

# Technische Universität München

Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie  
Klinikum rechts der Isar  
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger)

## **Plantare Druckverteilung während und nach der Schwangerschaft**

**Anita Klement**

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

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier  
1. Prüfer: Univ.-Prof. Dr. R. H. A. Lampe  
2. Prüfer: Priv.-Doz. Dr. R. H. H. Burgkart

Die Dissertation wurde am 09.11.2009 bei der Technischen Universität München eingereicht  
und durch die Fakultät für Medizin am 24.03.2010 angenommen

---

Diese Doktorarbeit widme ich meinen Eltern.



---

# I Danksagung

---

Mein herzlicher Dank gilt allen, die diese Arbeit ermöglicht und über einen langen Zeitraum mit großem Engagement unterstützt haben:

Frau Professor Dr. Renée Lampe für die Vergabe des Themas.

Herrn Diplom Physiker Jürgen Mitternacht, der mir jederzeit hilfreich zur Seite stand und gerade in schwierigen Abschnitten die richtigen Impulse gab und somit am Gelingen dieser Dissertation wesentlichen Anteil hat.

Mein besonderer Dank gilt den zahlreichen Probandinnen, die oft weite Wege auf sich genommen haben und für die postpartalen Messungen oft unter erschwerten Bedingungen antraten.

Danke an Familie und Freunde, die mich während der langen Zeit begleitet haben.

---

## II Inhaltsverzeichnis

---

1	Einleitung.....	8
1.1	Motivation .....	8
1.2	Zielsetzung .....	8
1.3	Hypothesen .....	9
1.4	Quellen-Hinweis .....	9
1.5	Hinweise für Schwangere .....	10
2	Grundlagen.....	11
2.1	Physiologische Veränderungen in der Schwangerschaft.....	11
2.1.1	Herz-Kreislauf.....	11
2.1.2	Blut (Zellzahlveränderungen).....	11
2.1.3	Hormone (Progesteron – Östrogen - Cortisol – Relaxin) .....	12
2.1.4	Bewegungsapparat.....	13
2.1.5	Körpergewicht.....	14
2.2	Pathophysiologie .....	14
2.2.1	Kardiovaskuläre Erkrankungen (Ödeme / Varikose / Thromboembolische Erkrankungen) .....	14
2.2.2	Erkrankungen des Bewegungsapparates (schwangerschaftsassozierte Beschwerden).....	15
2.3	Anatomische Grundlagen .....	16
2.3.1	Funktionelle Anatomie von Fuß und Sprunggelenk mit Biomechanik .....	16
2.3.2	Klinisches Achsensystem, Bewegungsumfang und muskuläre Bewegungssteuerung.....	19
3	Material und Methoden .....	23
3.1	Probandinnen .....	23
3.2	Normalprobandinnen .....	26
3.3	Grundlagen Biomechanik .....	27
3.4	Gangphasen .....	28
3.5	Messtechnik.....	29
3.5.1	Plantare Druckverteilungsmessung (Pedobarographie) .....	29
3.5.2	Messgenauigkeit der Druckmessplatte .....	30
3.5.3	Messablauf .....	30
3.5.4	Klinische Untersuchungen und Daten.....	31
3.5.5	Beispiel-Pedogramm .....	32
3.5.6	Druckmaximabild .....	33
3.5.7	Ganglinie .....	33
3.5.8	Bodenkontaktfläche .....	34
3.5.9	Fußlängenparameter .....	34
3.5.10	Bodenkraft .....	35
3.5.11	Typische Charakteristika der Bodenkraft beim Gehen.....	37
3.5.12	Kraftanstiegsrate, Stoßbelastung, Stoßdämpfung: .....	37
3.5.13	Aufteilung des Pedogramms in Teilbereiche, Lastanteile .....	38
3.5.14	Mittelfußlastanteil.....	39
3.5.15	Mittelfußbreite im Pedogramm.....	40
3.5.16	OSG-Gelenkmomente .....	41
3.5.17	Inversions- und Eversionsmoment / Lateralität der Ganglinie.....	44
3.5.18	Innen-/Außenrotationswinkel .....	46
3.5.19	Fersenbelastungsanalyse .....	46
3.5.20	Mittelwertbildung der aus den Pedogrammen abgeleiteten Parameter	47
3.5.21	Beispiel zur Parameterinterpretation.....	48

---

3.6	Hypothesen zu den erwarteten Veränderungen der Ganganalyseparameter während der Schwangerschaft .....	52
3.7	Statistik .....	55
4	Ergebnisse.....	57
4.1	Veränderung des Körpergewichts .....	57
4.1.1	Gewichtsangaben der Probandinnen.....	57
4.1.2	Bodenkraftmaxima.....	62
4.1.3	Fußlänge und -breite .....	70
4.2	Gangparameter .....	64
4.2.1	Bodenkontaktdauer und Fersenkontaktdauer.....	64
4.2.2	Außenrotationswinkel .....	69
4.3	Fußstruktur .....	70
4.3.1	Breite der Bodenkontaktfläche im Mittelfuß .....	71
4.3.2	Mittelfußlast .....	73
4.3.3	Kraftanstiegsrate.....	68
4.3.4	Bodenkontaktfläche .....	76
4.3.5	Mittlerer Druck .....	78
4.4	Kraftparameter.....	79
4.4.1	Plantarflexionsmoment .....	79
4.4.2	Dorsalextensionsmoment .....	81
4.5	Lastanteile .....	82
4.5.1	Lastanteile in Sagittalrichtung.....	82
4.5.2	Lastanteil transversal - Inversions-/ Eversionsmoment.....	84
4.6	Druckparameter.....	87
4.6.1	Maximaldruck.....	87
4.6.2	Probandinnen mit auffällig hohem Maximaldruck .....	89
4.7	Probandinnen mit klinischen Fußproblemen.....	90
5	Diskussion .....	110
5.1	Gewichtsveränderungen während und nach der Schwangerschaft.....	110
5.2	Gangbildveränderungen .....	112
5.3	Strukturelle Veränderungen des Fußes.....	114
5.4	Bodenkontaktfläche des Fußes und Druckparameter.....	116
5.5	Kinetische Parameter (Kraftparameter) und Gangbild.....	117
5.6	Eversionsmoment und Inversionsmoment.....	118
5.7	Allgemeine Literaturdiskussion .....	119
6	Zusammenfassung .....	124
	Literaturverzeichnis .....	125
	Anhang .....	128
	Fragebogen zur Studie .....	129

---

## III Abkürzungen

---

BKD .....Bodenkontaktdauer

BMI .....Body mass index,  $BMI = (\text{Körpergewicht in kg}) : (\text{Körpergröße in Meter})^2$

BW.....Body Weight (Körpergewicht), Kräfte werden häufig in %BW ausgedrückt

COM .....Center of mass, Massenschwerpunkt, Segmentschwerpunkt

CT.....Computer-Tomographie

DSP .....Druckschwerpunkt

EMED ....Warenzeichen für Druckmessplatten der Fa. Novel

FL.....Fußlänge (in Meter), Umrechnung von Schuhgrößeneinheiten:  
Fußlänge (in cm) = 0,635 \* Schuhgröße (0.635 = ¼ Zoll: deutsches System), bzw.  
Fußlänge (in cm) = 0,667 \* Schuhgröße (⅔: Pariser Stich, europäisches System)

g .....Erdbeschleunigung,  $g = 9,81 \text{ m/s}^2$

kg.....Kilogramm, SI-Masseneinheit

m .....Meter, SI-Längeneinheit

Md .....Median

MFB.....Mittelfußbreite im Pedogramm (der Bodenkontaktfläche des Fußes)

N .....Newton, SI-Einheit der Kraft, 1N ist die Kraft, die einer Masse von 1 kg die Beschleunigung  $1 \text{ m/s}^2$  erteilt

Nm .....Newtonmeter, Drehmomenteinheit

Nms .....Newtonmetersekunden, Einheit des Drehmomentstoßes

Ns .....Newtonsekunden, Kraftstoßeinheit

OP .....Operation / operativ (im medizinischen Sinn)

OSG .....oberes Sprunggelenk (Articulatio talocruralis)

---

Pa.....Pascal (SI-Einheit des Drucks),  $1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2 = 10000 \text{ N/cm}^2$  (in dieser Arbeit verwendet Druckeinheit:  $\text{N/cm}^2$ )

ROI .....Region of Interest (Teilbereich im Fokus der Betrachtung)

s.....Sekunde, SI-Zeiteinheit (gelegentlich mit sek oder sec abgekürzt)

SL .....Länge des Fußskeletts

USG.....unteres Sprunggelenk (Articulatio subtalaris / talocalcaneonavicularis)

---

# 1 Einleitung

Im Verlauf der Schwangerschaft kommt es zu grundlegenden hormonellen und anatomischen Veränderungen, die nicht nur das Körpergewicht sowie den Körperschwerpunkt betreffen, sondern auch die Stabilität der Gelenke, Muskelkraft und Sehnenfestigkeit. Auf der hormonellen Ebene ist vor allen Dingen das Relaxin von Bedeutung. Während der Schwangerschaft steigt sein Serumspiegel um ein Zehnfaches, was die Vergrößerung des Bewegungsumfanges von Becken und der peripheren Gelenke zur Folge hat. Das Körpergewicht steigt im Mittel um 11kg (FOTI [17] S. 625), wobei sich die Verteilung der Körpermasse auf den vorderen unteren Stamm konzentriert. Um den wachsenden Fötus zu beherbergen weiten sich die Bauchmuskeln erheblich, was eine starke Abnahme der Muskelkraft zur Folge hat. All diese Faktoren können zu Beschwerden führen. Aus den genannten Veränderungen lässt sich leicht ableiten, dass muskuloskeletale Beschwerden während der Schwangerschaft weit verbreitet sind. Es gibt eine ganze Reihe von typischen Symptomen. Allen voran sind Schmerzen im unteren Rücken zu nennen, die sich vor allen Dingen auf den lumbosakralen Bereich der Wirbelsäule und die sakroiliakalen Gelenke konzentrieren. Ferner treten Schmerzen in der Hüfte und Wadenkrämpfe auf.

Da beim Stehen und Gehen das gesamte Körpergewicht auf den Füßen lastet, liegen das Auftreten von Schmerzen in den Füßen während der Schwangerschaft und Veränderungen des Gangbildes nahe. Es gibt eine überschaubare Anzahl von Arbeiten, die die pathophysiologischen Hintergründe bzgl. des Gangbilds und etwaiger Strukturveränderungen genau beschreiben. Allerdings gibt es keine standardisierten Behandlungskonzepte für diese typischen *Schwangerschaftsleiden*. Diese Studie befasst sich vor allen Dingen mit den Veränderungen des Fußes und des Gangbildes.

## 1.1 Motivation

Anlass für diese Studie war die Tatsache, dass eine Vielzahl von Frauen beim Orthopäden oder beim Gynäkologen während und nach der Schwangerschaft über Fußprobleme klagt. Die Probleme reichen von Schwellungen, Schmerzen in Ruhe und oder bei Belastung bis hin zur dauerhaften Unmöglichkeit Schuhe der alten Größe zu tragen. In Internet-Foren und Schwangeren-Selbsthilfegruppen sind Fußprobleme einer der Schwerpunkte.

## 1.2 Zielsetzung

Das Ziel dieser Studie ist zunächst die Differenzierung der in der Schwangerschaft messbaren Veränderungen plantarer Parameter in Gewichtseffekte und tatsächliche strukturelle und funktionelle Veränderungen des Fußes und Sprunggelenks, gegebenenfalls die Zuordnung verschiedener möglicher Ursachen. Weiterhin stellt sich daraus die Frage, ob Möglichkeiten und Methoden zur Vermeidung oder Linderung der Fußbeschwerden Schwangerer abgeleitet werden können, und wie sich gegebenenfalls eine Prävention gestalten könnte, um irreversible dauerhafte Veränderungen zu vermeiden.



---

### 1.3 Hypothesen

Die Veränderungen des Körpers während der Schwangerschaft beziehen sich nicht nur auf die unmittelbare Umgebung des Fötus, sondern auf den gesamten Organismus der schwangeren Frau. Ziel dieser Studie ist, Zusammenhänge zwischen diesen physiologischen Veränderungen in der Schwangerschaft und den daraus resultierenden Veränderungen von Fuß und Gangbild genauer zu erforschen:

1. *Die Gewichtszunahme bedeutet dabei eine direkte Mehrbelastung der Füße beim Gehen.*
2. *Ein Teil der Schwangerschaftshormone wirkt Bindegewebs-lockernd und kann dadurch indirekt zu strukturellen Fußveränderungen führen.*
3. *Die Hormone bewirken außerdem Wasser- und Fetteinlagerungen auch im Fuß.*
4. *Die Verlagerung des Körperschwerpunkts nach frontal führt zu einer Haltungs- und Gangbildveränderung.*

Unterschieden werden soll dabei zwischen strukturellen Veränderungen des Fußes und Gangbildveränderungen. Beispielsweise könnte aufgrund des vergrößerten Gewichts eine Abflachung der Fußlängswölbung erwartet werden oder eine Verbreiterung des Vorfußballens im Sinne eines Spreizfußes.

Bei den Gangbildveränderungen ist zu unterscheiden zwischen einfachen Anpassungen an die geänderten Körperproportionen, beispielsweise der genannten Vorverlagerung des Körperschwerpunkts, oder möglicherweise einer vergrößerten Empfindlichkeit gegen harte Auftrittstöße der Ferse beim Gehen, die sich unangenehm auf die Gebärmutter übertragen könnten und andererseits bedenklicheren Veränderungen im Abrollverhalten des Fußes, beispielsweise die Verstärkung der physiologischen Pronation und eine Knick- oder Senkfußentwicklung.

Bereits vor der Schwangerschaft vorhandene Auffälligkeiten des Fußes könnten sich während der Schwangerschaft verstärken oder bei bisher gesunden Füßen neu auftreten. Die Trennung zwischen noch physiologischen und schon beginnend pathologischen Zuständen in diesem Bereich ist dabei äußerst schwierig.

Zu den Messungen in dieser Studie wird in erster Linie die elektronische Druckverteilungsmessung an der Fußsohle beim Gehen, die Pedographie, eingesetzt. Wie sich die genannten hypothetischen Fuß- und Gangbildveränderungen im Pedogramm abbilden wird in Kapitel 3.6, *Hypothesen zu den erwarteten Veränderungen der Ganganalyseparameter während der Schwangerschaft*, S. 52 erläutert.

### 1.4 Quellen-Hinweis

Sämtliche Messungen zu dieser Arbeit wurden im Ganglabor der orthopädischen Abteilung des Klinikums rechts der Isar der Technischen Universität München durchgeführt. Der größte Teil der Probandinnen kam im Rahmen ihrer Schwangerschaft zur Vorsorgeuntersuchung in die gynäkologische Abteilung des Klinikums Rechts der Isar.

---

## 1.5 Hinweise für Schwangere

Das erhöhte Gewicht während der Schwangerschaft bei gleichzeitiger Lockerung der Bandstrukturen aufgrund des erhöhten Relaxinspiegels führt zu einer unvermeidlichen Mehrbelastung der Füße. Außerdem vergrößern sich das Volumen der Füße und die Ballenbreite.

Dem sollte bei der Wahl der Schuhe rechtzeitig Rechnung getragen werden. Vermieden werden sollten hohe Schuhe, die die Belastung des Ballens unnötig verstärken. Hohe Absätze zusammen mit dem gelockerten Bandapparat des Fußes während der Schwangerschaft bergen außerdem ein stark erhöhtes Risiko des Umknickens und von Folgeverletzungen.

Ein zentrales Ergebnis dieser Studie ist, dass auch Schwangere ihr ursprüngliches Gangmuster beibehalten und keine – wie auch immer diese aussehen könnte – schonenderen Bewegungsmuster wählen. Deshalb bekommen die Füße die volle Last des zusätzlichen Gewichts bei möglicherweise gleichzeitiger Schwächung ihres Bandapparates zu spüren.

Bei schon vor der Schwangerschaft bestandenen Fußproblemen wie Senkfuß, Spreizfuß, Hallux valgus, Knickfuß muss auf jeden Fall mit einer Verstärkung der Symptome während der Schwangerschaft gerechnet werden. Eine frühzeitige Wahl geeigneter Schuhe ausreichender Größe mit Fußbettung und gegebenenfalls unterstützender Einlegesohlen kann einer – möglicherweise andauernden – Verschlechterung vorbeugen.

Auf keinen Fall sollte auf die positive Wirkung ausreichender körperlicher Aktivität während der Schwangerschaft aufgrund von befürchteten Fußproblemen verzichtet werden.

---

## 2 Grundlagen

### 2.1 Physiologische Veränderungen in der Schwangerschaft

Die Schwangerschaft bringt eine Reihe tiefgreifender Veränderungen bezogen auf Anatomie, Physiologie und Stoffwechsel mit sich. Dabei sind die Anpassungsmechanismen des mütterlichen Organismus sehr vielschichtig. Wann welche Veränderung vor sich geht bestimmt der kindliche Organismus (BRECKWOLDT [8], S. 306), während hingegen der mütterliche Organismus im Idealfall die passende Antwort liefert. Bei vorbestehenden kompensierten Dysfunktionen kann die erforderliche Veränderung zu einer Dekompensation führen.

Im Folgenden sollen die wichtigsten Veränderungen genannt und auf die für diese Arbeit relevanten Schwerpunkte genauer eingegangen werden.

#### 2.1.1 Herz-Kreislauf

Infolge des Anstiegs der Serumöstrogenkonzentration kommt es zu einer Abnahme des peripheren Gefäßwiderstandes, da Östrogene im arteriellen System durch Verminderung der Ansprechbarkeit auf vasokonstriktorische Reize indirekt vasodilatatorisch wirken. (BRECKWOLDT [8] S. 306). Konsekutiv erhöht sich infolge der Aktivierung des Renin-Angiotensin-Aldosteron-Mechanismus die Menge des zirkulierenden Blutvolumens durch gesteigerte Aufnahme von Natrium und Wasser. Gleichsinnig wirken die steigenden Progesteronspiegel (BÜHLING [10] S. 123). Um die gesteigerte Blutmenge im erweiterten Gefäßsystem adäquat zirkulieren zu lassen, muss der mütterliche Organismus das Herzzeitvolumen erhöhen, weshalb sich Herzfrequenz und Schlagvolumen (von 65 auf 80/min und HZV von ca. 4 auf 6l/min BÜHLING [10] S. 123, Anstieg der Herzfrequenz um 10-15/min, Abnahme des systolischen Blutdrucks nur gering, diastolisch um 10-15 mmHg aus KIECHLE [28] S. 260) erhöhen. Durch Adaptationsvorgänge vergrößert sich das Herz und die Herzachse verlagert sich. Trotz Zunahme des Blutvolumens (1-1,5l, BRECKWOLDT [8] S. 306) und Zunahme des HZV kommt es zu einem Blutdruckabfall von 5-11mmHg systolisch und 10-15mmHg diastolisch (BRECKWOLDT [8] S. 306). Diese Veränderung stellt eine Verbesserung der Blutversorgung dar, welche vor allem für die uteroplazentare Durchblutung und damit für die Versorgung des Fötus wichtig ist.

#### 2.1.2 Blut (Zellzahlveränderungen)

Zusätzlich zur oben genannten Wasser- und Natriumretention steigt auch die Zahl der Erythrozyten (nach KIECHLE [28] um 25-30%, S. 259) und damit die Sauerstofftransportkapazität infolge einer um das 4fache (KIECHLE [28] S. 259) gesteigerten Erythropoetinsynthese. Dennoch kommt es zum Absinken des Hämoglobinspiegels und des Hämatokrits auf niedrig normale Werte (durchschnittliche Hämoglobinkonzentration 12-13 g/dl in der Schwangerschaft, KIECHLE [28] S. 29, Steigerung der Erythrozytenzahl um 25%, BÜHLING [10] S. 123), was eine Abnahme der Blutviskosität zur Folge hat. Die Zahl der Thrombozyten ändert sich allerdings nicht wesentlich (KIECHLE [28] S. 260, währendhingegen ihre Aktivierbarkeit erleichtert ist, so dass ihr Umsatz gesteigert ist. Infolgedessen sind die Zellen durchschnittlich jünger, was zu einer noch leichteren Aktivierbarkeit führt, weshalb eine Neigung zur Spontanaggregation auftritt.

### 2.1.3 Hormone (Progesteron – Östrogen - Cortisol – Relaxin)

Das im ersten Trimenon bestehende Corpus luteum produziert Progesteron innerhalb der ersten fünf Schwangerschaftswochen. Danach wird das Hormon und auch das Östrogen im Trophoblasten gebildet und erhält die weitere Schwangerschaft (BRECKWOLDT [8] S. 311).

Das Hormon Relaxin, ein dem Insulin ähnliches Polypeptid wird in Corpus luteum und Dezidua produziert und sezerniert. Bezüglich des Konzentrationsverlaufs im Serum gibt es unterschiedliche Literaturangaben. Nach ZARROW [58] (vgl. Abb. 1) und ABRAMSON [2] steigt das Serumrelaxin bis auf das 10fache an und hat seinen maximalen Spiegel zwischen der 38. und 42. Woche. Nach SCHAUBERGER [48] (vgl. Abb. 2) und SCHWABE [50] steigt es im ersten Trimenon stark an und fällt im weiteren Verlauf der Schwangerschaft nur allmählich ab – der Ausgangswert im Serum wird erst ca. 3 Monate nach Geburt wieder erreicht. Die exakte Bedeutung des Hormons für die Schwangerschaft ist jedoch noch nicht völlig erforscht (KIECHLE [28] S. 257 und SCHAUBERGER [48]).

Zwei weitere wichtige Hormone werden in der Nebennierenrinde produziert. Das freie Cortisol im Plasma steigt auf das Zwei- bis Dreifache als Folge des ausgeprägten ACTH-Anstiegs. Ebenso steigt der im Vorangegangenen erwähnte Aldosteronspiegel, der eine wichtige Rolle im Natrium- und Wasserhaushalt spielt. (Erhöhung des Spiegels um Faktor 5 bis 6 nach BRECKWOLDT [8] S. 311)

Abb. 1 Relaxin-Spiegel im Verlauf der Schwangerschaft aus ZARROW [58]

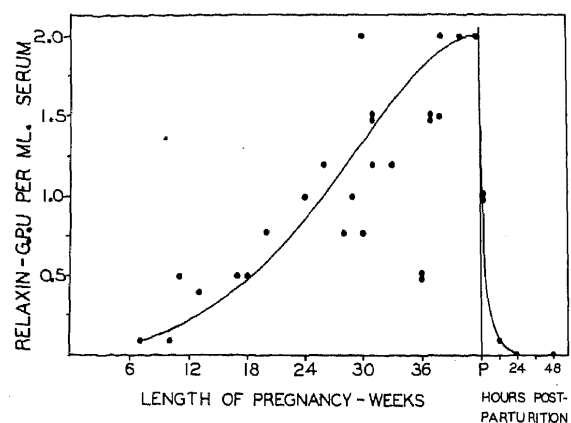
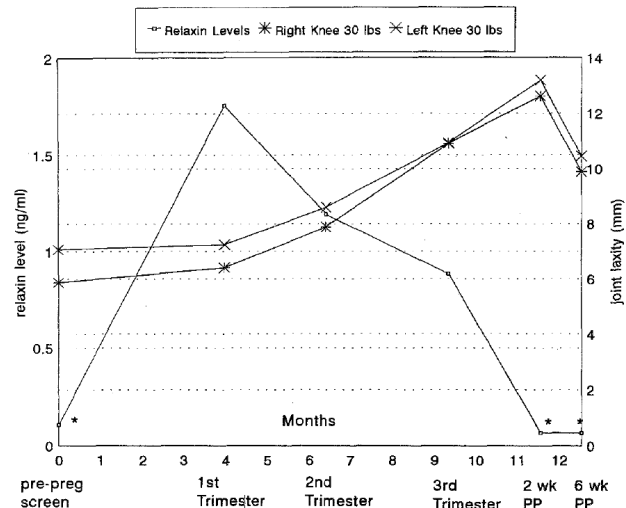


Abb. 2 Relaxin-Spiegel im Verlauf der Schwangerschaft und Kniegelenklaxizität (aus SCHAUBERGER [48])



## 2.1.4 Bewegungsapparat

Die in der Schwangerschaft erforderlichen Anpassungsvorgänge des Bewegungsapparates werden hauptsächlich durch vier Hormone hervorgerufen. Dazu gehören die weiblichen Geschlechtshormone Östrogen und Progesteron, das von der Nebennierenrinde gebildete Cortisol und das Relaxin. Relaxin reduziert die Kollagensynthese und –sekretion. (KIECHLE [28]) Folge ist die Erweichung bindegewebiger Strukturen, was zur Lockerung des Bandapparats und damit zur Instabilität führt (KIECHLE [28] S. 331). Viele Autoren sprechen von einer Erhöhung der Gelenkflexibilität. SCHAUBERGER [48] sieht keine Korrelation zwischen Bindegewebserweichung und Höhe des Serumrelaxinspiegels. Er vermutet einen Zusammenhang zwischen Gelenkflexibilität und Wirkdauer des Relaxins. MARNACH [36] findet in ihrer Studie lediglich eine schwache Korrelation zwischen den Serumspiegeln der Schwangerschaftshormone und der peripheren Gelenkflexibilität. Einige Studien beobachten eine signifikante Erhöhung der Gelenkflexibilität vor allem im letzten Trimenon, die sich postpartal vollständig zurückbildet (BLOCK [5], CALGUNERI [12]). SCHAUBERGER [48] findet allerdings 6 Wochen postpartal keine vollständige Rückbildung.

Kiechle beschreibt die sog. Striae gravidarum – Dehnungsstreifen oder auch Schwangerschaftsstreifen genannt, die vor allem am Bauch, aber auch an Brüsten, Gesäß und Oberschenkeln gesehen werden als Folge mechanischer Belastung durch den wachsenden Fötus aber auch als Folge der Schädigung elastischer Fasern durch erhöhte Corticoidspiegel.

In Bezug auf das Skelett wird eine zunehmende Lordosierung der Lendenwirbelsäule beschrieben, die als Kompensationsmechanismus für den durch den ausladenden Uterus nach ventral verlagerten Schwerpunkt dienen soll (KIECHLE [28] S. 258, vgl. Abb. 3). Desweiteren beschreiben KIECHLE [28] und HECKMAN [21] eine Auflockerung des Beckenrings an Symphysis pubis und Iliosacralgelenken, die sich durch Schmerzhaftigkeit bemerkbar machen können. (ebenso FOTI [17], LINDSEY [31]) Die Erklärung für die Notwendigkeit der gesteigerten Beweglichkeit, die auch BORG-STEIN [7] beschreibt, ist die bessere Anpassungsfähigkeit des knöchernen Geburtskanals in der Austreibungsphase.

Für eine umfangreiche Übersicht über die in der Schwangerschaft auftretenden Veränderungen des Bewegungsapparates siehe RITCHIE [44] und HECKMAN [21].

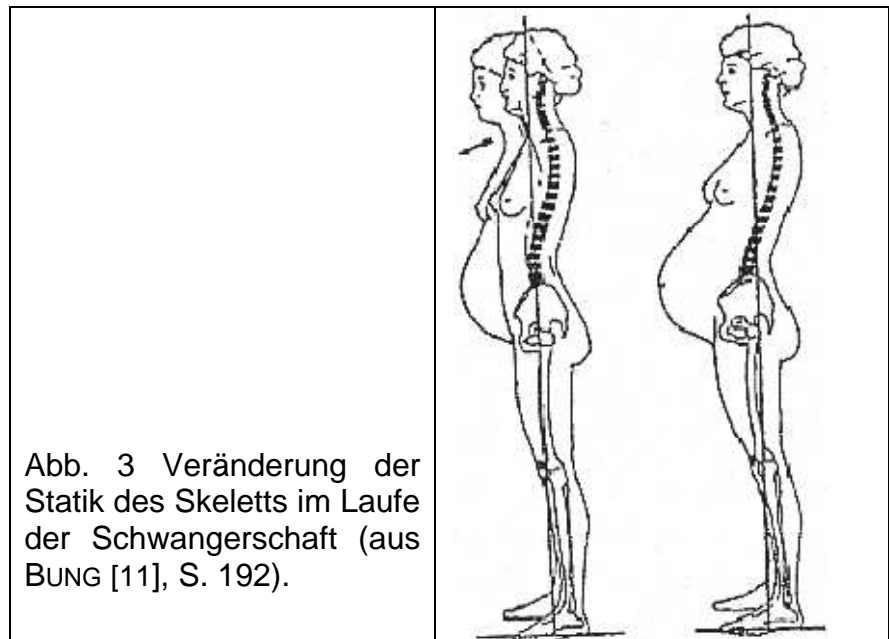
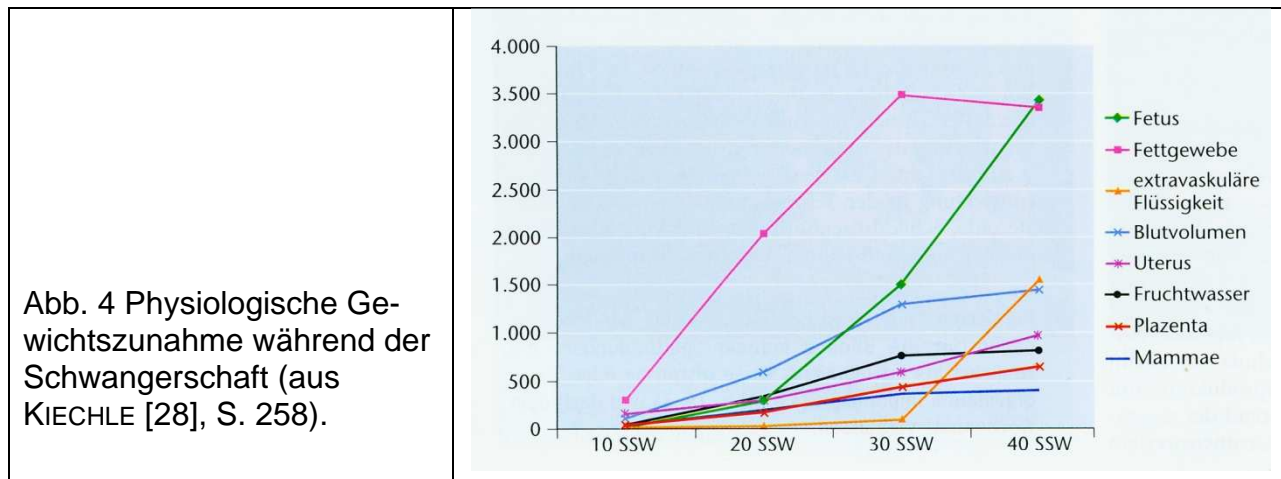


Abb. 3 Veränderung der Statik des Skeletts im Laufe der Schwangerschaft (aus BUNG [11], S. 192).

## 2.1.5 Körpergewicht

Die Gewichtszunahme im Verlauf der Schwangerschaft unterliegt verständlicherweise großen physiologischen Schwankungen. Im Mittel wird von 9-14 kg (KIECHLE [28]) (BÜHLING [10] beschreibt 10-12 kg, S. 126) gesprochen. Dabei lässt sich die Gewichtszunahme auf kindlicher Seite (Fetus, Plazenta, Fruchtwasser) von der mütterlicherseits (Zunahme von Blutvolumen und extravasaler Flüssigkeit) unterscheiden. Die genaue Aufschlüsselung in Abhängigkeit vom Gestationsalter verdeutlicht Abb. 4 aus KIECHLE [28] (siehe auch BÜHLING [10] S. 127).



## 2.2 Pathophysiologie

### 2.2.1 Kardiovaskuläre Erkrankungen (Ödeme / Varikose / Thromboembolische Erkrankungen)

Keine eigentliche Erkrankung, aber eine mit einer erhöhten Belastung für die Schwangere einhergehende Veränderung ist die Entwicklung von Ödemen, vor allem im Bereich der unteren Extremität in Form von Unterschenkel- und Knöchelödemen. Ursachen für deren Entstehung ist der gesteigerte Venendruck v.a. durch Kompression der Vena cava durch den wachsenden Uterus und die eingeschränkte venöse Blutströmung in Kombination mit einem verminderten kolloidosmotischen Druck (KIECHLE [28] S.261). Ebenfalls bedeutsam ist die Vermehrung von Fettgewebe, die nach KIECHLE [28] (S. 259) bis zu 3 kg ausmachen kann.

Die genannten Faktoren sind vor allem bei Prädisposition (Alter, Gewicht, Herkunft) kausal verantwortlich für die Entstehung von Varizen. Laut Kiechle ist der Rücktransport venösen Blutes durch die Muskelpumpe der Waden während der Schwangerschaft um bis zu 30% reduziert, was bei vorbestehender Varikosis eine Dekompensation der chronisch venösen Insuffizienz nicht unwahrscheinlich erscheinen lässt. Neben den gut sichtbaren Varizen und den bereits oben beschriebenen Ödemen der Beine treten häufig Schweregefühl, Müdigkeit der Beine, nächtliche Beinunruhe, Wadenkrämpfe und Hitzegefühl auf. KIECHLE [28] beschreibt hier Zahlen von 30% bei Erstgravida und bis zu 50% bei Multigravida. Glücklicherweise wird eine 80%ige Rückbildung der Varizen innerhalb von 4-6 Wochen postpartum beobachtet.

---

In direktem Zusammenhang mit schwangerschaftsbedingter Varikosis stehen die thrombembolischen Ereignisse, deren Wahrscheinlichkeit mit einer Inzidenz von 0,13% in der Schwangerschaft um ein 6faches gegenüber nicht schwangeren Patientinnen erhöht ist. (KIECHLE [28] S.305) (BÜHLING [10] S. 135 schreibt hier sehr ähnlich von 0.05%igem Risiko einer tiefen Beinvenenthrombose und in der Schwangerschaft um ein 5fach erhöhtes Risiko.) Dabei sind vor der 20. Schwangerschaftswoche tiefe Beinvenenthrombosen häufiger. Danach sind Lungenembolien häufiger. Zur Ätiologie sei die Virchow Trias mit Endothelalteration, Stase und erhöhter Viskosität analog der vorbeschriebenen Prozesse genannt.

## **2.2.2 Erkrankungen des Bewegungsapparates (schwangerschaftsassozierte Beschwerden)**

Wie bei allen Organsystemen ist auch beim Bewegungsapparat der Übergang von physiologischen Veränderungen infolge der Schwangerschaft zu pathophysiologischen Zuständen fließend. Gerade bei vorbestehenden Schädigungen und Erkrankungen liegt häufig ein buntes, schwer zu differenzierendes Beschwerdebild vor.

Eine der am meisten belastenden und wohl häufig verbreiteten Beschwerden in der Schwangerschaft sind Schmerzen im Beckenbereich. Tatsächlich findet eine schwangerschaftsassozierte Erweiterung des Beckens statt, welche bei bis zu 30% (KIECHLE [28] S. 331) der Schwangeren mit Schmerzen einhergeht (FOTI [19], HECKMANN [21]). HECKMAN [21] beschreibt den Beginn der Symphysenweitung ab der 10.-12. Schwangerschaftswoche und findet das größte Ausmaß kurz vor der Geburt. Die Erweiterung der Symphyse wird dem erhöhten Relaxinspiegel der Schwangeren zugeschrieben. Dabei ist eine Erweiterung um bis zu 10 mm physiologisch und verursacht in der Regel keine oder nur geringe Beschwerden (YOUNG [57], HECKMAN [21]). KIECHLE [28] unterscheidet hier Dehnung, Lockerung und Ruptur der Symphyse. Die beiden letzteren haben pathologischen Charakter und werden unter dem Begriff Symphysenschaden zusammengefasst, die mit einer Häufigkeit von 0,3-3% auftreten. Klinisch zeigt sich dabei umschriebener Schmerz beim Gehen oder Druckschmerz über dem Symphysenspalt oder dem Iliosakralgelenk. Eine Ausstrahlung in Hüften, Leisten und Rücken wird beschrieben. Manchmal kann auch das Bein nicht mehr gehoben werden oder der Einbeinstand ist unmöglich. (siehe dazu KIECHLE [28] S. 331ff).

Schmerzen im Becken können bei Schwangeren zu einem sehr geringen Prozentsatz auch die Ursache der Femurkopfnekrose oder der vorübergehenden Osteoporose der Hüfte haben (RITCHIE [44] und HECKMAN [21]).

Bei fast der Hälfte aller Schwangeren treten Schmerzen des unteren Rückens auf. Diese sind noch häufiger bei Frauen, die schon vor der Schwangerschaft Beschwerden hatten und auch bei Frauen, die schon mehrere Schwangerschaften hinter sich haben. Auch bei zunehmendem Alter der Schwangeren erhöht sich die Wahrscheinlichkeit unter Rückenschmerzen zu leiden. Erstaunlich ist, dass keine Zusammenhänge zwischen Rückenschmerz und Größe, Gewicht und Gewichtszunahme in der Schwangerschaft gefunden wurden (MANTLE [35]). Ursache für die Schmerzsymptomatik ist die durch den wachsenden Fötus verursachte vergrößerte Lendenlordose. Zusätzlich spielt wohl auch die Weitung von Symphyse und sacroiliacalen Gelenken eine Rolle. In diesem Zusammenhang beschreibt MACLENNAN [34] in seiner Studie, dass die Schwangeren, die durch Rückenschmerzen am stärksten beeinträchtigt waren auch die höchsten Serumrelaxinspiegel hatten. Die Entstehung von Diskusprotrusionen oder gar Prolapsen während der Schwangerschaft gründet in der Regel auf vorherbestehende Pathologien (WEINREB [54]). Das Auftreten von radikulären Symptomen ist insgesamt sehr selten.

---

Zu den zweithäufigsten muskuloskelettalen Beschwerden während der Schwangerschaft gehören Beschwerden in Händen und Handgelenken. Bei den meisten Patientinnen ist das Carpal-Tunnel-Syndrom aufgrund von Ödemen die Ursache (VOITK [53]).

Eine weiteres verbreitetes Symptom in der Schwangerschaft sind rezidivierende Wadenkrämpfe. Sie treten für gewöhnlich in der zweiten Schwangerschaftshälfte und sehr häufig nachts auf (HAMMAR [20]). Teilweise können sich die Krämpfe bis zu den Oberschenkelmuskeln erstrecken und dauern einige Sekunden bis mehrere Minuten. Als Ursache werden Störungen des Magnesium- und Calciumstoffwechsels angenommen (PITKIN [43]).

Auch am Fuß haben die oben genannten Veränderungen Einfluss. Die aufgrund des verringerten venösen Rückflusses entstehenden Ödeme der Beine bestehen natürlich auch in den Füßen und führen zu einer Volumenzunahme (WETZ [55], ALVAREZ [1]), zu der auch die vermehrte Fetteinlagerung beiträgt.

Die an vielen Gelenken gemessene Vergrößerung der Bandlaxizität trifft auch für den Fuß zu (CALGUNERI [12], BLOCK [5]), die damit zu strukturellen Veränderungen (WETZ [55]) im Sinne von Senkfüßen oder Knickfüßen bzw. verstärkter Pronation führen. Einige Autoren beschreiben die Absenkung des Taluskopfes um mindestens 1cm (NYSKA [40], BLOCK [5]). Andere beschreiben die Zunahme von Fußlänge und -breite (WETZ [55]) und führen dies auf die verstärkte Belastung durch das erhöhte Körpergewicht, aber auch auf Wasser- und Fetteinlagerung zurück.

## 2.3 Anatomische Grundlagen

### 2.3.1 Funktionelle Anatomie von Fuß und Sprunggelenk mit Biomechanik

Beim Menschen, der sich als einziges Säugetier regelhaft auf zwei Beinen fortbewegt, hat der Fuß im Lauf der Evolution eine einzigartige Form angenommen. Zwangsweise erfolgte auch die Anpassung der angrenzenden Sprunggelenke. Im Folgenden sollen Anatomie und spezifische Funktionsweise erläutert werden

Das Sprunggelenk gliedert sich anatomisch in das obere und das untere Sprunggelenk. Funktionell bilden beide Gelenke eine Einheit, die eine dreidimensionale Bewegung ermöglicht. Die Bewegungsradien beider Gelenke werden durch die Flexibilität des Fußes erweitert.

#### 2.3.1.1 Oberes Sprunggelenk (OSG)

Das OSG (Articulatio talocruralis) besteht in seinem knöchernen Anteil aus distaler Tibia und Fibula, welche die sog. Malleolengabel bilden, sowie der Talusrolle (Trochlea tali) als artikulierendem Part. Die unten stehende Abbildung verdeutlicht, dass physiologischerweise eine zweidimensionale Bewegung in der Sagittalebene im Sinne eines Scharniergelenks möglich ist. Da sich die Gelenkfläche der Talusrolle nach ventral etwas verbreitert (2,4mm laut TITTEL [52]; 4-5mm laut DEBRUNNER [14]; diesbezüglich variieren die Angaben in der Literatur) wird das OSG in Neutral-Null-Stellung und bei Anhebung der Fußspitze (Dorsalextension) knöchern geführt. Bei Senkung der Fußspitze (Plantarflexion) nimmt das Spiel der Trochlea in der Malleolengabel zu und ermöglicht seitliche „Wackelbewegungen“ deren Ausmaße weitgehend kapsulär/ligamentär begrenzt werden. Wie jedes echte Gelenk besitzt das OSG einen Gelenkspalt mit umgebender Kapsel. Teil dieser Kapsel sind das anteriore und das posteriore Band, die



---

sich als lokale Verdickung darstellen lassen. Medial und lateral wird das Gelenk durch „Bandkomplexe“ stabilisiert. Der laterale Komplex besteht aus dem Lig. talofibulare anterius und dem Lig. talofibulare posterius, welche von der Fibula zum Talus ziehen, sowie dem Lig. calcaneofibulare, das keine Fixation am Talus aufweist. Etwas undurchsichtiger stellt sich der Aufbau der medialen Bandgruppe dar. Hier ist nochmal zwischen einer oberflächlichen und einer tiefen Schicht zu unterscheiden. Ähnlich wie das o.g. Lig. calcaneofibulare zieht auch das oberflächlich gelegene trapezförmige Lig. deltoideum ohne Fixationspunkt über den Talus hinweg vom Malleolus medialis tibiae zu Calcaneus und Os naviculare. Darunter liegen die Ligg. tibiotalaria anterius und posterius.

#### 2.3.1.2 Unteres Sprunggelenk (USG)

Gelenkbildende Anteile sind das Sprungbein (Talus), das Fersenbein (Calcaneus) und das Kahnbein (Os naviculare) wobei Talus und Calcaneus die hintere Gelenkkammer (Articulatio subtalaris) und Talus, Calcaneus und Os Naviculare die vordere Gelenkkammer (Articulatio talocalcaneonavicularis) bilden. Die Trennung der Gelenkkammern erfolgt durch das Lig. talocalcaneum interosseum. Funktionell ermöglichen die voneinander abhängigen Gelenke die Bewegung um eine Achse, die schräg von medial vorne oben nach lateral hinten unten verläuft und ergänzt damit die Sprunggelenksbeweglichkeit in der Sagittalebene um die Transversal- und Horizontalebene.

#### 2.3.1.3 Fuß

Die Anatomie des Fußskeletts gliedert sich in drei Anteile - von proximal nach distal in Fußwurzel (Tarsus), Mittelfuß (Metatarsus) und Zehen (Digiti, auch Phalanges pedis). Dabei lassen sich die Fußwurzelknochen (Ossa tarsi) in eine tibiale Reihe - Sprungbein (Talus), Kahnbein (Os naviculare) und drei Keilbeine (Ossa cuneiformia I-III) - und eine fibuläre Reihe – Fersenbein (Calcaneus) und Würfelbein (Os cuboideum) – einteilen. Für die funktionelle Betrachtung ist die sog. Chopart'sche Gelenklinie wichtig, die annähernd in der Frontalebene zwischen proximal Talus und Calcaneus und distal Os naviculare und cuboideum verläuft. Die Fußwurzelknochen sind untereinander durch eine Vielzahl von Bändern verbunden, die in ihrer Funktion nicht zu vernachlässigen sind. Nach distal schließen sich die fünf Mittelfußknochen an, die durch den Kontakt ihrer Basen an Würfelbein und Keilbeinen die Lisfranc'sche Gelenklinie (Articulatio tarsometatarsalis) bilden. Diese teilt ihrerseits den Fuß funktionell in Vorfuß und Rückfuß ein. Die Schäfte der Mittelfußknochen sind nach plantar gekrümmt so dass die abgerundeten Köpfchen den Kontakt zur Unterlage herstellen. Auch hier befinden sich zahlreiche Bandstrukturen, die die kleinen Gelenke zwischen den Basen und Köpfchen untereinander stabilisieren. Den Abschluss des Fußes stellen die Zehen dar, die sich in den Metatarsophalangealgelenken nach distal anschließen und bis auf den ersten Strahl (Hallux, zweigliedrig) der um einiges stabiler gebaut ist, analog zu den Fingern dreigliedrig sind.

#### 2.3.1.4 Fußwölbungen

Bei Betrachtung des Fußskeletts von medial fällt auf, dass dieses längsgewölbt ist und die Kraftübertragung über den Tuber calcanei und die Köpfchen der Ossa metatarsalia stattfindet. Diese charakteristische Form wird passiv durch eine Reihe ligamentärer Strukturen (z.B. Lig. calcaneonaviculare plantare, Lig. plantare longum) allen voran die Plantarfaszie (Aponeurosis plantaris) aufrechterhalten. Die Muskulatur der Fußsohle (Planta pedis) als aktiver Part trägt nur einen kleinen Teil dazu bei. Um die oben angesprochenen punktuellen Drücke auf eine größere Fläche zu verteilen, verfügt die Fußsohle über einen speziellen Aufbau. „Die gut entwickelte Subkutanschicht wird von kräftigen Bindegewebssepten senkrecht durchzogen, die von Faszien und Skelettpunkten

des Fußes ausgehend in die Kutis ausstrahlen und diese fest mit der Skelettunterlage verbinden“ (DEBRUNNER [14]). Die Septen bilden Kammern, die prall mit Fettzellen gefüllt sind, so dass sie wie ein Polster (LIPPERT [32] spricht hier von „Matratzenkonstruktion“) den Druck der Knochen auf eine größere Fläche verteilen und so stoßdämpfend wirken.

Der Begriff „Quergewölbe“, der eine bogenförmige Anordnung der Metatarsaleköpfchen in der Frontalebene bezeichnet, darf inzwischen als veraltet angesehen werden, denn die Mittelfußköpfchen tragen allesamt zur Kraftübertragung bei. PERRY [41] bestätigt zwar, dass die Metatarsaleköpfchen unterschiedlich belastet werden, jedoch werden die höchsten Drücke im allgemeinen unter dem zweiten und dritten Köpfchen gemessen (MITTERNACHT [38]). Im Bereich der Metatarsalebasen ist allerdings immer eine eindeutige Quergewölbung zu erkennen.

Zur Anatomie und funktionellen Anatomie von Fuß und Sprunggelenk siehe LIPPERT [32], TITTEL [52], DEBRUNNER [14], KAPANDJI [27], GÖTZ-NEUMANN [19], PERRY [41].

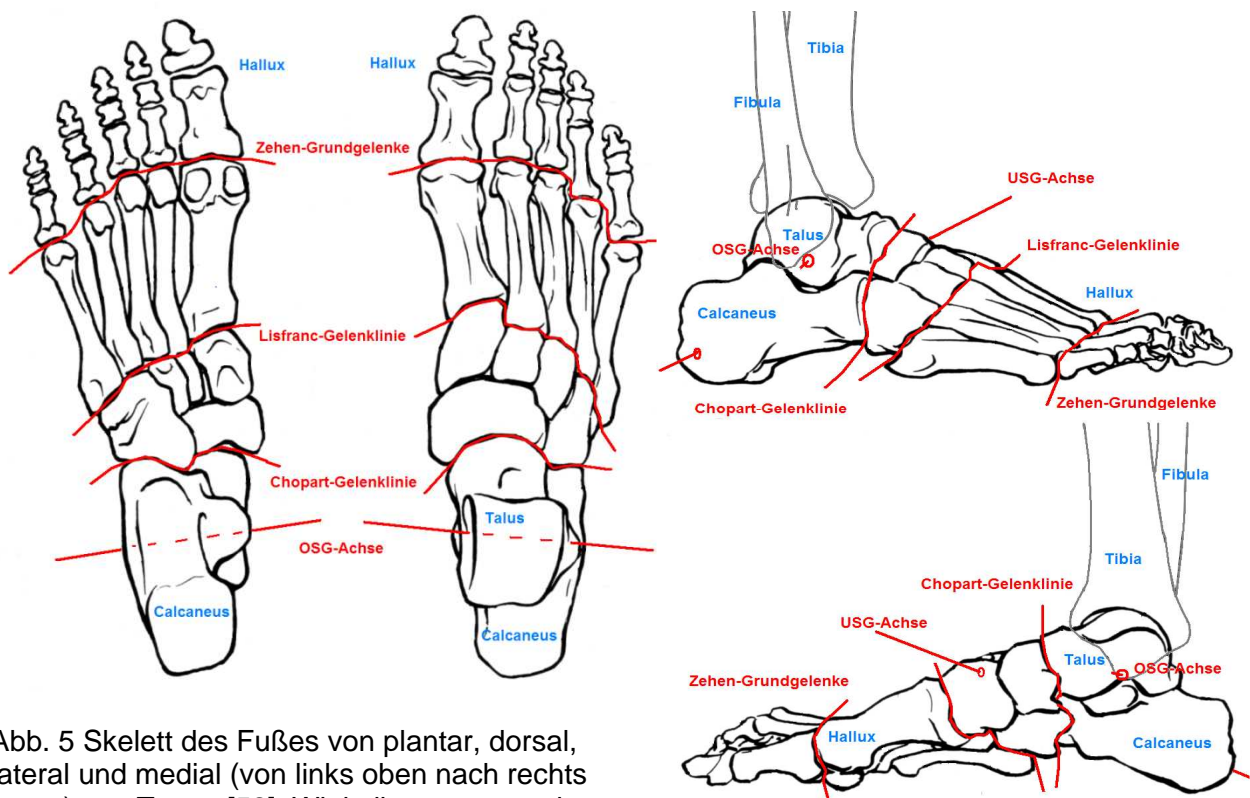


Abb. 5 Skelett des Fußes von plantar, dorsal, lateral und medial (von links oben nach rechts unten) aus TITTEL [52]. Winkelbewegungen in größerem Umfang finden nur im OSG, USG, den Zehengelenken und den Zehengrundgelenken statt.

### 2.3.1.5 Senkfuß

Ein Senkfuß entsteht durch Absenkung der medialen Fußlängswölbung. Dabei liegt keine knöcherne Fehlstellung wie z.B. beim echten Plattfuß (Talus verticalis) vor. Ursache für einen Senkfuß ist das Missverhältnis zwischen seiner Tragfähigkeit und seiner Belastung. So spielen beispielsweise Gewicht, Festigkeit der Bandstrukturen aber auch die tägliche Beanspruchung eine Rolle (DEBRUNNER [13]).

---

### 2.3.1.6 Knickfuß

Ein gesunder Fuß weist unter Belastung einen Valgusknick des Calcaneus von etwa 7° auf, wobei die Toleranz einige Grad beträgt. Der Übergang zum Knickfuß, der eine deutliche Pronation des Rückfußes zeigt ist deshalb fließend, entspricht aber in größerer Ausprägung einer echten Gelenkfehlstellung. Zusätzlich kann dabei eine Abduktion des Vorfußes auftreten (DEBRUNNER [13]).

Das kombinierte Auftreten von Knick- und Senkfuß ist als Ausprägung einer strukturellen Fußveränderung keine Seltenheit.

Beide Veränderungen können, müssen aber nicht schmerzhaft sein. Der Grad der Deviation korreliert häufig nicht mit der Stärke der Beschwerden. Eine orthopädische Einlagenversorgung kann in beiden Fällen Linderung verschaffen (DEBRUNNER [13]).

### 2.3.1.7 Spreizfuß

Als Spreizfuß wird eine Vorfußverbreiterung durch Auseinanderweichen der Mittelfußknochen bezeichnet (Pes transversoplanus). Diese Veränderung, die zur vergrößerten Druckbelastung v. a. unter den Metatarsaleköpfchen II und III führt, tritt häufig und vor allem bei Frauen mittleren und vorgerückten Alters auf und hat erst Krankheitswert, wenn sie mit Beschwerden einhergeht. Zunächst zeigt sich in der Regel eine Verschwielung unter den stärker belasteten Metatarsaleköpfchen, bei weiterem Fortschreiten kommt es zu Metatarsalgien durch Mehrbelastung der Metatarsophalangealgelenke. In der Diagnostik zeigt sich häufig Schmerz bei Querkompression. Tritt beim Abstoßen ein elektrisierender Schmerz zwischen 3. und 4. Strahl auf, liegt möglicherweise eine Morton-Neuralgie vor.

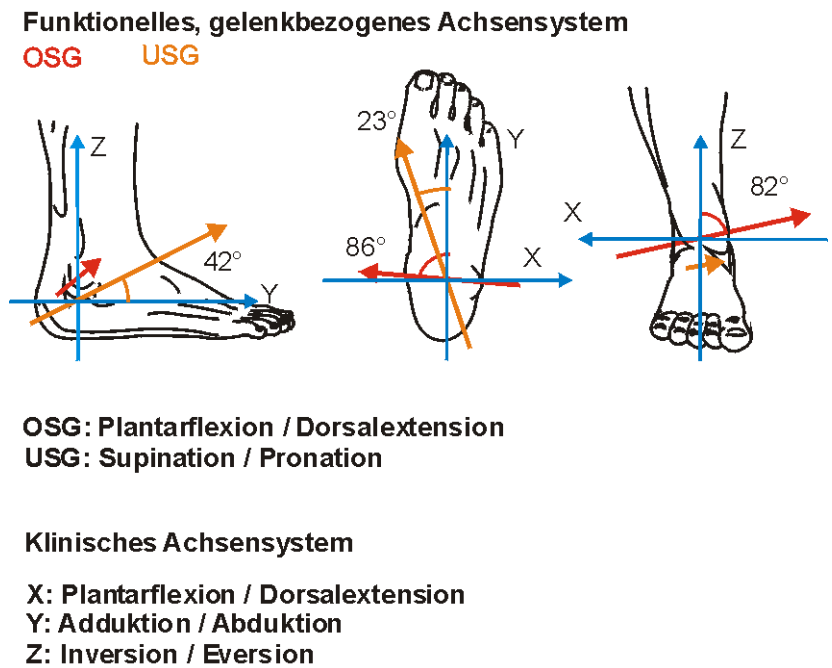
Der Spreizfuß liegt bei einer Hallux valgus Fehlstellung (Metatarsus primus varus) immer mit vor und zeigt oft einen Digitus quintus varus und Krallenzehen. Die Kombination aus Knick-Senkfuß oder Hohlfuß mit Spreizfuß ist möglich.

Die konservative Therapie besteht aus Einlagenversorgung mittels Pelotte zur retrokapitalen Abstützung. Zusätzlich ist die Versorgung mit einer sog. Schmetterlingsrolle zur weiteren Entlastung der Metatarsaleköpfchen möglich. Die operative Therapie sieht Schrägosteotomien mit Proximalverschiebung (z.B. nach Helal oder Weil) vor (DEBRUNNER [13], RÖSSLER [47]).

## 2.3.2 Klinisches Achsensystem, Bewegungsumfang und muskuläre Bewegungssteuerung

Für die funktionelle Anatomie des Fußes ist es notwendig einige Achsen zu betrachten - allen voran die Längsachse des Fußes. Dafür gibt es verschiedene Modelle. DEBRUNNER [14] definiert entsprechend die Mittellinie des Fußes als Achse durch das Zentrum der Ferse und die geometrische Mitte des Vorfußes zwischen medialem und lateralem Fußaußenrand. In der Regel kommt diese zwischen zweiter und dritter Zehe zu liegen. LANZ/WACHSMUTH [30] und einige andere Autoren legen die Fußlängsachse durch das Zentrum der Ferse und die zweite Zehe. Im Vergleich weicht die zuletzt genannte Definition um 3° in Richtung auf die Großzehe von der Achse nach Debrunner ab. Für alle weiteren Erläuterungen in dieser Arbeit wird die Definition nach Lanz/Wachsmuth verwendet.

Abb. 6a Mittlere Orientierung der Achse des OSG und der Achse des USG nach DEBRUNNER [14] (S. 99 ff, S. 109 ff). Individuelle Abweichungen von diesen Durchschnittswerten um mehrere Grad sind möglich.



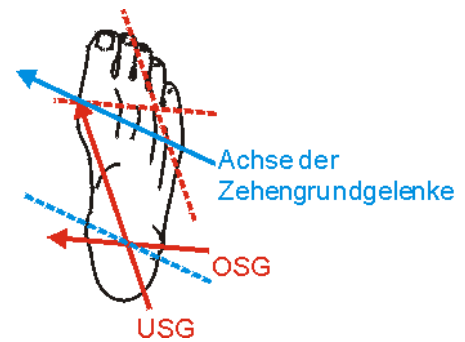
Die OSG-Achse lässt sich näherungsweise durch die Spitzen der Malleolengabel legen. Dabei schneidet sie die Fußlängsachse in Neutralstellung in einem Winkel von  $86^\circ$  ( $82^\circ$ - $75^\circ$  bei Dorsalextension und über  $90^\circ$  bei Plantarflexion - Da sich die Krümmungsradien der Talusrolle medial und lateral unterscheiden, variiert die Orientierung der OSG-Achse in Abhängigkeit von der Winkelstellung des Gelenks.), die Longitudinalachse durch das Gelenk bei  $82^\circ \pm 4^\circ$  (Extremwerte  $74^\circ$ - $94^\circ$ ). Insgesamt weicht die OSG-Achse nur wenig von der Transversalachse ab und verändert sich bei Bewegung, weshalb einige Autoren (LANZ/WACHSMUTH [30], LIPPERT [32], SOBOTTA [49]) sie mit der geometrischen Querachse (Transversalachse) gleichsetzen.

Bei der Betrachtung der Bewegungsachsen ist die Unterscheidung zwischen freier und geführter Bewegung wichtig. Die oben gezeigten Achsen sind für die geführte Bewegung, also beim Abrollen auf dem Boden relevant und werden in der weiteren Arbeit als klinisches Achsensystem definiert.

### 2.3.2.1 USG-Achse

Das USG besteht aus zwei Gelenken, die funktionell eine einachsige Bewegungsstelle bilden. TITTEL [52] spricht von der Möglichkeit mehrerer Teilbewegungen, die sich bei Fortbewegung „zu einer Bewegungskombination in sinnvollerweise vereinen“ und geht im Folgenden ebenfalls von einer funktionellen Achse aus. Die genaue Lage dieser USG-Achse ist in der Literatur alles andere als unumstritten. Allen gemein ist, dass sie schräg von medial vorne oben durch den tibialen Taluskopf nach lateral hinten unten durch das fibulare Fersenbein verläuft, allerdings auch mit hoher interindividueller Variabilität. Debrunner beschreibt sie mit den Winkeln  $23^\circ \pm 11^\circ$  von der Fußlängsachse nach innen rotiert mit Extremwerten von  $4^\circ$  bis  $47^\circ$  und nach frontal  $42^\circ \pm 9^\circ$  ansteigend mit Extremwerten von  $20,5^\circ$  bis  $68,5^\circ$ .

Abb. 6b Achslage von OSG, USG und der Reihe der Zehengrundgelenke, gestrichelt: Parallele zu OSG und USG im Ballen. Flexionsbewegungen beim Abstoßen sind kombinierte Bewegungen im OSG und USG (blaue gestrichelte Linie, parallel zu den Zehengrundgelenken).



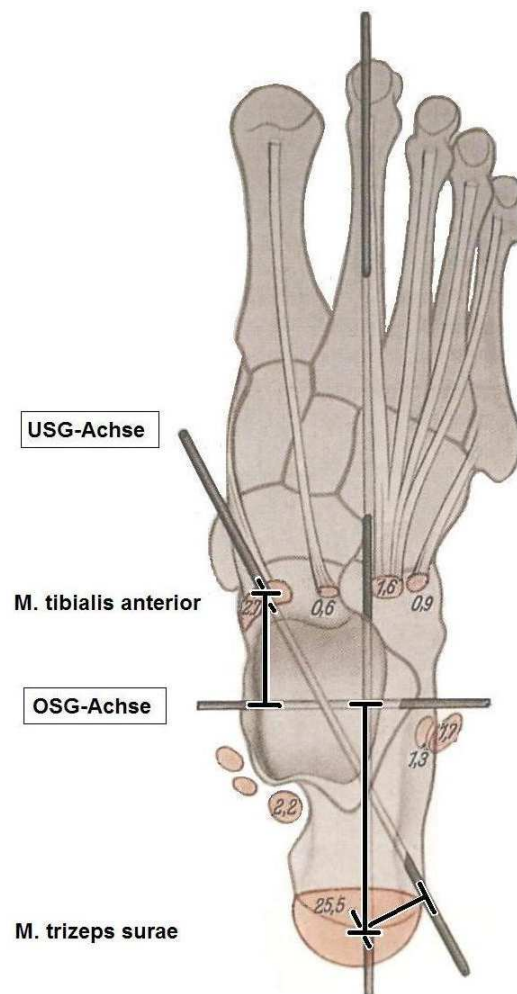
### 2.3.2.2 Muskuläre Bewegungssteuerung

Abb. 7 aus LANZ/WACHSMUTH [30] zeigt die **Hebelverhältnisse** zwischen den Gelenkachsen und den Sehnen/Muskelnansätzen im Bereich des Sprunggelenks. Die Muskelgruppe des M. trizeps surae, die über die Achillessehne die Plantarflexion (bzgl. des OSG) und die Supination (bzgl. des USG) bewirkt, ist die bei weitem Dominierende der am Fuß ansetzenden Muskelgruppen.

Das Verhältnis der Hebelabstände des Sehnenansatzes zur Achse des OSG bzw. der Achse des USG ist etwa 3 zu 1. Wie später noch gezeigt wird, steht auch das Verhältnis der äußeren Momente zu diesen beiden Achsen in diesem Verhältnis. Die Momentbelastung bzgl. der Achse des USG ist deshalb etwa  $1/3$  derjenigen bzgl. des OSG.

Abb. 7 Die Wirkungsansätze der Muskelzüge am Fuß relativ zur Lage der Gelenkachsen von OSG und USG, aus: LANZ/WACHSMUTH [30].

Dominierend ist die Muskelgruppe M. trizeps surae, die in Plantarflexion (bzgl. des OSG) und in Supination (bzgl. des USG) wirkt, vgl. die rechts eingezeichneten Hebellängen vom Sehnenansatz der Muskelgruppe am Skelett bis zu den Gelenkachsen. Der Haupt-Fußheber (bzgl. OSG) ist der M. tibialis anterior, dessen Ansatz genau auf der USG-Achse liegt und der deshalb zunächst ausschließlich ein inneres Moment in Dorsalexensionsrichtung des OSG erzeugt, ohne Wirksamkeit bzgl. der USG-Achse. Der hier nicht eingezeichnete Bandapparat koppelt allerdings die Bewegungen bezüglich beider Sprunggelenkachsen miteinander.





### 2.3.2.3 Fußlängenparameter und innere Hebelverhältnisse

Abb. 8 zeigt die seitliche Röntgenaufnahme des unbelasteten Fußes einer Normalprobandin beim Tragen eines Sportschuhs. Die eingetragenen Abmessungen werden in späteren Kapiteln dieser Arbeit verwendet. Sie dienen zur Abschätzung der Längenverhältnisse von Fußskelett (SL) zur äußeren Fußlänge (FL, einschließlich Weichteilgewebe). Bei der später beschriebenen Auswertung von Gelenkmomenten aus der Druckverteilung muss der Programmanwender die Skelettlänge des Fußes angeben, die nach Abb. 8 1.0 cm bis 1.5 cm geringer ist als die des Fußes.

Die Gelenkachsen von OSG und Hallux Grundgelenk werden in Abb. 8 durch die Zentren der roten Kreise bestimmt, die an die Gelenkflächen von Talus und Metatarsale I fitten.

Der Abstand  $h$  der Wirkungslinie der Achillessehne zum OSG bestimmt die Hebelverhältnisse am OSG und lässt bei Messung von Größe und Ansatzpunkt der äußeren Kraft die Bestimmung der inneren Muskelkraft der Plantarflexoren zu.

Der Fuß hat einen auffallend geringen Anteil Weichteilgewebe. Die knöchernen Strukturen lassen sich deshalb relativ gut ertasten. An der Unterseite des Fußes befinden sich Fettgewebepolster, die für eine natürliche Stoßdämpfung beim Gehen sorgen, aber auch für eine gleichmäßigere Druckverteilung. In der Röntgenaufnahme Abb. 8 ist das natürliche Fersenpolster als Aufhellung zu sehen, bei genauer Betrachtung deuten sich Bindegewebssepten an, die das Fettpolster in einzelne Druckkammern unterteilen.

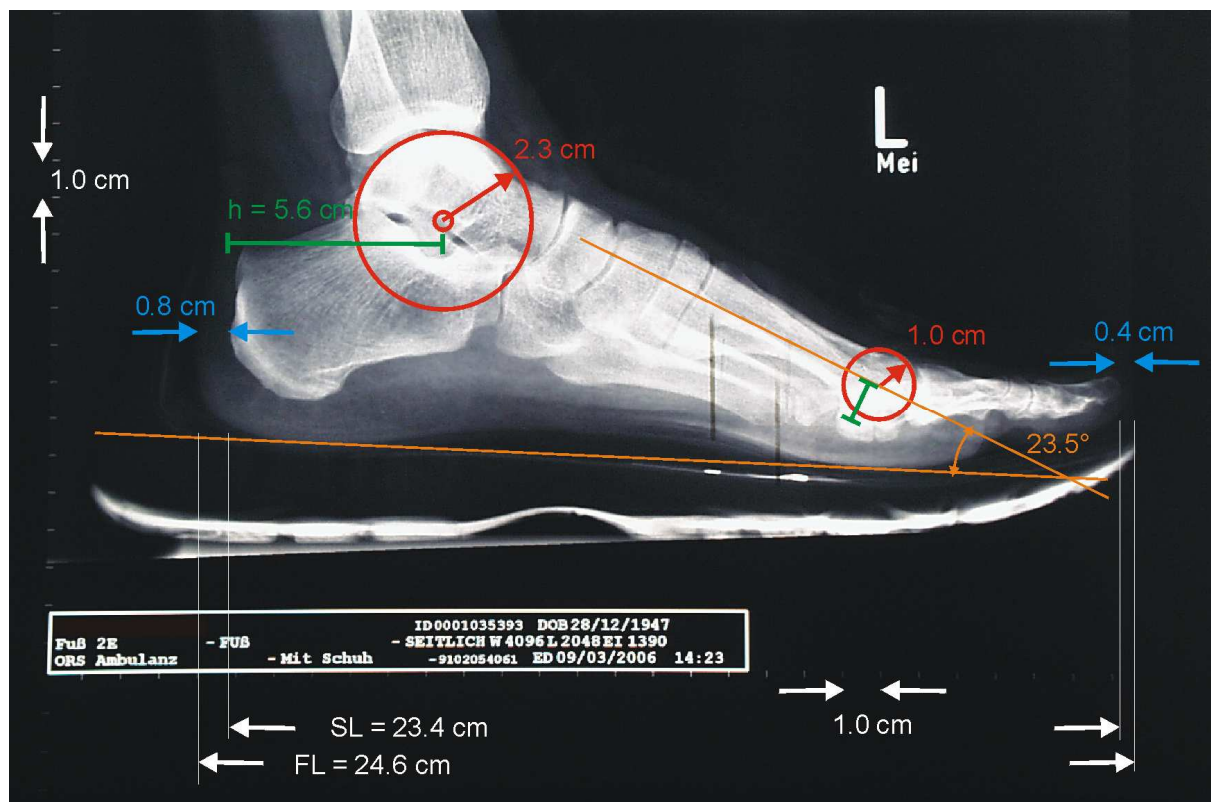


Abb. 8 Seitliche Röntgenaufnahme des Fußes einer Normalprobandin, Fuß unbelastet. SL: Skelettlänge, FL: Fußlänge (einschließlich Weichteilgewebeschicht an Ferse und Zehe, blaue Markierungen),  $h$ : Hebellänge vom Ansatz bzw. der Wirkungslinie der Achillessehne zur Drehachse des OSG. Schuhgröße 41 = 26,0 cm. Rote Kreise durch die Gelenkflächen von Talus und Metatarsale I zur Bestimmung der Lage der Gelenkachsen von OSG und Hallux Grundgelenk. Orange: Winkelstellung der Metatarsale I zur Bodenkontaktfläche.

---

## 3 Material und Methoden

### 3.1 Probandinnen

Der größte Teil der Probandinnen dieser Studie kam im Rahmen ihrer Schwangerschaft zur Vorsorgeuntersuchung in die gynäkologische Abteilung des Klinikums rechts der Isar der Technischen Universität München. Zudem konnten einige Mitarbeiterinnen aus dem Hause sowie Mitarbeiterhefrauen motiviert werden, an der Studie teilzunehmen.

Idealerweise wären natürlich Messungen vor, während und nach der Schwangerschaft wünschenswert gewesen, um Verlauf und Veränderungen vollständig erfassen zu können. Es ist ja nicht ausgeschlossen, dass der Zustand nach der Schwangerschaft nicht mehr genau dem vor der Schwangerschaft entspricht, d.h. die Schwangerschaft könnte zu dauerhaften Veränderungen der Anatomie des Bewegungsapparates führen und damit zu konsekutiven Gangbildveränderungen.

Nur einige Probandinnen ließen sich motivieren, mehrere Messungen während der Schwangerschaft im Rahmen der ohnehin erforderlichen Voruntersuchungen zu machen.

Der Zeitraum, über den die Messungen erfolgten, erstreckte sich von Februar 2003 bis September 2007. Die frühesten Messungen erfolgten in der 11. die spätesten in der 39. Schwangerschaftswoche. Die Mehrzahl der Probandinnen wurde jedoch gegen Ende der Schwangerschaft untersucht, auch weil anzunehmen ist, dass die schwangerschaftsbedingten Veränderungen möglichst nah vor der Geburt am stärksten ausgeprägt sind.

Zu Beginn der Schwangerschaft war die jüngste Probandin knapp 20 Jahre, die älteste 38 Jahre alt. Das mittlere Alter lag bei 30 Jahren. Zur Verteilung siehe die nachfolgende Graphik Abb. 9. Nach Angaben des statistischen Bundesamts beträgt das mittlere Alter der Mütter bei Geburt eines Kindes in Deutschland 30,2 Jahre (vgl. Tabelle 1).

Bei den meisten Probandinnen liegen mindestens eine Messung während und eine Messung nach der Schwangerschaft vor, so dass sich Verlaufsaussagen anhand der gewonnenen Datenmenge machen lassen.

Einige der Teilnehmerinnen hatten während der Dauer der Studie geheiratet und den Nachnamen geändert oder waren unbekannt umgezogen, so dass eine Kontaktaufnahme nicht mehr möglich war.

Abb. 9 Das Alter der Probandinnen zu Beginn der Schwangerschaft

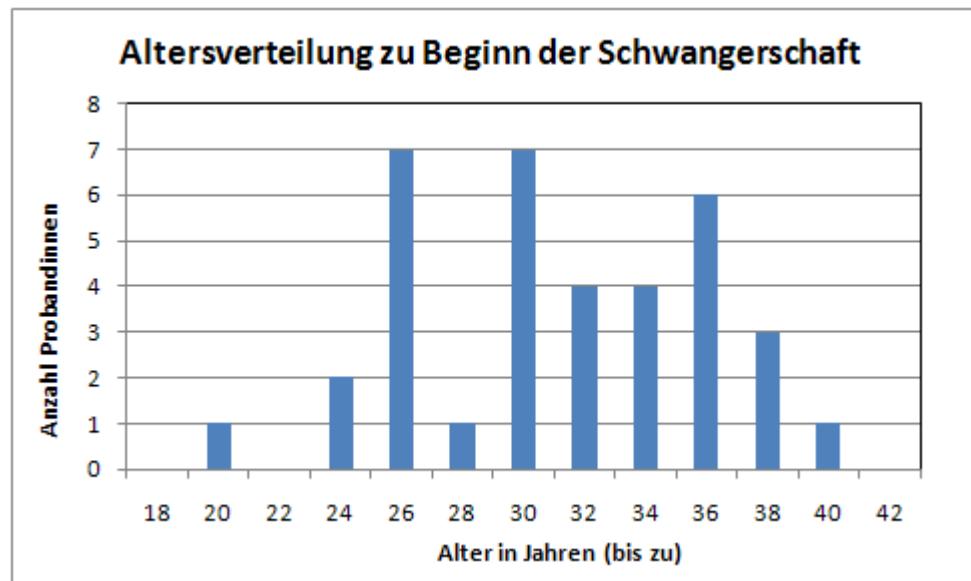


Tabelle 1 Durchschnittliches Alter der Mütter bei der Geburt ihrer lebendgeborenen Kinder in Deutschland – Statistisches Bundesamt

Alter der Mütter	Einheit	2004	2005	2006	2007
Insgesamt	Alter in Jahren	30,0	30,1	30,1	30,2
Mütter verheiratet <sup>1</sup>					
zusammen	Alter in J.	30,8	31,0	31,1	31,1
bei der Geburt des 1. Kindes	Alter in J.	29,6	29,7	29,8	29,8
bei der Geburt des 2. Kindes	Alter in J.	31,3	31,4	31,5	31,6
bei der Geburt des 3. Kindes	Alter in J.	32,7	32,8	32,9	33,0
Mütter nicht verheiratet	Alter in J.	27,9	27,9	28,0	28,1

<sup>1</sup> bezogen auf die Kinder der bestehenden Ehe

Probandinnen waren 39 Frauen, die sich bereit erklärten für mehrere Messungen während der Schwangerschaft und für eine postpartale Messung teilzunehmen. Die Messungen wurden in der Regel im Anschluss an die Vorsorgeuntersuchungen in der gynäkologischen Ambulanz des Klinikums rechts der Isar durchgeführt.

Alle Druckverteilungsmessungen im Zusammenhang mit dieser Studie wurden beim Gehen gemacht. Voraussetzung für die Teilnahme an unserer Studie war die freie Gehfähigkeit, die aber bei allen 39 Bewerberinnen gegeben war.

Besonders auffallende Fußdeformitäten lagen bei keiner der Probandinnen vor. Zwei Probandinnen hatten eine mäßig ausgeprägte Hallux valgus Fehlstellung beidseits. Bei keiner der Probandinnen traten schwerwiegende Komplikationen während Schwangerschaft oder Geburt auf. Bis auf ein Neugeborenes mit Trisomie 21 waren alle Kinder deren Mütter zur Nachuntersuchung erschienen waren gesund. Bei den fehlenden Nachuntersuchungen können keine Aussagen zum Gesundheitszustand der Babys gemacht werden. Von diesen Probandinnen begründete nur eine ihr Fernbleiben. Aufgrund der Überlastung durch das Kind könne sie nicht mehr an der Studie teilnehmen.



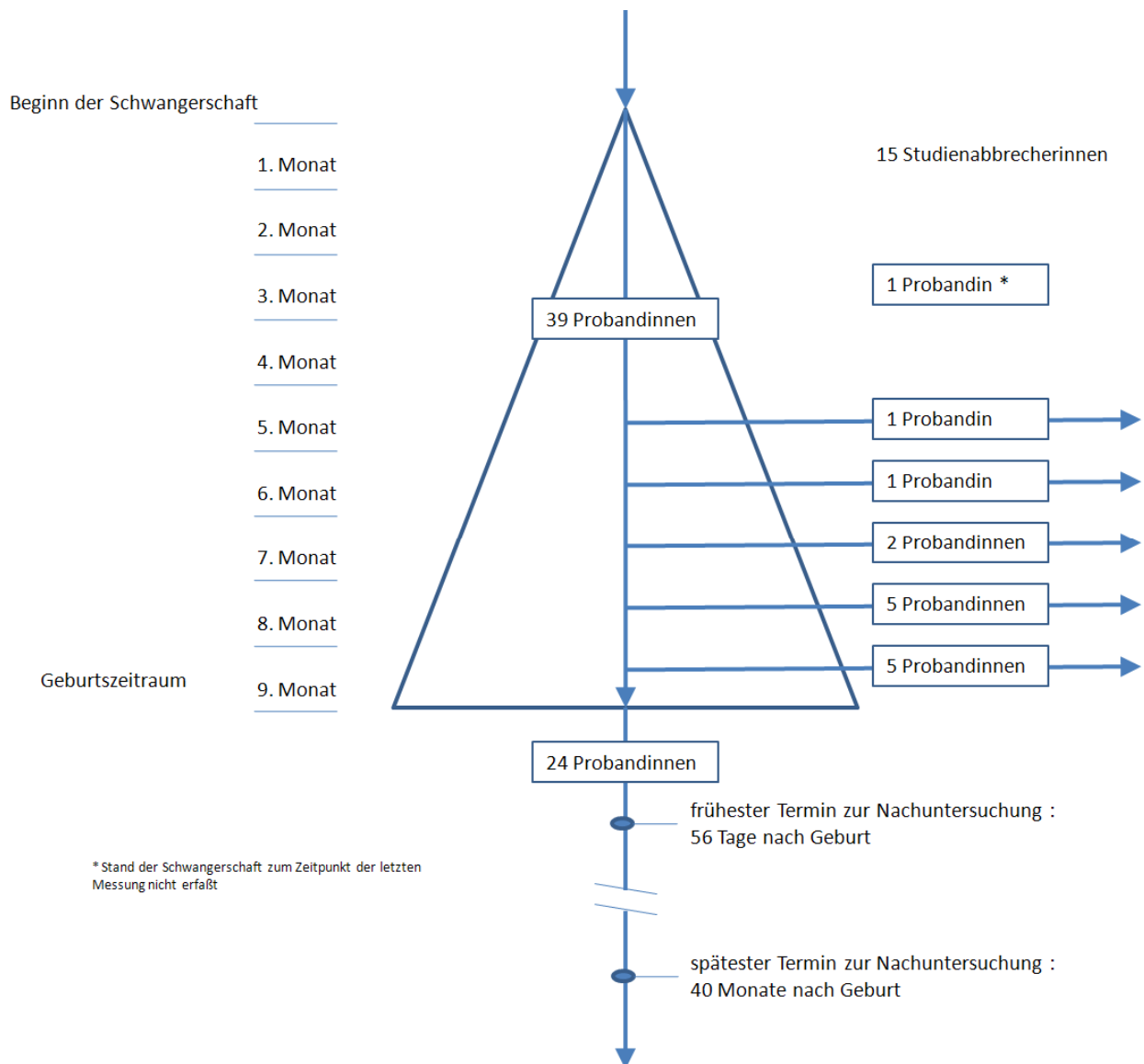


Abb. 10 Überblick über die teilnehmenden Probandinnen

Bei der Auswertung und graphischen Darstellung der Ergebnisse variiert die Probandinnenzahl  $N$ , da nicht von allen Probandinnen vollständige Angaben vorlagen.

Die meisten Probandinnen waren zum ersten Mal schwanger. Ein Drittel hatte bereits eine oder mehrere Geburten hinter sich. Die Kinderzahl je Frau betrug laut Statistischem Bundesamt in Deutschland im Jahr 2005 durchschnittlich 1,34.

Für eine sichere Aussage, ob die Veränderungen an Gangbild und Fußstruktur bei den Primigravida stärker oder schwächer ausfallen als bei Multigravida, ist die Zahl der Mehrgebärenden mit  $N=9$  in dieser Studie nicht hoch genug. Entsprechende Hinweise könnten nur aus Einzelfallbetrachtungen abgeleitet werden.

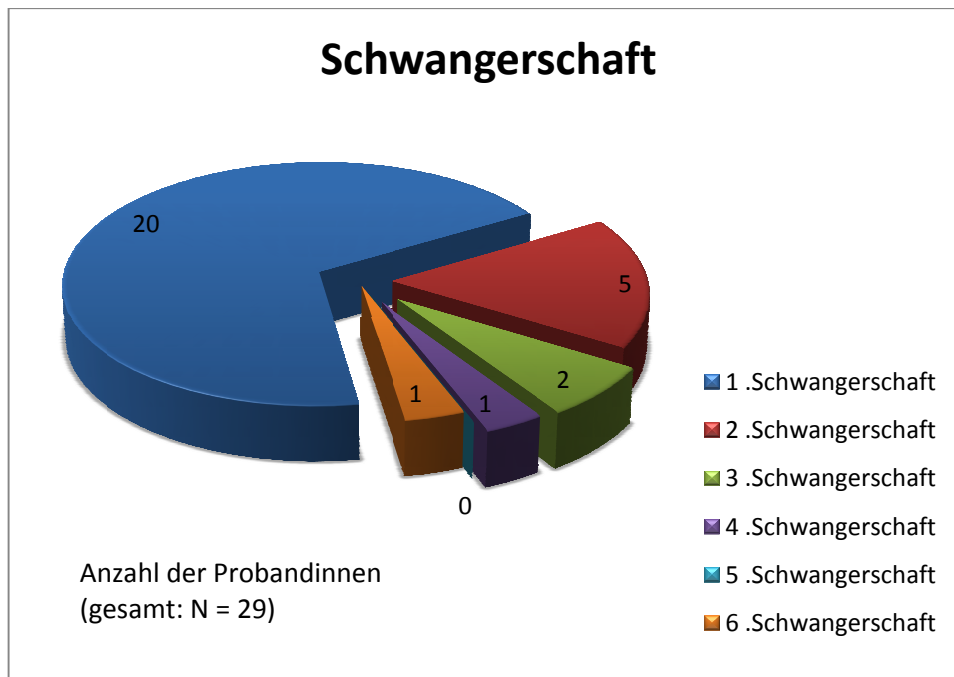


Abb. 11 Schwangerschaftshäufigkeit der Probandinnen dieser Studie

### 3.2 Normalprobandinnen

Für die Normaldatenbasis wurden die Messdaten von 35 gesunden Probandinnen aufgenommen. Als gesund gewertet wurden, in Anlehnung an die befindlichkeitsorientierte Definition der Weltgesundheitsorganisation WHO, Probandinnen, die keinerlei Schmerzen am Bewegungsapparat oder sonstige Probleme beim Gehen äußerten und die noch keine knöchernen Verletzungen oder Bandverletzungen am Fuß oder Sprunggelenk hatten.<sup>1</sup> Füße mit auffälligen Fehlstellungen oder Veränderungen (z.B. ausgeprägter Hallux valgus) wurden ebenfalls ausgeschlossen. Andere Autoren definieren den Gesundheitszustand der Füße diagnoseorientiert, z.B. auch anhand des Abrollbildes des Fußes und kommen dann zum Schluss, dass bis zu  $\frac{2}{3}$  aller Erwachsenen keine gesunden Füße haben. Dabei setzen diese Autoren allerdings ein Normbild des Fußes voraus. Der Streit über ein solches Idealbild hält seit 150 Jahren in den Fachkreisen an (z.B. die Frage der Existenz oder Nichtexistenz eines Quergewölbes im Ballen, vgl. KAPANDJI [27] S. 218).

<sup>1</sup> Die WHO definiert den Begriff der Krankheit als Gegensatz zu demjenigen der Gesundheit. Letztere wird definiert durch den Zustand völligen körperlichen, seelischen und sozialen Wohlbefindens.

---

### 3.3 Grundlagen Biomechanik

Alle Größen, die die Bewegung des Menschen beschreiben, Geschwindigkeit, Kräfte, Energie, etc., werden unter dem Begriff *Biomechanik* zusammengefasst. Die Biomechanik wendet physikalische Gleichungen auf biologische Systeme an. Die Kinematik beschreibt die Lage und Bewegungen von Körpern im Raum, die Kinetik den Zusammenhang zwischen Kräften und Bewegungen: Kräfte sind Ursache von Bewegungsänderungen.

In biologischen Systemen gibt es immer eine große Zahl innerer Kräfte, z.B. durch Muskelzüge, Sehnen unter Spannung, etc., die sich mit den äußeren Kräften oder gegenseitig die Waage halten.

Die Biomechanik stellt die inneren Reaktionen auf bestimmte äußere Bedingungen dar, z.B., welche Kräfte und Momente entstehen beim Gehen im Sprunggelenk. Äußeres Plantarflexions- und Dorsalextensionsmoment stehen im Gleichgewicht mit den inneren Gelenkmomenten von M. trizeps und M. tibialis anterior (vgl. Abb. 13).

Zusammengefasst einige Grundlagen der Mechanik, die im Folgenden eine Rolle spielen:

- Das zweite Newtonsche Gesetz: Kraft = Masse mal Beschleunigung verbindet Kinematik und Kinetik eines Körpers:

$$\vec{F} = m \cdot \vec{a} \quad (1)$$

Das erste Newtonsche Gesetz = Galileisches Trägheitsprinzip - ein Körper auf den keine äußere Kraft einwirkt ändert seine aktuelle Bewegung (Geschwindigkeit bzw. Impuls) nicht.

- Kraft und Gegenkraft (z.B. auch aus der Massenträgheit) sind zu jeder Zeit im Gleichgewicht. Der Fuß beispielsweise übt eine Kraft  $-\vec{F}$  auf den Boden aus, gemessen wird die entgegengesetzte Bodenreaktionskraft  $\vec{F}$  auf den Fuß, da diese äußere Kraft Lasten und Veränderungen am Fuß zur Folge hat:

$$Actio = Reactio \quad (2)$$

- Drehmoment = Kraft  $\vec{F}$  mal Hebelarm  $\vec{r}$  (vektorielle Größen)

$$\vec{M} = \vec{r} \times \vec{F} \quad (3)$$

- Hebelgesetz: inneres und äußeres Drehmoment stehen im Gleichgewicht (vgl. Abb. 13, zu Kräften und Momenten im Fußskelett vgl. WITT [56] S.2.187 ff):

$$\vec{M}_i = \vec{r}_i \times \vec{F}_i = \vec{r}_a \times \vec{F}_a = \vec{M}_a \quad (4)$$

- Druck  $p$  = Kraft  $F_A$  auf das Flächenelement  $A$ ,  $F_A$  ist die Kraftkomponente senkrecht auf die Fläche  $A$ :

$$p = F_A / A \quad (5)$$

Abb. 12 *Actio = Reactio*

Der Läufer übt eine Kraft  $-\vec{F}$  auf den Boden aus (und deformiert dadurch geringfügig den Boden). Die gleich große entgegengesetzte Bodenreaktionskraft  $\vec{F}$  des Bodens dagegen hat Veränderungen am Fuß (beispielsweise die Kompression des Fersenpolsters) zur Folge.

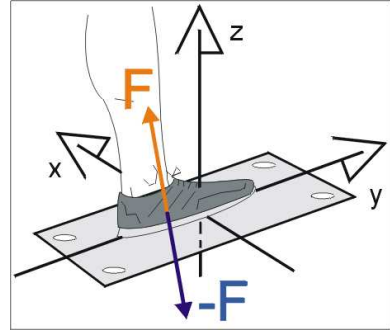
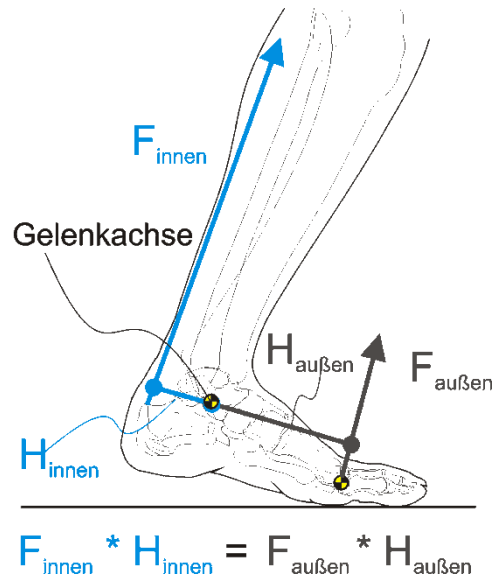


Abb. 13 Hebelgesetz.

Kraft- und Hebelverhältnisse am Sprunggelenk beim Abstoßen. Hier im Beispiel: das äußere Moment bzgl. des Sprunggelenks steht mit dem inneren Moment, das die Wadenmuskulatur über die Achillessehne erzeugt, im Gleichgewicht.

Das Produkt aus äußerer Kraft mal äußerem Hebel zur Achse ist gleich dem Produkt aus innerer Kraft mal innerem Hebel.

(Äußerer Kraftvektor und innerer Kraftvektor liegen hier näherungsweise, aber nicht genau parallel zueinander. Dadurch entsteht eine zusätzliche Kompressionskraft auf das Fußskelett sowie ein Torsionsmoment.)



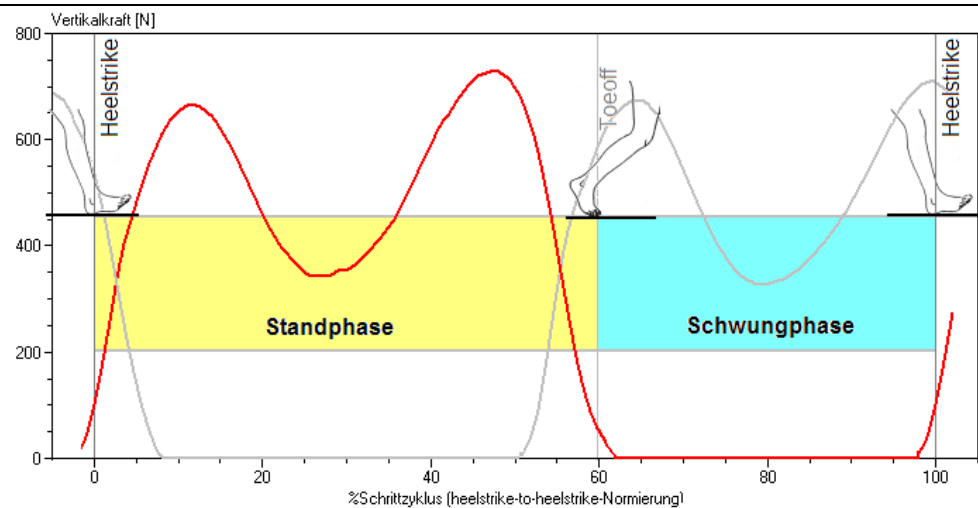
### 3.4 Gangphasen

Ein vollständiger Schrittzzyklus vom Auftreten der linken oder rechten Ferse bis zum nächsten Auftreten derselben Ferse kann auf verschiedene Weise in Schrittphasen unterteilt werden. Dabei kann der Gesichtspunkt auf der physiologischen Funktion liegen, z.B. daran orientiert, welche Gelenkbewegung gerade stattfindet oder welche Muskelgruppen aktiviert sind (vgl. GÖTZ-NEUMANN [19]). Wenn der Bewegungsablauf, wie in dieser Studie, messtechnisch untersucht wird, liegt es nahe, die Phaseneinteilung anhand biomechanischer Messgrößen zu definieren.

Immer gleich ist die Aufteilung in Stand- und Schwungphase. In der Standphase hat der Fuß Kontakt zum Boden und es findet eine Kraftübertragung statt (die gemessene Bodenkraft ist größer als 0, vgl. Schema Abb. 14). In der Schwungphase ist der Fuß angehoben und wird nach vorne gezogen, der andere Fuß hat jetzt Bodenkontakt.

Vor allem die Standphase wird in verschiedene Abschnitte weiter unterteilt (vgl. PERRY [41]). In dieser Studie sind das z.B. die Fersenkontaktphase, das ist die Zeit vom Auftreten bis zum Moment des Abhebens der Ferse und die Vorfußstandphase (vgl. Abb. 17, S. 32 und Abb. 18, S. 34). Eine biomechanisch und funktionell sinnvolle Aufteilung ist auch die anhand der OSG-Drehmomentkurve in eine anfängliche Plantarflexions-Phase mit aktiviertem M. tibialis anterior und negativem Moment in Abb. 25, S. 43 und eine anschließende Dorsalextensions-Phase mit aktiviertem M. triceps surae und positivem OSG-Moment.

Abb. 14 Stand- und Schwungphase anhand der gemessenen Bodenkraft



## 3.5 Messtechnik

### 3.5.1 Plantare Druckverteilungsmessung (Pedobarographie)

Bei der plantaren Druckverteilungsmessung handelt es sich um eine nicht-invasive Methode, die - gerade für schwangere Patientinnen günstig - völlig risikolos und belastungsfrei durchgeführt werden kann. Die Patientinnen gehen barfuß mehrmals über die Druckmessplatte, die die Druckverteilung am Fuß über den gesamten Abrollvorgang wiederholt aufzeichnet. Die Pedographie bietet die Möglichkeit, relativ schnell und objektiv Anomalien des Fußskeletts und Unregelmäßigkeiten in der Abrolldynamik festzustellen (ROSENBAUM [45]). Die gesamte Messzeit beträgt in der Regel einige Minuten.

Die elektronische plantare Druckverteilungsmessung mit Hilfe von hochauflösenden Bodenplatten oder Mess-Einlegesohlen für den Schuh ist aktuell die modernste Form der Pedobarometrie. Das in der wissenschaftlichen Anwendung am meisten angewendete Gerät ist die auch in dieser Studie verwendete EMED SF der Firma novel GmbH (München). Die für diese Arbeit verwendete Auswertesoftware wurde selbst entwickelt und eignet sich besonders gut zur Darstellung der hier relevanten Größen.

Die Druckmessplatte der Größe 28x50 cm ist mit 62x32 quadratischen Sensoren (2 Sensoren/cm<sup>2</sup>) ausgestattet und misst die Druckverteilung mit einer Rate von 71 Bildern pro Sekunde (vgl. Abb. 16 und Abb. 17, ein Beispiel einer Druckverteilungsmessung). Sie kann als Modul wahlweise fest in den Boden integriert, oder wie im Ganglabor des Klinikums rechts der Isar als installierbare Einheit montiert werden. Die Probandin geht barfuß über die Plattform (Abb. 15). Der Messvorgang wird durch Betreten der Messplattform automatisch gestartet. Die Druckverteilung wird farbig kodiert oder als Druckgebirge wiedergegeben. Zusätzlich werden standardmäßig der Maximaldruck, die Maximalkraft und die Kontaktfläche bestimmt und als Zahlenwerte sowie in einem Zeitverlaufdiagramm dargestellt (vgl. Abb. 16 rechts).

Um kinematische Zusammenhänge, also den Bewegungsablauf, direkt zu erfassen, werden häufig Filmaufnahmen gemacht, wobei die Gelenkachsen des Patienten mit Licht-reflektierenden Markern beklebt werden. Kinetische Daten, also die Größe der passiv oder aktiv auf den Fuß einwirkenden Kräfte können dann bei bekannter Masse

---

aus Bewegungsverlauf und Beschleunigung errechnet werden. Die so erhobenen Messwerte sind allerdings nur sehr zeit- und berechnungsaufwändig zu gewinnen, weshalb bereits Ende der zwanziger Jahre des 20. Jahrhunderts der Versuch unternommen wurde, die Kräfte zwischen Fuß und Unterlage direkt zu messen. Daraus ist eine Vielzahl von Konstruktionen entstanden, unter anderem auch die elektronische Pedographie. Die elektronischen Messsensoren arbeiten nach verschiedenen Messprinzipien, die eingesetzte EMED-SF-Platte ist ein kapazitives System. Kapazitive Systeme sind weniger temperaturempfindlich und beständiger als resistive Messsysteme. (Zu den verschiedenen Messmethoden und den Eigenschaften der Geräte der bekanntesten Hersteller vgl. z.B. die Übersicht bei ROSENBAUM [45].)

### 3.5.2 Messgenauigkeit der Druckmessplatte

Tabelle 2 Die technischen Daten der verwendeten EMED-SF-Plattform

Messfläche:	435mm x 225mm
Anzahl der Sensoren:	1984
Sensoren/cm <sup>2</sup> :	2
Sensormatrix:	62 x 32
Messfrequenz:	71 Druckverteilungsbilder je Sekunde
Messspeicher:	150 Druckverteilungsbilder
Maximale Messzeit:	2,1 Sekunden
Druckbereich:	1-127 N/cm <sup>2</sup>
Auflösung:	0,5 N/cm <sup>2</sup>
Messgenauigkeit:	5% (Herstellerangaben) incl. Temperatur-Effekte, Hystereseeigenschaften, Kalibrierfehler, Nullpunktsdrift und Fehler des A/D-Wandlers Hystereseeffekte (Geschwindigkeitsabhängigkeit des Messsignals) tragen zum Messfehler max. 1,5% bei.

### 3.5.3 Messablauf

Möglich sind prinzipiell statische und dynamische Messungen. Die Messung im Stehen (statisch) wurde in dieser Studie nicht durchgeführt. Für die Messung im Gehen (dynamisch) sollten die Probandinnen ein möglichst physiologisches Gangbild liefern. Dafür ist es erforderlich einen Abrollvorgang in der Mitte einer Gangstrecke zu untersuchen, damit eine normale, gleichmäßige Ganggeschwindigkeit erreicht ist. In dieser Studie wurde zu Beginn ein drei-Schritte-Anlauf ausgemessen und markiert. In klinischen Studien mit sehr schlecht gehfähigen oder sehr alten Patienten oder Patienten mit erheblichen Koordinationsschwierigkeiten wird gegebenenfalls ein ein-Schritt-Anlauf gewählt, bei dem dann natürlich noch keine endgültige und konstante Gehgeschwindigkeit erreicht sein kann. PETERS [42] fand zwischen beiden Methoden hinsichtlich der gemessenen Druckwerte keine signifikanten Unterschiede; jedoch bezüglich der Bodenkontaktdauer und der daraus abgeleiteten Parameter. Er beschreibt sogar eine Reduzierung der Variabilität zwischen den Messungen bei der Einschrittmethode. Wie bei den Messungen in dieser Studie gingen die Probandinnen nach dem Messschritt noch einige Schritte weiter, um ein Abstoppen auf der Platte zu vermeiden. Bei Unsicherheit durften die Probandinnen zu Beginn natürlich auch einige Male üben. Damit wird bei der Messung das „Zielen“ auf die Platte, welches das natürliche Gangbild verfälscht hätte auf ein Minimum reduziert.

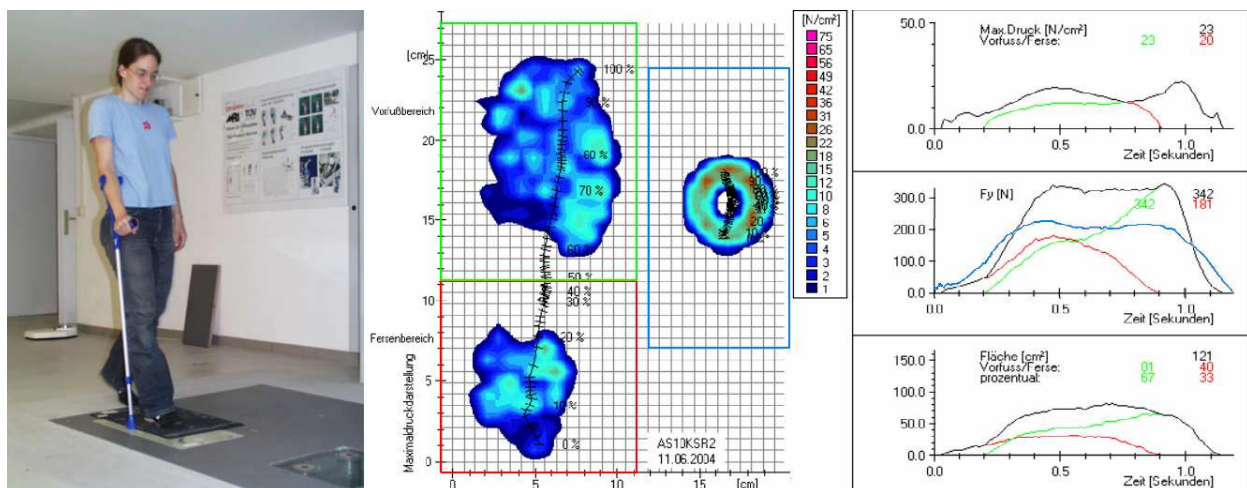
Nach HOFFMANN [23] gibt es eine optimale Gehgeschwindigkeit mit minimalem Kraft- und Energieaufwand. Diese liegt bei Männern und Frauen bei 4,0 km/h. Alle Probandinnen wurden bei den Messungen angehalten, in ihrer Alltags-Gehgeschwindigkeit zu gehen. Eine sehr geringe Gehgeschwindigkeit wirkt sich auf die gemessenen Parameter aus, insbesondere auf die Form der Bodenkraftkurve und der daraus abgeleiteten Parameter.

Aus der Druckverteilungsmessung allein kann nur über die Bodenkontaktdauer indirekt auf die Ganggeschwindigkeit geschlossen werden. Mit der Gehgeschwindigkeit variieren die meisten aus der Druckverteilung ableitbaren Parameter. Vor allem verkürzt sich natürlich die Bodenkontaktzeit, die Schrittfrequenz erhöht sich und das Verhältnis der Anteile von Stand- zu Schwungphase am Schrittzzyklus verändert sich. TAYLOR [51] findet bei gesunden Probanden in der Standphase einen schnelleren Wechsel von Ferse zu Vorfuß, eine Erhöhung der Druck- und Kraftmaxima und, wie wegen der kürzeren Bodenkontaktzeit zu erwarten ist, eine Reduktion aller Parameter-Zeit-Integrale, wenn über die Bodenkontaktdauer integriert aber nicht normiert wird.

### 3.5.4 Klinische Untersuchungen und Daten

Zusätzlich zu den Messungen am EMED-System wurden weitere Daten erhoben. Per Fragebogen wurden an jedem Messtag Alter der Probandin, Gewicht, Größe, Stand der Schwangerschaft, Anzahl der Schwangerschaften, etwaige Fußprobleme sowie Fußmaße festgehalten. Beide Füße wurden nacheinander im entspannten Sitzen mit auf den Fußlängen-Messschieber aufgelegten Füßen vermessen, wobei die ermittelten Daten nach jeder Einzelmessung auf dem Fragebogen dokumentiert wurden. Um die Fehlerentstehung einzugrenzen, wurden die Längenmessungen per Messschieber und nach Möglichkeit immer durch die gleiche Person durchgeführt. Vermessen wurden seitengetrent Fußlänge, Ballen- und Fersenbreite in mm. Es wurden Fotos der Füße aus verschiedenen Perspektiven aufgenommen.

Eine Abbildung des Fragebogens befindet sich im Anhang.



(Aufnahme im Klinikum rechts der Isar München)

Abb. 15 Pedographie. Bei der Messung der plantaren Druckverteilung geht die Patientin in ihrer normalen Gehgeschwindigkeit über die Druckmessplatte, die einen Druckverteilungsfilm des Abrollvorgangs aufzeichnet (vgl. Abb. 16 und Abb. 17). Für die Messung sind keine besonderen Vorbereitungen notwendig; in der Studie gehen die Probandinnen barfuß. (Im hier gezeigten Beispiel werden Teilbelastungsmessungen zu einer anderen Studie gemacht).



### 3.5.5 Beispiel-Pedogramm

Abb. 16 und Abb. 17 geben ein Beispiel einer pedographischen Messung aus dieser Studie wieder, wie es die Standard-Messsoftware der EMED SF-Messplatte darstellt. Die Ableitung weiterer Parameter aus dieser Messung wird in den anschließenden Kapiteln beschrieben.

Abb. 16 Pedographie - Druckverteilungsmessung unter der Fußsohle wie in Abb. 15, Standard- Bildschirmdarstellung des Messgeräts EMED-SF.

Dargestellt sind die Druckmaxima während des Abrollens des Fußes. Die Diagramme rechts geben den maximalen Druckwert, die durch Integration über die ganze Fläche ermittelte Vertikalkraft und die Bodenkontaktfläche im Verlauf des Abrollens wieder. Dabei wird noch zwischen Vorfußbereich (grüne Kurvenanteile) und Rückfuß (rote Kurvenanteile) unterschieden.

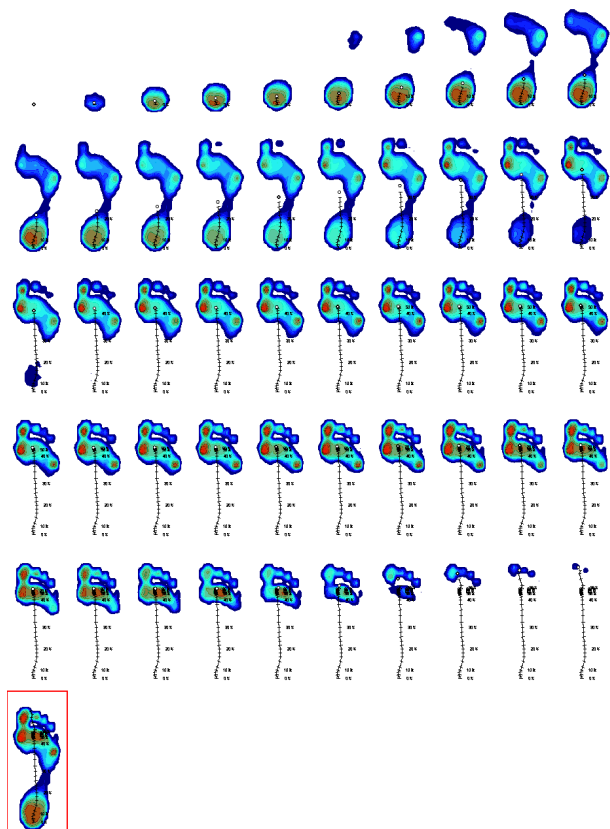
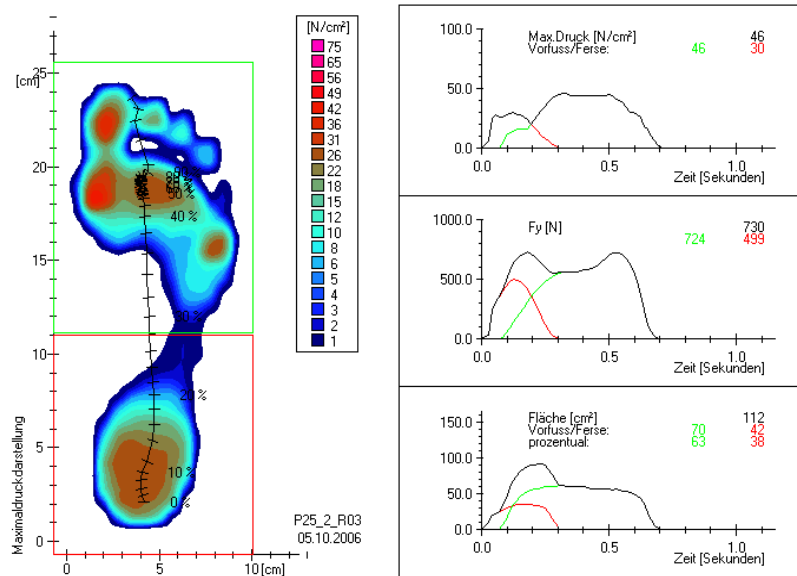


Abb. 17 Gesamter Abrollvorgang des Fußes der Messung aus Abb. 16, dargestellt sind alle Einzelbilder der Messung. Die Bildrate ist 72 Messungen pro Sekunde.

Das letzte rot markierte Einzelbild ist das Druckmaximabild mit den maximalen während des Abrollens aufgetretenen Druckwerten.



---

### 3.5.6 Druckmaximabild

Die Messplatte nimmt 71 vollständige Druckverteilungsbilder pro Sekunde auf. Abb. 17 zeigt in farbiger Kodierung diese Druckverteilung Bild für Bild für einen vollständigen Geh-Schritt über die Platte. Sichtbar wird der typische Verlauf vom Auftritt der Ferse bis zum Abstoßen des Vorfußes und der Zehen. Das letzte in Abb. 17 rot markierte Einzelbild, das *Druckmaximabild*, gibt für jeden Punkt den maximalen während der Messzeit aufgetretenen Druckwert wieder. Dieses Bild wird in der Alltagsanwendung dieser Messgeräte vornehmlich interpretiert. Die Maximaldruckwerte unter den verschiedenen Regionen des Fußes treten beim Gehen zu unterschiedlichen Zeitpunkten auf. Das Druckmaximabild gibt aber dennoch einen guten ersten Gesamtüberblick der Belastungen während des Bodenkontaktes. Dabei treten zeitlich variierende funktionelle Eigenschaften des Fußes beim Abrollen zwangsläufig etwas in den Hintergrund.

### 3.5.7 Ganglinie

Der Druckverteilung in Abb. 16 und Abb. 17 überlagert ist die Ganglinie, die die Wanderung des Schwerpunktes der Druckverteilung von der Ferse zum Vorfuß von Bild zu Bild zeigt.

Typisch für den normalen Gang ist das gleichmäßige Fortschreiten der Ganglinie mit leichter lateral-konvexbogiger Krümmung, von der Ferse ausgehend nach vorne, beim Barfußgehen etwa gegen das Metatarsale III und IV, die Linie biegt dann nach medial um und endet zwischen den beiden ersten Zehen.

Einige charakteristische kinetische Parameter sind in der Bewegungsweise des Druck-Schwerpunkts auf der Ganglinie „versteckt“. Eine Schwäche der Plantarflexoren äußert sich beispielsweise in einer verzögerten Bewegung des Druckschwerpunkts von der Ferse zum Vorfuß, der Bodenkraftvektor bleibt länger in der Nähe des Sprunggelenks. Dadurch reduziert sich der Hebel des Kraftvektors zum Gelenk und das von den Plantarflexoren zu kompensierende äußere Gelenkmoment reduziert sich entsprechend.

Die Form des Kurvenverlaufs ist charakteristisch für die individuellen Eigenarten des Sprunggelenks und des Fußskeletts, insbesondere aber auch für bestimmte Fußcharakteristika wie Knick-Senkfuß.

Ein Vergleich der Einzelbilder der Pedographie-Messung Abb. 17 lässt erkennen, dass die Druckbelastungen an der Ferse und im Vorfußbereich gänzlich unterschiedliche Zeitcharakteristiken haben: Typisch beim Gehen sind ein schneller, impactartiger Druckanstieg an der Ferse, langsamer und kontrolliert ansteigende, dafür länger anhaltende Belastung am Vorfuß, während die Maxima des Drucks an Ferse, Vorfußballen und Großzehe von vergleichbarer Größe sind, Werte zwischen ca. 40 N/cm<sup>2</sup> und 60 N/cm<sup>2</sup>, aber abhängig von der Ganggeschwindigkeit, geringe Druckwerte zwischen Ferse und Ballen, kein Aufliegen im medialen mittleren Fußbereich. Die Druckverteilung im Ballenbereich sollte flächenhaft sein.

Der Beginn des Abhebens der Ferse erfolgt beim Gang in normaler Geschwindigkeit etwa in der Mitte des Bodenkontakts (dann schwingt das kontralaterale Bein vorbei).

### 3.5.8 Bodenkontaktfläche

Mit dem Abrollen des Fußes verändert sich ständig die Größe der aktuellen Kontaktfläche des Fußes zum Boden (vgl. Abb. 17 und Abb. 18). Diese dynamische Fläche lässt sich durch einfaches Aufsummieren aller Flächenelemente ermitteln, an denen der Druck größer als 0 ist (oder eine vorgegebene untere Schwelle übersteigt).

$$A = \int_{\text{Gesamtfläche, } p > 0} \delta A \quad \text{in [cm}^2\text{]} \quad (6)$$

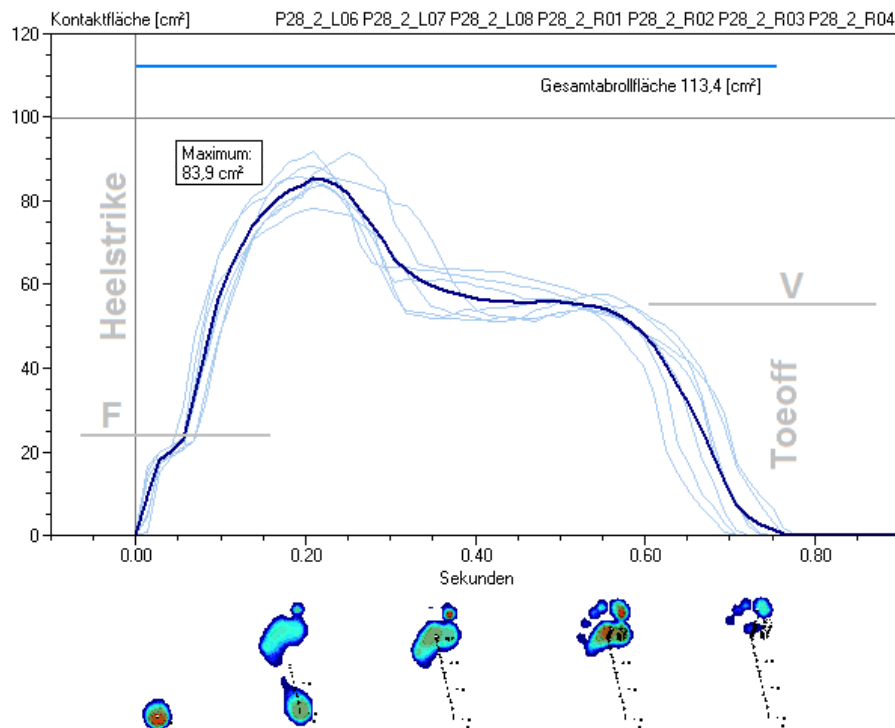


Abb. 18 Dynamische Kontaktfläche des Fußes zum Boden. 7 Messkurven einer Probandin der Studie und gemittelte Kurve. Eingetragen ist auch die mittlere Abwickelfläche (die Gesamtabwickelfläche auf der Messplatte, die im Verlauf des Schritts irgendwann Kontakt zum Fuß hatte).

### 3.5.9 Fußlängenparameter

Die *Fußlänge* der Patienten wurde mit einer üblichen Lehre aus dem Schuhhandel gemessen. Der Umrechnungsfaktor zwischen der Fußlänge in Schuhgrößeneinheiten und der Fußlänge in cm ist 0.635 (¼ Zoll). Die Fußlänge ist die Maximallänge von der Ferse(rückseite) bis zur Spitze der ersten oder zweiten Zehe, je nach Fußtyp<sup>2</sup>. Die tatsächliche Fußlänge des Patienten ist meistens etwas geringer als die Schuhgröße seiner Schuhe.

Die Abrolllänge ist die Länge der Gesamt-Bodenkontaktfläche auf der Druckmessplatte. Diese Abwickellänge kann größer sein als die Fußlänge, da der Fuß mit angehobener Fußspitze aufgesetzt wird und die Zehen beim Abstoßen bis über ihre frontale Seite abrollen. Die Abwickellänge kann aber auch kleiner sein als die Fußlänge, da die Run-

<sup>2</sup> ägyptischer Fußtyp: der Hallux (die Großzehe) ist die längste Zehe, griechischer Typ: der zweite Zeh überragt die große Zehe, römischer Fuß (Carré-Typ): die große und die zweite Zehe sind gleich lang.

dung der Ferse und der Zehenspitzen über die Kontaktfläche zum Boden überstehen. Das Auswerteprogramm gibt die gemessene Abwickellänge des Fußes an (Markierungen b in Abb. 19).

Die Länge des Fußskeletts ist ca. 1,5 bis 2 cm geringer als die Fußlänge, da sowohl an der Fersenrückseite als auch an der frontalen Spitze der Zehen Weichteilgewebe von etwa 0,5 bis 1 cm Dicke liegen.

Im Auswerteprogramm zur Bestimmung kinetischer Parameter wird wie in Abb. 19 über das Druckverteilungsbild ein Konturbild eines Fußskeletts geblendet.

Abb. 19 Längenparameter des Fußes.

FL: Länge des gemessenen Fußabdrucks zwischen den Markierungen a.

FL = 22.7 cm entspricht Schuhgröße 35.7.

SL: Länge des eingeblendeten Skeletts

AL: Abwickellänge des Fußabdrucks zwischen den Markierungen b

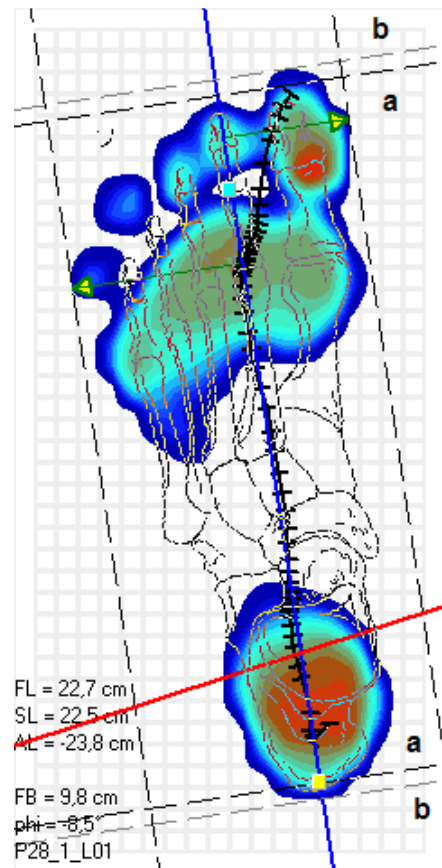
AL = 23.8 cm entspricht Schuhgröße 37.5.

FB: Fußbreite zwischen den berührenden Parallelen zur Fußlängsachse (Markierungspfeile)

Phi: Außenrotationswinkel der Fußlängsachse

Die Markierungen a werden im ersten bzw. letzten Einzelbild des Abrollvorgangs bestimmt, in dem Bodenkontakt des mittleren Fußes besteht (flach aufliegender Fuß).

Die tatsächliche Fußlänge der Probandin ist 37 (23.5 cm), also geringer als die Abwickellänge AL. Die Skelettlänge ist ca. 1 cm kürzer (22.5 cm). Die Probandin trägt Schuhe der Größe 37.



### 3.5.10 Bodenkraft

Der Zusammenhang zwischen Bodenkraft  $F$  (genaugenommen der Vertikalkomponente  $F_z$  des Bodenkraftvektors) und der Druckverteilung  $p$  wird von der Formel (2) beschrieben:

$$p = \frac{F_z}{A} \quad \text{in [N/cm}^2\text{]} \quad (7)$$

$A$  ist das Flächenelement, auf das die Kraft  $F_z$  wirkt.

Gleichung (2) kann nach  $F_z$  aufgelöst werden,  $F_z$  kann aus der Druckmessung errechnet werden:

$$F_z = p \cdot A \quad \text{in [N]} \quad (8)$$

Bei einer Druckverteilung mit variierender Druckhöhe kann durch Integration der Druckverteilung über den ganzen Fuß oder über Teilbereiche die Vertikalkraft  $F_z$  für den ganzen Fuß oder für Teilbereiche (z.B. Hallux / Metatarsale I) berechnet werden:

$$F_z = \int_{\text{Gesamtfläche}} p_A \cdot \delta A \quad \text{in [N]} \quad (9)$$

$$F_z = \int_{\text{Teilfläche}} p_A \cdot \delta A \quad \text{in [N]} \quad (10)$$

In Abb. 20b wird die Integration des Drucks für alle Druckverteilungsbilder aus dem Abrollvorgang durchgeführt. Daraus ergibt sich der Verlauf der Gesamt-Bodenkraft über die Bodenkontaktzeit (schwarze Kurve im Diagramm in Abb. 20b). Dargestellt sind auch die beiden Druckverteilungsbilder mit maximaler Bodenkraft. Außerdem wird im Druckmaximabild Abb. 20a der Hallux-Bereich gesondert markiert. Über diesen Teilbereich der Fußsohle wird ebenfalls für den ganzen Abrollvorgang die Integration wiederholt. Im Diagramm Abb. 20b ergibt sich daraus der Anteil des Hallux an der gesamten Bodenkraft, zusätzlich weiter aufgeschlüsselt auf den Anteil der Zehe und den Anteil des Großzehballens.

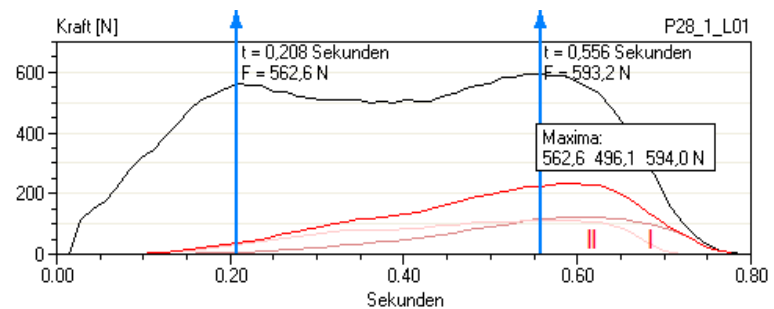
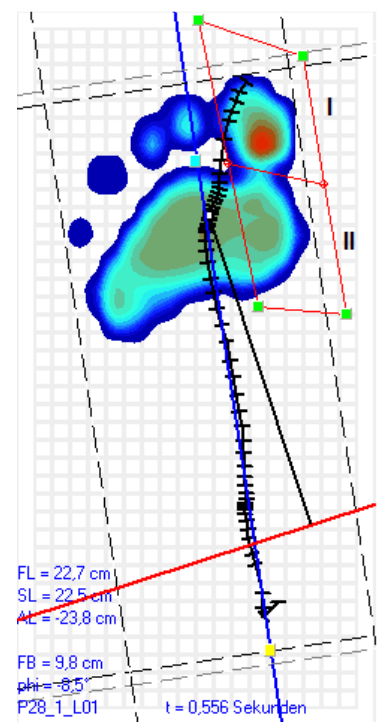
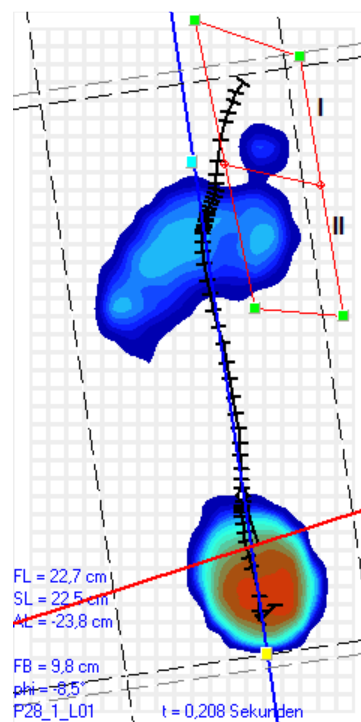
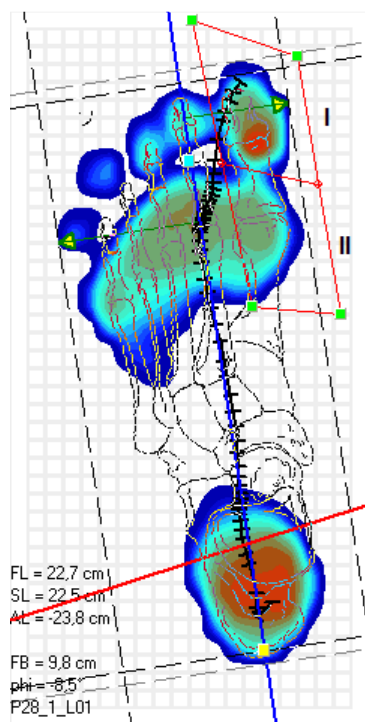


Abb. 20a Zur Ermittlung der Bodenkraft aus der plantaren

Abb. 20b Ermittlung der Bodenkraft aus der plantaren Druckverteilung. Oben: Druckverteilungsbilder zu den mar-

---

Druckverteilung:  
Druckmaximalbild mit überlagertem Fußskelett, markierte Hallux-Bereiche I und II.

kierten Zeitpunkten im Bodenkraft-Diagramm unten.  
Im Diagramm: schwarze Kurve: Integral über die gesamte Fläche, rote Kurven: Integrale über den rot markierten Hallux-Bereich. Der Anteil des Hallux an der Gesamtkraft weiter unterteilt in die Regionen I (Zehe) und II (Ballen).

### 3.5.11 Typische Charakteristika der Bodenkraft beim Gehen

Die Vertikalkraft  $F_z$  in Abb. 20b hat zwei Hauptmaxima. Das erste entsteht beim Auftreten der Ferse und der Belastung durch das Körpergewicht, das zweite beim Abrollen und Abstoßen mit dem Vorfuß. Direkt am Anfang des Bodenkontakts zeigt sich häufig noch ein kleines sehr schmales (d.h. sehr kurzzeitiges) Maximum durch den dynamischen (Massenträgheits-) Impact des Beins beim Auftreten. Diese sogenannte Initialzacke ist meist nur beim Barfußgehen deutlich zu erkennen. Schuhe dämpfen diese Spitze meistens weg.

Die Vertikalkraft setzt sich aus zwei Teilen zusammen, dem statischen Anteil durch das Körpergewicht und aus dynamischen Anteilen durch Beschleunigungen der Körpersegmente. Die Vertikalkraft übersteigt bei flottem Gang in den Maxima das Körpergewicht um ca. 20% bis 25% und liegt im Zwischenminimum mit ungefähr 20% bis 25% ebensoviel tiefer. Die horizontalen Kräfte lassen sich aus der Druckverteilung nicht ermitteln. Sie sind rein dynamische Komponenten und sehr viel kleiner als die Vertikalkraft.

### 3.5.12 Kraftanstiegsrate, Stoßbelastung, Stoßdämpfung

Eine kurzzeitige Belastungsspitze, ein Stoß, entsteht beim Auftreten des Fußes beim Gehen. Bei einem schnellen Kraftanstieg hat der Körper wenig Zeit, um aktiv auf die zunehmende Belastung zu reagieren, der Stoß überträgt sich auf die proximale Gelenkkette. Die Weichteile (also insbesondere auch Bauch und Gebärmutter der Schwangeren) sind nur locker mit dem Skelett verbunden und können, angetrieben von ihrer eigenen Massenträgheit, die Abwärtsbewegung noch ein Stück weiter fortsetzen, bis entstehende Zugspannungen im Weichteilgewebe auch dieses stoppen. Es liegt deshalb nahe zu vermuten, dass Schwangere zur Entlastung ihrer bereits stark beanspruchten Weichteile langsamer und kontrollierter auftreten, insbesondere beim Barfußgehen, wie bei den Messungen dieser Studie.

Beim Barfußgehen steht nur ein kurzer Bremsweg für das auftretende Bein vom ersten Bodenkontakt der Ferse bis zum Stopp der Abwärtsbewegung zur Verfügung (entsprechend etwa der Dicke des Fersenpolsters, ca. 1.5 cm). Kurzer Bremsweg heißt kurzzeitig hohe Bremsbeschleunigung  $a$ . Wegen der Bewegungsgleichung

$$F=m \cdot a \tag{11}$$

hat diese kurze Bremsbeschleunigungsspitze eine kurze, hohe Kraftspitze  $F$  am Fuß und in der Folge an den proximalen Gelenken zur Folge.<sup>3</sup>

Abb. 21b zeigt die Anstiegsrate am Anfang der Bodenkraftkurve und die (weniger bedeutende) Entlastungsrate zum Ende der Kurve. Beide Geraden werden durch zwei

---

<sup>3</sup> Eine nachgebende Sohle eines Schuhs kann diesen Bremsweg vergrößern und damit den Höchstwert einer kurzzeitigen Kraftspitze auf einen entsprechenden Bruchteil reduzieren. Bei fast allen Laufschuhen sind spezielle Dämpfungssysteme und -materialien integriert.

Punkte beim Über- bzw. Unterschreiten bestimmter Kraftschwellen definiert. Diese Schwellen selbst werden anhand der Größe der Kurvenmaxima (rote Markierungen in Abb. 21b) definiert.

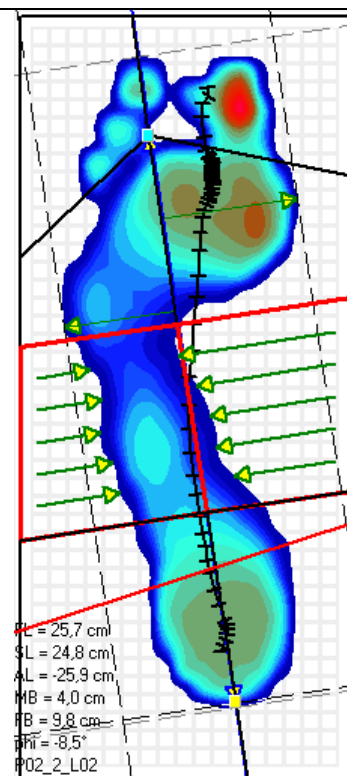
### 3.5.13 Aufteilung des Pedogramms in Teilbereiche, Lastanteile

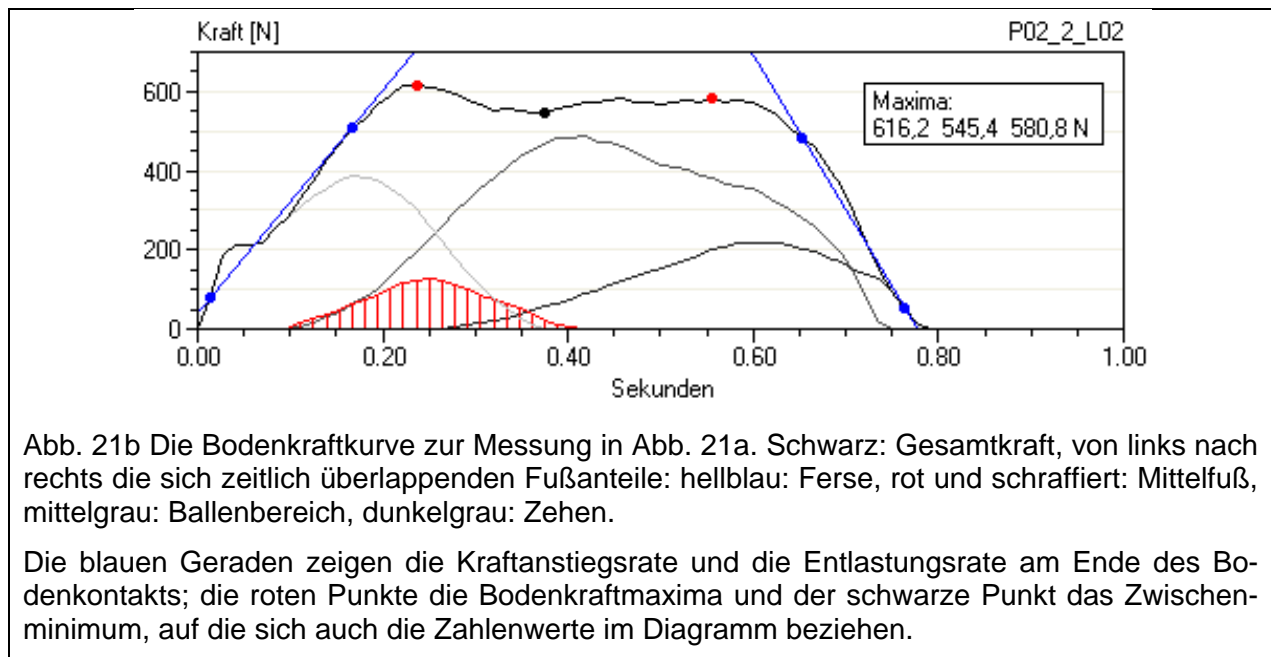
Das Pedogramm wird in 8 Teilbereiche aufgeteilt. Die Aufteilung definiert sich aus nur 2 Markierungen auf der Fußlängsachse. Die gelbe Markierung in Abb. 21a liegt auf dem hinteren Ende des Pedogramms auf dem Schnittpunkt der Längsachse und der rückwärtigen Linie a (zur Definition vgl. Abb. 19). Die hellblaue Markierung in Abb. 21a liegt auf der vorderen Begrenzung der Fußsohle und der Fußlängsachse. Die Strecke zwischen gelber und hellblauer Markierung wird in genau 3 gleiche Teile geteilt, die die Lage der Teilbereiche auf der Fußsohle definieren.

Für jeden dieser Teilbereiche können alle Parameter getrennt bestimmt werden. In Abb. 21b werden beispielsweise die Kraftanteile an der gesamten Bodenkraft wiedergegeben, wobei hier lateraler und medialer Anteil beispielsweise der Ferse zusammengefasst werden.

Abb. 21a Aufteilung des Pedogramms in Fußbereiche: rot markiert der Mittelfußanteil, nach hinten der Fersenanteil, nach vorne bis zur dachförmigen schwarzen Linie der Vorfußanteil, weiter nach vorne: der Zehenanteil. Diese vier Bereiche werden durch die Fußlängsachse noch in lateralen und medialen Anteil unterteilt.

Die grünen Pfeile zeigen an, an welchen Stellen die Mittelfußbreite (MB) definiert wird.





### 3.5.14 Mittelfußlastanteil

Die im Diagramm Abb. 21b rot gezeichnete Kurve der Mittelfußlast ist von besonderer Bedeutung. Für den Fall einer durch Lastzunahme bedingten strukturellen Veränderung des Fußskelettes ist eine Absenkung der Fußlängswölbung und konsekutiv die Zunahme der Mittelfußlast zu erwarten.

Bei der Bestimmung des Werts der Mittelfußlast sind verschiedene Definitionen und Gewichtungen realisierbar. Am nächstliegenden ist es, das Kurvenmaximum zum Zeitpunkt  $t_x$  zu bestimmen (Mittelfußlast Definition Typ 1), vgl. auch Abb. 22. Dieser Absolutwert in Newton gibt allerdings noch keine Auskunft darüber, ob die Veränderung, z. B. Zunahme während der Schwangerschaft, rein gewichtsabhängig ist, oder ob ein echter Effekt im Sinne einer Absenkung des Mittelfußskeletts vorliegt, der zur Erhöhung der Mittelfußlast führt.

Die Normierung dieses Werts auf das jeweilige bei der Messung vorliegende Körpergewicht lässt dann sichere Vergleichs-Aussagen zu (Mittelfußlast Definition Typ 2).

Eine weitere Lastdefinition bezieht auch die Dauer der anliegenden Kraft ein. Dazu wird die Fläche (das Integral) unter der Lastkurve berechnet (Mittelfußlast Typ 3), die für Vergleiche von verschiedenen Messungen wieder auf die Gesamtlast – in diesem Fall das Integral unter der Bodenlastkurve normiert werden kann (Mittelfußlast Typ 4).

Die einfachste Bestimmung ist zunächst das für den Mittelfußanteil bestimmbare Kraftmaximum (→Mittelfußlast Typ 1). Ohne eine Veränderung des Fußes oder des Abrollvorgangs wäre zu erwarten, dass sich dieser Wert in gleichem Maße erhöht wie das in der Schwangerschaft angestiegene Körpergewicht.

Umgekehrt sollte sich also eine tatsächliche Strukturveränderung des Fußes oder des Gangmusters dann feststellen lassen, wenn die Last auf das Körpergewicht normiert wird (→Mittelfußlast Typ 2). Sollte die Mittelfußlast trotz Normierung während der Schwangerschaft signifikant erhöht (oder verändert) sein, muss eine strukturelle Veränderung des Fußes stattgefunden haben.







Eine Vergrößerung der Mittelfußbreite wäre, wie die Vergrößerung der Mittelfußlast, vor allem ein Zeichen für eine Absenkung der Längswölbung des Fußes, könnte aber auch aus einer vermehrten Außenrandbelastung resultieren.

### 3.5.16 OSG-Gelenkmomente

Zur Bestimmung der Momente bezüglich der Achsen des Sprunggelenks (oder beliebiger anderer Achsen) wird die Kraft  $f_A = p_A \cdot \delta A$  auf die Flächenelemente  $\delta A$  mal deren Hebelabstand  $d_A$  zur Achse aufintegriert (Abb. 24):

$$M = \int_{\text{Gesamtfläche}} p_A \cdot d_A \cdot \delta A \quad \text{in [Nm]} \quad (12)$$

Der Hebelabstand  $d_A$  ist die senkrechte (d.h. kürzeste) Verbindung vom Flächenelement  $\delta A$  zur Gelenkachse (genaugenommen zur Projektion der Gelenkachse auf die Fußsohle).

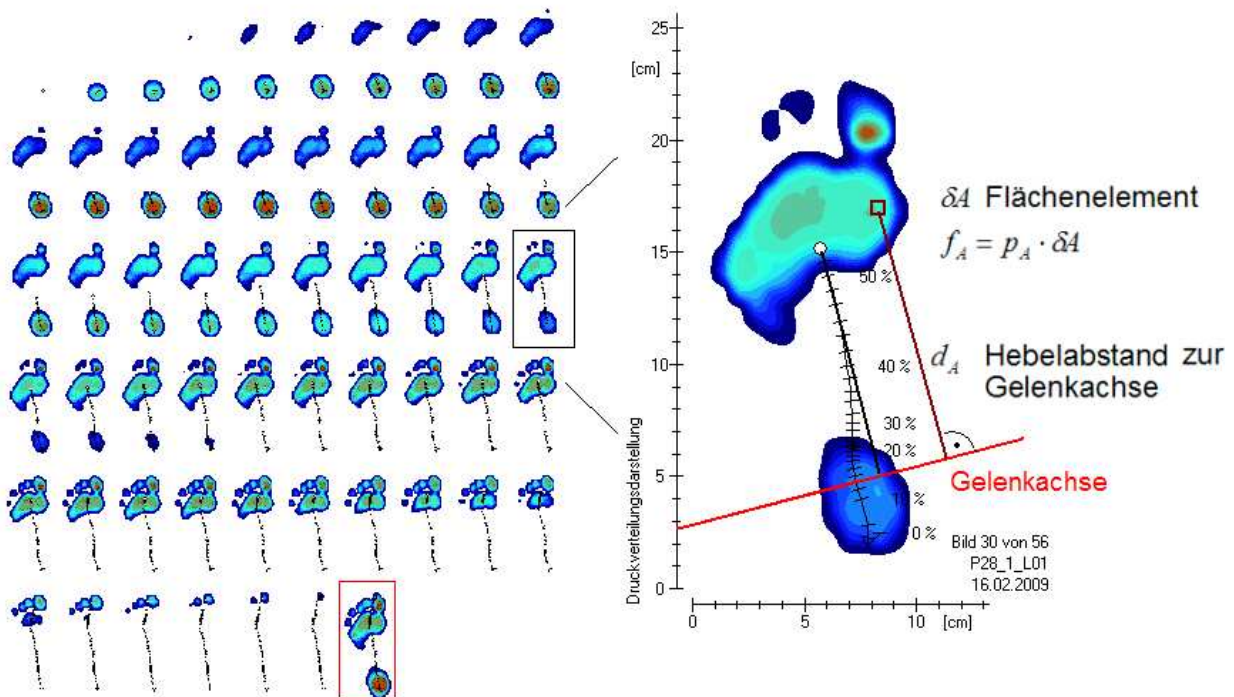


Abb. 24 Zur Berechnung des Moments bezüglich einer beliebigen Gelenkachse aus der Druckverteilung (hier die OSG-Achse). Rechts ein vergrößertes Einzelbild aus dem Abrollvorgang links.

Zur Positionierung der Gelenkachsen oder der Auswahl einer bestimmten Teilfläche kann der Druckverteilung eine **Skelettkontur** überlagert werden. Dieses Skelett kann in seiner Größe verändert und so der Fußgröße des Patienten angepasst werden (vgl. dazu Kap. 3.5.9, S. 34). Außerdem kann es gedreht und verschoben werden, um es richtig auf dem Druckverteilungsbild zu positionieren.

Abb. 25 zeigt an einem Beispiel den zeitlichen Verlauf der Vertikalkraft und des OSG-Moments im Verlauf des Abrollens des Fußes beim Barfußgehen. Wiedergegeben sind

---

für bestimmte Extremfälle drei Druckverteilungsbilder aus dem Abrollvorgang, Bodenkraftkurve und Momentkurve bzgl. der Achse des OSG.

Die Druckverteilungsbilder in Abb. 25 zeigen den Moment maximalen Plantarflexionsmoments und den Zeitpunkt des ersten und des zweiten Bodenkraftmaximums (Markierungen in den Diagrammen von Bodenkraft und Gelenkmoment).<sup>4</sup>

---

<sup>4</sup> Das Maximum des Dorsalextensionsmoments liegt meistens geringfügig später als das zweite Maximum der Bodenkraft, da dann zwar die Kraft bereits abnimmt, der Schwerpunkt der Druckverteilung aber noch weiter nach vorne wandert und damit den Hebelarm noch stärker vergrößert als sich die Kraft verringert.

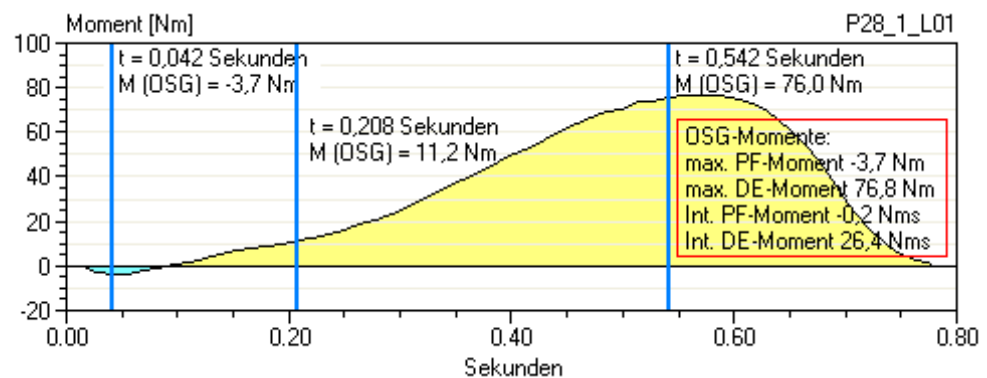
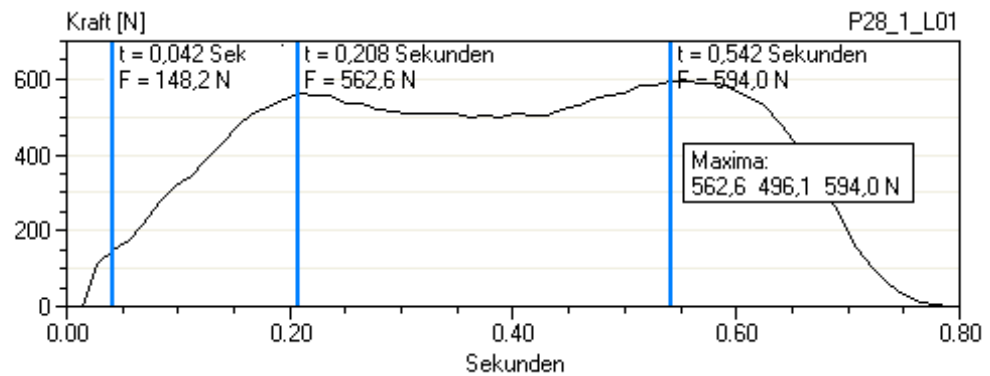
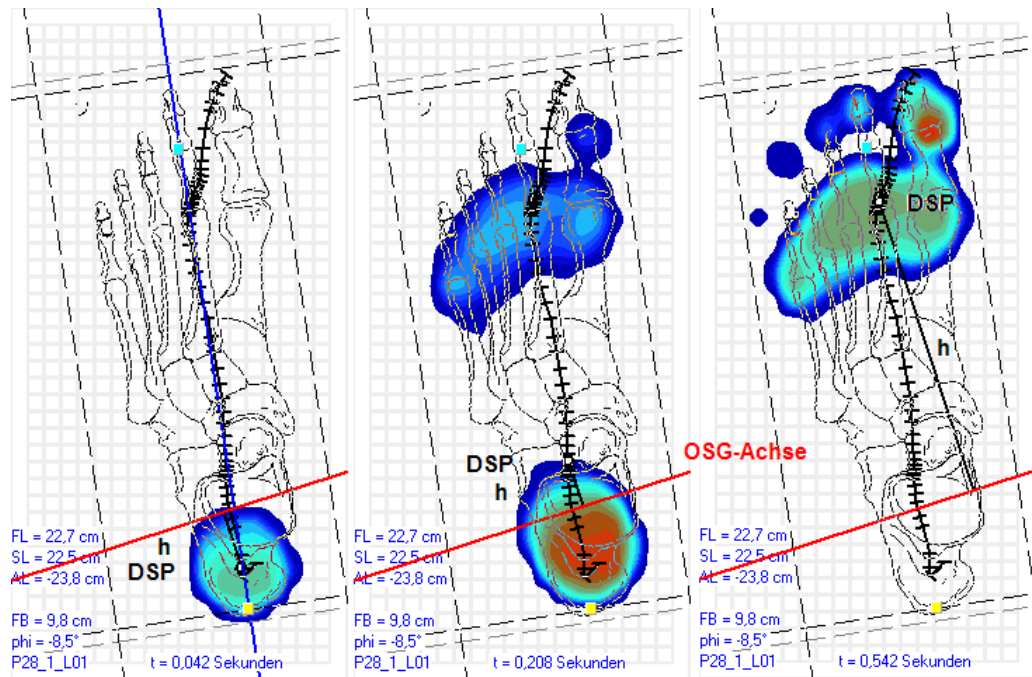


Abb. 25 Zur Bestimmung des Gelenkmoments bzgl. der Achse des OSG. Drei Druckverteilungsbilder aus einem Abrollvorgang des Fußes beim Barfußgehen, Bodenkraftkurve und Momentkurve bzgl. der projizierten Achse des OSG (rot).

Plantarflexionsmoment: hellblau hinterlegter Kurvenanteil, Dorsalextensionsmoment: gelb hinterlegter Kurvenanteil

Pedogramm links und erste Markierung in den Diagrammen: Moment maximalen Plantarflexionsmoments beim Auftreten. Mittleres Pedogramm im Moment des ersten Bodenkraftmaximums, rechtes Pedogramm im Moment des zweiten Bodenkraftmaximums und Maximum des Dorsalextensionsmoments. In den Pedogrammen eingetragen sind jeweils der Schwerpunkt der aktuellen Druckverteilung (DSP) und sein Hebelabstand h zur OSG-Achse.

---

Beim ersten Bodenkraftmaximum ist das entstehende Gelenkmoment noch klein, da der Kraftvektor noch sehr gelenknah liegt. Im Moment des zweiten Kraftmaximums ist auch das äußere Dorsalextensionsmoment bzgl. der Achse des oberen Sprunggelenks maximal. Mit dem Vorwandern des Kraftangriffspunktes zum Vorfuß verändert sich nicht nur die Größe der Bodenkraft, sondern es verändert sich vor allem auch der Hebelabstand des Kraftvektors bezüglich der Sprunggelenkachsen.

### **3.5.17 Inversions- und Eversionsmoment / Lateralität der Ganglinie**

Bei Untersuchungen zu Knickfußstellungen des Fußes (oder einer Klumpfußstellung) wird häufig der Verlauf der Ganglinie betrachtet und dabei vor allem, wie weit lateral von der Fußlängsachse die Ganglinie im Mittelfußbereich verläuft. Die Ganglinie zeigt die Wanderung des Schwerpunktes der Druckverteilung beim Gehen von der Ferse zum Vorfuß (vgl. Kap. 3.5.7, S. 33).

In dieser Studie wird das „nahe verwandte“ Gelenkmoment bzgl. der Fußlängsachse berechnet, bei dem zusätzlich zur lateralen Position des Kraftvektors noch die Größe der dann anliegenden Kraft berücksichtigt wird.

Die Momente werden wie oben bereits erläutert aus anliegender Kraft mal deren Hebelarm bezüglich einer Drehachse errechnet (Abb. 26). Der Hebelarm erstreckt sich im rechten Winkel vom Schwerpunkt der Druckverteilung (=Kraftangriffspunkt) zur Fußlängsachse. Die anliegende Kraft wird durch Integration der Druckverteilung berechnet (vgl. Kap. 3.5.10, S. 35).

Die Momente zur Fußlängsachse werden (in dieser Studie) als Inversions- und Eversionsmoment bezeichnet.

Die Inversion erzeugt eine Varusstellung des Fußes zum Unterschenkel, die Eversion eine valgische Stellung. Eine deutliche Valgusstellung wird auch als Knickfußstellung bezeichnet und kann bei Beschwerden als Pathologie gewertet werden.

Ein äußeres Eversionsmoment bedeutet aber nicht, dass sich das Gelenk in einer Eversionsstellung befindet, in den meisten Fällen eher das Gegenteil: Der Fuß in Inversionsstellung tritt vornehmlich auf dem Außenrand auf, die Ganglinie (bzw. der Bodenkraftvektor) liegt lateral und damit erzeugt die Bodenkraft ein äußeres Eversionsmoment. Diesem äußeren Eversionsmoment müssen die Muskeln und der Bandapparat ein gleich großes, entgegengerichtetes inneres Moment entgegensetzen, ansonsten würde der Fuß nach innen kippen.

Anatomisch gesehen wird diese Beweglichkeit vor allem durch das untere Sprunggelenk, aber auch durch die Beweglichkeit von Mittelfuß- und Fußwurzelknochen gegeneinander ermöglicht.

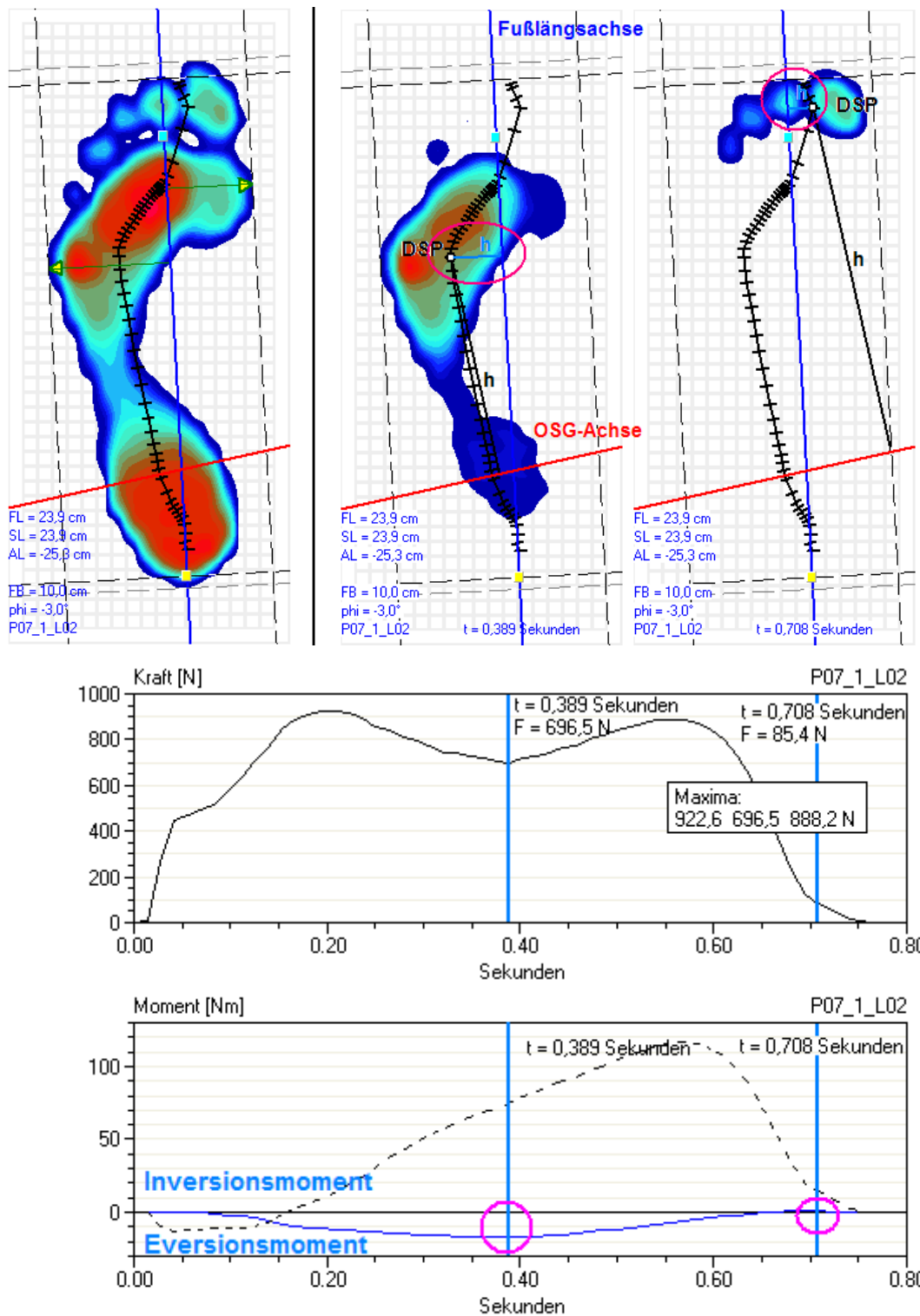


Abb. 26 Zur Bestimmung des Drehmoments bzgl. der Längsachse des Fußes. Zwei Druckverteilungsbilder aus einem Abrollvorgang des Fußes beim Barfußgehen, Bodenkraftkurve und Momentkurve bzgl. der Längsachse (blaue Messkurve, gestrichelt: Moment bzgl. der OSG-Achse). Messung an einer Probandin mit besonders großem Eversionsmoment.

Eversionsmoment : negative Zahlenwerte des Moments, Inversionsmoment: positive Werte.

Die beiden Pedogramme und die Markierungen in den Diagrammen: Moment maximalen Eversionsmoments und maximalen Inversionsmoments. In den Pedogrammen eingetragen sind jeweils der Schwerpunkt der aktuellen Druckverteilung (DSP) und sein Hebelabstand  $h$  zur Fußlängsachse (zum Vergleich auch zur OSG-Achse).

### 3.5.18 Innen-/Außenrotationswinkel

Der Außenrotationswinkel des Fußes wird zwischen Fußlängsachse und sagittaler Gangrichtung definiert (Abb. 27). Sie wird in dieser Studie ebenfalls aus dem Pedogramm der Ganganalyse bestimmt. Dabei kann die Winkelstellung des Fußes sehr unterschiedlich ausfallen. Sie ist insbesondere stark von der Winkelstellung im Hüftgelenk abhängig. Tabelle 3 zeigt durchschnittliche Werte der Kontrollgruppe.

Vermutet wird zunächst, dass eine zunehmende Gewichtsbelastung der unteren Extremität während der Schwangerschaft zur Verstärkung der Außenrotation des Fußes führen kann.

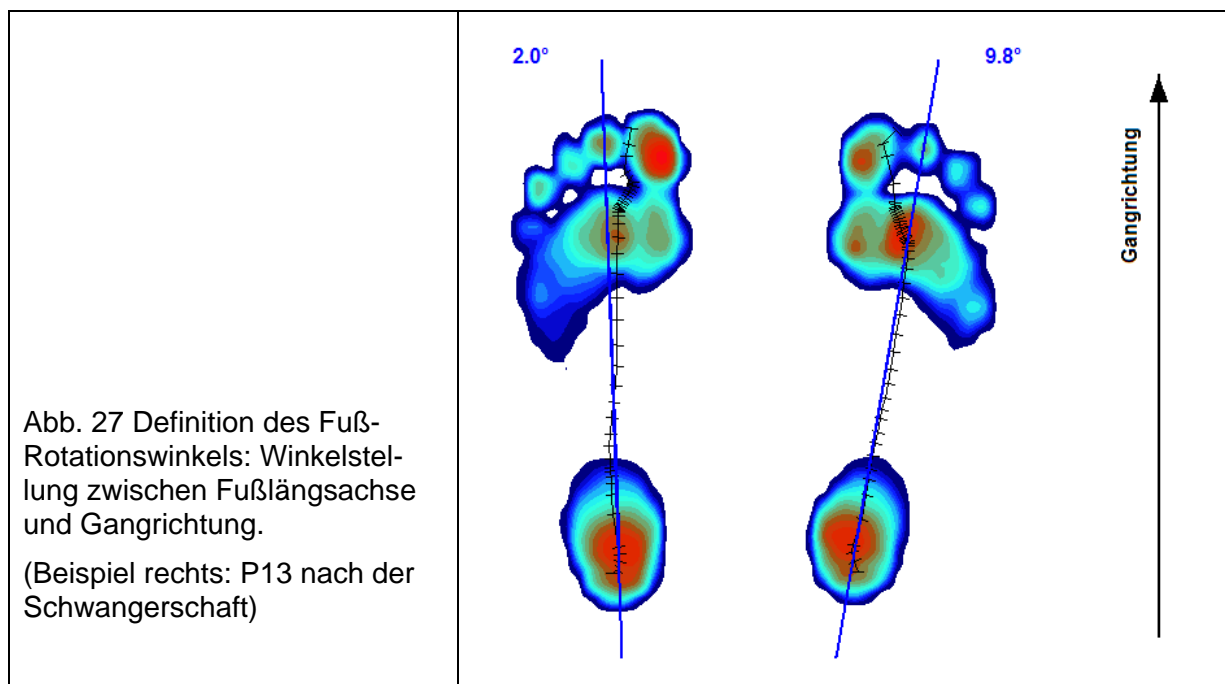


Tabelle 3 Außenrotationswinkel des Fußes in der Kontrollgruppe			
bei Frauen	linker Fuß	rechter Fuß	Mittel
Mittelwert	-6,9°	7,7°	7,3°
Standardabweichung	4,2°	3,7°	4,0°
bei Männern	linker Fuß	rechter Fuß	Mittel
Mittelwert	-7,6°	8,1°	7,9°
Standardabweichung	4,0°	3,4°	3,7°

### 3.5.19 Fersenbelastungsanalyse

Anhand der lateral-medialen Unsymmetrie der Lastverteilung an der Ferse kann wie in Abb. 28a und b auf eine Knickfußstellung geschlossen werden. Eine Fehlstellung ist

zwar nicht direkt in Winkelgrade umzurechnen, eine Veränderung im Verlauf der Schwangerschaft kann aber qualitativ verfolgt werden.

Zur Analyse wird entlang der Querschnittslinie senkrecht zur Fußlängsachse und durch das Zentrum der Ferse der Druckverlauf bestimmt und wiederholt von Druckbild zu Druckbild im Verlauf des gesamten Abrollvorgangs aufgetragen.

Abb. 28a Zur Analyse einer Knick-Fehlstellung der Ferse. Probandin P06, keine Fehlstellung der Ferse.

Entlang der grünen Querschnittslinie durch die Ferse wird Druckbild für Druckbild die Druckhöhe im rechten Diagramm aufgezeichnet. Hier steht der Calcaneus überwiegend auf der medialen Kante seiner Standfläche, die Ferse ist nach medial gekippt. Die Markierungen zeigen den geometrischen Schwerpunkt der Fersenkontaktfläche am Boden und seine Bewegung im Verlauf des Abrollens.

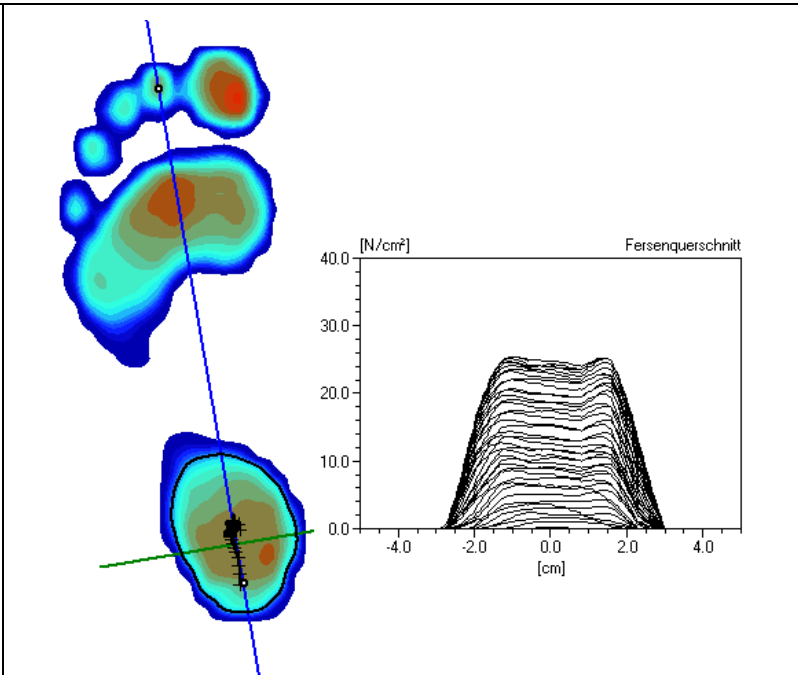
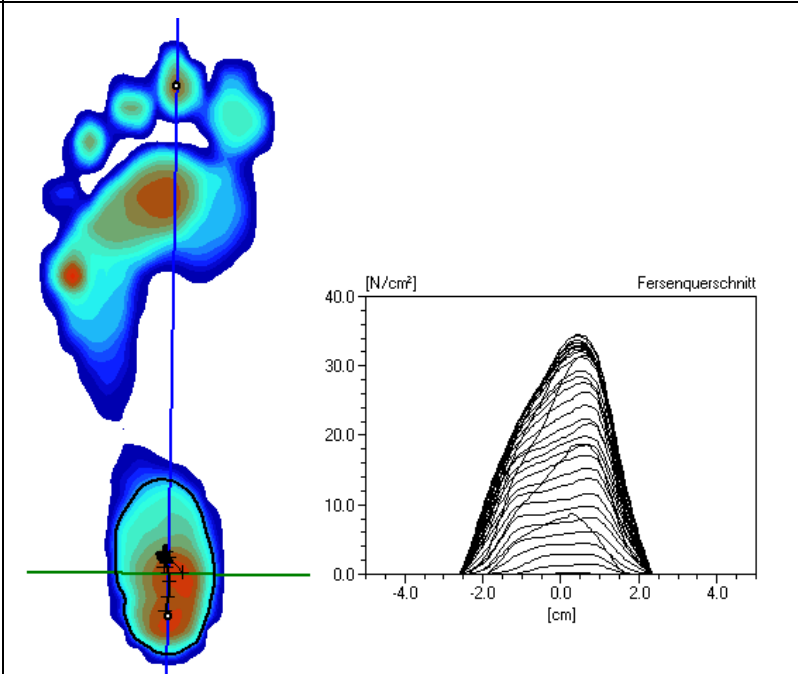


Abb. 28b Probandin P16, Valgusstellung des Calcaneus führt zur Verschiebung der Hauptlast nach medial.



### 3.5.20 Mittelwertbildung der aus den Pedogrammen abgeleiteten Parameter

Im Prinzip bestünden zwei Möglichkeiten, die Einzelmessungen einer Messreihe zu mitteln und zusammenzufassen:

- 
1. Übereinanderlagern und Mitteln der Pedogramme aus Abb. 29a bzw. b. Dazu müssen die einzelnen Pedogramme zurechtgeschoben und evtl. gedreht werden, so dass sie genau übereinander liegen. Aus dem mittleren Pedogramm werden dann die interessierenden Parameter abgeleitet (beispielsweise die aus Abb. 29c).
  2. Ableitung aller Parameter aus allen Einzelmessungen und anschließende Mittelung dieser abgeleiteten Größen (so wird in Abb. 29c vorgegangen).

Die erste Vorgehensweise muss aus zwei Gründen scheitern: Die Pedogramme bestehen aus einer Serie von Einzelbildern die nacheinander im Abstand jeweils ca. einer 70stel Sekunde über die Bodenkontaktzeit hinweg aufgezeichnet werden. Eine zeitliche Normierung, d.h., eine Reduktion auf eine immer gleiche Anzahl von Einzelbildern, ist nicht ohne grobe Verfälschungen des Bewegungsablaufes möglich. Außerdem würden im mittleren Bild Artefakte entstehen, wenn die Probandin von Schritt zu Schritt etwas das Gangbild variiert und deshalb die Einzelpedogramme nicht ausreichend identisch wären (vgl. dazu MITTERNACHT [37]). In dieser Studie werden deshalb alle Parameter aus der Einzelmessung abgeleitet und mittlere Werte erst daraus gebildet (wie in Abb. 29c, vgl. auch die anschließende Tabelle 4, S. 51).

Statt der in Tabelle 4 gelisteten Parameter *Ganglinienlänge* und *Ganglinienbreite* werden in dieser Studie die damit eng zusammenhängenden Größen *äußeres Dorsalexensionsmoment* und *äußeres Eversionsmoment* untersucht, da diese echte Lasten beschreiben, denen Fuß und Sprunggelenk entsprechende innere Kräfte der Muskulatur oder des Bandapparates entgegenhalten müssen.

### 3.5.21 Beispiel zur Parameterinterpretation

Im Beispiel Abb. 29 zeigen sich Druckerhöhungen während der Schwangerschaft (obere Pedogrammreihe) im Vergleich zur Messung nach der Schwangerschaft. Die plausible Erklärung dafür ist die deutliche Gewichtszunahme der Patientin, in diesem Fall 13 kg. Zudem verstärkt sich der Druck unter D1-D3 links und D2-D3 rechts während der Schwangerschaft. Dies könnte direkte Folge der Gewichtserhöhung sein, oder Folge verstärkter Pronation, z.B. weil infolge erhöhter Bandlaxizität bei zunehmendem Gewicht ansatzweise eine Knickfußstellung entsteht. Diese Änderung des Abrollvorgangs kann an weiteren Gangparametern, beispielsweise der Ganglinie, verfolgt werden.

Abb. 30 zeigt die Parameterdiagramme aller Messreihen mit dieser Probandin. Damit kann in diesem Fall gezeigt werden, welche Veränderungen kontinuierlich erfolgen, bzw. ab wann während der Schwangerschaft das Gangbild verändert wird. Außerdem lässt die Überlagerung der Messreihen auch vermuten, dass das Gangbild nicht nur von Schritt zu Schritt variiert und mit den somatischen Veränderungen im Verlauf der Schwangerschaft, sondern auch einer gewissen Tagesform der Probandin unterliegt.



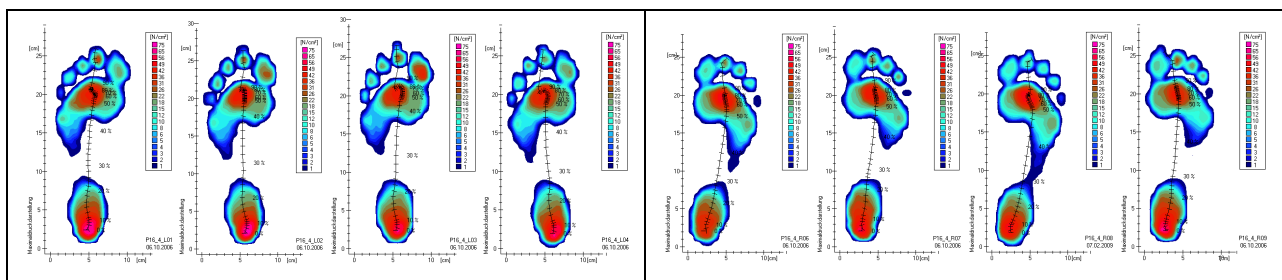


Abb. 29a Pedogramme in der 34. Woche der Schwangerschaft

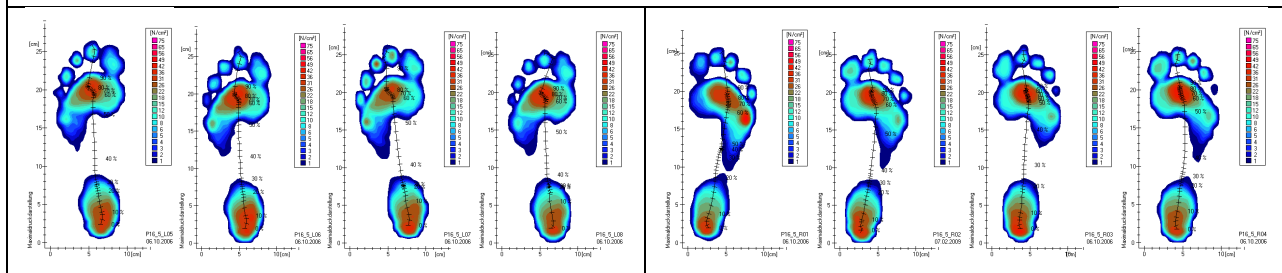


Abb. 29b Pedogramme 7 Wochen nach der Geburt

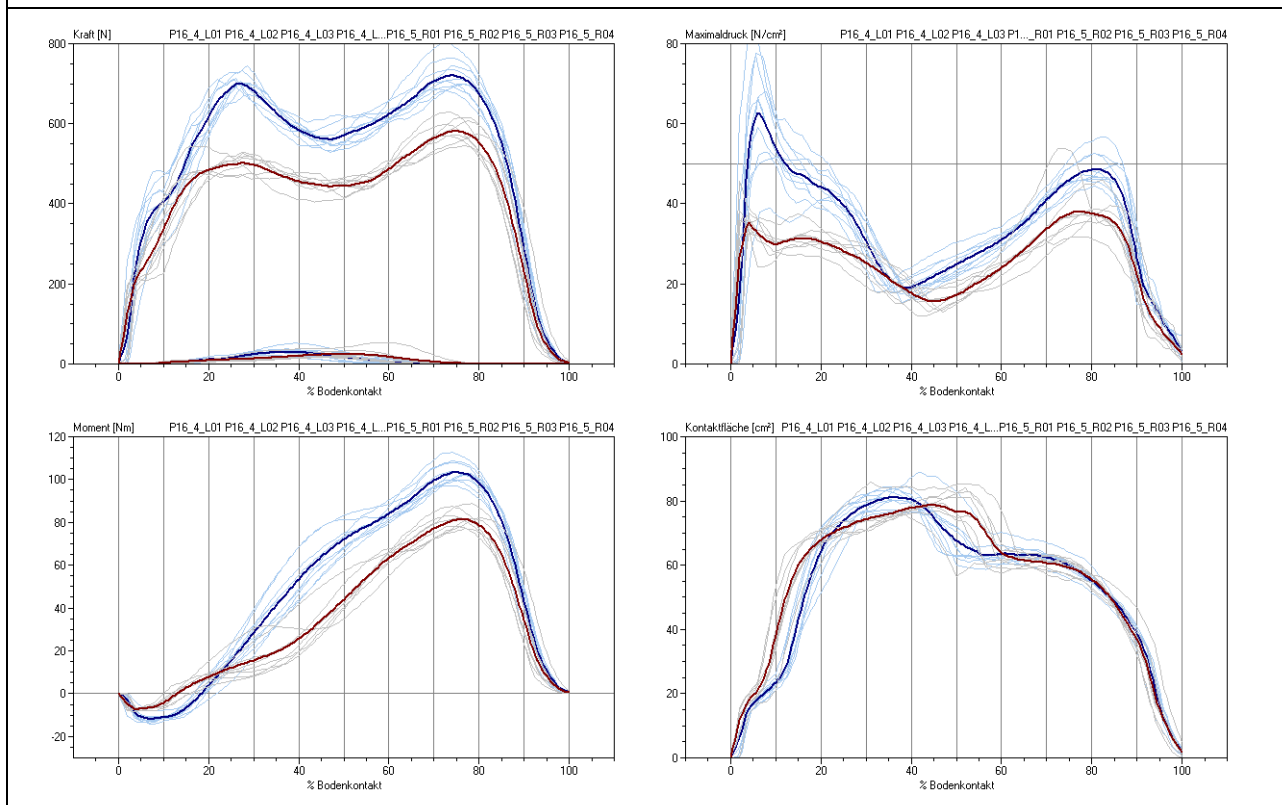


Abb. 29c aus der Druckverteilung abgeleitete Parameterkurven: links oben: Gesamt-Bodenkraft und Anteil des Mittelfußes, rechts oben: Maximaldruck, links unten: Bodenkontaktfläche, rechts unten: OSG-Moment. Blaue Kurven: in der 34. Woche der Schwangerschaft, rote Kurven: 7 Wochen nach der Geburt. Dargestellt in heller Farbtonung: alle Einzelmessungen, dunkle Farben: über beide Füße gemittelte Kurven. Alle Kurven auf 100% Bodenkontaktdauer zeitlich normiert.

Die Gewichtszunahme der Probandin im Beispiel Abb. 29 in der Schwangerschaft zeigt sich im Anstieg der Bodenkraft (blaue Kurve im ersten Diagramm Abb. 29c, bzw. in den entsprechenden Messkurven in Abb. 30). Die Kurvenform der Bodenkraftkurve ändert

---

sich nur wenig. Analog erhöht sich der maximal wirkende Druck beim Abrollvorgang, während die Bodenkontaktfläche nahezu gleich bleibt. Somit ist bei dieser Probandin von einer eventuell erwarteten Abflachung der Fußwölbung und damit Vergrößerung der Kontaktfläche durch Gewichtserhöhung nicht auszugehen. Die Anstiegsflanke der Bodenkraft ist während der Schwangerschaft nicht flacher als danach, die Probandin tritt offensichtlich nicht vorsichtiger auf, um den Auftrittsstoß abzumildern. Eher das Gegenteil ist der Fall.

Der Anstieg der Kontaktfläche beim Auftreten erfolgt allerdings zeitlich etwas später, d.h., der Fuß klappt in der Auftrittsphase später flach auf. Ab der 3. Messreihe während der Schwangerschaft wird die Ferse deutlich früher wieder angehoben und die Last auf den Vorfuß verlagert.

Sowohl diese Verzögerung des Auftretens als auch das dann schnellere Abheben der Ferse und die Lastverschiebung zum Vorfuß bilden sich auch in der OSG-Drehmomentkurve ab. Die Probandin bleibt zunächst etwas länger in der initialen Auftrittsphase mit angehobenem Fuß. Beim dann folgenden schnelleren Wechsel auf den Vorfuß steigt das Drehmoment stark an, was einen entsprechend hohen Einsatz der Wadenmuskulatur erfordert. Ein Auslöser für die schnelle Lastverlagerung zum Vorfuß könnte die massive Druckerhöhung unter dem Calcaneus sein, die schon ab der zweiten Messreihe während der Schwangerschaft auftritt und die in dieser Höhe bereits als unangenehm empfunden werden könnte.

Die gemessene Breite der Bodenkontaktfläche im Mittelfuß (vgl. Tabelle 4) der Probandin hat nach der Geburt des Kindes etwas höhere Werte angenommen, bzw. war während der Schwangerschaft entsprechend verringert. Da das höhere Körpergewicht den Bodenkontakt im Mittelfuß eher vergrößern sollte, muss deshalb von einer Überkompensation durch eine verstärkte Knickstellung mit daraus folgender Außenrandentlastung ausgegangen werden.

Die Außenrotation des Fußes ist nach der Schwangerschaft im Mittel leicht erhöht. Hierbei ist allerdings zu beachten, dass der Wert der Standardabweichung den Mittelwert deutlich überschreitet. Von einer Signifikanz der Veränderung ist daher nicht auszugehen.

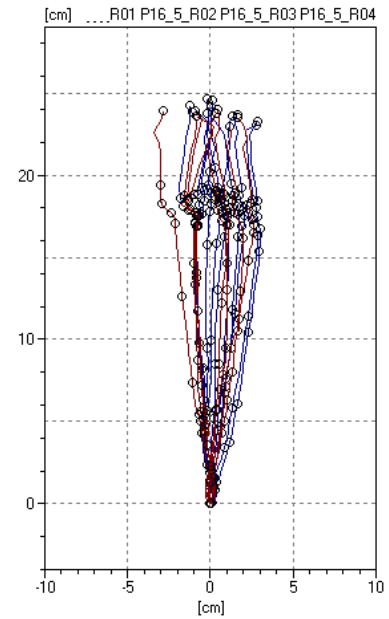
Für diese Probandin lassen sich damit folgende Gangveränderungen während der Schwangerschaft zusammenfassen:

- Vermehrte Vorlage des Körperschwerpunkts, obwohl dadurch erheblich mehr Muskelkraft erforderlich ist,
- Erhöhung des Auftrittsstoßes, d.h., kein vorsichtigeres Auftreten,
- Deutliche Erhöhung der Druckmaxima vor allem unter der Ferse beim Auftrittsstoß und im mittleren Ballen unter DII bis DIV,
- Keine Mittelfußabsenkung, stattdessen eine
- leichte Verstärkung der Knickstellung im Sprunggelenk

Abb. 29d Ganglinien aller Messungen übereinandergezeichnet, der Beginn der Linie jeweils in den Punkt (0,0) verschoben.

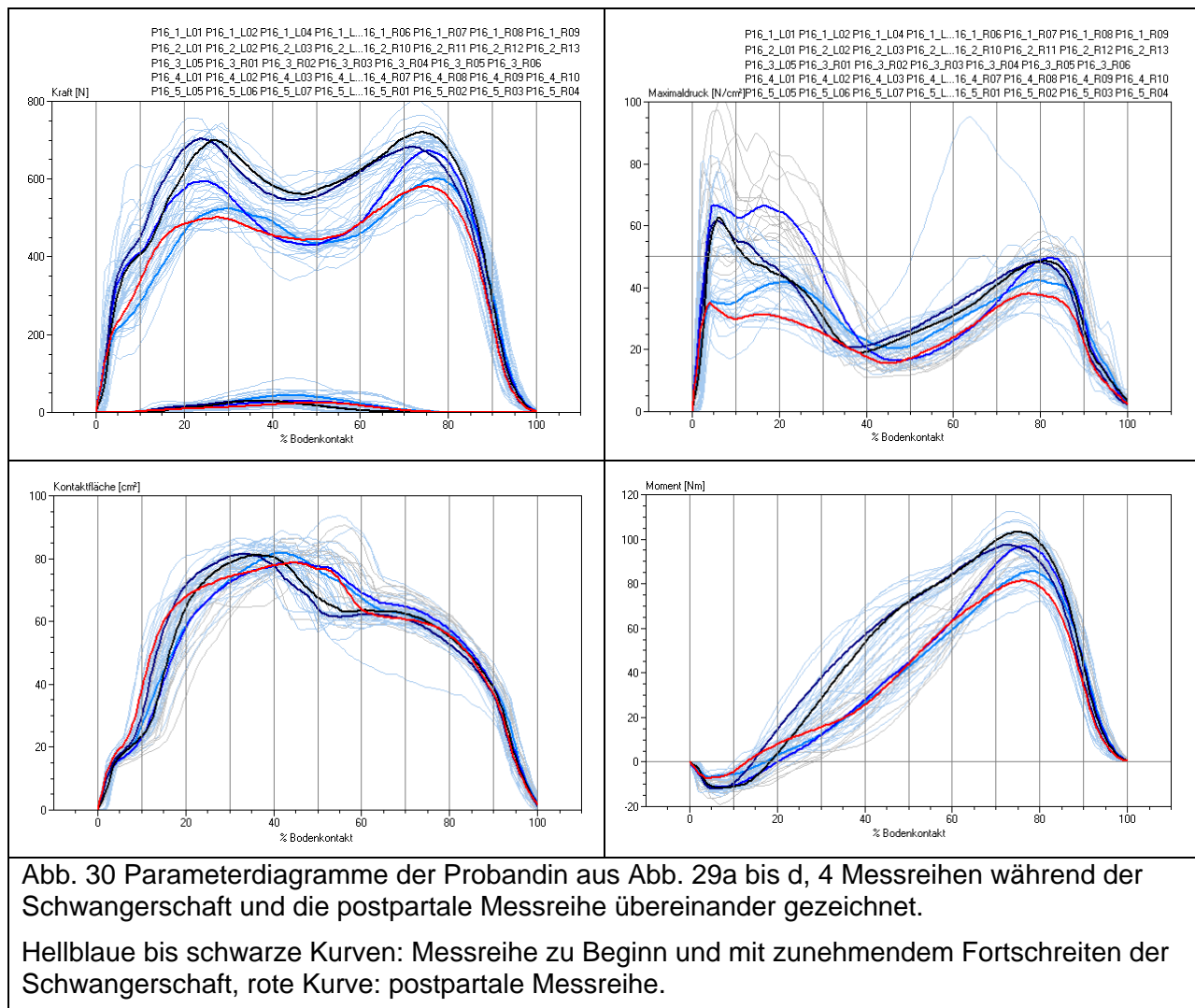
Blaue Kurven: Messungen während der Schwangerschaft, rote Kurven: Messungen postpartal.

Die runden Markierungen liegen jeweils bei 0%, 10%, 20% bis 100% der Bodenkontaktzeit. Auffallend ist deren starke Häufung im Ballenbereich und eine schwach ausgeprägte Häufung nahe der Sprunggelenkachse (zur Erläuterung vgl. Abb. 16, S. 32, Abb. 17, S. 32 und Abb. 19, S. 35)



Messung	Kontaktzeit	Außenrotation	Fußlänge	Abrolllänge	Fußbreite	Mittelfußbreite	Gesamtkontaktfläche	max.dyn.Kontakt...	Ganglinienlänge	Ganglinienbreite
P16_4_L01	0,78	-3,50	25,00	25,60	9,60	1,20	120,90	89,10	21,82	0,90
P16_4_L02	0,78	0,50	25,60	26,90	9,80	1,20	125,60	84,00	22,76	0,73
P16_4_L03	0,71	-0,50	25,50	26,90	9,70	0,80	120,00	84,50	22,36	1,08
P16_4_L04	0,68	2,50	25,50	26,80	9,80	1,10	122,50	81,30	22,23	1,26
P16_4_L05	0,68	1,50	25,50	26,70	9,40	1,20	121,60	83,20	22,17	0,79
P16_4_R06	0,65	6,20	25,00	25,70	9,40	1,30	116,00	80,10	21,43	1,21
P16_4_R07	0,69	3,30	24,90	26,00	9,40	0,70	113,30	77,30	22,23	1,04
P16_4_R08	0,65	5,60	25,60	26,30	9,40	2,00	121,70	84,60	21,72	1,49
P16_4_R09	0,72	4,00	24,90	26,10	9,50	0,40	113,50	77,80	22,32	1,33
P16_4_R10	0,71	-0,10	24,90	26,40	10,00	1,10	121,70	80,30	22,44	1,26
Mittel	0,71	1,95	25,24	26,34	9,60	1,10	119,68	82,22	22,15	1,11
STD	0,05	2,98	0,32	0,48	0,22	0,42	4,07	3,58	0,39	0,25
P16_5_L05	0,68	3,50	25,10	26,30	9,70	0,90	118,30	78,20	21,45	0,90
P16_5_L06	0,65	2,30	25,40	26,80	9,50	1,00	120,00	76,90	21,43	0,97
P16_5_L07	0,69	6,50	24,90	26,30	9,70	1,40	123,60	81,20	21,50	1,14
P16_5_L08	0,72	3,00	24,90	26,00	9,40	1,10	117,80	82,80	20,15	0,84
P16_5_R01	0,82	2,50	25,00	26,00	9,20	2,10	121,00	86,00	21,56	2,19
P16_5_R02	0,71	3,00	25,40	26,20	9,80	1,50	118,00	84,20	22,34	1,32
P16_5_R03	0,74	0,90	25,20	26,70	9,30	0,70	111,60	76,10	22,19	1,04
P16_5_R04	0,72	0,80	24,70	25,90	9,60	1,20	114,60	79,40	21,93	1,38
Mittel	0,72	2,81	25,08	26,28	9,52	1,24	118,11	80,60	21,57	1,22
STD	0,05	1,78	0,25	0,33	0,21	0,43	3,72	3,55	0,67	0,43
Verhältnis	1,01	1,44	0,99	1,00	0,99	1,13	0,99	0,98	0,97	1,10

Tabelle 4 Verschiedene aus den Pedogrammen Abb. 29a und b abgeleitete Parameter und deren Mittelwerte und Standardabweichungen bei Probandin P16. Die obere Gruppe Messungen wurde gegen Ende der Schwangerschaft aufgenommen, die untere Gruppe nach der Geburt. In der letzten Zeile werden die Messwerte der beiden Messreihen verglichen: Vergleichswerte größer als 1 bedeuten, dass der Mittelwert in der zweiten Messreihe größer ist und umgekehrt.



### 3.6 Hypothesen zu den erwarteten Veränderungen der Ganganalyseparameter während der Schwangerschaft

Die in dieser Studie untersuchten Veränderungen, die sich durch eine Schwangerschaft ergeben, nehmen Bezug auf Fußstruktur und Gangbild. Die hypothetisch erwarteten Veränderungen sollten sich auch als typische Veränderungen im Pedogramm und den daraus abgeleiteten Parametern abbilden:

- Unter der erhöhten Gewichtsbelastung während der Schwangerschaft flacht die Fußlängswölbung ab mit Entstehung eines Senkfußes als maximal vorstellbare Variante.  
Im Pedogramm wäre daraus eine **Verbreiterung der Auflagefläche des Mittelfußes** zu erwarten, außerdem eine **Erhöhung des Lastanteils des Mittelfußes an der Gesamtlast**.
- Eine Vergrößerung der Bodenkontaktfläche kann auch Folge von Fett- und Wassereinlagerung sein, was sich in der klinischen Untersuchung nicht eindeutig bestimmen lässt.

---

Im Pedogramm würde sich in diesem Fall als Folge **die Auflagefläche des Mittelfußes verbreitern ohne**, dass sich der **Lastanteil des Mittelfußes entsprechend erhöht**, da das Weichteilgewebe alleine ohne zusätzliche knöcherne Unterstützung kaum Last übertragen kann.

- die knöchernen und ligamentären Strukturen des Fußes würden als weitere Folge einer Absenkung der Längswölbung des Fußes zu einer mehr oder weniger messbaren Längszunahme des Fußes führen.

Aus den pedographischen Messungen lässt sich die **Abrolllänge** der Fußsohle beim Gehen, also unter Belastung und während der Bewegung bestimmen.

- Eine weitere denkbare Veränderung im Laufe der Schwangerschaft ist die Verstärkung der Pronation oder sogar die Entwicklung eines Knickfußsyndroms als Folge der Lastzunahme oder auch als Folge erhöhter Bandlaxizität infolge hormoneller Einflüsse.

Das aus der Pedographie ableitbare externe **Eversionsmoment zur Fußlängsachse** sollte sich folglich **verringern**, ebenso der Bodenkontakt des Fußaußenrands in der Standphase.

- Als Folge verstärkter Pronation wäre auch die **Vergrößerung des Außenrotationswinkels** denkbar, der das Pendant zum umgangssprachlichen „Watschelgang“ ist.
- Die Gewichtszunahme während der Schwangerschaft lässt aber auch vermuten, dass sich im Bereich des Vorfußes Änderungen in Form von **Drucksteigerungen besonders unter dem ersten und zweiten Metatarsaleköpfchen** zeigen. Insbesondere bei Probandinnen mit Spreizfußsyndrom oder manifestem Spreizfuß ist eine Erhöhung der Drücke zu erwarten.
- Möglicherweise versucht die Schwangere durch Veränderung des Gangbildes den Auftrittsstoß trotz der zugenommenen Last begrenzt zu halten.

Denkbar wären eine **reduzierte Gehgeschwindigkeit (d.h. eine verlängerte Bodenkontaktphase)** und eine **reduzierte Anstiegsrate der Bodenkraft**, gegebenenfalls auch eine **verlängerte Fersenkontaktzeit**.

Verschiedene aus der Pedographie ableitbare Parameter sind redundant, beschreiben also in Wahrheit ein und denselben Sachverhalt. Es kann aber einer von beiden die Größe beschreiben, die Probleme verursacht, der andere lässt diese Folgewirkung aber nicht vermuten.

Beispielsweise hängen der mittlere Druck  $\bar{p}$  an der Fußsohle und die Bodenkontaktfläche des Fußes  $A_{\text{Fußsohle}}$  über das Gesamt-Körpergewicht (genaugenommen der Bodenkraft  $F$ ) umgekehrt miteinander zusammen:

$$\bar{p} = \frac{F}{A_{\text{Fußsohle}}} \quad (13)$$

bzw. :

$$F = \bar{p} \cdot A_{\text{Fußsohle}} \quad (14)$$

Bei zunehmendem Gewicht  $F$  vergrößert sich entweder der mittlere Druck  $\bar{p}$  oder die Bodenkontaktfläche des Fußes  $A_{\text{Fußsohle}}$  oder beide in entsprechend geringerem Maß.

Das Körpergewicht kann während der Schwangerschaft um bis zu 20% zunehmen. Eine entsprechende Vergrößerung der Bodenkontaktfläche des Fußes könnte nur bei

extremer struktureller Veränderung des Fußes entstehen. Die wahrscheinlichere Folge ist, dass überwiegend der mittlere Druck zunimmt.<sup>5</sup>

Eine Übersicht zur Aufschlüsselung möglicher Zusammenhänge und häufig beobachteter Veränderungen gibt Abb. 31.

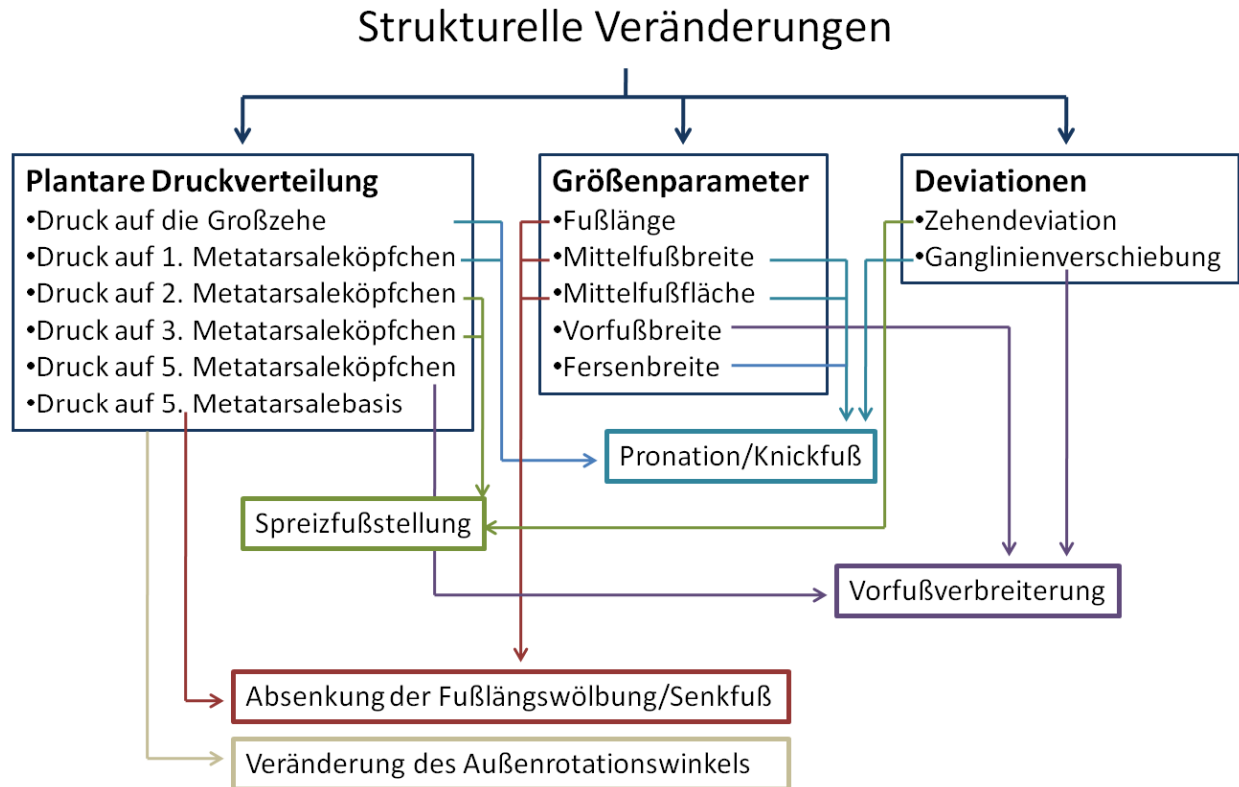


Abb. 31 Häufig beobachtete Veränderungen am Fuß

<sup>5</sup> Ein Rechenbeispiel: bei mittlerer Fußfläche von 123 cm<sup>2</sup> und einem mittleren Ausgangsgewicht von 64 kg lasten 0,52 kg Masse auf jedem cm<sup>2</sup> Fußfläche. Bei einer mittleren Gewichtszunahme von 12 kg, dann also 76 kg Körpergewicht müsste die Bodenkontaktfläche 146 cm<sup>2</sup> betragen, damit ebenfalls 0,52 kg Masse auf jedem cm<sup>2</sup> Fußfläche lasten. Die Differenz der beiden Flächen ergibt 23 cm<sup>2</sup>. Eine Flächenzunahme des Fußes von 23 cm<sup>2</sup> ist allerdings sehr unwahrscheinlich, es sei denn ein Sohlenbereich, der normalerweise keinen Bodenkontakt hat, wie beispielsweise der Mittelfuß, kommt zum Abdruck - das hieße, es entstünde ein extremer Senkfuß.

---

### 3.7 Statistik

Bei den Messungen in dieser Studie wurden Ganganalyse-Parameter vor allem aus der elektronischen plantaren Druckverteilungsmessung aufgenommen. Von 39 Probandinnen lagen Daten mindestens einer Messreihe während der Schwangerschaft vor. Von 24 dieser Probandinnen gibt es mindestens eine Messreihe während und eine Messreihe nach der Schwangerschaft. Außerdem wurden bei einer Kontrollgruppe mit 35 gesunden Probandinnen dieselben Parameter aufgezeichnet.

Bei der Probandinnengruppe mit Messungen während und nach der Schwangerschaft liegt natürlich die Analyse der Veränderung der Parameter in der Schwangerschaft zur Messung nach der Geburt nahe. In den Ergebnisdiagrammen (wie im Beispiel Abb. 32 zur maximalen Bodenkraft) werden individuelle Paarungslinien zwischen den Daten präpartal und postpartal dargestellt. Dadurch wird eine allgemeine Tendenz oder Gesetzmäßigkeit im Vergleich der beiden Messreihen sichtbar. Die Verteilung der untersuchten Parameter ist nicht völlig normalverteilt (im Beispiel Abb. 32 unterscheiden sich deshalb der Mittelwert und der Median, ebenso ist die Differenz der Mediane prä- und postpartal nicht gleich dem Median der Differenzen prä- und postpartal). Bei den zugehörigen statistischen Auswertungen wird wegen der unklaren statistischen Verteilung der Daten der **Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks-Test** angewendet. Der Wilcoxon-Test berücksichtigt die Rangreihenfolge der Datenpaare. Weil er auf dem Median der Daten fußt ist er unempfindlich gegen Ausreißer und unabhängig von der Verteilung der Daten. Für kleine Fallzahlen ( $N < 50$ ), wie in dieser Studie und bei Daten mit unklarer Verteilung, ist er sogar noch sensitiver als der Student t-test, der sonst sehr häufig in der medizinischen Datenauswertung eingesetzt wird. Der Student t-test setzt eine Normalverteilung der Daten voraus. Da diese nur ausnahmsweise anzunehmen ist, ist der Wilcoxon-Test fast immer dem Student t-test vorzuziehen. Explizit berechnet wurde der Wilcoxon-Test für diese Studie auf dem Online-Statistik-Server der University of Amsterdam [25].

Im Beispiel Abb. 32 zur Bodenkraft ergibt der Wilcoxon-Test mit hoher Signifikanz (Irrtumswahrscheinlichkeit  $p \leq 0.0007876$ ), dass die Bodenkräfte prä- und postpartal nicht gleich sind.

#### **Anmerkung:**

Der Wilcoxon-Test berücksichtigt identische Wertepaare nicht. Der in den Ergebnisdiagrammen angegebene statistische N-Wert gibt die Zahl ungleicher Wertepaare wieder. N kann deshalb kleiner sein als die Anzahl der gemessenen Datenpaare, d. h., als die Zahl der Patienten.

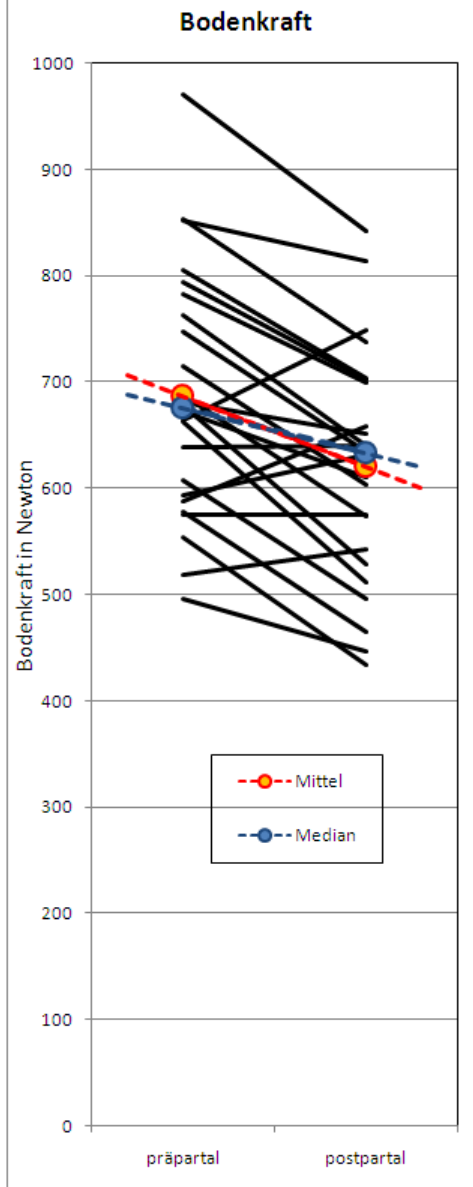
Abb. 32 Beispiel zur statistischen Auswertung der Daten, hier die aus dem Pedogramm abgeleitete Gewichtsabnahme prä- und postpartal (in Newton).  
(Erläuterungen im Text S. 55)

[cm <sup>2</sup> ]	Präpartal	postpartal	Differenz	
Mittel	686,6	620,4	-66,2	-9,6%
STD	117,3	109,5		
Median	675,5	633,2	-96,9	-14,3%

**Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test:**

N = 24

p <= 0.0007876





---

## 4 Ergebnisse

Die für die plantare Druckverteilung im Vergleich während und nach der Schwangerschaft ausschlaggebende Größe ist das Körpergewicht. Viele der abgeleiteten Größen sind direkt oder indirekt davon abhängig. Deshalb wird im Folgenden zunächst die Entwicklung des Körpergewichts und anschließend die Entwicklung der abhängigen Größen untersucht. Dazu gehören die Gangparameter, die die Fußstruktur beschreibenden Parameter, die Kraftparameter, die Lastanteile und die Druckparameter.

Der überwiegende Teil aller Parameter wurde an den 24 Probandinnen erhoben, die in mindestens zwei Messreihen während und nach der Schwangerschaft untersucht wurden. Die Messdaten der übrigen 15 Probandinnen, die nur zu der Messreihe während der Schwangerschaft teilnahmen, werden nur zu Auswertungen die keinen direkten Vergleich von prä- zu postpartal erfordern verwendet. Die Messdaten an den nicht-schwangeren Frauen der Kontrollgruppe werden meist nicht explizit wiedergegeben.

### 4.1 Veränderung des Körpergewichts

#### 4.1.1 Gewichtsangaben der Probandinnen

Für die Bewertung der auf der Druckmessplatte erfassten Daten ist auch die Betrachtung des Körpergewichtes und dessen Veränderung im Laufe der Schwangerschaft wichtig. Zudem ist auch die Entwicklung des Körpergewichts nach der Entbindung sehr interessant. Mit der größte beeinflussende Faktor auf die strukturelle Veränderung des Fußes ist ja die Kraft, die über das Fußskelett auf den Boden übertragen wird. Die bereits im Grundlagenteil zitierte mittlere Gewichtszunahme (Angaben in Bereichen von 9 bis 14 kg) ist ein Absolutwert. Interessant ist die Frage, ob die mittlere Gewichtszunahme in Zusammenhang mit dem Ausgangsgewicht steht und in welchem Verhältnis sie zum Body-Mass-Index steht. Der BMI errechnet sich aus dem Körpergewicht unter Berücksichtigung der Körpergröße:

$$\text{BMI} = \text{Körpergewicht in kg} / (\text{Körpergröße in Meter})^2 \quad (15)$$

Der Normal-BMI liegt bei Frauen zwischen 19 und 24 in der Altersgruppe 18 bis 24 Jahre, anschließend zwischen 20 und 25. Bei Männern liegt der BMI in den Altersgruppen jeweils einen Punkt höher. Ab 65 Jahren gilt bei beiden Geschlechtern ein BMI zwischen 24 und 29 als normal. Der Begriff stammt aus der Gesundheitsmedizin und erlaubt in Grenzen Aussagen über Norm- und Übergewichtigkeit. Höhere Werte als die oben angegebenen fallen in den Bereich des Übergewichts, wobei auch dort nochmal zwischen Schweregraden unterschieden wird.

	Untergewicht	Normalgewicht	Übergewicht	Adipositas
BMI	<20	20-25	>25	>30

Tabelle 5 Definition des BMI-Index für Frauen

Die Gewichtszunahme im Verlauf der Schwangerschaft ist physiologisch, weshalb eine Errechnung des BMI in der Schwangerschaft nicht sinnvoll ist.

Abb. 33 zeigt die Verteilung des BMI vor der Schwangerschaft, errechnet aus den Angaben der Probandinnen zum Körpergewicht vor Beginn der Schwangerschaft. Es zeigt sich eine Häufung im Bereich von BMI 21 bis 24 kg/m<sup>2</sup>. Der errechnete Mittelwert des BMI der Probandinnen lag vor der Schwangerschaft bei 22,8 kg/m<sup>2</sup>. Schätzungsweise liegt allerdings dieser Wert, der rein auf Angaben der Untersuchten basiert und nicht vor Ort gemessen wurde etwas niedriger als in Wirklichkeit, denn erfahrungsgemäß geben Frauen eher niedrigere Körpergewichte an.

In Abb. 34a und b werden die Verteilung der absoluten Gewichtszunahme während der Schwangerschaft und die relative Gewichtszunahme bezogen auf das Ausgangsgewicht dargestellt.

Abb. 33 Der Body-Mass-Index der Probandinnen vor der Schwangerschaft.

(N=35)

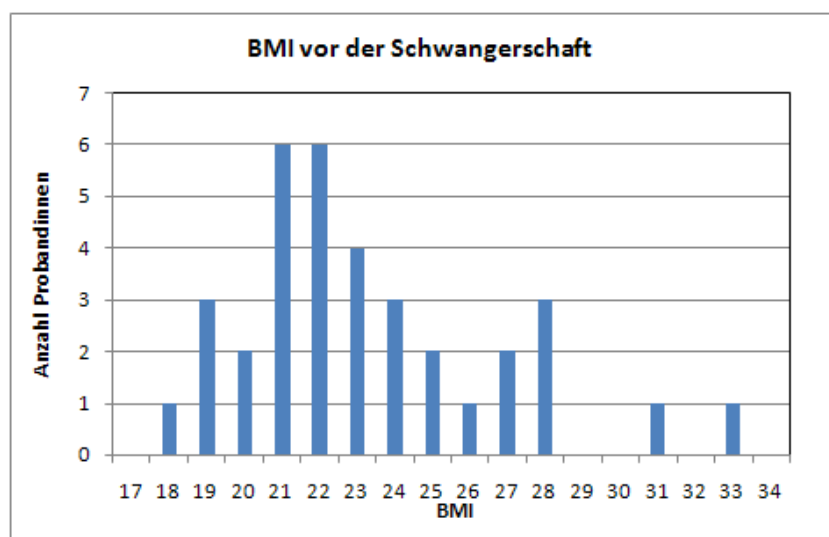


Abb. 34a Gewichtszunahme während der Schwangerschaft in kg

(bei einzelnen Probandinnen Mehrfachmessungen in farbiger Kodierung. In rot: die erste Messung während der Schwangerschaft, grün: die zweite Messung während der Schwangerschaft usw.)

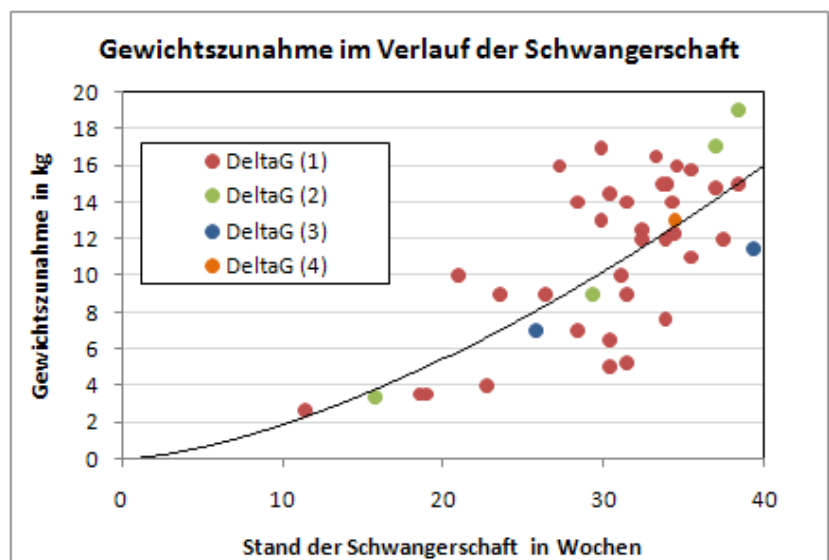
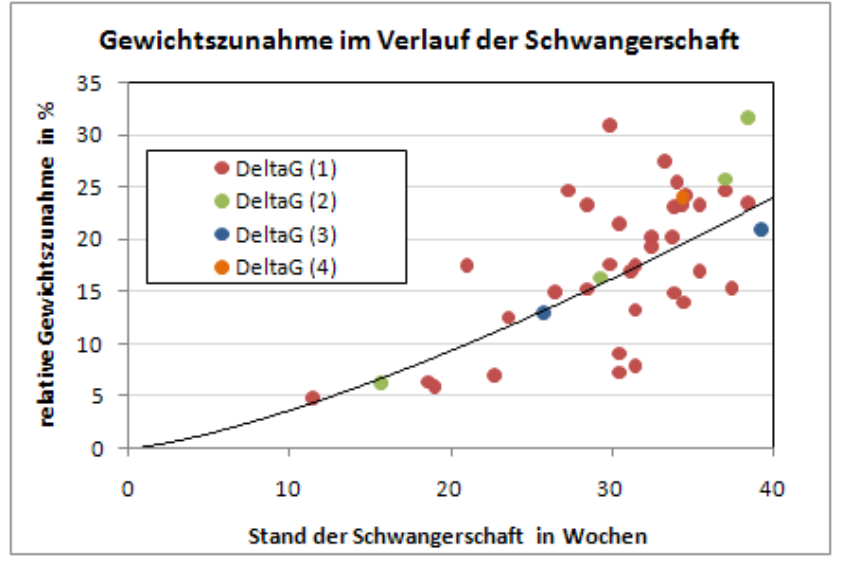


Abb. 34b Relative Gewichtszunahme der Probandinnen während der Schwangerschaft, bezogen auf das Ausgangsgewicht vor der Schwangerschaft.



Da die Messung in unserer Studie nicht zu einem bestimmten Zeitpunkt innerhalb der Schwangerschaft durchgeführt werden konnte, ist in dieser Graphik auch der Stand der Schwangerschaft zum Untersuchungszeitpunkt aufgetragen. Es lässt sich eine Häufung um die potenzielle Trendlinie erkennen.

Die Absolutwerte der Gewichtszunahme zeigen rein visuell eine Häufung um die auch in der Literatur beschriebenen Werte von 9-14 kg, mit einer Tendenz zu größeren Gewichtszunahmen. Der errechnete Mittelwert der absoluten Gewichtszunahme unserer Probandinnen liegt bei 11,9 kg bis zur letzten Messung vor der Entbindung; bezogen auf das Ausgangsgewicht entspricht die Zunahme 18,8%. Die Gewichtszunahme bis zur Geburt ist noch höher anzunehmen, da die letzte Messung während der Schwangerschaft ja nicht unmittelbar vor der Geburt stattfinden konnte. Die Trendlinien in Abb. 34a und b extrapolieren aus den bekannten Daten die Gewichtszunahme bis zur Geburt in der 40. Woche, entsprechend 16 kg bzw. 24% des Ausgangsgewichts. Das ist mehr als meist in der Literatur angegeben wird, stimmt aber mit den Ergebnissen von ALVAREZ [1] überein.

In der Graphik Abb. 35a wird gezeigt, dass die Gewichtszunahme der Probandinnen unabhängig vom Ausgangsgewicht in etwa gleich ist, d. h., große Probandinnen nehmen nicht relativ mehr zu als kleinere Probandinnen.

Abb. 35a Gewichtszunahme der Probandinnen im Verlauf der Schwangerschaft, Gewichtswerte nach Angabe der Probandinnen.

	Prä-Schwangerschaft	Letzte Messung Schwangerschaft	Zunahme	
Mittel	64,0	75,8	11,9	18,8%
STD	9,7	10,9	4,1	
Median	62,0	74,8	12,8	

N = 36

Gewichtszunahme der Probandinnen beginnend bei der ersten Messung (linker Ausgangswert) bis zur letzten Messung vor der Entbindung (rechter Endwert).

Die rote Linie stellt das errechnete Mittel über alle Probandinnen dar, die blaue Linie den Median.

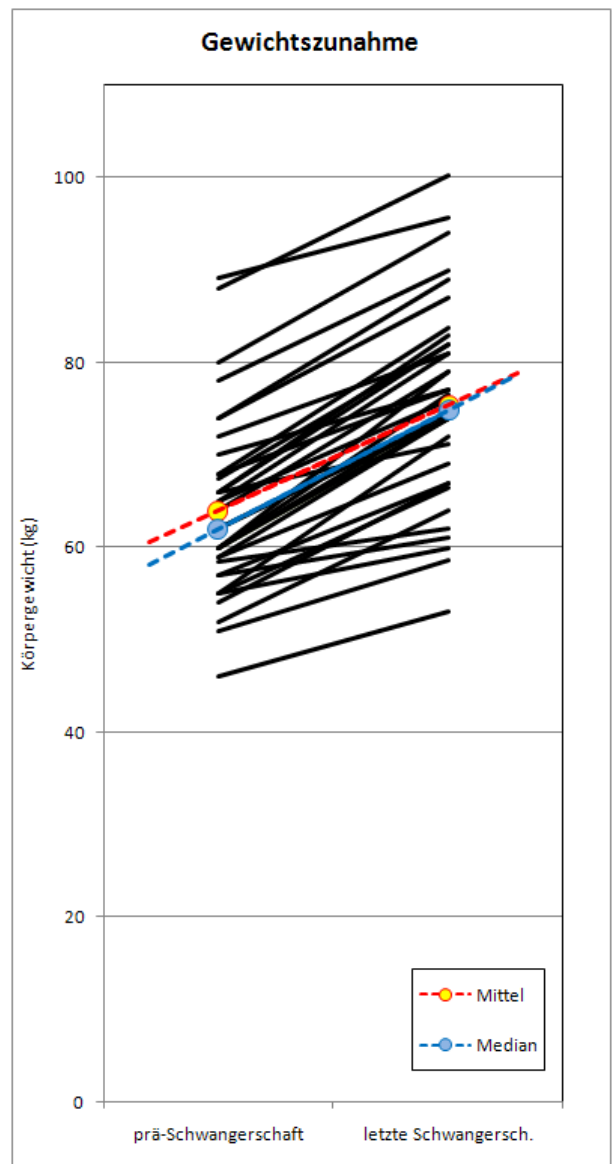
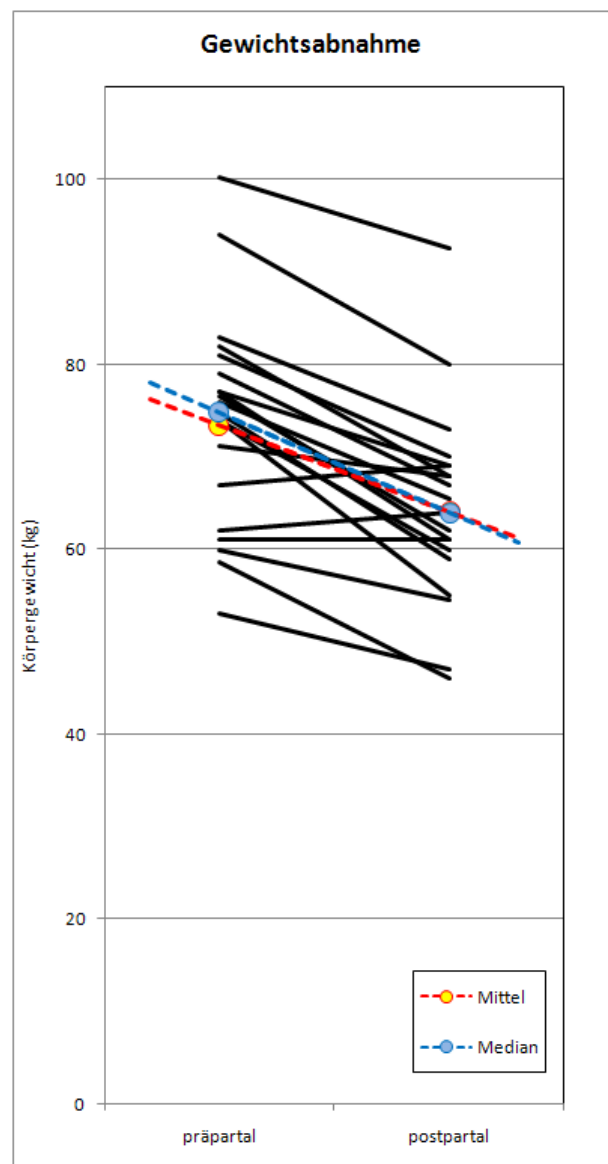


Abb. 35b Gewichtsabnahme der Probandinnen von der letzten Messung während der Schwangerschaft nach postpartal, Gewichtswerte nach Angabe der Probandinnen

	präpartal	postpartal	Differenz	
Mittel	73,4	64,1	-9,3	-12,7%
STD	11,8	10,5	6,0	
Median	74,8	64,0	-10,8	-14,4%

N = 21<sup>6</sup>



Die mittlere Gewichtsabnahme vom Zeitpunkt der letzten Messung in der Schwangerschaft bis zur postpartalen Messung lag bei 9,3 kg bzw. 12,7% (Abb. 36a und b zeigen die in der Studie beobachtete Verteilung der Gewichtsänderungen vor und nach der Schwangerschaft), entsprechend 78,2% des in der Schwangerschaft zugenommenen Körpergewichts (11,9 kg Gewichtszunahme). Einige Probandinnen haben allerdings bei der Messung nach der Geburt des Kindes ein höheres Körpergewicht als vor der Entbindung.

Abb. 36b veranschaulicht die residuelle Gewichtszunahme um durchschnittlich 1,53 kg<sup>6</sup> nach der Schwangerschaft, die bei der Mehrzahl der Probandinnen auftritt. Auffallend ist, dass eine gewisse Anzahl der Schwangeren nach der Geburt ihres Kindes sogar leichter ist als vor Beginn der Schwangerschaft.

<sup>6</sup> Die Abweichungen zwischen den Werten der Gewichtszunahme, Gewichtsabnahme und der residuellen Gewichtszunahme liegen an den unterschiedlichen Probandinnenzahlen: Die Zunahme bis zur Messung während der Schwangerschaft ist von 36 Probandinnen bekannt, die Abnahme nach postpartal nur von 21.

Abb. 36a Die Gewichtsabnahme der Probandinnen vom Zeitpunkt der letzten Messung in der Schwangerschaft bis zur postpartalen Messung.  
Im Mittel: -9,3 kg

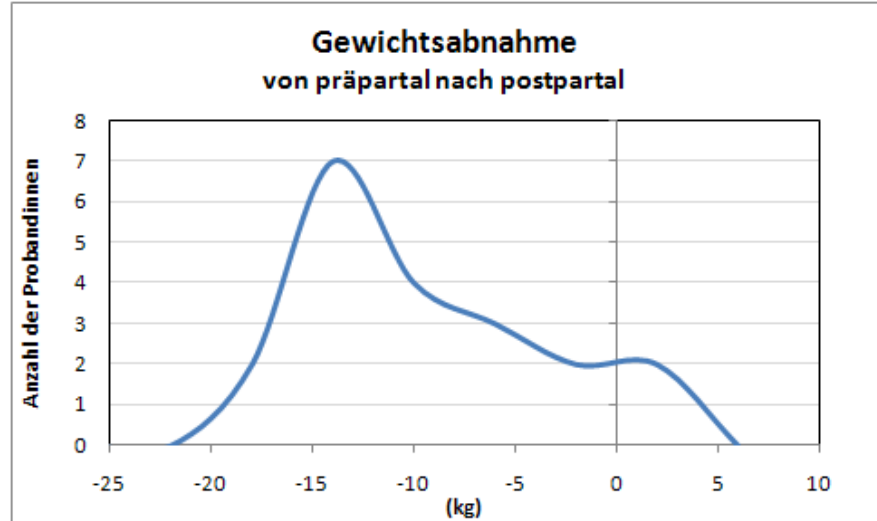
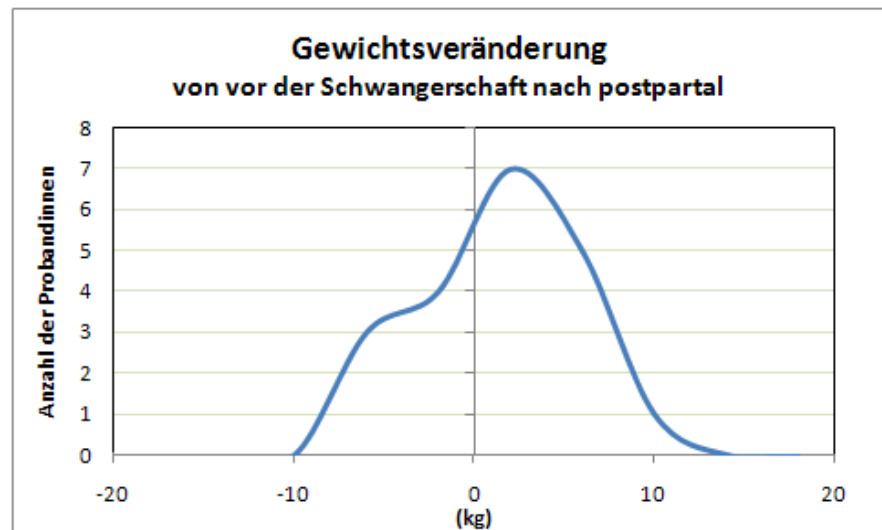


Abb. 36b residuelle Gewichtszunahme nach der Schwangerschaft.  
Im Mittel ca. 2 kg



#### 4.1.2 Bodenkraftmaxima

Das Körpergewicht der Probandinnen bestimmt natürlich vor allem auch die Größe der gemessenen Bodenkraft (vgl. Kap. 3.5.10, S. 35). Die Höhe der Bodenkraftmaxima hängt außer vom Gewicht der Probandin aber auch noch von der Ganggeschwindigkeit und weiteren Gangcharakteristiken ab.

Das aus den Pedogrammen näherungsweise abgeleitete Gewicht der Probandinnen prä- und postpartal wird in Abb. 37 dargestellt. Im Mittel ist die Gewichtsabnahme 6,8 kg von 70,0 kg auf 63,2 kg. Diese Zahlenwerte sind etwas geringer als die Angaben der Probandinnen, insbesondere das während der Schwangerschaft gemessene Gewicht.

Die Höhe der beiden Bodenkraftmaxima (zur Definition vgl. Kap. 3.5.11, S. 37 und Abb. 20b, S. 36) in Abb. 38a und b nimmt in gleichem Verhältnis ab wie das Gewicht.

Abb. 37 Aus der Bodenkraft näherungsweise abgeleitetes Körpergewicht der Probandinnen prä- und postpartal (in Newton), entspricht der Gewichtsabnahme in Abb. 35b.

[N],[kg]	präpartal	postpartal	Differenz	
Mittel	686,6	620,4	-66,2	-9,6%
	70,0 kg	63,2 kg	6,8 kg	
STD	117,3	109,5		
Median	675,5	633,2	-96,9	-14,3%

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test:

N = 24,  $p \leq 0.0007876$

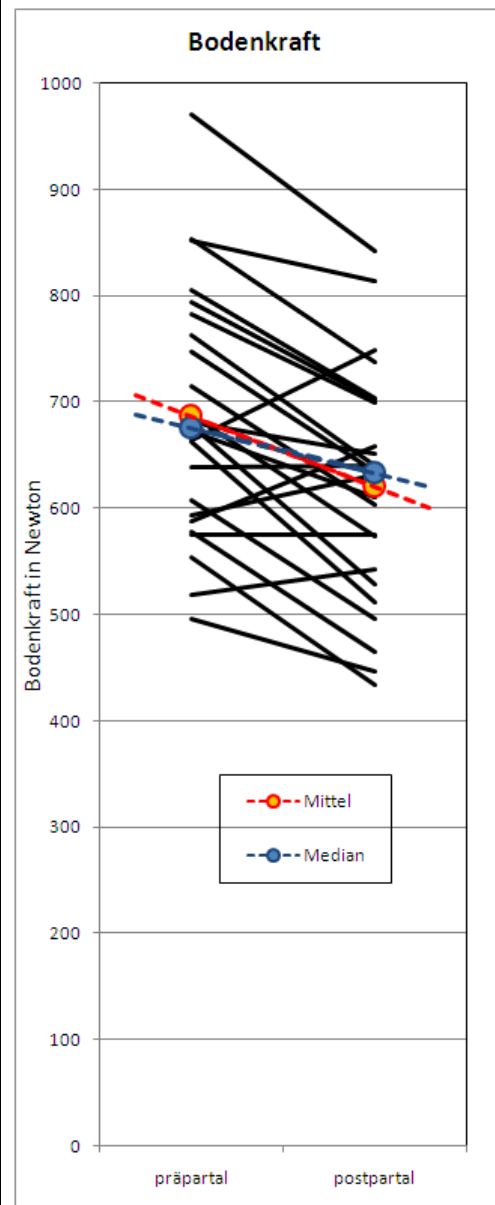


Abb. 38a Bodenkraftmaximum 1 beim Gehen prä- und postpartal

[N]	Präpart.	Postpart.	Diff.
Mittel	753,0	680,0	-73,1
			-9,7%
STD	139,2	138,7	
Median	740,3	662,0	-101,9

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test:

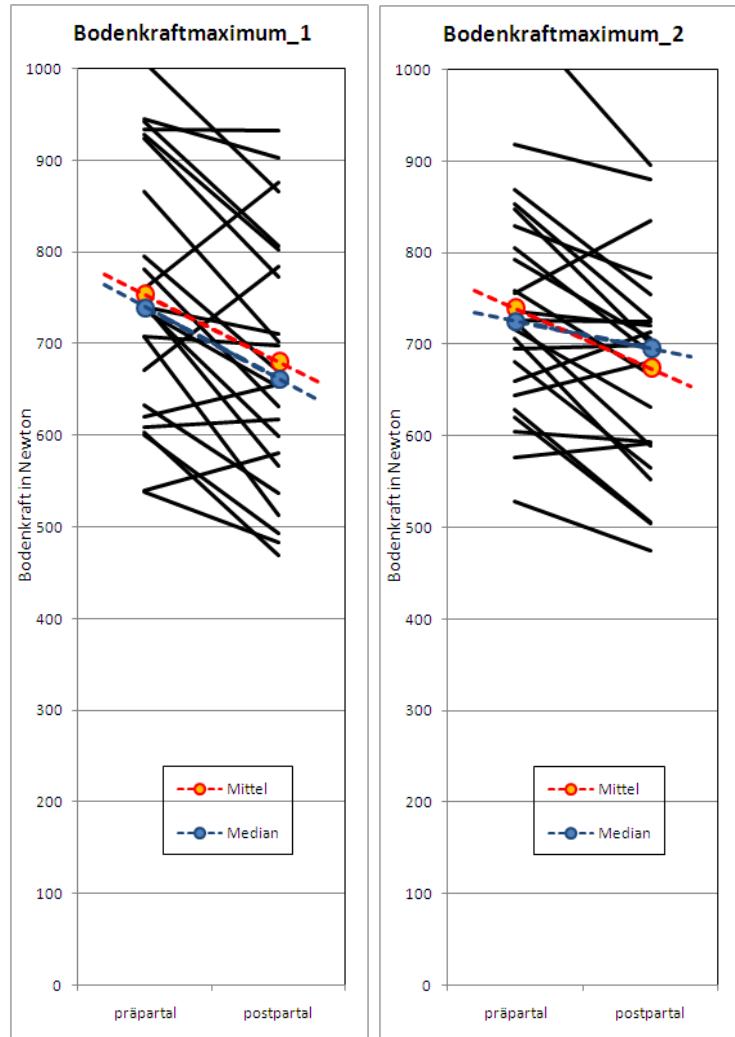
N = 24,  $p \leq 0.001444$

Abb. 38b Bodenkraftmaximum 2 präpartal und postpartal

[N]	Präpart.	Postpart.	Diff.
Mittel	739,2	674,1	-65,1
			-8,8%
STD	120,4	112,6	
Median	725,6	695,2	-85,0

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test:

N = 24,  $p \leq 0.000873$



## 4.2 Gangparameter

### 4.2.1 Bodenk Kontaktdauer und Fersenkontaktdauer

Die Bodenk Kontaktdauer wird über die Bodenmessplatte vom ersten Moment des Auftretens der Ferse bis zum letzten Moment des Bodenk kontaktes der Zehen gemessen. Die Druckmessplatte nimmt 71 Druckverteilungsbilder pro Sekunde auf, damit kann die Kontaktdauer durch einfaches Abzählen der Druckbilder mit Fußkontakt bestimmt werden. Die Dauer des Bodenk kontaktes steht in enger Relation zur Ganggeschwindigkeit.

Die in der Graphik Abb. 39a gezeigten Linien geben die Veränderung der Bodenk Kontaktdauer und der Fersenkontaktdauer von prä- nach postpartal wieder, die sich bei der Mehrheit der Probandinnen in einem engen Spielraum bewegen. Rot markiert ist der Mittelwert über alle Probandinnen und beide Füße. Die blaue Linie entspricht dem Median. Die grüne durchgängige Linie markiert die Bodenk Kontaktdauer der Normalprobandinnen. Die grünen gestrichelten Linien grenzen deren Standardabweichung ein.



---

Die mittlere präpartale Bodenkontaktzeit beträgt 0,735 Sekunden, gemittelt über alle Probandinnen und beide Füße (vgl. Abb. 39a). Für die postpartale Messung ergibt sich ein Wert von 0,727 Sekunden, d.h. knapp 1 hundertstel Sekunde weniger (bzw. 1%). Die Veränderung ist also gering und keinesfalls signifikant. Die - wenn auch minimale - Tendenz geht zu längeren Bodenkontaktzeiten in der Schwangerschaft. Dies entspricht den hypothetischen Erwartungen einer geringeren Gehgeschwindigkeit während der Schwangerschaft.

Aus den Untersuchungen an den Normalprobanden ergibt sich eine durchschnittliche Bodenkontaktdauer von ca. 0,70 Sekunden für den Abrollvorgang eines Fußes beim Gehen in Normalgeschwindigkeit, mit einer Streuung von  $\pm 0,07$  Sekunden (vgl. Tabelle 6, S. 67).

Die Bodenkontaktzeiten der Probandinnen dieser Studie liegen prä- und postpartal etwas, aber nicht auffällig, über den Werten der 35 Normalprobandinnen, wobei sich die Streubreiten bei beiden Gruppen stark überlappen.

Bei anderen ebenfalls in unserem Ganglabor durchgeführten klinischen Studien zeigte sich, dass Patienten, die eine Verletzung der unteren Extremität hatten zumeist deutlich langsamer gingen als gesunde Patienten. Dieses Ergebnis ist naheliegend. Bei Nachuntersuchungen zeigte sich allerdings, dass auch Patienten mit länger zurückliegenden vollständig ausgeheilten Verletzungen noch immer signifikant langsamer abrollen als Gesunde. Es bliebe zu klären, ob Patienten nach Verletzungen langfristig vorsichtiger gehen, oder ob die Klinik-Laborsituation für Patienten stärker belastend ist als für gesunde Probanden.

Auffallend in Abb. 39a sind zwei Probandinnen, die ihre Ganggeschwindigkeit von durchschnittlicher Geschwindigkeit während der Schwangerschaft postpartal deutlich verändern. Eine Probandin wird postpartal auffallend schnell, eine Patientin geht bei der Messung nach Entbindung deutlich langsamer. Bei Ganguntersuchungen ist wegen der willkürlichen Gehgeschwindigkeit, die in dieser Studie mit Absicht nicht fest vorgegeben wurde, mit solchen Extremfällen immer zu rechnen. Statistische Auswertungen, die auf dem Median beruhen, sind gegen solche Ausreißer resistent.

Abb. 39a gibt im unteren Abbildungsteil auch die Fersenkontaktdauer wieder. Die Fersenkontaktdauer ist der Anteil an der Bodenkontaktdauer mit Kontakt der Ferse zum Boden.

Die Fersenkontaktzeiten betragen im Mittel für die präpartale Messung 0,395 Sekunden, für die postpartale Messung 0,377 Sekunden. Die Fersenkontaktdauer verkürzt sich nach der Schwangerschaft um 0,018 Sekunden (etwa 2 hundertstel Sekunden bzw. 5%). Der Wilcoxon-Test zeigt mit  $p=0,04398$  eine signifikante Verlängerung der Fersenkontaktdauer in der Schwangerschaft an. Wird der Fersenkontakt als prozentualer Anteil der gesamten Bodenkontaktdauer wie in Abb. 39b berechnet, so erhöht sich die Signifikanz auf  $p=0,02884$  (die Daten der Normalprobandinnen vgl. Tabelle 6).

Abb. 39a Bodenkontakt- und Fersenkontaktdauer des Fußes beim Gehen prä- und postpartal

**Bodenkontaktdauer**

[Sekunden]	Präpartal	postpartal	Differenz	
Mittel	0,735	0,727	-0,008	-1%
STD	0,048	0,062		
Median	0,725	0,716	+0,005	

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test:

N = 23, p <= 0.8433

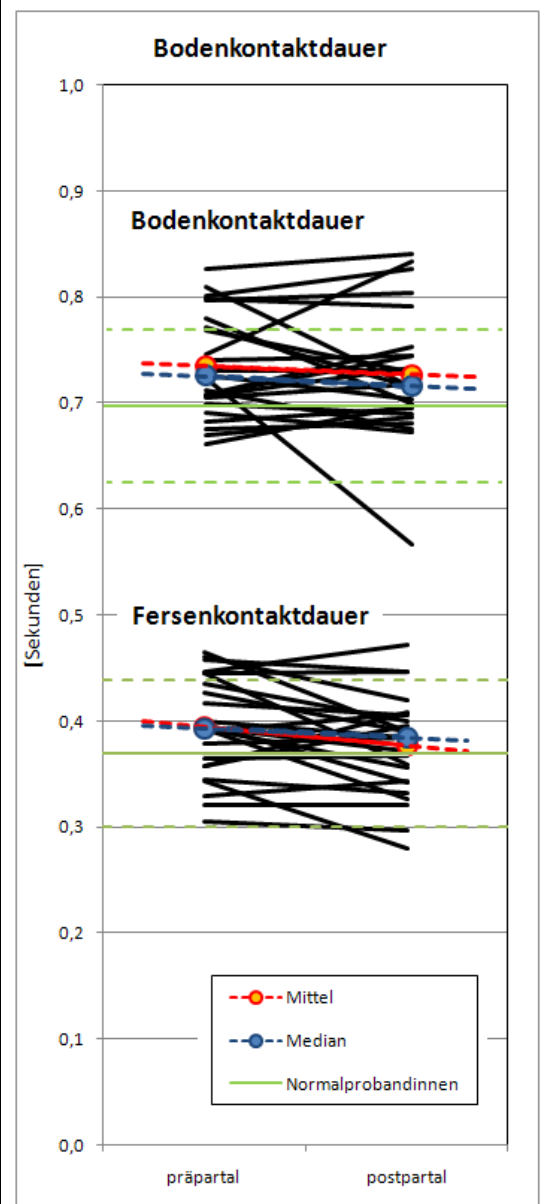
**Fersenkontaktdauer**

[Sekunden]	Präpartal	postpartal	Differenz	
Mittel	0,395	0,377	-0,018	-5%
STD	0,047	0,047		
Median	0,393	0,384	-0,013	

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test:

N = 24, p <= 0.04398

von links: Messung in der Schwangerschaft  
nach rechts: Messung nach der Geburt des Kindes.



Für die Beurteilung des Gangablaufes kann es zweckmäßig sein wie in Abb. 39b die **relative Fersenkontaktdauer** als Anteil an der Gesamt-Bodenkontaktdauer zu bestimmen.

In der graphischen Auftragung zeigen sich für die meisten Probandinnen im Verhältnis längere Fersenkontaktzeiten in der präpartalen Messung, wie zuvor in Abb. 39a mit den absoluten Zeitwerten. Der Mittelwert für alle Probandinnen und beide Füße beträgt vor Entbindung 53,6%. Der Mittelwert danach liegt bei 51,8%. Die statistische Auswertung der Daten zeigt eine signifikante Verlängerung der anteiligen Fersenkontaktzeit während der Schwangerschaft um 1,8% der gesamten Bodenkontaktdauer, also etwas weniger als 2 hundertstel Sekunden (p=0,02884).

Bei Aufschlüsselung der Werte auf linken und rechten Fuß zeigt sich für den rechten Fuß eine hochsignifikante Verlängerung in der Schwangerschaft um allerdings nur 2 Prozent der Bodenkontaktdauer (BKD), also weniger als 2 hundertstel Sekunden (0,393 Sekunden bzw. 53,3% zu 0,369 Sekunden bzw. 50,4%, p=0,02681 bzw. p=0,01145),

für den linken Fuß um 1% der BKD, d.h. ca. 1 Hunderstel Sekunde ohne Signifikanz (0,397 Sekunden bzw. 53,9% BKD zu 0,385 Sekunden bzw. 53,2% BKD,  $p=0,2425$  bzw.  $p=0,5390$ ).

Für die Normalprobandinnen beträgt die mittlere Fersenkontaktdauer  $53,8 \pm 6,7\%$  der Bodenkontaktdauer (vgl. Tabelle 6).

Tabelle 6 Boden- und Fersenkontaktzeiten der Kontrollgruppe (N = 35)							
Bodenkontaktdauer (BKD)							
[Sekunden]	links	rechts	Mittel (l/r)				
Mittel	0,701	0,693	0,697				
STD	0,092	0,066	0,071				
Median	0,690	0,690	0,685				
Fersenkontaktdauer							
[Sekunden]	links	rechts	Mittel (l/r)	% BKD	links	rechts	Mittel (l/r)
Mittel	0,375	0,363	0,369	Mittel	54,3	53,3	53,8
STD	0,077	0,072	0,069	STD	6,8	7,7	6,7
Median	0,389	0,361	0,368	Median	54,0	55,6	54,5

Insgesamt ist ein Trend zu kürzeren Fersenkontaktzeiten nach Entbindung zu erkennen, was Abb. 39b im Mittel (rote Kurve) und Median (blaue Kurve) bestätigt.

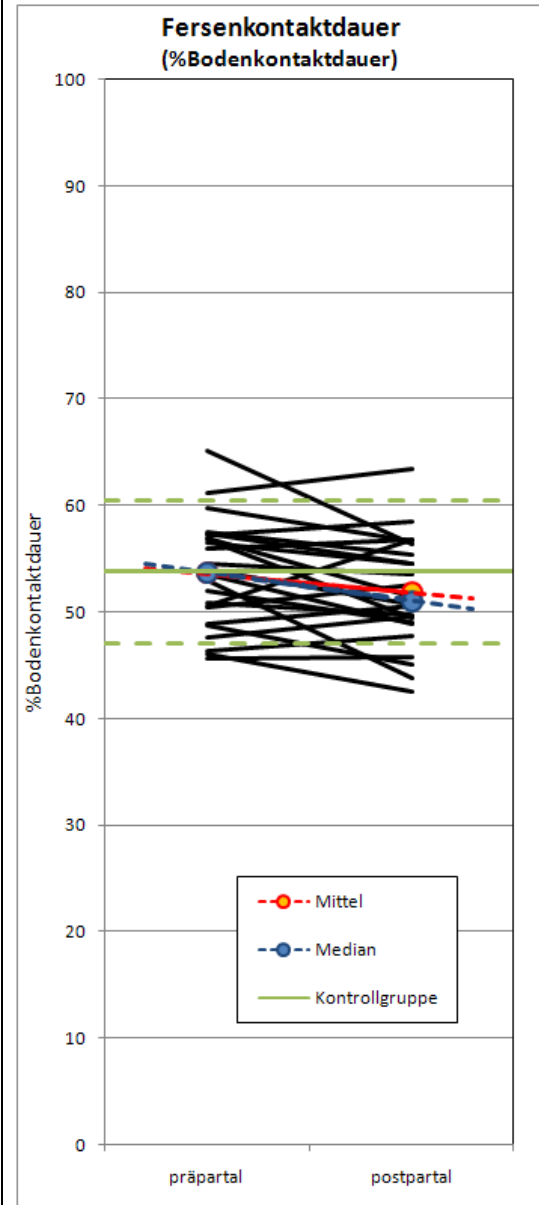
Abb. 39b Fersenkontaktdauer des Fußes beim Gehen prä- und postpartal als Anteil an der gesamten Bodenkontaktdauer

	präpartal	postpartal	Differenz
Mittel	53,61	51,83	-1,78
STD	5,07	5,06	
Median	53,71	51,09	-2,02

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test:  
N = 24, p <= 0.02884

Veränderung der Messwerte von links: präpartal nach rechts: postpartal in Prozent der Bodenkontaktdauer.

Kontrollgruppe (N = 35)			
	links	rechts	Mittel (l/r)
Mittel	54,3	53,3	53,8
STD	6,8	7,7	6,7
Median	54,0	55,6	54,5



#### 4.2.2 Kraftanstiegsrate

Zur Definition der Kraftanstiegsrate vgl. Kap. 3.5.12, S. 37. Im Vergleich der Messungen präpartal und postpartal lässt sich eine gewisse allgemeine Tendenz zur Reduktion der Kraftanstiegsrate nach der Schwangerschaft erkennen (Abb. 43a). Bestätigt wird dieser Eindruck durch die Abnahme des Mittelwerts (präpartal 5126 N/s und postpartal 4799 N/s mit einer Differenz von 327 entsprechend 6,4%) und des Medians (Differenz von 9,3%).

Nach Normierung der Messkurven auf das Körpergewicht verliert sich der Effekt fast vollständig (Abb. 43b). Die erhöhte Kraftanstiegsrate während der Schwangerschaft ist ebenfalls ein reiner Gewichtseffekt. Umgekehrt heißt das, dass die Schwangeren trotz erhöhten Körpergewichts während der Schwangerschaft nicht vorsichtiger auftreten als sonst. Das Gangbild bleibt auch in dieser Hinsicht völlig unverändert.

---

### 4.2.3 Außenrotationswinkel

Der Außenrotationswinkel wird in dieser Studie als Winkel zwischen der Längsachse des Fußes durch die Mitte der Ferse und die zweite Zehe zur Längsrichtung der Messplatte (~Gangrichtung) definiert. Der Winkel streut von Messung zu Messung bei den meisten Probandinnen um mehrere Grad (im Mittel um 3,4 Grad).

Die graphische Darstellung Abb. 40 zeigt wieder die Veränderung der Messwerte von links: präpartal nach rechts: postpartal, hier die Winkelgrade des Außenrotationswinkels der Fußlängsachse.

Auffallend ist die hohe interindividuelle Schwankungsbreite mit extremen Beispielen für starke Außenrotation mit großer Veränderung im Verlauf und nicht vorhandenem Außenrotationswinkel praktisch ohne Veränderung von prä- nach postpartal. Das Gesamtmittel für die Messung in der Schwangerschaft beträgt 6,1 Grad, für die Messung nach der Entbindung 6,3 Grad (vgl. Abb. 40). Diese Veränderung ist im Vergleich zur interindividuellen Streuung (3,4 Grad) und auch zur intraindividuellen Streuung (im Mittel über alle Probandinnen 1,8 Grad) verschwindend. Eine statistische Untersuchung auf Signifikanz erübrigt sich deshalb. Der Außenrotationswinkel ist etwa um 1 Grad geringer als in der Kontrollgruppe.

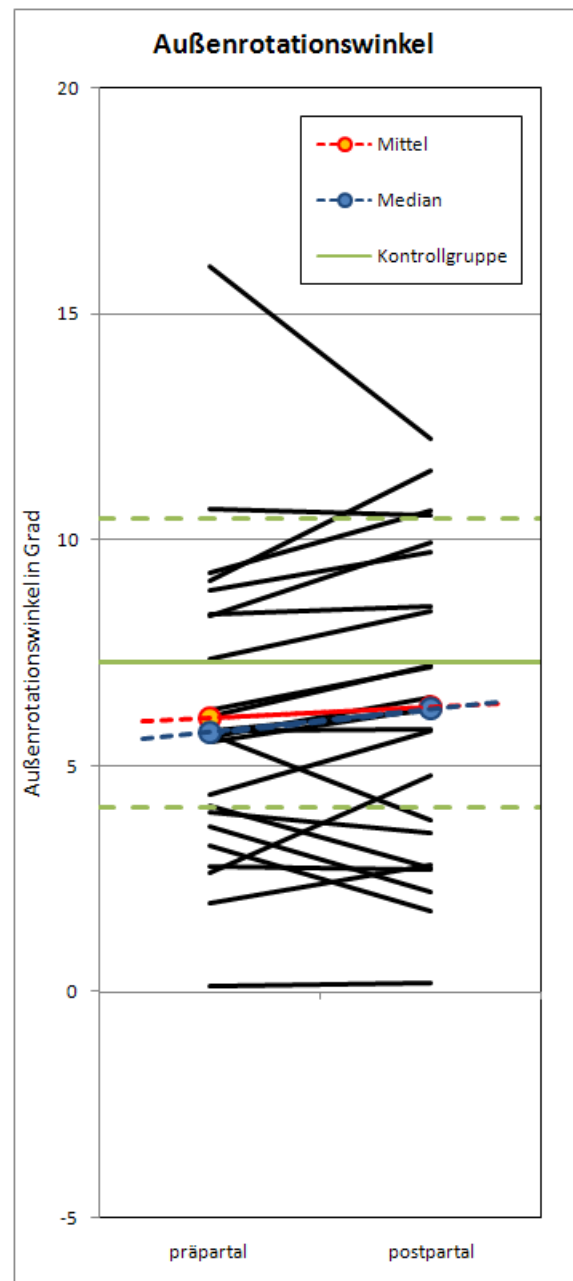
Den größten Außenrotationswinkel von im Mittel 16 Grad über alle Einzelmessungen und beide Füße hat während der Schwangerschaft Probandin P31. Der Winkel reduziert sich nach der Schwangerschaft auf 12 Grad.

Abb. 40 Außenrotationswinkel des Fußes beim Gehen prä- und postpartal

[Grad]	präpartal	Postpartal	Differenz
Mittel	6,1	6,3	+0,2
STD	3,4	3,4	
Median	5,7	6,3	+0,6

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test:  
N = 24, p <= 0.2713

Kontrollgruppe (N = 35)			
[Grad]	links	rechts	Mittel
Mittel	6,9	7,7	7,3
STD	4,2	3,7	3,2
Median	6,5	7,0	7,3



### 4.3 Fußstruktur

Als strukturelle Veränderung des Fußes werden Veränderungen seiner Geometrie bezeichnet, vor allem eine Absenkung der Längswölbung, eine Spreizfußstellung oder Knickfuß- und Hallux-valgus-Stellungen.

#### 4.3.1 Fußlänge und -breite

Tabelle 7 fasst die klinisch mit einer Schublehre gemessenen Fußlängen und -breiten zusammen. Die mittleren Veränderungen von der prä- zur postpartalen Messung sind verschwindend gering, auch im Vergleich zu den Streuungen der Veränderungen. Die verschiedenen Parameter wurden jeweils bei unterschiedlich vielen Probandinnen aufgenommen, so dass in der Tabelle scheinbar paradoxe Ergebnisse auftreten, z.B. ist

die Ballenbreite in der gesamten präpartalen Messgruppe 92,6 mm, in der postpartalen 91,6 mm. In der Schnittgruppe mit beiden Messungen ist die Differenz dennoch +0,5 mm statt der erwarteten -1 mm.

[mm]	Fußlänge			Ballenbreite			Fersenbreite		
Präpartal	240,9	±9,1	(N=21)	92,6	±4,2	(N=21)	60,1	±4,9	(N=21)
Postpartal	240,2	±11,6	(N=15)	91,6	±4,7	(N=21)	60,3	±5,0	(N=18)
Änderung prä -> post	-0,9	±2,6	(N= 7)	+0,5	±1,4	(N=13)	+0,3	±2,0	(N=10)

#### 4.3.2 Breite der Bodenkontaktfläche im Mittelfuß

Alle folgenden Parameter sind aus der plantaren Druckverteilungsmessung abgeleitete Größen.

Die gemessene Breite der Bodenkontaktfläche im Mittelfuß kann sich während der Schwangerschaft aufgrund des größeren Körpergewichts und aufgrund von Wasser- und Fetteinlagerungen vergrößern. Eine Vergrößerung der Mittelfußbreite<sup>7</sup> wäre vor allem aber auch ein Zeichen für eine Absenkung der Längswölbung des Fußes.

Für die Mittelfußbreite zeigt sich eine große interindividuelle Streuung infolge stark unterschiedlicher Fußformen insbesondere natürlich des Ausmaßes der Fußlängswölbung. Bei den Probandinnen streuen die Werte von fast null bis etwas mehr als 4 cm (Abb. 41a).

Stärker variierende Messergebnisse bei ein und derselben Probandin innerhalb einer Messreihe sind ein Hinweis auf ein instabiles Gangbild, insbesondere auf eine Pronationsinstabilität des Sprunggelenks.

Der Mittelwert der Kontaktbreite im Mittelfuß für alle Probandinnen und beide Seiten beträgt 2,22 cm in der Schwangerschaft und 2,16 cm nach der Entbindung. Insgesamt ist die Veränderung also gering, was die Statistik mit  $p=0,3835$  mit fehlender Signifikanz belegt. Wiederum zeigen aber der graphisch aufgetragene Mittelwert und Median eine leichte Tendenz in die hypothetisch erwartete Richtung, nämlich zu höheren Werten in der Schwangerschaft (um 0,5 mm bzw. 1 mm). Die Häufigkeit der gemessenen Mittelfußbreiten prä- und postpartal und in der Kontrollgruppe wird in Abb. 41b gezeigt. Die Verteilungskurve während der Schwangerschaft zeigt Häufungen sowohl zu größeren als auch zu kleineren Breiten hin, die sich im Mittel kompensieren. Die Verteilung postpartal zeigt im Vergleich zur Verteilung der Kontrollgruppe eine (persistierende) Verschiebung hin zu kleinerer Mittelfußbreite.

Auffallend ist eine Probandin (P19) mit einer starken Zunahme der Mittelfußbreite um gut 1,5 cm postpartal, entgegen den in der Literatur beschriebenen Entwicklungen und entgegen den eigenen Erwartungen. Während der Schwangerschaft zeigt sich in den Pedogrammen fast kein Mittelfußkontakt. Postpartal nimmt der Mittelfußkontakt Werte

<sup>7</sup> Die Breite der Bodenkontaktfläche im Mittelfuß wird in diesem Kapitel gelegentlich verkürzt als Mittelfußbreite bezeichnet, gemeint ist damit aber nicht die tatsächliche Breite des Fußes selbst, sondern die Breite seiner Auflagefläche.

im durchschnittlichen Bereich an. Die plausibelste Erklärung dafür ist eine Verstärkung der Knick-Stellung des Sprunggelenks während der Schwangerschaft.

Abb. 41a Mittelfußbreite beim Gehen prä- und postpartal

[cm]	präpartal	postpartal	Differenz
Mittel	2,22	2,16	-0,05
STD	1,27	1,22	
Median	2,36	2,27	-0,10

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test:  
N = 24,  $p \leq 0.3835$

Veränderung der Mittelfußbreite von links:  
präpartal nach rechts: postpartal in cm.

ohne P19:

[cm]	präpartal	postpartal	Differenz
Mittel	2,28	2,16	-0,12
STD	1,26	1,25	
Median	2,47	2,20	-0,13

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test:  
N = 23,  $p \leq 0.1961$

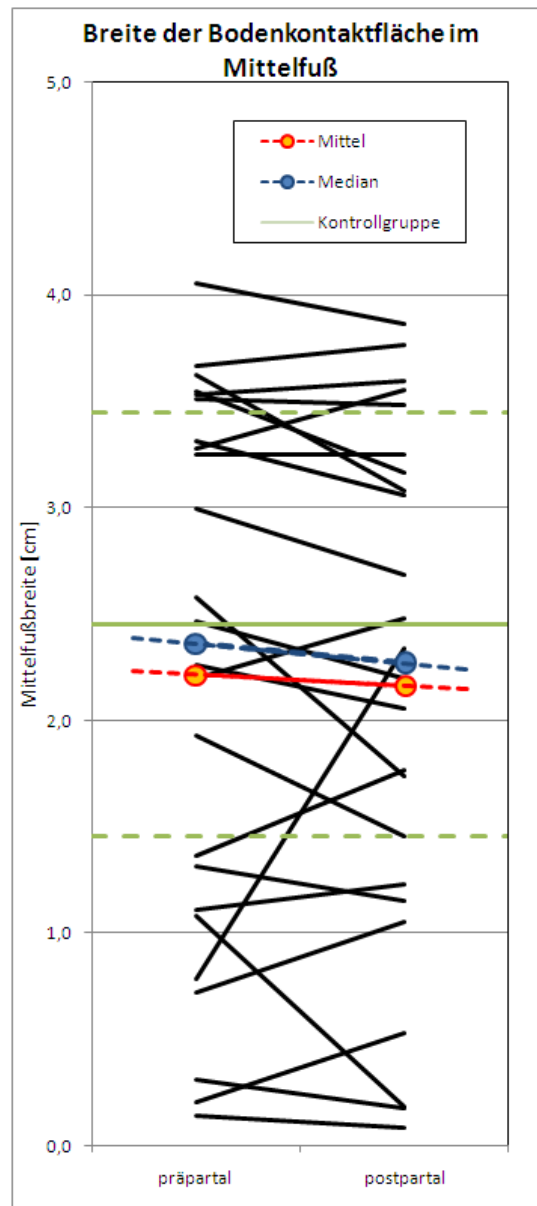
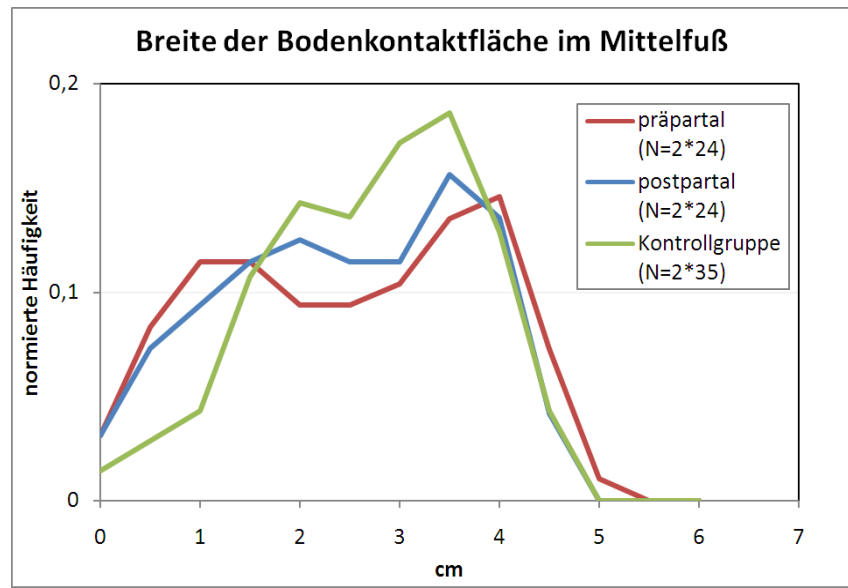




Abb. 41b Die Häufigkeit gemessener Mittelfußbreiten prä- und postpartal und in der Kontrollgruppe.

(Die Kurven sind wegen der unterschiedlichen Zahl von Patientinnen und Kontrollprobandinnen auf gleiche Flächen normiert.)



### 4.3.3 Mittelfußlast

Für den oben definierten Mittelfußanteil lässt sich die beim Gehen wirkende Kraft bestimmen. Sie wird hier als Mittelfußlast bezeichnet.

Rechnerisch ausgewertet wird die Mittelfußlast nach 4 verschiedenen Methoden wie in Kap. 3.5.14, S. 39 gezeigt wurde. Für die Datenauswertung wird im Folgenden die Mittelfußlast nach Typ 3 und Typ 4 dargestellt, das ist die integrale Last, im ersten Fall als Absolutwert, im zweiten Fall auf die Gesamtlast normiert.

#### Mittelfußlastanteil Typ 3, nicht normiert

Die integrale Mittelfußlast beim Gehen prä- und postpartal wird in Abb. 42a wiedergegeben. Auffällig ist zunächst die große interindividuelle Streubreite der Messwerte zwischen fast 0 Ns und bis zu 40 Ns. Sie rührt aus den höchst unterschiedlichen Ausgangsgewichten der Probandinnen aber auch der unterschiedlich stark ausgeprägten Längswölbung des Fußes wie bereits in Abb. 41 festgestellt. Ein stärker gewölbter Fuß hat entsprechend weniger Kontakt im Mittelfußbereich zum Boden und damit hier weniger Kraftübertrag.

Insgesamt zeigt sich jedoch mit einer Signifikanz von  $p=0,08913$  eine höhere Last während der Schwangerschaft mit im Mittel von 15,6 Ns im Vergleich zu 13,1 Ns postpartal. Im Mittel beträgt diese Abnahme von 15,6 Ns auf 13,1 Ns 16,0%. Das ist etwa der Prozentsatz, um den auch das Körpergewicht abnimmt (12,7% bei Abnahme von 73,4 kg auf 64,1 kg, vgl. Abb. 35b, S. 60). Die Lasterhöhung ist damit vornehmlich ein Effekt des höheren Gewichts während der Schwangerschaft, ca. 3% resultieren aus einer „echten“ Mehrbelastung der Mittelfußes aufgrund einer Absenkung der Fußlängswölbung während der Schwangerschaft.

#### Mittelfußlastanteil Typ4, auf die Gesamtlast normiert

Nach Normierung auf die Gesamtlast betragen die Mittelwerte des Mittelfuß-Lastanteils über die Probandinnen 3,80% präpartal und 3,57% postpartal (vgl. Abb. 42b). Diese Abnahme beträgt 6%, also etwa die Hälfte der Gewichtsabnahme. Die Signifikanz re-

---

duziert sich allerdings erheblich von  $p=0,0891$  auf  $p=0,3531$ . Abb. 42b zeigt die Häufigkeitsverteilung dieses Lastanteils über die Probandinnen und die 35 Frauen in der Kontrollgruppe. Einen systematischen Unterschied zeigen die auf die Anzahl der jeweiligen Gruppenmitglieder normierten Kurven nicht.

Es zeigt sich also insgesamt nur ein schwacher Hinweis auf eine Last bedingte strukturelle Veränderung der Fußlängswölbung während der Schwangerschaft. Im Diagramm Abb. 42b sichtbar sind allerdings Veränderungen bei einigen Probandinnen von präpartal nach postpartal, die in Zusammenschau mit den Pedogrammen doch einen deutlichen Hinweis auf eine Abflachung der Fußlängswölbung geben. Bei einzelnen Probandinnen erhöht sich die gewichtsnormierte Mittelfußlast nach der Schwangerschaft, was ein Hinweis auf eine Abschwächung der während der Schwangerschaft bestehenden Knickstellung ist. Bei Probandin P19 beispielsweise erhöht sich die normierte Mittelfußlast von 1,9% Gesamtlast auf 3,7% Gesamtlast, also fast auf das Doppelte.

In der Kontrollgruppe ist der Anteil der Mittelfußlast an der Gesamtlast mit 4,1% etwas höher als in der Gruppe der Schwangeren, was ein Hinweis auf eine leichte Knickfußstellung der Schwangeren sein könnte, die auch nach der Schwangerschaft noch andauert.

Abb. 42a Integrale Mittelfußlast beim Gehen prä- und postpartal, Absolutwerte in Newtonsekunden (Berechnungs-Typ 3)

[Ns]	präpart	postpart	Diff.
Mittel	15,64	13,09	-2,55
STD	11,70	10,17	
Median	15,27	11,63	-1,76

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test:  
N = 24, p <= 0.08913

Abb. 42b Integrale Mittelfußlast beim Gehen prä- und postpartal normiert aufs Körpergewicht (Berechnungs-Typ 4 – relativer Anteil an der Gesamtlast)

	präpart	postpart	Diff.
Mittel	3,80	3,57	-0,23
STD	2,63	2,61	
Median	3,60	3,24	-0,18

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test:  
N = 24, p <= 0.3531

Kontrollgruppe			
	links	rechts	Mittel
Mittel	3,8	4,3	4,1
STD	3,0	3,2	

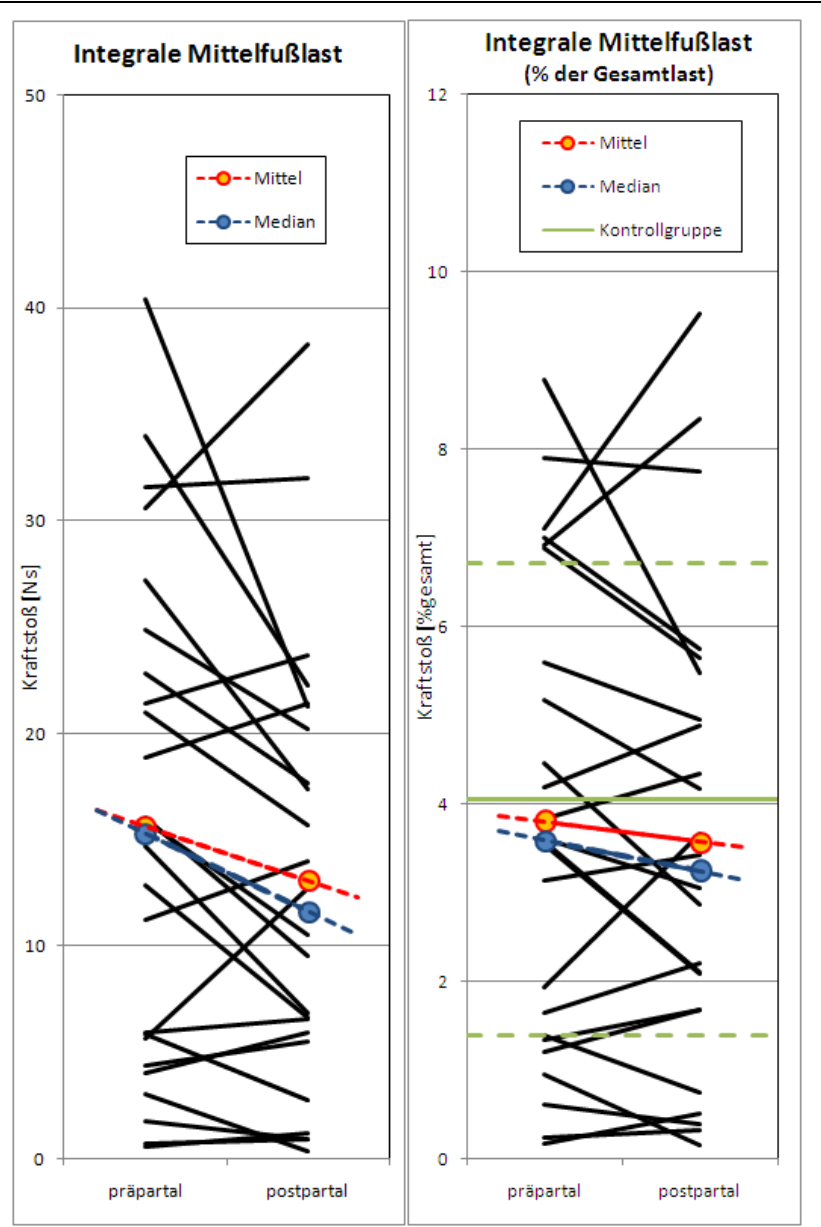


Abb. 42c Die Häufigkeitsverteilung der gemessenen normierten Mittelfußlast prä- und postpartal und in der Kontrollgruppe.

(Die Kurven sind wegen der unterschiedlichen Zahl von Patientinnen und Kontrollprobandinnen auf gleiche Flächen normiert.)

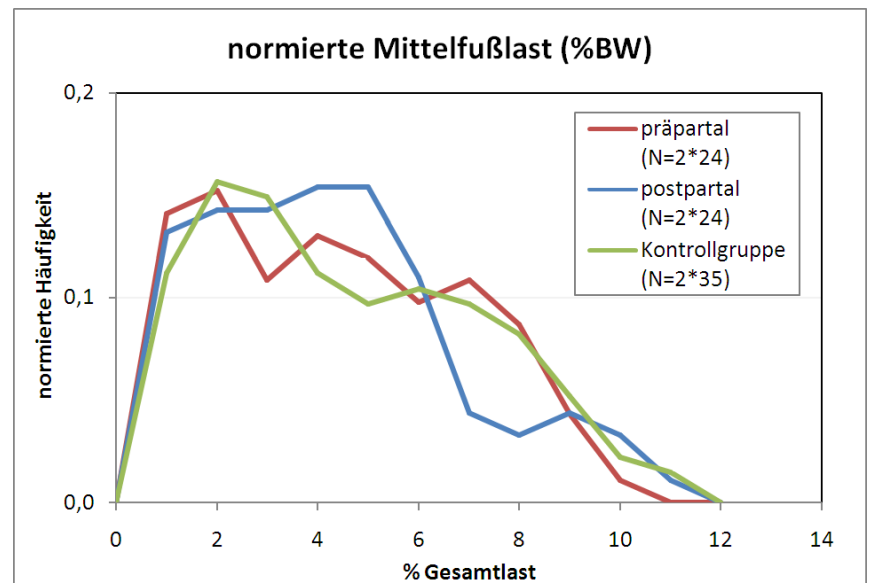


Abb. 43a Kraftanstiegsrate beim Gehen prä- und postpartal

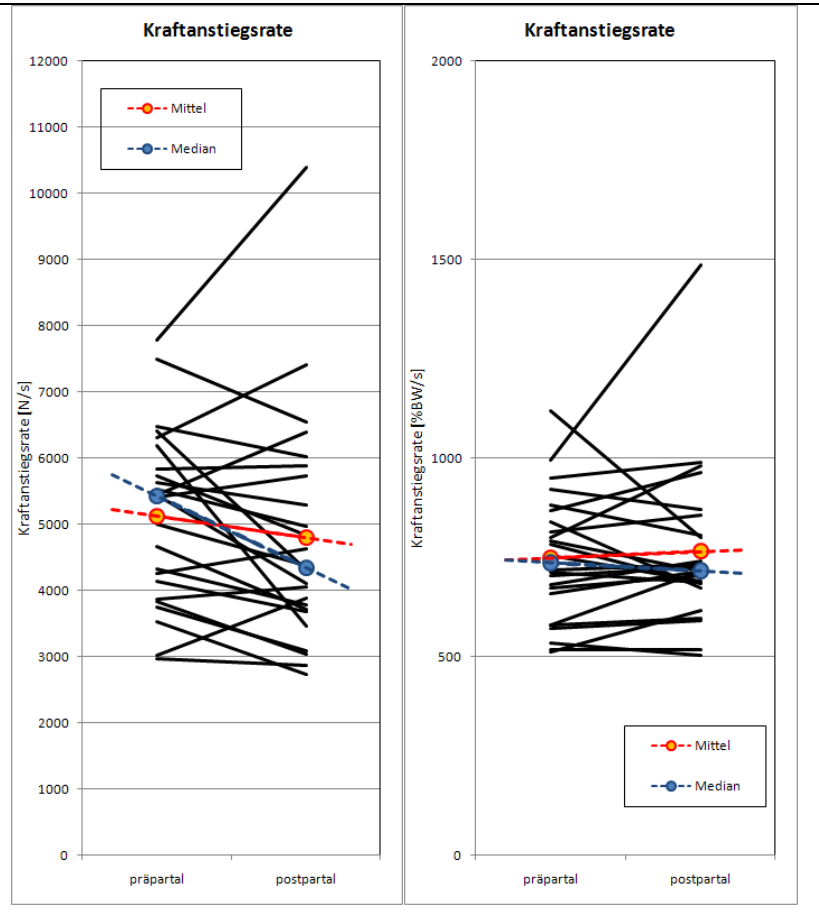
[N/s]	präpart	postpart	Diff.
Mittel	5126	4799	-327
STD	1315	1734	
Median	5428	4348	-505

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test:  
N = 24,  $p \leq 0.08913$

Abb. 43b Kraftanstiegsrate normiert aufs Körpergewicht beim Gehen prä- und postpartal

	präpart	postpart	Diff.
Mittel	748,3	765,1	16,8
STD	159,1	201,4	
Median	736,8	715,9	-19,1

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test:  
N = 24,  $p \leq 0.6373$



Zwei Probandinnen zeigen auffallende Wertepaare. Sie haben die beiden höchsten Kraftanstiegsraten während der Schwangerschaft.

Bei Probandin P31 steigt die Rate nach der Schwangerschaft sogar noch erheblich weiter an. Sie ist die Probandin in Abb. 39a, S. 66, die ihre Ganggeschwindigkeit postpartal extrem erhöht, was die Auftrittshärte ebenfalls erhöht.

Bei Probandin P11 reduziert sich die Kraftanstiegsrate postpartal auf durchschnittliche Werte. Die Ganggeschwindigkeit war bei ihr in beiden Messreihen gleich, die Auftrittsstärke folglich anders verursacht. Diese Probandin hatte eine früher diagnostizierte Beinlängendifferenz, außerdem während der letzten 4 Wochen der Schwangerschaft Ischialgien links. Die Kraftanstiegsrate und damit die Auftrittsstärke war am linken und rechten Bein bei beiden Messreihen gleich.

#### 4.3.4 Bodenkontaktfläche

##### 4.3.4.1 Gesamtkontaktfläche

Die Gesamtkontaktfläche des Fußes entspricht der Abwickelfläche. Sie entsteht beim Abrollen des Fußes auf der Bodenmessplatte und kann analog der Abwickellänge länger, aber auch kürzer als die tatsächliche Fußlänge sein.

In der graphischen Darstellung der Messwerte Abb. 44 zeigt sich nahezu keine Veränderung der Abwickelfläche des Fußes während und nach der Schwangerschaft.

---

Die Bodenkontaktfläche des Fußes beträgt für alle Probandinnen über beide Füße gemittelt 124,0 cm<sup>2</sup> präpartal und 123,6 cm<sup>2</sup> postpartal. Die Differenz ist mit 0,3 cm<sup>2</sup> entsprechend 0,3% verschwindend gering insbesondere auch im Vergleich der Standardabweichungen der Einzelmessungen von 16,3 cm<sup>2</sup> postpartal bzw. 16,8 cm<sup>2</sup> präpartal.

#### 4.3.4.2 Maximale dynamische Kontaktfläche

Die maximale dynamische Kontaktfläche ist von allen Druckverteilungsbildern im Abrollvorgang dasjenige mit der maximalen Kontaktfläche. Sie ist grundsätzlich kleiner als die Gesamtkontaktfläche aus dem vorherigen Kapitel 4.3.4.1.

Die hypothetisch erwartete Veränderung wäre eine in der Schwangerschaft vergrößerte dynamische Kontaktfläche; sei es durch Fett- oder Wassereinlagerung oder infolge struktureller Veränderungen des Fußskeletts.

Tatsächlich zeigt die Mittelung über alle Probandinnen präpartal 94,9 cm<sup>2</sup> und 94,5 cm<sup>2</sup> postpartal. Die Differenz von durchschnittlich nur 0,5 cm<sup>2</sup> (0,5%) und die demgegenüber hohe Standardabweichung zwischen den Probandinnen von etwa 15 cm<sup>2</sup> zeigt große interindividuelle Schwankungen an und praktisch keine Veränderung zwischen der Kontaktfläche in der Schwangerschaft und nach Entbindung.

Mittelwert und Median zeigen allerdings eine minimale Tendenz ohne Signifikanz ( $p=0,6373$  im Wilcoxon-Test) in die erwartete Richtung, nämlich zu größeren maximalen dynamischen Kontaktflächen während der Schwangerschaft.

Eine Patientin hat auffällig kleine Füße der Schuhgröße 34 (65 cm<sup>2</sup> präpartal und 60 cm<sup>2</sup> postpartal). Im Pedogramm fehlt außerdem der Mittelfußabdruck vollständig.

Probandin P19 zeigt einen deutlichen Anstieg für die Kontaktfläche nach der Entbindung. Wie in Kap. 4.3.3, S. 73 bereits bemerkt kehrt die Probandin aus einer vermehrten Knickfußstellung während der Schwangerschaft in eine normalere Fußstellung zurück, trotz des Zunahme des Körpergewichts um 2 kg von der Messung in der Schwangerschaft zur postpartalen Messung.

Abb. 44 Gesamtkontaktfläche (=Abwickelfläche) des Fußes beim Gehen prä- und postpartal

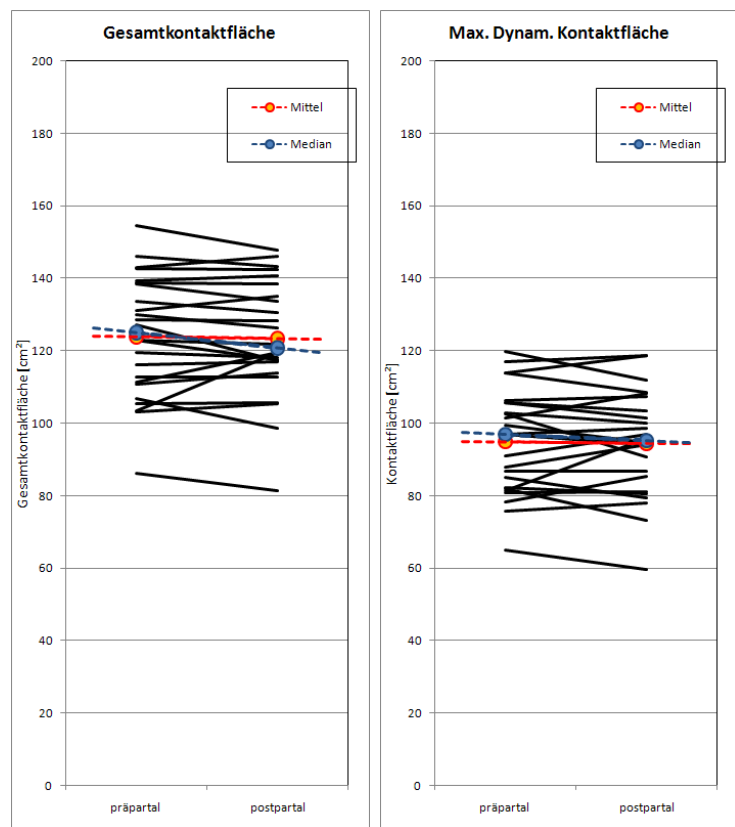
[cm <sup>2</sup> ]	präpartal	postpartal	Diff.
Mittel	124,0	123,6	-0,3
STD	16,8	16,4	
Median	125,0	120,7	-0,3

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test: N = 24, p <= 0.5774

Abb. 45 Maximale dynamische Kontaktfläche präpartal und postpartal

[cm <sup>2</sup> ]	präpartal	postpartal	Diff.
Mittel	94,9	94,5	-0,5
STD	14,5	14,6	
Median	96,9	95,3	-0,9

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test: N = 24, p <= 0.6373



#### 4.3.5 Mittlerer Druck

Zwischen der Bodenkontaktfläche des Fußes aus dem vorherigen Kapitel 4.3.4 und dem mittleren Druck an der Fußsohle besteht eine direkte Beziehung, die im Kapitel 3.5.21, S. 48 beschrieben wurde. Der mittlere Druck entspricht der Gesamtlast (Körpergewicht) die über die Kontaktfläche des Fußes auf die Messplatte übertragen wird.

Da die Kontaktfläche sich im vorherigen Kapitel als unabhängig vom Körpergewicht erwiesen hatte, sollte sich das Körpergewicht vollständig im Wert des mittleren Druckes abbilden.

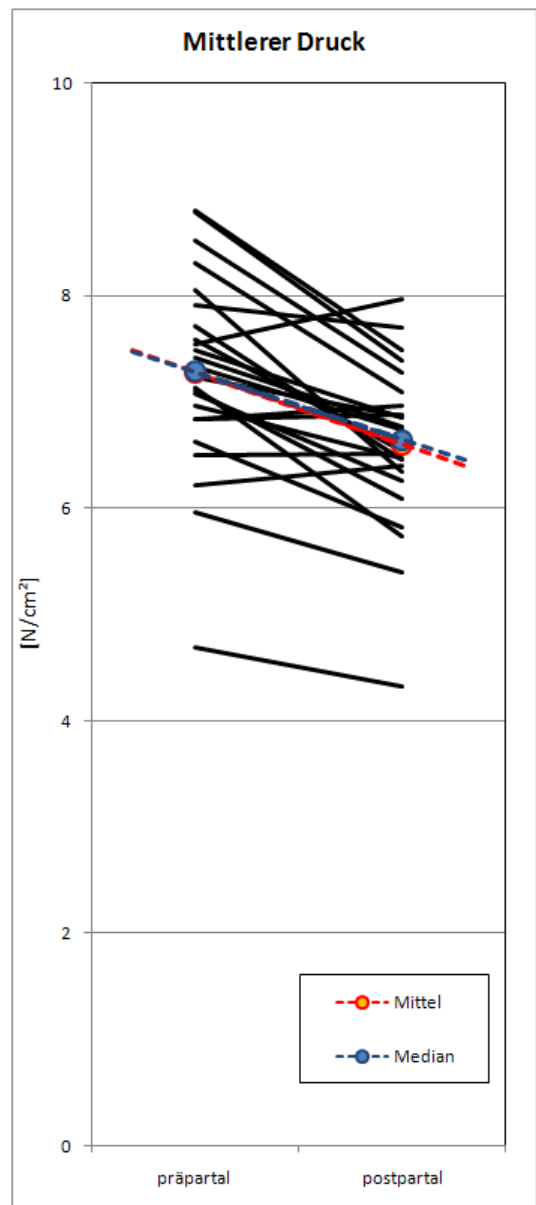
Präpartal beträgt er im Mittel über alle Messungen 7,28 N/cm<sup>2</sup>; postpartal 6,60 N/cm<sup>2</sup> mit einer errechneten Differenz von 0,68 N/cm<sup>2</sup> mit einheitlicher Tendenz zu im Mittel 10,3% höheren Werten während der Schwangerschaft (Abb. 46), im Wilcoxon-Test hochsignifikant mit p=0,0001719. Damit entspricht das Ergebnis den im Kapitel 3.5.21 beschriebenen Erwartungen.

Bei einigen Probandinnen steigt der mittlere Druck nach der Schwangerschaft an. Diese hatten nach der Schwangerschaft ein höheres Gewicht als bei der Ausgangsmessung oder eben doch eine leicht erhöhte Bodenkontaktfläche aufgrund des gestiegenen Körpergewichtes, die nach Entbindung nicht mehr vorhanden war.

Abb. 46 Mittlerer Druck beim Gehen präpartal und postpartal

[N/cm <sup>2</sup> ]	präpartal	postpartal	Differenz	
Mittel	7,28	6,60	-0,68	-9,3%
STD	0,93	0,78		
Median	7,29	6,65	-0,64	-8,8%

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test:  
N = 24, p <= 0.0001719



#### 4.4 Kraftparameter

Die Kraftparameter wurden wie in Kap.3.5.10, S.35 beschrieben aus der pedographischen Messung ermittelt.

##### 4.4.1 Plantarflexionsmoment

Das äußere Plantarflexionsmoment entsteht beim Auftreffen der Ferse auf den Boden und dauert vom ersten Bodenkontakt der Ferse etwa bis zur Bewegungsumkehr im Sprunggelenk, wenn auch der Vorfuß Bodenkontakt bekommt. Dann wechselt der Bodenkraftvektor von hinter der OSG-Achse nach vorne. Der in dieser Studie *Plantarflexionsmoment* genannte negative Zweig des gesamten OSG-Momentverlaufs beinhaltet deshalb nur einen kurzen Anteil des gesamten OSG-Moments (vgl. Kap. 3.5.16, S. 41 und Abb. 25, S. 43). Das äußere Plantarflexionsmoment wird durch die Fußhebermuskulatur (M. tibialis anterior) im Gleichgewicht gehalten. Beim Barfußgehen

ist dieses Moment immer sehr klein, da der Bodenkraftvektor dann sehr nahe am Sprunggelenk liegt.

Die Ergebnisse in Abb. 47a zeigen präpartal ein mittleres Plantarflexionsmoment von 8,27 Nm, postpartal beträgt es 7,44 Nm mit einer Differenz von 0,83 Nm, entsprechend 10,8%. Die statistische Auswertung zeigt eine hohe Signifikanz ( $p=0,03099$ ).

Die Erhöhung des Plantarflexionsmoments während der Schwangerschaft ist ein ausschließlicher Effekt des erhöhten Körpergewichts, wie die Abb. 47b nachweist: Werden die Momentwerte auf das Körpergewicht normiert, ergibt sich keine Änderung von prä- nach postpartal mehr (Messwerte sind -1,19cm präpartal, -1,18cm postpartal, die Differenz -0,01cm)<sup>8</sup>

Die signifikante Zunahme des Plantarflexionsmoments in Abb. 47a ist also ein reiner Gewichtseffekt.

Abb. 47a Plantarflexionsmoment beim Gehen präpartal und postpartal in absoluten Werten

[Nm]	präpartal	postpartal	Diff.
Mittel	-8,27	-7,44	0,83
STD	2,43	2,39	
Median	-7,95	-6,98	0,89

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test:

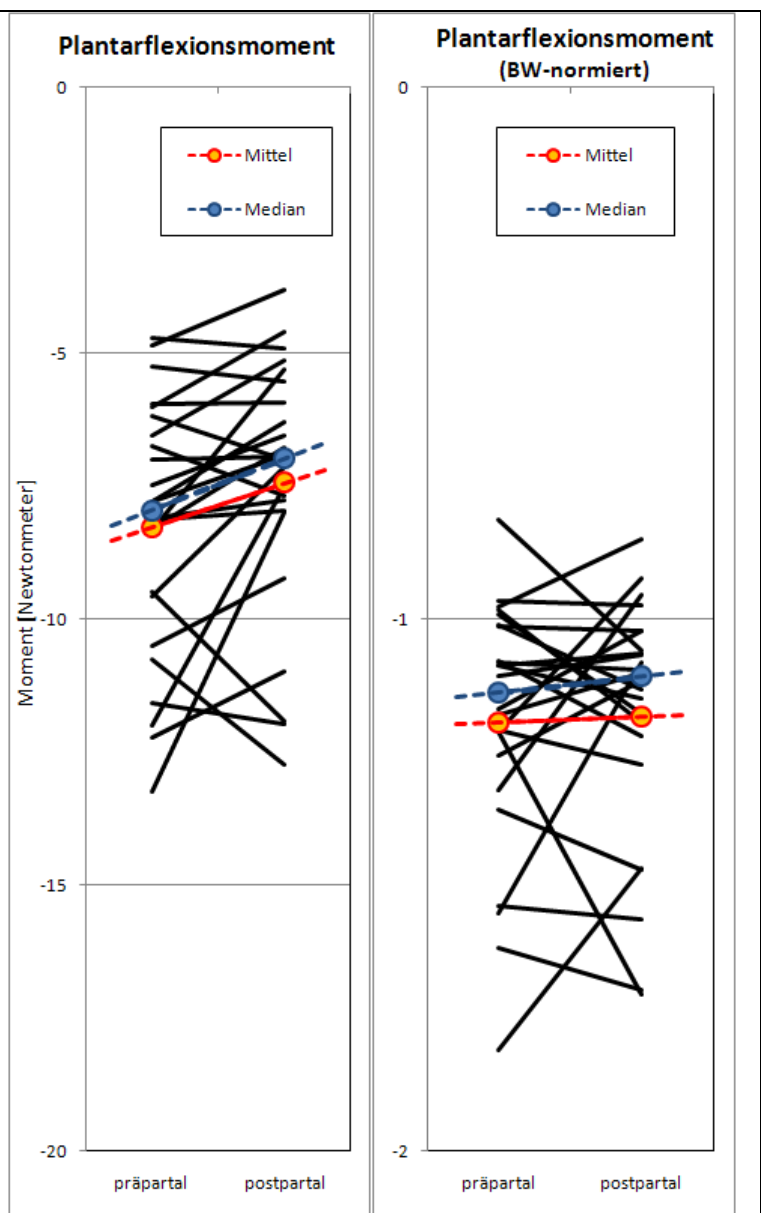
N = 24,  $p \leq 0.03099$

Abb. 47b Plantarflexionsmoment beim Gehen präpartal und postpartal normiert bzgl. des Körpergewichts.

[cm]	präpartal	postpartal	Diff.
Mittel	-1,19	-1,18	-0,01
STD	0,24	0,23	
Median	-1,14	-1,11	-0,01

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test:

N = 24,  $p \leq 1$



<sup>8</sup> Die Normierung des Moments auf das Körpergewicht reduziert diesen Parameter auf einen effektiven Momenthebel



#### 4.4.2 Dorsalextensionsmoment

Das äußere Dorsalextensionsmoment entsteht beim Vorwandern des Bodenkraftvektors vor die OSG-Achse. Die Wadenmuskulatur muss dieses äußere Moment kompensieren. Dabei erzeugt sie ein gleich großes, entgegengerichtetes inneres Plantarflexionsmoment, beim Abstoß wird dabei über die Umlenkung am oberen Sprunggelenk der Vorfuß plantarflektiert.

Das Dorsalextensionsmoment zeigt im Mittel deutlich höhere Werte in der Schwangerschaft (101,6 Nm  $\pm$ 19,0 Nm) als nach der Schwangerschaft (93,0 Nm  $\pm$ 18,0 Nm). Diese Änderung beträgt 9,2% bei einer Signifikanz von  $p=0,001593$  im Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test. Einzelne Abweichungen beruhen auf einer Gewichtszunahme nach der Schwangerschaft oder einer echten Gangbildänderung aber auch unterschiedlicher Ganggeschwindigkeit an den Messtagen.

Nach Normierung auf das Körpergewicht zeigt sich wie zuvor beim Plantarflexionsmoment, dass die hochsignifikante Werteveränderung in der Schwangerschaft ein fast reiner Gewichtseffekt ist. Das Gangbild wird offenbar von den meisten Probandinnen wenn irgend möglich nicht verändert.

Eine Tendenz zu einer sehr geringen Reduktion des gewichtsnormierten Dorsalextensionsmoments um 1% bis 2% während der Schwangerschaft kann dennoch in den Daten erkannt werden.

Abb. 48a (linkes Diagramm) Dorsalextensionsmoment bei Gehen präpartal und postpartal Typ 1

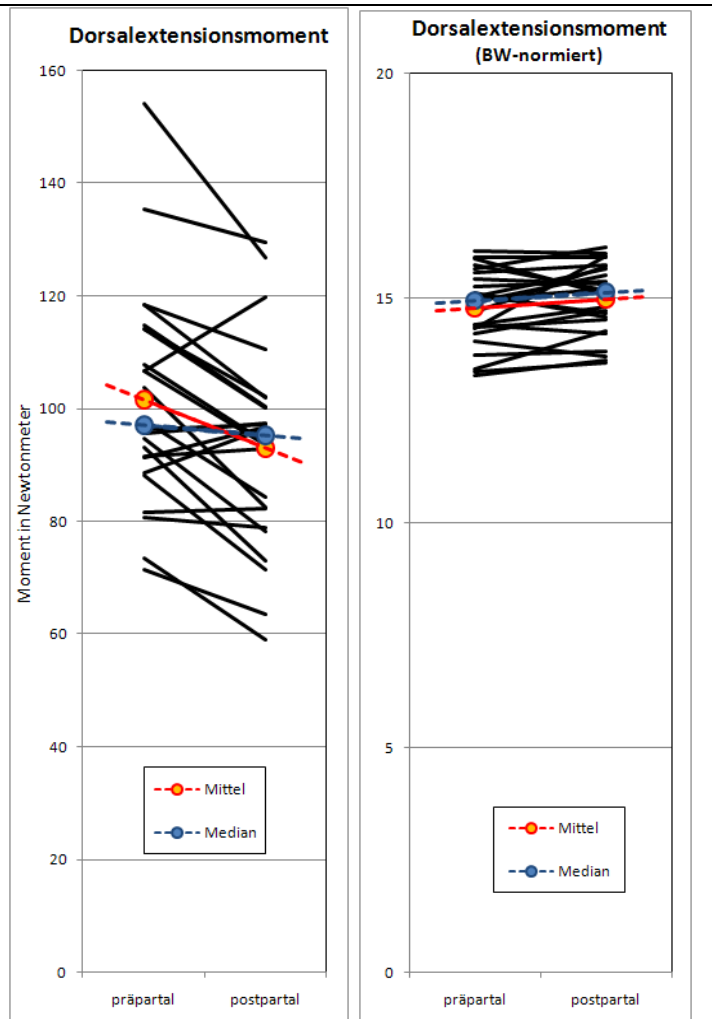
	präpartal	postpartal	Differenz
Mittel	101,6	93,0	-8,6
STD	19,0	18,0	
Median	97,1	95,2	-12,5

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test: N = 24,  $p \leq 0.001593$

Abb. 48b (rechtes Diagramm) Dorsalextensionsmoment beim Gehen präpartal und postpartal

[cm]	präpartal	postpartal	Differenz
Mittel	14,78	14,97	0,19
STD	0,83	0,81	
Median	14,94	15,13	0,17

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test: N = 24,  $p \leq 0.1161$



---

## 4.5 Lastanteile

### 4.5.1 Lastanteile in Sagittalrichtung

Während des Abrollvorgangs werden von der Ferse beginnend nacheinander verschiedene Bereiche der Fußsohle belastet. Die übertragene Last auf diese Areale wird hier durch das Integral der Lasthöhe mal der Dauer definiert. Der Ballenlastanteil ist bei weitem der größte, da der Ballen besonders lange belastet wird. Die Ferse wird wie der Ballen zeitweise mit dem ganzen Körpergewicht belastet, aber nur kürzere Zeit als der Vorfuß, deshalb ist ihr Anteil an der Gesamtlast nur halb so groß. Der Mittelfuß- und Zehenlastanteil ist nochmals geringer.

Abb. 49a zeigt, dass sich sowohl die einzelnen Teillasten als auch die Relationen dieser Anteile untereinander nur in geringem Maße von prä- nach postpartal verändern. Im Mittel zeigt sich von prä- nach postpartal eine geringe Tendenz der Lastverschiebung vom Mittel- und Vorfußbereich hin zur Ferse von ungefähr 2%, bzw. umgekehrt, während der Schwangerschaft eine Vorverlagerung der Last. Genau das würden die in der Schwangerschaft gestiegene ventrale Last und der nach vorne verschobene Masse-schwerpunkt erwarten lassen.

Abb. 49b zeigt eine Aufteilung der Lastanteile des Fußes in zwei Bereiche: Vor- und Rückfuß. Der Vorfuß umfasst Ballen und Zehen, der Rückfuß Ferse und Mittelfuß. Vor- und Rückfußanteil addieren sich zu 100% deshalb spiegeln sich in diesem Fall die Geraden der Wertepaare an der 50% Achse.

Im Mittel zeigt sich von prä- nach postpartal eine sehr geringe Tendenz der Lastverschiebung vom Vorfußbereich hin zum Rückfuß von 0,3%. Der Vergleich mit Abb. 49a zeigt, dass der wesentlichste Teil der insgesamt geringen Lastverschiebung zwischen Mittelfuß und Ferse erfolgt, also innerhalb des Rückfußes.

### Fersenlastanteil

	präpartal	postpartal	Differenz	
Mittel	27,0	27,4	+0,4	+2%
STD	3,3	4,4		
Median	26,5	28,0	+1,6	

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test:  
N = 24,  $p \leq 0.6171$

### Mittelfußlastanteil

	Präpartal	postpartal	Differenz	
Mittel	3,8	3,6	-0,2	-8%
STD	2,6	2,6		
Median	3,6	3,0	-0,4	

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test:  
N = 24,  $p \leq 0.2246$

### Ballenlastanteil

	Präpartal	postpartal	Differenz	
Mittel	55,9	55,9	-0,0	-0,1%
STD	5,1	5,2		
Median	55,7	56,3	0,3	

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test:  
N = 24,  $p \leq 0.9658$

### Zehenlastanteil

	Präpartal	postpartal	Differenz	
Mittel	13,3	13,2	-0,1	-1%
STD	4,7	4,4		
Median	12,6	12,4	0,3	

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test:  
N = 24,  $p \leq 0.9203$

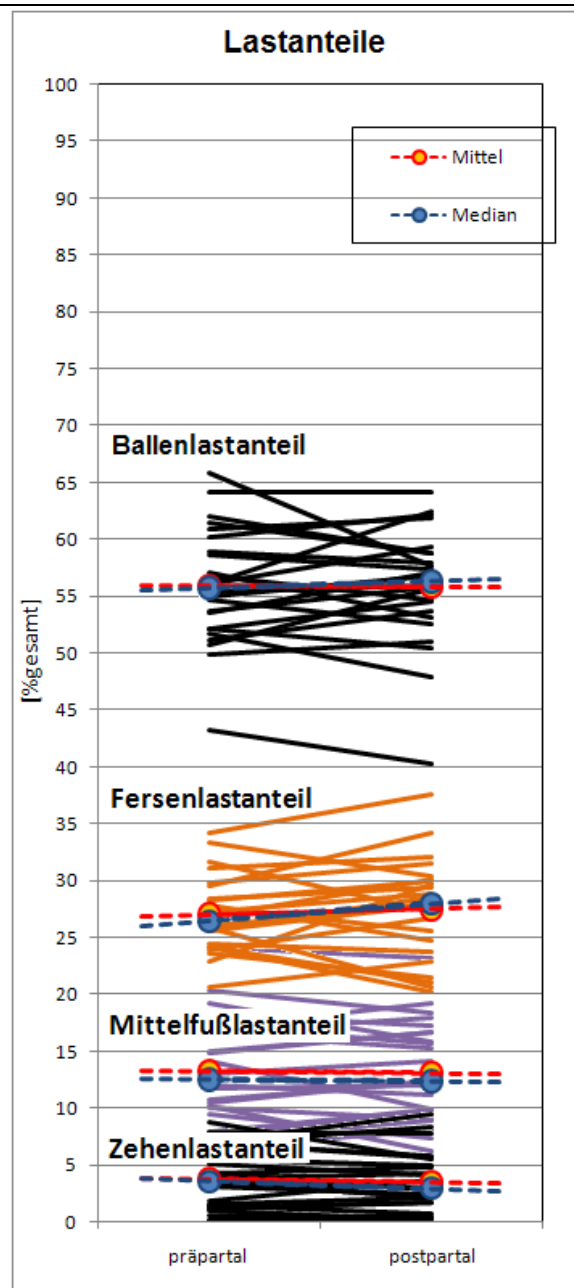


Abb. 49a Lastanteile von Ferse, Mittelfuß, Ballen und Zehen an der Gesamtlast

Abb. 49b Lastanteile von Vorfuß (Ferse plus Mittelfuß) und Rückfuß (Ballen plus Zehen) an der Gesamtlast

#### Vorfußlastanteil

	präpartal	postpartal	Differenz
Mittel	69,2	69,0	-0,2
STD	4,2	4,7	
Median	69,2	68,3	-0,5

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test:

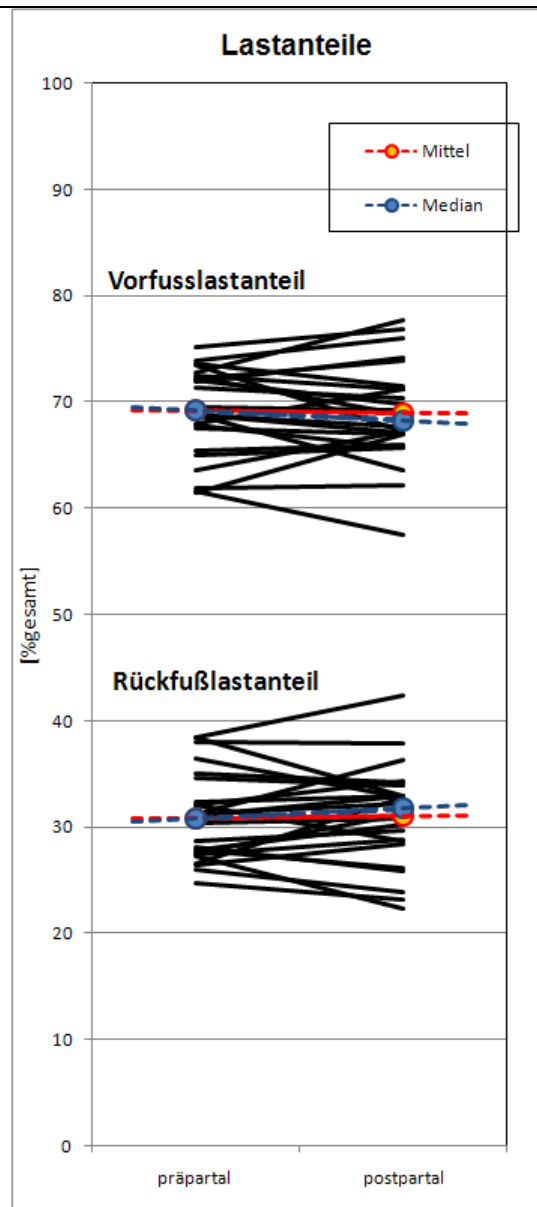
N = 24,  $p \leq 0.721$

#### Rückfußlastanteil

	präpartal	postpartal	Differenz
Mittel	30,8	31,0	0,2
STD	4,2	4,7	
Median	30,8	31,7	0,5

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test:

N = 24,  $p \leq 0.721$



#### 4.5.2 Lastanteil transversal - Inversions-/ Eversionsmoment

Mediale und laterale Lastanteile lassen sich durch das Drehmoment bzgl. der Fußlängsachse ausdrücken. Die Drehmomente zur Längsachse des Fußes werden als Eversions- und Inversionsmoment bezeichnet. Die Eversion bezeichnet eine Art pronierender Bewegung des Fußes um seine Längsachse, die Inversion die supinierende Richtung.

Häufig wird statt dieser Drehmomente nur die laterale Lage der Ganglinie betrachtet. Dieser Abstand der Ganglinie zur Längsachse ist aber die Hebellänge, die mit der aktuellen Größe der Bodenkraft multipliziert das Drehmoment zur Längsachse ergibt. Damit ist das Drehmoment die eigentliche Lastgröße.

Das Inversionsmoment in Abb. 50 zeigt Werte von ca. 3 bis 10 Nm, das Eversionsmoment fällt etwas geringer aus (mit negativem Vorzeichen wegen der umgekehrten Drehrichtung). Die Verringerung prä- nach postpartal liegt für das Inversionsmoment bei

---

0,1 Nm, für das Eversionsmoment ca. 0,8 Nm (Faktor 8 im Vergleich zum Inversionsmoment).

Bei der Normierung auf das Körpergewicht zeigt sich, dass das Eversionsmoment etwa zur Hälfte vom Körpergewicht abhängt, in der anderen Hälfte vom Hebelarm des Moments, also der Lateralität der Ganglinie. Das nichtnormierte Eversionsmoment ist während der Schwangerschaft um 17,5% größer als postpartal, nach Normierung noch 8,2% größer.

Eine Vergrößerung des Eversionsmoments kann aus einer Absenkung der Längswölbung resultieren, die die Ganglinie (den Kraftangriffspunkt) zum lateralen Fußrand verschiebt. Eine Verkleinerung des Eversionsmoments könnte aus einer Fußaußenrandentlastung infolge einer vermehrten Knickfußstellung resultieren.

Das Eversionsmoment ist in der Mitte der Standphase bei voller Gewichtsbelastung maximal. Für das Inversionsmoment dagegen sind im Wesentlichen die Großzehe und der Großzehenballen verantwortlich. Beim Verlauf des Schwerpunktes durch ihren Bereich tritt in der Regel bereits der zweite Fuß wieder auf, so dass die anliegende Kraft geringer ist. Das Körpergewicht spielt dabei eine untergeordnete Rolle, was der Vergleich der Werte prä- und postpartal zeigt. Die Normierung auf das Körpergewicht erzeugt dann erst künstlich eine Tendenz.

Abb. 50a Eversions- und Inversionsmoment beim Gehen prä- und postpartal

Eversionsmoment

[Nm]	präpartal	postpartal	Differenz	
Mittel	-4,28	-3,53	0,75	17,5%
STD	2,30	2,10		
Median	-3,78	-3,17	0,86	

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test:

N = 24,  $p \leq 0.01457$

Inversionsmoment

[Nm]	präpartal	postpartal	Differenz	
Mittel	5,24	5,33	0,08	
STD	3,03	2,60		
Median	4,50	4,92	0,63	

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test:

N = 24,  $p \leq 0.3531$

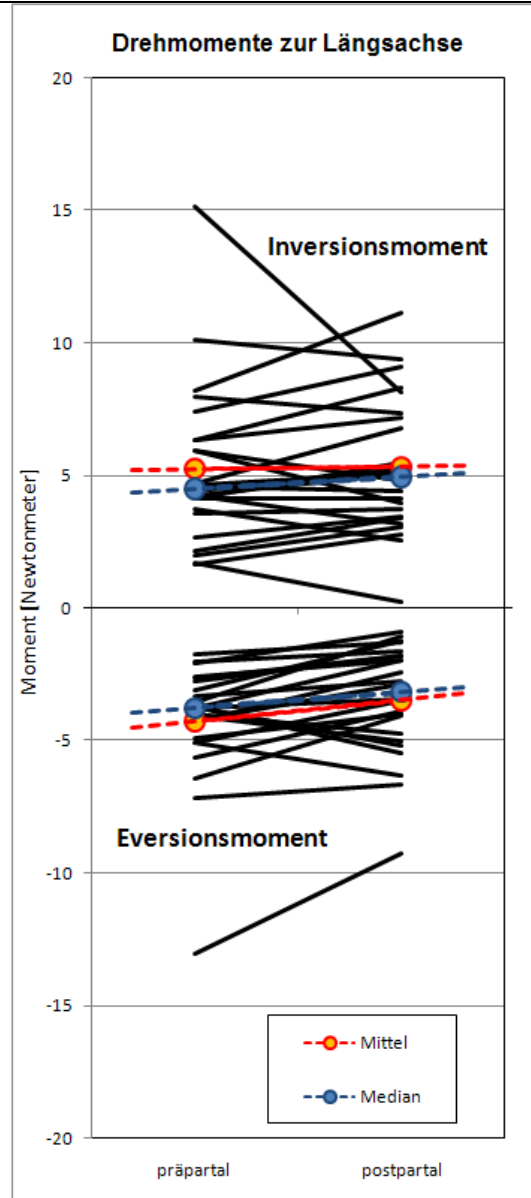


Abb. 50b Drehmomente zur Fußlängsachse auf das Körpergewicht normiert beim Gehen prä- und postpartal

**Eversionsmoment (BW-normiert)**

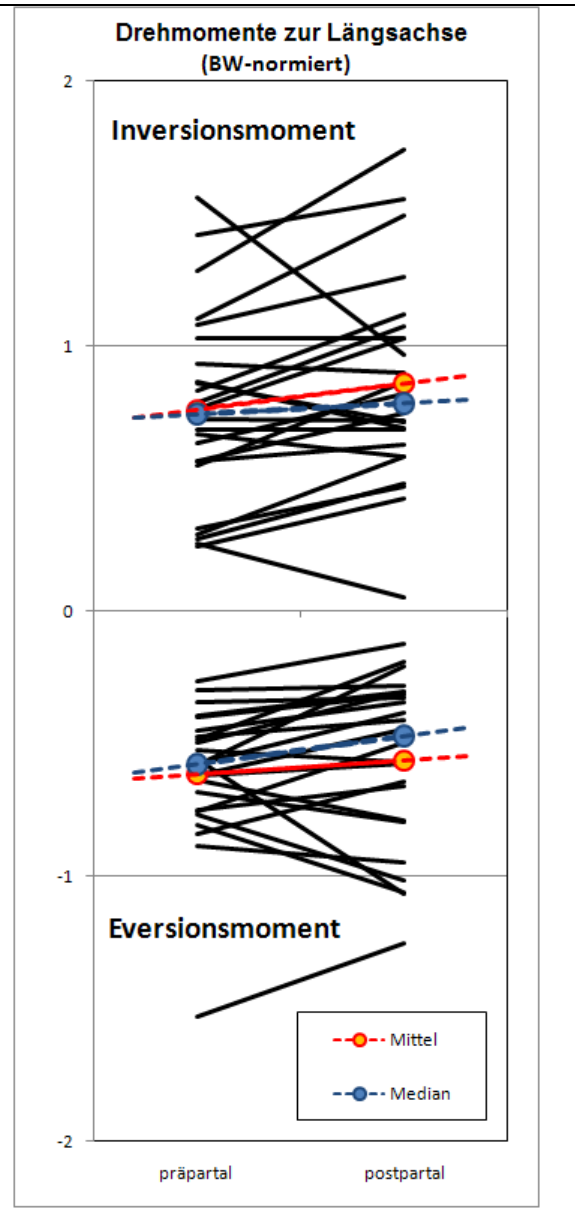
[cm]	präpartal	postpartal	Differenz	
Mittel	-0,61	-0,56	0,05	8,2%
STD	0,26	0,32		
Median	-0,58	-0,47	0,08	

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test:  
N = 24, p <= 0.1128

**Inversionsmoment (BW-normiert)**

[cm]	präpartal	postpartal	Differenz
Mittel	0,76	0,86	0,10
STD	0,36	0,39	
Median	0,74	0,78	0,17

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test:  
N = 24, p <= 0.02681



## 4.6 Druckparameter

### 4.6.1 Maximaldruck

Der Druck ist eine lokale Größe, d.h., an jeder Stelle der Fußsohle liegt zu jeder Zeit bei Bodenkontakt ein bestimmter Druck an, der weitgehend unabhängig von den Druckwerten an anderen Fußregionen ist. Der Maximaldruck ist der Höchstwert dieser Drücke, unabhängig wann oder wo an der Fußsohle er auftritt. Unterschieden werden können aber Maximaldruckwerte in Regionen am Fuß, beispielsweise Ferse oder Ballen, oder auch Schrittphasen, beispielsweise Auftritt- oder Abstoßphase.

Zu erwarten – aber nicht zwangsläufig – ist eine Erhöhung des Maximaldrucks während der Schwangerschaft verursacht durch die gestiegene Last. Tatsächlich ist in Abb. 51 ein im Mittel um 6% gesteigener Maximaldruck erkennbar. Wegen der lokalen Eigenschaft des Maximaldrucks, starker Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit etc. ist

---

aber die interindividuelle wie die intraindividuelle Streuung groß, das Signifikanzniveau wird deshalb nicht erreicht.

Der plantare Maximaldruck wird vor allem in der Diabetologie beobachtet, da beim diabetischen Fuß als Folge einer bereits bestehenden plantaren Gewebeschädigung unter den knöchernen Strukturen des Fußes sehr hohe, das Gewebe weiter schädigende Drücke auftreten.

Maximaldruckwerte bei gesunden Probanden liegen beim Barfußgehen meist zwischen 40 und 60 N/cm<sup>2</sup> (bei den Frauen der Kontrollgruppe:  $56,7 \pm 18,4$  N/cm<sup>2</sup>, vgl. auch BRYANT [9]), bei schnellem Gehen deutlich höher. Der mittlere Maximaldruck der Probandinnen bewegt sich zwischen 58 und 61 N/cm<sup>2</sup>.

Drei Probandinnen haben während und nach der Schwangerschaft auffallend hohe Druckmaxima, mit großem Abstand von der mittleren Verteilung der übrigen Probandinnen. Eine Probandin übertrifft sogar den Messbereich der Druckmessplatte von 128 N/cm<sup>2</sup>. Die mittleren Druckwerte ohne diese drei Probandinnen liegen bei 55 bzw. 52 N/cm<sup>2</sup> genau im Normalbereich. Zwei der Probandinnen zeigen das pedographische Gesamtbild einer Hallux-valgus-Fehlstellung mit den typischen Druckmaxima unter dem zweiten Metatarsaleköpfchen, Spreizfuß und Druckerhöhung am medialen Rand der Großzehe.

Sehr niedrige Maximaldruckwerte treten auf, wenn Fersen- und Ballenpolster noch voll funktionsfähig sind und die Last weg von den Metatarsaleköpfchen auf eine große Auflagefläche homogen verteilen können.

Der in Abb. 51 ebenfalls dargestellte mittlere Druck ist immer um ein Vielfaches geringer, auch bei den Probandinnen mit hohem Maximaldruck, und liegt um 7 N/cm<sup>2</sup> (vgl. Kap. 4.3.5, S. 78 und Abb. 46, S. 79).



Abb. 51 Maximaldruck und mittlerer Druck

	präpartal	postpartal	Differenz
Mittel	61,3	58,2	-3,2
STD	21,4	18,2	
Median	54,7	53,8	-3,3

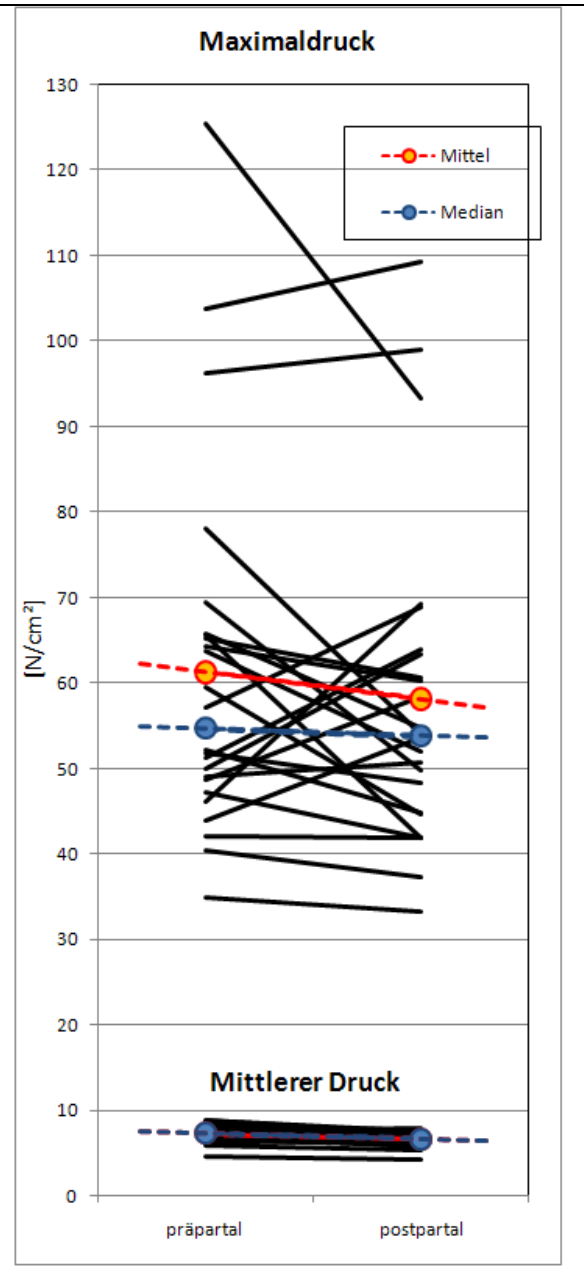
Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test:  
N = 24,  $p \leq 0.2246$

(Zum mittleren Druck vgl. auch Abb. 46, S. 79)

Mittelwerte ohne die drei Probandinnen mit extrem hohen Maximaldruckwerten

	präpartal	postpartal	Differenz
Mittel	54,6	52,1	-2,5
STD	11,0	10,1	
Median	51,8	51,9	-3,5

Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test:  
N = 21,  $p \leq 0.3135$



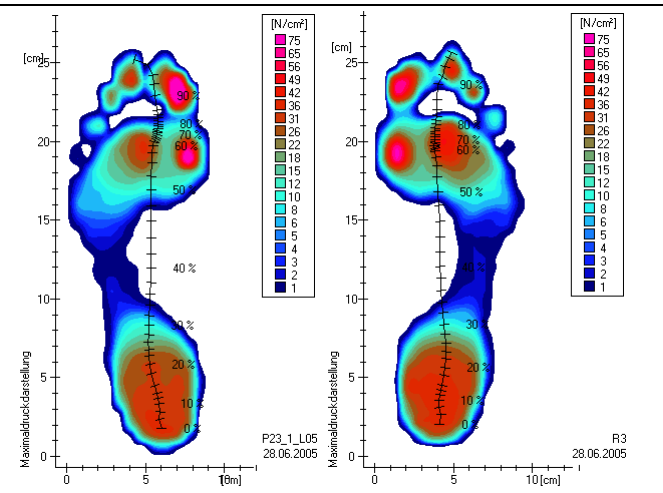
#### 4.6.2 Probandinnen mit auffällig hohem Maximaldruck

Probandin P23 und P35 haben typische Kennzeichen eines Hallux valgus mit voneinander abgesetzten Druckstellen unter Metatarsaleköpfchen I und II und auf der medialen Seite der Großzehe, außerdem eine Knickfußhaltung in den meisten untersuchten Abrollbewegungen des Fußes (vgl. Tabelle 8, insbesondere die Ganglinie).

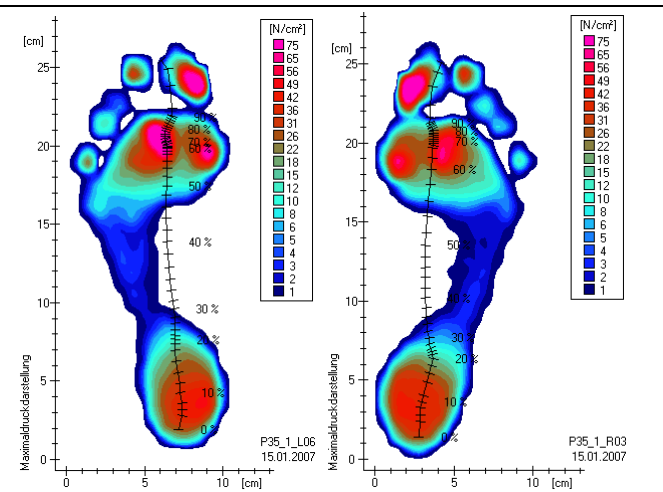
Probandin P36 hatte einen Gewebeknoten am linken Fuß, der ursprünglich keine Schmerzen verursachte. Während der Schwangerschaft ließ sie den Knoten entfernen und beschreibt zudem Fußschwellungen. Auffällig ist jetzt eine Druckstelle an Metatarsale II links mit Druckwerten über den Messbereich hinaus. Im Foto Tabelle 8 fällt auch eine leichte Fehlstellung der zweiten Zehe auf.

Tabelle 8 Probandinnen mit auffällig hohen Druckmaxima, alle Messungen präpartal

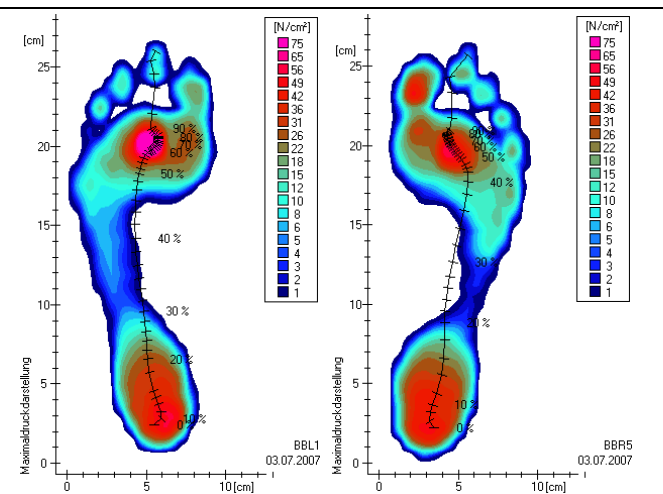
Probandin P23



Probandin P35



Probandin P36



4.7 Probandinnen mit klinischen Fußproblemen

14 der 39 Probandinnen hatten vor, während oder nach der Schwangerschaft Fußprobleme oder mit den Füßen assoziierte Beschwerden. Bereits vor der Schwangerschaft hatten acht der Probandinnen Fußprobleme. Die Problematik erstreckt sich nach Aus-

wertung der Fragebögen von Beinlängendifferenz mit Einlagenversorgung über schmerzfreie Knick-Senkfuß-Symptomatik, Ballenschmerz bei Hallux valgus bis hin zur beschwerdefreien Hallux-valgus-Symptomatik. Während der Schwangerschaft äußerten 10 der 39 Probandinnen Fuß- oder assoziierte Beschwerden. Am häufigsten nannten die Schwangeren generalisierte Schwellung und Wassereinlagerungen in den Füßen, die die Schuhe eng werden lassen oder andere Schuhe erfordern. Nach der Entbindung äußerten fünf der Probandinnen anhaltende bzw. neu aufgetretene Probleme mit den Füßen; die Schwellungen waren bei allen Probandinnen verschwunden.

Lediglich eine Probandin hatte zu jedem Abfragezeitpunkt Beschwerden. Bei ihr liegt ein Hallux valgus vor, der rechts mediale Ballenschmerzen provozierte.

Die einzige während der Schwangerschaft als typisch zu bezeichnende Erscheinung wären somit Schwellungen. Die relativ wenigen orthopädischen Veränderungen sind dagegen Einzelfallerscheinungen ohne generalisierte Tendenz (vgl. Tabelle 9).

Probandin	Messreihen	vor Beginn der Schwangerschaft	während der Schwangerschaft	nach der Schwangerschaft
P02	2	Knickfuß mit Einlagen als Kind	-	-
P05	1	-	-	Schmerzen am Hallux innenseitig im Schuh
P11	2	Beinlängendifferenz mit Einlagenversorgung	Ischialgiforme Schmerzsymptomatik	-
P13	2	-	Fußschwellung	Schmerzen unter Metatarsalia rechts
P18	2	Knick-Senkfuß, ohne Beschwerden	-	Wadenkrämpfe
P19	2	-	Schmerzen unter Metatarsalia	-
P23	2	Hallux valgus rechts, Ballenschmerz medial	Hallux valgus rechts, Ballenschmerz medial	Hallux valgus rechts, Ballenschmerz medial
P29	1	Fuß-OP links als Kind mit V.a. Osteomyelitis	Fußschwellung, Schmerz im Calcaneus	-
P31	2	-	Fußschwellung, Schuhe zu klein	-
P34	1	-	Fußschwellung	-
P35	2	Knickfüßeinlagen als Kind, abends Fußschmerz	Fußschwellung, abends Fußschmerz nach erhöhter Belastung	-
P36	2	Gewebsknoten links, schmerzfrei	Fußschwellung, Knoten entfernt	Metarsale II Druckstelle links, Wadenschwäche rechts
P37	3	Früher „Gewölbeschmerz“ bds., jetzt nach langem Joggen	-	-
P39	2	-	Fußschwellung, Schuhe zu klein	-

---

## Probandin P02

Die präpartale Messung fand in der 33. Schwangerschaftswoche statt, die postpartale ein Jahr nach Geburt des Kindes. Die Probandin gab keine Schmerzsymptomatik an. In ihrer Kindheit hatte sie anamnestisch Knickfüße, die mit Einlagen versorgt worden waren. In den Pedogrammen P02 zeigen sich einige auffällige Werte.

- Ein Knickfuß weist eine pathologisch verstärkte Valgusstellung des USG auf. Im Pedogramm würde man daher eine Verringerung des lateralen Fußrandkontaktes oder gar ein Abheben des Fußaußenrandes sehen. Der mediale Fußrand, besonders die Ferse und der Hallux-Ballen, würden erhöhte Drücke und medialisierte Druckmaxima und eine Medialisierung der Ganglinie aufweisen.

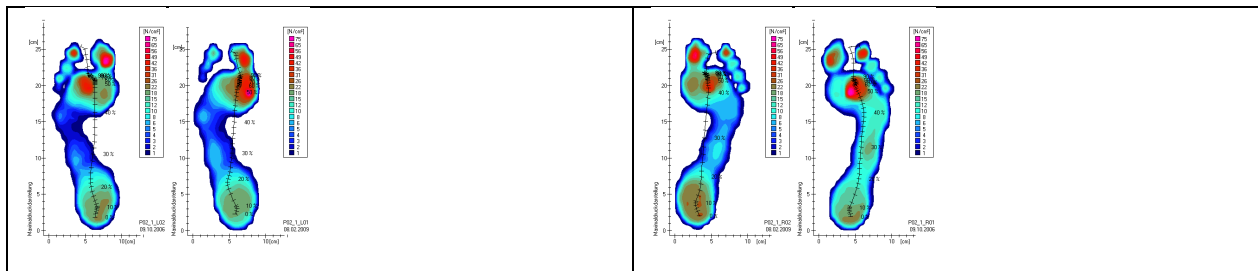
Nur bei den beiden Messungen präpartal links zeigt sich diese **Knickfußtendenz** in Form einer leichten Fußaußenrandentlastung und einer medialen Belastung des Vorfußballens. Die Ganglinie knickt nach der Fersenauftrittsphase bei voller Gewichtsbelastung ebenfalls nach medial ab. In den Pedogrammen rechts und postpartal liegt das Druckmaximum der Ferse zentral und der laterale Fußrand ist deutlich betont, so dass dann von einer Knickfußsymptomatik nicht auszugehen ist. Der Bodenkraftanteil im Mittelfuß erhöht sich in der Schwangerschaft nicht in dem Maße wie die Gesamt-Bodenkraft, was ebenfalls für eine leichte Verstärkung einer Knickstellung spricht.

- Die Messungen weisen eine hohe Variabilität auf, was ein Hinweis auf eine **gewisse Gelenkinstabilität** sein kann.
- Auffällig ist, dass der Zehenabstand zwischen Großzehe und zweiter Zehe in der präpartalen Messung deutlich vergrößert ist und der Druck unter dem Metatarsaleköpfchen II bei beiden Messreihen hoch ist. Deshalb kann von einer **Spreizfußentwicklung**, die während der Schwangerschaft verstärkt ist ausgegangen werden.

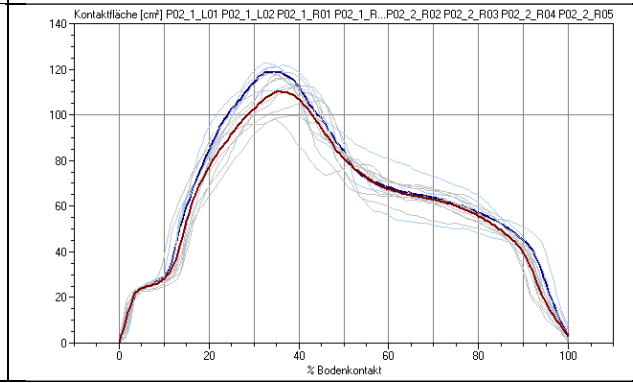
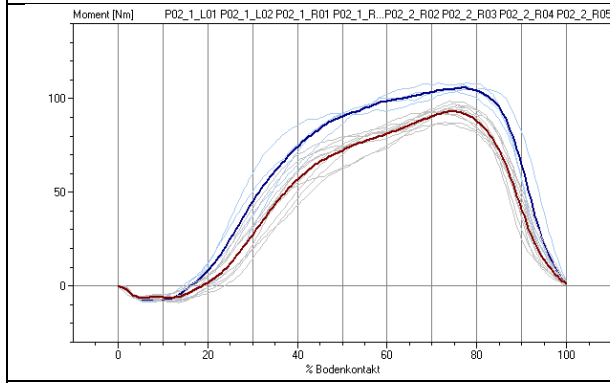
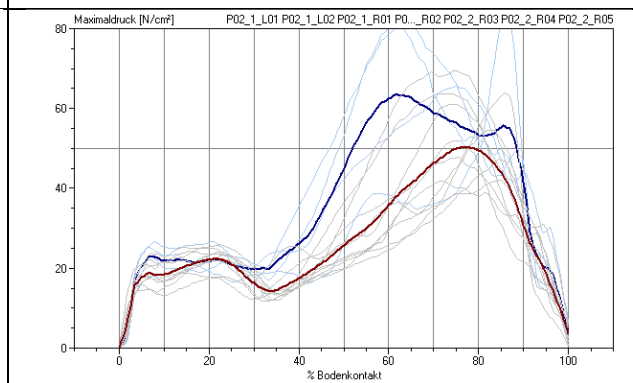
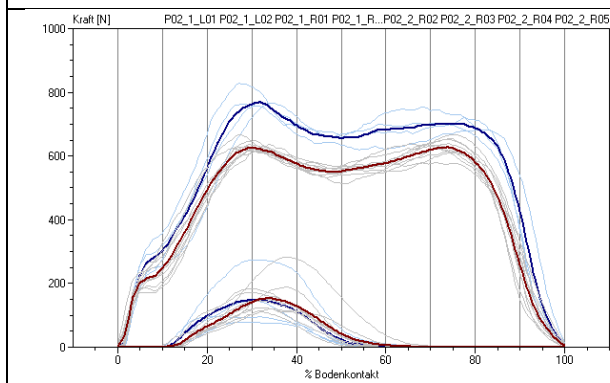
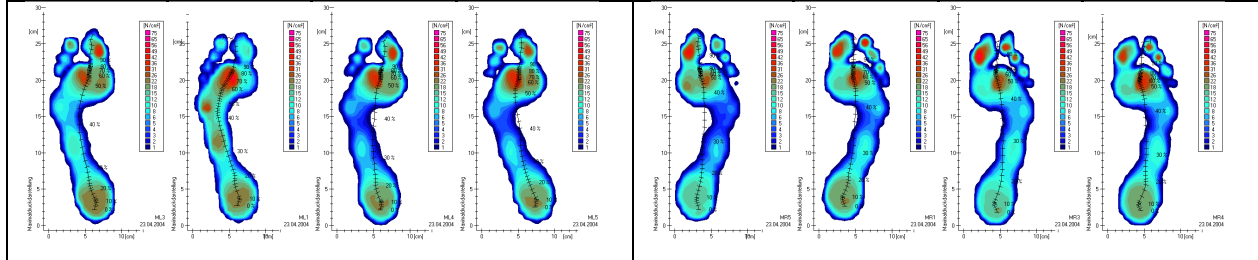
Die Schuhgröße 40 und ein Ausgangsgewicht von 60 kg mit Zunahme von ca. 16 kg in der Schwangerschaft bei einer großen Bodenkontaktfläche des Fußes von 147,7 bzw. 154,4 cm<sup>2</sup> erklären, warum der mittlere Druck im Vergleich den niedrigsten Wert der Probandinnen annimmt. Insgesamt hat die Probandin eine auffallend große Fußfläche mit ansetzender Pathologie im Sinne eines Spreizfußes.

Die Probandin hat die längste Bodenkontaktdauer (0,826 Sekunden präpartal, 0,840 Sekunden postpartal) unter allen Probandinnen, jedoch mit die kürzeste relative Fersenkontaktzeit (45,7% präpartal, 45,8% postpartal). Offensichtlich geht die Probandin generell etwas langsamer als der Durchschnitt der Probandinnen. Sie bleibt nur kurz auf der Ferse und wechselt schnell auf den Vorfuß (vgl. Kontaktflächen- und OSG-Momentkurve), der Fersenlastanteil ist im Vergleich sehr gering, die Vorfußlast entsprechend erhöht.

- Das **Gangbild** bleibt während der Schwangerschaft weitgehend **unverändert** (vgl. Bodenkraft- und OSG-Momentkurve und Kontaktflächenkurve). Der Maximaldruck im Ballen tritt deutlich früher im Gangablauf auf, das Druckmaximum verschiebt sich von der Großzehe hin zum Ballen.



Pedogramme der Probandin P02: oben präpartal, unten postpartal



Probandin P02 Parameterdiagramme prä- (blau) und postpartal.

### Probandin P05

Für die Probandin liegt nur eine Messreihe während der Schwangerschaft vor. Die Probandin hatte keine Beschwerden geäußert. Im postpartalen Fragebogen beschrieb sie Beschwerden am Hallux.



### Probandin P11

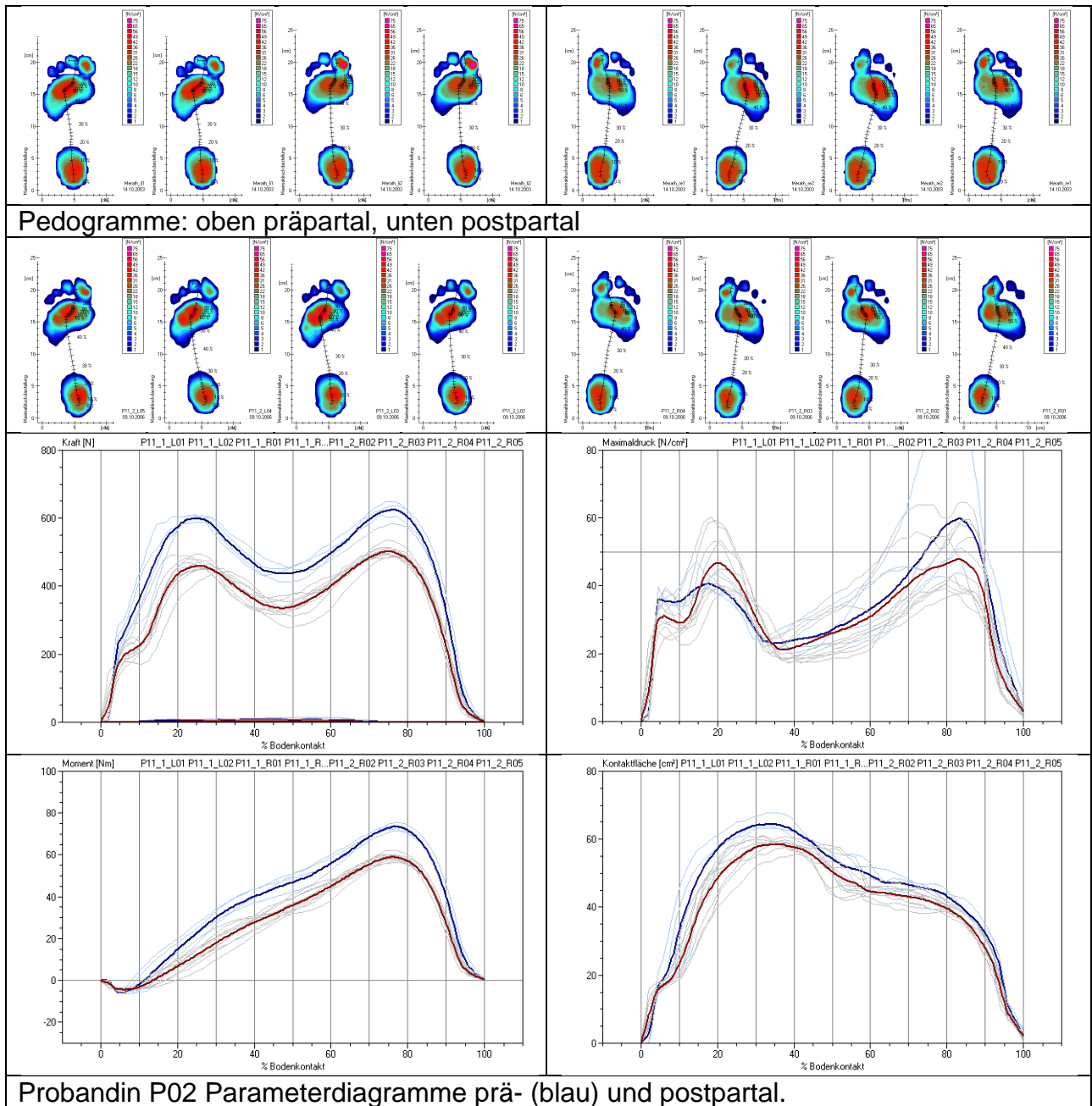
Die Probandin berichtet über eine bestehende Beinlängendifferenz, die mit Einlagen versorgt ist. Während der Schwangerschaft zeigt sich bei ihr eine ischialgiforme Schmerzsymptomatik. Naheliegend ist, dass die bekannte Beinlängendifferenz die Ursache dafür ist.

- Die Probandin hat eine **ausgeprägte Längswölbung des Fußes** mit völlig fehlendem Abdruck des Mittelfußes im Pedogramm. Messwerte der Mittelfußbreite und –last liegen prä- und postpartal nahe 0.
- Die Messkurven von **Bodenkraft, Gelenkmoment und Bodenkontaktfläche** erhöhen sich mit dem Gewicht **ohne Änderung der Kurvenform**. Die unterschiedliche Kurvenhöhe entspricht der physiologischen Gewichtszunahme während der Schwangerschaft (präpartal 58,6 kg, postpartal 46 kg). Für die Kontaktfläche zeigt sich eine Flächenzunahme von 4,9 cm<sup>2</sup>. Diese Flächenzunahme ist im Vergleich nicht unerheblich. Die mittlere Zunahme der Bodenkontaktfläche aller Probandinnen liegt bei 0,6 cm<sup>2</sup> während der Schwangerschaft
- Der mittlere Druck ist aufgrund der **relativ kleinen Bodenkontaktfläche** sehr hoch im Vergleich zu den meisten anderen Probandinnen (präpartal 8,51 N/cm<sup>2</sup>, postpartal 7,27 N/cm<sup>2</sup>, Differenz 1,24 N/cm<sup>2</sup>).
- Der Maximaldruck nimmt beim Auftreten der Ferse in der Schwangerschaft ab (in dem muskulär kontrollierten Bereich im Anschluss an die unkontrollierte Initialzacke).

Der **Maximaldruck im Vorfuß steigt mit dem Gewicht an**, besonders an den Metatarsaleköpfchen II bis IV links. Die Probandin hat im Vergleich zu anderen Probandinnen prä- und postpartal einen erhöhten Vorfußlastanteil (präpartal 64,1%, postpartal 64,1%). Die Kraftanstiegsrate (auch die auf das Körpergewicht normierte) ist im Vergleich zu anderen Probandinnen während der Schwangerschaft sehr hoch (präpartal 1118%BW/s, postpartal 800%BW/s, Differenz 26%BW/s), fällt aber nach der Entbindung auf durchschnittliche Werte ab.



- Das Plantarflexionsmoment zeigt nach Normierung aufs Körpergewicht durchschnittliche Werte (präpartal 1,1%, postpartal 1,1%, Diff. 0,02%) ebenso wie das Dorsalextensionsmoment (präpartal 45,5%, postpartal 40,0%). Die absoluten Werte sind wegen des geringen Körpergewichts der Probandin gering.
- Die Probandin rollt in der Schwangerschaft etwas mehr über den Hallux ab bei **geringer Entlastung des Fußaußenrandes**.

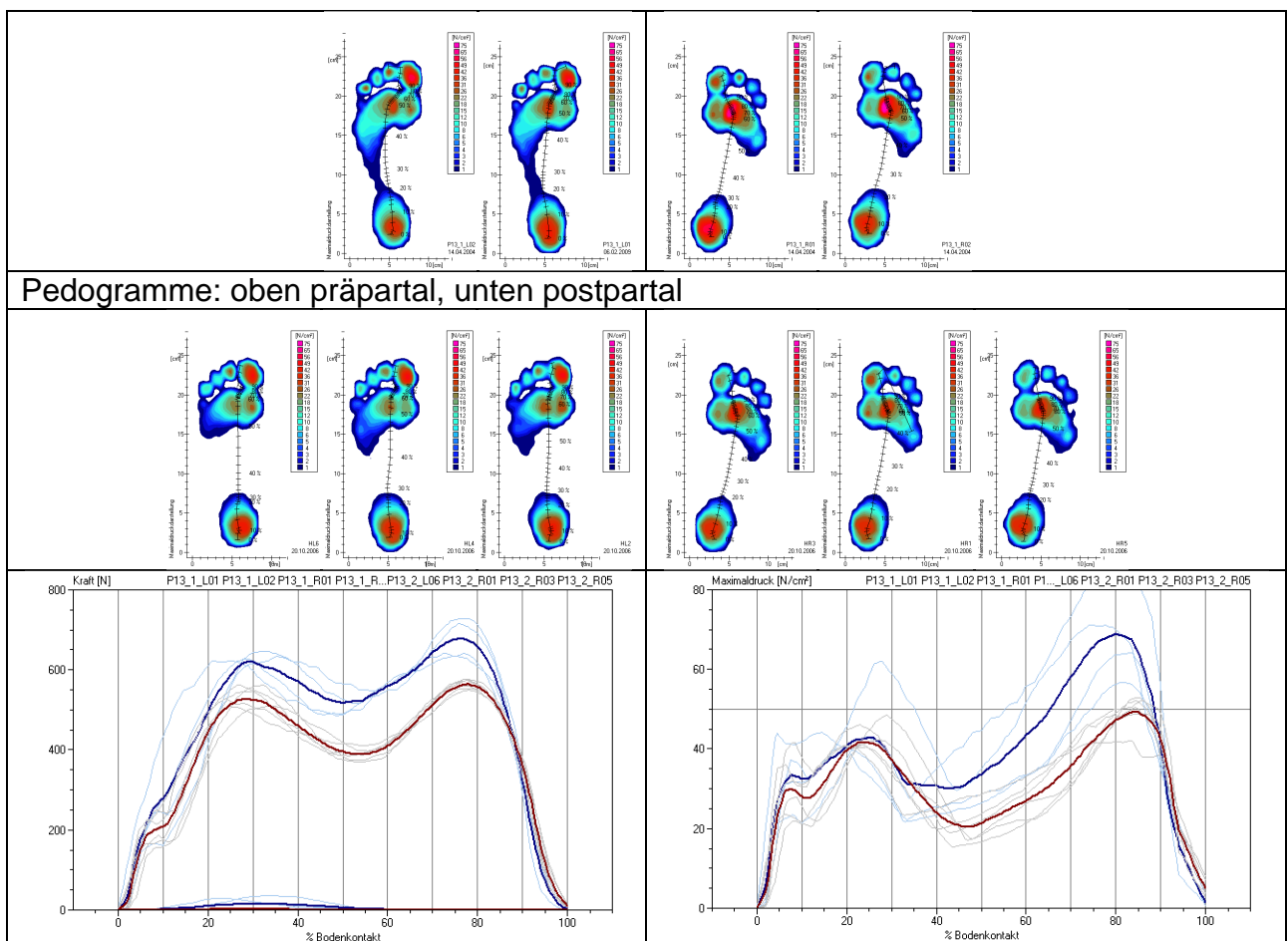


### Probandin P13

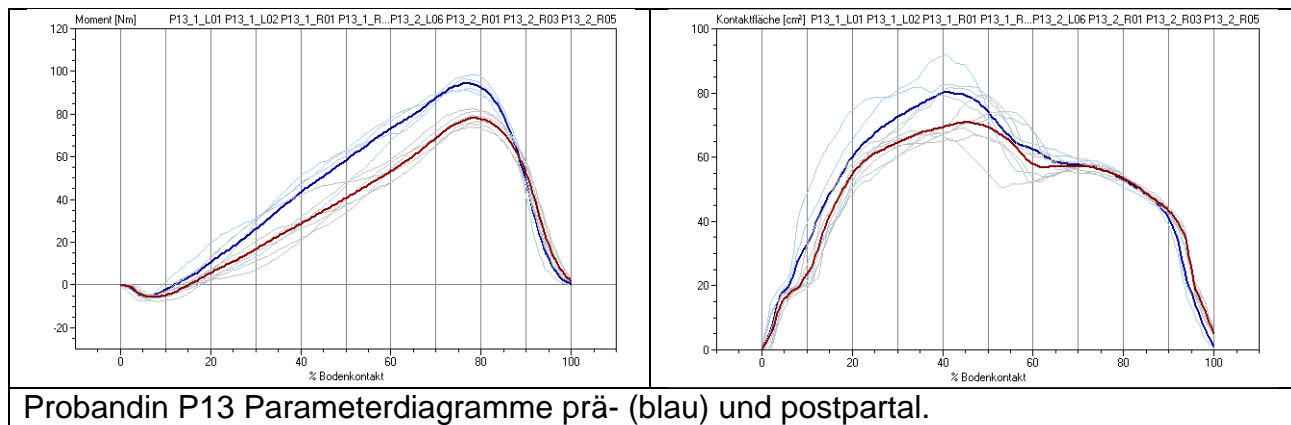
Während der Schwangerschaft beschreibt die Probandin Fußschwellungen. Nach der Entbindung gab sie Schmerzen unter den Metatarsalia des rechten Fußes an. Das Ge-

wicht bei der präpartalen Messung betrug 60 kg, postpartal 54,5 kg. Die Druckverteilungsmessung lässt aber eine höhere Gewichtsdiﬀerenz vermuten.

- Die Probandin hat postpartal keinen Bodenkontakt im Mittelfußbereich und links eine Vorfußpronationsstellung mit deutlichem Abrollen über die Großzehe. Prä- und postpartal zeigt sie links erheblich mehr Großzeheinsatz als rechts, **rechts Druckfokussierung auf das Metatarsaleköpfchen II**, während der Schwangerschaft progredient mit beginnender Spreizfußbildung. Der maximale Druck im Vorfußbereich steigt in der Schwangerschaft deutlich an, während er beim Auftreten der Ferse auch während der Schwangerschaft unverändert bleibt.
- Die Druckverteilung an der Ferse liegt rechts etwas medial verschoben, was auf eine Knickfußentwicklung hindeutet.
- Bodenkraftkurve und Momentkurve bleiben während der Schwangerschaft im Verlauf unverändert, die Zahlenwerte der Parameter vergrößern sich mit dem Gewicht.
- Präpartal vergrößert sich in der ersten Hälfte des Bodenkontakts die Bodenkontaktfläche, der Maximaldruck bleibt als Folge unverändert. In der zweiten Hälfte des Bodenkontakts – im Vorfußstand – ist dagegen die Kontaktfläche unverändert, der Maximaldruck erhöht sich erheblich.







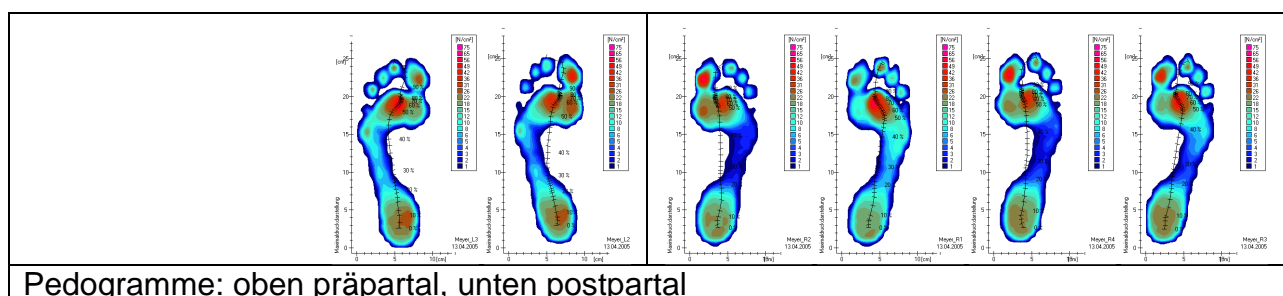
## Probandin P18

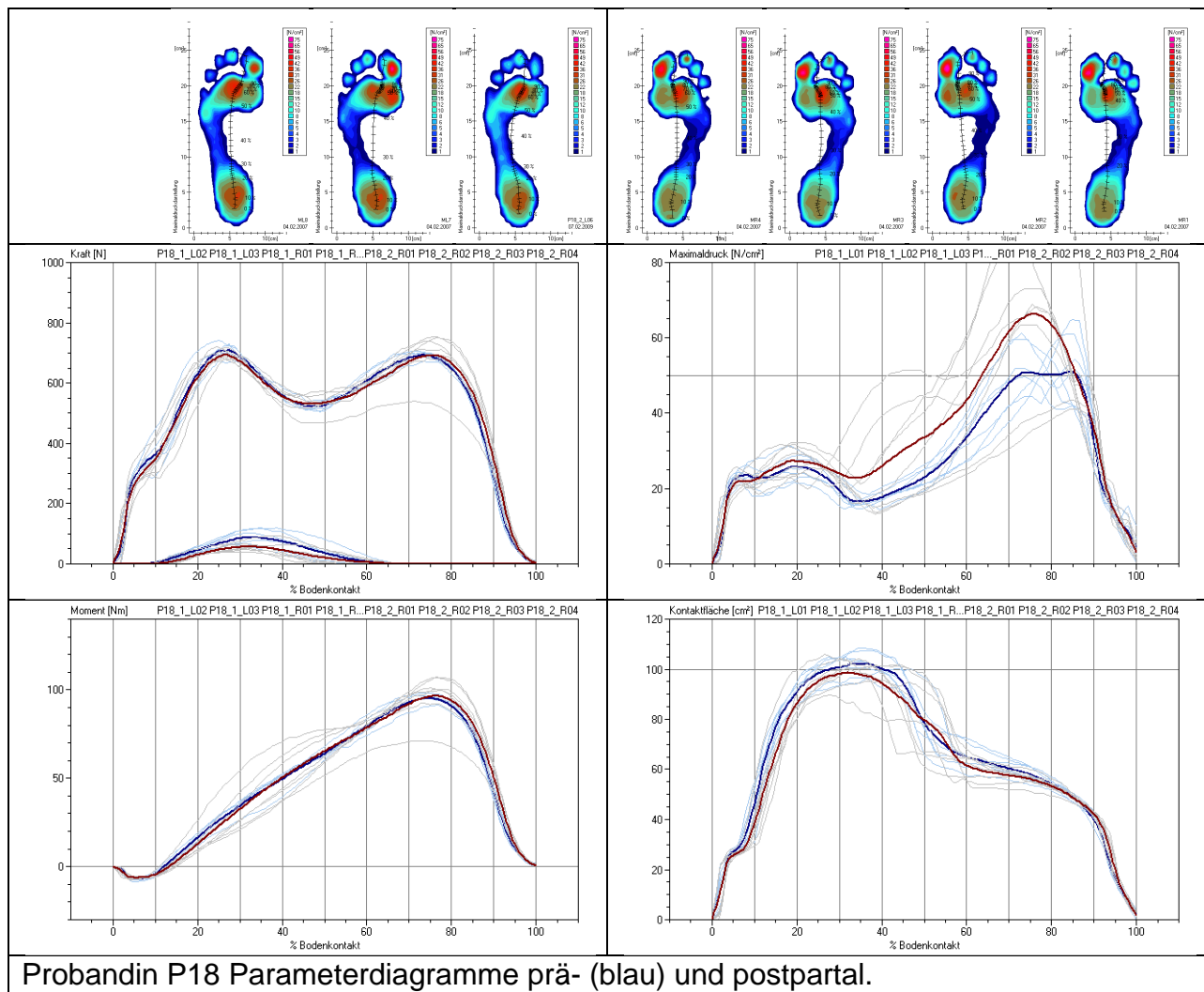
Die Probandin berichtet über einen beschwerdefreien Knick-Senk-Fuß, den sie bereits vor der Schwangerschaft gehabt hätte.

- Die Messreihen prä- und postpartal unterscheiden sich nur gering. Bodenkraft- und Gelenkmomentkurve sind praktisch identisch. Ursache ist die **geringe Gewichtsveränderung** von der präpartalen Messung in der 21. Schwangerschaftswoche mit 67 kg zur postpartalen Messung bei einem Körpergewicht von 69 kg nach Angaben der Probandin. Die Druckverteilungsmessungen sprechen eher für identisches Gewicht.
- Die bei nahezu gleichem Körpergewicht präpartal etwas größere Bodenkontaktfläche kann Ausdruck einer leichten Absenkung der Längswölbung des Fußes sein. Dadurch ist auch der Maximaldruck reduziert.

Für eine leichte Absenkung des Fußes in der Schwangerschaft spricht auch die Vergrößerung der Mittelfußbreite um 0,31 cm (präpartal 2,99 cm, postpartal 2,68 cm). Ebenso nehmen integrale Mittelfußlast (Mittelfußlast Typ 3: präpartal 15,9 Ns, postpartal 10,5 Ns) und normierte integrale Mittelfußlast (Mittelfußlast Typ 4: präpartal 4,5%, postpartal 2,9%) zu.

- Die Probandin rollt beidseitig, vor allem postpartal, deutlich über den medialen Fußanteil ab. Das tatsächliche Vorliegen eines Knick-Senk-Fußes ist damit nicht unwahrscheinlich.





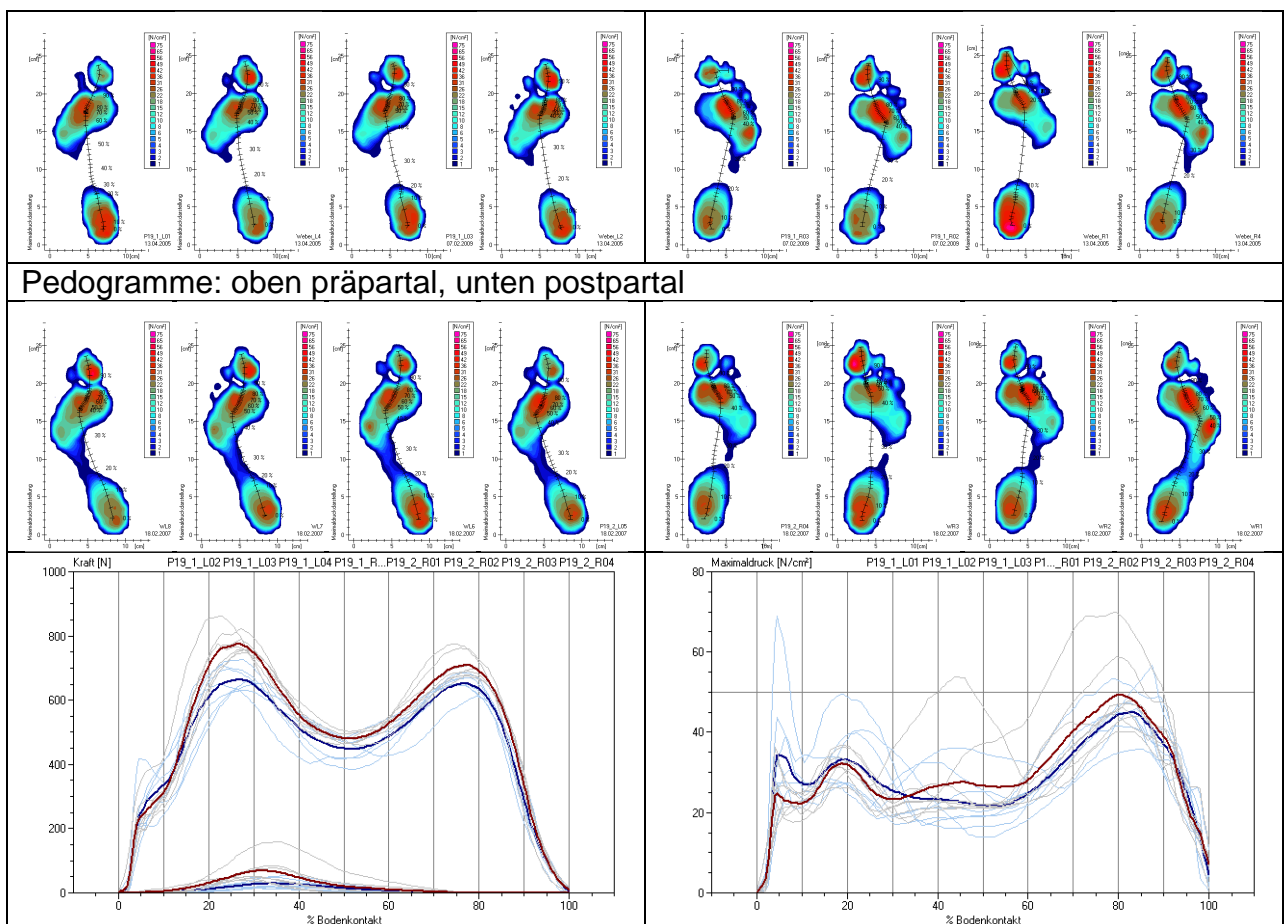
## Probandin P19

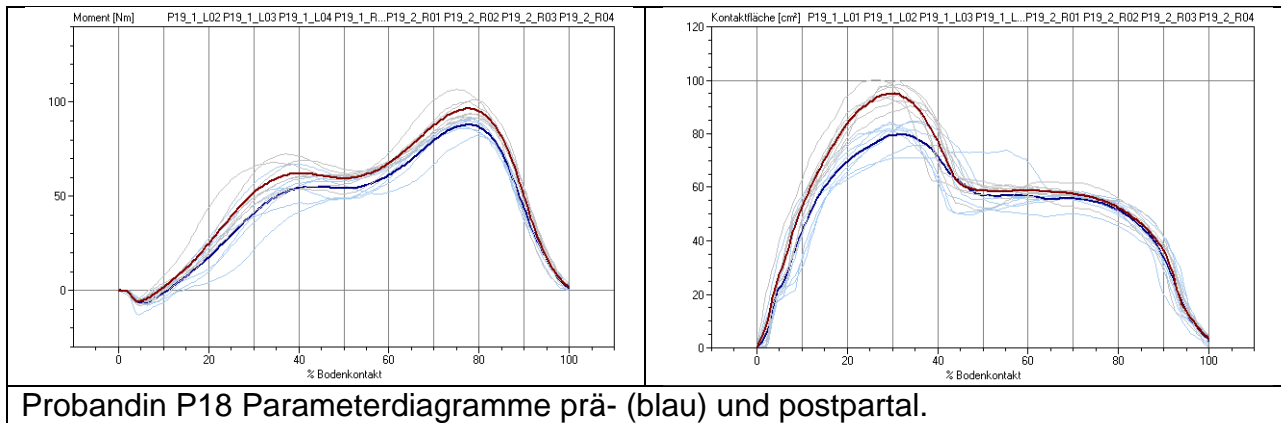
Die Probandin hatte während der Schwangerschaft Schmerzen unter den Metatarsalia. Die ausgeprägte Form davon ist die Metatarsalgie und ist Folge erhöhter Belastung beispielsweise durch gesteigerte Gewichtsbelastung aber auch durch langdauerndes und häufiges Laufen.

Die präpartale Messung fand in der 16. SSW mit einem Körpergewicht von 62 kg statt, bei der zweiten Messung, ca. 3 Monate post Partum wog die Probandin 64 kg.

- Die Probandin hat in der präpartalen Messung kaum Mittelfußkontakt, in der postpartalen bei geringfügig höherem Gewicht deutlich mehr. Es ist fraglich, ob die Gewichtsdifferenz von 2 kg tatsächlich Ursache des vergrößerten Mittelfußkontaktes sein kann. Plausibler ist eine aus dem Ende der Schwangerschaft bei wesentlich höherem Gewicht persistierende Absenkung der Längswölbung des Fußes, auch noch 3 Monate nach Geburt.
- Bodenkraft- und Gelenkmomentkurve verändern sich entsprechend der Gewichtserhöhung postpartal, die Kurvenform, insbesondere auch die der charakteristischen Momentkurve bleibt vollständig erhalten. Der Bewegungsablauf im Schrittzklus bleibt also völlig unverändert.

- In der präpartalen Messreihe geht die Probandin etwas langsamer als in der postpartalen Messung (Bodenkontaktdauer: präpartal 0,661 Sekunden, postpartal 0,698 Sekunden), insgesamt aber eher schneller als andere Schwangere. Infolgedessen fällt auch die Fersenkontaktdauer mit präpartal 0,306 Sekunden und postpartal 0,297 Sekunden kurz aus. Die relative Fersenkontaktdauer ist im Vergleich zu den anderen Probandinnen am kürzesten (präpartal 46,1%, postpartal 42,6%). Der relative Fersenlastanteil ist ebenfalls sehr klein mit präpartal 24,1% und postpartal 20,1% im Vergleich zu Werten um 27% im Mittel über alle Probandinnen. Der relative Vorfußlastanteil fällt dann wie erwartet etwas höher aus (präpartal 60,8%, postpartal 61,9%).
- Das auf das Körpergewicht normierte Plantarflexionsmoment zeigt in der präpartalen Messung überdurchschnittlich hohe Werte an. Die Probandin trifft offensichtlich mit hoher Wucht auf der Ferse auf und kommt dann aber schnell auf den Vorfuß. Die normierte Kraftanstiegsrate liegt mit Werten von präpartal 920%/s und postpartal 871%/s ebenfalls im oberen Wertebereich.
- Auf das Körpergewicht normiert befindet sich das Dorsalextensionsmoment eher in den höheren Wertebereichen (präpartal 47,2%, postpartal 46,2%), was mit der Tendenz schnell auf den Vorfuß zu rollen und kräftig abzudrücken zusammen passt.
- Der Außenrotationswinkel der Füße ist relativ hoch (präpartal 9,1° und 11,5° postpartal).





## Probandin P23

Die Probandin hat einen Hallux valgus und Ballenschmerz medial auf beiden Seiten. Die Beschwerden bestanden bei allen Messreihen.

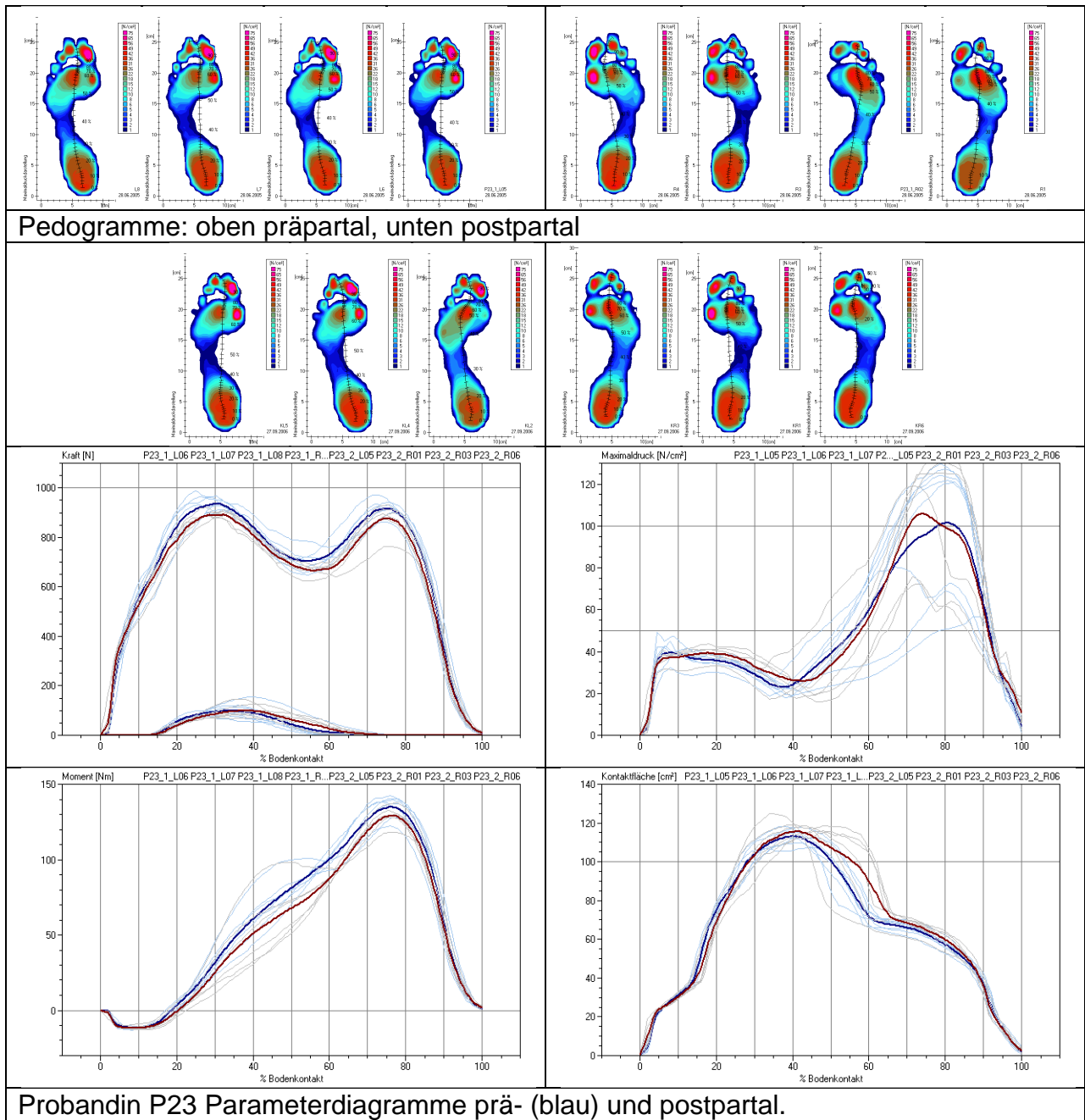
- In den Pedogrammen zeigen sich die typischen Kennzeichen für einen **Hallux valgus beidseits** mit stark erhöhten Drücken unter den ersten beiden Metatarsaleköpfchen und am medialen proximalen Rand der großen Zehe. Die Bereiche mit hohen Druckwerten sind sehr ausgeprägt und voneinander separiert, ein typisches **Spreizfuß**kennzeichen. Die Beschwerden und die Schmerzsymptomatik der Probandin lassen sich problemlos aus den Pedogrammen ableiten.

Auffallend hoch ist der relative Fersenlastanteil mit 34,2% präpartal und Anstieg auf 37,6% postpartal, der die höchsten gemessenen Werte unter allen Probandinnen wiedergibt. Der Vorfußlastanteil fällt hingegen sehr gering aus und zeigt die niedrigsten gemessenen Werte (präpartal 43,3%, postpartal 40,3%). Dies spricht für eine **schmerzinduzierte Vorfußentlastung**.

Auch die Messwerte von Plantarflexions- und Dorsalextensionsmoment betonen die gezielte Vorfußentlastung der Probandin. Das Plantarflexionsmoment fällt auch nach Normierung auf das Körpergewicht sehr hoch aus (präpartal 1,36%, postpartal 1,47%). Dagegen fällt das normierte Dorsalextensionsmoment unterdurchschnittlich aus (präpartal 39,4%, postpartal 36,7%).

- Die Probandin gibt eine Gewichtsdiﬀerenz von präpartal 94 kg nach postpartal 80 kg an, was mit dem geringen Unterschied der Bodenkraftkurven nicht vereinbar ist. Diese spricht eher für einen Unterschied von ca. 2 kg.
- Die Gesamtkontaktfläche bei gleichbleibender Schuhgröße 39,5 liegt im Vergleich zu den anderen Probandinnen im oberen Bereich. Mit 142,9 cm<sup>2</sup> präpartal zu 146,0 cm<sup>2</sup> postpartal bestätigt sich die visuell erkennbare Vergrößerung der Auftrittsfläche nach der Entbindung. Die maximale dynamische Kontaktfläche zeigt ebenfalls hohe Werte (präpartal 113,8 cm<sup>2</sup>, postpartal 118,7 cm<sup>2</sup> postpartal). Gleiches zeigt die Mittelfußbreite mit präpartal 3,3 cm und einer postpartalen Zunahme um 0,3 cm auf 3,6 cm.

Dies spricht dafür, dass die Probandin erheblich **zu kleine Schuhe** trägt, insbesondere unter Berücksichtigung ihrer Hallux valgus und Spreizfußproblematik.

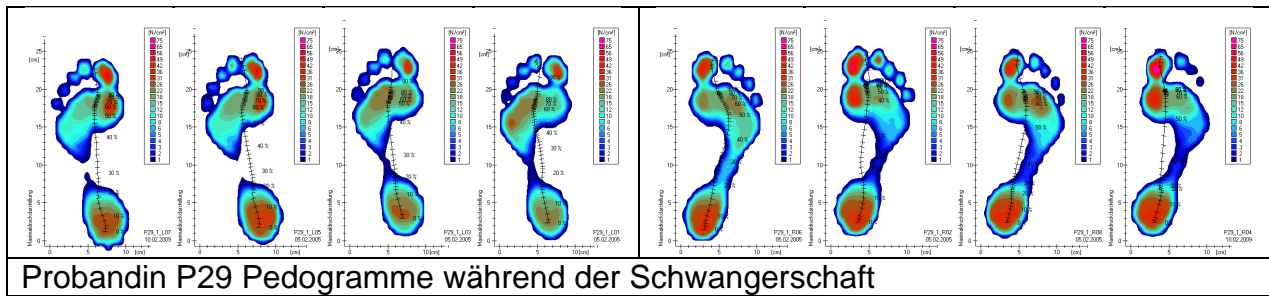


### Probandin P29

Die Probandin berichtet, als Kind eine Fußoperation auf der linken Seite gehabt zu haben. Welche Operation durchgeführt worden ist kann sie nicht beschreiben. Allerdings sei der Verlauf schwierig und langwierig gewesen mit V.a. Osteomyelitis. Im Fragebogen gibt sie für die präpartale Messung Schmerzen im Calcaneus an, differenziert aber leider nicht die Seite.

- In den Pedogrammen zeigt sich eine deutliche **Minderbelastung der linken Ferse**, vermutlich das Residuum nach der kindlichen Operation. Desweiteren fällt die unterschiedliche Belastung des Mittelfußes im Seitenvergleich auf. Die Probandin rollt vor allem rechtsseitig deutlich über den Hallux ab.





## Probandin P31

Die Probandin nennt Fußschwellungen in der Schwangerschaft und dass die Schuhe zu klein würden. Die gemessene Ballenbreite betrug in der Schwangerschaft 93 mm links und 97 mm rechts. Postpartal war der Ballen links 93 mm breit und links 95 mm. Das Gewicht in der Schwangerschaft betrug 82 kg in der 33.+3 Schwangerschaftswoche, postpartal wog die Probandin 68 kg und hatte damit das Ausgangsgewicht von 67,5 kg fast wieder erreicht.

- Die Probandin geht in der präpartalen Messung durchschnittlich schnell (Bodenkontaktdauer 0,724 Sekunden), in der postpartalen Messung auffällig schnell mit einer Bodenkontaktdauer von 0,566 Sekunden. Mit diesem Wechsel der Ganggeschwindigkeit verändern sich natürlich auch weitere Gangparameter. Die Parameterdiagramme sind in diesem Falle deshalb nicht zeitlich normiert um Fehlinterpretationen zu vermeiden.

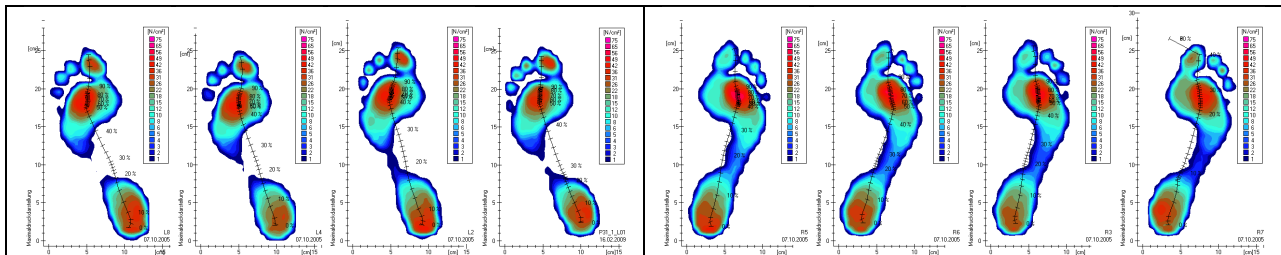
Die Bodenkraft ist beim Auftreten trotz geringeren Körpergewichts postpartal genauso hoch wie in der Schwangerschaft.

Die Maximaldruckwerte sind postpartal höher.

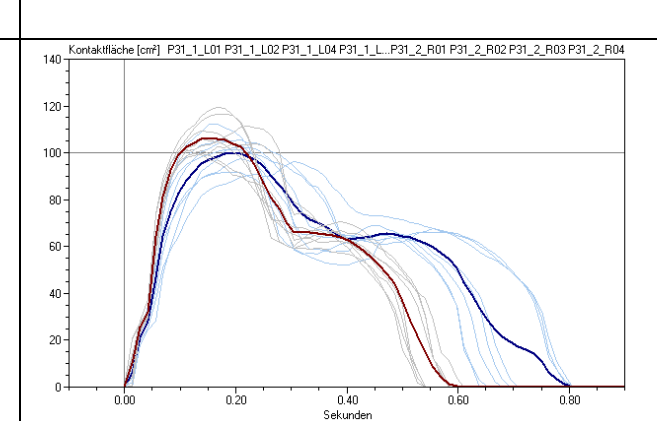
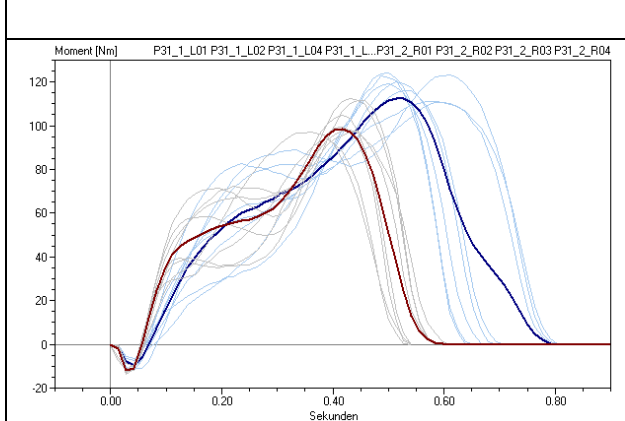
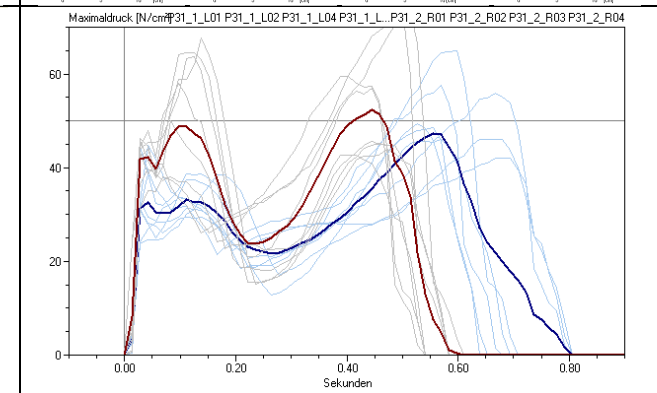
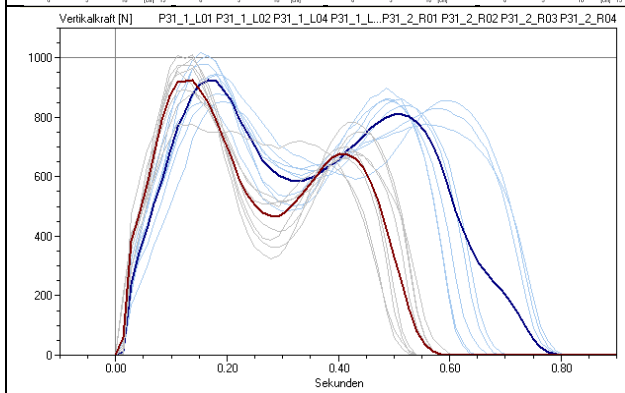
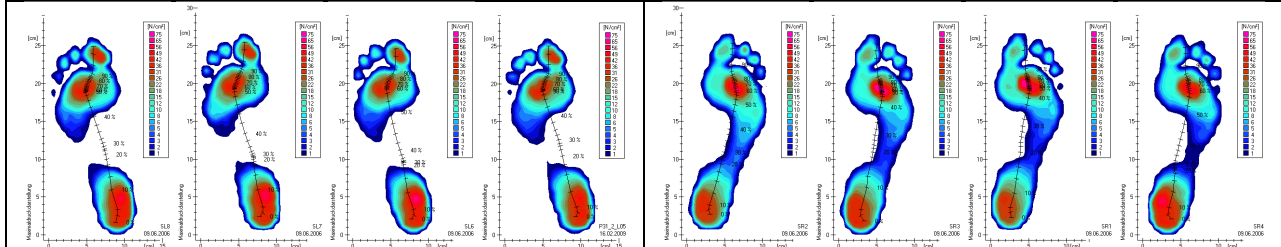
Nach der Schwangerschaft steigt bei sehr hoher Ganggeschwindigkeit aber durchschnittlichem Gewicht die Kraftanstiegsrate auf den höchsten gefundenen Wert 10396 N/s

- Die Kurve der Bodenkontaktfäche zeigt postpartal wegen des harten Auftretens zu Beginn eine Vergrößerung.
- Der Fersenlastanteil ist in der präpartalen Messung auffällig klein (präpartal 22,9%) und steigt nach der Schwangerschaft stark an (postpartal 29,7%), was ebenfalls mit der hohen Ganggeschwindigkeit zusammenhängt.
- Präpartal bildet sich vor allem linksseitig der Mittelfuß stärker ab, postpartal verstärkt sich die auch während der Schwangerschaft schon erkennbare Knickfußstellung mit Abheben des Fußaußenrandes, der Druckschwerpunkt der Ferse ist beidseits nach medial verschoben.
- Die pedographisch gemessene Mittelfußbreite zeigt deshalb eine Verbreiterung (Mittelfußbreite präpartal 2,26 cm, postpartal 2,06 cm). Die Differenz beträgt im Mittel (über beide Füße!) 0,2 cm.
- Beidseits zeigten sich Druckfokussierungen am Ballen unter dem zweiten und dritten Metatarsaleköpfchen.

- Das Plantarflexionsmoment beim Auftritt fällt präpartal durch das hohe Gewicht überdurchschnittlich hoch aus und ist postpartal aufgrund der hohen Ganggeschwindigkeit noch größer (präpartal 9,5 Nm, postpartal 11,9 Nm).
- Für die Probandin auffällig ist die starke Außenrotation, links mehr als rechts und in der Schwangerschaft stärker als nach Entbindung (präpartal gemittelt über beide Füße 16,1°, postpartal 12,2°). Das Mittel über alle Probandinnen liegt um 6°. Knickfüße zeigen häufig eine Vorfußabduktion und täuschen dadurch eine verstärkte Außenrotation vor.



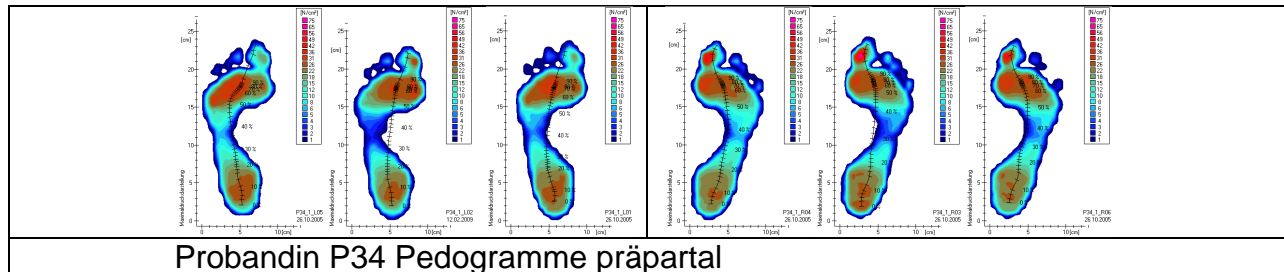
Probandin P31 Pedogramme: oben präpartal, unten postpartal



Probandin P31 Parameterdiagramme prä- (blau) und postpartal.

## Probandin P34

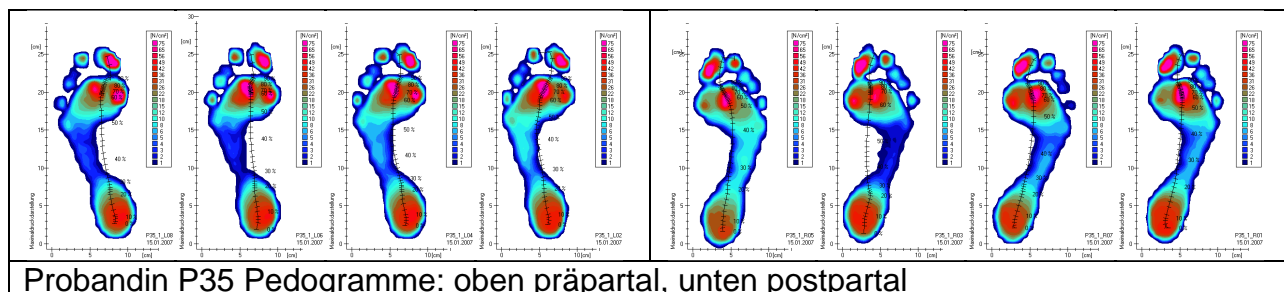
Die Probandin gab während der Schwangerschaft Fußschwellungen an, nahm aber an der postpartalen Untersuchung nicht teil.



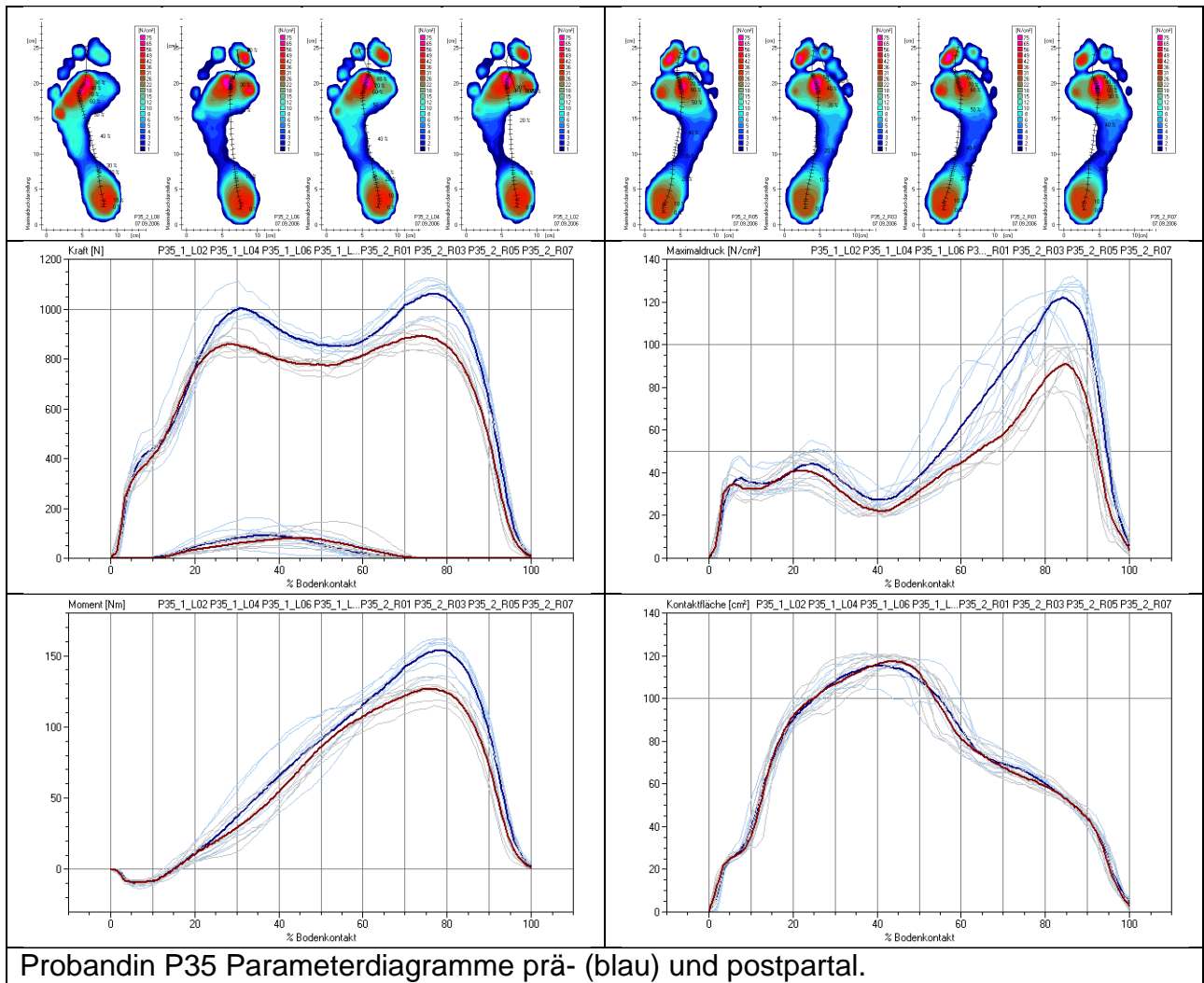
## Probandin P35

Anamnestisch hatte die Probandin einlagenversorgte Knickfüße als Kind. Weiterhin hat sie abendliche Fußschmerzen und während der Schwangerschaft zusätzlich Fußschwellungen.

- Die Pedogramme zeigen die typischen stark erhöhten Drücke unter den ersten und zweiten Metatarsaleköpfchen und dem Großzehenballen beidseits mit Lateralisierung der Zehe im Sinne eines **Spreizfußsyndroms** und eines **Hallux valgus**. Durch die Lastzunahme während der Schwangerschaft verstärken sich die Druckwerte im Vorfuß weiter. Die Zehenbeerenabdrücke sind z.T. verschoben.
- Bei einem Teil der Einzelschritte ist die Last im Vorfuß nach medial verschoben im Sinne einer leichten **Knickfußstellung**.
- Die Bodenkontaktfläche ist prä- und postpartal unverändert, stattdessen erhöhen sich in der Schwangerschaft die Druckwerte entsprechend.
- Das Gangbild in der Schwangerschaft bleibt unverändert, alle Parameterkurven behalten ihre Form bei. Das absolute Dorsalextensionsmoment und der Maximaldruck beim Abstoßen steigen deutlich an, d.h., **die Probandin versucht trotz des Spreizfußsyndroms und Hallux valgus nicht den Vorfuß durch Gangbildänderung zu entlasten**.





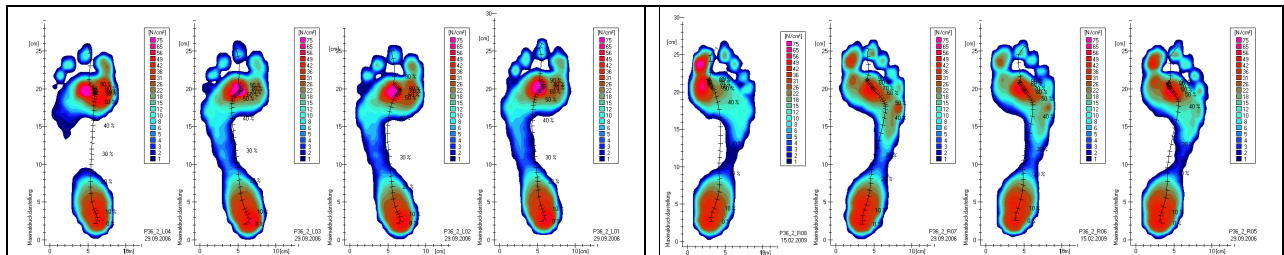


### Probandin P36

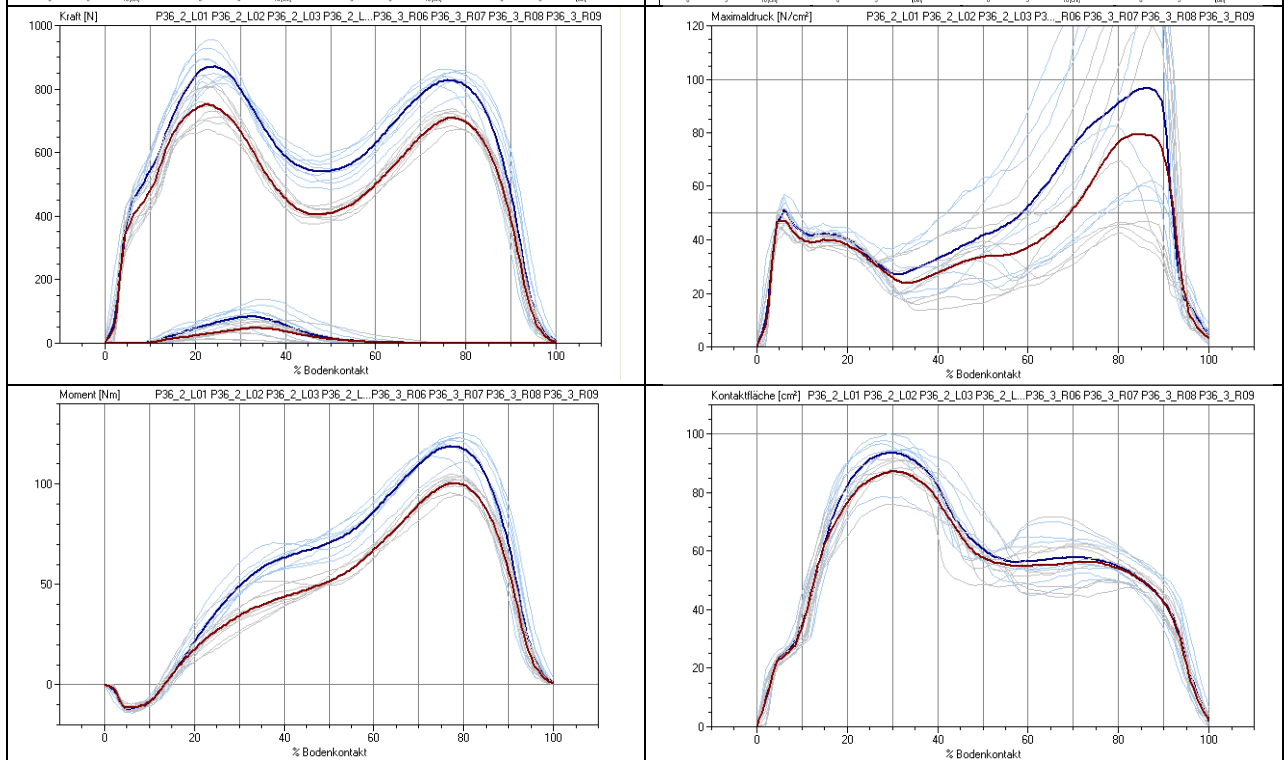
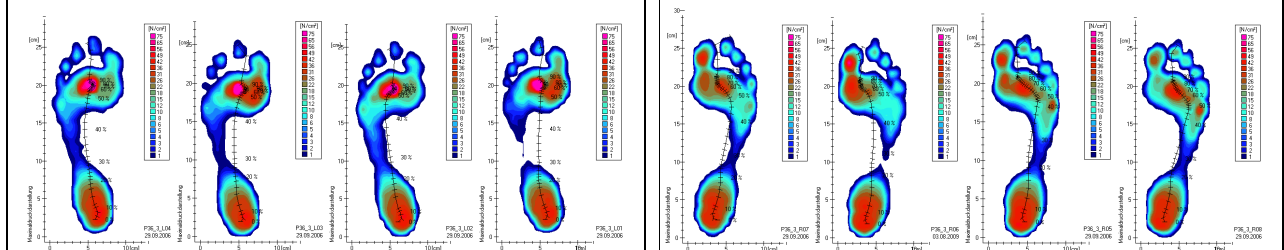
Die Probandin hatte einen schmerzfreien Gewebeknoten am linken Fuß, den sie während der Schwangerschaft entfernen ließ. Sie beschreibt zudem Fußschwellungen und nach der Entbindung eine Druckstellung an Metatarsale II links und eine rechtsseitige Wadenschwäche.

- Pedographisch ist an der Stelle des beschriebenen Knotens am zweiten Metatarsaleköpfchen links eine **Stelle sehr hohen Drucks**.
- Der Großzeheinsatz ist links prä- und postpartal viel geringer als rechts.
- Die Kurvenverläufe zeigen im Vergleich ein unverändertes Gangbild und spiegeln lediglich die veränderte Last wider (präpartales Körpergewicht 79 kg, postpartal 67 kg).
- Die Gewichtserhöhung resultiert überwiegend in einer Druckerhöhung und nur in geringem Maße in einer Kontaktflächenvergrößerung.
- Links zeigt sich eine deutliche Druckbelastung des Metatarsaleköpfchens II, die mit der Beschwerdesymptomatik der Probandin gut übereinstimmt.

- Sowohl die absolute Fersenkontaktdauer als auch die relative Fersenkontaktdauer verringern sich nach der Entbindung (relative Fersenkontaktdauer präpartal 56,7%, postpartal 51,0%). Gleichsinnig verändert sich der Fersenlastanteil (präpartal 33,3%, postpartal 30,4%) bzw. Rückfußlastanteil (präpartal 33,5%, postpartal 32,4%), während der Vorfußlastanteil zunimmt (präpartal 63,6%, postpartal 67,2%), was für eine Rückverlagerung des Körperschwerpunkts während der Schwangerschaft spricht.



Pedogramme: oben präpartal, unten postpartal (24%)



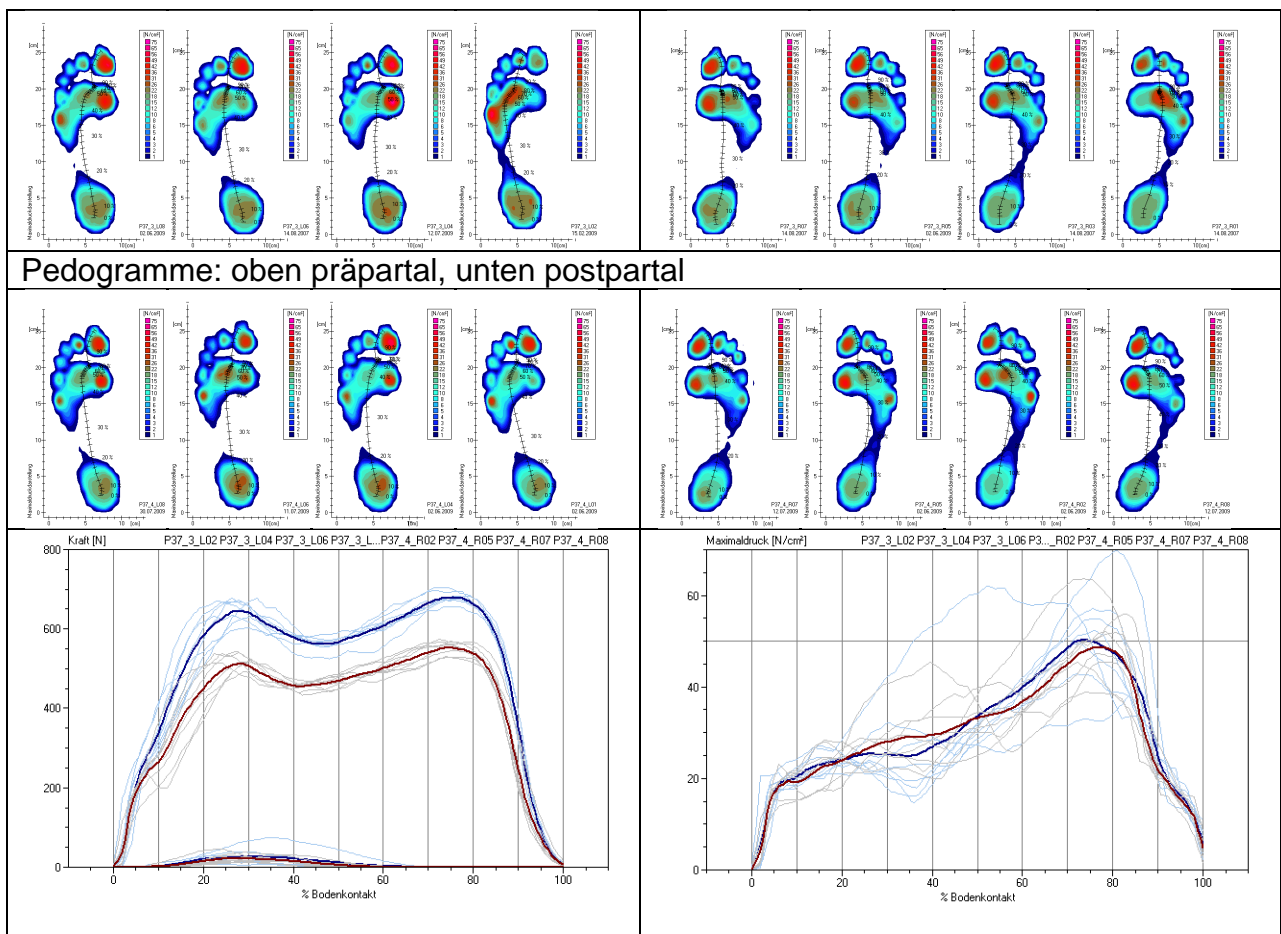
Probandin P36 Parameterdiagramme prä- (blau) und postpartal.

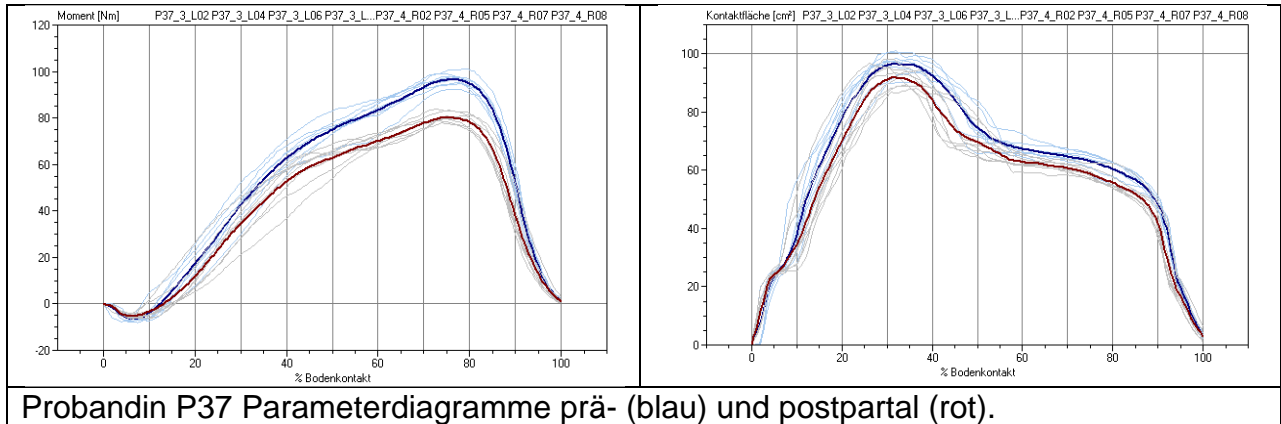
## Probandin P37

Die Probandin beschreibt im Fragebogen „Gewölbeschmerzen“, die sie vor längerer Zeit rezidivierend hatte und die jetzt nur noch nach langem Joggen auftreten.

- Ungewöhnlich sind bei der Probandin ein Druckmaximum unter dem Großzeheballen und eines unter dem fünften Metatarsaleköpfchen und geringere Druckwerte im übrigen Ballenbereich.
- **Das Gangbild** (die Kurvenform der Parameterkurven) **bleibt völlig unverändert**.
- Die Druckwerte an der Ferse sind gering, während der Schwangerschaft jedoch höher.
- **Postpartal verschieben sich die Lastanteile nach ventral** (Rückfußlast präpartal 25,2%, postpartal 22,5%; Vorfußlast präpartal 75,2%, postpartal 76,8%). Während der Schwangerschaft liegt der Schwerpunkt also weiter posterior.

Während der Schwangerschaft ist deshalb das OSG-Moment um einen geringeren Prozentsatz erhöht als die Bodenkraft.

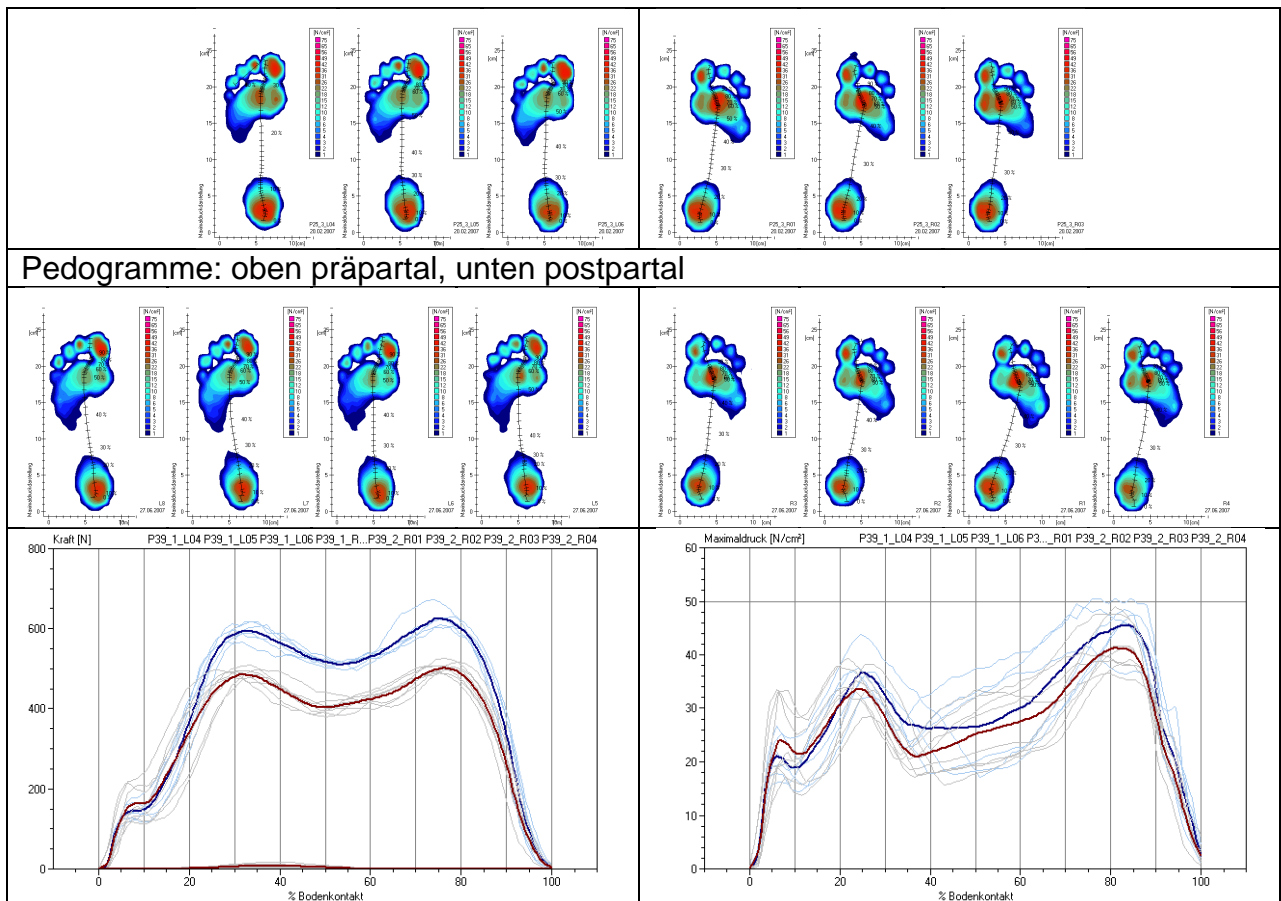


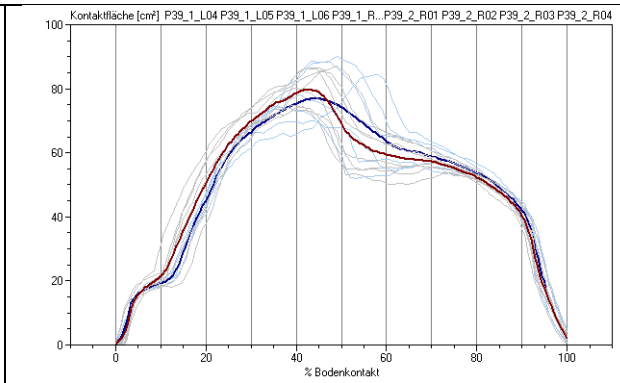
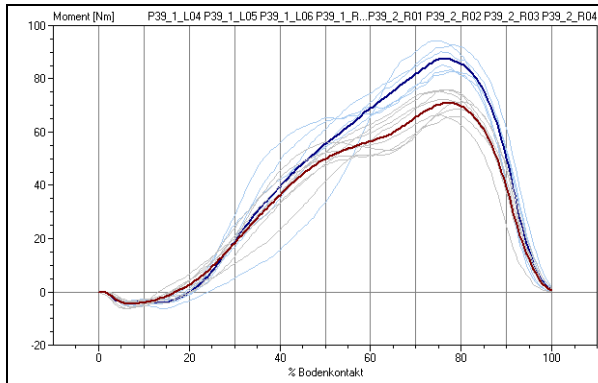


### Probandin P39

Die Probandin beschreibt Fußschwellungen in der Schwangerschaft.

- Verstärktes Abrollen über die Großzehe vor allem linksseitig, **Knickstellungstendenz links** prä- und postpartal.
- Die Bodenkraft- und OSG-Momentkurven zeigen ein verzögertes Auftreten der Ferse prä- und postpartal.
- Die Lasterhöhung während der Schwangerschaft erhöht den mittleren Druck an der Fußsohle. Die Bodenkontaktfläche bleibt unverändert.





Probandin P39 Parameterdiagramme prä- (blau) und postpartal (rot).

---

## 5 Diskussion

Viele Frauen beschreiben beim Orthopäden oder beim Gynäkologen als typische Schwangerschaftsleiden Fußschmerzen in Ruhe und oder bei Belastung. Während der Schwangerschaft vergrößert sich das Körpergewicht innerhalb kurzer Zeit um bis zu 20% und der Körperschwerpunkt verschiebt sich nach ventral. Der Serumspiegel des Hormons Relaxin, dem eine lockernde Wirkung auf den Bandapparat nachgesagt wird, steigt um ein Zehnfaches. Fußprobleme sind deshalb geradezu zu erwarten.

In dieser Studie sollten sowohl Veränderungen des Bewegungsmusters untersucht werden als auch Veränderungen des Fußes, ob es beispielsweise zur Entwicklung eines Knick-, Senk- oder Spreizfußes kommt. Dabei sollte der messtechnische Aufwand aus Rücksicht auf die schwangeren Probandinnen ganz bewusst auf möglichst niedrigem Niveau und ohne Belastung gehalten werden. Zu den Messungen wurde deshalb ausschließlich die **elektronische plantare Druckverteilungsmessung** (vgl. Kap. 3.5, S. 29) eingesetzt. Sie ist einfach und schnell aufzuzeichnen und liefert verschiedene Gangparameter, die wesentliche, während der Schwangerschaft zu erwartende Veränderungen am Fuß und im Gangbild nachweisen können. Untersucht wurde der Abrollvorgang des Fußes beim Barfußgehen über eine im Boden eingebaute Druckmessplatte. Es gibt zwar auch Systeme mit Druckverteilungsmesssohlen zum Einlegen in den Schuh, die ebenfalls sehr einfach handzuhaben sind, bei diesen mischen sich aber Eigenschaften des Schuhs in die Ergebnisse, was insbesondere bei einer Untersuchung mit mehreren Messreihen in größerem zeitlichem Abstand keine verwertbare Analyse mehr zulässt.

Bei 24 der insgesamt 39 Teilnehmerinnen an der Studie wurden mindestens 2 Messreihen durchgeführt, eine während der Schwangerschaft, bevorzugt zum Ende der Schwangerschaft hin, aber immer in der zweiten Hälfte der Schwangerschaft. Die zweite Messreihe folgte in nicht zu kurzem Abstand zur Geburt, sodass nicht-andauernde Veränderungen des Fußes wieder abklingen konnten.

Grundsätzlich besteht deshalb natürlich eine Schwachstelle dieser Studie darin, dass dauerhafte Veränderungen des Fußes infolge der Schwangerschaft damit der Entdeckung entgehen können. Auch BIRD [4] stellt die Frage, ob die postpartalen Messungen tatsächlich als „normal“ im Sinne von Normalprobandenmessungen gewertet werden dürfen, wie es Messungen vor Beginn der Schwangerschaft gewesen wären.

Dieses Problem ist organisatorisch aber kaum zu bewältigen. Die Hoffnung, dass eine oder mehrere der Teilnehmerinnen der Kontrollgruppe (die alle noch vor dem Beginn der Messungen an den schwangeren Probandinnen untersucht worden waren) im Verlauf der Studie schwanger würde, hat sich leider nicht erfüllt. Von einer Probandin wurde zwar eine Schwangerschaft bekannt, sie konnte allerdings aus privaten Gründen nicht weiter teilnehmen, obwohl gerade sie besonders ausgeprägte Schmerzsymptome in den Füßen schilderte. Eine der Probandinnen der Schwangerengruppe wurde kurz nach der ersten Schwangerschaft erneut schwanger, diesmal mit Zwillingen, wollte aber aus gesundheitlichen Gründen nicht weiter teilnehmen.

### 5.1 Gewichtsveränderungen während und nach der Schwangerschaft

Die offensichtlichsten Veränderungen während und nach der Schwangerschaft sind die großen Veränderungen des Körpergewichts in relativ kurzer Zeit.

Die Gewichtszunahme der Probandinnen in dieser Studie während der Schwangerschaft bis zur letzten präpartalen Messung betrug im Mittel 11,9 kg entsprechend im Mittel 18,8% des Körpergewichts. Dieser Wert stimmt mit den in der Literatur angegebenen Werten von 9-14 kg überein (vgl. Kap. 2.1.5, S. 14; Kap.4.1, S. 57 und Tabelle 10) und liegt im Bereich der von HYTTEN [24] und NYSKA [40] gemessenen Zunahme von 20%. Da die letzte Messung während der Schwangerschaft nicht unmittelbar vor der Geburt stattfinden konnte, ist die Gewichtszunahme bis zur Geburt ist noch höher anzunehmen, nach Extrapolation 16 kg bzw. 24% des Ausgangsgewichts, die auch von ALVAREZ [1] gefunden wurden.

Die absolute Gewichtszunahme ist dabei nicht vom Ausgangsgewicht abhängig. BIRD [4] führte in seiner Studie jeweils 6 Messungen während der Schwangerschaft durch. Der erste Termin fand um die 12. Schwangerschaftswoche statt, der letzte kurz vor der Entbindung. Die Gewichtszunahmen waren jeweils von Messung zu Messung signifikant.

Die Gewichtsabnahme nach der Geburt des Kindes betrug im Mittel 9,3 kg entsprechend 78,2% des in der Schwangerschaft zugenommenen Gewichts, wobei die Messung innerhalb eines Zeitraumes von 56 Tagen bis 40 Monaten nach Geburt stattfand. (Nur ein Teil der Probandinnen nahm an der postpartalen Messreihe teil, deshalb beziehen sich die Angaben über Gewichtszu- und Gewichtsabnahme auf jeweils unterschiedliche Probandinnenzahlen.)

Tabelle 10 Gewichtszunahme während der Schwangerschaft bei verschiedenen Autoren									
Autor		N= Probanden	Kontroll- gruppe N=	Schwanger- schaft	Alter [a]	Größe [cm]	Gewicht [kg] zu Beginn	Gewichtszu- nahme [kg]	Gewichtsab- nahme [kg]
CALGUNERI [12]	1982	68	-	35 Pg 33 Mg	27,2	n.b.	n.b.	n.b.	n.b.
BLOCK [5]	1985	13	-	8 Pg 9 Mg	26	n.b.	n.b.	10,3	n.b.
ALVAREZ [1]	1988	17	16	16 Pg	26,8 ±3,2	166 ±6	58,4 <sup>*)</sup> ± 8,3	16,9	12,1
NYSKA [40]	1997	28	28	23 Pg 5 Mg	28,6 ±4,7	162,0 ±6,0	61,2 ± 10,9	12	n.b.
BIRD [4]	1999	25	-	15 Pg 10 Mg	28,7 ±5,3	162,8 ±5,8	66,8 <sup>*)</sup> ± 15,4	n.b.	n.b.
FOTI [17]	2000	15	-	9 Pg 6 Mg	32	167	63,1	13,0 ±4,2	n.b.
JELEN [26]	2005	4	-	n.b.	n.b.	n.b.	n.b.	n.b.	n.b.
LYMBERY [33]	2005	13	-	n.b. n.b.	27,8 ±1,2	164 (156-179)	n.b.	n.b.	10,1
HENTSCHEL / WETZ [22][55]	2006	40	-	10 Pg	29,2	n.b.	73,85	n.b.	n.b.
Eigene Studie	2009	39	35	20 Pg 9 Mg	30,1 ±4,7	168,1 ±6,6	63,98 ±9,66	11,9 ±4,1	9,3 ±6,0

Pg: Primigravida, Mg: Multigravida

\*)1. Messung während der Schwangerschaft

---

DENNIS UND BYTHEWAY [15] beschreiben übereinstimmend die Verringerung des Körpergewichts um 75% der Gewichtszunahme während der Schwangerschaft bis acht Wochen nach der Geburt mit einem Residuum von 2 kg. ALVAREZ [1] beschreibt eine residuelle Gewichtszunahme von 4,8 kg (28,4% der Gewichtszunahme in der Schwangerschaft), bei allerdings überdurchschnittlich hoher Gewichtszunahme während der Schwangerschaft von 16,9 kg. Die in der eigenen Studie sehr große Zeitspanne, in welcher die postpartalen Messungen stattgefunden haben, untermauert die von DENNIS UND BYTHEWAY [15] vertretene Meinung, dass die von Ödemeinlagerung unabhängige residuelle Gewichtszunahme durch Fetteinlagerung begründet sein muss, denn eine durch Schwangerschaftshormone bedingte Wassereinlagerung müsste so lange nach der Entbindung wieder verschwunden sein.

FOTI [17] und BIRD [4] beschreiben in diesem Zusammenhang eine Verlagerung des Masseschwerpunkts nach anterior. NYSKA [40] sieht die Hälfte der Lastzunahme in der Schwangerschaft im abdominellen Bereich, vermutet aber eine Rückverlagerung der plantaren Drücke zur Kompensation.

## 5.2 Gangbildveränderungen

Zur vollständigen Beschreibung der Kinematik des Gangs ist die Aufzeichnung sehr vieler Variablen erforderlich, insbesondere die Winkelbewegungen in den Gelenken während des Schrittzklus. In dieser Studie wurde auf Messungen mit der dazu erforderlichen, für die Probandinnen sehr zeitaufwändigen Video-Bewegungsanalyse verzichtet. Einige wesentliche Kenngrößen des Gangbilds lassen sich auch aus der plantaren Druckverteilungsmessung ableiten.

**Die Bodenkontaktdauer** beispielsweise kann aus der Anzahl der Druckverteilungsbilder im Abrollvorgang abgezählt werden. Sie hängt indirekt mit der Gehgeschwindigkeit zusammen. Je größer die Geschwindigkeit, desto kürzer wird die Bodenkontaktzeit des Fußes weil sich die Schrittrate vergrößert. Die Bodenkontaktdauer verkürzte sich in der postpartalen Messung nur minimal gegenüber der vorherigen letzten Messung während der Schwangerschaft, im Mittel und nicht signifikant um 0,01 Sekunde (von 0,74 Sekunden gemittelt über alle Probandinnen und beide Füße auf 0,73 Sekunden). Diese Veränderung ist so gering, dass die Bodenkontaktdauer und damit die Ganggeschwindigkeit praktisch als unverändert gesehen werden kann (vgl. Abb. 39a, S. 66).

Im Vergleich zu den Normalprobandinnen (0,70 Sekunden) ist bei den Schwangeren die Bodenkontaktdauer um 0,04 bzw. 0,03 Sekunden größer. Da die Bodenkontaktdauer bei geringerer Ganggeschwindigkeit zunimmt heißt das, die Schwangeren dieser Studie gingen etwas langsamer als die Frauen der Kontrollgruppe, allerdings prä- und postpartal praktisch gleichermaßen. Die Streuungen der Messwerte in beiden Gruppen überlappen sich stark. Das spricht dafür, dass Schwangere, anders als hypothetisch angenommen, nicht nennenswert langsamer als außerhalb der Schwangerschaft gehen.

NYSKA [40], der schwangere mit nicht-schwangeren Probandinnen verglichen hat, beschreibt eine signifikant längere Bodenkontaktdauer (0,08 Sekunden) der Schwangeren und führt diese Veränderung auf verstärkte Schwierigkeiten beim Gehen zurück. Auffallend ist aber der deutliche Unterschied von 0,10 Sekunden in den Bodenkontaktzeiten zwischen den Gruppen der Normalprobandinnen der beiden Studien, wobei die der eigenen Studie mit 0,70 Sekunden Bodenkontaktzeit schneller gehen. FOTI [17] misst zwar nicht die Bodenkontaktdauer, sondern die Ganggeschwindigkeit, die während und



---

nach der Schwangerschaft unverändert bleibt. Zum gleichen Ergebnis kommen auch GOLOMER [18] und BIRD [4], welche ebenfalls die Ganggeschwindigkeit gemessen hatten.

**Die Fersenkontaktdauer** verkürzt sich von prä- nach postpartal signifikant um 0,02 Sekunden, entsprechend 5%, bzw. 2,5% der gesamten Bodenkontaktzeit des Fußes. In Relation zur Bodenkontaktzeit gesetzt, erhöht sich die Signifikanz noch. Es gibt folglich eine Tendenz, während der Schwangerschaft etwas länger im Fersenkontakt zu bleiben und damit den Teil der Standphase mit ausschließlich Vorfußkontakt zu verkürzen.

Überraschenderweise verändert sich die Fersenkontaktzeit des rechten Fußes deutlich stärker, als die des linken Fußes. Beides entspricht den Beobachtungen die auch NYSKA [40] gemacht hat. Bezüglich der Diskrepanz zwischen linker und rechter Seite ist die unterschiedliche Dominanz der Seiten als ursächlich anzunehmen. Die Fersenkontaktdauer ist auch in der Kontrollgruppe der nichtschwangeren Probandinnen in gleicher Weise signifikant unsymmetrisch.

**Die Kraftanstiegsrate** ist ein Parameter zur Beschreibung der Heftigkeit des Auftritts der Ferse. Beim Barfußgehen setzt sich dieser Stoß vom Calcaneus nach proximal über Knie- und Hüftgelenk bis zur Wirbelsäule fort. Man könnte erwarten, dass die Schwangere vorsichtiger auftritt, um den Übertrag derartiger Erschütterungen auf die Gebärmutter zu vermeiden, vor allem natürlich gegen Ende der Schwangerschaft. Die Messungen zeigen aber keine Verringerung der Kraftanstiegsrate sondern sogar höhere Werte in der Schwangerschaft (Erhöhung um 6,4%, also etwas geringer als der Gewichtsunterschied,  $p \leq 0.089$  im Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test). Nach Normierung auf das Körpergewicht bleibt eine um 2% geringere Anstiegsrate der Kraft in der Schwangerschaft, also nur eine sehr geringe Tendenz zur Begrenzung der Stoßhärte.

Deutliche Ausnahmen bilden Wertepaare, in denen sich die Ganggeschwindigkeit der Probandin von Reihe zu Reihe stark unterscheidet.

Mit 71 Druckverteilungsbildern pro Sekunde ist die Messrate für die präzise Bestimmung der Kraftanstiegsrate, also für sehr schnelle Wertänderungen der Bodenkraft allerdings etwas gering, sodass die Ergebnisse schon messtechnisch bedingt stark streuen und auch deshalb wenig signifikant sind.

**Der Außenrotationswinkel** des Fußes, d.h., der Winkel zwischen Fußlängsachse und Gangrichtung, zeigt im Mittel keine Veränderung. Nur in Einzelfällen zeigen sich große Veränderungen. BIRD [4] findet ebenfalls nur sehr geringe, nicht signifikante Veränderungen des Außenrotationswinkels allerdings mit einer geringen Tendenz zu höheren Außenrotationswinkeln zum Ende der Schwangerschaft hin. NYSKA [40] definiert und bestimmt den Außenrotationswinkel in etwas anderer Art und kommt damit auf etwas höhere Winkelwerte, Winkeländerungen sind davon aber natürlich nicht betroffen. Er sieht signifikant höhere Werte in der Gruppe der Schwangeren im Vergleich zur Kontrollgruppe nicht-schwangerer Frauen. Die absoluten Zahlen liegen dabei allerdings im Bereich von nur 1-1,5°. In der vorliegenden Studie dagegen ist bei den Schwangeren der Außenrotationswinkel etwa 1 Grad geringer als in der Kontrollgruppe.

Eine Erhöhung des gemessenen Außenrotationswinkels aufgrund des höheren Gewichts könnte sowohl auf einer Rotation im Hüftgelenk aufgrund der geänderten Belas-

---

tion der Hüftgelenk-stabilisierenden Muskulatur beruhen, als auch auf einer Knick-Senkstellung des Fußes, die die Außenrotation nur durch Vorfußabduktion vortäuscht.

### 5.3 Strukturelle Veränderungen des Fußes

Eine Absenkung der Fußlängswölbung, eine Verbreiterung des Vorfußes, eine Knickfußstellung und weitere Fußfehlhaltungen bilden sich in charakteristischen Veränderungen des Pedogramms ab.

Eine Absenkung der Längswölbung des Fußes verbreitert beispielsweise die Kontaktfläche im Mittelfuß. In den Messungen während der Schwangerschaft fällt die mittlere Breite des Fußabdrucks im Mittelfußbereich geringfügig größer aus als nach der Schwangerschaft. Es besteht jedoch keine Signifikanz der Veränderung. Außerdem ist die Spannbreite der Absolutwerte sehr groß entsprechend den sehr unterschiedlichen Fußformen. Insgesamt ist eine kleine Tendenz zur Verbreiterung erkennbar. Die Hypothese, dass durch die Lastzunahme in der Schwangerschaft eine Art Senkfuß entsteht, müsste danach zunächst als Allgemeinaussage verworfen werden.

Die Häufigkeitskurve gefundener Breiten des Mittelfußabdrucks (dargestellt in Abb. 41b, S. 72) zeigt während der Schwangerschaft aber Häufungen sowohl zu größeren als auch zu kleineren Breiten hin, die sich offenbar im Mittel weitgehend kompensieren. Diesen beiden Veränderungen können zwei Fußfehlstellungen zugeordnet werden, der *Senkfuß*, der die Auflage im Mittelfußbereich verstärkt und der *Knickfuß*, bei dem der Fuß nach medial kippt und dabei den Fußaußenrand und Mittelfuß entlastet und deren Bodenkontakt reduziert.

Die Verteilung postpartal in Abb. 41b, S. 72 zeigt im Vergleich zur Verteilung der Kontrollgruppe eine auch nach der Schwangerschaft noch persistierende Häufung bei kleiner Mittelfußbreite, d.h., weiter bestehender Knickfuß Tendenz.

BLOCK [5] spricht von pronatorischen Effekten am Rückfuß und bestätigt damit die gefundenen Effekte.

NYSKA [40] sieht allerdings eine hochsignifikante echte Verbreiterung des Mittel- und Rückfußes in seiner Studie und sieht das als Anpassungsmechanismus des Fußes, die vergrößerte Last tragen zu können ohne dabei höheren Drücken und sehr hohen Maximaldrücken ausgesetzt zu sein.

Mit der Vergrößerung der Auflagefläche des Mittelfußes auf dem Boden vergrößert sich auch die Lastaufnahme in diesem Bereich. Die integrale Mittelfußlast (das ist die über die Bodenkontaktzeit integrierte Kraft – physikalisch: der Kraftstoß) zeigt Werte im Bereich von 0 bis 40 Ns. Die absoluten Werte sind während der Schwangerschaft um 19,5% größer als nach der Entbindung. Der Gewichtsunterschied zwischen den Messungen prä- und postpartal ist geringer. Nach Normierung bleibt deshalb insgesamt eine deutliche Rest-Tendenz zu größeren Werten in der Schwangerschaft. Die Differenz liegt bei 6%. Etwa  $\frac{2}{3}$  der Lastvergrößerung gehen damit direkt auf das Gewicht zurück,  $\frac{1}{3}$  auf eine tatsächliche Absenkung der Längswölbung des Fußes, die natürlich ebenfalls durch das vergrößerte Körpergewicht während der Schwangerschaft mitverursacht sein kann.

---

Der absolute Anteil der Mittelfußlast bleibt mit im Mittel 3,8% an der Gesamtlast des Fußes aber so gering, dass bei keiner Probandin von einer pathologischen Fußabsenkung gesprochen werden könnte.

Bei den Messreihen einzelner Probandinnen ist die Verstärkung vorhandener Effekte oder ein Neuauftreten beispielsweise von Knickfußbildung und damit die Verringerung der Mittelfußlast oder aber eine Senkfußbildung und damit die Erhöhung der Mittelfußlast aber dennoch deutlich erkennbar.

Beim *Senkfuß* verstärkt sich wie geschildert die Auflagelast im Mittelfußbereich. Beim *Knickfuß* kippt der Fuß nach medial und entlastet dabei den Fußaußenrand. Da der Mittelfuß nur lateral auf dem Boden aufliegt (außer bei extremer Flachheit oder Fehlen der Längswölbung) reduziert sich dabei auch der Lastübertrag zum Boden im Mittelfußbereich. Beide Fußfehlstellungen wirken deshalb konträr bezüglich der Mittelfußlast und kompensieren sich im Pedogramm bei gemeinsamem Auftreten. Da bei mehreren Probandinnen eindeutige Zeichen einer Verstärkung der Knickstellung gefunden wurden (Druckmaximum der Ferse nach medial verschoben, Fußaußenrandentlastung, Verstärkung der Last auf dem medialen Fußrand) ist davon auszugehen, dass das Ausmaß der tatsächlichen Absenkung der Längswölbung des Fußes im Mittel der Probandinnen durch die Verstärkung der Knickstellung maskiert wird und tatsächlich noch deutlich stärker ausfällt. Dieser Zusammenhang gilt genauso auch in umgekehrter Richtung.

Da in dieser Studie Messungen während der Schwangerschaft mit Messungen nach der Schwangerschaft verglichen wurden heißt das folglich, die Absenkung der Längswölbung des Fußes hat sich nach der Schwangerschaft über die Abnahme des Gewichtsanteils hinaus wieder zurückgestellt. Wie vollständig diese Rückbildung ist lässt sich aber nicht ganz sicher abschätzen, da keine Druckverteilungsmessungen von vor der Schwangerschaft vorliegen und damit die Ausgangssituation unbekannt ist. Ein Vergleich mit den Daten der Kontrollgruppe, bei der der Mittelfußlastanteil 4,1% (gegenüber 3,8% bzw. 3,6% bei den Schwangeren) beträgt, legt aber die Vermutung nahe, dass eine vermehrte Knickfußstellung bei den Schwangeren über das Ende der Schwangerschaft hinaus persistiert.

Eine interessante Entwicklung zeigt eine Probandin (P19), die in der präpartalen Messung eine deutliche Knickstellung hat. Postpartal ist die Symptomatik rückläufig, obwohl sie um 2 kg schwerer ist als in der frühen präpartalen Messung. Hier stellt sich die Frage, ob die Knickfußentwicklung durch hormonell bedingte erhöhte Bandlaxizität in der Schwangerschaft verursacht ist.

JELÉN [26], der eine 3D-Analyse der Fußwölbung durchgeführt hat, findet keine klare Tendenz für eine Anhebung oder Absenkung. BLOCK [5] beschreibt in seiner Studie eine deutliche Tendenz zur Rückfußpronation und Valgusdeviation des Vorfußes während der Schwangerschaft, was eine Abnahme der Mittelfußlast zur Folge haben kann. Die ebenfalls untersuchte Höhe des Taluskopfes kann bis zu 2,5 cm absinken. NYSKA [40] beschreibt eine mittlere Absenkung des Taluskopfes um 1cm übereinstimmend mit der Mittelfußpronation.

Diskrepanzen zwischen den Aussagen der verschiedenen Autoren können auch daher rühren, dass die gefundenen Veränderungen am Fuß interindividuell sehr stark streuen. Dies spricht dafür, dass nicht jeder Fuß gleichermaßen unter der Gewichtsvergrößerung oder auch den hormonellen Veränderungen in der Schwangerschaft leidet, sondern die Veränderungen bei einigen Schwangeren – vermutlich den schon mit Fußprob-

---

lemen vorbelasteten – besonders stark ausfallen, bei der größeren Zahl der Schwangeren aber unbedeutend bleiben.

BOHEMEN [6] beschreibt in einer Studie das Neuauftreten von Senkfüßen in der Schwangerschaft bei zwei Patientinnen. Eine Patientin zeigte eine nachweisbare Absenkung der Fußlängswölbung bei erheblicher Schmerzsymptomatik während der Schwangerschaft. Postpartal blieb die Strukturveränderung ihrer Füße erhalten, die Schmerzsymptomatik war rückläufig. Die zweite Patientin zeigt einen ähnlichen Verlauf. Der Autor sieht die signifikante Gewichtszunahme und die zunehmende Gelenklaxizität in der Schwangerschaft als Gründe für die mögliche Entwicklung von Senkfüßen.

BERSCHIN [3] beschreibt einen Einfluss der Beckenstellung und die damit einhergehenden Aktivierung der anliegenden Muskulatur auf die Stellung des Fußes und zeigt, dass die Koaktivierung von Flexoren- bzw. Extensorenmuskulatur des Fußes dessen Stabilisierung beeinflusst. Eine gezielte muskuläre Stabilisierung des Fußes durch geeignete Übungen während der Schwangerschaft wäre damit nicht ausgeschlossen.

#### 5.4 Bodenkontaktfläche des Fußes und Druckparameter

Die gesamte **Kontaktfläche des Fußes** zum Boden blieb in den Messungen der Studie im Mittel fast unverändert. Das gilt sowohl für die Abwickelfläche des Fußes (Vergrößerung von 0,3 cm<sup>2</sup> während der Schwangerschaft, entsprechend 0,24%) als auch für die maximale dynamische Kontaktfläche während des Abrollvorgangs. Die minimalen Tendenzen gehen dabei in die erwartete Richtung, hin zu größerer Auflagefläche des Fußes am Boden in der Schwangerschaft.

NYSKA [40] beschreibt davon abweichend, dass die schwangeren Probandinnen im Mittel eine um 8% größere Bodenkontaktfläche zeigten als die nicht-schwangeren Probandinnen seiner Vergleichsgruppe.

WETZ [55] berichtet, dass in einer Befragung zufällig ausgewählter Frauen mit Kindern mehr als die Hälfte eine Veränderung der Schuhgröße um 1-2 Größen angab, die teilweise bestehen blieb. Das läge natürlich nicht im Widerspruch zur vorliegenden Studie, wenn die Vergrößerung des Fußes und der Auflagefläche am Boden tatsächlich länger andauernd wäre.

Bei offenbar gleichbleibender Kontaktfläche zum Boden muss bei zunehmendem Körpergewicht natürlich der **mittlere Druck an der Fußsohle** in gleichem Maße ansteigen: Der mittlere Druck ist in der Schwangerschaft gewichtsentsprechend um 10% höher ( $p \leq 0.0001719$  im Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test) als nach der Entbindung. In wenigen Fällen ist der mittlere Druck postpartal höher als in der Schwangerschaft. Ursächlich sind in diesen Fällen ein postpartal höheres Gewicht oder eine postpartal kleinere Bodenkontaktfläche.

Der **maximale Druck** zeigt immer einen sehr großen Streubereich der Werte und starke Schwankungen von Messung zu Messung und zwischen den Messreihen. Im Mittel ist der maximale Druck in der Schwangerschaft zwar um 5% größer als postpartal, die Werte sind aber nicht signifikant. Letztlich kommt darin zum Ausdruck, dass das Druckmaximum eine lokale Größe ist und damit nur davon abhängt, ob an der Fußsohle prominente Strukturen vorliegen oder nicht. Drei der Probandinnen zeigen Druckstellen im Vorfußbereich mit extrem hohen Maximaldruckwerten, die sich auf individuelle

---

Fußpathologien zurückführen lassen, bei zweien auf eine typische Hallux valgus Symptomatik bei geschwächtem Ballenpolster und sich „durchdrückenden“ Metatarsaleköpfchen. In solchen Fällen sehr hohen lokalen Drucks wirkt der Druck selber als Ursache von Fußproblemen, sei es direkt durch lokale Gewebeüberlastung und -schädigung und daraus resultierenden Schmerzen, gegebenenfalls auch durch die Reizung von Nervenbahnen in diesem Bereich oder indirekt, wenn im Bereich der Druckstellen Verhornungen der Haut oder vermehrte knöcherne Anbauten (Exostosen / Überbeine) beispielsweise an den Metatarsaleköpfchen, bevorzugt an Metatarsaleköpfchen I und V, entstehen.

DRERUP [16] zeigt in seiner Studie an 19 Probanden, dass der plantare Spitzendruck nicht mit dem Körpergewicht korreliert, sich aber der Spitzendruck eines Probanden beim Tragen einer Last signifikant erhöht. Dabei zeigt sich eine mit dem Gewicht lineare Zunahme im Großzehen-, Ballen- und Fersenbereich. Die Lokalisation des Maximaldrucks liegt bei den Schwangeren wie auch in der Kontrollgruppe fast immer im Vorfußballen, meist unter Metatarsale II. Dies bestätigt auch BRYANT [9] bei Messungen des Maximaldrucks bei gesunden Probanden.

## 5.5 Kinetische Parameter (Kraftparameter) und Gangbild

Am besten geeignet zur Beschreibung des Kraftaufwands beim Gehen ist das Gelenkmoment bzgl. des oberen Sprunggelenks. Dabei ist zu unterscheiden zwischen der kurzen Auftrittsphase der Ferse mit angehobenem Vorfuß, während der der Bodenkraftvektor hinter dem Sprunggelenk liegt und der M. tibialis anterior mit seiner Zugkraft das Gleichgewicht gegen die äußere Kraft hält und der ganzen übrigen Standphase mit aktivierter Wadenmuskulatur.

Der absolute Wert des **äußeren Plantarflexionsmoments** ist vergleichsweise klein (7,4 Nm bis 8,3 Nm), da der Bodenkraftvektor in dieser Phase mit ausschließlichem Fersenkontakt sehr nahe zum oberen Sprunggelenk liegt, die Bodenkraft also nur einen kurzen Hebel zur Sprunggelenkachse hat. Seine Werte in der Schwangerschaft sind gewichtsentsprechend um 10% größer als die nach der Entbindung ( $p \leq 0.03099$  im Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test). Nach Normierung auf das Körpergewicht zeigt sich kein Effekt mehr ( $p \leq 1$ ).

Das **äußere Dorsalextensionsmoment**<sup>9</sup> ist sehr viel größer als das Plantarflexionsmoment, da der Bodenkraftvektor in der Abstoßphase im Vorfuß liegt und deshalb einen Hebelabstand von bis zu 15 cm zum oberen Sprunggelenk hat.

Auch seine absoluten Werte nehmen in der Schwangerschaft um 10% höhere Werte an als nach der Schwangerschaft. Die Veränderung ist hochsignifikant ( $p \leq 0.001593$  im Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test). Nach Normierung auf das Körpergewicht zeigt sich ebenfalls praktisch keine Veränderung im Vergleich zwischen prä- und postpartal mehr. Es bleibt lediglich eine kleine Tendenz zu etwas niedrigeren Werten (1-2%) in der Schwangerschaft. In der von FOTI [17] durchgeführten Studie zeigen sich ebenfalls signifikant höhere Werte des äußeren Dorsalextensionsmomentes während der Schwangerschaft (in FOTI's Studie wird das entgegengerichtete innere Plantarflexionsmoment angegeben). Nach Normierung auf das Körpergewicht findet sie, wie

---

<sup>9</sup> Andere Autoren bezeichnen dieses äußere Dorsalextensionsmoment als Plantarflexionsmoment wie beispielsweise FOTI [17] und meinen dabei das gleich große, aber entgegengesetzte innere Gegenmoment durch die Aktivität der Wadenmuskulatur.

---

auch in dieser Studie gezeigt, etwas geringere Werte des Dorsalextensionsmomentes während der Schwangerschaft als postpartal.

Zusammengefasst heißt das: Das vermehrte Körpergewicht der Schwangeren wird ausschließlich durch einen entsprechenden Mehraufwand an Muskelkraft bewegt statt durch ein verändertes Gangbild, was biomechanisch ohne weiteres möglich wäre, am einfachsten durch Rückverlagerung des Körperschwerpunktes und durch die dadurch reduzierte Hebellänge der Bodenkraft. Stattdessen bleibt das Gangbild praktisch völlig unverändert.

Die weitgehend unveränderten Verhältnisse beim gemessenen OSG-Moment werden ebenfalls im Vergleich der **Lastanteile in den Fußregionen von der Ferse bis zum Vorfuß** deutlich. Veränderungen der Anteile untereinander sind von prä- nach postpartal nur gering. Im Mittel zeigt sich von prä- nach postpartal eine geringe Tendenz der Lastverschiebung vom Mittel- und Vorfußbereich hin zur Ferse, deren Lastanteil ungefähr um 2% zunimmt. D.h., während der Schwangerschaft war die Last entsprechend geringfügig nach vorne verlagert. Genau diese Tendenz, wenngleich in größerem Ausmaß, ließen die in der Schwangerschaft gestiegene ventrale Last und der nach vorne verschobene Masseschwerpunkt erwarten.

NYSKA [40] hingegen beschreibt eine deutliche Lasterhöhung des Rückfußes während der Schwangerschaft und erklärt das durch eine vermehrte Rückverlagerung des Schwerpunktes infolge der ventralen Lasterhöhung. Diese Beobachtung findet er allerdings in der statischen Messung im Stehen. Sie ist deshalb nicht mit der dynamischen Messung beim Gehen vergleichbar. Beim beidbeinigen Stand liegt der Lastschwerpunkt typischerweise 1,5 bis 2,5 cm ventral des Sprunggelenkes, einerseits nah genug zur Gelenkachse um die zum Stehen erforderliche permanente Muskelaktivität der Wadenmuskulatur zu begrenzen, aber andererseits noch mit genug Spielraum nach rückwärts, um bei kleinen Bewegungen des Körperschwerpunktes nicht gleich instabil zu werden und nach rückwärts zu kippen (KLENERMANN [29]).<sup>10</sup>

Beim Vergleich der Lastanteile zwischen der vorderen Fußhälfte und der Rückfußhälfte zeigt sich im Mittel von prä- nach postpartal nur eine sehr geringe Tendenz der Lastrückverschiebung von 0,3%. Der wesentliche Teil der insgesamt geringen Lastverschiebung erfolgt folglich zwischen Mittelfuß und Ferse, also innerhalb des Rückfußes.

Die Probandinnen gehen also in der Schwangerschaft etwas früher von der Ferse weg auf den Mittel- und Vorfuß und provozieren damit eine Art „Mini-Vorlage“, geben der Vorverlagerung des Körperschwerpunktes also nur in geringem Maße nach.

## 5.6 Eversionsmoment und Inversionsmoment

**Das Eversionsmoment** ist das äußere Drehmoment bzgl. der Fußlängsachse, das den lateralen Fuß anzuheben „versucht“. Es wird durch ein entgegengesetztes inneres Drehmoment kompensiert. Sind die inneren muskulären oder vom Bandapparat bereitgestellten Kompensationsmöglichkeiten zu gering, kippt der Fuß tatsächlich soweit nach innen, bis das Momentgleichgewicht wiederhergestellt ist. Im ungünstigsten Falle

---

<sup>10</sup> Im Einbeinstand liegt der Lastschwerpunkt typischerweise viel weiter nach vorne Richtung Vorfuß verschoben, da das Stehen dann viel weniger stabil ist und der Schwerpunkt der Last weit größere Bewegungen macht. Um nicht den Halt zu verlieren darf der Lastschwerpunkt dabei nie hinter die Sprunggelenkachse geraten.

---

kippt der Fuß in eine Knickfußstellung wie im vorherigen Abschnitt (Kap. 5.3, Strukturelle Veränderungen des Fußes) beschrieben. Das Eversionsmoment ist damit ein Parameter, der funktionelle und strukturelle Eigenschaften des Fußes miteinander verknüpft.

Die in der Studie gefundenen Werte liegen zwischen ca. -3 bis -7 Nm<sup>11</sup>. Die Betragsabnahme von prä- nach postpartal liegt bei ca. 0,8 Nm, entsprechend 17,5% und zeigt im Wilcoxon Matched-Pairs Signed-Ranks Test mit  $p \leq 0.015$  deutliche Signifikanz. Die prozentuale Veränderung von prä- nach postpartal ist also deutlich größer als die prozentuale Gewichtsabnahme nach der Schwangerschaft. Das verdeutlicht einerseits weiter die starke Gewichtsabhängigkeit des Eversionsmomentes. Andererseits besteht auch nach Normierung auf das Körpergewicht eine deutliche Tendenz zu höheren Eversions-Drehmomenten in der Schwangerschaft. Im Mittel ist das Eversionsmoment „gewichtsbereinigt“ in der Schwangerschaft um 8,2% größer als postpartal. Das spricht für eine merkliche Absenkung der Fußlängswölbung, die anatomisch zuerst im lateralen Bereich des Fußes Bodenkontakt und somit Last aufnimmt.

Andere Autoren geben statt des Eversionsmoments häufig die Lage der Ganglinie nach lateral an. Diese Größe entspricht genau dem Hebelarm, der bei der Berechnung des Gelenkmoments einbezogen wird. Dabei vernachlässigen sie dann aber die Größe der Bodenkraft in diesem Moment, die die tatsächlich anliegende Last erst festlegt.

NYSKA [40] beobachtet eine Lateralisierung der Ganglinie in der Schwangerschaft. Die dafür von ihm gemessene laterale Last ist im Vergleich zur medialen Last in der Schwangerschaft höher als nach der Entbindung. Zu beachten ist hierbei, dass es sich in der Studie stets um absolute Werte handelt, die schon infolge der Gewichtszunahme in der Schwangerschaft größer werden müssen. Die Lateralisierung der Last spricht allerdings auch wieder für eine strukturelle Veränderung des Fußes im Sinne eine Absenkung der Längswölbung.

BLOCK [5] findet eine signifikant vergrößerte Gelenkflexibilität der unteren Extremität und pronatorische Effekte um die ‚midtarsal axis‘ herum.

**Das Inversionsmoment** zeigt relevante Werte meist erst ganz am Ende des Abrollvorgangs, wenn nur noch Vorfuß und Zehen Bodenkontakt haben. Größere Zahlenwerte treten vor allem dann auf, wenn die große Zehe wesentlich am Abstoß beteiligt ist. Die Beere der großen Zehe hat besonders großen Abstand zur Fußlängsachse nach medial, die Bodenkraft, die sie erzeugt, ist damit besonders Drehmoment-wirksam. In dieser Schlussphase der Standphase bekommt dann allerdings die Ferse des anderen Fußes Bodenkontakt.

Die gemessenen Werte des Inversionsmoments liegen zwischen ca. 3 bis 10 Nm. Die Werte streuen individuell sehr stark, auch im Vergleich prä- und postpartal (Veränderung im Mittel etwa 0,1 Nm entsprechend 1,5%, ohne Signifikanz).

## 5.7 Allgemeine Literaturdiskussion

Die Grundaussagen in der Literatur sind wie bisher schon gezeigt wurde durchaus widersprüchlich. NYSKA [40] beispielsweise schreibt: *Die schwangere Frau hat ein unterschiedliches „Pattern of gait“*. Auch BIRD [4] beschreibt: *... offensichtlich sichtbare Ver-*

---

<sup>11</sup> Das negative Vorzeichen resultiert nur aus der mathematischen Definition der Achsenorientierungen und der Drehrichtung des Moments bzgl. dieses Achsensystems, ist sonst aber ohne Bedeutung.

---

*änderungen in Haltung und Gang der Schwangeren.*‘ Veränderungen in der Schwangerschaft sollen unter anderem bedingt sein durch den kombinierten Effekt von erhöhtem Körpergewicht, Verlagerung des Massezentrums nach ventral und Bandlaxizität. Den fehlenden Nachweis von charakteristischen Gangveränderungen bei vielen anderen Autoren erklärt er damit, dass diese erst im Ermüdungsstadium sichtbar würden. Da Schwangere insgesamt weniger zu Fuß unterwegs sind als Nichtschwangere treten die eigentlich existierenden Veränderungen erst gar nicht in Erscheinung.

FOTI [17] stellt genau wie in der vorliegenden Studie fest, dass das Gangbild in der Schwangerschaft bemerkenswert unverändert bleibt. Es gibt keinen Nachweis für einen oft zitierten „Watschelgang“. Statt einer Gangbildveränderung erhöhen sich die kinetischen Parameter (Kraftparameter) genau gewichtsentsprechend, um damit das Gangmuster unverändert beibehalten zu können, obwohl das Körpergewicht signifikant ansteigt und sich die Masseverteilung des Rumpfes deutlich ändert. Auch sie findet allerdings individuelle Reaktionen auf das zusätzliche Gewicht, ebenso wie MOORE [39]. Und wie auch in der vorliegenden Studie findet sie eine geringfügige ‚*anterior shift in the center of load*‘. Die erhöhte Muskelaktivität einiger Muskelgruppen ermöglicht die Aufrechterhaltung des normalen Gangbildes trotz erhöhten Körpergewichtes. Diese muskuläre Mehrbeanspruchung kann gerade bei untrainierten Schwangeren zu Beschwerden und Überlastungsreaktionen oder gar Verletzungen führen.

ALVAREZ [1] findet ganz allgemein, dass die Füße in der Schwangerschaft größer werden, verursacht durch die Ansammlung von Wasser, Fett oder beidem, Veränderung der Ligamente und Bänder durch erhöhtes Gewicht oder hormoninduzierte Veränderungen des Bindegewebes. Die mechanische Mehrbelastung induziert ein Remodelling des Kollagens, jedoch wäre es unwahrscheinlich, dass die schwangerschaftsbedingte Gewichtserhöhung tatsächlich ausreichend lange dauert, um solche Veränderungen in größerem Ausmaß anzustoßen. Er nimmt deshalb an, dass die Größenveränderungen durch Flüssigkeitsretention oder Bandlaxizität bedingt sind. Er kann aber nicht erklären warum viele Frauen eine anhaltende Vergrößerung des Fußes beschreiben. Falls die Flüssigkeitseinlagerung die Fußvergrößerung verursacht, sollte mit der postpartal gesteigerten Diurese (DENNIS AND BYTHEWAY [15]) die Fußgröße postpartal eigentlich schnell wieder abnehmen. Falls die Größenveränderung persistiert, ist anzunehmen, dass sie durch Bandveränderungen verursacht sind und die Veränderungen irreversibel sind. Die Schlussfolgerung daraus wären mögliche hormonbedingte Veränderungen schon bei der ersten Messung, da der Relaxin-Spiegel schon früh in der Schwangerschaft ansteigt (SCHWABE [50]). Längerdauernde Größenveränderungen der Füße würden dann durch Fetteinlagerung entstehen.



Tabelle 11 Messparameter-Wahl

Autor		Probanden		Mess-Parameter																								
				Pedographie										Zeitpunkt		Bodenkraft			manuell			Videoanalyse				Spezielle Messungen		
Publikationsdatum	N = Patienten N =	Kontrollgruppe N =	Druckmaxima <sup>1)</sup>	Ganglinie <sup>2)</sup>	Mittelfußbreite	Bodenkontaktdauer	Fersenkontaktdauer	Kraft / Lastanteile	Mittelfußlast	OSG-Moment	3D-Analyse	vor der Schwangerschaft	in der Schwangerschaft	nach Geburt	3 Bodenkräfte <sup>3)</sup>	Ganglinie <sup>4)</sup>	Bodenkontaktdauer <sup>4)</sup>	Länge	Breite	Höhe	Volumen	Geschwindigkeit	Schrittlänge	Kontaktdauer <sup>4)</sup>	Gelenkwinkel		OSG-Moment <sup>5)</sup>	
CALGUNERI [12]	1982	68	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	+	+	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	+
BLOCK [5]	1985	13	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	+	+	-	-	-	-	-	+	-	-	-	-	-	-	-	+
ALVAREZ [1]	1988	17	16	-	-	-	-	-	-	-	-	-	+	+	-	-	-	+	+	-	+	-	-	-	-	-	-	-
NYSKA [40]	1997	28	28	+	-	+	+	-	+	+	-	-	+	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	+
BIRD [4]	1999	25	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	+	-	-	-	-	+	-	-	-	-	-	-	-	-	-	+
FOTI [17]	2000	15	-	-	-	-	-	-	-	-	+	+N2	+	+	-	-	-	-	-	-	-	+	+	+	+	+	-	
JELEN [26]	2005	4	-	-	-	-	-	-	-	-	+	-	+	+	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	+
LYMBERY [33]	2005	13	-	-	-	-	-	-	-	-	+	-	+	+	+	+	-	-	-	-	+	+	+	+	+	-	-	
HENTSCHEL / WETZ [22][55]	2006	40	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	+	-	-	-	-	+	+	+	+	-	-	-	-	-	-	
Eigene Studie	2009	39	36	+	+	+	+	+	+	+	-	-	+	+	-	-	-	+	+	-	-	-	-	-	-	-	-	

+: gemessene Parameter  
 -: nicht gemessene Parameter

- 1) Druckmaxima werden an mehreren Regionen der Fußsohle bestimmt (Ferse / Mittelfuß / Vorfuß etc.)
- 2) Ganglinienlänge und -breite in Relation zu den Fußabmessungen
- 3) die Vertikalkraftkomponente ist identisch mit der Bodenkraft aus der Pedographie
- 4) Ganglinie und Bodenkontaktdauer gemessen mit Bodenkraftmessplatten ist identisch mit der Ganglinie gemessen mit der Pedographie

- 5) OSG-Moment aus Bewegungsanalyse + Bodenkraft + inverse Dynamik
- 6) Range of motion-Messungen des 2. Metacarpophalangealgelenks
- 7) Range of motion-Messungen des 1. Metatarsophalangealgelenks, des subtalaren Gelenks und des Tarsometatarsalgelenks
- 8) Range of motion-Messungen des Daumens, der Wirbelsäule und des oberen Sprunggelenks
- 9) Bird misst aus dem fixierten Pulverfußabdruck Fußlänge, Gangbreite, Schrittlänge, Schwunglänge und Außenrotationswinkel
- 10) Jelen bestimmt über eine photogrammetrische Messung das unter der Fußwölbung bestehende Volumen

Tabelle 12 Veränderung der Parameter in der Schwangerschaft

Autor		Probanden		Mess-Parameter														Masseschwerpunkt RV: Rückverlagerung VV: Vorverlagerung									
				Pedographie							Dorsalextensionsmoment <sup>1)</sup>	Gelenks laxizität	Vorfußpronation	Rückfußpronation	Bodenkraft				manuell			Videoanalyse					
Publicationsdatum	Patienten N =	Kontrollgruppe N =	Druckmaxima	Ganglinie	Mittelfußbreite	Rückfußbreite	Auftrittstoß	Bodenkontaktdauer	Fersenkontaktdauer	Mittelfußlast					Außenrotation	Bodenkontaktfläche	3 Bodenkräfte	Ganglinie	Bodenkontaktdauer	Länge	Breite	Höhe	Volumen				
											CALGUNERI [12]	1982	68	-													
BLOCK [5]	1985	13	-															↓								RV	
ALVAREZ [1]	1988	17	16													→	→		↑								
NYSKA [40]	1997	28	28	↑	↑	↑	↑	↑	↑	↑	↑					→	→ <sup>2)</sup>								Ganggeschwindigkeit ↓		
BIRD [4]	1999	25	-								(↑)					→									Schrittlänge (↑)	VV	
FOTI [17]	2000	15	-									↑ absolut (↓) relativ														Gangbreite ↑	VV
JELEN [26]	2005	4	-																							→Hohlvolumen unter dem Fuß	
LYMBERY [33]	2005	13	-											→ <sup>3)</sup> med	→											Gangbreite ↑	
HENTSCHEL / WETZ [22][55]	2006	40	-													↑	↑	(↓)	↑								
Eigene Studie	2009	39	36	↑	→	(↑)	↑	(↑)	↑	↑	→	→	↑ absolut (↓) relativ														(VV)

<sup>1)</sup> Foti bezeichnet das externe Dorsalextensionsmoment in ihrer Studie als Plantarflexionsmoment

<sup>2)</sup> Mittelfuß-/Rückfußbreite signifikant erhöht in der Schwangerengruppe, Vorfußbreite unverändert

<sup>3)</sup> normiert auf das Körpergewicht

(.): keine Signifikanz der Veränderung

Tabelle 13 Hauptaussagen der Autoren selbst

Autor		Probanden		Ergebnisse	Ergebnisse eigene Studie <sup>1)</sup>
	Publikationsdatum	N = Patienten	N = Kontrollgruppe		
CALGUNERI [12]	1982	68	-	Signifikante Erhöhung der Laxizität des 2. Metacarpophalangealgelenks bei nochmals hochsignifikanten Ergebnissen bzgl. Gelenkslaxizität von Frauen in der zweiten Schwangerschaft gegenüber Primigravidae	0
BLOCK [5]	1985	13	-	Signifikante Erhöhung der Gelenkslaxizität des 1. Metatarsophalangealgelenks, des subtalaren Gelenks und des Tarsometatarsalgelenks	0
				Rückverlagerung des Schwerpunktes	-
ALVAREZ [1]	1988	17	16	Signifikante Volumenzunahme der Füße während der Schwangerschaft mit signifikanter Abnahme nach der Geburt.	0
				Keine signifikante Längen- oder Breitenänderung	+
NYSKA [40]	1997	28	28	Signifikante Lastvergrößerung des lateralen Fußbereichs und des Rückfußes	-
				Falsche Fußstellung führt zu Rückenschmerzen und Schmerzen der unteren Extremität	0
BIRD [4]	1999	25	-	Signifikante Vergrößerung der Gangbreite	0
FOTI [17]	2000	15	-	Signifikanter Anstieg der kinetischen Gangparameter von Hüfte und Sprunggelenk ohne signifikante Veränderung der kinematischen Gangparameter	+
JELLEN [26]	2005	4	-	Keine signifikante Abflachung der Fußlängswölbung	+
LYMBERY [33]	2005	13	-	Keine signifikante Änderung der Bodenkräfte	+
				Schrittbreite und Querkraft erhöht	0
HENTSCHEL / WETZ [22][55]	2006	40	-	Signifikante Zunahme von Fußlänge, -breite und Volumen im Verlauf der Schwangerschaft	-/-/0
Eigene Studie	2009	39	36	Keine Gangbildveränderung, zunächst signifikante Veränderungen erweisen sich nach Normierung auf das Körpergewicht als Gewichtseffekte	

<sup>1)</sup> 0: Parameter nicht bestimmt; +: Übereinstimmung der eigenen Ergebnisse mit der jeweiligen Studie; -: keine Übereinstimmung mit der jeweiligen Studie

---

## 6 Zusammenfassung

Während der Schwangerschaft ändern sich einige für die Biomechanik des Gangapparats entscheidende Größen. Das Körpergewicht nimmt bis zum Ende der Schwangerschaft um bis zu 20% zu und dann schnell wieder ab und der Körperschwerpunkt verschiebt sich nach ventral.

Die Gewichtszunahme im Verlauf der Schwangerschaft führt zu einer größeren Belastung der unteren Extremität, welche zudem den hormonellen Veränderungen des Gesamtorganismus unterworfen ist, die einen lockernden Einfluss auf den Bandapparat ausüben. Eine Vielzahl von Schwangeren berichtet in diesem Zusammenhang über Beschwerden in den Füßen.

Mit pedographischen Messungen während des Gehens wurden an 39 Probandinnen und an einer Kontrollgruppe mit 35 Frauen Daten über die plantare Druckverteilung während und nach der Schwangerschaft gewonnen. Bemerkenswerterweise zeigte sich **fast keine Gangbildveränderung während der Schwangerschaft**. Die beobachteten signifikanten Veränderungen kinetischer Parameter erwiesen sich in den meisten Fällen als reine Gewichtseffekte. Die Schwangeren erhöhen vorzugsweise den Kraft- und Arbeitsaufwand der Muskulatur, anstatt das Gangmuster kraftschonend zu verändern.

Eindeutige Veränderungen, wenn auch nicht bei allen Probandinnen, zeigten sich bei der Morphologie des Fußes. Die **Tendenzen zu strukturellen Veränderungen des Fußes**, wie zunehmender Pronation oder Absenkung der Fußlängswölbung sind aber im Vergleich zur großen Gewichtsveränderung während und nach der Schwangerschaft eher gering und im Mittel nicht signifikant. Die Senkfußkomponente bildet sich dabei nach der Schwangerschaft schneller zurück als die häufiger auftretende Knickfußkomponente. Insgesamt wird die Andeutung einer Lastvorverlagerung durch die Erhöhung der Mittelfußlast und damit eine Fersenentlastung sichtbar.

In der Einzelfallbetrachtung fielen Probandinnen auf, die vermutlich eine Prädisposition zu Fußpathologien hatten. Beispielsweise zeigt sich eine klare Verstärkung bei vorbestehender Spreizfußstellung. Bei bestehender stärker ausgeprägter Hallux valgus Fehlstellung verstärken sich die typischen Druckstellen am Vorfußballen zu kritischen Werten, mit dem Risiko einer möglicherweise dauerhaften Metatarsalgie, der vorbeugend durch entsprechend gewähltes Schuhwerk begegnet werden muss. Eine verstärkte Pronation trat bei mehreren Probandinnen auf, insbesondere auch bei denen mit Hallux valgus Fehlstellung. Die aufgrund der Gewichtserhöhung besonders naheliegende Absenkung der Fußlängswölbung wurde nicht häufiger gefunden als die anderen Veränderungen.

---

## Literaturverzeichnis

- [1] Alvarez R., Stokes I. A., Asprinio D. E., Trevino S., and Braun T.: Dimensional changes of the feet in pregnancy. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 1988, 70: 271-274.
- [2] Abramson D., Roberts S. M., Wilson P.D.: Relaxation of the pelvic joints in pregnancy. *Surgery of Gynecology and Obstetrics*, 1934, 58: 595-613.
- [3] Berschin G., Weist R., Sommer H.-M.: The influence of trunk posture and stabilization on foot posture and plantar pressure distribution. *Clinical Biomechanics*, 2003, 18: 3-42.
- [4] Bird A. R., Menz H. B., Hyde Ch. C.: The effect of pregnancy on footprint parameters. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 1999, 89 (8): 405-409.
- [5] Block R. A., Hess L. A., Timpano E. V., Serlo Ch.: Physiologic changes in the foot during pregnancy. *Journal of American Podiatric Medical Association*, 1985, 75(6): 297-299.
- [6] Bohemen E.K., Gendi N. S. T.: Flatfeet in Pregnancy. *Rheumatology*, 1995, 35 (4): 396-397.
- [7] Borg-Stein J., Dugan S., Gruber J.: Musculoskeletal aspects of Pregnancy. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2005, 84(3): 180-192.
- [8] Breckwoldt M., Kaufmann M., Pfeleiderer A.: *Gynäkologie und Geburtshilfe*, Thieme Verlag, 2008, Stuttgart.
- [9] Bryant A., Tinley P., Singer K.: Normal values of plantar pressure measurements using the EMED-SF system. *Journal of American Podiatric Medical Association*, 1999, 90(6): 295-299.
- [10] Bühling K. J., Friedmann W.: *Intensivkurs Gynäkologie und Geburtshilfe*, Urban und Fischer Verlag, 2004, München/Jena.
- [11] Bung, P.: Schwangerschaft und Sport – physisologische Überlegungen und praktische Beispiele. *Zeitschrift für Geburtshilfe und Neonatologie*, 1997; 201: Suppl. 1, 13-20.
- [12] Calguneri M.; Bird H. A.; Wright V.: Changes in joint laxity occurring during pregnancy. *Annals of the rheumatic diseases*, 1982; 41 (2); 126-128.
- [13] Debrunner A. M.: *Orthopädie / Orthopädische Chirurgie*. Huber Verlag, 2005, Bern.
- [14] Debrunner H. U.: *Biomechanik des Fußes*. Band 49 aus der Reihe: Bücherei des Orthopäden. Enke Verlag, 1985, Stuttgart.
- [15] Dennis, K. J., Bytheway, W. R.: Changes in body weight after delivery. *Journal of Obstetrics and Gynecology*, 1965, 72: 94-102.
- [16] Drerup B., Tilkorn D., Wetz H. H.: Der Einfluss von getragener Last und Tragetechnik auf den plantaren Spitzendruck. *Orthopäde*, 2003, 32: 207-212.
- [17] Foti Th., Davids J. R., Bagley A.: A biomechanical analysis of gait during pregnancy. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 2000, 52: 625-632.
- [18] Golomer E.: A study of pregnant women while walking and while carrying a weight. *Journal of Gynecology and Obstetrics an reproductive Biololgy*, 1982, 20: 406.
- [19] Götz-Neumann K.: *Gehen verstehen – Ganganalyse in der Physiotherapie*. Thieme Verlag, 2006, Stuttgart.
- [20] Hammar M., Larsson L., Tegler L.: Calcium treatment of leg cramps in pregnancy. Effect on clinical symptoms an total serum and ionized serum calcium concentrations. *Acta Obstetrica et Gynecologica Scandinavica*, 1981, 60: 345-347.

- 
- [21] Heckman J. D., Sassard R.: Musculoskeletal considerations in pregnancy. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 1994, 76 (11); 1720-1730.
- [22] Hentschel, J. C.: Form- und Größenveränderung des Fußes während der Schwangerschaft. Dissertation an der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster, Medizinische Fakultät, 2006 (vgl. auch [55]).
- [23] Hoffmann H.: Eine experimentelle Studie zur Systematik der Nutzung von Rumpfschwingungen beim menschlichen Gehen. Dissertation an der Ruhr-Universität Bochum, 2001.
- [24] Hytten, F. E., Chamberlain G.: *Clinical Physiology in Obstetrics*. Blackwell Scientific, 1980, Oxford.
- [25] IFA services: Institute of Phonetic Sciences, Faculty of Humanities, University of Amsterdam, <http://www.fon.hum.uva.nl/Service/Statistics.html>
- [26] Jelen K., Tetkova Z., Halounova L., Pavelka K., Koudelka T., Rouzicka P.: Shape characteristics of the foot arch: Dynamics in the pregnancy period. *Neuroendocrinology Letters* 2005; 26 (6): 752-756.
- [27] Kapandji I.A.: *Funktionelle Anatomie der Gelenke*. Hippokrates Verlag, 1999, Stuttgart.
- [28] Kiechle M.: *Gynäkologie und Geburtshilfe*, Urban und Fischer Verlag, 2007, München.
- [29] Klenermann L.: The mechanics of the foot. In: *The foot and its disorders*. Oxford: Blackwell Scientific; 1991, 3: 11-25.
- [30] von Lanz T., Wachsmuth W.: *Bein und Statik*. Band 4 aus der Reihe: *Klassiker der Medizin – Praktische Anatomie*. Springer Verlag, 2003, Berlin.
- [31] Lindsey R. W., Leggon R. E., Wright D. G., Nolasco D. R.: Separation of the symphysis pubis on association with childbearing. A case report. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 1988, 70-A: 289-292.
- [32] Lippert H.: *Lehrbuch Anatomie*. Urban und Schwarzenberg Verlag, 1996, München/Wien/Baltimore.
- [33] Lymbery J. K., Hons W. G.: The stance phase of walking during late pregnancy. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 2005, 95 (3), 247-253.
- [34] MacLennan A. H., Nicolson R., Green R. C., Bath M.: Serum relaxin and pelvic pain of pregnancy. *Lancet*, 1986, 2: 243-245.
- [35] Mantle, M. J.; Greenwood R. M.; Currey L. H.: Backache in pregnancy. *Rheumatology and Rehabilitation*, 1977, 16: 95-101.
- [36] Marnach M. L.; Ramin K. D.; Ramsey P. S.; Song S. W.; Stensland J. J.: Characterization of the relationship between joint laxity and maternal hormones in pregnancy. *Obstetrics and gynecology*; 2003, 101 (2); 331-335.
- [37] Mitternacht J.: Ermittlung funktioneller kinetischer Parameter aus der plantaren Druckverteilungsmessung. Dissertation an der Fakultät für Mathematik und Naturwissenschaften der Universität Koblenz-Landau, 2008.
- [38] Mitternacht J., Lampe R.: Ermittlung funktioneller kinetischer Parameter aus der plantaren Druckverteilungsmessung. *Zeitschrift für Orthopädie*, 2006, 144: 410-418.
- [39] Moore K., Dumas G. A., Reid J. G.: Postural changes associated with pregnancy and their relationship with low-back pain. *Clinical Biomechanics*, 1990, 5: 169-174.
- [40] Nyska M., Sofer D., Porat A., Howard C. B., Levi A., Meizner I: Planter foot pressures in pregnant women. *Israel Journal of Medical Sciences*, 1997, 33 (2): 139-146.
- [41] Perry J.: *Ganganalyse – Norm und Pathologie des Gehens*. Urban und Fischer Verlag, 2003, München/Jena.

- 
- [42] Peters E. J., Urukalo A., Fleischli J. G., Lavery L. A.: Reproducibility of gait analysis variables: one-step versus three-step method of data acquisition. *Journal of Foot and Ankle Surgery*, 2002, 41 (4), 206-212.
- [43] Pitkin R. M.: Calcium metabolism in pregnancy: a review. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 1975, 121: 724-737.
- [44] Ritchie J. R., Orthopedic considerations during pregnancy. *Clinical obstetrics and gynecology*, 2003, 46 (2), 456-466.
- [45] Rosenbaum D., Becker H.-P.: Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications. *Foot and Ankle Surgery*, 1997, 3: 1-14.
- [46] Rosenbaum D.: Grundlagen der Pedobarometrie. *Orthopädieschuhtechnik* 12/2002, 26-30.
- [47] Rössler H., Rütter W.: Orthopädie und Unfallchirurgie. 19. Auflage, Urban und Fischer Verlag, 2005, München.
- [48] Schauburger C. W.; Rooney B. L.; Goldsmith L.; Shenton D.; Silva P. D.; Schaper A.: Peripheral joint laxity increases in pregnancy but does not correlate with serum relaxin levels. *American journal of obstetrics and gynecology*; 174 (2); 1996, 667-671.
- [49] Sobotta J., Putz R., Pabst R.: Sobotta – Atlas der Anatomie des Menschen, Band 2, Urban und Schwarzenberg Verlag, 1993, München/Wien/Baltimore.
- [50] Schwabe Ch., Steinetz B., Weiss G., Segaloff A., McDonald J. K., O'Byrne E., Hochmann J., Carriere B., Goldsmith L.: Relaxin. *Recent Progress in Hormone Research*, 1978, 34: 123-211.
- [51] Taylor A. J., Menz H. B., Keenan A.-M.: The influence of walking speed on plantar pressure measurements using the two-step gait initiation protocol. *The Foot*, 14 (2004) 49-55.
- [52] Tittel K., Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen. VEB Gustav Fischer Verlag, 1990, Jena.
- [53] Voitk A. J., Mueller J. C., Farlinger D. E., Johnston R. U.: Carpal tunnel syndrome in pregnancy. *Canadian Medical Association Journal*, 1983, 128: 277-281.
- [54] Weinreb J. C., Wolbarsht L. B., Cohen J. M., Brown C. E., Maravilla K. R.: Prevalence of lumbosacral intervertebral disk abnormalities on MR images in pregnant and asymptomatic nonpregnant women. *Radiology*, 1989, 107: 125-128.
- [55] Wetz H. H., Hentschel J., Drerup B., Kiesel L., Osada N., Veltmann U.: Form- und Größenveränderung des Fußes während der Schwangerschaft. *Orthopäde*, 2006, 35: 1124-1130.
- [56] Witt A.N., Rettig H., Schlegel K.F., Hackenbroch M., Hupfauer W.: Orthopädie in Praxis und Klinik, Band I Allgemeine Orthopädie, Biomechanik - Genetik – Ökologie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1980, 2. Auflage.
- [57] Young J.: Relaxation of the pelvic joints in pregnancy: pelvic arthropathy of pregnancy. *Journal of Obstetrics and Gynecology*, 1940, 47: 493.
- [58] Zarrow M.X., Holmstrom E.G., Salhanick H. A.: The concentration of relaxin in the bloodserum and other tissues of women during pregnancy. *The Journal of clinical endocrinology and metabolism*, 1955; 15(1): 22-7.

---

## Anhang



## Fragebogen zur Studie

### *Druckverteilung am Fuß während der Schwangerschaft*

---

Name:

Geb. Dat.:

Größe:

#### **Zur Schwangerschaft:**

Wievielte Schwangerschaft:

Beginn der Schwangerschaft:

Gewicht zu Beginn der Schwangerschaft:

#### **Zu den Füßen:**

Schuhgröße:

Fußprobleme vor der Schwangerschaft:

#### Erste Messreihe

Datum / Uhrzeit:

Stand der Schwangerschaft:

Komplikationen:

Aktuelles Gewicht:

Wie viel Bewegung / Sport / Gymnastik

Fußprobleme:

Heute viel gelaufen / Sport ?

## Fragebogen zur Studie

### *Druckverteilung am Fuß während der Schwangerschaft*

---

Name:

.... -te Messreihe

Datum / Uhrzeit:

Stand der Schwangerschaft:

Aktuelles Gewicht:

Fußprobleme:

## Fragebogen zur Studie

### *Druckverteilung am Fuß während der Schwangerschaft*

Name: \_\_\_\_\_

