

リズム歩行アシスト装置の腰軌道分析に基づく リハビリテーション効果の検証

○河野 大器, 太田 玲央, 小川 健一郎 (東京工業大学)
和田 義明 (日産厚生会玉川病院), 三宅 美博 (東京工業大学)

Verification of the effect on trunk trajectory of rhythm walking assist device

○Daiki KONO, Leo OTA, Ken-ichiro Ogawa (Tokyo Institute of Technology)
Yoshiaki WADA (Nissan Tamagawa Hospital), Yoshihiro MIYAKE (Tokyo Institute of Technology)

Abstract: In this study, we verified the effect on trunk movement of rhythmic hip movement while pseudo osteoarthritis patient's walking. In order to investigate the reason of trunk movement change, we did two experiments. Healthy participants with knee joint or hip joint fixation orthosis walked. These experimental results showed that all pseudo hemiplegic walking is improved by rhythm walking assist device.

1. はじめに

近年高齢化の急激な進行が社会問題となっており、それに伴い高齢者の健康の維持が注目されている。特に歩行は高齢者の生活の質を維持するためには不可欠である。そのため歩行障害が生じた患者のリハビリテーションによる歩行機能の再獲得、改善は非常に重要である。しかしながら急激な高齢化に伴い、必ずしも十分なリハビリテーションが提供されていない¹⁾。

近年、ロボット技術などの導入により、新たな方法で訓練や評価を行い、リハビリテーションの幅を広げようとする研究が盛んになっている。例えば生体電位信号を読み取り動作するパワードスーツ HAL が開発され、下肢麻痺の制御能力の改善が報告されている²⁾。

一方で、歩行運動において、リズムの生成が重要な役割を果たしていると考えられている。そこで我々は、歩行リズムの相互適応現象を利用し、使用者の歩行リズムに同調する聴覚刺激により歩行を支援する Walk-Mate の開発を行い、リズム障害に対する歩行の改善効果を示してきた³⁾。

このような背景から、力覚を介してリズムを呈示することで、より効果的なリハビリテーションが行える可能性がある。ここで着目したのが、歩行リズムの相互適応現象を利用し、大腿部へトルクを与えることにより人間の歩調を誘導する Honda 製歩行アシスト装置 (以下歩行アシスト) である。しかしながら、この歩行アシストはまだ臨床において効果的に活用できていない現状があった。そこで本研究ではいくつかの下肢疾患を想定したリハビリテーション効果を腰軌道分析に基づいて検証するとともに、リズム歩行アシストを用いた効果的なリハビリテーション方法の提案を目指す。

2. 方法

2.1 アシスト手法およびその機構

歩行アシストは歩行時の股関節角度センサの情報をもとに制御コンピュータがモーター駆動することで、左右の足の蹴りだしのタイミングの対称性を改善するとともに、歩幅の拡大を促す⁴⁾。アシスト装置のリズムパターン生成器は人間の歩行リズムに適応しながら、反射的かつ所定のリズムでアシストパターンを生成する。このリズムが人間の歩行に同調しつつ、使用者の歩調を誘導する⁵⁾。

Fig.1に示した歩行アシスト装置は股関節上の2つのアクチュエータとそれを支持する腰フレーム、大腿フレームからなり、アクチュエータ内に装備した角度センサにより歩行時の大腿の屈伸の動作を観察し、アシストする⁶⁾。歩行アシストの制御パラメータとして、屈曲、伸展それぞれ 0.1 から 2.0 の間の実数値によって 0.1 刻みでトルクの大きさを調整できる。



Fig.1 Walking assist device

2.2 歩行計測システム

歩行の計測は西らによって提案されたフットセンサと加速度計で構成される腰軌道計測システムによって行われた⁶⁾。Fig.2(a)に示したフットセンサ (Noraxon, B&L, Foot Switch Sole) により歩行中の接地, 離地のタイミングを検出した。Fig2(b)に示した3軸加速度センサ (Analog Device, ADXL202E) をバンドでL3部位付近に装着し, 加速度を測定した。サンプリング周波数100HzでPC(Panasonic, CF-W5AWDBJR)を用いて無線通信をした。

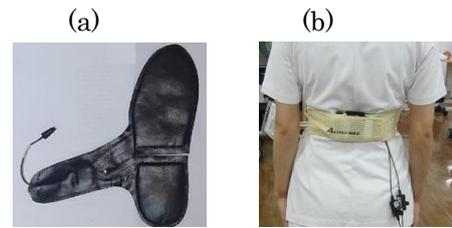


Fig.2 Gait analysis system

a: Foot sensor b: Accelerometer

2.3 腰軌道評価手法

腰軌道は計測された加速度情報を二階積分することで歩行中の腰部の空間的な変位を算出した⁷⁾。Fig.3は歩行運動における下肢の役割の違いに着目し, 1歩行周期を4つの相に分割する方法を示している。左右・上下の腰の変位とフットセンサで取得する接地情報とを対応付けた情報から評価した。解析対象は歩き始めの3周期と歩き終わりの4周期を過渡期とし, それらを除外した範囲内で連続した10周期分の歩行周期の変動係数が最小となる範囲とした。

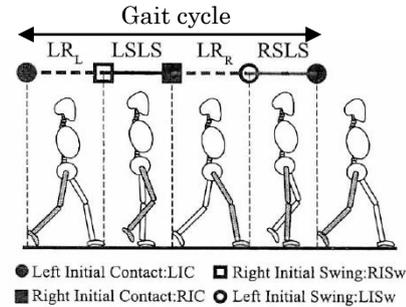


Fig.3 Division of gait cycle

Fig.4は縦軸を上下方向, 横軸を左右方向の変位とし, 前額面を後方から観測した場合の腰軌道を示している。健康者では ∞ 字型やV字型の形状を示すことが多く, 上下左右の各方向への変位はほぼ対称となる。さらに, 上下方向, 左右方向それぞれにおいて腰軌道パターンの特異性を定量的に示すための特徴量を定義した。

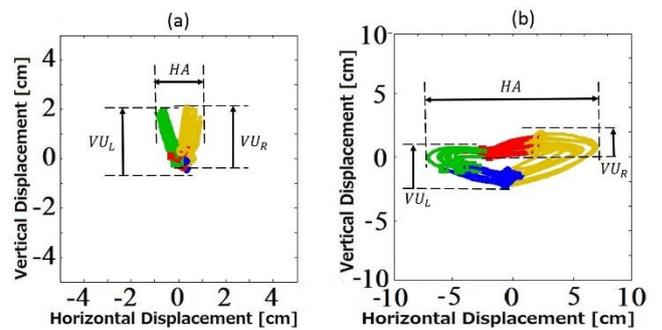


Fig.4 Sample of trunk trajectory

a: Healthy participant b: Hemiplegic patient

まず, 歩行時の左右方向の振幅に注目した。腰が最も左側に寄った位置から最も右側に寄った位置までの移動距離をHAと定義した。下肢疾患患者ではHAが健康者に比べて有意に大きくなるのが先行研究において報告されており, 値が小さいほど健康者の歩行に近いと評価した⁶⁾。また, 振幅の大きさと歩行速度に相関があることが報告されており⁸⁾, 振幅が小さいほど歩行速度は速いと評価した。

次に腰の持ち上げ幅に注目した。Fig.4中に示した左右の腰の持ち上げ VU_L , VU_R は健康者(a)ではほぼ対称になるが, 例えば片麻痺患者の場合(b)これに非対称性が生じる。片麻痺歩行では, 麻痺側の足関節を十分に背屈できない場合などに, 麻痺側を引きずりながら歩行することがあり, これを回避するために腰を過度に持ち上げることがあるからである。そこで腰の持ち上げ幅の左右非対称性を(1)式のように定義する。

$$VU_{asym} = \frac{|VU_L - VU_R|}{|VU_L + VU_R|} \quad (1)$$

VU_{asym} は1周期ごとに1サンプルが算出され, 値が0に近いほど健康者の歩行パターンに近いと評価した⁶⁾。

2.4 実験環境

実験は男性2名, 女性1名の若年健康者3名で行った。いずれにも下肢疾患を擬似的に再現する抑制装具を左側に装着した。1人には, 膝関節屈曲制限装具を左足に装着し, 2人には股関節屈曲制限装具を同じく左足に装着した。装着した様子をFig.5に示す。

歩行路は約30mの直線平坦な屋内の廊下とした。まず, 未装着状態での通常歩行, 下肢抑制装具のみを装着しての歩行計測を行った。その後, 歩行アシストを装着し, アシスト装置の制御パラメータは繰り返し変更して歩行し, 各パラメータにおける歩行を比較した。ここで腰軌道に基づく歩行評価および歩行者の主観に基づき最適なパラメータを決定し, 5分程度アシストを加えた状態での歩行を課した。その後アシストを停止した状態での歩行計測を行い, 歩行アシストの持続効果を検証した。

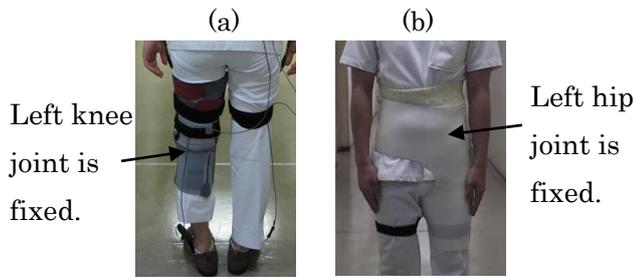


Fig.5 Fixation orthosis
a: Knee fixation orthosis
b: Hip joint fixation orthosis

3. 結果

3.1 膝屈曲制限に対する効果の検証

歩行アシストのアシストなしの際と、最適なアシストをした際の腰軌道の比較を Fig.6 に示す。 Fig.6(a) をみると、膝関節屈曲制限装具を装着した際の腰軌道は左右非対称となっており、2.3 で述べたような特徴的な下肢疾患の歩行を再現できていると言える。この際の最適なアシスト量は、患側の屈曲 0.1, 伸展 1.0, 健側の屈曲 1.0, 伸展 0.1 であった。患側のみ、もしくは健側のみのアシスト量を強くした場合腰軌道に大きな改善はなく、両側にアシストを加えた際に改善が大きくなる傾向が見られた。また、参加者の主観的な感想としても、最適アシスト時に最も歩きやすいとの結果が得られた。

ここで HA , VU_{asym} を算出し、Table1 に示した。アシストなしの状態と最適なアシストを適用した状態の歩行を比較すると、左右方向の振幅、腰の持ち上げ幅の非対称性ともに改善がみられた。

また歩行アシストの持続効果検証のため、膝関節屈曲制限装具を装着した状態で、実験開始前と終了後の腰軌道を比較し Fig.7 に示す。これについても同様に HA , VU_{asym} を算出したところ、Table1 より実験終了後は開始前に比べ改善がみられた。

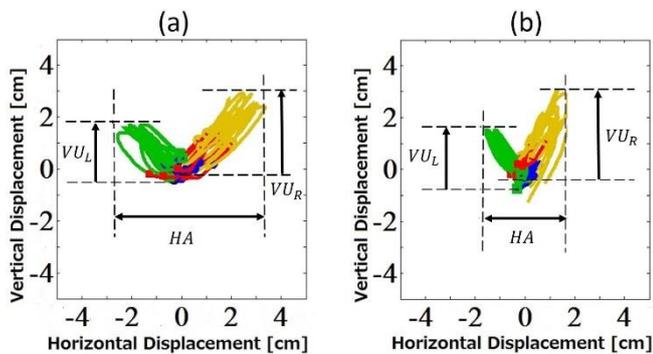


Fig.6 Rehabilitation effect
in knee fixation condition
a: No assist b: Optimal assist

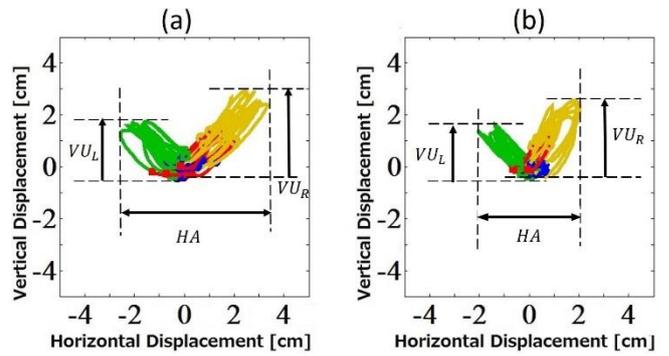


Fig.7 Carry over in knee fixation condition
a: Before applying b: After applying

Table1 Average of HA and VU_{asym}
in knee fixation condition

	No assist (before applying)	Optimal assist	No assist (after applying)
HA [cm]	4.33	2.61	2.90
VU_{asym}	0.31	0.13	0.19

3.2 股関節屈曲制限に対する効果の検証

3.1 と同様、歩行アシストのアシスト量が 0 の際と、最適なアシストをした際の腰軌道を Fig.8 に示す。これについても Fig.8(a) より歩行の左右非対称性を再現できていることがわかる。この際の最適なアシスト量は、患側の屈曲 0.1, 伸展 2.0, 健側の屈曲 0.1, 伸展 0.1 であった。膝屈曲制限の時とは異なり、患側の伸展のみにアシストを加えたほうが改善効果が高いという結果が得られた。

さらに別の実験参加者にて同様の計測を行った結果、最適なアシスト量は患側の屈曲 2.0, 伸展 0.1, 健側の屈曲 0.1, 伸展 1.0 となった。このように個人によって最適なアシスト量が異なる結果となった。

ここで HA , VU_{asym} を算出し、Table2 に示した。膝屈曲制限時と同様、アシストなしの状態と最適なアシストを適用した状態の歩行を比較すると、左右方向の振幅、腰の持ち上げ幅の非対称性共に改善がみられた。

また持続効果についても測定し、その比較を Fig9 に示した。Table2 より、 HA , VU_{asym} についても同様、改善がみられた。

4. 考察

4.1 擬似下肢疾患に対する歩行アシスト効果の検証

下肢抑制装具を装着した実験参加者 3 名全てで左右方向の振幅は減少した。したがって、3 名全てにおいて

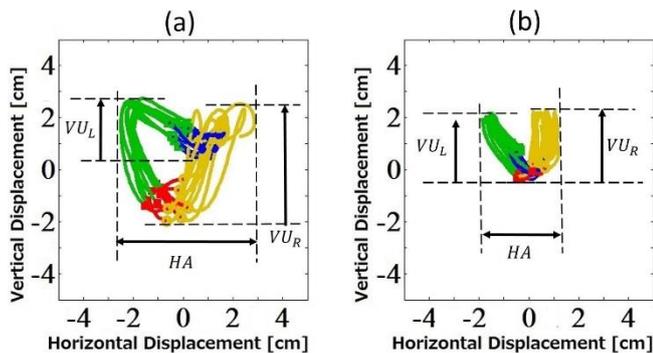


Fig.8 Rehabilitation effect
in hip fixation condition
a:No assist b:Optimal assist

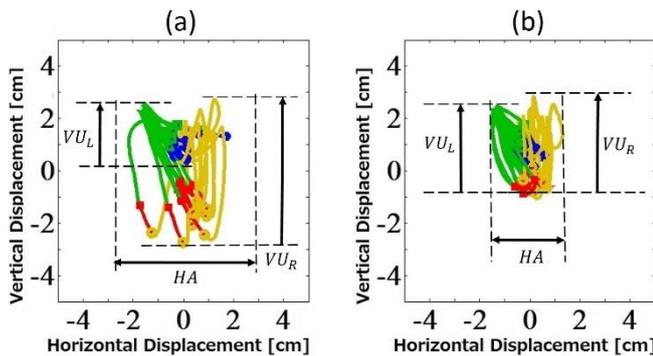


Fig.9 Carry over in hip fixation condition
a:Before applying b:After applying

Table2 Average of HA and VU_{asym}
in hip fixation condition

	No assist (before applying)	Optimal assist	No assist (after applying)
HA [cm]	4.10	2.45	1.89
VU_{asym}	0.51	0.06	0.22

歩行速度が増加し、さらに腰の持ち上げ幅の対称性が向上した。この結果により歩行アシストは下肢疾患患者に対して改善効果があることが示唆された。

しかし最適なアシストの制御パラメータは擬似疾患部位各々によって異なる結果となった。膝屈曲制限時は両側にアシストを加えた際に改善効果が大きくなる傾向となったのに対し、股関節屈曲制限時は患側のアシスト量を強くした際に改善効果が大きい傾向となった。歩行アシストの構造上、大腿部分にトルクをかけるため、股関節制限時に健側のアシスト量を強くすると、体が無理やり前に押し出され、バランスを崩しやすくなる可能性が考えられる。また、同じ股関節制限に関しても 2 人の参加者各々で最適値が異なったことから、個人の歩容によって最適なパラメータが異なる可能性が考えられる。

このように下肢疾患患者に対して歩行アシストを使用する際は、疾患部位、各個人の歩容により最適なパラメータを見つける必要があることが示唆された。今後効率的で安全なリハビリテーションを行うためには、最適なパラメータ値決定の際に参考となるような傾向を特定する必要があると思われる。

4.2 歩行アシストの持続効果の検証

持続効果については、膝屈曲制限時、股関節屈曲制限時、3名共に実験終了後は開始前に比べ改善効果が見られた。理由として、アシストを停止した後でも神経の可塑性によりリズムの生成が変化し、実験開始前に比べ歩行が改善したと考えられる。この結果により歩行アシストには一定期間の持続効果があることが示唆されたものの、問題点として擬似麻痺装具に対する慣れが考えられる。そのため今後は対照実験を行うとともに、より長期的な持続効果も観測する必要があると思われる。

謝辞

本研究の実験にあたり、日産厚生会玉川病院の理学療法士である梅津様、西村様、菊池様、佃様、喜古様には多大なるご協力をいただきました。心より感謝申し上げます。

参考文献

- 公益社団法人日本理学療法士協会
医療保険と介護保険における効率的・効果的なリハビリテーション連携のための調査研究事業 (2010)
- 新宮正弘, 江口清, 山海嘉之: バイオフィードバックを用いたポリオ経験者の筋神経系制御能力の改善とロボットスーツ HAL による麻痺肢動作支援, 日本機械学会論文集, 76 巻 722 号 (2010)
- Miyake, Y : Interpersonal Synchronization of Body Motion and the Walk-Mate Walking Support Robot, IEEE Transaction on Robotics, vol.25, No.3, pp.638-644(2009)
- 本田技研工業
<http://www.honda.co.jp/robotics/rhythm/>
- 安原謙, 島田圭, 小山泰司, 井土哲也, 菊池敬士郎, 遠藤洋介: リズム歩行アシスト, Honda R&D Technical Review, vol.21, No.2, pp.54-62 (2009)
- 西辰徳, 和田義明, 三宅美博: 腰軌道の運動学的分析に基づく片麻痺歩行評価システム, 計測自動制御学会論文集, vol.47, No.1, pp.8-16 (2011)
- 小林哲平, 三宅美博, 和田義明, 松原正明: 加速度センサを用いた運動学的歩行分析システム-股関節疾患の術後リハビリテーションにおける Walk-Mate 有効性評価への適用, 計測自動制御学会論文集, vol.42, No.5, pp.567-576 (2006)
- S.F.Tyson : Trunk kinematics in hemiplegic gait and the effect of walking aids , Clinical Rehabilitation, 13, pp.295-300 (1999)