

## 研究テーマ 身体装着型動きセンシングシステムの開発 (四肢関節運動のFES制御システム)

研究者	太田 靖	宮城県産業技術総合センター	共同研究員
	宮田 登	宮城県産業技術総合センター	共同研究員
	古川博道	宮城県産業技術総合センター	共同研究員
	笠松 博	宮城県産業技術総合センター	共同研究員

### 1 フェーズ

#### (1) 研究の概要

本事業では、FES による四肢の運動機能再建において、障害者が実生活で必要とする支援技術を検討し、新たな福祉機器・システムを創出することを目指している。本テーマでは、下肢運動機能障害者に対する FES による機能再建を安全に行うためのシステムの実現に向けて、FES 立位保持および歩行の制御を目的としたセンシング及びフィードバックシステムの開発を目指している。

フェーズ 1 では、まず立位の安定性を身体装着可能な必要最小限のセンサでセンシングする手法の検討として、立位動作を三次元動作解析装置(Vicon)と足底圧分布計測システム(F-SCAN)とを用いて同時計測を行い、立位(両足を揃えて直立した状態)では身体重心位置(COG)は両足底の荷重中心(COP)とほぼ同じであること、またその COP を求める際には足底の荷重計測ポイントを片足につき 2 つのエリアに絞り込めることが分かった。また、このようにして決めたセンシング方法で、歩行のフェーズ(遊脚相(足が地面についていない状態)や HC(踵が地面から離れる時点)などの定性的な区分)が判別可能であることが分かった。

#### (2) 研究の目標

現段階の FES では、再建動作はあらかじめプログラムされたシーケンスに従うだけで、実際の動きが目標どおりであるかどうかという情報をその場で(リアルタイムで)フィードバックすることは、一切なされていない。特に立位や歩行といった下肢動作の再建では、体重を支えて立っていないため、常に転倒の危険がつきまとう。そのため、FES により生起された動作をリアルタイムにセンシングし、制御装置にその情報を伝えるシステムの開発が急務となっている。

一方、フィードバック制御を用いない FES であっても、本事業の大きな目標である歩行再建は、臨床適用例がまだ非常に少なく、歩行に關与する深部筋への電極埋込の難しさなどと相まって、実用化にはもう少し時間が必要である。これに対し、立位 FES では適用例も 10 例を超え、循環機能が大幅に改善されるなど医学的効果も大きいと、実用化にかなり近い段階にある。また立位 FES は、歩行に必要な筋を十分な太さになるまで回復させる(TES = 治療的電気刺激の効果がある)訓練としても用いられており、歩行 FES の実現に先立って必要不可欠なものと言える。

そこでまず、立位(保持)FES の実用化に向けて、これをより安全で信頼性の高いも

のにするための技術開発が必要となる。立位では、バランスを崩して転倒する危険性が常につきまとう。そのため、必要最小限のセンサで、立位時のバランス状態を常時モニタリングし、転倒につながるバランスの崩れを出来る限り早い段階で検出し、その崩れ量を刺激発生装置へフィードバックする、図1に示すようなセンシングシステムが必要となる。これによりはじめて、安定した立位状態を保つような FES 制御が可能となる。

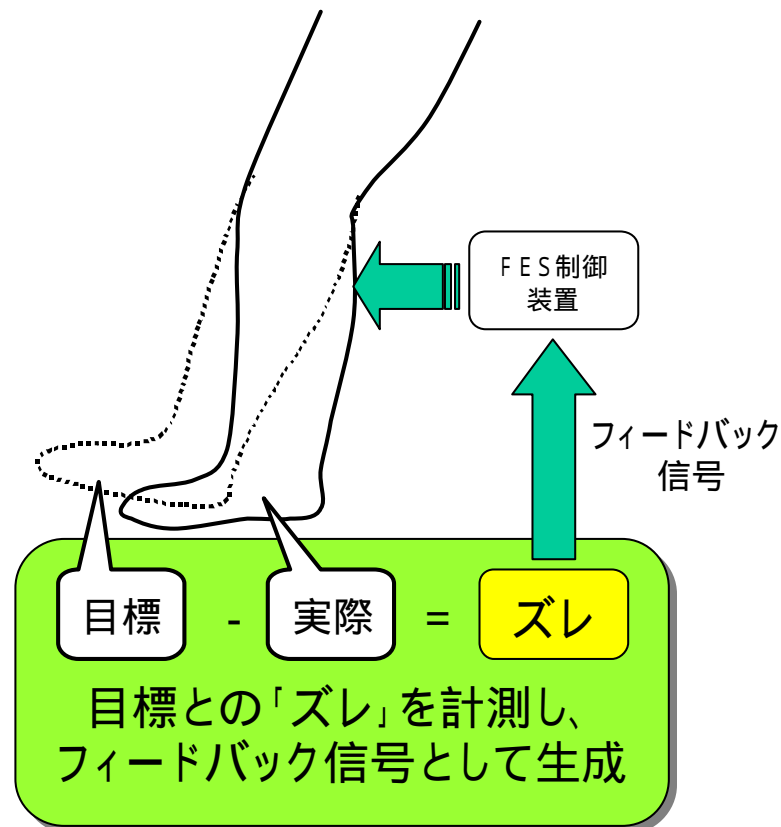


図1 目標システムイメージ

以上の理由に基づき、フェーズ Ⅰの研究開発目標を次のように定めた。

立位の安定性を、身体装着可能な必要最小限のセンサで計測する方法を検討する。すなわち、立位状態の安定性を示す指標である身体重心位置(COG)を、人体と外界との唯一の接点（力のやりとりが行われる場所）である足底圧の変化から求める方法を探索すると共に、このとき必要となるセンサの数を最小限に絞り込む手法を検討する。

上記のようにして決定したセンシング手法により、もうひとつの重要な下肢動作である歩行について、どの程度の情報が得られるかを検討する。

### (3) 実施内容

#### 開発方針と実験装置

##### イ 開発方針

一般に、立位を安定に保持するためには、身体重心位置（床面上に鉛直投影した位置）が支持基底（図2）の中から外へ出ないようにすればよい。FESによる立位保持の場合、穏やかな動きだけを計測対象としてよい（健常者のような自由で激しい動きは想定しない）ため、監視すべき物理量は足底圧に絞られる。立位保持のためには、この足底圧分布の変化から、身体重心位置(COG)をセンシングできればよいことになる。

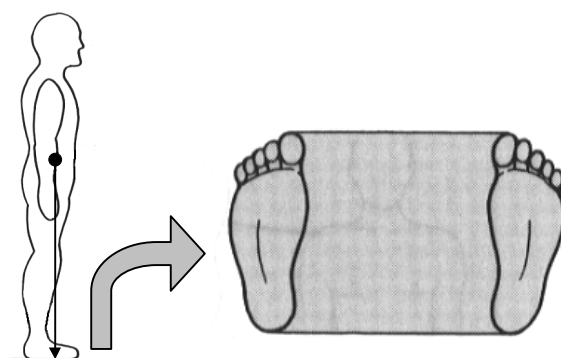


図2 支持基底

そこで、以下の手順により立位保持制御のためのフィードバックセンシングシステムを開発する。

##### (イ) 足底圧分布の荷重中心位置(COP)を用いて身体重心位置(COG)が分かるかどうか

厳密には COP と COG とは異なるものであるが、足の位置を動かさない立位状態ではどの程度ずれているか、あるいは COP を COG の代替として使えないか検討する。

##### (ロ) COP を得るための足底圧分布計測ポイント数を、必要最小限に絞り込めないか ここで足底圧分布計測に使用するセンサは、片足で 1000 点以上の計測ポイントがあるが、小型軽量のシステムを実現したいため、COP を求めるために必要最小限のポイント数はどのぐらいかを検討する。

##### (ハ) 立位を安定に保つための制御目標を判断する指標は何か

安定制御のためには、転倒の危険性がどの程度あるのかを定量的に知っておく必要がある。実際の人間を使って転倒限界を調べることはできないので、簡単な計算機モデルを作成して検討する。

##### (二) 実際に使用するセンサおよび実装をどうするか

一般に圧力計測には歪みセンサが用いられるが、信号増幅・処理のためにシステムが大きくなりがちである。より簡便に重心位置をセンシングできる方式を検

討する。

フェーズ では、このうち(イ)および(ロ)を行う。

## ロ 実験装置

計測に使用した機器構成を図 3 に示す。その内容は次のとおりである。

### (イ) 足底圧分布計測システム (F-SCAN : (株) ニッタ)

インソール型のフィルム上に感圧導電塗料で形成された、抵抗変化型センサ。センシングポイントの数は片足で約 1000 点、これらは縦横とも 5.08mm 間隔の正方格子状に配置されており、足底圧計測用としては最も多点・高密度の計測システムである。ここでは足底のどこに、各動作の識別指標となるような特徴的な圧力変化を示すポイントがあるかを調べるために用いる。

### (ロ) 三次元動作解析装置 (Vicon512 : (株) ナック)

反射マーカを体の各節点に装着し、その三次元位置を複数台 (8 台) のカメラで光学的に計測するシステム。また床面に埋め込まれた 8 枚のフォースプレート (床反力計) とリンクしており、足底に加わる力 (床反力) の大きさと方向とを高精度に計測できる。ここでは、身体動作を記録するとともに F-SCAN で得られた足底圧データのレファレンスとして用いる。

### (ハ) 同期計測トリガ

ここでの計測は、サンプリング速度 60 Hz (カメラの仕様による) で行うが、異なる 2 つのシステムで計測を行うため、それぞれのデータの同期 (時刻合わせ) ができないと意味を持たない。そのため図 4 に示すような同期トリガ信号発生回路を製作し、以下のようにしてデータの同期を行った。

F-SCAN 側では、RS-232C インターフェースから同期トリガを入力することにより計測開始 / 停止を行った。Vicon 側では、同じ外部トリガ信号をアナログ入力端子 (床反力計の信号もここから取り込まれている) のひとつに接続してデータ取り込みを行い、その立ち上がり時点を計測開始位置とした。

### (二) 関節マーカ (取付位置)

Vicon による動作計測のために、身体各関節に取り付ける球状の反射マーカ。今回は全部で 22 個取り付けた。取付位置は、おおむね臨床歩行分析研究会の推奨する方法<sup>(1)</sup>に従ったが、頭部の取付位置の指定がなかったため、ここでは頭部の両側面、外耳道のすぐ前に取り付けることにした。これは、頭部の重心位置はおおよそ両耳の外耳道を結ぶ線の中央にあるとされていることに基づいている<sup>(2)</sup>。また、足部には片足につき 5 個のマーカを取り付けた。これは足部の位置を詳細に記録するため、取付位置はつま先 (親指爪上) かかと、くるぶし (足関節) 足指関節親指側、足指関節小指側の 5 箇所である。(図 5 参照)

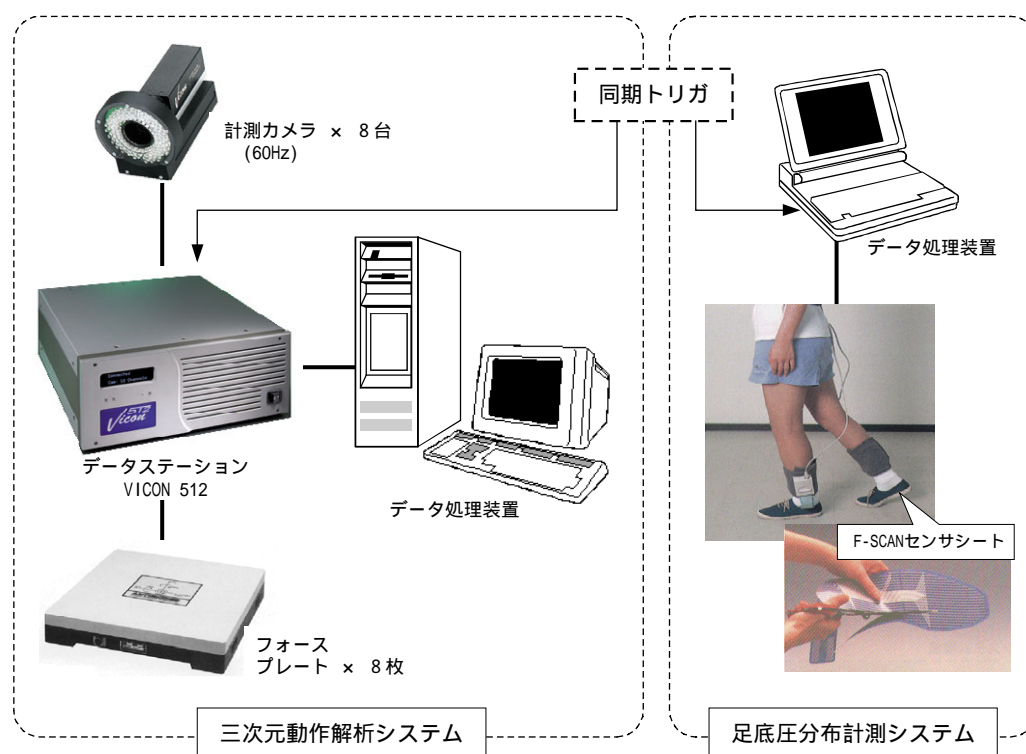


図3 計測機器構成



図4 同期トリガ発生装置

また、すべての動作は足の位置を動かさない状態で行うため、F-SCAN センサシートは床反力計の上に図 6 のように固定した。

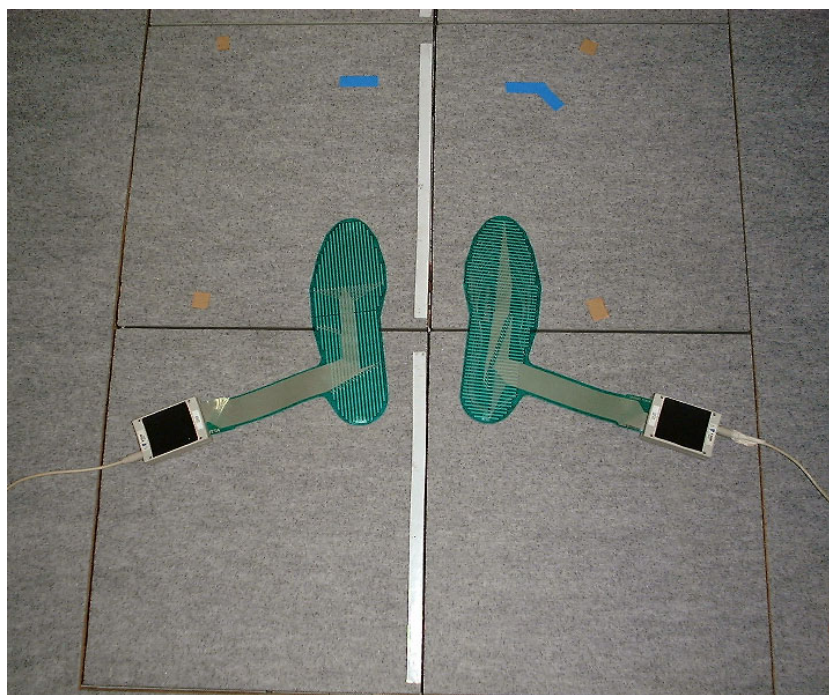


図 6 センサシートの固定位置

## 立位時の重心位置計測

### イ COG と COP との計測方法

足の位置を固定した立位において、その安定性を示す指標と考えられる「重心位置」を身体装着型のセンサでセンシング可能であるかどうかを調べるため、Vicon 計測により求めた身体重心位置(COG) と、F-SCAN 計測により求めた COP とを比較する。

まず、全身にマーカの位置計測により身体重心位置を求める方法であるが、図 7 に示すように全身を 10 個のセグメントを持つ剛体リンクモデルとして扱い、図 7 中の式(1)により求まる。各セグメントの質量(全体重に対する質量比)および重心の位置は、参考文献(1)に記載されている近似値を用いた。

また、足底圧荷重中心位置(COP)は、あらかじめ足(センサシート)の位置を測っておき、計測システム(F-SCAN)から出力される片足ずつの COP および荷重値を用いて図 7 中の式(2)により求まる。

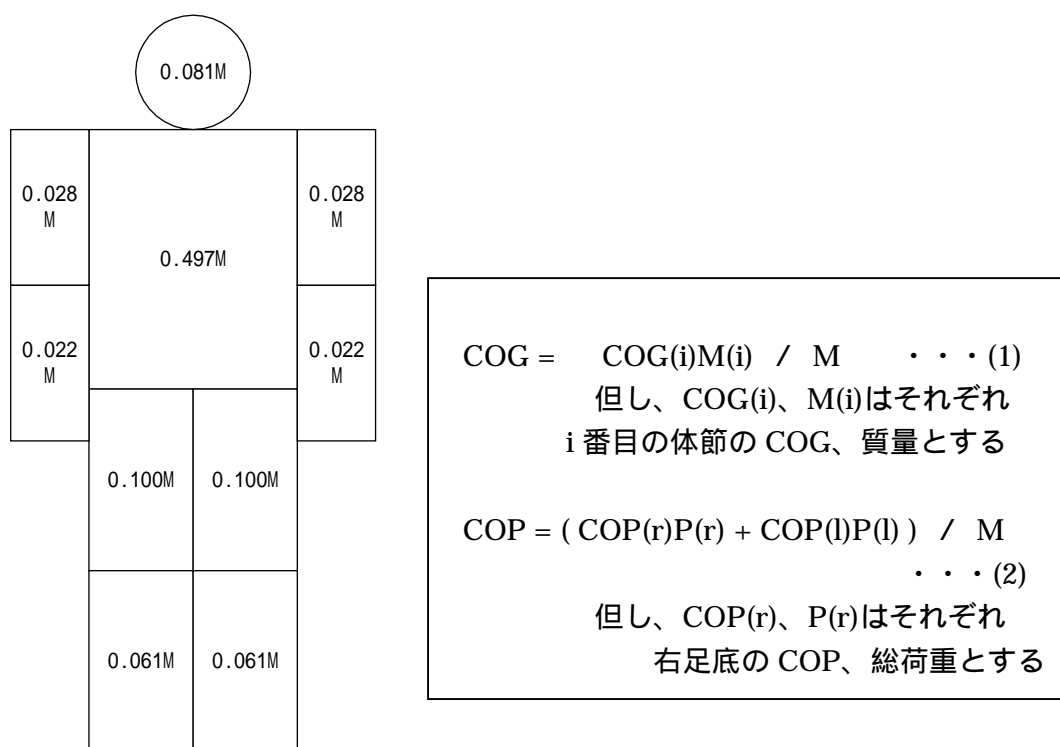


図 7 身体各部の質量比<sup>(1)</sup> および COG、COP の計算式

次に、計測実験の条件を表 1 に示す。

表 1 立位動作計測条件

項目	条件	備考
被験者	健常者(29歳男性)1名	身長 175cm、体重 62.5kg
サンプリング速度	60Hz	
動作計測時間	約 8 秒間	(1 動作あたり)

## 足底計測エリア絞り込み

### イ はじめに

FESによる歩行再建を安全に行うためには、まず歩行動作をきちんとリアルタイムでセンシングできる必要がある。しかしながら現状では、歩行時の詳細な人間の動きをセンシングするには、Viconのような大規模な三次元動作計測設備が必要である。障害者の日常生活に役立つようなシステムにするためには、小型軽量で身体装着可能な規模のセンシングシステムが望まれる。ここで足底圧計測に用いている F-SCAN は、片足につき 1000 点以上の計測ポイントがあり、足底圧分布の変化を細かく調べることが可能であるが、立位保持 FES 制御にはこれほど細かな情報は必要ないし、大量の情報を処理するための計算機システムが必要となる。

そこで、この計測システムを身体装着可能な小型軽量なものにするためには、実際に使用するセンサを必要最小限の数に絞り込む必要がある。ここでは、COP を求める際に、足底圧計測ポイントをどこまで絞り込めるかを検討する。

### ロ 絞り込み方法

計測ポイントを絞り込むに当たって必要な条件は、絞り込む前と後とで COP が変わらないことである。したがって、COP の算出にほとんど影響をおよぼさない計測ポイントは除外してかまわない。それぞれの計測ポイントが COP の算出に寄与する条件は、ひとつはそのポイントに加わっている荷重の大きさ、次にその荷重の変化量である。

そこで、立位状態で様々な動作（前後揺れなど）を行い、その間の各計測ポイントの荷重値をすべて加算（累積）したり、荷重値の最大値と最小値との差を調べる。その後、累積値および変化量があるレベルより低い計測ポイントを除外して COP を計算し、絞り込む前の COP と比較して変化がないかを調べることにする。

足底圧の計測条件は前節と同じとし、表 2 に示す 10 種類（静止立位を除く）の動作について計測を行う。

表 2 計測動作一覧

動作	種別	備考
静止立位		リファレンス（基準）
右腕、前上げ	肩関節動作	
左腕、前上げ	"	
右手、頭の上へ	日常生活動作	
左手、頭の上へ	"	
上体、右傾け	腰関節動作	
上体、左傾け	"	
上体、前傾	"	
上体、後傾	"	
立位、前傾	足関節動作	
立位、後傾	"	



## 足底圧変化による歩行フェーズ判別

### イ 歩行の定性的判別方法

FESによる歩行再建を安全に行うためには、まず歩行動作をきちんとリアルタイムでセンシングできる必要がある。しかしながら現状では、歩行時の詳細な人間の動きをセンシングするには、Viconのような大規模な三次元動作計測設備が必要である。障害者の日常生活に役立つようなシステムにするためには、小型軽量で身体装着可能な規模のセンシングシステムが望まれる。そのため、まず歩行運動時の人体と外界との唯一の接触面である足底の圧力変化から、歩行運動に関するできる限り多くの情報を引き出せないかを検討することにする。

最初に考えられるのは、図8に示した歩行フェーズの判別である。このうち、立脚相と遊脚相は、足の接地・非接地情報があれば判別可能である。さらに、足底圧の分布が計測できれば踵接地(HC)、足底接地(FF)、踵離地(HO)、爪先離地(TO)の各時点を判別可能である。

そこで、足底圧分布計測システム(F-SCAN)を用いてCOPを計測するとともに、立位から歩行にいたるまでのさまざまな動作状態のうち、現在どの状態にあるかを定性的に判別するための指標(特徴量)を検討する。被験者は健常者1名(29歳男性)で行い、計測にあたっては可能な限り多くの情報を得るために、三次元動作解析システム(Vicon)およびF-SCANを使用し、同期トリガを用いてサンプリング速度60Hzにて同時計測を行い、計測動作は静止立位状態からの歩き始め、定常歩行(速度一定の歩行)および歩き終わりの3動作とした。

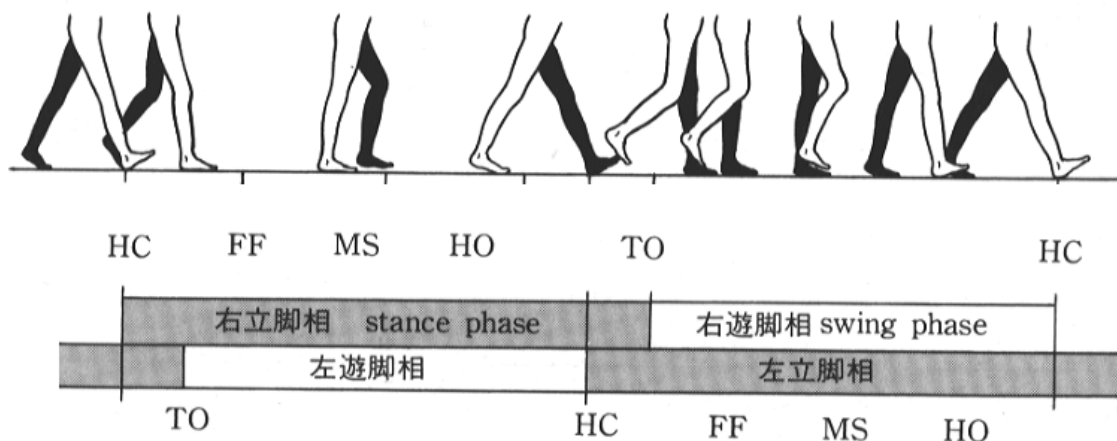


図8 歩行のフェーズ (3)

#### (4) 結果

##### 立位時の重心位置計測

Vicon および F-SCAN により計測した COG および COP の結果を図 9、図 10 に示す。図 9 は立位状態で両腕を同時に前方へ 90 度上げる動作を行ったときのもので、左側に床面上の軌跡、右側に前後方向位置の時間変化を示す。また同様に、図 10 は立位のまま前傾動作を行ったときの变化を示す。

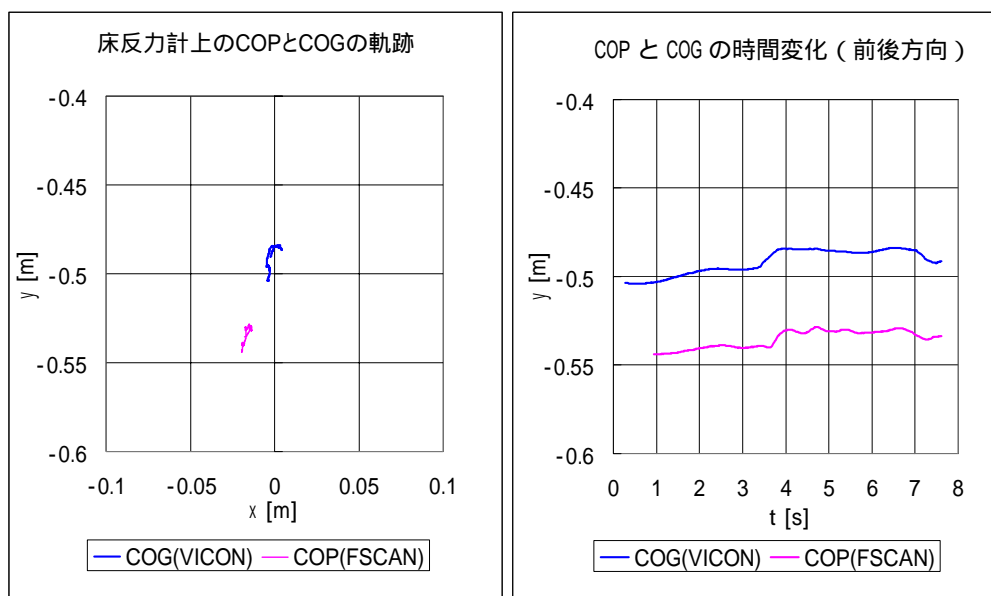


図 9 両腕前上げ動作時の COG と COP

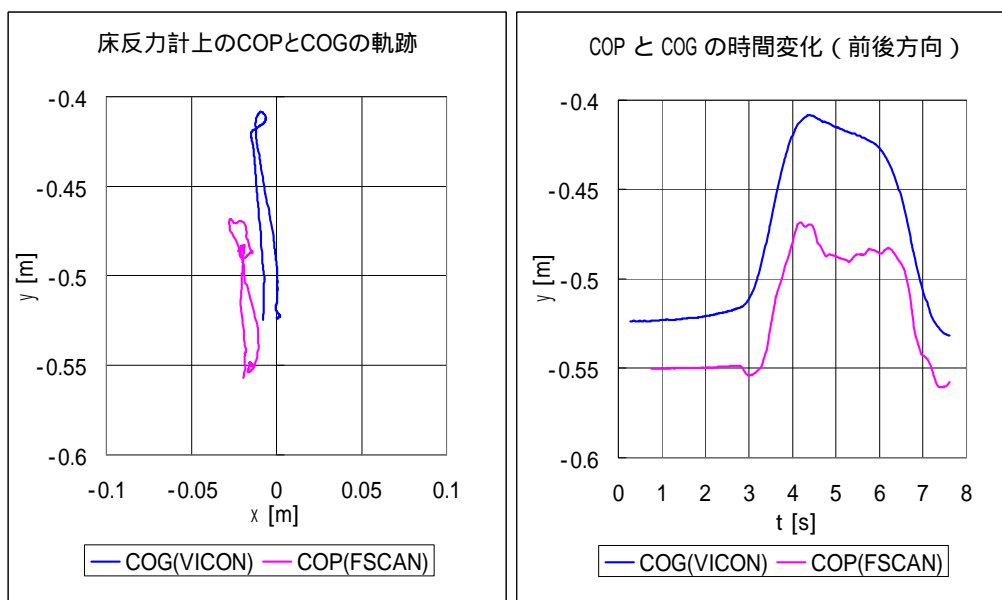


図 10 前傾動作時の COG と COP

これを見ると、両者のグラフは初期位置のズレはあるものの、軌跡および時間変化はほぼ同じとみなすことができる。COG が COP よりも 5cm ほど前方へずれているのは、Vicon 計測に用いた腰関節マーカの位置が、動作の関係上、身体の側面ではなくやや前面寄りに取り付けられていることに起因すると考えられる。

#### 足底計測エリア絞り込み

静止立位を除く 10 動作について、各計測ポイント荷重値の累積量と変化量を図 11 および図 12 に示した。この結果を見ると、いずれも足底の前部（中足骨頭部）と踵部とに集中していることが分かる。

この結果から、足底圧のセンシングポイントを片足につき 2 つのエリア（前半分と後ろ半分）に統合した。そのエリアを図 13 に示す。これは、前節で示した足底荷重の累積値結果から、その全累積値の 80% 以上をカバーし、かつ変動幅の大きいポイントも含まれている。またこのようにした場合、絞り込んだエリアの内部における圧力分布情報が欠落することになるが、各エリアの中の荷重累積分布はほぼひとつの山だけから成る単純な形状であり、一個の荷重値と中心位置情報だけで代表させても大きな誤差は生じないと考えられる。

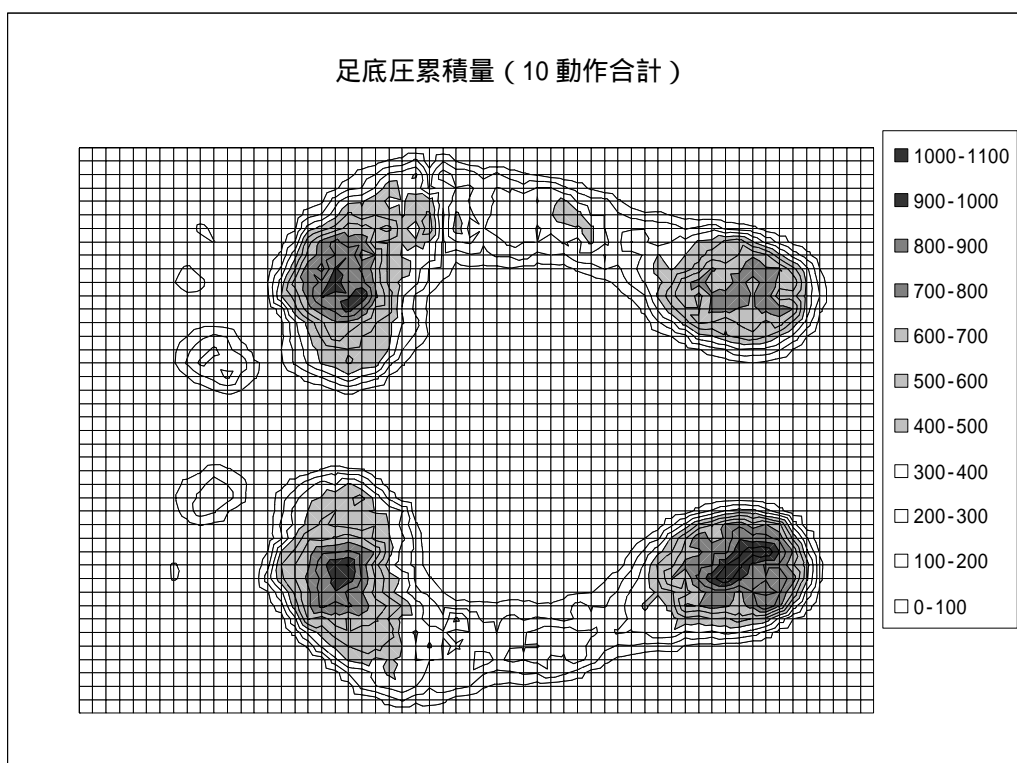


図 11 各計測ポイントの荷重値累積（ヒストグラム）

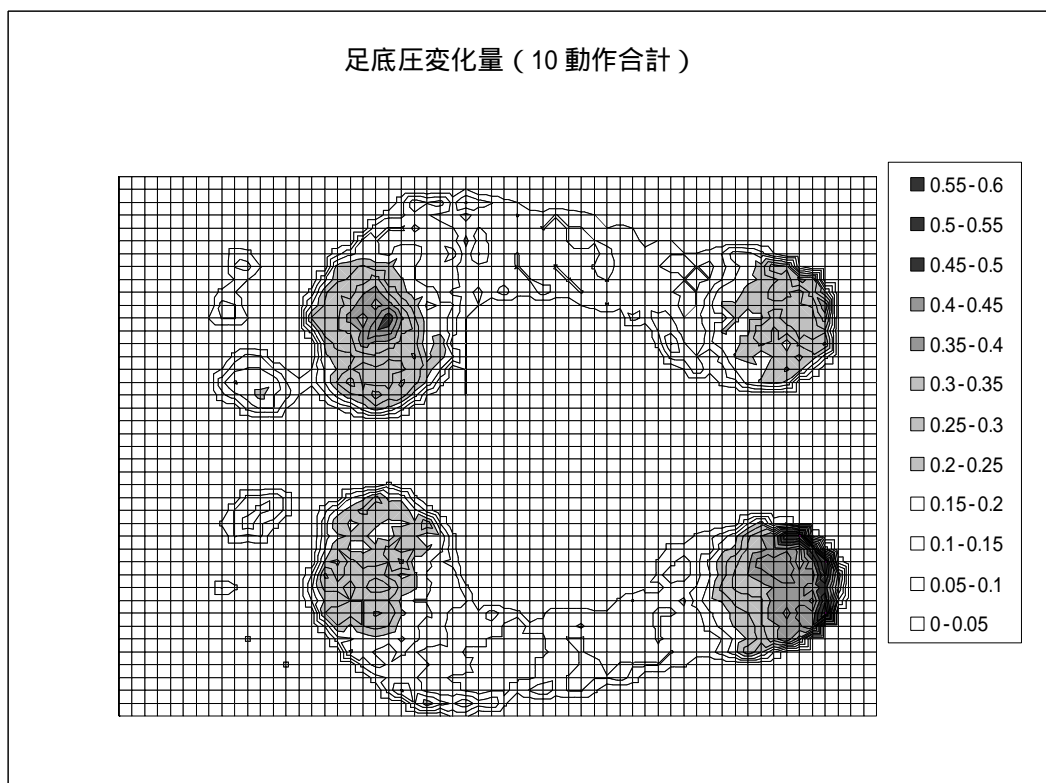
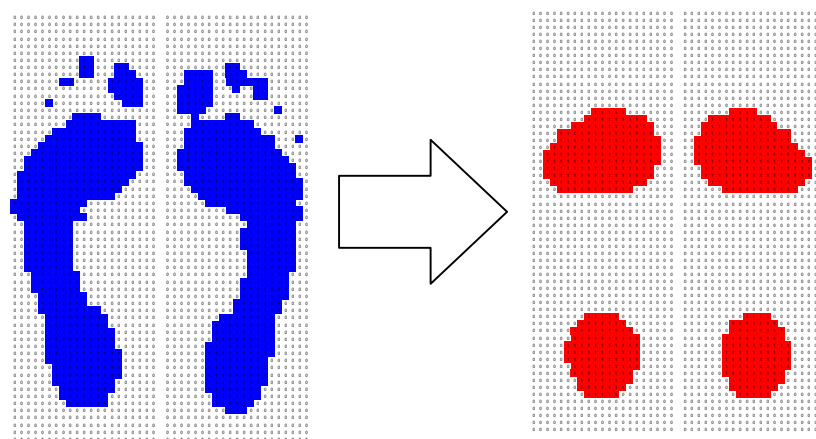


図 12 各計測ポイントの荷重値変化量（Peak-to-peak）



足底荷重累積が一定値以上のエリア      絞り込んだセンシングエリア

図 13 センシングエリアの絞り込み

こうして絞り込んだ4つのエリアの中心位置および総荷重とでCOPを再計算し、全部のセンシングポイントから算出したCOPの軌跡と比較したもの（代表例）を図14に示す。ここでは、いずれもほぼ全計測時間（約7秒間）の軌跡を示してある。

この結果をみると、若干の位置ずれは生じているものの、軌跡の形状はほぼ同じであることがわかる。したがって、センシングポイントは片足につき前半分と後ろ半分の2つのエリアに絞り込めると判断される。

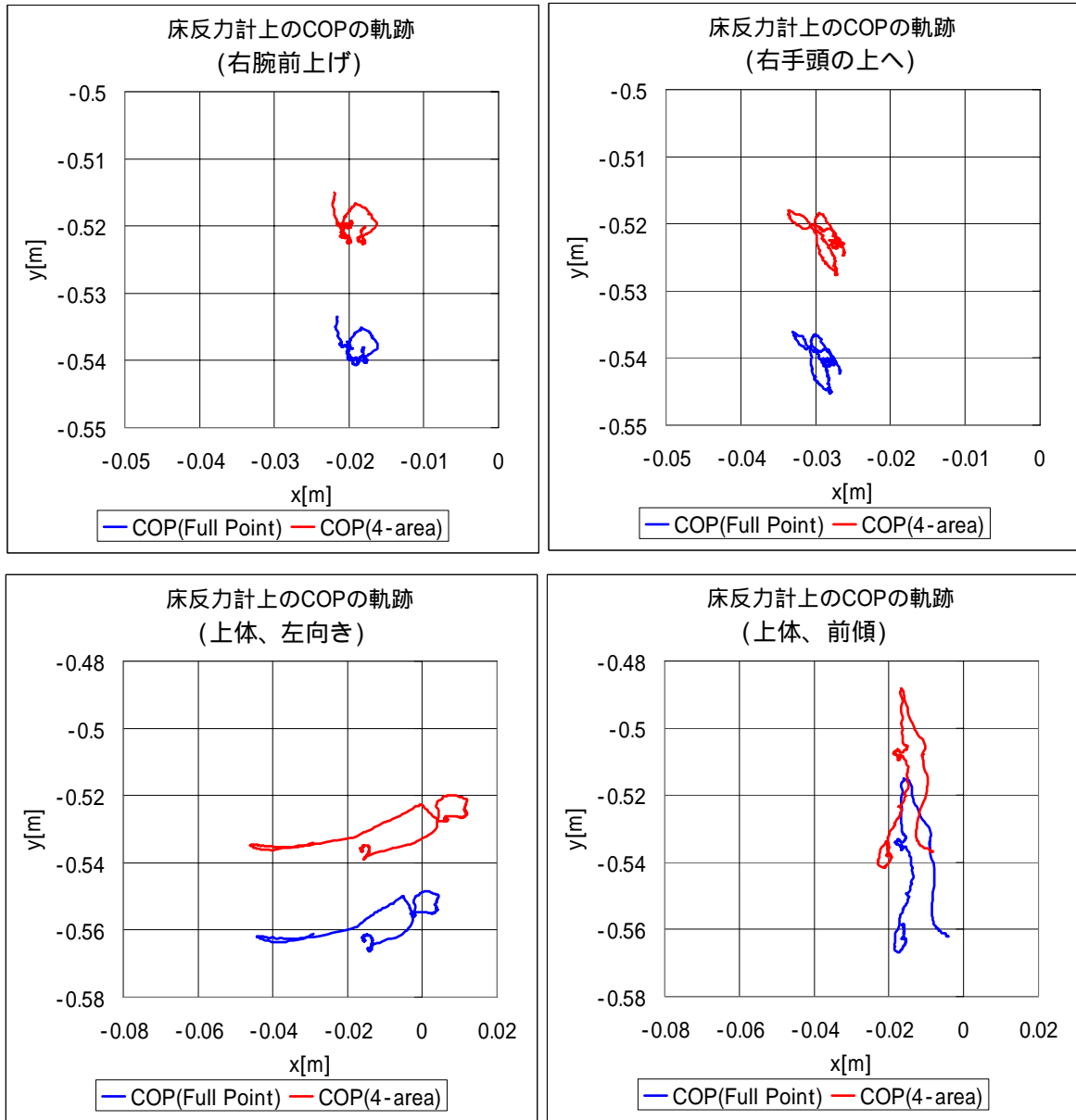


図 14 全センシングポイントと4エリアによる COP 比較

### 足底圧変化による歩行フェーズ判別

F-SCAN による足底圧分布計測結果から、足底をほぼ中央で前後 2 つのエリアに分割し、それぞれのエリアの総荷重を求め、それを横軸に右足全体と左足全体との荷重差、縦軸に両足の前半分（合算した値）と後半分との荷重差をとり、グラフにしたものを図 15 に示した。

この図に示されるように、定常歩行時の荷重差軌跡はほぼこのようなりサージュ（繰り返し閉曲線）を描く。この中に示したように、以下のような歩行フェーズの判別が可能である。

イ 右端または左端の縦線： 単脚支持相（片足が地面から離れている期間）

ロ 縦線の上端： 反対側の脚の踵接地(HC)

ハ 縦線の下端： 反対側の脚の爪先離地(TO)

ニ 斜線部： 両脚支持相（両足が地面に接している期間）

ただし、この図だけでは踵離地(HO)の時点はおおまかにしか判別できない（縦線上でゼロより上側あたりのどこかと推定される）ため、全足底接地(FF)の期間も不明瞭である。

また、同じ平面上に、歩き始めと歩き終わりを示したのが図 16 である。歩き始めでは、左足から前に出しているため、図 5 で示したようにいったん軌跡が原点より左下に動いたあと、左足が地面から離れるために軌跡は右へ大きく移動する様子が見られる。歩き終わりでは、軌跡は比較的単純に原点へと収束している様子が見られる。

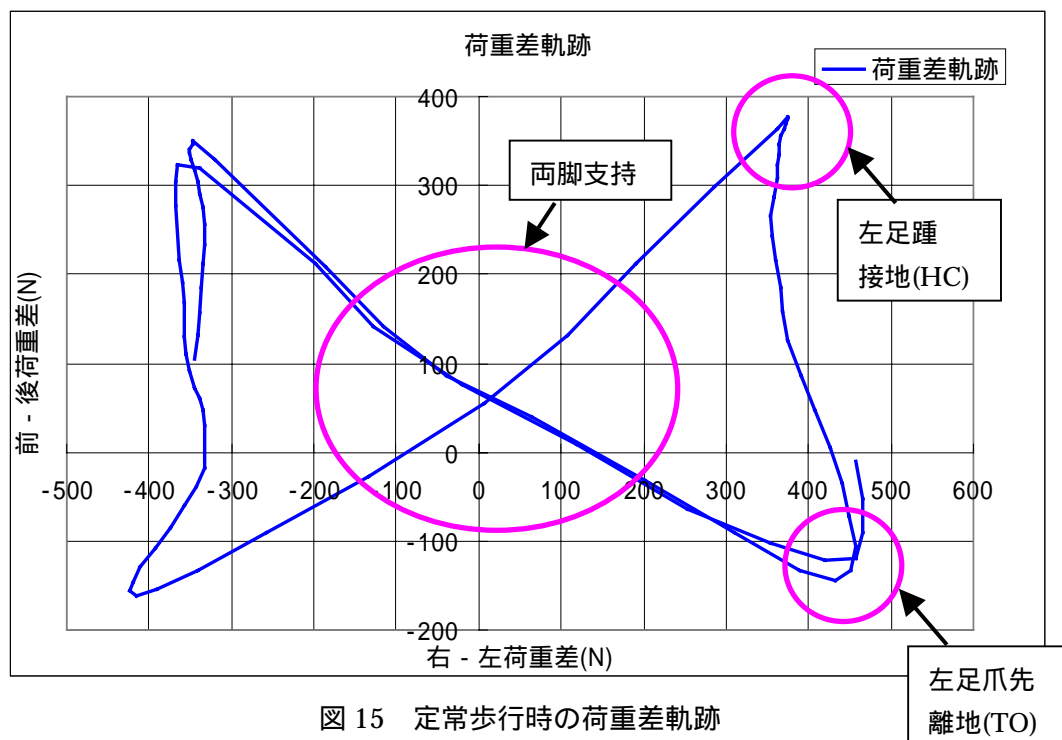


図 15 定常歩行時の荷重差軌跡

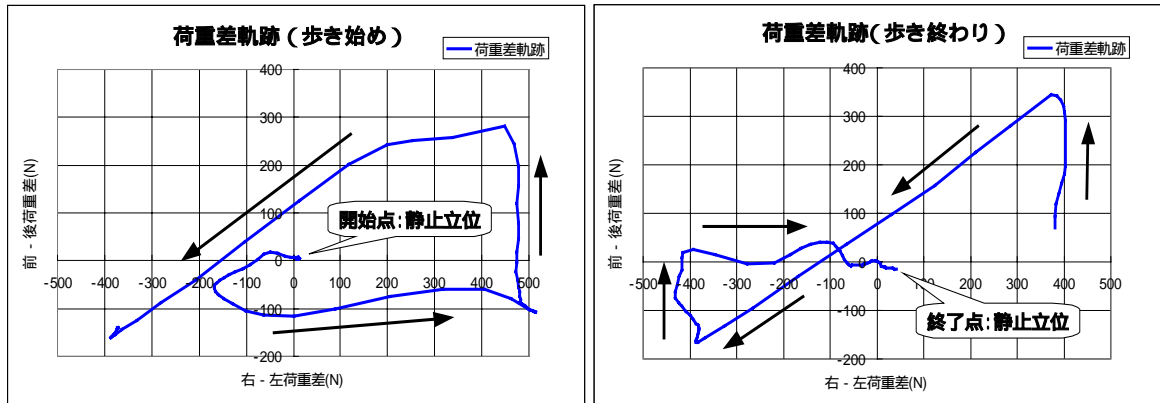


図 16 歩き始め（左図）と歩き終わり（右図）の荷重差軌跡

以上に示したように、立位から歩行にいたるまでの各動作状態のおおよその（定性的な）判別は、足底にかかる荷重値の前 - 後、右 - 左の差を指標とすることで可能となる。

## 2 フェーズ

### (1) 研究の概要

本事業では、FES による四肢の運動機能再建において、障害者が実生活で必要とする支援技術を検討し、新たな福祉機器・システムを創出することを目指している。本テーマでは、下肢運動機能障害者に対する FES による機能再建を安全に行うためのシステムの実現に向けて、FES 立位保持および歩行の制御を目的としたセンシング及びフィードバックシステムの開発を目指している。

フェーズ において、立位時の重心位置は両足底それぞれ 2 エリアの荷重計測で得られることが分かった。フェーズ では、これを実際の立位保持制御に適用するため、まず簡易人体モデルによる安定性範囲の検討を行い、重心位置とその移動速度とで決まる安全範囲（転倒せずに立位を維持できる範囲）を示した。次に、感圧導電ゴムを用いてインソール型の重心位置センサを試作し、Vicon（床反力計）とほぼ同じ計測結果を得た。

また、歩行動作制御のためのセンシング手法の検討として、まず健常者の定常歩行において、統計的手法を用いることにより、足底圧計測結果から歩行速度や歩幅、下肢各関節位置をある程度推定可能であることが分かった。次に、現状の FES 歩行においては足を前に踏み出すタイミングを適切に判断することが重要であると考え、機構解析シミュレータと人体モデルを用いて、立位状態から足を前へ出さないと転倒に至る条件（立位と転倒との境界）についての検討を行った結果、立位時と同様に重心位置とその移動速度とをパラメータとして境界条件を導出可能であることを示した。

### (2) 研究の目標

フェーズ においては、フェーズ で得られた知見をもとに、立位保持 FES の実用化に向けたセンシングシステムの開発が必要となる。そのためには、まず現在の状態がどの位安定なのか、どこまでが転倒せずに立位を維持できるのかを定量的に示す必要がある。また、足底の荷重中心位置(COP)をできる限り簡便かつ十分な精度でセンシングする方法を検討し、実際に試作して検証することが必要である。

次に、歩行は「転倒しながら前へ進む」現象であるため、立位制御と同様に重心移動を監視することである程度の制御が可能であると考えられる。すなわち、重心位置が、立位を安定維持できる範囲を越えて前方へ移動する時点を予測し、そのタイミングに合わせて片方の足を前方へ振り出すようにすれば、一步の歩行が行われることになる。健常者のような滑らかな歩行（動歩行）の再建はまだ困難であるが、一步一步バランスをとりながらゆっくりと進む歩行（静歩行）であれば、重心移動センシングによる制御方式により実現可能であると思われる。

以上のことから、フェーズ の目標を次のように設定する。

立位時の安定性を示す指標（安全条件）を定量的に示すこと

身体装着型 COP センシングシステムを試作し、立位保持制御へ応用すること



と

歩行動作センシングについて、足底圧からどこまで情報が得られるかを示す  
こと

歩行 FES において、足を前へ踏み出すべきタイミングを決定する指標を得る  
こと

### (3) 実施内容

#### 立位安定範囲の検討

##### イ 簡易人体モデルによる検討

フェーズにおいて、立位時の身体重心位置およびその移動速度は足底圧(COP)計測により得られることを示したが、その時の安定性を評価するには、適切なモデルを用いた理論的裏付けが必要である。そこで立位状態を、足部より上の身体をひとつの剛体とみなし、足関節を駆動部とした倒立振子モデルで近似し、身体重心の位置および速度の安全範囲を求めることにする。

そこでまず、重心の位置と移動速度については、前後方向の一次元についてのみ考察する。それは、足関節の力で制御できるのはおおむね前後方向の揺れであるからで、左右方向の揺れについてはここでは扱わない。このときのモデルとそれにかかる力を図 17 に示す。このとき、身体が倒れない条件は次のようになる。

(イ) 重心位置が支持基底（両足の外周によって包絡される領域）の内部にあること

(ロ) 重心位置が支持基底の端に到達するまでにその移動速度がゼロになること

この重心移動を止める力は、足関節が発揮する力（トルク）のみとし、この力の最大値を次のように仮定する。

(a) 重心が前方に移動している場合、その移動を引き戻そうとして足関節が発揮する最大

トルクは、重心位置が支持基底の前方端の真上で静止しているときの値とする。

(b) 重心が後方に移動する場合には、足関節の力では止めることはできない。したがって、

重心位置が足関節位置よりも後方になった場合は、そのまま転倒に至る。

以上の条件より、表 3 に示したパラメータを用いて以下のように重心位置とその速度を求める。まず、重心の運動方程式は

$$\begin{aligned} M\ddot{x} &= R_x \\ M\ddot{y} &= R_y - Mg \end{aligned} \quad \cdots ( )$$

足関節まわりの回転運動方程式は

$$I\ddot{\theta} = T - MgL \sin \theta \quad \cdots ( )$$

支持基底内における立位状態では、以下の近似が成り立つ。

$$\begin{aligned} \sin \theta &\cong \theta \\ V &= L\dot{\theta} \\ G_x &= L \sin \theta \cong L\theta \end{aligned}$$

この条件の下で ( ) を解くと、

$$\begin{aligned}\theta &= A \exp[kt] + B \exp[-kt] + T / (MgL) \\ \dot{\theta} &= kA \exp[kt] - kB \exp[-kt]\end{aligned}\quad \dots ( )$$

$$\text{但し、 } k = \sqrt{MgL / I}$$

$A, B$  は初期条件により決まる定数

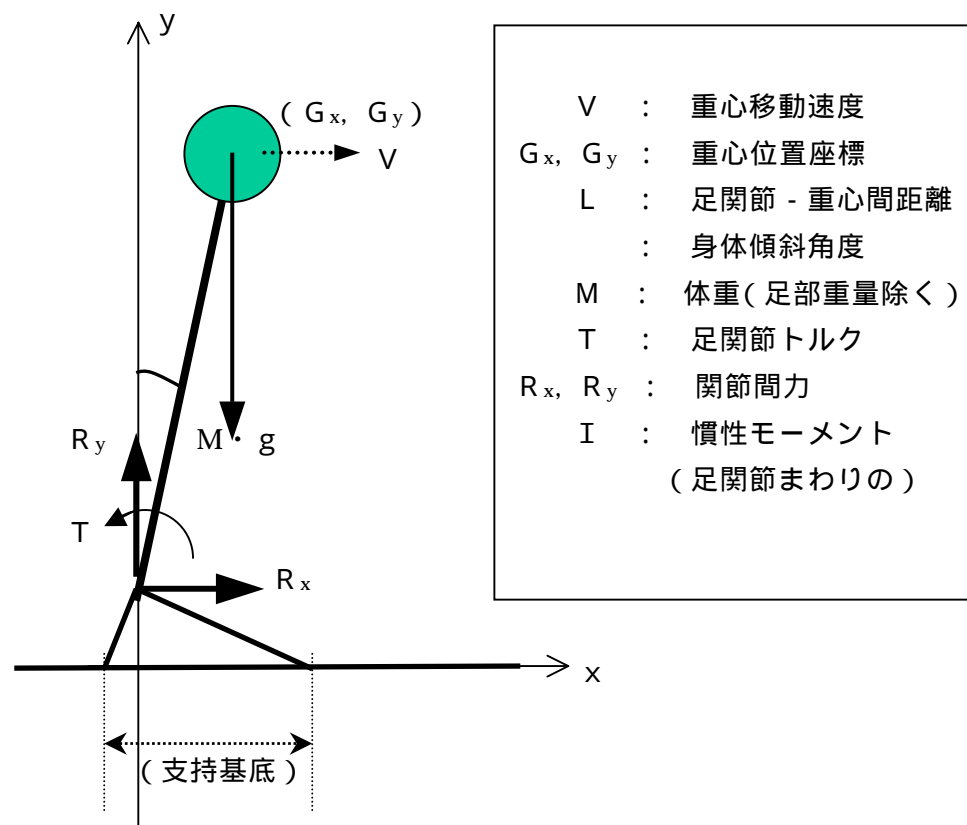


図 17 立位状態モデル

表 3 人体モデルのパラメータ

パラメータ	使用した値 (単位)	備考
体重 ( $M$ )	63.1 ( $\text{kg}$ )	足部重量を除く
足関節 - 重心間距離 ( $L$ )	0.961 ( $\text{m}$ )	
慣性モーメント ( $I$ )	58.3 ( $\text{kg} \cdot \text{m}^2$ )	足関節まわりの
足関節トルク最大値 ( $T$ )	119 ( $\text{kg} \cdot \text{m}^2 / \text{s}^2$ )	
支持基底の大きさ	0.2 ( $\text{m}$ )	足関節位置より前方
	0.05 ( $\text{m}$ )	" 後方

また、上記のモデルを検証するため、健常者 1 名 ( 29 歳男性 ) を被験者とし、

三次元動作解析システム（Vicon512）を用いて、被験者自ら身体を前後に揺動してもらったり、倒れないぎりぎりのところまで前傾・後傾したり、倒れない限界を超えて前傾して足が一步前へ出てしまったりした動作について計測を行った。

#### 感圧導電ゴムによる重心移動センサの試作

##### イ センシングシステムの試作

F E S による立位保持の実用化に向けて、立位状態の安定度（転倒しそうか否か）をリアルタイムでフィードバック可能な小型軽量センシングシステムの開発を目指している。

フェーズ では、その安定性の指標となる身体重心位置をセンシングする手法を検討し、両足底のそれぞれ2ヶ所（踵と前足部）の圧力を測れば十分であることを示した。

残る問題は、片足につき2ヶ所の圧力をどのような方式でセンシングするか、および信号処理回路も含めたシステム全体をどのようにして身体装着可能な小型軽量なものにできるかである。圧力計測には一般に歪みゲージが用いられるが、変位信号が微弱であるため信号増幅系が大規模かつ高価なものとなってしまう。

これに対し、ここではイナバゴム㈱から市販されている感圧導電ゴムシートを用いることで解決を図った。感圧導電ゴムの場合、抵抗値（電圧）を測るだけで済むため、信号処理のための回路らしいものはほとんど必要ない。また、今回は圧力を精密に測るというよりもその分布（荷重中心「位置」）を知るのが目的であるため、圧力の絶対値計測にはやや不安定な感圧導電ゴムであっても、ある程度の計測精度が得られるのではないかと考えた。

以下、試作に至るまでの仕様検討と実験結果を順に示す。

##### ロ 仕様の検討

###### （イ） 感圧導電ゴムの特性

感圧導電ゴムは、荷重に応じて表面の電気抵抗が連続的に変化するもので、その原理は図 18 に示すように荷重によりゴムが圧縮変形されると、混練されている導電粒子同士が接触し、導電経路が生じることにより抵抗値が変化（減少）し、荷重を取り除くとまた元の状態に戻ることを利用している。

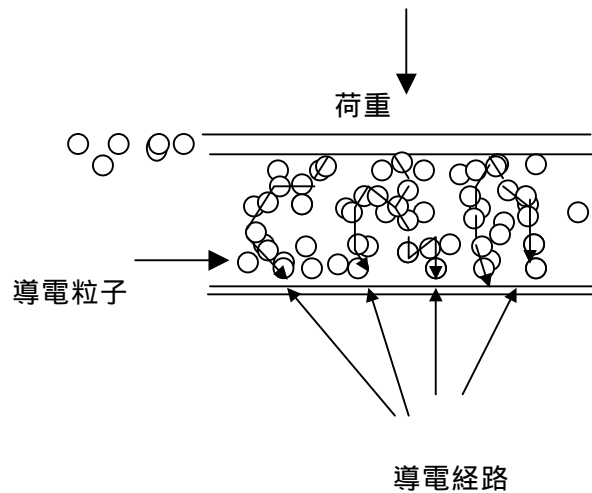
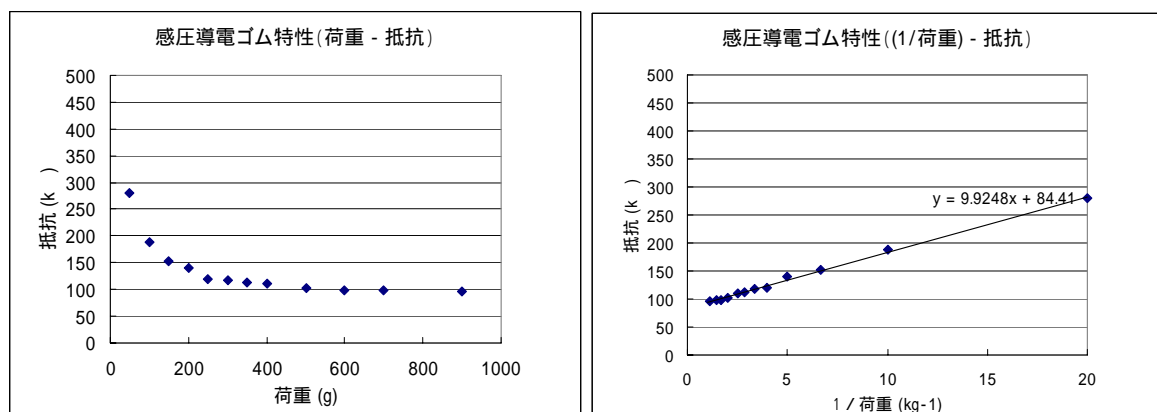


図 18 感圧導電ゴムの原理（イナバゴム㈱ 技術資料より）

入手した感圧導電ゴムシートの荷重 - 抵抗値特性を調べるため、デジタルフォースゲージ(㈱イマダ製 DPRSX-T)と専用スタンドを用いて計測した。その結果を図 19 に示す。ここでは左図に荷重と抵抗値との関係を、右図に荷重の逆数と抵抗値との関係を示した。これにより、抵抗は荷重にほぼ反比例して変化すると言える。



(a) 荷重 - 抵抗

(b) 荷重(kg)の逆数 - 抵抗

図 19 感圧導電ゴムの荷重 - 抵抗特性

#### (ロ) センシング位置

立位時の身体重心位置を知りたい場合、片足につき 2 ヶ所（踵と前足部）の荷重を計測すればほぼ十分である。その際の具体的な計測位置については、あらかじめ立位状態で様々な動作を行ってもらい、足底荷重の累積値が大きい場所を抽出する。そこで、足底圧分布を 0.5cm ピッチで計測できる FSCAN

(株)ニッタ製)を用いて計測した結果を図 20 に示す。ここでは、前後揺れや左右揺れ、腕を前に上げたりおじぎをしたりといった計 10 動作について足底圧分布を計測しその値を累積したもので、下側(左足)について抽出したエリアを赤い円で囲んで示した。

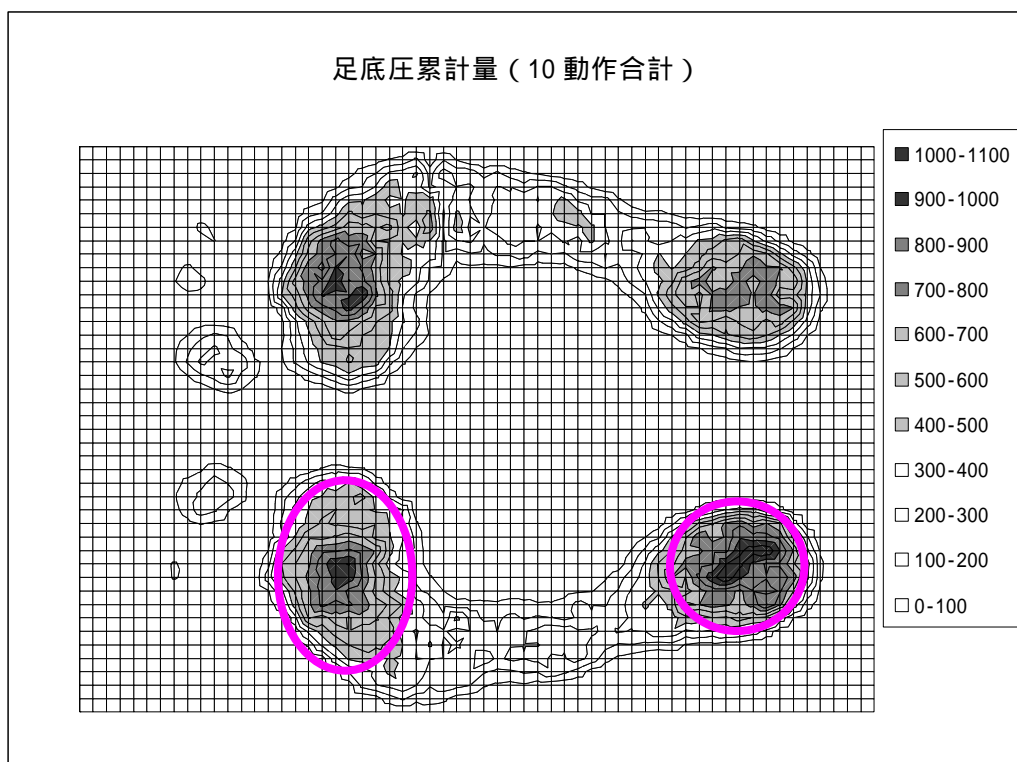


図 20 足底荷重センシングエリアの抽出

#### (八) 分布荷重の計測原理

荷重センシングエリアは決定したが、実際の荷重は常にその領域に均一に印可されるわけではない。ある狭い領域に集中したり逆に分散したりすることは十分あり得る。そのような場合でも、エリア内に印可される総荷重が正しくセンシングされるかどうかを検討する必要がある。

そこでまず、荷重によって導電経路が複数生じている状況を図 21 に示す。ここでは、2 本の導線ラインの間に多数の抵抗が並列接続されている回路と等価であると考えられる。

このとき、以下の手順により、抵抗値は総荷重によってのみ変わり、荷重の分布には影響を受けないことが示される。

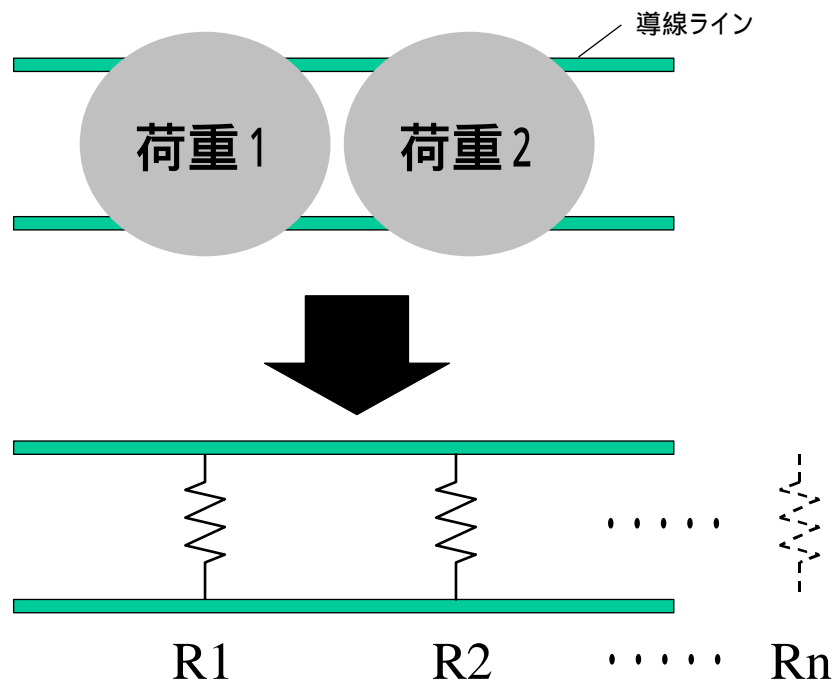


図 21 荷重分布と等価回路

まず、荷重分布

$$P_1, P_2, \dots, P_n$$

により、抵抗（導通経路）

$$R_1, R_2, \dots, R_n$$

が生じているとする。

導通経路の抵抗値は荷重に反比例し、総荷重  $P$  は一定であるとする、

$$R = c / P, \quad c \text{ は定数}$$

$$P = P_1 + P_2 + \dots + P_n$$

このとき、導線ライン間の抵抗値は

$$\frac{1}{R} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \dots + \frac{1}{R_n} = \frac{1}{\frac{c}{P_1}} + \frac{1}{\frac{c}{P_2}} + \dots + \frac{1}{\frac{c}{P_n}}$$

$$= \frac{1}{c} \{P_1 + P_2 + \dots + P_n\}$$

$$\therefore R = \frac{c}{(P_1 + P_2 + \dots + P_n)} = \frac{c}{P}$$

となるため、抵抗値  $R$  は荷重の分布状況に影響されないことが分かる。



## 足底圧変化による歩幅、下肢関節位置の推定

### イ 歩幅および歩行速度の推定

身体装着型センサ（足底圧センサなど）を用いた歩行動作のリアルタイムセンシング手法検討において、歩行フェーズの判別がある程度可能であることはフェーズで示した。本節では、歩行に関してさらに詳しい情報が得られないかを検討する。

歩行は足を前に踏み出して身体を移動させる運動であるから、まず重要な情報は歩幅と歩行速度である。これらを推定するためには、これまで用いてきた足底圧分布変化に加えて、以下の情報が利用可能であるとした。

#### (イ) 時間情報

これまで計測してきた情報に含まれているものであるが、一步または重複歩（stride、踵が接地してから、同じ側の踵が再び接地するまで）等に要した時間を利用する。

#### (ロ) 足底圧の水平（前後）方向成分

これまでは、足底圧計測に使用している身体装着型のセンシングシステム(F-SCAN)は、床面に垂直方向にはたらく圧力しか計測できなかったため、歩行時に足を蹴り出したりする際の床面に水平方向にはたらく力は考慮外であった。ここにきて、本事業の共同研究において、足底に装着してすべての方向の力が計測できるセンサの開発が進んでいることが分かったため、この観点からの検討も加えることとする。

ここでは対象を健常者の定常歩行とし、表1に示した被験者を用いて、三次元動作解析装置(Vicon) + 床反力計のシステムを用いて、歩行速度を3段階（ゆっくり、ふつう、はやめ）に変えながらそれぞれ5回ずつ計15回、歩行計測を行った。

歩幅は、定常歩行においては歩行速度に一步の移動に要する時間を掛け合わせたものであるから、まず歩行速度を何らかの形で求め、次にその値を用いて歩幅を算出できる。

そこで、歩行速度を求めるための物理量として、歩行周期などの時間に着目し、それと歩行速度との相関を調べた。歩行速度はここでは身体重心の移動速度であると定義し、片方の足が着地した瞬間の歩行速度と、その直前の一步に要した時間（反対側の足が着地してから、注目側の足が着地するまでの時間間隔）および同じ側の足が地面から離れた瞬間からの時間（遊脚期の時間）、同じ側の足が前回に着地した瞬間からの時間（「重複歩」に要した時間）などとの相関を調べた。

次に、歩幅を求めるためには直前の歩行速度と一步に要した時間（もしくは

歩行速度と最も相関の高かった時間パラメータ)の値があれば計算できるが、細かく見ると歩行速度は一定ではない。一般的には足が着地する瞬間が最も大きく、立脚中期にかけて約10%減少してまた増加する。そこで、進行方向にはたらく足底圧の水平成分が計測可能であるという前提条件下では、足底を通して床面にはたらく進行方向の仕事(力積)が計算できるため、運動量保存の式を用いて歩行速度の増減を考慮した歩幅値を求めることができる。その導出経過は次のとおりである。

初速度を $V_s$ 、終速度を $V_e$ とすると、運動量保存の式より  $m V_e - m V_s = E$  (ここで、 $m$ は被験者の体重、 $E$ はこの間に床面にはたらく進行方向の力積)

この式より  $V_e = V_s + (E/m)$ 、歩幅は平均速度  $(V_s + V_e)/2$  を用いて

$$D(\text{歩幅}) = V_s \cdot t + (E/2m) \cdot t$$

#### ロ 下肢関節位置の推定

次に、脚が接地している時の下肢各関節(股関節、膝関節、足関節および足指(第5中足骨頭、以下MPと略称する)関節)の位置(空間座標)を、足底圧分布変化情報から推定できないかを検討した。またここでも、足底圧水平方向成分(進行方向)もセンシングに用いることにする。

予備検討の結果より健常者の定常歩行動作は、同一被験者に限ればかなり定型的なパターンで繰り返されていることが分かった。そこで、あらかじめ定常歩行の計測を何度か行い、定常歩行立脚期の足底圧分布変化と、立脚期における下肢各関節位置との相関を調べ、その対応パターンを用いて、足底圧分布変化から下肢各関節位置を推定する、といった間接的センシングを行う。

以上をまとめると、

- ・ センシング対象動作は、健常者の定常歩行とする。
- ・ 実際に計測する物理量は、足底圧(床面に水平方向にはたらく力も考慮)とする。
- ・ 方法は、あらかじめ定常歩行立脚期の足底圧分布変化とそれに対応する下肢各関節位置変化の対応パターンを用意しておき、これと計測された足底圧分布とを照合することにより関節位置を推定する。

このためにまず、足底圧分布変化と下肢各関節位置との対応パターンを得るために、歩行計測を行った。前段と同様に被験者は健常者(29歳男性)で行い、ふつうの速度で十数回歩いてもらい、三次元動作解析装置(Vicon512)により歩行動作データを得る。足底圧分布計測にはニッタ製のF-SCANを用いて同時計測する。なお、足底圧分布計測データは、計測エリアを片足につき(立位時の足底前部と踵部の2つに加えて、母趾部と側部を加えた)4つに絞り、それぞれのエリアの総荷重値データに変換する。

次に、歩行中の立脚期の足底圧分布変化および下肢各関節位置データ(十数回分)を加算平均し、それぞれの標準変化パターンを作成する。立脚期の下肢各関節位置は、着地直後の踵マーカ位置を原点とし、進行方向(Y)および垂直方

向(Z)から成る平面(矢状面)上のデータとして抽出した。こうして作成した足底圧分布変化パターンを図 22 に、またこれと対応する下肢各関節位置を図 23 に示す。図 22 では、横軸に踵着地から爪先離床までの期間を 100 分割したものをを用いている。この対応する 2 つのデータを用いて、現在の足底圧分布が標準パターン中のどの位置に該当するかをマッチング探索し、その時点に対応する下肢各関節位置を推定値として出力する。

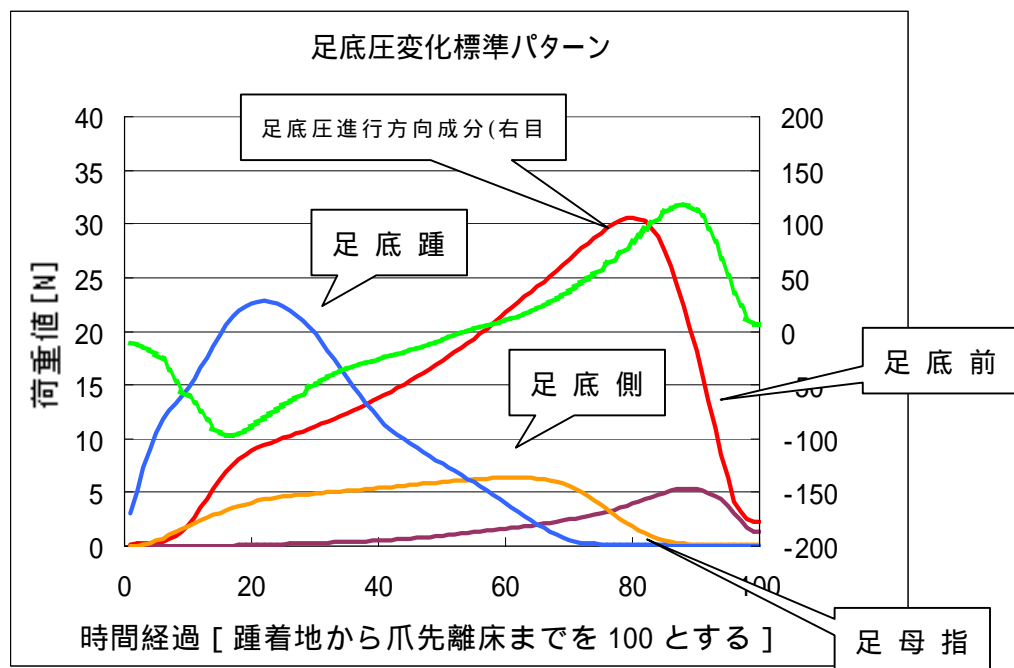


図 22 足底圧分布変化の標準パターン

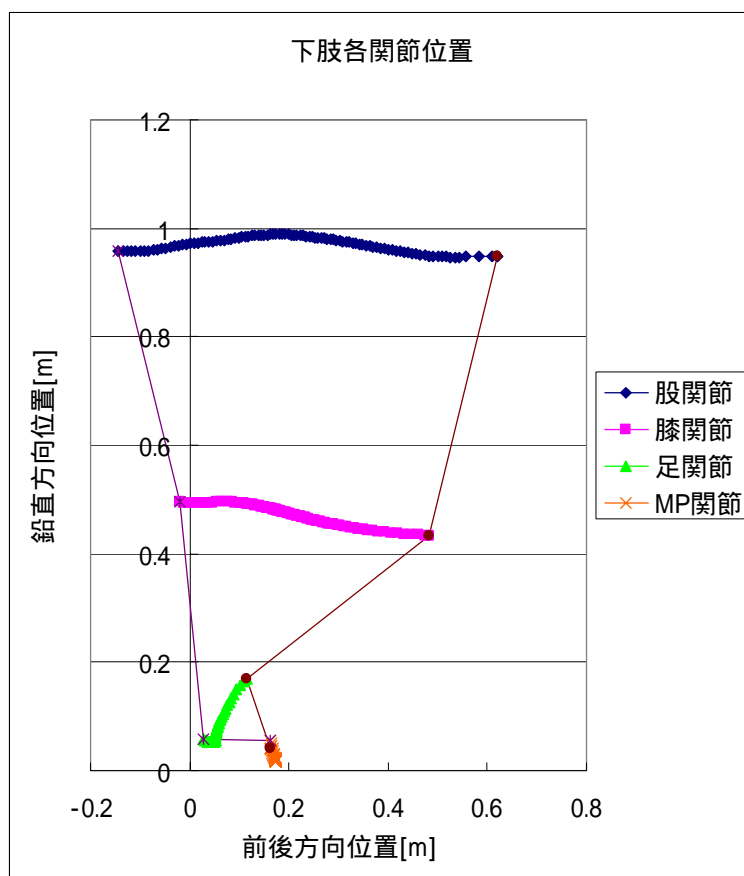


図 23 下肢各関節位置の標準パターン

## 足の踏み出しタイミング検討

### イ はじめに

前節では統計的な手法を用いて、足底圧変化から歩行運動に関する情報抽出を試みたが、この方法ではあらかじめ対象者による多数回の計測が必要となるうえ、データのない動作に対しては役に立たない。また実際の人間を用いた実験には限界があるため、これを計算機上でのシミュレーションで検討する方法が考えられる。これを用いれば、転倒を伴うような危険な状況の検討も可能となり、歩行以外の様々な動作への応用も広がる。

そのため平成 13 年度末に、機構解析シミュレータ(ADAMS)とその上で動作する人体モデル(Figure)を導入し、立位姿勢やそこから足を一步踏み出す動作等のシミュレーションを行い、足の踏み出しに適した条件(姿勢や重心移動速度など)を検討することとした。

### ロ 機構解析による歩き出し動作の解析

ここでは、機構解析シミュレータ ADAMS (MSC Software 社製)およびその上で動作する人体モデル Figure (同社製)を用いて、立位状態から足を一步踏み出すまでの動作シミュレーションを行い、実際の FES 制御においてどのような条件(姿勢、重心移動など)の時に足を踏み出すとよいのかを検討する。歩行は身体を前方に倒しながら進む運動であるため、立位状態からどのような状況のときどのタイミングで足を前に出すかがポイントになると考えられるからである。

今回シミュレーションに用いた人体モデルは身長 175cm、体重 85kg の男性で、下肢の筋を図 34 に示すように定義した。ここでは筋の特性は、ばね-ダンパー定数でのみ定義されている(Figure の機能の制約による)。また定義した筋も、主として立位保持に主要な役割を果たすと考えられる 4 つの筋(大臀筋、大腿直筋、腓腹筋および前脛骨筋)とした。

このモデルで直立姿勢で安定立位させた状態から、足関節の背屈動作を行わせて全身を前傾させるシミュレーションを行う。すなわち、所定の時間(0.1 秒)または所定の角度(2 度)だけ前傾動作を行わせ、その後の挙動(立位を維持できるかどうか)をみる。その際、足関節まわりの角速度の条件をいくつか変えて行う。

次に、人体モデルの設定条件とほぼ等しい体格を有する被験者により、シミュレーションと同じ前屈動作を実際に行わせ、動作計測を行ってそのデータとの比較を行うことによりシミュレーションの有効性・妥当性を検討する。

これにより、体がどの程度まで前傾しても元の直立姿勢に復帰できるのか、あるいは復帰できずに倒れてしまうかの目安を得ることができ、それを元に足を一步踏み出す際の姿勢条件の検討を進めていく。

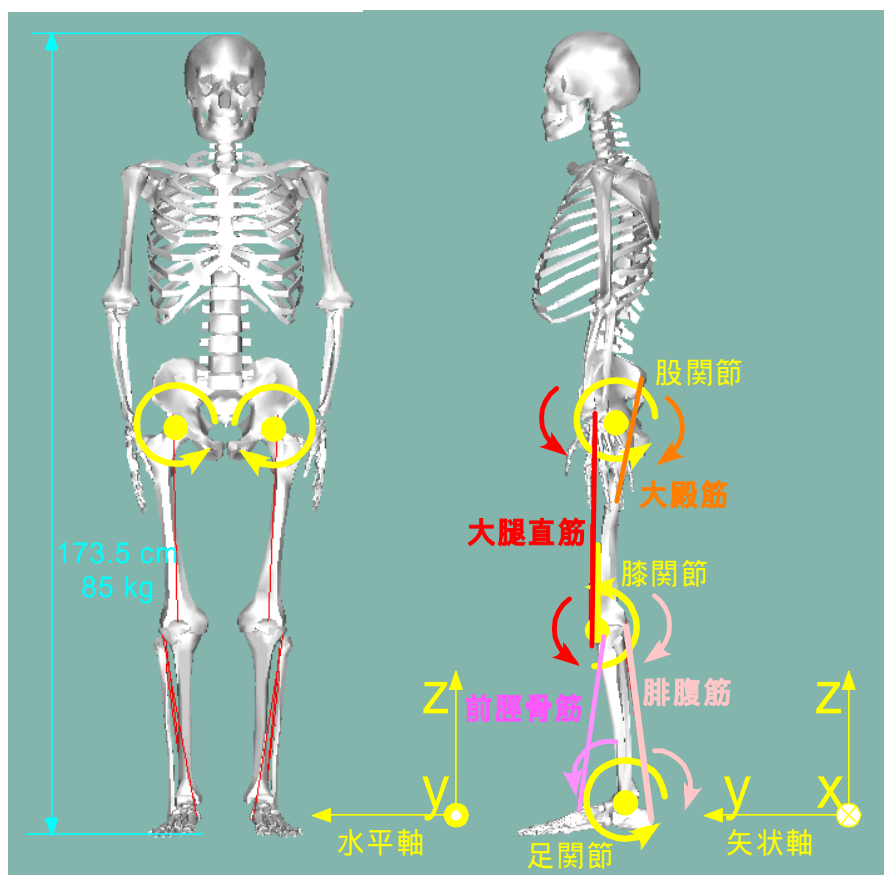


図 34 シミュレーションに用いた人体モデル定義

#### (4) 結果

##### 立位安定範囲の検討

重心の位置と移動速度に関する安全範囲を、立位状態の式(3)に被験者の実測パラメータを代入し、前節の条件 および(a)(b)により導出した結果を図 24 に示す。図の右側に、実際に用いたパラメータの値を示した。また、実際に計測した前後揺れおよび立位前傾・後傾動作の際の位置 - 速度軌跡を図 25 に示す。この図中には、モデルから求めた安全範囲も点線で示した。

図 25 をみると、実測データはおおむね安全範囲の中に入っているが、前後揺れ 1 のデータが一部安全範囲よりも前方へはみ出している。この理由として考えられるのは、

- ・ 足関節が発揮できる最大トルクは、実際は今回の想定よりも大きい
- ・ 重心位置算出の基礎となる反射マーカの取付位置が、各部の重心位置よりも前寄りになっている場所があった(頭部：額上部、腰関節：骨盤前面)
- ・ 最大前傾状態では、首と腰がやや曲がった姿勢になっており、モデルの仮定(直立)からずれた。

などである。

次に、傾き過ぎて足が一步動いてしまった場合の計測結果を図 26 に示す。これを見ると、いずれも限界位置付近(前方では約 0.25、後方では 0 付近)でいったん重心移動が止まりかけているが、そこから再び移動速度が増大していき、そのまま立っていることが出来なくなって足が地面から離れている(そうしないと転倒する)。

以上の結果より、単純な近似ながら倒立振子モデルは立位状態の安全範囲を十分導出できていると言える。実際に立位 FES に適用する場合は、安全マージンをみてやや狭めに安全範囲を設定する必要があるが、健常者のデータでみる限り安全範囲はここで導出したよりもやや広いため、このままの範囲を採用することも可能であると思われる。

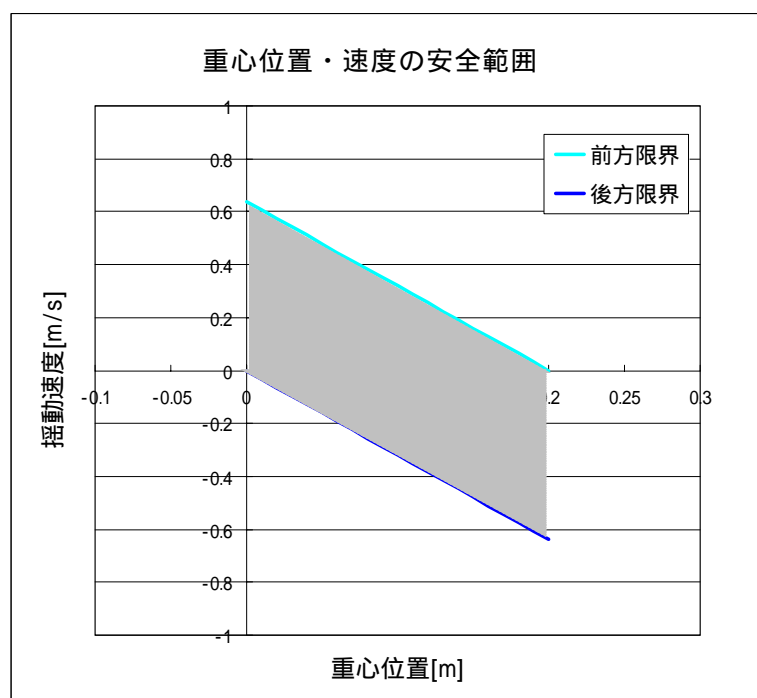


図 24 立位動作に伴う荷重変化

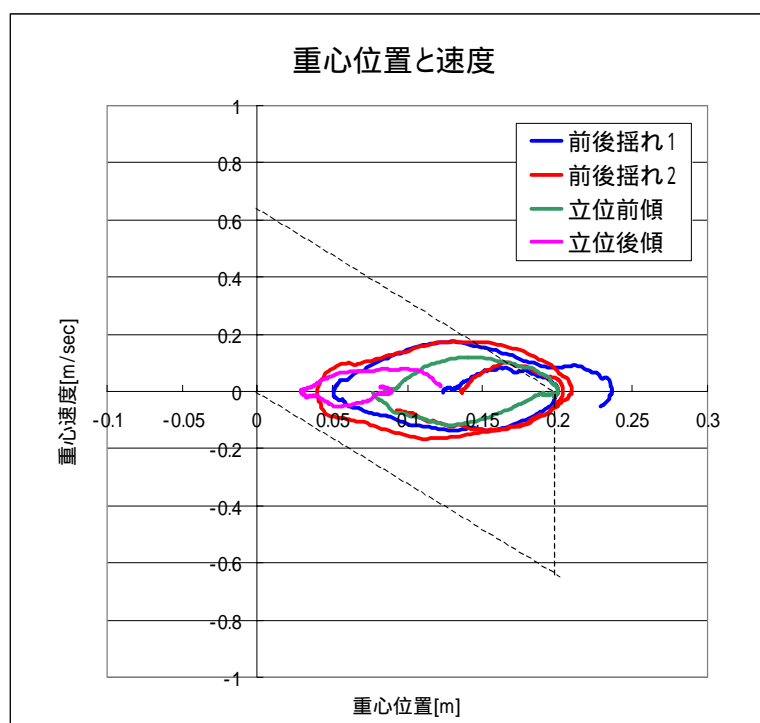


図 25 重心位置と速度（倒れない範囲の実測動作）



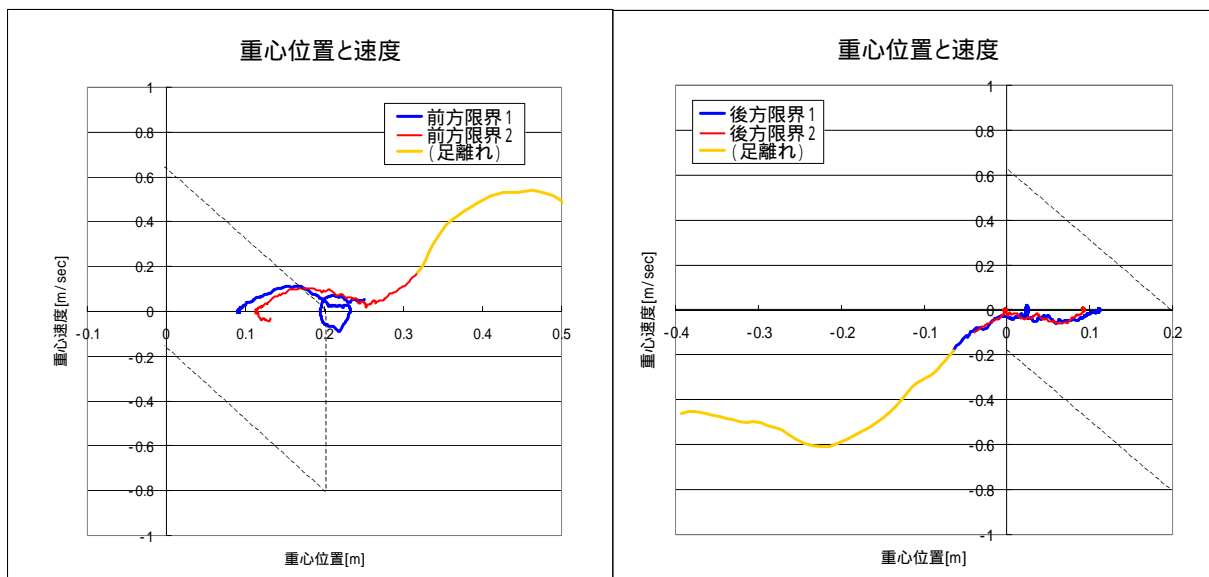


図 26 前方限界と後方限界

#### 感圧導電ゴムによる重心移動センサの試作

##### イ 試作センサとCOP計測方法

試作したセンサの外観（表側と裏側）を図 27 に示す。これは 2 枚の PET フィルムで感圧導電ゴムを挟んだもので、フィルムの片方には銅箔テープで導線ラインを形成している。また、このセンサ部の抵抗値（電圧）変化を計測する回路を図 28 に示す。

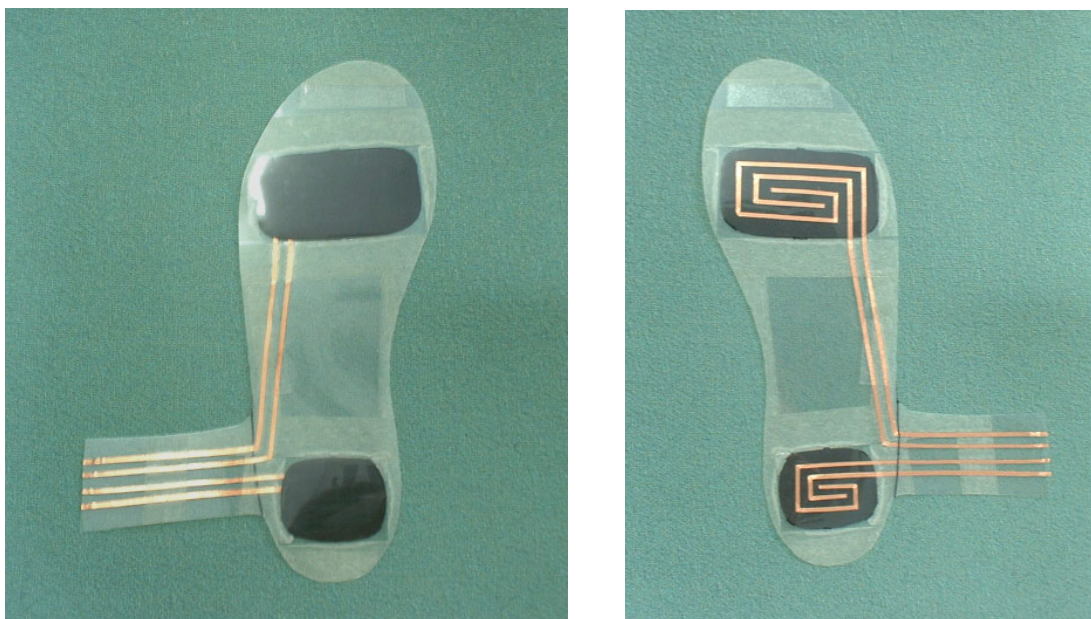


図 27 試作したセンサシート

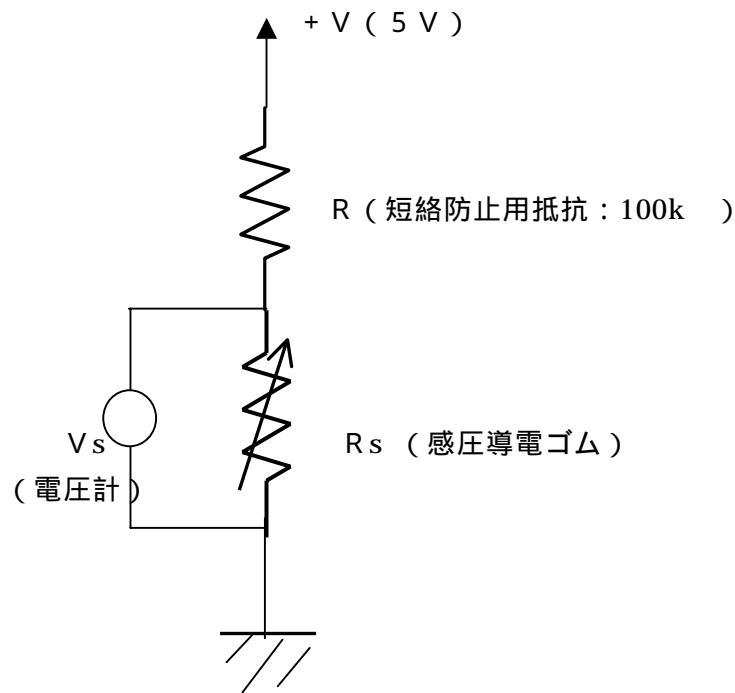


図 28 荷重計測回路

このセンサシートを用いて、シート内の前後方向の荷重中心位置を算出するには、以下の式を用いる。

$$P = c / R_s \quad (c \text{ は定数})$$

$$V = I \cdot (R + R_s)$$

$$V_s = I R_s$$

$$\text{以上の式より、} P = c \cdot (V - V_s) / (V_s \cdot R)$$

前後 2 つのエリアの中心位置をそれぞれ  $x_1, x_2$  とし、  
それぞれのエリアの荷重値  $P_1, P_2$  より、

$$COP = (x_1 \cdot P_1 + x_2 \cdot P_2) / (P_1 + P_2)$$

#### □ 立位揺動計測

試作したセンサシートの荷重中心計測精度を調べるため、三次元動作解析装置（床反力計）上に図 29 のように固定し、同時計測を行った。被験者は、センシング位置決定のための計測から一貫して同一の人物（29 歳、男性）をお願いした。

立位（直立姿勢）状態で、そのまま前後に揺動してもらった時の計測結果を図 30 に示す。左側に左足、右側に右足の COP（荷重中心位置）計測結果を、またそれぞれ上側が床反力計による結果、下側が今回試作したセンサシートによる計測結果である。これをみると、上下のグラフは初期位置のズレを除くと非常に良く一致していることが分かる。

また、図 31 に左右方向に揺動した時の計測結果を示す。感圧導電ゴムセンサによる COP は床反力計による結果よりも値は小さいが、変化はほぼ忠実に

検出できている。

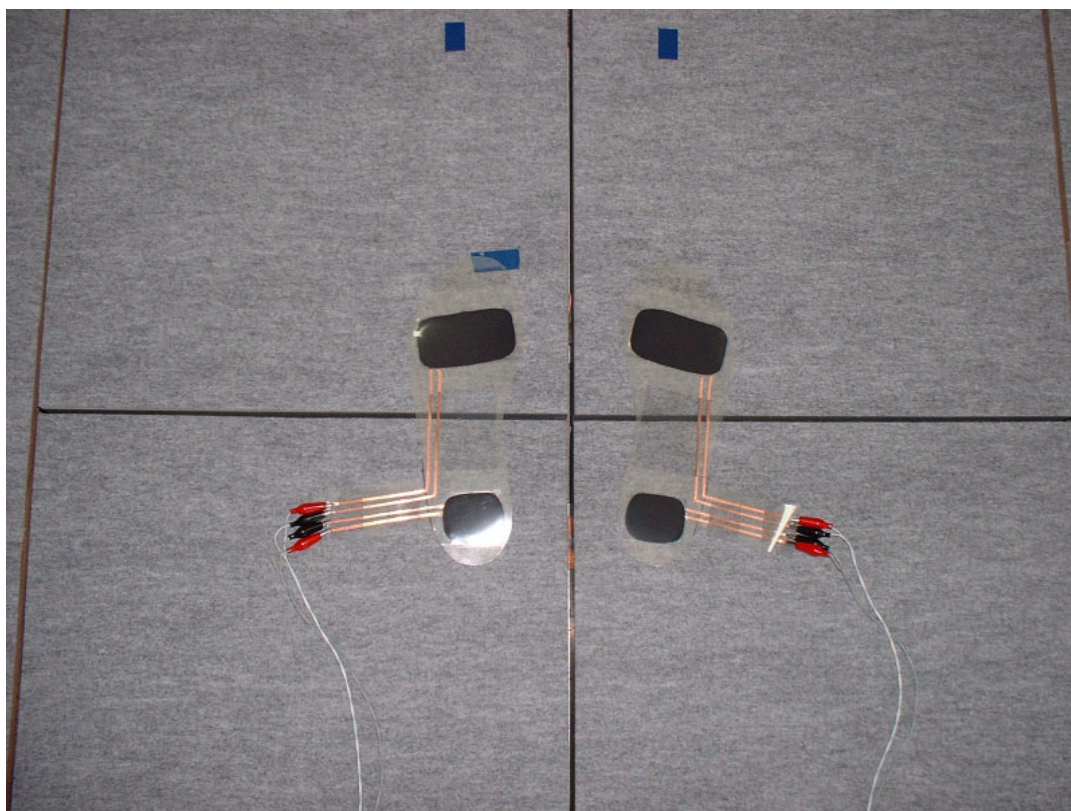


図 29 床反力計上のセンサシート配置

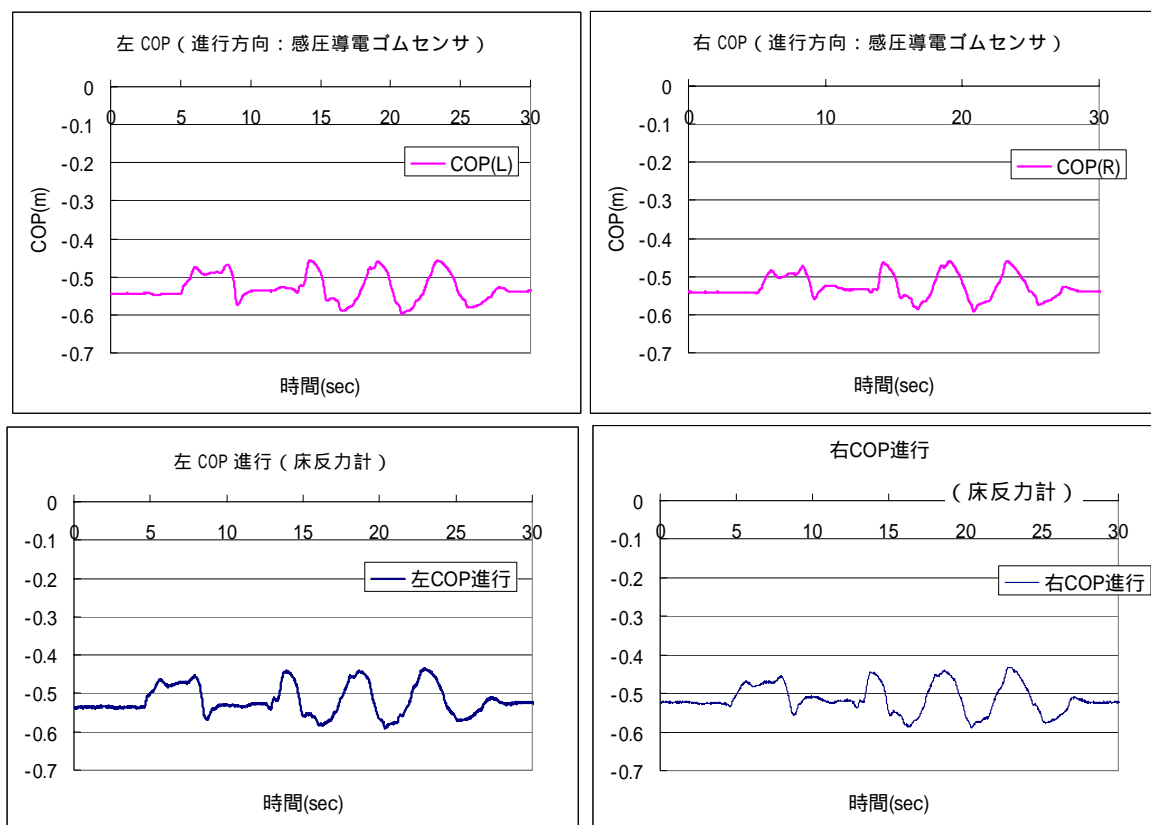


図 30 立位前後揺れ計測結果

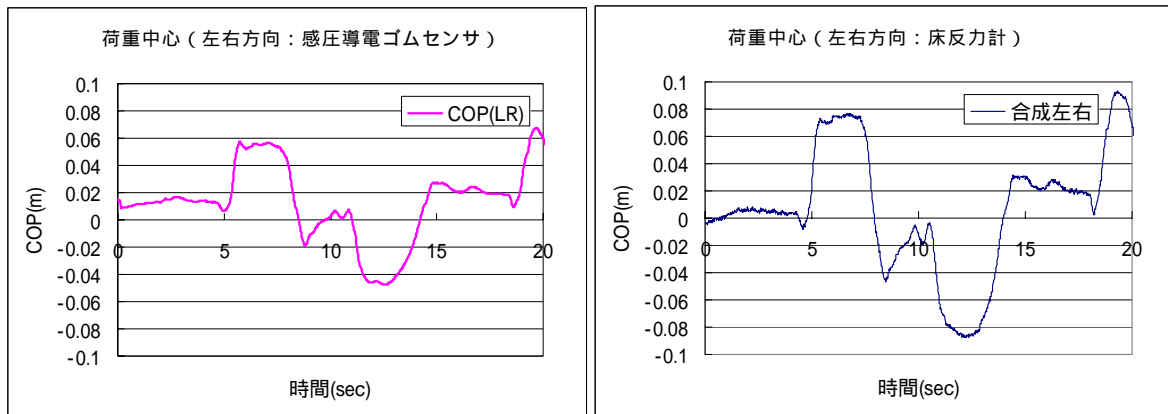


図 31 立位左右揺れ計測結果

#### 八 立位保持制御用センシングシステムの提案

感圧導電ゴムシートを用いて身体装着可能な重心位置センサシステムを試作し、COP 計測については床反力計とほぼ一致する計測結果が得られた。加えて大きな利点は信号処理回路がほとんど不要なため小型かつ安価なシステムにできることである。

今後はこれを下肢障害者の FES による立位保持制御へ提供し実際の制御に使用できるようなシステムとして完成させる予定であるが、実際の FES 立位では上肢（両腕）で支えている体重の割合が大きく、下肢（足関節や膝関節）の制御だけではほとんど重心移動が起こらないこと（対麻痺患者にて実験済み）等の理由により、適用できるかどうかの見通しは立っていない。

## 足底圧変化による歩幅、下肢関節位置の推定

### イ 歩行速度、歩幅の推定

歩行速度を求めるための物理量として、歩行周期などの時間に着目し、それと歩行速度との相関を調べた。その結果、歩行速度を求めるにあたって、最も相関が高かったパラメータは、同じ側の足が着地してから次に着地するまでの時間（「二歩」時間）の逆数であった。この相関を図 32 に示す。この 2 つの物理量間の相関係数は 0.986 で、サンプル数は 20 と少ないため  $t$  分布に従うとすると、新たな「二歩時間」値から歩行速度を推定する場合の推定精度は、99%信頼区間において算出すると約  $\pm 3\%$  となった。

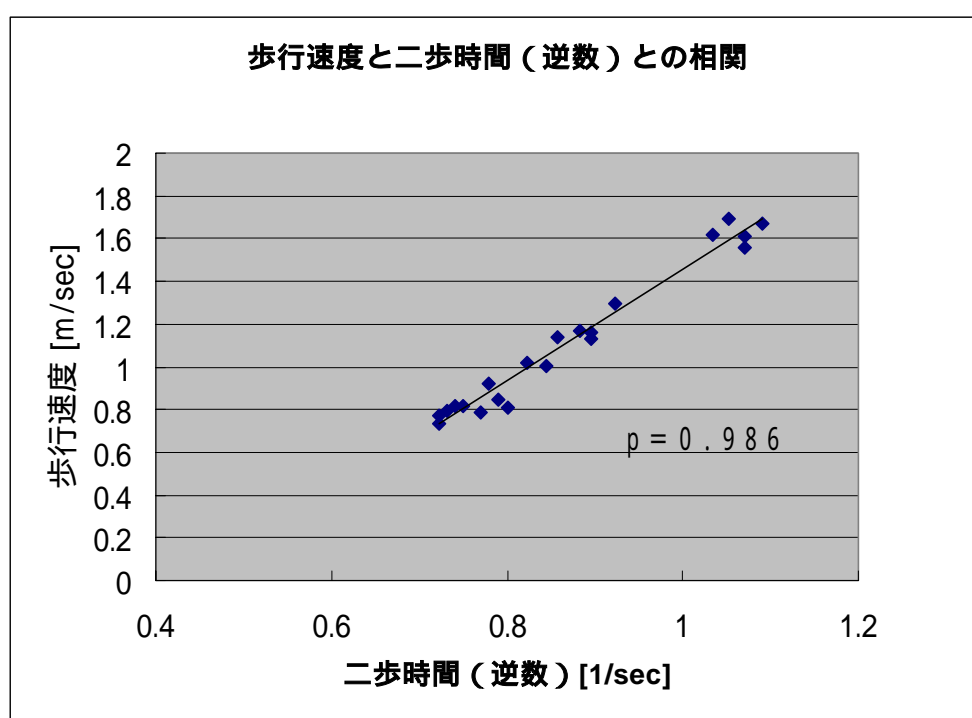


図 32 歩行速度と二歩時間（逆数）との相関

歩行速度の場合と同様に、歩幅を求める際に最も相関が高かったパラメータは、同じ側の足が着地してから次に着地するまでの床面へおよぼす進行方向力積（両足分）およびその時間で、これらのパラメータから求めた歩幅推定値と実測値との相関を図 33 に示す。ここでの相関係数は 0.965 で、算出に用いた歩行速度（初速度）に  $\pm 3\%$  の推定誤差が含まれることを考慮すると、最終的な歩幅の推定精度は約  $\pm 5\%$ （99%信頼区間）となった。

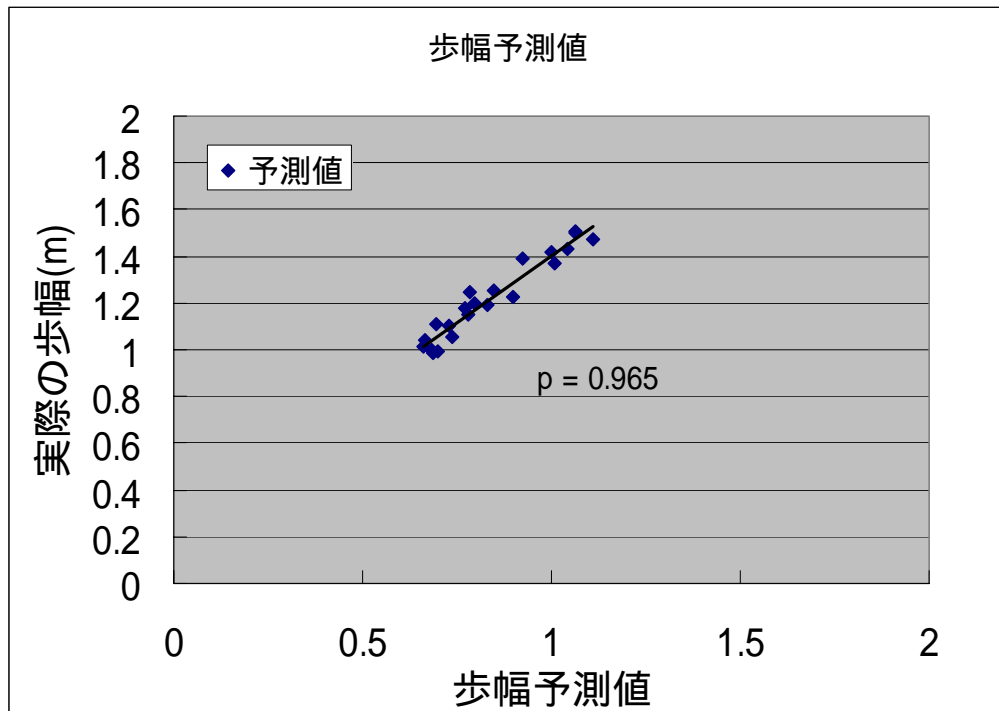


図 33 歩幅と予測値との相関

#### ロ 下肢各関節位置の推定

あらかじめ定常歩行の計測を何度か行い、定常歩行立脚期の足底圧分布変化と、立脚期における下肢各関節位置との相関を調べ、その対応パターンを用いて、足底圧分布変化から下肢各関節位置を推定する、といった間接的センシングを行った。

このとき調べた標準パターンを用いて、ある任意の歩行計測データの足底圧変化から、下肢各関節位置を推定した結果を図 34 に示す。ここでは、片足の着地から離床までの間の推定値と実際の計測値とのズレ（前後方向）を、各関節ごとに示した。これを見ると、膝関節より下ではほぼ  $\pm 1$  cm 以内のずれに収まっている。股関節については、足底圧の進行方向成分変化も用いて照合した結果、ほぼ  $\pm 2$  cm の誤差で位置が求まっているが、足底から最も遠い位置にあること、反対側の脚の動きの影響を受けやすい、骨盤の回旋（ねじれ）などの誤差要因が考えられるため、ほぼこの辺りが推定限界と思われる。



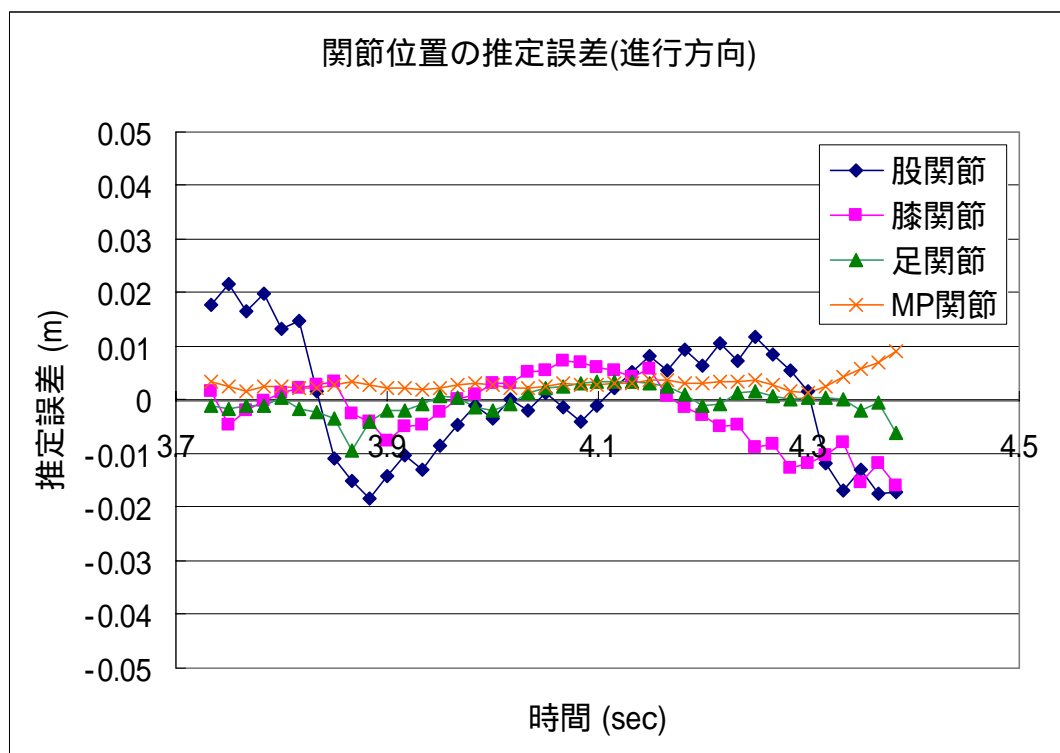


図 34 足底圧分布から求めた下肢各関節位置の推定誤差

#### 足の踏み出しタイミング検討

足関節背屈による身体の前傾動作をさせたとき（図 35）の、前後方向重心位置とその移動速度との関係についての機構解析シミュレーション結果を図 36 に示す。

図 36 の上側のグラフは、前傾（背屈）運動を一定時間だけ与えて、その後の挙動をみたものである。ここでは 0.1 秒間に静止立位状態から 0.1～0.2 度前傾動作させたときのシミュレーション結果を示す。当然ながら、一定時間内により深く前傾させた方が転倒に至る可能性は高まり、前傾が 1.5 度までであれば重心位置は最初よりも少し前方へ移動するものの、重心移動は止まって立位を保つ（ $V_y = 0$ ）。一方、前傾が 1.6 度以上では重心移動がいったんは止まる場合もあるが再び動き出し、そのまま止まらずに転倒に至る。

図 36 下側のグラフは、前傾角度を一定とし、その角度に達するまでの動作時間を変えてその後の挙動をみたものである。ここでも上と同様に、前傾角度が 2.0 度に達するまでの時間が短いほど転倒しやすくなる結果が示されている。

次に、実際にシミュレーション条件と同じ体格を有する被験者（30 歳、健常

者男性)を用いて、足関節背屈による前傾動作を行わせたときの動作計測結果を図 37 に示す。



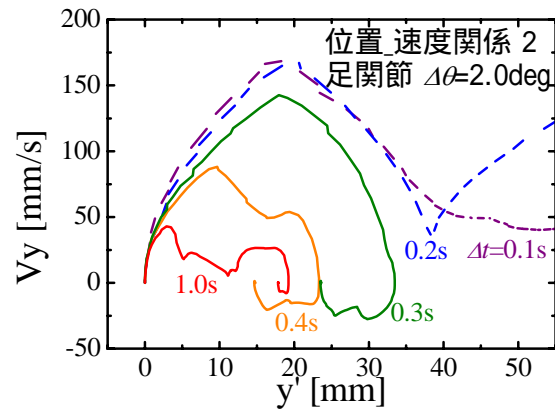
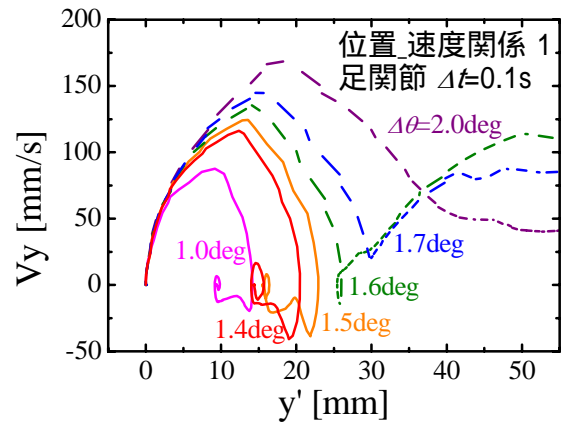
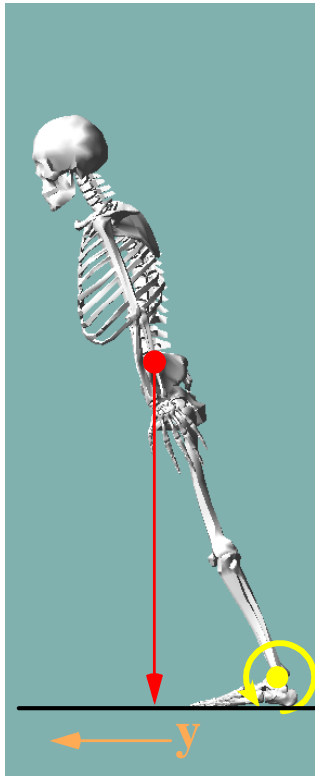
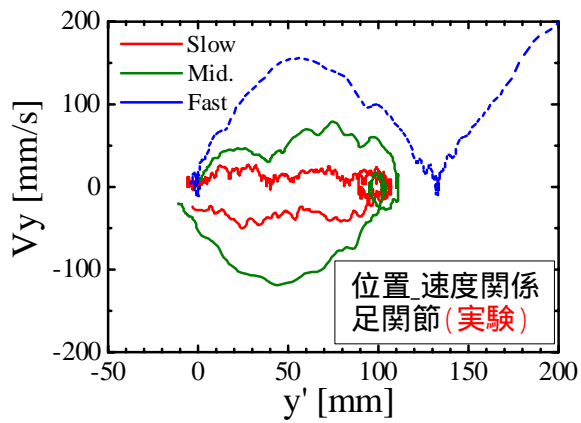
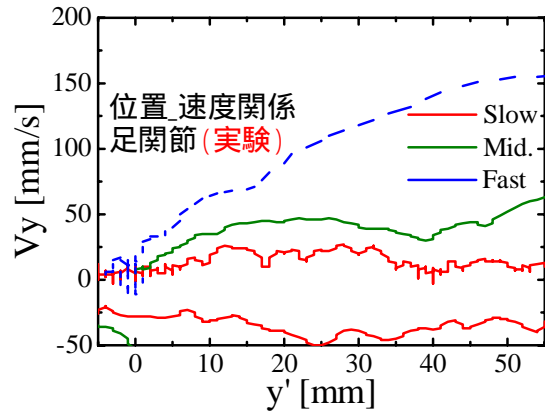


図 35 足関節背屈による前傾運動 図 36 重心位置( $y'$ )とその移動速度( $V_y$ )の関係



(a)動作計測結果全容



(b)左図を図 36 と同目盛にしたもの

図 37 健常者による前傾動作計測結果

ここでは、被験者に対して前傾動作速度を正確に指定して動作を行わせることは困難なので、おおまかにゆっくり(Slow)、ふつう(Mid.)、はやく(Fast)の3段階で行った。

実際の人間による動作の場合、シミュレーションよりもかなり重心移動が大きくても倒れずに立位を維持できている。そのため、図 37 左側に重心位置( $y'$ )とその移動速度( $V_y$ )との計測結果全容を、また右側にシミュレーション結果と同じ軸目盛りで表示したものを示した。

最後に、シミュレーション結果に対して、重心位置( $y'$ ) - 重心移動速度( $V_y$ )平面における立位保持と転倒との境界を推定したグラフを図 38 に、また同じ推定境界線を実測結果上に重ねたグラフを図 39 に示す。いずれも図中右上側の網掛けした部分が転倒領域で、重心位置とそのときの移動速度がこの領域に入るとやがて転倒に至ると判断される。

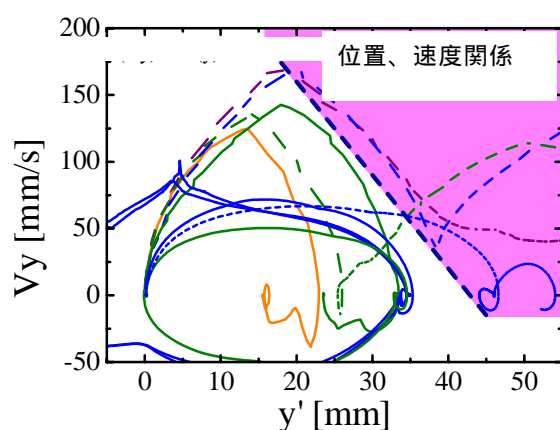


図 38 シミュレーション結果から推定された転倒領域

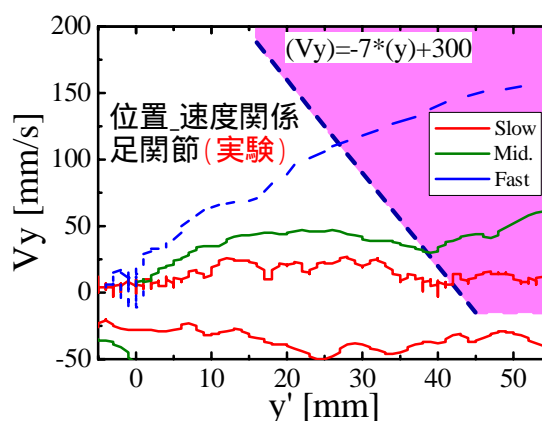


図 39 健康者動作計測結果と転倒領域

この比較結果をみると、シミュレーションでは立位保持領域は実際よりも非常に狭いという結果になっているが、実測データをよく見るとシミュレーションによる境界線の左側に小さな山があり、この形はシミュレーション結果にもたびたび現れている初期位置への復帰動作を表している可能性がある。そもそも、シミュレーションでは人体モデルに設定した筋は数も少なく(4つ)かつばねとダンパー定数でのみ定義されており、転倒しそうになったときに踏ん張る力は定義されていない。そのため、実際の人間による計測結果よりも立位保持領域が狭く計算されたと考えられる。一方、前傾動作のごく初期の段階では、踏ん張るために筋が収縮力を発揮するまでに至らないため、単純なばね - ダンパーで定義されたシミュレーションの条件でも実際の人間の動作を近似できている可能性がある。

以上の考察より、シミュレーションの信頼性・精度を向上させるためには、使用する人体モデルに対して以下の検討が必要であると考えられる。

- ・ 筋の能動的な力（状況に応じた収縮力）を定義すること
- ・ 定義する下肢の筋の数を増やすこと

### 3 フェーズ の取組み予定

フェーズ では、これまでに得られた身体動作に関する知見に基づき、機構解析シミュレータ（ADAMS）による設計検討および三次元動作解析装置（Vicon）による検証により、以下のような機器開発を行う予定である。

#### (1) 生活動作支援機器の開発

高齢化等に伴って日常生活に支障を感じる動作について、適切にアシストし人体の負担を軽減する機構や機器を開発する。

#### (2) 人間中心の機器設計システムの構築

特に人間と接して使用される機器について、操作に伴う負荷や使いやすさに関する評価指標を備え、様々な使用状況をシミュレーション検討できる設計システムを開発する。

### 参考文献

- 1 ) 臨床歩行分析研究会：DIFF 解説書：付録 A1(1999)
- 2 ) David A. Winter：BIOMECHANICS AND MOTOR CONTROL OF HUMAN MOVEMENT:54-58(1990)
- 3 ) 斎藤宏ら：運動学（リハビリテーション医学講座 3） 医歯薬出版(1995)