
一般演題

ポスターセッション

第1日目 11月10日(土)

足関節運動方向の制限による歩容変化

キーワード: 下肢装具, 歩行分析, 足関節

河村病院リハビリテーション科¹⁾, 藤田保健衛生大学医療科学部²⁾○小山 総市朗¹⁾, 酒井 洋子¹⁾, 武田 和也¹⁾, 加藤 勇気¹⁾, 青山 貴文¹⁾, 村山 弥史¹⁾, 森 広大¹⁾, 本谷 郁雄¹⁾, 田辺 茂雄²⁾, 大塚 圭²⁾, 渡辺 章由²⁾, 櫻井 宏明²⁾, 金田 嘉清²⁾

【はじめに】

下肢装具は関節自由度を調整する事によって課題難易度を調整できる。金属支柱付短下肢装具 (以下, SLB) は, 足関節の運動方向を底背屈1つに制限する。現在までの SLB を用いた歩行分析に関する研究は, 底背屈角度を調節する事によって時間距離因子, 運動学, 運動力学的分析が多く行われていた。しかし, 歩行時の足関節は多く自由度を有し, 自由度を1つに制限する事は, 他の身体部位に代償運動が生じると考える。しかし, SLB による回内外, 内外転が制限によってどのような代償動作が現われるかは明らかでない。本研究の目的は, SLB によって足関節運動方向が制限された場合の運動学的特性を明らかにする。

【対象と方法】

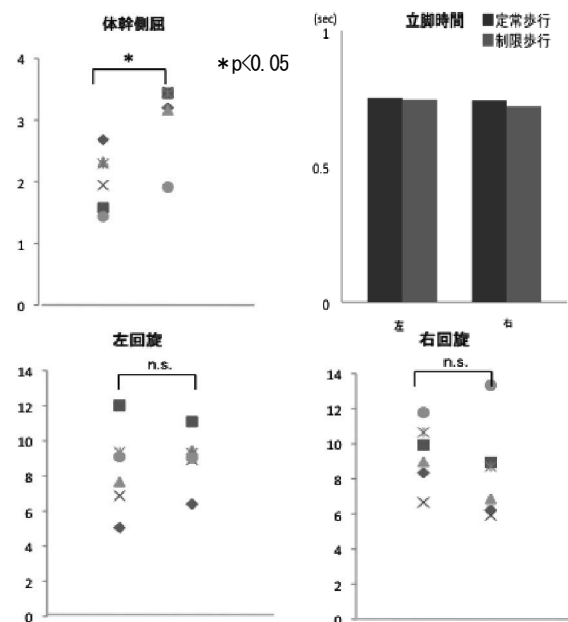
対象は健康男性6名, 平均年齢は23.17±1.47歳であった。使用器具は三次元動作解析装置キッセイコムテック社製 Kinemer Tracer, SportsArt 社製トレッドミル, ビデオカメラ2台, SLB, パシフィックサプライ社製のオルトα, ボディースーツ, 反射マーカーとした。マーカーは計17個 (両側肩峰, 両側上腕骨外側上顆, 両側尺骨茎状突起, 両側上前腸骨棘と大転子を結ぶ線の大転子側から1/3: 股関節, 両側大腿骨外側上顆, 両側外果 (制限歩行は関節軸), 両側第5中足骨頭, 頭頂, 第7頸椎, 両腸骨稜を結ぶ線の中点の棘突起: 腰部) とした。SLB は底背屈角度を制限しない設定とした。

被験者はトレッドミル上で両側にオルトαを履いた状態での歩行 (以下, 定常歩行) と, 左側にオルトα, 右側に SLB を装着した歩行 (以下, 制限歩行) を行った。計測時間は10秒, 回数は2回行った。トレッドミル上での快適歩行速度は, 平地にて10m 歩行速度に0.7倍を乗算した値とした¹⁾。施行間には十分な休息を取った。ビデオカメラは前額面, 矢状面の2方面から撮影した。

比較項目は定常歩行と制限歩行における体幹側屈, 体幹回旋角度と両者の単脚の立脚時間とした。統計学的解析は, 統計ソフト SPSSver.19.0を用いて, Wilcoxon 符号順位検定を行った。(P < 0.05)

【結果】

体幹側屈角度は, 定常歩行が2.12°, 制限歩行が3.31°であった。体幹左回旋角度は, 定常歩行が8.39°, 制限歩行が9.17°であった。右回旋角度は, 定常歩行が9.46°, 制限歩行が7.78°であった。定常歩行に比べ制限歩行において体幹側屈角度に有意差を認め, 体幹回旋角度は有意差が認められなかった。このときの立脚時間は定常歩行では右0.74秒, 左0.75秒, 制限歩行では右0.72秒, 左0.75秒であった。定常歩行と制限歩行の間に有意差は認められなかった。



【考察】

制限歩行は定常歩行と比較して, 体幹側屈角度に有意差を認めた。また, 定常歩行と制限歩行の単脚立脚時間を比較すると両者に有意な差を認めなかった。足関節を構成している関節の1つである距骨下関節は, 両脚支持期から単脚支持期へ移行する際, 踵骨外反運動が生じ, 床面と下腿の位置を適合させている^{3,4)}。しかし, SLB を装着し, 距骨下関節による踵骨外反運動を制限することによって, 両脚支持期から単脚支持期の移行時に下腿から大腿にかけての下肢のアライメントの変化が起らず, 骨盤水平移動が阻害されることが考えられた。加えて, 骨盤水平移動が阻害され状態で単脚の立脚時間を補った結果, 代償動作として体幹側屈を行っていることが示唆された。

【参考文献】

- 1) 伊藤慎英・他: 脳卒中片麻痺患者におけるトレッドミル歩行と平地歩行の快適速度の比較. 29-30, 2004
- 2) 武田功訳: ペリー 歩行分析 - 正常歩行と異常歩行 -. 医歯薬出版株式会社, pp40-41, 2007.
- 3) Kapandji IA 著 (萩原秀男 監訳): カバンディ関節の生理学Ⅱ. 医歯薬出版株式会社, pp148-213, 1986.
- 4) 伊勢眞樹: 運動学総論2ー関節の構造と機能ー. 総合リハ18: pp127-133, 1990.

肩関節亜脱臼患者に対する肘伸展型肩吊帯の作製と効果検証

キーワード: 肩関節脱臼, 上肢装具, 研究・開発

東名ブレース株式会社¹⁾, 三九会 三九朗病院²⁾

○中島 洋介¹⁾, 宇野 秋人¹⁾, 田中 良典²⁾, 川村 直希²⁾, 杉山 まなみ²⁾, 小池 知治²⁾

【はじめに】

近年, 肩関節亜脱臼に対する肘伸展型肩吊帯の装着が患者に及ぼす様々な影響について新たな報告が散見されるようになってきた. 三角巾やループ式スリング (以下 LS) との比較として亜脱臼の整復や疼痛緩和, 関節拘縮の防止, 立位・歩行バランスの改善, 歩行効率の変化, 肩関節粗大運動の誘発による痙性 (屈曲パターン) の抑制効果など項目は多岐にわたる.

今回, 我々は第4頸椎脱臼骨折により四肢麻痺を呈した被験者に肘伸展型肩吊帯を作製する機会を得たので報告する.

【被験者データ】

70歳代男性. 平成 X 年11月に交通事故により第4頸椎を脱臼骨折. 頸椎固定術を施行, 受傷より53日目に回復期病棟へ入院. 中心性頸髄損傷型の四肢麻痺を呈する.

装具の介入は入院61日目より始めた. MMT の介入時評価は肩関節周囲筋群: 右2左1, 肘関節屈筋群: 右3, 左2, 肘関節伸筋群: 右4左2, 手関節周囲筋群: 右4左3-4であった. また左肩関節に2横指程度の亜脱臼と広範に疼痛, 左手部に浮腫を認めた.

【作製した装具】

装具は沖井ら¹⁾が開発したシリコンカフとワイヤを用いた肘伸展型肩吊帯 (elbow extension arm sling hanged with silicone cuff and wire, 以下 SW 肩吊帯と仮表記) を参考に, 被験者の身体に合わせ作製した. また今回は肘関節の屈曲位を保持することによる新たな ADL 獲得を目的としてシリコンカフとワイヤを前腕まで延長した. (図1)

構造はベースとなる肩リングを上腕に通し, 胸郭ベルトで近位に引き上げるように固定. ワイヤを肩峰上部に掛け, 上腕骨長軸と懸垂方向がなるべく平行になるよう設定した. ベースの肩リングには義手に使用するハウジングを設置, そこにワイヤを通すことにより滑走を良くし, 肩関節の粗大運動 (屈伸) を極力制限しない構造とした.

【検証方法】

亜脱臼整復力は装具非装着時, LS 装着時, SW 肩吊帯装着時の3条件において X 線正面画像を撮影し, 肩峰骨頭間距離(AHI)とその下降率⁴⁾を算出した. (図2, 3, 表1) また歩行効率への影響には Timed Up and Go Test (TUG) と10m 歩行を, 疼痛については視覚的評価スケール (VAS) を, 浮腫については周径の計測をそれぞれ行った. なお評価は介入後30日を過ぎてから行った.

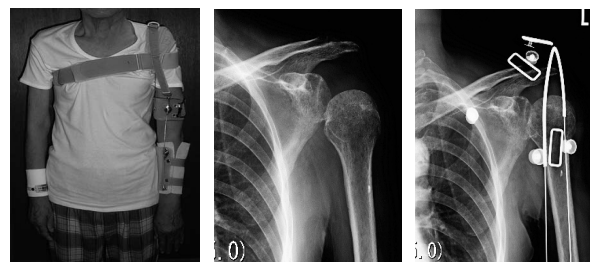


図1

図2

図3

【結果と考察】

結果は以下の通りであった.

(表1)

	AHI	下降率	10m歩行		TUG
			Time	歩数	
非装着	58.28mm	55.7%	9.25 秒	17 歩	58.28mm
LS 式	50.93mm	29.7%	8.35 秒	17 歩	50.93mm
SW 式	46.20mm	9.7%	8.00 秒	17 歩	46.20mm

浮腫の変化	手関節	MP 関節	PIP(第3指)
非装着	181mm	215mm	83mm
SW 式	174mm	205mm	75mm

亜脱臼の整復に関しては従来型に比べて良好な結果が得られた. それにより前額面における立位姿勢はより対称性を保つことができたが, 歩行効率の改善を認めるには至らなかった. また装具が上肢の各関節の粗大運動を阻害しない構造になっているためか浮腫の改善はみられたが, VAS による疼痛緩和の結果は得られなかった (装着前後共に8/10).

【まとめ】

今回, 肘伸展型肩吊帯を作製し肘屈曲型に対する優位性を検証した. 整復の優位性や浮腫の改善は見られたが, 歩行効率の改善や疼痛緩和の効果に関しては知見を認めなかった. 今後の課題として症例数を増やしたり, 歩行効率への影響に関して試行回数を増やし検証していきたい. また本被験者では自己装着不可であり, 構造においても工夫が必要だと感じている. なおシリコンカフとワイヤを前腕まで伸ばし, 屈曲位保持を可能にしたことによる新たな ADL の獲得に関しては, ペットボトルのフタや薬袋の開口の際に把持し固定するなど現在取り組み中である.

【参考文献】

- 1) 沖井 明ほか: 片麻痺の肩関節亜脱臼に対するシリコン製固定具を用いた肩関節屈伸装具の有用性. 第45回 日本リハビリテーション医学会学術集会 プログラム・抄録集 2008; 3-P1-13
- 2) 浅山 滉ほか: 脳卒中片麻痺の肩関節亜脱臼に対する装具について, 日本義肢装具学会誌 Vol.7 No.4 335-340 (1991)
- 3) S. Hesse ほか: Introduction of a new shoulder orthosis to treat shoulder pain in the severely affected arm in patients during early rehabilitation after stroke. Neuro Rehabil 2008; 14(2): 89-92
- 4) 遠藤寿男: Loose Shoulder の疫学と筋動学的研究. 臨床整形外科, 16(12): 1153-1160, 1981

肩関節亜脱臼に対する肩関節装具の作成

キーワード: 脊髄損傷, 亜脱臼, 上肢装具

医療法人三九会 三九朗病院 リハビリテーション部¹⁾,
東名ブレース株式会社²⁾

○田中 良典¹⁾, 杉山 まなみ¹⁾, 川村 直希¹⁾,
小池 知治¹⁾, 宇野 秋人²⁾, 中島 洋介²⁾

【はじめに】

脳血管障害や頸椎疾患などにより、肩関節周囲筋の筋力低下が起こった場合、肩関節亜脱臼を呈する事がある。亜脱臼は関節包、腱、腋窩神経などが過伸張され、管理不十分さから疼痛を引き起こす要因となる事が多く見られる。このため亜脱臼整復目的にて肩装具が用いられる事が多い。肩装具には様々な種類が存在するが、臨床場面では安価で簡易的に使用できる三角巾が多く使用されている。当院では自己装着を図る為にループ式スリング(以下LS)を採用している。しかし、三角巾・LSともに整復の不十分さや長時間固定による関節拘縮助長の危険性がある。また、固定による循環障害や歩行を含めた立位動作でのコスメティックな面にも影響がでると考えられる。

今回、我々は肩関節亜脱臼を呈した頸椎疾患患者に対して、肘伸展型肩吊帯を義肢装具士と共同で作製し、その効果について検討したため報告する。

【症例紹介】

症例は交通事故にて、第4頸椎脱臼骨折による中心性頸髄損傷型の四肢麻痺を呈した70歳代の男性。頸椎固定術施行後、受傷より53日に当院回復期病棟へ入院となる。肩装具介入は当院入院後61日目より行った。介入時評価では徒手筋力検査で、肩関節周囲筋群:右2・左1、肘関節屈筋群:右3・左2、肘関節伸筋群:右4・左2、手関節周囲筋群:右4・左3-4であり、上肢末梢部の動きに対して中枢部の支持性が弱くADLでは全般的に介助を要していた。左肩関節において二横指程度の亜脱臼を認め、左肩関節周囲に痛みの訴えがあり、左手部には浮腫を認めた。歩行は独歩にてふらつきを認め監視レベルであった。

【装具紹介】

肩装具には沖井らが開発したシリコンカフとワイヤーを用いた肘伸展型肩吊帯(elbow extension arm sling hanged with silicone cuff and wire: 以下SW肩吊帯)を参考に症例の身体に合わせ作成した。また、今回の症例の場合、上肢中枢部に強い麻痺を認めたが、末梢部の動きは比較的良好であった為、上肢のADL参加を目的として前腕部にもシリコンカフとワイヤーを走行させ、肘関節屈曲位調整を可能とさせた。

【方法】

症例にはSW肩吊帯を午前・午後の各120分、1日合計240分間装着してもらった。評価方法は亜脱臼整復力を検証する為に、

①装具非装着、②LS装着時、③SW肩吊帯装着時の3条件にて立位でX線正面画像を撮影し、肩峰骨頭間距離(Acromion Humeralhead Interval 以下AHI)と亜脱臼下降率を計測した。

また、歩行中の腕の振りが歩行へ影響するのかを検証する為、上記の3条件にてそれぞれTimed Up and go test(以下TUG)と10m歩行(所要時間、歩数)を測定した。

手部の浮腫について、手関節・MP関節・PIP関節それぞれの周径にて比較した。肩の痛みについては、視覚的アナログスケール(Visual analogue scale 以下VAS)を用いて主観的な比較検討を行った。なお、周径とVASの比較評価はSW肩吊帯装着前と装着開始30日後にて比較検討を行った。左上肢のADL参加度についてはSW肩吊帯装着前後で比較した。

【結果】

AHI・下降率では①58.28mm・55.7%、②50.93mm・29.7%、③46.20mm・9.7%であり、SW肩吊帯が最も整復力が得られる結果となった。TUGでは①7.5sec、②7.8sec、③7.3sec。10m歩行では①9.25sec・17step、②8.35sec・17step、③8.00sec・17stepであり、TUG・10m歩行ともに三者間で差は認められなかった。浮腫の周径については、SW肩吊帯装着前は手関節:18.1cm、MP関節:21.5cm、PIP関節:8.3cmに対して、SW肩吊帯装着30日後では手関節:17.4cm、MP関節:20.5cm、PIP関節:7.5cmと改善を認めた。VASではS/W肩吊帯装着前後でともに8/10と変化はみられず、痛みの部位についての変化も認めなかった。

左上肢のADL参加度については、SW肩吊帯装着前は中枢部支持性の弱さから使用を全く認めない状態であったが、SW肩吊帯装着後は肘関節を屈曲位に保つことでペットボトルを開ける際の固定や薬袋を持つておく事などに使用が可能となった。

【考察】

亜脱臼整復目的に肩装具が用いられる場合、一般的に肘伸展型に比べ肘屈曲型の方が整復力は強いとされている。しかし、今回作成した肘伸展型のSW肩吊帯は肘屈曲型であるLSよりも整復力が得られた。また、上肢ADL参加による末梢筋の筋ポンプ作用の活用で浮腫の改善にも繋がったと考える。肩関節周囲の痛みについては、中心性頸髄損傷による異常知覚・知覚過敏の影響が強く、今回の装具による変化を認めなかったと考えられた。

歩行速度については、今回の検証では差を認めなかった。安藤らは腕の振りを行うことで歩幅が大きくなり歩行速度を速めるとしている。SW肩吊帯は構造上上肢の振りが可能であるが、症例に至っては麻痺の影響により上肢の振りに必要な筋活動が得られなかった。その為、上肢の振りが出現せず、歩行速度に差が生じなかったと考えられる。

【まとめ】

今回、上肢中枢部の麻痺が強く末梢部の機能が活用されていない症例に対し、肩関節亜脱臼整復目的にSW肩吊帯を作製した。結果としてLSよりも十分な亜脱臼整復力が得られた。また、肘関節屈曲調整機能を備えさせる事でADL場面への上肢参加がなされ機能面の変化に繋がった。今後は脳血管障害患者など対象の幅を広げ有効性について検証してゆきたい。

脳卒中肩関節亜脱臼に対する肩装具の試作 ～第2報～

キーワード: 脳卒中, 亜脱臼, 肩装具

有園義肢株式会社(熊本)¹⁾, 医療法人 福岡桜十字
友愛病院²⁾, 特定医療法人 順和 長尾病院³⁾

○橋本 将志¹⁾, 村上 正明¹⁾, 児玉 春生¹⁾, 遠藤 正英²⁾,
足立 勇人³⁾, 浅山 滉³⁾

【はじめに】

脳卒中片麻痺患者では、肩関節周囲筋の弛緩性麻痺により合併症として肩関節亜脱臼を認める症例がしばしば観察される。亜脱臼は関節包、腱、腋窩神経などが過伸展され、疼痛の原因となることがある¹⁾。上腕骨・骨頭の良肢位保持あるいは整復、痛みの軽減などを目的に、これまで様々な肩装具(肩吊带)が発表され、使用されている。臨床上、比較的安価である三角巾を使用するケースを多く目にするが三角巾を使用する際、問題点として上肢を一定姿勢で固定するため関節拘縮の助長や歩行動作への悪影響を及ぼすものと考えられる。我々は第27回本学会において、上肢を一定の肢位で固定することなく、動作を阻害しにくい自己装着可能な肩装具の試作(図1)を行った。今回、課題を残した歩行に対する効果検証を行う為、肩関節 X 線写真上による肩関節脱臼率(AHI)計測、10m 歩行(秒、歩数)などの施行と共に装着の簡便性を求めるためアンケートを行ったので報告を行う。

【対象と方法】

肩関節亜脱臼を有する脳卒中片麻痺患者19例
平均年齢65.5歳、男性15例・女性4例、
右片麻痺11例・左片麻痺8例、
BRS I 3例・II 9例・III 6例・V 1例、
未装着時、三角巾装着時、試作品装着時、オモ・ニュレクサ装着時の10m 歩行(秒、歩数)、TUG、肩関節 X 線写真上による肩関節脱臼率(AHI)計測を行うと共に、装着感、疼痛の有無(VSA)、歩行の容易さ、についてアンケート調査を行った。

【結果と考察】

表1

	10m歩行				TUG (sec)		AHI (mm)
	1回目		2回目		1回目	2回目	
	秒数 (sec)	歩数 (歩)	秒数 (sec)	歩数 (歩)			
未装着	22.62	26.33	22.37	26.56	26.80	26.89	23.36
三角巾	23.08	26.56	23.28	26.56	28.02	26.87	19.45
試作品	21.84	25.78	22.32	25.67	26.63	26.63	17.78
オモ・ニュレクサ	23.83	26.50	23.08	26.33	29.22	29.35	13.89

対象の結果を平均値化し表1に表わす。

10m 歩行, TUG, 1回目2回目共に試作品が好結果を得た。

AHI, オモ・ニュレクサの強制力に及ぶことはできなかったが、三角巾と比較し強制力は期待通りの結果を得ることができた。

アンケート調査

装着感(良かった順に) ①試作品 ②三角巾 ③未装着
④オモ・ニュレクサ

疼痛の有無(VAS) 平均 ①オモ・ニュレクサ(0.5) ②試作品(1.4) ③三角巾(1.8) ④未装着(2.9)

歩行の容易さ(良かった順に) ①試作品 ②三角巾 ③オモ・ニュレクサ ④未装着

前回肩関節亜脱臼に対する肩装具の試作を行い、課題を残した効果検証を行う為調査を行った結果、歩行への影響、装着感、強制力と好結果であり、試作品の有用性を示せるものであると考えられた。しかし、今回調査を行う中で数多くの症例から試作品に対し、装着時の通気性が悪い為改善を望む声が聞かれた。大半の部位にネオプレーン素材を使用しており通気性に対しては配慮を欠くものであった。

ネオプレーンを使用していた箇所に穴あきネオプレーンを使用し作製を行ったが、外観上穴が目立ち、好みが大きく二分した為、素材がネオプレーンと類似しているエアタッチを使用し外観上の変化を抑え装着感の向上を図った。

改良を加えた試作品(図2)に対しては、これまで通気性での問題がみられていないが、今後数多くの症例に対し今回の調査を継続し装着感の向上を確かなものへとしていきたい。

【参考文献】

- 1) 浅山 滉: 脳卒中片麻痺の肩関節亜脱臼に対する装具について, 日本義肢装具学会誌, 7: 335-340, 1991
- 2) 岡村 太郎: 脳卒中片麻痺患者の肩関節亜脱臼に対するアームスリングの紹介, MB Med Reha, 49: 7-14, 2005

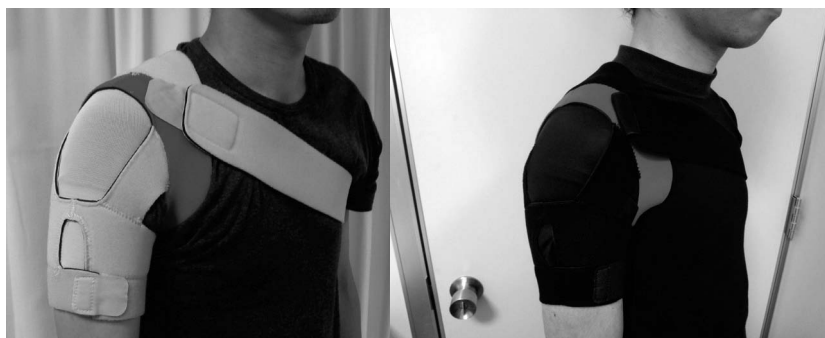


図1

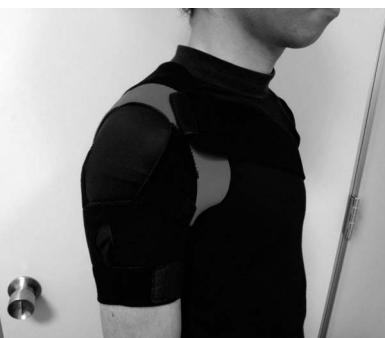


図2

上肢懸垂用肩関節装具オモニューレクサが 脳卒中片麻痺者の肩関節活動に及ぼす影響 —シングルケーススタディー—

キーワード: 脳血管障害, 上肢装具, 診断・評価

貞松病院リハビリテーション科¹⁾, 貞松病院整形外科²⁾

○高木 治雄¹⁾, 新堂 喬¹⁾, 辻 洋平¹⁾, 貞松 俊弘²⁾

【はじめに】

麻痺側上肢の機能障害は脳卒中患者にとって深刻な問題である。麻痺側上肢に対し、特定の訓練を積極的に繰り返し行うことが強く勧められる(グレードA)が、上肢の回復は、一般に下肢よりも実用的なレベルにまで回復することが困難である¹⁾。また、肩関節においては、問題を治療するというよりは、その問題が生じないように予防策を講じることが重要と言われている。

上肢懸垂用肩関節装具オモニューレクサ(ottobock 社製)は障害などで下垂した上肢の懸垂やサポートを行ない、肩関節への負荷軽減だけでなく、日常生活や歩行などの動作改善を目的とした装具である。肩関節においては、肩関節亜脱臼の予防として、三角巾やスリングの使用を考慮しても良い(グレードC1)とされているが、肩関節疼痛、亜脱臼に対する報告はあるが、機能改善に関する報告は不十分である。

オモニューレクサが、肩甲骨・腕関節亜脱臼を改善することは報告されているが²⁾、臨床において肩甲骨のアライメントが良好に改善することをよく経験する。肩甲骨のアライメントは、肩関節周囲筋の筋機能に影響を与える可能性がある。よって、本研究は、オモニューレクサ装着時の肩関節周囲筋の筋活動の変化を観察することを目的とした。

【対象と方法】

対象: 60歳代男性, 左アテローム血栓症, 右片麻痺者。発症より72日目。ブルンストロームステージ上肢Ⅲ, 手指Ⅱ, 下肢Ⅳ。SIAS 運動機能上肢近位2(肩肘の共同運動があるが手部が口に届かない), 上肢触覚2(軽度低下), 位置覚3(ほぼ正常)。右肩関節において疼痛を伴う著明な可動域制限あり(屈曲80°, 外旋25°)。右肩甲骨の下方回旋, 肩関節に1横指程度の亜脱臼あり。

方法: 肩甲骨・肩関節自動運動中の筋活動を表面筋電図で計測(肩関節自動運動は介助を行った)。筋電計は、EMG マスター(メディエリアサポート企業組合)を用いた。電極は、麻痺側上肢の僧帽筋上部線維, 三角筋後部線維, 僧帽筋下部線維, 棘下筋に設置した。オモニューレクサ装着時と、非装着時の肩甲骨拳上・内転の自動運動時と、肩関節伸展, 外旋の自動介助運動時の筋電図波形を比較した。また、麻痺により最大随意収縮が困難であったため、筋電位の正規化処理は行わず計測後の生波形を用いて筋活動の比較を行った。

【結果と考察】

オモニューレクサ装着により、肩甲骨のアライメントが改善した(図1)。また、装具装着による肩甲骨拳上において筋活動の変化が観された(図2)。その他の運動では、筋活動の変化は観察されなかった。肩関節装具装着時の肩甲骨拳上時において僧帽筋下部線維の筋収縮が認められた。

肩甲骨のアライメントは、肩関節の筋活動を変化させる。肩甲骨の下制や下方回旋は、肩甲骨拳上時にさらに下方回旋を助長する。下方回旋は、上方回旋に活動する前鋸筋や僧帽筋下部線維の筋活動を妨げる。今回、肩装具装着により肩甲骨のアライメントを改善し、下方回旋を防いだことで、上方回旋に必要な筋活動が得られたと考える。肩周囲筋においては、本症例では随意運動が不十分だったため、肩甲骨の安定性による筋活動の改善が得られなかったものと考えられる。以上より、上肢懸垂用肩関節装具オモニューレクサは、肩関節筋活動に影響を与える可能性が示唆された。

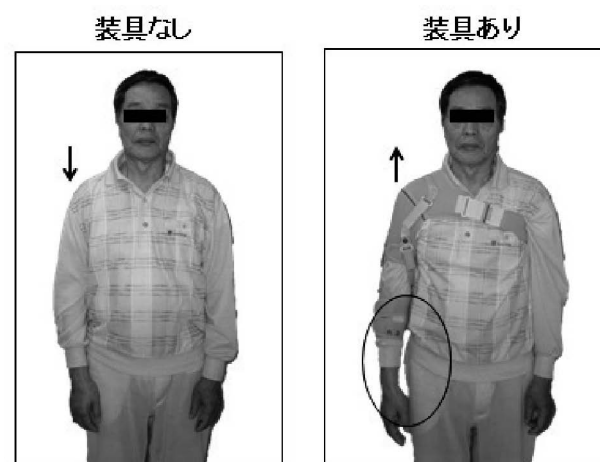


図1

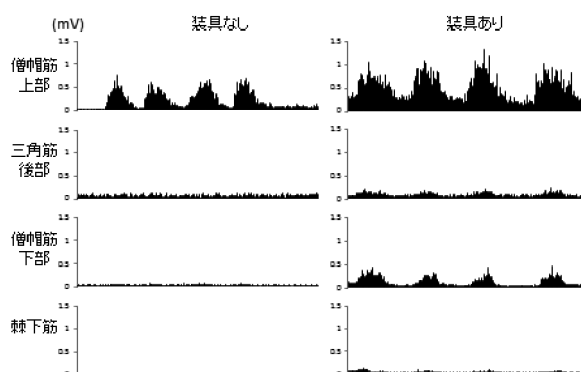


図2

【参考文献】

- 1) 篠原幸人, 他(編): 脳卒中治療ガイドライン 2009, pp305-307, 協和企画, 2009
- 2) S. Hesse et al: Introduction of a new shoulder orthosis to treat shoulder pain (PS) in the severely affected arm in patients during early rehabilitation after stroke, Neuro Rehabil 2008; 14 (2): 89-92

踵部のトリミングデザインを工夫した ヒールプレート型シューホーン短下肢装具

キーワード: 脳卒中片麻痺, 短下肢装具, トリミング

有限会社高島義肢製作所¹⁾, 社会保険 大牟田天領病院 リハビリテーション科²⁾

○高田 稔¹⁾, 遠藤 繁雄¹⁾, 平山 史朗²⁾, 島袋 公史²⁾, 渡邊 英夫²⁾

【はじめに】

脳卒中片麻痺の短下肢装具(以下, AFO)として一般的にシューホーン型 AFO¹⁾が多く使用されているが, トリミングラインの違いなどから AFO のデザインは多様であり, また背屈・底屈への機能も多彩である。我々は, 脳卒中における一般的に好ましい AFO は, 立脚初期の踵接地から足底接地までは, AFO の足関節部が底屈に動き適度な制動効果があり, 立脚中期には下腿三頭筋の痙縮があっても底屈が起こりにくく, 膝の反張傾向が予防できるもの, さらに背屈へはフレキシブルに動き必要な制動があるものと考えている。この目的に向かって AFO の一つのデザインの工夫として, 踵部のデザインを板状にしたヒールプレート型シューホーン AFO (以下, 大牟田式 AFO と仮称)(図1, 2)を製作したので本装具を紹介する。

【本装具のデザインと機能】

大牟田式 AFO は踵部を足底板様のプレートとして残し, 踵部の後側方は三角形に開窓したデザインである。踵プレート部は補強のため, 通常のコルゲーションを足底部から踵部まで延長した(図2)。立脚初期の踵接地ではこの踵部のプレート部が撓み底屈制動の効果があり, 立脚中期には足関節は簡単には底屈せず背屈へは撓みやすい機能を有している。



図 1



図 2

【方法】

大牟田式 AFO の機能を検証するために, ①シューホーンブレース(図3) ②上口ら²⁾が開発した底屈にも撓みやすい様に踵部に独自のトリミングを施したシューホーン型 AFO (以下, 上口式 AFO, 図4) ③大牟田式 AFO (図5) の三種類の AFO をポリプロピレン5mm の材料を用いて初期背屈角度5°で製作した。この3種類の AFO について背屈及び底屈への可撓性を測定した。方法は AFO を横にして下腿部を固定し足底面の MP 関節部をハンドヘルドダイナモメーター(アニマ株式会社, ミュータス F1, 以下, HHD)を用いて原型から背屈, 底屈へそれぞれ5°, 10°撓ませるのに必要な力(kg)を計測した。

【結果】

可撓度の比較を表に示す。可撓度は背屈については5°, 10°ともに3者間に大差はないが, 底屈についてはシューホーンブレースと大牟田式 AFO は大きい力が必要であった。特に大牟田式 AFO は底屈10°が大きな値を示した。

表 3種の AFO の可撓度の比較

AFO	背屈		底屈	
	5°	10°	5°	10°
シューホーンブレース	6.1 kg	8.0 kg	8.5 kg	10.5 kg
上口式 AFO	5.9 kg	8.7 kg	6.0 kg	8.9 kg
大牟田式 AFO	6.7 kg	9.1 kg	9.0 kg	12.7 kg

【考察】

シューホーン型 AFO では底屈, 背屈の機能が様々であるが, 脳卒中中の AFO として好ましい機能は, 立脚初期の踵接地から足底接地に, 適度の制動効果がありながら底屈に動き, 更に立脚中期では下腿三頭筋の痙縮がある症例でも足関節が底屈しにくいものではないかと考えた。この目的に近づける AFO として大牟田式 AFO の試作を行った。本装具では踵部のヒールプレート部が撓む事で立脚初期の底屈制動の効果が出る(図6)。実際は足関節部でプラスチックが底屈するわけではないが, ちょうど義足の SACH 足ヒールの様な効果だと考える。ヒールプレート部は補強のためにコルゲーションを足底部から踵部まで延長しているが, 足底部に凹凸が出て装具が不安定にならない様に工夫をした。今回のデザインでは立脚中期に必要な背屈への撓みは得られている(図7)。まだ製作件数は少ないが, 脳卒中中の病態に応じて底屈, 背屈への望ましい撓みを得ることができるトリミングデザインについては今後も検討が必要であり, 臨床応用も重ねていき, 問題点などの検討もしていきたいと考えている。



図3 シューホーンブレース



図4 上口式 AFO



図5 大牟田式 AFO



図6 踵接地時のヒールプレートの撓み



図7 立脚中期の背屈

【参考文献】

- 1) 渡邊英夫: 脳卒中中の下肢装具. 第2版, 57-61, 医学書院, 2012
- 2) 上口茂徳ほか: シューホーン型短下肢装具の改良. 日本義肢装具学会誌, 23 (特別号): 210-211, 2007

脳疾患片麻痺患者に対する Adjustable Dynamic Response 短下肢装具の有用性の検討：横断研究

キーワード：脳血管障害，下肢装具，継手・部品

宮永病院¹⁾，鹿児島大学病院 霧島リハビリテーションセンター²⁾，垂水市立医療センター 垂水中央病院³⁾，霧島杉安病院⁴⁾，マキタ義肢製作所⁵⁾

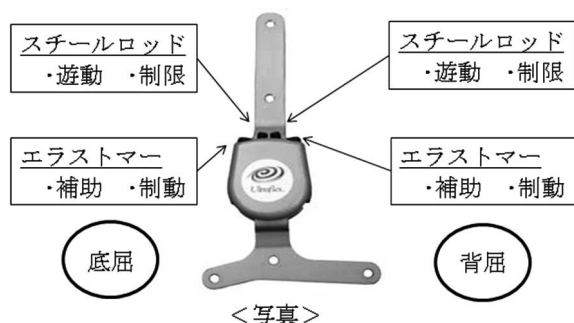
○田上 茂雄¹⁾，宇都 良大¹⁾，上間 智博²⁾，鮫島 淳一³⁾，富岡 一俊³⁾，坂下 裕司³⁾，阿多 昌幸⁴⁾，新田 博文⁵⁾，松元 秀次²⁾

【はじめに】

脳疾患患者に用いる短下肢装具（以下，AFO）には様々な種類のものが存在し，デザインや素材により歩行や動作に影響を与えることが知られている．なかでも調節式足継手付きのものは病態に応じた調節が可能であるという利点から臨床場面で多く用いられる．

Adjustable Dynamic Response（以下，ADR-AFO）は，スチールロッドによる遊動と制限，エラストマーによる補助と制動の機能があり，底屈と背屈の両方の足関節の動きを2重にコントロールすることができる継手である（写真）．

本研究の目的は，脳疾患患者に対する ADR-AFO の有用性について検証することである．



【対象と方法】

対象は同意が得られた12名の脳疾患片麻痺患者である．対象者の選択基準として，下肢 Brunnstrom Recovery Stage（以下，BRS）はIV以上，AFOと杖を使用し歩行が監視レベル以上であり，重度の高次脳機能障害を有する者は除外した．男性12名で，平均年齢は62.3±10.2歳，脳出血は6名，脳梗塞は5名，脳挫傷1名であった．罹病期間は106.9±109.7週であり，右片麻痺は7名，左片麻痺は5名で，下肢のBRSはIVが10名，Vが2名であった．使用している本人用AFOは，大川原式AFOが7名，Tamarack AFOが3名，Conventional AFOが1名，Rie Strapが1名であった．

方法は，①裸足，②本人用AFO，③ADR-AFOの3つの条件で計測を行った．なお，ADR-AFOは装具作成後に1週間の順応期間を設けた後，計測を開始した．

評価項目は，最大歩行による10m（速度，歩数，歩行率）とTimed Up and Go Test（以下，TUG）を計測した．なお，統計学的解析はWilcoxon符号付順位和検定を使用し，有意水準は5%未満とした．

【結果】

10m歩行速度では，裸足が24.1秒，AFOが17.8秒，ADR-AFOが18.3秒であり裸足と各装具間において有意差を認めた．10m歩行歩数は裸足が31.1歩，AFOが25.1歩，ADR-AFOが25.1歩であり裸足と各装具間において有意差を認めた．歩行率（steps/min）では，裸足が83.9 steps/min，AFOが92.0 steps/min，ADR-AFOが89.4 steps/minであり裸足と各装具間において有意差を認めた．TUGでは，裸足が25.9秒，AFOが20.8秒，ADR-AFOが19.8秒であり裸足と各装具間において有意差を認めた．また，いずれの評価も本人用AFOとADR-AFO間では有意差は認めなかった（表）．

表 10m歩行とTUGの結果

	10m歩行速度(秒)	10m歩行歩数(歩)	歩行率(steps/min)	TUG(秒)
①裸足	24.1(12.3)	31.2(12.5)	83.9(18.0)	25.9(10.1)
②AFO	17.8(10.4)	25.1(10.5)	92.0(18.7)	20.8(9.8)
③ADR-AFO	18.3(9.8)	25.1(9.2)	89.4(19.2)	19.8(9.5)
① VS ②	**	**	*	**
① VS ③	**	**	*	**
② VS ③	ns	ns	ns	ns

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

【考察】

本研究の結果から，各装具装着時が裸足時よりも歩行能力の改善を認めており，改めて装具の重要性が示された結果となった．ADR-AFOの機能を考慮すると，本人用AFOの機能に底背屈の遊動・制限・補助・制動の機能を付加することで更なる機能や歩容の改善，病態の変化にも対応できる装具ではないかと示唆された．春名らは，底屈制動力を調節することで，より良い歩行能力を引き出せると報告している¹⁾．一方で，臨床場面では身体状況によっては底屈制動を好まない症例も経験する．その為，どのAFOであっても定期的な歩行評価やAFOの調節を検討していく必要がある．渡邊は，足継手の調節方法の重要性を述べており，また，訓練室常備のAFOは調節式AFOにすることで病態に応じた調節が有用であると述べている²⁾．このことから，ADR-AFOは病態に応じた調節が可能で適応範囲も広いという特性と，急性期からの評価用・訓練用といった長期的な使用が可能であることから，脳疾患患者に対しての装具療法に有用であると期待される．今後は，症例数の蓄積と動作解析装置を用いてのADR-AFOの有用性について更に追求していきたい．

【参考文献】

- 1) 春名弘一，昆 恵介：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.
- 2) 渡邊英夫：脳卒中に用いる調節式足継手付き短下肢装具 - 病態に応じた調節法：総合リハ 40(4) 389-395, 2012.

脳疾患片麻痺患者に対する Adjustable Dynamic Response 短下肢装具の有用性の検討：コホート研究

キーワード: 脳血管障害, 下肢装具, 継手・部品

宮永病院¹⁾, 鹿児島大学病院 霧島リハビリテーションセンター²⁾, 垂水市立医療センター 垂水中央病院³⁾, 霧島杉安病院⁴⁾, マキタ義肢製作所⁵⁾

○宇都 良大¹⁾, 田上 茂雄¹⁾, 上間 智博²⁾, 鮫島 淳一³⁾, 富岡 一俊³⁾, 坂下 裕司³⁾, 阿多 昌幸⁴⁾, 新田 博文⁵⁾, 松元 秀次²⁾

【はじめに】

脳疾患患者に対して用いる短下肢装具（以下、AFO）は様々であり、近年は調節式足継手を用いた AFO が増加してきている。その中でも、足関節底背屈方向に対して、複数の調節機能（固定、遊動、制限、制動、補助）をもつ AFO についての研究は少ない。本研究の目的は、脳疾患患者に対して4週間の理学療法介入前後での比較を行うことで、Adjustable Dynamic Response（以下、ADR-AFO）の有用性を検証することである。

【対象と方法】

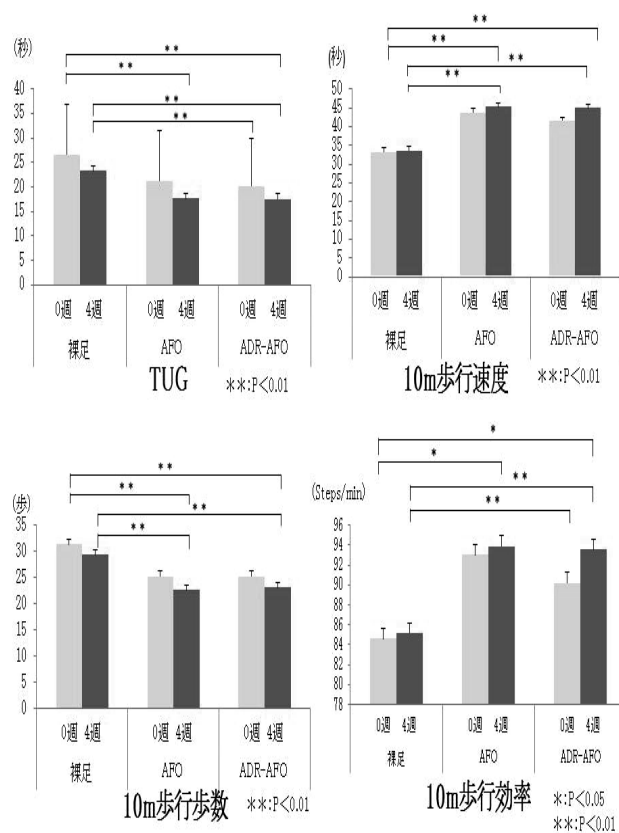
対象者は同意の得られた11名の脳疾患片麻痺患者である。対象者の選択基準として、下肢 Brunnstrom Recovery Stage（以下、BRS）はIV以上、AFOと杖を使用し歩行が監視レベル以上であり、重度な高次脳機能障害を有する者は除外した。男性11名で、平均年齢は59.4±9.6歳、病型は脳出血6名、脳梗塞4名、脳挫傷1名であった。罹病期間は113.1±112.9週、右片麻痺は7名、左片麻痺は4名、下肢BRSはIVが10名、Vが1名であった。本人用AFOは、大川原式AFOが6名、Tamarack AFOが3名、Conventional AFOが1名、Rie Strapが1名であった。

方法は、①裸足、②本人用AFO、③ADR-AFOの3つの条件で計測を行った。ADR-AFO作成後、1週間順応期間を設けたうえで、介入時（以下、0週）と4週後（以下、4週）を比較した。ADR-AFOにおける装具調節は患者の病態に応じて適宜行った。評価項目は、Fugl-Meyer Assessment（以下、FMA）とModified Ashworth Scale（以下、MAS）、Functional Assessment for Control of Trunk（以下、FACT）、Berg Balance Scale（以下、BBS）、Timed Up and Go test（以下、TUG）、最速歩行による10m歩行（速度、歩数、歩行効率）を計測した。なお、統計学的解析はWilcoxon符号付順位和検定を用い、有意水準は5%未満とした。

【結果】

0週と4週を比較して、下肢FMA、BBS、FACT、MASにおいて有意差に改善を認めた（ $p<0.05$ ）。0週の裸足時と4週の各装具間では、TUG、10m歩行速度、歩数、歩行効率において、各装具装着時が裸足時より有意に改善を認めた（ $p<0.05$ ）。ま

た、4週の裸足と各装具間では、TUG、10m歩行速度、歩数、歩行率において各装具装着時の方が裸足時よりも有意に改善を認めた。AFOとADR-AFO間においてはいずれの項目も有意な差は認めなかった（図）。



図

【考察】

各装具装着時が裸足時よりも優れた結果を認め、装具装着が運動機能や歩行効率の向上に繋がったものと考えられる。なかでもADR-AFO歩行がより優れた結果であった。渡邊ら¹⁾は、脳卒中急性期や回復期の病態が改善しやすい時期に用いるAFOには、複数の調節機能のある足継手が好ましいと述べている。複数の調節機能を有するADR-AFOは、病態に応じて機能を変更できる利点があり、脳疾患発症後の急性期から維持期までの長期的な使用が可能であると考えられた。セラピストは病態把握と装具や足継手に対する機能的な特性を理解することが重要であり、装具の機能に合わせた歩行指導でなく、身体機能に合わせた装具調節を行い、歩行獲得が出来る為には、ADR-AFOは有効なAFOであるといえる。

今後、さらに症例数を蓄積し、脳疾患片麻痺患者への有用性の検証を進めていく必要がある。

【参考文献】

- 1) 渡邊英夫, 他: 脳卒中に用いる調節式足継手付き短下肢装具 - 病態に応じた調節法: 総合リハ 40(4):389-395, 2012.
- 2) 渡邊英夫, 他: 脳卒中片麻痺早期の下肢装具選択法 - 平行棒内起立・歩行よりの判断: JOURNAL OF CLINICAL REHABILITATION 20(6):555-561, 2011.

短下肢装具の自己着脱可能率について

キーワード: 下肢装具, 前方支柱, 装着時間

特定医療法人 順和 長尾病院¹⁾, 医療法人 福岡桜十字 友愛病院²⁾○徳永 光宏¹⁾, 後藤 麻希¹⁾, 田川 淳¹⁾, 遠藤 正英²⁾, 浅山 滉¹⁾, 服部 文忠¹⁾

【はじめに】

脳卒中片麻痺患者において歩行を考える場合, 下肢装具は重要な要素である。装具の処方身体機能・歩行状態を重視し, 選択することが殆どである。

当院では麻痺や痙性の程度に応じて前方支柱(以下前型)である湯の児式短下肢装具(U Design 含む)の処方が多くみられる。(※図1)湯の児式装具の特徴として以下のことが挙げられる。



1. 装着が容易である。
2. 左右同サイズの靴が履ける。
3. 踵を覆わないため自然な感覚入力ができる。

(図1写真提供 有園義肢株式会社)

短下肢装具において特に装着が容易なことは, ADL 動作を含む自宅退院の患者にとっては歩行と同様に重要な項目であると考えている。しかし, 院内において歩行自立となっているものの, 装具の着脱に介助を要する場面が多々みられる。着脱に介助を要するのに『真の自立』といえるのか疑問に思った。

そこで, 1. 装具を作成した患者の何%が自分で着脱可能なのか 2. 装具の種類において(前型・Shoe horn brace 含む以下: 後型) 着脱の容易さがあるのか検討した。

【対象・方法】

対象は①2012年3月から2012年6月の間に当院に入院し装具処方をし, 歩行見守りもしくは自立している脳卒中患者②装具装着にて歩行自立で自宅生活を送っている当法人介護保険サービス利用者①②計36名とした(内訳: 年齢 64.1 ± 15.6 歳 性別: 男性20名 女性16名 所有装具: 前型14名 後型22名)。

高度な認知症や高次脳機能障害のあるものは対象から除外した。全ての参加者には本研究の目的及び危険性を含めた内容を十分に説明し同意を得た上で参加して頂いた。

方法は高さ43cmの椅子坐位にて自己による装具(靴)着脱の可否と装具の種類(前型・後型)によるそれぞれの装着時間(装具まで, 靴まで)をストップウォッチにて計測し, ビデオ撮影を行った。尚, 装着順はランダム化した。

前型装具使用者が後型装具を装着する際には備品の靴を貸し出した。使用経験のない装具に対しては1度装着方法を指導した。統計学的分析には対応のあるt検定を用い, 有意水準5%未満とした。

【結果】

短下肢装具使用者36名中33名が自己装着可能であった。33名中2名は使用装具でのみ装着が可能であった。

(前型・後型各1名)

装着時間では前型装具使用者において前型装具による装具・靴装着までの時間短縮に有意差を認め, 同様に後型装具使用者においても前型装具による靴装着までの時間短縮が有意にみられた。(※表1)

また, 使用装具に関わらず前型装具において装具・靴装着の時間短縮が有意にみられた。(※表2)

後型装具(n=19)	前型装具	後型装具	p 値
靴装着まで	61.9±25.9	71.6±33.2	p<0.05

▲表1 後型装具使用者の装着時間比較 単位(sec)

全体(n=31)	前型装具	後型装具	p 値
装具装着まで	28.5±17.8	41.1±16.4	p<0.002
靴装着まで	55.9±27.1	71.2±28.5	p<0.001
装具～靴	27.1±13.1	31.6±15.9	p<0.02

▲表2 対象者全体の装着時間比較 単位(sec)

【考察】

今回の調査では歩行可能者の36名中33名(94.2%)が自己による短下肢装具の装着が可能であった。

装着不可であった3名は装具に関わらず麻痺側下肢を組むことが困難であり, また体幹屈曲の制限により手が足部へ届かないために介助を要した。前型装具でのみ装着が可能であった1名も同様であった。下腿部の痙性が強く装着前に前型装具が前方に倒れる為に後型装具のみ装着が可能であった1名も存在した。このことから, 体幹・下肢の十分な関節可動域の確保が重要であると考えられる。

装具・靴装着において前型装具による時間短縮に有意差を認めた。前型装具は非麻痺側上肢にて装具前面を把持し, 足趾部より通しながら足関節部のベルトを固定できることや足背部のベルトがないこと, また踵を覆わないため靴が履きやすいことが時間短縮に繋がったと思われる。

【まとめ】

今回の調査において対象の94%が装具の自己装着が可能であり, 前型装具において装具・靴装着の容易さが判断できた。装具の選択を行う際, 歩行状態や痙性の強さによって選ぶのも勿論重要であるが, 装着の容易さも考慮する必要があるのではないかと考える。

脳卒中片麻痺患者における短下肢装具の着脱方法の分析

キーワード: 脳血管障害, 下肢装具, 着脱動作

鶴飼リハビリテーション病院¹⁾, 中部リハビリテーション専門学校²⁾

○瀬戸 達也¹⁾, 中橋 亮平¹⁾, 鉦谷 知也¹⁾, 村上 忠洋²⁾

【はじめに】

脳卒中片麻痺患者(以下, 片麻痺者)では, 運動麻痺や感覚障害, 筋緊張の亢進などを補い歩行能力を向上させるため, 短下肢装具(以下, AFO)を着装する場合がしばしばある。急性期や回復期におけるリハビリテーションでは歩行動作そのものの自立と同様に, このAFOの着脱動作(以下, 着脱動作)の自立のためのトレーニングも重要な位置付けとなる。

そこで今回, 片麻痺者における着脱動作の指導に役立てることを目的に, 着脱動作の方法(以下, 着脱方法)をパターン分類し, これら方法の違いに関する影響因子について検討を行った。

【対象と方法】

着脱動作が自立している片麻痺者27例を対象とした。施設における指導方法の違いが着脱の方法に影響することが考えられるため, 当法人内の施設Aに加え, 当法人以外の施設Bと施設Cの3施設からそれぞれ11名, 12名, 4名を対象とした。対象の麻痺側は右17例, 左10例, 下肢の運動機能はBrunnstrom recovery stage(以下, BRS)にてIII-8例, IV-18例, V-1例であった。発症からの期間は平均42ヵ月(1~241ヵ月), 年齢は平均66.5歳(46~85歳)であった。対象が使用していた装具の種類は金属支柱付き短下肢装具9本, 継手付きプラスチック短下肢装具8本, 継ぎ手なしプラスチック短下肢装具6本, 調整機能付き後方平板支柱型短下肢装具4本であった。

対象者は両足底を床に付けて腰掛けられる30または40cmのいずれかの台を選択し, その台に腰掛けて着脱動作を行った。対象者の前方にデジタルビデオカメラ(SONY 社製 DCR-DVD403)を設置し, 着脱動作を各々3回撮影した。着脱動作ともに両足底が床に接地する姿勢を開始肢位とした。脱ぐ動作はベルクロをはずし始める, または床から足底が離れた時を動作の開始とし, ベルクロをはずし非麻痺側側の床にAFOを置いた時を終了とした。履く動作はAFOを触った時, または麻痺側側の足底が床から離れた時を開始とし, 開始肢位に戻るまでまたは最後のベルクロを締め, ベルクロから手が離れた時を終了とした。

着脱方法を動画を用いてパターン分類し, さらに着脱時間として着脱動作の開始から終了までの時間を測定し, その最速時間を記録した。着脱方法に影響を及ぼす因子の検討として, BRSの重症度, 施設の別, 装具の種類について, その関連を

検討した。さらに着脱時間に影響を及ぼす因子の検討として, BRSの重症度, 施設の別, 装具の種類, 着脱動作方法の違いについて, その関連を検討した。

なお, 対象者にはこの研究の趣旨を説明し, 同意を得た。

【結果と考察】

着脱方法は脱ぐ・履く動作ともにAFOを床に置いた状態で行う方法(以下, 「床に置く」), 麻痺側の下腿を大腿に載せた状態で行う方法(以下, 「大腿に載せる」), 麻痺側の脚を組み行う方法(以下, 「脚を組む」)の3つの方法に分類された。なお, 「脚を組む」は脱ぐ・履く動作とも1例であり症例数が少ないため以下の検討より除外した。履く動作に関しては「床に置く」の方法の中にも, 脚を引き上げながら空中で, AFOをはめ込んだ後に床に置いて行う方法(以下, 「AFO 空中」)と, 最初からAFOを床に置いて行う方法(以下, 「AFO 床」)の2種類に分類された。それぞれの方法の頻度は脱ぐ動作で「床に置く」22名85%「大腿に載せる」4名15%であった。履く動作では「床に置く」22名85%, 「大腿に載せる」4名15%であり, いずれも「大腿に載せる」が少なかった。また, 履く動作の「床に置く」22名の内, 「AFO 空中」は9名41%で, 「AFO 床」は13名59%であった。

着脱動作の方法に影響する因子として, 脱ぐ動作ではBRSとの関連を認めなかったが, 履く動作では「床に置く」と「大腿に載せる」でBRSに有意な差を認め, 麻痺の重度な者で「大腿に載せる」方法で行っていた。施設の別と装具の種類では有意な関連を認めなかった。一般的に教科書¹⁾では, 麻痺側を非麻痺側下肢の上に載せる方法が推奨されているが, 長谷川ら²⁾や臼倉ら³⁾の報告と同様に, 今回の結果ではAFOを床に置いて行う方法の頻度が高かった。AFOを床に置いて履く場合, 「AFO 空中」「AFO 床」のいずれにおいても麻痺側下肢を床から離して数秒間保持する必要があるため, 麻痺の重度な場合ではこの方法は困難である。しかしながら腰掛けした状態で麻痺側下肢を床から離すことが可能となれば, AFOを下腿に取り付けることが可能となるので, 多くの片麻痺者が行っていることより効率のよい方法と考えられたため, この方法を指導するのがよいであろう。

着脱時間は脱ぐ動作で15.4秒, 履く動作で, 41.3秒で両者に有意な差を認めた($P < 0.01$)。着脱時間の結果より脱ぐ動作に比べて履く動作の難易度が高いと考えられた。脱ぐ動作と履く動作とも, BRSの重症度, 施設の別, 装具の種類, 着脱動作方法と着脱時間に有意な差を認めなかった。

【参考文献】

- 1) 福井 彦彦, 他: 日常生活活動(動作), 第3版, 医歯薬出版株式会社, 1999, pp162-165.
- 2) 長谷川 昌士, 他: 脳卒中患者における装具着脱動作の検討. 日本義肢装具学会誌18. 166-167, 2002.
- 3) 臼倉 京子, 他: 脳血管障害者の動的端座位能力別の靴・装具着脱方法について. 埼玉県包括的リハビリテーション研究会8(1). 6-8, 2008.

義足使用者の歩行能力に関する因子について

キーワード: 下肢切断者, 義足歩行, 評価項目

熊本保健科学大学¹⁾, 大勝病院²⁾, 博愛会病院³⁾○長倉 裕二¹⁾, 酒匂 隆志²⁾, 藤田 京介³⁾

【はじめに】

一般的に障害者の動作能力を評価する方法に Barthel Index や Functional Independence Measurement などが用いられており, 下肢切断者の動作能力を評価する方法に Amputee Mobility Predictor などが開発されてきている. これらの評価バッテリーは日常的に義足を利用した歩行を行っている切断者にとって減点項目が少なく, 天井効果を示す場合が多い. しかし日常的に義足を利用している切断者の多くは義足歩行に問題意識を持ち, さらに歩行能力の向上を希望する切断者も少なくない. そこで今回, 日常生活において義足歩行を用いている切断者の義足歩行能力の違いを比較的簡単に評価可能な歩行速度, 歩行時, 立位時バランス能力を用いて, 健常者の平均歩行速度以上, 未達の歩行能力の違いについて検討したので報告する.

【対象と方法】

対象は日常生活において義足歩行を主たる移動手段として用いた下肢切断者 38名(男性31名, 女性7名)で, 平均年齢は38.1±15.3歳, 平均身長は168.1±8.6cm であった. 切断レベルは大腿切断者24名, 下腿切断者14名であった. なお, 対象者には研究の趣旨と内容について十分に説明し, 同意を得た.

評価項目は, 10m 歩行速度, Timed Up & Go test (以下 TUG), Functional reach test (以下 FRT), 片脚立位保持時間を計測した.

1. 10m 歩行速度: 通常歩行と速歩における歩行速度, 歩行率, 歩幅をそれぞれ計算した.

2. TUG: 椅子から立ち上がりから3m 先の目標物まで歩行し方向転換して椅子に戻り座るまでの一連の動作にかかった時間を通常歩行と最大歩行速度による歩行を計測した. また義足側周りと健側回りをそれぞれ測定した.

3. FRT: 被験者は壁側上肢の肩関節を90度屈曲し, 肘関節伸展位に保った状態から, 足部を動かさずに上肢を出来るだけ前方に突き出して, 指先が移動した距離をメジャーにて計測した. 健側, 義足側それぞれ2回ずつ測定し, 最大値を採用した. 値は測定距離を身長で除し, % にて表記した.

4. 片脚立位保持時間

開眼片脚立位保持時間を足底離床から接地までの時間で30秒を上限とし測定した. 統計学的処理は Spearman 相関係数を用い, 有意水準を5%未満とした.

【結果と考察】

各項目にかかる相関と健常者の平均通常速度未満と以上の切断者における各評価項目との関係について表に示す.

健常老年者, 虚弱高齢者において歩行速度と歩幅, 歩行率, TUG に相関があると報告されており^{1), 2)}, 今回の研究でも同様な結果が得られたことから, 切断者においても歩幅や歩行率, TUG は歩行速度に関連する因子と考えられた.

通常歩行時は切断レベルに関係なく歩幅との有意差がみられたが, 最大歩行時において大腿切断者では歩幅との間に有意差があり, 下腿切断者では歩行率との間に有意差があった. 大腿切断者の歩行率の調整には膝継手が影響しているため, 歩行速度を歩幅によってコントロールしていると考えられる. また, 下腿切断者は膝関節における随意制御が可能のため, 歩行速度を歩行率によってコントロールしていると考えられた.

FRT と歩行速度との相関について肯定的な報告³⁾や否定的な報告⁴⁾があるが, 今回の研究において身体能力との関係を検討するために身長に対する FRT を用いたが, 歩行速度との有意差はみられなかった. このことから, 切断者において FRT は歩行速度に及ぼす影響が少ないと考えられる.

歩行速度と健側片脚立位時間との関係において, 片脚立位時間と歩行能力に有意な相関が認められたと報告されている^{5), 6)}. しかし, 今回の研究においては健側片脚立位時間と歩行速度において有意差はみられなかった. 今回の被験者は日常生活で義足を利用しており, 活動度も高いため, ほとんどの切断者が設定秒数の上限に達し, 低値を示さなかったことにより有意差が出なかったのではないかと考えられる.

【参考文献】

- 1) 伊東元他: 健常老年者における最大歩行速度低下の決定因, 理学療法科学, 1990, 17(2): 123-125.
- 2) 村田伸他: 虚弱高齢者における Timed Up and Go test, 歩行速度, 下肢機能との関連, 理学療法科学, 2010, 25(4): 513-516.
- 3) Duncan PW, et al.: Functional reach: a new clinical measure of balance. J Gerontol, 1992, 47: M93-M98.
- 4) 前岡浩他: Functional Reach Test に影響を与える因子, 理学療法科学, 2006, 21(2): 197-200.
- 5) 塚越累他: 片側性末期変形性股関節症患者の最大歩行速度に影響を及ぼす因子, 理学療法科学, 2009, 36(7): 363-369.
- 6) 高懐民: 下腿切断者における最大歩行速度の決定因の研究, 東北大学大学院医学研究科紀要, 1993: 133-135.

表 通常歩行と最大歩行速度における健常者の通常速度の平均値未満と以上の各評価項目との関係(n=38)

	スクワット(回)	リーチ(%)		片脚立位時間(sec)		通常歩行			速歩			TUG(sec)	
		健側	義足側	健側	義足側	歩幅(cm)	速度(m/min)	歩行率(steps/min)	歩幅(cm)	速度(m/min)	歩行率(steps/min)	通常	速歩
通常歩行速度	Ns	Ns	Ns	Ns	**	**	—	*	**	**	**	**	**
最大歩行速度	Ns	Ns	Ns	Ns	Ns	**	**	*	**	—	*	*	*

一般的な大腿義足歩行に関する 逆動力学解析と直接計測の相互比較

キーワード: 歩行分析, 大腿義足, 杖・その他補装具

同志社大学理工学部¹⁾, 同志社大学理工学部機械システム工学科²⁾, 同志社大学理工学部エネルギー機械工学科³⁾, 川村義肢株式会社⁴⁾, 株式会社テック技販⁵⁾

○林 祐一郎¹⁾, 辻内 伸好²⁾, 小泉 孝之³⁾, 松田 靖史⁴⁾, 土屋 陽太郎⁵⁾

【はじめに】

大腿義足歩行においては膝関節の機能が失われているため、日常生活動作において多くの不安定な歩容を生じるなどの問題がある。そこで、大腿義足装着者の一歩行周期中に生じる関節間力、関節モーメントを計測し定量的な評価指標とみなすことにより、義足歩行訓練によるリハビリテーション方法の改善が可能と考えられる。しかし、これまでに用いられていた逆動力学解析による負荷計測では1) 義足部分が未考慮である上、2) 数値計算手順が確立されていない。他方、直接計測として3) 無拘束歩行計測が可能な義足内蔵型6軸力覚センサを用いた例も存在するが、センサの装着位置は下腿部であったため、関節モーメントとの数値的な相互関係が不明であり、定量的評価としては不十分である。そこで、本研究では逆動力学解析および直接計測の双方によって大腿義足歩行における下腿部の関節間力、関節モーメントを推定し、それらを生体力学的な観点から相互比較することにより、一般的な大腿義足歩行における包括的な物理現象を解析するために6軸力覚センサが適用可能であることを示すことを目的とする。

【対象と方法】

本研究では、20年以上に渡ってソケット型大腿義足を装着している男性の右足大腿切断者1名を被験者とした。荷重の計測は同志社大学学研都市キャンパスにておこない、全体的な作業については臨床実験に関する同志社大学研究倫理委員会の承認を得るとともに、あらかじめ被験者に十分な説明を与え、同意を得た上で実施した。

大腿義足における部位の中でも中心的な役割を果たす膝継手については、大腿義足装着者において多くの場合に用いられている体重を利用したブレーキによって立脚期の膝折れを防止する荷重ブレーキ式膝継手である Ossur 社製 Total Knee 2100を採用した。これは、立脚期前期において健常者と同様に最大15 [deg] まで抵抗を伴う軽度屈曲が発生し踵接地時の衝撃を吸収する上、独自の幾何学的ロックシステムを用いた多軸リンク機構および膝軸周りに組み込んだ特殊なゴムバンパーにより、軽度屈曲時に膝折れを防止可能とするバウンシングと呼ばれる立脚期制御機能を有する。

具体的な方法としては、大腿義足歩行に関する逆動力学解

析と直接計測の相互比較をおこなうため、前者については設置型床反力計および三次元動作解析装置から構成される運動解析システム、後者については無拘束歩行計測が可能な義足内蔵型6軸力覚センサを組み込み構築した下腿部に生じる力とモーメントを計測可能な義足歩行訓練装置をそれぞれ適用し、それらを併用した形で同時に計測をおこなった。まず、モーションスーツを装着した被験者の身体関節位置33ヶ所に直径10 [mm] の赤外線反射マーカーを貼り付けた。その後、被験者は自由な速度で合計10回の平地直進歩行をおこない、各試行における三次元動作位置座標、床反力および6軸力覚センサの出力である負荷データを計測した。最終的には、義足歩行実験から得られた被験者の運動学データ、床反力および身体寸法データに対して、剛体リンクモデルと筋骨格モデルを適用する Motion Analysis 社製シミュレーションソフトウェア SIMM を用いた逆動力学解析に基づき、関節負荷である下腿部の関節間力および膝関節と足関節の関節モーメントを算出した。

【結果と考察】

得られた計測結果に関して、各荷重の挙動は逆動力学解析および直接計測の双方で全体的に一致していた。しかし、床面に垂直な方向の力に関して、設置型床反力計から得られたものは典型的な立脚期における床反力の発生パターンを表していたことに対して、義足歩行訓練装置から得られたものは立脚期中期では床反力と類似していたが立脚期前期および後期に負の値となっていた。このような物理現象の発生は重力に対する上向きの慣性力が生じたことに基づくと考えられる。また、関節間力および関節モーメントにおける値の違いは算出位置によって生じたと考えられる。

以上より、本研究では大腿義足歩行に関する逆動力学解析ならびに6軸力覚センサを用いた直接計測の結果および得られたデータの相互比較に基づく生体力学的考察によって、大腿義足装着者の歩行におけるメカニズムを明らかにしたとともに、逆動力学解析の妥当性に加えて義足歩行訓練装置に組み込んだ6軸力覚センサの有効性を示したといえる。

【謝辞】

なお、本研究の一部は日本学術振興会科学研究費助成事業基盤研究 (A) (課題番号: 23246041) の援助を受けた。記して謝意を表す。

【参考文献】

- 1) 関川伸哉, 山本澄子, 菅野重樹: 大腿義足膝継手の機械的特性と義足歩行との関連性 - 流体制御方式と定摩擦方式膝継手を用いて -, パイオメカニズム学会誌13, 279-290, 1996.
- 2) Bae, T. S., Choi, K., Hong, D. and Mun, M. : Dynamic analysis of above-knee amputee gait, Clinical Biomechanics 22 557-566, 2007.
- 3) Dumas, R., Cheze, L. and Frossard, L. : Loading applied on prosthetic knee of transfemoral amputee: Comparison of inverse dynamics and direct measurements, Gait and Posture 30 560-562, 2009.

疾走用下腿義足のアライメント変化が 義足スプリンターの走行に及ぼす影響

キーワード: 疾走用下腿義足, アライメント, kinetics

人間総合科学大学¹⁾, 順天堂大学大学院 医学研究科²⁾,
Department of Kinesiology, University of Maryland,
College Park, MD, US.³⁾

○富永 修一¹⁾²⁾, 保原 浩明³⁾, 桜庭 景植²⁾

【はじめに】

健常者のランニングに対する kinetics の評価は数多く行われている。一方、義足スプリンターの kinetics 解析に関する研究は非常に少なく、なかでも義足アライメントの最適な調整に関する研究については皆無に等しい。そこで本研究の目的は、疾走用下腿義足における矢状面アライメントの変化が義足側立脚期の関節モーメントおよびパワーに与える影響について明らかにすることとした。

【対象と方法】

被験者は日常的に陸上競技短距離種目を行っている下腿切断者1名(男性, 25歳, 身長1.70m, 体重58kg, 断端長13cm)とした。被験者の測定時における100m 公式自己記録は12秒47であった。計測には被験者が普段使用している疾走用義足(足部は KATANA ; 今仙技術研究所製)を用いた。アライメントは図1に示したような3つの水準で変化させた。運動課題は屋内に設置した走路(15m)における全力での走行動作とした。スタートから9mの地点に設置した地面反力計(AMTI 社製)によって地面反力を計測し3次元動作解析装置(VICON Nexus)によって得られた座標データに逆動力学計算を適用することで関節モーメントおよび関節パワーを算出した。なお、義足側足関節中心は、左右の脚長が揃うように健側足関節を底屈(背伸び)し、この状態の外果の高さを義足足部に設定した。各水準とも10試行以上行い、失敗した試行や外れ値を有した試行を除外した。その結果、各水準のデータ数は REG で7, DOR で7, PLA で6となった。

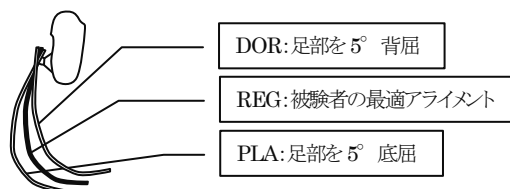


図1. 実験水準

【結果】

1. 各評価項目

1-1. 身体重心(以下 COG) 最大速度

各水準の義足立脚期における COG 最大速度は、REG で 6.31 ± 0.10 m/s, DOR で 6.37 ± 0.14 m/s, PLA で 6.25 ± 0.09 m/s であり各水準間に有意差は見られなかった。

2-2. 関節モーメント, パワー

義足側足関節底屈モーメント(最大値)は、REG が 747.5 ± 10.1 Nm, DOR が 578.7 ± 100.4 Nm, PLA が 634.0 ± 39.2 Nm であり、REG は他のアライメントより有意に底屈モーメントが大きかった(図2-A)。義足側足関節パワーは、立脚期前半における負のパワー(最大値)は、REG で -1768.2 ± 263.0 W, DOR で -1401.2 ± 234.3 W, PLA で 1503.3 ± 310.1 W であり、各水準間に有意差は見られなかった(図2-B)。立脚期後半における正のパワー(最大値)は REG で 1554.4 ± 139.2 W, DOR で 1495.5 ± 163.6 W, PLA で 1250.6 ± 105.1 W であり、REG と DOR は PLA より有意に正のパワーが大きかった(図2-B)。

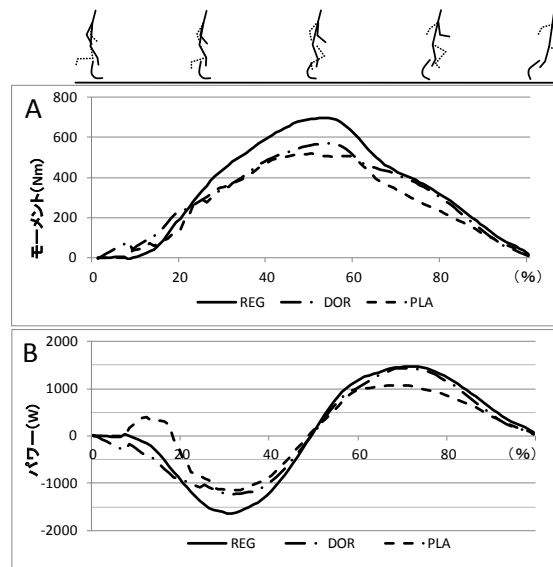


図2. 立脚期における義足側足関節底屈モーメント(A)およびパワー(B)の時系列変化(平均値)。横軸は立脚期を100%で標準化している。Bの縦軸は0を基準に正と負のパワーを表す。

【考察】

阿江¹⁾は、健常者のランニングにおける足関節モーメントの役割について、立脚期前半は着地の衝撃に抗して体重を支持し、後半は身体を前上方へ加速させる役割を持つ、と述べている。本研究の義足側足関節モーメントおよびパワーの時系列変化(図2-AとB)は、健常者と同様の傾向¹⁾を示した。従って義足スプリンターのランニングにおいても義足側足関節は健常者と同様の役割を担っていると考えられる。

また、REG と他のアライメントには、立脚期の底屈モーメントおよび立脚後期の正のパワーで有意差があった。

以上のことから、疾走用義足における矢状面アライメントの変化は、義足側足関節のモーメントおよびパワーに影響を与えると考えられる。その結果、身体を前上方へ加速させるというランニングにおける足関節の役割を改善する可能性が示唆された。

【結論】

疾走用下腿義足における矢状面アライメントの変化は、義足側立脚期中の足関節底屈モーメントおよび正のパワーに影響を与えることが示唆された。

【参考文献】

- 1) 阿江通良: 足動作, 金子公有, 福永哲夫(編) バイオメカニクス 身体運動の科学的基礎, 第1版, 172, 189, 2006.

血液透析導入の下肢切断患者について

キーワード: 血液透析導入, 下肢切断, 現状と課題

昭和大学藤が丘リハビリテーション病院 リハビリテーション部¹⁾, 昭和大学医学部リハビリテーション医学教室²⁾

○新妻 晶¹⁾, 笠井 史人²⁾, 和田 真一²⁾, 水間 正澄²⁾

【はじめに】

従来より血液透析を導入していた患者が, その後下肢壊疽により切断に至るケースが, 年々増加しているように思われる。これらの症例を数例提示しながら, 当院での現状と臨床における課題について報告する。

【症例】

【症例1】 年齢: 68歳, 性別: 男性, 診断名: 左下腿切断, 既往歴: 慢性心不全, 右坐骨神経痛, 眼底出血, 消化管出血, 胆石胆のう炎, 白内障, 右手根管症候群, 右肩関節周囲炎, 合併症: 糖尿病, 慢性腎不全(血液透析導入), 末梢動脈疾患, 現病歴: H.23 10/28左下腿潰瘍にてF病院循環器内科入院。創感染悪化し12/13にF病院形成外科にて左下腿切断。

H.24 1/13当院リハ科転院。(理学療法施行: 32日 64単位。)

2/17冠動脈狭窄著明にて2/24心臓カテーテル検査目的でF病院循環器内科転院。

2/27当院再転院, 左 PTB 仮義足完成。(理学療法施行: 20日 41単位。)

3/23再度心臓カテーテル検査目的でF病院循環器内科再転院。

3/26当院再々転院。(理学療法施行: 8日 17単位。)

4/7下痢, 嘔吐ありF病院腎臓内科転院。4/11にF病院消化器内科転科。(7/31現在, 理学療法中断。)

【症例2】 年齢: 72歳, 性別: 男性, 診断名: 左下腿切断, 既往歴: 虫垂炎, 硝子体出血, 合併症: 慢性心不全, 慢性腎不全(H.12血液透析導入), 糖尿病, 現病歴: H.21から閉塞性動脈硬化症でF病院循環器内科通院し, 血管拡張術を数回施行。H.23 11月頃より左足部の小さな傷が治らずF病院循環器内科, 形成外科に通院していたが, 左足趾の壊疽が悪化。H.24 3/14左リスフラン切断するが創部治癒遷延し, その後左ショパール切断をするが創部治癒せず。3/27左下腿切断。

4/19当院リハ科転院。5/15左 PTB 仮義足完成。(7/31現在, 理学療法施行中: 15週経過。)

【症例3】 年齢: 70歳, 性別: 男性, 診断名: 右下腿切断, 既往歴: H.7右重症下肢虚血に対しF-P バイパス施行。H.17 9月末, 2枝病変。CABG, 左F-P バイパス施行。H.22 8/17左ショパール切断。H.23 10月, 右大腿骨転子部骨折しγ-nail 固定術施行。

合併症: 糖尿病(S.61), 高血圧症(H.8), 慢性腎不全(H.18血液透析導入),

現病歴: H.24 2月から右足部の皮膚色不良, 壊死進行。2/26 右下肢血管拡張術目的でF病院循環器内科入院。3/12右下肢骨髄炎改善せず, F病院形成外科転科。3/16右リスフラン切断するが, 創部壊死進行。右下腿創感染を併発(創部よりMRSAを認めVCMで治療開始)。3/29嘔吐, 貧血, 内視鏡にて胃潰瘍を認める。プロトンポンプ阻害薬の点滴と禁食で改善, 輸血も施行。全身状態が落ち着いた後, 4/10右下腿切断。5/7当院リハ科転院。5/21右TSB 仮義足完成。(7/31現在, 理学療法施行中: 12週経過。)

【経過】

【症例1】は, 以前より血液透析導入, 左下腿潰瘍の治療入院後1.5か月で切断し, その1か月後, 当院に転院しリハビリ開始。開始後45日目に仮義足完成, その前後2回, 心臓カテーテル検査のために3~4日, 短期転院。また更に消化器管不調による治療目的で転院, 開始から12週後に理学療法が中断となった。(4/4最終歩行能力は平行棒内2往復, 2セット程度。)

【症例2】は, 12年前より血液透析導入, 左足部の小さな傷の治療から最初のリスフラン切断が約4.5か月で, ショパール切断を経て下腿切断まで更に2週間経過。その後3週間で当院に転院しリハビリ開始。開始後3週間で仮義足完成。(7/31現在, 4点杖とT字杖で屋外坂道を近位監視から軽介助にて往復20m程度可能。)

【症例3】は, 6年前より血液透析導入, 右足部の壊死進行から最初のリスフラン切断が約1.5か月で, 下腿切断まで更に25日経過。その後4週間で当院に転院しリハビリ開始。開始後2週間で, 仮義足完成。(7/31現在, ピックアップ歩行器歩行が近位監視にて20~30m程度, 階段昇降が手すり4点杖で軽介助にて9段昇降, 2セット程度, それぞれ可能。)

【まとめ】

血液透析導入の下肢切断患者に共通する理学療法施行上の課題は, <透析患者関連>①内シャント造設をした上肢への負荷軽減, ②血液透析による疲労を考慮したリハビリメニュー調整, ③透析日と非透析日の断端周径変化におけるソケット適合調整, ④退院後の透析クリニックへの週3回通院対応, ⑤投薬やインスリンコントロールや食事メニューの管理の確認, ⑥低カルシウム血症及び高リン酸血症による骨粗鬆症と異所性石灰化に対する注意, <高齢者関連>⑦加齢による関節可動域制限の改善や筋力・耐久力・瞬発力の低下に対する強化・向上, ⑧老人性うつや認知症への対処, <合併症関連>⑨慢性心不全や糖尿病が合併している方への運動量の軽減, ⑩糖尿病や加齢による視力障害のある方への配慮, <住環境関連>⑪外出に不便な家屋構造や住環境に対する調整, ⑫借家による家屋改造の制約への対応, <その他>⑬独居者や老夫婦や介護者が女性のみ等マンパワー不足の解消, ⑭年金生活者や生活保護受給者等の低所得者の生活設計, 等であり, これらはリハビリ開始当初より注意, 検討すべきものと思われた。

姿勢調整に有効な嚥下訓練用椅子の開発

キーワード: 摂食・嚥下障害, 姿勢調整, 車椅子

藤田保健衛生大学病院リハビリテーション部¹⁾, 藤田保健衛生大学病院医療科学部リハビリテーション学科²⁾, 藤田保健衛生大学医学部リハビリテーション医学 I 講座³⁾, 東名ブレース株式会社⁴⁾

○川村 友香¹⁾, 稲本 陽子²⁾, 小池 望¹⁾, 今田 美穂¹⁾, 大國 茉莉¹⁾, 加藤 美穂¹⁾, 柴田 斉子³⁾, 才藤 栄一³⁾, 宇野 秋人⁴⁾, 奥村 庄次⁴⁾

【はじめに】

摂食・嚥下のリハビリにおいて, 姿勢調整は食物の通過経路や通過速度を調整し, 誤嚥や咽頭残留軽減を実現し, より安全な嚥下を促進する有用な代償法である. 当院で2011年1月～7月に施行した嚥下造影検査175施行のうち, 71施行(41%)で姿勢調整が有効と判断され, その適応範囲は広い. 評価で適切と判断された姿勢を訓練や食事場面で安定して調整できることは, 早期の嚥下機能の改善や嚥下の安全性を高めるうえで重要である. しかし体位によっては調整が難しく, 訓練や食事場面で評価で推奨された姿勢の効果的な活用に至らないことがある. 特にリクライニング座位側傾頭部回旋位はその姿勢の有用性は明確であるが, 負担が大きく, 疲労や不快感を生じさせるという問題がある. また姿勢の調整に時間がかかるという問題や毎回同じ姿勢を再現できないという問題がみられる. 疲労や不快感によって姿勢の崩れを招くこと, また同じ姿勢を安定してとれないことは, 嚥下の安全性を低下させるリスクがある. 本研究は, これらの問題点を解決するために嚥下訓練用椅子を開発し, その有用性を検討した.

【対象と方法】

嚥下造影検査により, リクライニング座位側傾頭部回旋位が有効と判断された嚥下障害患者3症例を対象とした. 症例1: 60歳代男性, 脳幹梗塞(左延髄外側症候群), 摂食状態は経管のみ(NG tube). 嚥下造影検査にて, 体幹角度45度, 右側傾, 頭部左回旋が有効と判断され同姿勢で訓練が開始となった. 症例2: 60歳代男性, 脳幹梗塞(右延髄・小脳), 摂食状態は経管のみ(PEG). 117病日に嚥下造影検査にて, 体幹角度45度, 左側傾, 頭部右回旋が有効と判断され同姿勢で訓練が開始となった. 症例3: 70歳代男性, 肺炎, 摂食状態は経管のみ(NG tube). 嚥下造影検査にて, 体幹角度45度, 左側傾, 頭部右回旋の姿勢が有効と判断され同姿勢で訓練が開始となった. この3症例に対し, ベッド上で姿勢調整を行ったときに生じた問題点を挙げ, この問題点をもとに, 同姿勢をリクライニング車椅子上でとるために必要な改良点を抽出し, 椅子を作製した. さらに作製した嚥下訓練用椅子の有用性を検討するために, 姿勢調整に要する時間, 姿勢調整に必要な準備物の個数を調査, 疲労や疼痛の程度を visual analogue scale (VAS) に

て調査し, 嚥下訓練椅子とベッドの2条件で比較, 検討した.

【結果】

ベッド上での姿勢調整は, 姿勢を調整するために多くの枕やタオルを準備する必要があり, 調整に時間がかかるうえに, 毎回同じ姿勢を調整できないという再現性の問題, また疲労や疼痛を生じさせ姿勢の崩れが生じるという快適性の問題が挙げられた. そこで再現性, 快適性に特に留意して嚥下訓練椅子を作製した(図1). 特徴は, 座面が90度回転でき, また側傾時に背面の支えとなる背面クッション, 下肢の支えとなるレッグサイドガード, さらに頭頸部の安定性向上のための頭頸部枕を付属したことである. また嚥下造影検査(VF)にも用いることができるようにフレームやパイプの位置を調整した.

作製した嚥下訓練椅子とベッドの2条件の比較では, 3症例とも嚥下訓練椅子にて嚥下姿勢調整に要する時間の短縮, 付属品で調整できることから姿勢調整に必要な準備物の低減を認めた. また疲労や疼痛の程度が著明に低減した(表1).

表1	症例1		症例2		症例3	
	椅子	ベッド	椅子	ベッド	椅子	ベッド
時間	85	132	72	174	99	233
準備物	1	6	2	9	2	6
疲労	0	7	0	2.7	3	5
疼痛	0	3	0.3	3.3	0	0

時間: 姿勢調整に要した時間(秒), 準備物: 必要な準備物の個数
疲労・疼痛: VAS それぞれ複数回計測した結果の平均

【考察】

嚥下訓練時の有効な姿勢調整の目的で, 嚥下訓練用椅子を開発し, その有用性を3症例にて検討した. 嚥下訓練用椅子の有用性として, 1) 付属品で調整でき, 毎回同じ姿勢を再現でき, 評価・訓練の正確性をあげる, 2) 疲労や疼痛が少なく快適な環境で訓練や食事ができることで最大のパフォーマンスを実現できる, 3) VF から訓練・食事をとおして使用できることで, 評価場の面で最適と判断された姿勢を一貫してとることができる, 4) 姿勢調整にかかる時間の短縮により検査時間の短縮や訓練での効率的な時間配分につながる事が示された. 1-3) の利点は, 嚥下の安全性に貢献する. 開発した嚥下訓練椅子を実際の臨床場面で有効に活用していけることが示された.



図1 嚥下訓練用椅子



図2 嚥下訓練用椅子とベッドの比較

●嚥下訓練用椅子(左)とベッド(右)で体幹45度, 左側傾, 頭部右回旋の姿勢調整時(症例2) 姿勢調整のために, 嚥下訓練用椅子では, 枕1つ, タオル1つの準備 ベッドでは枕5つ, タオル4つの準備が必要

股関節強直を合併した症例に対する 電動車いすの適応困難事例

キーワード: 股関節, 電動車いす, 座位保持装置

埼玉県総合リハビリテーションセンター 相談部 福祉工学担当¹⁾, 埼玉県総合リハビリテーションセンター 整形外科²⁾

○河合 俊宏 (ENG)¹⁾, 小川 雄司 (PO)¹⁾,
高木 博史 (MD)²⁾

【はじめに】

股関節の可動域が充分にない患者に対しては、身体機能評価を実施する必要がある。また駆動方法によっては、生活環境の見直しも含めた電動車いすの選択が要求される。

我々は股関節強直を合併した患者に対して、座位保持装置と電動車いすとを適応してきている。今回、一定期間は有効であったが、周辺生活環境との調整において、患者が独自判断で電動車いすを再度作成し、座位保持装置の利用を止めてしまった事例を経験した。褥瘡が再発し、難渋している患者に関して報告する。

【症例】

60歳代男性、32年前に不慮の事故により受傷。C4からC6レベルの頸髄損傷で四肢麻痺となる。肩の拳上動作を利用して、ジョイスティックを操作することが可能であった。

症例には、発表内容・個人情報の取扱には口答および書面説明し、同意を得た。

【初回評価 (8年前)】

痙性の抑制のため、平面で構成された座面に数本のベルトを用いて、座位バランスの安定を確保していた。加減速に伴う、ずり落ちに対しては、下腿部ベルトを過度に締め付けることで対応していた。電動車いす再作成を目的に、更生相談を受けたが、判定しきれないため当センター外来で対応することとなった。理学療法士と協調し身体評価したところで、以下のポイントで設計した。

- ・股関節角度が90度以下で強直。座面を前傾姿勢。
- ・感覚障害のため、体位交換は機械的に行う必要性あり。
- ・リクライニング角度に追随する身体機能なし。

処方「座位保持装置付き電動車いす」となり、当時、電動ティルト機構は補装具制度に入っていなかったため、別途基準外申請をした。座位保持装置は、現場発泡の手法 FIPS システム (Form In Place Seating System: サンメイト社製、国内、株式会社ユーキ・トレーディング取扱い) を用い、電動車いすは、株式会社今仙技術研究所 EMC-230とした。結果的にベルトは車両乗車時用の腰部用が1本必要であった。外来の回数は9回で、経過日数は148日であった。

【2回目評価 (5年前)】

仙骨部褥瘡、坐骨部発赤のため、当センター外来受診。理学療法士と接触圧計測装置にて、接触部位と接触圧力値を確認するが、過度の接触圧力値を示すことはなく、褥瘡部分は、全く接触も無かった。就寝姿勢等の臥位状況と予測できたため、在宅での接触圧測定による確認を検討したが、患者本人から以後の連絡は無くなった。外来2回、経過日数7日。

【3回目評価 (1年前)】

仙骨部、坐骨部褥瘡。巨大な組織欠損のため、当センター外来受診後、直ぐに A 大学病院形成外科へ。筋膜壊疽も合併のため、保存的加療3ヶ月後に皮弁術、植皮も実施。2ヶ月後に退院。計7ヶ月の入院であった。以後当センターへ電動車いす調整のため外来受診。5ヶ月後現在も受診中。

【考察】

問題を探索したところ、座位保持装置への移乗をリフターから人的に切り替えていた。また転居先の更生相談で、電動リクライニング電動ティルト電動車いすの給付を受けていた。座位保持への理解はあるものの、褥瘡対策より生活環境優先の思いが強い。背反する考えでもあり、今後の評価には、モールドタイプの姿勢保持具は採用しない方向となっている。

本症例は、外来で充分に身体機能を評価することが可能な状況であったため、初回は9回という回数を必要とした。一方、患者にとっては、すべてを考慮されなかった感も少なからずあったようで、物が悪いという発想に陥り、身体評価の充分でない関わりも追加であったため、7ヶ月という長期入院も必要となった。しかし生活環境を優先する立場のため、今後も褥瘡発生からは逃れられない可能性が高い。今後も長期に渡ってフォローする必要があると考えられる。

新型電動スタンドアップ車いすの開発

キーワード: スタンドアップ, 車いす, 研究開発

神奈川県総合リハビリテーションセンター リハ工学研究室¹⁾, 日進医療器株式会社²⁾

○沖川 悦三¹⁾, 辻村 和見¹⁾, 松田 健太¹⁾, 村田 知之¹⁾, 山田 賀久²⁾

【はじめに】

我々は1982年に起立機能を備えたスタンドアップ車いすを商品化した。その後2度の大きな改良を加えて現在に至っている。市販モデルは手動駆動・手動起立タイプと電動駆動・電動起立タイプ(図1)があり、年間の出荷台数は合わせて約30台程度しかない。起立可能な車いすは、物理的な高さへのアプローチ, 精神的な目線の高さの確保, 座位から立位への姿勢変換による二次障害の予防等¹⁾, 多くの利点が認められるがあまり普及していない。その理由として、日常用の車いすとしては大きいこと, シート高が高いこと, 駆動性が悪いこと等があげられる。それらの問題点は徐々に改良してきているが今回, シート高が高すぎるという問題の解決を試みたので報告する。



図1 市販中の電動スタンドアップ車いす

【新型電動スタンドアップ車いすの開発】

まず、シート高を現行モデルの前座高500mmから450mmまで低くする事を目標に起立機構のリンクを設計した。フット・レッグサポート部分のリンクによってストローク量は決まるが、膝を中心とした下肢の動きやクッションの厚さと材質、フット・レッグサポートの動きに対するシートの動きなどに影響を受けるため、そのリンク設計は難しい。まずはシート高を下げてそれに対応できるリンクを設計・試作し、検証することにした。

次に、試作機のシート高の前後差を70mmから40mmに変更してシート全体を低くした。その結果、前座高420mm、後座高380mmとなり、フットサポートの上下ストロークは50mmである。

試作2号機の寸法図を図2に示す。

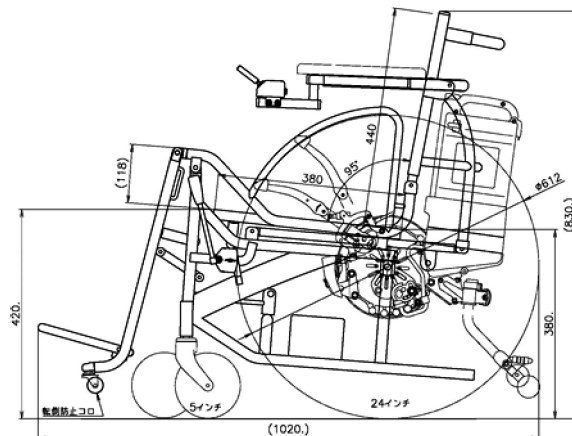


図2 試作2号機寸法図

【膝パッドの改良】

これまでの膝パッドは下腿部への悪影響を防ぐことができるよう形状が大きく、デザイン的にも良くなかった。そこで下腿部の十分な固定と圧分散を考慮し、金属部品を構造材として用い身体に接触する部分に緩衝材を貼り付けた(図3左)。

この膝パッドは固定性能が十分でシンプルな形状であり、大きな問題がなかったのでカバーを掛け、ベルトの取り回しを改良した(図3右)。



図3 膝パッドの改良

【起立用レバースイッチ】

起立用のアクチュエータ・バッテリーの残量計を組み入れ、起立時のバッテリー上がりの不安を解消した。レバーの向きや形状は使用者の手指機能に合わせて変更できる。

【おわりに】

今回の試作でシート高を低くし、フレームデザインも一新し、膝パッドもシンプルなものにした。この3つの要素により、スタンドアップ車いすでありながら日常用の車いすに匹敵するような印象を与えることができた。

今後は細かな修正を加え、早急に市販化したい。

【参考文献】

- 1) 沖川悦三, 他: スタンドアップ車いすの効用に関する一考察, 第12回リハ工学カンファレンス講演論文集, 41-44, 1997

新しい車いすスポーツ “へパイストス2by2”

キーワード: 脊髄損傷, 車いす, 研究・開発

川村義肢株式会社¹⁾, 大阪大学大学院²⁾○井上 友希¹⁾, 西堀 加成子¹⁾, 野村 友樹子¹⁾,
齋藤 聡佳¹⁾, 松田 靖史¹⁾²⁾

【はじめに】

下肢障害者の冬のレクリエーション(スポーツ)はチェアスキーが広く知られている。我々は以前よりスキーではなく車輪で転がる機材の試作を進めダウンヒルホイール(以下 DHW)と名付け、チェアスキーから派生する夏のスポーツとして開発を進めてきた(図1)。

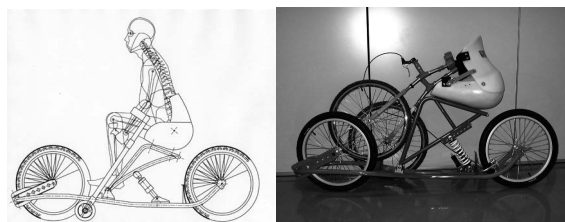


図1. DHWの構想図と実車

また通常は前キャスターと後輪を装備する左右のフレームがXブレースでつながれる日常用の車いすを、移動部である4輪の車輪支持部と大腿～体幹の体幹支持部と膝から下を受ける下腿支持部のそれぞれで機能を持たせた3つのユニットから成り立つモジュール式車いすへパイストスの開発を進めている(第27回日本義肢装具学会学術大会(2011 東京)にて報告)。

今回、我々はユニットモジュール式車いすへパイストスの台車状の車輪支持ユニットをキャスタートレイルによる操舵フォークを持つ車輪支持ユニットに交換し、通常的車いすでは自由輪である前キャスターを前傾した旋回軸の規制により操舵することを可能としたへパイストス2by2を試作した。

【へパイストスの概略】

へパイストスは4輪が付いた車輪支持部(図2左)により安定した移動効率を確保し、体幹支持部(図2中)と下腿部分(図2右)の交換と調整を接続部品で行う。接続部品も含めた構成要素の交換により適合範囲は今までの車いすに無いほど幅広い。身体支持部は車輪支持部とは別の部品ユニットのため本人に合った製作が可能であり、後々の調整や用途に合ったシートに交換が可能である。



図2. 左より、車輪支持部, 体幹支持部, 下腿支持部

【へパイストス2by2の構成】

へパイストス車いすは構成部品の取り付け角度や高さが自在に調節可能であり、交換により多様な機能を持たせることができる。体幹支持部と下腿支持部はそのまま車輪支持部の交換によって雪の上で楽しむチェアスキーを陸上でも可能とするへパイストス2by2もその一つである。DHWの前後の縦に2輪が並んだキャスタートレイル操舵の機構(図3)を持つ車輪支持部を通常の4輪支持部と交換して坂道を下りる専用のへパイストス2by2に組み付けた。前傾したキャスター旋回部から上方向に伸びたキャスターアームが14inの車輪を保持しキャスター旋回部が傾いた方向に導かれ進む操作特性をへパイストス2by2は持つ。アウトリガーの車輪は6inとした(図4)。

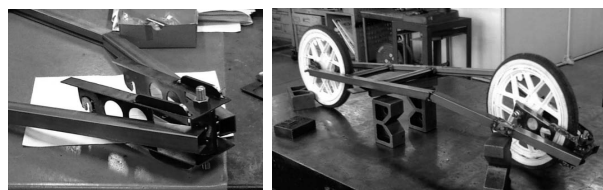


図3. へパイストス2by2車輪支持部



図4. へパイストス2by2完成車

本体フレームを傾けキャスタートレイル操舵によって方向を制御しスポーツ走行を楽しむことが可能である(図5)。

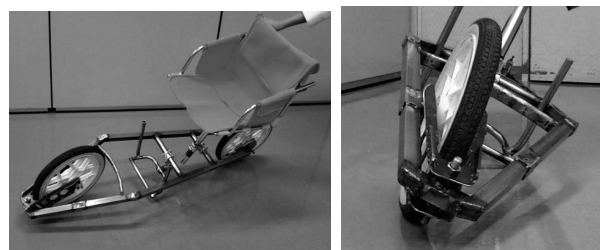


図5. 傾いた本体(左) 操舵される前輪(右)

【試走とまとめ】

へパイストス2by2は前後輪が縦に位置する2輪の車輪支持部(本体フレーム)を持ち、手に持った車輪付きのアウトリガーの計4輪で操るスポーツ用車いすである。2012年夏にチェアスキーヤーによる試走を行った。試走の結果は安定した走行とターンと減速の実現ができた。直進走行時には、ほぼ前後輪に依存した走行が可能でバランスを取るアウトリガーには力が入っていない。ターン時には不慣れもありアウトリガーへの依存が大きい。今後の改良点はアウトリガーの操作性や操舵性の向上である。

今後は、各種のオフロード走行をテストし、より安全で楽しい乗り物を目指す。

成長対応子供用車椅子の開発

キーワード: 学齢期前障害児, 車椅子, 成長対応

佐賀大学医学部¹⁾, 株式会社有菌製作所²⁾

○松尾 清美¹⁾, 有菌 央²⁾, 楠松 範光²⁾, 千々松 光²⁾,
千々和 直樹²⁾

【はじめに】

厚生労働省は, 子供の成長に対応した車いすの作成を認めている。しかし, 現状では小学校高学年程度の身体寸法からの調整型車いすは, 市販されているものの学齢期前や低学年者用としては, 採寸して作成するオーダー車いすがある。しかし, 学齢期前の障害児用の車いすとして成長対応となっているものは, 外国製の高額な車いすに一部あるものの日本製としては無いのが現状である。そこで, 学齢期前の子供に調整して適合でき, 5年程度の成長に対応して各部寸法や背張りなどの調整ができ, 駆動しやすい車いすの開発を行うものである。これによって, 成長に伴う変形を少なくすることができると共に, 学齢期前から活動範囲を広げることで, 身体機能の向上はもちろんであるが, 脳の発達や自立心の獲得向上に寄与できるのではないかと考えている。

【研究方法】

この開発を行うために下記の流れで研究を行なった。

- 1) 試作機の仕様の決定
- 2) フレーム構造の違いによる2機種の試作
- 3) 使用評価

【研究結果】

- 1) 試作機の仕様の決定

a. 構造

フレーム材質はアルミニウム, 大車輪は18inchでセミスリック, キャンバー有り(上下寸法差: 20~30mm), ハンドリム無し, スポークカバー有り, 大車輪は脱着可能(日進医療器のC-1090), ホイールは日進医療器のPRIMO V-TRAK, C-1090, 18×1グレー セミスリック状 仏式, ブレーキはニッシン医療器のトグルブレーキ, 前輪キャスターはOXの4インチ, 後輪キャスターはOXの3インチ, バックサポートは細め(幅25あるいは38mm)のスリング数本でのラダータイプとする。

b. 調節範囲

座幅は200~250mm(10mmピッチで5段階調節), 座奥行きは200~250mm(10mmピッチで5段階調節), ホイルベースは570~650とする。車軸位置は乗車者の重心位置近傍としシートを前後に動かす方法で調整する。ピッチは15mm間隔, バックサポート高さは205~330, 調整ピッチは15mmとする。アームサポート高さは190~240(10mmピッチで5段階調節とする。レッグサポート長は140~220とし, ピッチは15mm間隔とする。

c. その他条件

駆動性が良いこと。前輪が80~100mm程度浮く様にする。サイドガードは軟らかい素材を使用する。ブレーキ本体は, 移乗動作を妨げない様に, フレームの内側に取り付けようとする。

2) フレーム構造の違いによる2機種の試作

前項で示した設計仕様を踏まえ, 図1と図2の2種類のフレームデザインで設計を行ない試作した。図1は, 従来の車いすのフレーム構造と同様のデザインである。図2は, 十字型のフレーム構造のデザインである。

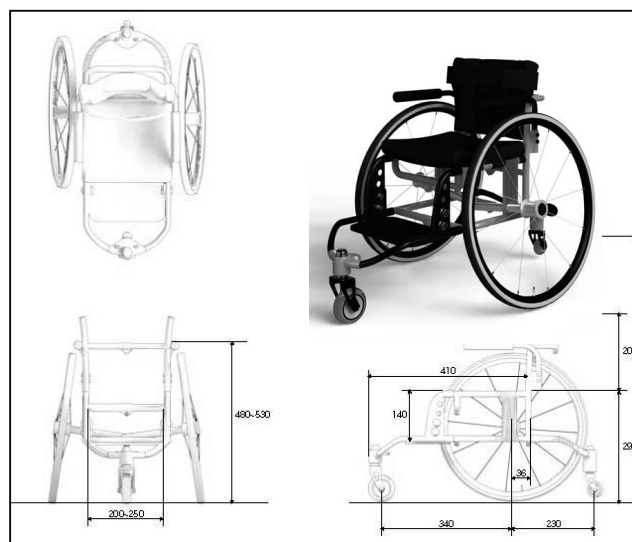


図1. 従来フレームのデザイン

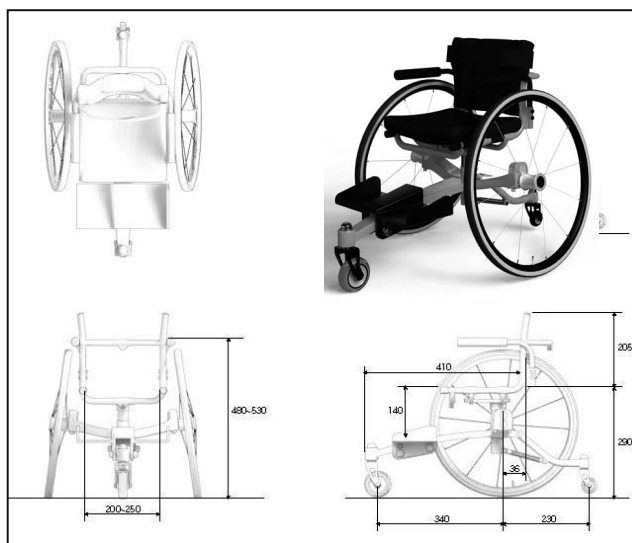


図2. 十字フレームのデザイン

【考察】

歩行できない学齢期前障害児の5年程度の成長に対応して, 各部寸法や背張りなどの調整ができ, かつ上肢駆動しやすい車いすの開発を行った。未だ改善すべき点を残しているが, 身体に適合させることができるので, 自立移動の楽しさと厳しさを経験すると共に, 成長に伴う変形を少なくすることができる。また, 学齢期前から活動範囲を広げることで, 身体機能の向上や脳の発達, 自立心の獲得や向上, 勇気と希望の獲得などに寄与できると考えている。

下肢装具の有無が脳卒中片麻痺者の バランス能力、歩行能力評価に及ぼす影響

キーワード：脳血管疾患，下肢装具，バランス

医療法人松徳会 花の丘病院 リハビリテーション科¹⁾，
藤田保健衛生大学 医療科学部²⁾

○山崎 年弘¹⁾，岩田 研二¹⁾，白井 瑞樹¹⁾，中井 貴大¹⁾，
舘 友基¹⁾，小林 優夏¹⁾，木村 圭佑¹⁾，坂本 己津恵(MD)¹⁾，
松本 隆史(MD)¹⁾，櫻井 宏明²⁾，金田 嘉清²⁾

【はじめに】

脳卒中片麻痺者（以下，片麻痺者）においてバランス能力，歩行能力は歩行自立などを判定する上で重要である。しかしながら，短下肢装具（以下，AFO）の有無が評価結果にどのような影響を及ぼすかについての報告は少ない。そこで今回我々は片麻痺者を対象に AFO の有無がバランス能力，歩行能力の評価結果にどのような影響を及ぼすかを検討したので報告する。

【対象と方法】

当院の通所リハビリテーションを利用されており，AFO を日常生活で着用している片麻痺者 17 名（男性 11 名，女性 6 名）とした。平均年齢は 68.9 ± 10.0 歳，右片麻痺 9 名，左片麻痺 8 名であった。使用している AFO の内訳は PAFO 5 名，MAFO 1 名，APS-AFO 11 名であった。なお重度認知症，高次脳機能障害，訓練のみでの AFO 使用者は対象から除外した。本研究を行うにあたり，当院の倫理委員会が定める倫理規定に従い実施した。バランス能力評価として，静止立位保持能力，患側最大荷重能力，Functional Reach Test（以下，FRT），Berg Balance Scale（以下，BBS），歩行能力として Timed Up and Go Test（以下，TUG），10m 最速歩行時間（以下，10mMWS）を測定した。各評価に関して AFO 装着時と裸足時をそれぞれ測定した。静止立位はツイングラビコーダ G-31（アニマ社製）を使用した。静止立位能力は，総軌跡長，外周面積，健側・患側下肢荷重量として計測時間は 30 秒間とした。測定状況は対象者の 2m 前方の目の高さにある壁にマーカーを取り付け注視するように指示し，対象者の下肢を 2 枚の検出台に一足ずつのせ足底内側が 20cm 離れるような立位とした。患側最大荷重能力評価として安定した 10 秒間患側最大荷重量を測定した。口頭指示は「こちら（患側）の足に体重をかけてください。反対の足は浮かせないようにしてください。」に統一し，安定した 10 秒間を測定した。荷重量は平均荷重(kg)を体重(kg)で除し荷重率とした。静止立位，患側最大荷重量は各 2 回測定し，平均値を採用した。FRT は Duncan らの方法に準じ，リーチ距離を 3 回測定し平均値を採用した。なお，口頭指示は「出来る限り前方に手を伸ばしてください」に統一した。BBS は Berg らの方法に準じて測定した。TUG，10mMWS は 2 回測定し，最小値を採用した。下肢装具

の効果について検討するため，AFO を着用して評価を行った後に裸足の評価を行った。また裸足で計測する際には十分に練習を行った後に計測をした。統計処理は IBM SPSS Statics18.0 を用いて，AFO 装着時と裸足時の比較検定には Wilcoxon の符号付き順位検定を用い，有意水準 5% とした。

【結果】

結果を表 1 に示す。AFO の有無で有意な差が認められた項目は静止立位保持の総軌跡長，外周面積，荷重率，BBS 総得点，TUG，10mMWS であった ($p < 0.05$)。

表 1. AFO 装着条件と裸足条件の各バランス能力評価と歩行評価

	AFO 装着時	裸足時	p 値
静止立位総軌跡長(cm)	70.0±62.2	90.4±76.4	$p < 0.05$
静止立位外周面積(cm ²)	2.3±2.6	3.4±4.0	$p < 0.05$
静止立位患側荷重率(%)	40.5±8.0	43.5±6.5	$p < 0.05$
患側最大荷重時総軌跡長(cm)	33.5±24.0	37.0±21.4	ns
患側最大荷重時外周面積(cm ²)	1.9±1.3	1.9±1.1	ns
患側最大荷重率(%)	60.5±9.2	58.8±9.4	ns
FRT のリーチ距離(cm)	16.0±4.9	15.9±5.8	ns
BBS 総得点(点)	39.6±9.1	37.8±9.5	$p < 0.05$
TUG(sec)	26.1±13.6	28.0±16.8	$p < 0.05$
10mMWS(sec)	26.1±14.8	29.9±13.9	$p < 0.05$

【考察】

静止立位時の重心動揺を検討した報告では足関節を固定する事により重心動揺が減少したと報告している¹⁾。本研究でも同様の結果となり，患側足部の自由度を制約する事により安定性が向上した事が考えられた。患側最大荷重能力ではどの項目とも有意な差は見られなかった。これは患側最大荷重時に健側下肢荷重優位で姿勢制御を行う片麻痺者にとって難易度の高いものであったと考えられた。FRT のリーチ距離においても有意な差が認められなかった。片麻痺者の FRT は股関節優位での動作となり足関節での制御の関与が相対的に少なくなったと推察された。BBS においては有意な差が認められ，総合的なバランス能力においては AFO 装着時の方が良好である事が示唆された。TUG，10mMWS の歩行能力においても有意な差が認められた。歩行速度に関しては数々の先行研究で AFO の効果が示されている²⁾。今回も先行研究同様に AFO 装着時では歩行速度増加を認めた。よって慢性期の片麻痺者でも AFO 装着はバランス能力，歩行能力向上に有用であることが示唆された。

【参考文献】

- 1) 星文彦，他：静止立位重心動揺に対する足・膝関節固定の影響。北海道大学医療技術短期大学部紀要:39-45,1997
- 2) 黒後裕彦，他：脳卒中片麻痺患者の最大歩行速度と立位バランスに対する AFO の効果。日本義肢装具学会誌 14-4:360-363,1998

回復期脳卒中患者における短下肢装具が 静止立位バランスに与える効果の経時変化

キーワード: 脳血管障害, 下肢装具, 診断・評価

藤田保健衛生大学七栗サナトリウム¹⁾, 藤田保健衛生大学藤田記念七栗研究所²⁾, 藤田保健衛生大学医療科学部リハビリテーション学科³⁾

○矢筈原 隆造¹⁾, 谷野 元一¹⁾²⁾, 寺西 利生³⁾,
上野 芳也¹⁾, 河合 佑季¹⁾, 進藤 竜太¹⁾, 園田 茂¹⁾²⁾

【はじめに】

短下肢装具 (以下, Ankle Foot Orthosis : AFO) の使用が, 脳卒中患者の立位バランスや歩行能力の向上に効果的であるという報告は多い。しかし, それらの報告の対象は発症からの期間が長く, 歩行が自立しているものが大多数である。また AFO の効果の経時変化を検討している報告は見当たらない。そこで, 我々は当院に入院した初発脳卒中片麻痺患者を対象に静止立位バランスにおける AFO の効果を入院から2週時と退院時において比較し, またその効果の経時変化を検討したので報告する。

【対象と方法】

対象は当院の回復期リハビリテーション病棟に入院し, 入院から2週経過した時点 (以下, 2w) で AFO 装着時と非装着時ともに上肢支持なしでの静止立位が60秒間可能であった初発脳卒中片麻痺患者17名とした。患者基本情報を表1に, 計測時に使用していた AFO を表2に示す。計測機器はアニマ社製ツイングラビコーダ G-6100を使用した。前方2m の位置に視線と同じ高さの直径5cm の指標を注視させ, 上肢を下垂した状態で60秒間の静止立位を実施した。計測時期は2w, 退院時とし, AFO 装着時と非装着時での計測を行った。評価項目は, 麻痺側の平均荷重率と足圧中心 (Center of Pressure : COP) の単位軌跡長とした。また AFO 装着時と非装着時の差を平均麻痺側荷重率 (AFO 装着時-非装着時), 単位軌跡長 (AFO 非装着時-装着時) とともに算出した。検討事項は2w, 退院時それぞれの時期での AFO 装着時と非装着時の比較と, AFO 装着時と非装着時での差を2w と退院時で比較した。統計処理には Wilcoxon 符号付き順位和検定を用い, 5%未満を有意水準とした。

表1 対象患者基本情報

年齢(歳)	58.0±12.7
性別内訳(名)	男性:12 女性:5
診断名内訳(名)	脳出血:13 脳梗塞:4
障害側内訳(名)	右:10 左:7
発症から入院までの期間(日)	24.7±12.1
在院日数(日)	86.1±15.3
Br.stage L/E 中央値	2w:Ⅲ 退院時:Ⅳ
SIAS深部感覚 中央値	2w:1 退院時:1
FIM運動項目合計(点)	2w:61.8±9.7 退院時:80.7±4.0
FIM歩行項目 中央値(点)	2w:4 退院時:6

表2 計測時使用装具の内訳

調整機能付き後方平板支柱型	
短下肢装具(名)	2w:11 退院時:14
金属支柱付き短下肢装具(名)	2w:6 退院時:1
プラスチック短下肢装具(名)	2w:0 退院時:2

【結果】

図1に2wと退院時における AFO 装着時と非装着時での比較の結果を示す。2w, 退院時ともに非装着時に比べ装着時の方が, 平均麻痺側荷重率は有意に高く ($p < 0.01$), 単位軌跡長も有意に減少していた ($p < 0.01$)。図2に AFO 装着時と非装着時の差の経時変化を示した。平均麻痺側荷重率, 単位軌跡長ともに, 退院時に比べ2wの方が有意に AFO 装着時と非装着時の差が大きかった ($p < 0.05$)。

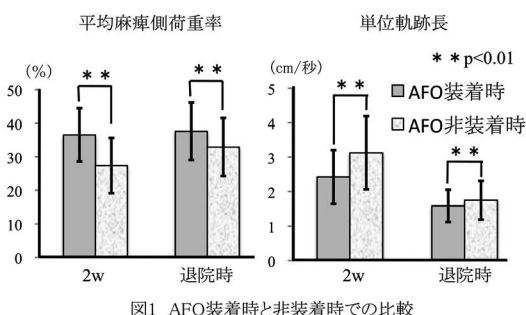


図1 AFO装着時と非装着時での比較

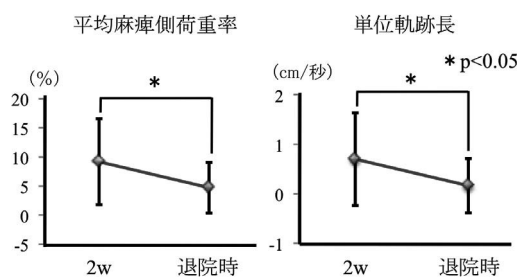


図2 AFO装着時と非装着時の差の経時変化

【考察】

今回の結果から, 静止立位バランスにおける AFO の効果は入院初期, 退院時どちらの時期においても認めることができた。その効果は入院初期のほうが退院時に比べ高かった。才藤ら¹⁾は脳卒中患者における装具は動作時に運動方向を制限することによって運動を単純化する自由度制約の役割を果たしていると述べている。また自由度制約は課題を容易化させ, 適切な難易度に調節することができる方法であると述べている。このことから脳卒中患者の立位や歩行の再獲得を目指すにあたって, AFO を早期から積極的に使用することにより課題の難易度調節において有用であることが示唆された。

【参考文献】

- 1) 才藤栄一他: 脳卒中患者の治療用装具, 日本義肢装具学会誌, 28 (2) : 87-92, 2012

非麻痺側挙上における体幹伸展機能付き 肘伸展型スリングの効果

キーワード: 脳血管障害, 上肢装具, 研究・開発

刈谷豊田総合病院東分院リハビリテーション科¹⁾, 刈谷
豊田総合病院リハビリテーション科²⁾

○伊藤 正典¹⁾, 小口 和代²⁾, 鈴木 琢也²⁾, 吉村 聖一²⁾,
杉浦 太紀²⁾

【はじめに】

脳卒中片麻痺患者では、麻痺側の肩甲上腕関節（以下；GH関節）に生じる亜脱臼への対応として、スリングを使用することがある。岡本らは前腕部で支持する肘屈曲型と上腕部で支持する肘伸展型に分類している¹⁾。遠藤らは広く臨床で用いられている肘屈曲型では、GH関節の整復力が高いという長所の反面、片麻痺による体幹の弱さに対して上肢の重さによって体幹前傾位を助長してしまうという欠点がある。また、肘伸展型では左右対称の上肢位置を保持できる、審美性に優れているという長所はあるが、GH関節の整復力が低い、という欠点を述べている²⁾（表1）。臨床で広く用いられる肘屈曲型を使用している患者では、肩甲骨外転、GH関節内旋、頸部屈曲、麻痺側への体幹側屈、などの肢位を取っていることが多く、更衣や食事などのADL場面で問題になることがある。今回、肘伸展型スリングの長所を活かした体幹伸展機能付き肘伸展型スリング（以下；改良型）を作成し、その効果を検証した。

表1: 肘屈曲型と肘伸展型のメリット・デメリット

	メリット	デメリット
肘屈曲型	整復力(+)	体幹前傾を助長
肘伸展型	両上肢の対称性, 審美性(+)	整復力(-)

【対象と方法】

対象は本院回復期病棟入院中患者1名（60代男性、発症7ヶ月脳出血（左被殻）右片麻痺、端坐位保持可能、Brstage 上肢I手指I下肢I、右上下肢感覚表在・深部ともに重度低下）。体幹伸展機能付き肘伸展スリングは、訓練用ゴムバンド（セラバンド[®]：種類スーパーヘビー、ヘビー）を用い体幹伸展機能として両肩甲帯に対して8の字に巻くことで肩甲骨を内転に保ち前胸部が開く、肘伸展型スリングとして肩・肘・手関節にらせん状に巻くことで上腕骨頭が中間位に保持した状態で整復力が高まるよう作成した（図1）。

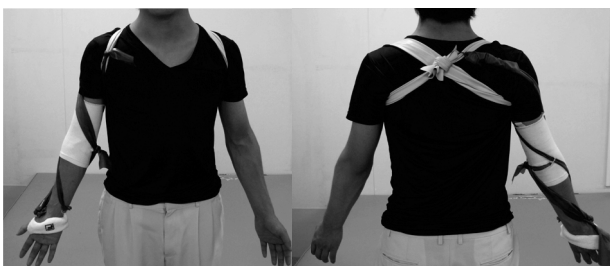


図1: 体幹伸展機能付き肘伸展型スリング

計測は股関節・膝関節90°端坐位（背もたれなし）にて改良型、未装着、肘屈曲型を装着し、非麻痺側上肢挙上を記録した。非麻痺側挙上の方法は、「一番高く手を挙げてください」との統一した口頭指示にて行った。分析機器は三次元動作解析装置KinemaTracer（キッセイコムテック株式会社製）を用いた。マーカーは対象者の身体に計20個（頭頂部、橈骨遠位端、外側上顆、肩峰、C7、上前腸骨棘、上後腸骨棘、大転子、膝関節外側、外果、第5中足骨）装着した。分析の指標は非麻痺側上肢挙上時の肩関節最大屈曲角度（以下：肩屈曲）・肘伸展角度（以下：肘伸展）・頸部屈曲角度（以下：頸部屈曲）、開始姿勢から最大挙上時までの体幹回旋（以下：体幹左回旋）・側屈（以下：体幹右側屈）角度変化とした。各関節角度は3回計測し、3回の平均値と標準偏差を比較した。

【結果】

非麻痺側上肢挙上時の各関節角度を表2に、体幹角度変化（開始→挙上時）を表3に示す。

表2: 非麻痺側上肢挙上時の各関節角度

	肩屈曲(°)	肘伸展(°)	頸部屈曲(°)
改良型	120.1±2.3	177.4±1.8	3.1±0.8
未装着	114.9±1.8	173.3±0.5	9.9±0.8
肘屈曲型	116.7±2.9	171.8±2.2	11.5±0.8

表3: 非麻痺側上肢挙上時の体幹角度変化（開始→挙上時）

	体幹左回旋(°)	体幹右側屈(°)
改良型	2.3±0.3→14.9±0.5	0.1±0.0→4.3±0.1
未装着	3.0±1.6→12.1±0.6	-2.3±0.6→1.0±0.9
肘屈曲型	1.4±0.4→12.4±1.2	-3.2±0.2→-0.8±0.2

【考察】

開始姿勢は未装着・肘屈曲型では非麻痺側に体幹側屈していたが、改良型では正中位に保持可能であった。非麻痺側上肢挙上時の肩関節屈曲・肘関節伸展角度はともに増加し、頸部屈曲角度も減少する傾向がみられた。すなわち、改良型スリングを装着することで上肢の重さが軽減し、肩甲骨内転位保持可能になり、結果として動作前の姿勢に改善が見られた。また頸部伸展、胸椎伸展、肩甲骨内転・下制位での上腕運動可能となり、非麻痺側肩関節最大屈曲角度が増加した。かつ肘伸展・頸部屈曲に関しても、より伸展位で正中を保持することが可能になったと考えられる。

一方、問題点としてスリング装着に時間がかかることや腋窩への圧迫のリスクなどが挙げられる。今回得られた結果を基に臨床で使用可能なスリングを目標に改良・作成していきたい。

【参考文献】

- 岡村太郎, 竹下安希子他:「脳卒中片麻痺の肩関節亜脱臼に対するアームスリングの紹介. MB Med.Rehabil 49:7-14, 2005.
- 遠藤正英, 橋本将志他:「脳卒中片麻痺における肩関節亜脱臼に対する新しい装具を試みた1症例」. 日本義肢装具学会誌 28(2). 104-106, 2012.

Contraversive Pushing 症状を示した急性期脳卒中患者における縦手すり式バランス訓練装置 (立ち棒) の効果について

キーワード: 脳血管障害, 杖・その他補装具, 診断・評価

三重厚生連松阪中央総合病院リハビリテーション科¹⁾,
藤田保健衛生大学医療科学部リハビリテーション学科²⁾

○田中 貴志¹⁾, 田中 一彦¹⁾, 稲垣 悠貴子¹⁾,
青木 佑介¹⁾, 八原 大輔¹⁾, 加太 俊太郎¹⁾,
大西 昇一¹⁾, 太田 喜久夫²⁾

【はじめに】

Contraversive Pushing (以下 Pushing) は急性期脳卒中の片麻痺患者に付随して発生することのある姿勢制御障害であり、座位および立位保持が困難で、ADL 訓練を進める上で阻害因子となる。阿部らは急性期脳卒中患者 1660 名中 156 名 (9.4%) に Pushing を認め、その大半が発症後 3 ヶ月以内に消失したと報告している¹⁾。今回我々は Pushing を認める急性期脳卒中患者に対して、縦手すり式バランス訓練装置 (以下: 立ち棒®) を用いて、その介入効果を検討した。

【対象】

平成 24 年 4 月から当院に入院した急性期脳卒中患者のうち、Pushing を認めかつ下記除外基準を除いた症例を対象とした。対象者の Pushing の有無は SCP (Scale for Contraversive Pushing)²⁾ を用いて評価し、SCP の合計点数が 1 点以上であった場合に Pushing ありと判定した。また除外基準は、重度の変形性関節症や腰椎圧迫骨折、関節リウマチ等 Pushing 以外に座位および立位保持が困難となる併存疾患を持つ症例、JCS で意識レベルがⅡ桁以上の意識障害、重度認知症や精神疾患の影響で指示理解が困難な症例とした。本研究施行にあたり、上記基準を満たし、研究の趣旨を説明して同意を得た症例は 1 名で、脳梗塞を発症した 72 歳男性、左片麻痺を認めたため、本研究の対象とした。

【方法】

対象を、立ち棒®と従来型の立て手すり (ベストポジションバー® 以下立て手すり) を用いて立位姿勢をとらせ、立位姿勢時における頭部/体幹の傾きを比較検討した。立ち棒は、肩幅に広げた両足の中央に設置し、立位時での頭部/体幹の位置は、頭部前額面中央と胸部体幹中央 (両側肩峰を通過する線と体幹中央を結ぶ線との交点) にマーカーを付け、それぞれのマーカーから立ち棒基部からの垂線までの距離を算出した。また、頭部と胸部体幹マーカーを結んだ線と立ち棒基部からの垂線との角度を測定し、頭部・体幹軸の傾きの程度を評価した。なお、対象の 2m 前方から撮影した写真をもとに上記測定した。さらに、立ち棒および立て手すりの Pushing に対する即時効果の判定のために、Pushing の程度の変化を SCP の詳細項目 (姿勢、押す現象の有無、修正への抵抗) を用いてそれぞれ立位

姿勢評価の前後で比較検討した。

【結果】

立ち棒を用いて立位姿勢をとった場合の頭部・体幹軸の角度は 10 度であった。立て手すりを使用した場合も同様であった。

SCP は、立ち棒での立位評価前 1 点が評価後 0.5 点に改善した。特に座位姿勢における SCP 項目の改善を認めた。立て手すりでは、評価前後において SCP 値は改善しなかった。

【考察】

Pushing については、これまで様々な評価および訓練介入の報告例がある。Karnath³⁾らは、Pushing の治療戦略として、①直立姿勢の知覚的な異常を理解させる。②身体と周辺環境との関係を視覚的に探求する、そして自身が直立かどうかを確実にさせる③垂直位に到達するために必要な動きを学習する④他の動作を行っている間も垂直性を保てるようにする、の 4 要素が重要であると指摘している。

立ち棒を使用した先行研究⁴⁾では、急性期脳卒中患者に早期から立位訓練を開始し、Pushing が消失または改善したという報告例があるが、立ち棒そのものの即時効果については報告が無い。

今回、我々の研究では、立ち棒による介入を行った直後に SCP 座位項目で Pushing が改善した例を認めた。立ち棒は、健側上肢で保持する部分にバネが挿入されているため、軸のずれを自動的に改善しながら立位姿勢をとることが可能である。そのため従来型の手すりに比べ、体幹軸を修正した状態で立位を保持しやすくなる効果があり、それが評価後の座位姿勢における Pushing の改善に繋がったと考えられる。

立位姿勢における体幹軸のずれの検討では、立ち棒と従来型の立て手すりの場合も健側肘関節を屈曲させ、Pushing が起こりにくい姿勢を保持することができ、頭部・体幹軸には差を認めなかった。しかし、立ち棒では SCP 座位項目での即時効果を認めたことから、脳卒中発症早期からの訓練として Pushing の改善に寄与できると考えられた。

【参考文献】

- 1) Hiroaki Abe, Takeo Kondo, Yutaka Oouchida, Yoshimi Suzukamo, Satoru Fujiwara, Shin-Ichi Izumi : Prevalence and length of Recovery of Pusher Syndrome Based on Cerebral Hemispheric Lesion Side in Patients With Acute Stroke. Stroke.43(6) 1654-6, 2012.
- 2) Marco baccini, matteo Paci, Luca Nannetti, Claudia Biricolti, Lucio A Rinaldi : Scale for Contraversive Pushing: Cutoff Scores for Diagnosing Pusher Behavior and Construct Validity. Physical Therapy. Vol88 947-955, 2008.
- 3) Karnath HO :Pusher syndrome- a frequent but little-known disturbance of body orientation perception. J Neurol,254: 415-24, 2007.
- 4) 山田健人, 久保川温加, 村田康成: 発症早期からの立ち上がり・立位訓練により Pusher 現象の消失を認めた一症例～縦手すりによるアプローチ～. 第 14 回茨城県理学療法士学会 p84, 2010

手綱式短下肢装具 GSRein の構造と装用性

キーワード:その他疾患, 下肢装具, 調査・統計, 開発, 継手・部品

川村義肢株式会社¹⁾, 国際医療福祉大学²⁾, 徳島大学大学院³⁾

○野村 友樹子¹⁾, 鈴木 淳也¹⁾, 西野 誠一¹⁾, 三原 仁志¹⁾, 池田 大助¹⁾, 石田 晃一¹⁾, 齋藤 聡佳¹⁾, 剣持 悟¹⁾, 尾崎 進¹⁾, 福永 秀之¹⁾, 平見 啓介¹⁾, 松田 靖史¹⁾³⁾, 糸数 昌史²⁾

【はじめに】

近年のリハビリテーションの臨床現場では、足関節部分もしくは回りに可動域や底屈の動きを制御する各種機構を有する下肢装具の優位性が認められて実用に至っている。しかし足関節周辺にボリュームを置く制御や制限機構は人体の下肢部で遠位に行くに従って先ばそりに細くなる足部でも突出している踝部分に装備され、その機構は未だ外に出っ張る為に交互歩行の際に踝部分が当たり、リハビリシューズの選択の範囲を狭める等実用上に様々な弊害をもたらす場合がある。また見た目にも優れているとは言い難い。

ケーブル(ワイヤーやケーシング)により足関節から離れた部分に制御要素を持つ手綱式制御の短下肢装具 Gait Solution Rein (以下 GSRein) は足関節周辺に制限や制御に用いる部品が無く意匠性に優れ、装用性が高い。手綱式制御機構(Rein 機構)を持つ下肢装具の構造が足関節の制御にいかなる優位性を示し、また GSRein が下肢に対してボリュームとスペースの問題を改良し意匠性と装用性をいかに改善しているかを検証する。

【下肢装具の足関節周りのボリュームについて】

機能付足関節継ぎ手を持つ下肢装具(パネを用いた DACS, 油圧を用いた GS 等)は、人体の足部で突出した外内果(踝)の、更に外に継ぎ手部分が位置する(DACS はふくらはぎ後部)が、望むべくは左右足の緩衝や意匠面からも薄い方がよい。

一般的な作り方の今までの足関節部品を持つ下肢装具と開発中の GSRein の構成部品と人体表面から最突出部までの厚さの計測値(実測 mm)で表1に示す。

表1 モニタリング装具の継ぎ手回り寸法

種類	W クレンザック	DACS	GS	GSRein
T1	9	17	21	7
T2	12	19	24	12
T3	28	50	40	28

T1:構成部品の最厚部

T2:足部回りで ADL に影響する部品厚さ

T3:人体表面から最突出部までの厚さ

・足関節回りのみの寸法である

・脛脛後部に位置する DACS は後ろ突出を測定した。

厚さでは W クレンザック継ぎ手と GSRein が優位を示したが、

W クレンザックの実物は内外果の上部(人体においては細くなる足首部分)に面積とボリュームがあり矢状面からの意匠としては優位であるとは言い難い。

【手綱式制御機構(Rein 機構)の構造と効果】

従来の機能付き足関節継ぎ手は底屈の動作を直接に機械要素を押す力として入力し弾性力や抗力により制御されていた。

我々の開発した GSRein は、底屈背屈の動作(力)を足部に付けたインナーワイヤーと下腿に付けたインナーワイヤーが通るケーシングアウターワイヤーによって引き出される力として変換される構造である。ワイヤーが引き出される力は足関節とは異なる任意の場所に配した制御ユニットの作用アームに作用し機械要素を圧縮する力に再度変換される。言い換えると、制限・制御に用いる機械要素の種類や大きさにより馬に付ける手綱のようにインナーワイヤーの伸びがコントロールされることで足部の動きを制限・制御することが可能となる。

【装用時の状況】

モニタリング用装具で装具装着時の寸法計測と官能評価と第3者評価を行った。左右足に違う下肢装具を履き、立位と歩行による制御の違いと鏡に映る意匠の評価である(図1)。対象者は健常者で50人である。



図1 装具装着時の矢状面と前額面

寸法計測や官能評価において突出やスマートさでは GSRein が優位であったが、シンプルな W クレンザックも高い評価を得た。またカフに付けた制御ユニットは歩行時の接触や衣服への干渉の問題が散見され今後の課題である。

【まとめ】

人体の立位や歩行では大きな力が装具にかかる。単に立位のみで1Gの体重分、平坦路の歩行時には2G 弱が装具には負担となりその強大なエネルギーの制御にはゴムや金属線の歪みや油圧の抵抗などの大きなボリュームを持つ機械要素が必要となる。

GSRein は装具の足関節回りの力をワイヤーによって別の位置に配した機械要素に作用させる手綱式制御機構の装具である。この機構によって足関節回りにはボリュームや体外への大きな突出が無い意匠面に優れた装具の実現が可能となった。

今後は任意の位置に配することが可能な制御ユニット部分の省スペースとデザイン付加を進めることでより良い意匠と装用性を持った下肢装具を実現させたい。

本研究開発は、厚生労働省平成23,24年度障害者自立支援機器等開発促進事業「下肢障害者立位保持と歩行支援に有効な足関節角度制限と底背屈の制御が可能な下肢装具の開発」によるものである。

短下肢装具 GSRein に必要な 足関節制御要素の検討

キーワード:その他疾患, 下肢装具, 研究・開発, 継手・部品

川村義肢株式会社¹⁾, 国際医療福祉大学²⁾, 徳島大学大学院³⁾

○剣持 悟¹⁾, 野村 友樹子¹⁾, 西野 誠一¹⁾, 三原 仁志¹⁾, 池田 大助¹⁾, 石田 晃一¹⁾, 齋藤 聡佳¹⁾, 鈴木 淳也¹⁾, 尾崎 進¹⁾, 福永 秀之¹⁾, 平見 啓介¹⁾, 松田 靖史¹⁾³⁾, 糸数 昌史²⁾

【はじめに】

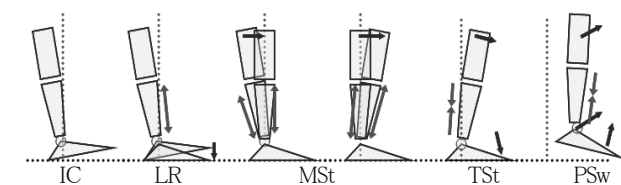
短下肢装具 Gait Solution Rein (以下 GSRein) は歩行時の足関節の制御を継手から離れて行う。足関節部分と制御ユニットを結ぶものが手綱 (Rein) である。GSRein では制御ユニットを足首から離れた場所に配置し、薄さの制約を受けずに様々な機能、強度、調整域の変更が可能となる。これによる優位点が2つあげられる。1つは関節位置から離れた場所にあることで、歩行時に左右の装具が干渉・接触することを防ぐコンパクト化／スリム化が実現する。2つ目は制御機構の交換を可能となる。今までも固定や可動域の制限、底屈方向の力の反発や緩衝、背屈の補助など各種の機械要素による下肢装具が製品化されている。しかし、1つの装具で機能の交換や比較をすることは難しいため、その人に最適な装具および条件の選択は制約を受けざるをえなかった。GSRein の構造は機械要素の交換による比較を可能とした。

【手綱式制御機構 (Rein 機構) の構造と効果】

我々の開発した Rein 機構を持つ下肢装具は、底屈背屈の力を足部のインナーワイヤと下腿に付けたアウターワイヤ (ケーシング) によって引き出され、力として変換される構造である。

支柱に付くワイヤ受けとインナーワイヤから制御ユニットまでの機構は足関節の前方に付けると底屈の制御・制限、後方に付けると背屈の制御・制限が可能である。

【歩行周期中に装具が果たす役割】



一般的な歩行周期(図1)は、初期接地(IC)～荷重応答期(LR)～立脚中期(MSt)～立脚終期(TSt)～前遊脚期(PSw)である。

図1 歩行周期

この一連の歩行周期における装具の関わりは以下である。

初期接地 (IC) : 踵から接地したときの衝撃を吸収する必要がある。装具としては金属バネを用いた DACS-AFO や油圧抗力のゲイトソリューションなどがある。

接地中 (LR-MSt-TSt) : 立位の確保と足関節の可動域制限が求められる。装具としては螺子のピッチを利用した W クレンザックやシューホン型プラスチック装具のトリミングなどで実現する。

前遊脚期 (PSw) : つまづかないように爪先を挙上し、保持する必要がある。装具としては金属バネや高硬度ゴムのジレット継手や油圧などを用いたものがある。

全周期 : 内外反, 内外旋を抑制する必要がある。装具としては両側支柱の下肢装具やシューホン型プラスチック装具等がある。

【力を調節する機械要素】

衝撃 (もしくは荷重) を吸収・緩衝したり、減衰させる工学上の機械要素には様々な種類があるが、義肢装具に多く用いられる制御要素は以下の4種類である。

1) 金属バネによる弾性力

鋼などの弾性を利用して歪みエネルギーを蓄え、または衝撃を緩和する作用をする。弾性範囲内では荷重量と歪み量は比例を示し、蓄えられた同じ力で押し返すことになる。

2) ゴムによる弾性・緩衝・減衰

ゴムは荷重によって変形し、その力を除くと元の形状に戻る性質をもつ。硬度と発泡率によって弾性と緩衝吸収の異なる性質を持ちあわせることが可能である。

3) 密閉気体による弾性力

ピストン+シリンダ構造に高圧ガスを封入し、ガスの反力がピストンを押す力をバネとして使用する。ガスをスプリングはほぼ一定の大きな初期荷重と小さなバネ定数が得られる。

4) 密閉液体による抗力

ピストン+シリンダ構造に与圧していない液体を封入し、ピストンの動きを液体が細孔を抜ける抵抗として受け止める。油圧抵抗では反力は発生せず抗力となる。

各機械要素を GSRein に組み込んだ実例を図2に示す。

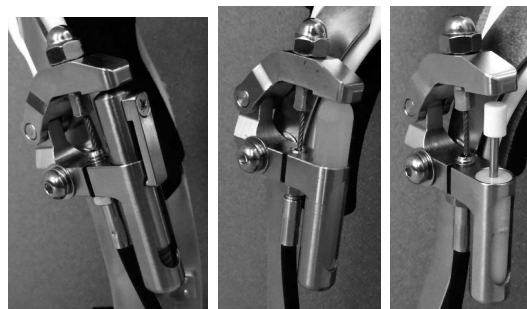


図2 各機械要素装着例(左より金属バネ・ゴム・油圧)

【まとめ】

Rein 機構により特徴のある各種の機械要素を下肢装具の足関節制御に用いることが可能となった。

機械要素の特性と強度を調整もしくは交換可能な部品で対応することで障害の種類 (片麻痺など) に限定せず、あらゆる下肢の歩行障害に対する改善効果の可能性がある。

本研究開発は、厚生労働省平成23,24年度障害者自立支援機器等開発促進事業「下肢障害者立位保持と歩行支援に有効な足関節角度制限と底背屈の制御が可能な下肢装具の開発」によるものである。

長下肢装具が身体に及ぼす影響 ～評価用とオーダーメイドの比較～

キーワード: 長下肢装具, 評価用, オーダーメイド

川村義肢株式会社¹⁾, 医療法人社団和風会 千里リハビリテーション病院²⁾

○南 祐次¹⁾, 増田 知子²⁾

【はじめに】

脳血管障害の治療において装具療法が注目される中、医療機関において評価用の長下肢装具(Knee Ankle Foot Orthosis: 以下, KAFO)が設置されることが少なくない。しかし適合が不十分な評価用 KAFO が、患者への評価という用途を超え、治療ツールとして使用されることが見受けられ、本来 KAFO が持つそれぞれの特性を発揮できていないシーンに遭遇することがある。本研究では、オーダーメイドの KAFO と評価用 KAFO をそれぞれ使用した場合における股関節、足関節の可動域に着目し、計測した結果を報告する。

【対象と方法】

川村義肢株式会社製の Gait Judge system (図1)を用いて脳卒中片麻痺患者3名(男性2名, 女性1名)を対象に、以下の計測を行った。臨床経験10年目の PT (以下, ベテラン PT) と臨床経験1年目の PT (以下, 新人 PT) が、上記3名に対し評価用 GS 付 KAFO (以下, 評価用) とオーダーメイド GS 付 KAFO (以下, オーダー) をそれぞれ装着し、後方介助にて10m の平坦な廊下を歩行した。その際の装具装着側下肢における初期接地 (initial contact : IC) での股関節屈曲角度、荷重応答期 (loading response : LR) での足関節底屈角度、踵離地 (heel off : HO) 直前での足関節背屈角度および股関節伸展角度を計測した。記録開始から、比較的歩容が安定している5歩目から10歩目のデータを採用し、1歩行周期における股関節の屈曲・伸展、足関節の底背屈の運動範囲の平均値を算出した。算出した値はベテラン PT が評価用とオーダーを使用した場合と、新人 PT が同様に使用した場合とを比較した。使用した KAFO はいずれも膝継手は伸展位固定、足継手は背屈遊動、底屈制動力は全て同様の設定とした。



図 1 Gait Judge System

【結果と考察】

ベテラン PT と新人 PT がそれぞれ評価用とオーダーをそれぞれ使用して歩行介助を行った際の、股関節・足関節の運動範囲の平均値を図2, 図3に示す。

股関節の運動の範囲は、ベテラン PT が評価用使用時で平均27.2°, オーダー使用時で平均25.5°, 新人 PT が評価用使用時で平均21.6°, オーダー使用時で平均20.8°となった。

足関節の運動の範囲は、ベテラン PT が評価用使用時で平均21.7°, オーダー使用時で平均18.5°, 新人 PT が評価用使用時で平均21.0°, オーダー使用時で平均15.1°となり、股関節・足関節の運動の範囲はいずれの条件においても評価用使用時が大きな値を示した。

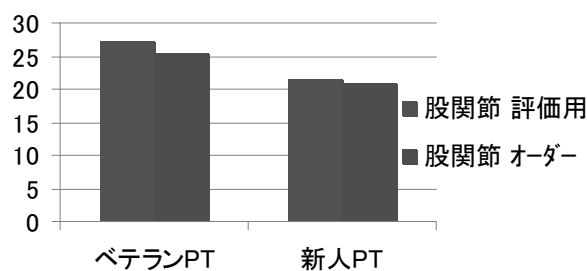


図 2 股関節の運動の範囲

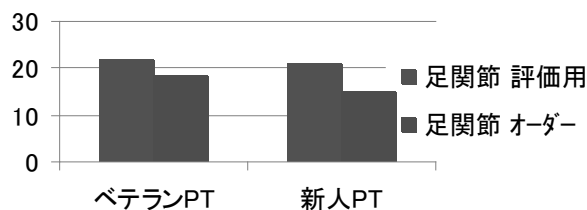


図 3 足関節の運動の範囲

KAFO の適合において、大腿カフのサイズが比較的ルーズである評価用を使用した場合では、膝関節伸展位に保った状態での麻痺側下肢への荷重が困難であり、介助者の意図しない関節運動が誘発されていると推察された。

KAFO 装着での歩行訓練では、装具の継手などのパーツが有効に動く為には装具の適合、特に大腿部のフィッティングが麻痺側下肢への運動の誘導や姿勢の維持に大きく関与していると考えられる。大腿部がルーズな評価用を装着した歩行訓練では、歩行中における股関節・足関節の運動を介助者がコントロールすることはオーダーに比べて難易度が高くなることが示唆された。

【参考文献】

- 1) 篠原幸人, 他: 脳卒中ガイドライン2009
- 2) 著 Newmann.k. 訳 月城慶一, 他: 観察による歩行分析, 医学書院, 2005

長崎労災病院モジュラー式片麻痺用 膝装具の考案—第2報—

キーワード: 長下肢装具, 脳卒中, 早期歩行

長崎労災病院¹⁾, 株式会社長崎かなえ²⁾

○三原 和行¹⁾, 平山 大輔¹⁾, 梶川 大輔¹⁾, 二宮 誠²⁾

【はじめに】

我々は第27回本学会で脳卒中片麻痺患者の早期歩行練習を可能とする長崎労災病院モジュラー式膝装具(以下 NKO)を開発し報告した。開発から2年近くの使用経験から NKO を使用した歩行練習は安静度が許す限り発症後超早期から可能であり、意識レベルの低下した患者やブッシャーを呈するような高次脳機能障害を併発したいわゆる歩行困難例にも有効であった。NKO は幅や長さの調整が簡単にでき、装着が簡単であるという利点があるものの、やせ形体型の患者には歩行練習時 NKO 自体が下方へのずれや外旋しやすくなるという欠点が見つかった。今回、やせ形体型者への適合に難があるプロトタイプの弱点に改良を加え、当院の理学療法士9名に対して、KAFO, プロトタイプ, 改良型それぞれの歩きやすさ, 装着時間について調査したので改良の概要と比較の結果を報告する。

【改良の概要】

大きな改良点は幅調整機能とずれ防止機能、および内反防止ストラップの3点である。大腿半月の幅調整はカムレバー式からピンロック式に変更した。ずれ防止機構はベルト式から足関節フリージョイント付あぶみ型アップライト(以下アップライト)へ変更、内反防止ストラップはアップライトに取り付ける Y ベルトへとそれぞれ変更した。図1, 図2

【対象と方法】

本研究は被験者には、本研究の目的と趣旨を十分に説明し同意を得た後行った。

対象は当院理学療法士9名(年齢 37.9 ± 16.4 歳, 身長 168.1 ± 14.6 cm, 体重 60.7 ± 15.1 kg)である。

装着のしやすさについては KAFO, NKO プロトタイプ(P・NK0), NKO 改良型(I・NK0)それぞれの装着時間を計測した。歩きやすさについては6MDを実施し、歩数, 歩行距離を計測, 結果から歩幅, 速度, 歩行距離を算出した。

歩数の計測には万歩計(オムロン活動量計 HJA-300)を使用した。統計解析ソフトは SPSS Statistics 17.0 を使用し, Mauchly の球形検定を行った結果, 有意差が認められてものについて多重比較を行った。

実施に当たっては装着方法に「ばらつき」がでないよう装着方法などについてマニュアルを作成し十分に説明したあと2回の装着練習の後行った。

【結果と考察】

Mauchly の球形検定の結果, 距離, 歩幅, 速度, 装着時間

の各項目において有意差が認められた。そこで, 各項目について多重比較を行ったところ, 距離, 歩幅, 速度については P・NK0, I・NK0 が共に KAFO よりも有意に良好な成績を得た。しかし, プロトタイプと改良型には差は認められなかった。また, 装着時間については改良型が最も短く, 次いでプロトタイプ, KAFO の順であり, 改良型に至っては KAFO の約1/3の時間で可能であった。

プロトタイプでは, 初めにずれ防止ベルトを患者の膝下部に取り付けることから始まり, その後本体を装着しマジックベルトにて NK0 と一体化する, そして最後に内反足防止ストラップを装着して終了となる。それに比べ, 改良型は直接装着し Y ストラップを装着して完了となるため手順が省かれた形となり大幅な時間短縮となっている。KAFO に関しては固定部分や, 靴の装着など手順が多く装着時間に大差が生じるのも当然と言える。

6MD の結果についてはプロトタイプ, 改良型, KAFO の順であった。P・NK0 と I・NK0 に関しては足関節の自由度の違いが大きい。プロトタイプでは足関節はほぼ制限なく内反を制限するのみであるのに対し, 改良型はアップライトに Y-ストラップで足部を固定するためプロトタイプに比べ自由度が低くなっている。KAFO については足関節の自由度に加え重量の問題が大きい。

歩行距離, 歩幅や速度についても同様の結果が得られており, 足関節の自由度, 重量が大きな要因と考えられる。

今回の結果は, 対象が健康者によるものとはいえ, 当院では KAFO は全く使用されてなく, 歩行練習初期には NK0 改良型のみが使用されているという事実から考えても, 今回の改良は有効であった。表1

表1 Mauchly の球形検定結果

	KAFO	p-NKO	i-NKO	p 値
距離(m)	525.6 ± 85.3	601.3 ± 87.7	566.6 ± 83.1	0.001
歩幅(m)	0.73 ± 0.08	0.78 ± 0.09	0.77 ± 0.08	0.01
速度(m/分)	87.6 ± 14.2	100.2 ± 14.6	94.4 ± 13.9	0.001
装着時間(s)	66.7 ± 19.2	33.2 ± 9.7	18.9 ± 4.4	0.001

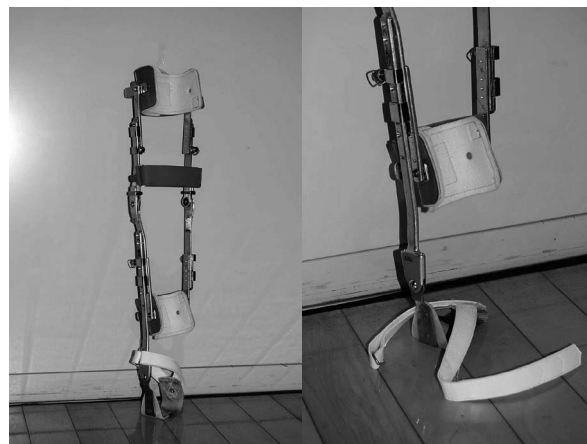


図1 全体図

図2 あぶみ式アップライト

膝関節周囲のフィット性を高めた膝軟性装具の開発

キーワード: 軟性装具, 着圧, フィット性

アルケア株式会社

○川原 あい, 福島 丈晴, 岩寄 徹治

【はじめに】

近年, 膝 OA に対する軟性装具の効果として, 装着による締め付けられる感覚によって固有感覚を高め¹⁾, 膝痛を誘発する重心の動揺や転倒を防止する効果が期待されている²⁾.

今回, このような固有感覚の向上を目指し, 膝関節周囲のフィット性向上を狙った新型軟性装具を開発し, 着圧分布評価を実施したので報告する.

【対象と方法】

対象は膝関節に既往のない成人男性2名, 女性1名であった.

計測動作は長座位膝関節伸展位から膝関節10度, 20度, 40度, 60度, 80度, 90度屈曲位とした.

計測には圧力測定器 AMI を使用した.

圧力測定部位は, 膝蓋骨周辺8箇所均等に圧力センサーを配置した(図1).

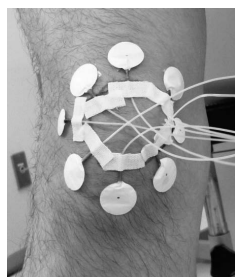


図1 着圧測定部位

対象装具は以下の3種を使用した.

サポータ A: フロントオープンタイプで膝蓋骨周辺はラウンド状にカットされている従来型軟性装具. (アルケア(株) KCR クロス2 ベルト装着なし).

サポータ B: フロントオープンタイプで膝蓋骨形状に合せた立体形状になるように膝蓋骨横を縫製し, さらに膝蓋骨下に適度な圧迫を与えるようパッドを設置した新規軟性装具.

サポータ C: フロントオープンタイプで膝蓋骨形状に合せた立体形状になるように膝蓋骨横を縫製した新規軟性装具.

これら3種の装具を装着した時の膝蓋骨周辺の装着圧を測定した.

統計学的処理には student t 検定を用い, 有意水準を5%とした.

【結果】

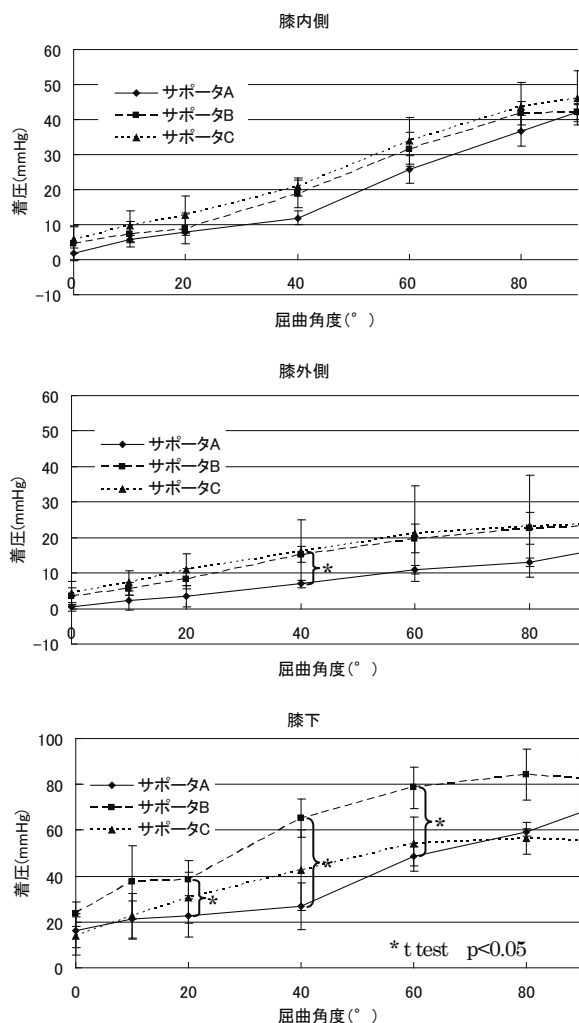
それぞれの膝関節屈曲角度での膝内側, 膝外側, 膝下の着圧を示す(図2).

膝蓋骨横の縫製を工夫したサポータ B,C は膝外側, 内側で全ての角度でサポータ A に比べ高い着圧を示し, 膝屈曲40度の膝内側でサポータ B はサポータ A に比べ有意に高い着圧を示した ($p<0.05$).

また, パッドを設置したサポータ B は, 膝下で全ての角度で

高い着圧を示し, 膝屈曲20度, 40度, 60度ではサポータ A に比べ有意に高い着圧を示した ($p<0.05$).

図2 各屈曲角度における着圧



【考察】

従来型軟性装具は, 膝曲げ始めの膝関節内外側の着圧が低く, 膝周りの生地が浮いていた. 新規軟性装具は, 膝横の縫製によりこの生地の浮きが改善できたため, 屈曲角度に関わらず, 従来装具に比べて膝蓋骨周囲に高い圧迫を与える事が出来たと考える. また, 膝下のパッドを設置する事で膝蓋骨下に常に圧迫し続ける事が出来たと考える.

以上より, 従来型軟性装具と比較し, 新型軟性装具は膝関節周囲のフィット性が向上していることが示唆された.

【参考文献】

- 1) 青木ら, 重度変形性膝関節症患者の関節位置覚に対する装具療法の効果, 理学療法科学, 23(4), 491-494, 2008
- 2) 戸田ら, 変形性膝関節症の治療: 装具療法の有効性と限界, Geriatr. Med., 48(3), 329-336, 2010

ソフトアクチュエータを用いた医療・福祉用具等の開発(第二報) 筋電義手ハンドへの新素材 誘電アクチュエータの活用

キーワード: 高分子誘電アクチュエータ, 筋電義手, 応用展開

横浜市総合リハビリテーションセンター¹⁾, 豊田合成株式会社²⁾, 東京大学大学院新領域創成科学研究科³⁾, アドバンスト・ソフトマテリアルズ株式会社⁴⁾, 東名ブレース株式会社⁵⁾

○児玉 真一¹⁾, 飯島 浩¹⁾, 馬場 一将²⁾, 竹内 宏充²⁾, 佐藤 絢香²⁾, 伊藤 耕三³⁾, 林 佑樹⁴⁾, 井上 勝成⁴⁾, 奥村 庄次⁵⁾, 石原 正博⁵⁾

【はじめに】

我々は、新たに開発された高分子材料を使った誘電アクチュエータを利用し、その特徴を活かした義肢やリハビリテーション機器の研究開発に着手した。昨年その第一報として筋電義手ハンドの開発に関する進捗状況を報告した。

その際得られた意見や要望から考察すると、機能とデザインの改良がさらに必要であることが明らかとなった。

そこで我々は、昨年製作した1次試作機から新たに機構とデザインを見直した2次試作機を製作したので第二報として報告する。

【高分子誘電アクチュエータ】

高分子誘電アクチュエータとは、伸縮性のある薄い電極(以下、伸縮性電極)の間に、柔軟く変形しやすい高誘電性の薄い膜状のゴム(以下、エラストマー)をはさみ、伸縮性電極間に電圧をかけたときに電極間に働く静電気力でエラストマーを変形させ、その変形をアクチュエータ力として利用するシステムを指す。

【改良のポイント】

1. 機構の改良

1次試作機の設計は「補装具の種目、購入または修理に要する費用の額の算定等に関する基準」の完成用部品として登録されている製品で、現在市販されている筋電義手ハンドを目安とした。

このため、動力部の高分子誘電アクチュエータを機構部の右側に配置した。しかし当該機構では動力部から機構部への力の伝達が同軸上で行われず、片持ちによるスライド板のゆがみに起因するスライド板と長穴との間の摩擦抵抗が発生した。これにより、アクチュエータ力が手指部に伝達するまでのロスが大きく、手指部が滑らかに駆動しにくかった。

また、アクチュエータ力を手指部の開閉に変換する過程においてリンク機構を採用した結果、誘電アクチュエータが本来発生するパワーの半分程度の把持力となった。

そこで2次試作機では、動力部から機構部へのロスの少ない力の伝達方法を検討し、アクチュエータの配置と動力伝達機構

の改良を行った。

まず誘電アクチュエータは、スライドする支柱を中心に設置した板の上に、支柱を中心にした円周上に配置した。これにより、アクチュエータ力の合力のZ軸成分と支柱の動作方向が同一になり、摩擦抵抗が軽減され、手指部の動きが滑らかになった。

また、動力伝達機構をリンク式からギヤ式に変更した。これにより動力部と手指部の間の機構部でのパワーロスが抑えられ、手指の開閉距離が増加し、把持力も増加した。

2. デザインの改良

我々は、昨年の本学会での発表時や複数の学会等でおこなったヒアリング調査の際に得た意見を参考にデザインコンセプトを設定した。

ヒアリングでは、筋電義手に対してネガティブなイメージがあるとの意見が複数あった。これはわが国において筋電義手の普及が進んでおらず、主に見栄えが良い装飾用義手が製作される割合が多いことに起因すると考えられた。

そこで我々は、筋電義手に対してポジティブなイメージを持ってもらえるようなデザインを目標とした。またそのターゲットをおしゃれなどに興味をもつ「若い女性」とした。

まず、どのようなデザインや機能を持つ義手があるか調査し、それらを「machine ⇔ human」、「cool ⇔ warm」という観点でマッピングした。

このマッピングをベースに2次試作機のデザインの方向性を設定し、製作した。ポイントは、細くしなやかな女性の指をイメージさせる手指部の流れるようなラインとネールアートのように付け替えが楽しめる手指部の装飾である(図1)。



図1. 2次試作機

【今後】

今後も高分子誘電アクチュエータの高出力化を図るとともに、機能・デザインともに優れた筋電義手ハンドの開発を 実際の使用者にも参加してもらいながら進めていきたい。

なお、本プロジェクト(ナノテク・先端部材実用化研究開発スライディング・マテリアルを用いた先端高分子部材の研究開発)は、NEDO(独立行政法人新エネルギー・産業技術総合開発機構)の研究助成金による支援事業の一環として実施されたものである。

電動義手の複数軸同時操作を目指した前腕ソケット内の圧力分布パターンの認識率比較

キーワード: 研究開発, 前腕電動義手, 操作手法

兵庫県立リハビリテーションセンター中央病院・ロボットリハビリテーションセンター

○本田 雄一郎 (ENG), 陳 隆明 (MD)

【はじめに】

電動義手の操作信号として、ソケットと残存肢間に生じる圧力分布を利用する手法に関し、7名の被験者より計測した12種類の手のポーズをとった際の圧力分布データがある。これらのデータをニューラルネットワーク(NN)技術、Dynamic Learning Vector Quantization (DLVQ) および Dynamic Decay Adjustment for Radial Basis Function (RBF_DDA), を用いてオフ・ラインでパターン認識処理を行った結果、DLVQ では手のポーズが識別できない場合でも RBF_DDA では可能であるケースがあることが判明した。^{1), 2)} また、別の認識処理方法を用いてソケット内の圧力分布のパターン認識をオン・ラインで行った例も報告がある³⁾。本研究では、これらのパターン認識の認識率の比較を行った。

【対象と方法】

健常な被験者7名を対象に、利き手とは反対側の手で12種類の手のポーズ(表1)を5セット行ってもらい、その間に生じるソケット内部の圧力分布を測定した。測定は、筋緊張に伴いソケットと皮膚の間で生じる圧力を電気抵抗に変換できる54個の感圧式抵抗型センサを前腕に配置することで行った。この抵抗の変化を電圧分圧回路にて電圧に変換し、10ビットの精度でサンプリングレート20Hz にてアナログ・デジタル変換し PC に保存した。

このようにして得られた圧力分布パターン(Y)から手のポーズを認識推定するために文献3)に記載のパターン認識処理と同等の計算処理を行った。今回は記録した圧力分布信号のデータ数に限りがあるため、評価には各ポーズのセットごとに、54か所の圧力分布信号を10サンプル抜き出し、その平均値を各々の手のポーズの代表ベクトル(X)として用いた。このXと測定した圧力分布信号(Y)とのユークリッド誤差(Err)をオフ・ライン処理にて算出し、誤差の比較を行うことで手のポーズを推定している(式1)。式中の1023 x 54はErrの最大値が1となるように正規化するためにある。手のポーズの推定はErrが最小となる代表ベクトルに対応する手のポーズかどうかで判断した。

$$\text{Err} = \frac{\sqrt{(Y - X)^2}}{1023 \times 54} \quad (1)$$

表1中の2・3/6・7の手首の屈伸ポーズが筋電信号を用いた電動義手の操作時に用いられる筋収縮のイメージである。本研究で用いた手のポーズには、上記に加え、指の動作だけを独

立に行うポーズ(ポーズ10・11・12)と、手首と指を同時に曲げ伸ばしするポーズ(ポーズ4・5/8)を含めている。これらのポーズを圧力分布から推定できれば、電動義手の指動作と手首動作を同時に随意操作可能な信号が得られることになる。

表 1. 評価に用いた12の手のポーズ(指の位置:手首の位置)

1 リラックス	2 中間位:弱い掌屈	3 中間位:強い掌屈
4 屈曲位:弱い掌屈	5 屈曲位:強い掌屈	6 中間位:弱い背屈
7 中間位:強い背屈	8 完全伸展:強い背屈	9 母指伸展
10 手指完全伸展	11 手指完全屈曲	12 指第2関節完全屈曲

【結果】

7名の被験者(A-G)が示した12種類の手のポーズを5セット記録した。そのうち、被験者毎の最大の認識率の結果を表2に示す。被験者5名(A,D,E,F,G)は12種の手のポーズをうまく形成できているが、2名の被験者(B,C)では、特定の手のポーズを安定してつくりだせておらず、認識率が90%を超えていないが、ポーズを限定すれば認識率を95%以上にすることは可能である。

オフ・ライン処理に関しては、式(1)に示した誤差最小となる代表ベクトルを見つけ出す簡便な認識手法を用いても、NN技術を用いたパターン認識^{1), 2)}に劣らない結果となっている。

表 2. 12種類の手のポーズ全てに対する最大の認識率 [%]

被験者	A	B	C	D	E	F	G
認識率[%]	94	86	84	99	98	100	100

【考察】

オフ・ラインのパターン認識では、各ポーズ間の切り替え時の誤認識がどの程度発生するか不明である。しかし、実際に電動義手を操作する場合に用いられるオン・ライン処理では、ユーザーが電動義手に組み込まれたモーターから発する音や振動などを頼りに、意図したポーズが認識されていない場合でも、リアルタイムに筋収縮を調整することで誤動作の回避が可能であると考えられる。また、今回の方法では、パターン認識のもととなる代表ベクトルがユーザーにより自由に決められるため、訓練による「慣れ」により、ポーズの認識率ははされに高められると考えられる。電動義手の手先具に重み加わることで生じるソケット内のモーメント変化が本手法にどう影響するか今後検討する必要がある。

【参考文献】

- 1) 本田雄一郎, 入江満:ソケット内の圧力分布を利用した電動義手操作の可能性. 日本義肢装具学会学術大会講演集. 152, 2011
- 2) Yuichiro Honda, Takaaki Chin: Comparison of classification result of pressure pattern signal by using neural networks to control an external powered hand prosthesis. Asian Prosthetic and Orthotic Scientific Meeting 2012. 56, 2012
- 3) Yuichiro Honda, et.al.: Stability analysis for tactile pattern based recognition system for hand gestures. Proc. 29th IEEE EMBS Ann. Int. Conf. IEEE. 611-614, 2008

高齢者向け簡易型ライナーロックアダプタの開発

キーワード: ライナーロックアダプタ, 高齢切断, 下腿義足

東名ブレース株式会社¹⁾, 株式会社今仙技術研究所²⁾

○泉 徳行¹⁾, 石原 正博¹⁾, 西井 千博¹⁾, 加藤 健二¹⁾, 大塚 滋²⁾

【はじめに】

現在, 下肢切断においてライナー式ソケットを選択するケースが増加しており, 高齢切断においても例外なく増加傾向にある。

中でも歩行時に確実な固定力があるピンアタッチメントタイプはよく使用される懸垂方法である。

しかし高齢切断においては, 手指の力や巧緻性に乏しいケースや, 体が固く体幹を前屈してのロックボタン解除が困難なケースではライナーロック式を選択できない症例もある。

そこで我々はピンアタッチメント式の確実な固定力を生かしつつ, 着脱方法をより簡易に行えるライナーロックアダプタを開発することとした。

【対象と方法】

本研究の対象として, 高齢切断者でライナーロック式ソケットを過去に使用したことがある, もしくは現在使用しているユーザーを中心とし, 実際に開発したライナーロックアダプタを使用してもらいその有用性を確認した。

【開発部品】

開発部品のベースとして, 固定力が高く歩行時に音の出にくいモジュラータイプのクラッチロック式アダプタに, 固定式膝継手のロック解除用ワイヤーを取り付けたものを今仙技術研究所と共同で試作した。(図1)



図1 簡易解除型ライナーロックアダプタ

【結果と考察】

試作したライナーロックアダプタを用いた仮ソケット作成し(図2) ユーザーに着脱動作を行ってもらった。

着脱は座位にてソケットを装着, 一度立位姿勢を取ったのち再び座ってもらい, ソケットに取り付けたロック解除レバーを引いてソケットを外すという一連の動作を数度行ってもらった。(図3)

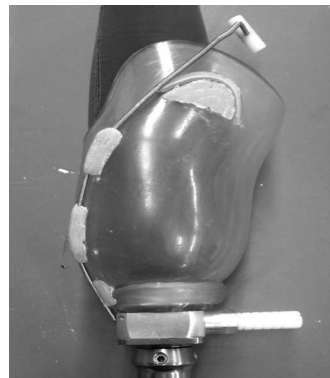


図2 試作型仮ソケット

結果としては主観的評価ではあるが, 従来の体幹を前屈させて指でボタンを解除する作業に比べ, 解除レバーを握りこみ体幹を起こす力を利用しロック解除を行うほうが, 高齢切断者にとっては体の負担が少なく有用性は認められると考えられる。



図3 着脱動作

【今後の課題】

今回試作を行ったライナーロックアダプタはクラッチ式を選択したが, クラッチ式の欠点である装着具合によってはロック解除が極端に困難になる場合があり, 今回の試作においてもその欠点が残る形となった。

今後はライナーロック構造自体にも改良を加えていく必要があると考えられる。

【参考文献】

- 1) 北口拓也ほか: シリコンライナーを工夫したことで義足歩行を獲得した高齢切断の報告. 第26回日本義肢装具学会学術大会講演集. 118. 2010

階段交互昇段のための機構式膝継手の開発

キーワード: 大腿義足, 階段昇段, 膝継手

香川大学工学部¹⁾, 香川大学大学院工学研究科²⁾,
立命館大学情報理工学部³⁾

○井上 恒¹⁾, 原田 龍一²⁾, 和田 隆広³⁾, 立和名 慎一¹⁾

【はじめに】

階段昇段は重要な日常生活動作であるが、大腿義足使用者においては、膝継手の機能的問題によって、困難な運動課題となっている。特に、健常者が一般に行う左右の脚で一段ずつ昇る交互昇段は、現在普及している膝継手では難しい[1]。これは、義足立脚期において膝折れが生じてしまうことと、階段昇段動作としての主たる要素である、立脚期における膝継手の伸展を行えないことに起因する。大出力のアクチュエータを備えた膝継手も開発されており、これによって階段昇段における膝伸展が可能になっているが、価格、充電等のメンテナンス、防水性等の使用環境などの問題があり、普及には至っていない。これらの問題を根本的に解決する手段として、アクチュエータやマイコン制御を用いない機構式の膝継手の開発も必要とされている。そこで本研究では、膝折れ防止と膝伸展機能を備えた機構式膝継手の開発を行うことを目的とした。また、開発した膝継手を用いて階段昇段動作の評価を行った。

【膝継手の開発】

義足立脚期における膝折れ防止と膝伸展機能を実現するため、膝継手に外力(床反力)が働いたときにこれらの機能が発現するように、膝継手の機構を設計した(図1)。膝継手には、ばねを内蔵した並進関節が組み込まれており、外力が加わることによって、この並進関節において変位が生じる。この並進変位が屈曲ストッパーを介して膝関節(膝継手)の可動域(屈曲可能な角度)を制限する。並進変位が大きくなるほど膝関節可動域は小さくなるため、一定の荷重を膝継手にかけることにより膝折れが防止され、荷重をさらに増大させると膝継手(膝関節)が伸展する。

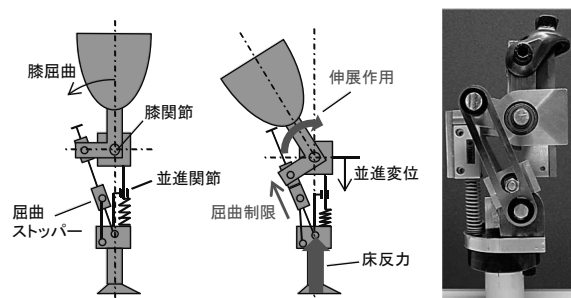


図1 開発した膝継手の機構の模式図(左)と実物(右)

【階段昇段実験】

成人男性2名(健常者)が本実験に参加した。実験参加者は

本研究以前にも模擬大腿義足を使用したことがある者とした。各参加者は模擬大腿義足用ソケットを右脚に装着し、階段交互昇段を行った。十分な練習の後、各被験者は2回ずつ昇段の試技を行った。実験に使用した階段(手すり付き)は、5段で各段の高さ: 0.17 m, ステップ幅0.90 m, ステップの奥行0.30 mであった。下肢および義足に反射マーカを貼付し、3次元動作解析システム(LIBRARY社製)とステップとして階段に内蔵された床反力計(テック技販社製)を用いて、階段昇段時の各マーカの3次元座標(150Hz)と床反力(3000Hz)を計測した。これらのデータから、逆動力学を用いて健側(左側)の関節モーメントを算出した。関節モーメントは各参加者の体重で標準化した。

【階段昇段実験の結果と考察】

階段昇段実験の結果、2名の実験参加者共に、今回開発した膝継手を用いて、手すりの利用なく階段交互昇段に成功した(図2)。

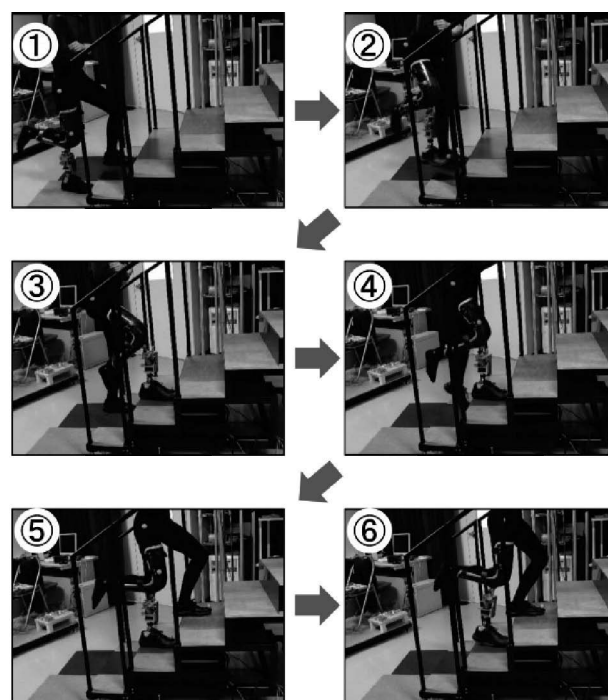


図2 開発した膝継手による階段交互昇段の成功の様子

本実験における代表的な1試技において、健側の下肢関節モーメントのピーク値は、股関節の屈曲モーメントが0.95 Nm/kg, 膝関節の伸展モーメントが1.03 Nm/kg, 足関節の底屈モーメントが1.24 Nm/kgであった。健常者5名の通常昇段動作の値と比較すると、股関節は伸展モーメントが作用していたが、膝関節は0.75倍、足関節は1.08倍であり、健常者と近い値であった。

本研究において、階段昇段における膝折れ防止と膝伸展機能を有する機構式膝継手を開発した。今回開発した機構式膝継手を用いることによって、手すり等の補助なしで階段交互昇段であること、およびその際に、健側に特殊な運動技能を要しないことが示唆された。

【参考文献】

- 1) B.J. Hafner, et al. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007.

膝・足継手連動型 MR-SPCOM 大腿義足の開発と歩行・動作解析

キーワード: 大腿義足, 随意制御, 動作解析

有限会社エムサポート¹⁾, 東北大学²⁾

○引地 雄一¹⁾, 中野 政身²⁾, 鈴木 貴詞²⁾

【はじめに】

我々が開発をおこなっている MR-SPCOM 膝継手 (MR fluid brake -Stance Phase Controlled by Optional Motion knee) は, MR 流体ブレーキによって立脚制御をおこなう大腿義足であり, 義足使用者が随意に膝継手の Lock・Yielding・Free を切り替えて階段や坂道の昇降を交互のステップでスムーズに歩けることを目的としている¹⁾. 今回, より安定した歩行を目指して, 膝・足継手連動型の MR-SPCOM 膝継手を開発し, 歩行・動作解析を行ったので, その構造と解析の結果について述べる.

【課題と対処】

1 前モデルにおける課題

前モデルにおいては足継手がほぼ固定であったため, 膝を屈曲してロックさせた状態で立位をとった際に, つま先立ちになっていた. そのため立脚時にバランスがとりにくく, 階段や坂道の特に昇りの歩行の際に義足側での安定した立位が獲得できていなかった²⁾. また, 大きくて重い初期型 MR 流体ブレーキの軽量化・小型化が必要とされていた.

1.1 膝・足継手連動機構の導入

膝を屈曲して立位をとった際に足底面全面が床に接触し荷重を受ける事ができるよう, 膝関節と足関節の連動機能を取り入れることとした. (図1)

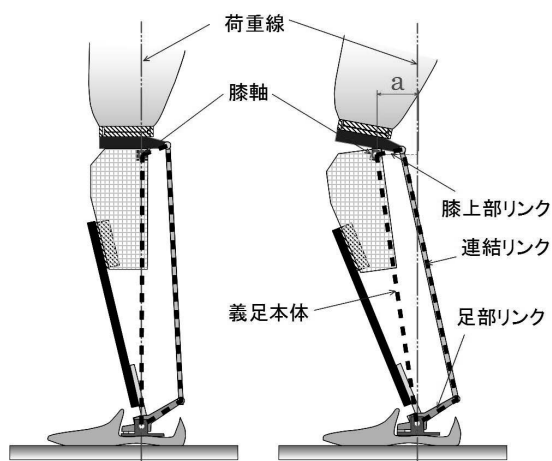


図1 リンクによる連動機能

1.2 小型 MR 流体ブレーキの製作

より軽量で, 単位重量当たりの制動トルクが大きく, 印加電流の少ないブレーキの製作を行うこととした. 基本的な構造は, 図2に示すように, 初期型と比較してブレーキディスク部とコイル・ヨークの配置を逆転した構造とした.

1.3 制動トルクの伝達機構の製作

新型ブレーキにおいては, 電磁界解析ソフト「JMAG」による磁界解析の結果から約21.15Nm の制動トルクが得られることが算出できたが, 初期型と比較して小さいため, 制動トルクの伝達・増速機構も新たに開発した.

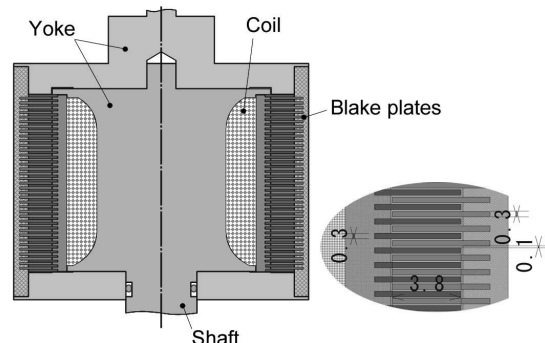


図2 新MR流体ブレーキの構造

2 歩行・動作試験及び解析

大腿義足を使用した被検者1名で, 椅子に座る動作試験と, 階段・坂道の昇降の試歩行を行い, ライブラリー Move-tr/3D によって身体各部に取り付けたマーカーの位置情報を採取し, Zebris FDM - TDL 及び NITTA F-SCAN II で足底圧を計測した. これらのデータより歩行・動作解析を行った.

【結果】

- 1 新型ブレーキは前モデルと比較し重量比で64%削減する事ができ, さらに新しい伝達・増速機構によって確実に膝のロックをできる事が確認できた.
- 2 椅子に座る動作においては, 全体重のほぼ半分の荷重を義足にかけて, 動作の途中で2度膝をロックする事ができた.
- 3 階段の昇降においては, 両方とも非常に安定した交互ステップによる歩行が可能で, 特に下りの歩行では義足足部の位置にかかわらず Yielding をおこなう事ができた.
- 4 坂道においては, 25度という急な坂の昇りと下りで, 交互のステップで歩行が可能であった.

【考察】

膝・足継手連動機構により膝を屈曲状態でロックして立位をとった際の安定性が大きく向上し, 特に坂道の歩行能力が高まった. 以上により MR-SPCOM 膝継手と, 膝・足関節連動機能は非常に相性が良いことが確認でき, 今後更なる改良により, より高度な歩行を実現できる可能性が期待できるとの結論を得た.

【参考文献】

- 1) 引地 雄一: 随意制御大腿義足油圧膝 HYSCOM 膝の開発, 日本義肢装具学会誌, Vol.22 No.3, 147-153p, 2006
- 2) 引地雄一, 中野政身, 鈴木貴詞: MR-SPCOM 膝継手の改良と動作解析, 日本義肢装具学会誌27巻特別号/第27回日本義肢装具学会学術大会講演集 東京, 146p, 2011