

図16 パターンの修正に用いるBezier曲線の設定

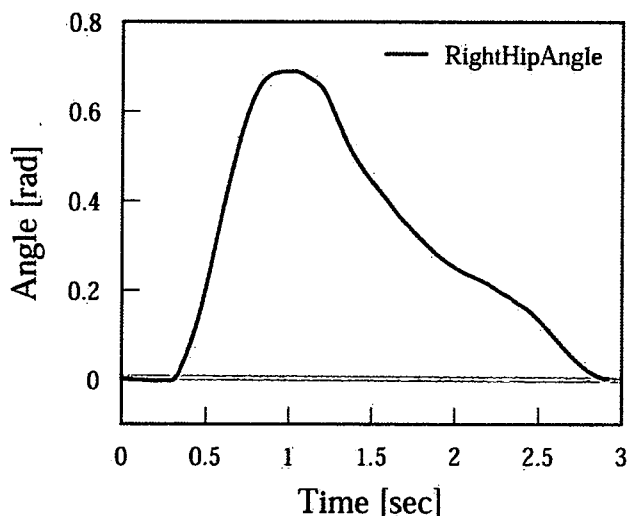
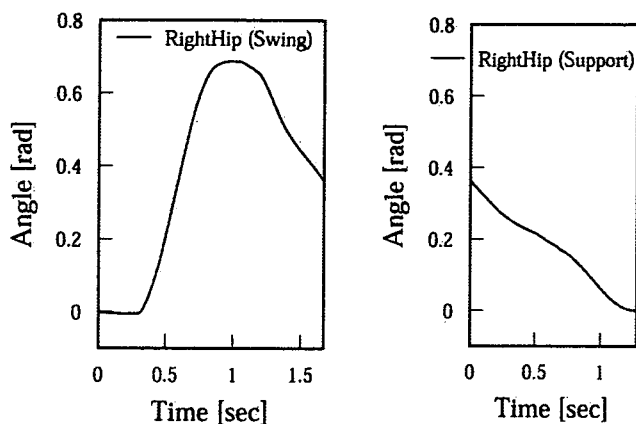


図17 歩行1周期分の仮目標角度パターン

度パターンである。そのため、このままのパターンを目標軌道とした場合、Phaseの移行時には装着者の状態によらずパターンのPhase遷移が行われてしまい、軌道追従によって歩行訓練を行う場合に問題となる。

そこで本研究では、得られた歩行1周期分の角度パターンをさらに、遊脚期と支持脚期のパターンに分解し、目標軌道として用意する。これによって、遊脚期の目標パターンが終了しても目標角度に追従しておらず、装着者の状態が支持脚に遷移できないような場合には、体勢が



(a)遊脚期角度パターン (b)支持脚期角度パ

図18 一連の手順によって生成された仮目標軌道

整えられるのを待つようなPhaseを支持脚期の目標パターンの前に挿入するなど、装着者の状態に応じてタイミングを合わせることも可能になる。Step 1で床反力データによって歩行1周期毎の角度パターンに分解した際、同時に抽出を行った各Phase（遊脚期と支持脚期）の長さの平均値から、歩行1周期分の周期長に対する各Phaseの割合を求め、得られた一連の目標角度パターンに適用する。この方法で得られた、各Phaseの目標パターンを図18に示す。ここで得られる2個のパターンが、本項で求めるべき仮目標角度軌道となる。

#### 1.4 まとめ

本章では、HALによる下半身不随の障害者に対する歩行訓練を行う際に用いる目標歩行軌道の基本概念について述べ、単純な軌道追従では装着者にとって効果的な歩行訓練とならないことを、実験結果を挙げて示した。さらに、装着者の意図するタイミングに合わせて歩行訓練が行えるようにするために必要な目標軌道の生成方法に関して述べた。前節までに述べてきた仮目標角度軌道の生成アルゴリズムについて、図19に改めて一連の流れをまとめておく。

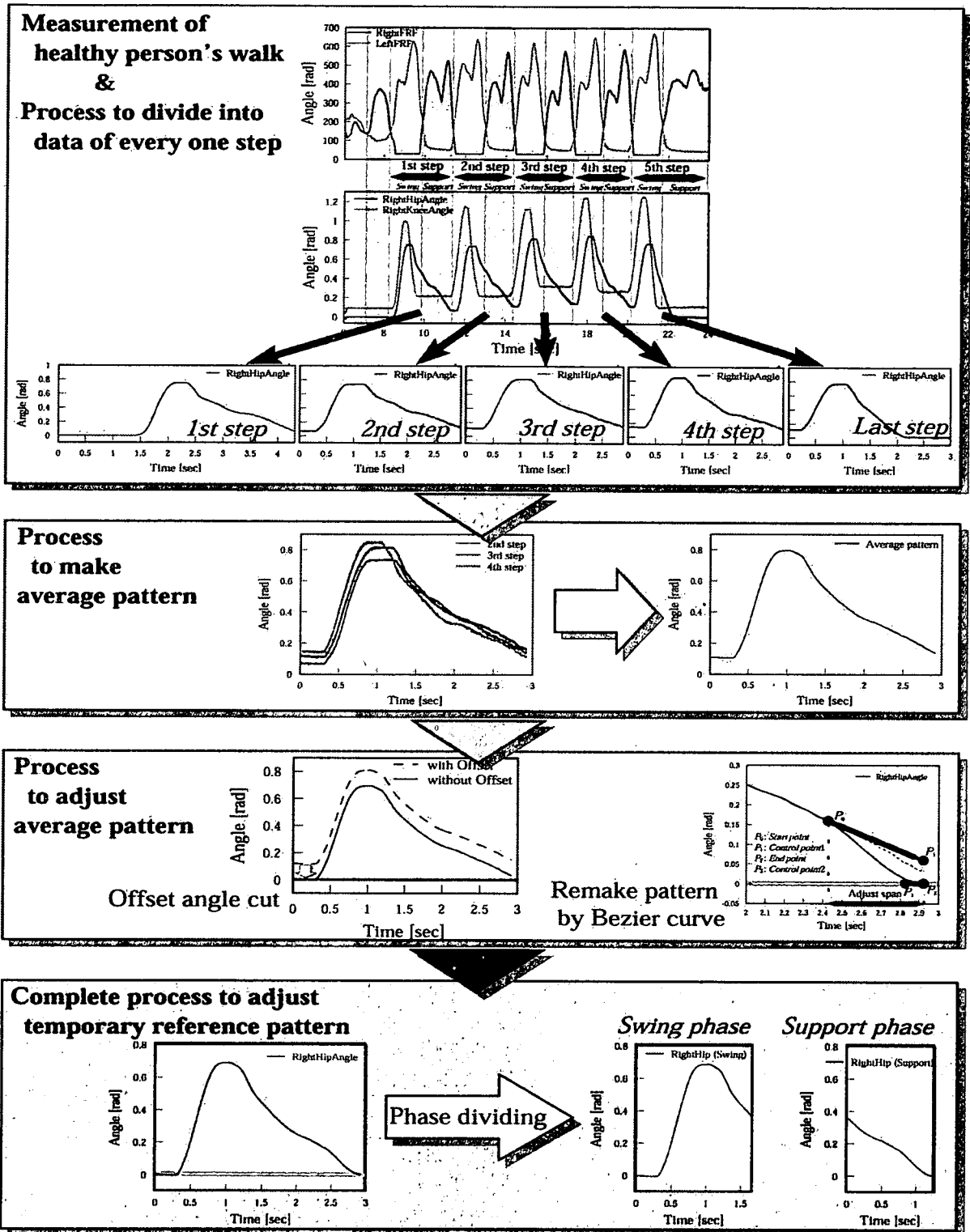


図19 仮目標軌道生成の流れ

計測された健常者の歩行データは、これらの手続きを経て、本研究で想定している障害者への歩行訓練に利用できるパターンに生成される。左右の脚の股関節、膝関節、合計4個の角度パターンが生成され、さらにそれらのパターンを時間微分したパターンがそれぞれ関節角速度パターンとして用いられる。ただし本研究では、この一連の生成アルゴリズムをプログラム化することで、実際の歩行訓練等を行う際には、健常者歩行パターンの計測から仮目標歩行軌道の生成が瞬時に行われ、障害者への歩行訓練を即座に開始できるようなシステムとなっている。

## 2. 歩行訓練実験

これまで述べてきた障害者のための歩行訓練の手法を、実際の歩行訓練に適用し、その手法の有効性について検証を行う。本研究では、下半身不随の障害者の中でも比較的多く見られる下半身感覚麻痺の障害者への歩行訓練と、脳卒中の受傷後数週間以内に見られる下半身の筋弛緩状態にある障害者への適用を想定した実験を行う。

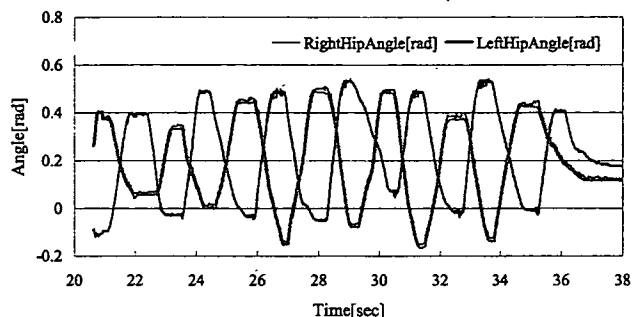
### 2.1 重度下半身感覚麻痺障害者への歩行訓練

#### 2.1.1 実験目標

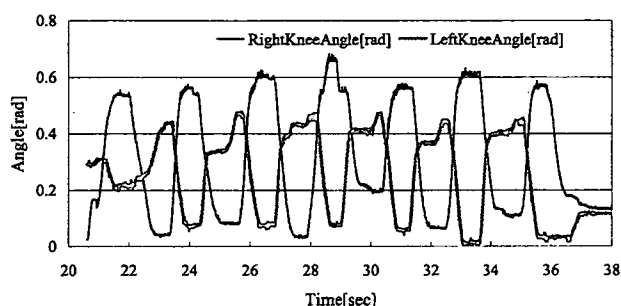
本節で行う歩行訓練では、訓練対象となる障害者（以降、被験者Aとする）は下肢全体にわたって感覚の麻痺があり、特に左脚には強い痙性麻痺があるものの、歩行補助具を使用した自力での歩行が可能であるために、歩幅の拡張によって歩行速度を向上させることと、歩行の安定化を行うことが目標となる。また、装着者の動作意思と状態を推定しながら、効果的な歩行訓練が行われるようにすることが重要となる。

#### 2.1.2 実験方法

被験者Aは、歩行補助具を使用することで自力での歩行が可能のため、まず歩行訓練の実験に先立って、歩行訓練を行わない状態での本人の歩行を計測し、目標パターンの歩行周期を被験



(a) 股関節角度



(b) 膝関節角度

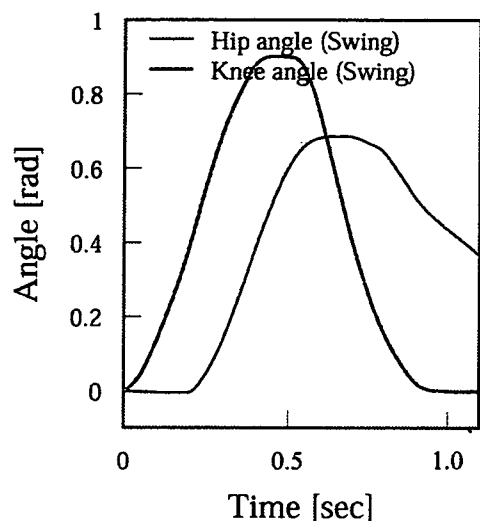
図20 被験者Aの通常歩行時下肢関節角度

表1 被験者Aの通常歩行における平均歩行周期

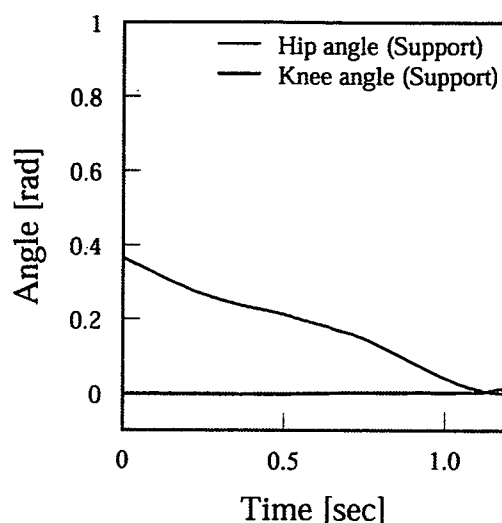
	左脚	右脚
歩行1歩	2.327[sec]	2.279[sec]
遊脚期	1.119[sec]	1.088[sec]
支持脚期	1.208[sec]	1.191[sec]

者Aに適した歩行周期に調整する作業を行う。

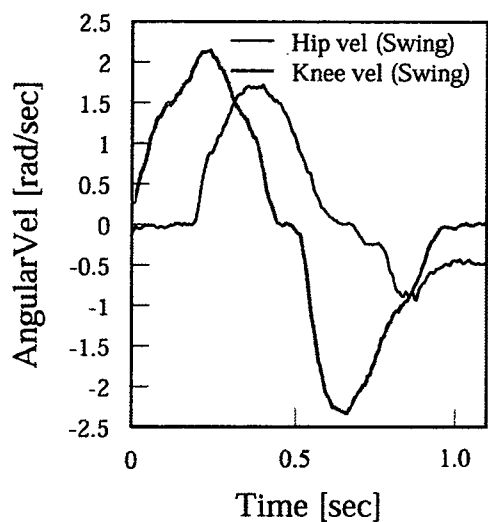
これによって、重心移動や体重の支持に不安を感じている被験者に、歩行周期に関する恐怖感や違和感を与えないようにすることが可能となる。事前の歩行計測が終了し、歩行周期の調整が完了すると、歩行訓練に用いる目標歩行軌道が確定する。図20に歩行訓練に先立って行われた被験者Aの歩行計測のデータを示す。また、このデータを、「1.3仮目標軌道の生成」の項の



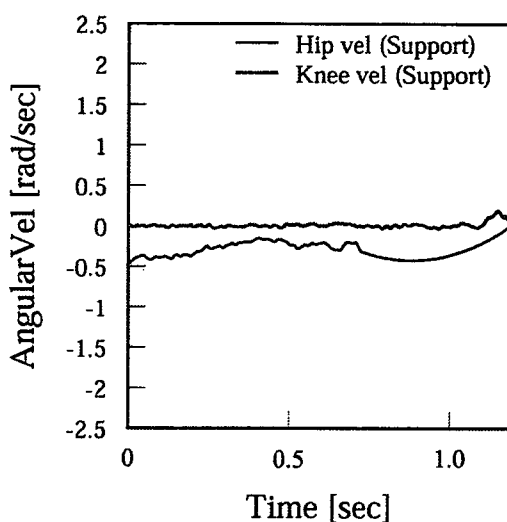
(a) 関節角度（遊脚期）



(b) 関節角度（支持脚期）



(c) 関節角速度（遊脚期）



(d) 関節角速度（支持脚期）

図21 被験者Aに対する歩行訓練に用いる歩行パターン

Step 1で示した手法を用いてPhase分解することで算出した歩行1歩毎の平均時間、ならびに各Phase（遊脚期、支持脚期）の平均時間を表1に示す。この表から、被験者Aの通常歩行では、左右の脚とともに遊脚期が約1.1秒、支持脚期が約1.2となっていることが分かり、この結果、目標軌道の提供では、遊脚期が1.1秒、支持脚期が1.2秒に各Phase間の時間を調整した歩行軌道を使用している。実際の歩行訓練に用いた歩行軌

道を図21に示す。(a)、(b)が各関節の角度パターン、(c)、(d)が角速度パターンとなっている。なお、本実験では、図21に示す歩行軌道を左右の脚にそれぞれ適用している。これらの歩行軌道に基づいて、床反力データを装着者の意思、状態推定に利用しながら歩行訓練を行う。

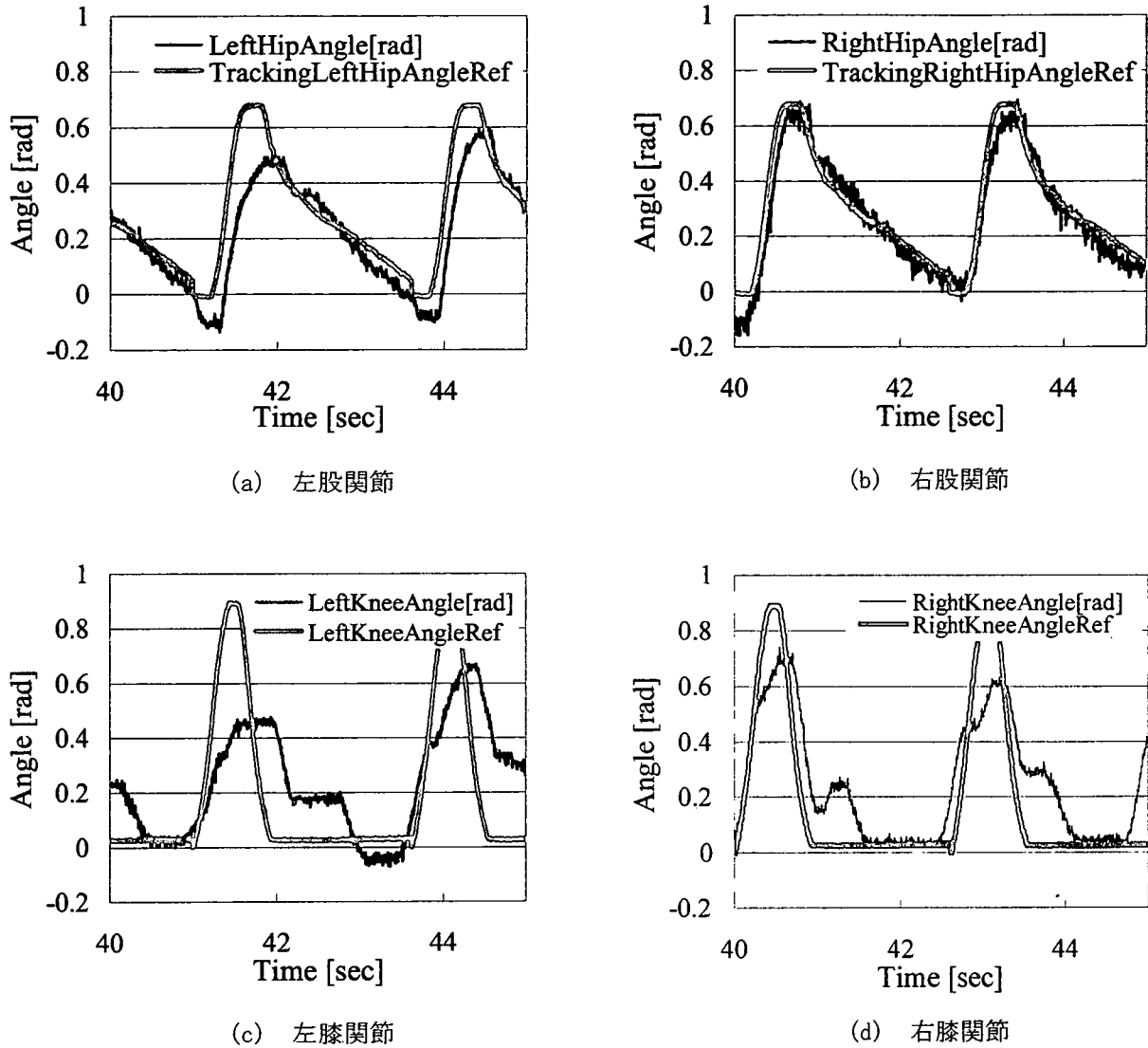


図22 下肢関節角度データと目標角度

### 2.1.3 実験結果

#### (a) 角度軌道に関して

図22に歩行訓練実験における被験者Aの関節角度と目標角度パターンを示す。股関節に関してはほぼ目標軌道に追従していると言える。一方膝関節データは目標軌道との間に大きくずれが生じているが、これは膝関節の制御ゲインを極端に下げ、装着者自身に関節動作を委ねたためである。おおよそタイミングは目標軌道と一致していると言える。

#### (b) 歩幅に関して

次に、歩行訓練の目標の一つであった歩幅の拡張について結果をまとめておく。歩幅に関しては、被験者Aの下半身を図23に示すリンク系として、大腿長、下腿長、ならびに計測された各関節角度データを基に、以下の式(4)を用いて算出した。

$$L = \left\{ l_{r\_upper} \sin \theta_r + l_{r\_lower} \sin(\theta_r - \varphi_r) \right\} - \left\{ l_{l\_upper} \sin \theta_l + l_{l\_lower} \sin(\theta_l - \varphi_l) \right\} \quad (4)$$

練によって支持脚時の安定性が向上したために、反対側の右脚の振り出しが大きく行えるようになった結果であると考えられる。図21の右股関節角度が目標軌道に十分に追従していることから、この結果が妥当であると言える。

#### 2.1.4 考察

以上の歩行訓練実験の結果をふまえて、本歩行訓練手法の有効性を検討する。

まず、関節角度の目標軌道への追従は概ね行われており、歩幅の増加が見られたことから分かるように、HALの訓練によってこれまでの被験者の通常歩行時よりも少ないエネルギーで歩行が行われるようになったと言える。また、実験後に行った被験者Aに対するアンケートでは、歩行訓練における違和感はなく、重心移動等のタイミングに合わせて訓練が行われている印象を受けたという回答があった。このことより、装着者の動作意思や歩行中の状態を床反力情報から推定して、健常者の歩行に基づいた歩行パターンを提供する本歩行訓練手法は、効果的な歩行訓練であると言える。

### 2.2 筋弛緩状態にある下半身麻痺障害者への歩行訓練

#### 2.2.1 実験目標

本節で行う歩行訓練の対象は、完全に下半身が筋弛緩状態にあり、障害者自身では立ち上がることも困難で、支えがない状態では直立姿勢を維持することもできないような重度の下半身不随の障害者を想定している。このような症状は脳卒中の受傷後数週間以内に多く見られる症状で、この期間に歩行動作のトレーニングを行っておくことは、回復後の歩行動作を受傷前の動作に戻す可能性を高めるという報告もあるように、このような症状の障害者への歩行訓練の開発は有用である。また、事故や病気によって完全に歩行機能を失ってしまった障害者の歩行を再建できるという点でも意義深い。こうし

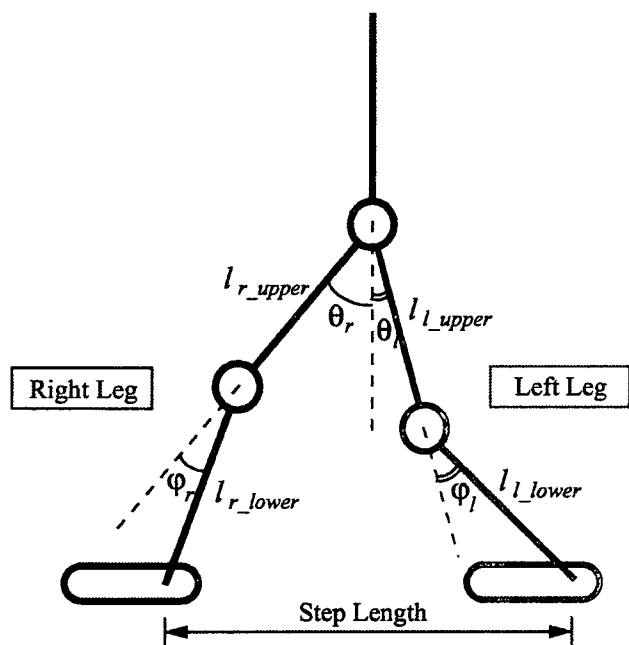


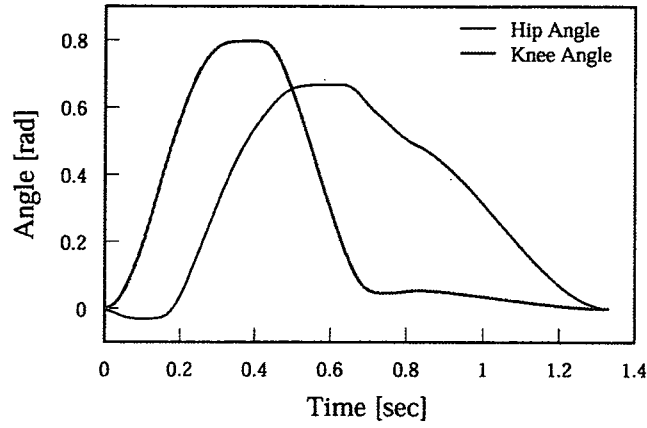
図23 歩幅算出のためのリンク系モデル

表2 通常歩行時と歩行訓練時の平均歩幅

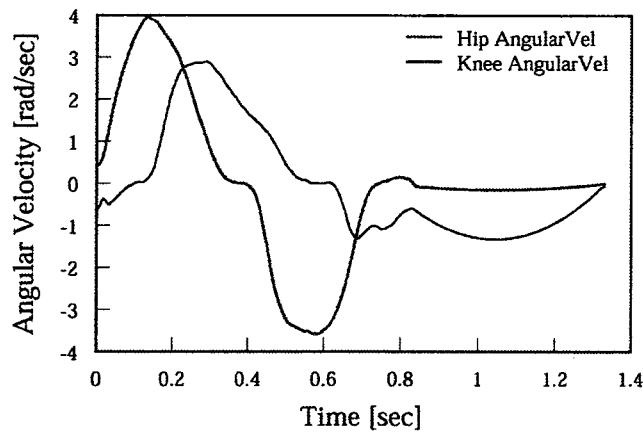
	左脚	右脚
通常歩行時	0.40 [m]	0.44 [m]
歩行訓練時	0.41 [m]	0.48 [m]

なお、被験者Aの大腿長と下腿長は、左右脚ともにそれぞれ0.42m、0.45mである。また以降、右脚が装着者の前側にあるときの歩幅を右脚の歩幅と表現し、同様に左脚が前側にあるときの歩幅を左脚の歩幅と表現することにする。

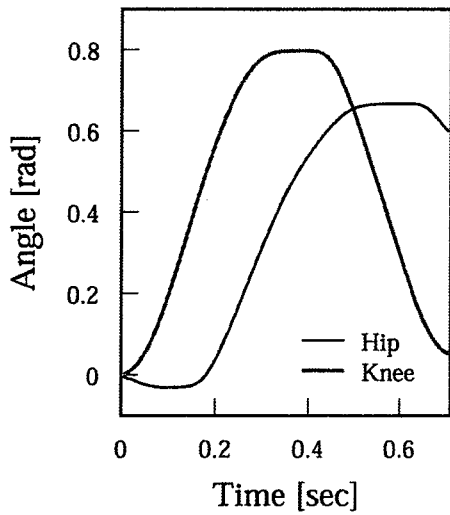
表2に、歩行訓練に先立って行われた通常歩行時の平均の歩幅と、歩行訓練時の平均歩幅の比較を示す。通常歩行時のデータは各脚5歩、歩行訓練時のデータは各脚4歩のデータに基づいて、それらの平均値を用いている。この結果から、HALによる歩行訓練を行うことで左右の脚ともに歩幅が拡張されていることが分かる。特に右脚の歩幅の増加が顕著に現れている。これは、特に重度の感覚麻痺がある左脚において、HALの訓



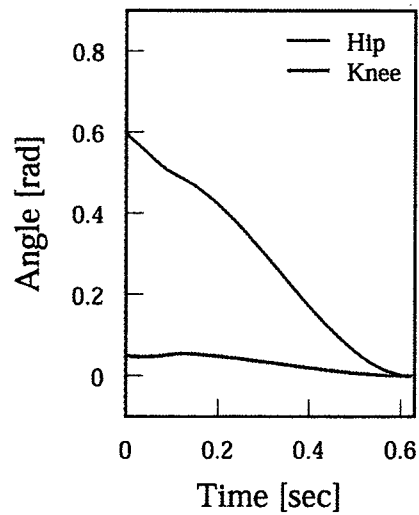
(a) 目標角度パターン



(b) 目標角速度パターン



(c) 遊脚期目標角度



(d) 支持脚期目標角度

図24 被験者Bに対する歩行訓練に用いる歩行パターン

表3 被験者Bとパターン提供者の身体パラメータの比較

	被験者B	パターン提供者
身長 [cm]	178	174
体重 [kg]	58	64
大腿長 [cm] (Right/Left)	46/45	46/46
下腿長 [cm] (Right/Left)	42/42	38/39

た障害者への歩行訓練では、歩行中の脚の振り出しや姿勢の維持に必要な関節トルクは、全てHALによって供給されなければならないため、前節のような障害者への訓練と比べると、大きなトルクが必要となることが予想される。

本実験では、このような症状の障害者を想定して、下半身を脱力させた健常者に歩行訓練を行うことで装着者の歩行動作が実現されることを目指す。なお、装着者となる健常者（以降、被験者Bとする）は意識的に下半身を脱力し、下肢の生体電位信号を計測しておくことで、関節トルクが出力されていないことを確認する。また上半身には麻痺がない状態を想定しており、被験者Bは上半身の力を使って重心の移動を行うものとする。以上の歩行訓練実験を通して、本訓練手法の有効性を検証する。

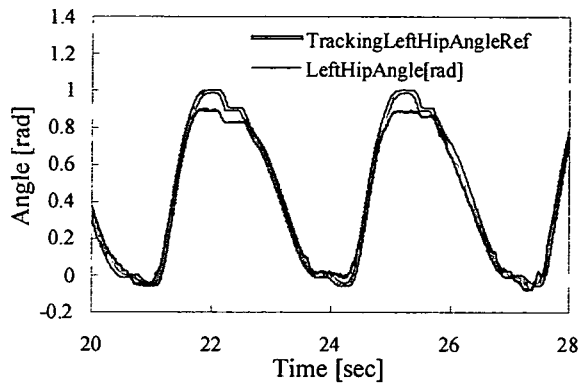
### 2.2.2 実験方法

被験者Bは歩行補助具使用下でも歩行が困難な障害者であると仮定しているため、1節のように歩行訓練の実験に先立って、障害者本人の歩行を計測することで歩行周期を調整する作業を行うことができない。そのため、本歩行訓練実験ではまず、被験者Bの体形に近い健常者の歩行軌道（図24）を、歩行周期を十分に長めに調整した上で目標歩行軌道と確定し、装着者の状態に応じたそれ以上の細かい調整は、被験者の実験中の感想等を反映させながら、訓練中に適宜行っていくこととする。なお、被験者Bと、目標

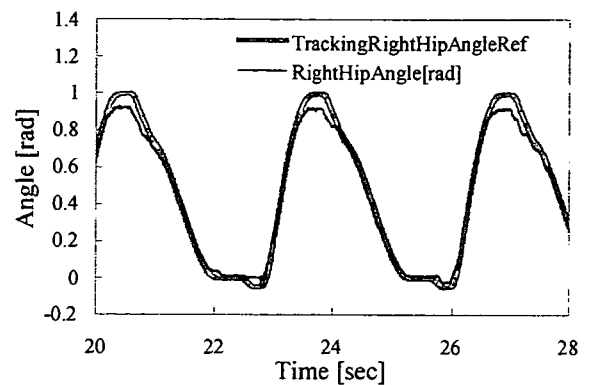
歩行軌道の生成に利用した歩行パターン提供者である健常男子大学生の体形、および各下肢パラメータの比較を表3に示す。この比較より両者の体形には類似性が高く、本歩行訓練手法の検証を行うにあたって、後者の男子大学生はパターンの提供者として適切であると言える。

本実験では、図24に示す歩行軌道を左右の脚にそれぞれ適用している。これらの歩行軌道に基づいて、歩行動作中の上半身の姿勢を反映したジャイロセンサのデータ（Roll軸回りの回転）を、装着者の意思、状態推定に利用しながら歩行訓練を行う。本歩行訓練において、1節の歩行訓練時に用いた床反力データを利用しなかったのは、健常者または軽度の下肢障害者の歩行においては、Phaseの遷移の指標に用いるセンサ情報として有効である床反力データが、重度の下半身麻痺の障害者の歩行動作から確実に計測される訳ではないという過去の実験結果に基づいている。重心が確実に支持脚となる脚上に移動されることで計測される床反力が、下半身麻痺の障害者の歩行で得られにくいという結果は十分に納得のいくところである。また事前に被験者に、十分な力が発揮でき、随意的に動作可能であると仮定している上半身の動作を、Phase遷移に用いる装着者の意思として抽出する旨を伝えておくことで、装着者は上半身の動作を操作量とすることができ、効果的な歩行

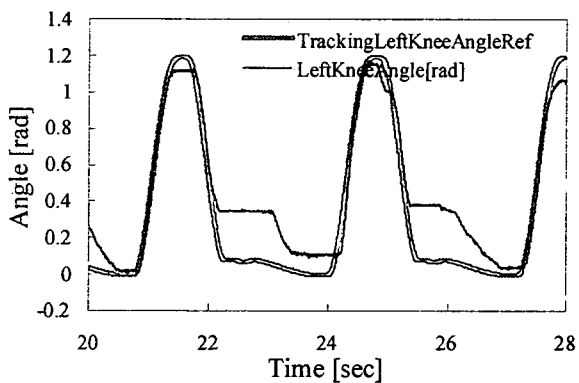




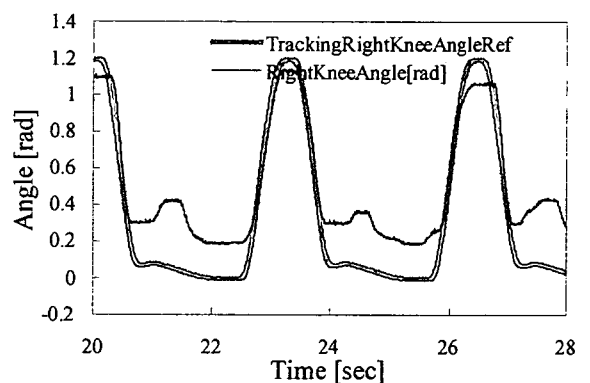
(a) 左股関節



(b) 右股関節



(c) 左膝関節



(d) 右膝関節

図25 下肢関節データと目標角度

訓練が可能となると考えられる。そこで本実験では、歩行中の装着者の状態を

- 1) Support Phase (支持脚期)
- 2) Swing Phase (遊脚期)
- 3) Swing Wait Phase (遊脚期への遷移を待つ期間)
- 4) Support Wait Phase (支持脚期への遷移を待つ期間)

の4Phaseで状態推定を行い、装着者の動作意思を推定する。

### 2.2.3 実験結果

#### (a) 角度軌道に関して

図25に歩行訓練実験における被験者Bの関節角度と目標角度パターンを示す。股関節に関して

は、脚を前に振り出した際の伸展角度に多少の不足が見られるものの、ほぼ目標軌道に追従していると言える。一方、膝関節データは支持脚前半に目標軌道との間に比較的大きな角度のずれが生じている。これはこの期間に支持脚一本で体重の大部分を支えているために膝関節への負荷が大きくなったためであると考えられる。しかしそれ以外の支持脚後半や遊脚期では、概ね目標軌道と一致していると言える。

#### (b) Phaseの遷移に関して

本歩行訓練では、装着者の意思に従ったPhase遷移を行うために装着者の上半身の傾きを利用していることは既に述べた。図26の上側のグラフは、ジャイロセンサから得られる上半身の角速度と、それを積分することによって得られる

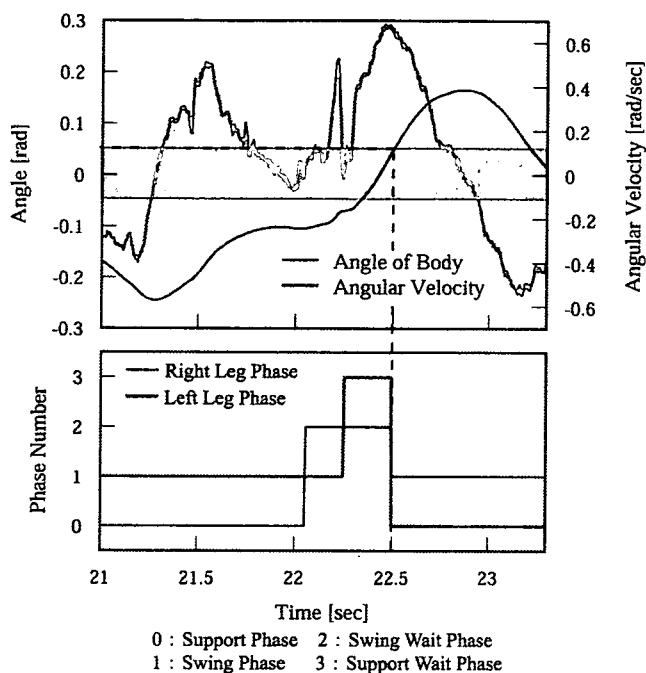


図26 上半身側屈角度に基づいたPhase遷移

上半身角度データである。また下のグラフは、歩行訓練中の装着者の上半身角度によって適切にPhase遷移が行われている様子を示している。図26に示されているPhase遷移を辿ると、初め右脚が支持脚期、左脚が遊脚期にあり、その後右脚支持脚期の目標歩行軌道が完了し、右脚のみが遊脚期待機期間に遷移する。次に左脚遊脚期の目標歩行軌道が完了し、左脚が支持脚期待機期間に遷移する。両脚が次のPhaseに遷移するための待機期間となると、装着者の上半身角度によるPhase遷移の意思が推定されるまでそれぞれのPhaseが続行され、約22.5秒で上半身角度が0.05[rad]を超えると、右脚は遊脚期に、左脚は支持脚期にそれぞれ遷移する。なお、各脚のPhase遷移待機期間では、待機期間に遷移する直前の目標角度を維持するような制御が行われ、姿勢が維持される。また、両脚がPhase遷移待機となっている期間は、両脚支持期として機能することになる。このような待機期間を設けることによって、安定した状態で上半身の移動が行われ、結果として重心の移動が実現する。

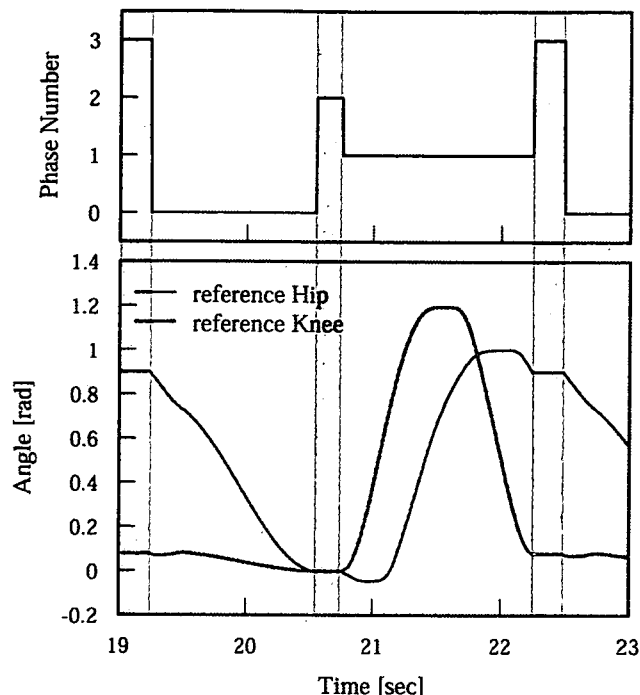


図27 Phase遷移と目標歩行軌道

さらに、Phase毎に適切な目標歩行軌道が提供されていることも図5.8より確認できる。図27は歩行訓練中の左脚のPhase遷移の様子と左脚の各関節の目標角度軌道であるが、Phase遷移の待機期間（灰色の帯の期間）では目標角度が一定値となっており、それ以外の期間では、健常者歩行から生成された目標軌道（図21）が目標角度となっている。

#### 2.2.4 考察

以上の歩行訓練実験の結果をふまえて、本歩行訓練手法の有効性を検討する。

まず、関節角度の目標軌道への追従は概ね行われており、装着者の上半身姿勢に応じて適切にPhaseの遷移が行われていることから、HALの訓練によって健常者の歩行動作に基づいた歩行動作が、装着者の意思に合わせて実現されていると言える。またHALの訓練と歩行器によって、装着者Bの体重が支えられていたと考えられる。本実験で明らかになった本手法の利点は、歩行動作が行えない装着者が自らの脚を用いて移動できるようになったことに止まらない。一連の歩行動作中に見られる重心の移動を、下半身不

随の障害者にも可能な上半身の側屈動作に置き換えることで、装着者がHALに対して自らの動作意思を伝えることが可能となり、自らの動作意思に応じて歩行訓練を制御できるようになったことは重要である。これによって、装着者は上半身動作によって好きなタイミングで歩行を開始することができ、また歩行中に次の上半身動作を行わなければいつでも歩行を停止できるようになった。上半身の側屈動作という通常の歩行に見られる単純な動作を行うことで、下半身が動かない障害者でも容易に歩行の開始・停止が制御できるようになったことは、本研究における重要な成果であると考えられる。これらの結果を総じて考えると、装着者はHALによる軌道追従制御で歩行動作の訓練を受けるが、一方でHALも装着者から上半身動作を操作量とした制御を受けていることになり、両者の間には双方向の情報や力のやり取りが確立していると言える。

また本実験では、被験者Bが完全に脱力して、筋弛緩状態にある下半身麻痺の障害者を模擬できているかを確認するために、歩行訓練中の被験者Bの両下肢筋活動を計測した。通常歩行動作時の筋活動と比較して、生体電位信号の出力は大幅に減じることが予想されたが、実際には出力が見られ筋活動が行われていたと考えられる。これは、被験者Bが健常者であるために上半身の側屈動作と連動して出力されていることや、HALの歩行に完全に身体を預けきれないことなどが原因として考えられる。ただし実験後に行った被験者Bに対するアンケートでは、歩行訓

練における違和感はなく、上半身動作のタイミングに合わせて訓練が行われており、かなり脱力しながらでも歩行動作が実現されていたという回答があった。このことから、装着者の動作意思や歩行中の状態を推定して、健常者の歩行に基づいた歩行パターンを提供する本歩行訓練手法は、効果的な歩行訓練であると言える。

### C. 歩行動作訓練のための動作意思推定手法

人と機械（ロボット）が関わり合うマンマシンシステムの存在意義は、機械が人の身体機能や運動機能を代替、補助、強化することであると言っても過言ではない。そのため、当然ながら人は機械側に要求するタスクに関する意思を伝達する必要があり、逆に言えば、機械は何らかの情報を基に人の意思を推定することが不可欠であり、この場合に動作や運動の支援と意思推定は一つの枠組みで捉える必要があることが分かる。本研究では、人と機械が一体となって機能するマンマシンシステムにおいて、人の意思によって発現した運動、動作、生理的変化といった物理的現象を機械が捉えて、直後に実行されるべきその対象者の意図した動作を機械が実現できたときに正しく「意思推定が行われた」と判断し、このときに機械が行った情報処理から動作生成までの一連の過程を意思推定と定義する。ここで定義した意思推定の仕組みを図28に示す。

人の意思が要因となって、脳や中枢神経系を通じて動作や生理的変化が引き起こされ、それ

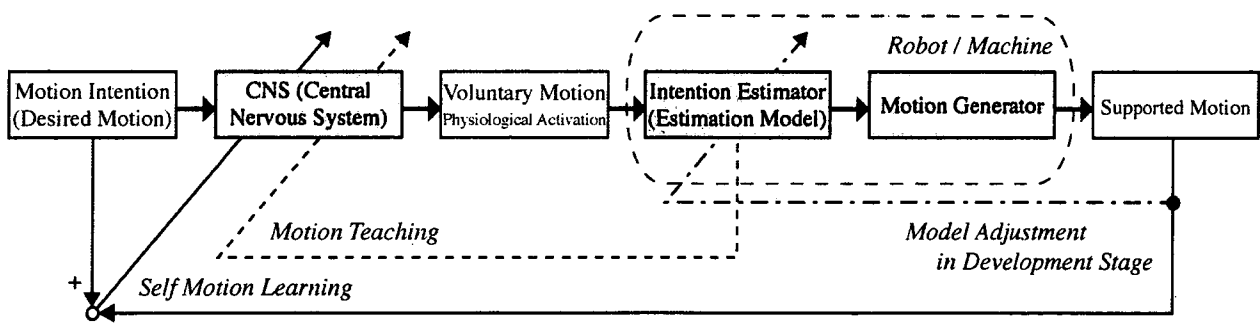


図28 マンマシンシステムの意思推定

らの物理的変化に応じた情報を機械またはロボットが処理することで人が意図したであろう動作を生成するという一連の流れが、ブロック線図で示されている。さらにいくつかのブロックからは他ブロックへフィードバックが与えられていることが分かる。機械によって生成された支援動作（Supported Motion）を表すブロックからの実線は、支援対象者自身の学習を表している。実際にロボットの支援動作を体感し、その際にその動作が自身が意図した動作と一致すれば学習は行われませんが、一致しない場合、その支援動作を意図した動作により近づけるために、人間自身が生成する自律的動作または生理変化を自己調整することになると考えられる。その他にも、意思推定器（Intention Estimator）のブロックからの点線は、開発者の定めた意思推定モデルを事前に対象者に教示するプロセスを表しており、支援動作（Supported Motion）ブロックからの鎖線は、開発者による意思推定モデルの改良を表している。

本研究で扱う歩行に関する意思推定でも、どのような種類の意思を推定するのかという課題設定は重要であり、目的とする意思を事前に決定しておく必要がある。そもそも人の歩行に関連する意思としては、以下のようなものが挙げられる。

- ・歩行の開始および停止に関する意思。
- ・歩行周期、歩幅など歩行速度に関する意思。
- ・進行方向に関する意思。
- ・目的地や経路計画に関する意思。

本研究では、歩行支援という限定された状況の中で主に歩行の開始および停止に関する意思を推定することとし、さらに研究者と支援対象者がHALに組み込まれた歩行支援戦略を事前に十分理解した上で実施することによって、推定間違いの可能性が低く安全で、支援対象者にとって理解しやすい意思推定手法を開発する。

## 1. 研究方法

装着者が自発的に重心位置を支持脚となる側の脚上に移動させ、床反力データに基づいた歩行意思推定手法によってその重心移動をHALが解釈することで歩行の開始を実現する歩行支援は、ある程度随意的に脚を動かす能力が残された中度機能障害者に、健常者歩行と近い歩行を実現しようとする場合には有効である。

しかしながら、両下肢が完全麻痺または著しい障害を抱える重度機能障害者の場合、この手法を用いると図2に示すように遊脚の内転運動が発生し、遊脚着地位置が望ましい着地点よりも内側に入り込むために支持脚と交錯してしまうことが分かった。図29からは、(1)ほぼ肩幅に両脚を開いた立位姿勢から、(2)左脚を振り出すために支持脚となるべき右脚に体重を移動した後に、(3-6)遊脚となった左脚が内転し着地時に右脚と接触してしまっている様子が分かる。こうした内転運動は継続的な歩行を阻害するだけでなく、つまずきや転倒といったトラブルを引き起こす原因となるため回避する対策を講じる必要があった。そこで重度機能障害者に対する歩行支援では、装着者が自発的に重心位置を遊脚となる側の脚上に移動させることで遊脚支援を

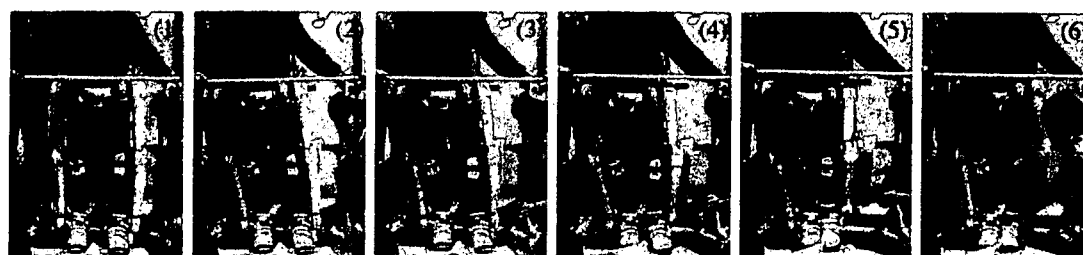


図29 遊脚時の内転動作

開始させることにする。こうした歩行動作の開始は松葉杖等を片側で使用した歩行を行う際にも見られ、通常の健常者歩行とは重心移動戦略が異なるものの、安全な歩行支援を提供するために本手法を開発する。

## 2. 研究結果

開発した前両下肢完全麻痺の装着者を対象とした歩行開始および停止に関する意思推定について順を追って述べる。まず、HALは装着者が歩行を開始するとき、どちらの脚で体重を支えようとするのか、つまりどちらの脚を支持脚としたいのかを推定することにする。例えば、以下に示される足部が床面に着地したことを判定する条件：

$$f_{rh} > \alpha_{rh} \quad \text{または} \quad (2.1)$$

$$f_{rm} > \alpha_{rm} \quad \text{または} \quad (2.2)$$

$$f_{rt} > \alpha_{rt} \quad (2.3)$$

のどれかが満たされると、HALは右脚に対して支持脚の支援を開始する。ただし、 $f_{rh}$ 、 $f_{rm}$ 、 $f_{rt}$ は右足踵部、拇指球部、爪先部の床反力をそれぞれ示しており、 $\alpha_{rh}$ 、 $\alpha_{rm}$ 、 $\alpha_{rt}$ は右足各部位の着地判定のための閾値を示している。一般的に健常者歩行では遊脚を着地する場合に踵が最も先に路面と接触するため、条件(2.1)が条件(2.2)と(2.3)よりも先に装着者の着地を捉えることになる。しかし、下垂足の症状がある機能障害者の場合、踵が最も先に着地してしまう可能性があるため、安全のために複数の条件を設定しより早く着地を判定し支持脚支援を開始できるようにしている。同様に、以下の着地条件：

$$f_{lh} > \alpha_{lh} \quad \text{または} \quad (2.4)$$

$$f_{lm} > \alpha_{lm} \quad \text{または} \quad (2.5)$$

$$f_{lt} > \alpha_{lt} \quad (2.6)$$

のどれかが満たされると、HALは左脚に対して支持脚の支援を開始する。右脚の場合を同様に、 $f_{lh}$ 、 $f_{lm}$ 、 $f_{lt}$ は左足踵部、拇指球部、爪先部の床反力をそれぞれ示しており、 $\alpha_{lh}$ 、 $\alpha_{lm}$ 、 $\alpha_{lt}$ は左足各部位の着地判定のための閾値を示している。

右脚に対して支持脚期支援が行われている最中に、以下の条件：

$$f_{rh} < \beta_{rh} \quad \text{かつ} \quad (2.7)$$

$$f_{rm} < \beta_{rm} \quad \text{かつ} \quad (2.8)$$

$$f_{rt} < \beta_{rt} \quad (2.9)$$

が満たされると、HALは右脚の振り出しを開始したいという装着者の意思を推定することになる。このとき、 $\beta_{rh}$ 、 $\beta_{rm}$ 、 $\beta_{rt}$ を右足各部位の離地判定のための閾値とした。これらの値を調整することによって荷重の減少を捉えることができれば、自ら脚を離地させる力がない機能障害者に対しても遊脚期支援を開始することが可能である。また、歩行速度が速くより早い段階で離地の判定を行いたい場合にも、これらの閾値を比較的高い値に設定することで対応可能となる。一方、左脚に対して支持脚期支援が行われている最中に、以下の条件：

$$f_{lh} < \beta_{lh} \quad \text{かつ} \quad (2.10)$$

$$f_{lm} < \beta_{lm} \quad \text{かつ} \quad (2.11)$$

$$f_{lt} < \beta_{lt} \quad (2.12)$$

が満たされると、HALは左脚の振り出しを開始したいという装着者の意思を推定することになる。右脚の場合を同様に、 $\beta_{lh}$ 、 $\beta_{lm}$ 、 $\beta_{lt}$ を左足各部位の離地判定のための閾値とした。なお本研究では、より確実な意思推定を行うため以下の2つの拘束条件を設けている。

- ・遊脚期支援開始のための条件(2.7)、(2.8)、(2.9)、または(2.10)、(2.11)、(2.12)が満たされても、反対側の脚に対して

支持脚期支援が行われていない場合には脚の振り出しを開始しない。

- ・連続して同じ脚が遊脚とならない。

なお、上記1の拘束条件として、前述の着地条件(2.1)、(2.2)、(2.3)、または(2.4)、(2.5)、(2.6)に加えて以下の条件を追加した。左脚が遊脚期に遷移する場合、

$$f_{rh} > \gamma_{rh} \quad \text{または} \quad (2.13)$$

右脚が遊脚期に遷移する場合、

$$f_{lh} > \gamma_{lh} \quad (2.14)$$

安全のため十分に体重の遷移が行われてからでないと次の脚の遊脚期支援が開始しないような設定になっている。

歩行停止に関する意思推定は以下のような条件を設定することで実現した。定常歩行中、着地と離地の条件が繰り返し満たされていくことになるが、離地条件(2.7)、(2.8)、(2.9)、または(2.10)、(2.11)、(2.12)が満たされるまでにある一定時間が経過すると、装着者が直立姿勢に戻ろうとしていると判定し、直立姿勢への復帰のための支援を開始する。以下がその際に適用される条件である。

$$t_{cur} - t_r > T_{wait} \quad \text{または} \quad (2.15)$$

$$t_{cur} - t_l > T_{wait} \quad (2.16)$$

なお、 $t_{cur}$ 、 $t_r$ 、 $t_l$ はそれぞれ現在時刻、右脚における直近の支持脚期開始時刻、左脚における

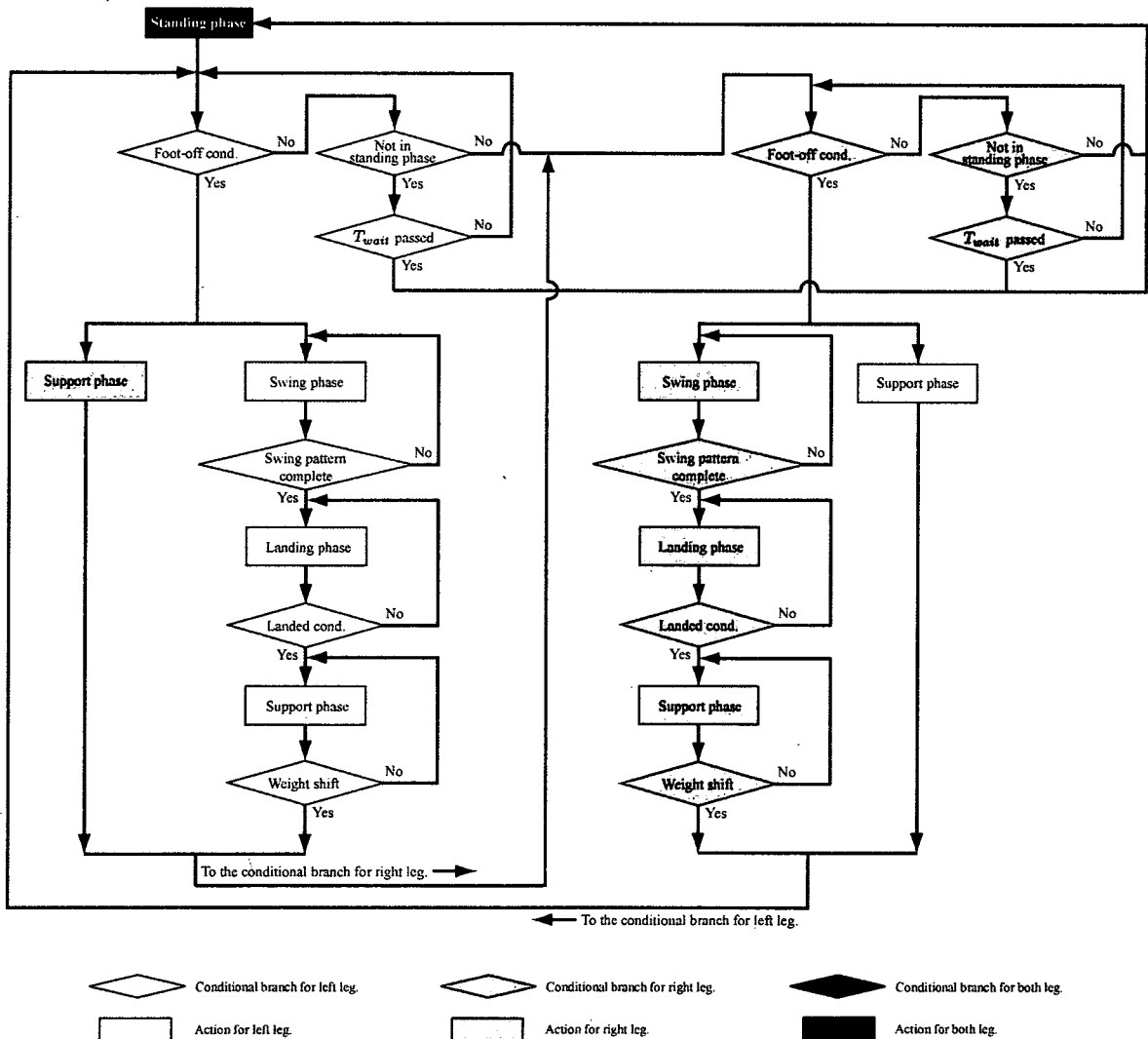


図30 動作意思推定の流れ

直近の支持脚期開始時刻を示している。さらに、 $T_{wait}$ は歩行支援から直立姿勢支援に切り替えるための時間閾値である。直立姿勢支援が開始されると、全関節の目標角度、目標角速度を零度としているため、どちらか一方の脚を浮かせるようにしてもう一方の脚への体重移動を行うと、両脚が概ね並行に揃った直立姿勢に復帰する。本研究では、事前実験の結果を踏まえて $T_{wait} = 5.0$  [s]とした。この直立姿勢の後に改めてどちらかの脚が離地条件を満たすと、再び歩行の支援が開始される。これら一連の動作意思推定の流れを図30にまとめた。

さらに、重度の障害者に対し安全に歩行動作を実施するために、以下の手法を追加する。前述の式(2.1)、式(2.2)、式(2.3)、ならびに式(2.4)、式(2.5)、式(2.6)で示される着地条件のうちいずれかが満たされ、両脚に対して支持脚支援が開始されたとする。その後、以下の条件：

$$\varphi_{us} < \phi_s \quad \text{かつ} \quad (2.17)$$

$$\varphi_{ul} < \phi_{l-} \quad \text{かつ} \quad (2.18)$$

$$\theta_{lk} < 0 \quad (2.19)$$

が一定期間( $t_{keep}$ )満たされると、HALは右脚の振り出しを開始したいという装着者の意思を推定することになる。このとき、 $\varphi_{us}$ 、 $\varphi_{ul}$ をそれぞれ体幹の矢状面(sagittal plane)内角度ならびに前額面(lateral plane)内角度とし、 $\varphi_{us}$ は鉛直方向から後方(背面)への回転を正回転、 $\varphi_{ul}$ は左手方向への回転を正回転とした。また $\phi_s$ 、 $\phi_{l-}$ をそれぞれ体幹の矢状面角度閾値、前額面角度閾値とした。式(2.17)は前方への歩行を開始したいという意思を推定すると同時に、重心移動を容易にするための前傾姿勢の構築を促し、一方式(2.18)は右脚の振り出し意思を推定すると同時に、図2のような遊脚内転運動の抑制を促す働きがある。なお、式(2.19)は支持脚と

なる左脚の膝関節が単脚で体重支持を行う際に、荷重に耐えられずに屈曲してしまう現象を回避するための安全機構として適用した、膝関節が伸展しているかどうかを判断する条件である。式(2.17)式(2.18)が満たされ装着者が振り出しの意思を伝達しても、式(2.19)が満たされない場合には意思に優先して立位姿勢を維持する。また、同じく両脚に対して支持脚支援が行われている最中に式(2.7)と以下の条件：

$$\varphi_{ul} > \phi_{l+} \quad \text{かつ} \quad (2.20)$$

$$\theta_{rk} < 0 \quad (2.21)$$

が一定期間( $t_{keep}$ )満たされると、HALは左脚の振り出しを開始したいという装着者の意思を推定することになる。右脚の場合を同様に $\phi_{l+}$ を体幹の前額面角度閾値とした。また、式(2.20)は左脚の振り出し意思を推定すると同時に遊脚内転運動の抑制を促し、式(2.21)は安全のために支持脚となる右脚が伸展しているかどうかを判断する条件である。なお身体の自由が利かない両下肢完全麻痺の装着者を対象とした意思推定では、歩行中特に不安定となる遊脚期の安定を確保するため、遊脚期を遊脚準備期と遊脚期に分割した。遊脚準備期で遊脚側の股関節と膝関節をある一定角度まで屈曲させ、足部が完全に離地しても転倒しない状態が確保された段階で遊脚期が開始される仕組みになっている。右脚の遊脚準備期から遊脚期への遷移は、前述の中度機能障害者の歩行意思推定で挙げた遊脚足部の離地条件式(2.7)、(2.8)、(2.9)と左脚が既に着地していることを判定する拘束条件式(2.14)が満たされた場合に実施し、逆に左脚の遊脚準備期から遊脚期への遷移は、遊脚足部の離地条件式(2.10)、(2.11)、(2.12)と右脚が既に着地していることを判定する拘束条件が満たされた場合に実施することとした。なお遊脚準備期から遊脚期への遷移でも、安全確保を目的として式(2.19)、または式(2.21)を要求し、満たされない場合には強制的に立位状態へ復帰す

るような支援とした。また両下肢完全麻痺の装着者を対象とした支援では、着地準備期は設けず、遊脚となった足部が着地するまでの間は常に遊脚軌道に追従するような制御を受けることとした。

### 3. 考察

本手法は、現状のHALに搭載されたセンサシステムで意思の推定が可能であり、推定アルゴリズムの実装も比較的容易である。また、歩行という限定された状況で、特定のルールを研究者と支援対象者が十分に理解することによって、装着者が脚の振り出しを自力で行えるか行えないかに関わらず、歩行のイメージを持って重心の移動を行いさえすれば、ジョイスティックや押しボタン等のマニュアル操作を必要とせずに、HALからの支援を受けることができる。このことから本手法は、高い安全性と操作性が求められる機能障害者の歩行支援システムにとって、有用な意思推定手法であると考えられる。

### D. 結論

本研究ではまず、HALによる歩行訓練の際の歩行軌道生成手法を提案し、実験により本手法の有効性を検証した。実験では、下半身に麻痺があるために、歩行補助具の支えがない状態では歩行が困難な下半身感覚麻痺の障害者への歩行訓練と、下半身が完全に筋弛緩状態にあるために、補助具の支えがない状態では歩行動作のみならず直立姿勢を維持することも困難な障害者への訓練を想定した実験を行った。これらの実験では、健常者の歩行に基づいた下肢関節角度データと角速度データを用いた軌道追従制御によって、装着者の下肢関節を健常者の歩行パターンに追従させる訓練手法を基本としながらも、HALのセンサ情報を基に、目標角度パターンに随時修正を加えながら、装着者が想定する動作タイミングに合わせて追従制御を行うことで、装着者の体重を支えつつ、装着者に違和感を与えない効果的な歩行訓練が行われ、装着者

の歩行が実現されることが確認された。また、床反力や上半身側屈角データを用いることで、歩行の開始や停止のタイミングも装着者の意思に従って行われることが確認された。このことは、単に装着者がHALによって歩かされるのではなく、装着者自らがHALに動作意思を伝える手段を確保することで、その意思をHALが推定できるようになり、装着者がHALを意思通りに操作することが可能となっていることを示している。以上のことから、HALが自律的に生成した下肢歩行動作を、装着者の動作意思や状態に合わせて提供する歩行訓練の手法に関する有効性を実証することができたと言える。

動作意思推定手法では、歩行動作中、脚の振り出しを行う前に必ず片側の脚上への体重移動を行い、振り出す脚にかかる荷重を減少させた後に振り出しが開始されることに着目し、横方向への重心移動を捉えることで、支援対象者の歩行開始に関する意思を推定する手法を提案した。現在行われている実際の運動から、人の運動特性に基づいてその先に行われるべき運動を適切に決定することで、装着者の意思を抽出するのと等しい機能を実現した。

### E. 研究発表

#### 1. 論文発表

- [1] Suzuki K., Kawamura Y., Hayashi T., Sakurai T., Hasegawa Y., Sankai Y., "Intention-Based Walking Support for Paraplegia Patient", Proc. of Int'l Conf. on Systems, Man and Cybernetics (SMC2003), CD-ROM, 2005.
- [2] Kenta Suzuki, Gouji Mito, Hiroaki Kawamoto, Yasuhisa Hasegawa, Yoshiyuki Sankai, Intention-Based Walking Support for Paraplegia Patients with Robot Suit HAL, Advanced Robotics, Vol.21, No.12, pp. 1441-1469, 2007

#### 2. 学会発表

- [1] 鈴木健太, 桜井尊, 長谷川泰久, 山海嘉之, "ロボットスーツHALを用いた下半身不随患者の歩行支援に関する研究", 第6回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会講演予稿集(SI2005), pp.605-606, 2005



## F. 知的財産権の出願・登録状況

### 1. 特許取得

なし。

### 2. 実用新案登録

なし。

### 3. その他

なし。

## ロボットスーツHALによる脊椎損傷患者の動作解析及び歩行動作訓練に関する研究

分担研究者 居村 茂幸 茨城県立医療大学保健医療学部・大学院保健医療科学研究科教授

### 研究要旨

ロボットスーツHALによる動作解析手法として、装着者の生理・運動情報をモニタリングするシステムとする利用方法を検討した。さらに、拘縮の予防や歩行リハビリテーショントレーニングのための準備段階として、関節可動域と筋発生トルク診断システムの開発を行った。歩行動作訓練では、これまで開発された健常者の歩行軌道パターンを生成する目標軌道生成手法、及び装着者の体重移動に基づく意思推定手法を下半身の運動機能に障害を有する方へ適用し、本手法の有効性を検討した。実証試験の結果、装着者自身の意思によって実現される体幹の姿勢や、HALが装着者の安全のために監視している床反力情報ならびに下肢関節角度情報に基づいて、歩行の開始や停止、及び定常歩行中の遊脚の開始が可能となった。提供した健常者歩行軌道に基づいた遊脚の振り出し動作や下垂足を防止するための足関節の引き上げ動作、また支持脚期中の膝関節角度を指標とした安全監視機能による膝折れ現象の防止を含めた、体重を安全に支えるための支持脚動作を行うことで、日常的に車いすでの移動を行う重度下肢機能障害者に安全な歩行訓練が可能となった。

### A. 研究目的

本研究では、ロボットスーツを用いて歩行リハビリテーションに臨むための動作解析手法を提案し実験によりその有用性を検討する。さらに、これまで開発されたロボットスーツHALによって、健常者の歩行軌道パターンを生成する目標軌道生成手法、及び装着者の体重移動に基づく意思推定手法を下半身の運動機能に障害を有する方へ適用し、本手法の有効性を検討する。

### B. ロボットスーツHALによる動作解析手法

脊椎損傷や脳卒中で運動機能が低下し、身体を動かさなくなると、筋肉の萎縮、関節の拘縮が進行してしまう。これは健常者でも同じで、安静による筋力低下は、1日2～3%、1週目で約20%にも達する。一度低下した筋力を回復させるためには、安静時間よりも長くかかり、1日間の安静によって生じた筋力低下を回復させるためには1週間かかり、1週間の安静により生じた筋力低下を回復させるためには1ヶ月かかると言われている。

このようなことを防ぐために医師やPTによってリハビリテーションが行われている。理学療法過程で患者の運動機能の評価を行う際に現在では、表1に示すように徒手筋力テスト(MMT: Manual Muscle Test)と呼ばれる検査者自身の手によって抵抗を加えて、それに拮抗する患者の筋力を主観的に6段階評価で評価する方法が一般的である。

しかし、この評価方法は簡便な反面、データとしては、検査者の主観的な判断による部分が大きく、他の検査者が行った評価やカルテと比較することは出来ず、再現性の保証もなく、同じ患者に対しては同じ検査者でないと評価が出来ないといった問題がある。

このように人間が行う主観的で離散的な評価には限界がある。これまでに本研究室では装着者の身体機能を補助・増幅・拡張することのできるCybernetics技術を用いることで、人間の運動に関与する様々な生体情報を客観的に計測する手法を開発してきた。客観的なデータに基づく運動診断システムは求められている。リハビリ

表1 Evaluation of MMT

0 Z(zero) ゼロ(0%)	筋の収縮は全く認められない
1 T(trace) 不可(10%)	筋の収縮は見られるが関節運動は起こらない
2 P(poor) 可(25%)	重力を除けば正常可動域一杯に動く
3 F(fair) 良(50%)	重力に抗して正常可動域一杯に動く
4 G(good) 優(75%)	ある程度の抵抗を加えても、重力に抗して正常可動域一杯に動く
5 N(normal) 正常(100%)	検査者が被験者の関節運動にほとんど抵抗できない

テーションの場面でも、このような機器による支援が期待されている。

本研究では、ロボットスーツを用いて歩行リハビリテーションに臨むための運動機能訓練プログラムを提案し実験することを目的とする。

## 1. 研究方法

理学療法を受ける患者に意識障害や麻痺がある場合や、長期にわたりベッド上で安静を必要とされていた場合には、体の動きが制限され、関節が固まってしまう「拘縮」と呼ばれる状況を生じやすくなる。関節が拘縮すると、体を自由に動かすことができなくなり、退院後でも日常運動生活上の諸動作に影響が出る。

そこで、関節の運動範囲の制限を取り除くため、または拘縮を予防するために行う運動を関節可動域 (ROM: Range of Motion) 運動と呼ぶ。関節可動域運動には、患者が自力で行う自動訓練と医師やPTなどが介助し徒手で行う他動訓練がある。これまで、脳血管障害後遺症の片麻痺や

下肢骨折等による下肢障害者は、理学療法士による他動運動で身体状況の改善を図ってきた。しかし理学療法士にも人的資源には限りがあり、ケアを必要としている人に必要なだけの何らかの訓練が充足しているとは言いがたい。

十分なケアを受けることができずに結果として拘縮を残し、歩行困難で寝たきりになる事も多い。不幸にも脳血管障害や交通事故に見舞われてしまった場合でも、筋力低下のスピードの早さとその後のリハビリにかかる時間を考えた場合には、倒れてしまった場合でも、安静にしているのではなく、許される限り早くリハビリテーションを開始する必要がある。

リハビリテーションにおいては正確な患者の生理情報を推定、評価することが求められており、現在行われている主観での6段階評価に変わる、患者の生理情報をモニタリングできるシステムとしてロボットスーツを提案し、さらに拘縮の予防や歩行リハビリテーショントレーニングのための準備段階として、関節可動域と筋発生トルク診断システムの開発を行う。

従来PTが行ってきたリハビリテーションの手法の一部を今回提案する動作は歩行リハビリテーションに臨む目的で、基本的な運動として関節可動域運動を行うと共に、運動中の患者の生体情報のモニタリングに重点を置くことで、筋力の評価の際にトルクの単位の数値で評価することが可能となる。筋力の評価の指標として直接筋の発生トルクをトルクの次元で定量的にモニタリングすることによって、今まで検査者の主観的6段階評価では保証されなかった、データの客観性が得られる。

## 2. 研究結果

### 1.1 関節可動域運動

関節可動域運動とは関節の可動範囲を広げたり、柔らかくしたりするストレッチの様な運動で、自力や他力での最大の関節角度の日々の様子を記録、データを蓄えておき治療やトレーニングの目安とするものである。装着者に自力で左右交互に膝関節の伸展屈曲運動を行った。上

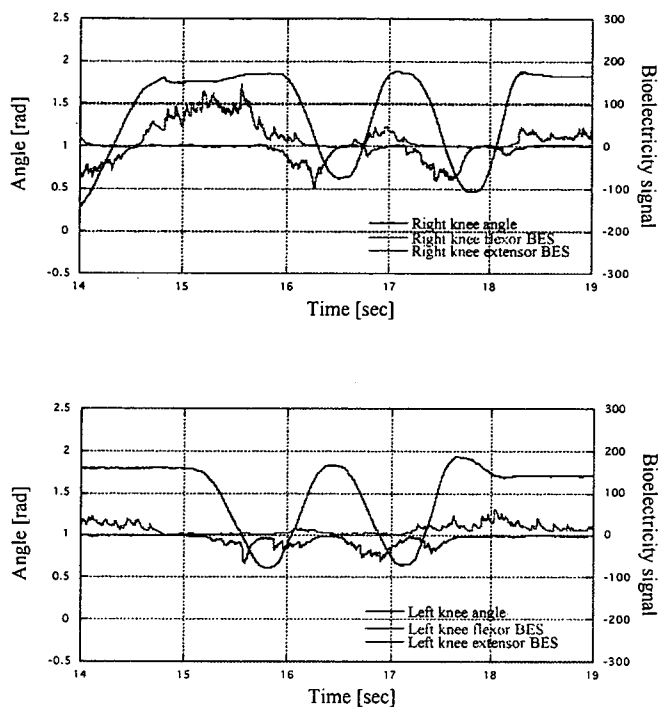


図1 可動域実験

記の関節角度運動を行った後、これをロボットスーツに記録させ、その運動をロボットスーツに再生させた。図1に実験結果を示す。

## 1.2 筋発生トルク診断

本ロボットスーツ開発プロジェクトにおいて、人が筋をコントロールする際に発生する生体電位信号を皮膚表面で検出・処理することで、筋の発生トルクを推定する手法をこれまで開発してきた。生体電位信号から筋の発生トルクへの変換パラメータを求める際に行うキャリブレーション方法は、装着者に対してできる限り短く、肉体的負担を軽減することが望ましい。ここでは、膝関節回りの屈筋群による生体電位-筋発生トルク間の変換パラメータを求める方法として、動作を簡略化し装着者に対しての負担を軽減する方法に関して現時点の最新成果を報告する。

生体電位信号は、そのままでは筋の活動状態を表すのみなのでトルクに換算するための変換係数を求める必要がある。図2のような実験環境を設定する。装着者には関節を伸展した状態

からゆっくりと屈曲してもらうように指示し、HALの出力トルクは関節角度によらず一定として、装着者に対して拮抗するように働かせる。HALの出力トルク  $\tau_{HAL}$  と重力項  $G(\theta)$  の和が装着者の発生トルクに等しい。

$$\tau_h(\theta, e(t)) = \tau_{HAL} + G(\theta) \quad (1)$$

屈曲し終わったら、角関節角度での生体電位信号とその時刻での装着者の発揮したトルクとの間のキャリブレーションパラメータを最小二乗法で導出した。

図3は1動作でのキャリブレーション実験データである。

関節角度、生体電位信号、HALの出力トルク、装着者のデータは屈曲方向を正としている。関節を屈曲していき、生体電位信号、装着者のトルクともに徐々に増えていっていることが分かる。HALの出力トルクは一定としているので、重力トルクが増えていってそれを支える必要があり、装着者のトルクは増加している。

このときの生体電位信号と装着者の発生トルクとのキャリブレーションパラメータと関節角度との関係をグラフ化すると図4のような角度に応じた生体電位から筋発生トルクへの変換係数の散布図を得る。これらとの誤差がもっとも小

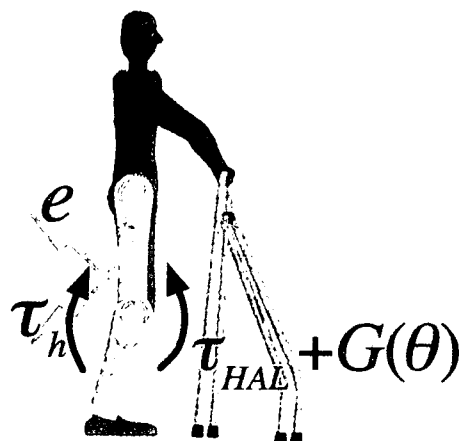


図2 1動作でのキャリブレーション概要図