

国際医療福祉大学大学院
医療福祉学研究科博士課程

底屈制動短下肢装具内の踵パッドが 歩行動作に及ぼす影響

平成 24 年度

保健医療学専攻・福祉援助工学分野
学籍番号：10S3025（氏名：昆 恵介）
研究指導員：山本 澄子 教授
副研究指導教員：黒澤 和生教授

要旨

中枢神経障害者の足底踵部に刺激を入力すると、神経生理学的作用として背屈反射が誘発されるとい
う先行研究を契機に本研究に着手した。本研究では底屈制動短下肢装具内の踵部分にゴム製の踵パッド
を貼付することにより、歩行動作中にどのような影響を及ぼしているのかについて、神経生理学的側面
と運動力学的側面の両面から包括的に検証することを目的とした。

対象者は脳卒中片麻痺者 14 名とした。計測方法は神経生理学的評価のために動作筋電図学的解析を
実施し、運動力学的解析には三次元動作解析機器を用いて歩行分析を実施した。

結果として、踵パッドは立脚初期に足底圧中心を踵に停滞させ、背屈モーメント増大とともに、身体
重心を上昇させる効果を生じさせた。身体重心の上昇は、中枢神経活動を抑制させ、間接的に足関節背
屈筋群の活動を賦活化させる効果があることを明らかにした。

キーワード：

踵パッド, 動作筋電図, 三次元動作解析, 脳卒中片麻痺歩行

Abstract

Effect of heel pad attached to ankle-foot orthosis on hemiplegic gait

Previous studies have shown that dorsiflexion reflex induces a neurophysiologic reaction when the heel of individuals with a disorder of the central nervous system is stimulated. The effect of a rubber heel pad attached to an ankle-foot orthosis on hemiplegic gait was investigated from the viewpoint of neurophysiology and motion dynamics. Fourteen hemiplegic stroke patients participated in the study. Neurophysiological assessment by electromyography and three-dimensional gait analysis was undertaken. The results showed that the heel pad kept the center of plantar pressure under the heel, increased the dorsiflexion moment, and raised the center of body mass during the stance phase of the paretic limb. The raised center of body mass suppressed the central nervous system while enhancing the activity of the ankle dorsiflexor muscles indirectly.

Keywords

heel pad, EMG, three-dimensional motion analysis, hemiplegic gait

【目次】

第1章 序論

1. 緒言.....	1
1-1. 本研究の背景.....	1
1-2. 踵パッドを貼付した歩行に関する先行研究と問題点.....	1
1-3. 底屈制動装具歩行における運動力学的評価についての研究報告について.....	2
1-4. 底屈制動装具歩行における神経学的評価についての研究報告について.....	4
1-5. 片麻痺者に対する装具の筋電図評価方法に関する問題について.....	6
2. 研究目的.....	7
2-1. 本研究の目的.....	7
2-2. 仮説.....	7
3. 本論文の構成.....	8

第2章 予備実験（筋電図解析の代表値選定）..... 9

1. 研究課題の背景と目的.....	10
1-1. 筋電図解析の一般的解析手法の問題点について.....	10
1-2. 目的.....	10
2. 実験方法概要.....	10
2-1. 対象者.....	11
2-2. 実験環境.....	11
2-3. 計測方法.....	11
2-4. EMG データ処理方法.....	12
2-5. EMG 代表値の算出方法.....	13
2-6. 解析方法.....	14
3. 結果.....	17
3-1. 筋活動の再現性について.....	17
3-2. EMG 代表値の分布特性.....	18
3-3. 各 EMG 代表値のばらつきについて.....	18
4. 考察.....	24
4-1. EMG 代表値の分布特性について.....	24
4-2. EMG 代表値の選定について.....	25
4-3. 電極貼付方法の選定について.....	25
4-4. 計測期間の間隔について.....	26
5. まとめ.....	26

第3章 研究方法..... 27

1. 解決への基本戦略（研究計画）.....	28
1-1. 対象者.....	28

1-2. 研究課題概要	28
1-3. 対象者に対する AFO と踵パッドの調整方法	33
2. 研究実施における倫理的配慮について	38
第 4 章 脳卒中片麻痺者に対する踵パッドの神経生理学的検証	39
1. 研究課題の背景と目的	40
1-1. 本課題の背景	40
1-2. 本課題の目的	41
2. 実験方法	41
2-1. 計測方法概要	41
2-2. 解析方法	45
3. 結果	48
3-1. 筋活動（運動神経活動）	48
3-2. F 波出現頻度	52
3-3. 自律神経活動	53
4. 考察	55
4-1. 踵パッドの介入効果について	55
4-2. 踵パッドの即時効果について	56
4-3. 踵パッドのキャリーオーバー効果について	57
5. まとめ	58
第 5 章 脳卒中片麻痺者に対する踵パッドの運動力学的検証	59
1. 研究課題の背景と目的	60
1-1. 本課題の背景	60
1-2. 本課題の目的	60
2. 実験方法	61
2-1. 研究課題概要	61
2-2. 計測方法	61
2-4. 統計学的処理について	63
3. 結果	64
3-1. 足底圧中心の停滞効果について	64
3-2. 足関節背屈モーメント上昇効果について	65
3-3. 身体合成重心の上昇効果について	66
3-4. 非麻痺側倒立振子の総エネルギーについて	68
3-5. エネルギー評価パラメータ間の相関関係について	69
4. 考察	70
4-1. 運動力学的評価パラメータについて	70
4-2. 非麻痺側昇りの筋が発揮する外的パワーとエネルギーとの関係について	70
4-3. 麻痺側昇りの変換効率について	71

4-4. 非麻痺側昇りの変換効率について	72
4-5. 歩行周期を通じて.....	72
5. まとめ	73
第 6 章 総合分析.....	74
1. 研究課題のまとめと目的.....	75
1-1. 研究課題のまとめ.....	75
1-2. 研究課題の目的	75
2. 方法.....	75
2-1. 評価パラメータについて.....	75
2-2. 解析方法	76
3. 結果.....	76
4. 考察.....	77
4-1. 評価パラメータ間の相関関係について	77
4-2. 踵パッド貼付が及ぼす影響について	79
4-3. 踵パッド使用中の新たな運動パターン習熟の可能性について	86
4-4. 踵パッド介入 1 ヶ月の効果について	87
5. まとめ	89
第 7 章 結論.....	90
1. 本研究の総括	91
2. 本研究の結論	92
3. 踵パッドの可能性と今後の展望.....	93
4. 研究の限界.....	93
謝辞.....	95
文献一覧.....	96

【図目次】

第1章に用いた図

図 1-1 クレンザック継手付 AFO と制動のためのロッド棒	2
図 1-2 制動力の違いによる歩容の変化	3
図 1-3 調整機構付き継手付短下肢装具	4

第2章に用いた図

図 2-1 フットスイッチ	11
図 2-2 電極設置箇所再現性のための工夫	12
図 2-3 筋力訓練装置を用いた MVC の計測	13
図 2-4 周波数解析の解析イメージ	14
図 2-5 治具貼布によるヒラメ筋立脚相における MPF の推移	15
図 2-6 再現誤差の解析イメージ	16
図 2-7 TA 活動における最終日を基準とした各 EMG 代表値の再現誤差	21
図 2-8 SO 活動における最終日を基準とした各 EMG 代表値の再現誤差	22
図 2-9 最終日データ 7 名の EMG 代表値別の分布特性	23
図 2-10 平均値が高値にシフトしたことの模式図	24

第3章に用いた図

図 3-1 研究プロトコル	29
図 3-2 計測日における実験プロトコル	29
図 3-3 初期角度の設定方法	33
図 3-4 GS の油圧式足継手	34
図 3-5 DACS-AFO の底屈制動機構と足継手	34
図 3-6 アンクルロッカー機能	35
図 3-7 踵パッド設定方法	36
図 3-8 踵パッドによる軟部組織沈み込みの確認	37
図 3-9 踵骨軟部組織に対する踵パッドの沈み込み	37
図 3-10 立位荷重による踵パッドの高さの違い	37

第4章に用いた図

図 4-1 計測プロトコル	41
図 4-2 対象者への計測機器装着の簡略図	42
図 4-3 F 波導出の電気刺激部位と記録部位	43
図 4-4 EMG-F 波解析の概要図	43
図 4-5 唾液アミラーゼ検査時の様子	44
図 4-6 唾液アミラーゼ検査器	44
図 4-7 解析手順の流れ	45

図 4-8	ヒールロッカーにおける TA 筋活動.....	48
図 4-9	ヒールロッカーにおける SO 筋活動	49
図 4-10	遊脚相における TA 筋活動	50
図 4-11	遊脚相における SO 筋活動	51
図 4-12	F 波出現頻度（中枢神経活動指標）	52
図 4-13	HF 成分（副交感神経活動指標）	53
図 4-14	アミラーゼ（交感神経活動指標）	54
図 4-15	LF/HF(交感神経活動指標)	54

第 5 章に用いた図

図 5-1	マーカ設置箇所.....	61
図 5-2	相分け.....	62
図 5-3	エネルギーに関連する用語の説明.....	63
図 5-4	足底 COP への影響.....	64
図 5-5	最大背屈モーメントへの影響.....	65
図 5-6	麻痺側 COG 上昇.....	66
図 5-7	非麻痺側 COG の上昇.....	67
図 5-8	非麻痺側倒立振子の UEW への影響.....	68
図 5-9	力学的作用に関する模式図.....	72

第 6 章に用いた図

図 6-1	踵パッドの作用と関係を表す模式図.....	78
図 6-2	踵パッド貼付による影響の模式図.....	80
図 6-3	下肢の筋緊張増減に伴う皮質脊髄路の興奮と前角細胞の興奮の模式図	81
図 6-4	非麻痺側単脚支持期の比較（対象者 F）	82
図 6-5	麻痺側足底接地時の比較（対象者 F）	83
図 6-6	麻痺側立脚後期の頭部・体幹の姿勢の変化（対象者 F）	84
図 6-7	踵パッドによる足底圧の変化と姿勢反射のイメージ図.....	84
図 6-8	倒立振子モデルと歩行中の COG 上昇の関係.....	86
図 6-9	関節モーメントの概略図	88

【表目次】

第2章に用いた表

表 2-1	EMG 代表値の一覧.....	13
表 2-2	前脛骨筋活動における最終日を基準とした日変動の比較結果.....	19
表 2-3	ヒラメ筋活動における最終日を基準とした日変動の比較結果.....	20
表 2-4	分散の検定結果.....	24

第3章に用いた表

表 3-1	身体諸元表（基本情報）	30
表 3-2	身体諸元表（片麻痺機能検査）	31
表 3-3	身体諸元表（理学療法検査項目）	32

第5章に用いた表

表 5-1	各パラメータ間の相関.....	69
-------	-----------------	----

第6章に用いた表

表 6-1	各評価パラメータ間の相関関係	76
-------	----------------------	----

第1章 序論

1. 緒言

1-1. 本研究の背景

わが国の脳卒中者数は134万人と推定¹⁾され、その多くで片麻痺を生じる。脳卒中片麻痺によって起こる諸問題の一つに、痙縮によって生じる底屈筋群の過剰な緊張がある。これは上位中枢からの抑制がなくなることによって生じる解放現象として説明され、歩行時では足関節底屈位を呈することが多く、しばしば、歩行中立脚期に反張膝になったり²⁾、遊脚相では、随意的に足関節を背屈位にできないことから転倒にいたるケースもあり、脳卒中によって生じる痙縮が歩行時の障害因子として問題となっている³⁾。このような痙縮による問題に対しては、一般的に薬物療法や装具療法が治療の中に取り込まれる。薬物療法では痙縮によって生じる筋緊張異常に対し、神経ブロックを施すなど薬物療法が痙縮抑制に有効とされる⁴⁾。しかし薬物療法は永続的な効果がないこともあるばかりか、副作用を伴うことが問題視されている⁵⁾。

一方で装具によって異常歩行を改善する試みは副作用も少なく片麻痺者の治療には有効である。特に片麻痺者にとっての歩行は日常生活を営む上で移動手段として最も重要な動作である。一般的には歩行能力の獲得及びその向上を目的⁶⁾に下肢装具を用いられるが、なかでも短下肢装具(以下 AFO : Ankle Foot Orthosis)は、軽量かつ装着が容易なことから、その使用頻度は高い³⁾。

脳卒中片麻痺者に対する AFO の効果としては、歩行速度の増大や立位および歩行バランスの改善や遊脚相におけるトゥ・クリアランスの改善などが挙げられ、AFO のもつ機械的特性と歩行能力に関する力学的観点からの報告が散見される^{7,8)}。

一方で中枢神経系の障害による異常歩行や痙縮を装具でコントロールしようという神経学的な側面からの試みは1960年代に熱可塑性樹脂による装具が製作され始めたころから行われ、1961年にDuncan⁹⁾が発表した痙縮抑制の概念が後の痙縮抑制装具として利用されている。Duncan⁹⁾は、中枢神経障害者にとって問題となる痙縮に対しての痙縮抑制を目的に、静止坐位において、足底部位に刺激を与え、下肢筋活動への影響を報告している。特に足底踵部への刺激は背屈筋の反射活動を引き起こし、底屈筋群の活動を抑制し、副作用のない痙縮抑制方法として適切であるとしている。しかしながら、Duncan⁹⁾の提唱する踵部刺激による痙縮抑制は、歩行における痙縮改善として実施された研究ではない。

1-2. 踵パッドを貼付した歩行に関する先行研究と問題点

近年になり、AFO 足底内部に Duncan の提唱する痙縮抑制対策を施すなどして一様の成果が報告されている。しかし AFO 内部に施される踵パッドによって、前脛骨筋(以下 TA:Tibial Anterior Muscle)の筋活動を賦活化し、ヒラメ筋(以下:SO:Solius Muscle)などの底屈筋群を抑制するなどの痙性抑制の効果を示す報告^{10,11)}はみられるが、効果の機序が明確でないのが現状である。

一方で、中枢神経障害を呈さない健常成人の足底内部のインソールを調整することで、歩行動作の変化¹¹⁻¹⁵⁾や筋活動の変化¹²⁻¹⁸⁾がみられる報告も散見される。このことから、踵部への刺激の効果が神経生理学的機序によるものだけではなく、足底にかかる圧力から力学的機序を経て歩行動作に影響を

与えている可能性も示唆される。しかし、これらの研究報告は健常成人を対象とし、しかも AFO 装着下での研究報告でない。

筆者¹³⁾は、これらの問題点を解決するために、底屈制動 AFO を用いた健常者歩行において、AFO 内部の足底部に形状や厚みや大きさなどを変えた踵パッドを 27 種類用意し、踵パッドが力学的に身体に及ぼす影響について言及した。結果として、AFO 内の踵パッドは足底圧を踵部分に停滞させる効果が働き、足関節周りの背屈方向モーメントを増加させることによって、倒立振子運動を促し、身体合成重心(以下 COG : Center of Gravity)を上昇させる効果があることを報告した。しかしながら、これらの研究は片麻痺者を対象としたものではないため、実際の片麻痺者で検証する必要がある。

1-3. 底屈制動装具歩行における運動力学的評価についての研究報告について

近年では、倒立振子運動と COG に着目した AFO の運動力学的な評価方法が注目されている。図 1-1 のような従来からある金属支柱付短下肢装具では、クレンザック継手が用いられることが多く、ロッド棒によって制限や強い制動をかけることが可能であり、ロッド棒の代わりに“ばね”を挿入することで補助ができる AFO 用の足継手である。

このクレンザック継手付 AFO で問題となるのは、例えば図 1-2-a のように“ばね”を用いると、踵接地の衝撃に対抗できるだけの制動力をもたないため、反張膝を呈することが多い。一方で図 1-2-b のようにロッド棒をいれてしまうと、強い底屈制動によって、膝折れを起こし、不安定になることもある。

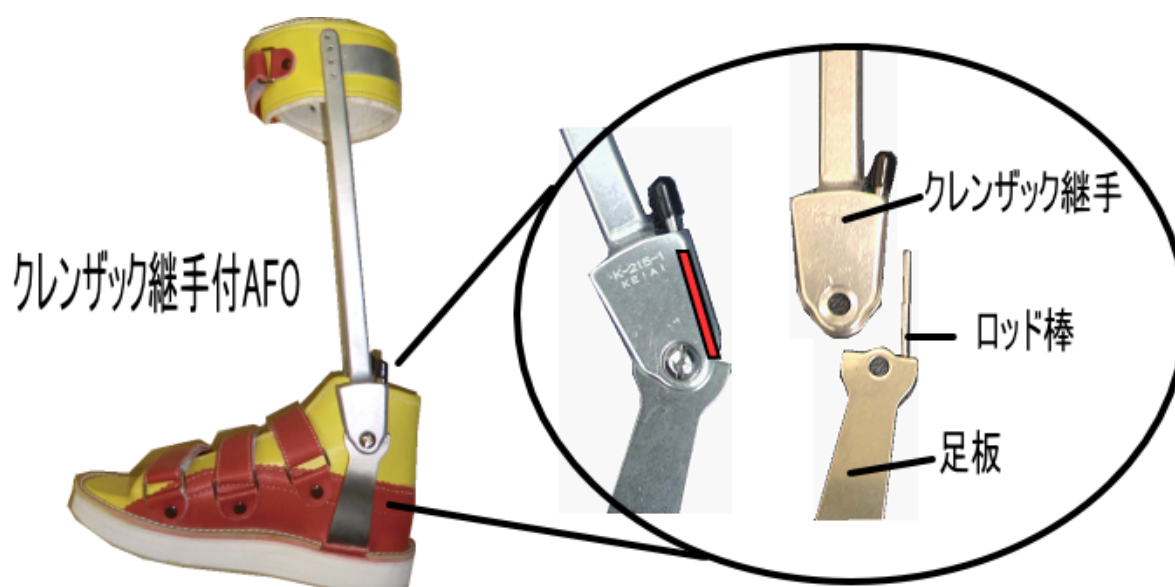


図 1-1 クレンザック継手付 AFO と制動のためのロッド棒

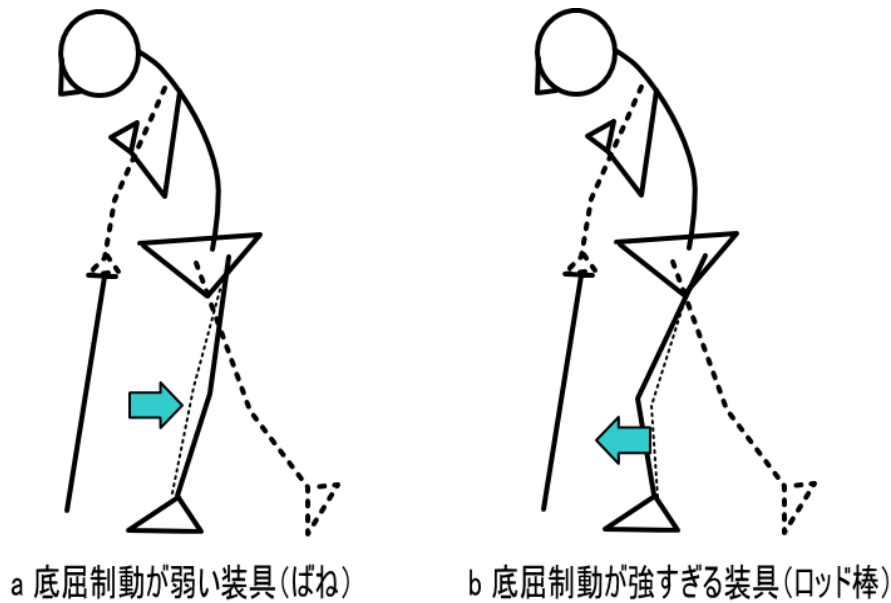


図 1-2 制動力の違いによる歩容の変化

これらはいずれも、片麻痺者に適した AFO の制動力が調整されていないことが原因であり、不適切な制動力下での AFO 歩行では COG が上昇せず、倒立振子運動を構築できないと大畑ら¹⁴⁾は述べている。

倒立振子運動とは、いわゆる単振子とは逆の振子運動のことであり、運動エネルギーと位置エネルギーを互いに交換し合って振子運動を達成する。特に摩擦などのエネルギーの損失がなければ永遠に運動し続ける特性をもつ。健常者の歩行においても位置エネルギーと運動エネルギーが交換され、その変換効率は 70%程度とされる¹⁵⁾。また、片麻痺歩行においても、歩行立脚中期に身体合成重心である COG が AFO によって、高い位置にあれば、低い位置への変位は重力による落下運動が可能となり、運動エネルギーへの変換が可能としている。大畑ら¹⁴⁾は、図の 1-3 のような制動力を調整できる AFO によって、片麻痺者の COG は上昇し、エネルギーコストが低下することを報告している。また、山本ら⁸⁾によって図 1-3-A の DACS-AFO(Dorsiflexion Assist Controlled by Spring AFO)や、図 1-3-B の Gait Solution AFO(以下 GS-AFO)、Gait Solution Design(GSD)の開発を行っており、歩行分析結果などから、歩行速度の増加など歩行パフォーマンスが向上することを報告している。近年においては特に油圧制動機構を有した GSD の報告事例が多く、片麻痺者には油圧制動機構を用いた AFO が普及しつつある。

しかしながら、片麻痺者にとって最適に調整可能な AFO であっても、中枢神経症状として特徴的な筋緊張亢進を改善できないこともある。望ましいのは、調整可能な底屈制動 AFO に、Duncan が述べるような痙性抑制装具の概念を利用した神経学的な観点からの AFO 設計があってもしかるべきであると考えられるが、現状としては、それぞれが独立したものとなっている。

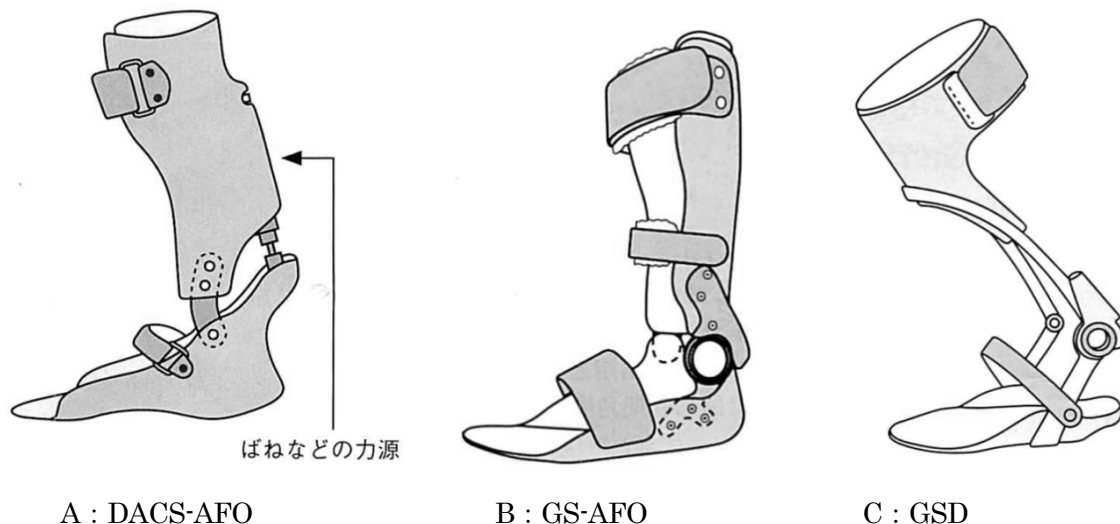


図 1-3 調整機構付き継手付短下肢装具

1-4. 底屈制動装具歩行における神経学的評価についての研究報告について

1-4-1. 踵刺激による中枢神経系に対する痙性抑制理論について

一般的に AFO による痙性抑制の概念は、主に筋・腱の持続伸張と踵刺激など特定の反射誘発部位の刺激あるいは除圧するようなデザインを設計することで達成している。特に、AFO の足底部に対する痙性抑制対策としては、踵への刺激が重要とし、穂山ら¹⁶⁾は、踵歩きのギプス療法(Heel Gait Cast 療法：以下 HGC)を用いたリハビリテーション法について報告している。HGC を利用すると、背屈反射を促すとともに、回復期にある脳卒中の痙性麻痺などで関節可動域の拡大や歩容の改善といった多くの成果をあげている。

HGC による痙性抑制における重要なポイントは、踵歩きによって踵部に荷重刺激を入力し、中枢神経系に作用させ、緊張性姿勢反射および共同運動パターンの抑制させる狙いがある。特に脳卒中片麻痺において、よくみられる共同運動パターンは、一部の関節を動かそうとすると他の関節にも運動が起こってしまうもので、これによっても痙性は増強される。そこで HGC は、足関節底屈筋群を直接抑制すると同時に、これらの緊張性姿勢反射や共同運動パターンを運動療法により抑制することで正常な運動パターンの学習を助け、痙性を抑制しようとするものである。

しかしながら、効果がある報告がある一方で、ギプスによる背屈位による固定期間が長いことが多く(長い場合では 1 年以上)、長期のリハビリテーションが必要であり、足関節固定による拘縮や萎縮も問題となることから、現在では、あまり使用されていないのが現状である。

1-4-2. 踵刺激による末梢神経系に対する痙性抑制理論について

一方で、片麻痺者に特定の反射部位への刺激に着目して調査すると、渡部¹⁷⁾らが独歩可能な片麻痺者 10 名を対象に、踵パッドを貼付し、1 週間の期間を設けて介入実験を実施している。結果として踵パッド介入後では、10 名中 8 名が立脚相時間の延長効果をもたらすと同時に、H 波振幅が減少した

ことから痙性抑制があると結論付けていた。また茂田ら¹⁸⁾は足関節背屈角度と踵部圧刺激との組み合わせによって H 波振幅にどのように影響を及ぼすのか実験し、足関節背屈と踵部刺激を組み合わせることで H 波振幅が減少していたことから、HGC 理論では足関節を背屈位にすることによって痙性抑制に寄与することを示唆していた。

AFO 介入による研究では、ヒラメ筋(SO:Solius Muscle)の H 反射を利用した計測によって、Lohman¹⁹⁾や、三和ら²⁰⁾はその発現を確認しているものがある。三和ら²⁰⁾の報告によると、片麻痺者に対して、背屈位で製作された AFO 歩行を実施すると、AFO 装着前と比較して、H 波の振幅が減少したことから、背屈 AFO 歩行は脊髄反射由来の痙性抑制効果があることを示唆していた。

しかし、これらの先行研究は痙性抑制を評価するために誘発筋電図検査で得られる SO の H 波振幅の増減をもって評価している。計測では、脛骨神経上に電気刺激をかける必要が生じるため、歩行では電気刺激による収縮に影響が生じてしまうことが問題である。そのため実験では、介入前後の安静臥位における H 波の導出を実施しており、歩行中の身体状況を直接的に反映した結果ではない。

1-4-3. 踵刺激による自律神経系に対する先行研究について

踵への圧刺激効果は、古くから存在する東洋医学の足ツボマッサージ(フットリフレクソロジー)が思い当たる。フットリフレクソロジー理論は、足裏にある 60 もの足ツボを刺激することで、自律神経系を刺激し、対応する反射区のしこりや痛みから身体の悪い部分を知ることができることとされる。特に踵部中央への圧刺激(マッサージ)は、直腸などの内蔵を活性化するとしている。

太湯ら²¹⁾は足底へのタッチング刺激(心拍に合わせた足底へのリズム刺激)は、末梢血管を拡張させ皮膚表面温度が上昇するとともに心拍数を低下させていたことから自律神経応答があることを示唆していた。

また、木村²²⁾は、静止立位制御における荷重調整とバランス機能について、心拍変動解析を実施している。結果として、立位バランスするための時空間的パラメータと心拍変動に関連性があり、特に前庭系、体性感覚系の感覚器の機能低下によって足関節底屈筋群の活動制御能力が低下することを示唆していた。しかしながら、この報告は、歩行動作中のものではなかった。

このようにいくつかの研究報告をみていくと、静的な報告例ばかりであり、動作中のものではなかった。しかしながら、実際に東洋医学では足裏にある反射区を刺激すると、自律神経系に作用することが知られており、駿河ら²³⁾や工藤²⁴⁾らは足裏マッサージを施すことで、身体はリラックス効果があるなどと報告している。このことから、踵パッドによる踵部への圧刺激は副交感神経活動を賦活化させ、リラックス効果があるとするならば、身体のこわばりも減少し、筋活動に対して影響が生じると推察される。

1-5. 片麻痺者に対する装具の筋電図評価方法に関する問題について

これまでのことから、踵パッドによる刺激下における歩行においては、神経生理学的作用が働くことが示唆されると同時に、底屈制動 AFO を用いた歩行下では COG を上昇させ、エネルギーコストの低い受動歩行が達成できると考えられ、神経生理学的作用と運動力的作用が相互に影響を及ぼしていると考えられる。

そして、底屈制動 AFO に踵パッドをいれることで、結果的に TA の筋活動の増加に寄与するものと考えられる。しかしながら、片麻痺者に対し、対象者に適切な制動力をもった状態に調整された底屈制動 AFO に踵パッドを貼付した場合では身体にどのように影響を及ぼすのか明確になっていないのが現状である。

これらの疑問を解決するには、TA と SO の筋活動の評価が必要となる。近年では、底屈制動 AFO が生体にどのように及ぼすのか筋電図学的 (EMG : Electromyogram) に臨床報告されること多くなってきている。春名ら²⁵⁾は底屈制動 AFO を継続的に 3 週間使用することで EMG パターンが変化することを報告している。しかしながら、これらの研究手法では、計測日をまたぐこととなり、計測データの再現性と妥当性が問題となってくる。

そのため EMG の計測には、多くの標準化手法が用いられている。最もよく用いられるのが、対象者に最大随意収縮 (MVC: Maximal Voluntary Contraction) を行わせ、調べたい部分の EMG 信号の大きさを MVC によって標準化する手法であり²⁶⁾、一般的に %MVC として表記される。しかしながら、%MVC は静止時で得られた MVC で標準化すると、動作時では 100% を超えることもしばしばあり、そもそも MVC 自体が最大でないことが問題である。

また脳血管障害などで障害をもつ対象者では、MVC の計測自体が困難となるため、%MVC を対象者の代表値と採用することは好ましくない。

このような問題に対応するため、Mirka²⁷⁾は歩行中における動的な標準化の代替法として、歩行周期を多くの運動局面に相分けし、歩行周期中の最大の EMG 振幅で標準化する方法を推奨している。実際に大畑ら²⁸⁾は脳血管障害者に対する EMG 比較においては、歩行中の最大 EMG 信号を 100% として用いている。しかし歩行中の最大 EMG 信号自体の再現性が低いことが問題であり、同日の計測データの比較ならば、相対評価として良いが、異なる計測日における比較では再現性自体に問題が生じる。

2. 研究目的

2-1. 本研究の目的

前述してきたように、踵パッドによる圧刺激は、背屈筋群の賦活化とともに、歩行動作姿勢に影響を与えらる。しかしながら、多くの研究は、神経生理学的側面に偏った調査研究であったり、踵パッドによって動作に影響を及ぼすなどの運動力学的側面に偏った報告であり、これらを包括的に言及した報告はないのが現状である。

そこで本研究では、AFO 足底踵部への踵パッド貼付の影響が、歩行動作および筋活動にどのように影響を与えているのか神経学的側面および運動力学的側面の両面から検証を行うことを目的とし、以下のことを明らかにする。

課題1:踵パッド貼付が片麻痺者の AFO 歩行において

神経生理学的にどのように影響を及ぼすのか明らかにする。

課題2:踵パッド貼付が片麻痺者の AFO 歩行において

運動力学的にどのように影響を及ぼすのか明らかにする。

課題3:上記の神経生理学的評価項目と運動力学的評価項目とに、どのように関連性があるのかを明らかにする。

2-2. 仮説

これまでの調査結果から、片麻痺者が装着する AFO 内に踵パッドを貼付することによって歩行中に生じる影響について、以下に仮説として予想される結果を列挙する。

1. 自律神経系に影響を及ぼし、副交感神経が賦活化する。
2. 中枢神経系に影響を及ぼし中枢神経活動が減弱する。
3. 運動神経系に影響を及ぼし、SO の減弱に伴って TA が賦活化する。
4. 運動力学的評価項目に影響を及ぼし、特に COP に変化を及ぼす。
5. 運動力学的評価項目に影響を及ぼし、特に身体合成重心の上昇が生じる。
6. 運動力学的評価項目に影響を及ぼし、エネルギー変換効率は上昇する。
7. 運動力学的評価項目と神経生理学的評価項目(自律神経、中枢神経、運動神経)はそれぞれが影響を及ぼしあう関係にある。

3. 本論文の構成

本論文は大きく分けて、第1章の研究背景と目的、第2章の予備実験、第3章に研究方法、第4章と第5章に本解析、第6章の総合分析、第7章の結論と全7章構成となっている。

第1章では、本研究の背景について論じ、先行研究から仮説と本研究課題を提示した。

第2章は、予備実験であり、本実験で実施する脳卒中片麻痺者における神経生理学的解析において、特に動作筋電図解析の手法が確立していないことから、本解析に移行する前に、健常者を対象とした2週間分の筋電図データを取得し、本研究における適切な解析方法を明確にするために論じた。

第3章では、本研究の方法論を示した。

第4章では、予備実験結果を受けて、踵パッドが片麻痺者のAFO歩行に対して神経生理学的にどのように影響を及ぼすのか、シングルシステムデザイン ABA 法で検証した。解析に用いたデータは表面筋電図、誘発筋電図 F 波の出現頻度、唾液アミラーゼ活性値と心拍変動解析の結果である。これらで得られた結果をもとに神経生理学的な影響について論じた。

第5章では、踵パッドが運動力学的に姿勢にどのように影響をするのか片麻痺者を対象として、運動力学的観点から論じた。

第6章では、第4章と第5章の研究成果を総括・検討し、論を結んだ。

第7章では、本研究の結論と今後の展望および今後の課題を論じた。

第2章

予備実験

(筋電図解析の代表値選定)

1. 研究課題の背景と目的

片麻痺者を対象とした日を改めた EMG 計測では、データの再現性と妥当性が重要となる。本章では、予備実験として以下に検討結果を記載する。

1-1. 筋電図解析の一般的解析手法の問題点について

一般的に筋活動の指標とされる代表値としては、筋電図波形から得られた時系列データの中で計測者が定めた時系列データ区間内において、整流化平均値(ARV:Average Rectified Value)や積分値(IEMG :Integrated Electromyogram)が用いられる。また周波数的要素として平均パワー周波数(MPF:mean power frequency)や中間パワー周波数(MdPF:Median power frequency)などがある。いずれの代表値も多数の運動単位の活性化を評価したものであり、厳密な意味では筋の出力を表現したものではない。

また整流化要素と周波数要素を乗じて筋電図トータルパワー(EMG Total Power)として、筋力や伝導速度との関係を示唆するものもあり、表面筋電図から筋出力の相対的比較に際し、指標として用いられる場合がある²⁹⁾。

本研究では対象者に対しての踵パッド介入の効果を筋電図学的に検証することが主軸となる。特に日を改めて、異なる測定日に計測した EMG データを比較するにはデータの代表値の選択とその再現性が重要となるものであるが、EMG データの再現性と異なる計測日における EMG 解析手法については静的な EMG 計測についての報告例はあるものの、歩行動作中の EMG 計測において、再現性と妥当性について言及した報告は少ない。

1-2. 目的

本章では先行研究で不明瞭であった、歩行動作中における EMG データの再現性の確認と電極貼付方法について検討し、種々の EMG 解析手法の中から再現性の高い EMG データの代表値を選定することを目的とした。

2. 実験方法概要

EMG 再現実験は時速 4.0km/h. に設定された電動トレッドミル上で 5 分間の連続歩行における EMG データを 1 日の計測データとし、これを 14 日間連続で計測した。計測対象筋は TA と SO であり、TA は歩行周期中のヒールロッカー(踵接地～足底接地) 区間におけるデータを解析区間として採用し、SO は立脚相区間におけるデータを解析区間に設定した。

また計測時における電極貼付位置の再現性についても確認するために、後述(p12)する電極貼付設置治具を用いて電極貼付位置再現性の影響についても確認した。

得られた EMG データは後述(p13)する種々の解析手法による EMG 代表値として算出し、平均値や中央値などの代表値とデータの分散からデータの再現性について検討し、本研究における EMG 代表値を選定するものとした。

2-1. 対象者

本来は片麻痺者を対象として、EMG 代表値の選定実験をすることが理想であるが、5 分間の電動トレッドミル連続歩行を 14 日間連続して計測することは、脳血管障害を呈している片麻痺者には負担である。そのため、対象者はすべて、既往歴のない健常成人男性 7 名とした。

対象とした健常成人の年齢は 21.7 ± 0.4 歳、身長は 175 ± 4 cm、体重は 66.2 ± 6.8 kg であった。

2-2. 実験環境

実験中は遮光カーテンで太陽光を遮断し、照度 50lx、室温は 25 度、湿度 60% に保つようにした。

歩行実験は走行面が幅 42cm × 長さ 130cm の電動トレッドミル(大広社製電動トレッドミル DK-836)を用いた。計測時における歩行速度はすべての対象者で 4.0km/h. に設定し、5 分間の連続歩行を 1 日の計測データとし、これを 14 日間連続で計測した。計測時間帯は午後 13:00~16:00 の間に 7 名の対象者の計測を実施した。なお、同一対象者で時間のずれがないように厳密に同時刻に開始した。

2-3. 計測方法

計測にあたっては交流電源テスター(ZM-104A)を用いて、インピーダンスが $2k\Omega$ 以下になるようにし、その後、対象者に安静立位をとらせ、体表面に電極貼付した。

本課題では踵パッドによる背屈筋群の筋活動と相反する底屈筋群の筋活動をみるために、両下肢の TA と SO に電極(心電図用電極: M-00-S/50)を貼付し、筋電計測機器(ノラクソン社製テレマイオ G2)を用いて計測した。

サンプリング周波数は 1500Hz とし、腰部に設置した小型無線送信機から、計測データを本体 PC に転送し、付属の計測ソフト(マイオリサーチ)によってデータを取り込んだ。歩行時間因子特定のために靴内部にフットスイッチを図 2-1 のように取り付けて、筋電計測機器のチャンネルに接続し、同期を得た。



図 2-1 フットスイッチ

2-3-1. 電極の設置箇所

TA, SO に対する電極設置箇所は表面筋電図マニュアル³⁰⁾に沿って電極を設置した。

計測日初回において電極設置箇所を設定し、計測が終了した後に、両下肢の採型を行い、採型モデル(図 2-2-A)を得た。採型モデルから下肢の石膏コピーモデルを製作し、図 3-2-B のように電極設置箇所再現性を得るために、透明なプラスチックで電極設置治具を製作した。

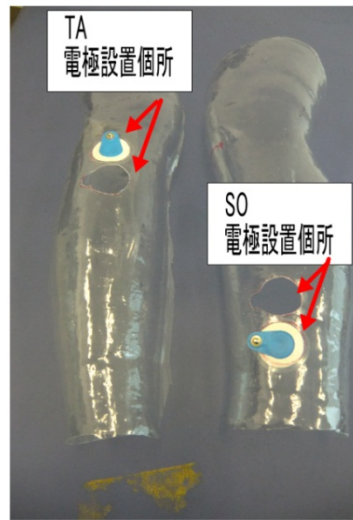
2 回目以降の計測では、日を改めての計測となるため、図 2-2-C, D のように電極設置治具を基に、電極を貼付した。これにより電極設置箇所の再現性を得ることにした。

またこのようにして電極設置治具を用いた計測を右下肢に実施し、本研究では「治具貼布」と定義し

た。また左下肢には電極設置治具を用いないが、厳密に対象者の計測対象部位の長さを計測ごとにテープメジャーで計測し、標準的な設置箇所として本研究では「標準貼付」と定義した。



A : 採型モデル



B:電極設置治具



C : SO 貼付例



D : TA 貼付例

図 2-2 電極設置箇所再現性のための工夫

2-4. EMG データ処理方法

筋電計測機器で得られた EMG 信号のデータ処理としては、生波形からトレッドミルの振動周波数である 50Hz のノイズを取り除くために、バンドストップフィルター(Band-stop filter)を遮断周波数帯域(48Hz~52Hz)でかけた。その後、バンドパスフィルター(Band-pass filter)を 20Hz~250Hz でかけ、歩行中のアーチファクトや高周波ノイズの影響を除外した後に、フットスイッチから得られた信号を基に歩行周期中の各相に分離した EMG 信号を解析データとして採用した。なお、TA で得られる歩行解析区間はヒールロッカー(踵接地から足底接地) 区間のデータを採用し、SO で得られる歩行解析区間は立脚相(踵接地から足尖離地)とした。

また相分けから得られた EMG データから得られる、次項で述べる各種 EMG 代表値の算出によって、本研究で用いるのに適した EMG 代表値を決定することとした。

2-5. EMG 代表値の算出方法

EMG の分析に用いる代表値として、本課題では、表 2-1 に示す①整流化平均値 (ARV)、②標準化整流化平均値 (%ARV)、③整流化積分値(IEMG)、④標準化積分値 (%MVC)、⑤標準化整流化積分値 (%IEMG)、⑥平均パワー周波数 (MPF)、⑦中間パワー周波数 (MdPF)、⑧筋電図トータルパワー (IPSD) の 8 項目を用いた(代表値計算の詳細は付録に記載)。

本課題では、この 8 項目が EMG 代表値を選定するための EMG 解析パラメータとした。また、算出方法は、EMG 解析ソフトウェア (マイオリサーチ XP) にて解析対象区間を指定することで自動的に出力した。

ARV や IEMG はデータ処理が実施された歩行中における解析区間において、150 ポイントの平均二乗振幅値 (RMS : Root Mean Square) をかけたものであり、運動単位の大きさを反映するといわれる。ARV は平均値を IEMG は積分値として表現しているが、いずれも等尺性収縮においては、最大随意収縮などで標準化するよりも再現性のある評価パラメータとされる²⁷⁾。

%ARV や%MVC は、図 2-3 の筋力訓練装置 (川崎重工業製:リハメイト) を用いて、対象者を股関節 90 度、



図 2-3 筋力訓練装置を用いた MVC の計測

表 2-1 EMG 代表値の一覧

略称名	正式名称	日本語名	説明
① ARV	Average Rectified Value	整流化平均値	いわゆる整流化(150ポイント)を実施し、解析区間内の平均値を求めたもので、運動単位の大きさを反映する
② %ARV	%Average Rectified Value	標準化整流化平均値	対象者の最大随意収縮で標準化した整流化平均値であり、最大随意収縮時を100%として、解析区間では何%の出力がされたか示すもの
③ IEMG	Integrated Electromyogram	整流化積分値	整流化(150ポイント)を実施し、解析区間内の積分値を求めたもので、運動単位の大きさを反映する。
④ %MVC	% Maximum Voluntary Contraction	標準化積分値	対象者の最大随意収縮で標準化した整流化積分値であり、最大随意収縮時を100%として、解析区間では何%の出力がされたか示すもの
⑤ %IEMG	%Integrated Electromyogram	標準化整流化積分値	歩行中の最大筋活動を100%として、解析区間では何%の出力をしているのか標準化した整流化平均値
⑥ MPF	mean power frequency	平均パワー周波数	いわゆる周波数解析のひとつで、筋疲労解析などに用いられ、周波数帯域を推定し、遅筋や速筋成分などの分布や活動度を評価できる
⑦ MdPF	Median power frequency	中間パワー周波数	いわゆる周波数解析のひとつで、筋疲労解析などに用いられ、周波数帯域を推定し、遅筋や速筋成分などの分布や活動度を評価できる
⑧ IPSD	Integrated Power Spectrum Density	筋電図トータルパワー	いわゆる周波数解析のひとつで、筋トルクを推定できる評価パラメータ

膝関節 90 度、足関節 0 度（床面に対して 90 度）にした状態で座位をとってもらい、底背屈の最大随意収縮（MVC）を各 5 秒間 3 セット実施した。その際の EMG データから得た 3 セットにおける最大の RMS を 100% として、解析区間内のデータを ARV や IEMG で標準化したものである。MVC によって標準化しているため健康者による解析では、対象者どうしの比較を実施する際に一般的に用いる方法である。

%IEMG は、歩行中の最大筋活動を 100% として、解析区間では何%の出力をしているのかを示すものである²⁶⁾。片麻痺者では MVC の導出が困難な場合が多く、近年では %IEMG を用いた報告例²⁸⁾が多くなってきている。しかしながら、同日の計測における、同一人物の比較評価に用いることは妥当性があるが、日を改めた計測を実施した場合では、歩行中の最大筋活動の再現性がないことが問題としてあげられる。

MPF や MdPF は図 2-4 に示すような、高速フーリエ変換(FFT: Fast Fourier Transform)という手法によって得られた周波数解析の評価パラメータであり、筋疲労解析などに用いられる。得られた周波数帯域から筋線維の種類を推定することが可能であり、例えば速筋が運動中に活動している大きさを評価するものとして利用される。データのばらつきが少ないとされ³¹⁾、EMG 評価パラメータとして検討されてきている。

IPSD は解析区間における周波数解析であり、高速フーリエ変換によって得られた図 2-4 のような振幅パワースペクトル図から得ることができるものである。この図の横軸は周波数要素、縦軸は EMG の振幅の 2 乗値を示しており、等尺性収縮では、この振幅パワースペクトル図の面積が筋トルクと比例することが知られている²⁹⁾、近年では、EMG から筋力を推定する方法として注目されている³²⁾。

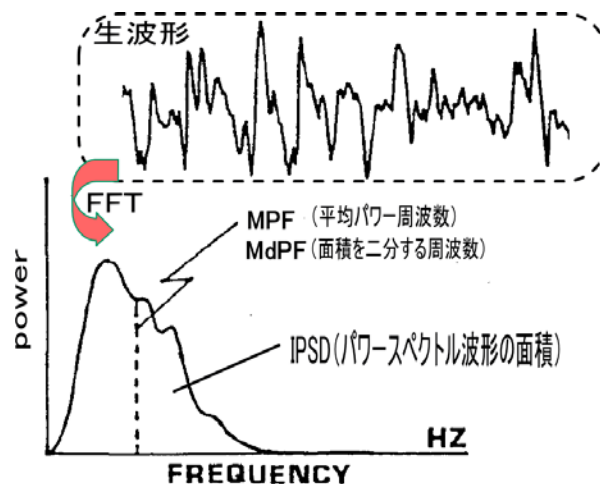


図 2-4 周波数解析の解析イメージ

2-6. 解析方法

2-6-1. EMG 代表値の標準化について

本研究における EMG 代表値選定のために、対象者 EMG データを標準化する手法を確立する必要がある。本課題では得られた生波形から前節で提示した 8 種類の EMG 代表値を用いて、データの再現性について検討した。

図 2-5 は一例ではあるが、治具貼付した SO の立脚相における MPF を 1 歩行ごとに抽出した 1 対象者のデータである。横軸が時間軸を示しており、縦線によって日にちを変えてある。縦軸が MPF を示し、上にいくほど高周波成分であることを示す。

MPF は筋疲労解析などに用いられ、低周波領域に MPF がシフトするほど、筋疲労が増すことが知られている。図 2-5 の初日を見ると、トレッドミル歩行 5 分間の間に、MPF が低周波にシフトして

おり、トレッドミル歩行への順応が適応できずに筋疲労しているのがわかる。これが5日目以降になると基線の揺れも少なくトレッドミル歩行への順応性があることがわかる。

そこで、順応性と再現性を考慮し、【2-1】式によって、各対象者における計測最終日の歩行全データの平均値を基準として、100%に標準化した。これによって代表値別による単位の違いや、対象者による平均値の違いを同一基準データとして扱うことが可能となる。

$$\text{標準化パラメータ(\%)} = \frac{x}{\text{mean}} * 100 \quad \text{【2-1】}$$

(xは1歩行ごとの分析結果, meanは最終日の歩行全データの平均値)

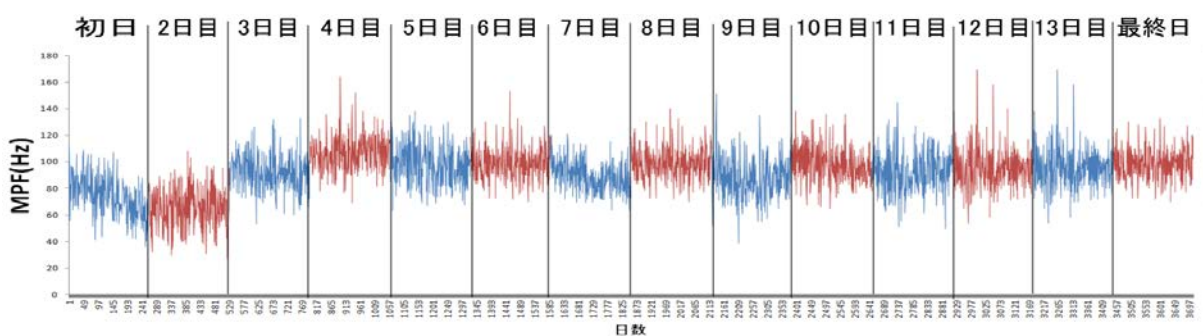


図 2-5 治具貼布によるヒラメ筋立脚相における MPF の推移

2-6-2. 再現誤差の算出について

図 2-6 は最終日の解析データの平均値と標準偏差から【2-2】式を用いて標準化したものである。変換された値は平均を 0, 標準偏差 1 の標準正規分布に従う。そのため、 $\pm 2SD$ の範囲外にあるデータは最終日のデータ分布に対してみれば、5%未満の誤差があることを意味する。したがって、 $2SD$ の範囲外にあるデータ個数をカウントし、1 日のデータ数に対して error の数を除算したものが【2-3】式となる。

$$\text{標準化データ} = \frac{x - \text{mean}}{SD} \quad \text{【2-2】}$$

(mean:最終日の平均値, SD:最終日の標準偏差)

$$\text{error(\%)} = \frac{\text{error}}{\text{day}} * 100 \quad \text{【2-3】}$$

(error:1 日の計測の中の $2SD$ の範囲外の個数, day:1 日の計測データ総数)

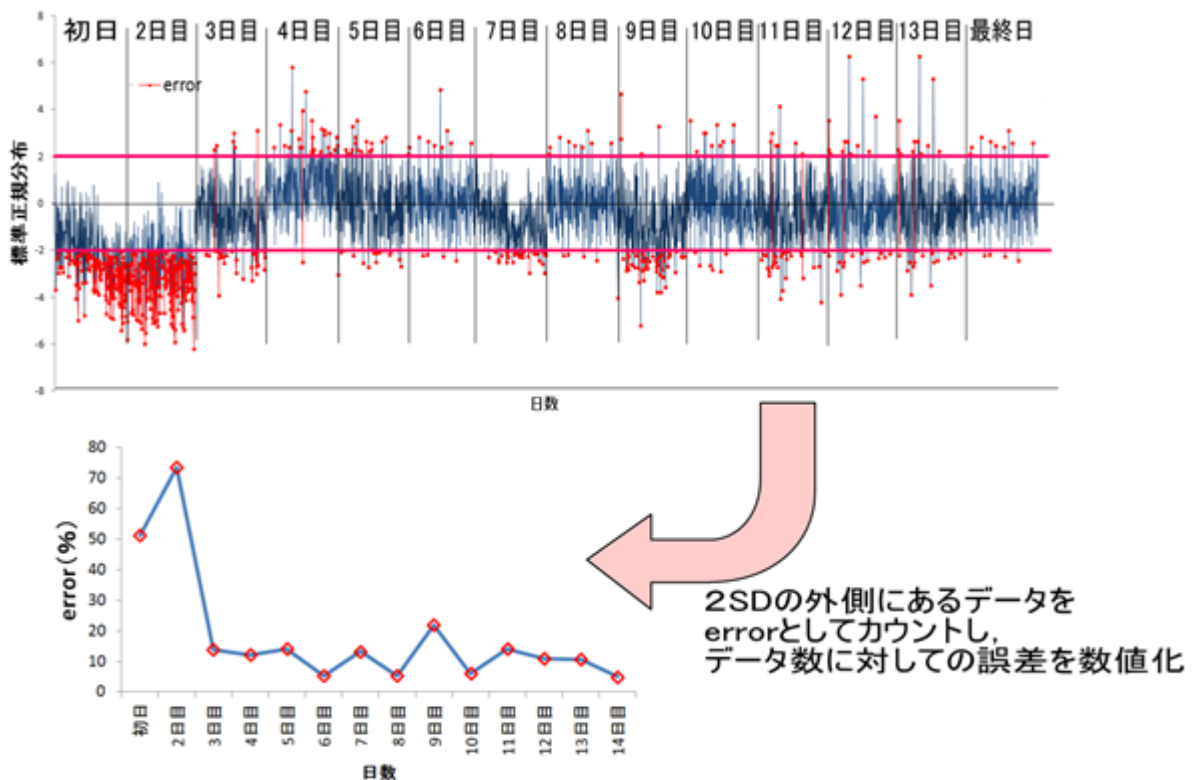


図 2-6 再現誤差の解析イメージ

2-6-3. 統計学的処理について

表 2-2, 表 2-3 に用いた再現誤差の多重比較には, エクセル統計 2010 (社会情報サービス) を用いて, steel-test を実施した. なお, すべての解析において, 有意水準は 5%未満に設定した.

表 2-4 に用いた EMG 代表値同士の分散の比較には, Stat-View ver5.0 (SAS 社製) を用いて Kolmogorov-Smirnov-test を実施した. なお Kolmogorov-Smirnov-test の実施結果はデータ加工なしでは, 帰無仮説が棄却された場合に, 代表値の違いが検出されたのか, 分布の違いが検出されたのか, 2 群の違いがどのような分布型であっても違いを検出してしまうため, 【2-4】式を用いて, 中央値で基準化した後に, 分布の違いだけが検出されるようにデータを加工した.

$$\text{中央値変換式} = \frac{x}{\text{median}} * 100 \quad \text{【2-4】}$$

(x は 1 歩行ごとの分析結果, median は最終日の歩行全データの中央値)

3. 結果

表 2-2, 表 2-3 は TA と SO 筋活動の 14 週目を基準として, 各日ごとに多重比較をした結果である。有意差がある場合は, 14 週目の分布に対してみれば, 分布の平均値が違うこととなり, 再現性がないことを示す。したがって有意差がなくなった時点から, 14 週目のデータ分布と同様とみなす(但し, 統計学的には同じであるとはいえない)と捉えることが可能であり, トレッドミル歩行に順応したと定義した。

図 2-7, 図 2-8 はそれぞれ TA と SO の筋活動を最終 14 週目のデータ分布を基準に再現誤差を示した図である。また A1~A6 は治具貼布をした際の右脚の再現誤差のデータで, B1~B6 は標準貼付の方法で左脚の再現誤差のデータである。いずれも, 横軸は時間軸で 1 日ごとのデータを示してある。縦軸が再現誤差 (error) を示し, 上にいくほど 14 週目を基準にしたときに, ばらつきが大きいのか, もしくは中央値が 14 週目に対して前後した場合に誤差が大きくなるものであり, 再現誤差の割合が小さいほど, 14 週目の分布を再現していることになる。また, データは 7 名の対象者の平均値と標準偏差を示してあり, 標準偏差が小さいほど, 人による再現誤差のばらつきが小さいことを示す。

また, 図 2-7, 図 2-8 の A1, B1 および A2, B2 は, それぞれ治具貼布と標準貼付による TA と SO の筋活動を ARV, IEMG で算出した際の再現誤差を示す図である。なお, IEMG は時間積分した値であるが, 計算の都合上 ARV に時間をかけただけのものであるため, 再現誤差の結果は同一のものとなることから, 一つのグラフにまとめてある。また, %ARV, %MVC も MVC で標準化しているだけなので, 再現誤差の数値は同じとなるため一つのグラフにまとめた。

3-1. 筋活動の再現性について

図 2-7 および図 2-8 における, 治具貼布と標準貼付の EMG 代表値を比較すると, 標準貼付では, 日をまたぐと再現誤差が大きくなる傾向にあるが, 治具貼布では日をまたぐたびに再現誤差が小さくなる傾向にあり, トレッドミル歩行に順応していく様子がわかる。

一方, 治具貼布における各 EMG 代表値に着目すると, 特に標準貼付による ARV および IEMG では, 8 日目以降に統計的有意差が見られず(表 2-2, 2-3), TA および SO はともに順応していた。

また, %ARV および%MVC に着目すると, 5 日と 12 日目に有意差が認められるものの, 全体を総じて最終日のデータ分布に早い時期から順応していることがわかる(表 2-2, 2-3)。しかしながら, ARV や IEMG では日ごとに対象者のばらつきも再現誤差も小さく収束しているのに対し, %ARV や%MVC では収束傾向はあるものの, しばしば再現誤差が有意に大きくなっており, 再現性は低いことがわかった。

%IEMG に着目すると, 13 日目を除くすべての計測日で有意差が認められ(表 2-2), 再現誤差は大きかった。特に ARV (図 2-8-A1) と比較すると標準偏差も大きく, 個別性が高い EMG 代表値であることがわかった。

MPF および MdpF に着目すると, 5 日目以降における再現誤差は 5%未満に留り, 人によるばらつきも小さく, 再現性の高い代表値であるといえる。

IPSDに着目すると、すべての計測日で有意差が認められず(表 2-2)、再現性の高い EMG 代表値であることがわかった。

3-2. EMG 代表値の分布特性

図 2-9 は最終日データ 7 名における EMG 代表値の平均値を 100%にした分布特性の図である。横軸が各 EMG 代表値であり、横軸が対象者 7 名の代表値における分布の平均値をもとに【2-1】式を用いて 100%に標準化したものである。したがって 100%のラインは、各対象者の EMG 代表値の平均値を示していることになる。また分布の中心を示す中央値と平均値、ばらつきを、四分位範囲と標準偏差で示している。したがって標準偏差の割合が、各 EMG 代表値のばらつき度合いを示すことになり、各 EMG 代表値の解析によるばらつきの指標となる。また平均値と中央値が 100%に近く、かつ四分位範囲や標準偏差が代表値に対して左右対称になっている EMG 代表値は正規分布していることになり、逆に非対称性にある分布は正規分布していないことを示す。

TAに着目すると、SOと比較し、どの EMG 代表値においても、平均値に対して中央値の値が低値にシフトしており、分布の中心が左ひずみ型分布を示し、不等分散している。

一方で SO では、IPSD の分析方法以外では、TA と比較すると平均値と中央値に極端な“ずれ”はなく、ほぼ正規分布していることが確認できた。

3-3. 各 EMG 代表値のばらつきについて

表 2-4-A は TA と SO のばらつきが等しいか調べるための検定結果の表であり、EMG 代表値ごとに比較してある。結果として、治具貼布では MdPF のみに有意な分散の違いを認められなかったが、その他の分析項目においては、SO の EMG 代表値が TA の EMG 代表値の分散よりも有意に低値を示した。また、標準貼付においては、すべての EMG 代表値において、SO の EMG 代表値が TA の EMG 代表値の分散よりも有意に低値を示した。

表 2-4-B は治具貼布と標準貼付のばらつきが等しいか調べるための検定結果の表であり、EMG 代表値ごとに比較してある。結果として、TA も SO も IPSD を除く EMG 代表値においては、有意な分散の違いは認められず、貼付方法の違いによる影響はないといえる。しかし IPSD において標準貼付は、治具貼布と比較して、有意に分散が大きいことがわかった。

表 2-2 前脛骨筋活動における最終日を基準とした日変動の比較結果

	1日	2日	3日	4日	5日	6日	7日	8日	9日	10日	11日	12日	13日
治具貼布	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**
ARV,IEMG	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**
ARV,%MVC	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**
%IEMG	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	*	*
MPF													
MdPF													
ISPD													
標準貼布	**	**	*	*	*	**	**	**	**	**	**	**	**
ARV,IEMG	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**
ARV,%MVC	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**
%IEMG	**	**	**	**	**	**	**	**	**	*	*	*	*
MPF	**	**	**	**	**	**	**	**	**	*	*	*	*
MdPF	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
ISPD								*					

最終日との比較, **:1%有意, *:5%有意

表 2-3 ヒラメ筋活動における最終日を基準とした日変動の比較結果

	1日	2日	3日	4日	5日	6日	7日	8日	9日	10日	11日	12日	13日
器具貼布													
ARV,IEMG	**	**	**	**	**	**	**	*	*				
ARV,%MVC	**	**	**		**					**		**	
%IEMG	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**
MPF	**	**	**	*									
MdPF	**	**	**	**									
ISPD	*	*	*		**	**	*				**		
標準貼布													
ARV,IEMG	**	**	*	**	**	**	*			**	**		
ARV,%MVC	**	**			**	**			**	**	*	**	**
%IEMG	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**
MPF	**	**	*	*	*	*	**	*	**				
MdPF	**	**	*	*	*	*	**						
ISPD	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**	**

最終日との比較, **:1%有意, *:5%有意

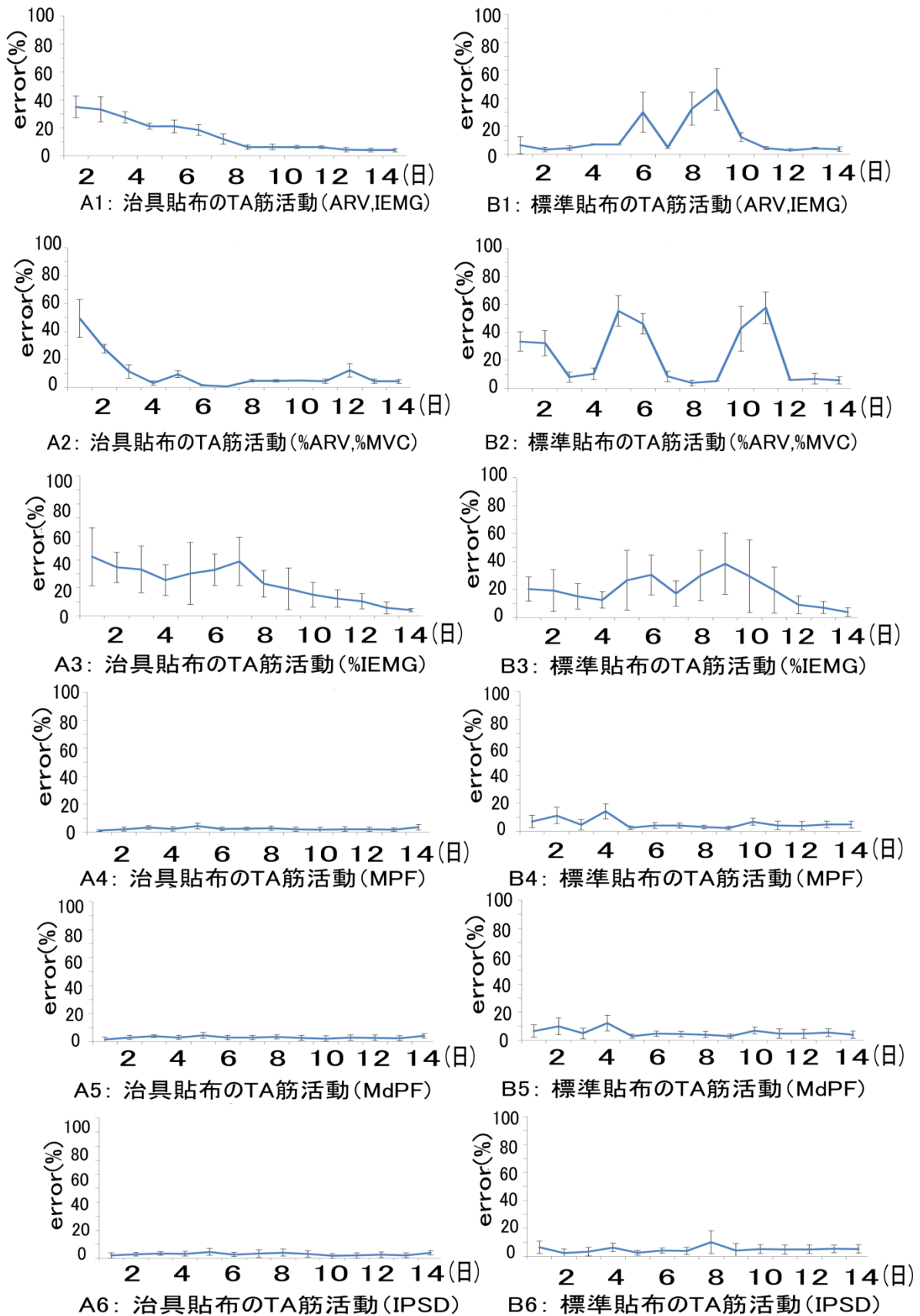


図 2-7 TA 活動における最終日を基準とした各 EMG 代表値の再現誤差

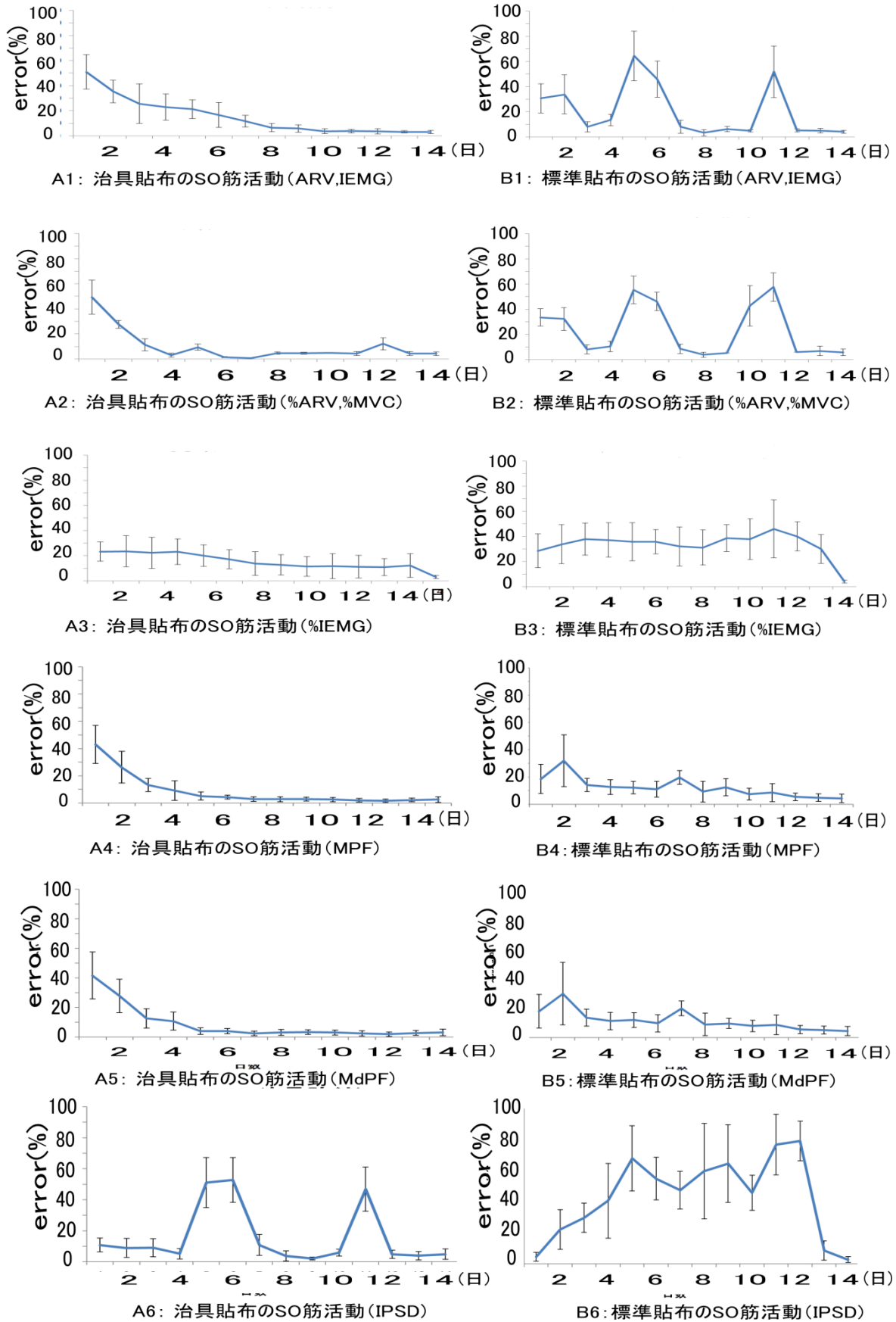
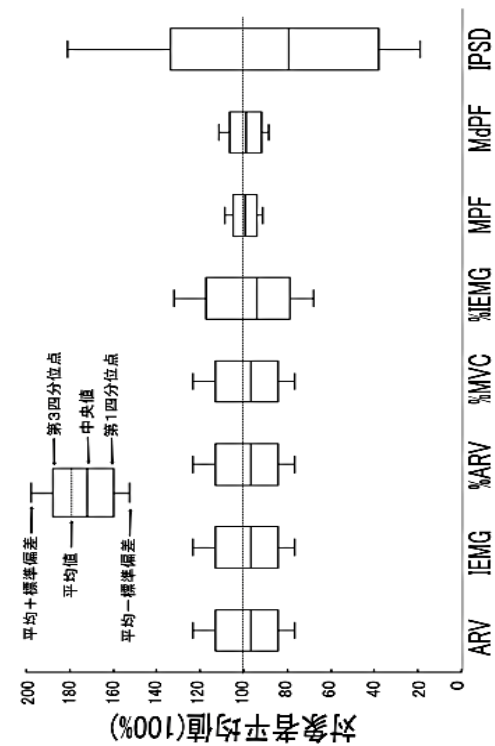
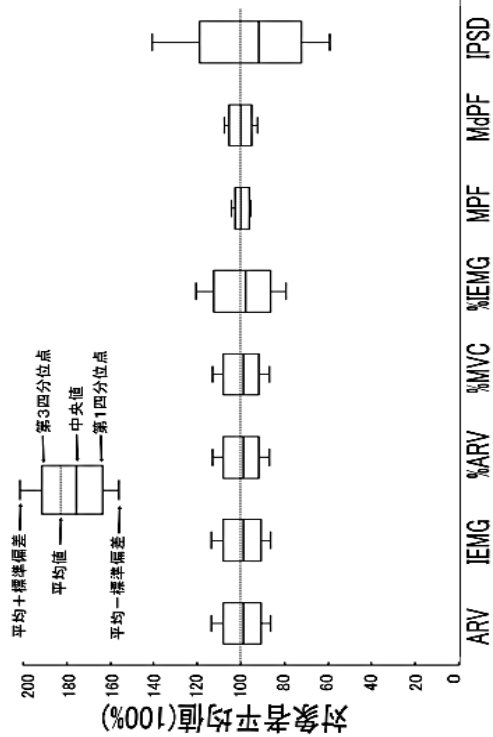


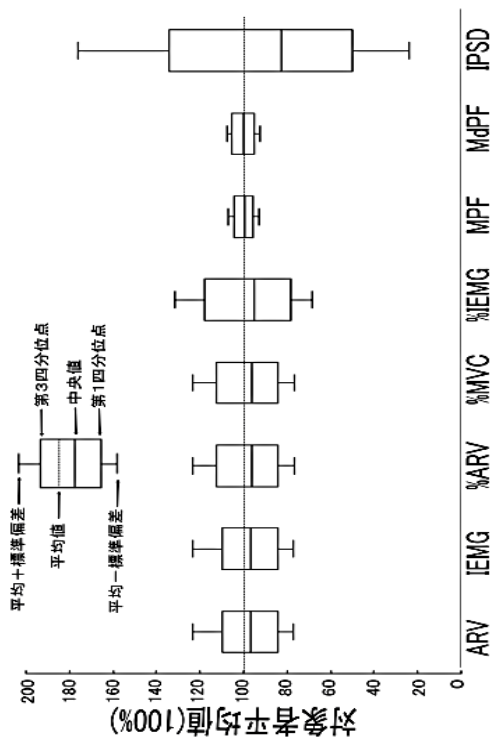
図 2-8 SO 活動における最終日を基準とした各 EMG 代表値の再現誤差



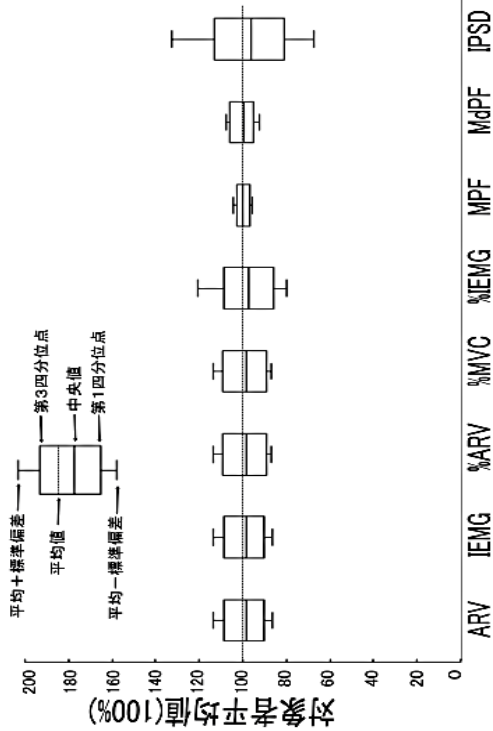
B: TA(標準貼布)のデータ分布



D: SO(標準貼布)のデータ分布



A: TA(治具貼布)のデータ分布



C: SO(治具貼布)のデータ分布

図 2-9 最終日データ 7 名の EMG 代表値別の分布特性

表 2-4 分散の検定結果

A:TAとSOの等分散性の検定結果			B:治具貼布と標準貼付等分散性の検定結果		
	治具貼布	標準貼付		TA	SO
ARV	** $(TA>SO)$	** $(TA>SO)$	ARV	NS	NS
IEMG	** $(TA>SO)$	** $(TA>SO)$	IEMG	NS	NS
%ARV	** $(TA>SO)$	** $(TA>SO)$	%ARV	NS	NS
%MVC	** $(TA>SO)$	** $(TA>SO)$	%MVC	NS	NS
%IEMG	** $(TA>SO)$	** $(TA>SO)$	%IEMG	NS	NS
MPF	** $(TA>SO)$	** $(TA>SO)$	MPF	NS	NS
MdPF	NS	** $(TA>SO)$	MdPF	NS	NS
IPSD	** $(TA>SO)$	** $(TA>SO)$	IPSD	** $(治具貼付<標準貼付)$	** $(治具貼付<標準貼付)$

4. 考察

4-1. EMG 代表値の分布特性について

図 2-9 から分布型について TA と SO の各 EMG 代表値を比較してみると、SO の分布型では、IPSD 以外では正規分布しているのに対し、TA においては正規分布しておらず、低値に中央値がシフトしていることがわかった。これは TA の筋活動が発火動員に際して、サイズの原理に従って、運動単位を歩行中に調整していることが示唆される。特にトレッドミル歩行では、一定の速度で移動する路面に対応するために、筋出力の調整が必要となっていることがいえる。

また SO の筋活動は主に立脚相における前方への駆動が主体となるが、TA の筋活動は着床時の衝撃吸収と遊脚相における背屈が必要となる。このとき、一定速度で移動するトレッドミル歩行において、わずかな速度の遅れに対して、前方への加速を SO で行い、それを TA で遊脚相の背屈と着床の衝撃吸収という 2 つの課題をこなすことになる。このことにおいて、極まれに瞬発的に運動単位数が増加したとすれば、ARV や IEMG の量的要素は急激に大きくなるといえる。

結果的に、TA では極まれに生じる大きな運動単位によって、図 2-10 のように平均値を高値へシフトさせてしまったことから、分布の中心である中央値に対してみれば、高値にずれが生じたと考えることができる。

いずれにしても、中央値を EMG 代表値に採用することで、分布型が非対称性になったとしても、中心極限定理に従えば、分布の中心を捉えることが可能となり、十分に代表値として採用することができるといえる。以上のことから本研究では、多数の実験データから得られる中央値を EMG 代表値の代表値として選定したいと考える。

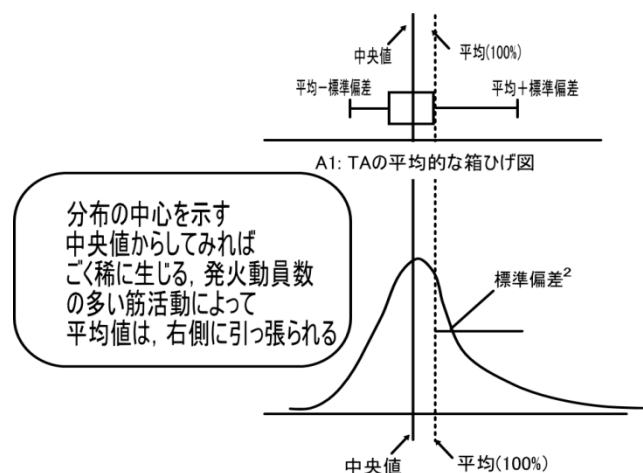


図 2-10 平均値が高値にシフトしたことの模式図

4-2. EMG 代表値の選定について

図 2-9 の分布特性をみてみると、ARV, IEMG, %ARV, %MVC では標準偏差が平均値に対して $\pm 23\%$ あることになる。例えば ARV で計測した値の平均値 $100 \mu V$ だとすると、 $77 \mu V \sim 123 \mu V$ の $46 \mu V$ 区間におよそ 68% のデータが集まっていることを意味する。これは常識的に考えると、定量的分析には向かないと考えられる。

一方で最も小さな標準偏差を示したのが、MPF であり、貼付方法にかかわらず、 $\pm 8\%$ の標準偏差となった。したがって MPF は、定量的な分析では意義のある EMG 代表値であるといえる。この結果は MdPF よりも MPF のほうが安定しているという大西ら³¹⁾の見解と一致するものであり、周波数解析要素の信頼性の高さが伺えるものであった。しかしながら、周波数解析要素で得られる定量的データは周波数領域をみることにに対して適切であり、筋疲労解析や遅筋や速筋などの活動帯域を推定することには向いているが、筋成分の大小関係から筋活動の大小関係を考察することのエビデンスは乏しいことから、本実験における EMG 代表値としては適切ではないと考えた。

次に最も標準偏差の大きかったのが IPSD であり、標準貼付による TA の IPSD では $\pm 81\%$ のばらつきがあることいえ、定量的分析に向いているとはいえないと判断した。

また片麻痺者の EMG の標準化方法として利用されている %IEMG は、計測結果から、ARV と比較すると分散も大きく、再現誤差も大きいことから異なる計測日での解析では不適と考えた。

最も筋電解析で一般的に用いられる %MVC や %ARV は、片麻痺者では MVC の導出が難しいことや、MVC 自体が最大でない可能性を考えると EMG 代表値としての採用は難しいといえる。実際に図 2-7、図 2-8 における ARV と %ARV を比べてみると、%ARV, %MVC では、健常者でも、しばしば再現誤差が有意に大きくなるなど安定した計測が困難なことが伺えた。

最後に、ARV, IEMG による絶対的数値を用いた計測について検討すると、ARV, IEMG では治具貼布した場合において、10 日以降に再現誤差が小さくなり、安定した計測が可能である。実験データから $\pm 25\%$ 程度の標準偏差があることを念頭にしてデータを取り扱う必要があるが、現状としては今回取り扱った EMG 代表値の中では、最も安定してデータを取得できることが示唆され、Finucane³³⁾が述べるように異なる計測日による比較では、絶対的数値の定量的分析が適しているという先行研究を裏付けるものとなった。また近年の筋電解析の主流は IEMG よりも ARV が多くなってきており、ARV が EMG 代表値に適していると考えられる。

したがって本研究では、実験データのばらつきが ± 20 数パーセントあることを念頭においた上で、ARV を EMG 代表値として採用することとした。

4-3. 電極貼付方法の選定について

表 2-4-B は治具貼布と標準貼付の分散の比較をしたものであるが、IPSD 以外では貼付方法の違いによって分散に有意差は認められなかった。しかしながら、図 2-7 と図 2-8 の再現誤差のグラフをみると、IPSD や MPF, MdPF 以外では標準貼付の再現誤差が大きかった。特に、本研究で採用を検討している ARV に着目すると、治具貼布では時間経過とともに分散は小さく、再現誤差も収束に向か

っていくことがわかるが、標準貼付では、おおよそ位置決めをしているだけのため、個人差が大きく、日を改めた場合の計測では、正しい位置に電極部位を決定する必要があると思われる。

したがって治具貼布による電極設置は異なる計測日での比較実験においては極めて重要な方法になると考える。これらのことから、本研究では、対象者ごとに電極設置治具を用いることで、再現性の高い実験が可能と考える。

4-4. 計測期間の間隔について

前述した経緯から本研究で最適な EMG 代表値は電極設置治具を用いた ARV であり、また多数の実験データから得られる中央値が分布形状に左右されない解析方法と考えた。そこで、この ARV を用いて異なる計測日で実験を実施した場合の再現性について検討することとした。

図 2-7-A1 と図 2-8-A1 がそれぞれ TA と SO の ARV の再現誤差の図である。有意差が認められなくなるのは、TA では 8 日目以降、SO では 10 日以降である。したがって健常成人によるトレッドミル歩行課題に対しての順応性は、少なくとも 10 日以上の間隔をあげないと課題に対して、順応したことにはならないといえる。

運動に対する順応性や習熟に関する研究は散見^{34,35)}されるものの、歩行時の下肢筋活動に対する習熟や順応性に対しては、短時間による計測が主体であり、経時的変化についての報告は少ない。

坂本^{36,37)}らは利き手交換をさせて慣れない箸操作を行っているときの筋活動を 28 日間連続で計測しており、21 日目以降に統計学的に安定し、箸操作が習熟するとまとめていた。

これらのことから、本研究で使用する踵パッドの介入効果を筋電図学的に検証しようとする場合には少なくとも 21 日以上の間隔をあげないと AFO 歩行に対して順応したとはいえないと考える。本研究における本解析（第 4 章）では、踵パッドの介入期間を余裕をみて 1 ヶ月とすることが本研究では適した計測間隔と考える。

5. まとめ

以上のことより、本解析で片麻痺者を対象に実験をする際には、多数のデータ取得を実施し、そのデータの中央値を代表値として採用することとした。また、介入実験が開始されたなら、順応性への影響を考慮し、計測間隔を 1 ヶ月にすることとした。また EMG 代表値としてはインピーダンスを $2k\Omega$ 以下に落とし、電極設置治具を用いることで異なる計測日であっても再現性のある解析ができることから、ARV を EMG 代表値として採用することとした。

第3章 研究方法

1. 解決への基本戦略(研究計画)

1-1. 対象者

対象者の身体諸元については表 3-1～表 3-3 に示す。対象者は公募*1によって得られた維持期脳卒中片麻痺者 14 名（男性：9 名，女性：5 名）を対象とした。対象者の年齢は 59 ± 10 歳で，身長は 162 ± 8 cm，体重は 59.5 ± 11.3 kg，対象者の発症後日数は 11.5 ± 7.0 年であった。また，右麻痺は 8 名，左麻痺は 6 名であった。

また選定条件として，口頭指示が可能であり，整形外科的疾患を有さず，日常的に AFO を常用しており，かつ独歩可能な者とした。また歩容は，麻痺側踵接地ができる(矢状面上での麻痺側下肢が非麻痺側立脚相下肢を超えて踵接地できる)者を対象者として選定した。杖使用の有無については被験者数確保を優先と考えたため，限定しなかった。

1-2. 研究課題概要

研究に使用した AFO は図 1-3 に示す底屈制動 AFO を使用し，図 3-1 に示すように 3 ヶ月間の試用期間内に各対象者の状態に合わせて初期角度と制動力を調整してから本実験を開始した。

研究デザインはシングルシステムデザインの A-B-A 法とし，ベースラインとして，実験 1 ヶ月間(A1～A2)は対象者に合わせた底屈制動付 AFO のみを使用した。次に踵部への圧入力による影響をみるために，図 3-7-C のように AFO 足底表面踵部に硬度 60 度の 3 mm 厚のゴム製の踵パッドを底屈制動 AFO (以下踵パッド)に装着し，1 ヶ月間(B1～B2)使用した。最後に踵パッドを外し，底屈制動 AFO のみを 1 ヶ月間(A3～A4)使用した。

計測は A1～A4 におけるタイミングで行い，踵パッド介入のタイミングにあたる A2 と B1 および B2 と A3 は同日に計測を実施した。したがって A1～A2 間の比較ではベースラインの安定性，A2～B1 間の比較では踵パッドの即時効果，A2～B2 間の比較では踵パッド介入による長期効果の影響，B2～A4 間の比較はキャリーオーバー効果をみるものである。なお A3 の計測データは比較参考のために計測しただけで，実際の解析には用いなかった。

計測日には，図 3-2 に示すような実験プロトコルに従って，実験を実施した。実質の計測時間を 20 分間に設定し，対象者に負担をかけないよう適宜，安静時間を設け，概ね 90 分の拘束時間とした。なお，第 4 章に示す神経生理学的データ取得実験を午前に実施し，第 5 章に示す運動力学的データの取得実験を午後実施した。これは後述する神経生理学的データの解析において，F 波の出現頻度の計測および自律神経計測には連続した 5 分間のデータが必要であり，三次元動作解析機器を設置している部屋では計測空間の広さの問題から，歩行路面を往復する際に 180 度転回しなければならず，厳密の意味で考えると，狭い計測空間では，スタートとストップを繰り返す歩行データになってしまうため，計測結果の妥当性を検討した結果として午前と午後を分けて計測した。

したがって午前計測(詳細:第 4 章に記述)では，連続歩行が可能となるような計測空間において，対象者

*1 公募：筆者と関係する医療施設 5 施設の所長あてに依頼し，退院後の多数の患者宛に対し，研究への協力依頼文を送付し，公募という形で研究協力者を選定した。

には最初に説明と同意を得た後に、装着準備を40分で完了させ、安静3分のベースラインデータ取得後に5分間の連続歩行実験を実施した。歩行終了後には3分間の安静時間を設けて、計測データを取得した。

午後計測(詳細:第5章に記述)には、三次元動作解析装置室に移動し、計測準備の後に、安静3分のベースラインデータ取得後に9.5mの歩行路面を自由歩行で、断続的に15回計測した。これらにかかった所要時間はおよそ15分間であった。歩行実験終了後には3分間の安静時間を設けて、計測データを取得した。

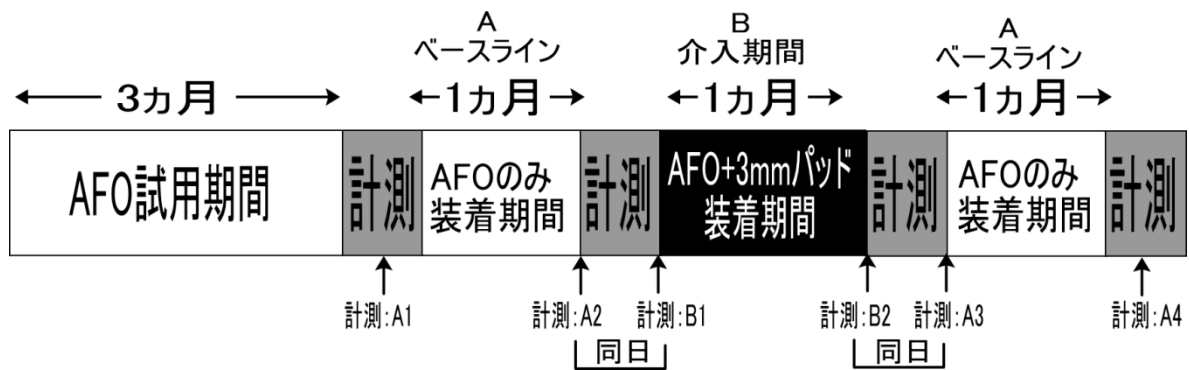


図 3-1 研究プロトコル

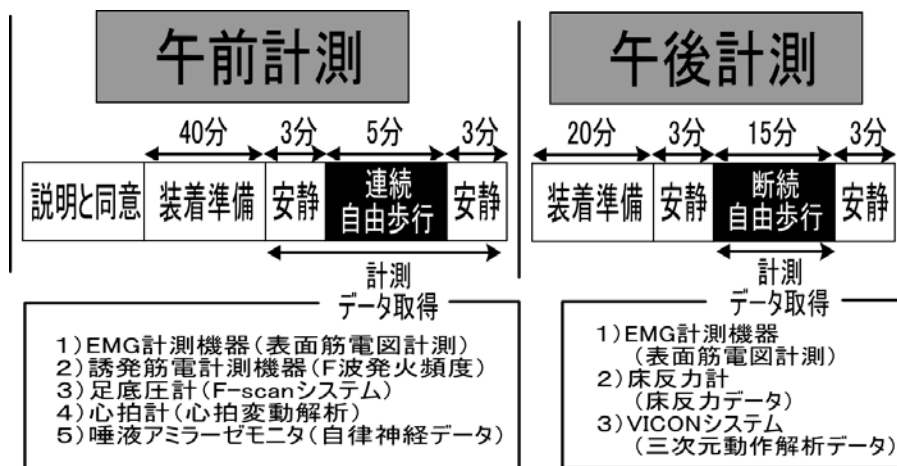


図 3-2 計測日における実験プロトコル

表 3-1 身体諸元表 (基本情報)

項目	対象者	説明および単位													
		A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N
基本情報	年齢	65	44	36	70	59	49	52	63	64	66	68	69	57	58
	性別	M	F	F	M	M	F	M	M	M	M	M	F	M	F
	身長	172	153	156	167	169	158	166	168	169	172	170	154	150	155
	体重	86	43	47	52	78	54	59	64	58	63	60	60	59	51
	疾患名	脳梗塞	脳出血	脳出血	脳梗塞	脳梗塞	脳梗塞	脳出血	脳梗塞	脳梗塞	脳梗塞	脳梗塞	脳梗塞	脳出血	脳梗塞
	障害年数	19.0	2.6	2.0	17.4	8.9	20.8	9.8	4.5	12.8	18.2	7.2	16.5	2.4	19.4
	麻痺側	L	L	R	L	R	L	L	R	R	R	R	R	L	R
杖の有無	なし	なし	なし	なし	あり	あり	なし	なし	あり	あり	なし	あり	なし	あり	
研究参加前の 常用装具	OR	OR	OR	OR	TAM- AFO	SHB	GS	OR	OR	OR	OR	SHB	SHB	SHB	
実験用期間中の ベース装具	GSD	GSD	GSD	GSD	DACS	DACS	GS	GSD	GSD	GSD	GS	GSD	DACS	DACS	
立位および歩行時の 下肢の状態	内反(裸足歩行時)	+	++	±	±	+	+	±	±	±	±	±	±	±	++
	楕指(立位荷重時)	±	++	-	±	+	++	±	±	±	±	±	±	±	++
	反張膝 (常用装具装着歩行時)	+	+	-	-	±	++	±	±	±	±	±	-	±	++

表 3-2 身体諸元表 (片麻痺機能検査)

項目	対象者	説明	A B C D E F G H I J K L M N															
			A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N		
Br.Stage (Brunnstrom Recovery Stage)	下肢 Br.Stage	研究参加前の 検査	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	III		
	上肢 Br.Stage		IV	II	II	V	II	IV	V	V	IV	IV	IV	III	II	II		
ROM(Range Of Motion) 他動	麻痺側足関節 (+背屈)	研究参加前の検査 単位(度)	-40 ~5	-45 ~20	-45 ~20	-45 ~20	-40 ~20	-40 ~0	-45 ~15	-45 ~20	-40 ~7	-40 ~10	-40 ~15	-35 ~20	-45 ~0	-40 ~10		
	非麻痺側足関節 (+背屈)		-45 ~5	-45 ~20	-45 ~20	-45 ~20	-45 ~20	-45 ~20	-45 ~18	-45 ~20	-45 ~20	-45 ~18	-45 ~20	-45 ~20	-40 ~20	-45 ~15	-45 ~20	
	麻痺側膝関節 (+屈曲)		-5 ~125	5 ~125	0 ~130	0 ~125	-10 ~125	0 ~125	0 ~130	0 ~130	0 ~125	0 ~130	0 ~125	0 ~125	0 ~125	0 ~125	0 ~130	-10 ~130
	非麻痺側膝関節 (+屈曲)		0 ~125	0 ~125	0 ~130	0 ~125	0 ~125	0 ~125	0 ~130	0 ~125	0 ~125	0 ~130	0 ~130	0 ~125	0 ~125	0 ~130	0 ~125	0 ~130
	麻痺側股関節 (+屈曲)		5 ~130	5 ~125	5 ~125	5 ~125	5 ~125	5 ~125	-10 ~125	-10 ~125	-10 ~125	-10 ~125	-5 ~125	-10 ~125	-15 ~125	5 ~125	-5 ~130	0 ~125
	非麻痺側股関節 (+屈曲)		-5 ~130	-5 ~125	0 ~125	-5 ~125	0 ~125	-5 ~125	-10 ~125	-10 ~125	-10 ~125	-10 ~125	-5 ~125	-10 ~125	-15 ~125	0 ~125	-10 ~130	-5 ~125
MAS (Modified Ashworth Scale)	背屈	0:筋緊張増加なし 1:軽度の筋緊張増加あり 1+:可動域1/2以下で抵抗 2:はつきりとした抵抗 3:かなりの筋緊張増加	1	2	1+	1	3	1	1	2	3	3	1	3	3	3		
	底屈		1	2	1	0	2	1	1	1	1	3	3	0	3	3	3	
	膝伸展		1	2	2	1	1	2	2	1	0	1+	0	1+	1	1	1+	2
	膝屈曲		1	2	2	1	1	2	2	0	1	1	1	0	1	1	1+	2

表 3-3 身体諸元表 (理学療法検査項目)

項目	対象者	説明	検査項目													
			A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N
感覚テスト	触覚 (麻痺側上肢)	短母指外転筋での判定 (毛筆を当てて左右差で判定)	鈍麻	過敏	鈍麻	左右差なし	鈍麻	過敏	脱失	左右差なし	鈍麻	左右差なし	鈍麻	鈍麻	鈍麻	
	触覚 (麻痺側下肢)	踵部での判定 (毛筆を当てて左右差で判定)	左右差なし	鈍麻	過敏	左右差なし	鈍麻	過敏	脱失	左右差なし	鈍麻	過敏	鈍麻	鈍麻	過敏	
	振動覚 (麻痺側上肢)	短母指外転筋での判定 (音叉針を用いて左右差で判定)	左右差なし	鈍麻	過敏	左右差なし	鈍麻	過敏	脱失	左右差なし	鈍麻	過敏	鈍麻	鈍麻	過敏	
	振動覚 (麻痺側下肢)	踵部での判定 (音叉針を用いて左右差で判定)	左右差なし	鈍麻	過敏	左右差なし	鈍麻	過敏	脱失	左右差なし	鈍麻	過敏	鈍麻	鈍麻	過敏	
	痛覚 (麻痺側上肢)	短母指外転筋部 (ピンで皮膚を軽く刺激)	鈍麻	鈍麻	鈍麻	鈍麻	鈍麻	鈍麻	脱失	鈍麻	鈍麻	鈍麻	鈍麻	鈍麻	鈍麻	
	痛覚 (麻痺側下肢)	踵部 (ピンで皮膚を軽く刺激)	鈍麻	鈍麻	過敏	鈍麻	鈍麻	鈍麻	脱失	鈍麻	鈍麻	鈍麻	鈍麻	鈍麻	鈍麻	
	運動覚 (麻痺側上肢)	肘関節と手関節 (閉眼で運動方向を5回回答、全部正常なら正常、ゼロ回は脱失、それ以外は鈍麻)	鈍麻	鈍麻	鈍麻	鈍麻	脱失	鈍麻	鈍麻	脱失	鈍麻	鈍麻	鈍麻	鈍麻	鈍麻	脱失
	運動覚 (麻痺側下肢)	膝関節と足関節 (閉眼で運動方向を5回回答、全部正常なら正常、ゼロ回は脱失、それ以外は鈍麻)	正常	正常	正常	正常	正常	正常	脱失	正常	鈍麻	鈍麻	正常	正常	正常	正常
	位置覚 (麻痺側上肢)	肘関節と手関節 (閉眼で上肢の位置を5回記録)	5/5	2/5	5/5	5/5	2/5	5/5	1/5	0/5	5/5	5/5	5/5	1/5	3/5	1/5
	位置覚 (麻痺側下肢)	膝関節と足関節 (閉眼で下肢の位置を5回記録)	5/5	4/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	0/5	5/5	5/5	5/5	4/5	5/5	3/5
反射テスト	膝蓋腱反射	非麻痺側と比較して、 + : やや軽度 +++ : 軽度, +++ : 高度	++	+++	+++	+	+++	+	+++	+++	+++	+++	+++	+++	+++	
	アキレス腱反射		+	++	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	
	足クローヌス	± : 5~6回以下, + : 持続	±	±	+	+	±	+	±	±	+	+	±	±	+	

1-3. 対象者に対する AFO と踵パッドの調整方法

1-3-1. AFO 調整期間におけるヒールロッカー時の調整方法

対象者に対するAFOの調整方法については、ヒールロッカー機能およびアンクルロッカー^{*2}機能を作るように調整を実施した。

ヒールロッカー機能を対象者に合わせた調整は以下の手順で実施した。

対象者によっては図 3-3 のように初期接地の瞬間に膝屈曲位で接地する者もいる。このような対象者では初期接地した瞬間には足底接地をしてしまい、ヒールロッカー機能を生かすことができず、AFO の底屈制動機能が働かないことになる。そのため本研究では対象者に合わせて AFO 初期背屈角度の調整をするために、研究協力以前に常用していた AFO の歩行を矢状面からデジタルビデオカメラで撮影し、図 3-3 のように踵接地時における下肢長軸線(股関節中心と足関節中心を結ぶ線)と足底面とのなす角が直交するような角度を計測した。これはヒールロッカーを作るためには、踵接地から足底接地にかけて床面と AFO 足底面が、AFO の底屈制動に伴って底屈する必要があるためである。この角度を対象者にあった AFO 足継手の初期背屈角度と定義した。

AFO足継手の初期背屈角度を決定したのちに、初期背屈角度で採型した陽性モデル^{*3}を基にAFOの製作を実施した。AFO完成後に再度、矢状面からのデジタルビデオカメラ撮影を行い、同様の方法で、初期背屈角度を確認し、対象者に対して適切な初期背屈角度を調整した。

またヒールロッカー時における底屈制動力の調整については、底屈制動調整機構をもった図 1-3 の GS および DACS-AFO を用いた。GS は図 3-4 のような油圧を用いた底屈制動、DACS-AFO は図 3-5 のような後方ユニットにバネを用いた底屈制動である。いずれの装具も歩く速度や歩き方で、装具自体が発生する制動モーメントは時々刻々と変化するのが特徴であり、対象者に応じた調整が必要である。

本研究では、これらを 2TYPE の底屈制動付機構を有した AFO を各対象者の状態に合わせて選定(後述)し、ヒールロッカー時における底屈制動力を調整した。調整にあたっては、ヒールロッカー期間が 1 歩行周期の 10%～12%内に収まるように底屈制動力の調整を実施した。

また上述した調整は、本実験が開始される 3 ヶ月間で対象者に応じて行い。本実験が開始後には一切、調整をしないものとした。



図 3-3 初期角度の設定方法

^{*2} アンクルロッカー：足底接地から踵離れまでの期間で足関節を回転中心とした運動

^{*3} 陽性モデル：ギプス採型したできた鋳型から得たコピーモデル



図 3- 4 GS の油圧式足継手

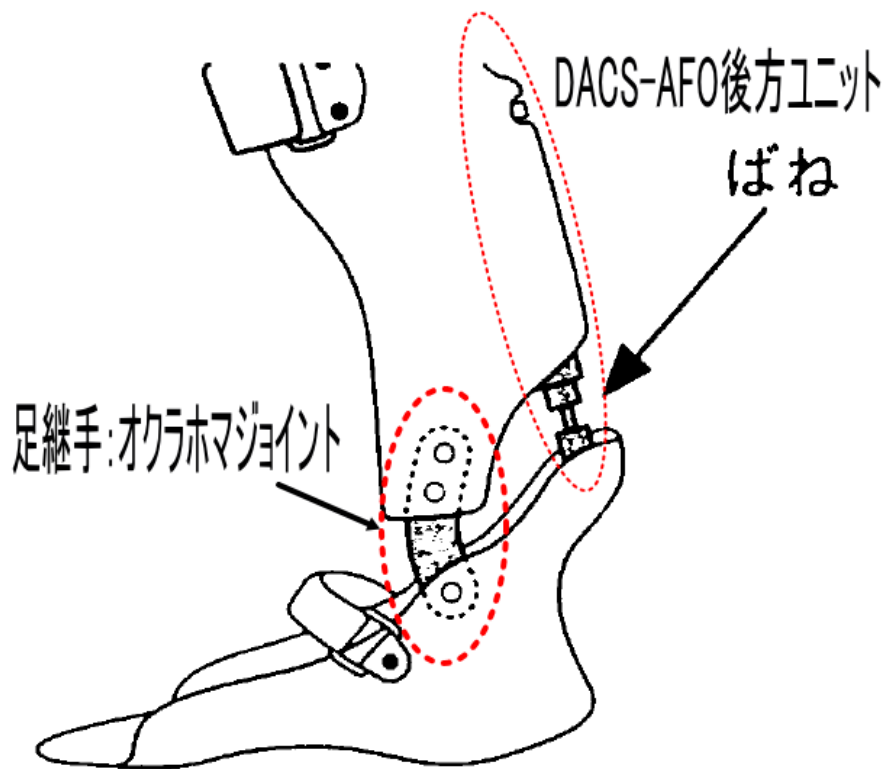


図 3- 5 DACS-AFO の底屈制動機構と足継手

1-3-2. AFO 調整期間における AFO 選定方法

底屈制動機構を有した 2TYPE の AFO 選定にあたっては、対象者全員に対して、研究協力開始の最初には GS を適応させ、初期背屈角度と底屈制動力の設定の後に歩行をしてもらい、立脚相中に反張膝 (Back-Knee) やばね膝 (Snapping-Knee) が認められた場合には、DACS-AFO に変更した。

一般的には、反張膝が強い対象者には、背屈方向の関節モーメントを外力として与える条件を作れば、膝関節は前方に押し出されるが、GS では油圧機構を用いているために、強い反張膝には向かないためである。GS では初期接地の衝撃に対して油圧抵抗が高まり、装具内部では、背屈方向の関節モーメントを生み出すために GS の油圧機構によって、底屈制動モーメントを生み出し、ヒールロッカー機能を生み出すが、アングルロッカー時に発生する反張膝は初期接地と比較すると、ゆっくりとした力が GS 足継手にかかることになる。GS の油圧特性から応答性(踵接地直後の油圧制動は、油圧ダンパが圧縮する速度と関係があり、ダンパの圧縮速度が速いほど反応が速い)が高い入力に対しては機能するが、応答性の低い入力(ゆっくりとしたダンパの圧縮)に対しての制動力は低くなるため、結果的に反張膝を抑えることができないことに起因する。しかし DACS-AFO ではバネを用いた制動をかけるために、アングルロッカー時に発生する、比較的ゆっくりとした底屈方向への動きに対しては、逆にバネの圧縮による反発力が大きくなるために、反張膝を予防することが可能となる。したがって、GS 歩行で反張膝などの異常歩行が認められた対象者には DACS-AFO を使用した。実験に用いた AFO を表 3-1 に示す。

このようにして、すべての対象者において、初期接地では踵からしっかりと接地し、ヒールロッカー機能を作り、歩行周期全般を通じて、反張膝などの異常歩行がないように AFO を調整してから本実験に移行した。

1-3-3. AFO 調整期間におけるアングルロッカー時の調整方法

歩行周期中にアングルロッカー機能を作るのは反張膝を防止する意味でも重要な要素である。本研究ではすべての対象者においてアングルロッカー機能を作るために、AFO 足継手は背屈遊動とした。使用した GS 足継手(図 3-4)および DACS-AFO の足継手であるオクラホマジョイント(図 3-5)はいずれも背屈遊動機構を有するものである。しかし対象者の中には他動背屈が不能な者も存在する、その場合は図 3-6 左のように背屈制限がかかってしまいアングルロッカーを作ることができない。そこで他動背屈不能な対象者には、底屈位で採型をし、麻痺側踵に補高を施すことで、図 3-6 右のように背屈遊動が可能となる。この場合には非麻痺側の靴にも補高をして、高さを揃えた。

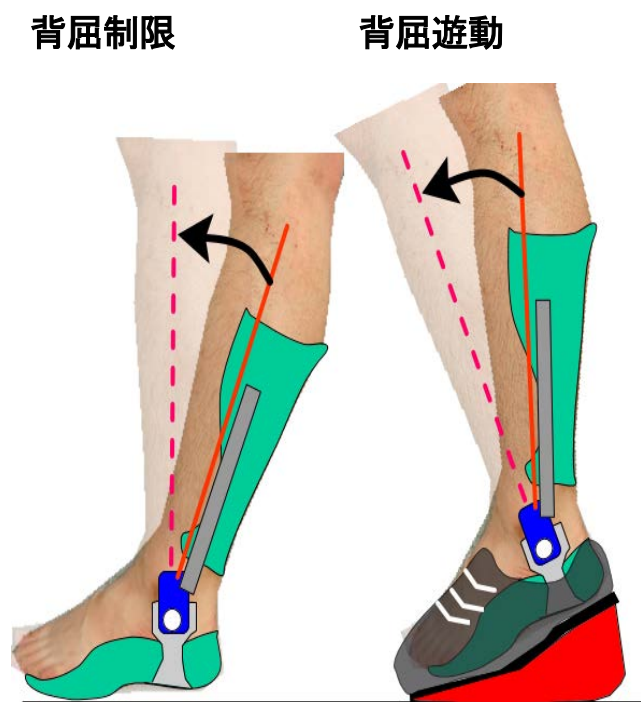


図 3-6 アンクルロッカー機能

1-3-4. 踵パッドの設定

踵パッドはゴム硬度 60 度(ゴム硬度は ISO(国際標準化機構)に準拠したデュロメータ (ショア A) を利用してゴム硬度を計測)の特性をもつ、啓愛義肢材料販売社製のゴム(軽量プレーンシート:60135)を直径 40mm に切り抜き、図 3-7-a のようにフットスキャナー(OSM 社製)を用いて、踵パッドが踵外径線からはみ出ないサイズに調整した(図 3-7-b). なお、踵パッドが外径線よりはみ出してしまうと、踵が床から浮き上がってしまい高さに影響を及ぼしてしまう。

また踵パッドのサイズを決定した後に、図 3-7-c のように AFO 内に設置し、足底圧計測システム(ニッタ社製 F スキャンシステム)を用いて、図 3-7-d のように、歩行中に踵に圧刺激があるか確認したあとに両面テープと布テープで踵パッドを AFO 内に固定して実験を実施した。

なお、3 mm 厚の踵パッドは厚みにより踵骨を押し上げ、踵が床から浮き上がり、底屈位になることが懸念される。しかし実際には図 3-8-A のような直径 30 mm の 3 mm のパッドを足底踵部に置き(図 3-8-B)、図 3-8-C のように押し当てて負荷をかけるとパッドが沈みこんでるのがわかる。また、実際に図 3-9 のランドマーク(内果下端)の変化をみると、図 3-9-C では、パッドが踵骨の軟部組織に埋め込まれているが、ランドマークの位置関係に変化がないことから、パッドによって見かけ上、底屈位になるということはない。また、実際に踵パッド介入時には、図 3-10 のように立位荷重におけるランドマークの高さを確認し、床からの相対的な高さが変わらないこと確認したのちに装具に貼布するという手順で行っている。また、足関節の底屈角度は装具の足部に対する下腿部の相対的位置関係で決定される。したがって装具によって底屈方向への下腿部の変位は装具によって規定されているため、足部のランドマークの位置関係が変わらないので見かけ上底屈していないようになるが、数 mm 以下の差のため微細な角度の変化については検知できず、今後の詳細な実験にゆだね、今回は皮膚刺激のみに限局しているという観点で検討した。

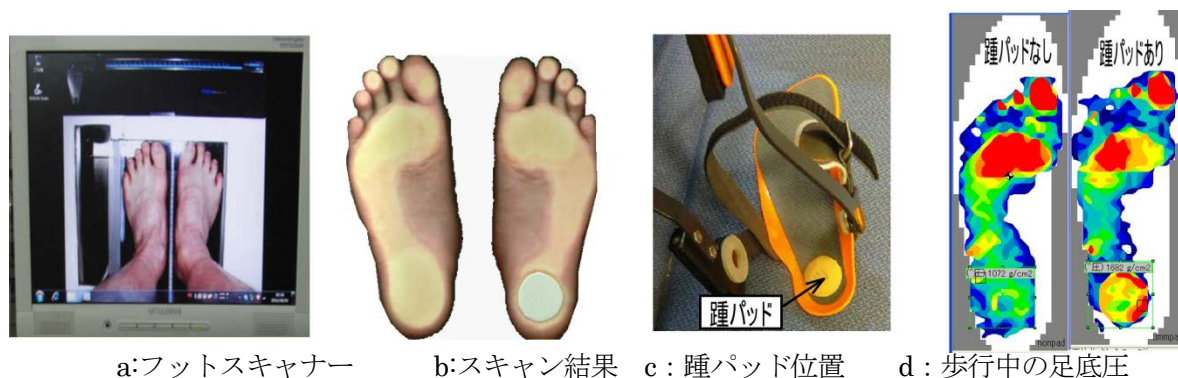
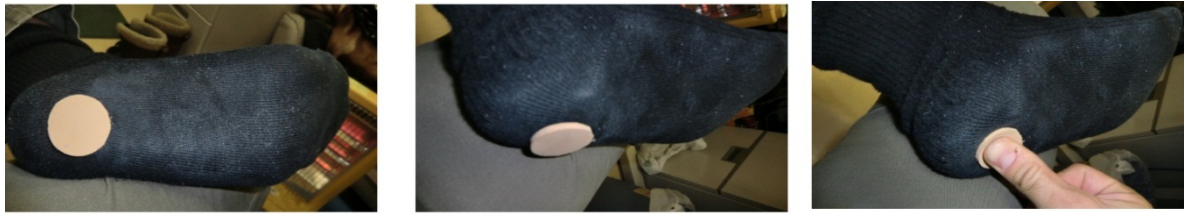


図 3-7 踵パッド設定方法



A:パッド貼付例(足底から)

B:パッド貼付例(斜め下方から)

C:パッド当て(押し当て負荷)

図 3-8 踵パッドによる軟部組織沈み込みの確認

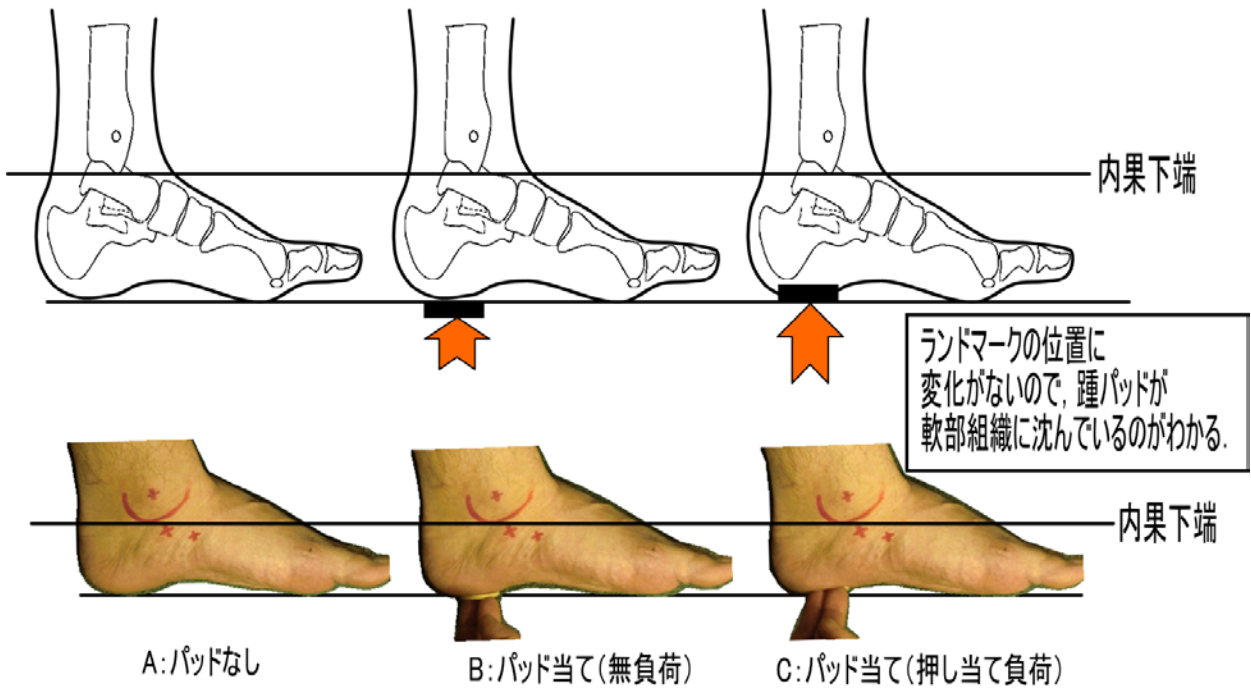
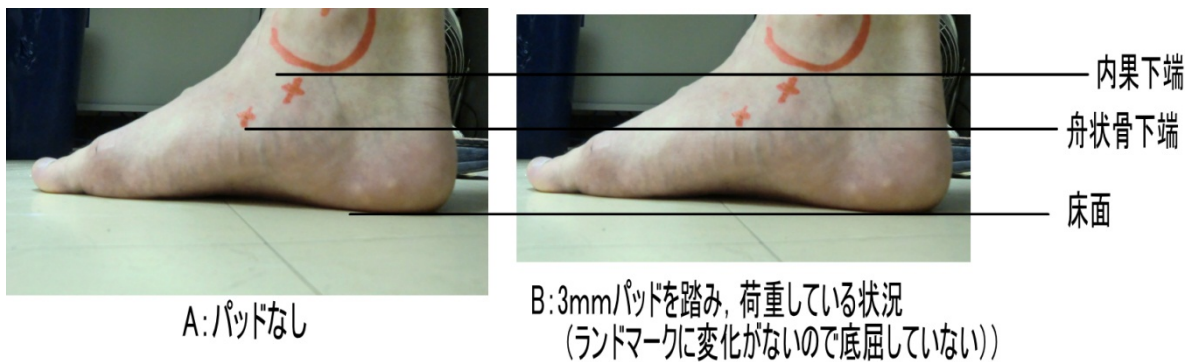


図 3-9 踵骨軟部組織に対する踵パッドの沈み込み



A:パッドなし

B:3mmパッドを踏み、荷重している状況
(ランドマークに変化がないので底屈していない)

図 3-10 立位荷重による踵パッドの高さの違い

2. 研究実施における倫理的配慮について

実施に際しては事前に国際医療福祉大学倫理審査委員会の承認(10-43)と北海道工業大学倫理委員会の承認(第14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。

第4章

脳卒中片麻痺者に対する踵パッド の神経生理学的検証

1. 研究課題の背景と目的

1-1. 本課題の背景

第1章でも論じたように、多くの先行研究で踵への刺激と荷重による組み合わせが、片麻痺者の背屈筋活動を賦活化することなど EMG に影響を及ぼすことを示唆^{2, 8, 17, 18)}していた。しかしながら、先行研究では歩行を対象とした研究ではなかったり、AFO 装着下による実験ではなく、特に片麻痺者を対象とした AFO 歩行に対し、踵パッドを用いた筋電図学的側面からの報告は筆者らが報告^{10, 38)}したケーススタディを含め、少数例しかなかった。

また先行研究で示す EMG 計測は、主に運動神経の活動をみるものであるが、Capaday³⁹⁾ や Tans⁴⁰⁾が述べるように中枢神経系への影響も示唆されることや、駿河²³⁾や工藤²⁴⁾らが述べるように足底へ刺激が自律神経系へ影響することも示唆されることから、これらを包括的に検証する必要があると考えた。

運動神経の活動を簡便にみるには、対象筋に表面電極を貼付した EMG 計測を実施することで、EMG 活動の大小から運動神経の活動を直接評価することができる。しかしながら、中枢神経系の活動を直接評価するには、磁気共鳴画像を利用した fMRI (functional Magnetic Resonance Imaging) や近赤外光脳計測機器などが必要である。いずれの機器も歩行動作中における脳深部の活動を記録することはできない。

したがって、本研究で注目する踵パッドの影響が中枢から出力される信号を抑制するか否かを判断していくには、別のプロセスを用いて間接的に中枢神経活動を評価する必要性が生じる。

鈴木^{41, 42)}らが実施していた正中神経 F 波の出現頻度は、大脳皮質を経由する長潜時反射 (long-latency reflexes : LLR) を評価すると考えられ、中枢神経への影響を間接的に評価でき、痙縮の評価に利用できるとしている。また Tang⁴⁰⁾によると、抗重力肢位による下肢の緊張は皮質脊髄路を経由して同側の上肢筋に影響を及ぼすとし、同側性連合反応について短母指外転筋から導出する F 波の出現頻度から評価し、下肢筋の緊張が増加すると有意に上肢の F 波も増大するとしており、F 波の出現頻度は姿勢反射による痙性の評価として有意義な評価法であるとしていた。

自律神経系においても、その活動を直接的に計測することは困難で、実際には心拍変動解析から得られる周波数成分から、0.15Hz 以上の面積(HF)と 0.15Hz 未満の面積(LF)を算出し、HF を副交感神経活動の指標、LF/HF を交感神経活動の指標としている⁴³⁾。

しかし交感神経活動の指標とされる LF/HF については、交感神経成分と副交感神経成分の相対的な関係から推定する方法であり、純粋な意味で交感神経活動を推定したものではない。自律神経活動は交感神経と副交感神経活動が互いにシーソーのように、どちらかが上昇すれば、どちらが低下するだけというわけではなく、交感神経と副交感神経が互いに上昇するケースや逆に低下するケースもある。そのような意味において、LF/HF の必ずしも交感神経活動を反映していない⁴⁴⁾ともいわれている。したがって交感神経活動を推定する上で確実性をもたせるためには、非侵襲かつ簡便に計測できる手法を検討する必要性が生じる。

一般的には交感神経活動を直接的に把握することは困難であるが、交感神経活動が高まることで生

じる身体反応を観察することで間接的に計測できる。近年では、唾液から得られるアミラーゼ活性値を指標とすることで交感神経活動を定量的に分析が可能となっており、交感神経活動を簡易にリアルタイムで評価する新しい指標として用いられている⁴⁵⁾。

前述してきたように、身体動作中における中枢神経活動や自律神経活動、運動神経活動を計測する手法は多数、存在するが、痙性抑制理論の科学的根拠も帰結していない今日では、踵パッドによる痙性抑制理論の構築は、これらの解析方法を利用したとしても事実上不可能であり、科学技術の限界ともいえる。しかしながら、AFO 歩行における踵パッドが運動神経系、中枢神経系、自律神経系などに対して、歩行動作中の身体にどのように影響を及ぼしているのか神経生理学的に明確することは先見的に重要な意味をもつと考える。

1-2. 本課題の目的

本章の目的は、片麻痺者を対象として、底屈制動付き AFO 内の踵パッドが運動神経系、中枢神経系、自律神経系などに対して、AFO 歩行動作中に身体にどのように影響を及ぼしているのか神経生理学的観点から明確することである。

2. 実験方法

2-1. 計測方法概要

神経生理学的情報を取得するための計測は図 4-1 に示す流れで実施した。歩行前後の計測では、酵素分析装置(唾液アミラーゼモニタ:メディカルワークス社製)を用いた。歩行実験中の計測に用いた機器は、筋電計(ノラクソン社製のテレマイオ G2)、テレメトリ式呼吸代謝計測システム(COSMED 社)、心拍計(ポラール社製)、誘発筋電機器(MEB-2300:日本光電社製)を用いた。これらの機器を図 4-2 のように対象者に装着した。また足底圧計測機器は第 3 章でも述べたように、踵パッドの形状や位置決めのために用いた。

計測は最初、酵素分析装置を用いて、安静終了直前における唾液アミラーゼ活性値のデータを取得し、連続自由歩行を 5 分間実施した。また、この際には対象者と並走しながら、麻痺側正中神経に対して、有線接続により、誘発筋電図から出力される電気刺激を入力した。同時に EMG データ、呼気ガスデータ、心拍データ、足底圧計測データを取得し、無線送信ユニットから解析用 PC に送信した。なお、これらのデータは無線送信機によるトリガー信号によって、すべての計測開始時間を同期した。

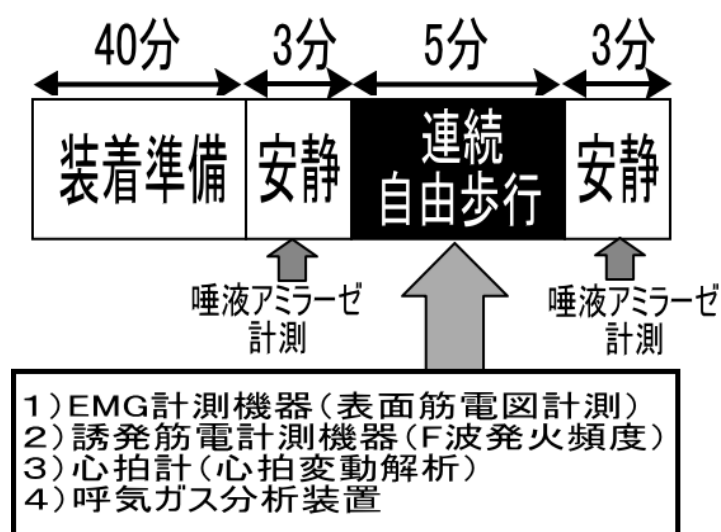


図 4-1 計測プロトコル

2-1-1. 実験方法

対象者には図 4-2 のように計測機器を装着し，筋電図電極のケーブル類などによって極力，身体を拘束しないように設定した状態で，20m の計測空間を往復しながら，5 分間の連続自由歩行を指示した．この際には転倒予防のために実験補助者を麻痺側後方にて併走させた．

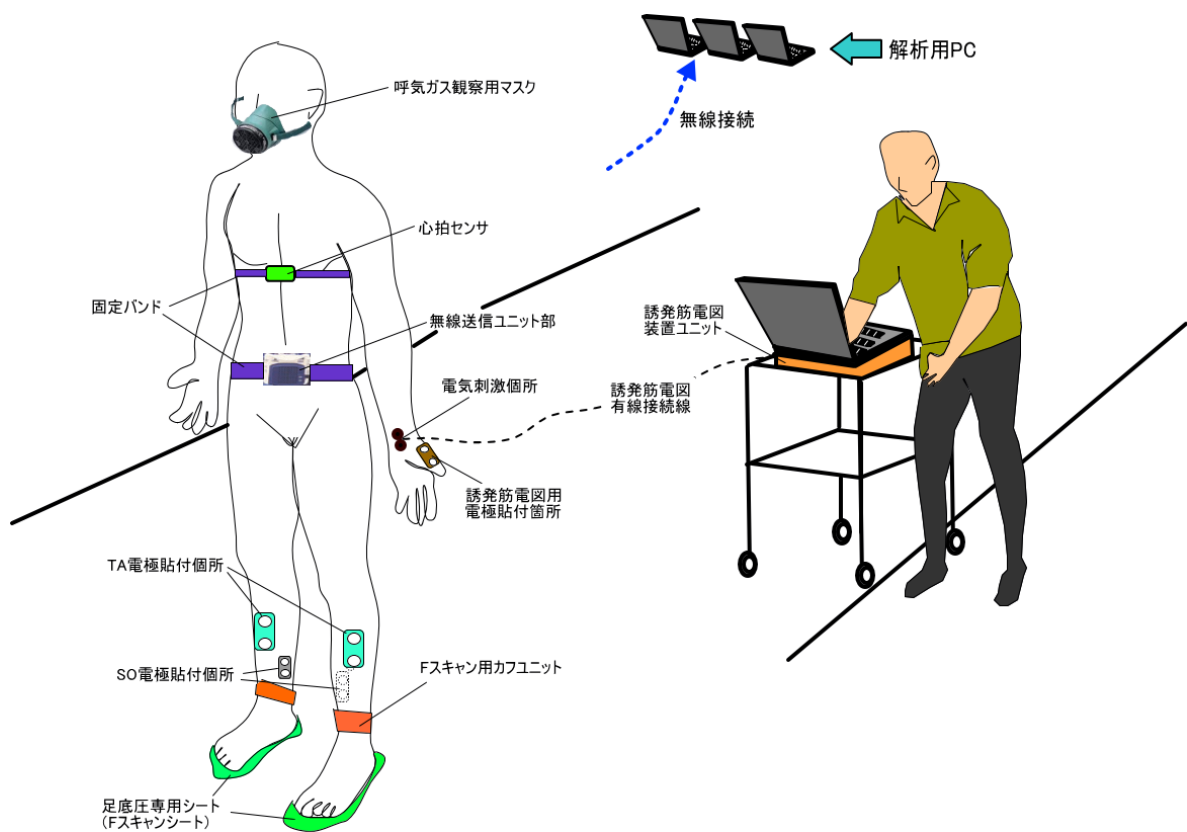


図 4-2 対象者への計測機器装着の簡略図

2-1-2. EMG 計測について

計測にあたっては、日をまたぐ計測となるため、図 2-2(第 2 章)に示す電極設置治具を用いて、両下肢の TA と SO に電極を貼付し、筋電計測機器を用いて計測した。

サンプリング周波数は 1500Hz とし、腰部に設置した小型無線送信機から、計測データを本体 PC に転送し、付属の計測ソフト(マイオリサーチ)によってデータを取り込んだ。歩行時間因子特定のために靴内部にフットスイッチを図 2-1 のように取り付けて、筋電計測機器のチャンネルに接続し、同期を得た。

2-1-3. 誘発筋電図データ取得方法

F 波の測定は誘発電位検査装置 MEB・5508(日本光電製)を用いて行った。測定電気刺激の強度は最大上刺激(M 波が最大となる刺激強度の 120%の刺激)として、刺激電流は定電流矩形波で幅を 0.2msec とし、麻痺側手関節部正中神経を刺激頻度 1Hz で、連続歩行実験中の 5 分間に刺激を繰り返した。記録は表面電極を用い、関電極を同側短母指外転筋の筋腹上に、不関電極を第 1 基節骨上に装着し(図 4-3)、導出周波数域を 50Hz から 1500Hz に設定した。得られた電気刺激のデータは EMG 計測で使用しているノラクソン社製のテレマイオ G2 の空きチャンネルに接続し、サンプリング周波数 1500Hz で 図 4-4 のような EMG データ (M 波と F 波) を得た。

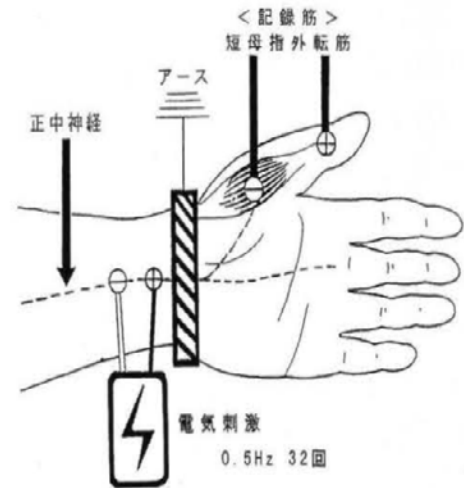


図 4-3 F 波導出の電気刺激部位と記録部位

(小岩⁴⁹⁾：引用：一部改編)

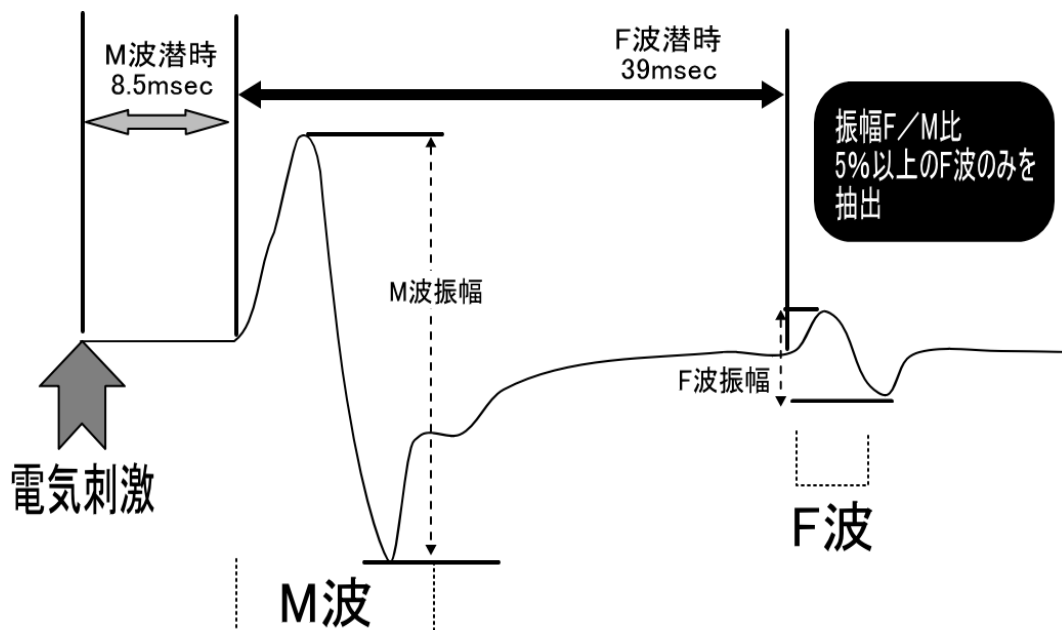


図 4-4 EMG-F 波解析の概要図

2-1-4. 心拍データ取得方法

心拍データ取得にはポラール社製の心拍計（RS800CX）を用いた。心拍計は胸部に専用トランスミッター付きのセンサ（ポラール社：WearLink+Hybrid トランミッターベルト）を図4-2のように装着し、サンプリング周波数 1Hz で心拍データを採取した。計測時間は図 4-1 に示すように安静開始のトリガー信号に合わせて計測を開始し、実験が終了するまでのデータを取得した。

2-1-5. 酵素分析データ取得方法（唾液アミラーゼ）

交感神経の興奮性を検査するために唾液アミラーゼ活性値を取得した。方法は唾液を取得するため、口腔内をミネラルウォーターでゆすいだ後に、図 4-5 のように専用のテスト用チップ（ニプロ社：COCORO METER 用唾液採取チップ）を口腔内に 30 秒間挿入した。

チップ抜取後に図 4-6 の検査器（ニプロ社：唾液アミラーゼモニタ）にチップを挿入し、唾液アミラーゼ活性値を読み取って記録した。



図 4-5 唾液アミラーゼ検査時の様子



図 4-6 唾液アミラーゼ検査器

2-2. 解析方法

計測で得られたデータは、図 4-7 に示すような解析手順に従って実施した。本研究では、ベースライン A1 を各対象者の基準データとし、4-1 式によって、A2~A4 の計測データを標準化した。

また、後述する方法に従って、本研究では、運動神経データ解析の評価パラメータを Normalized ARV、中枢神経データ解析を Normalized F-wave(F 波)、副交感神経データを Normalized HF、交感神経データを Normalized LF/HF および Normalized Amylase と定義し、各対象者における相対的評価の指標とした。

$$\text{Normalized (\%)} = \left(\frac{x}{A1} \right) \times 100 \quad \text{【4-1】}$$

(但し、A1 はベースラインで得られたパラメータ中央値、 x は A2~A4 期間で得られたパラメータ中央値)

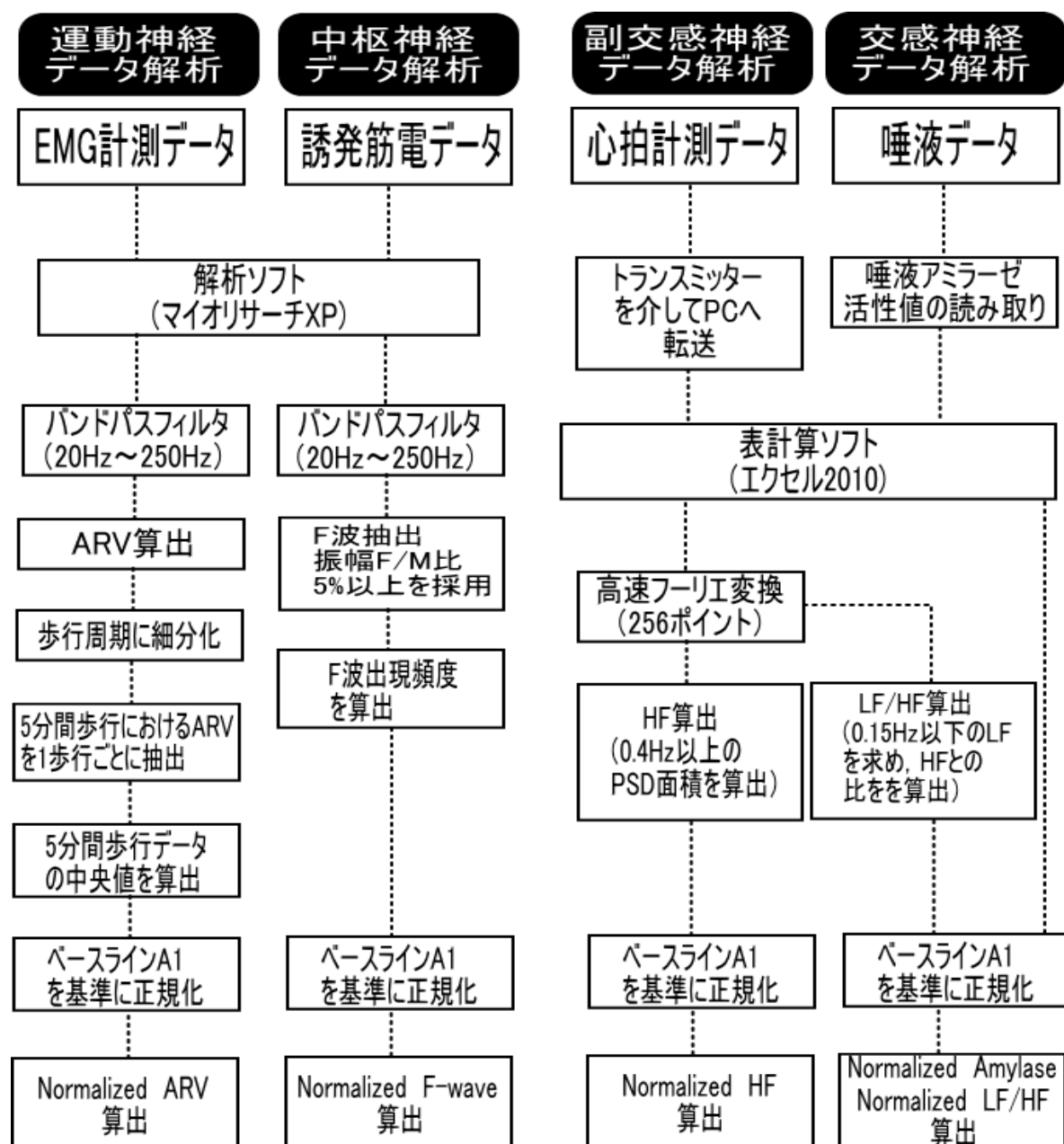


図 4-7 解析手順の流れ

2-2-1. 筋電図データの処理方法

運動神経の活動度をみるために、筋電計測機器（表面筋電図計測と誘発筋電図計）で得られた生波形を解析ソフト（マイオリサーチ XP：ノラクソン社製）を用いて、バンドパスフィルター（20Hz～250Hz）を通し、歩行中のアーチファクトや誘発筋電図による 1Hz の電気信号ノイズ、瘻性による低周波ノイズと高周波ノイズの影響を除外した後に、ARV（整流化平均）を求めた。

また片麻痺者に対する AFO に必要な機能としては、適切なヒールロッカー機能を有することと、遊脚相の躓きを防止できる背屈保持が必要である。したがって本課題で注目するのは、ヒールロッカー一時と遊脚初期における TA、SO の ARV であるため、フットスイッチから得られた信号を基に歩行周期をヒールロッカー期間（初期接地～足底接地）、遊脚相初期（つま先離れ～遊脚中期）の 2 つの相に着目した。5 分間の自由歩行中に得られた各相の ARV は、対象者平均で 200 歩行周期（歩行速度によって異なる）分のデータが得られた。本課題では、データの再現性と妥当性（第 2 章で確認）を考慮し、ARV データの中央値を各対象者のデータとして採用した。

2-2-2. 誘発筋電図データの解析方法

中枢神経活動をみるために誘発筋電図装置により入力された 1Hz の電気信号を含む EMG データから得られたデータを基に図 4-4 のような F 波を確認した。電気刺激によって各波出現までの潜時は M 波は平均 8.5msec、F 波は平均 39.2msec で、F 波のみが各被験者間に ± 1.5 msec のばらつきがみられた。なお、F 波の出現様式は刺激ごとに F 波形状が異なり、毎回、出現するとは限らないという特性をもつ。そこで目視で F 波を確認した後に、最大 M 波に対して 5%以上の振幅（振幅 F/M 比）をもつ F 波のみを抽出した。採用した F 波は歩行計測中に何度、出現したのか回数をカウントし、総刺激数に対しての出現率（F 波出現頻度）を求めた。

2-2-3. 心拍データの解析方法

心拍計から得られた 1Hz の心拍データを歩行実験開始後の 22 秒と歩行実験終了前の 22 秒を除く中間の 256 秒のデータ区間を用いて高速フーリエ変換を実施した。これは高速フーリエ変換が 2 の乗数倍でしか解析できないという数学的な制約を受けるためである。本研究では 5 分間（300 秒）の歩行計測時間を設けているため、2 の乗数倍にするためには 256 秒という時間が最も近いものとなる。そのため計測前後の 22 秒を削除した歩行中のデータを用いることが適切である。

また得られた心拍計から得られた心拍データから心拍変動解析を実施し、副交感神経活動を推定する HF 成分と交感神経活動を推定する LF/HF を算出した。なお呼気ガス分析装置で得られる呼吸数についても同様の区間で高速フーリエ変換を実施し、得られた周波数帯域に 0.15Hz 未満のサンプルデータが混入していた場合は、混入した期間の心拍データを除外し、Mayer 波の影響（交感神経活動）を取り除いた。

2-2-4. 唾液アミラーゼデータの解析方法

交感神経活動をみるために唾液アミラーゼ活性値(以下 Amylase)から得られたデータを基に解析した。計測データは図 4-1 に示すように歩行実験の前後に取得するようにし、歩行前では安静終了 30 秒前に検査を開始し、歩行実験後では安静開始直後から開始した。得られたデータから、歩行実験後のデータから、歩行実験前の差分をとり、歩行実験前のデータを基準に、Amylase の増減データを求めた。

2-2-5. 統計処理方法

統計解析にはエクセル統計 2010 (社会情報サービス) を用いて、Friedman-test を実施し、踵パッド介入による効果をみた。また steel-test を実施し、A1~A2 間の比較ではベースラインの安定性、A2~B1 間の比較では踵パッドの即時効果、A2~B2 間の比較では踵パッド介入による影響、B2~A4 間の比較はキャリーオーバー効果をみるもこととした。またベースラインの安定性の検証には A1~A2 間の比較を Wilcoxon signed rank-test を用いて確認した。

3. 結果

図 4-8～図 4-14 は、標準化した ARV, F-wave(F 波), HF, LF/HF および Amylase の結果を示す。Friedman-test の結果から、ARV, F 波には変化 ($P<0.01$) が認められたが、自律神経活動指標 (HF, LF/HF および Amylase) には有意差を認められなかった。またベースライン (A1～A2) の比較では Wilcoxon signed rank-test から、すべてのパラメータにおいて有意差は認められず、ベースラインの 1 ヶ月間で各パラメータに変化がなかったことを示唆した。

したがって、踵パッドは ARV と F 波に介入効果があったことを示唆した。

3-1. 筋活動(運動神経活動)

図 4-8～図 4-11 の横軸は実験期間を示し、縦軸はベースラインで標準化した ARV を示し、数値が 100%より大きいほど筋活動が上昇していることを示す。

3-1-1. ヒールロッカー時における TA 筋活動

図 4-8 はヒールロッカー時における TA の筋活動を示す。steel-test の結果から即時効果では踵パッド貼付により、18%の筋活動上昇傾向があったものの、有意差が認められなかった。踵パッド貼付後 1 ヶ月 (長期効果) との比較では 74%の有意な筋活動の増加 ($P<0.01$) が認められた。またキャリーオーバー効果では、踵パッドを外してから 1 ヶ月後において、30%の減少傾向があったが有意差を認めず、ベースラインに対するキャリーオーバー効果の比較では 44%の有意な筋活動増加 ($P<0.01$) を認めた。

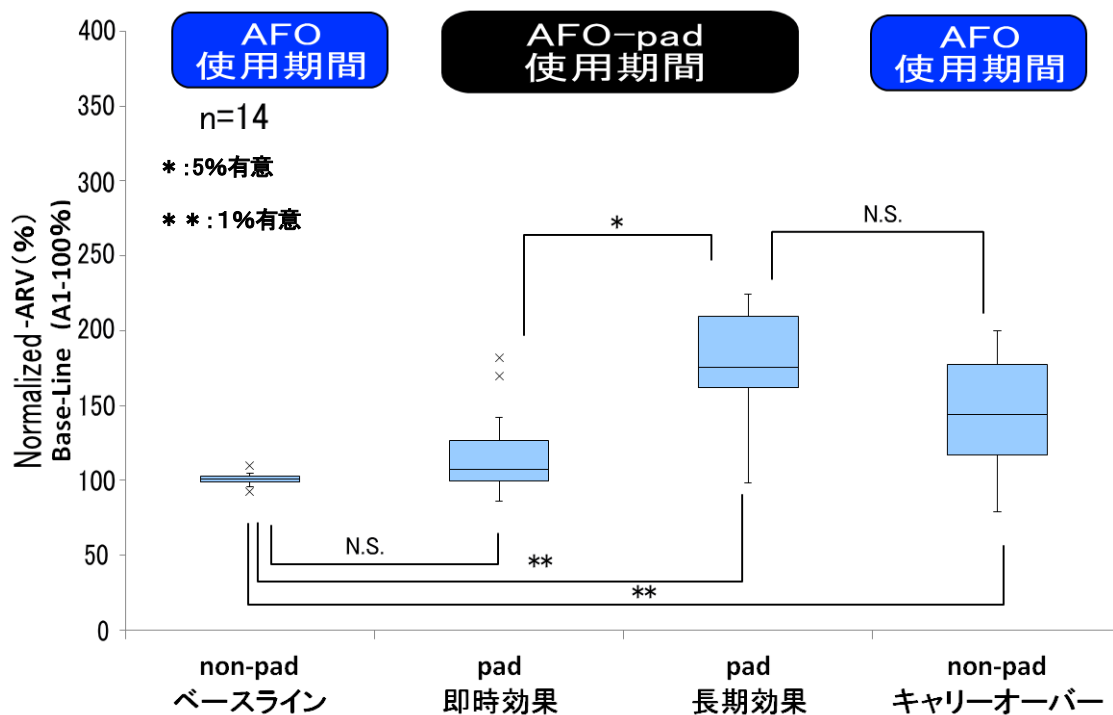


図 4-8 ヒールロッカーにおける TA 筋活動

3-1-2. ヒールロッカー時における SO 筋活動

図 4-9 はヒールロッカー時における SO の筋活動を示す。steel-test の結果から即時効果では踵パッド貼付により、4%の筋活動減少傾向があったものの、有意差が認められなかった。踵パッド貼付後1ヵ月（長期効果）との比較では 29%の有意な筋活動の減少 ($P<0.01$) が認められた。またキャリアオーバー効果では、踵パッドを外してから1ヵ月後において、10%の増加傾向があったが有意差を認めず、ベースラインに対するキャリアオーバー効果の比較では 19%の有意な筋活動減少 ($P<0.05$) を認めた。

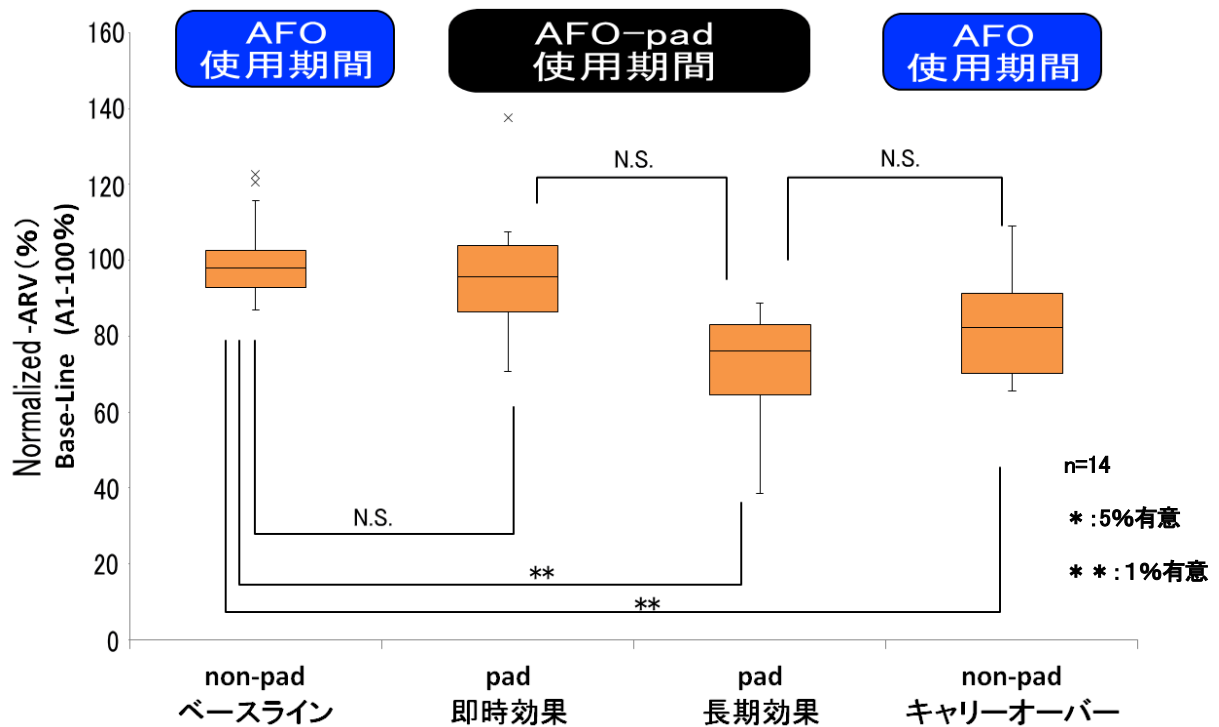


図 4-9 ヒールロッカーにおける SO 筋活動

3-1-3. 遊脚相初期における TA 筋活動

図 4-10 は遊脚相における TA の筋活動を示す。steel-test の結果から即時効果では踵パッド貼付により、7%の筋活動増加傾向があったものの、有意差が認められなかった。踵パッド貼付後1ヵ月（長期効果）との比較では72%の有意な筋活動の増加（ $P<0.01$ ）が認められた。またキャリーオーバー効果では、踵パッドを外してから1ヵ月後において、29%の減少傾向があったが有意差を認めず、ベースラインに対するキャリーオーバー効果の比較では42%の有意な筋活動増加（ $P<0.05$ ）を認めた。

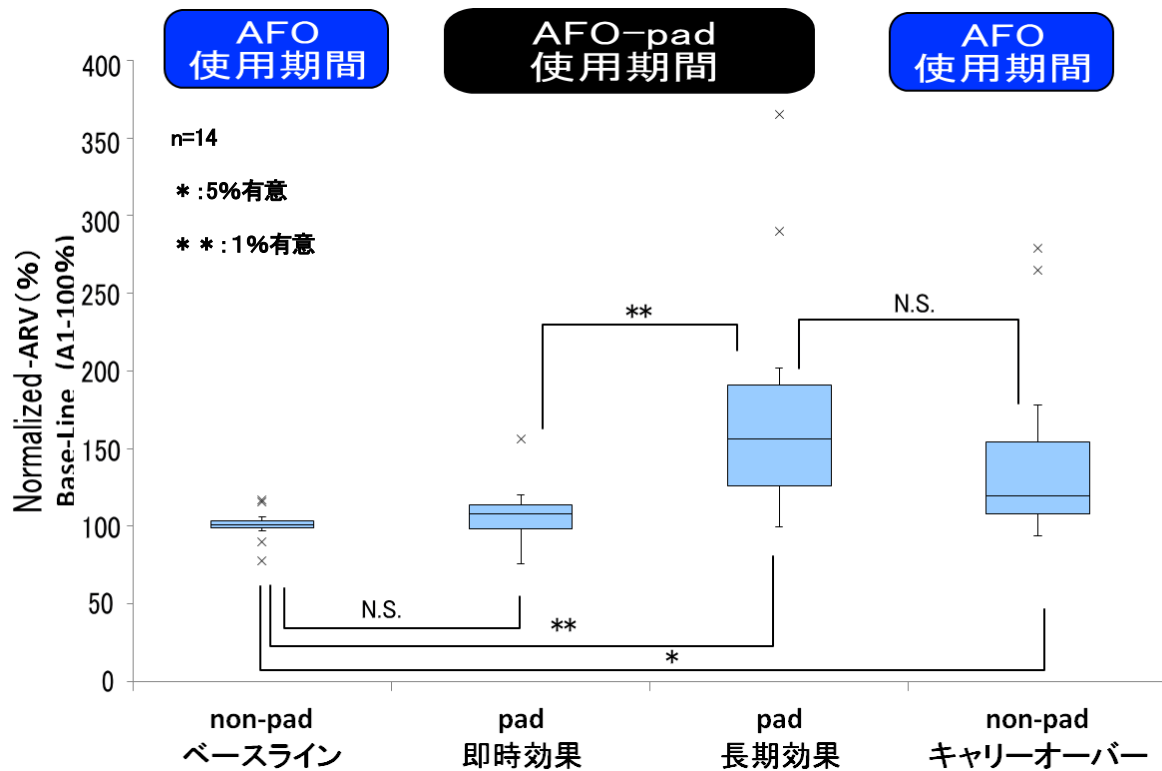


図 4-10 遊脚相における TA 筋活動

3-1-4. 遊脚相初期における SO 筋活動

図 4-11 は遊脚相における SO の筋活動を示す。steel-test の結果から即時効果では踵パッド貼付により、18%の有意な筋活動減少を認めた(P<0.05)。踵パッド貼付後1ヵ月（長期効果）との比較では35%の有意な筋活動の減少（P<0.01）が認められた。またキャリアオーバー効果では、踵パッドを外してから1ヵ月後において、4%の増加傾向があったが有意差を認めず、ベースラインに対するキャリアオーバー効果の比較では31%の有意な筋活動減少（P<0.01）を認めた。

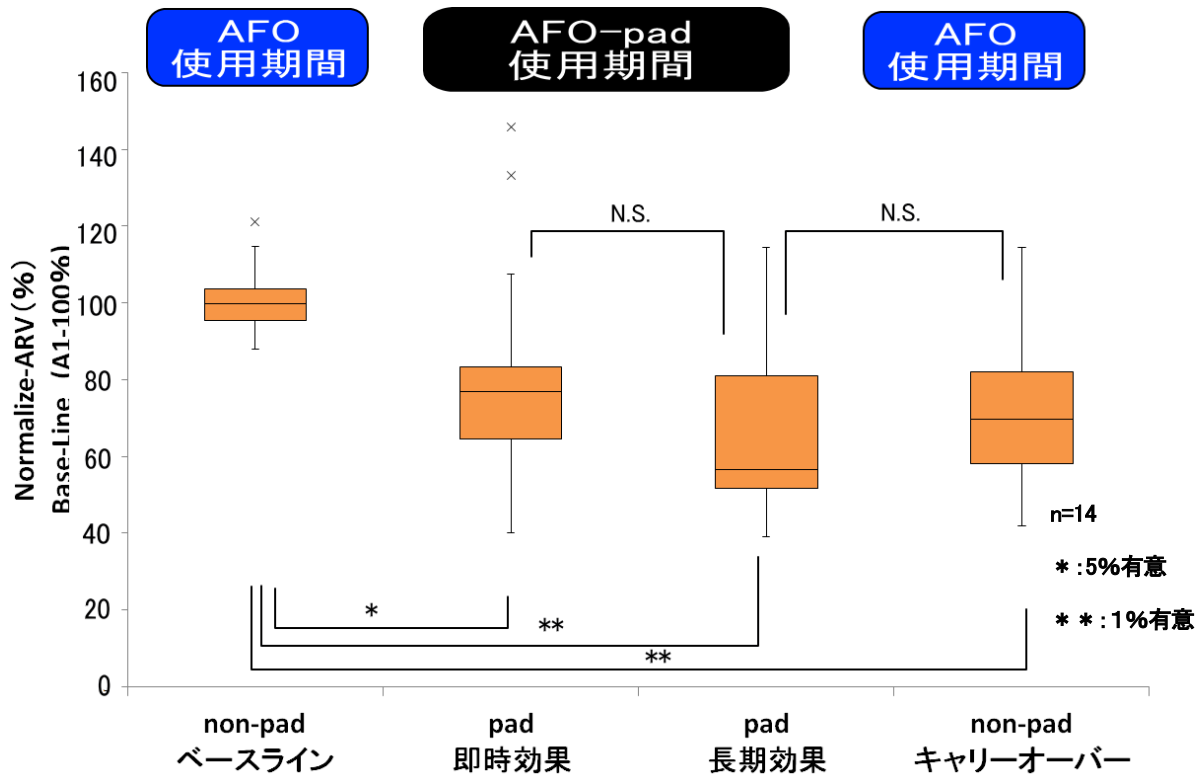


図 4-11 遊脚相における SO 筋活動

3-2. F 波出現頻度

図 4-12 の横軸は実験期間を示し、縦軸は標準化した正中神経 F 波の出現頻度を示し、数値が 100% より小さいほど、歩行中における脊髄前角細胞の興奮性が減少していることを示す。

steel-test の結果から即時効果では踵パッド貼付により、6%の脊髄前角細胞興奮性の減少傾向があったものの、有意差が認められなかった。踵パッド貼付後 1 ヶ月（長期効果）との比較では 32%の有意な脊髄前角細胞興奮性の減少（ $P<0.01$ ）が認められた。またキャリアオーバー効果では、踵パッドを外してから 1 ヶ月後において、5%の増加傾向があったが有意差を認めず、ベースラインに対するキャリアオーバー効果の比較では 27%の有意な脊髄前角細胞興奮性の減少（ $P<0.01$ ）を認めた。

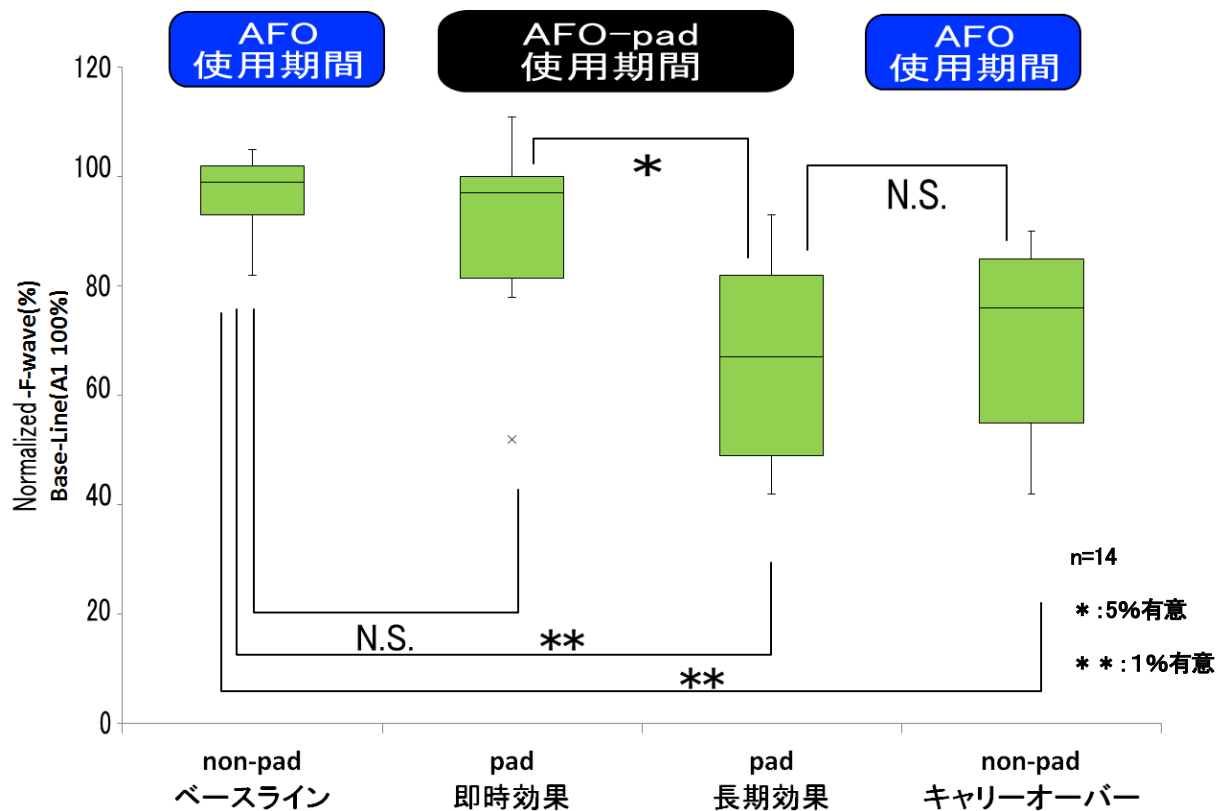


図 4-12 F 波出現頻度（中枢神経活動指標）

3-3. 自律神経活動

3-3-1. 副交感神経活動

図 4-13 の横軸は実験期間を示し、縦軸 Normalized HF を示し、数値が 100%より大きいほど副交感神経活動が上昇していることを示す。

steel-test の結果からすべての項目間で有意差を認めなかった。

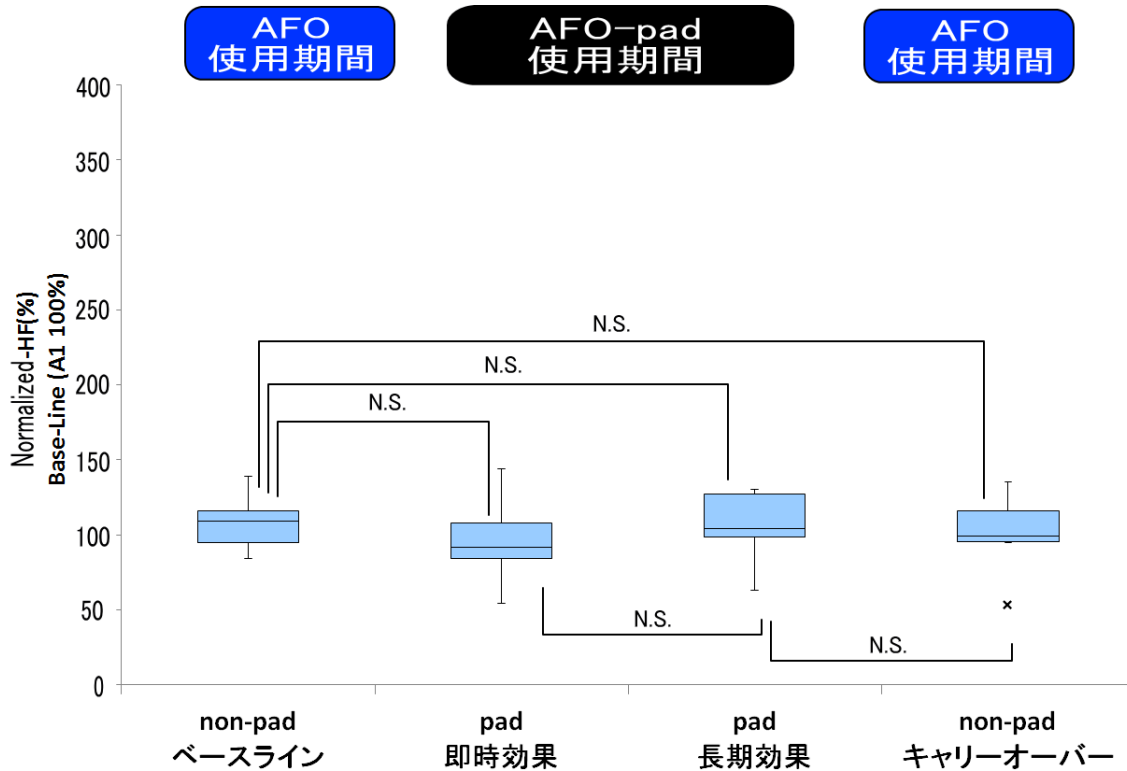


図 4-13 HF 成分 (副交感神経活動指標)

3-3-2. 交感神経活動

図 4-14, 図 4-15 の横軸は実験期間を示し、縦軸 Normalized Amylase および Normalized LF/HF を示し、数値が 100%より大きいほど、交感神経活動が上昇していることを示す。

steel-test の結果からすべての項目間で有意差を認めなかった。

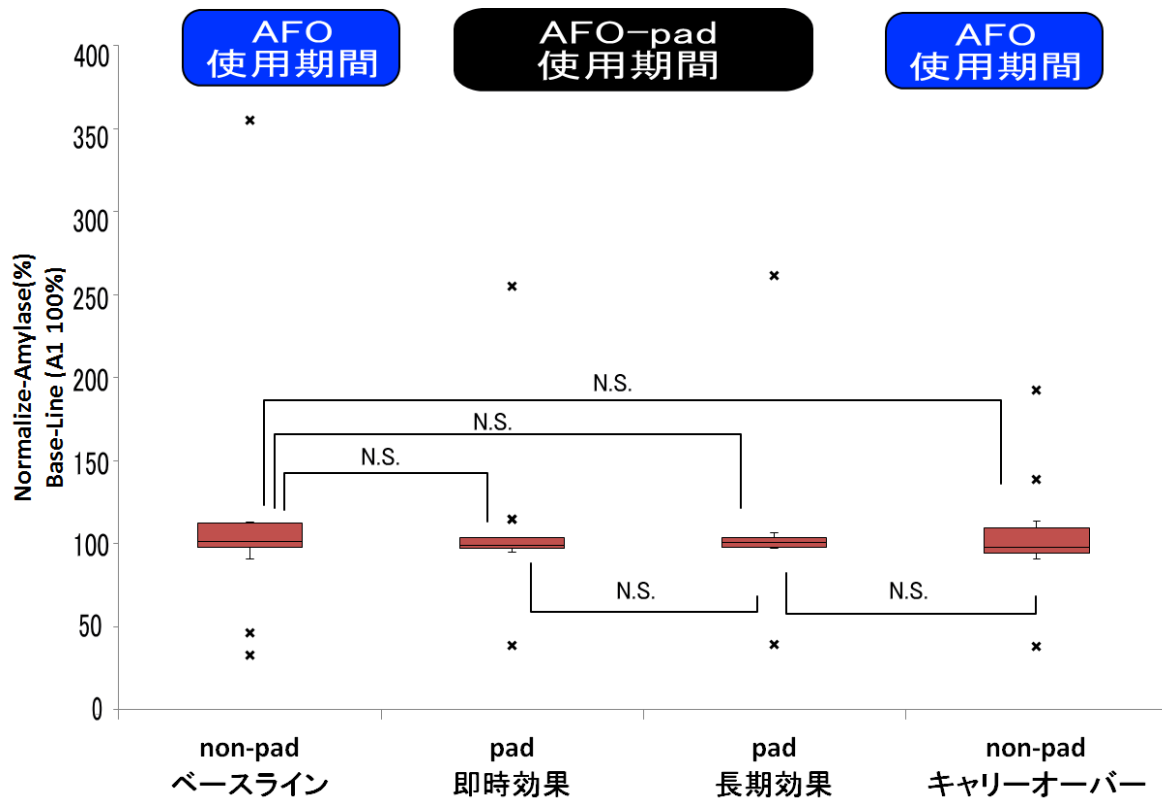


図 4-14 アミラーゼ(交感神経活動指標)

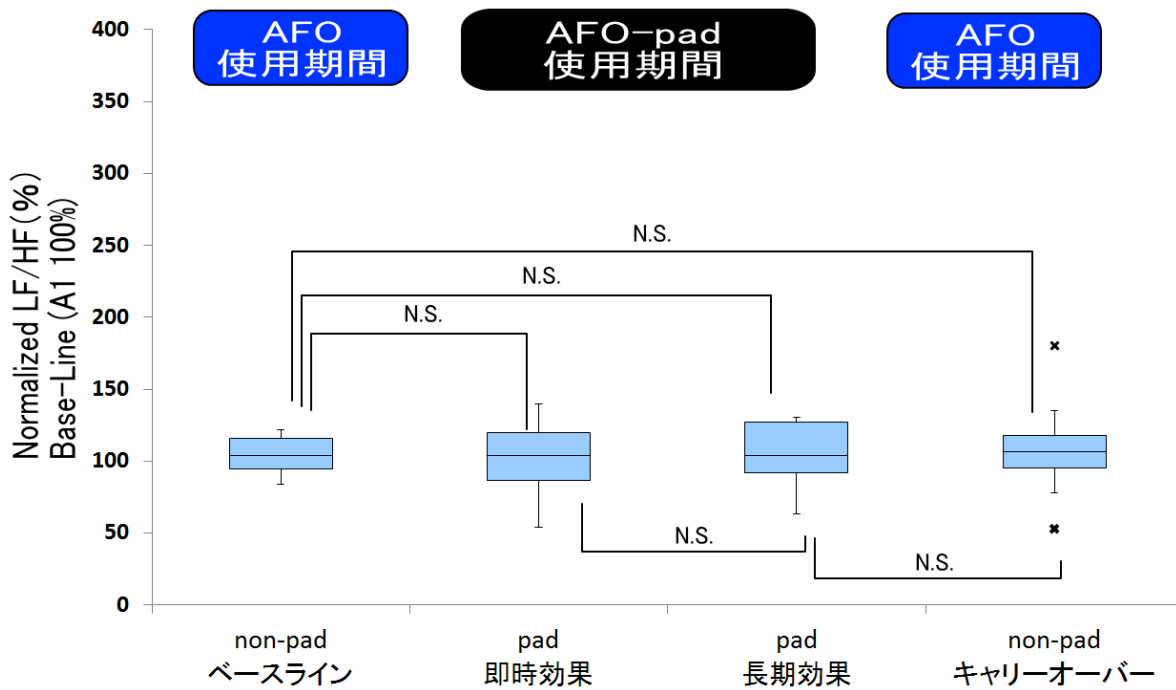


図 4-15 LF/HF(交感神経活動指標)

4. 考察

4-1. 踵パッドの介入効果について

4-1-1. EMG(運動神経系)に対する影響について

本実験結果から、本研究で取り扱った EMG などのすべての神経学的評価パラメータはベースライン上で有意差が認められなかったことから、ベースラインにおけるデータに差異があるとはいえ、安定した状態を再現していたと考える。

その上で、AFO 内に貼布した踵パッド介入によって、起きた現象をまとめると、EMG では、介入直後において、Duncan⁹⁾が述べるような背屈反射を促すような TA の筋活動上昇効果はヒールロッカーおよび遊脚相ともにみられなかった。しかしながら、踵パッド介入1ヵ月後になると、ヒールロッカーおよび遊脚相ともに、TA の筋活動は上昇し、SO の筋活動は低下していた。

本研究はシングルシステムデザイン ABA 法を用いて、踵パッドの介入効果を検証したものであるが、ベースライン1ヵ月間における評価パラメータに変化がないにもかかわらず、介入時期に筋活動の変化がみられるということは、踵パッドという要素がなんらかの機序を経て、特に末梢神経系の運動神経に影響を与え、TA の筋活動上昇に寄与することを示唆するものである。

4-1-2. F 波(中枢神経系)への影響について

脊髄前角細胞の興奮性を示す正中神経 F 波も EMG と同様に、踵パッド介入効果があったことを示している。特に踵パッド介入1ヵ月後では有意に脊髄前角細胞の興奮性を抑制していた。

小岩ら⁴⁶⁾は、めまいの研究において、半規管を刺激し、前庭系を賦活化した状態で、頸椎の EMG と短母指外転筋から得られる F 波を用いて、関連性を評価していた。結果として、頸椎の姿勢によって、上肢の運動神経の興奮性に変化があることを報告していた。

これらのことから、上肢筋と踵パッドとの関係について考察すると、踵パッドによって、前庭系に刺激が入ると、上肢運動神経の興奮性に影響を及ぼすと考えられる。特にヒトの平衡維持は、前庭脊髄反射や緊張性頸反射等の姿勢反射が基本となりながらも、他の多くの調節システムが複雑に関与し相互に修飾、変容や代償、抑制等を行っているため、運動調節の最終共通路である脊髄前角運動神経の興奮性に影響を及ぼしたものと考えられる。

したがって、本研究で下肢への介入刺激が上肢の脊髄前角細胞の興奮性に影響を及ぼしたのは、踵パッドが、前庭系に作用することが示唆し、中枢神経に影響を及ぼしているのではないかと推察する。

一般的に脳卒中片麻痺者では、痙性が高まり、筋緊張が高くなった場合は、麻痺側の筋活動は高まり、特に下肢では伸展共同筋が優位になり、上肢では屈曲共同筋が優位になる、いわゆるウェルニッケマン肢位傾向となる。

本実験で用いた対象筋は正中神経上に設置した短母指外転筋であり、踵パッドの影響が直接作用するような反射回路を形成していないが、踵パッドが姿勢に影響を及ぼした結果として、前庭系は抑制に作用したものと推察する。しかしながら、本研究で扱った F 波の結果から、踵パッドが前庭系に影響を及ぼすという推論をより、明確にするには、後述する運動力学的影響と合わせて、包括的に分析

していく必要があると思われる。

4-1-3. 自律神経系への影響について

本研究で扱った自律神経の評価パラメータは、踵パッド貼付によって、自律神経活動に影響を与えらるとはいえないことが明らかとなった。

自律神経評価パラメータは、計測データのばらつきが大きすぎたことが結果をもたらさないひとつの要因である。特に計測日前後（前日から当日まで）の精神的状況や計測空間の環境、計測前日の行動や疲労にも影響される。本研究で統制できたのは、計測時間である。これは日内変動を考慮し、同一時間帯で計測することが望ましいと考えたからであるが、曜日の統制はできていない、これは研究デザイン上、計測間隔を 30 日間あけるという条件に制約されたためである。したがって前日が日曜日と水曜日では、行動に差が出ている可能性がある。

また細かいことをいえば、その日食べた食事にも影響されるなど、自律神経系の評価パラメータは、さらに統制された実験環境と研究デザインが必要と考える。

結局はラフな実験デザインで計測したことになるが、計測では歩行しているだけである。今後、厳密に統制した実験デザインで実施した場合には、踵パッドが自律神経系へ影響を及ぼすことも考えられる。本研究デザインでは踵パッドが自律神経系に影響を及ぼすとはいえなかった。

4-2. 踵パッドの即時効果について

4-2-1. 即時効果について

踵パッド貼付直後に有意差をもたらしたのは、遊脚相の SO 筋活動だけであった。先行研究¹⁰⁾で示した、踵パッド貼付によって目視で遊脚相の背屈が生じる現象は、SO の筋活動抑制によって相対的に背屈筋の活動が高まった結果とも推察できる。

また Normalized F-wave に着目すると有意差は認められないものの、減少傾向があり、中枢神経活動の抑制が SO 筋活動に寄与したと推察できる。また図 4-8 の即時効果に着目すると、1 名の対象者が外れ値として TA の筋活動が高まっているのがわかる。また図 4-10-即時効果に着目すると 2 名の対象者で TA の筋活動が高いのがわかる。つまり一般化できるほど、踵パッドは即時効果をもっていないが、10%程度（14 人に対して 2 名程度）の片麻痺者には即時効果をもたらす可能性があることを示唆するものである。したがって即時効果は SO を遊脚相の抑制に作用し、TA との相対的な関係でもらされると考えられる。

また春名らによると GS などの底屈制動 AFO を用いた場合には、「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一定の適応時間がかかる」²⁵⁾としており、介入した直後から即時効果として現れにくいことを示唆していた。したがって、本実験で統計学的に即時効果として現れなかったのは、介入後に生じる姿勢の微妙な変化によって生じる新たな歩行姿勢に慣れる必要があったためであり、1 ヶ月という介入期間による学習効果として歩行パラメータの変化として現れたものと考えられる。

4-2-2. 中枢神経活動抑制への影響について

F-wave (F波) に着目すると、減少傾向はあるものの有意差はない。もし踵パッドが Duncan⁹⁾が述べるように背屈反射を促すとするなら、即時効果としてヒールロッカー時に表れるはずである。しかしながら、その効果はないことから、踵パッドが直接的に脳に影響を及ぼすものではなく、副次的に関与していることを示唆するものである。

特に効果が表れたのは遊脚相の SO の抑制である。この時期は踵が床から離れている時期であり、踵パッドが直接的に作用している時期ではない。この時期は非麻痺側の単脚支持期であり、非麻痺側の支持性と関係があるように思われる。

鈴木ら⁴⁾が述べるように下肢荷重肢位では F 波の出現頻度が上昇すると報告があることから、踵パッドによって非麻痺側での過剰な荷重支持を改善できた対象者では、中枢神経活動も抑制され、TA の活動が SO の活動に対して相対的に高まった結果と考えられる。また春名ら⁴⁷⁾は非麻痺側の筋活動に着目し、GS 装着 2 週目以降に非麻痺側の同時収縮が減少し、身体合成重心が上昇することを報告しており、非麻痺側での重心が低いことで生じる同時収縮が過剰な支持性を生み、結果として中枢神経の興奮に寄与したとも考えられる。

これらの先行研究から、麻痺側の踵が床から離れ、踵パッドが直接的に作用する時期ではない遊脚相に、SO の筋活動が抑制に働いたのは、非麻痺側の単脚支持期において、身体合成重心を上昇させる効果が健常者と同様¹³⁾に働いたと推察され、間接的に運動神経の興奮性を抑制に働かせたと考える。

したがって非麻痺側支持性と中枢神経活動との関係が踵パッドの役割を解き明かすための糸口になると考えられ、踵パッド介入後の学習効果によって生じる、姿勢の変化が過剰な非麻痺側の支持性を改善し、中枢神経活動の抑制に寄与していたものと考ええる。

4-3. 踵パッドのキャリーオーバー効果について

運動療法との組み合わせによって、改善のキャリーオーバー効果が認められたと報告しているものあり⁴⁸⁾、運動学習によって得られた歩行動作パターンによって中枢神経活動の抑制に寄与し、キャリーオーバー効果につながることを示唆された。

本実験結果では、ベースラインに対してみれば、A4(踵パッドを外して1ヵ月後)の EMG や F-wave (F波) の評価パラメータが有意に寄与しており、B2(踵パッド貼付1ヵ月後)と A4 との比較では、有意差が認められないことから、キャリーオーバー効果があったものと考ええる。

したがって、本実験におけるキャリーオーバー効果は、前述のように姿勢動作による影響が強く関与していると推察される。つまり、踵パッド介入をやめてからも、非麻痺側の過剰な支持性が改善された姿勢動作を学習効果によって維持できていたために、中枢神経系では抑制、TA の上昇と SO の抑制という歩行評価パラメータは改善維持というキャリーオーバー効果に繋がっていたものと考ええる。

5. まとめ

本実験では、脳卒中片麻痺者 14 名を対象に、シングルシステムデザイン ABA 法を用いて、踵パッド介入によって運動生理学的評価パラメータに影響を与えるか実験調査を実施した。

本実験によって得られた結論を以下に列挙する。

- 1 踵パッドは自律神経系（交感神経および副交感神経）には影響を及ぼすほどの効果を認められなかった。
- 2 踵パッドは上肢筋（短母指外転筋）に接続される脊髄前角細胞の興奮を抑制した。
- 3 踵パッドは介入 1 ヶ月後に TA の上昇効果と SO の抑制効果をもたらした。
- 4 踵パッドが即時効果として現れるのは遊脚相における SO の筋活動抑制効果であった。
- 5 踵パッドの介入効果は運動学習効果によって評価パラメータに影響を与えることを示唆した。
- 6 踵パッドによるキャリーオーバー効果は運動学習効果によって維持されることを示唆した。

以上のことを踏まえ、次章からは力学的評価視点から、踵パッドが及ぼす影響について明確にし、特に踵パッドが歩行動作に及ぼす影響について調査し、神経生理学的観点と運動力学的観点との両面から包括的にその関係性を検討する必要があると思われる。

第5章

脳卒中片麻痺者に対する踵パッド の運動力学的検証

1. 研究課題の背景と目的

1-1. 本課題の背景

片麻痺者に対する神経生理学的解析（第4章）では踵パッドにより、非AFO側単脚支持期における過剰な支持性が抑制された結果、中枢神経活動の抑制によって、TAの筋活動上昇効果とSOの筋活動抑制効果があることを推察した。

また筆者¹³⁾らが行った健常者による運動力学的な予備解析では、踵パッド貼付効果としては、踵に足底圧(COP)を停滞させ、AFO側立脚初期で足関節部に背屈方向のモーメントを生じさせ、身体運動エネルギーに初速を与えた結果、AFO側の身体重心の上昇効果に寄与していた。また、AFO側の身体重心の上昇は、AFO側の下りの倒立振り子で運動エネルギー増加に寄与した結果、非AFO側の倒立振り子にも初速を与え、副次的に非AFO側の身体重心の上昇効果に寄与していたと報告した。

本研究では、健常者において確認できた踵パッド貼付がCOPを踵部に停滞させ、身体重心を上昇させる力学的作用の機序が、片麻痺者でも同様な機序を辿るのではないかと推察する。大畑ら¹⁴⁾は、片麻痺者に対して、底屈制動AFO装着によって倒立振り子運動による運動エネルギーと位置エネルギーの変換効率が向上した結果、身体重心が上昇し、エネルギーコストの低い歩行が可能になると述べていた。しかしながら、片麻痺者に対する運動エネルギーに関する考察は、実際の計測データから求めた結果を受けてのものでなく、一般論として運動エネルギーと身体重心との関係を論じただけであった。

また、片麻痺者を対象としたAFOの研究は、神経生理学的報告や動作解析を主体とした運動学的解析が多く、またAFOの力学的影響と歩行評価パラメータとの関係を示すような動作力学的研究はあるが、エネルギーに着目した研究は数少ないのが現状である。

身体重心の位置情報を利用してエネルギーを計算する最も簡単な方法は、Cavana⁴⁹⁾らが報告したエネルギー変換効率計算を利用することである。Cavana⁴⁹⁾、Heglund⁵⁰⁾らは、床反力計から得られる力の成分(加速度成分)を積分することで、運動エネルギーと位置エネルギーを計算し、エネルギー変換効率を算出している。

本研究ではCavana⁴⁹⁾らの方法を応用することで身体重心から得られる位置エネルギーと運動エネルギーの変換に着目することが可能となり、踵パッドによって運動が効率よく行われたか否かを評価することが可能と考えた。特に、非麻痺側の単脚支持期に少ない位置エネルギーの変化でCOGを高い位置に変位させることができれば、非麻痺側の過剰な支持性も改善され、少ない筋活動で非麻痺側を支持することが可能となり、結果的に中枢神経の活動も抑制され、TAの賦活化に寄与するのではないかと考えた。

1-2. 本課題の目的

本課題ではこれまでの実験結果による事実と本課題における仮説をもとに、片麻痺者においても同様に踵パッドが力学的作用として、COGの上昇効果に寄与しているのか運動力学的観点から検討することを目的とする。

2. 実験方法

2-1. 研究課題概要

本課題は、三次元動作解析システムを用いて計測を実施した。対象者は第4章の神経生理学的検証における対象者と同一である。研究デザインはシングルシステムデザイン ABA 法とした。

2-2. 計測方法

2-2-1. 計測機器

歩行計測のための計測環境は歩行路が 9.5m からなる計測空間で、その中央部に床反力計を左側に 3 枚、右側に 2 枚配置した。VICON 社製の三次元動作解析システム VICON-MX(カメラ 6 台)と床反力計(AMTI 社製 5 枚)と筋電計測機器(ノラクソン社製)を使用した。

床反力計は VICON ワークステーションのアナログチャンネルに接続し、電氣的に同期した。また筋電計測機器は、図 5-1 のように身体に取り付けた電極から腰部に装着した無線送信機にケーブルで接続され、無線送信機で送られた EMG データは VICON ワークステーションのアナログチャンネルに接続し、電氣的に同期した。

各計測機器のサンプリング周波数は赤外線カメラ(240Hz)、床反力計(960Hz)、筋電計測機器(960Hz)とした。なお EMG 計測は午前中に実施した結果との整合性を確認するためだけに使用するものであり、本課題の解析では使用しない。

2-2-2. マーカ貼布位置と電極貼付箇所について

三次元動作計測にあたっては身体に $\phi 14$ mm の反射マーカを、図 5-1 のように前頭部、右肩甲骨部、両肩峰、両上腕骨外側上顆、両橈骨茎状突起、両上前腸骨棘、両上後腸骨棘、両股関節(上前腸骨棘と大転子を結ぶ遠位 1/3 点)両膝関節(前後径 1/2 点と 1/3 点と中間点)、両足関節(非麻痺側は外果中心、AFO 側は足継手軸中心)、両踵部、両第 5 中足骨頭部の計 22 点に貼付した。

EMG 計測のための電極設置箇所は、両前脛骨筋部、両ヒラメ筋、両外側広筋、両内側ハムストリングスに図 5-1 のように設置した。なお、前脛骨筋とヒラメ筋に関しては、電極設置治具(図 2-2-B)を用いたが、外側広筋とハムストリングスに関しては、実験データを参考にするために貼布したものであったため、電極設置治具を使用しなかった。



図 5-1 マーカ設置箇所

2-2-3. 計測実施手順

歩行路での計測にあたっては、対象者には自由歩行を指示した。実験データの取得は、歩行中にいつ計測しているのか一切知らせずにデータ取得を行った。

各対象者の 1 回の実験条件におけるデータ取得は、床反力計に足を正確に乗せることができた 15 トライアルをデータとして取得した。対象者一人あたりの実験時間は準備も合わせて 40 分程度であった。

2-2-4. データ処理方法

三次元動作解析システムによって得られたデータは、Vicon 社製の VICON Nexus1.71 を用いてマーカ座標に遮断周波数 10Hz の Butterworth filter をかけた。その後、Vicon 社製の Body Builder を用いて、計算に必要な仮想マーカ位置の算出を行い、Golem モデルから身体重心 (COG-Z) の最大値、背屈方向モーメント (荷重応答期の最大値) と足底圧中心 (COP) の停滞率¹³⁾を求めた。

これらのパラメータは身長や体重などで標準化し、COG-Z については静止立位時の COG-Z を基準データとして標準化し、Normalized COG-Z と定義した。また、背屈モーメント最大値と COP 停滞率は、ベースライン A1 における中央値を各対象者の基準データとして標準化し、それぞれ Normalized Dorsiflexion Moment および Normalized Foot COP と定義した(計算内容については付録を参照)。

したがって、これらの評価パラメータは各対象者で標準化しているため、日をまたいだ計測においては、ベースラインに対する相対的変化として表すことが可能となる。

2-2-5. 歩行中の力学的エネルギー算出方法

三次元動作データから得られた身体重心情報である COG-Z は、Cavagna ら^{15, 49)}の研究方法を利用することで歩行中の運動エネルギーと位置エネルギーから重力を利用した倒立振り子歩行におけるエネルギー変換効率を算出できる。

本研究では、図 5-2 のように鉛直方向の COG-Z の変位から、麻痺側と非麻痺側をわけ、それぞれの COG-Z の最下点と最高点の情報から、倒立振り子運動を昇り区間と下り区間に相分けした。

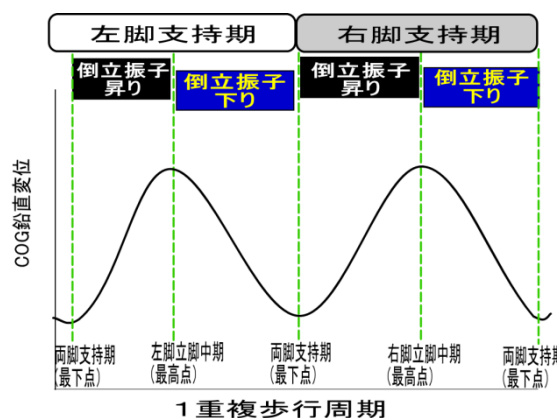


図 5-2 相分け

(1) 運動エネルギーに関する区分と定義

相分けした区間において、図 5-3 のように進行方向の運動仕事率を以下のように定義した。

麻痺側下りにおける進行方向の運動仕事率を APY(Affected side Downward Power-Y),

非麻痺側下りにおける進行方向の運動仕事率を UPY(Unaffected side Downward Power-Y)

(2) エネルギー変換効率に関する区分と定義

また、エネルギー変換効率計算では、相分けした区間において、図 5-3 のように麻痺側と非麻痺側の昇りと下りのエネルギー変換効率を算出し、以下のように定義した。

麻痺側倒立振り昇りにおける変換効率を AER(Affected side Elevation Recovery) ,

麻痺側倒立振り下りにおける変換効率を ADR(Affected side Downward Recovery),

非麻痺側倒立振り昇りにおける変換効率を UER(Unaffected side Elevation Recovery) ,

非麻痺側倒立振り下りにおける変換効率を UDR(Unaffected side Downward Recovery)

(3) 筋が発揮する外的パワー

また、非麻痺側昇りにおける、鉛直方向に働く筋の外的パワーを非麻痺側昇りのエネルギー変換効率 (UER) と運動エネルギー情報から、筋が発揮していると考えられている外的パワー指標 UEW(Unaffected side Elevation)を求めた。なお、これらの定義したエネルギー指標について詳細は付録を参考のこと。また、計算された UEW は、ベースライン A1 における UEW の中央値を各対象者の基準データとし、A2~A4 の計測データを標準化 (計算式は付録参照) した。したがって各対象者における相対的評価となるため、本研究における解析結果はこれを Normalized UEW と定義した。

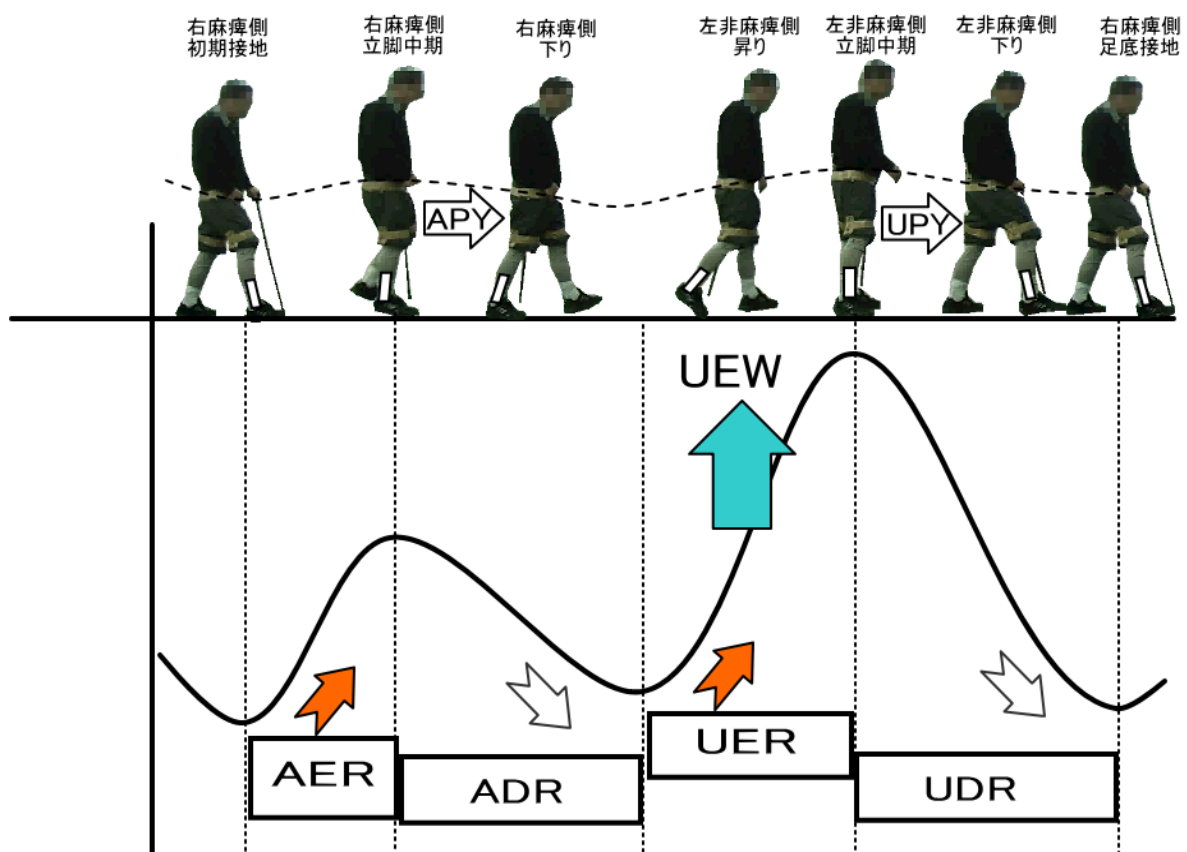


図 5-3 エネルギーに関連する用語の説明

2-4. 統計学的処理について

各パラメータの比較における統計解析処理は、第 4 章と同様である。また、エネルギー解析には、各評価パラメータ間関係をみるために、無相関の検定を実施した。

3. 結果

図 5-4～図 5-8 は、標準化した足底圧中心停滞率 (Foot COP), 背屈方向モーメント(Dorsiflexion moment), 身体合成重心 (COG-Z), 筋が発揮する外的パワー (UEW) の結果を示す。

Friedman-test の結果から、すべての評価パラメータには変化 ($P<0.01$) が認められた。またベースライン (A1～A2) の比較では Wilcoxon signed rank-test から、すべてのパラメータにおいて有意差は認められず、ベースラインの 1 ヶ月間で各パラメータに変化がなかったことを示唆した。

したがって、踵パッドは運動力学的な評価パラメータに対して介入効果があったことを示唆した。

3-1. 足底圧中心の停滞効果について

図 5-4 は Normalized Foot COP を示し、数値が 100%より小さいほど AFO 足底内部の COP が踵に停滞している時間が長くなっていることを示す。

steel-test の結果から、即時効果では踵パッド貼付により、10%の有意な踵への COP 停滞を認めた ($A1>B1$; $P<0.01$)。踵パッド貼付後 1 ヶ月 (長期効果) との比較では 23%の有意な踵への COP 停滞を認めた ($A1>B2$; $P<0.01$)。またキャリーオーバー効果では、踵パッドを外してから 1 ヶ月後において、12%の有意な踵への COP 停滞を認めた ($A1>A4$; $P<0.01$)。

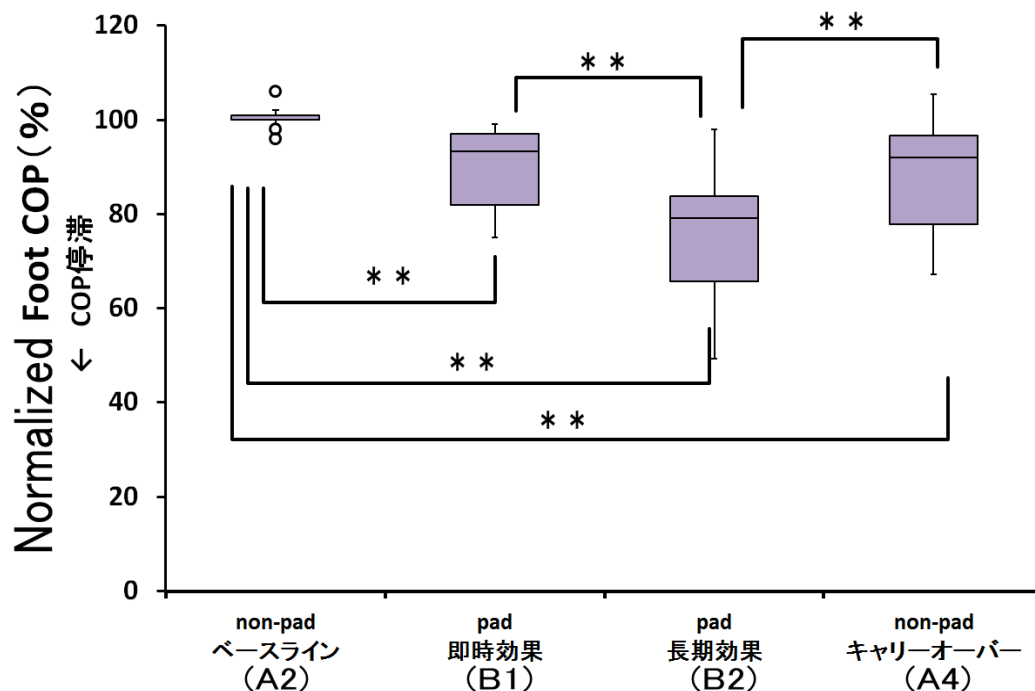


図 5-4 足底 COP への影響

3-2. 足関節背屈モーメント上昇効果について

図 5-5 は Normalized Dorsiflexion moment を示し、数値が 100%より大きいほど足関節背屈方向モーメント（内部モーメント）が増加していることを示す。

steel-test の結果から、踵パッドによって即時効果に有意差は認められなかった。踵パッド貼付後 1 ヶ月（長期効果）との比較では 52%の有意な背屈方向モーメントの増加を認めた(A1<B2 ; P<0.05). またキャリアオーバー効果に有意差は認められなかった。

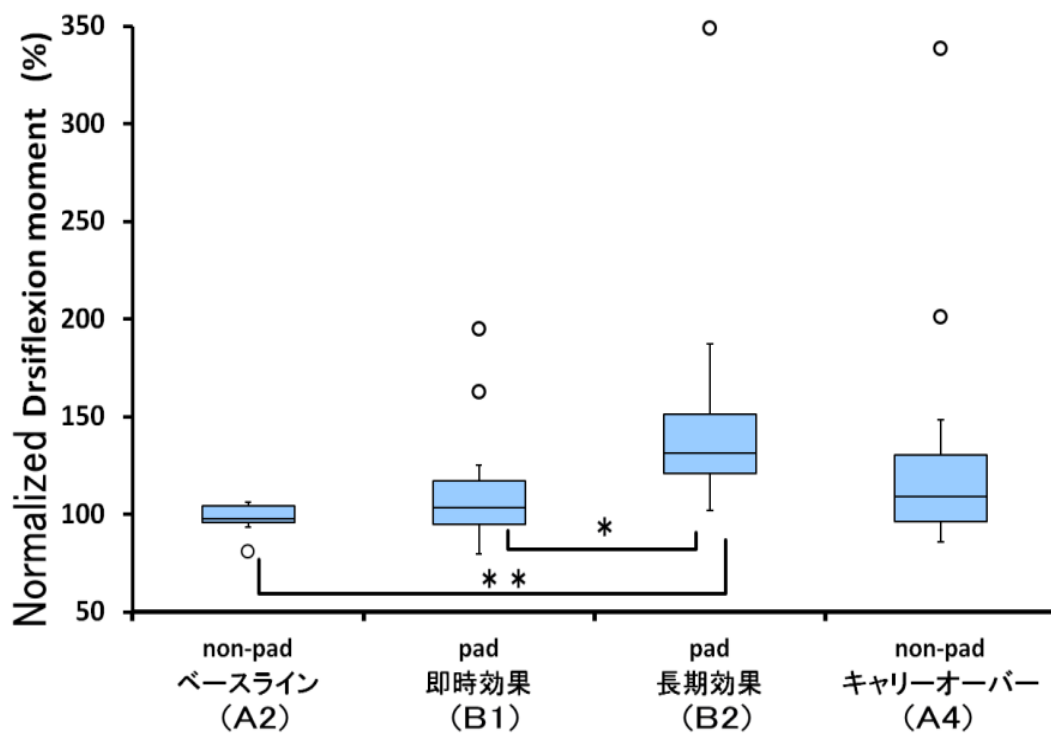


図 5-5 最大背屈モーメントへの影響

3-3. 身体合成重心の上昇効果について

3-3-1. 麻痺側 COG 上昇率について

図 5-6 は Normalized COG-Z を示し、数値が 100% より大きいほど静止立位時の COG-Z に対して、単脚支持期の COG-Z の最大値が増加していることを示す。

steel-test の結果から即時効果では踵パッド貼付により、2.2% の COG-Z の有意な増加を認めた ($A1 < B1$; $P < 0.05$)。また踵パッド貼付後 1 ヶ月 (長期効果) との比較では 4.0% の有意な COG-Z の増加を認めた ($A1 < B2$; $P < 0.01$)。またキャリーオーバー効果では、踵パッドを外してから 1 ヶ月後において、3.4% の有意な COG-Z の増加を認めた ($A1 < A4$; $P < 0.01$)。

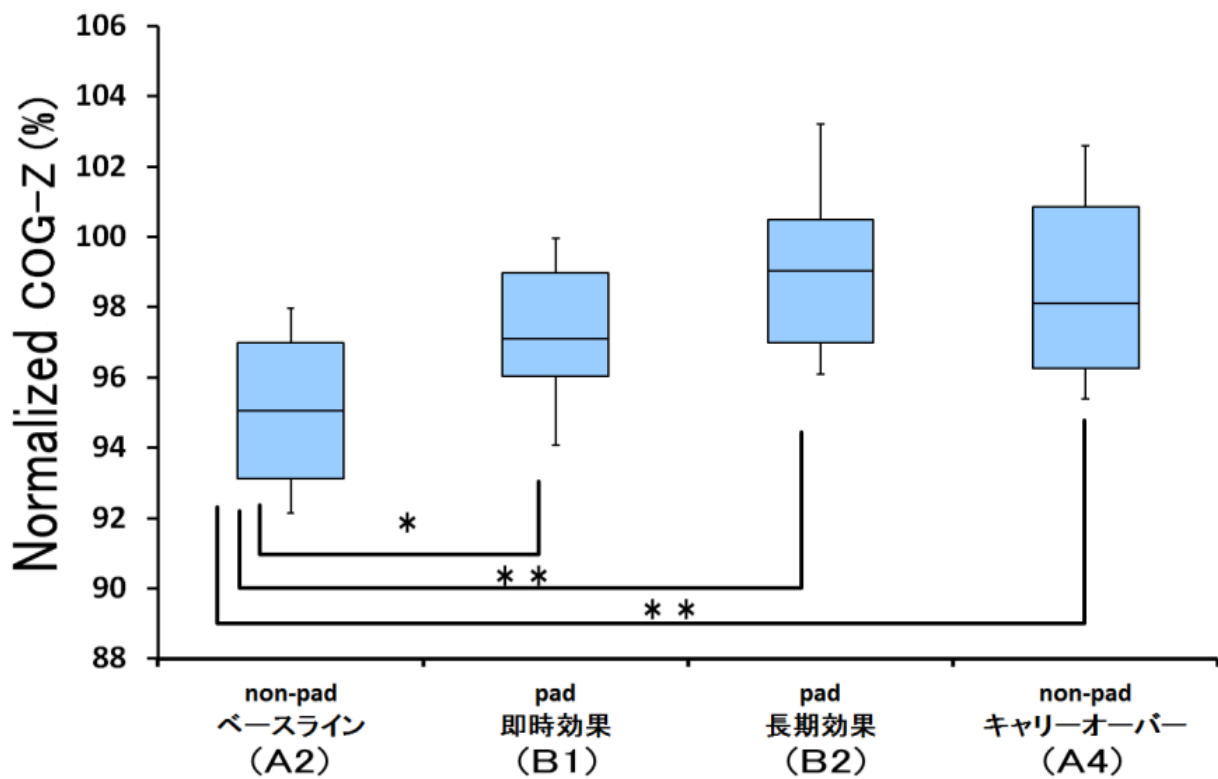


図 5-6 麻痺側 COG 上昇

3-3-2. 非麻痺側 COG 上昇率について

図 5-7 は Normalized COG-Z を示し, 数値が 100% より大きいほど静止立位時の COG-Z に対して, 単脚支持期の COG-Z の最大値が増加していることを示す.

steel-test の結果から踵パッド貼付による即時効果に有意差を認めなかった. また踵パッド貼付後 1 ヶ月 (長期効果) との比較では 4.9% の有意な COG-Z の増加を認めた ($A1 < B2$; $P < 0.01$). またキャリアオーバー効果では, 踵パッドを外してから 1 ヶ月後において, 4.6% の有意な COG-Z の増加を認めた ($A1 < A4$; $P < 0.01$).

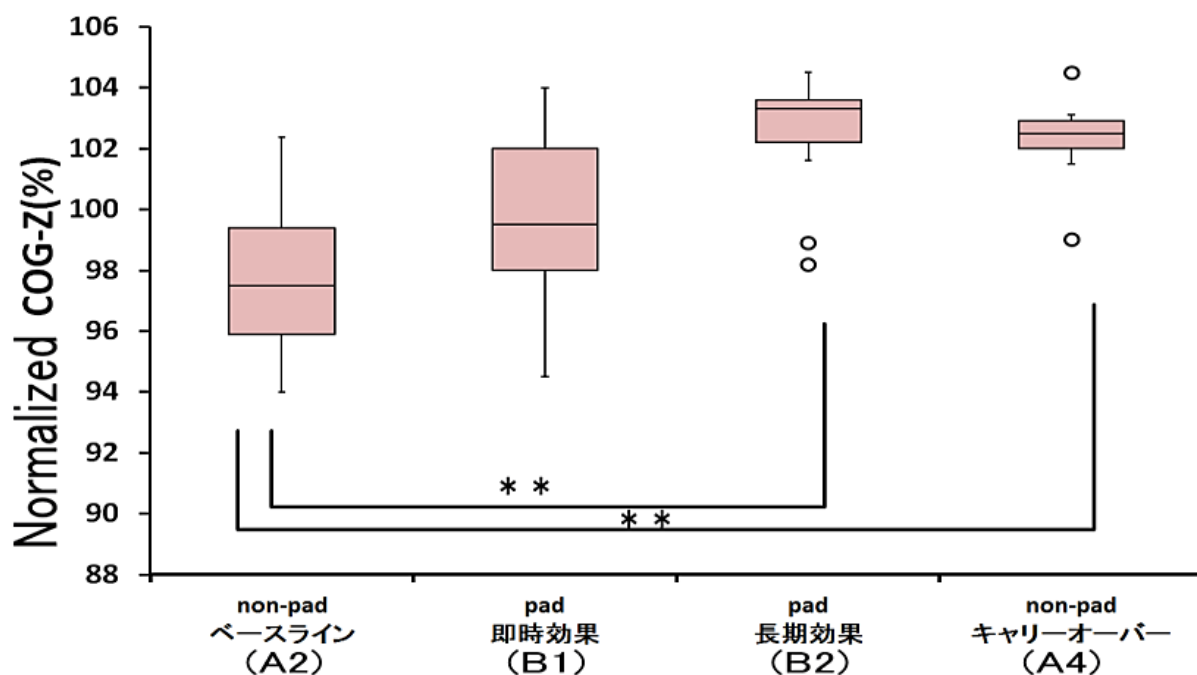


図 5-7 非麻痺側 COG の上昇

3-4. 非麻痺側倒立振子の総エネルギーについて

図 5-8 は Normalized UEW を示し、数値が 100%より小さいほど筋の発揮した外的パワーが減少していることを示す。

steel-test の結果から踵パッド貼付による即時効果に有意差は認められなかった。また、踵パッド貼付後 1 ヶ月（長期効果）との比較では 20%の有意な Normalized UEW の減少を認めた(A1>B2 ; P<0.01)。またキャリアオーバー効果では、踵パッドを外してから 1 ヶ月後において、有意差は認められなかった。

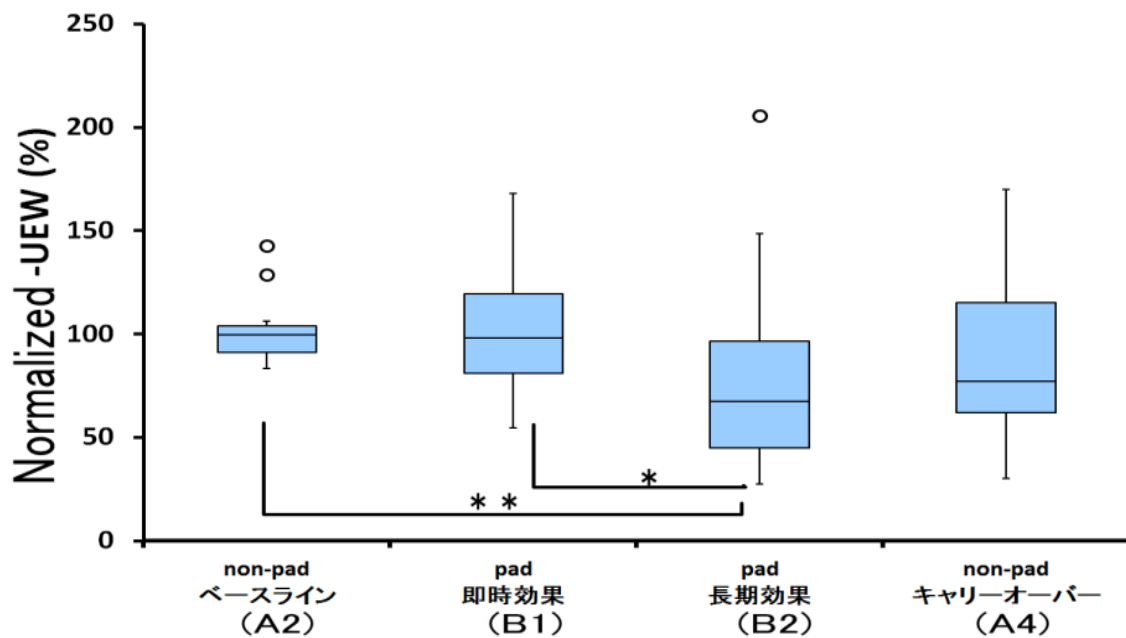


図 5-8 非麻痺側倒立振子の UEW への影響

3-5. エネルギー評価パラメータ間の相関関係について

表 5-1 は対象者 14 名の A1～A4 期間で得られた, 1 重複歩行周期における運動エネルギーの評価パラメータ間の相関を示す表である.

非麻痺側昇りにおける筋が発揮した外的パワー (UEW) と各評価パラメータ間の関係に着目すると, 麻痺側昇りの%recovery 値 (AER) との間には正の相関 (UEW-AER : $P<0.01$)があった. また非麻痺側昇りの%recovery 値 (UER) との間には相関係数 0.7 以上の強い負の相関(UEW-UER : $P<0.01$)があった. また非麻痺側下りにおける進行方向成分の仕事率 (UPY) との間には負の相関 (UEW-UPY : $P<0.01$)があった. 麻痺側下りの%recovery 値 (ADR) と各評価パラメータ間の関係に着目すると, また非麻痺側下りの%recovery 値 (UDR) との間に, 負の相関 (ADR-UDR : $P<0.01$)があった.

非麻痺側昇りの%recovery 値 (UER) と各評価パラメータ間の関係に着目すると, 麻痺側下りの進行方向成分の仕事率 (APY) との間に, 正の相関 (UER-APY : $P<0.01$)があった.

表 5-1 各パラメータ間の相関

	UEW	AER	ADR	UER	UDR	APY	UPY
UEW	—	0.49	0.20	△ 0.73	0.04	△ 0.03	△ 0.40
AER	**	—	△ 0.04	△ 0.56	0.41	△ 0.10	△ 0.55
ADR			—	0.16	△ 0.43	0.77	0.13
UER	**	**		—	△ 0.19	0.43	0.42
UDR		**	**		—	△ 0.32	0.76
APY			**	**	*	—	0.25
UPY	**	**		**	**		—

[上三角: 単相関係数 (△負の相関) / 下三角: 無相関検定: 判定 (*: 5%, **: 1%)]

4. 考察

4-1. 運動力学的評価パラメータについて

AFO 内に貼布した踵パッド介入によって、起きた現象をまとめると、足底 COP では、踵パッド介入直後 (B1) から有意に足底 COP を踵に停滞させ、踵パッドを外した A4 においても同様に踵に足底 COP を停滞させ、キャリアオーバー効果があることがわかった。踵に足底 COP を停滞させる効果は、筆者¹³⁾らの先行研究における実験結果と同様であり、踵パッドは特に AFO 装着下において、足底 COP を踵に停滞させること効果があると思われる。

また、足関節背屈方向モーメントでは、踵パッド介入期 (B1,B2) で有意に、背屈方向モーメントを増加させる効果として寄与していた。踵パッドを外した A4 では、有意差はなかったものの、増加傾向にあり、キャリアオーバー効果があることを示唆するものである。これらから、踵パッドは背屈方向モーメントを増加させる効果をもたらすと思われる。

また、COG-Z に着目すると、麻痺側では、踵パッド介入直後から身体重心は上昇し、キャリアオーバー効果が見られた。また非麻痺側においては、踵パッド介入直後では有意差はないが、身体重心の上昇傾向が見られ、1 ヶ月以降では有意に身体重心が上昇していた。したがって踵パッドは麻痺側および非麻痺側の単脚支持期の身体重心を鉛直方向に上昇させる効果があると思われる。

また UEW に着目すると、踵パッド介入直後 (B1) では有意差はなかったものの、1 ヶ月後 (B2) では有意に UEW が低下しており、筋が発揮したことによる外的パワーが減少したことを示唆した。踵パッドを外した1 ヶ月後 (A4) では有意差は認められなかったが、減少傾向にあった。これらから踵パッドは非麻痺側昇りにおける筋が発揮する外的パワーを減少させる効果があると思われる。

また、健常者による実験と同様に踵パッド貼付は、踵部の圧を高める。圧が高まることは、足底 COP を踵に停滞させる結果となり、それに伴って、背屈モーメントの増加に寄与していると推察する。また、背屈モーメントの増加は、ヒールロッカー時において AFO の上縁後方から受ける力が大きくなることから、麻痺側立脚相初期では特に下肢全体を前上方に押し上げる効果として働き、結果として、麻痺側重心は上方に変位する力として寄与するものと考ええる。また麻痺側立脚相で身体重心が高い位置にあることで、高い位置エネルギーから重心が下方に変位していく際には、運動エネルギーに変換され、結果として、アンクルロッカー機能を働きやすくなり、高い運動エネルギーを保持した結果として、非麻痺側の倒立振子も振りやすくなり、非麻痺側重心も上昇したといえる。この際、非麻痺側の倒立振子の運動エネルギーの変換が機能することは、非麻痺側の過剰な支持性を低下させることとなり、結果として、非麻痺側昇りの筋が発揮する外的パワーが減少したと考える。

しかしながら、上述の運動エネルギーについての考察は推察の域を脱しないため、次節からは UEW と関連するエネルギーに焦点をあてることとする。

4-2. 非麻痺側昇りの筋が発揮する外的パワーとエネルギーとの関係について

本課題では第4章で述べたように、非麻痺側の過剰な支持性が F 波の出現頻度増加と筋活動の増加を示唆していたことから、本章では、片麻痺者歩行における、非麻痺側の倒立振子の昇り区間におけ

る筋が発揮した外的パワーである UEW を評価パラメータとして採用した。そこで UEW について表 5-1 の UEW と関係性をみると、有意な相関関係がみられるのは、進行方向のエネルギー変換効率を示す AER, UER, UPY であった。

AER は麻痺側昇りにおける変換効率であるが、正の相関関係があったことから、麻痺側昇りのエネルギー変換効率が良いほど、非麻痺側昇りの筋が発揮する外的パワーも多く必要となることを意味する。また、UER は非麻痺側昇りの変換効率であるが、負の相関関係にあり、非麻痺側昇りのエネルギー変換効率が良いほど、非麻痺側昇りの筋が発揮する外的パワーは少なくて済むことを意味する。相関係数も高く、全対象者を通じて、非麻痺側昇りの変換効率を良くすることが、非麻痺側の過剰な支持性による筋活動を抑制することを示唆するものである。

また、UPY は非麻痺側の進行方向成分の仕事率であるが、負の相関関係があったことから、非麻痺側下りの進行方向の仕事率が大きいほど、非麻痺側昇りに必要とする筋が発揮する外的パワーは少なくて済むことを意味する。

4-3. 麻痺側昇りの変換効率について

大畑¹⁴⁾は、AFO 歩行において、立脚初期に初速を与えることで、麻痺側の倒立振子の変換効率を良くし、麻痺側立脚相に重心を上方に持ち上げる役割をすることを示唆していたが、本研究で実施した踵パッドは、逆に麻痺側の倒立振子昇りにおける変換効率を低下させる結果となり、先行研究結果を支持しなかった。

麻痺側昇りの変換効率が増えるということは、COG を鉛直方向に変位するための位置エネルギーと引き換えに運動エネルギーを失うことを意味する。理論的には下りの振子において、重力の影響からの位置エネルギー低下が運動エネルギーに変換され、アングルロッカー機能を構築するわけであるが、本解析結果では、麻痺側の倒立振子の昇りでは、変換効率を悪くしたほうが良いということになる。

結果からみれば、非麻痺側の下りの進行方向の運動エネルギーの変化を大きくするようにすればよいわけである。したがって図 5-9 のように、麻痺側の初期接地に向けて勢いをつけるように進行方向のエネルギーを大きくする(図 5-9-①)ことで、麻痺側倒立振子のエネルギー変換効率を悪くしてでも、進行方向のエネルギーを維持することが重要となる。このとき、踵パッドによって足底 COP は停滞している(図 5-9-②)ため、足関節回転中心から床反力ベクトルまでの距離も維持された(図 5-9-③)結果、背屈方向モーメント増加(図 5-9-④)に寄与し、AFO によって下腿後方から前方に押し出す力が働く(図 5-9-⑤)ことで、麻痺側 COG-Z は上方に変位(図 5-9-⑥)することになる。

これらから踵パッドは、麻痺側の倒立振子のエネルギー変換効率を良くすることで COG-Z を上昇させるというよりは、足底 COP 停滞により、重心に対して進行方向の慣性を働かせ、COG-Z を上昇させているといえる。

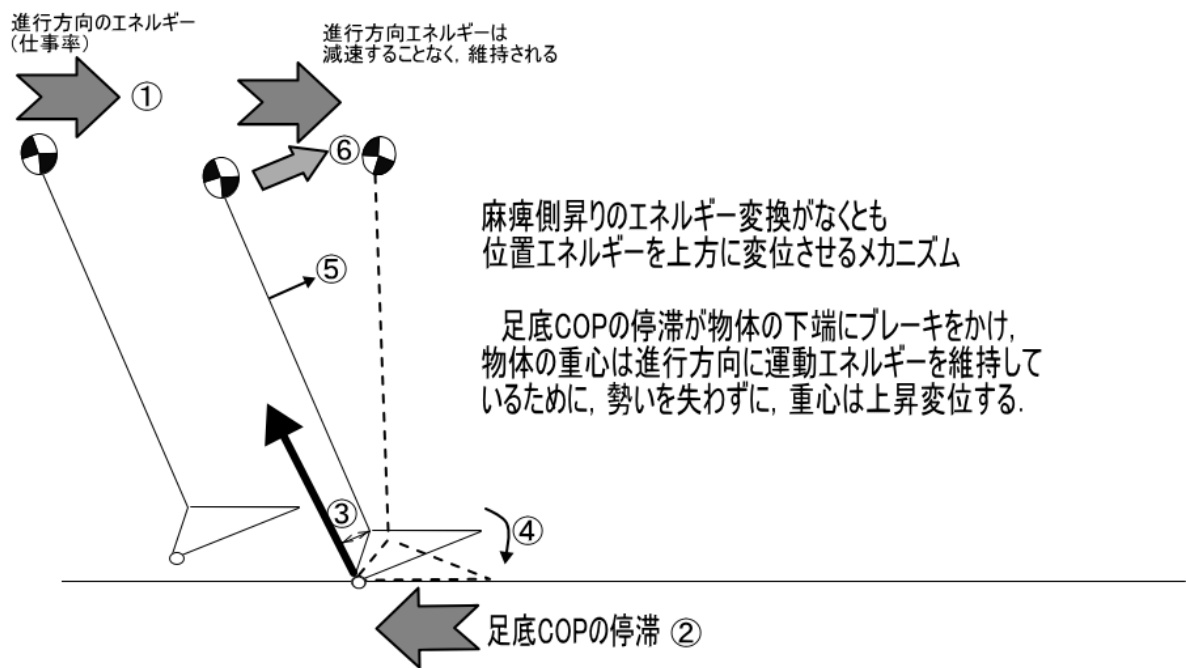


図 5-9 力学的作用に関する模式図

4-4. 非麻痺側昇りの変換効率について

非麻痺側下りで生じた運動エネルギーの増加は、次に接地する麻痺側重心の上昇に寄与するとともに、麻痺側昇りにおける変換効率の低下から、運動エネルギーを維持したまま、麻痺側下りを迎えることとなる。この際には、結果的に麻痺側の変換効率も低下させるが、運動エネルギーが維持された結果、麻痺側下りの運動エネルギーも大きくなる。

この影響は次の非麻痺側の昇りに大きく影響し、麻痺側下りの運動エネルギー (APY) と非麻痺側昇りの変換効率との間に、有意な正の相関関係があったことから、非麻痺側から麻痺側への踏み込む際の運動エネルギーの大きさが重要といえる。

4-5. 歩行周期を通じて

踵パッドの役割は、AFO と組み合わせた場合には、ヒールロッカー時に足底 COP が踵に停滞するという効果をもつ。この影響は立脚初期の背屈方向モーメントの増加に寄与するが、麻痺側への荷重 (踏み込み) が悪いと、背屈モーメントに寄与しないことになる。これは最大背屈モーメントが即時効果として現れない(図 5-5) 原因ではないかと考える。

一方で、背屈モーメントが増加しないにも関わらず、麻痺側重心が即時効果 (図 5-6) として現れるのは、進行方向の運動エネルギーを減じないまま、COP の停滞が発生したことによる慣性の影響であり、背屈方向モーメントが微小であっても、重心の上昇に寄与したものと見える。これに背屈方向モーメントの影響が生じると、さらに重心は上方に変位する力として寄与しているものと推察する。

また、麻痺側倒立振子のエネルギー変換効率は低下するかわりに、進行方向の運動エネルギーを保持し、麻痺側のアングルロッカーを構築することになる。麻痺側下りの運動エネルギーは、麻痺側着

床前の非麻痺側下りの運動エネルギーが影響する。つまり、麻痺側への踏み込みが重要であり、踵への停滞が麻痺側の身体重心を前方かつ上方へと引き上げる。この麻痺側アンクルロッカーの運動エネルギーは非麻痺側の倒立振子に影響し、運動エネルギーが大きいまま、非麻痺側の昇りを実施することは、非麻痺側のエネルギー変換効率を良好にし、少ない筋活動で非麻痺側の倒立振子を振れることになる。

したがって踵パッド貼付の作用は、踵接地から足底接地のわずかな時間に足底踵部に圧を加える刺激であるが、この影響は歩行周期全般にわたって影響することを示唆した。

5. まとめ

本実験では、脳卒中片麻痺者 14 名を対象に、シングルシステムデザイン ABA 法を用いて、踵パッド介入によって運動力学学的評価パラメータに影響を与えるか実験調査を実施した。

本実験によって踵パッドが与える影響について、得られた結論を以下に列挙する。

- 1 足底 COP を立脚初期の極短時間に踵に停滞させた。
- 2 ヒールロッカー時における足関節背屈モーメント最大値を増加させた。
- 3 麻痺側倒立振子のエネルギー変換効率を低下させた。
- 4 麻痺側昇りにおいては、非麻痺側の下りの運動エネルギーを利用した慣性が重要である。
- 5 麻痺側立脚相の慣性は麻痺側立脚相の鉛直方向の重心最大値を上方に変位させた。
- 6 麻痺側立脚相のエネルギー変換効率が悪いことで、進行方向の運動エネルギーを保持した。
- 7 麻痺側立脚相の運動エネルギーが大きいことは、非麻痺側の倒立振子のエネルギー変換効率を良好にした。
- 8 非麻痺側のエネルギー変換効率が良好であると、筋が発揮する外的パワーが減少した。
- 9 非麻痺側昇りにおいて、筋が発揮する外的パワーが減少することは、非麻痺側の過剰な支持性を減少させることを示唆した。

以上のことを踏まえ、次章からは神経学的視点と力学的評価視点から総合的に、踵パッドが及ぼす影響について考察し、包括的に関連性を結びつけて考えていく必要があると思われる。

第6章 総合分析

1. 研究課題のまとめと目的

1-1. 研究課題のまとめ

第1章では、足底踵部への刺激が背屈反射を促すという先行研究から、踵に刺激が入力されるような踵パッドを導入し、臨床的に背屈筋の活動の賦活化を確認し、歩容が円滑になることを報告した。本研究では踵パッドによる刺激がなぜ、背屈筋を賦活化するのか検証するために、文献レビューを基に、仮説を立てた。仮説では、踵パッド介入によって、自律神経系や中枢神経系に直接作用し、底屈筋群であるSOを抑制し、背屈筋群であるTAの筋活動を賦活化するという仮説とともに、姿勢反射に影響を考え、動作力学的観点からの影響も考慮に入れた研究課題を構築した。

第4章では、脳卒中片麻痺者を対象として、シングルシステムデザイン ABA 法による動作筋電図学的解析を実施した。結果として、踵パッド貼付による効果は、自律神経系には影響を与えず、正中神経 F 波の出現頻度を減少させたことから中枢神経系の活動を抑制することを示唆した。また、TA について、ヒールロッカー時および遊脚相の筋活動が増加し、SO は TA に相反するように、ヒールロッカー時および遊脚相の筋活動は低下していた。しかしながら、踵パッドが直接的に中枢神経系に影響を及ぼしているとは考えられず、運動力学的な影響を示唆していることを報告した。

第5章では、脳卒中片麻痺者を対象として、シングルシステムデザイン ABA 法による動作解析を実施した。結果として、踵パッドによって足底 COP は踵に停滞し、ヒールロッカー時における麻痺側 (AFO 側) の足関節背屈モーメントを増加させ麻痺側の COG-Z を上昇させた。この際には麻痺側倒立振子のエネルギー変換効率を低下させ、運動エネルギーを維持したまま、非麻痺側の倒立振子に移行し、非麻痺側昇りにおける運動エネルギー変換効率を高め、筋が発揮する外的パワーを小さくしていた。特に非麻痺側下りの運動エネルギーを、麻痺側立脚相で失わないようにする効果が踵パッドにあると考えられた。

1-2. 研究課題の目的

本章では、第4章と第5章で得られた、脳卒中片麻痺者14名の神経生理学的結果および運動力学的結果を総じて、踵パッドが与える影響について相互関係を明確にすることを目的とする。

2. 方法

2-1. 評価パラメータについて

本章では、第4章で得られた神経生理学的な評価結果と第5章で得られた運動力学的な評価結果をもとに、それぞれの評価パラメータ間の相関関係をみることで、総合的な考察をする。

神経学的評価パラメータでは、麻痺側ヒールロッカー時の TA 筋活動 (TA ヒールロッカーEMG) と SO 筋活動 (SO ヒールロッカーEMG) および、麻痺側遊脚相の TA 筋活動 (TA 遊脚相 EMG) と麻痺側 SO 筋活動 (SO 遊脚相 EMG) を採用した。また神経学的活動指標については、正中神経 F 波の出現頻度 (F-wave) を採用した。

運動力学的評価パラメータでは、COP 停滞率、足関節最大背屈モーメント、麻痺側および非麻痺

側の単脚支持期の鉛直方向の COG 最大値を用い、COG の変位から計算した非麻痺側の倒立振子における筋が発揮した外的パワー「(UEW) 解析用データ」とした。

2-2. 解析方法

統計解析にはエクセル統計 2010 (社会情報サービス) を用いて、各評価パラメータ間の関係をみるために、無相関の検定を実施した。各評価パラメータ間の単相関係数の大きさと検定結果から、各評価パラメータ間の関係について確認した。

3. 結果

表 6-1 は対象者 14 名の A1~A4 期間で得られた、評価パラメータ間の相関を示す表である。この解析結果から、踵パッドが各評価パラメータに影響を及ぼすと考えられる項目間について結果を述べる。結果として、COP 停滞率と背屈方向モーメントとの関係は、相関係数 0.6 以上の強い正の相関 ($P<0.01$) を認めた。背屈方向モーメントと TA ヒールロッカー EMG との関係は、弱い正の相関 ($P<0.05$) を認めた。背屈方向モーメントと SO ヒールロッカー EMG との関係は、強い負の相関 ($P<0.01$) を認めた。背屈方向モーメントと麻痺側 COG-Z との関係は、強い正の相関 ($P<0.01$) を認めた。背屈方向モーメントと非麻痺側 COG-Z との関係は、正の相関 ($P<0.01$) を認めた。

麻痺側 COG-Z と非麻痺側 COG-Z との関係は、強い正の相関 ($P<0.01$) を認めた。非麻痺側 COG-Z と F-wave (F 波) との関係は、強い負の相関 ($P<0.01$) を認めた。非麻痺側 COG-Z と UEW との関係は、負の相関 ($P<0.05$) を認めた。

F-wave と UEW との関係は、強い正の相関 ($P<0.01$) を認めた。F-wave と TA 遊脚相 EMG との関係は、弱い負の相関 ($P<0.05$) を認めた。UEW と TA 遊脚相 EMG との関係は、相関を認めなかった。F-wave と SO 遊脚相 EMG との関係は、正の相関 ($P<0.01$) を認めた。UEW と SO 遊脚相 EMG との関係は、相関を認めなかった。F-wave と SO ヒールロッカー EMG との関係は、正の相関 ($P<0.05$) を認めた。F-wave と TA ヒールロッカー EMG との関係は、強い負の相関 ($P<0.01$) を認めた。

表 6-1 各評価パラメータ間の相関関係

	非麻痺側 COG-Z	麻痺側 COG-Z	F-wave	SO遊脚相 EMG	SOヒール ロッカー EMG	TA遊脚相 EMG	TAヒール ロッカー EMG	背屈方向 モーメント	COP停滞率	UEW
非麻痺側COG-Z	-	0.72	△ 0.58	△ 0.38	△ 0.49	0.23	0.75	0.44	0.40	△ 0.34
麻痺側COG-Z	**	-	△ 0.48	△ 0.31	△ 0.46	0.23	0.56	0.64	0.56	△ 0.21
F-wave	**	**	-	0.45	0.29	△ 0.32	△ 0.68	△ 0.14	△ 0.19	0.55
SO遊脚相EMG	**	*	**	-	0.41	△ 0.46	△ 0.45	△ 0.38	△ 0.35	0.26
SOヒールロッカーEMG	**	**	*	**	-	△ 0.55	△ 0.43	△ 0.51	△ 0.56	0.24
TA遊脚相EMG			*	**	**	-	0.28	0.27	0.30	△ 0.01
TAヒールロッカーEMG	**	**	**	**	**	*	-	0.34	0.34	△ 0.27
背屈方向モーメント	**	**		**	**	*	*	-	0.62	△ 0.17
COP停滞率	**	**		**	**	*	*	**	-	△ 0.23
UEW	*		**				*			*

[上三角: 単相関係数(△負の相関)/下三角: 無相関検定: 判定(*:5% **:1%)]

4. 考察

4-1. 評価パラメータ間の相関関係について

図 6-1 は表 6-1 の結果をもとに各評価パラメータ間の相関関係を模式化した図である。

踵パッドは踵部の足底圧を高めることで、足底 COP が停滞し、最終的には麻痺側 COG-Z が上昇することで非麻痺側昇り変換効率を良好にし、結果として非麻痺側 COG-Z の上昇と筋が発揮する外的パワー(UEW)の減少に寄与していた。実際に非麻痺側 COG-Z と F 波 (F-wave) との関係では、高い相関関係にあった。つまり COG-Z が高くなると正中神経 F 波の出現頻度が減少することから、身体合成重心が高い位置エネルギーをもっているほど、中枢神経活動は抑制されることを示唆する。したがって、非麻痺側の昇りにおいて、“伸び上がり歩行”のように膝関節や股関節の伸長運動を使わずに、麻痺側立脚相の勢いを利用して、非麻痺側の立脚相を作ることが中枢神経活動抑制へと繋がるものと考えられる。

しかしながら、注意して考えなければいけない点は、UEW は、非麻痺側昇りの倒立振子時に筋活動によって発揮したと想定される評価パラメータであるが、F 波は実験の都合上、歩行中 5 分間に 1Hz の間隔で電気信号を入力した結果であり、必ずしも非麻痺側昇り時と合致したものではない。それでも UEW と F 波の関係は高い相関関係にあることから、考察に耐えうる結果と考える。

また非麻痺側 COG-Z の上昇によって、歩行周期中の中枢神経活動(F 波)が抑制されたことで、底屈筋群であるヒラメ筋の活動は抑制されていた。また相反する背屈筋群である前脛骨筋の活動と非麻痺側 COG-Z との関係は、有意差はあるものの、相関係数は低く、積極的に関与していると主張できるものではなかった。

したがって、前脛骨筋の遊脚相の筋活動は、ヒラメ筋の筋活動が低下することで相対的に増加していることを示唆するものであり、結果的に遊脚相の背屈が生じるものと考えられる。筆者が報告した「片麻痺者に対するインソール装着による歩容改善のアプローチと分析評価」¹⁰⁾では、AFO 非装着における踵パッドによって即時効果として遊脚相の背屈が見られ、床面とのクリアランス確保が可能となったことを報告したが、これは、COG-Z 上昇に伴って F 波が減少し、ヒラメ筋の筋活動が低下した結果、相対的に背屈筋群の活動性が高まった結果と考えることもできる。

一方で F 波はヒールロッカー時における TA と SO にも影響を与えている。仮説で述べたように中枢神経活動が歩行周期全般を通じて抑制されているとするなら、ヒールロッカー時における TA と SO にも影響を与えるはずである。特にヒールロッカーは初期接地を踵から着床することになるが、足関節背屈筋群は着床してから筋活動をするわけではなく、一般的には遊脚終期から活動をし始め、足関節背屈角度を増やし、着床に備える。したがって遊脚相における筋活動は次の着床にも影響すると考えられることから、F 波の減少に伴って、TA の筋活動は上昇し、SO の筋活動は低下したと考えられる。

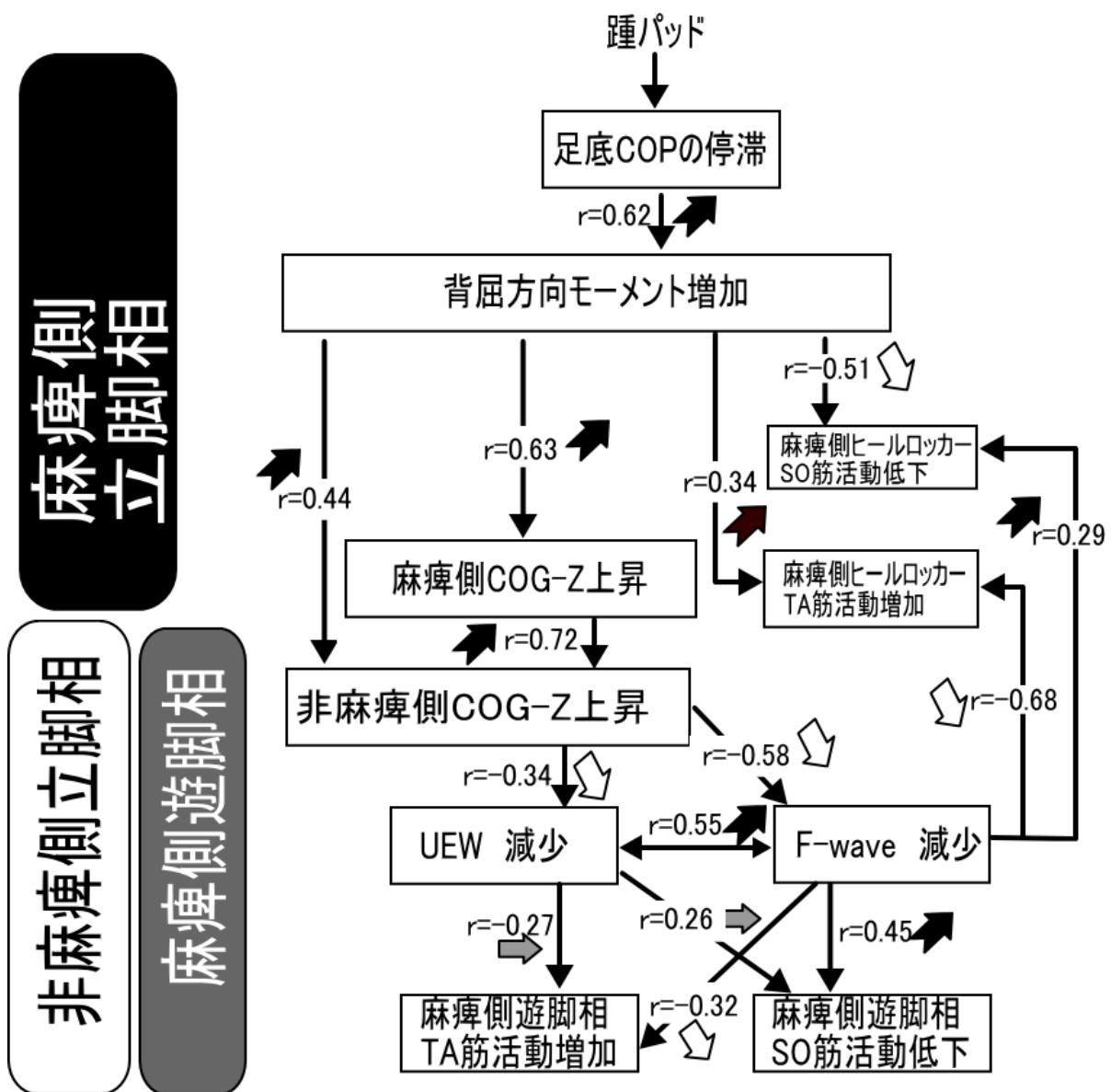


図6-1 踵パッドの作用と関係を表す模式図

黒塗り上向き矢印は正の相関，白抜き下向きの矢印は負の相関を示す．グレー矢印は相関が認められないことを示す模式図である． r は相関係数を示す

4-2. 踵パッド貼付が及ぼす影響について

4-2-1. 踵パッドが皮膚受容器に及ぼす影響について

本研究では、なぜ踵パッドが片麻痺者の TA の EMG に影響を与え、特に歩行中の立脚初期（ヒールロッカー）と遊脚相に背屈運動を促す対象者がいるのか科学的見地から明らかにしたいと考えたことが契機である。そこで前述してきた評価パラメータ間の相関関係をもとに、神経学的推論を交えながら、図 6-2 のように踵パッドが及ぼす機序について論じていきたい。

一般的に足底皮膚には、触覚や圧覚のレセプターであるマイスナー小体やパチニー小体があり、それぞれが A β 繊維を介して脊髄後索に入り、意識に上らない深部感覚としては、後索路という上行性伝達路から視床を経て、大脳皮質感覚野まで伝わり、意識に上る深部感覚としてはクラーク氏背核を通り、小脳に伝達される(図 6-2)。しかしながら、本研究の対象者 G は、触覚を含む感覚系が脱失しているが、踵パッド介入 1 ヶ月後には、身体重心上昇とともに、TA の筋活動も上昇していた。このことから、A β 繊維を経由し、背屈反射を促す経路が機序として作用しているとは考えにくい。

また、Duncan⁹⁾の報告によれば、踵への振動刺激は刺激介入直後に背屈反射を促すとしている。一般的に振動覚はパチニー小体が受容器となって大脳皮質感覚野へ上行し、フィードバック経路が遠心性に働いた結果、背屈反射が誘発される。しかし Delwaide⁵¹⁾の報告では、100Hz の皮膚振動刺激が背屈反射には必要としている。したがって、実際の歩行中の踵への振動刺激は 1 秒かけて 1 歩行周期を行ったとしても 1Hz の振動刺激しか入力されないと考えられ、実際に即時効果として TA の活動を認めなかったことから、皮膚振動刺激による A β 繊維を経由した背屈反射の誘発ではないと考える。

一方で、皮膚に粗大な蝕圧覚が入ると、C 繊維から脊髄後角を経て、脊髄視床路を上行し、視床 VPL(外側腹側核: Ventral Posterior Lateral) 核に伝達されると考えられる(図 6-2)。特に感覚系が遮断されていると思われる対象者 G であるが、アキレス腱反射などの脊髄反射テストでは陽性であり、脊髄後角を経由する単反射の経路が残存していることから、踵パッドによる刺激が C 繊維を上行し、視床 VPL 核に接続される経路によって背屈反射を促すこと可能性はあると推察する。

4-2-2. 踵パッドが F 波出現頻度に及ぼす影響について

一方で、F 波の出現頻度(図 4-12)に着目すると、ベースラインに対して減少傾向はあるものの統計的有意差が認められないことから、踵パッド貼付が、即時効果として F 波の出現頻度を減少させる効果があるとはいえないと考える。

F 波は運動神経上に刺激をかけて、インパルスの逆行性伝導によって脊髄前角細胞の再発火を促し、その程度によって、前角細胞の興奮性を評価するものである。一般的に下行性運動路のなかで、錐体路、すなわち皮質脊髄路は脊髄前角細胞に促進性に影響を与える。皮質脊髄路細胞の興奮性後シナプス電位(EPSP)の大きさは、1 回で前角細胞の静止電位を閾値まで上げるほど大きくなく、皮質脊髄路の細胞が高頻度に発火し、時間的な重なりが起こった結果、活動電位を生じることが知られている⁵²⁾。この皮質脊髄路の過剰な活動が痙縮と関連するといえる。したがって、F 波の興奮は α 運動ニューロンの興奮を評価すると同時に、上位中枢である皮質脊髄路の興奮性を間接的に評価するものと考え

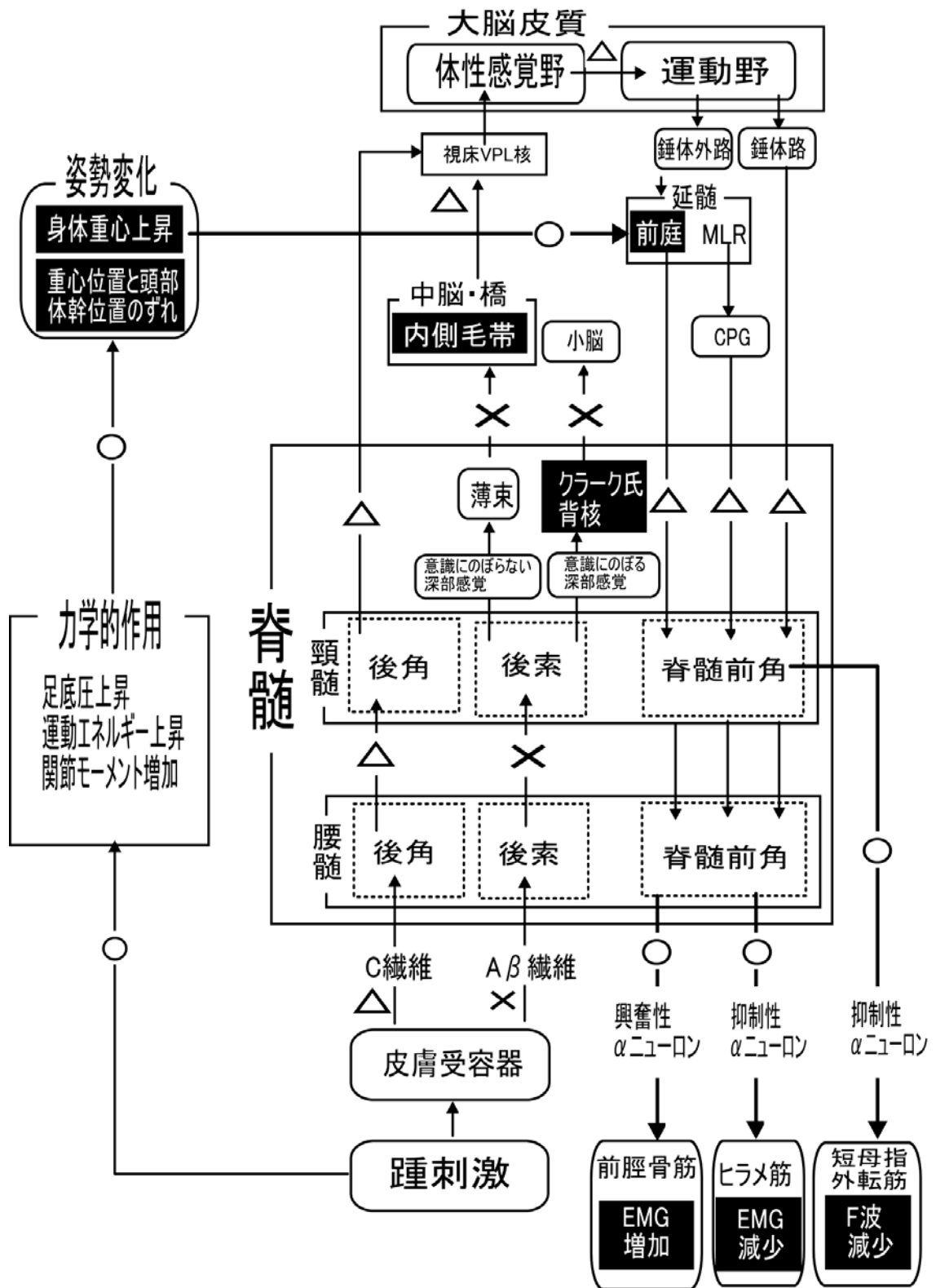


図 6-2 踵パッド貼付による影響の模式図

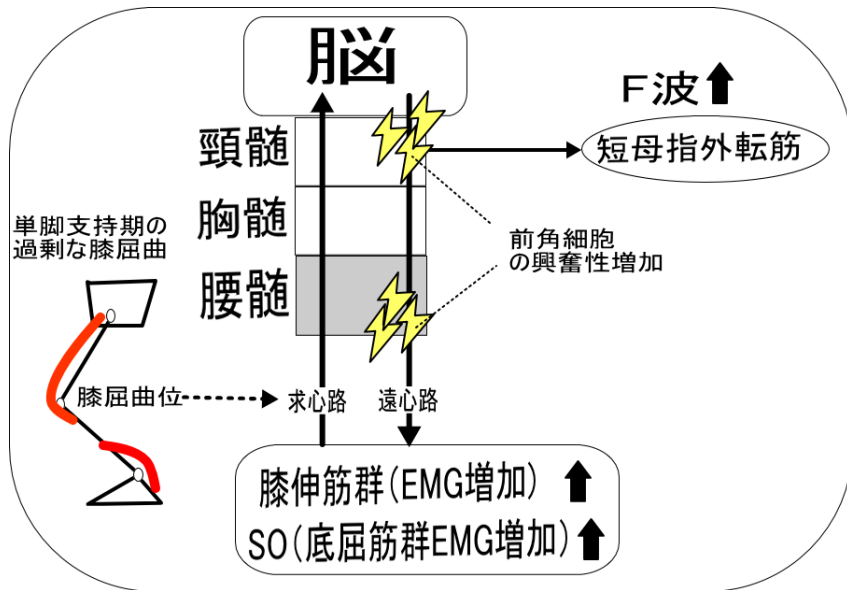
○は機序として事実関係から可能性の高い経路

△は機序として関与が疑われる経路

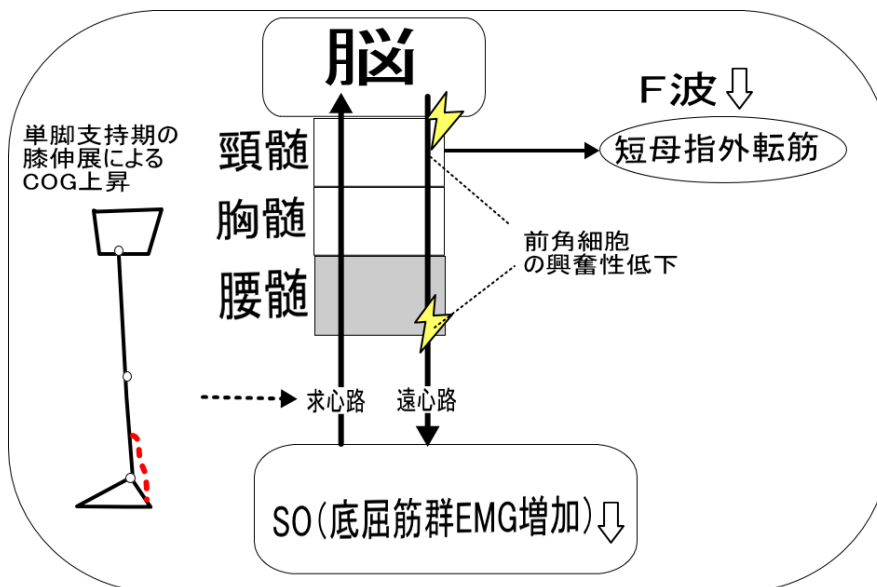
×は機序として、考えられない経路

える。鈴木ら⁴⁰⁾は、図 6-3 のように下肢の随意運動時の短母指外転筋の F 波の出現頻度の程度を麻痺側と非麻痺側と比較し、緊張が高まった麻痺側の F 波が非麻痺側と比較して有意に高くなることを報告している。また、膝屈曲による荷重肢位(図 6-3-a)によって痙縮が高まっている際には、膝伸展による安静立位 (図 6-3-b) に比べて、上肢の F 波の出現頻度も増加することも報告している。すなわち、下肢筋の緊張は、求心路を通り、上位中枢に情報が伝達され、皮質脊髓路の興奮性を高めた結果、上肢の F 波の出現頻度が増加すると考える。

今回の実験結果では、踵パッド介入直後に F 波の出現頻度は減少するといえず、介入 1 ヶ月後に



a : 膝屈曲（麻痺側）荷重肢位による F 波の増大



b : 立位（非麻痺側）による F 波の減少

図 6- 3 下肢の筋緊張増減に伴う皮質脊髓路の興奮と前角細胞の興奮の模式図

F波の出現頻度が減少していた。実際の歩行中のモーション画像（図 6-4）を比較してみると、介入1ヵ月には、非麻痺側単脚支持期には、膝伸展位によって COG が上昇するとともに、麻痺側上肢の緊張が低下しているのがわかる。また小岩ら⁴⁶⁾の報告から、半規管の刺激により前庭系を刺激すると、姿勢によって、正中神経 F 波に影響を及ぼすことを報告している。このことから図 6-4 に示すように足底で受けた圧刺激は C 繊維から後角に入り、視床 VPL を介して、体性感覚野に上行し、錐体外路系から前庭系に影響を及ぼすとも考えられる。

しかしながら、図 6-4 は非麻痺側単脚支持期であり、麻痺側では遊脚相にあたることから、直接的に踵パッドが作用している時期ではない。それにもかかわらず、非麻痺側は膝伸展とともに COG を上方に変位させ、上肢の緊張を減少させている。この COG 上昇は前述してきたように力学的機序によって麻痺側の運動エネルギーを利用した倒立振り運動を受動的に達成できたためと考えられ、感覚経路を経由した前庭系への直接の投射ではないと考える。したがって図 6-4 に示すように、踵パッドによる力学的作用によって COG を上方に変位させることで前庭系を修飾させる効果があり、結果として中枢からの信号を抑制した結果として、運動調節の最終共通路である脊髓前角細胞の興奮性に影響を与えたものと考えられる。

これらのことから、推察となるが、踵パッドが直接的に上位中枢の興奮を抑制し、SO の EMG 減少と TA の増加という即時効果を生み出すものではなく、力学的作用を経て、間接的に上位中枢に影響を及ぼしていると思われる。

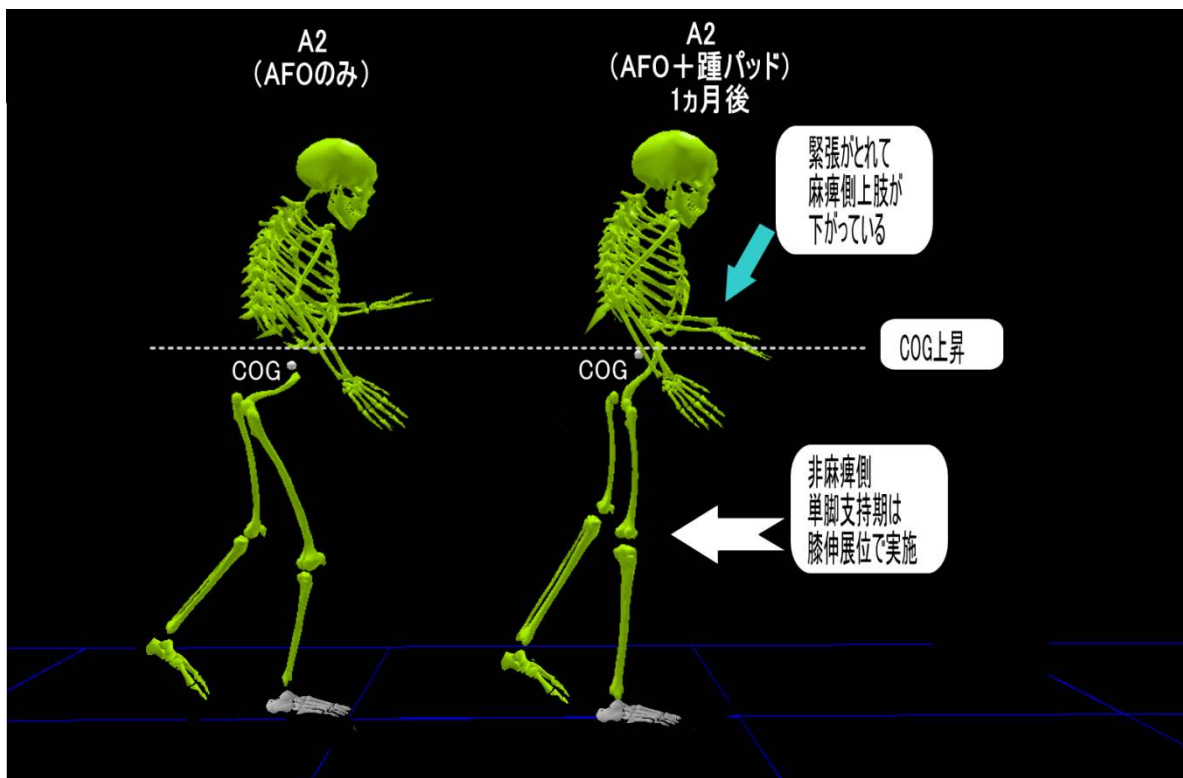


図 6-4 非麻痺側単脚支持期の比較（対象者 F）

4-2-3. 踵パッドの運動力学的作用と姿勢反射との関連性について

踵パッドの影響を運動力学的観点から観察すると、即時効果として影響したのは、麻痺側初期接地時の COP 停滞率と麻痺側 COG の上昇効果であった。

特に踵パッドによって足底 COP の停滞が働くと、力学的作用が近位に向かって伝播し、前述したように身体重心を上方に変位させると同時に前方への運動エネルギーを大きくする効果を与える。つまり、頭部、体幹を含めた姿勢が変化することになる。

実際の歩行中のモーション画像（図 6-5）をみると、足底接地の瞬間には、AFO のみでは COP が前方に移動しているのに対し、踵パッドを貼付した直後の歩行では COP が停滞し、床反力ベクトルが COG の前方を通過しているのがわかる。また、立脚後期には、頭部の位置が COG に対して前方に位置しており、前方への運動エネルギーを高めているといえる（図 6-6）。

一般的な片麻痺者では底屈筋群の緊張が背屈筋群に比較して強く内反尖足を呈するものが多いため、前足部荷重になりがちで、AFO を装着した場合には前足部の圧が上昇する。しかしながら、踵パッドによって踵部の足底圧を上昇させる効果が働くと、図 6-7 のように仮想的に登坂路面の上に立っているのと同様に踵部の圧が上昇し、体幹が傾く効果が働くのではないかと推察する。

一般的に足底には、前述したように足底皮膚の触覚、圧覚というレセプターが存在し、局在性平衡反射として重力に対して姿勢調整を行われる。またこの時には、位置覚に関連する全身の知覚により、反射的に全身の筋が適度に緊張し、体の位置、姿勢、運動における平衡を保つような姿勢反射が働く。

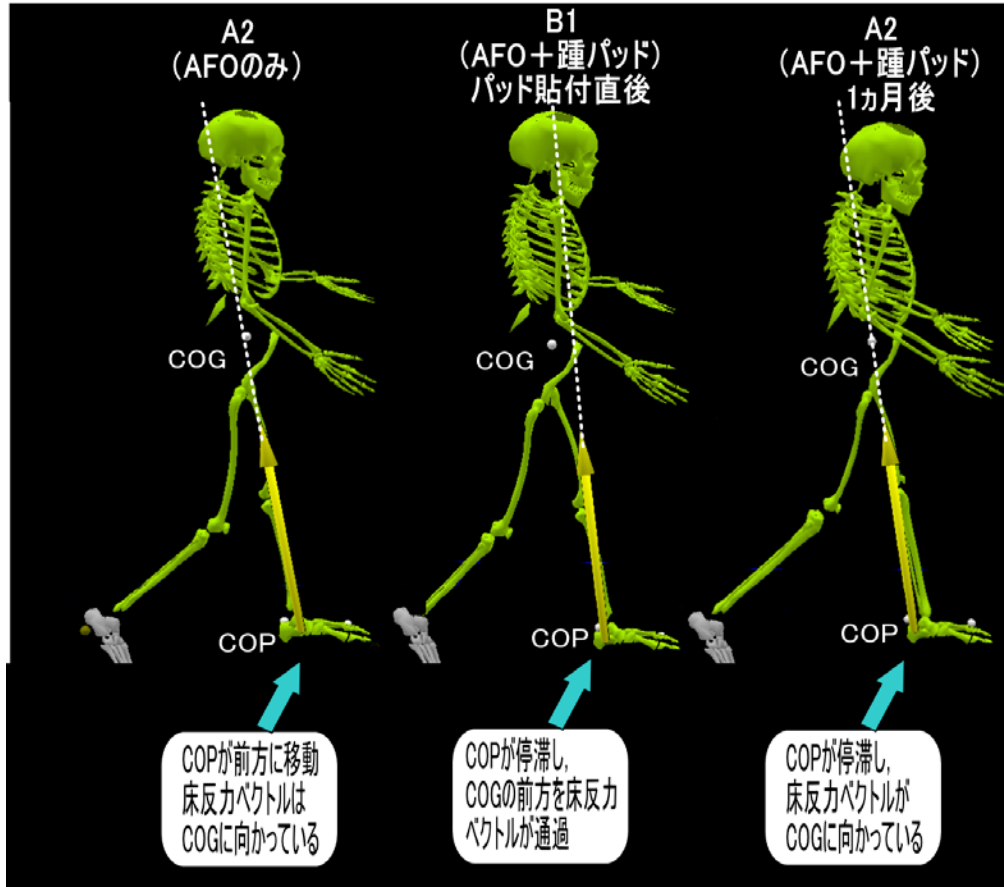


図 6-5 麻痺側足底接地時の比較（対象者 F）

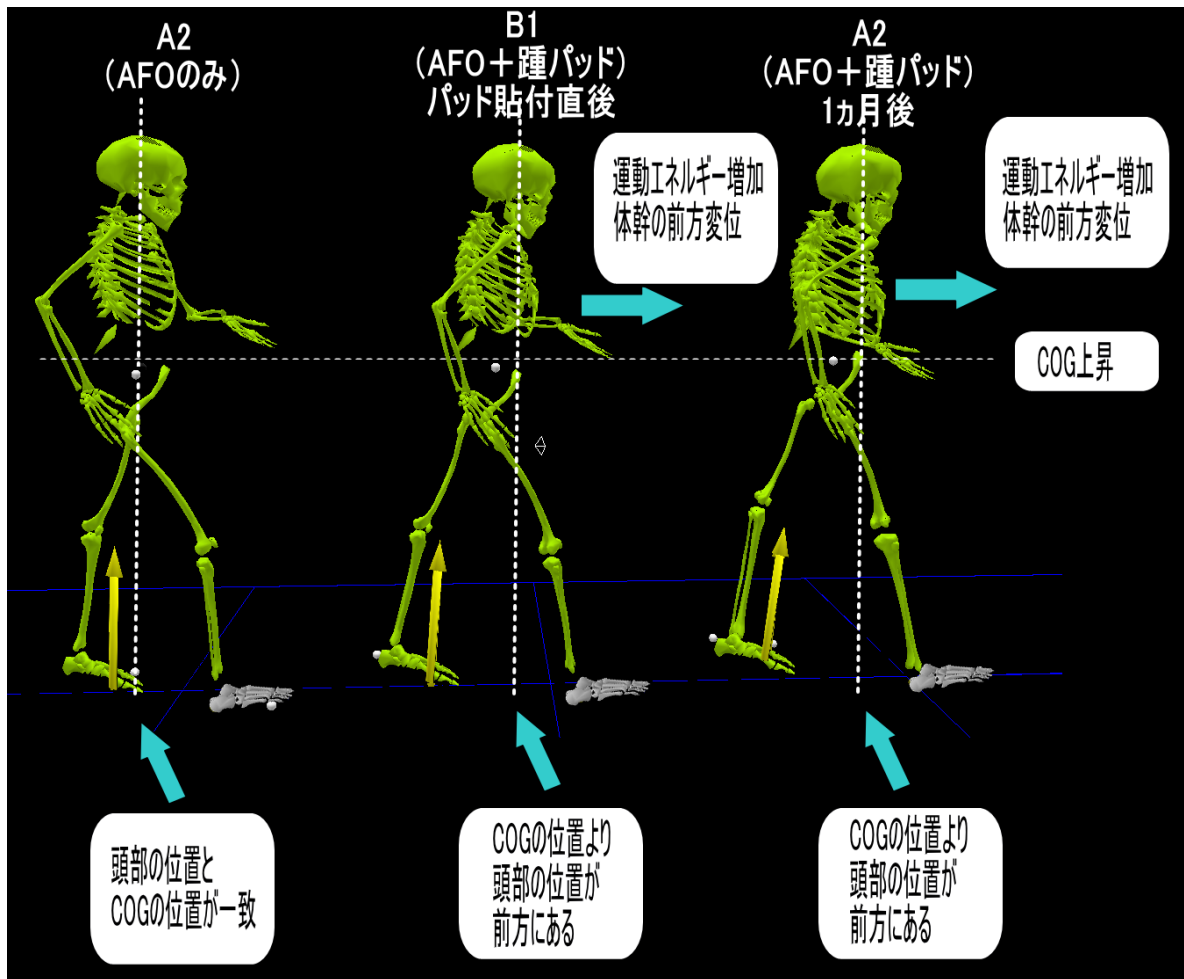


図 6-6 麻痺側立脚後期の頭部・体幹の姿勢の変化 (対象者 F)

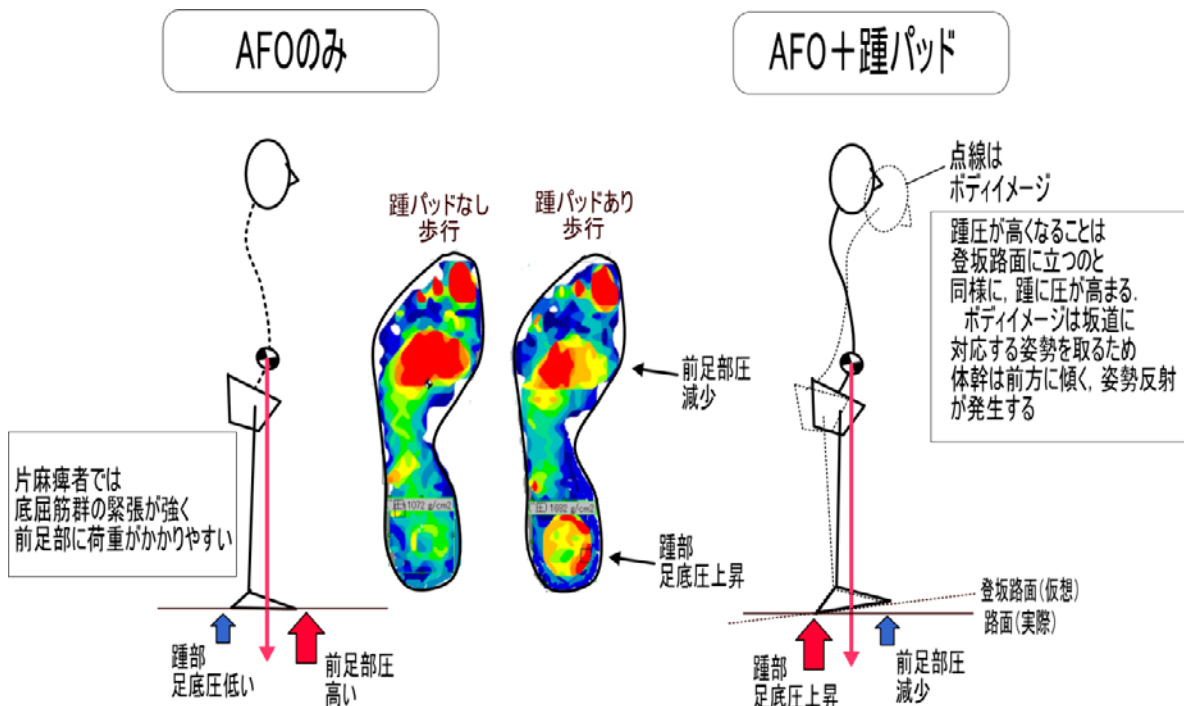


図 6-7 踵パッドによる足底圧の変化と姿勢反射のイメージ図

しかし、踵パッドは足底の圧情報をレセプターが感知し、前庭系に影響を与えるのではなく、踵パッドの力学的作用が近位に伝播し、頭部の位置関係が重心に対して前方に位置することで間接的に前庭系を抑制させる(図 6-4)ものとする。実際の対象者 G では、感覚テストでは触覚、痛覚、運動覚が脱失しており、フィードバック制御ができておらず、完全なるフィードフォワード制御による歩行を行っている。また、対象者 B や I も感覚機能が低下しているが、COG 上昇とともに、F 波の出現頻度が低下するなど効果を確認している。

したがって、踵パッドは感覚経路を上向して、中枢である前庭系に直接作用するのではなく、力学的作用によって前庭系の調整を余儀なくしているものとする。

また、体が静止している状態における姿勢反射を平衡反射と呼ばれるが、実際には動的な歩行であるので、平衡性運動反射が踵パッドの力学的作用によって生じるのではないかと考える。

一般的に中枢神経系からの下行運動路には図 6-4 のように直接路と間接路が存在する。直接路は皮質脊髄路であり、間接路は、大脳から脊髄への直接投射ではなく、脳幹(延髄、前庭系)から脊髄へと下行する長下行性運動性伝導路を介して間接的に脊髄へ至る経路である。間接路には、主として対側の四肢遠位筋群の運動ニューロンに投射し、屈筋群には興奮性、伸筋群には抑制性に作用するとされる。特に前庭脊髄路は体幹筋、四肢筋だけでなく頭部の伸筋群運動ニューロンに対して興奮性、屈筋群に対して抑制性に作用し、姿勢調整や身体平衡に関して重要な働きをしている。

また、踵パッドによって仮想的な登坂路面を歩行するのと同様な効果を持つことが、特に前庭脊髄路に影響を与え、姿勢調整を試みている可能性が示唆される。例えば図 6-6 のように踵パッドによって体幹が前方に振られる運動エネルギーを生じさせると、前庭系はそれに対応するように姿勢調整を行う。これが歩行中に実施されると身体重心(COG)も前方に変位しやすくなり、身体全体を前方に推進させる外力として働くのではないかと推察する。

実際に江原⁵³⁾は歩き始めの瞬間には COP(足底圧)を踵に移し、床反力ベクトルを前方に傾ける逆応答現象を作用させ、身体を前方に傾ける外力として作用し、前に踏み出す効果つまり“歩き始め”ができるとしている。

したがって、前方への身体の推進力を持ったまま、麻痺側の接地が行えた場合では、受動的な倒立振り運動(図 6-8-左)によって COG を上昇させる効果があるといえる。

しかしながら、倒立振りモデル(図 6-8-左)では下肢が一本棒状であるとするなら、その重心の高さは、静止立位時の重心と同様になるはずである。しかし、実際の歩行では両脚支持で COG が低くなり(図 6-8-中)、単脚支持期で COG は静止立位よりも高くなる特徴をもつ(図 6-8-右)。これは COG が合成重心であるためであり、反対肢が遊脚相に入り、下肢合成重心が上昇することで身体合成重心は静止立位をより高くなるためである。

したがって、踵パッドによって前庭系に影響を与えたとするならば、体幹は前屈方向に傾き、それに伴って、前方への運動エネルギーが高まった結果、倒立振りに初速を与え、COG 上昇に寄与するとともに、両脚支持時間の短縮から反対肢の足離れもよくなり、COG 上昇に寄与すると推察する。

倒立振りモデル

健常者歩行における倒立振りモデルでは観察肢の下肢が垂直になっていても、体側下肢が遊脚相であるため合成重心は静止立位よりも高くなる。

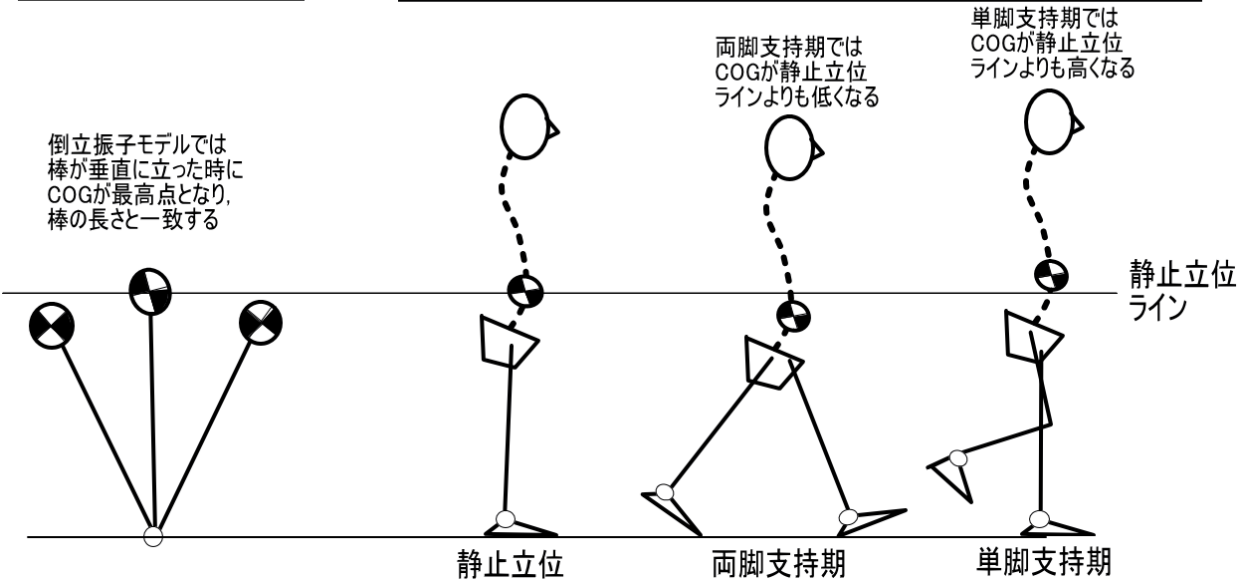


図 6-8 倒立振りモデルと歩行中の COG 上昇の関係

麻痺側ヒールロッカーにおける両脚支持時間の短縮は、片麻痺者における時間距離因子の左右対称性に寄与すると考えられる。桐山⁵⁴⁾によると、片麻痺者において前足部圧が減少する場合は、麻痺側と非麻痺側の立脚期時間の左右対称性があるとしており、逆に前足部荷重が増加している片麻痺者では麻痺側と非麻痺側の立脚時間の左右非対称性があると報告している。これらから桐山⁵⁴⁾は、足底圧の動的变化と歩行中に重心のバランスを取ろうとする能力とに高い関係性があることを述べている。

本研究の踵パッドを用いた片麻痺歩行分析においても、これらの知見に一致した結果が得られたと考えられ（前足部荷重の減少が左右対称性歩行になること）、踵パッドによって踵部の圧を増加させることは、相対的に前足部荷重の軽減を達成し、立脚支持時間の短縮とともに左右対称性を促すものと推察する。すなわち、踵パッドは歩行リズムを適正化するきっかけを作っているのではないかと考えられ、歩行リズムの変調を踵パッドがもたらすのではないかと推察する。

4-3. 踵パッド使用中の新たな運動パターン習熟の可能性について

前節では、踵パッドが前庭系に影響を及ぼし、COG 上昇効果に寄与するなど歩行リズムの変調が起こる可能性を示唆した。また、足底踵部の力学的なごくわずかな圧刺激の入力があると、それに対応するように姿勢調整が施されることも示した。しかしながら、前庭系による姿勢調整機構はそれに適応するために、筋出力の微調整を実施することになる。

例えば運動学習における初心者では、この前庭系によるバランス調整の程度が大きいことがいえ、運動制御の習熟が達成されると、予測性の姿勢制御機構が再構築され、筋出力の興奮と抑制による調整範囲は小さくなり安定してくるとされる。

したがって踵パッド貼付により即時効果として TA の EMG に変化が生じないのは、踵パッドによ

る前庭系への刺激に対して、新たな歩行運動制御のパターンを再構築する必要があるために即時効果としては現れにくいのではないかと考える。

運動制御理論では、予測性の姿勢制御が機能とすると考えられるが、単純な歩行においてはCPG(Central Pattern Generator)と呼ばれる歩行パターン発生器の関与が疑われる。CPGは除脳猫による上位中枢の切断実験で中脳歩行誘発野(Mesencephalic Locomotor Region; MLR)が発見されており、このMLRに含まれる楔状核が歩行発生中枢と考えられている。MLRは延髄の内側網様体を介して、脊髄へと神経信号を出力する(図6-4)。脊髄のCPGはMLRからの持続的な入力刺激により歩行リズムを生成すると考えられており、桐山⁵⁴⁾が述べるように、前足部荷重の軽減は片麻痺歩行を左右対称性にすることを示唆している。したがって踵パッドによる踵部の圧上昇に伴い、前足部圧の減少は、左右対称性を構築し、リズムカルなCPG駆動を達成できる可能性を示唆する。

Komiyama⁵⁵⁾らによると、歩行中は足底の皮膚反射が重要と述べており、意図的な運動制御ではなく、荷重によって皮膚刺激を促し、CPG賦活化によって姿勢制御学習が律動的に行われることを示唆している。またSakamoto⁵⁶⁾らはこれらの理論を応用し脊髄損傷患者のトレッドミル歩行をすることで、CPGの賦活化によって上肢下肢の連動したリズムカルな歩行ができたと報告していた。またNakajima⁵⁷⁾らは天井吊り下げなどによる荷重免除の受動的なトレッドミル歩行では、皮膚反射が変化せずCPGによって駆動歩行できないことも報告している。したがって、踵パッド介入によっておこる効果とは、推察になってしまうが、足底踵部への圧刺激によって前足部荷重を軽減することで、力学的作用が姿勢を変化させ、左右対称性の歩行形態を生み出し、CPGを利用したリズムカルな歩行が生成されていくと考えられる。

したがってCPGを賦活化できていたとすれば、ばらつきの少ない安定した姿勢制御調整が可能となり、過大な筋出力の増減の幅が減少した結果、踵パッド介入1ヵ月後では評価パラメータが統制され、踵パッド介入前後で変化を読み取りやすくなったものと考えられる。

4-4. 踵パッド介入1ヵ月の効果について

4-4-1. COGの上昇効果と α 運動ニューロンに及ぼす影響

踵パッド介入1ヵ月が経過すると、新たな運動学習パターンが構築されるのか、足底COPの停滞とともに、足関節背屈モーメントの増加とあいまって、麻痺側および非麻痺側のCOGはともに上昇する。

足関節背屈モーメントの増加で留意しなければならない点は、初期接地時の関節モーメントは内部モーメントを示していることである。図6-9のように初期接地時に踵にCOPが停滞すると、足関節の後方を通過する外力(床反力)によって足関節は底屈方向に回転させる外部モーメントとして働く、このときに対抗する内部モーメントは、装具の底屈制動力と筋による背屈筋の遠心性収縮力の総和となる。したがって、本研究で示す足関節モーメントは、装具の底屈制動力と背屈筋の影響をそれぞれ受けることになる。

本研究では、本実験開始前に対象者に合わせて、装具の制動力を調整し、本実験に移行してからの制動力調整を行っていない。またベースラインにおいて、関節モーメントの変化はないことから、介入後の関節モーメントの増加は背屈筋の遠心性収縮の増加を表すものと考えられる。

一方で、装具の底屈制動力が増加することでも足関節背屈方向モーメントが増加する。したがって、踵パッド貼付による新たな運動学習の結果として、装具の底屈制動力が増加している可能性も否定できない。しかしながら、その場合には、装具内で足関節を底屈方向に蹴ることが必要であり、底屈方向に蹴ることで装具の底屈制動力も増加する。

実際のデータでは SO（底屈筋）の低下が確認できたことから、装具の底屈制動力が増加した結果として関節モーメントが増加したとは考えにくい。このことから、装具の底屈制動力は変化せず、TA（背屈筋）の活動増加によって背屈方向モーメントが増加したものと考えられる。しかしながら、装具内で発生する底屈制動モーメントの変化は、本研究デザインでは明確に分離することはできず、装具の底屈制動モーメントの影響を完全には否定できないが、TA の筋活動増加によって足関節背屈方向モーメントが増加した現象は重要な結果と考えたい。

また、介入直後の効果としては前述したように、COP を踵に停滞させる効果から、姿勢反射調整の結果、体幹を前方に回転させる姿勢になりやすいといえる。実際に介入 1 ヶ月後になると非麻痺側下りの運動エネルギーが増加しており、COG 上昇との相関関係もあることから、麻痺側着床以前の運動エネルギーが重要であることわかる。

麻痺側の COG 昇り期間においては、図 5-9、図 6-8 のような倒立振りモデルが適用され、麻痺側着床以前の高い運動エネルギーが倒立振りに初速を与える。それと同時に足関節周りでは、踵部の圧が高まった結果、COP が踵に停滞し、足関節モーメントを増加させる。結果的には麻痺側昇り期間の COG の上昇は倒立振子の変換効率（運動エネルギーと位置エネルギーの交換）がなくとも、慣性で麻痺側 COG を上方に変位させることが可能となる。さらに前方荷重が減少した結果として、両脚支持時間の短縮に寄与し、左右対称性のリズムカルな歩行が可能となった結果、麻痺側 COG は介入直後より、さらに COG は上昇するものといえる。

麻痺側 COG が上昇すると高い位置エネルギーを得られ、結果として麻痺側下りにおいては、非麻痺側への踏み込みにおいて運動エネルギーへの変換が起こる。すなわち麻痺側 COG の上昇効果は非麻痺側 COG の上昇効果にも寄与することになる。

また、非麻痺側の COG 上昇期間においては、重力を利用した倒立振りを利用できれば、図 6-4-左のような非麻痺側単脚支持期の膝屈曲位による過剰な支持が、踵パッドによって図 6-4-右のように非麻痺側の単脚支持期は、重力を利用した変換効率の達成によって膝屈曲による過剰支持や伸び上がり歩行を減弱できるといえる。実際のデータを観察すると、この時期における麻痺側昇りの筋が発揮す

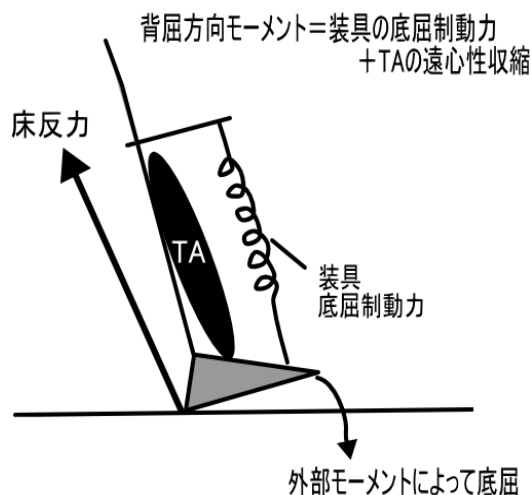


図 6-9 関節モーメントの概略図

る外的パワーは介入前と比較して有意に低下しており、重力を利用したエネルギー変換が達成できている。

4-4-2. 踵パッドが下肢筋活動に及ぼす影響について

前述してきたように、踵パッド介入によって、COP 停滞が身体を前方に推進させやすいことと、CPG による歩行パターンを踵パッド介入1 ヶ月で学習できたことを推察した。CPG による律動的な歩行の再建は、身体重心を上昇させ、エネルギーコストの低い歩行を実現していることもわかった。

特に着目すべき推論は、COP 停滞が前庭系に作用することである。江原⁵³⁾らによると、歩き出しの機序は SO の筋活動低下に伴って、足底圧中心は踵へと移動し、前述したように床反力ベクトルは前方に傾き、推進させることができるとしている。つまり、SO の筋活動低下と踵部に足底圧中心があることは関係することを意味する。

したがって、踵パッドによって足底圧を踵に集中できたことは、前庭系が SO に対し、抑制作用をもたらす姿勢調整が行われるものと推察する。

一方で Capaday³⁹⁾らによると経頭蓋磁気刺激技術(TMS)を用いて調査した結果、歩行中は運動野にある TA の領域が常時、活動していることを報告し、SO の活動は底背屈運動のタイミングで減弱を繰り返していたことを報告した。また、Christensen ら⁵⁸⁾は、同様に TMS を用いて荷重に関連した末梢刺激が皮質脊髄路を賦活化することを報告し、Nieslsen ら⁵⁹⁾も、TMS を用いて、歩行中ではないが、荷重による刺激が皮質脊髄路を賦活化し、背屈反射を促すことを報告していた。

これらの先行研究から推察するに、前庭系機能による筋出力の調整が1 ヶ月間で安定し、CPG 駆動によって歩行学習が再建されるとき、前庭系が SO に対して踵接地の適切なタイミングで抑制に作用したとすれば、潜在的に皮質脊髄路系で常に下位運動ニューロンに信号を出力し続ける TA の筋活動は相対的に増加するといえ、Capaday³⁹⁾らによる報告を示唆するものである。

5. まとめ

第6章では、脳卒中片麻痺者14名を対象に、シングルシステムデザイン ABA 法を用いて、踵パッド介入によって運動力学学的評価パラメータと神経生理学的評価パラメータとの関係を見るものであった。

総合分析によって踵パッドが与える影響について、得られた結論を以下に列挙する。

1. 踵パッド貼付による効果は、非麻痺側 COG-Z を上昇させ、脊髄前角細胞の興奮を抑制した。
2. 踵パッドによる COP 停滞は前庭系に間接的に作用し、SO を抑制させる効果があると推察した。
3. 非麻痺側の単脚支持期における中枢神経活動の抑制は、麻痺側遊脚相の SO の活動を抑制し、相対的に TA の活動を増加させた。
4. 踵パッドは即時効果として現れにくく、踵荷重によって CPG を機能させることで、リズムカルな運動学習制御を再構築することを示唆した。

第7章 結論

1. 本研究の総括

本研究では、足底踵部への刺激が背屈反射を促すという先行研究を臨床で実践し、背屈筋活動の賦活化を確認した経験を契機に研究に着手した。研究計画では、踵に刺激が入力されるような踵パッドを導入したシングルシステムデザイン ABA 法を用いて、片麻痺歩行における踵パッドが身体に与える影響について明確にすることを目的とした。

仮説では踵パッドによる刺激が自律神経系に影響を及ぼし、副交感神経を賦活化すると仮説を立てたが、結果として踵パッド貼付による神経生理学的な効果は、自律神経系（交感神経および副交感神経）には影響を与えず、仮説を支持しなかった。

中枢神経活動については、踵パッドによる刺激が中枢神経活動を抑制すると仮説を立てた。結果として正中神経 F 波の出現頻度を減少させたことから中枢神経系の活動を抑制し、仮説を支持した。

運動神経系については、踵パッドによる刺激が SO の減弱に伴って TA が賦活化すると仮説を立てた。結果として、TA はヒールロッカー時および遊脚相の筋活動が増加し、SO は TA に相反するように筋活動が低下していたことから仮説を支持した。

運動力学的な効果については、踵パッドによる刺激が運動力学的評価項目に影響を与えると仮説を立てた。結果として、踵パッドによって、足底 COP は踵に停滞し、ヒールロッカー時における麻痺側（AFO 側）の足関節背屈モーメントを増加させ麻痺側の COG-Z を上昇させたことから、運動力学的評価項目に影響を与え、仮説を支持した。

また踵パッドによってエネルギー変換効率は上昇すると仮説を立てたが、結果として踵パッドは麻痺側倒立振子のエネルギー変換効率低下させ、運動エネルギーを維持したまま、非麻痺側の倒立振子に移行し、非麻痺側昇りにおける運動エネルギー変換効率を高め、筋が発揮する外的パワーを小さくすることを明らかにしたことから、仮説を一部支持するものとなった。

また、運動力学的評価項目と神経生理学的評価項目はそれぞれが影響を及ぼしあうと仮説を立てた。結果として、踵パッドは COG-Z 上昇に寄与し、COG-Z の上昇が特に中枢神経活動を反映する F 波との関係性が高く、仮説を支持することとなった。

2. 本研究の結論

本研究では AFO 内部に設置した踵パッドによって身体に影響を与え、研究を実施し、以下のことが明らかになった。

- 1) 踵パッドは足底 COP を停滞させ、足関節背屈方向モーメントを増大させた。
- 2) 踵パッドは運動エネルギーの利用によって身体合成重心を上方に変位させた。
- 3) 踵パッドは姿勢を変化させ、前庭系に影響を及ぼすことを示唆した。
- 4) 踵パッドは非麻痺側の過剰な支持を減らすことで、脊髓前角細胞の興奮性を抑制した。
- 5) 踵パッドは中枢から出力信号を減少させ、SO の活動を抑制した。
- 6) 踵パッドは SO の筋活動低下に伴って、相対的に TA の活動を増加させた。
- 7) 踵パッドは非対称性を改善し、歩行学習によって律動的な歩行が可能となった。

3. 踵パッドの可能性と今後の展望

本研究で確実にいえることは、踵パッドは、適合した AFO と併用した場合において、踵パッドのある場所の圧を高め、足底 COP を踵に停滞させる効果である。これが運動学習とあいまって、さまざまなパラメータに影響を与えていた。つまり踵パッドは新たな運動学習構築のための“きっかけ”を作っているともいえる。

論文冒頭では、靴下内部に踵パッドを挿入することで転倒予防に寄与することを示唆したが、本研究成果では、そこまで言及することができなかった。しかしながら、筆者が既発表したものでは、AFO 非装着の状態の片麻痺者に対して、踵パッドを装着し、即時効果を体験していることから、条件を満たせば、可能性はあると考えている。ここでいう条件とは、踵パッドという外部刺激に即座に適応し、身体合成重心を上方に持ち上げることができる能力をもった対象者のことである。特に非麻痺側の立脚相を伸び上げらずに歩行できる対象者は可能性が高いと考える。

また本研究成果は、踵パッドによる効果に限らず、片麻痺者に対する AFO 歩行のトレーニングにも応用が可能と考えている。近年では GS(Gait Solution AFO)を利用したリハビリテーションが普及しつつある。GS を用いたトレーニングでは、麻痺側の股関節を着床と同時に伸展させ、骨盤を前に突き出すような指導をすることがある。これは結果的には、踵を支点としたヒールロッカーを生み出し、身体合成重心を前上方へ移動させる効果が期待される。GJ (Gait Judge) という GS 専用の計測機器も開発され、歩行中に GS 内部の油圧にかかるモーメントを計測できるものであるが、歩容が改善されるほど、立脚初期の底屈制動モーメントを示すファーストピークが大きくなると報告されている。つまり初期接地の衝撃を大きくできるような歩行形態が重要といわれている。

また GS を用いたトレーニングによって麻痺側の両脚支持時間が減少し、左右対称性に近づくことも報告されている。したがって、左右の踵に均等な荷重がかけられる歩行を促すトレーニングも同様な効果が期待できる。

今回の研究で用いた踵パッドは、この GS トレーニングで要求される歩容形態を無意識で実施できる可能性を秘めており、今後、検証していきたいと考える。

また、踵パッドを用いなくても、装具の初期背屈角度（尖足防止）と制動力の調整が対象者にあった状態であれば、①踵を意識する。②麻痺側への踏み込みを大きくする。③非麻痺側で伸び上がらないの3点を意識し、左右均等に踵で荷重をできるように指導するだけでも同様の効果を期待できると考えられ、継続してトレーニングをすることで学習効果も期待できるといえる。

4. 研究の限界

本研究で“キー”になっていた F 波の出現頻度は、LLR(長潜時反射)を反映することから、大脳皮質経路で得られた中枢神経活動を間接的にみる指標として採用した。しかしながら、実際の中枢神経活動を計測したわけではないので、懐疑的にも思える。また本論では前庭系への関与も推察した。

この問題点をクリアするためには、fMRI (functional magnetic resonance imaging)を用いて、脳内の血流動態を知る必要がある。静的に臥位で踵を刺激した際の反応は知ることができるが、現在の科

学技術では歩行動作中の動的な fMRI 技術は確立していない。また、NIRS を用いることで歩行中の皮質下レベルの測定は可能となるが、前庭系の活動をみることはできない。

また非麻痺側昇りにおける倒立振子のエネルギー変換効率から得た、筋が発揮したと思われる外的パワーを評価パラメータとして採用した。平地歩行の場合では、身体が上方に推進するためのエンジンにあたるエネルギーは、理論的に運動エネルギーと位置エネルギーのほかには、筋活動によるエネルギーしか考えられず、本研究で用いた UEW は理論的には間違いではないと思われる。しかしながら、これも実際に計測しているわけではなく、間接的に計測結果から計算しているだけである。

実際にこの問題をクリアするために、全身すべての筋に EMG 電極を貼付することも考えられるが、深層の筋には針電極を必要とするなど侵襲性の問題があることと、全身すべての筋に仮に電極を貼付できたとしても、とても現実的な数ではない。またこれらの EMG 信号を得られたとしても、干渉波の問題や、そもそも、データの統合に解析技術が追い付いていないことにある。

結局は、アイデアから得た、間接的な推定しかできないのが研究の限界であるといえる。動的な fMRI については、今後、十分に実用化の可能性があるが、その際には、是非、確認していきたい問題点である。

また、もう一点の研究の限界としては、被験者数の問題である。本研究では、シングルシステムデザイン ABA 法を用いているが、AFO 調整期間も含めると、1 被験者と最低 6 回は接見している。14 名の対象者に対して 6 回ということは 84 回ということになる。実験は 1 日がかかりであり、述べ 84 日間はこの研究期間内に費やしたことになる。したがって限られた研究期間内で得られる被験者数を設定したが、外的妥当性を主張するには被験者数が少ないのが問題である。

本研究では、研究計画段階から十分な準備をしていたおかげか、N=14 であっても、統計学的解析をすることができたとともに、比較的良好な結果を得ることができた。しかしながら、脳卒中片麻痺は中枢神経障害もあってか、千差万別の形態を示す。つまり本研究成果をもつて、一般化できるのかと問われれば、それは懐疑的となる。片麻痺歩行は個別性が高く、偶発的に共通した効果が COP の停滞効果であっただけである。

また、本研究に協力してくれた被験者は、北海道内で生活する対象者だけである。北海道は冬が長く、道外とは違う生活様式をとる文化である。その意味では地域バイアスがかかっている可能性も否定できない。可能ならば、全国的に踵パッドを普及させ、効果について検証すべきと考える。

また、本研究の対象者は偶然にも Brs.IV の片麻痺者だけであった。他の Stage では、どのような影響ができるか本研究からは述べるできない。

したがって、今後の課題は、継続的に研究データを取り続け、被験者数を増やすことが一般化するための方策であり、可能ならば、地域や対象者の条件を超えて実験データを得ることであると考える。

謝辞

本論文を作成するにあたり，ご指導いただきました本学保健医療学部福祉援助工学分野の山本澄子先生，東畠弘子先生，勝平純司先生，田中繁先生，理学療法学分野の黒澤和生先生に心より御礼申し上げます。

また，無償公募にかかわらず，快く実験調査に協力してくれました札幌市の脳卒中片麻痺者の皆様には大変感謝しております。実験実施にあたり主スタッフとして協力してくれました北海道工業大学の昆ゼミ生の協力なしでは，本研究は成立しませんでした。

この論文は本当に多くの方々に支えられてできあがったものであるとあらためて感じています。この論文作成に先立ち，2012年11月に発刊されるバイオメカニズム学会の原著論文として，本研究の一部を発表する機会をいただきました。査読されました先生には貴重なコメントをいただきました。皆様にここで御礼申し上げます。

最後に，あたたかい励ましをいつも送り続けてくれた家族に心から感謝します。

2012年12月25日 昆 恵介

文献一覧

- 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) 穂山富太郎. 痙性と装具療法.総合リハビリテーション 1997;25:21-28
- 3) 中村隆一. 脳卒中片麻痺患者の歩行能力評価. 総合リハビリテーション 1989;17:507-513
- 4) 楠田亜由美. 中枢性疾患に伴う二次性痙性斜頸に対するボトックス治療の検討. 日本リハビリテーション医学会誌 2006;43(Sup):153
- 5) 永野晴典. 筋電図評価を行ったボトックス治療の小経験. 日本リハビリテーション医学会誌 2006;43(Sup):154
- 6) 才藤栄一. 装具による片麻痺の歩行再建. 総合リハビリテーション 1997;25:41-48
- 7) 前田慶明, 東祐二, 米井聡ら. 短下肢装具が脳卒中片麻痺者の歩行時エネルギー消費に及ぼす影響. 総合リハビリテーション 2006;21(2) :185-189
- 8) 山本澄子. 動作分析に基づく片麻痺者短下肢装具の開発. 理学療法科学 2003;18:115-121
- 9) Duncan W. Tonic reflexes of the foot , their orthopaedic significance in normal children and in children with cerebral palsy. JBJS 1961;Joint Surg-A(5) :859-868
- 10) 昆恵介, 見木太郎. 片麻痺者に対してのインソール装着による歩容改善のアプローチと分析評価. PO アカデミージャーナル 2008;16(1):35-39
- 11) 木村公喜. アーチ踵パッド付インソール使用の有無が重心動揺に及ぼす影響. 健康科学 2009;31:93-97
- 12) 入谷誠. 足位が中殿筋活動に及ぼす影響 : 距骨下関節の内外反運動との関係. 理学療法学 1991;18(1) :35-40
- 13) 昆恵介, 山本澄子, 杉原俊一ら. 底屈制動 AFO 内の踵パッドが歩行動作に及ぼす影響. バイオメカニズム学会誌 2012;36(4):225-231
- 14) 大畑光司. Gait Solution 付き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 2010;45(3):217-224
- 15) Cavagna G, Kaneko A. Mechanical work and efficiency in level walking and running. Journal of Physiology 1977;268:467-481
- 16) 穂山富太郎, 川口幸義. HeelGaitCast 療法,整形外科 MOOK 1981;20:141-154
- 17) 渡辺祥信, 谷口佳子, 野崎宏信ほか. 片麻痺における踵部圧迫刺激の効果. 理学療法学 1987;14:22
- 18) 茂田久美子, 大木田治夫, 江崎よし子ほか. 足関節背屈位と踵部刺激がH波振幅に及ぼす影響. 長大医短紀要 1992;5:93-97
- 19) Lohman M. Alternative strategies in tone-reducing AFO design. JPO 1993;5:21-24
- 20) 三和真人. 痙性片麻痺患者の歩行装具と神経生理学的調節機構の関係. 理学療法学 2000;27(5):145-150

- 21) 太湯好子, 谷岡哲也, 小林春男ら. 足底のタッチングによる末梢循環動態と主観的反応の変化. 川崎医療福祉学会誌 2003;(13):1:55-62
- 22) 木村哲也. 立位バランス制御機構に対する自律神経系の関与 —加齢に伴う自律神経活動低下の影響—. 健康医科学 2011;(26):41-48
- 23) 駿河絵理子, 峰岸由紀子, 横山和世. 健常成人を対象としたリフレクソロジーによるリラックス反応の評価. 日本看護学会論文集, 看護総合 2002;(33):218-220
- 24) 工藤うみ, 工藤せい子, 富澤登志子. 足浴における粗い・簡易マッサージの有効性. 日本看護研究学会誌 2006;29(4):89-95
- 25) 春名弘一, 杉原俊一, 昆恵介ほか. 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 2011;26(5):673-677
- 26) Mathiassen J, Winkell G. Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies-A review. Journal of Electromyography and Kinesiology 1995;5(4):197-226
- 27) Mirka G. The quantification of EMG normalization error. Ergonomics 1991;34(3):343-352
- 28) 大畑光司, 市橋則明, 安井匠. 脳損傷後片麻痺患者に対するリハビリテーションにおける筋電図計測. バイオエンジニアリング講演会講演論文集 2009;22:178
- 29) Bigland B, Ritchie E, Donovan F, et al. Roussos. Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. Journal of Applied Physiology 1981;51(5):1300-1305
- 30) 下野俊哉. 電極の設置と筋電図波形のサンプル, 表面筋電図マニュアル基礎編 EM-TS1. 東京: 酒井医療株式会社, 2004:82-114
- 31) 大西秀明, 内山靖〔編〕. 動作筋電図, 計測法入門. 東京: 協同医書出版, 2009:42-56
- 32) Moritani T. Neuromuscular adaptations during the acquisition of muscle strength, power and motor tasks. Journal of Biomechanics 1993;26(1):95-107
- 33) Finucane S, Rafeei S, Kues S, et al. Reproducibility of electromyographic recordings of submaximal concentric and eccentric muscle contractions in humans. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control 1998;109(4):290-296
- 34) 桑原寛, 小川暢也. 情動の精神生理学的研究, 年令別にみた運動学習能力と身体機能の順応性. 精神身体医学 1966;6(6):382-388
- 35) 福井勉, 斉藤宏. 習熟理論の歩行への応用. 理学療法学 1988;15(4):329-335
- 36) 坂本由貴, 松田早紀. 非利き手への箸操作練習を 28 日間継続した際のつまみ動作時の筋活動と操作への印象との関係. 弘前大学医学部保健学科作業療法学専攻卒業論文集 2011;7:68-76
- 37) 松田早紀, 坂本昌美. 非利き手への箸操作練習を 28 日間継続した際のつまみ動作時の筋活動

- と操作時間との関係. 弘前大学医学部保健学科作業療法学専攻卒業論文集 2011;7:60-67
- 38) 昆恵介. 痙性抑制効果を考慮した短下肢装具の装具仕様設計に関する研究. *PO アカデミージャーナル* 2008;16(3):1-9
 - 39) Capaday C, Lavoie B, Barbeau H. Studies on the corticospinal control of human walking, I Responses to focal transcranial magnetic stimulation of the motor cortex. *J Neurophysiol* 1999;81:129-139
 - 40) Tnas L. Postural effects on F wave parameters in lumbosacral root compression and canal stenosis. *Brain* 1988;111:207-213
 - 41) 鈴木俊明. 肢位変化が上肢脊髄運動神経機能の興奮性に与える影響. *脊髄電気診断学* 1996;18:190-193
 - 42) 鈴木俊明. 肘関節屈筋群の等尺性収縮が対側脊髄運動神経機能に与える影響 -F波における検討-. *理学療法学* 1992;19:359-364
 - 43) 佐々木一裕, 安田猛彦, 寺山靖男. 心電図 R-R 間隔変動: スペクトル解析, 自律神経機能検査 第4版. 東京:文光堂, 2007:164-168
 - 44) 藤澤宏幸, 内山靖 [編]. 計測法入門. 東京都: 協同医書出版社, 2009:275-287
 - 45) 田中喜秀. ストレス計測チップ. *産総研 TODAY* 2006;6(4):24-25
 - 46) 小岩信義, 所数樹, 町田雅秀. 半規管温度刺激と頸部動作による筋電図の変化 —上肢誘発筋電図 F 波と後頸部表面筋電図による検討—. *全日本鍼灸学会雑誌* 2000;50(3):439-449
 - 47) 春名弘一, 杉原俊一, 昆恵介ほか. 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* 2011;27(4):232-239
 - 48) Brashear A, McAfee A, Kuhn E. Botulinum toxin type B in upper-limb poststroke spasticity, a double-blind, placebo-controlled study. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85:705-709
 - 49) Cavagna G, Willems P, Heglund N. Walking on mars. *Nature* 1998;393:636
 - 50) Heglund N, Cavagna G. Energy-saving gait mechanics with head-supported loads. *Nature* 1995;375 (6526):52-54
 - 51) Delwaide P. Short-latency autogenic inhibition (IB inhibition) in human spasticity. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1988;51:1546-1550
 - 52) Kuypers H. The descending pathways to the spinal cord, their anatomy and function 1964; *Res*(11):178-200
 - 53) 江原義弘, 山本澄子. 歩き始めと歩行の分析. 東京都: 医歯薬出版, 2007:23-78
 - 54) 桐山望一. 足底圧の動的変化を指標とした健常成人の歩行制御および片麻痺歩行に関する研究. *医療保健学研究* 2012(3):1-40
 - 55) 小宮山伴与志. ヒトにおける四肢運動のリズム形成とその反射性制御. *Journal of the Society of Biomechanisms* 2012;36(2):66-72

- 56) Sakamoto M, Tazoe T, Nakajima T, et al. Voluntary changes in leg cadence modulate arm cadence during simultaneous arm. *Exp Brain* 2007;176(1):188-192
- 57) Nakajima T. Load-related modulation of cutaneous reflexes in the tibialis anterior muscle. *Eur J Neurosci* 2008;27(6):1566-1576
- 58) Christensen L, Morita H, Petersen N. Evidence suggesting that a transcortical reflex pathway contributes to cutaneous reflexes in the tibialis anterior muscle during walking in man. *Exp Brain* 1999;124:59-68
- 59) Nielsen J, Peterse N, Ballegaard M, et al. H-reflexes are less depressed following muscle stretch in spastic spinal cord injured patients than in healthy subjects. *Exp Brain* 1994;Res(633):343-347

付録

(APPENDIX)

1. 省略語対応表.....	A-2
2. EMG 解析パラメータ計算方法	A-4
2-1. EMG 代表値の算出方法	A-5
2-1-1. 整流化平均値 (ARV)	A-5
2-1-2. 標準化 ARV(%ARV)	A-5
2-1-3. 整流化積分値 (IEMG)	A-6
2-1-4. 標準化積分値 (%MVC)	A-6
2-1-5. 標準化整流化積分値 (%IEMG)	A-6
2-1-6. 平均パワー周波数 (MPF)	A-7
2-1-7. 中間パワー周波数 (MdPF)	A-7
2-1-8. 筋電図トータルパワー(IPSD)	A-7
3. 運動力学的評価パラメータの計算方法	A-8
データ処理方法	A-8
4. 歩行時のエネルギーについての概要と計算手法.....	A-9
4-1. 歩行時のエネルギー.....	A-9
4-1-1. エネルギー計算の定義.....	A-9
4-1-2. 運動エネルギーと位置エネルギーの計算方法.....	A-10
4-1-3. 外的パワー計算方法.....	A-12
4-1-4. 変換効率の算出方法.....	A-13

A-1. 省略語対応表

略称名	正式名称	日本語名	説明
① TA	Tibial Anterior Muscle	前脛骨筋	背屈筋
② AFO	Ankle Foot Orthosis	短下肢装具	足関節を制御する装具の総称
③ COG	Center of Gravity	身体合成重心	身体の子合成重心
④ DACS-AFO	Dorsiflexion Assist. Controlled by Spring AFO	ダックスAFO	背屈方向に補助するばねによって制御する装具
⑤ GS	Gait Solution AFO	ゲイトソリューション	底屈制動を油圧で制御する装具
⑥ GSD	Gait Solution Design	ゲイトソリューションデザイン	底屈制動を油圧で制御する装具の既製品
⑦ HGC	Heel Gait Cast	踵歩きのギブス療法	痙性抑制療法の一つ
⑧ SO	Solius Muscle	ヒラメ筋	底屈筋のひとつ
⑨ EMG	Electromyogram	筋電図	筋電の略称
⑩ MVC	Maximal Voluntary Contraction	最大随意収縮	最大随意収縮させたときのEMGデータ

略称名	正式名称	日本語名	説明
① ARV	Average Rectified Value	整流化平均値	いわゆる整流化(150ポイント)を実施し、解析区間内の平均値を求めたもので、運動単位の大きさを反映する
② %ARV	%Average Rectified Value	標準化整流化平均値	対象者の最大随意収縮で標準化した整流化平均値であり、最大随意収縮時を100%として、解析区間では何%の出力がされたかを示すもの
③ IEMG	Integrated Electromyogram	整流化積分値	整流化(150ポイント)を実施し、解析区間内の積分値を求めたもので、運動単位の大きさを反映する
④ %MVC	% Maximum Voluntary Contraction	標準化積分値	対象者の最大随意収縮で標準化した整流化積分値であり、最大随意収縮時を100%として、解析区間では何%の出力がされたかを示すもの
⑤ %IEMG	%Integrated Electromyogram	標準化整流化積分値	歩行中の最大筋活動を100%として、解析区間では何%の出力をしているのか標準化した整流化平均値
⑥ MPF	mean power frequency	平均パワー周波数	いわゆる周波数解析のひとつで、筋疲労解析などに用いられ、周波数帯域を推定し、遅筋や速筋成分などの分布や活動度を評価できる
⑦ MdPF	Median power frequency	中間パワー周波数	いわゆる周波数解析のひとつで、筋疲労解析などに用いられ、周波数帯域を推定し、遅筋や速筋成分などの分布や活動度を評価できる
⑧ IPSD	Integrated Power Spectrum Density	筋電図トータルパワー	いわゆる周波数解析のひとつで、筋トランクを推定できる評価パラメータ

略称名	正式名称		説明
	正式名称	日本語名	
① COP	Center of Pressure	足底圧中心	足底圧の中心を示したもの
② COG-Z	Center of Gravity Z	鉛直方向重心	鉛直方向の重心変位
③ EMG	Electromyogram	筋電図	筋電の略称
④ VPL	Ventral Posterior Lateral	外側腹側核	背髄視床路において最終的に視床で接続される部位
⑤ CPG	Central Pattern Generator	歩行パターン発生器	律動的な歩行パターンを生成する部位といわれる

第6章

A-2. EMG 解析パラメータ計算方法

A-2-1. EMG 代表値の算出方法

EMG の分析に用いる代表値として、本課題では

- ①整流化平均値
- ②対象者の最大随意収縮で標準化した整流化平均値
- ③整流化積分値
- ④対象者の最大随意収縮で標準化した整流化積分値
- ⑤歩行中の最大筋活動で標準化した整流化平均値
- ⑥平均パワー周波数
- ⑦中間パワー周波数
- ⑧筋電図トータルパワー

を分析対象とした。

なお、これらの代表値はノラクソン解析ソフトウェア（マイオリサーチ XP）にて解析対象区間を指定することで自動的に解析結果が出力される。事項以降に選考の代表値について説明する。

A-2-1-1. 整流化平均値(ARV)

整流化平均値(ARV:Average Rectified Value) はデータ処理が実施された歩行中における解析区間において、【1】式によって 150 ポイントの平均二乗振幅値(RMS : Root Mean Square)をかけ、【2】式によって、解析区間における ARV を求めた。

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{150} \int_0^{150} EMG(t)^2 dt} \quad 【1】$$

(t はサンプリング間隔, , EMG は解析元データ)

$$ARV = \frac{1}{h} \int_0^T |EMG(t)| dt \quad 【2】$$

(t はサンプリング間隔, T は解析区間時間, EMG は解析元データ, h は解析データポイント数)

A-2-1-2. 標準化 ARV(%ARV)

標準化 ARV(%ARV:%Average Rectified Value) は、筋力訓練装置（川崎重工業製：リハメイト）を用いて、対象者を股関節 90 度、膝関節 90 度、足関節 0 度（床面に対して 90 度）にした状態で坐位をとってもらい、底背屈の最大随意収縮（MVC）を各 5 秒間 3 セット実施した。その際の EMG

データから得た3セットにおける最大のRMSを求め、100% (MVC RMS) として【3】式を用いて、標準化したものを%ARVとした。

$$\%ARV = \frac{ARV}{MVC_{RMS}} * 100 \quad 【3】$$

A-2-1-3. 整流化積分値(IEMG)

整流化積分値(IEMG: Integrated Electromyogram) はデータ処理が実施された歩行中における解析区間において、【4】式によって区間積分を求めたものである。

$$IEMG = \int_0^T |EMG(t)| dt \quad 【4】$$

(Tは解析区間時間, EMGは解析データ)

A-2-1-4. 標準化積分値(%MVC)

標準化積分値(%MVC: % Maximum Voluntary Contraction) は、2-4で示す解析区間における積分値を示すものである。標準化の方法は%ARVと同様に筋力訓練装置を用いて、底背屈の最大随意収縮(MVC: Maximum Voluntary Contraction)を各5秒間3セット実施した。その際のEMGデータから得た3セットにおける最大のRMSを求め、100% (MVC RMS) として【5】式を用いて、標準化したものを%MVCとした。

$$\%MVC = \frac{RMS}{MVC_{RMS}} * 100 \quad 【5】$$

A-2-1-5. 標準化整流化積分値(%IEMG)

標準化整流化積分値(%IEMG: %Integrated Electromyogram)は、Mirka⁴⁵⁾らの標準化を参考に、【6】式のように、歩行周期中EMGのRMS最大振幅値(Gait-MC: Gait Maximum Contraction)を100%として標準化したものである。

$$\%IEMG = \frac{RMS}{Gait-MC_{RMS}} * 100 \quad 【6】$$

A-2-1-6. 平均パワー周波数(MPF)

平均パワー周波数(MPF:mean power frequency)は、解析データに対して、離散フーリエ変換(DFT: Discrete Fourier transform) を【7】式より、8192ポイント区間での高速フーリエ変換(FFT: Fast Fourier Transform)を行い、横軸に周波数、縦軸にパワー密度となるパワースペクトル図を作成した。FFTによって得られた周波数成分から【8】式を用いて、MPFを算出することが可能である。

$$P(\omega) = \int_0^J r_x(k)e^{-ikt} \quad 【7】$$

($P(\omega)$)は複素関数 ω のパワースペクトルで、 i が虚数記号、 $r_x(k)$ が離散信号 $x(k)$ の自己相関系列

$$\text{MPF(Hz)} = \frac{\int_0^{\infty} f \cdot P(f) df}{\int_0^{\infty} P(f) df} \quad 【8】$$

(Pはpower, fがfrequency)

A-2-1-7. 中間パワー周波数(MdPF)

中間パワー周波数(MdPF:Median power frequency)はパワースペクトル図において、その面積を2分する点の周波数を指す。具体的には

$$\int_0^{250} f \cdot P(f) df - \int_{250}^0 f \cdot P(f) df = 0 \quad 【9】$$

(Pはpower, fがfrequency)

を満たすとき、

$$\text{MdPF} = P(f) \quad 【10】$$

と定義される。

A-2-1-8. 筋電図トータルパワー(IPSD)

筋電図トータルパワー(Integrated Power Spectrum Density)は本文図2-4に示すパワースペクトル図における面積であり、等尺性収縮におけるIPSDと筋力には高い相関関係がある⁵²⁻⁵⁴⁾といわれており、IPSDの指標を用いた定量的分析である。

本課題におけるIPSDは8192ポイントの高速フーリエ変換によって得られたパワースペクトルから、【11】式を用いて周波数領域20Hz~250Hzにおけるパワーの2乗値の面積を計算した。

$$\text{IPSD} = \int_{20}^{250} f \cdot P(f)^2 df \quad 【11】$$

(Pはpower, fがfrequency)

A-3. 運動力学的評価パラメータの計算方法

A-3-1 データ処理方法

三次元動作解析システムによって得られたデータは、Vicon 社製の VICON Nexus1.71 を用いてマーカ座標に遮断周波数 10Hz の Butterworth filter をかけた。その後、Vicon 社製の Body Builder を用いて、計算に必要な仮想マーカ位置の算出を行い、Golem モデルから COG-Z の最大値、背屈モーメント（荷重応答期の最大値）と第 5 章で定義した足底 COP を求めた。なお、これらのパラメータは身長や体重などで標準化した。

また、計算された COG-Z は、静止立位時の COG-Z を基準データとし、【12】式を用いて標準化した。したがって各対象者における相対的評価となるため、本研究における解析結果はこれを Normalized COG-Z と定義した。

$$\text{Normalized COG-Z}(\%) = \left(\frac{\text{COG-Z}}{\text{static-COG-Z}} \right) \times 100 \quad \text{【12】}$$

(但し、COG-Z は歩行中に得られる COG-Z, static-COG-Z は静止立位時の COG-Z)

また、計算された背屈モーメント(Dorsiflexion Moment)の最大値は、ベースライン A1 における背屈モーメントの中央値を各対象者の基準データとし、A2~A4 の計測データを【13】式を用いて標準化した。したがって各対象者における相対的評価となるため、本研究における解析結果はこれを Normalized Dorsiflexion Moment と定義した。

$$\text{Normalized Dorsiflexion Moment}(\%) = \left(\frac{x}{A1} \right) \times 100 \quad \text{【13】}$$

(但し、A1 はベースラインで得られた背屈モーメント, x は A2~A4 期間で得られた背屈モーメント)

また、計算されたヒールロッカー期間の足底 COP(Foot COP)は、ベースライン A1 における足底 COP の中央値を各対象者の基準データとし、A2~A4 の計測データを【14】式を用いて標準化した。したがって各対象者における相対的評価となるため、本研究における解析結果はこれを Normalized Foot COP と定義した。

$$\text{Normalized Foot COP}(\%) = \left(\frac{x}{A1} \right) \times 100 \quad \text{【14】}$$

(但し、A1 はベースラインで得られた足底 COP, x は A2~A4 期間で得られた足底 COP)

A-4. 歩行時のエネルギーについての概要と計算手法

A-4-1. 歩行時のエネルギー

A-4-1-1. エネルギー計算の定義

Cavagna らの研究では、床反力計から得られる力の成分を積分することで、COG 情報を推定しており、この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計測し、算出された COG 情報を元に、力学的エネルギーについて算出した。

歩行における重心のエネルギー変化を計算するにあたっては、三次元動作解析で得られた COG-Z の位置情報から得られるピーク値が必要である。特に歩行を逆振り子（倒立振り子）と見た場合には、図 A1-1 のように COG-Z 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計算のためには、図 A1-1 のように相分けする必要がある。そのため倒立振り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は、COG-Z の最下点と最高点の情報が必要である。したがって麻痺側と非麻痺側の COG-Z 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てデータを抽出した。

このようにして抽出した範囲において、左右方向および鉛直方向と進行方向の COG 位置情報の変化から重心のエネルギーを計算することが可能である。図 A1-2-A のように COG 左右方向変位(x)を一階微分することで、図 A1-2-D のように COG 左右方向速度 (V_x)を求める。また図 A1-2-B のように COG 進行方向変位(y)を一階微分することで、図 A1-2-E のように COG 進行方向速度 (V_y)を求める。図 A1-2-C のように COG(z)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 A1-2-F のように COG 鉛直方向速度 (V_z)を求める。

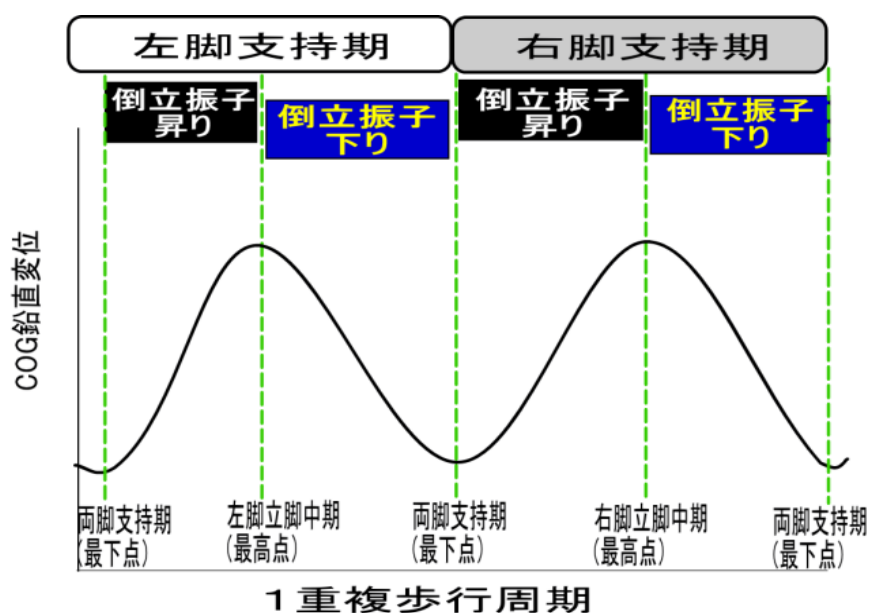


図 A1-1 相分け

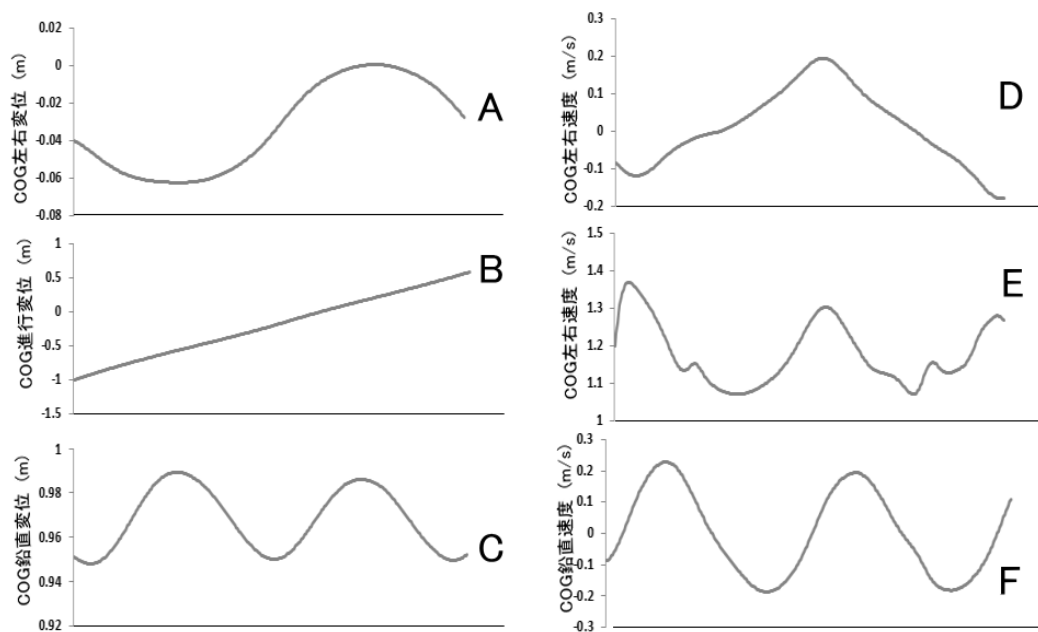


図 A1-2 速度算出の概要図

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

A-4-1-2. 運動エネルギーと位置エネルギーの計算方法

身体重心における左右方向の運動エネルギー $E_{k,x}$ を【15】式に示し, 進行方向の運動エネルギー($E_{k,y}$)を【16】式に示し, 鉛直方向の運動エネルギー($E_{k,z}$)を【17】式に示した. また, 位置エネルギー(E_p)を【18】式に, 総運動エネルギー(E_k)を【19】式に全エネルギー(E_{tot})を【20】式を用いて算出した.

$$E_{k,x} = \frac{1}{2}mV_x^2 \text{ 【15】}$$

$$E_{k,y} = \frac{1}{2}mV_y^2 \text{ 【16】}$$

$$E_{k,z} = \frac{1}{2}mV_z^2 \text{ 【17】}$$

$$E_p = mgZ \text{ 【18】}$$

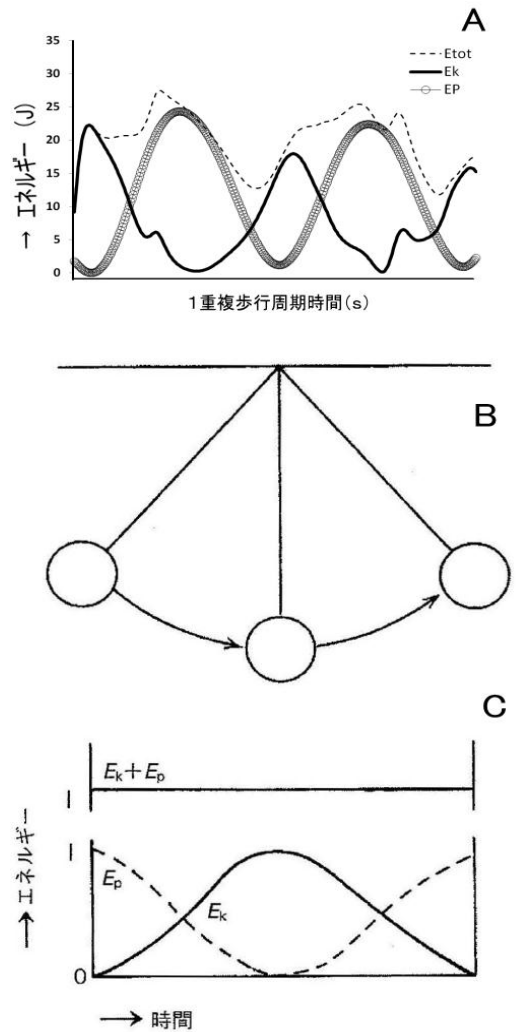
$$E_k = E_{k,x} + E_{k,y} + E_{k,z} \quad \text{【19】}$$

$$E_{tot} = E_k + E_p \quad \text{【20】}$$

但し、 m は身体質量、 g は重力加速度(9.8m/s^2)である。 $E_{k,y}$ は進行方向速度の2乗に比例するので、位置エネルギーを示す $E_{k,z}$ の最大値は運動エネルギーを示す $E_{k,y}$ の最小値と同じ局面で出現する。 V_z は重心の高さの最高時点と最低時点で0になるため、鉛直方向のエネルギー($E_{k,z} + E_p$)の振幅は位置エネルギーの振幅と同じになる。

このようにして健常者の自由歩行計測データを用いると、図A-1-3-Aのような身体重心エネルギーの増加量から重心を動かすための外的仕事を求めることができる。図A-1-3-Aの縦軸はエネルギーを示し、横軸は時間である。もし、ヒトの歩行において力学的なエネルギー変換効率が100%とするなら、図A-1-3-Bの単振子の場合では、図A-1-3-Cのように運動エネルギー(E_k)と位置エネルギー(E_p)は完全なる逆位相となり、全エネルギー(E_{tot})は一定となるが、歩行においては、摩擦や伝達ロスなどによって運動エネルギー(E_k)と位置エネルギー(E_p)は完全なる逆位相とならない。

しかしながら、重力に逆らって身体重心位置を保持するためには、筋などの外的エネルギーで補い位置エネルギーを担保することになる。特に図A-1-3-Aにおける(E_{tot})に着目すると、エネルギーが損失し、波形が下向きになっている区間があるが、この区間において位置エネルギーを担保するために筋活動をする必要があるといえる。



図A1-3 エネルギーの変化

A-4-1-3. 外的パワー計算方法

【21】、【22】式に示す W_x と W_y は、身体重心を左右および進行方向へ加速するための外的仕事、【23】式に示す W_f は水平方向へ加速するための外的仕事、【24】式に示す W_z は重力に対抗して身体重心を鉛直上方へ持ち上げるための外的仕事、【25】式に示す W_{ext} は筋が身体重心を動かすための外的仕事、 Δ はエネルギーの増加量である。これらの計算された外的仕事を本文図 5-3 に示したように COG 上下変位におけるピーク値から、倒立振子における昇りと下りを相分けし、相分けした区間において、これらの仕事を時間で除すことにより、重心を左右方向に加速するための外的パワー (PX: Power-X)、重心を進行方向に加速するための外的パワー (PY: Power-Y)、重心を水平方向に加速するための外的パワー (\dot{W}_f)、重心を持ち上げるための外的パワー (\dot{W}_z)、筋の発揮した外的パワー (\dot{W}_{ext}) を求めることができる。

なお、本研究では第4章で述べたように、非麻痺側の過剰な支持性がF波の出現頻度増加と筋活動の増加を示唆していたことから、本項では、片麻痺者歩行における、非麻痺側の倒立振子の昇り区間における (\dot{W}_{ext}) を評価パラメータとして採用し、UEW (Unaffected side Elevation \dot{W}_{ext}) と定義した。UEW は筋が発揮した外的パワーを示すものであり、外的パワーが減少する結果は、非麻痺側昇りにおける筋活動が減少したことを推定するものである。

$$W_x = \sum \Delta E_{k,x} \quad \text{【21】}$$

$$W_y = \sum \Delta E_{k,y} \quad \text{【22】}$$

$$W_f = W_x + W_y \quad \text{【23】}$$

$$W_z = \sum \Delta (E_{k,z} + Ep) \quad \text{【24】}$$

$$W_{ext} = \sum \Delta E_{tot} \quad \text{【25】}$$

また、計算された UEW は、ベースライン A1 における UEW の中央値を各対象者の基準データとし、A2~A4 の計測データを【26】式を用いて標準化した。したがって各対象者における相対的評価となるため、本研究における解析結果はこれを Normalized UEW と定義した。

$$\text{Normalized UEW}(\%) = \left(\frac{x}{A1} \right) \times 100 \quad \text{【26】}$$

(但し、A1 はベースラインで得られた UEW、 x は A2~A4 期間で得られた UEW)

A-4-1-4. 変換効率の算出方法

歩行の場合も振りと同様に、位置エネルギーと運動エネルギーが互に変換されるが、それらの変換は完全ではないため、全エネルギーは一定ではなく、図 A-1-3-A のように増減を示す。

全エネルギーの増加は筋によって仕事が行なわれたことを前述したが、筋による仕事は遊脚相において足の爪先が床に触れないように身体重心を鉛直方向に持ち上げるための仕事と両脚支持期に後ろ脚で後方に蹴って次の支持脚の真上に重心を持ち上げるための仕事と考えられる。

Cavagna¹⁰⁾は、歩行において位置エネルギーと運動エネルギーが相互に変換し合う率を変換効率とし、【27】式に示す%recovery で表した。

%recovery は位置エネルギーと運動エネルギーが完全に逆位相でその振幅が等しい場合に 100%となり、両エネルギーが完全に同位相の場合に 0%となる。

$$\%recovery = \frac{|W_x|+|W_y|+|W_f|-|W_{ext}|}{|W_x|+|W_y|+|W_f|} \times 100 \quad \text{【27】}$$

本項では、図 A1-1 のように相分けしたそれぞれの区間において%recovery を求め、

図 A1-4 に示すように、

麻痺側倒立振り上げにおける%recovery 値を AER (Affected side Elevation Recovery) ,

麻痺側倒立振り下りにおける%recovery 値を ADR (Affected side Downward Recovery),

非麻痺側倒立振り上げにおける%recovery 値を UER (Unaffected side Elevation Recovery) ,

非麻痺側倒立振り下りにおける%recovery 値を UDR (Unaffected side Downward Recovery)

と定義した。

また、倒立振子を効率よく使用するためには重力による下りのエネルギーを利用することが望ましいと考え、図 A1-4 に示すように、

麻痺側下りにおける進行方向の仕事率を APY (Affected side Downward Power-Y),

非麻痺側下りにおける進行方向の仕事率を UPY (Unaffected side Downward Power-Y)

と定義し、評価パラメータとして採用した。

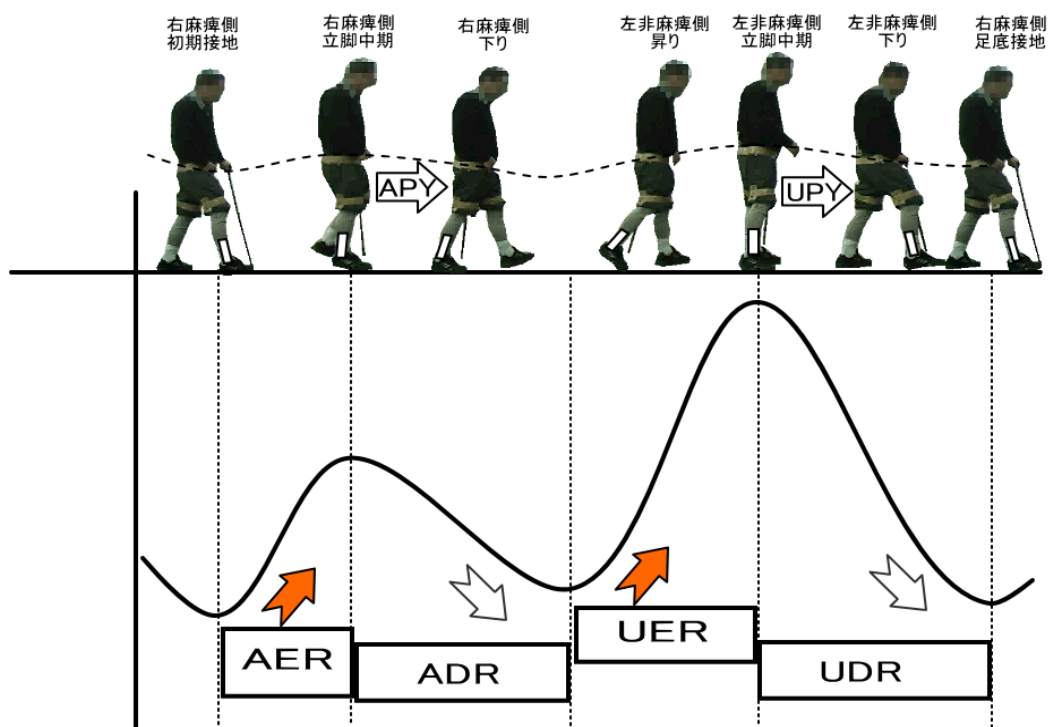


図 A1-4 エネルギーに関する用語の説明図