6 義足療法を用いた脳卒中の歩行再建の試み

Prosthetic Gait Training for Relearning Locomotor Skills in Ambulatory Patients with Stroke : A Clinical Trial

長谷公隆*

Kimataka Hase

Key Words

義足療法／片麻痺歩行／歩行解析／機能的代償／運動学習

要旨 模擬義足を非麻痺側下肢に適用して歩行訓練を行う義足療法は、非麻痺肢による機能的代償を抑制した歩行訓練を展開することが可能である。歩行に必要な動的姿勢制御と推進力の供給が麻痺肢に求められることとなるために、麻痺肢の単脚支持時間や床反力駆動成分が改善し、片麻痺歩行に特徴的な大腿および下腿筋群の同時収縮による立脚期制御が容容する。短下肢装具を用いて歩行可能な片麻痺患者がよい適応であるが、免荷歩行システムを用いれば重度な麻痺患者にも実施可能である。義足療法は、非麻痺肢による機能的代償を制限し増幅するエラーを歩行課題において制御させることで、片麻痺歩行の再学習を図る治療法である。

はじめに

片麻痺歩行は、重心移動に際して身体を動的に支えながら重心に推進力を供給するために、必要な筋出力を麻痺肢から得ることが困難となり、これを非麻痺側による代償によって補う異常歩行である。二足歩行において、非麻痺側による代償を用いずに片麻痺歩行を最適化することはできない。しかしながら、過度な代償は麻痺肢の機能回復を妨げ、ひいては患者が本来有している歩行能力を押し込めてしまうこととな

る。模擬義足を非麻痺肢に適用した歩行訓練は、歩行課題の中で麻痺肢を用いる度合いを高めるための一手段として位置づけられる。

模擬義足による立位制御の変化

模擬義足を健常者の片側下肢に適用した際の立位制御における足圧中心 (Center of Pressure : COP) の動揺の軌跡は、下腿義足患者や片麻痺患者と同様のパターンを呈する。すなわち、模擬義足側の COP 動揺の範囲は縮小し、逆に対側 COP 動揺は増大する (図 1)。エンドエフェクターとしての足関節制御が機能しなければ、マネキン人形と同様に、模擬義足側における COP 動揺はみられなくなり、対側下肢の

* 関西医科大学附属枚方病院リハビリテーション科 (〒573-1191 大阪府枚方市新町 2-3-1)
E-mail : hasekim@hirakata.kmu.ac.jp

制御による代償的制御が行われることとなる。裏を返せば、模擬義足を非麻痺肢に適用することで、麻痺肢による姿勢制御を強いることができる。下腿から足部の感覚情報は立位姿勢保持における足関節制御に重要な役割を担っており¹⁾、したがって、非麻痺肢からの感覚情報を利用できなくすることが、麻痺肢使用の強制を促す模擬義足を用いた歩行訓練においても重要なポイントとなる。

模擬義足のデザイン

健常者が下肢切断を体験するための模擬義足は、膝関節屈曲 90 度で膝から下腿前面を支持するソケットが用いられることが多い。ソケットの形状として、膝関節屈曲角度を 90 度よりも大きく設定して固定性を高める方法と、膝関節を伸展位に近づけて近位筋群の活動を通常の歩行パターンに近づける方法が検討される。前者では、歩行時のずれ運動に伴う皮膚損傷の予防に効果的だが、膝関節屈曲角度が大きいと大腿四頭筋が伸張位になるため、立脚後期の股関節伸展運動が困難になる。後者では、下腿部を保持するために足部支えが必要になり、立脚期に非麻痺肢の足部からの感覚入力をもたらされることとなる。

以上の理由から、義足療法では膝関節屈曲 90 度位とし、左右の下肢に適用できるような形状でクッション材を適用したソケットを作製して実施している。模擬義足の足部は、推進力が供給されにくく、リズム運動が容易となるようにロッカーボトムとし、足底部の幅を広くして安定性を確保している（図 2-a）。

模擬義足を用いた歩行訓練の適応と方法

非麻痺肢に模擬義足を適用した歩行訓練は、代償に基づいた非対称性の歩行を呈する片麻痺患者であれば病期を問わず適応となる。しかし

図1 模擬義足を片側下肢に適用した際の立位制御の変化

健常者の左下肢に模擬義足を適用した際の立位制御における左足底と右足底における足圧中心動揺の軌跡（下段）は、同一被験者の静止立位での制御（上段）との比較において、模擬義足側（左側）の前後方向の足圧中心動揺範囲の減少と対側（右側）の足圧中心動揺の著しい増大によって特徴づけられる。

ながら、麻痺が重度であるほど、麻痺肢を使って歩くことは患者にとって大きな負担となるため、麻痺肢ならびに心肺系への過負荷に留意して実施する必要がある。したがって、心大血管疾患などで嚴重な血圧管理を要する患者は適応外となる。また、麻痺側下肢の各関節への負担と運動学習効果を考慮して、重度の深部感覚障害を有する患者は除外している。運動麻痺の重症度については、模擬義足を用いて歩くことができれば制約はないが、長下肢装具との併用は難しいことから、短下肢装具で独歩可能な患者が最もよい適応である。

図2 義足療法の方法

a：模擬義足，b：前方からの身体的ガイドによる義足療法

義足療法の導入は平行棒内で実施し，麻痺肢の膝関節制御の可否を評価するとともに，歩行後の血圧を必ず確認する．血圧の変動が大きい場合には，平行棒内で徐々に義足歩行に慣らす必要がある．義足歩行の練習は患者が通常使用している短下肢装具を用いて実施できるが，特に立脚期の膝関節過伸展に留意し，必要に応じて短下肢装具と下腿後面との間にタオルを挟むなどして過伸展が起こらないように調節する．

義足歩行に慣れてきたら，歩行器や前方からの腋窩支持によって歩行練習を行う（図2-b）．体幹が前傾位とならないようにすること，麻痺肢立脚後期の股関節伸展を意識させること，ゆっくりでよいので対称的なリズム運動によって歩行させることが主な留意事項となる．歩行距離を徐々に伸ばしながら，歩容を管理できる範囲で歩行速度を上げていくが，一般に連続して数分以上歩くことは困難である．休息を入れながら，5分程度の義足歩行を1日2～3セッション，週3～5日実施する．

義足療法の特徴

義足療法の特徴は，床反力（Ground Reaction

Force：GRF）における前後（fore-aft：f-a）成分の解析によって明確となる（図3）．GRF f-aは，基本軸（X軸）によって立脚期前半の制動成分と後半の駆動成分に区別され，片麻痺歩行では，麻痺が重度であるほど麻痺肢の駆動成分は小さくなる²⁾．これに対して義足歩行では，非麻痺肢から十分な推進力が得られなくなるために，麻痺肢が歩行に必要な運動モーメントを出力する練習が反復されることとなる．

義足療法の効果

生活期にある片麻痺患者に対する義足歩行訓練の即時的効果について，対照群をトレッドミル歩行とした比較対照試験の治療成績³⁾を紹介する．トレッドミル歩行訓練は，安全を確保するためにハーネスを装着したうえで，麻痺肢への荷重を促進するように理学療法士が身体的ガイドを加えながら，5分間のセッションの中で安定した歩行が可能な歩行速度を高めていくように実施した．患者特性は，義足群，トレッドミル群各11名で，それぞれ男性9名，女性2名，脳梗塞7名，脳出血4名，右片麻痺：6名，5名，年齢（歳）：60.1 ± 13.0，62.3 ± 9.2，発症

図3 義足療法の運動力学的特徴（文献3より一部改変）

- a：歩行訓練前；片麻痺歩行での床反力前後成分は、身体に推進力を加える立脚期後半の駆動成分が麻痺肢において減少している。
 b：義足歩行；模擬義足を適用することで非麻痺肢からの駆動成分は著しく減少し、麻痺肢によって身体を推進する歩行練習が実施できる。

後期間（月）； 36.4 ± 25.1 , 44.1 ± 29.4 , Fugl-Meyer score（下肢）； 26.8 ± 2.6 , 26.9 ± 2.3 , modified Ashworth scale（足関節）； 1.18 ± 0.40 , 1.09 ± 0.30 , 最大歩行速度（m/s）； 1.14 ± 0.23 , 1.12 ± 0.33 , Berg balance score； 49.0 ± 2.8 , 49.3 ± 4.1 であり、すべての指標に両群間で有意差はなかった。歩行訓練の日数は 10.6 ± 0.7 , 10.8 ± 1.1 日、歩行訓練のセッション数は 31.2 ± 2.4 , 32.3 ± 3.2 回で、介入後の歩行解析は 2.8 ± 1.3 , 2.7 ± 1.2 日後に実施された。

運動学的指標では、義足群で最大歩行速度、ケイデンス、歩行周期に占める麻痺側単脚支持期の割合、トレッドミル群で麻痺側歩幅が介入前後において増大したが、共分散分析によって両群間の変化に有意差を認めたのは歩行周期に占める麻痺側単脚支持期の割合（義足群：介入前； $23.0 \pm 6.9\%$, 介入後； $26.9 \pm 5.0\%$, トレッドミル群：介入前； $25.8 \pm 7.0\%$, 介入後； 25.5

$\pm 9.3\%$ ）であった（図4-a）。

床反力計による運動力学的指標では、トレッドミル群に有意な変化は同定されず、共分散分析において、体重で標準化した単位時間あたりの前後成分（% GRF f-a）の駆動成分（義足群：介入前； $3.01 \pm 1.83\%$, 介入後； $3.89 \pm 1.84\%$, トレッドミル群：介入前； $3.39 \pm 2.21\%$, 介入後； $3.61 \pm 2.09\%$ ）に改善度の有意な差を認めた（ $p < 0.05$ ）（図4-b）。

片麻痺歩行の運動力学的解析において Campanini ら⁴⁾ は、% GRF f-a 駆動成分は再現性・信頼性にすぐれた指標であり、 $\pm 1\%$ で有意な変化をとらえることができると報告している。義足群では、全例で% GRF f-a 駆動成分は増大し、6例で1%以上の改善を認めたのに対して、トレッドミル群では5例が介入後にむしろ減少した。

以上から、非麻痺肢に模擬義足を適用した歩

図4 トレッドミル歩行訓練との比較による義足療法の特徴

義足療法とトレッドミルによる片麻痺歩行訓練の治療前後における麻痺側単脚支持期と麻痺側床反力駆動成分の変化

a: 麻痺側単脚支持期, b: 麻痺側床反力駆動成分

行訓練は、麻痺肢で身体を制御する能力を向上させ、麻痺肢による推進力を改善する効果を有することが示唆される。義足療法ではトレッドミル歩行訓練とは異なり、歩行速度を高める課題は実施していないにもかかわらず、同等の訓練量でケイデンスや最大歩行速度にも変化をもたらすことができる。一方、トレッドミル群でみられる麻痺肢歩幅の改善は、歩行速度を高める訓練で習得した非麻痺肢による機能的代償が寄与している可能性がある⁵⁾。

義足療法の限界と可能性

義足療法は、非麻痺側による機能的代償を制限した歩行課題を通じて、患者自身が麻痺肢の使い方を変容させていく過程が重要になる。義足療法によって麻痺肢への荷重を意識できるようになる患者では、浴槽への出入り時に麻痺肢で身体を支えるようになるなど、日常生活の諸動作に汎化がみられ、一定期間の義足療法を終えてからもさらなる機能回復がもたらされる。一方で、重度の麻痺がある場合には、一時的に麻痺肢による推進力が改善しても、非麻痺肢に

よる代償による運動戦略が徐々に優位となり、麻痺肢を用いた歩行を再建することは難しい。Bowden ら⁵⁾は、歩行速度の改善効果が得られにくい片麻痺患者では、非麻痺側による代償的運動戦略が学習されている可能性があることを指摘している。そうした意味において、義足療法の麻痺肢を使った歩行制御へシフトできるか否かのスクリーニングとしての意味もあると考えている。

義足療法において留意しなくてはならない事項は、反張膝などの好ましくない歩容を学習しないように、歩行訓練中やその直後の歩容変化を必ず確認することである。下肢装具の調整などで異常を制御できない場合には、義足療法の中止を検討すべきである。痙縮の増悪も懸念されるところであるが、踵接地を誘導した歩行訓練を実施していれば、足クローヌスが消失するなど、むしろ痙縮を軽減する効果が得られる。さらに、片麻痺歩行の特徴的運動戦略である下肢筋群の同時収縮制御は、非麻痺側の大腿筋群で介入前； $65.7 \pm 17.5\%$ から介入後； $49.0 \pm 21.8\%$ に、下腿筋群で介入前； $69.6 \pm 19.4\%$ か

図5 義足療法による歩行訓練前後の立脚期下肢筋活動パターンの変化

a: 麻痺側, b: 非麻痺側

義足療法前後の床反力垂直分力および内側広筋、大腿二頭筋、前脛骨筋、ひらめ筋の筋活動（8歩行周期の立脚期における表面筋電図を整流後に時間的正規化を行って加算平均したデータ）。麻痺肢、非麻痺肢ともに、立脚中期の大腿二頭筋、前脛骨筋の持続的な筋活動が義足療法後に減少し、大腿筋群、下腿筋群とともに同時収縮を呈する期間が短縮する。

ら介入後： $52.3 \pm 25.6\%$ に有意に減少する（ $p < 0.05$ ；Wilcoxon の符号順位検定，**図5**）。麻痺肢を使用するように誘導した運動療法を実施しても同時収縮による歩行制御パターンは変化しないことが報告されている⁶⁾ことから、片麻痺歩行の制御法を再構築する運動学習効果が、義足療法によってもたらされるか否かについての検証が望まれる。

おわりに

義足療法の最大の特徴は、歩行課題の中で麻痺肢による立脚期制御と推進力を改善する点にある。その効果を高めるには、足関節底屈筋群のIb促通に基づいた下肢伸展運動⁷⁾の再建が重要であり、立脚中期における足関節背屈運動を短下肢装具で妨げることがないようにして義足療法が展開できれば、より効果的となると考えられる。また、重度麻痺患者に対しては、免荷歩行システムを用いることで麻痺肢の使用を促す一手段となる。さらに、成人の脳卒中片麻痺患者だけでなく、脳性麻痺児の歩行獲得に向

図6 痙直型両麻痺児に対する義足療法

歩行訓練を理解することができ、かつ、後方から親が支えて訓練することができる身長・体重の学齢期として、小学校4年（10歳前後）頃がよい適応となる。

けた運動療法として応用できる（**図6**）。歩行が可能であった片麻痺児では、痙縮軽減、階段昇降能力の改善などの効果が得られ、短下肢装具の装用が不要となる症例も複数例経験している。両麻痺児に対しても、片側ずつ義足療法を実施することで実用的な両松葉歩行が可能と

なった例もある。義足療法は、歩行課題において非麻痺肢による代償を制限することで生じるエラーを療法士による身体的ガイドに基づいて制御させることで、運動学習効果を得る治療法である。

文 献

- 1) Imai S, Hase K, Imanaka K, Suzuki E, Tanaka N, Liu M : Motor strategies responsible for maintaining standing posture after deafferentation of the unilateral leg. *Arch Phys Med Rehabil* 2005 ; **86** : 2027-2033
- 2) Bowden MG, Balasubramanian CK, Neptune RR, Kautz SA : Anterior-posterior ground reaction forces as a measure of paretic leg contribution in hemiparetic walking. *Stroke* 2006 ; **37** : 872-876
- 3) Hase K, Suzuki E, Matsumoto M, Fujiwara T, Liu M : Effects of therapeutic gait training using a prosthesis and treadmill for ambulatory patients with hemiparesis. *Arch Phys Med Rehabil* 2011 ; **92** : 1961-1966
- 4) Campanini I, Merlo A : Reliability, smallest real difference, and concurrent validity of indices computed from GRF components in gait of stroke patients. *Gait Posture* 2009 ; **30** : 127-131
- 5) Bowden MG, Behrman AL, Neptune RR, Gregory CM, Kautz SA : Locomotor rehabilitation of individuals with chronic stroke : difference between responders and nonresponders. *Arch Phys Med Rehabil* 2013 ; **94** : 856-862
- 6) Den Otter AR, Geurts AC, Mulder T, Duysens J : Gait recovery is not associated with changes in the temporal patterning of muscle activity during treadmill walking in patients with post-stroke hemiparesis. *Clin Neurophysiol* 2006 ; **117** : 4-15
- 7) Faist M, Hoefer C, Hodapp M, Dietz V, Berger W, Duysens J : In humans Ib facilitation depends on locomotion while suppression of Ib inhibition requires loading. *Brain Res* 2006 ; **1076** : 87-92