

平成14年度

卒業論文

足底内蔵センサによる床反力の推定

指導教員

井上 喜雄 教授

甲斐 義弘 助手

高知工科大学 知能機械システム工学科

1030160 山崎 陽平

目次

第 1 章	緒言	1
1.1	歩行リハビリテーションについて	1
1.2	本研究の位置づけと研究目的	1
第 2 章	従来の研究	3
2.1	力・圧力情報の計測方法	3
2.1.1	身体装着式計測法	3
2.1.2	空間設置式計測法	3
第 3 章	実験装置の試作	5
3.1	センサ配置位置	5
3.2	構成部品	6
第 4 章	床反力の計測	7
4.1	鉛直方向分力・前後方向分力の同定方法	7
4.2	実験方法	7
第 5 章	足底圧計測装置による前後分力・鉛直分力同定結果	9
第 6 章	考察	17
6.1	前後分力同定結果に関する考察	17
6.2	鉛直分力同定結果に関する考察	18
第 7 章	結言	19
	謝辞	20
	参考文献	21

第1章 緒言

1.1 歩行リハビリテーションにおける運動分析

人の運動の中でも歩行は体を移動させる重要な手段であり、この機能が障害されると日常生活に大きな支障をきたす。そのため従来から歩行をつかさどる下肢の機能については多くの研究がなされ、診断、治療に役立っている^{1), 2)}。高齢社会になり、医療現場では予防、治療に並んでリハビリテーションが重要になっている。その中でも、歩行リハビリテーションは、脳梗塞などによる片麻痺、パーキンソン病などの疾患からの社会生活復帰のために極めて重要である³⁾。歩行リハビリテーションにおいて歩行障害の診断・評価を的確にすることは重要であり、歩行検査に定量的分析手法を応用するために様々な方法が考えられている。

歩行異常のメカニズムを分析するためには、身体骨格がどのような力学の原理で動いているのかを理解する必要がある。これが理解できると、補償動作の分析にあたって対象者が行おうとしている努力を筋活動と言う形で把握することが可能となる。次は逆に、その筋活動がどのような形で歩行動作を生み出しているかを分析することになる。したがって、歩行分析では動作中の筋活動が推定できるかが重要である。

筋活動の分析には長い間、筋電位計測が行われてきたが、この手法では筋張力がどれくらい発揮されているのかといった定量的な計算ができなかった。また計測に時間がかかるなど個々の対象者に適用するのは難しい。そこで筋電位計測に代る計算手法として関節モーメントが筋活動を定量的に評価する手段として使われている⁴⁾。

運動分析をすることにより、治療評価の客観的評価が可能になり医療現場で治療の方法、回復具合などの診断補助が可能になると考えられる。

1.2 本研究の位置づけと研究目的

関節モーメントを計測する手段としては、3次元動作解析装置と床反力計を組み合わせる方法が広く使われている。しかし、これらの装置は計測、解析に時間がかかり被験者に肉体的・精神的苦痛を与えかねない。また計測範囲が狭く連続で計測ができない、機器の操作が難しい、高価であるなど問題点がある。そのため、日常的な歩行リハビリテーションを目的とした定量的な歩行の評価は困難である。現在、足底の圧力分布を計測する装置は様々あるが床反力を計測できる装置は数少ない計装靴に代表されるように装着型の計測装置がある床反力を計測できる計装靴も報告されているが、それぞれに問題点がある。

当研究室では、連続計測のできる足底圧計測装置により鉛直方向の床反力を計測する方法をすでに考案している⁵⁾。また、足関節モーメントもせん断力を除いた鉛直分力のみ近似式で算出しているが、よい結果を得ている。しかし、膝関節のモーメントを考えるとせ

せん断力の影響も無視できないので、せん断力を計測する必要がある。

そこで本研究では、せん断力も計測できる足底圧計測装置を考え、センサから得られる情報により床反力を推定する方法について検討する。

第2章 従来の研究

2.1 力・圧力情報の計測方法

歩行中に足部に加わる圧力や力を計測する方法は大別して2種類ある。1つは靴などの履物自体がセンサで被測定者の足に直接装着する「身体装着式計測法」のタイプとセンサ自体を床に設置し計測する「空間式設置計測法」のタイプである。各タイプの特徴を以下に述べる。

2.1.1 身体装着式計測法

歩行中に足部に加わる圧力を計測する方法として、圧力により導電性の変わる導電性ゴムを利用した足圧計がある。これは、導電性ゴムの上下を10mm間隔の行電極ストライプと列電極ストライプを張ったフレキシブルシートではさみ、各電極を時間的に走査することにより、 $10 \times 10\text{mm}^2$ の区画に加わる圧力を検出することができる。センサは厚さ0.1mmと大変薄く、被験者の足の大きさに応じてはさみでカットできる。しかし、この装置は、圧力の校正が難しい、相対計測精度が15%程度であるなど、欠点がある。このほかにも、圧電素子を用いた装置も市販されている。

足部に加わる床反力を計測するものもいくつか試みられている。島津らはひずみゲージを用いた計装靴を報告している。床反力の3成分を計測でき、靴の接地部分の構造の工夫により歩行中の床面と足底面とのなす角度を測定せずに連続測定ができるようになっている。しかし、靴の重量が片足800gであり、歩容への影響が懸念される⁶⁾。

宮崎らは、センサ部を足の前足部と踵部に分け、床反力の垂直方向分力の計測ができる装置を作成している。厚さ1mmの独立気泡性のゴムスポンジシートを上下から銅箔ではさんだもので、力が加わるとスポンジシートの厚さが変化するのでこれを容量の変化として検出するものである。また、足関節モーメントの近似値を求めている⁷⁾。

身体装着式はセンサを被験者の体に装着し、直接歩行運動に関する情報を取得する方法であるため、測定が特定の空間限定されない利点を持つ。しかしこの方法では一般に慣性系に対する情報を得ることが困難であるため、逆動力学手法のデータを得るのには適さない。

2.1.2 空間設置式計測法

歩行中に床から足部に全体としてどのような力が加わっているかを計測するためには、床反力計(force plate, force platform)が一般的に用いられる⁸⁾。市販されている床反力計はセンサや形状の違いから多くの種類があり特性も様々である。その原理は平板の4隅に、3

軸ロードセル(荷重計)を取り付けたものである。平板の剛性が高くないと、共振周波数が低くなるので注意が必要である。床反力計には歪みゲージを用いる方法と水晶圧電素子のロードセルを用いる方法がある。前者は複数のメーカーから、後者は1つのメーカーから市販されている。通常の歩行では、0~50Hz ぐらいの測定周波数帯域が要求される。このような目的のためのロードセルとしては、普通のひずみゲージ式のロードセルで十分である。硬い踵の靴を履いた義足歩行を計測するような場合や走行などの速い動作を計測するような場合で、これより高い測定周波数を必要とするときには、ロードセルとして水晶の圧電効果を利用したものが用いられる。

床反力計の実際利用において難しいのは配置の仕方である。多くの場合、床反力としては、片足ごとの床反力を測定できることが望ましく、関節モーメントの計算においてはこのことは必須条件である。片足ごとに床反力を測定する方法は2通り考えられる。1つ目は、数10cm四方の床反力計を進行方向に沿って直列に並べる方法がある。この場合、被験者は左右の足で各床反力計を次々に踏んでいくことを要求されることになる。このことは、被験者の歩幅に物理的制約を加えることに繋がる。また、被験者の自由な歩行に対し心理的影響を与えることも考えられる。2つ目の方法は、長尺の床反力計を進行方向に対し並列に並べる方法である。この場合、被験者の歩幅に対する制約はなくなるが、被験者は左右の足で左右の床反力計を踏み分けることを要求され、歩隔に物理的制約や心理的制約を加えることになりかねない。

空間設置方式はセンサを慣性系の特定の場所に固定し、慣性系を基準とする情報を得ようとするものであり、逆運動学的手法に適しているが、測定が特定の空間に限定されることと装置が大がかりになるという欠点を持つ。

本研究では、容易に計測が可能であること、低コストで試作が可能なことを念頭に置き足底圧計測装置を試作した。

第3章 足底圧計測装置の試作

3.1 センサ配置位置

シリコンゴム(KE12：信越化学工業製)の中に定格容量 10(kgf/cm²)の小型の圧力センサ(PS-10KA：共和電業製)3個をショパール関節部，第4 MP 関節部，第3趾部付近に定格容量 30(kgf/cm²) (PS-30KA M260：共和電業製)のセンサ3個を踵部，第1MP 関節部，母趾部に水平面から45度の角度で配置し片足に埋め込んだ簡易な計測装置を試作した。図3.1，3.2にセンサの配置を示す。また，配置位置の決定には以下の要素から検討し決定した。

a)足底の軌跡

足底の床反力作用点の軌跡は，踵中央から足底の中央よりやや外側を通り，第4，5中足骨付近を経て内方へ進み，母趾球を通り母指に抜けていく⁹⁾。

b)体重負荷（足のアーチ）

体重負荷は一般的には踵，第1中足骨頭，第5中足骨頭を中心とした部分の3点に負荷が集中しているとされている。また，体重支持や動作時の力を緩和するために，足には踵骨と第1，2，3中足骨を繋ぐ内側縦のアーチ（土踏まずを形成する），踵骨と第4，5中足骨を繋ぐ外側縦のアーチ，第1中足骨と第5中足骨を結ぶ横のアーチの3つのアーチが構成されている。

c)足底圧分布の動的変化の測定¹⁰⁾

足底圧分布の動的変化を測定することにより，

- 1，床反力の詳細な解析が可能
- 2，足の部分的な歩行時の働きがわかる
- 3，微妙な体重支持（バランス）変化を客観的に評価できる

d)足趾の測定

足趾の機能として

- 1，姿勢の保持
- 2，歩行時の蹴りだし
- 3，左右方向への動きへの敏捷な対応
- 4，斜面や不整地への対応
- 5，爪先立ち

の重要な機能を備えるとともに，足趾の発達は大腿部や大腿部，腰等の筋肉も発達する傾向があり運動能力の向上に繋がると考えられている¹¹⁾。

e) センサの位置

Turu¹²⁾と佐藤¹³⁾らが試作した，計測装置のセンサの配置例を参考とした．

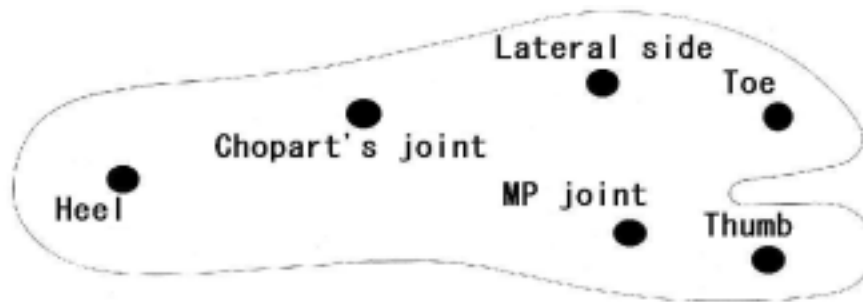


図 3.1 センサの配置図

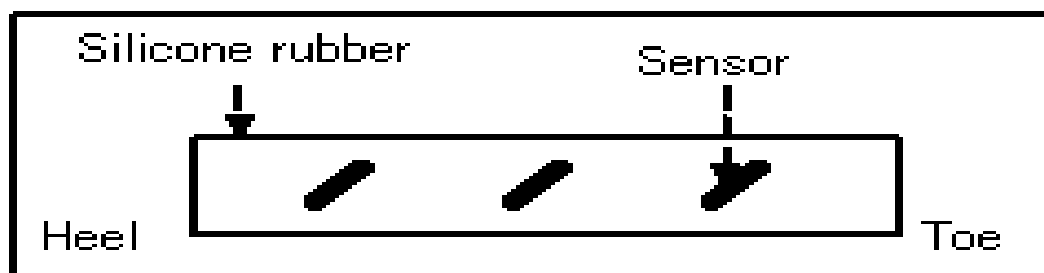


図 3.2 センサの配置方法

3.2 構成部品

今回，作成に使用した部品を以下に示す．なお，全ての部品は市販されているものを用いて構成した．

- ・ 圧力センサ(PS-10KA：共和電業製)
- ・ 圧力センサ(PS-30KA M260：共和電業製)
- ・ シリコーンゴム(KE12：信越化学工業製)
- ・ スポンジ製インソール 24.0～27.0cm

第4章 床反力計測

4.1 鉛直方向分力・前後方向分力の同定方法

センサから得られた情報を用いて足底圧計測装置が受ける2方向の分力とモーメントを求める方法を示す。前後分力(F_s)と鉛直分力(F_v)およびモーメント(F_m)は、次式のように各センサ部の圧力(X_i)に偏回帰係数(A_i)を乗じたものと回帰定数(B)の和であると考える。

$$F_{(s,v,m)} = \sum_{i=1}^6 A_{(s,v,m)i} X_i + B_{(s,v,m)} \quad (1)$$

偏回帰定数および回帰定数を求めるために以下の実験を行った。

4.2 実験方法

床反力計(EFP-S-2KNSA12：共和電業製)を1枚用いた。被験者は足底圧計測装置を装着し、床反力計には左足のみを乗せる。右足は床の上にある。この時、体の中心線が床反力計と床の境界上になるようにした。

被験者には特別な指示は与えなかった。足底圧計測装置の圧力センサの値を変化させるため足位置を固定したままで姿勢を前後左右、上下に変化してもらい床反力計の変化、および足底圧計測装置の圧力変化を計測した。

重回帰分析により A_i 、 B を求める。床反力の前後分力、鉛直分力を従属変数とし、足底圧計測装置の6個のセンサの圧力値(kgf/cm²)を独立変数($X_1 \dots X_6$)とする。重回帰分析には統計解析ソフト SPSSVer.11.0 を用いた。

被験者は、実験の目的および安全性についての説明をして同意の得られた成人男性3名であった。

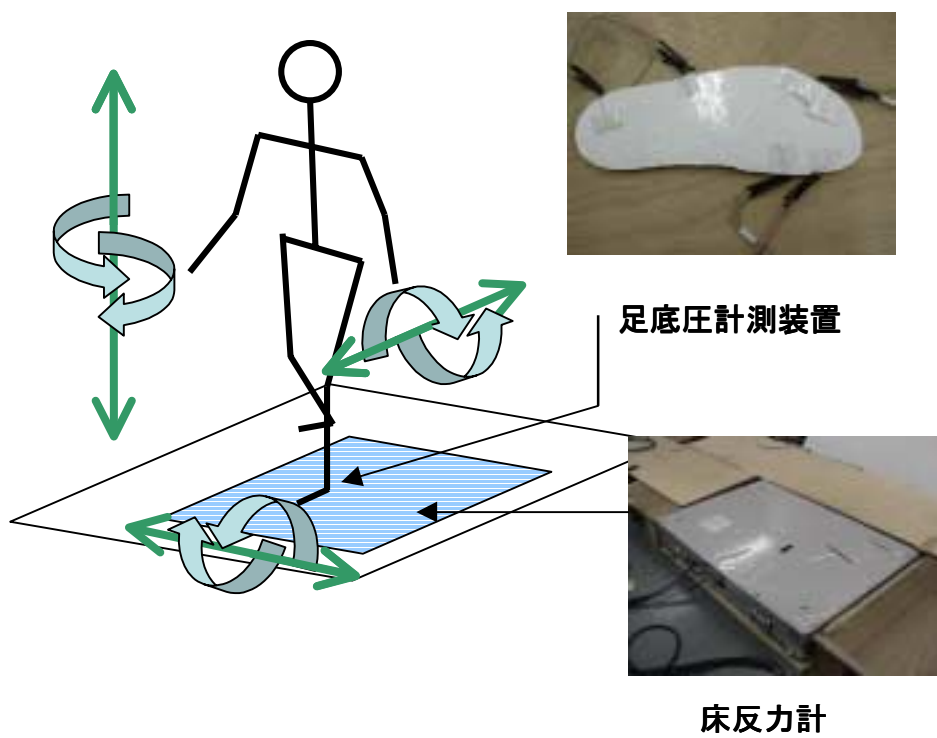


図 4-1 実験方法

第 5 章 実験結果

5.1 足底圧計測装置による前後分力・鉛直分力同定結果

被験者[A-C]の足底圧計測装置と床反力計からの前後分力および鉛直方向分力を用いて重回帰分析にて導出した結果を示す。独立変数である「第 1MP 関節部」,「足趾部付近」,「母趾部」,「第 4MP 関節部」,「ショパール関節部」,「踵部」の偏回帰係数および回帰定数,精度の高さを示す「R」値,「 R^2 」値,調整「 R^2 」値,他の独立変数からの影響を除去したときの相関係数である偏相関係数,独立変数間での相関係数をそれぞれ以下に示す。

表 5.1 には重回帰分析により求めた被験者[A-C]それぞれの足底圧計測装置の前後分力の係数を示し,表 5.2 には鉛直分力の係数を示す。表 5.3,5.4 には,「R」値,「 R^2 」値,調整「 R^2 」値を示す。表 5.5,5.6 には従属変数との偏相関係数を示す。表 5.7-5.9 には,独立変数間の偏相関係数を示す。表 5.10-5.12 には共線性を示す許容度, VIF を示す。

図 5.1,5.2 には被験者 A の場合の床反力計と重回帰分析により導出した係数(表 5.1,5.2)を用いて計算した足底圧計測装置の前後分力および鉛直方向分力の比較を示す。図 5.3,5.4 には被験者 B の場合,図 5.5,5.6 には被験者 C の場合を示す。

注) R 値・・・従属変数における観測値と予測値の間の相関係数。値の範囲は 0~1。値が小さいときは従属変数と独立変数との間に線型の関係がないか,殆ど認められないことを意味する。

R^2 値・・・従属変数 Y の変動が,回帰によってどれだけ説明されているかの指標。値の範囲は 0~1。1 に近いほどモデルの精度が高い。

調整 R^2 値・・・ R^2 値から誤差の変動を説明した分を引いたもの。サンプル数が多いときは R^2 値で当てはまりの良さを指標を評価してかまわない。

表 5.1 前後分力の係数

	第 1MP 関節部	足趾部	母趾部	第 4MP 関節部	シヨパール 関節部	踵部	回帰定 数(B)
A	-2.934	-3.852	12.284	-2.085	-3.04	2.46	-3.504
B	-4.519	-26.825	23.049	-18.095	-0.387	-3.603	-2.192
C	-16.295	-13.614	70.946	25.547	-0.274	1.162	-13.603

表 5.2 鉛直分力の係数

	第 1MP 関節部	足趾部	母趾部	第 4MP 関節部	シヨパール 関節部	踵部	回帰定 数(B)
A	107.022	157.894	155.931	-136.63	147.262	90.336	258.457
B	132.542	86.976	138.233	75.657	151.839	178.74 5	293.501
C	117.968	200.883	529.41	-146.923	212.376	125.22	645.998

表 5.3 足底圧計測装置の前後分力の精度の指標

	R	R ²	調整済み R ²
A	0.731	0.534	0.533
B	0.759	0.577	0.576
C	0.69	0.476	0.475

表 5.4 足底圧計測装置の鉛直分力の精度の指標

	R	R ²	調整済み R ²
A	0.967	0.935	0.935
B	0.908	0.824	0.823
C	0.913	0.834	0.834

表 5.5 前後分力と独立変数との偏相関係数

	第 1MP 関節部	足趾部	母趾部	第 4MP 関節部	シヨパール関節部	踵部
A	-0.112	-0.071	-0.247	-0.017	-0.256	0.258
B	-0.132	-0.266	-0.124	-0.23	-0.017	-0.088
C	-0.352	-0.107	-0.211	0.094	-0.009	0.058

表 5.6 鉛直分力と独立変数との偏相関係数

	第 1MP 関節部	足趾部	母趾部	第 4MP 関節部	シヨパール関節部	踵部
A	0.496	0.376	0.411	-0.154	0.872	0.806
B	0.639	0.186	-0.158	0.207	0.82	0.681
C	0.451	0.284	0.287	-0.1	0.806	0.761

表 5.7 独立変数間の偏相関係数(A の場合)

	第 1MP 関節部	足趾部	母趾部	第 4MP 関節部	シヨパール関節部	踵部
第 1MP 関節部	1	-0.374	0.3369	0.0037	-0.2338	-0.491
足趾部	-0.374	1	0.1266	0.8077	-0.3917	-0.2789
母趾部	0.3369	0.1266	1	0.1154	-0.5606	-0.2925
第 4MP 関節部	0.0037	0.8077	0.1154	1	0.3333	0.0332
シヨパール関節部	-0.2338	-0.3917	-0.5606	0.3333	1	-0.5593
踵部	-0.491	-0.2789	-0.2925	0.0332	-0.5593	1

表 5.8 独立変数間の偏相関係数(B の場合)

	第 1MP 関節部	足趾部	母趾部	第 4MP 関節部	シヨパール関節部	踵部
第 1MP 関節部	1	0.1657	0.5329	-0.3856	-0.5711	-0.5929
足趾部	0.1657	1	-0.1601	0.5805	-0.3126	-0.0777
母趾部	0.5329	-0.1601	1	0.0942	-0.0179	0.0441
第 4MP 関節部	-0.3856	0.5805	0.0942	1	-0.0118	-0.4288
シヨパール関節部	-0.5711	-0.3126	-0.0179	-0.0118	1	-0.5623
踵部	-0.5929	-0.0777	0.0441	-0.4288	-0.5623	1

表 5.9 独立変数間の偏相関係数(C の場合)

	第 1MP 関節部	足趾部	母趾部	第 4MP 関節部	シヨパール関節部	踵部
第 1MP 関節部	1	-0.0427	0.0349	0.1554	-0.4003	-0.5728
足趾部	-0.0427	1	0.1586	0.8405	-0.4794	-0.4066
母趾部	-0.0349	-0.1586	1	0.1008	-0.3679	-0.2663
第 4MP 関節部	0.1554	0.8405	0.1008	1	0.3202	0.1796
シヨパール関節部	-0.4003	-0.4794	0.3679	0.3202	1	-0.5985
踵部	-0.5728	-0.4066	0.2663	0.1796	-0.5985	1

表 5.10 共線性の統計量(A の場合)

	第 1MP 関節部	足趾部	母趾部	第 4MP 関節部	シヨパール関節部	踵部
許容度	0.358	0.126	0.233	0.131	0.517	0.723
VIF	2.791	7.944	4.299	7.641	1.936	1.383

表 5.11 共線性の統計量(B の場合)

	第 1MP 関節部	足趾部	母趾部	第 4MP 関節部	シヨパール関節部	踵部
許容度	0.3	0.225	0.426	0.242	0.674	0.668
VIF	3.338	4.454	2.346	4.127	1.484	1.498

表 5.12 共線性の統計量(C の場合)

	第 1MP 関節部	足趾部	母趾部	第 4MP 関節部	シヨパール関節部	踵部
許容度	0.316	0.101	0.704	0.123	0.798	0.557
VIF	3.167	9.94	1.421	8.158	1.252	1.796

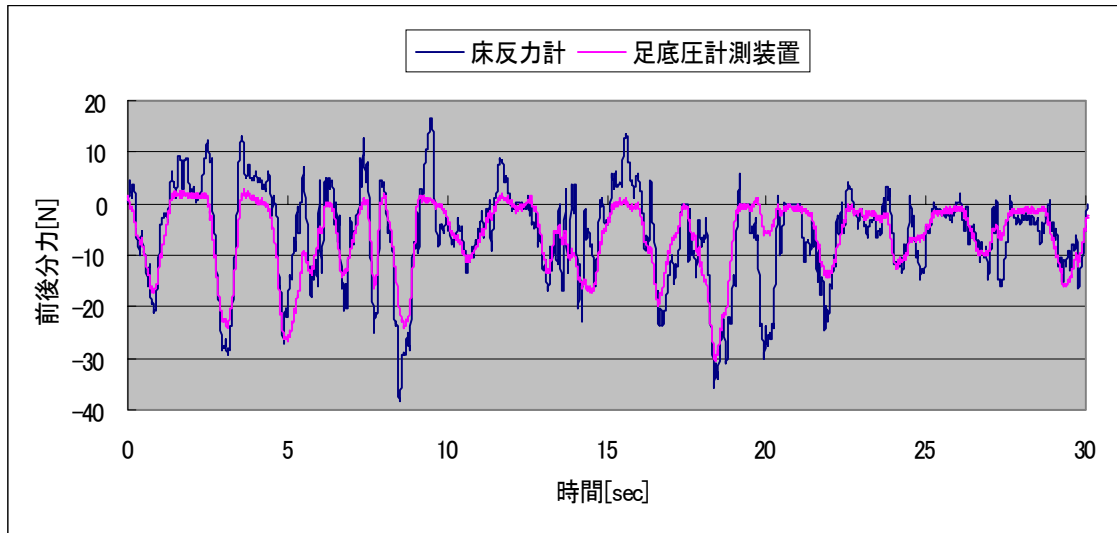


図 5.1 床反力計と足底圧計測装置の比較(前後分力)

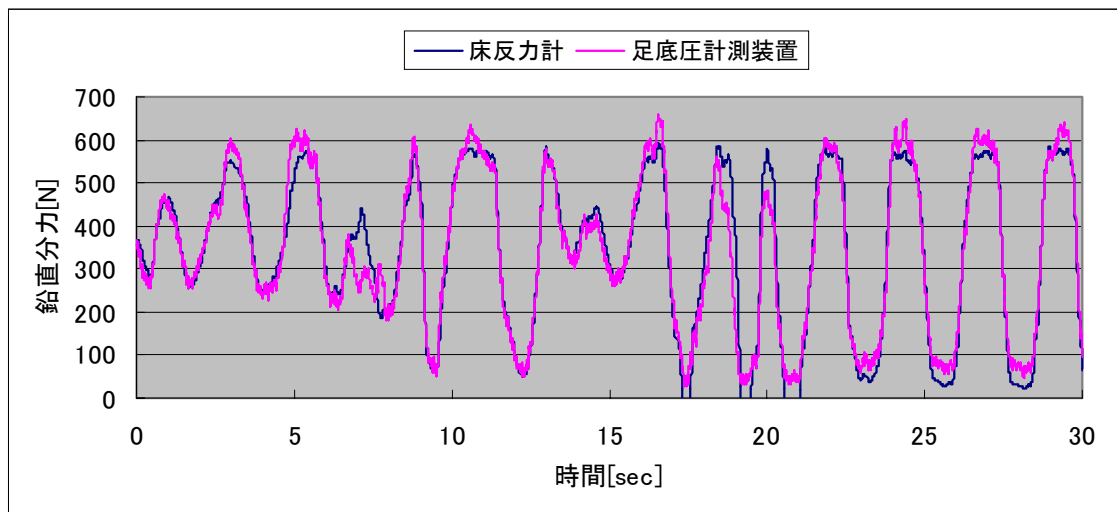


図 5.2 床反力計と足底圧計測装置の比較(鉛直分力)

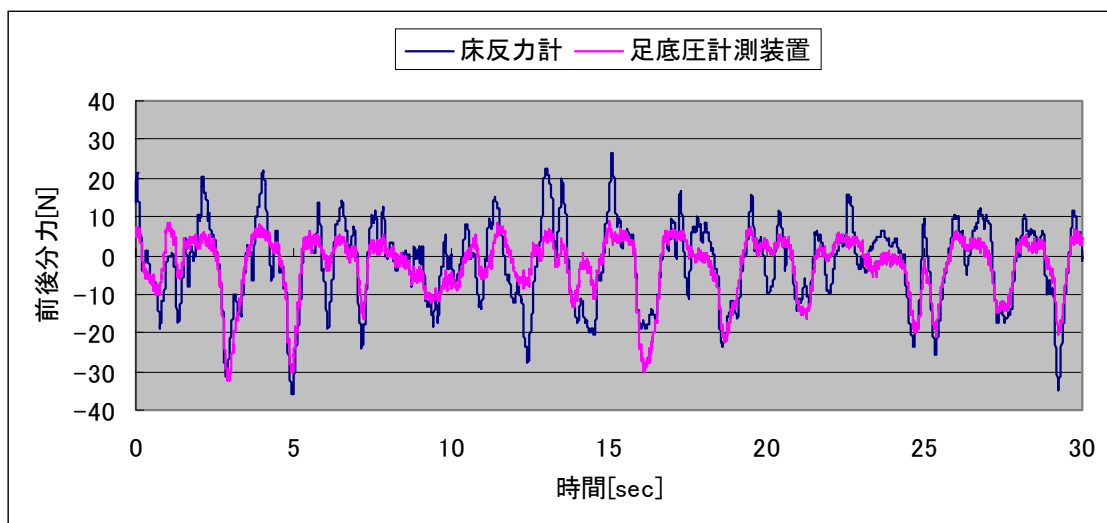


図 5.3 床反力計と足底圧計測装置の比較(前後分力)

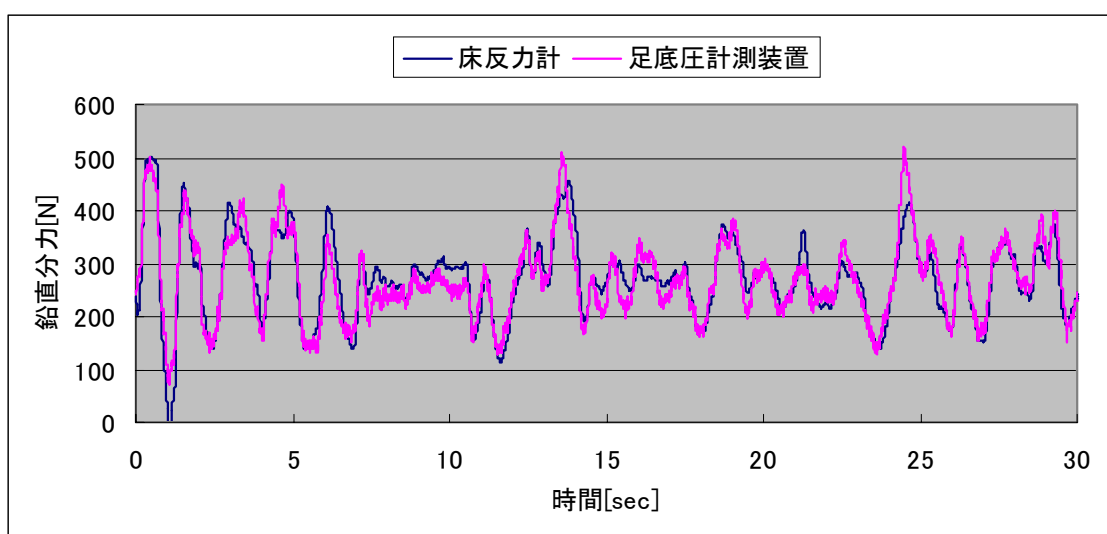


図 5.4 床反力計と足底圧計測装置の比較(鉛直分力)

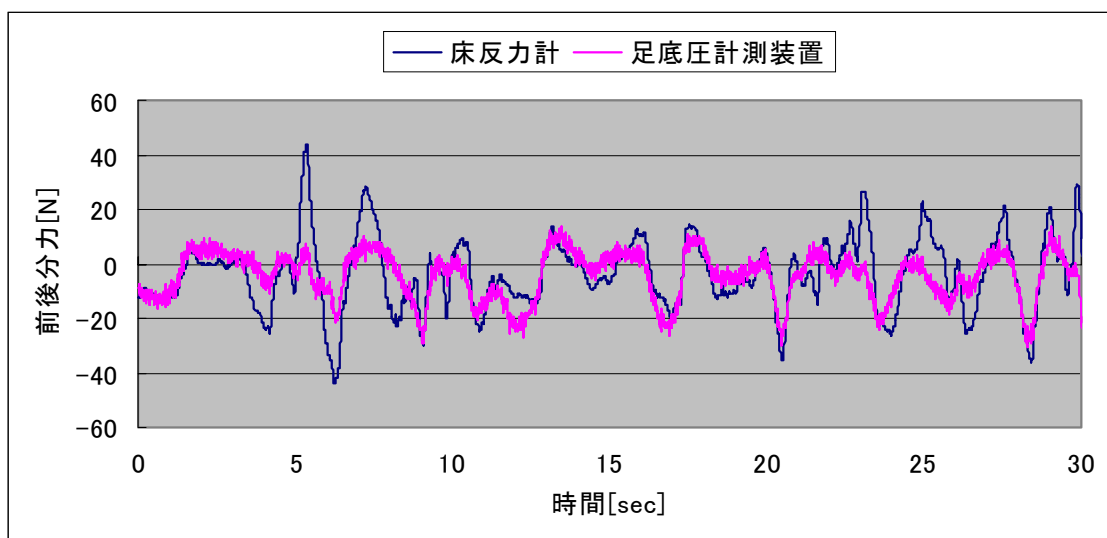


図 5.5 床反力計と足底圧計測装置の比較(前後分力)

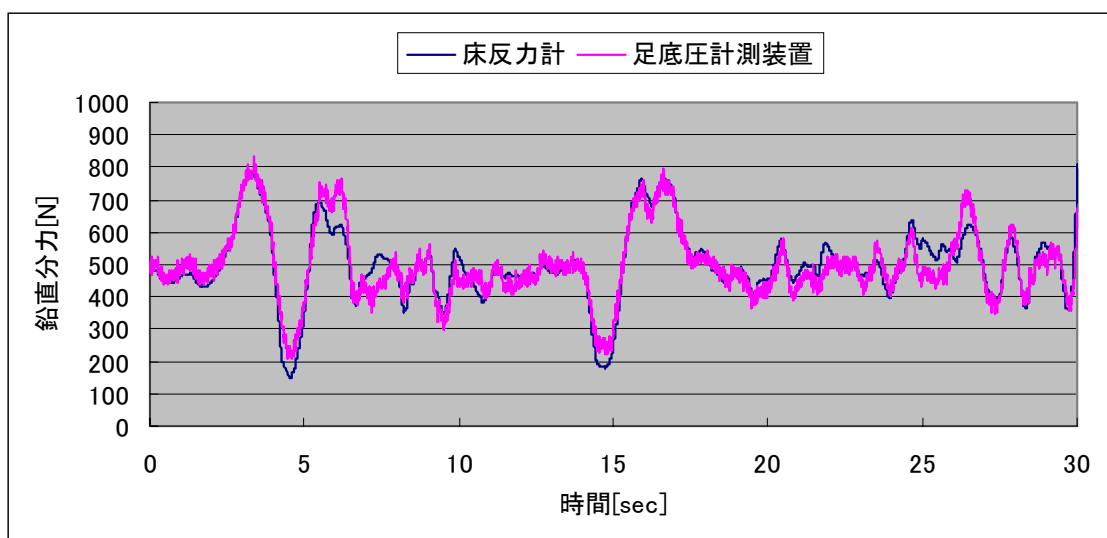


図 5.6 床反力計と足底圧計測装置の比較(鉛直分力)

第6章 考察

6.1 前後分力についての考察

表 5.3 より，従属変数と独立変数の関係はやや強い相関性があるといえる．しかし，図 5.1，5.3，5.5 を見ると誤差が大きい．誤差の原因としては前後分力は正負の両方の値をとるため重回帰分析の性質上うまく行かなかった可能性もある．どの場所のセンサが一番有効であるかは個人差があり，特定できなかった．表 5.5 より 3 者とも第 4MP 関節部の偏相関係数は低く，有効でないことがわかった．また全般的に従属変数と独立変数 1 個の偏相関係数は小さかった．また，表 5.7-5.9 より足趾部と第 4MP 関節部，第 1MP 関節部と踵部は相関係数が大きく多重共線関係が考えられる．表 5.10-5.12 により VIF の値を見ると，足趾部と第 4MP 関節部はほかの部分より大きく，このことから多重共線関係が考えられる．

互いに多重共線関係にある変数が回帰式に含まれていると以下のような影響が出てくる．

- (1) 従属変数 Y との相関係数が正であるにもかかわらず，偏回帰係数が負になることがある．
- (2) 多重共線関係にある変数を個々に取り入れた回帰式では，その変数の偏回帰定数の t 値は有意であるのに，すべてを取り入れた回帰式では，これらの偏回帰定数の t 値はどれも有意にならないことがある．
- (3) 多重共線関係が強いと，これらの変数の偏回帰定数の絶対値が異様に大きな値になることがある．
- (4) 多重共線関係にある変数を含む回帰式は，多重共線関係にある変数のデータがわずかに変化しただけで，回帰式は大きく変化する傾向にある．すなわち，それだけ得られた回帰式が不安定ということである¹⁴⁾．

多重共線関係にある変数が存在する場合，以下のような処置をとることが考えられる．

- (1) 多重共線関係にある変数の 1 部を回帰から取り除く．
- (2) 多重共線関係にある変数の平均をとるなど，データの集約を行う．
- (3) 多重共線関係にある変数を主成分分析にかけ，得られた主成分得点を新しい独立変数とする．

以上の事柄をふまえて，センサの配置方法，数や推定方法の検討が必要である．

6.2 鉛直分力についての考察

表 5.4 より精度のいい結果が得られたと言える。多少の誤差はあるが、図 5.2, 5.4, 5.6 をみても床反力計とほぼ一致しているといえる。また、表 5.6 よりショパール関節部は従属変数と非常に強い相関性が見られる。踵部もかなり強い相関があり、第 1MP 関節部もやや強い相関が見られる。このことより、この 3 つの位置のセンサは重要だと言える。しかし、鉛直分力は正の値しか取らないのに負の偏回帰係数があるので上記に述べたように多重共線関係にある変数がある可能性があり、母趾部、第 4MP 関節部の部分については検討が必要である。

第7章 結言

本研究では簡便に計測ができ，コストのかからないことを念頭に置き足底圧計測装置の試作をした．そして床反力計を用いて，足底圧計測装置の前後分力および鉛直方向分力を求めるための同定実験を行った．結果としては前後分力の計測方法は改良の余地があり，センサ数，配置方法の検討が必要である．鉛直分力についてはいい結果が得られた．

謝辞

本研究を行うにあたり，ご指導賜りました井上喜雄教授，甲斐義弘助手に深く感謝いたします．また，高知工科大学知能機械力学研究室大学院生の松田拓也氏には本論文および実験についての有益なご助言を頂きました．深く感謝の意を表します．また多くの援助を頂きました高知工科大学知能機械力学研究室メンバーの皆様に感謝の意を表します．

-
- 1) 土屋和夫ほか：歩行の解析メカニズムについて，バイオメカニズム，(1972)，235-242，東京大学出版会
 - 2) 鈴木良平 他：歩行分析(7)，総合リハ，5-7，1977.7，505-511
 - 3) 大和淳司 他：大面積圧力センサを用いた歩行パターン計測装置の開発，電子情報通信学会論文誌 D- Vol. J84-D- No.2 pp.380-389 2001.2
 - 4) 臨床歩行分析研究会 編：関節モーメントによる歩行分析，医歯薬出版株式会社，1997
 - 5) 松田拓也 他：足底圧計測装置による足関節トルクの推定，第2回福祉工学シンポジウム講演論文集，301，2002
 - 6) 島津秀昭，山越憲一，神谷瞭，戸川達男，土屋喜一：床反力3成分の連続測定用計装靴，医用電子と生体工学，20巻3号，32-38，1982
 - 7) S. Miyazaki, A. Ishida: Capacitive transducer for continuous measurement of vertical foot force, Medical & Biological Engineering & Computing, 22, 309-316, 1984
 - 8) 日本エム・イー学会 編：身体運動のバイオメカニクス，コロナ社，2002，102-125
 - 9) 野田雄二：足の裏からみた体，講談社，1998，p29
 - 10) 今井至，分木ひとみ，武仲善孝：歩行分析 足底圧分布を中心に 臨床理学療法第9巻3号 152-46
 - 11) 野田雄二：足の裏から見た体，講談社，1998，p96
 - 12) Takayuki Turu, Koreaki Yamakuma, Yasuhiro Oniki: Dynamic Pressure Distribution beneath the Foot during Walking, 整形外科と災害外科 39(2)839-842, 1990
 - 13) 佐藤幸治，木山喬博，吉田和昭，林満彦，久野皓，古川一憲：圧力センサーによる歩行時足底圧力の計測，理学療法学，12巻，89，1985
 - 14) 長谷川勝也：Excel 統計解析 - 回帰分析編，共立出版株式会社，1995