

共創的介助プロセスの運動力学的解析と有効性評価

渥美 将利

Kinetic analysis of Co-creation support process and its effectiveness

Masatoshi Atsumi

Abstract: In this research, to evaluate the effectiveness of walking support robot Walk-Mate based on Co-creation model, we applied Walk-Mate to a hemiparetic stroke patient. We analyzed the Walk-Mate from the kinematics-viewpoint. In the time side, Walk-Mate resulted in an increase in weight-bearing stance time on the paretic side. In addition, there was an improved stance phase symmetry of a right-and-left leg. In the kinematic side, horizontal path of center of gravity has improved symmetrically and normally. hip and ankle joint extension moment and acceleration force increased. Teases show that it shifted to gaining the function by the side of paralysis. In the time side and the kinematic side, the stability of a walk created the walk support by Walk-Mate, and it was shown that it is effective as rehabilitation.

Key Words: Co-creation, Walk-Mate, hemiparetic stroke

1. はじめに

歩行訓練において、療法士は患者と寄り添い患者の歩容変化に応じて適切な歩行運動を施している。一例として、タンバリンを使って歩行を再獲得する方法があるが、これは療法士と患者が共に手を取りタンバリンを持ち、患者の左右の足が床につく瞬間をねらって正確かつ適切なリズムで叩けるように誘導するものである。このとき療法士は必要に応じて打つ速さを変化させることで訓練を行なう¹⁾。このように両者の関係は、療法士が患者に対して一方的に治療を施す形態から、療法士と患者が相互依存的な協調動作を行なう「対話形式」へと変化しているといえる²⁾。このように療法士と患者という人間-人間系で創出される協調動作は共創出(Co-emergence)プロセスであり、状況の変化に適応した人間特有の現象である。

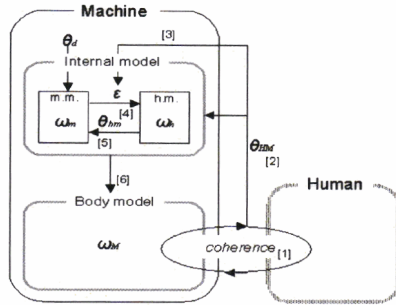
我々はこのような共創プロセスを人間-機械系で実現することをめざし、共創モデル³⁾⁻⁷⁾を活用した歩行介助ロボット Walk-Mate⁷⁾⁻¹⁰⁾を提案してきた。そして、この Walk-Mate を歩行障害者に適用し、人間の左右の足関節に取り付けられた加速度センサによって計測される踵接地タイミングをもとに時間的側面から指標(歩行の円滑性と左右脚の対称性)を定義して Walk-Mate の有効性を評価してきた¹¹⁾。しかし、歩行は中枢神経系の運動制御だけではなく筋骨格系の力学的調節が関与している。そのため、これまでのように時間的側面のみで歩行の改善を評価することには限界がある。

本研究ではこのような背景をふまえ、時間的側面だけでなく運動学・運動力学的側面も考慮した上で、人間と Walk-Mate の相互依存的な協調歩行の創出過程を解析し、歩行介助やリハビリへの有効性を評価していく。

2. 歩行介助の現状

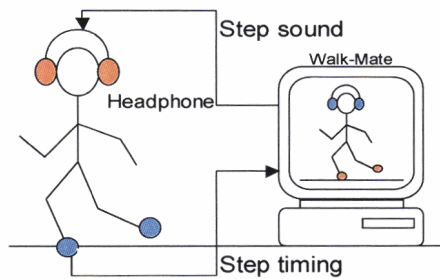
歩行介助機器の現状は、杖や歩行器といった患者が一方的に機械側に適応する形式か、あるいは電動車椅子¹²⁾や天井走行型ロボットアーム¹³⁾、トレッドミルを応用した歩行訓練装置¹⁴⁾⁻¹⁶⁾など機械側が一方的に患者に適応する形式である。前者のような古典的な介助器具は、患者がそれを道具として用いることで介助機能を創出させるものである。しかし、患者の機能障害レベルが重く、必要な介助機能を実現するための運動能力の不足している場合は有効とは言い難い。後者のような機器では必要な機能が介助装置から一方的に提供されるので患者は受身になってしまい、機能回復としての創出的はたらしが喪失してしまう。このように現状での介助機器の範疇では、人間同士のような共創的な関係を実現することは困難である。

また、運動障害をダイナミカル疾患¹⁷⁾とみなし、その身体運動の側面から療法を行なうダイナミカル・システムズ・アプローチが試みられている。そこでは時空間的な運動パターンの自己組織化の観点からアプローチする点に特徴がある。たとえば、パーキンソン病患者の運動療法にメトロノームのような外的に発生させた一定リズムに合わせて歩行運動を行ったり、音楽運動フィードバック¹⁸⁾に基づいた訓練アプローチがある。片麻痺患者に対して、視覚刺激と聴覚刺激を用いて麻痺側のストライドの増長とステップの対称性を目標とした療法も挙げられる¹⁹⁾。これらはバイオフィードバック療法とも言われている。しかし、これらは患者が刺激に対して一方的に適応する形式あり、人間-人間系で創出される協調動作を実現することは難しい。



1. Self-organize coherence between human motion and body model
2. Get the organized coherence as phase difference θ_{int} [2]
3. Modify the internal model parameter ϵ such as $\min(\theta_{int} - \theta_e)$
4. Search ω_n such as $\min(\theta_{int} - \theta_{en})$ under the fixed ω_m in internal model
5. Search ω_m such as $\min(\theta_e - \theta_{em})$ under the fixed ω_n in internal model
6. Change ω_h in body model corresponding to searched ω_n
7. Back to 1.

Fig.1 Co-emergence model



Experimental system

Fig.2 Walk-Mate

3. 実験システム

3.1 共創型歩行介助ロボット Walk-Mate

我々は人間-人間系における共創出コミュニケーションへの考察を通して、人間-機械系において共創出プロセスを実現するためのモデルを提案してきた。本実験で使用する共創出型歩行介助ロボット Walk-Mateはこの共創出モデルにより構成されている。Fig. 1にモデルとそのアルゴリズムを示す。詳細は別論文⁸⁾を参照していただきたい。

モデルは身体モデルと内部モデルという2つのサブモデルから構成されており、それらの相互拘束によって、人間とロボットの協調的機能の共創出を可能にするものである。ロボット側の身体モデルは非線形振動子の非自律系で構成されており、人間側の歩行運動との間でリズムの相互引き込みを介する相互作用を実現し、コヒーレントな位相関係を自己組織する。一方、内部モデルでは、身体モデルにコヒーレントな位相関係が自己組織化されると、それを拘束条件として動作を開始する。そこでは、人間側との目標位相関係を実現するための身体モデルの固有振動数が探索される。これに基づいて、身体モデルの固有振動数が拘束を受け、身体モデルは新たな位相関係を再生成するのである。このようにサブモデルが相互に拘束し合い協調的機能を共創出する。

このようなモデルに基づいて構成される Walk-Mateは仮想ロボットであり、小型PC(Sony, PCG-U101)上にシミュレート

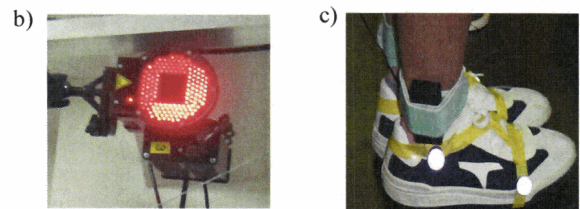
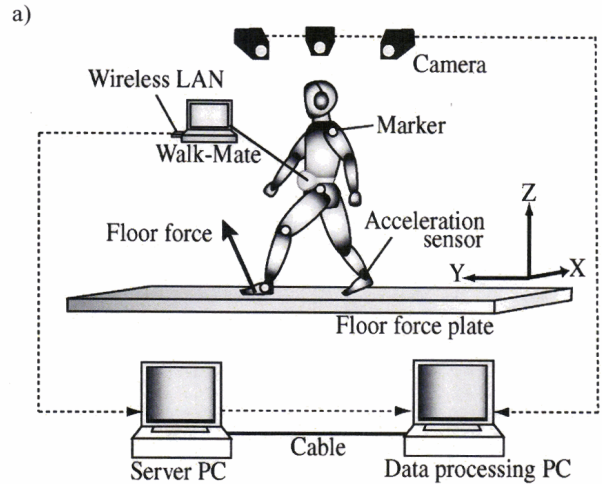


Fig.3 Measuring system

a) The flow of measurement, b) Camera, c) Acceleration sensor

される。そして Fig. 2のようにロボットと人間とがお互いの踵接地タイミングを交換することで協調歩行を実現する。具体的には、人間側の足音は足関節に装着された3軸加速度センサによって計測され、ロボット側に送られる。ロボット側は上記のモデルに基づいて人間側の歩行リズムに応じたリズムを生成し、ヘッドフォンを介して人間側に送られる。

3.2 計測システム

歩行データを計測する装置は、3軸加速度センサー、3次元光学式計測装置、床反力装置の3つである。3軸加速度センサ(ANALOG DEVICES社, ADX202E)は足関節にゴム製のバンドで固定され、歩行時の踵接地のタイミングを計測する。3次元光学式計測装置(VICON MOTION SYSTEM社, VICON370)は被験者の左右の肩峰、股関節、膝関節、足関節、第5MP関節に取り付けた計10個の光学反射マーカの移動を8台のビデオカメラで取り込み、これを画像処理をすることでマーカー位置を計測する。サンプリング周波数は60Hzである。床反力装置(アニマ, 床反力計G3100S)は、歩行中の接床時に生じる左右(Fx)、進行(Fy)、垂直(Fz)の3次元方向の力成分を計測する。ただし、床反力装置全体の長さが約4mなので連続した歩行2データは2~3歩が限度である。Fig.3にこれらの計測装置の全体図を示す。

計測の流れは、歩行中において、ビデオカメラでマーカー位置を取得し、同時に床反力を計測してデータ処理PCに送られる。踵の接地タイミング信号は Walk-Mate に送られ、制御処理した後、無線LANでサーバーPCに送信する。そして、す

すべてのデータはデータ処理PCにおいて総括される。Walk-Mateと3次元光学式装置、床反力装置との間の同期はサーバーPCで行う。

3.3 被験者と課題

一般に歩行障害は中枢神経系障害と末梢神経系障害、整形外科障害の3つに分類される。中枢神経系障害は運動領野が阻害された上位運動ニューロン障害であり、病巣と反対側に麻痺が生じる。末梢神経障害は外傷などによる下位運動ニューロン障害であり麻痺は病変と同側に現われる。整形外科疾患は骨・関節の疼痛、変形、可動域の制限による障害である。このように障害部位の違いにより生じる歩行障害も多様であるので実験対象者を絞り込む必要がある。そこで、本研究では障害部位に起因する異常歩行に対してWalk-Mateの介助機能の観点から被験者を決定した。

Walk-Mateは聴覚手がかりによって人間側と協調歩行を実現しているので、運動器の損傷による整形外科的障害よりも中枢神経系障害に対して有効と推測できる。また、Thautらにより中枢神経疾患の片麻痺障害に対して、音刺激による歩行運動の改善効果が報告されている²⁰⁾⁻²³⁾。さらに、Walk-Mateと被験者の間に創出される歩行運動の位相関係を制御することができる。これによって、例えば、片麻痺の症状の場合、患側の目標位相差を負に設定(ロボットの足音を人間の足音よりも早めて人間側に伝える)することで歩行運動の促進を誘導し、健側の目標位相差を正に設定(ロボットの足音を人間の足音よりも遅らせて人間側に伝える)することで歩行運動の抑制を誘導することができる。これらの目標位相差は左右個別に設定することが可能のため、片脚に麻痺をともなう患者に対して非対称性の緩和が期待できる。これらを踏まえて、本研究では中枢神経系障害である片麻痺障害者を被験者とする。

実験課題は被験者がWalk-Mateを装着した状態で静かな室内の円形トラック上を歩行することである。ただし健脚側の手で杖を使用しながら歩行している。このとき予備的な歩行を1回行った後、180secの歩行を行う。その内訳は、初めの60sec(Stage I)はWalk-Mateと相互作用しない状態であり単独歩行である。続いて120sec(Stage II)間、人間とWalk-Mateとがお互いの足音を介して協調歩行を行なう。このような時間設定は障害レベルにもよるが患者が連続歩行できる時間が3分程度であり、歩行能力に限界があることに基づいている。

3.4 時間的側面による評価

時間的側面による評価項目としては、これまで同調性と左右脚の非対称性を指標としてきた。同調性は人間とロボットの踵接地タイミングにおける位相差の関係であり、位相差が0radに近づくほど同調性が高いといえる。非対称性は左右脚の接地タイミングについて、位相差180°のずれを基準とし、それからのズレの絶対値が大きいほど歩容の非対称性が大きくアンバランスな歩行をしている¹¹⁾。本研究では、これに加

え新たな指標を導入する。歩行の踵接地タイミングに加え、爪先離れタイミングを考慮することで、臨床歩行分析方法に基づいた立脚期(足が床に接地している時間)、遊脚期(足が床から離れている時間)、両脚支持期(左右の足が床に接地している時間)という歩行運動の支持性に関わる指標である²⁴⁾。

支持性は、Fig.4aの前後方向の加速度波形から踵接地と爪先離れタイミングの特徴点を抽出し、歩行周期(Gait cycle)と立脚期(Stance phase)、遊脚期(Swing phase)を定義する。そして、立脚時間率(立脚期/歩行周期)と両脚時間率(両脚支持期/歩行周期)を導出しこれを支持性として用いる。さらに左右脚の立脚期の対称性と両脚支持期の対称性も評価する。

立脚期は体重を支持する時期であり、立脚時間率が大きいほど支持能力の高さに対応し歩行が安定していることを示す。また、両脚支持期は体重が脚からもう一方の脚へ移動する時期であり、両脚時間率が小さいほど体重移動が円滑になされ歩行が滑らかに行われていることを示す。立脚期の対称性は患脚の立脚時間を健脚のそれと除したもので、その値が100%に近づくほど安定な歩行であることを示す。両脚支持期の対称性は健脚から患脚への両脚支持時間(患健両脚支持期)を患脚から健脚への両脚支持時間(患患両脚支持期)で除したもので、100%に近づくほど左右脚への体重移動が円滑になされ、安定な歩行を実現していることを示す。

左右脚の非対称性、立脚期、両脚支持期の評価式を(1)、(2)、(3)に示す。ただし、 $T_{l,n}$ 、 $T_{r,n}$ はそれぞれ第nサイクル目の左脚と右脚の踵接地時刻であり、 $t_{l,n}$ 、 $t_{r,n}$ は爪先離れ時刻である。左脚を時間的に進みとして定義している。

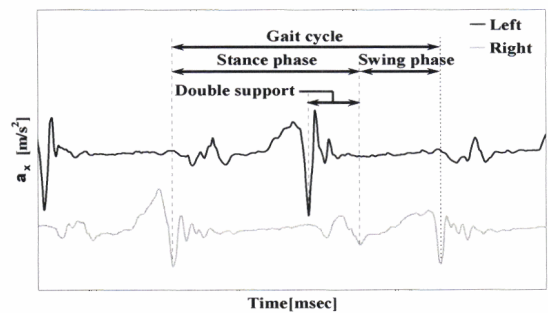


Fig.4a Definition of feature indices in gait cycle component

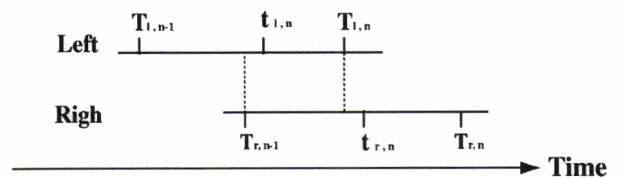


Fig.4b Temporal relationship of gait cycle

$$\text{Asymmetry}_n = \left(\frac{T_{r,n} - T_{l,n}}{T_{r,n} - T_{r,n-1}} - 0.5 \right) \times 100 \quad (1)$$

$$\text{Stance phase}_{r,n} = t_{r,n} - T_{r,n-1} \quad (2)$$

$$\text{Double support}_{r,n} = t_{r,n} - T_{l,n} \quad (3)$$

3.5 運動力学的側面による評価

運動力学的側面による評価とは、歩行障害の特徴に基づいて力学的な評価項目を設定し、それによって歩行メカニズムを解析することである。本研究では片麻痺患者に被験者を依頼しているため、片麻痺歩行の運動特性から評価項目を決定した。片麻痺歩行の特徴は、患脚において立脚初期(踵接地時期)の重心が前上方へ移動することと、立脚後期(爪先蹴りだしの時期)に歩行促進に関連が深い股関節筋と足関節筋の筋力が低下することである²⁵⁾。また麻痺側の下肢の各関節の異常な伸展・屈曲共同運動パターンも現れる。これらの症状によって、健脚と患脚の左右の非対称性が顕著となり安定性が損なわれ転倒へとつながる。

そこで、正常歩行と片麻痺歩行を比較し、異常歩行を確認した上で単独歩行(Stage I)と協調歩行(Stage II)を比較する。まず、身体全体の重心の軌跡から歩行運動の総合的な評価を行なう。具体的には非対称性が顕著に表れる左右方向の重心の軌跡を用いた。左右方向の重心の軌跡は時間的側面においても評価したように、左右の非対称性を力学的側面から解析することに対応する。次に、局所的な評価としては、各関節モーメントと立脚期における前後方向の力積を用いて力成分での評価を行う。関節モーメントと進行方向の力積成分は脚にかかる負荷から筋力への影響を示している。これらの評価項目からWalk-Mateが片麻痺歩行に及ぼす介助効果を評価する。関節モーメントは身体を剛体リンクモデルとして構成し、各関節位置と床反力の値、各個人の各体節における質量・重心位置等の値(生体力学定数)を使って導出している。

4. 時間的側面による評価

4.1 擬似歩行障害

被験者は、健常者の下肢にFig. 5のように固定装具を装着して患脚とみなし、擬似片麻痺を想定した25歳の男性である。膝関節角度が0°になるよう前後に2本の棒を当て膝サポートで固定することで片麻痺歩行にみられる分回し歩行を実現した。目標位相差は患脚(Affected limb)を-0.2rad、健脚(Unaffected limb)を+0.2radに設定した。

Fig. 6aに患脚と健脚における人間とWalk-Mateの踵接地タイミングの位相差の時間発展を示す。Stage IIにおいて、患脚と健脚はそれぞれの目標位相差に近づいている。これは各々の脚で位相関係が安定し協調歩行が実現されていることを示している。Fig. 6bに左右脚における踵接地タイミングの非対称性の時間発展を示す。State IIにおいて、非対称性が緩和されていることが確認できる。Stage I, IIの平均値とその差に対して検定を行い有意な差が認められた(P<0.01)。これらの結果より協調歩行が実現し擬似片麻痺の非対称性が緩和されることが認められた。

次に、新たに導入した評価指標による結果を示す。Fig. 6cに患脚と健脚の立脚時間率の時間発展を示す。Stage IとStage IIを比較すると、Stage IIにおいて、患脚の立脚時間率

が著しく増加し、健脚は減少傾向である。これは患脚の支持性が改善しているだけではなく、健脚に片寄った体重支持が患脚に移行していることを示す。Fig. 6dに左右脚における立脚期の対称性の時間発展を示す。Stage Iに比して、Stage IIにおいて対称な状態(100%)に近づいていることがわかる。これは体重支持の時期において左右のアンバランスが改善されていることを示す。Fig. 6eに患健両脚時間率と健患両脚時間率の時間発展を示す。Stage IとStage IIを比較すると、Stage IIにおいて患健両脚支持期は若干減少しているが、健患両脚支持期には変化がみられない。Fig. 6fに左右脚における両脚支持期の対称性の時間発展を示す。Stage Iに比して、Stage IIにおいて患健両脚支持期が小さくなり両脚支持期の対称性は低くなる。これは協調歩行によって左右の体重移動の時間がアンバランスであることを示唆している。

このとき、床反力装置で計測される歩行の踵接地、爪先離地のタイミングから歩行周期、立脚期、遊脚期を算出し、同様に、加速度センサーから得られた加速度波形において定義した同指標とを対比する。これは加速度センサで計測された指標が床反力装置で計測される同指標との相互関係を明らかにするためである。以上の Fig. 6c-Fig. 6f に示した歩行周期成分のグラフにおいて、床反力装置と加速度センサによってそれぞれ計測されたグラフの相関関係をTable 1にまとめた。この結果からすべての要素でp<0.05で強い相関が確認できる。したがって、加速度波形から定義した評価指標は床反力装置で算出される評価指標と同等のものであるとみなされる。そこで、以下のデータにおいて、床反力装置を用いたデータと加速度センサーを用いたデータの両方が引用されるが、それらは区別されない。なお、ここでは実験の負荷を考慮して、実際の障害者ではなく擬似片麻痺を想定した片麻痺歩行を用いて行なった。



Fig.5 A subject with fixed right limb

Table 1 Correlation of gait parameter measured with floor reaction force equipment and the acceleration sensor

	Correlation coefficient	Significal level
Stance(Affected limb)	0.87	**
Stance(Unaffected limb)	0.99	**
Double support(Affected limb)	0.90	**
Double support(Unaffected limb)	0.70	*
Stance(Affected limb) %GC	0.98	**
Stance(Unaffected limb) %GC	0.79	**
Double support(Affected limb) %GC	0.89	**
Double support(Unaffected limb) %GC	0.76	**
Symmetry of Stance	0.93	**
Symmetry of Double support	0.69	*

** : P<0.001, * : P<0.05, GC = gait cycle

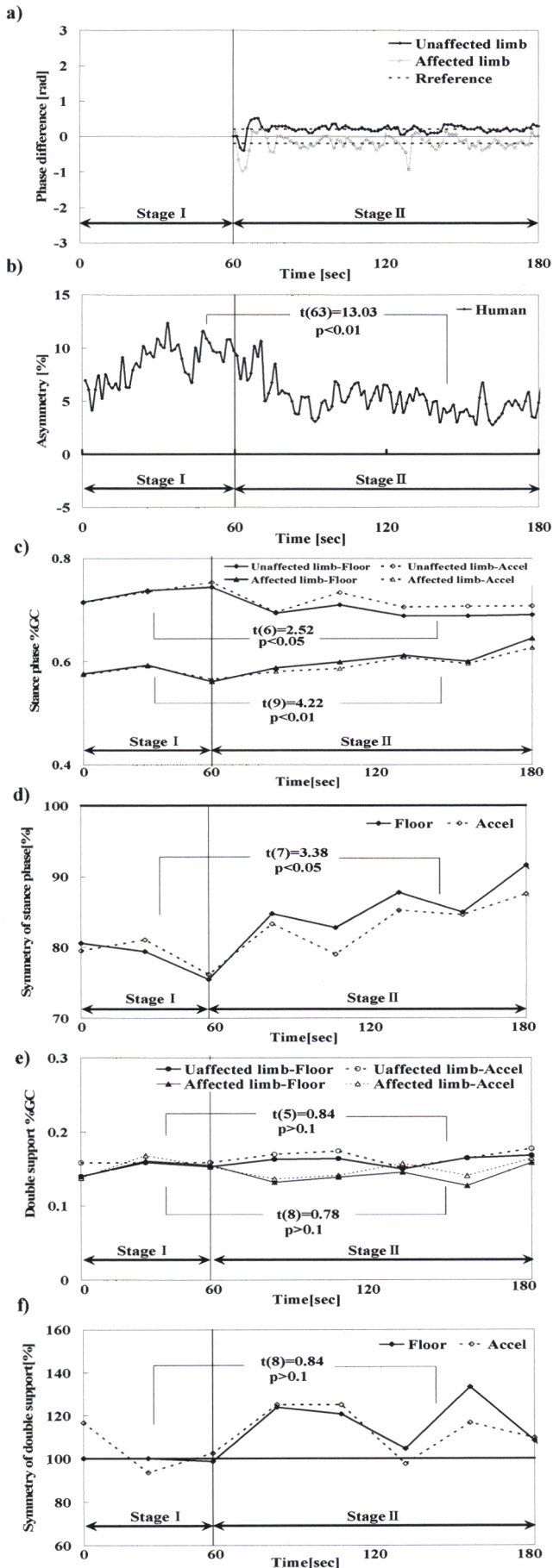


Fig.6 Temporal development of gait parameter

4.2 片麻痺患者A

被験者は47歳の男性である。脳出血により右上下肢に麻痺の症状をもつ。麻痺の度合いはBrunnstrom III - IV(上肢-下肢)であり、発症から約2年経過している。右足関節にプラスチック短下肢装具を装着して杖による自立歩行が可能である。また、脚の接地感覚は認識可能であり、聴覚にも異常は無い。目標位相差は患脚を -0.2rad 、健脚を $+0.2\text{rad}$ に設定した。これは床坂力装置による計測である。

Fig. 7aに患脚と健脚における人間とWalk-Mateの踵接地タイミングの位相差の時間発展をそれぞれ示す。Stage IIにおいて、患脚と健脚はそれぞれ目標位相差 -0.2rad 、 $+0.2\text{rad}$ に近づいている。特に後半において、位相差の振幅も小さくなり目標位相差に近づくようすがわかる。Fig. 7bに人間側において、左右脚における踵接地タイミングの非対称性の時間発展を示す。State IIにおいて、非対称性が徐々に緩和されていることがわかる。Stage I, IIの平均値とその差に対して検定を行い有意な差が認められた($P<0.01$)。これらの結果より片麻痺歩行の非対称性が緩和される傾向が確認できた。

Fig. 7cに患脚と健脚の立脚時間率の時間発展を示す。Stage IIにおいて、患脚の立脚時間率は変動は大きいだが全体として増加傾向である。健脚はやや減少している。これは擬似障害の場合と同様であり、患脚の支持性の改善、および、健脚に片寄っていた体重支持が患脚側に移行していることを意味している。Fig. 7dに患脚と健脚における立脚期の対称性の時間発展を示す。Stage IとStage IIを比較すると、Stage IIにおいて、徐々にではあるが増加傾向にあり後半では90%を越えてより対称に近づいている。これも擬似障害の場合と同様であり、体重支持の時期において左右のアンバランスが改善されていることを意味している。

Fig. 7eに患健両脚時間率と健患両脚時間率の時間発展を示す。Stage IとStage IIを比較すると、Stage IIにおいて患健両脚支持期が増加するのに対して健患両脚支持期が大きく変動はするものの顕著な増減傾向はみられない。Fig. 7fに患脚と健脚における両脚支持期の対称性の時間発展を示す。Stage IとStage IIを比較すると、Stage IIにおいて、減少傾向を示し対称線(100%)から遠ざかる傾向である。これらも擬似障害の場合と同様である。

4.3 片麻痺患者B

被験者は66歳の男性である。脳出血により右上下肢に麻痺の症状をもつ。麻痺の度合いはBrunnstrom II - III(上肢-下肢)であり、発症から約7年経過して杖による自力歩行が可能である。また、脚の接地感覚は認識可能であり、聴覚にも異常は無い。目標位相差は患脚を -0.2rad 、健脚を $+0.2\text{rad}$ に設定した。これは加速度センサーによる計測である。

Fig. 8aに患脚と健脚における人間とWalk-Mateの踵接地タ

イミングの位相差の時間発展をそれぞれ示す。Stage IIにおいて、患脚と健脚はそれぞれ目標位相差に近づいていることがわかる。Fig. 8bに人間側において、左右脚における踵接地タイミングの非対称性の時間発展を示す。Stage IIにおいて、非対称性が徐々に緩和されていることがわかる。Stage I, IIの平均値とその差に対して検定を行い有意差が認められた($P < 0.05$)。これらの結果より片麻痺歩行の非対称性が緩和される傾向が確認できた。

Fig. 8cに患脚と健脚の立脚時間率の時間発展を示す。Stage IIにおいて、患脚、健脚ともに立脚時間率は増加傾向である。特に患脚の増加は著しい。これは患脚の支持性の改善、および、健脚に片寄っていた体重支持が患脚側に移行していることを意味している。Fig. 8dに左右脚における立脚期の対称性の時間発展を示す。Stage IとStage IIを比較すると、Stage IIにおいて徐々にではあるが増加傾向であり、後半では90%を越えてより対称線(100%)に近づいている。これは体重支持の時期において左右のアンバランスが改善されていることを意味している。

Fig. 8eに患健両脚時間率と健患両脚時間率の時間発展を示す。Stage IとStage IIを比較すると、Stage IIにおいて患健、健患両脚支持期ともに増加傾向である。特に患脚の立脚時間率と同様患脚の増加が著しい。(←この意味は?) Fig. 8fに左右脚における両脚支持期の対称性の時間発展を示す。Stage IとStage IIを比較すると、Stage IIにおいて前半は減少し対称線(100%)から遠ざかるが後半は増加傾向である。

4.4 片麻痺患者C

被験者は39歳の男性である。脳出血により右上下肢に麻痺の症状をもつ。麻痺度の度合いはBrunnstrom III-III(上肢-下肢)であり、発症から約3年経過して杖による自力歩行が可能である。また、脚の接地感覚は認識可能であり、聴覚にも異常は無い。目標位相差は患脚を -0.2 rad 、健脚を $+0.2 \text{ rad}$ に設定した。これは加速度センサーによる計測である。

Fig. 9aに患脚と健脚における人間とWalk-Mateの踵接地タイミングの位相差の時間発展をそれぞれ示す。Stage IIにおいて、患脚と健脚はそれぞれ目標位相差に近づいていることがわかる。Fig. 9bに人間側において、左右脚における踵接地タイミングの非対称性の時間発展を示す。これらのグラフから左右脚における非対称性の緩和がみられず、検定結果からもStage IとStage IIの間で有意差が認められなかった($p > 0.05$)。これは、もともと非対称性の低い片麻痺歩行であったことが原因と考えられる。

Fig. 9cに患脚と健脚の立脚時間率の時間発展を示す。Stage IIにおいて、患脚はやや増加傾向であり、健側は減少傾向である。これは患脚の支持性の改善、および、健脚に片寄っていた体重支持が患脚側に移行していることを意味している。ただし、もともと非対称性の低い片麻痺歩行であったた

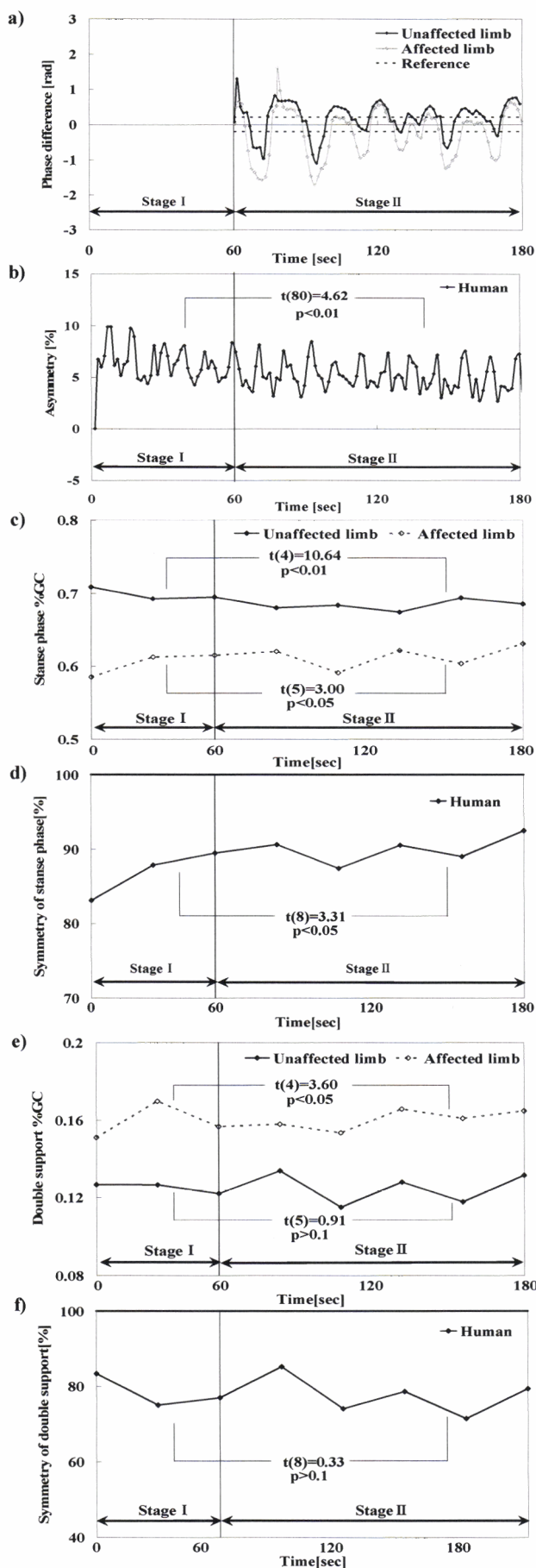


Fig.7 Temporal development of gait parameter

め、その改善の度合いは上記2例に比べて小さくなっている。Fig. 9dに患脚と健脚における立脚期の対称性の時間発展を示す。Stage Iにおいて、対称性が90%を越えているので単独歩行時において左右対称である。Stage IとStage IIを比較すると、Stage IIにおいて徐々にではあるが増加傾向にあり対称線(100%)に近づく傾向である。これは体重支持の時期において左右のアンバランスが改善されていることを意味している。

Fig. 9eに患健両脚時間率と健患両脚時間率の時間発展を示す。Stage IとStage IIを比較すると、Stage IIにおいて患健、健患両脚支持期ともにあまり変化がみられなかった。Fig. 9fに患脚と健脚における両脚支持期の対称性の時間発展を示す。Stage IとStage IIを比較すると、Stage IIの前半において揺れ幅は一定に保たれているが顕著な変化はみられなかった。

5. 運動力学的側面による評価

時間的側面による評価により、患脚における支持能力が大きくなり、片麻痺歩行の左右のバランスが改善され歩行の安定性が獲得されることが示された。本節では運動力学的側面による歩行運動の解析を行う。具体的には重心の軌跡、下肢の各関節モーメント、床反力により足底にかかる力成分の変化を分析することで、単独歩行(Stage I)と協調歩行(Stage II)の間での歩容変化を検討していく。被験者は片麻痺患者Aのみであり、正常歩行のデータは20代の男性の例である。Fig. 10に1歩行周期における矢状面(体を左右に二分する面)での重心軌跡と各関節角度、関節モーメント、床反力の関係を示す。

Fig. 11に正常歩行とStage IとStage IIの左右方向の重心軌跡を示す。ただし、1歩行周期分を正規化し、図中の直線は歩行の進行方向を示す。歩行を身体全体の運動として捉えると重心の軌跡は総合的評価指標として有効である。正常歩行は左右の最大変動幅の絶対値がそれぞれ約2cmであるのに対し、Stage Iでは健脚では約6cm、患脚では約4cmであり、健脚が患脚よりも変動幅が大きい非対称な関係である。しかし、Stage IとStage IIを比較すると、健脚での変動幅が約1cm減少し、歩行運動が左右対称な状態に近づいていることがわかる。

次に述べる関節モーメントは関節軸周りの緊張力の総和である。これによって対象者が行おうとする努力を筋活動の発現という形で理解することができる²⁶⁾。Fig. 12に1歩行周期で正規化した正常歩行(Normal)と片麻痺歩行の単独歩行(Stage I)と協調歩行(Stage II)の股、膝、足関節モーメントを示す。縦線は各々の遊脚期開始時期であり、時間軸の左端が立脚開始時点に相当する。ただし健側では杖も使用されており、床反力装置では杖と健脚の床反力を分離できないため、

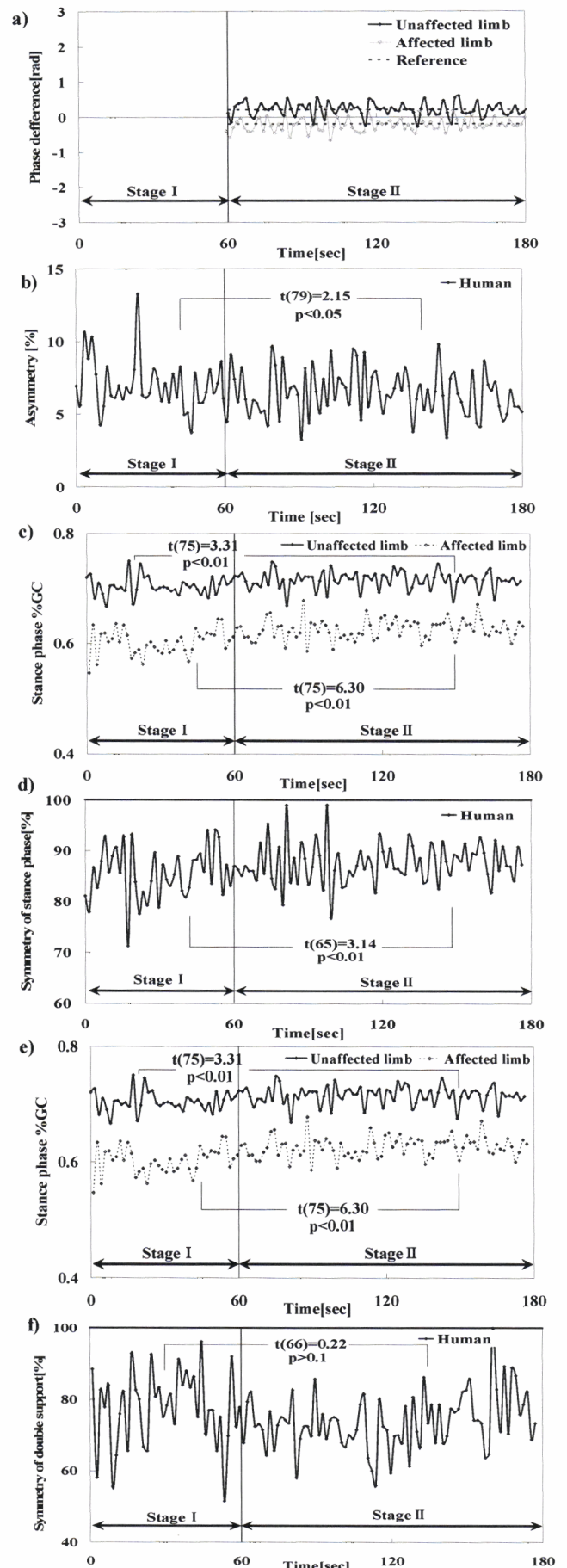


Fig.8 Temporal development of gait parameter

ここでは患脚のデータのみを示している。

Fig. 12aに患脚の股関節モーメントを示す。正常歩行では立脚初期に最大伸展モーメントが生じ、その後、伸展から屈曲に移行して立脚後期には屈曲モーメントが最大になる。片麻痺歩行のStage Iにおいては、最大伸展モーメントが消失し、その後は若干伸展モーメントが生じ、持続傾向であるが立脚後期の最大屈曲モーメントは小さい。しかし、State IIにおいては、立脚初期に伸展モーメントが生じ正常歩行に近くなる傾向が観察された。その後、立脚後期まで伸展モーメント持続傾向である。ただ最大屈曲モーメントはStage Iよりも小さくなった。Fig. 12bは患脚の膝関節モーメントを示す。正常歩行と片麻痺歩行を比較すると、最大伸展モーメントに差はみられないが、最大屈曲モーメントにおいて、Stage IよりStage IIの方が大きく正常歩行に近い。Fig. 12cに患脚の足関節モーメントを示す。正常歩行と片麻痺歩行を比較すると正常歩行は立脚初期において若干背屈モーメントを有し、立脚後期において最大底屈モーメントが大きい。全体をみても正常歩行はなだらかに最大屈曲モーメントに到達する。Stage IとStage IIを比較すると、Stage IIにおいて立脚初期から後期における伸展モーメントが若干増加し正常歩行に近づいている。

正常歩行とStage I, Stage IIの患脚と健脚の進行方向の立脚期における力積(平均力)をFig. 13に示す。これらは床反力成分(Fy)を積分することにより求めた。ただし、個体差をなくすため各々の体重で除し、立脚時間の変動による影響を無視するため単位時間あたりの力の大きさを用いた。前後方向の立脚期における力積はFyの符号が負から正に切り替わる時期を基準に、前半を制動成分、後半を駆動成分に分け、各々の成分を脚の制動性(Dccel)、駆動性(Accel)として表している²⁷⁾。正常歩行と片麻痺歩行を比較すると、正常歩行の方が健脚、患脚ともに制動、駆動成分において大きな値を示す。また、制動力と駆動力の大きさもほぼ等しく、左右も対称である。Stage IとStage IIを比較すると、患脚は制動成分が12.0%減少し、駆動成分は19.1%増加した。健脚は制動成分が19.0%減少し、駆動成分は14.5%減少した。このことは、健脚が患脚を代償し歩行運動を行っていた状態から、患脚機能の獲得に移行したことを意味している。つまり左右の非対称性が緩和されたことを示している。

6. 考察

本研究では、人間と歩行介助ロボットWalk-Mateの協調歩行メカニズムを、時間的側面と運動力学的側面から解析することを通して、その歩行介助やリハビリへの有効性を評価することをめざした。

まず、時間的側面の評価を行なった。位相差の時系列変化

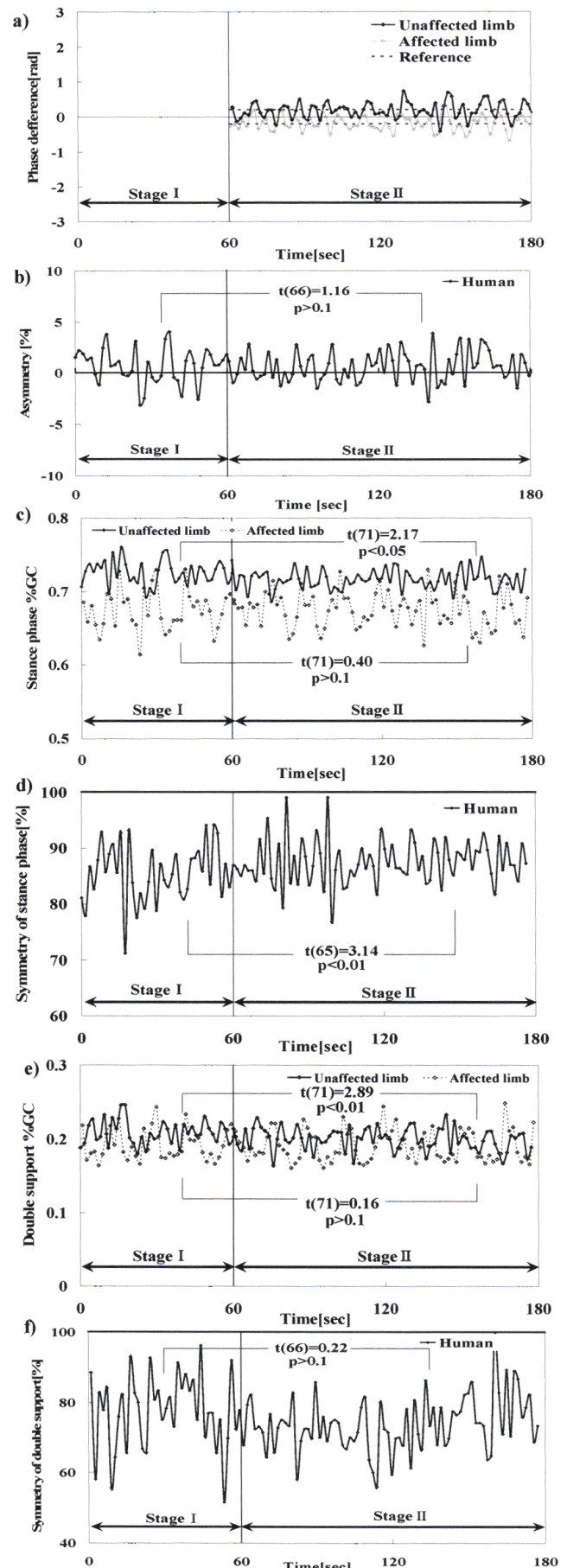


Fig.9 Temporal development of gait parameter

から患脚、健脚の位相差はともに目標位相差付近で安定化しており、人間とロボットの協調歩行時に踵接地タイミングの同調性が高いことが示された。また、この同調性が高いときに左右脚の非対称性が緩和され、Walk-Mate との協調歩行の有効性が示された。ただし、被験者Cは、単独歩行時から左右の踵接地タイミングが対称であるため有意な非対称性の緩和はみられなかった。

立脚時間率では、協調歩行時に患脚においてその値が増加する傾向が確認できた。これは健脚から患脚に体重が移動し患脚での支持性が高まったと考えられる。これもWalk-Mate との協調歩行の有効性を示すものである。歩行訓練において患脚の立脚時間を長くするように行われている²⁸⁾こととも整合する結果である。両脚時間率では被験者A,Bでやや増加した。両脚時間率が小さくなれば左右の体重移動が円滑に行われ歩行推進力が高いといえるが、本研究では増加している。随意運動を不可能とする患脚への体重移動を誘導しても筋力の増加が即時的に改善するとは考えにくいことから、歩行の推進力に関与する筋力が機能しないためと考えられる。長期的な訓練により回復効果をみていくべきであろう。

立脚期の対称性の結果より、全被験者で左右脚の対称性が確認された。これは左右脚の踵接地タイミングの非対称性の緩和だけでなく、踵接地後の立脚全体における体重の支持能力の左右バランスも改善されたことを意味している。体重移動を困難とする片麻痺歩行の安定性を評価する上でより有効な結果である。両脚支持期の対称性の結果では、Stage IIに入ってから対称状態から遠ざかる傾向にあった。これは両脚支持期は体重の左右脚の移動時期であるので協調歩行により左右の体重移動の調節をしているため対称線から逸脱しているためと考えられる。

次に、運動力学的側面の評価を行なった。左右方向の重心の軌跡の結果より、健側に重心が偏った状態から協調歩行によって、健側の変動幅が減少したことを示している。これは時間的側面だけでなく力学的側面からも左右の非対称性の緩和されたことを示唆する。左右変動幅が小さくなり正常歩行に近づくことで歩行運動のエネルギー効率が上昇することも報告されている²⁹⁾。これらはWalk-Mate との協調歩行の有効性を示すものである。

また、関節モーメントの結果では、協調歩行によって立脚初期の股関節伸展モーメントと足関節底屈モーメントが増加した。これは患脚への体重移動により生じた結果と考えられる。特に、異常歩行を誘発する原因として、股関節筋と足関

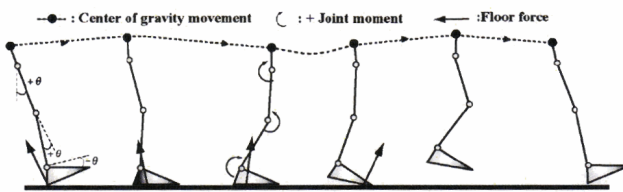


Fig.10 Joint angle and moment in walking

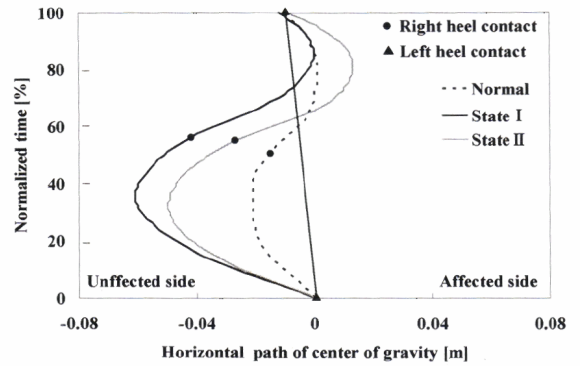


Fig.11 Horizontal path of center of gravity

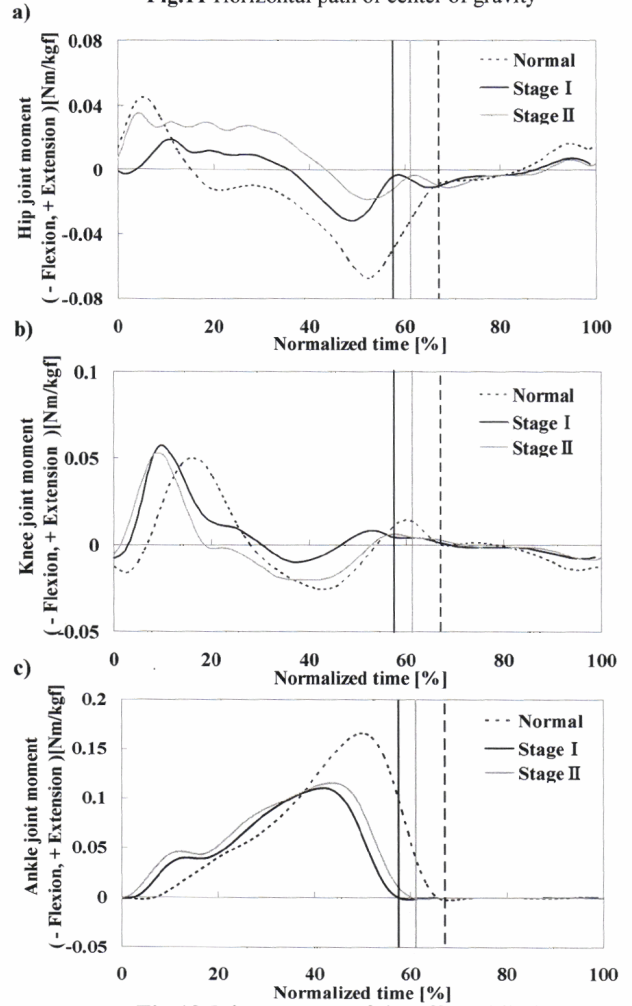


Fig.12 Joint moment of the affected limb

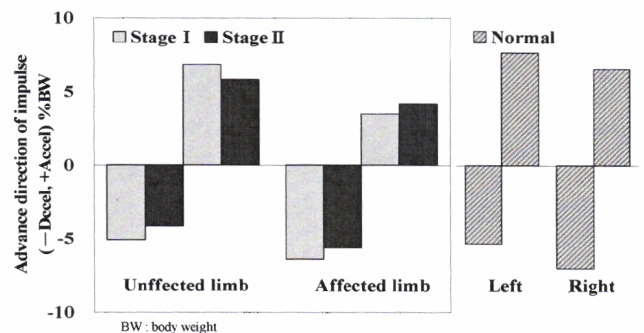


Fig.13 Impulse of the advance direction

筋力の低下が考えられることから、この結果も協調歩行の有効性を示すものと考えられる。ただし関節モーメントは各関節にかかる筋力の総和であるため厳密にどの筋力が強く関与したかを特定することはできない。

力積の結果においては、患脚において、制動成分が減少し、駆動成分が増加した。片麻痺歩行は一般的に健脚駆動型、患脚制動型となり、健脚が患脚機能を代償した歩行運動であることを考慮すれば、この結果は健脚が患脚を代償し歩行運動を行っていた状態から患脚機能の獲得に移行したことを意味している。つまり左右の非対称性が緩和されたことを示している。

以上の結果より、Walk-Mateとの協調歩行を行なうことで、片麻痺歩行における健脚を患脚が代償する歩行傾向から、患脚機能を新たに獲得する歩行傾向へ移行することが示された。このことは片麻痺歩行における左右の非対称性が緩和されることを意味している。近年まで、歩行リハビリテーションは歩行能力の効率的な改善という視点から、健脚が患脚を代償する歩行訓練が主体であった。しかし、リハビリ本来の観点からすれば、Walk-Mateが実現する患脚の歩行機能を回復するという方法は妥当なものと考えられる。Taubらは麻痺側の反復訓練により運動皮質の再組織化するために強制誘発運動療法(CI療法)³⁰⁾³¹⁾を推奨している。これは健側による代償を防ぎ患側肢を積極的に使用することである。

今後の課題としては、歩行状態に応じた適切な位相設定と位相制御による運動コントロールが幾何学的な観点から歩行リハビリとして有効であるのか否かを明らかにする必要がある。また、本研究では3分間と短時間での協調歩行実験であったので、それを拡張し長期間使用における改善効果を検討する必要もある。その他、本研究では片麻痺歩行の左右のアンバランスの改善によって歩行運動の安定性を獲得できたが、安定性と推進力から構成される歩行能力(歩行速度)とのバランスも検討すべきであろう。

7. まとめ

本研究では、共創型歩行介助ロボットWalk-Mateを片麻痺患者との協調歩行に適応し、歩行リハビリへの有効性を時間的側面および運動力学的側面から評価した。時間的側面からの評価としては、これまで我々が用いてきた踵接地のタイミング情報に加え、爪先離地タイミングも考慮することで、歩行周期の成分による評価を行なった。その結果、踵接地タイミングにおける左右脚の非対称性が緩和すること、さらに、患脚の立脚時間率の増加によって左右脚の対称性が高まり、体重を支持する時期における左右対称性が改善すること等を介して、歩行運動が安定化することが示された。また、運動力学的側面からも、左右方向の重心軌跡の結果より、左右の

非対称性の緩和による歩行の安定性の改善効果が認められた。関節モーメントと前後方向の力積における駆動力の増大の結果からは、患脚側における歩行機能の獲得が示唆された。つまり、健脚が患脚を代償する歩行運動から、患脚の歩行運動機能の獲得へ移行することが示された。以上の結果より、Walk-Mateによる歩行介助は時間的側面と運動力学的側面において歩行運動の安定性を創出し、歩行リハビリテーションとしても有効であることが示された。

謝辞

稿を終えるに当たり、本研究遂行に際し最後まで未熟である筆者のために熱心にご指導していただいた三宅美博助教授に深く感謝致します。また、計測および解析にご協力いただいた神奈川県総合リハビリテーションセンター・リハビリテーション工学科の國見ゆみ子、野村進、別府政敏先生、ならびに、日産財団・玉川病院・脳神経内科の和田義明先生に深謝いたします。

参考文献

- 1) Davies Patricia M, 額谷一夫, 富田昌夫: Right in the middle -成人片麻痺の選択的な体幹活動, シュプリンガー・フェアラーク東京 (1991)
- 2) 宮本省三, 沖田一彦: 認知運動療法入門, 臨床実践のためのガイドブック, 協同医書出版社, (2002)
- 3) 三宅, 宮川, 田村: 共創出コミュニケーションとしての人間-機械系, 計測自動制御学会論文集, Vol. 37, No. 11, 1087/1096 (2001)
- 4) 三宅美博: 「2中心モデル」とインターフェース表現, 日本ファジイ学会誌, 9-5, 639/647 (1997)
- 5) 三宅美博, 宮川透, 田村寧健: 2中心性に基づく相互適応インターフェースの補償性 between Adiabaticity and Coherency 一, 第10回自律分散システム・シンポジウム資料, 231/234 (1998)
- 6) Y. Miyake and T. Miyagawa: Internal observation and co-generative interface, Proc. of 1999 IEEE International Conference on System, Man, and Cybernetics (SMC '99), Tokyo, Japan, I-229/I-237 (1999)
- 7) 三宅美博: 場と共創 (分担: “コミュニケーションと共生” 第4章, 339/397), NTT出版 (2000)
- 8) 田村寧健, 三宅美博: 相互適応的な歩行介助システム, 第10回自律分散シンポジウム資料, 247/250 (1998)
- 9) Y. Miyake and J. Tanaka: Mutual-entrainment-based internal control in adaptive process of human-robot cooperative walk, Proc. of 1997 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC '97)
- 10) Y. Miyake T. Miyagawa and Y. Tamura: Internal observation and mutual adaptation in human-robot cooperation, Proc. of 1998 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC '98), San Diego, USA, 3685/3690 (1998)
- 11) ロリィ・A・クーパー: 車椅子のヒューマンデザイン (田中理大鍋寿一訳, 医学書院, (2000)
- 12) 鈴木真, 鈴木祐介, 大橋晃太, 正宗賢, 土肥健純, 矢野英雄: 天

- 井走行型ロボットアームによる高齢者の自立移動支援システムの研究, 精密工学会誌, 5-1, 116/120, (1999)
- 13) 田村俊世: 訓練機器, 総合リハビリテーション, 29-6, 503/507 (2001)
 - 14) 谷智之, 小関篤志, 酒井照彦, 服部静子: 歩行訓練システム制御方式の開発, 日本機械学会論文集(C編), 62-597, 280/286 (1996)
 - 15) 藤江正克: 高齢者の日常生活を支援するロボット技術, ロボット: 日本ロボット工業会, 128, 29/33 (1999)
 - 16) 三島博之: エコロジカル・マインド, 日本放送出版協会, (2000)
 - 17) Schauer & Mauritz. K.H.: Musical motor feedback (MMF) in walking hemiparetic stroke patients: randomized trials of gait improvement Clin. Rehabil, 17(7), 713/722 (2003)
 - 18) Mauritz. K.H. et. al: Gait Training in Hemiplegia, European J of Neurology, 9(Suppl. 1), 23/29 (2002)
 - 19) M. H. Thaut, PhD, Gerald C, McIntosh, MD, Spiros G. Prassas, PhD, and Ruth R. Rice, MS : Effect of Rhythmic Auditory Cuing on Temporal Stride Parameters and EMG Patterns in Normal Gait, J Neuro Rehab, 1992, 6, 185/190 (1992)
 - 20) M. H. Thaut, G. C. McIntosh, R. R. Rice : Rhythmic facilitation of gait training in hemiparetic stroke rehabilitation, Journal of Neurological Sciences, 151, 207/212 (1997)
 - 21) Spiros Prassas, M. H. Thaut, Gerald McIntosh, Ruth Rice : Effect of auditory rhythmic cuing on gait kinematic parameters of stroke patients, Gait and Posture, 6, 218/223, (1997)
 - 22) M. H. Thaut, G. C. McIntosh, R. R. Rice, R. A. Miller, J. Rathbun, and J. M. Brault : Rhythmic Auditory Stimulation in Gait Training for Parkinson 病 disease Patients, Movement disorders 11-2, 193/200 (1996)
 - 23) 土屋和夫: 臨床歩行分析入門, 医歯薬出版株式会社, (1995)
 - 24) 高梨豪也, 三宅美博: 共創型介助ロボット“Walk-Mate”の歩行障害への適用 計測自動制御学会論文集(in press)
 - 25) 山本澄子: 脳血管障害の歩行分析, 理学療法科学 Vol. 17, No. 1, 3/10 (2001)
 - 26) 江原義明, 山本澄子: 関節モーメントによる歩行分析, 医歯薬出版株式会社, (2001)
 - 27) 森田, 古屋, 山本, 奥村: 片麻痺歩行の床反力解析, 総合リハビリテーション医学, Vol. 17, No. 10, 771/775 (2001)
 - 28) Davies Patricia M, 富田昌夫 : Steps to follow, シュプリンガー・フェアラーク東京 (1987)
 - 29) 江原義弘: 人間はどのように歩くのか, Journal of Clinical Rehabilitation Vol. 4, No. 12, 1181/1186 (2001)
 - 30) 猪飼哲夫: Constraint-induced movement therapy, Journal of Clinical Rehabilitation Vol. 12, No. 10, 912/914 (2003)
 - 31) Taub E et al : Technique to improve chronic motor deficit after stroke, Arch Phys Med Rehabil 74, 347/354 (1993)