

Entwicklung eines bildbasierten automatischen Messsystems  
zur Bestimmung der Fußgeometrie als Voraussetzung  
für die Herstellung sensomotorischer Einlagen  
und Bestimmung dessen Messgenauigkeit

Master-Thesis

im Studiengang  
Biomechanik-Motorik-Bewegungsanalyse

am Fachbereich 06  
(Psychologie und Sportwissenschaft)

Vorgelegt von

Dipl.-Ing. Martin Haacke  
aus Lich  
Matrikel-Nr. 2002182

Referent : Prof. Dr. Hermann Müller, Justus-Liebig-Universität Gießen

Korreferent : Dr. Heiko Maurer, Justus-Liebig-Universität Gießen

Lich, den 20.03.2014

---

## Inhaltsverzeichnis

Danksagung .....	3
Abbildungsverzeichnis.....	4
Tabellenverzeichnis .....	7
Abkürzungsverzeichnis.....	8
Eigenständigkeitserklärung.....	9
<b>1 Einleitung .....</b>	<b>10</b>
<b>2 Grundlagen .....</b>	<b>12</b>
2.1 Die Anatomie des Fußes.....	12
2.2 Die Einwirkung des Schuhwerks auf die Anatomie des Fußes .....	14
2.3 Die Einwirkung verschiedener Faktoren auf die Anatomie des Fußes .....	15
2.3.1 Knickfuß.....	16
2.3.2 Spreizfuß.....	17
2.3.3 Hallux valgus .....	18
2.3.4 Spitzfuß .....	19
2.3.5 Hohlfuß .....	20
2.3.6 Sichelfuß .....	21
2.4 Einlagen .....	22
2.4.1 Einlagenformen .....	24
2.4.2 Die Einlagenfertigung.....	25
2.4.3 Unterscheidung von passiven und aktiven Einlagen .....	26
2.5 Sensomotorik .....	27
2.6 Wirkungsprinzip der sensomotorischen Einlage .....	32
2.7 die Fertigung sensomotorischer Einlagen .....	35
<b>3 Zielstellung .....</b>	<b>37</b>
<b>4 Material und Methoden.....</b>	<b>39</b>
4.1 Das Podoskop.....	39
4.2 Erstellung des zweidimensionalen Fußmodells .....	41
4.3 Validierung des footGPS.....	43
4.4 Vorversuch für die Ermittlung verschiedener Verhältnisgrößen.....	45
<b>5 Ergebnisse.....</b>	<b>48</b>
5.1 Benutzeroberfläche von footGPS .....	48
5.2 Programmfunktionen .....	49
5.2.1 Erläuterungen zum Programmcode: Hauptfunktion .....	50
5.2.2 "Bild laden"-Funktion .....	50
5.2.3 Darstellungsfunktionen .....	67

---

5.3 Ergebnisse der Validierung des Programms .....	67
5.4 Darstellbarkeit verschiedener Deformationen mit dem Modell .....	74
<b>6 Diskussion .....</b>	<b>78</b>
6.1 Ausblick .....	82
<b>7 Zusammenfassung .....</b>	<b>84</b>
7.1 Abstract .....	89
<b>8 Literaturverzeichnis .....</b>	<b>86</b>
<b>9 Anhang</b>	

## **Danksagung**

Herrn Prof. Dr. Hermann Müller möchte ich für die hervorragende Betreuung, die fachkundigen Ratschläge und die kompetente Hilfestellung während meines Studiums und insbesondere bei meiner Master-Thesis danken.

Bei Herrn Dr. Heiko Maurer möchte ich mich für die Übernahme des Korreferats bedanken.

Herrn Michael Staudt danke ich für die fachliche Unterstützung sowie die Bereitstellung der Materialien und Podoskopaufnahmen, wodurch die Bearbeitung dieses interessanten und herausfordernden Themas erst möglich wurde.

Weiterhin möchte ich meinen Eltern für die langjährige Unterstützung in allen Lebenslagen sowie den seelischen Beistand während der Bearbeitung meiner Master-Thesis danken.

Ein ganz besonderer Dank gilt meiner Schwester Susanne Steringer, die mir trotz anderer Umstände bei der Korrektur meiner Arbeit geholfen und mich stets motiviert hat.

Außerdem möchte ich mich bei meinem Schwager Thomas Steringer für das gewissenhafte Korrekturlesen bedanken.

Zuletzt danke ich noch den Studenten des Biomechanik-Motorik-Bewegungsanalyse Studiengangs sowie meinen ehemaligen Mitarbeitern für die Teilnahme an der Voruntersuchung.

## Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:	Das Fußskelett, Ansicht von dorsal (links) und plantar (rechts). ....	12
Abb. 2:	Das Längsgewölbe des Fußes, Ansicht von medial (Baumgartner & Stinus, 2001, S.12). ....	13
Abb. 3:	Leisten mit Meyer'scher Linie (links). Fußformgerechter Leisten (rechts) (Orthopädiotechnik S.216, 214). ....	14
Abb. 4:	Röntgenskizze eines Knick-Platt-Fußes (links). Fuß mit abgeflachtem Längsgewölbe und Knick-Platt-Fuß-Form (Baumgartner & Stinus, 2001, S.64-65). ....	16
Abb. 5:	Das Quergewölbe beim Normalfuß (a). Abgeflachtes Quergewölbe mit Spreizung der Mittelfußknochen beim Spreizfuß (b) (Rabl & Nyga, 1994, S. 128). ....	17
Abb. 6:	Beidseitiger Hallux valgus. Die Röntgenaufnahme (rechts) veranschaulicht die Valgusposition des ersten Strahls (Rabl & Nyga, 1994, S. 105). ....	18
Abb. 7:	Spitzfuß, der eine starke Belastung des Vorfußes zur Folge hat (Fuhrmann, 2014). ....	19
Abb. 8:	Mediale Ansicht des Hohlfußes. Auffällig sind die steil gestellte Ferse und das überhöhte Längsgewölbe (Wellnitz, 2004, S. 159). ....	20
Abb. 9:	Die C-förmig ausgebildete Deformation eines Sichelfußes (links). Veränderung der Knochenstellung durch den Sichelfuß (rechts) (Rabl & Nyga, 1994, S. 154). ....	21
Abb. 10:	Wachstum der Füße bei Mädchen (links) und Jungen (rechts) (Baumgartner & Stinus, 2001, S. 43. ....	23
Abb. 11:	Muskulatur des Unterschenkels (WebMD, 2010). ....	32
Abb. 12:	Die vier Ip und die Markierung für das Großzehengrundgelenk. ....	33
Abb. 13:	Das von footpower verwendete Podoskop mit Haltestange. ....	39
Abb. 14:	Fertig ausgerichtete Fußbilder. ....	40
Abb. 15:	Datensatz eines dreidimensionalen Skelettfußes (Giovinco, 2014). ....	41
Abb. 16:	Entwicklung der einzelnen Modellsegmente aus dem dreidimensionalen Ausgangsmodell. ....	42
Abb. 17:	Überlagerung der drei von footpower-Fachkräften ausgewerteten Podoskopbilder (Fachkraft 1: rot; Fachkraft 2: blau; Fachkraft 3: grün). ....	43
Abb. 18:	Drei Punkte, welche den Verlauf des retrokapitalen Ip wiedergeben. ....	44
Abb. 19:	Zur Berechnung ver schiedener Längenverhältnisse palpierte und markierte Knochenpunkte. ....	46

---

Abb. 20:	Grafische Benutzeroberfläche des entwickelten Programms. ....	48
Abb. 21:	Die Anzeigefunktionen des Programms. ....	49
Abb. 22:	Fußschablone, zur Definition der zur Fußsohle gehörigen Pixel. ....	51
Abb. 23:	Für die Drehung des Bildes benötigte Mittelachse des Fußes. ....	52
Abb. 24:	Berechnung des PFA. ....	53
Abb. 25:	Das Helligkeitsprofil an der Schnittlinie. ....	53
Abb. 26:	Zusammengestellte Minima und die daraus berechnete Regressionskurve zweiter Ordnung. ....	54
Abb. 27:	Ausgangsparabel (blau) und optimierte Parabel (grün). ....	54
Abb. 28:	Auf der Parabel senkrecht stehende Geraden, die für jedes Pixel entlang der Parabel berechnet wurden. ....	55
Abb. 29:	Darstellung der Pixel, deren Helligkeit über dem dynamischen Schwellwert liegt. ....	56
Abb. 30:	Anpassung der Parabel an die Zehenspitze des ersten und fünften Strahls. ....	57
Abb. 31:	Rückfußmodellsegment mit den drei zur Anpassung benötigten Punkten, welche über einen Winkel $\alpha$ und einen Radius $r$ definiert sind. ....	58
Abb. 32:	Die drei Punkte des bereits gedrehten Rückfußmodellsegments (links) bleiben nach der Stauchung (rechts) relativ zum Segment an der gleichen Stelle. ....	59
Abb. 33:	Podoskopbild mit den Abszissenkoordinaten der Ansatzstellen für die Metatarsalen. ....	60
Abb. 34:	Modellsegment der fünften Metatarsale. ....	61
Abb. 35:	Podoskopbild mit den beiden Punkten, die zur Positionierung und Proportionierung der fünften Metatarsale benötigt werden. ....	61
Abb. 36:	Modellsegment der zweiten Phalanx und der zwei sich auf der Bildmittelachse befindlichen Punkte. ....	63
Abb. 37:	Auf das Podoskopbild projiziertes Modellsegment der zweiten Metatarsale, welches anhand der linken oberen Bildecke (roter Punkt) platziert wurde. ....	64
Abb. 38:	Nachdem das Skelettmodell vollständig angepasst und zusammengesetzt ist, können dessen Konturen auf das Podoskopbild übertragen werden. ....	65
Abb. 39:	Podoskopbild mit den Markierungen für die Ip. ....	66
Abb. 40:	Darstellung des Referenzbereichs (Areal), welcher aus dem maximalen Abstand der Referenzpunkte zum Referenzmittelpunkt berechnet wird. ....	68

---

Abb. 41: Grafische Gegenüberstellung der Referenzbereiche (blau) und der durch das Programm berechneten Punkte (rot). .....	69
Abb. 42: Gegenüberstellung des mittleren Referenzbereichs (blau) und der errechneten Werte (rot). .....	70
Abb. 43: Darstellung der beiden translatorischen Freiheitsgrade (waagerechte und senkrechte Pfeile) sowie der Rotationsmöglichkeit um den Ansatzpunkt (rot). .....	74
Abb. 44: Ausgangsmodell des Normalfußes (links) und des Knickplattfußes (rechts) mit verdrehtem Kalkaneus. ....	75
Abb. 45: Deformationen, die sich gut mit dem Skelettmodell darstellen lassen. ....	76
Abb. 46: Belastungsbereiche bei einem Hohlfuß (a), Normalfuß (b) und Plattfuß (c). .....	76
Abb. 47: Fußskelett mit rot markierten Bereichen für den medialen (rechts) und lateralen (links) Ip (Rohen, Yokochi & Lütjen-Drecoll, 2011, S. 442). .....	78
Abb. 48: Sicht auf die Plantaraponeurose (Rohen, Yokochi & Lütjen-Drecoll, 2011, S. 463). .....	79
Abb. 49: Auswirkung eines Fehlers bei der Zehenidentifikation auf die Darstellung der Skelettkontur. ....	80
Abb. 50: Ermittlung des AI aus den belasteten Bereichen der Fußsohle (Cavanagh & Rodgers, 1987, S. 548). .....	83

---

## Tabellenverzeichnis

Tab. 1:	Ergebnisse der Korrelationsberechnung.....	47
Tab. 2:	Ergebnisse der Validierung .....	70
Tab. 3:	Korrigierte Ergebnisse der Validierung .....	71
Tab. 4:	Vergleich der Berechnungsmethoden .....	73

## Abkürzungsverzeichnis

Abkürzung	Erläuterung
AI	Arch Index
B	Bestimmtheitsmaß
CAD	Computer Aided Design
CT-Daten	Coputertomographie-Daten
GUI	Graphical User Interface
Ip	Informationspunkt
Kzgg	Kleinzehengrundgelenk
PFA	posterior flexion angle
r	Korrelationskoeffizient
Sus	Sustentaculum tali
Tu	Tuberositas

## **Eigenständigkeitserklärung**

Ich erkläre hiermit, dass ich die Thesis selbständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel benutzt habe. Die Stellen der Arbeit, die anderen Werken im Wortlaut oder dem Sinn nach entnommen sind, sind durch Angaben und Quellen kenntlich gemacht. Dies gilt auch für Zeichnungen, Skizzen, bildliche Darstellungen und dergleichen.

Weiterhin erkläre ich, dass die Abschlussarbeit (Master-Thesis) noch nicht im Rahmen einer staatlichen oder anderen Prüfung (z. B. als Magister-, Diplom- oder Staatsexamensarbeit) eingereicht wurde.

Mit der Überprüfung meiner Abschlussarbeit mittels einer Anti-Plagiatssoftware bin ich einverstanden und reiche die Abschlussarbeit auch in digitaler Form ein.

---

(Ort, Datum)

---

(eigenhändige Unterschrift)

## 1 Einleitung

Orthopädische Einlagen werden mit dem Ziel verordnet, den Fuß richtig zu betten und Fußfehlstellungen bzw. Deformationen zu korrigieren (Wellnitz, 2004, S. 313). Dennoch ist die Wirkung der standardmäßig eingesetzten Einlagen umstritten (Nigg, 2002), da sie oft keine nachhaltige Verbesserung erbringen (Landorf, 2006). Diesem Sachverhalt entgegen stehen sensomotorische Einlagen, die von Lothar Jahrling des Unternehmens footpower entwickelt wurden. Diese Einlagen bringen den Bewegungsapparat durch Stimulation bestimmter Rezeptoren am Fuß dazu, aus eigener Kraft eine physiologische Haltung einzunehmen (Jahrling, 2005). Dadurch ergeben sich eine ganze Reihe von Anwendungsmöglichkeiten (Falkensteiner, 2005; Jahrling, 2004; Jahrling 2000; Hettfleisch, 2010).

Bei der Herstellung dieser komplexen Einlagen werden Aufnahmen der Fußsohlen gemacht, auf denen die zu stimulierenden Stellen (Informationspunkte) durch speziell ausgebildetes Fachpersonal erkannt und auf die Einlagenrohlinge übertragen werden. Zum Bestimmen dieser Punkte ist eine genaue Kenntnis der Lage diverser Fußskelettsegmente unerlässlich.

Ziel dieser Master-Thesis ist daher die Entwicklung eines Messprogramms, welches ein Skelettmodell auf die Aufnahmen projiziert und entsprechend der jeweiligen Fußform automatisch anpasst. Aus den so gewonnenen Skelettinformationen und bestimmten Landmarken auf den Aufnahmen sollen die Informationspunkte automatisch detektiert und auf den Aufnahmen gekennzeichnet werden.

Dabei ist die These zu klären, ob das Programm die Informationspunkte genauso zuverlässig erkennt, wie ein Mitarbeiter des Unternehmens footpower, damit die automatisch ausgewerteten Bilder für die Einlagenherstellung genutzt werden können.

Außerdem wird überprüft, ob mit dem verwendeten Modell verschiedene Fußdeformationen realitätsnah dargestellt werden können.

Um ein grundlegendes Verständnis zur Funktionsweise von Einlagen zu schaffen, wird der anatomische Aufbau des Fußes näher erläutert. Es folgt eine Vorstellung der am häufigsten vorkommenden Fußdeformationen und deren Ursachen. Danach werden standardmäßig eingesetzte Einlagentypen und deren Herstellungsverfahren vorgestellt. Des Weiteren werden die Unterschiede und Besonderheiten von sensomotorischen Einlagen hervorgehoben und deren propriozeptive Wirkweise

neuroanatomisch beschrieben. Auf dieser Basis werden der Aufbau und die Fertigung dieser Einlagen näher erläutert.

Zum Schluss dieser Einleitung muss erwähnt werden, dass für Begriffe, welche sich sowohl auf Frauen als auch auf Männer beziehen, aufgrund der besseren Lesbarkeit die männliche Form gewählt wurde.

## 2 Grundlagen

### 2.1 Die Anatomie des Fußes

Füße sind maßgeblich an der lebenslangen Mobilität des Menschen und somit an seiner physischen und psychischen Gesundheit beteiligt. Sie unterstützen den Menschen entscheidend bei der Regulierung des Gleichgewichts und bei der Ausführung vielfältiger Bewegungsabläufe wie beim Gehen, Laufen, Springen oder Klettern. Statisch betrachtet fungieren sie als Stütze, Ausgleichshilfe für Bodenunebenheiten und sind Überträger des Körpergewichts auf den Boden. Das gesamte Gewicht des Körpers lastet dabei auf einer vergleichsweise kleinen Grundfläche. Bei dynamischen Bewegungsabläufen wie beim Springen oder Laufen wirken zum Teil sehr hohe Beschleunigungen, sodass die Füße ein Vielfaches des Körpergewichts abfedern bzw. abfangen müssen. Auch eine Verkleinerung der Fläche zwischen Fuß und Boden, die beispielsweise beim Sprinten auftritt, führt zu großen Belastungen. Um diesen hohen Belastungsanforderungen zu genügen und zugleich flexible Beweglichkeit zu ermöglichen, ist ein komplexes Konstrukt aus Muskeln, Sehnen, Bändern und Knochen nötig, welches im Zusammenwirken zu dieser multifunktionalen Nutzung des Fußes befähigt. Daher soll die Anatomie dessen im Folgenden genauer betrachtet werden.

Das Skelett des ausgewachsenen Fußes besteht aus insgesamt 28 Knochen und ist, wie Abbildung 1 zeigt, in drei Bereiche (Rückfuß, Mittelfuß, Vorfuß) unterteilt.

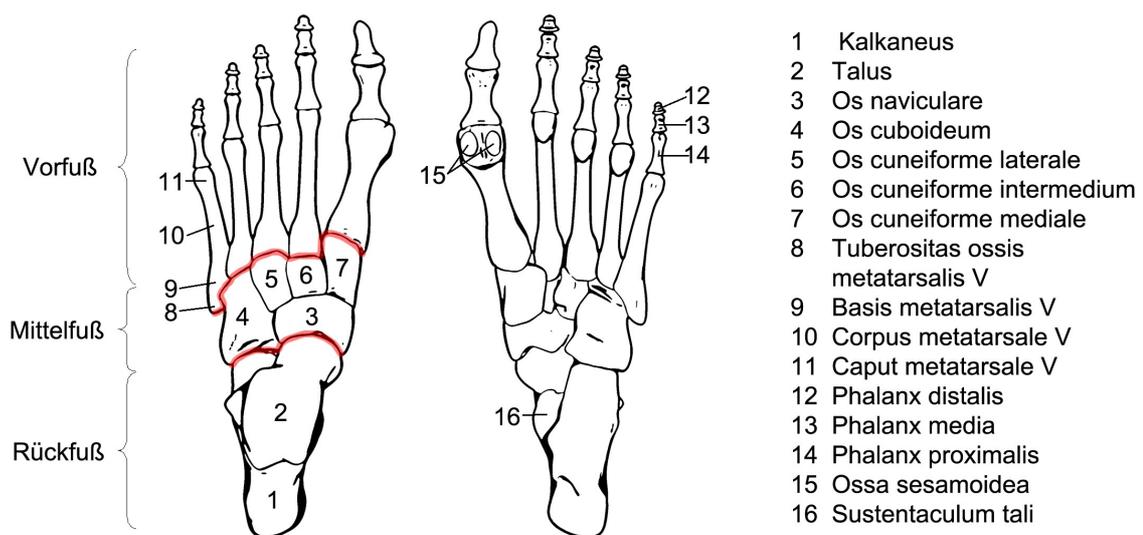


Abb. 1: Das Fußskelett, Ansicht von dorsal (links) und plantar (rechts).

Der Rückfuß setzt sich aus dem Sprungbein (Talus) und dem Fersenbein (Kalkaneus) zusammen. Der Mittelfuß besteht aus dem Kahnbein (Os naviculare), dem Würfelbein (Os cuboideum) und den drei Keilbeinen (Os cuneiforme). Die fünf Metatarsalknochen, die zwei Glieder (Phalanx) des großen Zehs sowie die drei Glieder der übrigen Zehen gehören zum Vorfuß.

Die Knochen dieser Bereiche sind so angeordnet, dass unter der Fußsohle zwei Gewölbe entstehen. Das sogenannte Quergewölbe entsteht aus der Verbindung der lateralen Metatarsalen zum höher gelegenen Talus. Die medialen Metatarsalen sind mit den Keilbeinen verbunden und vervollständigen das Gewölbe. Das zweite Gewölbe spannt sich zwischen dem Kalkaneus und den Köpfchen der ersten Metatarsale auf. Unter Belastung kommt es zu einer Abflachung der Gewölbe und infolgedessen zu einer Fußverlängerung und -verbreiterung. Dem entgegen wirken die so genannten ligamentären Klammern. Diese sind Bandverspannungen zwischen der Unterseite des Fersenbeins und der Sohlenfläche der Zehen (Plantaraponeurose), dem Fersenbein und der Basis der Metatarsalen sowie zwischen dem Kalkaneus und dem Os naviculare (siehe Abbildung 2). Dieser Bandapparat wird durch verschiedene Muskeln entlastet. Das Pfannenband wird beispielsweise vom M. tibialis posterior plantar unterfangen und unterstützt dieses.

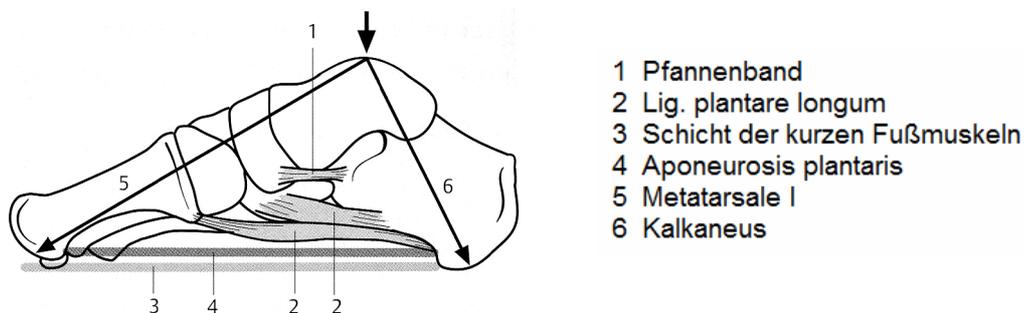


Abb. 2: Das Längsgewölbe des Fußes, Ansicht von medial (Baumgartner & Stinus, 2001, S.12).

Die Muskeln flexor digitorum longus und hallucis longus helfen ebenfalls bei der Stabilisierung des Gewölbes. Diese Muskeln sind vor allem während der Standphase aktiv, wenn die Belastung auf das Gewölbe am größten ist. Durch das Zusammenspiel aus Muskeln und Bändern werden die auf den Fuß wirkenden Kräfte so umgelenkt, dass fast alle Knochen des Fußes in ihrer Achsenrichtung auf Druck beansprucht werden. Biegekräfte werden vermieden, wodurch der Fuß auch extremen Belastungsphasen standhält. Diese Bandstrukturen sorgen für eine strapazierfähige Formstabilität des Fußes. Belastungsspitzen werden dabei muskulär durch die Zuggurtungskonstruktion abgefangen. Die oben erwähnte Abflachung der Gewölbe dient dabei der Federung und Abdämpfung beim Auftreten.

Zusätzlich ist die Ferse, welche die Hauptlast des Gewichtes trägt mit einem Fettposter unterfüttert, das ebenfalls als Stoßdämpfer fungiert. Des Weiteren ist das Gewebe des Fußes mit einer Vielzahl von Nervenbahnen durchzogen (näher erläutert in Kap. 4.1), die vom Fuß aufgenommene Reize wie Bodenbeschaffenheit, Gleichgewichtsverhalten, Temperatur oder Schmerz an das Gehirn weiterleiten (Hohmann & Uhligm, 2005, S. 503; Streeck, 2007, S. 281-282; Baumgartner & Stinus, 2001, S. 2-3).

## **2.2 Die Einwirkung des Schuhwerks auf die Anatomie des Fußes**

"1784 wurde durch Professor Petrus erstmals beschrieben, dass die Ursache für Haltungsschäden sowie Deformitäten der Füße unzweckmäßiges Schuhwerk sei" (Götz, 2008, S. 165). Während das Tragen an die natürliche Fußform angepasster Schuhe in der Antike und auch noch im Mittelalter gebräuchlich war, wurden im 17. Jahrhundert seitengleiche Schuhe hergestellt. Man verwendete dementsprechend den gleichen Leisten für den linken und den rechten Schuh. Erst durch das Tragen verformten sich die Schuhe allmählich und passten sich der spiegelsymmetrischen Form der Füße an. Professor Petrus forderte daher die Einführung von linken und rechten Leisten für die Herstellung von Schuhen, um deren Passform zu verbessern, jedoch erst Mitte des 19. Jahrhunderts entwarf der Anatom Georg Hermann von Meyer anatomisch angepasste Fußbekleidung mit Rechts-Links-Unterscheidung. Die von ihm entwickelte Zweiballige Meyersche Linie (siehe Abbildung 3) berücksichtigte zwei Hauptbelastungspunkte des Fußes an der Ferse und am Großzehenballen, die zu einer Achse verbunden maßgeblich die Sohlenform des Schuhs bestimmen.

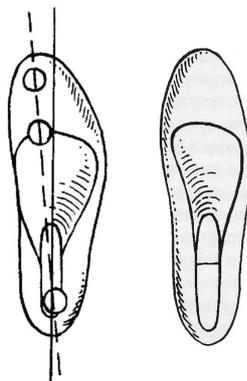


Abb. 3: *Leisten mit Meyer'scher Linie (links). Fußformgerechter Leisten (rechts) (Orthopädietechnik S.216, 214).*

Da diese Schuhform die Bedeutung der Kleinzehenballen für den Abrollvorgang unberücksichtigt lässt, werden die Zehen von ihrer natürlichen leicht gespreizten Position in eine gerade, aneinander gedrängte Lage verschoben, was dauerhaft zu einer Verformung der Zehen bis hin zu einer Schiefstellung der Großzehe (Hallux valgus, näher beschrieben in Kap. 2.2.3) führen kann.

Diese Erkenntnisse haben in der modernen, orthopädisch bewussten Herstellung von Schuhen zu einer Verschiebung der Leitlinie von der Ferse durch das Grundgelenk der zweiten Zehe geführt (siehe Abbildung 3), was dem natürlichen Umriss der Fußsohle entspricht (Marquardt, 1965, S 75-76).

Dennoch zeigt sich, dass gerade das Tragen von zu kleinem, im Vorderteil zu eng geschnittenem oder hochhackigem Schuhwerk die Fußstellung der Meyerschen Linie entsprechend beeinflusst, sodass die Zehen im vorderen Teil des Schuhs zusammen geschoben und deformiert werden. Derartige Fehlstellungen zeigen sich vor allem bei Frauen, die spitz zulaufendes, schmal geschnittenes bzw. hochhackiges Schuhwerk bevorzugen.

### ***2.3 Die Einwirkung verschiedener Faktoren auf die Anatomie des Fußes***

Neben unangepasstem Schuhwerk gibt es noch eine Reihe körperlicher Faktoren, die dazu beitragen können, dass sich der Fuß und damit auch dessen statische und dynamische Eigenschaften umbilden. Ein wichtiger Faktor ist die Fuß- und Beinmuskulatur, die sich immer wieder an die Lebensgewohnheiten anpassen muss. Beim Einstieg in das Berufsleben, insbesondere bei hebenden, stehenden und bewegungsintensiven Tätigkeiten zu Überlastungen kommen, die eine pathologische Veränderung des Fußes zur Folge haben.

Erblich bedingte Bindegewebsschwächen sowie ungleichmäßig ausgeprägte Extremitäten können ebenfalls Deformationen hervorrufen. Auch Unfälle (z.B. Knochenbrüche), Krankheiten (z.B. Diabetes, Rheuma, Lähmungen) sowie Übergewicht können Ursache sein. Nachfolgend sind einige der am häufigsten auftretenden Fußdeformationen näher beschrieben.

### 2.3.1 Knickfuß

Der Knickfuß entsteht aus einer Überlastung der Fußmuskulatur. Diese tritt häufig beim Laufenlernen im frühen Kindesalter auf. Die Muskulatur muss sich erst an die noch ungewohnte Haltung gewöhnen und schafft es daher nicht, den Fuß unter Belastung in der richtigen Stellung zu halten. Dies verursacht eine Einwärtsdrehung der Knöchelgabel, bei welcher der Talus über den Kalkaneus nach medial verschoben wird. Der Kalkaneus neigt sich nach innen und nimmt schließlich die knickfußtypische Valgusstellung ein. Wie Abbildung 4 zeigt, kommt es auch zu einer Fehlstellung im Talo-Naviculargelenk (Rabl & Nyga, 1994, S. 144).

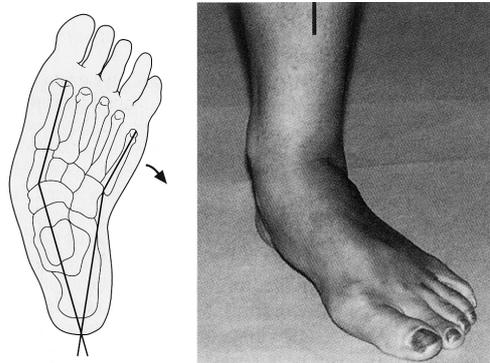


Abb. 4: Röntgenskizze eines Knick-Platt-Fußes (links). Fuß mit abgeflachtem Längsgewölbe und Knick-Platt-Fuß-Form (Baumgartner & Stinus, 2001, S.64-65).

Bei diesem Absenkprozess unterscheidet man zwischen zwei Schweregraden. Ist der Rückfuß in Valgusstellung, wird die Deformität als Knicksenkfuß bezeichnet. Der Senkfuß zeigt sich durch ein Absenken des Längsgewölbes, während der Fuß belastet wird. Unbelastet erscheint der Fuß jedoch normal. Durch das abflachen und nachgeben des Gewölbes beim Gehen verliert das Längsgewölbe die federnde Wirkung. Flacht dieses noch stärker ab, sodass es auf einem Fußabdruck nicht mehr zu erkennen ist, spricht man von einem Knickplattfuß (Wellnitz, 2004, S.167).

Der kindliche Knickfuß muss in der Regel nicht behandelt werden, da sich die Fehlstellung durch Zunahme der Muskelkraft rückbildet. Dadurch versteift sich das untere Sprunggelenk. Bleibt die Deformität jedoch erhalten, kann sich daraus im jugendlichen Alter ein kontrakter Knickfuß entwickeln. Dieser entsteht aus einem Schrumpfungsprozess am Kapsel- und Bandapparat des Fußes. Wird die Deformation nicht behandelt, können sich die Fußknochen aufgrund der Fehlbelastung verformen, was zur Bildung von O-Beinen, X-Beinen und Knieproblemen führen kann. X-Beine als Folgeerscheinung des Knickfußes verursachen durch die Kippung des Beckens wiederum eine stärkere Lordose der Lendenwirbelsäule.

Der Knickfuß kann auch bei Jugendlichen in der Berufsausbildung auftreten. Dies geschieht insbesondere dann, wenn die Fußmuskulatur in der Schullaufbahn wenig beansprucht wurde und die Berufsausbildung häufiges Gehen und Stehen verlangt. Im Erwachsenenalter kann ebenfalls ein Knickfuß entstehen, wenn die Muskeln atrophieren (Muskelinsuffizienz) und der Bandapparat nachgibt (Rabl & Nyga, 1994, S. 144).

### 2.3.2 Spreizfuß

Bei einem Spreizfuß liegt eine, wie auf Abbildung 5 dargestellte Abflachung des Quergewölbes vor, wodurch sich die Mittelfußknochen auseinanderspreizen.

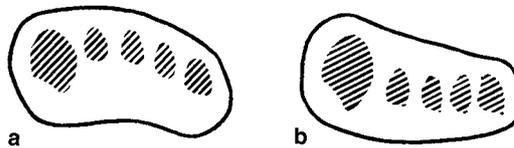


Abb. 5: Das Quergewölbe beim Normalfuß (a). Abgeflachtes Quergewölbe mit Spreizung der Mittelfußknochen beim Spreizfuß (b) (Rabl & Nyga, 1994, S. 128).

Die stärkste Verbreiterung ergibt sich durch die erste Metatarsale, die medial verschoben wird und die fünfte Metatarsale, die lateral verschoben wird. Diese Beiden erfahren beim Normalfuß die Hauptbelastung. Die übrigen drei Metatarsalen sinken nach unten ab, sodass deren Köpfchen belastungstragenden Bodenkontakt haben. Dadurch flacht das konvexe Quergewölbe ab und kann sogar konkav aufgebogen werden. Der Zustand der Senkung wird in drei Grade unterteilt: Bei einer Senkung ersten Grades ist der Auftrittsdruk unterhalb aller Metatarsalen etwa gleich groß. Deren Köpfchen liegen dann auf einer Linie nebeneinander. Bei Grad zwei wird der Mittelfuß beim Gehen so stark oder stärker belastet als einer der Metatarsalen eins und fünf. Bei Grad drei biegt sich das Quergewölbe konkav auf und übernimmt den vorderen Hauptdruck. Die einzelnen Köpfchen der mittleren Metatarsalen zeichnen sich ab.

Ein Grund für das Auftreten des Spreizfußes ist eine anlagebedingte Bindegewebschwäche des Kapsel- und Bandapparates. Dadurch kommt es zu einem verminderten Spannungszustand der Sehnen, die das Quergewölbe aufrechterhalten. Die Spreizfußbildung wird auch durch unzweckmäßige Schuhe und Übergewicht hervorgerufen und kann die Bildung des Hallux valgus (Hammerzehe) begünstigen (Rabl & Nyga, 1994, S. 128; Grifka, 2005, S. 127).

### 2.3.3 Hallux valgus

Der Hallux valgus ist die am häufigsten vorkommende Fußdeformation. Wie auf Abbildung 6 zu sehen ist, handelt es sich dabei um eine Achsenfehlstellung der Großzehe, welche eine Valgusposition einnimmt.



Abb. 6: *Beidseitiger Hallux valgus. Die Röntgenaufnahme (rechts) veranschaulicht die Valgusposition des ersten Strahls (Rabl & Nyga, 1994, S. 105).*

Die Deformation wird durch eine häufig vererbte Bindegewebsschwäche begünstigt und tritt nie ohne andere Deformationen auf. Der Hallux valgus zeigt sich daher oft in Kombination mit dem Spreizfuß (siehe Kap. 2.2.2), wobei die Zehen vorne durch zu enges Schuhwerk zusammengedrückt werden. Die Schuhmode hat daher, wie bereits in Kapitel 2 beschrieben, einen wesentlichen Einfluss bei der Entstehung der Deformation. Gerade Schuhe mit Absatz führen dazu, dass der Fuß im Schuh nach vorne rutscht und dort noch mehr zusammengedrückt wird. Daher sind Frauen von dieser Deformation häufiger betroffen als Männer. Weitere Gründe für das Entstehen des Hallux valgus sind ein hohes Körpergewicht sowie berufliche Tätigkeiten, die mit übermäßigem Stehen und Gehen verbunden sind (Rabl & Nyga, 1994, S. 104).

### 2.3.4 Spitzfuß

Der Spitzfuß zeichnet sich durch eine ständige Plantarflexion aus, welche in Abbildung 7 dargestellt wird. Auch unter Belastung beim Gehen und Stehen berühren nur die Zehen und Zehenballen den Boden.

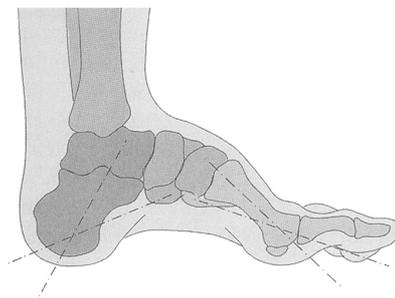


Abb. 7: *Spitzfuß, der eine starke Belastung des Vorfußes zur Folge hat (Fuhrmann, 2014).*

Der Grund für den Spitzfuß kann angeboren oder erworben sein. Der angeborene Spitzfuß resultiert aus einer Dauerkontraktion der Wadenmuskulatur oder aus einer knöchernen Fehlbildung. Der Spitzfuß kann aber auch aus Muskel- und Sehnenkrankungen, Lähmungserscheinungen, mechanischen Ursachen oder Systemkrankheiten entstehen. Der häufigste Grund ist ein muskuläres Ungleichgewicht zu Gunsten der Achillessehne. Eher selten lässt sich der Spitzfuß auf knöcherne Deformationen oder eine Weichteilkontraktion zurückführen. Ein Beispiel einer mechanischen Ursache ist die häufige Bauchlage bei Säuglingen oder das tägliche Tragen von Schuhen mit hohem Absatz. Beides führt zu einer Verkürzung der Achillessehne, wodurch der Fuß kaum in die Mittelstellung oder die Dorsalextension zu bringen ist. Dieses Verhalten ist typisch für den Spitzfuß und kann die Sicherheit beim Gehen durch die erhöhte Gefahr des Stolperns beeinträchtigen. Tritt der Spitzfuß nur einseitig auf, kommt es auf der kontralateralen Seite zu einer funktionellen Beinlängenverkürzung. Diese kann schließlich einen Becken- und Wirbelsäulenschiefstand auslösen (Baumgartner & Stinus, 2001, S. 76; Rabl & Nyga, 1994, S. 159; Fuhrmann, 2014).

### 2.3.5 Hohlfuß

Der Hohlfuß zeigt sich durch eine starke Überhöhung des inneren und äußeren Fußlängsgewölbes sowohl im belasteten als auch im entlasteten Zustand (siehe Abbildung 8). Dadurch ist auch auf dem Fußrücken eine hochgewölbte Spannpartie zu erkennen. Die Weichteile der Fußsohle sind durch den zu kurzen Bandapparat unnachgiebig verspannt. Durch die Verspannung ist nicht nur der Vorfuß gewölbt, sondern auch das Fersenbein steil gestellt. Das Sprungbein ist hingegen flach gestellt. Durch die verminderte Auftrittfläche werden der Vorfuß und insbesondere der Großzehenballen stärker belastet.



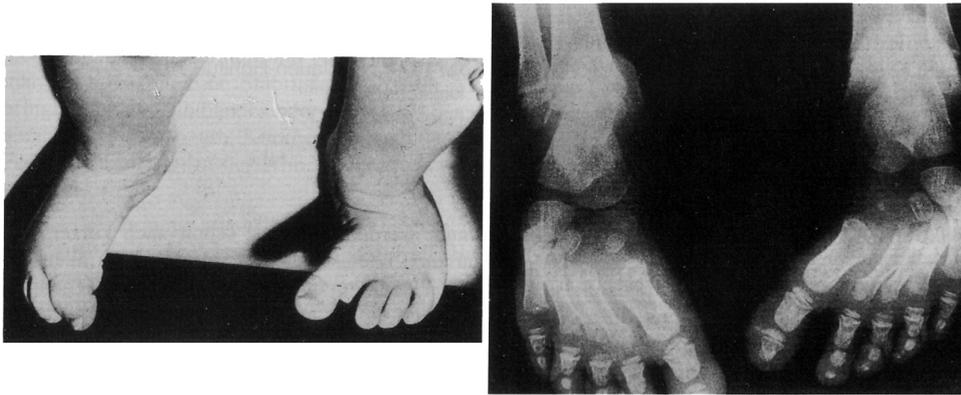
*Abb. 8: Mediale Ansicht des Hohlfußes. Auffällig sind die steil gestellte Ferse und das überhöhte Längsgewölbe (Wellnitz, 2004, S. 159).*

Die Ursachen, welche die Bildung eines Hohlfußes begünstigen, sind bislang noch unklar. Am wahrscheinlichsten ist jedoch ein Ungleichgewicht zwischen den Muskeln, die das Längsgewölbe anheben, gegenüber denen, welche das Gewölbe abflachen. Das Gewölbe wird durch seinen speziellen Aufbau, die plantaren Gelenkbänder, die Plantarfaszie sowie die plantaren Muskeln aufrechterhalten. Dem entgegen wirken Wadenmuskeln, die kurzen Wadenbeinmuskeln und ein erhöhtes Körpergewicht (Wellnitz, 2004, S. 399; Grifka, 2005, S. 121).

Den Hohlfuß gibt es in weiteren Ausprägungen. Der hochgesprengte Fuß zeichnet sich dadurch aus, dass alle Mittelfußknochen auf etwa demselben Niveau liegen. Beim Ballenhohlfuß ist der Rückfuß in Supinationsstellung. Zeigt sich der Hohlfuß mit Zehen in Krallenstellung, spricht man vom Klauen-Hohlfuß. Der Hacken-Hohlfuß kennzeichnet sich durch eine Supinationsstellung des Fußes und durch eine verstärkte Steilstellung des Fersenbeins. Folge des Hohlfußes ist ein unsicherer Gang, der wiederum Umknicken, Stürze und Verstauchungen verursachen kann (Rabl & Nyga, 1994, S. 149).

### 2.3.6 Sichelfuß

Der Sichelfuß ist eine C-förmig ausgebildete Deformation des gesamten Fußes. Während die mediale Seite dabei konkav gekrümmt ist, zeigt die laterale Seite eine konvexe Verkrümmung, was auf Abbildung 9 verdeutlicht wird. Der Vorfuß ist adduziert, wobei die Adduktion der Metatarsalen von lateral nach medial zunimmt. Der Rückfuß ist oft, wie beim Knick-Senkfuß, in Valgusstellung.



*Abb. 9: Die C-förmig ausgebildete Deformation eines Sichelfußes (links). Veränderung der Knochenstellung durch den Sichelfuß (rechts) (Rabl & Nyga, 1994, S. 154).*

Die Ursachen für diese Deformation sind bisher noch ungeklärt. Da sich die Deformation aber häufig schon unmittelbar nach der Geburt zeigt, geht man davon aus, dass ein intrauteriner Raummangel für die Deformation verantwortlich sein könnte. Sehr häufig tritt die Deformation auch innerhalb der ersten Lebensmonate auf und wird auf die Bauchlage der Säuglinge zurückgeführt. Die Deformität wird außerdem durch eine neuromuskuläre Imbalance begünstigt, wodurch häufig eine Verkürzung des M. adductor hallucis auftritt. Daneben ist der Ansatz des m. tibialis anterior in vielen Fällen nach distal verlagert, was eine Verstärkung der supinatorischen Komponente zur Folge hat. Aus der Fehlstellung folgend ist der M. peroneus longus oft geschwächt und überdehnt (Baumgartner & Stinus, 2001, S. 91).

## **2.4 Einlagen**

Die in den Kapiteln 2.3.1 - 2.3.6 beschriebenen Deformationen können je nach individuellem Krankheitsbild und dessen Ausprägung mit verschiedenen Maßnahmen, wie Fußgymnastik, Fußbädern- und Massagen, bequemem Schuhwerk, einer Gewichtsreduktion oder operativ behandelt werden. In den meisten Fällen werden zur Behandlung von Fußfehlstellungen orthopädische Einlagen verwendet.

Bereits im 18. Jahrhundert entwickelte sich die mechanische Orthopädie, die der Messerschmied, Instrumentenbauer und Gründer der ersten Heilanstalt für Behinderte Johann Georg Heine entscheidend prägte. Parallel dazu begannen Orthopädie-techniker und Chirurgen mit der Versorgung von Patienten. Die ersten fabrikmäßig hergestellten Einlagen wurden 1903 in der Fachzeitung "Schuh und Leder" erwähnt. Hierbei handelte es sich ebenso wie bei der im selben Jahr entwickelten "Zelloid-Stahldraht-Einlage" um eine starre Passiveinlage mit ausschließlich stützender und haltender Funktion. Individuell angefertigte Einlagen gab es zu dieser Zeit jedoch nicht, da die Orthopädienschuhmacher diese Produktion bis in die fünfziger Jahre ablehnten. Es zeigte sich, dass die weit verbreiteten Einlagen, die von jedem Schuster empfohlen wurden, keine Verbesserung der individuellen orthopädischen Probleme brachten. Erst die individuell angepasste Einlagenfertigung stellte sich als ein adäquates Mittel zur Behandlung von Fußfehlstellungen heraus. Sie sind auf Grund ihrer vielseitigen Einsetzbarkeit, geringen Kosten und einfachen Handhabung die am häufigsten verordneten Orthesen (Götz, 2008, S. 166-167; Grifka, 2005, S. 38). Sie werden bei den verschiedensten Indikationsstellungen und Schädigungen angewendet und haben dementsprechend verschiedene Funktionen und Anforderungen. Bei Deformationen am Fuß, wie beispielsweise Knickfuß oder Hallux valgus, sollen vor allem Folgeschäden durch damit einhergehende Fehlbelastungen vorgebeugt sowie die Gewölbe gestützt werden. Außerdem können Haltungsfehler, wie in Kapitel 2.21. und 2.2.4 beschrieben, durch die Einlagen korrigiert und daraus resultierende Schmerzen gelindert werden. Erkrankte Fußabschnitte, so z.B. der diabetische Fuß, können mit Einlagen entlastet werden. Diese vielfältigen therapeutischen Funktionen stellen besondere Anforderungen an Material und Verarbeitung der Einlage. So muss sie beim täglichen Tragen über viele Stunden im geschlossenen Schuh Fußschweiß absorbieren und entsprechend gereinigt werden können. Das Material im Zusammenspiel mit der Passform muss den Einsatz in verschiedensten dafür vorgesehenen Schuhen ermöglichen (Wellnitz, 2004, S. 313).

Entscheidend bei der Herstellung einer indikationsgeeigneten Einlage ist neben der Passform und dem Material auch die Erneuerung selbiger in entsprechenden Zeitabständen, da sich Knochen-, Sehnen- und Muskelstrukturen im Laufe eines

Lebens immer wieder verändern. Vor allem beim Laufenlernen im Kleinkindalter muss sich der Fuß neuen statischen und dynamischen Aufgaben stellen. Die Anpassung der Muskulatur, der Knochen und des Bandapparates führen zu einer Veränderung der Fußform. Neben der Formveränderung wächst der Fuß bis zum 13.-14. Lebensjahr kontinuierlich. Vor der Pubertät findet ein Wachstumsschub statt, der neben den Füßen auch den restlichen Bewegungsapparat betrifft. Dabei wächst der Fuß um 13,2 bis 19,8mm innerhalb von sechs Monaten. Wie Abbildung 10 zeigt, ist das Längenwachstum der Füße bis zur Pubertät abgeschlossen.

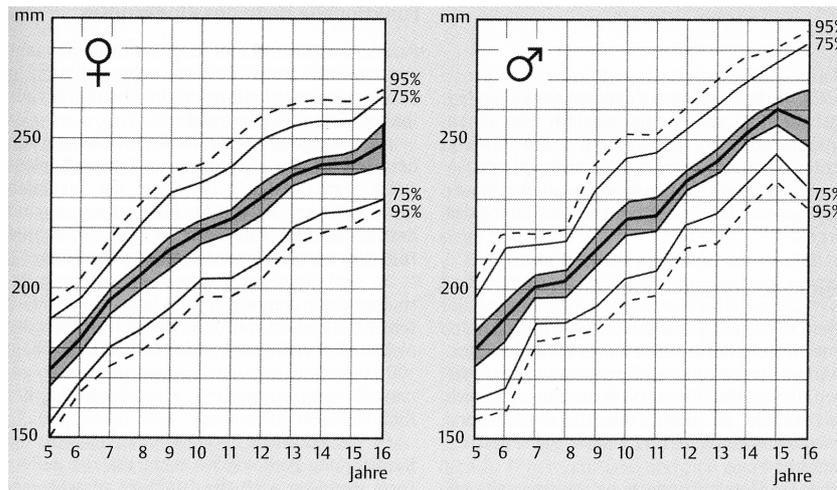


Abb. 10: Wachstum der Füße bei Mädchen (links) und Jungen (rechts) (Baumgartner & Stinus, 2001, S. 43).

Erst mit Eintritt in das junge Erwachsenenalter ist auch das Breitenwachstum der Füße abgeschlossen. Während des Wachstums können Formabweichungen auftreten, die bis dato noch nicht pathologisch sind. Dazu zählen zum Beispiel der Plattfuß, der Knickfuß, der Hohlfuß und der Spreizfuß. Die Häufigkeit für das Auftreten dieser Formabweichung ist altersabhängig. So zeigt sich, dass der Hallux valgus bei Mädchen schon vor dem 10. Lebensjahr auftreten kann, was eher auf eine genetische Disposition als auf unzureichendes Schuhwerk zurückzuführen ist. Nach Vollendung des Fußwachstums kann es auch weiterhin zu Formveränderungen kommen. Die Gründe dafür sind vielfältig. Typischerweise ist jedoch eine größere Belastung der Füße durch die in Kapitel 2.1 und 2.2 näher erläuterten Faktoren wie der Eintritt in das Berufsleben, eine Gewichtszunahme, unzureichendes Schuhwerk oder auch eine angeborene Bindegewebsschwäche für die Veränderungen verantwortlich. Im fortgeschrittenen Alter kommt das Atrophieren der Muskeln als Ursache hinzu. Es ist also zwingend notwendig, dass die Einlagen in regelmäßigen Abständen überprüft und gegebenenfalls erneuert werden. Bei der Wahl der Zeitabstände zwischen den Kontrollen ist dementsprechend das Alter zu berücksichtigen (Baumgartner & Stinus, 2001, S. 43-46).

### 2.4.1 Einlagenformen

Damit Einlagen bei einem breiten Spektrum an Indikationen eingesetzt werden können, werden sie in den unterschiedlichsten Formen mit verschiedenen Materialien hergestellt.

Die am häufigsten eingesetzte Einlage ist die sogenannte Kopieeinlage. Sie wird bei Deformationen und Stellungsfehlern des Fußes eingesetzt und soll das Fußgewölbe entlasten, das Abrollverhalten des Fußes beim Gehen verbessern und Überlastungen kompensieren. Diese haben keine korrigierende Wirkung. Vielmehr soll durch deren Anwendung die Fußform auch bei Belastung erhalten werden. Für die Herstellung solcher Einlagen wird oft Kork verwendet. Durch den Zusatz spezieller Bindemittel lässt sich Kork sehr gut in Form bringen und nachbearbeiten. Zum Versteifen wird Kork oft mit anderen Materialien kombiniert und mit Leder überzogen. Leder ist genau wie Kork besonders hautfreundlich und nimmt den Fußschweiß gut auf. Durch die glatte Textur wird auch das Anziehen der Schuhe erleichtert. Diese Einlagen werden überwiegend bei Beschwerden eingesetzt, die besonders während der Belastungsphase beim Gehen auftreten. Dazu gehört beispielsweise der Knick-Senkfuß, der Spreizfuß in Verbindung mit Hallux valgus oder auch der Hohlfuß (eurocom, 2010, S. 10).

Um den Fuß bei sehr hohen, partiellen Drücken zu entlasten, werden Bettungseinlagen verwendet. Diese sollen den Fuß so betten, dass der Druck unter der Fußsohle beim Gehen umverteilt wird. Durch die gleichmäßigere Belastung wird nicht nur der Fuß sondern auch der gesamte Haltungs- und Bewegungsapparat entlastet. Dabei spielt auch die stoßdämpfende Wirkung der Einlage eine entscheidende Rolle. Für die Herstellung von polsternden Bettungseinlagen werden oft Weichschäume eingesetzt, da sich diese Materialien dem Fuß exakt anpassen können. Dadurch wird eine gleichmäßige Druckverteilung über die gesamte Fußsohle erzielt. Dementsprechend kommen diese Einlagen häufig bei Rheumatikern oder sehr druckempfindlichen Füßen wie beispielsweise beim diabetischen Fußsyndrom zu Anwendung (Grifka, 2005, S. 43-44).

Soll die Fußform gezielt verändert werden, kommen Korrektur einlagen zum Einsatz. Mit diesen können Fußfehlstellungen durch formgebende Einwirkung über bestimmte Druckpunkte auf das Fußskelett behoben werden. Die Korrektur der Fußform mit diesen Einlagen funktioniert jedoch nur, solange der Fuß im Wachstum ist und Knochen- und Bandstrukturen noch veränderbar sind. Daher werden diese ausschließlich bei Kindern und Jugendlichen eingesetzt, die sich noch in der Wachstumsphase befinden. Dieser Einlagentyp wird daher bei Indikatoren wie Klump-, Sichel- oder Knick-Plattfuß eingesetzt, die sich gut während der Wachstumsphase korrigieren lassen. Hierfür werden sehr häufig thermoplastische Kunststoffe benutzt. Sie bieten den Vorteil, dass es eine hohe Vielfalt im Hinblick auf Härte und

Flexibilität gibt. Außerdem lassen sich diese Werkstoffe durch Erwärmen immer wieder verformen, denn gerade bei der Versorgung von wachsenden Kinderfüßen muss für einen Erfolg der Therapie eine regelmäßige Anpassung der Einlage an den Fuß vorgenommen werden (siehe dazu auch Kap. 3).

Um den Haltungs- und Bewegungsapparat beim Sport vor hohen Belastungen und daraus resultierenden Fehlstellungen zu schützen, werden prophylaktisch Sporteinlagen eingesetzt. Diese sind individuell anpassbar und sollen hohe Bodenreaktionskräfte absorbieren. Dadurch wird die beanspruchte Muskulatur unterstützt. Sie werden aus verschiedenen Kunststoffen bzw. Weichschäumen hergestellt und spezifisch für die individuelle Sportarten angefertigt (eurocom, 2010, S. 12-16).

### **2.4.2 Die Einlagenfertigung**

Damit eine Einlage einer individuellen Fußfehlstellung entgegenwirken kann, muss diese zwangsläufig nach Maß oder durch Abformung angefertigt werden. Industriell hergestellte Schuheinlagen sind hingegen nur in der Lage, den Tragekomfort mancher Schuhe zu verbessern. Für eine gezielte Behandlung von Fußfehlstellungen sind sie ungeeignet. Bei der individuellen Anfertigung von Einlagen kann diese nach Maß mit einer sogenannten Trittspur oder nach Gipsabdruck hergestellt werden. Beide Verfahren liefern objektive Informationen über den Fuß und werden nachfolgend näher erläutert (Hohmann & Uhlig, 2005, S. 520).

Bei der Herstellung von Einlagen nach Modellverfahren bildet ein korrigiertes Positivmodell des Fußes die Fertigungsgrundlage. Dafür muss zunächst die Negativform des Fußes abgenommen werden. Dies geschieht zum Beispiel durch Anmodellieren von Gipslagen an den unbelasteten Fuß. Die Fußstellung kann beim Anmodellieren direkt korrigiert werden. Dazu muss der Fuß jedoch bis zur Aushärtung des Gipses in der korrigierten Lage gehalten werden. Außerdem muss die fehlende Belastung bei der Herstellung der Einlagen berücksichtigt werden, da der Fuß und damit die Ausgangsform hierbei kürzer und schmaler ist.

Ein weiteres Verfahren zur Erstellung eines Negativs ist die Verwendung von Tretschäum, auf welchen sich der Patient beidbeinig stellt. Der hinterlassene Abdruck im Schaum bildet die tatsächliche Länge und Breite des belasteten Fußes ab. Durch das Ausgießen des Abdrucks mit Gips entsteht schließlich das Positivmodell, welches anschließend bearbeitet und korrigiert werden kann. Einlagen aus Plexidur oder anderen Kunststoffen können direkt auf solchen Modellen erstellt werden. Dazu wird das Material erhitzt und über dem Modell ausgeformt (Grifka, 2005, S. 46-48).

Ein weiteres Verfahren ist die Herstellung von Einlagen nach Maß mit Trittspur-Fußabdrücken. Diese Technik wird schon sehr lange eingesetzt und führt zu einem detaillierten Bild des belasteten Fußes.

Bei der einfachen Variante, dem Blauabdruck, stellt sich der Patient auf eine Gummimembran, die auf der Unterseite mit Stempelfarbe bestrichen ist. Unter die Membran wird ein Papier gelegt, auf das sich die Farbe je nach Druck abfärbt. Je größer der Druck ist, desto mehr Farbe überträgt sich auf das Papier. Damit auch der Umriss des Fußes auf dem Papier zu sehen ist, muss der Fuß, während sich dieser auf der Membran befindet senkrecht mit einem Stift umfahren werden (Grifka, 2005, S. 21, 46). Der Nachteil dieses Verfahrens ist die plane Fläche, auf der die plantare Druckverteilung ermittelt wird. Da die meisten Schuhe einen Absatz haben, weicht die Druckverteilung im Schuh von der ermittelten Druckverteilung ab (Baumgartner & Greitemann, 2007, S. 19). Ein weiteres Problem ist die Übertragung eines zwei-dimensionalen Abdruckbilds auf eine dreidimensionale Einlagenform, da das Bild keinerlei Informationen über das Höhenprofil des Fußes enthält. Solche Informationen sowie bestimmte Skelettpunkte (Fersenbein, Knöchelspitzen, Naviculare und Metatarsalköpfchen), die für die Einlagenherstellung eine wichtige Konstruktionsgrundlage bilden, müssen separat erhoben und in das Bild eingefügt werden (Hohmann & Uhlig, 2005, S. 520-521).

### **2.4.3 Unterscheidung von passiven und aktiven Einlagen**

Anfang des 20. Jahrhunderts erkannte die Orthopädietechnik, dass sich der Einsatz von Einlagen nicht nur auf den Fuß, sondern auf den gesamten muskuloskelettalen Bewegungsapparat auswirkt. So berichtete beispielsweise Max Schotte über die Therapie von Ischias- und Kniebeschwerden über den Fuß. Er erkannte, dass sich aktives Fußmuskeltraining positiv auf den Therapieverlauf auswirkte. Daraus resultierten erste Überlegungen, mit Einlagen die Fußmuskulatur zu stimulieren. In den vierziger Jahren entwickelte Hans Spitzzy eine Aktiveinlage. Im Unterschied zu den in Kapitel 3.1 beschriebenen passiven Einlagen, die eine ausgleichende Korrektur des Knochenapparates bewirken, nehmen die aktiven (sensomotorischen) Einlagen neben den knöchernen Strukturen überwiegend Einfluss auf Sehnen und Muskeln. Durch die Stimulation bestimmter Druckpunkte am Fuß werden gezielt Sensoren, die für die Propriozeption (Wahrnehmung der Körperlage und -bewegung im Raum) verantwortlich sind, angeregt. Durch die veränderte Wahrnehmung dieser kann die gestörte Bewegungskoordination verbessert werden. Auf diese Weise lassen sich muskuläre Dysbalancen ausgleichen.

Die ersten nach diesem Prinzip entwickelten Einlagen stimulierten die Muskulatur durch eine Halbkugel aus Metall oder Holz, die unter dem Fußlängsgewölbe platziert wurde. In den siebziger Jahren reformierte man das Konzept dahingehend, dass die Körperstatik und -dynamik durch die gezielte Veränderung der propriozeptiven und nozizeptiven Körperwahrnehmung über eine Reizung der plantaren Fußsensorik verbessert wurde (Götz, 2008, S. 167-168). Heute werden diese Einlagen aus einer Kombination verschiedener Kunststoffe und Weichschäume gefertigt und mit textilen Materialien oder Leder überzogen. Den Hauptbestandteil bildet der Rohling aus Weichschaum, der durch abschleifen in jede gewünschte Form gebracht werden kann. Außerdem kann dieser Werkstoff mit speziellen Zangen in Form gedrückt werden, sodass eine schnelle Nachbearbeitung bei der Übergabe und Anprobe der Einlagen möglich ist. Die Einsatzmöglichkeiten sensomotorischer Einlagen sind mannigfaltig. So werden sie bei verschiedenen Fußfehlstellungen wie Senk-, Knick- und Klumpfuß, aber auch bei muskulären Problemen wie Infantile Cerebralparese oder Spitzfuß sowie einigen anderen Beschwerden eingesetzt (eurocom, 2010, S. 13).

## **2.5 Sensomotorik**

An dieser Stelle soll näher auf die komplexe Interaktion von Muskeln und neuralem System sowie die Mechanismen der Muskelaktivierung im Rahmen der Bewegungskoordination eingegangen werden, um das Wirkungsprinzip und Therapiemöglichkeiten der sensomotorischen Einlagen zu verdeutlichen.

An der Ausführung einer Bewegung sind nicht nur die dafür erforderlichen Muskeln beteiligt. Vor, während und nach dem Umsetzen der Bewegung ist das sensomotorische System aktiv und reguliert den Bewegungsablauf. Das sensomotorische System besteht aus verschiedenen anatomischen Strukturen, welche als sensomotorische Regelkreise bezeichnet werden. Insgesamt unterscheidet man zwischen fünf Regelkreisen, zu denen der propriozeptive, der taktile und der vestibuläre Regelkreis sowie das extrapyramidale motorische System und das pyramidale System gehören. Damit eine Bewegung harmonisch ausgeführt werden kann, müssen diese neuronalen Strukturen optimal miteinander interagieren.

Der erste sensomotorische Regelkreis (propriozeptiv) dient dem Erfassen und Kontrollieren des Spannungszustands der Muskeln und Sehnen. Dies geschieht mit Hilfe von Rezeptoren, zu denen die Muskelspindeln, die Sehnenspindeln (Golgi-Sehnenorgan) und die Mechanorezeptoren gehören. Ein Muskel enthält zwischen 40 und 500 Muskelspindeln, die mit afferenten (aufsteigenden) Nervenenden, den sogenannten 1a-Fasern, ringförmig umwickelt sind. Dabei unterscheidet man

zwischen den Fasern der Gruppe Eins und denen der Gruppe Zwei. Die Fasern der Gruppe Eins erfassen die Dehnungsgeschwindigkeit des Muskels. Die Fasern der Gruppe Zwei reagieren hingegen auf die räumliche Dehnung bzw. die momentane Länge des Muskels. Wird eine Muskelspindel durch eine Längenänderung erregt, führt dies zu einer afferenten Reizweiterleitung über die markhaltigen 1a-Fasern zum Rückenmark. Dort wird der Reiz monosynaptisch zum entsprechenden Motoneuron der Vorderhornzelle weitergeleitet. Das  $\alpha$ -Motoneuron ist mit der motorischen Endplatte des gedehnten Muskels verbunden und innerviert diese, was zu einer Kontraktion des Muskels führt. Daneben wird das Signal der 1a-Faser im Rückenmark auch auf Motoneurone der synergistischen Muskeln projiziert. Durch die Kontraktion von Protagonist und Antagonist entsteht ein längenstabilisierender Reflex, der auch als Muskeldehnreflex bezeichnet wird.

Dieser Reflex spielt besonderes für die Muskeln eine Rolle, die gegen die Schwerkraft arbeiten und kann durch höher liegende spinale und supraspinale Zentren gehemmt werden, damit zielgerichtete Bewegungen möglich sind. Dabei wird der Reflex jedoch nur so stark gehemmt, dass eine Stabilisierung gegen die Schwerkraft gewährleistet ist.

Ein Muskel kann auch über das  $\gamma$ -Motoneuron indirekt erregt werden. Dabei findet eine Kontraktion der intrafusalen Muskelfasern statt, wodurch die Muskelspindeln gedehnt werden. Infolgedessen wird der Dehnungsreflex ausgelöst. Die  $\gamma$ -Motoneurone werden durch motorische Zentren im Hirnstamm des Cerebellums und die Basalganglien erregt und dienen der Regelung des Grundtonus der Muskulatur.

Ein weiterer Rezeptor für die Regulierung der Muskelaktivität ist die Sehnenspindel, die am Übergang zwischen Muskel und Sehnen angesiedelt sind. Jede dieser Spindeln ist mit 3 bis 25 Muskelfasern verbunden und reagiert auf die Längenänderung und somit den Spannungszustand des Muskels. Bei Erregung der Sehnenspindel wird ein Signal über die 1b-Faser an das Rückenmark übertragen, welches das  $\alpha$ -Motoneuron hemmt und somit tonusreduzierend wirkt. Daneben wird der Tonus der antagonistischen Muskulatur durch Interneurone im Rückenmark erhöht. Dieser Mechanismus wirkt dem Dehnungsreflex entgegen und dient dem Schutz der Muskulatur vor Überbeanspruchung.

Der zweite sensomotorische Regelkreislauf verarbeitet taktile Reize und wirkt hemmend auf den ersten Regelkreislauf. Dies ist bei der Ausführung einer schnellen, beispielsweise durch einen Schmerzreiz ausgelösten, Schutzbewegung, wie das Zurückziehen eines Armes, nötig. Damit eine solche Bewegung durchgeführt werden kann, muss die Lage der Extremität im Raum, der Muskeltonus und die Aktivität der Muskulatur bekannt sein (Propriozeption). Außerdem werden Rezeptoren benötigt,

die Einwirkungen der Umwelt auf die Körperoberfläche registrieren (Oberflächen-sensibilität).

Dazu gehören die Mechanorezeptoren (vier Grundtypen), die Thermorezeptoren und die Schmerzrezeptoren (Nozizeptoren). Die Mechanorezeptoren verarbeiten Reize wie Druck, Berührung und Vibration. Zu ihnen gehören die Merkel-Scheiben, die Ruffini-Körperchen, die Meißner-Körperchen und die Pacini-Körperchen.

Die Merkel-Scheiben reagieren hauptsächlich auf senkrecht einwirkenden Druck. Dadurch werden Informationen über die Intensität und die Dauer einer Reizeinwirkung gewonnen. Darüber hinaus besitzen diese Rezeptoren auch die Fähigkeit gleich bleibende und konstante Reizeinwirkung zu detektieren. Die Ruffini-Körperchen reagieren vor allem auf Dehnreize. Neben der Stärke des Reizes registrieren diese Rezeptoren auch die Richtung, aus der ein Reiz kommt. Daneben gibt es sogenannte Meißner-Körperchen, die durch ihre kurze Adaptationszeit überwiegend auf Bewegungsreize reagieren. Dadurch ist es möglich zu spüren, mit welcher Geschwindigkeit sich ein taktiler Reiz über die Hautoberfläche bewegt. Zuletzt gibt es noch die Vater-Pacini-Körperchen, die eine noch kürzere Adaptationszeit haben und deshalb besonders gut auf Vibrationsreize reagieren. Die Vater-Pacini-Körperchen befinden sich nicht nur in der Unterhaut, sondern auch in der Knochenhaut, den Gelenkkapseln, den Muskelfaszien und in den Sehnen. Das Zusammenspiel der verschiedenen Mechanorezeptoren ergibt den Tastsinn. Die Verarbeitung der eingehenden Signale findet im Zentralen Nervensystem statt.

Neben den Signalen der Mechanorezeptoren fließen auch die Signale der Thermorezeptoren in den taktilen Regelkreis mit ein. Diese befinden sich ebenfalls in der Haut und registrieren Kälte- und Wärmereize. Die Stärke der Empfindung ist dabei an die Änderungsgeschwindigkeit der Temperatur gekoppelt. Bei Temperaturen zwischen 31°C und 36°C wird die Wärme- bzw. Kälteempfindung nur kurzzeitig wahrgenommen. Danach findet eine vollständige Adaptation der Rezeptoren statt. Temperaturen unter 31°C bzw. über 36°C werden als kalt oder warm empfunden, bei noch höheren oder tieferen Temperaturen setzt schließlich der Kälte bzw. Hitzeschmerz ein.

Es gibt aber auch Rezeptoren, die gezielt auf verschiedene Schmerzarten reagieren. Die Nozizeptoren reagieren entweder auf mechanische (mechanosensible), auf thermische (hitzeempfindliche) oder auf mechanische, thermische und chemische (polymodale) Schmerzreize. Wird der Schmerz in den höher liegenden Strukturen der Haut verursacht, spricht man vom Oberflächenschmerz. Dieser verursacht oft eine motorische Flexorenreaktion wie beispielsweise das Wegziehen der Extremität als Schutzreflex.

Daneben gibt es den Tiefenschmerz, der beispielsweise von Skelettmuskeln oder Gelenken ausgeht. Dieser kann Übelkeit, Schweißausbrüche oder Erbrechen hervor-

rufen. Die Nozizeptoren können sich nicht an Reize adaptieren. Stattdessen findet eine Sensibilisierung statt.

Der dritte sensorische Regelkreis (vestibuläre) wird benötigt, um den Körper im Schwerkraftfeld aufrecht zu halten und zu bewegen. Die dazu benötigte Haltungsmotorik wird von den Basalganglien, dem Kleinhirn und den motorischen Kerngebieten des Hirnstamms angesteuert und geregelt. Durch die tonische Halte- und Stellreaktion dieser Zentren wird eine stabile Grundlage für kortikal eingeleitete Willkürbewegungen geschaffen. Während solche Bewegungen stärker im Bewusstsein vertreten sind, werden Bewegungen für die posturale Kontrolle eher unterbewusst durchgeführt. Die Koordination zwischen posturaler Kontrolle und Willkürbewegungen obliegt dem Kleinhirn, das den Tonus und die Position der Körperteile vor der Ausführung eines kortikal eingeleiteten Bewegungsprogramms positioniert. Dafür benötigt das Kleinhirn taktile und propriozeptive Informationen über Körperschema und Körperstellung. Diese erhält das Kleinhirn von den oben genannten Rezeptoren der ersten beiden sensomotorischen Regelkreise. Ergänzend dazu bekommt das Kleinhirn durch das vestibuläre System Informationen über die Stellung und Bewegung des Kopfes im Bezug zum Körper und der Schwerkraft. Der Vestibularapparat setzt sich aus den drei Bogengängen und den Makulaorganen zusammen. Beide Systeme sind im Gehör lokalisiert. Die drei Bogengänge sind so angeordnet, dass deren anatomische Lage in etwa den drei Raumrichtungen entspricht. Während die Bogengänge auf Beschleunigungen reagieren, nehmen die Makulaorgane die statische Position des Kopfes und horizontale Beschleunigungen wahr.

Der extrapyramidale Regelkreis, zu dem das limbische System, der Thalamus und die Basalganglien gehören, ist hauptsächlich an der Planung und Automatisierung von Willkürbewegungen beteiligt. Die Basalganglien erhalten aus verschiedensten kortikalen Bereichen Informationen über die auszuführende Bewegung und den Zustand des Körpers. Die Informationen gelangen dann über hemmende oder bahnende Verbindungen zum Thalamus, der die verarbeiteten Informationen zu den entsprechenden kortikalen Arealen zurückprojiziert.

Der fünfte sensomotorische Regelkreis umfasst vor allem die Hirnareale, die auf der Hirnrinde lokalisiert sind. Während der parapyramidale Regelkreis für die Ausführung von automatisierten, grobmotorischen Bewegungen zuständig ist, übernimmt pyramidale System die bewussten, feinmotorischen Bewegungen. Diese sind durch eine geringe Ausführungsgeschwindigkeit, ein hohes Tonusniveau und eine hohe Aufmerksamkeit charakterisiert.

Das Gehen läuft weitgehend automatisiert ab. Nur beim Überwinden von Hindernissen muss das Gehirn gezielt einen Lösungsweg entwickeln. Üblicherweise wird der Gang jedoch nur von den ersten beiden sensomotorischen Regelkreisen beeinflusst.

Dies wird zum Beispiel deutlich, wenn ein Mensch auf einen Gegenstand tritt und dadurch einen Schmerzreiz erfährt. Die taktilen und vor allem die nozizeptiven Sensoren senden dann ein Signal an das Rückenmark, das an bestimmte Muskeln in beiden Beinen rückprojiziert wird. Dadurch wird das entsprechende Bein von der Schmerzquelle entfernt, während das andere Bein zeitgleich stabilisiert wird.

Die Sensoren haben also die Aufgabe, den aktuellen Ist-Zustand des Körpers zu erfassen, um die Ausführung von automatisierten und willkürlichen Bewegungen regulierend zu unterstützen. Veränderte anatomische Form, Funktionsstörungen der Gelenke sowie Verletzungen oder degenerative Erkrankungen wirken sich insbesondere auf die Signale der Rezeptoren aus. Die dadurch veränderten Signale führen zu unnatürlichen Bewegungsabläufen und können sogar bereits automatisierte Bewegungsprogramme umbilden (Haus, K.-M. et al., 2010, S.54- 84).

## 2.6 Wirkungsprinzip der sensomotorischen Einlage

Wie im Kapitel zuvor beschrieben, werden Bewegungen durch verschiedene Regelkreise auf unterschiedlichen Ebenen des Nervensystems gesteuert. Insbesondere bei automatisierten Bewegungsabläufen spielt die Propriozeption eine gewichtige Rolle. Erhält dieses System dauerhaft unnatürliche Reize, die beispielsweise durch unzureichendes oder abgetragenes Schuhwerk, schlecht angepasste Einlagen oder schon vorhandene Fußfehlstellungen entstehen können, führt dies zu einer Adaptation des propriozeptiven Regelkreises. Durch die veränderte, unphysiologische Ansteuerung der Muskeln folgt schließlich durch die Faktoren Zeit und Wiederholung der Bewegung eine Dysbalance zwischen antagonistischer und protagonistischer Muskulatur. Dies kann schließlich zu knöchernen Fehlstellungen und in letzter Konsequenz zu knöchernen Deformationen führen.

Diese unphysiologischen Bewegungen können durch gezielte Stimulation des propriozeptiven Systems mit sensomotorischen Einlagen normalisiert werden. Dabei werden vor allem die Muskeln stimuliert, die am Unterschenkel entspringen und am Fußskelett ansetzen, da diese für die Stabilisierung und Ausrichtung des Fußes während der verschiedenen Gangphasen verantwortlich sind (siehe Abbildung 11).

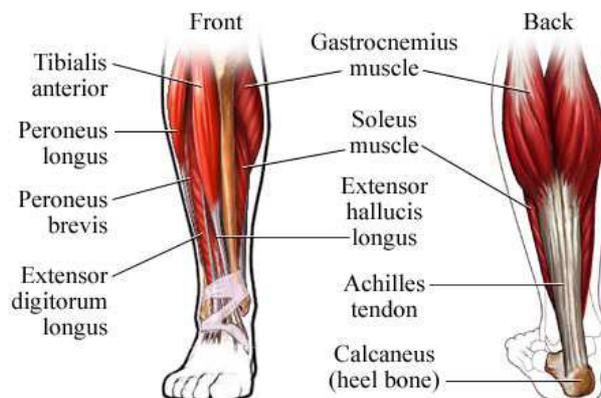


Abb. 11: Muskulatur des Unterschenkels (WebMD, 2010).

Die Stimulierung der Muskeln mithilfe der sensomotorischen Einlagen erfolgt durch sogenannten Informationspunkte (Ip), die auf die Einlage gesetzt werden. Im Gegensatz zu normalen Pelotten, die die knöchernen Strukturen nachformen und unterstützen, sollen diese Erhöhungen durch Druck auf Sehnenzüge oder -scheiden Muskeln dehnen. Durch das Relief der Einlage werden bestimmte Muskeln verkürzt. Dabei werden Ursprung und Ansatz eines Muskels näher zusammengebracht. Die Reduktion der Spannung wird über die propriozeptiven Rezeptoren registriert und an das zentrale Nervensystem weitergeleitet. Durch einen Ist-Soll-Abgleich zwischen der

vorliegenden Muskelspannung und dem abgespeicherten Bewegungsprogramm wird der Muskeltonus so erhöht, dass er dem abgespeicherten Programm entspricht. Um den Muskeltonus zu senken, wird der Muskel durch Druck auf die Sehnen vorgespannt. Die dadurch verursachte Muskelstreckenverlängerung wird ebenfalls von den propriozeptiven Sensoren erfasst und an das zentrale Nervensystem übertragen. Da der Muskel bereits vorgespannt ist, muss dieser weniger stark aktiviert werden, um die Sollspannung zu erreichen. Die Vorspannung sorgt dadurch für eine Tonussenkung. Zur Ausübung der Stimulationsreize ist es wichtig, dass ausschließlich die Sehnen Druck erfahren. Die Muskeln müssen hingegen frei bleiben, damit diese genug Platz zur Kontraktion haben.

Die Stärke der Beeinflussung der Muskelaktivität wird über die Höhe der Ip reguliert. Wie Abbildung 12 zeigt, gibt es insgesamt vier verschiedene Ip, die zum Teil auf vielen passiven Einlagen zu finden sind, wo sie eine vollflächige Unterstützung bieten. Im Gegensatz zu diesen sind die Erhebungen der sensomotorischen Einlagen erheblich konvexer gestaltet, da sie Druck auf die Sehnen der am Fuß ansetzenden Muskulatur ausüben und keine Vollkontaktbettung bieten sollen.

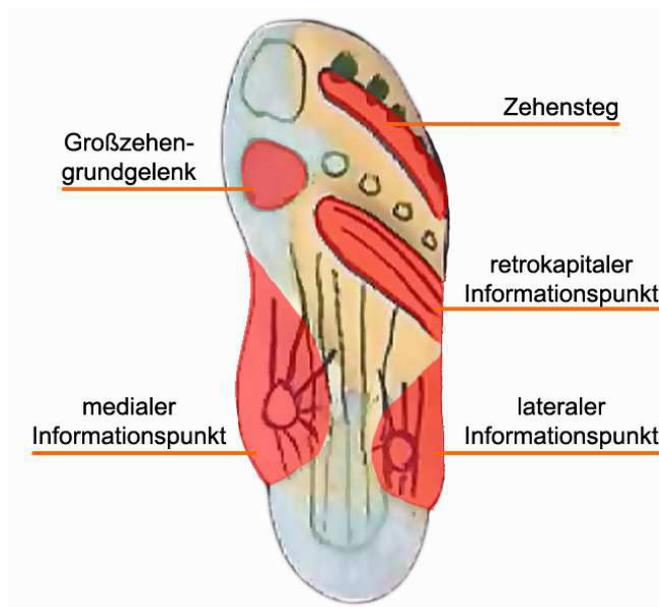


Abb. 12: Die vier Ip und die Markierung für das Großzehengrundgelenk.

Die prominenteste Erhebung ist der mediale Ip. Dieser hat seine höchste Ausprägung unter dem Sustentaculum tali (medial am Fersenbein) und richtet dadurch das Längsgewölbe und den Rückfuß auf. Während der Standphase führt dies zu einer Verkürzung und somit zu einer Aktivierung des M. tibialis posterior. Zusätzlich wird Druck auf den Steigbügel (Ansatzsehnen des M. tibialis anterior und M. peroneus longus) ausgeübt. Dies führt zu einer Aktivierung dieser Verspannung der Längswölbungen und unterstützt somit die Aufrichtung des Fußes.

Die Stimulierung des Steigbügels wird auch durch den lateralen Ip unterstützt, der neben dem m. peroneus longus auch den m. peroneus brevis stimuliert. Dies hat eine Aufrichtung der kleinen Längswölbungen zur Folge und stellt ein Gegenlager zur medialen Erhebung dar. Durch die Kombination aus medialem und lateralem Ip wird das Fersenbein mittig positioniert. Außerdem erfährt der Fuß während der Auftritt- und frühen Standphase eine Lenkung und Führung.

Der retrokapitale Ip liegt genau hinter den Mittelfußköpfchen des zweiten, dritten und vierten Strahls. Von dort übt er Druck auf die vorderen Bänder der Plantaraponeurose aus, sodass der m. gastrocnemius vorgespannt und somit einen verringerten Tonus erfährt. Durch eine Verlängerung dieses Ip bis zum fünften Strahl wird die laterale Wölbung aufgedehnt, was eine Hemmung des m. tibialis anterior mit sich bringt.

Der letzte Ip ist der Zehensteg. Dieser befindet sich auf Höhe der Zehenbeeren des zweiten bis vierten Strahles und dient im Besonderen während der Abstoßphase der Streckung dieser Zehen. Dadurch werden die an diesen Zehen ansetzenden Sehnen gedehnt und somit die plantare Muskulatur gehemmt. Das Strecken der Zehen hat außerdem zur Folge, dass die Abduktion und Pronation des Vorfußes unterstützt wird, um einer Innenrotation und Supination während der Abstoßphase entgegenzuwirken. Zusätzlich zu den Ip wird das Großzehengrundgelenk tiefer gelegt. Dies unterstützt zusätzlich die physiologische Pronationsstellung des Vorfußes während der Abstoßphase.

Ausschlaggebend für das Anbringen der Ip auf der sensomotorischen Einlage ist die jeweilige Gangpathologie oder Fußdeformität des Patienten. Die Einlage erhält also nur die Ip, die der Patient benötigt. Grundsätzlich bleiben aber alle Muskelbäuche sowie die Plantaraponeurose frei von Druck (Brinkmann, 2005, S. 31-32; Falkensteiner, 2002, S. 40-43).

Die Einlage wirkt sich nicht nur aktivierend oder hemmend auf die Fuß- und Unterschenkelmuskulatur aus. Über die kinetische Kette der unteren Extremitäten wird der gesamte Bewegungsapparat in seiner Statik und Dynamik verändert. Wie die Forschungsarbeit von Ohlendorf, D. et al. (2008) zeigt, wirkt sich diese Veränderung u.a. auf die Stellung der Wirbelsäule aus. Neben der Verbesserung der statischen Körperhaltung findet durch die Anwendung sensomotorischer Einlagen auch eine positive Entwicklung der dynamischen Bewegungsabläufe statt (Mack, 2009; Kornbrust, 2001; Poppenborg, 2006). S. Hager (2007) stellte in der Diplomarbeit "Die Auswirkung von propriozeptiven Einlagen nach Jahrling auf den Gang bei Infantiler Zerebralparese" fest, dass mit Hilfe der Einlagen die Kompensationsbewegungen reduziert, die Stabilität im Kniegelenk gesteigert und die Abrollbewegung des Fußes beim Gehen harmonischer abgewickelt werden konnte.

## **2.7 die Fertigung sensomotorischer Einlagen**

Grundsätzlich können fertigungsrelevante Daten für sensomotorische Einlagen auch mit den in Kapitel 3.2 erläuterten Methoden erhoben werden. Häufig wird auch eine moderne Version der Trittspur mittels Podoskop (nach Jahrling) zur Einlagenherstellung herangezogen. Dabei steht der Patient auf einer Glasplatte, die von unten abgescannt wird. Der auf die Glasplatte ausgeübte Druck wird mit einem entsprechenden Computerprogramm in einen digitalen Fußabdruck umgesetzt, bei dem die unterschiedlich belasteten Bereiche farblich abgesetzt sind. Dieses digitale Farbbild kann anschließend am Computer analysiert werden. Neben einer vergrößerten Darstellung des Bildes zur genauen Untersuchung, können auch Markierungen vorgenommen oder Bereiche ausgemessen werden. Zur Dokumentation lässt sich das Bild speichern oder im Originalmaßstab ausdrucken (Baumgartner & Greitemann, 2007, S. 19).

Gerade für die Herstellung einer wirksamen, sensomotorischen Einlage ist das Wissen über die exakte Lage der Skelettpunkte eine wichtige Voraussetzung. Daher wird neben der Aufnahme der Füße mit dem Podoskop auch eine Palpation der Füße durchgeführt. Durch das Ertasten erhält man neben der Beschaffenheit der Füße auch Auskunft über das Druckempfinden des Patienten. Um die dynamischen Eigenschaften des Bewegungsapparates kennenzulernen, wird der Patient während seines normalen Gangverhaltens seitlich, von vorne und von hinten beobachtet. Das Aufzeichnen des Ganges mit Kameras kann später genutzt werden, um die Funktionsweise der Einlage zu überprüfen. Neben dieser Behandlung bildet auch das Beratungsgespräch eine wichtige Grundlage bei der Herstellung sensomotorischer Einlagen. Dabei wird unter anderem der für den Patienten geeignete Einlagentyp sondiert, der nicht nur vom Krankheitsbild, sondern auch von den Lebensgewohnheiten oder der sportlichen Aktivität abhängt. Daneben wird auch das Schuhwerk des Patienten begutachtet, da die zu fertigende Einlage mit dem Schuh eine funktionierende Einheit bilden muss. Gibt der Schuh dem Fuß über der Einlage zu wenig Halt, verrutscht der Schuh samt Einlage beim Gehen, sodass die Druckpunkte nicht mehr die gewünschte Wirkung erzielen.

Mit den zusammengetragenen Informationen wird schließlich ein entsprechender Einlagenrohling gewählt und bearbeitet. Dabei ergibt sich wie bei der Trittspurtechnik das Problem, dass die Informationen des zweidimensionalen Bildes auf eine dreidimensionale Einlagenform übertragen werden müssen. Dazu werden zunächst bestimmte Skelettpunkte (Sustentaculum tali, Metatarsalköpfchen) und andere anatomische Bereiche wie die Zehenbeeren oder bestimmte Sehnenverläufe auf dem Bild eingezeichnet. Diese werden dann mit der "Daumenkinotechnik" auf einen Einlagenrohling übertragen, der anschließend bearbeitet werden kann.

---

Nach der Fertigstellung erhält der Patient die Einlagen. Diese sollen zu Beginn nur so lange getragen werden, wie es schmerzfrei möglich ist. Nach spätestens ein bis zwei Wochen erfolgt ein Kontrolltermin, bei dem die Einlage nochmals kontrolliert und gegebenenfalls adaptiert wird. Durch regelmäßige Kontrollen in größeren Abständen (meist halbjährlich) wird eine optimale Wirkung der Einlage gewährleistet. Bei Kindern finden die Kontrollen in kürzeren Zeitintervallen statt, da die Passform durch das Wachstum bedingt nicht über einen längeren Zeitraum erhalten bleibt.

### 3 Zielstellung

Wie bereits in der Einleitung erwähnt, wurde die medizinische Wirksamkeit von orthopädischen Einlagen in zahlreichen Studien überprüft. Viele dieser Studien zeigen, dass standardmäßig eingesetzte Einlagen nur dann eine Wirkung erzielen können, wenn diese regelmäßig und langfristig verwendet werden. Sobald die Korrektur durch die Einlagen wegfällt, treten die beschwerdeverursachenden Bewegungsabfolgen wieder auf. Ob passive Einlagen Beschwerden selbst nach einem längeren Anwendungszeitraum nachhaltig beseitigen, ist fraglich und abhängig vom Krankheitsbild und Alter des Patienten (siehe dazu Kapitel 2.3).

Ein vielversprechender Ansatz, eine dauerhafte und nachhaltige Besserung des Krankheitsbildes zu erzielen, sind die von Lothar Jahrling speziell entwickelten sensomotorischen Einlagen. 1991 gründete er das Franchise-Unternehmen footpower. Dieses besitzt mittlerweile 80 Zweigstellen in ganz Deutschland, in denen diese sensomotorischen Einlagen hergestellt, angepasst und vertrieben werden. Daneben gibt es noch weitere Niederlassungen in der Schweiz, Österreich, Italien, Israel und Australien. Allein in der Filiale am Standort Gießen werden täglich zwischen 120 und 180 Patienten von insgesamt 42 speziell ausgebildeten Fachkräften orthopädisch versorgt. Zukünftig ist geplant, die Marktführung durch die Gewährleistung der hohen Versorgungsqualität sowie durch innovative Ideen zur Lösung orthopädischer Probleme weiter zu behaupten. Um den hohen Qualitätsansprüchen gerecht zu werden, wurde die "footpower Akademie" gegründet. In ihr werden die Mitarbeiter zu Orthopädieschuhtechnikern und durch den Erwerb weiterer Qualifikationen zu Sensomotoriktechnikern ausgebildet. Neben den handwerklichen Fertigkeiten, die benötigt werden, um die vielfältigen Materialien in die richtige Einlagenform zu bringen, wird dabei auch umfassendes medizinisches Wissen auf dem Gebiet der funktionellen Anatomie und Neurologie vermittelt. Dieses Wissen bildet die Grundlage, um sensomotorische Einlagen aus Podoskopbildern anzufertigen. Neben Belastungsflächen haben dabei auch Landmarken eine große Bedeutung, die für Laien nicht immer ersichtlich sind. Diese sind für die exakte Positionierung der Ip und somit für die sensomotorische Wirksamkeit der Einlage essenziell. Da sich diese Landmarken an bestimmten Knochenpunkten orientieren (siehe dazu Kapitel 2.6), ist es zwingend notwendig, die Stellung des Fußskeletts des jeweiligen Patienten genau zu kennen.

Das Ziel dieser Master-Thesis ist demnach die Entwicklung eines bildbasierten Messprogramms zur Bestimmung der Fußgeometrie welches im Folgenden footGPS (foot geometry perception software) genannt wird. footGPS nutzt dafür die Bilder, die bei der Herstellung sensomotorischer Einlagen mit dem Podoskop aufgenommen werden.

Auf diesen Bildern soll footGPS automatisch bestimmte Landmarken detektieren, mit deren Hilfe ein segmentiertes, zweidimensionales Skelettmodell individuell an jedes Bild angepasst werden kann. Neben diesen Punkten muss footGPS zudem bestimmte Pathologien erkennen und dementsprechend ein dafür spezifisches Ausgangskelettmodell für die weitere Verarbeitung verwenden. Nach der Anpassung soll footGPS die Konturen des generierten Skeletts auf die Ausgangsbilder übertragen, sodass die Skelettinformationen aus diesen Bildern bei der Herstellung der Einlagen genutzt werden können. Aus diesem Grund wurde auf die Kompatibilität zwischen dem Aufnahmesystem des Unternehmens footpower (siehe Kapitel 4.1) und footGPS geachtet.

Um footGPS zu validieren, wurden jeweils 70 Podoskopbilder (siehe Anhang, CD) von drei geschulten Fachkräften des Unternehmens footpower analysiert und ausgewertet. Da jeweils die gleichen Bilder bearbeitet wurden, konnten aus den eingezeichneten Landmarken für jeden Ip bestimmte Referenzwerte berechnet werden. Diese dienen als Vergleichswert für die durch footGPS ermittelten Markierungen (siehe dazu Kapitel 4.3). Eine weitere Kenngröße zur Beurteilung der Genauigkeit von footGPS ist die Streufläche der fachmännisch eingezeichneten Markierungen, welche die automatisch errechneten Werte umschließen soll.

Bei einer hinreichenden Detektionsgenauigkeit können die maschinell ausgewerteten Bilder nicht nur als Referenz zur Kontrolle, sondern nach einem Ausdruck im Originalmaßstab auch als direkte Vorlage bei der Herstellung sensomotorischer Einlagen genutzt werden. Durch diese automatisierten Vorgänge kann die Effizienz der Einlagenherstellung gesteigert und damit zusätzliche Patienten bei gleichbleibenden Personalkosten versorgt werden. Zusätzlich bietet footGPS die Möglichkeit einer objektiven Referenz bei der Bildauswertung und somit eine Qualitätssteigerung bei der Einlagenversorgung. Dadurch kann das Bestreben, technisch innovativ zu arbeiten und somit die Marktführung weiter zu behaupten, realisiert werden.

Ein weiteres Anwendungsgebiet von footGPS ist die Lehre. Es kann bei der Schulung von Fachkräften als Übungs- und Referenzinstrument eingesetzt werden, um beispielsweise Landmarken auf den Podoskopaufnahmen zu erkennen oder zur Visualisierung von Knochenstrukturen bei verschiedenen Deformitäten. Darüber hinaus kann footGPS als Basis für weitergehende empirische Untersuchungen genutzt werden, da sich hiermit Behandlungsfortschritte auf der Skelettebene dokumentieren lassen.

## 4 Material und Methoden

### 4.1 Das Podoskop

Die für die Herstellung sensomotorischer Einlagen benötigten anatomischen Informationen der Patienten werden zum größten Teil aus den Podoskopaufnahmen der Fußsohlen erhoben. Dafür verwendet das Unternehmen footpower ein eigens entwickeltes Podoskop, welches auf der nachfolgenden Abbildung 13 dargestellt ist.

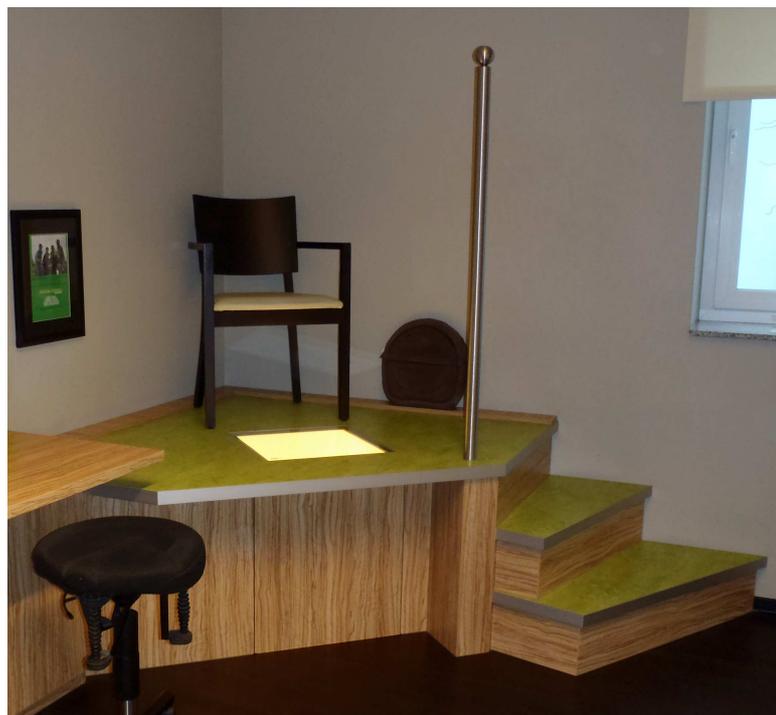


Abb. 13: Das von footpower verwendete Podoskop mit Haltestange.

Dieses besteht aus einem Podest, in welchem ein Unterbau mit zwei Kameras eingelassen ist. Eine Platte aus Sicherheitsglas verschließt diesen nach oben, sodass eine plane Standfläche entsteht, durch welche die Fußunterseite (plantar) fotografiert werden kann. Der Unterbau enthält neben den Kameras noch eine Lichtquelle, die warmweißes Licht ausstrahlt, um eine gleichbleibende, optimale Ausleuchtung der Bilder zu erreichen. Außerdem wird so gewährleistet, dass die Farbabstufungen der Bilder, welche als Druckparameter dienen, miteinander vergleichbar sind. Bei den Kameras handelt es sich um zwei Web-Cams mit einer Auflösung von 800x600 Pixeln. Die Schärfe der Bilder wird über den Autofokus der Kameras geregelt. Bei einer Aufnahme ist darauf zu achten, dass keine externen Lichtquellen im Erfassungsbereich der beiden Kameras liegen, da die Aufnahmen anderenfalls für die weitere

Verarbeitung ungeeignet sind. Bei der Konstruktion des Podoskops wurde eine entsprechend große Glasplatte verwendet, um dem Patienten genügend Raum für einen normalen Stand zu geben. Der Patient sollte natürlich und für seine Verhältnisse normal (physiologisch) auf der Glasplatte stehen, um eine realistische Gewichtsverteilung und somit eine aussagekräftige Druckverteilung auf die Füße abbilden zu können. Er muss möglichst ruhig und mit gelockerter Muskulatur stehen, da sich sogar Bewegungen des Kopfes auf den Druck unter der Fußsohle auswirken können. Eine Hilfestellung hierfür ist ein geradeaus gerichteter, auf einen Punkt fixierter Blick, nur so kann eine unbeabsichtigte Gewichtsverlagerung vermieden werden. Weiterhin muss für die Aufnahme darauf geachtet werden, dass etwas Platz zwischen den Füßen des Patienten bleibt. Stehen beide Füße direkt nebeneinander, werden Fehlstellungen wie beispielsweise ein Knicksenkfuß kompensiert, was zu einer fehlerhaften Aufnahme führt. Zudem wird durch den Abstand der Füße zueinander erreicht, dass die Füße separat durch je eine Kamera aufgenommen werden. Hierdurch können die Bilder unabhängig voneinander verarbeitet werden.

Nach einer Aufnahme werden die Bilddaten beider Kameras über einen USB-Anschluss an einen Computer übertragen und mittels einer speziell entwickelten Software weiterverarbeitet. Dabei findet zunächst eine automatische Differenzierung des Fußumrisses statt. Mithilfe der bereits beschriebenen Warmlichtbeleuchtung wird der Hintergrund als solcher farblich definiert. Hierdurch kann dieser aus den beiden Bildern gefiltert werden. Danach werden die Fußflächen gedreht, sodass sie, wie Abbildung 14 zeigt, exakt senkrecht auf dem unteren Rand des Bildes stehen. Anschließend können die Bilder beider, nun parallel zueinander stehenden Füße, angezeigt werden.



*Abb. 14: Fertig ausgerichtete Fußbilder.*

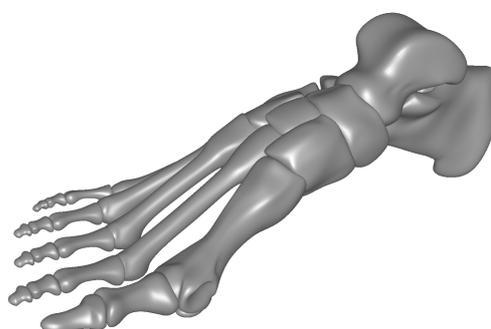
Als letztes werden die Bilder einzeln in einem Datenbanksystem archiviert und können bei Bedarf in Originalgröße ausgedruckt und als Vorlage zur Markierung der

sensomotorischen Ip genutzt werden. footGPS greift auf diese Podoskopaufnahmen zurück und wertet sie automatisiert aus. Dabei passt das es ein Skelettmodell an die Fußgeometrie des Bildes an und überträgt dessen Kontur direkt auf das Bild. Zusätzlich werden die sensomotorisch relevanten Punkte auf dem Bild gekennzeichnet. Dadurch kann der manuelle Arbeitsaufwand bei der Einlagenherstellung reduziert werden. Weiterhin lassen sich subjektive Fehler bei der Auswertung der Bilder durch die Verwendung von footGPS vermeiden.

## **4.2 Erstellung des zweidimensionalen Fußmodells**

Für die Projektion einer Fußskelettkontur auf das Podoskopbild wird ein standardisiertes Skelettmodell benötigt, mit dem sich durch entsprechende Bearbeitung beliebige Fußskelettgeometrien erzeugen lassen.

Die Ausgangsbilder des Fußskeletts wurden mit Hilfe eines virtuellen, dreidimensionalen Skelettfußmodells erstellt, welches N. A. Giovinco et al. aus CT-Daten eines echten Fußes erstellte (siehe Abbildung 15).



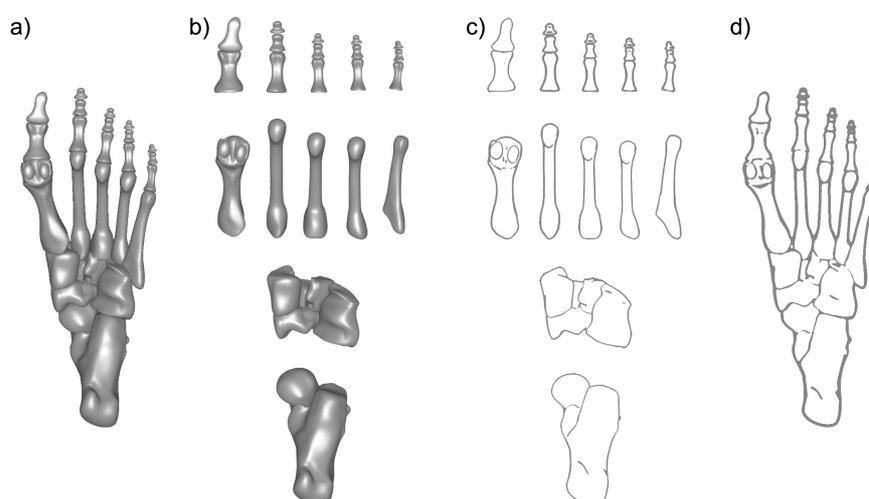
*Abb. 15: Datensatz eines dreidimensionalen Skelettfußes (Giovinco, 2014).*

Die Verwendung eines dreidimensionalen Modells bietet die Möglichkeit, die einzelnen Knochen so anzuordnen, dass verschiedene Deformitäten oder Fußtypen erzeugt werden können. Zuvor musste das Ausgangsmodell jedoch normiert werden. Dafür wurde mittels CAD-Software (Geomagic Studio 11) jeder Knochen des Modells separiert. Die einzelnen Knochen können somit durch drehen und verschieben neu justiert werden. Hierfür mussten die Ergebnisse aus der Forschungsarbeit "Radiographic Values of the Adult Foot in a Standardized Population" von Thomas J.L. et al auf das Skelettmodell übertragen werden. In dieser Arbeit wurden 400 Röntgenbilder der belasteten Füße von 100 Probanden ohne Fußbeschwerden vermessen, um

Winkelwerte verschiedener Fußknochen zueinander zu erheben. Das Modell wurde gemäß dieser Winkel neu zusammengesetzt und dadurch standardisiert.

Um aus diesem dreidimensionalen Modell ein zweidimensionales Abbild für die Projektion zu erstellen, wurde das Modell, wie auf Abbildung 16 a zu sehen, in 12 Segmente unterteilt (Abbildung 16 b), von denen je ein Bildschirmfoto aus plantarer Sicht erstellt wurde.

Diese Bilder waren anschließend noch mit der Bildverarbeitungssoftware Photoshop CS4 aufzubereiten. Dieses Programm stellt einige Filteroptionen bereit, welche die Konturen der plastisch wirkenden Knochen, wie auf Abbildung 16 c zu sehen, extrahieren. Die einzelnen Segmente können dann durch footGPS zu einem vollständigen Skelettmodell zusammengefügt werden (siehe Abbildung 16 d).



*Abb. 16: Entwicklung der einzelnen Modellsegmente aus dem dreidimensionalen Ausgangsmodell.*

Da die Mittelfußknochen sehr rigide miteinander verbunden sind und sich kaum gegeneinander bewegen können, wurden diese als Einheit belassen. Kalkaneus und Talus wurden ebenfalls in einem Segment zusammengefasst, da eine Lageveränderung der Knochen zueinander nicht aus der Fußkontur heraus ermittelt werden kann. Diese Unterteilung bietet dennoch den Vorteil, dass viele der Fußdeformationen, die eine Konturveränderung des Fußes zur Folge haben (z.B. Hallux valgus oder Sichelfuß), durch die beweglichen Elemente adäquat dargestellt werden können. Abschließend wurde jedes Segment auf einem separaten Bild im jpg-Format gespeichert. Die einzelnen Bilder können hiernach von footGPS geladen, auf die Podoskopbilder adaptiert und zu einem vollständigen Fußskelett zusammengesetzt werden.

### 4.3 Validierung des footGPS

Um die vom footGPS erzielte Genauigkeit des Skeletts zu überprüfen und das Programm als solches zu validieren, wurden insgesamt 70 Podoskopbilder von 35 Patienten ausgewertet. Neben der Projektion der Skelettkontur wurden die vier Ip, die für die Herstellung von sensomotorischen Einlagen benötigt werden, von footGPS errechnet und entsprechend auf den Bildern markiert. Zum Vergleich werteten drei geschulte Fachkräfte die gleichen Bilder manuell aus. Dabei wurden die vier beschriebenen Ip von jedem Mitarbeiter auf einem separaten Satz der Podoskopbilder gekennzeichnet. Wie Abbildung 17 zeigt, ergaben sich durch Übereinanderlegen der manuell ausgewerteten Bilder für jeden Ip je drei Markierungen (rot, blau, grün).

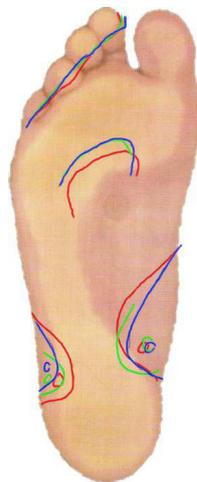


Abb. 17: Überlagerung der drei von footpower-Fachkräften ausgewerteten Podoskopbilder (Fachkraft 1: rot; Fachkraft 2: blau; Fachkraft 3: grün).

Durch die Berechnung des Mittelwertes für jeden Punkt sowie der größten Abweichung der eingezeichneten Markierungen zu den jeweiligen Mittelwerten, kann für jeden Ip eine Referenz ermittelt werden. Diese dienen als Vergleichsgröße für die durch footGPS gekennzeichneten Punkte. Die Herangehensweise zur Ermittlung der Referenz ist für jeden Ip spezifisch und wird nachfolgend näher erläutert.

Der mediale und laterale Ip wird als Kreis auf dem Podoskopbild markiert. Der mediale Kreis befindet sich genau unterhalb des Sustentaculum tali. Von dessen Position aus wird der laterale Kreis bestimmt, der einen Kreisdurchmesser (ca. 5 mm) unterhalb der medialen Markierung am lateralen Rand des Kalkaneus eingezeichnet wird. Für beide Ip ist aus den jeweils drei Markierungen der Mittelwert ( $x_m|y_m$ ) für jede Raumrichtung zu berechnen. Zusätzlich wird für jede der beiden Richtungen die maximale Abweichung (a und b) der Kreismittelpunkte zu diesem Mittelwert bestimmt. Aus diesen Daten können mit den folgenden Formeln die Punkte auf einer

Ellipse berechnet werden, deren Fläche als Referenzareal für die von footGPS ermittelten Punkte dienen.

$$(1) \quad x = a \cdot \cos(t) + x_m \quad \text{mit } 0 \leq t \leq 2\pi$$

$$(2) \quad y = b \cdot \sin(t) + y_m$$

(Bartsch, 1989, S. 297)

Für diesen Bereich wurde die Form einer Ellipse gewählt, weil diese den Raum zwischen den drei Kreismittelpunkten am besten beschreibt. Kommen die automatisch generierten Werte auf dieser Fläche zum Liegen, können diese direkt als Vorlage für die Fertigung einer Einlage verwendet werden.

Der retrokapitale Ip wird von den Fachkräften auf den Podoskopbildern mit einer Linie markiert. Diese ist der Kontur zwischen Ballen und den Zehenbeeren des zweiten bis vierten Strahls nachempfunden und soweit nach unten versetzt, dass sie sich etwa auf Höhe des Großzehengrundgelenks befindet. Da sich die manuell eingezeichneten Linien leicht voneinander unterscheiden, ist die Berechnung einer mittleren Linie nicht möglich. Zur Ermittlung einer aussagekräftigen Referenzlinie werden daher drei Punkte auf der Linie bestimmt, welche diese charakteristisch beschreiben (siehe P1, P2, P3 auf Abbildung 18).

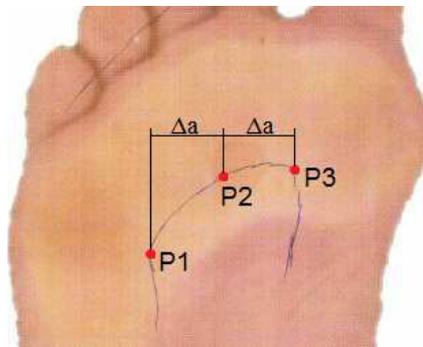


Abb. 18: Drei Punkte, welche den Verlauf des retrokapitalen Ip wiedergeben.

Die beiden äußeren Punkte P1 und P3 definieren die Länge der Linie. Der mittlere Punkt P2 liegt mittig zwischen den Äußeren. Damit ist die Lage des Punktes P2 von den beiden anderen Punkten und der Krümmung der Linie abhängig. Diese drei Punkte können genau wie die Markierung des lateralen und medialen Ip gemittelt werden. Durch die anschließende Berechnung der maximalen Abweichung für jeden Punkt definieren sich drei Bereiche. Liegen die von footGPS berechneten Punkte innerhalb jener Bereiche, so ist die Parabel, die den retrokapitalen Ip beschreibt, als Referenz für die Herstellung der Einlage geeignet. Diese Methode der Fehlerbetrachtung bietet sich im Besonderen an, da die Genauigkeitsanforderungen für das

Einzeichnen des Ip in beiden Raumrichtungen gleich hoch sind. Auf diese Weise lässt sich zudem die genaue Richtung der eventuell auftretenden Abweichung quantifizieren.

Der Zehensteg wird ebenfalls als Linie auf den Bildern dargestellt. Diese verläuft durch das untere Drittel jeder Zehenbeere des zweiten bis fünften Strahls. Der Steg wird jedoch unter dem fünften Strahl ausgeschliffen, da viele Schuhe nicht genügend Platz bieten. Die Berechnung der Referenz wird wie beim retrokapitalen Ip punktuell durchgeführt. Dazu wird für den Vergleich der Lage des Zehenstegs die Mitte jeder Zehenbeere, durch die der Steg verläuft (zweiter bis vierter Strahl), optisch bestimmt. Die Position, bei der die Linie die Zehenbeerenmitte kreuzt, wird schließlich gemittelt. Die Positionen der Zehenbeerenmitten werden sowohl für die von Hand eingezeichneten als auch für die von footGPS ermittelten Punkte beibehalten. Da in diesem Fall die Abszissenkoordinaten vorgegeben sind, muss der Mittelwert sowie die maximale Abweichung nur von den Ordinatenkoordinaten berechnet werden. Diese Vorgehensweise wurde gewählt, da die Lage des Zehenstegs in medial-lateraler Richtung eindeutig aus den Podoskopaufnahmen hervorgeht. Somit muss bei diesem Ip nur die Positionierung in anterior-posteriorer Richtung überprüft werden.

#### ***4.4 Vorversuch für die Ermittlung verschiedener Verhältnissgrößen***

Die von footGPS ausgeführte Positionsermittlung der Ip, welche für dessen Validierung benötigt werden, erfolgt anhand verschiedener Landmarken, welche aus dem Podoskopbild ermittelt werden. Die Lage des retrokapitalen Ip und des Zehenstegs kann aus dem Umriss des Fußes sowie der Kontur zwischen Ballen und Zehenbeeren berechnet werden. Die dafür verwendeten Bereiche werden auf allen Podoskopbildern automatisch von footGPS ermittelt. Das Detektieren der Lage des medialen und lateralen Ip ist jedoch nur für das geschulte Auge möglich. Dabei fließen Druckbereiche oberhalb der Ferse oder auch Auswölbungen in der Kontur des Fußes ein, die spezifisch für jeden Patienten sind. Diese Punkte können daher nicht zuverlässig mit einem einheitlichen Algorithmus erkannt werden.

Aus diesem Grund wurde eine Vorstudie mit vier männlichen und acht weiblichen Probanden im Alter zwischen 24 und 43 Jahren durchgeführt. Das Ziel dieser Studie war es, verschiedene Längenverhältnisse zu ermitteln, die das Proportionieren und Positionieren der Knochensegmente des Modells sowie das Detektieren des medialen und lateralen Ip ermöglichen.

Betrachtet wurde das Verhältnis zwischen Sustentaculum tali und der Fußlänge, zwischen die Tuberositas der fünften Metatarsale und der Fußlänge sowie das Verhältnis zwischen Großzehenballen und der Fußlänge. Dafür wurde der Sustentaculum tali, der Großzeh- und Kleinzehenballen sowie die Tuberositas der fünften Metatarsale von einer geschulten Fachkraft des Unternehmens footpower palpirt und direkt auf der Fußsohle markiert. Da sich der laterale Ip aus der Lage des medialen Ip ergibt, wurde dieser nicht extra gekennzeichnet. Von jedem Fuß der Probanden wurde anschließend ein Bild mit dem Podoskop aufgenommen (siehe Anhang, CD). Wie Abbildung 19 beispielhaft wiedergibt, wurden bei der Auswertung auf jedem Bild der Abstand zwischen Fußspitze und den eingezeichneten Markierungen sowie die Gesamtfußlänge gemessen.



Abb. 19: Zur Berechnung ver schie'dener Längenverhältnisse palpirt und markierte Knochenpunkte.

Anschließend wurde mit den erhaltenen Messwerten (siehe Anhang, CD) eine lineare Regression unter Verwendung der nachfolgenden Formeln durchgeführt.

$$(3) \quad f(x) = mx + b$$

$$(4) \quad m = \frac{n \cdot \sum_i x_i \cdot y_i - \sum_i x_i \cdot \sum_i y_i}{n \cdot \sum_i x_i^2 - (\sum_i x_i)^2}$$

$$(5) \quad b = \bar{y} - m \cdot \bar{x}$$

(Borz & Schuster, 2010, S. 183)

Das Ziel der Regression ist die Ermittlung einer Geradengleichung, bei der die Summe der quadrierten Vorhersagefehler minimiert ist. Nachfolgend sind die

Gleichungen für die drei Längenverhältnisse aufgeführt, mit denen sich für jeden Fuß die Position des Sustentaculum tali (Sus), der Tuberositas (Tu) und des Großzehenballens (Kzgg) aus der Gesamtlänge des Fußes errechnen lässt.

$$(6) \quad Sus = 0,7963 \cdot Fl - 31,14$$

$$(7) \quad Tu = 0,7085 \cdot Fl - 32,14$$

$$(8) \quad Kzgg = 0,2631 \cdot Fl + 1,96$$

Um zu überprüfen, wie stark die Merkmale, die jeweils durch die Regression gegenüber gestellt werden (z.B die Position des Sustentaculum tali und die Fußgesamtlänge) voneinander abhängen, wurde der Korrelationskoeffizient (r) für alle drei Regressionsgleichungen mit der nachfolgenden Formel berechnet:

$$(9) \quad r = \frac{n \cdot \sum_i x_i \cdot y_i - (\sum_i x_i) \cdot (\sum_i y_i)}{\sqrt{\left[ n \cdot \sum_i x_i^2 - (\sum_i x_i)^2 \right] \cdot \left[ n \cdot \sum_i y_i^2 - (\sum_i y_i)^2 \right]}}$$

(Borz & Schuster, 2010, S. 157)

Weiterhin wurde überprüft, in welchem Maße die Streuung der einzelnen Merkmale durch die Fußlänge erklärt werden kann. Dazu musste aus dem Korrelationskoeffizient das Bestimmtheitsmaß (B) nach folgender Formel errechnet werden:

$$(10) \quad B = r^2$$

Die nachfolgende Tabelle 1 fasst die Ergebnisse aus den beiden Berechnungen zusammen:

Tab. 1: *Ergebnisse der Korrelationsberechnung*

Merkmale	r	B
Sustentaculum tali zu Fußlänge	0,93	0,86
Tuberositas zu Fußlänge	0,84	0,70
Großzehenballen zu Fußlänge	0,65	0,43

Die Korrelationskoeffizienten zeigen, dass zwischen dem Abstand von Zehenspitze und Großzehenballen sowie der Gesamtfußlänge ein mittlerer Zusammenhang besteht. Für die anderen beiden Merkmale ergibt sich ein starker bzw. sehr starker Zusammenhang. Das Bestimmtheitsmaß verdeutlicht, dass sich die Merkmale zu hohen Anteilen aus der Fußlänge vorhersehen lassen.

## 5 Ergebnisse

### 5.1 Benutzeroberfläche von footGPS

Das Analyseprogramm, welches im Rahmen dieser Master-Thesis entwickelt wurde, basiert auf der Programmiersprache Matlab R2010a der Firma MathWorks. Diese Software bietet sich besonders für numerische Berechnungen sowie zur Entwicklung verschiedenster Algorithmen an, um die Ip (siehe dazu Kapitel 2.6) auf den Podoskopbildern (siehe Anhang, CD) zu detektieren. Zusätzlich besteht die Möglichkeit, wie auf Abbildung 20 gezeigt, ein grafisches "User Interface" (GUI) zu erstellen, wodurch eine einfache Handhabung des komplexen Programmcodes sowie die Nutzung verschiedener Darstellungsmodi ermöglicht werden. Der Benutzer kann so durch Anwählen der dargestellten Funktionen die einzelnen Programmcodeabschnitte ausführen, die den jeweiligen Funktionen zu Grunde liegen.

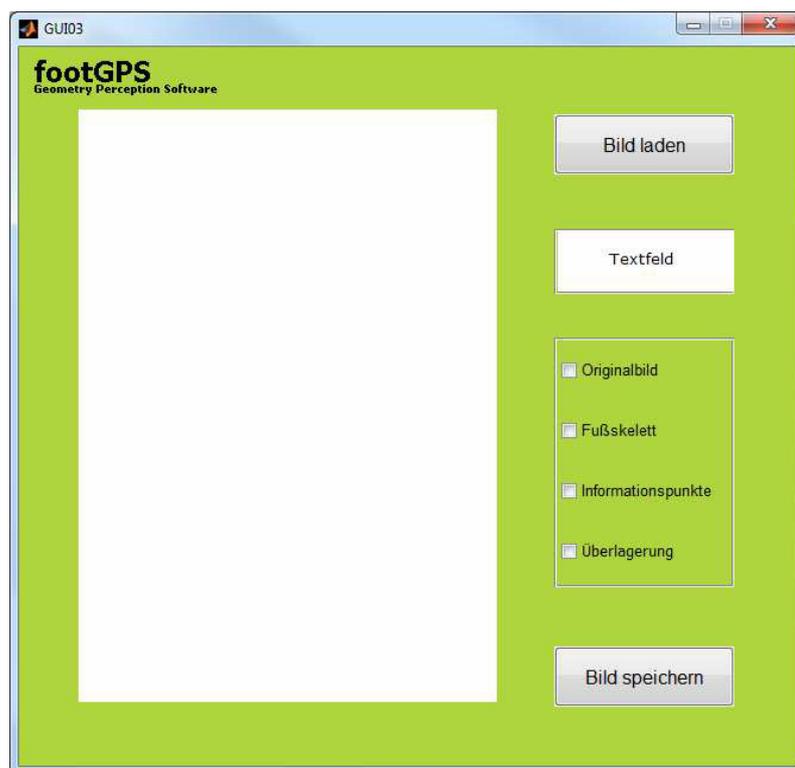


Abb. 20: Grafische Benutzeroberfläche des entwickelten Programms.

Durch das Ausführen des Befehls "Bild laden" erscheint ein Menü, das die gezielte Auswahl des bzw. der zu bearbeitenden Podoskopbilder möglich macht. Nach einer kurzen Ladedauer, in der alle Berechnungen für die Bildverarbeitung und Projektion durchgeführt werden, wird das Originalbild in dem dafür vorgesehenen Anzeigefeld

dargestellt. Das Textfeld unterhalb des Buttons zeigt dabei den Ladevorgang ("lade Bild") und zeigt anschließend zur eindeutigen Patientenzuordnung sowie Katalogisierung die Bildbezeichnung an.

## 5.2 Programmfunktionen

Ist das gewünschte Bild geladen, können vier weitere Programmfunktionen (Originalbild, Fußskelett, Ip und Überlagerung) zu dessen Weiterverarbeitung aktiviert werden. Abhängig von der ausgewählten Funktion werden die bereits genannten Darstellungsformen des Bildes angezeigt. Neben der Funktion "Originalbild" (siehe Abbildung 21, A), mit der das Zurücksetzen des Bildes in den ursprünglichen Zustand ohne erneutes Laden erfolgen kann, lässt sich das Bild alternativ auch mit projizierter Skelettkontur (siehe Abbildung 21, B), den vier markierten Ip (siehe Abbildung 21, C) oder einer Überlagerung aus Skelettkontur und Ip (siehe Abbildung 21, D) plotten.

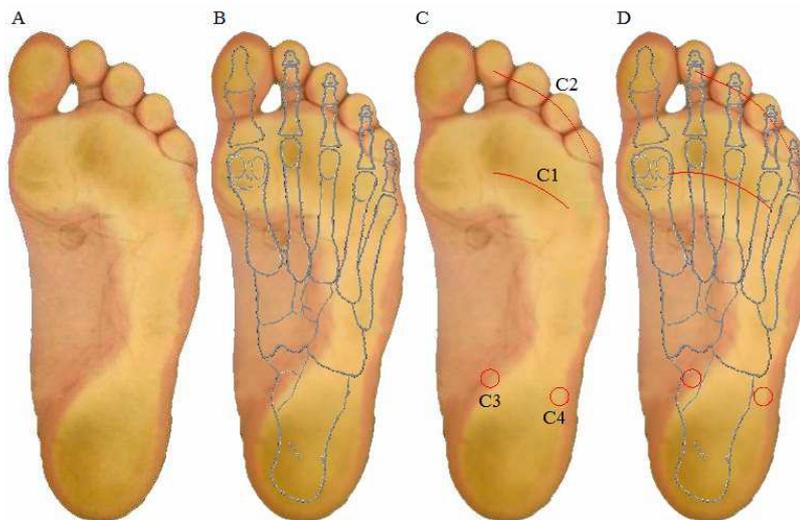


Abb. 21: Die Anzeigefunktionen des Programms.

Die Anzeige der knöchernen Strukturen verbildlicht eventuell vorhandene Skelettdeformationen. Hierbei werden sieben Landmarken am Fuß (Zehenspitzen, Großzehenrundgelenk und Ferse) als Berechnungsgrundlage für die Ausrichtung der 12 Knochensegmente genutzt, um das Fußskelett naturgetreu darzustellen.

Die rot markierten Ip (siehe dazu auch Kap. 4.2) als dritte Darstellungsform dienen als Ausgangsbasis für die räumliche Lokalisierung der relevanten Stimulationspunkte bei der Herstellung der sensomotorischen Einlagen. Anhand dieser Punkte kann die

Pelottierung vorgenommen werden. Grundlegend für die Bestimmung dieser Ip sind spezifische, im Folgenden näher erläuterte Skelettbereiche, welche aus den vorangegangenen Berechnungen hervorgehen. Den retrokapitalen Ip (siehe Abbildung 21, C1) bildet eine Verbindungslinie aus Punkten, die anhand der Lage der Zehengrundgelenke des zweiten bis vierten Strahls ermittelt werden. Der Zehensteg (siehe Abbildung 21, C2) verläuft durch die distalen Interphalangealgelenke des zweiten bis fünften Strahls. Der mediale Ip (siehe Abbildung 21, C3) wird exakt unterhalb des Sustentaculum tali platziert und dient als Orientierung für die Lokalisierung des lateralen Ip (siehe Abbildung 21, C4), welcher lateral des Kalkaneus verortet wird.

Die vierte Programmfunktion visualisiert eine Überlagerung aus der Skelettgrafik und den vier ip, um deren Zusammenhang zu veranschaulichen.

Mit der "Bild speichern"-Funktion lässt sich das gerade angezeigte Bild als digitale Bilddatei im "jpg"-Format speichern, wobei Speicherort und der Name des Bildes angegeben werden müssen, um eine unverwechselbare Zuordnung und Katalogisierung zu ermöglichen. Die aus benutzerfreundlichen Gründen übersichtlich gehaltene GUI basiert auf einem komplexen Programmcode, der im Folgenden abschnittsweise erläutert werden soll.

### **5.2.1 Erläuterungen zum Programmcode: Hauptfunktion**

In den ersten 62 Zeilen des Codes (siehe Anhang, CD) wird die Hauptfunktion ausgeführt, die das GUI aufruft. Mit dem Befehl "Bild laden" wird die nächste Funktion aufgerufen, welche sämtliche Berechnungsschritte, die für die Vorverarbeitung des Bildes sowie die Projektion des Skelettmodells nötig sind, beinhaltet (Zeile 77 bis 1527). Diese sollen hier näher erläutert werden.

### **5.2.2 "Bild laden"-Funktion**

Da nach dem Aufrufen der Funktion eine automatische Anzeige des Podoskopbildes im GUI erfolgt, wird dies durch das Häkchen neben dem entsprechenden Befehl bestätigt. Die Auswahl der anderen Programmfunktionen kann erst nach diesem Arbeitsvorgang erfolgen. Dementsprechend sind die anderen Funktionen des GUIs zu diesem Zeitpunkt deaktiviert, um Programmfehler zu vermeiden. Zur besseren Übersicht werden die Koordinatenachsen des Anzeigegraps ausgeblendet (Zeile 81 bis 87). Des Weiteren werden verschiedene globale Variablen definiert, die wiederum benötigt werden, um Rechenergebnisse an andere Funktionen weiterzugeben (Zeile 89 bis 105). Mit Hilfe des Befehls "uigetfile" öffnet sich automatisch ein Menü, in

welchem das zu ladende Bild anhand der Bildbezeichnung ausgewählt werden kann. Die Grafikdatei muss dazu im "jpg"-Format vorliegen. In diesem Format setzen sich die Bilder aus drei Farbkanälen (rot, grün, blau) zusammen. Jeder Kanal beinhaltet die Helligkeitswerte jedes Pixels der entsprechenden Farbe. Daher können die Bilder als dreidimensionale Matrix mit drei Ebenen verarbeitet werden. Diese Matrix wird in die Variable "bild" gespeichert.

Da mit dem Programm auch Bilder eines älteren, scannerbasierten Systems verarbeitet werden können, muss an dieser Stelle die Hintergrundfarbe ermittelt werden. Während die neuen Podoskopaufnahmen einen weißen Hintergrund haben, besitzen die Bilder des alten Aufnahmesystems einen Schwarzen. Die Bestimmung der Hintergrundfarbe erfolgt über eine Mittelwertbildung aller Helligkeitswerte des Bildes. Die Helligkeitsinformation der drei Farbanteile jedes Pixels eines Bildes kann einen Wert von 0 (dunkel) bis 255 (hell) annehmen.

Der Mittelwert ist daher von der Hintergrundfarbe abhängig. Im Gegensatz zu einem schwarzen Hintergrund ergibt sich für einen weißen ein hoher Mittelwert (Zeile 108 bis 117).

Für die grobe Überprüfung, ob ein Pixel zum Hintergrund gehört oder zur Fußsohle, wird ein Schwellwert aus dem Mittelwert der blauen Farbebene berechnet. Wie auf Abbildung 22 dargestellt, werden anschließend je nach Hintergrundfarbe und Zugehörigkeit der einzelnen Pixel auf einer neuen Darstellung alle Pixel der Fußsohle weiß und die des Hintergrunds schwarz gefärbt (Zeile 118 bis 139).

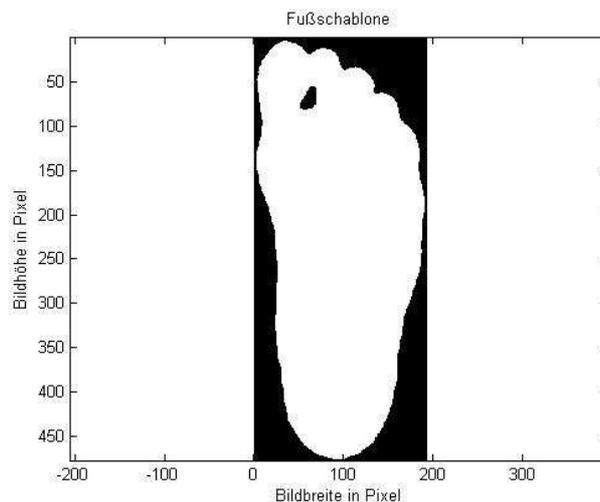


Abb. 22: Fußschablone, zur Definition der zur Fußsohle gehörigen Pixel.

Die hierdurch erhaltene Schablone wird der Programmierung entsprechend automatisch nachbearbeitet. Dazu wird das Bild vorbereitend um zwei Pixelreihen in jeder Richtung vergrößert. Das so entstehende Format ermöglicht es, das Bild mit

einem Feld aus fünf mal fünf Pixel abzurastern. Dabei wird die Summe dieser 25 Pixel berechnet. Liegt diese oberhalb von 3570, wird das in der Mitte liegende Pixel des Feldes weiß bzw. schwarz eingefärbt (Zeile 141 bis 154). Besonders der Übergang zwischen Fuß und Hintergrund kann hiermit verbessert werden.

Für die weiteren Berechnungsschritte wird das Bild zunächst so gedreht, dass die Mittelachse des Fußes exakt senkrecht steht. Dazu ermittelt das Programm im unteren Viertel des Bildes die Fersenspitze. Durch zwei weitere Punkte, die im Abstand von einem Sechstel der Bildbreite links und rechts neben der Fersenspitze liegen, kann der Kreismittelpunkt berechnet werden. Dieser ist zugleich der Mittelpunkt der Ferse. Anschließend wird die breiteste Stelle des Fußes gesucht, welche sich etwa zwischen Großzehen- und Kleinzehenballen befindet. Zwischen dieser Stelle und dem Fersenmittelpunkt kann nun die Mittelachse des Fußes, welche auf Abbildung 23 dargestellt ist, bestimmt werden.

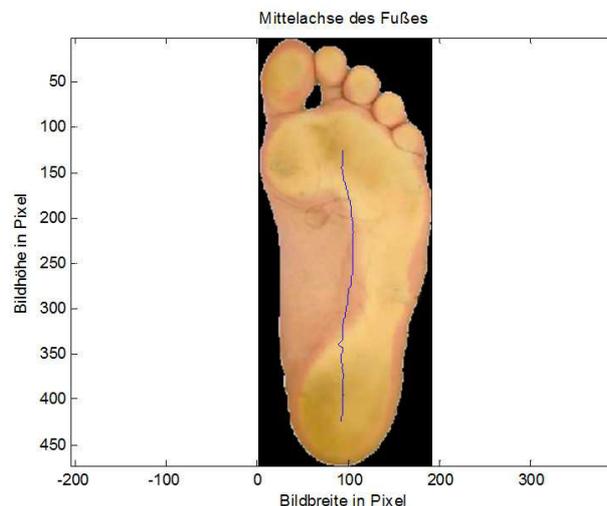


Abb. 23: Für die Drehung des Bildes benötigte Mittelachse des Fußes.

Durch die Berechnung der mittleren Steigung dieser Achse kann schließlich der Winkel zwischen dieser und der Senkrechten berechnet werden, um welchen das Bild sowie die Fußschablone anschließend gedreht wird (Zeile 157 bis 199).

Nach diesen Arbeitsschritten kann das Bild für die Projektion des Skelettmodells genutzt werden. Für die Wahl des passenden Skelettmodells (Knickfuß oder Normalfuß) muss zunächst der "Posterior flexion angle" (Winkel) berechnet werden. Wie auf Abbildung 24 zu sehen ist, müssen dazu drei Punkte bei 16% (P1), 31,4% (P2) und 57,4% (P3) in Abhängigkeit der Fußlänge bestimmt werden. Durch die Ermittlung der Fußmitte an diesen Punkten erhält man drei Koordinatenpaare, mit welchen der Winkel berechnet werden kann (Zeile 208 bis 236).

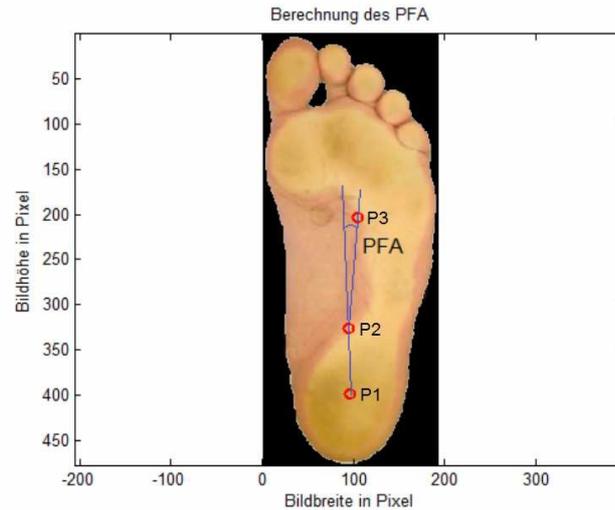


Abb. 24: Berechnung des PFA.

Nach der Unterscheidung zwischen Normal- und Knickfuß wird als Nächstes die Kontur zwischen Zehenbeeren und Ballen ermittelt, da die Mittelfußknochen dieser Umrisslinie folgen. Dafür wird nur das obere Drittel des Bildes analysiert. Am unteren Rand dieses Drittels werden die Indizes der Pixel ermittelt, die zur Fußsohle gehören. An diesen Stellen werden senkrecht nach oben alle Helligkeitswerte der grünen Farbebene des Bildes als Schnittlinie zusammengesetzt. Diese Ebene eignet sich gut, um belastete von unbelasteten Bereichen auf dem Podoskopbild zu unterscheiden. Die einzelnen Schnittlinien werden anschließend mit einem Tiefpassfilter zweiter Ordnung und einer Grenzfrequenz von 10Hz gefiltert. Wie auf Abbildung 25 dargestellt ist, weisen die Linien, die durch einen Zeh verlaufen, ein Maximum an der Stelle der Zehenbeere auf. Anschließend folgt zwischen Ballen und Zehenbeere ein Minimum.

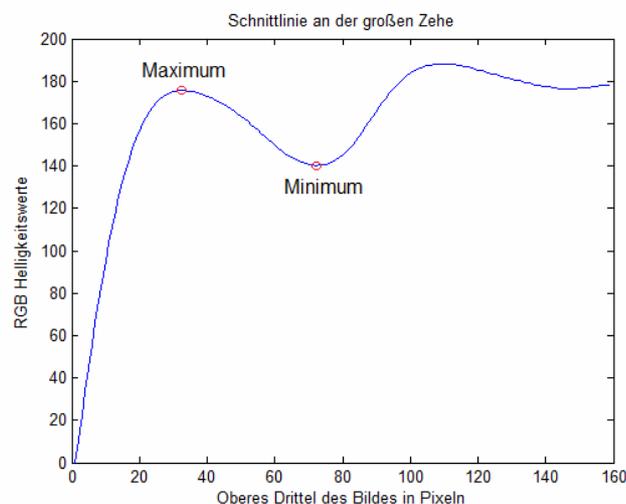


Abb. 25: Das Helligkeitsprofil an der Schnittlinie.

Alle Schnittlinien, die diese beiden Extrempunkte aufweisen, werden anschließend zusammengestellt. Mit den Koordinaten jedes Minimums kann nun eine quadratische Regression durchgeführt werden, deren Kurve auf Abbildung 26 zu sehen ist (Zeile 241 bis 276).

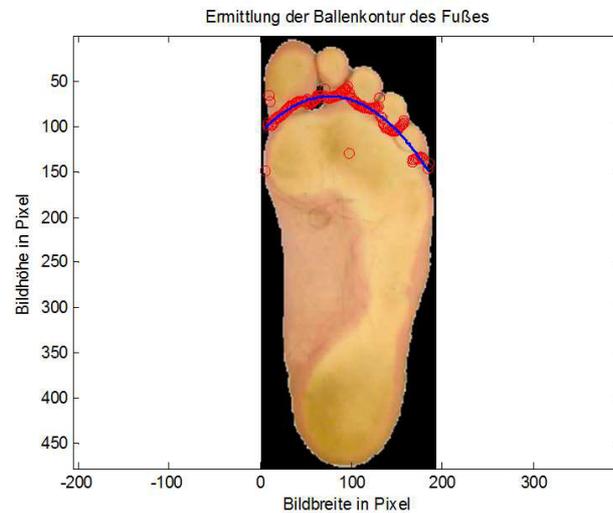


Abb. 26: Zusammengestellte Minima und die daraus berechnete Regressionskurve zweiter Ordnung.

Die Form der so ermittelten Parabel muss nun durch das Programm optimiert werden, damit sie, wie auf Abbildung 27 verdeutlicht wird, der Form des Ballens folgt. Dazu wird die Parabel an den äußeren beiden Punkten fixiert. Ein weiterer Punkt, der sich exakt in der Bildmitte befindet, vervollständigt das Koordinatentripel, mit dem die Parabel mathematisch beschrieben werden kann. Der dritte Punkt wird nun sukzessive nach unten geschoben.

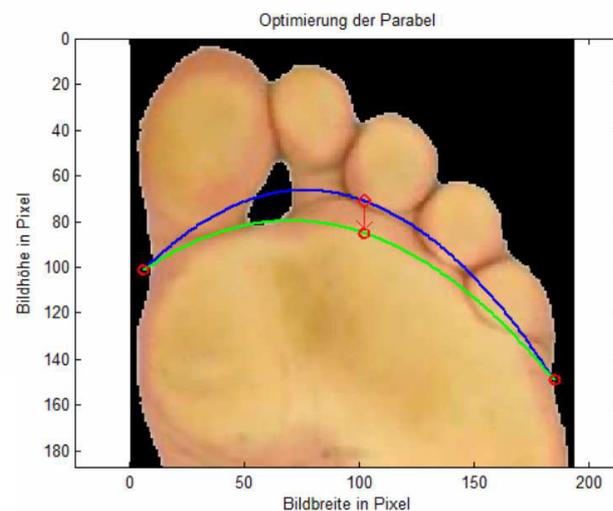
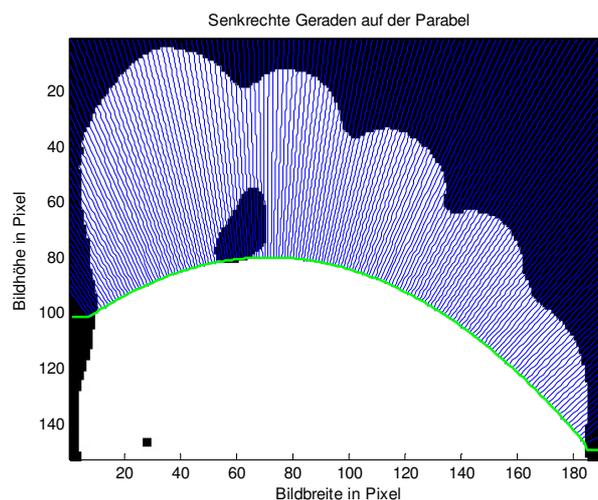


Abb. 27: Ausgangsparabel (blau) und optimierte Parabel (grün).

Bei jedem Schritt wird die Summe der Helligkeits-werte aller Pixel gebildet, die auf der Parabel liegen. Je näher die Parabelmitte in Richtung Ballen verschoben wird, desto größer wird die berechnete Summe. An der Stelle der maximalen Summenveränderung liegt die Parabel exakt an der Ballen-kontur an. Um das Veränderungsmaximum zu finden, muss die Parabel jedoch über diesen Punkt hinaus verschoben werden. Nach der Ermittlung dieser Stelle wird die richtige Parabel erneut berechnet (Zeile 279 bis 310).

Wie die grüne Linie auf Abbildung 27 zeigt, wird die Parabel im nächsten Schritt mit einer Geraden bis zum linken bzw. rechten Bildrand weitergeführt, um so die Zehenpartie vom restlichen Fuß zu trennen. Dies ist nötig, um den Kleinzehen- bzw. Großzehenballen zu detektieren. Hierfür muss zunächst der Fuß ohne die Zehen anhand der Mittelachse in einen linken und einen rechten Teil untergliedert werden. Summiert man nun die Helligkeitswerte der in gleicher Weise zerteilten Fußschablone zeilenweise auf, kann aus dem Maximum die Position des Grundgelenks ermittelt werden (Zeile 315 bis 368).

Für die Projektion des Skelettmodells werden neben diesen beiden Landmarken auch die Zehenspitzen benötigt. Die Ermittlung erfolgt mit zwei unterschiedlichen Algorithmen. Im Rahmen des ersten Algorithmus werden, wie auf Abbildung 28 ersichtlich, für jedes Pixel die Koeffizienten einer Geraden berechnet, die senkrecht auf der Parabel steht.



*Abb. 28: Auf der Parabel senkrecht stehende Geraden, die für jedes Pixel entlang der Parabel berechnet wurden.*

Entlang jeder Geraden werden alle Helligkeitswerte aufsummiert. Im günstigsten Fall erhält man so einen Kurvenverlauf mit fünf Maxima (Peaks), die jeweils an der Spitze

einer Zehe sind. Da im Regelfall mehr als fünf Maxima detektiert werden, kommt ein iteratives Verfahren zum Einsatz, bei dem dieser Kurvenverlauf gefiltert wird. Dabei wird die Filterfrequenz von  $1/10\text{Hz}$  schrittweise erhöht, bis mit der Funktion "findpeaks" genau fünf Maxima gefunden werden. Um diesen Algorithmus zu überprüfen, wird der Abstand zwischen den gefundenen Zehenspitzen ermittelt (Zeile 374 bis 428). Liegt dieser zwischen zwei Zehen unterhalb von einem Zwölftel Bildbreite, kommt ein weiterer Detektionsalgorithmus zum Einsatz, da in diesem Fall die Zehenerkennung fehlerhaft ist.

Der zweite Algorithmus bedient sich ebenfalls der senkrechten Geraden. Außerdem wird der Bildabschnitt oberhalb der Parabel benötigt, welcher zu diesem Zweck zu separieren ist (siehe Abbildung 28). Danach werden alle Pixel dieses Bildabschnitts nacheinander abgerastert. Liegt deren Helligkeitswert über dem Schwellwert, der zunächst bei 1 beginnt und bei maximal 255 endet, wird auf einem neuen Bild an dieser Stelle ein weißes Pixel gesetzt, anderenfalls ein Schwarzes. Sind alle Pixel abgerastert, werden die Helligkeitswerte entlang der Geraden, die ebenfalls auf dieses Bild übertragen wurden, summiert. Der entstandene Kurvenverlauf ist anschließend zu filtern, danach werden die Peaks aus diesem Verlauf gesucht und gezählt. Sind es weniger oder mehr als fünf, wird der gesamte Vorgang mit einem höheren Schwellwert wiederholt, bis exakt fünf Peaks gefunden werden. Dieser Vorgang ist auf der nachfolgenden Abbildung 29 dargestellt. Während links (kleiner Schwellwert) noch alle Pixel, die zum Fuß gehören, übertragen werden, ist der Schwellwert rechts so hoch, dass bei einer Aufsummierung der Pixel entlang der Geraden genau fünf Maxima entstehen. Für den Fall, dass bei einem maximalen Schwellwert von 255 immer noch mehr als fünf Peaks vorhanden sind, werden die ersten fünf gefundenen Peaks, als Zehenspitzen gewertet. Die exakten Koordinaten können anschließend aus der Position der Peaks ermittelt werden (Zeile 430 bis 515).

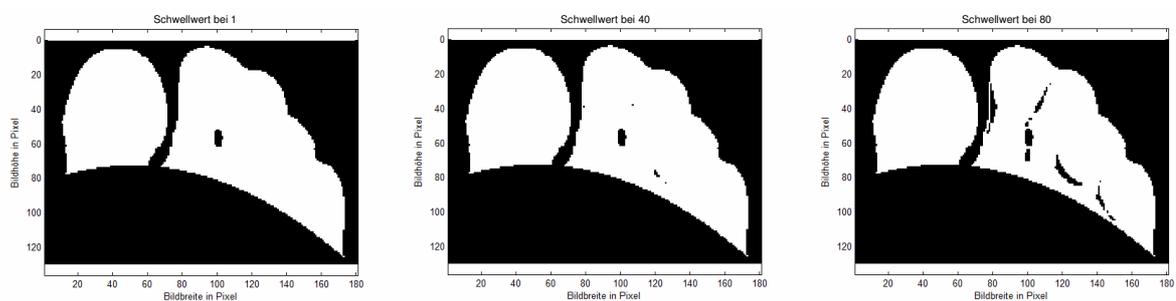


Abb. 29: Darstellung der Pixel, deren Helligkeit über dem dynamischen Schwellwert liegt.

Da nun die Positionen der Zehen bekannt sind, kann die Form der Parabel weiter optimiert werden. Die neue Parabel umspannt dabei nur den Bereich zwischen dem

ersten und fünften Zeh. Da zu erwarten ist, dass die Kontur außerhalb dieses Bereichs eher horizontal verläuft, wird die Parabel, wie Abbildung 30 zeigt, mit dem Wert an der Stelle des ersten bzw. fünften Strahls vervollständigt (Zeile 518 bis 520).

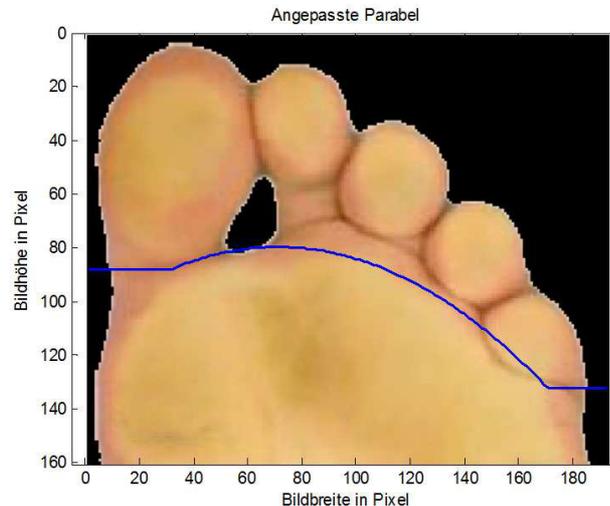


Abb. 30: Anpassung der Parabel an die Zehenspitze des ersten und fünften Strahls.

Alle bis jetzt durchgeführten Verarbeitungsschritte können unabhängig von der Fußausrichtung (linker oder rechter Fuß) durchgeführt werden. Um das Vorgehen bei der Projektion zu vereinfachen, werden an dieser Stelle alle linken Fußbilder gespiegelt, sodass für die weiteren Berechnungen immer ein rechts ausgerichtetes Fußbild vorliegt. Dies bietet den Vorteil, dass die folgenden Berechnungsschritte nur für eine Fußrichtung durchgeführt werden müssen. Die jeweilige Fußrichtung wird mit Hilfe zweier Geraden ermittelt, die sich von der Fersenspitze bis zu dem Kleinzehen- und Großzehengrundgelenk erstrecken. Die längere der beiden Geraden befindet sich unabhängig von der Fußrichtung auf der medialen Fußseite. Bei den linken Fußbildern werden dann verschiedene Konstanten, Vektoren sowie die Bilder an sich gespiegelt. Weiterhin wird die Parabel so weit nach unten verschoben, dass diese durch das aus der Regressionsgleichung (siehe dazu Kapitel 4.4) hervorgegangene Großzehengrundgelenk verläuft. Abschließend werden mit den aus dem Vorversuch ermittelten Regressionsgleichungen noch die Positionen des Sustentaculum tali und der Tuberositas der fünften Metatarsale berechnet (Zeile 525 bis 581).

An dieser Stelle sind alle Landmarken, die für die Projektion benötigt werden, berechnet, sodass das erste Skeletteil (Rückfuß) verarbeitet werden kann. Dazu wird zunächst der PFA (posterior flexion angle) überprüft. Beträgt dieser mindestens  $11,6^\circ$ , wird das Rückfußmodell für den Knickfuß zur Projektion verwendet, andernfalls wird der normale Rückfuß eingesetzt. Da diese Bearbeitungsschritte für beide Modelle

identisch sind, werden diese nachfolgend nur für das normale Modell erläutert (Beginn Zeile 666).

Für die Anpassung wird zuerst die Ausrichtung des Modells festgelegt. Dazu wird das Bild zunächst geöffnet. Anschließend wird die Fußmitte auf Höhe des Sustentaculum tali ermittelt. Zusammen mit dem Koordinatenpaar der Fersenspitze kann dann der Neigungswinkel berechnet werden (Zeile 666 bis 688).

Im nächsten Verarbeitungsschritt werden drei Punkte auf dem Modell festgelegt, die zum einen als Fixpunkt für die Projektion und zum anderen als Ansatzpunkt für das nächste Modellsegment dienen. Dazu gehören der Sustentaculum tali auf dem Kalkaneus, die Spitze des Kalkaneus und ein Punkt zwischen Kalkaneus und Talus, der als Ansatzpunkt für den Mittelfuß fungiert. Diese Punkte können jedoch nicht als Koordinatenpaare festgelegt werden, da die Koordinaten sich durch eine Drehung, Streckung oder Stauchung des Modellbildes mit verändern müssten. Daher werden diese Punkte, wie auf Abbildung 31 zu sehen, ausgehend vom Modellbildmittelpunkt mit einem Radius und einem Winkel definiert (Zeile 680 bis 696).

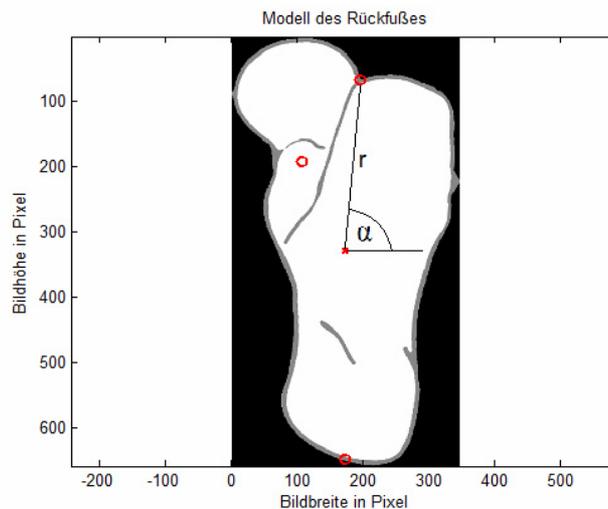
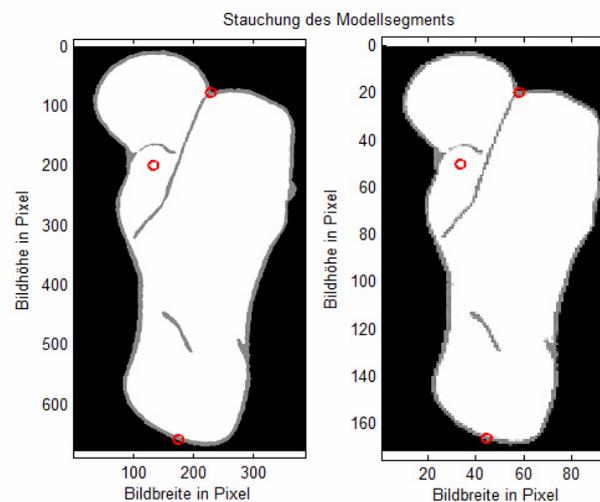


Abb. 31: Rückfußmodellsegment mit den drei zur Anpassung benötigten Punkten, welche über einen Winkel  $\alpha$  und einen Radius  $r$  definiert sind.

Diese Festlegung bietet den Vorteil, dass bei einer Drehung des Bildes nur der Winkel mit dem Drehwinkel addiert werden muss. Bei einer Stauchung oder Streckung des Bildes muss der Radius mit dem Stauchungs- oder Streckungsfaktor multipliziert werden. Auf diese Weise können die Punkte nach jeder Veränderung des Bildes neu berechnet werden und bleiben, wie Abbildung 32 zeigt, relativ zum Bild immer an der gleichen Position, sodass die Bildproportionen erhalten bleiben. Als nächstes muss das Stauchungsverhältnis bestimmt werden, damit das Modellsegment exakt an die dafür bestimmte Stelle des Fußes passt. Dieses wird aus dem Verhältnis zwischen

dem Abstand von Sustentaculum tali und Fersenspitze abzüglich der Hautdicke und dem Abstand des Sustentaculum tali und der Spitze des Kalkaneus auf dem Modellsegment berechnet. Die Haut unter der Ferse ist etwa 4mm dick (Thoolen, 2000). Da sich unter der Ferse ein Fettpolster zur Stoßdämpfung befindet, kommen etwa 16,6mm Weichgewebe (Scott, 1993) hinzu. Betrachtet man den Fuß jedoch von oben, entfällt ein großer Teil des Weichgewebes an der Ferse, da sich das Fettpolster größten Teils unter der Ferse befindet. Daher wurde die Dicke der Haut nach optischen Maßstäben auf ca. 8mm festgelegt. Das Modellsegment wird anschließend um den zuvor ermittelten Faktor gestaucht. Die drei Punkte müssen ebenfalls um den Stauchungsfaktor korrigiert werden (Zeile 714 bis 736).

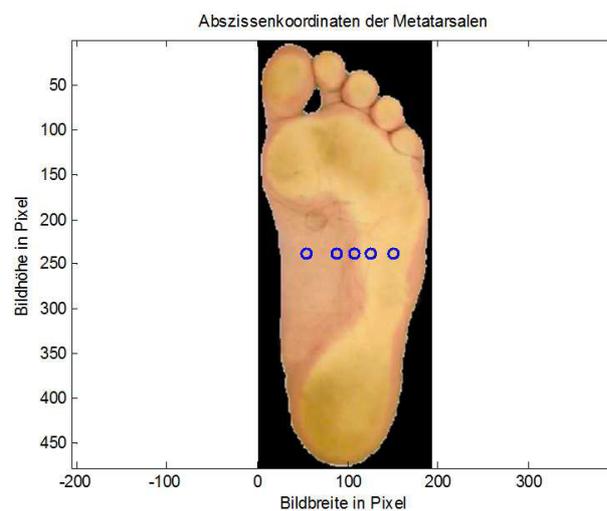


*Abb. 32: Die drei Punkte des bereits gedrehten Rückfußmodellsegments (links) bleiben nach der Stauchung (rechts) relativ zum Segment an der gleichen Stelle.*

Abschließend wird errechnet, auf welchen Koordinaten der Punkt des Sustentaculum tali auf dem Originalbild zum liegen kommt (Zeile 739 bis 740). Das Knochensegment hat nun die richtige Proportion und Ausrichtung. Die Übertragung des Modells auf das Originalbild wird jedoch erst dann durchgeführt, wenn alle Segmente angepasst wurden.

Bei dem nächsten Knochensegment handelt es sich um die Mittelfußknochen. Die folgenden Berechnungen werden jedoch nicht für dessen Projektion durchgeführt, sondern um Punkte zu berechnen, die für die Anpassung der nachfolgenden Segmente (Metatarsalen) benötigt werden. Dazu lädt das Programm zunächst das Mittelfußsegment. Anschließend werden die Ansatzpunkte für die Metatarsalen sowie ein weiterer Punkt für die Positionierung des Mittelfußsegments festgelegt. Nun wird das Mittelfußsegment um den gleichen Faktor gestaucht wie das erste

Rückfußsegment, da davon auszugehen ist, dass die Skelettsegmentproportionen zueinander annähernd identisch sind. Um den Rotationswinkel zu ermitteln, werden wiederum zwei Punkte benötigt. Der Erste ergibt sich aus dem Ansatzpunkt zwischen Mittelfuß- und Rückfußsegment. Für den zweiten Punkt wird die Fußmitte auf Höhe jenes Ansatzpunktes zuzüglich der Ausdehnung des Mittelfußsegments nach oben ermittelt. Bei der Berechnung wurde berücksichtigt, dass sich der Ansatzpunkt auf dem Mittelfußsegment nicht direkt am unteren Bildrand befindet, da auch die Knochen nicht bis an den unteren Rand reichen. Wie auf Abbildung 33 ersichtlich, können nun mittels Stauchungsfaktor und Rotationswinkel die Abszissenkoordinaten berechnet werden, auf denen die fünf Ansatzpunkte für die Metatarsalen nach der Projektion auf dem Originalbild zum liegen kommen (Zeile 746 bis 823). Da die Ordinatenkoordinaten dieser Punkte zu diesem Zeitpunkt nicht bekannt sind, wurden die Markierungen auf der Abbildung zur Veranschaulichung in die Mitte des Bildes gesetzt.



*Abb. 33: Podoskopbild mit den Abszissenkoordinaten der Ansatzstellen für die Metatarsalen.*

Nachfolgend werden die fünf Modellsegmente der Metatarsalen verarbeitet. Die Berechnungsschritte sind für alle Segmente nahezu identisch. Daher wird im Folgenden die Vorgehensweise beispielhaft für die fünfte Metatarsale erläutert. Nach dem Ladevorgang der fünften Metatarsale und der Ermittlung der Bildmitte werden für die weitere Verarbeitung drei Punkte definiert. Wie Abbildung 34 zeigt, wird die Länge des Knochens über den unteren Bildrand und den obersten Punkt definiert. Der laterale Punkt wird in Verbindung mit dem Ansatzpunkt (unterer Punkt) für die Ausrichtung benötigt.

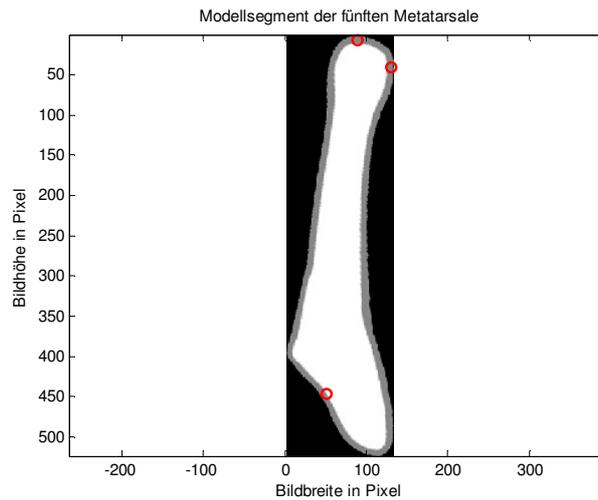


Abb. 34: Modellsegment der fünften Metatarsale.

Die übrigen vier Modellsegmente benötigen hingegen nur zwei Punkte, da diese die Knochenlänge definieren und als Ansatzpunkt verwendet werden können. Um den Stauchungsfaktor zu ermitteln, wird zunächst der Abstand zwischen zwei Punkten auf dem Originalbild ermittelt. Wie auf Abbildung 35 ersichtlich ist, handelt es sich dabei um die Tuberositas der fünften Metatarsale an der zuvor berechneten Andockstelle und das Kleinzehengrundgelenk unter Berücksichtigung der Hautdicke.

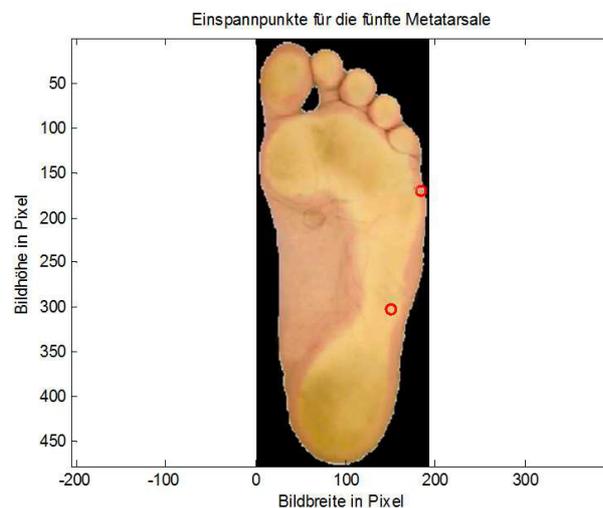


Abb. 35: Podoskopbild mit den beiden Punkten, die zur Positionierung und Proportionierung der fünften Metatarsale benötigt werden.

Das Modellsegment der Metatarsale muss nun so gestaucht werden, dass das Segment so hoch ist wie der Abstand der beiden Punkte zueinander. Über diese beiden Punkte wird ebenfalls der Rotationswinkel ermittelt. Nach der Drehung und Stauchung des Modellsegments werden die Punkte ebenfalls umgerechnet. Im letzten

Schritt wird die Stelle, auf welcher der laterale Punkt nach der Projektion zum liegen kommt, berechnet (Zeile 828 bis 885). Diese Berechnungsschritte kommen auch für die übrigen vier Modellsegmente zur Anwendung (Zeile 891 bis 1096). Lediglich die Stauchung berechnet sich nicht aus zwei Punkten auf dem Originalbild, sondern aus der Länge des schon verarbeiteten Modellsegments. Dafür wurden zuvor drei unabhängige Studien (Moneim et al., 2008; Bidmos, 2008; Case & Ross, 2007) miteinander verglichen, in denen bestimmte Knochenlängen des Fußes untersucht wurden. Auf Grundlage dieser Ergebnisse wurde nun jeweils das Verhältnis zwischen der Länge der fünften und der Länge der übrigen Metatarsalen berechnet und in den folgenden Diagrammen dargestellt.

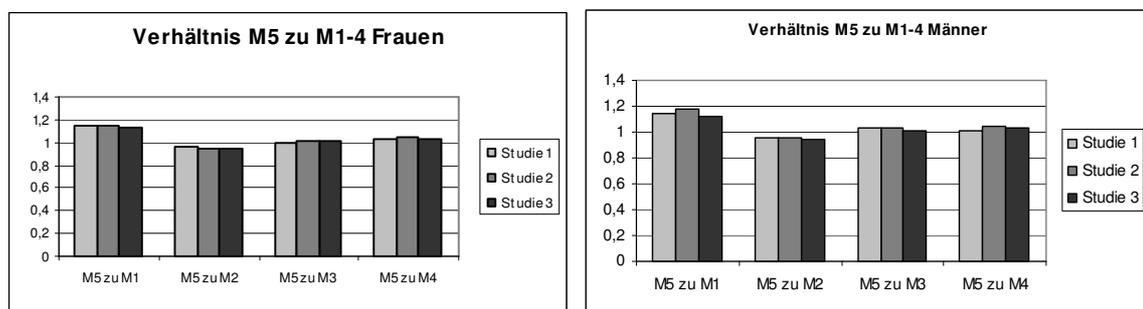


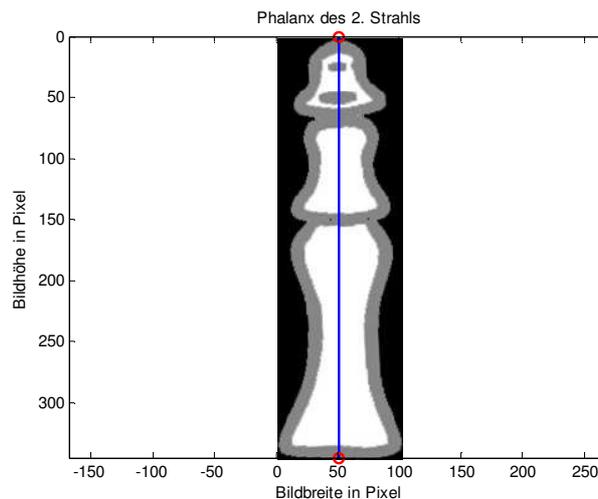
Diagramm 1: Längenverhältnisse zwischen der fünften und den restlichen Metatarsalen unterteilt nach Frauen (links) und Männern (rechts).

Die Gegenüberstellung zeigt, dass die Studien unabhängig voneinander sehr ähnliche Ergebnisse erzielten. Außerdem ist der Unterschied zwischen den Verhältnissen bei Männern und Frauen so gering, dass keine Differenzierung bei der Proportionierung der Modellsegmente nötig ist. Für die Berechnung der Metatarsalenlängen des ersten bis vierten Strahls wurden die Mittelwerte aus den drei Studien verwendet.

Da nun die Lage der einzelnen Metatarsalen auf dem Podoskopbild bekannt ist, kann jetzt die eigentliche Berechnung der Position des Mittelfußsegments vorgenommen werden. Nach dem Laden des Modellsegments müssen dazu ebenfalls zwei Punkte auf dem Modell definiert werden, mit denen das Segment platziert und proportioniert werden kann. Dafür wurde der mittlere Ansatzpunkt des Rückfußes und der Ansatzpunkt für die dritte Metatarsale gewählt. Da diese Punkte schon durch die Anpassung der Metatarsalen und des Rückfußes auf dem Originalbild bekannt sind, kann damit der Stauchungsfaktor und der Rotationswinkel berechnet werden. Damit dieses Segment exakt zwischen die beiden Punkte passt, muss die Segmenthöhe anhand der beiden Punkte und die Segmentbreite mit dem Stauchungsfaktor des Rückfußes umgeformt werden (Zeile 1102 bis 1176).

Als letztes werden die Modellsegmente der Phalanx verarbeitet. Dies geschieht in einer Schleife, da die Vorgehensweise für die Phalanx des zweiten bis vierten Strahls

exakt identisch ist. Da alle Podoskopbilder der linken Füße gespiegelt wurden, muss vor der Verarbeitung der Phalanxsegmente auch die Matrix mit den detektierten Zehenspitzen umgeschrieben werden (Zeile 1179 bis 1186). Danach kann das erste Phalanxmodell (zweiter Strahl) geladen werden. Die Modellsegmente wurden vorher so bearbeitet, dass sich die Knochenmittellachse exakt auf der Mittelachse des Bildes befindet. Daher liegen die beiden Punkte, die für die Verarbeitung benötigt werden, bei allen Phalanxmodellbildern am oberen und unteren Bildrand auf der Bildmittellachse, was auf der nachfolgenden Abbildung 36 veranschaulicht wird.



*Abb. 36: Modellsegment der zweiten Phalanx und der zwei sich auf der Bildmittellachse befindlichen Punkte.*

Die Modellsegmente werden so angepasst, dass sie zwischen die Zehenspitze und die nach unten verschobene Parabel passen, wobei die Hautdicke an den Zehenspitzen berücksichtigt wird. Auf eine anpassende Drehung der Segmente kann verzichtet werden, da die Zehen auf den Podoskopbildern für gewöhnlich senkrecht nach oben zeigen. Die einzelnen Segmente werden anschließend innerhalb der Schleife auf ein leeres Bild projiziert. Wie Abbildung 37 zeigt, muss dafür die Position auf dem Ausgangsbild bekannt sein, auf welche die obere linke Bildecke des angepassten Modellsegments gesetzt wird. Diese Position errechnet sich aus der detektierten Zehenspitze abzüglich der halben Modellsegmentbreite unter Berücksichtigung der Hautdicke (Zeile 1187 bis 1220).

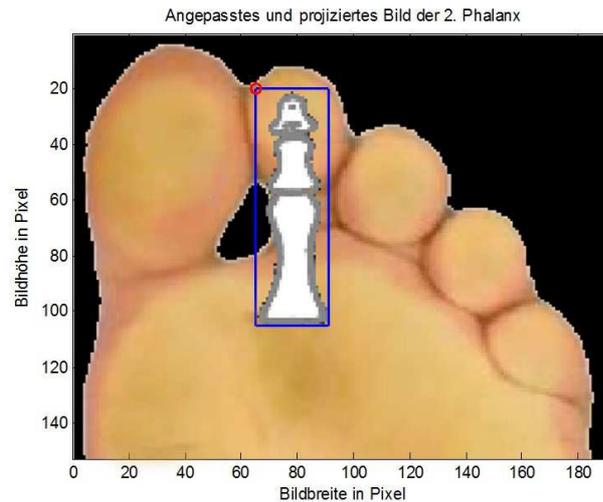
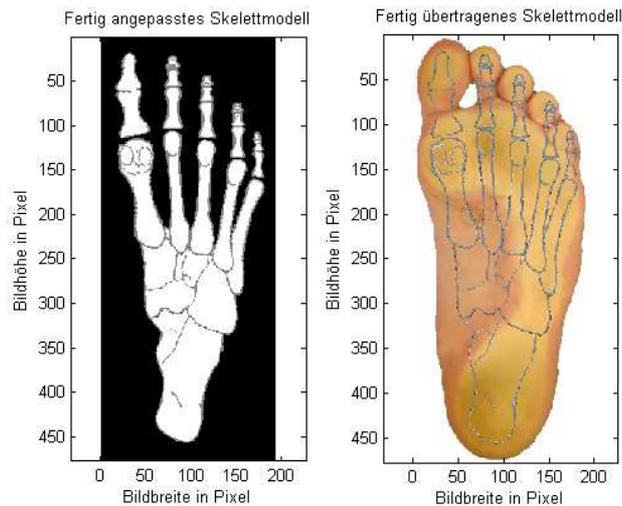


Abb. 37: Auf das Podoskopbild projiziertes Modellsegment der zweiten Metatarsale, welches anhand der linken oberen Bildecke (roter Punkt) platziert wurde.

Danach folgt die Anpassung der Phalanx des ersten Strahls. Auch hier müssen zunächst zwei Punkte festgelegt werden, die sich an der Knochenspitze und am proximalen Ende der Phalanx befinden. Das Segment wird so gestaucht, dass es zwischen die Zehenspitze des ersten Strahls und den Ansatzpunkt der ersten Metatarsale passt. Dabei wird der Winkel beachtet, der beispielsweise bei der Abbildung eines Hallux valgus von großer Bedeutung ist. Zudem wird bei der Ermittlung des Rotationswinkels berücksichtigt, dass die beiden Punkte auf dem Modellsegment nicht exakt übereinander liegen, was beim Drehen zusätzlich ausgeglichen werden müsste (Zeile 1224 bis 1272). Als letztes folgt die Verarbeitung der Phalanx des fünften Strahls. Da das Vorgehen dem der Phalanx des ersten Strahls entspricht, wird dieses hier nicht näher beschrieben (Zeile 1276 bis 1324).

An dieser Stelle sind alle Modellsegmente fertig angepasst und werden auf das Bild zu den drei schon projizierten Phalangen übertragen. Dazu wird für jedes Segment die Stelle auf dem Bild berechnet, auf der die linke obere Ecke des Modellsegments zum Liegen kommt. Anhand dieser Eckpunkte werden dann alle Segmente pixelweise übertragen. Wie Abbildung 38 verdeutlicht, können abschließend die Konturen des nun vollständig angepassten und zusammengefügt Skelettmodells auf das eigentliche Podoskopbild projiziert werden (Zeile 1327 bis 1406).



*Abb. 38: Nachdem das Skelettmodell vollständig angepasst und zusammengesetzt ist, können dessen Konturen auf das Podoskopbild übertragen werden.*

Die dritte Funktion des Programms ist das Markieren der vier sensomotorisch relevanten Ip auf dem Bild (siehe Abbildung 21 C). Die Lage der Ip wurde dabei nach den Vorgaben von footpower realisiert. Zunächst wird der retrokapitale Punkt aus dem Stück der Parabel erstellt, das sich zwischen der zweiten und vierten Metatarsale befindet. Dieses Parabelstück wird soweit nach unten versetzt, dass es exakt unterhalb der Zehengrundgelenke liegt. Deren Lage wird aus dem Modellsegment der dritten Metatarsale ermittelt (Zeile 1416 bis 1420).

Als nächstes wird der Zehensteg erstellt. Dazu muss die Mitte der Zehenbeeren des zweiten bis fünften Strahls detektiert werden. Dies geschieht mit Hilfe der Helligkeitsprofile, die an den Zehenspitzen berechnet werden. Das erste Maximum, welches auf Abbildung 25 zu sehen ist, liegt auf der Mitte der Zehenbeere. Danach wird eine Regressionsfunktion vierten Grades durch die vier Zehenbeeren gelegt. Dabei wird die Funktionskurve nach unten versetzt, da der Zehensteg nicht durch die Mitte der Zehenbeeren, sondern durch deren unteres Drittel verläuft (Zeile 1422 bis 1440).

Anschließend folgen die Markierungen, welche den medialen und lateralen Ip kennzeichnen. Dazu werden zunächst Punkte auf einer Kreisbahn berechnet, welche dann an die dafür vorgesehenen Stellen verschoben wird. Der Mittelpunkt des medialen Kreises liegt exakt auf dem Punkt des Sustentaculum tali des Rückfußmodellsegments. Der laterale Ip ist zum medialen um einen Kreisdurchmesser von ca. 5mm nach unten verschoben und liegt exakt an der lateralen Seite des Knochens an (Zeile 1442 bis 1453). Wie die nachfolgende Abbildung 39 zeigt, können die Markierungen auf das Originalbild übertragen werden.

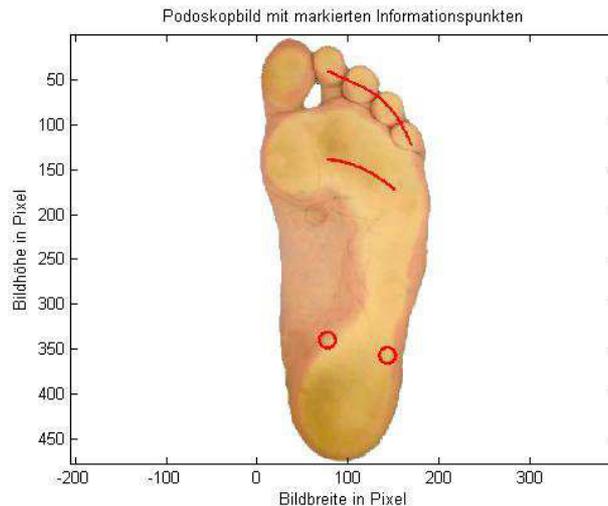


Abb. 39: Podoskopbild mit den Markierungen für die Ip.

An dieser Stelle sind alle Berechnungen durchgeführt. Falls dies für einen linken Fuß geschah, muss das Bild sowie die Ip zurückgespiegelt werden (Zeile 1456 bis 1476). Anschließend wird der Hintergrund des Bildes wieder weiß gefärbt (Zeile 1479 bis 1487).

Die Ip werden bereits an dieser Stelle auf dem Bild angezeigt. Damit diese auch beim Speichern des Bildes erhalten bleiben, müssen sie in Bildinformationen umgewandelt werden. Dazu werden die einzelnen Pixel, die sich unter den eingezeichneten Linien befinden, rot eingefärbt (Zeile 1490 bis 1514).

Im letzten Schritt wird das Originalbild im Graph des GUIs angezeigt, dessen Achsenbeschriftung entfernt wird (Zeile 1517 bis 1521). Der Benutzer bekommt dadurch ein optisches Feedback, dass die Berechnungen durchgeführt wurden und das Bild geladen ist.

Durch die "try" Funktion wird der gesamte Arbeitsvorgang kontrolliert (Zeile 107 und 1522 bis 1527). Kommt es bei den beschriebenen Berechnungsschritten zu unerwarteten Fehlern, welche das Programm stoppen könnten, greift diese Funktion ein und übergeht den Fehler. Das Bild kann in diesem Fall zwar nicht geladen werden, aber das Programm bleibt funktionsfähig. Der Benutzer wird über den Fehler mit der Mitteilung: "Berechnungsfehler! Bild kann nicht geladen werden." informiert. Die "Bild-laden" Funktion ist damit abgeschlossen.

### **5.2.3 Darstellungsfunktionen**

Als nächstes wird der den auswählbaren Funktionen zu Grunde liegende Programmcode näher beschrieben. In der ersten auswählbaren Funktion (Fußskelett) wird auf das Originalbild mit dem projizierten Skelett mithilfe einer globalen Variablen aus der "Bild laden" Funktion zugegriffen. Diese Abbildung wird nun mit dem "image" Befehl im Anzeigefeld des GUI dargestellt. Außerdem werden die Achsen für eine korrekte Darstellung gleichgerichtet. (Zeile 1549 bis 1565).

Die Funktion "Informationspunkte" zeigt nach der Aktivierung das Originalbild mit den im Programm errechneten Ip an. Diese werden ebenfalls mit globalen Variablen aus der "Bild laden" Funktion entnommen und mit dem "image" Befehl dargestellt (Zeile 1568 bis 1602).

Die Darstellungsform "Überlagerung" bedient sich neben dem Originalbild mit dem projizierten Skelett zusätzlich noch der Ip, welche in der "Bild laden" Funktion errechnet wurden. Das Skelettbild wird ebenfalls mittels "image" Befehl angezeigt. Die Ip werden mit dem "plot" Befehl auf die Darstellung übertragen (Zeile 1606 bis 1639).

Erst nachdem der Programmabschnitt der Darstellung durchlaufen ist, kann das Bild der jeweiligen Funktion mit dem "Bild speichern" Befehl in ein Verzeichnis exportiert werden. Dazu entnimmt das Programm die vier möglichen Bilder aus dem Hauptprogramm. Anschließend wird abgefragt, welche Funktion gerade aktiviert ist, um das entsprechende Bild im "jpg" Format zu exportieren (Zeile 1642 bis 1669). Durch die Speichern-Funktion können die Bilder wieder mit der Software von footpower geöffnet und im Originalmaßstab ausgedruckt werden. Dies bietet die Möglichkeit, die Bilder direkt als Vorlage für die Herstellung sensomotorischer Einlagen zu verwenden.

## **5.3 Ergebnisse der Validierung des Programms**

Zur Validierung des Programms wurden zunächst die einzelnen Referenzbereiche der vier Ip nach der in Kapitel 4.3 beschriebenen Methode ermittelt. Da auf einem der 70 Podoskopbilder die Markierung für den retrokapitalen Ip nicht eingezeichnet wurde, konnte dieses Bild für die weitere Auswertung nicht verwendet werden. Zwei weitere Bilder konnten vom Programm nicht ausgewertet werden, da es bei der Ermittlung des Rotationswinkels eines Skelettsegments zu fehlerhaften Werten kam, wodurch eine Weiterverarbeitung des Bildes nicht durchgeführt wurde. Dies liegt daran, dass auf diesen Bildern die Spitze der großen Zehe an der falschen Stelle detektiert wird.

Damit ist die Voraussetzung für die Rotationswinkelberechnung nicht mehr gegeben, da die Zehe steiler als  $45^\circ$  stehen muss. In diesen seltenen Fällen müssen die Podoskopbilder manuell ausgewertet werden. Für die Ermittlung der Detektionsgenauigkeit des Zehenstegs konnte ebenfalls ein Bild nicht verwendet werden, da das Programm durch eine fehlerhafte Zehenidentifizierung einen unbrauchbaren Zehensteg darstellt. Somit ergibt sich für die Bestimmung der Genauigkeit des Programms eine Grundgesamtheit von 66 Bildern, mit denen die im Folgenden beschriebenen Auswertungsschritte durchgeführt wurden.

Zunächst mussten die Referenzbereiche aller Ip für jedes Podoskopbild berechnet werden. Dazu wurde für den medialen, lateralen und retrokapitalen Ip der Mittelwert der fachmännisch eingezeichneten Markierungen berechnet. Anschließend konnte der maximale Abstand zwischen den Markierungen und den Mittelwerten für jede Raumrichtung ermittelt werden. Aus den erhaltenen Werten wurde schließlich für alle charakteristischen Punkte je eine Ellipse berechnet, welche die Referenzbereiche markiert, in denen die automatisch generierten Werte zum liegen kommen müssen (siehe Abbildung 40).

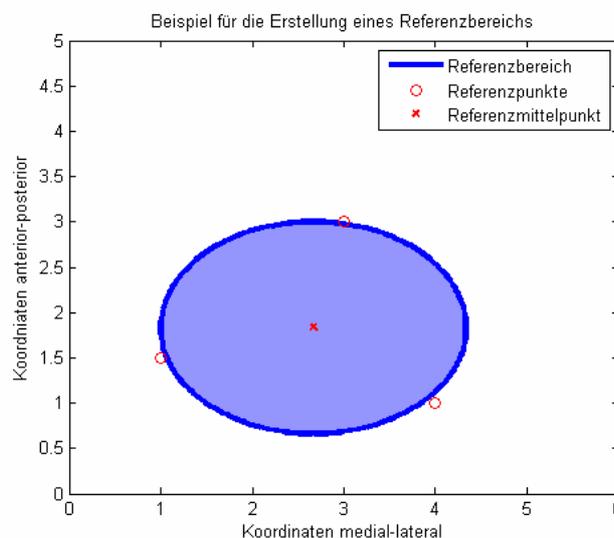


Abb. 40: Darstellung des Referenzbereichs (Areal), welcher aus dem maximalen Abstand der Referenzpunkte zum Referenzmittelpunkt berechnet wird.

Die Ellipsen wurden nach der Berechnung zur optischen Kontrolle auf die Podoskopbilder projiziert.

Da für die Lage des Zehenstegs nur die anterior-posteriore Richtung überprüft wird, wurde der Mittelpunkt ( $x_m|y_m$ ) der fachmännisch eingezeichneten Markierungen sowie deren maximaler Abstand ( $r$ ) zu diesem Punkt ermittelt. Um eine Gesamtübersicht zu erhalten, wurden diese Bereiche durch Kreise auf den Bildern visualisiert, denen folgende Formeln zur Berechnung zu Grunde liegen.

$$(10) \quad x = r \cdot \cos(t) + x_m \quad \text{mit } 0 \leq t \leq 2\pi$$

$$(11) \quad y = r \cdot \sin(t) + y_m$$

(Bartsch, 1989, S. 305)

Wie die folgende Abbildung 41 zeigt, wurden die einzelnen Referenzbereiche der vier Ip und die durch das Programm berechneten Punkte für jedes Podoskopbild zunächst optisch gegenübergestellt.

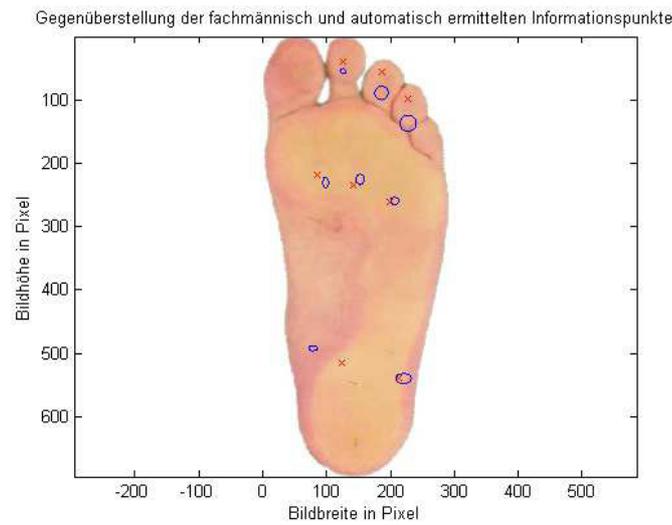


Abb. 41: Grafische Gegenüberstellung der Referenzbereiche (blau) und der durch das Programm berechneten Punkte (rot).

Es zeigt sich, dass die vom Programm errechneten Punkte in der Nähe der jeweiligen Referenzbereiche liegen. Die größte Abweichung ergibt sich für den medialen ip. Um bei allen Podoskopaufnahmen zu überprüfen, ob die automatisch generierten Werte innerhalb der entsprechenden Bereiche liegen, wurde für den medialen, lateralen und retrokapitalen Ip die Entfernung zwischen den Ellipsenmittelpunkten und diesen Werten berechnet. Weiterhin wurde der Abstand eines Punkts auf der Ellipse berechnet, der sich auf derselben Geraden befindet wie der Ellipsenmittelpunkt und der generierte Wert. Über einen Vergleich der beiden Strecken kann schließlich bestimmt werden, ob der Wert innerhalb der Ellipse verortet ist. Für die drei charakteristischen Punkte des Zehenstegs wurde überprüft, ob der Abstand der generierten Punkte zu den Kreismittelpunkten kleiner als die jeweiligen Radien der Kreise sind.

Dieser Überprüfungsvorgang wurde für jedes Podoskopbild durchgeführt, wobei die Anzahl der getroffenen Bereiche für jedes Areal einzeln gezählt wurde. Die resultierenden Trefferzahlen sind in der nachfolgenden Tabelle 2 zusammengestellt.

Tab. 2: Ergebnisse der Validierung

Charakteristische Areale der Ip	Anzahl der getroffenen Areale	
	Absolut in Pixel	Relativ in %
Medialer Ip	0	0,0
Lateraler Ip	32	48,5
Retrokapitaler Ip (medial)	11	16,7
Retrokapitaler Ip (zentral)	10	15,2
Retrokapitaler Ip (lateral)	4	6,1
Zehensteg 2. Strahl	20	30,3
Zehensteg 3. Strahl	11	16,7
Zehensteg 4. Strahl	4	6,1

Wie aus der Tabelle 2 hervorgeht, liegen die Ip mit einer Wahrscheinlichkeit von 0% bis 48,5% in den jeweiligen Bereichen. Da die Werte immer durch dieselben Algorithmen bestimmt werden, ist davon auszugehen, dass die z.T. sehr niedrigen Trefferzahlen aus einer systematischen Fehlberechnung der Ip resultieren. Um diese These zu überprüfen, wurde für den Bereich mit den geringsten Trefferzahlen (medialer Ip) aus allen 66 Podoskopbildern der mittlere Referenzbereich der fachmännisch eingezeichneten Markierungen berechnet. Wie auf Abbildung 42 zu sehen ist, wurden zu dieser Ellipse die durch das Programm errechneten Werte geplottet.

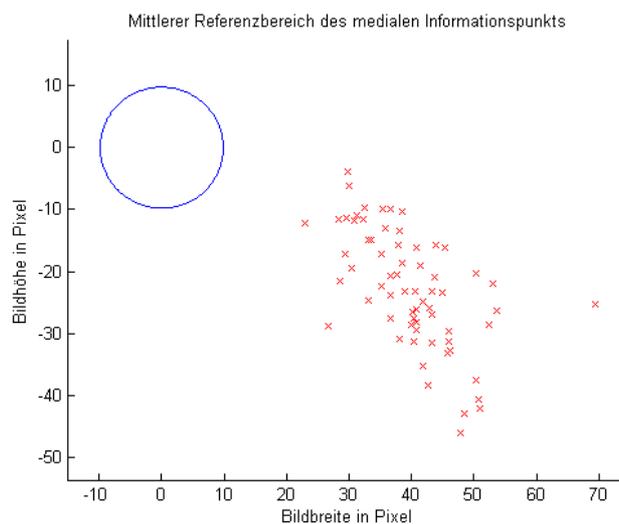


Abb. 42: Gegenüberstellung des mittleren Referenzbereichs (blau) und der errechneten Werte (rot).

Aus der oben stehenden Abbildung geht hervor, dass die generierten Werte nicht zufällig außerhalb des mittleren Bereiches verteilt, sondern in eine bestimmte Richt-

ung verschoben sind. Dieser systematische Fehler lässt sich beheben, indem die durchschnittliche Abweichung der generierten Werte zum gemittelten Ellipsenmittelpunkt in beide Raumrichtungen berechnet wird. Diese Differenz kann anschließend mit den Werten des Programms verrechnet werden. Da davon auszugehen ist, dass nicht nur die Berechnung des medialen Ip mit einem systematischen Fehler behaftet ist, wurde diese Fehlerkorrektur für jeden charakteristischen Punkt der sensomotorisch relevanten Bereiche durchgeführt. Danach wurde erneut betrachtet, mit welcher Häufigkeit die generierten Werte innerhalb der Referenzareale verortet sind. Die Ergebnisse dieser Überprüfung sind in der nachfolgenden Tabelle 3 zusammengefasst.

Tab. 3: Korrigierte Ergebnisse der Validierung

Charakteristische Areale der Ip	Anzahl der getroffenen Areale	
	Absolut in Pixel	Relativ in %
Medialer Ip	38	57,6
Lateraler Ip	34	51,5
Retrokapitaler Ip (medial)	10	15,2
Retrokapitaler Ip (zentral)	8	12,1
Retrokapitaler Ip (lateral)	12	18,2
Zehensteg 2. Strahl	38	57,6
Zehensteg 3. Strahl	35	53,0
Zehensteg 4. Strahl	35	53,0

Durch die Korrektur des systematischen Fehlers konnten fast alle Trefferzahlen gesteigert werden. Nur für den medialen und zentralen Anteil des retrokapitalen Ip sinkt die Anzahl der Treffer des Referenzbereichs. Außerdem zeigte sich, dass sich die Berichtigung der generierten Werte am stärksten auf die Trefferzahlen des medialen Ip und des Zehenstegs auswirken. Aus diesem Grund wurde überprüft, ob die durch die Korrektur hervorgerufenen Veränderungen des Abstands zwischen den Messwerten und den jeweiligen Referenzmittelpunkten signifikant sind. Dazu musste von jedem generierten Wert der lineare Abstand zum Mittelpunkt des zugehörigen Areals berechnet werden. Diese Berechnung wurde für die verbesserten Werte und die Originalwerte durchgeführt. Anschließend wurde für jedes Areal ein T-Test mit den Werten der beiden dazugehörigen Gruppen durchgeführt. Da die Gruppen für diese Analyse normalverteilt sein müssen, wurde dies zuerst mithilfe des Kolmogorov-Smirnov-Tests überprüft. Dieser Test erbrachte für alle Gruppen ein positives Ergebnis, sodass diese mit dem T-Test verglichen werden konnten. Mithilfe dieses Tests wird unter Berücksichtigung der Mittelwerte, Varianzen und Gruppengrößen ein

Wahrscheinlichkeitswert (p-Wert) berechnet, der Aufschluss darüber gibt, ob die Mittelwertunterschiede der Gruppen rein zufällig oder systematisch sind. Es zeigte sich, dass die Areale (medialer und zentraler Anteil des retrokapitalen sowie lateraler Ip), deren Trefferzahlen sich durch die Korrektur kaum verändert haben, auch nicht mit einem systematischen Fehler behaftet sind (siehe Anhang, T-Test). Dementsprechend darf der systematische Fehler nur bei den Arealen berücksichtigt werden, bei welchen die Werte durch die Korrektur signifikant verändert wurden.

Beim medialen Ip könnte neben der kleinen Probandenzahl aus der Voruntersuchung auch das verwendete Skelettmodell eine Rolle für den systematischen Fehler spielen, da dieses im Bereich des Rückfußes ungewöhnlich schmal erscheint. Die Messwerte aus der Forschungsarbeit von T. Schepers et al. (2007) ergeben für das Verhältnis zwischen Breite und Länge des Kalkaneus einen durchschnittlichen Wert von 0,488. Da dasselbe Verhältnis bei dem verwendeten Skelettmodell nur 0,391 beträgt, wird dieser Verdacht bestätigt. Demnach müsste das Segment um 24,8% verbreitert werden. Um zu überprüfen, ob der systematische Fehler nach der Veränderung des Segments noch immer besteht, wurde die oben beschriebene Betrachtung des Abstands zwischen Referenzareal und den neu errechneten Punkten durchgeführt (siehe Anhang, Korrektur). Trotz der Proportionskorrektur liegen diese im Schnitt 25,9 Pixel (ca. 1,3cm) neben dem Referenzareal. Dies legt die Vermutung nahe, dass der mediale Ip tatsächlich eher etwas neben dem Sustentaculum tali platziert wird und nicht direkt darunter. Dementsprechend muss auch die Markierung, die das Programm auf dem Podoskopbild erzeugt, nach medial verschoben werden.

Als Nächstes wurde überprüft, inwiefern sich die für sensomotorische Stimulationspunkte charakteristischen Punkte aus der Fußproportion vorhersagen lassen. Durch eine Gegenüberstellung dieser Resultate mit den oben aufgeführten Ergebnissen konnte geklärt werden, ob das Einbeziehen von Landmarken auf den Podoskopbildern sowie Verhältnisgrößen aus der Voruntersuchung eine exaktere Bestimmung der Ip ermöglicht. Dazu wurden die Abszissenkoordinaten der Referenzmittelpunkte aller Podoskopbilder mit der jeweiligen Fußbreite ins Verhältnis gesetzt. Die Ordinatenkoordinaten der Punkte mussten dementsprechend mit der Fußlänge verrechnet werden. Durch die Berechnung des Mittelwerts aus allen Verhältniswerten jeder Stelle wurde schließlich der Zusammenhang zwischen Fußlänge bzw. -breite und den spezifischen Punkten der sensomotorischen Stimulationsareale bestimmt. Diese wurden für jedes Podoskopbild aus den ermittelten Verhältnissen berechnet und mit den Referenzarealen verglichen. Die nach dieser Methode erzielten Trefferzahlen sind in der nachfolgenden Tabelle 4 den oben bereits ermittelten Ergebnissen gegenübergestellt.

Tab. 4: Vergleich der Berechnungsmethoden

Charakteristische Areale der Ip	Anzahl der Treffer aus Landmarken ermittelt (Methode 1)		Anzahl der Treffer aus Verhältnisswerten ermittelt (Methode 2)	
	Absolut in Pixel	Relativ in %	Absolut in Pixel	Relativ in %
Medialer Ip	38	57,6	36	54,5
Lateraler Ip	34	51,5	39	59,1
Retrokapitaler Ip (medial)	10	15,2	21	31,8
Retrokapitaler Ip (zentral)	8	12,1	26	39,4
Retrokapitaler Ip (lateral)	12	18,2	33	0,5
Zehensteg 2. Strahl	38	57,6	30	45,5
Zehensteg 3. Strahl	35	53,0	20	30,3
Zehensteg 4. Strahl	35	53,0	22	33,3

Es zeigte sich, dass die Berechnung der sensomotorischen Stimulationsareale mithilfe der Proportionen des Fußes für den lateralen und retrokapitalen Ip zu höheren Trefferzahlen führt. Die Lage des medialen Ip und des Zehenstegs lässt sich hingegen eher mit anatomischen Landmarken aus den Podoskopbildern ermitteln.

## 5.4 Darstellbarkeit verschiedener Deformationen mit dem Modell

Im Folgenden soll die These geklärt werden, ob sich gängige Deformationen mithilfe des Skelettmodells realitätsnah darstellen lassen. Dabei werden Vorteile und Grenzen des verwendeten Skelettmodells und der zur Anpassung verwendeten Algorithmen näher erläutert. Es wird geklärt, inwiefern sich sehr häufig auftretende Deformationen (siehe Kapitel 2.3) mit dem Modell abbilden lassen.

Das Skelettmodell selbst wird aus 12 einzelnen Segmenten zusammengesetzt (siehe Kapitel 4.2). Wie Abbildung 43 zeigt, kann jedes der Elemente um seinen Ansatzpunkt rotiert und frei auf der Transversalebene des Fußes verschoben werden.

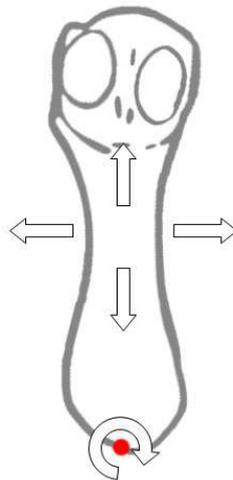
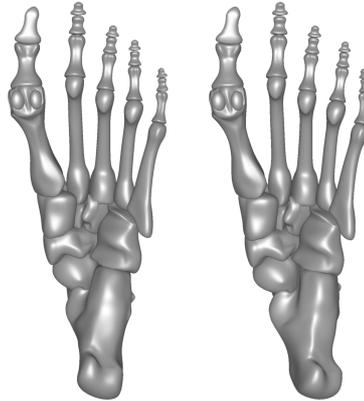


Abb. 43: Darstellung der beiden translatorischen Freiheitsgrade (waagerechte und senkrechte Pfeile) sowie der Rotationsmöglichkeit um den Ansatzpunkt (rot).

Somit ergeben sich für das gesamte Modell 12 rotatorische und 24 translatorische Freiheitsgrade. Neben der Ausrichtung der Segmente kann auch deren Größe verändert werden, was eine universelle Anpassung des Skeletts an nahezu jede plandarstellbare Fußform ermöglicht. Die Positionen der Ansatzpunkte sind jedoch segmentspezifisch festgelegt und können demnach nicht alle Krankheitsbilder darstellen. Da die Segmente immer an denselben Stellen miteinander verbunden sind, können keine mit Knochenverschiebungen einhergehenden Deformationen visualisiert werden. Während solche Veränderungen am Skelett nur sehr selten auftreten, kommt es bei einigen Krankheitsbildern wie dem Knickfuß zu achsialen Verdrehungen einzelner Skelettsegmente. Für deren Darstellung reichen die oben genannten Freiheitsgrade nicht aus, da sich durch die Verdrehung die plantare Sicht

auf die Knochen verändert (siehe Abbildung 44). Beim Knickfuß kommt es zu einer medialen Verschiebung des Talus. Infolge dessen neigt sich der Kalkaneus nach innen (siehe dazu Kapitel 2.3.1). Damit auch solche Deformationen mit dem Skelettmodell dargestellt werden können, muss ein für diese Deformation spezifisch erstelltes Modell verwendet werden.



*Abb. 44: Ausgangsmodell des Normalfußes (links) und des Knickplattfußes (rechts) mit verdrehtem Kalkaneus.*

Das oben dargestellte Knickfußmodell wurde aus dem zuvor normalisierten 3D-Skelettmodell und den Ergebnissen der Forschungsarbeiten von B. Hwang et al. (2010) und S. V. Mosca (1995) erstellt. Dabei galt es, die dreidimensionalen Knochenmodelle des Rückfußes so zueinander auszurichten, dass diese einem typischen Knickfuß entsprechen.

Das footGPS wählt selbstständig aus, welches der beiden Skelettmodelle auf das Podoskopbild projiziert werden muss. Eine grundlegende Voraussetzung dafür ist jedoch eine fehlerfreie Identifikation dieser Deformation aus dem Podoskopbild. Dazu wird der PFA, nach der in der Forschungsarbeit von Kouchi (1995) beschriebenen Methode berechnet (siehe Kapitel 4.2). Dieser ergibt sich aus drei verschiedenen Punkten, welche auf der Mittelachse des Podoskopbildes liegen. Je größer dieser Winkel ist, desto größer ist die Valgusstellung des Rückfußes. Ist der errechnete Winkel größer als  $11,6^\circ$ , wird automatisch das Knickfußmodell anstelle des normalen Modells zur Projektion verwendet und mit Hilfe verschiedener Landmarken so adaptiert, dass dieses exakt auf den Fuß passt. Da die Stärke der Verdrehung jedoch vom Grad der Deformation abhängt, kann die tatsächliche skelettale Konstellation mit dem zusätzlichen Modell nur angedeutet werden.

Charakteristiken anderer Fußdeformationen lassen sich durch die Segmentierung des Vorfußes in Metatarsalen und Phalangen sowie die beschriebenen rotatorischen Freiheitsgrade sehr realistisch darstellen. Dazu gehören die Adduktion der Metatarsalen beim Sichelfuß, die Valgusstellung der ersten Metatarsale des Hallux

valgus oder die auseinander gespreizten Metatarsalen beim Spreizfuß (siehe Abbildung 45).

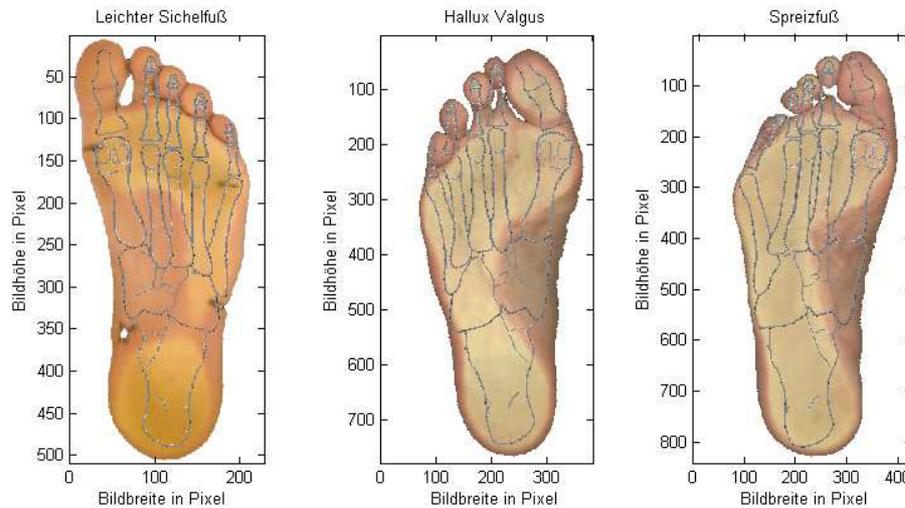


Abb. 45: Deformationen, die sich gut mit dem Skelettmodell darstellen lassen.

Die Steilstellung des Kalkaneus beim Hohlfuß bzw. dessen Flachstellung beim Plattfuß sind mit diesem Modell nicht darstellbar, da hier die plantare Ansicht auf die Knochen des Rückfußes durch die Deformation verändert wird. Wie die nachfolgende Abbildung 46 zeigt, unterscheiden sich diese Fehlstellungen vor allem durch die belasteten Bereiche der Fußsohle von Normalfüßen.

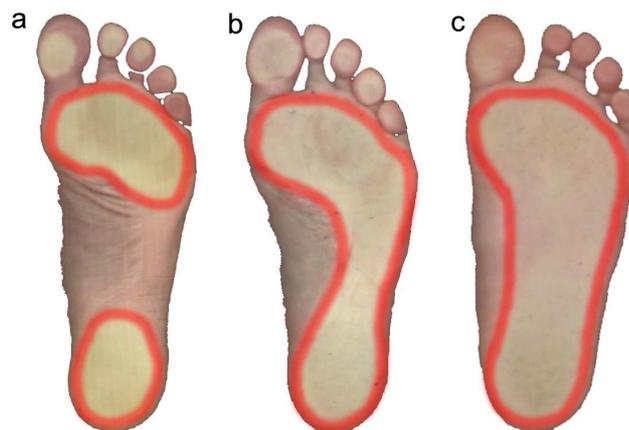


Abb. 46: Belastungsbereiche bei einem Hohlfuß (a), Normalfuß (b) und Plattfuß (c).

Diese lassen sich jedoch nicht automatisch von unbelasteten Flächen mit hinreichender Genauigkeit unterscheiden. Des Weiteren ist die Veränderung am Skelett aus plantarer Sicht so gering, dass weder für die Darstellung des Platt- noch für die des Hohlfußes ein separates Skelettmodell generiert und implementiert wurde.

---

Da nur die Skelettkontur übertragen wird, sind die Druckbereiche der Fußsohlen weiterhin gut sichtbar, sodass diese Informationen für die Herstellung der Einlagen erhalten bleiben.

Wie die Betrachtung zeigt, lassen sich mit dem verwendeten Skelettmodell und den Anpassungsalgorithmen die meisten der sehr häufig auftretenden Deformationen naturgetreu visualisieren.

## 6 Diskussion

Damit das Messprogramm zur Bestimmung der Fußgeometrie bei der Einlagenherstellung eingesetzt werden kann, muss dieses die Skelettstruktur mit der gleichen Präzision wie eine geschulte Fachkraft des Unternehmens footpower erkennen. Die Ergebnisse der Validierung zeigen, dass sich der laterale und retrokapitale Ip aus den Fußproportionen ermitteln lassen. Der sensomotorische Stimulationspunkt auf der medialen Seite sowie der Zehensteg können hingegen gut von der Detektionsmethode des Programms lokalisiert werden. Da dieses bei der Ermittlung der Punkte jedoch nur Landmarken sowie die Verhältnisswerte aus dem Vortest einbezieht, kann eine höhere Präzision erzielt werden, indem der mediale und laterale Ip stattdessen aus den Fußproportionen bestimmt wird. Durch die Veränderung der Algorithmen steigert sich die Genauigkeit, sodass dann informationspunktspezifisch etwa 32% bis 59% der errechneten Punkte innerhalb der Referenzbereiche liegen. Betrachtet man die Entfernung der generierten Punkte zur jeweiligen Grenze des zugehörigen Bereichs, so zeigt sich, dass sich die meisten der errechneten Punkte am Rand der Areale befinden (siehe Anhang, Histogramme). Eine Vergrößerung der Areale um 10 Pixel (ca. 4mm) in jede Richtung hätte zur Folge, dass 88% bis 94% der Punkte innerhalb der Areale zum Liegen kommen würden. Aus anatomischer Sicht ist eine gleichmäßige Vergrößerung der Areale jedoch nicht zweckmäßig. Wie die nachfolgende Abbildung 47 zeigt, ist das Sustentaculum tali in anterior-posteriorer Richtung stärker ausgeprägt als in medial-lateraler.

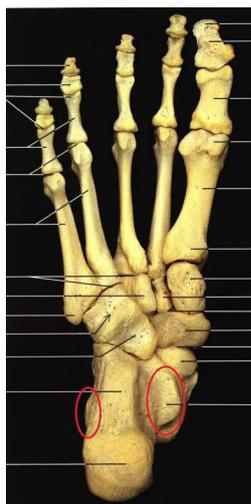


Abb. 47: Fußskelett mit rot markierten Bereichen für den medialen (rechts) und lateralen (links) Ip (Rohen, Yokochi & Lütjen-Drecoll, 2011, S. 442).

Daher steht bei der Positionierung dieses Ip in medial-lateraler Richtung ein kleinerer Spielraum zur Verfügung als in anterior-posteriorer Richtung. Selbiges gilt auch für den lateralen Ip. Dieser muss seitlich am Kalkaneus anliegen, wodurch auch hier nur wenig Freiraum in medial-lateraler Richtung vorhanden ist. Wie die nachfolgende Abbildung 48 zeigt, ergibt sich für den retrokapitalen Ip durch die gespreizten Metatarsalen mehr Spielraum in medial-lateraler Richtung.



Abb. 48: Sicht auf die Plantaraponeurose (Rohen, Yokochi & Lütjen-Drecoll, 2011, S. 463).

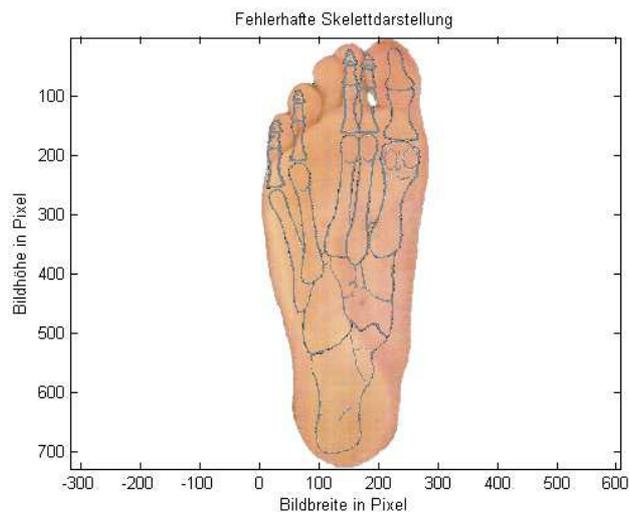
Für die Positionierung des retrokapitalen Ip ist wichtig, dass die Sehnen der Plantaraponeurose stimuliert werden. Die dafür auf der Einlage angebrachte Pelotte sollte sich jedoch keinesfalls unter den Grundgelenken der Zehen befinden. Daher steht hier nur ein Anpassungsspielraum in posteriorer Richtung zur Verfügung.

Des Weiteren sollte der Zehensteg exakt positioniert werden, da dessen Funktion anderenfalls beeinträchtigt ist. Wird der Steg so weit vorne platziert, dass sich die Zehen während der Abstoßphase genau auf dem Steg befinden, schränkt dies den Tragekomfort erheblich ein. Außerdem werden die Zehen in diesem Fall nicht mehr gestreckt, wodurch die Wirksamkeit des Stegs verloren geht. Ist der Steg zu weit hinten platziert, werden die Sehnen der Zehen nicht stark genug gespannt, sodass keine optimale Wirkung erzielt wird.

Zusammenfassend zeigt sich, dass auch generierte Punkte, die nahe an den Referenzbereichen liegen, für die Herstellung voll funktionsfähiger Einlagen genutzt werden können. Dies ist jedoch von den jeweiligen Ip abhängig. Die Zahl der verwendbaren Vorlagen liegt also unter Berücksichtigung der vorangegangenen Überlegungen zwischen den oben genannten Prozentangaben. Die erste aufgestellte These kann dementsprechend nicht bestätigt werden, da das Programm nicht immer die Genauigkeit einer ausgebildeten Fachkraft des Unternehmens footpower erzielt. Dennoch kann der überwiegende Teil der durch das Programm ausgewerteten Aufnahmen direkt als Vorlage zur Einlagenfertigung genutzt werden.

Die zweite These kann betätigt werden, da die darstellbaren Deformationen durch die große Anzahl der Freiheitsgrade realitätsnah nachgebildet werden können (siehe Kapitel 5). Auch das Knickfußmodell, welches die tatsächliche Knochenstellung im Rückfußbereich nur andeutet, zeigt aufgrund der dafür verwendeten Forschungsergebnisse ein Skelett mit naturgetreuer Knickfußstellung.

In seltenen Fällen kann es jedoch bei der automatischen Detektion der Zehenspitzen durch das Programm zu Missdeutungen kommen. Wie die nachfolgende Abbildung 49 zeigt, wirken sich die Fehler jedoch nur im Vorfußbereich aus.



*Abb. 49: Auswirkung eines Fehlers bei der Zehenidentifikation auf die Darstellung der Skelettkontur.*

Als Konsequenz kann dies zur fehlerhaften Markierung des Zehenstegs und des retrokapitalen Ip führen. Insgesamt trat dies bei 8 der 91 Podoskopaufnahmen aus der Voruntersuchung und der Validierung auf. Die Auswirkungen waren jedoch nur bei einem Bild so groß, dass dieses nicht für die Ergebnisauswertung verwendet werden konnte (siehe Kapitel 5.3). Um solche und ähnliche Fehlmarkierungen zu vermeiden, sollten die automatisch gesetzten Ip vor der Übertragung auf den Einlagenrohling optisch auf ihre Richtigkeit überprüft werden.

Eine Möglichkeit, die Skelettprojektion trotz der fehlerhaften Ergebnisse der Zehendetektionsalgorithmen zu realisieren, ist eine manuelle Markierung der Zehenspitzen im Programm. Dafür müsste das GUI entsprechend erweitert werden, sodass die Positionen z.B. direkt durch anklicken der Stellen auf dem Bild erfasst und für die weitere Verarbeitung genutzt werden könnten.

Darüber hinaus wäre es möglich, die Genauigkeit des Programms durch das Einbeziehen von weiteren Landmarken, wie beispielsweise Druckbereiche, zu steigern. Die Farbinformationen der Podoskopbilder eignen sich jedoch nur bedingt für die

Unterscheidung von belasteten und unbelasteten Bereichen der Fußsohle, da sich deren Farbanteile zu wenig voneinander unterscheiden. Neben schlecht durchbluteten Füßen könnte die Beleuchtung ein Grund dafür sein. Bei einem Vergleich der Farbspektren von Fußsohlenaufnahmen, welche mit einem Scanner erstellt wurden, mit den Podoskopbildern zeigt sich, dass sich bei den gescannten Bildern belastete von unbelasteten Bereichen im grünen Farbanteil unterscheiden lassen (siehe Anhang, Farbspektren). Selbst unter Zuhilfenahme der anderen beiden Farbanteile gelingt die Differenzierung bei den Podoskopaufnahmen nicht immer. Dementsprechend könnte der Kontrast mit kaltweißem Licht, wie es in Scannern zur Anwendung kommt, erhöht werden. Dies ist eventuell durch die Verwendung einer farbigen Lichtquelle möglich. Durch die Druckinformationen könnte man nicht nur verschiedene Deformationen detektieren, sondern auch Punkte wie das Kleinzeh- und Großzehengrundgelenk oder die vordere Kontur des Ballens genauer ermitteln.

Das Programm könnte weiterhin verbessert werden, wenn die Berechnung der  $I_p$ , welche aus Verhältnisgrößen bestimmt werden, auf der Basis von deformations-spezifischen Werten durchgeführt wird. Zum Beispiel führt die Flach- bzw. Steilstellung eines Platt- oder Hohlfußes, zu einer Veränderung des Verhältnisses zwischen Fußlänge und  $I_p$  (siehe Anhang, Beispielrechnung). In ähnlicher Weise wirkt sich auch der Hallux valgus auf solche Proportionalitäten aus. Die Homogenität sowie die geringe Gruppengröße der Voruntersuchung ermöglichte es jedoch nicht, deformations-spezifische Verhältnisgrößen zu erheben. Um die so entstandene Ungenauigkeit zu minimieren, wurden universelle Verhältniswerte aus den 66 Podoskopbildern der Validierung berechnet.

Bei einer optischen Analyse der aus allen vorhandenen Podoskopbildern erzeugten Skelettkonturen zeigt sich, dass diese in wenigen Fällen unphysiologisch proportioniert sind (siehe Anhang, CD). Dies äußert sich durch zu kurze Metatarsalen oder eine sehr gestreckte Mittelfußpartie. Die fehlerhaften Darstellungen lassen sich auf die geringe Gruppengröße bei der Voruntersuchung zurückführen, welche überwiegend aus Normalfüßen besteht. Die durch diese Faktoren entstandenen systematischen Fehler konnten nur bei der Ermittlung der  $I_p$  berücksichtigt werden. Für die Anpassung der Skelettsegmente wird die Position der Tuberositas benötigt, die auf den Podoskopaufnahmen jedoch nicht eingezeichnet wurde. Aus diesem Grund konnte das Verhältnis zwischen Fußlänge und Position der Tuberositas nicht zusätzlich aus den zur Validierung genutzten Aufnahmen erhoben und eingebracht werden. Die Ermittlung dieser Verhältnisse aus einer größeren, deformations-spezifischen Grundgesamtheit könnte auch die Fehler bei der Skelettanpassung reduzieren.

Weiterhin könnten im Programm Algorithmen implementiert werden, welche die Abstände der Zehenspitzen zueinander sowie die Proportionen der Knochensegmente zur Fußlänge überprüfen. Dadurch könnten eventuell auftretende Fehler bei der

Skelettgenerierung automatisch erkannt und dem Benutzer mitgeteilt werden. Dies würde den Aufwand bei der Nachkontrolle reduzieren.

Eine weitere Verbesserung des Programms stellt die Implementierung einer Funktion zum direkten Ausdrucken der Bilder dar. Dafür muss jedoch vor dem Messbetrieb eine Kalibrierung durchgeführt werden, wodurch das Verhältnis zwischen einer definierten Strecke auf dem digitalen Bild und der tatsächlichen Strecke auf der Glasplatte ermittelt wird. Nur so können die Bilder schließlich wieder im Originalmaßstab ausgedruckt werden. Momentan müssen die verarbeiteten Bilder dafür wieder in das von footpower verwendete Messprogramm importiert werden, da hier eine solche Kalibrierung im Vorhinein durchgeführt wird. Eine weitere Möglichkeit, die durch das Programm gewonnenen Informationen auf den Einlagenrohling zu übertragen, wäre die direkte Projektion dieser mithilfe eines Beamers auf den Rohling. Über die Bildinformationen einer zusätzlichen Kamera am Beamer könnte dieser das Bild nach einer entsprechenden Kalibrierung automatisch auf die Originalgröße skalieren. Dabei müsste jedoch der Abstand zwischen Projektor und Arbeitsfläche bekannt sein.

## **6.1 Ausblick**

Das in dieser Master-Thesis entwickelte Programm muss nun zunächst im laufenden Kundenbetrieb ausführlich getestet werden, um festzustellen, wie viele der generierten Vorlagen sich tatsächlich nutzen lassen. Nur so können eventuelle Schwachstellen aufgedeckt und behoben werden. Auch wäre es möglich, die Benutzeroberfläche zu optimieren und auf spezielle Wünsche anzupassen. In diesem Zuge könne man auch eventuelle Verbesserungen der Algorithmen vornehmen.

Die Skelettdarstellung durch das Programm erlaubt die objektive und unkomplizierte Dokumentierung des Behandlungsverlaufs. So kann beispielsweise der Behandlungsfortschritt bei einem Knickfuß direkt an der Veränderung des projizierten Skelettmodells festgestellt und Prognosen zum weiteren Behandlungsverlauf und-erfolg bzw. der Behandlungsdauer gestellt werden. Darauf aufbauend kann das Programm zudem als Basis für weitergehende, empirische Untersuchungen genutzt werden, um Behandlungsfortschritte nach objektiven Kriterien zu bewerten und nachzuweisen.

Seitens footpower ist zukünftig geplant, das Programm so zu erweitern, dass die Fußgeometrie dreidimensional analysiert werden kann. Dadurch können auch Deformationen wie der Hohl- oder Spitzfuß dargestellt werden, die aus plantarer Sicht allein aus dem Skelett kaum zu erkennen sind. Eine frei wählbare Sicht auf das

Skelett ermöglicht auch eine genaue Analyse der Fußgewölbe. Dadurch könnte man die Ausprägung der einzelnen Erhöhungen auf der Einlage auch nachträglich exakt bestimmen. Momentan werden diese Informationen durch die Palpation der Fußsohle gewonnen. Für die korrekte Anpassung der Fußgewölbe müsste diese erfüllte Form in das Programm überführt werden. Eine andere Möglichkeit, die Höheninformation zu ermitteln, ist die Bestimmung des so genannten "Arch index" (AI). Dieser kann direkt aus den Podoskopbildern bestimmt werden. Wie auf Abbildung 50 dargestellt ist, wird dazu zunächst eine Linie zwischen der Zehenspitze des zweiten Strahls und der Fersenspitze gezogen. Anschließend wird der Fuß unter Vernachlässigung der Zehen der Länge nach in drei Teile untergliedert. Bei der Berechnung des AI werden nur die belasteten Bereiche einbezogen, die lateral von der oben beschriebenen Linie verortet sind. Dafür wird die Belastungsfläche des mittleren Abschnitts durch die Gesamtbelastungsfläche geteilt.

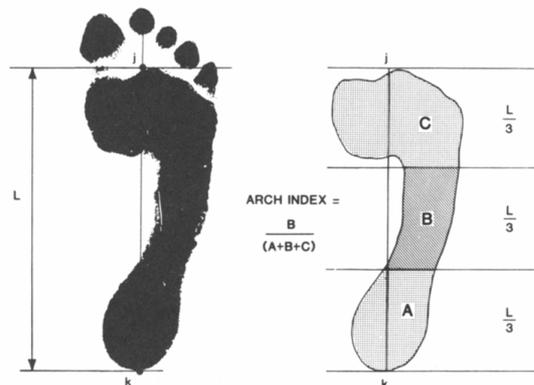


Abb. 50: Ermittlung des AI aus den belasteten Bereichen der Fußsohle (Cavanagh & Rodgers, 1987, S. 548).

Dieses Verhältnis korreliert mit der Höhe des Längsgewölbes und kann darüber hinaus auch zur Fußtypbestimmung genutzt werden. Werte unter 0,21 deuten auf einen Hohlfuß hin und Werte von über 0,26 auf einen Plattfuß (McCrorry, Young, Boulton & Cavanagh, 1997). Eine andere Möglichkeit, die Höheninformation aus den Podoskopbildern zu erhalten, ist die Berechnung des "Footprint Angle" oder des "Footprint Index" (Cavanagh & Rodgers, 1987).

Für die Realisierung der dreidimensionalen Rekonstruktion des Fußskeletts ist es jedoch notwendig, noch mehr Informationen über die Knochenstellungen aus den Podoskopaufnahmen zu ermitteln. Im Mittelfußbereich ist dies jedoch kaum möglich. Daher könnten vor der Aufnahme bestimmte Knochenpunkte palpiert und direkt auf der Fußsohle markiert werden. Diese würden dann durch das Programm automatisch erkannt und für die Anpassung genutzt.

## 7 Zusammenfassung

Bei Haltungsschäden, Schmerzen im Bewegungsapparat oder Fußdeformationen werden sehr häufig orthopädische Einlagen verordnet. Diese standardmäßig eingesetzten Orthesen stützen und betten den Fuß, sodass dieser in eine physiologische Haltung gebracht wird. Die nachhaltige Wirkung dieser Einlagen ist jedoch umstritten. Die so genannten sensomotorischen Einlagen stimulieren propriozeptive Punkte am Fuß, sodass sich dieser aus eigener Kraft in eine physiologische Haltung bringt.

Bei der Herstellung dieser Einlagen ist im Gegensatz zu standardmäßig eingesetzten Einlagen neben der Fußform auch ein detailliertes Wissen über die individuelle Anatomie und Skelettstruktur des Fußes nötig. Das Ziel dieser Master-Thesis ist daher die Entwicklung eines bildbasierten Messprogramms zur Bestimmung dieser Strukturen aus Podoskopbildern. Das für das Unternehmen footpower entwickelte Programm footGPS erkennt automatisch verschiedene Landmarken am Fuß und passt mit deren Positionen ein zweidimensionales Skelettmodell an das jeweilige Bild an. Um weitere Anhaltspunkte für diese Verarbeitung zu erhalten, wurde eine Voruntersuchung anhand von 24 Podoskopaufnahmen durchgeführt. Dabei wurden unterschiedliche Knochenpunkte zur Fußlänge ins Verhältnis gesetzt. Die Ergebnisse dieser Regressionen konnten dann auf andere Aufnahmen übertragen werden.

Die Validierung von footGPS erfolgte mithilfe von 70 Podoskopbildern. Zum Vergleich wurden dieselben Bilder von drei speziell geschulten Fachkräften des Unternehmens footpower ausgewertet und Informationspunkte auf den Bildern markiert (Referenz), deren Lage für die Einlagenherstellung essentiell ist. Neben der Skelettanpassung an die Podoskopbilder bildet die Markierung dieser Punkte die Hauptfunktion des Programms. Bei einem Vergleich zeigte sich, dass viele der automatisch gesetzten Markierungen systematisch von den Referenzmarkierungen abwichen. Nach dem Eliminieren dieser Fehler wurden informationspunktspezifisch zwischen 12% und 58% der Informationspunkte richtig gesetzt. Als Konsequenz kam eine weitere Methode für die Bestimmung der Informationspunkte zur Anwendung, welche die Punkte ausschließlich über die Fußbreite und -länge berechnet. Bei der Kombination beider Methoden lagen 32% bis 59% der Punkte im Referenzbereich. Es zeigte sich jedoch, dass auch Punkte, die sich in der Nähe der Referenzbereiche befinden sensomotorisch wirksam sein können. Daher kann der überwiegende Anteil der durch das Programm verarbeiteten Bilder zur Herstellung der Einlagen verwendet werden. Um weitere Verbesserungen vorzunehmen muss footGPS zunächst getestet werden. Zukünftig soll das Programm die Fußgeometrie dreidimensional ermitteln und darstellen können, um das Anwendungsgebiet auch auf Fußdeformationen, für deren Ermittlung das Höhenprofil der Fußsohle bekannt sein muss (z.B. Hohlfuß), zu erweitern.

## **7.1 Abstract**

Orthopaedical arch support is often prescribed for postural defects, pains in the locomotor system or foot deformations. These standardly used orthoses support and embed the foot so that it takes a physiological posture. The long term effect of this is controversial. The so called sensomotoric foot orthotics stimulate proprioceptive points of the foot so that it takes a physiological posture by itself.

Detailed knowledge of the foot's shape, individual anatomy and skeletal structure is necessary for the production of this orthopedic arch support in contrast to standardly used arch support. The goal of this master's thesis is the development of an image based measuring program for the determination of these structures from podoscope images. The program footGPS which was created for the footpower company automatically recognizes different landmarks of the foot and according to their positions adjusts a model of the skeleton to the respective image. To receive further indications for the processing a preexamination with 24 podoscope images was carried out. Different points of the bone were proportioned with the foot's length. The results could be transferred to other images.

The validation of footGPS was made with 70 podoscope images. For a comparison the same pictures were evaluated by three of footpower's trained specialists and information points were marked on the pictures (reference) whose position is essential for the processing of the arch support. Besides the adjustment of the skeleton to the images the marking of these points is a primary function of the program. A comparison showed that many of the automatically set markings systematically deviate from the reference markings. After the elimination of these errors between 12% and 58% of the information points were set correctly. As a consequence another method for the determination of information points was used which calculates the points only from the foot's length and width. A combination of both methods lead to 32% to 59% of the points being within the reference area. However points close to the reference area can be used for sensomotorical stimulation. Thus a major part of the images created by the program can be used for the creation of arch support. For further improvement footGPS must first be tested. In the future the program will determine and depict the foot's geometry in three dimensions so that it could also be used with foot deformation for which a determination of the height profile of the bottom of the foot must be known (e.g. contracted foot).

## 8 Literaturverzeichnis

Bartsch, H.-J. (1989). *Mathematische Formeln* (22. Auflage). Leipzig: VEB Fachbuchverlag

Baumgartner, R. & Greitemann, B. (2007). *Grundkurs Technische Orthopädie* (2. Auflage). Stuttgart: Georg Thieme Verlag

Baumgartner, R. & Stinus, H. (2001). *Die orthopädische Versorgung des Fußes* (3. Auflage). Stuttgart: Georg Thieme Verlag

Bidmos, M. A. (2008). Metatarsals in the estimation of stature in South Africans. *Journal of Forensic and Legal Medicine*: Ausgabe 15 (505-509)

Bortz, J. & Schuster, C. (2010). *Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler* (7. Auflage). Berlin: Springer-Verlag

Case, D. T. & Ross, A. H. (2007). Sex Determination from Hand and Foot Bone Lengths. *Journal of Forensic Science*: Ausgabe 52 (264-270)

Cavanagh, P.R. & Rodgers, M. M. (1987). THE ARCH INDEX: A USEFUL MEASURE FROM FOOTPRINTS. *Journal of Biomechanics*: Ausgabe 20 (S. 547-551)

eurocom (2010). *Einlagenversorgung: Ein Informationshandbuch der eurocom e.V.* (1. Auflage). Abgerufen am 01.03.2014 von [http://www.eurocom-info.de/fileadmin/user\\_upload/Dokumente\\_eurocom/pdf\\_Dokumente\\_eurocom/Publicationen/Einlagenversorgung.pdf](http://www.eurocom-info.de/fileadmin/user_upload/Dokumente_eurocom/pdf_Dokumente_eurocom/Publicationen/Einlagenversorgung.pdf)

Falkensteiner, M. (2005). *Die Sensomotorische Schuheinlage bei Hemiparesepatienten*. Diplomarbeit, Akademie für den physiotherapeutischen Dienst am Landeskrankenhaus Steyr

Fuhrmann, R. (2014). *Engelhardt Lexikon Orthopädie und Unfallchirurgie*. Abgerufen am 01.03.2014 von <http://www.lexikon-orthopaedie.com/pdx.pl?dv=0&id=00766>

Giovinco, N. A. (2014). *Anatomic Human Foot & Lower Extremity Version 2.0*. Abgerufen am 01.03.2014 von <http://www.thingiverse.com/thing:22628>

- Grifka, J. (2005). *Einlagen, Schuhzurichtungen, orthopädische Schuhe: Indikation, Verordnung, Ausführung* (4. Auflage). Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG
- Götz, M. (2008). Die Geschichte der orthopädischen Schuheinlage. *Orthopädische Praxis: Zeitschrift für Orthopädie, Orthopädische Chirurgie und Unfallchirurgie*, 4. Uelzen: Medizinisch Literarische Verlagsgesellschaft MBH
- Hager, S. (2007). *Die Auswirkungen von propriozeptiven Einlagen nach Jahrling auf den Gang bei Infantiler Zerebralparese*. Diplomarbeit, european academy for health professionals
- Haus, K.-M. et al. (2010). *Neurophysiologische Behandlung bei Erwachsenen: Grundlagen der Neurologie, Behandlungskonzepte, Alltagsorientierte Therapieansätze* (2. Auflage). Berlin: Springer Medizin Verlag
- Hettfleisch, J. (2011). Zur medizinischen Notwendigkeit "propriozeptiver" Schuheinlagen und anderer Behandlungsmaßnahmen des kindlichen Knick-Senk-Fußes aus der Sicht des Medizinischen Sachverständigen. *Fuß & Sprunggelenk: Ausgabe 9* (S. 72-78)
- Hohmann, D. & Uhlig, R. (2005). *Orthopädische Technik* (9. Auflage). Stuttgart: Georg Thieme Verlag
- Hwang, B.-H., Lee, K.-S. & Kim, H.-W. (2010). Surgical Treatment for Planovalgus Foot in Children with Generalized Ligamentous Laxity. *Journal of Korean Orthopaedic Association: Ausgabe 45* (S. 363-372)
- Jahrling, L. (2000). Propriozeptive Einlagen für Spastiker, *Orthopädieschuhtechnik Sonderheft Propriozeption* (S. 52-55)
- Jahrling, L. (2004). Leistungssport und sensomotorische Einlagen. *Medizin & Technik* (S.35 -36)
- Jahrling, L. (2005). Beeinflussung sensomotorischer Fähigkeiten durch Einlagenversorgung. *Orthopädie Technik 7* (S. 2-6). Dortmund: Orthopädie-Technik
- Kornbrust, A. (2001). *Zehengang bei Kindern - Häufigkeit, Ursachen und Behandlungen mit propriozeptiven Einlagen*. Dissertation, Justus-Liebig-Universität Gießen

- Kouchi, M. (1995). Analysis of foot shape variation based on the medial axis of foot outline. *Ergonomics*: Ausgabe 38 (S. 1911-1920)
- Landorf, K. B., Keenan, A.-M., & Herbert, R. D. (2006). *Effectiveness of Foot Orthoses to Treat Plantar Fasciitis: A Randomized Trial*. American Medical Association: Vol. 166 (S.1305-1310)
- Mack, S. (2009). *Effekte funktioneller Einlagen auf Kniebeschwerden und die Aktivität der das Kniegelenk stabilisierender[sic!] Muskulatur bei Ausdauerläuferinnen*. Dissertation, Albert-Ludwigs-Universität Freiburg
- Marquardt, W. (1965). *Die theoretischen Grundlagen der Orthopädie-Schuhmacherei*. Geislingen: Carl Maurer Verlag
- McCrorry, J. L., Young, M. J., Boulton, A. J. M. & Cavanagh, P. R. (1997). Arch index as a predictor of arch height. *The Foot*: Ausgabe 7 (S. 79-81)
- Moneim, W. M. A., Hady, R. H. A., Maaboud, R. M. A., Fathy, H. M. & Hamed, A. M. (2008). Identification of Sex Depending on Radiological Examination of Foot and Patella. *The American Journal of Forensic Medicine and Pathology*: Ausgabe 29 (S. 136-140)
- Mosca, V. S. (1995). Calcaneal Lengthening for Valgus Deformity of the Hindfoot: Results in Children Who Had Severe Symptomatic Flatfoot and Skewfoot. *The Journal of Bone and Joint Surgery* (S. 500-512)
- Nigg, B. M., Stergiou P., Cole, G., Stefanyshyn, D., Mündermann, A., & Humble, N., (2003). Effect of Shoe Inserts on kinematics, Center of Pressure, and Leg Joint Moments during Running. *medicine & science in sports & exercise* (S. 314-319)
- Ohlendorf, D., Natrup, J., Niklas, A. & Kopp, S. (2008). Veränderung der Körperhaltung durch haltungsverbessernde, sensomotorische[sic!] Einlegesohlen: Ergebnisse einer 3-dimensionalen Rückenvermessung. *Manuelle Medizin* 2 (S. 93-97)
- Poppenborg, D. (2006). *Vergleichende Ganguntersuchung an Kindern mit infantiler Zerebralparese zur Bewertung afferenzverstärkender Einlagen: Eine klinisch-experimentelle Untersuchung*. Dissertation, Wilhelms-Universität Münster

Rabl C. R. H., & Nyga W. (1994). *Orthopädie des Fußes* (7. Auflage). Stuttgart: Ferdinand Enke Verlag

Rohen, J. W., Yokochi, C. & Lütjen-Drecoll, E. (2011). *Color Atlas of Anatomy: A Photographic Study of the Human Body* (7. Ausgabe). Stuttgart: Schattauer GmbH

Schepers, T., Ginai, A. Z., Mulder, P. G. H. & Patka, P. (2007). Radiographic evaluation of calcaneal fractures: to measure or not to measure. *Skeletal Radiology*: Ausgabe 36 (S. 847-852)

Scott, S. H. & Winter, D. A. (1993). Biomechanical model of the Human Foot: Kinematics and kinetics during the stance phase of walking. *Journal of Biomechanics*: Ausgabe 26 (1091-1104)

Streeck, U., Focke, J., Kimpel, L. D. & Noack, D.-W. (2007). *Manuelle Therapie und komplexe Rehabilitation*: Band 2 (Untere Körtperrigion). Heidelberg: Springer Medizin Verlag

Thoolen, M. Ryan, T. J. & Bristow, I. (2000). A study of the skin of the sole of the foot using high-frequency ultrasonography and histology. *The Foot*: Ausgabe 10 (S. 14-17)

WebMD. (2010). Muscles and Tendons of the Lower Leg. Abgerufen am 01.3.2014 von <http://www.webmd.com/pain-management/muscles-of-the-lower-leg>

Wellnitz, G. (Hrsg.). (2004). *Orthopädiotechnik: Ein Lehrbuch für Orthopädienschuhmacher, Podologen, Orthopädisten und Orthopädietechniker* (3. Auflage). Bern: Verlag Hans Huber

## 9 Anhang

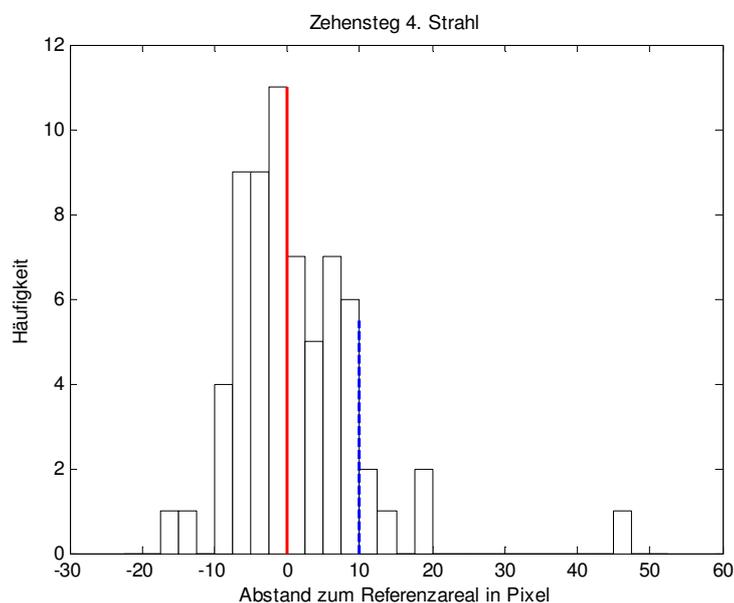
### T-Test

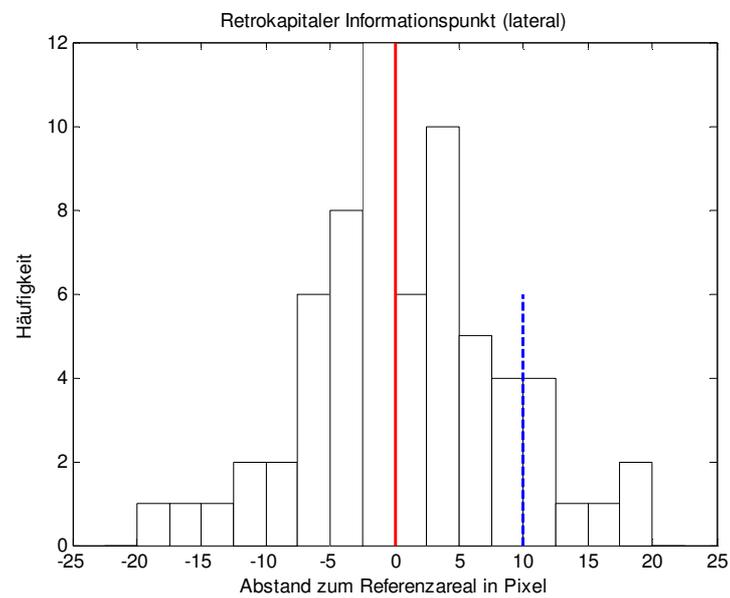
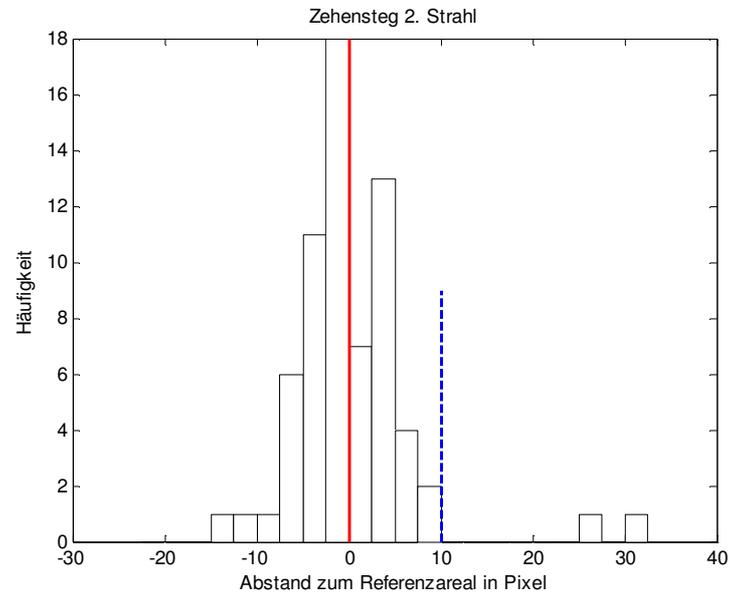
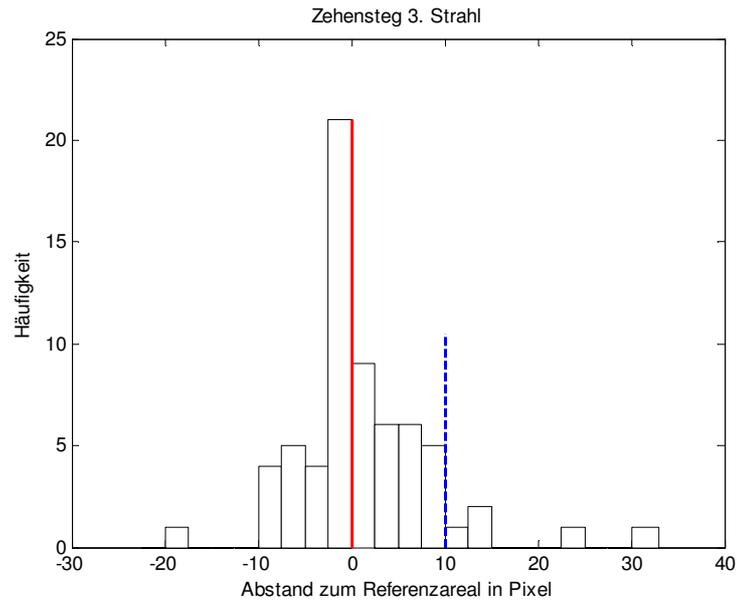
Vergleich zwischen den Originalmesswerten (Od) und den Werten mit korrigiertem, systematischen Fehler (Kd) mittels T-Test.

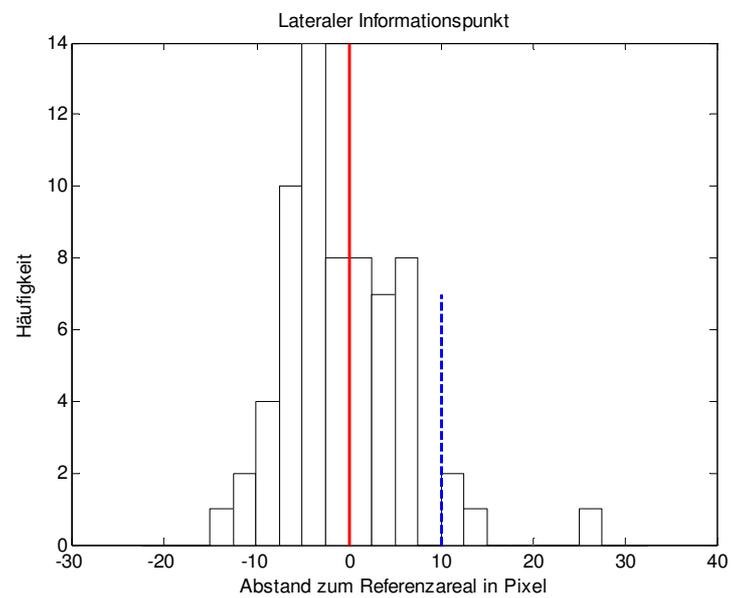
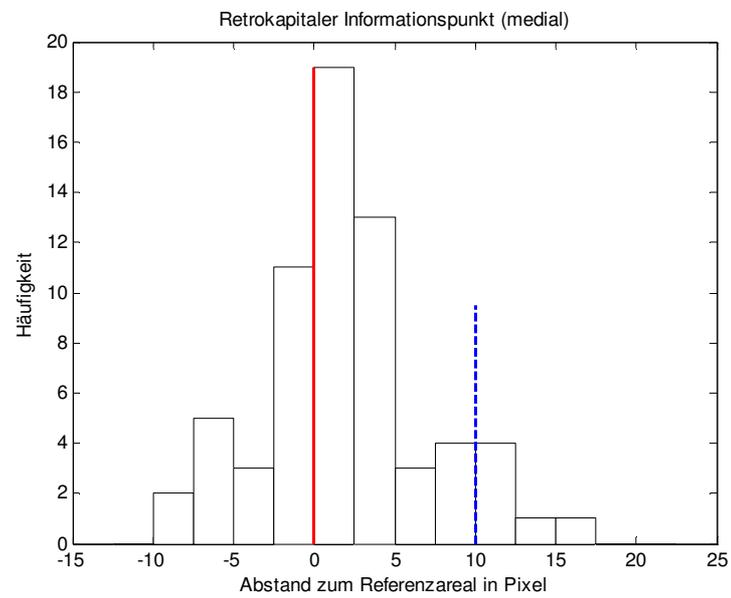
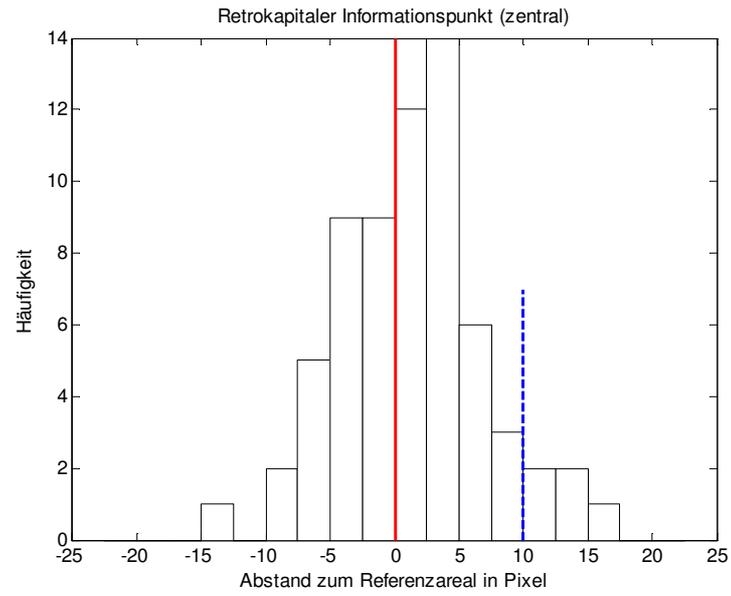
	Mittlere Abweichung Od	Standardabweichung Od	Mittlere Abweichung Kd	Standardabweichung Kd	Freiheitsgrade	T-Wert	p-Wert
medialer lp	46,40	10,35	10,13	6,04	130	24,58	0,000
lateraler lp	9,26	4,95	8,73	4,46	130	0,65	0,518
retrokapitaler lp medial	17,92	11,17	18,74	11,29	130	-0,42	0,674
retrokapitaler lp zentral	18,13	9,80	18,76	10,78	130	-0,35	0,727
retrokapitaler lp lateral	26,26	13,13	20,28	12,49	130	2,68	0,008
Zs 2. Strahl	11,87	8,90	6,48	6,01	130	4,08	0,000
Zs 3. Strahl	13,22	7,94	7,15	6,64	130	4,76	0,000
Zs 4. Strahl	22,33	11,24	8,14	7,92	130	8,39	0,000

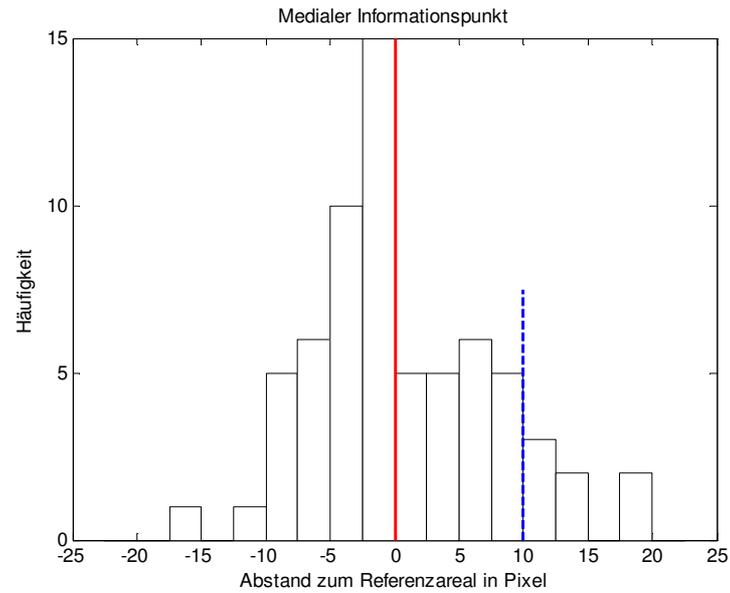
### Histogramme

Darstellung des Abstandes zwischen den berechneten Punkten und dem Rand des jeweiligen Referenzareals. Sind die Abstände kleiner als Null (rote Linie), liegen die berechneten Punkte innerhalb der Areale. Die blau gestrichelte Linie verdeutlicht, wie viele der berechneten Punkte innerhalb der Bereiche liegen würden, wenn jedes Areal um 10 Pixel in jede Richtung vergrößert wäre.



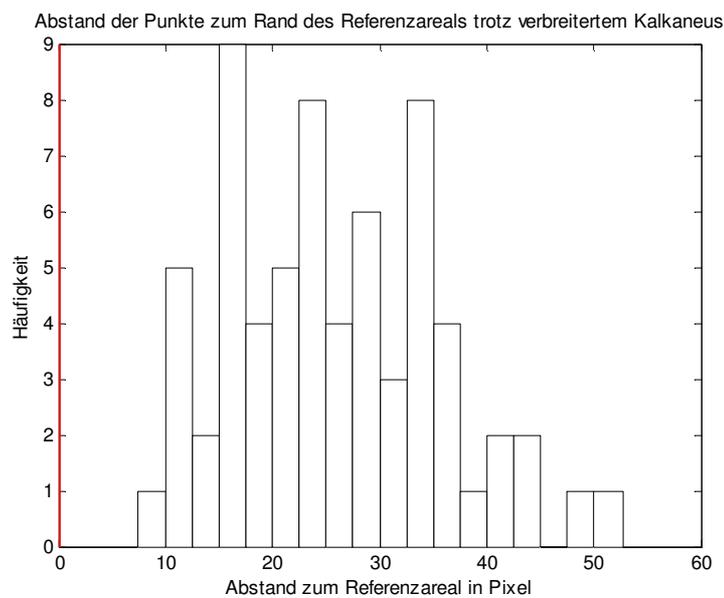






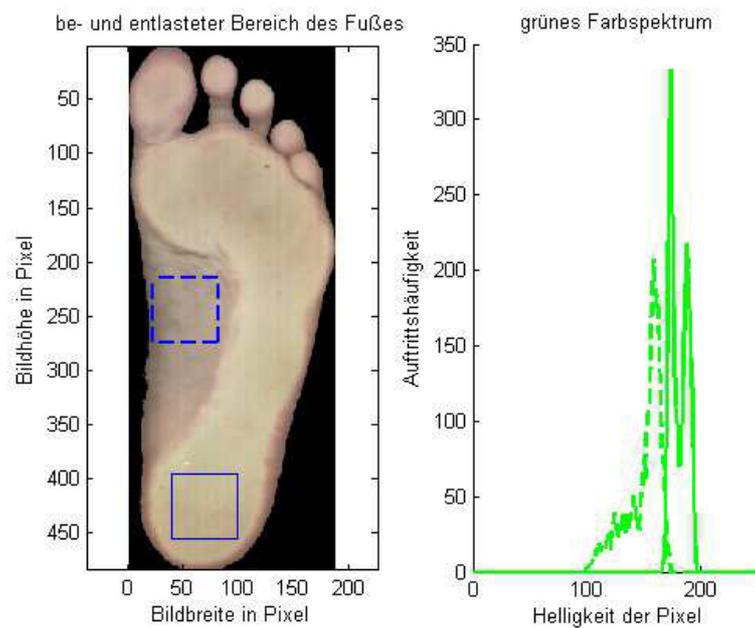
### ***Korrektur der Breite des Kalkaneus***

Im nachfolgenden Histogramm ist der Abstand der von footGPS berechneten Punkte zum Referenzareal des medialen Ip unter Berücksichtigung des verbreiterten Skelettsegments dargestellt.

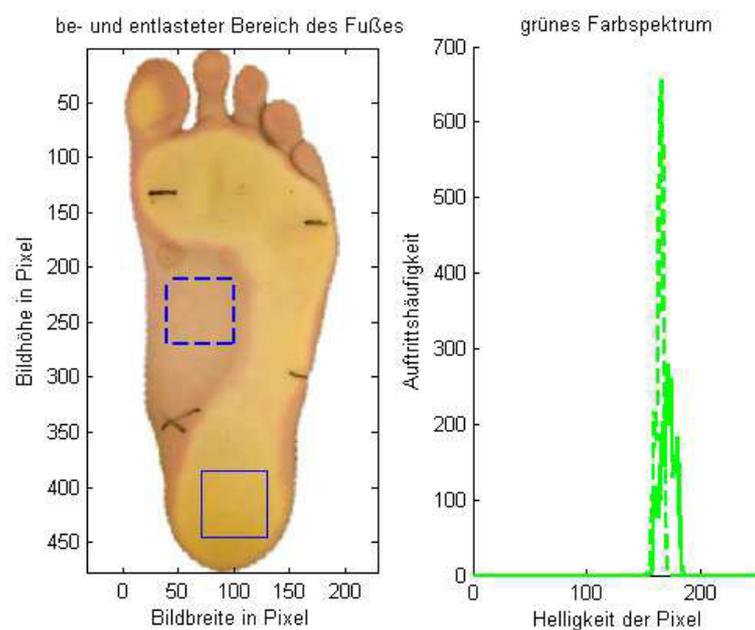


## Farbspektren

Bei Fußaufnahmen, die mit einem Scanner aufgenommen wurden, lassen sich belastete von unbelasteten Bereichen anhand der grünen Farbinformation des Bildes differenzieren.

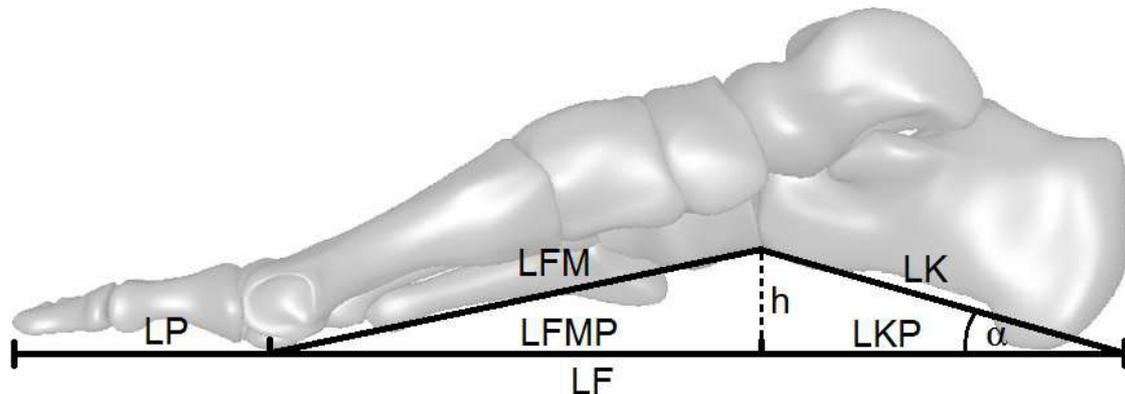


Wie das Spektrum zeigt, sind die Farbanteile der beiden Bereiche recht scharf voneinander getrennt. Bei den Aufnahmen, die mit dem Podoskop erstellt wurden, überschneiden sich die Grünanteile der Bereiche so stark, dass keine eindeutige Zugehörigkeit festgelegt werden kann.



### Beispielrechnung

Die Beispielrechnung soll zeigen, welcher Fehler zu erwarten ist, wenn das Längenverhältnis zwischen Fuß und Kalkaneus von einem Normalfuß auf einen Plattfuß übertragen wird. Dazu wird zunächst ein vereinfachtes Modell des Fußes erstellt, mit dem der Verhältnisunterschied zwischen Normal- und Plattfuß berechnet werden kann.



- LP : Länge Phalanx
- LFM : Länge Fußmitte
- LFMP : Länge Fußmitte Projektion
- LK : Länge Kalkaneus
- LKP : Länge Kalkaneus Projektion
- LF : Länge Fuß
- h : Höhe
- LV : Längenverhältnis LKP zu LF

gegeben:	FL = 27,0cm	gesucht:	LK
	LP = 7,0cm		LFM
	LFMP = 11,8cm		h
	LKP = 8,2cm		LV
	α = 20°		

$$LK = \frac{LKP}{\cos(\alpha)} = \frac{8,2\text{cm}}{\cos(20^\circ)} = \underline{\underline{8,73\text{cm}}}$$

$$h = \tan(\alpha) \cdot LKP = \tan(20^\circ) \cdot 8,2\text{cm} = \underline{\underline{2,98\text{cm}}}$$

$$LFM = \sqrt{LFMP^2 + h^2} = \sqrt{11,8\text{cm}^2 + 2,98\text{cm}^2} = \underline{\underline{12,17\text{cm}}}$$

$$LV = \frac{LKP}{FL} \cdot 100 = \frac{8,2\text{cm}}{27\text{cm}} \cdot 100 = \underline{\underline{30,37\%}}$$

Bei einem Plattfuß verringert sich  $\alpha$  auf  $10^\circ$ . LP, LFM und LK bleiben jedoch konstant. Durch die Flachstellung des Kalkaneus verändert sich jedoch die Fußlänge.

gegeben:	LK	=	8,73cm	gesucht:	LKP
	LFM	=	12,17cm		h
	LP	=	7,0cm		LFMP
	$\alpha$	=	$10^\circ$		FL
					LV

$$LKP = \cos(\alpha) \cdot LK = \cos(10^\circ) \cdot 8,73\text{cm} = \underline{\underline{8,6\text{cm}}}$$

$$h = \sin(\alpha) \cdot LK = \sin(10^\circ) \cdot 8,73\text{cm} = \underline{\underline{1,52\text{cm}}}$$

$$LFMP = \sqrt{LFM^2 - h^2} = \sqrt{12,17\text{cm}^2 - 1,52\text{cm}^2} = \underline{\underline{12,07\text{cm}}}$$

$$FL = LP + LFMP + LKP = 7\text{cm} + 12,07\text{cm} + 8,6\text{cm} = \underline{\underline{27,67\text{cm}}}$$

$$LV = \frac{LKP}{FL} \cdot 100 = \frac{8,6\text{cm}}{27,67\text{cm}} \cdot 100 = \underline{\underline{31,1\%}}$$

Die beiden Verhältnisse (LV) zeigen, dass unter der Verwendung desselben Verhältnisses für beide Fußtypen beim Plattfuß ein Fehler von 0,73% entsteht. Übertragen auf die Fußlänge beträgt dieser Fehler 2mm.

**Inhalt CD**

## Podoskopbilder

- Fachkraft 1
- Fachkraft 2
- Fachkraft 3
- Programm
  - Informationspunkte
  - Skelett
- Unausgewertet
- Voruntersuchung

## Tabellen

- Berechnete Werte für einen verbreiterten Kalkaneus
- Ergebnistabelle Bestimmung der maximalen Abweichung
- Messdaten der Voruntersuchung
- Punkte aus Verhältniswerten berechnet
- Punkte ohne systematischen Fehler

## Programmcode

- Programmcode des GUI
- Figure des GUI
  - Bilder der Skelettsegmente

## Master-Thesis

- PDF-Dokument