

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

平成19年度 総括・分担研究報告書

主任研究者 山海嘉之

平成20年（2008）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を用いた歩行動作訓練のための動作意思推定手法に関する
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）

2. ロボットスーツHALによる脊椎損傷患者のための歩行動作訓練に関する研究・・ 17

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）

3. 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・・ 25

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・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 28

IV. 研究成果の刊行の刊行物・別冊・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 35

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

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）

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。

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

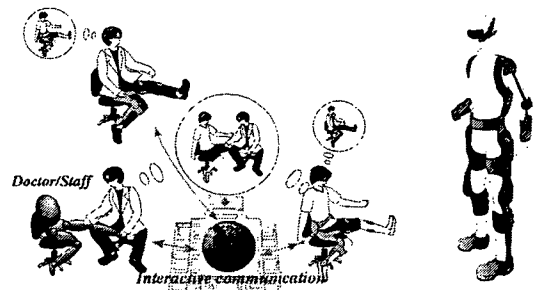
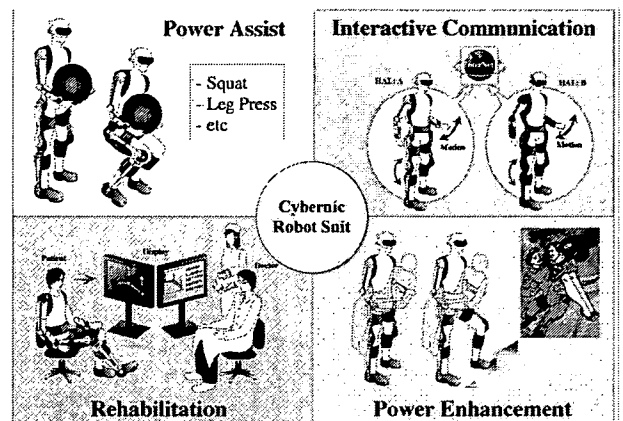
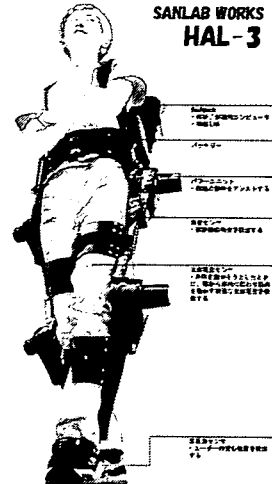


図1 身体機能を補助・拡張・増幅する
ロボットスーツHALと適用例

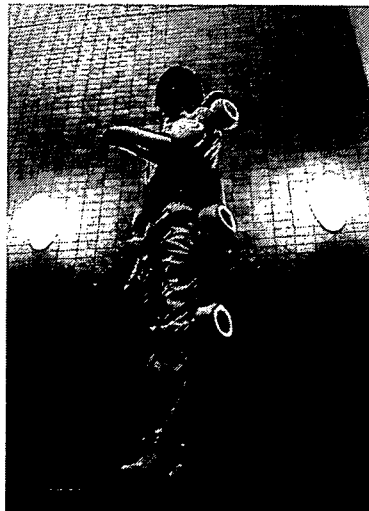
動機能障害者に適応することによって、より具体的な障害・疾患・レベルについて適切な適用範囲を検証し、そのガイドラインを構築する。その社会的意義は極めて大きく、当該ロボットスーツがもたらす「寝たきりからの脱却」「モビリティプロモーション（運動の増進）」は、介護費用・介護作業の軽減、活力に満ちた自立



HAL-2 (コンソール仕様)



HAL-3 (バックパック仕様)



HAL-5 (全身型)



HAL-5 (Type-C)

図2 これまでに開発してきた主なロボットスーツHAL

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。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、動作支援効果を評

価するための新たな評価方法、及びインタラクティブロボットスーツの開発を行った。

B. 研究方法

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の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、さらに、センサ情報の追加などにも対応できる、拡張用ボードの開発を行う。

3. 膝折れ防止機構

本研究では、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。

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。

5. 評価方法の開発

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する。

6. インタラクティブ機能の開発

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。

C. 研究結果

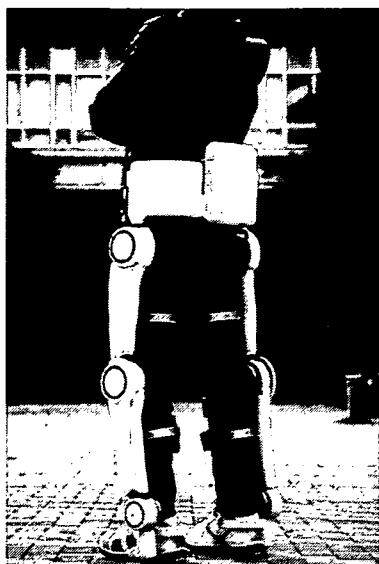


図3 下半身用ロボットスーツHAL Type-R

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

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、さらにも出力も向上させることができた。本年度開発した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4に足関節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、安全性を向上させている。

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

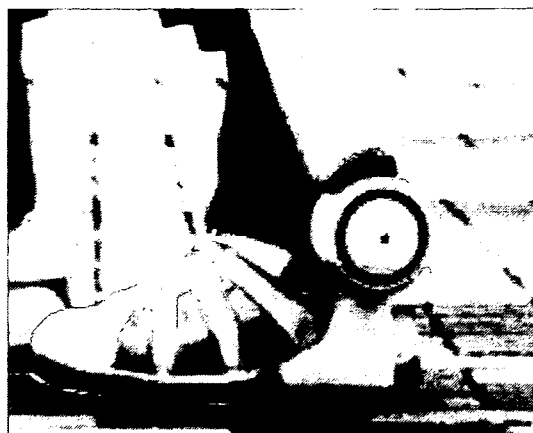


図4 足関節小型パワーユニット

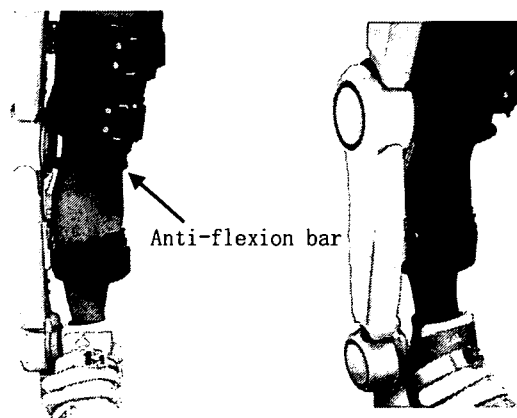


図5 膝折れ防止機構

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、各ユニットごと、十分なセンサ情報を扱うことが可能となった。

3. 膝折れ防止機構

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5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

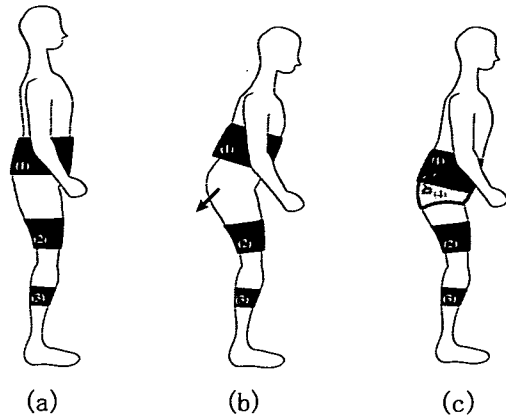


図6 固定位置のずれと対策

くい膝蓋骨 (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。

4. 装着方法の開発

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6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6(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。

5. 評価方法の開発



図7 運動負荷計測のための呼吸代謝計測装置システム

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7)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



図8 動作支援評価のための視線装置システム

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8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に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。

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

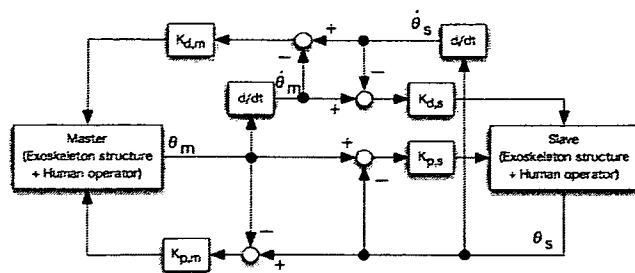


図9 インタラクティブ動作支援のためのバイラテラルマスタースレーブシステム

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9のように構成した。

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。

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

ただし、 τ_{master} 、 τ_{slave} は教示側のHALの出力トルク、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、 θ_m 、 $\dot{\theta}_m$ 、 θ_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

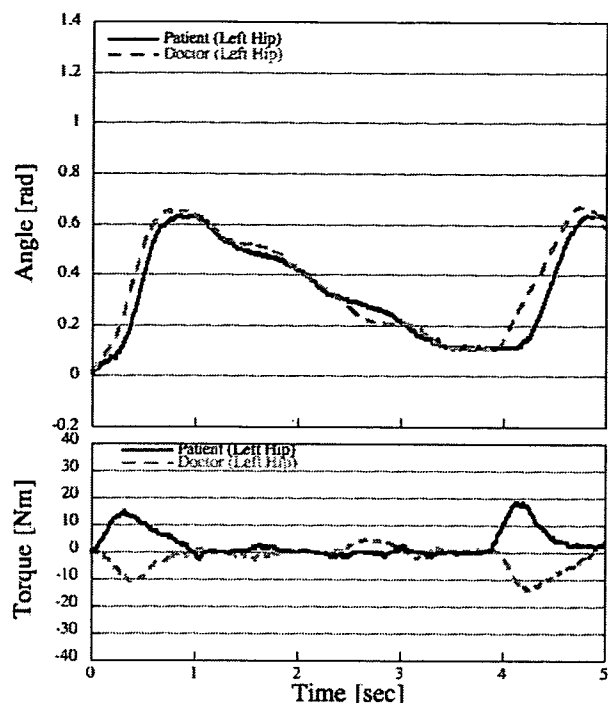


図11 インタラクティブ歩行支援の実験結果

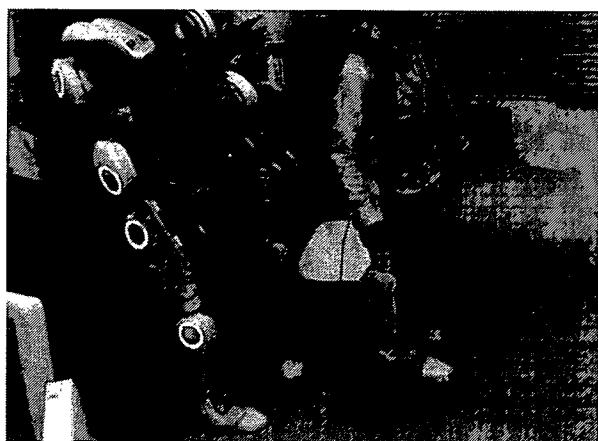


図12 インタラクティブ歩行支援の実験の様子

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、教示者は訓練者が歩行に追従できない状態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、健常者を教示者と訓練者として行った。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) 膝折れ防止機構の開発、4) 装着方法の開発を実施し、運動支援用の下半身ロボットスーツを開発した。特に、膝折れ防止機能、腰部固定方法を追加することにより前年度開発したHAL-5 Type-Cに比べ重度障害者に対応できるシステムとなった。5) 動作支援効果を評価する新たな評価方法として、生理学的エネルギーと視線に着目した評価方法を提案し、健常者による基礎実験によりこれらの評価方法の有用性を確認した。6) 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した。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した。本研究で開発されたロボットスーツに関してはリハビリテーション用として研究開発基盤となるものであり、本年度、実際に脊椎損傷を有する方に対してリハビリテーション支援を実施した。

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、膝折れ防止機構、装着方法の開発を実施し、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

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。

F. 健康危険情報

特記事項なし。

G. 研究発表

1. 論文発表

- [1] 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, Cybernics :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.
- [2] 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.
- [3] 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.
- [4] Yoshiyuki Sankai, Augmenting Human Capabilities with Hybrid Assistive Limbs and Ubiquitous Sensor Networks, International Symposium on Ubiquitous Computing System (UCS 2007), Invited Talks, 2007.
- [5] Yoshiyuki Sankai, HAL:Hybrid Assistive Limb based on Cybernics, the International Symposium of Robotics Research(ISRR 2007), 2007.
- [6] 山海嘉之, HAL: Hybrid Assistive Limbs, 第37回日本臨床神経生理学学会学術大会, 2007.
- [7] 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.
- [8] 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
- [9] 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
- [10] 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.
- [11] Yoshiyuki Sankai, Assistive Robotics, The University of Southern California (USC), Global Conference, 2007.

- [12] 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.

- [13] Yoshiyuki Sankai, HAL: Hybrid Assistive Limb, International Conference on Kansei Engineering and Emotion Research 2007 (KEER 2007), Plenary Speech, 2007.

- [14] 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.

- [15] 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.

- [16] 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.

- [17] 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.

- [18] 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.

- [19] 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.

- [20] Yoshiyuki Sankai, A New Academic Frontier “Cybernetics” : Robot Suit HAL, IEEE/International Conference on Mechatronics,

- [21] 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。

II. 分担研究報告

ロボットスーツHALを用いた歩行動作訓練のための動作意思推定手法に関する研究

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

A. 研究目的

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

定義する。ここで定義した意思推定の仕組みを図1に示す。

人の意思が要因となって、脳や中枢神経系を通じて動作や生理的変化が引き起こされ、それらの物理的変化に応じた情報を機械またはロボットが処理することで人が意図したであろう動作を生成するという一連の流れが、ブロック線図で示されている。さらにいくつかのブロックからは他ブロックへフィードバックが与えられていることが分かる。機械によって生成されて支援動作 (Supported Motion) を表すブロックからの実線は、支援対象者自身の学習を表している。実際にロボットの支援動作を体感し、その際にその動作が自身が意図した動作と一致すれば学習は行われませんが、一致しない場合、その支援動作を意図した動作により近づけるために、人間自身が生成する自律的動作または生理変化を自己調整することになると考えられ

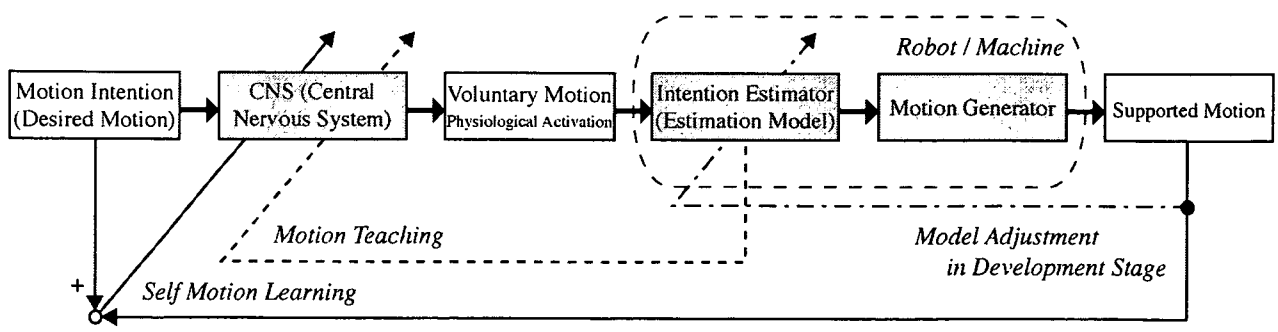


図1 マン-マシンシステムの意思推定

る。その他にも、意思推定器（Intention Estimator）のブロックからの点線は、開発者の定めた意思推定モデルを事前に対象者に教示するプロセスを表しており、支援動作（Supported Motion）ブロックからの鎖線は、開発者による意思推定モデルの改良を表している。

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

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

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

B. 研究方法

装着者が自発的に重心位置を支持脚となる側の脚上に移動させ、床反力データに基づいた歩行意思推定手法によってその重心移動をHALが解

釈することで歩行の開始を実現する歩行支援は、ある程度随意的に足を動かす能力が残された中度機能障害者に、健常者歩行と近い歩行を実現しようとする場合には有効である。

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

C. 研究結果

開発した前両下肢完全麻痺の装着者を対象とした歩行開始および停止に関する意思推定について順を追って述べる。まず、HALは装着者が歩

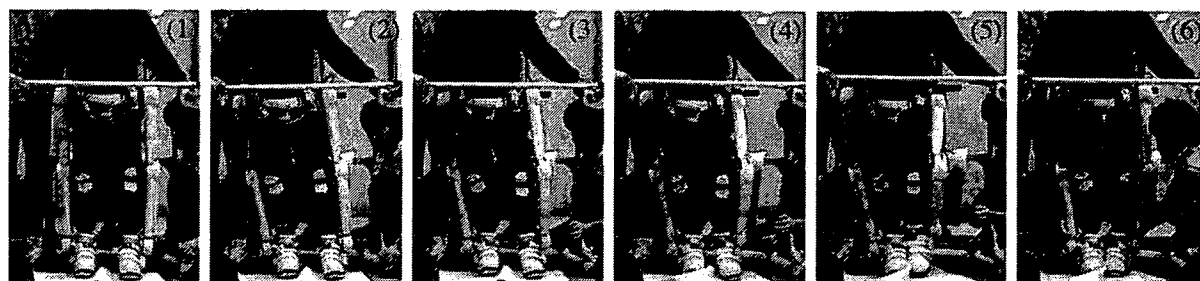


図2 遊脚時の内転動作

行を開始するとき、どちらの脚で体重を支えようとするのか、つまりどちらの脚を支持脚としたいのかを推定することにする。例えば、以下に示される足部が床面に着地したことを判定する条件：

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

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

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

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

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

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

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

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

右脚に対して支持脚期支援が行われている最中に、以下の条件：

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

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

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

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

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

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

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

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

- 遊脚期支援開始のための条件(2.7)、(2.8)、(2.9)、または(2.10)、(2.11)、(2.12)が満たされても、反対側の脚に対して支持脚期支援が行われていない場合には脚の振り出しを開始しない。
- 連続して同じ脚が遊脚とならない。

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

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

右脚が遊脚期に遷移する場合、

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

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

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

帰のための支援を開始する。以下がその際に適用される条件である。

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

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

なお、 t_{cur} 、 t_r 、 t_l はそれぞれ現在時刻、右脚における直近の支持脚期開始時刻、左脚における直近の支持脚期開始時刻を示している。さらに、 T_{wait} は歩行支援から直立姿勢支援に切り替えるための時間閾値である。直立姿勢支援が開始されると、全関節の目標角度、目標角速度を零度としているため、どちらか一方の脚を浮かせるようにしてもう一方の脚への体重移動を行う



図3 動作意思推定の流れ

と、両脚が概ね並行に揃った直立姿勢に復帰する。本研究では、事前実験の結果を踏まえて $T_{wait} = 5.0$ [s]とした。この直立姿勢の後に改めてどちらかの脚が離地条件を満たすと、再び歩行の支援が開始される。これら一連の動作意思推定の流れを図3にまとめた。

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

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

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

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

が一定期間 (t_{keep}) 満たされると、HALは右脚の振り出しを開始したいという装着者の意思を推定することになる。このとき、 φ_{us} 、 φ_{ul} をそれぞれ体幹の矢状面 (sagittal plane) 内角度ならびに前額面 (lateral plane) 内角度とし、 φ_{us} は鉛直方向から後方（背面）への回転を正回転、 φ_{ul} は左手方向への回転を正回転とした。また ϕ_s 、 ϕ_{l-} をそれぞれ体幹の矢状面角度閾値、前額面角度閾値とした。式(2.17)は前方への歩行を開始したいという意思を推定すると同時に、重心移動を容易にするための前傾姿勢の構築を促し、一方式(2.18)は右脚の振り出し意思を推定すると同時に、図2のような遊脚内転運動の抑制を促す働きがある。なお、式(2.19)は支持脚となる左脚の膝関節が単脚で体重支持を行う際に、荷重に耐えられずに屈曲してしまう現象を回避するための安全機構として適用した、膝関節が伸展しているかどうかを判断する条件である。式(2.17)式(2.18)が満たされ装着者が振り出しの意思を伝達しても、式(2.19)が満たされ

ない場合には意思に優先して立位姿勢を維持する。また、同じく両脚に対して支持脚支援が行われている最中に式(2.7)と以下の条件：

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

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

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

D. 考察

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

E. 結論

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

F. 研究発表

1. 論文発表

- [1] 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.

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による脊椎損傷患者のための歩行動作訓練に関する研究

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

研究要旨

本研究では、これまで開発された健常者の歩行軌道パターンを生成する目標軌道生成手法、及び装着者の体重移動に基づく意思推定手法を下半身の運動機能に障害を有する方へ適用し、本手法の有効性を検討した。実証試験の結果、装着者自身の意思によって実現される体幹の姿勢や、HALが装着者の安全のために監視している床反力情報ならびに下肢関節角度情報に基づいて、歩行の開始や停止、及び定常歩行中の遊脚の開始が可能となった。提供した健常者歩行軌道に基づいた遊脚の振り出し動作や下垂足を防止するための足関節の引き上げ動作、また支持脚期中の膝関節角度を指標とした安全監視機能による膝折れ現象の防止を含めた、体重を安全に支えるための支持脚動作を行うことで、日常的に車いすでの移動を行う重度下肢機能障害者に安全な歩行訓練が可能となった。

A. 研究目的

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。

本研究では、これまで開発された健常者の歩行軌道パターンを生成する目標軌道生成手法、及び装着者の体重移動に基づく意思推定手法を下半身の運動機能に障害を有する方へ適用し、本手法の有効性を検討する。

B. 研究方法

1. 実証試験実施手順

本歩行支援実証試験の実施環境は床面が滑りにくく平坦な室内とし、支援対象者には事前に直立状態から実証試験担当者が指定した直線上を一方向に歩行するように依頼した。支援対象者の説明は後述するが、歩行距離については、中度機能障害者は歩行器を使用して5mから7m程度、重度機能障害者には安全確保を目的として長さ6mの平行棒の間を約5mとした。準備した歩

行訓練手法についても十分に説明を行い、装着者自身のタイミングで歩行が開始されることや任意の場所で停止ができること、さらには歩行中の遊脚の振り出しも装着者自身のタイミングで開始されることを理解して頂いた上で試験を行った。訓練対象者の症状やHALによる歩行訓練の習熟度によって異なるが、1回の試行にはおよそ数十秒から数分を要し、試行と試行の間に数分の休憩を挟みながら、これを複数回繰り返した。なお、試行回数については実証試験総括責任者が装着者の状態や感想を基に判断し、装着時間が1時間を超えない範囲で行った。また実証試験当日は、本開発プロジェクト内倫理委員会が定めた手順に従って、医師及び理学療法士の立ち会いのもと実証試験を行った。以下にその手順を示す。

- 実証試験総括責任者である医師による問診を通して、訓練対象者の体調確認を行う。
- 実証試験担当者数名がサポートしながら、訓練対象者にロボットスーツを装着する。
- 1時間以内で歩行訓練実証試験を行う。
- 実証試験担当者数名がサポートして、訓練対象者からロボットスーツを取り外す。
- 訓練対象者にアンケート等を記入して頂き、主観的評価の聞き取りを行う。

- ・同一日内での試験続行が必要であり装着者が希望する場合には、1時間の休憩を挟んで再度1時間以内の歩行訓練実証試験を行うことができる。

2. 対象者について

本実証試験の訓練対象者は、交通事故による脊髄損傷（第6、第7胸椎の不完全損傷）で両脚に感覚麻痺と運動麻痺があり、特に左脚には強い麻痺を感じている。歩行動作に関しては、体重を支えている際に突然、膝関節が屈曲してしまったり、脚を上方へ引き上げたり、前方へ振り出すことが困難であったり、麻痺による下垂足のために遊脚側の足部が地面や反対側の脚に引っかかってしまったりと、つまずきや転倒の危険性を常に感じているという。但し、関節に拘縮はなく可動域は十分に確保されている。普段は2本の杖を両手で使用して立位維持や低速の歩行を行えることから、本研究におけるHALの歩行訓練目的として、健常者歩行軌道に基づいて足を引きずることなく脚の振り出しを行えるようにすることと、足関節バネの復元力によって下垂足を防止しつまずきや転倒の原因を排除すること、体重の支持を強化することが挙げられ、歩行動作の改善が望まれる。本実証試験への参加に際して、開発プロジェクト内倫理委員会の承認のもと、開発責任者が十分なインフォームドコンセントを行い、同意書を取得した上で実証試験を行った。さらに実証試験は、

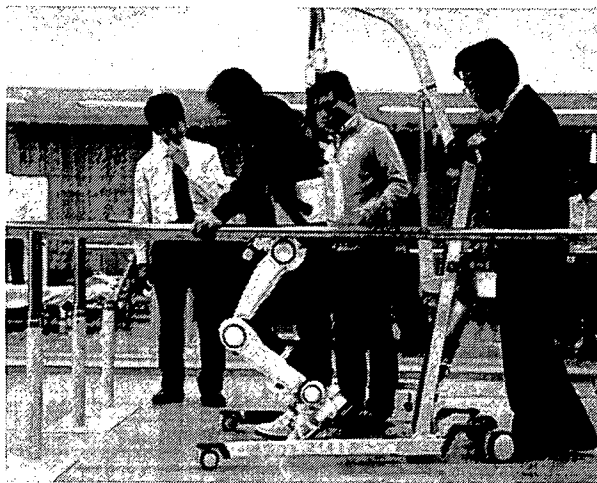


図1 試験環境

理学療法士の立ち会いのもと行われた。

3. 試験実施環境

訓練対象者は歩行訓練の初期段階にあることから、図1に示されるように本研究ではバランス維持のために訓練対象者はリハビリテーション用の平行棒を使用した。HALの動作を受けながらの立位状態では、短時間であれば支援対象者は平行棒から手を離すことができることから、HALが訓練対象者の体重支持に必要な関節トルクを出力でき、訓練対象者は動作中主にバランスの確保と体重の移動に平行棒を用い、訓練対象者自身が鉛直上方への力を加える必要性は僅かであると言える。また、万が一の転倒等のトラブルに備えて安全のために、介護リフトに腰部スリングを連結した。

なお本実証試験では、（ページで挙げた）足部の離地および着地の判定に用いる閾値 α_{rh} 、 α_{rm} 、 α_{lh} 、 α_{lm} 、 α_{rt} 、 α_{lt} 、事前実験でのPhaseの遷移状況や装着者の感想に基づいて最終的に全て50[N]に設定した。さらに離地判定に用いる閾値については、踵部閾値 β_{rh} と β_{lh} を30[N]、拇指球閾値 β_{rm} と β_{lm} を150[N]と設定し、爪先部の出力を考慮しないように β_{rt} と β_{lt} は極端に大きな値とした。また、体幹の矢状面角度閾値 ϕ_s と前額面角度閾値をそれぞれ ϕ_{l+} 、 ϕ_{l-} と設定した。

4. 目標歩行軌道の設定

本実証試験で使用する目標軌道を提供した健常者の歩行計測から生成された仮目標歩行軌道を図1に示す。この仮目標軌道に基づいて、Table2に示される各値が軌道追従制御のための目標値として最終的に適用される。まず立位期

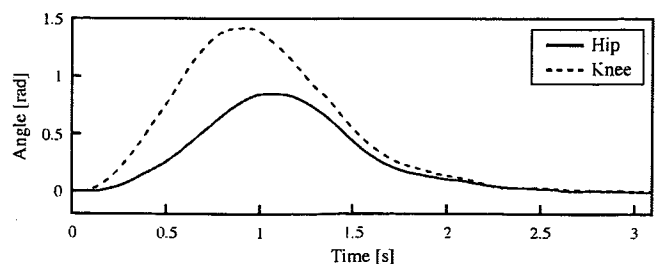


図2 目標軌道パターン