

ACTA ORTHOPAEDICA SCANDINAVICA

Supplementum No. 75

Aus der Abteilung für Funktionelle Anatomie des Gymnastiska Centralinstitutet
(Vorstand: Prosektor S. Carlsöö),
der Anatomie des Karolinska Institutet (Vorstand: Professor T. Petrén), und
der Orthopädischen Klinik des Karolinska Institutet (Vorstand: Professor S. Friberg),
Stockholm, Schweden

EINE UNTERSUCHUNG DER FERSENBELASTUNG BEIM GEHEN

EINE METHODE FÜR DIE MESSUNG
DER FERSENBELASTUNG IM SCHUH

von

HILDING WETZENSTEIN

Mit einem Appendix über die Konstruktion der Messapparatur von

Arne Söderholm

Stockholm 1964

Printed in Sweden
NY-tryck ab . Bottnaryd 1964

Inhaltsverzeichnis

	Seite
Vorwort	7
KAPITEL I Einleitung	9
KAPITEL II Frühere Methoden für Messungen der Fussbelastung	12
KAPITEL III Die eigene Methode	
1 Messapparatur	18
2 Montage der Messplatte im Schuh	22
3 Einstellung und fortlaufende Kontrolle der Messapparatur	26
4 Messfehler der Apparatur	29
5 Einfluss der technischen und anderer Methodenfehler auf die Resultate einer Untersuchung der Fersenbelastung	34
KAPITEL IV Die Versuchspersonen	37
KAPITEL V Durchführung der Versuche	40
KAPITEL VI Darstellung der Fersenbelastungsdiagramme und Wahl der abhängigen Variablen	42
KAPITEL VII Resultate und Kommentare	
1 Habitueeller Gang	52
2 Gang mit auswärtsgestellten Füßen	61
3 Gang mit einwärtsgestellten Füßen	65
4 Eine Wiederholung der Messungen nach einem Zeitintervall von 2 Jahren	67
5 Die Beziehung zwischen der registrierten Fersenbelastung und der der klinischen Beurteilung entsprechenden Fersenstellung	73
KAPITEL VIII Allgemeine Diskussion und Zusammenfassung	78
General Discussion and Summary	81
Literaturhinweise	84
KAPITEL IX Appendix	
Beschreibung der Messapparatur	87

Vorwort

Zur Ausführung der vorliegenden Arbeit wurden mir die Hilfsmittel der Institutionen für Funktionelle Anatomie des Gymnastiska Centralinstitutet, der Anatomie und der Orthopädischen Klinik des Karolinska Institutet grosszügig zur Verfügung gestellt. Hierfür und für das stetige persönliche Interesse und die Bereitwilligkeit zur Diskussion der Probleme möchte ich Prosektor Sven Carlsöö, Professor Sten Friberg und Professor Ture Petrén besonders danken.

Bei der Planung der Messmethode erwies mir mein Lehrer med. dr. Åke Jakobsson grosses Interesse und gab mir alle erdenkliche Unterstützung.

Durch das Entgegenkommen des Rektors des Gymnastiska Centralinstitutet, Gymnastikdirektör Paul Högborg, konnten die Studenten jederzeit an den Versuchen teilnehmen. Ich bin ihm und allen Studenten sehr zu Dank verpflichtet.

Ingenjör Arne Söderholm (SEG Instrument A.B. Stockholm) konstruierte die Messapparatur, über deren Funktion er selbst in einem Appendix berichtet.

Eine Waage zur Testung der Messapparatur wurde in Zusammenarbeit mit Instrumentenbauer Harry Hagelin an der Physiologischen Abteilung des Gymnastiska Centralinstitutet konstruiert. Die technische Überwachung der elektronischen Ausrüstung lag in den Händen von Ingenjör William Johannsen.

Die statistische Bearbeitung des gegebenen Versuchsmateriales erfolgte unter der Leitung von fil. kand. Avo Raud, (Stockholms Universitet). Bei der

Durchführung der statistischen Berechnungen war fil. kand. Eva Ohlsson (Stockholms Universitet) behilflich.

Für die Herstellung der Abbildungen danke ich Fräulein Karin Lundin.

Die Finanzierung der Arbeit geschah mit Beiträgen von:
Jönköpings Läns Landsting,
Karolinska Institutet (Reservationsanslag)
und Statens Konsumentråd.

Eine speciell konstruierte Serie von Schuhen wurde von AB PAX Sko-industri, Örebro zur Verfügung gestellt.

KAPITEL I

Einleitung

Der Kliniker ist im Hinblick auf Deformitäten des Fusses, die eine pathologische Belastung verursachen, an einem näheren Studium der Fussbelastung interessiert. In Fällen mit ausgeprägten Supinations- oder Pronationsfehlstellungen, z. B., können pathologische Belastungsverhältnisse durch Inspektion des entkleideten Fusses im Stehen und Gehen gedeutet werden. Sie können auch in sekundären durch abnormen Druck verursachten Hautverdickungen und Skelettdeformierungen zum Ausdruck kommen. In Fällen mit weniger ausgeprägten pathologischen Befunden ist die Beurteilung der Fussbelastung unsicher.

Einer klinischen Beurteilung der Belastung des Fusses im Schuh begegnen noch grössere Schwierigkeiten. Besonderheiten in Verschleiss und Deformierung des Schuhs können Fehlstellungen und Fehlbelastungen vermuten lassen. Für eine nähere Untersuchung der Fussbelastung im Schuh bedarf es jedoch spezieller Methoden. Es ist offenbar, dass Probleme der Fussbelastung nicht isoliert gesehen werden können, ohne dass die Abhängigkeit der Fussbelastung von der Funktion anderer Teile des Bewegungsapparates erörtert wird. Die Belastung des Fusses ist vom Zusammenspiel verschiedener Teile des Bewegungsapparates abhängig. Funktionelle Störungen in irgendeinem dieser Teile und nicht nur solche im Bereich des Fusses können auf die Belastung einwirken.

Von mehreren Verfassern sind Untersuchungen ausgeführt worden, um die funktionellen Zusammenhänge des Bewegungsapparates unter physiologischen und pathologischen Bedingungen zu studieren. Eine Durchsicht der Literatur bestätigt, welchen bedeutenden Schwierigkeiten man bei den Versuchen alle erforderlichen Data für eine Analyse der Bewegungen und des Ruhezustandes einzusammeln begegnet. Die cyklographischen Untersuchungen z. B. von Fischer (1901) und anderen zeigen dies deutlich.

Verschiedene Methoden für Untersuchungen der Belastung des Fusses im Schuh und des unbeschuhten Fusses sind entwickelt worden. Ausführliche Zusammenstellungen über diese Methoden findet man im Californischen Rapport der Universität Berkeley (1947), bei Hohmann (1948), Scherb (1952) und Drillis (1958).

Es war die Absicht mit Hilfe solcher Methoden u.a. die Biomechanik des Fusses näher zu untersuchen und den Verlauf von pathologischen Zuständen sowie den Effekt von therapeutischen Massnahmen objektiv zu registrieren.

Man bediente sich technisch verschiedenartiger Konstruktionen für eine quantitative Registrierung der Reaktionskräfte des Fusses im Schuh und/oder der Unterlage. Im Prinzip können Methoden, die für eine Messung der Verteilung der Belastung auf die verschiedenen Stützpunkte des Fusses abgesehen waren, von denen, die die Summe der Kräfte sämtlicher mit der Unterlage in Berührung befindlichen Teile des Fusses registrierten, unterschieden werden.

Im ersten Falle bedarf es mehrerer über die Belastungsfläche des Fusses verteilter Druckrezeptoren. Je grösser deren Anzahl gewählt wird, desto vollständiger entsteht das Belastungsbild. Die Rezeptoren müssen demnach relativ klein sein.

Im anderen Falle wird der Rezeptor so gross gewählt, dass er dem ganzen Fuss Platz gibt.

Weitere prinzipielle Unterschiede zwischen den verschiedenen Methoden bestehen in der Wahl der registrierten Kraftkomponenten, von vollständigen Messungen aller Komponenten (vertikale, horizontale und rotatorische) zu Messungen einzelner von ihnen.

Bei Messungen der Belastungsverteilung auf die Stützpunkte des Fusses ist stets nur die vertikale bzw. die senkrecht gegen die Belastungsfläche des Schuhs gerichtete Kraftkomponente gemessen worden. Eine Einbeziehung übriger Kraftkomponenten hätte im Hinblick auf die Vielzahl und die Kleinheit der Rezeptoren bedeutende technische Schwierigkeiten bereitet.

Bei Messungen der summierten Kraft sämtlicher mit der Unterlage in Berührung befindlicher Teile des Fusses mit relativ grossen Messplatten bestanden technisch bessere Voraussetzungen für Messungen mehrerer oder sämtlicher Kraftkomponenten.

Die meisten publizierten Methoden sind technisch kompliziert und bieten Schwierigkeiten bei der Auswertung der Resultate. Näheres über diese Methoden siehe nächstes Kapitel.

In der vorliegenden Arbeit berichtet der Verfasser über eine eigene teilweise bereits publizierte Methode (Wetzenstein, 1960), die durch ihre relative technische Einfachheit eine Untersuchung grösseren Materiales ermöglicht. Der Messbereich dieser Methode ist auf die Ferse begrenzt, und es wird die Lage des Angriffspunktes und die Grösse der senkrecht gegen die Absatzebene des Schuhs gerichteten Kraftresultante gemessen.

Es war weiter die Absicht zu untersuchen, ob Messungen dieser Art zu einem näheren Studium der Funktion des Fusses beim Gehen in Schuhen beitragen könnten.

Frühere Methoden für Messungen der Fussbelastung

Methoden für Untersuchungen der Verteilung der Belastung auf die Stützpunkte des Fusses.

Einfache Abdruckverfahren mit Hilfe von Gipsbrei (Beely, 1882, Muskat, 1900, u. a.), mit Hilfe von Lehm (Seitz, 1901) oder anderem Material gaben nur eine indirekte und relative Auffassung von der Fussbelastung durch eine Deutung der Form der erhaltenen Impression.

Frostell (1925) entwickelte ein Farbabdruckverfahren auf Papierstreifen, welches für eine approximative Beurteilung der Belastungsquantität verwendet werden konnte.

Abramson (1927) publizierte ein Verfahren mit einer Bleiplatte, die auf einer Vielzahl von Stahlkugeln ruhte. Bei Belastung der Platte pressten sich die Kugeln in das Bleiblech hinein. Die Tiefe der Impressionen, die mit einem Mikroskop abgelesen wurde, stand in quantitativem Verhältnis zur Belastung. Die Verteilung der Belastung auf die Stützpunkte des Fusses im Stehen wurde an 15 Studenten ohne Fussdeformitäten untersucht. Aus technischen Gründen ist dieses Verfahren nicht für Messungen dynamischer Belastung geeignet.

Barnett's (1954) "plastic pedograph" basierte auf einem ähnlichen Prinzip. An Stelle von Kugeln verwendete er 640 vierkantige, durchsichtige Stäbe (6 inches lang, $\frac{3}{8}$ square inches im Querschnitt) welche zu einem Block zusammengefügt waren und auf einem Gummischwamm ruhten. Bei Belastung der Oberfläche dieses Blockes senkten sich die Stäbe der Grösse des Druckes entsprechend in den Gummischwamm hinein. Die Senkung der einzelnen Stäbe, die mit einer Markierung versehen waren, konnte von der Seite her gefilmt werden. Dies ermöglichte eine Registrierung dynamischer Verläufe. Über die Genauigkeit der Methode ist bisher offenbar nichts publiziert worden.

Barnett (1956) untersuchte die Fussbelastung an 26 "normalen" Studenten und fand ein konstantes Muster der Belastung beim Gehen. Nähere Data wurden jedoch nicht mitgeteilt.

Elftman (1934) legte eine Glasscheibe auf eine Gummimatte, deren Unterseite mit pyramidenartigen Rillen versehen war. In diesen Rillen befand sich eine weisse Flüssigkeit, die bei Belastung der Matte verdrängt wurde, während sich das schwarze Gummi als deutlicher Kontrast dem Druck entsprechend an die Glasscheibe anlegte. Die Druckveränderungen bei dynamischer Belastung im Gehen wurden durch die Glasscheibe gefilmt. Von Bild zu Bild konnte abgelesen werden, wie der Punkt der stärksten Belastung sich von der Ferse zu den Zehen hin bewegte. Die Verbindungslinie dieser Punkte ergab eine qualitativ vergleichbare Kurve. An 11 Versuchspersonen studierte Elftman "normale Belastung" und Abweichungen von dieser bei gesenkten Fussgewölben, sowie den Einfluss habitueller Auswärts- und Einwärtsrichtung des Fusses auf die Belastung. Bei Auswärtsrichtung streckte sich die Verbindungslinie der Punkte maximaler Belastung von der Aussenseite der Ferse zur grossen Zehe und bei Einwärtsrichtung von der Innenseite der Ferse zur kleinen Zehe. Die Verbindungslinie zeigte demgemäss eine Tendenz, eine parallele Einstellung zur Gangrichtung einzunehmen. Bei Gewölbeseinkungen des Fusses fand Elftman charakteristische Abweichungen in der Verteilung der Belastung. Systematische Vergleiche von Individuen mit verschiedenen Deformitäten wurden offenbar nicht ausgeführt. Quantitative Messungen der Belastung konnten mit dieser Methode nicht erfolgen. Er kombinierte sie jedoch später mit einer dazu geeigneten Methode (siehe Seite 15).

Schwartz und Heath (1947, 1949), und Schwartz und Mitarbeiter (1964), untersuchten die Verteilung der Belastung auf 6 Punkte der Fussohle, welche nach einer Prüfung von insgesamt 65 Punkten als die wichtigsten angesehen wurden. Diese waren: je einer unter der Aussenseite und der Innenseite der Ferse, den Metatarsalköpfchen I, II und III und der grossen Zehe. Hierzu benutzten Schwartz und Heath kleine auf die Haut aufgeklebte elektronische Messplatten ("piezometric discs") die bei dynamischer Belastung mit Widerstandsänderungen reagierten. Der Vorzug dieser Methode bestand darin, dass die Versuchsperson sowohl barfuss als beschuht untersucht werden konnte, ohne dass die Lage der Messplatten geändert zu werden brauchte. Schwartz und Heath fanden deutliche Unterschiede in der Quantität der Belastung der gewählten Punkte beim Vergleich von Individuen mit verschiedenen Deformitäten, wie z.B. eine vermehrte mediale Fersenbelastung bei Pronationsstellung, oder eine vermehrte laterale Belastung der Ferse bei Supinationsstellung.

Es wurden auch durchschnittliche Normalwerte für die 6 Punkte errechnet. Aus den bisherigen Berichten geht jedoch nicht hervor, mit Hilfe welchen Materiales diese Normalwerte gewonnen wurden, und wie gross die Variationen waren. Ein statistischer Vergleich von Werten pathologischer Belastung und den genannten Normalwerten ist bisher offenbar nicht publiziert worden.

Holden und Muncey (1953) verwendeten ein technisch ähnliches Verfahren wie Schwartz und Heath für Messungen dynamischer Fersenbelastung beim Gehen in Schuhen. Eine elektronische Messplatte ("double condensor") wurde so in den Schuh gelegt, dass sie den Fersenbereich ausfüllte. Der druckempfindliche Teil der Messplatte bestand jedoch nur aus einem halbmondförmigen Bereich von $\frac{1}{2}$ square inch. Sie untersuchten die Einwirkung verschiedener Fussböden auf die Quantität und den Zeitablauf der Fersenbelastung. Sie fanden grosse Variationen zwischen Versuchspersonen, jedoch nur geringe von einem Schritt zum anderen derselben Versuchsperson. Verschiedenheiten der Fussböden hatten keinen Einfluss auf die Belastungskurven.

Bauman und Brand (1963) publizierten eine Methode mit 5 kleinen (1 mm dick, 1 cm² gross) Messplatten, die auf gewählten Stellen der Fussohle aufgeklebt wurden und offenbar den von Schwartz und Heath angegebenen entsprachen. In wie weit sie technisch eine Verbesserung darstellen, kann aus der Publikation nicht entnommen werden. Mit Hilfe von konventionellen Fussabdrücken wurden die am meisten belasteten Bereiche des zu untersuchenden Fusses lokalisiert und die Messplatten dementsprechend angebracht. Bauman und Mitarbeiter (1963) untersuchten in dieser Weise systematisch den Einfluss verschiedener Schuhkonstruktionen auf die Fussbelastung bei Lepa-deformitäten.

Allgemein kann hier gesagt werden, dass Vergleiche von Messungen an gewählten Bereichen der Fussohle zwischen Individuen nur in begrenzten Umfang möglich sind, da eine genauere und vergleichbare Orientierung zwischen Messplatten und anatomischen Strukturen kaum erzielt werden kann.

Methoden für Messungen der Belastungs-Kräfte zwischen den Stützpunkten des Fusses in seiner Gesamtheit und der Unterlage.

Die chronozyklographischen Studien Fischers gaben theoretisch Möglichkeiten, die Belastung des Fusses mit Hilfe der Bewegungsbahnen der Schwerpunkte aller Körpersegmente zu errechnen. Weder Fischer noch andere Verfasser, die mit dieser Methode arbeiteten, haben jedoch solche Berechnungen ausgeführt. Sie ist sehr umständlich, und es bestehen Schwierig-

keiten, die Grösse der Masse der einzelnen Körpersegmente und deren Schwerpunkte mit ausreichender Genauigkeit zu bestimmen.

Für Messungen der Kräfte zwischen Fuss und Unterlage sind verschiedene Typen von Messplatten erarbeitet worden, die für den ganzen Fuss Platz geben und alle Komposanten, d.h. vertikale, horizontale und rotatorische Kraft, oder je nach Konstruktion einzelne von ihnen registrierten. Das für diese Messplatten Gemeinsame liegt darin, dass alle belasteten Stützpunkte des Fusses summiert gemessen werden, ohne dass die Verteilung der Belastung angegeben werden könnte. Es besteht jedoch die Möglichkeit, den Angriffspunkt der Resultante der vertikalen Kraft im Verhältnis zur Belastungsfläche des Fusses zu bestimmen.

Amar (1916) beschrieb eine mechanisch arbeitende Apparatur, die aus zwei nebeneinander liegenden 3 Meter langen Messplatten bestand, für jeden Fuss eine, mit welchen vertikale und horizontale Belastung pneumatisch registriert wurde.

Basler (1935) und Schenk (1936) untersuchten "die beim Gehen nach abwärts wirkende Lotkraft" mit einem an einer Saite aufgehängten Brett, das in die Gehbahn eingefällt war. Die Schwingungszahl der Saite als Mass für die Quantität der Belastung wurde mit dem gefilmten Bewegungsablauf der unteren Extremität verglichen.

(Basler (1936) konstruierte auch einem Apparat für Messungen der Verteilung der Belastung auf die Stützpunkte des Fusses mit 10 an Saiten aufgehängten Schienen).

Elftman (1938, 1939) publizierte einen Apparat für Messung der vertikalen und horizontalen Kräfte. Zwei mechanisch unabhängig voneinander arbeitende Einheiten waren so in einer Messplatte zusammengefügt, dass die eine die vertikalen und die andere die horizontalen Kräfte registrierte. Die Belastung wurde durch Federn mechanisch gemessen. Durch Berechnung der Kraftmomente konnte die Lage des Angriffspunktes der vertikalen Kraft auf der Messplatte bestimmt werden. Um seine Lage im Verhältnis zur Belastungsfläche des Fusses angeben zu können, verfertigte Elftman Fussabdrücke auf der Messplatte mit dem früher von ihm beschriebenen Verfahren mittels Gummimatte (siehe Seite 13). Es bestanden danach Möglichkeiten für Messungen der Grösse der vertikalen und horizontalen Kräfte, und der Lage des Angriffspunktes der vertikalen Kraft im Verhältnis zur Belastungsfläche des Fusses.

Elftman zeigt in einem Diagramm die Wanderung des Angriffspunktes der vertikalen Kraft innerhalb eines Fussabdruckes von der Ferse zur grossen Zehe während der Abwicklung einer Fussbelastung. Es wird nicht von Ver-

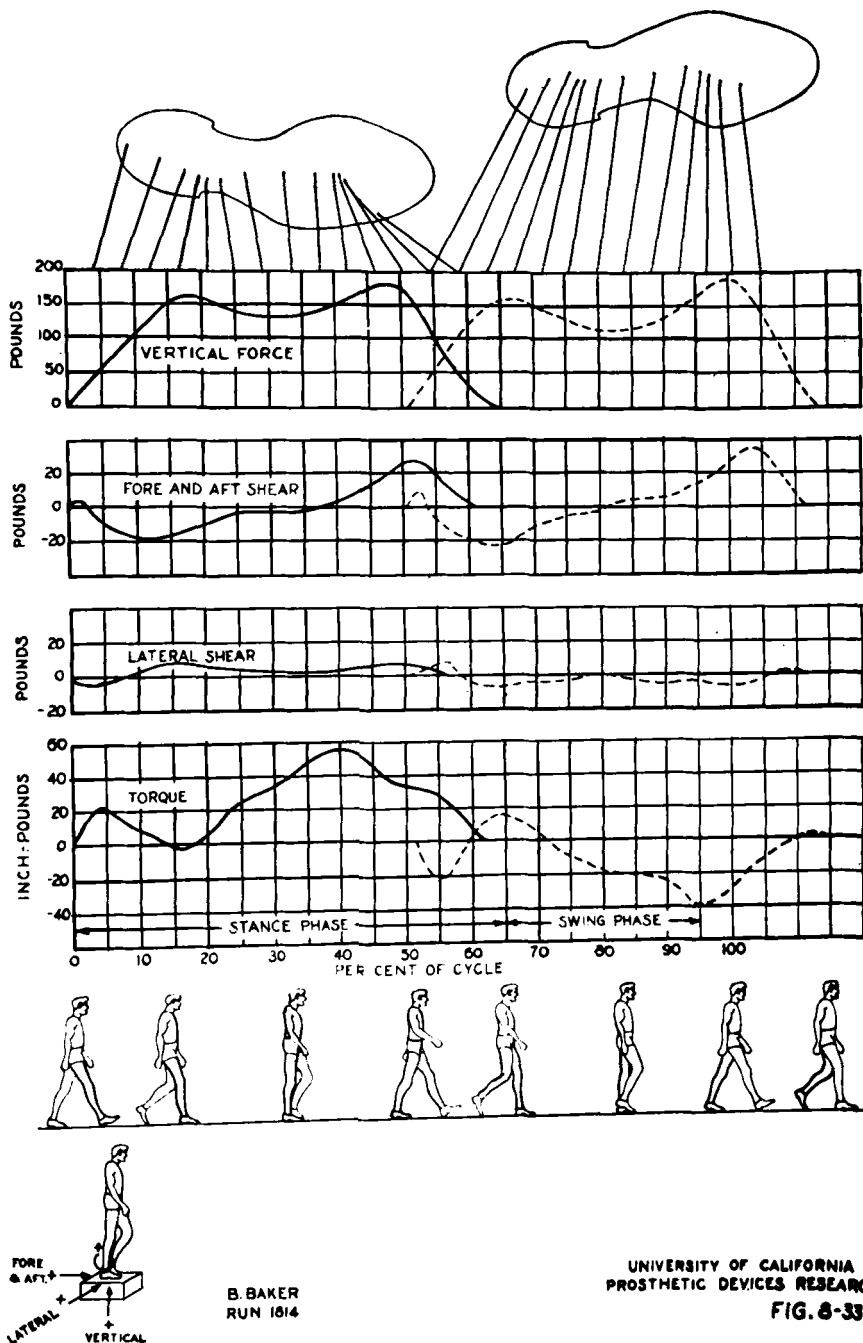


Abb. 1. zeigt die Reaktionskräfte zwischen Schuh und Unterlage und die Wanderung der Resultante der vertikalen Kraft für eine normale Versuchsperson beim Gehen auf horizontaler Ebene, mit 2 Messplatten registriert ("force plate").
(Aus California. University. Berkeley: Report to national research council... fig. 8—33)

gleichen zwischen Individuen berichtet. Elftman äusserte: "Since the mode of walking varies widely, it can only be investigated by a series of experiments with controlled variation of factors . . ." Solche Untersuchungen sind bisher offenbar nicht ausgeführt worden.

Im Rahmen eines Forschungsprogrammes an der Californischen Universität in Berkeley über den Gang des Menschen wurde diese Art von Messplatten weiterentwickelt (Cunningham, 1952). An Stelle von Federn in Spiralförmigkeit wurden stehende Metallzylinder als Tragpfeiler für die Messplatte verwendet. Die Deformationen der Pfeiler bei Belastung der Messplatte konnten mit Hilfe von Dehnungsmesstreifen elektronisch registriert werden. Alle Komponenten der Kraft liessen sich selektiv messen (vertikale, horizontale und rotatorische). Es kamen jedoch gewisse Überlagerungen zwischen den Komponenten vor, die bei Berechnung der Resultate durch Einführung eines Kalibrierungsfaktors berücksichtigt wurden. Um die Lage der Resultante der vertikalen Kraft auf die Belastungsfläche des Fusses beziehen zu können, verwendete man ähnlich wie Elftman ein Fussabdruckverfahren. War die Lage des Fusses auf der Platte bestimmt, konnte die Lage des Angriffspunktes innerhalb der Belastungsfläche des Fusses angegeben werden. Dieses Verfahren bot jedoch gewisse Schwierigkeiten, die mitunter dazu führten, dass der berechnete Angriffspunkt ausserhalb des Fussabdruckes lag.

In den publizierten Diagrammen wurde die Wanderung des Angriffspunktes der vertikalen Kraft über die Belastungsfläche des Schuhs der Quantität der verschiedenen Kraftkomponenten gegenübergestellt (Abb. 1).

Ähnliche Messplatten wurden später von Harper und Mitarbeiter (1960) und Carlsöö (1962) beschrieben.

Eine systematische Untersuchung der Fussbelastung mit Vergleichen zwischen Individuen ist bisher offenbar mit diesen Methoden nicht durchgeführt worden.

In veterinärmedizinischem Zusammenhang ist von Björck (1958) eine Messplatte zur Untersuchung der Zugkraft des Pferdes entwickelt worden. Er montierte Messplatten, die die vertikale und horizontale Kraftkomponente registrierten, unter den Huf. Sie beruhten auf dem Prinzip der Federwaage. Die Deformationen der Feder wurden mittels Dehnungsmesstreifen gemessen. Ähnlich den Verhältnissen bei den Californischen Messplatten wurden beide Kraftkomponenten in ein und demselben Federarm aufgefangen. Die Federarme waren also in zwei Richtungen biegsam und die Dehnungsmesstreifen dementsprechend aufgeklebt.

Für ein Studium der Fersenbelastung beim Gehen im Schuh erschienen die bisher publizierten Methoden weniger geeignet.

KAPITEL III

Die eigene Methode

1. MESSAPPARATUR

Der Verfasser bediente sich einer bereits vorher von ihm publizierten Methode für Messungen der Fersenbelastung im Schuh (Wetzenstein).

Eine Messplatte war so konstruiert worden, dass sie die winkelrecht gegen sie gerichtete Kraft registrierte und eine Berechnung des Angriffspunktes ihrer Resultante ermöglichte. Die Belastungsplatte ruhte mit ihrem Zentrum auf einer dreiarmigen steifen Federwaage. Die Stützpunkte der Federwaage bestanden aus Stahlkugeln, die sich bei Belastung der Platte auf dem Boden des Instrumentes verschieben liessen (Abb. 2). Deformierungen der Federarme wurden mittels Dehnungsmesstreifen gemessen. Die Widerstandsänderungen, die in den Dehnungsmesstreifen entstanden, wurden mit Hilfe geeigneter Brückenkreise in elektrische Spannungsänderungen umgewandelt. Die Speisung dieser Brückenkreise erfolgte mit Gleichspannung und die Registrierung der Spannungsänderungen mit Spiegelgalvanometern in einem Schreiber (Typ Visicorder Oscillograph).

Die Summe der Deformierungen der 3 Arme der Federwaage entsprach der totalen Belastung. Der Grad der Deformierung in den einzelnen Armen der Federwaage ermöglichte eine Berechnung der Lage des Kraftzentrums (=Kraftresultante) auf der Messplatte folgender Formeln gemäss (siehe auch Seite 89):

$$z = \frac{K}{E} (U_1 + U_2 + U_3)$$
$$y = \frac{\frac{\sqrt{3}}{2} (U_2 - U_3)}{U_1 + U_2 + U_3} \cdot L$$
$$x = \frac{U_1 - \frac{1}{2} (U_2 + U_3)}{U_1 + U_2 + U_3} \cdot L$$

z^* =totale winkelrecht gegen die Platte gerichtete Kraft

K =Kalibrierungsfaktor

E =Spannung mit welcher die elektrische Brücke gespeist wurde

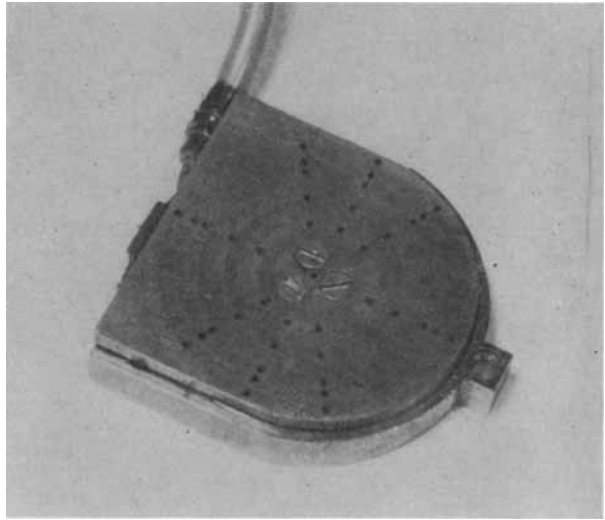
U_1, U_2 und U_3 =Ausschläge der Spiegelgalvanometer der drei Arme der Federwaage

y^* =Abstand des Angriffspunktes der Resultante von der X-Axe der Messplatte in mm

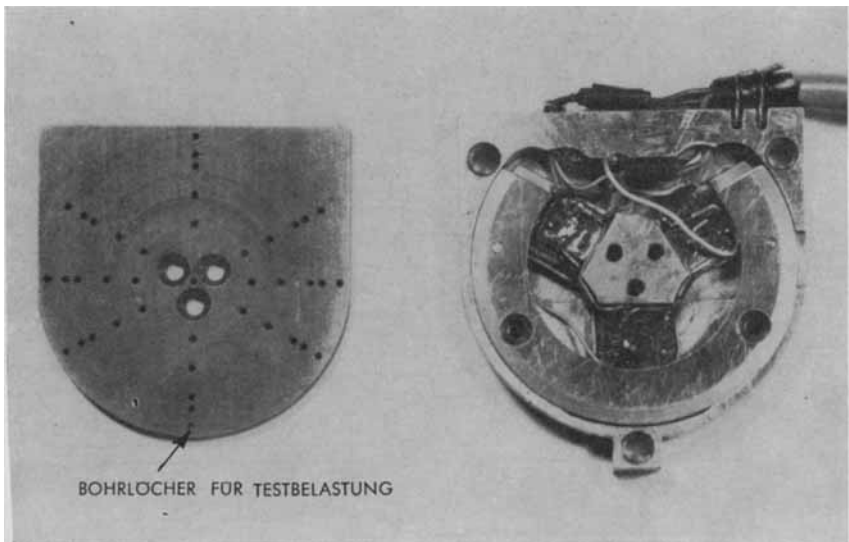
x^* =Abstand des Angriffspunktes der Resultante von der y-Axe (Queraxe) der Messplatte in mm

L =Konstante

*) In der ersten Publikation der Methode wurden an Stelle von z, y und x die Symbole P, β und α verwendet.)



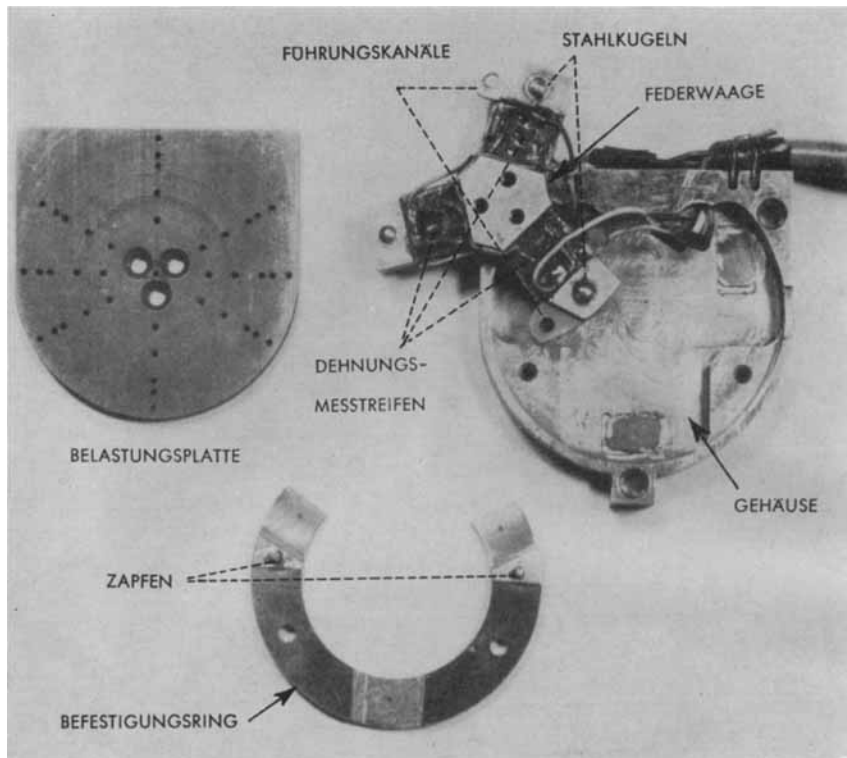
a



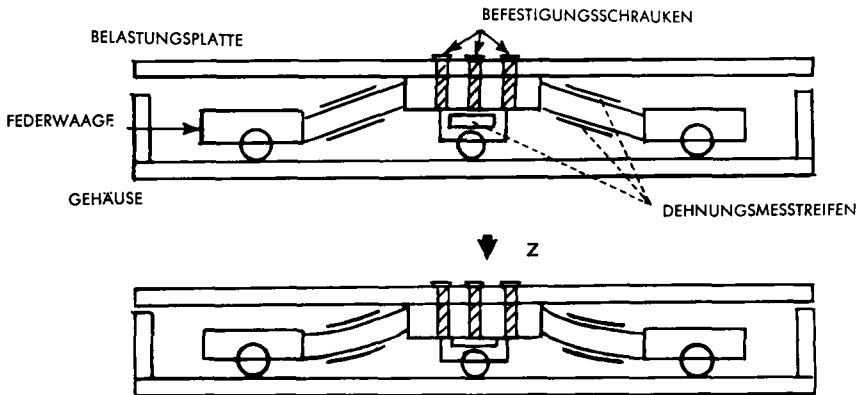
b

Abb. 2. a. Messplatte, zusammengesetzt, wie sie im Absatz des Schuhs zur Verwendung kommt.

b. Messplatte mit demontierter Belastungsplatte, die mit drei Schrauben im Zentrum der Federwaage fixiert wird. Die kleinen Bohrlöcher in der Belastungsplatte dienen zur Testbelastung.



c



d

e

- c. zeigt die Messplatte in ihre Bestandteile zerlegt. Die Federwaage ist nach Abschrauben des halbmondförmigen Befestigungsringes aus dem Gehäuse herausgehoben worden. An der Unterseite dieses Ringes befinden sich zwei Zapfen, die in zwei Führungskanälen der Federwaage versenkt deren Lage im Gehäuse bestimmen. Auf den drei Armen der Federwaage sind die aufgeklebten Dehnungsmesstreifen ersichtlich. Entsprechende Dehnungsmesstreifen befinden sich auch auf der Unterseite der Arme.
- d. veranschaulicht schematisiert das Prinzip der Federwaage im unbelasteten Zustand im Frontalschnitt.
- e. zeigt schematisiert die Deformierung der Federarme bei Belastung mit der Kraft Z .

Die zur Durchführung der vorliegenden Arbeit verwendeten zwei Messplatten (no. 1 = rechter Fuss, nr. 2 = linker Fuss) waren neue Exemplare gleicher Konstruktion. Sie unterschieden sich vom ersten Exemplar (Wetzenstein) durch eine geringere Biegsamkeit der Federwaage (siehe Seite 94).

Die Errechnung von y und x durch eine neukonstruierte elektronische Brücke vereinfacht worden (siehe Seite 90). Sie ergab den z -Wert direkt in Kilopond und die Werte für die Zähler der oben auf Seite 18 genannten Formeln d.h. für " $U_1 - \frac{1}{2} (U_2 + U_3)$ " und " $\frac{\sqrt{3}}{2} (U_2 - U_3)$ " in Form von fotografisch (Schreiber: Typ Visicorder Oscillograph) registrierten Kurven (Abb. 3). Mit Hilfe dieser Werte konnten dann y und x den genannten

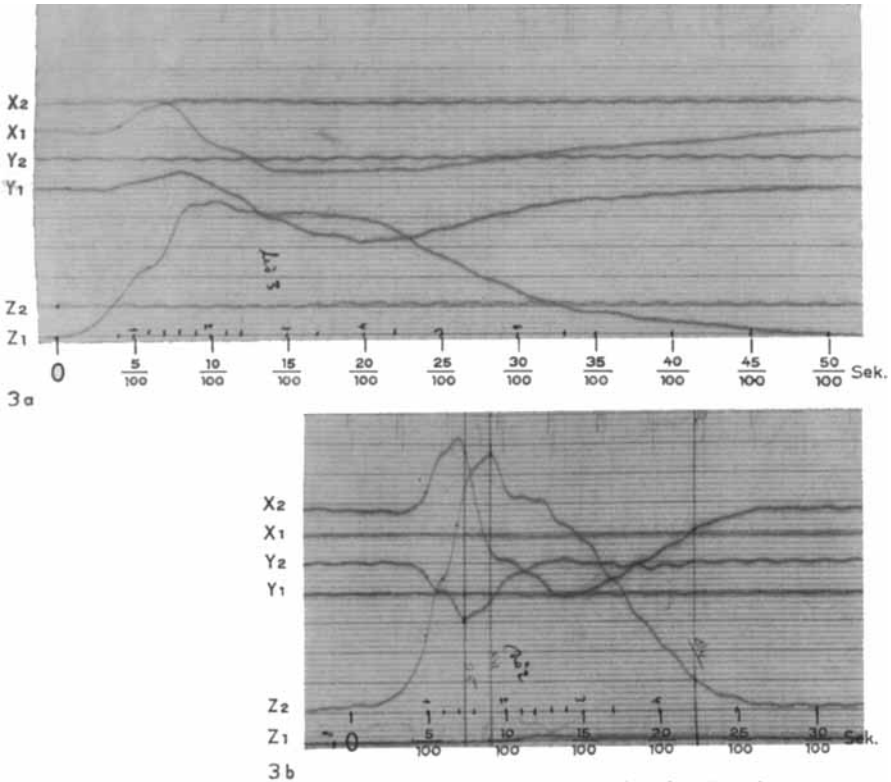


Abb. 3. a. Originalkurve mit dem Ausschlägen für z und für die Berechnung von y und x (z_1 , y_1 und x_1 = rechter Fuss, z_2 , y_2 und x_2 = linker Fuss) bei Gang in 4 km/h auf der rollenden Gehbahn (protokoll 173/6, Körpergewicht 72,8 kg).

b. Originalkurve der gleichen Versuchsperson bei Gang in 8 km/h auf der rollenden Gehbahn. Die längslaufenden Referenzlinien liegen in Abständen von 2 mm voneinander. Die senkrechten Zeitmarkierungslinien entsprechen 1/100 Sekunden. Entlang dieser wurden die Ausschläge der Kurven mit Hilfe eines durchsichtigen Lineales abgelesen. Die parallel zu ihnen befindlichen etwas kräftigeren Linien sind als Hilfslinien für die Ablesung von maximalen Ausschlägen an solchen Stellen eingezeichnet worden, wo maximale Ausschläge nicht mit Zeitmarkierungslinien zusammenfallen.

Formeln gemäss berechnet werden. Der Kalibrierungsfaktor $\frac{K}{E}$ fiel fort, da die Amplituden für die Ausschläge z, y und x bei gegebener Belastung der Messplatte einstellbar waren.

Der Transport des Schreiberfilmes wurde mit der höchsten Geschwindigkeit eingestellt (53 cm/Sek.), um die grösst mögliche Genauigkeit bei der Ablesung der Kurven zu erzielen. Ein Zeitschreiber markierte jede hundertstel Sekunde mit einer querlaufenden Linie. Ein System von längslaufenden Referenzlinien erleichterte die Bestimmung der 0-Linien der Galvanometer (Abb. 3).

Die Ablesung der Galvanometerausschläge erfolgte mit Hilfe eines durchsichtigen Millimetermasses entlang der Zeitmarkierungslinien.

Die Ablesungsintervalle betrugen höchstens 5/100 Sek. Die letzte Zeitmarkierung, bei der z noch 0 betrug, war der Ausgangspunkt der Zeitrechnung. Darüber hinaus erfolgten Ablesungen mit kürzeren Intervallen in den Bereichen der Kurven, denen in dieser Arbeit besonderes Interesse gewidmet wurde. Dies geschah auch vor und nach maximalen Ausschlägen der einzelnen Kurven. Wenn der maximale Ausschlag nicht in Höhe einer Zeitmarkierungslinie lag, wurde eine parallele Hilfslinie eingezeichnet (Abb. 3).

Die z-, y- und x-Werte bildeten das Ausgangsmaterial für die Bearbeitung der Belastungsmessungen.

2. MONTAGE DER MESSPLATTE IM SCHUH

Eine Serie von Halbschuhen mit Ledersohlen war speziell für die Versuche hergestellt worden. Der Leisten gewährte die "gerade Innenlinie" und gab guten Bewegungsraum für die Zehen. Der Absatz war mit einer Aussparung versehen, in welche die Messplatte versenkt wurde (Abb. 4).

Ihre Montage erfolgte mit Hilfe einer Befestigungsanordnung, wie sie in der Abb. 5 ersichtlich ist. Diese Befestigungsanordnung bestand aus einer in alle Ebenen des Raumes verstellbaren Leichtmetallplatte.

Jeder Schuh war mit einer solchen Befestigungsplatte versehen. Um eine

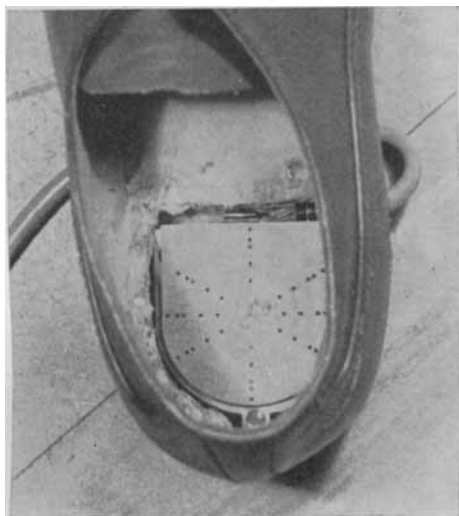


Abb. 4. Experimentschuh mit eingebauter Messplatte.

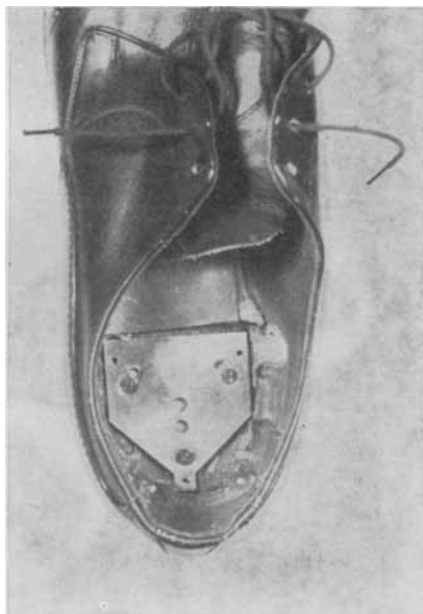


Abb. 5. Experimentschuh mit eingebauter Fixationsplatte. Sie ist in alle Ebene des Raumes verstellbar und bestimmten Massen entsprechend im Verhältnis zum Schuh eingestellt worden. Auf ihr wird die Messplatte mit drei Schrauben befestigt.

vergleichbare Lage der Messplatte in den verschiedenen Schuhen zu erzielen, waren die Befestigungsplatten folgenden Normen gemäss montiert:

Der Mittelpunkt der Befestigungsplatte sollte sich in gleichgrossen Abständen von der Innen- und Aussenseite des Absatzes befinden, und sein Abstand von dem am weitesten dorsal liegenden Punkt des Absatzes sollte

in sämtlichen Schuhen einem bestimmten Mass entsprechen. Die Einrichtung der Längsaxe der Befestigungsplatte geschah mit Hilfe eines auf die vordere Kappe des Schuhs markierten Richtpunktes und eines Richtinstruments (Abb. 6). Der Richtpunkt wurde folgendermassen ermittelt: Jeder

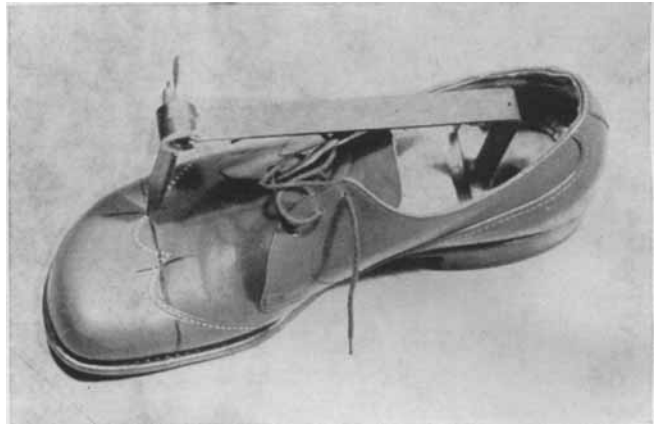


Abb. 6. Richtinstrument für die Einstellung der Fixationsplatte im Hinblick auf ihre Längsachse.

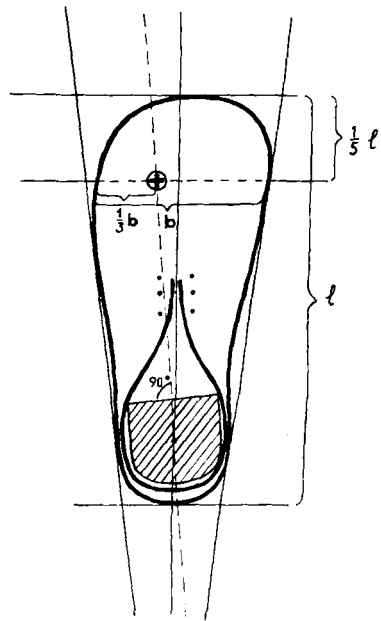


Abb. 7. Ermittlung des Richtpunktes für die Einrichtung der Längsachse der Fixationsplatte mit Hilfe empirisch gewonnener Masse. Auf der Winkelhalbierenden zwischen den tangierenden Linien an der Aussen- und Innenseite der Sohle und des Absatzes wird die Länge der Sohle abgetragen. Auf $\frac{1}{5}$ dieser Länge wird eine im 90° Winkel zu ihr laufende Linie eingezeichnet. Auf dieser Linie findet man den Richtpunkt auf der Grenze vom äusseren zum mittleren Drittel der Breite der Sohle.

Schuh wurde auf ein Blatt Papier gelegt und tangierende Linien entlang der Aussen- und Innenseite der Sohle und des Absatzes aufgezeichnet (Abb. 7). Dadurch erhielt man einen nach vorne (im Sinne des Schuhs) gerichteten Winkel. In diesen wurde die Winkelhalbierende eingetragen und auf ihr die Länge des Schuhs abgezeichnet. Auf ein Fünftel der Länge dieser Linie, in Bezug auf den Schuh von vorne gerechnet, wurde eine Linie im Winkel von 90° eingetragen und auf ihr die Breite der Sohle in ihrer Höhe abgezeichnet. Auf ein Drittel dieser Linie, von der Aussenseite der Sohle gerechnet lag der Richtpunkt. Die Überführung des Richtpunktes von der Zeichnung auf das Oberleder der vorderen Kappe erfolgte mit Hilfe eines durchsichtigen Lineales. Die querlaufende Linie wurde auf die Kappe eingezeichnet und ein Drittel ihrer Länge mit einer Schublehre abgemessen. Diese Masse wurde empirisch ermittelt, nachdem eine Messplatte versuchsweise in einen Absatz montiert worden war.

Die Einstellung zur Horizontalen erfolgte mit Hilfe einer Wasserwaage.

Die Höhe der Befestigungsplatte wurde so gewählt, dass die Belastungsfläche der Messplatte c: a 20 mm über dem Niveau der Belastungsfläche der vorderen Sohle lag.

Bei der Überführung der Messplatte von einem Schuh zum anderen war in dieser Weise ihre Lage gegeben und brauchte nicht erneut eingestellt zu werden.

Wie aus dem hier gesagten hervorgeht, musste mit Variationen in der Lage der Messplatte zwischen den verschiedenen Schuhen gerechnet werden. Die verwendeten Referenzpunkte für die Zentrierung der Messplatte waren auf Grund der komplizierten und nicht beständigen Form der Schuhe nicht ganz eindeutig. Hier muss auch beachtet werden, dass die Belastungsplatte mit der Federwaage im Gehäuse nicht vollständig fest fixiert lag, sondern eine geringe Beweglichkeit besass. Diese betrug:

$$\text{Rotation} = 1,3^\circ$$

$$\text{Verschiebbarkeit in der Y-Achse} = 0,6 \text{ mm}$$

$$\text{Verschiebbarkeit in der X-Achse} = 0,5 \text{ mm}$$

koordinatographisch gemessen.

Diese Beweglichkeit der Belastungsplatten im Gehäuse hatte technische Ursachen. Eine Konstruktion mit fest verankerter Federwaage hätte kompliziertere Deformierungen der Federarme zur Folge gehabt und messtechnische Nachteile geboten. Die hier gewählte Konstruktion war zuverlässiger.

3. EINSTELLUNG UND FORTLAUFENDE KONTROLLE DER APPARATUR

Die Grösse der Ausschläge für z und der für die Berechnung von y und x waren von der Einstellung der Brückenkreise und der gewählten Amplitude abhängig. Diese Einstellung geschah wie folgt:

Die Messplatte, bzw. der Schuh mit einmontierter Messplatte wurde in eine, der Dezimalwaage gemäss konstruierten Belastungswaage gelegt, mit welcher gewünschte Belastungen zur Testung angelegt werden konnten (Abb. 8). Die Waage war mit einem Momentarm versehen, mit welchem die gewünschte Belastung mit einem zehnten Teil des Gewichtes erzielt werden konnte.

Zur Durchführung von Testbelastungen war die Belastungsfläche der Messplatte mit einem System von Bohrlöchern versehen worden, deren Lage-

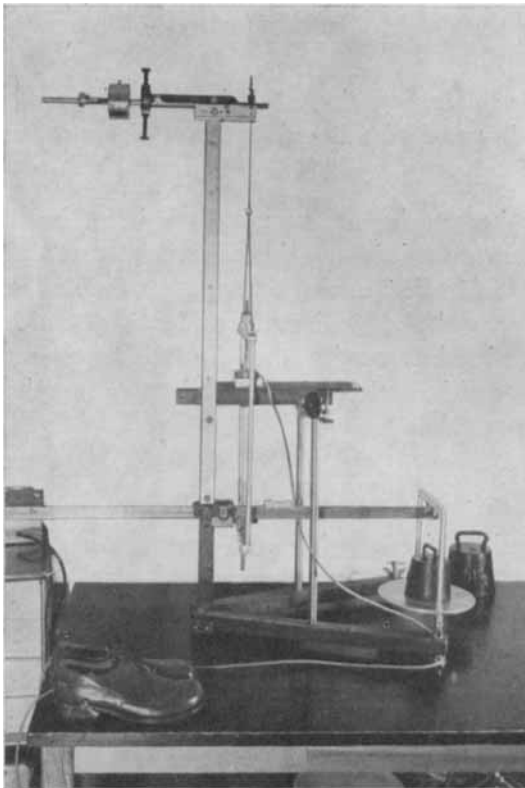
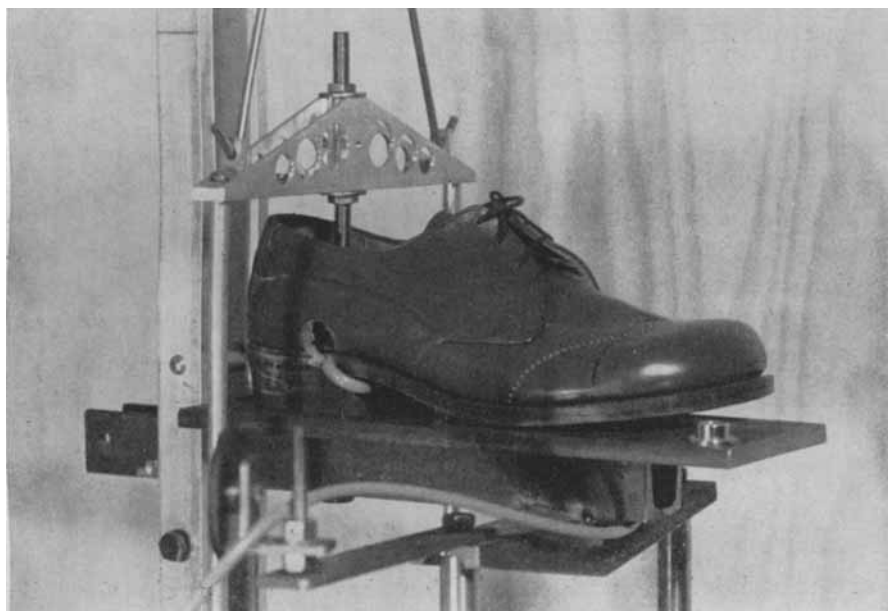
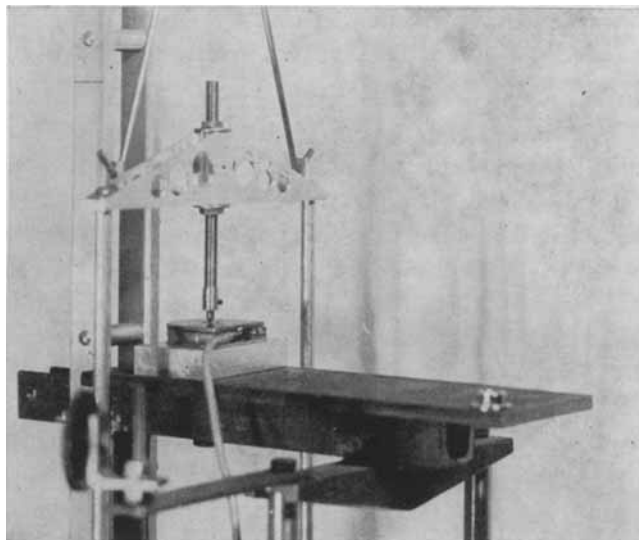


Abb. 8 a

b



c

Abb. 8 a. Waage zur Testbelastung der Messplatte. Ein konischer Stahlstab wird mit Hilfe eines hängenden Systemes in die Bohrlöcher der Belastungsplatte gesenkt und dann wird der Hebelarm der Waage (1:10) mit den gewünschten Gewichten belastet. (b, Testung der Messplatte vor und c nach Montage im Schuh).

beziehungen zur X- und Y-Achse bekannt waren. Die Belastung konnte dadurch an definierten Punkten erfolgen (Abb. 4).

Nach 0-Stellung der Brückenkreise für die drei Ausschläge wurde eine Testbelastung von 50 kp auf den Mittelpunkt der Messplatte gelegt. Nun erfolgte die Wahl der Amplitude für den z-Ausschlag mit Hilfe eines Potentiometers. Im Hinblick auf die Breite des Schreiberpapiers (15 cm) fiel die Wahl auf einen Ausschlag von $1\text{ mm} = 1\text{ kp}$, d.h. 50 mm bei der verwendeten Testbelastung. Es galt nun, die Amplituden für die Ausschläge zur Errechnung von y und x entsprechend einzustellen. Hierzu wurde die Testbelastung auf einen Punkt 10 mm vom Mittelpunkt entfernt in Richtung der Y-Achse gelegt. Um den richtigen y-Wert d.h. 10 mm in diesem Falle, aus der vorher genannten Formel für y (siehe Seite 18) zu erhalten, bedurfte es eines Ausschlages von 50 mm. Der Faktor L war 10. Nun galt

$$y = \frac{50}{50} 10 = 10 \text{ mm.}$$

In eben derselben Weise wurde die Amplitude für den Ausschlag zur Errechnung von x eingestellt, nachdem die Testbelastung auf einen Punkt 10 mm vom Mittelpunkt in Richtung der X-Achse gelegt worden war.

Nach ausgeführter Amplitudeneinstellung galt es nun das Gleichgewicht zwischen den Brückenkreisen zu kontrollieren, d.h. es war notwendig festzustellen, ob die drei Ausschläge bei Testbelastungen von zwei gleichwertigen Punkten z.B. 10 mm vor und 10 mm hinter dem Mittelpunkt in Richtung der X-Achse ($-x$ und $+x$) gleich gross waren. Je zwei gleichwertige Punkte in Richtung der X- und Y-Achse wurden nacheinander mit 50 kp belastet und die Ausschläge wurden verglichen. Entstanden ungleiche Ausschläge konnte das Gleichgewicht mit Hilfe von Potentiometern erneut hergestellt werden. In der Praxis kam dies nur selten vor.

Die Einstellung der Apparatur bestand demnach aus:

0-Stellung der Brückenkreise

Amplitudeneinstellung

Balanceeinstellung zwischen den Brückenkreisen.

Vor und nach jeder Versuchsperson (Versuchsserie) erfolgte eine Kontrolle der Apparatur diesem System gemäss mit einer Testbelastung von 50 kp auf 4 Punkten mit Abständen von je 10 mm vom Mittelpunkt in Richtung der Y- und X-Achse.

4. DER MESSFEHLER DER APPARATUR

Zur Untersuchung des Messfehlers der Apparatur wurden eine Reihe von Testbelastungen in folgender Weise ausgeführt:

Zunächst erfolgte die Einstellung der Apparatur in der im vorigen Kapitel beschriebenen Weise. Danach belastete man den Mittelpunkt der Messplatte bis 150 kp mit Intervallen von 10 kp. Zwischen jeder Belastungsänderung erfolgte eine vollständige Entlastung der Waage, wobei die Ausschläge (z, y, x) stets zu O-Linie zurückkehrten. Unmittelbar darauf geschah eine Wiederholung des Versuches, dieses Mal umgekehrt d.h. von 150 bis 0 kp.

Nach erneuter Kontrolle der Einstellung wurde in gleicher Weise ein weiteres Bohrloch belastet und so insgesamt 41 Bohrlöcher getestet. Die Lage der Bohrlöcher auf der Belastungsplatte ist in der Abb. 9 ersichtlich.

Betrachtet man das Resultat der Belastungsserien der einzelnen Punkte (= Bohrlöcher), findet man wie erwartet einen klaren linearen Zusammenhang zwischen Belastung und Grösse der Ausschläge (Diagram 1). Überschreitet die Belastung eine bestimmte Grenze entstehen Abweichungen von

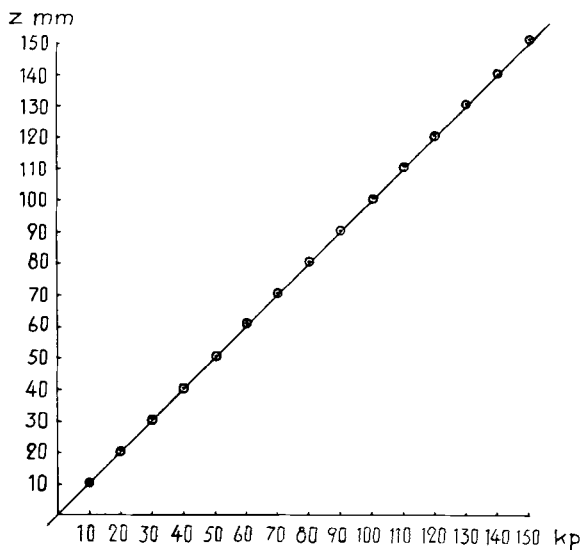


Diagram 1. zeigt den linearen Zusammenhang zwischen z - Ausschlägen und Belastung des Mittelpunktes (Punkt 1, Abb. 9) der Messplatte für den rechten Fuss für 2 aufeinander folgende Serien mit Belastungen von 0 bis 150 kp (Serie 1 mit $\cdot$ und Serie 2 mit $\circ$ gekennzeichnet). Der arithmetische Mittelwert der Abweichungen vom erwarteten Wert ist aus Tabelle 1 ersichtlich (+0,53).

der Linearität. Das hängt mit der Konstruktion der Messplatte zusammen. Bei zu hoher Belastung legt sich die Belastungsplatte der Kante des Gehäuses an, wodurch ein Teil der Belastungskraft verbraucht und nicht in der Federwaage registriert wird. Je weiter der Kraftangriff sich vom Mittelpunkt der Belastungsplatte entfernt, desto niedriger liegt auf Grund der Verlängerung des Hebelarmes die Grenze der Linearität. Testbelastungen zeigten, dass der zentrale Bereich der Messplatten mit einem Radius von 10 mm um den Mittelpunkt bis zu 150 kp ohne wesentliche Abweichungen von der Linearität belastet werden konnte. Innerhalb eines Radius von 15 mm lag die Grenze bei etwa 80 kp und innerhalb eines Radius von 20 mm bei etwa 60 kp. Diese Werte wurden von keiner Versuchsperson erreicht. Eine Betrachtung der Resultate der Testbelastungen ergab folgendes:

i) Die gemessenen z -, y - und x -Werte wiesen systematische Abweichungen von den richtigen erwarteten der aufgelegten Belastung entsprechenden Werten in den verschiedenen Serien auf. Eine statistische Analyse dieses Phänomenes war nicht erforderlich, da es deutlich hervortrat. Man hatte oft Serien mit 29 Belastungen (von 0 bis 150 kp und zurück zu 0 kp) bei denen alle Abweichungen 0 oder positiv bzw. 0 oder negativ waren. Die durchschnittlichen Abweichungen waren relativ gering. Als Beispiel dafür folgt hier eine Tabelle (1) mit arithmetischen Mittelwerten der Abweichungen für z , y und x von den erwarteten Werten (die mit z_r , y_r und x_r bezeichnet werden) an den 5 zentralen Bohrlöchern (punkt 1—5, Abb. 9) der Messplatte für den rechten Fuss:

Testpunkt (Abb. 9)	Anzahl der Bestimmungen	$\bar{z}-\bar{z}_r$ (kp)	$\bar{y}-y_r$ (mm)	$\bar{x}-x_r$ (mm)
1	30	+ 0,53	+ 0,065	+ 0,005
2	29	+ 0,15	+ 0,23	— 0,07
3	29	— 0,98	+ 0,06	+ 0,21
4	29	+ 0,80	— 0,11	— 0,005
5	29	+ 0,42	+ 0,24	— 0,23

Tabelle 1.

Mittlere Werte der Abweichungsquadrate von den erwarteten Werten für z , y und x bei Testbelastungen von 0 bis 150 kp der Messplatte 1 (Messplatte für den rechten Fuss).

Die Ursache dieser systematischen Abweichungen können hauptsächlich in dem Einstellungsverfahren der Messbrücken gesucht werden.

(ii) Über den systematischen Fehler hinaus kommen gewisse Variationen in den Serien hervor, die als zufällige Fehler der Messungen angesehen werden können.

Die genannten Fehlerkomponenten können schematisch folgendermassen dargestellt werden:

Wenn man nach Einstellung der Apparatur eine Serie von Messungen an einer Versuchsperson durchführt, kann ein isolierter Messwert, sagen wir ein z -Wert, symbolisch mit

$$z = z_r + e_r + e_t$$

bezeichnet werden. z_r bezeichnet den Wert, den man erhalten hätte, wenn die Registrierung ohne Einstellungsfehler und zufällige Fehler erfolgt wäre. e_r bezeichnet den systematischen Einstellungsfehler für die Serie und e_t den zufälligen Fehler für diese Registrierung. Um die Grössenordnung von e_r und e_t zu bestimmen wurde folgendermassen verfahren:

Nach Einstellung der Messbrücken, aber vor den Messungen an Versuchspersonen, wurden, wie bereits gesagt, Testbelastungen mit 50 kp an 4 Punkten (Punkt 2, 3, 4 und 5) ausgeführt. 25 solche Serien für jede Messplatte sind näher analysiert worden.

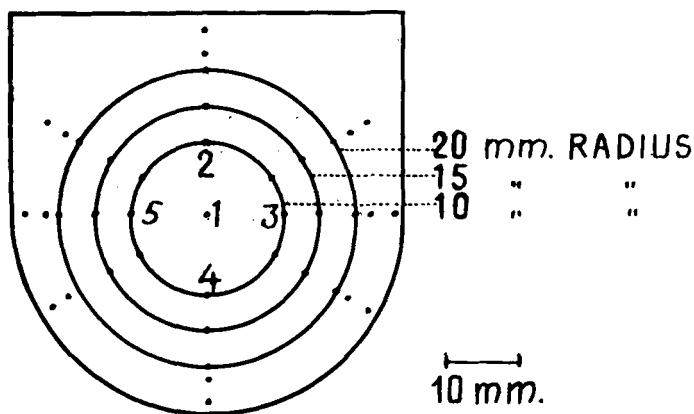


Abb. 9. Verteilung der Bohrlöcher auf der Belastungsplatte zur Testbelastung.

		z		y		x	
	Freiheits- grade	Mess- platte 1	Mess- platte 2	Mess- platte 1	Mess- platte 2	Mess- platte 1	Mess- platte 2
1) Mittelwert der Abweichungsquadratrate zwischen den Serien	24	1,031	0,922	0,015	0,029	0,009	0,018
2) Mittelwert der Abweichungsquadratrate innerhalb der Serien	75	0,073	0,121	0,039	0,037	0,019	0,074
3) Arithmetischer Mittelwert für sämtliche Messungen		50,255	—49,775	0,109	0,021	0,006	—0,074
4) t	24	2,5	—2,3	8,9	1,2	0,6	—5,4

Tabelle 2.

Varianzanalyse und t — Test von Testbelastungen mit 50 kp auf 4 Punkten um den zentralen Bereich der Messplatten (25 Serien je Messplatte).

Tabelle 2 ergibt das Resultat der Analyse. Für die Variabel z stellte man folgendes fest:

Die Varianz des zufälligen Fehlers wurde für die Messplatte 1 zu 0,073 und für die Messplatte 2 zu 0,121 geschätzt. Die dazugehörigen Standardabweichungen waren 0,27 bzw. 0,35. Die Bedeutung der Einstellungsfehler war von der Art der Untersuchung abhängig. Handelte es sich um eine Serie von Messungen an einer Versuchsperson unter gleichen Versuchsbedingungen, belasteten die Einstellungsfehler diese Serie. Handelte es sich um zwei verschiedene Experimente wie z.B. Gang in 4 km/h und 8 km/h mit einer Bestimmung von Differenzen für die Variabel z, verschwand die Bedeutung der Einstellungsfehler (unter der Voraussetzung, dass diese Fehler im Verlauf der Messungen unverändert blieben). Haben wir eine Gruppe von Versuchspersonen und betrachten die Variation der erhaltenen z-Werte zwischen Personen, treten die Einstellungsfehler als "zufälliger Fehler" auf, da für jede Versuchsperson eine erneute Einstellung erfolgte.

Wie bereits genannt wurden 25 Testserien per Messplatte analysiert. Betrachtet man die "25 Einstellungsfehler", ergeben sich folgende Fragen:

- (i) unterscheiden sich die Einstellungsfehler durchschnittlich von 0?
- (ii) zeigen die Einstellungsfehler eine Variation um den erwarteten Wert? Wie gross ist diese Variation?

Die erste Frage können wir mit Hilfe der arithmetischen Mittelwerte für die ganze Serie und den dazugehörigen t — Testen (Tabelle 2) beantworten: Für die Messplatte 1 ist der Schätzwert für den Durchschnitt der Einstellungsfehler 0,255 (signifikant), für die Messplatte 2 hingegen — 0,225 (signifikant).

Den ersten Teil der zweiten Frage (ii) können wir mit Ja beantworten, da der Mittelwert der Abweichungsquadrate zwischen Serien verglichen mit dem Mittelwert der Abweichungsquadrate innerhalb der Serien gross war (signifikant).

Die Varianz der Einstellungsfehler (zweiter Teil der Frage (ii)) kann mit Hilfe der in der Tabelle 2 ersichtlichen Data geschätzt werden: Das Resultat für Messplatte 1 wird 0,24 und für Messplatte 2 = 0,20 mit den dazugehörigen Standardabweichungen von 0,49 bzw. 0,45.

Die Variabel y betreffend wird die Varianz des zufälligen Fehlers für Messplatte 1 auf 0,039 und für Messplatte 2 auf 0,037 mit dazugehörigen Standardabweichungen von 0,20 bzw. 0,19 geschätzt. Der Durchschnitt der Einstellungsfehler war für beide Messplatten positiv, signifikant für nr. 1, dagegen nicht signifikant für Messplatte 2. Die Schätzwerte waren für Messplatte 1 = 0,109 und für Messplatte 2 = 0,021. Wie ersichtlich, sind sie von geringer Grösse. Eine Variation der systematischen Einstellungsfehler für y konnte nicht nachgewiesen werden.

Die Varianz des zufälligen Fehlers für die Variabel x wird für die Messplatte 1 auf 0,019 und für nr. 2 auf 0,074 geschätzt. Die dazugehörigen Standardabweichungen waren 0,14 bzw. 0,27. Der Schätzwert für den Durchschnitt der Einstellungsfehler wird für Messplatte 1 positiv, 0,006 und für Messplatte 2 negativ, — 0,074, signifikant nur für Messplatte 2. Entsprechend den Verhältnissen für die Variabel y ist die Grössenordnung der Abweichungen gering. Es konnte auch für die Variabel x keine Variation für die systematischen Einstellungsfehler nachgewiesen werden.

Die Schätzungen des Messfehlers mit Hilfe dieser Untersuchungen representieren eher eine untere Grenze der Grössenordnung des Fehlers, da nur eine Belastungsquantität (50 kp) und nur 4 zentral gelegene Messpunkte verwendet wurden.

Bei der Untersuchung des technischen Fehlers der Messapparatur bediente man sich statischer Testbelastungen der Messplatten. Für die Resultate der Messungen von Gangexperimenten waren jedoch auch deren dynamische Eigenschaften von Bedeutung. Es war die Frage, ob die Frequenzrespons für die Registrierung vorkommender Verläufe ausreichend sein würde. Diese Frage ist im Appendix, Seite 92 behandelt worden. Aus dem dort angeführten geht hervor, dass die dynamischen Eigenschaften der Messplatten als ausreichend angesehen werden konnten.

5. DER EINFLUSS DER TECHNISCHEN UND ANDERER METHODENFEHLER AUF DIE RESULTATE EINER UNTERSUCHUNG DER FERSENBELASTUNG

Wie bereits beschrieben bestand das Resultat der Messungen aus Angaben über die Grösse und die Lage der senkrecht gegen die Absatzebene des Schuhs gerichteten Kraftresultante im Verhältnis zum Koordinatensystem der Messplatte. Diese Data wurden fortlaufend im Zeitverlauf des Ganges registriert.

Aus dem vorigen Kapitel geht hervor, dass die Messapparatur mit Fehlerquellen behaftet war. Erstens haben wir die Fehler, die mit der technischen Qualität und der Hantierung der Apparatur zusammenhängen (siehe Seite 29). Es handelte sich um sowohl systematische als zufällige Fehler, und man versuchte die numerische Grösse dieser Fehler zu bestimmen.

Zweitens haben wir Fehler, die mit der Orientierung der Messplatte im Schuh zusammenhängen (siehe Seite 22). Drittens haben wir Fehlerquellen, die noch nicht genannt worden sind und die mit der Orientierung des Fusses auf der Messplatte zusammenhängen: Hier handelt es sich um eine *technische Fehlerquelle*. Man muss die Möglichkeit eines Gleitens der Ferse auf der Messplatte während einer Belastungsphase und zwischen Belastungsphasen in Betracht ziehen. Trotz guter Passform und effektiver Schnürung des Schuhs kann eine zuverlässige Fixierung der Ferse auf der Messplatte nicht ohne weiteres vorausgesetzt werden. Diese eventuellen Lageänderungen liessen sich nicht kontrollieren.

Die unter erstens genannten technischen Fehler hätten durch technische Verbesserungen der Apparatur verringert werden können. Ausserdem könnte man die Resultate der Testbelastungen zu einer Korrektur der Versuchsergebnisse benutzen.

Die unter zweitens genannten Fehler hätten auch verringert werden können. Man begegnet hier jedoch prinzipiellen Schwierigkeiten in der komplizierten und relativ unbeständigen Form des Schuhs, welche eine Bestimmung der Referenzpunkte nur in begrenztem Umfange zulässt.

Die unter drittens genannten Fehler, die mit der Lage der Ferse auf der Messplatte zu tun haben, entzogen sich einer Kontrolle. Es ist schwer zu sehen, in welcher Richtung eine Lösung dieses Problems gesucht werden könnte.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass der Methodenfehler der Apparatur hätte verringert werden können. Dies würde natürlich einen bedeutenden technischen Einsatz erfordert und die Methode komplizierter gemacht haben. Die Frage, ob eine solche technische Verbesserung wertvoll sein würde, kann erst beantwortet werden, nachdem man eine Auffassung über die Grösse der biologischen Variationen gewonnen hat. Sollten diese Variationen im Verhältnis zum Methodenfehler gross sein, würde eine Verringerung des technischen Methodenfehlers die Anwendbarkeit der hier dargelegten Methode nicht wesentlich beeinflussen.

Auch wenn es möglich gewesen wäre, die genannten Methodenfehler zu eliminieren, wäre eine weitere Schwierigkeit bei der Deutung des biologischen Inhaltes der registrierten Werte bestehen geblieben. Hier muss zunächst hervorgehoben werden, dass die Messresultate sich auf das Koordinatensystem der Messplatte bezogen und nicht direkt auf anatomische Referenzpunkte. Die Lage des Angriffspunktes der Kraftresultante war einerseits von der Lage der Ferse auf der Messplatte und andererseits von der anatomischen Beschaffenheit und Funktion des Bewegungsapparates abhängig. Für eine Lagebestimmung der Ferse auf der Messplatte d.h. zu ihrem Koordinatensystem bedurfte es definierter anatomischer Referenzpunkte. Solche Referenzpunkte liessen sich in Wirklichkeit nicht eindeutig bestimmen.

Die unzureichende Orientierung der Ferse zum Koordinatensystem der Messplatte kann auch für die Beurteilung der Quantität der Kraftresultante von Bedeutung gewesen sein. Je grösser der auf der Messplatte ruhende Teil der Fusses war, desto grösser war der Teil der gesamten Fussbelastung, der registriert wurde.

Schliesslich war für die Bewertung der Resultate, auch die Grösse der Ferse von Bedeutung. Ein und derselbe y-oder x-Wert hatte in Abhängigkeit von der Grösse der Ferse unterschiedlichen Wertinhalt.

Alle hier genannten Schwierigkeiten einer biologischen Deutung der Resultate von Messungen entscheiden jedoch nicht ohne weiteres den praktischen Wert der Methode.

Wenn man sich vorstellt, dass Messungen an einer Reihe von Versuchspersonen ausgeführt worden waren, würde man folgendes feststellen:

(i) Variationen zwischen Werten nacheinander folgender Schritte oder zwischen Messungen zu verschiedenen Zeitpunkten an ein und derselben Versuchsperson. Diese Variation (die wir als Variabilität innerhalb des Individuums bezeichnen können) kann ihre Ursache in Verschiedenheiten der Körperbewegungen, in wechselndem Gleiten der Ferse auf der Messplatte und in technischen Fehlern haben.

ii) Variationen zwischen Versuchspersonen. Diese Variation (die wir als Variabilität zwischen Individuen bezeichnen können) können auf Unterschieden in der anatomischen Struktur, dem Bewegungsschema der Versuchspersonen, unterschiedlichem Gleiten auf der Messplatte und technischen Fehlern beruhen.

Zeigt es sich nun, dass die Resultate der Messungen trotz der genannten Variationen Korrelationen ausreichender Stärke zu klinisch relevanten Befunden haben, kann die Methode praktischen Wert besitzen.

Um eine Auffassung über die Grösse der Variabilität innerhalb des Individuums und der Variabilität zwischen Individuen zu erhalten sind Messungen an einer Gruppe von "normalen" Versuchspersonen ausgeführt worden.

KAPITEL IV

Die Versuchspersonen

Ein vollständiger Jahrgang von männlichen Studenten (47*) des Gymnasialischen Centralinstitutes mit einem Durchschnittsalter von 20 Jahren bildeten das Material. Man konnte dieses Material als eine Auswahl von gesunden, trainierten d.h. "normalen" Versuchsindividuen betrachten.

Unter "normal" wird hier verstanden, dass sich bei einer klinisch-orthopädischen Untersuchung keine pathologischen Befunde am Bewegungsapparat erheben lassen, und dass die Versuchspersonen keine subjektiven Beschwerden angeben.

Bei der klinisch-orthopädischen Untersuchung wurden gewisse Varianten in der Form und der Beweglichkeit der Wirbelsäule und der Extremitäten beobachtet, die nicht als pathologisch bezeichnet werden konnten. Über die Bedeutung solcher Befunde für die Belastung des Fusses liessen sich keine Aussagen machen. Es handelte sich hierbei hauptsächlich um angedeutete Skoliosen und geringe Valgus- oder Varusstellungen des Ober- und Unterschenkels sowie des Kniegelenkes.

Besonderes Interesse wurde der Untersuchung des Fusses gewidmet. Man vermutete, dass Fehlstellungen im Bereich des Fusses unmittelbar in der Belastung zum Ausdruck kommen würden und dass bereits geringe Abweichungen der Fersenstellung vom Lot Bedeutung haben könnten.

Die klinische Beurteilung der Fersenstellung basierte auf einer Besichtigung, d.h. einer subjektiven Schätzung der Abweichung der dorsalen Fersenkontur vom Lot im Stehen und beim Gehen im Sinne der Varus- und Valgusfehlstellung.

* 2 Studenten konnten nicht als Versuchspersonen verwendet werden, da Experimentalschuhe in der erforderlichen Grösse nicht zur Verfügung standen.

Die dorsale Fersenkontur wird hauptsächlich durch den tuber calcanei gebildet. Nur plantar ist er von einem dicken Fettpolster umgeben. Oberhalb davon ist seine cranio-caudal längsovale Form in gewissem Umfange für eine Besichtigung zugänglich und eine Längsachse durch diese ist vorstellbar.

Die Beurteilung der Fersenstellung bestand in einer Schätzung der Abweichungen dieser Längsachse vom Lot. Diese Art der Untersuchung ist in klinischen Zusammenhängen üblich.

Die anatomischen Strukturen, die den Eindruck einer Schiefstellung hervorriefen, konnten nicht analysiert werden. Mit den Bezeichnungen "Varus- und Valgusfehlstellung" beabsichtigte der Verfasser keine Beschreibung oder Deutung eventueller pathologischer Bewegungen des Calcaneus im unteren Sprunggelenk. Die Möglichkeiten einer Deutung solcher Bewegungen auf der Basis einer Besichtigung sind äusserst begrenzt, worauf Wisbrun (1939) hingewiesen hat.

Röntgenologische Methoden zur Untersuchung des belasteten Fusskelettes, wie sie von Baisch (1913), Güntz (1938), Kleiger und Mankin (1961), Weitnauer (1955) und anderen beschrieben wurden, gaben kein eindeutiges Bild der Calcaneusstellung im hier genannten Sinne.

Karpovich und Wilklow's (1959) Goniometer für Messungen des Winkels zwischen Ferse und Unterschenkel schien in diesem Zusammenhang ungeeignet zu sein. Dieser Winkel gibt keine Auskunft über die Abweichungen der Fersenstellung vom Lot sondern lediglich über ihr Verhältnis zum Unterschenkel. Variationen in der Form des Unterschenkels können bei Vergleichen zwischen Individuen trotz senkrechter Fersenstellung Winkelunterschiede ergeben.

Wegert (1951) untersuchte die pronatorische Knickung des Fusses mit einer von Nederecker entwickelten Methode indirekt durch Messung der Drehung des Unterschenkels während der Belastung des Fusses. Bei der pronatorischen Knickung rotiert der Taluskopf einwärts (= medial), welches eine Einwärtsdrehung des Unterschenkels zur Folge hat. Auch mit dieser Methode lassen sich keine absoluten Masse für die Fersenstellung sondern nur der Grad der Knickung während statischer Belastung ermitteln.

Es standen also keine geeigneten objektiven Methoden für eine Messung der Fersenstellung zur Verfügung.

Im Übrigen wurde die Höhe des Längsgewölbes approximativ bewertet und besonders auf pronatorische Senkungen während der Belastung beim

Gehen Acht gegeben. Der Zustand des vorderen Gewölbes wurde mit Ausgangspunkt von Hautverdickungen (Tylom) des Belastungsbereiches und einer Palpation der Lage der Metatarsalköpfchen am unbelasteten Fuss beurteilt. Die Prüfung der aktiven und passiven Beweglichkeit der Gelenke erfolgte in üblicher Weise.

Es zeigte sich, dass nahezu alle registrierten Befunde gering waren. Dies galt auch für die Senkungen des Längsgewölbes während der Belastung. Alle Versuchspersonen konnten im Hinblick auf die Fersenstellung und das Längsgewölbe als klinisch "normal" betrachtet werden.

Die Durchführung der Versuche

Nach Kontrolle der Schnürung und der Passform der Schuhe wurde die Versuchsperson auf die ruhende Gehbahn gestellt. Der Start der Gehbahn erfolgte dann mit einer Geschwindigkeit von 4 km/h (Abb. 10).

Das Gehen auf einer rollenden Bahn bedarf gewisser Übung. Die sich nach hinten bewegendes Unterlage verursacht eine Tendenz der Versuchspersonen nach vorne zu fallen und auf den Zehen zu gehen. Alle Versuchspersonen überwand diese Tendenz nach etwa 1 bis 2 Minuten und empfanden das Gehen als natürlich, d.h. dem Gehen auf fester Unterlage ent-

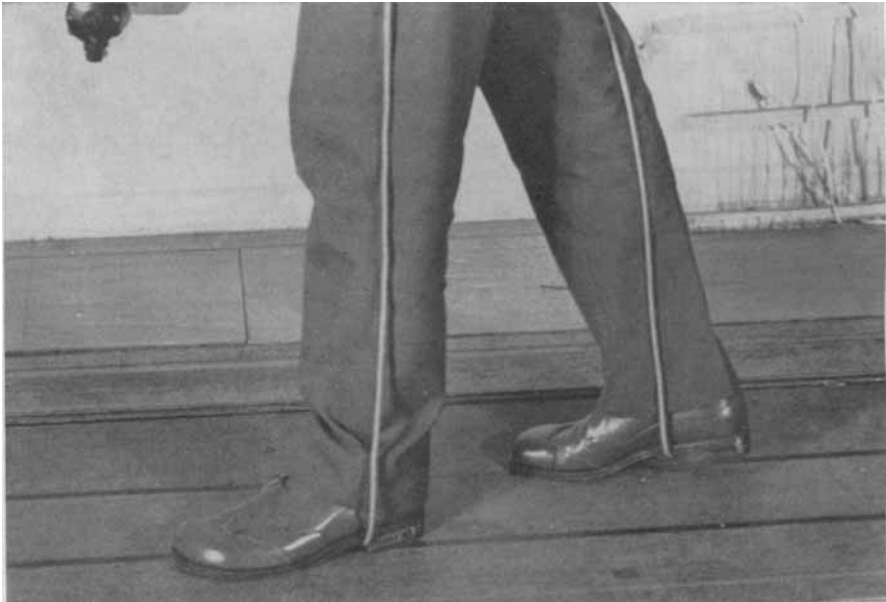


Abb. 10. Versuchsperson während eines Gangexperimentes auf der rollenden Gehbahn.

sprechend. Doch kann die Möglichkeit eines Einflusses der speziellen Verhältnisse infolge der Gehbahn auf die Belastung des Fusses nicht ausgeschlossen werden.

Während des Eingehens war die elektronische Apparatur bereits eingeschaltet und die Registrierung der Fersenbelastung konnte jederzeit mit einem elektrischen Kontakt ausgelöst werden. Der Start und der Abschluss der Registrierung geschah, ohne dass die Versuchsperson im Gehen gestört wurde. Es erfolgten keine Anweisungen betreffend der Schrittlänge bzw. der Anzahl der Schritte per Zeit. Die individuelle Gangart sollte so wenig wie möglich beeinflusst werden.

Nachdem sich der Gangrhythmus stabilisiert hatte, wurden durchschnittlich 3 aufeinander folgende Fersenbelastungen je Fuss registriert.

Ausser diesem Experiment mit der bequemen Ganggeschwindigkeit von 4 km/h wurde ein weiteres mit der hohen Ganggeschwindigkeit von 8 km/h ausgeführt. Darüber hinaus wurden zwei Experimente in 4 km/h vorgenommen, bei denen die Versuchspersonen eine maximale Auswärtsdrehung bzw. eine maximale Einwärtsdrehung der Füße anstrebten. Es war die Absicht, mit diesen Experimenten den Einfluss von Änderungen der Fusstellung auf die Fersenbelastung zu prüfen. Karpovich und Wilklow hatten bei ihren Winkelmessungen zwischen Ferse und Unterschenkel gefunden, dass eine Auswärtsstellung des Fusses eine Valgusstellung der Ferse und umgekehrt eine Einwärtsstellung des Fusses eine Varusstellung der Ferse verursacht. Elftman und Elftman und Manter (1934) fanden bei ihren Untersuchungen der Fussbelastung, dass die Wanderungsrichtung des Angriffspunktes der Kraftresultante (vertikale Kraft) von der Stellung des Fusses abhängig war. Bei Auswärtsstellung richtete sich der Verlauf im Verhältnis zum Fuss nach innen und bei Einwärtsstellung nach aussen.

Die genannten 4 Experimente wurden mit kurzen Pausen für Protokollierung nacheinander auf der rollenden Gehbahn in folgender Reihenfolge ausgeführt, ohne dass die Versuchsperson sie verliess:

Habitueeller Gang mit einer Geschwindigkeit von 4 km/h.

Gang mit angestrebter maximaler Auswärtsrichtung der Füße in 4 km/h.

Gang mit angestrebter maximaler Einwärtsrichtung der Füße in 4 km/h.

Habitueeller Gang mit einer Geschwindigkeit von 8 km/h.

Im Weiteren werden die Experimente wie folgt bezeichnet:

A = Habitueeller Gang, 4 km/h

B = Habitueeller Gang, 8 km/h

C = Auswärtsstellung, 4 km/h

D = Einwärtsstellung, 4 km/h.

Die Darstellung der Fersenbelastungsdiagramme und die Wahl der abhängigen Variablen

Für jede Fersenbelastung erhielt man, wie bereits beschrieben, fortlaufende Angaben über die Lage des Angriffspunktes und die Grösse der senkrecht gegen die Absatzebene des Schuhs gerichteten Kraftresultante im Verhältnis zum Koordinatensystem der Messplatte als Funktion der Zeit.

Die Wanderung des Angriffspunktes dieser Kraftresultante während einer Fersenbelastung über die Messplatte kann in Form einer Kurve dargestellt werden, hier im Folgenden als "Fersenbelastungsdiagramm" (Fbd) bezeichnet.

Für jede Fersenbelastung hat man die z -, y -, und x -Werte als Funktion der Zeit. Der Verlauf der Fersenbelastung könnte nun mit Hilfe von drei zweidimensionalen Diagrammen dargestellt werden. Eine solche Darstellung wäre jedoch weniger übersichtlich gewesen. Um besser die Grösse und die Lage der Kraftresultante als eine Funktion der Zeit anschaulich zu machen, verfuhr man wie folgt:

Es wurde ein rechtwinkeliges Koordinatensystem verwendet, in dem die X -Koordinate der X -Achse der Messplatte (Längsachse) und die Y -Koordinate der Y -Achse der Messplatte (Querachse) entsprach (Abb. 11). Es muss hier erwähnt werden, dass die umgekehrte Lage der Koordinaten, verglichen mit der gebräulichen, gewählt wurde, weil in Publikationen ähnlicher Messapparaturen, die Längsachse meistens als X -Achse bezeichnet wurde. Weiter ist es wichtig zu beachten, dass die Orientierung der Y -Koordinate zwischen Diagrammen für den linken und rechten Fuss verschieden war. Für beide Füsse war die positive Richtung von Y gleichbedeutend mit der lateralen Seite der Ferse. Dahingegen war die Orientierung der X -Koordinate für beide Füsse mit der positiven Richtung von X zur Fusspitze hin gleich.

Die Wanderung der Kraftresultante während einer Fersenbelastung

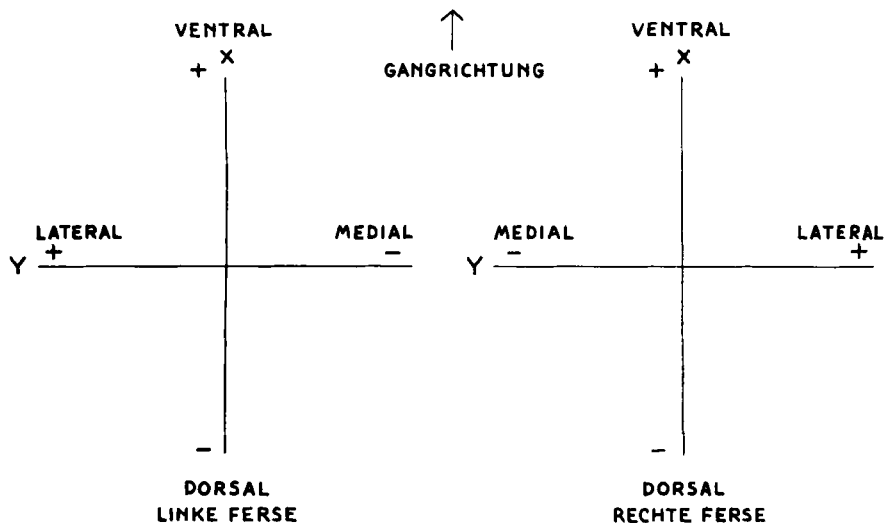


Abb. 11. Das Koordinatensystem der Fersenbelastungsdiagramme (Fbd). Die X-Koordinate entspricht der X-Achse der Messplatte d.h. ihrer Längsaxe und die Y-Koordinate der Y-Achse d.h. der Querachse der Messplatte. Die Orientierung der Y-Koordinate wurde so gewählt dass ein negativer Wert sich im Prinzip medial zum Fuss verhält. Die Orientierung der X-Koordinate ist die gleiche für den linken und den rechten Fuss.

beschrieb eine Kurve im X-Y-Koordinatensystem. Diese Kurve erhielt man durch Eintragung der Angriffspunkte der Kraftresultante mit Hilfe der x- und y-Werte für jeden abgelesenen Zeitpunkt (Abb. 12). Durch Verbindungslinien zwischen diesen Punkten entstand dann die Kurve. Um eine Auffassung über den Zeitverlauf zu erhalten, wurde jeder mit einem Zeitablauf von 5/100 Sek. zusammenfallende Punkt mit einem durchgezeichneten und übrige Punkte mit gestrichelten Ringen markiert. Die Quantität der Belastung in % des Körpergewichtes ausgedrückt war aus Ziffern ersichtlich. Der Ablesungspunkt, in welchem die registrierte Belastung ihr Maximum erreichte, erhielt eine Markierung mit doppelten Ringen.

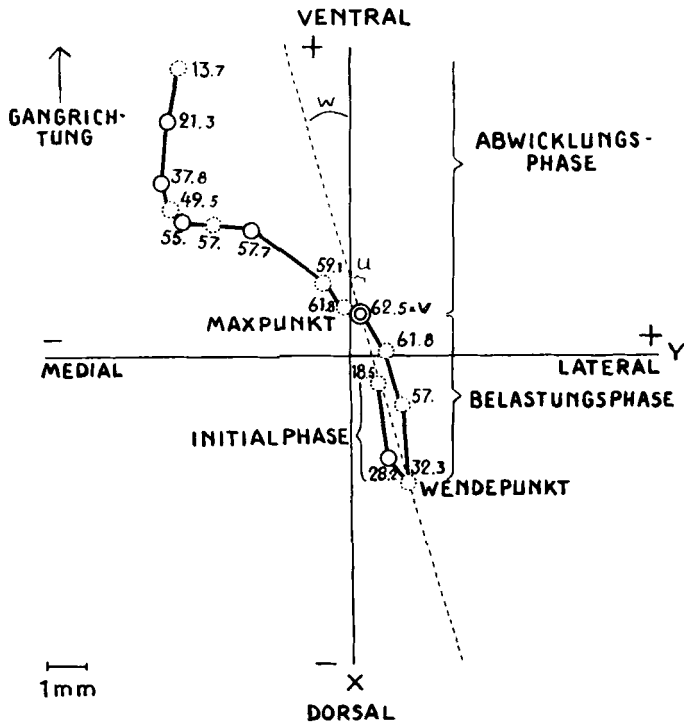


Abb. 12. Fersenbelastungsdiagramm (Fbd) eines rechten Fußes. Mit Hilfe der y- und x-Werte wurden die Angriffspunkte der Kraftresultante für die Zeitpunkte der Ablesungen in das Diagramm eingetragen. Durch Verbindungslinien zwischen den Punkten ist der zeitliche Zusammenhang ersichtlich. Zwischen zwei durchgezeichneten Ringen liegt ein Zeitablauf von 5/100 Sekunden. Das Maximum der registrierten Kraft wird mit einem doppelten Ring gekennzeichnet. Punkte, die zeitlich zwischen 5/100 Sekunden liegen, werden mit gestrichelten Ringen gekennzeichnet.

u = Abstand des Maxpunktes von der X-Koordinate

v = Quantität der Maxpunktsbelastung in % des Körpergewichtes

w = Winkel zwischen einer Verbindungslinie vom Wendepunkt zum Maxpunkt und der X-Koordinate.

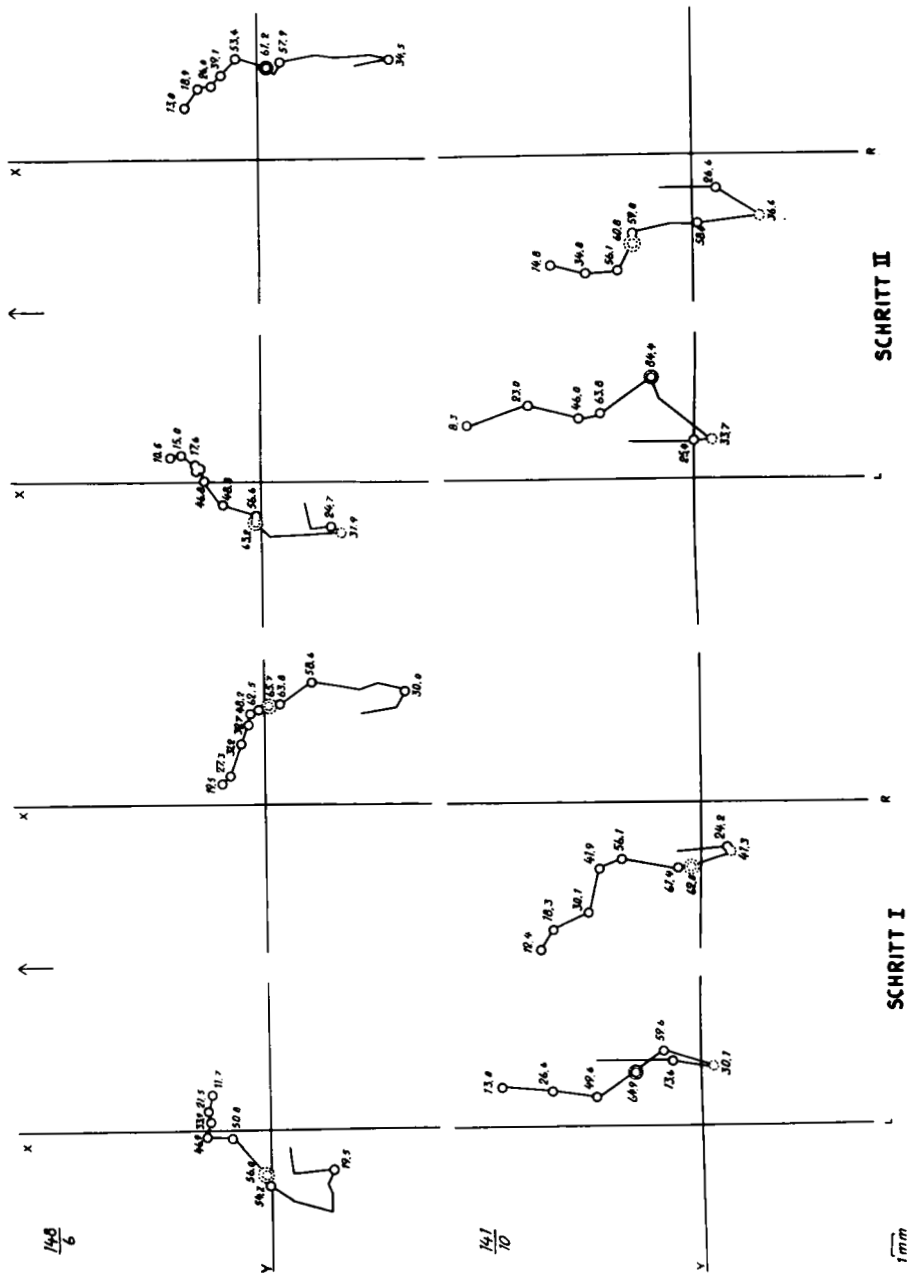
Um ein Bild über das Aussehen der Fersenbelastungsdiagramme (Fbd) zu erhalten, sind in Abb. 13 solche von 5 Versuchspersonen bei habituellem Gang in 4 km/h auf der rollenden Gehbahn zusammengestellt worden. Die Auswahl dieser Versuchspersonen geschah in folgender Weise: Zwei von ihnen wurden vom Resultat der klinischen Untersuchung ausgehend so gewählt, dass die eine (Prot. No. 148/6) eine suspekta Varusstellung und die andere (Prot. No. 141/10) eine suspekta Valgusstellung der Ferse repräsentierte. Es handelt sich, wie bereits besprochen, um geringe durch Besichtigung eingeschätzte Abweichungen der Ferse von senkrechter Stellung (siehe Seite 37), denen eine pathologische Bedeutung nicht ohne weiteres zugeschrieben werden konnte. Die drei übrigen Versuchspersonen wurden dem Zufall gemäss ausgewählt.

Die Fbd für jede Ferse von zwei aufeinander folgenden Schritten sind in Abb. 13 nebeneinander ersichtlich. Trotz Variationen zwischen den Fbd der gleichen Ferse vom einen Schritt zum anderen und zwischen Fersen lassen sich Ähnlichkeiten erkennen. Zunächst folgt hier eine Beschreibung der bei allen Registrierungen von Fersenbelastungen bei habituellem Gang vorkommenden Grundform der Fbd.

Wie aus den Beispielen ersichtlich, wanderte der Angriffspunkt der Kraftresultante vom ersten Kontakt zwischen Schuh und Unterlage nicht im Sinne der Abwicklung des Fusses unmittelbar nach vorn, sondern nahm erst einen dorsal gerichteten Verlauf (Abb. 12 und 13). Nach etwa 5/100 Sekunde wendete sich der Verlauf nach vorn. Diese initiale, dorsal gerichtete Phase war eine konstante Erscheinung. Sie wird hier als "Initialphase" bezeichnet. Carlsöö, Eberhart & Inman und Harper und Mitarbeiter beobachteten bei ihren Untersuchungen der Kräfte zwischen Fuss und Unterlage eine horizontale, dorsal gerichtete Kraft unmittelbar nach dem Aufsetzen der Ferse. Offenbar tritt diese Kraft etwa gleichzeitig mit der Initialphase auf. Ihr Verhältnis zur Wanderungsrichtung der vertikalen Kraftresultante ist in diesen Arbeiten nicht beschrieben worden.

Die biomechanischen Zusammenhänge der Initialphase sind noch ungeklärt. Sie ist früher nicht in diesem Sinne beobachtet worden. Verschiedene Deutungen dieses Phänomenes sind denkbar:

i) Beim Aufsetzen des Schuhs auf die Unterlage während eines Schrittes besteht anfänglich ein etwa 20—30 gradiger Winkel zwischen Schuh und Unterlage. Der Schwerpunkt der Körpermasse befindet sich dorsal vom Fuss. Unmittelbar nach dem ersten Kontakt des Absatzes mit der Unterlage bewegt sich die Spitze des Schuhs zur Unterlage, bis die Sohle ganz aufliegt. Diese Winkelbewegung nimmt den Untersuchungen von



Karpovich und Wilklow entsprechend bei habituellem Gang in etwa 4 km/h c:a 6/100 Sekunde in Anspruch. Während dieser nach unten gerichteten Winkelbewegung entfernt sich die Unterstützungsfläche des Fusses vom Schwerpunkt des Körpers, der sich dorsal von ihr befindet, d.h. die Unterstützungsfläche bewegt sich relativ nach vorn. Dies bedeutet, dass der Schwerpunkt des Körpers nach vollzogener Winkeländerung sich weiter dorsal von der Unterstützungsfläche befindet als beim ersten Aufsetzen des Absatzes. Mit anderen Worten, die Körpermasse wird nicht mit der gleichen Geschwindigkeit nach vorne geführt, mit welcher die Senkung der Fusspitze auf die Unterlage erfolgt. (Wäre dies der Fall, so würde der Angriffspunkt der Kraftresultante während dieser Phase unverändert bleiben). Wenn eine Winkeländerung zwischen Schwerpunkt der Körpermasse und Mittelpunkt der Messplatte im Absatz in dorsaler Richtung entsteht, kann der Angriffspunkt der Kraftresultante sich in dorsaler Richtung bewegt haben. Sobald die Schuhspitze die Unterlage erreicht hat, nähert sich hingegen der Schwerpunkt der Körpermasse der Unterstützungsfläche des Fusses, welches ein Vorwärtswandern des Angriffspunktes der Kraftresultante zur Folge hat. Der Zeitablauf der Initialphase hat etwa die gleiche Länge wie die der Senkung der Fusspitze zur Unterlage nach dem ersten Fersenkontakt.

(ii) Andererseits könnte man sich in Übereinstimmung mit den von den oben genannten Untersuchern beobachteten horizontalen Kräften eine propulsive Aktion des Fusses unmittelbar nach dem Aufsetzen der Ferse denken. Während einer solchen initialen propulsiven Phase könnte ein dorsales Gleiten der Ferse auf der Messplatte im Schuh mit einer entsprechenden Lageänderung des Angriffspunktes der Kraftresultante zur Folge entstehen.

Die Klärung dieser kausalen Zusammenhänge wird in einer späteren Arbeit versucht werden.

Nach der Initialphase stieg die Belastung zu ihrem Maximum an. Die Gleichförmigkeit dieser Steigerung wurde oft durch eine Unregelmässigkeit unterbrochen, wie sie auch Carlsöö, Harper und Mitarbeiter und Holden und Muncey gesehen haben (Abb. 3). Die Ursache dieser Sonderheit ist bisher noch ungeklärt. Wahrscheinlich hängt diese Unregelmässigkeit damit zusammen, dass beim Aufsetzen der Ferse das Knie- und Hüftgelenk anfänglich eine geringe Beugungsbewegung ausführen, die im Sinne einer Verringerung der Belastungskraft wirkt. Der Anstieg der Belastungskraft erfährt eine kurze Unterbrechung, um dann nach mehr oder weniger vollständiger Streckung des Beines wieder fortzusetzen.

Der Übergang von der dorsal gerichteten Initialphase zu dem ventral gerichteten Verlauf wird hier im Weiteren als "Wendepunkt" und der

Teil des Verlaufes vom Wendepunkt bis zur maximalen Belastung als "Belastungsphase" bezeichnet. Nach der maximalen Belastung, hier als "Maxpunkt" bezeichnet, folgt die "Abwicklungsphase", während der die Belastung mehr und mehr auf die vorderen Stützpunkte des Fusses verlagert wird. Die Fbd wurde demnach eingeteilt in: (Abb. 12)

Initialphase
Wendepunkt
Belastungsphase
Maxpunkt
Abwicklungsphase.

Wie aus den Fbd ersichtlich ist der Verlauf der Kurven recht kompliziert und kann nicht ohne Weiteres statistisch bearbeitet werden.

Es galt nun eine Auswahl von einem oder mehreren Massen zu treffen, die eine vereinfachte aber relevante Beschreibung der Kurven ermöglichen würde. Bei einer solchen Auswahl konnte man nach zwei verschiedenen Prinzipien verfahren:

i) Die beschreibenden Masse werden so gewählt, dass sie sich so deutlich wie möglich an das biomechanische Geschehen angliedern.

ii) Die beschreibenden Masse werden so gewählt, dass sie den Kriterien einer praktischen Anwendungsmöglichkeit entsprechen. Wenn man z.B. ein sog. Normalmaterial und ein pathologisches Material zu untersuchen hat, könnte man solche Masse zu finden versuchen, die die beiden Materiale am deutlichsten unterscheiden.

Da das vorliegende Versuchsmaterial nur aus einem "Normalmaterial" besteht, entfällt die zweite Alternative (ii).

Das Interesse richtete sich hauptsächlich auf die Belastungsphase. Am Schluss dieser Phase erreichte die Kraftresultante ihre Maximum. Es wurde angenommen, dass eine eventuelle supinatorische oder pronatorische Belastungstendenz der Ferse in ihr am deutlichsten zum Ausdruck kommen würde. Diese Annahme gründete sich auf die Vorstellung, dass während der maximalen gegen die Messplatte gerichteten Kraft die für die Stabilisierung der Fersenstellung wichtigen anatomischen Strukturen ihre stärkste Beanspruchung erfahren würden, d.h. dass ihre eventuelle Nachgiebigkeit dabei in Erscheinung treten würde.

Von allen Möglichkeiten einer Beschreibung der Belastungskurve fiel die Wahl auf folgende definierbare Data:

1. *Die Lage des Angriffspunktes der Kraftresultante zum Zeitpunkt ihres Maximums (Maxpunkt) im Verhältnis zur X-Achse.* Der seitliche, mediale oder laterale Abstand des Maxpunktes von der X-Achse entsprach

im Prinzip einer supinatorischen oder pronatorischen Belastungstendenz der Ferse. Er war durch den y -Wert im Augenblick des maximalen z -Ausschlages gegeben. Dieser seitliche Abstand des Maxpunktes von der X -Achse erhält im Folgenden die Bezeichnung u , wobei $-u$ einer medialen und $+u$ einer lateralen Lage entspricht.

2. *Die Quantität der Maxpunktbelastung.* Sie war durch den maximalen z -Ausschlag gegeben. Da sie deutlich mit dem totalen Körpergewicht in Zusammenhang steht, versuchte man dessen Variationen zu berücksichtigen, in dem man sie in % des Körpergewichtes ausdrückte. Dieses Mass wird im Folgenden mit v bezeichnet.
3. *Die Verlaufsrichtung der Belastungsphase vom Wendepunkt zum Maxpunkt im Verhältnis zur X-Koordinate.* Die Verlaufsrichtung wurde durch eine gerade Verbindungslinie zwischen Wendepunkt und Maxpunkt angegeben. Der Verlauf der Kurve zwischen diesen Punkten zeigte in den meisten Fbd sowohl mediale als laterale Abweichungen, die jedoch im Sinne der Vereinfachung unberücksichtigt blieben. Das Verhältnis zur X -Koordinate wurde in Winkelgraden angegeben. Eine Verlaufsrichtung der Verbindungslinie parallel zur X -Koordinate entsprach 0° . Ein im Verhältnis zur X -Koordinate medial gerichteter Winkel erhielt negativen und ein lateral gerichteter Winkel positiven Wert. Dieser Winkel wird im Folgenden mit w bezeichnet.

In der vorliegenden Arbeit beschränkte sich also die statistische Bearbeitung der Fbd auf die folgenden abhängigen Variablen:

u = der seitliche Abstand des Maxpunktes von der
X-Koordinate in mm

v = die Grösse der Maxpunktbelastung in % des
Körpergewichtes

w = der Winkel zwischen Verlaufsrichtung der Be-
lastungsphase und der X -Koordinate
in Graden.

Wenn man hier nun im Folgenden bei der Darstellung von Messresultaten eine Deutung der Zusammenhänge zwischen den abhängigen Variablen und dem biologischen Geschehen zu finden versucht, entstehen gewisse Schwierigkeiten.

Bei der Erörterung die Ferse betreffender klinischer Gesichtspunkte, wurden eine Reihe von klinischen Termen verwendet, wie z.B. die "Pronation" und "Supination" des Fusses und die "Valgus- bzw. Varusstellung" der Ferse. Das morphologische oder funktionelle Substrat solcher Termen

ist nicht ganz eindeutig definierbar. Eine Anzahl von Publikationen (Fick, 1911, Hicks, 1961, Manter, 1941, Wisbrun, 1951, Wright und Mitarbeiter, 1962 u.a.) behandelt solche morphologische und funktionelle Probleme. Es sei daran erinnert, dass sich die klinische Beurteilung der Fersenstellung der Versuchspersonen nur auf Beobachtungen äusserer Konturen der Ferse stützt und dass ihre inneren Strukturen mit Hilfe dieser nicht ausreichend beurteilt werden konnten.

Der Verfasser benutzt im Folgenden Bezeichnungen wie "Varus- und Valgusstellung" und "Supination und Pronation" in dem in der klinischen Praxis gebräuchlichen Sinne einer Deutung der äusseren Konturen. Es wird hier auch die gewöhnliche Auffassung der Belastungsverhältnisse bei Valgus- und Varusstellung der Ferse mit medialer und lateraler Lage des Kraftzentrums akzeptiert. Angenommen, wir erhalten bei Serien von Messungen an Versuchspersonen Veränderungen zwischen zwei Experimenten mit einer Verlagerung des u-Wertes in medialer oder lateraler Richtung. Können solche Beobachtungen einfach als eine Änderung der Fersenstellung im Sinne des Valgus oder des Varus gedeutet werden, oder bestehen andere Deutungsmöglichkeiten, wie z.B. die eines Gleitens der Ferse auf der Messplatte oder die eines Gleitens des Calcaneus in seinem Fettpolster?

Im augenblicklichen Stand der Untersuchungen können diese Fragen nicht eindeutig beantwortet werden.

Wenn trotzdem im Folgenden bei der Darstellen von den Resultaten der Messungen im Hinblick auf ein biologisches Geschehen Deutungen versucht werden, so geschieht dies mit den genannten prinzipiellen Einschränkungen.

KAPITEL VII

Resultate und Kommentare

1. HABITUELLER GANG IN 4 BZW. 8 KM/H AUF DER ROLLENDEN GEHBAHN.

Wie bereits dargestellt, bestand das Versuchsmaterial aus Fersenbelastungsdiagrammen (Fbd) von 47 Versuchspersonen. Es wurden bei jedem Gangexperiment mindestens 2 aufeinander folgende Fersenbelastungen (Fb), je Fuss registriert. Die abhängigen Variablen u, v und w von 2 aufeinander folgenden Fb (Fb I und Fb II) je Fuss, Person und Versuche bildeten das Material für die statistische Bearbeitung.

Um einen Überblick über das Material zu erhalten, wurden Varianzanalysen für die drei abhängigen Variablen ausgeführt. Das Resultat ist in den Tabellen 3 und 4 ersichtlich. Die Tabellen 5 und 6 zeigen die arithmetischen Mittelwerte für u, v und w von Fb I bzw. Fb II je Fuss für die beiden Gangexperimente.

Variabilitätsursache	Freiheits- grade	Mittelwert der u	Abweichungsquadrate v	w
Person	46	7.49	261	417
Fersenbelastung	1	0.01	2	24
Fuss	1	10.39	1269	1731
Fuss x Fersenbelastung	1	0.01	1	12
Person x Fuss	46	2.51	87	149
Person x Fersenbelastung	46	0.72	26	94
Person x Fuss x Fersenbelastung	46	0.94	34	87

Tabelle 3. Varianzanalyse. HabitueLLer Gang, 4 km/h.
(47 Versuchspersonen)

Variabilitätsursache	Freiheits- grade	Mittelwert u	der v	Abweichungsquadrate w
Person	46	8.42	541	139
Fersenbelastung	1	1.30	37	53
Fuss	1	1.69	2294	668
Fuss x Fersenbelastung	1	0.01	1	3
Person x Fuss	46	2.70	83	97
Person x Fersenbelastung	46	0.43	46	27
Person x Fuss x Fersenbelastung	46	0.47	31	29

Tabelle 4. Varianzanalyse. Habituellem Gang, 8 km/h.
(47 Versuchspersonen)

Fuss	Fersen- belastung	Anzahl	$\bar{u}$	$\bar{v}$	$\bar{w}$
Links	I	47	-0.81	67.8	- 8.9
Links	II	47	-0.81	68.1	-10.1
Rechts	I	47	-0.35	62.7	- 3.4
Rechts	II	47	-0.33	62.8	- 3.6

Tabelle 5. Arithmetische Mittelwerte für u, v und w für den linken und den rechten Fuss und die Fersenbelastung I und II bei habituellem Gang, 4 km/h (47 Versuchspersonen).

Fuss	Fersen- belastung	Anzahl	$\bar{u}$	$\bar{v}$	$\bar{w}$
Links	I	47	-0.31	118.9	-5.1
Links	II	47	-0.15	119.9	-3.8
Rechts	I	47	-0.13	112.0	-1.1
Rechts	II	47	0.04	112.8	-0.3

Tabelle 6. Arithmetische Mittelwerte für u, v und w für den linken und den rechten Fuss und die Fersenbelastung I und II bei habituellem Gang, 8 km/h (47 Versuchspersonen).

Um die folgende Diskussion der Resultate der Varianzanalyse zu erleichtern, wird hier eine kurze Beschreibung der Bedeutung der Variabilitätsursachen gegeben. Diese Darstellung erfolgt an Hand der Variabel u für das Experiment mit habituellem Gang in 4 km/h:

Variabilitätsursache "Person":

Für jede Person wurde ein Mittelwert aus den 4 u-Werten von Fb I und Fb II je Fuss gebildet. Die Variation zwischen den 47 Mittelwerten wird durch den Mittelwert der Abweichungsquadrate ausgedrückt. Dieser Mittelwert betrug 7,49.

Variabilitätsursache "Fersenbelastung":

Aus der Tabelle 5 ist der Mittelwert der Fb I des linken Fusses mit — 0,81 und der des rechten Fusses mit — 0,35 ersichtlich. Der Mittelwert dieser beiden Werte ist — 0,58. In entsprechender Weise erhält man für die Fb II einen Mittelwert von — 0,57. Die Differenz zwischen diesen beiden Mittelwerten wird durch den Mittelwert der Abweichungsquadrate ausgedrückt. Er betrug 0,01.

Variabilitätsursache "Fuss":

Wie aus der Tabelle 5 entnommen werden kann, war der Mittelwert für den linken Fuss $\left(\frac{\text{Fb I} + \text{Fb II}}{2} \right) = -0,81$ und der entsprechende Wert für den rechten Fuss — 0,34. Die Differenz zwischen diesen beiden Mittelwerten, durch den Mittelwert der Abweichungsquadrate ausgedrückt betrug 10,39.

Variabilitätsursache "Fuss x Fersenbelastung":

Diese Ursache wird als Wechselwirkung zwischen Fuss und Fersenbelastung bezeichnet und sie erhält hier die verkürzte Bezeichnung: "Fuss x Fersenbelastung".

Aus der Tabelle ist ersichtlich, dass der durchschnittliche Unterschied zwischen Fb I und Fb II für den linken Fuss 0,00 und für den rechten Fuss 0,02 betrug. Die Differenz zwischen diesen beiden Mittelwerten wird durch den Mittelwert der Abweichungsquadrate ausgedrückt. Dieser Wert betrug 0,01.

Variabilitätsursache "Person x Fuss" (Wechselwirkung):

Für jede Person wurde der Mittelwert für den linken und den rechten Fuss gebildet $\left(\frac{\text{Fb I} + \text{Fb II}}{2} \right)$. Mit Hilfe dieser Mittelwerte erhielt man 47 Differenzen zwischen linkem und rechtem Fuss, eine für jede Person. Die Variabilität zwischen diesen Differenzen, durch den Mittelwert der Abweichungsquadrate ausgedrückt betrug 2,51.

Variabilitätsursache "Person x Fersenbelastung" (Wechselwirkung):

Für jede Person wurden die Mittelwerte für Fb I und Fb II $\left(\frac{\text{Fb I links} + \text{Fb I rechts}}{2} \right)$ und $\left(\frac{\text{Fb II links} + \text{Fb II rechts}}{2} \right)$ gebildet. Mit Hilfe dieser Mittelwerte liessen sich 47 Differenzen zwischen Fersenbelastung I und II (eine für jede Person) bilden. Die Variabilität zwischen diesen Differenzen, durch den Mittelwert der Abweichungsquadrate ausgedrückt betrug 0,72.

Variabilitätsursache "Person x Fuss x Fersenbelastung":

Dieser Mittelwert der Abweichungsquadrate kann als eine Art von Fehlerterm angesehen werden. Er betrug 0,94. Nähere Einzelheiten über diese statistischen Begriffe können aus einschlägiger Literatur entnommen werden (z.B. W. Snedecor: Statistical Methods, 1950).

Aus den Tabellen 3 und 5, die die Resultate für die abhängigen Variablen u, v und w bei habituellem Gang in 4 km/h enthalten, kann folgendes abgelesen werden:

(i) Für alle drei Variablen findet man, dass der Mittelwert der Abweichungsquadrate für "Person", "Fuss" und "Person x Fuss" im Verhältnis zu dem für "Person x Fuss x Schritt" gross war (signifikant). Man konnte mit anderen Worten sagen, dass signifikante Unterschiede zwischen Versuchspersonen und ein signifikanter durchschnittlicher Unterschied zwischen dem linken und dem rechten Fuss hervortraten, und dass unter den individuellen Unterschieden zwischen dem linken und dem rechten Fuss signifikante Unterschiede zwischen Personen in Erscheinung traten.

(ii) Der Mittelwert der Abweichungsquadrate für "Fersenbelastung" und "Fuss x Fersenbelastung" ist im Verhältnis zu dem für "Person x Fuss x Fersenbelastung" klein (Eine Signifikanzanalyse mit invertierten Werten ergab keine Signifikanz). Man kann also sagen, dass kein durchschnittlicher Unterschied zwischen Fersenbelastungen und keine Wechselwirkung zwischen Fersenbelastungen und Fuss nachgewiesen werden konnte.

Aus den Tabellen 4 und 6, die die Resultate des Experimentes mit habituellem Gang in 8 km/h zusammenfassen, kann folgendes abgelesen werden:

(i) Variabel u: Der Mittelwert der Abweichungsquadrate für "Person" und "Person x Fuss" war im Verhältnis zu dem für "Person x Fuss x Fersenbelastung" gross (signifikant).

Variabel v und w: Der Mittelwert der Abweichungsquadrate für "Person" und "Fuss" war im Verhältnis zu dem für "Person x Fuss x Fersenbelastung" gross (signifikant).

(ii) Der Mittelwert der Abweichungsquadrate für "Fuss x Fersenbelastung" war im Verhältnis zu dem für sämtliche abhängigen Variablen klein (invertierte Werte erreichen keine Signifikanz).

Die statistische Beschreibung des Materiales ergibt, dass kein durchschnittlicher Unterschied zwischen Fersenbelastung I und Fersenbelastung II und auch keine Wechselwirkung zwischen Fersenbelastung und Person nachgewiesen werden konnte. Wären solche Unterschiede beobachtet worden, hätte dies darauf deuten können, dass sich der Gang der Versuchspersonen auf der rollenden Gehbahn vor den Messungen nicht stabilisiert hatte.

Im Hinblick auf das Resultat der Varianzanalyse ist es das Gegebene in der weiteren Beschreibung Mittelwerte für Fb I und Fb II je Fuss und Person für die drei abhängigen Variablen zu bilden.

Zwischen dem linken und dem rechten Fuss konnte ein durchschnittlicher Unterschied und darüber hinaus eine Wechselwirkung zwischen "Person x Fuss" nachgewiesen werden. Auf Grund dieser Verhältnisse werden in der weiteren Beschreibung der linke und der rechte Fuss getrennt dargestellt. Dies ist auch aus (klinischen) biologischen Gesichtspunkten zweckmässig.

(Um von der Abhängigkeit der Füße von einander bei Signifikanzanalysen ungestört zu sein, wurden diese für jeden Fuss getrennt ausgeführt).

Diagram 2 zeigt die Verteilung der Versuchspersonen mit Ausgangspunkt von der Variabel u bei habituellem Gang in 4 km/h und in 8 km/h, sowie die individuellen Unterschiede zwischen diesen beiden Experimenten (8 km/h minus 4 km/h).

Diagram 3 und 4 zeigen in entsprechender Weise die Verteilungen für die Variabel v bzw. w . Die Tabelle 7 zeigt die arithmetischen Mittelwerte und die Standardabweichungen für die in den Diagrammen 2, 3 und 4 ersichtlichen Verteilungen.

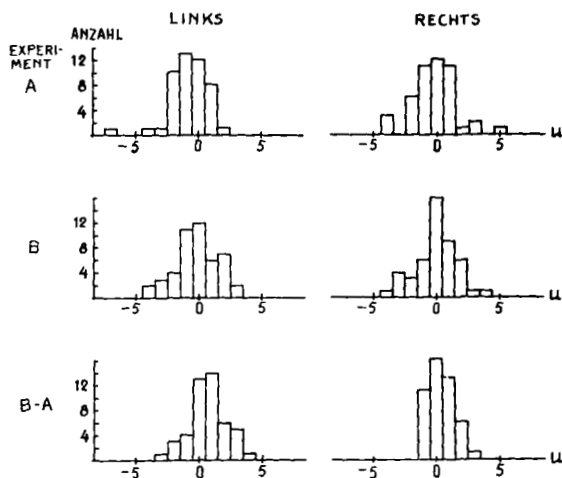


Diagram 2.

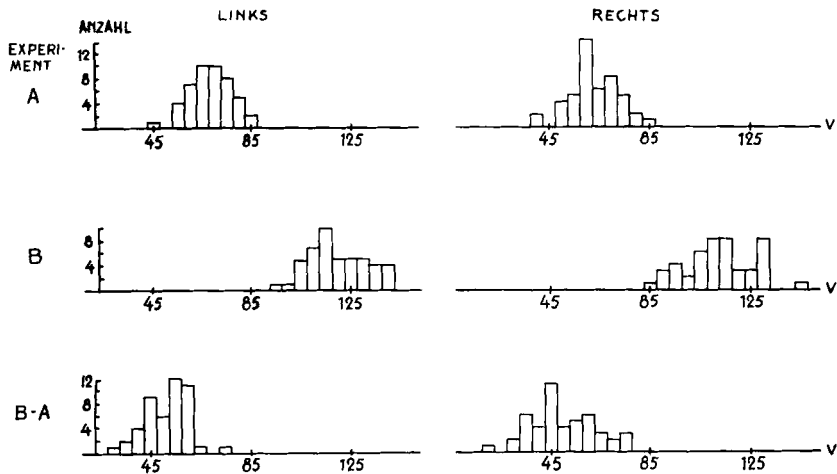


Diagram 3.

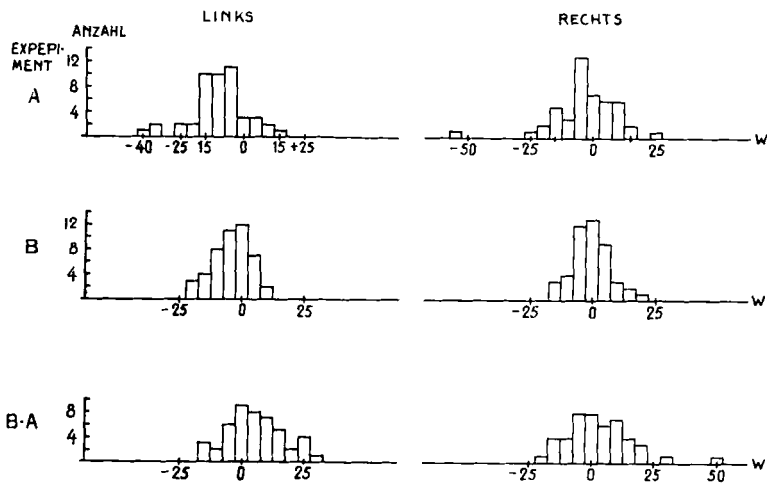


Diagram 4.

Diagram 2, 3 und 4.

Verteilung der Versuchspersonen, getrennt für den linken und den rechten Fuss für die abhängigen Variablen u , v und w bei habituellem Gang in 4 km/h (A) und 8 km/h (B) sowie die individuellen Unterschiede zwischen den beiden Experimenten (B-A).

		u				v				w				
		Anzahl	Links $\bar{u}$	s_u	Rechts $\bar{u}$	s_u	Links $\bar{v}$	s_v	Rechts $\bar{v}$	s_v	Links $\bar{w}$	s_w	Rechts $\bar{w}$	s_w
Habitueeller Gang 4 km/h (A)		47	-0.8	1.5	-0.3	1.7	68.0	8.7	62.8	9.8	-9.6	11.1	-3.5	12.4
Habitueeller Gang 8 km/h (B)		47	-0.2	1.7	-0.1	1.7	119.4	11.3	112.4	13.4	-4.5	7.4	-0.7	7.8
B→A		47	0.6	1.4	0.2	1.1	51.4	8.4	49.6	12.9	5.1	10.9	2.8	12.6

Tabelle 7. Arithmetische Mittelwerte für u, v und deren Standardabweichungen (s) der aus den Diagrammen 2, 3 und 4 ersichtlichen Verteilungen.

Variabel u:

Wie aus dem Diagram 2 hervorgeht, liegen bei habituellem Gang in 4 km/h nahezu alle u-Werte zwischen + 5 und — 5 mm. Die meisten (c:a 90 %) befinden sich innerhalb einer 4 mm breiten Zone um 0. Diese Variation scheint gering zu sein. Es ist denkbar, dass die nach hinten rollende Gehbahn hierbei einen gewissen Einfluss auf die Versuchspersonen (Vp) ausübte. Die Gehbahn zwang die Vp in einen motorischen Rhythmus hinein und auch dazu, die Balance zu halten. Diese Voraussetzung könnte auf die Variationen innerhalb einer Versuchsgruppe eingewirkt haben. Andererseits muss die Breite der beobachteten Variation mit Vorsicht beurteilt werden, da es noch nicht bekannt ist, wie gross die biologischen Variationen z.B. bei Vergleichen mit pathologischem Material sind.

Bei Erhöhung der Ganggeschwindigkeit auf 8 km/h verlagerten sich die u-Werte durchschnittlich in positiver (= lateraler) Richtung (signifikant für den linken Fuss). Diese Veränderung ist von geringer Grössenordnung. Bei 4 km/h bestand ein durchschnittlicher Unterschied zwischen dem linken und dem rechten Fuss (signifikant). Beim Übergang zu 8 km/h verringerte sich der Unterschied. Beide Beobachtungen könnten so erklärt werden, dass der stärkere Muskeleinsatz infolge der höheren Belastung bei höherer Ganggeschwindigkeit eine Stabilisierung der Ferse zur Folge gehabt haben könnte. Diese Stabilisierung könnte eine Begrenzung der pronatorischen Bewegung der Ferse verursacht haben, welches einer lateralen Verlagerung der Kraftresultante entspricht. Unter Pronation wird hier nicht etwas Pathologisches verstanden sondern die physiologische Bewegung des Fusses von der leichten Supinationsstellung beim ersten Aufsetzten des Fusses auf die Unterlage an bis zum vollständigen Kontakt der ganzen Unterstützungsfläche des Fusses mit der Unterlage. (Steindler, 1955, Wisbrun 1951 u.a.).

Variabel v:

Aus dem Diagram 3 geht hervor, dass die v-Werte bei habituellem Gang in 4 km/h zwischen c:a 40 und 85 % lagen (Mittelwert linker Fuss: 68 %, rechter Fuss: 63 %). Beim Vergleich mit den Resultaten anderer Untersucher (Drillis, Eberhart & Inman, Elftman, Harper und Mitarbeiter u.a.) hätte man etwas höhere Werte erwarten können. Es handelte sich bei den genannten Untersuchungen jedoch um Messungen der totalen vertikalen Kraft aller mit der Unterlage in Berührung befindlichen Stützpunkte des Fusses und nicht um selektive Messungen des Fersenbereiches. Der Maxpunkt der eigenen Messungen fällt etwa mit dem ersten Maximum der oben genannten Messungen zeitlich zusammen (Abb. 1). An diesem Maximum nehmen jedoch bereits vordere Stützpunkte des Fusses

teil, welche bei der eigenen Untersuchung nicht registriert werden. Ein direkter Vergleich der Resultate ist aus diesen Gründen nicht möglich.

Bei Erhöhung der Ganggeschwindigkeit auf 8 km/h stiegen die v-Werte bedeutend an. Der Durchschnittswert für den linken Fuss war 119,4 % und für den rechten Fuss 112,4 %. Diese systematische Belastungszunahme war eine Folge stärkerer dynamischer Kräfte bei höherer Ganggeschwindigkeit.

Die durchschnittliche Mehrbelastung der linken Ferse in beiden Ganggeschwindigkeiten stimmt in gewissem Sinne mit den Resultaten der Untersuchungen von Marsk (1958) überein. Er fand eine systematische Mehrbelastung des linken Beines bei stehender Arbeit.

Variabel w:

Aus dem Diagram 4 geht hervor, dass die meisten w-Werte bei habituellem Gang in 4 km/h (ca 90 %) zwischen -15° und $+15^\circ$ lagen (durchschnittlich für den linken Fuss: $-9,6^\circ$ und für rechten $-3,5^\circ$). Beim Übergang zu 8 km/h verringerte sich dieser Winkel durchschnittlich etwas (signifikant für den linken Fuss). Wie für die Variabel u konstatierte man einen durchschnittlichen Unterschied zwischen dem linken und dem rechten Fuss, der sich bei Erhöhung der Ganggeschwindigkeit verringerte.

Das Verhalten der Variabel w könnte man ebenso zu erklären versuchen wie das der Variabel u. Eine eventuelle stärkere Stabilisierung der Ferse mit einer Begrenzung ihrer pronatorischen Bewegung könnte die Verlaufsrichtung der Belastungsphase so beeinflusst haben, dass sie sich weniger medial d.h. weniger pronatorisch einrichtete.

Die Variationen des linken und des rechten Fusses zwischen Versuchspersonen, die in der Tabelle 7 gezeigt werden, können in zwei Komponenten aufgeteilt werden:

Zuerst haben wir die Komponente, die sich auf Variationen zwischen Fersenbelastungen innerhalb der Person und innerhalb des Fusses zurückführen lässt.

Zweitens haben wir die Komponente, die sich auf Variationen zwischen den erwarteten Werten der Versuchspersonen bezieht. (Der erwartete Wert eines Fusses einer gegebenen Versuchsperson kann als der arithmetische Mittelwert einer grossen Anzahl von Fersenbelastungen unter gleichen Versuchsbedingungen vorgestellt werden).

Durch Ausnutzung der beobachteten Variationen zwischen Fersenbelastung I und II innerhalb der Person und des Fusses kann man die durch-

schnittliche Variation zwischen Fersenbelastung innerhalb Person und Fuss der Versuchsgruppe schätzen. Wenn das Resultat dieser Schätzung vom Mass der Variation, welches in der Tabelle 7 dargestellt ist, subtrahiert wird, erhält man ein Mass, das eine Schätzung der Variation zwischen den erwarteten Werten der Versuchspersonen ausmacht.

Die Tabelle 8 zeigt das Resultat der ausgeführten Berechnung der Werte bei habituellem Gang in 4 km/h.

Variation	s _u		s _v		s _w	
	links	rechts	links	rechts	links	rechts
Zwischen den erwarteten Werten der Vp	1.4	1.6	7.5	9.3	8.2	10.9
Zwischen Vp (Tabelle 7)	1.5	1.7	8.7	9.8	11.1	12.4

Tabelle 8.

Schätzung der Variation (s) zwischen den erwarteten Werten der Vp für die Variablen u, v und w bei habituellem Gang in 4 km/h.

Die in dieser Arbeit dargestellten Gangversuche wurden mit dem Ausgangspunkt von zwei Fersenbelastungen per Fuss und Versuch bearbeitet. Hätte man an Stelle dessen eine grössere Anzahl von Fersenbelastungen zur Verfügung gehabt, wären die in der Tabelle 7 gezeigten Streuungswerte wahrscheinlich nicht wesentlich geringer gewesen.

2. GANG MIT AUSWÄRTSGESTELLTEN FÜSSEN IN 4 KM/H

Eine der Tabelle 3 entsprechende Varianzanalyse der Resultate der Gangversuche mit angestrebter maximaler Auswärtsstellung der Füsse wurde ausgeführt. Das Ergebnis dieser Analyse war analog, weshalb die Resultate auch für dieses Experiment mit Hilfe von Mittelwerten für Fersenbelastung I und II per Person/per Fuss wiedergegeben werden.

Diagram 5 gibt die Verteilung der abhängigen Variabel u beim Gang mit auswärtsgestellten Füßen in 4 km/h und die individuellen Unterschiede zwischen diesem Gangexperiment und habituellem Gang bei 4 km/h getrennt für den linken und den rechten Fuss wieder. Diagram 6 und 7 zeigen in entsprechender Weise die Verteilung für die abhängigen Variablen v bzw. w. Tabelle 9 zeigt die arithmetischen Mittelwerte und Standardabweichungen für die in den Diagrammen 5, 6 und 7 ersichtlichen Verteilungen.

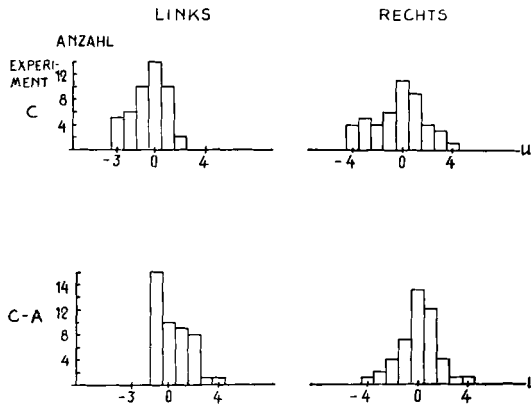


Diagram 5.

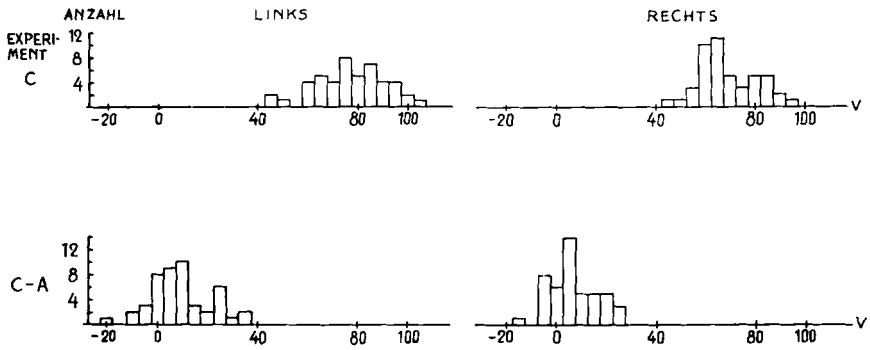


Diagram 6.

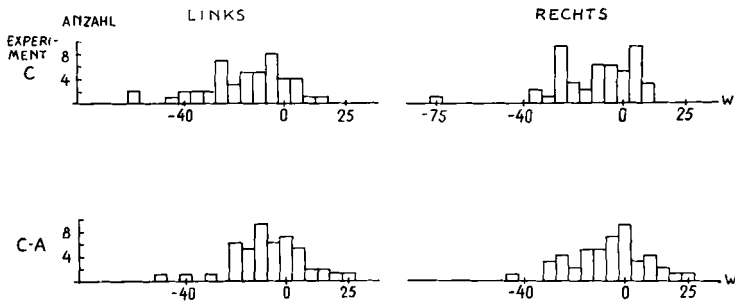


Diagram 7.

Diagram 5, 6 und 7.

Verteilung der Versuchspersonen, getrennt für den linken und rechten Fuss für die abhängigen Variablen u , v und w beim Gang mit auswärtsgestellten Füßen in 4 km/h (C) sowie die individuellen Unterschiede zwischen diesem Experiment und dem mit habituellem Gang in 4 km/h (C-A).

u																		v				w			
Anzahl	Links		Rechts		Links		Rechts		Anzahl	Links		Rechts		Links		Rechts									
	$\bar{u}$	s_u	$\bar{u}$	s_u	$\bar{v}$	s_v	$\bar{v}$	s_v		$\bar{w}$	s_w	$\bar{w}$	s_w	$\bar{w}$	s_w										
Auswärtsstellung																									
4 km/h (C)	47	-0.5	1.3	-0.3	2.0	77.2	13.8	69.5	11.5	-16.2	16.8	-10.1	16.2												
C-A	47	0.3	1.2	0	1.5	9.2	11.8	6.7	9.4	-6.6	14.0	-6.6	14.7												
Einwärtsstellung																									
4 km/h (D)	47	-0.2	1.7	0.1	2.0	69.0	14.6	66.6	14.0	1.9*)	13.4	4.1*)	12.5												
D-A	47	0.6	1.7	0.4	1.6	1.0	11.8	3.8	10.5	11.4*)	15.2	7.3*)	15.1												

Tabelle 9. Arithmetische Mittelwerte für u, v und w und deren Standardabweichungen (s) der aus den Diagrammen 5, 6, 7, 8, 9 und 10 ersichtlichen Verteilungen. (* Für w ist die Anzahl 46. Bei einer Versuchsperson konnte der w-Wert nicht abgelesen werden, da ein Wendepunkt nicht Zustande kam, wahrscheinlich auf Grund extremer Einwärtsstellung.)

Variabel u (Diagram 5): Die *u*-Werte lagen zwischen $c:a - 4$ mm und -4 mm verteilt und der Mittelwert für den linken Fuss war $-0,5$ mm und der für den rechten Fuss $-0,3$ mm (Tabelle 9). Verglichen mit den Werten bei habituellem Gang in 4 km/h beobachtet man nur einen geringen Unterschied, durchschnittlich mit $0,3$ mm (nicht signifikant) für den linken Fuss, und keinen Unterschied für den rechten Fuss. Die Auswärtsstellung des Fusses veränderte die Maxpunktbelastung offenbar durchschnittlich nicht. Dies steht in gewissem Sinne im Widerspruch zu den Resultaten von Karpovich und Wilklow, die eine Zunahme des pronatorischen Winkels zwischen Ferse und Unterschenkel bei entsprechenden Experimenten beobachteten. Eine pronatorische Winkeländerung dieser Art muss jedoch nicht unbedingt eine pronatorische Änderung der Fersenbelastung zur Folge haben. Die genannte Winkeländerung kann sich zwischen Unterschenkel und Ferse abspielen, ohne eine Winkeländerung zwischen Ferse und Unterlage zu verursachen. Selbst wenn dies der Fall wäre, könnte eine kompensatorische Verlagerung der Körpermasse eine Änderung der Fersenbelastung verhindern.

Variabel v (Diagram 6): Beim Gang mit auswärtsgestellten Füßen in 4 km/h entstand eine signifikante Erhöhung des arithmetischen Mittelwertes mit 9,2 für den linken und mit 6,7 für den rechten Fuss (Tabelle 9).

Eine Erklärung für dieses Verhältnis könnte man darin zu finden suchen, dass der Gang mit voluntärer maximaler Auswärtsstellung der Füße die habituelle Muskelkoordination und das regelmässige Bewegungsmuster störte, zu einer ungelenkten Abwicklung des Schrittes und dadurch zu einem härteren Aufsetzen der Ferse führte. Die Beobachtung der Versuchspersonen bestätigte diese Annahme. Das härtere und eventuelle raschere Aufsetzen könnte eine höhere Belastung erklären. Eine geringe Anzahl von Versuchspersonen gab einen geringeren *v*-Wert bei diesem Experiment im Vergleich mit habituellem Gang bei 4 km/h. Es ist denkbar, dass in diesen Fällen keine übliche Abwicklung der Belastung von der Ferse zu den vorderen Stützpunkten des Fusses zustandekam, sondern dass der ganze Fuss gleichzeitig, oder in rascherer Folge die Unterlage erreichte. In dieser Weise könnte ein geringerer *v*-Wert der Fersenbelastung entstehen, da beim Zeitpunkt der Ablesung bereits ein grösserer Teil der Belastung auf den vorderen Stützpunkten des Fusses ruhte.

Variabel w (Diagram 7): Der arithmetische Mittelwert zeigt eine signifikante Verlagerung zur Minusseite im Vergleich zum habituellen Gang in 4 km/h. Diese Veränderung betrug $-6,6^\circ$ für sowohl den linken als den rechten Fuss (Tabelle 9).

Dies bedeutet, dass die Belastungsphase einen etwas grösseren medialen Winkel bildete. Dies war jedoch nicht mit einer durchschnittlichen medialen Verlagerung des u-Wertes verbunden. Die Verlaufsrichtung der Belastungsphase ist jedoch unter anderem auch von Lageänderungen des Maxpunktes und Wendepunktes parallel zur X-Koordinate abhängig. Eine Änderung des w-Wertes kann demnach ohne Änderung des u-Wertes zustande kommen. Die bei Auswärtsstellung der Füße beobachtete Änderung der Verlaufsrichtung der Belastungsphase in medialer Richtung könnte man als die erwartete bezeichnen. Man könnte sich vorstellen, dass bei auswärts-gestelltem Fuss die Belastung von der Aussenseite zur Innenseite des Fusses abgewickelt werden würde. Elftman stellte mit Ausgangspunkt von seiner Untersuchung der Fussbelastung fest, dass die Verlaufsrichtung des Kraft-zentrums von der Ferse zum Vorfuss eine parallele Einstellung zur Gangrich-tung beizubehalten suchte. Die eigenen Beobachtungen stimmen damit prin-zipiell überein.

3. GANG MIT EINWÄRTSGESTELLTEN FÜSSEN IN 4 KM/H

Eine Varianzanalyse entsprechend der in Tabelle 3 wiedergegebenen wurde ausgeführt und gab ein analoges Resultat. Deshalb wurden auch die Resul-tate des Gangexperimentes mit angestrebter maximaler Einwärtsstellung der Füße mit Hilfe von Mittelwerten für Fersenbelastung I und II per Per-son/per Fuss dargestellt.

Diagram 8 gibt die Verteilung der abhängigen Variabel u bei Gang mit einwärtsgestellten Füßen in 4 km/h und die individuellen Unterschiede zwischen diesem Gangexperiment und habituellem Gang bei 4 km/h separat für den linken und rechten Fuss wieder. Diagram 9 und 10 zeigen in ent-sprechender Weise die Verteilungen für die abhängige Variabel v bzw. w. In Tabelle 9 finden wir die arithmetischen Mittelwerte und die Standard-abweichungen der in den Diagrammen 8, 9 und 10 ersichtlichen Vertei-lungen.

Variabel u (Diagram 8) :

In Tabelle 9 finden wir, dass die arithmetischen Mittelwerte für u beim Gang mit einwärtsgestellten Füßen eine Veränderung in lateraler Richtung aufweisen, für den linken Fuss mit 0,6 mm und für den rechten Fuss mit

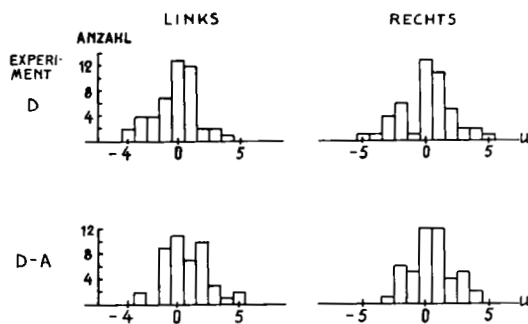


Diagram 8.

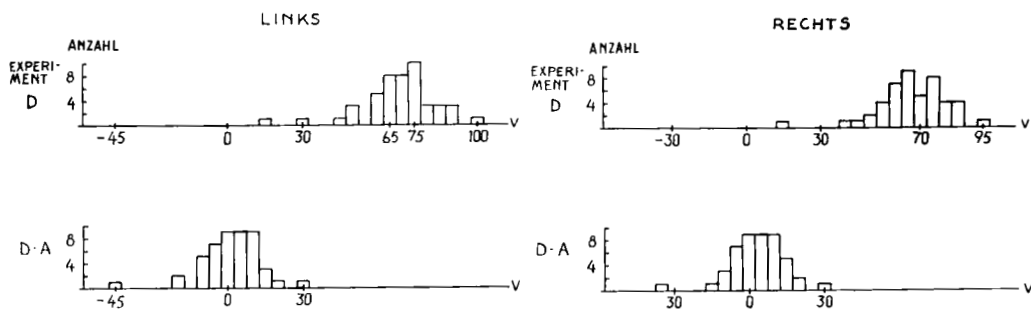


Diagram 9.

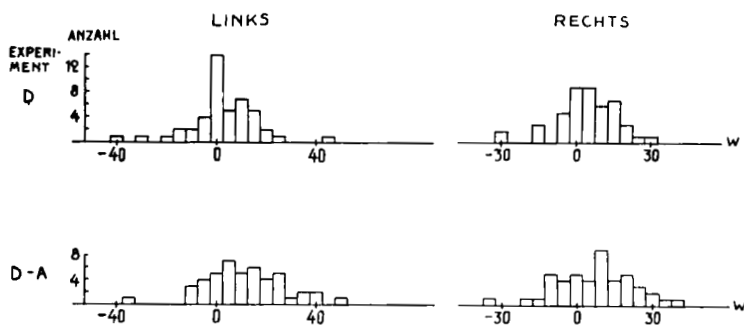


Diagram 10.

Diagram 8, 9 und 10.

Verteilung der Versuchspersonen, getrennt für den linken und rechten Fuss für die abhängigen Variablen u , v und w bei Gang mit einwärtsgestellten Füßen in 4 km/h (D) sowie die individuellen Unterschiede zwischen diesem Experiment und dem mit habituellem Gang in 4 km/h (D-A).

0,4 mm (Der Unterschied für den linken Fuss erreicht Signifikanzniveau, jedoch nicht der für den rechten Fuss).

Eine solche laterale Verlagerung könnte so gedeutet werden, dass die Einwärtsstellung der pronatorischen Bewegung der Ferse entgegenarbeite. Eine starke Einwärtsstellung des Fusses kann aus bewegungsphysiologischen Gründen mit einer Supinationshaltung verbunden sein (Karpovich und Wilklow). Es ist denkbar, dass diese Supinationshaltung die Ursache der lateralen Lageänderung des Maxpunktes ist.

Variabel v (Diagram 9):

Der arithmetische Mittelwert für den rechten Fuss zeigt eine Erhöhung der Belastung im Vergleich zu habituellem Gang in 4 km/h mit 3,8 (signifikant), während der linke Fuss nur eine geringere (nicht signifikante) Änderung mit 1,0 aufweist. Aus dem Diagram 8 geht auch hervor, dass eine recht grosse Anzahl von Versuchspersonen bei diesem Experiment einen niedrigeren Wert für *v* erhielt. Für diese Beobachtungen könnte man sich dieselbe Erklärung denken, die für die Verhältnisse der Variabel *v* bei auswärtsgestellten Füßen (Seite 64) genannt wurde.

Variabel w (Diagram 10):

Man beobachtet eine Änderung für *w* in positiver Richtung, durchschnittlich für den linken Fuss mit $11,4^\circ$ und für den rechten Fuss mit $7,3^\circ$ (signifikant für beide Füße), siehe Tabelle 9. In Übereinstimmung mit dem, was für das Experiment mit auswärtsgestellten Füßen auf Seite 65 gesagt wurde, könnte man von der Einwärtsstellung erwarten, dass sie zu einer Abwicklung der Belastung von der Innenseite zur Aussenseite des Fusses führen würde d.h. dass sie eine positivere Einrichtung der Belastungsphase zur Folge haben würde.

4. EINE WIEDERHOLUNG DER MESSUNG AN 15 DER 47 VERSUCHSPERSONEN NACH EINEM ZEITINTERWALL VON 2 JAHREN

Die im vorigen Kapitel dargelegten Resultate der Messungen an 47 Versuchspersonen basierten auf einer einmaligen Untersuchung jeder Person, die jeweils etwa 15 Minuten in Anspruch nahm. Es war von Interesse durch eine Wiederholung der Messungen unter gleichen Versuchsbedingungen festzustellen, ob die Variablen *u*, *v* und *w* ein gleichartiges Resultat ergeben würden (prognostischer Wert der Messungen).

Die Wiederholung der Messungen erfolgte (1964) 2 Jahre nach der ersten Untersuchung (1962). Aus praktischen Gründen wurde die Wiederholung auf solche Versuchspersonen beschränkt, die sich nach Abschluss ihrer Ausbildung noch in Stockholm befanden und telefonisch erreichbar waren. Von den 16 Erreichbaren kamen 15 Vp im Laufe von 2 Wochen zur Untersuchung.

Die klinische Beurteilung der Fersenstellung wurde wiederholt. Keine der Versuchspersonen hatte in der Zwischenzeit Krankheiten oder Schäden am Bewegungsapparat erlitten. Ungeachtet solcher anamnestischer Angaben bestand die Möglichkeit gewisser Veränderungen der Form und Funktion des Fusses. Ein Vergleich mit den Resultaten der Untersuchung von 1962 ergab jedoch keine deutlichen Unterschiede. Immerhin kamen geringe Unterschiede in der Beurteilung vor:

5 vorher mit "ohne Befund" beurteilte Versuchspersonen erhielten den Befund: "angedeutete Varusstellung der Ferse" und

1 ebenfalls vorher mit "ohne Befund" bezeichnete Person erhielt den Befund: "angedeutete Valgusstellung".

Die Unterschiede in der klinischen Beurteilung können auf der Ungenauigkeit der subjektiven Untersuchungsmethode beruht haben. Andererseits ist es denkbar, dass im Verlauf von 2 Jahren Änderungen der Fersenstellung entstanden waren, ohne klinische Symptome zu verursachen. Die Unterschiede sind jedenfalls gering und die 15 Versuchspersonen konnten wie vorher die Gruppe mit 47 Versuchspersonen als ein "Normalmaterial" angesehen werden.

Die 15 Vp machen eine Art von Stichprobe der ganzen Versuchsgruppe aus. Um zu untersuchen, ob die 15 sich vom Mittelwert der ganzen Gruppe, mehr als erwartet werden konnte, wenn sie dem Zufall überlassend ausgewählt worden wären, unterschieden, sind in Tabelle 10 die Resultate der ersten Messungen (1962) an den 15 Vp sowie zum Vergleich die Resultate der ganzen Gruppe von 47 Vp wiedergegeben worden. Wie aus der Tabelle hervorgeht, besteht kein beachtenswerter Unterschied zwischen den 15 und der ganzen Gruppe.

Das Resultat der Wiederholungsmessung an den 15 Vp (1964) geht aus der Tabelle 11 hervor, in der die entsprechenden arithmetischen Mittelwerte und dazugehörige Streuungen ersichtlich sind. Ein Vergleich zwischen Tabelle 10 und 11 ergibt keine grösseren durchschnittlichen Veränderungen von 1962 bis 1964. Die einzigen Unterschiede, die Signifikanzniveau erreichen, gelten der Variabel u bei 8 km/h für den linken Fuss mit einer Lateralverlagerung und der Variabel v bei dem gleichen Experiment mit einer Verringerung der Belastung des linken Fusses.

	u				v				w				
	Anzahl	Links		Rechts		Links $\bar{v}$	sv	Rechts $\bar{v}$	sv	Links $\bar{w}$	sw	Rechts $\bar{w}$	sw
		$\bar{u}$	s_u	$\bar{u}$	s_u								
Habitueeller Gang 4 km/h (A) der ganzen Versuchsgruppe (Tabelle 7 entsprechend)	47	-0.8	1.5	-0.3	1.7	68.0	8.7	62.8	9.8	-9.6	11.1	-3.5	12.4
Habitueeller Gang 4 km/h (A) der 15 Versuchspersonen ("Stichprobe" aus der Versuchsgruppe)	15	-1.0	1.1	-0.4	1.1	69.9	6.7	62.0	10.6	-9.3	8.2	-3.2	11.9
Habitueeller Gang 8 km/h (B) der ganzen Versuchsgruppe (Tabelle 7 entsprechend)	47	-0.2	1.7	-0.1	1.7	119.4	11.3	112.4	13.4	-4.5	7.4	-0.7	7.8
Habitueeller Gang 8 km/h (B) der 15 Versuchspersonen ("Stichprobe" aus der Versuchsgruppe)	15	-0.4	1.5	0.1	1.1	120.3	12.0	111.1	11.3	-4.1	7.8	-0.8	8.6

Tabelle 10. Arithmetische Mittelwerte für u, v und w und deren Standardabweichungen (s) von den 1962 ausgeführten Messungen der 15 Versuchspersonen, an denen 1964 eine Wiederholung der Messungen ausgeführt wurde, und zum Vergleich entsprechende Werte von 1962 der ganzen Gruppe.

		u				v				w			
Anzahl		Links		Rechts		Links		Rechts		Links		Rechts	
		$\bar{u}$	s_u	$\bar{u}$	s_u	$\bar{v}$	s_v	$\bar{v}$	s_v	$\bar{w}$	s_w	$\bar{w}$	s_w
Habitueeller Gang													
15	4 km/h (A) 1964	-0.5	1.4	-0.5	1.3	69.5	7.1	63.3	7.2	-10.4	17.3	-2.4	10.9
Habitueeller Gang													
15	8 km/h (B) 1964	0.3	1.3	0.2	1.2	114.7	9.4	108.9	10.5	-2.8*	5.7	-2.5*	7.3

Tabelle 11. Arithmetische Mittelwerte für u, v und w und deren Standardabweichungen (s) von der Wiederholung der Messungen an 15 Versuchspersonen 1964 nach einem Zeitintervall von 2 Jahren. (* Anzahl 14. An einer der Versuchspersonen konnte der w-Wert bei Experiment B nicht festgestellt werden, da der Wendepunkt auf Grund unvollständiger Registrierung der x-Kurve nicht identifizierbar war).

Für eine Beschreibung der individuellen Zusammenhänge sind 6 Korrelationsdiagramme abgebildet worden (Diagram 11, 12 und 13). Diese zeigen die Abhängigkeit zwischen den Messungen von 1962 und 1964 für die 3 abhängigen Variablen u, v und w bei habituellem Gang in 4 km/h für den linken und rechten Fuss. Wie aus den Diagrammen und den Korrelationskoeffizienten (Tabelle 12) hervorgeht, enthalten die ausgeführten Messungen einen gewissen prognostischen Wert. Tabelle 12 zeigt auch die Korrelationskoeffizienten für habituellen Gang in 8 km/h, welche ein gleichartiges Resultat aufweisen.

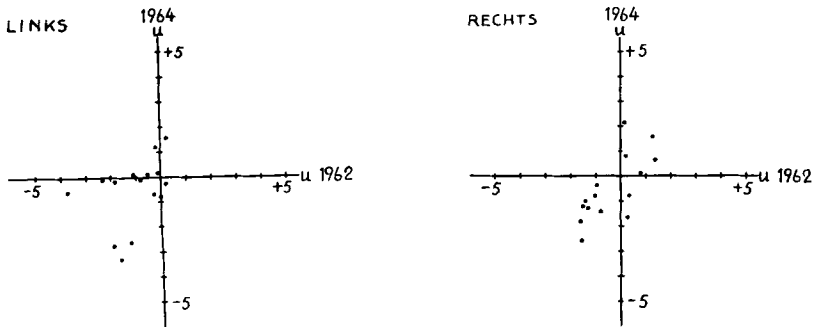


Diagram 11.

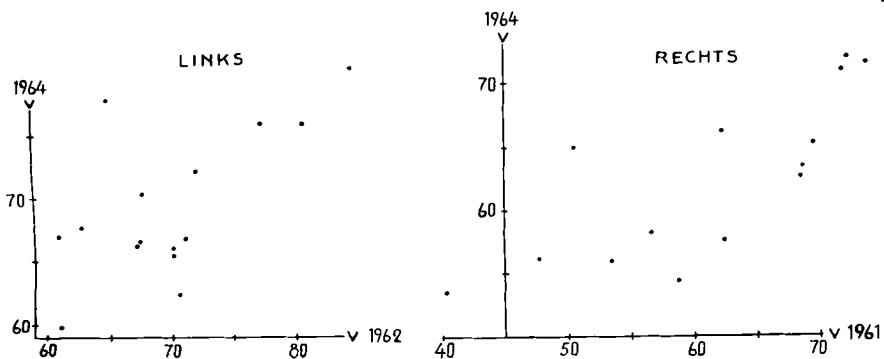


Diagram 12.

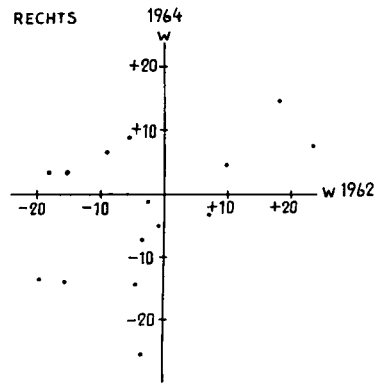
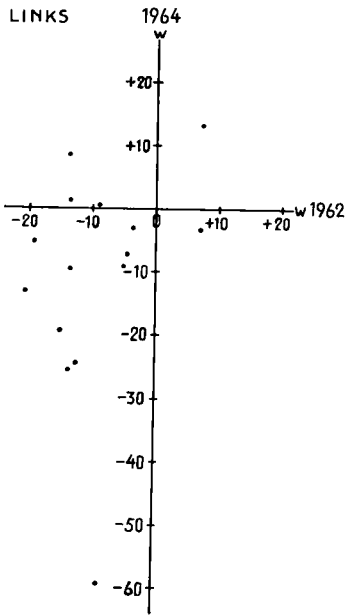


Diagram 13.

Diagram 11, 12 und 13.

Korrelationsdiagramme für die individuellen Zusammenhänge zwischen Messungen von 1962 und 1964 für die abhängigen Variablen u, v und w bei habituellem Gang in 4 km/h für den linken und rechten Fuss.

		u		v		w	
	Anzahl	Links	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts
Habitueeller Gang 4 km/h (A)	15	0.40	0.72	0.71	0.80	0.27	0.35
Habitueeller Gang 8 km/h (B)	15	0.72	0.76	0.73	0.59	0.20*)	0.53*)

Tabelle 12. Korrelationskoeffizienten der Werte von 1962 und 1964 der 15 Versuchspersonen. (* Anzahl 14. Eine Versuchsperson fehlt, siehe Tabelle 11.)

Betrachtet man die Variabel w, findet man hier den niedrigsten Korrelationskoeffizienten. In Anbetracht der Abhängigkeit des w-Wertes von sowohl der Lage des Maxpunktes als der des Wendepunktes in Richtung beider Koordinaten, kann man sich vorstellen, dass er besonders empfindlich ist.

5. DIE BEZIEHUNG ZWISCHEN DER VARIABEL U UND DER DER KLINISCHEN BEURTEILUNG ENTSPRECHENDEN FERSENSTELLUNG

Wie bereits genannt, betrachtete man die Versuchspersonen im Hinblick auf den Bewegungsapparat als ein sog. Normalmaterial. Es waren jedoch Befunde angedeuteter Varus- und Valgusstellung der Ferse beobachtet worden. Diesen konnte nicht direkt pathologische Bedeutung zugemessen werden. Man möchte sie eher als anatomische Varianten ansehen.

Man fragte sich, ob die Variabel u von der Fersenstellung abhängig sein könne. Vom klinischen Gesichtspunkt her könnte man sich eine laterale Lage von u bei Varusstellung und eine mediale Lage von u bei Valgusstellung erwarten.

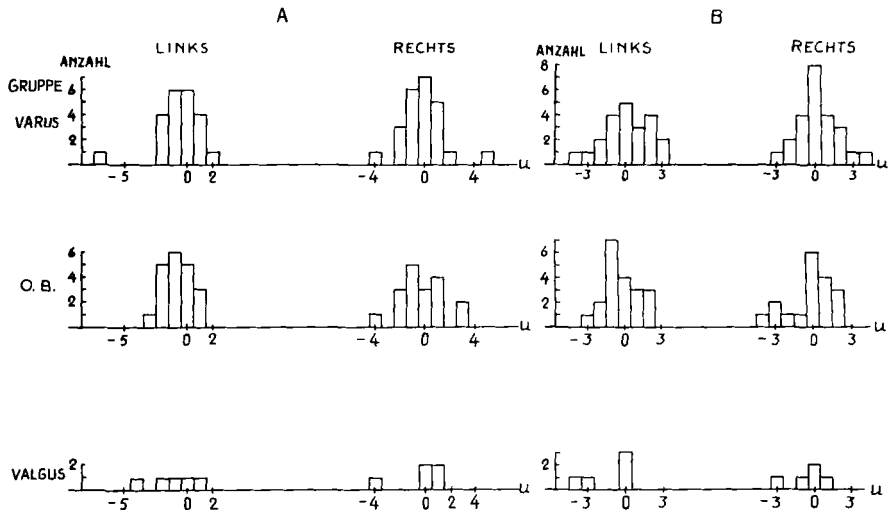
Für eine Untersuchung dieser Verhältnisse wurden die Fersen der 47 Versuchspersonen mit dem Ausgangspunkt von der klinischen Beurteilung der Fersenstellung in drei Gruppen eingeteilt:

	Links	Rechts	
Varus	22	24	46
Ohne Befund (o.B.)	20	18	38
Valgus	5	5	10
			94

(Zwei Personen hatten unterschiedliche Befunde zwischen dem linken und dem rechten Fuss).

Die Bezeichnungen "Varus", "Ohne Befund" und "Valgus" bedeuten also keine Einteilung in klinisch normale und pathologische Fälle. Es handelt sich um einen Versuch ein sog. Normalmaterial mit dem Ausgangspunkt der Tendenzen zu Varus- und Valgusstellungen der Ferse einzuteilen.

Das Diagramm 14 enthält die Verteilungen der Variabel u bei habituellem Gang in 4 (A) und 8 km/h (B) und deren Differenz (B-A) sowie die Differenzen zwischen der Auswärtsstellung und habituellem Gang (C-A) und der Einwärtsstellung und habituellem Gang (D-A) bei 4 km/h, für den linken und den rechten Fuss getrennt dargestellt. Die diesbezüglichen arithmetischen Mittelwerte und Streuungswerte sind aus der Tabelle 13 ersichtlich.



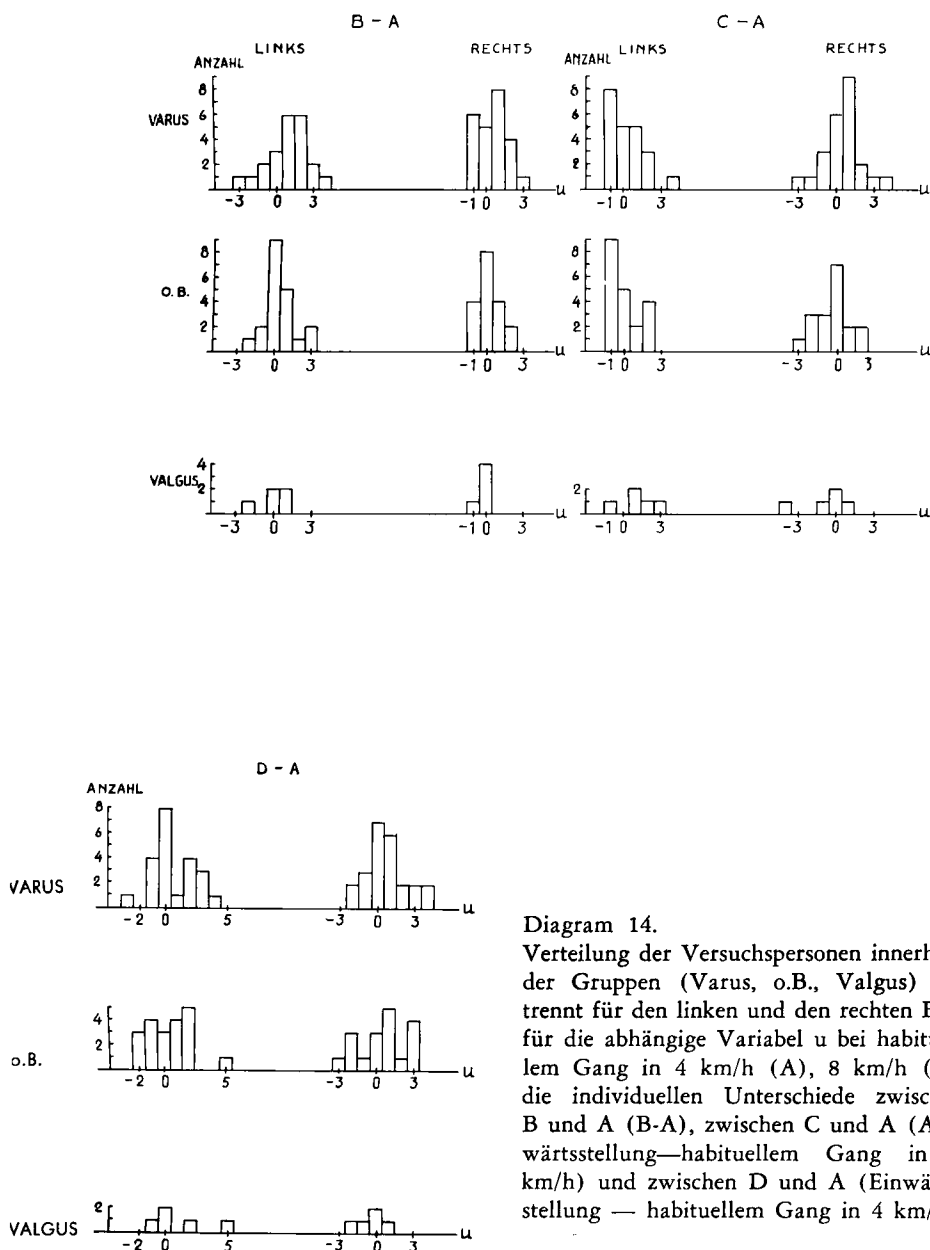


Diagram 14.

Verteilung der Versuchspersonen innerhalb der Gruppen (Varus, o.B., Valgus) getrennt für den linken und den rechten Fuss für die abhängige Variabel u bei habituellem Gang in 4 km/h (A), 8 km/h (B), die individuellen Unterschiede zwischen B und A (B-A), zwischen C und A (Auswärtsstellung—habituellem Gang in 4 km/h) und zwischen D und A (Einwärtsstellung—habituellem Gang in 4 km/h).

Varus										O. B.										Valgus									
Links					Rechts					Links					Rechts					Links					Rechts				
Anzahl	ū	su	Anzahl	ū	su	Anzahl	ū	su	Anzahl	ū	su	Anzahl	ū	su	Anzahl	ū	su	Anzahl	ū	su	Anzahl	ū	su	Anzahl	ū	su	Anzahl	ū	su
Habitueeller Gang																													
4 km/h (A)	22	—0.7	1.7	24	—0.3	1.7	20	—0.8	1.1	18	—0.3	1.7	5	—1.4	1.5	5	—0.4	1.7											
Habitueeller Gang																													
8 km/h (B)	22	0.1	1.8	24	0.2	1.6	20	—0.3	1.3	18	—0.2	1.8	5	—1.4	1.8	5	—0.7	1.6											
B—A	22	0.8	1.5	24	0.5	1.1	20	0.5	1.1	18	0.1	1.0	5	0	1.1	5	—0.3	0.4											
Auswärtsstellung																													
4 km/h (C)																													
—A	22	0.3	1.2	24	0.4	1.4	20	0.1	1.0	18	—0.5	1.3	5	1.2	1.3	5	—0.5	1.7											
Einwärtsstellung																													
4 km/h (D)																													
—A	22	0.6	1.6	24	0.6	1.6	20	0.5	1.8	18	0.4	1.8	5	1.3	1.8	5	—0.4	1.1											

Tabelle 13. Arithmetische Mittelwerte der Variabel u und deren Standardabweichungen (s) für die im Diagram 14 ersichtlichen Verteilungen mit Einteilung der Versuchspersonen in 3 klinische Gruppen.

Betrachtet man die arithmetischen Mittelwerte der drei klinischen Gruppen bei habituellem Gang in 4 und 8 km/h und deren Differenz, beschreiben sie ein gewisses Muster, das man vom klinischen Gesichtspunkt her erwarten konnte. Die Varusgruppe liegt durchschnittlich etwas mehr auf der Plusseite (=lateral) und die Valgusgruppe etwas mehr auf der Minusseite (=medial). (Diese Tendenzen erreichen jedoch nicht Signifikanzniveau). Die geringe Anzahl der Individuen in der Valgusgruppe war für diese Vergleiche ungünstig. Bei den Experimenten mit Auswärts- und Einwärtsstellung in 4 km/h treten keine Strukturen hervor, die mit klinischen Gesichtspunkten in unmittelbaren Zusammenhang gebracht werden könnten.

Im Hinblick auf die geringen Unterschiede zwischen den Befunden der am meisten von einander distanzierten Gruppen "Varus" und "Valgus" des vorliegenden Materiales ist es erklärlich, dass die erhaltenen Unterschiede in den Messresultaten so gering waren.

Allgemeine Diskussion und Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wird über eine Methode zur Messung der Fersenbelastung beim Gehen in Schuhen berichtet. Es war weiter die Absicht zu untersuchen, ob Messungen dieser Art zu einem näheren Studium der Belastung des Fusses beitragen könnten.

Von der Innenseite des Schuhes her wurde eine Messplatte in den Absatz versenkt. Diese Messplatte beruht auf dem Prinzip der Federwaage. Mit Hilfe von Dehnungsmesstreifen wurden die Deformierungen der Federwaage bei Belastung der Messplatte elektronisch registriert. Die Deformierung der Federwaage stand in quantitativem Verhältnis zur Belastung. Mit Hilfe geeigneter Brückenkreise konnte die Grösse und die Lage der winkelrecht gegen die Absatzebene gerichteten Kraftresultante als Funktion der Zeit direkt von Spiegelgalvanometern abgelesen werden.

Durch die Beschränkung des Messbereiches auf die Ferse und die Wahl nur einer Kraftkomponente (der winkelrecht gegen die Absatzebene gerichteten) hatte man eine Vereinfachung der Konstruktion der Messapparatur im Vergleich zu anderen Methoden der Messung der Fussbelastung gewonnen. Sie ist technisch relativ unkompliziert und leicht hantierbar (Kapitel III, 1, 2, 3).

Fehlerquellen, hauptsächlich technischer Art, sind näher beleuchtet worden (Kapitel III, 4). Im Hinblick auf die Grösse der biologischen Variation können diese Fehler als gering bezeichnet werden.

Eine andere Art von Fehlerquellen, die mit der Orientierung der Ferse zur Messplatte zusammenhängt, konnte nicht näher analysiert werden (Kapitel III, 5.). Eventuelle Lageänderungen der Ferse auf der Messplatte von Schritt zu Schritt und von einem Versuch zum anderen sowie Unterschiede in der Lage der Ferse zwischen Versuchspersonen konnten nicht näher kontrolliert werden.

Der Einfluss dieser Fehler auf die Anwendungsmöglichkeit der Methode

war von der Grösse der biologischen Variationen abhängig. Um eine Auffassung über die Grösse der Variationen innerhalb des Individuums und zwischen Individuen zu erhalten, wurden Messungen an einer Gruppe von "normalen" Versuchspersonen ausgeführt.

Das Versuchsmaterial (Kapitel IV) bestand aus 47 männlichen Studenten des Gymnastiska Centralinstitutet in Stockholm im Alter von etwa 20 Jahren. Es entsteht die Frage, ob sich eine solche spezielle Auswahl vom Durchschnitt junger männlicher Individuen ohne subjektive und klinische Symptome unterscheidet. Der spezielle Beruf liess vermuten, dass es sich bei den Versuchspersonen um besonders wohltrainierte Individuen handelte, und dass unter Umständen deshalb die biologischen Variationen von geringem Umfange waren.

Der Umstand, dass die Gangversuche auf einer rollenden Gehbahn ausgeführt wurden, konnte auch eine gewisse Bedeutung für das Ausmass der Variationen gehabt haben (siehe Seite 59). Durch den indirekten Zwang zum Gehen und zur Bewahrung des Gleichgewichts könnte ein alle Versuchspersonen beeinflussender Faktor angenommen werden.

Experimente mit habituellem Gang in 4 und 8 km/h und solche mit angestrebter maximaler Änderung der Fussstellung auswärts und einwärts in 4 km/h wurden durchgeführt (Kapitel V).

Von zwei aufeinander folgenden Fersenbelastungen je Fuss, Person und Experiment wurden Fersenbelastungsdiagramme hergestellt, die die Grösse und die Lage der Kraftresultante auf der Messplatte als Funktion der Zeit wiedergaben (Kapitel VI).

Mit Hilfe von 3 abhängigen Variablen wurden die Fersenbelastungsdiagramme charakterisiert und statistisch bearbeitet. Im Hinblick auf die Begrenzung des Versuchsmaterials und die oben genannten Einschränkungen war man der Auffassung, dass die Resultate der Signifikanzteste nicht besonders hervorgehoben werden sollten und man wählte eine vorzugsweise beschreibende statistische Analyse.

Die Bearbeitung der Gangexperimente geschah wie gesagt mit nur 2 Fersenbelastungen per Fuss. Eine Schätzung der Variation der erwarteten Werte der Versuchspersonen (siehe Seite 61) zeigt, dass eine grössere Anzahl von Fersenbelastungen wahrscheinlich keine wesentliche Verringerung der Streuungswerte ergeben hätte.

In der Annahme, dass gewisse einfache Relationen zwischen den abhängigen Variablen und dem biomechanischem Geschehen bestanden (siehe Seite 51), wurden die Resultate der Messungen zu bewegungsphysiologischen Gesichtspunkten in Beziehung gebracht.

Mit Hilfe der in dieser Arbeit beschriebenen Methode konnten Diagram-

me für die Fersenbelastung beim Gehen in Schuhen gewonnen werden, die trotz bedeutender Variationen ein zwischen Individuen und zwischen Schritten innerhalb des Individuums vergleichbares Muster beschrieben.

Die für eine Charakterisierung der Diagramme gewählten abhängigen Variablen ermöglichten eine gewisse Differenzierung zwischen Versuchspersonen. (Kapitel VII, 1).

Eine Wiederholung der Messungen an 15 der 47 Versuchspersonen nach einem Zeitintervall von 2 Jahren (1962—1964) ergab eine nicht geringe Korrelation zwischen den Werten. (Kapitel VII, 4).

Man beobachtete systematische, durchschnittliche Änderungen der Variablen bei Erhöhung der Ganggeschwindigkeit, die mit der grösseren Belastung in Zusammenhang gebracht werden konnten. Sowohl bei habituellem Gang in 4 als 8 km/h belastete die Versuchsgruppe durchschnittlich die linke Ferse mehr, mit etwa 5 % des Körpergewichtes (Kapitel VII, 1).

Angestrebte maximale Änderung der Fussstellung (auswärts und einwärts) bei 4 km/h beeinflussten die Verlaufsrichtung der Angriffspunkte der Kraftresultante im Sinne der Beibehaltung einer parallelen Einrichtung zur Gangrichtung (Kapitel VII, 2, 3).

Da kein pathologisches Material untersucht wurde, konnten die differentialdiagnostischen Möglichkeiten der Methode nicht beleuchtet werden. Auch die Frage, welche abhängigen Variablen für eine Differentialdiagnose am besten geeignet gewesen wären, hätte es eines pathologischen Materiales bedurft.

Es ist die Absicht durch weitere, verschiedenartige Experimente näher zu prüfen, in welchem Ausmass und mit welchen Mitteln Veränderungen der Fersenbelastung erzielt werden können. Hierher gehören Verschiedenartigkeiten der Schuhkonstruktion und der Beschaffenheit von Fussböden sowie orthopädische Behandlungsmethoden. Eine neue Messplatte für die vorderen Stützpunktes des Fusses ist, in der Absicht, sie mit der Messplatte für die Ferse zu kombinieren, hergestellt worden.

General Discussion and Summary

The aim of the present work is to report about a method of measuring the weight-bearing of the heel when walking in shoes. Furthermore, the intention was to show if such measuring could be of value for a closer study of the weight-bearing of the foot.

A measuring-plate was inserted into the heel of the shoe from the inside. This measuring-plate is based on the principle of a spring balance. The deformation of the spring balance when load is placed on the plate was registered with the help of strain-gauges electronically. The deformation of the spring balance was in a quantitative relationship to the load. With the help of suitable electronic circuits the magnitude and the point of action of the force, right angled to the heel plane of the shoe, could be read off directly from mirror galvanometers as a function of time.

Because of this limitation of the measuring area and the restriction to one force component, the construction of the measuring apparatus was simpler compared to other methods of measuring weight-bearing on feet. The method is relatively uncomplicated and easy to use (chapter III, 1, 2, 3). Sources of error, chiefly of a technical kind, have been elucidated more closely (chapter III, 4).

With regard to the magnitude of the biological variations these errors can be considered to be small.

Another sort of errors connected with the orientation of the heel on the measuring-plate could not be more closely analysed (chapter III, 5). Possible changing of the heel on the measuring-plate from step to step and from one experiment to another and different positions between individuals could not be closely checked.

The influence from these errors on the possibility of the use of the method depended on the magnitude of the biological variation. To get an

opinion on the magnitude of the variations within the individual and between individuals measurements were performed on a group of "normal" individuals.

The group consists of 47 men students from Gymnastiska Centralinstitutet in Stockholm aged around 20.

The question is if such a special selection differs from the average of young men without subjective and clinical symptoms. The special occupation of the experiment group makes it probable that these individuals were particularly well-trained and that for this reason the biological variations were small.

The fact that the walking experiments were performed on a tread-mill might have had a certain influence on the magnitude of the variations (see page 19). Because of the indirect compulsion to walk and to keep the balance a common factor of influence on all the individuals might be presumed.

Experiments with habitual walking at 4 and 8 km/h and such ones with maximum toeing-out and toeing-in at 4 km/h were performed (chapter V).

From 2 consecutive steps per foot, individual and experiment weight-bearing-diagrams of the heel were made, which show the magnitude and the point of action of the force on the measuring-plate as a function of time (chapter VI).

With the help of 3 depending variables the weight-bearing-diagrams were characterized and statistically treated.

With regard to the limitation of the experiment group and the above mentioned restrictions one was of opinion that the results of the significance-tests should not be particularly emphasized and one preferred a chiefly describing statistical analysis.

The working up of the walking experiments took place as mentioned with only 2 steps per foot. The estimation of variance of the expected values of the individuals (see page 61) shows that a greater number of steps would probably not have given an essential decrease of the deviations.

On the assumption that certain simple relations between the depending variables and the biomechanical occurrences exist, the results of the measurements were put in connection with ideas on body-kinetics (see page 51). With the help of the method described in this work, diagrams from the weight-bearing of the heel when walking in shoes could be produced which in spite of considerable variations were comparable within and between the individuals.

The depending variables to characterize the diagrams made it possible to differentiate to a certain degree between individuals (chapter VII, 1).

A repetition of the measurements of 15 of the 47 individuals after an interval of 2 years (1962—1964) gave a correlation between the values which is not so small (chapter VII, 4).

Systematic average changes of the variables when increasing the walking speed were observed which could be put in relation to the increased load. Habitual walking as well at 4 km/h as at 8 km/h showed that the left heel on an average for the group was loaded more, with about 5 % of the body-weight (chapter VII, 1).

Voluntary maximum toeing-out and toeing-in at 4 km/h influenced the path of migration of the point of action of the force in such a manner that a direction parallel to the walking direction would be kept (chapter VII, 2, 3).

Because no pathological material was investigated, the possibilities of this method for differential diagnostic tests could not be elucidated. Also the question which of the depending variables would be most suited for such tests could not be answered without investigating pathological materials.

The intention is to prove by means of further experiments of various arts to what extension and by which means the weight-bearing of the heel could be influenced. Here could be mentioned different sorts of shoe constructions and different kinds of floors as well as orthopaedic methods of treatment. A new measuring-plate for the fore part of the foot has been constructed with the aim of combining it with the measuring-plate for the heel.

Literaturhinweise

- Abramson, E.:* Zur Kenntnis der Mechanik des Mittelfusses, Skandinav. Archiv f. Physiologie, 51: 175, 1927.
- Amar, M. J.:* Trottoir dynamographique, Compt. rend. l'Acad. Sci. 163: 130, 1916.
- Baisch, B.:* Bau und Mechanik des normalen Fusses und des Plattfusses, Ztschr. f. orthop. Chir. 31: 218, 1913.
- Barnett, C. H.:* A plastic pedograph, Lancet, Vol. 267: 273, 1954
- Barnett C. H.:* The phases of human gait, Lancet, Vol. 271: 617, 1956.
- Basler, A.:* Neue Untersuchungen über die beim Gehen nach abwärts wirkende Kraft (die Lotkraft), Arbeitsphysiologie, Bd. 8: 591, 1935.
- Basler, A.:* Methode zur Bestimmung der auf die einzelnen Sohlenbezirke wirkenden Teilgewichte des menschlichen Körpers, Handbuch der biologischen Arbeitsmethoden von Abderhalden, E. Abt. 5 A: 1, 559, 1936.
- Bauman, J. H. und Brand, P. W.:* Measurement of pressure between foot and shoe, Lancet, 629, 1963.
- Bauman, J. H., Girling, J. P. und Brand, P. W.:* Plantar pressures and trophic ulceration, J. Bone & Joint Surg. Vol. 45 B, No 4, 652, 1963.
- Beely, F.:* Zur Mechanik des Stehens, Arch. klin. Chir. Bd. 27, 457, 1882.
- Björck, G.:* Studies on the draught force of horses, Acta Agricult. Scandinav. Suppl. 4, 1958.
- California. University. Berkeley. Prosthetic Devices Research Projekt:* Fundamental studies of human locomotion and other information relating to design of artificial limbs. Report to the advisory committee on artificial limbs, National Research Council. Berkeley. The project, June 1947. Vol. I: Section 8.
- Carlsöö, S.:* A method for studying walking on different surfaces, Ergonomics, Vol. 5, No. 1: 271, 1962.
- Cunningham, Don M. und Brown, G. W.:* Two devices for measuring the forces acting on the human body during walking, Proc. Soc. Exp. Stress. Analysis. IX, (2), 75, 1952.

- Drillis, R.*: Objective recording and biomechanics of pathological gait, Ann. New York Acad. Sc. 74: 86, 1958.
- Eberhart, H. D. und Inman, V. T.*: An evaluation of experimental procedures used in a fundamental study of human locomotion, Ann. New York Acad. Sc. 51: 1213, 1951.
- Elftman, H.*: A cinematic study of the distribution of pressure in the human foot, Anat. Rec. Vol. 59: 481, 1934.
- Elftman, H. und Manter, J. T.*: The axis of the human foot, Science Vol. 80, No. 2082: 484, 1934.
- Elftman, H.*: The measurement of the external force in walking, Science, Vol. 88. No. 2276: 152, 1938.
- Elftman, H.*: The force exerted by the Ground in walking, Arbeitsphysiologie Bd. 10: 485, 1939.
- Fick, R.*: Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke, Dritter Teil, Jena, Gustav Fischer, 1911.
- Fischer, O.*: Der Gang des Menschen, Teil IV, Über die Bewegung des Fusses und die auf denselben einwirkenden Kräfte, Leipzig, B. G. Teubner, 1901.
- Frostell, G.*: Beitrag zur Kenntnis der vorderen Stützpunkte des Fusses, sowie des Fusswinkels beim Stehen und Gehen, Ztschr. f. orthop. Chir. 47, 3, 1925.
- Güntz, E.*: Ein Gerät für sämtliche Röntgenaufnahmen der Füße mit und ohne Belastung in genauer Einstellung, Röntgen-Praxis, X Jahrgang Heft 1: 17, 1938.
- Güntz, E.*: Das Röntgenbild des Fusses, Ztschr. Orthop. Bd. 69: 445, 1938.
- Harper, F. C., Warlow, W. J. und Clarke, B. L.*: The forces applied to the floor by the foot in walking. I. Walking on a level surface, National Building Studies, Research Paper 32, Garston, Watford. Herts. London, 1961.
- Hicks, J. H.*: The three weight-bearing mechanisms of the foot. Biomechanical studies of the musculo-skeletal system, edited by F. Gaynor Evans, Springfield, Illinois, U.S.A. Ch. T. Thomas Publ. 1961.
- Hohman, G.*: Fuss und Bein, München, J. F. Bergmann, 1948.
- Holden, T. S. und Muncey, R. W.*: Pressures on the human foot during walking, Austral. journal of applied science, 4: 405, 1953.
- Karpovich, P. V. und Wilklow, L. B.*: A goniometric study of the human foot in standing and walking, United States Armed Forces M. J. Vol. X: 885, 1959.
- Kleiger, B. und Mankin, H. J.*: A roentgenographic study of the development of the calcaneus by means of the posterior tangential view, J. Bone & Joint Surg. Vol. 43-A. No. 7: 961, 1961.
- Manter, J. T.*: Movements of the subtalar and transverse tarsal joints, Anat. Rec. Vol. 80, No. 4: 397, 1941.
- Marsk, A.*: Studies on weight-distribution upon the lower extremities in individuals working in a standing position, Acta orthop. scandinav. Suppl. no. XXXI. Vol. 27, 1958.

- Muskat, G.:* Beitrag zur Lehre vom menschlichen Stehen, Arch. Anat. u. Physiol. Bd. XXIV: 285, 1900.
- Schenk, H.:* Über die bei der menschlichen Fortbewegung auftretende Lotkraft, Arbeitsphysiologie, Bd. 9: 489, 1936.
- Scherb, R.:* Kinetisch-diagnostische Analyse von Gehstörungen, Stuttgart, F. Enke, 1952.
- Schwartz, R. P. und Heath, A. L.:* The definition of human locomotion on the basis of measurement, J. Bone & Joint Surg. Vol. 29: 203, 1947.
- Schwartz, R. P. und Heath, A. L.:* The oscillographic recording and quantitative definition of functional disabilities of human locomotion, Arch. Phys. Med. 30: 568, 1949.
- Schwartz, R. P., Heath, A. L., Morgan, D. W. und Towns, R. C.:* A quantitative analysis of recorded variables in the walking pattern of "normal" adults, J. Bone & Joint Surg. Vol. 46-A: 324, 1964.
- Seitz, L.:* Die vorderen Stützpunkte des Fusses unter normalen und pathologischen Verhältnissen, Ztschr. Orth. Chir. Bd. VIII: 37, 1901.
- Snedecor, G. W.:* Statistical methods, Iowa State University Press, 1962.
- Steindler, A.:* Kinesiology, Springfield, Illinois U.S.A. Ch. C. Thomas Publ. 1955.
- Wegert, E.:* Messungen über die Knickbereitschaft des Fusses. Inaug. Diss. Würzburg, 1951.
- Weitnauer, H.:* Formveränderungen des Fusses bei Ermüdung, Ztschr. Orthop. Bd. 85: 119, 1955.
- Wetzenstein, H.:* A new method for assessment of the static and dynamic weight-bearing of the foot, Acta orthop. scandinav. Vol. XXX. Fasc. 2: 91, 1960.
- Wisbrun, W.:* Versuch einer Analyse der Artikulation des Fusses, Schweiz. med. Wchnschr. nr. 25: 576, 1939.
- Wisbrun, W.:* Zur Morphologie und Funktion der articulatio talocalcanea, Arch. orthop. u. Unfall-Chir. Bd. 44: 606, 1951.
- Wright, D. G., Desai, S. M. und Henderson, W. H.:* Action of the subtalar and ankle joint complex during the stance phase of walking, Biomechanics laboratory, University of California, San Francisco, Berkeley, 1962.

KAPITEL IX

Beschreibung der Messapparatur

von Arne Söderholm

ALLGEMEINES

Für die Bestimmung einer Kraft mit gegebener Angriffsrichtung bedarf es der Kenntnis sowohl ihrer Grösse als ihres Angriffspunktes. Der Angriffspunkt kann hierbei mit Koordinaten, ausgehend von einem gewählten Referenzpunkt, definiert werden.

Die Kraft, mit welcher die Ferse den Absatz des Schuhs angreift, kann im Hinblick auf ihre Grösse und in Hinsicht auf ihren Angriffspunkt in Koordinaten in Längs- und Seitenrichtung in der Ebene des Absatzes bestimmt werden, wobei eine rechtwinklige Richtung der Kraft gegen die Absatzebene vorausgesetzt wird.

Für eine Bestimmung dieser Data wird die Absatzebene als eine Platte geformt und mit drei Auflagepunkten in der Peripherie symmetrisch abgestützt. Dadurch wird eine stabile und eindeutige Fixierung der Platte erzielt.

Durch eine Bestimmung der drei Kraftkomponenten, welche die Auflagepunkte angreifen, können eindeutige mathematische Grössen für die gewünschten Data gewonnen werden.

Die Kraftkomponenten werden mit drei Blattfedern gemessen, welche gegen die Mitte der Platte miteinander verbunden sind und sich von hier aus gegen die Auflagepunkte strecken (Abb. 2). Dadurch, dass die Platte in ihrer Mitte mit den Blattfedern verbunden ist, werden diese biegenden Momenten ausgesetzt, welche mit der Grösse der Kraftkomponenten der Auflagepunkte proportional sind. Die Durchbiegungen der Federn werden mit Dehnungsmesstreifen gemessen, welche auf die Federn aufgeklebt sind und die Momente in elektrische Widerstandsänderungen umformen. Die Widerstandsänderungen ihrerseits werden in elektrische Spannungsänderungen umgewandelt, welche mit Hilfe geeigneter Brückenkreise die gewünschten Data ergeben.

Die Federung der Platte im Verhältnis zum Fundament muss minimal gehalten werden. Dies wird durch geeignete Dimensionierung der Federn erzielt, wobei die mit Dehnungsmesstreifen messbaren Biegungen bei einer Grössenordnung von 0,1 mm liegen.

Die von den Dehnungsmesstreifen erhaltene Spannung.

Dadurch, dass je zwei Dehnungsmesstreifen auf jede Feder geklebt werden, eine auf die Oberseite und eine auf die Unterseite, erhält man in ihnen sowohl Erhöhungen als Verringerungen des Widerstandes. Die Widerstandsänderung steht in eindeutigem Verhältnis zur Dehnung und deshalb gilt:

$$Z_n = K \frac{\Delta R}{R} \quad (1)$$

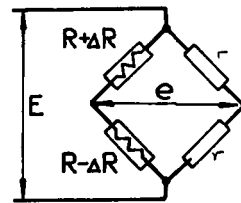
wobei Z_n die aufgelegte Kraft ist, $\frac{\Delta R}{R}$ die relative Änderung des Widerstandes (R) des Messtreifens und K eine Konstante.

Werden die zwei Dehnungsmesstreifen jeder Feder mit zwei konstanten Widerständen (r) zu einer Brücke zusammengekoppelt (Abb. 14) erhält man für eine Widerstandsänderung $\frac{\Delta R}{R}$ mit guter Approximation

$$e = \frac{1}{2} E \frac{\Delta R}{R} \quad (2)$$

wobei E der aufgelegten Spannung entspricht und e der Ausgangsspannung der Brücke.

Abb. 14. Brückenkopplung der Dehnungsmesstreifen (R) mit konstanten Widerständen (r). * Siehe Seite 91, Fussnote.



Nachdem die beiden Widerstände r gleichgross sind, kann e als Variation um den Mittelpunkt der Brücke mit der Spannung $\frac{E}{2}$ angesehen werden. Von jeder dieser Brückenkreise (n) erhält man also eine Spannung e_n als ein Mass der aufgelegten Kraft Z_n . Kombiniert man die Formeln (1) und (2) so ergibt sich:

$$Z_n = \frac{2 K n}{E} e_n = \frac{K n}{E} e_n \quad (3)$$

Gleichungen für die Auswertung.

Zur Ableitung der Gleichungen für die Kraft Z wird der Referenzpunkt zur Mitte der Platte verlegt und bildet Origo in dem Koordinatensystem $X - Y$,

gemäss Abb. 15. Der Auflagepunkt Z_1 wird auf den Abstand $x=L$ gelegt und die beiden übrigen, Z_2 und Z_3 , werden auf den gleichen Abstand (L) vom Origo mit den Koordinaten $-x = \frac{1}{2}L$, $y = \frac{\sqrt{3}}{2}L$, bzw. $-x = \frac{1}{2}L$, $-y = \frac{\sqrt{3}}{2}L$ gelegt. Dadurch lassen sich folgende Gleichungen aufstellen:

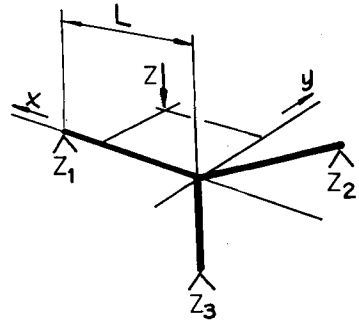


Abb. 15. Geometrie der unter der Belastungsplatte befindlichen Federwaage und die Reaktionskräfte bei Belastung der Messplatte mit einer Kraft Z .

Für ein Momentgleichgewicht:

$$L Z_1 - \frac{1}{2} L Z_2 - \frac{1}{2} L Z_3 = x Z \quad (4)$$

$$\frac{\sqrt{3}}{2} L Z_2 - \frac{\sqrt{3}}{2} L Z_3 = y Z \quad (5)$$

Für ein Kraftgleichgewicht:

$$Z_1 + Z_2 + Z_3 = Z \quad (6)$$

Gemäss der Gleichung (3) gilt auch:

$$Z_1 = \frac{K_1}{E} e_1$$

$$Z_2 = \frac{K_2}{E} e_2$$

$$Z_3 = \frac{K_3}{E} e_3$$

Kann man $K=K_1=K_2=K_3$ erhalten, so gilt:

$$Z = \frac{K}{E} (e_1 + e_2 + e_3) \quad (7)$$

$$x = L \frac{e_1 - \frac{1}{2}(e_2 + e_3)}{e_1 + e_2 + e_3} \quad (8)$$

$$y = L \frac{\frac{\sqrt{3}}{2}(e_2 - e_3)}{e_1 + e_2 + e_3} \quad (9)$$

K_n kann dadurch beeinflusst werden, dass sich das Verhältnis zwischen der Biegung der Blattfedern und der Widerstandsänderung der Dehnungsmesstreifen durch Modifikation der Brückenkreise verändern lässt, wie aus dem Folgenden hervorgeht.

Passive Netzwerke für die Justierung der Brückenkreise.

Für eine Beeinflussung von K werden zwei gleichgrosse Widerstände r via dem Reostaten r_2 in die Mitte des Brückenkreises eingeschaltet (Abb. 16).

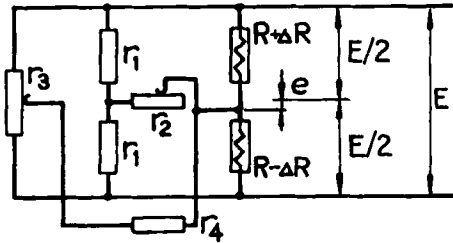


Abb. 16. Ergänzende Netzwerke zur Ausgleichung von Unbalancespannungen (e) von den brückengekoppelten Dehnungsmesstreifen (R).
* Siehe Seite 91, Fussnote.

Eine Verringerung von r_2 verursacht eine Verringerung von $\frac{\Delta R}{R}$. Dadurch ist es möglich, die Konstanten $K_{1, 2, 3}$ zu einem Wert zu erhöhen, der gleich dem grössten Wert ist, der eine von ihnen ohne Korrektion hat. Dies wird praktisch so ausgeführt, dass die drei Auflagepunkte gleichgrosser Kraft ausgesetzt werden, welches der Fall ist, wenn die Kraft Z im Origo angreift. Die Unbalancespannungen werden verglichen und die beiden grössten Spannungen so gesenkt, dass sie mit der geringsten gleich werden.

Die paarweisen Dehnungsmesstreifen R erhalten nach der Montage auf den Blattfedern selten gleiche Werte. Diese Unzulänglichkeit wird mit einem Paar Zusatzwiderständen r_3 und r_4 korrigiert. r_3 ist ein Potentiometer, dessen Mittelpunkt via Widerstand r_4 mit dem Mittelpunkt der Dehnungsmesstreifen verbunden ist (Abb. 16). Durch Verschiebung des Mittelpunktes des Potentiometers wird der Widerstand der paarweisen Dehnungsmesstreifen beeinflusst.

Passive Netzwerke für die Auswertung der Komponenten.

Die der Kraft Z entsprechenden Spannungen $e_{1, 2, 3}$ können mit der im vorigen Abschnitt genannten Methode so korrigiert werden, dass die hergeleiteten Gleichungen erfüllt werden. Zur Erleichterung der Auswertung lassen sich die drei Berechnungen auf elektronischem Weg ausführen.

Hierzu werden gewisse Separationen mit Hilfe paarweiser Netze vorgenommen, mit welchen sich Addition und Subtraktion simultan ausführen lassen.

Auf jede Feder werden zwei Dehnungsmesstreifen geklebt, die je eine Brückenhälfte representieren. Werden diese Brückenhälften mit der gleichen Spannung E belegt und gemäss Abb. 17 zusammengekoppelt, können folgende Verhältnisse zwischen den Spannungen e abgeleitet werden. (Die vorher beschriebenen Korrektionskreise sind in den Punkten A, B und C der Abb. 17 angeschlossen, jedoch wurden sie hier um einer besseren Übersichtlichkeit willen fortgelassen.)

Die Brückenhälften 2 und 3 erhalten eine Spannungsdifferenz zwischen ihren Mittelpunkten gemäss:

$$e_{BC} = e_2 - e_3 \quad (10)$$

Die Spannung e_{BC} entspricht also dem Zähler in der Gleichung (9)

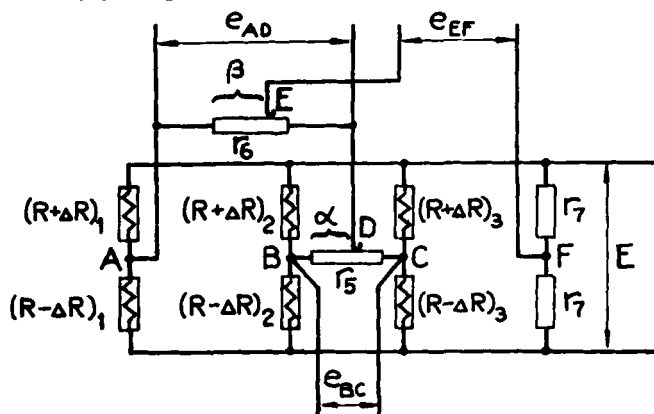


Abb. 17. Netzwerk für die Aufteilung der gemessenen Kraftkomponenten in die Kraft z und deren Angriffspunkt. *)

Verbindet man die Mittelpunkte B und C mit dem Potentiometer r_5 , gilt — (wenn $r_5 \gg R$) — dass der Punkt D im Verhältnis zu Spannung $\frac{E}{2}$ eine Spannungsdifferenz gemäss:

$$e_D = \alpha (e_2 - e_3) + e_3 = \alpha e_2 + (1 - \alpha) e_3$$

erhält, wobei die Zeichen für ein Verhältnis $e_2 > e_3$ gelten. Wird α so justiert, dass die Koeffizienten der rechten Reihe gleich werden, d.h.

$\alpha = (1 - \alpha)$, erhält man $\alpha = 1/2$ und

$$e_D = \frac{e_2 + e_3}{2}$$

Zwischen dem Mittelpunkt A mit der Spannung e_1 im Verhältnis zu $\frac{E}{2}$ und dem Punkt D erhält man eine Spannungsdifferenz gemäss:

* Die in der Apparatur verwendeten Komponenten waren folgende:

$R_{1, 2, 3} = R = 120 \Omega$, Dehnungsmesstreifen Typ G-H.

$r_1 = 100 \Omega$ $r_2 = 1-50 \text{ k} \Omega$

$r_3 = 10 \text{ k} \Omega$ $r_4 = 50 \text{ k} \Omega$

$r_5 = 2 \text{ k} \Omega$ $r_6 = 50 \text{ k} \Omega$

$r_7 = 100 \Omega$

$$e_{AD} = e_1 - e_D = e_1 - \frac{1}{2} (e_2 + e_3) \quad (11)$$

Die Spannung e_{AD} entspricht dem Zähler in der Gleichung (8).

In analoger Weise erhält man eine Spannung, die der Gleichung (7) entspricht. Die Mittelpunkte A und D werden mit einem Potentiometer r_6 verbunden, wobei zwischen dessen Punkt E und der Spannung $E/2$ eine Spannungsdifferenz e_E entsteht. Die Spannung $E/2$ wird vom Mittelpunkt F zwischen den Widerständen r_7 abgeleitet. Für die Differenz e_{EF} gilt, wenn $r_6 \gg r_5$ und $r_7 \approx R$:

$$\begin{aligned} e_{EF} &= \beta [e_1 - \frac{1}{2} (e_2 + e_3)] + \frac{1}{2} (e_2 + e_3) \\ &= \beta e_1 + \frac{1}{2} (1 - \beta) (e_2 + e_3) \end{aligned}$$

Die Zeichen gelten für das Verhältnis $e_1 > \frac{1}{2} (e_2 + e_3)$. Justiert man β zu

$$\beta = \frac{1}{2} (1 - \beta) = \frac{1}{3}$$

erhält man:

$$e_{EF} = \frac{e_1 + e_2 + e_3}{3} \quad (12)$$

welches der Gleichung (7) entspricht.

Die α - und β -Werte werden bei der Kalibrierung mit bekannter Belastungsquantität justiert und man erhält die Koeffizienten in den Gleichungen (7), (8) und (9) als ein Faktor in den Kalibrierungskonstanten.

Die Divisionen in den Gleichungen (8) und (9) elektronisch auszuführen, ist instrumententechnisch bedeutend komplizierter und wird als nicht erforderlich angesehen. Sie erfolgen rechnerisch.

Die erhaltenen Spannungen e_D , e_{AD} , e_{EF} dürfen während ihrer Messung nicht die Brückenkreise beeinflussen. Deshalb werden die Brückenkreise mit einer Trägerfrequenz von einem Oscillator (c:a 1000 Hz) gespeist. Die von den Brückenkreisen erhaltenen Spannungen werden als entsprechende Wechselspannungen verstärkt und phasenkritisch moduliert, d.h. richtungsgerecht gleichgerichtet. Je nach der Richtung der mechanischen Beanspruchung der Messplatte ergibt sich somit ein positiver oder negativer Ausschlag für die Messwertanzeige. Die erhaltenen Spannungen werden mit Spiegelgalvanometern registriert. Die Ausschläge der Spiegelgalvanometer z , y und x wurden bereits definiert (Seite 18).

Die dynamischen Eigenschaften der Messplatte.

Da die Platte federt, wenn sie einer Kraft ausgesetzt wird, ist ihre Möglichkeit begrenzt, variierende Kräfte wiederzugeben. Zuerst seien die Faktoren hervorgehoben, die die dynamischen Eigenschaften der Platte bestimmen.

Hierzu werden die drei Blattfedern vereinfacht als *eine* Feder gedacht und mit einer Federkonstante dargestellt:

$$C_1 = \frac{Q'}{\delta'_1}$$

wobei δ'_1 die der Belastung Q' entsprechende Federung oder Deformierung ist. Weiter wird angenommen, dass die Platte ein Gewicht Q_1 hat.

Die die Platte angreifende Kraft der Ferse rührt von der Retardation eines gewissen Teiles der Körpermasse her, Q_2 , welche via der Skelett- und Weichteile vermittelt wird. Diese Skelett- und Weichteile erfahren eine Zusammenpressung oder Deformation, δ_2 . Die Federkonstante des Körpers kann deshalb analog aufgestellt werden:

$$C_2 = \frac{Q'}{\delta'_2}$$

Dieses System (Körperteile und Messplatte) erhält die in Abb. 18 gezeigte Zusammensetzung. Wenn Q_2 die Platte via der Feder C_2 (=Körperteile) angreift, werden sowohl diese Feder deformiert als auch die Blattfedern C_1 , und die Kraft, welche die Platte angreift, ist

$$Z = C_2 \cdot \delta_2$$

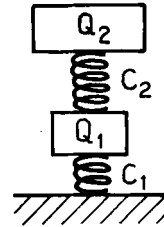


Abb. 18. Zusammenstellung der Konstanten, die die dynamischen Eigenschaften der Messapparatur bestimmen.

Wenn $\delta_2 \gg \delta_1$ wird der Angriff der Kraft Z trotz einer Änderung in der Lage der Platte mit δ_1 unverändert sein.

Das dynamische System kann unter diesen Voraussetzungen schematisch wie in Abb. 19 a wiedergegeben werden. Das bedeutet, dass das Gewicht der Platte Q_1 und die Blattfedern C_1 ein Schwingungssystem mit einem Freiheitsgrad bilden, welches von der störenden Kraft Z angegriffen wird.

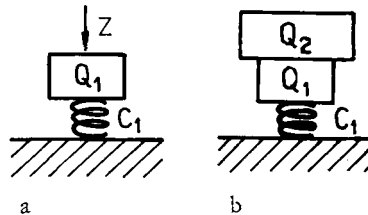


Abb. 19. Aktuelle Konstanten: a. Die Federung des Körpers ist im Verhältnis zur Messplatte gross. b. Die Federung des Körpers ist im Verhältnis zur Messplatte gering.

Wenn an Stelle dessen ein Gewicht Q_2 die Platte direkt angreift, d.h. $\delta_2 \ll \delta_1$, so besteht das System aus $Q_2 + Q_1$ und der Feder C_1 (Abb. 19 b). Das erst genannte System (19 a) kann mathematisch exakt für verschiedene Variationen von Z behandelt werden, während das andere System (19 b) besonders für stossförmig angreifendes Gewicht schwer zu analysieren ist. Hierbei sind die dynamischen Eigenschaften prinzipiell schlechter als in dem erstgenannten System. Es ist deshalb wichtig, die Federung der Platte im Vergleich zur Federung der Körperteile so gering als möglich zu halten, um gute dynamische Eigenschaften zu erzielen.

Die dynamischen Eigenschaften in einem System, Abb. 19 a entsprechend, pflegen so untersucht zu werden, dass eine störende Kraft gezwungen wird, harmonisch (sinusförmig) zu variieren. Es gilt zu zeigen, dass auch die Deformation in C_1 harmonisch variiert. Eine plötzlich angesetzte und danach konstante Kraft (Z_0) zeigt hier jedoch das zeitliche Verhältnis der Deformation von C_1 besser. Dies kann wie folgt ausgedrückt werden (Timoshenko, 1932):

$$\delta = \frac{Z_0}{C_1} \left(1 - \cos \sqrt{\frac{g C_1}{Q_1}} t_1 \right)$$

zu dem Zeitpunkt t_1 , wenn g die Gravitationskonstante ist. In Abb. 20 ist dieses Verhalten wiedergegeben. Hieraus geht hervor, dass δ harmonisch mit einer Amplitude schwingt, die doppelt so gross ist wie die der statischen Kraft entsprechenden. Besteht eine gewisse Friktion im System (welches unter praktischen Verhältnissen immer der Fall ist) so ebbt die Schwingungen aus, und der statische Wert tritt in Erscheinung.

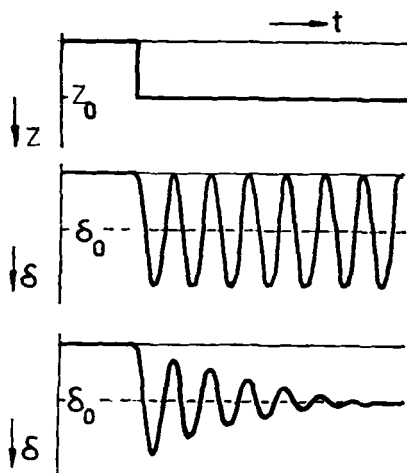


Abb. 20. Dynamischer Verlauf der gemessenen Federung bei einer plötzlich aufgelegten und danach konstanten Kraft (Z_0).

Um die Frequenzen der Schwingungen bestimmen zu können, müssen Q_1 und C_1 bestimmt werden. Im vorliegenden Fall ist $Q_1 \approx 0,1 \text{ kg}$, bzw. $C_1 \approx 150 \cdot 10^3 \text{ kg/m}$, welches eine Frequenz von etwa 600 Hz ergibt. Für die in der vorliegenden Arbeit gemessenen Verläufe ist diese Größenordnung von hinreichender Sicherheit.

Referenz: Timoshenko, S.: Schwingungsprobleme der Technik J. Springer, Berlin, 1932.

ERRATA:

Seite 30,

Zeile 3 von unten, steht:

Abweichungsquadrate, soll heissen: Abweichungen

Seite 32,

Tabelle 2, steht unter z, Messplatte 2: — 49,775

soll sein: 49,775

Seite 55,

Zeile 6 von oben, steht:

"Person x Fuss x Schritt", soll heissen:

"Person x Fuss x Fersenbelastung"

Seite 88,

Formel (1) lautet: $Z_n = K \frac{\Delta R}{R}$

soll lauten: $Z_n = k \frac{\Delta R}{R}$

in der 2. Zeile darunter steht:

K, soll sein: k

Formel (3) lautet $Z_n = \frac{2 K_n}{E} e_n = \frac{K_n}{E} e_n$,

soll lauten:

$$Z_n = \frac{2 k_n}{E} e_n = \frac{K_n}{E} e_n$$

Seite 90,

Zeile 6 von oben, steht:

Widerstände r, soll heissen: Widerstände r₁

Seite 92,

Zeile 14 von unten, steht:

e_D, e_{AD}, e_{EF} , soll heissen: e_{BC}, e_{AD}, e_{EF}