

博士論文

前足部機能評価手法に関する研究

— 横アーチおよび母指変形予防のための定量的計測法 —

田中 則子

2010年9月24日

奈良先端科学技術大学院大学  
情報科学研究科 情報生命科学専攻

本論文は奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科に  
博士（工学）授与の要件として提出した博士論文である。

審査委員：

湊 小太郎	教授	（主指導教員）
千原 國宏	教授	（副指導教員）
杉浦 忠男	准教授	（副指導教員）
佐藤 哲大	助教	（副指導教員）
吉田 正樹	教授	（大阪電気通信大学）

# 前足部機能評価手法に関する研究\*

— 横アーチおよび母指変形予防のための定量的計測法 —

田中 則子

## 内容梗概

外反母指や中足骨頭部の胼胝形成など、前足部のトラブルは多くの人が頻繁に経験するものである。足部の変形は、痛みの発生や運動機能に大きな影響を及ぼし、とくに高齢者では、バランス機能の低下や転倒との関連も指摘されている。従来、足部の臨床的機能評価には、定規や角度計による形態計測、静的ならびに徒手的な筋力計測や検査が用いられていた。本研究では前足部の4つの機能、すなわち①足母指のカベクトル制御、②足母指の俊敏性、③荷重による前足部足底荷重分布の変化、および④外部加重による横アーチの崩れやすさにそれぞれ着目して、患者の前足部機能の現状把握と介入効果の判定のための定量的な前足部機能評価手法を開発することを目的とした。

まず初めに、3軸力センサを用いて母指のカベクトルを計測するシステムを開発した。椅座位で力センサ上においた右母指で5つの方向（前後左右、および鉛直方向）へ力を加え、課題遂行時の母指のカベクトルを記録するものである。若年者7名を対象とした評価実験の結果、被験者が意図した力の方向と実際に母指が発生した力の方向は異なり、運動方向間のクロストークおよび個人差が認められた。さらに、このシステムを応用した足指マウスを開発した。

次に、母指の俊敏性に関する評価手法とそのための計測システムを開発した。このシステムは、左右方向に時間的に正弦波状に変化するターゲットを提示して、そのターゲットの動きにあわせて、力センサの上にのせた母指で左右へ交互に加えた力を時系列で計測し、その周波数特性を解析して俊敏性を定量化するものである。

さらに、3軸力センサを平面上に6×4個（計24個）配列した足底荷重分布計測システムを開発した。このシステムでは各センサに作用する3分力ならびにセンサ部全体に作用する力とその圧中心点をベクトル表示して、時系列で記録が可能である。このシステムを用いれば、異なる荷重条件による前足部足底に作用する力の特徴を提示できる。

最後に、DTMA (Index of Distal Transverse Metatarsal Arch) と名付けた前足部横アーチの定量的評価手法を提案した。この方法は、透明アクリル板上で第2中足骨頭部に上方から既知の加重負荷を加え、このときの足底画像から第1中足骨頭-第5中足骨頭間を結ぶラインの濃度値プロファイルを計測し、その積分値を算出するものである。加重負荷を 0kgf

から 12kgf まで順次増やしながら繰り返し計測し，横軸に加重，縦軸に最大値を 1 とした正規化積分値をとったグラフ上で，その 63%に相当する加重を変形指標（DTMA 指標）とした．3名の被験者を対象とした評価実験の結果より，この指標は従来の徒手的評価結果と矛盾しないことを示した．

以上のように，本研究では，母指ならびに横アーチ機能に着目した 4 種類の前足部機能評価手法を提案した．評価実験の結果，従来は主観的評価が主であった前足部機能を定量化でき，そのデータは主観的評価と同様の傾向を示すことが確認できた．これらの指標を用いれば，患者の前足部の機能を具体的に把握でき，治療前後の介入効果の検証も可能となり，変形の予防に寄与できると考える．

キーワード

前足部 横アーチ 母指 機能評価 変形 3 軸力センサ ベクトル 俊敏性 周波数特性  
外反母指 指標

---

\*奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 情報生命科学専攻 博士論文，  
NAIST-IS-DD0461204, 2010 年 9 月 17 日

# A study on quantitative evaluation of forefoot function\*

Noriko Tanaka

## **Abstract**

Deformation and functional abnormalities of the forefoot are related to its motor function and performance. Especially in elderly people, the foot and ankle characteristics are associated with impaired balance and functional disabilities. Until today, manual tests such as measurement by a ruler and goniometer and static muscle test have been used for clinical functional measurement of the foot and ankle. In this study, I proposed alternative quantitative measurement techniques of the forefoot. Those techniques are useful for foot function exercise and training of the foot function. They are also helpful prescribing orthotic insole.

First, I developed the system that measures thumb's force vector with a 3-axis force sensor. Using this system, I can also estimate the force control characteristic of the greater toe. While in sitting, 7 young people were asked to use their greater toe to push towards five direction with three kinds of power. The actual measured force was opposite to the intended direction. There is also a crosstalk between the subjective direction individually. Furthermore, by applying this system, a toe mouse was developed.

Then, I introduced a new quantitative assessment method of the greater toe agility using a frequency response. Subjects were asked to sit on the stool and watch a target moving on a monitor screen. They were asked to press a load sensor button in lateral directions following the target with their right greater toe. The target and the output force were displayed on the monitor and these time series were recorded. Target moved in 15 different frequencies from 0.2Hz to 3Hz. Then, the frequency responses of the greater toe agility were obtained. 13 young people were measured and those with larger hallux valgus angle showed lower cut off frequency than the healthier one.

After that, I developed a planter pressure measurement system. This system consists of distributed  $6 \times 4$  three axis force sensors and a software that displays and preserves the recorded sensor element. A time series of the force that was superimposed on the bottom of the foot are recorded as a vector. Moreover, a three dimensional vector is displayed for easier understandings. The experiments showed that the characteristics of the force acting on the plantar forefoot in different postures. From the results, this measurement system can obtain the action force of the foot as a distribution in three

directions.

Finally, I proposed a novel assessment method of forefoot function using the deformation information of the distal transverse metatarsal arch named “DTMA Index”. This method consists of several steps, i) loading a known weight on the second metatarsal head of a foot on a transparent acrylic plate, ii) imaging the contact print of the sole from the behind of the acrylic plate, iii) measuring the concentration profile on the line between the first and the fifth metatarsal head in the sole image, iv) calculating the integral of the profile. These steps have been done repeatedly with gradually increased weights from 0kgf to 12kgf and curve plots of the integral profiles were acquired. The DTMA Index is defined as 63% of the plateau value of the curve. Experiments from three subjects showed that each DTMA Index correlates closely with the result of a conventional manual testing for each subject. This result suggests that DTMA Index could be useful for clinical assessment of the forefoot function.

Through this study, I proposed several methods to evaluate forefoot function by focusing on the functional forefoot arch and thumb. The possibility of clinical application and effectiveness of the proposed method are presented.

Keywords:

foot, hallux, dynamic measurement, motion analysis, 3-axis force sensor, vector, agility, frequency characteristic, hallux valgus, forefoot, transverse arch, deformation, index

---

. \*Doctoral Dissertation, Bioinformatics and Genomics, Graduate School of Information Science, Nara Institute of science and Technology, NAIST-IS-DD0461204, September 17, 2010

## 目次

### 第1章 緒言

1. 1	身体運動における足部の機能	1
1. 1. 1	足部の機能解剖	1
1. 1. 2	足のアーチ	5
1. 1. 3	足部の3つの機能的領域	7
1. 1. 4	歩行において足部が果たす役割	9
1. 2	運動連鎖と足部の障害	10
1. 2. 1	運動連鎖	10
1. 2. 2	前足部に生じやすい障害	10
1. 3	従来の足部機能評価手法	12
1. 4	研究の目的	13
1. 5	本論文の構成	13

### 第2章 足母指のカベクトルの計測手法の開発とその応用

2. 1	はじめに	15
2. 2	足母指の力制御運動特性の測定と評価	15
2. 2. 1	計測システムの概要	15
2. 2. 2	3軸力センサ	15
2. 2. 3	実験方法	15
2. 2. 4	実験結果	19
2. 3	考察	23
2. 4	まとめ	24

### 第3章 周波数特性による足母指の俊敏性評価法の開発

3. 1	はじめに	25
3. 2	足母指の俊敏性を定量的に計測する新しい手法	26
3. 2. 1	計測システムの概要	26
3. 2. 2	改良型3軸力センサ	26
3. 2. 3	計測方法のプロトコール	29

3.2.4	解析手法	29
3.3	計測手法の再現性の検討	31
3.3.1	方法	31
3.3.2	結果	31
3.4	俊敏性評価と外反母趾角度の関係	32
3.4.1	方法	32
3.4.2	結果	33
3.5	考察	37
3.6	まとめ	38
第4章 足底荷重分布計測システムの開発		39
4.1	はじめに	39
4.2	足底荷重分布計測システム	41
4.2.1	システムの構成	41
4.2.2	ソフトウェアの概要	44
4.3	実験方法	47
4.4	実験結果	50
4.5	考察	55
4.6	まとめ	55
第5章 横アーチに着目した前足部機能評価手法の開発		
5.1	はじめに	56
5.2	提案手法	58
5.2.1	装置の構成	62
5.2.2	計測プロトコール	64
5.2.3	機能評価の原理と解析方法	64
5.3	評価実験	64
5.3.1	実験方法	64
5.3.2	実験結果	64
5.4	考察	67
5.5	まとめ	67



第6章 結論	68
謝辞	70
付録	
A. 足指マウスの開発	71
A. 1 開発に至る経緯	
A. 2 第2章評価実験結果を足指マウスへ応用するための考察	71
A. 2. 1 水平面上のマウスカーソル制御	71
A. 2. 2 クリック操作の制御	72
A. 3 足指マウスの概要	72
A. 4 足指マウス試作品の評価実験	72
参考文献	75
研究業績	80

## 図 目次

1.1	足部の骨格	3
1.2	足部の関節	4
1.3	足部アーチ	6
1.4	前足部回外と回内	8
1.5	内側縦アーチの低下と母指の外反	11
2.1	計測システムの構成図	17
2.2	3軸力センサの形状	17
2.3	測定風景	18
2.4	普通努力時の3分力時系列データ(1例)	20
2.5	X右方向へ最大努力時の力出力の個人差(7例)	21
2.6	普通努力時のXY平面座標軌跡と修正データ(2例)	22
3.1	計測システムの構成図	27
3.2	計測システムの概観	27
3.3	3軸力センサの形状	28
3.4	ターゲット提示画面	30
3.5	被験者の姿勢	30
3.6	外反母指角度の計測	32
3.7	ターゲット信号と被験者の力出力(例)	34
3.8	ゲイン周波数特性と位相周波数特性	35
3.9	外反母指角度とカットオフ周波数の関係	36
3.10	母指内転と外転時の画像(例)	36
4.1	計測器の概観図	42
4.2	計測器のセンサ部	42
4.3	計測システムの構成図	43
4.4	3次元ベクトル	45
4.5	3次元画像	45
4.6	プログラムの流れ	46
4.7	足部の位置	48
4.8	実験風景	48
4.9	実験条件	49
4.10	時系列波形(No2)	51
4.11	各被験者の3次元画像(例)	52
4.12	3次元ベクトル(姿勢4, 典型例)	54

5.1	足部アーチの模式図	57
5.2	装置構成と計測姿勢	60
5.3	足底画像の一例	61
5.4	濃度値プロファイルの一例	63
5.5	正規化積分値グラフの一例と DTMA 指標	63
5.6	実験結果（正規化積分値グラフ）	66
A.1	足指マウスの構成図	73
A.2	足指マウスの操作風景	73
A.3	実験課題	74

## 表 目次

2.1	最大努力時の3分力計測結果	19
2.2	最小努力時の3分力計測結果平均(n=7)	20
3.1	測定の再現性	31
5.1	徒手による第1列評価結果とDTMA指標	66

## 第1章 緒言

ヒトの基本的動作である立位や歩行において、地面に接しているのは足部に限られている。このため、足部は身体重量とその反作用としての床反力による力学的ストレスを常に受けており、骨関節や皮膚などに障害がocこりやすい。中でも、足指の働きにより重心移動を制御し、推進力を発揮する前足部には、外反母指や中足骨頭部の胼胝形成など、障害が頻発する。足部の変形は、痛みの発生や運動機能の低下につながり、とくに高齢者では、バランス機能の低下や転倒との関連も指摘されている<sup>[1-3]</sup>。従来、足部の臨床的な評価には、歩行観察などの定性的な評価のほか、定規や角度計による形態計測や静的な計測、徒手的な筋力計測などが用いられてきた。しかし、変形や痛みが多発する足母指や前足部横アーチについて、臨床で簡便に使用できる定量的機能評価手法に関する報告はほとんどない。本研究では、これまで定量的な機能評価が難しいとされてきた前足部横アーチおよび足母指の定量的な機能評価手法を開発する。これが開発できれば、前足部の障害の改善や治療、予防介入方法の開発、効果判定に利用できる。

本章では、1.1節で、身体運動における足部の機能を概説する。具体的には、1.1.1項から1.1.3項では、足部の機能解剖、足アーチ、足部の3つの機能的領域について説明し、1.1.4項では、歩行において足部が果たす役割について解説する。次に、1.2節では、運動連鎖と足部の障害について概説する。まず1.2.1項で運動連鎖について、1.2.2項にて前足部に生じやすい障害について述べる。引き続き1.3節では、形態計測手法や動作解析手法による計測など従来用いられている足部機能評価手法について説明する。その後、1.4節にて、本研究の目的を論述し、最後に1.5節にて、本論文全体の構成を概説する。

### 1.1 身体運動における足部の機能

#### 1.1.1 足部の機能解剖

足関節より遠位部を足部といい、足部は足関節を介して下腿と連結している。図1.1に示すように、足部は7個の足根骨（距骨、踵骨、舟状骨、立方骨、内側楔状骨、中間楔状骨、外側楔状骨）、5個の中足骨、14個の指骨の合計26個から構成される。このほか第1中足骨頭の足底面などに種子骨がみられる。足関節、足部の関節には、距腿関節、足根間関節（距骨下関節、踵立方関節、距舟関節、楔立方関節、楔舟関節）、足根中足関節、中足間関節、中足指節関節、指節間関節があり、詳細を図1.2に示す。距骨下関節は距骨と踵骨と舟状骨から構成され、後方の距踵関節と前方の距踵舟関節の分離した2つの関節をまとめてこう呼んでいる。踵立方関節と距舟関節をあわせて横足根関節（ショパール関節）といい、足根中足関節はリスフラン関節とも呼ばれる<sup>[4]</sup>。

さらに足部は、臨床的に、後足部、中足部、前足部といった3つの機能的な領域に区分さ

れる<sup>5)</sup>。この区分では、「後足部」は距骨、踵骨、距骨下関節からなり、「中足部」は足根骨と横足根関節と遠位の足根間関節からなる。そして「前足部」は中足骨と指節骨から構成され、足根中足関節とその遠位の全ての関節を含む。詳細は後述する。

日本整形外科学会・リハビリテーション医学会が 1995 年に改訂した「関節可動域表示ならびに測定法」<sup>6)</sup>においては、足関節、足部の運動として次のものがあげられている。足関節の運動には背屈 - 底屈があり、足部の運動には内がえし - 外がえしと内転 - 外転がある。母指の運動は、中足指節関節 (metatarsophalangeal joint ; MP 関節) の伸展 - 屈曲と指節間関節 (interphalangeal joint ; IP 関節) の伸展 - 屈曲が挙げられている。その他の足指の運動には、MP 関節の伸展 - 屈曲、近位指節間関節 (proximal interphalangeal joint, PIP 関節) の伸展 - 屈曲、遠位指節間関節 (distal interphalangeal joint, DIP 関節) の伸展 - 屈曲がある。

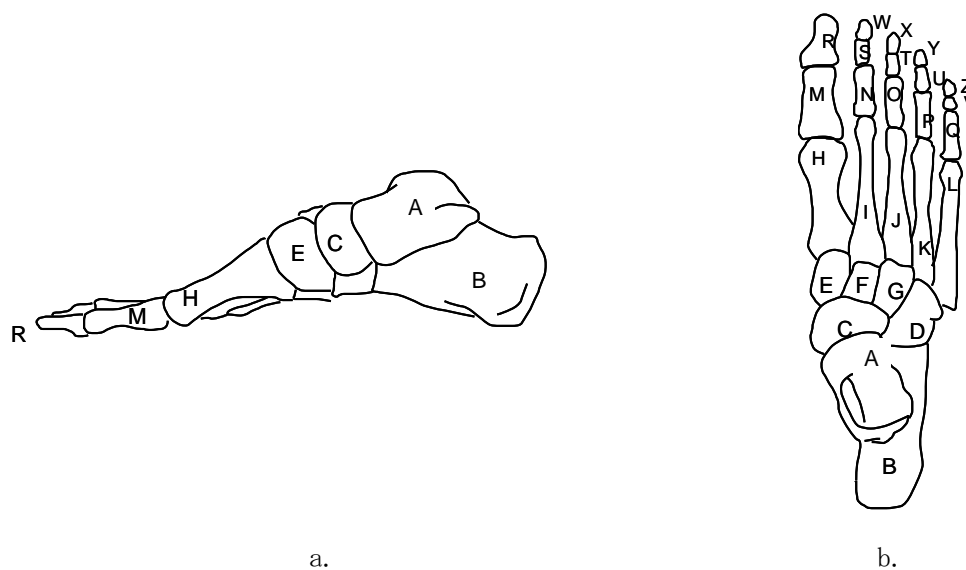


図 1.1 足部の骨格

a. 矢状面, b. 水平面

A: 距骨, B: 踵骨, C: 舟状骨, D: 立方骨, E: 内側楔状骨, F: 中間楔状骨舟状骨,  
 G: 外側楔状骨, H~I: 第 1 中足骨~第 5 中足骨, M~Q: 第 1 基節骨~第 5 基節骨,  
 R: 第 1 末節骨, S~V: 第 2 中節骨~第 5 中節骨, W~Z: 第 2 末節骨~第 5 末節骨

Fig1.1 The bones of the foot

a. medial view, b. superior view

A: Talus, B: Calcaneus, C: Navicular, D: Cuboid, E: Medial cuneiform, F: Intermediate cuneiform, G: Lateral cuneiform, H-I: First metatarsal~Fifth metatarsal, M-Q: First proximal phalanges~Fifth proximal phalanges, R: First distal phalanges, S~V: Second middle phalanges~Fifth middle phalanges, W~Z: Second distal phalanges~Fifth distal phalanges

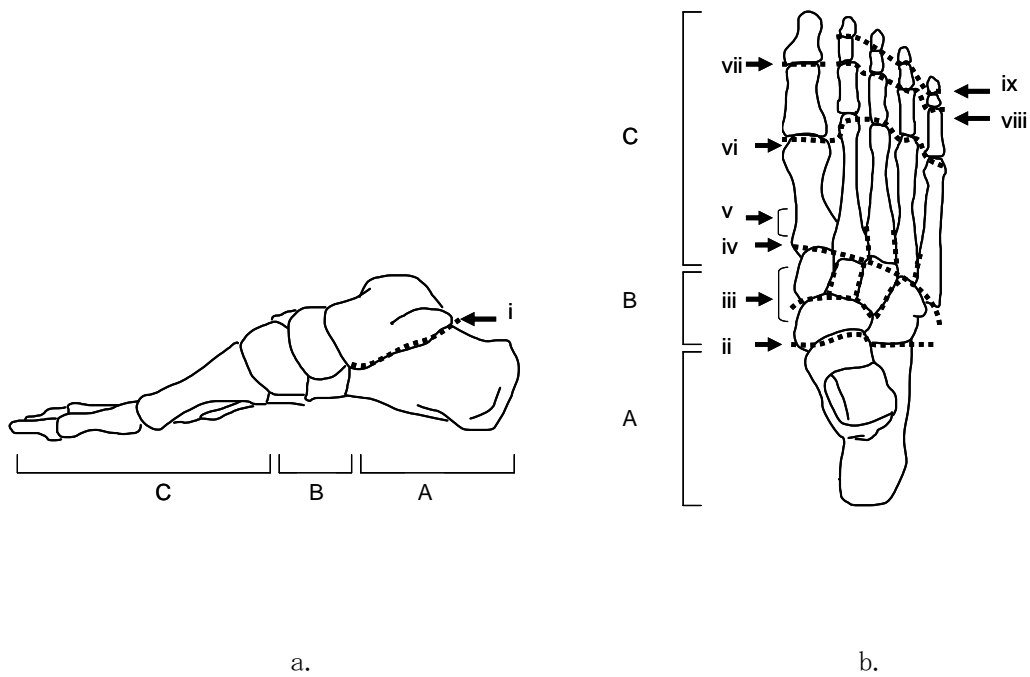


図 1.2 足部の関節

a. 矢状面, b. 水平面

A: 後足部, B: 中足部, C: 前足部

i: 距骨下関節, ii: 横足根関節 (距舟関節, 踵立方関節), iii: 遠位の足根間関節 (楔舟関節, 立方舟関節, 楔状間関節, 楔立方関節), iv: 足根中足関節, v: 中足間関節, vi: 中足指節関節, vii~ix: 足の指節間関節

Fig1.2 The joints of the foot

a. medial view, b. superior view

A: rearfoot, B: midfoot, C: forefoot

i: subtalar joint, ii: transverse tarsal joint, iii: distal intertarsal joint,  
 iv: tarsometatarsal joint, v: intermetatarsal joint, vi: metatarsophalangeal joint,  
 vii~ix: interphalangeal joint



### 1.1.2 足のアーチ

足部骨格は上方に隆起した軽い彎曲を示し、これを足のアーチと呼ぶ。アーチは、骨、関節、靭帯および筋の要素が組み合わさって構成されており、スプリングの役目を果たし、衝撃を吸収して歩行をスムーズにしており、力学的に合理的な荷重支持に役立っている。足のアーチは、図 1-3 に示すように、縦アーチと横アーチに大別される。

縦アーチは内側縦アーチと外側縦アーチの 2 つに分けられる。内側縦アーチは、土踏まずを形成し、踵骨・距骨・舟状骨・内側楔状骨・第 1 中足骨より構成され、後方の踵骨隆起底側部と前方の第 1 中足骨種子骨で皮膚を介して床と接地する。底側踵舟靭帯（スプリング靭帯）、距踵靭帯、楔舟靭帯、足根中足靭帯や後脛骨筋、前脛骨筋、長母指屈筋、長指屈筋、母指外転筋が関与している。もう少し具体的に記すと、縦アーチの主な受動的安定化構造は、長い足底の靭帯である足底腱膜と底側踵舟靭帯（スプリング靭帯）が担う。足底腱膜はテコの腕が長いこと特に重要である。足の長い屈筋（長母指屈筋や長指屈筋）の停止腱もアーチの低下を防ぐが、長母指屈筋は載距突起の直下を走行し、弦のように縦アーチの保持に効果的に働く。一般的に、「扁平足」はこの縦アーチの低下を示すものである<sup>[7]</sup>。次に、外側縦アーチについて説明する。外側縦アーチは足のバランスと密接な関係があるといわれており、踵骨・立方骨・第 5 中足骨より構成される。内側縦アーチに比べるとアーチの高さは低く、長さも短い。皮膚を含めた軟部組織で全長にわたって床と接地しており、踵立方関節部がこの外側縦アーチの要となる。長足底靭帯、踵立方靭帯、足根中足靭帯や長腓骨筋、短腓骨筋、小指外転筋が関与している。

横アーチは、内側縦アーチと外側縦アーチのあいだに存在する。その中で最も知られているのは中足骨頭レベルの横アーチである。これは、第 1 中足骨頭（種子骨）・第 2～第 5 中足骨頭から構成され、第 2 中足骨頭を頂点として、深横中足靭帯、母指内転筋横頭などが関与している。さらに、楔状骨レベルの横アーチは、内側楔状骨、中間楔状骨、外側楔状骨、立方骨から構成され、中間楔状骨を頂点として、楔間靭帯、楔立方靭帯、長腓骨筋などが関与する。機能的には、①足底筋膜に緊張を与える、②ウィンドラスの巻き上げ機構を効率よく働かせる、③推進期に足部の剛性を高め、テコとして機能させる働きをもつ<sup>[8]</sup>。足の横軸の低下をきたしたものは「開張足」と呼ばれ、これは主に第 1 中足骨から第 5 中足骨にかけての靭帯の弛緩などによって生じるといわれている<sup>[7]</sup>。

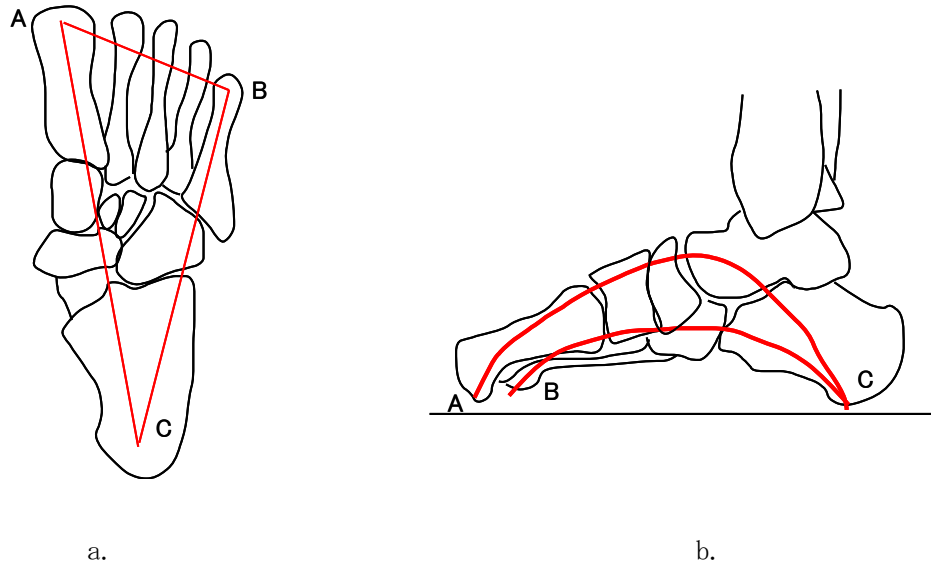


図 1.3 足部アーチ

a. 足部アーチ（水平面）, b. 足部アーチ（矢状面）

A-C: 内側縦アーチ, B-C: 外側縦アーチ, A-B: 横アーチ

Fig. 1.3 Arch of the foot

a. arch of the foot(horizontal view), b. arch of the foot(sagittal view)

A-C: medial longitudinal arch, B-C: lateral longitudinal arch, A-B: transverse arch

### 1.1.3 足部の3つの機能的領域

足部は、後足部、中足部、前足部の3つの機能的な領域に区分される。以下に、各領域について、それぞれ説明する。

後足部は、踵骨、距骨から構成され、ここには、距骨下関節が存在し、内がえし - 外がえし運動に大きく関与する。また、荷重下では脛骨、腓骨、距骨から構成される足関節や遠位の脛腓関節とも連動した動きを呈する。機能的な役割をまとめると、①可動性のある部分、②足部の柔軟性、固定性に関与する部分、③近位関節や骨への伝達のキーポイントになる部分、④足部遠位の関節の可動性に関与する部分となる<sup>[8]</sup>。

中足部は、舟状骨、立方骨、楔状骨から構成され、ここには、横足根関節（距舟関節、踵立方関節）、遠位の足根間関節（楔舟関節、立方舟関節、楔状間関節、楔立方関節）が存在する。横足根関節を除いて、個々の関節は靭帯による連結も強く、機能的にはほとんど可動性がなく1つの剛体としてとらえられる<sup>[8]</sup>。

前足部は、足根中足関節（リスフラン関節）より遠位の部分を指す。中足骨、指節骨（基節骨、中節骨、末節骨）から構成され、足根中足関節、中足間関節、中足指節関節、指節間関節が存在する。機能的には、①可動性のある部分、②身体の土台としての機能、③身体を前方に押しやる推進力として機能する部分である<sup>[8]</sup>。前足部がうまく機能するためには、中足骨の保持機能とMP関節やIP関節の正常な可動域が必要である。足部への荷重に際しては、荷重に伴って中足骨を動的にいかに安定させるかが重要となる<sup>[9]</sup>。足根中足関節は、3個の楔状骨の前方にある第1から第3中足骨、立方骨の前方にある第4と第5の中足骨から構成される。ここでは中足骨の屈曲（底屈） - 伸展（背屈）と列の回内 - 回外運動が生じる。5つの列は中足骨の機能的なユニットで、内側の3つの列は中足骨とそれぞれ対応する楔状骨からなり、外側の2つの列は中足骨のみからなるとされている<sup>[8]</sup>。前足部の回外では第1列の背屈と第5列の底屈を伴い、その逆に前足部回内では第1列の底屈と第5列の背屈が生じる<sup>[9]</sup>。それぞれの肢位を図1.4に示す。

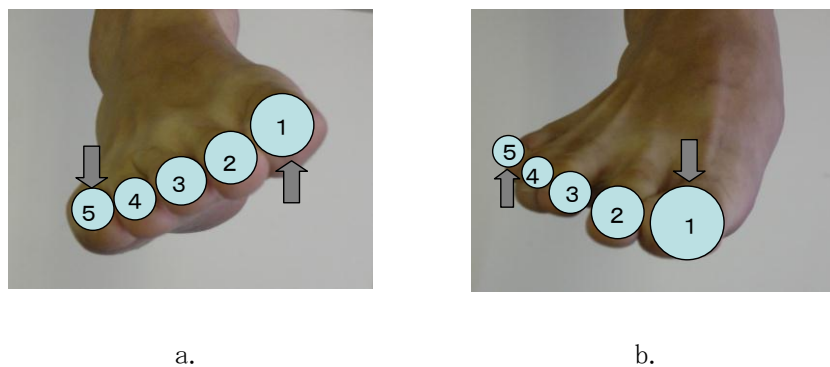


図 1.4 前足部回外と回内

a. 前足部回外, b. 前足部回内

Fig. 1.4 Supination and pronation

a. forefoot supination twist, b. forefoot pronation twist

#### 1.1.4 歩行において足部が果たす役割

歩行の基準となるのが1歩行周期であり、歩行周期は、踵接地から同側の次の踵接地までの間とされている。この周期は大きく立脚相と遊脚相の2つに分けられる。立脚相は1歩行周期の約60%、遊脚相は40%を占める<sup>[8]</sup>。Perryら<sup>[10]</sup>は、歩行周期を機能的に次の8つのパターン①初期接地、②荷重応答期、③立脚中期、④立脚終期、⑤前遊脚期、⑥遊脚初期、⑦遊脚中期、⑧遊脚終期に区分している。歩行においては、「荷重の受け継ぎ」、「単下肢支持」、「遊脚下肢の前進」といった3つの課題が要求される。まず、「荷重の受け継ぎ」は初期接地と荷重応答期が担う。ここでは、衝撃吸収、初期の下肢の安定性、前進の維持が必要である。次に、「単下肢支持」は反対側下肢の遊脚期開始から反対側下肢が再び床に接地するまでの期間である。立脚中期と立脚終期がこれにあたり、この間、身体重量の矢状面と前額面方向の支持を保ちながら前進することが求められる。最後に、「遊脚下肢の前進」の役割を果たすには、立脚期の間から準備をはじめめる。前遊脚期、遊脚初期、遊脚中期、遊脚終期がこの役割を担う<sup>[10]</sup>。

立脚相において、支持している足部を越えて身体を前進させるためには、3つの機能的なロッカー（①ヒールロッカー、②アングルロッカー、③フォアフットロッカー）が重要な役割を果たしている。荷重応答期にはヒールロッカー機能によって、踵から前方へ身体重量を移動させる。いったん前足部が床に接地すると、運動のおこっている部分は足部から下腿へ変化し、足関節は底屈から背屈運動へ転じる。個人の歩行速度に応じてタイミングは異なるが、速く歩く人では単下肢支持期の開始に前足部接地がみられる<sup>[10]</sup>。その後立脚中期には、前進を続けるために足関節をアングルロッカーとして働かせ、前足部への荷重がさらに大きくなる。そして、立脚終期に踵が挙上すると、前足部が足部の唯一の支持面となる。中足骨頭の丸い輪郭および基底骨底の連結はフォアフットロッカーとして働き、さらに身体を前進させる。

このように足関節と足部には、歩行の際に衝撃を吸収して、身体へ推進力を与えることが求められる。このため衝撃吸収に対応できるだけの柔軟性と、踏み切りの際に生じる大きな推進力に対抗する十分な相対的安定性が必要であるとされている<sup>[11]</sup>。前足部は、特に立脚期後半の荷重支持を担うため、この歩行周期に対応して、柔軟性とある程度強固なアーチの保持が求められるのである。

## 1.2 運動連鎖と足部の障害

### 1.2.1 運動連鎖

荷重下での足関節背屈は、足部内では距骨下関節を回内、第1列の可動性を増加させ、遠位の脛腓関節を離開させるといわれている。歩行の立脚初期では、距骨下関節が回内位となるため下腿は内旋し、膝のロックングメカニズムを阻止して膝が屈曲する<sup>[12]</sup>。

一方、足関節底屈は足部内では距骨下関節を回外させ、第1列の可動性を減少させて、遠位の脛腓関節の離開を制動する。歩行の立脚初期後半では、支持基底面をつくるために身体重心を後方へおき、距骨下関節は回外位となるため、下腿は外旋し、膝のロックングメカニズムが働いて膝が伸展する。このような足部と他の部位の連動を「運動連鎖」という。特に荷重下での運動を評価していく場合には、この運動連鎖を十分考慮する必要がある。

このほか、足部の一部分の動きが他の部位に影響を与えるものとして、ウインドラスの巻き上げ機構がある。これは、MP関節を伸展すると腱膜が緊張して、内側縦アーチが挙上することをいう。足底腱膜が踵骨隆起と第1～5指の基節骨に付着するために、踵を挙上すると腱膜が緊張するために生じる現象であり、このウインドラスの巻き上げ機構によって足部の剛性が高められる。立脚相踵離地でMP関節が伸展されこの機構が作用すると、足部構造を強固なテコとして機能させることができる。

### 1.2.2 前足部に生じやすい障害

力学的ストレスと関連して、前足部には外反母指などの変形や痛みや足底の胼胝形成などさまざまな問題が発生する。例えば、荷重下で、内側縦アーチの低下しやすい扁平足の者に母指の外反が生じやすい連鎖の例を示す。荷重時に内側縦アーチが過剰に低下すると、図1.5のように、第1中足骨頭は回旋しながら地面を圧迫し、その末端にある母指はMP関節で外反方向への力を受けて外反母指となりやすい。

石塚<sup>[7]</sup>は、靴に起因する前足部の疾患として、外反母指や、滑液胞腫脹（腱膜瘤）、槌指（槌状指）、爪の疾患、中足骨頭部痛、モルトン病を挙げている。外反母指は前述のようにMP関節で母指が小指の方向へ外反位をとる変形であり、滑液胞腫脹（腱膜瘤）は外反母指と付随しておこりやすく、第1中足骨の骨頭内側部に腫脹、疼痛、発赤が生じるものである。槌指はMP関節とDIP関節が過伸展、PIP関節が屈曲して槌状に変形した状態をいう。DIP関節は亜脱臼することも多く、指先とDIP関節背側に胼胝を形成しやすい。つま先の細い靴などによって指先が圧迫されて生じやすいといわれている<sup>[13]</sup>。爪の疾患には、爪の下に血腫を生じる爪床下血腫や、外傷に伴う2次的爪剥離症、陥入爪などがある。中足骨頭部痛は成人女性に多く発生しやすい。前足部横アーチ低下を生じる開張足の典型例では、第2から第4中足骨頭部に大きな圧が働いて胼胝を形成することが多いとされる。このように中足骨頭部痛は胼胝や鶏眼の発生部位と一致することが多く、胼胝や鶏眼自体による痛みがあること

も多い。モルトン病は、多くの場合第3指と第4指の間に見られ、その両指の中足骨頭部に走る横靭帯付近に走行する神経に慢性的に機械的刺激が加わって神経腫を生じるもので、激しい疼痛がおこる。

足指の変形として外反母指や槌指を前述したが、このほかに、内反小指や指の重なり（オーバーラップ）などがある。関節リウマチの患者ではこれら足指の変形も顕著となりやすい。中足骨頭部痛や胼胝や鶏眼は、中足骨頭部など足底の局所に過剰な圧負荷が加わるために生じるが、神経障害を合併した糖尿病患者では難治性の足部潰瘍へと重篤化しやすいため注意が必要である。最近の研究では、局所の足底圧の大きさだけでなく、同時に発生する剪断力の潰瘍形成への関与が指摘されている<sup>[14]</sup>。

以上のように、前足部に生じやすい障害はいずれも力学的ストレスとの関係が示唆されるものが多く、この部位の力学的な定量的機能評価は、障害の予防や改善に大きく寄与すると考えられる。

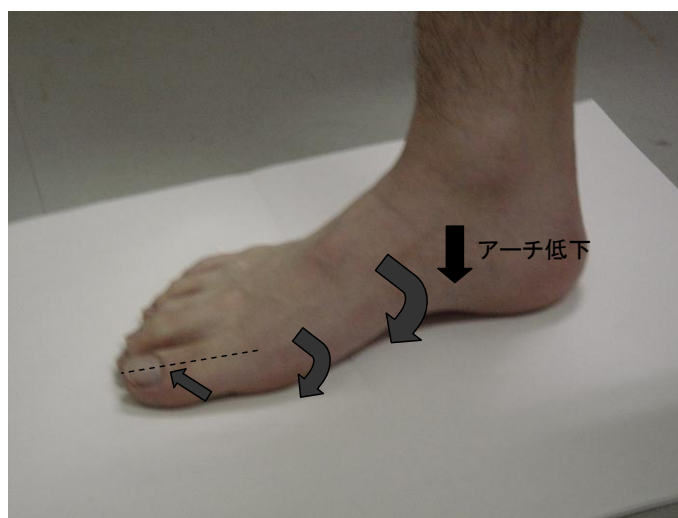


図 1.5 内側縦アーチの低下と母指の外反

Fig. 1.5 Lowering of the medial longitudinal arch and hallux valgus

### 1.3 従来の足部機能評価手法

ここでは、足部全体の形態計測のほか、後足部、中足部、前足部のアライメント計測について触れ、動作解析手法による計測手法について説明する。

まず、足部形態計測は、定規やメジャー、マルチン式人体計測器など簡便な道具を用いて実施可能であり、このデータから足部の形状の全体像を把握できる。具体的には、足長、足幅、足囲などの項目がある。ただし、足長、足幅など同じ名称で複数の計測方法が定義されている現状がある。例えば、足幅は脛側中足点（第1中足骨頭部）と腓側中足点（第5中足骨頭部）間の距離を直接計測するが、スクライバーを用いて足部の輪郭図を描き間接的に計測する手法もある。直接計測と間接計測の値の差は最大4mm、平均0.5mm程度あったという報告がある。足長も、踵の最も後方（踵点）から最も長い足指の先端（足先点）までの直線距離とするものや、踵から足先点の距離を足軸に平行に測る手法がある。ただし、この足軸の定義も、足の内側接線とするもの、足の幅の中央と踵点を通る線とするもの、踵点と第2指の先端を結ぶ直線とするものなどさまざまである<sup>[13]</sup>。

次に足部のアライメント計測について概説する。後足部のアライメント計測には、**Leg-heel alignment** や踵骨傾斜角などを用いる。**Leg-heel alignment** は下腿と踵骨との位置関係をみる指標であり、医学のみならず体育分野でも従来からよく使用されている。しかし、下腿軸のとり方で誤差を生じやすく、計測値の再現性の低さを指摘する臨床家も多い。踵骨傾斜角は、踵骨中央線が床の垂直線とのなす角度で示し、**Leg-heel alignment** よりも測定値の再現性が高い。実際に、5名の理学療法士を検者として異なる3日間で3回計測を行ったところ、**Leg-heel alignment** は検者内、検者間ともに再現性が低く、踵骨踵骨傾斜角の再現性は高い結果であった。中足部の計測には、舟状骨高ならびにそれを足長で除して算出するアーチ高率がよく用いられる。舟状骨高は、体表から舟状骨結節を触れ、床からその高さを計測するものである。骨指標が容易に触れられるため、測定の信頼性が非常に高いとする報告が多い<sup>[15,16]</sup>。前足部のアライメント計測として、体表から計測する手法は臨床的にはあまり利用されていないが、X線写真を用いたアライメント計測指標には、**calcaneal-first metatarsal angle** や **rearfoot-forefoot angle** などがある<sup>[17]</sup>。このほか外反母指角度の計測は整形外科領域でよく用いられる。そして、荷重による足部の形状変化をとらえる指標には、**navicular drop** や **navicular drift** がある。これは荷重による舟状骨の変位をとらえるものである<sup>[15-17]</sup>。

動作解析手法による計測の一つである足圧分布計測は、立位・歩行時の足圧分布計測を行い、定性的な圧分布パターンの提示や、足部の区分ごとにピーク圧、平均圧等の算出が可能である<sup>[18]</sup>。大きな圧分布シートマットを用いる床接地型の圧分布計測（**Matscan**, **GAITRite** など）では、歩行時の歩幅、足角なども算出可能である<sup>[19]</sup>。靴挿入型圧分布計測（**F-scan** など）はマット型に比して計測空間の制限が少ない利点がある。簡便に計れるツールとして、感圧紙を用いたフットプリント計測も行われる。このほか、床反力計とモーションキャプチ



ヤを用いた三次元動作解析装置とを組み合わせ、床反力のベクトル解析や、関節角度や関節モーメントの算出などが一般的に動作解析手法として用いられている。いずれも、荷重下での全身の運動の特徴を知るには優れているが、頭部や肩甲帯などの身体部位の位置や体幹前傾角度などが計測データに大きく影響することが予想され、この結果から前足部の機能のみを取り出して計測することはできない。

#### 1.4 研究の目的

従来、臨床における足部の評価は、歩行観察による定性的評価や定規・角度計等による形態計測、静的ならびに徒手的な筋力計測や検査が中心に行われてきた。しかし、立位や歩行中に、重力下で周期的に変化する足部の機能を反映し、さまざまな治療効果の検証をより具体的に把握するには、定量的な計測手法による評価が必要である。特に、変形が多い足母指や前足部横アーチの臨床的な問題を明確にし、治療や予防方法の開発、効果判定に役立てていくためには、前足部の機能を定量的に評価できる計測手法を開発していくことが重要であると考えた。

本研究の目的は、横アーチならびに母指の変形予防に役立つ定量的計測手法を開発することである。本研究では、前足部の4つの機能、すなわち①足母指のカベクトル制御、②足母指の俊敏性、③荷重による前足部足底荷重分布の変化、および④外部加重による横アーチの崩れやすさにそれぞれ着目して、定量的な前足部機能評価手法を開発する。これが実現できれば、従来は主観的評価が主であった前足部機能を定量化できること、そして、それらの指標を用いれば患者の前足部の機能を具体的に把握でき、治療前後の介入効果の検証や患者へのフィードバックも具体的に可能となり、横アーチならびに母指の変形予防に寄与できる。

#### 1.5 本論文の構成

本論文では、まず第1章において、身体運動における足部機能の概要、運動連鎖と前足部の障害、従来からなされてきた足部の機能評価手法について論述した。このような背景を受けて、本研究の目的と前足部機能評価手法開発の意義について示し、続いて本論文の構成を概説する。

第2章においては、3軸力センサを用いた母指のカベクトルを計測するシステムの開発について述べる。このシステムは椅座位で力センサ上においた右母指で5つの方向（前後左右、および鉛直方向）へ力を加え、課題遂行時の母指のカベクトルを記録するものである。その評価実験ならびに結果もあわせて論述する。

次に、第3章にて、母指の俊敏性に関する評価手法とそのため計測システムの開発、ならびにその評価実験と結果について論述する。このシステムは、左右方向に時間的に正弦波

状に変化するターゲットを提示して、そのターゲットの動きにあわせて、力センサの上ののせた母指で左右へ交互に加えた力を時系列で計測し、その周波数特性を解析して俊敏性を定量化するものである。

そして、第 4 章では、前足部足底に作用する力の特徴をとらえるため、3 軸力センサを平面上に 24 個配列した足底荷重分布計測システムの開発について示す。これは各センサに作用する 3 分力ならびにセンサ部全体に作用する力とその圧中心点をベクトル表示して、時系列で記録が可能なシステムである。

さらに、第 5 章では、DTMA (Index of Distal Transverse Metatarsal Arch) と名付けた前足部横アーチの定量的評価手法を提案した。この方法は、透明アクリル板上で第 2 中足骨頭部に上方から既知の加重負荷を加え、このときの足底画像から第 1 中足骨頭—第 5 中足骨頭間を結ぶラインの濃度値プロファイルを計測し、その積分値を算出するものである。加重負荷を 0kgf から 12kgf まで順次増やしながら繰り返し計測し、横軸に加重、縦軸に最大値を 1 とした正規化積分値をとったグラフ上で、その 63%に相当する加重を変形指標 (DTMA 指標) とする。従来の徒手的评价結果と比較検討した評価実験結果を含めて論述する。

最後に、第 6 章にて、前足部横アーチならびに母指の変形予防のための定量的計測手法の開発を目的として、4 種類の前足部機能評価手法を提案・開発し、おもに若年者 (学生ボランティア) を対象とした評価実験によって、提案手法の有効性を示した本研究を総括する。

なお、付録に、第 2 章で論述した計測システムを応用した足指マウスについて記述する。

## 第2章 足母指の力ベクトルの計測手法の開発とその応用

本章では、まず、3軸力センサを用いてヒトの足母指の力ベクトルを計測するシステムを開発した経緯を2.1節に述べ、2.2節に、足母指の力制御運動特性評価について論述する。2.3節に考察、まとめは2.4節に述べる。

### 2.1. はじめに

一般的に歩行時には、歩行立脚相の最後に足母指での蹴りだしが要求される。前足部の機能評価の第1段階として、このときに、正しい方向に力を発揮できているのかを検証を試みた。母指の運動特性を定量的に評価する具体的な視点として、静的な姿勢である座位において、母指を鉛直方向に押しつけないときに、いかに正しく鉛直方向（地面を圧迫する方向）へ力を発揮できるのか、さらに目的とする方向に正しく力を発揮できるのかに着目した。

足指の力計測に関する先行研究には、握力計を改良して計測した足指の把持力に関する報告<sup>[20-24]</sup>が散見され、足指間圧力（母指と第二指の挟みこむ力）についての報告<sup>[25]</sup>や、藤原ら<sup>[26]</sup>の長座位姿勢で歪計を用いて母指屈曲力（母指を足底方向へ押す力）を計測した研究がある。しかし、我々の想定したような足母指の3方向への力特性を検討したものは見あたらない。

本章では、足母指の力ベクトル制御の特性を明らかにすることを目的としている。

### 2.2. 足母指の力制御運動特性の測定と評価

#### 2.2.1 計測システムの概要

足母指の力制御運動特性の計測システムは、図2.1に示すように、3軸力センサ、前後・左右・鉛直方向の3分力の信号を増幅するアンプ、A/D変換器、パソコンから構成される。

#### 2.2.2 3軸力センサ

計測システムを構成する3軸力センサの形状は、図2.2に示すように、上部板部が4本足で支えられた構造となっており、大きさは20mm×20mm×10mmである。センサは作用する力を表面に貼られた歪ゲージの電気抵抗変化として検出する。歪ゲージには、各軸にブリッジ回路が組み立てられ、差動電圧を計測し、相互干渉補正によって垂直力、せん断力を分離している<sup>[26]</sup>。センサ上面にはゴム板が接着されており、Z軸方向の作用力が上面板内で等分布になるようにしている。なお、今回計測に用いた3軸力センサの計測範囲は前後左右方向にはそれぞれ±2.55kgf(25N)、鉛直方向には20.4kgf(200N)、応答周波数は100Hzであった。

#### 2.2.3 実験方法

下肢に傷害のない若年者7名（男性4名、女性3名；年齢23±4.7歳、身長167.0±7.3cm、体重58.7±7.8kgf）を対象とし、図2.3のようにパソコン操作を想定して椅子に座位をとら

せ、3 軸力センサ（株式会社テック技販製）上に足部をのせて、右母指で主観的に5つの方向（前後左右、および、鉛直方向）へ力を加える課題を試行した。この際、被験者には、「最大の力で（最大努力）」、「ごく軽く（最小努力）」、および「長時間繰り返してできるような楽な力で（普通努力）」という3種類の指示を与え、1方向ずつ10秒間にそれぞれ3回反復させた。課題の順序はランダムとした。そしてこの課題遂行時の母指の力制御運動特性を記録した。なお、計測に先立ち、被験者には運動課題に関する十分な説明と練習を実施した。

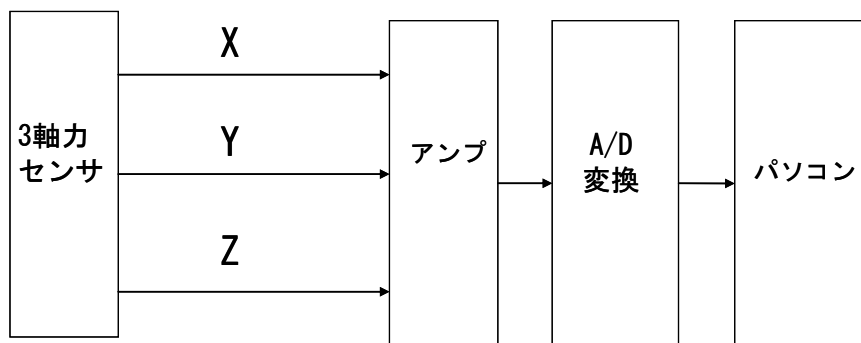


図 2.1 計測システムの構成図

Fig.2.1 Composition of measuring instrument

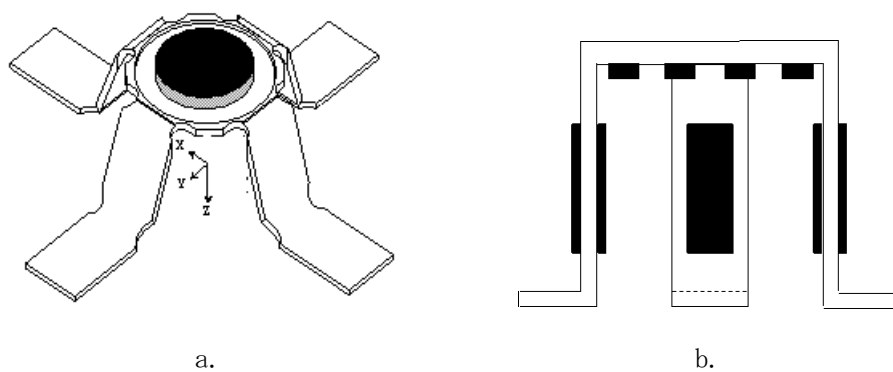


図 2.2 3軸力センサの形状

Fig.2.2 Structure of triaxial force sensor



図 2.3 測定風景

Fig. 2.3 A view of the measurement process.

## 2.2.4 実験結果

3軸力センサの客観的座標系は、X軸が左右、Y軸が前後、Z軸が上下とする。被験者が意図した主観的5方向、すなわち、右(X+)、左(X-)、前(Y+)、後(Y-)、鉛直(Z-)方向を意識して、最大努力で力を発生した場合の被験者aの測定結果を表2.1に示す。目的方向の力成分を表中ゴシック体で表示しているが、この被験者では、前方へ努力している際にFz成分に非常に大きな値が出力される場合もある。被験者7名の測定値をもとに各方向の最大値をみると、Fx(左右方向の力)では正方向最大値3.36kgf、負方向最大値3.45kgfであり、Fy(前後方向の力)では正方向最大値3.28kgf、負方向最大値3.44kgf、また、Fz(鉛直方向の力)の最大値は19.18kgfであった。

次に、ごく軽く力をいれた最小努力時の3分力計測結果である。被験者が主観的に左右前後および鉛直方向へ最小努力でほぼ一定の力を発揮している時間帯の出力を算出した。この値の被験者7名の平均値を表2.2に示す。

普通努力時のある被験者の3分力測定結果の10秒間にわたる時間的变化を、図2.4に示す。いずれの方向へ運動を意図した場合も、客観座標系では単一方向だけでなく、3方向すべての分力が同時に発生していることがわかる。また、どの課題においても、必ず鉛直方向への非常に大きい出力が伴っている。

表 2.1 最大努力時の3分力計測結果

Table 2.1 Three components of force with maximum effort

	Right	Left	Anterior	Posterior	Vertical
<b>Fx</b>	<b>3.36</b>	<b>-3.45</b>	2.76	-0.60	1.12
<b>Fy</b>	0.01	-0.93	<b>0.02</b>	<b>-0.71</b>	0.01
<b>Fz</b>	7.85	-0.12	19.18	-0.13	<b>15.28</b>

(kgf)

表 2.2 最小努力時の 3 分力計測結果平均 (n=7)

Table2.2 Average of each component of force with minimum effort (n=7)

	Right	Left	Anterior	Posterior	Vertical
Fx	0.26	-0.17	-0.01	0.00	0.00
Fy	-0.01	0.01	0.04	-0.08	-0.07
Fz	0.41	0.83	0.55	0.36	0.59

(kgf)

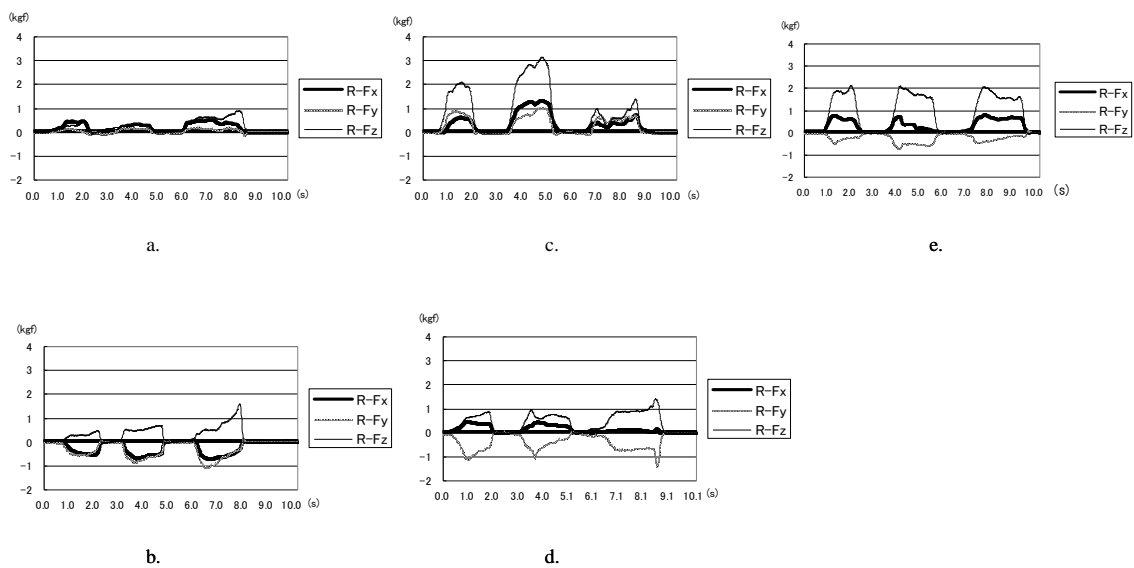


図 2.4 普通努力時の 3 分力時系列データ (1 例)

Fig. 2.4 A time series of three components of force with normal effort.

a. Right, b. Left, c. Anterior, d. Posterior, e. Vertical



次に、被験者ごとの力ベクトルから個人差を確認する。図 2.5 には、右方向最大努力時の 3 分力を、客観座標系で 3 次元ベクトル表現し、7 人の被験者(a~g)の軌跡を示した。同一課題であるにもかかわらず、母指が実際に発揮した力の大きさと方向はさまざまであった。

さらに、XY 平面上の軌跡について述べる。図 2.6 a. b. には代表的な 2 名について、鉛直成分を除いた水平面 (XY 平面) 上のベクトル軌跡を示す。図 2.6 c. d. は各々の方向について最大値の 50% 未満のデータを除いたベクトルの長さや角度の平均値と標準偏差を示している。被験者が意図した方向と実際に発生した力ベクトルの方向は異なっているものの、図 2.6 c. d. をみるとそれぞれおおむね独立したクラスターを形成している様子がみてとれる。従って、適当な変換を定義すれば、意図する方向と発揮した力ベクトルを対応させることが可能と考えられる。

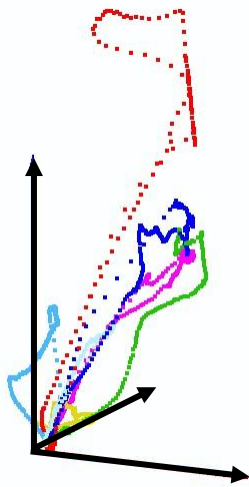


図 2.5 X 右方向へ最大努力時の力出力の個人差 (7 例)

Fig. 2.5 Three dimensional visualization of individual differences among components of force to the right with maximum effort.

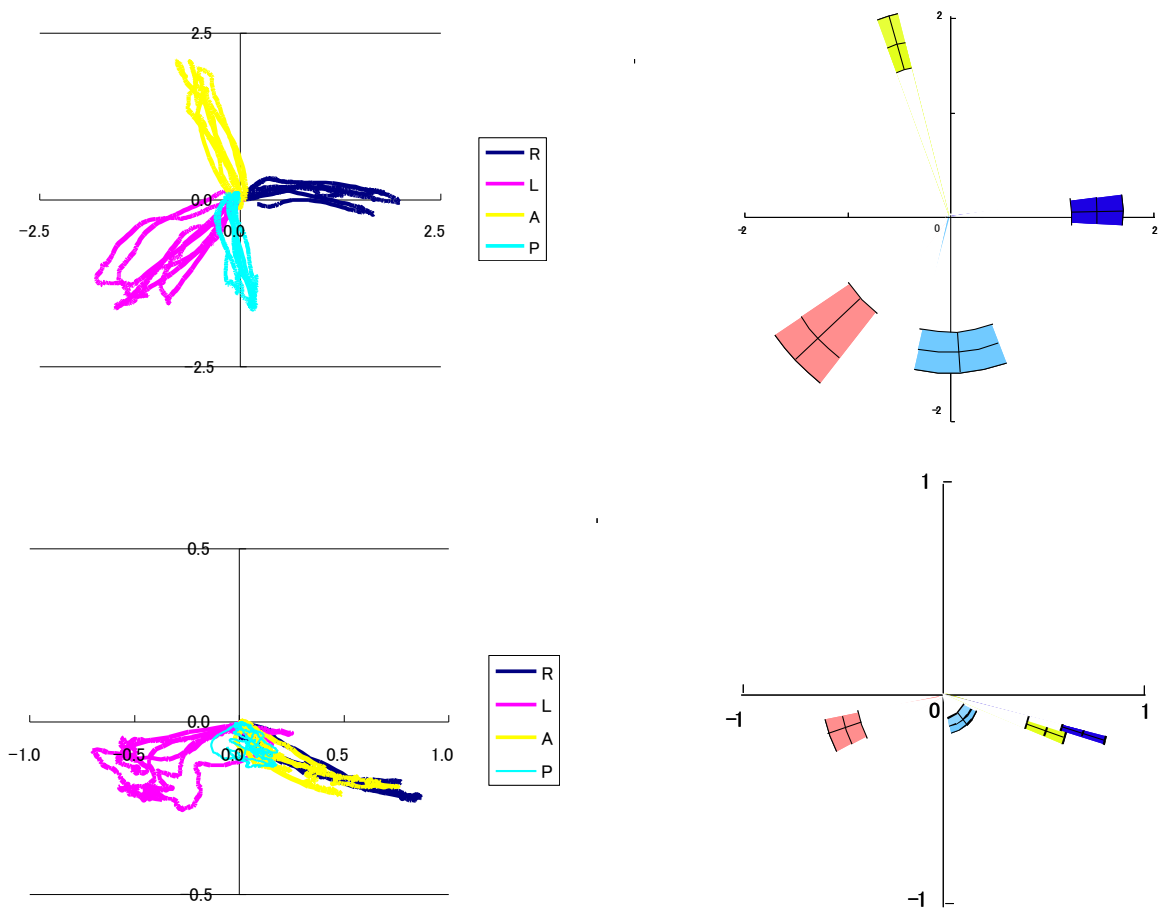


図 2.6 普通努力時の XY 平面座標軌跡と修正データ (2 例)

Fig. 2.6 Trace of X-Y components with normal effort and modified data.

a. Subject a, b. Subject b, c. Subject a (modified), d. Subject b (modified)

### 2.3. 考察

本章で開発した足母指の力ベクトルの計測手法を用いた7名の計測結果より、足母指で前後左右方向へ発揮された力の大きさには個人差があり、被験者が意図した主観的運動方向と実際に母指が発生した客観的な力の方向は異なり、運動方向間にもクロストークがあった。第1章図1.5に荷重による内側縦アーチの低下と母指の外反の荷重連鎖を示したが、外反母指のある者では、提案手法のような座位での母指への荷重においても、立位荷重時と同様に、第1中足骨の回旋と母指外反方向への力が生じる結果、出力された方向が大きく変化していたと考えられた。本研究では対象者の足母指の外反角度データを得ていないため、その詳細は明らかではないが、意図した方向と発揮した力の方向が大きく異なる結果は、外反母指など足部の変形と関連する可能性が推察される。

しかし、得られたデータに変換処理を行えば、おおむね前後左右4方向への独立したクラスタを形成できことが確認できた。これは、足母指の痛みや生活に支障のある徴候のない者を対象とした今回の実験では、意図した方向を区別できる力が発揮されていたことを示す。しかし、さらに重度な変形のある患者では出力値をクラスタ化できない可能性も予想される。臨床評価に応用するには、本章で提案したデータ処理法をさらに検討していく必要があると考えられた。

## 2.4. まとめ

足母指の力ベクトル制御運動特性を測定し、その評価実験を実施した結果、以下のいくつかの知見を得た。

(1) 最大努力時に発生する足母指の力は、前後左右方向では 3.5kgf 程度、鉛直方向には 19.2kgf 程度であった。

(2) 被験者が意図した主観的運動方向と実際に母指が発生した客観的な力の方向は異なっていた。また、運動方向間にもクロストークがあった。

(3) 意図した方向が前後左右であっても、鉛直方向には常に大きな分力が観測された。

(4) 個人差が認められるものの、XY平面上の軌跡ではおおむね前後左右4方向への独立したクラスタを形成できた。

これを応用して足指マウスを開発した。その内容については付録Aに述べる。

### 第3章 周波数特性による足母指の俊敏性評価法の開発

本章では、足母指の俊敏性に関する評価手法とそのための計測システムを開発について論述する。3.1節で、このシステムの開発の経緯を説明し、3.2節にて、母指の俊敏性を定量的に計測する新しい手法について提示する。3.3節では計測手法の再現性の検討、3.4節では俊敏性評価と外反母趾角度の関係について論述する。そして、3.5節で考察を述べ、3.6節に、この章のまとめを示す。

#### 3.1 はじめに

足指の力や関節可動域などの足部の運動機能は、介護予防にむけても注目されており、高齢者の転倒やバランス機能の低下との関連が報告されている<sup>[27-30]</sup>。足指の力計測に関する先行研究には、握力計を改良して計測した足指の把持力に関する報告<sup>[31-33]</sup>や、母指と示指で挟みこむ力の報告<sup>[34]</sup>、歪計を用いて母指を足底方向へ押す力を長座位姿勢で計測した研究<sup>[35]</sup>がある。しかし、これらはいずれも母指や足指の静的な力計測についての報告である。

また、正常歩行の立脚相において、足圧中心は踵接地のあと足底のやや外側を通過して小指球に達しそこから内側にむかい、蹴りだし時には母指球から母指に抜ける軌跡を描き、遊脚相へ移行する<sup>[36]</sup>。このように母指は歩行の立脚相後半の蹴りだし時に重要な役割を果たしている。動的な力計測の一例として歩行時の床反力計測があるが、この結果には身体各部の運動状態が影響しあい、母指の機能だけを取り出して計測することは難しく、母指の瞬間的な力変化については明らかにされていない。

足指の変形でも頻度の高い「外反母指」は、ハイヒールや先の細い靴を履く女性だけではなく、男性にも見受けられる。この変形のある患者は母指を自由に動かすことが難しく、患者の痛みは歩行の蹴りだしなど前足部に荷重がかかった状態で動的な俊敏性の求められる場面で生じやすい。臨床的評価は主として痛みなどの症状や静的な外反母指角度計測によってなされていることが多い。さらに徒手筋力テストも用いられるが、この評価も主観的であり、臨床場面でも母指の能動的な運動機能を定量的に評価する指標はほとんどみあたらない。

そこで、各個人の母指の機能を評価するため、まずは座位における「母指の動的な操作機能」を定量化する新しい計測手法の開発が必要であると考えた。本研究は、母指の能動的な運動の中でも先行研究<sup>[37]</sup>において、ほとんどの被験者が比較的大きな力を示していた「母指の左右方向への力発揮」について着目し、母指の俊敏性を定量化するシステムを開発することを主な目的とする。さらにそのシステムの妥当性を検討するため、母指の機能低下を伴うといわれる外反母指変形と今回提案した手法による評価結果の関係を示した。

### 3.2 足母指の俊敏性を定量的に計測する新しい手法

本章で提案する手法は、足母指の俊敏性を定量化するものである。すなわち、力センサの上に母指をのせて、左右方向に時間的に正弦波状に変化するターゲットをモニタに提示してこのターゲットの動きにあわせて発揮される母指の左右方向への力出力を時系列で計測し、その周波数特性を解析して俊敏性を定量化する。

#### 3.2.1 計測システムの構成

本システムは、足で押さえつけても壊れない頑丈な足台とそこに設置した3軸力センサ(テック技販 USL06-H5) ユニット、この信号の増幅とローパスフィルタ(5Hz)の機能をもったアンプ(DSA-03A)、A/D変換器(NI USB-6009, 14bit)、およびパソコンから構成される。システムの構成図を図3.1に、概観を図3.2示す。

#### 3.2.2 改良型3軸力センサ

本章で使用した3軸力センサは図3.3のような形状で、大きさは20mm×20mm×5mmである。第2章にてもちいた計測システムでは、センサと受圧部のゴムの接着の耐久性に問題を認めため、本章で用いた3軸力センサは前後・左右のせん断力に対する耐久性に改良を加え、定格荷重を大きくしたものである。材質はSCM440Hであり、反力となるベースと起歪部となる4本の柱が一体構造となっている十字ビーム型構造である。センサは作用する力を表面に貼られた歪ゲージの電気抵抗変化として検出する。歪ゲージには、各軸にブリッジ回路が組み込まれ、差動電圧を計測することで作用力を出力している。また、センサ上部には受圧板をネジで固定し、ゴムを受圧板に接着することで、Z軸方向の作用力が上面板内で等分布になるようにしている。3軸力センサの定格荷重は、X、Y軸方向±25.5kgf(250N)、Z軸方向51kgf(500N)である。理論荷重値と干渉補正後の荷重値を比較したセンサ素子の精度を求めた結果では、X、Y軸方向では約2.9%RO(Rated out put)、Z軸方向では約1.2%ROであった。

また、本章の計測にあたっては、この3軸力センサユニットの表面は平坦であるため指がすべることがある。これを最小限に抑えるように厚さ2mmの薄い山型ウレタン樹脂で表面を被覆して用いた。

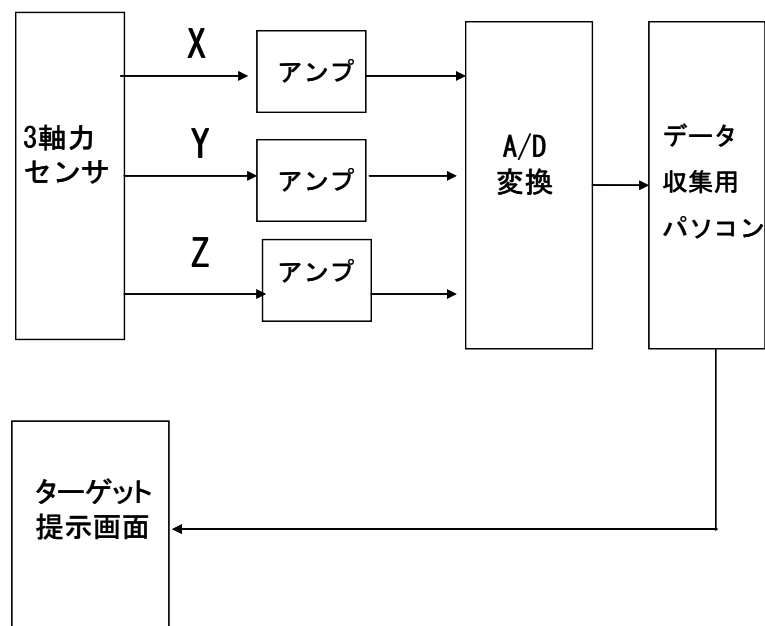


図 3.1 計測システムの構成図

Fig. 3.1 Composition of the measurement system

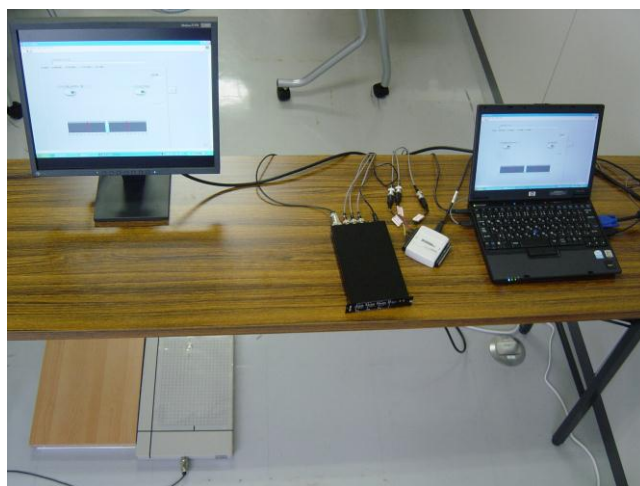


図 3.2 計測システムの概観

Fig. 3.2 Overview of the measurement system

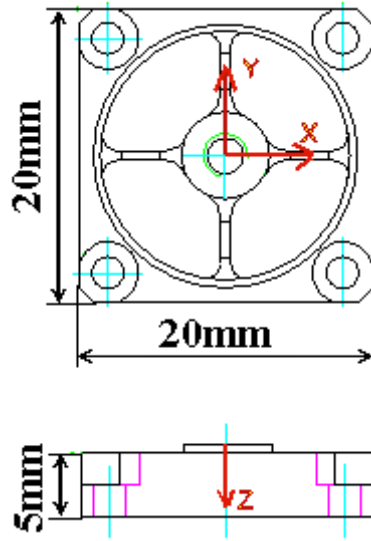


図 3.3 3 軸力センサの形状

Fig.3.3 Structure of triaxial force sensor



### 3.2.3 計測手法のプロトコール

俊敏性評価のための計測プロトコールを述べる。被験者には、左右に往復運動するターゲットをモニタ上に提示し、このターゲットの動きにあわせて、足母指で力センサユニットに左右方向の力を加えるように要求する。具体的には、図 3.4 に示すインターフェース画面を被験者に提示し、中央の太いターゲットを一定周期で左右方向へ移動させる。横軸は加えるべき力に相当し、被験者はターゲットの動きにあわせてセンサに加わる母指の左右方向への力出力を変化させる。このときの被験者自身の発揮した左右方向の力は白い細いバーで表示される。課題運動における被験者の力出力は、力センサに対して力を加えていない状態を 0 とし、右方向へ加えたときの力を正、左方向を負としてインターフェース画面に示され、この力出力をターゲットの動きとともに時系列で保存する。なお、サンプリング周波数は 100Hz とした。ターゲットの動きは振幅 1.02kgf (10N) の正弦波で周波数を 0.2Hz から 3Hz までとし、0.2Hz きざみに 15 種類を用意した。1 回の測定時間は 20 秒間とし、同一周波数について 3 回計測した。周波数の提示順序はランダムとした。

課題実施にあたって、被験者の姿勢は体幹を直立させた椅子座位とし、母指を力センサユニット上にのせ、足位が内外転中間位となるように足を台に接地させる。このとき、股関節・膝関節は 90 度屈曲位、足関節は底背屈 0 度位になるよう設定した (図. 3.5)。なお、被験者への指示は課題遂行時の踵位置を変えず開始姿勢を保持したまま運動するように命じるにとどめ、ベルトによる下肢の固定は行わなかった。

### 3.2.4 解析手法

20 秒間の計測データのうち、開始 5 秒経過後にターゲットの正弦波信号の位相が初めて 90 度となるタイミングから 5 秒間のデータを解析対象とした。このデータに高速フーリエ変換を適用して、提示したターゲットの周波数と同じ周波数成分の振幅と位相を抽出した。そしてこの周波数成分のパワーを算出し、これをターゲット信号のパワーで除してゲインを求めた。

0.2Hz から 3Hz まで合計 15 種類の周波数について各 3 回計測した振幅データから、それぞれのゲインを計算した。この 3 回の平均値をそれぞれの周波数におけるゲインとし、ゲイン周波数特性を求め、同様に位相周波数特性を算出した。このゲイン周波数特性のカットオフ周波数 (-3dB) をその被験者の足母指の俊敏性の指標とした。

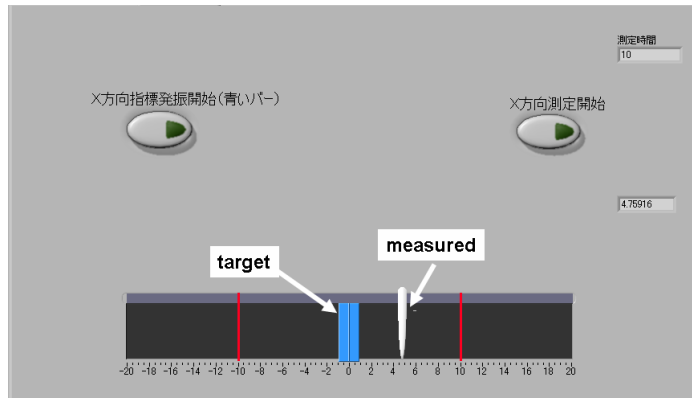


図 3.4 ターゲット提示画面

Fig. 3.4 An interface for the task management



図 3.5 被験者の姿勢

Fig. 3.5 Subjects setting

a. Overview, b. Foot position (front view)

### 3.3. 計測手法の再現性の検討

#### 3.3.1 方法

新しく開発した計測手法の再現性を検討するため、若年男性 5 名（年齢  $21.6 \pm 2.5$  才，身長  $169.4 \pm 3.9$ cm，体重  $65.4 \pm 4.8$ kgf）を対象に，前述のプロトコールに従って，日を変えて 3 日間の計測を行い，それぞれの被験者のカットオフ周波数の平均値と標準偏差を算出した．なお，実験に際しては被験者に対して十分な説明と同意を得たうえで計測を行った．

#### 3.3.2 結果

算出されたカットオフ周波数を表 3.1 に示す．3 日間の計測値のばらつきを変動係数 (coefficient of variation) で表すと 11%から 12%となっていた．

表 3.1 測定の再現性

Table3.1 Fluctuations between measurements

subject	S1	S2	S3	S4	S5
1 <sup>st</sup> day (Hz)	1.6	2.2	2.4	2.2	2.4
2 <sup>nd</sup> day (Hz)	2.0	1.8	2.0	2.8	2.6
3 <sup>rd</sup> day (Hz)	2.0	1.8	2.0	2.6	3.0
Average (Hz)	1.87	1.93	2.13	2.53	2.67
SD	0.23	0.23	0.23	0.31	0.31

### 3.4 俊敏性評価と外反母指角度の関係

#### 3.4.1 方法

若年男性 13 名の被験者（年齢  $22.6 \pm 2.3$  才，身長  $172.0 \pm 5.5$ cm，体重  $66.0 \pm 6.8$ kgf）にて，前述の計測手法に従って俊敏性評価のための実験を行った．同一周波数について 3 回計測した平均値を用いてカットオフ周波数を算出した．

またこれに先立って，被験者の外反母指角度を計測した．外反母指とは，足母指の末端が示指の方向へ外反する（外側に曲がる）変形で，一般にレントゲン撮影上の画像において MP 関節が 15 度以上外反している状態をいう<sup>[38]</sup>．本研究では，体表から外反母指角度（中足指節間関節:MT 関節）を計測した．これは第 1 中足骨長軸と第 1 基節骨長軸のなす MP 関節における外反角度である（図. 3.6）．今回は体表からの計測としたため，5 度刻みに計測する関節可動域測定法<sup>[39]</sup>を応用して用いた．今回の被験者の外反母指角度は軽度 ( $8.5 \pm 3.2$  度) であり，15 度以上という外反母指の診断基準に該当する者は 1 名のみであった．

実験ではあわせて計測時の被験者の足部の運動を，ビデオカメラを用いて記録した．

なお，実験に際してはインフォームドコンセントを行い，被験者の同意を得て計測を行った．

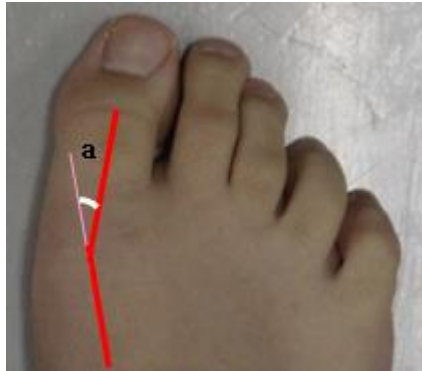


図 3.6 外反母指角度の計測

Fig. 3.6 Hallux valgus angle (MP)

#### 3.4.2 結果

被験者の発揮した左右方向の力の時系列をターゲット信号と重ねて一例として図. 3.7 に示した. 0.4Hz では被験者はターゲットを十分に追従できていることがわかる. しかし周波数が高くなり 1.8Hz をこえるあたりから振幅が小さくなり, 追従が困難になる様子がわかる. 被験者のゲイン周波数特性と位相周波数特性のグラフの典型例を図. 3.8 に示す. この図には各ターゲット周波数でそれぞれ3回計測した平均値と標準偏差を示している.

母指 MP 関節の外反角度とカットオフ周波数との相関関係を Spearman の順位相関係数を用いて検討した. その結果, 母指 MP 関節の外反角度とカットオフ周波数との間には弱い負の相関関係 ( $r=-0.576$ ,  $p<0.05$ ) が認められた (図. 3.9). さらに実験中の撮影画像より, 典型的な例を挙げると, 外反角度が 10 度の被験者 A は, 主として母指の左右運動を用いて力発揮しており, 母指先端を垂直下方に押し込む様子はほとんど見受けられなかった. 一方, 外反角度の大きい被験者 B(15 度)は, 母指を屈曲して, 指先で力センサを押し込むようにしながら左右への力発揮をする傾向が見受けられた (図. 3.10). さらに, ターゲットの周波数が高くなるにつれて足部の内反・外反運動および下腿の内旋・外旋運動なども動員して力発揮していることが観察された.

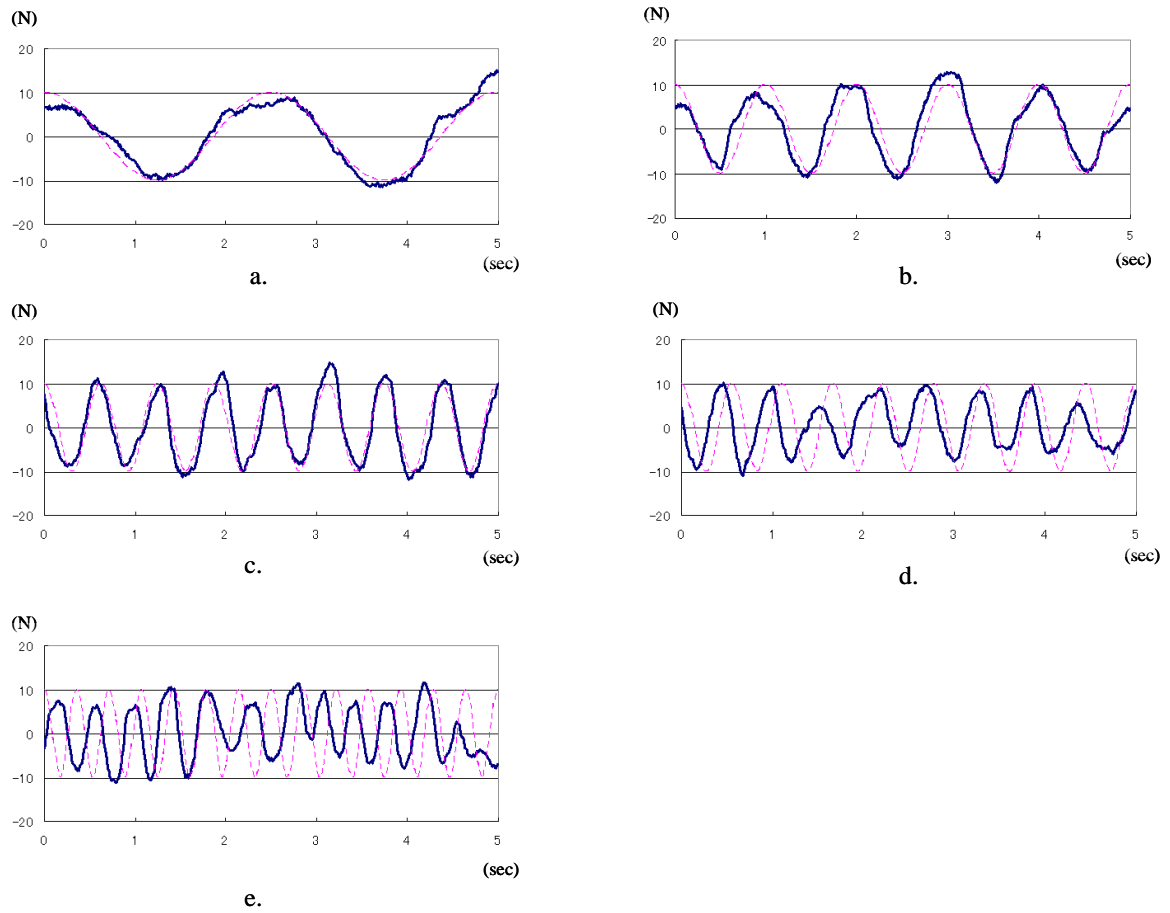
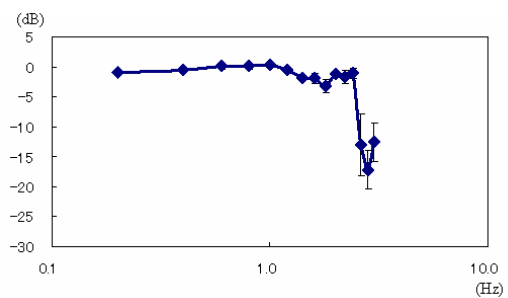


図 3.7 ターゲット信号と被験者の力出力(例)

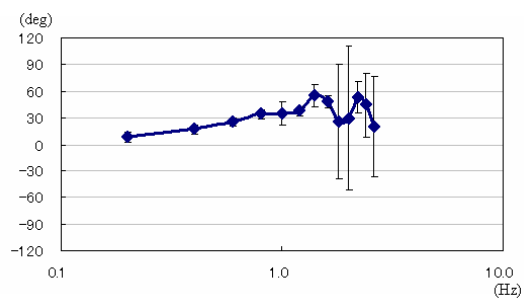
Fig.3.7 Target signal and the measured signal (sample)

a. 0.4Hz, b. 1.0 Hz, c. 1.6 Hz, d. 1.8Hz, e. 2.0Hz

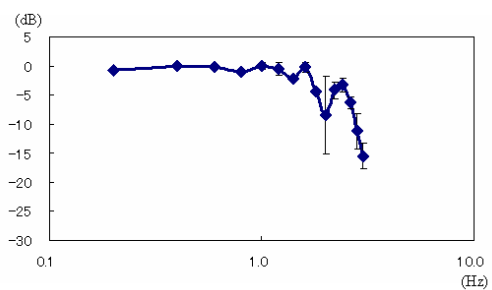
(— measured signal, --- target signal)



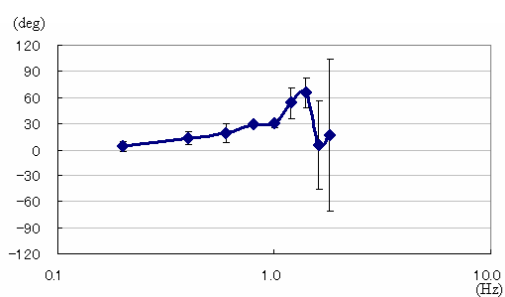
a.



b.



c.



d.

図 3.8 ゲイン周波数特性と位相周波数特性

Fig. 3.8 Gain-frequency and phase-frequency graph

- a. Gain-frequency graph (subject A: hallux valgus angle 10deg),
- b. Phase-frequency graph (subject A),
- c. Gain-frequency graph (subject B: hallux valgus angle 15deg),
- d. Phase-frequency graph (subject B)

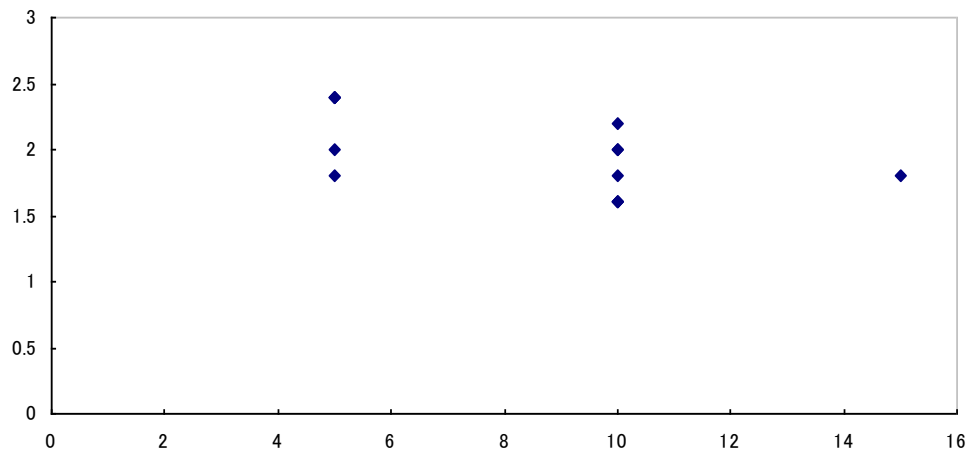


図 3.9 外反母指角度とカットオフ周波数の関係 (n=13)

Fig. 3.9 The relationship hallux valgus angle and cut off frequency (n=13)

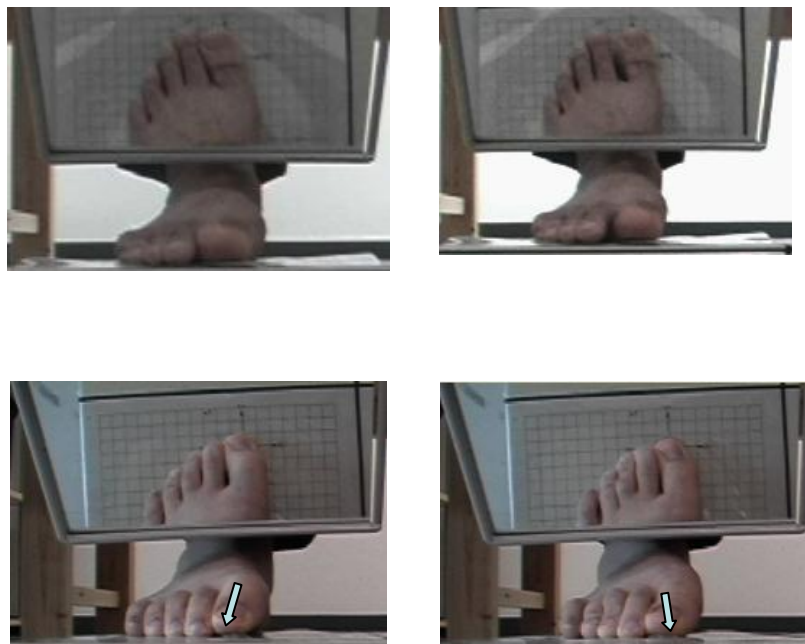


図 3.10 母指内転と外転時の画像 (例)

Fig. 3.10 Pictures of adduction and abduction (sample)

- a. Adduction (subject A), b. Abduction (subject A), c. Adduction (Subject B),  
d. Abduction (Subject B)



### 3.5. 考察

これまで母指の力計測は、主として静的な手法で行われてきたが、歩行の蹴りだしの際には、俊敏で大きな力発揮が必要とされる。本章では、動的な力計測のひとつとして、周波数解析を用いた俊敏性評価手法を提案した。

データ計測の再現性については、前述のように変動係数が12%以下となっていた。さらに、母指MP関節の外反角度とカットオフ周波数との間には弱い負の相関関係が認められた。一般に外反母指角度の大きい者は母指の機能低下を認めると言われていることから、外反母指傾向の者では足母指が動かすにくいという想定のもとに、若年男性13名にて評価実験を行った結果、母指外反角度とカットオフ周波数の間には弱い負の相関関係があることが確認できた。

母指の発揮する力の大きさや方向そのものを比較するためには、下肢を十分に固定して静的な力計測を行う必要があるが、われわれが着目したのは、ターゲットの速い動きにあわせていかに速く動かせるかという点であった。今回、外反角度が大きい者はカットオフ周波数が低いことが確認できたが、ゲイン-周波数特性のグラフにおいても興味ある知見を得た。評価実験時のビデオ画像より、外反角度の大きい被験者では、ターゲットの移動する周波数が高くなると母指を力センサに押しつけて動かそうとする。さらに周波数が高まると、足部の内反・外反運動および下腿の内旋・外旋運動なども動員して力発揮していることが観察された。これは、母指のみを動かす場合は、母指を支点としてそこから運動を起こしている関節までの距離が短い、主な力源となる部位が足部や下腿などより近位になるほど、支点となる母指からの距離が長くなるためにカットオフ周波数が低くなると考えられた。したがって、周波数解析を用いた本研究の提案手法によって、カットオフ周波数とゲイン-周波数特性より、従来は見出せていなかった新しい動的な母指の運動機能の分類が行える可能性が示唆された。

さらに、位相のグラフより、カットオフ周波数に至るまでに位相がすすむ傾向がみてとれる。この理由として、被験者が信号の動きを前もって予測して母指の力出力を調整している可能性が考えられた。この傾向は、画像(図. 3.10)で母指の動きがスムーズであった被験者Aにおいても、垂直下方へ押さえ込んで動かす被験者Bにおいても同様に認められていた。

今後さらに年齢や性別の異なる被験者を増やして本手法の信頼性が確立できれば、この評価法によって、動的な力計測の側面から臨床上の母指機能障害レベルの分類が可能となり、リハビリテーション場面における足指のトレーニング機器としての応用も期待できる。

### 3.6. まとめ

本章では、母指をすばやく動かす機能，すなわち俊敏性の定量的測定を目指して，新しい足母指の俊敏性評価手法とそのため計測システムを開発した．これは，3軸力センサの上に母指をのせて，左右方向に時間的に正弦波状に変化するターゲットをモニタに提示して，このターゲットの動きに追従して発揮される母指の左右方向への力出力を時系列で計測し，その周波数特性を解析して俊敏性を定量化するものである．外反母指傾向の者では足母指が動かすにくいという想定のもとに，若年男性 13 名にて評価実験を行った結果，母指外反角度とカットオフ周波数の間には弱い負の相関関係があることが確認できた．今後異なる年代の被験者数を増やして実証実験をすすめることが必要である．

定量的な母指の動的機能評価手法が確立できれば，臨床での機能障害レベルの分類やリハビリテーション場面におけるトレーニング機器としての応用などが期待できる．

## 第4章 足底荷重分布計測システムの開発

本章では、従来は計測が困難であった前足部の回内・回外の状態を推定するための、前足部の力ベクトルの分布状態を計測するシステムの開発について論述する。4.1節に研究の背景を説明し、4.2節には開発した足底荷重分布計測システムを提示し、4.3節には検証実験方法、4.4節に実験結果を論述し、4.5節に考察、4.6節にまとめを示す。

### 4.1 はじめに

動作解析手法による評価は、バイオメカニクス分野でよく用いられる計測方法である。ヒトの歩行分析は、1682年のBoreliの研究に端を発し、Weber兄弟による医学的研究がなされたが、この時代は、観察と推理による分析の時代、と言われている。装置を用いた客観的な運動学的歩行分析の始まりは、19世紀末に、Eadweard Muybridgeが写真機を用いて歩行の連続写真の撮影をしたこととされている。MarayやBraune-Fisherらによる分析も進められたが、この時代はまだ力学的データと結合されておらず、記録装置開発の時代とされる。その後、生体力学の立場から歩行分析が行われたのは、米国が第二次世界大戦中、傷痍軍人の社会復帰促進を目的に医学者と工学者の義肢装具プロジェクトができ、1968年にH. D. Eberhart, V. T. Inmanらによる研究がなされた。日本では、1938年に渡辺がピエゾ効果を用いた床反力計を開発し、写真技術とあわせて歩行分析ならびに義足と履物改良をおこなっていた<sup>[40]</sup>。その後、さまざまな専門研究機関が発足し、ハイスピードカメラや電気角度計、3次元動作解析装置などの開発・改良によって広くさまざまな計測ができるようになっていく。

足底に作用する力を計測する手法には、重心動揺計による静止立位の計測や、歩行計測として床反力計や圧力センサを用いた足底圧分布計測などがある。重心動揺計を用いると、圧中心点座標情報を時系列で記録ができる。そのデータから動揺幅や動揺面積、軌跡長などが算出可能で、周波数特性の解析も行われる<sup>[41]</sup>。次に、床反力計では、歩行時に足底にかかる力の反力（床反力）を3次元ベクトル（前後成分、左右成分、垂直成分に分解可能）とその作用点（床反力作用点、圧中心）情報を時系列で得られる。3次元動作解析装置と組みあわせて用いれば、関節モーメントや関節間力を推定計算することも可能である<sup>[42-46]</sup>。そして、足圧分布計測装置を用いると、足底の圧分布状況を時系列で記録でき、そのデータをもとに、母指側や足底外側などの領域に圧が大きいのか、歩行時に踵から接地するのか前足部からの接地であるのかといった接地のパターンや荷重時間などがわかる。さらに、足圧中心位置を算出することも可能である。1987年に立位荷重時の足底圧分布を後足部、中足部、前足部、足指など10領域に区分する方法がCavanagh<sup>[47]</sup>によって提案され、その後足圧分布やさまざまな足部機能に関する研究がなされている。圧センサには靴の中に入れるインソールタイプと床に接地するタイプのものがあり、インソールタイプのは計測場所を限定されない利点

がある。しかし、センサによって、急激な変化に時間遅れによる誤差が生じることや、徐々に力を加えたときと徐々に力を減じたときで同じ圧力でも出力に差が生じるヒステリシス特性、時間経過によって実際の値よりも計測値が高くなるクリープ特性、撓みが生じるとその部分の圧力が高く検知される撓み特性などに留意して使用しなければならない<sup>[18]</sup>。

さらに、一般的に用いられている足底圧計測装置では細かい部位ごとの圧分布の計測は可能であるものの、鉛直方向の圧しか計測できない。一方、床反力計は力の計測には有利であり、足部全体にかかる力の3次元ベクトルの記録は可能であるが、足底の細かい部位ごとの力分布の計測は不可能である。

足部をひとつの塊ではなく複数のセグメントに分けて解析する試みは、床反力形を組み合わせ、足部を前後2つに区分したモデルを用いてMP関節モーメントを算出した宮崎らの報告<sup>[48]</sup>がある。最近では多数のセグメントに分けた解析もされている<sup>[49]</sup>。

さらに近年、糖尿病患者の足部潰瘍予防に向けた取り組みとして、足底にかかる力学的負荷をとらえるために、足底圧分布計測に剪断力の計測を追加する様々な試みがなされている。Davis BLらは、1998年に2.5cm×2.5cmのセンサを4×4個配置して、4名の糖尿病患者の歩き始めの前足部のpressureとshearをサンプリング周波数37Hzで2秒間の計測を報告している<sup>[50]</sup>。その後改良をすすめ、2002年～2006年には16個のセンサを用いて、12名の神経障害のある糖尿病患者の歩き始めの際の前足部のpressureとshearの特徴を計測している<sup>[51, 52]</sup>。さらに、2008年には80個のセンサを用いてサンプリング周波数50Hz、2秒の計測を実現し、局所データから前足部の力学的負荷を推定する過去のモデルと比較検討して、実測値計測の重要性を論じている<sup>[53]</sup>。この他4個のセンサを用いたGiacomozzi C<sup>[54]</sup>や、7mの歩行路に、1.9×1.9cmのセンサを1個配置し、歩行中の第2中足骨頭下の力（前後・左右・鉛直の3分力）のピーク値の計測とハイスピードカメラ(100Hz)による足底画像の撮影を実施したChen WC<sup>[5]</sup>らの研究がある。

局所の3分力計測は徐々に技術革新が進んでいるが、前足部における複数の箇所の前後・左右・鉛直方向の3分力を同時に測定し、それを力ベクトルの分布で提示することができれば、前足部における複数のベクトルの大きさと傾きのパターンをとらえやすくなる。これが実現できれば、従来は計測が困難であった荷重時の前足部の回内・回外の状況を推定でき、外反母指などの変形や中足骨頭部の痛みなどの原因となる局所への力学的負荷の状態を解明していく基盤とできると考えられる。

そこで本章では、立位荷重時に足底に働く3分力ベクトルの分布情報を測定・提示できる足底荷重分布計測システムの開発し、若年男性を対象とした評価実験によって、そのベクトル分布から荷重時の前足部の状態の違いを推定することを目的とする。

## 4.2 足底荷重分布計測システム

足底荷重分布計測システムは、3軸力センサを24個配列したセンサ部から構成される計測器と、3軸力センサからの出力を表示・保存するソフトウェアを搭載したパソコンから構成される。

本節では、4.2.1項で試作した足底荷重分布計測システムについて示し、4.2.2項で足底荷重分布計測システムを構成するソフトウェアについて論述する。

### 4.2.1 システムの構成

足底荷重分布計測器の概観図を図4.1に示す。大きさは300mm×560mm×150mmであり、上面には3軸力センサを6×4の24個配置したセンサ部が埋め込まれた構造である。図4.2に足底荷重分布計測器のセンサ部を示す。計測器全体とセンサ素子のX、Y、Z軸方向を一致させるように配列をおこなっている。各センサ素子は左上から右下へ順にNo.1からNo.24まで番号を打つこととする。座標軸に関してはセンサ部の中央を原点とし、図に示すように定める。センサ部は、成人男性がつま先をセンサ部に乗せた時につま先までを十分覆うことのできる大きさである。またセンサ部の前後には荷重計が取り付けられており垂直力を表示することができる。そしてセンサ部上に人が乗ることにより、足底に働く力を3分力の分布情報として計測することが可能となる。足底荷重分布計測器にはアンプボード、A/D変換器が内蔵しており、出力はLANにてパソコンに送る。また、計測器にはファンが取り付けられており熱の影響を防いでいる。計測システムの構成図を図4.3に示す。

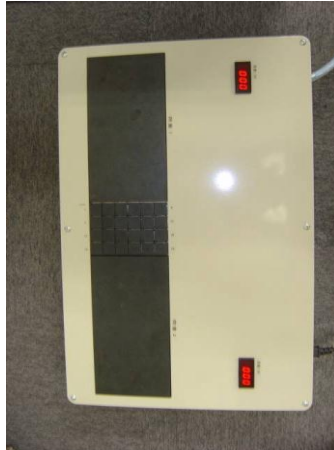


図 4.1 計測器の概観図

Fig. 4.1. measuring instrument

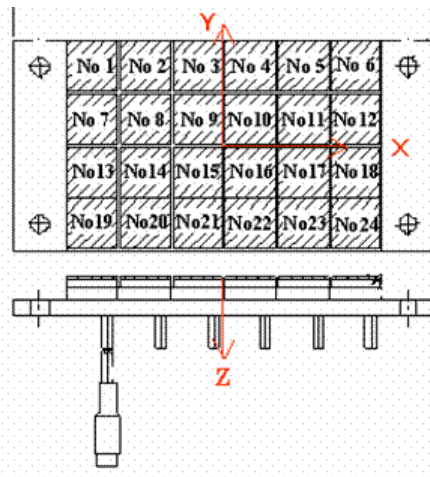


図 4.2 計測器のセンサ部

Fig. 4.2 Array of Sensor Unit

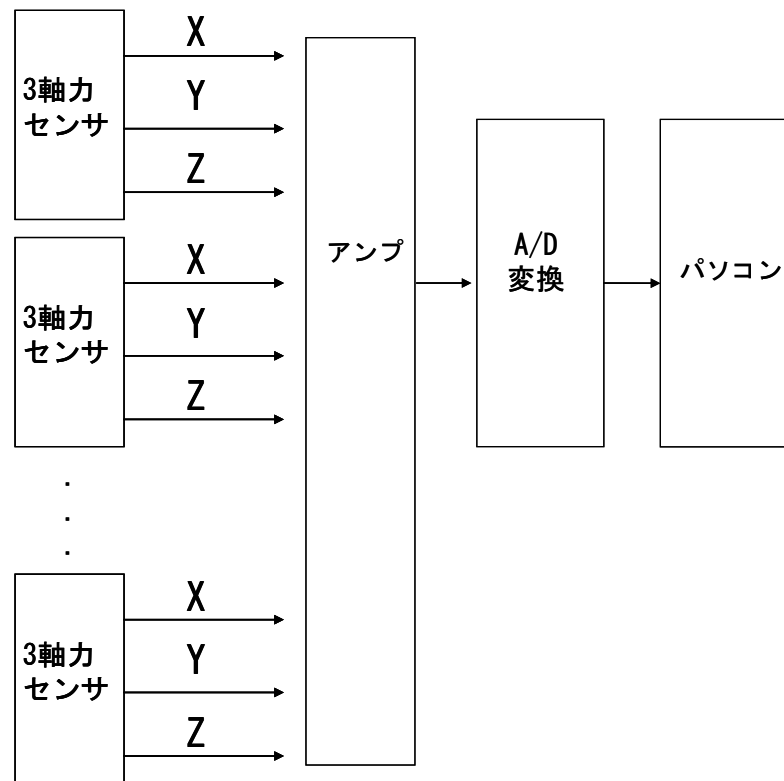


図 4.3 計測システムの構成図  
Fig. 4.3 Composition of Measuring Instrument

#### 4.2.2 ソフトウェアの概要

足底荷重分布計測器からのデータは Microsoft Visual Basic を用い取得し、干渉補正をおこない、12 個のセンサ素子における 3 軸方向の作用力、つまり 72 チャンネル分のデータをサンプリングタイムで更新しながら表示し、時間に対する作用力のグラフと共に表示する。作用力のデータは任意の時間で csv ファイルとして保存することが可能である。また、Microsoft Visual C++ により Open GL を組み込んだ DLL 関数を作成し、Visual Basic 側から呼び出すことにより各センサ素子に働く作用力のベクトルとセンサ部の圧力中心点に働く合力のベクトルを三次元で表示することができる。その一例を図 4.4 に示す。ただし、青色の線が各センサ素子に働く力のベクトル、緑色の線がセンサ部の圧力中心点に働く力のベクトルである。また、ピクチャーボックスの画面はコマンドボタン (Dolly, Tumble, Pan, Zoom, Tilt, Height) を押すことにより、拡大・縮小、左・右移動、上・下移動などをおこない、360 度の視点から作用力のベクトルを見ることを可能としている。コマンドボタンを押した時の画面の例を図 4.5 に、プログラムの流れを図 4.6 のフローチャートにて示す。図 4.5 より、360 度の視点から作用力のベクトルを提示できることを示す。また、本研究にて開発したプログラムに使用したツールは Visual Studio 6.0, OS は Windows 2000 である。



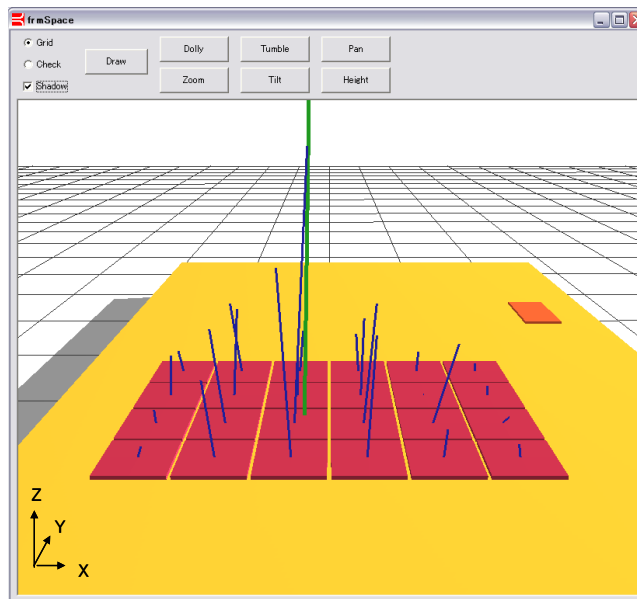


図 4.4 3次元ベクトル  
Fig. 4.4 3D Screen of Vector

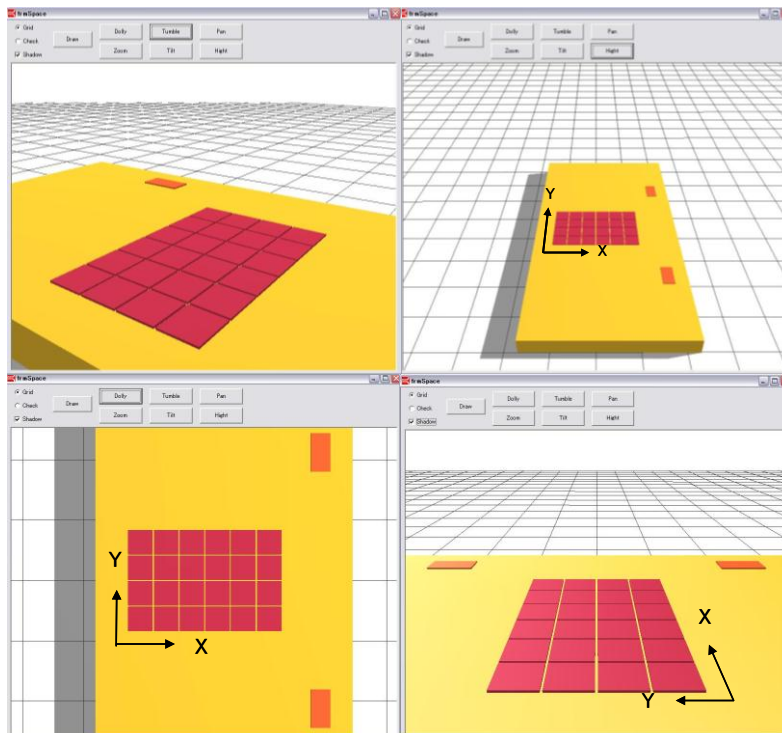


図 4.5 3次元画像  
Fig. 4.5 3D Screen (Dolly, Tumble, etc.)

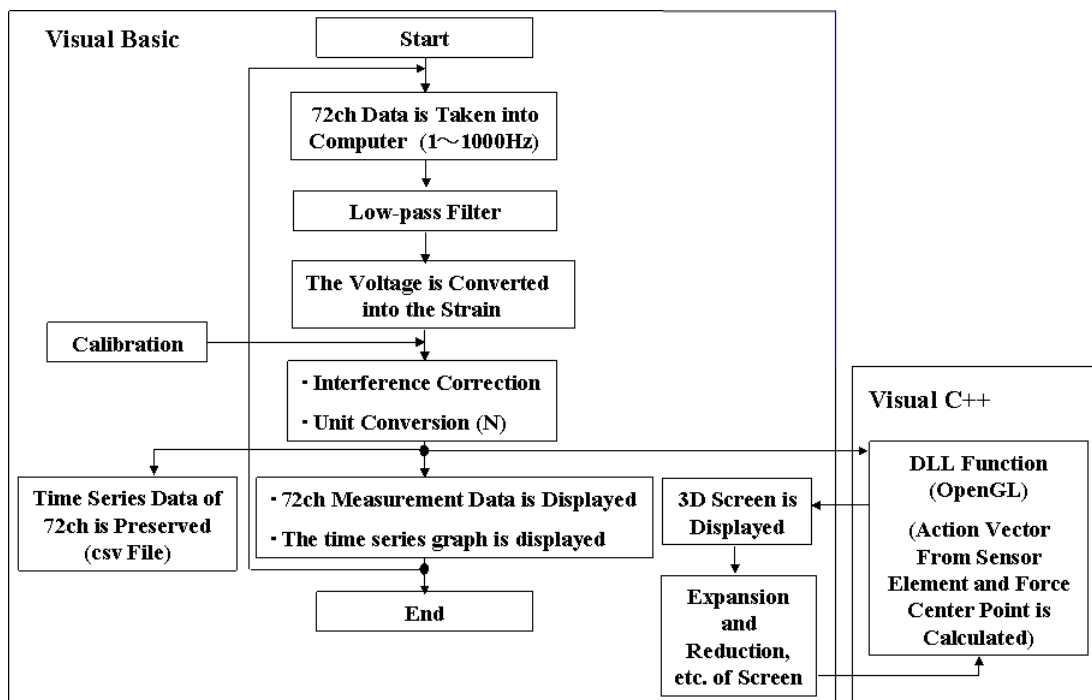


図 4.6 プログラムの流れ

Fig. 4.13 Outline of Software

### 4.3 実験方法

試作したシステムが、足底に働く作用力を 3 分力の分布情報として計測できることを実験によって示す。本節では、実験方法について論述する。

被験者 12 名 (20 代男性 標準体型) を対象に、足底荷重分布計測システムを用い、以下の実験条件で、次に示す各 4 姿勢におけるデータを取得する実験をおこなった。このときサンプリング周波数は 50Hz、ローパスフィルタは 5Hz とした。右足は、母指と示指間の基部が No. 8, No. 9, No. 14, No. 15 のセンサ素子のクロスする位置にくるように接地する。その位置を図 4. 7 に示す。ただし、足幅がセンサ部の外に出る被験者はいなかった。左足は足幅が 15cm になるように右足と平行に台の上に乗せ、前方をみる。両手はバランスを保つためにそれぞれ左右の取っ手に力を入れず触れる程度につかまる。実験の様子を図 4. 8 に示す。

姿勢 1 は、自然な姿勢で両脚立位とした。姿勢 2 は、姿勢 1 の状態からかかととは浮かさずに、かつ腰部を屈曲させず体幹を前方に最大に傾けた前傾立位とする。姿勢 3 は、姿勢 1 の状態から右足に体重を移動させほぼ全体重を右足にのせた立位とする。左足はバランスを保つために台に触れる程度である。姿勢 4 は、姿勢 3 の状態から右足のみでのつま先立ちとする。姿勢 3 と同様に左足は台に触れる程度とする。

姿勢 1, 姿勢 2, 姿勢 1, 姿勢 3, 姿勢 4 という順で姿勢移動をおこない、各姿勢においてそれぞれ 5 秒間計測をおこなう。その時の各センサ素子のデータを csv ファイルにて保存する。各姿勢における様子を図 4. 9 に示す。

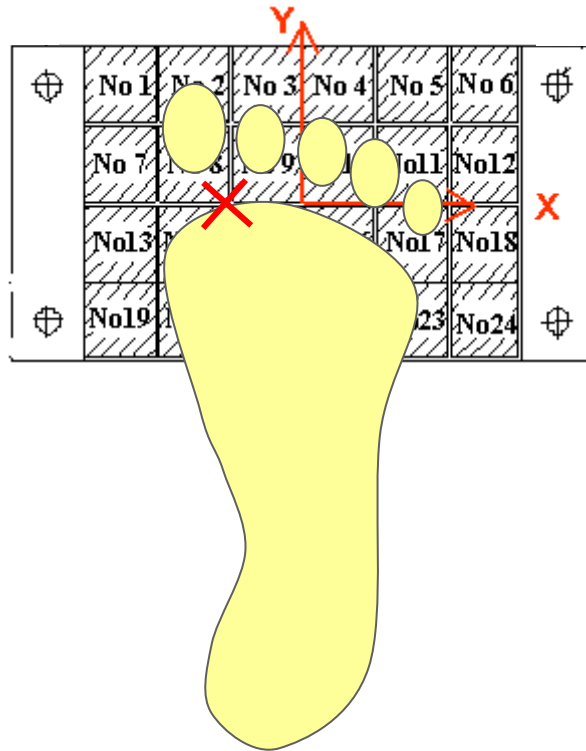


図 4.7 足部の位置

Fig. 4.7 Position of Foot



図 4.8 実験風景

Fig. 4.8 Experiment Scenery

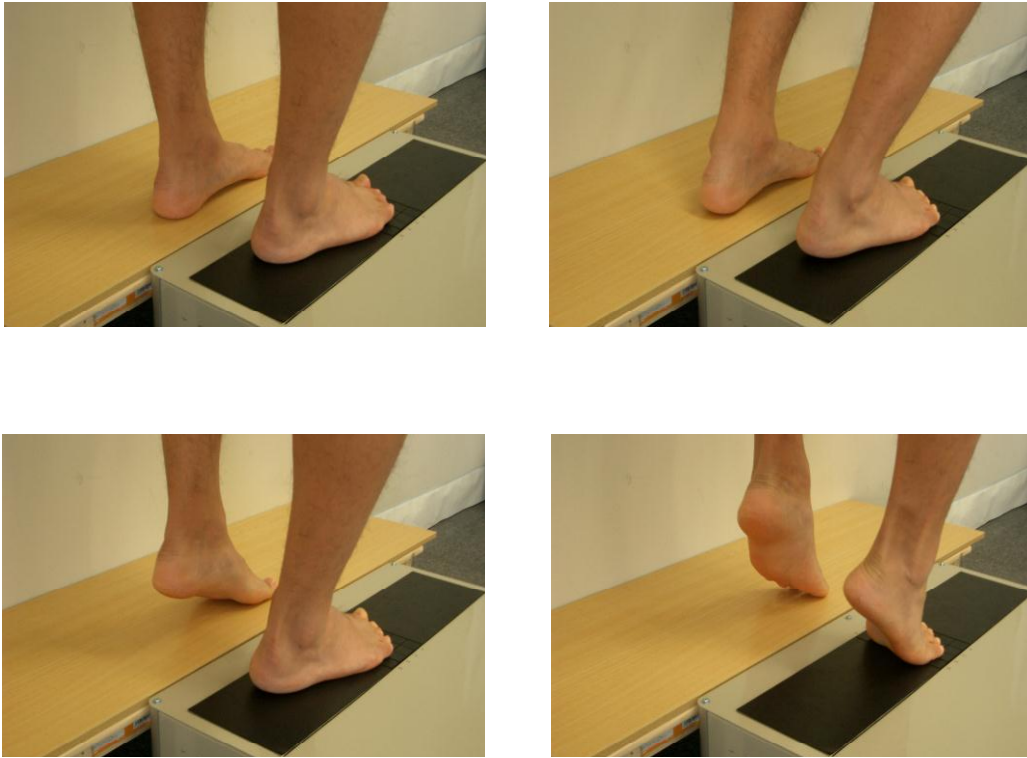


図 4.9 実験条件

Fig. 4.9 Experimental condition

a. Posture 1, b. Posture 2, c. Posture 3, d. Posture 4

#### 4.4 実験結果

ある被験者における No. 2 のセンサ素子の時系列波形を図. 4. 10 に示す. 姿勢 1 から姿勢 2, 姿勢 3 から姿勢 4 に移動する際, 出力には過渡応答が見られ定常状態に移動していることが読み取れる. これは姿勢を維持しにくい不安定な姿勢に移動する時であり, せん断方向の出力も大きくなっていることから足を踏ん張り姿勢を保っているということが分かる.

次に, 姿勢 1, 姿勢 2, 姿勢 3, 姿勢 4 それぞれの 3D 画面を図 4. 11 に示す. 赤色の線が各センサ素子に働く力ベクトル, 緑色の線が圧力中心点に働く合成のベクトルを示している. ただし, センサ素子やベクトルの色, 合成ベクトルの倍率等は見やすいように任意に定めている. 全被験者に対し, 姿勢 1 に比べて姿勢 2, 3, 4 は明らかにベクトルの長さが伸びているとともに, 姿勢 4 では後半のセンサの部分に大きく力が働いていることが読み取れる. また, 各姿勢においてベクトルが傾いていることが分かるので, 下方向の力だけでなくせん断方向の力も表されていることが分かる. さらに, 圧力中心点の位置も各姿勢間で変化している. 図よりこれらのベクトルは被験者ごとに異なり特徴的な傾向がみられた. また, つま先立ち (姿勢 4) の 3 次元ベクトル分布を見ると, 図 4. 12 に示すように, 被験者 5 では第 2 ~ 3 中足骨頭部エリアのベクトルの傾斜は比較的小さいが, 被験者 1 では第 1 ~ 2 中足骨頭部荷重エリアのベクトルが大きく左へ傾斜している様子が見てとれる.

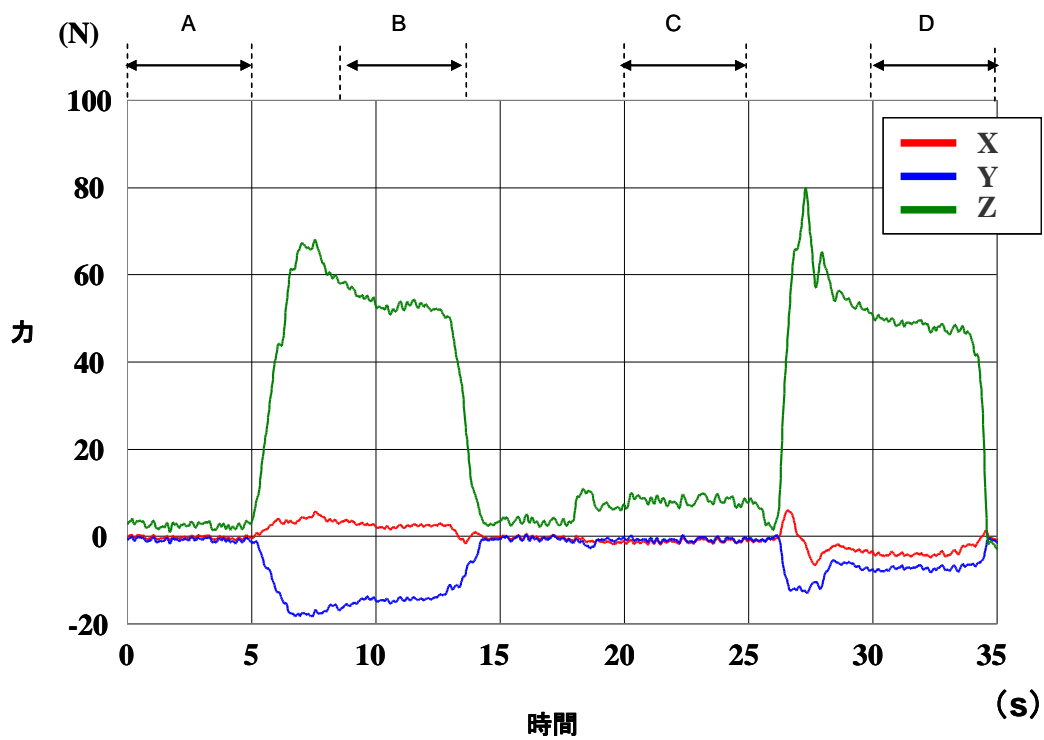


図 4.10 時系列波形 (No2)

Fig. 4.10 Action Force (No2)

A: Posture1, B: Posture2, C: Posture3, D: Posture4

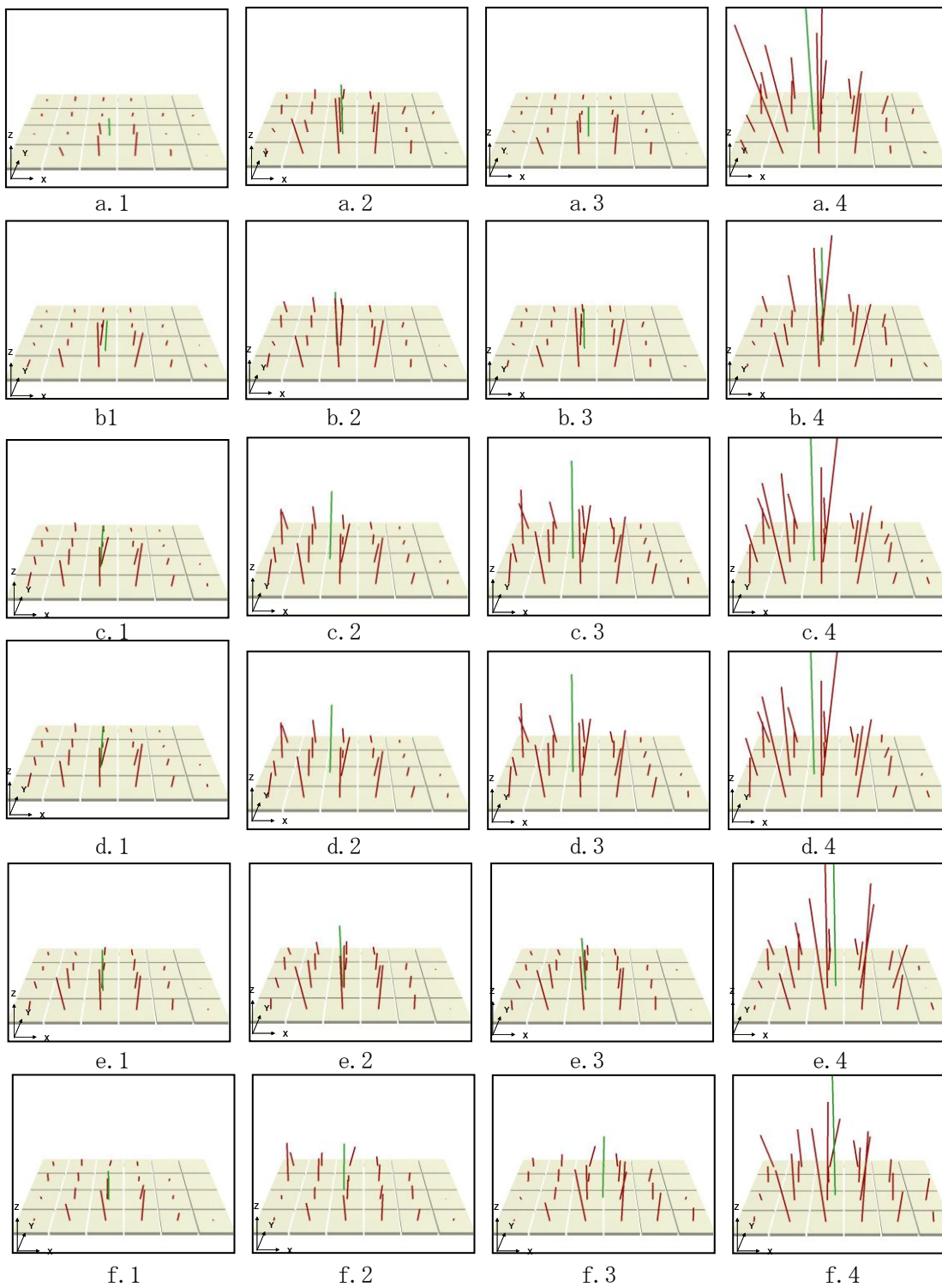


図 4.11 a 各被験者の 3次元画像 (例)

a. 1: 被験者 1(姿勢 1), a. 2 被験者 1(姿勢 2), a. 3 被験者 1(姿勢 3), a. 4 被験者 1(姿勢 4),  
 b: 被験者 2, c: 被験者 3, d: 被験者 4, e: 被験者 5, f: 被験者 6

Fig.4.11 3D Image of each subject (sample)

a. 1: subject1(posture1), a. 2 subject1(posture2), a. 3 subject1(posture3), a. 4 subject 1(posture 4),  
 b: subject 2, c: subject 3, d: subject 4, e: subject 5, f: subject 6



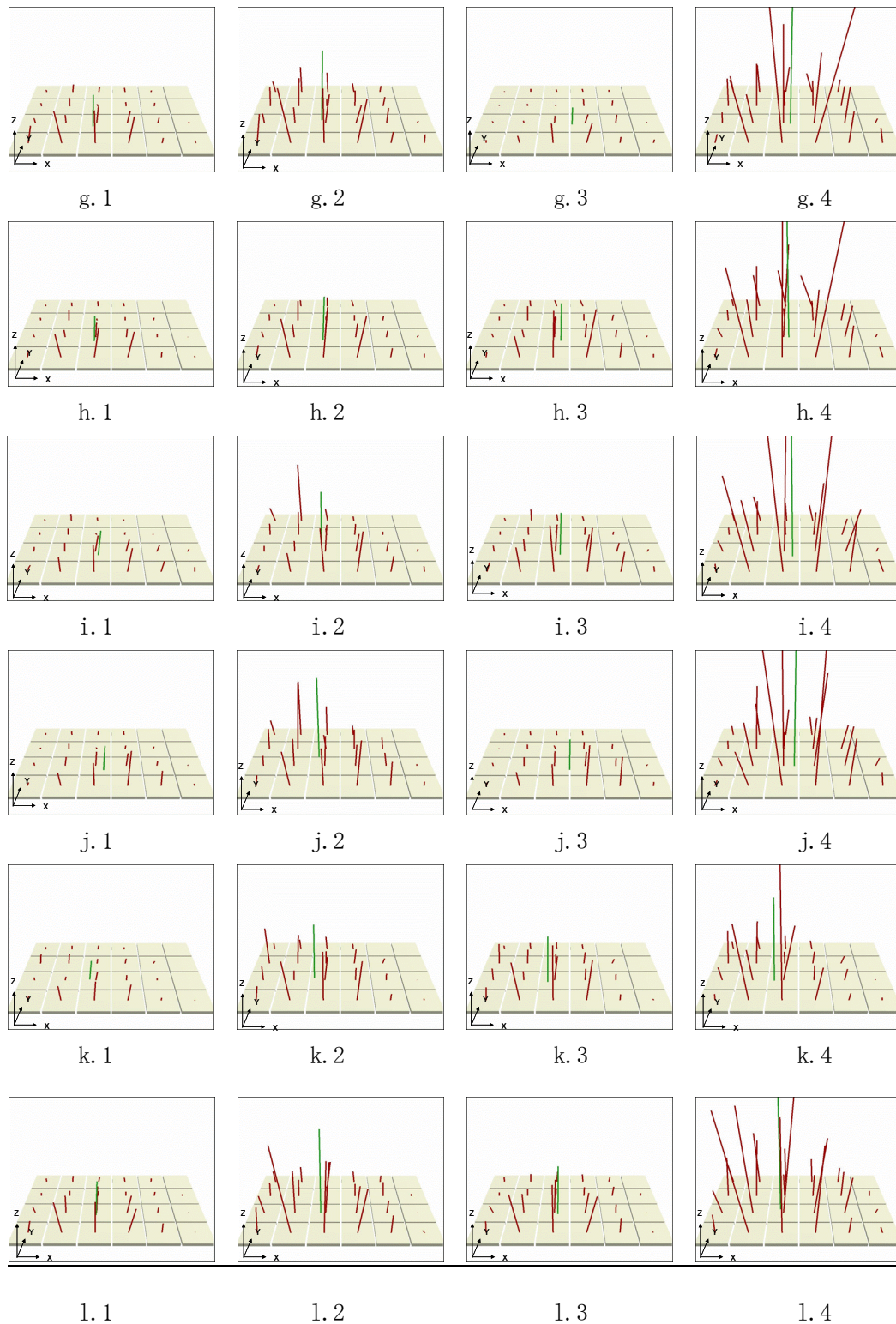


図 4.11 b 各被験者の 3次元画像 (例)

g.1: 被験者7(姿勢1), g.2 被験者7(姿勢2), g.3 被験者7(姿勢3), g.4 被験者7(姿勢4),

h: 被験者8, i: 被験者9, j: 被験者10, k: 被験者11, l: 被験者12

Fig.4.11 3D Image of each subject (sample)

g.1: subject7(posture1), g.2 subject7(posture2), g.3 subject7(posture3), g.4 subject 7 (posture 4),

h: subject 8, i: subject 9, j: subject10, k: subject11, l: subject12

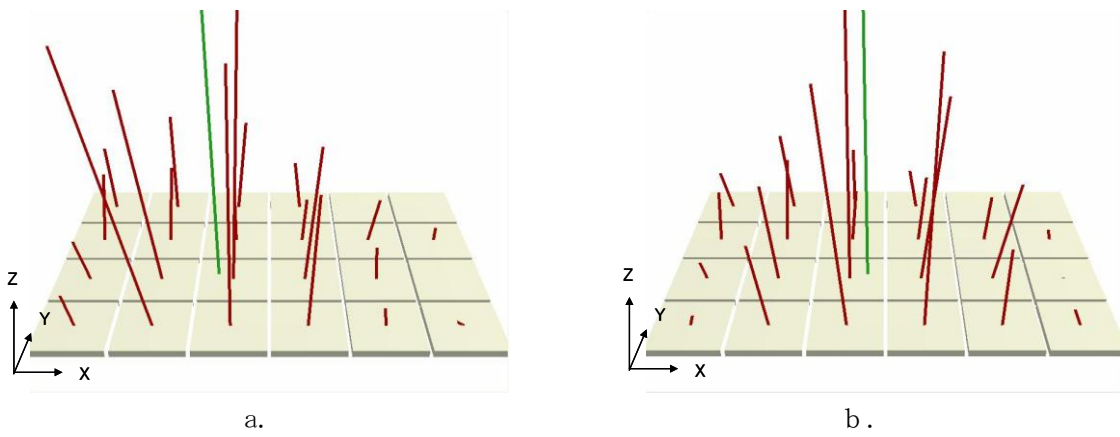


図 4.12 3次元ベクトル (姿勢4, 典型例)

a: 被験者 1, b: 被験者 5

Fig. 4.12 3D Image (Posture4, sample)

a: subject 1, b: subject 5

#### 4.5 考察

本章で開発した足底荷重分布計測システムを用いた評価実験結果より、つま先立ち（姿勢4）の3次元ベクトル分布は被験者によって異なっていた。被験者5は第2～3中足骨頭部エリアのベクトルの傾斜は比較的小さいが、被験者1では第1～2中足骨頭部荷重エリアのベクトルが大きく左へ傾斜していた（図4.12）。本研究では安静時ならびに立位時の足指のアライメントを得ていないため実証できないのであるが、今回の結果は、被験者1では被験者5に比して、荷重時に第1中足骨頭部に回旋（回内）を生じていたためと推察された。同様に、図4.11の各被験者の力ベクトル分布をみると、姿勢1（両脚立位）に比して姿勢2（前傾立位）、さらに姿勢4（つま先立ち）で前足部内側のベクトル傾斜が増加する者が多くみられた。両脚立位に比して前傾立位やつま先立ちでは、前足部への荷重がさらに増え、第1章図1.5で示した内側縦アーチの低下から前足部回内、母指外反の連鎖のほか、前足部横アーチの低下と前足部回内、母指外反の連鎖も生じたと考えられた。

以上より、足底荷重分布計測システムは足底に働く作用力を3次元ベクトルの分布情報として計測することができることを示した。さらに、つま先立ち姿勢での典型例より、従来は計測が困難であった前足部の回内・回外の状態の違いを推定できるベクトル分布のパターンの違いが確認できた。

#### 4.6 まとめ

本章では、3軸力センサを平面上に6×4個（計24個）配列した、足底荷重分布計測システムを開発した。このシステムによれば、足底各部の垂直力、せん断力を計測することができる。さらに、その結果を足底に働く力をベクトルとして視覚的に理解し易い三次元グラフで表示することができる。若年男性12名を対象とした評価実験の結果、足底荷重分布計測システムは、現在までに計測することが出来なかった足底に働く作用力を3次元ベクトルの分布情報として計測することができることを示した。さらに、つま先立ち姿勢での典型例より、従来は計測が困難であった前足部の回内・回外の状態の違いを推定できるベクトル分布パターンの違いが確認できた。

## 第5章 横アーチに着目した前足部機能評価手法の開発

本章では、前足部の中でも愁訴の多い横アーチの外部加重に対する変形に着目して、DTMA (Index of Distal Transverse Metatarsal Arch) と名付けた前足部横アーチの定量的評価手法の開発について論述する。5.1節に開発に至る経緯を説明し、5.2節にて開発した提案手法を提示した。5.3節は評価実験、5.4節には考察について述べ、5.5節にまとめを示した。

### 5.1 はじめに

扁平足や開張足などの足部の変形は、衝撃吸収機能の低下と関連して、立位や歩行時の姿勢や動作に影響し、胼胝（タコ）の形成や足部の痛みを生じさせる原因となることが知られている<sup>[12,56]</sup>。前足部は、足部の中では最も可動性があり、胼胝の形成や痛みが頻発しやすい部位である。この治療や予防には、足部形態と機能の関係を明らかにする必要がある、そのために臨床的で簡便に計測できる前足部の機能評価手法を開発することが重要である。

足部は、解剖学的に後足部、中足部、前足部の3つに区分され<sup>[11]</sup>、後足部は踵骨と距骨を指し、中足部は内側楔状骨、中間楔状骨、外側楔状骨、舟状骨、立方骨から成り、前足部は中足骨、基節骨、中節骨、末節骨から構成される。足部骨格は上方に隆起した軽い彎曲を示し、これを足のアーチと呼ぶ<sup>[5]</sup>。アーチは、力学的に合理的な荷重支持に役立っており、骨、関節、靭帯および筋の要素が組み合わさって構成されている。足のアーチは、図5.1の模式図に示すように、縦アーチと横アーチに大別される。縦アーチは土踏まずを形成し、踵骨・距骨・舟状骨・内側楔状骨・第1中足骨より構成され、後方の踵骨隆起底側部と前方の第1中足骨種子骨で皮膚を通して床と接地している。一般的に、扁平足はこの縦アーチの低下を示すものである<sup>[7]</sup>。

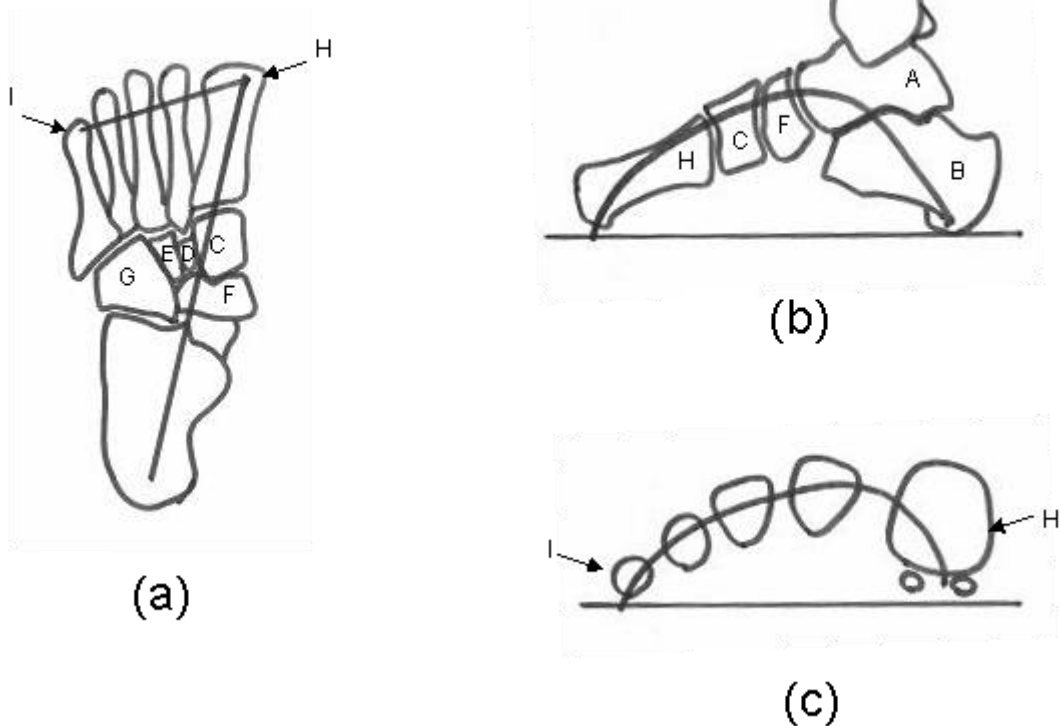


図 5.1 足部アーチの模式図

a. 足部アーチ（足底面）， b. 内側縦アーチ， c. 前足部横アーチ（前額面）

A: 距骨, B: 踵骨, C:内側楔状骨, D:中間楔状骨, E:外側楔状骨,

F: 舟状骨, G:立方骨, H: 第1中足骨, I: 第5中足骨

Fig. 5.1 Arch of the foot

a. arch of the foot (plantar view) , b. medial longitudinal arch, c. transverse arch (anterior view)

A: Talus, B: Calcaneus, C:Medial cuneiform, D: Intermediate cuneiform, E: Lateral cuneiform,

F: Naviular, G: Cuboid, H: First metatarsal, I:Fifth metatarsal

縦アーチの簡便な計測手法として、アーチ高(arch height)、あるいは、舟状骨沈降度 (navicular drop) などの形態指標があり<sup>[17]</sup>、中足部の臨床評価でよく用いられる。前者は縦アーチのかなめである舟状骨の床からの高さを座位あるいは立位で計測するもので、後者は座位と立位におけるこの差を示したものである。後足部についても、立位で下腿や床に対する踵骨の傾斜角(rear foot angle)を計測する手法が確立しており、臨床的な形態評価によく用いられている。

一方、前足部にある横アーチは、第1中足骨頭(種子骨)、第2~5中足骨頭からなり、第2中足骨頭を頂点とする。この部分は足指の配列を整え、中足骨頭部での荷重に深く関わりをもつ。歩行の立脚後期には主として前足部での体重支持と蹴りだしが要求されるので、前足部横アーチが崩れやすいと中足骨頭部での荷重が大きくなり、胼胝形成や痛みなどが生じやすい。したがって、前足部の「アーチの崩れやすさ」を定量化することが臨床的に必要とされている。しかし、前足部の横アーチ評価手法には、縦アーチのような統制された標準的手法がなく、現状では前足部第1列の徒手的な評価方法があるのみである<sup>[12, 57]</sup>。

本研究の目的は、従来適当な評価計測指標のない前足部横アーチに対して、安定した座位姿勢でその形態を定量的に評価できる新しい前足部機能評価手法を開発することである。

## 5.2 提案手法

前足部の機能評価に際して、従来の縦アーチ高の計測手法をそのまま適用することは難しい。その理由は、第一に、ランドマークの選定が困難なことがあげられる。縦アーチ高計測時のランドマーク指標として用いられる舟状骨は中足部内側より触診して定規での計測が可能であるが、前足部横アーチの頂点は足底接地した状態では体表から観察することができない。また、単純X線像やCT画像所見を用いる評価方法は確実ではあるが、通常の臨床的環境では簡便に実施できない。第二に、舟状骨沈降度に対応する指標を得るためには、座位と立位の差を計測する必要があるが、従来の縦アーチ高計測に用いる静止立位姿勢では、前足部への荷重比率が低く横アーチには使えない。また、横アーチ評価のために意識して前足部で荷重する姿勢をとらせると、不安定で再現性を得にくい問題がある。

そこで本研究では、統制された外部加重に対する横アーチの変形に着目した前足部横アーチの定量的評価手法を提案する。具体的な実現方法としては、透明アクリル板上で前足部第2中足骨頭部に上方から既知(具体的には0~12kgf)の加重負荷を順次加え、これらの加重に対する横アーチの形態変化を、足底の密着度合いからとらえて「アーチの崩れやすさ」の定量化を試みる。

提案する評価手法の装置の構成と計測の手順、および、評価原理は以下のとおりである。

### 5.2.1 装置の構成

評価装置は、椅子と足底画像撮影装置、および、加重用のデジタルフォースゲージから構成されている。被験者には座位姿勢をとらせ、体幹直立位、股関節・膝関節・足関節はそれぞれ90度とし、足部を内外転中間位、足隔を両大転子間距離の65%として透明アクリル板の上に置いて計測した。なお、足隔の設定は、予備実験にて3名の自然立位を計測したところ、3名の足隔はおおむね両大転子間距離の65%であったためこの設定とした。図5.2に装置の構成と計測姿勢を示す。

市販の反射型スキャナ(EPSON GTS-620)直上に、被験者の体重荷重に耐えられる透明アクリル板を設置

した。アクリル板の周囲には照明用のLEDアレーを取り付けてある。そして、被験者の足部を足底から撮影した画像をパーソナルコンピュータに取り込んで計測する装置を作成した。図3に足底画像の一例を示す。ここに、第1中足骨頭と第5中足骨頭を同定するために、被験者足部の対応箇所に反射マーカを貼付し、また、スキャナの濃度値を正規化するためにアクリル板の隅に白紙を貼り付けている。さらに、外光を遮蔽するために計測時には黒い布で全体を覆って撮影した。

デジタルフォースゲージ（日本電産シンボ株式会社製）にて加重量を確認しながら、前足部に負荷を加える。なお、計測アダプター部には、プラスチック片（18mm×44mm×18mm）を取り付け、身体に接触する部分にはソルボシート（三進興産株式会社製）を貼付して加重時の違和感の軽減に努めた。

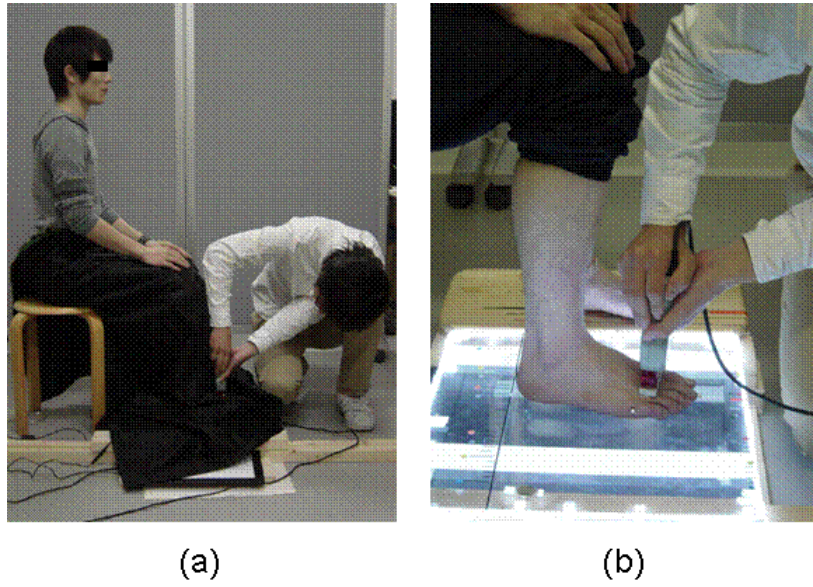


図 5.2 装置構成と計測姿勢

a. 計測風景, b. 足底画像撮影装置と荷重方法

Fig. 5.2 Measurement system and setting

a. A measuring scene, b. Measurement system



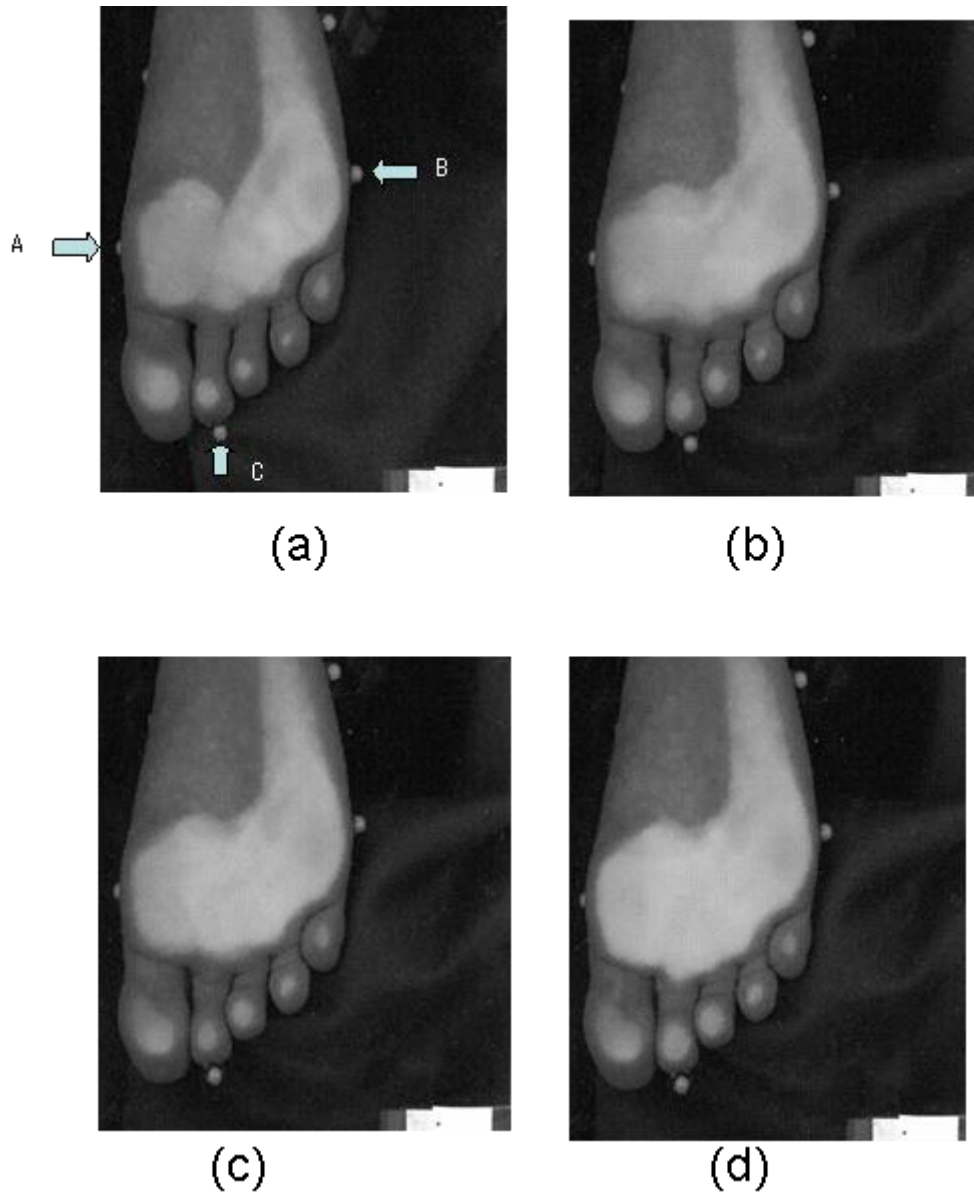


図 5.3 足底画像の一例

a. 0kgf 荷重時 , b. 2kgf 荷重時, c. 4kgf 荷重時, d. 8kgf 荷重時

Fig. 5.3 An example of sole images

a. load:0kgf , b. load:2kgf, c. load:4kgf, d. load:8kgf

A: first metatarsal head, B: fifth metatarsal head ,C: second toe

### 5.2.2 計測プロトコール

前足部への加重は、第2中足骨頭部への加重負荷とし、加重量は0kgfから12kgfまで2kgf毎に7種類とした。前足部横アーチの崩れやすさは、各加重時の足底画像の変化を用いて評価する。すなわち、第1中足骨頭と第5中足骨頭部に貼付した反射マーカを身体指標として、足底画像から第1中足骨頭-第5中足骨頭間を結ぶラインを抽出し、このライン上の濃度値プロファイルを計測する。被験者ごとにそれぞれのプロファイルの積分値から0kgf加重時の積分値との差分を算出し、横軸に加重、縦軸に最大値を1とした正規化積分値をとったグラフにプロットする。濃度値プロファイルの一例を図5.4に、正規化積分値のグラフを図5.5に示す。なお、加重量の範囲と種類は、いずれも予備実験にて確認して用いた。上限を12kgfとしたのは、これ以上の加重では第2中足骨頭部の痛みを生じる被験者がいたためである。また、ある被験者計測時の加重量のバラツキを確認したところ、9秒間保持した加重量をみると、2kgfで $2.06 \pm 0.05$ kgf、4kgfで $4.02 \pm 0.04$ kgf、6kgfで $6.03 \pm 0.08$ kgf、8kgfで $8.00 \pm 0.09$ kgf、10kgfで $10.07 \pm 0.16$ kgf、12kgfで $12.04 \pm 0.16$ kgfとなっており、変動係数は1.1~2.5%と非常に小さい値であった。

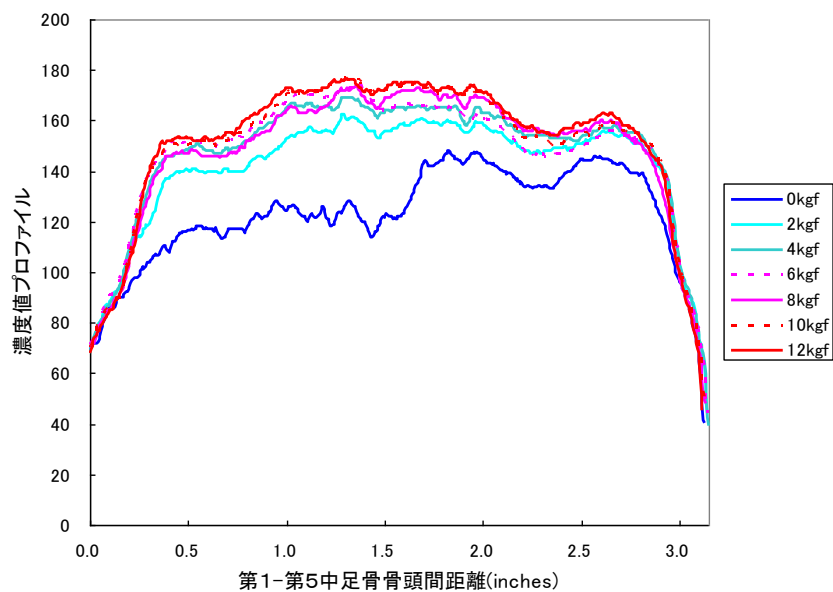


図 5.4 濃度値プロファイルの一例

Fig. 5.4 An example of concentration profiles

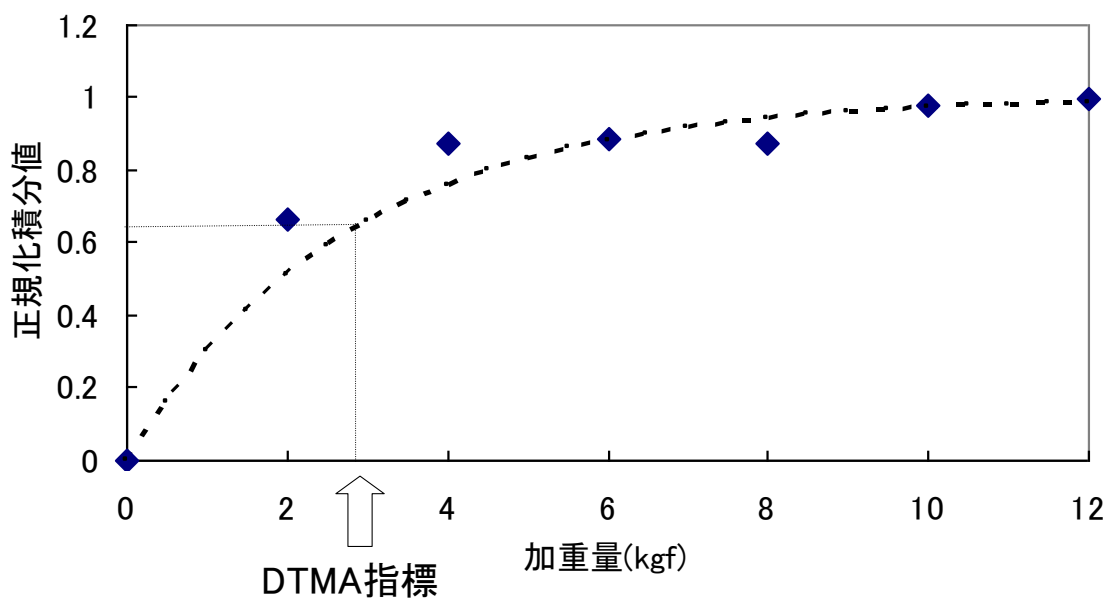


図 5.5 正規化積分値グラフの一例と DTMA 指標

Fig. 5.5 An example of a normalized curve of integral profiles and the DTMA index

### 5.2.3 機能評価の原理と解析法

一般に足底画像は、足の皮膚とアクリル板の密着度が増すほど反射率が上がり明るく（濃度値が大きく）なる。軽加重時の横アーチでは、第1中足骨頭-第5中足骨頭間を結ぶラインの中央部は密着度が低く暗いが、負荷を加えるにしたがってアーチが崩れて密着度が高まり明るい画像になる。すなわち、この濃度値の変化を指標にしてアーチの形態変化を評価することができる。ただ、発汗が顕著な場合、光の反射状態の変化や指基部や指間の曇りが生じるため、被験者には、裸足で足裏を床につけないようにして（踵で接地して風にあたるように）待機させ、計測前および試行間にはこまめに足裏を拭いてなるべく乾燥させるようにした。

正規化積分値のグラフでは、加重を増すほど積分値も大きくなるが、アーチが崩れやすい場合には、加重の小さい段階で足底全体が密着して積分値は急速に1に近づく。一方、アーチが崩れにくい被験者の場合は、加重が大きくなるまでアーチ構造が持ちこたえ、積分値は緩やかに上昇する。

提案手法では、最大値の63%に相当する加重値を、その被験者の「横アーチの崩れやすさ」の指標として定義する。この値を仮にDTMA指標（Index of Distal Transverse Metatarsal Arch）と呼ぶことにする（図5.5参照）。代表値を最大値の63%に相当する加重値とした理由は次のとおりである。加重量増大にともなう横アーチの崩れ度合いを、被験者ごとに得るため、加重量増大にともなうプロファイルの正規化積分値の「傾き」を抽出するが、加重の小さいときには敏感すぎ、加重が大きいと積分値の上昇が緩やかになって誤差を生じやすくなる。このため時定数の概念を応用した。

## 5.3 評価実験

提案した前足部の機能評価手法、すなわち、DTMA指標の妥当性を検証するために、若干名の被験者によるフィジビリティ評価実験を試みた。

### 5.3.1 実験方法

男性被験者3名（被験者A 22歳、被験者B 22歳、被験者C 23歳）を対象として、提案手法による前足部機能評価を実施した。あわせて、臨床経験10年以上の理学療法士3名によって、内側楔状骨、第1中足骨からなる「第1列の徒手的機能評価」<sup>[12,57]</sup>を各被験者について行った。

第1列の徒手的機能評価は、中足骨頭部分で行い、相対的位置関係と動きをみるものである。被験者に長座位をとらせ、足関節背屈位で検査者の一方の手で第2～第5中足骨頭部を保持し、他方の手で第1中足骨頭部を保持しながら背側から底側方向へ他動的に操作した際の可動範囲を5段階（背屈++、背屈+、±、底屈-、底屈--）で評価する。この評価において、背屈、底屈ともに同じ可動域があるのが正常で、どちらかに大きく偏ることはいずれも悪い状態を指す。第1列底屈を呈する症例では前足部外反と同様に中足骨頭底側の胼胝形成や種子骨炎などの症候を呈しやすいとされている<sup>[12]</sup>。

### 5.3.2 実験結果

まず、提案手法による前足部機能評価結果を図5.6に示す。被験者A、B、Cの正規化積分曲線を示す。被験者AのDTMA指標は2.8kgf、被験者Bは3.4kgf、被験者Cは5.2kgfであった。

次に、理学療法士3名が評価した第1列の徒手的評価結果は、被験者Aの判定は3名とも（-）底屈、被

験者 B は (±) 2 名, (+) 背屈 1 名であった。被験者 C は 3 名ともに (+) 背屈の判定であった。表 1 にその結果と各被験者の DTMA 指標をまとめて示す。

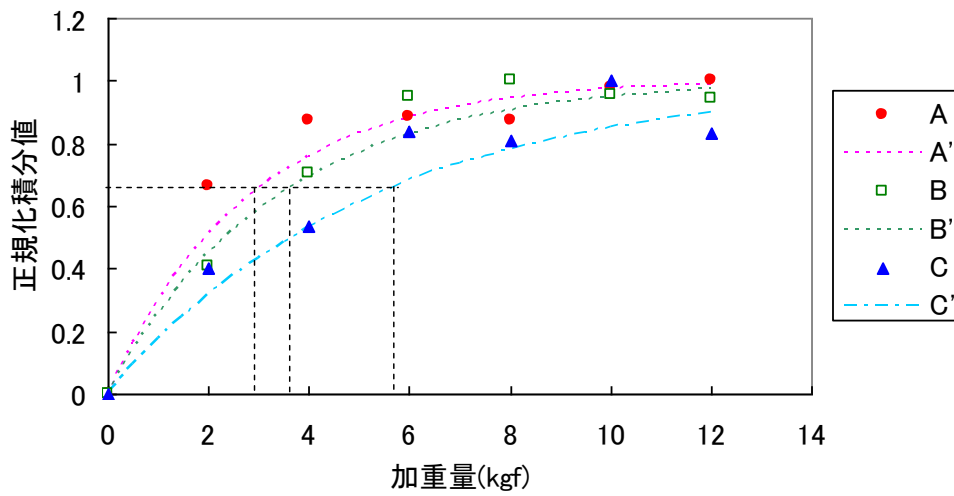


図 5.6 実験結果 (正規化積分値グラフ)

Fig. 5.6 Result of experiments

表 5.1 徒手による第1列評価結果と DTMA 指標

Table 5.1 Comparison between the results of a conventional manual testing (manual evaluation of the 1st ray motion) and DTMA Indices for 3 subjects

被験者	検者1	検者2	検者3	DTMA指標
被験者A	(-)	(-)	(-)	2.8 kgf
被験者B	(±)	(+)	(±)	3.4 kgf
被験者C	(+)	(+)	(+)	5.2 kgf

#### 5.4 考察

実験の結果、提案手法による前足部機能評価による DTMA 指標は、被験者 B, C に比して、被験者 A は明らかな低値を示していた。第 1 列の徒手の評価の結果でも、被験者 A は 3 名ともに (一) 底屈と判定されたが、被験者 B, C はいずれも背屈傾向の判定であった。

第 1 列底屈は第 1 中足骨頭が背側に比して底側へ動きやすい状態を示している。非荷重時でのこの傾向は、荷重時にも出現する可能性が高く、さらに他の列でも同様の傾向を示すと想定できる。したがって、間接的ではあるが、第 1 列底屈を横アーチの崩れやすさと関連を示すと考えた。係数の定義や算出方法について検討していく余地はあるが、評価実験の結果は、わずか 3 例の被験者ではあるが、それぞれの DTMA 指標の値が徒手の評価と良く合致しているため、これら DTMA 指標を前足部横アーチの崩れやすさに関する定量的評価に用いることの臨床的妥当性を示していると考えられる。

この DTMA 指標を用いれば、前足部の定量的機能評価が簡便に実施できるので、前足部の変形や痛みの予防にむけたトレーニングやインソール処方など、治療とその効果判定への応用が可能となり、その臨床的意義は大きい。

提案手法の臨床的有用性を確立するためには、今後さらに被験者を増やして、各年代、性別ごとの標準値を明らかにしていくことが必要である。

#### 5.5 まとめ

本章では、前足部の横アーチに関して、外部加重に対するアーチの変形に着目した DTMA (Distal Transverse Metatarsal Arch) 指標を用いた新しい前足部定量的評価手法を提案した。具体的には、透明アクリル板上で前足部第 2 中足骨頭部に上方から既知の加重負荷を遡増し、これらの加重に対する横アーチの形態変化を、足底の密着度合いからとらえて「アーチの崩れやすさ」を定量化するものである。若年男性 3 名の被験者に対する評価実験の結果より、この指標が従来の徒手の評価結果と強い関連を示すことを確認した。

## 第6章 結 論

本研究では、前足部横アーチならびに母指の変形予防のための定量的計測手法の開発を目的として、4種類の前足部機能評価手法を提案し、それぞれの計測システムを開発した。そして、おもに若年者（学生ボランティア）を対象とした評価実験によって、従来は主観的評価が主であった前足部機能を定量化でき、そのデータは主観的評価と同様の傾向を示すことが確認できた。

はじめに、座位で母指が発揮する力ベクトルを計測するシステムを開発した。開発の動機は、歩行立脚相終期に母指蹴りだしが要求される際に、正しい方向に力を発揮できているのかを検証することであった。このシステムを用いて計測した結果、最大努力時に発生する足母指の力は、前後左右方向では3.5kgf程度、鉛直方向には19.2kgf程度であることがわかった。また、被験者が意図した主観的運動方向と実際に母指が発生した客観的な力の方向は異なっており、運動方向間にもクロストークがあることが確認できた。すなわち、意図した方向が前後左右であっても、鉛直方向には常に大きな分力が観測された。しかしそれにもかかわらず、XY平面上の軌跡では、個人差が認められるものの、おおむね前後左右4方向への独立したクラスタを形成することが明らかになった。

さらに、これらの知見を応用した足指マウスを試作した。足指マウスの操作性評価実験を実施した結果、その操作性には大きな個人差が認められた。上述の足母指力制御運動クラスタ特性を用いて個人差を補償する仕組みを導入すれば、利用者の意図した主観的方向に自然にカーソルが移動するような足指マウスカーソル位置制御が可能である。また、足指マウスを利用したパソコン操作練習は、操作のために内在筋と外在筋を多用するため、足部トレーニングにも有用なツールになると期待できる。

次に、母指をすばやく動かす機能、すなわち俊敏性の定量的測定を目指して、新しい足母指の俊敏性評価手法とそのための計測システムを開発した。これは、3軸力センサの上に母指をのせて、左右方向に時間的に正弦波状に変化するターゲットをモニタに提示して、このターゲットの動きに追従して発揮される母指の左右方向への力出力を時系列で計測し、その周波数特性を解析して俊敏性を定量化するものである。外反母指傾向の者では足母指が動かすにくいという想定のもとに、若年男性13名にて評価実験を行った結果、母指外反角度とカットオフ周波数の間には弱い負の相関関係があることが確認できた。

さらに、従来は計測が困難であった前足部の回内・回外の状態を推定するために、前足部の力ベクトルの分布状態を計測するシステムを開発した。このシステムは、3軸力センサを平面上に6×4個（計24個）配列したもので、2cm角単位で足底各部の垂直力とせん断力を計測することができる。そして、足底に働く力をベクトルとして視覚的に理解し易い三次元グラフで表示することができる。12名を対象とした評価実験の結果、異なる立位条件における足底荷重分布の違いを、足底に働く3分力の分布情報として計測し、そのパターンの違いを確認できた。被験者の前足部荷重分布パターンをみると、つま先立ち課題において、第1～2中足骨頭部に内側に傾いた大きいベクトルの作用する者と、第2～3中足骨頭部にほぼ同程度の傾斜の少ないベクトルが作用する者に大別された。中足骨頭レベルにおける足底の各力ベクトルの内側への大きい傾斜は、荷重による前足部回内の発生を示唆するものである。

最後に、前足部の横アーチに関して、外部加重に対するアーチの変形に着目したDTMA (Distal Transverse Metatarsal Arch) 指標を用いた新しい前足部定量的評価手法を提案した。具体的には、透明アクリル板上で前足部第2中足骨頭部に上方から既知の加重負荷を遞増し、これらの加重に対する横アーチの形態変化を、足底の密着度合いからとらえて「アーチの崩れやすさ」を定量化するものである。若年男性3



名の被験者に対する評価実験の結果より、この指標が従来の徒手的评价結果と強い関連を示すことを確認した。

以上提案した4つの計測手法によれば、前足部の運動機能の特徴を定量的に指標化できる。すなわち、各計測指標を用いて前足部機能の個人差を定量的に記述することができる。今後は、これらの指標を組み合わせ、前足部の運動機能をいくつかのカテゴリーに分類して、さらに明瞭な臨床的機能区分の概念を構築したい。また、研究成果を臨床に有用な具体的な評価指標とするためには、計測結果の再現性をさらに向上させ、男女ならびに様々な年齢層における標準値を明らかにしていく作業などが必要である。

これらの課題を解決できれば、提案した前足部機能評価手法によるデータを用いてさまざまな臨床応用が考えられる。例えば、計測指標の変化を経時的により詳細に把握できるので、足部トレーニング前後の介入効果判定や、定量的でわかりやすい目標設定が可能となり、対象者の意欲向上にも寄与できる。さらに、健康診断の一環としてこれらの指標を利用すれば、母指の変形や痛みなど前足部のさまざまなトラブルを予測することができ、予防や早期介入など臨床応用への展開が期待できる。

## 謝辞

これまで多大なご指導を頂きました湊 小太郎 教授, 千原 國宏 教授, 杉浦 忠男 准教授, 佐藤 哲大 助教, 中尾 恵助教, 大阪電気通信大学 吉田 正樹 教授, 同志社大学 辻内 伸孝 教授, 多大なご協力をいただきました上田知生さん, 服部託夢さん, 西 朗見さん, ならびに奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科 湊研究室の皆様, 同志社大学 辻内研究室の皆様, 大阪電気通信大学 理学療法学科の皆様, テック技販の皆様にご心より感謝の意を表します。

最後まで、皆様へ多大なご足労とご迷惑をおかけしてしまい、大変恐縮しております。みなさまにたくさんのご指導、ご協力をいただいたおかげで、多くの学びを頂きました。未知な私に粘り強くご指導、ご協力を頂けたことを大変感謝しております。工学的手法を用いて生体を定量的にとらえていくことの難しさを痛感した一方、明らかにしていく必要性と異なる視点をもった探求の興味深さを感じました。先生方にご教示いただいたことを活かしてさらに発展していけるように、今後も試行錯誤を繰り返しながら、少しでも患者さんの治療に役立つような動きや機能の客観化に挑戦していきたいと考えております。本当にありがとうございました。

## 付 録

### A. 足指マウスの開発

#### A.1 開発に至る経緯

第2章で提案した計測手法を応用すれば、入力装置としての足指マウスへの応用も可能である。計算機ディスプレイ画面上のカーソルを移動させる入力装置として、従来からマウスを使うことが多い。しかし、手のひらと指先でマウスを使用する際には、次の二つの問題点がある。すなわち、手元の移動が必要なこと、キーボード操作などで両手を使っている場合にはカーソル移動のために作業を一旦中断してマウスを操作する必要があること、である。通常入力操作に使用しない「足」を用いてカーソルを制御できれば、両手が自由に使用でき、上述の問題が解消されて作業効率の向上が期待できる。すでに市販されている足で操作するマウスには、スリッパなどを履いて足部をユニットに載せて前後に動かして制御するもの<sup>[1]</sup>、各種フットスイッチ<sup>[2]</sup>、左右の足でカーソル操作とクリック機能を使い分けるもの<sup>[3]</sup>などがある。これらは、操作時に下腿部の移動を要求されるため、下肢に疲労を生じ、大雑把な操作となりやすい。これらの課題を軽減できるものとして、兼行らが開発した足操作型入力装置<sup>[4]</sup>は、踵を床につけて前足部で操作するもので、踵を支点としてリラックスした姿勢で操作できるように工夫されているが、足部を全体として動かす必要がある点は従来と同様である。

印加されたカベクトルの3分力を独立して計測することができる小型の力センサ<sup>[5]</sup>を利用した、足母指の接触により発生する力を入力操作に用いる「足指マウス」の開発を計画している。利用者が意図する任意の方向に力を加えると、その大きさと方向が3軸力センサで測定され、適当なコントロール部を経て、従来のマウスと同様にカーソル座標に変換されて、画面上のカーソルが移動する。この足指マウスを使用すれば、手などに障害のある人々の入力装置として応用できるほか、足指マウスの操作は、足部の小さな関節の運動や内在筋を含めた足指の筋の使用を促すので、転倒につながる高齢者のバランスや足部機能低下の改善などのリハビリテーション用トレーニング機器としても寄与できると考える<sup>[6]</sup>。

#### A.2 第2章評価実験結果を足指マウスへ応用するための考察

第2章に論述した計測手法を用いた評価実験の結果、母指のカベクトル制御については、主観的方向と実際に発生するカベクトルの間に大きな差が生じ、各方向間のクロストークや個人差も認められた。このような特性をもった足母指でマウスを操作するためには、3分力信号の変換だけでなく、個人的特性を補償できる何らかの補正システムが必要であると考えられる。そして、これらの知見をもとに足指マウスを開発した。

##### A.2.1 水平面上のマウスカーソル制御

すべての運動方向課題遂行時に、大きな鉛直方向の力が測定された。このため、水平面(XY平面)上でカーソル位置制御には、この鉛直成分を予め除いて、2次元に縮退させたカベクトルの信号を利用することが考えられる。水平面上ベクトル軌跡の個人間分散は大きいですが、各運動方向とも最大値の50%以上のデータを用いる処理を検討した結果、幸い同一個人内ではおおむね運動方向ごとにクラスタを形成する傾向を確認することができたので、使用前にあらかじめ個人の特性を標準的な力制御運動特性に変換する写像を定義してカベクトルを補償することが可能である。

### A.2.2 クリック操作の制御

マウスのクリック操作は、機能の選択や確定に必須である。一般の入力装置では、カーソル位置制御とは独立したスイッチやボタンを使用している。一方、開発中の足指マウスは、常に3分力成分を測定できるため、カーソル制御と同一のセンサを用いてクリック機能も実現することが可能である。しかし、カーソル操作に用いる水平面上のカベクトルと鉛直方向の力の間には、常にクロストークがあるので、分離のための仕組みが必要となる。実際には叩くような操作による鉛直方向成分の変化率だけを取り出して、クリック操作を認識するなどの方法が考えられる。

### A.3 足指マウスの概要

開発した足指マウスは、3軸力センサ（株式会社テック技販製）を利用し、操作者が椅座位にて足の母指の力を用いて操作することを想定している。本装置は、大きさがA4サイズ程度の足載せ台の母指にあたる場所に取り付けた受圧部、圧計測センサを有する検出部と、情報処理部、マウス信号変換部からなり、USBを介してPCと接続する。構成図を図A.1に示す。

母指による操作を前提としているため、より安楽に操作し易い操作部の形状を開発にあたって検討した。さらに、母指の運動特性上 $X \cdot Y \cdot Z$ の各成分を独立して出力できないため、測定した母指の運動特性をもとに座標変換処理が必要である。

### A.4 足指マウス試作品の評価実験

本項では、モニタ画面上でのマウスカーソル位置制御ならびに追従課題を用いて、試作した「足指マウス」の操作性を確認した結果を示す。

被験者4名を対象に、図A.2に示すように座位にて、次の2種類の課題を実施した。試行順序は課題1、課題2、課題1の順とした。(1)ダブルクリック課題：デスクトップ上の同じアイコンのダブルクリックを10回試行させ成功した回数を記録した。これを各2試行（次の5分間課題の前後）に実施した。(2)ドラッグ&クリック課題（5分間）：表計算ソフトを用いて、A列1行目のセルから同列を下方へ20行目までドラッグさせてこの領域を選択し、セルの塗りつぶし色変更のアイコンをクリックさせ、続いてB列、C列と同様に順にセルの色を変更していく課題とした。これを5分間に何列完成できるか記録した（図A.3）。

その結果、5分間の課題（課題2）前には全員ダブルクリックを成功できなかったが、課題2終了後には10回の試行のうち2回成功した者が1名いた。ただし他の3名は課題2終了時にも1回も成功できなかった。5分間のドラッグ&クリック課題（課題2）において4名が完成した列数は、それぞれ1列、6列、10列、14列であった。足指マウス操作の円滑さには個人差が大きいことが示され、完成した列数の少ない者ではドラッグ中にマウスカーソルを離してしまう現象が頻繁に発生していた。

足指マウスの操作性には個人差が認められ、ダブルクリックとドラッグ操作ともに、各個人にあわせた信号処理の検討が必要であることが示された。これらをさらに調整して解決できれば、本システムは、パソコンの入力装置としてだけでなく、足部の運動機能改善を目的としたトレーニング機器として用いることができる。なぜならば、足指マウスを利用したパソコン操作では、操作時に内在筋と外在筋を多用するためである。さらに、モニタを確認しながら結果のフィードバックを得やすい。結果を数値化できる課題を用いれば、

効果判定にも利用でき、ゲーム等のアプリケーションを工夫すれば、楽しみながら変形予防や前足部運動機能向上にも役立つ有用なトレーニングツールとすることが期待できる。

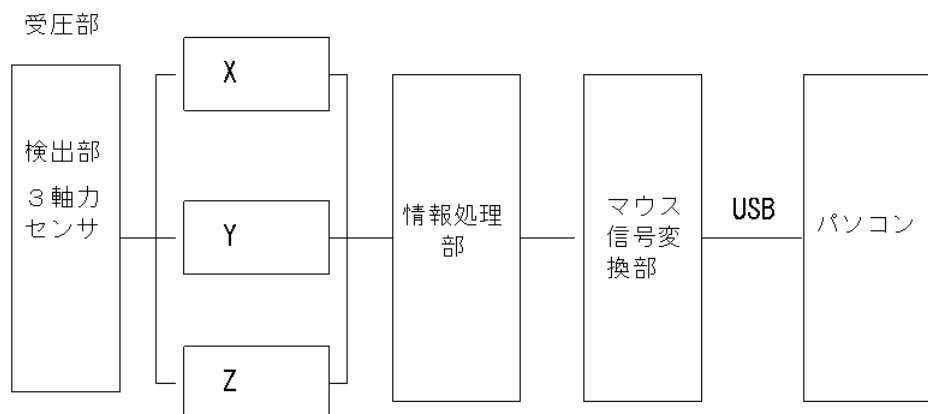


図 A.1 足指マウスの構成図

Fig. A.1 Composition of Toe mouse



図 A.2 足指マウス操作風景

Fig. A.2 A view of using toe mouse

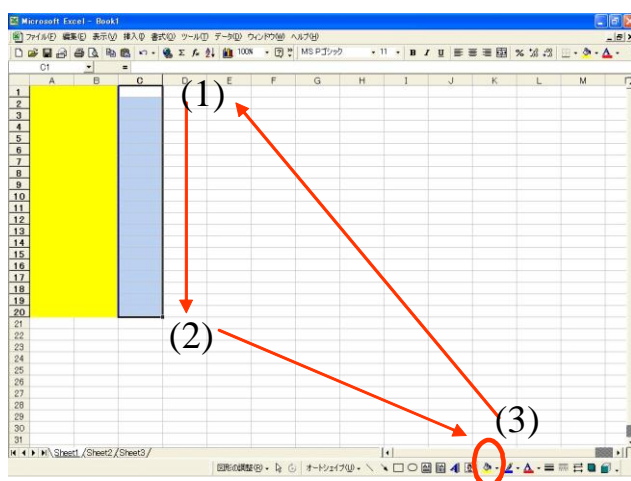


図 A.3 実験課題

Fig. A.3 Task

## 参考文献

1. Menz HB, Morris ME. Determinants of disabling foot pain in retirement village residents. J Am Podiatr Med Assoc, 95(6), 573-579, 2005.
2. Menz HB, Morris ME. Determinants of disabling foot pain in retirement village residents. J Am Podiatr Med Assoc, 95(6), 573-579, 2005.
3. Menz HB, Lord SR. The contribution of foot problems to mobility impairment and falls in community-dwelling older people. J Am Geriatr Soc, 49(12), 1651-1656, 2001.
4. 坂井建雄, 松村譲児監訳: プロメテウス解剖学アトラス 解剖学総論/運動器系, 医学書院, 402-419, 東京, 2008
5. 中村隆一, 斉藤宏, 長崎浩: 基礎運動学. 下肢帯と下肢の運動, 235-261, 医歯薬出版, 東京, 2005
6. 日本整形外科学会・リハビリテーション医学会: 関節可動域表示ならびに測定法. リハ医学 1995, 32: 207-217.
7. 石塚忠雄: 新しい靴と足の医学. 足の疾患と靴, 121-182, 金原出版, 東京, 1993
8. 入谷誠: 足部・足関節. 整形外科理学療法の理論と技術 (山寄勉編), 36-61, メジカルビュー社, 1997
9. Donatelli RA: The biomechanics of the foot and ankle. F.A. Davis company, Philadelphia, 1990
10. 武田功監訳: ペリー歩行分析-正常歩行と異常歩行-. 医歯薬出版, 東京, 2007
11. Donald A. Neumann 著(嶋田智明, 平田総一郎監訳): 筋骨格系のキネシオロジー. 足関節と足部, 501-546, 医歯薬出版, 東京, 2006
12. 山口光圀, 福井勉, 入谷誠: 結果の出せる整形外科理学療法-運動連鎖から全身をみる-, 下肢からみた動きと理学療法の展開. 178-281, メジカルビュー社, 東京, 2009
13. 山崎信寿: 足の事典. 朝倉書店, 東京, 1999
14. Lott DJ, Zou D, Mueller MJ. : Pressure gradient and subsurface shear stress on the neuropathic forefoot. Clin Biomech (Bristol, Avon), 23(3), 342-348, 2008
15. Menz HB, Munteanu SE. Validity of 3 clinical techniques for the measurement of static foot posture in older people. J Orthop Sports Phys Ther, 35(8), 479-486, 2005
16. Vinicombe A, Raspovic A, Menz HB. Reliability of navicular displacement measurement as a clinical indicator of foot posture. J Am Podiatr Med Assoc, 91(5), 262-268, 2001.
17. Razeghi M, Batt ME. Foot type classification: a critical review of current methods. Gait Posture, 15(3), 282-291, 2002.
18. 勝平純司: 圧力センサーによる歩行計測. 臨床歩行分析研究会監修 臨床歩行計測入門. 医歯薬出版, 東京, 2008, pp.85-94.
19. 村田伸, 忽那龍雄, 北山智香子: 最適歩行と最速歩行の相違-GAITRiteによる解析-. 理学療法科学, 19(3), 217-222, 2004
20. 木藤伸宏, 井原秀俊, 三輪恵, 神谷秀樹, 有次智子, 田口直彦, 馬場八千代, 鶴川幹夫: 高齢者の易転倒性を予測する因子の抽出とその予防のための訓練方法の開発. 健康医科学研究助成論文集. 15:25-36, 2000.

21. 半田幸子, 堀内邦雄, 青木和夫: 足趾把握筋力の測定と立位姿勢調整に及ぼす影響の研究. 人間工学. 40(3):139-147, 2004.
22. 村田伸, 惣那龍雄: 足把持力に影響を及ぼす因子と足把持力の予測. 理学療法科学. 18(4):207-212, 2003.
23. 加辺憲人, 黒澤和生, 西田裕介, 岸田あゆみ, 小林聖美, 田中淑子, 牧迫飛雄馬, 増田幸泰, 渡辺観世子: 足趾が動的姿勢制御に果たす役割に関する研究. 理学療法科学. 17(3):199-204, 2002.
24. 山下和彦, 野本洋平, 梅沢淳, 宮川晴妃, 川澄正史, 小山裕徳, 斉藤正男. 足指間圧力を用いた高齢者の転倒リスクの評価とフットケア. 日本衛生学雑誌 60(2):282, 2005.
25. 藤原勝夫, 池上晴夫, 岡田守彦, 小山吉明. 立位姿勢の安定性における年齢および下肢筋力の関与. 人類学雑誌 90(4):385-399, 1982.
26. 伊藤 彰人, 西 朗見, 辻内 伸好, 小泉 孝之, 大島 裕子, 野尻 芳郎, 土屋 陽太郎, 平間 直道, 黒木 史郎. 3 分力触覚センサを用いた滑り検知. 第 9 回「運動と振動の制御」シンポジウム講演論文集 (MOVIC2005): 168-172, 2005
27. Menz HB, Lord SR: Gait Instability in older people with hallux valgus. Foot&Ankle. 26(6):483-489, 2005.
28. Menz HB, Lord SR: Foot pain impairs balance and functional ability in community-dwelling older people. J. Am. Podiatr. Med. Assoc. 91: 222-229, 2001.
29. Koski K, Luukinen H, Laippala P, Kivela SL: Physiological factors and medications as predictors of injurious falls by elderly people: a prospective population-based study. Age-Aging. 25: 29-38, 1996.
30. Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF: Risk factors for falls among elderly persons living in the community. New Eng. J. Med. 319: 1710-1707, 1988.
31. 半田幸子, 堀内邦雄, 青木和夫: 足趾把握筋力の測定と立位姿勢調整に及ぼす影響の研究. 人間工学. 40(3): 139-147, 2004.
32. 村田伸, 惣那龍雄: 足把持力に影響を及ぼす因子と足把持力の予測. 理学療法科学. 18(4): 207-212, 2003.
33. 加辺憲人, 黒澤和生, 西田裕介, 岸田あゆみ, 小林聖美, 田中淑子, 牧迫飛雄馬, 増田幸泰, 渡辺観世子: 足趾が動的姿勢制御に果たす役割に関する研究. 理学療法科学. 17(3):199-204, 2002.
34. 山下和彦, 野本洋平, 梅沢淳, 宮川晴妃, 川澄正史, 小山裕徳, 斉藤正男. 足指間圧力を用いた高齢者の転倒リスクの評価とフットケア. 日本衛生学雑誌. 60(2): 282, 2005.
35. 藤原勝夫, 池上晴夫, 岡田守彦, 小山吉明. 立位姿勢の安定性における年齢および下肢筋力の関与. 人類学雑誌. 90(4): 385-399, 1982.
36. 中村隆一, 齋藤宏, 長崎浩編, 基礎運動学第6版. 医学書院, 東京, 2005, pp. 361-377.
37. 田中則子, 上田知生, 中尾恵, 佐藤哲大, 湊小太郎, 吉田正樹, 瀬瀬和美. 足指マウス開発にむけての基礎的検討-母指の運動特性-. 生体医工学 43(4): 790-794, 2005.
38. 高倉義典: 足関節と足趾. 石井清一, 平澤泰介監修, 標準整形外科学. 医学書院, 東京, 2002, pp. 579-580.
39. 日本整形外科学会, 日本リハビリテーション医学会. 関節可動域表示ならびに測定法. リハ医学. 32:



- 207-217, 1995.
40. 土屋和夫：歩行分析の歴史. 土屋和夫監修 臨床歩行分析入門. 医歯薬出版, 東京, 1993, pp. 4-7.
  41. 内山靖：姿勢・運動機能の計測 重心動揺計. 内山靖他編 計測法入門 ～計り方、計る意味. 協同医書, 東京, 2001, pp.145-155.
  42. 殷祥洙, 大橋正洋：床反力計による歩行計測. 臨床歩行分析研究会監修 臨床歩行計測入門. 医歯薬出版, 東京, 2008, pp.95-114.
  43. 中村隆一, 斉藤宏, 長崎浩：運動力学的分析. 基礎運動学. 医歯薬出版, 東京, 2005, pp.372-377.
  44. 櫻井愛子：大規模な歩行計測システムによる歩行計測. 臨床歩行分析研究会監修 臨床歩行計測入門. 医歯薬出版, 東京, 2008, pp.139-158.
  45. 黒後裕彦他：姿勢・運動機能の計測 3次元動作解析装置・床反力計. 内山靖他編 計測法入門 ～計り方、計る意味. 協同医書, 東京, 2001, pp.156-188
  46. Cavanagh PR, Ae M: A technique for the display of pressure distributions beneath the foot. J Biomechanics, 13(2), 69-75, 1980
  47. Cavanagh PR, Rodgers MM, Iiboshi A: Pressure distribution under system-free feet during barefoot standing. Foot&Ankle, 262-276, 1987
  48. 宮崎信次, 山本澄子：健常者平地裸足歩行時の中足指節関節モーメント. バイオメカニズム 12, 東大出版会, 243-251, 1993
  49. Jenkyn TR, Nicol AC.:A multi-segment kinematic model of the foot with a novel definition of forefoot motion for use in clinical gait analysis during walking. J Biomech, 40(14), 3271-3278, 2007
  50. Davis BL, Perry JE, Neth DC, Waters KC: A Device for Simultaneous Measurement of Pressure and Shear Force Distribution on the Plantar Surface of the Foot. JAB 14(1),1998
  51. Perry JE, Hallb JO, Davis BL: Simultaneous measurement of plantar pressure and shear forces in diabetic individuals. Gait & Posture15(1), 101-107, 2002
  52. Mackey JR, Davis BL: Simultaneous shear and pressure sensor array for assessing pressure and shear at foot/ground interface. J Biomech. 39(15), 2893-2897, 2006;
  53. Yavuz M, Tajaddini A, Botek G, Davis BL : Temporal characteristics of plantar shear distribution: relevance to diabetic patients. J Biomech 41(3), 556-9. 2008
  54. 4 個 Giacomozzi C, Sawacha Z, Uccioli L, Ambrogi ED, Avogaro A, Cobelli C: The role of shear stress in the aetiology of diabetic neuropathic foot ulcers. J Foot Ankle Res. 2008; 1(Suppl 1), 2008
  55. Chen WM, Vee-Sin Lee P, Park SB, Lee SJ, Phiau Wui Shim V, Lee T: A novel gait platform to measure isolated plantar metatarsal forces during walking. J Biomech, 43(10), 2017-2021, 2010
  56. 高倉義典：足関節と足趾. 石井清一, 平澤泰介監修, 標準整形外科学. 医学書院, 東京, 2002, pp. 579-580.
  57. Root ML, Orien WP, Weed JH: Normal and abnormal function of the foot: Clinical biomechanics volume II. Clinical Biomechanics corporation, USA, 1-63, 1977.

## 研究業績

### 【学術論文】

1. 田中則子, 上田知生, 中尾恵, 佐藤哲大, 湊小太郎, 吉田正樹, 瀨瀬和美: 足指マウス開発にむけての基礎的検討-母指の運動特性-, 生体医工学, Vol.43, No.4, pp.790-794, 2005 [第2章]

### 【国際会議発表】

1. N. Tanaka, M. Nakao, T. Sato, K. Minato, M. Yoshida, K. Kouketsu: The kinematic characteristics of a big toe and a new input device -Toe Mouse-, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, pp.3639-3642, 2006. [第2章]

2. N. Tanaka, T. Hattori, T. Sato, K. Minato, M. Yoshida: A Quantitative Evaluation of the Greater Toe Agility. 2007 IEEE/ICME International Conference on complex Medical Engineering, pp.1923-1926, 2007. [第3章]

3. N. Tanaka, T. Hattori, T. Sato, K. Minato, M. Yoshida: The New Method of Quantitative Evaluation of the Greater Toe Function-A Trial for the Subject with Hallux Valgus-, 4<sup>th</sup> International Meeting of Physical Therapy Science, ,P1 2007. [第3章]

4. A. Nishi, N. Tanaka, N. Tsujiuchi, T. Koizumi, H. Oshima, K. Minato, M. Yoshida, Y. Tsuchiya: Development of Measuring System to Measure Standing Pose of the Foot Using Distributed Triaxial Force Sensor, Proceedings of the 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp.1482-1486, 2006 [第4章]

5. A. Nishi, N. Tanaka, N. Tsujiuchi, T. Koizumi, H. Oshima, K. Minato, M. Yoshida: Development of Plantar Pressure Measurement System Using Triaxial Force Sensor, Proceedings of the IMAC-XXV: A Conference and Exposition on Structural Dynamics, pp.83-90, 2007 [第4章]

### 【国内発表】

1. 田中則子, 上田知生, 中尾恵, 佐藤哲大, 湊小太郎, 吉田正樹, 瀨瀬和美: 足指マウス開発にむけての基礎的検討-母指の運動特性-, 生体医工学シンポジウム, 大阪, 2005.9 [第1章]

2. 田中則子, 上田知生, 中尾恵, 佐藤哲大, 湊小太郎, 吉田正樹, 瀨瀬和美: 診療業務支援のための足指マウスの開発, 医療情報学連合大会, 横浜, 2005.11 [第1章]

3. 田中則子, 服部託夢, 佐藤哲大, 湊小太郎, 吉田正樹, 瀨瀬和美: 3軸力センサによる外反母趾の機能評価, 生体医工学シンポジウム, 新潟, 2006.9 [第1章]

4. 西 朗見, 辻内 伸好, 小泉 孝之, 大島 裕子, 田中 則子, 湊 小太郎, 吉田 正樹, 土屋 陽太郎: 分布型3軸力覚センサを用いた立位バランス計測システムの開発, ジョイント・シンポジウム, 石川, 2006 [第4章]

### 【工業所有権 (特許)】

1. 湊 小太郎, 田中 則子, 吉田 正樹, 瀨瀬 和美, 野尻 芳郎: 入力操作装置, (特許出願 2005-279144, 2005.9.27), 特許公開 2007-94469, 2007.4.12

2. 瀨瀬 和美, 土屋 陽太郎, 吉田 正樹, 田中 則子, 湊 小太郎, 辻内 伸好: 立位バランス測定装置(特許出願 2006-158214, 2006. 6. 7) , 特許公開 2007-325702, 2007. 12. 20

