

1
2
3

22

身体障害者の運動機能支援用 感覚フィードバックセンサの開発

(60850071)

昭和61年度科学研究費補助金(試験研究(2))研究成果報告書

昭和62年3月



研究代表者 **宮本博幸**

東京女子医科大学
医用工学研究施設・助手

身体障害者の運動機能支援用
感覚フィードバックセンサの開発

(60850071)

昭和61年度科学研究費補助金(試験研究(2))研究成果報告書

昭和62年3月

研究代表者 宮本博幸

東京女子医科大学

医用工学研究施設・助手

はしがき

本研究は昭和60年度から61年度に行われたものである。ここで取り扱うシステムはいずれも、身体障害者の運動機能支援を目的としたものであり、歩容測定・評価、リハビリテーションでの使用、訓練効果の評価、また動力義足装具等を装着するさいの円滑な使用法の修得に利用することを目的とした。

本研究で基本となっているのは、レートジャイロと同様の働きをし、しかも小型軽量である半導体角速度センサを利用した傾斜角センサである。したがって、ここで取り扱う測定方式はいずれも、被験者が装着する機器だけで、外界と独立に情報を得ることができるのが特徴となっている。

傾斜角センサの原理と特性について説明したのち、(1)体重心移動測定システム、(2)骨盤の傾斜角測定システムと(3)感覚フィードバックシステムへの応用について述べる。

研究代表者

宮 本 博 幸

研究組織

研究代表者：宮 本 博 幸 （東京女子医科大学医用工学研究施設助手）

研究経費

昭和60年度	2800千円
昭和61年度	1500千円
計	4300千円

研究発表

(1) 学会誌等

- 宮本博司他, "自立型姿勢センサを用いた外骨格型動力下肢装具の制御",
第9回バイオメカニズムシンポジウム(前刷) pp.429-437, 1985.
- 宮本博幸他, "外骨格型動力下肢装具の杖による歩行制御",
第9回バイオメカニズムシンポジウム(前刷) pp.439-447, 1985.
- 宮本博幸他, "動力装具用歩行状態表示装置の試作",
第1回LST学会大会論文集 pp.121-124, 1985.

(2) 口頭発表

- 沼尾利夫他, "段差を考慮した外骨格型動力下肢装具による歩行",
第6回バイオメカニズム学術講演会予稿集 pp.54-55, 1985.
- 上田清志他, "傾斜角センサを用いた姿勢制御用感覚フィードバックシステム",
第7回バイオメカニズム学術講演会予稿集 pp.59-60, 1985.

(3) 出版物

- Hiroyuki MIYAMOTO, "Prosthetics" in "Encyclopedia of Robotics",
John Wiley & Sons, Inc. to be published in 1987.

研究成果

目次

	ページ
1. 緒言	1
2. ヒトの歩行のメカニズム	4
2.1 歩行の1周期	4
2.2 障害者の病的歩行	5
3. センサ	7
3.1 傾斜角センサの選択	7
3.2 傾斜角センサ	10
3.3 傾斜角センサの基礎特性	12
3.4 回旋による測定誤差	13
3.5 ポテンショメータ	18
3.6 フットスイッチセンサ	18
4. 体重心移動測定システム	20
4.1 体重心の位置	20
4.2 歩行状態表示装置	22
4.3 歩行状態表示装置の効果	23
5. 傾斜角センサによる歩容計測	25
5.1 測定方法	26
5.2 歩容解析と結果	33
6. 感覚フィードバックシステム	45
6.1 感覚フィードバック装置	45
6.2 入出力特性	46
6.3 実験	47
7. 総括	55
参考文献	58

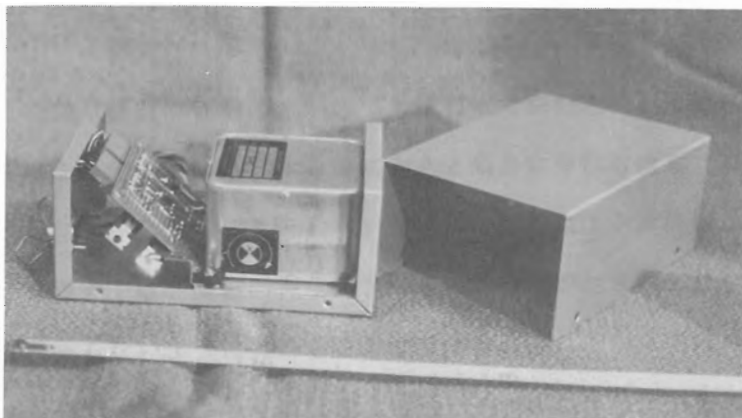


写真1 傾斜角センサ

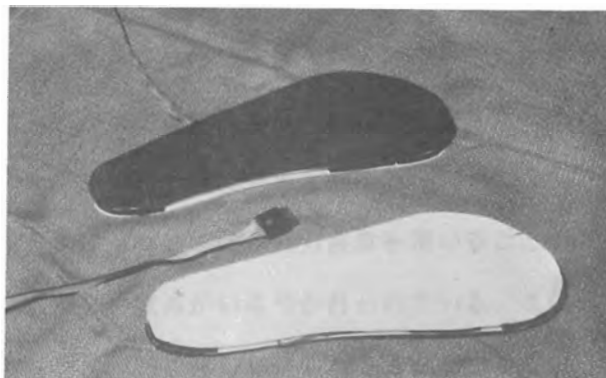


写真2 フットスイッチセンサ

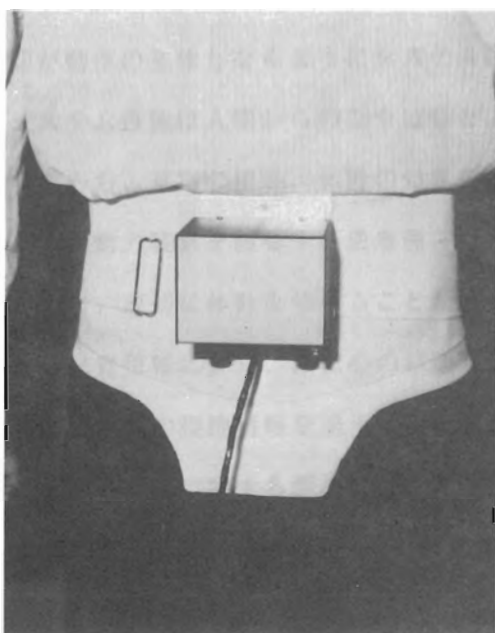


写真3 傾斜角センサの骨盤への固定

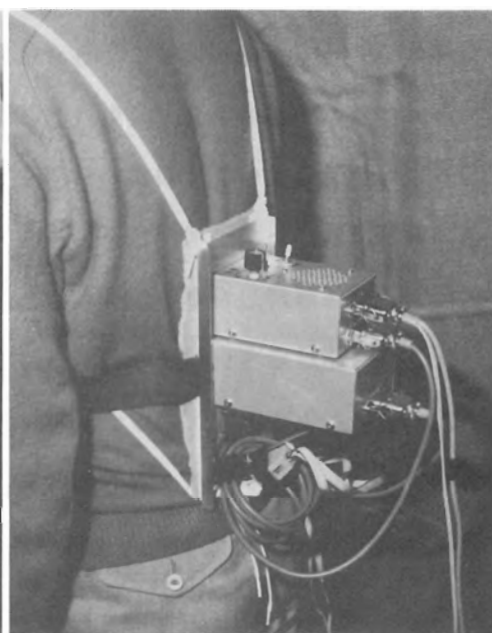


写真4 感覚フィードバックセンサ

1 . 緒 言

運動系機能障害者とりわけ下肢障害者においては、運動器そのものに障害がある場合と感覚器に由来する障害がある場合に分けられる。実際には双方の障害が密接に関係していることも多いが、脳卒中等による片麻痺、脊髄損傷等による対麻痺障害では、障害の発生後、できるだけ早期にリハビリテーションを行い、障害が残らないように努めることが、近年行われている。リハビリテーションプログラムの中では、障害者は理学療法士の指導により、歩行訓練を行うが、このさい、どのようにして障害者の運動を把握し、その改善にはどのようにすればよいかを障害者に的確に伝えることができればリハビリテーションの効果をあげることができる。また、障害者が自分の姿勢あるいは歩行を客観的に理解し、どのような運動をすればよいかわかれば、おのずと訓練効果も上がる。

また、障害が残ってしまった対麻痺患者等では、動力装具を用いることが考えられ、これまでも動力下肢装具開発の試みがいくつか行われている。この場合、障害者は動力装具によって歩行などの所期の運動を達成することになるが、このような人間－機械系について考えるとき、人間を動作対象とするのではなく、人間が動作の主体となるようにシステム設計を行うことが重要となる。この場合、システム自体は人間からの指令はもとより動力装具・患者の置かれている状況、すなわち、足底の接地、体幹の傾きなどを的確に把握していることが必要となる。また、動力装具を装着する患者側では、動力装具と一体となった運動を達成するために、適切に体幹を傾けることが必要になる。この場合、機械系からは視覚または聴覚情報により、体重心の移動あるいは体幹の傾斜角を示したり、必要に応じて、足底の接地情報を呈示することが必要となる。

人間の歩行に対する関心は古くギリシャ時代からもたれていた。ヒトの歩行を測定しようという試みはWeber兄弟による歩行分析が始まりであるといわれている。

19世紀後半，写真の発明により，歩行分析の研究は急速に発展し，アメリカのMaybridge，フランスのMarey，ドイツのBrauneやFisherなどによって多くの歩行分析が行われた。

身体各部相互の関係の時間的な変化が詳細に分析できれば，動作の効率，さらには運動の生体力学的法則，そこに働いている生理学的機構を知ることができる。

歩行分析の方法はつぎの2つに大別できる。

(1) 運動学的分析方法 (kinematic analysis)

(2) 運動力学的分析法 (kinetic analysis)

前者は歩行状態を時間的にサンプリングし，各関節の角度変位を測定するものであり，後者は床反力計を主体とした，床に発生する反力から人体に働く力を測定したり，筋力との関連性を追求しようとする方法である。従来から用いられている分析方法を表1-1に示す。

表1-1 歩行分析方法⁽¹⁾

		備考	
運動学的分析法	映画撮影	8, 16, 32mmあり	
	ビデオ録画		
	スチールカメラ	マルチストロボ法 回転円盤シャッター法	フィルムを流して撮影すること可能
	飯野式パゾグラム		特殊レンズ使用(円柱レンズ) 床反力データも記入可
運動力学的分析法	加速度測定		ジャイロ使用必要
	床反力測定	シムソン式 重心測定式	ストレスゲージ，リニアトランス等使用
	足底痕測定	足圧分布測定	ガラス歩行路使用 特殊足マッパで膝使用 底を水で洗滌
	筋電測定	針電極使用	
	代謝測定	O ₂ , CO ₂ 消費量測定	

本研究は運動学的分析方法について考える。従来の運動学的方法について、その比較を表1-2に示す。これらの方法は生データを得る手段であり、データ処理という点からみると、関節の角変位を測定するには、人手による処理が必要となる。したがって、自動的に分析データを得る手段を開発しない限り、データ処理速度を高めることは極めて困難である。また、歩行は側方、前方、後方、上方、下方のすべての方向から観察する必要がある。

表1-1に示した方法の多くは測定のための機器を被験者の外に置いている。これは被験者に負担をかけずに測定するには都合がよいが、測定には通常大がかりな装置が必要になる。一方、被験者に機器を取り付けて測定する方法は測定場所には制約がないが、装置が大型になると被験者の負担となることがある。

本研究では被験者に装着するセンサだけを用いて歩容の計測を行うシステムを開発した。つぎに、このシステムを用いて、健常者、障害者の歩容測定を行い、得られた結果を解析するソフトウェアの開発を行った。また、本システムを用いたバイオフィードバックシステムとして、体幹の傾斜角を可聴音の高低として呈示するフィードバック装置を測定系に付加した姿勢制御用感覚フィードバックシステムについて考察を行った。

表1-2 各種サンプリング法の比較

	精度	情報量	その他
映画撮影	光学速度 高精度	1枚1時間 多量	分解能 低い 必要
ビデオ録画	フレーム速度 高精度	1枚1時間 多量	分解能 低い 必要
スチールカメラ	光学速度 高精度	1枚1時間 多量	分解能 低い 必要

2. ヒトの歩行のメカニズム

ヒトの歩行の1周期をその性質からつぎの4つの時期に分割し、図2-1に示す。後脚蹴りだしとなっている右脚を灰色で示す[2]。

2. 1 歩行の1周期

・ (1) 両脚支持期 (右脚が後脚)

両脚はコンパスの脚のように離れており、このコンパスは前脚と後脚をもつ。ここでは後脚に注目する。後脚は身体を前に推進する脚であり、動力学的に能動的な脚である。

・ (2) 遊脚期

床から離れているのは右脚であり、後方から前方に向かって左脚と交叉する。これが遊脚期である。この動作は大部分が蹴りの動作により得られ、遊脚は床に接触しないように、膝関節は屈曲し、股関節を軸に前へ振り出される。

・ (3) 両脚支持期 (右脚が着床)

支持期である左脚と交叉したばかりの右脚が床に接し、体重を受ける。この脚は前進の方向を定め、制動し、調節する。

・ (4) 遊脚期

蹴りだしを制動し、調節し、調和を与えたばかりの脚は、片方で体重を支持するようになる。左脚が遊脚となる。

2足歩行による移動は力学的な意味での平行が失われたり、ふたたび元に戻ったりする現象が規則的に反復して両下肢に交互に起こることで行われる。前方へ片側の下肢を選びだすものになるのは、身体を前方に傾け、重心線を前方に移動させて、重力に抗して平衡を崩すことである。重心線が前方に移動すると身体は

前に倒れようとする。これを防ぐために反対側下肢が前に踏み出される。この踏み出される下肢の力は、身体を前方に出そうとする推進力と、床に押し付ける力の2つに分けられる。片側下肢が遊脚期にあるときの平衡は骨盤の傾斜により巧みにとられている。元の平衡状態に戻ることは、遊脚のかかどが床につき、重心線が両足底によってつくられる新しい支持規定面の中に落ちることで達せられる。

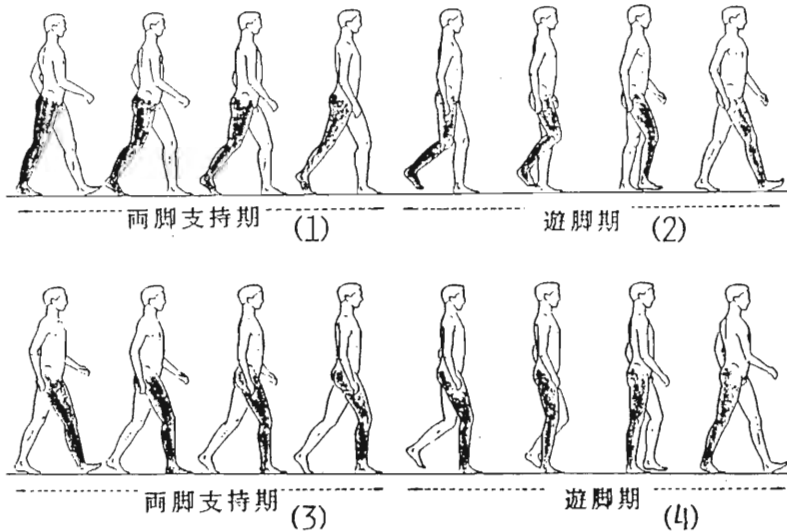


図 2 - 1 定常歩行の 1 周期

2. 2 障害者の病的歩行

病的歩行の分類には種々の方法があるが、病的歩行を生み出す原因別にみると、大きく分けて、構造上の異常によるもの、疼痛によるもの、および神経・筋系の異常によるものの3つに分類することができる。

(1) 構造上の異常による病的歩行

骨格：骨格変形の代表的なものに、下肢長の左右差がある。この場合、短い側の肩と骨盤が下がり、遊脚では長い側の下肢の股・膝および足関節が過度の屈曲を示す。

関節：下肢の関節に可動域の制限があったり、不安定性があるとさまざまな異常歩行パターンが現れる。たとえば、膝関節伸展拘縮があると、ぶん回し歩行になる。

(2) 疼痛性歩行

下肢に体重をかけることによって疼痛がおこる場合には、患者は患側の下肢を静かに着床し、できるだけ体重がかかる時間を少なくするために、立脚期は短く、早く足を離床するようにする。

(3) 神経・筋系の異常による病的歩行

神経・筋系の異常には大別して、中枢神経疾患と末梢神経疾患の2つがある。

中枢神経疾患では片麻痺歩行、失調性歩行、痙性「はさみ足」歩行などの歩行パターンとなる。

末梢神経疾患では股・膝・足関節の伸展、外転、内転、屈曲のための筋肉の麻痺がおこり、麻痺部分の違いによって、種々の異常パターンが出現する。

3. センサ

本章では用いたセンサの原理、特性について述べる。センサはいずれも被験者の身体に装着することを考え、小型・軽量で、装脱着が容易なこと、危険がないことが要求される。

3. 1 傾斜角センサの選択

被験者の各部の傾斜角を外界に依存せずに独立に、しかも実時間で測定するには傾斜計やジャイロに利用が考えられる。従来の傾斜計は加速度計を利用したもので、小型で高精度のものがあるが、本研究の目的には必ずしも適していない¹³⁾。

1方向だけの加速度を検知するセンサ、たとえばサーボ加速度計を用いた場合を考える。このセンサを図3-1のように人体に取り付ける。直立静止状態では加速度の感度方向成分はなく、センサ出力は零である。(a)のように体幹が角度 θ 傾くと、センサの感度方向の加速度は重力加速度 g の方向成分 $g \sin \theta$ となり、センサからはこれに相当した出力が得られ、体幹の傾斜角を知ることができる。し

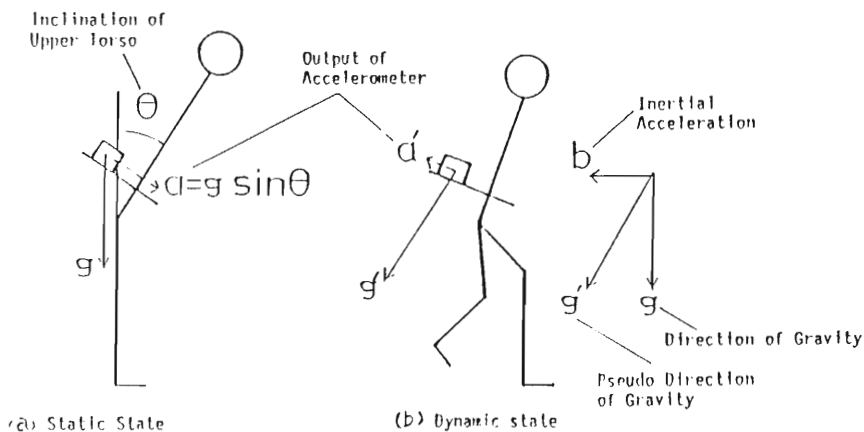


図3-1 傾斜計による傾斜角の測定

かし、(b)のように、歩行中、すなわち動的な場合には歩行によって生じる水平、あるいは鉛直方向の慣性加速度の影響で、センサからみた、見かけ上の重力加速度は大きさ、方向ともに静的な場合とは異なってしまふ。したがって、歩行中の鉛直方向に対する絶体角を正確に測定することはできない。

一方、コマの原理を応用した、ジャイロは従来から航空機、ロケット、ミサイル等の姿勢制御用センサとして使用されてきた。ジャイロ効果はコマのもつ、つぎの2つの性質のいずれかを利用している。

(1) バランス良く作られたコマを勢いよく回すとまっすぐに立ち、一定の方向を向き続ける性質

(2) 図3-2に示すように、z軸回りに角速度 ω_z で回転し、z軸回りの慣性モーメント I_z のコマがあるとする。このコマにz軸に直角なy軸回りに角速度 ω_y が加わると、y、z軸に直角なx軸回りに

$$N_x = I_z \cdot \omega_z \cdot \omega_y \quad (3-1)$$

で表されるトルク N_x が発生する性質。

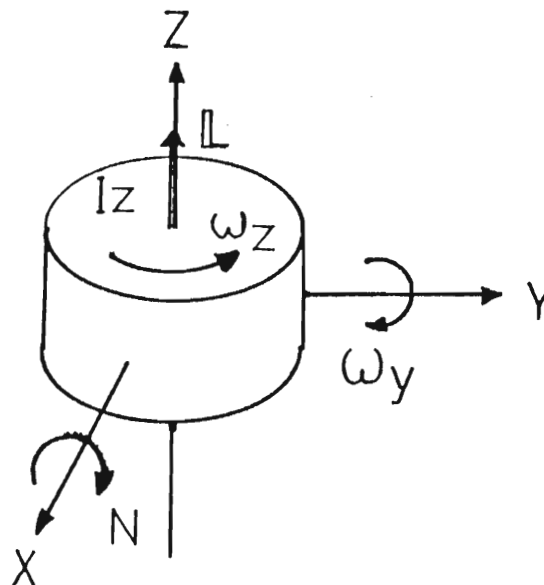


図3-2 レートジャイロの原理

本研究の準備段階では(2)の性質を利用した角速度を検知するレートジャイロの使用を検討した。しかし、(3-1)式からもわかるように、感度を上げるためには発生トルクを大きくするために、慣性モーメントを大きくするか、角速度を大きくする必要がある。実際にはコマはモータのロータであるから、装置の大型化と、高速回転による発熱が問題となった。

したがって、駆動電源が簡便で小型軽量であり、しかも、レートジャイロと同様の働きをする振動ジャイロを使用することにした。その原理図を図3-3に示す。振動子はドライブクリスタルとセンスクリスタルがそれぞれの端で90度の角度で接続されており、ドライブクリスタルによって振動している。このとき、測定軸に角速度が存在すると、センスクリスタル面内に垂直にコリオリの力が作用して、センスクリスタルが屈曲し、電圧が発生する。2対で音叉形になっているので、直線運動の影響がなく、外部からの雑音は最小に抑えられる。振動ジャイロも角速度を出力するので、傾斜角を求めるには出力を時間積分する必要がある。積分方法として、アナログ積分回路による方式とデジタル量に変換して積分を数値積分する方式がある。いずれの方式も長時間積分動作を行ったときには、その安定性が重要になる。実際、振動ジャイロに積分回路を接続して、実験を行

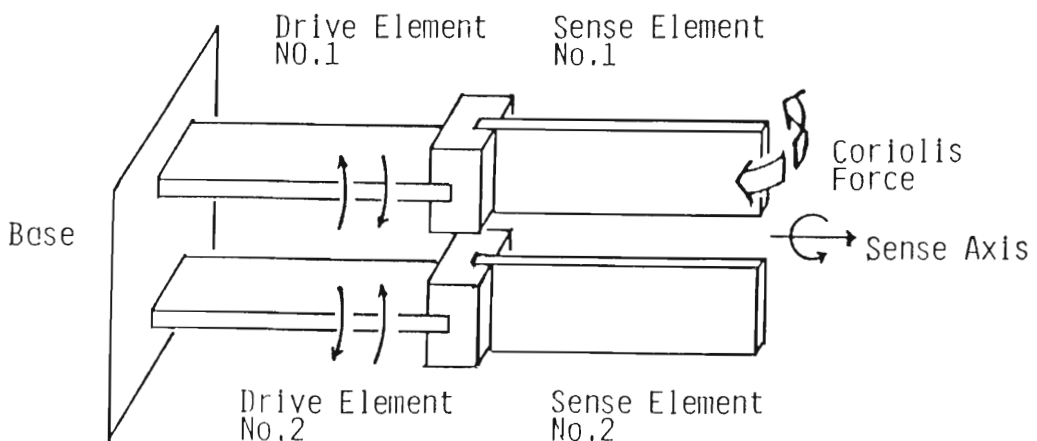


図3-3 振動ジャイロの原理

ったところ、10数秒程度で累積誤差が無視できなくなった。また、振動ジャイロでは傾斜角を求めるためには、積分定数に相当するもの、すなわち初期値を外部から与える必要がある。実際の使用にあたっては、初期値を与えることは煩雑な操作となる^[6-7]。

以上を考慮して、最終的には振動ジャイロと垂直指示器の役目をする電解液バイルを組み合わせ、振動ジャイロの出力である角速度を時間積分したものを電解液バイルから得られる情報で較正する傾斜角センサを使用することにした。

3.2 傾斜角センサ

使用した傾斜角センサはWatson Industries Inc.製 (Model: ADS-V221-1 A:特注品) で同時に2軸の角速度と傾斜角を測定することができる。そのブロックダイアグラムを図3-4に、外観を写真1に示す。角速度出力を時間積分して得られる角度位置の出力は鉛直指示からの出力と比較され、得られた誤差信号は時定数の大きなフィルタ回路に導かれ、角速度センサへバイアスとしてフィードバックされる。

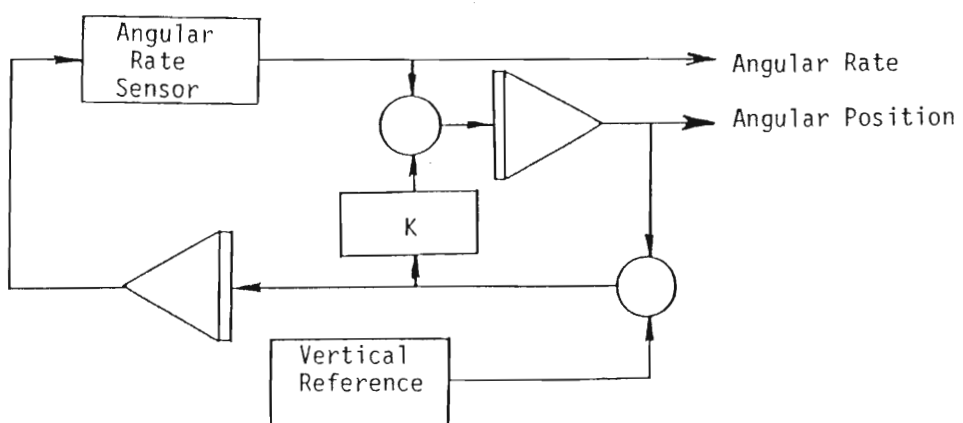


図3-4 傾斜角センサのブロックダイアグラム

3.3 傾斜角センサの基礎特性

傾斜角センサの傾斜角と出力電圧の関係を図3-6に示す。ここで、出力電圧は後処理のため、 $2/3$ に分圧してある。同図から読み取れるように、傾斜角と出力電圧には 0.22 [V/deg]の比例関係があるが、約 $\pm 20^\circ$ 以上では直線から離れる。しかし、本研究で対象とする体幹の傾斜角は予備実験から約 $\pm 10^\circ$ 以内であるから、本傾斜角センサを用いることができる。

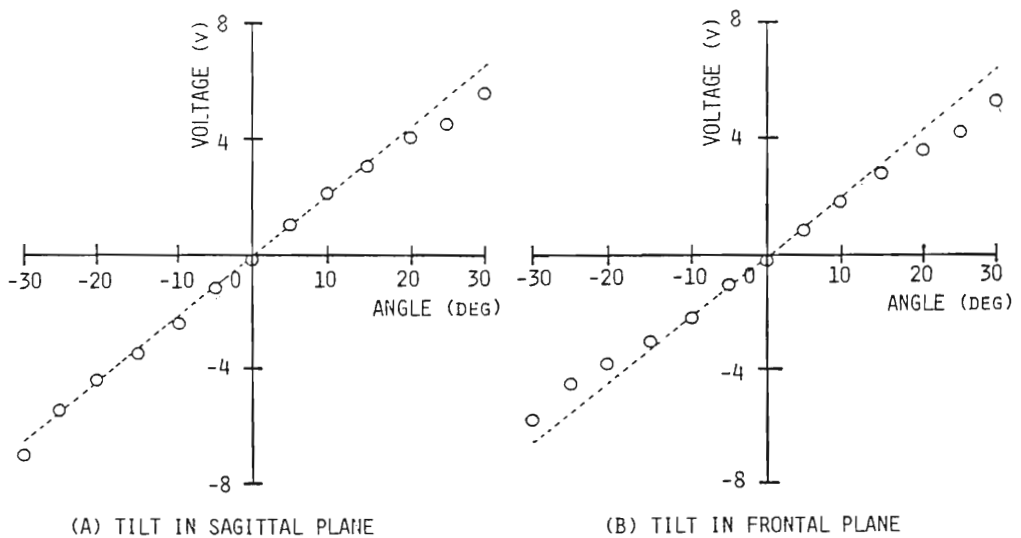


図3-6 傾斜角と出力電圧特性

一定傾斜角を保持し、4分間測定したときの、最大値、最小値と最大変動値を調べた。出力変動はx軸（矢状面測定に使用）で 0.006 [V]、y軸（前額面測定に使用）で 0.022 [V]であり、角度換算では、各々、 0.023° 0.1° であり、十分な安定性を有することを確認した。

また、センサ出力の再現性を調べるため、傾斜角センサを一定傾斜角に固定し、測定日を変えて、出力をみた結果、出力変動は角度換算 0.1° であり、高い出力再

現性を有していることを確かめた。

3.4 回旋による測定誤差

本傾斜角センサを用いて、2軸の傾斜角を測定することができる、図3-7に示すように、体幹の矢状面、前額面の傾斜角測定に応用する場合について考える。歩行中には、同図に示すように、体幹の回旋運動が起き、これにともない、傾斜角センサも絶対平面内の傾斜角を測定せず、回旋角度分ずれた平面内の傾斜角を測定する(図3-8)。これによって生じる誤差について検討する。

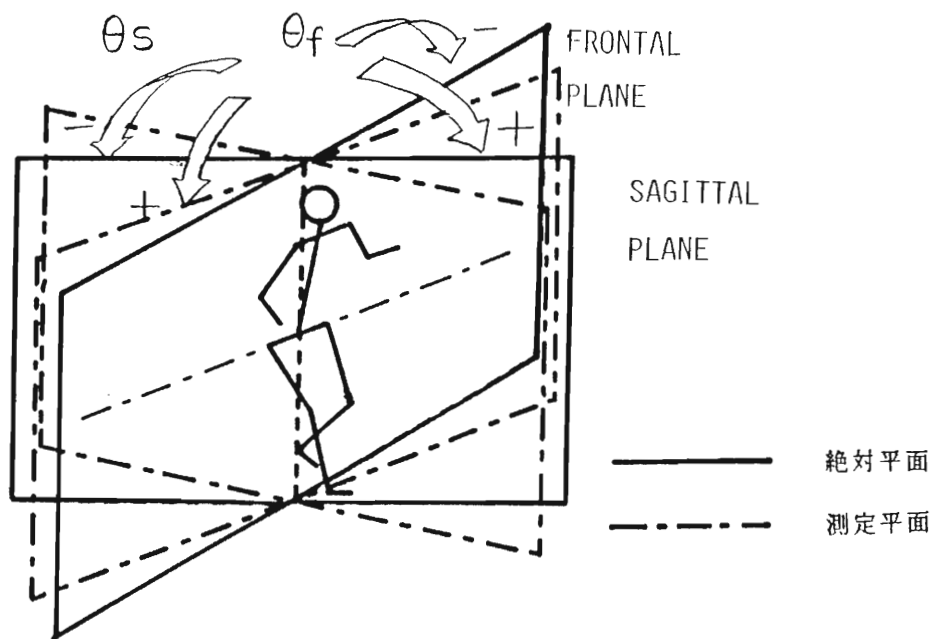


図3-7 矢状面と前額面，符号の定義 図3-8 絶対座標と測定座標

・数学モデルによる誤差の検討

2軸の傾斜角に距離変数 r を加えて3次元での位置を決定し、これを絶対座標系、センサ測定系で表す。図3-9にこれら両座標系を示す。

センサによって測定される (X', Y', Z') 座標系での位置 (x', y', z') を絶対座標 (X, Y, Z) で表現すると

$$\begin{aligned} x &= x' \cos \alpha - y' \sin \alpha \\ y &= y' \cos \alpha + x' \sin \alpha \\ z &= z' \end{aligned} \quad (3-2)$$

また、 (x, y, z) と (r, θ, ψ) の関係は

$$\begin{aligned} \frac{x}{z} &= \tan \theta \\ \frac{y}{z} &= \tan \psi \\ r &= (x^2 + y^2 + z^2)^{1/2} \end{aligned} \quad (3-3)$$

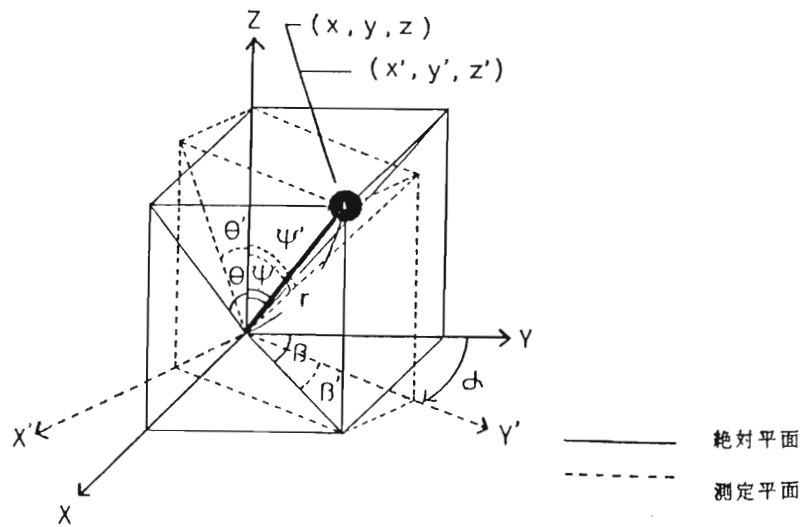


図3-9 絶対座標系とセンサ測定系

センサ測定系と絶対座標系との関係は

$$\begin{aligned} (X, Y, Z) &= (X(r, \theta', \psi') \cos \alpha - Y(r, \theta', \psi') \sin \alpha, \\ &\quad Y(r, \theta', \psi') \cos \alpha + X(r, \theta', \psi') \sin \alpha, \\ &\quad Z(r, \theta', \psi')) \end{aligned}$$

となる.

$$\begin{aligned} \tan \theta &= \frac{X}{Z} = \frac{X(r, \theta', \psi') \cos \alpha - Y(r, \theta', \psi') \sin \alpha}{Z(r, \theta', \psi')} \\ \tan \psi &= \frac{Y}{Z} = \frac{Y(r, \theta', \psi') \cos \alpha + X(r, \theta', \psi') \sin \alpha}{Z(r, \theta', \psi')} \end{aligned} \quad (3-4)$$

(3-4)式より,

$$\begin{aligned} \tan \theta &= \tan \theta' \cos \alpha - \tan \psi' \sin \alpha \\ \tan \psi &= \tan \psi' \cos \alpha + \tan \theta' \sin \alpha \end{aligned} \quad (3-5)$$

したがって, (θ, ψ) と (θ', ψ') の関係を求めると, 次式を得る.

$$\begin{aligned} \theta &= \arctan(\tan \theta' \cos \alpha - \tan \psi' \sin \alpha) \\ \psi &= \arctan(\tan \psi' \cos \alpha + \tan \theta' \sin \alpha) \end{aligned} \quad (3-6)$$

(3-6)式より回旋角度 α と角度誤差 $\theta' - \theta, \psi' - \psi$ の関係を求め, 図3-10, 3-11に示す. (a)は回旋角度が大きい場合($-360^\circ \sim 360^\circ$), (b)は回旋角度が小さい場合($-6^\circ \sim 6^\circ$)について示す. 図3-10, 3-11から明らかなように, 回旋角度が大きい場合には, 傾斜角センサの測定値は絶対平面内の傾斜角から大きくずれてしまう. しかし, ヒトの歩行時の回旋角度は $\pm 3^\circ$ 程度

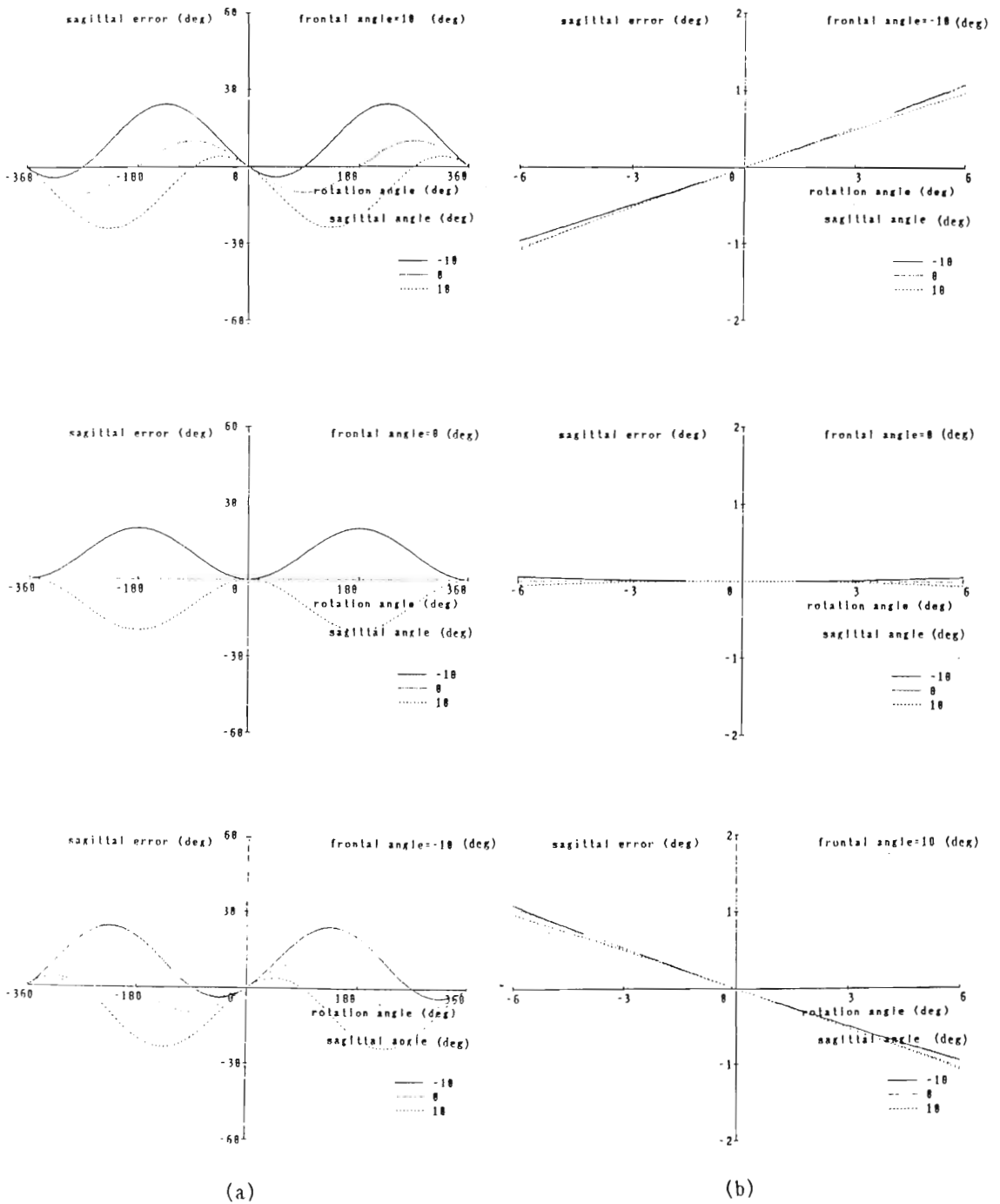
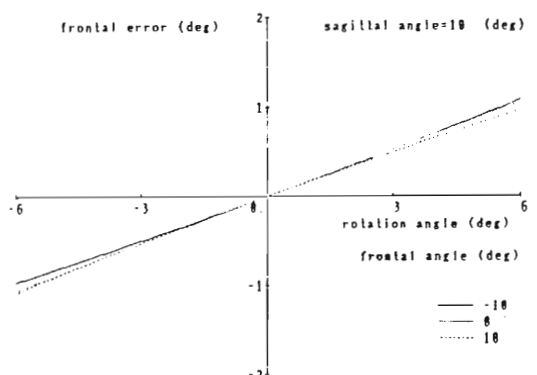
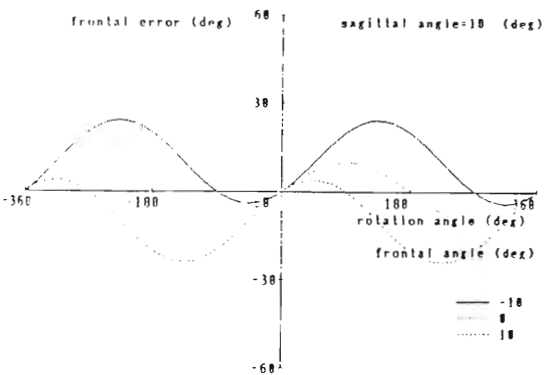
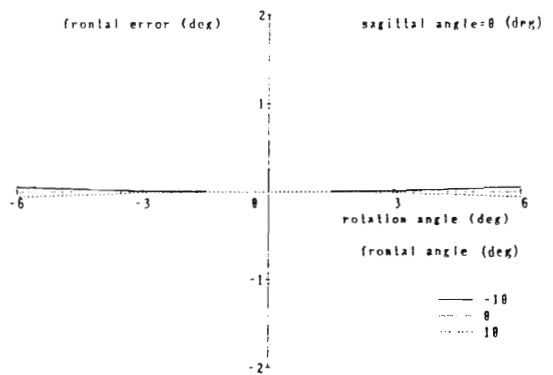
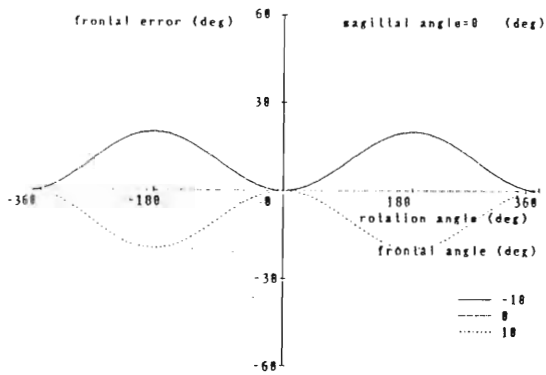
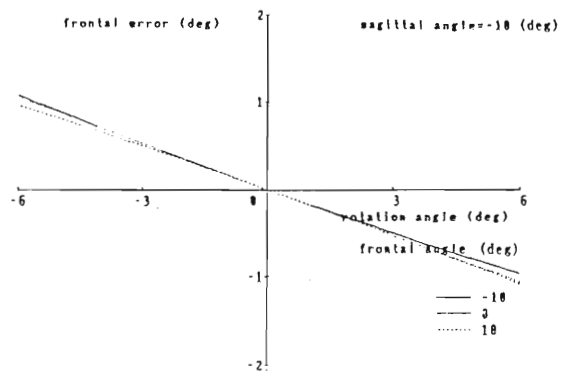
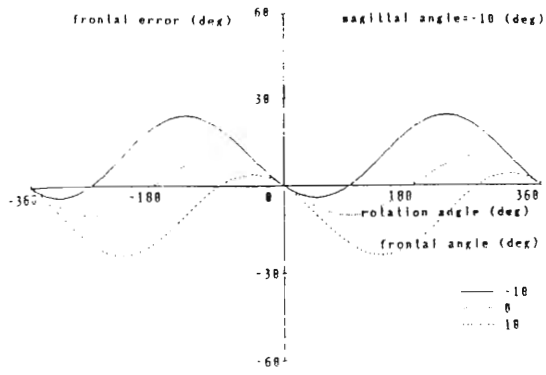


図3-10 回旋による矢状面内の傾斜角への影響



(a)

(b)

図3-11 回旋による前額面内の傾斜角への影響

であるので、(b)部より、その誤差は $-0\sim 0.5^{\circ}$ 程度である。歩行時の傾斜角の最大値は $\pm 10^{\circ}$ であるから、誤差は5%以内である。したがって、実際の測定においては回旋の影響は無視できる。

3.5 ポテンショメータ

歩行中の股・膝・足関節の角度変化を調べるために、ポテンショメータを使用する。被験者が装着する測定用長下肢装具には股・膝・足関節に各々、軸回りに1自由度の運動が可能である。したがって、骨盤と大腿、大腿と下腿、下腿と足部の相対角をそれぞれ股、膝、足関節角として、関節角に比例した電圧として求める。使用したポテンショメータはスペンドール製M223V、3回転形、抵抗値10k Ω 、直線性 $\pm 5\%$ である。得られた電圧値はA/D変換器によりコンピュータに記録することができる。

3.6 フットスイッチセンサ

遊脚期と支持期を分ける足底の接地情報は歩行分析のうえで重要なものである。したがって、フットスイッチセンサには確実な動作が望まれる。靴の足底に取り付けるフットスイッチセンサに要求される事項としては、つぎのとおりである。

- (1) 信頼性が高い
- (2) 耐久性に優れている
- (3) 小型軽量で薄い
- (4) 危険性がない
- (5) 保守が容易である

実験では足底の接地、非接地を検知するために、感圧導電性ゴムをセンサに使

用したスイッチを開発した。感圧導電性ゴムとはシリコンゴムの中に金属微粒子を混入したもので、通常はその電気抵抗が数100M Ω であるが、圧力を加えると数 Ω にまで低下する性質をもつ。防塵性、耐荷重および耐衝撃吸収に優れた、シリコンゴムで被覆されたコード状感圧導電性ゴムは可撓性に優れ自由な長さで切断できるので、圧力を検出したい部分に取り付けることができる。その構造を図3-12に、写真を写真2に示す。接地時に荷重がセンサ部に十分集中するような構造とし、リード線に張力がかからないような構造とした。このセンサに荷重を加えたときの電気抵抗の変化を図3-10に示す。特性は強い非線形性を持ち、約70[kPa]でoffからon状態になる。

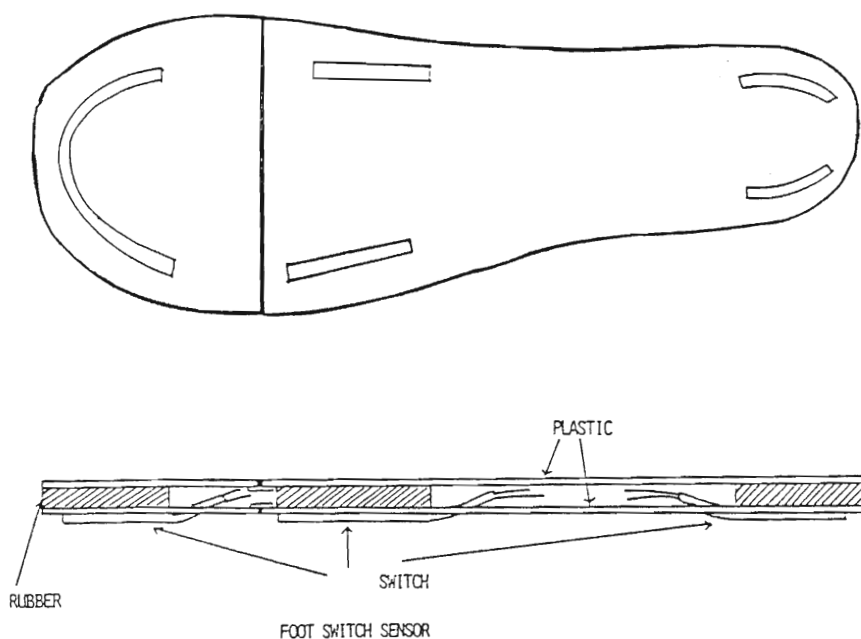


図3-12 フットスイッチセンサの構造

4. 体重心移動測定システム

4.1 体重心の位置

体重心の人体における位置が歩行運動中、不動であるとしたとき（直立位で、解剖学的にみた体重心の位置）、歩行中にこの点の床面への投影点の軌跡を求める。体幹の傾きは傾斜角センサにより独立に求められ、各関節の相対角はポテンシオメータにより知ることができる。また、フットスイッチセンサにより、脚が支持脚であるか、遊脚であるかを決定できる。したがって、図4-1に示すようなモデルを用いれば、体重心の床面への投影位置を計算することができる。測定用装具では大腿部、下腿部の長さはほぼ等しいので、体重心の位置および左右の足関節の位置は(4-1)式で求めることができる。

$$\begin{aligned}
 R_l &= L_l (\sin\theta_{lh} + \sin\theta_{lk}) \\
 R_r &= L_l (\sin\theta_{rh} + \sin\theta_{rk}) \\
 R_s &= L_t \sin\theta_s \\
 R_f &= L_t \sin\theta_f
 \end{aligned}
 \tag{4-1}$$

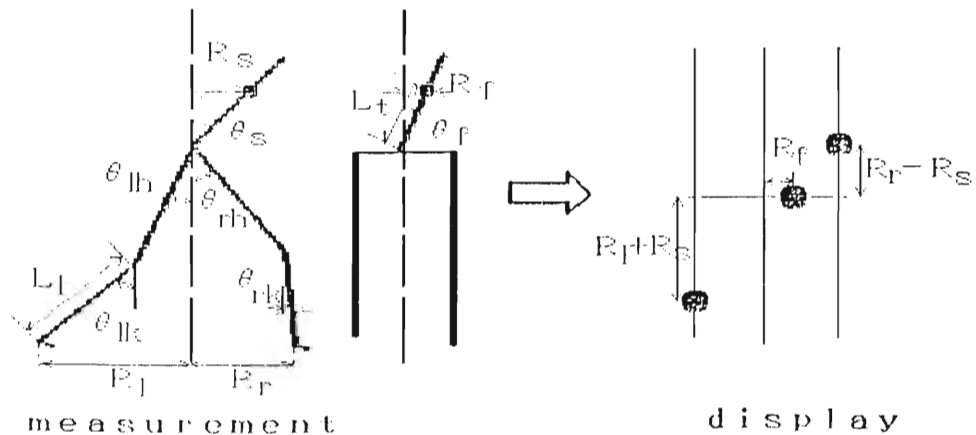


図4-1 体重心位置を求めるためのモデル

これらの計算にはコンピュータに浮動小数点演算装置を付加したDEC社製LSI 11/23を用い、プログラミング言語にFortranを使用したとき、1組の体重心位置の計算に約30msを要することが明らかとなった。このままでは、30ms以下のサンプリング時間で測定することは困難である。計算に要する時間の主な部分は(4-1)式において、三角関数と積の計算であるから、これらをあらかじめ計算し、コンピュータメモリ内にテーブルとして格納しておく。計算時には、このテーブルの検索を行うことで計算時間を1/30に短縮することが可能となった。

さらに、実際の使用の便を考えると、簡便にこれらの量を求めることができれば都合がよい。そこで、ハードウエアで、アナログ的に計算を行う電子回路を設計製作した。三角関数の演算には入力電圧の正弦を出力として得ることができるアナログかけ算器(Analog Devices製AD534)を使用した。ブロックダイアグラムを図4-2に示す。各関節角度はマルチプレクサにより順次、アナログかけ算器に入力され、 $\sin\theta$ に変換され、演算増幅器に入力される。ここで加算あるいは係数乗算が行われ、(4-1)式をすべてハードウエアにより計算することができる。同回路はさらに、次節に示すように、これらの情報をLEDで表示するための駆動回路を備えている。

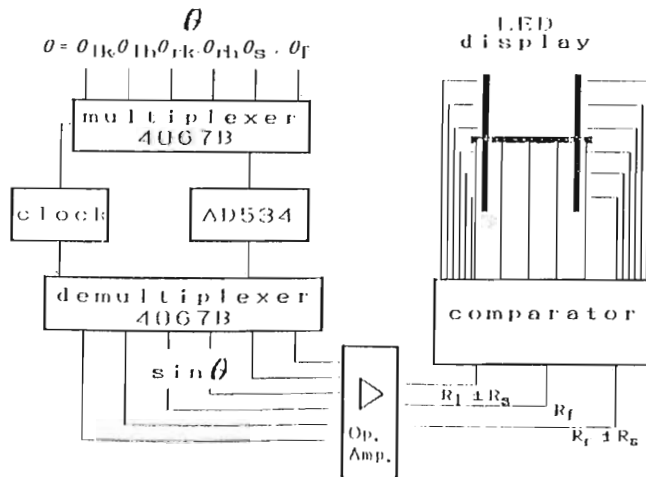


図4-2 体重心位置表示装置のブロックダイアグラム

4. 2 歩行状態表示装置

上記の体重心移動測定システムを用い、図4-3に示すようなディスプレイを作成した(寸法23×26cm)。表示は高輝度の発光ダイオード(LED)で行われ、このディスプレイは動力装具装着者の利用を想定して作成したものである。動力歩行時に歩行領域あるいは訓練領域で、天井から目の高さに吊るか、あるいは、動力装具の制御用ワゴン上に設置して使用する。

このディスプレイで表示できる情報は以下の4種類である。

(1) 足底の接地・離床情報：フットスイッチセンサにより検知される足底の接地状態がLEDの点滅で表示される。また、必要に応じて、接地の瞬間をベル音で知らせることもできる。この表示は以下の3種の表示と任意に組み合わせることができる。

(2) 装着者の足と体重心の瞬時位置の床面への投影点の表示：まず、体重心移動測定システムにより股関節野位置に対する、足の相対位置が求められ、さらに背中に取り付けられた傾斜角センサあと解剖学的な体重心の位置の幾何学的関係を考慮して、矢状面内での足の位置がこの体重心を原点として表示される。また、

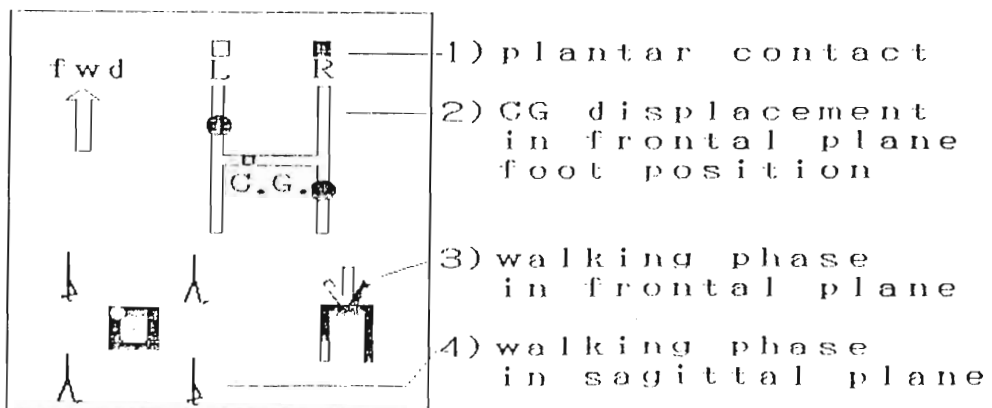


図4-3 歩行状態表示ディスプレイ

前額面内での体重心の位置も示される。この図により、従来のスティックピクチャーチャートや関節角による歩行パターンの表示法では困難であった、体重心と足の相対位置関係を定量的に表示することができる。

(3) 歩行時相の表示：コンピュータから送り出される歩行パターンの標本点数（各関節角度パターンはそれぞれ54点／周期）のカウントに応じて、16個／1周のLEDが1個ずつ、順次点灯することにより、支持期 → 離床 → 遊脚期 → 接地 → 支持期という1歩行周期内の歩行状態を、本来おこなわれるべき時に表示する。これにより装着者は自己の姿勢の予測でき、体重心の移動を歩行パターンに同期させるのが容易になる。この表示は装具に取り付けられたセンサからの情報ではなく、直接コンピュータからの歩行時相情報に基づいている。

(4) 装着者が前額面内でのべき姿勢の図的な表示：直立、右傾き、左傾きの3つの状態から1つを示す。この表示も(3)と同様にコンピュータからの情報により、切り換えられる。

上記の表示のなかで、(1)、(3)が定量的であるのに対して、(3)、(4)は定性的である。

4.3 歩行状態表示装置の効果

以上の4つの表示を同時に中止することは不可能であり、人間にとって情報処理の過負荷となる。しかし、実際にはこれらを同時に見なければならないことは、稀である。予備実験として健常者を被験者とした動力歩行において試作表示盤を使用、評価を行った。実験中に被験者に知らせずに、時々、誤った情報（実際の状態に無関係な情報、あるいは遅れた情報）を呈示し、そのときの歩行に変化が現れるかをみた。(2)のディスプレイについては、その異常に気が付いたが、(3)については変化を認めなかった。

このような装置は動力義足・装具の使い方を修得するうえで、とくに有効であると考えられるので、さらに、実験を重ね、最終的には、障害者による動力歩行実験により、その評価を行う必要がある。また、この評価過程において、これらの表示情報のうち、どれがより有効であるかを検討する必要がある。このような歩行状態表示装置は、従来の動力義足・装具が、人間系と機械系とのコミュニケーションをより円滑にし、これらの装置の修得をより容易にするものと考えられる¹⁸⁾。

5. 傾斜角センサによる歩容計測

歩行の運動力学的分析の一手段として、傾斜角センサによる歩行計測解析方法を開発する。解析により、歩行異常の診断の手がかりを得たり、また、リハビリテーションにおける訓練やその効果の判定に利用することを考える。病的歩行の評価法は大きく2つに分類される。1) 臨床的定性的分析、2) 数学的定量的分析である。(1)の臨床的定性的分析は医師、理学療法士により行われ、患者を観察することにより、種々の運動パラメータについて主観的判断を下すものである。したがって、異常そのもの、また、その程度についても主観的になる。この結果観察者の違いによる評価には自ずと違いが現れることは避けられない。しかし、症例の経過観察、治療効果の判定などには臨床に利用できる数学的定量的分析法の導入が望まれる。

計測機器を用いて、定量的に測定する場合に、どのような測定方法を用いるか、どのような座標系を使用するか、どの歩行パラメータを測定するかなどが問題となる。一般に、測定するパラメータが増えれば、計測システムはより複雑になり、被験者の負担も増加し、また、必要となるデータ処理にもより長時間を要することになる。

このような点を考慮して本研究では、測定パラメータとして、被験者の骨盤の矢状面、前額面内の傾斜角の変化を測定することとした。また、歩行における結う脚、支持脚を知るために、フットスイッチセンサを併用する。しかし、障害者の歩行をできるだけ乱さないで測定するために、3. で述べたような測定用長下肢装具は使用しない。この方法では、従来の測定方法に比べ、被験者に与える負担も少なく、また、測定場所もフォースプレートの場合のように特別な場所を必要とせず、小規模な装置で測定可能である。

5. 1 測定方法

傾斜角センサを用いた歩容測定システムのブロックダイアグラムを図5-1に示す。被験者の立位、あるいは歩行時における、センサ取り付け部位の傾斜角と足底の接地状態を同時に測定・記録するものである。傾斜角センサ装着部の重量は800g、寸法は8.8 × 10 × 7.5cmで軽量小型である。

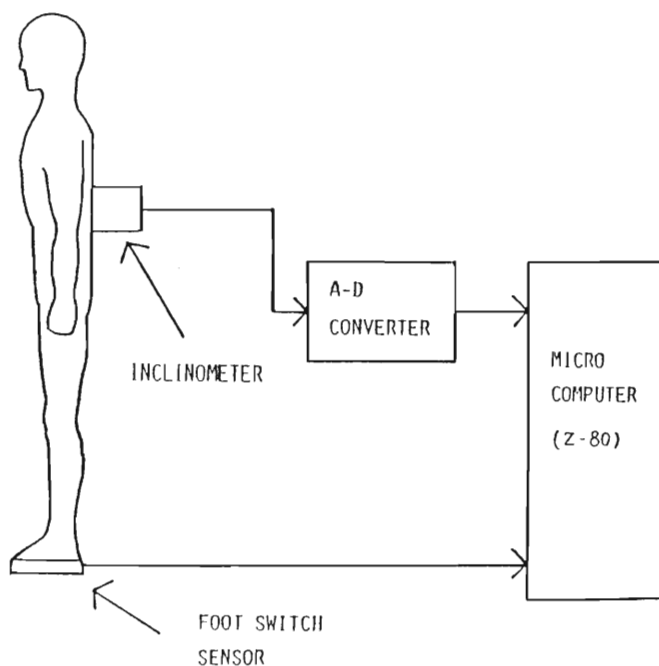


図5-1 歩容測定システムのブロックダイアグラム

・ 傾斜角センサの取り付け

病的歩行には種々の歩行パターンの特徴がある。そのなかで、上体と両下肢の状態をすべて反映している骨盤の動きを測定するのが最も望ましい。そこで、この傾斜角センサにより、矢状面・前額面内の骨盤の傾斜角を測定する。傾斜角センサの固定には整形外科用の腰椎保護バンドを用い、腸骨稜と大転子の間に巻き付ける。装着した位置を図5-2に、装着した状態を写真3に示す。

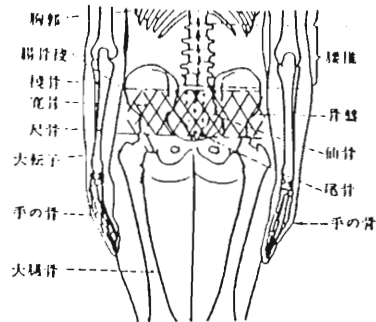



図5-2 傾斜角センサの取り付け位置 ( : センサ取り付け位置)

・実験方法

傾斜角センサによる骨盤の傾斜角測定を図5-1に示すシステムを用いて行った。被験者は健常者男子大学生2名(22歳), 障害者4名(内男子3名, 女子1名, 69~45歳, 病歴1~9年)の計6名である。各障害者の障害の程度を表5-1に示す。実験方法としては, 原則として, 何の拘束も設けず自然な歩行を行わせ, そのときの傾斜角を測定した。測定結果を図5-3~7に示す。

表5-1 障害の程度

氏名	性別	患側	ブロンストローム 評価値	歩行能力
K. F.	♂	右	5	自立歩行可
Y. I.	♀	左	5	右手杖使用
T. S.	♂	左	3	右手杖使用
K. S.	♂	右	4	左手杖左短下肢装具使用

(患者はすべて脳溢血による片麻痺患者である)