

底屈制動機能を有する短下肢装具を使用した装具療法に関する研究

Study on the brace therapy using ankle-foot orthosis with plantarflexion brake

春名 弘一* 昆 恵介** 細谷 志帆* 田中 勇治*

Hirokazu Haruna、 Keisuke Kon
Shiho Hosoya and Yuji Tanaka

Abstract

The aim of this study was to investigate the effect of Gait Solution on motor control of patients with stroke and explore its potential as a therapeutic device. Gait analysis was performed before and after using Gait Solution for 3 weeks. The results of this study suggested that a certain amount of in-use experience was needed in order to maximize its effectiveness and ankle rocker of gait would be improved by its continuous use. Changes in motor control strategies were demonstrated through improvement of various gait parameters, such as reduction in unnecessary brake to forward propulsion on the sound limb during stance phase. It was suggested that Gait Solution could serve as an effective therapeutic device by focusing its training both on smooth transition to loading response on the affected limb and avoiding unnecessary brake on the sound limb during gait.

1. はじめに

脳卒中患者の多くは片麻痺の病態を生じ、ヒトとして最も重要な移動手段である歩行に障害をきたす。歩行障害に対しては、理学療法が中核の治療法である。しかし、運動麻痺は不可逆的であるため、多くの片麻痺者は非麻痺側を中心とした残存機能の代償に基づく歩行パターンを形成する。

片麻痺歩行では、非麻痺側下肢は麻痺側下肢の機能低下を代償するために、立脚期で前脛骨筋と腓腹筋が同時収縮する時間的割合が増加し、かつ、同時収縮の割合が増加している患者ほど運動機能が低い傾向にある⁽¹⁾。片麻痺者の立位姿勢においても、非麻痺側下肢筋の同時収縮に基づく立位姿勢制御⁽¹⁾が報告され、非麻痺側下肢筋による同時収縮を含めた代償的運動制御は、麻痺側下肢での制御が困難であるという身体状況に適応した結果であり、運動モーメントの出力効率を高めるための適応反応と考えられている。

片麻痺者を対象としたリハビリテーションは、運動麻痺の回復を促す機能訓練が重要であることは言うまでもないが、運動麻痺の回復には限界があり、非麻痺側下肢による代償的運動制御を含め

て最適化を誘導していく必要がある⁽³⁾。しかし、どこまで片麻痺者の代償的運動制御を許すのが妥当であるか、実際にどのような介入を行えば最適な状態に近づくかという問題は未解決である。

片麻痺歩行の特徴は歩行速度低下をはじめ、耐久性低下、安定性の欠如など様々な問題があり、背景には力学的エネルギー変換効率の低下が存在する。歩行運動は、身体合成重心 (COG: Center of Gravity) の力学的エネルギー変換の観点では、非常に効率の良い動作であり、倒立振り子モデルと呼ばれ広く認知されている。倒立振り子モデルのパラダイムは、踵接地時に進行方向への運動エネルギーが最大になり、立脚期前半までの間に運動エネルギーは徐々に失われ、COG が上昇することにより位置エネルギーに変換される。立脚期の間、中間地点で位置エネルギーは頂点に達し、後半に入ると COG の低下に伴って、位置エネルギーが徐々に失われ、運動エネルギーに変換される。効率的な歩行を実現するためには、重力を上手に利用したエネルギー変換が重要であり、受動歩行ロボットがごく僅かなエネルギーで、健常者に近いスムーズな歩行を再現することからも実証されている。

* 北海道科学大学保健医療学部理学療法学科

** 北海道科学大学保健医療学部義肢装具学科

倒立振り子モデルを再現し、効率的な力学的エネルギー変換を実現するためには、Perry が提唱したロッカーファンクション⁽⁴⁾が重要な役割を果たし、ロッカーファンクションを補助する短下肢装具 (Ankle Foot Orthosis: AFO) としては、底屈制動短下肢装具が存在する。山本は⁽⁵⁾、AFO に必要な機能を検討した結果、立脚期の足関節底屈時に大きな制動モーメントを発生させ、背屈時に足関節を自由に背屈させる機能を有する、底屈制動短下肢装具 Gait Solution を開発した。Gait Solution はヒールロッカー時の足関節底屈運動を許しながら、荷重応答期において、AFO が有する底屈制動力により前脛骨筋による遠心性収縮の機能を補い、麻痺側への滑らかな荷重の受け継ぎを促す。ロッカーファンクションを基軸とすると、直接的にヒールロッカーを補助し、歩行の機能的役割としては、荷重の受け継ぎを補助する AFO である⁽⁶⁾。

本研究の目的は、底屈制動短下肢装具 Gait Solution 使用時の運動制御変化を縦断的に検討することで、底屈制動短下肢装具を用いた装具療法を考察することである。

2. 方法

2-1 Gait Solution 使用時の歩行パラメータ

(1) 被験者

実験期間中にリハビリテーションを受けていない、維持期片麻痺者 3 名とした (表 1)。

本実験の参加基準は、初発で一側病変の脳血管障害片麻痺であること、発症から 6 ヶ月以上経過し、かつ、症状の安定した維持期片麻痺者であること、著明な高次脳機能障害等がなく、指示理解が良好であること、介助なしで歩行可能であること、および底屈制動機能を有する AFO を日常的に使用した経験がなく、前型歩行で踵接地が可能であることとした。被験者にはヘルシンキ宣言に則り、研究内容と方法について口頭および書面にて十分に説明を行い、書面にて同意を得た。なお、本研究の内容は、北海道工業大学大学院研究倫理委員会 (倫理承認番号：第 6 号) にて承認を受けた。

(2) 方法

実験スケジュールは次のように設定した (図 1)。初日に三次元動作解析装置を用いて、底屈制動機能を有さない既存 AFO での歩行 (以下、既存 AFO) と Gait Solution 適合初日の歩行 (以下、GS 初日) を計測した。対象者に Gait Solution の継続使用に

対する承諾を得たうえで、3 週間後に Gait Solution 使用下で実験初日と同様の歩行計測 (以下、GS3 週後) を再度行った。使用した Gait Solution は、被験者本人の足型を採型し製作した。

比較検討を以下の 3 項目において行った。Gait Solution 適合時の歩行変化 (以下、GS 適合時変化) として、①既存 AFO と②GS 初日の比較とした。Gait Solution の適合および 3 週間の継続使用による歩行変化 (以下、GS 継続変化) として、①既存 AFO と③GS3 週後の比較とした。Gait Solution を適合した上での Gait Solution を継続使用したことによる歩行変化 (以下、GS 適合後変化) として、②GS 初日と③GS3 週後の比較とした。

Gait Solution の適合判定は、荷重応答期に足関節底屈運動を認め、被験者の主観として歩きやすくなることとし、初期角度・油圧の強度設定を行った。歩行の指導としては、「麻痺側下肢を踵から接地するように」と指示した。Gait Solution 適合初日の計測においては、AFO 変更にもなう疼痛や転倒などに関して、安全性を確認する目的で、Gait Solution 使用下にて十分な歩行練習時間を設けた。

計測機器は、6 台の赤外線カメラを装備した三次元動作解析装置 (Vicon Motion Systems 社製、VICON-MX) と縦 600 [mm] × 横 400 [mm] の床反力計 (AMTI 社製、OR6-7) 4 枚とし、体表マーカーは左右それぞれの肩峰、大転子と上前腸骨棘を

表 1 被験者の情報

	症例1	症例2	症例3
性別	女性	男性	男性
年齢 (年)	33	58	37
診断名	脳梗塞	脳出血	脳出血
麻痺側	左	右	右
罹患期間 (月)	20	112	28
下肢BRS	III	IV	IV
下肢FMA	9 (41%)	18 (82%)	20 (91%)
下腿三頭筋MAS	2	2	1
歩行レベル	屋内見守り	屋外自立	屋外自立
既存のAFO	金属支柱付AFO (底屈制限・背屈遊動)	タマラックAFO	ORUTOP AFO
身長 (cm)	160	172	175
体重 (kg)	57	74	75



図 1 実験スケジュール

結んだ線上の大転子から 1/3 の点、膝関節裂隙外側中央、外果、第 5 中足骨頭、踵部、上前腸骨棘、上後腸骨棘の合計 16 点とした。サンプリング周波数は 120[Hz]とした。パラメータは、過去の報告⁽⁷⁾を参考に歩行速度、非麻痺側歩幅、立脚期 COG 高さ、麻痺側足関節背屈モーメントピーク値、麻痺側足関節底屈モーメントピーク値とした。非麻痺側歩幅は身長で除し、立脚期 COG 高さは、非麻痺側立脚期の COG 高さ(ピーク値)に対する麻痺側立脚期の COG 高さ(ピーク値)の割合を求めた。麻痺側足関節背屈モーメントピーク値、麻痺側足関節底屈モーメントピーク値は、身長と体重による正規化を行った。

統計学的処理は R2. 8. 1 を使用し、steel dwass を実施した。有意水準は 5[%]未満とした。

2-2 Gait Solution 使用時の歩行周期の時間因子と非麻痺側下肢における代償的運動制御

(1) 被験者

実験期間中にリハビリテーションを受けていない、維持期片麻痺者 3 名とした(表 1)。

(2) 方法

実験スケジュール(図 2)は、個々の運動制御の変化を縦断的に検討する目的で、シングルシステムデザインの AB 法⁽⁸⁾を採用した。ベースライン期(以下、BL 期)として、底屈制動機能を有さない既存 AFO で週 1 回の頻度で 3 週間にわたり動作筋電図(Electromyogram: EMG)計測を行った。BL 期終了時に Gait Solution を適合し Gait Solution 介入期(以下、GS 介入期)として週 1 回の頻度で 3 週間にわたり EMG 計測を行った。GS 介入期では実生活でも Gait Solution を使用した。BL 期で EMG 計測を行った 4 セッションを BL1 から BL4 とし、GS 介入期で EMG 計測を行った 4 セッショ

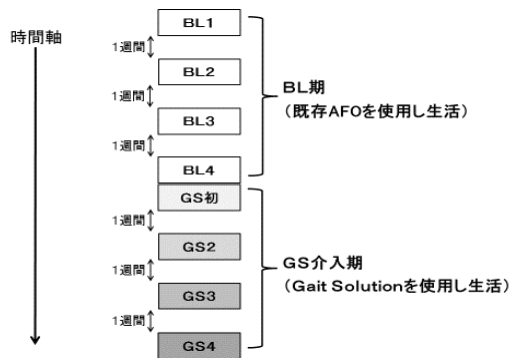


図 2 実験スケジュール

ンを GS 初から GS4 とした。

実験は 10[m]の平地歩行路にて自由歩行を 6 試行行い、1 試行につき 1 歩行周期の EMG データを収集した。EMG 計測器は、NORAXON 社製、TeleMyo G2 を使用し、導出筋は非麻痺側前脛骨筋(Tibialis Anterior: TA)、非麻痺側内側腓腹筋(Gastrocnemius medialis: GC)とした。

EMG 計測のサンプリング周波数は 1500[Hz]とし、歩行周期の時期を判別する目的でデジタルビデオカメラと同期させた。RAW データは全波整流化の後、移動平均処理を行い、1 歩行周期の移動平均最大値を 100[%]に正規化した値(% of Max EMG: %TA、%GC)を求めた。

同時収縮指標⁽⁹⁾を式(1)で求め、両脚支持期 1(非麻痺側前脚、麻痺側後脚)、単脚支持期、両脚支持期 2(麻痺側前脚、非麻痺側後脚)、遊脚期に区分した。

$$\text{同時収縮指標}[\%] = \frac{\%TA \times \%GC}{100} \quad (1)$$

統計学的処理は、同時収縮指標と歩行周期の時間因子を対象とし、R2. 8. 1 を使用し、steel dwass を実施した。有意水準は 5[%]未満とした。

2-3 Gait Solution 使用時の COG の力学的エネルギー

(1) 被験者

実験期間中に介護保険サービスや外来にてリハビリテーション治療を受けていない、維持期片麻痺者 5 名とした(表 2)。

(2) 方法

実験スケジュールと比較検討の組合せを図 1 と同様の計画で行った。

COG の力学的エネルギーの算出は Cavana ら⁽¹⁰⁾の方法を応用し、三次元動作解析装置を用いて算出した COG 位置データを元に計算した⁽¹¹⁾。パラ

表 2 被験者の情報

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

メータは外的パワーとして COG を進行方向に加速するための外的パワー (W_y)、COG を持ち上げるための外的パワー (W_z) とし、麻痺側・非麻痺側それぞれの倒立振り子昇りと降りに相分けた。COG の力学的エネルギー変換効率 (以下、%recovery^(10, 11)) は1歩行周期平均、麻痺側立脚期平均、非麻痺側立脚期平均に相分けた。

統計学的処理は、 W_y 、 W_z および %recovery を対象に R2. 8. 1 を使用し、steel dwass を実施した。有意水準は 5[%]未満とした。

3. 結果

3-1 Gait Solution 使用時の歩行パラメータ

表 3 に歩行パラメータの変化を示す。Case1 では、GS 適合時変化で有意に変化したパラメータは、立脚期 COG 高さのみであった。また、立脚期 COG 高さは GS 適合後変化で有意差を認めなかった。歩行速度は、GS 適合時変化では有意差を認めなかったが、GS 継続変化、GS 適合後変化において有意差を認めた。Case2 では、GS 適合時変化で有意差を認めたパラメータは、麻痺側足関節背屈モー

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

3-2 Gait Solution 使用時の歩行周期の時間因子と非麻痺側下肢における代償的運動制御

(1) 歩行周期の時間因子

表 4 に歩行周期の時間因子、図 3 に歩行周期の時間因子の統計結果を示す。BL 期と比較して GS 介入期では全被験者において両脚支持期 2 の時間が短縮した。また、両脚支持期 2 の時間短縮に関する統計学的差異について、Case1 は GS4 のみ、Case2 は GS 初以降、Case3 は GS3 以降で差異を認めた。他の項目でも統計学的有意差が存在するが、BL 期と GS 介入期の間で明確な傾向は認めなかった。

表 3 歩行パラメータ変化 Mean(SD) *P<0.05 **P<0.01

	①既存AFO	②GS初日	③GS3週後	GS適合時変化 ①vs②	GS継続変化 ①vs③	GS適合後変化 ②vs③
Case1	歩行速度 [m/s]	0.39 (0.03)	0.41 (0.05)	0.50 (0.02)	**	*
	非麻痺側歩幅/身長	0.25 (0.02)	0.27 (0.02)	0.27 (0.03)		
	立脚期COG高さ 麻痺側/非麻痺側 [%]	98.39 (0.33)	99.00 (0.22)	99.05 (0.13)	**	**
	麻痺側足関節背屈モーメントピーク値 [Nm/kg・m]	0.011 (0.010)	0.038 (0.033)	0.027 (0.025)		
	麻痺側足関節底屈モーメントピーク値 [Nm/kg・m]	0.514 (0.034)	0.478 (0.031)	0.534 (0.010)		
Case2	歩行速度 [m/s]	0.59 (0.04)	0.61 (0.03)	0.64 (0.01)	**	*
	非麻痺側歩幅/身長	0.26 (0.02)	0.26 (0.01)	0.28 (0.01)	**	*
	立脚期COG高さ 麻痺側/非麻痺側 [%]	98.00 (0.25)	98.15 (0.17)	98.63 (0.17)	**	**
	麻痺側足関節背屈モーメントピーク値 [Nm/kg・m]	-0.004 (0.015)	0.042 (0.042)	0.079 (0.010)	*	*
	麻痺側足関節底屈モーメントピーク値 [Nm/kg・m]	0.385 (0.026)	0.386 (0.023)	0.481 (0.057)	**	**
Case3	歩行速度 [m/s]	0.75 (0.03)	0.76 (0.02)	0.85 (0.04)	**	**
	非麻痺側歩幅/身長	0.29 (0.02)	0.30 (0.01)	0.34 (0.01)	**	**
	立脚期COG高さ 麻痺側/非麻痺側 [%]	98.41 (0.10)	98.68 (0.20)	99.19 (0.18)	**	**
	麻痺側足関節背屈モーメントピーク値 [Nm/kg・m]	0.024 (0.005)	0.038 (0.005)	0.038 (0.007)	**	**
	麻痺側足関節底屈モーメントピーク値 [Nm/kg・m]	0.562 (0.046)	0.580 (0.041)	0.640 (0.045)	**	*

表 4 歩行周期の時間因子 [秒] Mean(SD)

	BL1	BL2	BL3	BL4	GS初	GS2	GS3	GS4
Case1	両脚支持期1	0.44(0.10)	0.40(0.02)	0.36(0.05)	0.38(0.07)	0.39(0.07)	0.35(0.08)	0.38(0.07)
	単脚支持期	0.84(0.12)	0.78(0.11)	0.82(0.10)	0.78(0.08)	0.78(0.06)	0.80(0.07)	0.78(0.04)
	両脚支持期2	0.31(0.06)	0.31(0.03)	0.30(0.03)	0.29(0.06)	0.28(0.05)	0.27(0.04)	0.29(0.03)
	遊脚期	0.38(0.03)	0.38(0.06)	0.37(0.03)	0.40(0.03)	0.43(0.05)	0.44(0.05)	0.43(0.05)
Case2	両脚支持期1	0.23(0.02)	0.23(0.03)	0.23(0.02)	0.24(0.02)	0.22(0.02)	0.21(0.02)	0.22(0.02)
	単脚支持期	0.56(0.03)	0.60(0.03)	0.58(0.04)	0.60(0.03)	0.57(0.03)	0.60(0.03)	0.58(0.02)
	両脚支持期2	0.12(0.01)	0.11(0.01)	0.12(0.02)	0.11(0.01)	0.10(0.01)	0.09(0.01)	0.09(0.01)
	遊脚期	0.53(0.04)	0.52(0.03)	0.52(0.02)	0.53(0.02)	0.52(0.01)	0.49(0.03)	0.49(0.03)
Case3	両脚支持期1	0.22(0.03)	0.23(0.03)	0.26(0.03)	0.23(0.02)	0.22(0.03)	0.22(0.03)	0.19(0.03)
	単脚支持期	0.55(0.03)	0.55(0.03)	0.56(0.03)	0.56(0.05)	0.56(0.02)	0.59(0.03)	0.58(0.03)
	両脚支持期2	0.15(0.02)	0.16(0.02)	0.16(0.02)	0.15(0.01)	0.15(0.01)	0.15(0.02)	0.13(0.01)
	遊脚期	0.46(0.04)	0.46(0.06)	0.45(0.05)	0.47(0.07)	0.42(0.03)	0.41(0.05)	0.43(0.03)

表 5 非麻痺側下肢筋同時収縮指標 [%] Mean(SD)

		BL1	BL2	BL3	BL4	GS初	GS2	GS3	GS4
Case1	両脚支持期1	16.69(10.81)	15.83(6.11)	8.32(5.44)	10.86(4.16)	16.19(8.90)	9.99(2.32)	16.00(5.15)	19.96(4.69)
	単脚支持期	6.72(2.89)	11.76(3.92)	11.93(5.34)	6.81(0.51)	7.99(1.58)	5.16(1.84)	9.42(2.41)	8.05(1.74)
	両脚支持期2	16.15(4.86)	22.67(7.50)	16.61(7.29)	15.90(2.40)	14.69(4.05)	9.47(2.01)	15.51(6.55)	13.33(3.17)
	遊脚期	13.09(7.27)	10.76(3.75)	10.45(3.20)	8.76(2.09)	9.24(1.19)	10.75(3.65)	7.53(1.70)	9.05(1.62)
Case2	両脚支持期1	11.41(2.01)	13.90(4.66)	14.77(8.72)	16.04(6.71)	35.77(9.06)	27.99(6.90)	15.80(4.96)	16.80(5.71)
	単脚支持期	16.72(1.62)	18.56(4.85)	18.47(5.92)	17.44(7.35)	30.85(7.74)	20.75(2.33)	22.42(3.22)	18.08(1.41)
	両脚支持期2	48.53(7.46)	47.03(14.34)	48.83(15.47)	45.28(7.37)	28.66(8.54)	37.32(5.01)	16.57(5.22)	13.85(6.29)
	遊脚期	13.44(3.99)	14.61(3.83)	13.46(3.59)	16.12(4.91)	15.47(6.22)	15.83(4.59)	11.06(1.48)	12.77(2.22)
Case3	両脚支持期1	21.72(9.18)	19.17(10.61)	16.23(3.71)	18.04(4.60)	22.40(6.22)	24.98(10.10)	25.70(12.24)	19.87(5.57)
	単脚支持期	20.83(11.03)	22.60(11.10)	23.51(9.94)	19.11(6.50)	15.12(6.50)	14.26(3.09)	10.93(4.85)	10.36(5.97)
	両脚支持期2	6.34(0.97)	6.33(1.28)	6.75(1.45)	7.58(1.13)	5.62(1.53)	4.83(1.14)	4.38(0.53)	3.36(0.94)
	遊脚期	5.11(1.29)	4.96(1.16)	5.71(1.55)	5.26(0.85)	4.66(1.03)	3.27(0.77)	4.09(1.15)	3.71(1.07)

図 3 歩行周期の時間因子の統計結果 *p<0.05 **p<0.01

■ BL 期内の統計結果

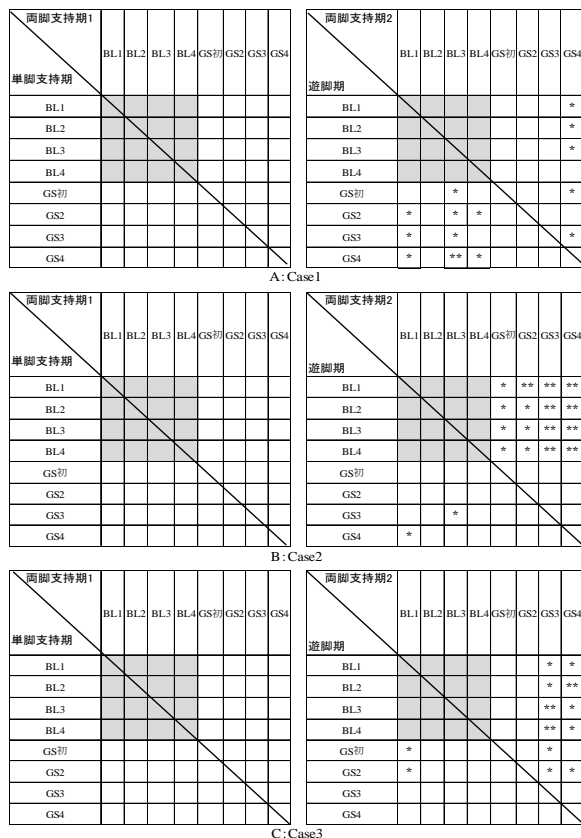
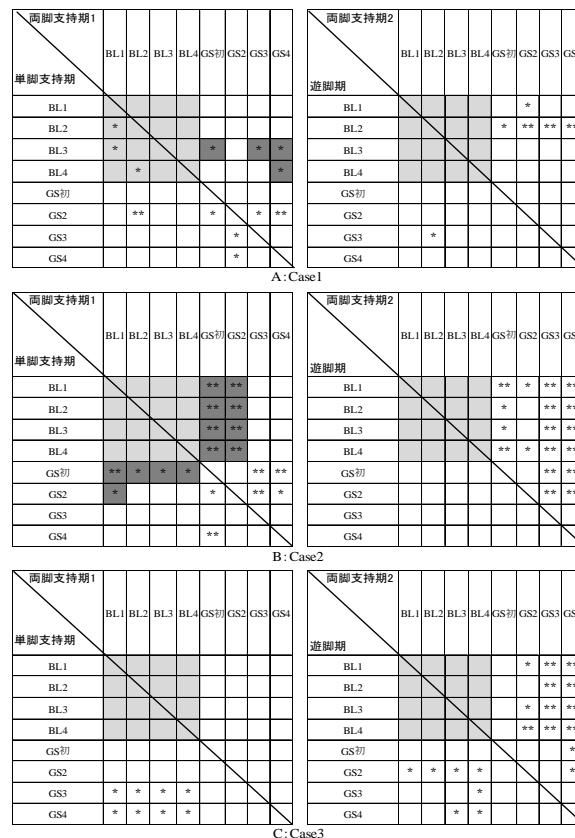


図 4 非麻痺側下肢筋同時収縮指標の統計結果 *p<0.05 **p<0.01

■ BL 期内の統計結果 ■ BL 期と比較して増加した結果



(2) 同時収縮指標

表 5 に非麻痺側下肢筋同時収縮指標、図 4 に非麻痺側下肢筋同時収縮指標の統計結果を示す。Case1 では、単脚支持期において、BL 期内で統計学的差異を認めた。Case2 では、両脚支持期 2 において GS 介入期で同時収縮指標が減少した。両脚支持期 1、単脚支持期の同時収縮指標は、GS 初～GS2 の時期で BL 期より高値を示した。Case3 では、GS 介入期で単脚支持期、両脚支持期 2 の同時収縮指標が GS2 以降で減少を認めた。

3-3 Gait Solution 使用時の COG の力学的エネルギー

W_y の結果を表 6、 W_z を表 7、%recovery を表 8 に示す。 W_y は非麻痺側降りの相において、GS 継続変化ですべての被験者で増加を認めた。 W_z は GS 継続変化、GS 適合後変化で増加を示したケースが多かった。%recovery は 1 歩行周期平均の GS 継続変化において、すべての被験者で向上を認めた。また、麻痺側立脚期平均と非麻痺側立脚期平均との比較では、非麻痺側立脚期平均で向上した被験者が多かった。

表 6 W_y [W/Kg] Mean(SD) *p<0.05 **p<0.01

	①既存AFO	②GS初日	③GS3週後	GS適合時変化 ①vs②	GS継続変化 ①vs③	GS適合後変化 ②vs③
麻痺側昇り						
case1	1.4(0.4)	-0.2(1.6)	-1.8(0.8)		*	
case2	-7.0(3.3)	-6.5(2.7)	-9.5(2.9)			*
case3	-0.2(1.6)	-2.2(1.4)	-2.3(0.7)	*	*	
case4	-0.4(0.3)	-0.5(0.3)	-0.5(0.1)			
case5	0.4(0.2)	0.2(0.2)	-0.1(0.2)		**	*
麻痺側降り						
case1	0.4(0.9)	0.9(0.5)	1.0(0.6)			
case2	4.3(1.0)	5.5(1.6)	6.4(2.4)			
case3	3.6(2.7)	3.7(1.2)	5.5(1.5)			
case4	-0.3(0.1)	0.8(0.3)	0.8(0.2)	**	**	
case5	1.1(0.3)	1.6(0.5)	1.5(0.2)	*	**	
非麻痺側昇り						
case1	-3.5(0.6)	-3.2(0.6)	-4.5(0.6)			*
case2	-7.6(1.5)	-9.3(1.7)	-13.0(5.6)		*	
case3	-7.7(2.6)	-6.1(1.2)	-8.3(1.2)			*
case4	-1.1(0.2)	-1.1(0.2)	-1.5(0.2)		*	*
case5	-2.0(0.4)	-2.1(0.5)	-2.1(0.3)			
非麻痺側降り						
case1	2.9(0.3)	3.9(1.2)	5.5(0.8)		*	
case2	10.2(1.6)	9.3(1.9)	12.8(2.1)		*	**
case3	6.2(1.3)	5.5(1.5)	8.1(0.9)		**	**
case4	1.5(0.1)	1.4(0.2)	1.7(0.1)		*	*
case5	0.4(0.1)	0.4(0.1)	0.7(0.1)		**	**

表 7 W_z [W/Kg] Mean(SD) *p<0.05 **p<0.01

	①既存AFO	②GS初日	③GS3週後	GS適合時変化 ①vs②	GS継続変化 ①vs③	GS適合後変化 ②vs③
麻痺側昇り						
case1	12.4(2.7)	14.1(2.2)	16.9(0.7)		*	*
case2	14.6(1.8)	14.2(1.7)	15.2(3.9)			
case3	5.8(0.8)	7.1(1.5)	7.9(1.7)		*	
case4	10.5(1.5)	9.9(1.6)	9.3(0.8)			
case5	8.6(2.8)	10.1(1.9)	12.5(1.3)		*	*
麻痺側降り						
case1	-5.6(0.3)	-6.6(1.3)	-6.9(1.3)			
case2	-14.5(1.6)	-15.8(1.9)	-21.7(4.8)		**	**
case3	-2.5(1.1)	-4.7(1.3)	-7.4(1.0)	*	**	*
case4	-10.1(2.5)	-12.6(1.5)	-10.3(1.1)			*
case5	-8.2(1.5)	-8.7(1.8)	-10.4(1.1)		*	
非麻痺側昇り						
case1	11.3(1.6)	11.3(1.3)	12.2(0.8)			
case2	23.9(0.8)	24.8(2.3)	28.0(4.0)		*	*
case3	27.3(1.7)	25.4(0.9)	21.5(1.1)		**	**
case4	15.4(2.1)	16.4(1.1)	14.6(0.8)			*
case5	19.3(2.4)	17.1(1.9)	14.7(1.2)		**	*
非麻痺側降り						
case1	-19.0(2.3)	-18.9(2.4)	-22.6(1.2)			*
case2	-23.6(2.2)	-22.2(1.6)	-25.0(3.1)			*
case3	-28.8(1.5)	-29.3(2.3)	-22.9(1.6)		**	**
case4	-14.6(0.7)	-15.5(0.5)	-14.9(1.4)			
case5	-18.2(1.3)	-17.1(1.3)	-17.3(2.4)			

表 8 %recovery [W/Kg] Mean(SD) *p<0.05 **p<0.01

	①既存AFO	②GS初日	③GS3週後	GS適合時変化 ①vs②	GS継続変化 ①vs③	GS適合後変化 ②vs③
1歩行周期平均						
case1	22.3(5.7)	28.1(7.1)	34.8(2.5)		*	
case2	55.1(6.9)	56.0(4.9)	62.3(3.9)		*	*
case3	43.8(14.5)	49.5(5.4)	59.5(6.9)		*	*
case4	10.2(0.3)	12.5(1.1)	15.5(1.1)	*	**	**
case5	11.6(1.3)	14.2(2.3)	15.0(1.3)		**	
麻痺側立脚期平均						
case1	7.7(9.5)	17.1(15.8)	22.6(7.5)			
case2	53.2(14.6)	55.8(9.9)	60.4(7.4)			
case3	43.2(21.9)	64.1(12.0)	65.1(13.6)			
case4	3.6(2.2)	10.5(2.3)	12.0(1.5)	**	**	
case5	11.5(2.2)	15.5(1.8)	13.8(1.6)	**		
非麻痺側立脚期平均						
case1	37.0(5.8)	39.1(4.2)	46.5(4.5)			
case2	57.0(3.0)	56.3(3.3)	64.2(6.3)		**	**
case3	44.4(11.3)	35.0(3.0)	54.0(2.5)			**
case4	16.9(1.1)	14.5(1.7)	19.1(1.3)		*	**
case5	11.6(1.4)	12.9(3.0)	16.2(1.8)		**	*

4. 考察

4-1 Gait Solution 使用時の歩行パラメータ

2名の被験者においてGS適合時変化でパラメータ変化が乏しく、GS継続変化、GS適合後変化で多くの歩行パラメータの変化を認めた。

麻痺側背屈モーメントピーク値と立脚期COG高さの変化はGait Solutionが発生する背屈モーメントによる一次的效果であり、麻痺側底屈モーメントピーク値、非麻痺側歩幅の増加は、二次的效果としてのアングルロッカーの改善を示唆している。Gait Solutionは直接的にはヒールロッカーに寄与するが、継続的な使用によりアングルロッカーが改善することを示唆した。また、Gait Solutionが有する底屈制動機能を有効に発揮し、歩行パラメータを変化させるためには一定の適応時間が必要で、Gait Solutionの使い方を学習する必要があると考えられる。

4-2 Gait Solution 使用時の歩行周期の時間因子と非麻痺側下肢における代償的運動制御

(1) 歩行周期の時間因子

Gait Solutionが直接効力を発揮する時期は、非麻痺側を観察肢とした場合、両脚支持期2（麻痺側前脚、非麻痺側後脚）の時期である。GS介入期における両脚支持期2の時間短縮は、歩行の機能的役割において、荷重の受け継ぎが改善したことを意味している。改善の時期としては、統計的有意差を示した時期の違いから、Gait Solutionへの適応には個人差が存在すると考える。

(2) 同時収縮指標

1名の被験者においてBL期内で統計学的に有意な変動を認めた。本実験では、BL期を基礎水準測定期として位置づけ、複数回の測定値を独立変数としているために、BL期の変動はデータの信頼性を脅かす結果となる。Case1の単脚支持期におけるBL期の同時収縮指標の結果は、日間変動が大きく、信頼性が低い結果となった。Case2、3の2名では、GS介入期における両脚支持期2の同時収縮指標減少を認めた。要因としては、Gait Solutionにより、荷重の受け継ぎの機能的役割を補うことにより、対応する両脚支持期2の時期で非麻痺側の前脛骨筋と内側腓腹筋の同時収縮による駆動力調整を行う必要がなくなったためと考える。

統計的有意差を示した時期は歩行周期の時間因子の結果と同様に個人差を示した。また、Case2の

両脚支持期1、単脚支持期の同時収縮指標はGS初～GS2の時期で高値を示していた。Osuら⁽¹²⁾は運動の学習過程をstiffnessの指標を用いて考察している。Stiffnessが高い状態は、関節周りの筋の同時収縮による「固い」制御を行っていることを示し、運動が習熟し上達するほど「肩の力が抜ける」、「力まずに」走ったら良い記録が出たなど、余分な力が入らない「やわらかい」制御になると考えられている。Osuら⁽¹²⁾の研究では、課題の施行を重ねるごとに全体でみればやわらかい制御になるが、試行に失敗すると、その後1～3回程度の試行は固い制御に戻して成功しようと試みるという興味深い結果を示した。Case2の両脚支持期1、単脚支持期の同時収縮指標がGS初～GS2で高値を示した要因としては、Gait Solution使用による歩行速度や歩幅の増大などの運動変化にともない、非麻痺側での運動制御を修正する必要がある、GS初～GS2は、試行錯誤による学習（trial & learning）の時期であった可能性が考えられる。増大した同時収縮指標が、GS3～GS4でBL期の水準に戻っていることもGS初～GS2が試行錯誤による学習の時期であった可能性を示唆している。

GS介入期における両脚支持期2の同時収縮指標は、Gait Solutionが直接効力を発揮する時期に対応していた。つまり、Gait Solutionの使用により、荷重の受け継ぎの機能的役割を補うことで、対応する非麻痺側の運動制御が変化したことを示唆した。また、十分な運動制御の変化を期待するには一定期間の使用経験や学習が必要と考える。

4-3 Gait Solution 使用時のCOGの力学的エネルギー

%recoveryは1歩行周期平均で全例向上を認め、麻痺側立脚期平均と非麻痺側立脚期平均の比較では、非麻痺側立脚期で有意に向上している被験者が多い。興味深い点としては、AFOは麻痺側に装着するため、非麻痺側には直接影響しないが、%recoveryは非麻痺側立脚期平均で変化した被験者が多かった。また、GS適合後変化の非麻痺側降りの相において W_y が全例増加していた。非麻痺側降り W_y 増加は麻痺側を「踏み込む」という運動制御の変化を意味している。この現象は、Gait Solutionの使用により、麻痺側への荷重の受け継ぎがスムーズになり、非麻痺側立脚期での推進力制御が不要となったことと示唆している。

4-4 総合考察

本研究は、Gait Solution 使用時の運動制御変化を明らかにし、装具療法の一助となる知見を見出すことを目的とした。その結果、以下のことが明らかになった。

- 1) Gait Solution は直接的にはヒールロッカーに寄与するが、継続的な使用によりアングルロッカーが改善する。
- 2) Gait Solution は歩行の機能的役割として荷重の受け継ぎを補うが、荷重の受け継ぎは非麻痺側から麻痺側へ荷重を受け継ぐため、駆動力を生み出す非麻痺側の運動制御も含めて、Gait Solution の使い方を学習する必要がある。
- 3) Gait Solution が直接効力を発揮する時期である両脚支持期の時間が短縮し、非麻痺側下肢筋の同時収縮指標が低下した。しかし、この結果が出現するまでの時間には個人差が存在する。
- 4) Gait Solution の継続的な使用によって、1 歩行周期平均%recovery が向上する。また、%recovery の変化は麻痺側よりも非麻痺側で変化が大きく、%recovery 向上の要素としては、非麻痺側下肢の運動制御の習熟が重要であることを示唆した。
- 5) Gait Solution を継続使用することで、滑らかな麻痺側への荷重の受け継ぎが遂行可能となり、この身体状況の変化に適応した結果、非麻痺側立脚後期での推進力制御が不要となるという運動制御の変化が出現する。

以上より、底屈制動短下肢装具 Gait Solution を用いた装具療法としては、底屈制動機能を活用し、滑らかな麻痺側への荷重の受け継ぎを強調したトレーニングと平行して、非麻痺側で過剰な駆動力制御を行わせないことが有効と考える。

5. おわりに

本研究は、既発表のいくつかの論文をまとめ、さらに新しい結果や考察を加えた総合論文である。

本研究では、Gait Solution の継続使用によって運動制御が変化することを示したが、縦断研究のために被験者が少なく、一般化に限界が生じた。今後は、横断研究の採用や、臨床現場で手軽に計測可能な手法を用いるなどの工夫を行い、外的妥当性を検討する予定である。

参考文献

(1) Lamontagne A, Malouin F, Richards CL,

- Dumas F. : Mechanisms of disturbed motor control in ankle weakness during gait after stroke, *Gait Posture*, 15(3), 244-255, (2002).
- (2) 長谷公隆, 佐古めぐみ, 千野直一: 姿勢制御の機能的再構築, *臨床脳波*, 43 (11), 717-722, (2001).
- (3) 長谷公隆: 学習理論に基づくリハビリテーション医療の重要性, 長谷公隆 (編): 運動学習理論に基づくリハビリテーションの実践, 2-13, 医歯薬出版, (2008).
- (4) Perry J: *Gait Analysis*, Slack, 29-87, (1992).
- (5) 山本澄子: 動作分析にもとづく片麻痺者用短下肢装具の開発, *理学療法科学*, 18(3), 115-121, (2003).
- (6) 春名弘一, 杉原俊一, 昆恵介・他: 油圧制動短下肢装具 Gait Solution の継続使用による脳血管障害片麻痺者の歩行変化, *理学療法科学*, 26(5), 673-677, (2011).
- (7) 関川伸哉, 関和則, 山本澄子・他: 装具機能と片麻痺歩行との関連性について-運動学および動作筋電図学的解析から-, *バイオメカニズム学会誌*, 27(2), 87-94, (2003).
- (8) 岩本隆茂, 川俣甲子夫: シングル・ケース研究法-新しい実験計画法とその応用, 29-58, 勁草書房, (1990).
- (9) 春名弘一, 杉原俊一, 昆恵介・他: 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*, 27(4), 232-239, (2011).
- (10) Cavagna GA, and Kaneko M. : Mechanical work and efficiency in level walking and running, *Journal of Physiology*, 268(2), 467-481, (1977).
- (11) Hirokazu Haruna, Shunichi Sugihara, Keisuke Kon, et al. : Change in the Mechanical Energy of the Body Center of Mass in Hemiplegic Gait after Continuous Use of a Plantar Flexion Resistive Ankle-foot Orthosis, *Journal of physical therapy science*, 25(11), 2437-2443, (2013).
- (12) Osu R, Franklin DW, Kato H, et al. : Short-and Long-Term Changes in Joint Co-Contraction Associated With Motor Learning as Revealed From Surface EMG, *Journal of Neurophysiology*, 88(2), 991-1004, (2002).