

# 脳卒中片麻痺患者に対する コンピュータ支援による 歩行訓練(CAGT)

中村隆一 編



国立身体障害者リハビリテーションセンター  
(WHO 指定研究協力センター)

2000年3月

国立身体障害者リハビリテーションセンターは、1995年に「障害予防とリハビリテーションに関するWHO指定研究協力センター」となった。

以下に委任事項を記す。

1. 障害予防とリハビリテーション技術の研究と開発を行い、WHOフェローその他のほかの専門職の教育と訓練を通じて技術利用についての情報を広める。
2. 障害者の自立を促進するための既存の技術の評価を行い、教育と訓練を通じて技術に関する情報を広める。
3. 障害者のための地域に根ざしたリハビリテーション（CBR）、プライマリー・ヘルス・ケア、その他のほかの社会的支援機構の研究を行う。
4. 障害者のリハビリテーションおよび日常生活のための新たな福祉用具の研究と開発を行う。
5. リハビリテーション専門職の教育・訓練のためのマニュアルを開発し、用意する。
6. 障害者リハビリテーションに関する会議やセミナーの組織を支援する。

国立身体障害者リハビリテーションセンター

障害予防とリハビリテーションに関するWHO指定研究協力センター

リハビリテーションマニュアル 7

「脳卒中片麻痺患者に対するコンピュータ支援による歩行訓練(CAGT)」

発行 平成12年3月31日

編者 中村隆一

発行者 ©国立身体障害者リハビリテーションセンター

埼玉県所沢市並木4-1 〒359-8555

Tel. 042 (995) 3100 (代)

Fax. 042 (995) 3102

E-mail whoclbc@rehab.go.jp

## 序

1997年度、世界保健機関報告では、脳血管疾患による死亡者数は地球上で4,600,000人を越えている。そのうちの1/3は先進国、他は発展途上国である。脳卒中患者の1/3は発症後6月以内に死亡し、その後の生存者には麻痺や言語障害、その他の重度な身体障害が残存することもある。1996年、厚生省の調査では、脳血管障害がわが国における身体障害の原因疾病の第1位である。一方、脳卒中後の機能回復は言語機能を除いて、その多くは発症後6月までであり、それ以降にはあまりみられない。このような調査データは脳卒中の発生率を低下させる努力に加え、脳卒中患者の急性期以降におけるリハビリテーションの重要性を示唆している。

われわれは脳卒中入院患者のリハビリテーションにおいて、どのような治療アプローチがよいのかを検討するために脳卒中機能回復評価システム（RES）を利用し、それと平行して機能回復に関わる理学療法の研究を推進してきた。このマニュアルでは、東北大学医学部附属リハビリテーション医学研究施設・附属病院鳴子分院で開発された脳卒中片麻痺患者に対するコンピュータ支援による歩行訓練（CAGT）プログラムを紹介している。CAGTは12年以上の使用実績があり、現在では国立身体障害者リハビリテーションセンター病院、東北大学医学部附属病院、その他の病院で用いられている。

われわれは、脳卒中入院患者の急性期以降のリハビリテーションに携わる医師、理学療法士、その他のヘルスケア専門職が患者の歩行機能回復のために、このマニュアルを利用することを希望している。

中村隆一

## 編者

中村隆一

国立身体障害者リハビリテーションセンター

## 執筆者

川井伸夫

東北文化学園大学

宮原優子

国立身体障害者リハビリテーションセンター

J. A. P. モヒカ

フィリピン大学

長岡正範

国立身体障害者リハビリテーションセンター

長崎 浩

東北文化学園大学

中村隆一

国立身体障害者リハビリテーションセンター

佐直信彦

東北文化学園大学

鈴木堅二

帝京大学市原病院

飛松好子

東北大学大学院医学系研究科

# 目次

序 i

執筆者一覧 ii

略語一覧 iv

はじめに .....	1
1 脳卒中片麻痺患者に対するコンピュータ支援による歩行訓練 (CAGT) .....	2
[1] 脳卒中片麻痺患者に対するコンピュータ支援による歩行訓練 (CAGT) の概略	2
1) 歩行周期の測定	
2) 患者への説明	
3) 機能的帰結の予測	
[2] 理学療法の実際	3
1) 立体バランスの安定性	
2) ケイデンス	
3) 重複歩距離	
2 付録 .....	5
[1] 脳卒中後の歩行周期	5
[2] 脳卒中後の最大歩行速度の回復過程は CAGT によって双曲線関数に適合する	6
[3] 脳卒中発症後の期間と最大歩行速度との関係をどのようにして双曲線関数に近似させるか	8
[4] CAGT 開始時における双曲線関数 ( $y=A-B/x$ ) のパラメータ A, B と $2B/A$ の予測	12
[5] 誰の回復が最もよく予測できるか	12
[6] CAGT 期間中の最大歩行速度の生体力学的決定因と予測因子	15
[7] CAGT 期間中の最大歩行速度, 重心動揺, 等運動性膝伸展筋力の経時的变化	17
[8] 脳卒中患者の最大歩行速度の回復に影響する要因	18
[9] 短下肢装具の重心動揺と歩行能力への影響	20
[10] 運動回復を促進するための薬理学的アプローチ	22
3 追記 .....	24
[1] 外傷性脳損傷患者への CAGT の適用	24
[2] 歩行補助具を要する脳卒中患者に対する双曲線関数近似の適用可能性	24
[3] 在宅脳卒中患者の歩行能力と生活活動との関係	24
[4] 脳卒中患者の最大歩行速度と自由歩行速度との関係	25
文献 .....	26

## 略語一覧

A-IK：患側等運動性膝伸展（範囲：90-0°，角速度：30°/sec）の最大トルク（Nm）

CAGT：コンピュータ支援による歩行訓練

CFP：両足圧中心位置

FB%：体重を前・後方向に移動させたときの CFP の変化  
（支持基底前後径に対する比）

IV：CAGT 開始時の MWS（初期値）

LR%：体重を左・右方向に移動させたときの CFP の変化  
（支持基底左右径に対する比）

MWS：最大歩行速度（m/min）

N-IK：非患側等運動性膝伸展（範囲：90-0°，角速度：30°/sec）の最大トルク（Nm）

SL：重複歩距離（m）

SP：重心動揺（重心位置累積移動距離：cm/10 sec）

TSO：脳卒中発症からの期間（週）

WR：ケイデンス（歩行率：steps/min）

## はじめに

脳卒中急性期以降の生存者に対する医学的リハビリテーションの主要な目標には、歩行能力や身辺処理能力のような失われた機能の回復が含まれている。歩行を含めて、大部分の機能的回復は発症後3か月以内にみられ、その後の回復は、言語機能を除いて、観察されても、統計的に有意ではないとする複数の報告がある (Andrews et al. 1981, Skilbeck et al. 1981, Kelly-Hayes 1990)。10 m 距離の最大歩行速度の増加も歩行訓練開始後、はじめの4週間だけ著しいに過ぎない (Nakamura et al. 1988 a)。Skilbeck et al. (1983) は脳卒中後、初期には急速な歩行能力の回復があるが、6か月以降にはほとんど変化がなくなると報告した。Wade et al. (1987) は、脳卒中後13週にわたって歩行能力の回復を調べ、発症から歩行訓練開始までの期間が長くなるほど、13週以内に通常の歩行速度に到達する可能性は低くなると報告した。したがって、身体的リハビリテーションの初期に歩行能力面での機能的利得を促進することが重要となる。その目的で、われわれはコンピュータ支援による歩行訓練 (CAGT: Computer-Assisted Gait Training)を開発した。CAGTプログラムは歩行能力を分析し、訓練の帰結を予測することを可能にした。また集中的理学療法のあいだに機能的利得を高めることもできる (Nakamura et al. 1988 b, 1988 d)。われわれはCAGTプログラムを10年以上にわたって利用してきた。その結果は有望である。このマニュアルでは、CAGTプログラムの詳細と関連する研究とを紹介する。

# 1 脳卒中片麻痺患者に対するコンピュータ支援による歩行訓練 (CAGT)

CAGT プログラムは脳卒中片麻痺患者のために作られた一種のプログラム学習であり (Nakamura et al. 1988 d), 次のことを前提としている: (1) 脳卒中後の身体的障害の回復は予測可能なパターンにしたがい、個人の進歩を比較できるようなプロフィールを作ることは可能である (Partridge et al. 1987); (2) 歩行能力の回復、すなわちケイデンス (cadence, walking rate: WR) と重複歩距離 (stride length: SL) に関連する最大歩行速度 (maximum walking speed: MWS) の改善も予測できるパターンにしたがう (Nakamura et al. 1998 c).

## [1] 脳卒中片麻痺患者に対するコンピュータ支援による歩行訓練 (CAGT) の概略

### 1) 歩行周期の測定

CAGT 開始前およびその後は毎週 1 回、床面に 10 m 間隔で貼られた 2 本のテープのあいだを歩くのに要する時間をストップウォッチで測定し、歩数を数える。測定時、患者にはできるだけはやく歩くように指示する。検査者は、通常は担当の理学療法士であるが、患者の背後にしたがい、試行ごとに正確な測定を行う。患者はスタートラインの数歩手前から歩行をはじめ、患者の遊脚側の下肢がスタートラインを横切った時点から測定を開始し、遊脚下肢がゴールラインを横切った時点を終了とする。毎回 3-5 試行を行い、最短時間をその日のデータとする。所要時間 (0.1 sec 単位) と歩数をパソコン\*に入力し、以下の数値を得る: (1) 最大歩行速度 (MWS: m/min), (2) ケイデンス (WR: steps/min) と平均重複歩距離 (SL: m)。コンピュータ画面上には、東北大学医学部附属病院鳴子分院に以前に入院した脳卒中患者 58 例で得られた 208 試行から導き出された基準値のライングラフを重ねて、患者の検査結果が示される。図 1 はコンピュータ表示の例である。

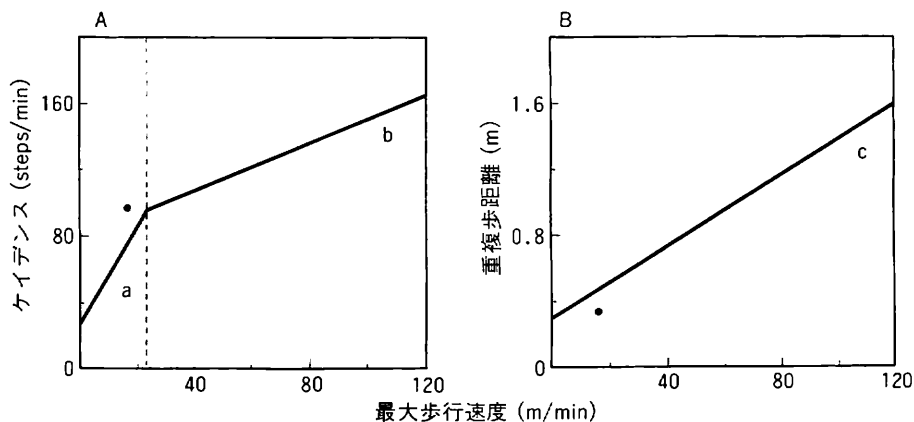


図 1 CAGT プログラムにおけるコンピュータ・ディスプレイ

A: 最大歩行速度とケイデンス

B: 最大歩行速度と重複歩距離

回帰直線は 58 名 (208 試行) のデータによって構成されている。

$$a: y = 2.95x + 26.7 \quad R^2 = 0.75$$

$$b: y = 0.73x + 78.1 \quad R^2 = 0.67$$

$$c: y = 0.0109x + 0.296 \quad R^2 = 0.90$$

A と B の点は患者の試行結果である。

(Nakamura et al. 1988 d)

\*: CAGT プログラムを含んだ RES-4 (Windows 95®) は酒井医療から市販されている (Nakamura 1995).



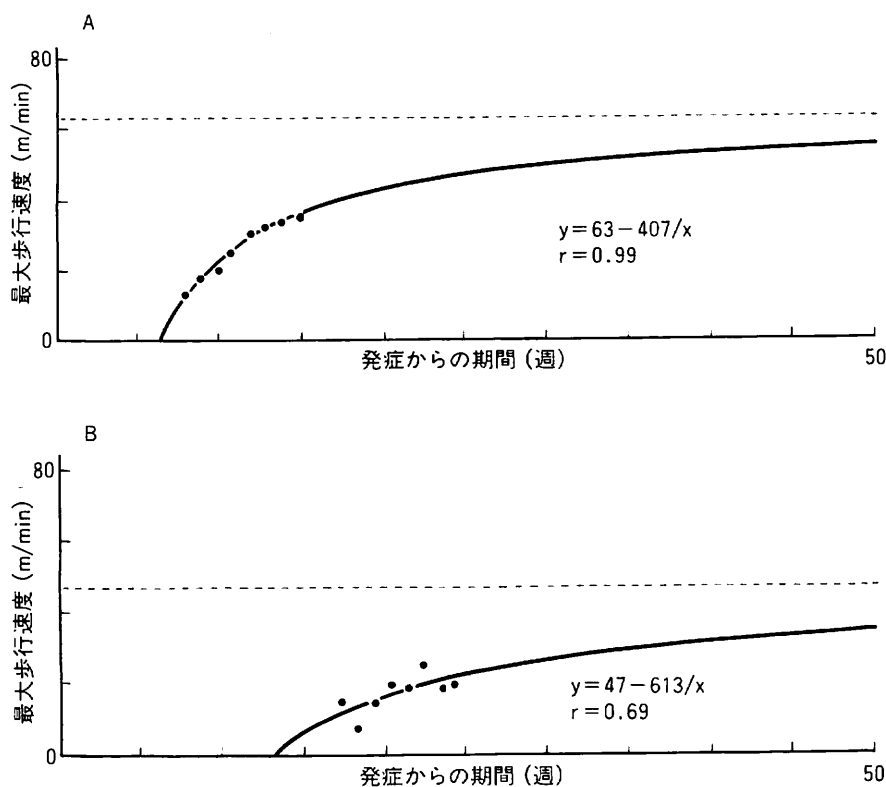


図 2 発症からの期間と最大歩行速度との関係を双曲線関数によって近似した 2 例

A：適合例（近似成立）. 左片麻痺, 66 歳, 女性.

B：不適合例（近似不成立）. 左片麻痺, 50 歳, 女性.

(Nakamura et al. 1992)

## 2) 患者への説明

理学療法士は患者に試行結果を示し、説明を加える。患者のデータを基準値と比較し、これからの訓練で改善する必要のある特定の歩行変数、WR か SL かを教示する。図 1 の患者は MWS 16.3 m/min, WR 96.2 steps/min, SL 0.34 m で歩いている。基準値に比べて SL が不十分であり、これからの訓練目標は、WR を下げることなく、SL を伸ばすことにおかれる。その結果、MWS は向上する。

## 3) 機能的帰結の予測

CAGT を開始してから 2 週間以上のデータ、すなわち 3 回以上のデータが集まると、機能的帰結の予測が可能になる。双曲線関数 ( $y = A - B/x$ ) において、 $x$  を発症からの期間 (time since onset, TSO: 週)、 $y$  を MWS (m/min) とすると、パラメータ A と B は最小二乗法によって求めることができる。図 2 に 2 例の結果を示す。ケース A では TSO と MWS との関係は統計的に有意であるが、ケース B では有意でない。

## [2] 理学療法の実際

発達のアプローチに基づく理学療法の技法は、すでにその詳細が報告されている(中村 1977)。以下の事項は、これまでにはふれられていない、CAGT プログラムに関連して特に考慮すべき点である。

### 1) 立位バランスの安定性

片麻痺患者が両足に均等に体重を負荷して立てないことには、患側の抗重力機構の障害や静的立位バランスの機能低下が関連している。CAGT の開始前に立位バランスの改善を図ることが不可欠である。

(1) 患側の筋力低下に対して、通常はプラスチック製短下肢装具 (AFO) を処方する。AFO は足関節の内外方向の不安定性を減少させ、立位姿勢における身体動揺 (sway path : SP) も低下させる (Mojica et al. 1988)。一部患者では、下肢の関節不安定性を補うのに、長下肢装具 (KAFO) や膝装具 (KO) が必要となる。

(2) 立位姿勢の安定性を得るための処置は、支持基底を広くすることである。最初のうちは、両足を広げて立つように指示し、立位訓練には平行棒、T 杖あるいは 4 点杖を用いるのがよい。

## 2) ケイデンス

WR の増加は患者の随意的努力に関係する。さらに以下の事項も考慮に入れる。

(1) 理学療法士は、患者につきの一步をできるだけはやく踏み出すように励ます。

(2) 痙縮のために機能的内反尖足となり、麻痺側の立脚中期に足底接地とならない患者では、足関節の自動介助運動を背臥位および立位で行う。次第に監視下での自動運動へと移行する。

(3) 膝関節過伸展位および股関節屈曲位を示す患者では、骨盤の前方への運動が制限され、また患側での体重支持が不十分である。したがって、前後や左右、対角線方向の自動介助運動によって、患側下肢による体重支持を訓練する。初期には理学療法士は患者の骨盤帯に操作を加えるべきである。訓練が進むにつれて、操作は肩甲帯へと移行する。患者には同じ運動を、平行棒や手すりにつかまり、自動運動として訓練することを勧める。

(4) 立脚中期に膝関節の過伸展が起こる患者では、立位姿勢を保ち、患側で体重を支持して、膝関節屈曲と足関節背屈の運動を自動介助運動として行うべきである。

## 3) 重複歩距離

歩行訓練中の SL の増大は、患者の努力によるところが大きい。次の訓練が推奨される。MWS が 40 m/min 以上の患者では、姿勢や歩幅のような歩行周期要素の非対称は、言語的指示と他動運動によって、注意深く矯正されるべきである。

(1) 患者には頻繁に歩幅を長くして歩くように指示する。

(2) 非患側が長い一步を踏み出せない場合、理学療法士は患者の前方 10-30 cm のところに何かマーカーをおく。比較的低い台や階段もマーカーとして利用できる。この訓練は同時に患側の抗重力の機能を改善するのに役立つ。

(3) 患側股関節が立脚終期にも屈曲位にある患者では、臥位や立位において、患側股関節の他動的および自動的ストレッチングを行うべきである。

(4) 非患側の骨盤が後方突出する患者では、臥位および立位において、体幹回旋の自動介助運動を行わなければならない。これによって体幹筋群の固さ (筋硬度) をほぐす。

(5) 患者が疲労を訴えたり、歩行速度が遅くなれば、数分間の休息が必要となる。歩行の試行回数を次第に増やす。歩行距離を毎日、前日より長くする。患者は短時間に頻繁に試行を実施すべきであり、長時間にわたって試行を反復すべきではない。

## 2 付 録

以下は以前に出版された報告の概要である。

### [ 1 ] 脳卒中後の歩行周期 (Nakamura et al. 1988 c)

脳卒中片麻痺患者の定量的歩行分析についての複数の報告は、時間的・空間的変数は歩行のパフォーマンス評価と回復を記録するのに臨床的に有用な指標であることを示している (Mizrahi et al. 1982, Brandstater et al. 1983). 歩行速度は発症後 12 週間は改善するが、3 か月後には恒常的な改善はあまりない (Wade et al. 1987). 訓練にとって、最大回復の間に、歩行要素 (歩行周期変数) に生じる変化を分析することは重要である。われわれは脳卒中患者が通常の歩行訓練を開始してから 8 週以内に起こっている歩行要素の変化を記録した。

44-70 歳の片麻痺患者 10 名を調査対象とした。脳卒中発症から歩行訓練開始までの期間は平均 2.1 (範囲: 1.2-4.5) 月であった。歩行測定時には、患者は特製の 10 m 歩行路上をできるだけはやく歩いた。特製歩行路は MWS (m/min), WR (steps/min), SL (m) を自動的に計算する。測定は、通常の理学療法による歩行訓練の開始前 (0 週), 中間 (4 週), 終了 (8 週) の時期に行った。

表 1 に歩行要素 (MWS, WR, SL) の平均値と標準偏差を示す。各変数には、3 時点の測定値間に有意な差がみられた ( $p < 0.01$ )。各測定時とも、MWS は WR および SL に有意な相関を示した ( $p < 0.05$ )。0 週と 8 週において、0 週の SL を除いて、各変数と発症からの期間 (TSO) との間に有意な相関があった。4 週では、MWS と SL は運動回復段階 (Brunnstrom 1970) と関連を示し、WR は TSO と関連を示していた。これらの結果は、歩行パフォーマンスの回復は初期に急速に起こり (Wade et al. 1987)、麻痺側下肢の筋力回復とも関連する (Nakamura et al. 1985, Bohannon 1986) という報告の再確認であろう。さらに、患者の TSO が長いほど、患者が良好な歩行能力を回復する機会は減少することを示している。図 3 は MWS と WR あるいは SL との関係である。MWS が 20 m/min 以下、WR が 90 steps/min 以下の場合、MWS と WR との一次回帰式の勾配は急峻である。MWS と SL の関係は一定である。MWS が 20 m/min 以下の群では、MWS の増加と WR および SL の増加との相関は、すべて有意である ( $p < 0.01$ )。しかし、WR と SL との相関は有意ではない。この群に属する患者では、WR と SL は、それぞれが独立して MWS の決定にかかわる変数となっているようである。MWS が 20 m/min 以上の患者群では、MWS の増加と SL の増加との相関だけが有意であった ( $p < 0.01$ )。MWS が 20 m/min 以上の片麻痺患者では、MWS

表 1 歩行訓練開始時 (0 週), 中間 (4 週), 終了時 (8 週) における最大歩行速度, ケイデンス, 重複歩距離の平均

	訓練期間 (週)		
	0	4	8
最大歩行速度 (m/min)	15.3 (6.6)	25.2 (9.7)	34.7 (12.3)
ケイデンス (steps/min)	68.1 (18.0)	88.8 (19.7)	106.2 (20.4)
重複歩距離 (m)	0.44 (0.10)	0.55 (0.15)	0.64 (0.16)

( ) : 標準偏差

(Nakamura et al. 1988 c)

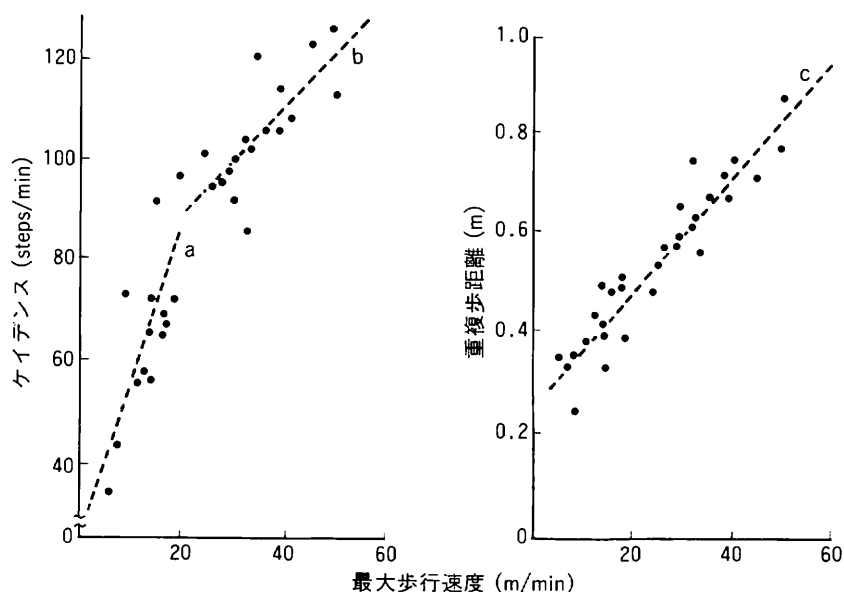


図 3 最大歩行速度とケイデンス, 重複歩距離との関係  
破線は直線回帰式

a :  $WR = 3.25 MWS + 23.0$   $r = 0.746$ ,  $p < 0.01$

b :  $WR = 1.13 MWS + 66.4$   $r = 0.755$ ,  $p < 0.01$

c :  $SL = 0.012 MWS + 0.25$   $r = 0.940$ ,  $p < 0.01$

MWS : 最大歩行速度, WR : ケイデンス, SL : 重複歩距離

(Nakamura et al. 1988 c)

の制限因子は SL の減少であった。ここに示した MWS と WR, SL との関係は脳卒中患者の歩行能力の典型的な回復過程であろう。

## [ 2 ] 脳卒中後の最大歩行速度の回復過程は CAGT によって双曲線関数に適合する

(Nakamura et al. 1988 d)

CAGT プログラムによって訓練をうけた脳卒中片麻痺患者と通常の歩行訓練プログラムを処方された患者の MWS を比較した。

44-80 歳の脳卒中片麻痺患者 30 名が研究に参加した。脳卒中発症から歩行訓練開始までの期間は 4-20 週であった。17 名は通常の歩行訓練プログラムを少なくとも 5 週 (範囲: 5-14 週) はうけた (対照群)。残りの 13 名は 4 週 (範囲: 4-10 週) 以上にわたって CAGT プログラムによる訓練をうけた (実験群)。両群の患者には、発達的アプローチによる理学療法 (中村 1977) が処方されていた。表 2 に訓練開始時における対照群と実験群の特性を示す。歩行の測定は歩行訓練開始前、その後は毎週 1 回行い、少なくとも 4 週は測定を継続した。歩行要素 (MWS, WR, SL) の経時的变化を記録した。

性差を除いて、両群の特性に有意の相違はなかった。脳卒中患者の性差は歩行パフォーマンスの障害とは関連しない (Holden et al. 1986, Bohannon 1987) ことから、両群間の歩行要素変数の相違は歩行訓練プログラムの違いによると考えてよい。図 4 に MWS に対する MR と SL の経時的变化の関係、TSO と MWS との関係を 2 例 (N. T., K. K.) 掲げてある。対照群と実験群に属する患者である。両者とも MWS に対する WR と SL は基準値に沿っているが、K. K. のほうが N. T. よりも基準値に一致している。TSO (x) と MWS (y) との関係は双曲線関数  $y = A - B/x$  によって示すことができる。N. T. と比べて、K. K. のほうが相関関係は高い。この式を各患者のデータに適用し、パラメータ A, B と相関係数を得た (表 3)。x と y との間に有意な相関がある患者数とない患者数との比率は、実験群が対照群よりも高くなっていた

表 2 対照群と実験群 (CAGT 実施群) の特性

	対照群	実験群
性別 (男:女)	4:13	11:2
麻痺側 (左:右)	11:6	6:7
年齢 (歳)	59.9 (8.2)	57.2 (7.8)
発症からの期間 (週)	10.8 (4.5)	11.0 (4.7)

( ) : 標準偏差

(Nakamura et al. 1988 d)

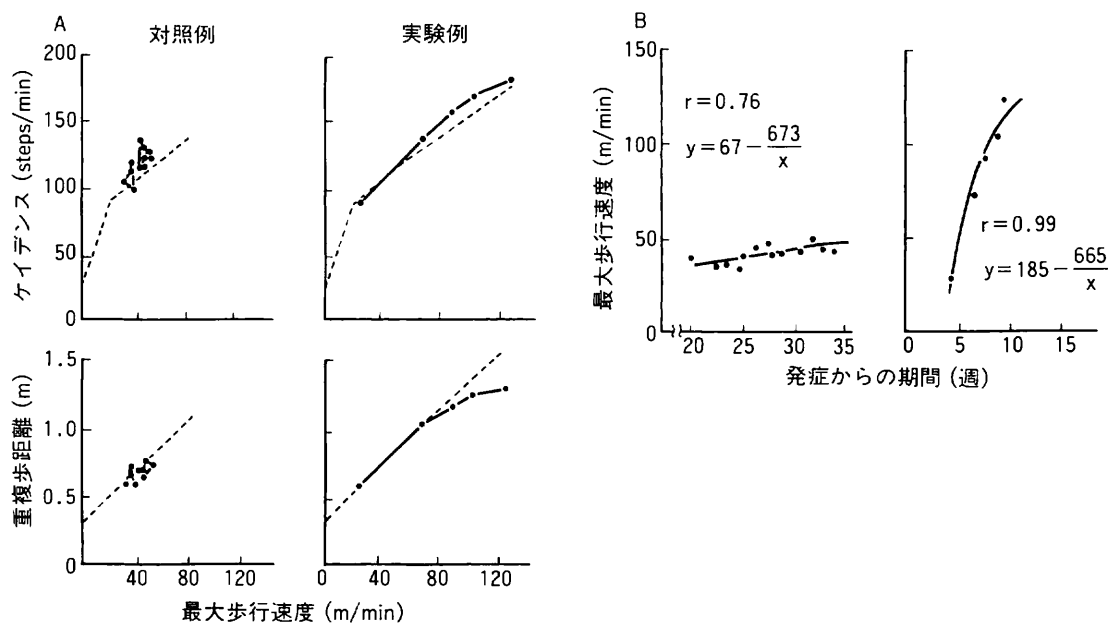


図 4 最大歩行速度とケイデンス, 重複歩距離との関係の経時的変化 (A), および発症からの期間と最大歩行速度との関係の経時的変化 (B)

対照群と実験群 (CAGT 実施群) の患者各 1 例を示す。対照群 (N. T.) は, 発症からの期間は 20 週, 左片麻痺, 女性, 45 歳である。実験群 (K. K.) は, 発症からの期間は 5 週, 左片麻痺, 女性, 48 歳である。早期から CAGT プログラムによる歩行訓練を受けた実験例では, 規則的な回復が観察され, 短期間における機能的利得も大きい。

(Nakamura et al. 1988 d)

( $p < 0.05$ ). このことは, CAGT プログラムは実験群においては歩行能力の回復を予測することに利用可能なことを示している。さらに, 有意相関のある実験群患者のパラメータ A は, 対照群患者パラメータ A と比べて大きい傾向にあり, 達成される可能性のある MWS は実験群で高いことを示唆している。CAGT プログラムは, 患者の認知機能を利用し, 歩行能力の自然回復を促進し, 機能的利得を高める。また, CAGT プログラムは歩行能力, すなわち MWS の予測も可能にする。

表 3 対照群と実験群の双曲線関数パラメータ A, B  
および相関係数 (r)

対照群					
患者	データ数	A	B	r	p
S. H.	10	112	354	0.98	**
Ki. K.	7	47	431	0.98	**
K. S.	6	81	351	0.98	**
Y. A.	8	89	610	0.96	**
I. G.	7	154	2211	0.92	**
M. Y.	7	132	450	0.89	**
C. H.	8	44	249	0.84	**
S. T.	5	127	355	0.82	—
T. O.	5	96	404	0.76	—
N. T.	11	67	673	0.76	**
Ki. S.	6	61	304	0.74	—
M. M.	9	135	310	0.62	—
M. A.	8	97	194	0.39	—
M. I.	8	21	129	0.31	—
K. A.	14	65	144	0.23	—
T. T.	10	96	45	0.13	—
T. S.	8	80	20	0.12	—

実験群					
患者	データ数	A	B	r	p
Y. O.	10	49	489	0.99	**
K. K.	5	185	655	0.99	**
T. I.	9	71	1216	0.98	**
M. S.	4	218	810	0.97	*
K. I.	4	208	2058	0.97	*
Te. T.	5	158	830	0.96	**
Te. S.	9	109	994	0.96	**
Ka. K.	9	177	994	0.93	**
Y. I.	9	75	732	0.91	**
Ma. S.	10	60	422	0.90	**
A. S.	7	155	2787	0.89	**
Ka. I.	9	119	1344	0.84	**
N. S.	6	111	382	0.80	—

\*p<0.05 ; \*\*p<0.01.

(Nakamura et al. 1988 d)

[ 3 ] 脳卒中発症後の期間と最大歩行速度との関係をどのようにして双曲線関数に近似させるか (中村・他 1991)

脳卒中患者の TSO と MWS との関係を双曲線関数に近似させることは、異なる週の 2 回の測定データがあれば可能ではあるが、MWS をより正確に予測するための式を得るには 4 回以上の測定データのあることが望ましい。実際には、CAGT プログラム開始後 4 週で 5 回のデータを得ることができる。これは帰結の予測に十分である。双曲線関数  $y = A - B/x$  への近似は、TSO の逆数変換を行い、その後に直線回帰式を求めることで可能である (図 5)。y は MWS (m/min)、x は TSO (週) である。こうしてパラメータ A と B を決定する。

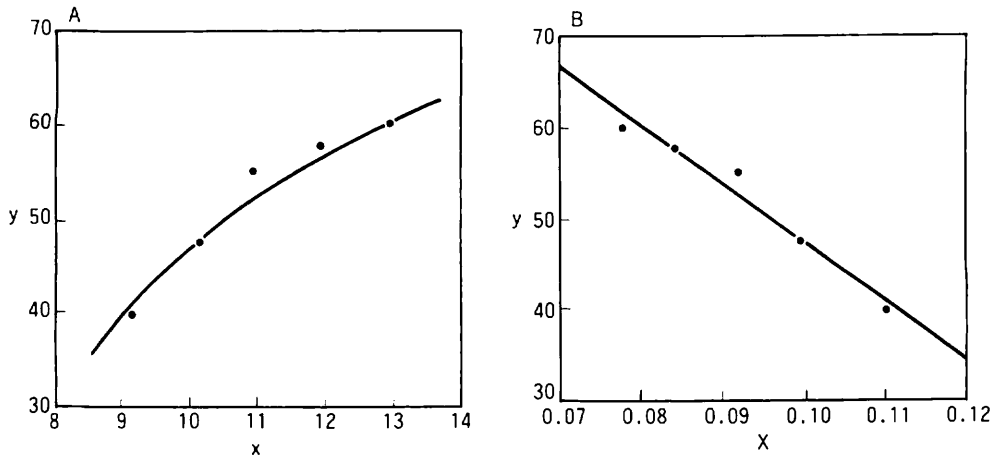


図 5 5 ポイントのデータに対する双曲線関数 (A) と逆数変換後の直線回帰 (B) の例

x : 発症からの期間 (週)

y : 最大歩行速度

5 ポイントのデータは (x, y) = (9.1, 39.7), (10.1, 47.6), (10.9, 55.1), (11.9, 57.7), (12.9, 60.0) である。

A :  $y = 111.5 - 643.8/x$

B :  $y = 111.5 - 643.8 X$  ( $X = 1/x$ )

$R^2 = 0.96$

(中村・他 1991)

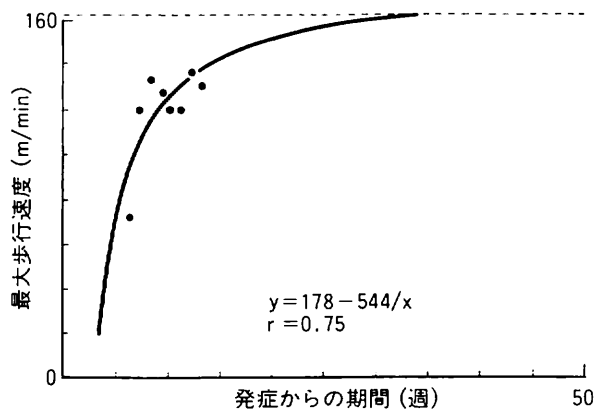


図 6 廃用性症候群の患者における発症からの期間と最大歩行速度との関係

訓練開始後の 1-2 週の最大歩行速度は著しく改善するが、その後の変化はわずかである。

(中村・他 1991)

神経学的な機能障害が軽度あるいは中等度であっても、長期にわたる臥床による廃用症候群のため、CAGT 開始時の MWS はおそい患者が一部にいる。これらの患者では、CAGT 開始後 1-2 週で MWS が急速に向上する。その後の MWS の回復はわずかである (図 6)。このような患者の一部では、双曲線関数への近似は統計的に有意とならないことがある。

図 7 に、CAGT を開始してから 4 週の時点までのデータから双曲線関数を得て、この式で予測した 8 週および 12 週の MWS の予測値と実測値との関係を示す。CAGT を開始して 8 週あるいは 12 週で MWS が 100 m/min 以上となった患者では、実測値と予測値との差はやや大きい。実際、12 週における差は統計

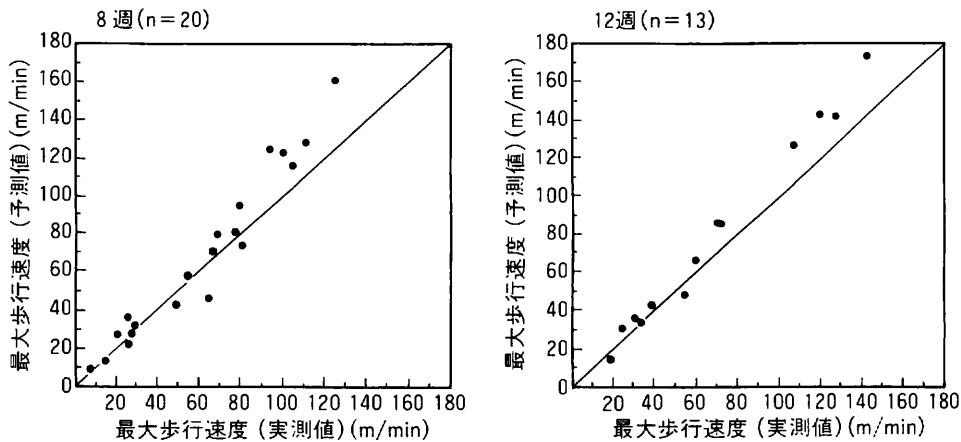


図 7 最大歩行速度の実測値と予測値との関係

CAGT 開始後 4 週間の 5 ポイント・データにより双曲線関数を定め、これを用いて 8 週、12 週の予測値を得た。

(中村・他 1991)

表 4 訓練開始後、8 週および 12 週における最大歩行速度の予測値と実測値の比率

実測値/予測値×100	
最大歩行速度 (MWS)	
8 週	n=20 94.1 (17.4) %
12 週	n=13 92.5 (14.4) %
MWS<100 m/min の患者	
8 週	n=15 97.9 (18.3) %
12 週	n=9 95.7 (16.4) %

平均値 (標準偏差) n=人数

(中村・他 1991)

的にも有意に近い。しかし、MWS が 100 m/min 以下の患者では、差は無視できる(表 4)。われわれの調査研究(佐直・他 1989)によれば、MWS が 80 m/min 以上の脳卒中患者は日常生活における大部分の活動は自立し、高齢の両親や病気の家族の面倒も看ている。双曲線関数による予測は、CAGT 開始後 12 週内の MWS 予測値が 100 m/min 以下の場合に限定すべきであろう。

双曲線関数による近似が統計的に有意であれば、パラメータ A、B を用いて以下のことを予測することができる。図 8 では、A=80、B=321 が代入されている。

A は漸近線の値であり、将来において理論上は達成可能な MWS を表している。

A/2 は達成可能な MWS の 1/2 であり、2B/A は MWS が A/2 になる時期(TSO)である。A -  $\sqrt{B}$  と  $\sqrt{B}$  は、直線  $y=x+C$  が双曲線  $y=A-B/x$  と接する点である。この時期には歩行速度の利得はおよそ 1 m/week となる。この時期以前には歩行速度の利得は 1 m/week よりも大きく、以降には 1 m/week よりも小さくなる。

統計的に有意な近似が得られた患者 65 名のデータを用い、年齢、身長、体重、感覚障害の有無、発症か



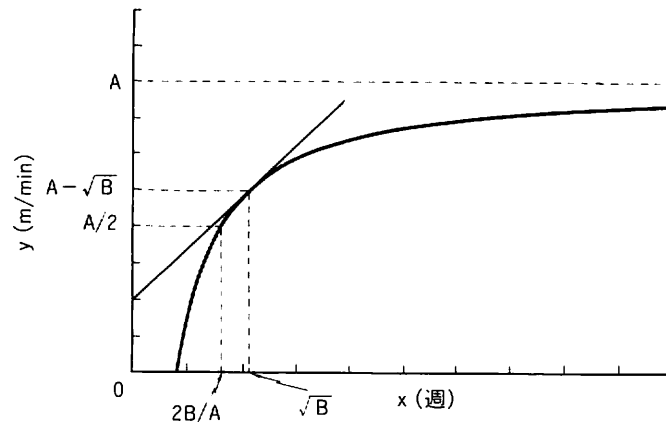


図 8 双曲線関数への近似によって得られる変数  
本文参照.

(中村・他 1991)

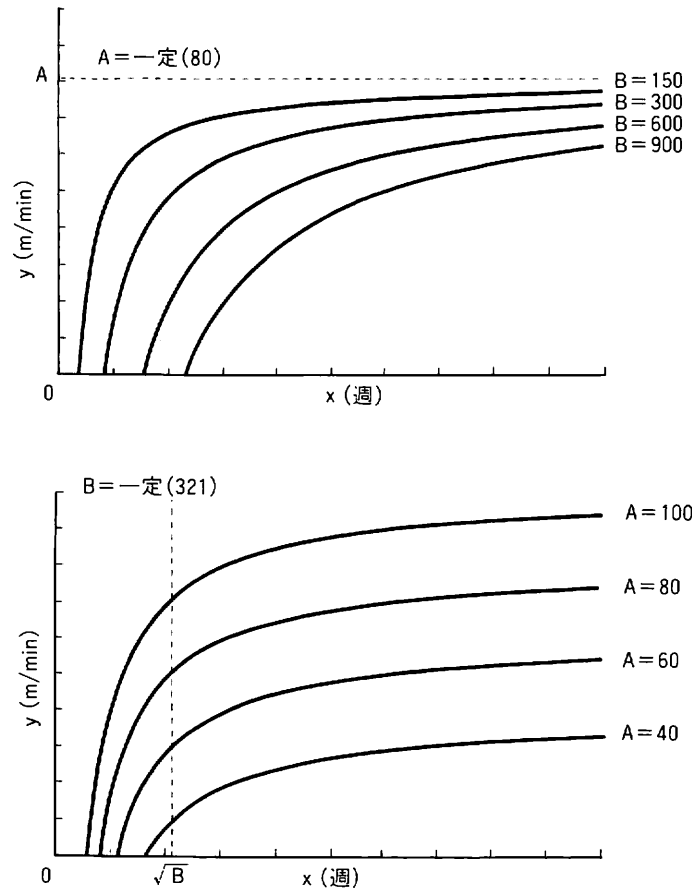


図 9 種々の双曲線グラフ

双曲線 ( $y=A-B/x$ ) のパラメータ A, B に異なる数値が代入してある.

(中村・他 1991)

らの期間 (TSO), CAGT 開始時の MWS (IV), 患側膝関節を  $90^\circ$  屈曲位から  $0^\circ$  まで伸展する時 (角速度:  $30^\circ/\text{sec}$ ) の最大トルク (A-IK) を独立変数として, パラメータ A, B の決定因を求めた.

$$A = 0.973 \times A\text{-IK} + 71.203 \quad (R^2 = 0.40)$$

$$B = 86.126 \times \text{TSO} + 5.358 \times A\text{-IK} - 291.552 \quad (R^2 = 0.53)$$

$$2B/A = 1.405 \times TSO - 0.118 \times IV + 4.33 \quad (R^2 = 0.81)$$

さらに 91 名の患者データによる結果では、

$$2B/A = 1.522 \times TSO - 0.115 \times IV + 3.003 \quad (R^2 = 0.955)$$

が得られている。この式の解を求めることで、歩行能力の回復可能性を推定することができる。

図 9 は種々の数値をパラメータ A と B に代入した場合の双曲線である。上図は A=80 である。B 値が大きくなるほど、MWS の回復は遅くなる。下図は B=321 である。A 値が大きいくほど、達成可能な MWS は高く、回復過程は良好になる。

#### [ 4 ] CAGT 開始時における双曲線関数 ( $y = A - B/x$ ) のパラメータ A, B と $2B/A$ の予測 (Nakamura et al. 1992, 中村・他 1997)

1988 年 1 月から 1991 年 2 月までの間に、東北大学医学部附属病院鳴子分院には 385 名の脳卒中患者が医学的リハビリテーションを目的にして入院した。そのうち、109 名 (28.3%) に CAGT プログラムが実施された。患者の選択基準は、(1) 理学療法開始時に歩行補助具なしで歩行可能であるか、あるいは理学療法をうけているうちに安定した立位が可能となった、(2) MWS は 100 m/min 以下であった、(3) CAGT 開始後の訓練プログラムが 7 週以上であった、(4) 医学的リハビリテーション開始前に頭部 CT 検査が行われていた、である。

統計的に有意な近似が得られたのは 91 名 (83.5%) であった。これらの患者データから双曲線関数  $y = A - B/x$  のパラメータ A, B および  $2B/A$  (最大歩行速度が  $2/A$  となる時期) を逐次重回帰分析によって求めた。健常男性の MWS は年齢、等尺膝伸展筋力および体重と相関があること (伊東・他 1989)、片麻痺患者では患側の等運動性膝伸展筋力や立位バランスの安定が関係すること (Nakamura et al. 1985, Mojica et al. 1988, Nakamura 1991) から、独立変数として以下の 8 項目を取り上げた：性別、年齢、身長、体重、TSO、IV、患側および非患側の等運動性膝伸展筋力 (A-IK, N-IK)。その結果、

(1) パラメータ A は A-IK と IV で推定できる ( $R = 0.657$ ,  $R^2 = 0.423$ )

(2) パラメータ B は TSO と IV で推定できる ( $R = 0.769$ ,  $R^2 = 0.591$ )

(3)  $2B/A$  は TSO と IV で推定できる ( $R = 0.977$ ,  $R^2 = 0.955$ )

$$2B/A = 1.522 \times TSO - 0.15 \times IV + 3.003$$

パラメータ A, B は CAGT 開始時の A-IK, IV, TSO によって推定することは可能であるが、精度が高いとはいえない。 $2B/A$ 、すなわち MWS が達成可能な値の 1/2 になる時期の予測は正確であり、われわれの経験では実用に耐える。

双曲線関数は、小さな  $2B/A$  は歩行能力の回復がはやいこと、大きい場合はおそいことを告げている。多変量解析によれば、CAGT 開始時に TSO が長いほど、MWS がおそいほど、 $2B/A$  は長くなる。これらの結果は、歩行能力の回復のよさは TSO および IV に依存することを示唆している。

#### [ 5 ] 誰の回復が最もよく予測できるか (Nakamura et al. 1992)

CAGT をうけた患者 109 名のデータを用いて、CAGT のよい適応患者の特性を明らかにし、同時に歩行能力の典型的な回復パターンと脳病変部位との関係について分析した。患者の特性は RES (recovery evaluating system) と呼ばれているデータベースから得た。このデータベースは、入院した全脳卒中患者の人口学的および神経学的情報、バーセル・インデックスなどの機能的状態の 4 週ごとの測定値を貯えている (Nakamura et al. 1990 b, 中村・他 1991, Nakamura 1999)。

双曲線関数への近似が有意であったのは 91 名、有意でなかったのは 18 名であり、前者を適合群、後者を不適合群と呼ぶ。表 5 に入院時の 2 群の人口学的変数と神経学的機能障害を示す。年齢、TSO、身長、

表 5 適合群と不適合群の入院時における人口学的変数と神経学的機能障害

	適合群 (n=91)	不適合群 (n=18)
年齢 (歳)	57.3 <sup>a</sup> (11.0)	58.7* (11.8)
発症からの期間 (週)	11.9 (5.9)	14.3* (5.7)
身長 (cm)	159.7 (7.5)	156.7* (8.7)
体重 (kg)	58.8 (7.7)	57.4* (8.2)
性別 (男:女)	66:25	12:6
麻痺側 (左:右)	46:45	9:9
診断 (SAH:CH:CI) <sup>b</sup>	3:41:47	1:5:12
麻痺		
(弛緩性+: -)	10:81	2:16
(痙性 +: -)	75:16	12:6
感覚障害 (+: -)	48:43	8:10
視野欠損 (+: -)	12:79	1:17
眼球運動異常 (+: -)	0:91	1:17
眼振 (+: -)	0:91	1:17
めまい (+: -)	2:89	0:18
腱反射亢進 (+: -)	90:1	18:0
病的反射 (+: -)	87:4	15:3
嚥下障害 (+: -)	3:88	51:17
構音障害 (+: -)	24:67	8:10
失語 (+: -)	26:65	6:12
運動失調 (+: -)	9:82	3:15
不随意運動 (+: -)	5:86	2:16
膀胱直腸障害 (+: -)	5:86	1:17
認知障害 (+: -)	41:50	6:12
VIQ (≤59, 60-79, 80≤)	20:28:43	4:8:6
PIQ (≤59, 60-79, 80≤)	16:40:35	4:9:5

いずれの変数も 2 群間に有意差はない

\*: t-テスト, 無印:  $\chi^2$ -テスト

<sup>a</sup>数値は平均値と標準偏差 (カッコ内)

<sup>b</sup>SAH: くも膜下出血, CH: 脳出血, CI: 脳梗塞

VIP・PIQ は WAIS-R の言語性・動作性知能指数

(Nakamura et al. 1992)

体重、神経学的機能障害に関しては 2 群間に差はない。表 6 に CAGT 開始時の A-*IK* と N-*IK*、開始時および 7 週後の 2 群の MWS を示す。不適合群と比べて、適合群の MWS は CAGT 開始時には低い傾向にあるが、7 週間の利得は有意に大きくなっていった ( $p < 0.01$ )。CT 所見は、前頭葉、前頭葉以外の皮質、内包、基底核、視床、小脳・脳幹のそれぞれの病変の有無によって分類した (表 7)。前頭葉に病変のある患者数とない患者数との比率は、適合群で不適合群よりも有意に低い ( $p < 0.05$ )。一方、内包病変のある患者数とない患者数の比率は、適合群で高い傾向にある。双曲線関数に有意な近似をみせた患者数の比率は内包病変 (+)、前頭葉以外の皮質に病変 (-) の場合に高くなる。歩行能力の回復過程は、内包病変と前頭葉病変があつて、その他の皮質には病変がない患者において典型的であり、予測可能となることを示唆している。人口学的変数や神経学的機能障害によっては、適合群と不適合群との判別はできない。CT 所見は、前頭葉以外の皮質に病変がなく、内包に病変がある場合、MWS の回復を予測することが可能であることを

表 6 適合群と不適合群の訓練開始時と 7 週後の両側等運動性膝伸展筋力および最大歩行速度

	適合群	不適合群
A-IK (Nm) <sup>a</sup>	32.3 <sup>b</sup> (31.3)	30.7 (27.9)
N-IK (Nm)	96.0 (38.6)	91.1 (41.1)
MWS (m/min) : 訓練前	30.7 (25.9)	42.1 <sup>+</sup> (25.3)
MWS (m/min) : 訓練後	61.1 (32.4)	57.9 (26.1)
MWS (m/min) : 差	30.4 (19.5)	15.7 <sup>**</sup> (17.5)

a A-IK : 患側の等運動性膝伸展筋力, N-IK : 非患側の等運動性膝伸展筋力, MWS : 最大歩行速度

b 数値は平均値, ( ) は標準偏差.

<sup>+</sup>p<0.1, <sup>\*\*</sup>p<0.01

(Nakamura et al. 1992)

表 7 適合群と不適合群における CT 所見による病変の有無の比率

CT 所見	適合群 (人数=91) 不適合群 (人数=18)	
	病変 + : -	病変 + : -
前頭葉	22 : 69	5 : 13
皮質 (前頭葉を除く)	22 : 69	9 : 9*
内包	51 : 40	6 : 12 <sup>+</sup>
基底核	44 : 47	8 : 10
視床	19 : 72	3 : 15
小脳・脳幹	4 : 87	2 : 16

<sup>+</sup>p<0.1, \*p<0.05 ( $\chi^2$ -テスト)

(Nakamura et al. 1992)

表 8 CT 所見による内包病変および皮質病変 (前頭葉を除く) の有無と適合群, 不適合群の関係

		皮膚病変 (前頭葉を除く)	
		+	-
内包病変	+	5/3 <sup>a</sup> (62.5/37.5)	46/3 (93.9/6.1)
	-	17/6 (73.9/26.1)	23/6 (79.3/20.7)

<sup>a</sup> x/y : x は適合群の患者数, y は不適合群の患者数, ( ) は%

(Nakamura et al. 1992)

明らかにした。このような回復の神経生理学的機構はよく理解されていないが、動物実験から、シナプス発芽やアンマスキング、すなわちシナプスの脱抑制がこれらの機構の背景にあることが示唆されている (Stein et al. 1974, Finger 1978, Finger et al. 1988, Goldstein et al. 1990)。前頭葉を除く皮質が正常であることは、そのような構造的再組織化に有利な条件と思われる。

[ 6 ] CAGT 期間中の最大歩行速度の生体力学的決定因と予測因子 (Suzuki et al. 1990, 1999 a, 1999 b)

複数の報告が片麻痺患者の歩行速度は立位バランスの安定性と下肢筋力に関連することを示している (Hamrin et al. 1982, Dettmann et al. 1987, Suzuki et al. 1990). しかし、リハビリテーションの過程において、片麻痺歩行の重要な生体力学的決定因および歩行回復を予測する要因は明らかにされていない。たとえば、Goldie et al. (1999) は、リハビリテーション中に歩行している脳卒中患者の歩行速度を定量的に予測することを試み、はじめの歩行速度、年齢、病変側および無視を 4 週後の歩行速度の予測因子とした簡単なアプローチは個人別に用いると正確ではないと結論づけている。ここでは、脳卒中発症後 3 か月以内の片麻痺患者の MWS の決定因と予測因子を調査した。

34 名の男性患者が調査に参加した。患者は CAGT の対象者として、以下の条件を満たしていた：(1) 発症からの期間は 3 か月以内であった、(2) CAGT 開始時には、補助具なしで距離 10 m 以上の歩行ができた、(3) MWS は 100 m/min 以下であった、(4) 毎週 4-5 日の CAGT を 8 週以上継続した。MWS の記録は毎週 1 回行った。立位バランス、すなわち安定性と姿勢制御に関する定量的測定を床反力計 (9807 Y 9 system : Kistler, Winterthur) とパソコンを用いて行った。被験者は床反力計の中央に両足の間隔を 10 cm とし、開眼の状態で立った。両足圧中心の位置 (CFP) を 10 msec 間隔で 10 秒間測定し、(x, y) として表した (図 10)。重心動揺 (sway path : SP) は、連続する 2 点の CFP 間の距離を 10 秒間にわたっ

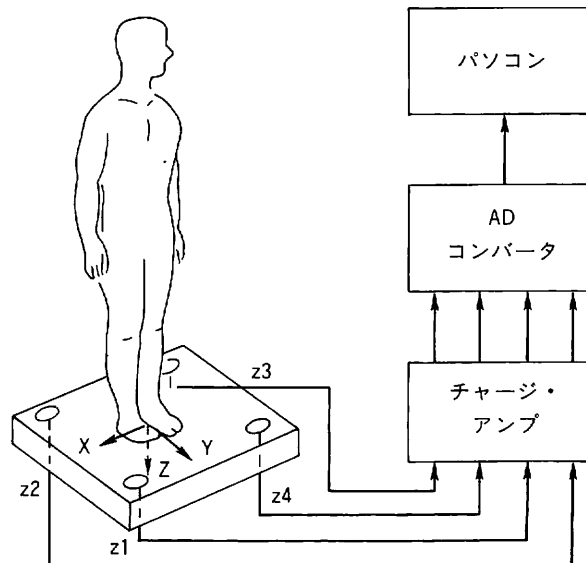


図 10 両足圧中心と重心動揺の測定模式図

X : x 方向の力, Y : y 方向の力, Z : z 方向の力で、両足圧中心となる。

床反力計の中央を 0 とする。垂直方向の力は z1-z4 の圧トランスデューサーによって計測される。両足圧中心 (CFP) は、 $CFPx = 4 Dx \{ (z1+z2) - (z3+z4) \} / (z1+z2+z3+z4)$   
 $CFPy = 4 Dy \{ (z1+z4) - (z2+z3) \} / (z1+z2+z3+z4)$   
 によって求められる。Dx, Dy は左右、前後のトランスデューサーの間隔である。

10 msec ごとに CFP を求め、10 sec 間の連続する点の距離を重心動揺 (SP) とする。

$$SP = \sum \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2 + (y_{i+1} - y_i)^2}$$

(Mojica et al. 1998)

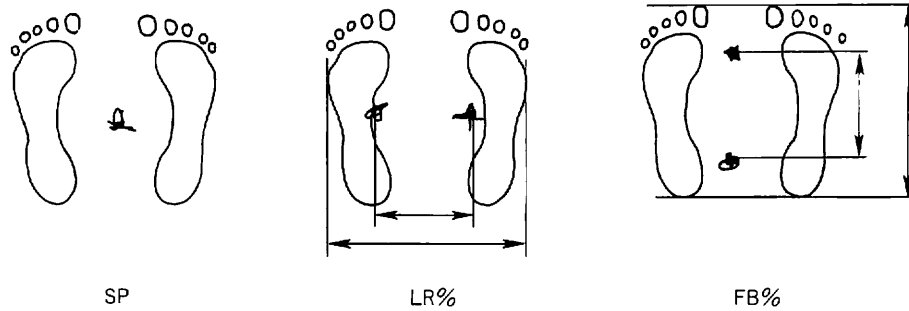


図 11 立位バランスの測定

SP：重心動揺

LR%：左右方向に重心を移動した時の CFP 間距離と両足外側間距離との比率

FB%：前後方向に重心を移動した時の CFP 間距離と足長との比率

(Suzuki et al. 1999 b)

表 9 患者特性と生体力学的変数

特性	平均 (標準偏差)		範囲	
年齢 (歳)	54.2 (12.3)		28.0-81.0	
身長 (cm)	160.9 (5.8)		148.3-174.1	
体重 (kg)	60.4 (7.0)		47.9-74.5	
発症からの期間 (週)	8.6 (3.0)		1.6-13.8	
変数	開始時	範囲	4 週	8 週
MWS (m/min)	40.4 (28.6)	4.6-98.4	63.2 (33.0)*	76.5 (31.1)*
SP (cm/10 sec)	34.6 (13.9)	17.1-76.5	28.3 (7.5)*	27.0 (6.9)
FB%	13.4 (9.4)	0.8-31.6	17.9 (13.0)*	20.4 (13.4)
LR%	24.0 (14.6)	1.9-55.6	31.1 (13.1)*	36.4 (14.8)*
N-IK (Nm)	115.8 (33.8)	73.0-211.0	127.1 (32.4)*	134.9 (36.0)*
A-IK (Nm)	39.7 (30.2)	0.0-130.0	52.5 (37.6)*	60.1 (41.0)*

\*p < .01

(Suzuki et al. 1999 a)

表 10 CAGT 期間中の最大歩行速度の決定因

回帰式	回帰係数	R <sup>2</sup>
開始時		
$MWS_0 = 8.654 + 1.324 \times LR\%$	0.674	0.454
4 週後		
$MWS_4 = 26.761 + 0.695 \times A-IK_4$	0.793	0.629
8 週後		
$MWS_8 = 42.847 + 0.560 \times A-IK_8$	0.738	0.545

MWS<sub>0</sub>, MWS<sub>4</sub>などの下付き数字は開始時(0), 4週(4), 8週(8)を表す。

(Suzuki et al. 1999 a)

て累積した値である。CFP の移動は被験者に重心を左あるいは右にできるだけ移動させて立位を保持するように指示し、10 秒間記録した CPF の平均値である。両足外縁間の距離に対する左右 2 点の CPF 間の距離の比を LR% とした (図 11)。被験者が重心を前後に移動させた時にも同様の操作を行い、足長に対する前後 2 点の CFP 間距離の比を FB% とした。A-IK, N-IK の測定は 30 秒以上の休息をおいて 3 回行い、最大値をデータとした。

表 11 CAGT 期間中の最大歩行速度の予測式

	開始時	回帰係数	R <sup>2</sup>
4 週			
	MWS <sub>4</sub> = 35.88 + 0.649 × MWS <sub>0</sub>	0.564	0.843
	+ 0.488 × A-IK <sub>0</sub>	0.447	
	- 2.112 × TSO	- 0.192	
8 週			
	MWS <sub>8</sub> = 36.30 + 0.620 × MWS <sub>0</sub>	0.570	0.734
	+ 0.382 × A-IK <sub>0</sub>	0.371	

下付き数字は開始時 (0), 4 週 (4), 8 週 (8) を表す.

(Suzuki et al. 1999 a)

表 9 に CAGT 開始時の人口学的変数、開始時と 4, 8 週後の生体力学的変数を示す。CAGT 開始後 4 週には、すべての生体力学的変数が改善している。8 週においては、4 週のデータと比較すると、SP を除いて、他の変数は有意に改善している。8 週で、MWS は 40.4 m/min から 76.5 m/min となった。SP は CAGT 開始時には基準値の上限 (30 cm/10 sec) を越えていたが、4 週後には基準値の範囲になった。MWS は、8 週間の CAGT を通じて、SP, LR%, FB%, A-IK, N-IK と有意の相関があった。そこで、MWS を従属変数、年齢と身長、体重、TSO, SP, LR%, FB%, N-IK, A-IK を独立変数として逐次重回帰分析を行った (表 10)。CAGT 開始時の MWS 決定因は LR% であり、4 週と 8 週では A-IK であった。4 週と 8 週の MWS は、CAGT 開始時の MWS, SP, LR%, FB%, A-IK, N-IK と有意の相関を示した。表 11 に MWS の予測式を掲げる。逐次重回帰分析によれば、4 週における MWS の予測因子は、まず IV であり、それに A-IK, TSO が続く。8 週では、IV, A-IK となる。これらの結果は、CAGT 開始後 4 週および 8 週の MWS は CAGT 開始時の MWS, A-IK, TSO によって、かなりの精度で予測できることを示唆している。

[ 7 ] CAGT 期間中の最大歩行速度, 重心動揺, 等運動性膝伸展筋力の経時的变化 (Nakamura et al. 1997)

23-72 歳の脳卒中患者 32 名を対象として、MWS, SP, A-IK, N-IK を毎週あるいは 2 週に 1 回の割合で継続して検査した。

測定最終回の MWS によって、患者を 2 群に分けた (表 12)。19 名が A 群 (回復良好)、13 名が B 群 (回復不良) に属した。A 群では、継続測定の間 MWS は 30 m/min を超え、SP は 30 cm/10 sec 以下となった。B 群では、MWS は 30 m/min 以下、SP は 30 cm/10 sec 以上にとどまっていた (表 13, 14)。歩行訓練開始初期における MWS 回復良好に関する有意の決定因は N-IK, SP, 年齢, TSO であった。B 群と比べて、A 群は N-IK が大きく、SP は小さく、TSO が短く、比較的若年であった。A 群のデータを用いて、

表 12 初回測定時の 2 群の特性

	A 群	B 群	
性別 (男:女)	16:3	8:5	—
年齢 (歳)	45.5 (11.5)	56.9 (8.9)	**
麻痺側 (左:右)	10:9	4:9	—
発症からの期間 (週)	13.8 (5.9)	18.2 (5.8)	*
SP (cm/10 sec)	38.5 (6.9)	49.0 (15.0)	*
A-IK (Nm)	17.0 (19.8)	2.2 (2.8)	*
N-IK (Nm)	93.7 (25.8)	66.7 (21.0)	**

( ): 標準偏差, \*p<0.05, \*\*p<0.01

表 13 初回測定時および最終回測定時の 2 群の最大歩行速度

	A 群		B 群		
	値	標準偏差	値	標準偏差	
観察期間 (週)	15.3	( 5.3)	13.8	( 6.0)	ns
データ数	8.4	( 4.9)	8.1	( 4.8)	ns
開始時最大歩行速度 (m/min)	12.4	( 5.4)	8.2	( 4.2)	*
最終時最大歩行速度 (m/min)	56.6	(24.2)	15.7	( 6.3)	**
歩行速度の利得 (m/min/week)	3.1	( 2.3)	0.5	( 0.5)	**

( ) : 標準偏差, \*p<0.05, \*\*p<0.01

表 14 初回測定時および最終回測定時の 2 群の生体力学的変数

	A 群		B 群	
	開始時	最終時	開始時	最終時
SP (cm/10 sec)	38.5 ( 6.9)	24.1 ( 4.1)	49.0 (15.0)	38.0 (10.2)
A-IK (Nm)	17.0 (19.8)	32.5 (21.0)	2.2 ( 2.8)	6.6 ( 7.7)
N-IK (Nm)	93.7 (25.8)	117.9 (41.3)	66.7 (21.0)	74.3 (19.4)

( ) : 標準偏差

MWS が 30 m/min を超える時期と SP が 30 cm/10 sec 以下になる時期との間隔を算出した。平均間隔は  $1.2 \pm 3.3$  週であり、両者の間には差がないことになる。SP の基準値の上限は 30 cm/10 sec であり、脳卒中患者にとって一応の自立歩行に近い 30 m/min 以上の MWS となるためには、SP が基準値以内になることが不可欠である。片麻痺患者の歩行訓練初期には、立位姿勢の安定性を高めることが MWS の実質的な利得をもたらすことになろう。

## [ 8 ] 脳卒中患者の最大歩行速度の回復に影響する要因 (長崎 1992)

臨床経験によれば、脳卒中後に歩行訓練を開始してから数か月のうちに、歩行能力の回復にはかなりの個人差があると指摘されている (Mizrahi et al. 1982, Winstein et al. 1989, Nakamura et al. 1992)。どのような人口学的変数や神経学的機能障害が歩行能力の回復に関する比較的簡単な予測因子になるのだろうかという疑問が生じてくる。歩行あるいは下肢の運動機能については、初期の歩行速度、年齢、リハビリテーション病院への早期入院のような複数の変数が報告されている (Gowland 1982, Friedman 1990, Mayo et al. 1991, 中村・他 1991)。

MWS の回復について、8 週間の理学療法をうけていた脳卒中の入院患者の分析を行った。運動機能、神経学的機能障害、年齢を回復に影響する要因として取り上げた。28-81 歳の患者 81 名のデータを RES から得た。TSO は 11-166 日であった。患者は、補助具を用いることもあったが、歩行が可能であり、東北大学医学部附属病院鳴子分院で 8 週間の CAGT を受けていた。入院時の神経学的症状と徴候に関する 22 変数で、プロマックス回転後に因子分析を行った。その結果、22 変数は 5 項目の独立に近い要因へと分類された。片麻痺 (HEMIPLEGIA)、感覚障害 (SENSORY disturbance)、筋緊張 (muscle TONE)、運動失調 (ATAXIA)、認知障害 (disorders of COGNITION) の 5 項目である。歩行能力に関連する生体力学的変数、すなわち A-IK、N-IK、SP、LR%、FB%にも因子分析を行い、患側下肢筋力 (A-MUSCLE)、非患側下肢筋力 (N-MUSCLE)、姿勢安定性 (postural STABILITY) の 3 独立因子が得られている。MWS は CAGT 開始時と 8 週後の測定値を用いた。両者の差を 8 週間の歩行速度の回復とする。歩行能力の回復と神経学的機能障害、運動機能、年齢との間の可能な因果関係を分析するため、パス解析モデルを作成した。図 12 では、神経学的機能障害は 5 因子のスコア、3 因子の運動機能障害によって表されている。各因



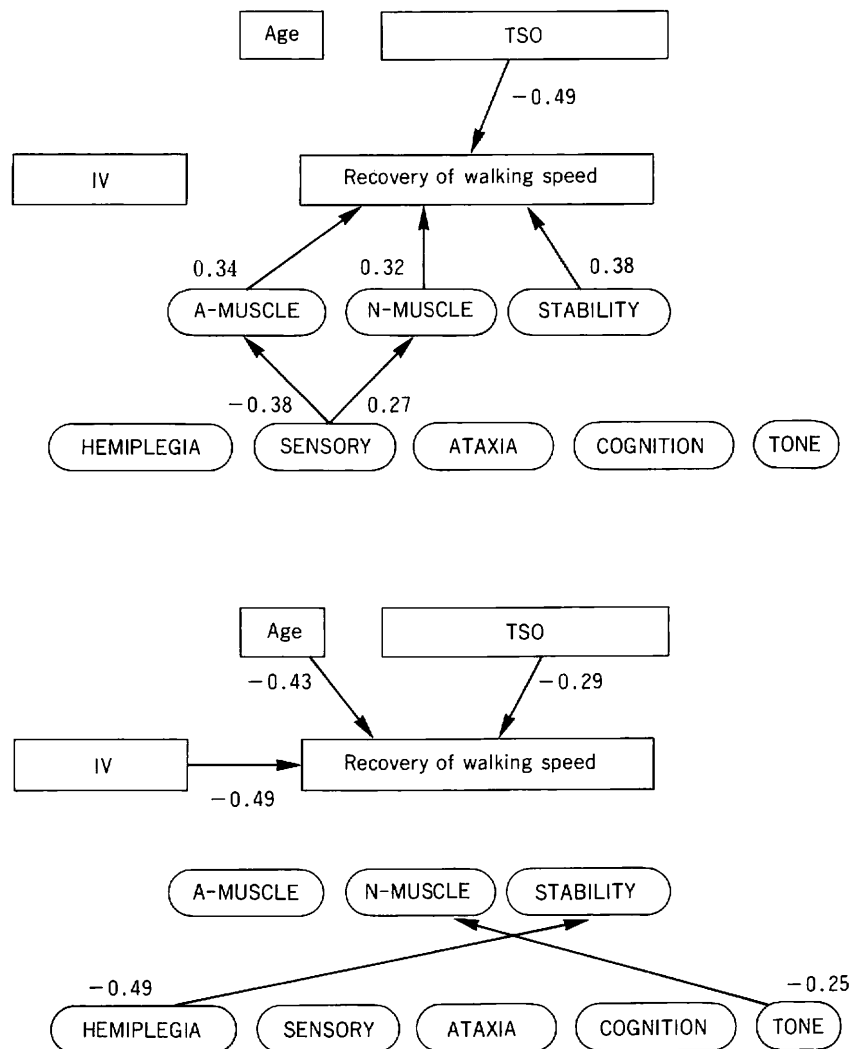


図 12 最大歩行速度の 8 週後の回復に関するパス解析モデル  
 パス係数は患者 81 名のデータによる。  
 上図：入院時の最大歩行速度が 50 m/min 以下の患者群 ( $R^2 = 0.55$ )  
 下図：入院時の最大歩行速度が 50 m/min 以上の患者群 ( $R^2 = 0.33$ )

(長崎 1993)

子は楕円形で囲まれたラベルで表示してある。歩行能力の回復は運動機能と神経学的機能障害によって直接的に決定され、他の機能障害は運動機能への影響を通じて間接的に影響すると仮定した。年齢と TSO はそれぞれ独立に回復に影響を与えるだろう。CAGT 開始時の MWS (IV) は、人口学的および神経学的変数、運動障害の状況に関連しているが、MWS 自体が CAGT 中の歩行能力の回復に影響を与える。

患者を 2 群に分けた。一方は CAGT 開始時 IV が 50 m/min 以下の患者群、他方は 50 m/min 以上の患者群である。図 12 には、2 群のモデルに 0.2 以上のパス係数が記入してある。IV が 50 m/min 以下の患者 45 名では、運動機能の因子はすべて歩行能力の回復に直接的な効果を示している。TSO は回復に負の効果があり、TSO が長いほど、歩行能力の回復は少ないことになる。IV と年齢は、この群の回復には影響していない。それと対照的に IV が 50 m/min 以上の患者 36 名のパス解析の結果では、神経学的機能障害と運動機能障害は回復との関連がない。その代わりに、患者の年齢は回復に負の影響を与えている。IV から歩行能力の回復へ向かう負のパス係数は、IV のはやい患者はその後の CAGT によってもあまり回復しないこ

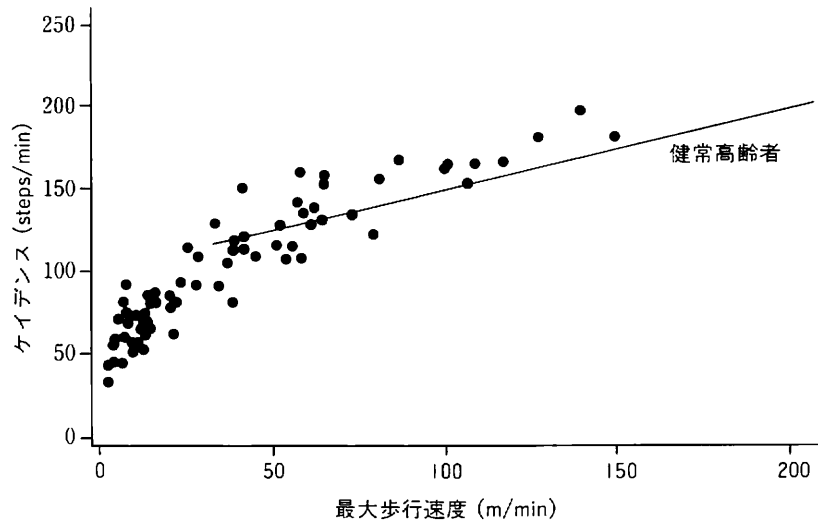


図 13 最大歩行速度とケイデンスとの関係

脳卒中患者 81 名の入院時データである。コミュニティで生活している高齢者の最大歩行速度とケイデンスとの関係が回帰直線で記入してある。

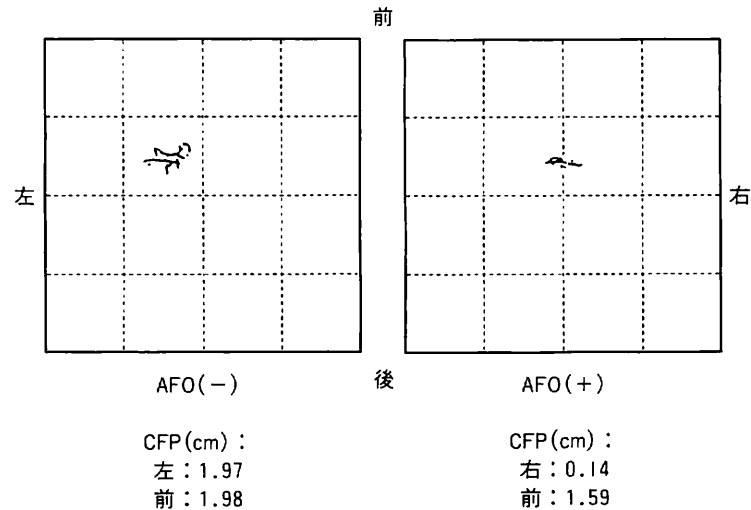
(長崎 1993)

とを示唆している。この分析の結果は、IV が 50 m/min 以下の患者における歩行能力の回復は神経学的機能障害の直接的な影響を受けていること、IV が 50 m/min 以上の患者では年齢と関係することを示している。図 13 は CAGT 開始時の MWS と WR との関係である。この図には、コミュニティで自立して生活を送っている高齢者 392 名のデータも記してある。MWS が 50 m/min 以上の患者では、MWS と WR との関係は直線的であり、脳卒中ではない高齢者の記録との相違はない。図 13 は、脳卒中患者の MWS が 50 m/min 以上にまで回復したら、その後は年齢によって決定される面の多いことを示唆している。脳卒中患者の医学的リハビリテーションでは、MWS が 50 m/min 以上で歩けるように歩行能力を向上させることが重要となる。それには両下肢の筋力強化と立位姿勢の安定性が先行条件となる。

#### [ 9 ] 短下肢装具の重心動揺と歩行能力への影響 (Mojica et al. 1988, Nakamura 1991)

これまでの研究で、片麻痺患者では立位姿勢における重心動揺 (SP) あるいはバランス不安定性が大きいほど、歩行能力は劣ることが明らかにされてきた (Dettmann et al. 1987, 中村・他 1988)。Bohannon et al. (1984) と Bohannon (1987) は、20-79 歳の健常者および脳卒中患者に、開眼あるいは閉眼で、両足をそろえて立つ時のバランス保持能力を測定し、バランスの機能障害は年齢と歩行能力に密接に関係する、すなわちバランス安定性は年齢と共に低下するし、バランス安定性が向上すると歩行能力も改善すると報告した。脳卒中患者の半球病変が姿勢制御とバランス安定性、歩行の障害をもたらし、また立位姿勢の不安定性をもたらしている。末梢では、患側下肢の筋力低下と足関節の内外方向の不安定性が重心動揺を増加させ、歩行を妨げている (Perry 1969, Nakamura et al. 1985, Lehmann et al. 1987, 中村・他 1988 b)。短下肢装具 (AFO) の使用によって、片麻痺患者の足部と足関節の安定性は向上し、歩行は改善する (Lehmann 1979)。

SP と MWS に対する AFO の効果を片麻痺患者 8 名 (右片麻痺 5 名、左片麻痺 3 名) を被験者として検討した。患者の年齢は 46-66 歳、TSO は 7-32 週 (平均: 20.7 週) であった。患側下肢には軽度ないし中等度の筋緊張亢進があったが、他動的関節可動域は正常範囲であった。患者は独立して立つことができ、平均して 7.5 週 (範囲: 2 日-18 週) にわたってプラスチック製 AFO を使用していた。AFO を装着



重心動揺(cm) : 38.38                      重心動揺(cm) : 22.27

図 14 右片麻痺患者の重心動揺のコンピュータ・ディスプレイ  
プラスチック製短下肢装具の有無による変化を示す。  
区画は 2.5 cm.

短下肢装具を装着 (AFO (+)) すると、両足圧中心は  
中央に近づき、重心動揺も減少する。

(Mojica et al. 1988)

表 15 短下肢装具装着の有無 (AFO (-), AFO (+)) による両  
足圧中心位置 (CFP) と重心動揺 (SP) の変化

	CFP (cm)		SP (cm/10 sec)
	側方 (麻痺側/ 非麻痺側)	前後	
AFO (-)	2.42 (1.37)	2.36 (1.07)	37.93 (14.48)
AFO (+)	1.56 (1.08)	2.08 (0.90)	28.96 ( 9.77)
差	0.86 (0.96)	0.28 (0.66)	

n=8

(Mojica et al. 1988)

(AFO (+)) あるいは装着しない (AFO (-)) で、患者は床反力計の上で、開眼で前方に視線を固定し、両上肢は体幹に添え、両足をそろえた立位姿勢を保持するように指示された。同一姿勢を 10 秒以上保持してもらい、その間に測定を行った。10 m 距離を AFO (+) あるいは AFO (-) で、できるだけはやく歩くように指示し、MWS を計測した。

図 14 は右片麻痺患者の AFO(-) と AFO(+ ) 時の SP である。AFO(-) では、両足圧中心位置 (CFP) は左前方、非患側に片寄っている。AFO (+) では、CFP は前方によっているが、左右方向では中心に近づいている。表 15 は AFO (+) と AFO (-) 時の CFP, SP の平均値である。AFO (-) と比べて、AFO (+) では CFP 左右方向が減少している ( $p < 0.05$ )。しかし、前後方向では有意差がない。CFP が非患側に寄っていることは、非患側で体重の多くを支えていることを意味する。AFO を装着することで、足関節の不安定性は代償され、立位姿勢の安定性は改善し、患側への体重移動が可能となった。AFO(-) と AFO (+) では、SP に有意差がある ( $p < 0.01$ )。AFO (+) では SP は減少し、立位バランスも改善する。表 16 は歩行要素の平均値である。各要素は AFO (+) によって改善している ( $p < 0.01$ )。AFO は足関節の左右方向の不安定性を代償し、足下垂を防止し、遊脚相における股関節屈曲を少なくさせる。各変数につ

表 16 AFO (-) および AFO (+) の条件における最大歩行速度, ケイデンス, 重複歩距離

	最大歩行速度 (m/min)	ケイデンス (steps/min)	重複歩距離 (m)
AFO (-)	32.80 (24.94)	91.78 (25.42)	0.64 (0.35)
AFO (+)	41.58 (30.57)	102.56 (25.77)	0.74 (0.39)

(Mojica et al. 1988)

いて, AFO (+)/AFO (-) の比を求めた. SP 比は MWS, WR, SL のいずれの比とも相関を示していない. AFO (+) による SP 減少はいずれの歩行要素の利得とも関連していない. これは脳卒中によるバランスと歩行の障害が中枢性および末梢性, 両者の機構の障害によることを示している. バランスと歩行の障害に中枢性あるいは末梢性のいずれの要因が関与しているかは, 各患者によって異なっている.

[10] 運動回復を促進するための薬理的アプローチ (Nakamura et al. 1990 a, Nakamura 1991)

脳損傷後の運動回復を増強するための薬理的アプローチが動物実験と臨床研究の両方で試みられてきた (Bach-y-Rita et al. 1988). ノルエピネフリン作動薬は運動回復を促進し, 拮抗薬は運動回復を遅延させたり, 運動欠損を再度出現させる (Feeney et al. 1982, Hodva et al. 1984). 脳卒中患者の運動回復に対するノルエピネフリンの前駆物質であるアンフェタミンの効果を検討した予備的研究によれば, 理学療法と併用した1回のアンフェタミン投与は, 理学療法だけを受けた患者と比べて, 運動回復を高めたという (Davis et al. 1987). 訓練後のエピネフリン投与も, 動物における複数の型の学習課題で, その保持に影響を与えている (McGaugh 1987). Feeney et al. (1982) は皮質損傷を受けた動物の移動機能に対するアンフェタミンの効果を検討した. 損傷後 24 時間でアンフェタミン投与を受けたラット群は, 生理的食塩水を投与されたラット群と比較して, 急速な回復をみせた. アンフェタミンの薬物中毒による身体運動を抑制すると, この効果は遮断される. しかし, 最終的な移動機能は両群間に相違はない. これらの結果はアンフェタミンによってもたらされた覚醒状態の上昇が身体運動の効率を促進し, 機能回復に必要な時間が短縮したことを示唆している. Trueblood et al. (1989) は, 脳卒中患者で下肢のバランス安定性と前方への移動のための骨盤運動の PNF 訓練を 15 分間行い, 治療直後の改善が 30 分以上は継続しないと報告した. PNF が脳波覚醒や行動覚醒をもたらし, 一時的なパフォーマンス向上を結果することは知られている (Nakamura 1983 a, Nakamura et al. 1986). ノルエピネフリン作動薬である甲状腺刺激ホルモン放出ホルモン (TRH) は生体のモノアミン系を介して覚醒状態を上昇させ, 機能回復を促進することが確かめられている (Keller et al. 1974). たとえば, 脳卒中患者に 10 日間にわたって 2 mg の TRH を投与すると, 医学的リハビリテーションの入院期間が短縮し, 患者の社会的技能は向上する (千田・他 1987).

SP, A-IK, N-IK および MWS に対する TRH の効果を片麻痺患者 7 名で検討した. 生体力学的変数の

表 17 甲状腺刺激ホルモン放出ホルモン投与前後における最大歩行速度と生体力学的変数

変数	前	後	差
A-IK (Nm)	81.1 (77.6)	84.1 (78.4)	2.8 (2.8)*
N-IK (Nm)	140.4 (67.6)	141.3 (68.6)	0.9 (8.5)
SP (cm/10 sec)	26.8 (13.9)	20.8 (7.9)	-6.0 (6.1)*
最大歩行速度 (m/min)	81.9 (49.0)	84.0 (48.0)	3.1 (1.8)*

( ): 標準偏差  
n=7, \*p<0.05.

(Nakamura et al. 1990 a)

測定は TRH 2 mg の投与前と投与 (静注) 後 10-20 分に行った。表 17 に各変数の平均値を示す。TRH 投与後に、A-IK は有意に増加、SP は減少、MWS も増加した。しかし、N-IK は TRH の影響を受けず、TRH 効果の特異性を示唆するかのようであった。CAGT 中の歩行速度の利得は、物理的刺激によって脳波覚醒応答の生じる患者のほうが生じない患者よりも大きい(関・他 1990)。この報告はノルエピネフリン作動薬は、歩行能力を含めて、脳卒中後の運動回復を促進するという説を支持している。

### 3 追記

#### [1] 外傷性脳損傷への CAGT の適用 (Nakamura et al. 1994)

外傷性脳損傷患者 13 名に CAGT を行い、TSO と MWS との関係を双曲線関数に近似を試みた。統計的に有意な近似は CAGT 開始時に MWS が 100 m/min 以下の 10 名で得られた(適合群)。MWS が 100 m/min 以上であった 3 名では近似は有意ではなかった(不適合群)。適合群の MWS の利得は  $3.7 \pm 2.7$  m/week であり、不適合群の  $0.9 \pm 0.8$  m/week よりも明らかに大きい。これらの結果から、外傷性脳損傷患者にも CAGT は有効であるといえる。

#### [2] 歩行補助具を要する脳卒中患者に対する双曲線関数近似の適用可能性 (川井・他 1995)

バランス安定性の損なわれた脳卒中患者には、一時的ではあるが、杖や松葉杖が処方される。患者が T 杖や 4 点杖のような歩行補助具を用いている場合、TSO と MWS の関係を双曲線関数に近似することが可能かを検討した。対象者は 29-67(平均:46.9)歳の患者 15 名であり、患者の TSO は 17.1-74.1(平均:32.6)週であった。杖歩行の MWS を通常は毎週 1 回測定し、最低 5 回以上のデータを得た。10 名で統計的に有意な近似が得られ(適合群)、5 名では得られなかった(不適合群)。TSO は適合群が  $23.1 \pm 5.6$  週、不適合群が  $51.6 \pm 17.4$  週であり、前者が有意に短かった。適合群に属する患者でもっとも長い TSO は 33.7 週であった。歩行訓練開始時の MWS は、適合群 ( $17.5 \pm 12.5$  m/min) が不適合群 ( $37.0 \pm 17.2$  m/min) よりもおそくなっていた。年齢や身長、体重、脳卒中の病型、患側、CT 所見、感覚障害、無視、処方された装具などに関して、両群間に差はなかった。この結果は、TSO が 33 週以内であれば、双曲線関数近似が杖利用の患者にも適用できることを示唆している。

#### [3] 在宅脳卒中患者の歩行能力と生活活動との関係 (佐直・他 1991)

脳卒中患者の日常場面における生活活動は身体的および精神的機能障害、家族構造、物理的環境による影響を受けている。たとえば、歩行能力は脳卒中患者の日常生活活動を予測するのにもっとも重要な要因のひとつである(佐直 1980)。

退院後 1 年以上を経過した外来通院中の脳卒中患者 54 名を対象として、75 項目の質問紙による調査を行い、日常場面における生活活動の遂行状況と MWS との関係を分析した。活動状況調査表(質問紙)は以下の 10 カテゴリーで構成されている(中村 1983 b)。すなわち、仕事(項目番号:1-6)、家庭の仕事(7-16)、子供の世話(17-24)、買物(25-30)、私的生活(31-37)、成人教育と職業訓練(38-42)、市民参加(43-49)、娯楽(50-57)、能動的趣味(58-66)、受動的趣味(67-75)である。患者は 75 項目の活動を過去 1 年間に行ったか否かを回答した。患者は回答として、0=行わなかった、1=年間数回行った、2=毎月行った、3=毎週行った、4=ほとんど毎日行った、からいずれかを選択して記入した。年齢、性別、麻痺側、TSO、MWS、家族内地位を独立変数、活動 75 項目の遂行の有無を従属変数として数量化 I 類を用いて分析を行った。

MWS の平均は 56.3 (範囲:7.4-161.3) m/min であり、20 m/min 以下の患者は 3 名、80 m/min 以上は 10 名であった。MWS は 27 項目に関して最も有意な判別因子であった。毎日行う身のまわりのこと(洗面、着替え、入浴など)、新聞を読むなどの静的活動は、MWS との関連がなかった。MWS が 20 m/min 以上の患者の大部分は、学習や買物、コレクション、旅行など、一部の家庭の仕事や趣味の活動を行っていた。40 m/min 以上の患者には、成人教育と趣味活動の拡大がみられる。60 m/min を超えると市民参加

の活動を、80 m/min 以上では家族の面倒をみるような私的生活も行っていた。個人の歩行速度と歩行できる距離は、個人の社会的、物理的環境とも関連がある (Finley et al. 1970, Lerner-Frankel et al. 1986, Robinett et al. 1988)。MWS は、歩行できている脳卒中患者の日常的な生活活動の遂行状況の信頼できる予測因子となろう。

#### [ 4 ] 脳卒中患者の最大歩行速度と自由歩行速度との関係 (山田・他 1990)

脳卒中患者の MWS と 3 分間を自由に歩いたときの歩行速度との間には有意な相関がある。次式によって MWS から日常生活場面における歩行速度を推定できる。

$$y = 0.45x + 8.9 \quad r = 0.93, \quad p < 0.01$$

x : MWS,      y : 3 分間の自由歩行速度

## 文献

1. Andrews K, Brocklehurst JC, Richards B, et al. : The rate of recovery from stroke and its measurement. *Int Rehabil Med* 3 : 155-161, 1981.
2. Bach-y-Rita P, Lazarus TE, Boyeson MG, et al. : Neural aspects of motor function as a basis of early and post-acute rehabilitation. in JA DeLisa (ed) : *Rehabilitation Medicine*. Lippincott, Philadelphia, 1988.
3. Bohannon RW : Larkin PA, Cook AC, et al. : Decrease in timed balance test scores with aging. *Phys Ther* 64 : 1067-1070, 1984.
4. Bohannon RW : Strength of lower limb related to gait velocity and cadence in stroke patients. *Physiother Canada* 38 : 204-206, 1986.
5. Bohannon RW : Gait performance of hemiparetic stroke patients : Selected variables. *Arch Phys Med Rehabil* 68 : 777-781, 1987.
6. Bohannon RW : Selected determinants of ambulatory capacity in patients with hemiplegia. *Clin Rehabil* 3 : 47-53, 1989.
7. Brandstater ME, deBruin H, Gowland C, et al. : Hemiplegic gait : Analysis of temporal variables. *Arch Phys Med Rehabil* 64 : 583-587, 1983.
8. Brunnstrom S : *Movement Therapy in Hemiplegia*. Harper & Row, New York, 1970.
9. 千田富義, 阿部重人, 中村隆一, 他 : 脳卒中リハビリテーションに対する Thyrotropin Releasing Hormone の効果. *日温気物医誌* 50 : 175-181, 1987.
10. Davis JN, Crisostomo EA, Duncan P, et al. : Amphetamine and physical therapy facilitate recovery from stroke : Correlative animal and human studies. in ME Rachle, WJ Pewers (eds) : *Cerebrovascular Diseases*. Raven Press, New York, 1987.
11. Dettman MA, Linder MT, Sepic SB : Relationships among walking performance, postural stability, and functional assessment of the hemiplegic patients. *Am J Phys Med* 66 : 77-90, 1987.
12. Falconer JA, Naughton BJ, Strasser DC, et al. : Stroke inpatient rehabilitation : A comparison across age groups. *J Am Geriatr Soc* 42 : 39-44, 1994.
13. Feeney DM, Gonzalez A, Law WA : Amphetamine, haloperidol, and experience interact to affect rate of recovery after motor cortex injury. *Science* 217 : 855-867, 1982.
14. Finger S (ed) : *Recovery from Brain Damage : Research and Theory*. Plenum Press, New York, 1978.
15. Finger S, LeVere TE, Almlil CR, et al. (eds) : *Brain Injury and Recovery : Theoretical and Controversial Issues*. Plenum Press, New York, 1988.
16. Finley FR, Cody KA : Locomotive characteristics of urban pedestrians. *Arch Phys Med Rehabil* 51 : 423-426, 1970.
17. Friedman PJ : Gait recovery after hemiplegic stroke. *Int Disabil Studies* 12 : 119-122, 1990.
18. Goldie PA, Matyas TA, Kinsella GJ, et al. : Prediction of gait velocity in ambulatory stroke patients during rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil* 80 : 415-420, 1999.
19. Goldstein LB, Davis JN : Restorative neurology : Drugs and recovery following stroke. *Stroke* 25 : 19-24, 1990.
20. Gowland C : Recovery of motor function following stroke : Profile and predictors. *Physiother*



- Can 34 : 77-84, 1982.
21. Hamrin E, Elkund G, Hillgren AK, et al. : Muscle strength and balance in poststroke patients. Upsala J Med Sci 87 : 11-26, 1982.
  22. Hodva DA, Feeney DM : Amphetamine with experience promotes the rate of recovery of locomotor function after unilateral cortex injury in the cat. Brain Res 298 : 358-361, 1984.
  23. Holden MK, Gill KM, Magliozzi MR : Gait assessment for neurologically impaired patients : Standards for outcome assessments. Phys Ther 66 : 1530-1539, 1986.
  24. 伊東 元, 長崎 浩, 丸山仁司, 他 : 健常男子の最大歩行時における歩行周期の加齢変化. 日本老人医誌 64 : 347-352, 1986.
  25. 川井伸夫, 関口 進, 岩崎 洋, 他 : 脳卒中および頭部外傷患者の杖歩行による最大歩行速度の経時的変化の双曲線近以. 理学療法学 22(学会特別号) : 144, 1995.
  26. Keller HH, Bartholini G, Pletscher A : Enhancement of cerebral noradrenaline turnover by thyrotropin-releasing hormone. Nature 248 : 528-529, 1974.
  27. Kelly-Hayes M : Time intervals, survival, and destination : Three crucial variables in stroke outcome research. Stroke 21 : Suppl II, 24-26, 1990.
  28. Lehmann JF : Biomechanics of ankle-foot orthosis : Prescription and design. Arch Phys Med Rehabil 60 : 200-207, 1979.
  29. Lehmann JF, Condon SM, Price R, et al. : Gait abnormalities in hemiplegia : Their correction by ankle-foot orthosis. Arch Phys Med Rehabil 68 : 763-771, 1987.
  30. Lerner-Frankel MB, Vargas S, Brown MB, et al. : Functional community ambulation : What are your criteria ? Clin Manage Phys Ther 6 : 12-15, 1986.
  31. Mayo NE, Korner-Bitensky NA, Becker R : Recovery time of independent function post-stroke. Am J Phys Med Rehabil 70 : 5-12, 1991.
  32. McGaugh DM : Memory, hormone influences. in G Adelman (ed) : Encyclopedia of Neuroscience. II. Birkhäuser, Boston, 1987.
  33. Mizrahi J, Susak Z, Heller L, et al. : Variation of time-distance parameters of the stride as related to clinical gait improvement in hemiplegics. Scand J Rehabil Med 14 : 133-140, 1982.
  34. Mojica JAP, Nakamura R, Kobayashi K, et al. : Effect of ankle-foot orthosis (AFO) on body sway and walking capacity of hemiparetic stroke patients. Tohoku J Exp Med 156 : 395-401, 1988.
  35. 長崎 浩 : 脳卒中患者の歩行機能の回復過程におよぼす年齢の影響. 長寿科学総合研究, 平成4年度研究報告 Vol. 5 : 44-48, 1993.
  36. 中村隆一(編) : 中枢神経疾患の理学療法. 医歯薬出版, 1977.
  37. Nakamura R : Effect of facilitating positions on behavioral arousal. J J A Phys M Baln Clim 46 : 131-137, 1983.
  38. 中村隆一(編) : 中枢神経疾患の作業療法. 医歯薬出版, 1983.
  39. Nakamura R, Hosokawa T, Tsuji I : Relationship of muscle strength for knee extension to walking capacity in patients with spastic hemiparesis. Tohoku J Exp Med 145 : 335-340, 1985.
  40. Nakamura R, Kosaka K : Effect of proprioceptive neuromuscular facilitation on EEG activation induced by facilitating position in patients with spinocerebellar degeneration. Tohoku J Exp Med 148 : 159-161, 1986.

41. Nakamura R, Watanabe S, Handa T, et al. : The relationship between walking speed and muscle strength for knee extension in hemiparetic stroke patients : A follow-up study. *Tohoku J Exp Med* 154 : 111-113, 1988 a.
42. 中村隆一, 細川 徹 : 運動学習, プログラム学習 2. 理・作療法 22 : 523-527, 1988 b.
43. Nakamura R, Handa T, Watanabe S, et al. : Walking cycle after a stroke. *Tohoku J Exp Med* 154 : 241-244, 1988 c.
44. Nakamura R, Hosokawa T, Yamada Y, et al. : Application of computer-assisted gait training (CAGT) program for hemiparetic stroke patients : A preliminary report. *Tohoku J Exp Med* 156 : 101-107, 1988 d.
45. Nakamura R, Fujita M : Effect of thyrotropin-releasing hormone (TRH) on motor performance of hemiparetic stroke patients. *Tohoku J Exp Med* 160 : 141-143, 1990 a.
46. Nakamura R, Nagasaki H, Hosakawa T : Assessment and prediction of the functional state of stroke in early rehabilitation. in JS Chopra, K Jagannathan, IMS Sawhney (eds) : *Advances in Neurology*. Elsevier, Amsterdam, 1990 b.
47. Nakamura R : Recovery of gait in hemiparetic stroke patients—with reference to training program—. in M Shimamura, S Grillner, VR Edgerton (eds) : *Neurobiological Basis of Human Locomotion*. Japan Scientific Societies Press, Tokyo, 1991.
48. 中村隆一, 長崎 浩, 細川 徹(編) : 脳卒中の機能評価と予後予測. 医歯薬出版, 1991.
49. Nakamura R, Suzuki K, Yamada Y, et al. : Computer-assisted gait training (CAGT) of hemiparetic stroke patients : Whose recovery is most predictable ? *Tohoku J Exp Med* 166 : 345-353, 1992.
50. Nakamura R, Suzuki K, Handa T : Application of computer-assisted gait training (CAGT) program for patients with traumatic brain injury. *Jpn J Rehabil Med* 31 : 415-417, 1994.
51. 中村隆一 : RES-4(SR-1000). 酒井医療, 1995.
52. 中村隆一, 長崎 浩, 細川 徹(編) : 脳卒中の機能評価と予後予測. 2版. 医歯薬出版, 1997.
53. Nakamura R (ed) : *Recovery Evaluating System for Stroke Rehabilitation*. National Rehabilitation Center for the Disabled, Tokorozawa, 1999.
54. Nakamura Y, Kawai N, Sekiguchi S, et al. : Successive changes of maximum walking speed, sway-path, and muscle strength for knee extension after stroke. Abstract VIII World Congr IRMA, p. 192, Kyoto, Japan, 1997.
55. Partridge CJ, Johnston M, Edwards S : Recovery from physical disability after stroke : Normal patterns as a basis for evaluation. *Lancet* 1 : 373-375, 1987.
56. Perry J : The mechanics of walking in hemiplegia. *Clin Orthop* 63 : 23-31, 1969.
57. Robinett CS, Vondran MV : Functional ambulation velocity and distance requirements in rural and urban communities : A clinical report. *Phys Ther* 68 : 1371-1373, 1988.
58. 佐直信彦 : 移動能力障害を伴う在宅患者の日常生活活動. 総合リハ 17 : 427-433, 1989.
59. 佐直信彦, 中村隆一, 細川 徹 : 在宅脳卒中患者の生活活動と歩行機能の関連. *リハ医学* 28 : 541-547, 1991.
60. 関 和則, 中村隆一 : 脳卒中患者の下肢電気刺激による皮質覚醒応答と機能的利得との関連. *リハ医学* 27 : 277-285, 1990.
61. Skilbeck CE, Wade DT, Langton-Hewer R, et al. : Recovery after stroke. *J Neurol Neurosurg*

- Psychiat 46 : 5-8, 1983.
62. Stein DG, Rosen JJ, Butters N(eds) : Plasticity and Recovery of Function in the Central Nervous System. Academic Press. New York, 1974.
  63. Suzuki K, Nakamura R, Yamada Y, et al. : Determinants of maximum walking speed in hemiparetic stroke patients. *Tohoku J Exp Med* 162 : 337-344, 1990.
  64. Suzuki K, Imada G, Iwaya T, et al. : Determinants and predictors of the maximum walking speed during computer-assisted gait training in hemiparetic stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil* 80 : 179-182, 1999 a.
  65. Suzuki K, Yamada Y, Handa T, et al. Relationship between stride length and walking rate in gait training for hemiparetic stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil* 78 : 147-152, 1999 b.
  66. Trueblood PR, Walker JM, Perry J, et al. : Pelvic exercise and gait in hemiplegia. *Phys Ther* 69 : 18-26, 1989.
  67. Wade DT, Wood VA, Heller A, et al. : Walking after stroke, *Scand J Rehabil Med* 19 : 25-30, 1987.
  68. Winstein GJ, Gardner ER, McNeal DR, et al. : Standing balance training : Effect on balance and locomotion in hemiparetic adults. *Arch Phys Med Rehabil* 70 : 755-762, 1989.
  69. 山田さゆり, 半田健壽, 諸橋 勇, 他 : 10 m 最大歩行速度と 3 分間自由歩行速度との関係. *理学療法* 学 17(学会特別号) : 309, 1990.