

図10 規格化された角度パターン（右股関節）

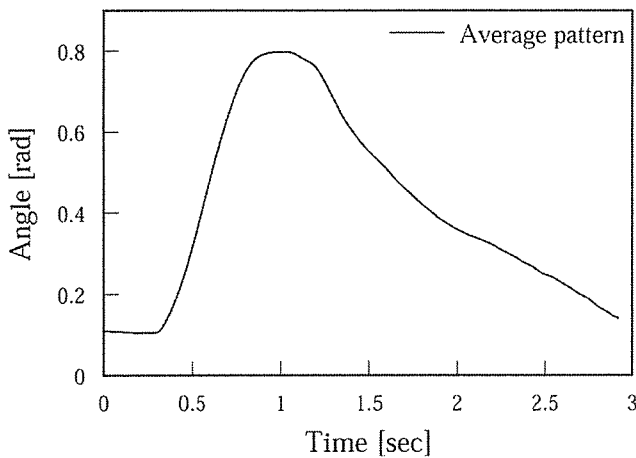


図11 平均的な角度パターン（右股関節）

り、関節が伸びきる期間が見られる。この要因としてはHALの装着ずれ等が考えられる。

そもそも角度追従によって歩行訓練を行う場合、歩行中本来関節が伸びきっているであろう期間に目標角度パターンにある角度が存在していることは、HALのアクチュエータに非常に大きな負担となる。このことは人の歩行にも当てはまり、常に中腰姿勢で歩行を行った場合に膝や腰に負担を受けることは容易に想像できる。特に自重によって最も負担を受けやすい支持脚期には敢えて膝関節を伸ばす戦略をとることで、人は筋への負担を劇的に軽減させている。図12では関節を曲げた姿勢と、関節を伸ばしきった姿勢の比較を示している。(a)では自重を

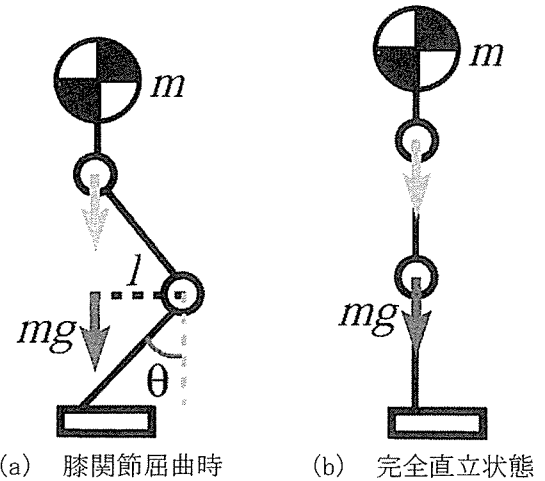


図12 姿勢による下肢関節にかかる負荷の違い

(a)では、膝関節の屈曲角度が大きければ大きい程、重心位置と膝関節の水平面内での距離が大きくなり必然的に膝関節に必要なトルクが増大する。

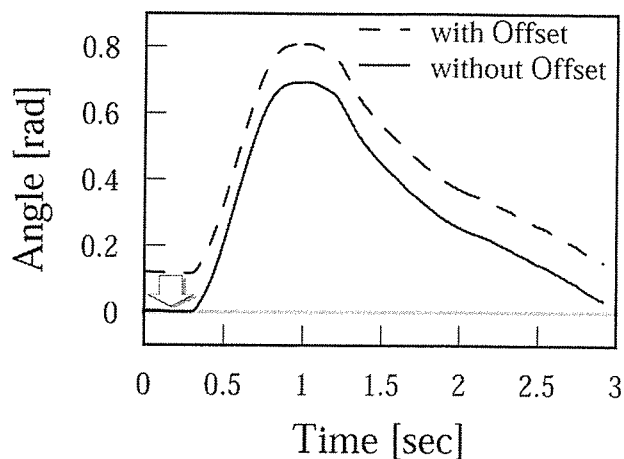
支えるために式(3)で表される関節トルクが必要となるのに対して、(b)では、理論的にはトルクが必要ないことが分かる。つまり(b)のような姿勢をとることで、装着者の体重を支えなければならない支持脚期にアクチュエータへの負荷が増大し、出力トルクの限界に達するなどの状況に陥り、体重を支持できなくなるといった危険性を回避できる。

$$\tau_{knee} = mgl \quad (3)$$

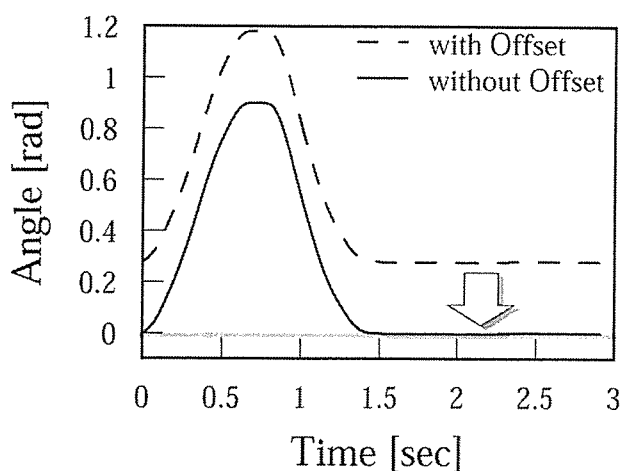
そこでStep 5では、Step 4までに得られた角度パターンのオフセットを取り除き、体重の支持のために関節を伸ばしきりにさせておきたい期間での目標角度が0[rad]となるように調整を行った。図13は、オフセット除去を行う前と後のそれぞれの角度パターンを示している。(a)が股関節、(b)が膝関節の角度パターンである。

### [Step 6] 角度パターンの開始時角度と終了時角度の違いを修正

本項で準備されるべき角度パターンは、歩行訓練を行う際には連結されて一連の目標歩行パターンとなる。そのため1周期毎の角度パターン



(a) 股関節角度パターン



(b) 膝関節角度パターン

図13 オフセット除去後の関節角度パターン

の開始時角度と終了時角度は等しく、また両者が滑らかに連結されるようにその角速度（角度パターンの傾き）も考慮されていなくてはならない。

Step 5までに作成されたパターンは、歩行中の一連の関節角度データを分割した1周期毎のパターンを基に、それらの平均値を求めることで生成しているため、必ずしも開始時角度と終了時角度が等しいとは限らない。図14はその一例である。そこでStep 6では、両者の値を等しくし、さらに連結が滑らかになるように角度パターンの修正を行う。本研究では、ヒューマノイドロボットの歩行中の滑らかな脚の軌道生成

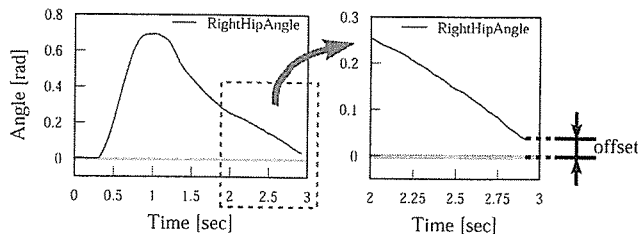


図14 生成されたパターンの開始時角度と終了時角度のずれ

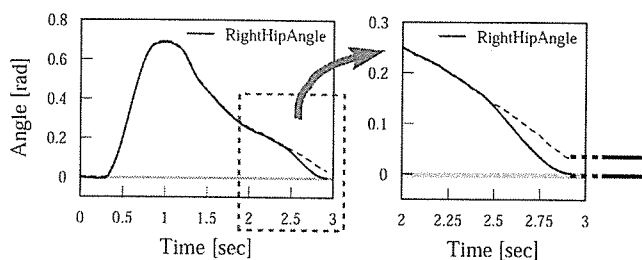


図15 Bezier曲線によって開始角度 (0[rad]) に連結された角度パターン

にBezier曲線を適用した金らの研究に習い、開始時角度と終了時角度を滑らかにつなぐことにする。修正後の角度パターンを図15に示す。これより、開始時角度に滑らかに連結されるようなパターンが描かれていることが分かる。なお、パターンの修正に用いたBezier曲線の各パラメータは図16に示す通りである。修正する区間 (Adjust span) はパターンの外形から0.5 [sec]に設定し、開始点 (Start point) では、角速度が連続となるようなパラメータを設定した。

結果、図17に示されるような角度パターンが得られる。

#### [Step 7] 歩行1周期分のパターンを遊脚期と支持脚期のパターンに分解

軌道追従に用いる目標歩行軌道の条件として、遊脚期か支持脚期か、または脚の振り出しパターンを提供できる体勢になっているか、といった装着者の歩行中の状態を察知し、適切な角度パターンを提供できる仕組みを有していることを挙げている。しかしStep 6までで生成さ

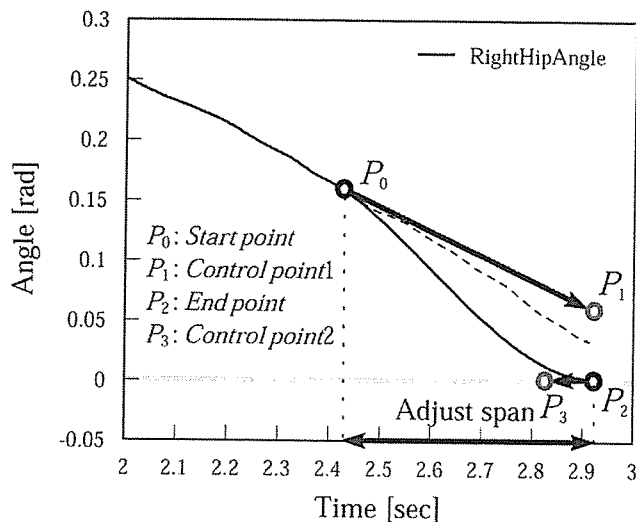


図16 パターンの修正に用いるBezier曲線の設定

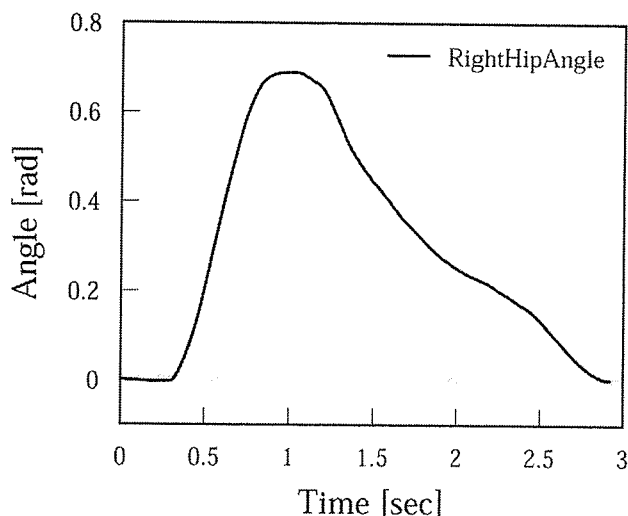
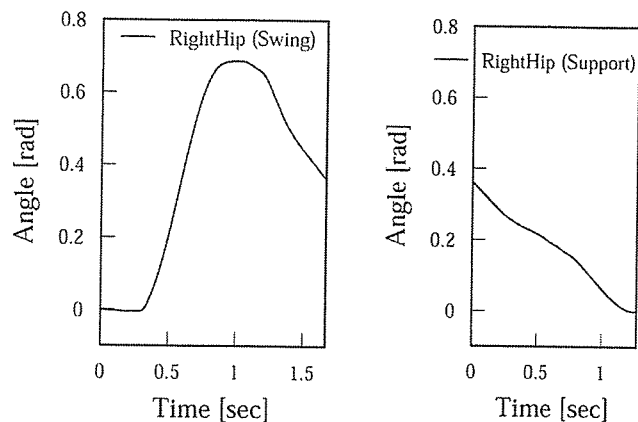


図17 歩行1周期分の仮目標角度パターン

れた目標パターンは遊脚期パターンと支持脚パターンが連続に接続された歩行1周期における角度パターンである。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



(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

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。

### 3. 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。

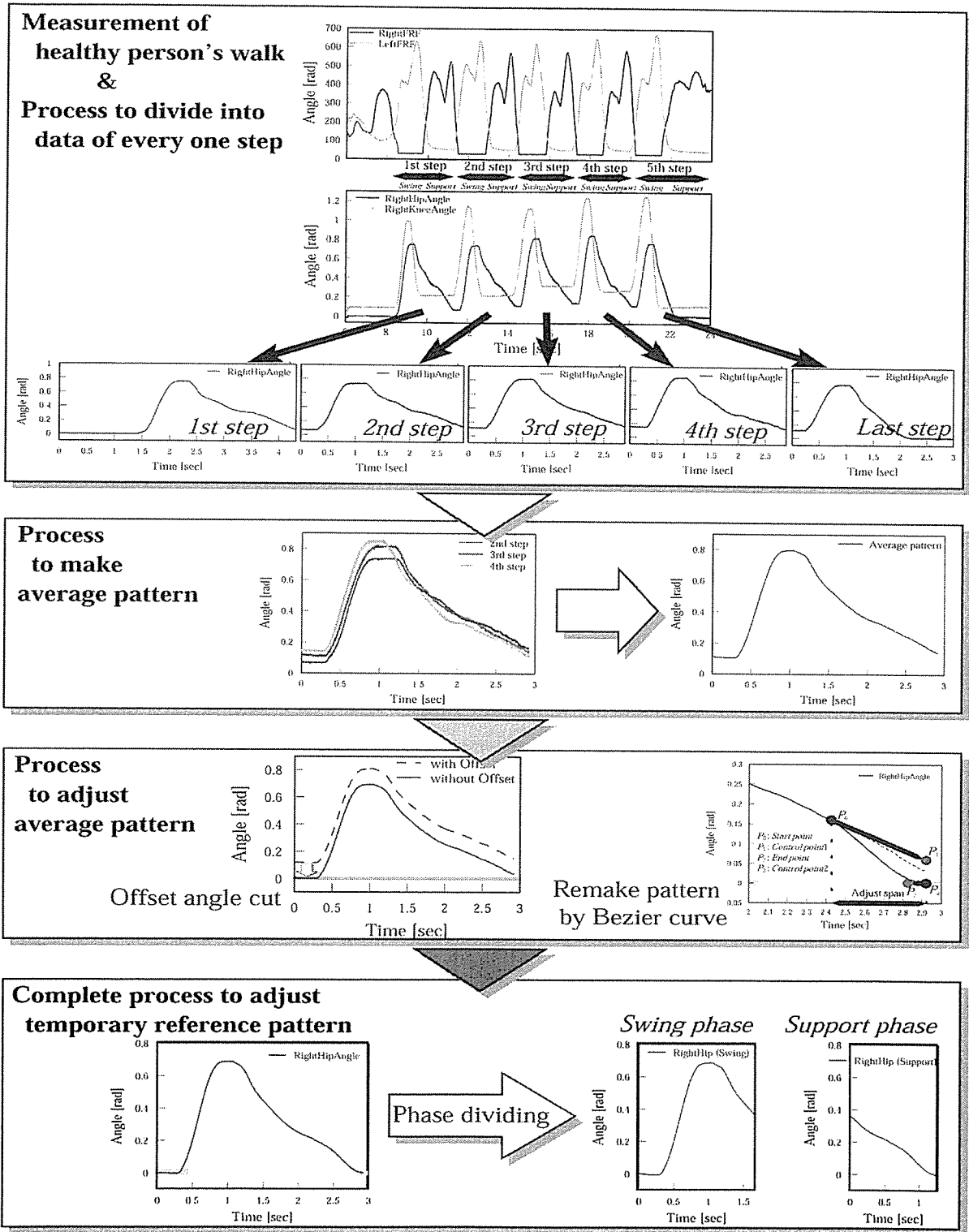


図19 仮目標軌道生成の流れ

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。

### C. 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。

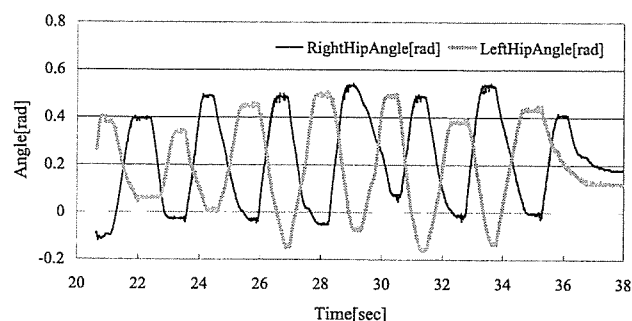
#### 1. 重度下半身感覚麻痺障害者への歩行訓練

##### 1.1 実験目標

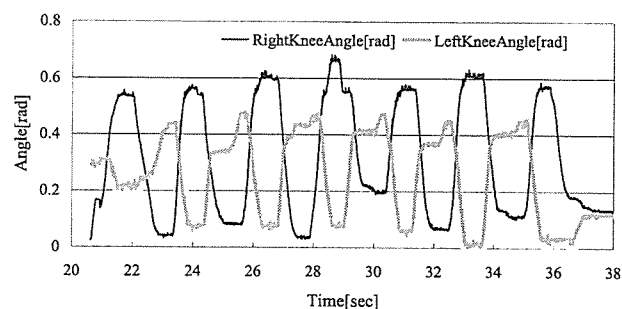
本節で行う歩行訓練では、訓練対象となる障害者（以降、被験者Aとする）は下肢全体にわたって感覚の麻痺があり、特に左脚には強い痙攣性麻痺があるものの、歩行補助具を使用した自力での歩行が可能であるために、歩幅の拡張によって歩行速度を向上させることと、歩行の安定化を行うことが目標となる。また、装着者の動作意思と状態を推定しながら、効果的な歩行訓練が行われるようにすることが重要となる。

##### 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 5.1 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、「B. 実験方法」の「1. 仮目標軌道

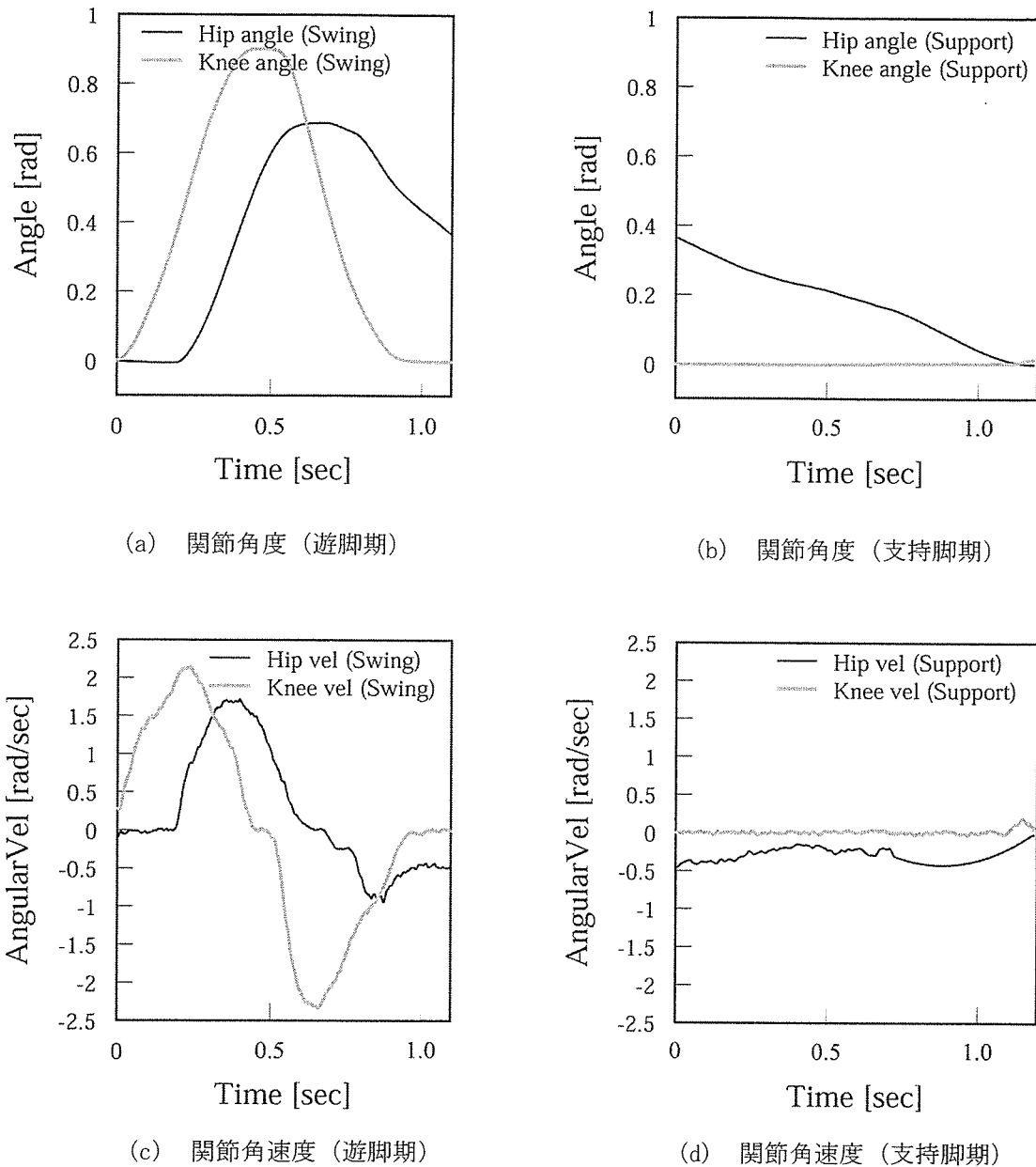
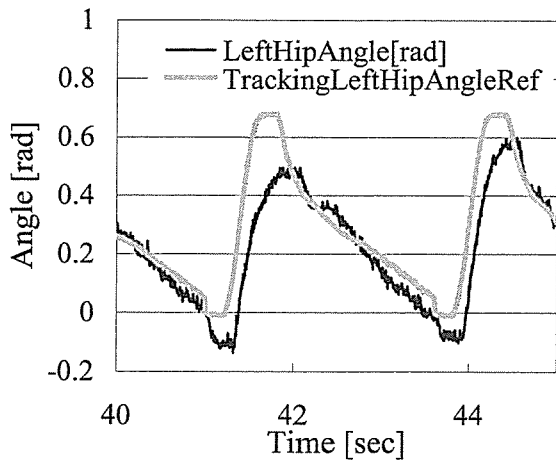


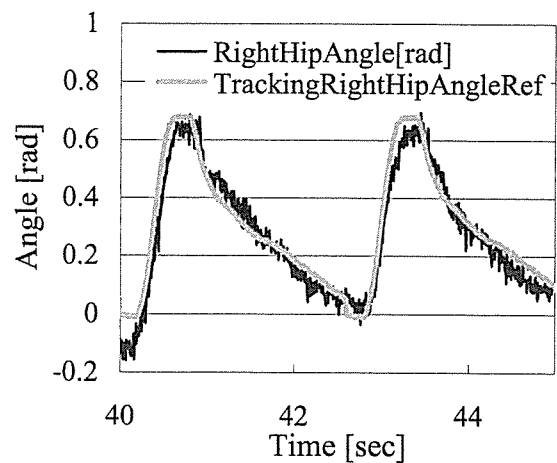
図21 被験者Aに対する歩行訓練に用いる歩行パターン

の生成」の項の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5.1に示す。この表から、被験者Aの通常歩行では、左右の脚でともに遊脚期が約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

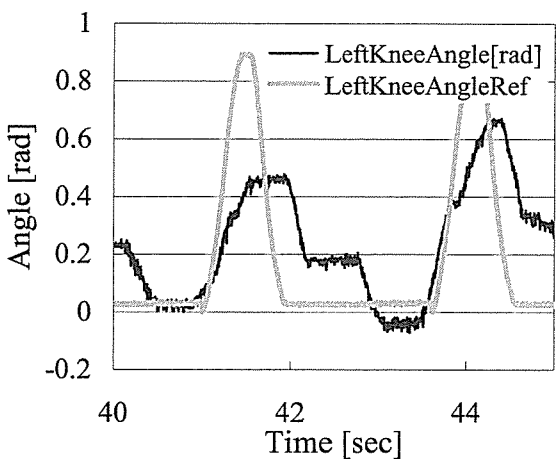
訓練に用いた歩行軌道を図21に示す。(a), (b)が各関節の角度パターン、(c), (d)が角速度パターンとなっている。なお、本実験では、図21に示す歩行軌道を左右の脚にそれぞれ適用している。これらの歩行軌道に基づいて、床反力データを装着者の意思、状態推定に利用しながら歩行訓練を行う。



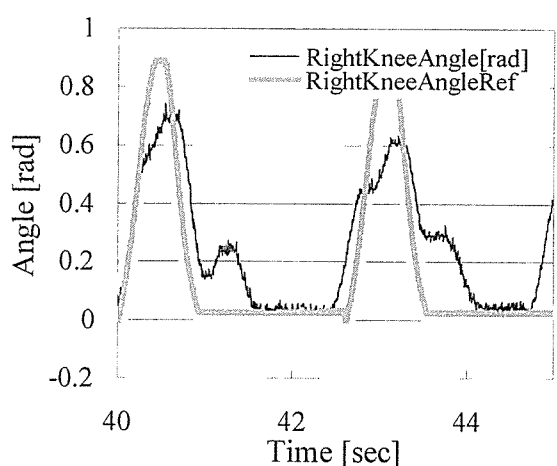
(a) 左股関節



(b) 右股関節



(c) 左膝関節



(d) 右膝関節

図22 下肢関節角度データと目標角度

### 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。

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

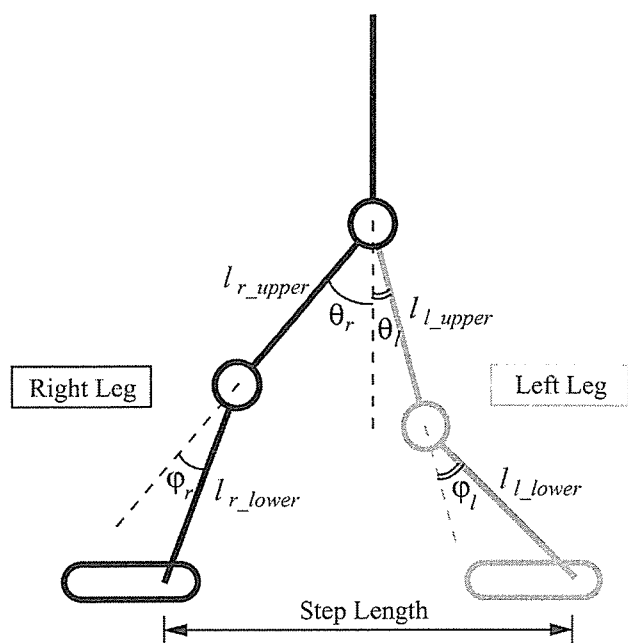


図23 歩幅算出のためのリンク系モデル

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

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。

#### 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。

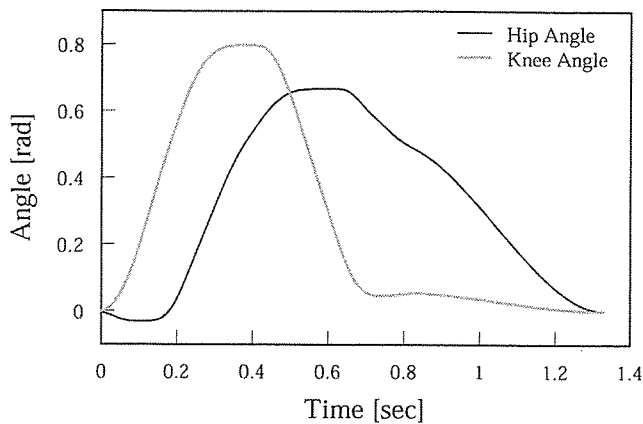
まず、関節角度の目標軌道への追従は概ね行われており、歩幅の増加が見られたことから分かるように、HALの訓練によってこれまでの被験者の通常歩行時よりも少ないエネルギーで歩行が行われるようになったと言える。また、実験後に行った被験者Aに対するアンケートでは、歩行訓練における違和感はなく、重心移動等のタイミングに合わせて訓練が行われている印象を受けたという回答があった。このことより、装着者の動作意思や歩行中の状態を床反力情報から推定して、健常者の歩行に基づいた歩行パターンを提供する本歩行訓練手法は、効果的な歩行訓練であると言える。

## 2. 筋弛緩状態にある下半身麻痺障害者への歩行訓練

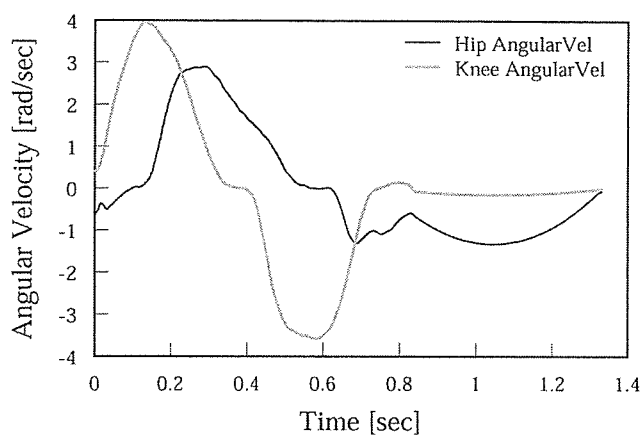
### 2.1 実験目標

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、自己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。こうした障害者への歩行訓練では、歩行中の脚の振り

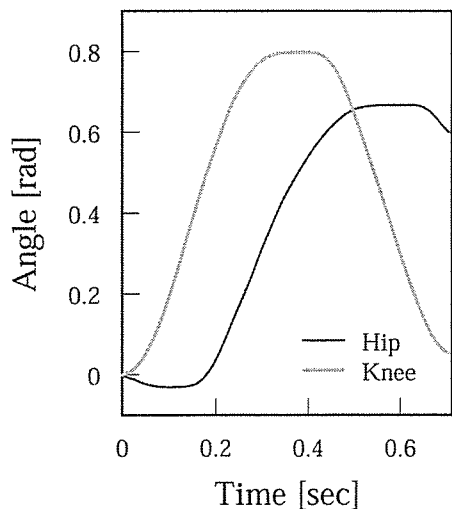




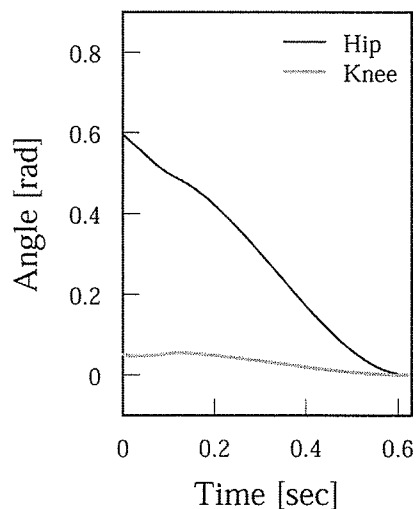
(a) 目標角度パターン



(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

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。

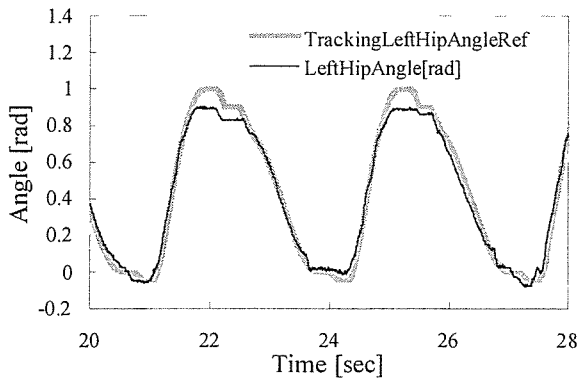
本実験では、このような症状の障害者を想定して、下半身を脱力させた健常者に歩行訓練を行うことで装着者の歩行動作が実現されることを目指す。なお、装着者となる健常者（以降、被験者Bとする）は意識的に下半身を脱力し、下肢の生体電位信号を計測しておくことで、関節トルクが出力されていないことを確認する。また上半身には麻痺がない状態を想定しており、被験者Bは上半身の力を使って重心の移動を行うものとする。以上の歩行訓練実験を通して、本訓練手法の有効性を検証する。

## 2.2 実験方法

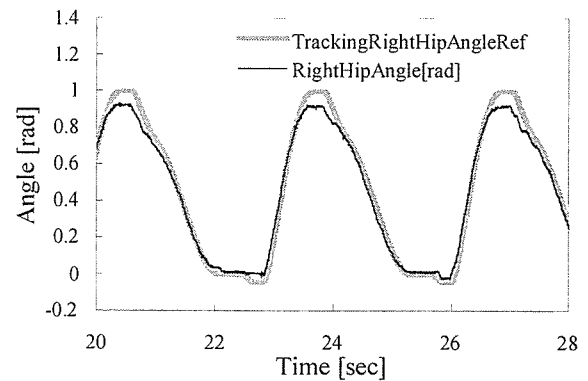
被験者Bは歩行補助具使用下でも歩行が困難な障害者であると仮定しているため、1節のように歩行訓練の実験に先立って、障害者本人の歩行を計測することで歩行周期を調整する作業を行うことができない。そのため、本歩行訓練実験ではまず、被験者Bの体形に近い健常者の歩行軌道（図24）を、歩行周期を十分に長めに調整した上で目標歩行軌道と確定し、装着者の状態に応じたそれ以上の細かい調整は、被験者の実験中の感想等を反映させながら、訓練中に適宜行っていくこととする。なお、被験者Bと、目標歩行軌道の生成に利用した歩行パターン提供者

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。

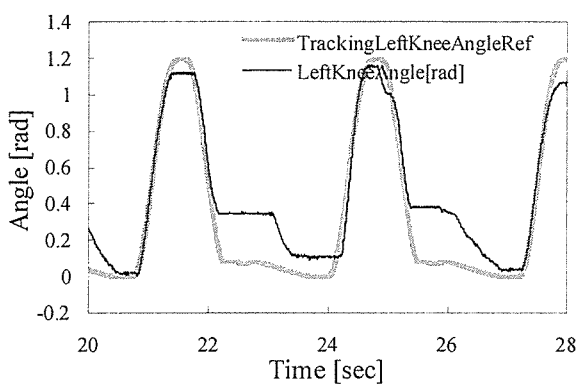
本実験では、図24に示す歩行軌道を左右の脚にそれぞれ適用している。これらの歩行軌道に基づいて、歩行動作中の上半身の姿勢を反映したジャイロセンサのデータ（Roll軸回りの回転）を、装着者の意思、状態推定に利用しながら歩行訓練を行う。本歩行訓練において、1節の歩行訓練時に用いた床反力データを利用しなかったのは、健常者または軽度の下肢障害者の歩行においては、Phaseの遷移の指標に用いるセンサ情報として有効である床反力データが、重度の下半身麻痺の障害者の歩行動作から確実に計測される訳ではないという過去の実験結果に基づいている。重心が確実に支持脚となる脚上に移動されることで計測される床反力が、下半身麻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



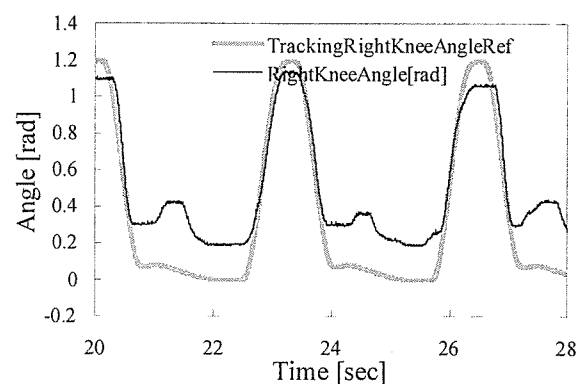
(a) 左股関節



(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

- 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。

## 2.3 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期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期後半や遊脚期では、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

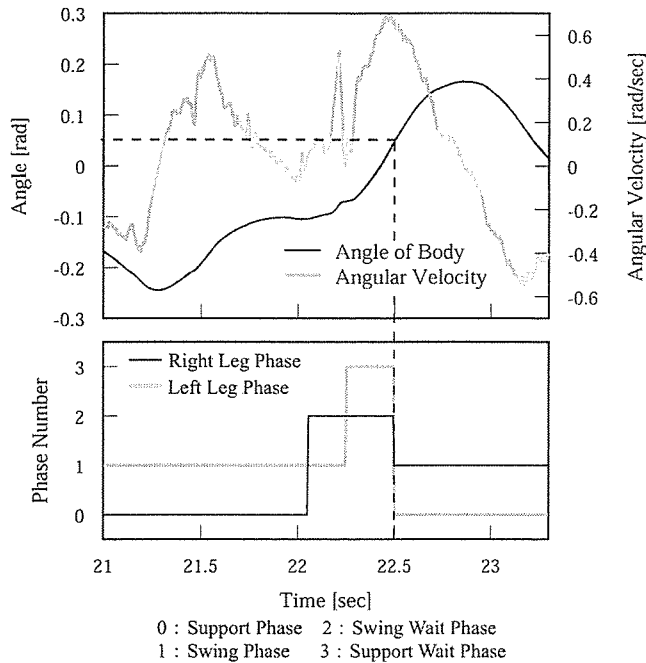


図26 上半身側屈角度に基づいたPhase遷移

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。

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

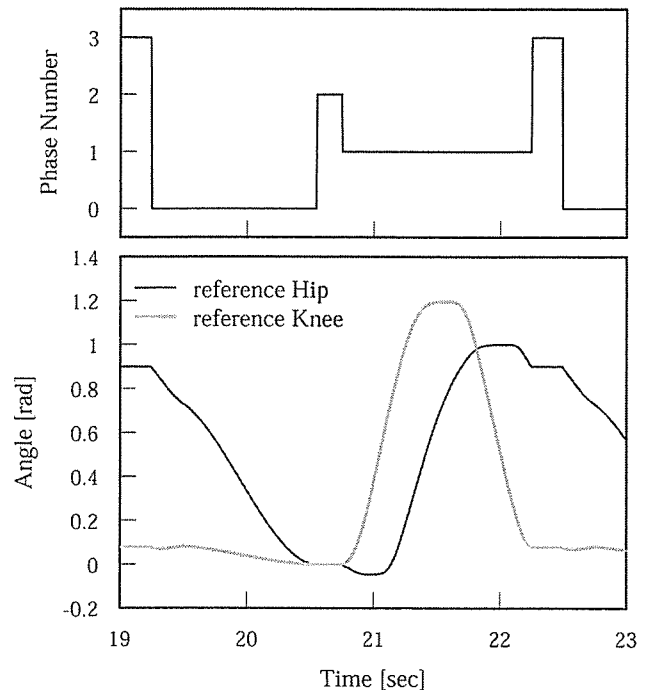


図27 Phase遷移と目標歩行軌道

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。

## 2.4 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。

## D. 結論

本研究では提案するHALによる歩行訓練の手法を実際の歩行訓練に適用することで、本手法の有効性を検証してきた。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。

## E. 研究発表

### 1. 論文発表

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.13, In press, 2007

## 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。

## 歩行支援のための脊椎損傷患者に対する動作解析に関する研究

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

本研究では、ロボ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。当該年度は昨年度に続き、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の利用方法を検討し、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った。

### A. 研究目的

超高齢社会の到来により、総人口に対する高齢者の割合は急速に伸びている。加齢、脊椎損傷、脳卒中など様々な理由で筋骨格系や神経系に障害を負うことで運動機能が低下した人、長期の入院や寝たきりで四肢の運動機能が低下し、自力で歩行等の動作を行うことが困難な人などは、身体機能の回復や維持を目指し、リハビリテーションとして理学療法や作業療法を行っている。理学療法では運動療法と呼ばれる治療が行われており、運動療法は関節可動域運動や筋力強化・筋機能回復運動、歩行などの全身のバランスを必要とする協調性回復運動、日常生活動作(ADL: Activity of Daily Living, 日常生活に必要な基本的な動作で起居, 移動, 入浴, 食事, 整容, 更衣の動作がある)などの患者の身体を理学療法士(PT: Physical Therapist)の手技や器具, または患者自身の力によって動かして治療することをいう。

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。理学療法の過程で患者の運動機能の評価を行う際に現在では、図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

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おこらない
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

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。

## B. 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。

筋力低下し、ADLに支障を来してしまう疾患をもった患者は、自らの自重を脚で支え続けることも困難となる。リハビリテーションの時期は大きく大別して発症直後の急性期、数ヶ月から始まる回復期。の身体を支え維持するだけでも筋力低下を予防することが出来るとして、本研究のロボットスーツにより従来PTが行ってきた運動をシステムに代替する足がかりとする。

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。

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筋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。

## C. 実験結果



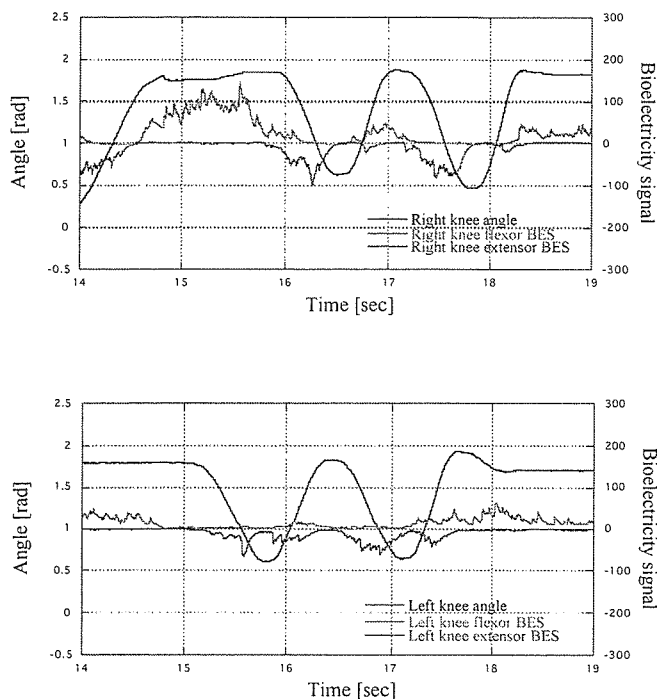


図1 可動域実験

## 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。

## 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あらわ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

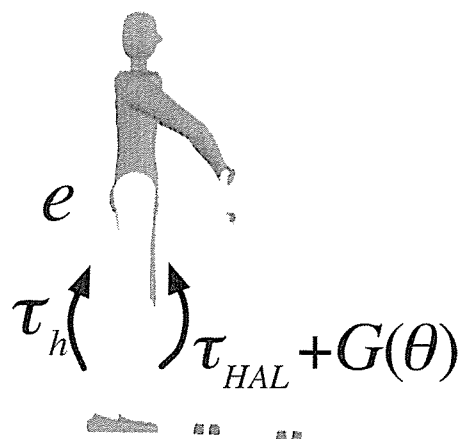


図2 1動作でのキャリブレーション概要図

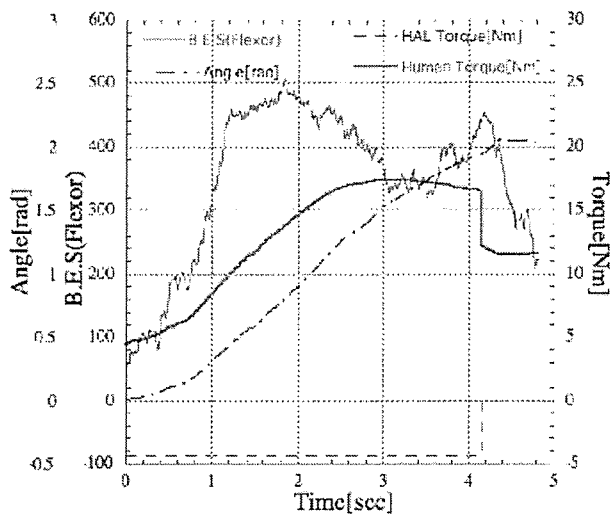


図3 1回の動作によるキャリブレーション

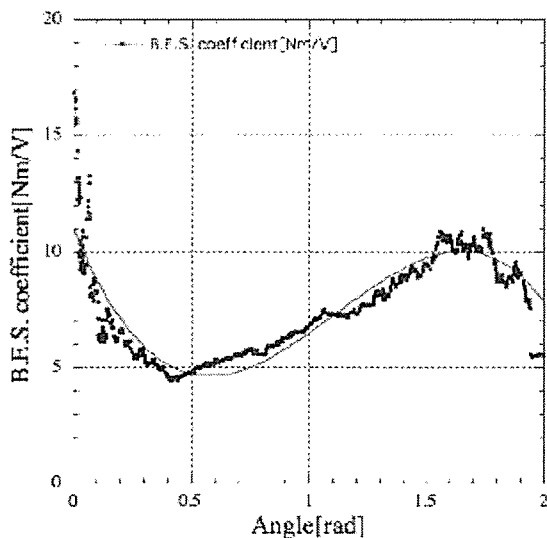


図4 キャリブレーションパラメータの角度に応じた推移

カ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さくなるような近似曲線 $K(\theta)$ を3次関数で最小二乗法により処理することで、

$$K(\theta) = -8.77\theta^3 + 29.3\theta^2 - 25.0\theta + 11.0 \quad (2)$$

の変換係数関数を得た。

このキャリブレーションパラメータを使うことで、生体電位信号と関節角度が分かるとその時刻での装着者の筋発生トルクが推定できる。

今回の1動作でのキャリブレーション方法にかかる時間は、およそ5秒程度で従来手法に比べて大幅に、装着者の時間的身体的負担を軽減させることができたと言える。

## D. 考察

本研究では、ロボットスーツを用いた運動訓練のための支援手法として、関節可動域訓練、および、筋発生トルク診断のためのキャリブレーション方法を提案し、実験を実施した。次年度は、運動機能障害を有する方に実際に適応し、本手法の有効性を検討する。

## E. 結論

本研究では、ロボ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を行った。昨年度に引き続き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った。

## F. 研究発表

### 1. 論文発表

- [1] 間瀬教史, 居村茂幸, 北川薫, 下肢の骨関節疾患患者の筋力回復と筋線維伝導速度との関係, 理学療法学, 33 (Suppl. 2) 293, 2006

- [2] KYOUSU MASE, HIROMITU KAMIMURA,  
SHIGEYUKI IMURA, KAORU KITAGAWA Effect  
of Age and Gender on Muscle Function -  
Analysis by Muscle Fiber Conduction  
Velocity, J.Phys.Ther.Sci., 18, pp.  
81-87, 2006

## G. 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を用いた筋ジストロフィー患者のQOL向上に関する研究

分担研究者 中島 孝 独立行政法人国立病院機構新潟病院副院長

### 研究要旨

本研究では筋ジストロフィー患者のリハビリテーションの現状からロボットスーツの適用可能性について検討した。その結果、ロボットスーツの機能を利用することにより、「起居移動動作補助・訓練および起立歩行補助・訓練」、「ストレッチ（伸張訓練）、関節可動域訓練」、「筋力維持訓練」等筋ジストロフィーの進行を遅らせるために必要な運動訓練・支援に適用できることが分かった。筋ジストロフィーを有する方に適用し、膝関節屈曲伸展動作の動作訓練に関する実証実験を試みた。

### A. 研究目的

筋ジストロフィーの原因解明は遺伝子レベルの研究で急速な展開がみられ、遺伝子治療の展望に関する研究も報告されるようになってきた。しかし病勢の進行を抑えることができるまでの根本的な治療は未だ確立されていないため、リハビリテーションは筋ジストロフィー医療の中で極めて重要な役割を担っている。最近になり筋ジストロフィーは、病気の初期の段階から医学的に障害がその後どのような経過をとるのかを予測できることが可能になってきている。従って病気の診断がなされる時点で障害のことも同時に取り組んでいく必要がある。また、病気そのものばかりではなく病気からくる障害は、症状の進行に伴い実生活の中で大きな障害を及ぼすようになる。その結果、あらたな障害に応じた取組みも必要となってくる。このように筋ジストロフィー患者のリハビリテーションは予想される障害の進行の予防し、現在の障害を軽減させることによって、患者のQOLの向上をはかるといった重要な役割を担うことになる。

筋ジストロフィー患者のリハビリテーションにおけるロボットスーツの利用用途として以下の項目が考えられる。

- 1) ロボットスーツを利用して機能回復が可能なものは適切に対処する。

- 2) 回復の及ばないところはロボットスーツで機能を強化する

本研究では筋ジストロフィー患者のリハビリテーションの現状からロボットスーツの適用可能性について検討した。さらに、筋ジストロフィーを有する方に適用し、膝関節屈曲伸展動作の動作訓練に関する実証実験を試みた。

### B. 研究方法

ここでは、筋ジストロフィーのリハビリテーションに関して実施されるプログラムと現在行われている理学療法について述べる。

#### 1. リハビリテーションプログラム

筋ジストロフィー患者のQOLを向上させるため、（1）将来予想される新たな障害が生じるのを予防する、（2）残っている身体機能を最大限活用するためその手段としての装具や自具を作製する、（3）社会で生活する上で不利益となるようなものを出来るだけ少なくするような手段や環境を整える、（4）身体機能のみならず精神的な面でも励みとなり、生活の内容を最大限豊かなものにする、ことがあげられる。これらの目的を達成するために障害の内容や程度に対応したリハビリテーションプログラムが作成され、以下のような項目にまとめられる。