

脳卒中片麻痺者における
底屈制動短下肢装具使用時の
運動制御変化に関する研究

2014 年 3 月

北海道工業大学大学院

春名 弘一

目次

第1章 序論	1
1.1 本研究の目的	2
1.2 本論文の構成	5
第2章 研究の背景	6
2.1 関連する先行研究	7
2.2 本研究で使用した臨床評価指標	13
2.3 歩行周期	17
2.4 装具の概要	21
2.4.1 装具の分類	23
2.4.2 短下肢装具の分類	24
2.4.3 歩行中の短下肢装具の働き	28
2.4.4 底屈制動短下肢装具の効果と特徴	30
第3章 研究方法	33
3.1 歩行速度と運動制御の関係	34
3.1.1 本実験の背景と必要性	34
3.1.2 目的	35
3.1.3 対象とした被験者	35
3.1.4 研究方法	35
3.2 底屈制動 AFO 使用時の歩行パラメータ	38
3.2.1 対象とした被験者	38
3.2.2 実験スケジュール	39
3.2.3 研究方法	41
3.3 底屈制動 AFO 使用時の非麻痺側下肢の代償的筋活動と歩行周期の時間因子	43
3.3.1 対象とした被験者	43
3.3.2 実験スケジュール	43
3.3.3 研究方法	45
3.4 底屈制動 AFO 使用時の力学的エネルギー	47
3.4.1 対象とした被験者	47
3.4.2 実験スケジュール	48
3.4.3 研究方法	50
3.5 倫理的配慮	55

第4章 結果	56
4.1 歩行速度と運動制御の関係	57
4.1.1 ケーデンスと時間因子の関係	57
4.1.2 ケーデンスと同時収縮指標の関係	60
4.1.3 ケーデンスと TA -GC correlationgram の関係	61
4.2 底屈制動 AFO 使用時の歩行パラメータ	68
4.3 底屈制動 AFO 使用時の非麻痺側下肢の代償的筋活動と歩行周期の時間因子	70
4.3.1 歩行周期の時間因子	70
4.3.2 非麻痺側下肢の同時収縮指標	73
4.4 底屈制動 AFO 使用時の力学的エネルギー	78
4.4.1 Power-y	78
4.4.2 Power-z	80
4.4.3 Power-ext	81
4.4.4 %recovery	82
第5章 考察	83
5.1 歩行速度と運動制御の関係	84
5.1.1 ケーデンスと時間因子の関係	84
5.1.2 ケーデンスと同時収縮指標の関係	85
5.2 底屈制動 AFO 使用時の歩行パラメータ	87
5.3 底屈制動 AFO 使用時の非麻痺側下肢の代償的筋活動と歩行周期の時間因子	90
5.4 底屈制動 AFO 使用時の力学的エネルギー	92
5.5 考察のまとめ	93
5.5.1 底屈制動 AFO 使用時の歩行パラメータ	93
5.5.2 底屈制動 AFO 使用時の非麻痺側下肢の代償的筋活動と歩行周期の時間因子	93
5.5.3 底屈制動 AFO 使用時の力学的エネルギー	94
5.6 総合分析	95
第6章 結論	97
6.1 本研究の成果	98
6.2 本研究の課題	100
6.3 今後の展望	102
謝辞	104
参考文献	105
研究業績	109

図のリスト

第2章

図 2-1	歩行周期の時間因子	17
図 2-2	歩行周期の細分化	18
図 2-3	機能的役割の時間的割合	20
図 2-4	下肢装具名称と構成要素名称	25
図 2-5	AFO の分類	27
図 2-6	歩行中の AFO の働き	28
図 2-7	底屈制動短下肢装具 Gait Solution の機能	31
図 2-8	底屈制動短下肢装具 Gait Solution	32

第3章

図 3-1	TA-GC correlationgram	37
図 3-2	底屈制動AFO使用時の歩行パラメータに関する実験スケジュール	40
図 3-3	底屈制動AFO使用時の非麻痺側下肢の代償的筋活動と歩行周期の時間因子に関する実験スケジュール	44
図 3-4	底屈制動AFO使用時の力学的エネルギーに関する実験スケジュール	49
図 3-5	力学的エネルギー算出における相分け	51
図 3-6	COG 速度算出の概要図	52

第4章

図 4-1	各ケーデンスでの歩行周期の時間因子	58
図 4-2	各ケーデンスでの歩行周期の割合の平均値	59
図 4-3	健常者の1歩行周期の TA-GC correlationgram の一例	63
図 4-4	健常者の両脚支持期1の TA-GC correlationgram の一例	64
図 4-5	健常者の単脚支持期の TA-GC correlationgram の一例	65
図 4-6	健常者の両脚支持期2の TA-GC correlationgram の一例	66
図 4-7	健常者の遊脚期の TA-GC correlationgram の一例	67
図 4-8	時間因子の統計結果	72
図 4-9	同時収縮指標の統計結果	75
図 4-10	Case2 TA-GC correlationgram (両脚支持期2)	76
図 4-11	Case3 TA-GC correlationgram (両脚支持期2)	77

表のリスト

第2章

表 2-1	BRS の尺度の基準	13
表 2-2	下肢 FMA	15
表 2-3	modified Ashworth scale	16
表 2-4	各相の略語	19
表 2-5	機能的役割と時間区分と相	19
表 2-6	装具の分類	23
表 2-7	AAOS による下肢装具の分類	24

第3章

表 3-1	被験者の基本情報	38
表 3-2	被験者の基本情報	47

第4章

表 4-1	ケーデンスと 1 歩行周期時間の理論値と実測値	58
表 4-2	各ケーデンスでの 1 歩行周期に占める期の割合	59
表 4-3	各ケーデンスの同時収縮指標	60
表 4-4	底屈制動 AFO 使用時の歩行パラメータ	69
表 4-5	歩行周期の時間因子	71
表 4-6	非麻痺側下肢の同時収縮指標	74
表 4-7	Power-y	79
表 4-8	Power-z	80
表 4-9	Power-ext	81
表 4-10	%recovery	82

第 1 章

序論

1.1 本研究の目的

我が国の脳卒中の総患者数は約134万人と推定され¹⁾、脳卒中患者の多くは片麻痺の病態を生じる。片麻痺の病態はヒトとして最も重要な移動手段である歩行に障害をきたし、歩行障害に対しては、理学療法が中核の治療法に位置づけられている。しかし、理学療法が施行されても、運動麻痺は不可逆的であるため、常に非麻痺側下肢の代償に基づく歩行パターンが完成する。

片麻痺者の姿勢制御について、長谷ら²⁾は麻痺側での制御が困難であることに適応した結果として、運動モーメントの出力効率を高めるために非麻痺側下肢筋の同時収縮に基づく立位姿勢制御を構築すると報告している。Lamontagneらは片麻痺歩行において、非麻痺側下肢は麻痺側の下肢機能を代償するために、立脚期における前脛骨筋と腓腹筋の同時収縮している時間の割合が大きく³⁾、歩行時の非麻痺側下肢筋の同時収縮の割合が大きい患者は運動機能が低い傾向があると報告し、非麻痺側下肢筋の同時収縮は麻痺側立脚期の支持性低下に対する身体の適応であると考察している⁴⁾。すなわち、片麻痺者は身体状況の変化に対応して運動制御の戦略を変化させている事を示唆しており、理学療法アプローチとしては、運動麻痺の回復を促す機能訓練が重要であることは言うまでもないが、運動麻痺の回復には限界があるために、非麻痺側下肢による代償的運動制御を含めて最適化を誘導していく必要がある⁵⁾。しかし、どこまで片麻痺者の代償的運動制御を許すのが妥当であるか、実際にどのような介入を行えば最適な状態に近づくかという問題は未解決である。

このように、片麻痺者の歩行障害への理学療法アプローチとしては、麻痺側

機能に対応して運動制御を柔軟に変化させることが望まれるが、一方で短下肢装具（Ankle Foot Orthosis：AFO）を使用し、失われた下肢機能を補う補完的アプローチが存在する。片麻痺者の歩行障害の特徴は歩行速度低下をはじめ、歩行の耐久性低下、安定性の欠如など様々な問題があり、その背景には力学的エネルギー変換効率の低下が存在する⁶⁾。歩行は本来、非常に力学的エネルギー変換効率の高い動作であり、身体合成重心（COG: Center of Gravity）のエネルギー変換の観点から考えると、矢状面（真横からの観察）での COG の軌跡は振り子を逆さにした運動に似ており、倒立振り子モデル^{7,8)}と呼ばれ広く認知されている。倒立振り子モデルのパラダイムは踵接地時に進行方向への運動エネルギーが最大になり、立脚相前半までの間に運動エネルギーは徐々に失われ、COG が上昇することにより位置エネルギーに変換される。立脚期の中間地点で位置エネルギーは頂点に達し、後半に入ると COG の低下に伴って、位置エネルギーが徐々に失われ、運動エネルギーに変換される⁹⁾。効率的な歩行を実現するためには、重力を上手に利用したエネルギー変換が重要であり、受動歩行ロボット¹⁰⁾がごく僅かなエネルギーで健常者に近いスムーズな歩行を再現することからも実証されている。

倒立振り子モデルを再現し、効率良いエネルギー変換を実現するためには Perry¹¹⁾ が提唱したロッカーファンクションが重要な役割を果たしている。ロッカーファンクションを補助する AFO としては、底屈制動 AFO が挙げられる。底屈制動 AFO は直接的には荷重応答期のヒールロッカーを補助する役割を果たすが、継続的な使用によりアンクルロッカーの改善が報告されている^{12,13)}。

本研究では、ロッカーファンクションを補助する AFO である底屈制動 AFO

を使用することによる、片麻痺者の歩行運動の本質である運動制御の変化を明らかにすることを目的とした。

具体的には、底屈制動 AFO を使用することによる運動制御変化として、以下の 3 点を検証し、それぞれの関係性を考察することにより、底屈制動 AFO が片麻痺者の運動制御にどのような影響を及ぼしているか明らかにする。

- 1) 底屈制動 AFO 使用時の歩行パラメータ
- 2) 底屈制動 AFO 使用時の非麻痺側下肢の代償的筋活動と歩行周期の時間因子
- 3) 底屈制動 AFO 使用時の力学的エネルギー

1.2 本論文の構成

本論文は全6章から構成されており、各章の内容は以下の通りとなっている。

第1章「序論」として、本研究の目的と論文の構成を述べた。

第2章「研究の背景」として、本研究分野の未解決問題の整理と本研究の新規性を明確にする目的で関連する先行研究を紹介し、本研究で使用した臨床評価指標、歩行周期、装具の概要と底屈制動短下肢装具の位置付けについて説明した。

第3章「研究方法」として、本研究で行った、歩行速度と運動制御の関係、底屈制動短下肢装具使用時の歩行パラメータ、底屈制動短下肢装具使用時の非麻痺側下肢の代償的筋活動と歩行周期の時間因子、底屈制動短下肢装具使用時の力学的エネルギーの4つの実験研究について、対象とした被験者、実験スケジュール、研究方法について説明し、本研究の倫理的配慮に触れた。

第4章「結果」として、歩行速度と運動制御の関係、底屈制動短下肢装具使用時の歩行パラメータ、底屈制動短下肢装具使用時の非麻痺側下肢の代償的筋活動と歩行周期の時間因子、底屈制動短下肢装具使用時の力学的エネルギーの各研究の実験結果を示した。

第5章「考察」として、各実験結果からの考察を述べ、総合分析を示した。

第6章「結論」として、本論文を総括し、本研究の成果と本研究の課題、今後の展望を述べた。

第 2 章

研究の背景

2.1 関連する先行研究

1) 障害者の運動制御、2) 重力の効率的な利用について参考となる先行研究を外観する。

1) 障害者の運動制御

長谷⁵⁾は脳卒中発症後、初めて立位保持動作を行わせた時の姿勢制御の段階的な適応を重心動揺計のデータから検証した。実験課題は 1 分間の立位保持を 5 回試行するものであった。片麻痺となって初めて立位を保持するために片麻痺者が管理しようと試みる制御対象は、前後方向における動揺の範囲であり、足圧中心は左右の変位が小さいが、2 回目以降の立位では足圧中心を非麻痺側へ変位させ、麻痺側下肢での重心管理能力低下を非麻痺側で効率的に補う姿勢制御スキルへと変化するという結果を示した。非麻痺側を中心とした非対称的な姿勢制御は、身体が麻痺しているという内的環境の変化に対して姿勢制御の戦略を最適化した結果であると考察している。

この先行研究は、あくまでも静的立位での結果であるが片麻痺者の姿勢制御の構築過程を示した重要な知見である。

鈴木ら¹⁴⁾は、慢性期片麻痺患者の非麻痺側下肢にシミュレーション義足を適用した歩行訓練の有用性について床反力計による歩行解析を用いて検討した。対象は 4 名の独歩可能な片麻痺者で、結果として全症例で非麻痺側推進力の増大と最大歩行速度が改善した。その要因として、従来は非麻痺側下肢による伸び上がりによって麻痺側下肢の振り出しを行っていたが、義足歩行訓練により

非麻痺側の股関節伸展運動を再学習し、非麻痺側推進力向上をもたらしたと推察している。

この先行研究では、麻痺側下肢の機能的役割を変えることによって、非麻痺側においても運動力学的特性に変化をもたらすことを示唆している。

Lamontagne ら³⁾は前脛骨筋と内側腓腹筋が $20\mu\text{V}$ 以上の閾値で同時に収縮している時間の歩行周期に占める割合を Co-activation index として算出し、10m を独歩可能な片麻痺者 30 名と健常対象者 15 名（通常の歩行と非常にゆっくりとした歩行を実施）における歩行中の立脚期の Co-activation index を算出した。結果は、片麻痺歩行では非麻痺側立脚期における Co-activation index が非常に大きく、同時に麻痺側だけでなく、非麻痺側の足関節最大底屈モーメントにおいても低下していることを示した。片麻痺者の歩行速度低下は、両脚支持期での駆動力低下が大きな原因と考えられるが、この研究から考察できることは、麻痺側立脚初期に十分な制動力が得られないことによって、非麻痺側で支持性を確保する必要がある、本来発揮できるはずの非麻痺側の駆動力が十分発揮できない原因の一つと考えられる。また、この時期に新たな支持面となる麻痺側に滑らかな重心移動が出来ないために、麻痺していない下肢筋の同時収縮による運動制御によって機能代償していると考えられる。

この研究の欠点は、Co-activation index の算出方法、つまり、定量化の問題であると考えている。前脛骨筋と内側腓腹筋が $20\mu\text{V}$ 以上の閾値で同時に収縮している時間の割合を Co-activation index としているが、 $20\mu\text{V}$ を閾値とする根拠の記載がなく、仮に閾値の設定を変えるとまったく違う数値になると考えられる。しかし、健常者と比較して片麻痺者の歩行では非麻痺側下肢筋が同時

収縮している傾向があり、両脚支持期の非麻痺側から麻痺側へ荷重を受け継ぐ機能的役割の障害であることを示唆した。

以上の先行研究が片麻痺者の非麻痺側運動制御について示唆する項目を下記に記す。

- ・片麻痺歩行の非麻痺側運動制御は、麻痺側の支持性低下を主とする内的環境変化に対応して変化する
- ・片麻痺者の歩行において非麻痺側運動制御の変化に注目する時期としては、麻痺側の機能低下に最も影響を受ける、両脚支持期（両脚支持期 2: 麻痺側前脚、非麻痺側後脚）である

現在、実際の片麻痺者に対して AFO を含めた補装具使用下での運動制御変化については明らかになっていない。

2) 重力の効率的な利用

COG の位置エネルギーと運動エネルギーの変換効率は、Cavana ら¹⁵⁻²⁵⁾が報告している。Cavana らは重力の効率的な利用の指標である COG の力学的エネルギー変換を床反力計データから算出し¹⁵⁾、エネルギー変換効率(%recovery)と表現した。以下に算出方法を記載する。

水平進行方向の床反力成分を時間で積分し、積分区間の平均値にその積分区間の平均歩行速度を代入することによって、進行方向の速度の絶対値 (V_f) を求める。鉛直方向の床反力は計測区間を時間で積分し、その積分区間の平均値に 0 を代入することによって鉛直速度の絶対値 (V_v) を求める。鉛直速度をさらに時間で積分すると積分開始時点からの相対的な鉛直変位 (S_v) を求めることが出来る。

COG の水平方向の運動エネルギー ($E_{k,f}$) を[2-1]式に示し、鉛直方向の運動エネルギー ($E_{k,v}$) を[2-2]式に、位置エネルギー (E_p) を[2-3]式に、全エネルギー (E_{tot}) を[2-4]式に示す。

$$E_{k,f}=1/2mV_f^2 \quad [2-1]$$

$$E_{k,v}=1/2mV_v^2 \quad [2-2]$$

$$E_p=mgS_v \quad [2-3]$$

$$E_{tot}=E_{k,f}+E_{k,v}+E_p \quad [2-4]$$

但し、 m は身体質量、 g は重力加速度(9.8m/s^2)である。 $E_{k,y}$ は水平速度の 2 乗に比例するので、 $E_{k,y}$ の最大値と最小値は V_f と同じ局面で出現する。 V_v は COG の高さの最高時点と最小時点で 0 になるため、鉛直方向のエネルギー ($E_{k,v}+E_p$)

の振幅は位置エネルギーの振幅と同じ値となる。

これらの COG エネルギーの増加量から COG を動かすための外的仕事を求めることができる。COG を進行方向へ加速するために外的仕事 (W_f) を[2-5]式に示し、重力に対抗して COG を鉛直方向に持ち上げるための外的仕事 (W_v) を[2-6]式に示し、筋が COG を動かすために行った外的仕事 (W_{ext}) を[2-7]式に示す。

$$W_f = \Sigma \Delta E_{k,f} \quad [2-5]$$

$$W_v = \Sigma \Delta (E_{k,v} + E_p) \quad [2-6]$$

$$W_{ext} = \Sigma \Delta E_{tot} \quad [2-7]$$

但し、 Δ はエネルギーの増加量である。これらの外的仕事を時間で除すことにより COG を進行方向に加速するための外的パワー (Power-y)、COG を持ち上げるための外的パワー (Power-z)、筋の発揮した外的パワー (Power-ext) を求めることができる。歩行中の COG の位置エネルギーと運動エネルギーの変換効率を %recovery として[2-8]式に示す。

$$\%recovery = (|W_v| + |W_f| - W_{ext}) / (|W_v| + |W_f|) \times 100 \quad [2-8]$$

%recovery は、歩行において COG の位置エネルギーと運動エネルギーが相互に交換し合う率である。%recovery の意味は値が高いほど、重力を効率的に利用して歩行していることを示す。

Cavana らは床反力計測を用いて、股関節炎や片麻痺者²⁰⁾、日常的に重たい荷

物を頭の上に載せて運ぶアフリカ女性²²⁾、一流の競歩選手²⁴⁾、飛行機で放物線飛行を行い火星と同程度の重力環境を作り出し歩行計測する²⁵⁾など様々な対象に関して報告している。

現在、実際の片麻痺者に対して AFO を含めた補装具使用下での重力の効率的な利用の指標（%recovery）に関しては明らかになっていない。

2.2 本研究で使用した臨床評価指標

臨床評価指標とは、臨床上重要な視点となる生体現象を比較的容易に取り出し易いように構成されたツールである。本研究で使用した臨床評価指標について解説する。

Brunnstrom recovery stage (略称：BRS)

脳血管障害による運動麻痺の段階的評価法で BRS I～VIの順序尺度で表す。BRS 上肢、手指および下肢に共通した尺度の基準を表 2-1 に示す。

表 2-1 BRS の尺度の基準 ²⁶⁾

BRS I：随意運動なし、連合反応なしで弛緩性麻痺の状態。

BRS II：随意運動なし、連合反応のみ出現する。

BRS III：随意運動の出現。運動の様式は、共同運動として出現する。

BRS IV：共同運動から分離した運動が可能になる。

BRS V：さらに共同運動から分離した運動が可能になる。

BRS VI：協調性のある運動が可能になる。

BRS に関係した先行研究として、脳卒中患者を対象とした代表的測定指標について調査し、BRS は本邦の 241 施設中「必ず使用している」と「時々使用している」を合わせると、80%以上の施設で使用されており、本邦での使用頻度は非常に高い²⁷⁾と報告されており、今日でも運動麻痺の代表的な評価指標の一つである。また、麻痺肢の回復度を BRS により評価し、3 ヶ月以内に積極的な治療を行えば BRS の変化は認められるが、4 カ月以降では変化少ない²⁸⁾と報告されている。

Fugl-meyer assessment (略称：FMA)

主に脳卒中とその他の中枢性疾患を対象に機能障害の総合的評価として位置づけられている。世界的に使用頻度が高く、ガイドライン内での推奨レベルも高い。評価は順序尺度で、下肢 FMA の評価（表 2-2）に関しては各課題に対して「0（無・不可）」「1（不十分）」「2（有・十分）」の 3 段階で評価する。

表 2-2 下肢 FMA²⁹⁾

下肢			無・不能	不十分	有・十分
E. 股/膝/足					
I 反射	膝屈筋		0		2
	膝蓋腱・アキレス腱		0		2
II 背臥位で共同運動を評価する。随意収縮と重力による動きとを鑑別する					
a. 屈曲共同運動：	股	屈曲	0	1	2
下肢伸展位から開始	膝	屈曲	0	1	2
	足	背屈	0	1	2
b. 伸展共同運動：	股	伸展	0	1	2
下肢屈曲位から開始		内転	0	1	2
	膝	伸展	0	1	2
	足	底屈	0	1	2
III いす座位で膝を屈曲			0	1：≤90°	2：>90°
	足を背屈		0	1	2

FMA は、総合的な機能障害の評価であり、身体機能の経時的変化を簡便に捉えることで、リハビリテーションの効果判定などに用いられる。

modified Ashworth scale（略称：MAS）

多発性硬化症の痙縮評価法として開発されたAshworth scaleを片麻痺患者の肘関節屈曲筋の痙縮評価においてグレード1が離散的で信頼性が低いことから1+を加え改訂された評価指標がmodified Ashworth scale（表2-3）である。痙縮評価として世界的に通用する尺度であり、国内でも最も利用されている機能障害評価法である。尺度は名義尺度で6段階の名義がある。

表2-3 modified Ashworth scale³⁰⁾

0	筋緊張増加なし
1	軽度の筋緊張増加あり 屈曲・伸展運動で引っかかる感じと消失間を受ける もしくは最終可動域で受けるわずかな抵抗感がある
1+	軽度の筋緊張増加あり 明らかに引っかかる感じがある もしくは可動域1/2以下の範囲で受けるわずかな抵抗感がある
2	はっきりとした筋緊張の増加あり 全可能範囲で受けるが、容易に動かせることが可能である
3	かなりの筋緊張増加あり 他動運動は困難である
4	患部は固まり、屈曲・伸展運動ができない

2.3 歩行周期

歩行周期の概念は、同側の足の初期接地から次の初期接地までの時間によって定義付けられている。初期接地が一番明確に観察されるため、歩行周期の始まりと終わりに決められている。時間の構成でみると歩行周期は立脚期と遊脚期に分けることができる。さらに、立脚期は一侧の下肢で支持する単脚支持期と、両脚の下肢で支持する両側支持期に分けられる（図 2-1）。

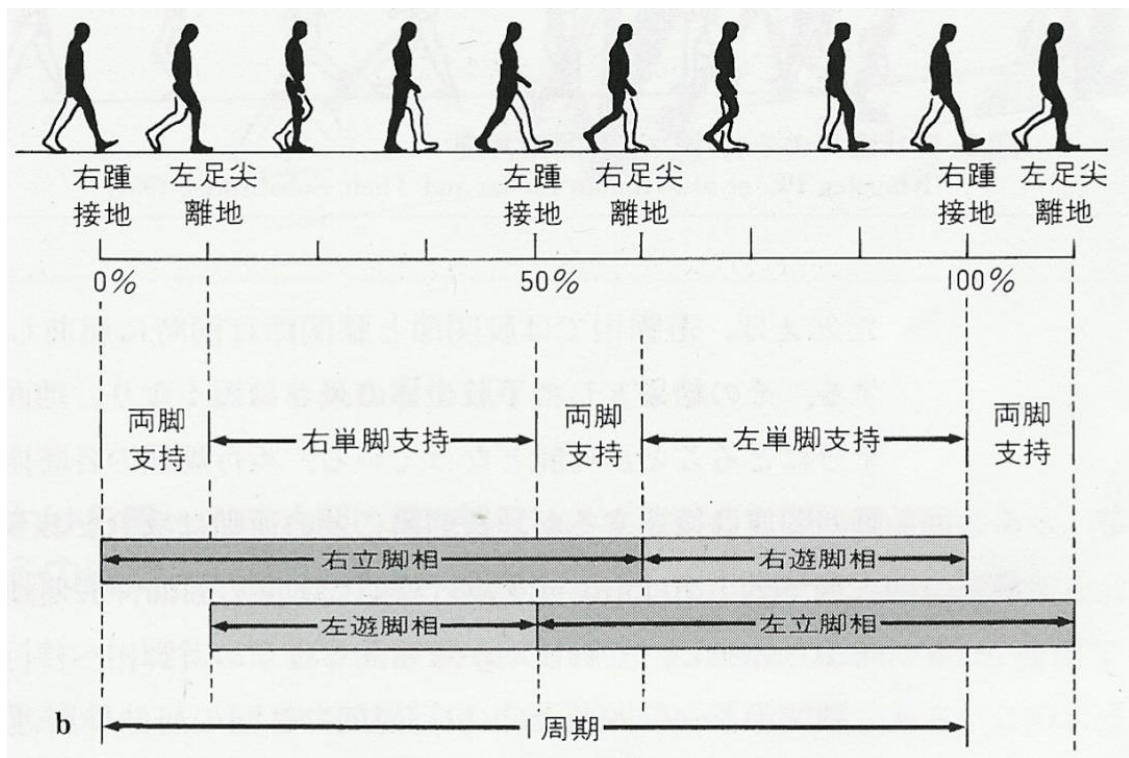


図 2-1 歩行周期の時間因子 ³¹⁾

本論文では、時間構成の区分として、2つの両脚支持期、単脚支持期、遊脚期を中心に議論する。しかし、時間構成の区分だけでは歩行の説明には不十分であるために、健常歩行と病的歩行のいずれをも記述できる前提条件を満たし、一義的に理解できるランチョ・ロス・アミーゴ方式の用語を用いた。立脚期と遊脚期はさらに細かな相に分けられる。立脚期は5つ、遊脚期は3つの相に分けられ、それらすべてで3つの役割を果たす（図2-2）。この3つの機能的役割を果たす時期（時間構成の区分）と相について表2-5に、機能的役割の時間的割合を図2-3にまとめる。相の略語は表2-4に示す。

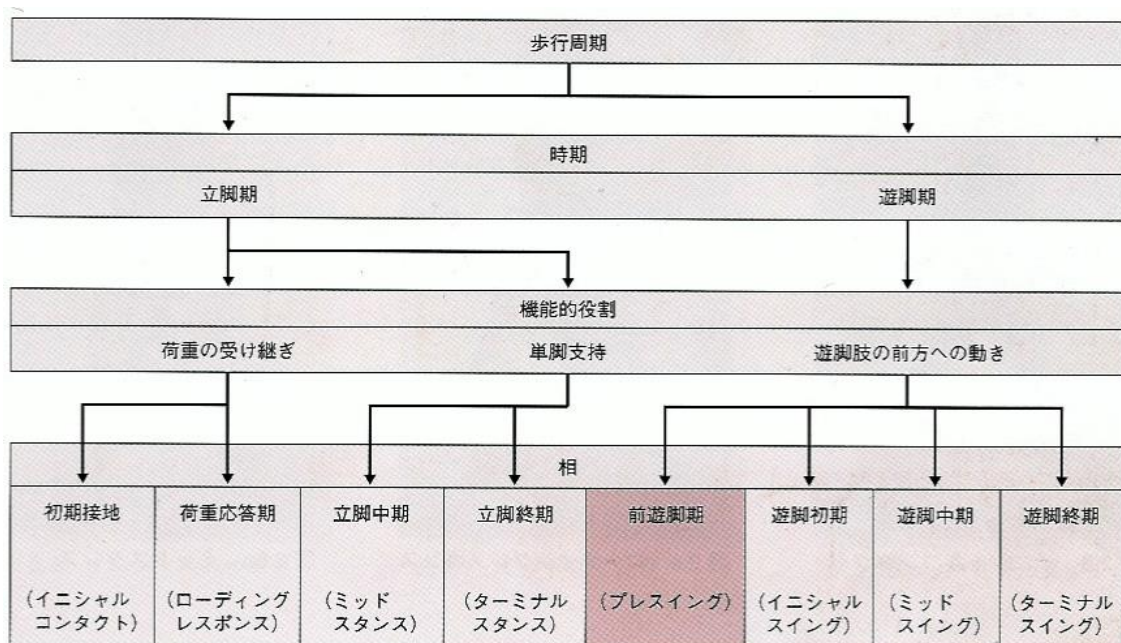


図 2-2 歩行周期の細分化 ³¹⁾

表 2-4 各相の略語 ³¹⁾

略語	定義	日本語訳
IC	Initial contact	初期接地
LR	Loading response	荷重応答期
MSt	Mid stance	立脚中期
TSt	Terminal stance	立脚終期
PSw	Pre-swing	前遊脚期
ISw	Initial swing	遊脚初期
MSw	Mid swing	遊脚中期
TSw	Terminal swing	遊脚終期

表 2-5 機能的役割と時間区分と相

機能的役割	時間構成の区分	相
荷重の受け継ぎ	両脚支持期 1	IC、LR
単脚支持	単脚支持期	MSt、TSt
遊脚期の脚の前方移動	両脚支持期 2、遊脚期	PSw、ISw、MSw、TSw

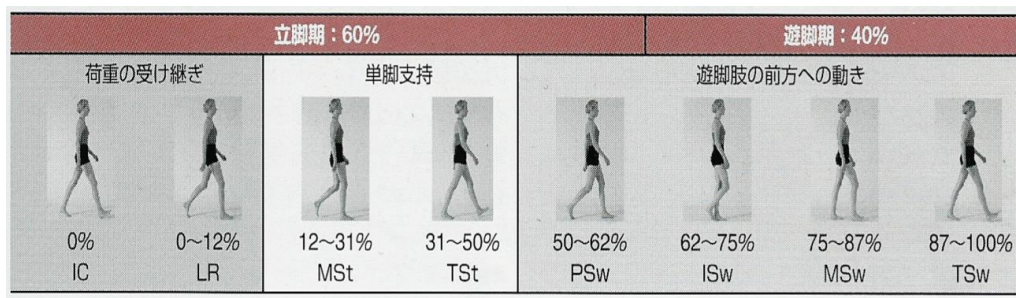


図 2-3 機能的役割の時間的割合 ³¹⁾

機能的役割としての荷重の受け継ぎは、時間構成の区分では最初の両脚支持期で起こる。この最初の両脚支持期を**両脚支持期 1**と呼ぶ。対応する相は IC と LR である。この時期は、床への足接地により短時間に激しい床反力が生じる。その衝撃を吸収する足関節周りの筋として、前脛骨筋が強く収縮（遠心性収縮）し、その収縮は LR で脛骨を前方に引き寄せる作用も持つ。

機能的役割としての単脚支持は、**単脚支持期**で起こり、対応する相は MSt、TSt となる。この時期は足関節底屈筋群の遠心性収縮によって脚の安定性を制御する。

機能的役割としての遊脚期の脚の前方移動は、**遊脚期**と**両脚支持期 2**（2 回目の両脚支持期）に起こり、対応する相は PSw、ISw、MSw、TSw となる。PSw は、反対側が IC と LR であるために両脚支持期 2 となる。立脚期でありながら機能的役割は遊脚の役割を担い、筋活動は遊脚の準備として前脛骨筋が働き始める。

2.4 装具の概要 31-34)

人間は、紀元前 2750～2625 年あたりには骨折時に患部を添える木で固定する方法を身につけていた。これも一種の装具と言える。このように、装具の歴史は非常に長いが、第一次世界大戦や第二次世界大戦において、世界規模で大量に出た負傷者に対して、自立した生活を支援するための法制度が整ったことで、目覚ましい技術の進歩を遂げ、現在も様々な知見の集積と技術革新が続いている。

日本工業規格（Japanese Industrial Standards : JIS）では、装具とは「四肢体幹の機能障害の軽減を目的として使用する補助器具のことである」と定められている。装具を生体に装着することによって、生体の動きを制限したり、援助したり、アライメント（骨の配列）を変えたりする。用途としては、局所的な安静や免荷、生体の異常運動の制御を目的とし用いられている。このような装具を治療やリハビリテーションのために用いられることを装具療法という。

装具の使用目的を以下にまとめる。

1. 安静・固定保持
2. 良肢位保持
3. 病的組織の外力からの保護
4. 拘縮や変形の予防および矯正

5. 機能を失った筋または機動力の補助・代償
6. 弱化した筋または不安定な関節の保護または補助
7. 筋バランスの動的支持あるいは矯正
8. 筋運動の方向または力のコントロール
9. 可動域の保持
10. 術後の筋や腱機能の再教育

2.4.1 装具の分類

装具の分類法（表 2-6）にはいくつかの方法がある。法制度からは治療用装具と更生用装具に分類される。目的別には固定、矯正、予防、免荷などに分けられる。機能的には動的、静的に分けられる。装着部位による分類では、装着される部位に基づいて上肢、体幹、下肢に分類される。実際に装具を示す時には、その装具の制御する関節に基づいた名称を使用するが、本邦の法制度による装具の名称は、固有名詞や疾患名を持ったものがあり、名称の付け方には混乱がある。そのため、アメリカ式の装具の制御する関節に基づく呼称（American Academy of Orthopadeic Surgeons : AAOS）による分類法が一般化しつつある。

表 2-6 装具の分類

法制度的分類	目的別分類	機能的分類	部位分類
治療用	固定	動的	上肢
更生用	矯正	静的	体幹
	予防		下肢
	免荷		
	治療用		
	訓練用		

2.4.2 短下肢装具の分類

AFO は AAOS による分類では、下肢装具に属し、足関節の動きを制御することとを目的としている（表 2-7、図 2-4）。

表 2-7 AAOS による下肢装具の分類

装具の名称	特徴
骨盤帯長下肢装具 (Hip Knee Ankle Foot Orthosis: HKAFO)	骨盤から足底に及ぶ構造を持ち、股、膝、足関節の動きを制御する
股装具 (Hip Orthosis : HO)	骨盤から大腿部に及ぶ構造を持ち、股関節の動きを制御する
長下肢装具 (Knee Ankle Foot Orthosis:KAFO)	大腿部から足底部に及ぶ構造を持ち、膝関節と足関節の動きを制御する
膝装具 (Knee Orthosis:KO)	大腿部から下腿部に及ぶ構造を持ち、膝関節の動きを制御する
短下肢装具 (Ankle Foot Orthosis:AFO)	下腿部から足底部に及ぶ構造を持ち、足関節の動きを制御する
足底装具 (Foot Orthosis:FO)	足底と履物の間に挿入して歩行を円滑に行わせる目的を持つ

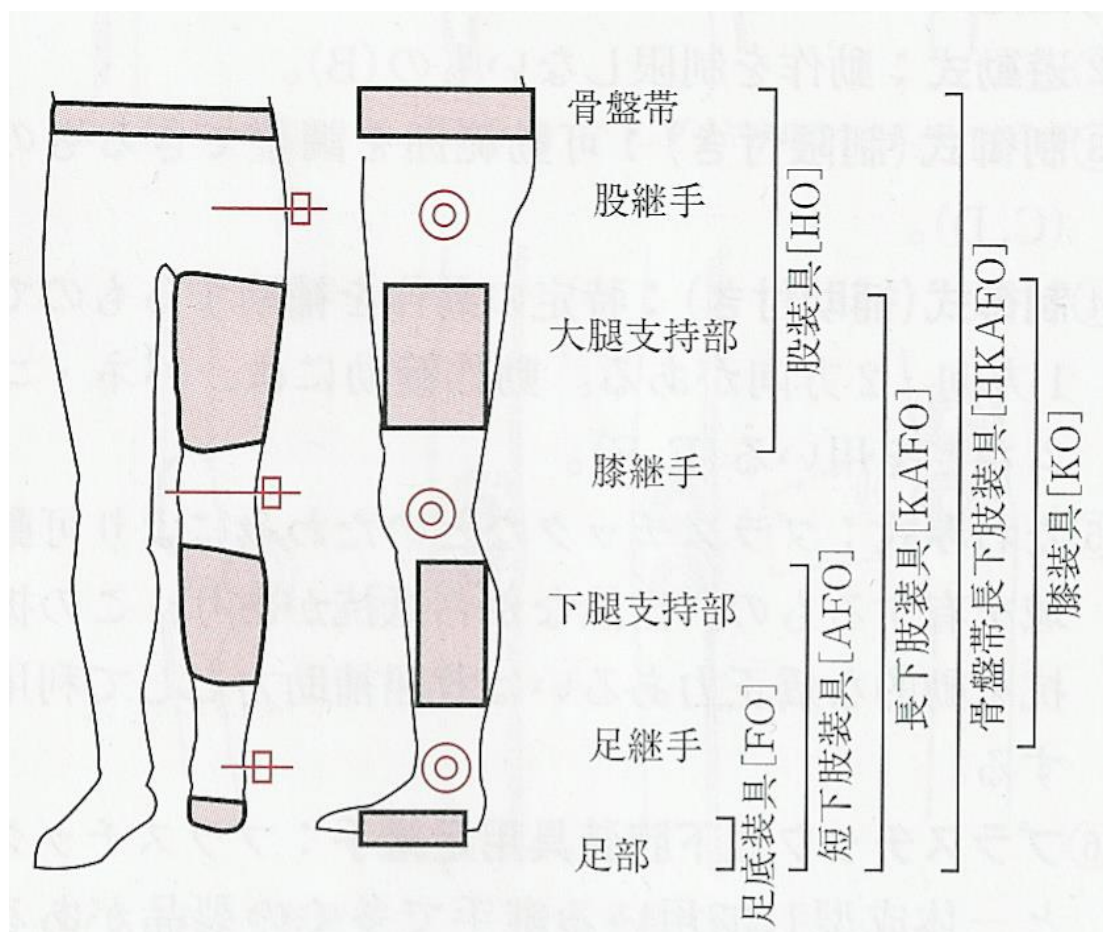


図 2-4 下肢装具名称と構成要素名称³³⁾

現在、多くの AFO が開発され医療現場などで処方されている。素材の分類ではプラスチック型と金属支柱型があり、プラスチック型にはプラスチック一体型と足継手を使用したものがある。本論文では、これらをデザインや継手の種類によってではなく、歩行中の足関節の動きに対する働きによって分類する。

本論文で使用する AFO の分類について図 2-5 を用いて解説する。まず、AFO の機能を述べるために必要な「制動」と「制限」という用語について説明する。制限とは、ある角度で足関節の動きを止めることを示す。一方、制動とは、足関節の動きに抵抗をかけながら動くことを示す。これらの用語を用いて AFO を

分類する。

タイプ A は足継手の角度制限によって底屈角度と背屈角度を制限する AFO で、継手の調節により制限角度を調節することができる。

タイプ B は底屈方向と背屈方向の両方の動きを制動する AFO で、最も一般的に使用されているシューホン型 AFO など、プラスチック一体型の AFO がここに含まれる。このタイプでは、プラスチックの素材の厚さや足関節部のトリミングによって制動の大きさを調節することが可能である。また、採形時の足関節角度によって、制動の効き始める足関節角度を調整できる。しかし、一度 AFO を作成してしまうとその角度や制動力の調整が困難で、片麻痺者の歩行の変化に柔軟に対応できないことと、後で述べるが、MSt 以降の足関節背屈運動に必要な制動をかけてしまうことが大きな欠点である。

タイプ C は、底屈方向の動きはある角度で制限があり、背屈方向には自由に動く AFO である。角度制限は継手の機構やストッパーなどによって行われ、角度の調整が可能である。

タイプ D は、もっとも自由度の大きい AFO で、底屈方向には制動をかけながら働き、背屈方向には自由に動く AFO である。これらの AFO は底屈方向の制動の大きさと制動がかかり始める角度を対象となる片麻痺者の歩行状態に合わせて調整することが可能である。このタイプ D の AFO を底屈制動 AFO と呼び、本研究で使用する底屈制動 AFO である Gait Solution もタイプ D に含まれる。

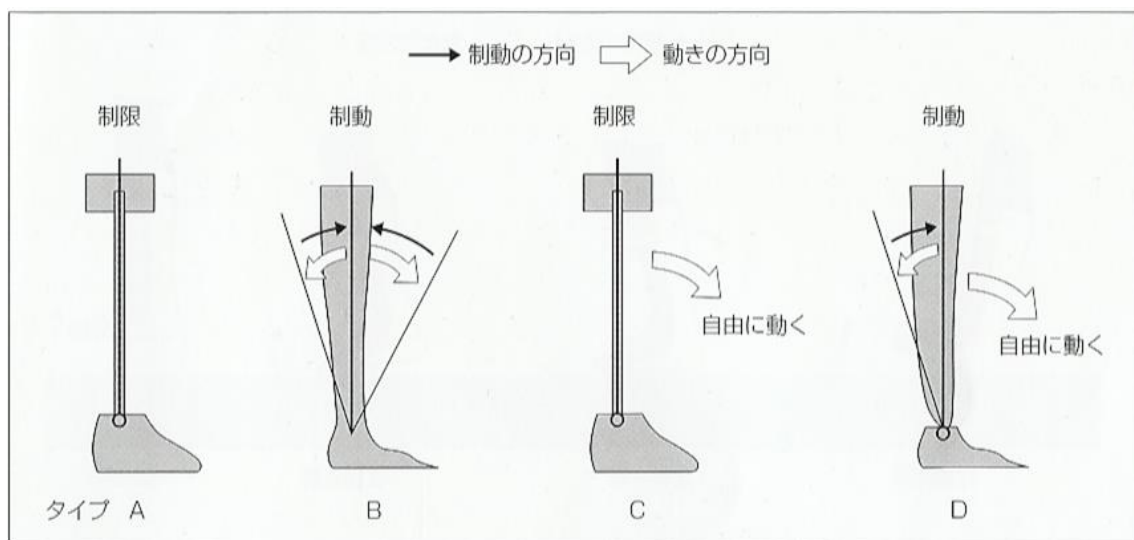


図 2-5 AFO の分類³⁶⁾

2.4.3 歩行中の短下肢装具の働き

AFO の分類で用いた図 2-5 の用語を用いて、歩行中の AFO の働きについて解説する（図 2-6）。

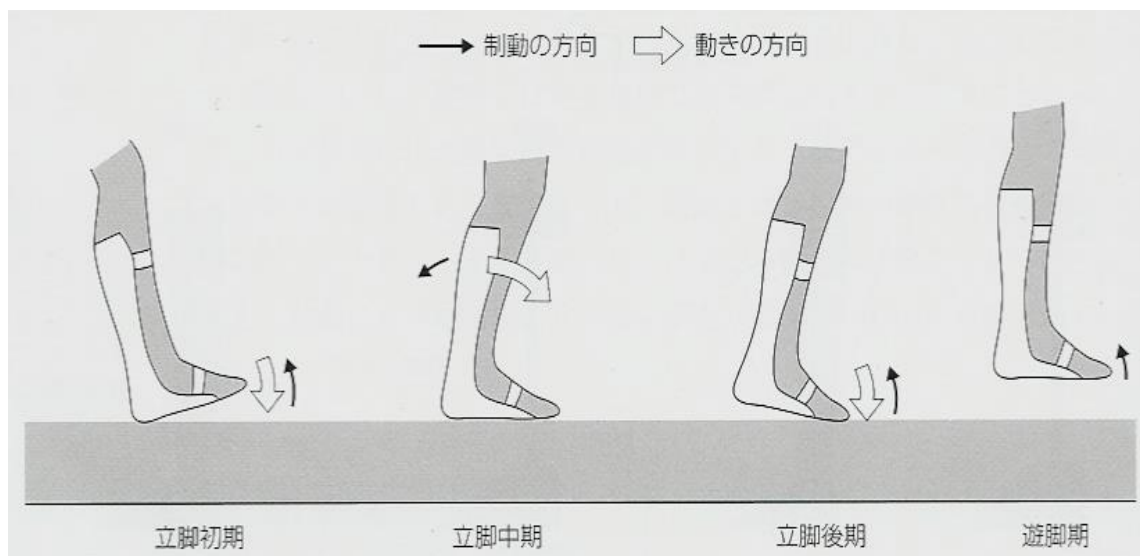


図 2-6 歩行中の AFO の働き ³⁶⁾

①IC～LR（立脚初期：踵接地から足底接地）

健常歩行では、踵接地の直後に足関節が底屈しながら足底全体が接地する。この底屈の動きに制動をかけるタイプ B とタイプ D の AFO では、AFO が背屈筋の遠心性収縮の補助を行って、徐々に底屈しながら足底接地を行う。底屈角度を制限するタイプ A とタイプ C の AFO では、踵接地直後の足関節底屈運動は起こらず、下腿が急激に前傾しながら足底接地に至る。

②MSt（立脚中期：足底接地から踵離れ）

健常歩行では、足底接地から踵離れにかけて足関節は背屈運動を起こす。背屈方向の動きに対して角度制限するタイプ A では、AFO によって過剰は背屈を防止できる。背屈方向の動きに制動をかけるタイプ B では、AFO の制動を調整すれば適度な撓みによって底屈筋の遠心性収縮を保持することができる。足関節背屈方向に自由に動くタイプ C と D の AFO では、この時期には AFO による補助を行っていない。

③TSt～PSw（立脚後期：踵離れからつま先離れ）

正常歩行では、この時期に再び足関節が底屈する。すべての AFO で底屈に対する制限や制動がかかる。しかし、この時の AFO の制動は、AFO が足関節の初期角度から背屈方向に変化した時に、初期角度まで戻そうとする働きであるので、歩行の推進力に有効な底屈筋の補助を行っていない。

④ISw～TSw（遊脚期：つま先離れから踵接地）

遊脚期に足関節に加わる底屈方向の力は小さいため、すべての AFO で足関節の背屈位を保つことが可能である。

以上のように、AFO による制動は足関節まわりの筋の働きを補助している。

③と④の時期による AFO の働きの違いは小さくなく、AFO のタイプによる違いは主に①と②の時期に影響する。

2.4.4 底屈制動短下肢装具の効果と特徴

ここでは、代表的な底屈制動 AFO である Gait Solution の機能（図 2-7）と先行研究の報告から Gait Solution の効果と特徴について紹介する。

前項で Gait Solution は自由度の大きい AFO で、底屈方向には制動をかけながら働き、背屈方向には自由に動く AFO であることを述べた。その歩行中の身体におよぼす最も特徴的な働きは、IC～LR に制動をかけながら底屈することによって麻痺側へのなめらかな体重移動を可能とし、MSt に自由に背屈することによって下腿の前傾を可能としている点である。

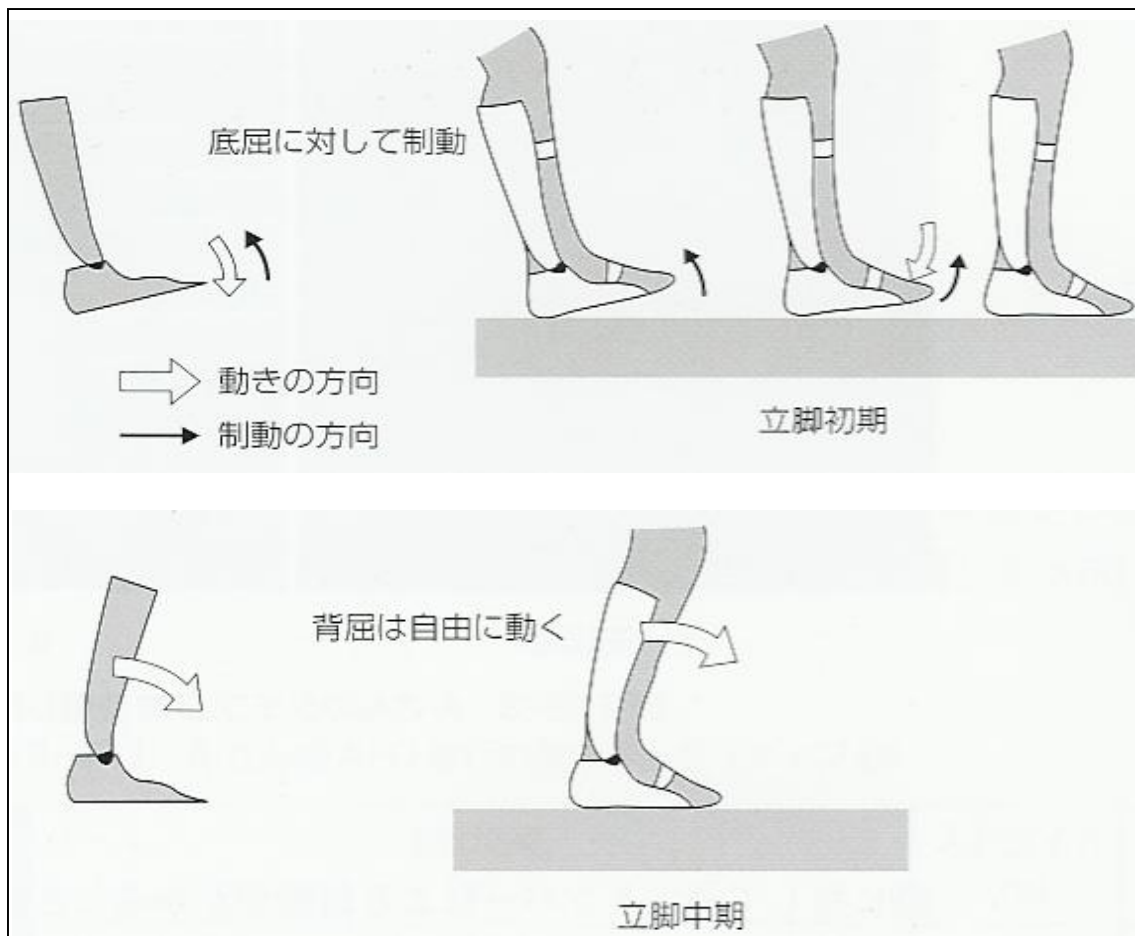


図 2-7 底屈制動短下肢装具 Gait Solution の機能 ¹¹⁾

Gait Solution の効果として、歩行速度を中心とする運動学的分析、麻痺側下肢筋の動作筋電図学的解析からの分析 ³⁷⁾、歩行時の非対称的な体幹の動きの改善 ^{38,39)} などについて検討され、底屈制動 AFO は立脚初期の滑らかな足部の動きを実現し、滑らかな重心移動を再現させることが確認されている。これらの結果は、片麻痺者がもっとも難易度の高い荷重の受け継ぎの機能的役割を補助し、非麻痺側での推進力を維持しながら麻痺側で滑らかに荷重を受けるという正常歩行パターンを実現できる可能性を示唆している。



図 2-8 底屈制動短下肢装具 Gait Solution

第 3 章

研究方法

3.1 歩行速度と運動制御の関係

3.1.1 本実験の背景と必要性

本研究の主題の一つは、片麻痺者に対する底屈制動 AFO 使用時の運動制御変化を確認することである。ここでの運動制御変化とは、具体的には歩行周期の時間因子、非麻痺側下肢筋の同時収縮指標の 2 点である。

その主題となる片麻痺者を被験者とした実験方法として、シングルケースデザイン⁴⁰⁾を採用しているため、実験期間は 6 週間におよび、その中で片麻痺者の歩行速度が変化する可能性がある。実験期間中の歩行速度を統制するという方法も考えられるが、片麻痺者に対して歩行速度の統制を行うと、その統制自体の影響で運動制御を変化させてしまう可能性があるため、片麻痺者の歩行課題は歩行条件を規定しない自由歩行とするのが妥当である。

以上の理由から、片麻痺者の歩行課題は自由歩行とし、しかも実験期間中に歩行速度が変化することを前提として研究を進める必要がある。したがって、歩行速度と運動制御変化の関係を明らかにしなければ、片麻痺者の非麻痺側運動制御変化が歩行速度変化に起因する現象なのか、底屈制動 AFO 使用に起因する現象なのか不明になってしまう。

3.1.2 目的

健常者を対象にケーデンス（1 分間あたりの歩数）をペーシングすることによって、歩行速度を統制する方法を用いて、ケーデンスと歩行周期の時間因子、ケーデンスと同時収縮指標との関係性を明らかにする。

3.1.3 対象とした被験者

両下肢に整形外科疾患や神経疾患の既往のない、20 代健常男性 5 名を対象に行った。本実験内容について十分な説明をし、同意を得てから実験を行った。

3.1.4 研究方法

歩行路は 10m の平地歩行にて行い、メトロノーム (Metronome for Windows : フリーソフトウェア) を用いて 10steps/min 刻みでケーデンスをペーシングし、ケーデンス 70 から 110 までの 5 条件を、1 条件につき 6 試行、計 30 試行記録した。歩行開始時および終了時は、過渡期で歩行が安定していないため、歩行開始 4 歩目以降で歩行終了 4 歩前以前のデータを採用した。本実験では 1 試行で 1 歩行周期のデータを収集した。

筋電計測器には NORAXON 社製 : TelemyoG2 を使用し、導出筋としては前

脛骨筋 (Tibialis Anterior : TA)、内側腓腹筋 (Gastrocnemius medialis : GC) とした。電極を貼る前に、皮膚と電極間の抵抗をできるだけ小さくするため、アルコールで皮膚表面を脱脂する処置を行った。電極を貼った後、安静座位にてハムノイズやケーブルの動揺によるノイズが発生していないか、注意深く確認してから歩行動作での計測を行った。サンプリング条件は、サンプリング周波数 1080Hz とし、歩行周期の時期を判別する目的でデジタルビデオカメラと同期させた。サンプリングした RAW データは電図解析ソフトウェア (ノラクソン社製 : マイオリサーチ XP) を使用し全波整流化の後、Microsoft Office Excel 2007 を使用し、平均化の時間を 0.2 秒間として移動平均処理を行い、1 歩行周期の移動平均最大値を 100% として換算し正規化した値 (% of Max EMG : %TA、%GC) を求めた。

歩行周期内の TA と GC の相対的な筋活動を経時的に把握するには、動筋・拮抗筋を 1 つの単位として捉える必要があり、その方法として、Agonist-Antagonist EMG Ratio Method を用いて %TA を縦軸、%GC を横軸にとった相関図^{41,42)}である、TA-GC correlationgram (図 3-1) を作成した。TA-GC correlationgram は 1 歩行周期全体、両脚支持期 1、単脚支持期、両脚支持期 2、遊脚期についてそれぞれ時間軸を正規化し作成した。また、TA-GC correlationgram は %TA と %GC の両成分が高い右上の領域であれば同時収縮傾向であると判断するため、同時収縮指標として式 3-1 のように表現した。

$$\%TA \times \%GC / 100 = \text{同時収縮指標} [\%] \quad \cdots [3-1]$$

歩行周期の割合は、各ケーデンスでの 1 歩行周期時間に対する各時期の割合を算出した。

歩行周期の割合、同時収縮指標に対する統計には、IBM SPSS ver.18 を使用し、フリードマン検定を行い、有意水準 5%未満とした。

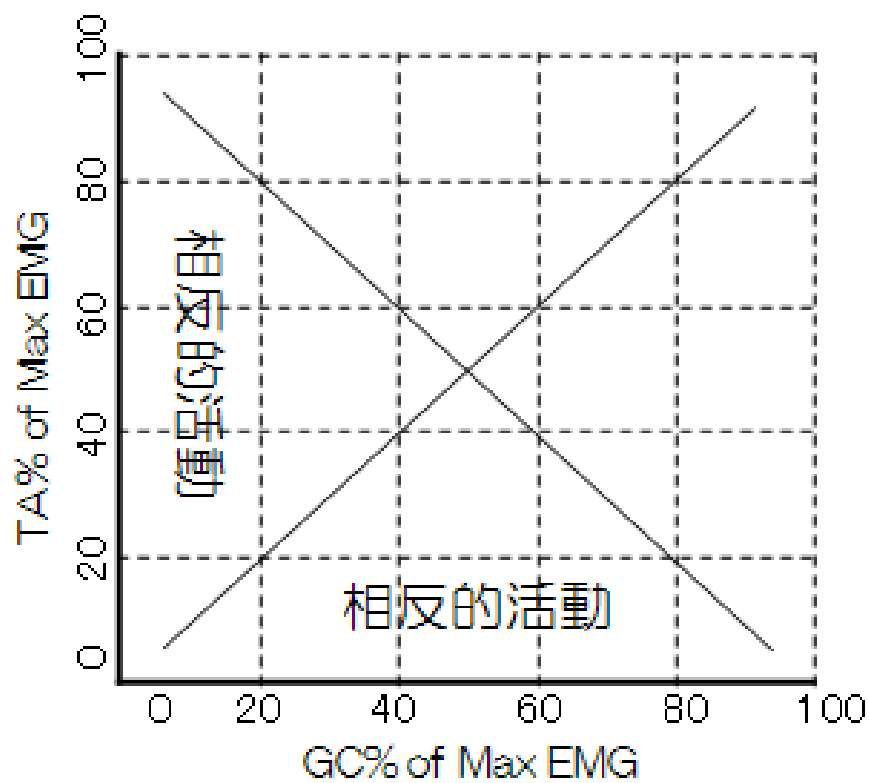


図 3-1 TA-GC correlationgram

3.2 底屈制動 AFO 使用時の歩行パラメータ

3.2.1 対象とした被験者

底屈制動機能を有さない AFO を日常的に使用している、維持期の片麻痺者 3 名とした (表 3-1)。

表 3-1 被験者の基本情報

	Case1	Case2	Case3
性別	女	男	男
年齢(年)	33	58	37
病名	脳梗塞	脳出血	脳出血
麻痺側	左	右	右
罹患期間 (月)	20	112	28
下肢 BRS	III	IV	IV
下肢 FMA	9 (41%)	18 (82%)	20 (91%)
下腿三頭 MAS	2	2	1
歩行レベル	屋内見守り	屋外自立	屋外自立
既存 AFO	金属支柱付 AFO (底屈制限・背屈遊動)	タマラック AFO	ORUTOP AFO
身長(cm)	160	172	175
体重(kg)	57	74	75

BRS : Brunnstrom recovery stage;

FMA : Fugl-meyer assessment;

MAS : modified Ashworth scale;

3.2.2 実験スケジュール

底屈制動 AFO 使用時の歩行パラメータに関する実験スケジュールを図 3-2 に示す。

底屈制動 AFO 適合直後(即時効果)と継続使用による効果を検証する目的で、適合初日に三次元動作解析装置を用いて、既存の AFO での歩行と底屈制動 AFO 適合初日の歩行を計測した。対象者に底屈制動 AFO の継続使用に対する承諾を得た上で、3 週間後に底屈制動 AFO 使用下で同様の歩行計測を再度行った。

比較検討の組み合わせを次のように位置付けた。底屈制動 AFO 適合時の歩行変化(以下、PF-AFO 適合時変化)として、①既存 AFO と②PF-AFO 適合初日の比較とした。底屈制動 AFO の適合および 3 週間の継続使用による歩行変化(以下、PF-AFO 継続変化)として、①既存 AFO と③PF-AFO 適合 3 週後の比較とした。底屈制動 AFO を適合した上での底屈制動 AFO を継続使用したことによる歩行変化(以下、PF-AFO 適合後変化)として、②PF-AFO 適合初日と③PF-AFO 適合 3 週後の比較とした。

また、実験期間中に医療機関などでの理学療法アプローチを行っている被験者はいなかった。

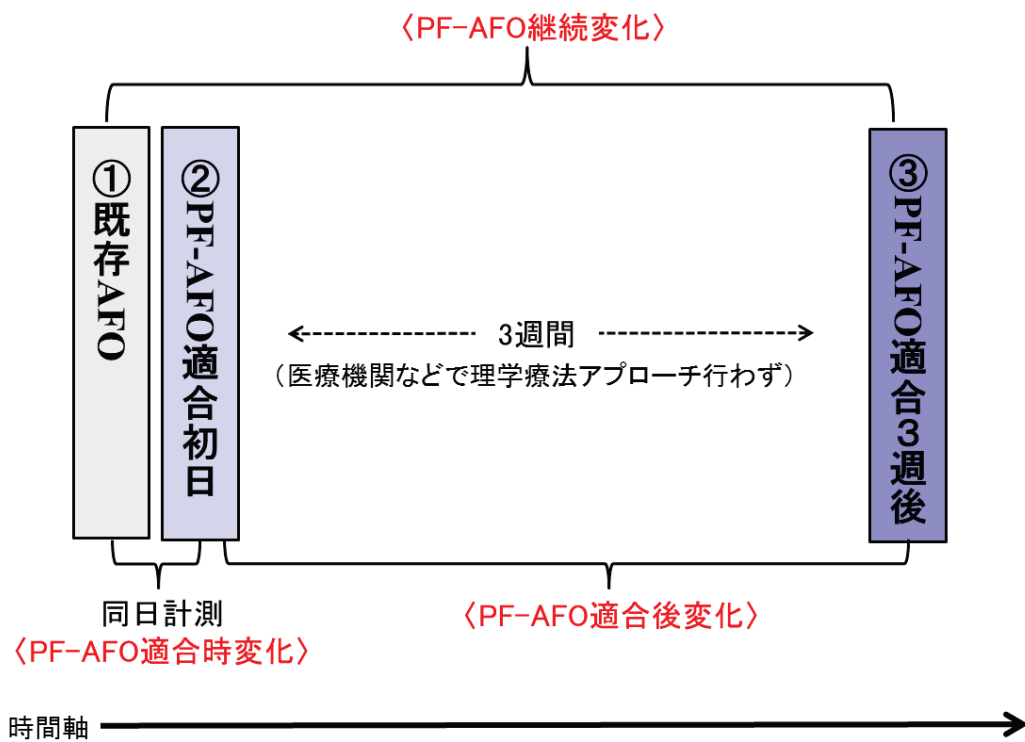


図 3-2 底屈制動 AFO 使用時の歩行パラメータに関する実験スケジュール

3.2.3 研究方法

底屈制動 AFO の適合判定は、立脚相に足関節の底屈運動が認められ、被験者主観として歩きやすくなることとし、そのことを確認した上で初期角度・油圧の強度設定を行った。また、油圧の強度設定に関しては、3 週間後の歩行計測時においても適合判定として同様に行った。歩行の指導は、「麻痺側の踵から接地するように」と口頭で指示した。底屈制動 AFO 適合初日の計測においては、AFO 変更にもなう疼痛や転倒などに関して、安全性を確認する目的で、底屈制動 AFO 使用下にて十分な歩行練習時間を設けた。

三次元動作解析は 7 m 50 cm の平地歩行路にて行い、片道ずつ 1 条件につき 6 試行を行った。歩行計測においては、定常状態を抽出するために歩行開始後の 4 ステップ以降を対象とした。計測機器は、歩行路の周りに 6 台の赤外線カメラを装備した三次元動作解析装置（Vicon Motion Systems 社製：VICON-MX）と縦 600 mm×横 400 mm の床反力計（AMTI 社製：OR6-7）4 枚とした。マーカには反射マーカを使用し、装着位置は、左右それぞれの肩峰、大転子と上前腸骨棘を結んだ線上の大転子から 1/3 の点、膝関節裂隙外側中央、外果、第 5 中足骨頭、踵部、上前腸骨棘、上後腸骨棘の合計 16 点とした。

身体座標データは、赤外線カメラから VICON データステーションに取り込まれ、三次元座標へと変換した。同時計測された床反力計データは、サンプリング周波数 120 Hz で A/D 変換され、動作解析用パーソナルコンピュータへ取り込んだ。本実験では、計測したデータから VICON のアドインソフト Export to DIFF を用いて臨床歩行分析研究会⁴³⁾で定めた Data Interface File Format

(DIFF) に変換した。この DIFF 形式の三次元座標および床反力データから DIFF GAIT を用いてフィルタリング、生理的な関節位置への変換、COG 位置、関節角度、関節モーメント、関節のパワーの計算を行った。次に Wave eyes を用いて Excel 形式に変換し、1 歩行周期を基準とした時間軸の正規化を行った。底屈制動 AFO 使用による歩行変化を表現するパラメータは、過去の報告³⁶⁻³⁹⁾を参考に歩行速度、非麻痺側歩幅、COG 高さ（ピーク値）、麻痺側足関節背屈モーメントピーク値、麻痺側足関節底屈モーメントピーク値を算出した。歩行速度は、得られた COG 移動距離と移動時間のデータをもとに算出した。非麻痺側歩幅は各被験者の身長が異なるため、身長で割ることによって正規化した。立脚期 COG の高さに関しては、非麻痺側立脚相の最大の COG 高さを 100%として、麻痺側立脚相の最大の COG 高さの割合を求めた。麻痺側足関節背屈モーメントピーク値、麻痺側足関節底屈モーメントピーク値に関しては、身長と体重による正規化を行った。

統計ソフトには IBM SPSS ver.18 を使用し、Kruskal-Wallis 検定を行い、有意差が認められた項目に関して Mann-Whitney 検定を適用した。統計的有意水準は 5%未満とした。

3.3 底屈制動 AFO 使用時の非麻痺側下肢の代償的筋活動と

歩行周期の時間因子

3.3.1 対象とした被験者

3.2.1 で示した被験者（表 3-1）と同様であるため省略する。

2.3.2 実験スケジュール

底屈制動 AFO 使用時の非麻痺側下肢の代償的筋活動と歩行周期の時間因子に関する実験スケジュールを図 3-3 に示す。

個々の運動制御の変化を縦断的に評価する目的で、シングルケースデザイン AB 法を採用した。ベースライン期として、既存 AFO で週 1 回の頻度で、3 週間にわたり動作筋電図（electromyogram : EMG）計測を行った。ベースライン期の 3 週経過時に PF-AFO を適合し、PF-AFO 介入期としてベースライン期と同様に週 1 回の頻度で 3 週間 EMG 計測を行った。PF-AFO 介入期では実生活場面でも PF-AFO を使用した。ベースライン期の 4 セッションについて、ベースライン 1 からベースライン 4 とし、PF-AFO 介入期の 4 セッションを PF 初から PF4 とした。

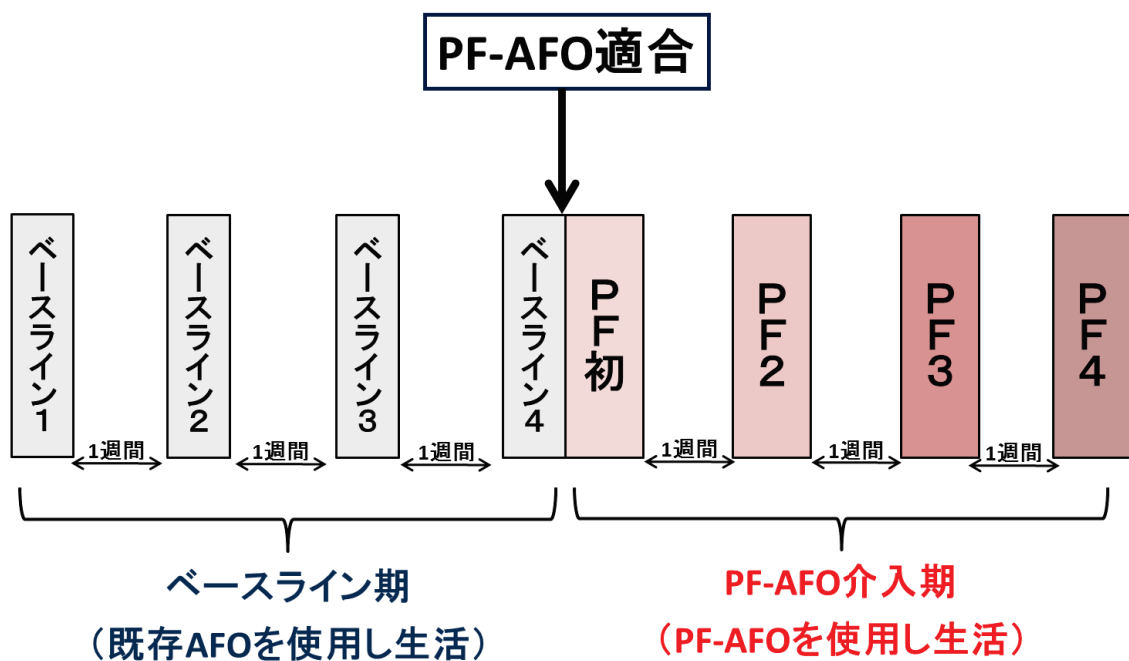


図 3-3 底屈制動 AFO 使用時の非麻痺側下肢の代償的筋活動と歩行周期の時間因子に関する実験スケジュール

3.3.3 研究方法

底屈制動 AFO の適合判定は、立脚相に足関節の底屈運動が認められ、被験者主観として歩きやすくなることとし、そのことを確認した上で初期角度・油圧の強度設定を行った。歩行の指導は、「麻痺側の踵から接地するように」と口頭で指示した。底屈制動 AFO 適合初日の計測においては、AFO 変更にとまなう疼痛や転倒などのリスクを回避する目的で、底屈制動 AFO 使用下にて十分な歩行練習時間を設けた。

歩行実験は、前後 3m ずつ助走をとった 10m の平地歩行路にて自由歩行を 6 試行行い、中間 5m 地点の歩行を対象に 1 試行につき 1 歩行周期のデータを収集した。EMG 測器には Noraxon 社製:TeleMyoG2 を使用し、導出筋は非麻痺側前脛骨筋 (tibialis anterior : TA)、非麻痺側内側腓腹筋 (gastrocnemius medialis:GC)とした。電極を貼付前に、皮膚と電極間の抵抗を可能な限り小さくするため、アルコールで皮膚表面を脱脂する処置を行った。電極を貼付後に安静座位にてハムノイズやケーブルの動揺によるノイズが発生していないか注意深く確認してから歩行動作での計測を行った。

EMG 計測のデータ処理は、EMG サンプリング条件として周波数 1,500 Hz とし、歩行周期の時期を判別する目的でデジタルビデオカメラと同期させた。サンプリングした RAW データは筋電図解析ソフトウェア (Noraxon 社製:MyoResearch XP)を使用し、全波整流化の後、Microsoft Office Excel 2010 を使用し、平均化の時間を 0.2 秒として移動平均処理を行った。

データ解析は、1 歩行周期の移動平均最大値を 100%として換算し正規化した

値(%of Max EMG:%TA,%CC)を算出し、Agonist-Antagonist EMG Ratio Method^{41,42)}を用いて%TA を縦軸、%GC を横軸にとった相関図である TA-GC correlationgram(図 3-1)を作成した。TA - GC correlationgram は、非麻痺側を基準に非麻痺側両脚支持期 1(非麻痺側前脚、麻痺側後脚の両脚支持期)、非麻痺側単脚支持期、非麻痺側両脚支持期 2(麻痺側前脚、非麻痺側後脚の両脚支持期)、非麻痺側遊脚期に分類し、それぞれ時間軸を正規化し作成した。また、TA-CC correlationgram は%TA と%GC の両成分が高い右上の領域で同時収縮傾向と判断するため、同時収縮の割合を定量化する目的で、 $\%TA \times \%GC / 100 = \text{同時収縮指標}[\%]$ として表現した。1 歩行周期の時間因子についても、同様の分類方法で非麻痺側両脚支持期 1、非麻痺側単脚支持期、非麻痺側両脚支持期 2、非麻痺側遊脚期の時間を算出した。

統計解析は、ベースライン 1 から PF4 までの計 8 セッションの 1 歩行周期の時間因子、同時収縮指標を対象とし、IBM SPSS ver.18 を使用し、Kruskal Wallis 検定を行い、有意な組み合わせに関して Mann-Whitney 検定を行った。有意水準は 5%未満とした。

3.4 底屈制動 AFO 使用時の力学的エネルギー

3.4.1 対象とした被験者

底屈制動機能を有さない AFO を日常的に使用している、維持期の片麻痺者 5 名とした (表 3-2)。

表 3-2 被験者の基本情報

	Case1	Case2	Case3	Case4	Case5
性別	女	男	女	男	男
年齢(年)	33	37	50	67	65
病名	脳梗塞	脳梗塞	脳梗塞	脳出血	脳出血
麻痺側	左	右	左	右	右
罹患期間 (月)	20	28	124	202	44
下肢 BRS	III	IV	III	III	III
下肢 FMA	9 (41%)	20 (91%)	15 (68%)	15 (68%)	17 (77%)
下腿三頭筋 MAS	2	1	2	1+	2
歩行レベル	屋内見守り	屋外自立	屋外自立	屋外自立	屋外自立
既存 AFO	金属支柱 AFO (底屈制限・背屈遊動)	ORUTOP AFO	ORUTOP AFO	ORUTOP AFO	靴べら型 プラスチック AFO
身長(cm)	160	175	151	164	163
体重(kg)	57	75	51	68	65

BRS: Brunnstrom recovery stage;

FMA: Fugl-meyer assessment;

MAS: modified Ashworth scale;

3.4.2 実験スケジュール

底屈制動 AFO 使用時の力学的エネルギーに関する実験スケジュールを図 3-4 に示す。

底屈制動 AFO 適合直後(即時効果)と継続使用による効果を検証する目的で、適合初日に三次元動作解析装置を用いて、既存の AFO での歩行と底屈制動 AFO 適合初日の歩行を計測した。対象者に底屈制動 AFO の継続使用に対する承諾を得た上で、3 週間後に底屈制動 AFO 使用下で同様の歩行計測を再度行った。

比較検討の組み合わせを次のように位置付けた。底屈制動 AFO 適合時の歩行変化(以下、PF-AFO 適合時変化)として、①既存 AFO と②PF-AFO 適合初日の比較とした。底屈制動 AFO の適合および 3 週間の継続使用による歩行変化(以下、PF-AFO 継続変化)として、①既存 AFO と③PF-AFO 適合 3 週後の比較とした。底屈制動 AFO を適合した上での底屈制動 AFO を継続使用したことによる歩行変化(以下、PF-AFO 適合後変化)として、②PF-AFO 適合初日と③PF-AFO 適合 3 週後の比較とした。

また、実験期間中に医療機関などでの理学療法アプローチを行っている被験者はいなかった。

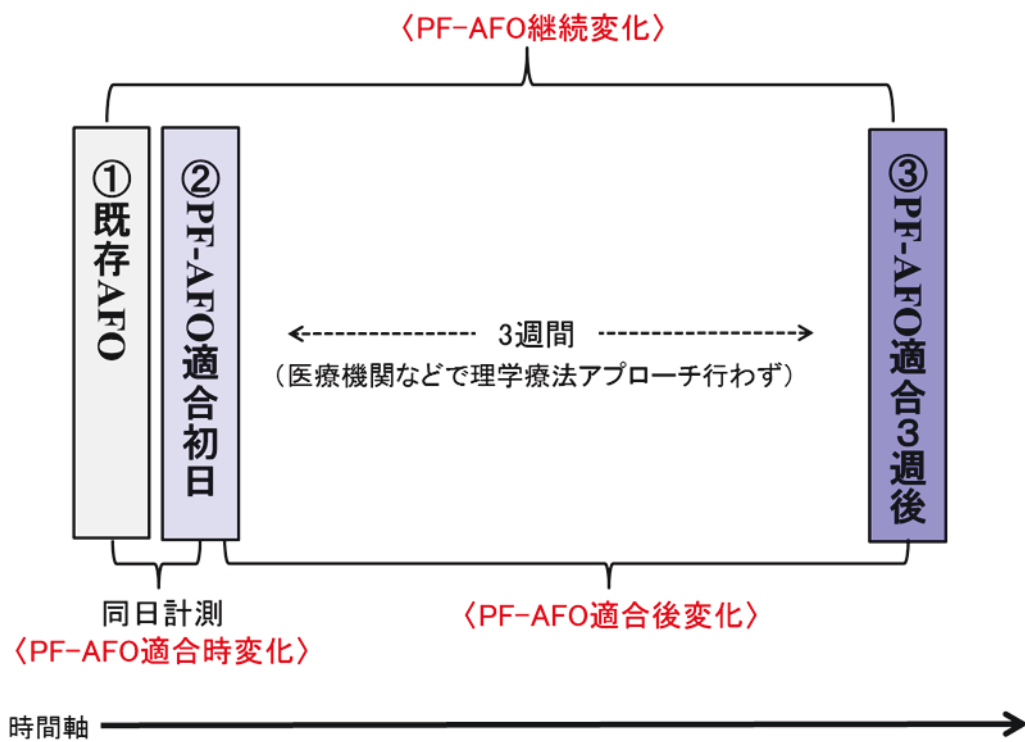


図 3-4 底屈制動 AFO 使用時の力学的エネルギーに関する実験スケジュール

3.4.3 研究方法

歩行実験条件、三次元動作解析システムの設定と COG 位置データの算出は 3.2.3 の底屈制動 AFO 使用時の歩行パラメータに関する研究と同様の手法を用いた。

COG の力学的エネルギー算出について Cavana ら¹⁵⁻²⁵⁾の方法では、床反力計から得られる力の成分を積分することで、COG 情報を推定し、この推定値を元に運動エネルギーを算出している。本研究では、これらの研究を参考に、三次元動作解析装置で算出された COG 情報を元に、力学的エネルギーを算出した。歩行中における COG の力学的エネルギー算出にあたって、三次元動作解析で得られた COG の位置から得られる鉛直方向のピーク値の情報が必要である。歩行を逆振子（倒立振子）と見た場合には、COG 鉛直変位はサインカーブを描くことになる。後述するエネルギー変換効率算出のためには、図 3-5 のように相分けする必要がある。そのため倒立振子昇りと下りをそれぞれ麻痺側と非麻痺側で相分けするために、COG 鉛直変位の最下点と最高点の情報が必要である。したがって、データ取得範囲は麻痺側と非麻痺側の COG 鉛直変位のそれぞれのピーク値を含む範囲が必要であり、本研究では観察脚の踵接地から同側踵接地を過ぎて足底接地までを解析範囲とした。

このように抽出したデータ範囲において、鉛直方向と進行方向の COG 位置情報の変化から COG 速度を算出する。COG 速度算出の概要図を図 3-6 に示す。図 3-6-A のように COG 進行方向変位を一階微分することで、図 3-6-C のように COG 進行方向速度を求める。図 3-6-B のように COG の鉛直方向変位を 1 階微

分することで、鉛直方向の COG 相対的変化量から図 3-6-D のように COG 鉛直方向速度を求める。

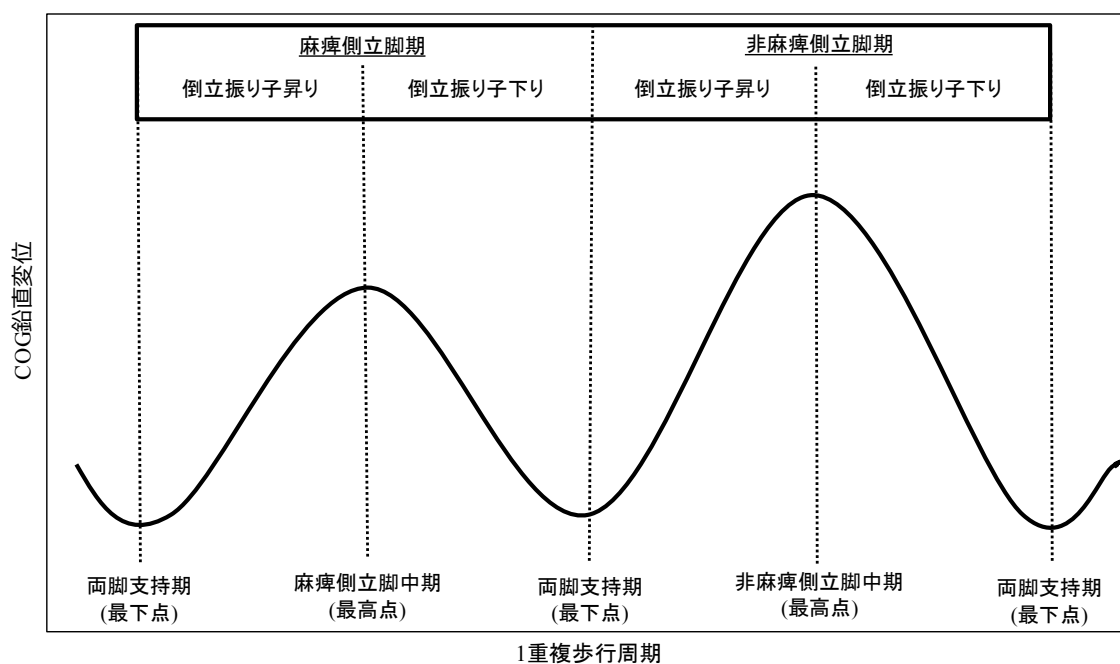
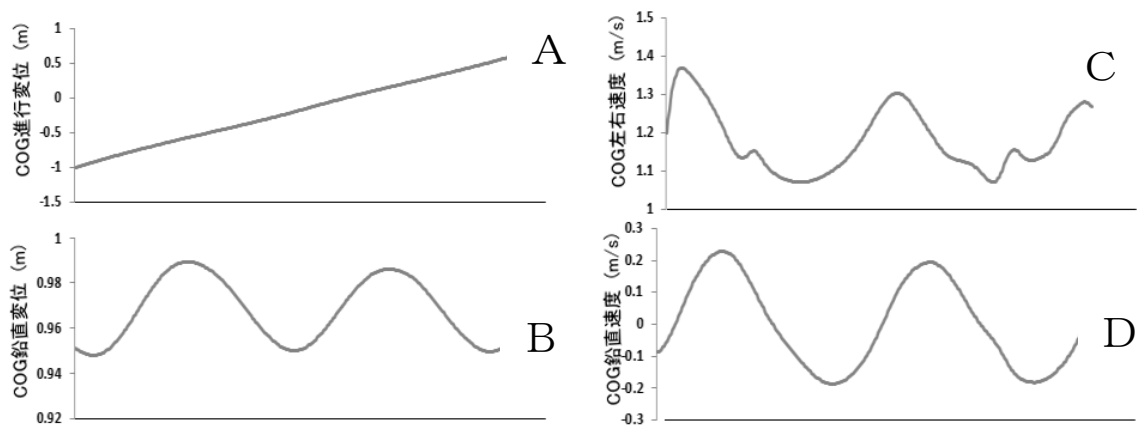


図 3-5 力学的エネルギー算出における相分け



- (A) 進行方向変位（原点は床反力計の原点）
 (B) 鉛直方向変位（原点は床面）
 (C) 進行方向速度（原点は静止状態）
 (D) 鉛直方向速度（正方向は上方向に進んでいるときの速度）

図 3-6 COG 速度算出の概要図

このように求めた COG の進行速度 (V_f)、COG の鉛直方向速度 (V_v)、COG の鉛直変位 (S_v) から算出可能な COG の水平方向の運動エネルギー ($E_{k.f}$) を [3-1]式に示し、鉛直方向の運動エネルギー ($E_{k.v}$) を [3-2]式に、位置エネルギー (E_p) を [3-3]式に、全エネルギー (E_{tot}) を [3-4]式に示す。

$$E_{k.f} = \frac{1}{2} m V_f^2 \quad [3-1]$$

$$E_{k.v} = \frac{1}{2} m V_v^2 \quad [3-2]$$

$$E_p = m g S_v \quad [3-3]$$

$$E_{tot} = E_{k.f} + E_{k.v} + E_p \quad [3-4]$$

但し、 m は身体質量、 g は重力加速度 (9.8 m/s^2) である。 $E_{k.y}$ は水平速度の 2 乗に比例するので、 $E_{k.y}$ の最大値と最小値は V_f と同じ局面で出現する。 V_v は COG

の高さの最高時点と最小時点で 0 になるため、鉛直方向のエネルギー ($E_{k,v}+E_p$) の振幅は位置エネルギーの振幅と同じ値となる。

これらの COG エネルギーの増加量から COG を動かすための外的仕事を求めることができる。COG を進行方向へ加速するために外的仕事 (W_f) を[3-5]式に示し、重力に対抗して COG を鉛直方向に持ち上げるための外的仕事 (W_v) を[3-6]式に示し、筋が COG を動かすために行った外的仕事 (W_{ext}) を[3-7]式に示す。

$$W_f = \sum \Delta E_{k,f} \quad [3-5]$$

$$W_v = \sum \Delta (E_{k,v} + E_p) \quad [3-6]$$

$$W_{ext} = \sum \Delta E_{tot} \quad [3-7]$$

但し、 Δ はエネルギーの増加量である。これらの外的仕事を時間で除すことにより COG を進行方向に加速するための外的パワー (Power-y)、COG を持ち上げるための外的パワー (Power-z)、筋の発揮した外的パワー (Power-ext) を求めることができる。

歩行中の COG の位置エネルギーと運動エネルギーの変換効率を %recovery として[3-8]式に示す。

$$\%recovery = (|W_v| + |W_f| - W_{ext}) / (|W_v| + |W_f|) \times 100 \quad [3-8]$$

%recovery は、歩行において COG の位置エネルギーと運動エネルギーが相互

に交換し合う率である。`%recovery` の意味は値が高いほど、重力を効率的に利用して歩行していることを示す。

3.5 倫理的配慮

研究計画はヘルシンキ宣言に基づいて作成し、実施に際しては事前に北海道工業大学倫理委員会の承認（第 47 号）を受けた。また、実験で使用する北海道工業大学の施設利用に際しては、施設長に対し、倫理委員会へ提出した種類を添付の上、研究概要やリスク等を説明した上で、実験に協力するスタッフの確保、対象者となる学生の確保、施設の利用についての許可を受けた。

研究協力病院である札幌秀友会病院に対しては、研究概要を説明し、書面による同意書を頂いた上で実験協力を受けた。

被験者に対しても研究概要の説明、口頭および書面による同意書を頂いた上で実験を実施した。取得したデータや評価結果は、個人が特定できないよう匿名化し、セキュリティ機能を有する記録媒体に保存した。

第 4 章

結果

4.1 歩行速度と運動制御の関係

4.1.1 ケーデンスと時間因子の関係

健常者に対してケーデンスを統制した歩行実験でのケーデンスと時間因子の結果について記す。

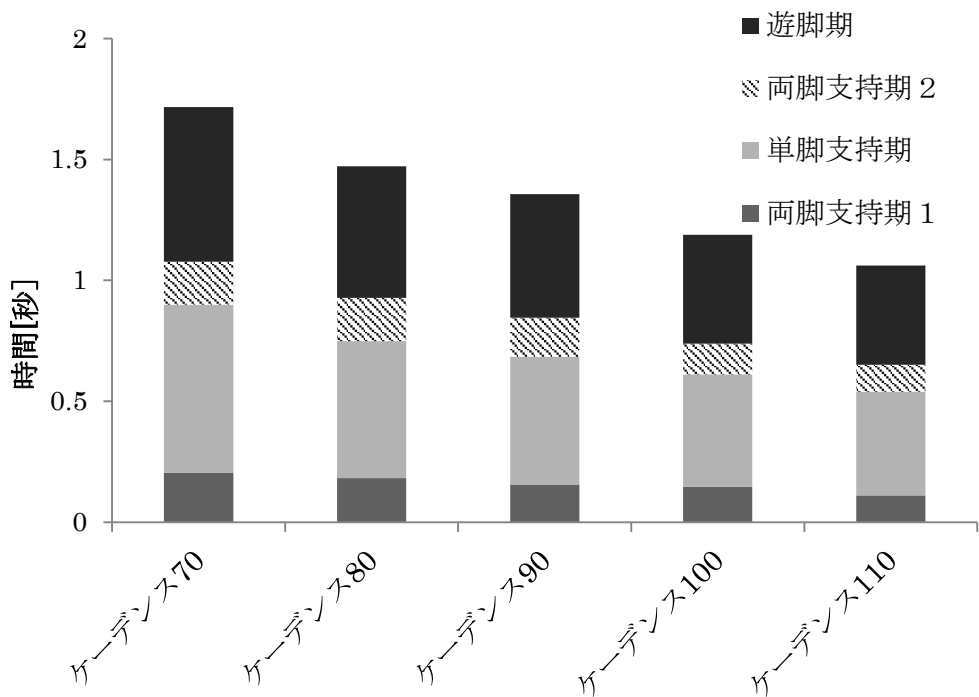
ケーデンスと 1 歩行周期時間の理論値と実測値を表 4-1 に、各ケーデンスでの歩行周期の時間因子を図 4-1 に示す。ケーデンスの理論値と実測値平均との差は 0.03 秒以内であった。

各ケーデンスでの 1 歩行周期に占める期の割合を表 4-2 に、各ケーデンスでの歩行周期の割合の平均値を図 4-2 に示す。フリードマン検定では、それぞれのケーデンスでの歩行周期の割合に統計学的差異を認めなかった。正常歩行の歩行周期の割合である、両脚支持期 1 : 10%、単脚支持期 40%、両脚支持期 2 : 10%、遊脚期 : 40%の割合に近似していた。

表 4-1 ケーデンスと 1 歩行周期時間の理論値と実測値 [秒]

ケーデンス	70	80	90	100	110
理論値	1.71	1.5	1.33	1.2	1.09
実測値	1.72±0.05	1.47±0.06	1.35±0.04	1.19±0.04	1.07±0.01

実測値 n=5



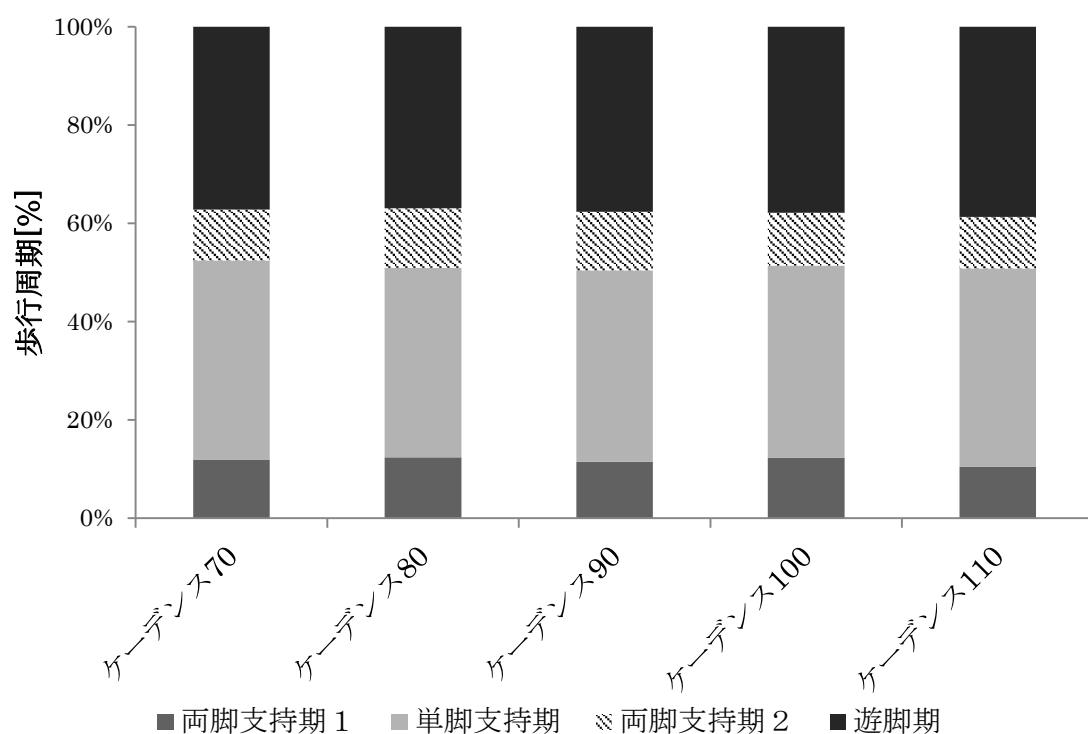
n=5

図 4-1 各ケーデンスでの歩行周期の時間因子

表 4-2 各ケーデンスでの 1 歩行周期に占める期の割合 [%]

ケーデンス 期	70	80	90	100	110
両脚支持期 1	11.92±2.13	12.30±2.96	11.44±1.78	12.25±1.76	10.47±1.59
単脚支持期	40.53±3.26	38.60±3.47	39.00±2.24	39.13±2.59	40.34±2.48
両脚支持期 2	10.36±0.95	12.08±1.60	11.87±1.64	10.81±2.35	10.47±2.49
遊脚期	37.19±2.39	37.01±3.82	37.69±1.13	37.81±2.49	38.72±2.01

n=5



n=5

図 4-2 各ケーデンスでの歩行周期の割合の平均値

4.1.2 ケーデンスと同時収縮指標の関係

健常者に対してケーデンスを統制した歩行実験での各ケーデンスでの同時収縮指標の結果について記す。

各ケーデンスの同時収縮指標を表 4-3 に示す。健常者の同時収縮指標は平均値に対して標準偏差が大きく、ばらつきが認められた。フリードマン検定では、それぞれのケーデンスで同歩行周期間に同時収縮に統計学的差異を認めなかった。

表 4-3 各ケーデンスの同時収縮指標 [%]

ケーデンス 期	70	80	90	100	110
1 歩行周期	6.61±3.37	6.58±3.20	6.23±3.42	5.66±2.58	5.94±2.82
両脚支持期 1	4.26±4.19	4.25±4.10	4.33±2.87	4.24±2.28	4.79±3.21
単脚支持期	11.11±6.90	9.70±5.65	8.97±6.23	7.94±4.10	7.82±3.73
両脚支持期 2	2.29±2.69	1.83±2.20	1.43±1.41	1.78±2.31	1.89±1.58
遊脚期	3.13±2.95	3.87±3.31	3.27±2.40	3.86±3.14	3.74±2.82

n=5

4.1.3 ケーデンスと TA-GC correlationgram の関係

健常者の 1 歩行周期全体の TA-GC correlationgram の一例を図 4-3 に示す。1 歩行周期全体の TA-GC correlationgram において、TA と GC は相反的な筋活動となっている。また、ケーデンスが変動しても相反活動の類似性が保たれていた。

健常者の両脚支持期 1 の TA-GC correlationgram を図 4-4 に示す。この時期の観察肢は、IC と LR の相で、荷重を受け継ぐイベントにあたる。前脛骨筋の遠心性収縮が強く出現し、床と身体の衝突による衝撃を吸収する。本被験者の両脚支持期 1 の TA-GC correlationgram においても、%TA 成分が高く、%GC 成分が低い相反的な筋活動となっている。本被験者ではケーデンス 70~90 で%GC の高い成分も若干認められるが被験者全体の平均値としてはケーデンスが変化しても同時収縮指標の変動は微小であった。

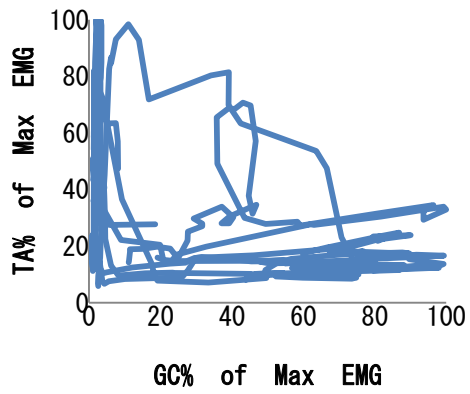
健常者の単脚支持期の TA-GC correlationgram を図 4-5 に示す。この時期の観察肢は MSt と TSt の相にあたる。この相では、全荷重が観察肢にのり、支えている足の上で身体が制御されつつ動いている。主に身体制御に働く筋と収縮様式は、下腿三頭筋の遠心性収縮とされている。本被験者の単脚支持期の TA-GC correlationgram においても高い%GC 成分と低い%TA 成分が観察された。また、ケーデンスが変化しても TA・GC の相反活動の類似性が保たれていた。

健常者の両脚支持期 2 の TA-GC correlationgram を図 4-6 に示す。この時期の観察肢は PSw にあたる。この相では、観察肢はまだ床に接している立脚期の終末期にあたるが、免荷された状態で、荷重は反対側の脚に受け継がれる。つ

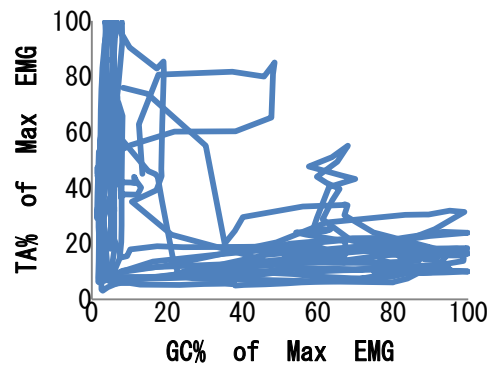
まり、機能的には遊脚期に属す。本被験者の両脚支持期 2 の TA-GC correlationgram においても高い%TA 成分と低い%GC 成分が観察され、遊脚期の準備期であることが伺える。また、ケーデンスが変化しても TA-GC correlationgram の類似性が保たれていた。

健常者の遊脚期の TA-GC correlationgram を図 4-7 に示す。この時期では、観察肢が完全に床面から離れている。遊脚期では下垂足にならないように足関節を背屈位に保つ目的で TA 活動が大きく出現する。本被験者の遊脚期の TA-GC correlationgram においても高い%TA 成分が観察された。また、ケーデンスが変化しても TA-GC correlationgram の類似性が保たれていた。

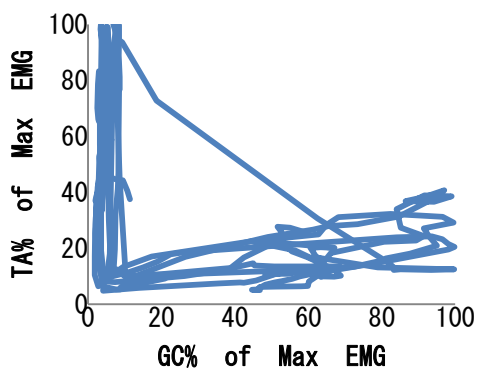
全体を通して、TA-GC correlationgram の観察により、歩行の特徴を表現することが可能で、健常者の歩行ではケーデンスが変化しても TA-GC correlationgram の類似性が保たれていた。



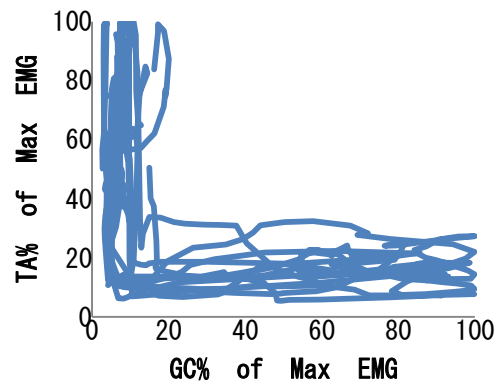
a) ケーデンス 70



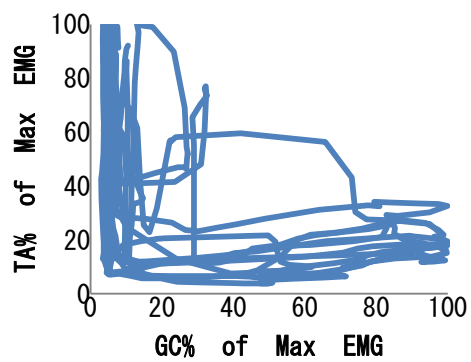
b) ケーデンス 80



c) ケーデンス 90

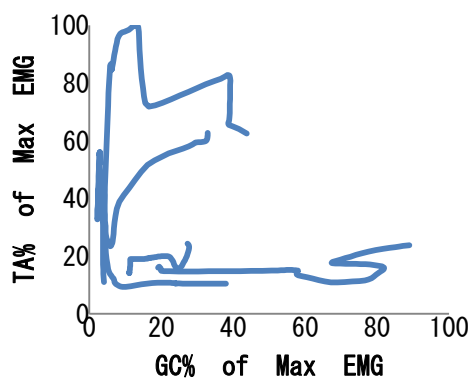


d) ケーデンス 100

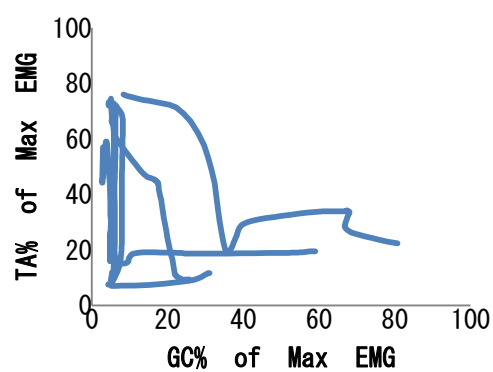


e) ケーデンス 110

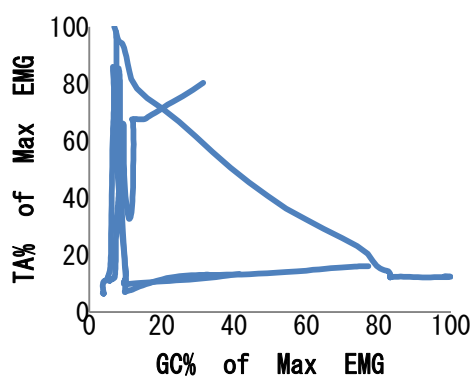
図 4-3 健康者の 1 歩行周期の TA-GC correlationgram の一例



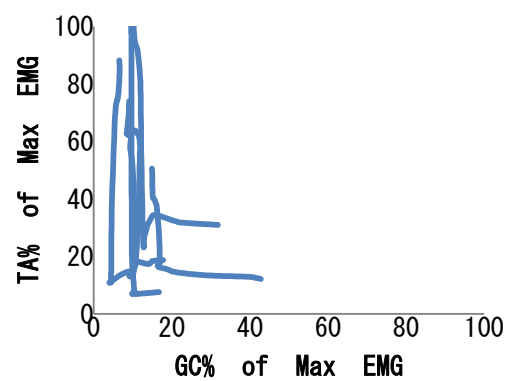
a) ケーデンス 70



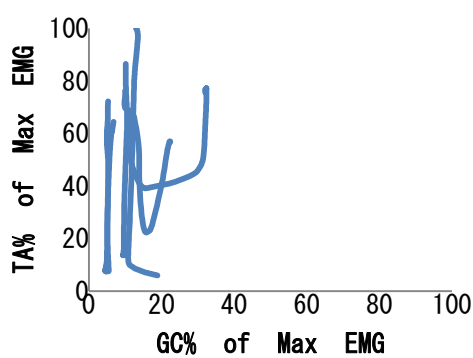
b) ケーデンス 80



c) ケーデンス 90

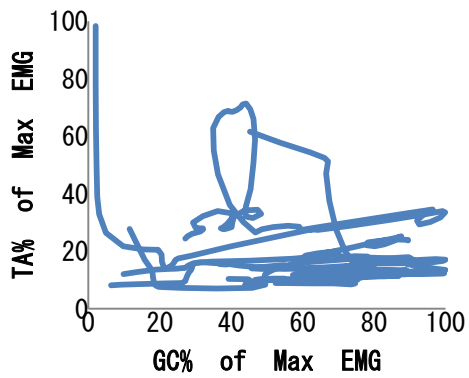


d) ケーデンス 100

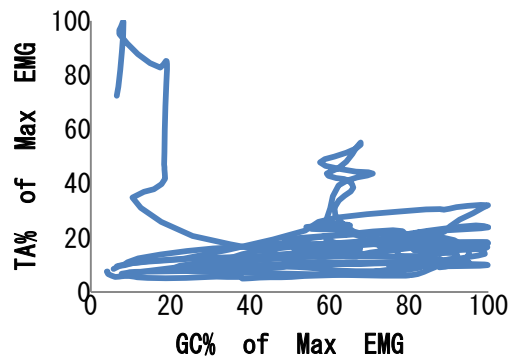


e) ケーデンス 110

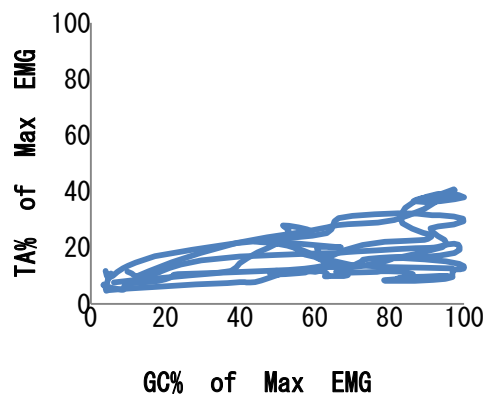
図 4-4 健康者の両脚支持期 1 の TA-GC correlationgram の一例



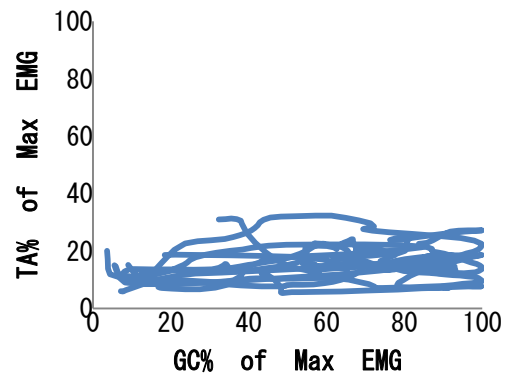
a) ケーデンス 70



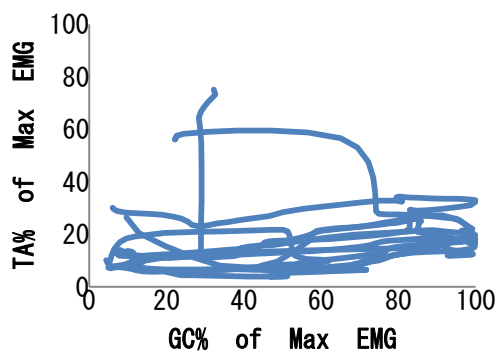
b) ケーデンス 80



c) ケーデンス 90

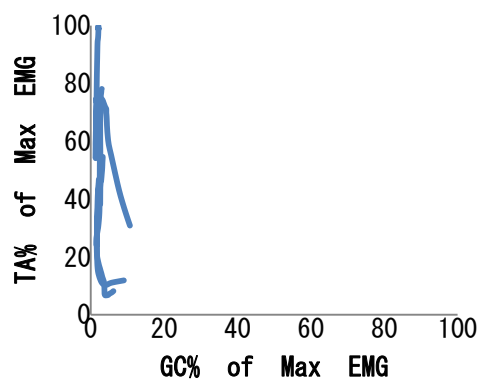


d) ケーデンス 100

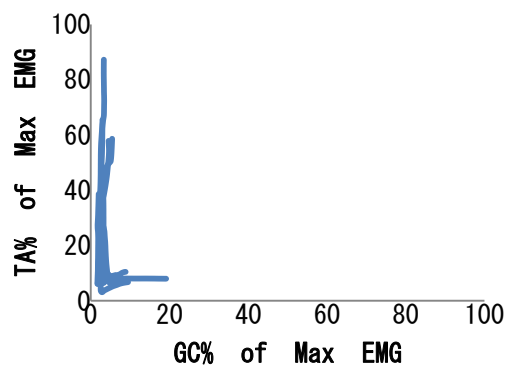


e) ケーデンス 110

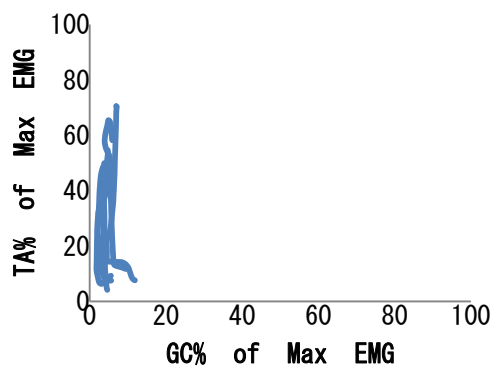
図 4-5 健康者の単脚支持期の TA-GC correlationgram の一例



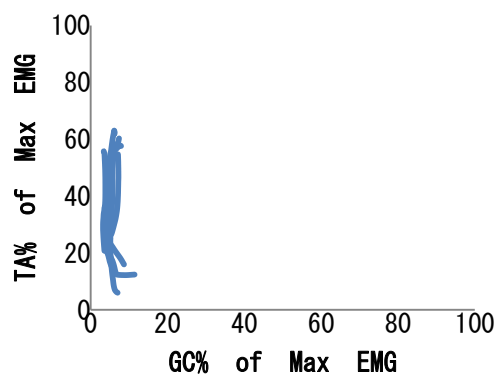
a) ケーデンス 70



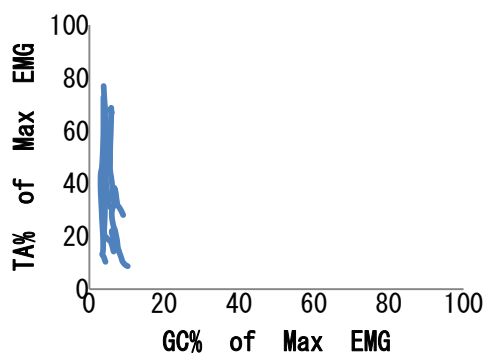
b) ケーデンス 80



c) ケーデンス 90

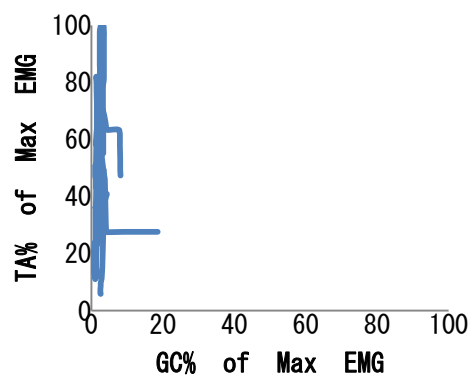


d) ケーデンス 100

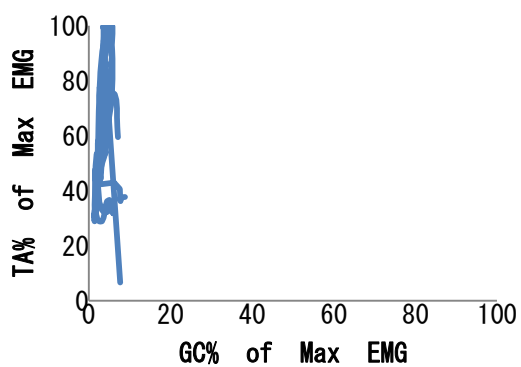


e) ケーデンス 110

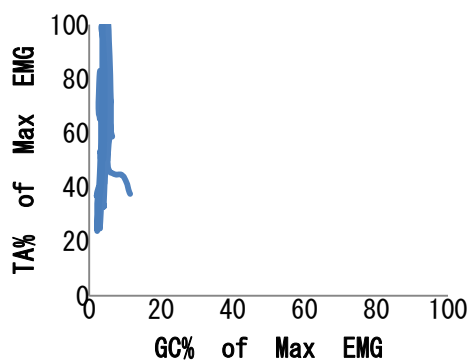
図 4-6 健常者の両脚支持期 2 の TA-GC correlationgram の一例



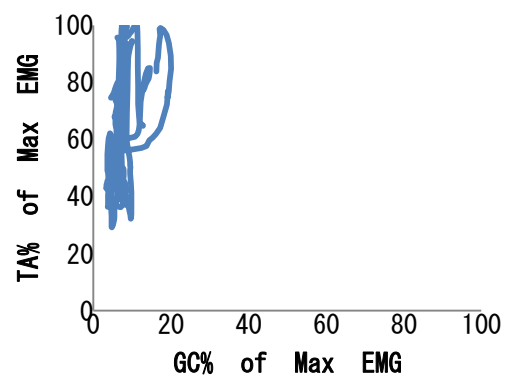
a) ケーデンス 70



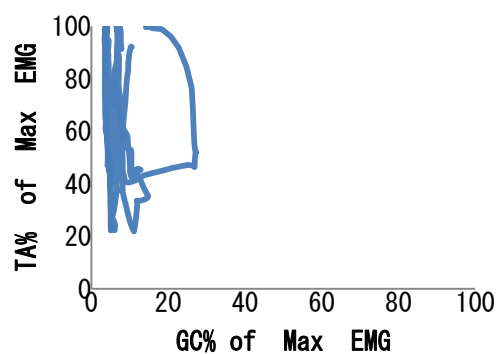
b) ケーデンス 80



c) ケーデンス 90



d) ケーデンス 100



e) ケーデンス 110

図 4-7 健康者の遊脚期の TA-GC correlationgram の一例

4.2 底屈制動 AFO 使用時の歩行パラメータ

底屈制動 AFO 使用時の歩行パラメータの結果を表 4-4 に示す。

Case1 では、PF-AFO 適合時変化で有意に変化したパラメータは、立脚期 COG 高さのみであった。また、立脚期 COG 高さは PF-AFO 適合後変化で有意差を認めなかった。歩行速度は、PF-AFO 適合時変化では有意差を認めなかったが、PF-AFO 適合後変化、PF-AFO 継続変化において有意差を認めた。

Case2 では PF-AFO 適合時変化で有意差を認めたパラメータは、麻痺側足関節背屈モーメントピーク値のみであった。PF-AFO 適合後変化、PF-AFO 継続変化においてはすべてのパラメータで有意差を認めた。

Case3 では PF-AFO 適合時変化で有意差を認めたパラメータは、麻痺側足関節背屈モーメントピーク値、立脚期 COG 高さであった。PF-AFO 継続変化では麻痺側足関節背屈モーメントピーク値以外のパラメータで有意差を認め、PF-AFO 適合後変化ではすべてのパラメータで有意差を認めた。

表 4-4 底屈制動 AFO 使用時の歩行パラメータ

	①既存AFO	②PF-AFO 適合初日	③ PF-AFO 適合3週後	PF-AFO 適合時変化 ①vs②	PF-AFO 継続変化 ①vs③	PF-AFO 適合後変化 ②vs③
Case1						
歩行速度 (m/s)	0.39(0.03)	0.41(0.05)	0.50(0.02)		*	*
非麻痺側歩幅/身長	0.25(0.02)	0.27(0.02)	0.27(0.03)			
立脚期COG高さ 麻痺側/非麻痺側 (%)	98.39(0.33)	99.00(0.22)	99.05(0.13)	*	*	
麻痺側足関節背屈モーメントピーク値 (Nm/kg・m)	0.011(0.010)	0.038(0.033)	0.027(0.025)			
麻痺側足関節底屈モーメントピーク値 (Nm/kg・m)	0.514(0.034)	0.478(0.031)	0.534(0.010)			
Case2						
歩行速度 (m/s)	0.59(0.04)	0.61(0.03)	0.64(0.01)		*	*
非麻痺側歩幅/身長	0.26(0.02)	0.26(0.01)	0.28(0.01)		*	*
立脚期COG高さ 麻痺側/非麻痺側 (%)	98.00(0.25)	98.15(0.17)	98.63(0.17)		*	*
麻痺側足関節背屈モーメントピーク値 (Nm/kg・m)	-0.004(0.015)	0.042(0.042)	0.079(0.010)	*	*	*
麻痺側足関節底屈モーメントピーク値 (Nm/kg・m)	0.385(0.026)	0.386(0.023)	0.481(0.057)		*	*
Case3						
歩行速度 (m/s)	0.75(0.03)	0.76(0.02)	0.85(0.04)		*	*
非麻痺側歩幅/身長	0.29(0.02)	0.30(0.01)	0.34(0.01)		*	*
立脚期COG高さ 麻痺側/非麻痺側 (%)	98.41(0.10)	98.68(0.20)	99.19(0.18)	*	*	*
麻痺側足関節背屈モーメントピーク値 (Nm/kg・m)	0.024(0.005)	0.038(0.005)	0.038(0.007)	*	*	*
麻痺側足関節底屈モーメントピーク値 (Nm/kg・m)	0.562(0.046)	0.580(0.041)	0.640(0.045)		*	*

Mean(SD) * P<0.05 ** P<0.01

4.3 底屈制動 AFO 使用時の非麻痺側下肢の代償的筋活動と

歩行周期の時間因子

4.3.1 歩行周期の時間因子

全対象者の歩行周期の時間因子の結果を表 4-5 に、時間因子の統計結果を図 4-8 に示す。1 歩行周期の時間因子はベースライン期と比較して PF-AFO 介入期において非麻痺側両脚支持期 2 の時間が全対象者で有意に短縮した。Case1 は PF4 のみ、Case2 は PF1 以降、Case3 は PF3 以降で差異を認めた。他にもいくつか統計学的有意差を認める項目が存在したが、ベースライン期と PF-AFO 介入期の間で明確な傾向は認めなかった。

表 4-5 歩行周期の時間因子 [秒]

		BL1	BL2	BL3	BL4	PF 初	PF2	PF3	PF4
Case1	両脚支持期1	0.44 (0.10)	0.40 (0.02)	0.36 (0.05)	0.38 (0.07)	0.39 (0.07)	0.35 (0.08)	0.38 (0.08)	0.38 (0.07)
	単脚支持期	0.84 (0.12)	0.78 (0.11)	0.82 (0.10)	0.78 (0.08)	0.78 (0.06)	0.80 (0.07)	0.80 (0.05)	0.78 (0.04)
	両脚支持期2	0.31 (0.06)	0.31 (0.03)	0.30 (0.03)	0.29 (0.06)	0.28 (0.05)	0.27 (0.04)	0.29 (0.03)	0.23 (0.03)
	遊脚期	0.38 (0.03)	0.38 (0.06)	0.37 (0.03)	0.40 (0.03)	0.43 (0.05)	0.44 (0.05)	0.43 (0.05)	0.46 (0.03)
Case2	両脚支持期1	0.23 (0.02)	0.23 (0.03)	0.23 (0.02)	0.24 (0.02)	0.22 (0.02)	0.21 (0.02)	0.22 (0.02)	0.22 (0.01)
	単脚支持期	0.56 (0.03)	0.60 (0.03)	0.58 (0.04)	0.60 (0.03)	0.57 (0.03)	0.60 (0.03)	0.58 (0.02)	0.60 (0.03)
	両脚支持期2	0.12 (0.01)	0.11 (0.01)	0.12 (0.02)	0.11 (0.01)	0.10 (0.01)	0.09 (0.01)	0.09 (0.01)	0.09 (0.01)
	遊脚期	0.53 (0.04)	0.52 (0.03)	0.52 (0.02)	0.53 (0.02)	0.52 (0.01)	0.49 (0.03)	0.49 (0.03)	0.49 (0.03)
Case3	両脚支持期1	0.22 (0.03)	0.23 (0.03)	0.26 (0.03)	0.23 (0.02)	0.22 (0.03)	0.22 (0.03)	0.19 (0.03)	0.21 (0.03)
	単脚支持期	0.55 (0.03)	0.55 (0.03)	0.56 (0.03)	0.56 (0.05)	0.56 (0.02)	0.59 (0.03)	0.58 (0.03)	0.57 (0.05)
	両脚支持期2	0.15 (0.02)	0.16 (0.02)	0.16 (0.02)	0.15 (0.01)	0.15 (0.01)	0.15 (0.02)	0.13 (0.01)	0.12 (0.01)
	遊脚期	0.46 (0.04)	0.46 (0.06)	0.45 (0.05)	0.47 (0.07)	0.42 (0.03)	0.41 (0.05)	0.43 (0.03)	0.43 (0.03)

BL : ベースライン
Mean(SD)

両脚支持期1	BL1	BL2	BL3	BL4	PF初	PF2	PF3	PF4
単脚支持期								
BL1								
BL2								
BL3								
BL4								
PF初								
PF2								
PF3								
PF4								

両脚支持期2	BL1	BL2	BL3	BL4	PF初	PF2	PF3	PF4
遊脚期								
BL1								*
BL2								*
BL3								*
BL4								
PF初			*					*
PF2	*		*	*				
PF3	*		*					*
PF4	*		**	*				

a: Case1

両脚支持期1	BL1	BL2	BL3	BL4	PF初	PF2	PF3	PF4
単脚支持期								
BL1								
BL2								
BL3								
BL4								
PF初								
PF2								
PF3								
PF4								

両脚支持期2	BL1	BL2	BL3	BL4	PF初	PF2	PF3	PF4
遊脚期								
BL1					*	**	**	**
BL2					*	*	**	**
BL3					*	*	**	**
BL4					*	*	**	**
PF初								
PF2								
PF3			*					
PF4	*							

b: Case2

両脚支持期1	BL1	BL2	BL3	BL4	PF初	PF2	PF3	PF4
単脚支持期								
BL1								
BL2								
BL3							*	*
BL4							*	
PF初								
PF2	*							
PF3								
PF4								

両脚支持期2	BL1	BL2	BL3	BL4	PF初	PF2	PF3	PF4
遊脚期								
BL1							*	*
BL2							*	**
BL3							**	*
BL4							**	*
PF初	*						*	
PF2	*						*	*
PF3								
PF4								

c: Case3

*p<0.05 **p<0.01
BL:ベースライン
ベースライン期内の統計結果

図 4-8 時間因子の統計結果

4.3.2 非麻痺側下肢の同時収縮指標

全対象者の非麻痺側下肢の同時収縮指標の結果を表 4-6 に、非麻痺側同時収縮指標の統計結果を図 4-9 に示す。

Case1 は、非麻痺側同時収縮指標においてベースライン期内で統計学的差異を認めた。ベースライン期と PF 介入期との比較で有意差を認めた項目はいくつかあるが、明確な傾向は認めなかった。

Case2 は、非麻痺側両脚支持期 2 において PF 介入期で同時収縮指標が減少した。非麻痺側両脚支持期 2 の TA-GC correlationgram (図 4-10) の観察では、ベースライン期と比較して PF 介入期では%GC 成分が減少し、同時収縮傾向を示す右上の領域が減少した。非麻痺側両脚支持期 1、非麻痺側単脚支持期の同時収縮指標が PF 初～2 で他の時期より優位に高値を示した。

Case3 は、PF 介入期で非麻痺側単脚支持期、非麻痺側両脚支持期 2 の同時収縮指標が減少し、いずれも PF2 以降で統計学的差異を認めた。非麻痺側両脚支持期 2 の TA-GC correlationgram (図 4-11) の観察では、PF2 以降で%GC 成分が減少し、%TA 成分が増加した。非麻痺側遊脚期の同時収縮指標においても有意差のある項目があったが、ベースライン期と PF 介入期との間で明確な傾向は認めなかった。

表 4-6 非麻痺側下肢の同時収縮指標 [%]

		BL1	BL2	BL3	BL4	PF 初	PF2	PF3	PF4
Case1	両脚支持期1	16.69 (10.81)	15.83 (6.11)	8.32 (5.44)	10.86 (4.16)	16.19 (8.90)	9.99 (2.32)	16.00 (5.15)	19.96 (4.69)
	単脚支持期	6.72 (2.89)	11.76 (3.92)	11.93 (5.34)	6.81 (0.51)	7.99 (1.58)	5.16 (1.84)	9.42 (2.41)	8.05 (1.74)
	両脚支持期2	16.15 (4.86)	22.67 (7.50)	16.61 (7.29)	15.90 (2.40)	14.69 (4.05)	9.47 (2.01)	15.51 (6.55)	13.33 (3.17)
	遊脚期	13.09 (7.27)	10.76 (3.75)	10.45 (3.20)	8.76 (2.09)	9.24 (1.19)	10.75 (3.65)	7.53 (1.70)	9.05 (1.62)
Case2	両脚支持期1	11.41 (2.01)	13.90 (4.66)	14.77 (8.72)	16.04 (6.71)	35.77 (9.06)	27.99 (6.90)	15.80 (4.96)	16.80 (5.71)
	単脚支持期	16.72 (1.62)	18.56 (4.85)	18.47 (5.92)	17.44 (7.35)	30.85 (7.74)	20.75 (2.33)	22.42 (3.22)	18.08 (1.41)
	両脚支持期2	48.53 (7.46)	47.03 (14.34)	48.83 (15.47)	45.28 (7.37)	28.66 (8.54)	37.32 (5.01)	16.57 (5.22)	13.85 (6.29)
	遊脚期	13.44 (3.99)	14.61 (3.83)	13.46 (3.59)	16.12 (4.91)	15.47 (6.22)	15.83 (4.59)	11.06 (1.48)	12.77 (2.22)
Case3	両脚支持期1	21.72 (9.18)	19.17 (10.61)	16.23 (3.71)	18.04 (4.60)	22.40 (6.22)	24.98 (10.10)	25.70 (12.24)	19.87 (5.57)
	単脚支持期	20.83 (11.03)	22.60 (11.10)	23.51 (9.94)	19.11 (6.50)	15.12 (6.50)	14.26 (3.09)	10.93 (4.85)	10.36 (5.97)
	両脚支持期2	6.34 (0.97)	6.33 (1.28)	6.75 (1.45)	7.58 (1.13)	5.62 (1.53)	4.83 (1.14)	4.38 (0.53)	3.36 (0.94)
	遊脚期	5.11 (1.29)	4.96 (1.16)	5.71 (1.55)	5.26 (0.85)	4.66 (1.03)	3.27 (0.77)	4.09 (1.15)	3.71 (1.07)

BL : ベースライン
Mean(SD)

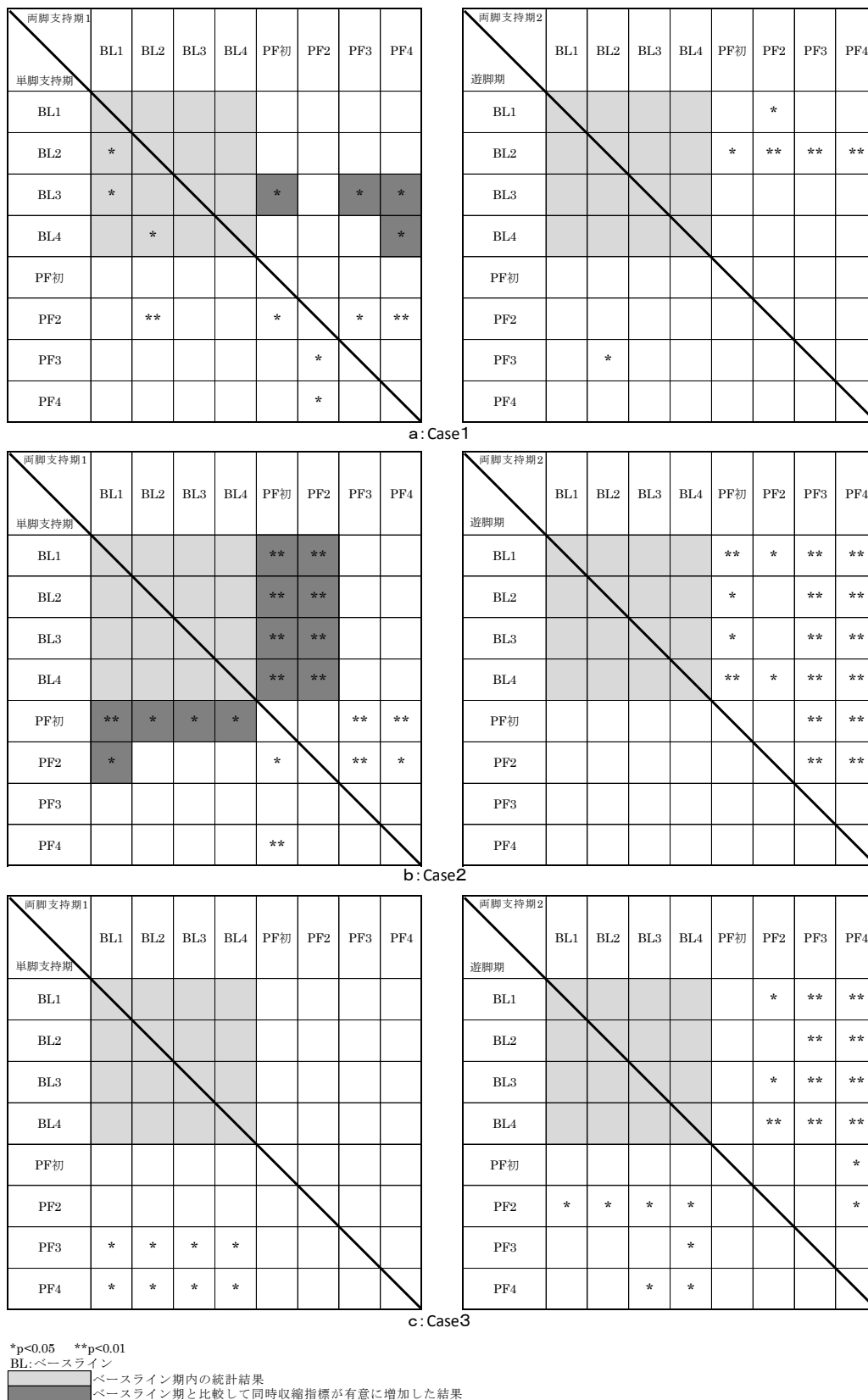


図 4-9 同時収縮指標の統計結果

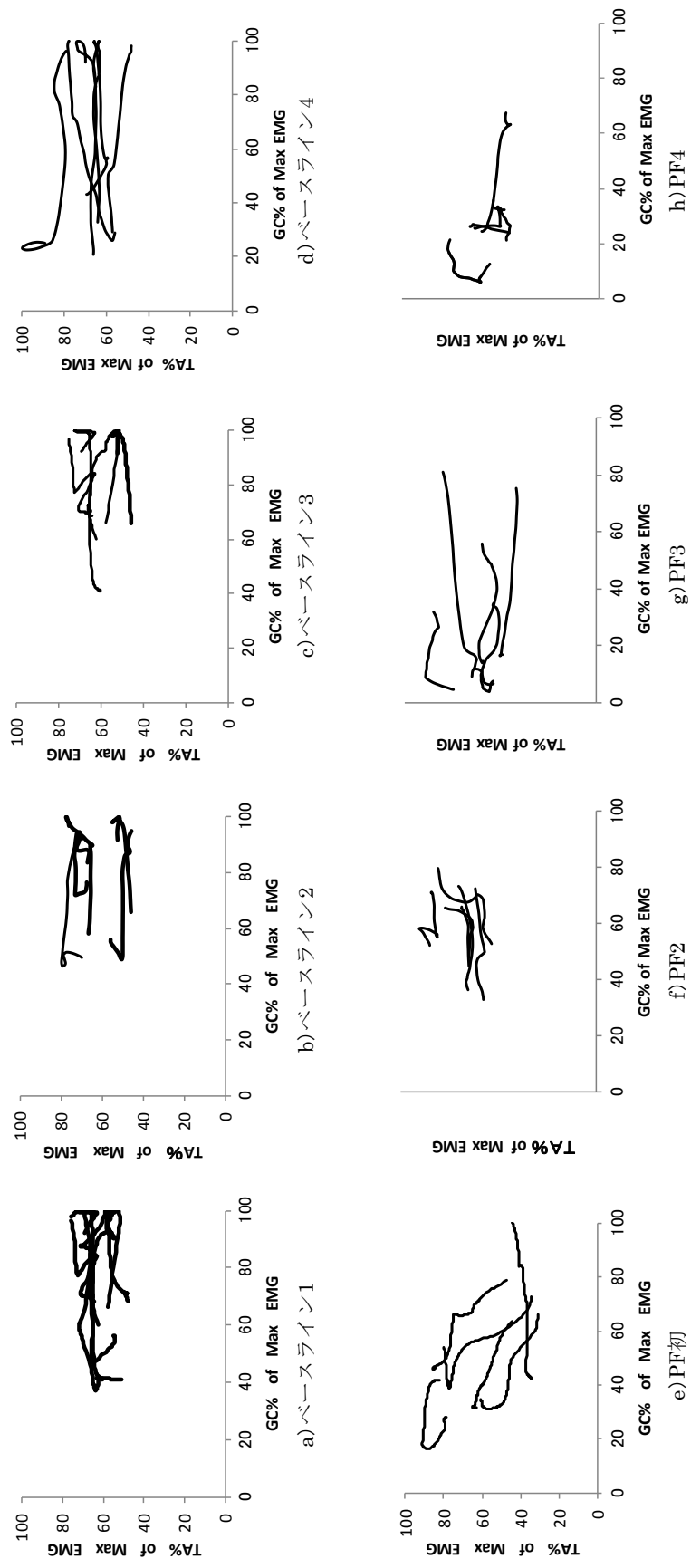


図 4-10 Case2 TA-GC correlationgram (両脚支持期 2)

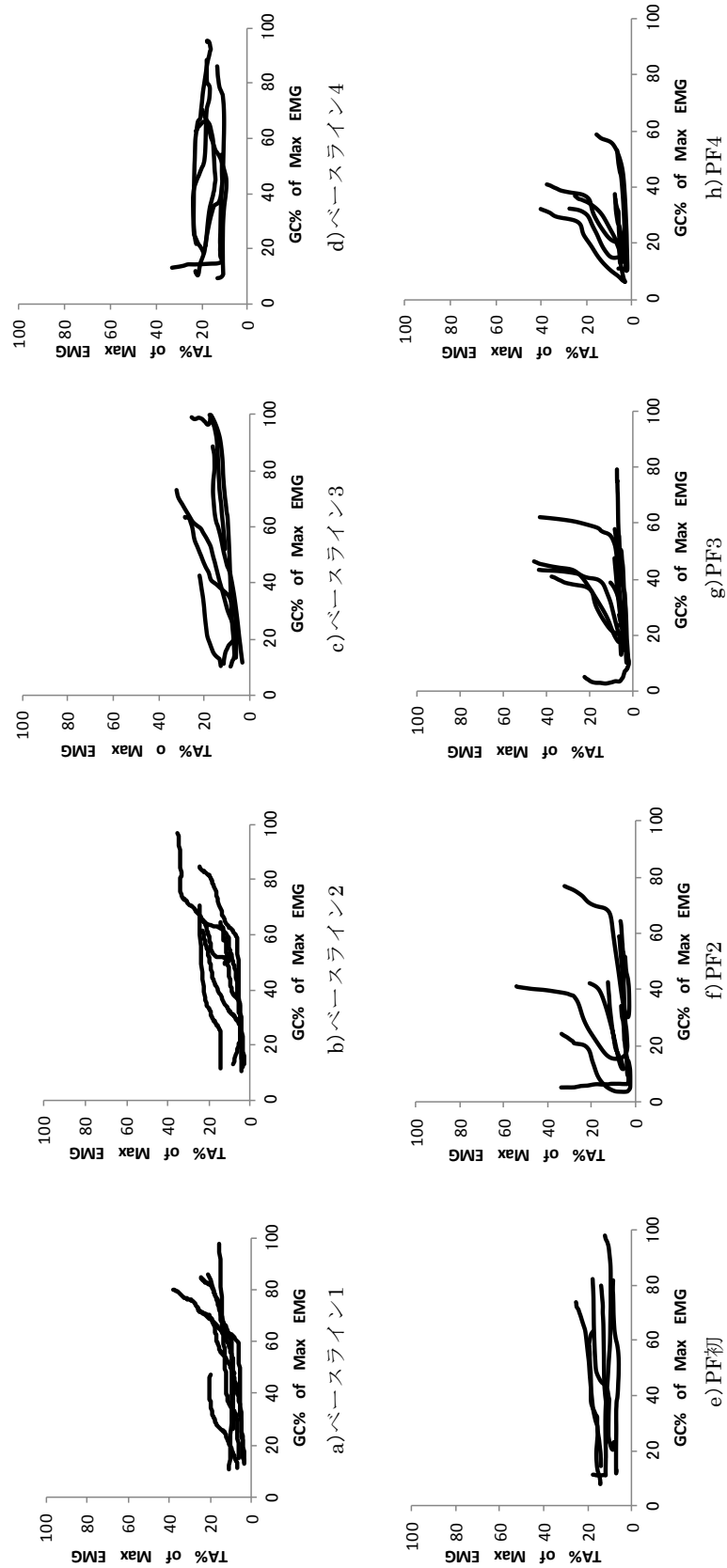


図 4-11 Case3 TA-GC correlationgram (両脚支持期 2)

4.4 底屈制動 AFO 使用時の力学的エネルギー

4.4.1 Power-y

Power-y の変化を表 4-7 に示す。Power-y は非麻痺側下りの相において、PF-AFO 適合後変化ですべての対象者で増加を認めた。非麻痺側昇り、非麻痺側下りの相において、PF-AFO 適合時変化では、すべての対象者で統計学的差異を認めなかった。

表 4-7 Power-y

				[W/Kg]	Mean(SD)	
麻痺側昇り						
	①既存AFO	②PF-AFO 適合初日	③PF-AFO 適合3週後	PF-AFO 適合時変化 ①vs②	PF-AFO 継続変化 ①vs③	PF-AFO 適合後変化 ②vs③
case1	1.4(0.4)	-0.2(1.6)	-1.8(0.8)		*	
case2	-7.0(3.3)	-6.5(2.7)	-9.5(2.9)			*
case3	-0.2(1.6)	-2.2(1.4)	-2.3(0.7)	*	*	
case4	-0.4(0.3)	-0.5(0.3)	-0.5(0.1)			
case5	0.4(0.2)	0.2(0.2)	-0.1(0.2)		**	*
麻痺側下り						
	①既存AFO	②PF-AFO 適合初日	③PF-AFO 適合3週後	PF-AFO 適合時変化 ①vs②	PF-AFO 継続変化 ①vs③	PF-AFO 適合後変化 ②vs③
case1	0.4(0.9)	0.9(0.5)	1.0(0.6)			
case2	4.3(1.0)	5.5(1.6)	6.4(2.4)			
case3	3.6(2.7)	3.7(1.2)	5.5(1.5)			
case4	-0.3(0.1)	0.8(0.3)	0.8(0.2)	**	**	
case5	1.1(0.3)	1.6(0.5)	1.5(0.2)	*	**	
非麻痺側昇り						
	①既存AFO	②PF-AFO 適合初日	③PF-AFO 適合3週後	PF-AFO 適合時変化 ①vs②	PF-AFO 継続変化 ①vs③	PF-AFO 適合後変化 ②vs③
case1	-3.5(0.6)	-3.2(0.6)	-4.5(0.6)			*
case2	-7.6(1.5)	-9.3(1.7)	-13.0(5.6)		*	
case3	-7.7(2.6)	-6.1(1.2)	-8.3(1.2)			*
case4	-1.1(0.2)	-1.1(0.2)	-1.5(0.2)		*	*
case5	-2.0(0.4)	-2.1(0.5)	-2.1(0.3)			
非麻痺側下り						
	①既存AFO	②PF-AFO 適合初日	③PF-AFO 適合3週後	PF-AFO 適合時変化 ①vs②	PF-AFO 継続変化 ①vs③	PF-AFO 適合後変化 ②vs③
case1	2.9(0.3)	3.9(1.2)	5.5(0.8)		*	
case2	10.2(1.6)	9.3(1.9)	12.8(2.1)		*	**
case3	6.2(1.3)	5.5(1.5)	8.1(0.9)		**	**
case4	1.5(0.1)	1.4(0.2)	1.7(0.1)		*	*
case5	0.4(0.1)	0.4(0.1)	0.7(0.1)		**	**

*P<0.05 **P<0.01

4.4.2 Power-z

Power-z の変化を表 4-8 に示す。Power-z はすべての相で統計学的有意差を示す項目があったが、全対象者で変化した項目はなく対象者間でばらつきを認めた。

表 4-8 Power-z

				[W/Kg]	Mean(SD)	
麻痺側昇り						
	①既存AFO	②PF-AFO 適合初日	③PF-AFO 適合3週後	PF-AFO 適合時変化 ①vs②	PF-AFO 継続変化 ①vs③	PF-AFO 適合後変化 ②vs③
case1	12.4(2.7)	14.1(2.2)	16.9(0.7)		*	*
case2	14.6(1.8)	14.2(1.7)	15.2(3.9)			
case3	5.8(0.8)	7.1(1.5)	7.9(1.7)		*	
case4	10.5(1.5)	9.9(1.6)	9.3(0.8)			
case5	8.6(2.8)	10.1(1.9)	12.5(1.3)		*	*
麻痺側下り						
	①既存AFO	②PF-AFO 適合初日	③PF-AFO 適合3週後	PF-AFO 適合時変化 ①vs②	PF-AFO 継続変化 ①vs③	PF-AFO 適合後変化 ②vs③
case1	-5.6(0.3)	-6.6(1.3)	-6.9(1.3)			
case2	-14.5(1.6)	-15.8(1.9)	-21.7(4.8)		**	**
case3	-2.5(1.1)	-4.7(1.3)	-7.4(1.0)	*	**	*
case4	-10.1(2.5)	-12.6(1.5)	-10.3(1.1)			*
case5	-8.2(1.5)	-8.7(1.8)	-10.4(1.1)		*	
非麻痺側昇り						
	①既存AFO	②PF-AFO 適合初日	③PF-AFO 適合3週後	PF-AFO 適合時変化 ①vs②	PF-AFO 継続変化 ①vs③	PF-AFO 適合後変化 ②vs③
case1	11.3(1.6)	11.3(1.3)	12.2(0.8)			
case2	23.9(0.8)	24.8(2.3)	28.0(4.0)		*	*
case3	27.3(1.7)	25.4(0.9)	21.5(1.1)		**	**
case4	15.4(2.1)	16.4(1.1)	14.6(0.8)			*
case5	19.3(2.4)	17.1(1.9)	14.7(1.2)		**	*
非麻痺側下り						
	①既存AFO	②PF-AFO 適合初日	③PF-AFO 適合3週後	PF-AFO 適合時変化 ①vs②	PF-AFO 継続変化 ①vs③	PF-AFO 適合後変化 ②vs③
case1	-19.0(2.3)	-18.9(2.4)	-22.6(1.2)			*
case2	-23.6(2.2)	-22.2(1.6)	-25.0(3.1)			*
case3	-28.8(1.5)	-29.3(2.3)	-22.9(1.6)		**	**
case4	-14.6(0.7)	-15.5(0.5)	-14.9(1.4)			
case5	-18.2(1.3)	-17.1(1.3)	-17.3(2.4)			

*P<0.05 **P<0.01

4.4.3 Power-ext

Power-ext の変化を表 4-9 に示す。Power-ext はすべての相で統計学的有意差を示す項目があったが、全対象者で変化した項目はなく対象者間でばらつきを認めた。

表 4-9 Power-ext

				[W/Kg]	Mean(SD)	
麻痺側昇り						
	①既存AFO	②PF-AFO 適合初日	③PF-AFO 適合3週後	PF-AFO 適合時変化 ①vs②	PF-AFO 継続変化 ①vs③	PF-AFO 適合後変化 ②vs③
case1	13.9(3.1)	13.9(3.8)	15.1(1.0)			
case2	7.6(2.9)	7.7(3.5)	5.8(3.5)			
case3	5.5(1.0)	4.9(1.9)	5.6(2.2)			
case4	10.1(1.6)	9.4(1.3)	8.8(0.7)			
case5	9.0(2.8)	10.3(1.9)	12.4(1.3)		*	*
麻痺側下り						
	①既存AFO	②PF-AFO 適合初日	③PF-AFO 適合3週後	PF-AFO 適合時変化 ①vs②	PF-AFO 継続変化 ①vs③	PF-AFO 適合後変化 ②vs③
case1	-5.3(0.8)	-5.7(1.6)	-5.8(1.6)			
case2	-10.3(2.0)	-10.4(1.2)	-15.3(3.0)		**	**
case3	1.1(14.9)	-1.0(1.2)	-1.9(1.4)			
case4	-10.5(2.5)	-11.9(1.6)	-9.6(1.0)			*
case5	-7.1(1.4)	-7.1(1.3)	-8.9(1.1)		*	*
非麻痺側昇り						
	①既存AFO	②PF-AFO 適合初日	③PF-AFO 適合3週後	PF-AFO 適合時変化 ①vs②	PF-AFO 継続変化 ①vs③	PF-AFO 適合後変化 ②vs③
case1	7.8(1.9)	8.0(1.1)	7.7(0.7)			
case2	16.3(1.2)	15.5(2.5)	15.0(2.9)			
case3	19.6(1.4)	19.3(1.6)	13.2(1.1)		**	**
case4	14.3(1.9)	15.3(1.1)	13.1(0.8)			*
case5	17.4(2.2)	15.0(1.9)	12.6(1.2)		**	*
非麻痺側下り						
	①既存AFO	②PF-AFO 適合初日	③PF-AFO 適合3週後	PF-AFO 適合時変化 ①vs②	PF-AFO 継続変化 ①vs③	PF-AFO 適合後変化 ②vs③
case1	-16.2(2.6)	-14.9(2.2)	-17.1(1.4)			
case2	-11.8(1.8)	-13.0(1.2)	-12.2(4.0)			
case3	-21.9(1.4)	-23.8(2.4)	-14.8(0.9)		**	**
case4	-13.0(0.7)	-14.2(0.5)	-13.2(1.3)	*		
case5	-17.8(1.2)	-16.7(1.2)	-16.6(2.3)			

*P<0.05 **P<0.01

4.4.4 %recovery

%recovery の変化を表 4-10 に示す。%recovery は 1 歩行周期平均ですべての対象者が PF-AFO 適合後変化において有意な向上を認めた。麻痺側立脚期平均、非麻痺側立脚期平均の比較では、非麻痺側立脚期平均で変化した対象者が多かった。また、非麻痺側立脚期平均では PF-AFO 適合時変化で統計学的差異を示す対象者がいなかった。

表 4-10 %recovery

	1歩行周期平均			[%]		Mean(SD)
	①既存AFO	②PF-AFO 適合初日	③PF-AFO 適合3週後	PF-AFO 適合時変化 ①vs②	PF-AFO 継続変化 ①vs③	PF-AFO 適合後変化 ②vs③
case1	22.3(5.7)	28.1(7.1)	34.8(2.5)		*	
case2	55.1(6.9)	56.0(4.9)	62.3(3.9)		*	*
case3	43.8(14.5)	49.5(5.4)	59.5(6.9)		*	*
case4	10.2(0.3)	12.5(1.1)	15.5(1.1)	*	**	**
case5	11.6(1.3)	14.2(2.3)	15.0(1.3)		**	
麻痺側立脚期平均						
	①既存AFO	②PF-AFO 適合初日	③PF-AFO 適合3週後	PF-AFO 適合時変化 ①vs②	PF-AFO 継続変化 ①vs③	PF-AFO 適合後変化 ②vs③
case1	7.7(9.5)	17.1(15.8)	22.6(7.5)			
case2	53.2(14.6)	55.8(9.9)	60.4(7.4)			
case3	43.2(21.9)	64.1(12.0)	65.1(13.6)			
case4	3.6(2.2)	10.5(2.3)	12.0(1.5)	**	**	
case5	11.5(2.2)	15.5(1.8)	13.8(1.6)	**		
非麻痺側立脚期平均						
	①既存AFO	②PF-AFO 適合初日	③PF-AFO 適合3週後	PF-AFO 適合時変化 ①vs②	PF-AFO 継続変化 ①vs③	PF-AFO 適合後変化 ②vs③
case1	37.0(5.8)	39.1(4.2)	46.5(4.5)			
case2	57.0(3.0)	56.3(3.3)	64.2(6.3)		**	**
case3	44.4(11.3)	35.0(3.0)	54.0(2.5)			**
case4	16.9(1.1)	14.5(1.7)	19.1(1.3)		*	**
case5	11.6(1.4)	12.9(3.0)	16.2(1.8)		**	*

*P<0.05 **P<0.01

第 5 章

考察

5.1 歩行速度と運動制御の関係

5.1.1 ケーデンスと時間因子の関係

本実験の目的は、歩行の統制方法の妥当性を確認することである。歩行分析研究では、歩行速度の変化により、様々な歩行パラメータに影響を及ぼすため、介入研究を行う場合には歩行速度を統制する必要があるとされている。本実験では、メトロノームを用いてケーデンスを規定することにより、歩行速度を間接的に統制する方法を採用した。メトロノーム音は、ペーシングのテンポを明確に提示できる⁴⁴⁾といわれており、最も一般的な歩行速度の統制方法である。

健常成人のケーデンスの値は自由歩行では狭い範囲に収まり、その平均値は男性で約 110steps/min、女性で約 115steps/min といわれている⁴⁵⁾。本実験では 10steps/min 刻みでケーデンス 70 から 110 までの 5 条件とし、ケーデンス 110 は健常者の自由歩行を想定し、それ以下のケーデンスは片麻痺者のゆっくりとした歩行を想定した。ケーデンス規定の精度として、本実験でのケーデンスの規定による 1 歩行周期時間の理論値と実測値の差は最大 0.03 秒であった。これは、最も 1 歩行周期の時間が短いケーデンス 110 (1 歩行周期時間：平均 1.09 秒) の約 2.75% の誤差であった。また、それぞれのケーデンスでの歩行周期の割合に統計学的差異は認めず、正常歩行の歩行周期の割合に近似していた。

以上より、本研究で採用したメトロノームを用いてケーデンスを統制する方法は、十分な統制が可能であり、妥当性を確保していると考えた。また、ケーデンス 70 から 110 の間では、歩行速度が変化しても歩行周期の割合に変化がみ

られないことが明らかになった。

5.1.2 ケーデンスと同時収縮指標の関係

歩行時の筋活動には歩容、歩行速度、履物、年齢、性別、歩きぐせによる個人差があるが、自然歩行における各筋群の活動する時期、活動量には類似性を見いだすことができる⁴⁶⁾。TA と GC は拮抗筋関係にあり、随意運動では拮抗筋関係にある筋を同時収縮させることで、対象となる関節の安定性を保つ役割を果たすが、健常歩行は自律的運動であるため、TA と GC は常時相反的關係となる。

今回考案した同時収縮指標は、対象としている筋の 1 歩行周期中の移動平均最大値に対する割合をもとに算出していることから、あまりに歩行速度が変化すると、移動平均最大値や筋活動パターンも大きく変化してしまうため、非常に速い速度での歩行や走行とは相対評価できない可能性もある。本実験での健常者歩行の同時収縮指標の結果は、標準偏差がやや大きかったが、それぞれのケーデンスで同時収縮指標に統計学的差異は認めず、ケーデンス 70 からケーデンス 110 の間では、十分対応するデータであり、今回の片麻痺被験者の実験期間中の歩行速度変化の範囲では、相対評価が可能であると判断した。

歩行時の TA と GC の同時収縮の観察として、動筋・拮抗筋を 1 つの単位として捉える目的で Agonist-Antagonist EMG Ratio Method を用いて TA-GC correlationgram を作成した。健常者の TA-GC correlationgram の観察では 1

歩行周期全体、両脚支持期 1、単脚支持期、両脚支持期 2、遊脚期すべてにおいて歩行の特徴を表しており、ケーデンスが変化してもその類似性が保たれていた。よって、TA-GC correlationgram はその歩行の特徴を表現することが可能で、かつ歩行時の TA と GC の筋活動における同時収縮の定性的な評価に有効であると考えられた。

5.2 底屈制動 AFO 使用時の歩行パラメータ

AFO の歩行への影響に関する多くの先行研究は、介入日当日のデータを用いて分析することが一般的であり、AFO の継続使用による歩行への影響は十分解明されていない。その中でも、山本ら¹²⁾は、本実験と同様の方法で維持期片麻痺者 8 名に対して、底屈制動 AFO の継続使用による歩行変化を調査し、初めて底屈制動 AFO を適合した日の歩行よりも、3 週間の継続使用によって多くの歩行パラメータが変化したと報告している。運動学習理論^{5,47-48)}の見地から推察すると、新たな機能を持った AFO を長期的に使用（経験）することで歩行状態は変化すると考えられる。

Case1 は、PF-AFO 適合時変化において立脚期 COG 高さのみで差異を認め、PF-AFO 継続変化においては歩行速度と立脚期 COG 高さの 2 項目のみで差異を認めた。PF-AFO 適合後変化においては立脚期 COG 高さに有意差は認められなかった。これらの立脚相 COG 高さの変化は、既存 AFO として金属支柱付 AFO（0 度底屈制限）を用いているために、麻痺側 LR で膝が前方に押し出され（膝関節過屈曲）、①既存 AFO の歩行において、麻痺側立脚期 COG が上昇しなかったことが要因と考えられた。底屈制動 AFO の特徴である立脚初期時の背屈モーメントピーク値の増大が認められなかった点に関しても、麻痺側立脚相で膝関節が過屈曲する歩行様式のため、底屈制動 AFO が有する底屈制動機能がもたらす背屈モーメントを十分に発揮出来なかったことが要因と考えた。

Case2 は、PF-AFO 適合時変化において足関節背屈モーメントピーク値のみで差異を認め、PF-AFO 継続変化、PF-AFO 適合後変化においてはすべてのパ

ラメータに差異が認められた。

Case3 は、PF-AFO 適合時変化において足関節背屈モーメントピーク値、立脚相 COG 高さで差異を認め、PF-AFO 継続変化では、すべてのパラメータで差異を認めた。PF-AFO 適合後変化においては足関節背屈モーメントピーク値以外のパラメータで差異を認めた。

歩行の力学的パラダイムは、①踵接地時に進行方向への運動エネルギーが最大になる。②立脚相前半までの間に、運動エネルギーは徐々に失われ、身体重心が上昇することにより位置エネルギーに変換される。③立脚期の中間地点で位置エネルギーは頂点に達し、後半に入ると身体重心の低下に伴って位置エネルギーが徐々に失われ、運動エネルギーに変換されるというように、力学的エネルギー変換を成立させている。また、Olney ら⁴⁹⁾は、このエネルギー変換の不足が片麻痺歩行の特徴の一つであると報告している。底屈制動 AFO は底屈制動機能により、IC から LR にかけて背屈モーメントを発揮する。この時期の背屈モーメントは下腿を前方に引き出し、膝・股関節伸展に伴い COG が上前方へ上昇し、上記②にあたる運動エネルギーから位置エネルギーへの変換を助長する。さらに、立脚期前半に COG が上昇するため、立脚相後半に③にあたる位置エネルギーから運動エネルギーへの変換がおこり、結果的にアンクルロッカーが改善される。Case2、3 の結果から、底屈制動 AFO 使用による麻痺側背屈モーメントピーク値と立脚相 COG 高さの変化は底屈制動 AFO が発生する背屈モーメントによる一次的効果であり、麻痺側足関節底屈モーメントピーク値、非麻痺側歩幅の変化は、立脚相後半の位置エネルギーから運動エネルギーへの変換を主とした二次的効果であると考えられる。

本実験の結果は、PF-AFO 適合時変化での背屈モーメントピーク値、立脚期 COG 高さの増加は底屈制動 AFO が発生する背屈モーメントによる 1 次的効果であり、底屈モーメントピーク値、非麻痺側歩幅の向上はアンクルロッカー改善による 2 次的効果であることを示唆している。

このように、底屈制動 AFO が有する底屈制動機能を有効に発揮し、歩行パラメータを変化させるためには、底屈制動 AFO の使い方を学習する必要があることを示した。臨床的意義としては、より早期から 2 次的効果を発揮させることを可能とする、トレーニング方法の開発が命題であると考ええる。

5.3 底屈制動 AFO 使用時の非麻痺側下肢の

代償的筋活動と歩行周期の時間因子

本実験では、ベースライン期を基礎水準測定期として位置づけ、複数回の測定値を独立変数としているために、ベースライン期の変動はデータの信頼性を脅かす結果となる。Case1 の非麻痺側単脚支持期におけるベースライン期の同時収縮指標の結果は、日間変動が大きく、信頼性が欠ける結果となった。

Case2、3 において、PF-AFO 介入期の変化として共通しているのは、非麻痺側両脚支持期 2 の時間短縮、非麻痺側同時収縮指標減少であった。そのうち Case3 では、PF2 以降で統計学的差異を認めた。底屈制動 AFO が直接効力を発揮する時期は、非麻痺側両脚支持期 2 の時期である。Case2、3 の非麻痺側両脚支持期 2 の時間短縮は「荷重の受け継ぎ」がスムーズに行えるようになったことが要因であると考えた。同時収縮指標の減少は、底屈制動 AFO が「荷重の受け継ぎ」の機能的役割を補うことにより、対応する両脚支持期で非麻痺側の TA と GC の同時収縮による駆動力調整を行う必要がなくなった結果と考えた。

非麻痺側両脚支持期 2 の同時収縮指標減少について、TA-GC correlationgtam を用いて各成分を観察すると、PF-AFO 介入期で%GC 成分が減少していることから、ベースライン期と比較して、PF-AFO 介入期で非麻痺側前遊脚期が本来の機能的役割である「遊脚期の準備期」として機能していることを示唆した。

Case2 の非麻痺側両脚支持期 1、単脚支持期の同時収縮指標は、PF 初～2 の時期で高値を示した。Osu ら⁵⁰⁾は運動の学習過程を Stiffness の指標を用いて考察している。Stiffness が高いということは、関節周りの筋の同時収縮による、

「固い」制御を行っていることを示し、運動が習熟し、上達するほど「肩の力が抜ける」、「力まずに走ったら記録が出た」など余計な力が入らない「やわらかい」運動制御になると言われている。Osu らの研究では、課題の試行を重ねるごとに全体でみればやわらかい制御になるが、試行に失敗すると、その後 1～3 回程度の試行は固い制御に戻して成功しようと試みるという興味深い結果を示した。Case2 の非麻痺側両脚支持期 1、非麻痺側単脚支持期の同時収縮指標の高値について推察すると、脳卒中を発症してから長期間底屈制動機能を有しない AFO を利用し生活していたため、PF 初～2 の時期は底屈制動 AFO の使用経験が少なく、底屈制動 AFO 使用による歩行速度と歩幅の増大などの運動変化にともない、非麻痺側運動制御を修正する必要がある、PF 初～2 は試行錯誤による学習 (Trial & Learning) の時期であった可能性が考えられる。底屈制動 AFO を使用することにより増大した非麻痺側両脚支持期 1、非麻痺側単脚支持期の非麻痺側同時収縮指標が、PF3～PF4 でベースライン期の水準に戻っていることもその可能性を示唆している。

前述したように、底屈制動 AFO が直接効力を発揮する時期にあたる、非麻痺側両脚支持期 2 で時間短縮、非麻痺側同時収縮指標減少が認められたが、これらの非麻痺側運動制御の変化には個人差があり、底屈制動 AFO への適応に時間がかかる対象者が存在した。この結果は、片麻痺歩行の麻痺側の機能的役割を補うことで、相対する非麻痺側運動制御が変化することを示唆し、十分な変化を期待するには一定期間の使用経験が必要と考えた。

5.4 底屈制動 AFO 使用時の力学的エネルギー

最も興味深い結果は、底屈制動 AFO 使用後における 1 歩行周期平均の%recovery 向上であった。底屈制動 AFO は麻痺側のみに装着するため、非麻痺側には直接影響しないが、麻痺側立脚期平均、非麻痺側立脚期平均の比較では、非麻痺側立脚期平均で有意に向上している症例が多かった。また、これらの多くの変化は底屈制動 AFO 適合直後には認められず、底屈制動 AFO の継続使用で確認できた。この変化は、底屈制動 AFO の継続使用により、麻痺側への荷重受け継ぎがスムーズになり、非麻痺側で余分な制御をする必要がなくなったためと考える。

Power-y が非麻痺側下りの相において全対象者で増加している現象は、麻痺側 IC 前の非麻痺側立脚後期でスピードを抑えることなく、踏み込んでいる事を示している。さらに、底屈制動 AFO 装着による即時効果のみではなく、底屈制動 AFO に適応するために非麻痺側の制御を成熟させる時間が必要である事を示唆した。

本実験の結果から、底屈制動 AFO の継続使用によって COG のエネルギー変換効率が向上することが分かった。その変化は AFO を装着している麻痺側の変化のみならず、非麻痺側の運動制御が大きく影響している事を示唆し、底屈制動 AFO に適応するには一定の時間が必要であることを示した。

5.5 考察のまとめ

5.5.1 底屈制動 AFO 使用時の歩行パラメータ

- ・底屈制動 AFO は直接的にはヒールロッカーに寄与するが、3 週間の継続使用によりアンクルロッカーの改善が確認された。
- ・背屈モーメントピーク値、立脚期 COG 高さの増加は底屈制動 AFO が発生する背屈モーメントによる 1 次的効果であり、底屈モーメントピーク値、非麻痺側歩幅の向上はアンクルロッカー改善による 2 次的効果であることを示唆した。
- ・底屈制動 AFO が有する底屈制動機能を有効に発揮し、歩行パラメータを変化させるためには底屈制動 AFO の使い方を学習する必要がある。

5.5.2 底屈制動 AFO 使用時の非麻痺側下肢の代償的筋活動と歩行周期の時間因子

- ・底屈制動 AFO が直接効力を発揮する時期にあたる、非麻痺側両脚支持期 2 で時間短縮、非麻痺側同時収縮指標減少が認められた。変化を認める時期には、個人差があり、底屈制動 AFO への適応には一定の時間がかかる対象者が存在した。
- ・片麻痺歩行の麻痺側の機能的役割を補うことで、相対する非麻痺側運動制御

が変化することを示唆し、十分な変化を期待するには一定期間の使用経験が必要と考える。

5.5.3 底屈制動 AFO 使用時の力学的エネルギー

- ・底屈制動 AFO の継続使用によって COG のエネルギー変換効率が向上した。
また、その変化は AFO を装着している麻痺側の変化のみならず、非麻痺側の運動制御が大きく影響している。
- ・ Power-y が非麻痺側下りの相において全対象者で増加していることは、麻痺側 IC 前の非麻痺側立脚後期でスピードを抑えることなく、踏み込んでいる事を示唆した。
- ・ %recovery 向上、非麻痺側 Power-y 向上の結果から、底屈制動 AFO に適応するには一定の時間が必要であることを示した。

5.6 総合分析

底屈制動 AFO が歩行中の身体におよぼす最も特徴的な働きは、IC～LR に制動をかけながら足関節を底屈させることによって、麻痺側へのなめらかな体重移動を促すことである。過去の報告³⁶⁻³⁹⁾では、底屈制動 AFO 使用下で歩行速度、非麻痺側歩幅、COG 高さ（ピーク値）、麻痺側足関節背屈モーメントピーク値、麻痺側足関節底屈モーメントピーク値の向上が報告されている。本研究においてもこれらのパラメータについては同様の結果を得たが、新たな知見としては、底屈制動 AFO 適合直後よりも一定時間（本研究では 3 週間）の使用経験により大きな改善を認めた点である。この知見は、底屈制動 AFO の適合効果判定を行う場合、底屈制動 AFO の使い方を学習する必要性を示唆している臨床上有益な知見である。

従来の AFO の効果検証には、前述した歩行速度、歩幅、モーメントなどを代表に運動学、運動力学、運動生理学、運動心理学など、さまざまな方法論を用いて報告されてきた。本研究で検討した非麻痺同時収縮指標は、麻痺側下肢の機能低下を非麻痺側下肢筋の同時収縮により補う程度を定量化する試みであり、身体の内的環境への適応、片麻痺歩行の装具の効果検証として、非常にわかりやすい指標であると考えられた。その上で、本研究の結果は、底屈制動 AFO を用いて片麻痺歩行の麻痺側の機能的役割を補助することで相対する非麻痺側運動制御が変化することを示した。この結果は、AFO の機能に応じて片麻痺者の非麻痺側運動制御が変化することを意味し、AFO の機能に応じて戦略的にトレーニングを展開する必要性を示唆する新しい知見である。

力学的エネルギー変換効率は、近年の受動歩行ロボットの研究成果から、歩行障害を伴うリハビリテーション分野でも注目されており、ロッカーファンクションが重要な要素であると考えられてきた。しかし、今日まで底屈制動 AFO 使用時の力学的エネルギーについては検討されてこなかった。本研究では底屈制動 AFO がロッカーファンクションを補助し、かつ、底屈制動 AFO の継続使用により、力学的エネルギー変換効率が向上することを検証した。また、力学的エネルギー変換効率の変化の要素は、麻痺側よりも非麻痺側立脚期における運動制御の関与が大きいことが分かった。

総合分析としては、底屈制動 AFO の継続使用により、力学的エネルギー変換効率を向上させると同時に歩行パフォーマンスが向上することを証明した。運動制御の変化は、非麻痺側の代償的筋活動の減少、非麻痺側立脚期平均の力学的エネルギー交換効率の向上といった、非麻痺側での運動制御の要素が大きく、底屈制動 AFO の効果を発揮するためには、底屈制動 AFO の機能を有効に利用するトレーニングはもとより、荷重の受け継ぎに関わる非麻痺側立脚期の運動制御の習熟が重要と考えた。

第 6 章

結論

6.1 本研究の成果

本研究では、片麻痺者に対して底屈制動 AFO を使用することによる運動制御の変化を検証した。AFO の効果として、身体適応や運動学習の観点から検討した結果は、これまでなかった新しい知見である。

従来から AFO の効果検証は運動学、運動力学、運動生理学、運動心理学など、さまざまな観点で報告されてきた。なかでも運動という物理的な現象を抽出する運動学、運動力学の分野では、たとえ空間的非対称性の指標が良好であっても、片麻痺歩行において用いられる駆動力は非対称的である場合がある⁵¹⁾。そのため、単独のパラメータだけでは効果検証が難しく「何のデータをみて良好な結果と判断するか」という議論に関して定説はない。本研究で検討した運動制御として、非麻痺側同時収縮指標は麻痺側下肢の機能低下を非麻痺側下肢筋の同時収縮により補う程度を定量化する指標であり、運動制御の観点からも AFO の効果判定として非常に理解しやすい指標であった。COG の力学的エネルギー変換効率は、歩行中の重力の効率利用の程度を定量的に表す指標であり、バイオメカニクスの観点からの運動制御はもとより、重力の効率利用といった歩行スキルを評価することが可能であった。

底屈制動 AFO 使用時の運動制御変化として、本研究で明らかになった事項を下記に示す。

- 1) 底屈制動 AFO の 1 次効果として、底屈制動 AFO が発生する背屈モーメントに起因して変化する歩行パラメータと、2 次効果としてアングルロッカーの改善に起因して変化する歩行パラメータが存在した。底屈制動 AFO の効果を十分に発揮するためには底屈制動 AFO の使い方を学習する必要がある。
- 2) 底屈制動 AFO の効果である、麻痺側の滑らかな荷重の受け継ぎによって、相対する非麻痺側の運動制御が最適な状態に近づく。ここでいう最適な状態とは、パフォーマンスである歩行速度を低下させずに、代償的運動制御である非麻痺側の同時収縮を減少させることである。
- 3) 運動制御の変化は、底屈制動 AFO の特徴を活かすことにより変化する他の歩行パラメータとの関係があり、底屈制動 AFO 適合直後よりも、一定期間経験することで大きく変化することがわかった。
- 4) 底屈制動 AFO の継続使用により、力学的エネルギー変換効率が向上する。
力学的エネルギー変換効率向上の要素として、荷重の受け継ぎに関わる非麻痺側立脚期の運動制御の習熟が必要である。

6.2 本研究の課題

本研究の課題について以下に示す。

- 1) 本研究では片麻痺被験者を対象に縦断的実験を行い、実験計画法にシングルケースデザインを採用した。シングルケースデザインにより、内的妥当性は確保されたが、外的妥当性（一般化できる程度）に限界が生じると考えられた。本研究では、外的妥当性の確立に耐えるだけの片麻痺被験者を集めることは困難であった。片麻痺者の運動制御変化には個体差、症状差があり、一般的な法則を導くには膨大な片麻痺被験者を症状別に細分化して検証する必要があると考えられる。
- 2) 本研究での同時収縮指標の実験は、足関節回りの TA と GC の 2 つの筋に限られ、他の大腿や股関節回りの筋や麻痺側の筋に対しては明確に出来ない。
- 3) 本研究で使用した同時収縮指標は、妥当性を保つ目的でベースラインの再現性を確認しながら縦断的に計測を行ったが、同時収縮指標算出のために重要なデータである 1 歩行周期中の最大筋活動の変化については明らかに出来ない。
- 4) 今回の研究での独立変数は底屈制動 AFO の使用有無と継続使用期間であったが、底屈制動 AFO は日常生活で使用したため、底屈制動 AFO 使用下での

歩行時間や歩行量を厳密に統制することは不可能であった。歩行能力が低く、歩行量が少ない被験者はそれだけ底屈制動 **AFO** の使用経験が少なくなる。

6.3 今後の展望

我が国においてのリハビリテーション医療の課題の一つに、平均寿命の延伸に伴う障害の重度化と重複疾患患者の増加が挙げられる⁵²⁾。従来の歩行障害へのトレーニングは筋力増強を代表とした高負荷トレーニングが主であったが、高齢の重複疾患患者は様々なリスクや運動耐容能力低下により、低運動負荷でのトレーニングを設定せざるを得ない。今回検討した COG の力学的エネルギー変換効率は、歩行中の重力の効率利用の程度を定量的に表す指標であり、歩行スキルを評価することが可能である。つまり、機能改善を大きく見込めない重症患者や高齢患者に対して非常に有用な指標であるといえる。

力学的エネルギー変換効率は、このように臨床上重要な指標であるにもかかわらず、本邦での報告は極めて少なく、重度の脳血管障害患者に関しての報告は見当たらない。その理由としては以下の点が挙げられる。従来、力学的エネルギー変換効率の算出は Gavagne らによって%recovery と表現され、床反力計を用いて床反力前後方向成分と鉛直方向成分データから算出する方法と^{15・25)}、本研究で用いたように三次元動作解析装置を使用し、身体合成重心の軌跡から算出する手法が存在する。いずれの方法も三次元動作解析室のような大規模な実験室で計測する必要があり、マーカー貼付など計測準備も非常に煩雑である。力学的エネルギー変換効率が有用な指標であるにもかかわらず、障害者の報告が希少である理由として、重度の歩行障害を伴った低歩行能力患者を大規模な実験室に招いて計測することが困難であるためと考えられる。このように、力学的エネルギー変換効率については、計測時点で安定した歩行が可能な症例の

データは存在するが、集中的な理学療法アプローチが必要な低歩行能力患者のデータが存在しないのが現状である。三次元動作解析の技術はコンピュータ技術の進歩に伴い飛躍的に向上したが、リハビリテーション現場へ浸透しているとは言い難く、臨床現場で簡便に評価可能なシステムの開発が望まれている⁵³⁾。

本研究で検討した力学的エネルギー変換効率は、従来から一般的に用いられている既存のパラメータとの関連も深く、依存的妥当性が保たれていた。さらに、前述するように、力学的エネルギー変換効率は歩行スキルを評価することが可能であり、一般的に用いられているパラメータには類をみない特徴がある。

今後の展望としては、従来のような大規模な実験装置が不要で、病院や施設などの臨床現場で簡便に計測可能な力学的エネルギー変換効率評価システムの開発を検討している。この研究で得られる知見により、低負荷トレーニングを設定せざるを得ない重度の脳血管障害患者や高齢重複疾患患者などの低歩行能力者に対して、重力の効率利用の観点からの歩行スキル評価が臨床場面で容易に可能となり、本邦のリハビリテーション医療が抱える、障害の重度化や重複疾患患者の増加に関して、有益な評価手段の一つになると考えている。

謝辞

本研究は、北海道工業大学大学院工学研究科応用電子工学専攻において、修士課程と博士後期課程にわたって継続的に行いました。社会人学生の立場で、苦勞した経験も多々ありましたが、沢山の先生方のご指導のもと、有意義な時間を過ごすことが出来ました。

木村主幸教授、野坂利也教授には、研究への指導・助言はもとより、大学院での研究活動と理学療法士としての臨床業務、改組準備室での業務の両立に対し、力強いご支援を賜りました。有澤準二教授には、博士論文作成にあたり、終始適切な助言を賜り、丁寧に指導して頂きました。ご指導頂いた先生方には心から感謝申し上げます。

また、昆恵介講師には忙しい業務の中、いつも時間を作って頂き熱心にご指導頂きました。札幌秀友会病院リハビリテーション科の杉原俊一先生には被験者の紹介を含め、共同研究者として多大なる協力を賜りました。さらに、本研究にご理解、ご協力頂いた被験者の皆様、いつも研究の進捗状況などを気遣い丁寧に指導して下さった諸先生方、計測のお手伝いを快く引き受けて下さった本学学部生、大学院生の皆様に心よりお礼申し上げます。

最後に、大学院進学にあたりいつも心強い応援をくれた家族に対し、心からの謝意を記します。

参考文献

- 1) 厚生労働省:心疾患-脳血管疾患死亡統計の概況. 人口動態統計特殊報告,2007.
- 2) 長谷公隆・他:姿勢制御の機能的再構築. 臨床脳波, 43(11):717-722 , 2001.
- 3) Lamontagne A, et al.: Mechanisms of disturbed motor control in ankle weakness during gait after stroke. *Gait & Posture*, 15,244-255, 2002.
- 4) Lamontagne A, et al.: Coactivation during gait an adaptive behavior after stroke. *J. Electromyogr. Kinesiol*, 10 (6), 407-415, 2000.
- 5) 長谷公隆:運動学習理論に基づくリハビリテーションの実践. pp2-6, 2008.
- 6) C.Detrembleur, et al.: Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. *Gait & Posture*, 18:47-55, 2003.
- 7) Shuuji Kajita, et al: Biped walking pattern generation by a simple three-dimensional inverted pendulum model. *Advanced Robotics*, 17(2), 131-147, 2003.
- 8) AD Kuo, et al.: Energetic Consequences of Walking Like an Inverted Pendulum: Step-to-Step Transitions. *Exercise & Sport Sciences Reviews*, 33(2), 88-97, 2005.
- 9) 大畑光司:Gait Solution 付短下肢装具による脳卒中片麻痺者の運動療法とその効果. *PT ジャーナル*, 45(3), 217-224, 2010.
- 10) S.H.Collins, et al.: A Three-Dimensional Passive-Dynamic Walking Robot with Two Legs and Knees. *The International Journal of Robotics Research*. 20(7), 607-615, 2001.
- 11) Perry J: *Gait Analysis*. Slack, New Jersey, pp29-87, 1992.
- 12) Yamamoto S, et al.: Change of rocker function in the gait of stroke patients using an ankle foot orthosis with an oil damper: immediate changes and the short-term effects. *Prosthet Orthot Int*, 35, 350-359, 2011.
- 13) 春名弘一・他: 油圧制動短下肢装具Gait Solutionの継続使用による脳血管障害片麻痺者の歩行変化. *理学療法科学*, 26(5), 673-677, 2011.

- 14) 鈴木悦子・他：非麻痺側下肢にシミュレーション用義足を適用した片麻痺歩行訓練の有用性. 運動療法と物理療法, 18(1), 37-43, 2007.
- 15) Cavagna GA: Force platforms as ergometers. *Journal of Physiology*, 39(1), 174-179, 1975.
- 16) Cavagna GA, et al.: Mechanical work and efficiency in level walking and running. *Journal of Physiology*, 268, 467-481, 1977.
- 17) Cavagna GA, et al.: The determinants of the step frequency in walking in humans. *Journal of Physiology*, 373, 235-242, 1986.
- 18) Cavagna GA, et al.: The sources of external work in level walking and running. *Journal of Physiology*, 262(3), 639-657, 1976.
- 19) Cavagna GA, et al.: The mechanics of walking children. *Journal of Physiology*. 343, 323-339, 1983.
- 20) Cavagna GA, et al.: Ergometric evaluation of pathological gait. *J Appl Physiol Respirat Environ Exercise Physiol*, 55(2), 606-613, 1983.
- 21) Cavagna GA, et al.: The role of gravity in human walking: pendular energy exchange, external work and optimal speed. *J Physiol*, 528(3), 657-668, 2000.
- 22) Heglund NC, et al.: Energy-saving gait mechanics with head-supported load. *Nature*, 375(6526), 52-54, 1995.
- 23) Willems PA, et al.: External, internal and total work in human locomotion. *J Exp Biol*, 198(2), 379-393, 1995.
- 24) Cavagna GA, et al.: Mechanics of competition walking. *Journal of Physiology*, 315, 243-251, 1981.
- 25) Cavagna GA, et al.: Walking on mars. *Nature*. 393:636, 1998.
- 26) 内山靖・他編：臨床評価指標入門, 協同医書出版社, pp55-59, 2003.
- 27) 潮見泰蔵・他：脳卒中における評価と理学療法効果. *PT ジャーナル*, 37(4), 639-694, 2003.
- 28) 今村義典・他：成人中枢性麻痺の評価. *総合リハ*, 17(3), 211-216, 1989.
- 29) 永井誠一：Fugl-Meyer 評価法(FMA). *OT ジャーナル*, 38(7), 579-586, 2004.

- 30) 中山恭秀: modified Ashworth scale. 協同医書出版社, pp61-66, 2003.
- 31) Kirsten Gotz-Neumann 著, 月城慶一訳: 観察による歩行分析. 医学書院, 2005.
- 32) 千野直一編: 義肢装具とリハビリテーション. 金原出版, 2003.
- 33) 日本整形外科学会・日本リハビリテーション医学会監修: 義肢装具のチェックポイント第7版. 医学書院, 2007.
- 34) 鶴見隆正・畠中泰司編: 義肢装具. 三輪書店, 2000.
- 35) 日本義肢装具学会監修: 装具学. 医歯薬出版, 2003.
- 36) 山本澄子・他著: ボディダイナミクス入門 片麻痺者の歩行と短下肢装具. 医歯薬出版, 2005.
- 37) 関川伸哉・他: 装具機能と片麻痺歩行との関連性について - 運動学および動作筋電図学的解析から -. バイオメカニズム学会誌, 27(2), 87-94, 2003.
- 38) 櫻井愛子・他: 装具の底屈制動モーメントによる片麻痺者の歩行の改善点. 日本義肢装具学会誌, 23(2), 47-158, 2007.
- 39) 櫻井愛子・他: 脳卒中片麻痺者の歩行時における体幹の動き. 日本義肢装具学会誌, 23(1), 54-64, 2007.
- 40) 岩本隆茂・他: シングル・ケース研究法. 新しい実験計画法とその応用. 勁草書房, 1990.
- 41) 平野友久・他: Agonist-Antagonist EMG Ratio Method を用いた脳卒中患者の歩行分析. 長崎大学医療技術短期大学部紀要, 14(1), 15-21, 2001.
- 42) 井口茂・他: 歩行運動の筋電図学的評価, 睡歩きギプス療法・heel gait cast-. 医歯薬出版, 41-77, 2002.
- 43) 臨床歩行分析研究会編: 関節モーメントによる歩行分析. 医歯薬出版, 60-78, 1997.
- 44) 畑山由香・他: 健常者歩行実験による MIDI ペーシング音楽の評価. バイオメカニズム学会誌, 32(2), 83-89, 2008.
- 45) Finley F.R et al.: Locomotive characteristics of urban pedestrians. Arch. Phys.Med. Rehabil, 51, 423-426, 1970.
- 46) 中村隆一・他: 基礎運動学 第6版. 医歯薬出版, 2003.

- 47) 宮本省三・他: 運動制御と運動学習. 協同医書出版社, 1997.
- 48) 大橋ゆかり: セラピストのための運動学習 ABC. 文光堂, 2004.
- 49) Olney SJ, et al.: Mechanical energy of walking of stroke patients. Arch Phys Med Rehabil, 67, 92-98, 1986.
- 50) Osu R, et al.: Short-and Long-Term Changes in Joint Co-Contraction Associated With Motor Learning as Revealed From Surface EMG. J Neurophysiol , 88, 991-1004, 2002.
- 51) 長谷公彦: 片麻痺患者の病態と歩行分析. 総合リハ, 34 (2), 125-131, 2006.
- 52) 森本榮: 高齢者の理学療法 (第 2 版) . 三輪書店, 2002.
- 53) 臨床歩行分析研究会監修・江原義弘・他編: 臨床歩行計測入門, 医歯薬出版, 2008.

研究業績

<査読付原著論文>

1. Hirokazu Haruna, Shunichi Sugihara, Keisuke Kon, Tomoya Miyasaka, Yasuyuki Hayakawa, Toshiya Nosaka, Kazuyuki Kimura: Change in the Mechanical Energy of the Body Center of Mass in Hemiplegic Gait after Continuous Use of a Plantar Flexion Resistive Ankle-foot Orthosis. Journal of Physical Therapy Science: 25(11),pp1437-1443,2013.
2. 春名弘一, 杉原俊一, 昆恵介, 早川康之, 野坂利也: 脳卒中片麻痺者における Gait Solution 使用時の非麻痺側運動制御変化. 日本義肢装具学会誌: 24(4),pp232-239,2011.
3. 春名弘一, 杉原俊一, 昆恵介, 早川康之, 野坂利也: 油圧制動短下肢装具 Gait Solution の継続使用による脳血管障害片麻痺者の歩行変化. 理学療法科学: 26(5),pp673-677,2011.

<国際会議>

1. Hirokazu Haruna, Shunichi Sugihara, Toshiya Nosaka, Yasuyuki Hayakawa, Keisuke Kon, Kazuyuki Kimura: Hemiplegic gait with damping AFO use improves the energy conversion efficiency of center of mass. WCPT-AWP & ACPT Congress 2013, pp193, 2013.

<講演>

1. 春名弘一,難波志帆,棚橋嘉美,井野拓実,加藤士雄,堀田麻実子: ロッカー機能の補助が身体質量重心の力学的エネルギー変換効率に与える影響-短下肢装具における底屈制動機能の有無による比較-.第 64 回北海道理学療法士学会, pp77, 2013.
2. 春名弘一,堀田麻実子,加藤士雄,井野拓実,難波志帆,棚橋嘉美,宮坂智哉,昆恵介,早川康之,野坂利也,木村主幸: Gait Solution 使用時の身体合成重心の力学的エネルギー変化. 第 29 回日本義肢装具学会学会大会, pp160, 2013.
3. 春名弘一, 杉原俊一, 昆恵介, 早川康之, 野坂利也: Gait Solution 使用時の両脚支持期における運動制御変化に関する研究-非麻痺側前脛骨筋・腓腹筋同時収縮に着目して-. 第 32 回臨床歩行分析研究会定例会, pp58-59, 2010.
4. 春名弘一, 野坂利也, 早川康之: Gait Solution 使用時の運動制御変化に関する研究-歩行時の非麻痺側前脛骨筋・腓腹筋同時収縮の変化-. 生体医工学, pp14, 2010.
5. 春名弘一, 野坂利也, 早川康之: 脳血管障害片麻痺者における底屈制動短下肢装具装着下の運動制御変化に関する研究-歩行時における非麻痺側前脛骨筋・腓腹筋同時収縮の変化-. 第 26 回日本義肢装具学会, pp129, 2010.
6. 春名弘一, 塚田鉄平, 小川峰巨, 鈴木創, 丸谷考史, 内藤考洋, 須田亙, 高橋浩史, 稲田亨, 外山貴浩, 門間美由紀, 小原和宏: Polygon ソフトを用いた視覚的説明が維持期片麻痺者に与える影響について. 第 30 回臨床歩行分析研究会定例会, pp65-68, 2008.

7. 春名弘一，伊藤麻美，鈴木創，須田亙，塚田鉄平，稲田亨，田中敏明，杉原俊一，白銀暁，大山陽平，前田佑輔，泉隆，武田秀勝：脳血管障害患者に対する振動刺激付きバランス機器による評価・トレーニング方法の検討(第2報)．第43回日本理学療法学術大会論文集, pp157, 2008.
8. 春名弘一，伊藤麻美，須田亙，山崎貴央，塚田鉄平，稲田亨，田中敏明，杉原俊一，白銀暁，大山陽平，前田佑輔，泉隆，武田秀勝：脳血管障害患者に対する振動刺激付きバランス機器による評価・トレーニング方法の検討．第42回日本理学療法学術大会論文集, pp357, 2007.
9. 春名弘一，中田優美，飯間裕子，幡鎌範昭，杉原俊一，佐藤史江：前頭葉症状を呈した急性期脳血管障害患者への関わり．第52回北海道理学療法士学術大会, pp46, 2001.