

377.5

K-11

2-59

障害者・高齢者の下肢機能の 定量的評価に関する研究



平成 11 年 12 月

産業医科大学病院 リハビリテーション部

新小田 幸一

九州工業大学附属図書館



10380160

目 次

第1章 緒論	1
1.1 リハビリテーション領域における工学的アプローチの意義	1
1.2 従来の研究	3
1.2.1 歩行・動作分析の歴史	3
1.2.2 バランス制御	5
1.3 本研究の意義	6
1.4 障害の要素とレベル	8
1.4.1 機能障害 (impairment)	8
1.4.2 能力障害 (disability)	8
1.4.3 社会的不利 (handicap)	9
1.5 本研究の概要	9
第2章 義足ソケットの評価	12
2.1 大腿義足用ソケットデザインの変遷	12
2.2 大腿義足の評価 (QLソケットとIRCソケットの比較)	16
2.2.1 臨床評価 (IRCソケットに関するアンケート調査)	16
2.2.2 立位バランスの評価 (代表例)	16
2.2.3 平地歩行の評価 (代表例)	23
2.2.4 降段動作の評価 (代表例)	25
2.2.5 被験者4名の各動作の総合	28
2.2.6 考察	30
2.3 下腿義足の評価 (PTBソケットとTSBソケットの比較)	31
2.3.1 下腿義足用ソケットデザインの変遷	31
2.3.2 臨床評価 (TSBソケットに関するアンケート調査)	33
2.3.3 考察	39
2.4 ソケット内圧計測用センサ(Socket-N)の特性の検定	40

2.4.1	検定用の装置と方法	41
2.4.2	クリープ特性	42
2.4.3	ヒステリシス特性	44
2.4.4	誤差特性	45
2.4.5	再現性	46
2.4.6	感度分布特性	47
2.4.7	温度特性	49
2.4.8	考察	50
2.5	センサの下腿義足の適合評価への応用	51
2.5.1	症例と方法	52
2.5.2	適合評価結果	54
2.5.3	考察	55
2.6	第2章のまとめ	55
第3章	片麻痺者の筋力とバランスの評価	60
3.1	姿勢, 動作の特徴	60
3.2	筋力とバランス機能	63
3.2.1	非麻痺側の下肢筋力とバランス機能との関係	63
3.2.2	外乱に対するバランスおよび筋反応 (健常若齢者の場合)	68
3.2.3	外乱に対するバランスおよび筋反応 (健常高齢者と片麻痺者の場合)	79
3.2.4	考察	85
3.3	足部変形と機能再建術	86
3.3.1	機能再建術前後のバランス機能の変化	87
3.3.2	機能再建術前後の筋力の変化	88
3.3.3	考察	88
3.4	第3章のまとめ	89

第4章 片麻痺者・高齢者の下肢機能と転倒に関する評価	91
4.1 転倒予防の重要性	91
4.2 課題指向型動作の評価	91
4.2.1 椅子からの立ち上がり動作の解析	92
4.2.2 物品挙上動作の解析	102
4.2.3 物品挙上動作と転倒との関連性	109
4.2.4 ウェーブレット解析による転倒および受傷との関連性	113
4.2.5 考察	124
4.3 フィードバック装置の効果の評価	124
4.3.1 装置の概要	125
4.3.2 評価法	126
4.3.3 結果	127
4.3.4 考察	130
4.4 第4章のまとめ	132
第5章 結論	134
謝辞	136
参考文献	137
付録	149

第1章 緒 論

本論文には筆者が主な日常業務としている、主に医学的リハビリテーション領域での対象者を被験者として行った研究結果が記述されている。これらの被験者は、身体に障害を有する下肢切断者、脳卒中後片麻痺者（以下、片麻痺者）、高齢者および比較のための対照者である。本研究は工学的機器によって、切断者の義足装着中の歩行特性やソケット内圧の計測、片麻痺者のバランス反応の計測等をとおして下肢機能を定量的に評価し、その結果をリハビリテーションの中に生かすことにより、社会福祉に貢献することを企図としている。

本章では、まずリハビリテーション分野において、工学的観点でアプローチを行う意義について述べる。そして、従来から行われてきた研究について言及した後、本研究の意義について述べ、最後に本論文の構成について述べる。

1.1 リハビリテーション領域における工学的アプローチの意義

リハビリテーション領域で工学的機器を利用して、工学的観点でアプローチを行う学問、すなわちリハビリテーション工学や生体工学の分野ではこれまでも数多くの報告がなされている。工学という用語そのものの裾野が広いいため、これらの学問の示す範囲も決して狭いものではない。例えば、人工関節、人工靭帯ような代替器官の強度や生体力学的特性に関する信頼性、外部環境がペースメーカーに与える影響の研究などもこの範疇に含まれるものと思われる。高位脊髄損傷患者が残存する機能を利用して、ベッドサイドのテレビジョンのチャンネル切り替えや音量調節、ナースコールのボタンを押すなどの操作を適切に行えるような機器の研究も進んでいる。また、全国各地にあるリハビリテ

ーションセンターなどのリハビリテーション専門施設においては、重度身体障害者用環境制御システムの研究開発を行い、実際にシステムが完備されている施設も多い。一方、筆者が日常的に治療に携わっている片麻痺者や下肢切断者などは、大半が最終的なゴールとしてリハビリテーション終了後に家庭や実社会（職場）へ復帰することを目指している。このため、彼らの歩行やバランスの能力はどの程度なのか、また使用する義足が適合しているかどうかを評価し、その評価結果をリハビリテーションの中に生かすことは、直接的に彼らのゴールと社会復帰に繋がることになり、もし退院後に介助・介護が必要であれば、家族を中心とする人々にそのための情報を提供できる。

リハビリテーションにおける評価法には、従来から行われてきた機能テストとしてのテストバッテリーを利用する方法、検者が直接、あるいは一旦 VTR 等のメディアに記録した後、あらためて再生する方法で視覚的に動作や運動を観察して健常者の場合と比較する方法がある。これらの方法は臨床で即座に行うことができ、予め機能段階毎の標準点が決められているために、横断的な比較が可能であるという利点がある。しかし定性的な評価のために検者間で評価結果が異なる場合もあり得る。このような問題点は工学的な機器を使用すれば、すべてではないがある程度の問題解決が可能である。例えば、ある切断者の義足歩行を評価するとき、切断者がソケット内に強い圧迫感、あるいは痛みを訴えるような部位が存在する場合、切断者にソケットの上からその部位を示すように指示し、痛みは視覚的なアナログスケールを用いて「とても痛い」、「我慢できる範囲の痛み」、「ふつう」等のような表現で定性的に段階付けさせることが可能であろう。しかし、歪みゲージなどの計測機器を利用してソケット内圧を測定すれば、ソケットの修正によってどの程度その圧迫や痛みが低減されるかを観察でき、適切なソケット修正量の決定が可能になる。また、床反力計を利用して歩行時の力学的データが得られれば、3次元の床反力の変化や足圧中心の軌跡を定量的に観察することも可能となり、これによって異なる義足用ソ

ケットの優劣を判断したり、その切断者に合った部品の選定をスムーズに行うことができる。

片麻痺者に関しても、床反力計によって立位時の麻痺側下肢への荷重量の度合を捉えることができる。さらに、この荷重量を CRT 上に棒の高さ等で表示できるような解析ソフトウェアは、片麻痺者にリアルタイムで下肢への荷重量を視覚的に理解させることができ、一種のバイオフィードバック装置としての利用も可能となる。また、これらの機器を定期的な評価に用いることによって経時的な変化を捉えることが可能となり、得られた結果は治療方針・計画の見直しや、義足部品の交換時期の見極め等にとって有力な情報源となる。

技術者や医療従事者はこのような工学的な機器の利用にあたって、被験者(患者、障害者、高齢者)と機器の間であって、情報の橋渡しをするインターフェースとしての役割を果たすべきであると筆者は理解している。そのためには、生体に現れる現象を記録として残し、何故にそのような現象になるのかを理解することが重要であり、工学的手法を用いてこれらの評価を行うことはリハビリテーションの一翼を担うことになると思われる。

1998 年、我が国においては関連諸学会の長年の努力が実り、歩行分析の診療報酬点数化を求める申請が厚生省によって認められ、「歩行機能検査」の診療報酬化が実現する運びとなった。まだ現在のところ単一メーカーの限られた機器によって検査を行った場合に限定されている。しかし、リハビリテーションの分野において、歩行分析が「臨床検査」の 1 つとして公に認められたことは、工学的手法がこの分野である種の地位を得たことを意味し、今後益々その重要性が高まるものと思われる¹⁾。

1.2 従来の研究

1.2.1 歩行・動作分析の歴史

歩行分析の歴史は紀元前 4 世紀の Aristotle に遡るといわれている。運動学的な分析は、後に Leonardo da Vinci や Borelle, Weber 兄弟などが続いて取り組んだが、今日の歩行分析の基礎をなすものは 19 世紀初頭の Weber 兄弟によって行われたものとされている²⁾。しかし、これらはいずれも肉眼を通して行った主観的なものが主体であったために、定性的な評価法は生体力学的な情報を得るには不十分であり、客観的な観察が可能な計測法が求められるようになった。19 世紀末には写真技術の発達によりストロボ写真法、動画写真法により科学的評価が可能となり、その 1 つに 1882 年の Marey のスリットを利用した分解記録法が挙げられる。その 3 年後、Eastman Kodak 社がロール式写真フィルムを量産化するに至って、1 本のフィルムに多数の画像を記録することができるようになった。この後、1893 年に Edison の発明した活動写真を利用した cinematography が急速に発展し、これを利用して Braune や Fischer が 3 次元測定法を確立し、歩行分析の分野での研究が一挙に進展した。エレクトロニクスの技術発展はストロボ撮影における正確な発光タイミングを可能とし、これは 1964 年の Murray ら³⁾、1972 年の Sutherland ら⁴⁾の研究成果に繋がっている。

ゴニオメータ式の角度計測装置も発表されはしたが、人体の動きは純粋な矢状面、前額面、水平面での動きによるものはむしろ少なく、複雑な回旋運動をともなった動きにより成り立っていることが多いために、十分に利用されるには至っていない。しかし、スウェーデンの Selcom 社の発光ダイオードを利用した Selspot は、動作中の関節角度を無拘束で計測できる機器として、現在主流となりつつある、光反射式のマーカを含む関節角度計測装置の基礎をなしている。

一方、運動力学的な計測装置としては、1935 年の Basler の機械式床反力計が最初であると思われる²⁾。この床反力計はその後のエレクトロニクスの発展によって、歪みゲージやスイスの Kistler 社製の piezo 素子を使用したものによって代わられ、現在ではこの 2 つの方式が主流となっている。そして大型電子

計算機から小型で安価なパーソナルコンピュータへの時代の流れとともに、処理技術や解析ソフトウェアの充実も相俟って、今日の歩行分析を中心とする動作分析法の発展へと繋がった。

その一方で、我が国でも動作分析の分野は山下⁵⁾によって数学モデルによる理論解析が開始され、2足歩行理論へと発展した。その後は半導体素子の技術開発とそれによる増幅器を組込んだ床反力計、パーソナルコンピュータの発展によって、計算機シミュレーションによるモデル解析をもたらし、この解析法は現在では整形外科、リハビリテーション医学、歩行・動作分析等の分野で盛んに利用されるようになってきている。今日では歩行分析は広義に捉えられるようになり、筆者らが行っている切断者の使用する義足ソケットの内圧計測や筋電図学的な評価もこの範疇に含まれる⁶⁾。

1.2.2 バランス制御

次に特に立位条件でのヒトのバランス制御について述べる。進化の過程でヒトは2足で起立するようになり、安定性という観点からは不利になってしまった。Morton⁷⁾によればこの状態に適応するために、ヒトが容易にしかもエネルギーが少なくてすむ起立能力を獲得したことは、ヒトの身体的に最も進化した点であるとしている。彼は立位での重心線が両足部の支持基底面内に落ちる限りにおいては、ヒトは抗重力筋を相動的に収縮させなくても筋緊張を増加させることによって平衡を保てるとしている。一方、Steindler⁸⁾はヒトの立位保持中の足圧中心（COP: center of pressure, あるいはZMP: zero moment pointと称される）は支持機構と関連して、各自が本来もっている一定範囲に落ち着く傾向があるとしている。静止立位での重心は多くの研究者によって報告されており、それらの内容もバラエティに富むが、Hellebrandtら⁹⁾やMurrayら¹⁰⁾の報告によれば、矢状面では踵から足長の40-45%の位置で、藤原ら¹¹⁾によれば、この範囲は足長の30-60%とかなり幅広く、重心の高さは足底から身長約55%の

位置にあるとされている。また Portnoy ら¹²⁾は立位保持中の筋電図学的な所見から、COP の位置により下肢筋の活動量が変化するとしており、藤原ら^{13), 14)}は下肢のうち、足関節背屈筋である前脛骨筋には静止立位で活動を認めず、相対的に後傾姿勢になって初めて筋活動を認めたとしている。静止立位に限らず、立位において上肢を使用して物品を挙上するような動作中に、その物品とヒトを含めた全質量の重心から垂らした重力線が、両足部によって作られる支持基底面内に落ちればバランスを保ちながらその動作を実行できることになる。

姿勢調節、バランス制御に関与する神経機構の理論は、古くは Sherrington による末梢神経からの入力に対する反射理論が有名である。しかし、反射機構のみによってヒトの姿勢制御を説明するのは困難であり、今日では反射機構に加えて中枢での運動プログラムが関与しているという考え方が一般的となっている。片麻痺者のように脳の実質に非可逆的な器質的損傷が生じる疾患であっても運動療法の継続によって、普段は使われていない脳の部位が完全ではないにしても、それまで損傷部位が受け持っていた機能を代償するようになり、動作遂行のためのあらたなエングラムが形成される。このような考え方は歩行、姿勢に関する研究分野で発展し、これらを通じて平衡機能、バランス能力、歩行能力の再獲得や再構築を目指すリハビリテーション領域での訓練法の開発へと繋がっている^{15)~17)}。

1.3 本研究の意義

四肢切断、特に下肢切断は交通事故、労働災害、末梢循環障害、あるいは悪性腫瘍を治療するために実施される。このうち前2者の原因による場合は比較的若い年齢で切断に至ることが多いため、職業復帰をも含めたりハビリテーションが必要となる。切断者が義足を常時装着して歩行することを考えれば、義足の善し悪しによってその人の行動範囲が大きく左右されることになることを

念頭におかねばならない。その人が職業をもつ人であればなおさらである。義足を含めた切断肢を動かす力源は、まず断端からソケットを介して義足全体に伝えられることを考慮すると、チェックアウト時点で義足ソケットの適合が良好であれば、その義足に課せられた関門の1つは通過したことになる。逆にソケットの適合が不良であれば、いくら他のパーツや継手に取り替えてもその義足は切断者が使いこなせるものとはならない。したがってチェックアウト時の臨床評価に加えて工学的な機器による評価を併用し、ソケットの特性がうまく生かされているかを定量的に評価することは、そのソケットデザインが本来もっている利点が生かされているかを確認することができ、そのソケットに不具合点があれば修正作業の効率化が図れるようになるという意義がある。

ヒトの適切なバランス制御は、身体各肢節の動きを察知する関節位置覚や運動覚などの体性感覚、視覚、前庭覚、さらにこれらの感覚情報を処理・統合する中枢神経系、加えて末梢神経系、実際に最終的な効果器として運動を生じさせる筋骨格系が複雑に連携し合うことによって達成される¹⁸⁾。ヒトは高齢になると感覚閾値の上昇、刺激に対する反応時間の延長、筋力の低下、視覚障害、関節可動域の低下等が生じることが報告されており^{19)~23)}、これらによって単に静止立位のみでなく、立位時に種々の動作で転倒に対する不安を抱き、実際に転倒に至ることが報告されている。高齢者は一旦転倒すると転倒に対する不安がますます増し、抑鬱傾向や自発性の低下、外出頻度の減少、可動性の低下を認めると言われている²⁴⁾。またこれに限らず、骨折や打撲、捻挫等の受傷転帰を伴う場合、その後は容易に寝たきりになってしまうことも想像に難くない。さらに片麻痺者のように、不幸にして中高齢になってから身体に障害をもった人々の場合には、急性期を脱した後、順調にリハビリテーションを行って、少なくとも杖や下肢装具等の歩行補助具を用いれば歩行する能力をもち得たとしても、後遺症として左右どちらか一側の感覚や運動の麻痺が持続する者はむしろ数としては多い。このような人々は、発症する年齢との関係から、加齢に

よる身体機能の低下と片麻痺という二重の障害をもちながら生活しなくてはならず、通常の老化の過程を経た高齢者よりも転倒の危険性は遙かに高いものと考えられる。このような意味からも、何らかの手段、工学機器の利用を含む手法を導入すれば、転倒の危険性を有する片麻痺者を発掘し、その情報を示して転倒に対する注意の喚起と防止を図り、前述のような転倒のマイナス面をなくすことが可能であろう。このような前方視的なアプローチは、超高齢者社会を控えた我が国において、障害者や高齢者の生活あるいは人生の質(Quality of Life:QOL)を高め、今後増加し続けるであろう医療費の支出を少しでも低減させるなど、極めて意義深いものがあると思われる。

1.4 障害の要素とレベル

障害という言葉は一般的には、単に四肢および体幹の運動障害として捉えられやすいが、1980年のWHO（世界保健機構）の国際障害分類²⁵⁾では次のような3つのレベルで障害を定義している。

1.4.1 機能障害 (impairment)

生物学的なレベルでの障害。後述の能力障害、または社会的不利の原因となる、またはその可能性をもつ機能（筋の収縮力や感覚などの身体面と精神・心理などの側面）または形態などの何らかの異常を意味する。従って、運動や感覚の麻痺、切断による障害はこのカテゴリに含まれる。

1.4.2 能力障害 (disability)

人間個体のレベルでの障害であり、機能・形態の障害から生じる。これには運動麻痺や切断による歩行能力、移動能力などのいわゆる日常生活動作の能力障害であり、残存機能の開発や車いす、歩行器などの利用、杖等の補助具、義肢、装具等を含みハビリテーションアプローチにより軽減が可能である。

1.4.3 社会的不利 (handicap)

社会的な存在として、1 人の人間のレベルとして捉えられる障害である。例として失職、婚姻、困窮、交通機関へのアクセス困難など、基本的人権行使の制約または阻害が挙げられ、バリアフリーの思想はこれに対する障壁除去の 1 つの方法である。

2000 年の発行を目処に改訂作業が進められている WHO の新しい国際障害分類では、能力障害、社会的不利を活動(activities)、参加 (participation) に置き換えるなど、人間の健康を包括的に捉えようとする試みが示されている。

1.5 本研究の概要

本論文は 5 章からなり、被験者構造（切断者と片麻痺者、高齢者および対照者）の違いにより大きく 2 つに分かれている。切断者は義足用ソケットに関する研究であり、片麻痺者と高齢者、対照者は主にバランスと筋力についての研究である。

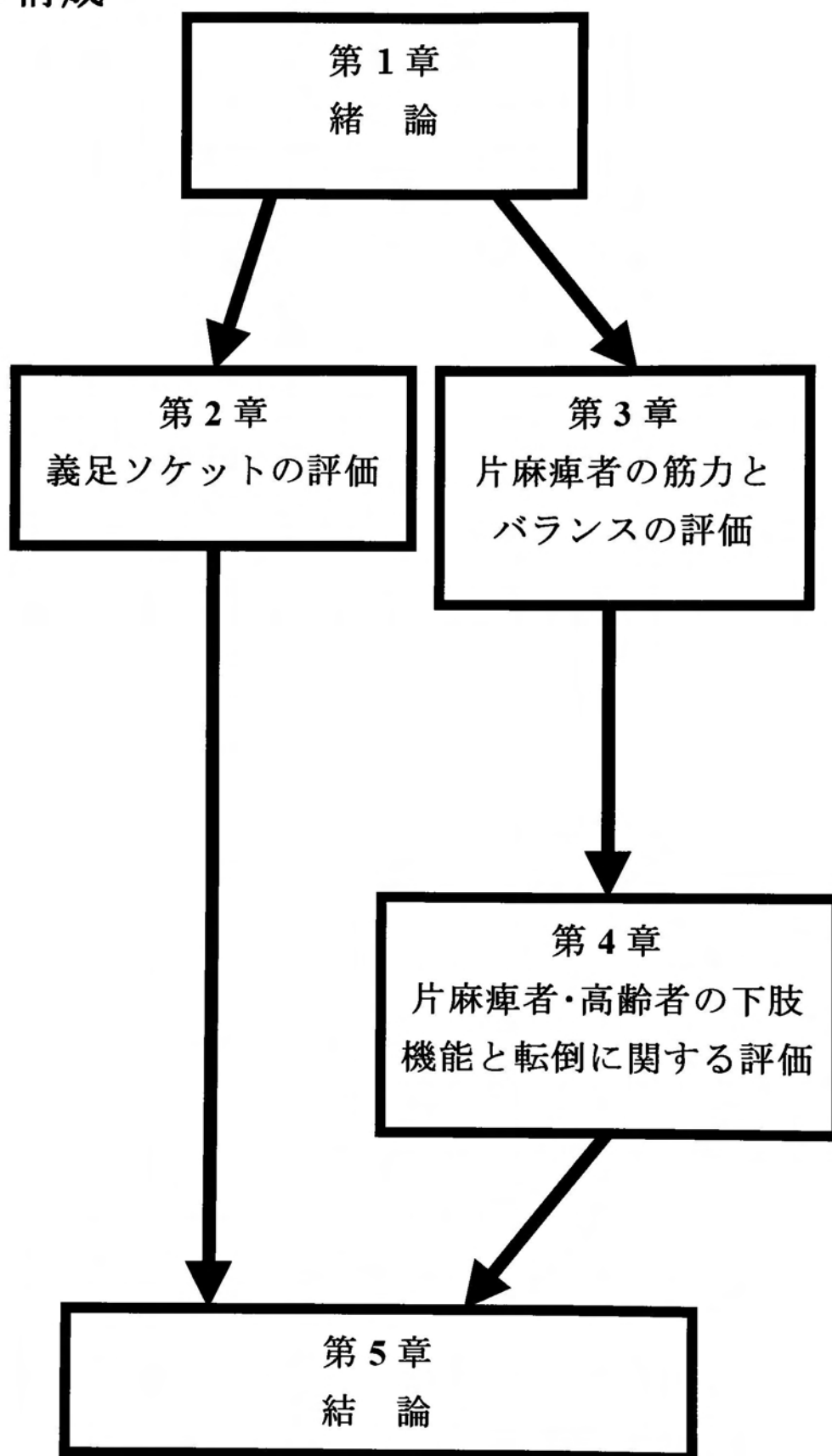
第 2 章では、従来から使用されてきた義足用ソケットと、我が国においては筆者らが比較的早期から臨床導入を図ってきた 2 種類の新しいソケットを大腿義足と下腿義足の場合について比較して述べる。この中では実際にこれらのソケットを使用している切断者を対象に行ったアンケート調査の結果も合わせて示している。大腿義足用ソケットでは床反力計を用いて得られた床反力と足圧中心のデータを検討する。また下腿義足用ソケットでは、圧力センサを用いてソケット内圧を評価した結果を検討する。このセンサは、人工気象室内において、ソケット内の環境温度と湿度をシミュレートした条件下でその特性を検定し、その結果に基づきこのセンサを用いて行ったソケット内圧の評価から、センサを利用した義足ソケットのチェックアウトの利点と、新しいデザインの義足ソケットのもつ優位性について考察する。

第3章では、リハビリテーション領域で治療対象者としてはもっと数の多い疾患の1つである片麻痺者について、まずその障害の特徴を概説し、麻痺の程度、筋力とバランスの関係を等運動性筋力測定器や床反力計によって評価した結果に基づいて記述する。また、脳卒中によって生じた麻痺側下肢に多発する足部変形に対して行った機能再建術の術前術後の下肢筋力、バランス機能の変化を評価して考察する。

第4章では主に片麻痺者の転倒に関する問題について述べる。この中ではまず健常な若齢者と高齢者、片麻痺者に対し立位時に急激な後方牽引力を与え、出現する反応を、運動学的評価と下肢筋の筋電図による評価によって考察する。次に課題指向型の評価として筆者らが考案した連続動作で被験者がどのような挙動を示すかを、位置計測装置や床反力計を用いて計測し、高齢者における立ち上がり動作時の転倒の危険性、片麻痺者の中で転倒経験のある者とない者、さらに転倒によって受傷する者とそうでない者とでどのような差が存在するのかを明らかにする。第4章の終わりには、片麻痺者の転倒予防を目的とした治療の1つとして、バイオフィードバック療法の可能性について考察する。

第5章では、本研究で得られた成果を総括する。

論文の構成



第2章 義足ソケットの評価

義肢には上肢に対する義手，下肢に対する義足がある．本章では工学的機器を臨床に導入して，ソケットのデザインの違いによる義足の特性の差やソケットの適合性を評価した結果について，大腿義足と下腿義足の場合を例にして述べる．

2.1 大腿義足用ソケットデザインの変遷

1980年代の半ばあたりまでは，大腿義足用のソケットは四辺形（Quadri-Lateral 以下 QL）ソケットが主流であった．QLソケットの原型は第二次大戦後ヨーロッパからアメリカにもたらされ，University of California, Berkeley の Radcliffe^{1), 2)} を中心として改良されてきた．QLソケットはそれまでの差込式のソケットに比べ断端の吸着性と懸吊性にすぐれており，世界的標準として長い間使用されてきた．QLソケットは，断端の全面接触，立脚において体重を支持する坐骨シート，坐骨を坐骨シート上へ確実に載せるための前方からの Scarpa 三角[†] の押さえ，長内転筋チャンネルをもっていることなどが特徴的であった．しかしながらこのような特徴に対し，次のような問題点が指摘されてきていることも事実である³⁾．

- (1) 坐骨が坐骨シート上にうまく載らず，ソケット内に落ち込んだ場合は臀部に不快感や痛みを訴える者が多い．
- (2) Scarpa 三角を押さえることは大腿動脈を圧迫することとなり，末梢循環障害により切断に至った者にはむしろ疎血の可能性が危惧され，かえって循環障害を増悪させてしまう危険性がある．

[†] Scarpa 三角:大腿三角ともいわれる．鼠径靭帯，縫工筋の内側縁および長内転筋の内側縁に囲まれた三角部で，内側の内転筋群と外側の腸腰筋および内側広筋との間のくぼみを作っている．この中を大腿動静脈，リンパ管，大腿神経の枝が通り，上方は血管裂孔にはじまり，下方は内転筋管に続く（森 於菟 他，解剖学1総説・骨学・靭帯学，筋学，(1969)，金原出版，374より）．

- (3) 長内転筋チャンネルは断端周径の変化によって筋ロールを作り易く，その部分で筋ロールが挟み込まれると激痛が発生する。
- (4) 立脚中期以降には坐骨シートが骨盤を突き上げ，腰椎の前弯を増強させて腰痛を訴える例が存在する。
- (5) 立脚期中臀筋が強く収縮すると，ソケット外壁を介して義足が外転位となり，代償的に体幹が義足側に側屈してしまう。

このような問題点を解決すべく新しいソケットデザインを提唱してきたのが Long^{4),5)}，Sabolich⁶⁾らの米国における研究者であった。QL ソケットは前述のような特徴から前後径が狭く，逆に内外径は広いほぼ四辺形に近い形状であるのに対し，彼らの提唱する新しい大腿義足のソケットデザインは多少のバラエティはあるにしても，狭い内外径(narrow M-L)，広い前後径 (wide A-P) をもつという共通点で一致していた (図 2.1)。彼らの提唱するソケットデザインの名称は，Long^{4), 5)}が NSNA(Normal Shape-Normal Alignment)，Sabolich⁶⁾が CAT-CAM(Contoured Adducted Trochanteric-Controlled Alignment Method)，Hoyt⁷⁾が UCLA CAT-CAM，Shamp⁸⁾が Narrow ML のように様々な表現がなされていた。このような混乱を避けるために，1987 年 5 月に International Society for Prosthesis and Orthosis (ISPO:国際義肢装具協会)と Rehabilitation Research and Development Service の共同主催によって Miami で行われた International Workshop on Above-Knee Fitting and Alignment Techniques の会議において，彼らのソケットは坐骨結節がソケット内部に包含されている共通点をとらえて，Ischial-Ramal Containment (IRC) Socket の呼称を使用するようとの勧告が採択された⁹⁾。この会議の採択を期に現在では IRC ソケットの呼称が一般的となっている。

このような経過を経て変遷してきた大腿義足のソケット形状であったが，我が国では，川村ら^{10),11)}が CAT-CAM の名称で IRC ソケットを紹介したのが最初であったと思われる。そして我が国においても IRC ソケットが主流になりつつある。筆者らも 1986 年末より積極的な IRC ソケットの臨床導入に取り組んで今日に至っている^{12)~17)}。



(A) 前方より撮影，左が IRC ソケット，右が QL ソケット



(B)上方より撮影，左が IRC ソケット，右が QL ソケット

図 2.1 QL ソケットと IRC ソケットの形状
(右切断者用)

ここであらためて IRC ソケットの特徴を QL ソケットと比較しながら図示する。IRC ソケットは QL ソケットのような坐骨シートがなく、坐骨がソケット内に収納され、さらに、骨盤、大転子上部と断端のソケット外壁から大腿骨に加えられた内向きの力、坐骨枝と恥骨下枝に加えられた外向きの力とで骨盤、および大腿骨を3方向からで挟み込むことによって、左右（内外側）方向への安定性を図っている（図 2.2）。

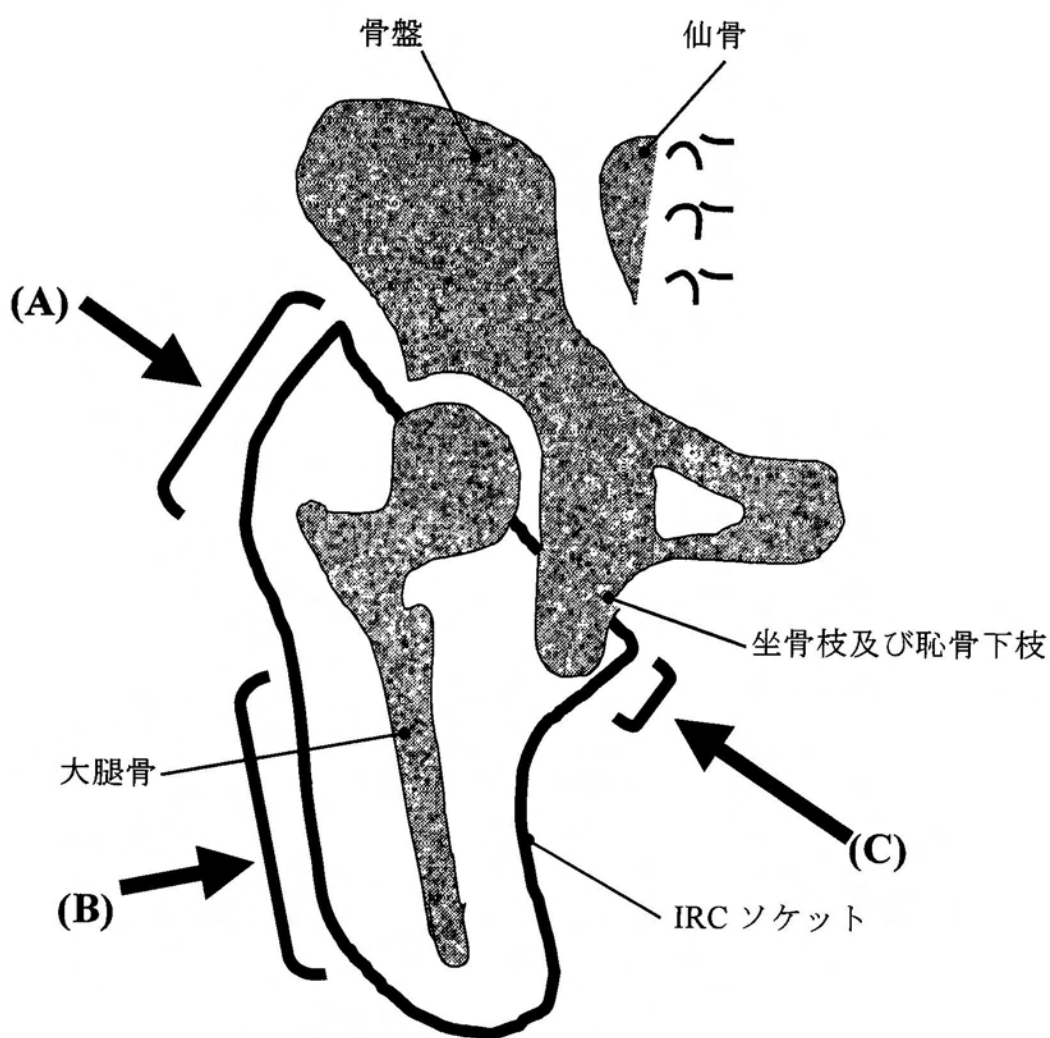


図 2.2 IRC ソケットにおける 3 方向からの固定

(A):骨盤、大転子上部に働く内向きの力、(B):断端にはたらく内向きの力、(C):坐骨枝と恥骨下枝にはたらく外向きの力。これらの3つの力によりソケットには左右（内外側）方向の安定性が与えられる。

2.2 大腿義足の評価（QL ソケットと IRC ソケットの比較）

2.2.1 臨床評価（IRC ソケットに関するアンケート調査）

次に臨床評価について述べる。義足の開発・適応・製作に際しては、特にソケットが切断肢と義足のインターフェイスであることから、その使用者である切断者の意見を反映させながら進めることが肝要である。以下には切断者が一定期間 IRC ソケットの大腿義足を使用した後、使用感や装着感等を尋ねたアンケート調査の結果を示す。

(1) アンケート対象者と項目

アンケート内容は表 2.1 のとおりである。IRC ソケットを 1 か月以上の期間使用した A 群 8 名と、使用開始からまだ 1 か月未満と日の浅い B 群 6 名の合計 14 名 14 肢がその対象である。回答を寄せた全員が以前は QL ソケットの大腿義足を使用しており、2 本目として IRC ソケットを支給されている。

(2) アンケート結果

図 2.3 にはその集計結果が示されている。なお、B 群は使用期間が短いことを考慮して質問の 1,2,および 6 のみに回答させたものである。さらに、AB 両群をまとめて、共通のアンケート項目である「装着のしやすさ」、「装着感のよさ」、「坐位での感じのよさ」を百分率で示したものが図 2.4 である。

アンケート結果からは、使用感を中心として概ね IRC ソケットに対する感想と受け容れは良好であったと言える。

2.2.2 立位バランスの評価（代表例）

2.2.1 に示したアンケート調査の対象者の中から 4 名に協力を求め、ソケットタイプの違いによって、静止立位時、歩行時、降段時の COP の挙動に差が認められるか否かを検討するために、床反力計（Kistler 社製）と解析用のソフトウェア（Codix 社製）を用いて計測を行った。静止立位で被験者は床反力

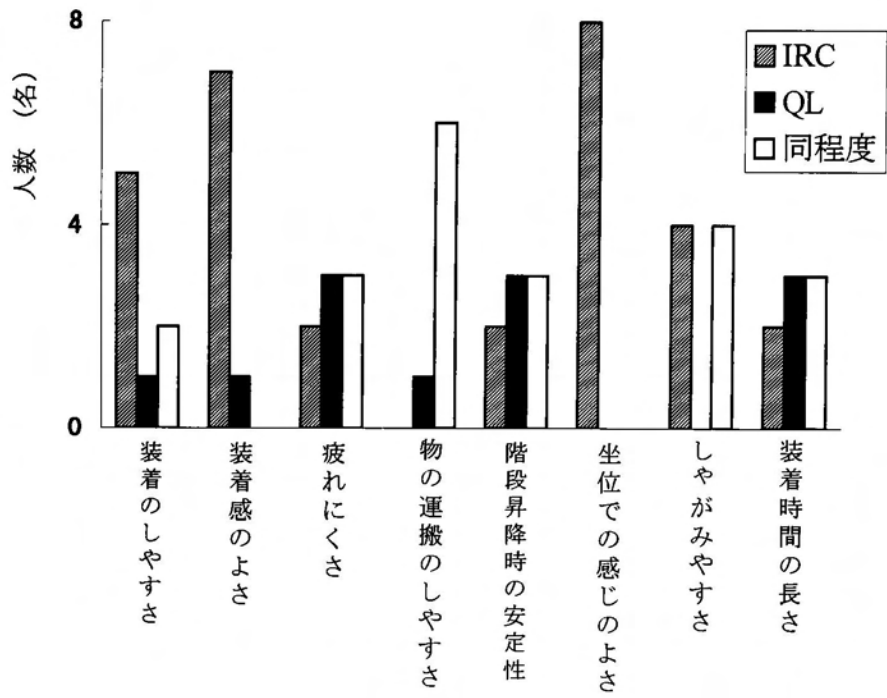
表 2.1 大腿義足用ソケットに関するアンケート

QL ソケットと IRC ソケットのアンケート

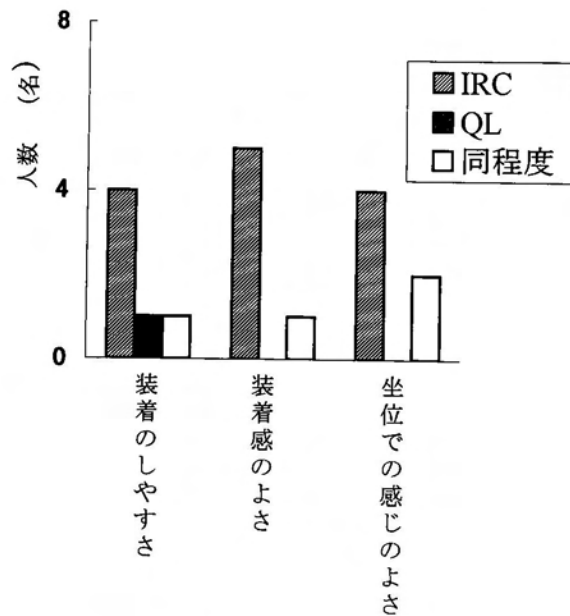
今まで使っていた義足のソケット（坐骨がソケットの上に載っているタイプ）と新しいソケット（坐骨がソケットの中に包み込まれているタイプ）を比べてお答え下さい。またその理由も可能な限りお書き下さい。

1. 装着のやさしいソケットはどちらですか。
選んだ理由は：
2. 装着感のよいソケットはどちらですか。
選んだ理由は：
3. 疲れにくいソケットはどちらですか。
選んだ理由は：
4. 物を持ち運びするのにしやすいソケットはどちらですか。
選んだ理由は：
5. 階段を昇降するときに安定感のあるソケットはどちらですか。
選んだ理由は：
6. 坐ったときの感じのよいのはどちらのソケットですか。
選んだ理由は：
7. しゃがみやすいのはどちらのソケットですか。
選んだ理由は：
8. 1日のうちで装着時間の長いソケットはどちらですか。
選んだ理由は：

ご協力有り難うございました。

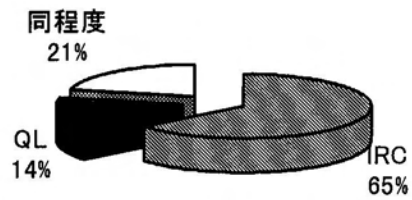


(A) A 群のアンケート結果

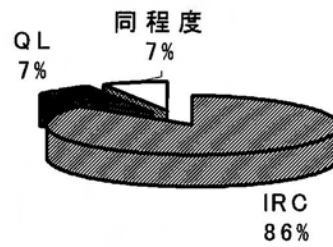


(B) B 群のアンケート結果

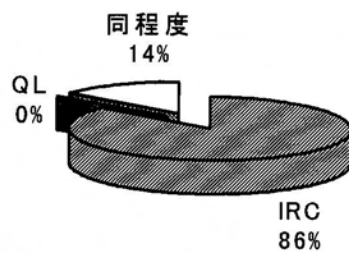
図 2.3 アンケート結果 (1)



(A)装着のしやすさ



(B)装着感のよさ



(C)坐位での感じのよさ

図 2.4 アンケート結果 (2)

A,B 両群共通の質問に対する回答を百分率で表示

計上で足部内側縁が互いに 40deg をなす爪先開きで起立する。そして前方約 2.5m の壁上のマーカを注視し，上肢による支持無しで 20 秒間の立位を保持する。サンプリング周波数は 30Hz とした。

なお，計測前の両ソケットの交換は義肢装具士が行い，ソケット以外のモジュラー部品（膝継手，足継手，足部，パイロン）は同一のものをを用いてソケットのみを交換して行った。そして以下に述べる床反力計による立位バランス，平地歩行，降段動作の計測前にそのソケットに馴れるように 1 時間以上の歩き込みの時間をとった。

静止立位での COP の動揺距離(*length*)，左右方向動揺幅(*W_x*)，前後方向動揺幅(*W_y*)，動揺面積(*square*)は COP の座標(*A_x*, *A_y*)から以下の計算式にて求めている (図 2.5)。

$$length = \sum_i \{(Ax_i - Ax_{i-1})^2 + (Ay_i - Ay_{i-1})^2\}^{1/2} \quad (2.1)$$

$$Wx = |Ax_{i_{max}} - Ax_{i_{min}}| \quad (2.2)$$

$$Wy = |Ay_{i_{max}} - Ay_{i_{min}}| \quad (2.3)$$

$$square = Wx \times Wy \quad (2.4)$$

ただし，*i* はデータ番号である。

(1) 代表被験者の一例

QL と IRC ソケットを比較した結果を，まず 26 歳の男性被験者 (TB) の例で示す。被験者 TB は 19 年前にガラス破片にて切傷を受けて大腿切断に至った。その後，某総合病院にて義足装着訓練，歩行訓練を受けた経験がある。これまで日常は QL ソケットによる大腿義足を使用していたが，今までの義足が古くなって再製作するのを期に，比較のために QL ソケットのほかに IRC ソケットも新規に製作することになった例である。日常生活動作は自立しており，歩行時に杖は必要ない。5 年前からフルタイムで医療技術職に就いている。

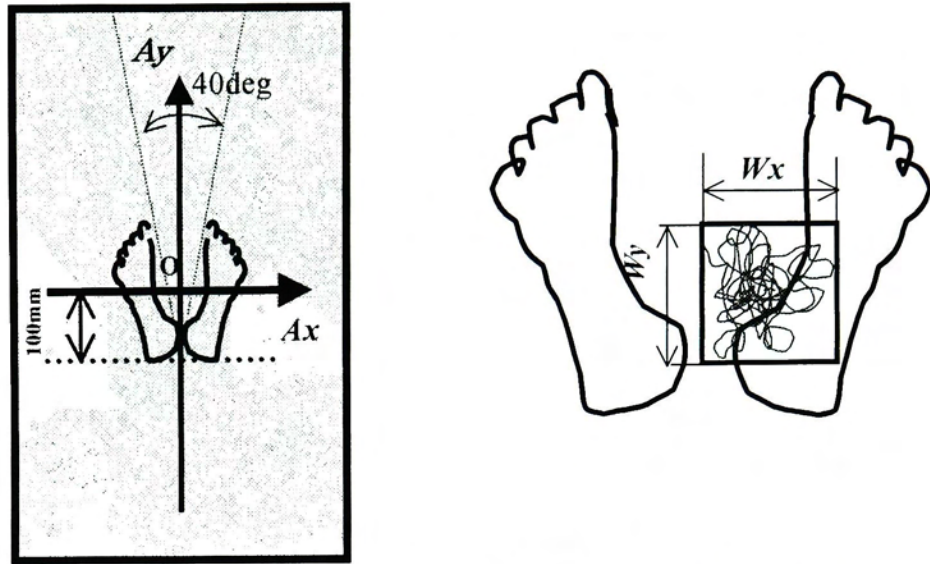


図 2.5 床反力計上の足部位置と COP 軌跡

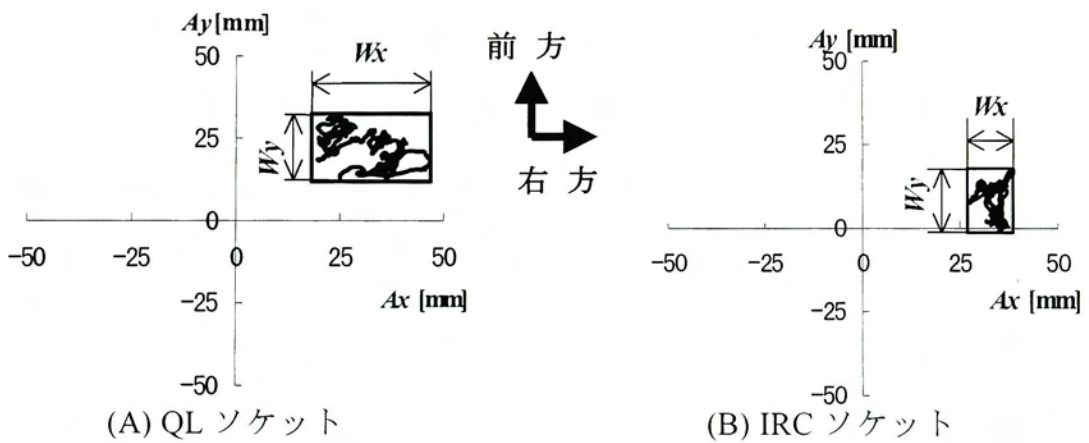


図 2.6 ソケットの違いによる静止立位時の COP 座標(Ax , Ay) の軌跡

左大腿切断者(TB)

図 2.6 に静止立位時の COP 挙動の計測結果をソケット別に示した。図中で COP 座標(A_x , A_y)の平均中心はどちらのソケットでも右側の健側肢に偏ってはいるが, W_x は明らかに IRC ソケットの方が狭く, 左右方向への安定性に優れていることが分かる。また図 2.7 には, この被験者の試行回数 5 回での *length*, *square*, W_x , W_y を平均値で示してある。被験者 TB では IRC ソケットの方が静止立位のバランスがよく, 左右方向への揺れが少ないことが分かる。

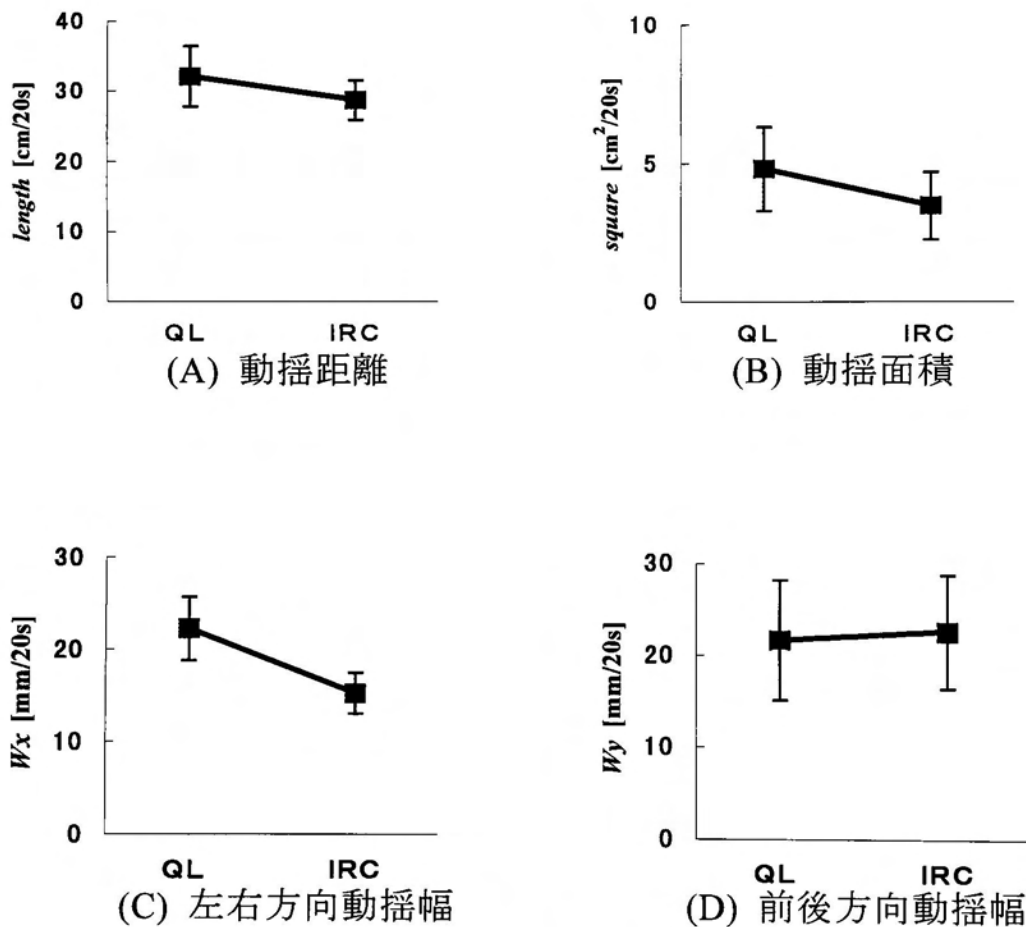


図 2.7 静止立位時の各パラメータ
左大腿切断者(TB)の一例

表 2.2 は図 2.7 のデータをあらためて記述したものである。これからも分かるように、QL ソケットから IRC ソケットに取り替えることによって、*length* は 10.3%，*square* は 27.5%，*W_x* は 31.5%それぞれ減少し，*W_y* は 3.69%と僅かながら増加している。このように，動揺幅は IRC ソケットが左右方向に狭く，前後方向に広いという特徴，すなわち，IRC ソケットの方が左右方向の”揺れ”が少ないことを示している。

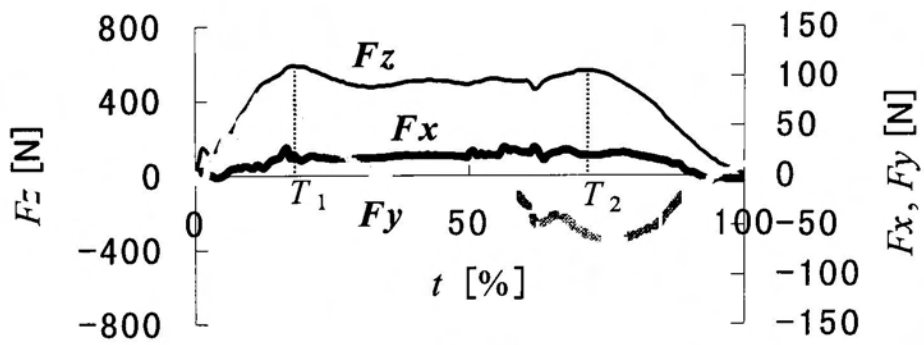
表 2.2 各ソケットでの静止立位時の COP 座標変化
(被験者 TB, 20 秒間の計測)

	動揺距離(<i>length</i>) (cm)	動揺面積(<i>square</i>) (cm ² /20s)	左右方向動揺幅(<i>W_x</i>) (mm)	前後方向動揺幅(<i>W_y</i>) (mm)
QL	32.0±4.31	4.80±1.51	22.2±3.41	21.7±6.55
IRC	28.6±2.82	3.48±1.22	15.2±2.24	22.5±6.15

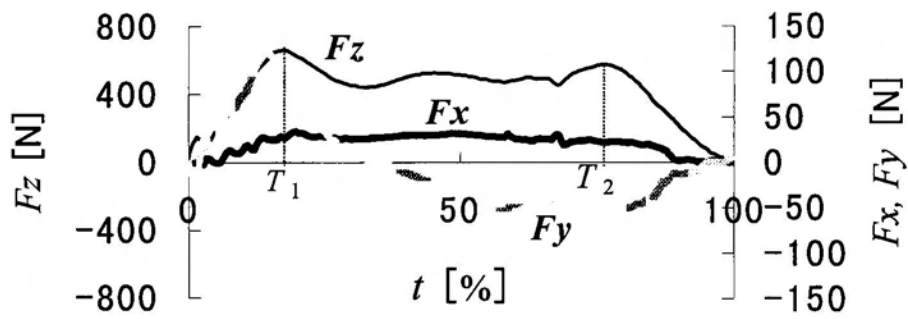
2.2.3 平地歩行の評価 (代表例)

平地歩行では特に歩き方を拘束しない杖無し of 自然な歩き方とし，義足側の足部が床反力計上からはみ出さずに 1 歩 (立脚期) 載せることができた試行を採用した。サンプリング周波数は 200Hz とした。採用した試行回数は 5 回である。図 2.8 にはソケット別に被験者 TB のある 1 つの試行について，鉛直方向(*F_z*)，左右方向(*F_x*)，前後方向(*F_y*)の床反力を示した。横軸は時間軸であるが，その試行での義足の立脚時間を 100%として百分率で表している。

次に歩行中の左右方向と前後方向の COP 座標(*A_x*, *A_y*)をみる。このとき義足側の単脚支持期に注目するために，図 2.8 の中で，義足の立脚期において踵接地から鉛直床反力 *F_z* の第 1 峰までの時間を *T₁*，第 2 峰までの時間を *T₂* とし，*T₁* と *T₂* を書き込んだ COP の座標(*A_x*, *A_y*)の時間変化を図 2.9 に示した。図 2.9 からは *A_x*, *A_y* とともに QL に比べ IRC の方が急激な変化が少ないことが分かる。



(A) QL



(B) IRC

図 2.8 歩行時の床反力 F_x, F_y, F_z

$T_1 \sim T_2$ は義足側の単脚支持期に相当する
(被験者 TB)

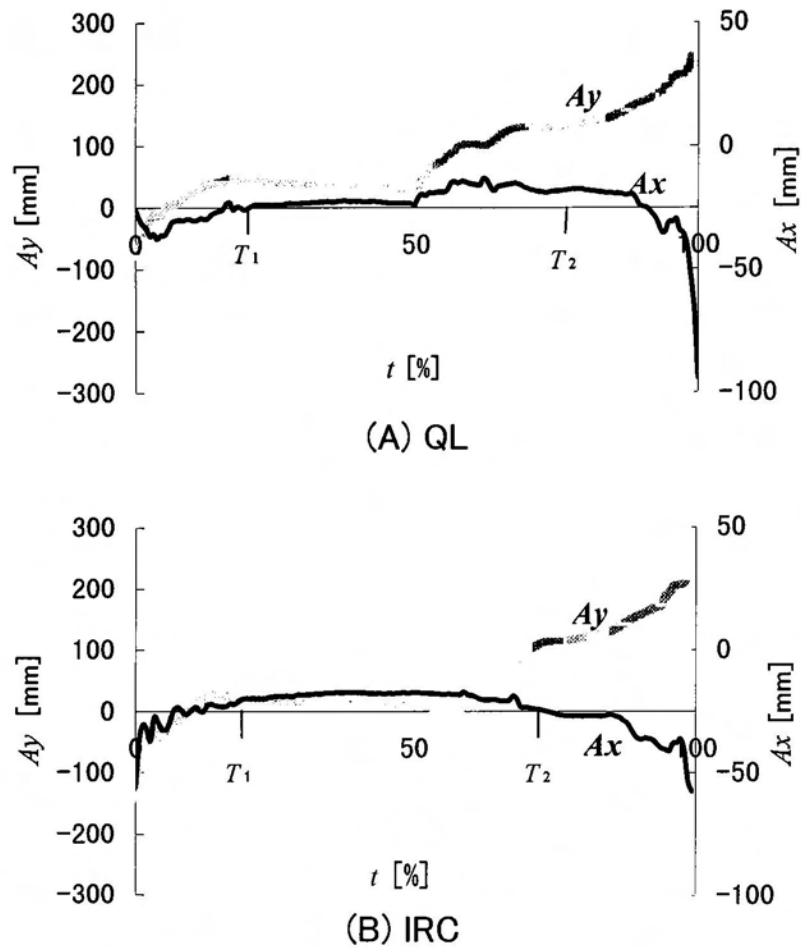
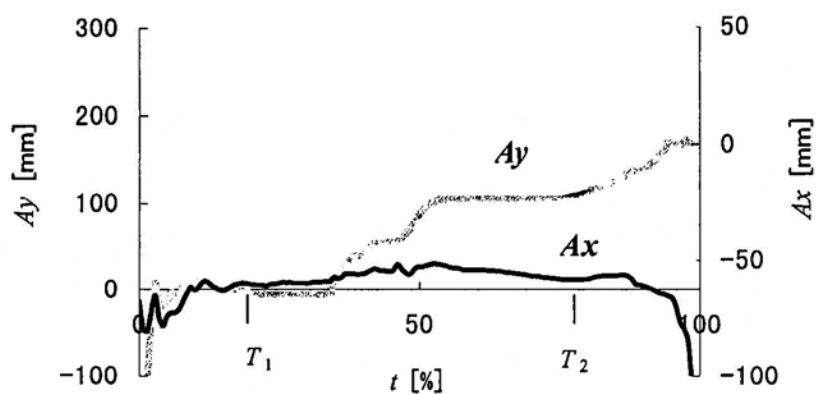


図 2.9 歩行時 COP 座標(Ax , Ay)の変化
(被験者 TB)

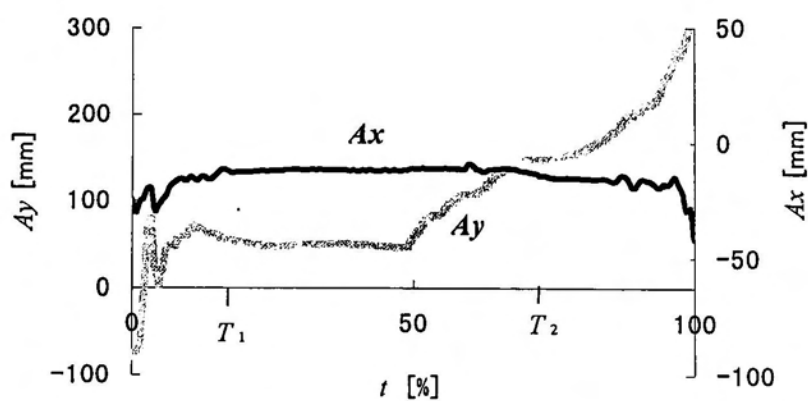
2.2.4 降段動作の評価 (代表例)

降段動作では、床反力計の表面から各々 100mm と 200mm の高さをもつ台上で数秒の静止立位をとった後、「はい」の口頭指示を合図に義足側下肢を床反力計上に降ろして、義足側を支持下肢にしなから健側下肢を前方に振り出す。それによって義足側が単脚支持期に入り、その後義足が爪先離れするまでの 1 歩、すなわち、義足のみで支持している間のデータを採用する。データ収集法は平地歩行と同様である。100mm と 200mm の台からの降段動作での COP 座

標(A_x , A_y) の変化をそれぞれ図 2.10 と図 2.11 に示した. 義足の単脚支持期に当たる T_1 から T_2 の A_x をみると, 平地歩行と同じように IRC は QL に比べて急激な変化が少なく, スムーズな座標変化が得られており左右方向のよりよい安定性が確保されている.



(A) QL



(B) IRC

図 2.10 100mm 降段時 COP 座標(A_x , A_y)の変化
(被験者 TB)

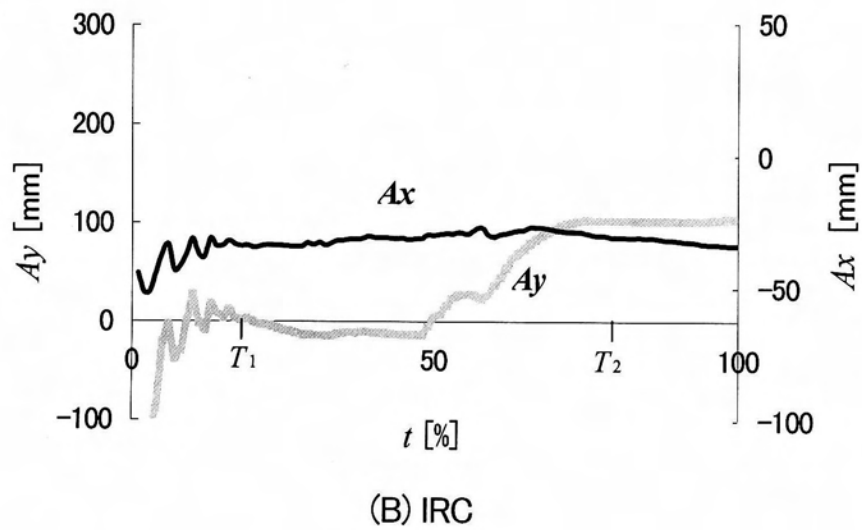
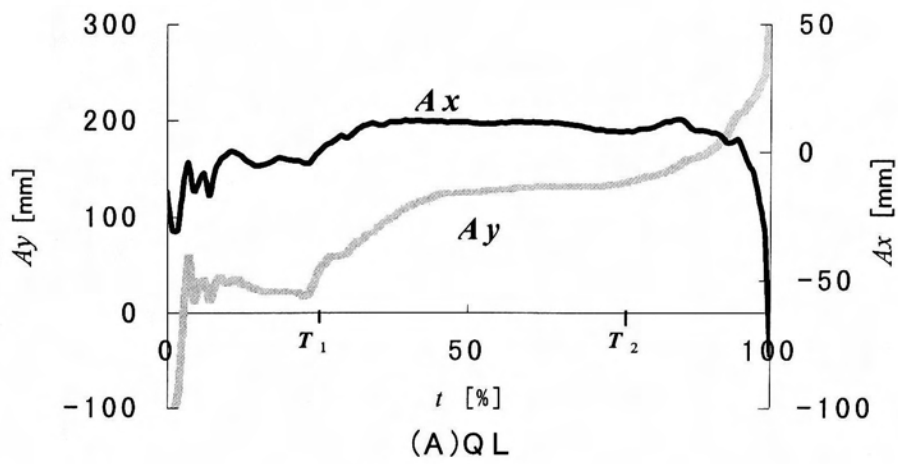


図 2.11 200mm 降段時 COP 座標(Ax , Ay)の変化
(被験者 TB)

2.2.5 被験者 4 名の各動作の総合

残り 3 名の被験者の静止立位と平地歩行，降段の各動作について被験者 TB と同様な方法で計測して IRC ソケットの優位性を確認した．図 2.12，図 2.13，図 2.14 には TB 以外の 3 名の被験者（男性 2 名：35 歳と 57 歳，女性 1 名：30 歳）を含めた計 4 名について，静止立位時，100mm 降段時，200mm 降段時の各計測値を平均値で示している．なお平地歩行の例は示さないが降段動作と同様であることを確認している．

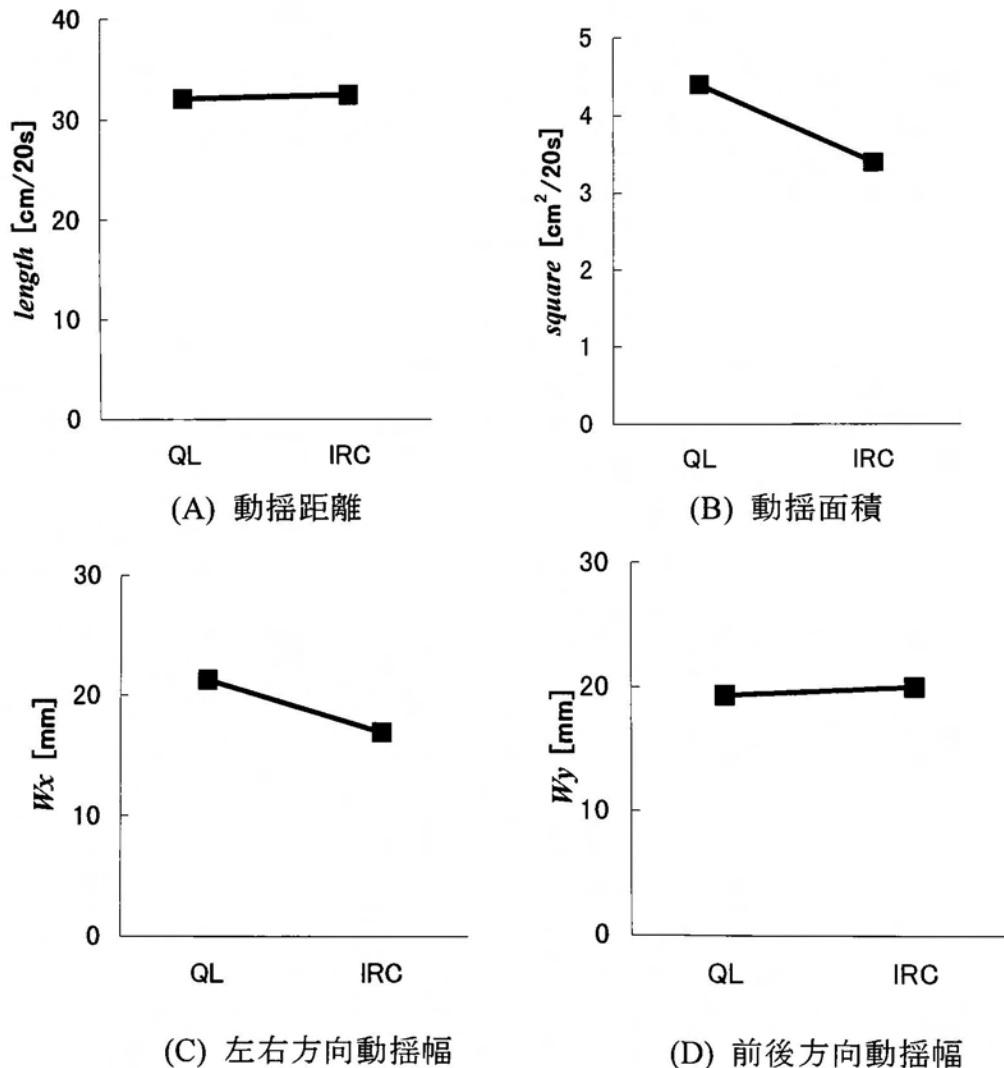
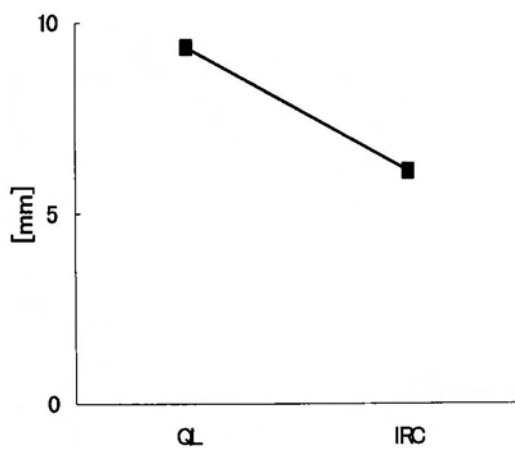
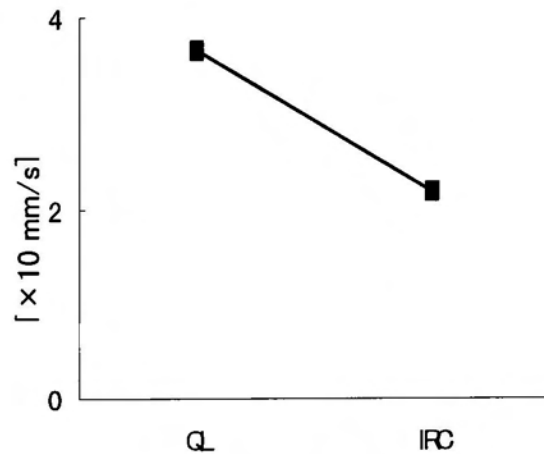


図 2.12 静止立位時の COP 座標の変化
(被験者 4 名)

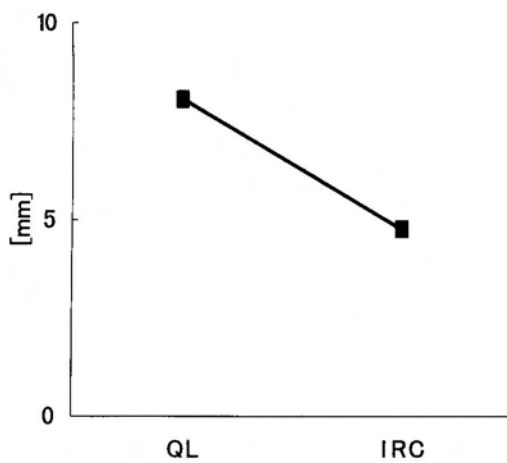


(A) W_x

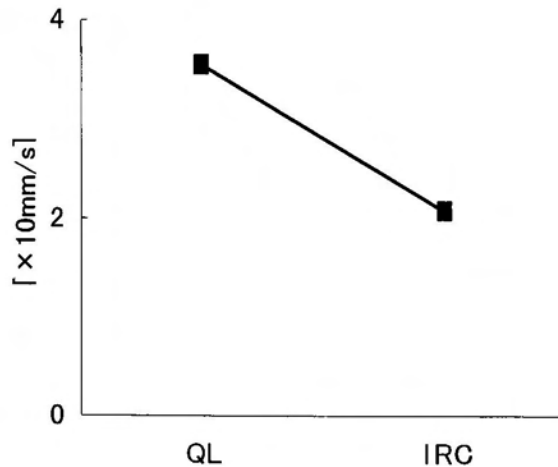


(B) W_x (時間正規化後)

図 2.13 100mm 降段時の COP の左右動揺幅 W_x
(被験者 4 名)



(A) W_x



(B) W_x (時間正規化後)

図 2.14 200mm 降段時の COP の左右動揺幅 W_x
(被験者 4 名)

図 2.8(A), (B)の中に示した鉛直床反力の第 1 峰と第 2 峰の出現する時間 T_1 と T_2 の間では義足側の単脚支持期にあたる。これは降段時も同様である。そこで義足での単脚支持期における W_x と W_x を T_1 から T_2 までの立脚時間で正規化した値をみると、QL よりも IRC の方が小さい値を示す傾向が認められており、側方への安定性に関しては有利であることが示された (図 2.13, 図 2.14)。

2.2.6 考察

IRC ソケットは坐骨シートがないことが特徴的であるが、そのほかにも筋機能の促通、血管神経束の圧迫力の低減、立脚後期でのソケットによる骨盤突き上げの解消などの考慮がなされている。これによって、QL ソケットのように坐位になったときにソケット後壁が椅子等の座面上で傾くことがなく、安定した坐位をとることが可能である。また坐骨はソケット内に包み込まれているので、装着するときに QL ソケットのように坐骨を坐骨シート上に確実に載せるための努力も必要ない。これらのことは装着感を中心としたアンケートの結果にも反映されている。A 群の切断者であっても IRC ソケットを使用するようになってからせいぜい 3 か月程度しか経過しておらず、「装着時間の長さ」で IRC ソケットを選ぶ者がまだ多くはない。長期間履き慣れてきた QL ソケットから IRC に移行が滞り、「物の運搬のしやすさ」、「階段昇降時の安定性」など IRC ソケットの本来の利点がまだ十分に経験されていないものと思われる。

Hachisuka ら¹⁷⁾は CT (Computed Tomography) 検査、X 線撮影によりソケット内での大腿骨の角度を観察し、IRC ソケットの方が QL ソケットよりも体重負荷時の股関節内転角度が大きかったと報告している。股関節内転角度が大きいほど股関節外転筋が収縮しやすく、このことが左右方向への安定性に繋がっているものと考察される。床反力計から得られた結果からも、IRC ソケットは左右方向への安定性に優れている。左右方向の安定性が得られることにより、左右方向の COP 座標は静止立位では狭い範囲に収まり、歩行と降段で動揺幅

の狭小化と滑らかな時間変化が得られたものと推察される。

降段動作は、義足の接床後は義足から伝わってくる床反力を断端が受け取り、直ちに前額面（左右）方向、および矢状面（前後）方向にわたって、義足のみでバランスをとりながら、健側を前方へ振り出す必要があり、歩行よりもダイナミックな要素を求められる。確実に股関節内転位になっている IRC ソケットは、第一次的に股関節の内外転筋によって達成される前額面方向の制御が効率よく行われることにより滑らかな A_x と幅の狭い W_x が得られたものと考察される。

以上のように、アンケート調査による臨床評価、床反力計による力学的な下肢機能の評価によって、IRC ソケットの有効性が確認された。

2.3 下腿義足の評価 (PTB ソケットと TSB ソケットの比較)

2.3.1 下腿義足用ソケットデザインの変遷

第 2 次大戦後に多くの四肢を切断した戦傷者を抱えたアメリカでは、当時開発されてきた高分子化合物を義足の材料に使用することで、下腿義足の製作技術が進んだ。1957 年に Radcliffe¹⁸⁾によって紹介された PTB(Patellar Tendon Bearing)式の下腿義足（図 2.15A）に関しては、これまでに数多くの研究報告がある。そのため国際的に下腿義足の標準的な義足用ソケットとして使われるようになり、その後の下腿義足の発展に大きな役割を果たしてきた。このソケットは膝蓋靭帯での荷重を可能とするために、膝関節を僅かに屈曲させて断端前面での支持を多くさせるようにアライメントを設定してある。また、懸吊のためのカフベルトを有している。しかし、その特徴的な体重支持構造のために、切断者は膝蓋靭帯の領域に極度の圧迫感を訴え、膝のカフベルトによって膝関節の屈曲制限や擦過傷、皮膚炎を起こす例が報告されている^{19)~21)}。

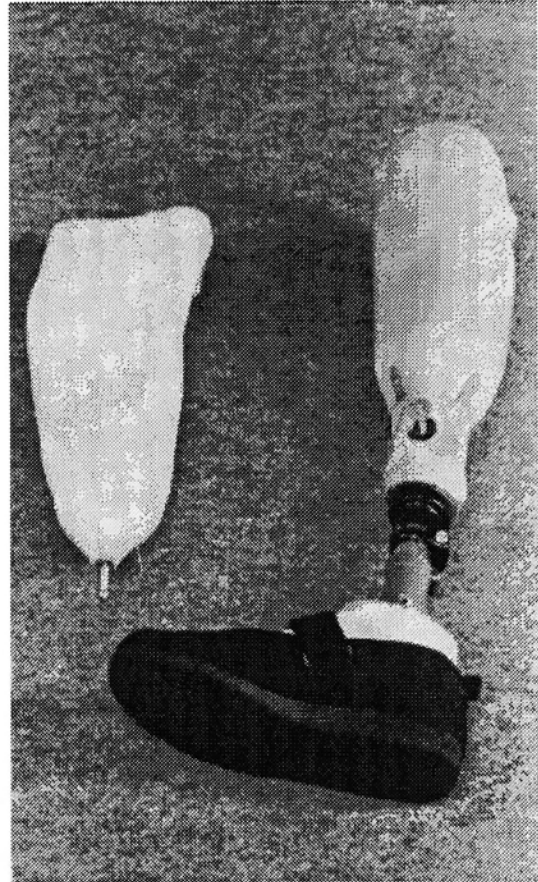
このような問題点を解決するために考えられたのが、全表面荷重式 (Total Surface Bearing: TSB) のソケットを使った下腿義足である^{22), 23)}。懸吊機能を持たせた TSB 式下腿義足は 1950 年代の末に試験的に製作され^{24), 25)}、その後の改良・研究が行われ^{26)~31)}、今日の total-contact silicone gel-lined socket (図 2.15B) が開発されるに至った^{32), 33)}。Roberts³⁴⁾はこのソケットによってピストン運動が減少し、皮膚の状態が良好となり、身体活動レベルの向上が認められる点で、切断者の受け入れが良かったと報告している。1980 年代の半ばにはアイスランドの Kristinsson³⁵⁾が Icelandic Roll-On Silicone Socket(ICEROSS)を発表した。このソケットは 6 つのサイズを揃えており、サイズの合う既製の軟性シリコン殻を断端にかぶせて内ソケット (図 2.16(A))、並びに懸吊要素とするもので、断端の皮膚により全面接触を提供している。1987 年には、Staats²²⁾が従来の PTB ソケットとは別の TSB のデザインによるソケットを発表した。このソケットは全表面接触式の差込ソケットで、それまでに圧迫に対しデリケートとされていた部分でも荷重を行うデザインであった。懸吊力をカバーするために、ソケットの差込のライナには Pe-lite, Surlyn, あるいはシリコン、ラテックススリーブなどの素材が推奨されていた。Fillauer²³⁾は Silicone Suction Socket, いわゆる 3S を発表し、内ソケットには粘弾性をもったシリコン樹脂を採用し、外ソケットとはシャトルロック (図 2.16(B)) にて連結させる方式をとった。

TSB ソケットは断端の全表面と接触するために、吸着による十分な懸吊力が得られると考えられ、局所的な内圧も快適な程度に保たれるために、我が国でも 1990 年代から製作されるようになった。しかし、切断者の中には断端末梢部の痛み、膝屈曲時の不快感、断端からの発汗過多を訴える者も存在することが報告された³⁶⁾。筆者らは 1990 年に入ってから積極的に下腿切断者には TSB を処方して良好な成績を得ている。以下は、TSB 式のソケットに下腿切断者がどのような感想をもっているかを、まずアンケート調査の結果をもとにして示し、圧力計測用のフィルムタイプのセンサを検定した後、そのセンサを義

足のチェックアウトに利用し，このセンサの利用がソケットの修正作業に与える利点と，内圧の分布に関し PTB と比較したときの TSB の利点について述べる．



(A) PTB ソケットの装着状態



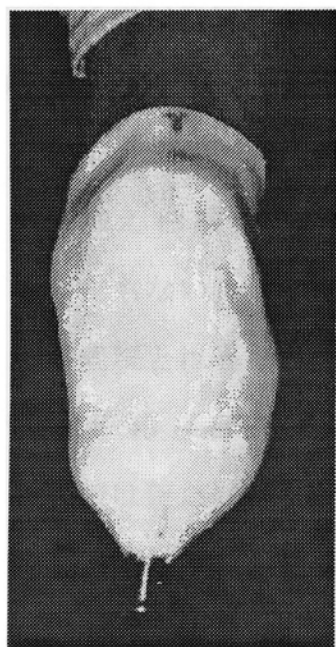
(B) TSB ソケットの構造

図 2.15 PTB (Patellar Tendon Bearing)ソケットと TSB(Total Surface Bearing)ソケット

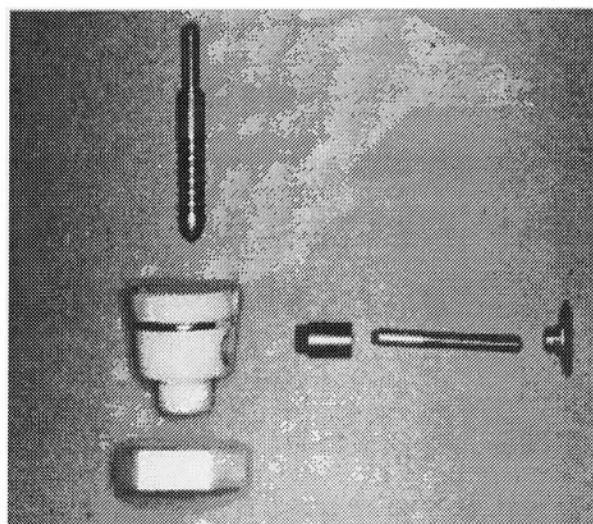
2.3.2 臨床評価 (TSB ソケットに関するアンケート調査)

完成度の高い義足製作には，切断者が自らのソケットをどのように捉えているかを明らかにすることも重要である．これまでのところ，TSB ソケットに関するアンケート調査は Cluitmans ら³⁷⁾が行った ICEROSS タイプの TSB に関

するものしかない。筆者らは 3S タイプの TSB について、以下のような切断者に対するアンケートを実施した³⁸⁾。



(A) 内ソケット



(B) シヤトルロック

図 2.16 TSB の内ソケットとシヤトルロック構造

(1) 対象と方法

対象は大学病院，公立のリハビリテーションセンターで TSB ソケットを処方された下腿切断者 32 名である。このうち 23 名は PTB などの他のソケットによる大腿義足も所持していた。23 名のうち 9 名には比較のために，PTB と TSB の 2 つの義足を作製し，これらを 3-4 日ごとに交互に使用するよう要請し，2 か月後に「もし最初に義足を製作するとすれば PTB と TSB のどちらのソケットが望ましいか」を質問した。アンケート調査の対象となった 32 名の被験者の採用基準は以下のとおりである。

- ・TSB ソケットでの義足歩行が可能である者

- ・以前に PTB あるいは他のデザインのソケットで義足歩行の経験がある者

- ・自らの意志で本研究に被験者として参加する者

アンケートに用いた質問は表 2.3 に示すように、まず TSB ソケットに対する全般的な満足度をみるもので、「満足している」、「やや満足している」、「どちらでもない」、「やや不満足である」、「不満足である」の 5 つから回答させた。さらにこれに加え 13 項目にわたる個々の内容で質問を設け、「良い」、「やや良い」、「どちらでもない」、「やや良くない」、「良くない」の 5 段階で評価させた（表 2.3 での表現とは異なるものもあるが「良い」から「良くない」までの順は同じである）。13 項目中の 12 項目は以前の調査^{36), 39)}をもとにしたもので、本研究の調査では新たにソケットの「耐久性」を加えた。

32 名の内訳は表 2.4 のとおりである。平均年齢は 44.5 ± 16.0 歳で、切断理由は外傷によるものが多かった。ここでいう断端長とは、非切断側下肢の外側顆から外果までの距離に対する切断肢外側顆から脛骨先端までの距離の百分率である。両側切断者の場合は、脛骨外側顆から外果までの距離が、切断前の身長から切断後の頭部から膝までの距離に 80mm を足した値を差し引いた値に等価であると近似して算出した。TSB と PTB の暫定的な義足を製作した 9 名は全員が「切断後の最初の義足」のソケットとしては TSB が良いと回答した。

(a) TSB ソケットに対する全般的な満足度

図 2.17 に示すように、32 名の被験者は 50%が「満足」、25%が「やや満足」としており、TSB に対して概ね満足していると考えられ、大方の被験者の受け入れが良好であることが分かった。しかし、各々 6% (2 名) の被験者が TSB に対して「やや不満足」、「不満足」と回答しており、「不満足」とした者は調査時点で再び PTB ソケットの義足を装着していた。

表 2.3 TSB と PTB に関するアンケート調査

この調査は TSB と PTB (TSB:シリコンを使った新しいソケット, PTB:膝のカフベルトの付いた今までのソケット) を比較するものです。以下の各質問項目でもっとも当てはまるものを選んで下さい。

全般的にみてあなたは TSB ソケットに満足していますか

- 満足している やや満足している どちらでもない
やや不満足である 不満足である

以下の質問項目 TSB ソケットを使つての感想です

1. TSB ソケットは着けたりはずしたりするのが容易ですか
容易である やや容易である どちらでもない
いくぶん難しい 難しい
2. TSB ソケットの装着感はいかがですか
快い やや快い どちらでもない
やや不快である 不快である
3. TSB ソケットでの歩行時に義足の振り出しは容易ですか
容易である やや容易である どちらでもない
やや難しい 難しい
4. TSB ソケットで歩行するときに痛みがありますか。特に膝蓋腱のあたりや断端の先端部に痛みがありますか
ない ほとんど無い どちらでもない
僅かにある ある
5. TSB ソケットを着けて椅子に坐ったり、立ったり、階段の昇り降りするとき、義足側の膝屈伸で不快感がありますか
不快感は無い ほとんど不快感は無い どちらでもない
僅かに不快感がある 不快である
6. TSB ソケットでの歩行するときに緩みやピストン運動を感じますか
ない ほとんど無い どちらでもない
僅かにある ある
7. TSB ソケットでの歩行するときに圧迫感がありますか
ない ほとんど無い どちらでもない
僅かにある ある
8. TSB ソケットで歩行するときに皮膚に症状がありますか
ない ほとんど無い どちらでもない
僅かにある ある
9. PTB ソケットを着けると汗の量が多くなりますか
多くない ほとんど多くない どちらでもない
僅かに多くなる 多くなる
10. TSB ソケットをはずしたときに、シリコン内ソケットが臭いですか
臭いは無い ほとんど臭いは無い どちらでもない
僅かに臭いがある 臭いがある
11. シリコン内ソケットは汚れますか
汚れない ほとんど汚れない どちらでもない
僅かに汚れがある 汚れる
12. TSB ソケットの外観はいかがですか。特に膝のあたりはいかがですか
良い やや良い どちらでもない
やや良くない 良くない
13. TSB ソケットの耐久性はいかがですか。特にシリコン内ソケットと連結部の耐久性はいかがですか
良い 良い どちらでもない
やや壊れ易い 壊れ易い

表 2.4 TSB ソケットのアンケート対象者の内訳

人数 (男 : 女)	32(27:5)
外来 : 入院	23:9
年齢 (歳)	44.5±16.0
切断の理由	
外傷	21
糖尿病性壊疽	4
血管疾患	3
その他	4
切断側 (右 : 左 : 両側)	12:14:6
断端長(非切断側に対する%)	45.5±14.0
切断からの経過 (か月)	10.9±13.8
切断後の最初のソケット	
PTB あるいは KBM [#]	23
TSB	9

[#] Kondylen Bettung Münster: 1965年に旧西ドイツのMünster大学のHeppらによって発表された下腿義足用のソケットの一種で、大腿骨の内、外顆部を挟み込んで義足の懸吊を行う。

(b) 主観的 13 項目の評価

「装着感」、「振り出し」、「快適感」、「ピストン運動」、「皮膚症状」、「外観」、「耐久性」では「良い」あるいは「やや良い」と答えた者を合わせると 75% を越えていた (図 2.18)。しかし、義足の「着脱」、「膝屈曲伸展」、断端からの「発汗」、「臭い」、「汚れ」に対しては「良い」とした者は 40%未満であるという問題も明らかとなった。さらに「着脱」に対しては、「やや良くない」、「良くない」とした者は合わせて 7 名あり、このうち 3 名は糖尿病性の壊疽や網膜症、末梢神経障害を合併し、また 1 名は片麻痺者であった。「着脱」で「良くない」と答えた 2 名は装着に 10 分もかかり、「良くない」理由としていた。

このほかに頻度は低いが問題点として挙げられるのは、「膝屈曲伸展」にと

もなう膝窩部の不快感であり、4名が「良くない」あるいは「やや良くない」と回答した。膝窩部に傷を生じた者は3名あり、彼らは高さの低い椅子を使用したり、断端の軟部組織が極度に多い例であった。

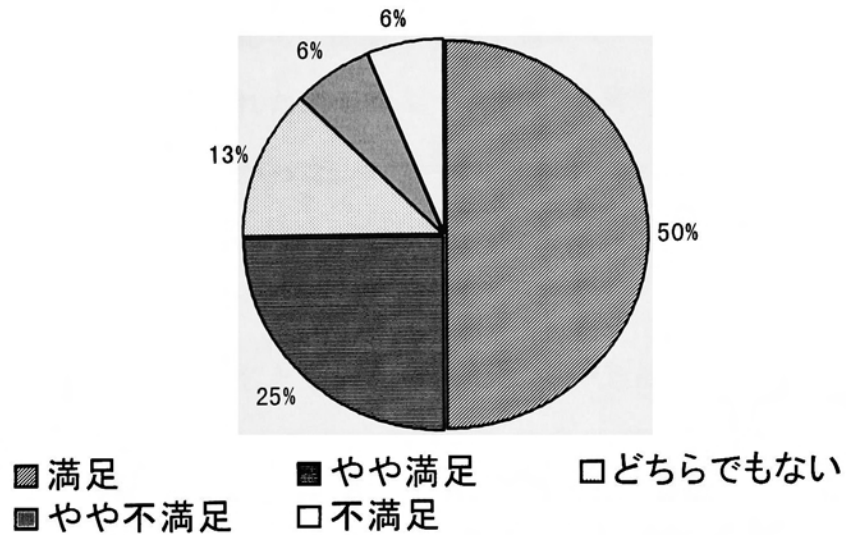


図 2.17 TSB に対する全般的評価

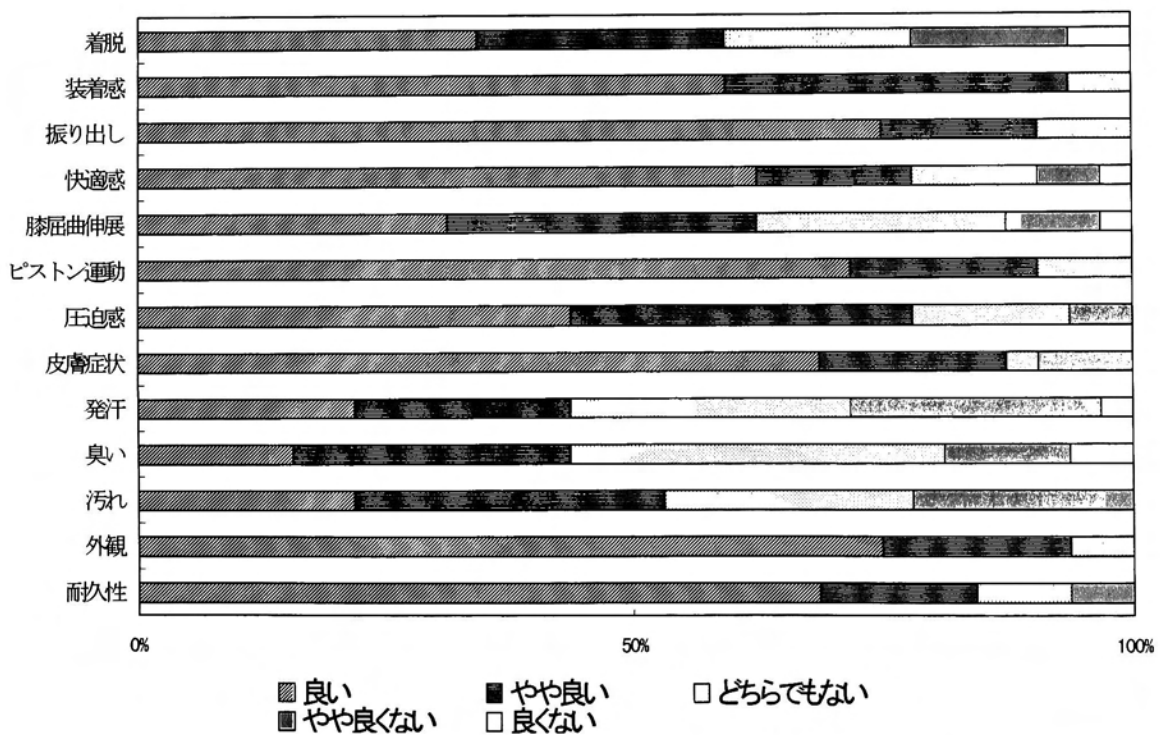


図 2.18 TSB に関する 13 項目の主観的評価

(c) アンケート 13 項目と全般的満足度との関係

「装着感」, 「振り出し」, 「ピストン運動」は「良い」あるいは「やや良い」との回答と有意な関係を認め(Fisher's exact test, $P < .05$), これらは TSB ソケットの利点であると考えられた。「着脱」, は「良くない」あるいは「やや良くない」の回答と有意な関係を認め(Fisher's exact test, $P < .05$), これらは TSB ソケットの難点であると考えられた。しかし「発汗」, 「臭い」, 「汚れ」は全般的な満足との関係は認められなかった。

2.3.3 考察

今回の調査対象者は 32 名とその数は決して多いとは言えないが、全般的にみて TSB ソケットに対する切断者の受け入れは良好であったと思われる。TSB は体重負荷が断端の全表面で偏り無く行われることにより、PTB のように膝蓋靭帯部に集中することはない。多くの対象者が、TSB を使うことによって PTB を装着していた頃よりも皮膚の傷を作ったり、ピストン運動が大きくなることもないという回答を寄せている。このような切断者の評価は実際にソケット内圧を計測する方法によって、客観的に確認する必要があるので後述する。

TSB のもう 1 つ問題点は、発汗が過多である例があったことである。皮膚圧迫と発汗量の関係は発汗圧反射⁴⁰⁾によるものと思われるが、このほかにも PTB はピストン運動や僅かな隙間が断端とソケットの間に生じ、ある程度の換気がなされるのかもしれない。発汗については様々な報告^{23), 37)}があり、使用環境の条件等を含め、今後の検討課題である⁴¹⁾。

軟部組織の多い切断者は膝窩部に傷を形成し易かった。Cluitmans ら³⁷⁾も同様の報告をしている。筆者らは断端とシリコン内ソケットの吸着能力をみるために、内ソケットの上端の高さを数種類用意し、実際にソケット先端部のプランジャに引張力を加え、断端からソケットが抜け落ちないためにはどの高さまでのソケット上端の高さが必要かを検討した。その結果、これまでに TSB の

標準的な高さとしてきたほどの高さは必要でなく、ある程度カットしてもソケットは抜け落ちないことが分かった。この結果を応用し、傷を生じた被験者のシリコン内ソケットの上端部をカットして装着させたところ、傷は生じなくなった⁴²⁾。

断端の成熟が不良な例では周径の変化が著しいことがある。この場合、厚手のソックスをシリコン内ソケットにかぶせて調節を行う方法で解決される。

ソケットの耐久性は、TSB の臨床導入当初は先端のプランジャとソケットの接合部付近に亀裂を生じることもあったが、シリコンを積層形成することにより、摩耗以外の条件に対する強度を増すことが可能となり、亀裂の問題は解決することができた。TSB はソケット自体に懸吊作用があり、PTB のような膝カフベルトが要らず膝の屈曲伸展を妨げない。また体重負荷時の特徴的な内圧分散により、圧が局所に集中することもない。今後の問題点として挙げられるのは、シリコン材料が高価であること、製作に熟練した技術が必要であることなどが挙げられるが、上述したいくつかの利点から、臨床では TSB が広く用いられつつある。このため、今後は PTB に取って代わり、TSB が下腿義足の主流なソケットタイプとして益々普及するものと考察される。

2.4 ソケット内圧計測用センサ(Socket-N)の特性の検定

TSB ソケットに関するアンケートの結果を裏付けるには、実際に義足ソケット内で断端に加わる圧力を計測し、TSB の有効性を確認する必要があると考える。以下ではまずソケット内圧計測用センサの検定結果について述べる。

Sanders ら⁴³⁾はソケット内圧の計測を行った結果、通常ソケット内圧であっても断端に対する剪断応力が付加されると、皮膚の損傷や裂開を引き起こすことがあると報告している。ソケット内圧の計測には、圧力変換器や歪みゲージが用いられてきたが、これらは高精度の計測ができる反面、ソケット内に埋

め込み用の特別なスペースを設けたり，ゲージ貼付のための特殊な処理と残留応力のキャンセレーションのために比較的長い時間が必要であるという難点がある．最近になって，フレキシブルでソケットと断端の間に密着させて内圧を計測できるデバイスが開発された．このデバイスは歪みゲージほど高い精度を得ることはできないが，臨床で簡便に計測ができる．筆者らも内圧を断端とソケットの形状にフィットできるフレキシブルなフィルム状圧力センサを用いて計測を行っている．しかし，ソケット内は切断者の体温，湿度によって通常の実験室とは異なった環境であるため，このセンサの環境条件による特性や信頼性を予め検討しておく必要があると考えられる．以下では人工気象室にて義足ソケット内の条件をシミュレートし，センサの特性を検定した実験結果について述べる．

2.4.1 検定用の装置と方法

用いたセンサは，フレキシブルなセンサである Socket-N（ニッタ社製）である（図 2.19）．このセンサは 320mm×180mm のサイズで，厚さ 0.15mm のポリエステルフィルムシートからできており，銀ベースの 144 個のセル内に電導性の特殊インク（感圧抵抗性物質）が封入されている．セルに加わった圧力の大きさに応じてインクの電気抵抗が変化する．この変化する現象を圧情報として利用する．製造元の提示する資料では，計測可能な圧力範囲は 39.23～392.kPa，誤差は±10%とされている．また計測に使われないセルの部分は切り落として使用できるため，断端のような湾曲した形状でも使用が可能である．

Socket-N の計測システムは，Socket-N と接続ケーブル，A/D コンバータ，パーソナルコンピュータと圧力解析ソフトウェアからなる．センサへの加重装置は図 2.20 に示すようなもので，切断者の皮膚に見立てた厚さ 5mm のゴムシートを厚さ 10mm のアクリル板上に載せ，この上に Socket-N を置いている．Socket-N の上には厚さ 3mm のシリコンシート（シリコン製内ソケットに相当）と，厚さ 5mm で寸法が 60mm×60mm の板をもつアクリル製の重りガイドを

載せる。重り（公称 1 個あたり 98 N）の加重はこのガイドを利用して行った。各負荷量を精密秤で測定の結果，無負荷（重りガイドのみ）の場合 2.49 N，重り 1 個で 105.4 N，2 個で 211.6 N，3 個で 317.2 N に相当する。高見ら⁴¹⁾の報告をもとに，実験状態をソケット内の環境条件にシミュレートさせるため，室温 37 ° C, 湿度 70% の人工気象室を利用した。キャリブレーションは 3 個の 98N の重りを用いて行った。また，データサンプリングは 2Hz で行った。

得られたデータを処理するに当たっては，対応のある t 検定，Students の t 検定，2 元配置分散分析（ANOVA）を用いて危険率 0.05 で統計学的な有意差を検討した。

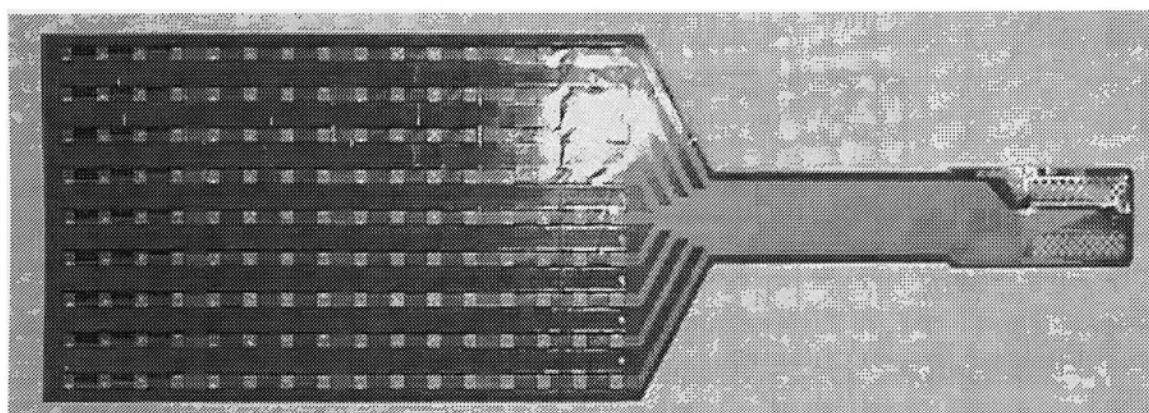


図 2.19 Socket-N

2.4.2 クリープ特性

クリープ特性とは，負荷した荷重の下でセンサの出力が時間の経過とともに増加する現象であると定義する。キャリブレーション後，Socket-N の中央部に重りガイドを置いて 1 個の重りを載せ，重りガイドの中心部の真下にあるセンサセルから 3 分間の出力を取り込んだ。1 個目の重りを取り去って 5 分後に

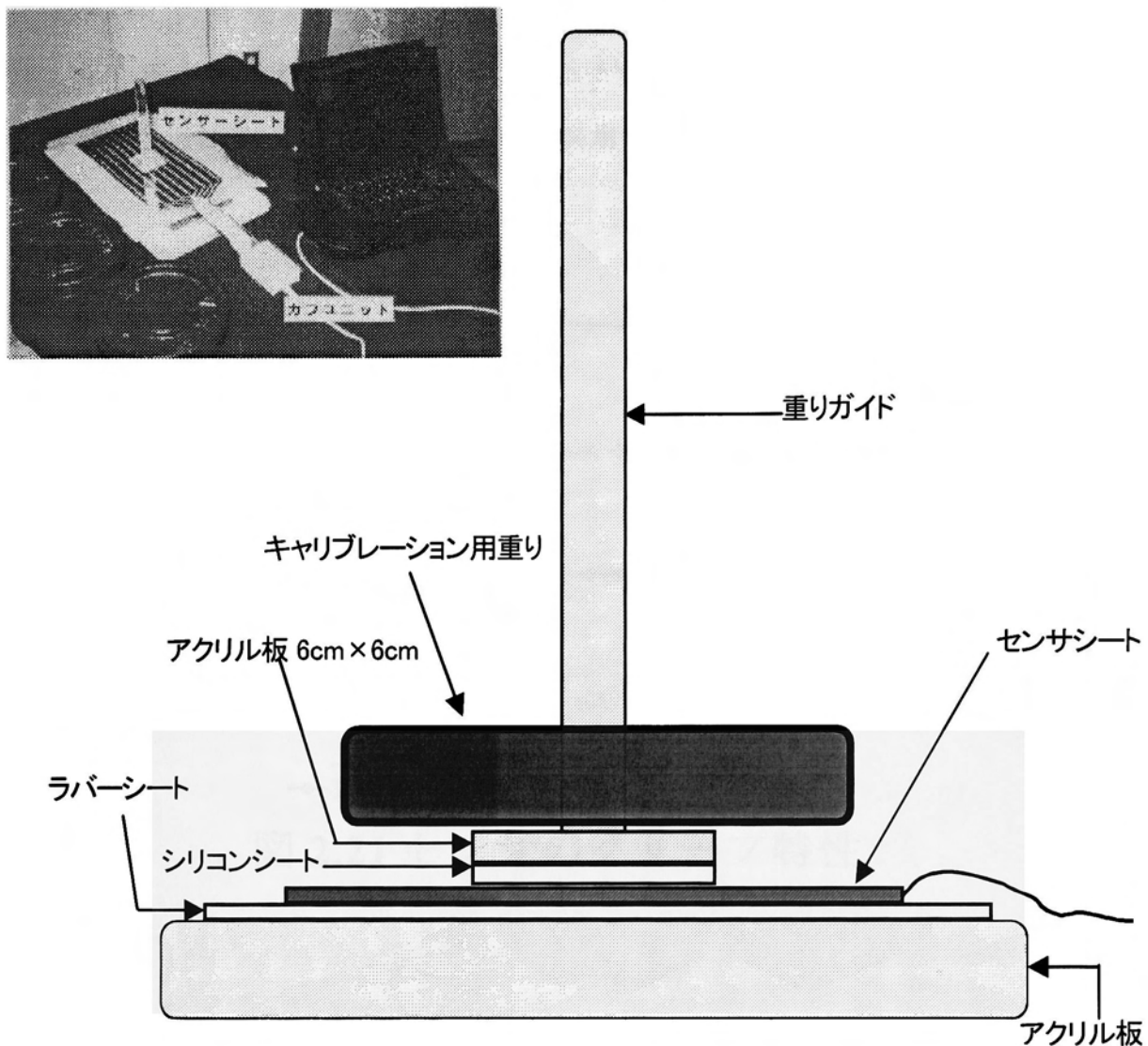


図 2.20 Socket-N検定用加重装置

2 個の重りを載せて、同様に 3 分間の出力を取り込んだ。また 3 個の重りの場合も同様に行った。

図 2.21 にはクリープ特性が示されている。30 秒までの出力は急速に増加した。出力は 180 秒まで増加しているが、50 秒ないし 60 秒からは増加量がわずかとなった。180 秒のときの出力に対する 60 秒での出力の差は、重り 1 個

では 9.7%，2 個では 4.5%，3 個では 1.9%である．出力測定可能な範囲外の重り 1 個の場合を除き，60 秒経過後の差は 5%未満となっており，以下に述べる実験の計測値は 60 秒目の出力データを採用することにした．

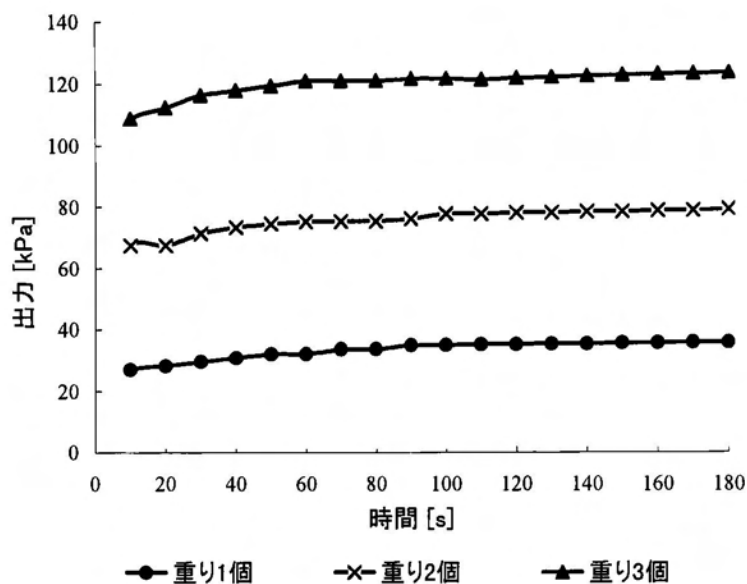


図 2.21 センサのクリープ特性

2.4.3 ヒステリシス特性

ヒステリシスとは，負荷を増加するときと減らすときでは，同一負荷量でもセンサからの出力に差が生じる現象と定義する．

キャリブレーション後， Socket-N 中央部に重りガイドを置き，無負荷の状態でクリープ特性の実験と同じ番地にあたるセルから 60 秒間の出力を求めた．その 2 分後に 1 個目の重りを載せて出力を求めた．さらに 2 分ずつの間隔をおいて，2 個目と 3 個目の重りを負荷した．その後は逆に 2 分ずつの間隔で重りを 1 個ずつ除去して出力を求めた．この操作を 5 枚のセンサシートに対して実施した．得られた出力データから次式でヒステリシスインデックスを算出した．

$$\text{ヒステリシスインデックス} = \frac{(\text{重り除去時の出力} - \text{重り増加時の出力})}{\text{重り増加時の出力}} \times 100 \quad (2.5)$$

図 2.22 のように出力は重りの量に応じて直線的に増加するが、その出力は重りを除去していくときの方が増やすときよりも有意に大きいものとなった。重り 1 個のときのヒステリシスインデックスは、2 個のときよりも有意に大きかった (1 個 : $36.0 \pm 16.8\%$, 2 個 : $6.9 \pm 6.6\%$; paired t test, $P < .05$)。

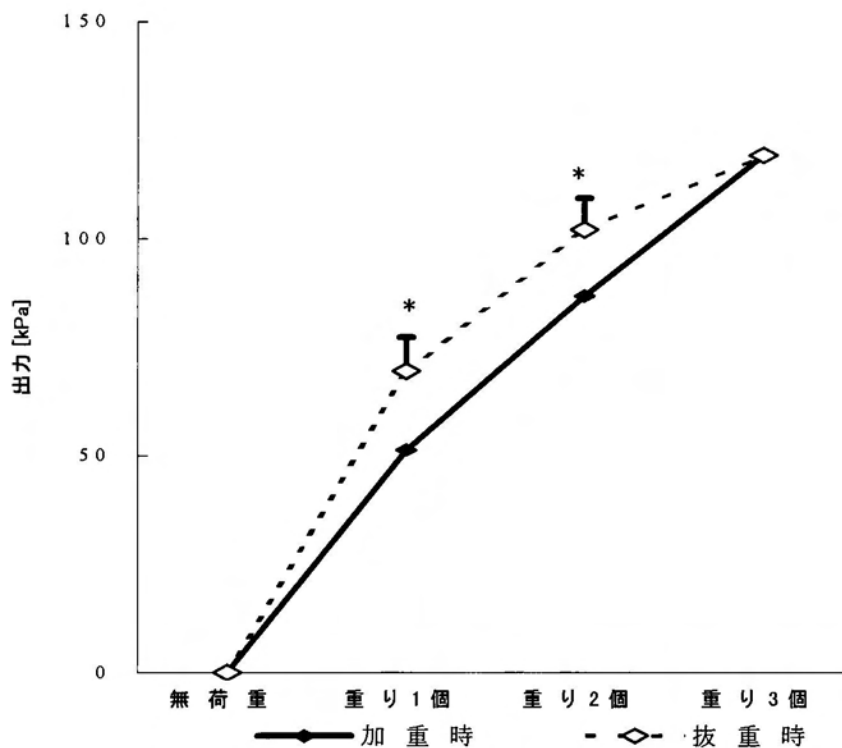


図 2.22 Socket-N のヒステリシス特性
(*: paired t-test, $P < .05$)

2.4.4 誤差特性

全出力誤差を実際に負荷した量とセンサの出力との差と定義した。キャリブレーション後、センサ中央部に重りガイドを置き、1 個目の重りを負荷した後、前述の実験と同じ番地のセルから 60 秒間の出力を求めた。さらに 2 分の間隔

において、それぞれ重り 2 個と 3 個の場合の 60 秒間の出力を求めた。この操作を合計 5 枚のセンサシートに対して行った。得られた結果から、次式で誤差インデックスを算出した。

$$\text{誤差インデックス} = \frac{\text{出力された負荷量} - \text{実負荷量}}{\text{実負荷量}} \times 100 \quad (2.6)$$

全出力誤差は±6%未満に収まっており、図 2.23 のように平均では $3.0 \pm 1.6\%$ であった。

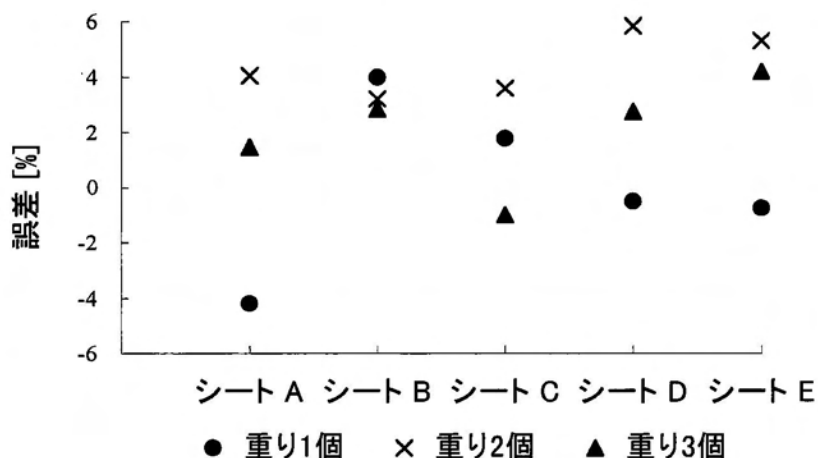


図 2.23 センサの全出力誤差

2.4.5 再現性

ここでいう再現性とは、同量の負荷を同一の位置に繰り返して負荷したときに生じる出力の差と定義した。

キャリブレーション後、センサ中央部に重りガイドを置き、3 個の重りを載せ、前述の実験と同じ番地のセルから 60 秒間の出力を求めた。その後重りを除去し、2 分後に再び重りを載せ、出力を再度求めた。この操作を 5 枚のセン

サシートに対しそれぞれ 5 回ずつ繰り返した。得られたデータから次式で再現性インデックスを算出した。

$$\text{再現性インデックス} = \frac{\text{最大出力} - \text{最小出力}}{\text{平均出力}} \times 100 \quad (2.7)$$

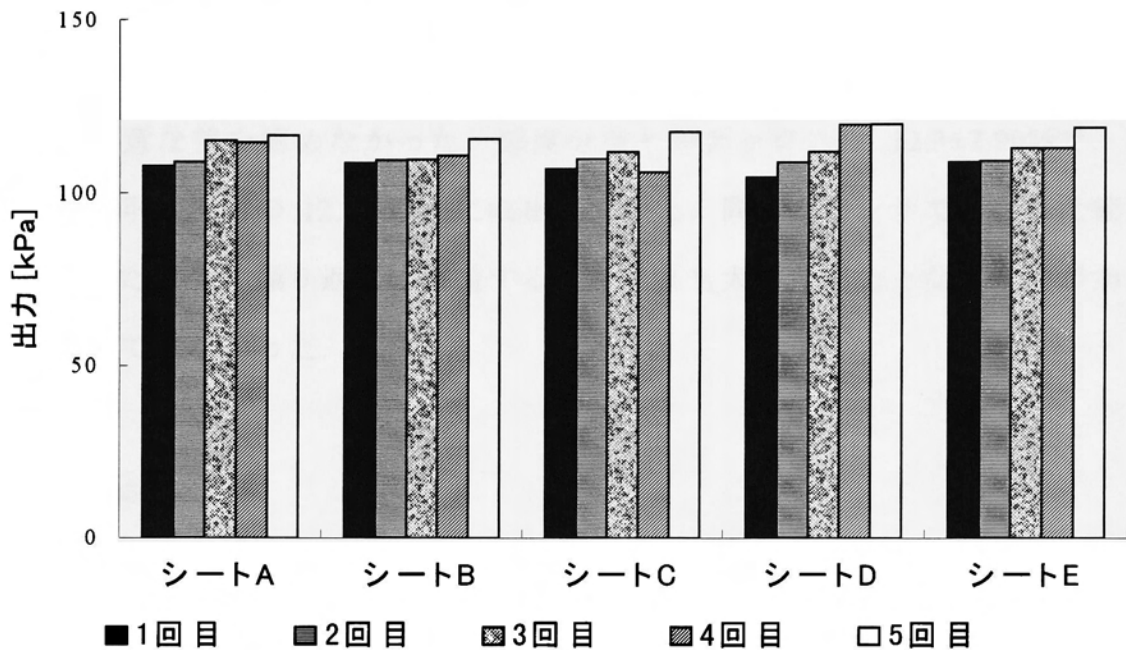


図 2.24 センサの再現性

平均出力は $111.9 \pm 43.35 \text{ kPa}$ で、5 枚のセンサシート間で有意な差を認めなかったが、試行ごとに出力は有意に増加していた (ANOVA: $P < .05$)。再現性インデックスは平均で $9.4 \pm 2.9\%$ であった。

2.4.6 感度分布特性

感度分布とは、同一の負荷を同一のセンサ上の異なる 5 箇所を与えたとき、生じる出力の差と定義した。

キャリブレーション後、センサ中央部に重りガイドを置き、3 個の重りを載せ、60 秒間の出力を前述の実験と同じ番地のセルから求めた。同様の操作をセンサシートの近位内側、近位外側、遠位内側、遠位外側の 5 箇所について、

4枚のセンサシートに対して実施した。得られたデータから次のような感度分布インデックスを算出した。

$$\text{感度分布インデックス} = \frac{\text{最大出力} - \text{最小出力}}{\text{平均出力}} \times 100 \quad (2.8)$$

平均出力は $115.2 \pm 62.76 \text{ kPa}$ であり、図 2.25 のように 4 枚のセンサシートの 5 箇所では有意な差を認めなかった。感度分布インデックスは $12.3 \pm 2.90\%$ で、バラツキは平均出力の 12.3% 以内に収まっていた。同一のセンサで異なった箇所に負荷した場合、繰り返して負荷するときよりも大きな出力となる傾向があったが有意ではなかった。

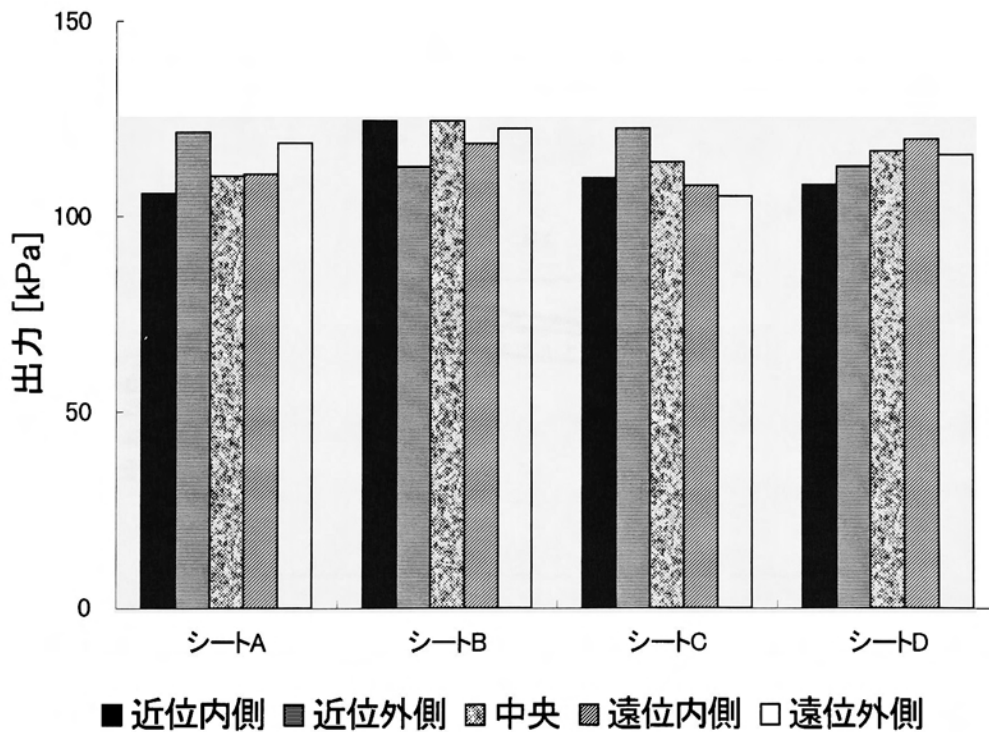


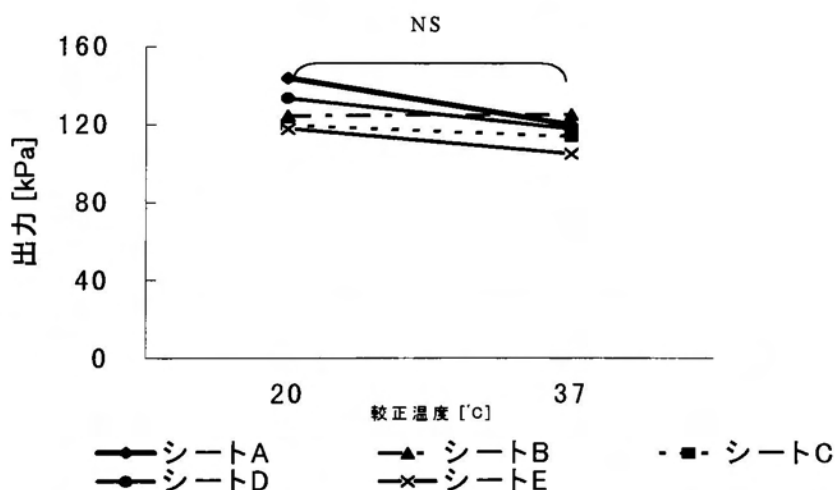
図 2.25 センサの部位ごとの感度分布

2.4.7 温度特性

臨床ではソケットの中でセンサを利用するために、使用する温度と湿度条件に対するセンサの特性を知る必要がある。温度特性は、20 ° Cあるいは37 ° Cでキャリブレーション後の出力を前述の実験と同じ番地のセルから求めた。製造元が提示する仕様には、温度1 ° Cにつき約2%の出力変化を認めるとある。

20 ° Cで3個の重りを負荷してキャリブレーションを行い、人工気象室内の室温を37 ° C、湿度を70%に保ち、重りガイドをセンサ中央部の36個のマトリクス上に置いて出力を求めた。次に37 ° Cでキャリブレーションを行い、同じ3個の重りで37 ° Cの条件で同様に出力を求めた。このような操作を5枚のセンサシートに対して実施した。

その結果、図2.26のように20 ° Cでキャリブレーションを行ったときは、37 ° Cでキャリブレーションを行ったときよりも出力は大きかったが、統計学的に有意ではなかった($0.10 > P > 0.05$)。



NS: non-significant ($.05 < P < .1$, 校正温度による出力に有意差無し)

図 2.26 センサごとの温度特性

2.4.8 考察

これらの実験では、実際のソケットが置かれている環境条件下で、負荷に対して Socket-N がどのような挙動を示すかを検討した。その結果、負荷時間が長くなるほど出力は増加し、30 秒付近から増加の割合は低くなるものの、3 分経過してもまだ増加し続けている。従って、例えば異なった条件下での Socket-N の計測値を比較したい場合、正確な出力を得ようとするならば、そのときの負荷時間を統一する必要がある。また、負荷後 30 秒から 60 秒の間のデータも利用可能に思えるが、筆者らはクリープ特性としては、3 分経過時との出力差が 5%未満となる負荷後 60 秒目でのサンプリングした出力を使用した。

センサは 1 個の重り負荷でも加重時と抜重時では 17%近い差を生じるヒステリシスを有しており、臨床でこのセンサを用いるときは低い負荷から大きい負荷へと進めるべきであろう。

感度分布と出力の再現性に関しては、満足のできる結果であった。つまりセンサ間、同一センサの異なる箇所からの出力のバラツキは小さいものであった。しかしながら、全出力誤差は 6%未満であったものの、同一センサ出力の誤差は 6%より大きいものと考えられる。

センサには温度特性がある。しかし、キャリブレーション温度によって出力に有意な差は認めないことから、出力のバラツキがセンサの温度変化によるバラツキを低減させていることが考えられる。このため、通常臨床で用いるようなキャリブレーションは 20 °C (室温)で行い、計測は 37 °C (ソケット内)で行っても大きな問題はないことが示された。

この実験の結果から、このセンサは繰り返して負荷を増加させていくときは出力が増加されることが明らかとなった。クリープ現象やヒステリシスのようなセンサのバラツキは、センサ内に封入されているインクの粘弾性そのものの特性かもしれない。しかしながら臨床導入に際しては、歩行や走行のような繰り返しの負荷がかかるような動作を計測するには適さないと考察される。同

様な意見は Sumiya ら⁴⁴⁾も述べている。彼らは Socket-N と同様の特性をもつセンサと床反力計を同時に用いて歩行時の足底圧を計測し、両者には出力の差が認められたとし、この種のセンサは正確な圧力を求める目的よりも、相対的な圧力分布を知る目的で使用すべきであるとしている。

Socket-N の臨床利用に当たっては、室温で 3 個の 98 N の重りでキャリブレーションを行い、負荷は増加させるやり方にする（例えば、切断者には義足に加重しない床から浮かした状態で出力データと収集し、次に非切断側と義足にそれぞれ部分荷重し、最後に義足に全荷重する）などが考えられる。今回の実験はあくまで平面上の鉛直方向の負荷に対するセンサの挙動を調べたものであり、実際にはソケットの中で凹凸のある断端表面に貼付して使われる。このことは、このセンサを臨床で用いた場合は今回の実験結果よりさらに大きなバラツキが生じる可能性のあることを示唆している。

2.5 センサの下腿義足の適合評価への応用

この項では実際に切断者を被験者として、ソケット内圧を Socket-N の出力を利用してソケットの修正を行った結果について述べる。

切断者のリハビリテーションにおいて、その義足ソケットが断端に適合しているかどうか、その後の装着訓練を適切に進めて行く上での前提条件となる。先のアンケートに関する項でも述べた装着感の善し悪しや圧迫感の有無は、切断者の主観に負うところが大きい。しかし切断者の意見を取り入れながら製作するのは言うまでもないが、切断者の主観を客観的に確認することは、訴えのある場所がソケット内部であるためはなはだ困難なことが多い。そこで、ソケット内圧計測用のセンサデバイスとして、前述のように、その特性を確認した Socket-N を利用して実際に切断者のソケット内圧測定を行っている。以下には Socket-N を用いながら、PTB、あるいは TSB ソケットによる下腿義足の適

合評価や修正を加えた数例のうち、2例を中心に述べる。

2.5.1 症例と方法

ここで提示する症例被験者1は54歳の男性で、10年前に労災事故で右下腿を切断し、約1年前に脳出血を発症し右片麻痺となっている。右片麻痺の回復は比較的良好で、PTB式下腿義足とT杖で実用性のある歩行を獲得している。Barthel Index⁴⁵⁾（付録参照）では99点と歩行を含めた日常生活動作は自立しているが、右半身に高度の感覚障害を有している。ソケット適合に関する問題として、膝蓋靭帯部、断端の脛骨先端部に皮膚の発赤・剥離を認め、歩行時には膝窩部の痛みも訴えている。ソケットの不適合の解消とリハビリテーション強化のために入院中である。

症例被験者2は46歳の男性で、両下腿部の凍傷により下腿切断に至った症例である。断端部の軟部組織が多いために傷を作りやすく、ソケットの適合が困難であった。これまで両側ともTSB式の下腿義足を使用していたが、ソケットが適合せず緩みやそのための疼痛を生じ、これらの訴えを解消するために入院した例である。歩行はT杖等の歩行補助具がなくても独歩可能であり、日常生活動作はBarthel Indexで100点と自立している。

ソケット内の圧力分布の計測は、すべてソケットを製作した義肢装具士とともにに行い、まず仮義足にて初回の圧力分布の状態を確認した上で修正の必要な箇所を検討した。後日修正したソケットを装着して歩き込み、再度の圧力分布状態を計測して修正されたソケットで適合性に問題がないかを確認した。

室温でのセンサのキャリブレーションをはじめとする基本的な計測手順は、前述の先行研究^{46), 47)}の結果を生かす形とした。キャリブレーション後、センサの1個ずつのセルが断端のランドマークに一致するようにセンサシートをカットして貼り付けた（図2.27）。主なランドマークは膝蓋靭帯部、脛骨内側近位部、脛骨稜遠位部、腓骨小頭部、下腿後面の膝窩部と遠位部である。計測は最初に免荷（義足側下肢を床から浮かした状態）起立時で開始し、続いて両下

肢起立（両側下肢に体重の 1/2 ずつの荷重）、義足側での単脚起立の順とした。各試行の間には 90 秒間の休息を入れた。ソケット装着後 90 秒で計測を開始し、各条件で 181 フレーム（90 秒間）分の計測を行ったが、解析したデータフレームは単脚起立時の 121 番目（60 秒目）のフレームとした。ソケット内圧の状態は図 2.28 に示すように、圧力の高さに応じてパーソナルコンピュータ上にリアルタイムで 13 段階の色彩で表示される。図 2.28 は予備実験での被験者（PTB ソケット）の例である。膝蓋靭帯部は比較的高い圧力がかかり、ソケットの特徴が現れているが、内側遠位部後面、後面遠位部、脛骨稜遠位部にも高い圧力が観察され、被験者自身が“締めつけられた”感じや痛みを訴えている。

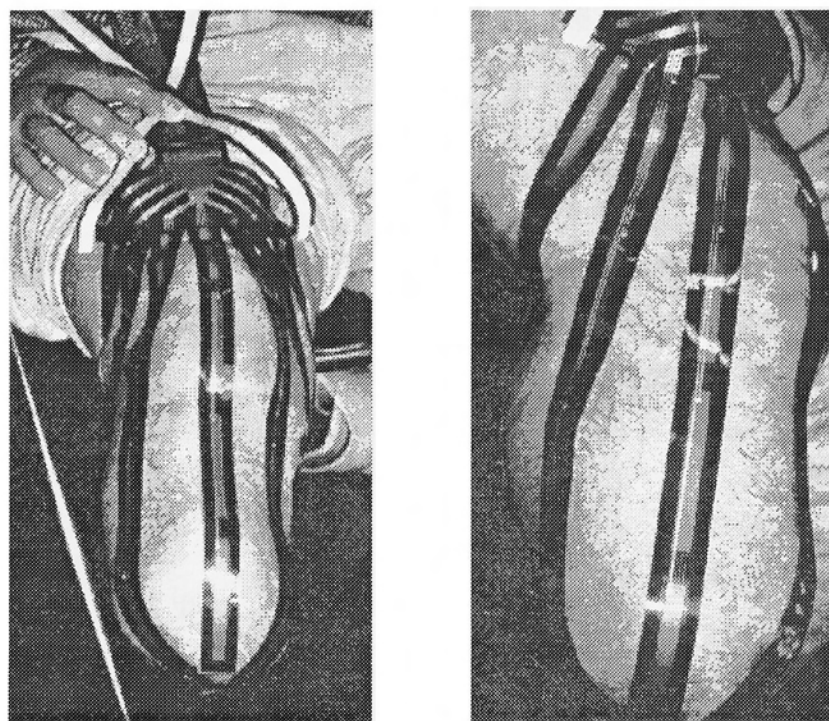


図 2.27 Socket-N の貼付

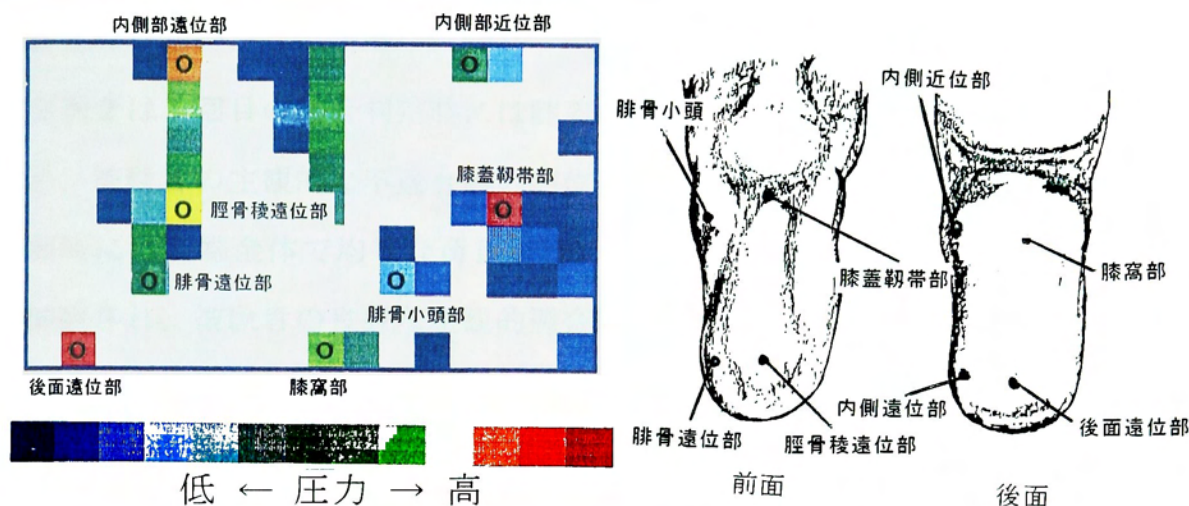


図 2.27 のようにセンサを貼り付け，ソケット内圧を示すコンピュータのディスプレイ画面をプリントしたものである。

図 2.28 Socket-N の出力画面と解剖学的ランドマーク

計測終了後，直ちに得られたデータから圧力分布の状態をパーソナルコンピュータ上に再現しながら，被験者（切断者），義肢装具士を交えて被験者の主観的な適合感について確認し，ソケットの修正・調整箇所を決定して，どの程度の修正・調整を行うべきか検討した．後日修正されたソケットを装着し，再度 Socket-N による圧力計測を実施した．

2.5.2 適合評価結果

症例 1 の修正前における圧力分布状態は，脛骨先端部と脛骨内外側も末梢部に集中しており，皮膚の発赤・剥離を認めた部分と一致していた．また PTB ソケットでは本来荷重の中心となるべき膝蓋靭帯ではほとんど荷重が行われていないことが判明した．この結果をその後のソケット修正に生かし，脛骨先端部や断端末梢部の圧力を低くすることができ，膝蓋靭帯と脛骨前外側縁には

PTB 本来の荷重量が与えられていることが確認された (図 2.29). このような良好な適合が得られた結果, この症例は現在までのところ発赤などの皮膚症状を訴えていない.

症例 2 は 1 回目の適合判定時には膝蓋靭帯部, 断端末梢外側部に高い圧力を認め, 被験者の主観的な不適合感の部位と一致していた. ソケット修正後の再計測時には断端全体で均等な荷重が行われ, TSB 本来の荷重様式であることが確認され, 被験者の良好な主観的適合感も得られた (図 2.30).

2.5.3 考察

症例 1 は片麻痺の症状である感覚障害によって, 主観的な訴えとソケットの当該部位とが必ずしも一致せず, 当初良好な適合を得ることが困難であった. しかし Socket-N を利用することによって症例の皮膚症状などの訴えと, 圧力分布状態から観察される圧力の高い部位とが一致し, その後のソケット修正に役立つ情報が提供された. このことは本症例のように適合の調整や修正の困難な例では, Socket-N でソケット内の圧力分布状態を知ることによって, 臨床側から義肢装具士に対して必要事項の指針を与え, ひいては修正過程に必要な時間が低減されることが明らかになった⁴⁸⁾. また, 症例 2 では, TSB 式ソケットで製作された下腿義足のソケット内圧力が断端の全表面で均一に分布していることが示され, 図 2.29 と図 2.30 を比較しても分かるように, PTB に比べ TSB は断端に対して無理のない荷重様式であることがあらためて確認された.

2.6 第 2 章のまとめ

(1) IRC ソケットによる大腿義足

切断者へのアンケート結果から IRC ソケットによる大腿義足に対する受け入れは良好であった.

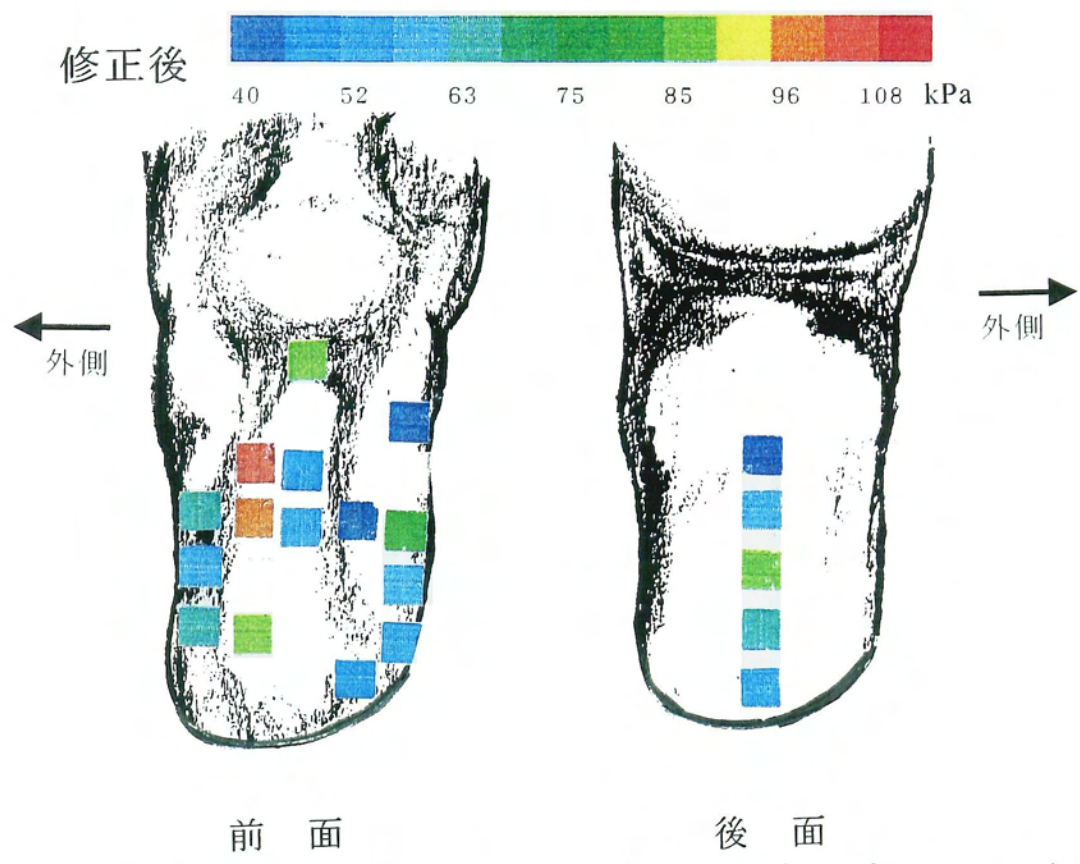
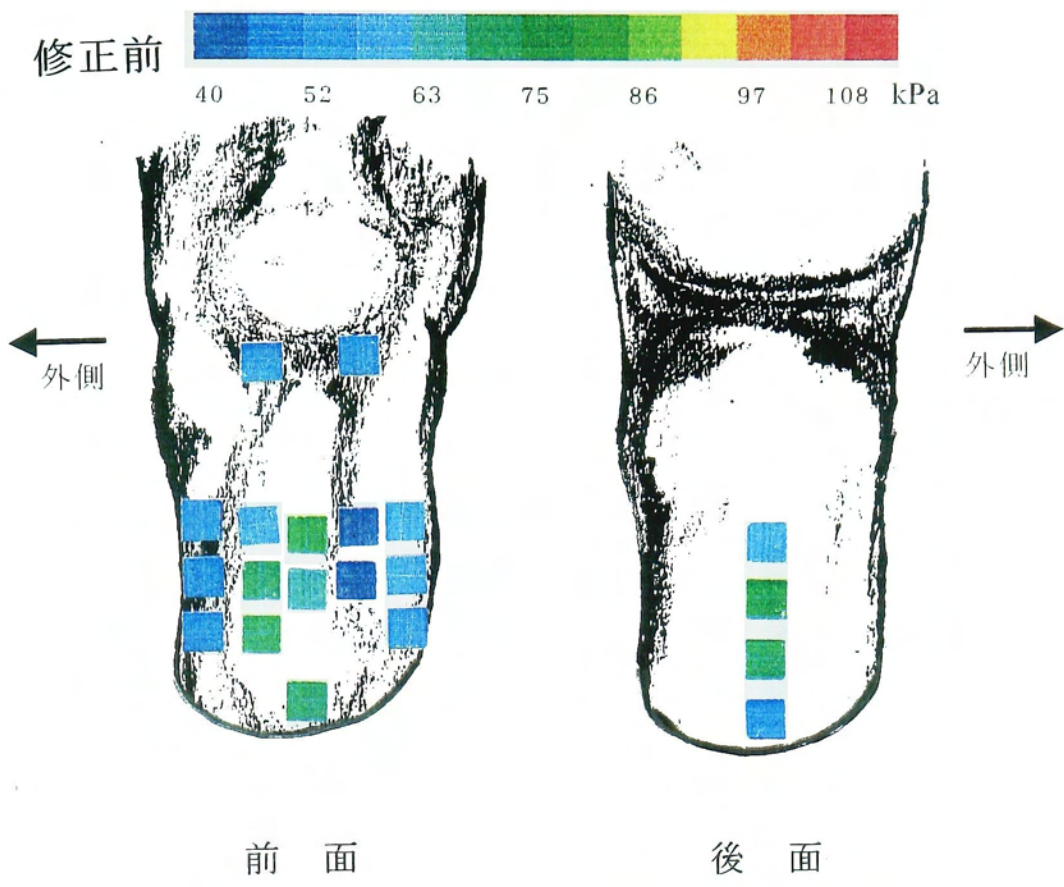


図 2.29 Socket-N の利用例 (被験者 1:PTB)

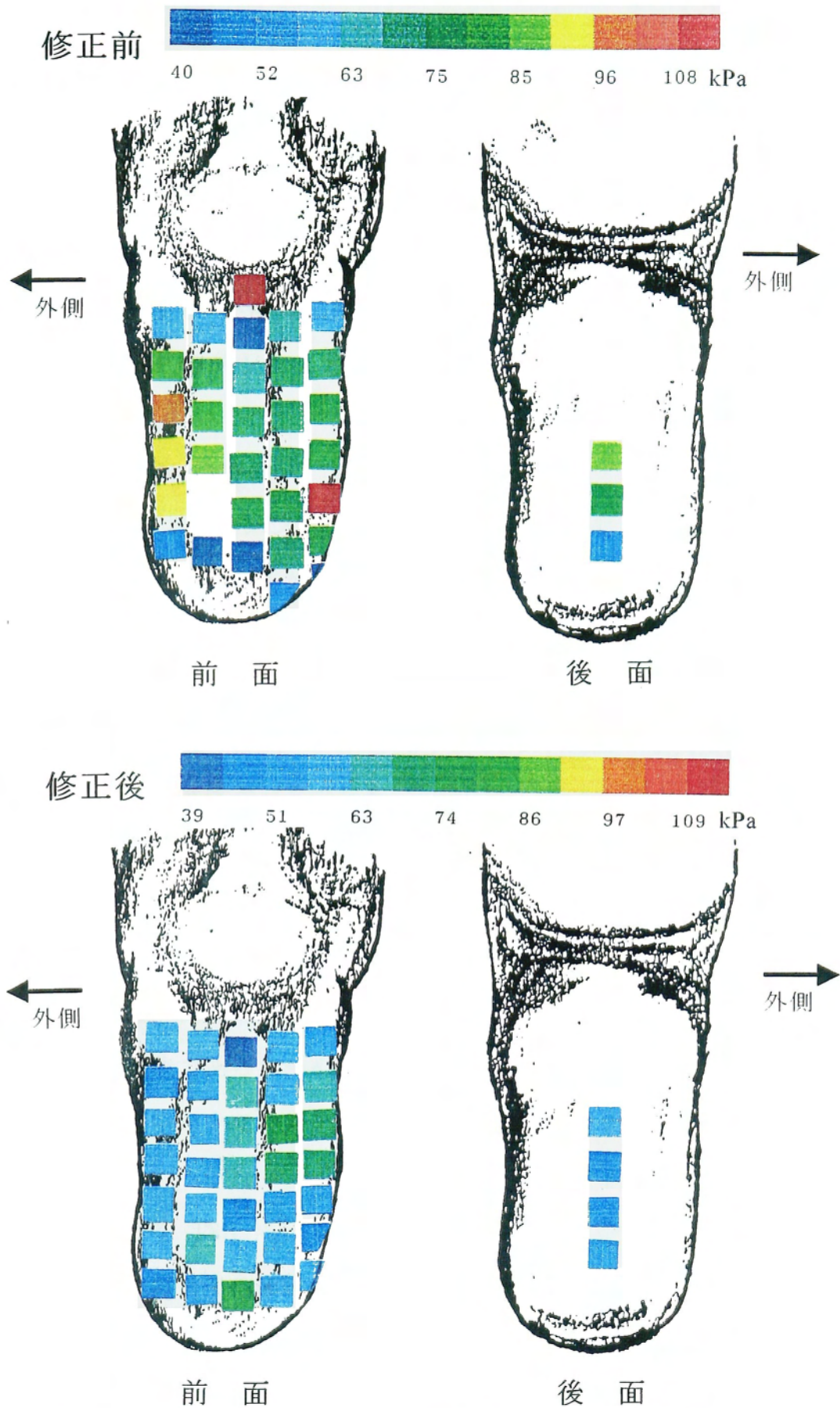


図 2.30 Socket-N の利用例 (被験者 2:TSB)

床反力計による計測から、IRC ソケットはその特徴である側方安定性において QL ソケットよりも優れていることが確認された

(2) TSB 式ソケットによる下腿義足

切断者に対する TSB の使用感等に関するアンケートの結果、従来からのソケットである PTB 式ソケットよりも受け入れが良好であった。

(3) Socket-N の特性

Socket-N によるセンシング法は切断者の断端のように、複雑な曲面の圧力計測にも利用可能であるが、繰り返し応力が負荷される形式の圧力計測には不向きであり、単に絶対値で比較するのではなく、静止立位などのような定常状態の条件の下で、圧力分布のパターンを解析するには有用であるということが確認できた。ただし、同一シート内でも 10-20%程度の感度分布のバラツキが存在することも考慮すべきである。

(4) Socket-N による臨床応用

ソケット修正時に Socket-N により圧力分布計測を行うことによって、適合調整が困難な症例に対して、症例の主観的な訴えを実際に圧力分布状態で裏付けることが可能であった。そして TSB ソケットは断端全面での体重支持が行われ、圧力集中の少ないソケットであることが確認された。

IRC にしても TSB にしても新しいソケットである。新しいものにはそれが成熟するまでに長年の経験と熟練した技術が必要である。ソケットの製作には必ず人的処理過程が入り、ソケット適合の可否は義肢装具士の製作技術に負うところが大きい。しかし Socket-N のような工学的な機器を使って評価することにより、その過程がより客観的なものになる。

今後、ソケットの主流という点からは大腿義足では QL が IRC に、下腿義足では PTB 式ソケットが TSB 式ソケットにその座を取って代わられるであろう。

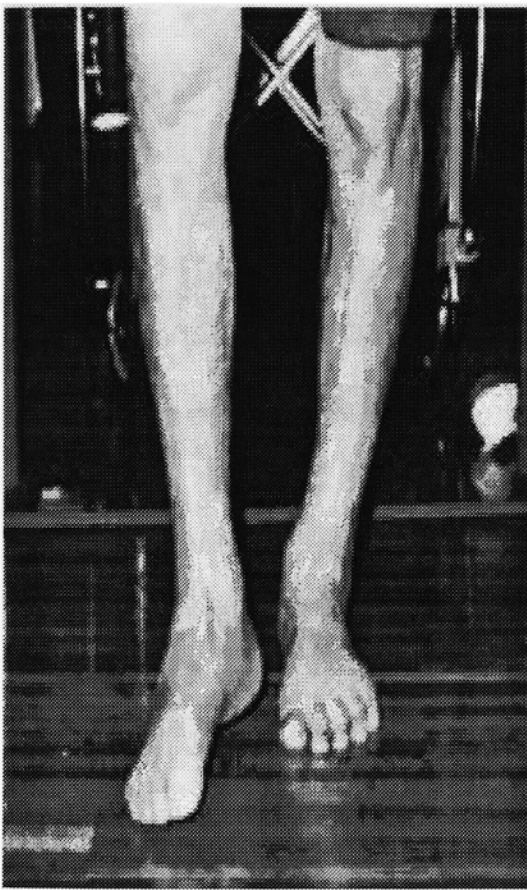
第3章 片麻痺者の筋力とバランスの評価

統計によれば脳血管障害，いわゆる脳卒中は主要死因として悪性新生物（癌）に次いで第2位となっている¹⁾。脳卒中は脳内の中枢神経系を冒すため，病巣の部位や広がりによって運動麻痺や感覚麻痺のみでなく，言語，認知などの機能の局在している部位が障害されることによって，記憶，コミュニケーションや観念動作の履行，判断能力の障害，すなわち見当識障害，失語症，失行，失認にみられる高次脳機能の障害をきたすことも多い。さらに中高年になってから発症する例が多いため，骨関節障害や糖尿病，視力障害，心疾患，高血圧などの生活習慣病を合併していることも多い。片麻痺者に対するリハビリテーションはこのような特徴を踏まえ，多角的な視野から実施されている。

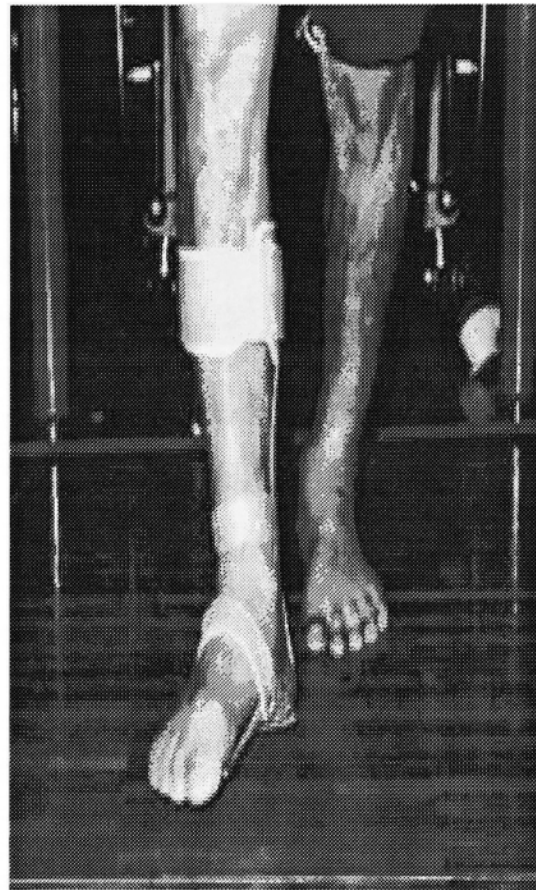
3.1 姿勢，動作の特徴

片麻痺者は中枢神経系の障害によって起こる機能，能力の障害を呈し，末梢神経障害の場合と臨床像を異にする。その1つは中枢からの抑制解放によって伸張反射の亢進，痙性の出現することである。例えば，症例によって足関節底屈筋群の痙性を認め（図 3.1(A)），歩行の下肢振り出し時に爪先を引きずる者が多い。このような例では，プラスチック製の短下肢装具（図 3.1(B)）が処方されることが多い。痙性がさらに強くなった例では，より強制力の強い金属支柱付きの短下肢装具が処方され，足継手には底屈制限（後方制動）が可能なロッド式の Klenzak 継手が使われる。装具療法によって爪先の引きずりはなくなっても，膝関節は伸展位のまま振り出されるために，爪先が床面に接触しないように股関節を外転（外転分廻し）させる。このような下肢筋痙性の強い例では，発症からの急性期を脱した後，本格的なリハビリテーションが開始されて，

臥位から坐位，立位，歩行と重力に逆らうような姿勢をとるに連れて，姿勢反射の影響下に置かれる時間が長くなり，痙性がさらに増強して特有の Mann-Wernicke の姿勢をとる（図 3.28(A)）．このような症例の多くでは金属支柱付きの短下肢装具でも矯正が効かず外科的手術を必要とする例もある²⁾（図 3.2(B)）．



(A)軽度の内反尖足



(B)プラスチック製短下肢装具使用時

図 3.1 片麻痺の内反尖足と短下肢装具



(A)Mann-Wernicke の姿勢



(B)高度の内反尖足変形

図 3.2 片麻痺者の姿勢と足部変形

臨床で片麻痺者の各動作を工学的に解析する手法は、新しい義肢や装具の開発において従来のもものと比較する場合によく行われている。また、薬物療法の効果判定で真薬と偽薬とでは明らかな違いがあるかをバランス機能等で評価するときや、外科的手術の術前術後でのバランス・歩行機能の比較など^{3),4)}のように、明らかに2つ以上の異なった条件、あるいは異なる集団で、被験者が計測データ上どのような挙動を示すかなど、学術的色彩が強い側面で施行される場合もある。より客観的なデータを残すことは治療計画の立案、前方視あるいは後方視的研究には欠くことのできない面がある。本章では片麻痺者を中心とする被験者に対して、そのバランスの機能や外乱に対する反応を工学的手法によって計測して評価し、それによって得られた知見を記述している。

3.2 筋力とバランス機能

バランス機能が維持されるためには筋骨格系，神経系，前庭系，視覚系，体性感覚系，認知系などがうまくはたらかねばならない。この点を考慮して片麻痺患者の治療においても，理学療法分野では日常生活動作項目の中で歩行能力の獲得に重点が置かれることが多い。また，歩行に限らず起立動作，車いすから便器やベッドへの移乗動作などにはすべて高いバランス能力が要求される。そして単に静止した立位を保持する際にも下肢筋の筋力や運動機能が大きな役割を果たす。そこで，この項では片麻痺者の立位バランス能力，下肢筋の筋力，さらにこれらと麻痺の回復段階との関連について考察する⁵⁾。なお，緒方ら⁶⁾や大峯ら⁷⁾は，麻痺していない側の上下肢は，決して質的に「健側」といえるものではなく，むしろ「非麻痺側」という表現がふさわしいとしている。筆者も彼らと同様の考え方に基づいて片麻痺患者に対するアプローチを行っており，本論文でも「非麻痺側」という表現を用いることとする。

3.2.1 非麻痺側の下肢筋力とバランス機能との関係

(1) 評価方法

片麻痺者のバランス機能と非麻痺側下肢筋力の関係をみるために，男性の片麻痺被験者 33 名（平均年齢 57.8 ± 6.7 歳）を評価した。彼らの脳卒中の発症からの経過期間は平均で 10.8 か月，麻痺の回復段階を表す Brunnstrom Stage⁸⁾（表 3.1，以下 Stage）では IV が 12 名，V が 7 名，VI が 14 名であった。歩行能力は，Stage VI では全員が杖，装具無しで歩行が可能，Stage V では 1 名が杖，装具無しで歩行が可能，残り 6 名は T 杖を使用して歩行が可能，Stage IV では 9 名が T 杖と短下肢装具を使用し，残り 3 名は T 杖のみで歩行が可能であった。さらに比較のために，神経学的，および整形学的に何らの問題がなく，かつ片麻痺者と年齢で有意な差のない健常男性 9 名（平均年齢 56.8 ± 3.5 歳）を対照群として選んだ。なお，これら 2 群の内訳は表 3.2 のとおりである。

表 3.1 下肢の Brunnstrom Stage

Stage I	弛緩性で随意運動を認めない
Stage II	共同運動，あるいはその一部が連合運動等によって出現
Stage III	股，膝，足の各関節で屈筋あるいは伸筋共同運動が随意的に可能
Stage IV	・ 坐位で 90° 以上の膝屈曲運動が可能 ・ 膝屈曲位で足関節の背屈運動が可能
Stage V	・ 立位で股関節の 90° 以上の屈曲運動が可能 ・ 立位で下肢を少し前方に踏み出した姿勢（膝関節伸展位）で足関節の背屈運動が可能
Stage VI	・ 立位で代償運動によらない股関節外転運動が可能 ・ 坐位で下腿の内外旋の運動が可能

文献 8) を改変

表 3.2 片麻痺群と対照群の内訳

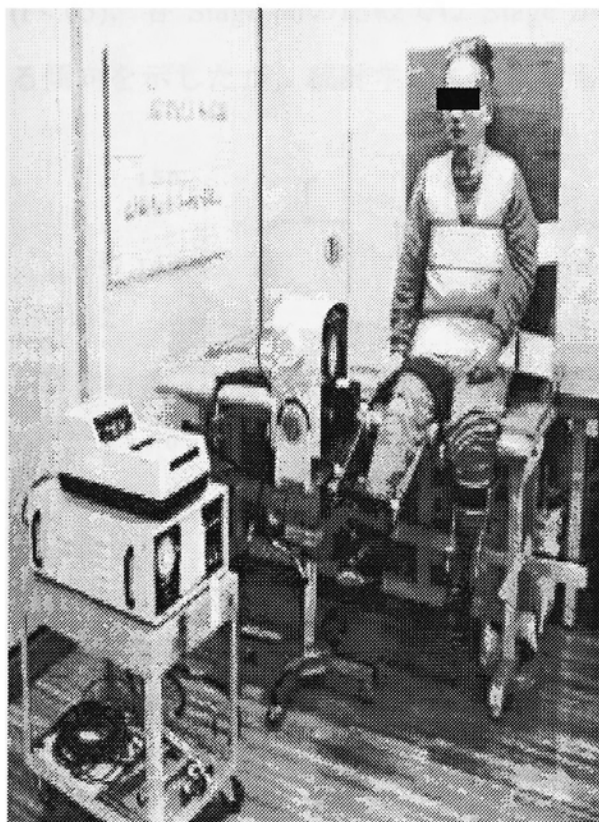
	片麻痺者群	健常者(対照)群
人数(名)	33	9
年齢(歳)	57.8±6.7	56.8±3.5
麻痺側下肢 Stage	IV: 12, V: 7, VI: 14	*****
麻痺側	右: 21, 左: 12	*****
発症からの経過(か月)	10.8	*****

Stage: Brunnstrom Stage, *****: 該当せず

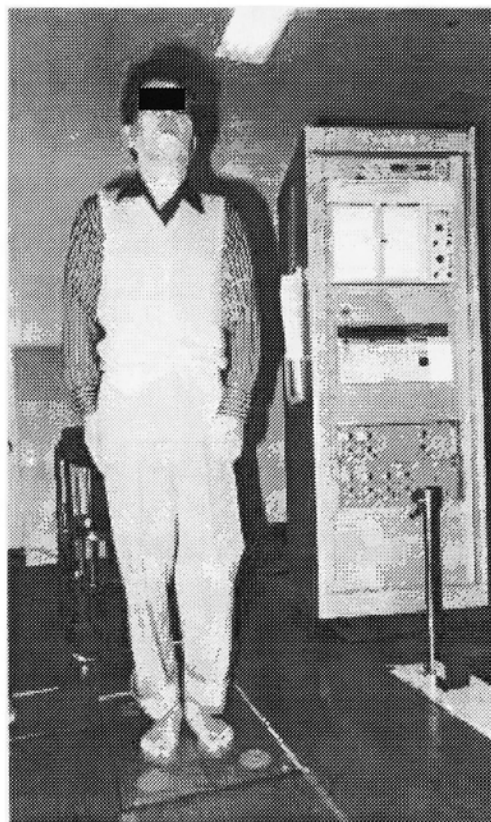
下肢筋力評価は等運動性筋力測定器（Lumex 社製 Cybex II）を用いた⁷⁾。片麻痺群は麻痺側の機能が Cybex II の設定回転角速度に追従できない者が多いため非麻痺側に対してのみ，健常者群は左右両側に対して，坐位での膝関節の伸展と屈曲時の筋トルクを計測した。レバーアームの回転角速度を 30deg/s に設定し，最大努力で伸展と屈曲運動を連続 5 回反復させた（図 3.3(A)）。

立位バランス機能は，床反力計（Kistler 社製）と平衡機能評価システムソフトウェア（Codix 社製）を用いて計測した。被験者には床反力計上で裸足に

て足部内側縁が 40deg の爪先開きとなるように足部の位置を決め，開眼にて両脚で，静止立位（「できるだけじっと動かない」）姿勢を 30 秒間とらせた（図 3.3(B)）．約 1 分間，椅子坐位での休息をとりながら 3 回計測した．筋力評価では 5 回のうちの 1 回目と 2 回目を除き，中央の 3 回分の膝伸展と屈曲運動時のピークトルク値を平均し，バランス評価では COP 座標 (A_x, A_y) の動揺距離 (*length*) と動揺面積 (*square*) を式(2.1)～式(2.4)で求め，全 3 回分を平均したを採用した．統計学的処理はいずれもこれらの平均値を採用し， Student t-test, ANOVA にて危険率は 0.05 として行った．



(A) Cybex II による筋力計測



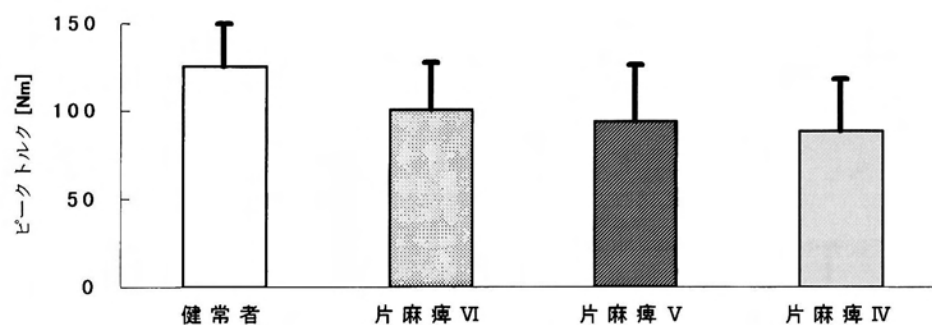
(B) 床反力計によるバランス計測

図 3.3 筋力とバランス評価

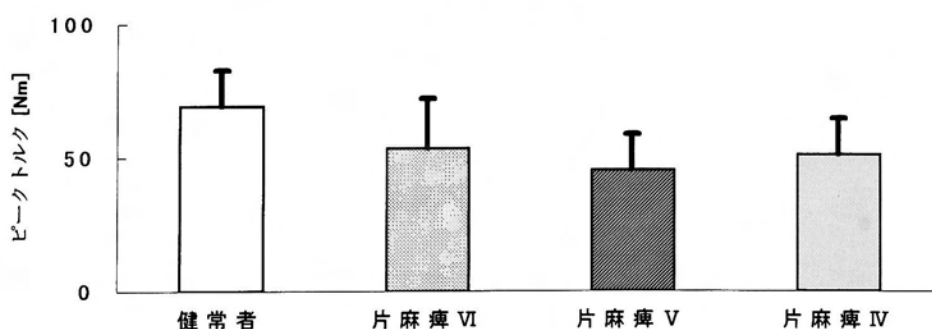
(2) 結果

(a) 膝筋力のピークトルク値

健常者群の膝関節伸展屈曲運動のピークトルク値は、伸展で 125.7 ± 24.40 Nm, 屈曲では 69.1 ± 13.6 Nm であった。一方, 片麻痺者群全体は, 伸展で 95.0 ± 28.7 Nm, 屈曲で 50.8 ± 21.7 Nm であった。さらに片麻痺者群のピークトルク値を各 Stage 別にみると, Stage IVは伸展で 88.5 ± 29.7 Nm, 屈曲では 51.1 ± 13.6 Nm, Stage Vはそれぞれ 94.1 ± 32.5 Nm, 45.3 ± 13.6 Nm, Stage VIはそれぞれ 108.9 ± 27.12 Nm, 53.4 ± 18.6 Nm であった (図 3.4)。片麻痺者群の各 Stage 別のピークトルク値は, いずれも健常者群と比較して有意に低い値であったが ($P < .05$), 各 Stage 間の比較では Stage が低くなるほどピークトルク値は低くなる傾向を示したが, 統計学的に有意なものではなかった。



(A) 膝関節伸展

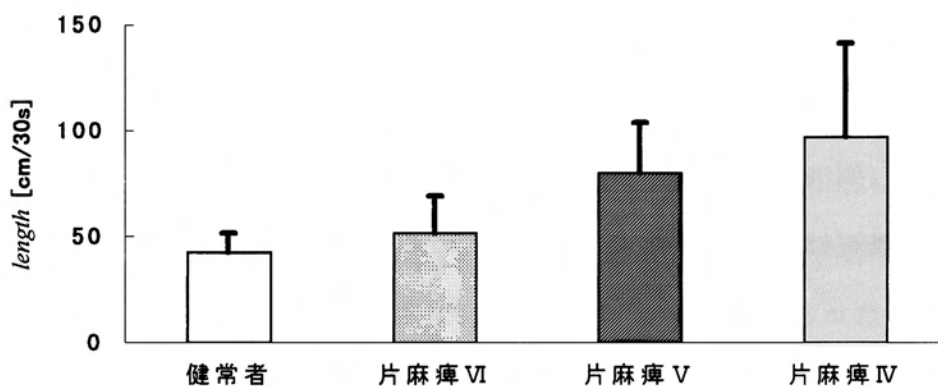


(B) 膝関節屈曲

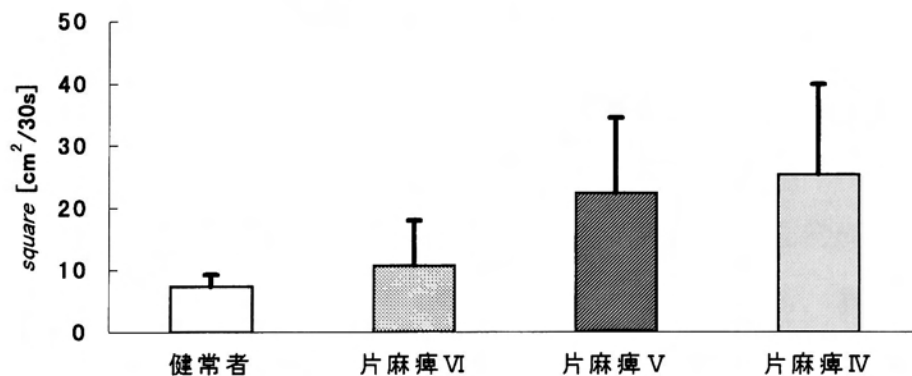
図 3.4 膝関節伸展屈曲運動のピークトルク値
片麻痺者の値は屈曲, 伸展とも健常者より有意に低い ($P < .05$), 各 Stage 群間で有意差は認めない。

(b) 立位バランス

図 3.5 には各被験者群の COP の動揺距離と動揺面積を示した。これによると、平均値は健常者群でそれぞれ $42.4 \pm 9.2\text{cm}/30\text{s}$, $7.4 \pm 1.9\text{cm}^2/30\text{s}$ であった。片麻痺者群は $74.3 \pm 36.5\text{cm}/30\text{s}$, $18.5 \pm 1.3\text{cm}^2/30\text{s}$ であった。両群の比較では、いずれも片麻痺群が有意に大きい値であった($P < .05$)。次に片麻痺者群のこれ



(A) 足圧中心動揺距離



(B) 足圧中心動揺面積

図 3.5 30 秒間の静止立位における COP の動揺距離(*length*)と動揺面積(*square*)
動揺距離, 動揺面積とも片麻痺者は Stage 間で有意差あり(ANOVA, $P < .01$)

ら2つの計測値を Stage 別にみると, Stage IVでは動揺距離が $97.2 \pm 44.4 \text{cm}/30\text{s}$, 動揺面積が $25.4 \pm 14.6 \text{cm}^2/30\text{s}$, Stage Vではそれぞれ $80.2 \pm 23.7 \text{cm}/30\text{s}$, $22.4 \pm 12.2 \text{cm}^2/30\text{s}$, Stage VIではそれぞれ $51.7 \pm 17.5 \text{cm}/30\text{s}$, $10.7 \pm 7.3 \text{cm}^2/30\text{s}$ であった. このように動揺距離, 動揺面積とも Stage が低いほど有意に大きい値であった ($P < .01$).

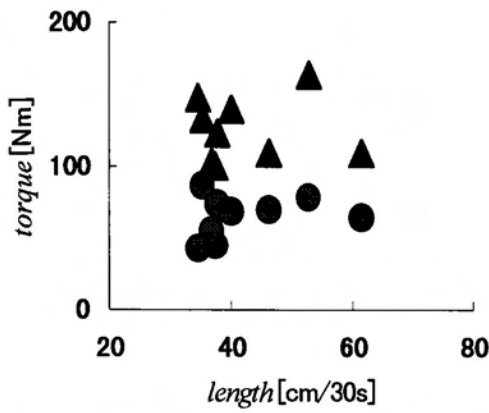
(c) 膝筋力のピークトルク値と立位バランスの相関関係

健常者群の膝伸展及び屈曲運動時のピークトルク値と静止立位時の相関関係をみると, 膝伸展は動揺距離と動揺面積に対し, 相関係数でそれぞれ $r = .0269$, $r = .198$ であり, 同様に膝屈曲ではそれぞれ $r = .254$, $r = .156$ と相関は低く, 有意ではなかった. 一方, 片麻痺者群でも同様に, 膝伸展では動揺距離と動揺面積に対し, $r = -.0631$, $r = -.279$, 膝屈曲では $r = .0145$, $r = -.246$ であった (図 3.6, 図 3.7). このようにいずれの被験者群でも膝筋力のピークトルク値とバランス機能との相関は認めなかった. さらに片麻痺者群の Stage 別の比較においても同様に, 筋力とバランスのパラメータとの相関は認めなかった.

以上の結果から, 片麻痺者は健常者と比較して筋力が弱く, 立位バランス能力が劣っていることが明らかにされた. これは, 中枢神経系の障害がその主な原因になっていると思われるが⁹⁾, 立位をとることによる姿勢反射の影響や立ち直り反応, バランス反応の低下も関与していると思われる. 裏を返せば, 片麻痺者に対して, 立位でのバランス平衡反応を強化することは重要な意味をもつこととなる.

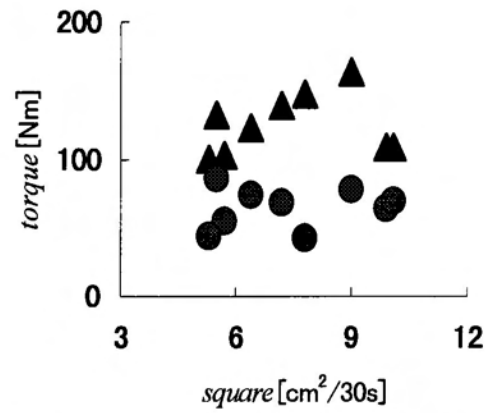
3.2.2 外乱に対するバランスおよび筋反応 (健常若齢者の場合)

超高齢化社会の到来とともに, 高齢者のみでなく障害者を含めた人々が, 健康でかつ安全な日常生活を送る上で, 転倒をいかに防ぐべきかが叫ばれている.



▲ 伸展 $r=.0269$ ● 屈曲 $r=.254$

(A) COPのlengthと筋力

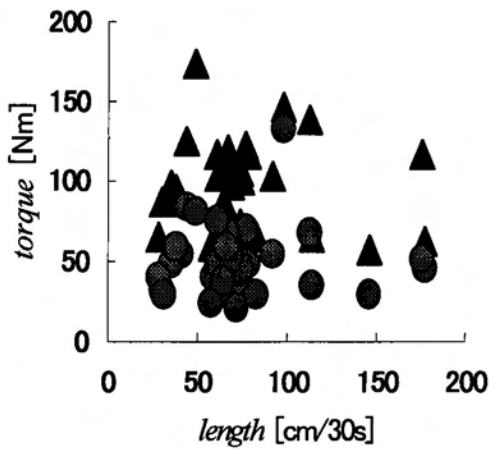


▲ 伸展 $r=.198$ ● 屈曲 $r=.156$

(B) COPのsquareと筋力

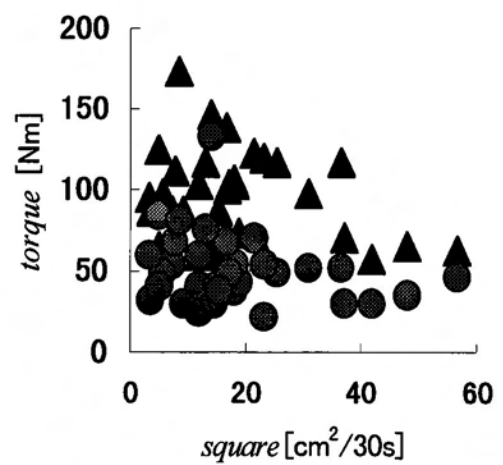
図 3.6 健常者の膝筋力(ピークトルク値)と COP パラメータとの相関

r:相関係数



▲ 伸展 $r=-.0631$ ● 屈曲 $r=.0145$

(A)COPのlengthと筋力



▲ 伸展 $r=-.279$ ● 屈曲 $r=-.246$

(B)COPのsquareと筋力

図 3.7 片麻痺者の非麻痺側の膝筋力(ピークトルク値)と COP パラメータとの相関

r:相関係数

しかも高齢者や障害者の転倒のケースでは、転倒による骨折や捻挫等の加療中に安静臥床によって廃用症候群に至り、そのまま寝たきりの状態に移行してしまうことは想像に難くない。このため、彼らの転倒に対する対策の必要性が急務である¹⁰⁾。この転倒の問題に関連し、筆者らは臨床において動的なバランス反応の重要性を痛感しており、運動療法にバランス訓練をとり入れて日常よく実施しているところである。しかし、その訓練はどのようなバランス反応を導き出そうとしているのかを明確にした上で実施されなければならないと考える。また、年齢の差や障害をもった者ではどのような違いが存在するのかを知り、その結果を臨床に反映させることが必要である。以下では、まず動的なバランス反応をみるための外力を与える手法を述べた上で、この手法で評価した若齢者、高齢者、片麻痺者を比較して、外乱刺激に対する姿勢制御の違いを示し、年齢、障害の有無による差を明らかにした。そしてその結果をもとに、臨床で実施するバランス訓練はどのような筋反応を引き出すかによって、その方法を検討すべきであることに言及した。

(1) 立位時の急激な後方牽引に対する反応

Wolfsonら¹¹⁾はヒトの上下肢と体幹の動的バランス反応を調べるために、立位時に急激な後方牽引を与える方法を報告している。彼らはこの中で、バランス反応の大きさに応じて視覚的に得点化するBalance Strategy Scores (以下BSS) という評価法を用いている。彼らの用いた牽引力は、重りを2フィート(約60cm)の高さから落下させたときの衝撃力を腰部に与える方法をとっている。筆者らが彼らの方法を追試したところ、高齢者や片麻痺者の被験者は衝撃力が強すぎて恐怖心を抱く者が多く、テストそのものが実施困難であった。そのため彼らの方法を参考しながら落下距離を試行錯誤的に短縮させ、最終的に5cmの重りの落下距離でも被験者に恐怖心を与えることなく牽引力に応じた反応が得られることが判明した。

まず筆者らが採用した急激な後方牽引に対する若齢者を被験者とした評価法

を提示し、その有効について述べる。また本法では姿勢反応の観点から、下肢からの感覚情報を操作した条件として、安定した基底面と不安定な基底面という2つの基底面条件、さらに下肢表面筋電図所見の検討も加味している¹²⁾。

(a) 筆者らの用いた牽引法

被験者は特別な疾患の既往や罹患のない健常若齢男性13名（年齢 21.5 ± 1.71 歳）である。床面上に裸足にて開眼立位をとった被験者に対し、不意に急激な後方牽引力を与えた。牽引力はWolfson ら¹¹⁾と同様に、各被験者の体重(BW)の1.5%、3.0%、4.5%に相当する重りを使用して与えた。図3.8のように重りが落下し、重り受けに当たったときの衝撃力が重り受けに付けた鋼線に引張力を発生させ、この力が滑車を経由し、鋼線の他端を介して被験者の腰部に巻いた骨盤ベルトの中央に伝えられ、後方牽引力として作用する。牽引装置の重り受けの端は切り落としてあり、円板形である重りは重り受けに落下した後、直ちに端から床上に落ちるようにして、牽引力が持続して負荷されないように工夫してある。

下肢からの固有受容性の感覚情報入力の変化に対する挙動も含めて観察するために、起立する床面の基底面条件は、床面上に直接起立する（以下直接起立）と、Spenco Medical 社製のゲル状素材であるHydroFlex™ を左右1枚ずつ床面上に敷いてその上で起立する（以下ゲル上起立）という2つの基底面条件を採用した。HydroFlex™ は無負荷の状態で幅150mm、長さ260mm、厚さ18mmの寸法をもつ含水性ゲル状物質である。

牽引前の足部は基底面上で40degの爪先開きとし、基底面の絶対座標に対して治具を用いて規定し、足部位置の再現性に努めた。また、牽引前に鋼線にできるだけ高い緊張や緩みが発生しないように、牽引装置の位置を調整した。被験者13名のうち7名は直接起立から、残り6名はゲル上起立から開始した。牽引力の強さは被験者に知らせず、試行回数は各々の基底面条件と牽引力の組み合わせで2回ずつの合計12回とした。起立保持姿勢が安定してから約10秒後に、

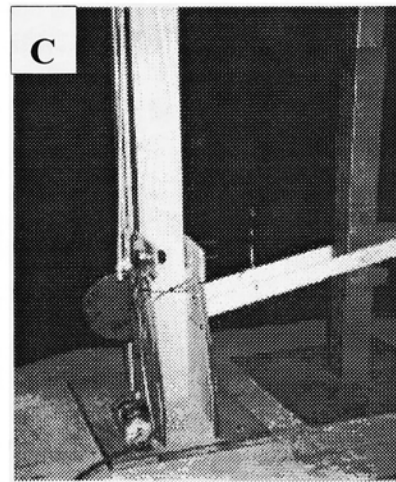
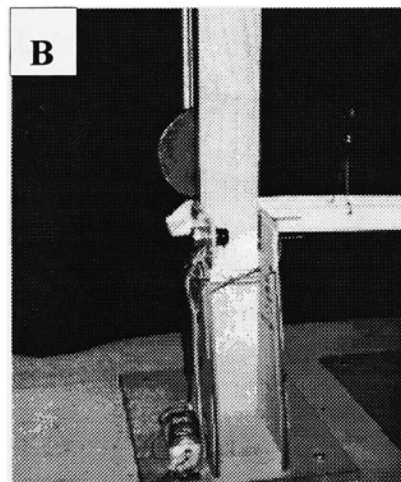
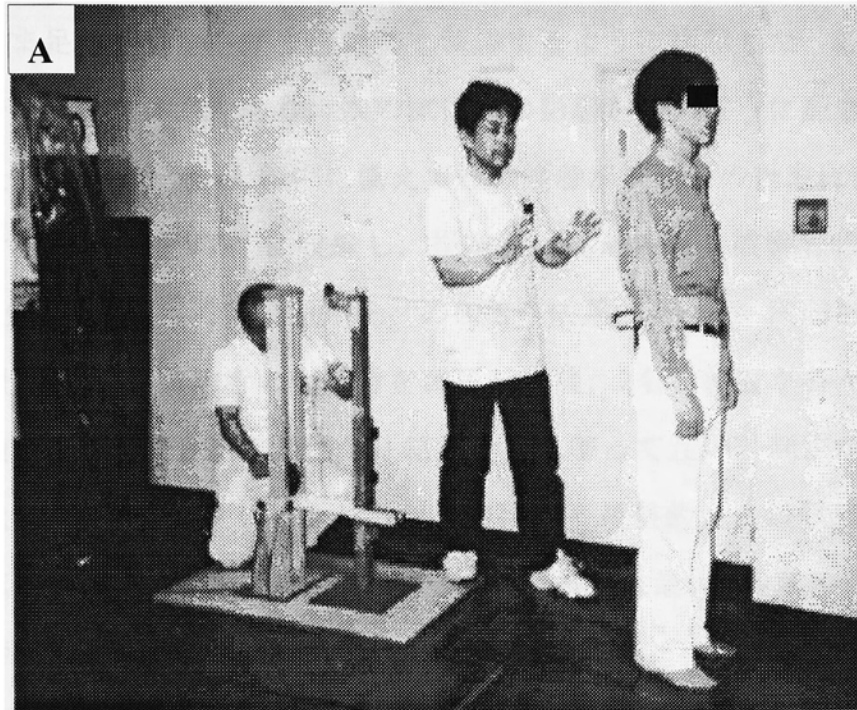


図3.8 後方牽引の方法

A: 検者の1人が紐の付いた重りを重り受け上に落下させ、鋼線を介して被験者の腰部に後方牽引力を与える。他の検者は転倒の危険に備えて後方に待機する。B: 重り受けへの衝突直前の重り、C: 重り受けがリミットスイッチを短絡させ、重りは床上へ落下する。

検者の1人が重りを吊している紐を手放して落下させた。なお重りが元の位置から重り受けまで落下する鉛直距離は5cmである。被験者には牽引後もできるだけそのまま足部を動かさず立位姿勢を保持するように指示した。各試行間は1~2分の椅子坐位で休息をとり、次の試行への影響がないように配慮した。被験者の安全性に十分配慮し、転倒に備えて他の検者が被験者の後方に待機した。

牽引に対する反応をVTR に収録し、視覚的に捉えられる被験者のバランス反応を図3.9に示すようなWolfson ら¹¹⁾のBSS に基づき、10段階評価(0~9点)で点数化した。各被験者の全試行を終了した後、2名の検者が各々VTRで再生して被験者の試行をBSSで評価し、結果を持ち寄って互いの判定が異なった試行はVTR で再度チェックしながら、合議により最終的に全被験者の全試行の最終得点を決定した(各基底面条件での総合得点は最大で9点×牽引力(3種類)×施行回数(2)=54点)。

牽引に対する下肢筋の反応を同時にみるために、両側の中殿筋、大腿直筋、ハムストリング、前脛骨筋、腓腹筋の筋活動を表面筋電図にて記録した。得られた筋電図をもとに、牽引開始から250msの時間内での筋反応の組み合わせパターンを検討した。後方牽引に対し、第一次的に足関節を背屈させることによって姿勢を立て直す前脛骨筋の反応が生じることに注目し、後方牽引から前脛骨筋の活動開始までの筋潜時も併せて検討した。

(b) 結果

・BSS

各基底面条件の総合得点は、図3.10 (A)のように直接起立:43.5±3.77点、ゲル上起立:43.6±3.30点と有意な差は認めなかった(Wilcoxon, $P>.05$)。また同じ牽引力の間でも基底面条件の違いによる差を認めなかった。しかし図3.10 (B),(C)のように、同一の基底面条件では牽引力が大きいほど有意に低い得点であった(Wilcoxon, $P<.05$, $P<.01$)。つまり、視覚的に大きな身体反応が観察された。

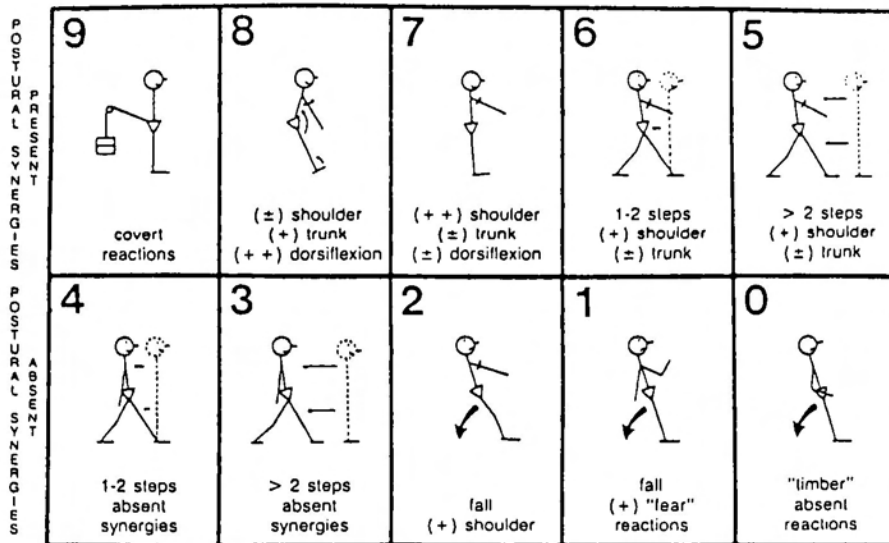


図3.9 BSS(Balance Strategy Score)
文献11)より

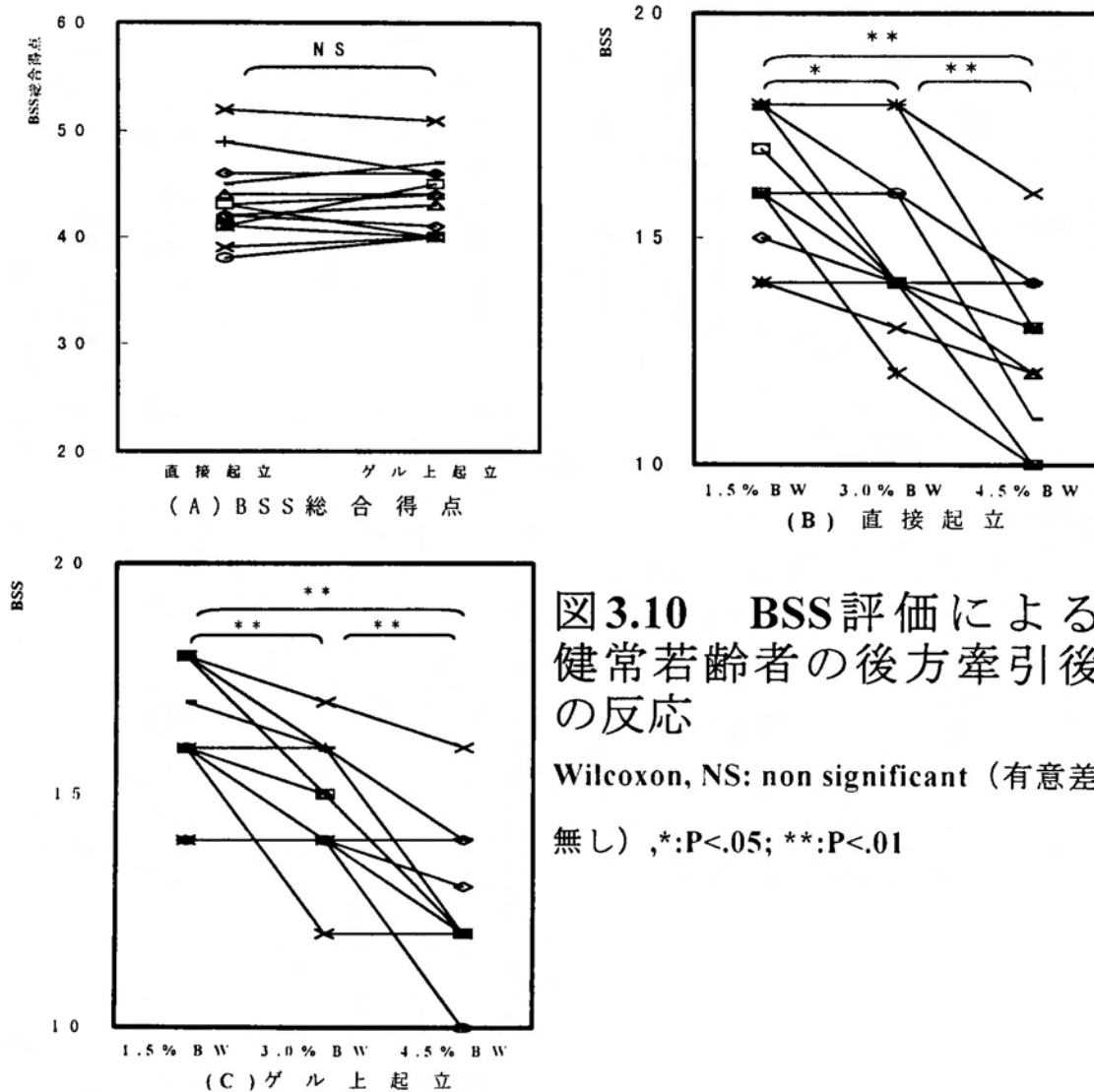


図3.10 BSS評価による
健常若齢者の後方牽引後の
反応

Wilcoxon, NS: non significant (有意差
無し), *:P<.05; **:P<.01

・筋電パターン

牽引試行の筋電図をその筋電出現のタイプにより分類した。それらは主に前脛骨筋のみが活動する末梢型，前脛骨筋に加えて大腿四頭筋とハムストリングスの組み合わさった中間型，前2者に中殿筋の加わった中枢型の3型である(図3.11)。これらの型の出現回数を，左右で合計し，同じ強さの牽引力と基底面条件の試行回数に対する百分率にて表したのが図3.12である。直接起立では1.5%BWの牽引力にて末梢型の出現率は52.3%であるが3.0%BWでは20.8%，4.5%BWで9.6%と牽引力が大きいくほど減少している。ゲル上起立でも，牽引力の上昇とともに末梢型の減少が認められ，各牽引力での出現率は各々31.3%，9.6%，4.3%であった。一方，中間型は直接起立では牽引力の上昇とともに31.8%，45.8%，51.9%と割合が増加し，ゲル上では31.3%，42.3%，30.4%であった。さらに中枢型も牽引力の増加とともに割合が増加し，直接起立では各々15.9%，33.3%，38.5%，ゲル上では37.5%，48.1%，65.2%であった。

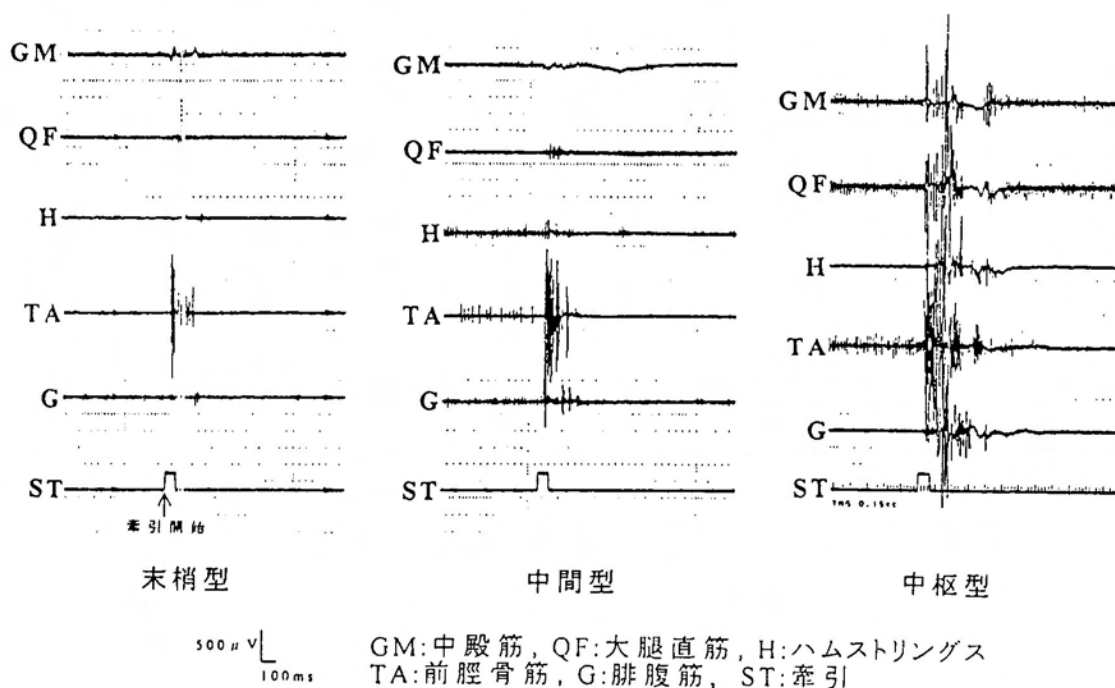


図3.11 筋電パタンの分類

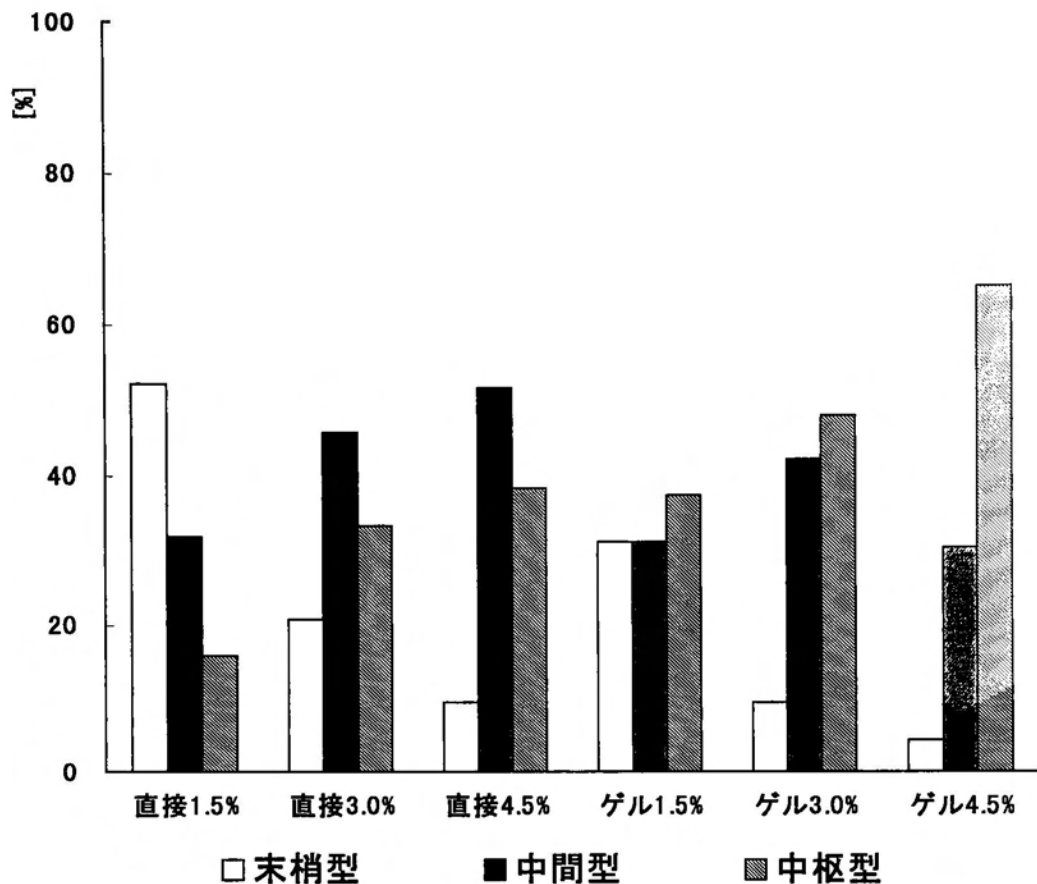


図3.12 筋電パタンの出現率

・前脛骨筋の潜時

後方牽引に対しバランスを立て直すために必要な筋活動の即応性をみるために、前脛骨筋の潜時を同条件の2回の試行で左右平均を行って比較検討した。その結果、図3.13のように直接起立よりもゲル上起立の方が有意に潜時が短く、早く筋活動を開始していた(paired t-test $P < .05$, $P < .01$)。さらに直接起立では、3.0%BW と4.5%BW 間の比較以外は牽引力が大きいほど潜時が有意に短かった(paired t-test $P < .05$)。しかし、ゲル上起立では牽引力の大小による有意な差を認めなかった。

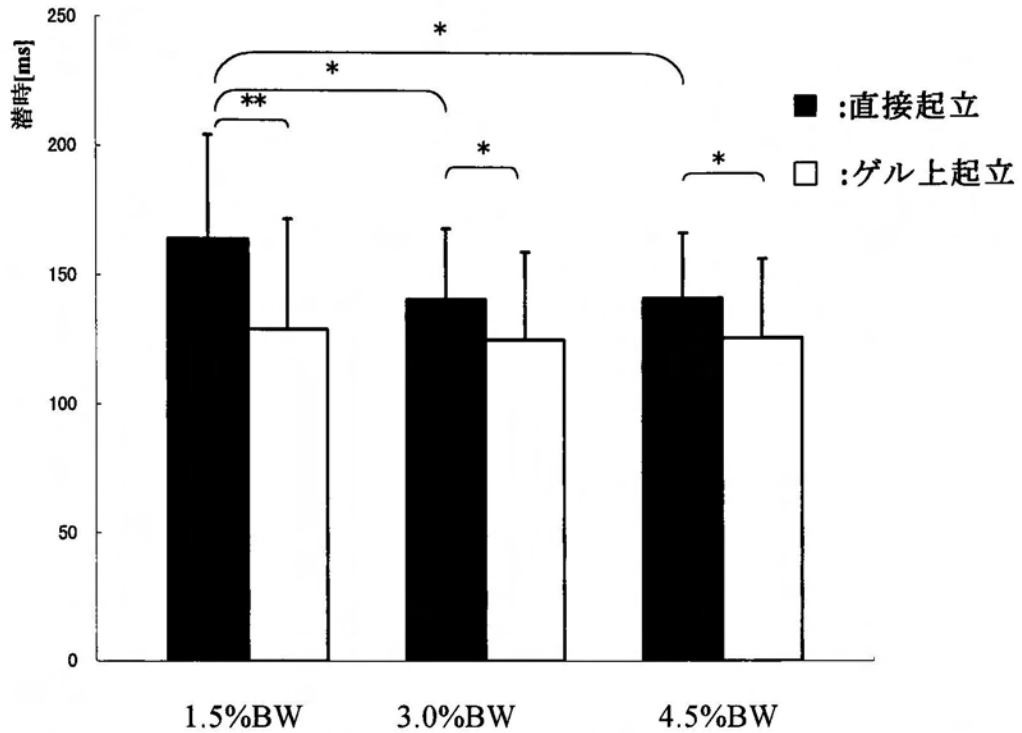


図 3.13 各条件に対する前脛骨筋の潜時
paired t-test *: P<.05; **: P<.01

Wolfsonら¹¹⁾の報告では牽引開始後も重りは持続して懸架される方法が採用されている。持続牽引がなされるならば、牽引そのものによる瞬間的な筋反応を観察することは難しい。これを可能にするために、筆者らは前述のように、牽引時間は瞬時とする方法をとった。後方牽引力を変化させ、起立時のバランスは下肢からの感覚情報も重要な因子の1つであると考えられることから、下肢からの感覚入力を人為的に低下させる目的で、HydroFlex™を用いて立位基底面条件も併せて変化させた。BSSは基底面条件による差を認めなかったが、同一の基底面では牽引力の違いによって有意に得点が変わっており、本研究の被験者の年齢層でもBSSは少なくとも牽引力との関係をもつものと考えられる。Wolfsonら¹¹⁾の原法による牽引力では刺激量が大きく、被験者に対し恐怖感を与えることは前述した。しかし、今回のように重りの落下距離を短くし、

牽引力を弱めても牽引力に応じたBSS の変化を認めることから、臨床の場で高齢者や中枢神経系に障害を有する者に対し、外乱によって姿勢反応を観察したり、バランス訓練を行うときはこの程度の刺激でも十分であり、筆者らの方法は有効であると考察される。

Nashner ら¹³⁾は外乱の大きさと筋活動の関連性を説明するストラテジー論を報告している。この理論と今回得られた筋電パタンの出現率の変化を比較すると類似している点がある。すなわち、牽引力が大きいほど中枢型の関与する割合が増加し、逆に末梢型が低下する。低い刺激量では主に足関節を調節することによって姿勢を保持できるが、刺激量が大きくなると中枢の筋も姿勢保持に動員される。このことは臨床上のバランス訓練では筋の量的、また質的な面を考慮し、どのような筋反応を促通したいのかを明確にする必要性を示している。

基底面条件を変化し、感覚情報量を操作した条件下で姿勢反応をみるテストは Sensory Organization Test (SOT)^{13), 14), 15)}, あるいは Clinical Test for Sensory Interaction in Balance (CTSIB)¹⁶⁾と呼ばれるが、今回のテスト法は SOT や CTSIB に外乱の要素を加味したものである。これらはテスト法としてだけでなく、外力による刺激に対する動的なバランス反応の賦活法として応用が可能である。これら方法を用いれば、Horak ら¹⁷⁾の理論である Central Set (それまでに経験した刺激や訓練が中枢性に蓄積、構築され、これをもとに新しい刺激にも適応できるようなバランス反応が形成される) を促通することも可能であると考えられる¹⁶⁾。

前脛骨筋の潜時は基底面条件によって有意な影響を受け、ゲル上起立の方が短くなっていた。このことは、より不安定な条件では筋の姿勢安定性に対する反応性が高まることを示唆している。また、直接起立では牽引力が大きいほど潜時が短くなっているため、重りの増減で身体動揺の変位に速度変化の要素が与えられるのではないかと思われる¹⁸⁾。一方、Di Fabio ら¹⁹⁾は基底面を動かす方法により外乱を与えて下肢筋の筋反応の変化を観察し、安定した基底面と不

安定な基底面とでは潜時に有意な差は認めなかったと報告している。しかし彼らは基底面を動かし、基底面上に敷いたfoam（不安定な基底面）を介して被験者に外乱を与える方法と比較しているにもかかわらず、foamにより吸収される外乱の量と外力が伝わる時間的なずれには言及していない。筆者らの用いた後方牽引力は重り、重り受け、鋼線、骨盤ベルトの順に伝わって被験者に与えられる方法で統一している。結果の違いはこのように根本的に外乱刺激の与え方が異なるためと考えられる。したがって外乱に対する反応のテストや、バランス反応の賦活を目指す目的で外力を与える場合は、刺激の入力部位も考慮すべきである。このように筋反応の質的な側面を考慮し、臨床で選択的に末梢の筋反応を高める訓練法としては、例えば曲率半径の大きなwobble board上での足関節を中心とした倒立振り子の動きを与えることが考えられる。またより中枢の筋を賦活するためには狭い支持基底面、例えば継ぎ足位での起立が考えられる²⁰⁾。

さらに今回の外乱刺激は後方牽引力のみであるが、実際のADLは基底面の条件が複雑であり、外乱の方向の違い、視覚条件の変化も起こる中で営まれていることに注意すべきである。

いずれにしても、高齢者や上下肢の運動麻痺を伴う脳卒中後片麻痺患者、さらに神経学的障害をもつ者は異なった姿勢反応を示すことが予想される²²⁾。さらなる客観性をもたせるために、被験者年齢層の拡大と患者を対象とした外乱刺激に対する評価を行うことが必要と思われる。この点については3.2.3で述べる。

3.2.3 外乱に対するバランスおよび筋反応（健常高齢者と片麻痺者の場合）

被験者を若齢者としたときと同様の方法で、高齢者と片麻痺者の被験者に急激な後方牽引を与えたときの反応を述べる²²⁾。

被験者は表 3.3 に示すように、18 名の片麻痺者群と 10 名の健常な高齢者群である。前者は裸足での立位保持が 30 秒以上可能で、少なくとも杖、若しくは短下肢装具を装着すれば歩行が可能な者である。後者には本計測の結果に影響を与える可能性のある疾患の既往および現症のない者を選んだ。筋電図に関する評価は前者では 18 名中の 9 名、後者では 10 名中の 5 名に対して実施した。なおいずれの被験者からも計測前にインフォームドコンセントを得ている。

表 3.3 後方牽引の被験者の内訳

	片麻痺者群	健常高齢者群
人数 名 (男:女)	18(10:8)	10(7:3)
年 齢 (歳)	59.8±7.3	64.6±6.6
発症からの経過 (か月)	8.6±8.3	*****
Brunnstrom Stage	III : 2, IV : 6 V : 6, VI : 4	*****

*****:該当せず

(1) BSS

被験者年齢と身体障害の有無が支持面条件によってBSSに影響を与えるかどうかをみるために、先ほどの健常若齢者も合わせて検討することにする。図 3.14(A), (B), (C), (D)には健常高齢者の場合について、各条件での2回ずつの試行による総合点と、1.5%BW牽引、3.0%BW牽引、4.5%BW牽引の各牽引力に対する得点が表されている（図中では直接起立とゲル上起立で得点が同一の被験者が存在し、折れ線が重なっている条件がある）。健常若齢者は総合点でも、またどの牽引力でも基底面条件による有意な影響は受けなかったが（図3.10）、健常高齢者は総合点と1.5%BW、3.0%BWの各牽引条件でゲル上起立の方が有意にBSSが低かった（図3.14）。一方、片麻痺者では総合点および全ての牽引

力でゲル上起立の方が有意に低いBSSであった(図3.15). 片麻痺者のBrunnstrom StageとBSS総合点との関係では, いずれの基底面条件でもBrunnstrom Stageが低いほどBSSの得点は低く, 麻痺の程度と外乱に対するバランス機能との関係が示された.

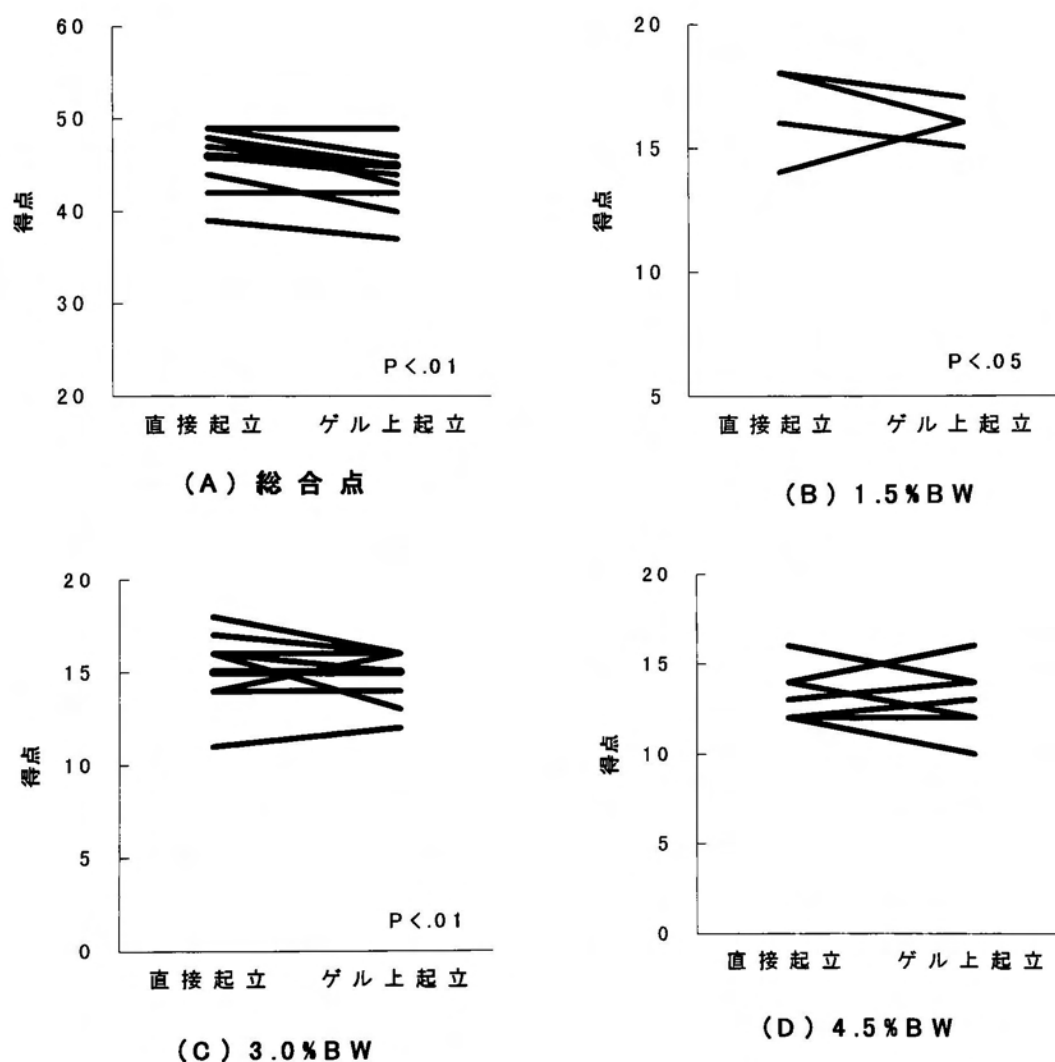
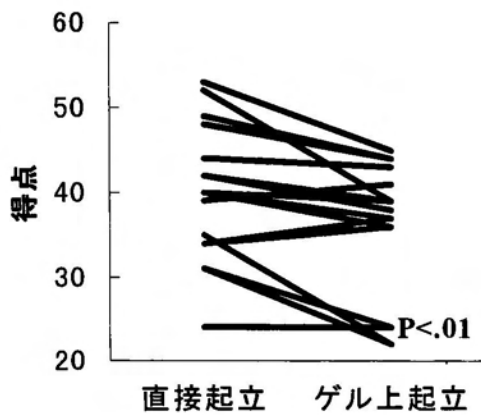
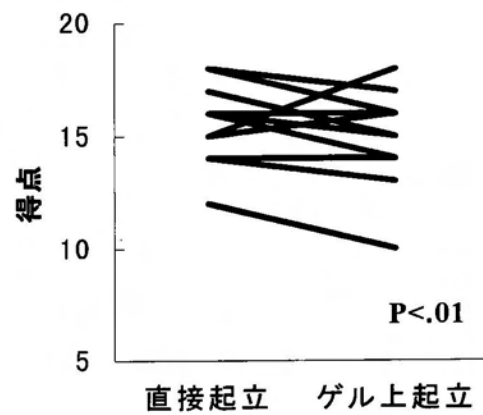


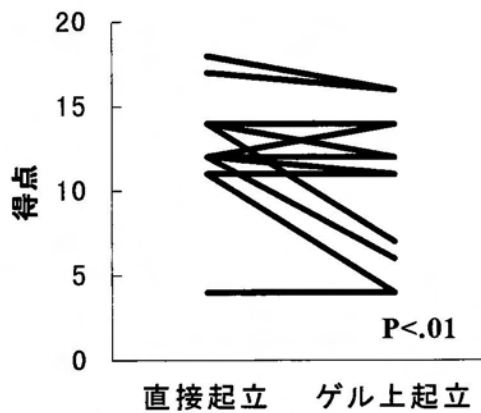
図3.14 健常高齢者のBSS
(P: Wilcoxonの検定による)



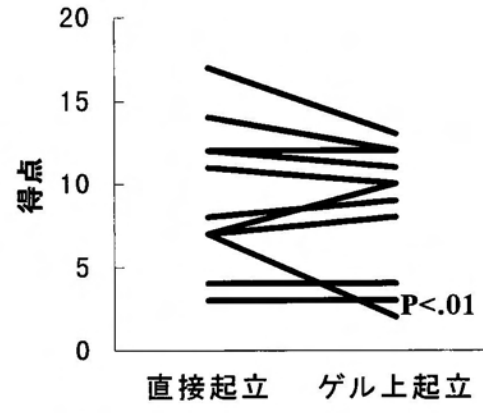
(A) 総合点



(B) 1.5%BW



(C) 3.0%BW



(D) 4.5%BW

図3.15 片麻痺者のBSS

(P: Wilcoxonの検定による)

(2) 筋電パターン

筋電パターンでは、高齢者は健常若齢者と同様に牽引量が大きいほど、また、支持面が不安定なほど（直接起立よりもゲル上起立の方が）中枢型の割合が増加したが、若齢者とは異なり末梢型のみによる反応はまったく認められず、中間型あるいは中枢型による反応を示した（図3.16）。一方、片麻痺者の麻痺側

は低い牽引力では末梢型の比率も比較的高いが、高い牽引力に対しては中枢型の比率が高くなっている。非麻痺側では基底面条件，牽引力の大小に関係なく中枢型の比率が高かった（図3.17(A)，(B)）。

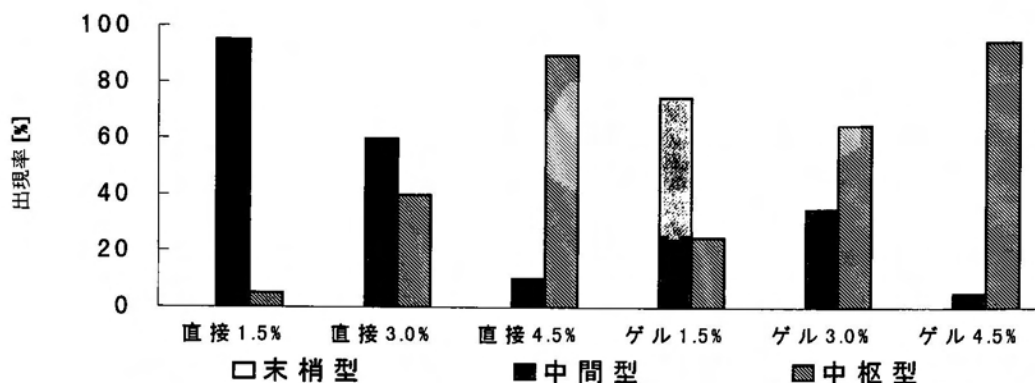
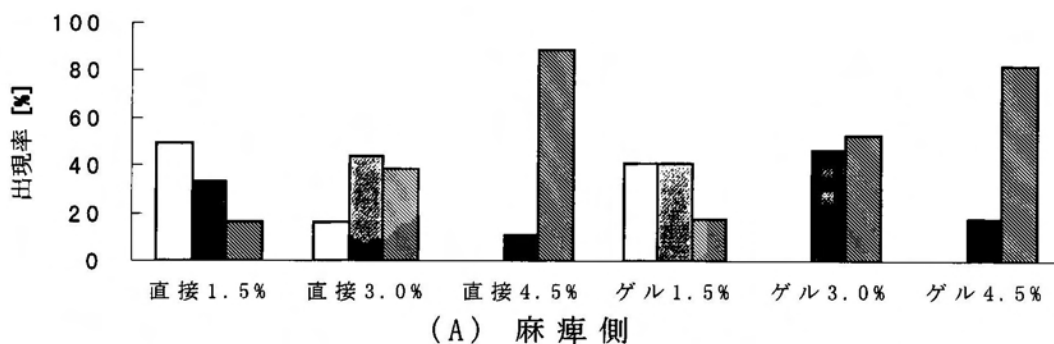
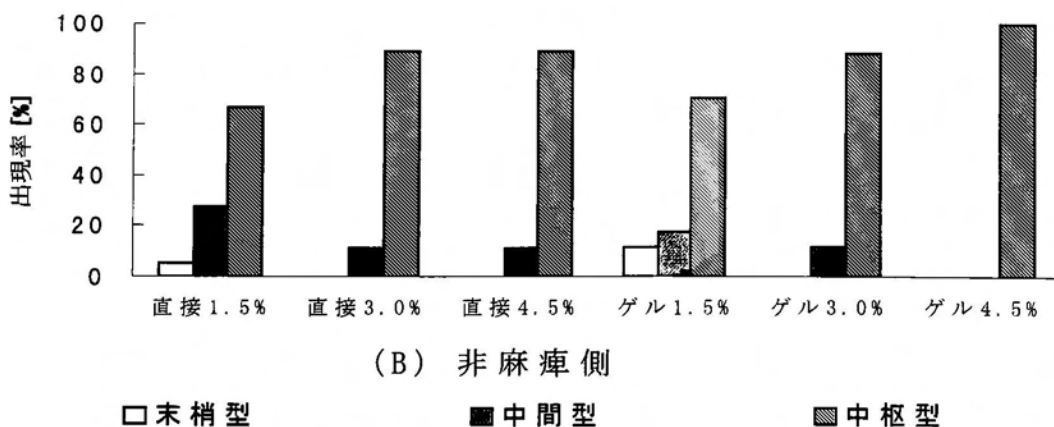


図3.16 健康高齢者の筋電パターンの出現率



(A) 麻痺側



(B) 非麻痺側

□末梢型 ■中間型 ▨中枢型

図3.17 片麻痺者の筋電パターンの出現率

(3) 前脛骨筋の潜時

前脛骨筋の牽引刺激からの潜時は、健常者高齢者、片麻痺者ともに基底面条件の違いによる有意な影響はなかったが、健常高齢者がほぼ一定の潜時(174~196ms)であるのに対し、片麻痺者の麻痺側では直接起立4.5%BWで198ms,ゲル上起立1.5%BWで247ms, また非麻痺側は直接起立4.5%BWで 172ms, ゲル上起立1.5%BWで211ms と変化し、両側とも概して牽引力が大きく、基底面が不安定なほど潜時が短い傾向がみられた。片麻痺者の非麻痺側と健常高齢者との比較では全体的に健常高齢者が短い傾向を示したが、有意な差は直接起立3.0%BW牽引とゲル上起立4.5%BW牽引で認められた。しかし、健常高齢者はどの条件でも健常若齢者よりも前脛骨筋の潜時は延長しており、外乱に対する姿勢制御に必要な下肢筋の反応という観点からは若齢者よりも劣っていた(図3.13と図3.18の比較)。

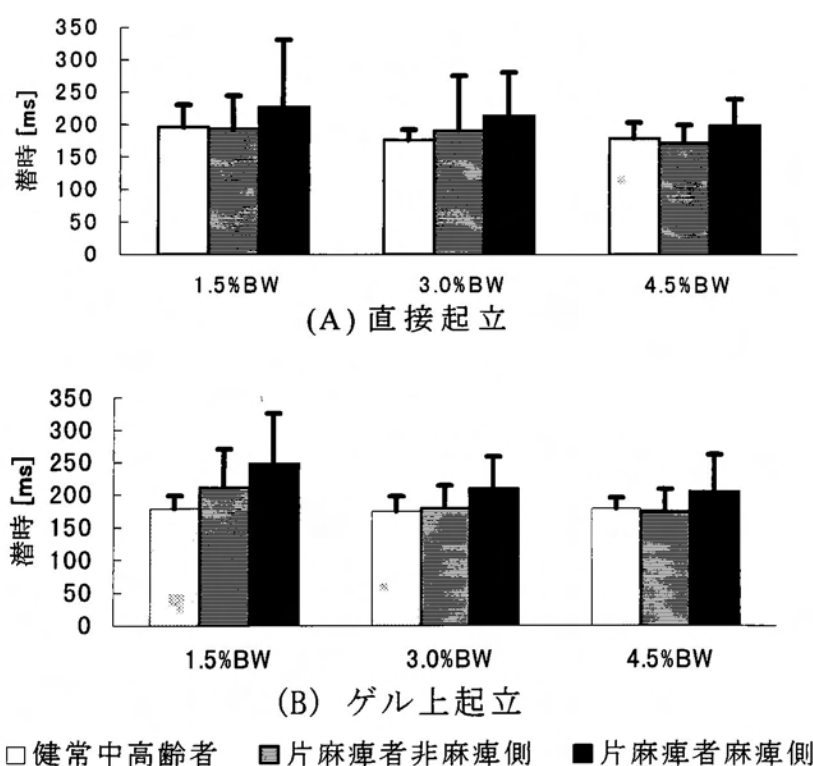


図 3.18 前脛骨筋の潜時

3.2.4 考察

片麻痺者の非麻痺側筋力（ピークトルク値）とバランス機能，片麻痺の回復程度との関連は低かった．しかし，バランス機能と片麻痺の回復程度とは関連があり，バランス機能は麻痺側下肢の機能によって左右されることが分かった．足立ら²³⁾によれば COP の動揺距離は麻痺の程度，年齢，知覚障害が大きな影響力をもち，その主たるものは麻痺の程度であるとしているが，非麻痺側下肢の筋力低下の問題にも言及している．したがって，麻痺側下肢の機能が姿勢保持のために有効に機能するように，早期から積極的に支持性を高める訓練を取り入れることは有益であるように思われる．

急激な後方牽引の実験では，健常若齢者は BSS が総合点および各牽引力間の比較でも，基底面条件の影響を受けていない．これは若い年齢の者は多少支持面が不安定であったり，下肢からの固有感覚の情報が制限されたとしても，姿勢の制御に必要な下肢筋を中心とする姿勢反応に必要な筋活動がタイミング良く働くためであると考察される．このことは，健常者の被験者は年齢で前脛骨筋の潜時に差があることから明らかである．本研究の健常被験者は若齢者と高齢者で平均年齢にして 40 歳以上の差がある．ここで取り上げていない年齢層がどのような挙動を示すかは不明であるが，Whipple ら²⁴⁾が Wolfson ら¹¹⁾の原法に基づいて高齢の転倒経験者と非経験者，および若齢者を比較した報告（被験者の年齢層は明記されていない）では，BSS は高い順に若齢者，高齢非転倒経験者，高齢転倒経験者であったとされている．このことから，被験者に恐怖心を与えない筆者らの方法は信頼性と妥当性があるものと思われる．

健常高齢者は，筋電図からみた筋反応のパターンで末梢型が認められなかった．その分は 3.0%BW の牽引力までは中間型が受け持つが，さらに 4.5%BW まで増加すると，基底面条件に関係無く中枢型の比率が高くなっており，若齢者が 4.5%BW の牽引力でも中間型の出現率が依然として 30%を越えているのは対照的である．前脛骨筋の潜時が延長し，姿勢の立て直しに一次的に重要

な前脛骨筋の収縮が遅れた分をより近位の筋によって補償しようとするためであると思われる。片麻痺者の麻痺側においては低い牽引力で意外と末梢型の筋反応が大きい。これは牽引によって足関節を中心とする一種の倒立振子が後方に傾くことにより、中枢神経障害の影響で深部腱反射の亢進した状態にある前脛骨筋が伸張反射を起こした可能性がある。しかしこれは姿勢の立て直しに使えるほど強い収縮ではないため、非麻痺側ではどの条件でも 66%を越える中枢型の発生頻度を示したものと考察される。したがって、片麻痺者の姿勢の立て直しは大部分が非麻痺側の中枢型の反応によるものであることが示唆される。これは片麻痺者の Brunnstrom Stage が低いほど BSS の総合点が低いことから伺え、動的バランス反応における麻痺側下肢機能の重要性が再確認できる。

前脛骨筋の潜時を検討の結果、片麻痺者に比べ健常高齢者は牽引条件の違いがあってもある範囲内で筋の即応性をみせており、後方牽引に対する前脛骨筋の活動性が重要であることが分かる。健常高齢者と片麻痺者の非麻痺側との間に潜時の有意な差は少なかったが、BSSとの関連を考えれば即応性のみでなく、姿勢制御に必要な他の下肢筋とのコンビネーションも必要なことが伺える。

3.3 足部変形と機能再建術

急性期、亜急性期からのリハビリテーションを通して細心の注意を払いながら、片麻痺者を関節可動域訓練しても足部変形、特に内反尖足変形が高度となり、歩行や日常生活動作が困難になる例がある（図 3.2）。脛骨神経ブロック等で改善しない例では外科的手術によって改善を図ることが必要となる。以下には、足部変形に対する機能再建術を受けた片麻痺者について、術前および術後の一定期間を経て、歩行を再開したときのバランス機能と筋力を経時的に評価した結果について述べる^{3), 4)}。なおバランス機能は前述した床反力計、筋力は Cybex II を用いて計測しており、3.2.1 の計測法に準じて行った。

3.3.1 機能再建術前後のバランス機能の変化

被験者は 16 名の片麻痺者で、手術内容によって手術の当日か翌日には歩行を再開した者と、起立訓練台で 3 週間は非術側のみの荷重による起立訓練を行って、術後 4 週目に歩行を再開した者である。図 3.19 に術前と歩行再開後の機能変化を経時的に示した。歩行再開後の 1 週目で COP の動揺距離(*length*)が一旦有意に大きくなるが、その後は評価が可能であった 1.5 か月まで有意な差は認めていない。また動揺面積(*square*)も有意な差は認めなかった。

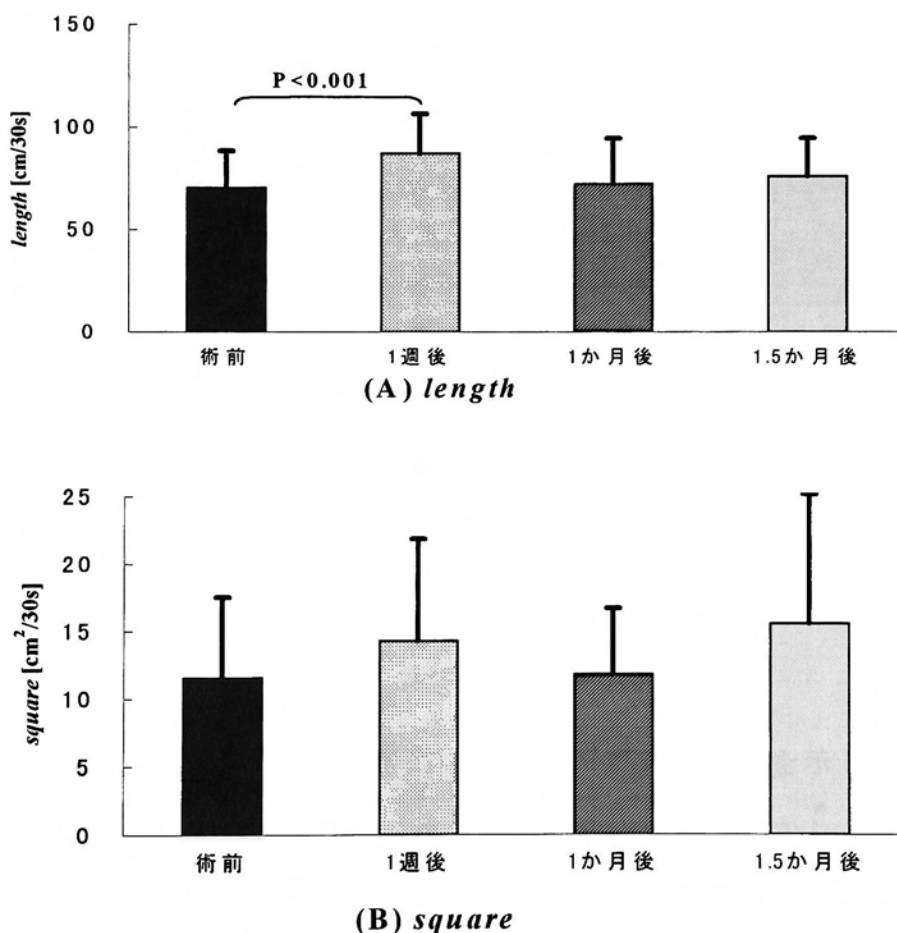


図 3.19 機能再建術後の足圧中心の(A)*length* と (B)*square* の経時的 (歩行再開後) 変化

動揺面積の術前と歩行再開 1 週後間のみが有意な変化あり、その他は有意差無し

3.3.2 機能再建術前後の筋力の変化

図 3.20 には非麻痺側の膝伸展筋力のピークトルク値をバランス機能と同様に経時的な変化として示している。この図からも分かるように、筋力は術前と比較して歩行再開から 1 週目は差がないものの、その後は有意に大きくなっていくことが分かる。

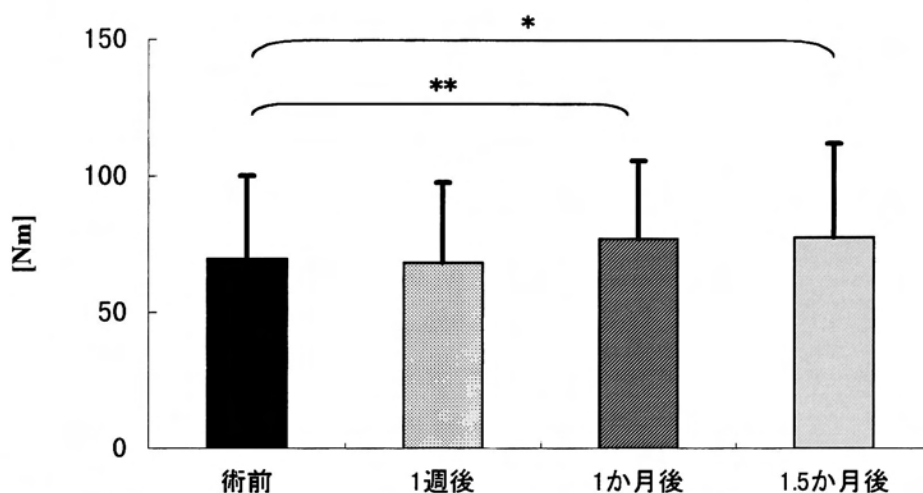


図 3.20 歩行再開後の膝伸展筋力のピークトルク値
(t-test; **: P<.01, *:P<.05)

3.3.3 考察

図 3.21 は静止立位時における足底の接床面（白い部分）を示している。術後は明らかに接床面積が広がっていることが確認できる。しかし、片麻痺者の足部変形は姿勢反射や筋緊張の変化等の動的要素による影響が強いために、静的条件下の静止立位では動揺距離と動揺面積には有意な改善は生じにくいのではないだろうか。また筋力は有意に改善していることが確認できる。これは術前の足部変形を起こしている条件下では、当然のことながら痛み等により装具を

履けず，頻繁に歩行ができないために日常生活の活動度が低くなっているためと考えられ，術後はこれらが解決され，活動性が高くなって下肢の使用頻度が高くなることによって有意な筋力の上昇を認めたものと考察される．

以上のようなことから，日常生活動作の能力と片麻痺者のバランス機能の関係を探る評価には後方牽引に対する反応のような，より動的条件下での能力評価が必要であるように思われる．

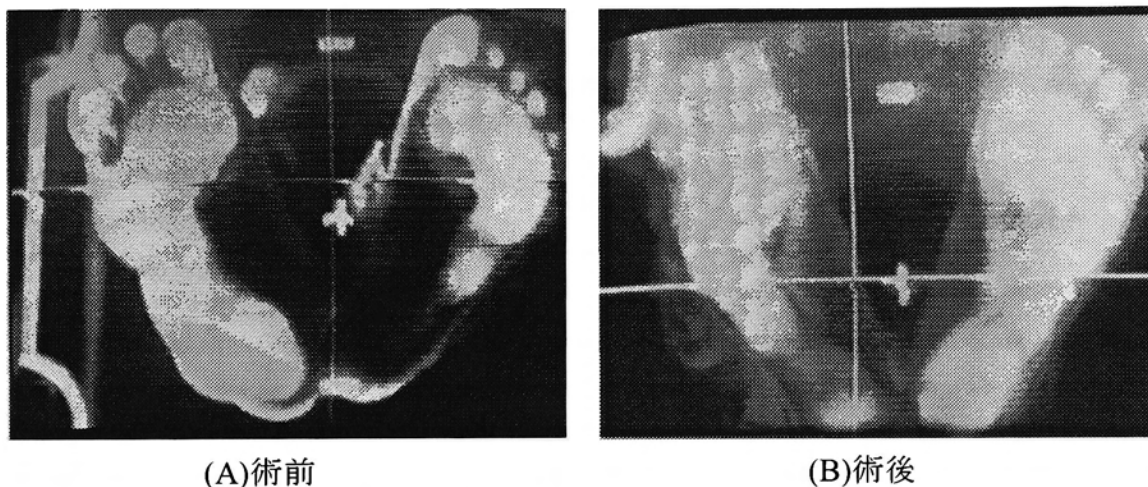


図 3.21 静止立位時における足底接床面の術前術後の変化
グラストップ型床反力計による透視映像（右片麻痺者の一例）

3.4 第3章のまとめ

(1) 片麻痺者の筋力とバランス

片麻痺者は非麻痺側筋力とバランスの関連において健常者と有意な差を認めていた．片麻痺者の非麻痺側筋力と麻痺の程度との関係は無かったが，バランス機能と麻痺の程度とは関連性が認められた．このため，片麻痺者のバランス能力には麻痺側の機能が大きく関与していることが推察された．

(2) 外乱に対する反応

外乱に対する反応でも片麻痺者は、バランス反応と筋反応で健常者とは大きく異なった挙動を示した。また、高齢者は若齢者よりも急激な外乱に対し、より中枢の筋で姿勢を整えようとしていた。

(3) 足部変形に対する機能再建術とバランス、筋力の関係

足部変形をきした片麻痺者は術後に非麻痺側下肢筋力は有意に改善したが、静止立位でみたバランス機能は術前術後で差を認めず、麻痺側下肢の機能とバランスとの関連性と動的バランス機能の評価法の重要性が再確認された。

第4章 片麻痺者・高齢者の下肢機能と転倒に関する評価

4.1 転倒予防の重要性

高齢者や身体に障害を有する者が転倒した場合、骨折や捻挫、打撲等の受傷発生率が高く、そのための安静加療期間中に廃用症候群（筋力や関節可動域の低下、痴呆、褥創など）に陥ることがある。転倒が入院中に発生したときは入院期間がさらに延長し、これによって医療費が高額となる可能性もある。このような観点から、日常生活での転倒や転倒の危険性をもつ者に、その危険性を示して注意を喚起することは、多くの側面で意義のあることと思われる。例えば、椅子からの立ち上がり動作や立位での物品挙上動作は上下肢の機能だけでなく、複雑なバランス機能を必要とし、諸家の報告により高齢者が転倒を起こす動作の1つとされている¹⁾。この動作は片麻痺者にとってはさらに難しいものと思われ、片麻痺者がどのようにこの動作を行うか、また同じ動作でも健常者とどのように異なっているのかを明らかにすることは、転倒に至る原因を探る上で重要なことである。

4.2 課題指向型動作の評価

筆者らは4.1の考え方に基づいた課題として、椅子での坐位姿勢から一旦立ち上がり、斜め前方にある砂袋を取り上げて、空間でこれを一定の位置に移動した後その位置で保持し、前方の検者に手渡して再び坐位に戻るという一連の課題指向型の動作を考案した。この一連の動作での健常者と片麻痺者の違いを示し、片麻痺者の中で転倒経験者

と非経験者を分類するときの妥当性や、前方視的なテスト法としての可能性をウェーブレット変換による解析を加えて議論を展開する。さらに、片麻痺者の麻痺側下肢の支持性を向上させる目的で、訓練に取り入れた簡易的なフィードバック装置を紹介し、この装置による療法の可能性に触れる。

4.2.1 椅子からの立ち上がり動作の解析

椅子からの立ち上がり動作は高齢者や身体に麻痺を有する障害者にとって、転倒への不安を抱く動作の1つであるとされており、またその危険性も指摘されている^{1),2)}。この動作は生体工学やリハビリテーションの関連分野で多くの研究成果が報告されている^{3)~8)}。しかし、この動作はどのような現象で、どのようなアルゴリズムで実現されているのか、また高齢者にとってなぜこの動作が困難であるのかという根本的な問題については、十分な論議がなされているとは言い難いように思われる⁹⁾。この問題を解決するために、ここでは椅子からの立ち上がり動作の成り立ちを明らかにし、高齢者にとってなぜこの動作が転倒し易いかについて、時系列解析と位相面解析の手法を用いて解析している。

(1) 方法

椅子からの立ち上がり動作に関する従来の報告では足部位置が一定であったり、被験者の主観で自然な速さで動作を行っているものが多い^{4),10)}。本研究では自然な速さとしたが、足部位置を15通りに変化させ、そのときの関節角度の時間履歴を位置計測装置を用いて求めた。具体的には、図4.1に示すように、被験者の左側の肩峰、大転子、膝関節、外果の4つのランドマークにLED(発光ダイオード)を取り付け、その位置変化をCCDカメラおよびEMTEC社製X-YトラッカMVA-2000によりサンプリング周波数30 Hzで計測し、そのデータをもとにして

関節角度の時間履歴を求めた。実験において注目した角度は、矢状面での関節角度 ϕ_1, ϕ_2, ϕ_3 である。大腿と下腿のなす角度 θ_0 および、体幹と大腿のなす角度 θ_1 は、それぞれ $\theta_0 = \pi - \phi_2$, $\theta_1 = \pi + \phi_3$ である。

被験者は健常な若齢男性4名(22歳3名, 23歳1名)である。被験者には立ち上がり方について特別な指示は与えず、各被験者の自然な立ち方で実験を行った。ただし、検者と被験者の両者が左右対称な立ち上がり動作が行われたと認めた試行を良好な試行とみなし、データとして採用することにした。なお、以下では、表4.1に示した例を示すとともに、これらのデータを用いて解析を行う。なお、他の3名も同様の実験結果であることを確認している。

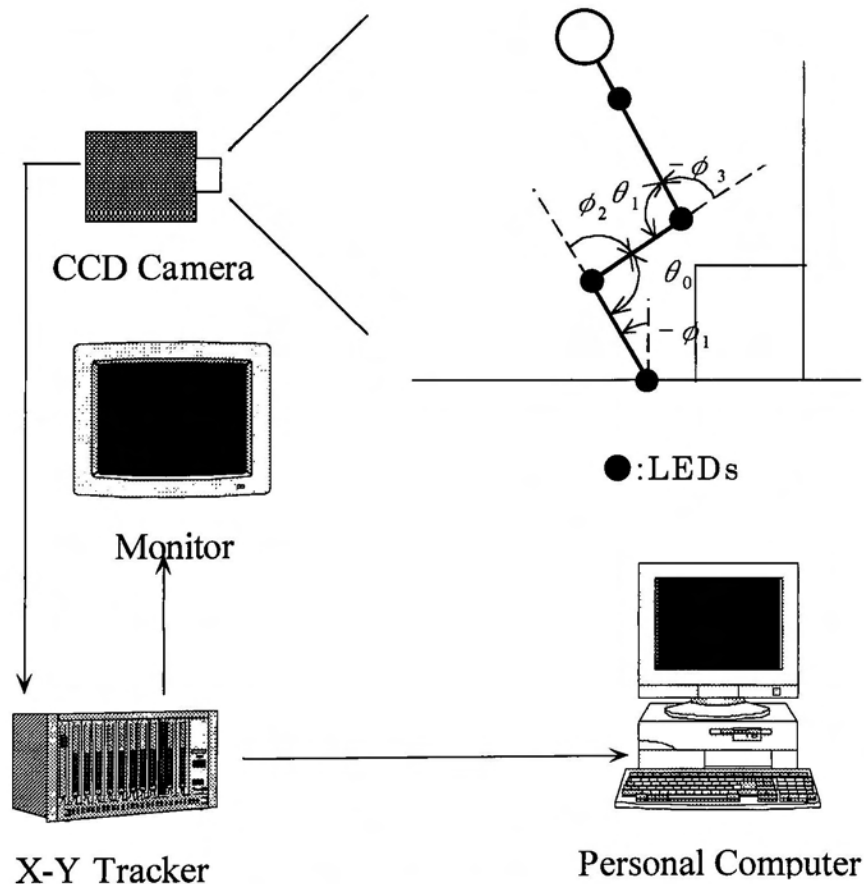


図 4.1 立ち上がり動作の計測システム

表4.1 θ_0 の初期角度と図中の記号

θ_0 の初期角度(rad)	図中の記号 (Phase1, Phase2)
0.398π	(■, □)
0.444π	(▲, △)
0.491π	(◆, ◇)
0.555π	(●, ○)

(2) 結果

(a) 関節角度の変化

典型的な実験結果の例を，図4.2～図4.4に示す．図4.2は，角度 θ_0 の初期値が $0.398 \pi \text{ rad}$ の場合の角度 θ_0 と θ_1 の時間履歴，図4.3は角度 θ_0 と θ_1 の位相面軌道，図4.4(A),(B)は，角度 θ_0 の初期値がそれぞれ $0.398 \pi \text{ rad}$ と $0.555 \pi \text{ rad}$ の場合の関節角度 ϕ_1, ϕ_2, ϕ_3 の時間履歴である．なお，従来多くの研究者が立ち上がり動作を3つの相に分けているが，ここでは，物理的拘束条件の差異により，概ね臀部が椅子から浮く以前と以後の2つの相に分けることとする．具体的には，関節角速度 $\dot{\phi}_3$ が 0 rad/s となる時間をPhase1とPhase2の境界とした．図4.2～図4.4にはこれらの相についての情報を記入してある．すなわち，図中の黒く塗りつぶした記号はPhase1を，白抜き記号はPhase2を表している．例えば，記号■はPhase1を，記号□はPhase2を表している．

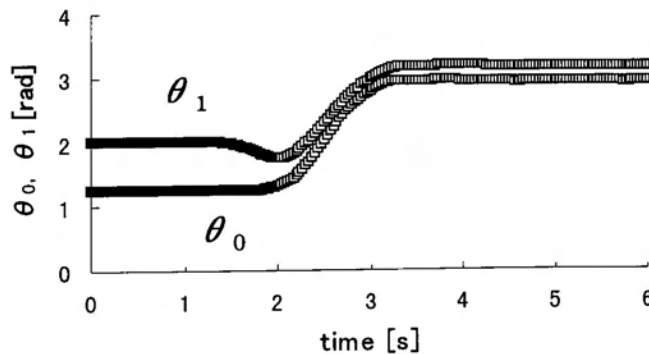


図4.2 θ_0 と θ_1 の時間履歴
(θ_0 の初期角度= $0.398 \pi \text{ rad}$ の場合)

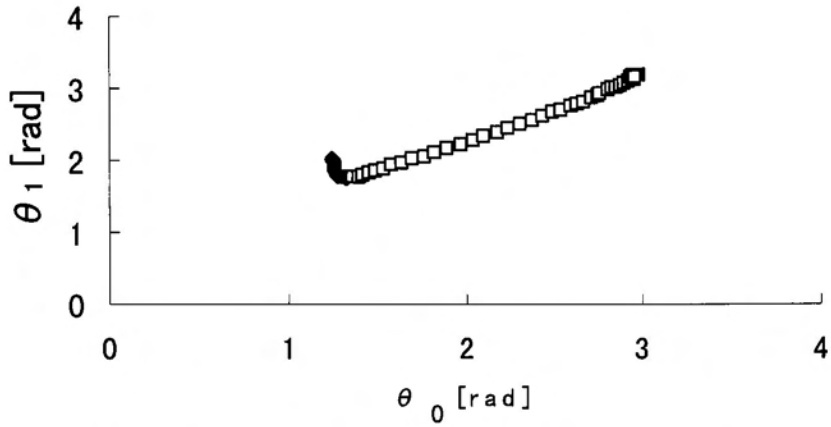
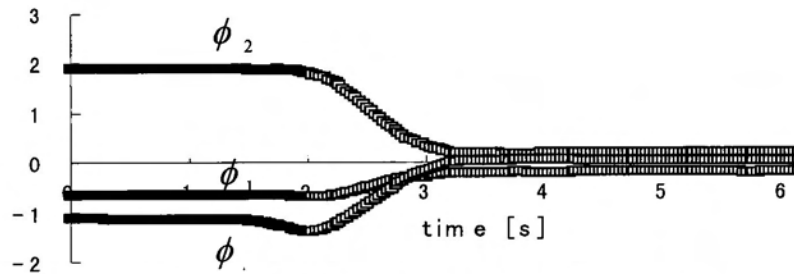
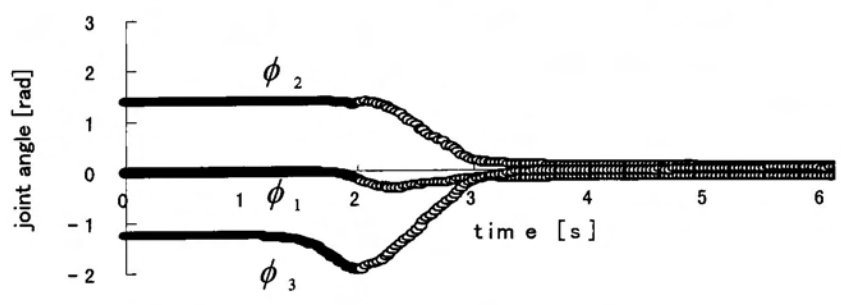


図4.3 θ_0 と θ_1 の位相面軌道
(θ_0 の初期角度= 0.398π radの場合)



(A) θ_0 の初期角度= 0.398π radの場合



(B) θ_0 の初期角度= 0.555π radの場合

図4.4 関節角度 ϕ_1, ϕ_2, ϕ_3 の時間履歴

(b) 重心運動の位相面解析

身体の重心の運動を明らかにするために，計測した関節角度情報と人体の物理パラメータ情報より重心位置を求めた．具体的には図4.5に示すような3リンクモデルを考え，このモデルをもとに重心位置を求めた．リンク1は下腿部，リンク2は大腿部，リンク3は体幹部に対応し，頭部と上肢は体幹部に含まれるものとしている．このシステムの重心を表現する方法として，図4.6に示す極座標 (l_G, ϕ_G) を採用した．このとき， l_G, ϕ_G は次の式で求まる．

$$l_G = \sqrt{l_{XG}^2 + l_{ZG}^2} \quad (4.1)$$

$$\phi_G = \tan^{-1}(l_{XG} / l_{ZG}) \quad (4.2)$$

ただし，

$$l_{XG} = \{m_1 l_{1G} s_1 + m_2 (l_1 s_1 + l_{2G} s_{12}) + m_3 (l_1 s_1 + l_2 s_{12} + l_{3G} s_{123})\} / M$$

$$l_{ZG} = \{m_1 l_{1G} c_1 + m_2 (l_1 c_1 + l_{2G} c_{12}) + m_3 (l_1 c_1 + l_2 c_{12} + l_{3G} c_{123})\} / M$$

$$s_1 = \sin \phi_1, \quad c_1 = \cos \phi_1$$

$$s_{12} = \sin(\phi_1 + \phi_2), \quad c_{12} = \cos(\phi_1 + \phi_2)$$

$$s_{123} = \sin(\phi_1 + \phi_2 + \phi_3), \quad c_{123} = \cos(\phi_1 + \phi_2 + \phi_3)$$

$$M = m_1 + m_2 + m_3$$

である．ここで， m_i はリンク i の質量， l_i はリンク i の長さ， l_{iG} は関節 $i-1$ からリンク i の質量中心までの長さである．これらの身体各部の質量，重心位置などの物理パラメータの値は，松井¹¹⁾のデータをもとにした田川¹²⁾の物理定数を今回の被験者に適応する方法で決定した．

図4.7は， θ_0 の初期値が $0.398 \pi \text{ rad}$ の場合の極座標 (l_G, ϕ_G) の時間履歴を表わしている．また，図4.8は図4.7より，数値微分により関節角速度を求め，位相面図として表現したものである．

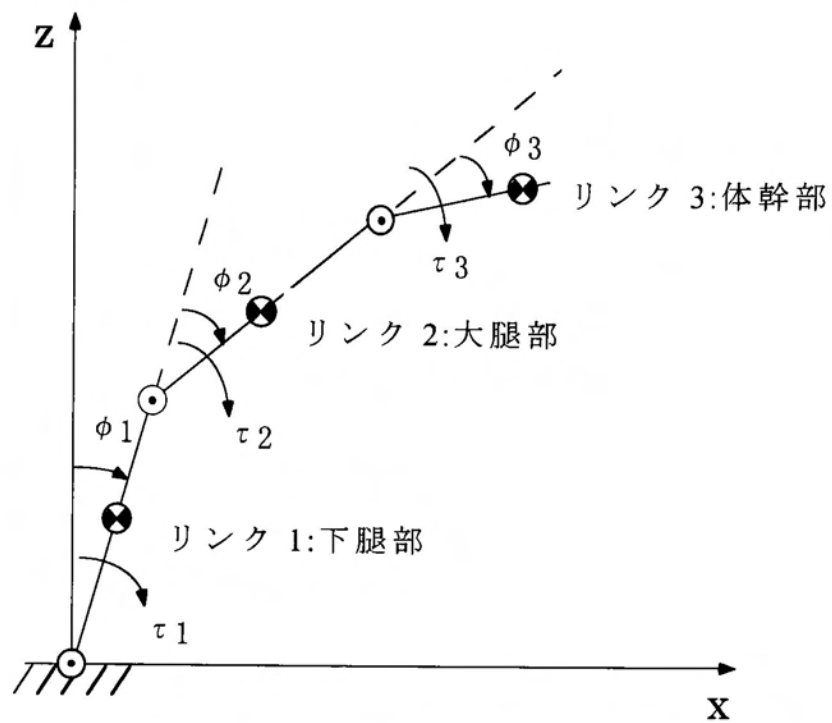


図4.5 2次元での3リンクモデル

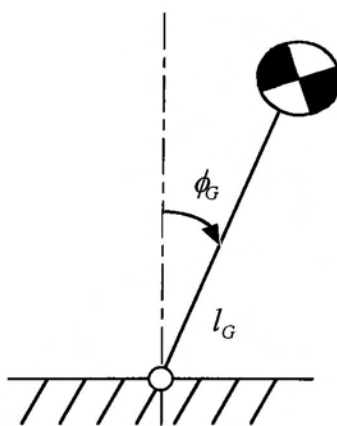
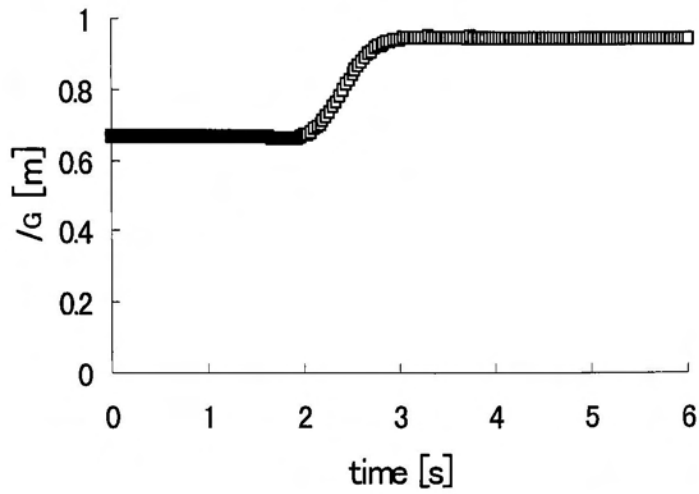
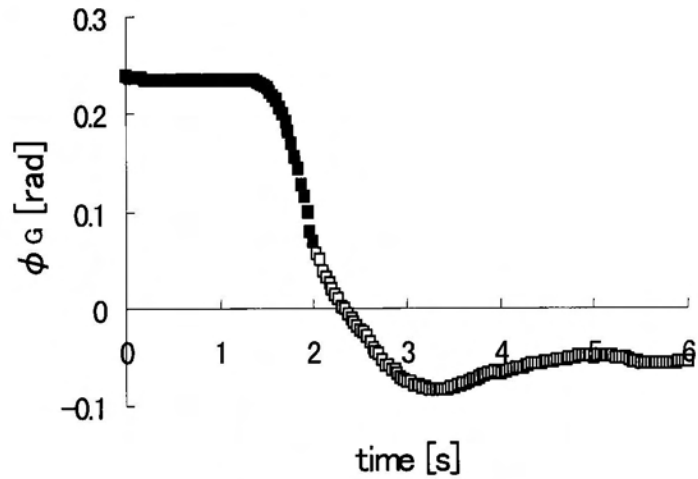


図4.6 重心モデル



(A) l_G の時間履歴



(B) ϕ_G の時間履歴

図4.7 極座標 (l_G, ϕ_G) の時間履歴
(θ_0 の初期角度 = $0.398 \pi \text{ rad}$ の場合)

図4.8 (A)は重心角度に関する位相面図 $\phi_G - \dot{\phi}_G$ ，図4.8 (B)は重心長に関する位相面図 $l_G - \dot{l}_G$ である．これらの図には， θ_0 の初期値が $0.444 \pi, 0.491 \pi, 0.555 \pi \text{ rad}$ の場合の位相面図も同時に描いてある．これらの図より次のことが明らかである．

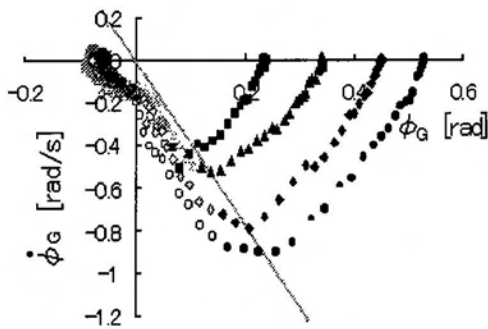
(1) 図4.8 (A)より，位相面 $\phi_G - \dot{\phi}_G$ 上の軌道は，Phase1での加速軌道，Phase2での位相面原点への収束軌道，および直立位への収束軌道の3つの軌道に分けることができる．これら3つの軌道を便宜上，軌道1,2,3と呼ぶことにする．軌道1は動作開始からPhase1の終了までの軌道とする．

(2) 軌道2と軌道3の切り替え点は比較的一定で， $\phi_G = 0\text{rad}$ ， $\dot{\phi}_G = -0.15\text{rad/s}$ あたりである．軌道3は，姿勢制御モードでの軌道と思われる．

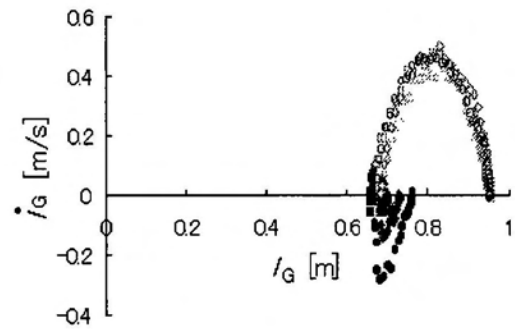
(3) 直立位における，水平面内での重心位置はほぼ同じで，外果の約5cm前方である．この値は，平衡状態での重心長 l_G と重心角度 ϕ_G の積により求まる．

(4) 図4.8 (B)より，重心長 l_G が最短に近づくととき Phase2が始まっている．また，そのときの l_G の長さはほぼ一定で，0.65m程度である．

Phase2での $l_G - \dot{l}_G$ の位相面軌道はほぼ一定で，楕円軌道で近似できる．



(A) 位相面 $\phi_G - \dot{\phi}_G$



(B) 位相面 $l_G - \dot{l}_G$

図4.8 重心の位相面

特性(2)に示した2つのモードの切り替え点での姿勢を図4.9に示す．この図より，重心の位相面上では同じ点であっても，その姿勢は異なり， θ_0 の初期角度が $0.398\pi\text{rad}$ のときは，足関節がより背屈した状態

のときに姿勢制御モードに入っていることがわかる．直立状態に近いほど，システムの非線形性が薄れるため，姿勢制御が容易であることを考えると，この事実は注目に値する．Vander Lindenら¹³⁾は，高齢者にとって，足関節の背屈角度を小さくした立ち上がり動作は，足関節伸展筋が長時間活動しなければならないとしている．従って，高齢者になると，通常 θ_0 の初期値が小さい立ち上がり方を採用するようになると考えられ，その方法は，姿勢制御の面からは，難しい方法を選択していることになる．

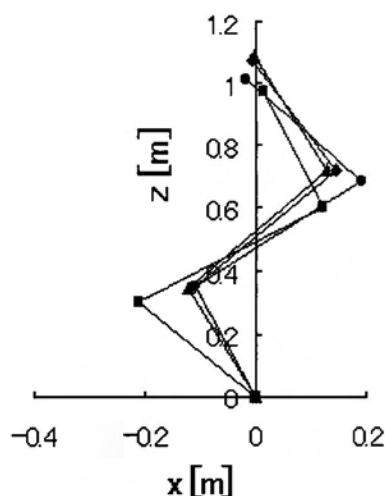
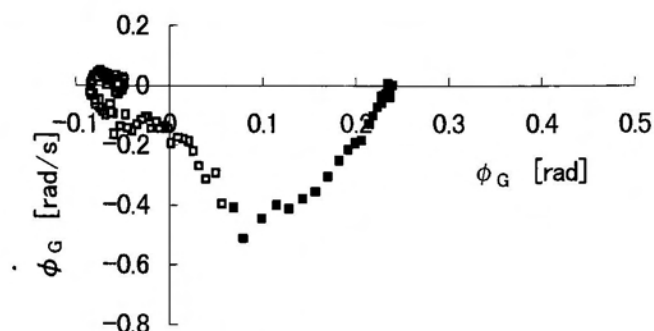
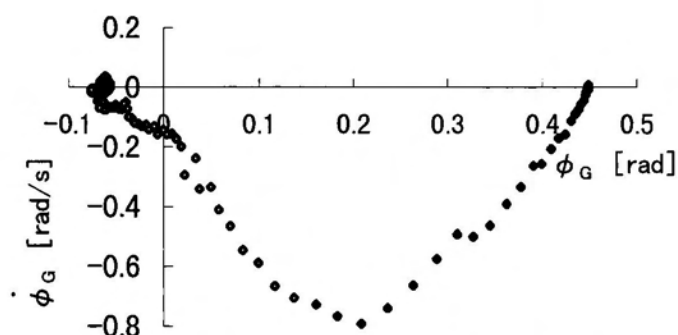


図4.9 姿勢制御モードにおける姿勢

θ_0 の初期角度の影響を明らかにするために， θ_0 の初期角度が $0.398 \pi \text{ rad}$ の場合と， $0.491 \pi \text{ rad}$ の場合を図4.10に示す．この図より，初期角度が小さいときには，直立位平衡状態での位相面図は減衰の小さな渦状軌道であるが， θ_0 の初期角度が大きいとその現象は観測されない．この現象は，現象(2)とも関連していると思われる．



(A) θ_0 の初期角度=0.398 π rad



(B) θ_0 の初期角度=0.491 π rad

図4.10 θ_0 の初期角度の直立位における位相面への影響

健常若齢者4名の椅子からの立ち上がり動作解析から，次のような新たな知見が得られた¹⁴⁾。

1. 椅子からの立ち上がり動作時の位相面上での重心軌道は，臀部を浮かすまでの軌道，位相面原点への収束軌道，直立平衡状態への収束軌道の3つの軌道に分けることができる。
2. 臀部を浮かすまでの軌道により，体重心が外果の鉛直上に到達するのに十分な回転速度が与えられている。
3. 位相面原点への収束軌道の最終状態は比較的一定で， $\phi_G = 0\text{rad}$ ，

$\dot{\phi}_G = -0.15\text{rad/s}$ 付近である。

4. 位相面原点への収束軌道から，直立位平衡状態への収束軌道に移るときの姿勢は， θ_0 の初期値が小さいときは大きいときに比べ，足関節はより背屈位の状態にある。
5. θ_0 の初期値が小さい場合，直立位平衡状態への軌道は，減衰の少ない渦状軌道になる。この現象は不安定領域に近いという意味で注目に値し，何故に高齢者が立ち上がり動作で転倒し易いかを示唆している。

4.2.2 物品挙上動作の解析

次に，片麻痺者は立位で上肢を使って物品を操作する際に，どのような挙動を示すかについて，物品挙上動作の課題をとおして検討した結果について述べる¹⁵⁾。

(1) 方法

被験者は片麻痺者 16 名（以下片麻痺者群，平均年齢 62.1 ± 10.2 歳，発症からの経過が平均で 70.6 か月）であり，重度の感覚障害のない自立歩行可能な者である。この中には，過去に転倒経験をもつ者が 6 名含まれている。また，年齢，身長，体重で片麻痺者群と有意差のない健常高齢者 12 名（以下健常者群，平均年齢 62.5 ± 8.89 歳）を対照群とした。計測した一連の動作では，まず被験者は床からの高さを，下肢長の 110%にセットしてある椅子に坐り，足部を床反力計(Kistler 社製)上に 40deg の爪先開きで置く。次にパーソナルコンピュータが発する最初のビーブ音で計測を開始し，その 5 秒後のビーブ音で椅子から立ち上がって静止立位をとる。さらにその 15 秒後の 3 回目ビーブ音で，そのままの足位で一側の上肢にて，その上肢と同側の斜め前方 45deg で，水平距離が踵後縁中央点から上肢長，床から膝関節列隙

の高さの台に置いてある 19.6 N の砂袋にリーチしてこれを把持した後，反対側の斜め前方 45deg，水平距離が踵後縁中央点から上肢長の距離にあるマーカまで移動し保持した．その 15 秒後の 4 回目のビープ音で砂袋を前方の検者に渡し，その 10 秒後の 5 回目ビープ音で坐位に戻り，さらに 15 秒後の最後のビープ音で 1 回の試行とするものである（図 4.11，図 4.12）．一連の動作のうち，ここでは起立後静止立位をとり，その後砂袋を一定の高さに保持しているところまでを観察する．マーカの高さは床から肩（肩峰）と身長との距離の 2 種類とし，片麻痺者群は非麻痺側上肢で，健常者群は左右両側上肢に対して各々 2 回ずつ試行した．試行順序はランダムとした．

COP の定量的な評価として，砂袋へのリーチの合図である 3 回目のビープ音前の静止立位時 5 秒間（区間 A）と 4 回目のビープ音前の砂袋挙上保持時 5 秒間（区間 B）での，左右方向の動揺幅 W_x ，前後方向の動揺幅 W_y ，さらに左右方向と前後方向の平均座標 (C_x, C_y) を求めた（図 4.13）．

$$C_x = 1/n \sum_{i=1}^n A_{x_i} \quad (4.3)$$

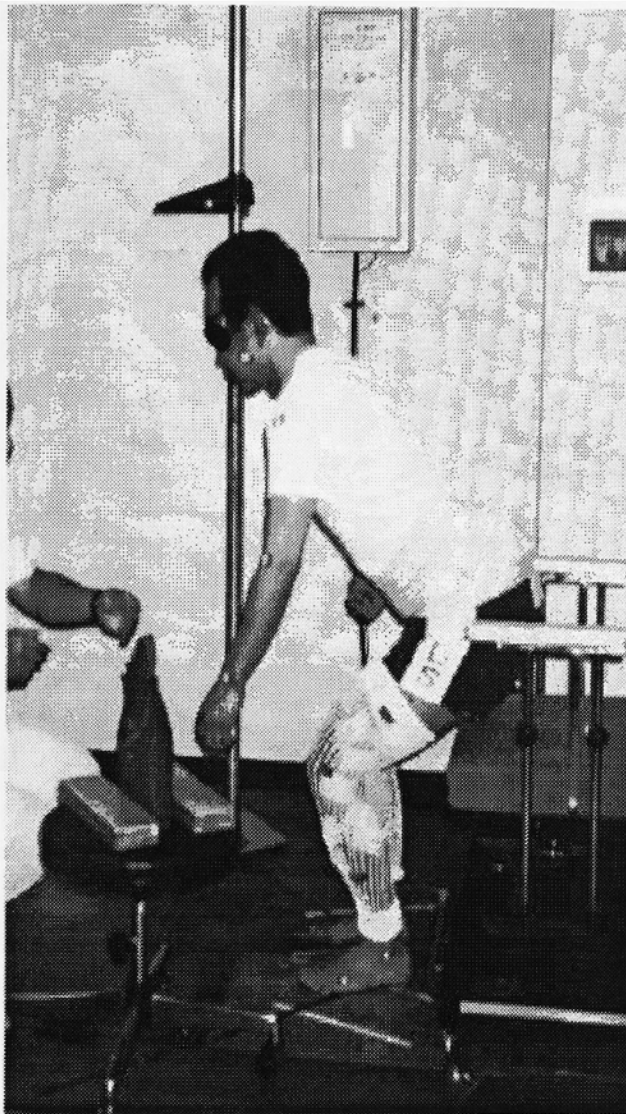
$$C_y = 1/n \sum_{i=1}^n A_{y_i} \quad (4.4)$$

さらに， (C_x, C_y) が静止立位（区間 A）と挙上位（区間 B）でどの程度離れているか，言い換えれば麻痺側下肢にどの程度荷重して挙上位姿勢を保持しているかを，次式で表される $(\Delta C_x, \Delta C_y)$ によって検討した．

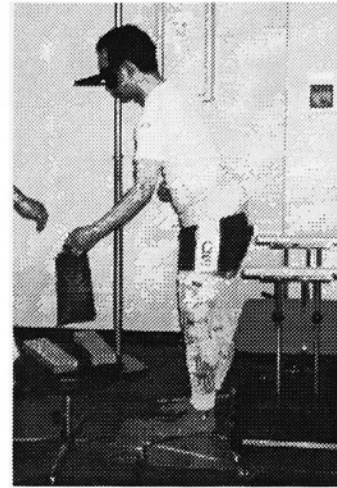
$$\Delta C_x = |C_{x_B} - C_{x_A}| \quad (4.5)$$

$$\Delta C_y = |C_{y_B} - C_{y_A}| \quad (4.6)$$

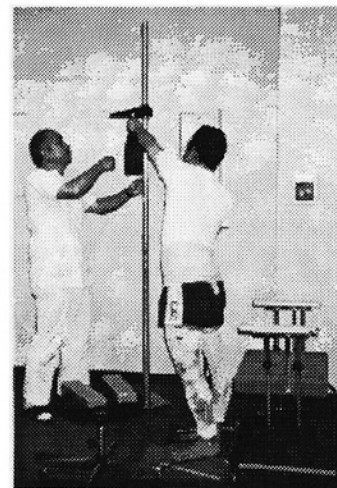
なお W_x , ΔC_x は左右足幅の平均値(FW)で, W_x , ΔC_x は左右足長の平均値(FL)で除すことにより正規化した値を採用する. 結果は2回の試行で得られた値を平均し, t-test, ANOVA にて危険率を 0.05 として統計学的に解析した.



(A)椅子からの立ち上がり動作



(B)砂袋へのリーチと把持



(C)砂袋の運搬と挙上位保持姿勢

(A)椅子から立ち上がり, 静止立位を保持する, (B)斜め前方(片麻痺者は非麻痺側)の砂袋を把持した後, (C)反対側斜め前方のマーカに挙上保持する.

図 4.11 課題指向型の一連動作

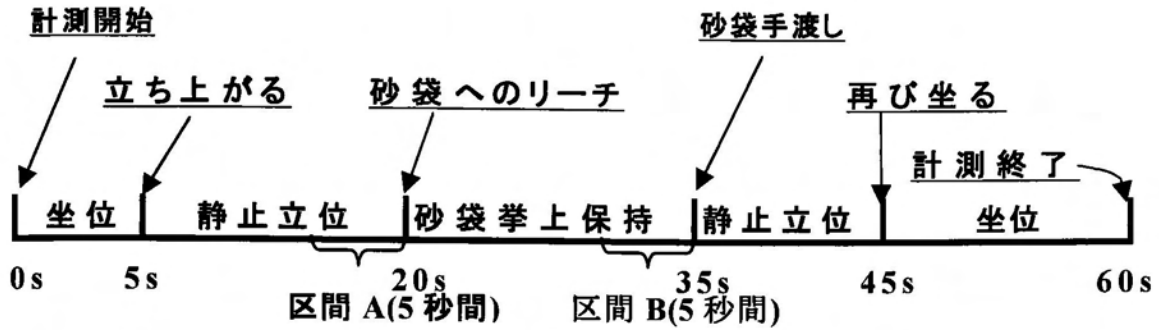


図 4.12 ビープ音と動作
(アンダーラインでビープ音)

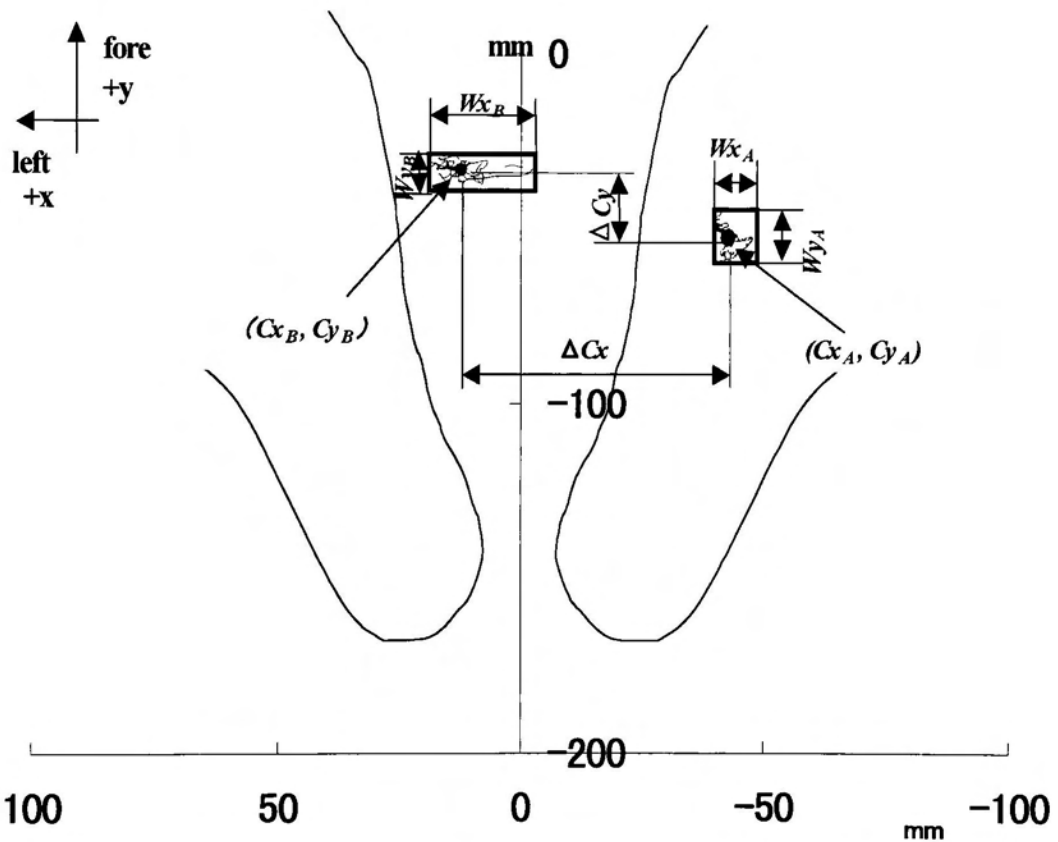


図 4.13 足位と足圧中心(COP)に関する特性値

A, B: 各々 3 番目と 4 番目のビープ音直前の 5 秒間を示す
 Cx, Cy : 左右方向, および前後方向の COP 座標の平均位置
 Wx, Wy : 左右方向, および前後方向の COP 座標の動揺幅
 $\Delta Cx, \Delta Cy$: 区間 A と区間 B における (Cx, Cy) の左右, および前後方向の距離

(2) 結果

1人の被験者が身長の高さ挙上の課題で2試行とも失敗したため、これらの試行は解析から除外した。

(a) 立ち上がり動作における鉛直床反力 F_z と COP の座標 (A_x, A_y) 変化

健常者群では立ち上がり動作開始の合図である2回目のビーブ音の後に鉛直床反力 F_z が短い時間の中に定常状態に入り、早期に (A_x, A_y) の動きが現れるのに対し、片麻痺者群の F_z の変化は非常に緩徐なものとなっていた(図 4.14(A)-(B))。

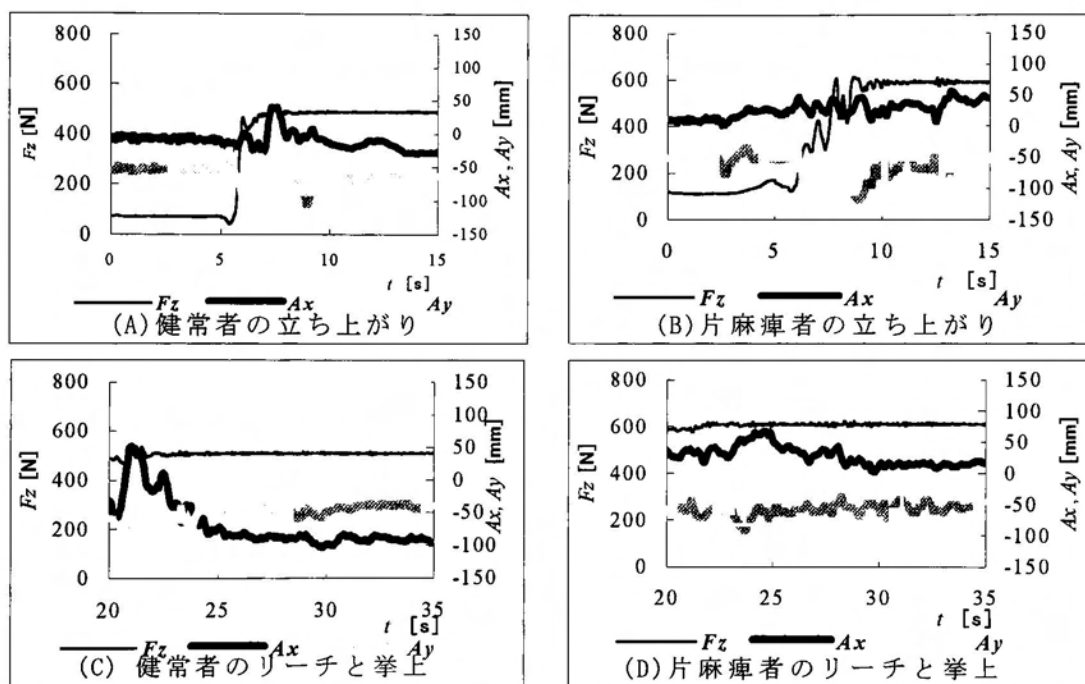


図 4.14 各動作時の COP の変化

(A), (B) : 5 秒で椅子からの起立のビーブ音, (C), (D) : 20 秒で砂袋へのリーチのビーブ音, その後挙上と保持. F_z : 鉛直方向床反力, A_x : 左右方向 COP 座標, A_y : 前後方向 COP 座標, 健常者は左上肢の使用例, 片麻痺者は右片麻痺で左上肢の使用例.

(b) 砂袋へのリーチと挙上位保持動作

立ち上がり動作と同様に動作の緩徐な状況が観察され、片麻痺群の A_x は砂袋の挙上位保持に際して麻痺側へは移動せず、移動してもせいぜい一時期僅かに正中線を越える程度であった(図 4.14(C)-(D)).

(c) COP 座標の左右方向動揺幅 W_x , および前後方向動揺幅 W_y ,

区間 B において, 健常者群の W_x は左使用で肩の高さ挙上では $9.96 \pm 2.44\%FW$, 身長の高さ挙上では $14.2 \pm 4.88\%FW$, 右使用で肩の高さ挙上では $9.81 \pm 2.77\%FW$, 身長の高さでは $12.6 \pm 4.11\%FW$, 同様に W_y は左使用で肩の高さ挙上では $4.03 \pm 0.907\%FL$, 身長の高さ挙上では $5.00 \pm 1.20\%FL$, 右使用で肩の高さ挙上では $4.04 \pm 0.992\%FL$, 身長の高さ挙上では $5.50 \pm 2.94\%FL$ と挙上する高さによって有意差, あるいは差のある傾向を示した. しかし片麻痺者群の W_x は右片麻痺者で肩の高さ挙上では $16.71 \pm 4.45\%FW$, 身長の高さ挙上では $23.6 \pm 4.45\%FW$, 左片麻痺者では肩の高さ挙上で $24.1 \pm 11.5\%FW$, 身長の高さ挙上では $25.7 \pm 2.39\%FW$ と有意な差は認めなかった. 同様に W_y も 右片麻痺者で肩の高さ挙上では $6.92 \pm 2.16\%FL$, 身長の高さ挙上では $9.42 \pm 2.16\%FL$, 左片麻痺者は肩の高さ挙上では $7.51 \pm 3.47\%FL$, 身長の高さ挙上では $9.98 \pm 1.88\%FL$ と挙上する高さによる差を認めなかった. また各々の高さで比較すると W_x, W_y は片麻痺者群が有意に大きかった (図 4.15).

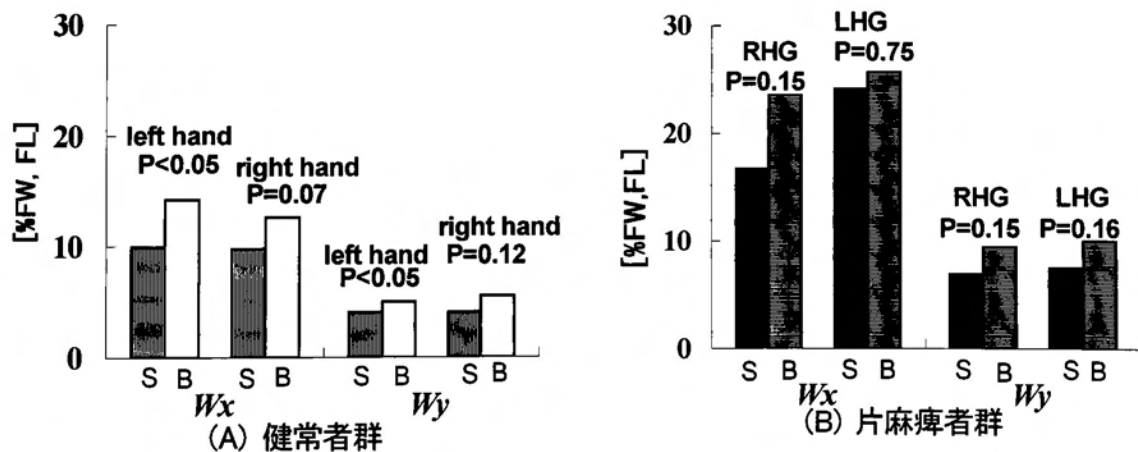


図 4.15 各挙上位保持での W_x と W_y

left hand, right hand: それぞれ左上肢, 右上肢を使って重り挙上, RHG: 右片麻痺者群, LHG: 左片麻痺者群, FW: 平均足幅, FL: 平均足長, S: 肩の高さ挙上, B: 身長の高さ挙上, P: paired t-test での危険率.

(d) 平均中心座標 (C_x, C_y) の絶対変化量 ($\Delta C_x, \Delta C_y$)

健常者群の ΔC_x は左使用で肩の高さ挙上では $51.2 \pm 18.8\%FW$ ，身長の高さ挙上では $68.1 \pm 23.1\%FW$ ，右使用で肩の高さ挙上では $53.7 \pm 18.8\%FW$ ，身長の高さ挙上では $68.4 \pm 16.0\%FW$ であった．同様に ΔC_y は左使用で肩の高さ挙上では $5.20 \pm 3.82\%FL$ ，身長の高さ挙上では $8.17 \pm 5.30\%FL$ ，右使用で肩の高さ挙上では $7.23 \pm 9.84\%FL$ ，身長の高さ挙上では $10.3 \pm 6.74\%FL$ と(W_x, W_y)の場合と同じように挙上する高さに応じて ΔC_x は有意な変化を認めている．しかし，片麻痺者群の ΔC_x は右片麻痺者の肩の高さ挙上では $33.5 \pm 17.4\%FW$ ，身長の高さ挙上では $45.9 \pm 16.0\%FW$ ，左片麻痺者の肩の高さ挙上では $36.2 \pm 13.8\%FW$ ，身長の高さ挙上では $48.4 \pm 21.5\%FW$ であり， ΔC_y は右片麻痺者の肩の高さ挙上では $5.25 \pm 4.06\%FL$ ，身長の高さ挙上では $5.78 \pm 4.79\%FL$ ，左片麻痺者の肩の高さ挙上では $4.52 \pm 1.06\%FL$ ，身長の高さ挙上では $4.31 \pm 3.92\%FL$ となっており，挙上する高さに応じた有意な変化を認めていない (図 4.16)．

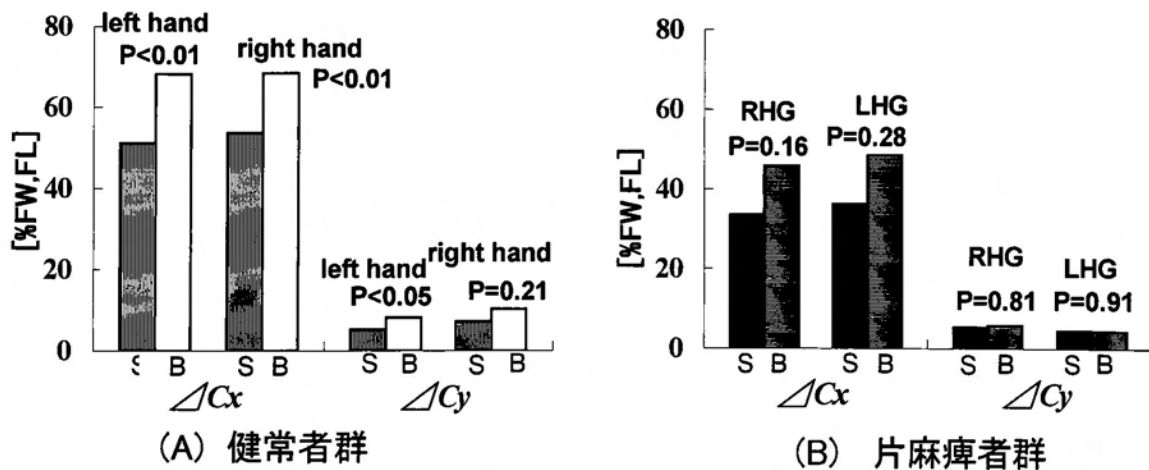


図 4.16 各群の ΔC_x と ΔC_y

left hand, right hand: それぞれ左上肢，右上肢を使って重り挙上．
 RHG:右片麻痺者群，LHG:左片麻痺者群，FW:平均足幅，FL:平均足長，
 S:肩の高さ挙上，B:身長の高さ挙上，P: paired t-test での危険率．

以上のように、片麻痺者群は健常者群と同様に立ち上がり動作や砂袋の挙上動作が可能であったが、COPの座標変化からみると動作が緩徐に行われていることが分かった。このようなゆっくりとした動作は麻痺側下肢の支持性や筋力の低下によるもののほかに、動作中にバランスを崩したり転倒してしまうことに対する心理的な影響もあるものと思われる。

片麻痺者群は砂袋を挙上する高さを変化させても(W_x , W_y)と(ΔC_x , ΔC_y)は有意な変化を示していない。このことは健常者にとっては余裕をもって行われる動作でも片麻痺者にとっては相当の努力を要し、しかもその動作は主に非麻痺側下肢に荷重することによって達成されていると思われる。Tinettiら¹⁾は、高齢者はこのような動作中に転倒する危険性があるとしており、片麻痺者でも転倒との関連性が示唆される。これについては次の項で述べる。

4.2.3 物品挙上動作と転倒との関連性

4.2.2の結果を踏まえ、片麻痺者の転倒と物品挙上動作時の力学的データとの関係を床反力計での計測値の再現性等を含めて検討する¹⁶⁾。ただし、ここでいう「転倒」とは、歩行時や物品の運搬、あるいは戸棚に手を伸ばすなどの動作中不本意にバランスを失って、床あるいは地面に倒れ込んだり坐り込んでしまうことを指し、失神など内在的要因によって発生したものは含まれない。

(1) 方法

砂袋挙上課題を行う前に行ったインタビューをとおして、4.2.2の片麻痺被験者の中で過去1年間について、自らの転倒経験の有無と転倒後の転帰について明確な記憶をもっている14名を新たな検討対象者とした。14名のうち5名が過去1年間に1回以上の転倒経験があり、他の9名は経験が無かった。転倒に関するインタビューは計測後も1月に約1回の頻度で継続した。

4.2.2で検討したCOP由来の特性値以外にここでは、区間BにおけるCOPの動揺距離(*length*)を身長(BH)で正規化した値も併せて検討した。

計測終了後に継続したインタビューによって、計測前の1年間に転倒が無かった者のうち、新たに2名が計測実施の日から1月以内に転倒を経験したため、この2名と計測前の1年間に転倒を経験していた5名の計7名を転倒群とし、残り7名を非転倒群とした(表 4.2)。以下に各特性値についての結果を示す。

表 4.2 転倒に関する片麻痺者の被験者分類

	全体	非転倒群	転倒群
被験者数 (女: 男)	14(7: 7)	7 (3: 4)	7 (4: 3)
年齢 (歳)	62.4±8.41	63.4±9.91	61.3±7.23
麻痺側 (左: 右)	7: 7	4: 3	3: 4
Modified Rankin Scale [@]	2	2	2
Barthel Index	98.4±2.85	100 [§]	96.9±3.44
発症からの経過 (月)	76.8±60.0	99.0±70.3	54.6±41.4

値は平均値±標準偏差で表示

@: 全被験者が modified Rankin Scale (文献 17) 参照) で2のレベル

§: 非転倒群は全員が100

(2) 再現性

表 4.3 に各特性値の1回目の試行と2回目の試行での再現性についてまとめた。肩の高さ挙上では2回目の方が小さい値になっている特性値もあるが、挙上を身長の高さにすることによって、高い再現性が得られている。

(3) 左右差

表 4.4 に示すように麻痺側による差は認めていない。すなわち挙上に使用する上肢の側によって、肩の高さの挙上でも身長の高さの挙上でも各特性値は有意な影響を受けていない。このことはここで取り上げた特性値は麻痺側によって変わらないことを意味している。

表 4.3 COP 特性値の再現性

	1回目	2回目	P
<u>肩の高さ挙上</u>			
<i>length</i> (% BH)	10.4±2.71	9.11±2.42	.0231
<i>W_x</i> (%FW)	20.6±8.37	15.6±5.59	.0328
<i>W_y</i> (%FL)	7.18±1.94	6.26±2.97	.2121
ΔC_x (%FW)	37.1±18.5	37.6±16.2	.8965
ΔC_y (%FL)	6.06±3.06	4.65±3.30	.0929
<u>身長の高さ挙上</u>			
<i>length</i> (% BH)	13.5±4.49	13.5±9.58	.9992
<i>W_x</i> (%FW)	23.0±8.57	23.1±12.8	.9835
<i>W_y</i> (%FL)	9.92±4.19	7.58±4.82	.1146
ΔC_x (%FW)	45.5±26.1	44.8±22.7	.8102
ΔC_y (%FL)	6.40±4.87	5.64±4.49	.3756

COP: 足圧中心(center of pressure)

値は平均値±標準偏差で表示

BH: 身長; FW:平均足幅; FL:平均足長, 他の略字は図 4.13 に準ずる

P:paired t-test での危険率

表 4.4 COP の特性値の左右差

	右片麻痺者	左片麻痺者	P
<u>肩の高さ挙上</u>			
<i>length</i> (% BH)	9.51±2.29	11.6±3.77	.1828
<i>W_x</i> (%FW)	16.7±4.5	23.5±10.5	.1228
<i>W_y</i> (%FL)	6.92±2.16	7.35±3.18	.7483
ΔC_x (%FW)	37.7±18.8	36.9±14.6	.9296
ΔC_y (%FL)	5.90±4.69	4.80±0.935	.5659
<u>身長の高さ挙上</u>			
<i>length</i> (% BH)	14.8±8.57	13.9±2.81	.7692
<i>W_x</i> (%FW)	23.6±12.7	25.3±2.47	.7025
<i>W_y</i> (%FL)	9.42±4.49	9.24±2.61	.9270
ΔC_x (%FW)	44.7±18.7	49.5±24.1	.6926
ΔC_y (%FL)	7.02±4.69	5.39±4.02	.5195

COP: 足圧中心(center of pressure)

値は平均値±標準偏差で表示

BH: 身長; FW:平均足幅; FL:平均足長, 他の略字は図 4.13 に準ずる

P: paired t-test での危険率

(4) 転倒群と非転倒群との差

表 4.5 には各特性値を挙上する高さ別に、転倒群と非転倒群とに分けて示してある。この中では唯一 ΔCx のみが転倒群と非転倒群で差のある傾向を示している(P=.05040).

5つの特性値は肩の高さ挙上では転倒群と非転倒群で差を認めず、身長の高さ挙上において ΔCx のみが転倒群と非転倒群とで差のある傾向を認めた。このことは転倒経験のある片麻痺者にとっては、挙上する高さが増すことは負担となり非転倒群の片麻痺者よりも小さな ΔCx となったものと推察される。この差は統計学的に有意ではないが、この点をもう少し深くみてみることにする。

表 4.5 COP 特性値の転倒群と非転倒群の差

	非転倒群	転倒群	P
<u>肩の高さ挙上</u>			
length (% BH)	9.73±2.55	9.79±2.42	.9656
Wx (%FW)	17.3±6.56	18.9±5.66	.6407
Wy (%FL)	6.46±1.68	6.98±2.62	.6687
ΔCx (%FW)	43.4±17.6	31.2±13.1	.1650
ΔCy (%FL)	6.06±3.83	4.64±2.77	.4418
<u>身長の高さ挙上</u>			
length (% BH)	12.3±3.23	14.9±9.55	.5590
Wx (%FW)	22.6±6.12	23.5±13.1	.8803
Wy (%FL)	8.21±1.61	9.39±5.48	.6294
ΔCx (%FW)	57.3±10.8	31.0±25.4	.0504
ΔCy (%FL)	6.35±4.93	5.63±4.34	.7887

COP: 足圧中心(center of pressure)

値は平均値±標準偏差で表示

BH: 身長; FW:平均足幅; FL:平均足長, 他の略字は図 4.13 に準ずる

P: paired t-test での危険率

転倒群における身長の高さ挙上での ΔCx の標準偏差は非転倒群より大きな値であった(転倒群: 25.4%FW, 非転倒群: 10.8%FW)。大きな標準偏差は転倒群の中に2つの異なった新たな群が存在することが示唆される。最初の群は過去1年間に転倒経験はあったが、その転倒は受傷する程度ではなかった3名

の群（非受傷群），第 2 群は身長の高さの挙上ができなかった被験者 SI を含む残り 4 名の，転倒により受傷した群（受傷群）である．受傷群の被験者 MN は計測の約 9 か月後に大腿骨を骨折し，被験者 KA は計測の約 1 か月後に転倒した後，頻回に転倒するようになり，現在では擦過傷などを負うほどまでになっている．また，被験者 KS は計測の約 9 か月前に転倒しており，それによって腰部を打撲した経験がある．身長の高さ挙上では，受傷群 3 名の ΔCx は図 4.17 に示すように，明らかに他の被験者よりも小さく（MN:10.6%FW, KA:2.39%FW, KS:11.7%FW），非受傷群の ΔCx が 49%FW から 61%FW の範囲にあり，非転倒群とオーバーラップしているのと対照的である．彼らの低い ΔCx が転倒前にも観察されるか否かは不明である．しかし被験者 MN と KA のような例では ΔCx が転倒を予知する上で，前方視的な研究に利用できる可能性をもっている．

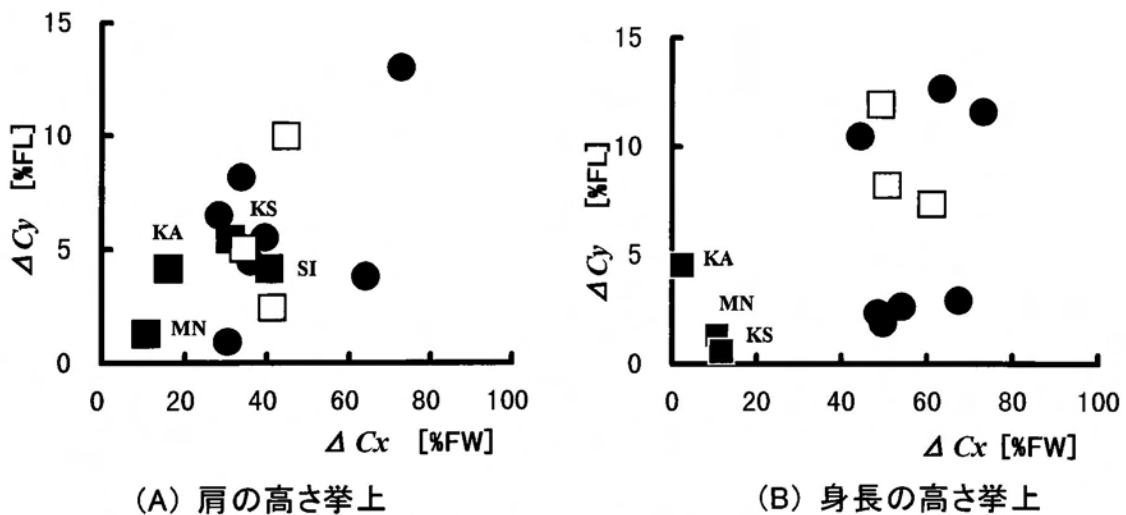


図 4.17 各挙上位での ΔCx と ΔCy
 ●: 非転倒群; □: 転倒非受傷群; ■: 転倒受傷群
 FW: 平均足幅; FL: 平均足長

4.2.4 ウェーブレット解析による転倒および受傷との関連性

(1) 方法

片麻痺者の転倒による受傷と一連の動作課題の関係を COP の座標と鉛直床反力をウェーブレット変換によって評価した結果¹⁸⁾について述べる．ここで

は 4.2.3 の健常者群の 6 名，片麻痺者の受傷群 3 名(KA,MN, KS)と非受傷群の 3 名(RI, HH, AT)の 3 群を比較する．身長の高さの挙上課題について，左右別に COP の座標(A_x , A_y)と鉛直床反力 F_z に対し MathWorks 社製 MATLAB®を用い，Daubechies のウェーブレット(N=5)によって解析した^{19), 20)}．なお，同一群内ではどの被験者も同様の挙動を示したので，以下には各群 1 名ずつを示す．

(2) COP 座標 (A_x , A_y)

健常者は，立ち上がり動作から立位保持，砂袋の把持と移動，身長の高さでの挙上位保持姿勢までの動作において，周波数の高低にかかわらず，左右の挙動に大きな差は認められず，下肢による座標の制御は左右とも同様の担い方をしている（図 4.18, 図 4.19）．一方，片麻痺者は転倒経験の有無に関係なく，下肢支持側（麻痺側）よりも上肢使用側（非麻痺側）の成分が大きい（図 4.20～図 4.23）．また，上肢使用側の前後方向座標 A_y の高い周波数での成分は，どの被験者も砂袋へのリーチ動作から検者への手渡しまで持続して観察されている．しかし片麻痺のうち転倒による受傷者では，この間の上肢使用側の左右方向座標 A_x と前後方向座標 A_y の低い周波数での成分が持続しており，砂袋へのリーチ，挙上，移動，挙上位保持の動作の切り替えが明瞭でないのに対し，転倒によっても受傷しなかった者は比較的動作の切り替えがはっきりしていた．そしてこのことは特に A_y に著明であった．

(3) 鉛直床反力 F_z

片麻痺者の立ち上がり動作での F_z は非麻痺側の成分が大きく，この動作が非麻痺側中心に行われていることが分かるが，その後の動作では全被験者が左右の相がほぼ逆転した挙動を示し（図 4.24～図 4.26），左右の下肢による調節はお互いに反対側を補完する形をとっているものと思われる．このことはたとえば片麻痺者で転倒によって受傷した者であっても同様である．

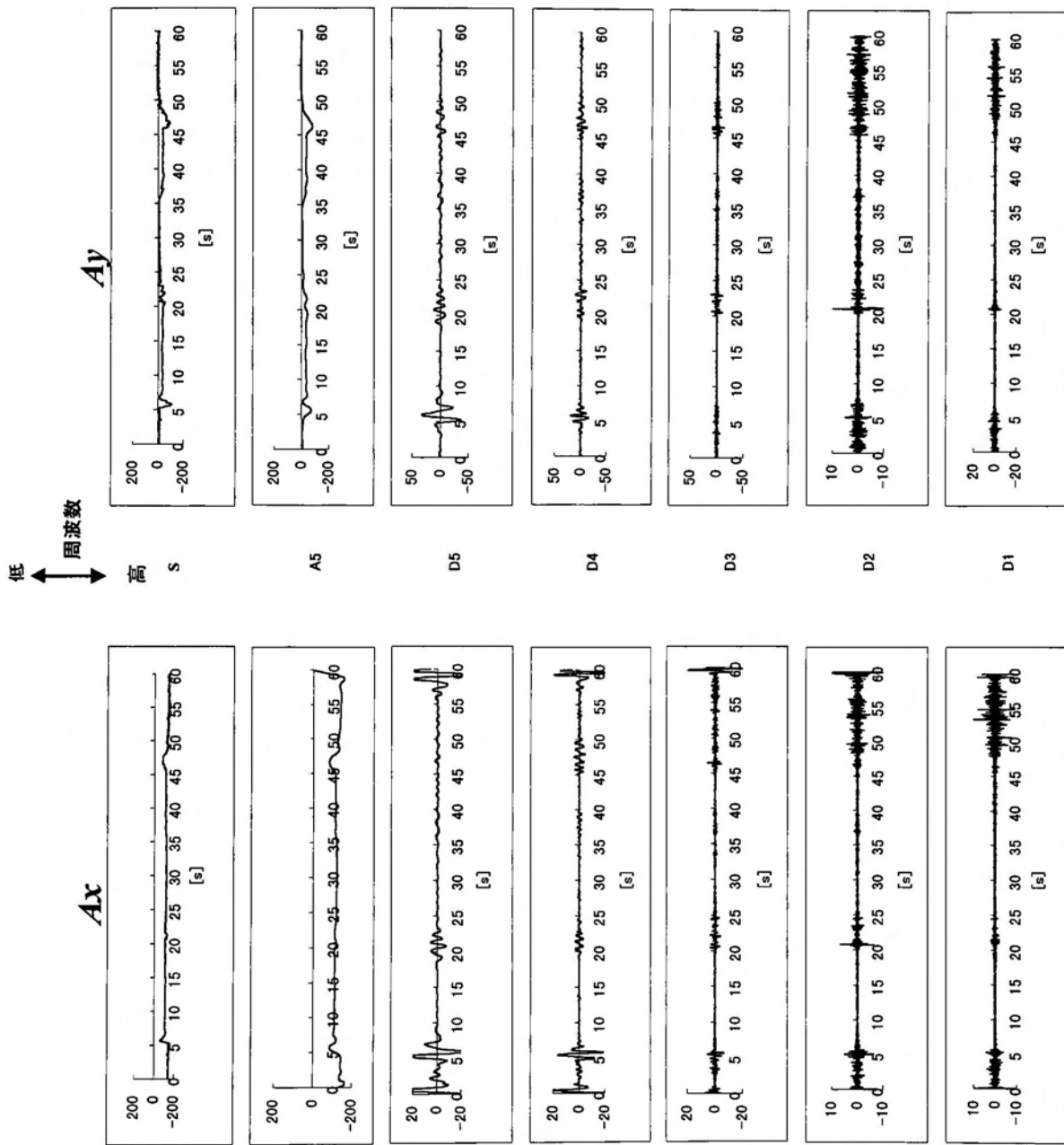


図4.18 健常者の下肢支持側の足圧中心座標ウェーブレット

男性(MK)61歳, 左上肢を使用; Ax:左右方向足圧中心座標, Ay:前後方向足圧中心座標

A_x
 A_y
 A_z

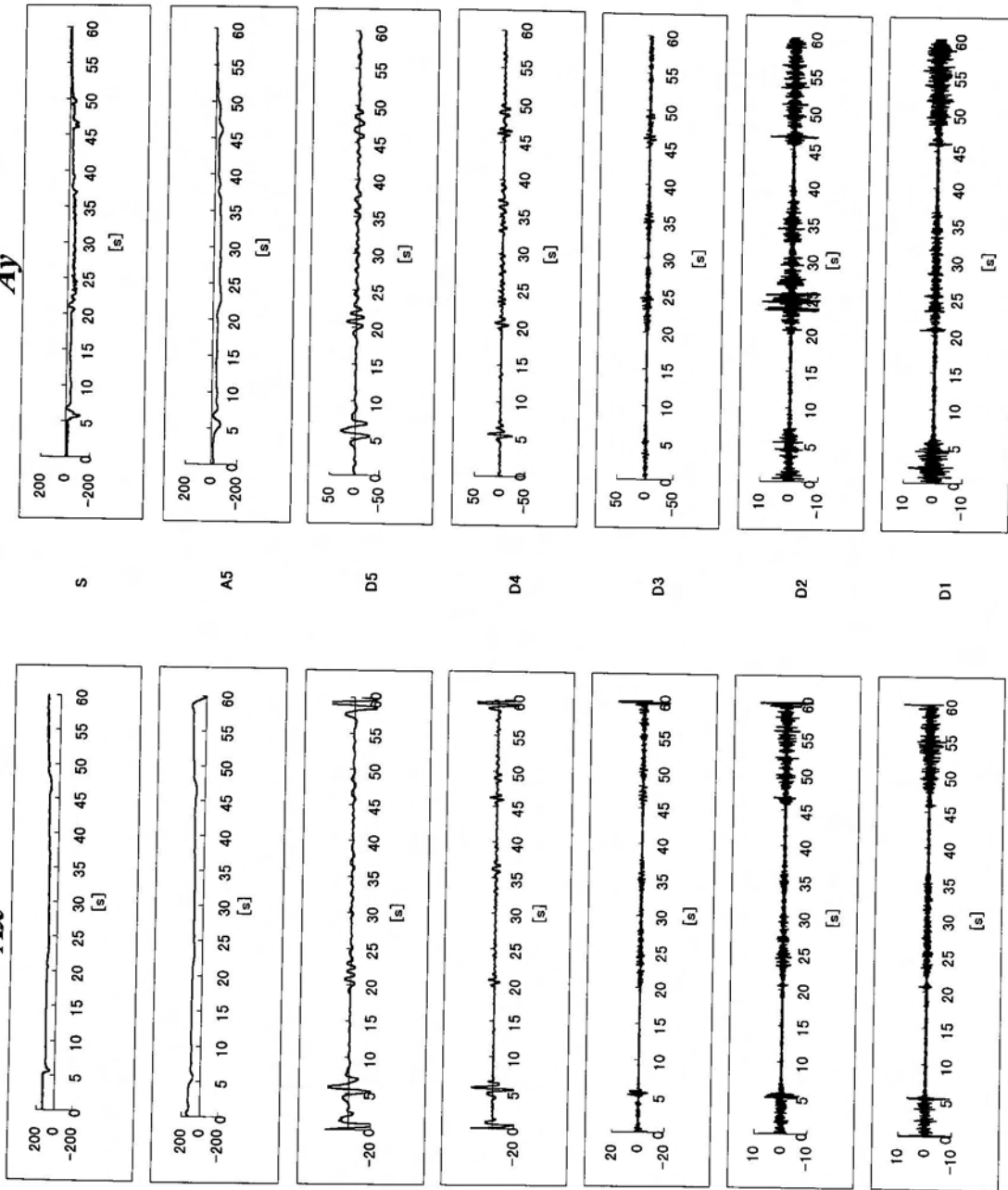
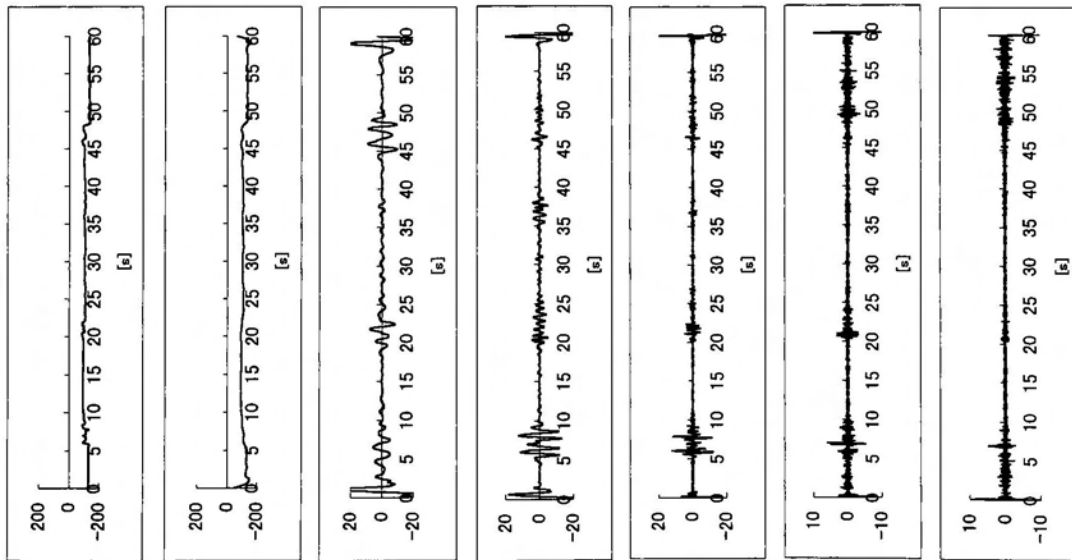


図4.19 健常者の上肢使用側の足圧中心座標ウェーブレット
男性(MK)61歳, 左上肢を使用; A_x :左右方向足圧中心座標, A_y :前後方向足圧中心座標

Ax



Ay

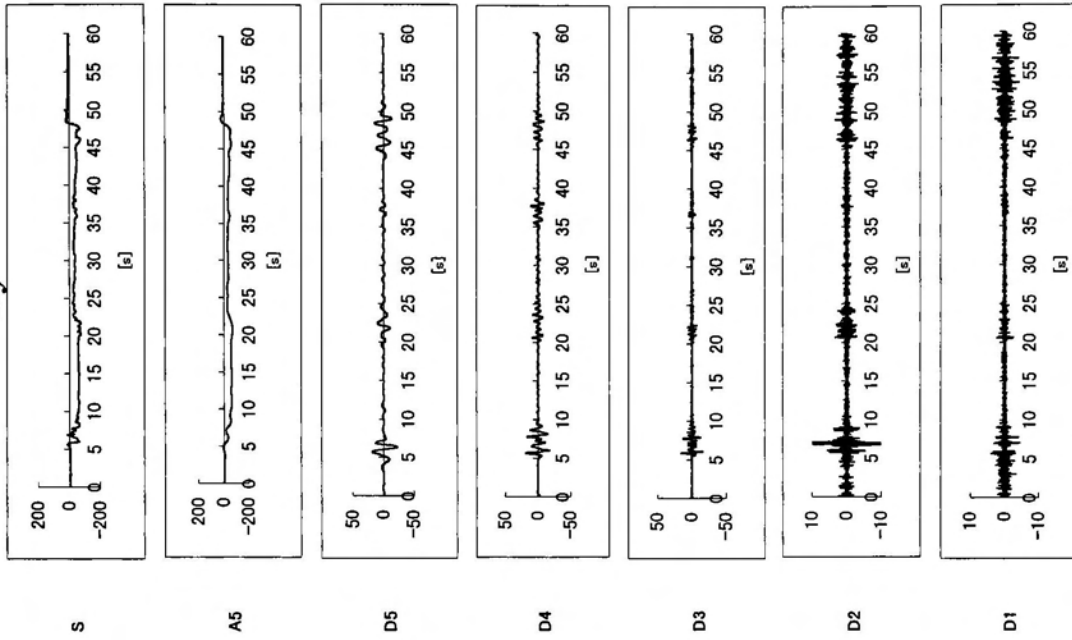


図4.20 転倒しても受傷しなかった右片麻痺者の麻痺側下肢の
足圧中心座標ウェーブレット
男性(R)71歳, 左上肢を使用; Ax:左右方向足圧中心座標, Ay:前後方向足圧中心座標

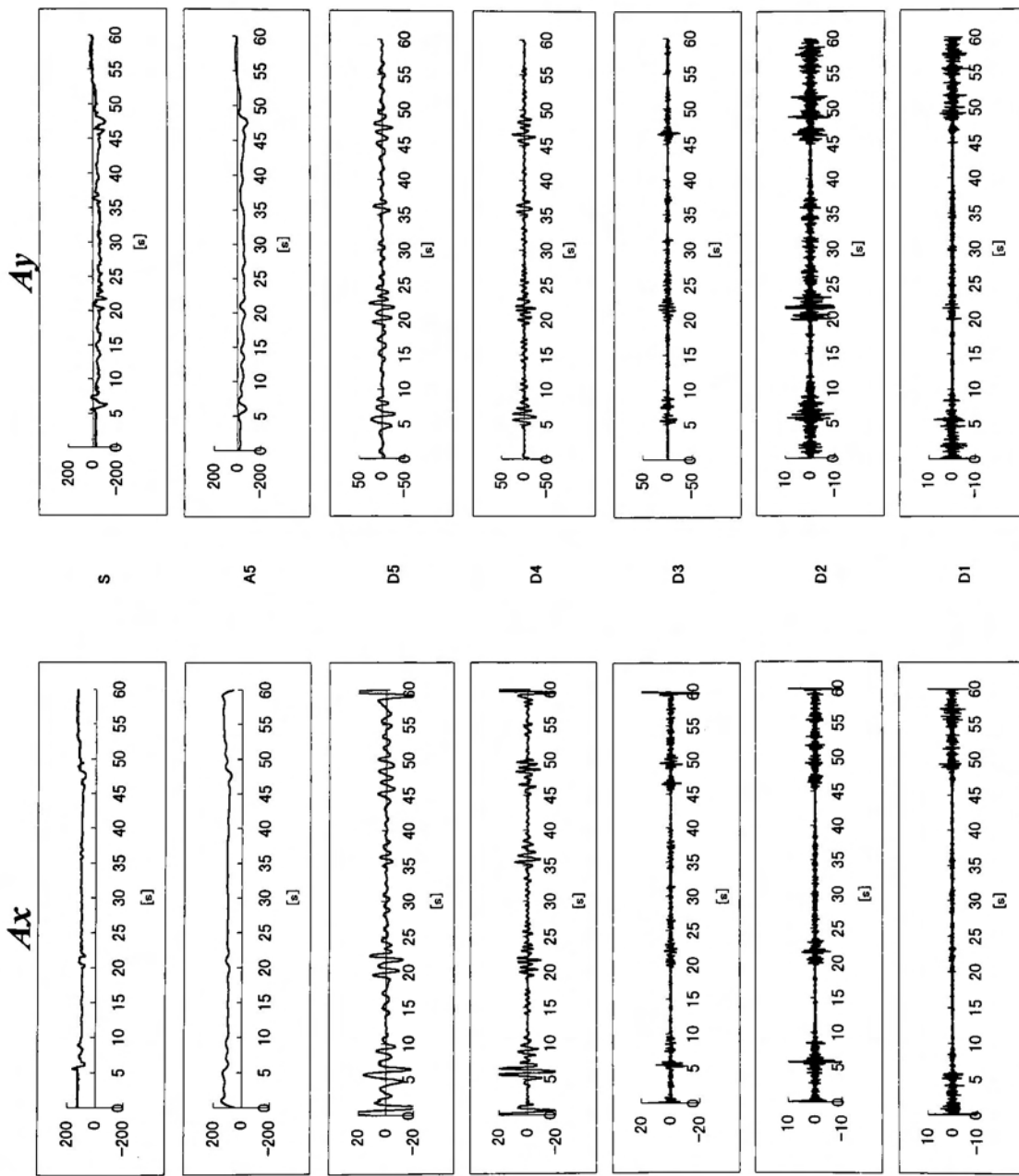


図4.21 転倒しても受傷しなかった右片麻痺者の非麻痺側下肢の足圧中心座標ウェーブレット

男性(RI)71歳, 左上肢を使用; Ax:左右方向足圧中心座標, Ay:前後方向足圧中心座標

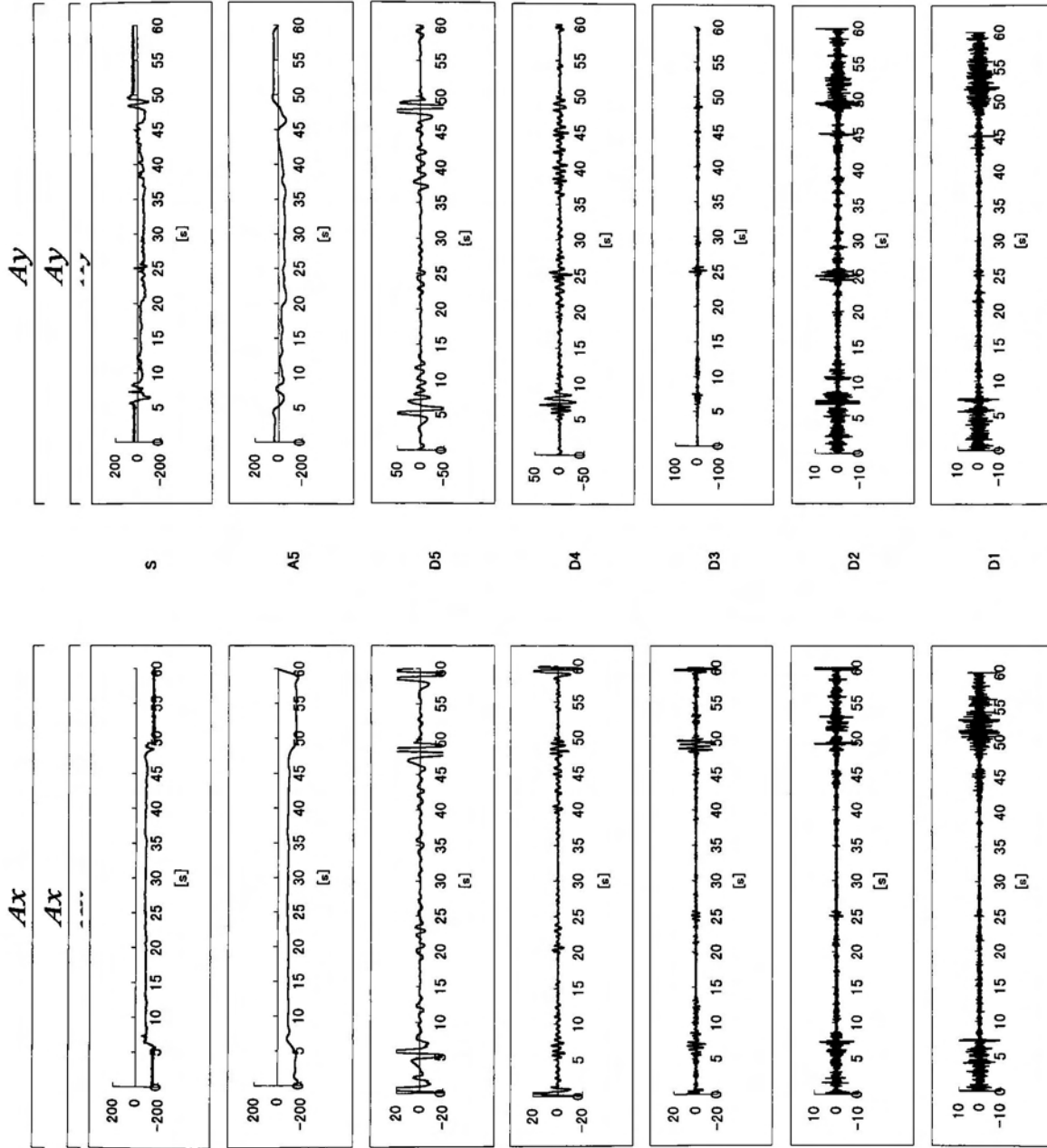


図4.22 転倒により大腿骨を骨折した右片麻痺者の麻痺側下肢の
足圧中心座標ウェーブレット

男性(MIN)58歳, 左上肢を使用; Ax:左右方向足圧中心座標, Ay:前後方向足圧中心座標

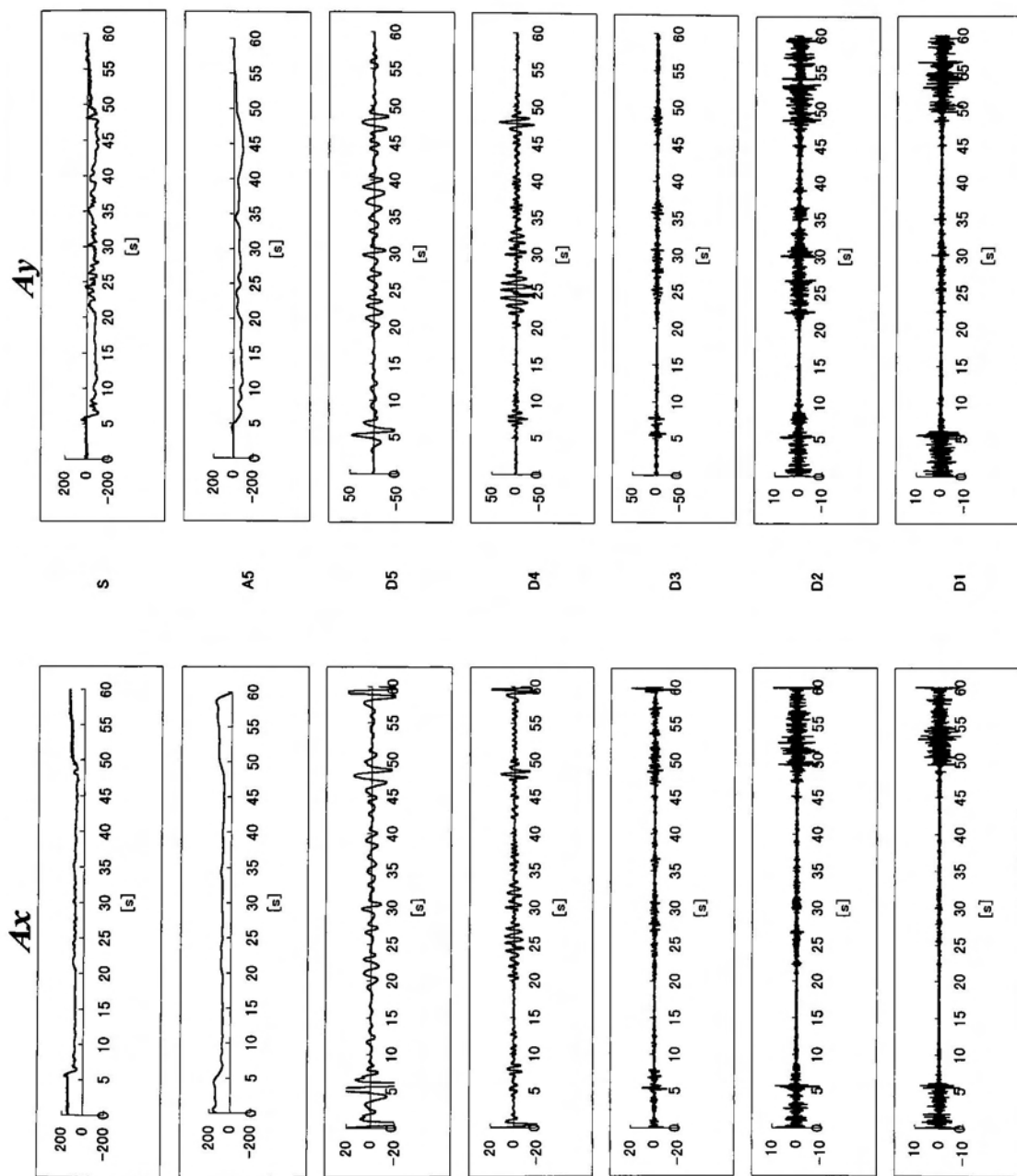
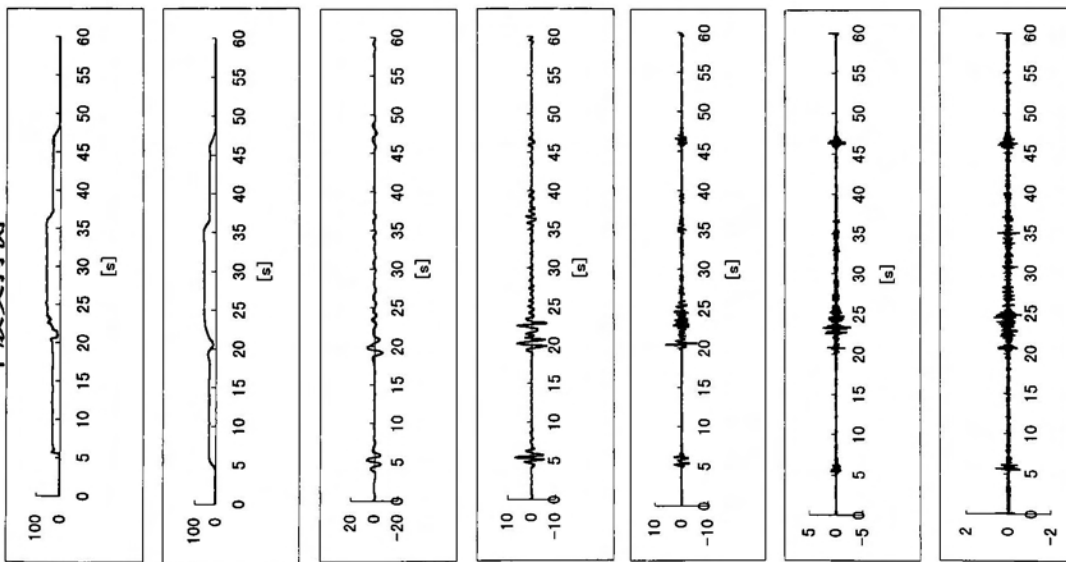


図4.23 転倒により大腿骨を骨折した右片麻痺者の非麻痺側下肢の
足圧中心座標ウェーブレット

男性(MN)58歳, 左上肢を使用; Ax:左右方向足圧中心座標, Ay:前後方向足圧中心座標

下肢支持側



上肢使用側

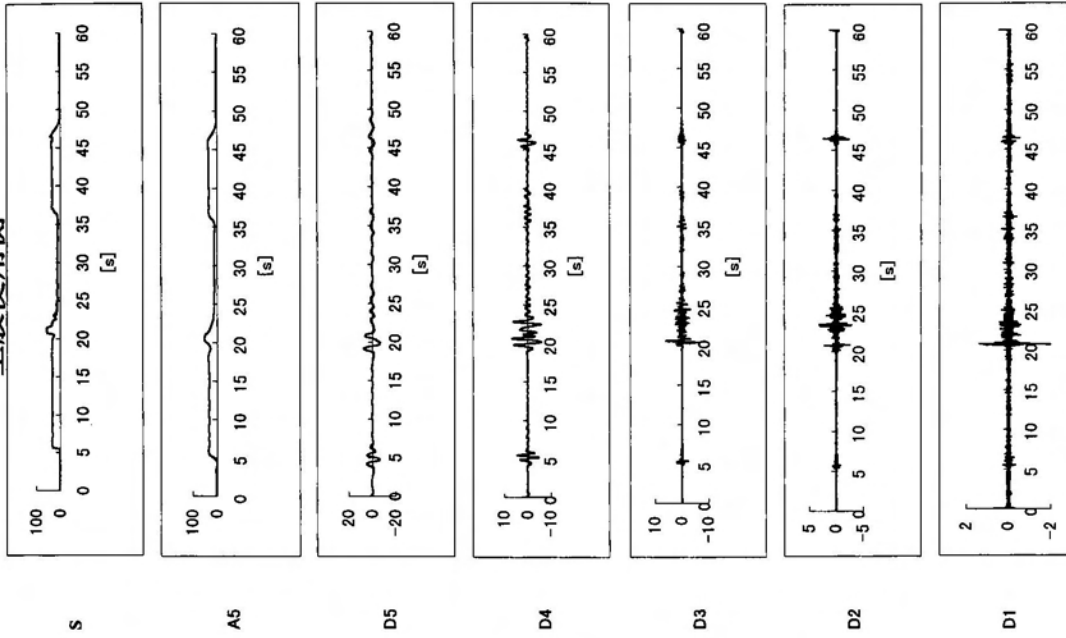
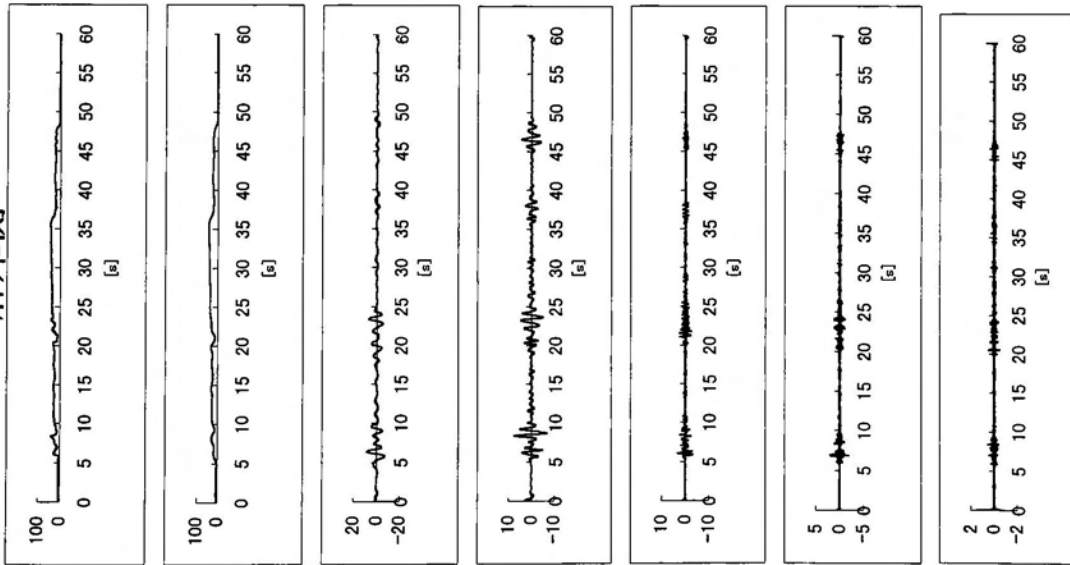


図4.24 健常者の鉛直床反力(F_z)ウェーブレット

男性(MK)61歳, 左上肢を使用

麻痺側



非麻痺側

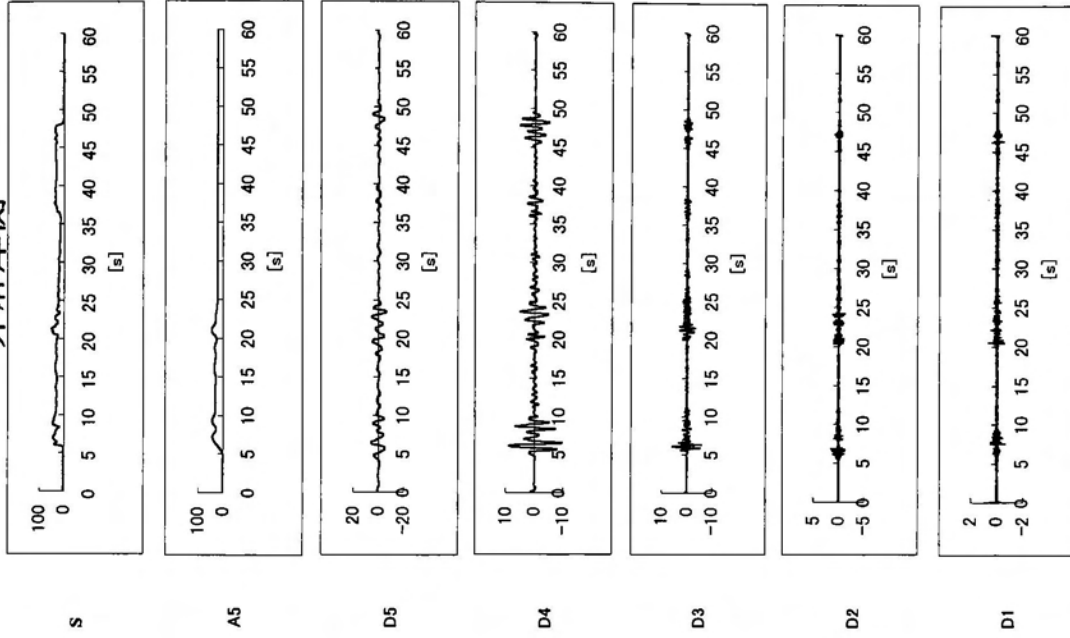
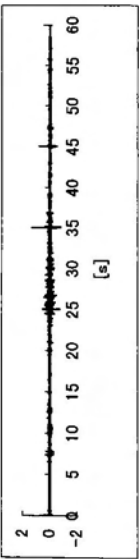
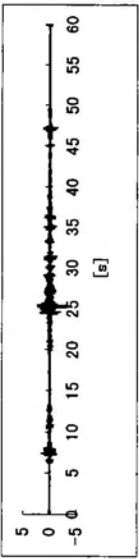
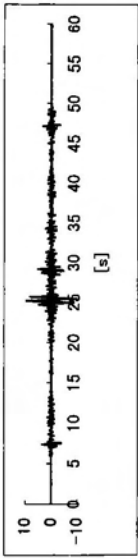
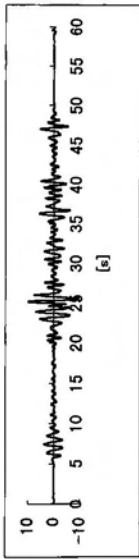
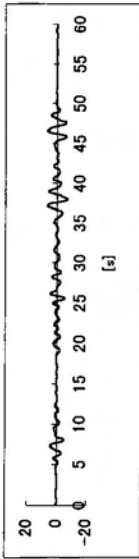
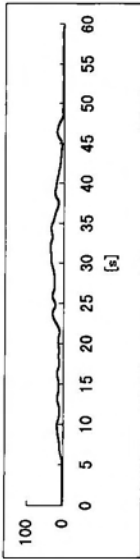
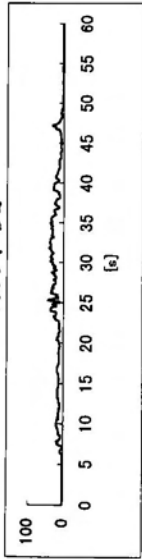


図4.25 転倒しても受傷しなかった右片麻痺者の鉛直床反力(F_z)ウェーブレット

麻痺側



非麻痺側

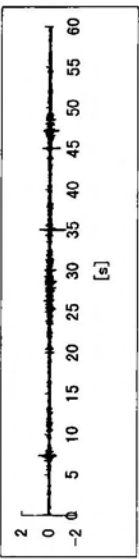
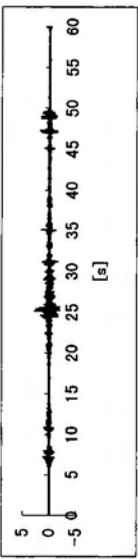
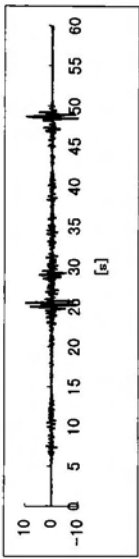
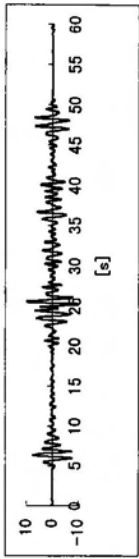
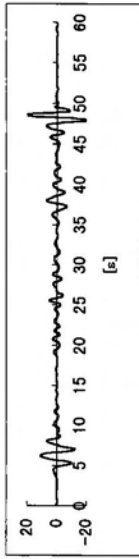
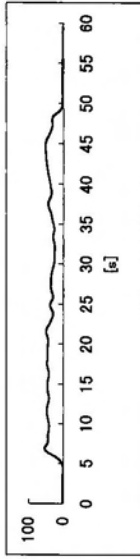
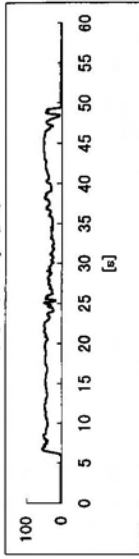


図4.26 転倒により大腿骨を骨折した右片麻痺者の鉛直床反力(F_z)ウェーブレット

男性(MN)58歳, 左上肢を使用

4.2.5 考 察

高齢者が、椅子からの立ち上がり動作で加齢とともに低下した下肢筋力を補うために、膝関節を大き目に曲げた初期姿勢で動作を開始すると、一見楽に立ち上がれそうであるが、位相面解析からはかえって最終姿勢が非線形状態になり、転倒を起こしやすくなることが示された。したがって、高齢者に対し最終姿勢でも転倒を起こさないように、例えば、日常生活で立ち上がり動作を行うときは、予め手摺り等を把持して安全性を確保するよう指導することは有益であると思われる。

物品挙上動作において $\angle Cx$ は転倒による受傷転帰をたどった片麻痺者と、転倒しても受傷しなかった片麻痺者との間に差が存在することが明らかにされた。転倒によって受傷した片麻痺者は、非麻痺側の足圧中心座標のウェーブレットが示すように、動作の切り替えを示す挙動が明瞭でなく、下肢機能の特に前後方向のバランス制御機能が劣ることが明らかになった。一方、鉛直床反力 Fz は立ち上がり動作時と着座動作時を除けば、どの被験者も左右下肢の特性は似通っており、受傷を伴う転倒を起こすくらいバランス能力の低い者でも、鉛直方向の力の制御は左右の下肢の機能をお互いに補完しながら動作が行われていることが分かる。ここで用いた課題指向型の動作時におけるCOPの位置変化を絶対量で観察し、ウェーブレット解析によってこの座標の過渡特性を調べることは、受傷転帰をたどる可能性をもつ片麻痺者を抽出するためのツールの1つとして有効なものとなるであろう。

4.3 フィードバック装置の効果の評価

近年、バイオフィードバックに関する数多くの報告がなされている^{21), 22)}。バイオフィードバックとは、本来随意的にはコントロールが困難であるとされている生体の現象、例えば心拍数の変動や血圧変化などの情報を、工学的な手

法によって生体が捉えることのできる情報に変換し、それらもとに生体现象を随意的にコントロールすることを学習させることである。

医療におけるバイオフィードバックに関する歴史を振り返ると、精神科領域での治療法の 1 つとして用いられた経過がある^{23), 24)}。このときにコントロールされる生体现象は、異常な胸鎖乳突筋の筋緊張によって起こる痙性斜頸が代表的なものであった。最近の報告では、床反力計を利用したものが多く、例えば立位での足圧中心の座標変化を CRT 上に出力し、下肢に左右均等な荷重をかけることによって、片側に偏った足圧中心を正中に引き戻させる訓練に応用している。

筆者らは、靴の中敷タイプの簡易的なフィードバック装置を製作して臨床で利用し成果を上げた。この装置は体重負荷によって中敷内に発生する空気の流れを利用して、装置に組み込まれた小さな笛を鳴らすもので、複雑な電子回路はもちろんのこと特別のハードウェアも有していない。この装置の概要を示し、実際に片麻痺者の訓練に取り入れることによって得られた効果について考察している²⁴⁾。

4.3.1 装置の概要

装置の全体像は図 4.27 に示すとおりである。音声を発する部分は玩具や子供用の履物（スリッパやサンダル）に使用されているものと同種の笛である。中敷の形に切った厚さ 10mm のスポンジをそれよりも若干広い厚さ 0.4mm のポリエチレンシート 2 枚で上下から挟み、一緒に先ほどの笛を爪先部分に組み込んで周囲を熱圧着したものである。

立脚期に体重が下肢に負荷されて中敷内のスポンジが圧縮されると、スポンジが含んでいた空気は笛の部分から中敷の外に排出される。このときに笛のリードが振動して音声を発生する。遊脚期には再び空気が流入してスポンジの厚さを復元させる。

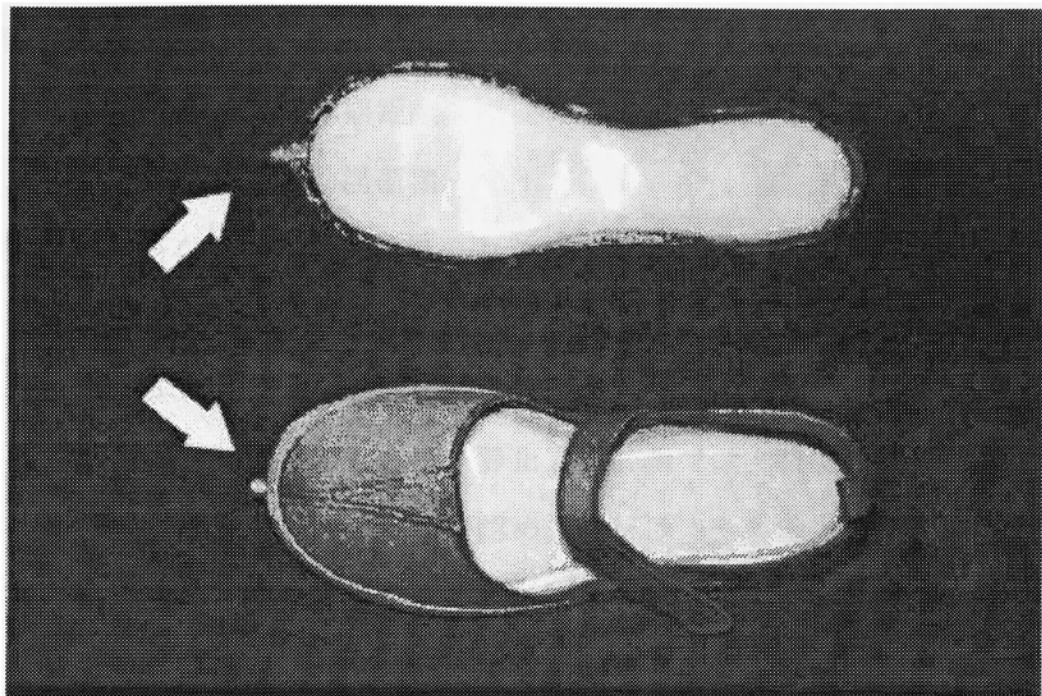


図 4.27 中敷フィードバック装置

矢印の部分に笛が装填されている

4.3.2 評価法

対象者は深部感覚障害等（ただし高度の失行，失認のない）によって歩行に問題を有する加療中の片麻痺者 11 名である． 彼らの片麻痺の回復段階である Brunnstrom Stage はIVが 6 名， Vが 3 名， VIが 2 名であり， 上肢の支持無しで 30 秒以上の立位保持が可能， さらに杖， 下肢装具の装着により少なくとも近接監視下での歩行が可能である者で構成されている．

中敷を使用しない条件での理学療法訓練では， 被験者は中敷を装着せずに休息時間を含めて約 2 時間を歩行訓練， 筋力強化訓練， 関節可動域訓練に当てた． これらの訓練を終了した約 3 時間後に Kistler 社製の床反力計を用いて立位保持時のバランスと歩行時の特性値を計測した． 中敷を使用した条件での理学療法訓練では， 中敷を靴の中に入れて同様の訓練を実施した後に計測を行った．

以下に評価した計測項目を示す (図 4.28).

1. 開眼静止立位における COP 座標の特性値
 - ・ 30 秒間の COP 動揺距離
 - ・ 30 秒間の COP 動揺面積
2. 歩行における麻痺側立脚期での力学的な値
 - ・ 鉛直方向力積 $\int Fzdt$
 - ・ 最大前方推進力 Fy_{max}

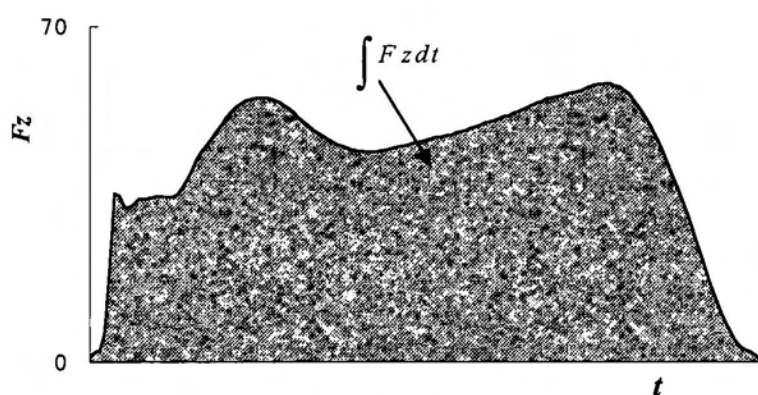
これら 4 項目の計測条件としては、静止立位計測では上肢での支持は無しとし、靴および装具は常用のもの使用を認め、試行は 3~5 回とした。歩行計測では常用の靴、装具、杖の使用を認め、試行は 5~10 回とした。ただし、いずれの条件でも計測中はフィードバック中敷を使用させていない。観察した試行のうち、歩行計測では図 4.28 のような明らかなパタンの読み取りできない試行は検討の対象とせず除外した。また、中枢神経障害を有する者を被験者とした歩行計測では、メトロノーム等でケイデンスを規定するとそのリズムに歩調を合わせられず、計測データにバラツキが生ずる場合が多い。このため、歩行計測では被験者に"自然な歩き方"で床反力計上を通過するように指示して計測を行った。ただし歩行計測では立脚時間によって計測値が左右されることを考慮して $\int Fzdt$ は立脚時間で除し、 Fy_{max} は立脚時間を乗じることによって計測値の正規化を図った。また両条件での計測日はその間に 1 日以上の間隔を設けている。統計学的処理において計測値は各被験者の平均値を採用し **paired t-test** を用いた。

4.3.3 結果

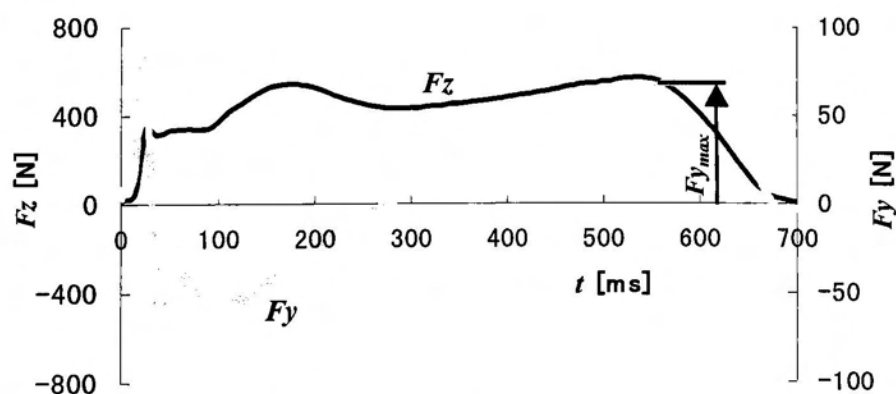
中敷を装着しないで訓練した後の計測値と、装着して訓練した後の計測値を比較しながら結果を示す。図 4.29(A),(B)は各条件の訓練後の静止立位時における COP の動揺距離と動揺面積を示している。動揺距離においては、非装着

での訓練後は $75.5 \pm 21.7 \text{cm}/30\text{s}$ であったものが、装着しての訓練後は $66.7 \pm 24.1 \text{cm}/30\text{s}$ へと減少し、有意なバランス能力の改善を認めている ($P < 0.05$)。一方、動揺面積においては、非装着での訓練後は $9.32 \pm 4.50 \text{cm}^2/30\text{s}$ であったものが、装着しての訓練後は $8.01 \pm 4.10 \text{cm}^2/30\text{s}$ となり、僅かながら改善を認めている。

歩行計測で図 4.28 のような明らかなパターンを確認できたのは 11 名中 10 名であった。図 4.30 にはその 10 名の F_z の力積が示されている。非装着での訓練後は $305.8 \pm 68.80 \text{N}$ であったが、装着して訓練した後は $325.4 \pm 66.25 \text{N}$ へと有意な増加を示している ($P < 0.05$)。

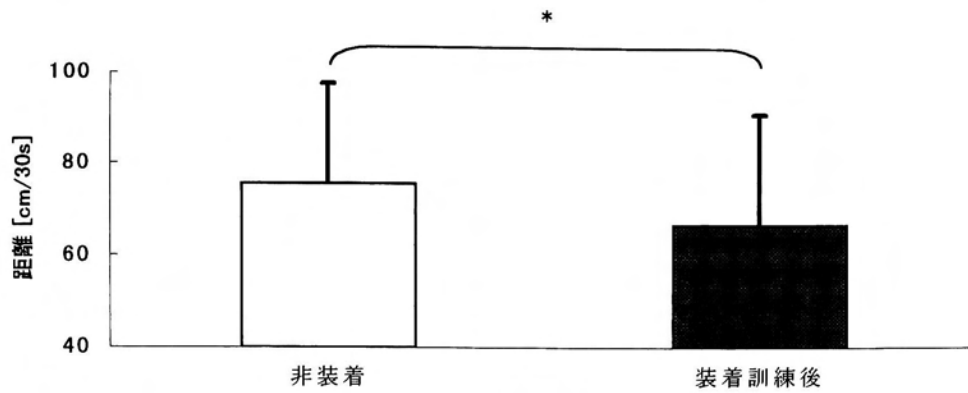


(A) F_z の力積

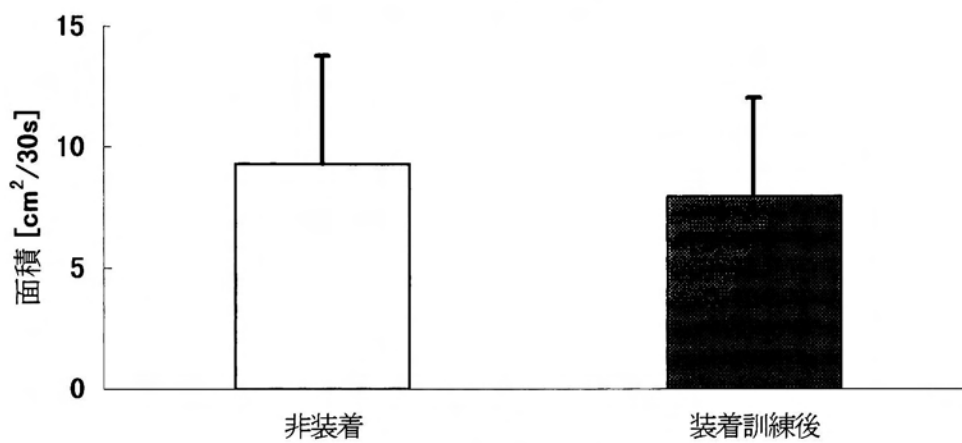


(B) F_y の最大推進力 $F_{y_{\max}}$

図 4.28 F_z の力積と F_y の最大推進力 $F_{y_{\max}}$



(A) 動揺距離



(B) 動揺面積

図 4.29 フィードバック中敷の非装着時と装着訓練後の足圧中心(A)動揺距離と(B)動揺面積

paired t-test; *: P<.05

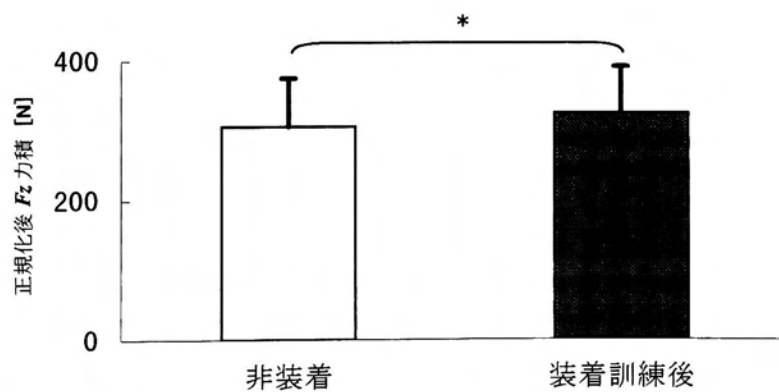


図 4.30 フィードバック中敷の非装着時と装着訓練後の正規化後の F_z の力積

(paired t-test; *:P<.05)

図 4.31 は 10 名の歩行時の前後方向床反力における最大推進力 Fy_{max} を各条件別に示している。装着せずに訓練した後は $33.8 \pm 19.5 \text{ N}\cdot\text{s}$ であったが、装着した訓練後は $45.7 \pm 17.2 \text{ N}\cdot\text{s}$ へと差のある傾向を示している ($P=0.106$)。

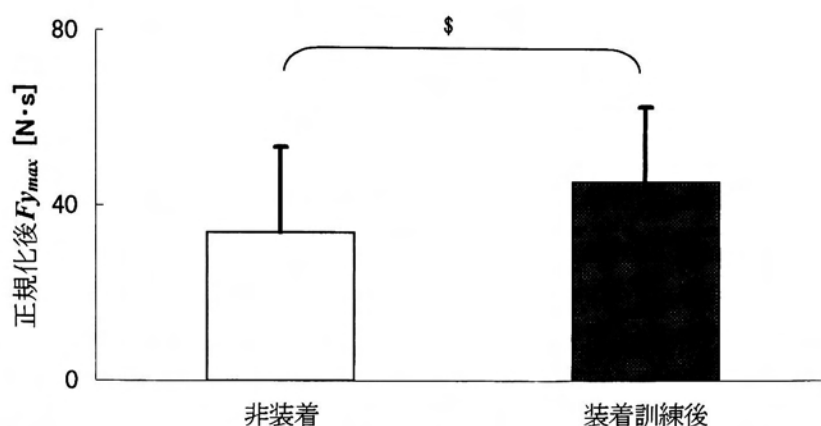


図 4.31 フィードバック中敷の非装着時と装着訓練後の正規化後の Fy_{max}
paired t-test; \$:P =0.106

4.3.4 考察

中敷フィードバック装置を用いた訓練の後に得られた各計測値は、用いる前の訓練で得られたものよりも改善していた。これらの2つの条件での計測は3日間以内に行われたものであり、この変化はわずか3日間では片麻痺における自然回復や通常の訓練効果が重積したことによるものであるとは考えにくい。効果の得られたうちの一例について、装着して訓練をした後に、足圧中心の座標がどのように変化したかをみたのが図 4.32 である。図中の被験者は麻痺が中等度 (Brunnstrom Stage でIV) の左片麻痺者である。非装着での訓練後に得られた COP の平均座標 (Cx , Cy) は、非麻痺側の右側に偏位しているが、装着して訓練した後はほぼ正中にある。すなわち、これは麻痺側への荷重が増加したことを意味している。また、動揺距離は 45%、動揺面積は 18%、それぞれが減少してバランス能力が向上した結果が得られている。麻痺側への荷重量が増加し、そのために足圧中心の動揺を許容する能力が麻痺側下肢に与えられるこ

とによって、このようなバランス能力の向上に繋がったものと思われる。

最大推進力 Fy_{max} においても、装着した訓練後では平均で 35%近い上昇を認め、これは非装着の条件での訓練後よりも統計学的に差の有る傾向が示されている。このような Fz の力積や Fy_{max} に対する効果によって、麻痺側下肢の支持性とそれにもとにしたよりダイナミックな動作が可能となる。

支持能力以上に麻痺側下肢に荷重し過ぎてしまったために転倒したことのあつた経験をもつ者はこのフィードバック中敷を使うと、音が鳴るたびに転倒したときの恐怖心を思い出し、訓練の中では使いたくないという感想をもつ者もあつた。このような例では同じ姿勢や動作を行うにしても、その麻痺側下肢の荷重能力に応じた補償能力を開発するような訓練が望ましいものと考えられる。

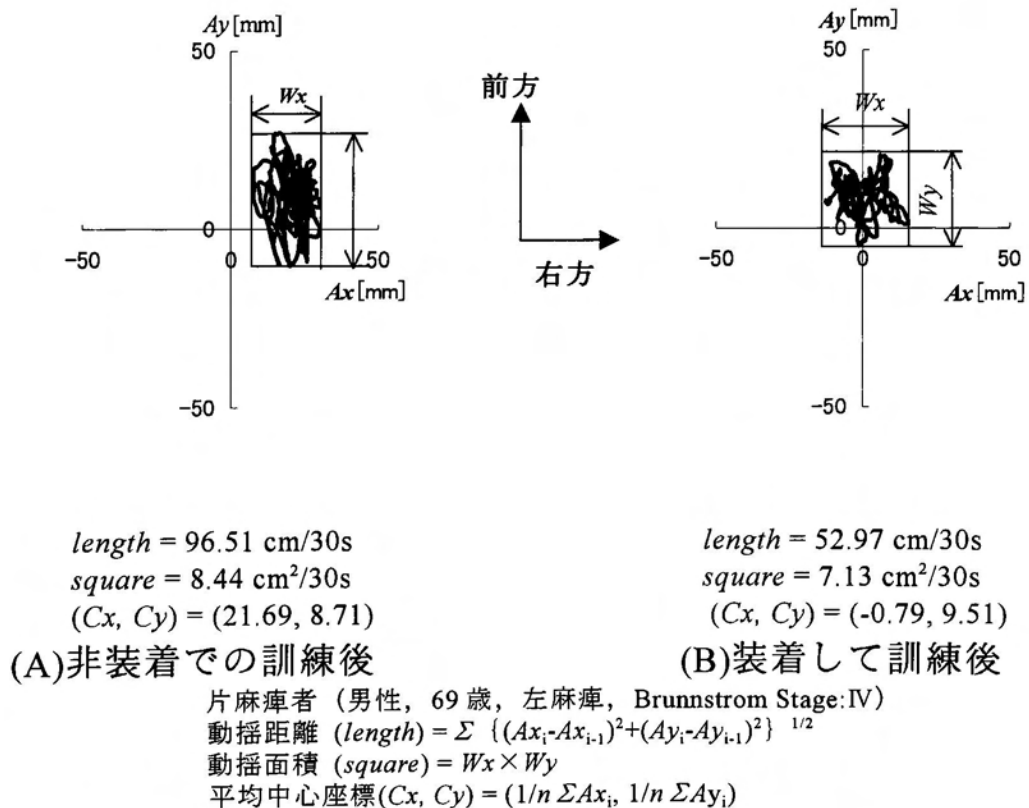


図 4.32 フィードバック装置使用の有無による訓練後の COP の変化

片麻痺者の転倒との関連を考慮すると、中敷フィードバック装置のような機器使用を含め、まずは麻痺側下肢の支持性の確保し、さらには自らの下肢の支の持性がどの程度であるかを認識させることが必要である。本中敷に限らず、片麻痺者に荷重能力を認識、開発させる方法の1つとして、視覚あるいは聴覚によるフィードバック療法が有効のように思われる。フィードバックによる療法は根本的な理学療法の中の運動療法にとって変わるものではなく、あくまで発症からのある期間の中で、体重負荷が困難な者、深部知覚障害を有する者に対する運動療法の一環として取り入れることでその効果が期待される。

4.4 第4章のまとめ

(1) 椅子からの立ち上がり動作

位相面解析の結果、高齢者は椅子からの立ち上がり動作中に転倒の危険性があることが示唆された。

床反力計のデータから、片麻痺者の椅子からの立ち上がり動作は健常者に比べ緩徐であることが明らかになった。

(2) 物品挙上動作

物品の挙上にともなう片麻痺者の平均足圧中心座標の変化量は健常者に比べて小さく、麻痺肢への負荷量が少ない動作形態であった。また以下のような結果が示された。

1. 物品挙上時の平均足圧中心座標の変化量は、受傷をともなう転倒の危険性をもつ片麻痺者を判別するツールとしての可能性がある。
2. 片麻痺者の転倒受傷者と非受傷者の差はウェーブレット解析の結果にも現れ、平均足圧中心座標の変化量の評価と組み合わせることによって、より感度の高い転倒による受傷の予測が可能になるとものと考察される。

(3) フィードバック装置の訓練への応用

簡易的な音声フィードバック装置により，片麻痺者の麻痺側下肢への荷重量増加が確認され，ひいては転倒予防のためのバランス機能の向上が期待される．

第 5 章 結 論

本論文は工学的機器を利用した障害者と高齢者の下肢運動機能の定量的評価に関し、主に切断者のバランスと歩行、義足ソケットの内圧の解析結果、片麻痺者と高齢者のバランスと歩行、課題指向型の動作の解析結果について述べた。

第 1 章では、工学的機器を用いて障害者と高齢者のバランスや歩行機能の解析を行うことが社会福祉の一翼を担うということを示した。

第 2 章では大腿義足と下腿義足について、従来型の義足ソケットと新しいコンセプトのもとに考案された義足ソケットを比較した。大腿義足では、切断者は従来型である QL ソケットよりも IRC ソケットの受け入れが良かった。床反力計を用いた静止立位バランス、歩行分析等の結果でも IRC は側方安定性に優れ、COP 座標のトランジェントも QL ソケットに比べスムーズな変化が観察された。また、下腿義足においても、切断者は従来型の PTB ソケットよりも新しい型である TSB の受け入れが良好であった。さらにソケット内圧計測用のセンサを人工気象室内で検定した結果を参考にしながら、ソケット不適合により断端圧迫による疼痛等を訴える症例に対してこのセンサを利用し、ソケットの修正作業を行った。センサの利用により、確実に客観的なソケット適合修正作業が可能となることを示した。加えて TSB ソケットは体重を断端全面で荷重するため、応力集中の少ないソケットであることが確認された。

第 3 章では、等運動性筋力測定器と床反力計を用いて、健常者と片麻痺者の差、麻痺側下肢筋力と立位バランスの関係を明らかにした。片麻痺者は明らかに健常者と異なった挙動を示した。片麻痺者の非麻痺側の下肢筋力とバランス機能との相関は低かった。しかし麻痺側下肢の回復

程度とバランス機能は有意な関連を示し、立位バランスにおける麻痺側下肢の機能改善を図る意義があらためて示された。また、立位時の急激な後方牽引に対する反応では、高齢者は前脛骨筋の潜時が若齢者よりも長く、より中枢の筋で姿勢を保持することが明らかとなり、片麻痺者群はさらに大きく異なった挙動を示した。

第4章では、まず立ち上がり動作の位相面解析から、その位相面軌道は(1)加速軌道、(2)位相面原点への収束軌道、(3)直立位への収束軌道の3つの軌道で成り立っていること明らかにした。さらに、高齢者は転倒の危険性をはらんだ立ち上がり方を行っていることを示した。坐位から立位になり、物品の把持と挙上位を保持し、その後再び坐位になるという課題指向型の一連の動作を行うとき、片麻痺者の中で転倒を経験した者は経験していない者に比べ、物品を挙上位で保持した姿勢になるための足圧中心座標の移動可能距離が短かった。このような挙動の差は足圧中心座標の変化をウェーブレット変換にて解析した結果にも現れ、転倒によって受傷転帰をたどった片麻痺者は、立ち上がりから物品の挙上保持に至るまでの、動作の切り替えが明確でないことが分かった。転倒による受傷の危険性をもつ片麻痺者の抽出にあたり、これらの解析法は重要な情報を与えるものであると思われた。これらはまた、片麻痺者の麻痺側下肢機能の重要性を暗示していた。その上で筆者らが考案した靴の中敷きタイプの簡易的なバイフィードバック装置を訓練に利用し、この装置が片麻痺者のバランスと歩行機能を向上させることを示した。

工学的な機器を臨床の場に導入し、定量的な評価を行うことは、治療効果の判定や治療計画立案の一環としてだけではなく、高齢者や障害者の転倒予防など前方視的な意味合いからも価値がある。来世紀に向かって今後いっそう人口の年齢構成が高齢へ移行する。このような環境にあつて、適切でタイムリーな医療とそれに関する情報の提供は、我々医療分野に携わる者と工学分野に携わる者の責務であると思われる。

謝 辞

本論文を作成するに当たりご指導を賜りました九州工業大学工学部の加藤了三教授，山下忠教授，大分大学の池内秀隆講師には衷心より感謝の意を表します。

本論文のほとんどのデータは，私が奉職いたしております産業医科大学病院での臨床の場で得られたものであり，論文はこれをもとにして作成されたものです。被験者として計測にご協力いただいた患者の皆様方とそのご家族の方々，発表された共同研究論文の使用を快諾戴いた産業医科大学医学部リハビリテーション医学教室 蜂須賀研二教授，温かいご声援を送り続けて戴いた産業医科大学 緒方甫名誉教授，直属の上司である大峯三郎技師長，ならびに同僚スタッフに深謝いたします。

福岡工業大学情報工学部の松尾一壽博士には，床反力計測用ソフトウェアの改良のためにご尽力とご協力を賜りました。ここにあらためて感謝の意を表します。さらにロボット・人の力学と制御研究会会員の諸先生方には励ましのお言葉を頂戴いたしましたことを感謝いたします。

また，株式会社有菌製作所の有菌秀昭氏には研究用機材製作のノウハウの提供とご協力をいただきました。ここに謹んでお礼申し上げます。

最後になりましたが，論文中の図表作成のために九州工業大学大学院生の田中光晴氏（現三菱電機），石倉修氏には昼夜にわたり，絶大なるご協力を戴いたことを深謝いたします。

参 考 文 献

第 1 章

- 1) 窪田 俊夫・竹内 孝仁・今岡 薫, 診療報酬点数化. 臨床歩行分析研究会ニューズレター, 26(1999), 5-6.
- 2) 土屋 和夫, 歩行分析の歴史, 臨床歩行分析入門 (臨床歩行分析懇談会編), (1989), 4-7, 医歯薬出版.
- 3) Murray, M.P., Drought, A.B., Kory, R.C., Walking Patterns of Normal Man, *J. Bone Joint Surg.*, **46A**(1964), 335-360.
- 4) Sutherland, D.H., Hagy, J.L., Measurement of Gait Movements from Motion Picture Film, *J. Bone Joint Surg.*, **54A**(1972), 787-797.
- 5) 山下 忠, 線形モデルによる 2 足歩行の特性解析 (2 脚支持期を考慮した場合), *バイオメカニズム* 3, (1973), 253-260, 東大出版会.
- 6) Bowker, J., Normal Human Gait. In Atlas of Orthotics. Biomechanical Principles and Application, American Academy of Orthopedic Surgeons Ed., (1975), 133-143, C.V. Mosby.
- 7) Morton, D.J., The Human Foot: Its Evolution, Physiology and Functional Disorders, (1935), Columbia University Press.
- 8) Steindler, A., Mechanics of Normal and Pathological Locomotion in Man, (1935), Charles C. Thomas.
- 9) Hellebrandt, F.A., Tepper, R.H., Braun, G.L., et al., The Location of the Cardinal Anatomical Orientation Planes Passing Through the Center of Weight in Young Adult Women, *Am. J. Physiol.*, **121**(193), 465-474.
- 10) Murray, M.P., Seireg, A.A., Sepic, S.B., Normal Postural Stability and Steadiness:

Quantitative Assessment, *J. Bone Joint Surg.*, **57A**(1975), 510-516.

- 11) 藤原 勝夫・池上 晴夫, 足圧中心位置と立位姿勢の安定性との関係について, *体育学研究*, **26**(1981), 137-147.
- 12) Portnoy, H. et al., Electromyographic Study of Postural Muscles in Variations and Movements, *Am. J. Physiol.*, **186**(1951), 122-126.
- 13) 藤原 勝夫・池上 晴夫・岡田 守彦, 立位姿勢における足圧中心位置および規定因子に関する一考察, *姿勢研究*, **4**(1984), 9-16.
- 14) 藤原 勝夫, 他, 立位姿勢の安定性と下肢筋負担度との関係, *筑波大体育学系紀要* **8**(1985), 165-171.
- 15) Weinstein, C.J., Gardner, E.R., McNeal, D.R., et al., Standing Balance Training: Effect on Balance and Locomotion in Hemiparetic Adults, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, **70**(1989), 755-762.
- 16) Horak, F.B., Diener, H.C., Nashner, L.M., Influence of Central Set on Human Postural Responses, *J. Neurophysiol.*, **62**(1989), 841-853.
- 17) Horak, F.B., Shumway-Cook, A., Clinical Implications of Posture Control Research (Balance: Proceedings of the APTA Forum 1989), Duncan, P.W. Ed., (1990), 105-111, The American Physical Therapy Association.
- 18) Shumway-Cook, A., Woollacott, M.H., Physiology of Motor Control. In *Motor Control: Theory and Practical Applications*, (1995), Williams and Wilkins.
- 19) Walker, J.M., Sue, D., Miles-Elkousy, N, et al., Active Mobility of the Extremities in Older Subjects, *Phys. Ther.*, **64**(1984), 919-923.
- 20) Whanger, A., Wang. H.S., Clinical Correlates of the Vibratory Sense in Elderly Psychiatric Patients, *J. Gerontol.*, **29**(1974), 39-45.
- 21) Skinner, H.B., Barrack, R.L., Cook, S., Age-related Declines in Proprioception, *Clin. Orthop.*, **184**(1984), 208-211.
- 22) Amblard, B., Calblanc, A., Role of Foveal and Peripheral Visual Information in

- Maintenance of Postural Equilibrium in Man, *Percept. Mot. Skills*, **51**(1980), 903-912.
- 23) Lung, M.W., Hartesell, H.D., Vandervoot, A.A., Effects of Aging on Joint Stiffness: Implications for Exercise. *Physiother. Can.*, **48**(1996), 96-106.
- 24) Tinetti, M.E., Richmond, D., Powell, L., Falls Efficacy as a Measure of Fear of Falling, *J. Gerontol. Psychol. Sci.*, **45** (1990), 139-243.
- 25) WHO 国際障害分類試案, 厚生省大臣官房統計情報部 訳, (1985), 厚生統計協会.

第 2 章

- 1) Radcliffe, C.W., Functional Considerations in the Fitting of Above-knee Prostheses, *Artif. Limbs*, **2**(1955), 35.
- 2) Radcliffe, C.W., Applications to Lower Limb Prosthetics. Inman, V.T. Eds. *Human Walking*, (1981), 129-136, Williams and Wilkins.
- 3) Lehneis, H.R., Beyond the Quadrilateral, *Clin. Prosthet. Orthot.*, **9**(1985), 6-8.
- 4) Long, I.A., Normal Shape-normal Alignment (NSNA) Above-knee Prosthesis, *Clin. Prosthet. Orthot.*, **9**(1985), 9-14.
- 5) Long, I.A., Allowing Normal Adduction of Femur in the Above-knee Amputations, *Orthot. Prosthet.*, **29**(1975), 53-58.
- 6) Sabolich, J., Contoured Adducted Trochanteric-controlled Alignment Method (CAT-CAM): Introduction and Basic Principles, *Clin. Prosthet. Orthot.*, **9**(1985), 15-26.
- 7) Hoyt, C.P., Litting, D., Staats, T., The UCLA CAT-CAM Above-knee Prosthesis, (1987), UCLA Prosthetics Education and Research Program.
- 8) Manual for Use of the Shamp Brim for the Narrow ML Above-knee Prosthetic

- Socket, (1986), The Ohio Willowwood Co..
- 9) Schuch, M., Modern Above-knee Fitting Practice (A Report on the ISPO Workshop on Above-knee Fitting and Alignment Techniques May 15-16, 1987, Miami, USA), *Prosthet. Orthot. Int.*, **12**(1988), 77-90.
 - 10) 川村 一郎・田中 秀積, 新しい大腿義足 CAT-CAM の紹介, 日本義肢装具技術者協会会報, **20**(1987), 35-37.
 - 11) 川村 一郎・田中 秀積, 新しい大腿義足 CAT-CAM の紹介(II), 日本義肢装具学会第3回大会講演集, (1987), 187-188.
 - 12) 新小田 幸一・舌間 秀雄・蜂須賀 研二・緒方 甫 他, 大腿義足の四辺形ソケットとCAT-CAMソケットに関する検討, 義装会誌, **5**(1989), 37-42.
 - 13) 新小田 幸一, 大峯 三郎, 大川 裕行, 蜂須賀 研二 他, CAT-CAM の使用経験, 理学療法ジャーナル, **23**(1989), 668-674.
 - 14) 荒井 光男, 有菌 秀昭, 新小田 幸一 他, Narrow ML Socket の製作と適合について, 第4回日本義肢装具学会大会講演集, (1989), 163-164.
 - 15) Hachisuka K, Ogata H, Shinkoda K, Clinical Aspects of Narrow ML Sockets, Abstracts of the 6th World Congress of the International Society for Prosthetics and Orthotics, (1989), 138.
 - 16) 新小田 幸一, 坐骨収納型ソケットを用いた大腿義足の訓練, 日本義肢装具学会学術大会講演集, (1993), 57-58.
 - 17) Hachisuka. K., Umezu. Y., Ogata. H., Ohmine. S., Shinkoda. K., Subjective Evaluation and Objective Measurements of the Ischial-Ramal Containment Prosthesis, *J. UOEH.*, **21**(1999), 107-118.
 - 18) Radcliffe, C.W., The Patellar-tendon-bearing Below-knee Prosthesis, (1957), Biomechanics Laboratory, University of California.
 - 19) Ahmed. A., Bayol, M.G., Ha, S.B., Adventitious Bursae in Below Knee Amputees Case: Reports and a Review of the Literature, *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*,

- 73(1994), 124-129.
- 20) 高野 稔子・堂藺 浩一朗・蜂須賀 研二・緒方 甫, 断端の表皮剥離に対して全面荷重式(TSB)義足を処方した下腿切断の一症例, *リハ医学*, **31**(1994), 126-129.
 - 21) Hirai, M., Tokuhira, A., Takechi, H., Stump Problems in Traumatic Amputation, *Acta. Med. Okayama*, **47**(1993), 407-412.
 - 22) Staats, T.B., Lund, J., The UCLA Total Surface Bearing Suction Below-knee Prosthesis, *Clin. Prosthet. Orthot.*, **11**(1987), 118-130.
 - 23) Fillauer, C.E., Prithma, C.H., Evolution and Development of the Silicone Suction Socket (3S) for Below-knee Prosthesis, *J. Prosthet. Orthot.*, **1**(1989), 92-103.
 - 24) Galdik, J., The Below Knee suction Socket, *Orthot. Prosthet. Appl. J.*, **9**(1955), 43-46.
 - 25) Bechtol, C.O., Comments on the Galdik B/K Suction Socket, *Orthot. Prosthet. Appl. J.*, **9**(1955), 46-47.
 - 26) Eberhart, H.D., McKennon, J.C., Suction-socket suspension of Above Knee Prosthesis. In Klopsteg, R.E., Wilson, P.D. Eds., *Human Limbs and Their Substitutes*, (1954), 653-675, McGraw-Hill.
 - 27) Murphy, E.F., The Fitting of the Below-knee Prostheses, In Klopsteg, P.E., Wilson, P.D. Eds.: *Human Limbs and Their Substitutes*, (1954), 693-735, McGraw-Hill.
 - 28) Grevsten, S., Marsh, L., Suction-type Prosthesis for Below-knee Amputees: Preliminary Report, *Artif. Limbs*, **15**(1971), 78-80.
 - 29) Grevsten, S., Eriksson, U., Stump-socket Contact and Skeletal Displacement in Suction Patellar-tendon Bearing Prosthesis, *J. Bone Joint Surg.*, **56A**(1974), 1692-1696.
 - 30) Grevsten, S., Patellar Tendon Bearing Suction Prosthesis: Clinical Experiences, *Ups. J. Med. Sci.*, **82**(1977), 209-220.

- 31) Grevsten, S., Ideas on the Suspension of the Below-knee Prosthesis, *Prosthet. Orthot. Int.*, **2**(1978), 3-7.
- 32) Chino, N., Pearson, J.R., Cockrell, J.L., Mikishko, H.A., Koepke, G.H., Negative Pressures During Swing Phase in Below-knee Prostheses with Rubber Sleeve Suspension, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, **56** (1975), 22-26.
- 33) Giacinto, J.P., Rubber Sleeve Suspension for Below-knee Psthesis, *Orthot. Prosthet.*, **30**(1976), 17-19.
- 34) Roberts, R.A., Suction Socket Suspension for Below-knee Amputees. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, **67**(1986), 196-199.
- 35) Kristinsson, O., The ICEROSS Concept: A Discussion of a Philosophy, *Prosthet. Orthot. Int.*, **17**(1993), 49-55.
- 36) 蜂須賀 研二・堂園 浩一朗・緒方 甫, 全表面荷重式下腿義足の臨床適応, *リハ医学*, **32**(1995), 381-387.
- 37) Cluitmans, J., Geboers, M., Deckers, J., Rings, F., Experiences with Respect to the ICEROSS System for Trans-tibial Prostheses. *Prosthet. Orthot. Int.*, **18**(1994), 78-83.
- 38) Hachisuka, K., Dozono, K., M., Ogata, H., Ohmine, S., Shitama, H., Shinkoda, K., Total Surface Bearing Below-Knee Prosthesis: Advantages, Disadvantages, and Clinical Implications, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, **79**(1998), 783-789.
- 39) 堂園 浩一朗・蜂須賀 研二・緒方 甫・有菌 秀明, TSB 式下腿義足, *総合リハ*, **23**(1995), 967-970.
- 40) 緒方 維弘, 体温とその調節, 吉村 寿人・緒方 維弘 編: 代謝の生理学, (1970), 696-698, 医学書院.
- 41) 高見 健二, 山下 保, 日比野 文昭, 下腿義足ソケット内環境の経時的変化 — 通常ソケットと多孔質ソケットの比較, *義装会誌*, **1**(1985), 59-64.
- 42) 大峯 三郎・舌間 秀雄・新小田 幸一・緒方 甫・蜂須賀 研二 他,

TSB 式シリコン内ソケットの形状と懸垂力に関する検討, 第 10 回日本義肢装具学会学術大会講演集, (1994), 103-104.

- 43) Sanders, J.E., Daly, C.H., Burgess, E.M., Clinical Measurement of Normal and Shear Stresses on a Trans-tibial Stump: Characteristics of Wave-form Shapes During Walking, *Prosthet. Orthot. Int.*, **17**(1993), 38-48.
- 44) Sumiya, M., Suzuki, Y., Kasahara, T., Ogata, H., Sensing Stability and Dynamic Response of the F-Scan In-shoe Sensing System: A Technical Note, *J. Rehabil. Res. Dev.*, **35**(1998), 192-200.
- 45) Hachisuka, K., Ogata, H., Ohkuma, H., Test-retest and Inter-method Reliability of the Self-rated Barthel Index, *Clin. Rehabil.*, **11**(1997), 28-35.
- 46) 蜂須賀 研二・緒方 甫・大峯 三郎・舌間 秀雄・新小田 幸一 他, TSB 式ソケットのインターフェイス特性に関する研究 —— F スキャンセンサーの感度特性と信頼性, 第 12 回日本義肢装具学会学術大会講演集, (1996), 124-125.
- 47) Hachisuka, K., Takahashi, M., Ogata, H., Ohmine, S., Shitama, H., Shinkoda, K., Properties of the Flexible Pressure Sensor under Laboratory Conditions Simulating the Internal Environment of the Total Surface Bearing Socket, *Prosthet. Orthot. Int.*, **22**(1998), 186-192.
- 48) 大峯 三郎・舌間 秀雄・新小田 幸一・緒方 甫・蜂須賀 研二 他, F スキャンセンサーを用いた下腿義足ソケットの適合調整前後の比較検討, 第 14 回日本義肢装具学会学術大会講演集, (1998), 112-113.

第 3 章

- 1) 厚生 の 指標, **45**(1998), 56-57, (財) 厚生統計協会.
- 2) Mooney, V., Perry, J., Nickel V.L., Surgical and Non-surgical Orthopedic Care of

Stroke, *J. Bone Joint Surg.*, **49A**(1967), 989-1000

- 3) 新小田 幸一・大峯 三郎・江西 一成・舌間 秀雄・木村 美子 他,
片麻痺患者の足部変形に対する機能再建術 ——術後 PT プログラムと身体
機能・能力の変化, 第 7 回九州地区理学療法士・作業療法士合同研修学会
誌, (1985), 76.
- 4) 新小田 幸一・大峯 三郎・江西 一成・舌間 秀雄・木村 美子 他,
脳卒中片麻痺患者の足部変形に対する再建術 —— 理学療法士の立場から
の効果検討, 日災医誌, 36(1987), 309-315.
- 5) 大峯 三郎・江西 一成・舌間 秀雄・木村 美子・新小田 幸一 他,
片麻痺患者の健側下肢筋力と立位バランス, 理・作・療法, **19**(1985),544-
549.
- 6) 緒方 甫・浅山 滉・森田 秀明・宮原 恵子・大峯 三郎, 運動療法の
基本的理念, 総合リハ, **12**(1984), 55-59.
- 7) 大峯 三郎・江西 一成・木村 美子・緒方 甫 他, 片麻痺患者の筋出
力特性 (健側下肢の膝屈伸力), 理・作・療法, **17**(1983), 553-558.
- 8) リハビリテーション処方必携 ——運動療法・物理療法・作業療法, 土肥 信
之 他 編, (1991), 84-86, 医歯薬出版.
- 9) 中村 隆一・斉藤 宏, 中枢神経疾患の理学療法 (神経生理学的アプロー
チ), 神経進歩, **23**(1979), 74-84.
- 10) Tinetti, M.E., Baker, D.I., McAvay, G., et al., A Multifactorial Intervention to
Reduce the Risk of Fall among Elderly People Living in the Community, *N. Engl.
J. Med.*, **331**(1994), 821-827.
- 11) Wolfson, L.I., Whipple, R.H., Amerman, P., Kleinberg, A., Stressing the Postural
Response, A Quantitative Method for Testing Balance, *J. Am. Geriatr. Soc.*,
34(1986), 845-850.
- 12) 新小田 幸一・大峯 三郎・緒方 甫, 立位時における急激な後方牽引に

- 対するバランス反応及び筋反応, 日災医誌, **46**(1998), 731-737.
- 13) Nashner, L.M., Sensory, Neuromuscular, and Biomechanical Contributions to Human Balance (Balance: Proceedings of the APTA Forum 1989), Duncan, P.W. Ed., (1990), 5-12, The American Physical Therapy Association.
 - 14) Anacker, S., Di Fabio, R.P., Influence of Sensory Input on Standing Balance in Community-dwelling Elders with a Recent History of Falling, *Phys. Ther.*, **72**(1992), 575-584.
 - 15) Di Fabio, R.P., Sensitivity and Specificity of Platform Posturography for Identifying Patients with Vestibular Dysfunction, *Phys. Ther.*, **75**(1995), 290-305.
 - 16) Shumway-Cook, A., Woollacott, M.H., Motor Control, Theory and Practical Applications, (1995), 211-216, Williams and Wilkins.
 - 17) Horak, F.B., Diener, H.C., Nashner, L.M., Influence of Central Set on Human Postural Response, *J. Neurophysiol.*, **62**(1989), 841-853.
 - 18) Nashner, L.M., Cordo, P.J., Relation of Automatic Postural Responses and Reaction-time Voluntary Movements of Human Leg Muscles, *Exp. Brain Res.*, **43**(1981), 395-405.
 - 19) Di Fabio, R.P., Badke, M.B., McEvoy, A., Breunig, A., Influence of Local Sensory Afference in the Calibration of Human Balance Responses, *Exp. Brain Res.*, **80**(1990), 591-599.
 - 20) Horak, F.B., Shumway-Cook, A., Clinical Implications of Postural Control Research (Balance: Proceedings of the APTA Forum 1989), Duncan, P.W. Ed., (1990), 105-111, The American Physical Therapy Association.
 - 21) Manchester, D., Woollacott, M., Zederbauer-Hylton, N., Marin, O., Visual, Vestibular and Somatosensory Contributions to Balance Control in Older Adults, *J. Gerontol. Med. Sci.*, **44**(1989), 118-127.
 - 22) 新小田 幸一・大峯 三郎・緒方 甫, 脳卒中片麻痺患者の立位時後方牽

- 引力に対する反応（第2報），第29回日本理学療法士学会誌，(1994), 58.
- 23) 足立 基・佐直 信彦・萱場 倫夫・中村 隆一 他，脳卒中片麻痺患者の起立姿勢における重心動揺，リハ医学，17(1980), 32-33.
- 24) Whipple, R.H., Wolfson, LI., Abnormalities of Balance, Gait, and Sensorimotor Function in the Elderly Population. (Balance: Proceedings of the APTA Forum 1989), Duncan, P.W. Ed., (1990), 61-68, The American Physical Therapy Association.

第 4 章

- 1) Tinetti, M.E., Richmond, D., Powell, L., Falls Efficacy as a Measure of Fear of Falling, *J. Gerontol. Psychol. Sci.*, **45** (1990), 139-243.
- 2) Nyberg, L. Gustafson, Y., Patient Falls in Stroke Rehabilitation —A Challenge to Rehabilitation Strategy, *Stroke*, **26**(1995), 838-842.
- 3) Shepherd, R.B., Koh, H.P., Some Biomechanical Consequences of Varying Foot Placement in Sit-to-Stand in Young Women, *Scand. J. Rehabil. Med.*, **28**(1996), 79-88.
- 4) Baer, G.D., Ashburn, A.M., Trunk Movements in Older Subjects during Sit-to-Stand, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, **76**(1995), 844-849.
- 5) Kerr, K.M., White, J.A., Mollan, R.A.B., Baird, H.E., Rising from a chair: A Review of the Literature, *Physiotherapy*, **77**(1991), 15-19.
- 6) Kotake, T., Dohi, N., Kajiwara, T., Sumi, N., et al, An Analysis of Sit-to-Stand Movements, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, **74**(1993), 1095-1099.
- 7) Millington, P.J., Myklebust, B.M., Shambes, G.M., Biomechanical Analysis of the Sit-to-Stand Motion in Elderly Persons, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, **73**(1992), 609-617.

- 8) Ikeda, E.R., Schenkman, M.L., Riley, P.O., Hodge, W.A., Influence of Age on Dynamics of Rising from a Chair, *Phys. Ther.* **71**(1991), 473-481.
- 9) Roberts, P.D., McCollum, G., Dynamics of the Sit-to-Stand Movement, *Biol. Cybern.*, **74**(1996), 147-157.
- 10) 新小田 幸一・大峯 三郎・緒方 甫・加藤 了三・田中 光晴, 立ち上がり動作と立位時のリーチ, 物品挙上動作の検討, 第 17 回バイオメカニズム学術講演会予稿集, (1996), 71-72.
- 11) 松井 秀治, 各種姿勢の重心位置に関する研究(1)身体各部の簡易質量計算とその質量比による重心位置の合成, *体育学研究*, **2**(1956), 65-76.
- 12) 田川 善彦, シミュレーションによる二足歩行の力学的特性に関する研究, 九州大学博士論文, (1989), 24-26.
- 13) Vander Linden, D.W., Brunt, D., McCulloch, M.U., Variant and Invariant Characteristics of the Sit-to-Stand Task in Healthy Elderly Adults, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, **75**(1994), 653-660.
- 14) 新小田 幸一・田中 光晴・池内 秀隆・加藤 了三・山下 忠, 椅子からの立ち上がり動作の位相面解析, *機械学会論文集 C 編* **65**(1999), 2436-2442.
- 15) Shinkoda, K. Tanaka, M., Katoh, R., Yamashita, T., Fluctuation of Zero Moment Point While Reaching for and Holding a Thing in a Standing Position in Hemiplegics, *Proceedings of the International Conference on New Frontiers in Biomechanical Engineering*, (1997), 475-478.
- 16) Shinkoda, K., Ohmine, S., Ogata, H., A Task-oriented Approach to Identifying Fallers from Non-fallers with Hemiplegia after Stroke: Measures Derived from the Center of Pressure while Holding an object in a Standing Position, *Jpn. J. Traumatol. Occ. Med.*, **47**(1999), 30-38.
- 17) van Swieten, J.C., Koudstaal, P.J., Visser, M.C., van Gijn, J., Interobserver

- Agreement for the Assessment of Handicap in Stroke Patients, *Stroke*, **19**(1988), 604-607.
- 18) Shinkoda, K., Tanaka, M., Ikeuchi, H., Katoh, R., Yamashita, T., Wavelet Analysis of Standing Ability of Hemiplegic Subjects after Stroke, Abstracts of the Third World Congress of Biomechanics, (1998), 511.
 - 19) 榊原 進, ウェーブレットビギナーズガイド, (1991), 84-86 東京電機大出版局.
 - 20) Ikeuchi, H., Shinkoda, K., Katoh, R., Sato, M., Yamashita, T., Characterization of Human Stair Walking by Wavelet Analysis, Proceedings of the IEEE Singapore International Symposium on Control Theory and Applications, (1997), 369-373.
 - 21) Shumway-Cook, A., Woollacott, M.H., Motor Control. Theory and Practical Applications, (1995), 119-235, Williams and Wilkins.
 - 22) Sackley, C.M., Baguley, B.I., Visual Feedback after Stroke with the Balance Performance Monitor: two Single-case Study, *Clin. Rehabil.*, **3**(1993), 189-195.
 - 23) 佐藤 加津子, バイオフィードバックと内蔵学習——臨床への適用, Schwartz, G.E., 平井 久・渡辺 尊己 訳編 バイオフィードバック 上巻, (1975), 187-233, 誠信書房.
 - 24) 新小田 幸一・蜂須賀 研二, 理学療法と心因性疾患, 理学療法, **11**(1994),187-194.
 - 25) 新小田 幸一・今村 義典・緒方 甫 他, 簡易式中敷バイオフィードバック装置の効果——床反力による評価, 第6回日本義肢装具学会大会講演集, (1990), 160-163.

付 録

産医大版 Barthel Index

(95年2月改定)

		年 月 日	年 月 日	年 月 日
		検者:	検者:	検者:
1. 食 事	できる 10 少しできる 5 できない 0			
2. 整 容	できる 5 少しできる 3 できない 0			
3. 入 浴	できる 5 少しできる 3 できない 0			
4. 上半身更衣	できる 7 少しできる 3 できない 0			
5. 下半身更衣	できる 8 少しできる 4 できない 0			
6. 器具義肢使用 装荷	できる 0 できない -2			
7. トイレ動作	できる 5 少しできる 3 できない 0			
8. 排尿管理	できる 10 少しできる 5 できない 0			
9. 排便管理	できる 10 少しできる 5 できない 0			
10. 椅子移乗	できる 10 少しできる 5 できない 0			
11. 便器移乗	できる 5 少しできる 3 できない 0			
12. 浴槽の出入り	できる 5 少しできる 3 できない 0			
13. 平地歩行	できる 10 少しできる 5 できない 0			
14. 歩行不能者 車椅子駆動	できる 5 できない 0			
15. 階段昇降	できる 10 少しできる 5 できない 0			
合 計 点	100点			

ADL 判定時の注意

1. 食 事
10点：手の届く範囲に食物や飲物が置いてあれば自分で食事・飲水ができる。箸の代わりにフォークやスプーンを使用してもよい。
5点：塩や醤油をかけてもらったり、食べやすいようにほぐしてもらったりするが、あとはできる。すこしむせる。
0点：自分では食べたり飲んだりできない。むせがひどい。
2. 整 容
5点：洗面、整髪、歯磨き、手洗い、必要があれば髭そりまたは化粧の動作ができる。
3点：整容動作の半分以上は自分でできる。
0点：半分未満しかできない。
3. 入 浴
5点：タオル、スポンジなどを用いて体を洗い、流し、拭くことができる。シャワーでもよい。浴槽の出入りはこれに含めない。
3点：お風呂の動作の半分以上は自分でできる。
0点：半分未満しかできない。
4. 上半身更衣
7点：ふだんの衣服を着たり脱いだりできる。特殊なものはこれに含めない。
4点：着替え動作の半分以上はできるが、全部はできない。または、ボタン、ファスナー、ベルトの操作ができない。
0点：半分未満しかできない。
5. 下半身更衣
8点：ふだんの衣服を着たり脱いだりできる。靴と靴下も含める。
4点：着替え動作の半分以上はできるが、全部はできない。または、靴下や靴の装着、ズボンのベルトやファスナーの操作ができない。
0点：半分未満しかできない。
6. 装具義肢装着
0点：装具義肢が不要の者は判定しない。装具義肢装着動作のすべてが自分でできる。
-2点：僅かな介助を要する。全介助を要する症例では評価適応外である。
7. トイレ動作
5点：衣服の上げ下げ、後始末、水洗ができる。
3点：トイレ動作の半分以上はできるが、全部はできない。
0点：半分未満しかできない。
8. 排 尿 管 理
10点：尿失禁や閉尿はない。または、自己導尿の指導を受けており実行できる。
5点：ときどき失敗はあるが毎日ではない。または、自己導尿の指導を受けているが完全にはできない。
0点：ほぼ毎日失敗がある。または、導尿をしてもらう。
9. 排 便 管 理
10点：便失禁はない。
5点：ときどき失敗はあるが毎日ではない。または、座薬挿入や浣腸が自分で完全にはできない。
0点：ほぼ毎日失敗がある。または、座薬の挿入や浣腸をしてもらう。
10. 椅子移乗
10点：移乗ができる。手すりを利用してよい。
5点：手伝ってもらうか、そばに付き添ってもらえばできる。
0点：体を支え持ち上げる程の手伝いがある。または、自分では全くできない。
11. 便器移乗
5点：移乗ができる。手すりを利用してよい。
3点：手伝ってもらうか、そばに付き添ってもらえばできる。
0点：体を支え持ち上げる程の手伝いがある。または、自分では全くできない。
12. 浴槽の出入り
5点：出入りができる。手すりを利用してよい。
3点：手伝ってもらうか、そばに付き添ってもらえばできる。
0点：体を支え持ち上げる程の手伝いがある。または、自分では全くできない。
13. 平地歩行
10点：自宅の廊下を一往復程度歩ける。手すり、杖、装具を用いてもよい。
5点：手や腰ひもを掴ってもらうか、そばに付き添ってもらえば2階まで上り下りができる。
0点：体を支え、足を振り出すぐらいの手伝いがある。または、全く歩けない。
14. 歩行不能者の車椅子駆動
5点：平地歩行が自立しているものは判定しない。車椅子を自分で駆動できる。足での駆動、片手駆動その他の改造をしてもよい。
0点：それ以下の場合。
15. 階段昇降
10点：2階まで上り下りができる。手すりを利用してよい。
5点：手や腰ひもを掴ってもらうか、そばに付き添ってもらえば2階まで上り下りができる。
0点：体を支え足を持ち上げるぐらいの手伝いがある。または、全く自分で上り下りできない。