

2007(3008)B

厚生労働科学研究費補助金

医療機器開発推進研究事業：

身体機能解析・補助・代替機器開発研究

---

---

人間・機械・情報系の融合複合新技術サイバニクス  
を駆使したロボットスーツHALの開発

**改訂版**

平成17年度～平成19年度 総合研究報告書

---

---

主任研究者 山海嘉之

平成20年(2008)3月

# I. 総合研究報告

# 目次

## I. 総合研究報告書

人間・機械・情報系の融合複合新技術サイバニクスを駆使したロボットスーツHAL  
の開発・・ 2

山海嘉之（筑波大学大学院システム情報工学研究科教授）

ロボットスーツHALの自律制御機構を用いた歩行訓練に関する研究・・・・・・・・ 11

長谷川泰久（筑波大学大学院システム情報工学研究科准教授）

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・・ 36

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）

身体性を考慮したロボットスーツHALのデザインに関する研究・・・・・・・・ 47

五十嵐浩也（筑波大学大学院人間総合科学研究科准教授）

ロボットスーツHALのユーザインタフェースに関する研究・・・・・・・・ 51

葛岡英明（筑波大学大学院システム情報工学研究科教授）

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  
・・ 54

中島孝（独立行政法人国立病院機構新潟病院副院長）

II. 研究成果の刊行に関する一覧表・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 58

III. 研究成果の刊行の刊行物・別冊・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 69

## 人間・機械・情報系の融合複合新技術サイバニクスを駆使した ロボットスーツHALの開発

主任研究者 山海 嘉之 筑波大学大学院システム情報工学研究科教授

### 研究要旨

本事業では、サイバニクス技術を駆使して、全身系の運動機能を拡張・増幅することができるロボットスーツHAL(Hybrid Assistive Limb)を完成させ、これを実用化することを目的とする。本研究では、研究開発基盤となるロボットスーツとして、主に、小型パワーユニットの開発、電装系の分散化、関節可動域の拡大、調節機構の開発、シェルカバーの開発を実施し、世界最新鋭となるロボットスーツを開発した。さらに、動作支援効果を評価するための新たな評価方法の開発と共に、ロボットスーツを用いた遠隔リハビリテーション支援の実現に向けた双方向通信を可能とするインタラクティブロボットスーツを開発した。

### 分担研究者

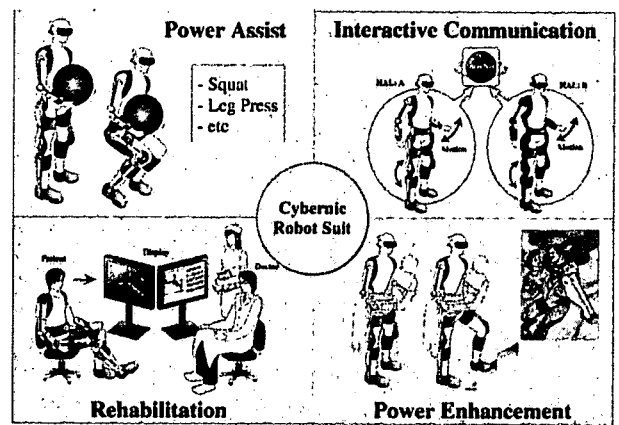
五十嵐浩也（筑波大学大学院人間総合研究科  
准教授）

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）

葛岡英明（筑波大学大学院システム情報工学  
研究科教授）

中島 孝（独立行政法人国立病院機構新潟病院  
副院長）

長谷川泰久（筑波大学大学院システム情報工学  
研究科准教授）



### A. 研究目的

高齢者、運動機能障害者の介護問題は、現在そして未来の大きな社会的問題である。我々は、世界に先駆けて人間の意思通りに身体運動機能を拡張し増幅する下肢用「ロボットスーツ」（試験装置）の開発に成功した。成功の背景には、人間・機械・情報系を融合複合した新しい学術「サイバニクス」開拓が必須であった。サイバニクスは、Cybernetics, Mechatronics, Informaticsを中心として、脳・神経科学、行動科学、システム制御工学、ロボット工学、IT技術、心理学、生理学、システム統合技術などが融合複合した新しい分野である。



図1 身体機能を補助・拡張・増幅する  
ロボットスーツHALと適用例

当該ロボットスーツを用いると、筋力が低下した高齢者や運動機能障害を有する患者のリハビリテーションや自立生活支援、また、重労働となる介護負荷を大幅に軽減することができる（図1参照）。実際に当該システムを、各種運動機能障害者に適応することによって、より具体的な障害・疾患・レベルについて適切な適用



HAL-5 Type-Rでは、自力での立位姿勢維持が困難となった重度機能障害者を支援対象者に含めているため、安全な歩行支援を行うためには立位維持支援が重要となる。そこで従来の下肢装具の構造に学び、立位時の意図しない膝折れを防止するための機構を開発する。

#### 1.4 装着方法の開発

HALと装着者の固定は肩、腰、大腿、下腿の固定バンドによって行っているが、自力での立位姿勢維持が困難となった重度機能障害者が支援対象者の場合は、健常者や軽度、中度機能障害者が支援対象の場合と比べてHALの固定バンドにかかる荷重が大きくなり、姿勢によっては固定バンドと装着者の間でずれが発生し、本来想定される人とHALの位置関係が大きく崩れてしまう可能性がある。そこで、特に腰部の固定手法を開発する。

## 2. 研究結果

以上の開発項目によって製作されたロボットスーツ HAL-5 Type-C、HAL-5 Type-Rの外観、システム構成を図3、図4に示し、各開発項目の成果を以下に述べる。

### 2.1 ロボットスーツ用パワーユニット

従来の実用試作機（HAL-3）と比べ、厚さおよび重量を大幅に減少させることに成功し、



図3 下半身用ロボットスーツHAL-5 Type-C

さらに出力も向上させることができた。Type-Rには、股関節と膝関節に加えて足関節にも小型のパワーユニットを搭載した。図5に足関節パワーユニットの外観を示す。安全機能として、パワーユニット内部には周辺温度・電流量をモニタし正常動作を監視する機能、および異常状態になった場合、異常レベルを通知するアラート機能、パワーユニットの一時停止機能を搭載し、安全性を向上させている。

### 2.2 計測制御システムの分散化

ロボットスーツの計測制御システムを分散化するにあたり、まず、関節部位ごとに計測制御システムのユニット化を行った。汎用性を高めるためユニットのI/Oポートの規格化および各ユニット間および各ユニットとメインコンピュータを安全に効率よく通信するための通信プロトコルの規格化を行った。さらに、各ユニットを関節フレームに配置することを可能にするため、電子回路部品の小型・集積化、およびボード基盤の多層化を行った。これにより、計測制御系メインコントローラ等を小型化することができた。また、拡張ボードを組み込むことにより、各ユニット毎、十分なセンサ情報を扱うことが可能となった。

### 2.3 折れ防止機構

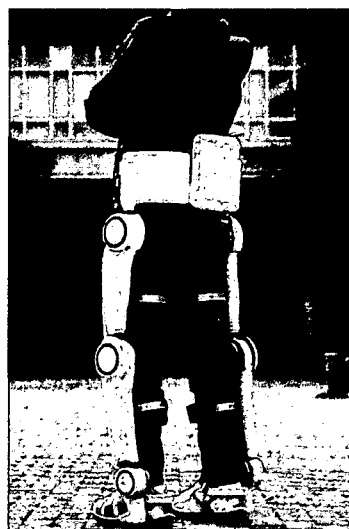


図4 下半身用ロボットスーツHAL-5 Type-R

開発した膝折れ防止バーをHAL-5 Type-Rの下腿フレームに接続した様子を図6に示す。HALのパワーユニットが生成するトルクを確実に装着者の下腿部へ伝達できるようにバーは金属製とし、下腿との接触面積を大きくすることで圧迫による痛みが生じないように、下腿前面の形状に沿うような円弧状のフレームを採用し、フレームの外周を厚さ5mm程度のスポンジで覆った。また同時に、バー装着時に違和感を与えないように膝蓋骨（patella）と脛骨（tibia）上端間の幅約20mmの膝蓋腱上を圧迫部位に選んだ。異なる体格の装着者でも適切な位置に、なおかつ適切な強さでバーが接触するように、バーの設置高さ調整や前後方向の位置調整が可能な構造になっている。

## 2.4 装着方法の開発

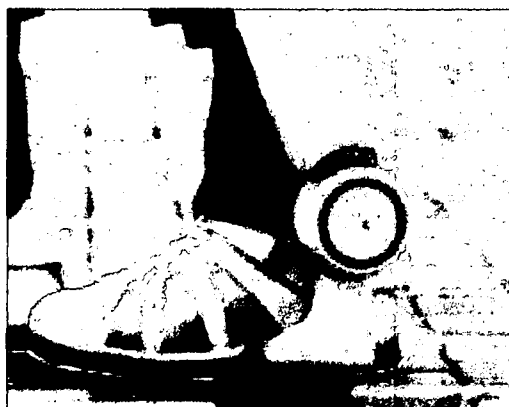


図5 足関節小型パワーユニット

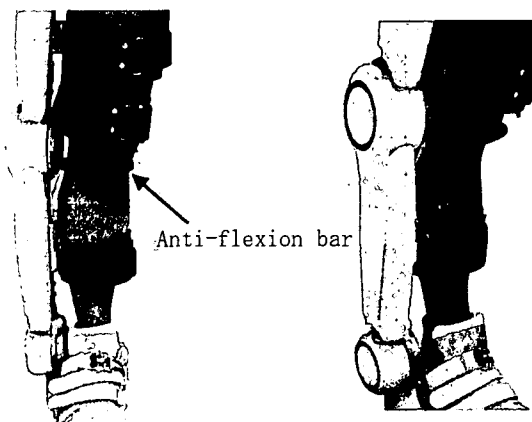


図6 膝折れ防止機構

装着者とHALの腰部の固定位置のずれの問題とその対処法に関して図7に模式図を示す。図中の(1)、(2)、(3)、(4)はそれぞれHALの腰部固定バンド、大腿固定バンド、下腿固定バンド、腰部の固定位置ずれを抑えるために採用した体重免荷装置用スリングを表している。図7(a)は直立姿勢の様子を表しており、適切な位置で固定バンドが装着者の身体を押さえているものとする。これに対して(b)では股関節の屈曲に伴い、臀部が図中の矢印で示す方向に落ち込み腰部固定バンドの固定位置が相対的に腹部から胸部へ滑り上がっている。この現象は重度機能障害者がHALを装着する場合にたびたび発生したため、本研究では股下を押さえる布製のスリングを装着した上で腰部固定バンドを装着し、両者をバンドで連結することで腰部固定バンドの固定位置ずれを防止し、パワーユニットが発生する支援トルクを効率よく装着者へ伝達できるように改善した。

## C. 評価方法の開発

### 1. 研究方法

人間と機械が一体となったシステムでは、機械の運動支援による効果を明確にするため、様々な視点からの評価が必要となってくる。これまで、ロボットスーツの運動支援に対する評

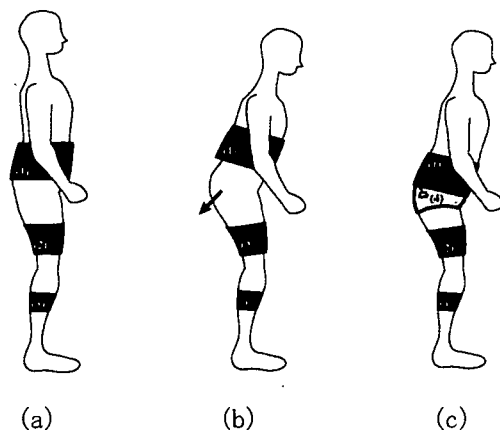


図7 固定位置のずれと対策



図8 運動負荷計測のための呼吸代謝計測装置システム



図9 動作支援評価のための視線装置システム

価方法として運動軌道推移、生体電位信号、電流量、自覚的運動強度等を活用した評価方法を開発してきた。本研究では、よりロボットスーツの運動支援の本質的な評価方法として、生理学的エネルギーと視線に着目した評価方法を開発した。

## 2. 研究結果

運動時の負荷を評価する指標として、エネルギー消費や運動エネルギーを呼気から計測される酸素消費量、二酸化炭素排出量を用いて評価する手法がとられている。HALによる歩行訓練を考えた場合、アシストが的確に実施された場合、アシストが無い場合に比べ、運動負荷が抑えられる。逆に、アシストが的確に実施されていない場合、運動負荷が増大する。トレッドミ

ルを活用したHALによる歩行訓練など、比較的長時間実施する歩行訓練では、装着者に対する運動負荷の傾向が顕著となることが予想される。運動負荷は呼吸時に検出される酸素消費量 ( $\dot{V}O_2$ )、二酸化炭素排出量 ( $\dot{V}CO_2$ ) から推定可能であり、生理学的評価に基づくHALの動作支援評価方法として有効であると考えられる。本研究では、HALの動作支援時に併用して使用できるよう携帯型（図8）の呼吸代謝計測装置を採用した。健常者による基礎実験を実施し、HALの支援効果評価方法として呼吸代謝評価の有用性を確認することができた。

HALの歩行動作支援時に接地時の足の位置が悪いなど、動作支援に違和感があると、装着者の視線が足下を向いてしまい、姿勢を崩してしまう傾向がある。逆に、歩行動作支援が的確に実施され、装着者が安心して歩行訓練を受けている場合は、視線が前を向く。長時間の歩行訓練を実施する場合、装着者の視線の方向で動作支援が的確に行われているか否かの評価が有効であると考えられる。本研究では、動作支援時の装着者の視線方向を検出するため図9で示す視線計測システムを導入した。本視線計測システムは、瞳孔／角膜反射方式を採用しており、近赤外光による角膜反射像と瞳孔中心の距離を画像処理により算出することで高精度で視線方向を決定するものである。本視線計測システムを用いて健常者での基礎実験を行い、HALの支援動作評価方法としての有効性を確認した。

## D. インタラクティブ機能の開発

### 1. 研究方法

開発したロボットスーツを2体活用し、双方向に運動情報の通信を可能とするインタラクティブなシステムを構築する。これにより、装着者同士はインタラクティブ化される。インタラクティブには、相互作用的・現場の(ライブ・リア



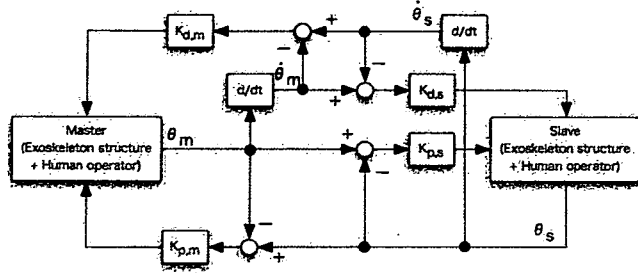


図10 インタラクティブ動作支援のためのバイラテラルマスタースレーブシステム

リアルタイムの)・相乗効果、の意味があり、HALシステムでは、

- HAL同士のネットワークを介して接続された運動教示者（例えば医療専門家）と運動訓練者（例えば患者）が、互いに運動情報の影響を及ぼし合う（相互作用）。
- 訓練側の運動情報がライブに教示側に（情報または運動）提示される（現場の）。
- HALを介して2人3脚の様な、互いがフィードバックし合う人間・機械系が出来、体性感覚が共有される（相乗効果の）。

の3要素を備えたシステムとなる。

本研究では、歩行訓練を想定した動作実験を行い、要求機能や有効性を確認する。

## 6. インタラクティブ機能の開発

HALを活用したインタラクティブな動作支援は基本的に、教示者が生成した動作軌道をHALにより訓練者に教示し、訓練者の軌道を教示者に戻す仕組みとなっている。インタラクティブ歩行支援の大まかな流れ及び特徴を以下に示す。

- 教示者が生成した動作軌道をHALにより訓練者に教示し、訓練者の軌道を教示者に戻す。
- 教示者が歩行を始めると、訓練者はHALからアシストを受けながらの歩行となる。
- 訓練者が教示者の歩行についてきていない場合、教示者は歩行を教示するための運動中

に、関節を動かす際の抵抗感としてHALから進行方向とは逆向きの負荷を感じ、訓練者の運動状態がリアルタイムで把握される。

- 歩行訓練により、訓練者の運動機能が改善し教示側の歩行と同じ運動が達成されると、教示側・訓練側の両者へのHALからのトルクは0となる。

インタラクティブ動作支援で用いる制御を図10ように構成した。

教示側と訓練側とでバイラテラルマスタースレーブを構成し、教示側をマスター、訓練側をスレーブとすると、双方のHALが発生する関節駆動トルクは以下の式となる。

ただし、 $T_{master}$ 、 $T_{slave}$  は教示側のHALの出

$$\begin{aligned} T_{master} &= K_{pm}(\theta_s - \theta_m) + K_{dm}(\dot{\theta}_s - \dot{\theta}_m) \\ T_{slave} &= K_{ps}(\theta_m - \theta_s) + K_{dm}(\dot{\theta}_m - \dot{\theta}_s) \end{aligned} \quad (1)$$

力トルク、訓練側の出力トルクを $K_{pm}$ 、 $K_{dm}$ 、 $K_{ps}$ 、 $K_{ds}$ はそれぞれ、訓練側から教示側への角度フィードバックゲイン、訓練側から教示側への角速度フィードバックゲイン、教示側から訓練側への角度フィードバックゲイン及び教示側から訓練側への角速度フィードバックゲインを示し、 $\theta_m$ 、 $\dot{\theta}_m$ 、 $\theta_s$ 、 $\dot{\theta}_s$ は教示側の関節角度、関節角速度、訓練側の関節角度及び関節角速度を示す。

駆動トルクは式(1)に従って生成され、教示側と訓練側の角度、角速度を一致させるように働くため、両者の姿勢、角速度に不一致があると一致させるように矯正されるシステムとなっている。

ゲインの調整次第では、教示者が歩行運動を行う時、訓練者が下肢の筋力を脱力していても歩行が始まることになり、訓練者にとってはHALからアシストを受ける形となり、教示者は訓練

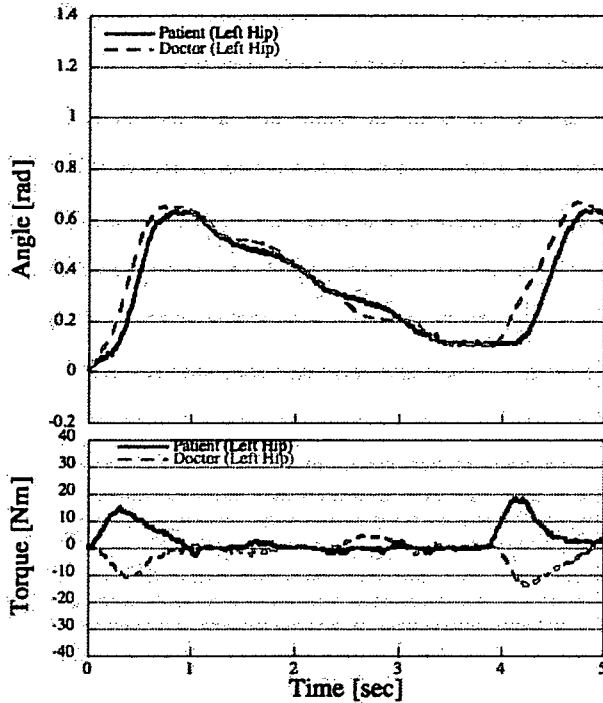


図11 インタラクティブ歩行支援の実験結果

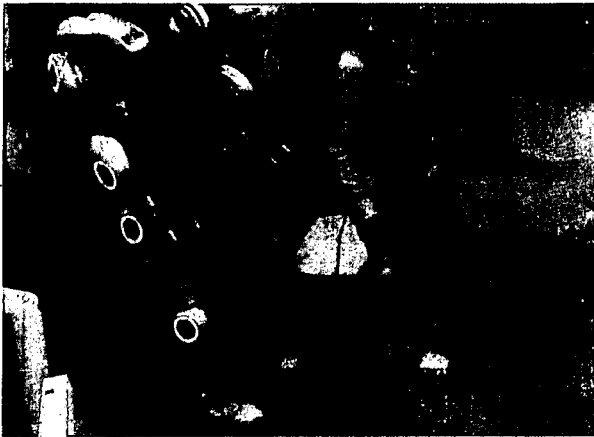


図12 インタラクティブ歩行支援の実験の様子

者が歩行についてきていないことを負荷として感じ取ることになる。

本手法で要求機能を確認するためのインタラクティブ歩行訓練を想定した動作実験結果を図8に示す。股関節角度、HALの出力トルクは屈曲方向を正とした。

実験は教示者と訓練者として健常者が行った。実際の実験の様子を図12に示す。左手前が教示者、右奥が訓練者である。また、この画像の瞬間は図11の0から1[sec]までの左股関節屈曲

の局面であり、画像からも確認できるように訓練者に先んじて、教示者が股関節屈曲しているため、両者の関節角度に誤差が生じ、訓練側はアシスト、教示側は抵抗感として、それぞれ図11のトルクのグラフから確認できる。

## D. 考察

本研究で開発されたロボットスーツに関しては運動訓練用として研究開発基盤となるものであり、実際に脊椎損傷を有する方に対して運動訓練支援を実施した。

本事業で開発した研究成果活用することで、以下の効果が期待される。

- 1) 次世代運動機能再建：片麻痺患者の患側に健側の運動特性情報を注入する
- 2) 感覚フィードバックの疑似再建（神経系リハビリテーション）
- 3) 次世代遠隔リハビリテーション：遠隔から理学療法士/作業療法士/医師等がロボットスーツを装着した高齢者・障害者の身体状態を確認
- 4) 世界初のリアルタイム筋力モニター：身体特性やリハビリテーション効果を定量的に捉える

## E. 結論

本研究では リハビリ支援用として共通研究開発基盤となるロボットスーツHALの開発を行い、重度障害者にも対応できる世界最新鋭のロボットスーツを完成させた。さらに、動作支援効果を評価するための新たな評価方法の開発と共に、ロボットスーツを用いた遠隔リハビリテーション支援の実現に向けた双方向通信を可能とするインタラクティブロボットスーツを開発した。

今後は、当該プロジェクトの研究成果により開拓されたロボットスーツHALを多くの利用希望者への適用を医療従事者と共同で推進し、一般家庭内での使用を想定したHALを開発すること

で、在宅での遠隔リハビリなど真に社会に貢献できる実用化研究開発へ展開する予定である。

## F. 健康危険情報

特記事項なし。

## G. 研究発表

### 1. 論文発表

- [1] Toda, Hideki; Sankai, Yoshiyuki, Three-dimensional link dynamics simulator based on N-single-particle movement, *Advanced Robotics*, Vol. 19, No 9, pp. 977-993, 2005
- [2] H.Kawamoto, Y Sankai, Power assist method based on phase sequence and muscle force condition for HAL, *Advanced Robotics*, vol. 19, no.7,pp.717-734, 2005
- [3] S. Lee, Y. Sankai, Virtual Impedance Adjustment in Unconstrained Motion for Exoskeletal Robot Assisting Lower Limb, *Advanced Robotics*, vol. 19, no.7, pp.773-795, 2005
- [4] Ryo Kosaka, Yoshiyuki Sankai, Ryoichi Takiya, Takashi Yamane, Tatsuo Tsutsui, Estimation of Physiologic Strategy based on Mathematical Model for assisting and substituting Cardiac Functions for Robotic Artificial Heart, *Advanced Robotics*, vol.19, no.7, pp.735-750, 2005
- [5] 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巻, 705号, pp1686-1695, 2005
- [6] Hayashi T., Kawamoto H. and 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)*, CD-ROM, pp. 3455-3460, 2005
- [7] Kim Seong Hoon and 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)*, CD-ROM, pp.524-530, 2005
- [8] Kim Seong Hoon and 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)*, CD-ROM, pp.531-536, 2005

[9] 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 (SMC2005)*, CD-ROM, pp.2707-2713, 2005.

[10] H.Toda, T. Kobayakawa, Y. Sankai, A multi-link system control strategy based on biological reaching movement, *Advanced Robotics*, Vol.20, No.6, pp. 661-679, 2006.

[11] 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] 山海嘉之, 河本浩明, "サイバニクス技術が生み出す人間と機械の一体化・共依存システム: サイバーノイド", 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.599-600, 2005
- [2] 河本浩明, 山海嘉之, "人間とロボットの相互作用力に着目した身体動作補助のためのパワーアシスト法", 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.601-602, 2005
- [3] 林 知広, 山海嘉之, "人の生体力学特性を反映したロボットスーツHALによる適応的アシスト法", 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. 603-604, 2005
- [4] 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
- [5] 川畑共良, 桜井尊, 山海嘉之: "ロボットスーツHALのための設計シミュレーション環境とテストユニットへの適用", *日本機械学会第18回計算力学講演会講演論文集*, pp.713-714, 2005
- [6] 河本浩明, 塚原淳, 山海嘉之, 人間の動作特性を考慮したロボットスーツHALによる立ち上がり動作支援に関する研究, 第7回計測自動制御学会システムインテグレーション部門学術講演会 (SI2006), pp.345-346, 2006.
- [7] Y. Sankai, Leading Edge of Cybernetics: Robot Suit HAL, *SICE-ICASE International Joint Conference 2006 (SICE-ICCAS 2006)*, Plenary talk, 2006
- [8] 山海嘉之, ロボットスーツの医療への応用, 筋ジストロフィー治療のエビデンス構築に関する臨床研究, H18年度ワークショップ特別講演, 2006
- [9] 山海嘉之, Cybernetics : Fusion of Human, Machine and Information System, 第1回サイバニクス国際シンポジウムISC2008, 2007

- [10] 山海嘉之, サイバニクス:人・機械・情報系の融合複合, 電子情報通信学会総合大会, 2007
- [11] 山海嘉之, サイバニクス 人間支援テクノロジー 脊髄損傷に対する支援テクノロジーの展望 (JOMAR), 第1回日本嗅粘膜移植研究会, 2007
- [12] Yoshiyuki Sankai, Augmenting Human Capabilities with Hybrid Assistive Limbs and Ubiquitous Sensor Networks, International Symposium on Ubiquitous Computing System (UCS 2007), Invited Talks, 2007.
- [13] Yoshiyuki Sankai, HAL:Hybrid Assistive Limb based on Cybernics, the International Symposium of Robotics Research(ISRR 2007), 2007
- [14] 山海嘉之, HAL: Hybrid Assistive Limbs, 第37回日本臨床神経生理学会学術大会, 2007.
- [15] 山海嘉之, 夢拓く人と技術との共生ーHALの開発を通して, 人間福祉学会2007 招待講演, 2007
- [16] 山海嘉之, 身体機能を強化するロボットスーツ HAL, ジョイント・シンポジウム2007
- [17] スポーツ工学シンポジウム/シンポジウム: ヒューマン・ダイナミクス 特別講演, 2007
- [18] 山海嘉之, ロボットスーツHALを中心とした工学機器の開発と将来への展望, 第42回日本脊髄障害医学会, 2007.
- [19] Yoshiyuki Sankai, Assistive Robotics, The University of Southern California (USC), Global Conference, 2007
- [20] 山海嘉之, サイバニクス最前線:サイボーグ型ロボット技術と人間支援, 健康福祉分野におけるテクノロジー活用セミナー, 2007
- [21] Yoshiyuki Sankai, HAL: Hybrid Assistive Limb, International Conference on Kansei Engineering and Emotion Research 2007 (KEER 2007), Plenary Speech, 2007
- [22] 山海嘉之, 次世代の動作補助ロボットスーツ・HAL, 第42回日本理学療法士協会全国学術研修大会, 特別講演, 2007
- [23] 山海嘉之, 人の活動を支援するロボットスーツ HAL, 第5回生活支援工学系学会連合大会, 2007
- [24] 山海嘉之, サイバニクス最前線:医療福祉を支える次世代テクノロジー, 日本機械学会茨城講演会, 特別講演, 2007
- [25] 山海嘉之, 高齢化時代を支援するロボットスーツ, 第26回日本医用画像高学会大会, 2007.
- [26] 山海嘉之, 少子高齢社会を支える最新技術「サイバニクス」ーロボットスーツHAL, そして, 統合メディケアへー, 第57回日本病院学会, 記念講演, 2007
- [27] 山海嘉之, 医療・福祉分野に活かすロボット技術 ロボットスーツHAL開発者の観点から, 国際福祉健康産業展 ウェルフェア, 基調講演, 2007
- [28] Yoshiyuki Sankai, A New Academic Frontier “Cybernetics” : Robot Suit HAL, IEEE/ International Conference on Mechatronics
- [29] Yoshiyuki Sankai, HAL: Hybrid Assistive Limb, DRT4ALL(International Congress on Domotics Robotics and Remote-assistance for All), 2007

## H. 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の自律制御機構を用いた歩行訓練に関する研究

分担研究者 長谷川 泰久 筑波大学大学院システム情報工学研究科准教授

### 研究要旨

本研究では、下半身の運動機能に障害を有する方への歩行訓練として、ロボットスーツを用いて、健常者の歩行パターンを自律的に生成することによる歩行訓練手法を提案し、実験により本手法の有効性を検討する。動作方法はロボットスーツによる軌道追従制御によって実現した。この軌道追従制御に用いる目標軌道は、健常者歩行の計測から得られた下肢関節角度パターンから生成した。さらに、歩行訓練中の装着者の動作意思に応じて、タイミングよく歩行軌道の提供が行えるための意思推定手法の開発を行った。本手法は、人間の歩行動作特性を解析することにより、現在の運動からその先に行われるべき運動を適切に決定することが可能である。

### A. 研究目的

歩行訓練は筋力やバランスなどの要素的訓練とともに、適正な歩行パターンを反復することの重要性も指摘されている。歩行が単純な要素的な運動の繰り返しではなく、脊髄の中枢パターン発生器(Central Pattern Generator)によって誘発される下肢全体の協調的な運動であることを考えると、下肢の歩行パターンの反復訓練はそのパターンを強化する合理的な訓練手法といえる。しかしながら、このような訓練は訓練者の指導および介助等に理学療法士が1対1で対応する必要がある、理学療法士に身体的・精神的負担を大きくかけてしまう問題がある。

理学療法士による作業の代わりにロボットを導入し、ロボットによる力で歩行パターンを訓練者に直接提供することによって、効果的な歩行訓練が実施できると考えられる。さらに、理学療法士の負担も軽減され、多くの訓練者に十分な訓練時間や訓練回数を効率的に増やすことも期待できる。

そこで、本研究では、下半身の運動機能に障害をもっておられる方への歩行訓練として、ロボットスーツを用いて、健常者の歩行パターンを生成することによる歩行リハビリテーション訓練手法を提案し、実験により本手法の有効性を検討する。

### B. 歩行軌道生成手法

#### 1. 研究方法

歩行訓練を行う際に、予め用意しておいた健常者の歩行パターンに基づいた脚の動きを実現する機能の開発は、単に脚を前に振り出して装着者を前進させることができるという点に止まらず、より人間の運動特性に適した歩行訓練を実現できるという点で重要である。そこで本研究では、健常者歩行の関節角度軌道に、HAL装着者の関節角度を追従させるような軌道追従制御を行い、より健常者歩行に近い歩行訓練の実現を目指す。実際には目標軌道として、下肢関節角度データと角速度データを用いたPD制御を行う。本章では、軌道追従を行うために予め準備しておく健常者の歩行パターンに基づいた目標軌道に関する基本概念を示し、実際に歩行訓練のための目標歩行軌道を生成するための方法について説明する。

目標軌道の生成には、以下の手続きが必要となる。

- (1) 複数人の健常者の歩行を計測。
- (2) 歩行訓練の対象となる障害者の身体パラメータを計測し、目標軌道生成に相応しい健常者のパターンを選定。

(3) (2) で選定された健常者の歩行中の関節角度データから、仮の目標軌道を生成。

そこで本節では、それぞれの手続きについて詳説する。なお、(3)で生成される目標軌道は、歩行訓練を行う前に予め用意しておかなければならない角度パターンであるが、実際に軌道追従による歩行訓練を行う際には、再度装着者の動作意思や動作中の状態に応じた軌道の修正が必要である。そのためここでは仮目標軌道と表現した。

### 1.1 健常者の歩行計測

健常者にHALを装着した状態で歩行を行ってもらい、歩行中の関節角度データを計測する。この際に、HALは歩行訓練機能が働いていない状態で、モーションキャプチャシステムとして利用する。但し、HALの重量、アクチュエータの粘性や静止摩擦は装着者にとって負荷となるため、それらの補償のみHALのアクチュエータが行っておく。これによって装着者はHALの機構的拘束を感じることなく通常の歩行が行える。なお本研究では、障害者は姿勢の安定化のため歩行器を利用することが前提となっており、障害者への歩行訓練時と同様の姿勢で角度パターンが計測できるように、健常者の計測においても歩行器を利用することにする。

### 1.2 訓練者の身体パラメータ計測と健常者パターンの選定

より近い体形の健常者による目標歩行軌道を提供し、動作中装着者に違和感を与える可能性を低減させるために、対象となる訓練者の身体パラメータを計測する。このパラメータと、予め歩行パターンの計測を行っておいた複数の健常者のデータを比較することで、より適切な健常者パターンを選定できるようになっている。なお、ここで扱う身体パラメータは、身長と体重、および、大腿長と下腿長の4種類である。

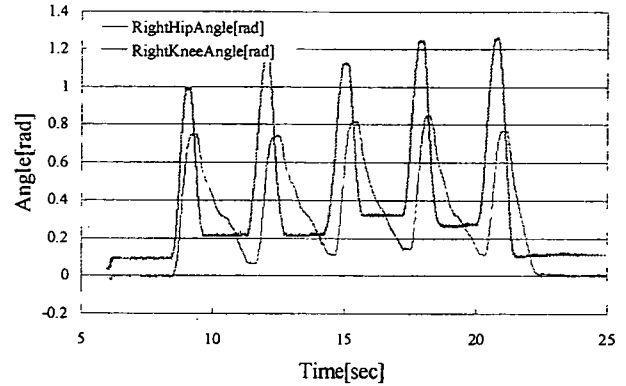


図1 ある健常者歩行の右脚下肢関節角度データ

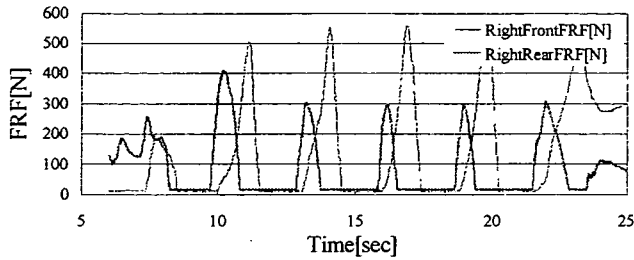
### 1.3 仮目標軌道の生成

仮目標軌道は以下で述べるStep 1からStep 7の手続きに従って、歩行計測終了直後に、歩行中の一連の関節角度データに基づいた角度パターンとして生成される。実際に健常者の歩行計測によって得られた右脚下肢関節角度データの一例を図1に示す。

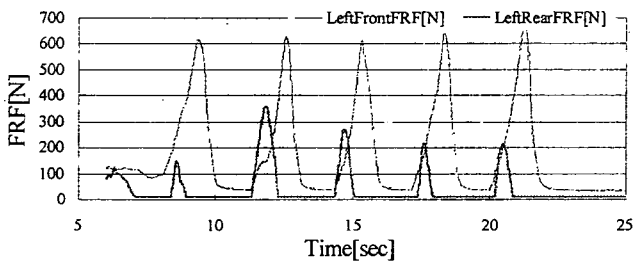
また以下の説明中で示すグラフ等は図1と同一歩行のデータから作成しており、左右の脚で同一手法を用いて軌道生成を行っているため、右脚のデータに着目して説明する。さらに、詳しい軌道生成手法の説明では、右股関節のデータを例として取り上げることにする。

#### [Step 1] 計測された角度データを1周期毎のパターンに分解

歩行中の装着者の床反力データから、支持脚期から遊脚期への切り替わり時刻で関節角度データを分解する。なお本研究ではこれ以降度々、歩行1周期を歩行中の脚の状態によって遊脚期と支持脚期の2種類の期間に分割して考えていく。またそれぞれの期間はPhase（相）と呼ばれる単位で扱うこととする。つまり歩行1周期は、遊脚期と支持脚期の2Phaseから成り立つことになる。図2(a)と(b)は計測された左右の床反力センサのデータで、爪先側、踵側の両センサ出力を示している。本研究では爪先側、踵側の

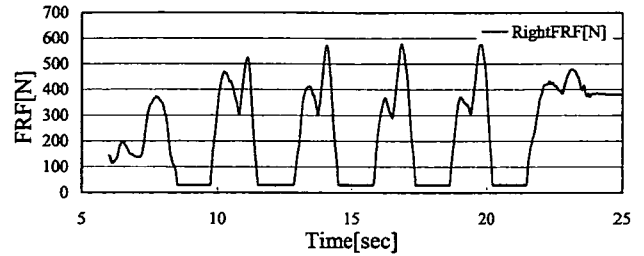


(a) 右脚用センサ

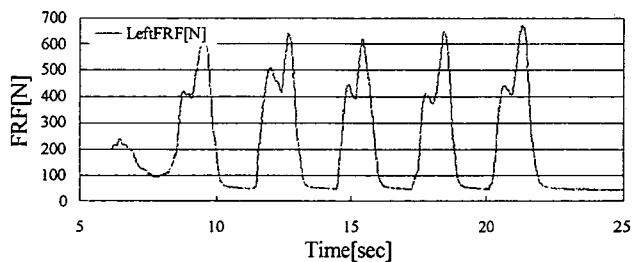


(b) 左脚用センサ

図2 床反力センサ出力



(a) 右脚床反力（床反力センサ前後の合計値）



(b) 左脚床反力（床反力センサ前後の合計値）

図3 床反力データ

両センサ出力を合計した値を指標として用いることにする。図3 (a)が右脚、図3 (b)が左脚の合計値データである。このデータから、支持脚期から遊脚期に遷移する時刻を自動抽出する。

本研究では、右脚の支持脚期から遊脚期へのPhase切り替わり時刻は、左脚センサ出力が右脚センサ出力を上回る瞬間の時刻を抽出することとした。つまり本手法は重心移動が直接反映され、どちらかの脚に重心を移動させると必然的にPhaseの遷移と判定される仕組みである。またこの手法で抽出される時刻は、実際の支持脚期から遊脚期への遷移時刻（これから前へ振り出される脚の爪先が完全に床から離れる時刻）より早い（図4）。しかし、本研究におけるPhaseの切り替わりは単に足裏が床面に接地しているかどうかではなく、歩行訓練中の装着者が次のPhaseに遷移できるかどうかの判断基準としての意味を持つ。そのため、図4からも分かるように、既に下肢関節の屈曲動作が始まってしまった後にPhaseが遷移したと判定される手法よりも早い時刻を抽出できる本手法は、アシスト対象

者の状態や動作意思を推定しながら歩行訓練を行うための軌道生成に適していると言える。

この手法で抽出されたPhase遷移時刻に基づいて、一連の関節角度データを歩行1周期分の角度データに分解する。分解される前の右脚の角度データを図5に、分解された1周期毎の右脚股関節角度のデータを図6に示す。

なおStep 1では、支持脚期から遊脚期に遷移する時刻を自動抽出すると同時に、遊脚期から支持脚期に遷移する時刻の自動抽出も行っている。上記手法同様、右脚の遊脚期から支持脚期へのPhase切り替わり時刻は、右脚センサ出力が左脚センサ出力を上回る瞬間の時刻を抽出することとした。一方ここで抽出される右脚の遊脚期から支持脚期へのPhase切り替わり時刻は、左脚が遊脚期に遷移する時刻と一致しており、左右の脚のPhaseは図7に示す関係にあることが分かる。抽出された遊脚期から支持脚期へのPhase切り替わり時刻は、目標角度パターンの切り出しには利用しないが、1周期分の角度パターン中での遊脚期と支持脚期の割合の算出に利用

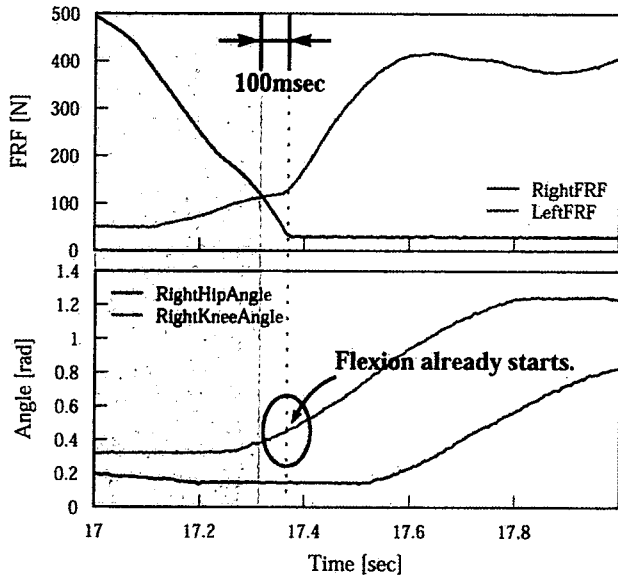


図4 Phase遷移時刻付近での関節角度の挙動

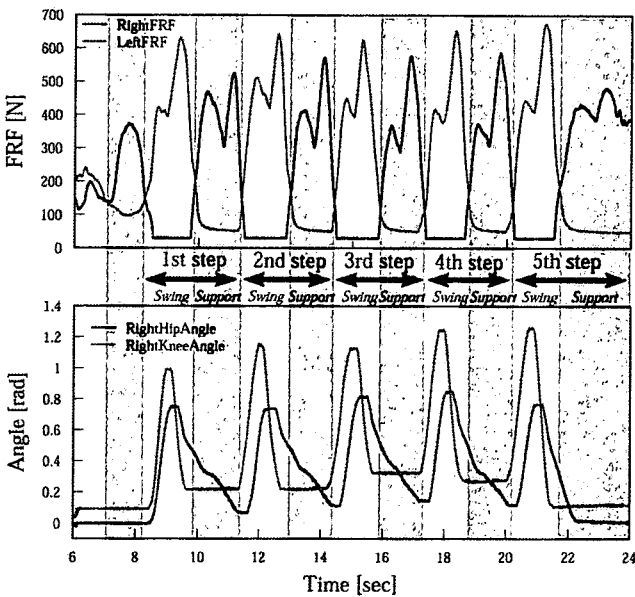


図5 床反力による遷移条件で分解される関節角度

され、Step 7で述べる各Phase（遊脚期と支持脚期）でのパターン生成に重要なパラメータとなる。詳細は改めてStep 7で述べることにする。

さらに、Step1で定義する遊脚期および支持脚期は、脚が床面に接地しているかまたは接地していないかという基準で定義される、一般的な遊脚期・支持脚期の定義とは異なるため、注意が必要である。

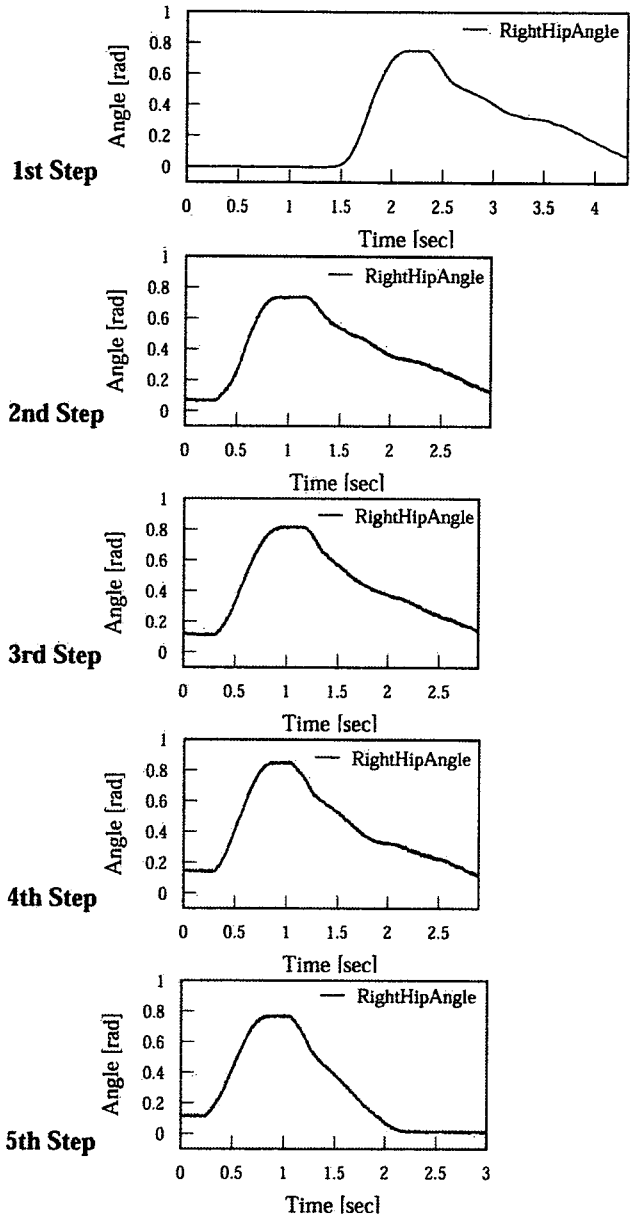


図6 分解された歩行中の1周期毎の股関節角度パターン

### [Step 2] Step 1で分解されたデータから平均の歩行周期を計算

人間は常に同じように歩行を行っているつもりでも必ず揺らぎが存在し、角度パターンや周期は常に一定ではない。そのためStep 1で分解された1周期毎の角度データは、それぞれパターンや周期が異なっていることは明らかであり、これらの分解された角度データから平均的な角度パターンを算出する必要がある。Step 2ではまず、複数歩分の角度パターンからそれらの平



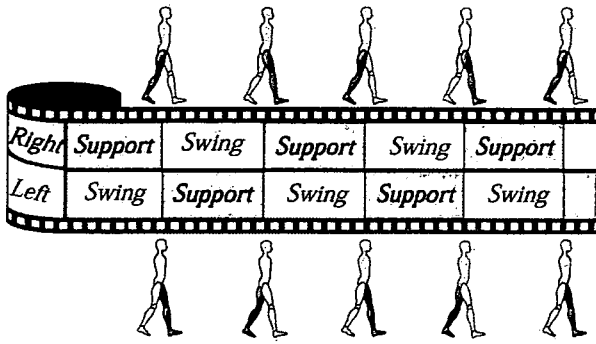


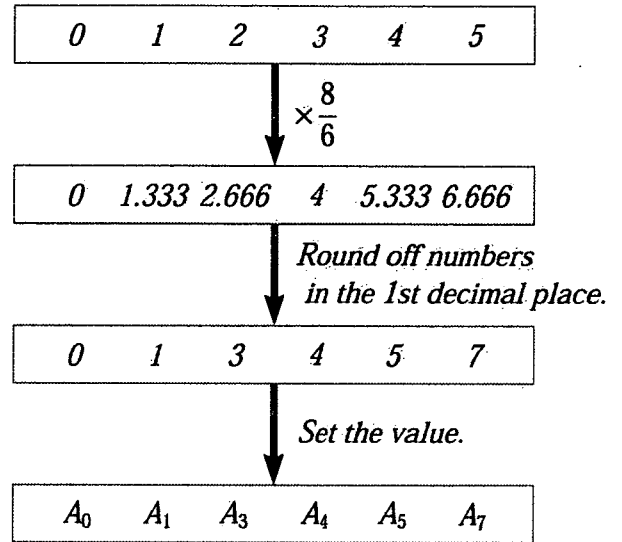
図7 左右の脚のPhaseの関係

均周期を算出する。既に各パターンの周期は Step 1パターンの分解の段階で確認されており、それらの情報から平均値を求めることになる。

しかし、図6のグラフを見ても明らかなように、歩行開始直後や停止直前の角度パターン（図6の1st stepと5th step）は定常歩行中のパターンと比べて、角度変化や周期が異なる。一方、定常歩行を行っていると考えられる歩行動作中頃のパターンは、どれも同様なパターンとなっている（図6の2nd step、3rd step、4th step）。そこで平均値の算出およびこれ以降の手続き（Step 3、Step 4）では、歩行開始直後と停止直前のパターンを自動的に除き、それ以外のデータを基に処理を行う。なお、歩行開始直後と停止前のパターンについては別途用意する。

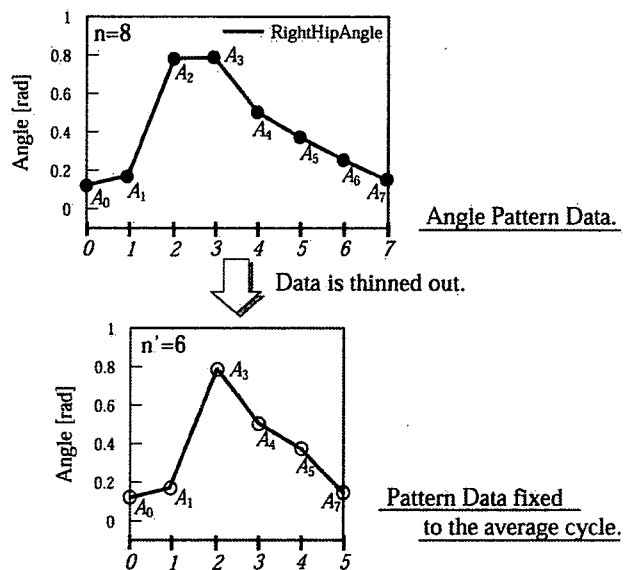
**[Step 3] 分解された複数の角度パターンをStep 2で算出される平均歩行周期に規格化**

分解されたパターンは周期がそれぞれ異なるため、そのままでは平均パターンを求めることが困難である。そこで、平均周期よりも長い周期を持つパターンはデータを間引くことで所望のパターン周期に調整し、短い周期を持つパターンはデータを補間することで調整する。ここではパターンの周期調整を行うアルゴリズムについて説明する。



(a) データ間引きによる周期調整の流れ

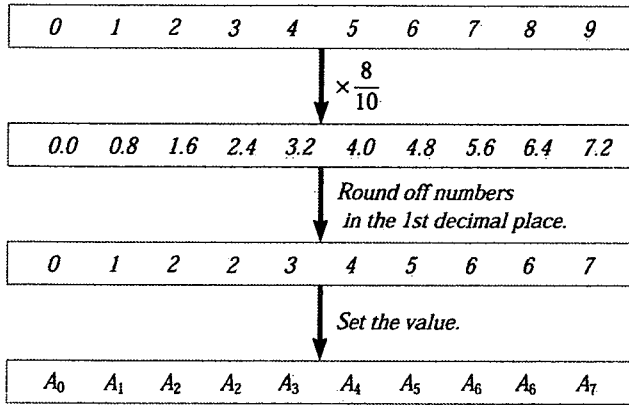
- 1段目：元パターンのデータ番号
- 2段目：調整比率を乗じた結果
- 3段目：上段の数値を四捨五入した結果
- 4段目：周期調整後に適用される元データ



(b) 縮小の結果

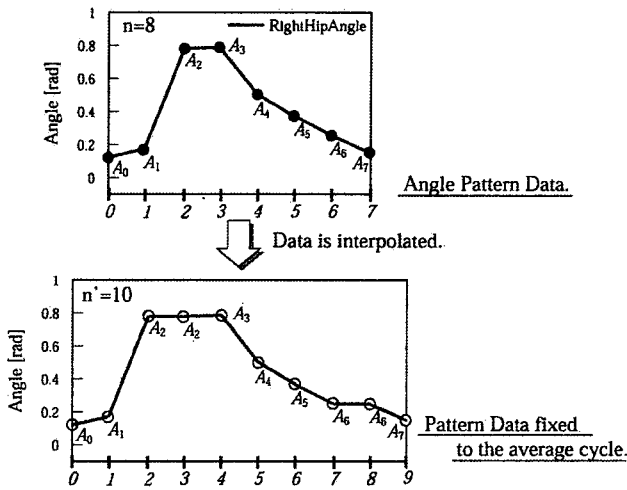
図8 パターン周期縮小の場合の調整手順一例

まず、元の歩行角度パターンのデータ数を  $n$ 、平均周期の調整を行った場合の角度パターンのデータ数を  $n'$  とすると、



(a) データ間引きによる周期調整の流れ

- 1段目：元パターンのデータ番号
- 2段目：調整比率を乗じた結果
- 3段目：上段の数値を四捨五入した結果
- 4段目：周期調整後に適用される元データ



(b) 縮小の結果

図9 パターン周期拡大の場合の調整手順一例

$$\alpha = \frac{n}{n'} \quad (1)$$

で表される周期の調整定数 $\alpha$ を求め、周期調整後のパターンの各データ番号に $\alpha$ を乗じる。ここで述べるデータ番号とは、Step 2で求めた歩行の平均周期を $\tau$ とおいたとき、本システムの計測周期が1[msec]となっているので、0から $1000\tau$ までの昇順に並んだ整数である。つまり $\tau$

と $n'$ の間には、

$$n' = 1000\tau + 1 \quad (2)$$

さらに、周期調整後のパターンのデータ番号に $\alpha$ を乗じた結果を小数点以下で四捨五入して得られる整数が、周期調整後にパターンデータとして適用される元データの番号となる。 $n=8$ 、 $n'=6$ としてデータの間引きを行い、パターンを平均周期に縮小した場合の一連の流れとその結果をそれぞれ図8(a)と(b)に、同じく $n=8$ 、 $n'=10$ としてデータの補間を行いパターンを平均周期に拡大した場合の一連の流れとその結果をそれぞれ図9(a)と(b)に示す。なお、図中の $A_i$ は、元の角度パターンにおけるデータ番号 $i$ の角度値とする。

#### [Step 4] 規格化されて周期が等しい複数の角度パターンから平均のパターンを算出

Step 3の調整によって周期が等しくなった複数のパターンにおいて、各データ番号に対応する角度データの平均値を算出する。Step 3で規格化された図1の歩行の2歩目、3歩目、4歩目の右股関節角度パターンを図10に、それらの平均値を計算することで得られる平均的な角度パターンを図11に示す。

#### [Step 5] 角度パターンのオフセットを除去

人の歩行では、下肢関節がほぼ伸びきる時間帯があり、股関節では支持脚期から遊脚期に移行する際の僅かな期間に、膝関節では遊脚期に前方へ脚を振り出してから着地するまでの期間と、着地した後の支持脚期前半に見られる。しかし図11からも分かるように、これまでの過程で導出された角度パターンには必ず、関節が伸びきる0[rad]からのオフセットが存在しており、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。

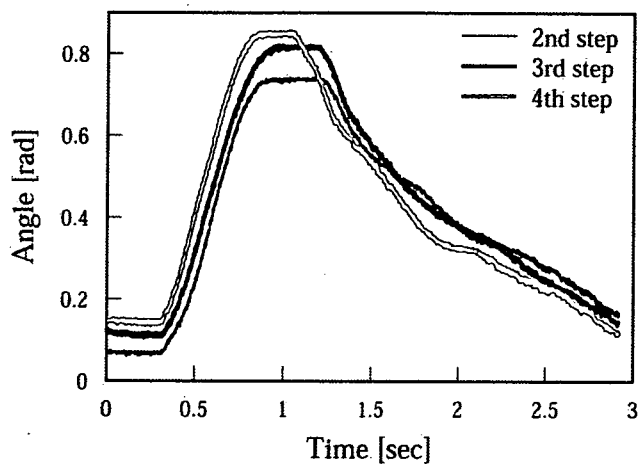


図10 規格化された角度パターン（右股関節）

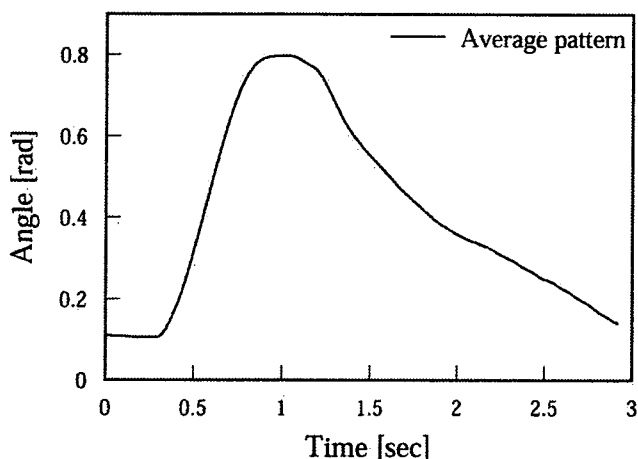
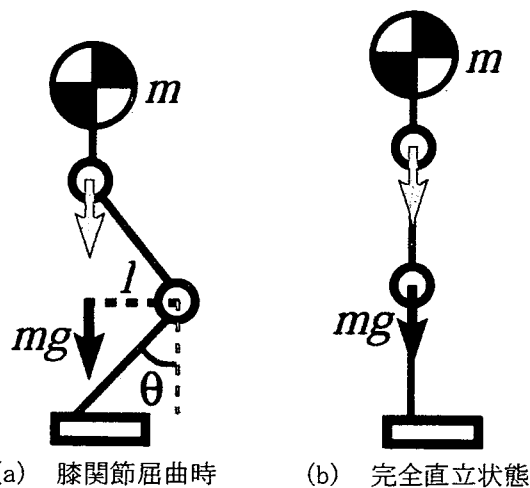


図11 平均的な角度パターン（右股関節）

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



(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。

図12 姿勢による下肢関節にかかる負荷の違い

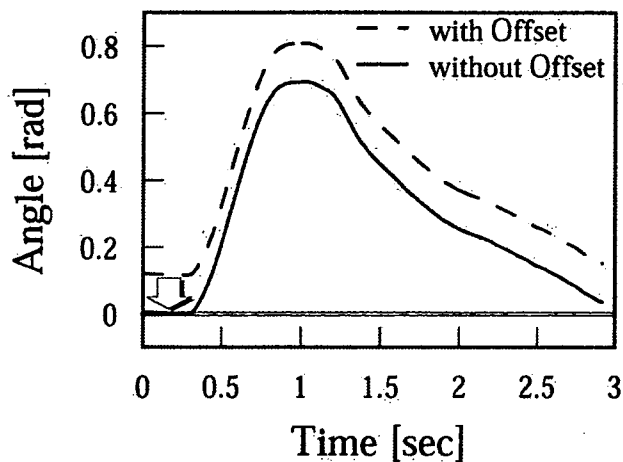
が必要ないことが分かる。つまり(b)のような姿勢をとることで、装着者の体重を支えなければならない支持脚期にアクチュエータへの負荷が増大し、出力トルクの限界に達するなどの状況に陥り、体重を支持できなくなるといった危険性を回避できる。

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

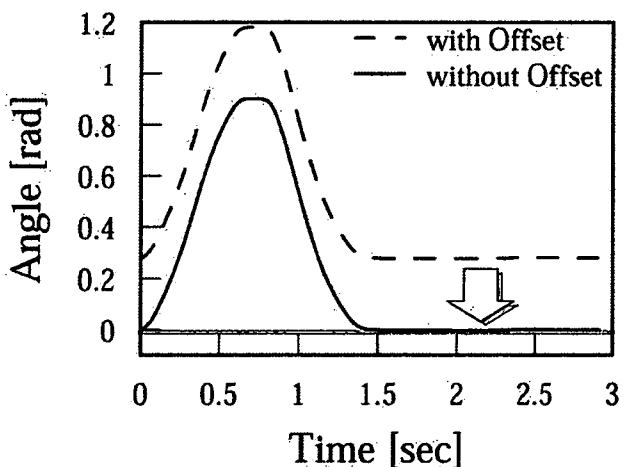
そこでStep 5では、Step 4までに得られた角度パターンのオフセットを取り除き、体重の支持のために関節を伸ばしきりにさせておきたい期間での目標角度が0[rad]となるように調整を行った。図13は、オフセット除去を行う前と後のそれぞれの角度パターンを示している。(a)が股関節、(b)が膝関節の角度パターンである。

### [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



(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

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

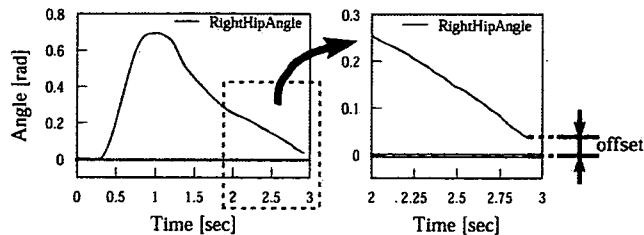


図14 生成されたパターンの開始時角度と終了時角度のずれ

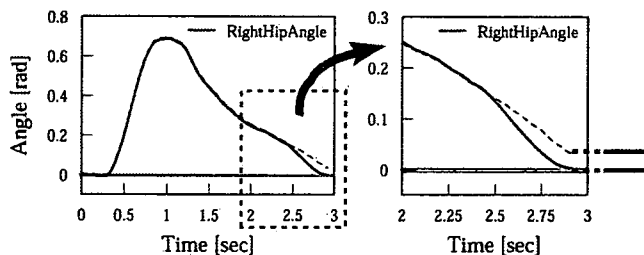


図15 Bezier曲線によって開始角度(0[rad])に連結された角度パターン

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