

図3 Walking motion analysis for joint torque modes

	Phase1		Phase2		Phase3	
Joint	Direction	Mode	Direction	Mode	Direction	Mode
Hip	Flexion	Active	Extension	Free	Extension	Active
Knee	Flexion	Free	Flexion	Free	Flexion	Passive
	↓ Extension				↓ Extension	

図4 Torque modes for walking motion

はほとんど発生していない。これは、股関節によって生成された慣性力が下腿部に働いているためと考えられる。このことから、Phase1での股関節、膝関節での関節トルクの生成モードはそれぞれアクティブモード、フリーモードとなる。Phase2は遊脚期後期で、股関節が最大屈曲

してから伸展動作に移行し、そして遊脚期の足底後部が地面に接地するまでの動作である。股関節は伸展し、股関節屈筋、伸筋の筋電位はほとんど発生していない。また、膝関節角度は伸展位(0[rad])を保っており、筋電位も発生していない。このことから、Phase2での股関節、膝関節での関節トルク生成モードはフリーモードとなる。遊脚で伸展した脚を自重によって地面に降ろしている動作であるといえる。Phase3は上体を支える支持期である。股関節は伸展されながら伸筋に大きな筋電位が発生しており、膝関節は屈曲しながら伸筋に筋電位を発生しているのがわかる。ここでの膝関節の役割は、脚への上体の衝撃を膝の動作によって緩和するためのものと考えられる。よって、Phase3での股関節、膝関節の関節トルクの生成モードは、アクティブモード、パッシブモードとなる。

以上により、分解したPhaseの股関節と膝関節の関節トルクの生成方向および生成モードを図4に示す。

## 2.2 立ち上がり動作

被験者は高さ40[cm]の椅子から立ち上がり動作を行った。図5に立ち上がり時の右脚の股関節、膝関節の角度および屈筋、伸筋の筋電位、右足の前後の床反力を示す。初期姿勢は股関節、膝関節とも約1.5[rad]である。この時の立ち上がり動作を4つのPhaseに分解した。

Phase1:座り姿勢、Phase2:上体を前方へ移行する動作、Phase3:上体を上方へ持ちあげる動作、Phase4:立ち姿勢。立ち上がり動作では特にPhase2とPhase3が重要である。そのため、Phase2とPhase3の関節トルクの生成モードを調べる。

まず、Phase2では股関節が屈曲し膝関節が伸展する際、筋電位は股関節屈筋および膝関節伸筋で発生している。さらに、Phase3では股関節、膝関節が伸展する際、両関節伸展筋が筋電

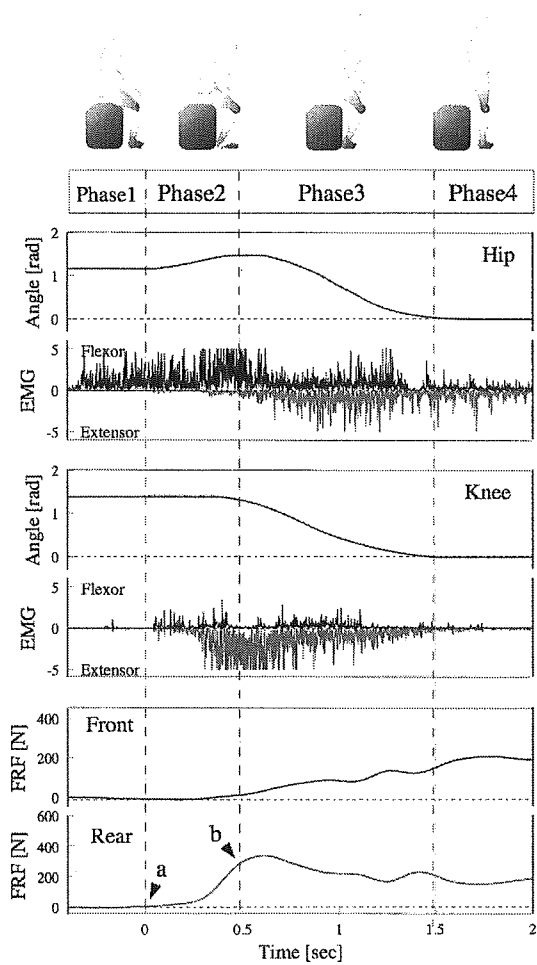


図5 Standing up motion analysis for joint torque modes

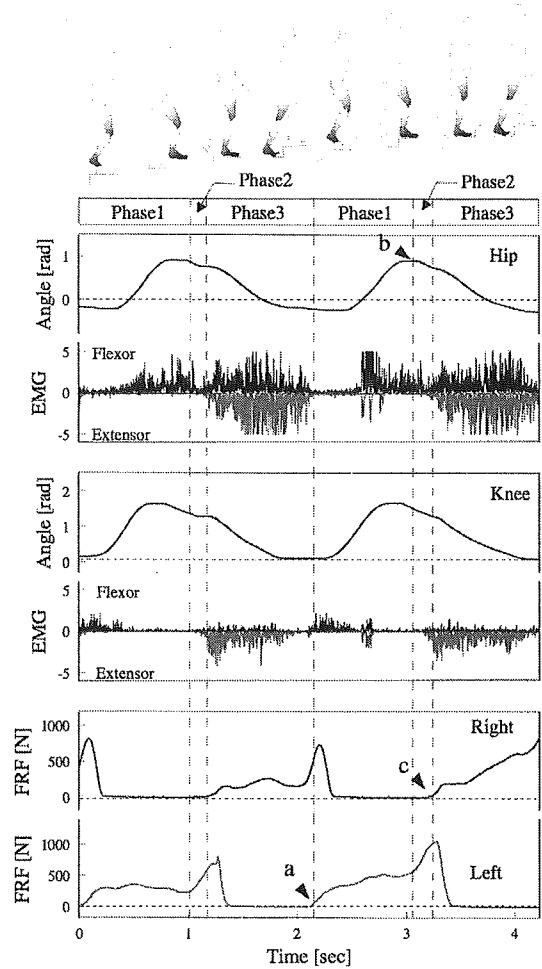


図7 Going stair up motion analysis for joint torque modes

	Phase1		Phase2		Phase3		Phase4
Joint	Mode	Direction	Mode	Direction	Mode	Mode	
Hip	—	Flexion	Active	Extension	Active	—	
Knee	—	Extension	Active	Extension	Active	—	

図6 Torque modes for standing up motion

	Phase1		Phase2		Phase3	
Joint	Direction	Assist torque (Mode)	Direction	Assist torque (Mode)	Direction	Assist torque (Mode)
Hip	Flexion	$\tau_{rh1} = \tau_{rh1\_fl}$ (Active)	Extension	$\tau_{rh2} = 0$ (Free)	Extension	$\tau_{rh3} = -\tau_{rh3\_ex}$ (Active)
Knee	Flexion	$\tau_{rk1} = 0$ (Free)	Extension	$\tau_{rk2} = 0$ (Free)	Extension	$\tau_{rk3} = -\tau_{rk3\_ex}$ (Active)

図8 Torque modes for going stair up motion

位を発生している。すなわち、各Phaseの股関節、膝関節の関節トルク生成モードはアクティブモードとなる。

以上をふまえ、分解したPhaseの股関節と膝関節の関節トルクの生成方向およびトルクモードを図6に示す。

### 2.3 階段上がり動作

被験者は高さ15[cm]，奥行き30[cm]の階段を上った．図7に階段上り時の右脚の股関節，膝関節の角度および屈筋，伸筋の筋電位，左右の足の前部の床反力を示す．階段上り動作を3つのPhaseに分解した．

まず，Phase1は足を階段面から離し，脚を上方へ持ち上げる動作とし，股関節は屈曲され，屈筋に大きな筋電位が発生していることが解る．したがって，股関節の関節トルク生成モードは屈曲方向にアクティブモードとなる．一方，膝関節は伸展位から屈曲するが，屈筋および伸筋での筋電位はほとんど発生していない．これは下腿は動作を行わないまま，大腿部が持ち上がることによって膝関節が屈曲して見える．従って，この時の膝関節の関節トルク生成モードはフリーモードとなる．

次いで，Phase2はPhase1で脚が階段面まで持ち上げた後，階段面に足を接地させるために，脚をわずかに降ろす動作である．股関節，膝関節は共にわずかに伸展しているが，両関節の屈筋，伸筋の筋電位はほとんど発生していない．従って，両関節ともPhase2ではフリーモードとし，脚を自重によって地面に降ろす動作であると考えられる．

Phase3は足を階段面に降ろし，上体を持ち上げる動作である．股関節，膝関節とも伸展し，その際の筋電位，は股関節は伸筋および屈筋，膝関節は伸筋に多く発生している．股関節の筋電位に関しては，上体を片足で支えながら持ち上げるため，股関節を固くして伸展させていると考えることができる．この時の動作は伸展動作のみであるため，股関節の関節トルク生成モードはアクティブモードと解釈する．従って，Phase3の両関節の関節トルク生成モードはアクティブモードとなる．

以上をふまえ，分解したPhaseの股関節と膝関節の関節トルクの生成方向およびトルクモードを図8に示す．

Table 1: Motion information for Phase-shift for walking

Motion information for Phase-shift	
Phase1 → Phase2	$f_{lf}$ : FRF at the front part of the left foot
Phase2 → Phase3	$f_{rr}$ : FRF at the rear part of the right foot
Phase3 → Phase1	$f_{lr}$ : FRF at the rear part of the left foot

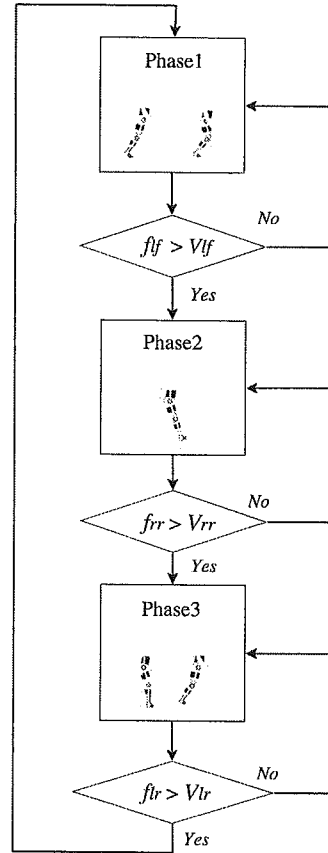


図9 Phase Sequence control algorithm for walking power assist of right leg

### 3. 運動情報を用いたPhaseの遷移方法

Phase Sequence法を利用してパワーアシストを実現するためには，用意したPhaseをスムーズに遷移させなければならない．Phaseの遷移タイミングは装着者の運動意図を反映する必要がある．HAL-3によって生成されるPhaseのトルクが装着者が意図したPhaseと合致しなかった場合，HAL-3は装着者に負荷を与えてしまう恐れがある．ここでは，健常者のタスク動作分析から，各Phaseをスムーズに遷移させるための遷移条件を決定する．

#### 3.1 歩行動作

図3に示す三つのPhaseに分離した右足歩行動作を基に動作解析する。右脚のPhase Sequence 動作のPhase遷移条件として、左右の足の床反力の状態に着目する。Phase1(遊脚期)が開始する右脚が前方へ振り出される際、左足の後部足底が接地する(図3のa地点)。この接地に伴い、左足の後部床反力を検知することができる。次いで、左足の接地部分が後部から前部へ移動する間(図3のb地点)にPhase2が開始している様子がわかる。さらに右足の支持期であるPhase3が始まる際、右足の後部の足底が接地する(図3のc地点)。以上の歩行動作解析結果より、各Phaseを遷移させるための運動情報を表1に示す。

これらの床反力の挙動に基づいて、歩行動作のPhase遷移方法を設定する。まず、Phase1(遊脚期)の状態から、左足の前部床反力 $f_{lf}$ が予め設定した閾値 $V_{lf}$ を越えるとPhase2(遊脚下降期)に遷移する。ただし、 $V_{lf}$ は予めアシストなしの動作解析により見積もる。経験的には一連の歩行動作の中で得られる左足床反力最大値の80%を閾値として設定するとよい。

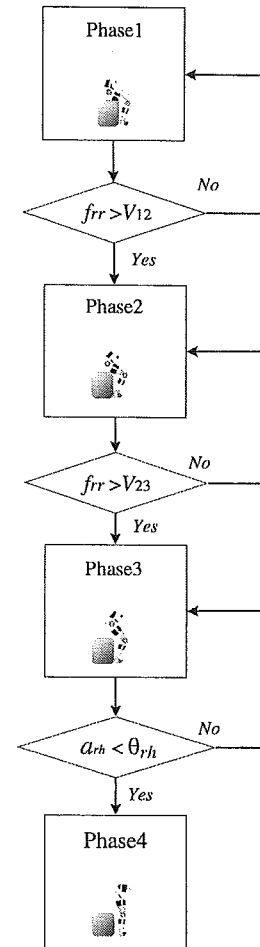
以上、上記の遷移条件に基づいた歩行動作の自律的パワーアシストにおける各Phaseの流れを図9に示す。

### 3.2 立ち上がり動作

図5に示す四つのPhaseに分離した右足立ち上がり動作を基に動作解析する。Phase遷移条件として右足の後部床反力の挙動に着目する。座った状態のPhase1からPhase2への遷移に伴い、右足の後部床反力が徐々に増加している様子がわかる(図5のa地点)。次いで、Phase2からPhase3へ遷移の際は、股関節が最大屈曲を示し、床反力も増加している(図5のb地点)。最後は股関節、膝関節が伸展位状態になりPhase4の直立状態になる。以上の立ち上がり動作の解析結果より、各Phaseを遷移させるための運動情報を表2に示す。

図10 Phase Sequence control algorithm for standing up power assist of right leg

Motion information for Phase-shift	
Phase1 → Phase2	$f_{rr}$ : FRF at the rear part of the right foot
Phase2 → Phase3	$f_{rr}$ : FRF at the rear part of the right foot
Phase3 → Phase4	$\alpha_{rh}$ : Angle at right joint



以上、上記の遷移条件に基づいた立ち上がり動作の自律的パワーアシストにおける各Phaseの流れを図9に示す。

これらの運動情報に基づいて、立ち上がり動作のPhase遷移方法を設定する。まず、Phase1(座位)の状態から、右足の後部床反力 $f_{rr}$ が上体を前方へ移しはじめを判断する閾値 $V_{12}$ を越えると、Phase2へ移行する。ただし、 $V_{12}$ は予め動作解析により設定する。次いで、Phase2の状態から右足の後部床反力 $f_{rr}$ が $V_{23}$ に達した時Phase3へ

移行する。ただし、 $V_{23}$  も予め動作解析により設定するが、経験から一連の立ち上がり動作の中で得られる右足床反力最大値の80%を閾値として設定するとよい。そして、Phase3の状態から股関節の角度がほぼ直立姿勢の状態と判断できる値( $V_{rh}$ )に達するとPhase4になる。

以上、上記の遷移条件に基づいた立ち上がり動作の自律的パワーアシストにおける各Phaseの流れを図10に示す。

### 3.3 階段上がり動作

図7に示す三つのPhaseに分離した右足階段上り動作を基に動作解析する。右脚のPhase Sequence動作のPhase遷移条件として左右の足の前部床反力の状態と右股関節角度に着目する。Phase1が開始する右脚大腿が上方へ持ち上げられる際、左足の前部足底が接地する(図7のa地点)。次いで、右脚を階段面に降ろすPhase2は、股関節角度が最大値に到達した後に始まる(図7のb地点)。さらに、右足の支持期であるPhase3が始まる際、右足の前部の足底が接地する(図7のc地点)。以上の階段上り動作の解析結果より、各Phaseを遷移させるための運動情報をTable 5.3に示す。

これらの運動情報に基づいて、階段上り動作のPhase遷移方法を設定する。まず、Phase1の状態から、右脚の股関節の角度 $a_{rh}$ が閾値 $\theta_{rh}$ を越えるとPhase2へ遷移し、右脚が床面に向かって降りる。ただし、 $\theta_{rh}$ は予め動作解析に基づいて股関節が最大屈曲時に達する角度に設定する。Phase2の状態から、右足の前部床反力 $f_{rf}$ が地面に接地した状態を判断する閾値 $V_{rf}$ を越えると、Phase3へ移行する。そして、Phase3の状態から、今度は左足の前部床反力 $f_{lf}$ が地面に接地した状態を判断する閾値 $V_{lf}$ を越えると、Phase1が開始する。

Table 5.3: Motion information for Phase-shift for going stair up

	Motion information for Phase-shift
Phase1 → Phase2	$a_{rh}$ : Angle at hip right joint
Phase2 → Phase3	$f_{rf}$ : FRF at the front part of the right foot
Phase3 → Phase1	$f_{lf}$ : FRF at the front part of the left foot

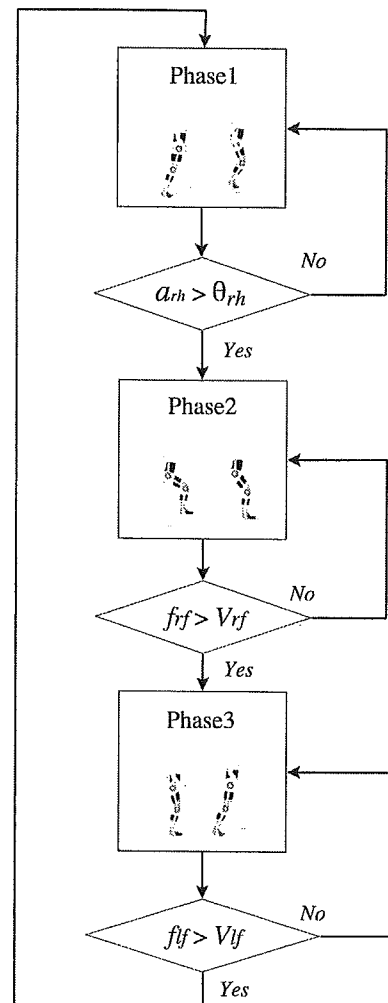


図11 Phase Sequence control algorithm for going up stairs power assist of right leg

以上をふまえて、上記の遷移条件に基づいた階段上り動作の自律的パワーアシストにおける各Phaseの流れを図11に示す。

## C. Phase Sequenceによる歩行パワーアシスト実験

### 1. 実験目標

前節で設計したPhase Sequence法に基づく運動パターンを用いた歩行パワーアシストを行

い、パワーアシスト有りとはパワーアシスト無しの装着者の歩行動作および各Phaseの中で発生する筋活動量を比較することにより、自律的歩行パワーアシストの実現を検証する。

## 2. 実験方法

### 2.1 生体電位信号に基づく評価方法

パワーアシストの効果の評価指標として、装着者のパワーアシストが行われているPhase区間の筋電位量を用いる。これは運動パターンによるパワーアシストが装着者に的確に実行されていれば運動に用いる装着者の力はほとんど必要ないが、装着者にとって無理な運動パターンによりパワーアシストが行われた場合、逆に装着者の筋へ負担がかかりそれらが筋電位に反映されたと考えたからである。

筋活動量は以下の式で示すようにPhase区間の筋電位量 $e(k)$ の和をサンプリング数で割ったものとする。

$$A = \frac{1}{N} \sum e(k) \quad (5.1)$$

ここで、 $N$ はPhase区間のサンプリング数である。さらに、パワーアシスト無しと有りでの筋活動量をそれぞれ $A_n$ ,  $A_a$ とし、ロボットスーツがどのくらいパワーアシストしたのかを相対的に評価する指標として、以下のアシスト率 $A_r$ を定義する。

$$A_r = 100 \times \frac{A_n - A_a}{A_n} \quad (5.2)$$

歩行パワーアシストでは、Phase1の遊脚期における股関節屈筋とPhase3の支持脚期の股関節伸筋および膝関節屈筋の筋電位の活動量に着目する。

### 2.1 被験者

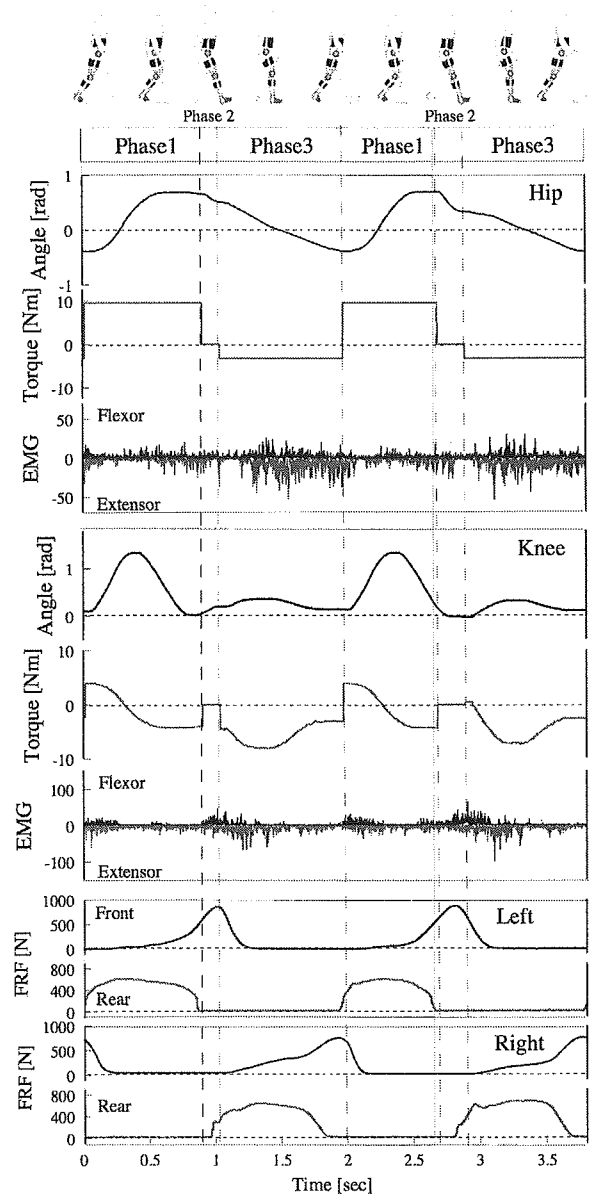


図12 Power assist walking for right leg by using Phase Sequence Controller

健常な20代の男子大学生(身長172[cm], 体重55 [Kg])を被験者とする。これ以降実施される立ち上がり動作および階段上り動作のパワーアシストにおいても被験者は同じである。

## 3. 実験結果

図12に歩行パワーアシスト2周期分の右側股関節と膝関節の関節角度、屈筋伸筋の筋電位、アシストトルクおよび両足の床反力を示す。

図12に示すようにPhaseの遷移において股関節および膝関節の角度はスムーズに繋がってお

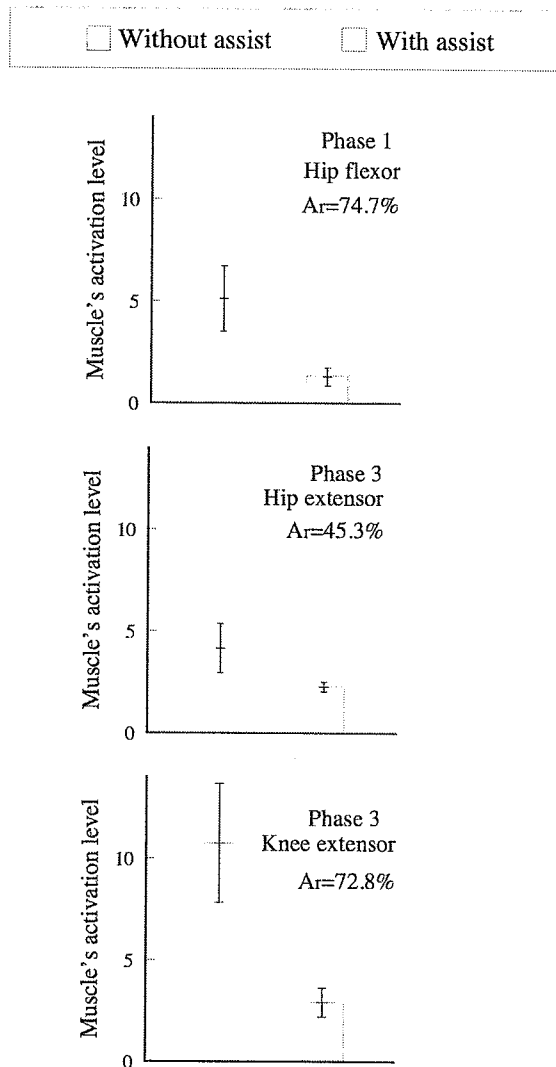


図13 Comparison of the muscle activation level with and without power assist

り、また、パワーアシスト無しの股関節および膝関節動作（図3）と比べても、ほぼ同様な挙動を示しているのがわかる。

また、図13に歩行動作10歩におけるPhase1の股関節屈筋、Phase3の股関節伸筋および膝関節伸筋の筋活動量の平均値と標準偏差を、パワーアシスト有り無しに関してそれぞれ示す。この結果からパワーアシスト有りの筋活動量がパワーアシスト無しに比べ減少しているのがわかる。また、Phase3の股関節伸筋のアシスト率は、Phase1の股関節屈筋、Phase3の膝関節伸筋のアシスト率に比べ低いという結果が得られた。

#### 4. 考察

Phase Sequence手法に基づき各Phaseの運動パターンをそれぞれ実行し、遷移させることによって人間の歩行に近い動作を生成することができた（図12）。また、運動パターン実行中の各Phaseにおける装着者の筋活動はパワーアシスト無しに比べ筋活動量が減少しており（図13）、自律的なパワーアシスト歩行が実現できたといえる。歩行支持期の股関節伸筋のアシスト率が他の筋のアシスト率に比べ低かった理由については以下のように考えられる。歩行支持期の股関節運動の特徴として、上体を前方へ送り出すための伸展動作に加え、転倒を未然に防止する姿勢制御系の動作が挙げられる[53]。今回の歩行では姿勢制御系に関しては装着者に依存している部分が大きいため、Phase3では姿勢制御系の動作での筋活動が行われ、アシスト率を上げることができなかったものと考えられる。

#### D. Phase Sequenceによる立ち上がりパワーアシスト実験

##### 1. 実験目標

Phase Sequence法に基づく運動パターンを用いた立ち上がりパワーアシストを行い、パワーアシスト有り無しのパワーアシスト無しの装着者の立ち上がり動作および各Phaseの中で発生する筋活動量を比較することにより、自律的立ち上がりパワーアシストの実現を検証する。

##### 2. 実験方法

###### 2.1 筋電位に基づく評価方法

式(5.1)、(5.2)による評価方法を基に、立ち上がりパワーアシストでは、Phase2の股関節屈筋および膝関節伸筋、Phase3の股関節および膝関節の伸筋の筋電位の活動量を評価する。

###### 2.2 実験動作

椅子の高さは40[cm]とし、初期姿勢（座り姿勢）は股関節、膝関節とも約90[deg] (1.5[rad])とする。

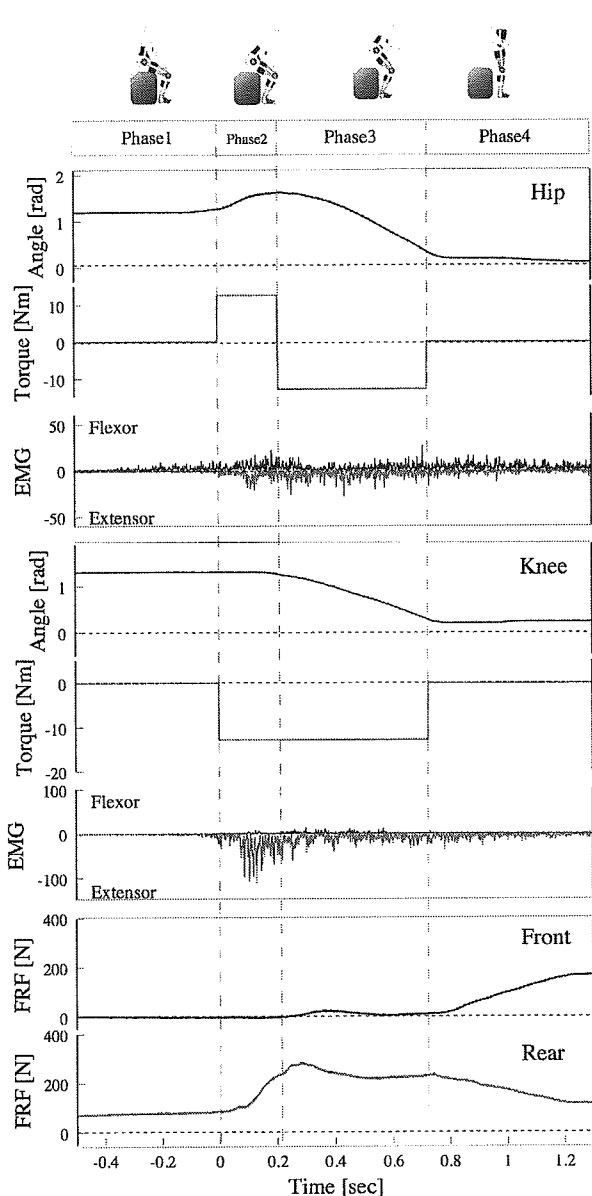


図14 Power assist standing up for right leg by using Phase Sequence Controller

### 3. 実験結果

図14に立ち上がりパワーアシストの右側股関節と膝関節の関節角度，屈筋伸筋の筋電位，アシストトルクおよび右足の床反力を示す。

図14に示すように，アシスト無しの動作(図5)に比べてPhase2の間隔が短い各Phaseは適切に遷移しており，立ち上がり動作が実現している。

図15にPhase2の股関節屈筋，膝関節伸筋およびPhase3の股関節伸筋，膝関節伸筋の筋活動量

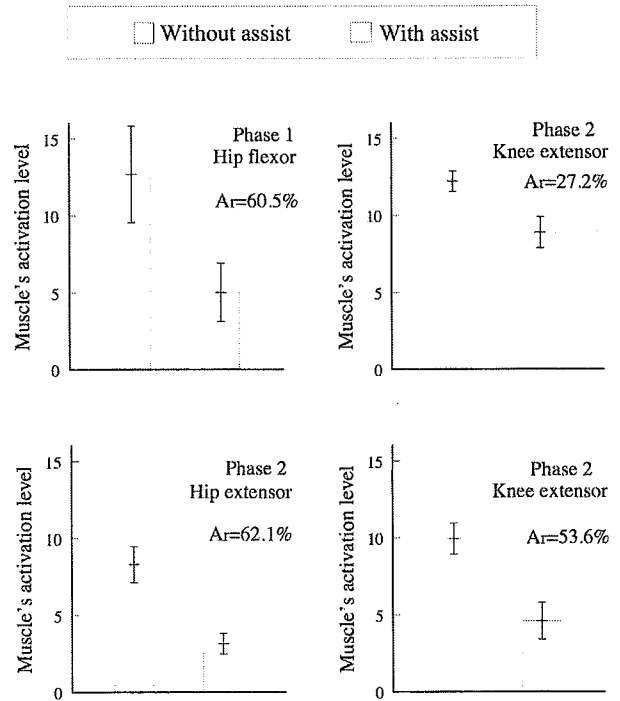


図15 Comparison of the muscle activation level with and without power assist

の立ち上がり動作10回における平均値と標準偏差をパワーアシスト有り無しに関してそれぞれ示す。また，パワーアシスト有り無しでの立ち上がり動作10回におけるそれぞれの平均筋活動量を用いてアシスト率を示す。この結果からパワーアシスト有りの筋活動量がパワーアシスト無しに比べ減少しているのわかる。

### 4. 考察

本実験では立ち上がり動作に関して，動作解析により設計した各Phaseの運動パターンをそれぞれ実行し，遷移させることにより立ち上がり動作を実現することができた(図13)。また，運動パターン実行中の各Phaseにおける装着者の筋活動は，パワーアシストなしに比べ筋活動量が減少しており(図14)，立ち上がりパワーアシスト動作が装着者の立ち上がり動作に効果的に働いた。以上より，本手法によって効果的なパワーアシスト動作を実現することができたといえる。Phase2とPhase3のHALの股関節のパワーアシスト動作に着目すると，Phase2ではHALの股関節を屈曲させることによって装着者の上体を前傾



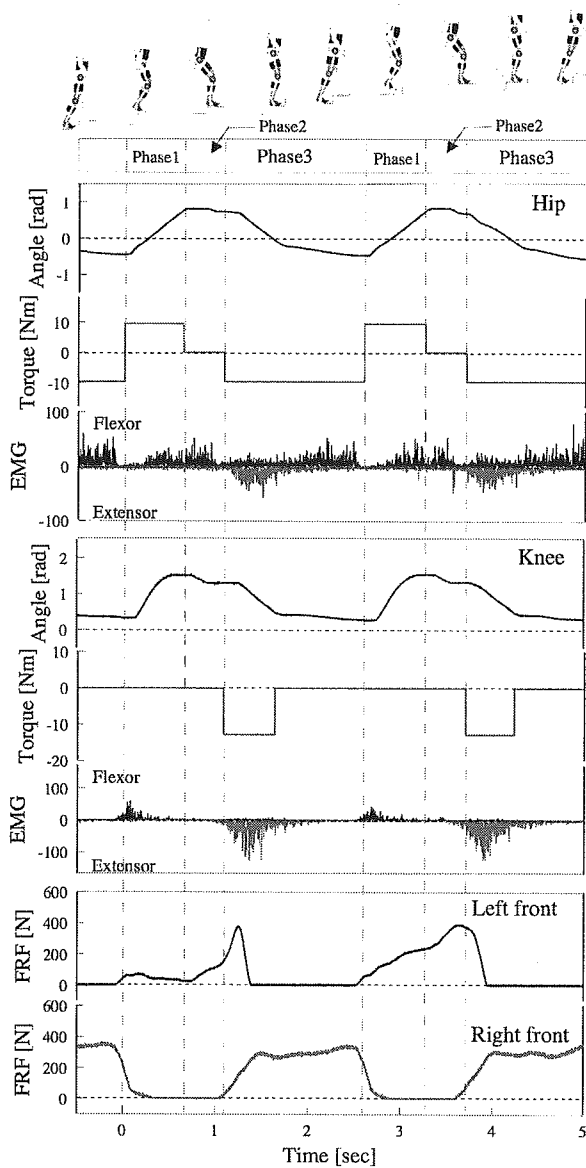


図16 Power assist going up stair for right leg by using Phase Sequence Controller

させている。次いでPhase3に遷移すると股関節は伸展させられる。この動作では上体の前傾(Phase2)に対して、股関節の伸展作用(Phase3)により急激にブレーキがかけられることによって反動が生み出される。この反動は膝関節を伸展させる方向に働く特性を持つ。その結果、Phase2からPhase3のHALの膝関節伸展動作に反動の伸展動作が加えられることになり、効率的なパワーアシスト動作が生成されていることになる。このことは、アクチュエータを効率よく使

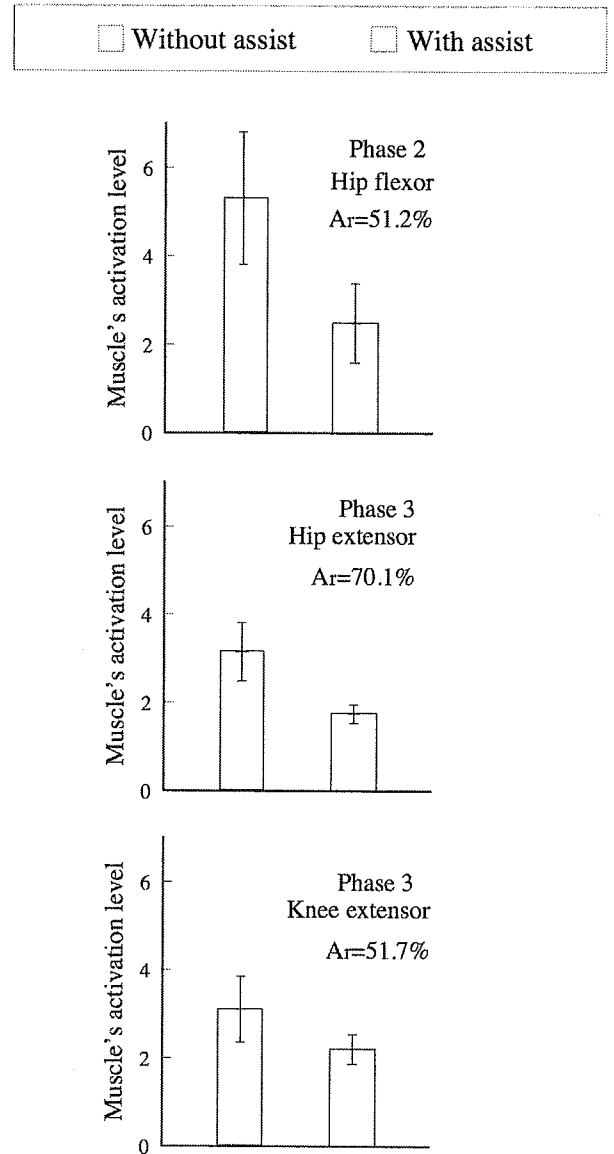


図17 Comparison of the muscle activation level with and without power assist

用するうえでも有効なアシスト手法であることを意味している。

## E. Phase Sequenceによる階段上がりパワーアシスト実験

### 1. 実験目標

Phase Sequence法に基づく運動パターンを用いて階段上り動作のパワーアシストを行い、パワーアシスト有りとはパワーアシスト無しの装着者の階段上り動作および各Phaseの中で発生する筋活動量を比較することにより、自律的な階段

上りにおけるパワーアシスト動作の実現を検証する。

## 2. 実験方法

### 2.1 筋電位に基づく評価方法

式(5.1), (5.2)による評価方法を基に, 立ち上がりパワーアシストでは, Phase2の股関節屈筋および膝関節伸筋, Phase3の股関節および膝関節の伸筋の筋電位の活動量を評価する。

### 2.2 実験動作

高さ15[cm], 幅30[cm]の階段を上る。

## 3. 実験結果

図16に階段上りパワーアシストの2周期分の右側股関節と膝関節の関節角度, 屈筋伸筋の筋電位, アシストトルクおよび両足の前部床反力を示す。

図16よりPhase間の遷移において股関節および膝関節の角度はスムーズに繋がっており, またパワーアシストなしの股関節および膝関節動作(図16)と比べても, ほぼ同様な挙動を示しているのがわかる。

図17にPhase1の股関節屈筋, Phase3の股関節伸筋および膝関節伸筋の筋活動量の10歩における平均値と標準偏差をパワーアシストありとなしに関してそれぞれ示す。また, 10歩におけるそれぞれの平均筋活動量を用いてアシスト率を示す。この結果からパワーアシストありの筋活動量がパワーアシストなしに比べ減少しているのがわかる。

## 4. 考察

階段上り動作における各Phaseの運動パターンをそれぞれHALで実行し, 遷移させることによって階段上り動作を生成することができた(図16)。また, 運動パターン実行中の各Phaseにおける装着者の筋活動はパワーアシストなしに比べ筋活動量が減少しており(図17), 階段上り動作において自律的パワーアシスト動作が実現できたといえる。

## F. 結論

本研究ではロボットスーツの自律動作による歩行, 立ち上がり, 階段上りにおける下肢のパワーアシスト動作の実現について述べた。ロボットスーツに下肢動作を実現させるため, 人間の動作解析により下肢動作をいくつかの基本動作となるPhaseに分解し, それらを遷移させながら実行することで下肢動作を行うPhase Sequence手法を用いた。Phase分解では股関節と膝関節の屈筋および伸筋の活動状態を筋電位より解析し, あらかじめ設定したトルク生成特性に基づいてPhase分解した。また, Phaseの適当な遷移情報として, 動作解析の結果, 床反力や関節角度の運動情報を用いることとした。各動作に対して健常者によるパワーアシスト実験を行い, 各Phaseが適当に遷移したこと, 健常者の筋活動量が減少していることから, 本手法によりロボットスーツが自律的に生成した下肢動作によるパワーアシストの有効性を確認した。

## G. 研究発表

### 1. 論文発表

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. 学会発表

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

## ロボットスーツHALを用いた運動機能訓練プログラムに関する研究

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。

### 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け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

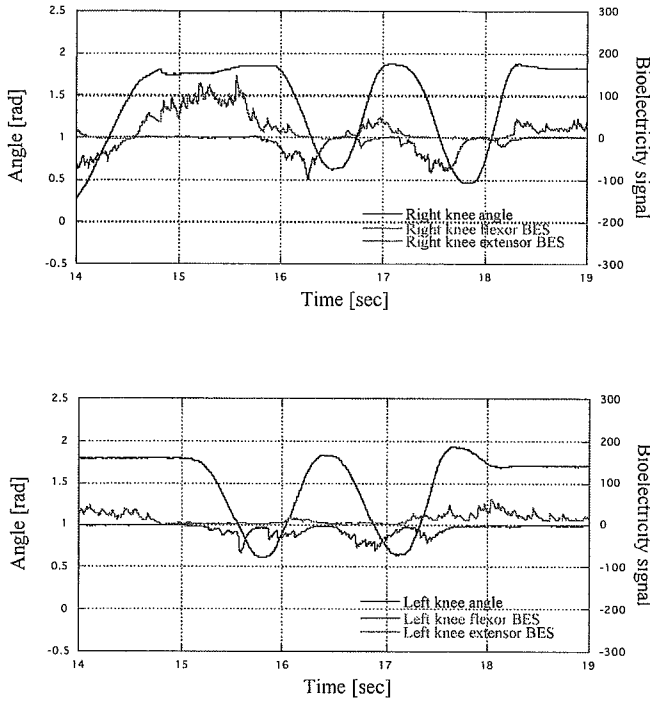


図1 可動域実験

### 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2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、生体電位信号から筋の発生トルクへの変換係数を求めるキャリブレーション方法は、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、装着者の運動意図の推定を行なうことで実現される。

一つの関節周りの筋群を考えた時、生体電位信号を使うことで、主働筋のみ、拮抗筋のみが発生している筋の発生トルクを知ることができる。通常、人間が生成する筋の発生トルクを直

接計測することは困難であるが、本研究ではロボットスーツに備えられた力センサのデータをもとに自らの発生した関節回りのトルクを推定できる。

$$\tau_i = K_i(\theta) \times e \quad (1)$$

$\tau$  : Force sensor

$\tau_i$  : Measured torque

(Force sensor)

$K_i(\theta)$  : Parameter

( $i=1,2,3,4$ )

$e$  : Bioelectrical Signal

本ロボットスーツ開発プロジェクトにおいて、生体電関節トルクを利用して、装着者はこれに釣り合うように力を発揮することで、筋の

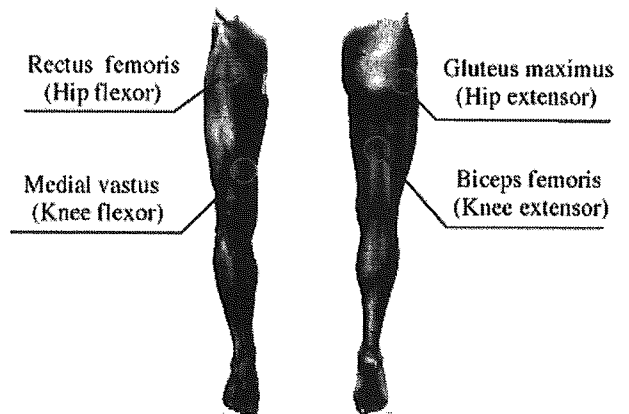
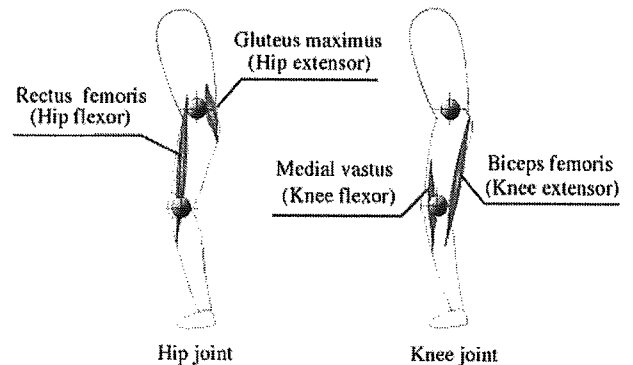


図2 Muscles where the are measured

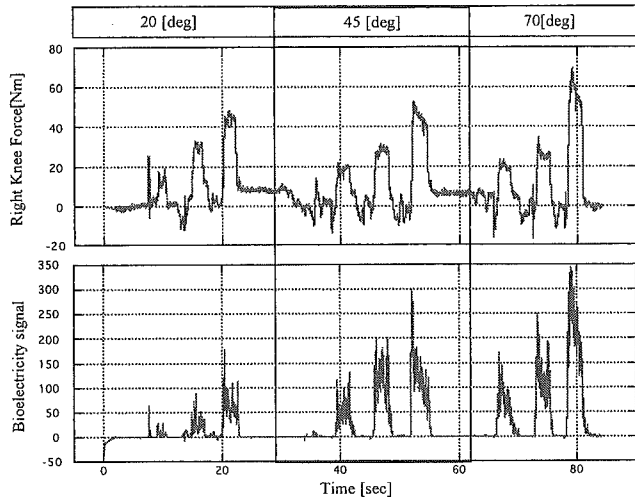


図3 Result of the B.E.S to human's torque calibration

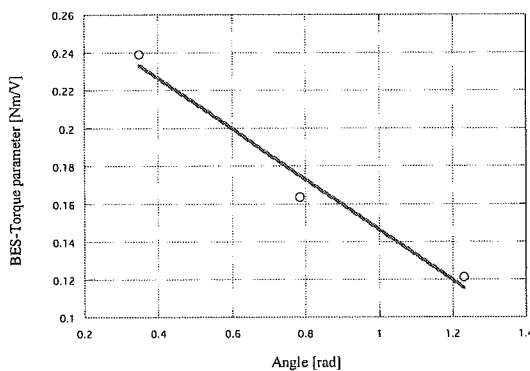


図4 Relationship of calibration parameter and angle

発生トルクとこの時発生している生体電位信号を関係付けるパラメータの同定方法を採用する。

関節角度を20度、45度、70度の3種類の角度でキャリブレーションを行った(図2)。それぞれの試行において力センサの値と生体電位信号にはとても良好な相関が得られた。

関節角度を変えて行った実験結果を図3に示す。

生体電位信号から関節トルクへの変換係数  $K_i(\theta)$  を求めるために関節角度を計3回変えて変換係数との関係を調べたものが、図4である。

#### D. 考察

実験によって得られた左右の膝、股関節回りの屈筋、及び伸筋のキャリブレーションパラメータは角度によって、同じ大きさのトルクを発生した時でも、角度が違えば、人がより簡単にトルクを出せたり、角度に応じてより苦手になってくるということを表していると考えられる。

#### 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することを目的とした。当該年度は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。

#### G. 研究発表

水上昌文, 居村茂幸, 島田一志, 長谷川道子, 石原理恵, 中田玉緒, 脊髄損傷者の Seatingに関する研究(第2報)―姿勢・座位保持能力別の至適車いす条件―, 第40回日本理学療法学会大会, 2005.

## 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。

### 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

そこで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することを本研究の目的とする。

### 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助具を作製する、（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。

- 1) 四肢や体幹での筋力・関節可動域の維持改善

- 2) 四肢の関節や脊柱における変形の予防と軽減化
- 3) 日常生活動作における能力の維持改善（自助具，下肢装具，座位保持装置，車椅子などを処方，作製）
- 4) 社会生活における環境の調整（自宅，学校，職場での生活環境の改善，すなわち玄関，部屋，トイレ，風呂場，ベッド，机，食堂などの改良）
- 5) 家族などの介護労作の軽減
- 6) 精神的援助による生活意欲の向上や余暇活動の援助による生活の質の充実

## 2. 筋ジストロフィーの理学療法

筋ジストロフィーでは，進行すると四肢や体幹の拘縮は必ず起こる．予防によって変形や拘縮は努力によってある程度阻止することは可能である．その予防には早期からの関節可動域訓練や，筋のストレッチを行う．そして，筋力の低下した筋を積極的に動かし維持・増強をはかることも動作能力の維持にとって重要である．以下，理学療法での目的を列挙する．

- 1) 歩行を中心とした起居移動動作能力を可能な限り維持または改善する．
- 2) 四肢，体幹の変形や拘縮の発生を予防・増悪阻止する．
- 3) 筋力を可能な限り長期にわたって維持または増強する．
- 4) 装具，車椅子，電動車椅子の適応により移動能力を維持・再獲得する．
- 5) 呼吸機能障害の進行を可能な限り遅延させる．

## C. 研究結果

以上述べた筋ジストロフィーのリハビリテーションプログラムおよび理学療法からロボットスーツの適用可能性について検討する．

### 1. 起居移動動作補助・訓練および起立歩行補助・訓練

障害の進行とともに歩行不能となり車椅子を使用するようになると，急速に四肢や体幹の変形が発生・増悪してきやすくなるので，可能な限り起立歩行期間を維持しなければならない．これに関しては，患者の障害のレベルに合わせたロボットスーツのアシスト出力を調整することによって患者の起居移動動作および起立歩行の支援を実施する．これにより障害の進行を遅らせることが見込まれる．

### 2. ストレッチ（伸張訓練），関節可動域訓練

関節の運動範囲の増大・維持を目的とする訓練であり，変形や拘縮の発生を遅らせると起居移動動作能力をより長く維持することが可能となる．ロボットスーツには力センサおよび角度センサが付いているので，関節にどのくらいの力をかければよいのかを把握することが出来る．これにより介助者なしで，定量的なストレッチ、可動域訓練が可能となる．

### 3. 筋力維持訓練

進行による筋力低下だけでなく活動量が少なくなることで筋肉の不使用による筋力低下や萎縮がさらに増悪します．この不使用に対する筋力低下を予防する筋力訓練はある程度効果ある．ロボットスーツは支援することだけでなく，装着者に負荷をかけるトレーニング的な仕様（抵抗運動）も可能であり，また，ロボットスーツは筋力を定量的にモニタリングすることが可能であるため，筋ジストロフィー患者の筋力レベルに応じた訓練を効果的に実施することができる．

## D. 考察

ロボットスーツは装着者の力を補助するという従来型のパワーアシスト装置とは異なり、「筋発生力等の身体機能の診断」、「適応リハビリテーション」、「随意・自律のハイブリッ



ト制御による動作支援」を一台で行うことができる装置であり、「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重要な支援・訓練を効果的に実施することができることが分かった。今後はロボットスーツのサイズ可変機構の開発を行った後、筋ジストロフィー患者の進行状況に合わせたリハビリテーション・運動支援手法を提案し、患者のQOLを向上させる手法を検討する。

## E. 結論

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。ロボットスーツの機能を利用することにより、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・支援に適用の可能性があることが分かった。

## F. 研究発表

### 1. 論文発表

- [1] 中島孝、神経難病における遺伝子検査とインフォームドコンセント、神経治療学、2005年（印刷中）
- [2] 中島孝、難病ケアと問題点－QOLの向上とは、臨床神経学、2005年（印刷中）
- [3] ALSのQOL向上と緩和ケア、医療、2005年
- [4] 中島孝、難病の生活の質（QOL）研究で学んだこと — 課題と今後の展望—、JALSA, 64: 51-57,2005
- [5] 中島孝、生をささえる共通基盤をもとめて－QOLの価値観は健康時から重症時へとどんどん変化していく、難病と在宅ケア、10(12): 7-12,2005
- [6] Atsushi Miki, Takashi Nakajima, Mineo Takagi, Tomoaki Usui, Haruki Abe, Chia-Shang J. Liu, BA, and Grant T. Liu, MD, Near-infrared Spectroscopy of the Visual Cortex in Unilateral Optic neuritis, Am J Ophthalmol, 2005, 139:353-356

### III. 研究成果の刊行に関する一覧表

平成17年度 研究成果の刊行に関する一覧表

書籍

著者氏名	論文タイトル名	書籍全体の編集者名	書籍名	出版社名	出版地	出版年	ページ
山海嘉之	LAB. 4 身体機能を拡張するロボットスーツで人の役に立つ	PHP研究所	大人のための「ロボット学」	PHP研究所	東京	2006	93-114
居村茂幸	第12章リスク管理	吉尾雅春	標準理学療法学<専門分野>運動療法学各論第2版	医学書院		2006春 発刊予定	
居村茂幸		居村茂幸	系統理学療法学 筋骨格障害系理学療法学	医歯薬出版		2006春 発刊予定	
居村茂幸		居村茂幸	系統理学療法学 内部障害系理学療法学	医歯薬出版		2006春 発刊予定	

P.93

## 平成17年度 研究成果の刊行に関する一覧表

雑誌

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻名	ページ	出版年
H. Toda, Y. Sankai	Three-dimensional link dynamics simulator based on N-single-particle movement	Advanced Robotics	19(9)	977-993	2005
H. Kawamoto, Y. Sankai	Power assist method based on phase sequence and muscle force condition for HAL	Advanced Robotics	19(7)	717-734	2005
R. Kosaka, Y. Sankai, R. Takiya, T. Yamane T. Tsutsui	Estimation of Physiologic Strategy based on Mathematical Model for assisting and substituting Cardiac Functions for Robotic Artificial Heart	Advanced Robotics	19(7)	735-750	2005
S. Lee, Y. Sankai	Virtual Impedance Adjustment in Unconstrained Motion for Exoskeletal Robot Assisting Lower Limb	Advanced Robotics	19(7)	773-795	2005
李秀雄, 山海嘉之	装着型下肢用パワーアシストシステムによる振り運動での仮想インピーダンス調整に関する研究	日本機械学会誌 C編	71(705)	1686-1695	2005
Hayashi T., Kawamoto H., Sankai Y.	Control Method of Robot Suit HAL working as Operator's Muscle using Biological and Dynamical Information	Proc. of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2005)		3455-3460	2005
Kim Seong Hoon, Sankai Yoshiyuki	Task Generation for Humanoid Robot Walking using Human Motion by Phase Sequence	Proc. of 13th IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication (RO-MAN 2005)		524-530	2005
Kim Seong Hoon, Sankai Yoshiyuki	Stair Climbing Task of Humanoid Robot by Phase Composition and Phase Sequence	Proc. of 13th IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication (RO-MAN 2005)		521-536	2005