

厚生労働科学研究費補助金

身体機能解析・補助・代替機器開発研究事業

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

平成18年度 総括・分担研究報告書

主任研究者 山海嘉之

平成19年（2007）年3月

I. 総括研究報告書

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）

II. 分担研究報告書

1. 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・・・・・・・・・・ 9

葛岡英明（筑波大学大学院システム情報工学研究科講師）

2. ロボットスーツHALの自律的制御機構に関する研究・・・・・・・・・・ 13

長谷川泰久（筑波大学大学院システム情報工学研究科講師）

4. 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・・・・ 29

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）

5. ロボットスーツHALを用いた筋ジストロフィー患者のQOLに関する研究・・ 33

中島孝（独立行政法人国立病院機構新潟病院副院長）

III. 研究成果の刊行に関する一覧表・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 41

IV. 研究成果の刊行の刊行物・別冊・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 46

I. 総括研究報告

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。当該年度は次年度以降の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。

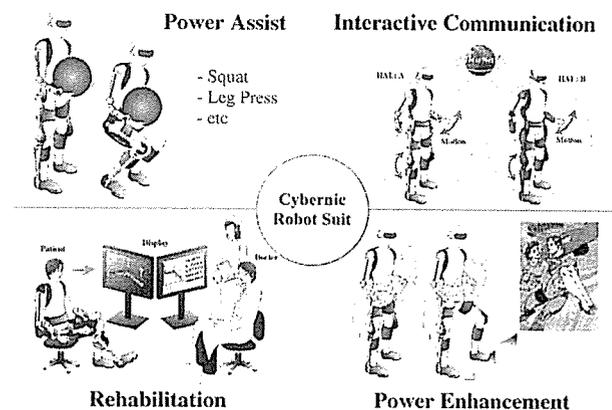
分担研究者

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）

葛岡英明（筑波大学大学院システム情報工学
研究科助教授）

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
研究科助教授）



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。

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

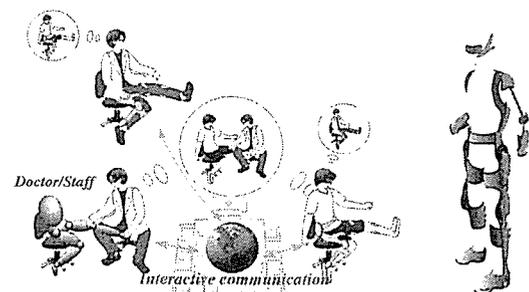
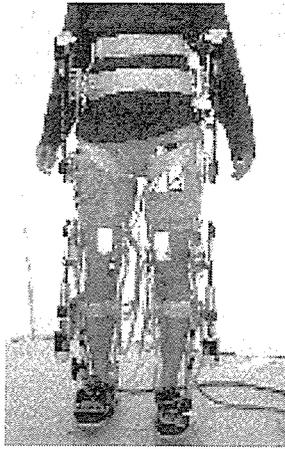
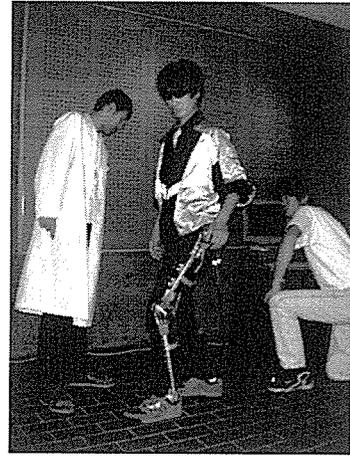


図1 身体機能を補助・拡張・増幅する
ロボットスーツHALと適用例

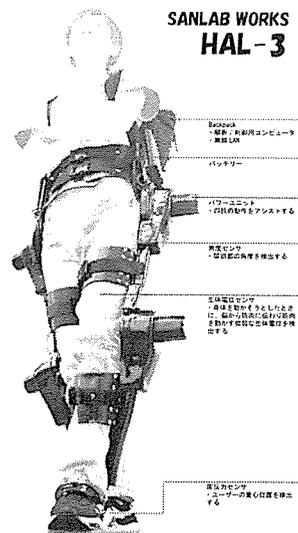
となる介護負担を大幅に軽減することができる（図1参照）。実際に当該システムを、各種運動機能障害者に適応することによって、より具体的な障害・疾患・レベルについて適切な適用範囲を検証し、そのガイドラインを構築する。その社会的意義は極めて大きく、当該ロボット



HAL-1（試作機）



HAL-2（コンソール仕様）



HAL-3（バックパック仕様）



HAL-5（全身型）

図2 これまでに開発してきた主なロボットスーツHAL

スーツがもたらす「寝たきりからの脱却」「モビリティプロモーション（運動の増進）」は、介護費用・介護作業の軽減、活力に満ちた自立社会の展開、労働力の確保などを実現し、超高齢社会に直面する我が国にとって極めて重要なテーマである。人間と機械と情報系が一体化し互いに補完し合う当該ロボットスーツは、次世代基盤技術として是非とも実現すべきものである。

当該研究では、これまで、関連研究によって図2に示すように、下肢用ロボットスーツの基本原理の開拓からプロトタイプの開発を行ってきた。

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。

る。当該年度はリハビリテーション支援機に焦点を当てたロボットスーツの開発を行った。

B. 研究方法

これまで開発されたロボットスーツHALの基盤技術および改善点を基に以下の項目に関して重点的に研究開発を行った。

1. ロボットスーツ用パワーユニット

人間の筋特性・稼働性に適合した制御用パワーユニットの開発を行うため、人間の動作特性情報を運動データ、生理データから取得・解析し、動作支援に必要なパワーユニットの仕様を決定する。さらにロボットスーツの全重量を大部分を占めているパワーユニットの軽量化、及び、小型化を行う。

2. 制御システムの分散化

従来までのロボットスーツに採用していた集中型の制御システムは電装系の配置場所を大きく占有し、コンパクト化を困難にするばかりではなく、ロボットスーツの重量配分の偏りによる動作支援の非効率化、あるいは配線の複雑化の原因にもなる。そこで、モータドライバ、バッテリー、制御コンピュータ等を各関節毎に配置できるようユニット化した分散型の制御システムを構築する。

3. 関節可動域の拡大

医療用装具では使用者の身体に取り付けるモールドの大きさによって、関節可動域が制限される問題がある。ロボットスーツも単に医療用装具の延長として開発してしまうと、関節可動域を制限してしまい、十分なリハビリテーション支援ができなくなる可能性がある。そこで、装着者の身体特性を考慮した可動域を確保するための技術的な解決を試みる。

4. 調節機構の開発

ロボットスーツは使用者に装着して活用することから、ロボットスーツの機能を効果的に発

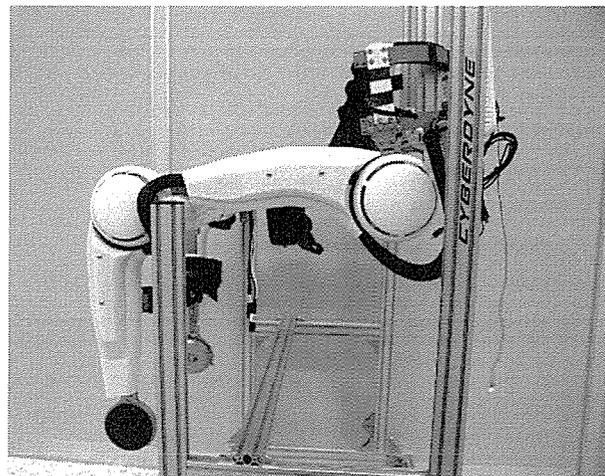


図3 開発した下半身用ロボットスーツHAL

揮させるためには、装着者の体型とロボットスーツの体型があっていただければならない。特に、ロボットスーツの関節軸と装着者の関節軸が著しく異なると、適切な力を与えることができないだけでなく、動作領域にも制限がかかってしまう。多くの方に実証試験を実施することを考えると、装着者一人ずつの体型に合わせて開発することは不可能である。そこで、ロボットスーツのフレームの長さ・角度を調節することによって、ある程度装着者に体格差があっても、十分な支援を可能にする機構を開発する。

5. シェルカバーの開発

ロボットスーツは一般ユーザが身につけるため、見た目の印象をよくすることは極めて重要である。そこで、パワーユニット、バッテリー、電子基板、無数のケーブル等を覆うカバーの開発を行った。カバーはラピッドプロトタイプによって製作する。

C. 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の外観を図3に示す。各開発項目の成果を以下に述べる。

1. ロボットスーツ用パワーユニット

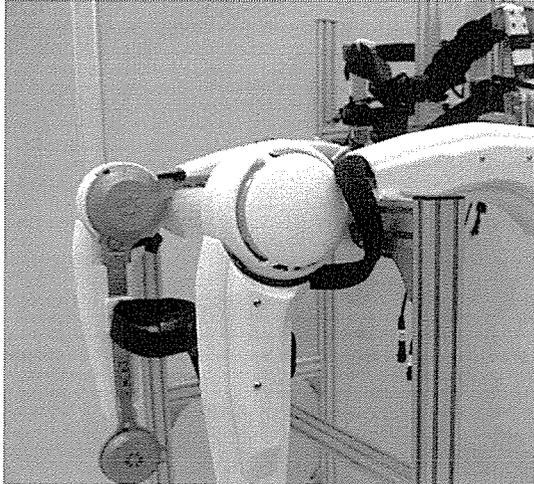


図4 小型パワーユニット



図5 メインコンピュータ

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、さらに出力も向上させることができた。図4にパワーユニットの外観を示す。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、安全性を向上させた。

2. 電装系の分散化

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。HAL-3で使用していたバックパックを用いない構造となった。図5にメインコンピュータの外観を示す。

ロボットスーツの開発や支援の上で、分散化は重要である。制御コンピュータの機能を分散させることによりメインコンピュータの負荷を軽減することができたり、また、分散化したパーツに対して、重量があるパーツなどを外骨格の大幹寄りに配置することによって動作支援の効率化を図ることも可能である。

3. 関節可動域の拡大

関節軸に対してオフセットを設けることによって、正座を可能にするほどの関節可動域まで拡大することができた。図6にロボットスーツ

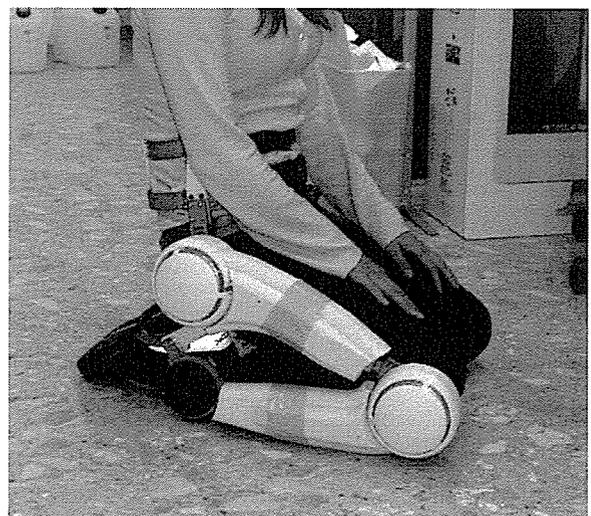


図6 ロボットスーツを装着しての正座位

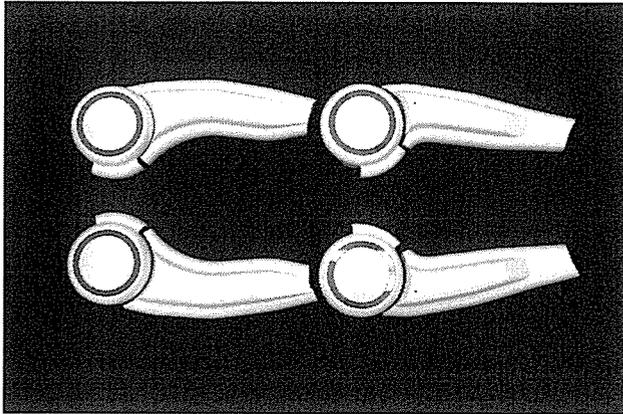


図7 ロボットスーツのカバー

を装着し、正座位置まで可動域が実現している様子を示す。

4. 調節機構の開発

大腿・下腿部にフレームの長さ機構、および、各関節の上下フレーム部に外転・内転方向に関節を設けることによってフレーム角度を調節する機構を開発した。表1にフレームの長さ・角度調節機構による各身体部位の適用範囲を示す。

表1 各部位の調節範囲

大腿部長	37～40 cm
下腿部長	35～38 cm
腸骨稜幅	29～32 cm
大腿囲	55～60 cm
下腿囲	35～40 cm

4. シェルカバーの開発

本研究開発では、ラピッドプロトタイプによる光造形技術によって製作を行う方法を採用した。この方法では、CADで簡単に設計が行え、ロボットスーツのカバー部品の場合、24時間以内で製作することができる。現在所有しているラピッドプロトタイプでは材質がABSかポリカーボネードであり、厚さ2～3mmでロボットスー

ツの仕様に十分耐えられる剛性でカバーが製作できる。製作した大腿部のカバーを図7に示す。

D. 考察

本研究では開発項目、1) 小型パワーユニットの開発、2) 電装系の分散化、3) 関節可動域の拡大、4) 調節機構の開発、5) シェルカバーの開発を実施し、運動支援用の下半身ロボットスーツを開発した。従来までに開発されたロボットスーツに比べ、軽量で装着者に扱いやすく、見た目の印象も良いロボットスーツに仕上げることが出来た。本研究で開発されたロボットスーツは次年度以降の研究開発基盤となるものである。今後はこのロボットスーツを用いて、実際にリハビリテーション支援を実施する。

E. 結論

本研究では 当該年度は次年度以降の共通研究開発基盤となるロボットスーツの開発を行った。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、世界最新鋭のロボットスーツを完成させた。

F. 健康危険情報

特記事項なし。

G. 研究発表

1. 論文発表

[1] 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

2. 学会発表

[1] 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.

[2] Y. Sankai, *Leading Edge of Cybernetics: Robot Suit HAL*, SICE-ICASE International Joint

Conference 2006(SICE-ICCAS 2006),Plenary
talk, 2006

- [3] 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

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。

II. 分担研究報告

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

分担研究者 葛岡 英明 筑波大学大学院システム情報工学研究科助教授

研究要旨

本研究では、ロボットスーツを用いて装着者の運動情報および生体情報をモニタリングし、医師または理学療法士にリアルタイムで情報提示することによって、運動機能の客観的評価を可能とするユーザインタフェースの開発を目的とする。通信方法として、ソケット通信、マルチスレッド、DUPを導入することで、ロボットスーツからのセンサ情報をリアルタイムで送信することを可能にした。ユーザインタフェースの開発として、パラメータ設定画面とモニタリング画面を用意し、GUIによる操作を可能にすることでユーザにとって見やすく操作しやすいインタフェースを構築することができた。

A. 研究目的

ロボットスーツは装着者の運動機能の補助・増幅・拡張を行うため、さまざまなセンサが取り付けられている。ロボットスーツと装着者は一体となっていることからセンサから得られ情報は装着者の運動情報や生体情報を提示するものである。これらの情報を統合的に検出・解析することによって装着者の身体状態や生理状態を把握し、効果的で効率的な運動補助への活用や、あるいは、医師や理学療法士が装着者の運動機能を診断する新しい診断システムとして活用することが期待できる。本研究では、以上のようなロボットスーツのセンサフュージョンシステムの構築の第一歩として、ロボットスーツを用いて装着者の運動情報および生体情報をモニタリングし、医師または理学療法士にリアルタイムで情報提示することによって、運動機能の客観的評価を可能とする診断インターフェースの開発を目的とする。

B. 研究方法

診断インターフェースの構築にあたり、以下の設計内容に基づいて開発を行った。

1. センサデータの取得（モニタリング）

取得するセンサデータを以下に示す。これらの情報からロボットスーツ装着者の運動状態を

把握することが出来る。

- ・ 関節角度（股関節、膝関節、足関節）
- ・ 関節角加速度（股関節、膝関節、足関節）
- ・ 上体角速度
- ・ 床反力（踵、拇指級）
- ・ 各フレームに作用する力（大腿フレーム、下腿フレーム）
- ・ 生体電位信号（股関節、膝関節、足関節の心筋、屈筋）
- ・ パワーユニットの電流値（股関節、膝関節）

2. 制御パラメータの設定

ロボットスーツを制御する際の制御パラメータを以下に示す。これらのパラメータから装着者の運動状況に応じて調節することに安全を考慮した運動訓練を実施することができる。

- ・ 最大動作角度
- ・ 最小動作角度
- ・ アシストゲイン
- ・ 出力リミット値

3. 通信方法

以下の機能を用いてデータの通信を実施した。

HA-R & メンテナンズドック

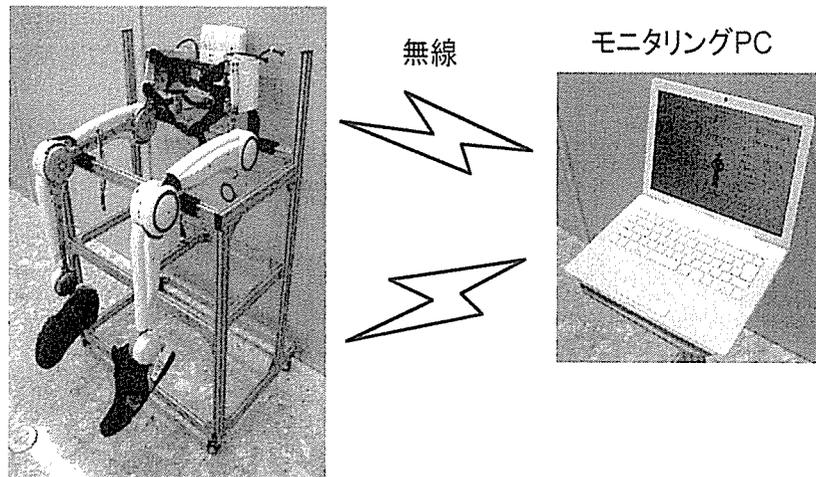


図1 通信モニタリングシステム外観図

i) ソケット通信：ロボットスーツの制御周期に負担をかけることなく、リアルタイムでセンサ情報のモニタリングを可能にするため、ソケットを用いてセンサ情報を外部コンピュータに渡し、表示・解析を外部コンピュータに行わせるシステムを構築した(図1参照)。

ii) マルチスレッド：データ通信を実施する際、受信側はデータが送られてくるまで待機する命令が含まれている。この為、ロボットスーツの制御中に、この命令が含まれている場合、制御周期がずれる可能性が発生する。この問題を解決するため、ロボットスーツの制御と通信制御を分離して、それぞれのプロセスが独立して実行するマルチスレッド方式を採用した。マルチスレッドは、メモリ空間を共有することが可能であり、スレッド間のデータ通信が容易に実施することができるという利点がある。

iii) UDP：ロボットスーツよりセンサ情報を含むパケットを送信する方法として、UDP方式を採用した。パケットごとに送信、応答確認が行われるTCPとは異なり、UDPは、データが相手に届いたかは確認しない。送信側はただデータを送り出し、受信側は届いたデータだけを拾う。パケットの損失やデータ順序に関し

ては何の補償もしないかわりに応答確認を行わないためネットワーク上での転送時間に制限されないという特徴がある。TCPを用いた通信と比較した場合、転送停止時間も大きくなく、また通常時のデータ受信時間も短い。

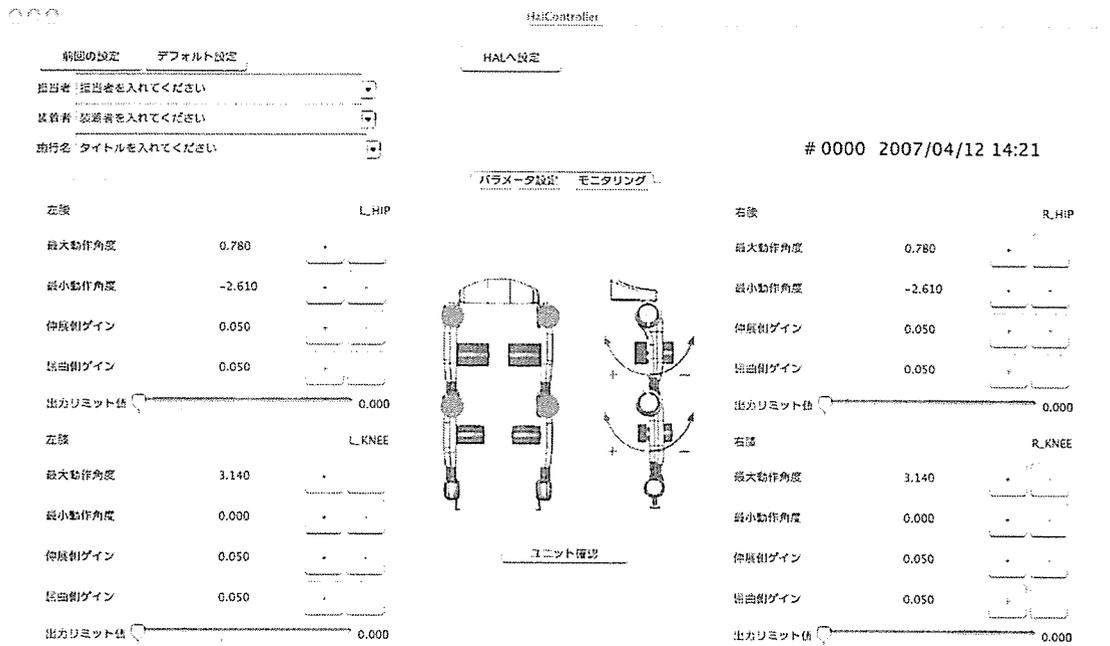
(c) 開発環境

ロボットスーツ用インタフェースはJ A V Aによって記述されている。これによりOSに依存せずに扱うことを可能としている。

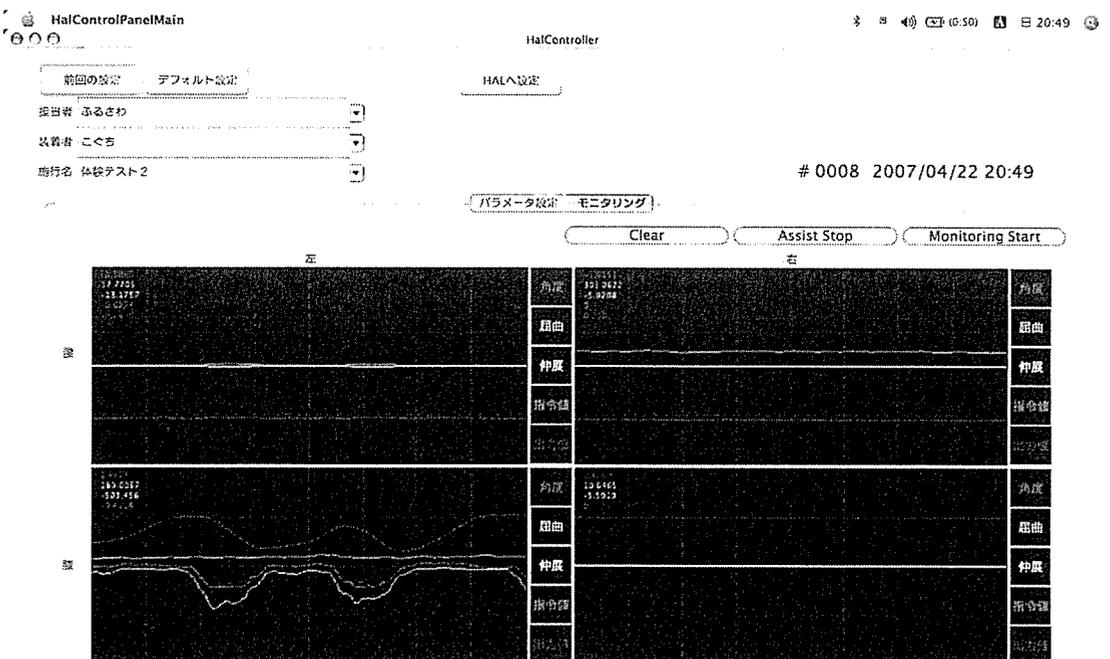
C. 実験結果

図1に開発したインタフェースを示す。(a)は左右は左脚、右脚の設定パラメータ画面であり、ボタン、スライドバーによって簡単に調節することができる。(b)は各種センサーモニタリング画面であり、表示されるセンサ情報は4つのブロックに分類されている。まず、左右は左脚、右脚を示している。上から関節角度、屈筋・伸筋の生体電位信号、アシスト指令値、電流値を示している。

各情報はリアルタイムに時系列でプロットされる。特定の情報のみをモニターしたい場合は、各ブロックの右側のボタンを操作することによって、各情報の表示・非表示を行うことが



(a) パラメータ設定画面



(b) データモニタリング画面

図2 開発したロボットスーツ用インタフェース ユース

できる。

D. 考察

各センサ情報をリアルタイムで送信することを可能にし、GUIで表示・操作することができるため、ユーザにとって見やすく操作しやすいインタフェースを構築することができた。

E. 結論

本研究では、ロボットスーツを用いて装着者の運動情報および生体情報をモニタリングし、医師または理学療法士が簡単にパラメータ調節を可能にし、リアルタイムで装着者の運動状況を提示するインターフェースの開発を行った。ロボットスーツの制御に負担をかけずに各センサ情報をリアルタイムで送信することを可能にし、見やすく操作しやすいインタフェースを構築することができた。

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講師

研究要旨

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。脚動作の実現は、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ことを目指して、目標軌道は遊脚期パターンと支持脚期パターンをそれぞれ準備した。被験者に歩行訓練を行った結果、歩行訓練では歩幅の拡大が見られ、被験者の重心移動タイミングに合わせて訓練が行われた。このことは、動作意思の推定を伴った歩行動作の提供による本歩行訓練手法が、下半身不随の方に対する歩行訓練を行う上で有効であることが示唆された。

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. 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制御を行なう。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。

1. 目標軌道の生成方法

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。

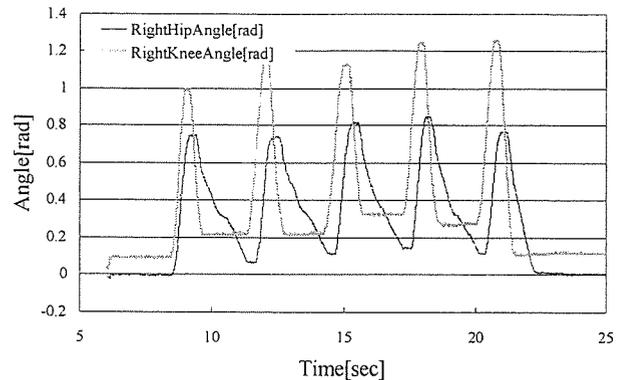


図1 ある健常者歩行の右脚下肢関節角度データ

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。

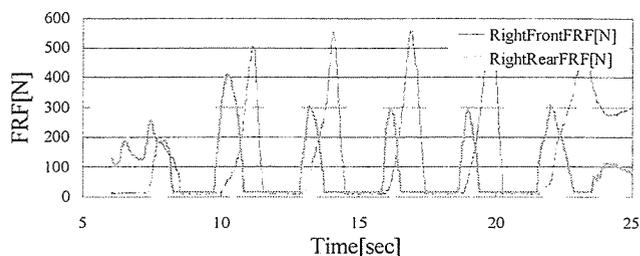
1.3 仮目標軌道の生成

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。

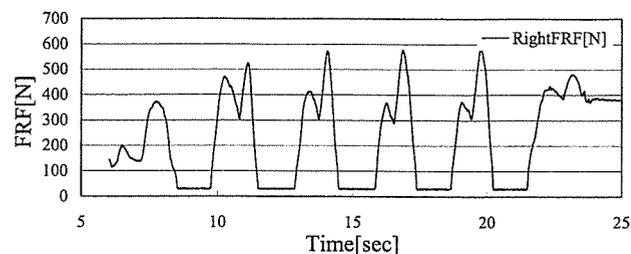
また以下の説明中で示すグラフ等は図1と同一歩行のデータから作成しており、左右の脚で同一手法を用いて軌道生成を行っているため、右脚のデータに着目して説明する。さらに、詳しい軌道生成手法の説明では、右股関節のデータを例として取り上げることにする。

[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

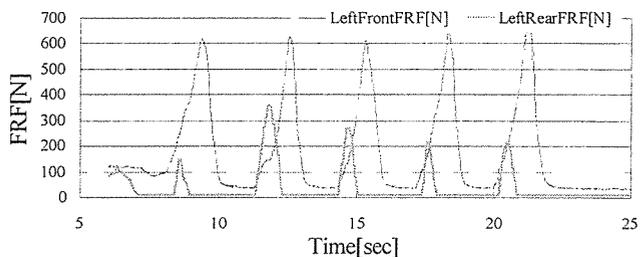
歩行中の装着者の床反力データから、支持脚期から遊脚期への切り替わり時刻で関節角度データを分解する。なお本研究ではこれ以降度々、歩行1周期を歩行中の脚の状態によって遊脚期と支持脚期の2種類の期間に分割して考えていく。またそれぞれの期間はPhase（相）と呼ばれる単位で扱うこととする。つまり歩行1周期は、遊脚期と支持脚期の2Phaseから成り立つことになる。図2(a)と(b)は計測された左右の床反



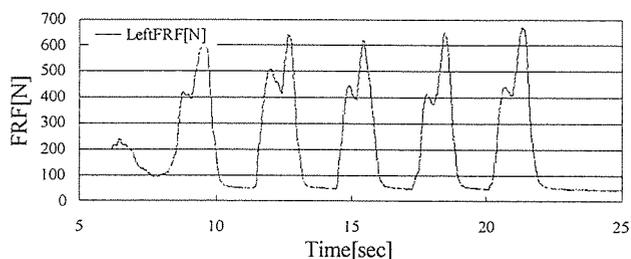
(a) 右脚用センサ



(a) 右脚床反力（床反力センサ前後の合計値）



(b) 左脚用センサ



(b) 左脚床反力（床反力センサ前後の合計値）

図2 床反力センサ出力

図3 床反力データ

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

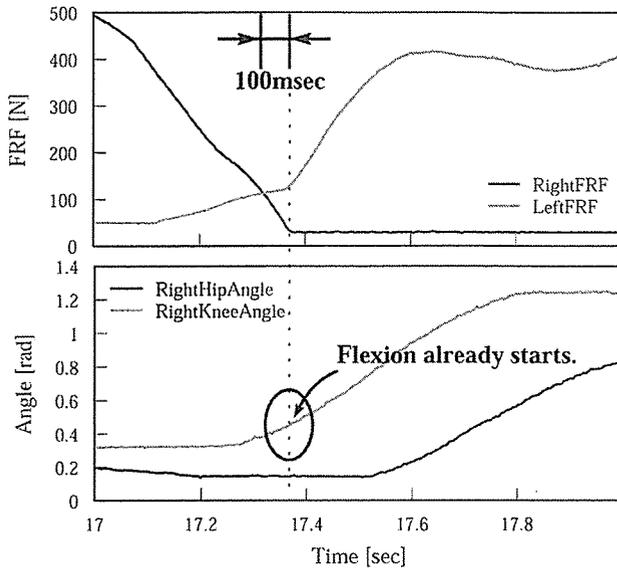


図4 Phase遷移時刻付近での関節角度の挙動

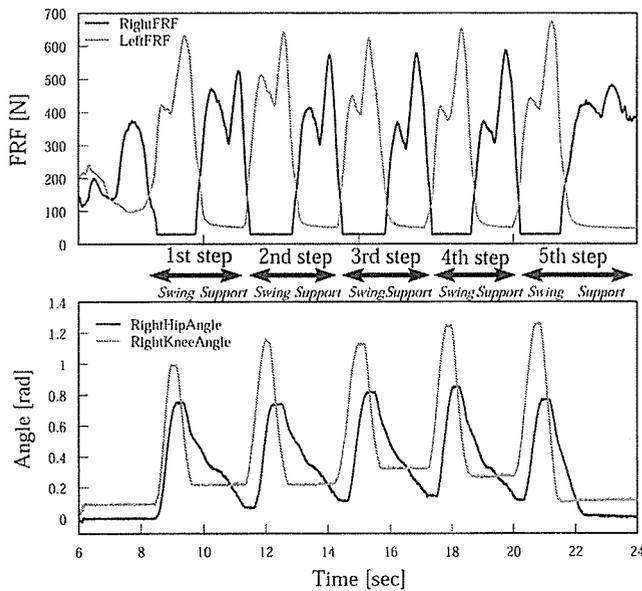


図5 床反力による遷移条件で分解される関節角度

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

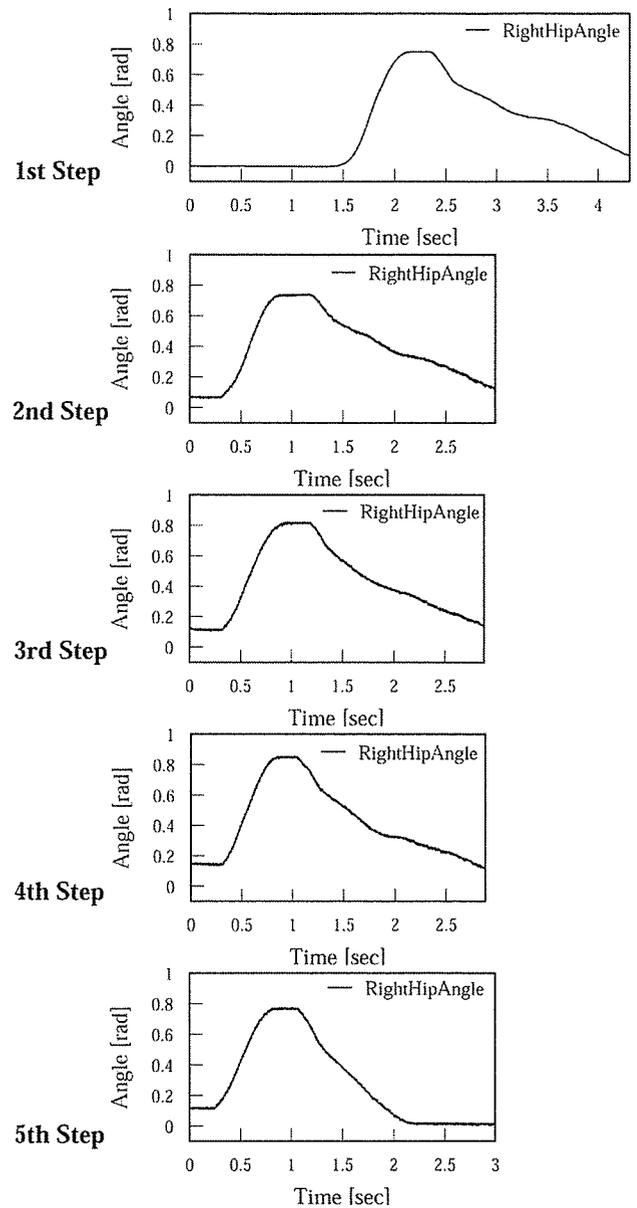


図6 分解された歩行中の1周期毎の股関節角度パターン

が必要である。

[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

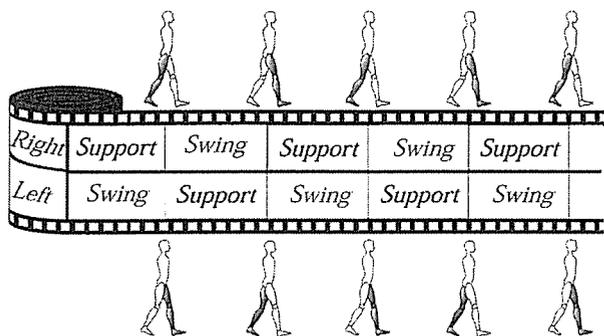


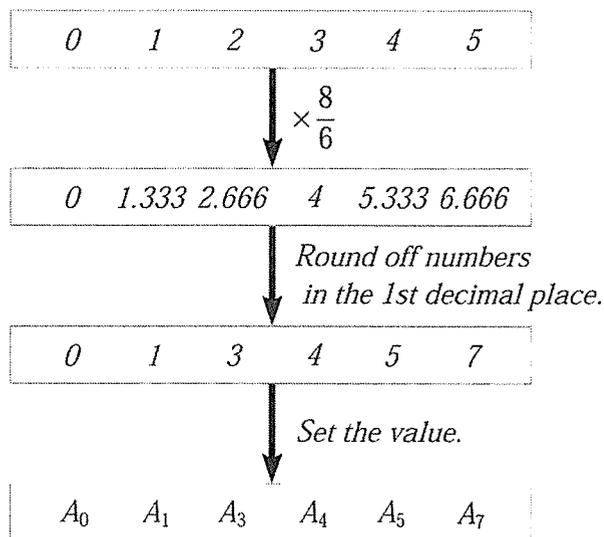
図7 左右の脚のPhaseの関係

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。

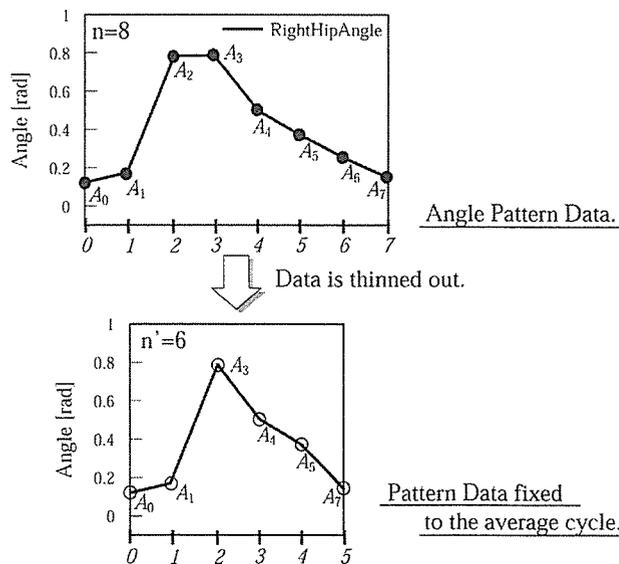
[Step 3] 分解された複数の角度パターンを、Step 2で算出される平均歩行周期に規格化。

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



(a) データ間引きによる周期調整の流れ

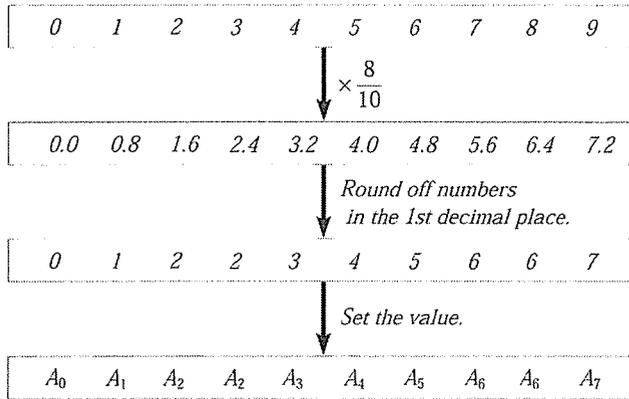
- 1段目：元パターンのデータ番号、
- 2段目：調整比率を乗じた結果、
- 3段目：上段の数値を四捨五入した結果、
- 4段目：周期調整後に適用される元データ。



(b) 縮小の結果

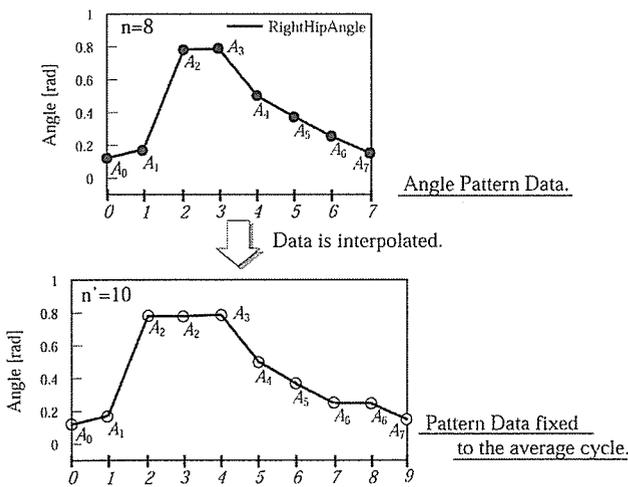
図8 パターン周期縮小の場合の調整手順一例

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9 パターン周期拡大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、

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

で表される周期の調整定数 α を求め、周期調整後のパターンの各データ番号に α 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 τ 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 1000τ までの昇順に並んだ整数である。つまり τ 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 α 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