



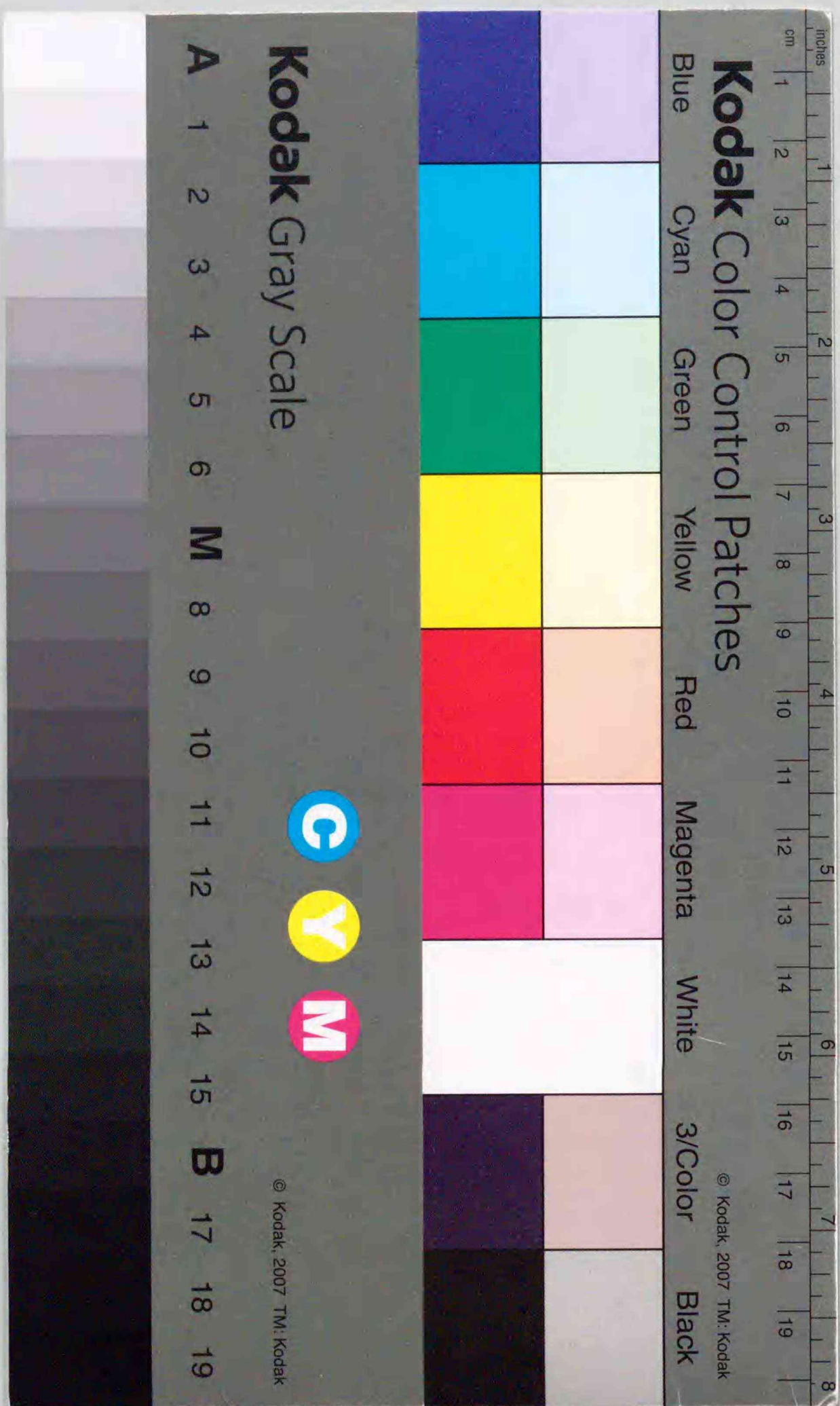
HOKKAIDO UNIVERSITY

Title	脳性麻痺者における立位・歩行障害に関する生体力学的研究
Author(s)	渡壁, 誠
Degree Grantor	北海道大学
Degree Name	博士(工学)
Dissertation Number	乙第5014号
Issue Date	1996-06-28
DOI	https://doi.org/10.11501/3113527
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/51353
Type	doctoral thesis
File Information	000000298718.pdf



脳性麻痺者における
立位・歩行障害に関する
生体力学的研究

渡 壁 誠



①

博士論文

脳性麻痺者における
立位・歩行障害に関する
生体力学的研究

旭川医科大学 整形外科

渡壁 誠

目 次

第1章 序 論	1
1・1 障害の階層構造とリハビリテーション	1
1・2 立位・歩行障害とその機能的要因	3
1・3 立位・歩行に関する生体力学的研究小史	6
1・4 本論文の目的と概要	11
参考文献	12
第2章 拘縮の病態と発生機序	16
2・1 関節の構造	16
2・2 拘縮の発生機序	21
2・3 関節可動域の計測と拘縮の評価	25
参考文献	30
第3章 アライメントからみた立位障害の分析	33
3・1 はじめに	33
3・2 方 法	34
3・2・1 被検者	34
3・2・2 画像によるアライメントの計測	35
3・3 結 果	37
3・3・1 水平面上でのアライメント	37
3・3・2 斜面上でのアライメント	39
3・4 考 察	45
3・5 要 約	47
参考文献	49

第4章 非線形拘縮モデルによる立位姿勢のシミュレーション	50
4・1 はじめに	50
4・2 非線形拘縮モデル	51
4・3 立位のモデリングとシミュレーション	60
4・4 結果	62
4・5 考察	65
4・6 要約	67
参考文献	68

第5章 歩容とエネルギー消費からみた歩行障害の分析	69
5・1 はじめに	69
5・2 方法	70
5・2・1 足関節を固定した健常児の歩行	70
5・2・2 脳性麻痺児の歩行	72
5・3 結果	74
5・3・1 足関節を固定した健常児の歩行	74
5・3・2 脳性麻痺児の歩行	76
5・3・3 正常歩行からの差	78
5・4 考察	79
5・5 要約	81
参考文献	83

第6章 Neural Rhythm Generator をもつ歩行モデルとシミュレーション	85
6・1 はじめに	85
6・2 歩行モデル	87
6・2・1 モデルの概要	87
6・2・2 リズム発生神経回路網	90
6・2・3 筋骨格系	96

6・2・4 拘縮要素の導入	100
6・3 シミュレーション	101
6・4 結果	102
6・4・1 拘縮のない歩行	102
6・4・2 股関節伸展を制限された歩行	105
6・4・3 膝関節伸展を制限された歩行	108
6・5 考察	111
6・6 要約	114
参考文献	115

第7章 総括	117
--------	-----

謝辞	123
----	-----

付録1： 歩容の定義	124
------------	-----

付録2： 第6章の歩行シミュレーションに用いたパラメータ	126
------------------------------	-----

第1章 序 論

1・1 障害の階層構造とリハビリテーション

リハビリテーションの対象となる障害は実に多岐にわたる。我々はその端的な例を脳性麻痺患者にみることができる。脳性麻痺は成長過程における脳の病変によって中枢神経系が損傷を受け、種々な運動障害を呈する疾患である¹⁾。運動障害の種類や程度は多様であるが、重度になると立位や歩行が困難となったり、寝たきり（長期臥床）になる場合も少なくない（図1-1）。また、彼らのもつ障害は単にこうした運動機能面に止まらず、障害をもつがゆえに十分な教育を受けられなかったり、不当に職を得られなかったり、さらには、家族に与えた精神的・物質的な損害など数多くの問題が二重、三重にも重なりあう。こうした重層化した問題は脳性麻痺に限らず、全ての障害者が抱える問題である。

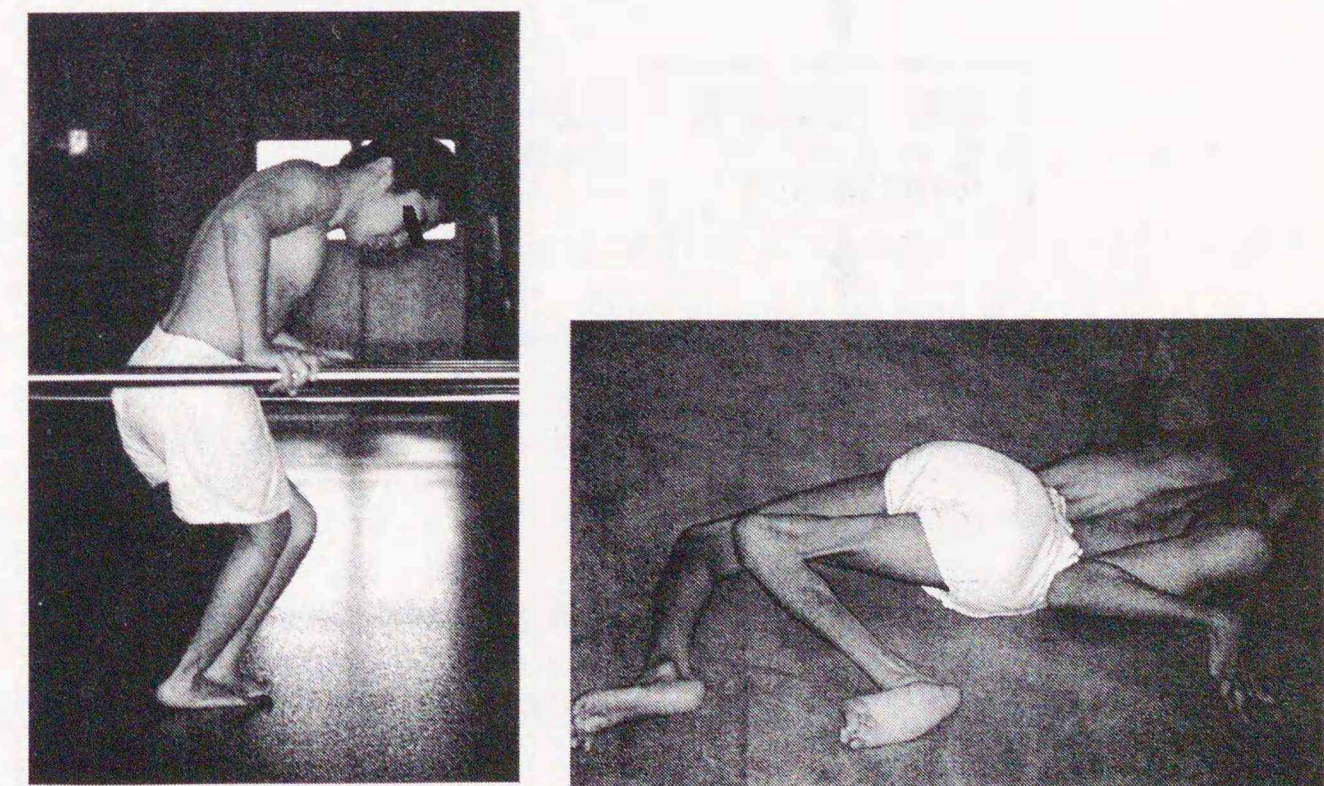


図1-1 立位・歩行障害を有する脳性麻痺児の典型例

世界保健機構（WHO）は1981年に障害分類^{2~4)}を発表し、その中で障害者が抱える複合的な問題を次の3つの障害レベルで階層的にとらえ、総合的なリハビリテーションを行うことの重要性を提起した（図1-2）。すなわち、第1の障害レベル、① 機能・形態障害（impairment）は疾患から直接起こってくる身体的および精神的な機能や形態の異常をさす。つまり、生物学的なレベルにおける障害である。例えば、脳卒中による四肢麻痺（機能障害）、外傷や疾病による切断（形態障害）がこれにあたる。② 能力障害（disability）は当然できると考えられる日常の行為ができなかったり、困難な状態をさす。つまり、個人的生活のレベルにおける障害である。四肢麻痺や下肢切断のために立位や歩行できない状態がこれにあたる。③ 社会的不利（handicap）

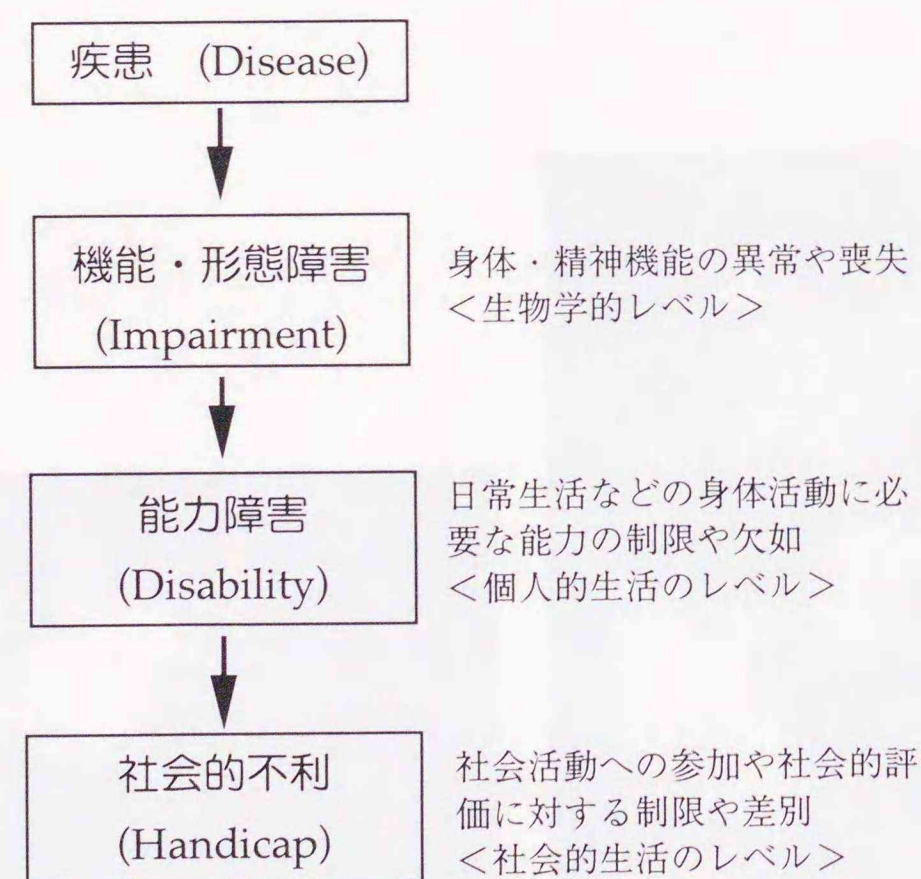


図1-2 疾患と障害の階層構造

は機能・形態障害や能力障害をもつがゆえに個人に生じた不利益であって、当然保障されるべき基本的人権が妨げられたり、正当に社会的役割を果たすことができない状態をさす。つまり、社会生活のレベルにおける障害である。

リハビリテーションとはすべてのレベルの障害をできる限り軽減して、最終的には人間らしく生きる権利を回復することである。これは単に手足の機能障害を回復するだけに止まらず、社会的不利の克服をも包括した総合的なリハビリテーションを意味する。この理念は全人間的復権、あるいは、総合リハビリテーション（Total Rehabilitation）と呼ばれる。一般に、リハビリテーションは疾患を原因として障害が発生するという経緯から医学領域の課題であると考えられているが、これは狭義な見方である。総合リハビリテーションは医学のみによって実現できるものではなく、工学、教育学、社会福祉学など様々な分野の学際的な参加が是非とも必要なのである。

1・2 立位・歩行障害とその機能的要因

我々は日常生活、社会生活をおくる上で様々な能力を必要とする。なかでも、立位および歩行能力は特に重要である（表1-1）。立位は手の動きを自由にし、周囲の人々と同じ眼高を保ち、視野を広げるといった意義をもつ。また、立位姿勢をとると重力の影響が身体諸器官に加わり、臥床状態が引き起こす様々な弊害（骨の萎縮や循環調節機能の低下など）を予防できる。つまり、立位は生存に必要な基本的能力を健全に保つという生理的意義をもつ^{5,6)}。さらに、立位は歩行能力の獲得に先立って確保しなければならない前段階の能力でもある。

表1-1 立位・歩行能力の意義

	日常生活における 意義	生理的意義
立位能力	・手の自由 ・視野の拡大	・骨萎縮の防止 ・循環調節機能の維持
歩行能力	・活動範囲の拡大	・体力の維持

一方，歩行は生活の範囲を拡大させるという大きな意義をもつ。また，生理的にみると，歩行はエネルギー代謝を促し，健康の維持そして体力の低下を防止するといった役割を果たす⁷⁾。すなわち，体力の低下は身体活動時の負担を増大させ，容易に疲労を引き起こす。易疲労は永続的な寡動状態を誘発し，体力の低下をさらに加速化する。歩行という身体運動はこの悪循環を自然な形で断ち切ることができる。特に運動機能に障害をもつ人々にとって，立位・歩行は健康を維持し，自立した日常生活をおくり，積極的に社会参加を果たしていくうえで必要不可欠な能力であることが理解されよう。

立位・歩行能力を阻害する原因を考えてみる。それは以下の3つの機能障害に集約される⁸⁾。

①神経系の病変による運動の発現そして調整の不全

②麻痺や廃用がもたらす筋萎縮による筋力の低下

③関節および周囲組織の変性や変形による関節の運動範

囲の減少（関節可動障害）

これらの機能障害は，それぞれ，

①運動の制御

②運動の駆動力

③運動を構築する機構

といった工学的な観点からとらえることができる（表1-2）。立位や歩行能力の異常をこうした観点に帰着させて分析することは工学的にみても極めて興味深く，重要な研究テーマである。

表1-2 立位・歩行能力障害の機能的原因の分類

機能障害	原因	工学的概念
運動の発現や調整の不全	神経系の病変 異常緊張	制御
筋力の低下	麻痺 廃用	動力
関節の可動性の低下 （関節可動障害）	関節・周囲組織の 変性や変形（拘縮）	機構

1・3 立位・歩行に関する生体力学的研究小史

立位・歩行は医学，人類学，工学など様々な分野において古くから興味の対象となってきた。本節では立位・歩行に関する従来の研究，特に身体運動学と力学を融合させた生体力学的研究を振り返り，立位・歩行障害とその機能原因との関連を解明するための研究方向を探る。

(1) 立位

ヒトが直立姿勢をとった場合，身体の重心の床面への投影点は足のほぼ中央に位置する。この時，下腿は軽度前傾し，大腿と体幹はほぼ直立する。しかし，この姿勢は不動のものではなく，身体の各部は常時微妙に揺れ動いている。この身体動揺は立位姿勢を維持するための神経・筋系による調整活動と密接に関連する。すなわち，立位の調節は，視覚系，前庭感覚系，体性感覚系などからのフィードバック情報を脳幹，小脳，大脳などの中枢神経系が受け，それらを統合して四肢の筋活動を制御するという機構によって行われる。身体動揺はこうした調節機構の陰影であるともいえる。そこで，身体動揺を様々な方法でとらえ，これを手がかりとして中枢神経障害や平衡機能障害に起因する立位の異常を診断したり，神経・筋系による立位制御の生理学的メカニズムが解析されてきた。特に，1930年代，床反力計が開発され，床反力作用点の軌跡（以下，重心動揺）が正確かつ簡便に計測できるようになり，これを身体動揺の指標として定量的な分析が行われるようになった^{9~13)}。

さらに近年，運動学的手法と床反力計を併用して，立位の制御機構をより精密で定量的に分析する研究が行われている。例えば，直立位

の被検者に何等かの方法で外乱を与え，その反応を調べる方法がある。与えられる外乱には，①床反力計を動かしたり，重りなどで外力を加えて立位姿勢を直接乱す方法^{14~18)}，②下肢の筋に振動や電気刺激を加える方法^{19~21)}，③下肢筋からの感覚神経を一時的に麻痺させて体性感覚を乱す方法²²⁾，④閉眼や映像・光を変化させることで視覚入力を乱す方法^{23~27)}などがある。具体例として，Nashner¹⁴⁾は，被検者の足関節角度が常に一定になるように傾きが変化するフィードバック型の床反力計を開発した（図1-3）。つまり，足関節の角度や加速度といった体性感覚情報を取り除こうとしたのである。これに加えて，被検者の視覚を完全に遮った上で，床反力計を前後に移動させた際の反応を計測し，前庭感覚系のみによる姿勢制御のメカニズムの解析を行った。

また，筋骨格系をモデル化し，立位時の関節トルクや筋力といった内力の推定を行い，立位制御系の入出力特性を定量的に記述する試み

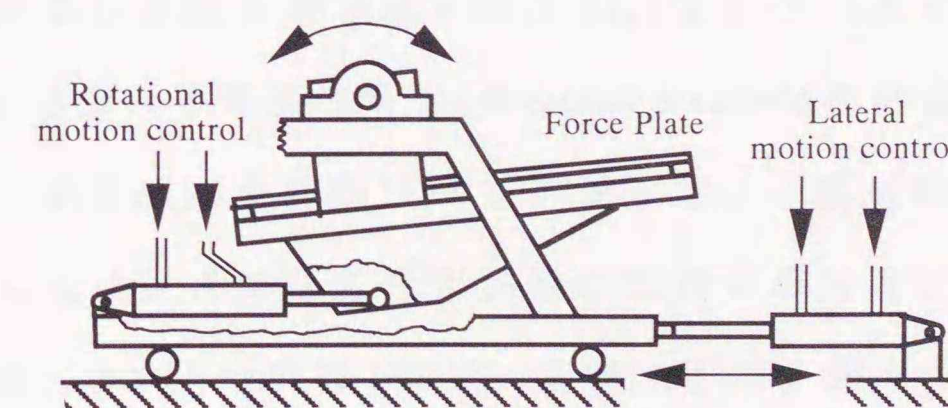


図1-3 Nashnerの開発した床反力計¹⁴⁾

2個のアクチュエータにより，床反力計を前後に移動，矢状面で回転させることができる。

がなされている。この筋骨格系モデルは足関節のみの運動を考えた単純な倒立振子^{14,15,18)}に始まり，股関節の動きを加えた2リンクモデル^{28,29)}，さらに，下肢の総ての関節を考慮に入れた3リンクモデル^{21,30)}が用いられている。

(2) 歩 行

歩行は下肢を一定のパターンで連続的に動かし，身体を移動させる運動である。しかも，このパターンは自動的に生成され，ある程度の外乱，段差や勾配といった環境の変化に対しても半ば自動的に対応できるという特徴をもっている。また，こういった移動パターンは種に固有のもので，個体差はほとんどないといわれている³¹⁾。歩行の観察に関する記述は古く，その起源はギリシャ時代のアリストテレスに始まるとされているが，その運動学的分析や力学的分析はいずれも19世紀末に始まった。すなわち，当時の写真技術や計測技術の発展を背景として，Muybridgeが歩行を連続写真に記録し，また，BruneとFisherが足底圧の計測を始めた。その後1968年，運動学と力学を組合わせた生体力学的な歩行分析がEberhartとInmanらによって発表された³²⁾。

歩行分析の目的は，まず，健常者がどのようにして歩くのか，すなわち，歩行パターンを客観的に把握することにある。このために，健常者の歩幅・歩調（以下，歩容，付録1参照）^{33,34)}，関節の角度・加速度³⁵⁾，身体の上下動^{36,37)}などの運動学的データや床反力³⁸⁾が数多くの研究者によって計測されてきた。そして，健常者の歩行パターンと脳性麻痺，関節リュウマチなどの歩行障害を持つ患者のパターンを比較し，診断や治療効果の判定に利用されてきた^{39~41)}。さらに，下肢切断者の義足についても，義足の開発や適合性の判定のために，

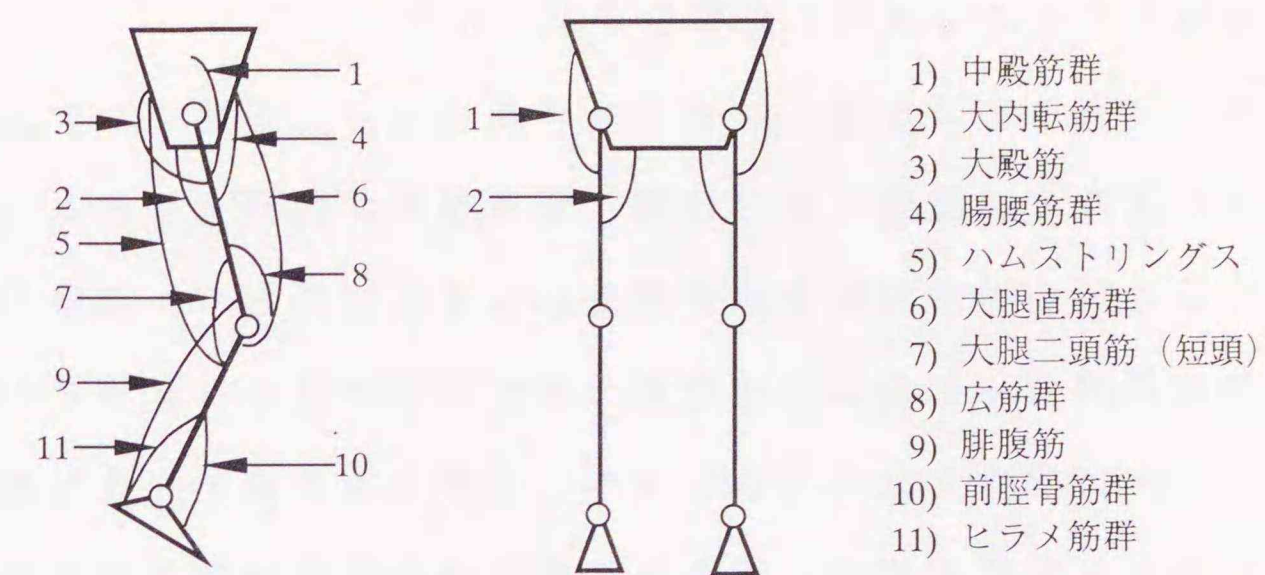


図1-4 山崎の用いたリンクモデル⁴⁸⁾

下肢の筋骨格系を主要な11の筋を持つ7リンクモデルで表した。

歩行パターンを積極的に利用するようになった³²⁾。

また，歩行をエネルギー論的に理解しようとする考え方があり。つまり，酸素を取り込んで，身体各部を動かし，水平移動を遂行する一種のエネルギー変換システムとして把握しようとするものであり，そこでは酸素消費量が総合的な指標となる。数多くの研究者が歩行パターンと酸素消費量を同時計測し，歩行時のエネルギー消費量の分析や臨床への応用が行われてきた^{42~45)}。例えば，一般に健常者の平地歩行におけるエネルギー消費は個体差が小さく，歩行速度に対して一定の傾向をもって変化することが知られている。特に，ごく普通に歩行した場合，エネルギー効率の最もよい歩行速度を自然に選択することが明らかにされてきた^{46~49)}。また，力学モデルを用いた歩行時のエネルギー消費量の推定も行われており，特に，山崎らは下肢の筋骨格系を主要な11の筋をもつ7リンクモデルで記述し，歩行パターンとエネルギー消費量との関連を検討した⁴⁸⁾（図1-4）。臨床面への応用と

しては、材質の違う装具を装着した場合、どの材質がより効率の良い歩行を提供するかを検討した報告がみられる¹²⁾。

上述のように、立位・歩行に関する生体力学的研究は主としてその制御メカニズムの解明に焦点が置かれ、そこで得られた知識は立位・歩行の調整機能（制御）の定量的診断やリハビリテーションの方針、効果の判定に有効に利用されてきた。しかしながら、立位・歩行は①制御のみならず、②筋力、③関節可動範囲の3つの機能要因によって支えられている。立位・歩行と②筋力との関連についてはこれまでも幾つかの研究報告がみられるが、運動の範囲を決定する③関節可動性に関しては極めてわずかである。さらに、脳性麻痺に代表されるように立位・歩行能力の低下や不全（能力障害）の機能原因（機能障害）が多岐にわたっている場合、個々の機能障害の影響を分離して分析した研究はほとんどみられない。

1・4 本論文の目的と概要

本研究では、立位や歩行を阻害する3つの機能障害の中で「関節可動障害」を取り上げ、これが立位・歩行に及ぼす影響を定量的に分析する。さらに、これに起因する異常な立位・歩行つまり能力障害が発生するメカニズムを解明することを目的とする。なお、関節可動障害は医学用語で「拘縮」と呼ばれており、以下、この用語を用いる。

本論文はこの目的を達成するために7つの章より構成されている。第1章は序章である。第2章は本論文の主題である拘縮の発生機序とその評価について概説する。第3、4章では立位、第5、6章では歩行に関する研究を述べる。すなわち、第3章では立位アライメントを手がかりに拘縮と立位障害の関係を分析する。第4章では拘縮を考慮に入れたモデルを提案し、このモデルを用いた立位のシミュレーションについて述べる。第5章では歩容とエネルギー消費を手がかりにして拘縮と歩行障害の関係を分析する。第6章では自立歩行可能な中枢神経系モデルを有した歩行モデルに拘縮の要素を加え、この障害モデルを用いた歩行のシミュレーションを行う。第7章では本論文を総括し、その新規性、独創性、意義などを述べる。

参考文献

- 1) 小池文英 (編) : 脳性麻痺・その他の肢体不自由, リハビリテーション医学全書, **15**, 26/29, 医歯薬出版, 東京 (1974)
- 2) 土屋弘吉 (編) : 肢長調整・切断・義肢・装具・リハビリテーション総論, 新臨床整形外科全書, **12A**, 205/220, 金原出版, 東京 (1983)
- 3) 安藤徳彦 : 障害の評価の総論, バイオメカニズム学会誌, **15**, 1/11, (1991)
- 4) 三田勝己, 赤滝久美, 宮側敏明, 石田直章, 小山憲路 : 身体運動のリハビリテーション - 運動生理学による体力の評価とトレーニング -, バイオメカニズム学会誌, **15**, 20/29, (1991)
- 5) 陣内一保 : 二分脊椎児のリハビリテーション, 整形外科MOOK, **49**, 266/272, (1987)
- 6) 赤滝久美, 三田勝己, 伊藤晋彦, 鈴木伸治 : 下半身陰圧負荷法による循環調節機能の評価 - 長期臥床の重症心身障害者を対象として -, 医用電子と生体工学, **30**, 14/21, (1992)
- 7) 三田勝己, 石田直章, 宮側敏明, 赤滝久美, 福谷 保, 福田光重, 金子 功, 夏目玲典 : 肢体不自由児の日常生活における身体活動と心拍数変動, リハビリテーション医学, **26**, 497/502, (1989)
- 8) J. Perry : *Gait Analysis - normal and pathological function -*, 171/182, Slack Incorporated, New Jersey (1992)
- 9) F. A. Hellebrandt & G. L. Braun : The influence of sex and age on the postural sway of man, *American Journal of Physical Anthropology*, **24**, 347/360, (1939)
- 10) R. V. Aggashyan : On spectral and correlation characteristics of human stabilograms, *Agressologie*, **13**, 63/69, (1972)
- 11) 時田 喬, 松岡豊彦, 早野洋司, 田口拓雄, 島田六郎 : 頭部並びに重心動揺記録計による立直り反射検査, 耳鼻咽喉科臨床, **65**, 443/456, (1972)
- 12) 田口喜一郎, 依田美千穂 : 重心動揺軌跡距離測定法, 日本耳鼻咽喉科学会会報, **79**, 835/843, (1976)
- 13) 田口喜一郎 : 重心動揺周波数スペクトルの臨床応用, *Equilibrium Research*, **37**, 113/117, (1978)
- 14) L. M. Nashner : Vestibular and reflex control of normal standing, In: R. B. Stein, K. G. Pearson, R. S. Smith & J. B. Redford (ed.), *Control of Posture and Locomotion*, 291/308, Plenum Press, New York (1973)
- 15) 石田明允, 今井祥二 : 不規則状加速度外乱に対する姿勢制御系の応答, 医用電子と生体工学, **17**, 434/439, (1979)
- 16) P. Era & E. Heikkinen : Postural sway during standing and unexpected disturbance of balance in random samples of men of different ages, *Journal of Gerontology*, **40**, 287/295, (1985)
- 17) B. E. Maki : Selection of perturbation parameters for identification of the posture-control system, *Medical & Biological Engineering & Computing*, **24**, 561/568, (1986)
- 18) 藤田欣也, 鈴木 郁 : インパルス状外乱を用いた姿勢制御系の非線形特性の解析, 医用電子と生体工学, **31**, 149/154, (1993)
- 19) G. Eklund : General features of vibration-induced effects on balance, *Upsala Journal of Medical Sciences*, **77**, 112/124, (1972)
- 20) K. H. Mauritz, C. Schmitt & J. Dichgans : Delayed and enhanced long latency reflexes as the possible cause of postural tremor in late cerebellar atrophy, *Brain*, **104**, 97/116, (1981)
- 21) R. Johansson, M. Magnusson & M. Åkesson : Identification of human postural dynamics, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **35**, 858/869, (1988)
- 22) K. H. Mauritz & V. Dietz : Characteristics of postural instability induced by ischemic blocking of leg afferents, *Experimental Brain Research*, **38**, 117/119, (1980)
- 23) F. Hlavacka & V. Litvinenkova : First derivative of the stabilogram and postural control in visual feed-back conditions in man, *Agressologie*, **14C**, 45/49, (1973)
- 24) J. Dichgans, K. H. Mauritz, J. H. J. Allum & Th. Brandt : Postural sway in normals and atactic patients - analysis of the stabilizing and destabilizing effects of vision -, *Agressologie*, **17C**, 15/24, (1976)
- 25) J. Dornan, G. R. Fernie & P. J. Holliday : Visual input - its importance in the control of postural sway -, *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, **59**, 586/591, (1978)
- 26) K. Taguchi : Effects of optokinetic stimulation on the center of gravity during normal standing, *Agressologie*, **20C**, 197/198, (1979)
- 27) W. N. J. C. van Asten, C. C. A. M. Gielen & J. J. Denier van der Gon : Postural adjustments induced by simulated motion of differently structured environments, *Experimental Brain Research*, **73**, 371/383, (1988)
- 28) H. Hemami, F. C. Weimer, C. S. Robinson, C. W. Stockwell & V. S. Cvetkovic : Biped stability considerations with vestibular models, *IEEE Transactions on Automatic Control*, **AC-23**, 1074/1079, (1978)
- 29) K. Barin : Evaluation of a generalized model of human postural dynamics and control in the sagittal plane, *Biological Cybernetics*, **61**, 37/50, (1989)
- 30) A. D. Kuo : An optimal control model for analyzing human postural balance, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **42**, 87/101, (1995)
- 31) 中村隆一, 斎藤 宏 : 臨床運動学, 153/157, 医歯薬出版, 東京 (1979)

- 32) 臨床歩行分析懇談会 (編) : 臨床歩行分析入門, 医歯薬出版, 東京 (1989)
- 33) D. W. Grieve & R. J. Gear : The relationships between length of stride, step frequency, time of swing and speed of walking for children and adults, *Ergonomics*, **5**, 379/399, (1966)
- 34) R. L. Waters, B. R. Lunsford, J. Perry & R. Byrd : Energy-speed relationship of walking - standard tables -, *Journal of Orthopaedic Research*, **6**, 215/222, (1988)
- 35) M. P. Murray, A. B. Drought & R. C. Kory : Walking patterns of normal men, *Journal of Bone & Joint Surgery*, **46A**, 335/360, (1964)
- 36) R. L. Waters, J. Morris & J. Perry : Translational motion of the head and trunk during normal walking, *Journal of Biomechanics*, **6**, 167/172, (1973)
- 37) A. Cappozzo : Analysis of the linear displacement of the head and trunk during walking at different speeds, *Journal of Biomechanics*, **14**, 411/425, (1981)
- 38) J. J. Collins & M. W. Whittle : Influence of gait parameters on the loading of the lower limb, *Journal of Biomedical Engineering*, **11**, 409/412, (1989)
- 39) R. G. Aptekar, F. Ford & E. E. Bleck : Light patterns as a means of assessing and recording gait - II. results in children with cerebral palsy -, *Developmental Medicine & Child Neurology*, **18**, 37/40, (1976)
- 40) R. C. Wagenaar & W. J. Beek : Hemiplegic gait - a kinematic analysis using walking speed as a basis -, *Journal of Biomechanics*, **25**, 1007/1015, (1992)
- 41) L. Weidenhielm, E. Olsson, L.-Å. Broström, M. Börjesson-Hederström & E. Mattsson : Improvement in gait one year after surgery for knee osteoarthritis - a comparison between high tibial osteotomy and prosthetic replacement in a prospective randomized study -, *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, **25**, 25/31, (1993)
- 42) P. J. Corcoran, R. H. Jebsen, G. L. Brengelmann & B. C. Simons : Effects of plastic and metal leg braces on speed and energy cost of hemiparetic ambulation, *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, **51**, 69/77, (1970)
- 43) R. L. Waters, G. Barnes, T. Husserl, L. Silver & R. Liss : Comparable energy expenditure after arthrodesis of the hip and ankle, *Journal of Bone & Joint Surgery*, **70A**, 1032/1037, (1988)
- 44) E. Mattsson : Energy cost of level walking, *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, **23** Supplement, (1989)
- 45) J. Rose, J. G. Gamble, A. Burgos, J. Medeiros & W. L. Haskell : Energy expenditure index of walking for normal children and for children with cerebral palsy, *Developmental Medicine & Child Neurology*, **32**, 333/340, (1990)
- 46) H. J. Ralston : Energy-speed relation and optimal speed during level walking, *Internationale Zeitschrift für Angewandte Physiologie Einschliesslich Arbeitsphysiologie*, **Bd. 17**, S.277/283, (1958)
- 47) M. Y. Zarrugh, F. N. Todd & H. J. Ralston : Optimization of energy expenditure during level walking, *European Journal of Applied Physiology*, **33**, 293/306, (1974)
- 48) 山崎信寿, 長谷和徳 : 自由歩行における歩調・歩幅の生体力学的決定基準, *バイオメカニズム*, **11**, 179/189, (1992)
- 49) A. Hreljac & P. E. Martin : The relationship between smoothness and economy during walking, *Biological Cybernetics*, **69**, 213/218, (1993)

第2章 拘縮の病態と発生機序

前章では、障害者にとって立位・歩行能力の獲得が自立した日常生活をおくり、積極的な社会参加を果たすために必要不可欠であることを提起した。そして、この能力を阻害する機能障害のうち、四肢の位置関係を制限する「拘縮」の問題がこれまでほとんど取り扱われずにいたことを述べた。そこでまず、本章では拘縮とは何かを概説する。その内容は、第1節において拘縮を理解する上で必要な関節ならび周囲組織の形態について解説する。第2節では拘縮が発生するメカニズムについて述べる。第3節では拘縮の評価法に触れる。

2・1 関節の構造

関節は骨と骨の接合部であり、その形状は種類によって様々であるが、概ね図2-1のような構造をもつ。つまり、関節は、その周囲の組織を含めると、骨、軟骨、関節包、靱帯、筋および腱から構成されている。

(1) 骨 (bone)

骨は通常4種類の組織（骨質、軟骨、骨髓、骨膜）からできている。特に骨質は骨の主部をなすもので、緻密骨と海綿骨とに区別される。緻密骨は骨幹の表層部を占め、海綿骨は骨端の内部にみられる。海綿骨は緻密骨に比べ柔らかく、縦弾性係数は緻密骨の1/5程度である¹⁾。この海綿骨は軟骨（次に区別して述べる）と共に、歩行のような粗大運動を行った際の関節に加わる衝撃を吸収する役割を担う^{2,3)}。

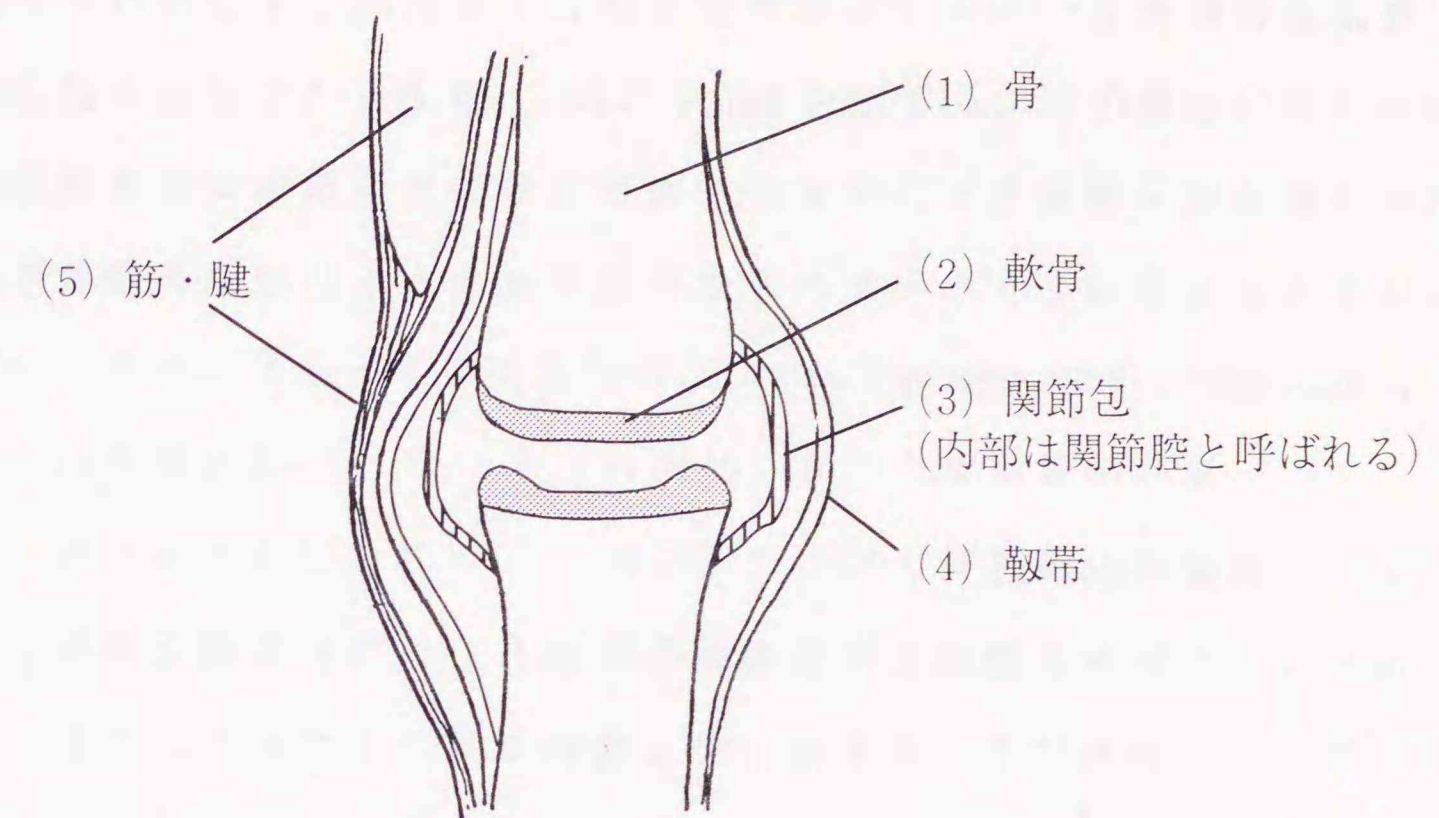


図2-1 関節の一般的構造

(2) 軟骨 (articular cartilage)⁴⁾

軟骨は骨端を覆い、関節面を形成する組織である。その厚さは概ね数mmであり、海綿骨よりもさらに柔らかい組織である。その構造はスポンジ状のコラーゲン線維のマトリックスの間に質量比で60～80%の水分とプロテオグリカンを含んでいる。プロテオグリカンの水溶液は粘性に富み、生物特有のぬめりを生み出す。これが関節表面や関節腔に遊離し、摩擦係数で1/1000オーダーの低い関節の滑りを実現する潤滑剤の役割を果たしている。

(3) 関節包 (joint capsule)⁵⁾

関節包は関節部において2つの骨を結合する鞘のような膜状の組織であり、関節腔と外部の組織を隔てている。特にその内面は滑膜と呼ばれ、関節液を分泌して、関節腔を満たしている。関節液は軟骨の主成分でもある水分とプロテオグリカンを主成分とし、関節の潤滑という役割の他に、軟骨に栄養を与える。

(4) 靱帯 (ligament)⁵⁾

靱帯はコラーゲン線維と弾性線維を主体とした弾性組織である。靱帯は関節包と同様に骨と骨を接合する役割を果たしている。さらに、膝関節のように関節面同士の適合性が悪い関節では運動範囲を規定する機能をもつ。その内部には水分とプロテオグリガンが含まれ、コラーゲン線維間の距離を保ったり、その相対運動の潤滑剤として作用する。

(5) 筋 (muscle)および腱 (tendon)⁵⁾

筋は骨と骨を接合し、神経系から伝達された電気刺激に反応して収縮を起こす組織である。この収縮によって筋張力が発生し、関節運動が起こり、身体活動が発現する。その主体は収縮要素である筋原線維である。筋はそのまま骨に付着しているわけではなく、その両端は接合部の附近で腱組織へと移行し、腱が骨と付着する構造となっている。腱は前述の靱帯様の組織であるが、靱帯に比べ弾性線維の比率が少なく、張力に対してより固い組織である。

筋による骨と骨の接合には2つの様式がある(図2-2)。一方は1つの筋が相対する2つの骨を接合するタイプであり、単純に1つの関

節を形成する。その機能はこの関節の運動のみであり、「単関節筋」と呼ばれている。他方は、筋が2つの関節をまたいで骨と骨を接合する様式であり、この筋は「二関節筋」と呼ばれる。この筋の収縮によって同時に2つの関節の動きを起こす。ヒトの円滑で効率的な運動は二関節筋の機能に依るところが大きいとも考えられている^{6,7)}。なお、立位・歩行に関与する二関節筋は以下の3つの筋である(図2-3)。

- | | |
|-----------|-----------------|
| ①大腿直筋 | : 股関節の屈曲と膝関節の伸展 |
| ②ハムストリングス | : 股関節の伸展と膝関節の屈曲 |
| ③腓腹筋 | : 足関節の底屈と膝関節の屈曲 |

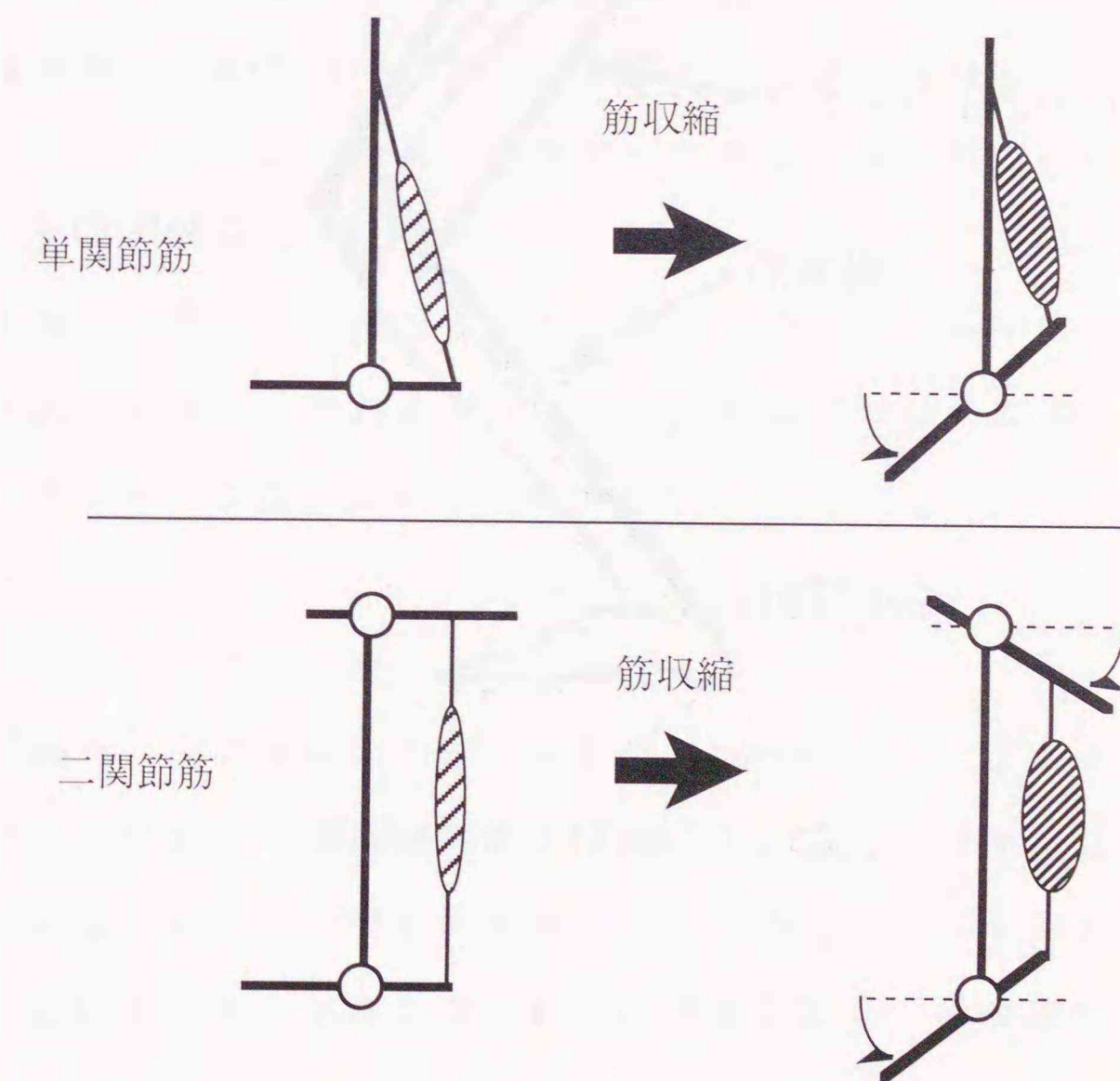


図2-2 筋の接合様式と関節運動

単関節筋は収縮によって一つの関節を動かす(上段)。
二関節筋はこれに関わる二つの関節を動かす(下段)。

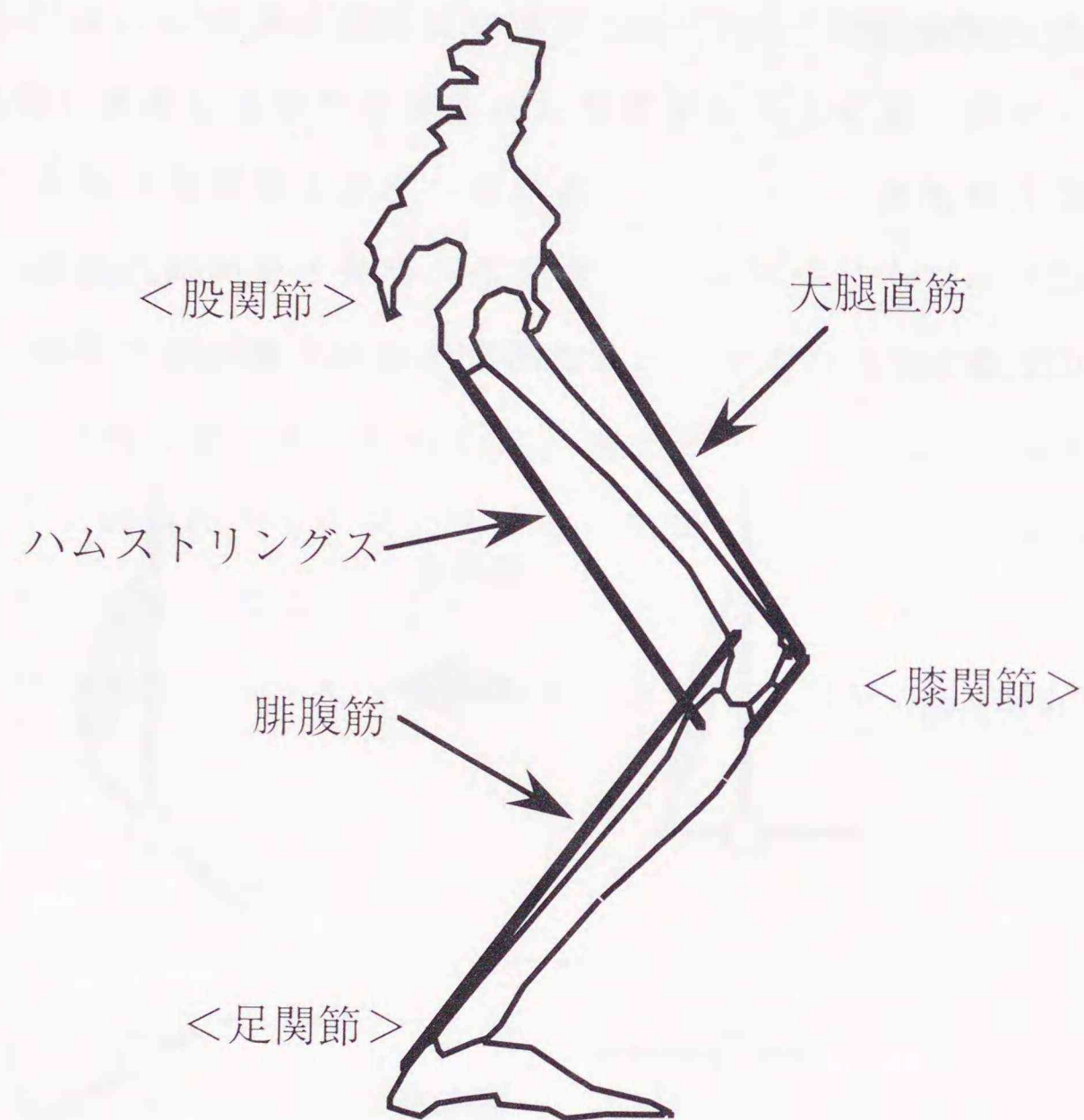


図2-3 下肢の主要な二関節筋

2・2 拘縮の発生機序

拘縮とは，外から力を加えて他動的に関節を動かした際，関節の動く範囲（可動域）が正常な範囲に比べて減少したり，制限されている病的な状態をさす。拘縮は，炎症性疾患や先天性多発関節拘縮などの特殊な場合を除けば，疾患の治療などのために安静寡動が長期にわたると頻発する。例えば，骨折治療のギブス固定の後にみられる^{8,9)}。

拘縮の原因は①関節自体によるものと②筋の短縮に起因するものとに大別される（図2-4）^{8,10)}。関節性の拘縮は関節内の骨，軟骨などの骨組織，関節周囲の関節包，靱帯などの結合組織の病理学的変化によって現われる。この場合の関節の可動域は隣接関節の肢位が変化しても変えることはない。一方，筋の短縮，とりわけ，二関節筋の短縮に依る場合は隣接する関節が相互に影響を受けるため肢位によって可動域が大きく変る。拘縮が形成されるメカニズムは概ね図2-4の模式図に示すような要因とプロセスが複合する^{8,11,12)}。

(1) 関節腔^{11,13,14)}

関節を一定の状態で固定（不動化：immobilization）すると，関節腔内では脂肪線維結合組織が増生，充満する。この結合組織はやがて成熟した瘢痕に変化し，関節内癒着の原因となる。さらに関節腔内に増生する脂肪線維結合組織は関節軟骨の表面を覆い，軟骨細胞と結合していく。その結果，軟骨細胞が失われていき，関節表面が線維化（fibrillation）して潤滑がなくなり，関節運動に支障をきたす。

また，不動化によって対向する関節軟骨同士が圧迫され，その程度

によって関節軟骨が破壊されていく。これも関節表面に線維化や潰瘍の形成を誘発し、関節表面の潤滑が低下する。さらに、海綿骨を貫いて病変が広がるため骨梁の吸収もみられるようになる。

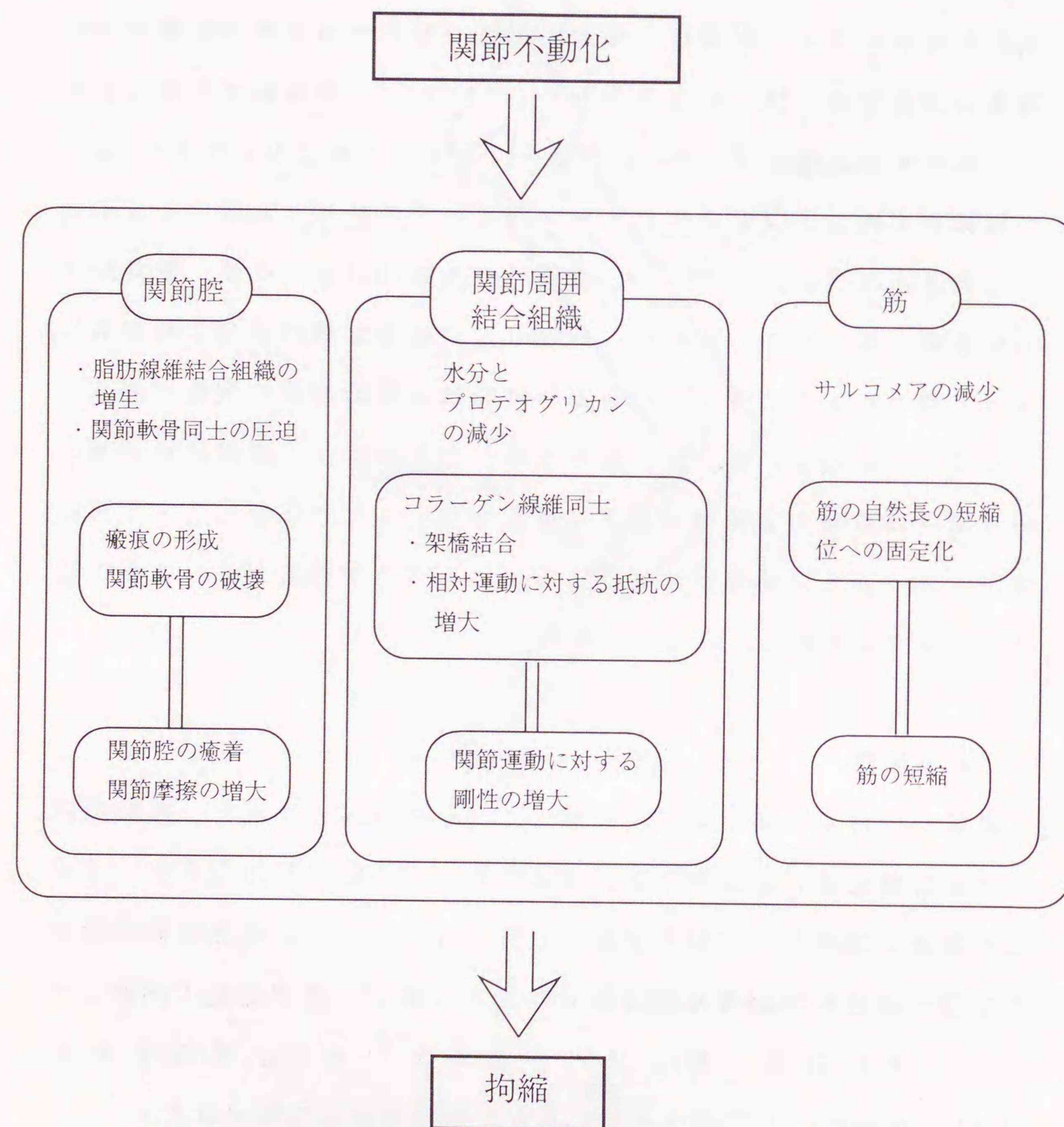


図2-4 関節の不動化による拘縮発生のメカニズム

(2) 関節周囲結合組織

関節周囲結合組織の組成変化も拘縮発生の大きな要因である。これはAkesonらの研究などによって明らかにされてきた^{11, 12)}。重要な点是不動化に起因する水とプロテオグリカンの減少である。水とプロテオグリカンが減少すると、コラーゲン線維同士の距離が保ちにくくなって潤滑能力が低下する。また、コラーゲン線維間における分子レベルの架橋結合 (cross-links) が生じやすくなり、これが線維間の相対運動を阻害し、関節運動に対する剛性を増大させる。生体力学的にも、プロテオグリカンの総損失量と関節を他動的に動かした際の剛性に相関のあることが報告されている^{15, 16)}。こうした組成変化が拘縮の発生と密接に関係する。

(3) 筋

正常な筋では機能的に最適な自然長が存在し、それはサルコメアの数によって調節されている。関節を不動化すると、筋が固定される長さによってそのサルコメア数が増減する。つまり、伸張した位置で固定するとサルコメア数は増加し、短縮した位置で固定するとサルコメア数は減少する^{17~19)}。このことは、筋を短縮した位置で不動化した場合、筋の自然長が短縮された長さに固定化することを示すものである。痙性 (筋の異常緊張) を有する筋は成長に伴って短縮するが、それは痙性によって筋が短縮位に止められた結果生じたと考えられる。また、電気刺激によって筋を持続的に緊張させた動物実験でも、不動化と同様にサルコメアの減少を伴っていることが病理学的に認められている²⁰⁾。これらの知見は痙性による筋短縮の発生機序が不動化によるものと同様であることを支持するものである。

筋短縮の発生部位に関する報告もみられる。脳性麻痺では痙性筋が成長の過程で徐々に短縮することから、筋の短縮と筋の成長との間に密接な関係が推察される。従来の報告によれば、筋の成長は筋腱移行部で起きるといわれている^{18,21,22)}。しかしながら、Tardieuらは、痙直型脳性麻痺の腓腹筋の短縮が筋腱移行部ではなく、筋腹で起きることを明らかにした²³⁾。Halarらも、痙性をもつ脳卒中患者の腓腹筋が筋腹で短縮していることを示した²⁴⁾。また、同様の発生部位は遺伝性痙性をもつマウスの腓腹筋でもみられたという²⁵⁾。しかし、内転筋では短縮の発生が腱でみられたとの報告²⁶⁾もあり、確たる結論には至っていない。

なお、本論文では、関節性の拘縮や単関節筋の短縮を原因とし、隣接関節に影響を与えない拘縮を「関節拘縮」と総称し、隣接関節に影響をおよぼす二関節筋の短縮を「二関節筋短縮」と区別して取り扱う。

2・3 関節可動域の計測と拘縮の評価

(1) 関節可動域の計測と評価

拘縮の評価は関節可動域を手がかりとする。関節可動域の測定は通常ゴニオメータを用いる方法が一般的である。ゴニオメータによる計測法の信頼性について幾つかの研究がなされてきたが、一般に正常関節や筋の異常緊張を伴わない疾患では条件を整えて行えば概ね正確な測定法といえる^{27~32)}。

我が国では日本整形外科学会と日本リハビリテーション医学会が様々な関節の可動域測定手技と正常範囲を公表している³³⁾。しかし、関節可動域自体の正常範囲を詳細に調べた報告はほとんどなく³⁴⁾、この正常範囲はあくまで参考値であると注釈が添えられている。また、計測に際しては、前述の二関節筋の影響をさけるために、これらの筋が弛緩するような肢位をとるよう注意する。

本研究で取り上げる立位や歩行では主として下肢の関節が関与する。そこで、図2-5に下肢関節の可動域計測法を示した。拘縮の程度を関節可動域で評価する際には以下のような表現をする。例えば、股関節が十分伸びず、10度の曲った状態を想定すると、「股関節屈曲拘縮10度」と表現する。あるいは、健常な股関節が15度まで伸展できることから、10度曲がった状態は伸展が25度制限されているという意味で、「股関節伸展制限25度」と呼ぶ。また、本論文での関節の角度表記は原則的に屈曲を正とするが、足関節の場合は背屈を正、底屈を負とする。

部位名	運動方向	参考可動域角度	基本軸	移動軸	測定部位および注意点	参考図
股 hip	屈曲 flexion	125	体幹と 水平線	大腿骨 (大転子 と大腿骨 外顆の中心を結ぶ線)	骨盤と脊柱を十分に固定する 屈曲は背臥位、 膝屈曲位で行う 伸展は腹臥位、 膝伸展位で行う	
	伸展 extension	15				
膝 knee	屈曲 flexion	130	大腿骨	脛骨 (脛骨頭 と外果を結ぶ線)	股関節を屈曲位で行う	
	伸展 extension	0				
足 ankle	屈曲 (底屈) flexion (plantarflexion)	45	脛骨への垂直線	第5中足骨	膝関節を屈曲位で行う	
	伸展 (背屈) extension (dorsiflexion)	20				

図2-5 立位・歩行に関連する関節の可動域測定法³³⁾

(2) 二関節筋短縮の評価

二関節筋の短縮が拘縮の重要な因子であることを前述したが、その評価に関する明確な基準はほとんど示されていない。臨床的にも一部の例外的な疾患を除いてルーチンに測定されることは少ない。一般に、二関節筋が関与する2つ関節の一方を最大位に動かして二関節筋を伸張させた時、他方の関節可動域はそれ自体がもつ可動域以下になる。それは二関節筋の長さによって制限を受けるためであり、この限界値を二関節筋長と呼び、短縮の指標とすることができる。現在臨床において下肢の二関節筋短縮の評価に用いられている方法を述べる^{10,35)}。

① ハムストリングス^{10,35)}

ハムストリングス短縮の評価法には次の条件下での膝関節角が用いられている。すなわち、股関節を90度屈曲位にして予めハムストリングスのある程度伸張しておき、膝関節を出来るだけ伸展させた際の膝関節角（特に、「膝窩角」と呼ばれる）をさす（図2-6）。この膝窩角はハムストリングスの筋長と密接に関係し、筋が一定長以上に短縮していると膝の完全伸展は得られず、膝関節自体の可動域以下に制限される。しかし、この方法は以下のような問題点がある。Katzら³⁶⁾は、正常小児を対象に膝窩角の測定を行い、1～3歳の膝窩角は0～15度であり、4歳から急激に増加したと報告した。この結果は、膝窩角が0度すなわち膝が完全伸展する者がいたこと、つまり、ハムストリングスは完全に伸張していなかったことを意味する。言い換えれば、予め股関節を90度以上に十分屈曲させておけば膝は完全に伸展しなかったと考えられる。ハムストリングスのような二関節筋の長さを関節角

度で反映させようとするならば、二関節筋に十分緊張がかかるように両端の関節の角度を配慮する必要がある。

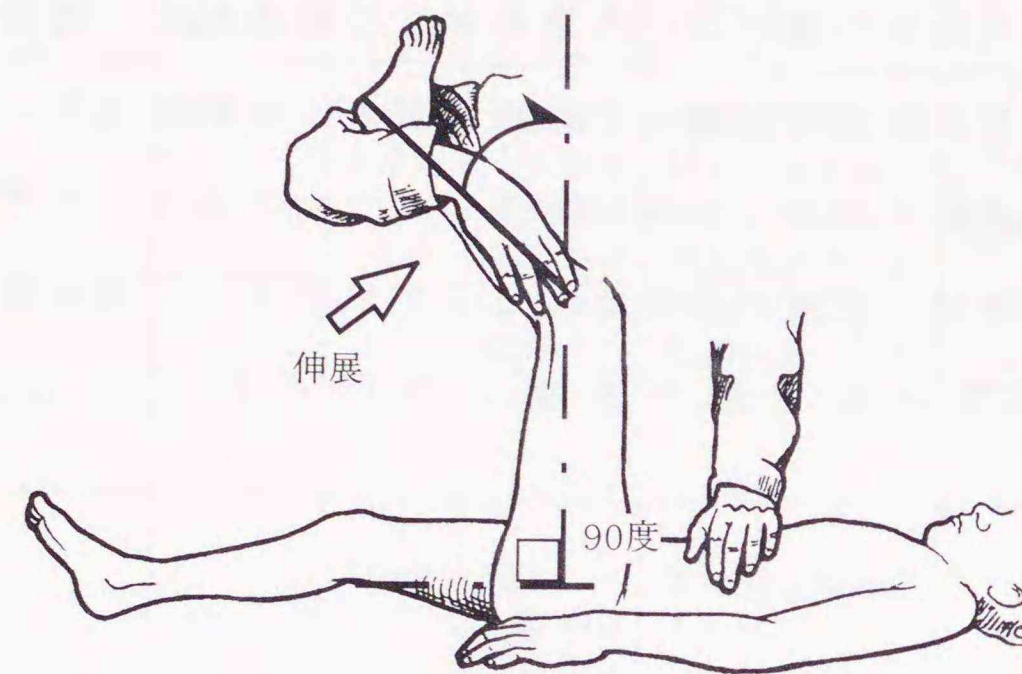


図2-6 ハムストリングス短縮の評価法

ハムストリングスが短縮していた場合、股関節を屈曲させると、膝関節の伸展が制限される。

②大腿直筋^{10,35)}

大腿直筋の短縮は「Elyの腹臥位テスト」と呼ばれる方法で調べられている。これは被検者を腹臥位（つまり、股関節伸展）にして膝関節を屈曲する手技である（図2-7）。大腿直筋は股関節の屈曲と膝関節の伸展に関与する筋であり、これに短縮があると膝の最大屈曲位近傍で股関節の屈曲が誘発され、その結果尻が持ち上がる。これは「Elyの尻上がり現象」と呼ばれ、これによって短縮の有無を診断する。なお、この方法は定性的であり、関節角度などを指標にして定量的な評価を試みた報告はない。

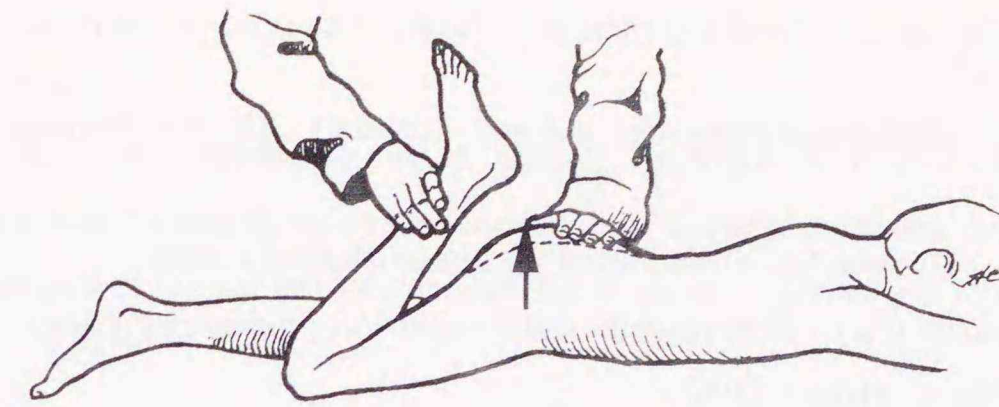
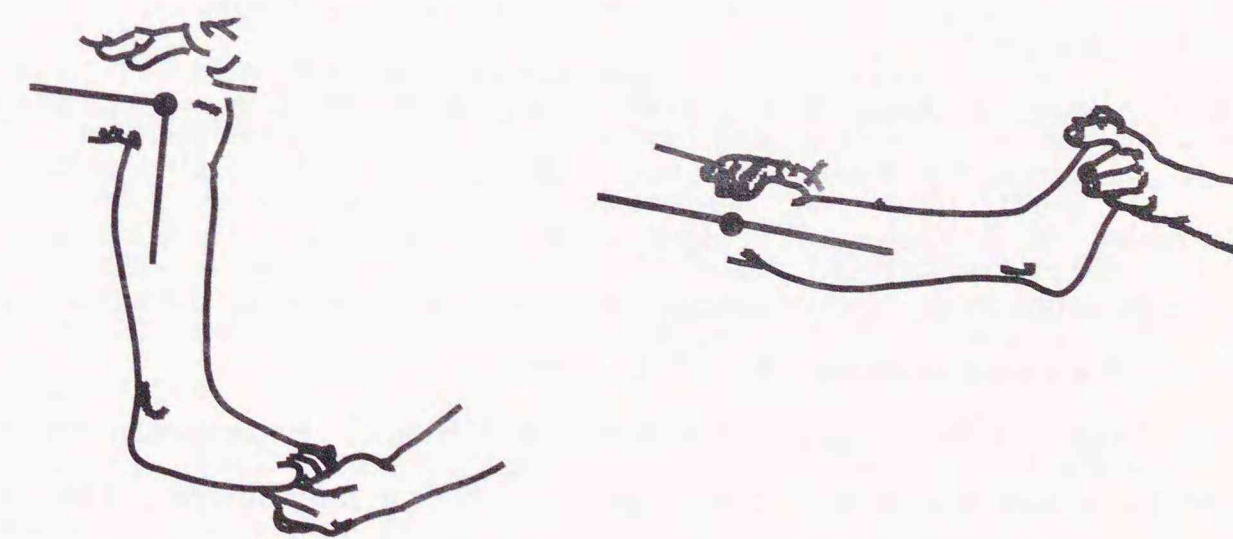


図2-7 大腿直筋短縮の評価法

腹臥位で膝関節を屈曲させたとき尻が持ち上がるか否かで判定する。

③腓腹筋^{10,35)}

腓腹筋の短縮に関しては明確な基準が定められていない。腓腹筋は膝関節を屈曲し、足関節を底屈する筋である。この筋が短縮している場合、足関節の可動域は膝関節最大伸展位でそれ自体のもつ可動域よりも減少する。そこで、臨床的には、腓腹筋が十分に弛緩する膝関節の90度屈曲位(A)と完全伸展位(B)との間で足関節最大背屈角に差が生じた場合、腓腹筋が短縮していると判定し、後者(B)を腓腹筋短縮の程度と評価している（図2-8）。



(A) 膝関節90度屈曲位

(B) 膝関節完全伸展位

図2-8 腓腹筋短縮の評価法

参考文献

- 1) F. G. Evans : *Mechanical Properties of Bone*, Charles C. Thomas Publisher, Illinois (1973)
- 2) J. M. Zarek : Dynamic considerations of the human skeletal system,
In: R. M. Kenedi (ed.), *Biomechanics and Related Bio-Engineering Topics*, 187/203,
Pergamon Press, Oxford (1965)
- 3) E. L. Radin & I. L. Paul : Importance of bone in sparing articular cartilage from impact.,
Clinical Orthopaedics & Related Research, **78**, 342/344, (1971)
- 4) 笹田 直, 塚本行男, 馬淵清資 : バイオトライボロジー - 関節の摩擦と潤滑 -, 産業
図書, 東京 (1988)
- 5) 津島 晃, 浅田莞爾 (編) : バイオメカニクスよりみた整形外科, 金原出版, 東京
(1988)
- 6) A. J. van Soest, A. L. Schwab, M. F. Bobbert & G. J. van Ingen Schenau :
The influence of the biarticularity of the gastrocnemius muscle on vertical-jumping
achievement, *Journal of Biomechanics*, **26**, 1/8, (1993)
- 7) M. Kumamoto, T. Oshima & T. Yamamoto : Control properties induced by the existence
of antagonistic pairs of bi-articular muscles - mechanical engineering model analyses -,
Human Movement Science, **13**, 611/634, (1994)
- 8) 嶋田智明, 金子 翼 (編) : 関節可動障害 - その評価と理学療法・作業療法 -,
メディカルプレス, 東京 (1990)
- 9) 黒坂昌弘, 西川哲夫, 廣畑和志 : 膝関節の拘縮, 関節外科, **10** 増刊号, 156/162,
(1991)
- 10) E. E. Bleck : *Orthopaedic Management of Cerebral Palsy*, W. B. Saunders Company,
Philadelphia (1979)
- 11) W. H. Akeson, D. Amiel & S. L-Y. Woo : Immobility effects on synovial joints
- the pathomechanics of joint contracture -, *Biorheology*, **17**, 95/110, (1980)
- 12) D. Amiel, W. H. Akeson, F. L. Harwood & G. L. Mechanic : The effect of
immobilization on the types of collagen synthesized in periarticular connective tissue,
Connective Tissue Research, **8**, 27/32, (1980)
- 13) E. B. Evans, G. W. N. Eggers, J. K. Butler & J. Blumel : Experimental immobilization
and remobilization of rat knee joints, *Journal of Bone & Joint Surgery*, **42A**, 737/758,
(1960)
- 14) 八百板 沙 : 長期固定による膝関節拘縮の発生と修復に関する実験的研究, 日本整
形外科学会雑誌, **40**, 431/453, (1966)

- 15) E. E. Peacock, Jr. : Some biochemical and biophysical aspects of joint stiffness - role of
collagen synthesis as opposed to altered molecular bonding -, *Annals of Surgery*, **164**,
1/12, (1966)
- 16) S. L-Y. Woo, J. V. Matthews, W. H. Akeson, D. Amiel & F. R. Convery : Connective
tissue response to immobility - correlative study of biomechanical and biochemical
measurements of normal and immobilized rabbit knees -, *Arthritis & Rheumatism*, **18**,
257/264, (1975)
- 17) J. C. Tabary, C. Tabary, C. Tardieu, G. Tardieu & G. Goldspink : Physiological and
structural changes in the cat's soleus muscle due to immobilization at different lengths by
plaster casts, *Journal of Physiology*, **224**, 231/244, (1972)
- 18) P. E. Williams & G. Goldspink : The effect of immobilization on the longitudinal growth
of striated muscle fibres, *Journal of Anatomy*, **116**, 45/55, (1973)
- 19) P. E. Williams & G. Goldspink : Connective tissue changes in immobilised muscle,
Journal of Anatomy, **138**, 343/350, (1984)
- 20) J. C. Tabary, C. Tradieu, G. Tradieu & C. Tabary : Experimental rapid sarcomere loss
with concomitant hypoextensibility, *Muscle & Nerve*, **4**, 198/203, (1981)
- 21) G. E. Griffin, P. E. Williams & G. Goldspink : Region of longitudinal growth in striated
muscle fibres, *Nature New Biology*, **232**, 28/29, (1971)
- 22) P. E. Williams & G. Goldspink : Longitudinal growth of striated muscle fibres, *Journal
of Cell Science*, **9**, 751/767, (1971)
- 23) C. Tradieu, E. Huet de la Tour, M. D. Bret & G. Tradieu : Muscle hypoextensibility in
children with cerebral palsy - I. clinical and experimental observations -, *Archives of
Physical Medicine & Rehabilitation*, **63**, 97/102, (1982)
- 24) E. M. Halar, W. C. Stolov, B. Venkatesh, F. V. Brozovich & J. D. Harley :
Gastrocnemius muscle belly and tendon length in stroke patients and able-bodied persons,
Archives of Physical Medicine & Rehabilitation, **59**, 476/484, (1978)
- 25) I. Ziv, N. Blackburn, M. Rang & J. Koreska : Muscle growth in normal and spastic
mice, *Developmental Medicine & Child Neurology*, **26**, 94/99, (1984)
- 26) A. Lespargot, E. Renaudin, N. Khouri & M. Robert : Extensibility of hip adductors in
children with cerebral palsy, *Developmental Medicine & Child Neurology*, **36**,
980/988, (1994)
- 27) M. L. Moore : The measurement of joint motion - part II. the technic of goniometry -,
Physical Therapy Review, **29**, 256/264, (1949)
- 28) J. R. Leighton : An instrument and technic for the measurement of range of joint motion
- part III. reliability of goniometry -, *Physical Therapy*, **36**, 571/578, (1955)

- 29) G. F. Hamilton & P. A. Lachenbruch : Reliability of goniometers in assessing finger joint angle, *Physical Therapy*, **49**, 465/469, (1969)
- 30) J. L. Low : The reliability of joint measurement, *Physiotherapy*, **62**, 227/229, (1976)
- 31) B. B. Ashton, B. Pickles & J. W. Roll : Reliability of goniometric measurements of hip motion in spastic cerebral palsy, *Developmental Medicine & Child Neurology*, **20**, 87/94, (1978)
- 32) 和才嘉昭, 嶋田智明 : 測定と評価, リハビリテーション医学全書, **5** 第2版, 医歯薬出版, 東京 (1987)
- 33) 関節可動域表示ならびに測定法に関する検討と関節可動域合同委員会案, リハビリテーション医学, **31**, 670/681, (1994)
- 34) 渡辺英夫, 尾方克己, 天野敏夫, 岡部とし子 : 健康日本人における四肢関節可動域について-年齢による変化-, 日本整形外科学会雑誌, **53**, 275/291, (1979)
- 35) 鈴木伸治, 渡壁 誠 : 痙直型脳性麻痺における軟部組織拘縮の歩行能力に及ぼす影響, 日本整形外科学会雑誌, **66**, 621/632, (1992)
- 36) K. Katz, A. Rosenthal & Z. Yosipovitch : Normal ranges of popliteal angle in children, *Journal of Pediatric Orthopedics*, **12**, 229/231, (1992)

第3章 アライメントからみた 立位障害の分析

3・1 はじめに

姿勢の異常は, パーキンソン氏病¹⁾やメニエール氏病²⁾など平衡機能に障害をもつ疾患のみならず, 脊髄症³⁾や二分脊椎症⁴⁾などの運動障害を伴う疾患においてもしばしば臨床的な問題とされる。そして, その代表的な例を脳性麻痺者に見ることができる。彼らの立位姿勢は健常者に比べて身体の動揺が著しく大きく^{5~9)}, さらに, 膝・股関節を屈曲し, 足関節を背屈させたアライメント, いわゆる, 前屈み姿勢(crouching posture)を呈する^{6, 10, 11)}。前者の過大な身体動揺は姿勢調節機能の低下や不全を反映したものである。そこで, この身体動揺を指標として, 立位の調節能力の良否を客観的に診断・評価する試みが行われてきた^{5~9)}。例えば, 月村らは, この身体動揺を手がかりに, 脳性麻痺の運動失調のタイプや整形外科的手術と立位能力との関連を詳細に報告している^{5, 6)}。

一方, 立位アライメントの異常は下肢の拘縮がその主要因となる。拘縮という問題はリハビリテーション医学が発足した当初から重要な課題の一つとして位置づけられ, 臨床的な取り組みが積極的に行われてきた^{12, 13)}。また, 整形外科的手術によって拘縮の程度を軽減したところアライメントが正常化し, さらに, 身体動揺も改善したとの報告^{6, 10)}がみられる。しかし, これらは視察による定性的な所見に止まった。何れの関節の拘縮を取り除き, 可動性をどの程度改善すれば正常なアライメントと安定した立位を獲得できるかといった拘縮と立

位能力との定量的な関連についてはまったく取り上げられていないといっても過言ではない。

そこで、本章では、拘縮をもつ脳性麻痺児を対象に立位アライメントを計測し、拘縮と立位アライメントとの関係を追究することを目的とした。

この目的のために、本章は5節から構成されている。第2節では被検者およびアライメントの計測方法について述べる。次に、第3節では計測の結果を示し、第4節では拘縮とアライメントの異常について考察する。そして、最後の第5節でこれらを要約する。

3・2 方 法

3・2・1 被検者

被検者は独立歩行が可能な脳性麻痺児19名であり、年齢は7歳3ヵ月～15歳3ヵ月（平均12歳5ヵ月）であった（以下、CP群と呼ぶ）。対照群には同年齢域の健常児8名（8歳5ヵ月～15歳6ヵ月、平均12歳9ヵ月）を用いた（以下、NR群と呼ぶ）。

立位アライメントの異常とりわけ前屈み姿勢と最も関連の深い拘縮は足関節の背屈制限と推察される。そこで、臨床検査データをもとに、その障害の有無に従ってCP群を以下の2群に細分し、以降の処理に備えた。すなわち、足関節背屈制限のないCP-N（Non-Restricted）群8名、および、足関節背屈制限をもつCP-R（Restricted）群11名である。一般に健常な足関節は30度の背屈が可能であるが、CP-R群の背屈は 4.1 ± 9.4 度までに制限されていた（表3-1）。また、CP-N群は、健常

な膝および股関節の最大伸展位（-5度と-15度）に比べて、約5度と15度の伸展制限がみられた。CP-R群ではさらにこれが大きく、膝および股関節に約12度と22度の伸展制限をもっていた。

表3-1 被検者群それぞれの下肢関節の最大可動角

	足関節最大背屈角	膝関節最大伸展角	股関節最大伸展角
NR群	30	-5	-15
CP-N群	30	0.3 ± 6.8	0.3 ± 13.7
CP-R群	4.1 ± 9.4	7.1 ± 10.6	6.8 ± 10.8

(度)

3・2・2 画像によるアライメントの計測

アライメントは立位時の写真画像をもとに計測した。写真は被検者を①水平面、②前方傾斜斜面上に起立させ、側面像について撮影した。なお、斜面の傾斜角は前方・後方とも対象児全員が立位を保持できた10度とした。

立位アライメントは図3-1に示した3つの軸によって規定し、写真画像より以下の手順で計測した。つまり、(1)肩峰と大転子を結ぶ直線を体幹軸、(2)大転子と膝関節中心を結ぶ直線を大腿軸、(3)膝関節中心と足関節外果を結ぶ直線を下腿軸とし、これらの軸が鉛直線となす角をそれぞれの軸角度として計測した。軸角度はすべて前傾位を正とした。また、体幹軸と大腿軸のなす角を股関節角(α_h)、大腿軸と下腿軸のなす角を膝関節角(α_k)とした。足関節の角度は通常足底面と下腿軸

のなす角をもって規定するが、CP児のように足関節に背屈制限がある場合には足底踵部が接地せず、正確な足関節角度の計測ができない。そこで、足関節の角度は計測から除外した。関節角度は屈曲を正とした。なお、各角度に対する群間および斜面間の差は分散分析によって検定した（有意水準5%）。

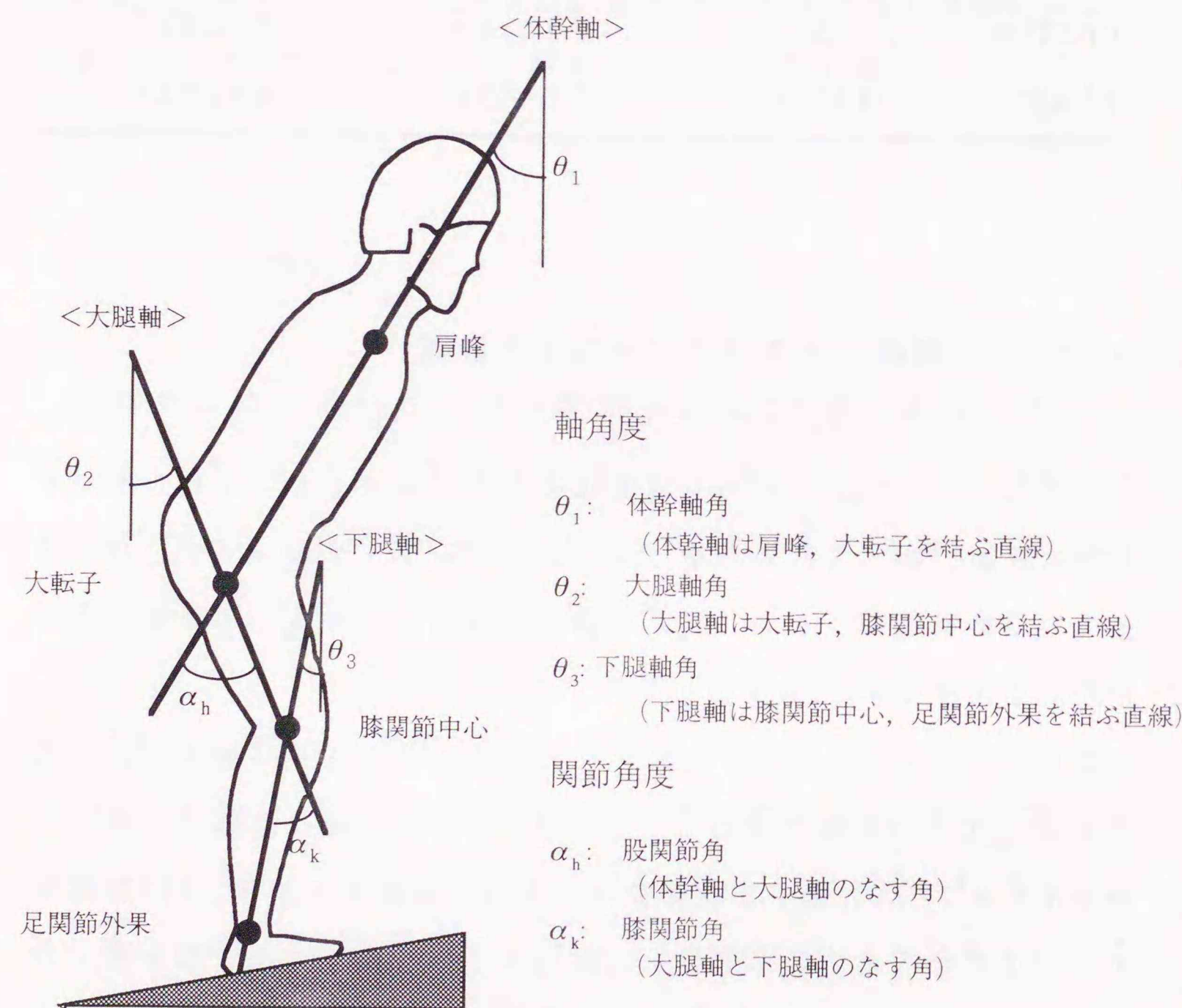


図3-1 立位アライメントの計測基準

3・3 結果

3・3・1 水平面上でのアライメント

図3-2には水平面上の立位における各群の平均アライメントを示す。(A)は各軸の角度, (B)は各関節の角度である。また, (C)はCP-N群, (D)はCP-R群のアライメントを示す。図中の黒丸は, 上から肩峰, 大転子, 膝関節中心, 足関節外果の位置に対応する。なお, 図のスケールは身長差を正規化するために, 下腿長を基準とした長さを用いた。(C), (D)の図中の破線はNR群のアライメントを示す。

NR群は, 体幹軸および大腿軸がほぼ直立位（それぞれ, -1.1 ± 2.7 度および 0.1 ± 3.1 度）, 下腿軸が軽度前傾位（ 5.8 ± 3.9 度）のアライメントを示した（図3-2(A)）。股関節はほぼ中間位（ -1.3 ± 4.2 度）, 膝関節は軽度屈曲位（ 5.6 ± 3.3 度）を示した（図3-2(B)）。

足関節背屈制限のないCP-N群は体幹軸軽度前傾位（ 6.5 ± 6.6 度）, 大腿軸後傾位（ -10.8 ± 7.8 度）, 下腿軸前傾位（ 13.0 ± 4.9 度）と若干の前屈み姿勢を示したが, いずれの角度にもNR群との間で有意な差を認めなかった（図3-2(A)(C)）。一方, 関節角度は股・膝関節ともに屈曲位（それぞれ, 17.3 ± 14.3 度および 23.8 ± 10.4 度）であった。膝関節角においてNR群との間に有意な差を認めた（図3-2(B)）。

これに対して, 足関節背屈制限があるCP-R群では, 体幹軸前傾位（ 16.4 ± 9.8 度）, 大腿軸後傾位（ -18.7 ± 8.5 度）, 下腿軸前傾位（ 17.8 ± 11.5 度）を示した。すべての角度でNR群との間に有意な差が認められた。また, CP-N群との間にも, 下腿軸角を除く軸角度について有意な差を認めた（図3-2(A)(D)）。また, 関節角度は股・膝関節ともに30から40度にわたって大きく屈曲した（図3-2(B)）。

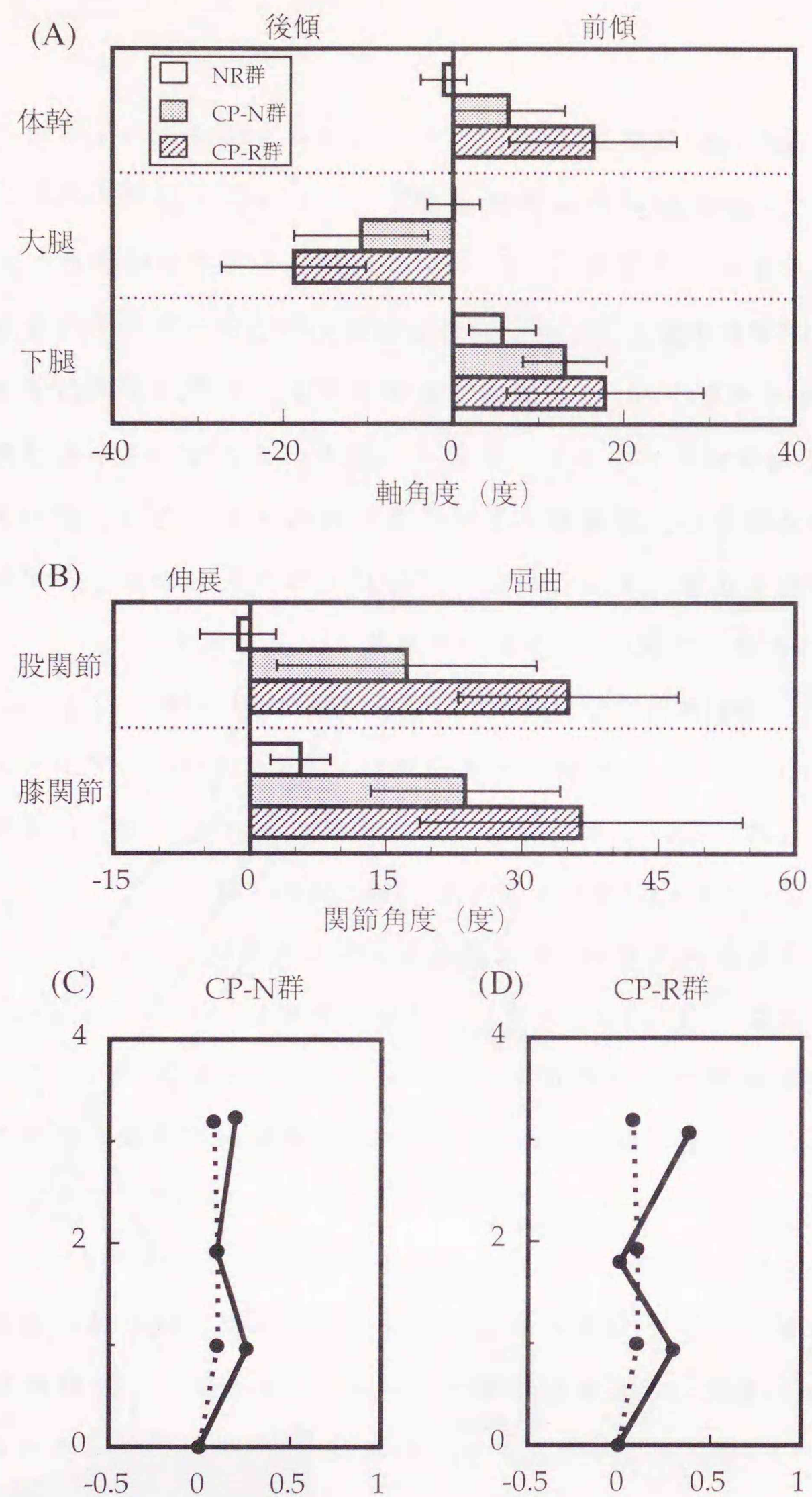


図3-2 水平面上での立位アライメント

(A)は各軸の角度, (B)は各関節の角度を示す。(C)はCP-N群, (D)はCP-R群のアライメント(上より肩峰, 大転子, 膝関節中心, 足関節外果)を示す。この図のスケールは下腿長を基準とした長さ。また, (C)(D)の図中破線はNR群のアライメントを示す。

3・3・2 斜面上でのアライメント

NR群とCP-R群の前方傾斜斜面, 水平面, 後方傾斜斜面上における立位の代表例を図3-3に示す。また, 図3-4から図3-6には, NR群, CP-N群, CP-R群それぞれの, 前方傾斜斜面, 水平面, 後方傾斜斜面での立位アライメントの変化を示す。これらの図の(A)は各軸の角度, (B)は各関節の角度である。また, (C)は前方傾斜斜面, (D)は後方傾斜斜面でのアライメントを下腿長を基準として正規化して示す。なお, 図中の破線は水平面でのアライメントを示す。

NR群の前方傾斜および後方傾斜斜面上における軸角度の変化は水平面に比べて最大で2.4度であった(図3-4(A))。また, 関節角度の変化も最大で2度程度であった(図3-4(B))。すなわち, この群の立位アライメントは, 斜面条件間ではほとんど差はなかった(図3-4(C)(D))。

CP-N群の前方傾斜斜面でのアライメントは, 水平面に比べ, 体幹軸が約3度後傾し, 下腿軸は約3度前傾した。また, 後方傾斜斜面では大腿軸が約2度前傾していた。その他の軸はほとんど変化していなかった(図3-5(A))。また, 水平面と比較して, 前方・後方斜面での股関節や膝関節角度には2から3度の動きがみられたが, 積極的な変化ではなかった(図3-5(B))。当然の事ながら, NR群と同様に斜面条件間で有意な差を認めなかった。すなわち, この群は斜面条件によって若干のアライメント変化を示すが, ほとんど水平面と変らない姿勢で起立していた(図3-5(C)(D))。

CP-R群の前方傾斜斜面でのアライメントの変化は水平面に比べ大腿軸が約2度後傾したのみで、体幹軸や下腿軸はほとんど変化していなかった（図3-6(A)）。また、関節角度は股・膝関節とも水平面に比べ3度程度屈曲していた（図3-6(B)）。全体的にアライメントの変化をみると、水平面との差異はほとんど認められなかった（図3-6(C)）。一方、後方傾斜斜面では水平面と比較して体幹軸は11.5度前傾し、下腿軸は4.5度後傾していた。これらは統計的にも有意な変化であった（図3-6(A)）。関節角度は股関節は 47.3 ± 13.7 度と水平面よりも12度屈曲していた。一方、膝関節は水平面より3.8度伸展したが、 32.7 ± 13.9 度と依然大きく屈曲していた（図3-6(B)）。すなわち、この群が後方傾斜斜面上に起立した場合には水平面に比べて大きくアライメントを変化させた（図3-6(D)）。

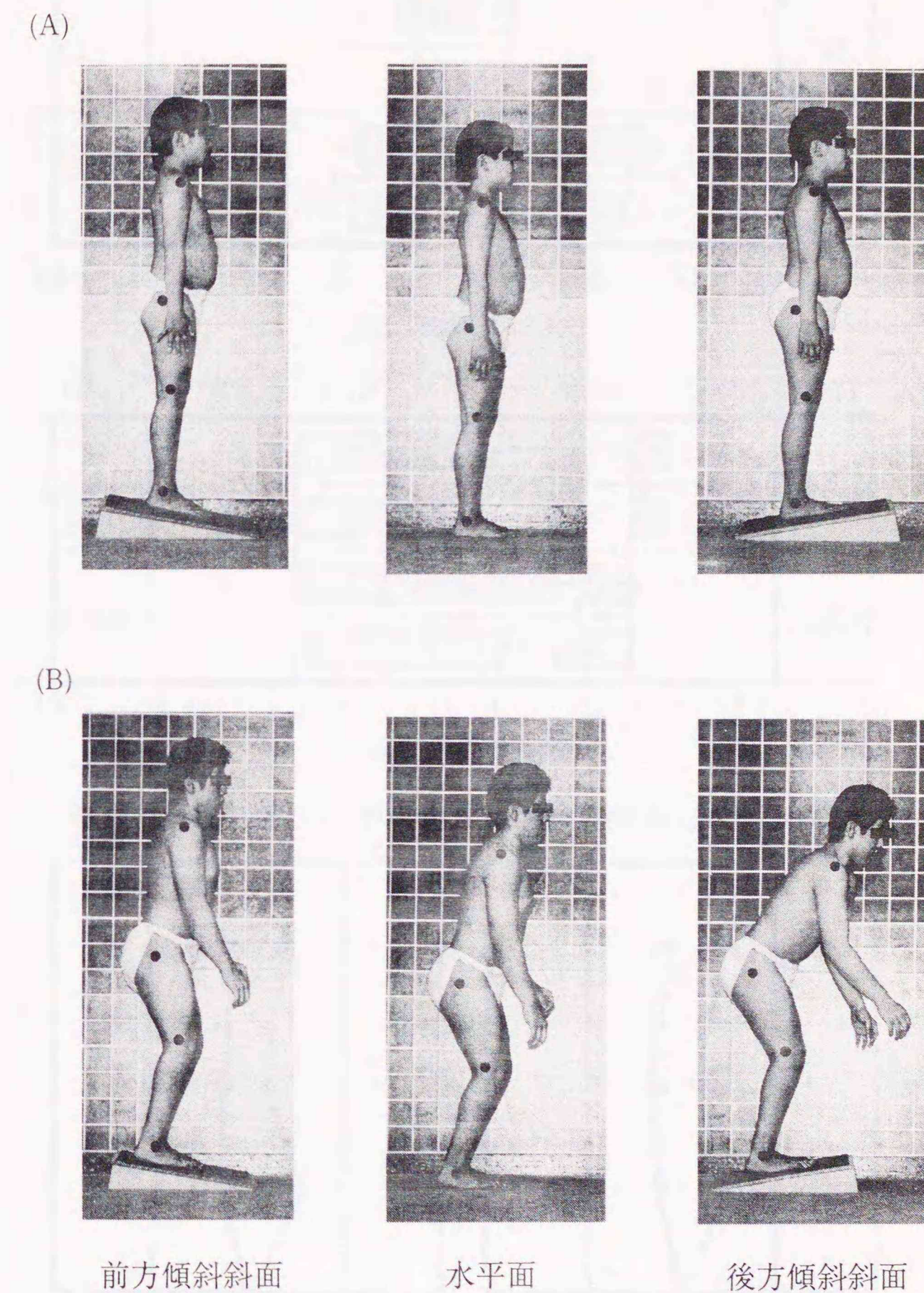


図3-3 前方傾斜斜面，水平面，後方傾斜斜面上での立位姿勢

(A) 健常児（NR群） (B) 足関節背屈制限のあるCP児（CP-R群）

●印は、上から肩峰，大転子，膝関節中心，足関節外果を示す。

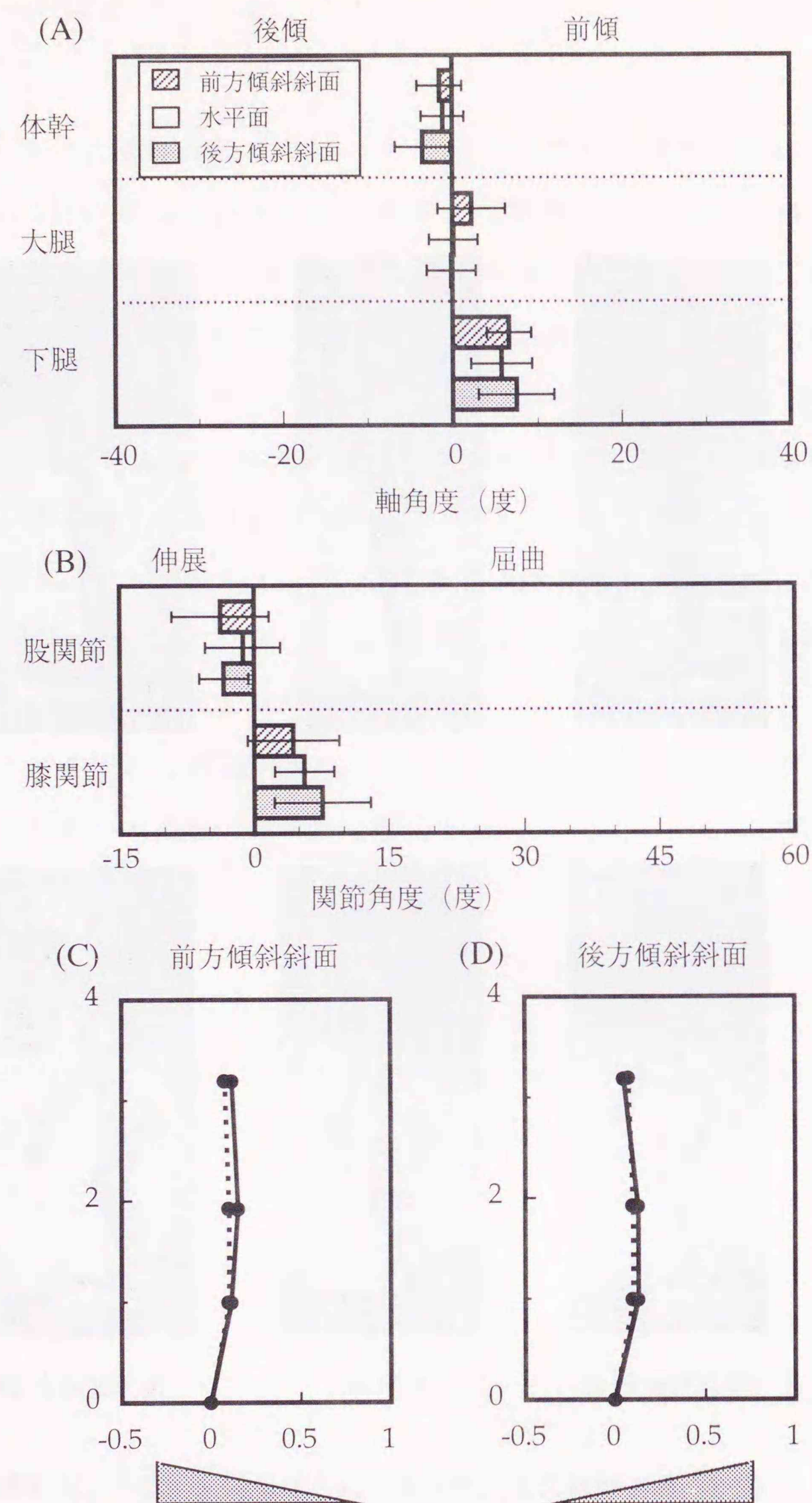


図3-4 NR群の前方傾斜斜面，水平面，後方傾斜斜面でのアライメントの変化

(A)は各軸の角度，(B)は各関節の角度を示す。(C)は前方傾斜斜面，(D)は後方傾斜斜面でのアライメント（上より肩峰，大転子，膝関節中心，足関節外果）を示す。この図のスケールは下腿長を基準とした長さ。また，(C)(D)の図中破線は水平面上でのアライメントを示す。

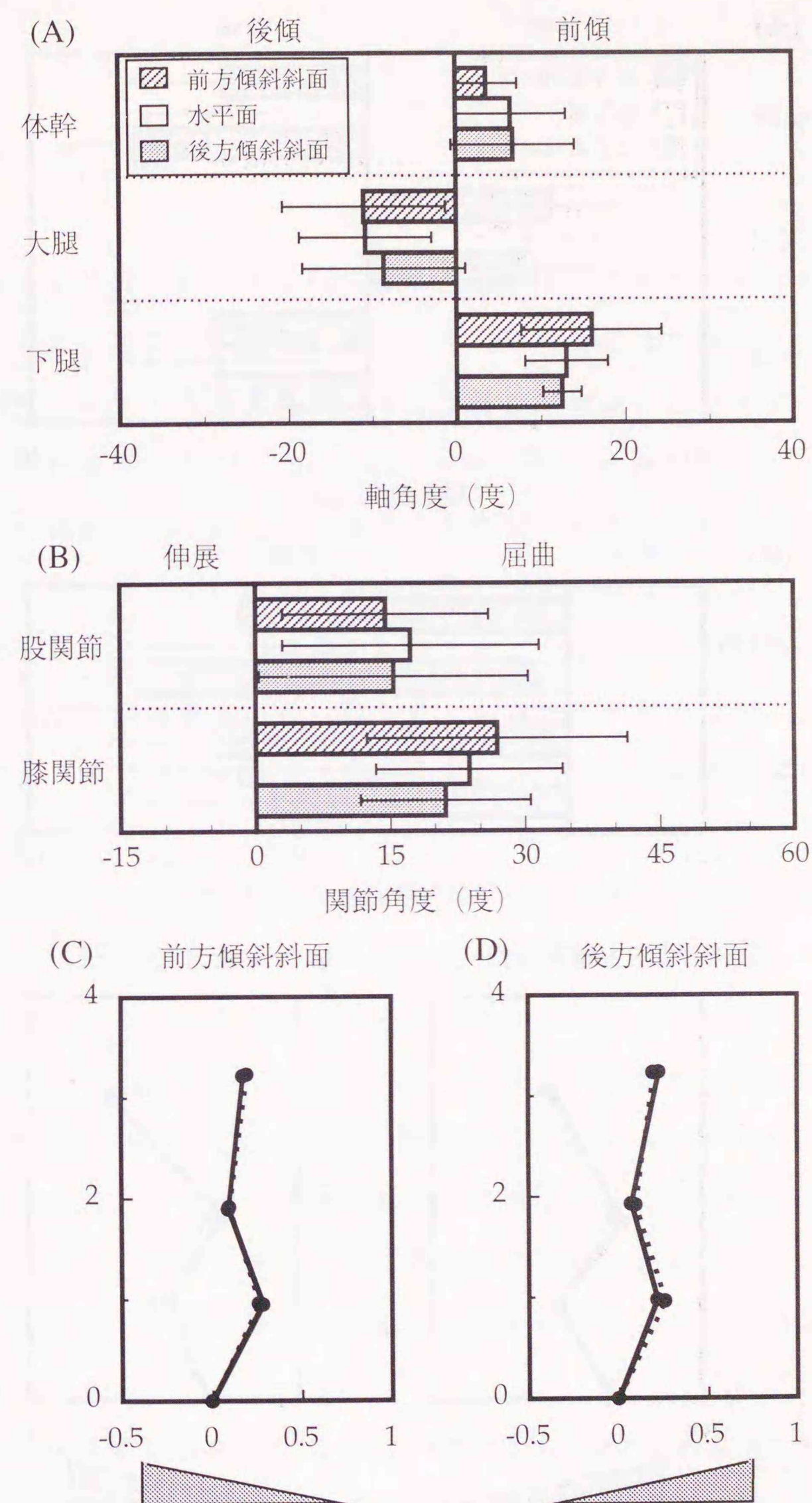


図3-5 CP-N群の前方傾斜斜面，水平面，後方傾斜斜面でのアライメントの変化

(A)は各軸の角度，(B)は各関節の角度を示す。(C)は前方傾斜斜面，(D)は後方傾斜斜面でのアライメント（上より肩峰，大転子，膝関節中心，足関節外果）を示す。この図のスケールは下腿長を基準とした長さ。また，(C)(D)の図中破線は水平面上でのアライメントを示す。

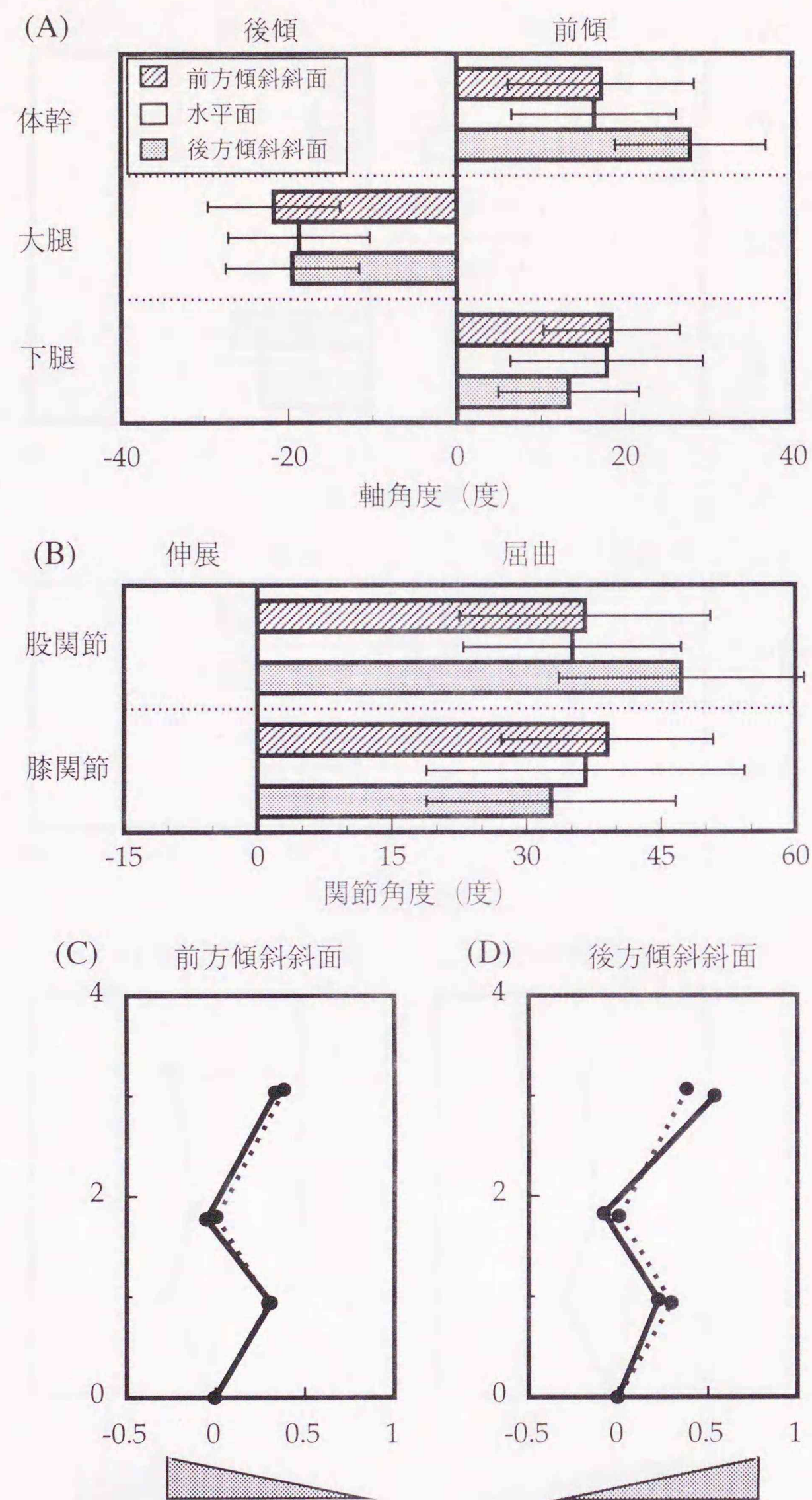


図3-6 CP-R群の前方傾斜斜面，水平面，後方傾斜斜面でのアライメントの変化

(A)は各軸の角度，(B)は各関節の角度を示す。(C)は前方傾斜斜面，(D)は後方傾斜斜面でのアライメント（上より肩峰，大転子，膝関節中心，足関節外果）を示す。この図のスケールは下腿長を基準とした長さ。また，(C)(D)の図中破線は水平面上でのアライメントを示す。

3・4 考 察

従来の立位能力に関する研究では身体動揺の代表値である重心動揺が主にその分析に用いられてきた。そして，これは平衡感覚や身体運動の調節といった中枢神経系による姿勢制御機能を反映するものとして取り扱われてきた^{14,15)}。しかしながら，脳性麻痺等のように中枢神経系の機能異常に加え，拘縮による関節の可動性の低下などが混在している場合にはこれらの重心動揺への影響も無視できない。すなわち，重心動揺だけでは姿勢異常を引き起こす複数の機能障害を分離・分析することが困難である。そこで，本章では，最も拘縮の影響をうけるアライメントに着目し，これを手がかりに立位能力の分析を試みたのである。

NR群すなわち健常児群の立位アライメントは3種類の立位平面にわたってほとんど差がなく，下腿軸を軽度前傾し，大腿軸と体幹軸を直立させていた。この結果は，斜面条件の違いに対し，足関節角の変化のみでこれに対応しているといえる。また，足関節背屈制限をもたないCP-N群についても各立位平面上でのアライメントに大きな違いはなく，健常児と同様に足関節角での補償を行っているものと考えられる。しかし，詳細にみると若干の前屈み姿勢が認められ，これは軽度ながら膝および股関節の拘縮が何等かの影響を及ぼしていると推察される。

一方，足関節背屈制限をもつCP-R群は，NR群やCP-N群と比べて，すべての立位平面で重度の前屈み姿勢を示した。これは強い足関節背屈制限ゆえに上記2群のような補償機構が充分使えなかったことを証明するものである。また，前方傾斜斜面でのアライメントは水平面と

の間に差がなかった。一般に前方傾斜斜面では足関節の底屈が必要とされるため、足関節背屈制限がアライメントに及ぼす影響は軽減される。もし、CP-R群の前屈み姿勢がこの背屈制限のみに起因するならば、水平面よりも前方傾斜斜面上の方が正常なアライメントに近づくと予想される。しかしながら、実測の結果、両平面間でのアライメントにほとんど差が無かった。このことも、足関節以外の膝・股関節の拘縮が立位アライメントに何らかの影響を及ぼしていることを示唆する。

さらに、後方傾斜斜面では水平面、前方傾斜斜面と比べて顕著な変化がみられた。そのアライメントは下腿軸が直立位に近づき、体幹軸がより前傾したものであった。この変化は足関節背屈制限の1つの要因である腓腹筋短縮（二関節筋短縮）から次のように考えられる。すなわち、後方傾斜斜面上に立った場合、足関節は背屈を要求される。仮に、下腿軸角を水平面の場合と同様に保とうとすると、腓腹筋短縮の影響を避けて十分な足関節背屈を確保するためには膝を屈曲（大腿軸を後傾）しなければならない。さらに、体幹はこれに合せてより大きく前傾させなければならない。その結果、このアライメントは水平面の場合に比べてより大きな膝・股関節伸展筋力が必要となる。実測ではこのような結果にはならず、逆に下腿軸をより直立位に近づけ、膝・股関節の可動範囲内で大腿軸・体幹軸の変化を少なくした力学的に有利な姿勢、つまり、要求される筋力が少なく、エネルギー消費の少ないアライメントをとったものと推察される。

足関節背屈制限をもつCP-R群の立位平面間でのアライメントの変化は過大な身体動揺にも一つの解釈を与える。すなわち、彼らは股関節を大きく動かすことによって斜面に対応した。このことは、姿勢調

節が股関節の運動、体幹の移動に依存して行われていることを意味する。体幹の移動によって姿勢を調節しようとする、その慣性モーメントが大きいため応答は悪く、いわゆる立位保持が不安定になりやすい。このことは下肢の拘縮の軽減、すなわち関節の可動性の回復によって身体動揺が減少する事実⁶⁾と合致する。従来、身体動揺の原因として神経・筋による姿勢制御機構の機能低下や不全が主に考えられてきたが、拘縮による関節の可動性の低下も立位姿勢を不安定にする要因になりうると考える。

3・5 要 約

本章では、拘縮と立位能力との関連を明らかにするために、その影響が大きく現れるアライメントを取り上げ、脳性麻痺児を対象に写真分析を行ってきた。特にここでは立位に最も影響を及ぼす足関節拘縮なかでも足関節背屈制限に注目し、これを強調させたり、減弱させる様な実験条件を設定した。つまり、基準条件として水平面、足関節背屈制限が強い影響を与える後方傾斜斜面、その影響が弱められる前方傾斜斜面である。健常児および足関節拘縮の無い脳性麻痺児は、何れの立位条件においても、立位面の変化を足関節の底背屈によって対応し、概ね直立位のアライメントを保持した。足関節拘縮をもつ脳性麻痺児は水平面上で既に前屈み姿勢を呈し、後方傾斜斜面上ではこれがさらに悪化した。しかし、前方傾斜斜面上での改善は認められなかった。これらの結果から、拘縮が立位能力を決定する主要な因子の一つになることが確認された。特に、足関節背屈制限を引き起こす腓腹筋の短縮（二関節筋短縮）が立位の異常に大きく関連していることが推

察された。また，拘縮が立位時の身体動揺にも何等かの影響を及ぼしていることを考察した。

参考文献

- 1) 中野知幸，柳沢信夫，塚越 廣：パーキンソニズムの姿勢保持障害について - 筋電図と重心記録による検討 -，臨床神経学，**20**，924/932，(1980)
- 2) 渡辺 晋，菅野久信：メニエール病症例における重心動揺の経時的安定性と動揺方向の解析，耳鼻と臨床，**34**，13/18，(1988)
- 3) 田中 孝：健常人および脊髄症における立位重心動揺の研究，岐阜大学医学部紀要，**34**，362/383，(1986)
- 4) 三田勝己，石田直章，赤滝久美，伊藤晋彦，小野芳裕，沖 高司：二分脊椎の姿勢調節に関する一考察，リハビリテーション医学，**30**，563/566，(1993)
- 5) 月村泰治：脳性麻痺の重心図：鈴木良平，穂山富太郎（編），脳性麻痺研究，**3**，365/388，協同医書，東京（1980）
- 6) 月村泰治，山下八重子，池田珠江，川村碩彬：重心図からみた脳性麻痺の治療，整形外科，**29**，227/233，(1980)
- 7) 北原 佑，中村隆一：診断：津山直一（編），脳性麻痺の研究，163/169，同文書院，東京（1985）
- 8) 山元 暁：正常児および脳性麻痺児における立位重心動揺の研究，岐阜大学医学部紀要，**33**，822/849，(1985)
- 9) G. F. Harris, S. A. Riedel, D. Matesi & P. Smith : Standing postural stability assessment and signal stationarity in children with cerebral palsy, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, **1**, 35/42, (1993)
- 10) 小池文英（編）：脳性麻痺・その他の肢体不自由，リハビリテーション医学全書，**15**，273/335，医歯薬出版，東京（1974）
- 11) 鈴木伸治，三島令子，渡壁 誠，赤滝久美，三田勝己：痙直型脳性麻痺児の立位におけるアライメント，臨床整形外科，**28**，755/759，(1993)
- 12) 上田 敏，大川嗣雄，明石 謙（編）：標準リハビリテーション医学，233/251，医学書院，東京（1986）
- 13) 嶋田智明，金子 翼（編）：関節可動障害 - その評価と理学療法・作業療法 -，メディカルプレス，東京（1990）
- 14) 時田 喬，松岡豊彦，早野洋司，田口拓雄，島田六朗：頭部並びに重心動揺記録計による立直り反射検査，耳鼻咽喉科臨床，**65**，443/456，(1972)
- 15) 田口喜一郎，依田美千穂：重心動揺軌跡距離測定法，日本耳鼻咽喉科学会会報，**79**，835/843，(1976)

第4章 非線形拘縮モデルによる 立位姿勢のシミュレーション

4・1 はじめに

前章では脳性麻痺 (CP) 児の立位アライメントの計測から、関節の可動障害の程度が立位アライメントの可否に深く関与することを明らかにした。しかし、この機能障害の影響は単純なものではなく、各関節の可動性を決定する関節拘縮や二関節筋短縮の程度やその組み合わせによって様々であることが推察される。特に、立位獲得を目的としたリハビリテーションにおいて、訓練あるいは外科的手術の適用を決定するためにはこの多様な拘縮の影響を知ることが重要である。しかしながら、臨床的な検査や分析では多種・多次元にわたる拘縮の影響をすべて把握することは困難である。そこで、拘縮に起因する立位アライメントの変化をシミュレーションすることが可能となれば、拘縮の程度や組み合わせを変化させ、その関与の程度を明らかにすることが容易にできる。そこで本章では多様な拘縮と立位アライメントとの関係を定量的に解明する方法として、拘縮を考慮に入れたアライメントのシミュレーションを提案する。

なお、第2章において、拘縮の程度は関節の可動域で記述されること、そして、その様式には隣接関節の影響を受けない「関節拘縮」と隣接関節の影響を受ける「二関節短縮」の2つがあり、これらが複雑に関わり合うことを述べた。さらに、現在行われている関節可動域検査法は二関節筋短縮の影響を特に考慮に入れたものではなく、拘縮の2つの様式を分離して分析するには不十分であることを述べた。従っ

て、拘縮とアライメントの定量的な関係を知るためには、計測された関節可動域から関節拘縮と二関節筋短縮の要素を分離することを考えねばならない。

そこで、本章ではまず関節の可動性を障害する拘縮の2つの様式を考慮に入れた非線形モデルを構築する。さらに、これを身体のリックモデルに導入し、前章で用いたCP児のアライメントのシミュレーションを行う。そして、この結果より、拘縮モデルの妥当性を検討する。

この目的のために、本章は6節より構成されている。まず、第2節では拘縮の2つの様式を考慮に入れた非線形モデルを提案する。次に第3節ではこれを2次元3リンクモデルに導入した立位アライメントのシミュレーション法について述べる。ついで、第4節では前章で計測したCPの拘縮にもとづいたシミュレーション結果を述べ、第5節でモデルの妥当性について考察する。そして、最後の第6節ではこれらを要約する。

4・2 非線形拘縮モデル

図4-1は「関節拘縮」と「二関節筋短縮」の2つの要因を考慮した拘縮の非線形モデルである。モデルは3個の骨が2つの関節を構成し、Joint2の可動性が関節拘縮および二関節筋短縮によって規定されている状態を表わしている。図4-1(A)はJoint1の角度 α が充分小さく、二関節筋 M_2 は緊張しておらず、Joint2の最大可動角 β が関節拘縮 M_1 によって決定されている状態を示している。この時のJoint2の最大可動角を β_0 とする。図4-1(B)はJoint2の角度を β_0 に保ち、Joint1の角度を大きくしていった時、二関節筋 M_2 が緊張を始めた状態を示している($\alpha = \alpha_0$)。

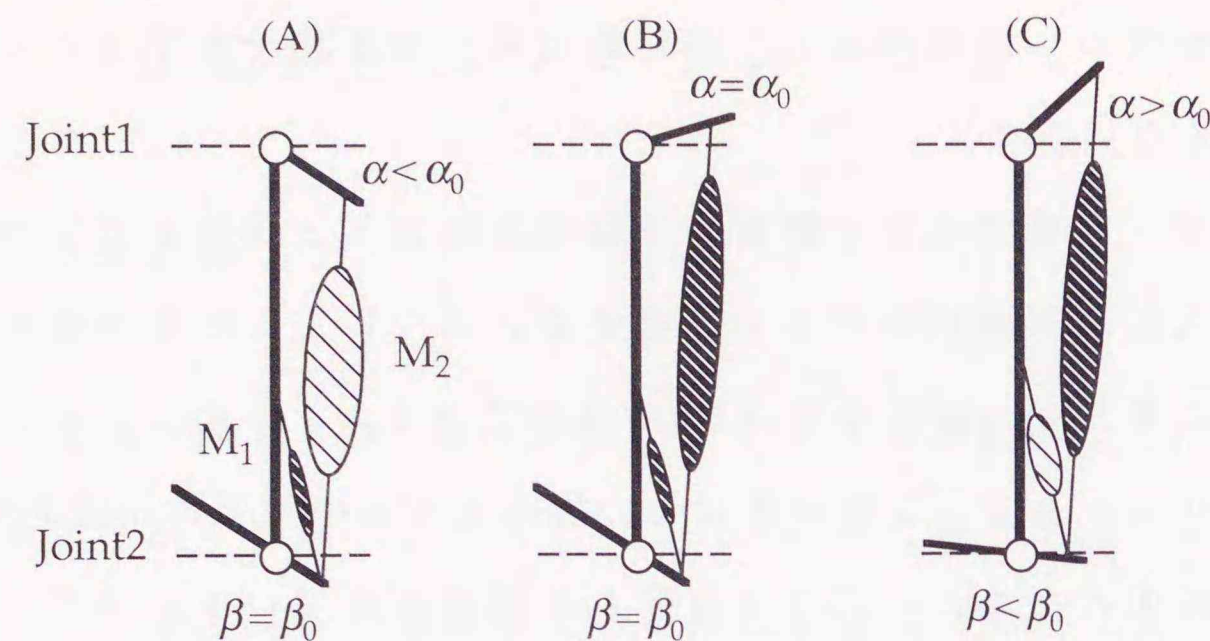


図4-1 拘縮のモデル

α : Joint1の角度 β : Joint2の最大可動角
 M_1 : 関節拘縮の要素 M_2 : 二関節筋短縮の要素

- (A) Joint2の最大可動角 β は関節拘縮の要素 M_1 で決定される。
 (B) Joint1の角度を大きくしてゆくと、二関節筋の要素 M_2 が緊張し始める ($\alpha = \alpha_0$)。
 (C) Joint1の角度を更に大きくすると、Joint2の最大可動角 β は二関節筋の要素 M_2 によって決定されるようになる。

図4-1(C)はこれよりさらに Joint1の角度を大きくした状態を示す ($\alpha > \alpha_0$)。この時の Joint2の最大可動角は二関節筋 M_2 によって決定され、この状態では Joint1の角度 α と Joint2の最大可動角 β の間には次式が成り立つものとした。

$$\beta = \beta_0 - K(\alpha - \alpha_0) \quad (4-1)$$

(K は非負の比例定数)

したがって、Joint1の可動角全域に対する Joint2の最大関節角 β は

$$\beta = \beta_0 - K\langle\alpha - \alpha_0\rangle \quad (4-2)$$

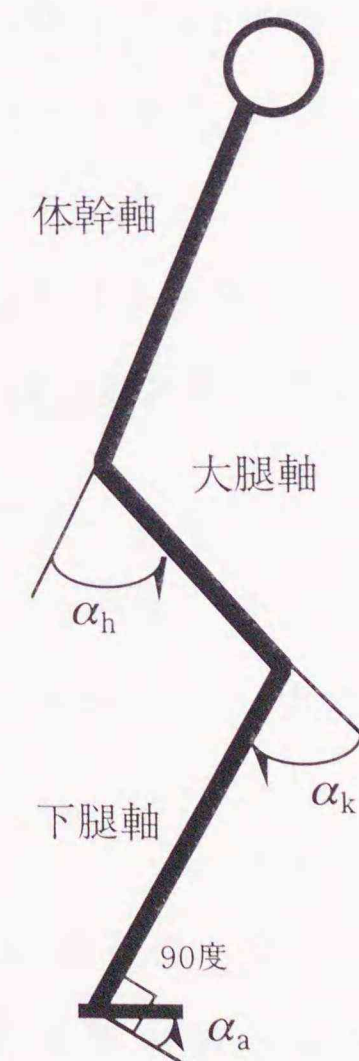
と定義される。

ここで、任意の変数 A に対して $\langle A \rangle$ は

$$\langle A \rangle = \begin{cases} A & (A \geq 0) \\ 0 & (A < 0) \end{cases} \quad (4-3)$$

と定義される表記法である (Macaulay Krammel)¹⁾。

これを、下肢の足・膝・股関節に導入する。なお、関節角度はそれぞれ α_a 、 α_k 、 α_h で表わし、前章同様、屈曲(足関節の場合は背屈)を正とする(図4-2)。



前章で定義した体幹・大腿・下腿軸をもとに

α_h : 股関節角
 (体幹軸と大腿軸のなす角, 屈曲を正)

α_k : 膝関節角
 (大腿軸と下腿軸のなす角, 屈曲を正)

α_a : 足関節角
 (下腿軸の垂線と足のなす角, 背屈を正)

図4-2 関節角の定義

(1) 足関節の場合

足関節の可動性を障害する要素は、足関節拘縮、および、腓腹筋（足背屈と膝屈曲をする）の短縮である。関節拘縮による足関節の最大底屈角を β_{ap0} 、最大背屈角を β_{ad0} とする。また、腓腹筋短縮によって決定される足関節の最大背屈角は、足関節背屈角を β_{ad0} に保った状態で腓腹筋が緊張を始める膝関節角を α_{kg0} としたとき、

$$\beta_{ad0} - K_{ag}(\alpha_{kg0} - \alpha_k) \quad (\text{なお, } K_{ag} \text{ は非負の定数}) \quad (4-4)$$

で表わされるところ。

この時、足関節の底屈は足関節拘縮だけで規定されるため、足関節の最大底屈角度 β_{amin} は、

$$\beta_{amin} = \beta_{ap0} \quad (4-5)$$

となる。

一方、足関節の背屈は足関節拘縮と腓腹筋短縮によって規定される。したがって、膝関節角 α_k の影響も受け、足関節の最大背屈角度 β_{amax} は

$$\beta_{amax} = \beta_{ad0} - K_{ag}(\alpha_{kg0} - \alpha_k) \quad (4-6)$$

となる。

(2) 膝関節の場合

膝関節の可動性を障害する要素は、膝関節拘縮、および、腓腹筋（足背屈と膝屈曲をする）、ハムストリングス（膝屈曲と股伸展をする）、大腿直筋（膝伸展と股屈曲をする）の3つの二関節筋の短縮で

ある。膝関節拘縮による膝関節の最大伸展角を β_{ke0} 、最大屈曲角を β_{kf0} とする。腓腹筋の短縮によって決定される膝関節の最大伸展角は、膝関節伸展角を β_{ke0} に保った状態で腓腹筋が緊張を始める足関節角を α_{ag0} としたとき、

$$\beta_{ke0} + K_{kg}(\alpha_a - \alpha_{ag0}) \quad (\text{なお, } K_{kg} \text{ は非負の定数}) \quad (4-7)$$

ハムストリングスの短縮によって決定される膝関節の最大伸展角は、膝関節伸展角を β_{ke0} に保った状態でハムストリングスが緊張を始める股関節角を α_{hh0} としたとき、

$$\beta_{ke0} + K_{kh}(\alpha_h - \alpha_{hh0}) \quad (\text{なお, } K_{kh} \text{ は非負の定数}) \quad (4-8)$$

大腿直筋の短縮によって決定される膝関節の最大屈曲角は、膝関節屈曲角を β_{kf0} に保った状態で大腿直筋が緊張を始める股関節角を α_{hr0} としたとき、

$$\beta_{kf0} - K_{kr}(\alpha_{hr0} - \alpha_h) \quad (\text{なお, } K_{kr} \text{ は非負の定数}) \quad (4-9)$$

で表わされるところ。

この時、膝関節の伸展は膝関節拘縮、腓腹筋短縮、ハムストリングス短縮によって規定される。したがって、膝関節の最大伸展角 β_{kmin} は、

$$\beta_{kmin} = \max(\beta_{ke0} + K_{kg}(\alpha_a - \alpha_{ag0}), \beta_{ke0} + K_{kh}(\alpha_h - \alpha_{hh0})) \quad (4-10)$$

となる。

一方、膝関節の屈曲は膝関節拘縮と大腿直筋の短縮で規定される。
したがって、膝関節の最大屈曲角度 β_{kmax} は、

$$\beta_{kmax} = \beta_{kf0} - K_{kr} \langle \alpha_{hr0} - \alpha_h \rangle \quad (4-11)$$

となる。

(3) 股関節の場合

股関節の可動性を障害する要素は、股関節拘縮、および、ハムストリングス（膝屈曲と股伸展をする）、大腿直筋（膝伸展と股屈曲をする）の2つの二関節筋の短縮である。股関節拘縮による股関節の最大伸展角を β_{he0} 、最大屈曲角を β_{hf0} とする。大腿直筋の短縮によって決定される股関節の最大伸展角は、股関節伸展角を β_{he0} に保った状態で大腿直筋が緊張を始める膝関節角を α_{kr0} としたとき、

$$\beta_{he0} + K_{hr} (\alpha_k - \alpha_{kr0}) \quad (\text{なお、} K_{hr} \text{は非負の定数}) \quad (4-12)$$

ハムストリングスの短縮によって決定される股関節の最大屈曲角は、股関節屈曲角を β_{hf0} に保った状態でハムストリングスが緊張を始める膝関節角を α_{kh0} の影響をうけ、

$$\beta_{hf0} - K_{hh} (\alpha_{kh0} - \alpha_k) \quad (\text{なお、} K_{hh} \text{は非負の定数}) \quad (4-13)$$

で表わされとする。

この時、股関節の伸展は股関節拘縮、大腿直筋によって規定される。
したがって、股関節の最大伸展角 β_{hmin} は、

$$\beta_{hmin} = \beta_{he0} + K_{hr} \langle \alpha_k - \alpha_{kr0} \rangle \quad (4-14)$$

となる。

一方、股関節の屈曲は股関節拘縮とハムストリングスの短縮で規定される。したがって、股関節の最大屈曲角度 β_{hmax} は、

$$\beta_{hmax} = \beta_{hf0} - K_{hh} \langle \alpha_{kh0} - \alpha_k \rangle \quad (4-15)$$

となる。

これらの関係は図4-3のように模式的に表わすことができる。図4-3(A)には股関節の動きを自由にした場合の膝関節と足関節の最大可動角の関係を示した。つまり、膝関節角度を決めると、その時の足関節の最大背屈角および底屈角が決定される。逆に、足関節角を決めると、その時の膝関節の可動範囲が決定される。また、図4-3(B)は足関節の動きを自由にした場合の膝関節と股関節の最大可動角の関係を示す。

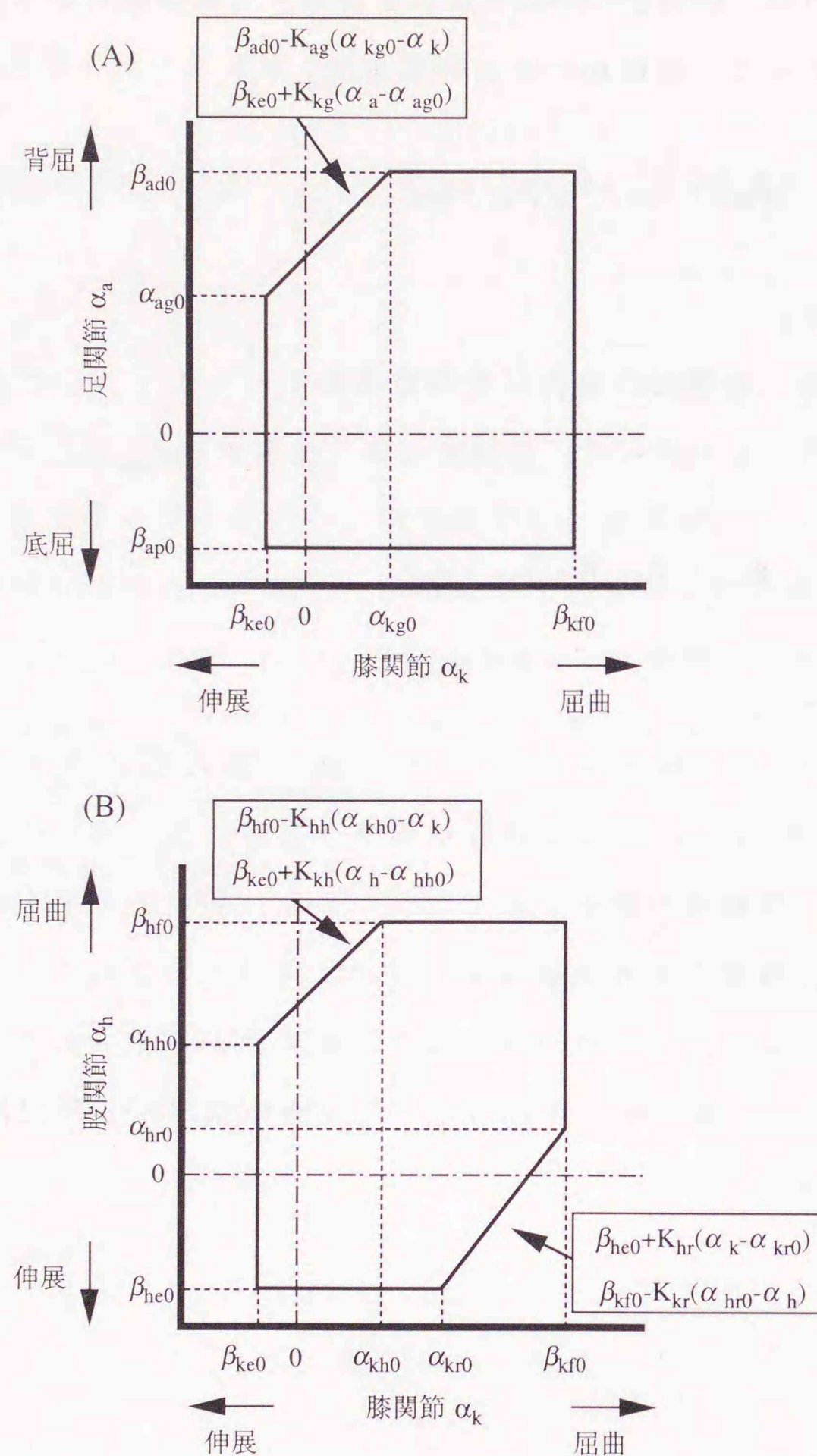


図4-3 拘縮モデルによる下肢関節の最大可動角の関係

- (A) 足関節と膝関節の最大可動角
(B) 股関節と膝関節の最大可動角

本章では前章で使用したCP児19名の関節可動域検査に加え，第2章で述べた腓腹筋およびハムストリングス短縮の評価を行った。そして，その結果を用い，次の手順で，これらの関係式に含まれる足・膝・股関節拘縮に関する6個の定数と，腓腹筋・ハムストリングス・大腿直筋短縮に関する12個の定数を決定した。

- ① 関節可動域検査で得られた，足・膝・股関節の最大屈曲・伸展角を，これらの関節拘縮の定数値とした。
- ② 腓腹筋短縮に関する定数は2点の膝関節角度における足関節最大背屈角によって決定できる。本章ではこの膝関節角度を90度屈曲位（関節可動域検査法による）と最大伸展位とした。
- ③ ハムストリングス短縮に関する定数は2点の股関節角度における膝関節最大伸展角によって決定できる。本章では股関節角を中間位（関節可動域検査法による）と90度屈曲位とした。
- ④ 大腿直筋短縮に関する定数は2点の股関節角度における膝関節最大屈曲角によって決定できる。第2章で述べたように，この計測は困難であるため，本章では大腿直筋短縮はないものとして定数を決定した。

さらに，前章で用いた19名のCP児を足関節背屈制限の無いCP-N（Non-Restricted）群8名，および，足関節背屈制限のあるCP-R（Restricted）群11名に分け，以後のシミュレーションに備えた。

4・3 立位のモデリングとシミュレーション

まず、立位の力学モデルを考える。モデルには身体を体幹軸、大腿軸、下腿軸の3個の節からなる2次元3リンクを用いた(図4-4)。それぞれの節の軸は前章の立位アライメント計測で述べた体幹軸、大腿軸、下腿軸に対応する。このリンクモデルは力学的平衡より次式の関係が成り立つ。

$$\begin{aligned} R &= \sum_{i=1}^3 m_i \cdot g \\ T_1 &= -C_1 \sin \theta_1 \quad C_1 = m_1 \cdot l_1 \cdot g \\ T_2 - T_1 &= -C_2 \sin \theta_2 \quad C_2 = (m_1 \cdot L_2 + m_2 \cdot l_2) \cdot g \\ T_3 - T_2 &= -C_3 \sin \theta_3 \quad C_3 = \{(m_1 + m_2) \cdot L_3 + m_3 \cdot l_3\} \cdot g \\ -T_3 &= RX_L \end{aligned} \quad (4-16)$$

(ただし、 g は重力加速度)

ここで、表4-1のように記号を定める。なお、節質量と重心位置は体重と節長より松井の係数²⁾を用いて求めた。節長は写真より求めた各軸の長さとした。

また、軸角度と各関節の角度は、

股関節角 $\alpha_h = \theta_1 - \theta_2$

膝関節角 $\alpha_k = \theta_3 - \theta_2$

足関節角 $\alpha_a = \theta_3$

と定義される。したがって、 θ_i ($i=1, 2, 3$) の可動範囲は前節で述べた拘縮のモデルを用いて規定できる。

立位アライメントのシミュレーションは以下の条件を設定して行った。

①床反力作用点は足の中央に位置する。

②下腿軸は足関節背屈制限以上10度まで前傾が可能である。

③各関節で発揮されるトルクの自乗和は最小となる。

なお、これら3つの条件は以下の理由から設けたものである。

①は平沢の報告³⁾を参考にした。②はCP群の中に立位の際に踵を接地できない者がいたために設けた。③は次の理由による。すなわち、身体をリンク機構でモデル化して立位のシミュレーションを行う方法はいくつか報告されているが^{4~6)}、それらは筋活動あるいは筋収縮に着目したものであった。ところが、CPでは筋あるいはその支配神経系に異常を伴うことが一般であり、これに関する定量的な情報が不足している。そこで本研究では筋力を考慮に入れる方法をさけ、要求される筋力が最小となる評価基準を選択した。

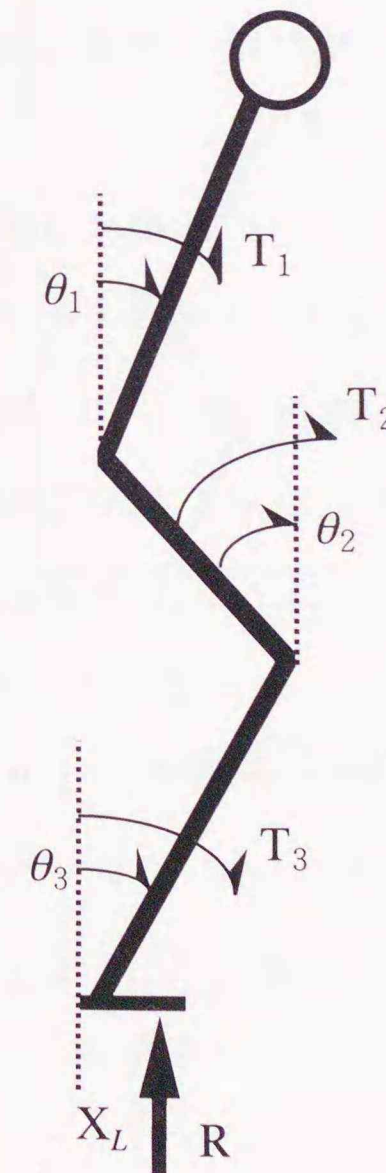


表4-1 リンクモデルに関する記号表

L_i	: 節長
m_i	: 節質量
l_i	: 節の遠位端から節の重心までの距離
T_i	: 関節トルク
θ_i	: 軸角度
R	: 床反力
X_L	: 足関節から床反力作用点までの距離

添字*i*は1: 体幹軸 2: 大腿軸 3: 下腿軸を表わす

図4-4 2次元3リンクモデル

4・4 結 果

図4-5にCP-N群とCP-R群のシミュレーション結果を示す。図中の実線はシミュレーション，破線は実測の平均アライメントである。図中の点は上から肩峰，大転子，膝関節中心，足関節外果に対応している。なお，図のスケールは下腿長を標準として正規化した長さを示す。左より後方傾斜斜面，水平面，前方傾斜斜面上での結果を順に配置してある。図4-6は実測値に対するシミュレーション結果の誤差を示した。

CP-N群のシミュレーション結果はすべての斜面条件に対して実測のアライメントと概ね一致した（図4-5(A)）。各軸角度の誤差はすべての斜面条件に対して2.8度以下であった（図4-6(A)）。当然のことながら，すべての軸角度のシミュレーションと実測の間に有意な差は認められなかった。

一方，CP-R群のシミュレーション結果をみると，下腿軸は3種類の立位平面すべてにおいて実測と一致し，その誤差は2.3度以下であった（図4-5(B)，図4-6(B)）。大腿軸は前方傾斜斜面において，実測値に比べ有意な直立傾向（誤差は 15 ± 20 度）を示したが，他の2条件では概ね実測と一致していた（誤差は3.7度以下）。しかしながら，体幹軸は，実測値に比較して，後方傾斜斜面で6.7度，水平面で5.7度，前方傾斜斜面で8.5度の有意な直立傾向を示した。すなわち，CP-R群では後方傾斜斜面→水平面→前方傾斜斜面の順にシミュレーションの誤差が大きくなり，アライメントは実測より直立位に近づく傾向を示した。

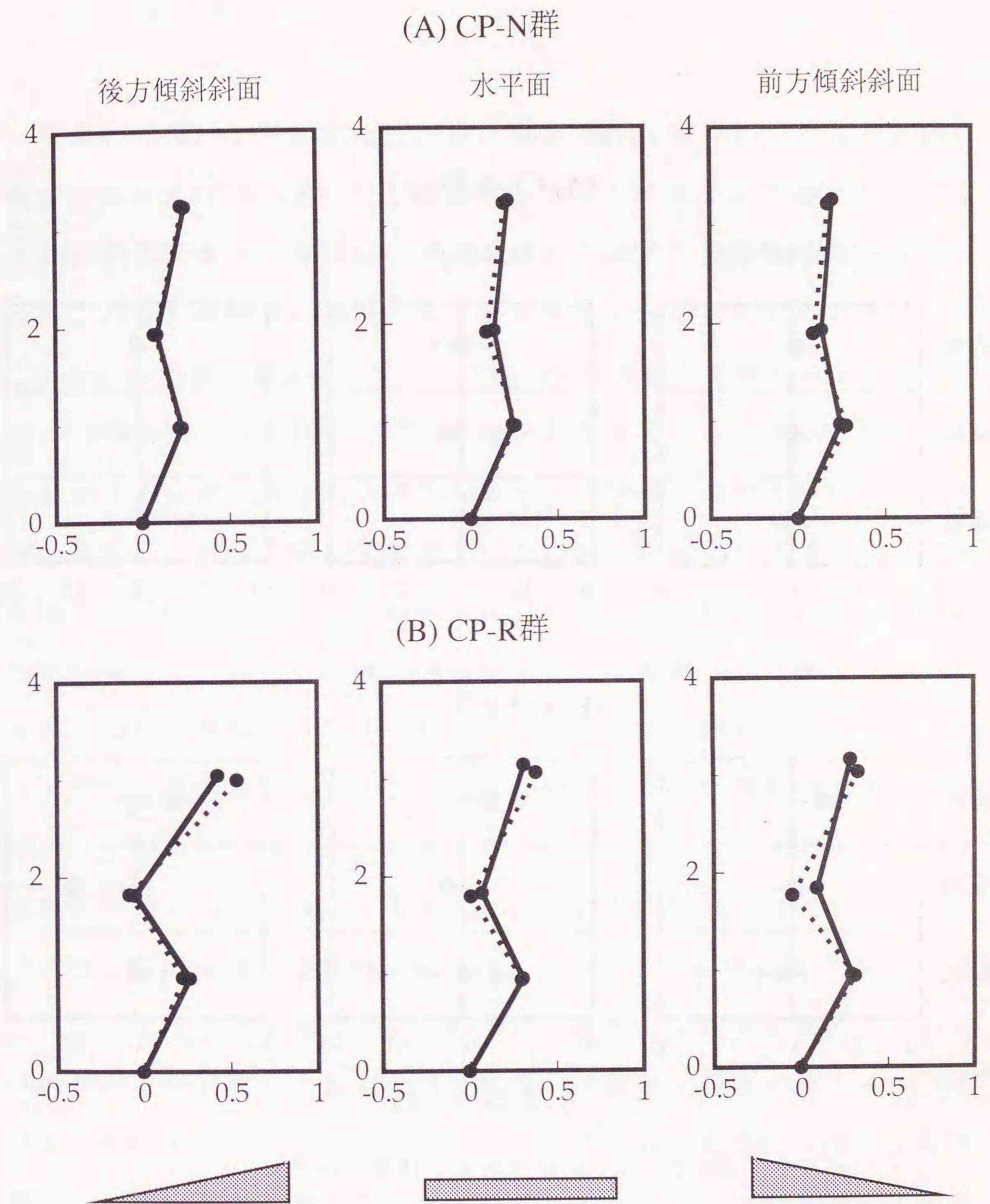


図4-5 シミュレーション結果と実測

(A) CP-N群 (B) CP-R群

実線はシミュレーション値，破線は実測値を示す。スケールは下腿長で正規化した長さ。

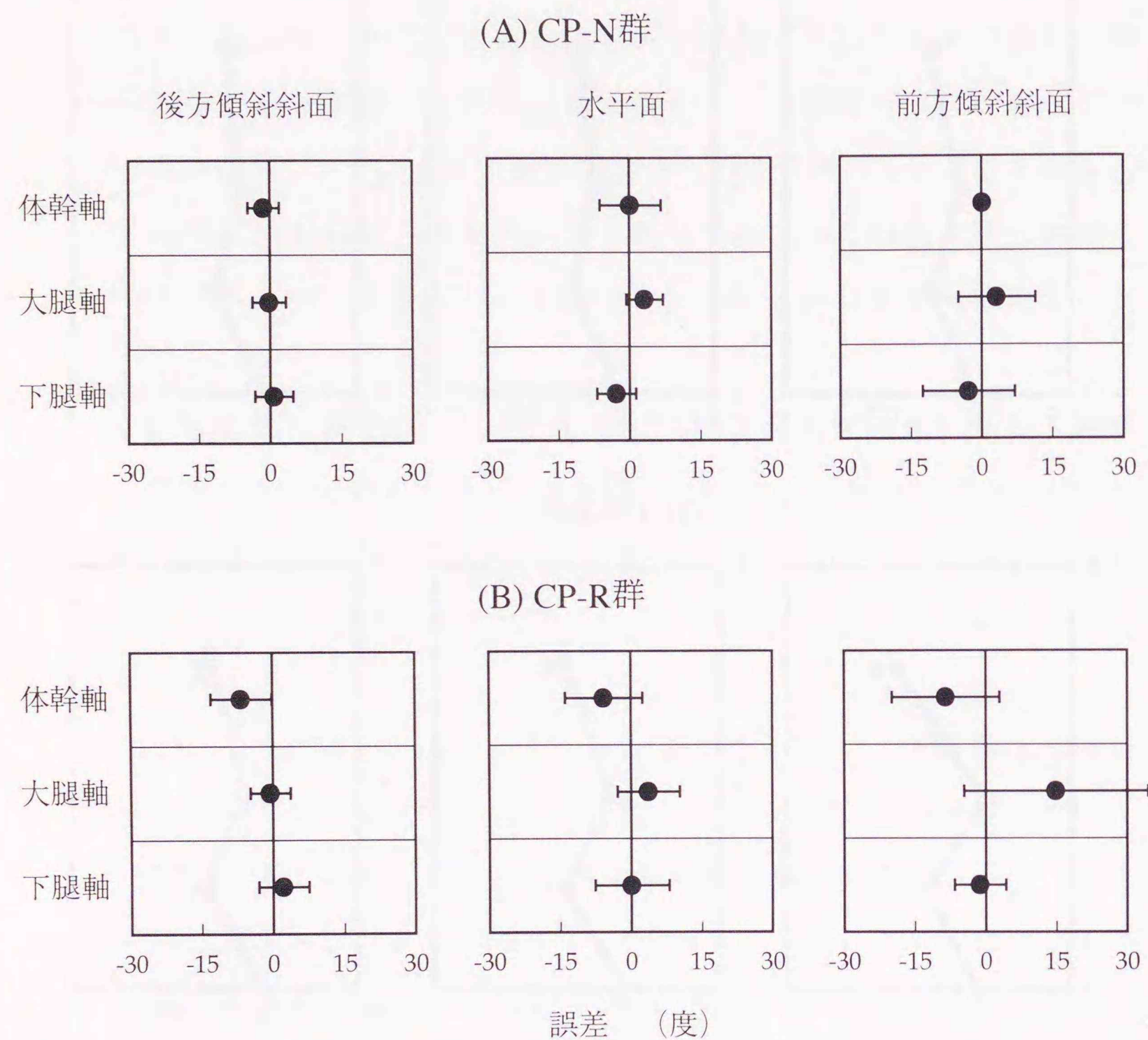


図4-6 シミュレーション結果の誤差

(A) CP-N群 (B) CP-R群

4・5 考 察

関節の可動性を阻害する拘縮と立位異常の関連性については、脳性麻痺のみならず高齢者^{7,8)}や関節症患者⁹⁾など数多くの臨床報告がなされている。また、拘縮には関節拘縮と二関節筋短縮の2つの様式があり、これらが複雑に関与することも良く知られた事実である。しかしながら、従来の報告はこうした拘縮の内部構造を意識することなく、単に可動範囲のみを取り上げた現象論的な内容であった。本章では、拘縮が異常姿勢の発生に及ぼす影響をより詳細に解明するために、拘縮の非線形モデルを新たに考案し、さらに、これを立位の力学モデルに導入して、アライメントのシミュレーションを行った。ここで提案した拘縮のモデルは、下肢を構成する3つの関節（股、膝、足）とその周りの単関節筋および3つの二関節筋の形態や機能をすべて取り入れ、そこに関節拘縮、二関節筋短縮が発生した際に関節可動範囲がどのように制限を受けるかを記述したものである。このモデルは多様で複雑な拘縮をすべて導入できること、それらの相互作用として発生する関節可動域制限を定量的に検索できることが大きな特徴である。

シミュレーション結果は、CP-N群に相当する拘縮を付加すると、体幹軸が軽度前傾、大腿軸が軽度後傾、下腿軸が軽度前傾するアライメントを提示した。このアライメントは立位面の影響、つまり、前方あるいは後方傾斜斜面によっても変化しなかった。また、前章で実測したCP-N群の立位アライメントと質、量共に酷似するところであった。これは本章で考案した拘縮モデルや立位のシミュレーションの妥当性を支持するものと考ええる。

一方、CP-R群のシミュレーションは、前章の実際のアライメント

「前屈み姿勢」が若干直立する傾向を示した。シミュレーションと実測値を比較すると、後方傾斜斜面→水平面→前方傾斜斜面の順でその差が大きくなった。この結果は以下のように考察される。すなわち、足関節の拘縮が立位アライメントに及ぼす影響は前方傾斜斜面に比べて後方傾斜斜面の方が大きい。このことは、本章で使ったモデルが拘縮の影響を正確に反映していること、その結果として後方傾斜斜面での両者の差が小さくなったことを推察させる。一方、前方傾斜斜面での誤差の増大に関しては、足関節の背屈の必要性が軽減するに伴って拘縮の影響が減り、相対的に拘縮以外の要因が浮き上がってきたものと想像される。その要因には平衡機能などの神経系の因子や斜面上に立つという心理的な問題（転倒への恐れなど）などが推察される。結論として、本章で提案した拘縮のモデルおよび立位アライメントのシミュレーションの妥当性が確認できたと考える。

さらに、本手法が純粹に拘縮に起因する立位の異常を反映し得るとすれば、実測値との差を拘縮以外の機能障害に関連するものとして分離できる可能性を期待させる。また、リンクモデルを用いて身体動揺をシミュレーションした報告が幾つかなされている^{10,11)}。これらの報告に用いられているモデルは拘縮を考慮に入れたものではないが、本章で提案した拘縮のモデルを併用すれば、重心動揺に対する拘縮の影響も解析することが可能と考えられる。したがって、脳性麻痺のように、姿勢調節機能や拘縮といった複数の機能障害が立位能力を障害しているような場合でも、個々の機能障害の影響を分離・分析できるものと考ええる。

4・6 要 約

本章では、複数の関節にわたって発生する拘縮と立位アライメントとの関係を定量的に解明するために、拘縮を考慮して関節可動範囲を記述する非線形モデルを考案し、これを立位のリンクモデルに導入してアライメントのシミュレーションを行った。特にこの拘縮のモデルは、3つの下肢関節とその周りの単関節筋および二関節筋の形態や機能をすべて取り入れ、そこに関節拘縮、二関節筋短縮が発生した際に関節可動範囲がどのように制限を受けるかを記述したものである。立位アライメントのシミュレーションは前章で対象とした脳性麻痺児の関節可動域検査値を手がかりに行った。シミュレーションの結果、CP-N群の立位アライメントは何れの立位面においても実測値とほとんど差が無かった。CP-R群は後方傾斜斜面、水平面では概ね実測値を再現したが、前方傾斜斜面では実測値との差が大きくなった。これらの結果から、本モデルおよびシミュレーション法の妥当性が確認され、さらに、実測アライメントとシミュレーションとの差は拘縮以外の機能障害を反映したものと推察した。

参考文献

- 1) A. D. Freed & K. P. Walker : Viscoplastic model development with an eye toward characterization, *Transactions of the ASME Journal of Engineering Materials and Technology*, **117**, 8/13, (1995)
- 2) 松井秀治 : 各種姿勢の重心位置に関する研究, 体育学研究, **2**, 65/76, (1956)
- 3) 平沢彌一郎 : 日本人の直立能力について, 人類学雑誌, **87**, 81/92, (1979)
- 4) K. C. Hayes : Biomechanics of postural control, *Exercise & Sport Sciences Reviews*, **10**, 363/391(1982)
- 5) L. M. Nashner & G. McCollum : The organization of human postural movements - a formal basis and experimental synthesis -, *The Behavioral & Brain Sciences*, **8**, 135/172, (1985)
- 6) A. D. Kuo & F. E. Zajac : A biomechanical analysis of muscle strength as a limiting factor in standing posture, *Journal of Biomechanics*, **26** Supplement 1, 137/150, (1993)
- 7) 山口義臣, 鈴木信正, 末沢慶紀, 山下安雄 : 日本人の姿勢の分類とその加齢的变化の検討, 整形外科, **27**, 981/989, (1976)
- 8) 仲田和正 : 老人姿勢の研究, 日本整形外科学会雑誌, **62**, 1149/1161, (1988)
- 9) 土屋弘吉 (編) : リハビリテーション各論, 新臨床整形外科全書, **12B**, 219/263, 金原出版, 東京 (1982)
- 10) K. Brain : Evaluation of a generalized model of human postural dynamics and control in the sagittal plane, *Biological Cybernetics*, **61**, 37/50, (1989)
- 11) A. D. Kuo : An optimal control model for analyzing human postural balance, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **42**, 87/101, (1995)

第5章 歩容とエネルギー消費からみた歩行障害の分析

5・1 はじめに

歩行の異常については様々な研究がなされ, その特徴がエネルギー消費^{1,2)}, 身体の動揺量³⁾, 下肢の運動軌跡^{4,5)}などの測定変量から分析されてきた。そして, 歩行の異常を引き起こす原因には, 立位と同様に, ①中枢神経系の病変によって運動の発現や調節が障害されること, ②筋の廃用や異常緊張によって筋力が低下していること, ③拘縮など複数の機能障害 (機能不全や低下) が指摘されている⁵⁾。しかしながら, 従来の分析は, 疾患に特有な歩行の特徴を把握し, その診断や評価を行うことに主眼がおかれ, 異常歩行と個々の機能障害との関連について詳細に検討を加えた報告はほとんどない。

こうした歩行を障害する要因のなかでも, 拘縮はすでに述べてきたようにリハビリテーション医学の分野で重要な問題とされてきた。そして, 第3, 4章では, 脳性麻痺を例に取り上げ, 立位姿勢と拘縮の間に密接な関係があることを示してきた。特に足関節に拘縮をもつ脳性麻痺者が後方に傾斜した斜面の上で起立した場合, アライメントに大きな変化が起ることが認められた。このような拘縮に起因する立位姿勢の変化は歩行時の身体の過大な動き, さらに, エネルギー消費の増大を予想させる。さらに, 拘縮は下肢の運動範囲を制限するため, 歩行における歩幅・歩調といった歩容の変化も考えられる。すなわち, 拘縮だけでも歩行の異常が起こりうることを示唆するものである。

そこで、本章では脳性麻痺を対象とし、拘縮と異常歩行の関連を実験的に明らかにすることを目的とした。なお、脳性麻痺は前述の3つの機能障害すべてが複合して歩行を障害している代表的な疾患である。このため、患者の歩行状態から拘縮の影響を純粋な形で分離することは容易ではない。そこで、本章では、実験的方法として①健常児の足関節を装具で固定した模擬尖足歩行、および、②拘縮を持つ脳性麻痺児の歩行の歩容とエネルギー消費を計測し比較することで、歩行障害におよぼす拘縮の影響を分析することにした。

この目的のために本章は5節より構成されている。まず、第2節では健常児および脳性麻痺児の歩行の歩容とエネルギー消費量の計測方法について述べ、第3節でその結果を述べる。次に、第4節ではこれらの測定の結果から拘縮が歩行能力に及ぼす影響について考察する。そして、最後の第5節でこれらを要約する。

5・2 方法

5・2・1 足関節を固定した健常児の歩行

健常児の足関節を固定して拘縮を模擬した場合の歩行特性を測定した。被検者は健常児8名であり、年齢は8歳5ヵ月～15歳9ヵ月（平均13歳5ヵ月）であった（表5-1）。足関節の固定には短下肢装具を使用し、15度底屈位に固定した（図5-1(A)）。この底屈状態はいわゆる尖足と呼ばれ、脳性麻痺者で一般にみられる足部の変形である。なお、足関節固定の有無による試行を区別して記述するため、それぞれをNR-N群（Normal Non-restricted）、NR-R群（Normal Restricted）と呼ぶことにする。実験では、トレッドミル上で歩行させた際の呼気ガス、体

表5-1 被検者の身体特性

	健常児	脳性麻痺児
年齢 (歳)	13.4 ± 2.4	12.8 ± 1.8
身長 (cm)	155.9 ± 14.5	143.9 ± 15.4
体重 (kg)	48.9 ± 12.6	40.6 ± 12.7

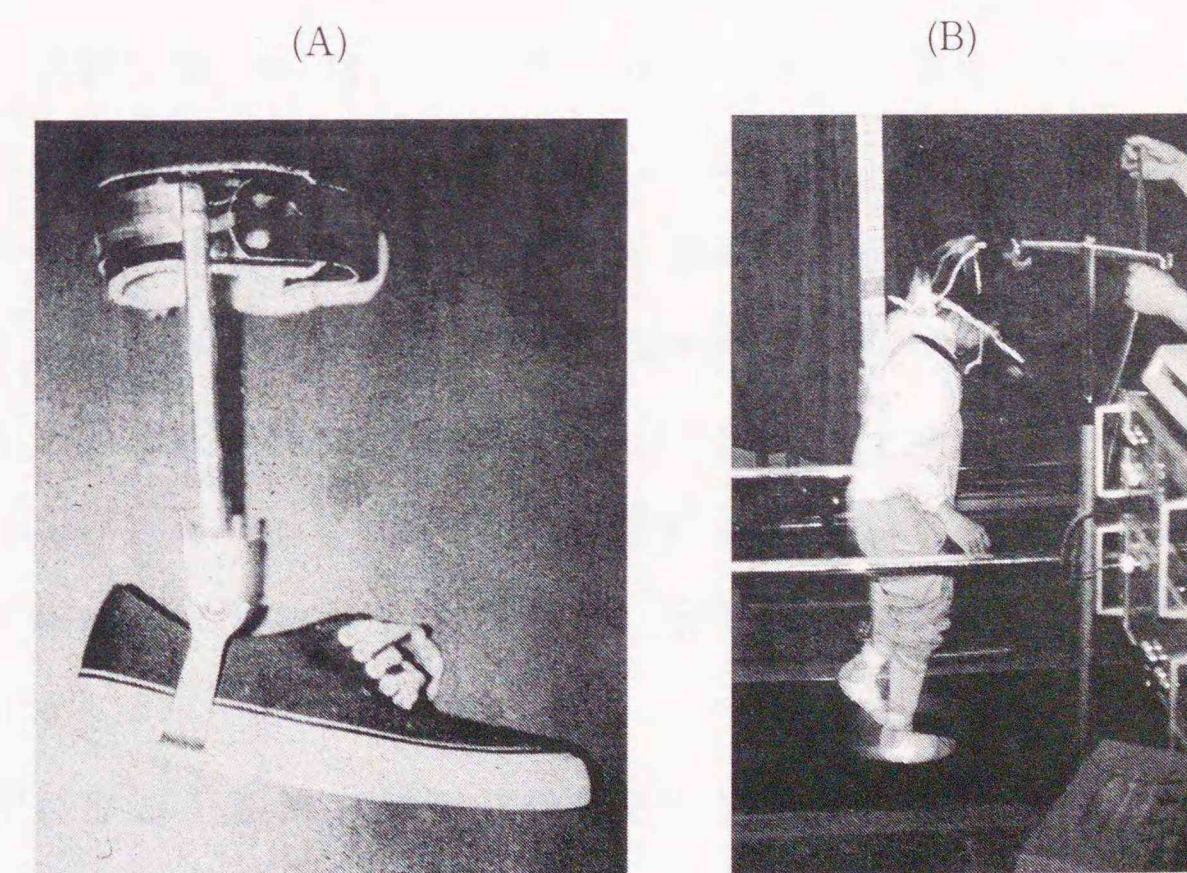


図5-1 短下肢装具による足関節の固定(A)と実験的歩行時の測定場面(B)

幹の鉛直方向の加速度，足接地のタイミングを測定した（図5-1(B)）。歩行速度は20，50，80，110m/minの4段階とした。歩行時間は各ステージ3分間とした。

酸素摂取量はレスピロモニター（RM-300：ミナト医科学）を用いて呼気毎に求め，各歩行ステージ最後の1分間を平均して代表値とした。体幹の鉛直方向の加速度は頭頂に装着した加速度計（加速度トランスジューサ45314：NEC三栄）によって記録し，その振幅を平均して体幹上下動の代表値とした。歩行時の足接地のタイミングは足底に貼付したフットスイッチによって検出した。この記録と歩行速度をもとに，歩幅と歩調（付録1参照）を算定した。歩幅に対する被検者間の体格差の影響を避けるために，歩幅を身長で除して規格化した^{6,7)}。歩調に関しては，下肢を股関節に中心をもつ振子とみなし，その固有振動数で歩調を除して規格化した^{7,8)}。なお，固有振動数の推定に際しては，横井の係数⁹⁾を手がかりに求めた大腿・下腿の質量・質量中心・慣性半径を使用した。また，歩行速度は歩幅と歩調の積で記述できるが，さらにこれを身長と固有振動数の両者で除して規格化した。以降，特に断らない限り，歩幅，歩調，歩行速度は規格化した値をさす。

5・2・2 脳性麻痺児の歩行

被検者はトレッドミル上で歩行可能な脳性麻痺児（以下CP児）10名であり，年齢は9歳7ヵ月～15歳4ヵ月（平均12歳10ヵ月）であった（表5-1）。対照群には同年齢域にある上述の健常児8名（NR-N群）を用いた。

表5-2 被検者の拘縮

	腓腹筋 短縮	膝関節 屈曲拘縮	ハムストリングス 短縮	股関節 屈曲拘縮	内転筋 短縮
健常群 (NR-N群・NR-R群)	30	-5	-5	-15	45
CP-M群	30	-5	12.5±12.6	-15	28.8±11.9
CP-S群	15.0±9.5	2.2±6.8	42.0±34.3	-1.7±14.7	14.2±20.8

(度)

下肢の拘縮のうち歩行に関連が深いとされる拘縮は，①腓腹筋短縮，②膝関節屈曲拘縮，③ハムストリングス短縮，④股関節屈曲拘縮，⑤内転筋短縮である¹⁰⁾。これら5つの関節可動障害の程度は予め臨床検査によって調べた。その検査結果にもとづき，CPを軽度群4名（CP-M群：Moderate CP）と重度群6名（CP-S群：Severe CP）の2群に分類した。CP-M群はハムストリングスと内転筋に軽度な短縮をもつが，他の関節可動障害はなかった（表5-2）。一方，CP-S群はすべての関節に可動障害をもっていた。

実験的歩行の手順および測定パラメータは前述と同様に行った。歩行速度は，予め全被検者を歩行させて最高と最低速度を求め，この間で等間隔になる3～4段階を設定した。測定した歩幅，歩調，歩行速度の規格化は先と同様の手順で行った。

5・3 結 果

5・3・1 足関節を固定した健常児の歩行

図5-2(A)は規格化した歩行速度と単位体重当たりの酸素摂取量との関係、図(B)~(D)は歩幅、歩調、加速度の変化を足関節固定の有無について比較した。この実験的歩行では4段階の歩行速度を全被検者に対して同じにしたこと、被検者間の体格差が概ね10%以内であったことから、4つのパラメータの値は各歩行速度における平均値と標準偏差でまとめて表わした。酸素摂取量をみると、最低速度では足関節固定の有無によって差を認めなかった。これ以外の速い速度ではNR-R群の方が大きな値を示し、統計的にも有意な差であった。歩幅および歩調は足関節固定の有無によって数%の違いがみられたが、統計的に有意な差ではなかった。鉛直方向の加速度は、酸素摂取量と同様に、最低速度以外の歩行速度において両群間に12~15%の有意な差が認められた。

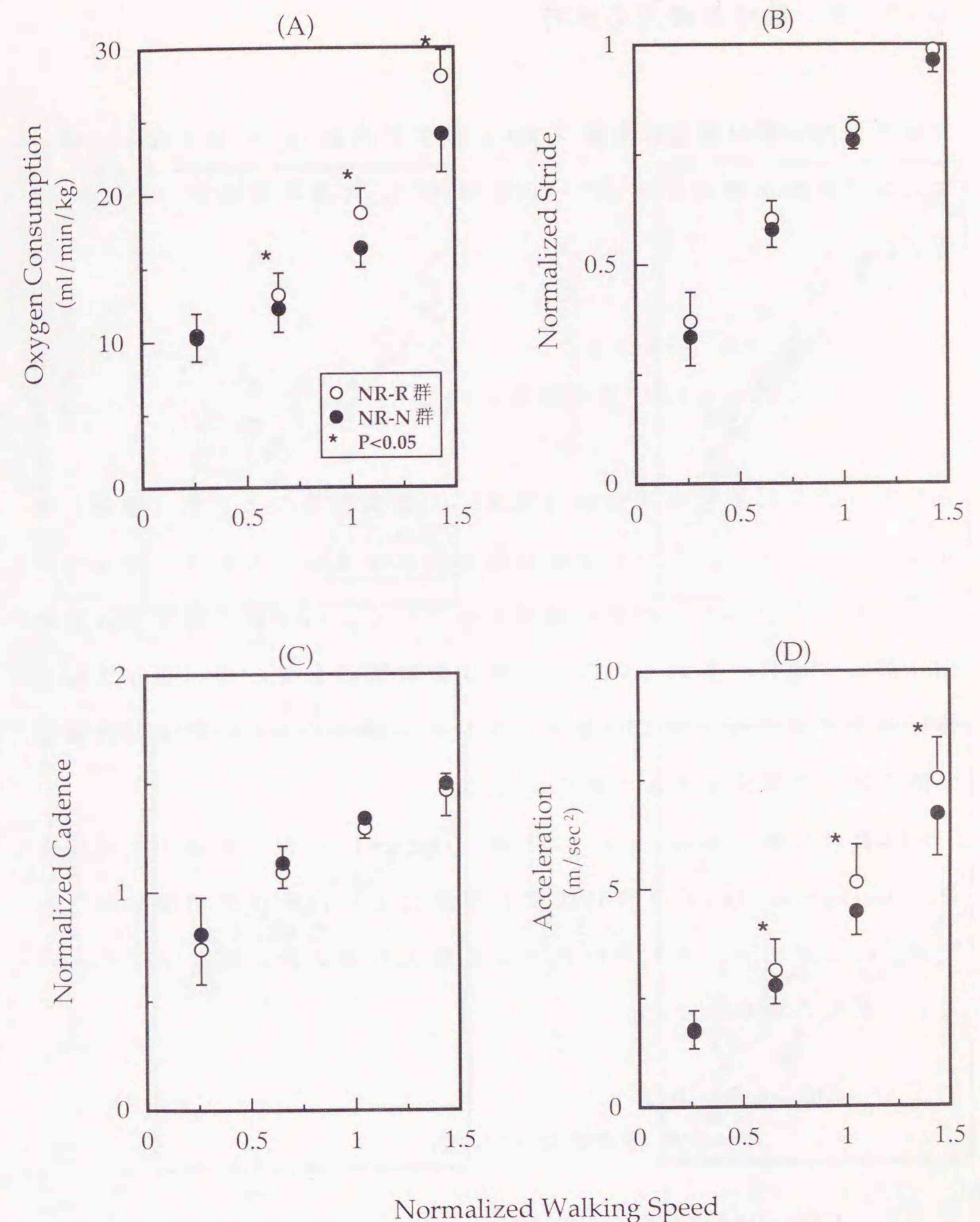


図5-2 擬似的な拘縮の有無による歩行特性の変化

(A) 酸素摂取量 (B) 歩幅 (C) 歩調 (D) 鉛直方向への加速度
全被検者について4段階の歩行速度を同じにしたこと、被検者間の体格差が概ね10%以内であったことから、各歩行速度における平均値と標準偏差でまとめて示した。

5・3・2 脳性麻痺児の歩行

健常児 NR-N 群の酸素摂取量 ($\dot{V}O_2$) は歩行速度 (v) が高くなるに伴って二次関数的な増大を示した (図 5-3 (A))。両者の関係を二次式¹¹⁾で近似すると,

$$\dot{V}O_2 = 9.4v^2 - 5.6v + 10.1 \quad (5-1)$$

($r = 0.94$, 標準誤差 = ± 1.52)

となり, 図中にその回帰曲線 (実線) と標準誤差の ± 2 倍 (破線) を記入した。つまり, 2 つの破線は統計的に健常域を表わすと想定される。これを手がかりに CP 群の結果をみていく。CP-M 群の酸素摂取量は NR-N 群より幾分か多いものの, 8 割が健常域に止まった。残り 2 割は歩行速度が高くなる側で健常域を幾分か上回った。CP-S 群は全測定値が健常域を逸脱する大きな値を示した。

NR-N 群の歩幅 (Stride; STR), 歩調 (Cadence; CAD), 鉛直方向の加速度 (Acceleration; ACC) は歩行速度との間に高い正の直線相関を示した (図 5-3 (B)~(D))。それぞれの回帰直線, 相関係数, 標準誤差を求めると, 以下の様になった。

$$STR = 0.58v + 0.17 \quad (5-2)$$

($r = 0.98$, 標準誤差 = ± 0.042)

$$CAD = 0.54v + 0.79 \quad (5-3)$$

($r = 0.96$, 標準誤差 = ± 0.063)

$$ACC = 3.69v + 0.36 \quad (5-4)$$

($r = 0.97$, 標準誤差 = ± 0.382)

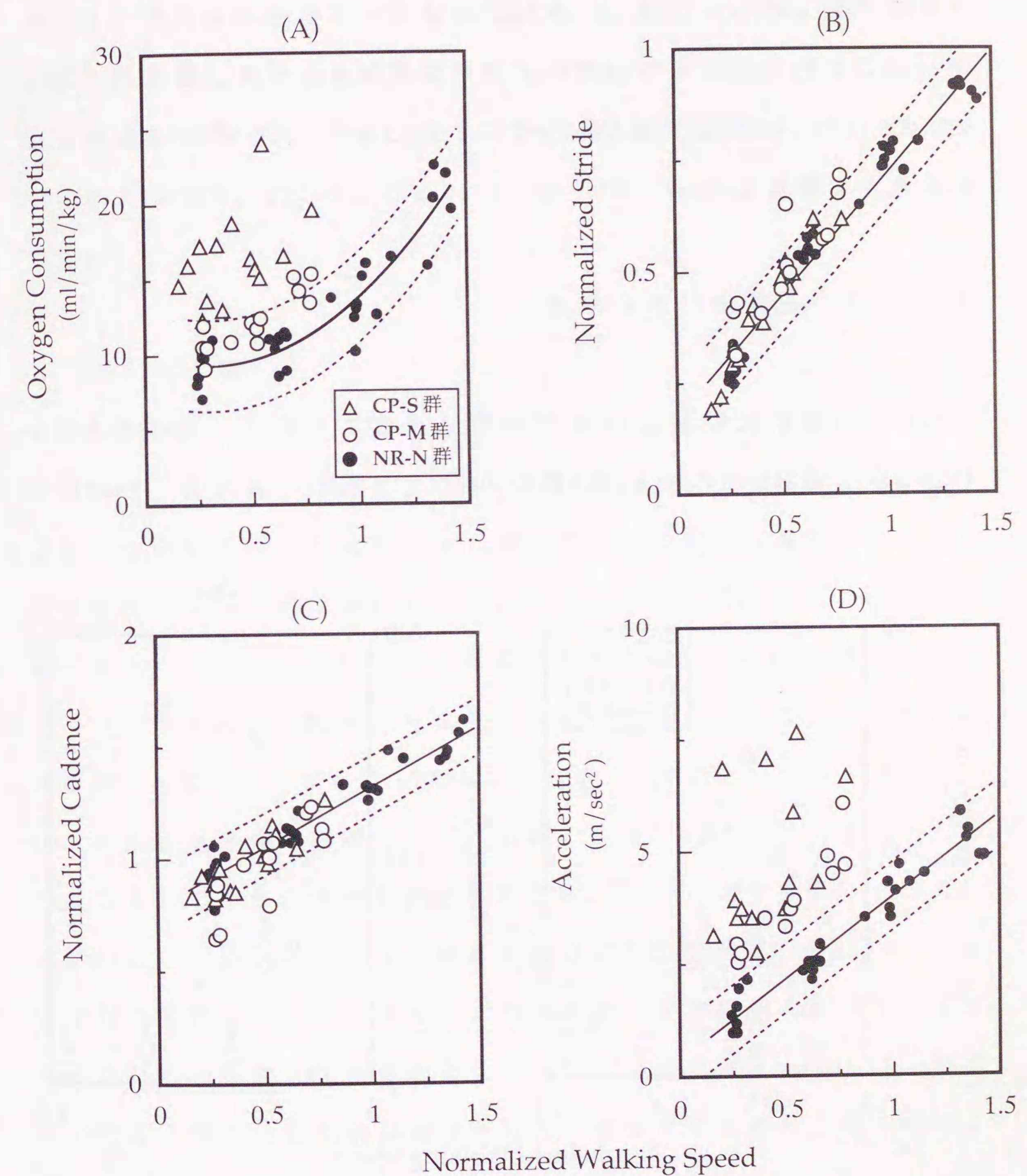


図5-3 脳性麻痺児および健常児の歩行特性の変化

(A) 酸素摂取量 (B) 歩幅 (C) 歩調 (D) 鉛直方向への加速度
図中の実線はNR-N群の回帰式による推定値, 破線は標準誤差の ± 2 倍を示す。

図中の実線と破線は図(A)と同様に回帰直線と標準誤差の±2倍を示す。CP群の歩幅および歩調みると、CP-M群の若干の測定値を除いて、すべてが健常域内に位置し、歩行速度に伴って直線的に増大した。一方、鉛直方向の加速度はCP群の全例が健常域を上回る大きな値を示した。CP-M群の加速度は健常児の概ね2倍となり、CP-S群ではさらにそれを大きく越した。

5・3・3 正常歩行からの差

図5-4は酸素摂取量と鉛直方向の加速度について、CP-M群あるいはCP-S群とNR-N群との差をNR-N群で規格化した値、および、NR-R群と

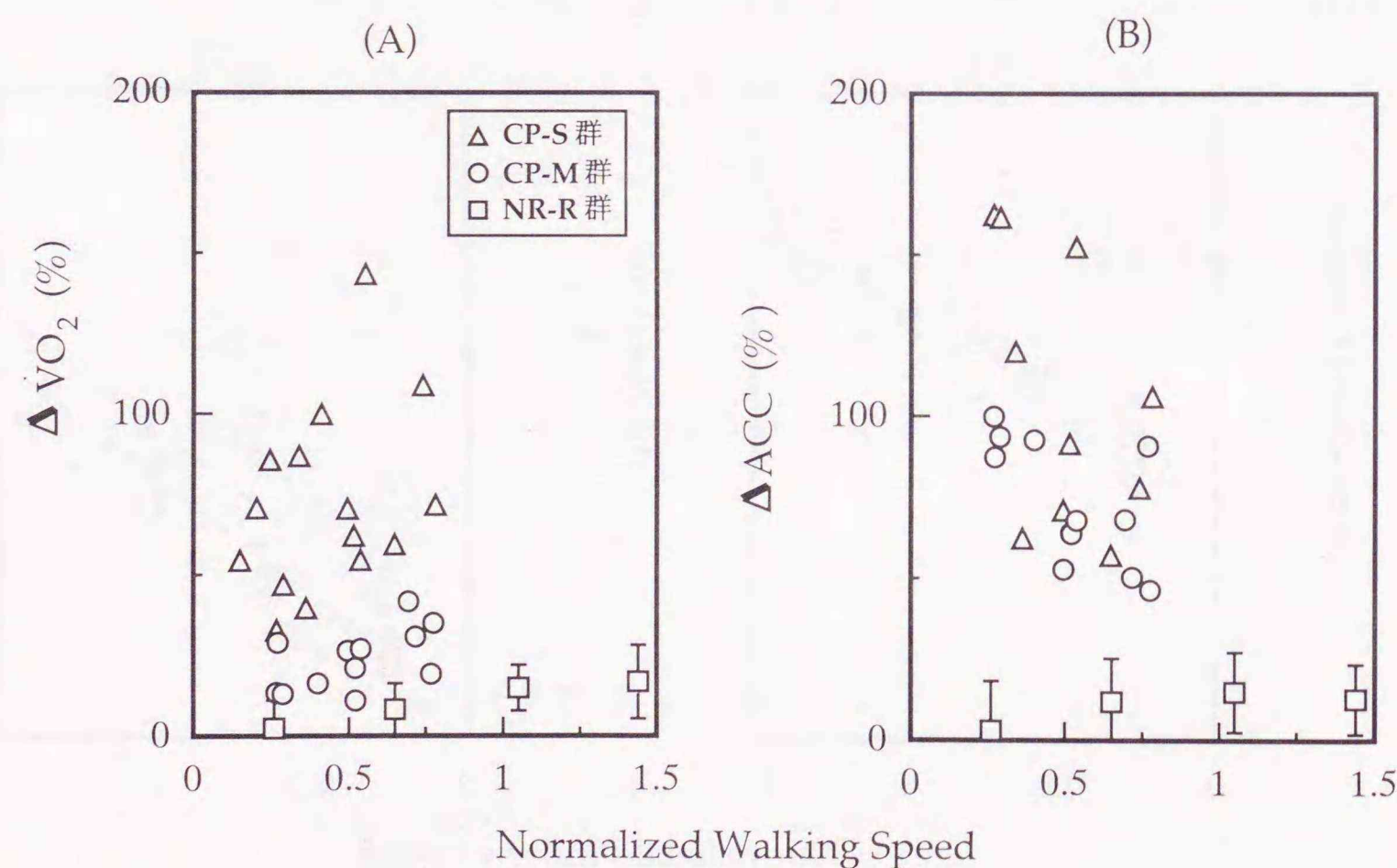


図5-4 脳性麻痺児と健常児の歩行特性の差 (△○), および、健常児の足関節固定の有無による歩行の差 (□)

(A) 酸素摂取量 (B) 鉛直方向の加速度
CP-S群あるいはCP-M群とNR-N群との差をNR-N群で正規化した値、NR-R群とNR-N群との差をNR-N群で正規化した値を示した。

NR-N群との差をNR-N群で規格化した値を示した。

これら酸素摂取量の差 ($\Delta \dot{V}O_2$), 加速度の差 (ΔACC) は共に3層に分れ, NR-R群→CP-M群→CP-S群の順に大きくなった。NR-R群に関する $\Delta \dot{V}O_2$ は、最低速度での値を除くと、8~16%であった。CP-M群の $\Delta \dot{V}O_2$ は平均で26%となり、CP-S群では72%の大きな差を示した。 ΔACC はNR-R群、CP-M群、CP-S群それぞれが13%, 73%, 169%と群間で大きな違いを示した。

5・4 考察

一般に、健常者が自由に歩行する際にはエネルギー消費を最小にするような歩行速度を選択し^{7,12)}、歩行速度を規定した場合でもその速度で最もエネルギー効率の良い歩調・歩幅を選択していることが知られている^{7,13,14)}。エネルギー消費量と歩行速度との関係は、歩行というシステムに対して前者を入力、後者を出力とみることができる。つまり、入力エネルギーはシステムの中で、①歩行という水平移動と、②これに伴う身体の動揺(上下、前後、左右)によって消費され、その出力としての歩行速度を規定すると考えることができる。そこで、本章では、エネルギー消費の最良の指標である酸素摂取量^{1,2,12)}、水平移動の指標として歩行速度・歩幅・歩調、身体動揺の代表値として鉛直方向の加速度を評価変量として選択したのである。さらに、健常者と形態が異なる脳性麻痺患者へ論議を拡張するために、幾つかの変量の規格化を行ってきた。

まず、健常児の歩行を足関節固定の有無について比較してみると、可動制限をもつNR-R群が同じ歩行速度を得るのにNR-N群より

約12% (8~16%) 大きな酸素摂取量を必要とした。その原因の一つとして、足関節の可動制限が水平移動能力に影響を及ぼし、最適な歩幅・歩調の連携が得られなかったことを想定した。しかし、実測された歩行速度と歩幅・歩調との関係は両条件間でほとんど変らなかった。このことはエネルギー消費量の増大が歩幅・歩調の連携、換言すれば、水平移動に対して直接的に関連しなかったことを示すものである。また、これと同様な傾向が脳性麻痺児についても認められた。一方、足関節を固定した健常児 NR-R群の鉛直方向の加速度は正常な関節をもつ NR-N群より13%大きな値を示した。つまり、上下動を含む身体の動揺がエネルギー消費量の増大をもたらす大きな要因になっていることを推察させる。

第3, 4章において脳性麻痺児を対象に下肢の拘縮と立位のアライメントとの関係に検討を加えてきた^{15, 16)}。特に腓腹筋短縮という足関節の可動障害をもつ脳性麻痺児を後方に傾斜した斜面上に立たせたところ、体幹が大きく前屈した。つまり、拘縮のある関節が過剰な動きを強いられる場合には、他の身体部位を動かすことによってこれを補償しなければならないことを意味する。この立位姿勢での知見は、歩行という動的な関節運動が四肢体幹に大きな動揺を引き起こすこと、その結果としてエネルギー消費量の増大を生むという推察を支持するものである。なお、ここでは足関節のみに注目したが、脳性麻痺児のように複数の関節にわたって症状が及ぶ場合にはさらに過大な身体動揺とエネルギー消費を起こすものと考えられる。

次に、CP-M群、CP-S群との間で酸素摂取量および鉛直方向の加速度の大きさに違いが生じた背景について考える。ここで、CP-M群は拘縮のない脳性麻痺児として扱った。厳密に言えば、彼らにはハムストリ

ングと内転筋に若干の短縮があったが、歩行に障害をもたらす程ではなかった。むしろ、①神経系の機能障害によって歩行の制御が十分行えなかったことや、②歩行に関与する筋の筋力不足を別の筋（例えば体幹固定に必要な筋群）の参加によって補わなければならなかったことが余分な身体動揺を生み、過大なエネルギー消費を必要としたものと推察される。一方、CP-S群は3群間で最も大きな酸素摂取量と加速度を示した。これまでの論議を援用すれば、CP-S群の異常歩行は①神経機能障害、②筋力低下、③拘縮の全ての要因が重複した結果であると推察される。結論として、脳性麻痺児の拘縮がエネルギー消費効率の悪い歩行を生む要因となることが証明され、さらに、それはCP-S群とCP-M群の差によって反映されるといえよう。つまり、CP児の拘縮のみが関与した際に発生する鉛直方向の加速度 ($169-73=96\%$) は健常児が示した加速度の約2倍であり、これに対応する酸素摂取量 ($72-26=46\%$) は健常児値の約1.5倍に相当すると推察される。

5・5 要 約

本章では、脳性麻痺児の歩行時の酸素摂取量、体幹の鉛直方向の加速度、歩幅、歩調を分析し、歩行に及ぼす拘縮の影響を検討した。その結果、脳性麻痺児の歩幅および歩調は健常児と概ね同様であることが明らかになった。しかし、酸素摂取量および鉛直方向の加速度は健常児より過大な値を示し、それらは拘縮をもつ脳性麻痺児の方がより顕著であった。このことは脳性麻痺児の異常歩行が神経機能障害や筋力低下という主要因に加えて拘縮にも起因することを証明するものである。さらに、健常児を対象に足関節を固定し、歩行様式の変化を分

析した。この疑似的な拘縮は脳性麻痺児程ではないが、類似した歩行特性を生み出した。この結果は拘縮が歩行の異常に密接な関連をもつことを確認させた。

参考文献

- 1) E. Mattsson : Energy cost of level walking, *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, **23** supplement, (1989)
- 2) J. Rose, J. G. Gamble, A. Burgos, J. Medeiros & W. L. Haskell : Energy expenditure index of walking for normal children and for children with cerebral palsy, *Developmental Medicine & Child Neurology*, **32**, 333/340, (1990)
- 3) R. G. Apteekar, F. Ford & E. E. Bleck : Light patterns as a means of assessing and recording gait - II. results in children with cerebral palsy -, *Developmental Medicine & Child Neurology*, **18**, 37/40, (1976)
- 4) K. Kolstad, A. Wigren & K. Öberg. : Gait analysis with an angle diagram technique - application in healthy persons and in studies of marmor knee arthroplasties -, *Acta Orthopaedics*, **53**, 733/743, (1982)
- 5) J. Perry : *Gait Analysis - normal and pathological function* -, Slack Incorporated, New Jergey (1992)
- 6) D. W. Grieve & R. J. Gear : The relationships between length of stride, step frequency, time of swing and speed of walking for children and adults, *Ergonomics*, **5**, 379/399, (1966)
- 7) 山崎信寿, 長谷和徳 : 自由歩行における歩調・歩幅の生体力学的決定基準, バイオメカニズム, **11**, 179/190, (1992)
- 8) 山崎信寿 : ヒトの体形と歩行運動, バイオメカニズム, **7**, 287/294, (1984)
- 9) 横井孝志, 渋川侃二, 阿江通良 : 日本人幼少年の身体部分係数, 体育学研究, **31**, 53/66, (1986)
- 10) 鈴木伸治, 渡壁 誠 : 痙直型脳性麻痺における軟部組織拘縮の歩行能力に及ぼす影響, 日本整形外科学会雑誌, **66**, 621/632, (1986)
- 11) 山崎昌廣, 鳥井正史, 山元総勝, 佐々木 隆 : 歩行時エネルギー消費推定ノモグラムの作成, *The Annals of Physiological Anthropology*, **7**, 207/213, (1988)
- 12) H. J. Ralston : Energy-speed relation and optimal speed during level walking, *Internationale Zeitschrift für Angewandte Physiologie Einschliesslich Arbeitsphysiologie*, **Bd.17**, S.277/283, (1958)
- 13) M. Y. Zarrugh, F. N. Todd & H. J. Ralston : Optimization of energy expenditure during level walking, *European Journal of Applied Physiology*, **33**, 293/306, (1974)
- 14) M. Y. Zarrugh : Power requirements and mechanical efficiency of treadmill walking, *Journal of Biomechanics*, **14**, 157/165, (1981)

- 15) 鈴木伸治, 三島令子, 渡壁 誠, 赤滝久美, 三田勝己: 痙直型脳性麻痺児の立位におけるアライメント, 臨床整形外科, **28**, 755/759, (1983)
- 16) 渡壁 誠, 鈴木伸治, 三田勝己, 熱田裕司, 朝倉利光, 竹光義治: 脳性麻痺児の立位姿勢に対する生体力学的検討, 日本機械学会論文集 (C編), **61**, 1559/1564, (1995)

第6章 Neural Rhythm Generatorを持つ歩行モデルとシミュレーション

6・1 はじめに

歩行障害は前章でも触れたように多岐にわたる機能障害をその原因としており¹⁾, 多くの場合, これらの要因が重複して歩行を障害する。このため, 実際の歩行状態から, これら個々の機能障害と歩行の異常との関連を分離・分析することは容易でない²⁾。そこで, 前章では健康児の足関節の運動を装具を用いて制限することによって純粋に拘縮の影響を取りだした。そして, 脳性麻痺児の歩行と比較することで, 拘縮が歩行に重大な影響を及ぼしていることを実験的に証明してきた。また, 足関節以外の膝や股関節についてもその可動性を装具を用いて制限し, 拘縮を模擬する方法が幾つか試みられている^{3~6)}。しかしながら, こうした試みはいずれも装具の重量や機構の問題から片側であるか1つの関節の可動性を制限するに止まっている。すなわち, 脳性麻痺に代表されるような多関節にわたる多様な拘縮の影響を全てを網羅することは困難である。

近年, 計算機技術の発展によって, 歩行のシミュレーションが行われるようになり, さらにこれを発展させる方向で異常歩行のシミュレーションも行われるようになってきた。このシミュレーションを利用する方法は機能障害の種類や程度を自由に設定できるので, 異常歩行のメカニズムを解明するための有効な手段と考えられる。そこで, 本章では拘縮に起因する異常歩行をシミュレーションすることを目的とした。

一般に、歩行のシミュレーションは身体をリンクモデルで表現し、その運動を記述した運動方程式を解くことによって行う。そして、運動方程式を解くために、何等かの運動を規定する^{7~9)}。例えば、山下らは⁸⁾①床反力作用点の移動速度、②腰部の回転運動、③立脚期の足部角変位、④股関節の並進運動の4個の運動特性を規定し、健常な歩行をシミュレートしている。異常歩行をシミュレーションする場合には、この健常歩行を再現するモデルに制約を加える方法を取っている^{7,10,11)}。このモデルに加える制約の多くは各関節で発生できるトルクを減じるものである。これは筋力低下という機能障害に相当するが、設定した関節トルクの減少と実際の疾患の筋力低下との関連づけに必ずしも成功しているとはいえない。また、このようなプロセスによって再現される歩行異常パターンは運動方程式を解くために規定された運動特性を逸脱するものではない。すなわち、ヒトの歩行にみられる柔軟な変化を十分に表現できないと考えられる。

そこで、本章では歩行を再現するモデルとして、リズム発生神経回路網(Neural Rhythm Generator)を持つ歩行モデル¹²⁾を選択した。その詳細は後述するが、このモデルは前述のような運動生成のための力学的な制約を持たず、前後方向への外力、斜路、不正路面などの外部環境の変化に対してヒトの歩行のように自律的に歩行パターンを変化させて対応することができる。さらに、このモデルに拘縮という内部的な環境を導入し、これに起因する異常歩行のシミュレーションを行うことにした。

この目的のために本章は6節より構成されている。まず、第2節ではリズム発生神経回路網をもつ歩行モデルについて概説する。次に、第3節ではこのモデルを用いたシミュレーション法について述べ、第

4節でその結果を述べる。そして、第5節ではシミュレーション結果にもとづいてモデルの妥当性を検討する。最後の第6節でこれらを要約する。

6・2 歩行モデル

6・2・1 モデルの概要

最近の生物の運動の生理学的分析から、歩行を始め遊泳・飛行などの生物の四肢を協調させたリズム運動はリズムパターンを自律的に作り出す神経回路網によって担われていることが明らかにされてきている^{13,14)}。本章で用いる歩行モデルは①こうした機構をモデル化した神経系と②筋骨格系で構成されている(図6-1)。神経系はリズム発生神経回路網であり、大脳などから発せられる歩行実施命令をうけ、歩行運動における関節の屈曲伸展や左右交互の運動リズムを自律的に発生する。また、筋骨格系は上体および左右の大腿と下腿からなる2次元5リンクモデルである。歩行のシミュレーションはリズム発生神経回路網からの運動命令によって筋骨格系が作動し、さらに、その状態をリズム発生神経回路網にフィードバックすることによって遂行する。すなわち、この歩行の発現は運動命令とフィードバックによって結合された神経系と筋骨格系という2つの力学系の間におきる引き込み現象によって生成される。以下それぞれの系について詳細を述べる。なお、シミュレーションに用いる記号を表6-1のように定めた。

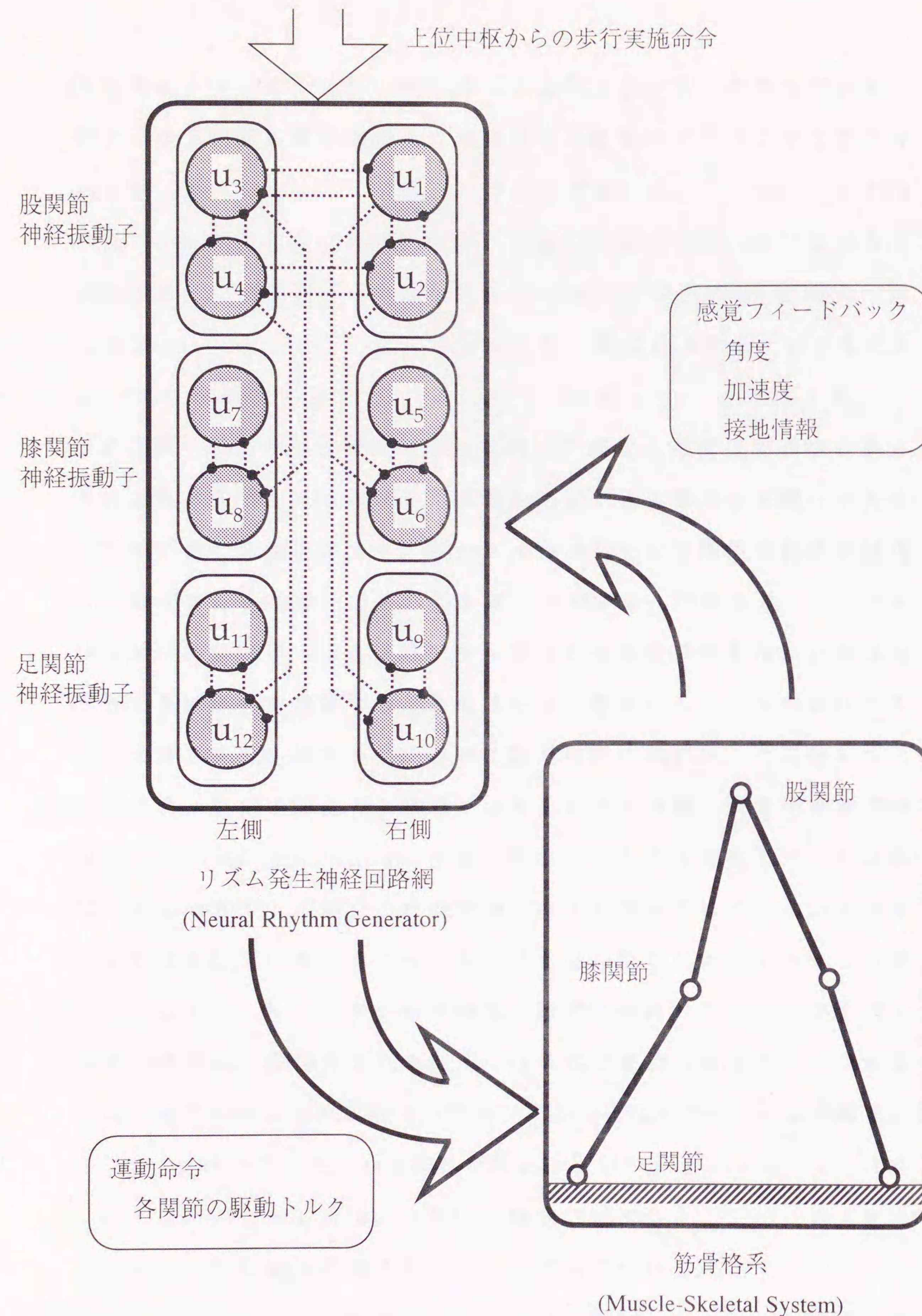


図6-1 歩行モデルの概略図

表6-1 シミュレーションに用いた記号

リズム発生神経回路網	
u_0	: リズム発生神経回路網への定常入力
u_i	: 神経ユニット i の内部状態
v_i	: 神経ユニット i の自己抑制因子
τ_i	: u_i の時定数
τ'_i	: v_i の時定数
β	: 神経ユニットの内部状態と自己抑制因子の相互作用を決定するパラメータ
w_{ij}	: 神経ユニット i への神経ユニット j からの結合強度
Feed_i	: 神経ユニット i への筋骨格系からのフィードバック
q_i	: 神経ユニット i の内部状態 u_i を筋骨格系への運動命令(駆動トルク)に変換するパラメータ
p_k	: 神経ユニットへの筋骨格系からのフィードバックの重み
筋骨格系	
W	: 全体重
m_{seg}	: 身体部位 seg の質量
I_{seg}	: 身体部位 seg の重心まわりの慣性モーメント
L_{seg}	: 身体部位 seg の長さ
l_{seg}	: 身体部位 seg の近位関節から重心位置までの距離
$x_{\text{link}}, y_{\text{link}}$	: リンク link の重心位置
θ_{link}	: リンク link の回転角
$x_{\text{joint}}, y_{\text{joint}}$	: 関節 joint の位置
$F_{x\text{joint}}, F_{y\text{joint}}$	: 関節 joint の関節反力
T_{joint}	: 関節 joint の関節トルク
RT_{joint}	: 関節 joint の抵抗トルク
DT_{joint}	: 関節 joint の駆動トルク
α_{joint}	: 関節 joint の関節角
k_{g0}	: 床の弾性係数
k_{g1}	: 床の粘性係数
k_0	: 抵抗トルクの弾性係数
k_1, k_2	: 抵抗トルクの粘性係数

添字 ij は神経ユニット1~12

添字 k は1~8

添字 seg は u :上体部 t :大腿部 s :下腿部

添字 link は0:上体部 1:右大腿部 2:左大腿部 3:右下腿部 4:左下腿部

添字 joint は rh :右股関節 rk :右膝関節 ra :右足関節 lh :左股関節 lk :左膝関節 la :左足関節

ただし、股関節の位置を表す場合は左右とも同じ位置なので、添字は h を用いる。

6・2・2 リズム発生神経回路網

リズム発生神経回路網は6個の神経振動子から構成される。つまり、それぞれの神経振動子は左右の股・膝・足関節の屈伸運動を制御する。これらの神経振動子は互いに抑制性の結合で結ばれた二個の神経ユニットからなり、これらが交互に発振するため神経振動子と呼ばれている。また、それぞれの神経振動子は股関節の左右交互の屈伸と、これに同期した膝・足関節の屈伸パターンを発生するように相互に連結されている（図6-2）¹²⁾。さらに、筋骨格系からリンクの角度、角速度、接地情報のフィードバックを受ける（図6-3）。個々の神経ユニットの内部状態を u_i 、その自己抑制因子を示す変数を v_i とすると、このリズム発生回路網は次式で表わすことができる。

$$\begin{aligned} \tau_i \dot{u}_i &= -u_i + \sum_{j=1}^{12} w_{ij} \langle u_j \rangle - \beta v_i + u_0 + \text{Feed}_i \\ \tau'_i \dot{v}_i &= -v_i + \langle u_i \rangle \end{aligned} \quad (6-1)$$

ここで $\langle \rangle$ は式4-3で定義した表記法である。 τ_i 、 τ'_i はそれぞれ神経ユニットの内部状態および自己抑制因子の時定数であり、神経振動子の振動数を決定する。本モデルではこれらの時定数を以下の条件に従って決定した。

- ① 股関節の運動を司る神経振動子の振動数が一方の下肢を一つの振子と見なしたときの固有振動数とほぼ一致する。
- ② 膝および足関節の運動を司る神経振動子の振動数はこの2倍となる。

w_{ij} は神経ユニット i への神経ユニット j からの結合強度であり、神経ユニットの相互作用を決定する。 β は神経ユニットの内部状態と自己抑

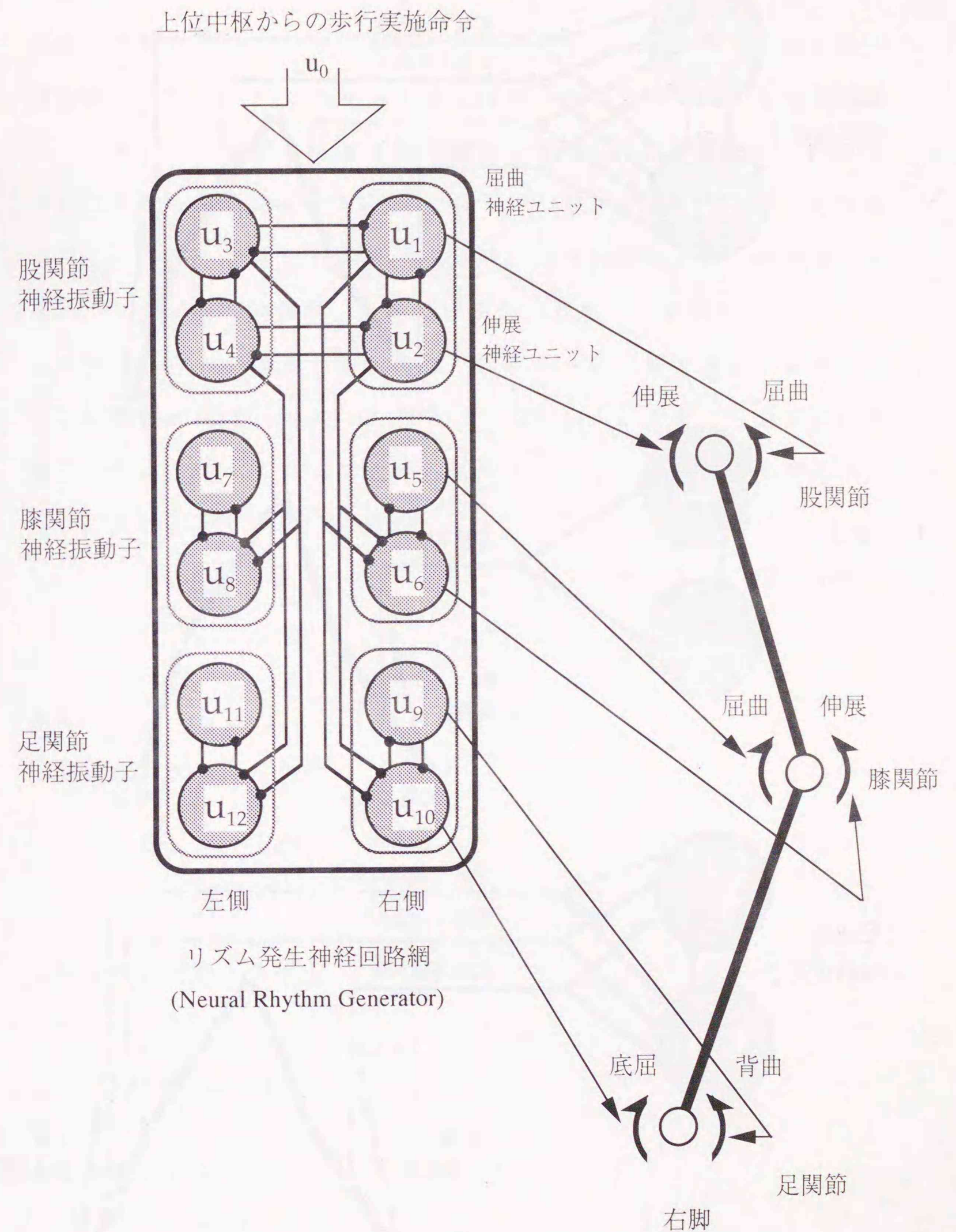


図6-2 リズム発生神経回路網と運動命令
運動命令（駆動トルク）は右側の神経ユニットについてのみ図示した。たとえば、ユニット1は右股関節の屈曲トルクを、ユニット2は右股関節伸展トルクを出力する。

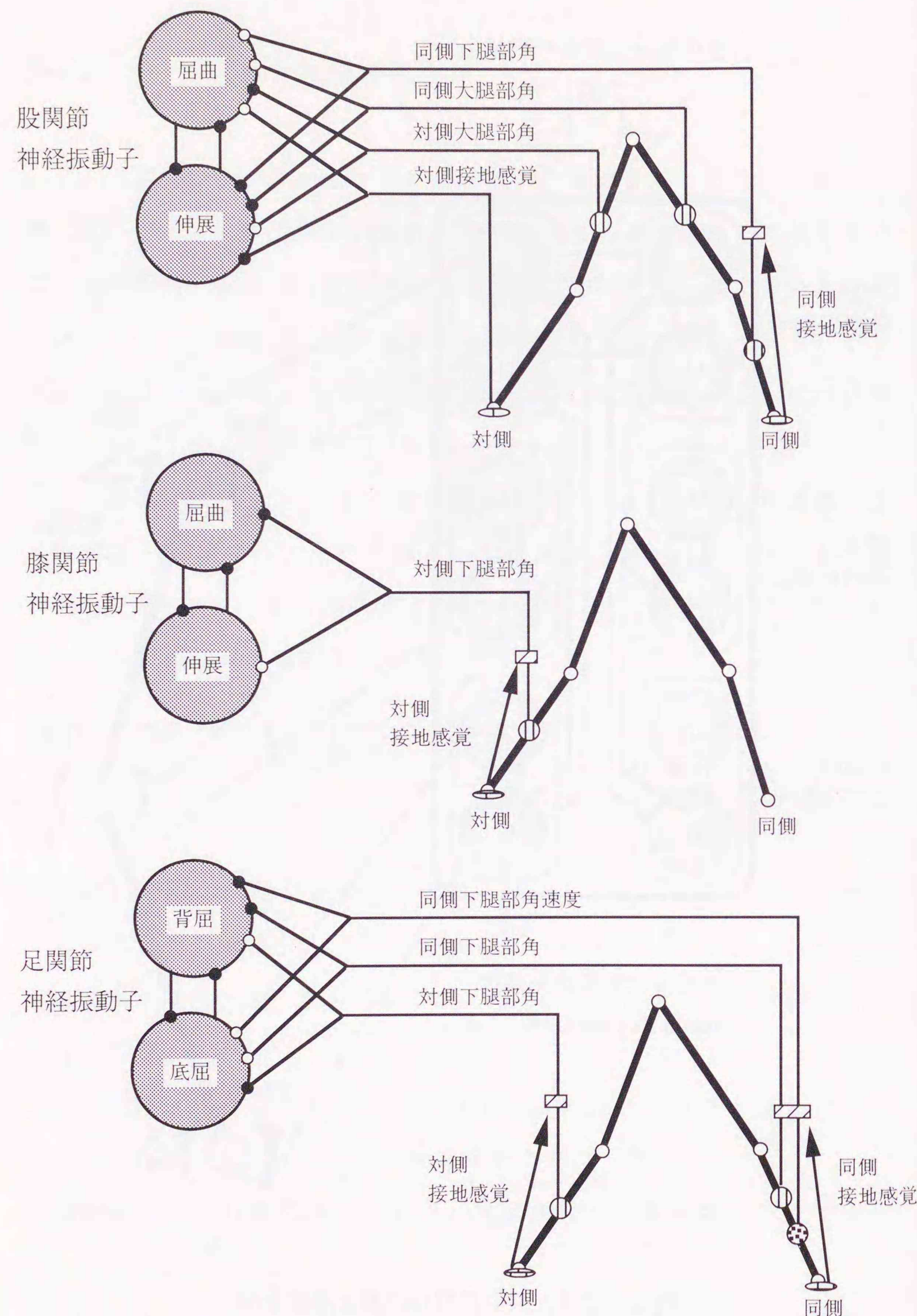


図6-3 リズム発生神経回路網への筋骨格系からのフィードバック
 上段：股関節神経振動子 中段：膝関節神経振動子 下段：足関節神経振動子
 ① 角度 ② 角速度 ③ 接地感覚

制因子の相互作用を決定するパラメータである。 u_0 はリズム発生神経回路網への定常入力であり，上位中枢からの歩行せよという歩行実施命令に相当し，神経ユニットの内部状態 u_i の振幅を決定する。 $Feed_i$ は筋骨格系から神経ユニット i へのフィードバックである。なお，奇数値の神経ユニットが関節の屈曲（足関節の場合，背屈）を，偶数値の神経ユニットが関節の伸展（足関節の場合，底屈）を制御している。

それぞれの神経振動子からの出力はその内部状態に適切な係数をかけ，関節 $joint$ の駆動トルク DT_{joint} とした（図6-2）。ただし，足関節の駆動トルクは接地している場合のみ発生するとした。具体的な関数は，任意の変数 z に対して関数 $f(z)$ を

$$f(z) = \begin{cases} 1 & (z > 0) \\ 0 & (z \leq 0) \end{cases} \quad (6-2)$$

とし，

① 股関節の駆動トルクを

$$\begin{aligned} DT_{rh} &= -q_1 \langle u_1 \rangle + q_2 \langle u_2 \rangle \\ DT_{lh} &= -q_3 \langle u_3 \rangle + q_4 \langle u_4 \rangle \end{aligned} \quad (6-3)$$

② 膝関節の駆動トルクを

$$\begin{aligned} DT_{rk} &= q_5 \langle u_5 \rangle - q_6 \langle u_6 \rangle \\ DT_{lk} &= q_7 \langle u_7 \rangle - q_8 \langle u_8 \rangle \end{aligned} \quad (6-4)$$

③ 足関節の駆動トルクを

$$\begin{aligned} DT_{ra} &= \{-q_9 \langle u_9 \rangle + q_{10} \langle u_{10} \rangle\} f(F_{yra}) \\ DT_{la} &= \{-q_{11} \langle u_{11} \rangle + q_{12} \langle u_{12} \rangle\} f(F_{yla}) \end{aligned} \quad (6-5)$$

で表わした。ここで、 $q_i (i=1\sim 8)$ は神経ユニット i の内部状態を出力の駆動トルクに換算する係数である。 F_{yra} と F_{yla} はそれぞれ右と左の足関節に加わる床反力の垂直成分である。

筋骨格系から神経ユニット i への角度、角速度および接地感覚のフィードバック $Feed_i$ は伸張反射を基本ルールとしたものである。すなわち、関節が伸展していれば伸展を抑制し、逆に屈曲を促進させる。また、対側の関節からの角度情報はこれと逆に作用するとした。さらに、接地情報は足の接地の有無によって角度知覚情報の流れを切り換えるものとした (図 6-3)。それぞれの具体的関数は以下の式で表わされる。

① 股関節を支配する神経ユニット 1 から 4 へのフィードバックは

$$\begin{aligned} Feed_1 &= p_1\theta_1 - p_2\theta_2 + p_3\theta_3 f(F_{yra}) + p_4 f(F_{yla}) \\ Feed_2 &= -p_1\theta_1 + p_2\theta_2 - p_3\theta_3 f(F_{yra}) - p_4 f(F_{yla}) \\ Feed_3 &= p_1\theta_2 - p_2\theta_1 + p_3\theta_4 f(F_{yla}) + p_4 f(F_{yra}) \\ Feed_4 &= -p_1\theta_2 + p_2\theta_1 - p_3\theta_4 f(F_{yla}) - p_4 f(F_{yra}) \end{aligned} \quad (6-6)$$

② 膝関節を支配する神経ユニット 5 から 8 へのフィードバックは

$$\begin{aligned} Feed_5 &= -p_5\theta_4 f(F_{yla}) \\ Feed_6 &= p_5\theta_4 f(F_{yla}) \\ Feed_7 &= -p_5\theta_3 f(F_{yra}) \\ Feed_8 &= p_5\theta_3 f(F_{yra}) \end{aligned} \quad (6-7)$$

③ 足関節を支配する神経ユニット 9 から 12 へのフィードバックは

$$\begin{aligned} Feed_9 &= -p_6\theta_3 f(F_{yra}) - p_7\theta_4 f(F_{yla}) - p_8\dot{\theta}_3 f(F_{yra}) \\ Feed_{10} &= p_6\theta_3 f(F_{yra}) + p_7\theta_4 f(F_{yla}) + p_8\dot{\theta}_3 f(F_{yra}) \\ Feed_{11} &= -p_6\theta_4 f(F_{yla}) - p_7\theta_3 f(F_{yra}) - p_8\dot{\theta}_4 f(F_{yla}) \\ Feed_{12} &= p_6\theta_4 f(F_{yla}) + p_7\theta_3 f(F_{yra}) + p_8\dot{\theta}_4 f(F_{yla}) \end{aligned} \quad (6-8)$$

ただし、 $p_k (k=1\sim 8)$ はフィードバックの重みである。 $\theta_j (j=1\sim 4)$ はリンクの回転角である。 F_{yra} と F_{yla} はそれぞれ右と左の足関節に加わる床反力の垂直成分である。

これらリズム発生回路網回路網の設計は Taga et al. の報告¹²⁾に基づいた。

6・2・3 筋骨格系

筋骨格系は矢状面での下肢の運動を取り扱う2次元5リンクモデルである。股関節より上の上体部分は全て股関節位置に集中しているとした(図6-4)。

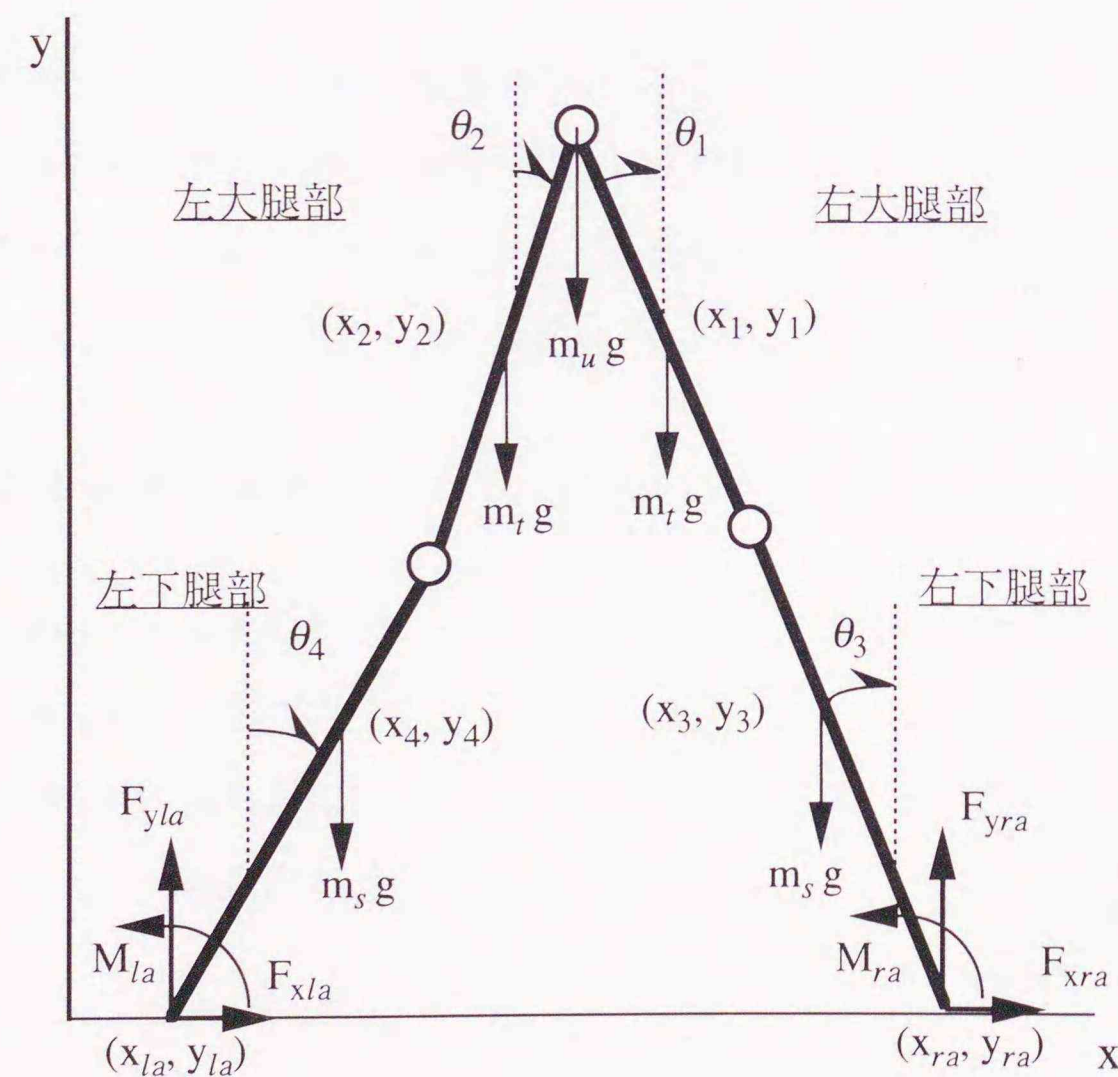


図6-4 筋骨格系の2次元5リンクモデル

表6-1のように記号を定めると、この筋骨格系はNewton-Eulerの運動方程式として次式のように表わすことができる。

①上体部

$$m_u \ddot{x}_0 = F_{xrh} + F_{xlh}$$

$$m_u \ddot{y}_0 = F_{yrh} + F_{ylh} - m_u g$$

②右大腿部

$$m_t \ddot{x}_1 = -F_{xrh} + F_{xrk}$$

$$m_t \ddot{y}_1 = -F_{yrh} + F_{yrk} - m_t g$$

$$I_t \ddot{\theta}_1 = -F_{xrh} l_t \cos \theta_1 + F_{yrh} l_t \sin \theta_1 - F_{xrk} (L_t - l_t) \cos \theta_1 + F_{yrk} (L_t - l_t) \sin \theta_1 + T_{rh} - T_{rk}$$

③左大腿部

$$m_t \ddot{x}_2 = -F_{xlh} + F_{xlk}$$

$$m_t \ddot{y}_2 = -F_{ylh} + F_{ylk} - m_t g$$

$$I_t \ddot{\theta}_2 = -F_{xlh} l_t \cos \theta_2 + F_{ylh} l_t \sin \theta_2 - F_{xlk} (L_t - l_t) \cos \theta_2 + F_{ylk} (L_t - l_t) \sin \theta_2 + T_{lh} - T_{lk} \quad (6-9)$$

④右下腿部

$$m_s \ddot{x}_3 = -F_{xrk} + F_{xra}$$

$$m_s \ddot{y}_3 = -F_{yrk} + F_{yra} - m_s g$$

$$I_s \ddot{\theta}_3 = -F_{xrk} l_s \cos \theta_3 + F_{yrk} l_s \sin \theta_3 - F_{xra} (L_s - l_s) \cos \theta_3 + F_{yra} (L_s - l_s) \sin \theta_3 + T_{rk} - T_{ra}$$

⑤左下腿部

$$m_s \ddot{x}_4 = -F_{xlk} + F_{xla}$$

$$m_s \ddot{y}_4 = -F_{ylk} + F_{yla} - m_s g$$

$$I_s \ddot{\theta}_4 = -F_{xlk} l_s \cos \theta_4 + F_{ylk} l_s \sin \theta_4 - F_{xla} (L_s - l_s) \cos \theta_4 + F_{yla} (L_s - l_s) \sin \theta_4 + T_{lk} - T_{la}$$

ここで、 m_{seg} 、 I_{seg} 、 L_{seg} 、 l_{seg} はそれぞれ身体部位 seg の質量、重心まわりの慣性モーメント、長さ、近位関節から重心位置までの距離である。

(x_{link}, y_{link}) はリンク $link$ の重心座標、 θ_{link} はリンク $link$ の回転角である。

F_{xjoint} 、 F_{yjoint} および T_{joint} はそれぞれ関節 $joint$ の関節反力の水平成分、垂直

成分および関節トルクである。

リンクの幾何学的拘束条件は

$$\begin{aligned} x_1 &= x_h - l_t \sin \theta_1, & y_1 &= y_h - l_t \cos \theta_1 \\ x_2 &= x_h - l_t \sin \theta_2, & y_2 &= y_h - l_t \cos \theta_2 \\ x_3 &= x_h - L_t \sin \theta_1 - l_s \sin \theta_3, & y_3 &= y_h - L_t \cos \theta_1 - l_s \cos \theta_3 \\ x_4 &= x_h - L_t \sin \theta_2 - l_s \sin \theta_4, & y_4 &= y_h - L_t \cos \theta_2 - l_s \cos \theta_4 \end{aligned} \quad (6-10)$$

である。ここで x_h, y_h は股関節の位置座標である。式 6-10 とこの二次微分を用いて式 6-9 を整理すると、系全体の重心位置を (x_c, y_c) とし、

$$\mathbf{x}_c = [x_c \ y_c]^t, \quad \mathbf{F}_g = [F_{xra} \ F_{yra} \ F_{xla} \ F_{yla}]^t, \quad \boldsymbol{\theta} = [\theta_1 \ \theta_2 \ \theta_3 \ \theta_4]^t, \\ \dot{\boldsymbol{\theta}}^2 = [\dot{\theta}_1^2 \ \dot{\theta}_2^2 \ \dot{\theta}_3^2 \ \dot{\theta}_4^2]^t, \quad \mathbf{T} = [T_{rh} \ T_{lh} \ T_{rk} \ T_{rk} \ T_{ra} \ T_{la}]^t$$

とおくと

$$\ddot{\mathbf{x}}_c = -\mathbf{G} + (1/W) \mathbf{P} \mathbf{F}_g \\ A(\boldsymbol{\theta}) \ddot{\boldsymbol{\theta}} = B(\boldsymbol{\theta}) \dot{\boldsymbol{\theta}}^2 + C(\boldsymbol{\theta}) \mathbf{F}_g + \mathbf{W} \mathbf{D} \mathbf{T} \quad (6-11)$$

とまとめることができる。ここで

$$\mathbf{G} = \begin{bmatrix} 0 \\ g \end{bmatrix}, \quad \mathbf{P} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6-12)$$

また、

$$\begin{aligned} s_1 &= l_t m_t + L_t m_s, & s_2 &= l_t m_t + L_t (m_s - W), \\ s_3 &= l_s m_s, & s_4 &= l_s m_s - L_s W \end{aligned} \quad \text{とおくと}$$

行列 A の各要素 a_{ij} は

$$\begin{aligned} a_{11} &= a_{22} = W \{ l_t + l_t^2 m_t + L_t^2 m_s \} - s_1^2 \\ a_{12} &= a_{21} = -s_1^2 \cos(\theta_j - \theta_i) \\ a_{13} &= a_{31} = a_{24} = a_{42} = -s_2 s_3 \cos(\theta_j - \theta_i) \\ a_{14} &= a_{41} = a_{23} = a_{32} = -s_1 s_3 \cos(\theta_j - \theta_i) \\ a_{33} &= a_{44} = W \{ l_s + l_s^2 m_s \} - s_3^2 \\ a_{34} &= a_{43} = -s_3^2 \cos(\theta_j - \theta_i) \end{aligned} \quad (6-13)$$

行列 B の各要素 b_{ij} は

$$\begin{aligned} b_{11} &= b_{22} = b_{33} = b_{44} = 0 \\ b_{12} &= b_{21} = -s_1^2 \sin(\theta_j - \theta_i) \\ b_{13} &= b_{31} = b_{24} = b_{42} = -s_2 s_3 \sin(\theta_j - \theta_i) \\ b_{14} &= b_{41} = b_{23} = b_{32} = -s_1 s_3 \sin(\theta_j - \theta_i) \\ b_{34} &= b_{43} = -s_3^2 \sin(\theta_j - \theta_i) \end{aligned} \quad (6-14)$$

となる、さらに

$$C = \begin{bmatrix} s_2 \cos \theta_1 & -s_2 \sin \theta_1 & s_1 \cos \theta_1 & -s_1 \sin \theta_1 \\ s_1 \cos \theta_2 & -s_1 \sin \theta_2 & s_2 \cos \theta_2 & -s_2 \sin \theta_2 \\ s_4 \cos \theta_3 & -s_4 \sin \theta_3 & s_3 \cos \theta_3 & -s_3 \sin \theta_3 \\ s_3 \cos \theta_4 & -s_3 \sin \theta_4 & s_4 \cos \theta_4 & -s_4 \sin \theta_4 \end{bmatrix} \quad (6-15)$$

$$D = \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & -1 \end{bmatrix}$$

である。

なお，床反力 $\mathbf{F}_g$ は足関節の位置と床の粘弾性抵抗によって次式で決定されるものとした。接地時の足関節の位置を (x_{p0}, y_{p0}) とし，前述の任意変数 z に対する関数 $f(z)$ (式6-2) を用いて，

$$\begin{aligned} F_{xp} &= \left\{ -k_{g0}(x_p - x_{p0}) - k_{g1}\dot{x}_p \right\} f(-y_p) \\ F_{yp} &= \left\{ -k_{g0}(y_p - y_{p0}) - k_{g1}\dot{y}_p \right\} f(-y_p) \end{aligned} \quad (6-16)$$

ここで添字 $p (= ra, la)$ は右・左足関節を表わす。また， k_{g0} は床の弾性係数， k_{g1} は粘性係数をそれぞれ表わす。

6・2・4 拘縮要素の導入

本モデルでは拘縮を関節角度に対する非線形な抵抗トルク RT_{joint} で表現した。すなわち，任意の角度 ξ ，そして角度 ξ のとりうる最大値を ξ_{max} ，最小値を ξ_{min} としたとき，関数 $h(\xi, \xi_{max}, \xi_{min})$ を

$$h(\xi, \xi_{max}, \xi_{min}) = \begin{cases} \xi - \xi_{min} + \Delta & (\xi \leq \xi_{min} + \Delta) \\ 0 & (\xi_{min} + \Delta < \xi < \xi_{max} - \Delta) \\ \xi - \xi_{max} + \Delta & (\xi \geq \xi_{max} - \Delta) \end{cases} \quad (6-17)$$

と定義する。抵抗トルク RT_{joint} はこの関数を用い，関節角度を α_{joint} ，最大屈曲角を α_{joint}^{max} ，最大伸展角を α_{joint}^{min} とすると（ただし関節角は屈曲を正とする），

$$RT_{joint} = k_0 h(\alpha_{joint}, \alpha_{joint}^{max}, \alpha_{joint}^{min}) + \left\{ k_1 + k_2 \left| h(\alpha_{joint}, \alpha_{joint}^{max}, \alpha_{joint}^{min}) \right| \right\} \dot{\alpha}_{joint} \quad (6-18)$$

によって決定されるものとした。ここで k_0 は抵抗トルクの弾性係数， k_1 および k_2 は粘性係数である。これにより可動限界の Δ 前から関節運動に

対する抵抗トルクが発生する。この抵抗トルク RT_{joint} と関節を駆動する駆動トルク DT_{joint} との和が関節トルク T_{joint} となる。

6・3 シミュレーション

シミュレーションに用いる生体定数は13歳男子の標準体形（身長156.7cm 体重46.4kg）より横井の係数¹⁵⁾を参考に決定し，その他のパラメータはTaga et al¹²⁾，および多賀ら¹⁶⁾の文献を参考に決定した（付録2参照）。モデルの関節の可動制限（拘縮）は，①拘縮なしを含め，②股関節伸展制限5度（RHE5），③同制限10度（RHE10），④膝関節伸展制限15度（RKE15），⑤同制限25度（RKE25），⑥同制限35度（RKE35）の合計6条件とした（表6-2）。また，歩行速度は，0.5，0.7，0.9，1.1m/sの4種類とし，これらの速度になるようリズム発生神経回路網への定常入力 u_0 を設定した（付録2参照）。

表6-2 シミュレーションに使用した拘縮の種類

運動方向	拘縮なし ①	股関節 伸展制限		膝関節 伸展制限		
		5 ②	10 ③	15 ④	25 ⑤	35 ⑥
股関節 伸展	-15	-10	-5	-15	-15	-15
股関節 屈曲	125	125	125	125	125	125
膝関節 伸展	-5	-5	-5	10	20	30
膝関節 屈曲	135	135	135	135	135	135

(度)

こうして決定した関節可動制限と歩行速度に対して、リズム発生神経回路網の微分方程式(式6-1)と筋骨格系の微分方程式(式6-11)に適切な初期条件を与え4次のRunge-Kutta-Gill法による数値計算を行った。また、A行列は実対称行列であるため、この逆行列の計算にはLU分解法を採用した。

6・4 結 果

6・4・1 拘縮のない歩行

拘縮のない場合のシミュレーション結果の典型例を図6-5に示す。これらは全て歩行速度0.9m/s(54m/min)の結果である。シミュレーションは開始から数歩で定常な歩行を生成した(図6-5(A))。また、定常歩行中の一步分のステックピクチャーをみると、健常者の実際の歩行と同様な様相を示した(図6-5(B))。また、定常歩行での股関節角および膝関節角の位相図は安定したリミットサイクルを呈した(図6-5(C)(D))。これはモデルが安定した状態にあることを意味する。なお、この歩行速度における関節の運動範囲は股関節で-12.1度から31.3度、膝関節で-1.0度から52.3度であった。

図6-6は歩行速度に伴う歩幅(A)、歩調(B)、筋骨格系の重心の鉛直方向への加速度(C)の変化を示す。図(A)および(B)の実線は第5章で計測した健常児の実際の歩行から推定した平均歩幅と歩調、破線はその標準残差の±2倍である²⁾。シミュレーションで得られた歩幅や歩調は歩行速度と直線関係にあり、健常児のそれとほぼ一致した(図6-6(A)(B))。また、図(C)の実線は第5章で計測した実際の健常児の歩行から推定した頭部の鉛直方向への加速度、破線はその標準誤

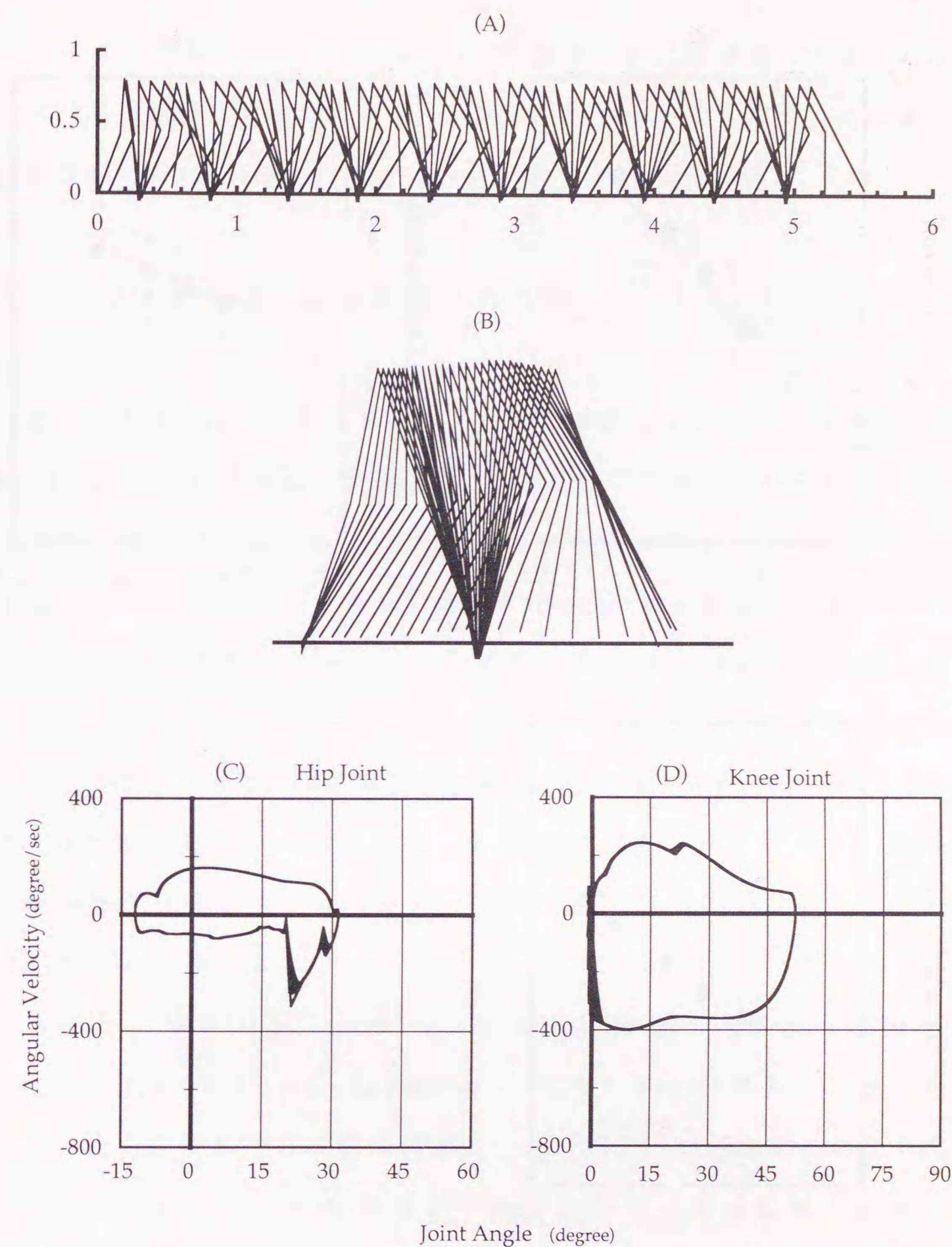


図6-5 拘縮のない場合の歩行シミュレーション結果(歩行速度0.9m/s)

- (A) 初期状態より5歩までのスティックピクチャー
- (B) 定常状態におけるスティックピクチャー
- (C) 股関節角の位相図
- (D) 膝関節角の位相図

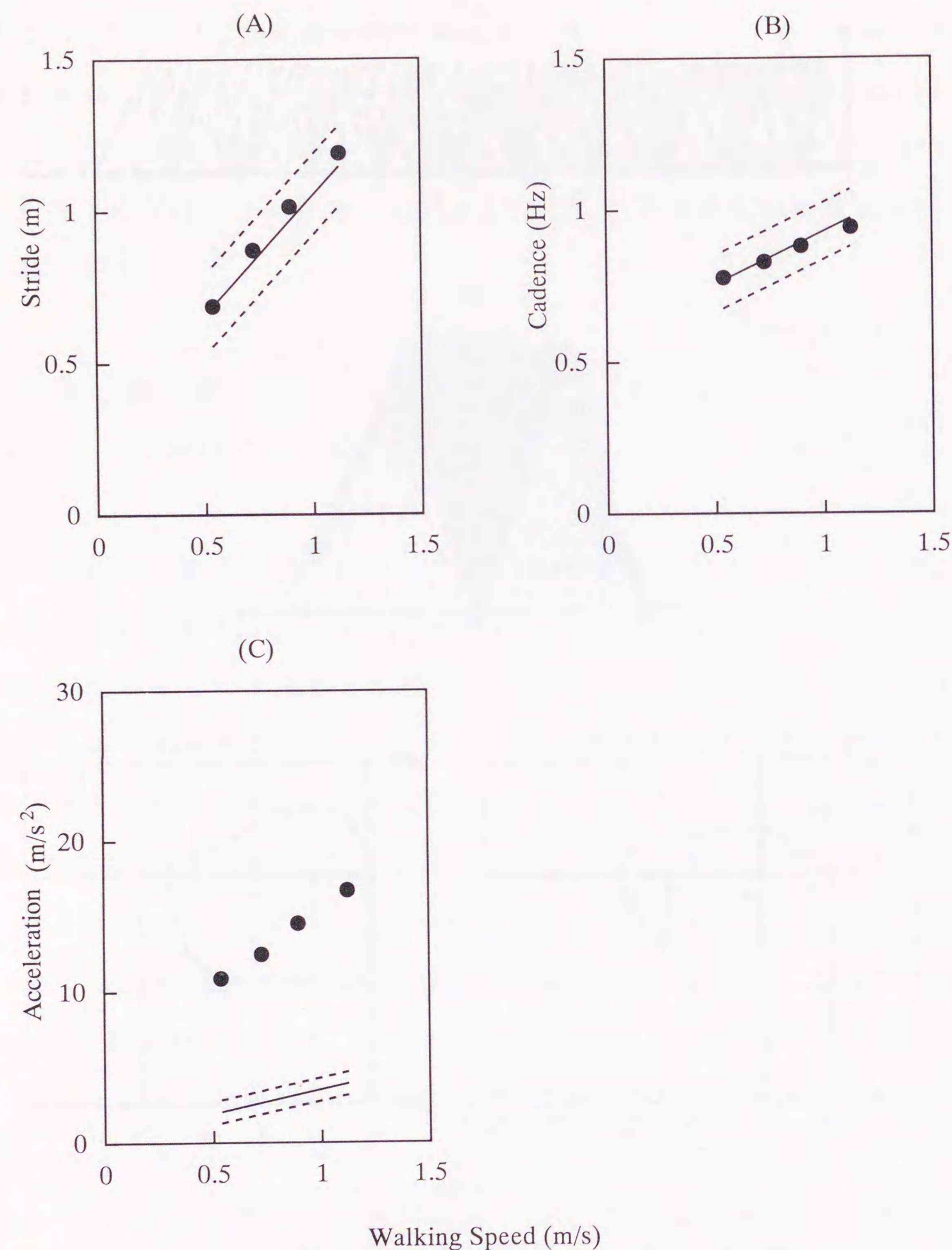


図6-6 拘縮のない場合の歩行シミュレーションでの歩行特性

(A) 歩幅 (B) 歩調 (C) 重心の鉛直方向への加速度

図中の実線は健常児の実際の歩行から推定した歩幅(A), 歩調(B), 頭部の鉛直方向への加速度の平均値(C)を, 破線はその標準誤差の ± 2 倍を示す。

差の ± 2 倍である²⁾。シミュレーションで得られた筋骨格系の重心の鉛直方向への加速度は頭部で計測した加速度の約3倍を示したが, 歩行速度と直線関係を示した(図6-6(C))。

6・4・2 股関節伸展を制限された歩行

図6-7(A)は, 股関節伸展を -10 度までに制限した場合(伸展制限5度: RHE5), 図(B)は股関節の伸展を -5 度までとした場合(RHE10)の定常状態でのステックピクチャーを示す(歩行速度 0.9 m/s)。RHE5ではほとんど拘縮のない場合と変わらないが, RHE10では遊脚期にある脚の股・膝関節が大きく屈曲していた。この歩行速度での股関節の運動範囲は, RHE5で -10.6 度から 35.6 度, RHE10で -6.8 度から 56.4 度であった(図6-7(C))。また, 膝関節の運動範囲は, RHE5で -1.3 度から 57.6 度, RHE10で -2.2 度から 89.7 度であった(図6-7(D))。すなわち, 股関節伸展制限の程度が大きくなるに伴って, 股・膝関節共に大きく動かししていることがわかる。

安定した歩行がシミュレートできた歩行速度の範囲をみると, RHE5では 0.5 から 1.1 m/s , RHE10では 0.5 から 0.9 m/s であり, 伸展制限が大きくなるにつれてその範囲が減少した(図6-8)。速度に伴う歩幅・歩調の変化は, 前述の拘縮のない場合と同様, 健常者域内にあった(図(A)(B)の破線は図6-6と同じ)。図(C)は重心の鉛直方向への加速度の変化であり, その実線と破線は拘縮のない場合(図6-6(C))から求めた回帰直線と標準誤差の ± 2 倍である。RHE5では歩行速度 0.9 m/s までは拘縮のない場合とほぼ同じであったが, RHE10では歩行速度の増大に伴い増大し, 歩行速度 0.7 m/s を越えると標準誤差の2倍を越えた。

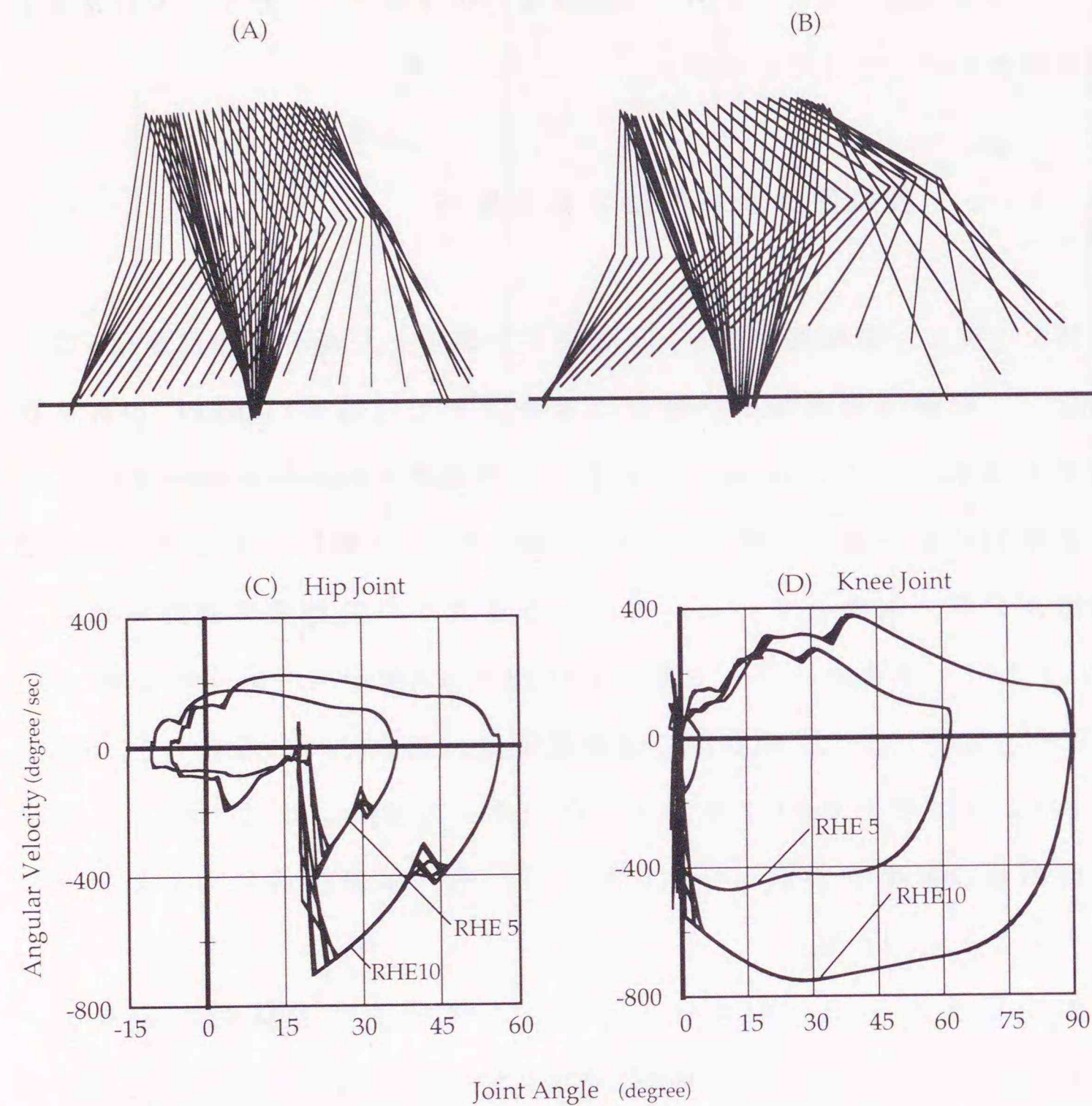


図6-7 股関節伸展制限を付加した歩行シミュレーション結果 (歩行速度0.9m/s)

- (A) 股関節伸展制限5度 (RHE 5)とした場合のスティックピクチャー
- (B) 股関節伸展制限10度(RHE 10)とした場合のスティックピクチャー
- (C) 股関節角の位相図
- (D) 膝関節角の位相図

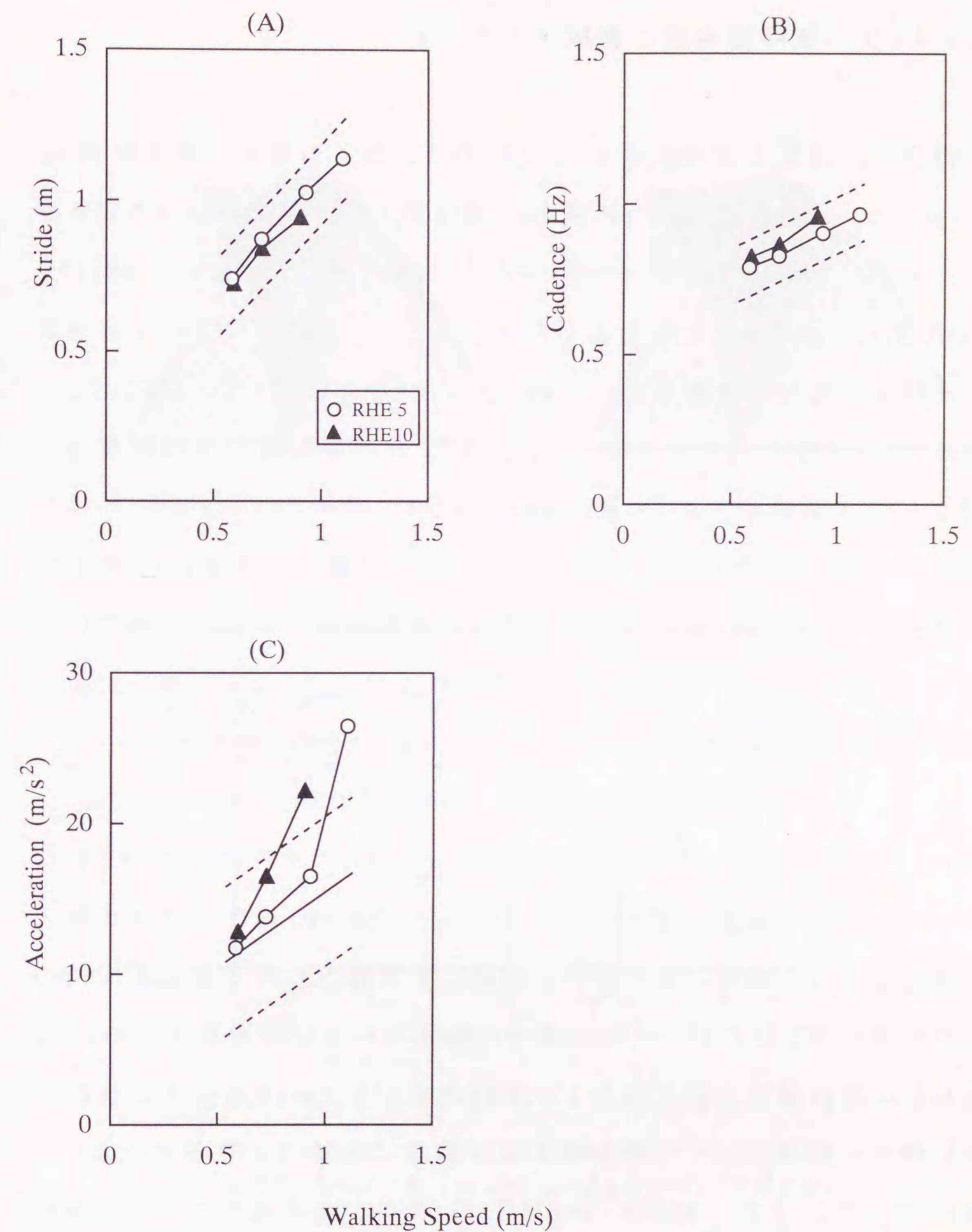


図6-8 股関節伸展制限を付加したした歩行シミュレーションでの歩行特性

- (A) 歩幅 (B)歩調 (C)重心の鉛直方向への加速度

図(A)および(B)の破線は健常児の実際の歩行から推定した歩幅、歩調の標準誤差の±2倍を示す。また、図(C)の実線は拘縮のない歩行シミュレーションにおける重心の鉛直方向への加速度の平均値を、破線はその標準誤差の±2倍を示す。

6・4・3 膝関節伸展を制限された歩行

図6-9(A)は膝関節の伸展を10度までに制限した場合(伸展制限15度: RKE15), 図(B)は膝関節の伸展を30度までとした場合(RKE35)の定常歩行におけるスティックピクチャーを示す(歩行速度0.9 m/s)。RKE15, RKE35ともに股・膝関節を屈曲した状態で歩行していた。この歩行速度における股関節の運動範囲は, RKE15で-3.4度から44.9度, RKE35で8.4度から59.2度であった(図6-9(C))。また, 膝関節の運動範囲は, RKE15で13.6度から65.5度, RKE35で33.7度から75.8度であった(図6-9(D))。なお, 図示していないが, 膝関節の伸展を20度までに制限した(RKE25)場合の股・膝関節の運動範囲はこれらの中に位置した。全体として, 膝関節伸展制限の程度が大きくなるに従い, 股・膝関節の運動範囲が屈曲側にシフトし, その角速度も増大した。

安定した歩行ができた歩行速度の範囲は, RKE15で0.5から1.1 m/s, RKE25で0.7から1.1 m/s, RKE35で0.9から1.1 m/sと伸展制限が大きくなるに従い, その範囲が減少していた(図6-10)。速度に伴う歩幅・歩調の変化は, 拘縮のない場合と同様, 健常域内にあった(図(A)(B)の破線は図6-6と同じ)。一方, 重心の鉛直方向への加速度は, RKE15では歩行速度の増大と共に増大し, 歩行速度が0.9 m/sを越えると拘縮のない場合の標準誤差の2倍を越えた(図(C)の実線および破線は図6-8(C)と同じ)。また, RKE25, RKE35共に, 全ての歩行速度で拘縮のない場合よりはるかに大きな値を示した(図6-10(C))。

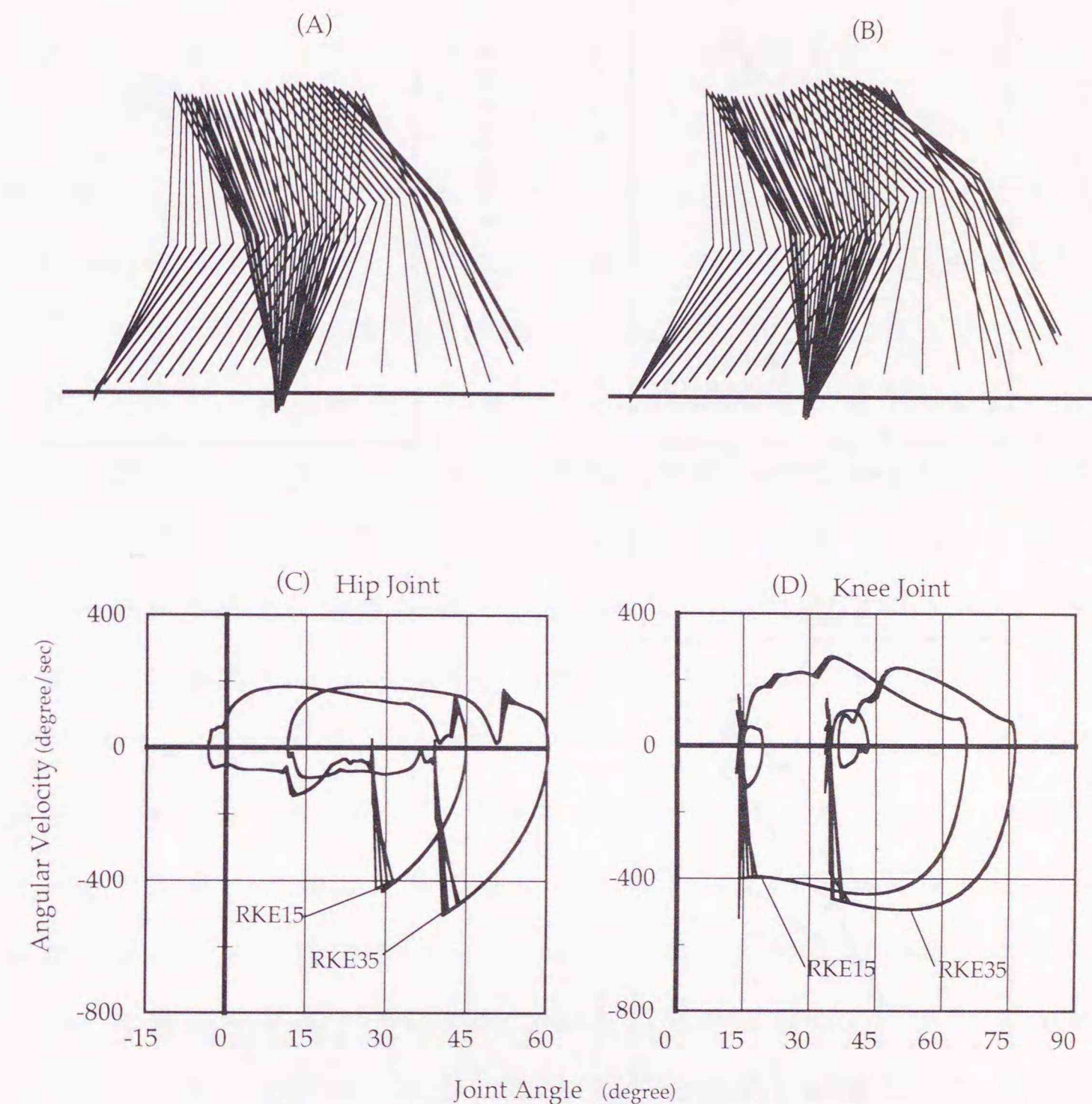


図6-9 膝関節伸展制限を付加した歩行シミュレーション結果(歩行速度0.9m/s)

- (A) 膝関節伸展制限15度(RKE15)とした場合のスティックピクチャー
- (B) 膝関節伸展制限35度(RKE35)とした場合のスティックピクチャー
- (C) 股関節角の位相図
- (D) 膝関節角の位相図

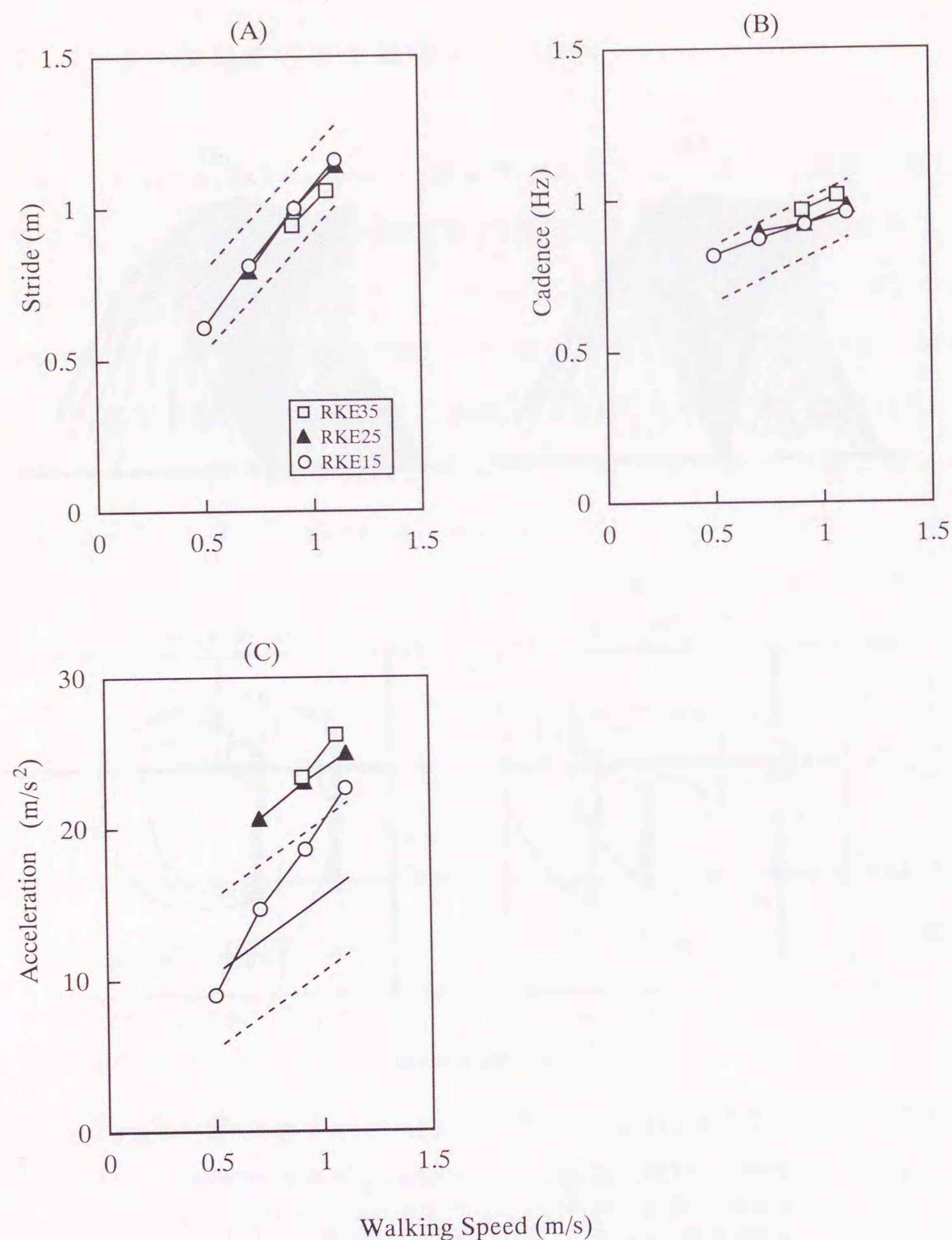


図6-10 膝関節伸展制限を付加した歩行シミュレーションでの歩行特性

(A) 歩幅 (B) 歩調 (C) 重心の鉛直方向への加速度

図(A)および(B)の破線は健常児の実際の歩行から推定した歩幅、歩調の標準誤差の ± 2 倍を示す。また、図(C)の実線は拘縮のない歩行シミュレーションにおける重心の鉛直方向への加速度の平均値を、破線はその標準誤差の ± 2 倍を示す。

6・5 考 察

神経回路網をもつ歩行モデルは、元来、前後方向の外力、不整路、勾配路などの外部環境の変化に対応して自律的に歩行を調節することを主題としてきた^{12,16)}。本研究は、こうした外部環境とは対側にある内部的環境ともいべき関節可動域をとりあげ、これを制限した場合、自律的に生成される歩行がどのように変化するかに注目してきた。まず、基準となる拘縮のない場合でのシミュレーション結果は、健常者の実際の歩行と酷似し、両者の歩幅・歩調の歩行速度に対する変化はほぼ一致していた。一般に、健常者が任意の速度で歩行した場合、一定の傾向で歩調・歩幅を選択している¹⁷⁾。そして選択された歩調・歩幅による歩行ではエネルギー消費効率が最もよいことが示されている^{18~20)}。山崎ら²⁰⁾は筋骨格系モデルを用い、エネルギー消費が最適化されるという条件のもとで健常者の歩行シミュレーションを行なった。その結果、歩調は身体の長さや重量といった身体特性すなわち固有振動数によって決定され、次いでこの歩調に対する歩幅が消費エネルギーを最適化するように決定されることを示した。このことは本モデルが生成した歩行パターンがエネルギー効率を最適化したものであることを推察させる。

また、前章で示したように、健常者の頭部の鉛直方向への加速度は歩行速度の増加と伴に直線的に増大する²¹⁾。シミュレーションで得られた筋骨格系の重心の鉛直方向への加速度もこれと同様に歩行速度と伴に直線的に増大した。前章で示してきたように、身体の過大な運動は歩行時のエネルギー消費効率の低下を意味する。したがって、加速度の速度に伴う変化傾向が一致したことはシミュレーションが健常の

運動パターンを再現していることを推察させる。しかしながら、シミュレーションで得られた重心点での加速度はすべての歩行速度で頭部において実測された加速度の約3倍を示した。一般に、ヒトの頭部には眼や前庭器官などの視覚や平衡感覚を司る器官が集中している。したがって、足接地時に生ずる衝撃は頭部にいたるまでに減衰されていることが考えられる。実際に歩行に際しては、下肢の運動と連動した体幹の動き、腰部の回転、立脚期の足部の動きなどが頭部の運動を滑らかにする重要な役割を果たすことが証明されている^{21~23)}。本章で提案したモデルはこれらの要素を考慮に入れたものではなかった。すなわち、ここに挙げた要素の欠如が頭部で計測された加速度とシミュレーションが示した重心の加速度との差異を生んだものと推察される。

股・膝関節の可動性を制限したシミュレーション結果でも、歩幅・歩調は健常者との間に差異はなかった。このことは、多関節にわたる拘縮をもつ脳性麻痺児²⁾や健常者の足・膝関節を装具によって固定した場合⁶⁾の歩行において、その歩幅・歩調が健常者と変らないとの報告と一致する。一方、重心の加速度は拘縮のない場合と比較して大きく、その差異は可動制限の程度、歩行速度の増大に伴い大きくなった。また、このときの関節の運動角度、運動範囲、角速度は可動制限のない場合より大きく、エネルギー消費の増大を予想させる。事実、従来の実験^{2~6)}をみると、装具などによって健常者の関節の可動性を制限した場合では、同じ歩行速度における重心の加速度やエネルギー消費量が制限のない状態に比べ増大したことが報告されている。以上のことから、拘縮を導入した力学モデルによるシミュレーションが歩行障害を表現し得ることが支持されたと考える。

次に、本歩行モデルをもとに拘縮に起因する異常歩行の発生機序に

ついて考える。本歩行モデルは、下肢関節に左右および屈曲伸展という交互のリズムを発生させる神経の振動現象と左右の大腿と下腿からなる筋骨格系の振動現象が互いに引き込むことを利用して歩行パターンを作り出すものである。そして、神経系の振動は筋骨格系の固有振動数とほぼ一致するように設計されている。したがって、モデルが生成する歩行の歩調は筋骨格系の固有振動数に近い値をとることになる。本章で用いた筋骨格系の固有振動数は拘縮のない場合0.740 Hzであった。股関節の伸展を制限した場合は下肢を完全に伸展できるので固有振動数はこれと変わらない。また、膝関節の伸展を制限した場合は、たとえば膝が30度屈曲した状態（伸展制限が35度の場合）の固有振動数を試算すると0.744 Hzであった。すなわち拘縮のある場合でも筋骨格系の固有振動数はほとんど変化がないのである。したがって、歩行速度が同じであるならば、拘縮の有無にかかわらず歩調は大きく変化しない。そして、同じ歩行速度を保つためには歩幅も変えることができなくなる。言い換えると、拘縮がある場合、歩調・歩幅を拘縮がない場合と同じにするために、関節の角度、運動範囲、角速度をより大きくして歩行すると推察される。

以上のように、モデルでは拘縮の程度を自由に設定できるため、重複した機能障害によって生じた歩行障害を、個々の原因との関連に分離・評価する上で有用な役割を果たすものと期待される。さらにこのモデルを拡張し、足部や二関節筋の要素を付け加えればこれらの影響についても容易に検討できる。また、拘縮以外の歩行障害因子も力学的解釈が進めばそれを組込むことも可能であり、本法の応用範囲は広いものと考えられる。

本章では，歩行を阻害する主要因の一つである拘縮に着目し，これが引き起こす異常歩行のシミュレーションを行ってきた。使用した歩行モデルは神経系と筋骨格系からなり，神経系には歩行を自律的に調節できるリズム発生回路網，筋骨格系には2次元5リンクモデルを導入し，これに関節可動制限を付加した。シミュレーション結果は，関節の可動性の制限が顕著になる程，安定した歩行ができなくなることを示した。しかし，安定歩行の範囲内であれば，歩幅・歩調は健常者域を逸脱することはなかった。重心の加速度は可動制限のない場合と比較して大きく，その差異は可動制限の程度，歩行速度の増大に伴い顕著になった。この特徴は健常者の関節の可動性を装具により制限し，可動制限のみを実験的に模擬した歩行と概ね一致した。これらの結果は本シミュレーションが拘縮に起因する歩行の異常を再現できることを示唆した。さらに二関節筋の要素や拘縮以外の機能障害の導入によってモデルの改良が進めば，より精密な異常歩行のシミュレーションを行える可能性がみいだされた。本シミュレーション法は重複した機能障害によって生じた歩行障害を個々の原因との関連に分離・評価する上で有用な役割を果たすものと考ええる。

参考文献

- 1) J. Perry : *Gait Analysis - normal and pathological function -*, 171/182, Slack Incorporated, New Jersey (1992)
- 2) 渡壁 誠，鈴木伸治，三田勝己，朝倉利光，竹光義治：脳性麻痺児の関節可動障害が歩行に及ぼす影響，日本機械学会論文集 (C編)，**61**，3270/3275，(1995)
- 3) H. J. Ralston : Effects of immobilization of various body segments on the energy cost of human locomotion, *Proceeding of the Second International Conference on Ergonomics*, Dortmund, 53/60, (1965)
- 4) R. L. Waters & B. R. Lunsford : Energy expenditure of normal and pathologic gait - application to orthotic prescription -, *In: American Academy of Orthopaedic Surgeons (ed.), Atlas of Orthotics* (2nd. Edition), 151/159, The C. V. Mosby Company, St. Louis (1985)
- 5) E. Mattsson & L-Å. Broström : The increase in energy cost of walking with an immobilized knee or an unstable ankle, *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, **22**, 51/53, (1990)
- 6) 杉本 淳，富田祐司，菅原英和，安保雅博，宮野佐年，米本恭三：健常者におけるLLB，SLB装着時の歩行効率の変化，日本義肢装具学会誌，**11**，25/31，(1995)
- 7) D. Mena, J. M. Mansour & S. R. Simon : Analysis and synthesis of human swing leg motion during gait and its clinical applications, *Journal of Biomechanics*, **14**, 823/832, (1981)
- 8) 田川善彦，山下 忠：ヒトの定常な平地歩行特性のシミュレーション，計測自動制御学会論文集，**20**，167/174，(1984)
- 9) M. G. Pandy & N. Berme : Quantitative assessment of gait determinants during single stance via a three-dimensional model - part 1. normal gait -, *Journal of Biomechanics*, **22**, 717/724, (1989)
- 10) M. G. Pandy & N. Berme : Quantitative assessment of gait determinants during single stance via a three-dimensional model - part 2. pathological gait -, *Journal of Biomechanics*, **22**, 725/733, (1989)
- 11) 山下 忠，田川善彦：ゼロ・モーメント関節をもつモデルによる2足歩行のシミュレーション - 第1報 正常歩行特性の検討に基づくモデルの提案 -, 日本機械学会論文集 (C編)，**55**，2107/2115，(1989)

- 12) G. Taga, Y. Yamaguchi & H. Shimizu : Self-organized control of bipedal locomotion by neural oscillators in unpredictable environment, *Biological Cybernetics*, **65**, 147/159, (1991)
- 13) S. Grillner : Neurobiological bases of rhythmic motor acts in vertebrates, *Science*, **228**, 143/149, (1985)
- 14) 森 茂美 : 起立から歩行へ, 神経研究の進歩, **35**, 173/188, (1991)
- 15) 横井孝志, 渋谷侃二, 阿江通良 : 日本人幼少年の身体部分係数, 体育学研究, **31**, 53/66, (1986)
- 16) 多賀巖太郎, 山口陽子, 清水 博 : 二足歩行運動の神経筋骨格系モデル, 物性研究, **59**, 125/153, (1992)
- 17) D. W. Grieve & R. J. Gear : The relationships between length of stride, step frequency, time of swing and speed of walking for children and adults, *Ergonomics*, **5**, 379/399, (1966)
- 18) M. Y. Zarrugh, F. N. Todd & H. J. Ralston : Optimaization of energy expenditure during level walking, *Europian Jouranl of Applied Physiology*, **33**, 293/306, (1974)
- 19) M. Y. Zarrugh : Power requirements and mechanical efficiency of treadmill walking, *Journal of Biomechanics*, **14**, 157/165, (1981)
- 20) 山崎信寿, 長谷和徳 : 自由歩行における歩調・歩幅の生体力学的決定標準, バイオメカニズム, **11**, 179/189, (1992)
- 21) J. B. D. M. Sanders, V. T. Inman & H. D. Everhart : The major determinants in normal and pathological gait, *Journal of Bone & Joint Surgery*, **35A**, 543/558, (1953)
- 22) A. Cappozzo, F. Figura, T. Leo & M. Marchetti : Movements and mechanical energy changes of the upper part of the human body during walking, *Biomechanics*, **6A**, 272/279, (1978)
- 23) A. Cappozzo : Analysis of the linear displacement of the head and trunk during walking at different speeds, *Journal of Biomechanics*, **14**, 411/425, (1981)

第7章 総 括

本論文で主題とした「拘縮」という機能障害は1930年代大流行したポリオの後遺症の一つとして大々的に取り上げられた。そして、精力的なりハビリテーション医療の中で、拘縮に対する診断、治療、訓練はそれなりの成果をもたらした。しかし、従来の主観、経験に傾倒した医療が必ずしも最大の改善をもたらしたとはいえない。また、近年、医学の進歩の陰に存在する障害の重度重複化や生活の改善をもたらした超高齢化が顕著になるにしたがい、拘縮を含め安静不動・長期臥床が引き起こす弊害、いわゆる、廃用症候群が改めて深刻な問題として受け止められている。

こうした歴史的経過を踏まえ、本論文ではまず始めに第1章第1節において、障害とリハビリテーションの概念の変遷、つまり、「障害を受けた機能の改善」から「生活の質（QOL）の向上」を追究する新しいリハビリテーションの理念を述べた。この理念を受け、第2節では、「立つこと、歩くこと」が、障害者や高齢者のQOLの向上つまり健康で自立した日常生活をおくるうえで必要不可欠な能力であることを提起した。そして、立位、歩行を阻害する機能因子は多岐にわたり、拘縮も大きな阻害因子であることを示した。また、第3節では立位、歩行に関する研究小史、特に本論文の中心的手法である生体力学に立脚した従来の研究を振り返った。しかしながら、拘縮、さらに、拘縮と立位・歩行に関する系統的、基礎的な研究は皆無といって過言でない。こうした背景が本研究の必要性を喚起させ、本論文の目的を設定するに至った。

第2章では、まず第1節において本論文の主題「拘縮」を理解する上で必要な関節およびその周囲組織に関する形態を解説し、特に、二関節筋について詳細に述べた。第2節では、拘縮には関節自体による関節拘縮と筋に原因をもつ筋短縮の2つの様式があり、その病理学的メカニズムについて記載した。第3節では、拘縮によって発生する関節の可動制限を計測、評価する方法として関節可動域測定法を概説し、さらに、数種類の二関節筋短縮の評価法に触れた。二関節筋短縮の評価は未だ確たる方法がなく、今後の課題でもある。なお、こうした拘縮に焦点を絞り、形態、病理、評価といった一連のまとめをしたものはほとんどなく、第2章はこの種の研究を遂行する上で今後とも有用な参考資料になると考える。

第3章は拘縮と立位に関する実験的研究、第4章はシミュレーションによる研究を取り上げた。第3章では、拘縮の影響を最も反映するアライメントに注目し、足関節に拘縮をもつ脳性麻痺児の立位アライメントを画像解析法によって評価した。姿勢アライメントという問題は義肢のフィッティングを診断する場合にしばしば取り上げられてきた。しかしながら、本章のように姿勢全体について、さらに、拘縮という機能障害との関連について追究した研究はこれまでにみられない。さらに、実験に際しては、立位に対する拘縮の影響を強調・減弱させるために、立位面として傾斜面を導入するなどの考案を加えた。その結果、健常児、脳性麻痺児に拘らず、拘縮が無い場合には立位面という外部環境の変化を足関節の底背屈によって補償し、常に直立位を保持することが明らかとなった。一方、拘縮をもつ脳性麻痺児では拘縮の影響が大きくなるほどアライメントの悪化が確認された。しかし、

拘縮の影響が減弱される立位条件では予測した程アライメントの改善がみられなかった。こうした知見をもとに、立位アライメントの異常には二関節筋短縮が大きく関与していること、拘縮を伴う立位であっても必要な筋力が少なくなるアライメントを選択するという新しい推論を提案した。

一般に、立位に関与する関節は複数にわたり、各関節周りに発生する拘縮は関節拘縮と二関節筋短縮の2つの様式が複雑に関与する。拘縮と立位異常の関係の全体像を臨床的、実験的に明らかにすることは自ずから限界がある。このため、第4章では、まず、下肢関節を対象に拘縮による関節可動制限を記述する非線形モデルを考案した。このモデルは複数の関節を対象とし、さらに、拘縮の内部メカニズム（関節拘縮、二関節筋短縮）が考慮されており、関節可動域から拘縮の種類と程度を推定できるという特徴をもつ。これまでの臨床実践および研究は＜拘縮＝関節可動制限＞として現象論的にとらえ、その内部構造を意識することはほとんどなかったが、本モデルの提案はこうした従来の視点を大きく跳躍するものといえる。次いで、この拘縮モデルを立位のリンクモデルへ導入し、アライメントのシミュレーションを行った。その結果は前章の健常児および拘縮のない脳性麻痺児の立位アライメントと質、量ともに酷似するものであった。また、拘縮のある脳性麻痺児のシミュレーション結果は、拘縮が強調される条件下において実測値を再現したが、減弱される条件下ではその差が大きく現れた。これらの結果から、本モデルおよびシミュレーションの妥当性が確認できたと考えた。また、シミュレーションと実測値との差は拘縮以外の機能障害、例えば、神経・筋系の障害などに起因すると推察した。

第5章は拘縮と歩行に関する実験的研究、第6章はシミュレーションによる研究を取り上げた。第5章では、歩行という運動をエネルギーを入力とし、これを身体の水平移動とそれに伴う動揺（上下、前後、左右）によって消費するシステムとしてとらえ、これに拘縮がどのように関わるかを考えた。このシステムに關与する変数、つまり、エネルギーは呼気ガス分析によって求めた酸素摂取量、水平移動は歩行速度・歩幅・歩調、身体動揺は鉛直方向の加速度を代表指標として用いた。実験では拘縮をもつ脳性麻痺児を対象にエネルギー消費量と力学変量を測定した。脳性麻痺児は拘縮以外の機能障害をもつことが想定されるため、健常児の足関節を装具によって固定して疑似的に拘縮を発生させた場合についても検証した。その結果、拘縮の有無に関係なく、脳性麻痺児の歩幅および歩調は健常児と概ね同様であることが明らかになった。しかし、同じ歩行速度を発生させた際の酸素摂取量および鉛直方向の加速度は健常児より過大であった。それは疑似的な足関節拘縮をもつ健常児→軽度拘縮の脳性麻痺児→重度拘縮の脳性麻痺児の順に大きくなった。そこでまず、健常児の足関節に対する疑似的拘縮の有無によって歩行特性に差が発生したことから、少なくとも拘縮が歩行の異常に密接な関連をもつと結論付けた。次に、軽度拘縮の脳性麻痺児の結果は主として拘縮以外の神経筋系因子による歩行異常の程度を反映したと考えた。また、脳性麻痺児2群間の差は複数の関節にわたる拘縮に起因する異常歩行を定量化しており、それは酸素摂取量が健常児の約1.5倍、鉛直方向の加速度が約2倍であった。これらの知見は拘縮が歩行の大きな阻害要因であることを明確に確認させたといえる。なお、歩行時のエネルギー消費量に関する報告は多くみ

られるが、本章のように力学変量を含めてエネルギー変換システムとしてとらえた研究は少なく、拘縮との関係を含めて考えたものは皆無である。

上述のように、歩行障害を発生させる複数の機能因子を実際の歩行状態から純粋な形で分離することは極めて困難である。したがって、異常歩行のモデルを準備し、シミュレーションを試みることは極めて意義深い。そこで、第6章ではリズム発生神経回路網を具備した歩行モデルを提案し、シミュレーションを行った。特にこのモデルは歩行運動を生成させるための力学的制約をもたず、外部環境の変化に対しても自律的に歩行パターンを変化させて対応できるという特徴をもつ。また、このモデルに拘縮（関節可動制限）という内部障害を導入し、異常歩行を発生させるという試みは極めて独創的であるといえる。シミュレーション結果は、拘縮が顕著になると歩行できなくなること、拘縮があっても歩幅・歩調は健常域を逸脱しないこと、重心の鉛直加速度は拘縮の程度、歩行速度の上昇に伴い増大するという特性を示した。さらに、この結果は前章の疑似的な足関節拘縮をもつ健常児の歩行と概ね一致し、本方法が拘縮に起因する歩行の異常を再現できることを明らかにした。なお、このモデルは拘縮を関節可動域の制限として一括導入した段階である。今後、関節拘縮と二関節筋短縮を個別に導入したり、神経系の障害、筋力低下なども付加すれば重複した機能障害とその相互作用に起因する歩行異常との関連についてより詳細な知識が得られるものと考えられる。

以上、拘縮と立位・歩行障害との関連について、実験およびモデル・

シミュレーションによる研究を総括してきた。これらの研究は運動学と力学を融合させた生体力学と呼ばれる方法論をリハビリテーションの領域へ導入し、拘縮という障害が引き起こす立位・歩行障害を系統的に追究した斬新な試みであると考え。ここで用いた様々な理論、方法論は臨床的に解明することが困難な病態を究明したり、新しい評価法や機能改善の訓練法を開発する上で大きな役割を果たすものと確信する。例えば、本研究で得られた結果は、拘縮に対して行われる外科的手術や機能訓練の結果を予測し、その適用や目標を決定するための論理的な裏付けとなると考える。また、拘縮をもつ症例の下肢の機械的な運動を知ることができるため、効果的な福祉機器や訓練法の考案・開発に際して基本的な資料となると考える。

さらに、本論文の冒頭で障害とリハビリテーションの新しい概念、つまり、トータル・リハビリテーションは機能形態障害、能力障害、社会的不利を全て包括することを述べた。本論文は「拘縮という機能障害」と「立位・歩行という能力障害」を積極的に結びつけた研究である。これは従来の姿勢や歩行に関する研究の中でも類をみないものである。取り分け、リハビリテーションの領域において、新しい概念を具体化する上での生体力学からの一つの参画として意義深いものと考え。

謝 辞

北海道大学電子科学研究所所長朝倉利光教授には、本学位論文をまとめる機会をお与えいただき、さらに、懇切なるご指導をいただきました。ここに慎んで謝意を表します。また、本論文を細部にわたって御論評ならびに御指導を賜りました北海道大学大学院工学研究科電子情報工学専攻伊藤精彦教授、北海道大学電子科学研究所電子情報処理部門伊福部達教授、北海道大学大学院工学研究科システム情報工学専攻山本克之教授、北海道大学工学部機械工学第二学科石川博将教授に深く感謝の意を表します。

学位論文をまとめるに際して、終始変わらぬ御支援と御高配を賜りました旭川医科大学整形外科竹光義治教授、北海道教育大学旭川分校物理学教室山形積治教授、愛知県立看護短期大学村地俊二学長に心より御礼申し上げます。

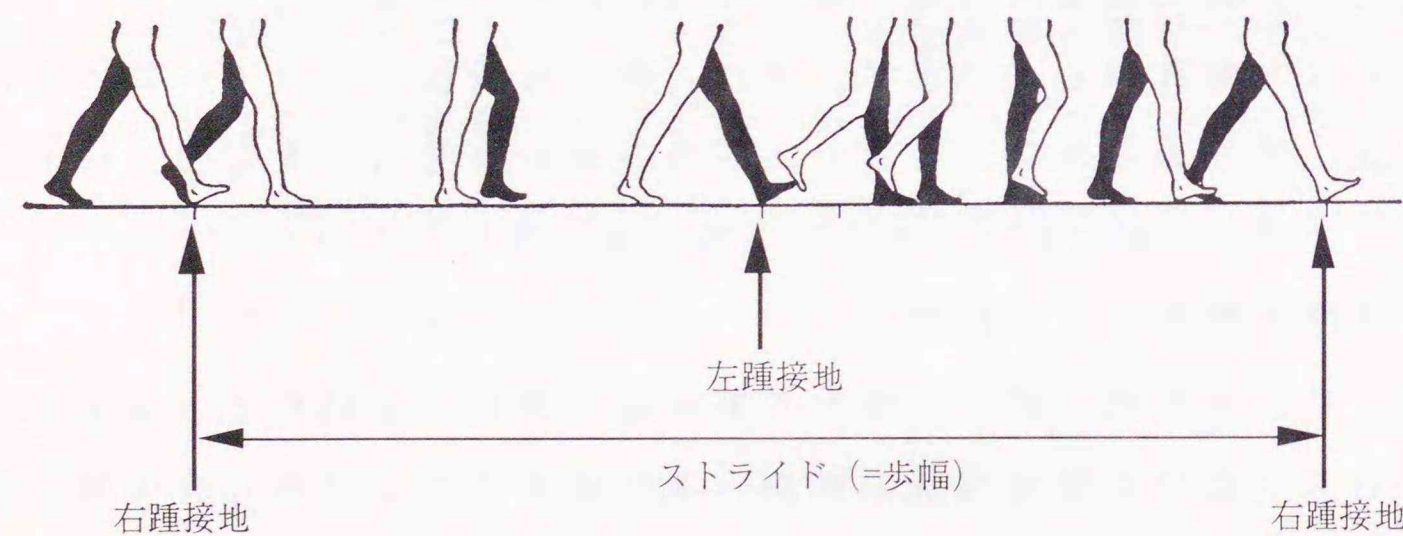
本研究は筆者が旭川医科大学において行ったものである。研究遂行に当たり、御支援と御高配を賜った旭川医科大学整形外科熱田裕司講師に心より御礼申し上げます。また、伊豆医療福祉センター鈴木伸治施設長、愛知県心身障害者コロニー発達障害研究所治療学部三田勝己部長には研究全般にわたり多大なる御指導と御助力をいただきました、ここに深く感謝いたします。

さらに、本研究に関して種々の御討論、御助言をいただきました旭川医科大学医学部附属病院朝野裕一理学療法士および向井康夫理学療法士、愛知県心身障害者コロニー発達障害研究所治療学部赤滝久美研究員に厚く感謝の意を表します。

最後に、本研究の遂行途上において、種々の御協力、御助言を賜りました、旭川医科大学整形外科学講座、旭川肢体不自由児総合療育センターならびに愛知県心身障害者コロニー発達障害研究所治療学部関係諸兄に感謝いたします。

付録1：歩容の定義

定常な歩行は、例えば右踵が接地し、次に左踵が接地し、ふたたび右踵が接地するという一連の動作を周期的に繰り返す。この動作の周期を歩行周期と呼ぶ（図付1-1）。一般に、片方の踵が接地してからもう片方の踵が接地するまでを1歩（step）とし、この距離を歩幅（step length）と呼んでいる。一方でストライド（stride length）は踵が接地してからその踵が再び接地するまでの距離を表わす。現状では、前者の歩幅と後者のストライドが混同して用いられており、明確な区別がなされていない。そこで、本論文では歩行に際しての下肢の運動を一種の振動現象としてとらえる観点から、片方の脚の歩行周期を1歩と考え、歩幅、歩調を次のように定義した（図付1-1）。



図付1-1 歩行周期

例えば、右踵を接地してから、再び右踵を接地するまでを歩行周期と呼ぶ。そして、この距離はストライドと呼ばれる。本論文ではストライドを歩幅と定義した。

①歩幅は、右脚が接地してから、次に右脚が接地するまでの距離

②歩調は、1秒間に行われた歩行周期の数。

この様に定義すると、歩行動作を下肢の振動現象と考えたときに①歩幅はその振幅、②歩調はその振動数に対応させることができる。

付録2：第6章の歩行シミュレーションに用いた パラメータ

①リズム発生神経回路網

a. リズム発生神経回路網への定常入力 u_0

モデルの歩行速度を決定するリズム発生神経回路網への定常入力 u_0 はモデルに与えたそれぞれの拘縮と歩行速度に関して表付2・1のように設定した。

表付2・1 モデルの歩行速度とリズム発生神経回路網への定常入力

歩行速度(m/s)		0.5	0.7	0.9	1.1
拘縮なし		3.3	3.7	4.1	5.5
股伸 関展 節制 限	5	3.5	3.7	4.8	7
	10	4.2	4.7	7.5	—
膝 関伸 節展 制 限	15	4.6	4.8	5	5.6
	25	—	5	5.5	6.3
	35	—	—	5.3	6.4

b. 時定数および神経ユニット間の重み

神経ユニット i の内部状態の時定数

$$\tau_1 = \tau_2 = \tau_3 = \tau_4 = 0.08$$

$$\tau_5 = \tau_6 = \tau_7 = \tau_8 = \tau_9 = \tau_{10} = \tau_{11} = \tau_{12} = 0.04$$

神経ユニット i の自己抑制因子の時定数

$$\tau'_1 = \tau'_2 = \tau'_3 = \tau'_4 = 0.6$$

$$\tau'_5 = \tau'_6 = \tau'_7 = \tau'_8 = \tau'_9 = \tau'_{10} = \tau'_{11} = \tau'_{12} = 0.3$$

神経ユニットの内部状態と自己抑制因子の相互作用を決定するパラメータ

$$\beta = 2.5$$

神経ユニット ij 間の結合の重み

$$w_{12} = w_{21} = w_{34} = w_{43} = w_{56} = w_{65} = w_{78} = w_{87} = w_{910} = w_{109} \\ = w_{1112} = w_{1211} = -2.0$$

$$w_{13} = w_{31} = w_{24} = w_{42} = -1.0$$

$$w_{61} = w_{62} = w_{83} = w_{84} = w_{910} = w_{101} = w_{102} = w_{123} = w_{124} = -1.0$$

その他の w_{ij} は 0.0

c. 神経ユニットの内部状態から駆動トルクへの変換係数

$$\text{股関節 屈曲: } q_1 = q_3 = 15.0 \quad \text{伸展: } q_2 = q_4 = 85.0$$

$$\text{膝関節 屈曲: } q_5 = q_7 = 15.0 \quad \text{伸展: } q_6 = q_8 = 15.0$$

$$\text{足関節 背屈: } q_9 = q_{11} = 100.0 \quad \text{底屈: } q_{10} = q_{12} = 75.0$$

d. 感覚フィードバックのパラメータ

股関節を支配する神経ユニットへのフィードバックに関するもの

$$p_1 = 1.5, p_2 = 1.0, p_3 = 1.5, p_4 = 1.5$$

膝関節を支配する神経ユニットへのフィードバックに関するもの

$$p_5 = 2.8$$

足関節を支配する神経ユニットへのフィードバックに関するもの

$$p_6 = 1.5, p_7 = 3.0, p_8 = 1.5$$

②筋骨格系

a. 生体常数

全体重 : $W = 46.4$

身体部位に関するもの

質量 : $m_u = 29.98, m_t = 4.96, m_s = 3.25$

慣性モーメント : $I_u = 0.05424, I_t = 0.3700, I_s = 0.001445$

長さ : $L_t = 0.3839, L_s = 0.2382$

近位関節から重心までの距離 : $l_t = 0.1862, l_s = 0.1844$

b. 床反力のパラメータ

弾性係数 $k_{g0} = 10000.0$

粘性係数 $k_{g1} = 1000.0$

c. 抵抗トルクのパラメータ

弾性係数 $k_0 = 10000.0$

粘性係数 $k_1 = 10.0$

$$k_2 = 1000.0$$

