

琉球大学学術リポジトリ

視覚障害児における歩行の定量的評価を目的とした 下肢関節動作の多変量自己回帰分析

メタデータ	言語: 出版者: 琉球大学教育学部附属障害児教育実践センター 公開日: 2008-03-10 キーワード (Ja): キーワード (En): walking, multivariate autoregressive model, leg-joint, blind children, quantitative gait 作成者: 星野, 明代, 神園, 幸郎, Hoshino, Akiyo, Kamizono, Sachiro メールアドレス: 所属:
URL	http://hdl.handle.net/20.500.12000/5066

視覚障害児における歩行の定量的評価を目的とした 下肢関節動作の多変量自己回帰分析

星野 明代 神園 幸郎

Multivariate Autoregressive Analysis of Leg-joint Rotation
for Quantitative Estimation of Walking in Blind Children

Akiyo HOSHINO Sachiro KAMIZONO*

Time-series data of walking were abstracted by image sequence processing, and multivariate autoregressive model was adopted to three joint motions of hip, knee, and ankle, for the purpose of quantitative gait analysis in blind children. Multivariate AR parameters were investigated from the viewpoint of relative power contribution and impulse response. The results quantitatively described the characteristics of gait in blind children which are qualitatively mentioned as shuffling walk. Another experiment was conducted to clarify the validity of the present technique in the viewpoint of potential energy and transmission efficiency in gait. Ground reaction force was measured in normal and pseudo-blind walk, and was compared to the results of multivariate AR analysis. It suggested that impulse response of multivariate AR model exhibits the transmission efficiency in gait.

Key words: walking, multivariate autoregressive model, leg-joint, blind children, quantitative gait

1. はじめに

視覚障害をディスアビリティーズ (disabilities: 能力障害) としてとらえた場合、歩行障害、読み書きなどのコミュニケーション障害、日常生活行動障害などとして理解される。これらのディスアビリティーズの状態を考察すると、視覚障害は感覚情報障害であるといえる。歩行障害について考えると、ひとり歩きができないという場合には、多くは身体機能に問題があるのではなく、安全の確認や身体移動にともなう環境への自己の位置付けに問題がある。しかし、ひとり歩きができるか

できないかは大きな違いである。歩行は、単に身体を移動させるというだけでなく、社会の一員として、活動するための重要な手段であり、通学や通勤、買い物、リクレーション等どれにとっても欠くことができない。将来の社会自立のために、歩行能力を身につけることは重要な要素である。

昨今、歩行指導の場では、視覚障害児あるいは視覚障害者の歩行特性を定量的に評価する方法の確立が求められている。例えば、「よちよち歩き」、「膝を屈曲したまま、あるいは伸展したままの歩行」、「腰が引けた歩き」、「すり足」、「ベタ足」といった表現で特徴づけられる視覚障害児の歩行は美的に好ましくないだけでなく、安全かつ能率的な移動を制約する。また、視覚障害児への白杖の

* Faculty of Education, Univ. of the Ryukyus

早期導入に対する伝統的な反対意見に対して、最近では、白杖使用の早期導入は歩行や姿勢の保持に有効であり、探索環境が広まる、という積極的な提案もなされるようになってきた (R. L. Pogrund & S.J.Rosen,1989)。歩行指導の効果を上げるためにも、盲幼児への白杖歩行の早期導入の有効性を検証するためにも、妥当で簡便な歩行特性の定量化手法の確立は不可欠である。

これまでの評価は、定性的な記述によるものが多かった。定性的評価は決して必要ない訳ではないが、定性的評価のみでは観察者の主観的・一方的な記述に偏る可能性があり、観察者ごとの状況や、その日の気分、直前の経験や観察環境に左右される。また、例えばある動作を見た目に「ぎこちない」と感じて、なぜぎこちないと感じるのか、どのような成分がどのくらいの割合で関与すればその動きになるのか、ということは言葉では表わしにくい。そのため客観的・定量的な評価も必要である。妥当で簡便な定量的評価が確立され、指導の場に導入されれば、指導者間の共通理解を深めたり、指導者の交代の際の引き継ぎをスムーズに行なったり、指導効果の評価に利用することで指導者自身へフィードバックが与えられたり、さらには未来の予測も可能である。

一方、例えば医療の分野では、理学療法による歩行の改善度を客観的に評価する方法の確立を目指して、片足もしくは両足が地面に接地している時間 (T. P. Andriacchi, J. A. Ogle and J.O. Galante, 1977) と歩行速度との関係が検討されている (須田, 1979)。これは、心身障害学でもよく知られている歩行速度の上昇に従って接地時間が減少する現象である。しかし、健常者のデータからの逸脱により障害者の歩行特性を評価する方法の妥当性については疑問が残る。最近では、接地時間は歩行速度より歩行ピッチに依存するとの報告 (須田, 1998) も出されており、ばらつきが大きいといわれている視覚障害児・者の歩行特性を定量的に評価する方法としても最適であるとは言いがたい。

視覚障害児・者の歩行動作を定量的に評価しようとする場合に問題となっていたのは、計測方法の技術的問題よりは、歩行特性を特徴付ける最適な測度が見当たらなかった点にあると思われる。

すなわち、歩行動作の計測には、ビデオ画像を使う方法、ポテンシオメータ等の角度センサや加速度センサを用いる方法、床反力や関節モーメントを測定する方法、筋電図を併用する方法等がある (土屋, 1987)。その中で、ビデオカメラで撮影し、コンピュータグラフィクスを用いた歩行速度別ステップングピクチャで表示する方法は、処理が簡便であるし、歩行の特徴が直感的に理解しやすい (佐瀬, 1987)。この方法で獲得されたデータは、各関節角度の時系列波形であるので、振幅や周波数成分の観点から解析することも可能である。ところが、各関節動作ごとの周波数解析を行なっても、基本周波数 (歩行周期あるいは歩行ピッチ、歩行テンポ) とその振幅 (歩幅) と雑音としての高周波成分を検討するくらいが限度である。また、時間領域で検討するため、時系列波系のピークやゼロ交叉の時間特性を検討しても、選択する波形特徴の理論的根拠については妥当性が不明瞭である。むしろ、歩行の特徴として真に知りたいのは、関節動作間の時間関連性あるいはタイミングであった。

この種の解析には、多変量自己回帰モデル (H. Akaike, et al. 1985) が適していると考えられる。すなわち、従来の運動解析はもっぱら1変量の時系列解析に終始してきたが、その原因は、解析に耐えうる多変量データを収集することが困難であるだけでなく、実用的な解析手法自体に欠けていたためである。ところが、下肢の多関節運動をはじめとして、生体のいろいろな器官の反応の多くは多変数フィードバック系である。すなわち、例えばある変数の変動は別の変数に伝わるし、反対に別の変数の出力により、ある変数は影響を受ける。つまりどちらがどちらを動かしているのかが分からないことになる。したがって、ひとつひとつの関節運動のみの時系列解析では、変量間の関連性あるいは時間的随伴性が定量化できなかった。ところが、多変量自己回帰モデルは、各変数のそれぞれに固有の振動を起こすような白色雑音を入力し、各変数の出力から分離することにより、ひとつの震動源が各々の変数出力をどのように制御しているかを定量化する手法である。変数間の関連性は、周波数領域から見ればパワー寄与率で、時間領域から見ればインパルス応答で記述される。

そこで本研究では、視覚障害児の歩行を、下肢の関節動作に限定して検討した。一般に歩行解析は主に下肢を対象としたものが多く、測定も腕を組んで下肢のみを測る方法が採られている。今回も、多変量自己回帰モデルの導入をまず下肢の股、膝、足首関節の動作の関連性について明らかにすることから行なった。実験Ⅰにおいて視覚障害児の歩行の時間特性の定量化を目的として、股、膝、足首の下肢3関節動作の解析に3変数の多変数自己回帰モデルを用いて、パワー寄与率とインパルス応答から検討を行なう。併せて実験Ⅱにおいて同解析方法が本当に歩行の解析に適しているのかを検証する目的で正常歩行者と模擬異常歩行者とで、エネルギー伝達効率の違いが同手法に度のように現れるかを検討する。

2. 実験Ⅰ

2.1 装置

歩行における下肢動作の計測には、ビデオカメラ (Sony Handy-cam) 1台を用いた。カメラの焦点は被験児の腰の高さとし、カメラ自体が水平に動くよう三脚に固定した。被験児の側面映像が常時記録できるように歩行速度に合わせてカメラを左右に動かした。ビデオカメラで撮影する映像は、腰から足先までが完全に画面に入る範囲内で、なるべく接写した。

関節の計測のために、被験児の股 (正確には大転子というが、以後股と記す)、膝、足首、小指付け根の4ヶ所の関節中心に相当する高さの側面に、白いネームタグに5cm程の黒い丸を描いた手製のマーカを貼付した。

2.2 手続き

実験は、視覚障害児と晴眼児の単独歩行を撮影した。撮影場所は、保育園児は園内の教室にて、盲学校児童は校舎の廊下であった。歩行の種類は、単独歩行による10mの直線歩行、1回の撮影で5～6往復行なった。歩行中できるだけ緊張感を取り除くよう配慮した。

視覚障害児の直線歩行は、幼児の前方で保母が声かけや手拍子によって誘導する「直前音源歩行」にて行なった。

撮影後に、股、膝、足首の3関節の時系列デー

タの算出を行なった。股関節角度は、膝と足首のマーカを結ぶ線分と腿のマーカを鉛直方向上に延長した線分がなす角度とした。膝関節と足首関節のそれぞれの角度は、自分自身と隣接する2個のマーカの合計3点からなす角度とした (図2-1参照)。直立姿勢の場合、股関節と膝関節は180度、足首関節は90度であり、下肢を前方に出した場合、膝を曲げた場合、足先を上方に反らした場合で、それぞれの角度は減少すると規定した。角度の算出には、パーソナル・コンピュータ (Power Macintosh, G3 MT266) と、画像解析用ソフト (Video Shop および NIH Image) を用いた。

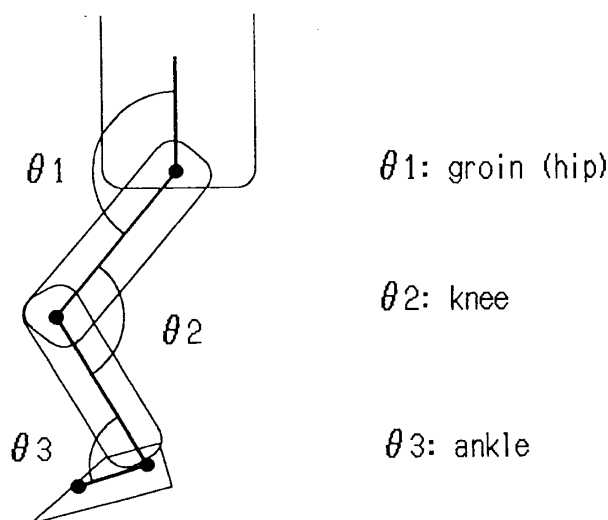


図2-1 角度の算出方法

2.3 被験児

被験児は、先天性の全盲児4名 (男児2名、女児2名、表2-1参照) と、ほぼ同年齢で体格が類似する晴眼児2名 (男児1名、女児1名) であった。視力を除けば被験児は全て身体的・機能的障害はないものとする。

表2-1 被験児のプロフィール

性別	障害原因	撮影時の年齢	始歩
男	中毒(未熟児網膜症)	7歳5カ月	2歳
男	先天素因(無眼球)	6歳9カ月	2歳5カ月
女	腫瘍(網膜芽細胞種)	6歳9カ月	1歳2カ月
女	先天素因(不明)	4歳9カ月	1歳

2. 4 解析方法

本研究では多変量自己回帰モデルを用いて解析を行なっている。3関節における運動の相互関連性あるいは時間随伴性は、以下に述べる3変数の多変量自己回帰モデルを用いて、周波数領域および時間領域において解析した。まず、周波数領域から見た関節間のフィードバック状態は、次式のように与えられる。

$$xi(s) = \sum_{j=1}^K \sum_{m=1}^M a_{ij}(m) x_j(s-m) + ei(s) \quad (1)$$

ここで、 xi はある時刻 j における変数 xi の出力、 a_{ij} は自己回帰係数、 $ei(s)$ は残差である。(1)式は次式のように変形できる。

$$ei(s) = xi(s) - \sum_{j=1}^K \sum_{m=1}^M a_{ij}(m) x_j(s-m) \quad (2)$$

それゆえ、残差部分の分散・共分散は、次式のように表される。

$$Reieij(n) =$$

$$\sum_{l=0}^M \sum_{m=0}^M \sum_{r=1}^K \sum_{s=1}^K air(1) ajs(1) Rrs(n-l+m) \quad (3)$$

残差についての最小二乗原理に従い、次式の Yule-Walker 方程式が求められる。

$$\sum_{j=1}^K \sum_{m=1}^M a_{ij}(m) R_{jh}(s-m) = R_{ij}(s) \quad (4)$$

($i, j=1, 2, \dots, k$)

この連立方程式を解くことにより、自己回帰係数 $a_{ij}(n)$ が求まる。最適な次数は、赤池の情報量基準 (AIC) の最小値により決定した (和田, 1998)。

2. 5 結果と考察

視覚障害児の歩行動作を観察していると、晴眼児を基準にして、重心変動がほとんどない者と、晴眼児よりも大きい者とがあることがわかった。重心変動は小さすぎても大きすぎても効率的に位置エネルギーを推進力に利用できていないことを示している。前者の典型的な例である Blind child 1 (以下 B 1 と記す) と後者の例である

Blind child 2 (以下 B 2 と記す)、晴眼児の Normal child 1 (以下 N 1 と記す) の3人の解析結果について考察する。図2-2に、B 1の歩行における股、膝、足首の3関節角度変化の例を示す。図中の上から順に股、膝、足首の時系列を表わし、横軸は時間である。同様に、図2-3にB 2の3関節角度変化の例を、図2-4にはN 1の3関節角度変化の例を示す。

3関節の時系列変化を観察して気付く傾向は、B 1ではN 1に比べ股と膝関節の振り幅が小さく、足首の動きに周期性がなく、しかも協調して動作

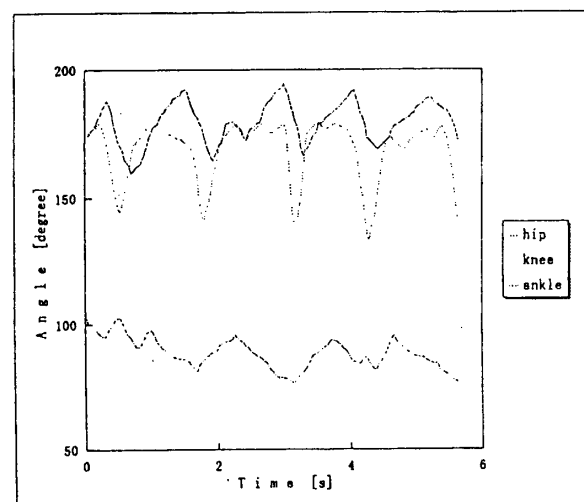


図2-2 B 1の下肢3関節の時系列データ

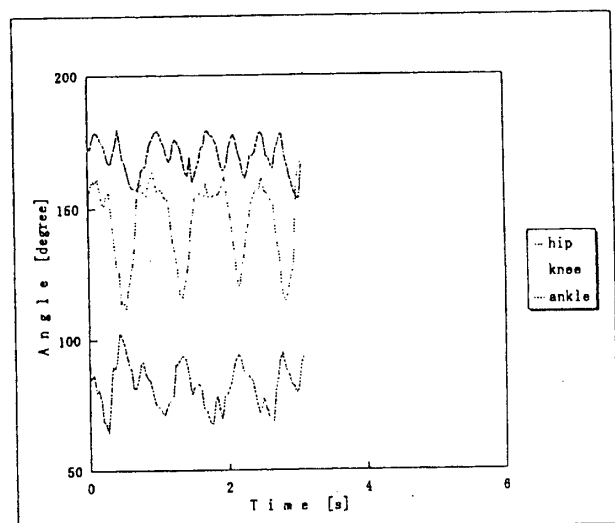


図2-3 B 2の下肢3関節の時系列データ

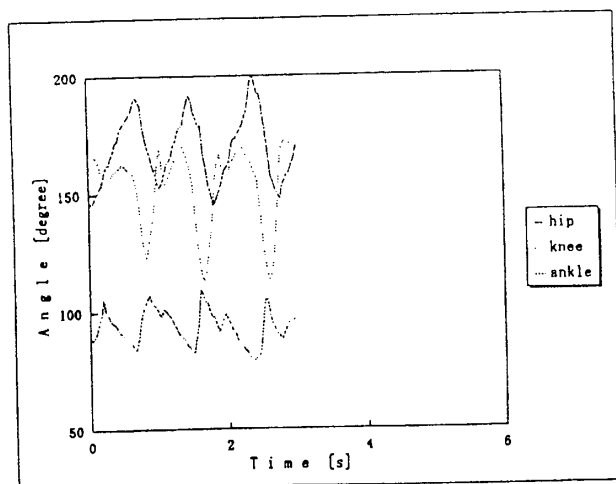


図 2-4 N1 の下肢 3 関節の時系列データ

していない点である。振り幅について数値的に確かめるために、1 周期ごとの各関節の振幅の平均値と標準偏差を表 2-2 に示す。ここで平均値とは、各関節の 1 周期ごとの最大角度と最小角度との差であるから、平均してどれくらいの振幅で各関節が動作しているかが分かる。ただし、それが比較的屈曲した状態で生み出される振幅なのか、あるいは比較的伸展した状態で生み出される振幅なのか、といった情報は不明である。表 2-2 の標準偏差は、各周期ごとの振幅値のばらつきを表わしている。また、関節ごとの時系列データの時間平均と標準偏差を表 2-3 に示す。ここで、時系列データの時間平均とは、各関節の動作の中心角度を表わすわけであるから、それぞれの関節が曲がり気味であるとか、比較的伸びた状態であるといった情報が得られることになる。一方、標準偏差は、概ね各関節の振幅に対応している。

両者の表より、確かに股や膝の振り幅が小さい傾向が分かる。これは、従来からいわれている、視覚障害児の歩き方の特徴である「歩幅が狭い」「よちよち歩き」等と一致する。次に図 2-3 を見ると B2 は、B1 に比べ膝、足首の振り幅が広く、協調して動いている。しかし、腿の振り幅が狭い。これは両者の表の標準偏差、平均値からも分かる。

図 2-5 に、B1 の歩行における 3 関節運動を個別に周波数解析した結果を示す。上段から順に股、膝、足首のスペクトル形状を表わしており、縦軸は対数で、横軸は周波数で表示した。解析に

表 2-2 1 周期ごとの各関節の振幅の平均値と標準偏差

	hip	knee	ankle
Blind child 1 by herserf	27.1 ±2.51	39.6 ±4.10	16.8 ±2.98
Blind child 2 by himserf	21.5 ±3.21	47.6 ±3.61	28.7 ±7.02
Normal child 1 by herserf	46.1 ±7.39	51.8 ±9.75	25.5 ±2.05

表 2-3 関節ごとの時系列データの時間平均と標準偏差

	hip	knee	ankle
Blind child 1 by herserf	179.4 ±7.95	168.6 ±11.62	88.5 ±6.28
Blind child 2 by himserf	169.9 ±6.59	145.0 ±15.64	82.2 ±8.47
Normal child 1 by herserf	169.0 ±14.43	153.2 ±16.49	93.5 ±7.21

は、スペクトルピークの検出力が比較的強い Burg 法により自己回帰係数を求め、パワースペクトルを決定した。最適次数は AIC (Akaike's Information Criterion; 赤池の情報量基準) により決定した。その結果、3 関節とも最適次数は概ね股、膝、足首の順に 4 次、8 次、8 次であった。同図からも分かるように、すべての関節動作に共通して低周波部分が高く、高周波に行くほど下降線をたどる、なだらかな右下がりのエンベロープが見られた。尚、低周波部分の山は、基本周波数を表わしていると考えられる。

次に B2 の歩行における周波数解析の結果を図 2-6 に示す。同図からも分かるように、やはり低周波から高周波へ行くほど減少する右下がりの形状が見られる。最適次数は 2 次、7 次、7 次で、股は少し小さいが、全体として B1 との差異はあまりないと考えられる。

一方、N1 の歩行における周波数解析の結果を図 2-7 に示す。3 関節の最適次数には、2~17 次までのばらつきが見られたが、スペクトルの形状自体には大きな違いは認められず、やはり右下

がりの形状であった。詳細に検討すると、膝関節の低周波部分に若干の倍調波と見られるぎざぎざが観察されるが、他関節とのあいだに顕著な違いを見るほどではなかった。これら一連の結果は、関節ごとの周波数解析では歩行の特性を十分に記

述できないことを示している。

それぞれのパワースペクトルを求めていたのは、関節動作の随伴性が分からない。そこで、どの関節がどの関節をどのくらい制御しているかを周波数領域で定量化するため、前章で述べた手法

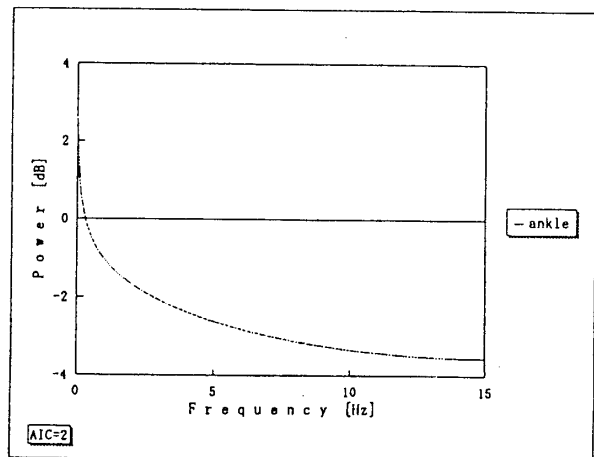
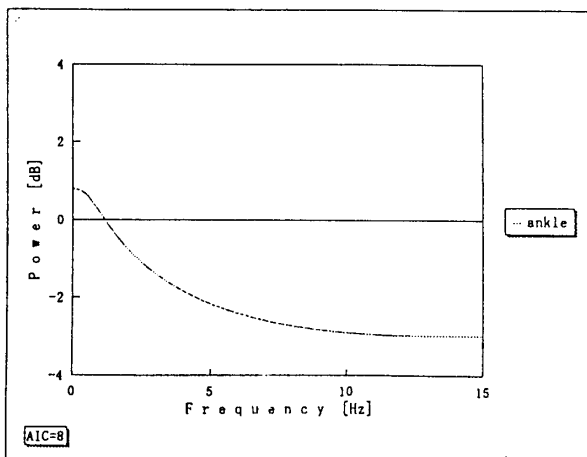
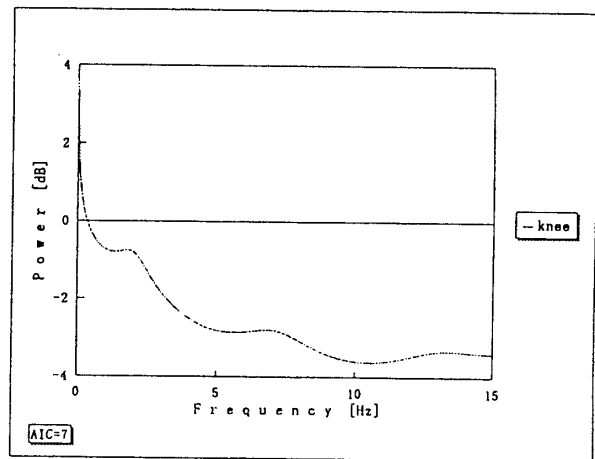
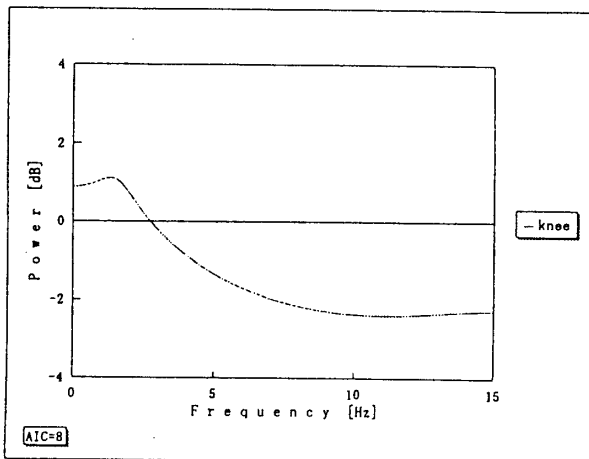
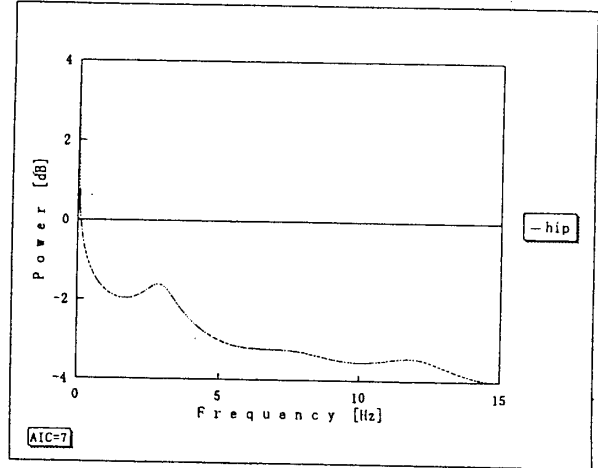
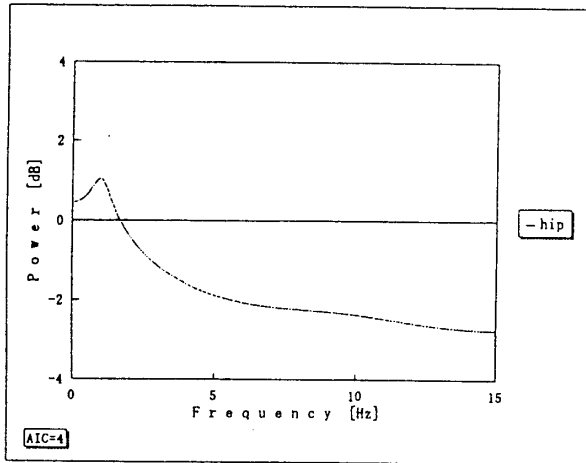


図2-5 B1の下肢3関節のパワースペクトル

図2-6 B2の下肢3関節のパワースペクトル

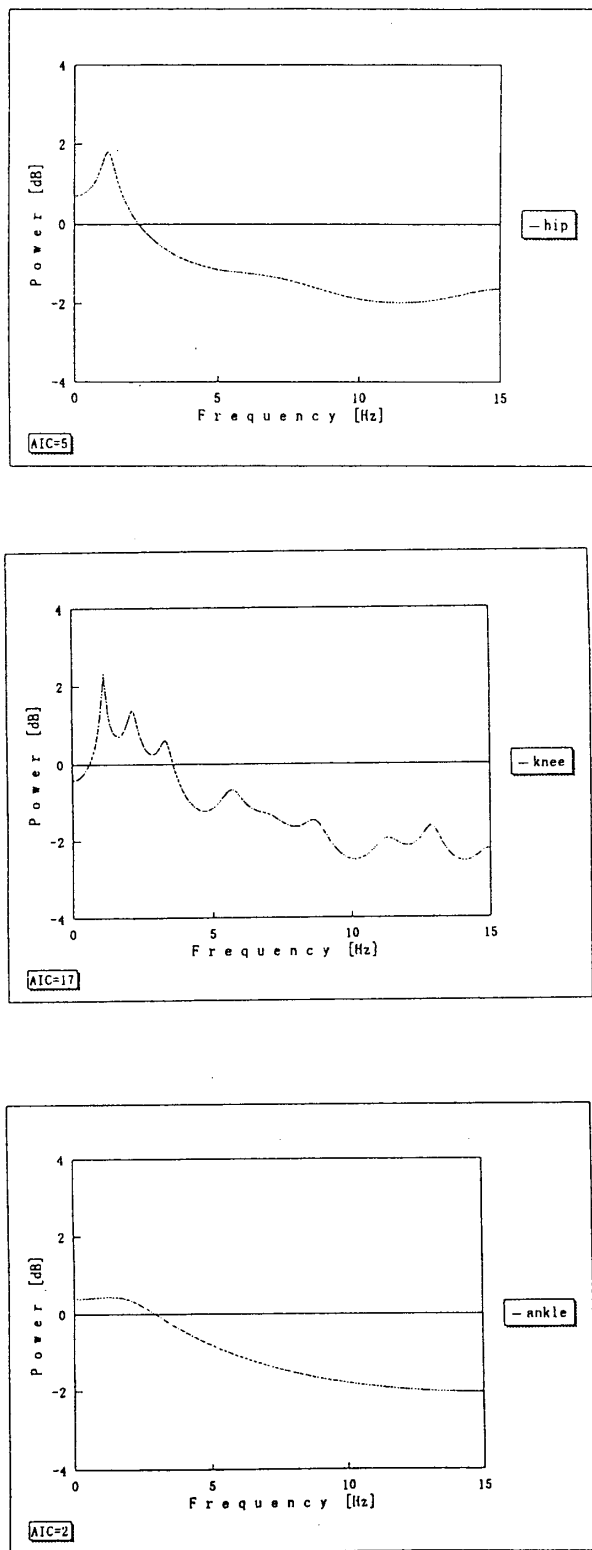


図 2-7 N1の下肢3関節のパワースペクトル

に従い、3変数の各々に固有の残差からの寄与率を求めた。

図 2-8 に B1 の歩行の結果を示す。上段から順に股、膝、足首のそれぞれの残差が寄与する比

率を百分率で表わしている。同様の手法による B2、N1 の歩行の解析結果を、それぞれ図 2-9 と図 2-10 に示す。

B1 の特徴は、N1 に比べると全ての関節で基本振動を意味する低周波部分で、膝関節が他関節に参与する割合が多い。換言すると、股や足首の動きの基本周波数はかなりの比率で膝が決定していることを表わしている。特に顕著なのが股関節であり、N1 が低周波部分において 4 割弱なのに対して、B1 は膝が 8 割程度も占めている。このことは、股や足首が比較的軽快に動いているのに対して、膝関節は非常にゆっくりとしか動かない傾向を示しており、寄与率により、視覚障害者の「膝を曲げっぱなし、あるいは伸ばしっぱなしの歩行」という特徴を可視化および数値化することができる。

次に B2 の特徴は、股関節と足首関節については、全体的な形は B1 より N1 によく似ている。しかし、やはり膝関節の寄与率は N1 よりも高くなっている。B2 と N1 の腿関節と足首関節の 2.5Hz 周辺で割合が変動するのは、半歩の中に足首ののびちぢみが 1 回ずつあるということである。山が高いほど、けり出す時に足首を伸ばし、着地の時に足首を反らしていることを意味している。同図からは B2 が足首を大きく動かして歩行していることが分かり、これは図 2-3 にも表れている。B2 の中段の図は、B1 と N1 とも異なった形状を見せ、3.7Hz 周辺に膝関節の寄与率が減少し、足首関節の割合が増えるところがある。これは 3 歩に 1 回なにかが起これると考えられるが、原因は詳しくは分からない。膝関節の割合が減少するという事は、下段の図からもいえる。

自己回帰係数は、ある変数の入力に対する出力を決める係数であるから、原理的には、連続的にインパルス列を与えればインパルス応答が得られることになる。図 2-11 に、B1 の歩行における下肢 3 関節動作のインパルス応答を示す。上段から順に股、膝、足首への各々のインパルス入力、つまり仮想の入力を 1 入れたときの、他 2 関節の応答がどれだけあるかを表わす。図中に見るべき点は、主に (1) 線がざざざざかなめらかか、(2) 持続時間の長さ、(3) 方向性、(4) 振幅の大きさ、(5) 潜時の 5 つである。(1) は反応

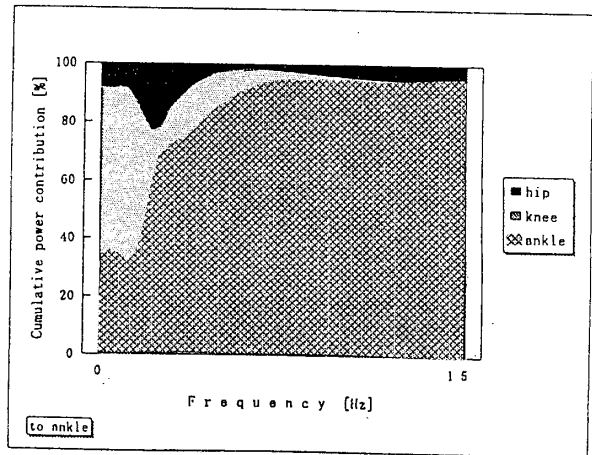
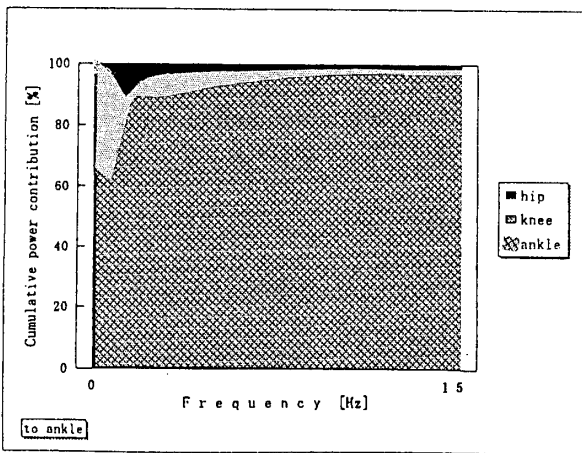
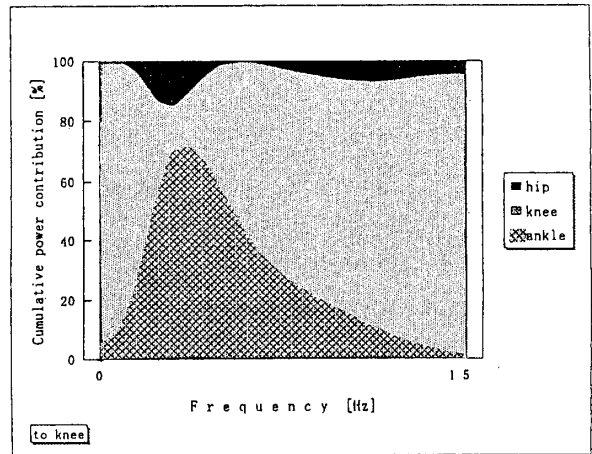
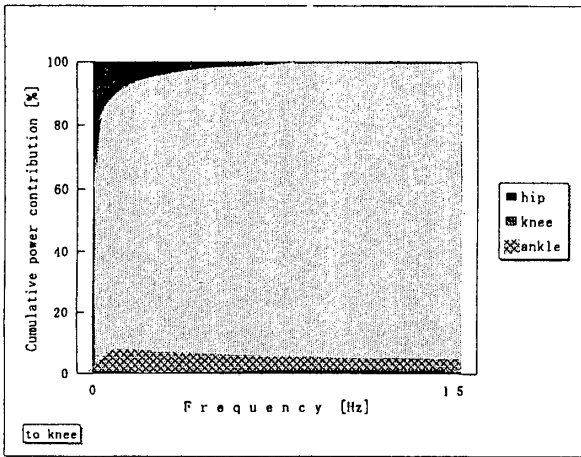
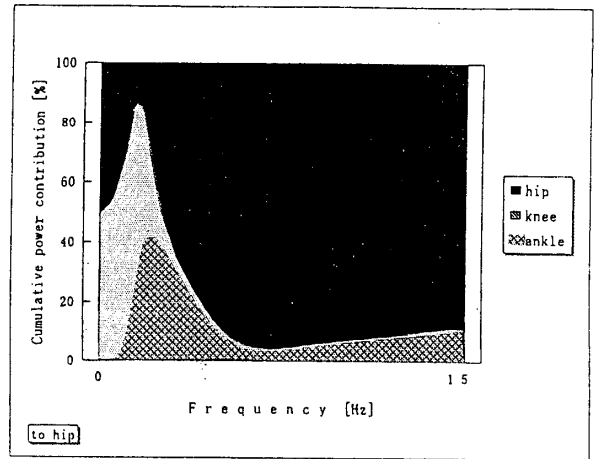
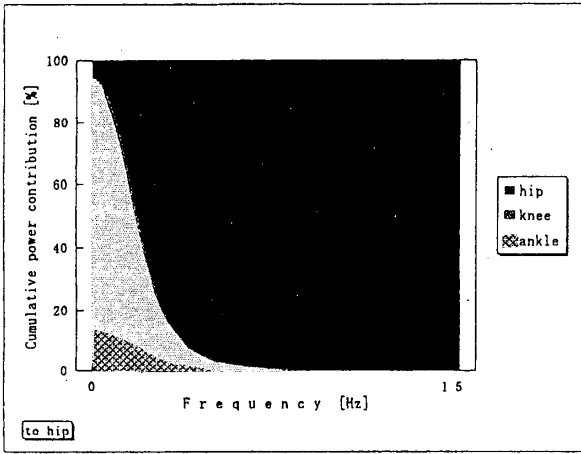


図2-8 B1の下肢3関節のパワー寄与率

図2-9 B2の下肢3関節のパワー寄与率

のなめらかさを見るためであり、線がぎざぎざである場合は、反応がぎくしゃくしていることを表わしている。(2)は時間がかかっているかかかっていないか、(3)は関節の曲がる向きを表わし

ている。応答がマイナスの領域に進入している部分もあるが、これは、制御の影響がマイナスの方向に働くことを意味する。(4)は応答の多きさ、(5)は反応が始まるまでの時間遅れを見る。同

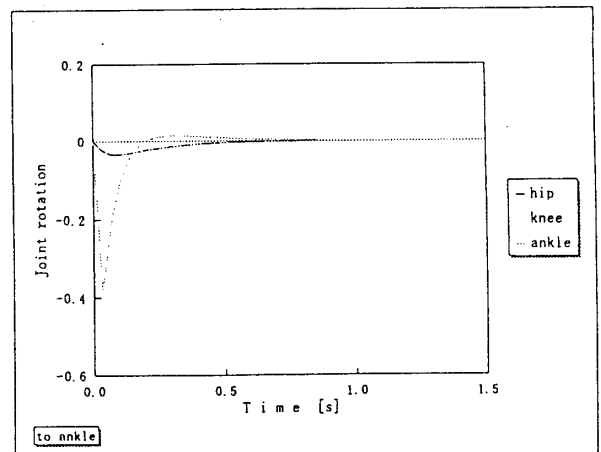
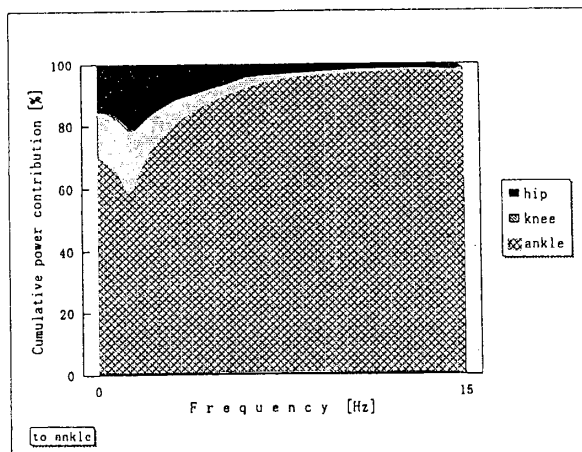
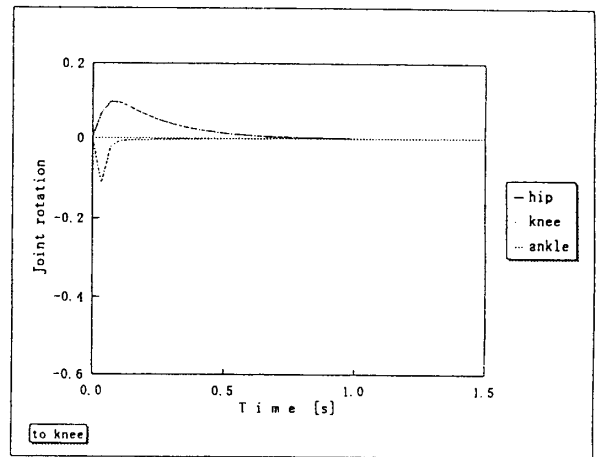
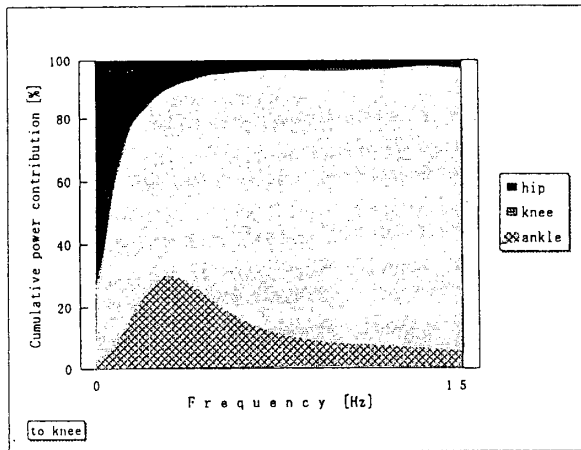
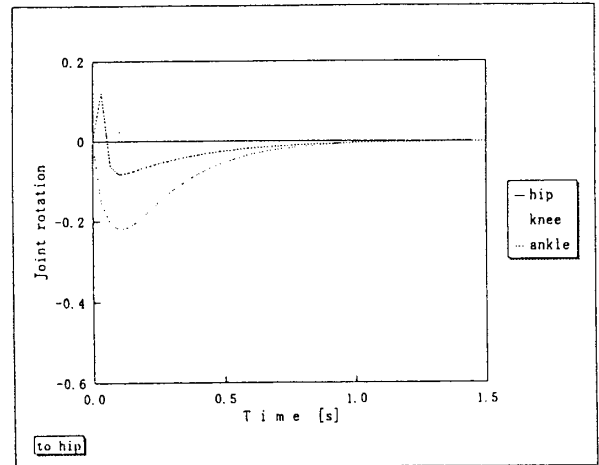
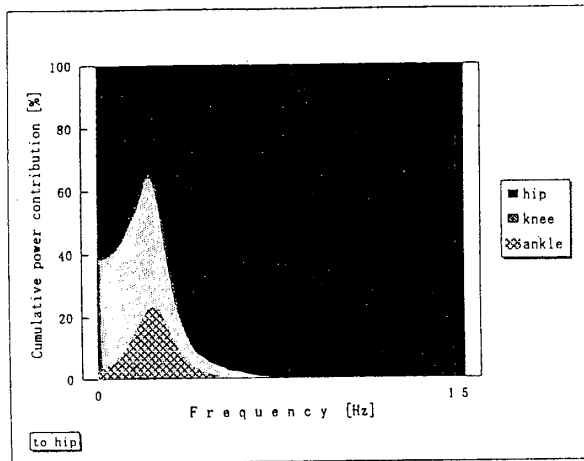


図 2-10 N 1 の下肢 3 関節のパワー寄与率

図 2-11 B 1 の下肢 3 関節のインパルス応対

様に、B 2 の歩行におけるインパルス応答を図 2-12 に、N 1 の歩行におけるインパルス応答を図 2-13 にそれぞれ示す。 図中で目立つ特徴は、B 2 や N 1 においては、ある関節の応答がプラスとマ

イナスの方向に振動するのに対して、B 1 では、プラス方向のみ、あるいはマイナス方向のみにしか変動しない点であった。これを例えるなら、B 2 や N 1 の下肢関節が「ムチのように撓りながら」

歩行動作を発現させているともいえる。3関節の中でも特に大きな差異が、股関節にインパルス入力を与えたときの膝関節と足首関節の応答に認められた。すなわち、股関節を前方に出す場合、他の2人では膝が一旦曲がってから伸び、足首が一

旦伸びてから曲がるのに対して、B1では膝は伸びるだけで、足首は曲がってから伸びた。この特徴は、視覚障害児の歩行の特徴とされている「すり足」「ベタ足」の時間特性を明示していた。一方、インパルス応答の振幅には、顕著な差はなかつ

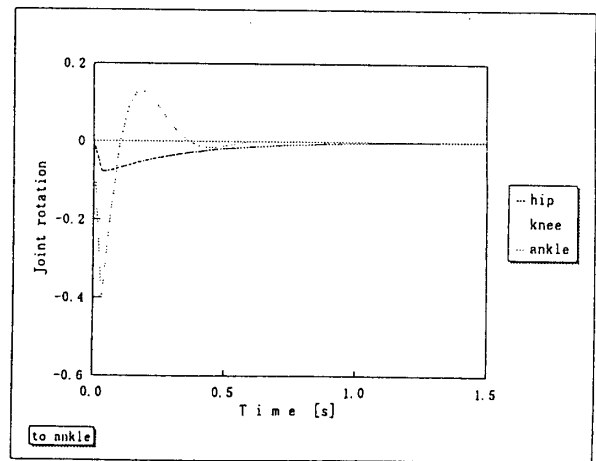
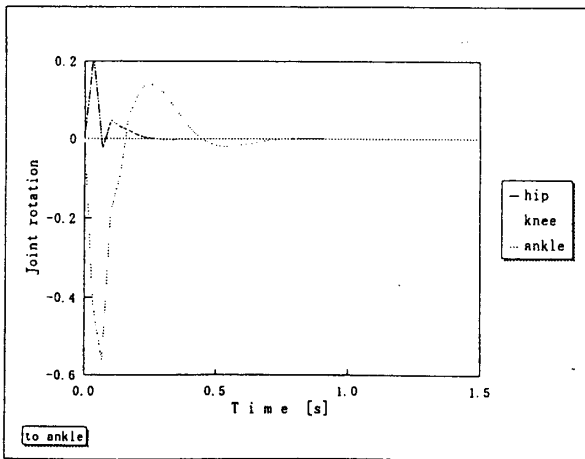
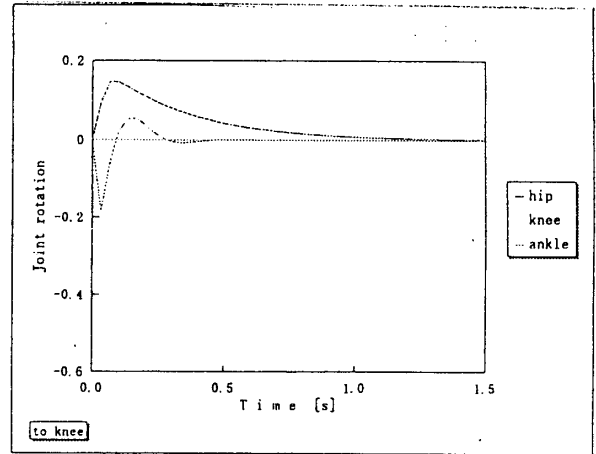
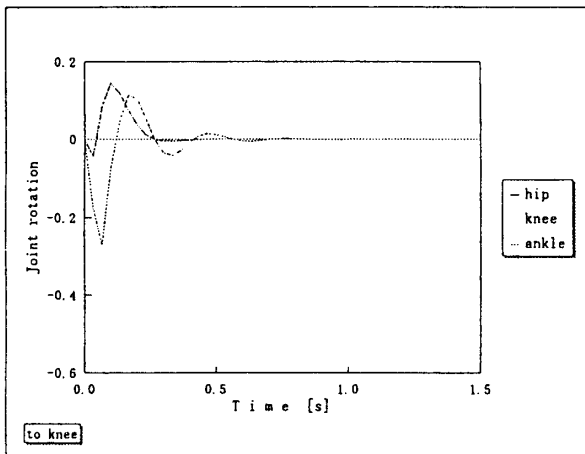
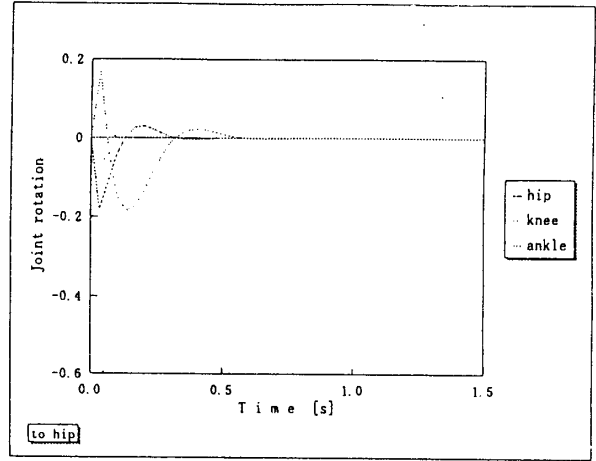
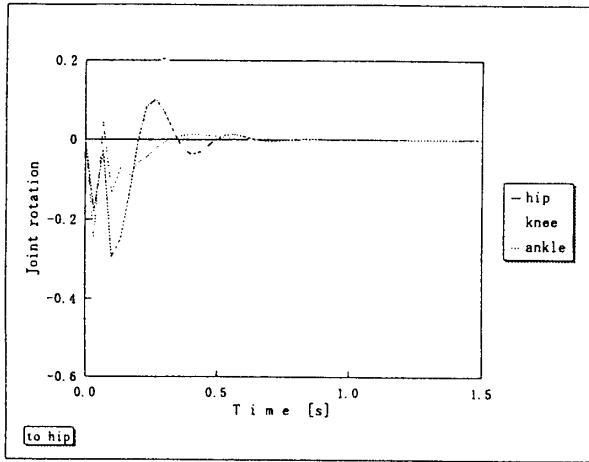


図2-12 B2の下肢3関節のインパルス応対

図2-13 N1の下肢3関節のインパルス応対

た。また、時間軸で見ると、B 1はインパルス応答の接続時間が長かったが、その原因は歩行の遅さに起因していると考えられた。

B 2のインパルス応答で目立つ特徴は主に2つである。まず、線がぎざぎざしている点で、特に股関節のグラフに顕著である。これは前に述べた通り、反応のぎこちなさを表わしている。第2に、足首関節のグラフでは、膝の応答が大きく、股関節の応答が他の2人と逆の方向に変動している。つまり、N 1では足首を伸ばすと、膝が曲がり下肢が前方に出る。しかしB 2の場合、足首を伸ばすと、膝が大きく曲がり、腿が後方へ曲がる。これは、不要な上下運動が大きい、いわゆる「ひよこひよこした歩き」に起因すると考えられる。

3. 実験 II

3. 1 方法

歩行中の股、膝、足首の2次元関節運動データとして、臨床歩行分析懇談会が頒布しているライブラリーソフト（光磁気ディスク）を用いた。測定中、被験者には等速で真っ直ぐに数歩程度歩くように教示が与えられている。同データ中、股、膝、足首の3関節の時系列データを用いた。また、力作用のとの比較のため、フォースプレートによる床反力データも用いた。

3. 2 被験者

被験者は2名で、1名（N 2：体重61Kg、身長168cm、24歳）には普通に歩行してもらい、もう1名（P 1：体重65Kg、身長171cm、27歳）は模擬的な異常歩行者として、視覚障害児の歩行と類似のすり足を行ったデータを用いた。

3. 3 測定

実験Iと同様に、本実験でも股関節は大腿部と鉛直方向に上に延長した線分が成す角度、膝関節と足関節との各々の角度は、それぞれ自分自身と隣接する2点の関節中心が成す角度とした。すなわち、直立姿勢の場合、股角度と膝角度は各々180度、足首角度は90度である。角度の増減については、下肢を前方に出すと股関節は減少、膝を曲げると膝角度は減少、足先を上方に反らすと足首角度は減少する、とそれぞれ規定した。

3. 4 結果と考察

図3-1に、正常歩行（N 2）における股、膝、足首の3関節角度の時系列データを示す。また、図3-2に、模擬異常歩行（P 1）における時系列データを示す、両図とも、上から順に股、膝、足首の角度変化を表し、横軸は時間である。

3関節の時系列変化を観察して気づく傾向は、正常歩行者と比較し模擬異常歩行者では、股関節と膝関節の振幅が小さい事である。また、膝関節と、足首関節では明瞭な二峰性を示していない。振幅の違いを数値的に確かめるため、関節ごとの時系列データの時間平均と標準偏差を表2に示す。同表より、異常歩行者では確かに股や膝の振幅が

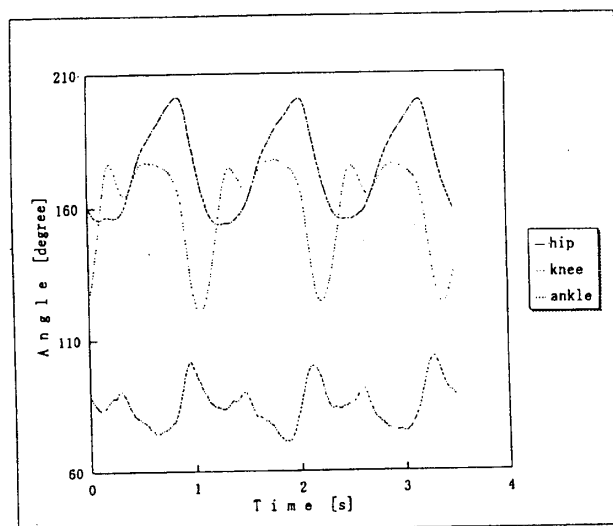


図3-1 N 2の下肢3関節の時系列データ

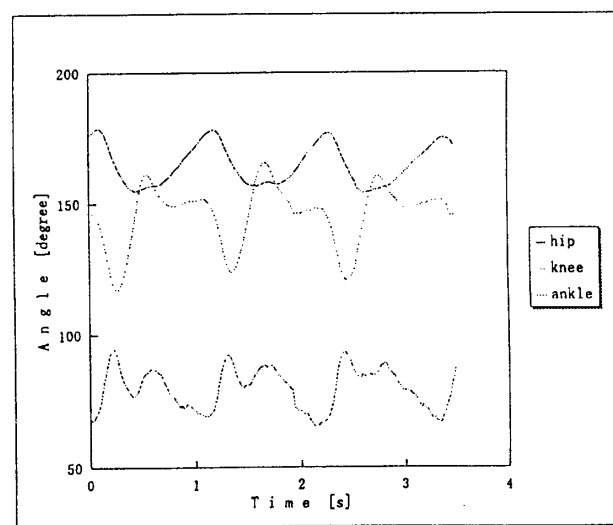


図3-2 P 1の下肢3関節の時系列データ

小さい傾向がわかる。

比較のため、図3-3と図3-4に正常歩行者(N2)と異常歩行者(P1)の床反力データを示す。両図とも、縦軸は床反力(単位:ニュートン)で、横軸は時間を表わす。二人の体重はほぼ同じなので、床反力は体重で正規化していない。しかし、両者の床反力は概ね同じ値を示していた。しかし、床反力の垂直方向での時系列波形には大きな特徴があり、歩行正常者では、踵接地時と足指離地時とで大きな値が出現し、立脚支持期とは明瞭な対比を示したのに対して、異常歩行者では3つの時期ともほぼ同様の値を示した。このことは、正常歩行では衝撃の吸収と減速および加速が滑らかに実現されていたことを示すのに対して、異常歩行では、歩行の周期の間ずっと足底に同じような圧力が掛かり続けていた、すなわち、膝関節を完全に伸展することなく、腰を落としてすり足で歩行していたことを表わしている。

図3-5に正常歩行者における下肢3関節動作のインパルス応答を示す。上段から順に股、膝、足首への各々の仮想インパルス入力に対する、他関節の応答を表わす。図中、応答がマイナスの領域に進入している部分もあるが、それは制御の影響がマイナスの方向に働くことを意味している。上段は股関節にインパルス入力を与えた際の膝関節と足首関節の応答であるが、股関節へのマイナスの入力に対し、膝は伸展、足首は伸展から屈曲している。これは、足指離地から立脚支持期、踵接地時の正常な歩行動作を正確に示している。反対に、股関節へのプラスの入力に対し、膝関節は屈曲、足首関節は伸展を示している。これは、立脚支持期から足首関節を伸展させて、床をつま先で蹴って加速する状態を適切に表わしている。下段でも、踵接地時における足首関節のインパルス入力に対して、股関節の伸展と膝関節の屈曲が定量的に例示されている。また、足関節へのマイナスのインパルス入力に対しては、立脚支持期からの股関節の屈曲と膝関節の屈曲のタイミングを正確に示している。同図の一連の結果は、踵接地時における膝関節伸展と足首関節の屈曲とによる衝撃吸収および位置エネルギーの保存、そして足指離地時における足関節の伸展による前方への加速が、非常に滑らかに実現されていることを示して

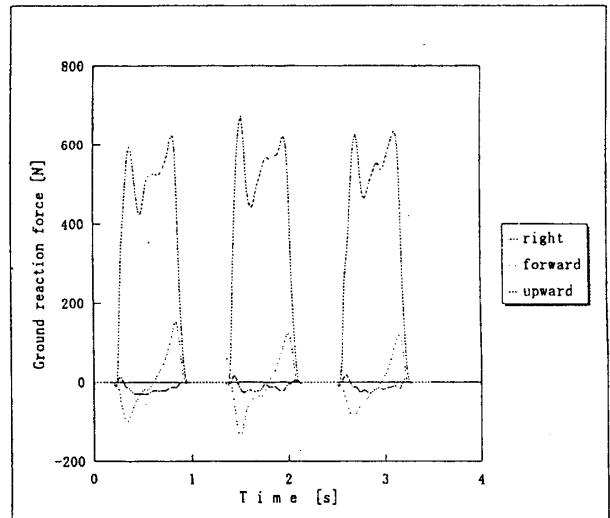


図3-3 N2の床反力データ

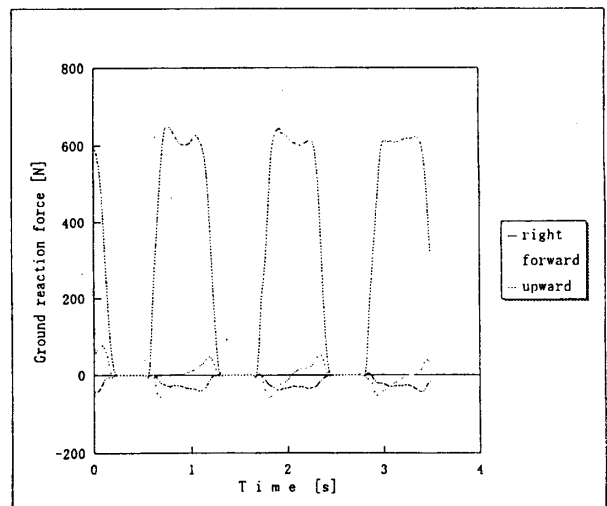


図3-4 P1の床反力データ

いる。

図3-6に、異常歩行における下肢3関節動作のインパルス応答を示す。上段から順に股、膝、足首への各々の仮想インパルス入力に対する他関節の応答を表わす。上段では、股関節へのマイナスのインパルス入力を与えられると、膝関節は屈曲し、足首関節は一旦屈曲する。しかし、膝関節が屈曲し続けるのに対して、足首関節は伸展した後、再び屈曲する。反対に、股関節にプラスのインパルス入力を与えられたときは膝関節は伸展し、股関節は屈曲の後伸展する。これらの関節動作のタイミングは、腰を落としたすり足歩行の様相を的確に表現している。中段では膝へのインパルス入力が足首に大きな応答を発生させていることが

推定される。この事実は、膝に比べて足首の動きが大きいか、反対に足首に比べて膝の動きが小さいかを表わしており、現実の足首の可動範囲がそれほど大きくないことを考慮すれば後者の膝の動きが小さく膝が完全伸展まで至らない歩行である

ことを示唆している。

さらに図3-6下段では、足関節へのマイナスのインパルス入力に対して、股関節と膝関節の伸展が起こっている。反対に、プラスの入力に対して、膝関節は屈曲したまま最大伸展に至る。これ

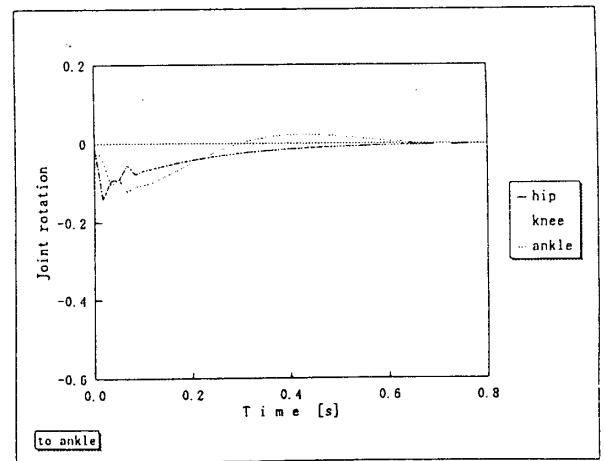
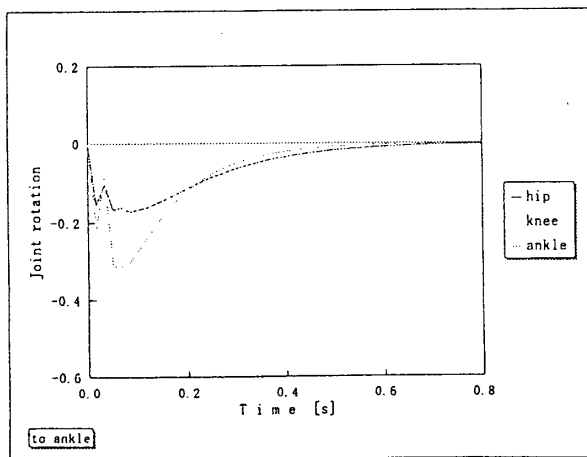
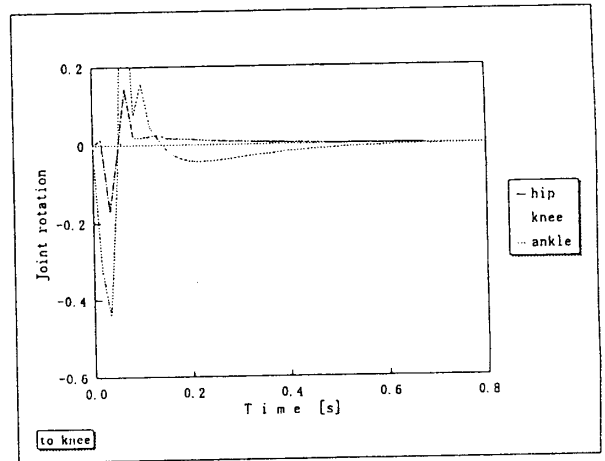
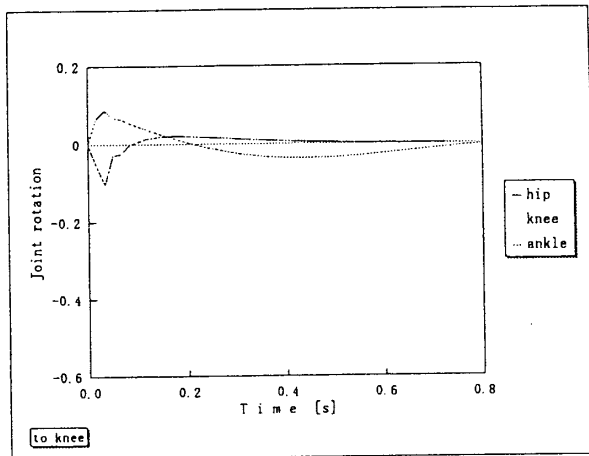
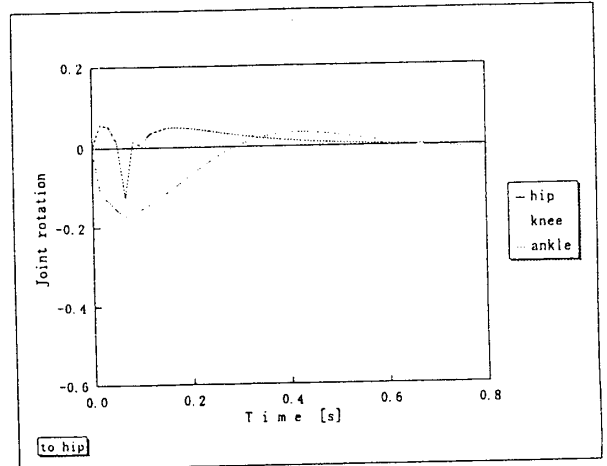
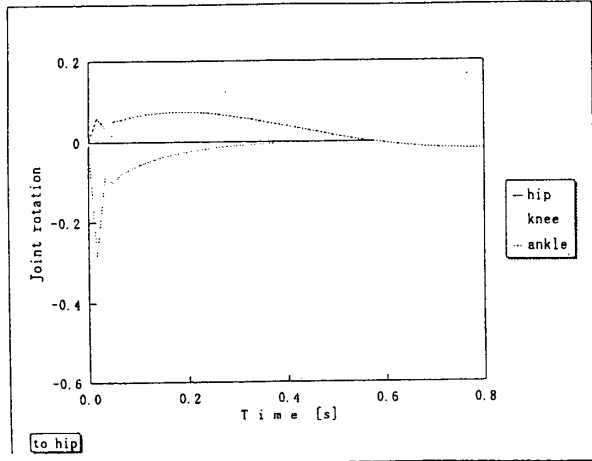


図3-5 N2の下肢3関節のインパルス応答

図3-6 P1の下肢3関節のインパルス応答

は、立脚支持期から後、膝が屈曲したまま足指離地が起こっていることを示しており、すり足の様相を適切に示している。

以上の一連の結果は、関節動作の多変量自己回帰モデルのうち特にインパルス応答による解析が、正常な歩行の時間随伴性を明示できるだけでなく、異常歩行の逸脱の程度を時間領域から定量的に示すことが可能であり、さらに、床反力のような力あるいはエネルギーの情報も内包し得ることを示していた。

4. おわりに

実験 I では、視覚障害児の歩行の時間特性を定量的に記述するため、多変量自己回帰モデルを用いて下肢 3 関節の解析を行なった。股、膝、足首の 3 関節時系列データを、各関節の側面に貼付した光マーカを側面からビデオ撮影することにより算出し、周波数成分をパワー寄与率とインパルス応答により検討した。解析の結果、パワー寄与率においては、晴眼児（以下 N 1 と記す）と比べ重心変動のほとんど見られない歩行特性を示す視覚障害児（以下 B 1 と記す）では、低周波成分における膝関節動作の他関節への影響が大きく、膝関節がゆっくりとしか動いていない傾向が認められた。重心変動が晴眼児よりも大きい歩行動作を行なう視覚障害児（以下 B 2 と記す）では全体的な形状は B 1 より N 1 に似ているが、膝の寄与率はやはり N 1 より高かった。一方、インパルス応答においては、股関節に対する膝関節と足首関節の応答に特徴が認められた。すなわち股関節を前方に出す場合、N 1 では膝が一旦曲がってから伸び、足首が一旦伸びてから曲がるのに対して、B 1 では、膝は伸びるだけで、足首は曲がってから伸びた。一連の結果は、視覚障害児の歩行の特徴とされる「すり足」、「ベタ足」の時間特性を明示していた。また、B 2 のインパルス応答には 2 つの特徴が見られた。第 1 は線の形状がギザギザしていることで、これは反応のぎこちなさを表している。第 2 は足首関節の図では膝の応答が大きく、股関節の応答が他の 2 人と逆の方向に変動していた。つまり N 1 では足首を伸ばすと、ひざが曲がり下肢が前方へ出るのに対して、B 2 では足首を伸ばすと、膝が大きく曲がり、腿が後方へ曲がる。こ

れは不要な上下運動が大きい、いわゆる「ひよこひよこした歩き」を表している。

実験 II では実験 I で用いた解析方法の妥当性を検証するため、正常歩行者と模擬異常歩行者とでエネルギー伝達効率がいかなる形で表れるかを検討した。その結果、関節動作の多変量自己回帰モデルのうち特にインパルス応答による解析が、正常な歩行の時間随伴性を明示できることと、異常歩行からの逸脱の程度を時間領域から定量的に示すことが可能であり、さらに床反力のような力あるいはエネルギーの情報も内包し得ることを示した。

一連の結果から、実験 I および実験 II で用いた多変量自己回帰モデルは、検討の結果、視覚障害児の歩行特性を的確に記しており、歩行解析に相当であるとのデータが得られた。歩行指導の場ではよりきめ細やかで効果的な指導を実現するために、客観的・定量的評価の確立が求められ、新しい解析方法の検証は重要な課題である。今後、信頼性を高めるために今回の撮影方法と画像解析方法が妥当かどうかを検討し、データを蓄積していく必要がある。さらに実際に指導の場に活用できるようにするためには、簡便性と実用性を高めていくことも検討しなければならない。

謝 辞

本論文を執筆するのに当たり、適切な研究環境と有意義なご指導とを与えてくださった琉球大学教育学部教授 神園幸郎先生に深謝申し上げます。また、実験の遂行とデータ収集にご協力いただいたありあけ保育園の職員の方々、県立沖縄盲学校の先生方ならびに児童生徒の皆さんに感謝致します。研究を遂行する上で、有益な資料と助言を与えてくださった国立リハビリテーションセンター 坂本洋一先生、神奈川県総合リハビリテーションセンター 江原義弘氏に感謝致します。

引用文献

- 1) R.L.Poggrund and S.J.Rosen (1989): The preschool blind child can be a cane user. J.Visual Imparment and Blndness,83 431-

- 439.
- 2) T.P.Andriacchi, J.A.Ogle and J.O Glante (1977): Walking speed as a basic for normal and abnormal gait measurements. J.Biomechanics, 10, 261-268.
 - 3) 須田勝・藤沼一美・鈴木忠・杉浦幹雄 (1979): 8 mm撮影による歩行分析 (第3報) - 歩行速度と立脚・遊脚・両脚支持期との関係にもとづく異常歩行の分析 - 臨床理学療法, 6, 1, 125-126.
 - 4) 土屋和夫 (1989): 臨床歩行分析入門 臨床歩行分析懇談会 (編), 東京, 医歯薬出版.
 - 5) 佐瀬一夫・柿沢敏文・中田英雄 (1987): 視覚障害児の走運動特性の特徴姿勢シンポジウム, 7 61-62.
 - 6) H.Akaike, et al (1985): Computer Science Monographs No.23. TIMSAC-84 Part2, Inst.Stat.Math, 1-168.
和田孝雄 (1997): 生体のゆらぎとリズム講談社サイエンティフィック.
 - 7) 中村隆一・斎藤宏 (1992): 基礎運動学医歯薬出版株式会社.
 - 8) 佐藤春彦・P.D.Andrew (1998): NIH Imageを使った歩行分析第20回臨床歩行分析研究会定例会抄録集 8-9.
 - 9) 小島清嗣・岡本洋一 (1998): まるごと実践! 画像テキスト NIH Image新講座 羊土社.
 - 10) 沼原利彦・小島清嗣 (1998): 医学・生物学のための画像解析ハンドブック実践 NIH Image講座 羊土社.
 - 11) 田中俊之・蒲池弘吉・中田英雄・谷村裕 (1990): 視覚障害者の歩行速度の分析 日本特殊教育学会第28回大会発表論文集 16-17.
 - 12) 岩井英治・柿沢敏文・金城悟・中田英雄・庄司伸哉 (1987): 視覚障害児の歩行姿勢の特徴 第7回姿勢シンポジウム一般演題抄録集 63-64.
 - 13) 中村貴司・Rahardja・中田英雄 (1990): 視覚障害者の歩行姿勢の分析第16回感覚代行シンポジウム論文集 105-109.
 - 14) 江原義弘 (1991): 歩行の力計測医用電子と生体工学 5, 1 15-24.
 - 15) 江原義弘 (1998): 身体運動を助ける装具について医療体育 17, 1 3-8.
 - 16) E.c.Jansen (1980): An instrumented treadmill for clinical measurement of ground reaction forces. ISB Force Platform Group Newsletter, 9 12-17.