.gaitpost.2011.11.020.
- Wiig, Ola, Terje Terjesen, und Svein Svenningsen. 2007. „Inter-observer reliability of the Stulberg classification in the assessment of Perthes disease.“ *Journal of Children's Orthopaedics* 1 (2): 101–5. doi:10.1007/s11832-007-0020-x.
- Woolson, R. F. 2007. „Wilcoxon Signed-Rank Test.“ In *Wiley Encyclopedia of Clinical Trials*. John Wiley & Sons, Inc. <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/9780471462422.eoct979/abstract>.
- Yrjönen, T. 1999. „Long-term prognosis of Legg-Calvé-Perthes disease: a meta-analysis.“ *Journal of pediatric orthopaedics. Part B* 8 (3): 169–72. doi:10.1097/01202412-199907000-00005.
- Zilkens, Christoph, Arne Holstein, Bernd Bittersohl, Marcus Jäger, Tanja Haamberg, Falk Miese, Young-Jo Kim, Tallal C. Mamisch, und Rüdiger Krauspe. 2010. „Delayed Gadolinium-Enhanced Magnetic Resonance Imaging of Cartilage in the Long-Term Follow-up after Perthes Disease.“ *Journal of Pediatric Orthopedics* 30 (2): 147–53. doi:10.1097/BPO.0b013e3181cf13e6.

10. Anhang:

Harris Hip Score:

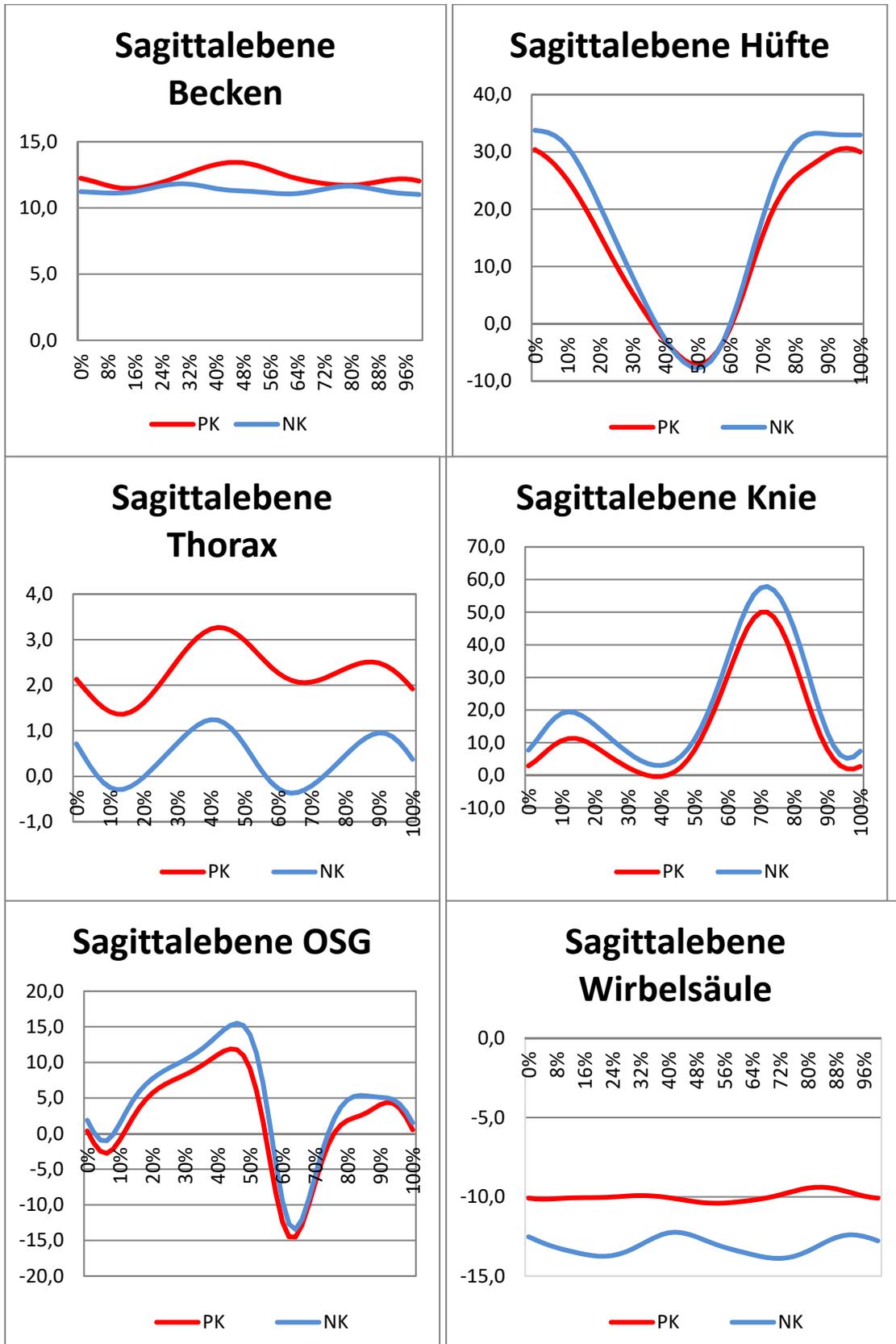
Kriterien:		Punkte
A Schmerzen		
keine Schmerzen		44
gelegentliche (geringe) Schmerzen bei Belastung, keine Belastungseinschränkung, alle Aktivitäten möglich		40
gelegentliche, mäßige Schmerzen bei sportlicher bzw. unüblicher Betätigung, gelegentliche Einnahme von Aspirin (=WHO <1)		30
mäßige Schmerzen, die die Alltagsbelastung einschränken können, Patient ist arbeitsfähig, gelegentlich stärkere Analgetika als Aspirin nötig		20
starke Schmerzen, deutl. Einschränkung der Alltagsaktivität, nur geringste Belastungen möglich, regelm. stärkere Analgetika als Aspirin nötig (= WHO >1)		10
Bewegung nur unter starken Schmerzen/Ruheschmerz, keine Belastung möglich bis zur Bettlägerigkeit.		0
B Funktion		
Tägliche Aktivitäten		
Treppenlaufen :	ohne Probleme	4
	mit Hilfe des Treppengeländers	2
	mit einigen Pausen	1
	Treppensteigen unmöglich	0
Verkehrsmittel:	Benutzung öffentl. Transportmittel möglich	1
	Benutzung öffentl. Transportmittel unmöglich	0
Sitzen:	bequem für etwa 60 Minuten (normaler Stuhl)	5
	bequem in hohem Stuhl für 30 Minuten	3
	bequemes Sitzen nicht möglich	0

Anziehen von Schuhen und Socken	leicht möglich	4
	schwierig möglich	2
	unmöglich	0
Gangbild		
Hinken :	kein Hinken beim Gehen	11
	leichtes Hinken beim Gehen	8
	mäßiges Hinken beim Gehen	5
	deutliches Hinken bzw. Gehunfähigkeit	0
Unterstützung beim Gehen	keine	11
	Stock für längere Strecken	7
	Stock fast immer nötig	5
	Unterarmgehilfe nötig	3
	zwei Gehhilfen (Stock) nötig	2
	zwei Unterarmgehilfen oder Gangunfähigkeit	0
max. mögliche Gehstrecke ohne Pause:	unbegrenzt	11
	längere Strecke >1000m	8
	nur kurze Strecken <1000m	5
	nur in der Wohnung	2
	nur vom Bett zum Stuhl	0
<u>C Deformität</u>		
Flexionskontraktur	weniger als 30°	1
	mehr als 30°	0

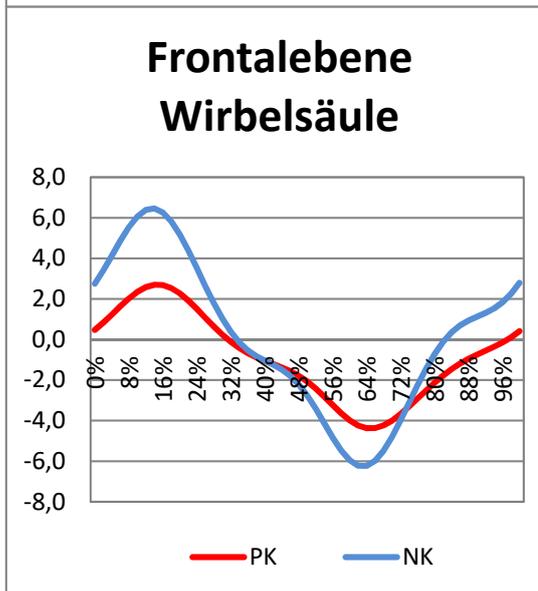
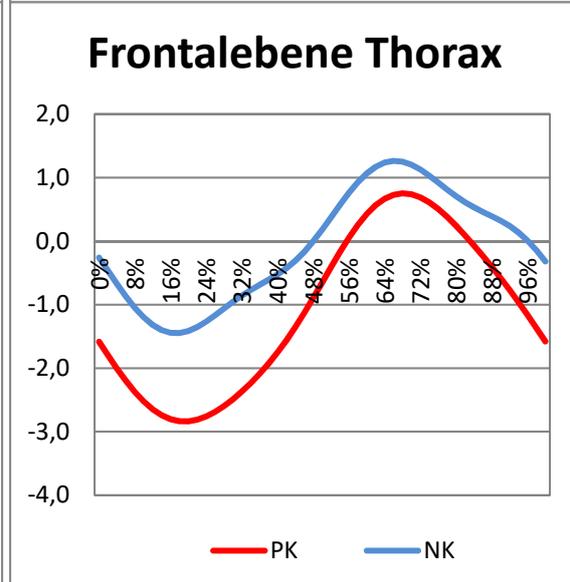
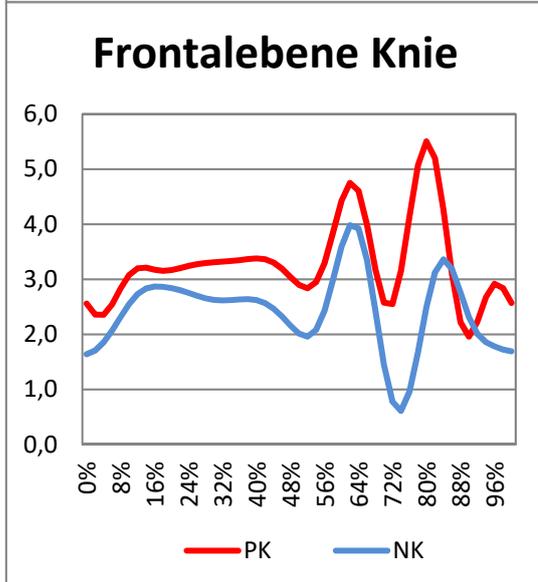
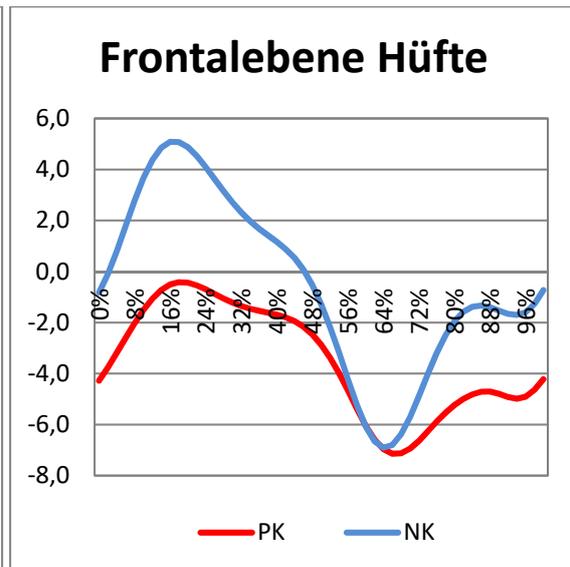
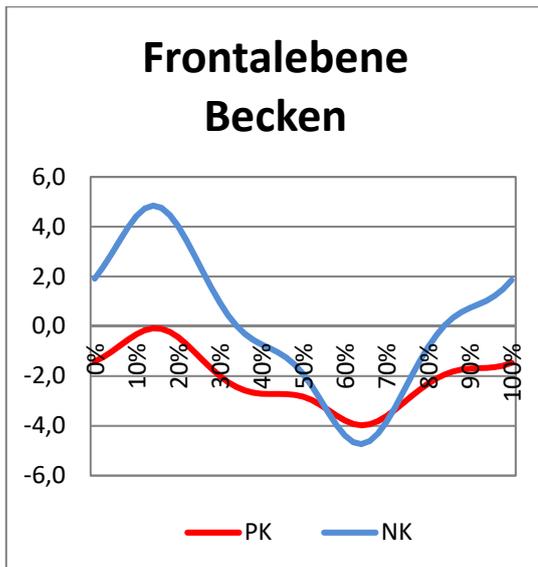
Adduktionskontraktur	fixierte Adduktion von 10° und weniger	1
	fixierte Adduktion von 10° oder mehr	0
Innenrotation	fixierte Innenrotation von 10° und weniger	1
	fixierte Innenrotation (in Streckung) 10° und mehr	0
Beinlängendifferenz	<3,2 cm	1
	>3,2 cm	0
D Beweglichkeit (Flex, Abd, Add, Iro, Aro)		
Total ROM= 210°-300°		5
Total ROM= 160°-209°		4
Total ROM= 100°-159°		3
Total ROM= 60°-99°		2
Total ROM= 30°-59°		1
Total ROM= 0°-29°		0
Summen-Score= Teilsummen aus A+B+C+D		

Kinematik: Graphen (PK vs NK):

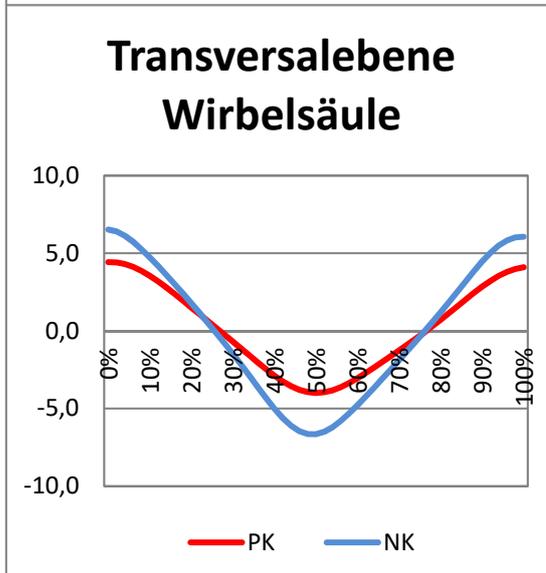
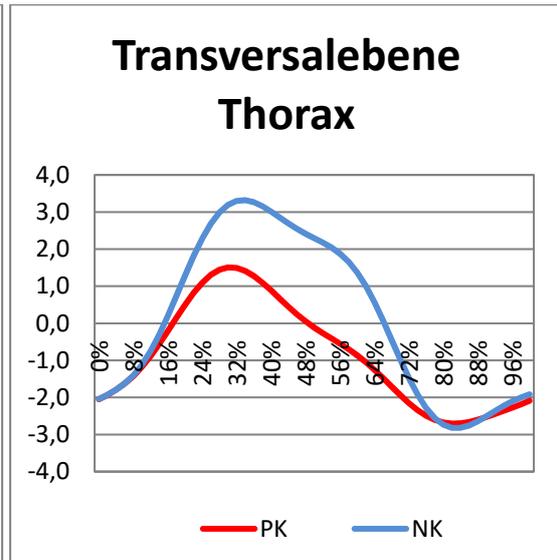
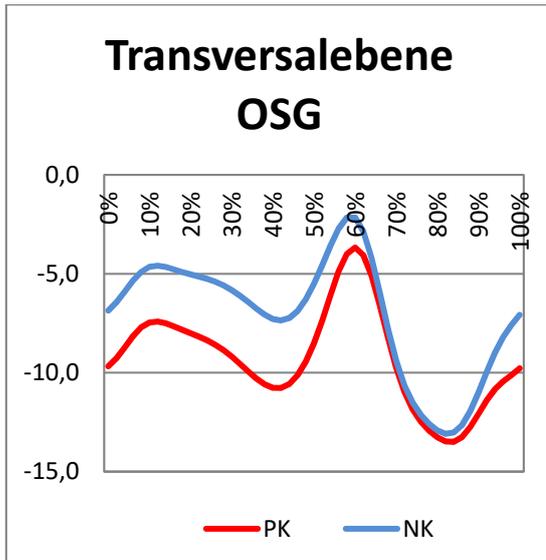
Sagittalebene:



Frontalebene:

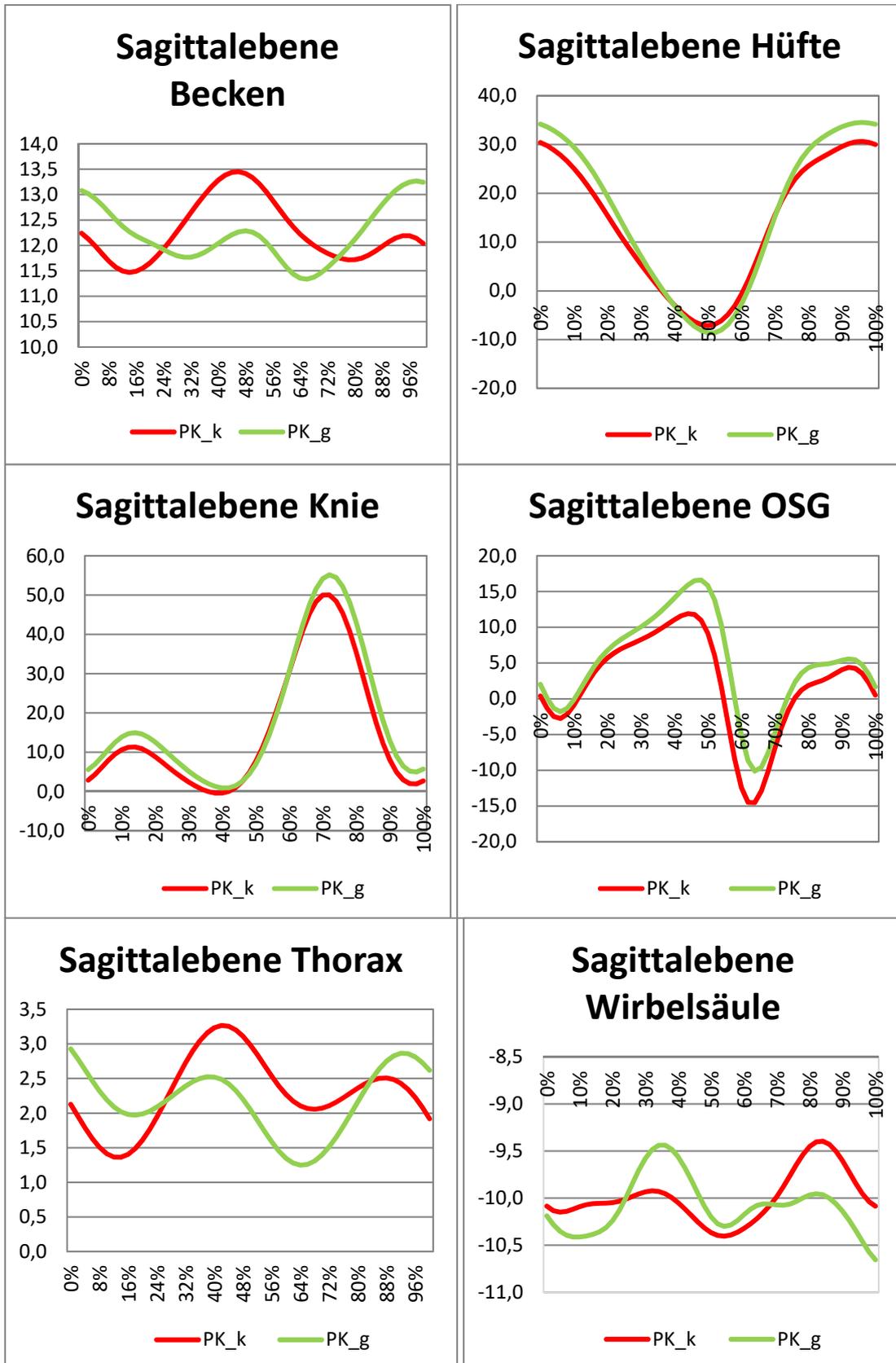


Transversalebene:

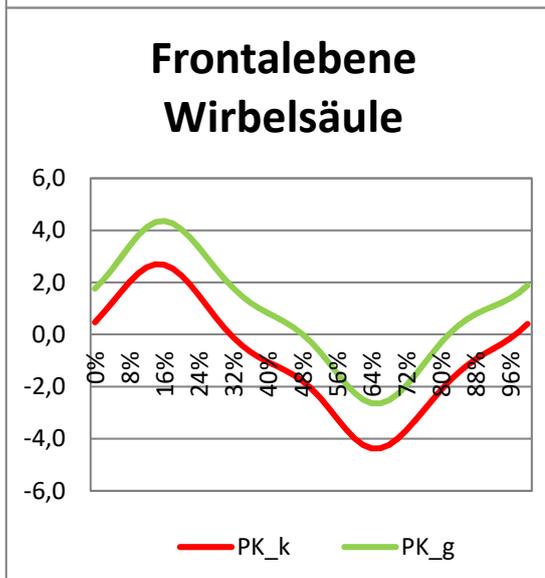
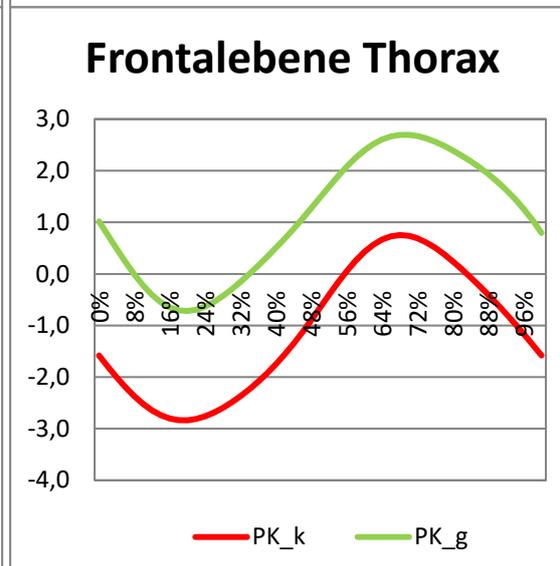
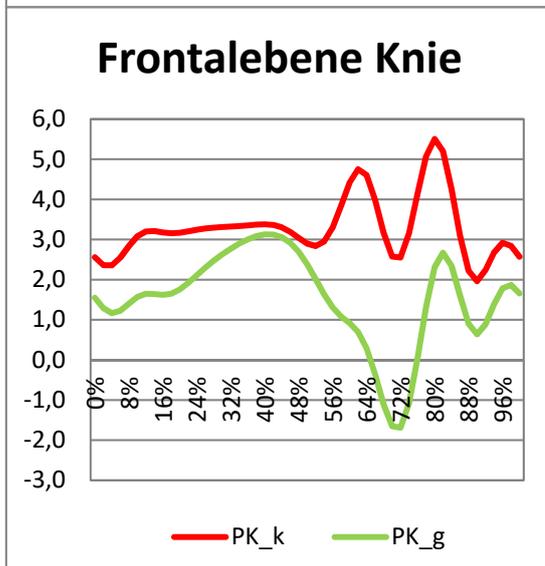
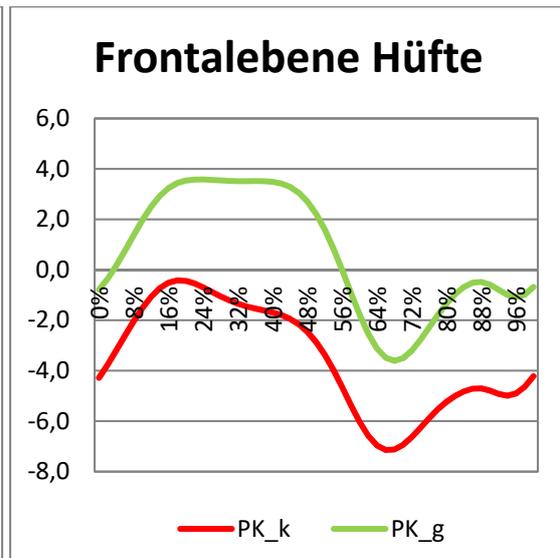
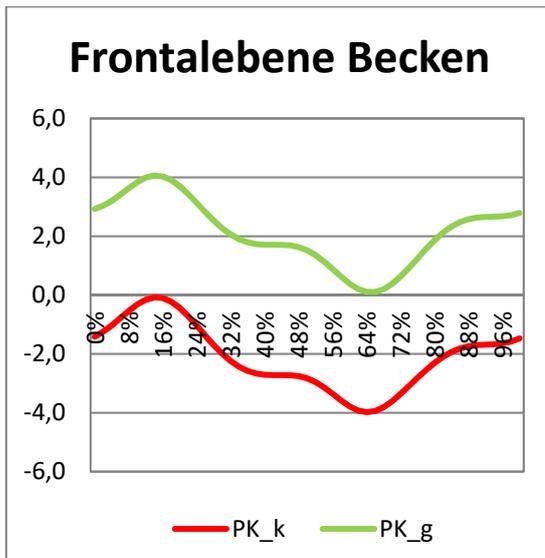


Graphen (PK_k vs PK_g)

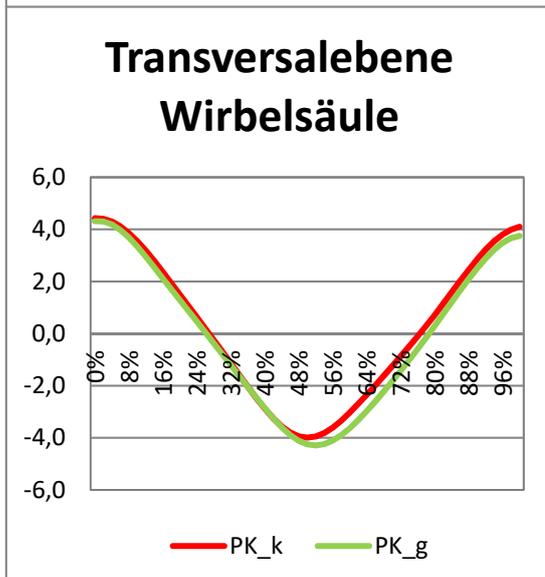
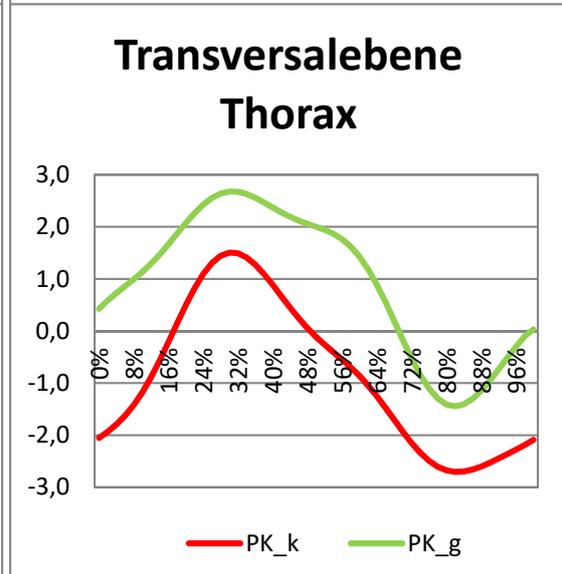
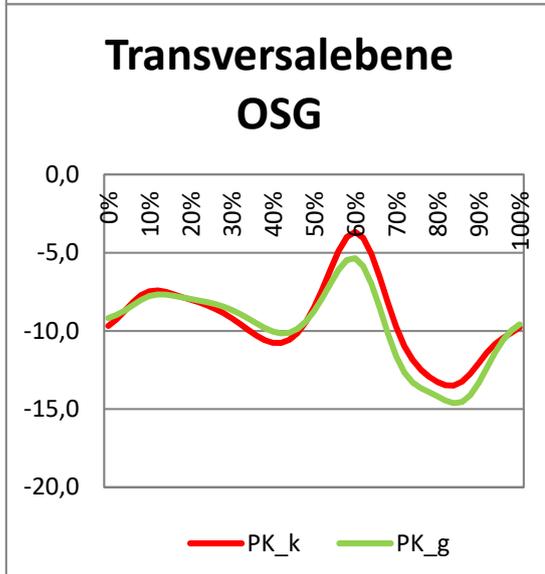
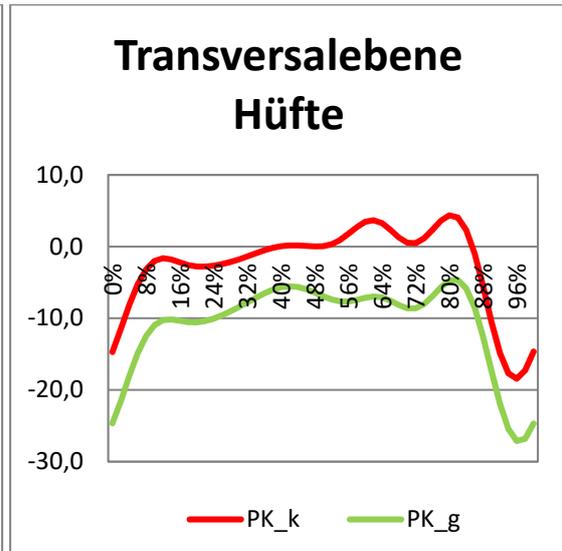
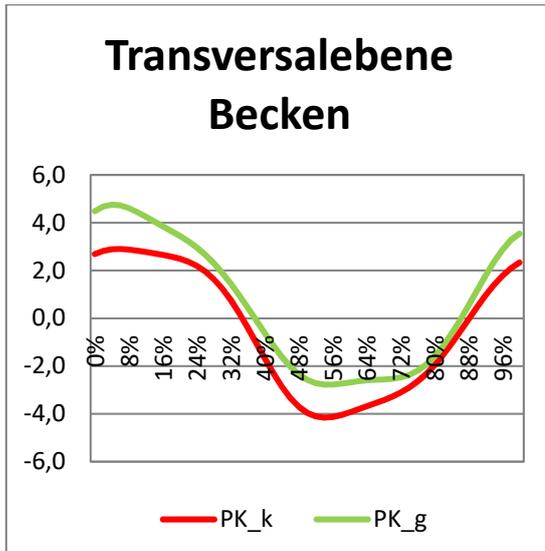
Sagittalebene:



Frontalebene:

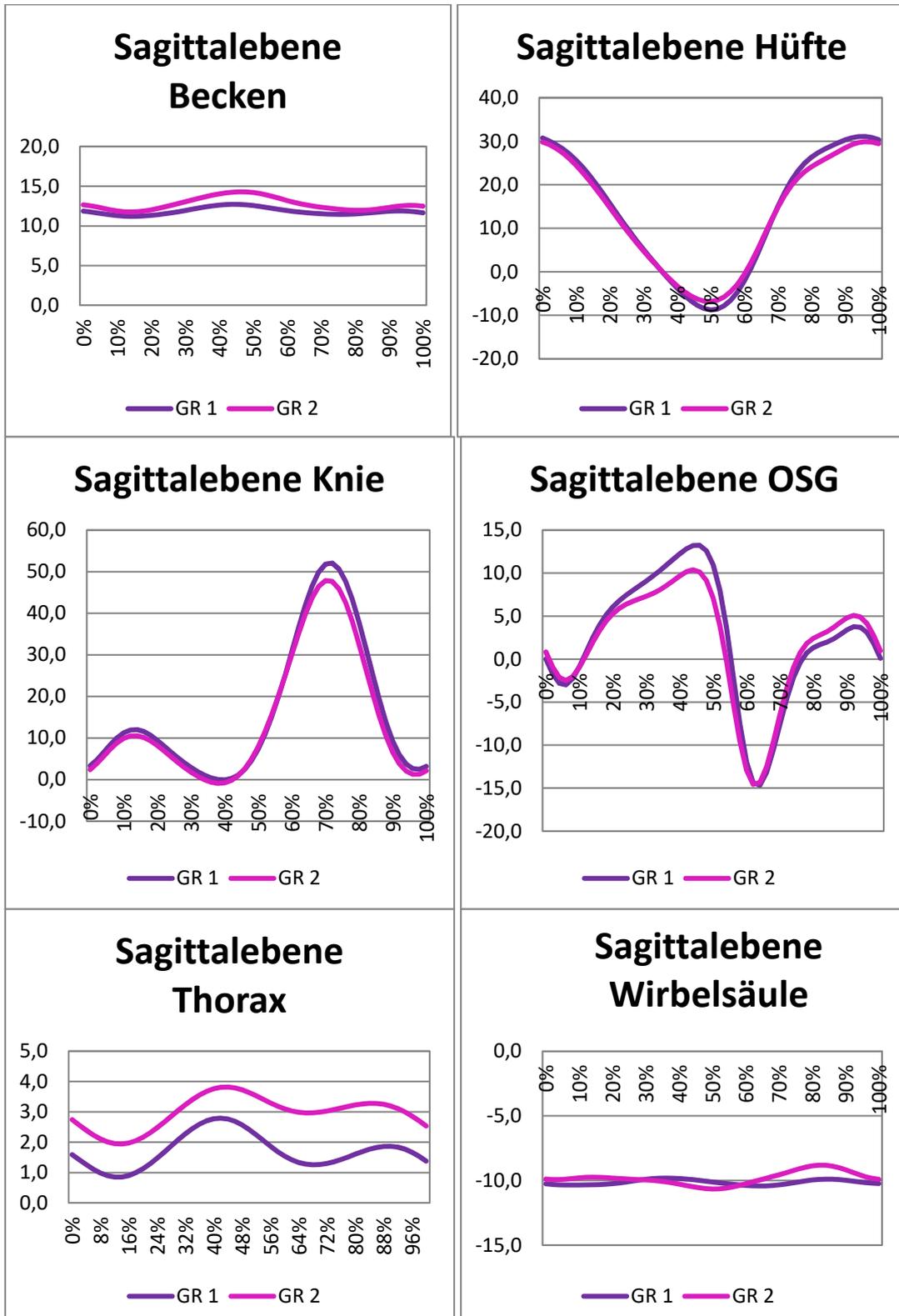


Transversalebene:

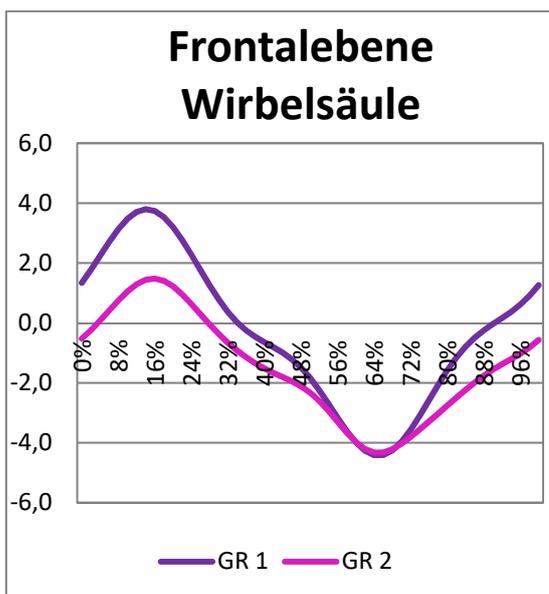
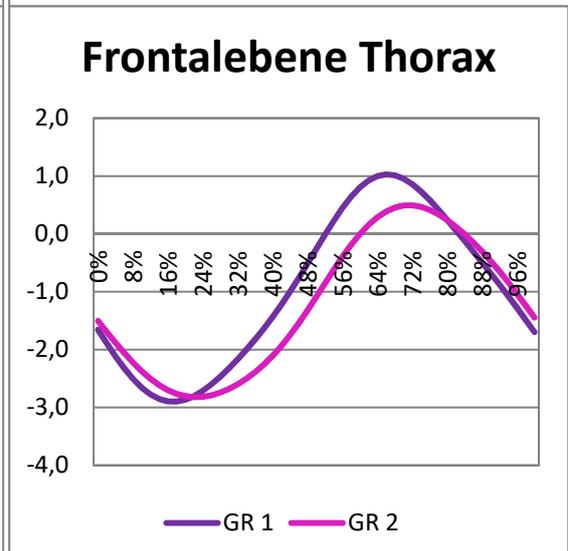
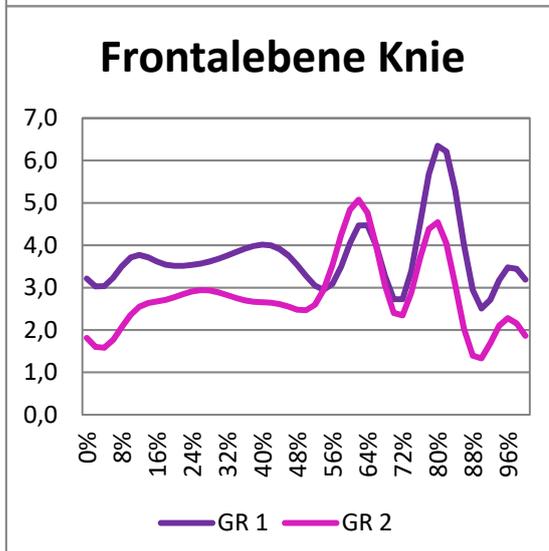
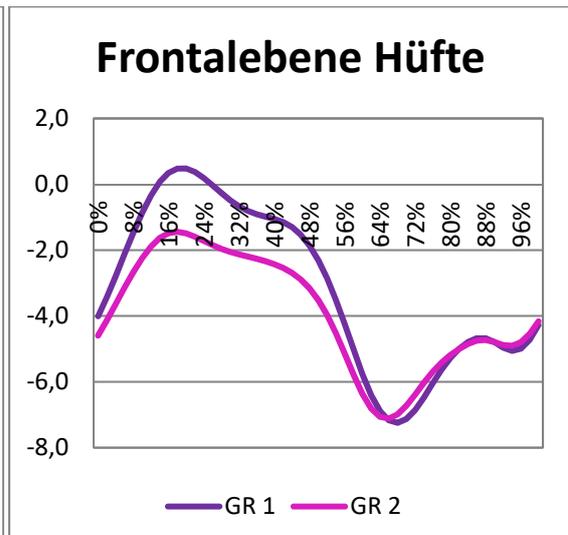
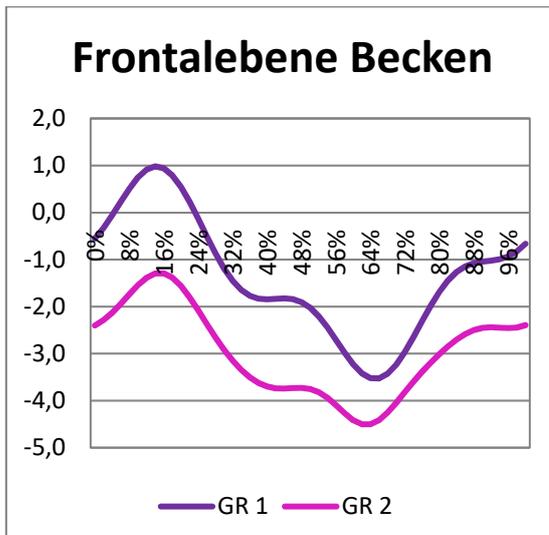


Graphen (GR 1 vs GR 2)

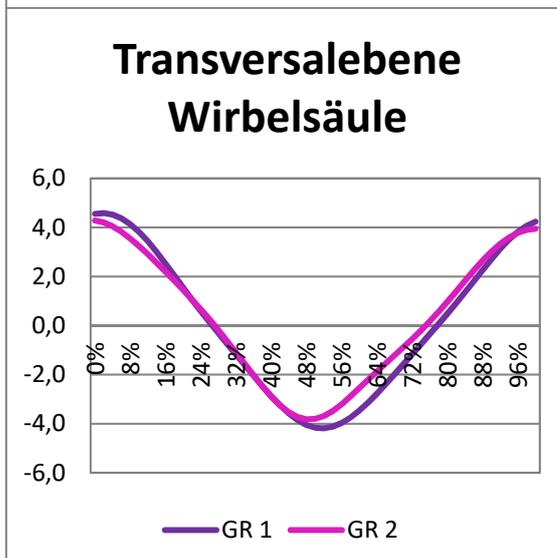
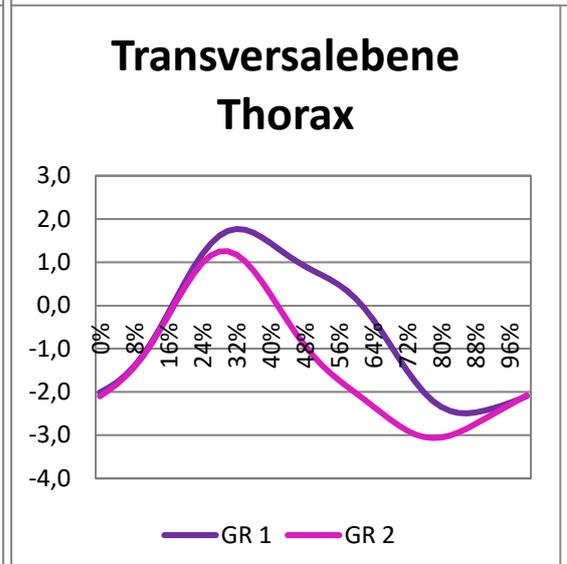
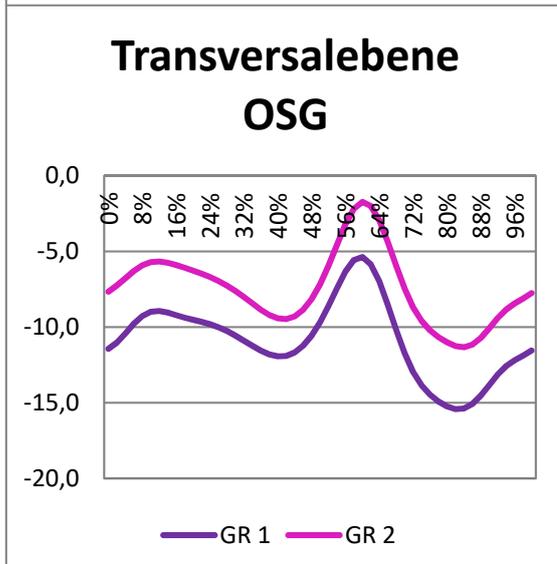
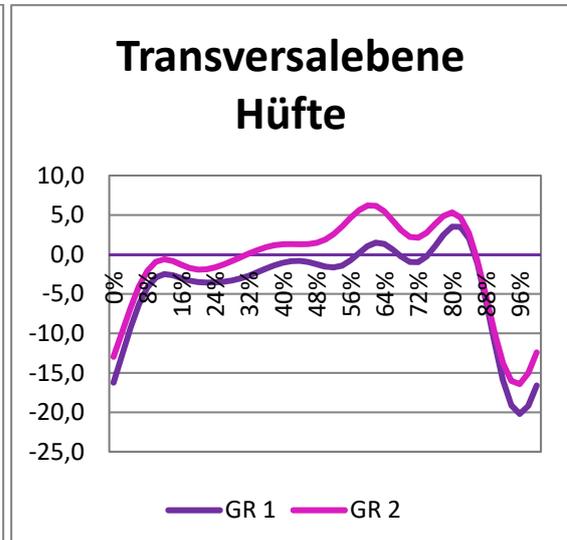
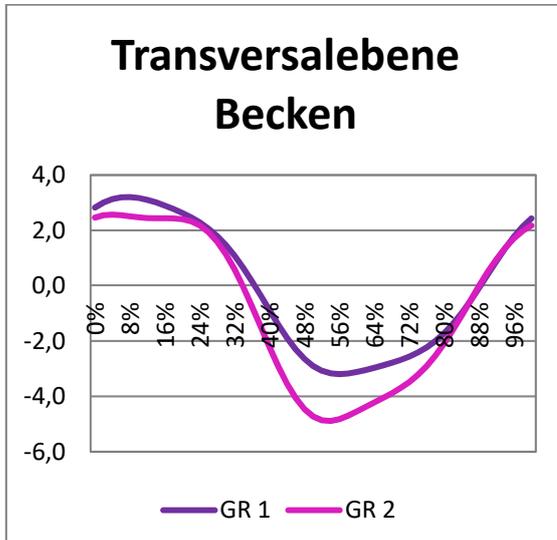
Sagittalebene:



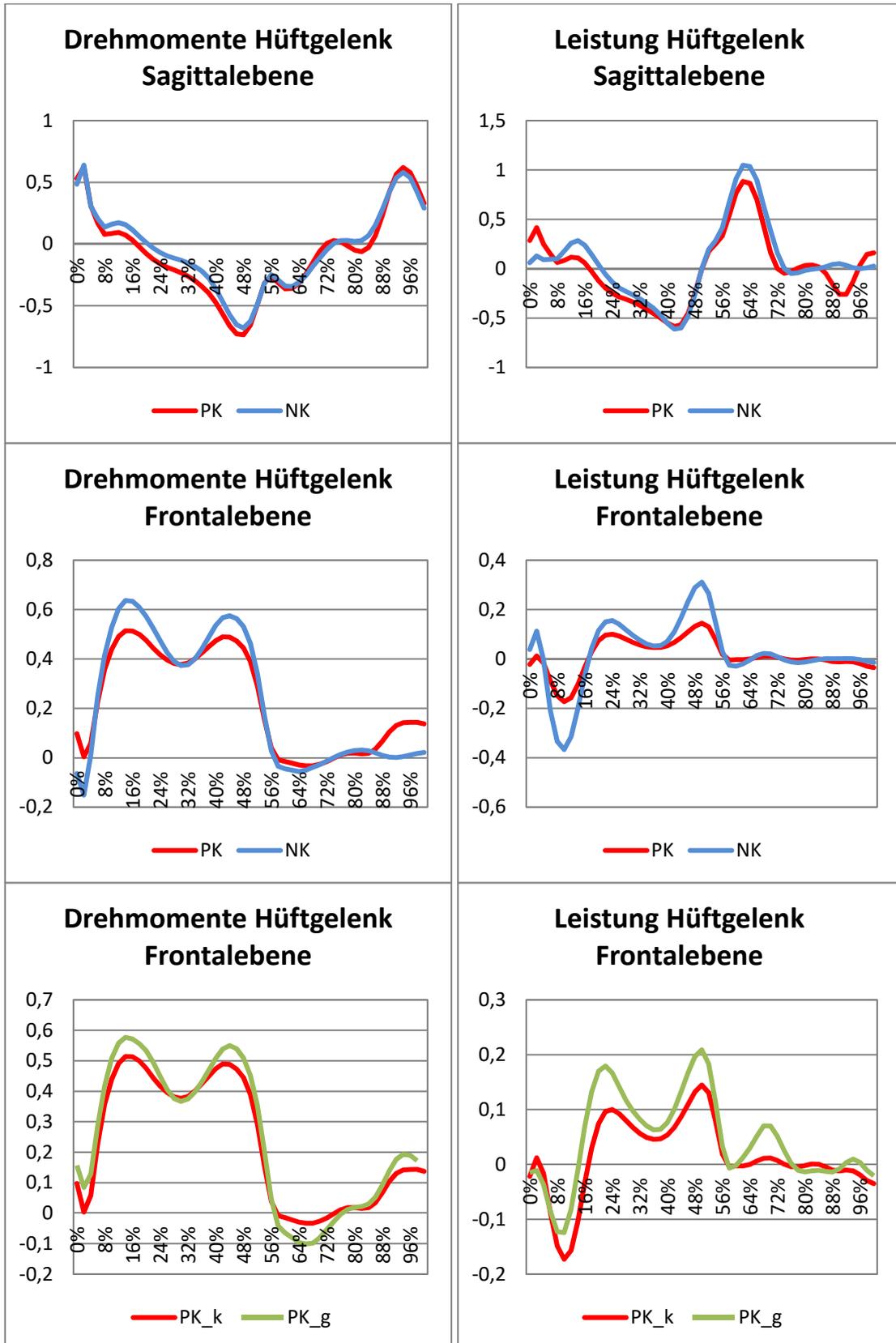
Frontalebene:



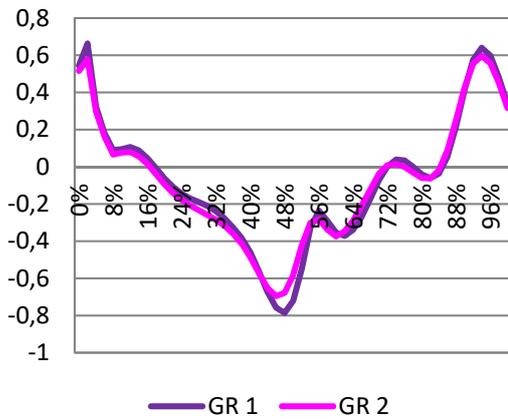
Transversalebene:



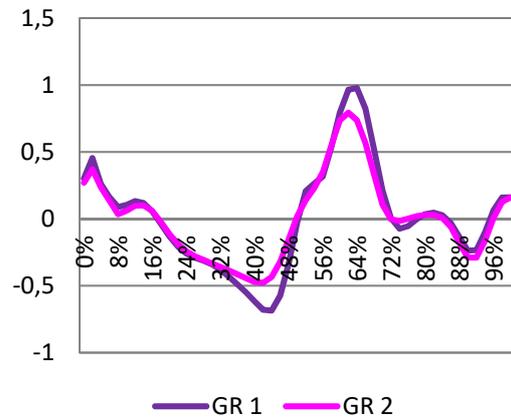
Kinetik Hüfte:



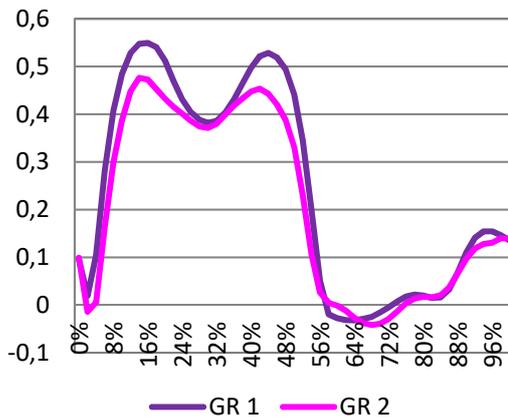
**Drehmomente Hüftgelenk
Sagittalebene**



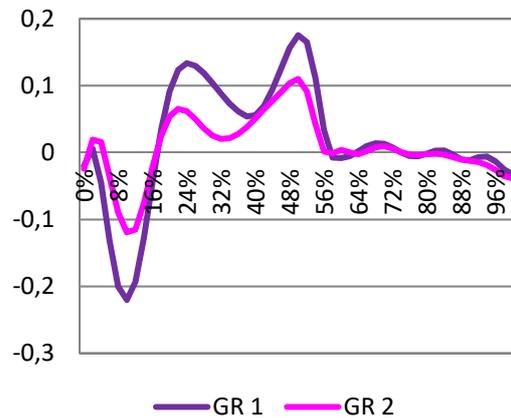
**Leistung Hüftgelenk
Sagittalebene**



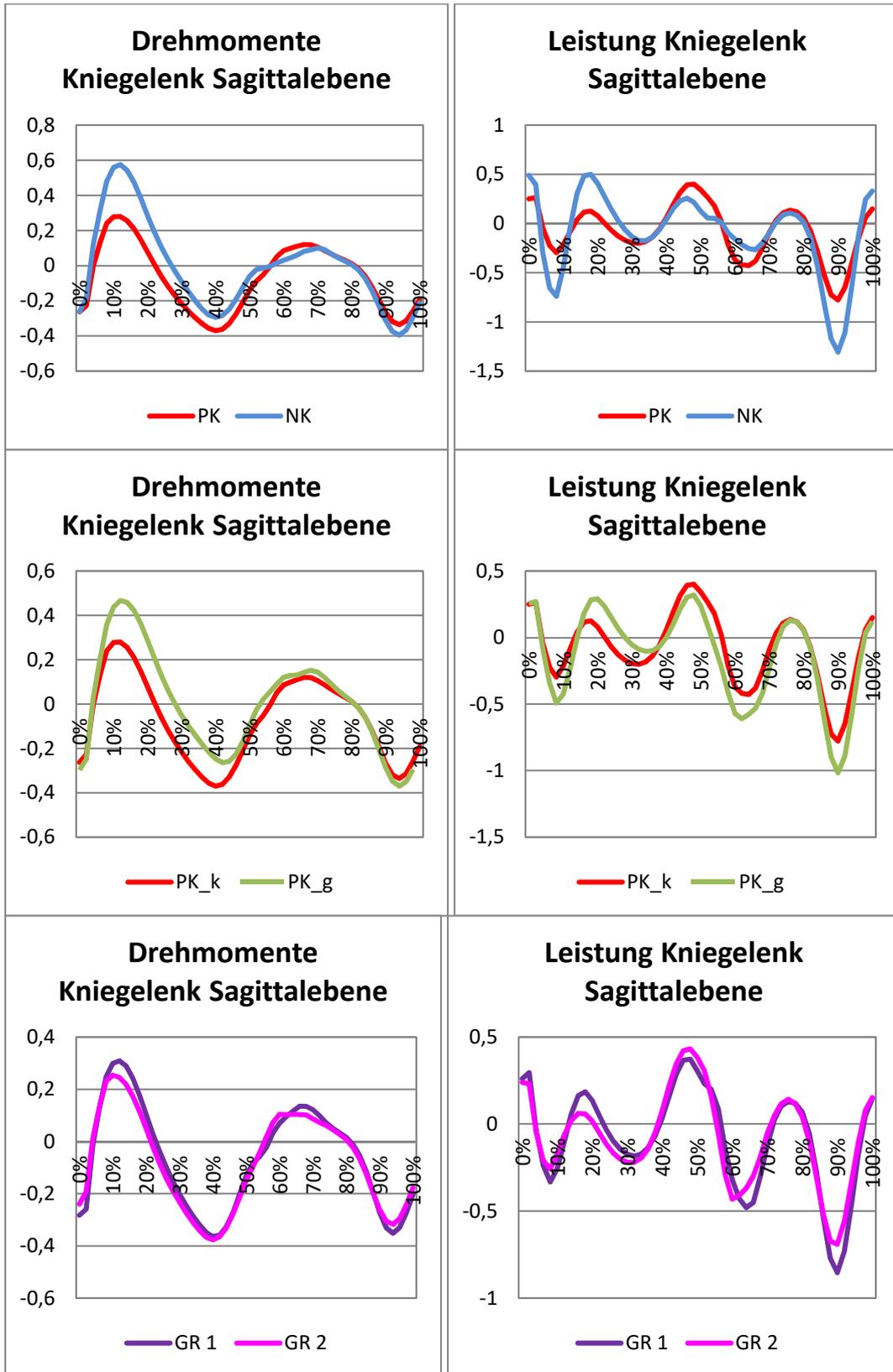
**Drehmomente Hüftgelenk
Frontalebene**



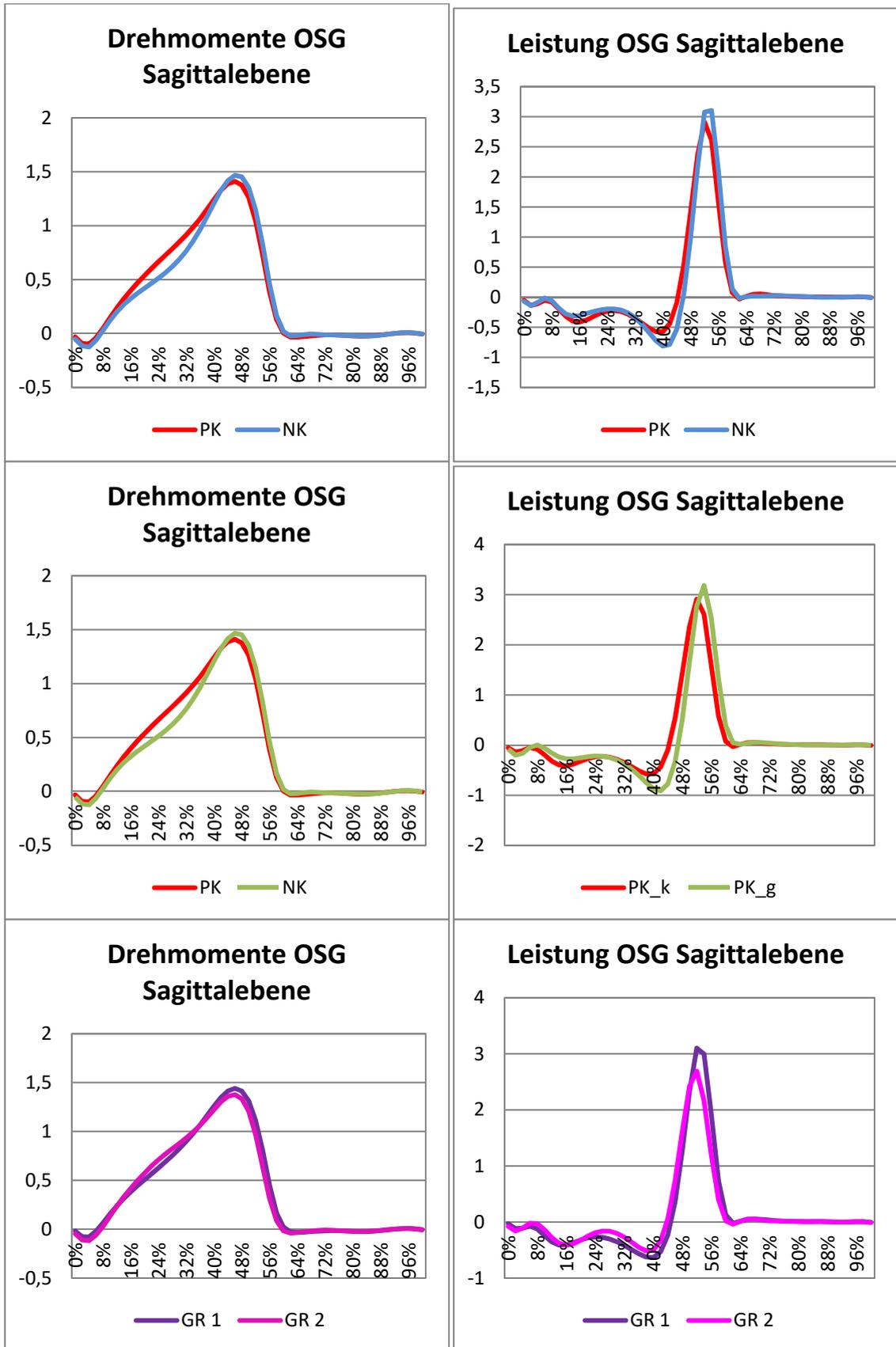
**Leistung Hüftgelenk
Frontalebene**



Kinetik Knie:



Kinetik OSG:



Danksagung:

Zunächst einmal vielen Dank an meine Eltern, die mich mit ihren fortwährenden Sticheleien motiviert haben immer weiter zu machen. Natürlich auch vielen Dank an meine Schwester, die auch die Hoffnung nicht aufgegeben und mir als Erinnerungsstütze ein Stethoskop mit eingraviertem Dokortitel geschenkt hat. Auch vielen Dank an meinen Patenonkel, ohne den mein Laptop bereits mehrere Male das zeitliche gesegnet hätte.

Vielen Dank an Fr. Prof. Westhoff für die Bereitstellung des Themas und die tatkräftige Unterstützung der Weiterentwicklung.

Vielen Dank an Fr. Kamps, die mich viele Abende lang im Ganglabor unterstützt hat. Ebenso vielen Dank an Hr. Rosenthal für die Hilfe bei der statistischen Auswertung.

Vielen Dank an meinen Mann, der grundsätzlich meine Verzweiflung aushalten musste, wenn ich nicht weiter kam.

Eidesstattliche Versicherung:

Ich versichere an Eides statt, dass die Dissertation selbständig und ohne unzulässige fremde Hilfe erstellt und die hier vorgelegte Dissertation nicht von einer anderen Medizinischen Fakultät abgelehnt worden ist.

Ulm, 07.09.2015 Anja Müller-Reinartz