

Table 1 目標値の設定

	Standing phase	Support phase (Single support)	Swing phase (Single support)
θ_{ref} [rad]	-0.15	-0.15 (-0.4)	Fig. 1 (0.2)
$\dot{\theta}_{ref}$ [rad/s]	0.0	0.0	time derivative of Fig. 1 (0.0)
θ_{kef} [rad]	-0.1	-0.1	Fig. 1 (0.4)
$\dot{\theta}_{kef}$ [rad/sec]	0.0	0.0	time derivative of Fig. 1 (0.0)
θ_{ref} [rad]	0.0	0.0 (0.1)	0.1 (-0.1)
$\dot{\theta}_{ref}$ [rad/sec]	0.0	0.0	0.0

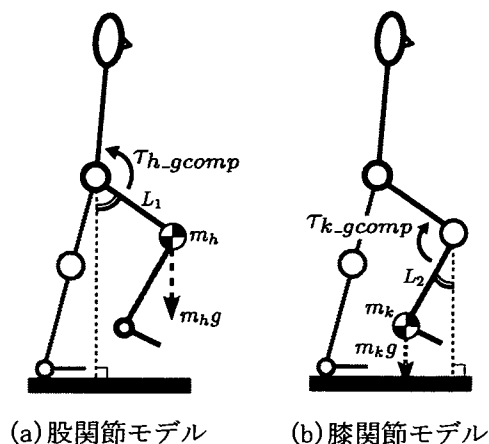


図3 遊脚期の重力補償

は0.1 [rad]に屈曲させることで下垂足によるつまずきや転倒を避けるように支援した。

3. 重力補償

歩行訓練では、軌道追従による遊脚訓練においてPD制御で生成されるトルクに重力補償分のトルクを加えて制御を行った。これは、本実証試験の予備試験として行われた脚の振り出し練習で、軌道追従制御中に実関節角度と目標軌道との間の偏差が小さくなると指令トルクが減り、そのトルク減少によって偏差が拡大するとフィードバックトルクが増大し再度偏差が減少するという流れで、各関節に振動が発生したためである。歩行訓練では、実関節角度と目標軌道間の偏差が小さい場合でも安定してトルクを生成する仕組みが必要であり、本研究では図3に示す下半身モデルに従って重力補償トルクを生成した。まず股関節に与える重力補償は、図3(a)のようにHALと装着者の一下肢の全重量が膝関節に集中していると仮定して計算した。ここで、 $C_{h-gcomp}$ 、 $C_{k-gcomp}$ を各関節の重力補償調整ゲインとし、 m_h 、 m_k 、 L_1 、 L_2 、 q_{*t} 、 q_{*s} をそれぞれ、HALと装着者の一下肢の全重量、下腿と足部の合計重量、大腿長と下腿長、水平面からの大腿部絶対角度、下腿部絶対角度とすると、遊脚期中に股関節パワーユニットが生成する重力補償トルク $T_{h-gcomp}$ は、

(Standing phase) と歩行中の両脚支持期は主に安定した立位維持が目的となる。支持脚強化のためにこの期間の目標膝関節角度を-0.1 [rad]とし、膝折れの危険性に対して過伸展の状態を目標とすることで対処した。また、立位時に上半身が前傾し臀部が後方へ下がってしまう状態が見られたために、股関節目標角度を-0.15 [rad]とすることで常に股関節を伸展させるトルクが加わるようにした。次の単脚支持期 (Single support phase) では股関節目標角度として-0.4 [rad]が与えており、股関節を伸展させることで重心移動を促進しようという狙いがある。同時期の足関節目標角度に0.1 [rad]を設定したのも同じく重心移動の促進がこのphaseの目的となるからである。最後に遊脚準備期 (Pre-swing phase) 及び遊脚期の定値制御目標角度について述べる。遊脚準備期では、一定時間 (本研究では2秒) をかけて股関節と膝関節をある角度まで屈曲させ、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。このときの屈曲目標角度が、Table 2に示されるとおり股関節が0.2 [rad]で、膝関節が0.4 [rad]となっている。また、Type-Rで初めて駆動可能となった足関節の目標角度を遊脚準備期に-0.1 [rad]とすることで足部の蹴り出しを行い、逆に遊脚期で

$$\tau_{h_gcomp} = c_{h_gcomp} m_h g L_1 \sin(q_{*t} - \frac{\pi}{2}) \quad (3.1)$$

で与えられる。なお g は重力加速度である。次に、膝関節に与える重力補償は、図3(b)のようにHALと装着者の下腿および足部の合計重量が足関節に集中していると仮定して計算した。遊脚期中に膝関節パワーユニットが生成する重力補償トルク τ_{k_gcomp} は、

$$\tau_{k_gcomp} = c_{k_gcomp} m_k g L_2 \sin(\frac{\pi}{2} - q_{*s}) \quad (3.2)$$

で与えられる。本研究では、予備試験の結果を踏まえて重力補償調整ゲイン c_{h_gcomp} , c_{k_gcomp} をともに0.5とした。また、 m_h , m_k はそれぞれ17.0 [kg]、10.0 [kg]とした。なお q_{*t} , q_{*s} の*には、どちらの脚が遊脚なのかに応じて左脚と右脚に対応する l または r が入るものとする。

1. 制御の流れ

まず、HALは装着者の立位維持を訓練する。ある瞬間に式(2.17)と(2.18)で示される体幹角度によって引き起こされる重心移動の条件と、式(2.19)の支持脚姿勢に関する安全監視条件が満たされると、HALは装着者の関節角度を右脚振り出しのための準備姿勢へ一定時間をかけて変化させる。左脚は支持脚期のための訓練を開始する。当然ながら、式(2.13)と(2.16)と(2.17)で示される左脚振り出し準備の条件が満たされた場合にはその逆の訓練が各脚で行われる。その後、右脚足部の離地条件式(2.7)、(2.8)、(2.9)と左脚に荷重がかかっていることを判定する拘束条件式(2.14)、ならびに安全確保の条件式(2.19)が満たされた場合には右脚の遊脚準備期から遊脚期への遷移を行い、反対に左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式(2.13)、ならびに安全確保の条件式(2.21)が満たされた場合には左脚の遊脚準備期から遊脚期への遷移を行う。遊脚期の軌道追従制御は、右脚が遊脚の場合には、式(2.1)、(2.2)、(2.3)のいずれかの着地判定条件が満たされるまで、ま

た左脚が遊脚の場合には、式(2.4)、(2.5)、(2.6)のいずれかの着地判定条件が満たされるまで継続される。最後に遊脚側の足部と路面との着地が判定されると、HALは支持脚期の定値制御を開始し、次の離地条件が検出されるまで両脚で支持脚期が継続する。なお、遊脚期軌道は図2に示される波形をそのまま使用し、歩行周期は一定とした。

C. 実験結果

図4は歩行訓練中の体幹角度と両脚の膝関節角度、ならびに Phase の遷移状況を表している。このグラフからは、約0.8[s]で右膝の伸展によって式(2.21)が満たされたことによって、体幹角度遷移条件である式(2.17)と式(2.20)を

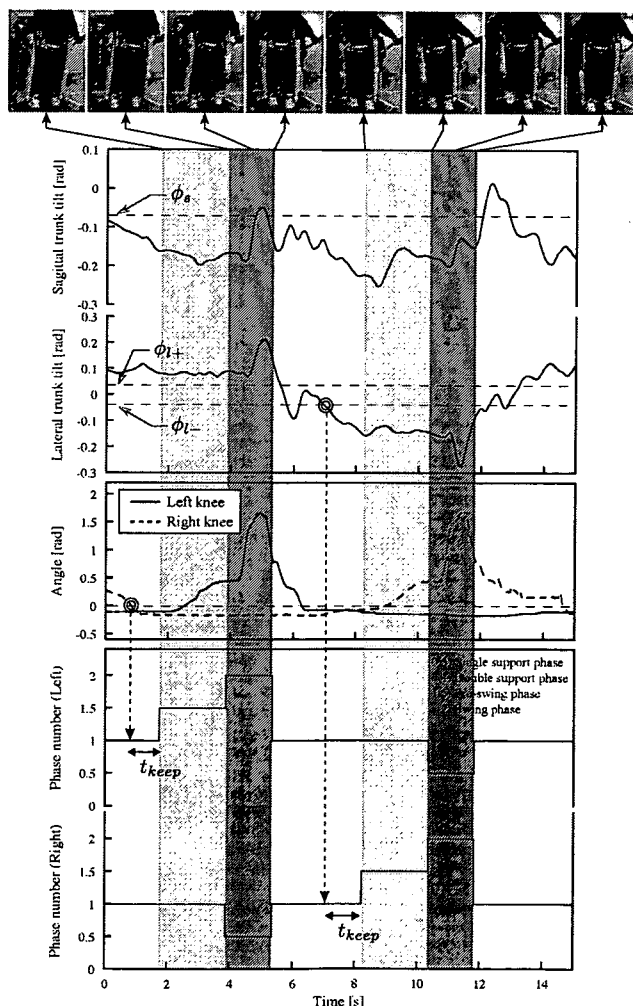


図4 歩行訓練中の体幹角度と両脚の膝関節角度、Phase の遷移

含んだ遊脚準備期への全遷移条件が満たされ、 t_{keep} 間その状態が維持された後に左脚の遊脚準備期 (Phase 1.5) が開始されていることが分かる。また約7.0[s]では体幹の前額面内角度が ϕ_{l-} を下回り式(2.18)が満たされたことによって遊脚準備期への全遷移条件が満たされ、 t_{keep} 間その状態が維持された後に右脚の遊脚準備期が開始されていることが分かる。体幹角度による意思推定と膝関節角度による安全監視機能に応じて、左右の脚に対する適切な訓練動作の切り替えが行われていると言える。次に図5は歩行訓練中の各脚の床反力データと両脚の膝関節角度、ならびにPhaseの遷移状況を表している。式(2.4)または(2.1)を満たす踵部着地の瞬間から各脚が遊脚期から支持脚期に遷移し、体重の支

持を開始していることが分かる。体幹を傾けることによる重心移動が装着者の意思で行われていることから、HALが装着者の歩行開始に関する動作意思に同期して歩行動作訓練を開始させることに成功したと言える。さらに図6は安全監視機能が働き、一度開始した遊脚準備期からHALによって立位期訓練に切り替えられたことを示すグラフである。歩行訓練中の体幹角度と両脚の膝関節角度、ならびに左脚のPhaseの遷移状況を表している。まず、約1[s]以降体幹の前額面内角度が遷移条件の一つである ϕ_{l+} を上回っていることから左脚を振り出そうとしていると推測される。体幹の前額面内角度に関する遷移条件を満たした状態が t_{keep} の間継続した後に、訓練動作が支持脚期から遊脚準備期に正しく遷移されている。しかしその後、体幹の前額面内角度が減少し直立状態に戻って来てしまったために緊急停止角度である0.01[rad]を下回り約3.5[s]で

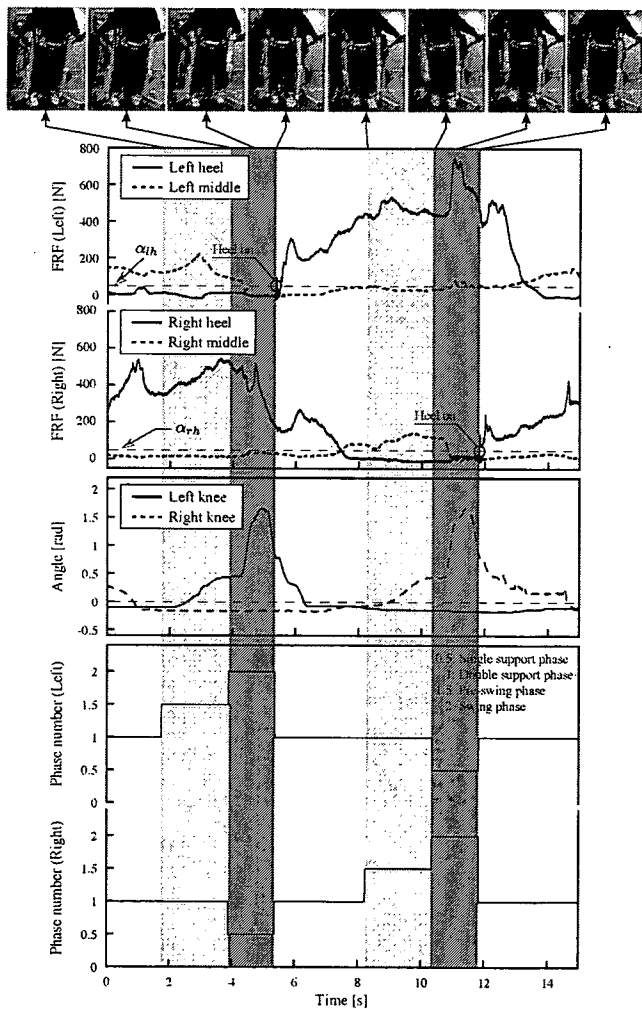


図5 歩行訓練中の床反力データ, 両脚の膝関節角度, Phaseの遷移

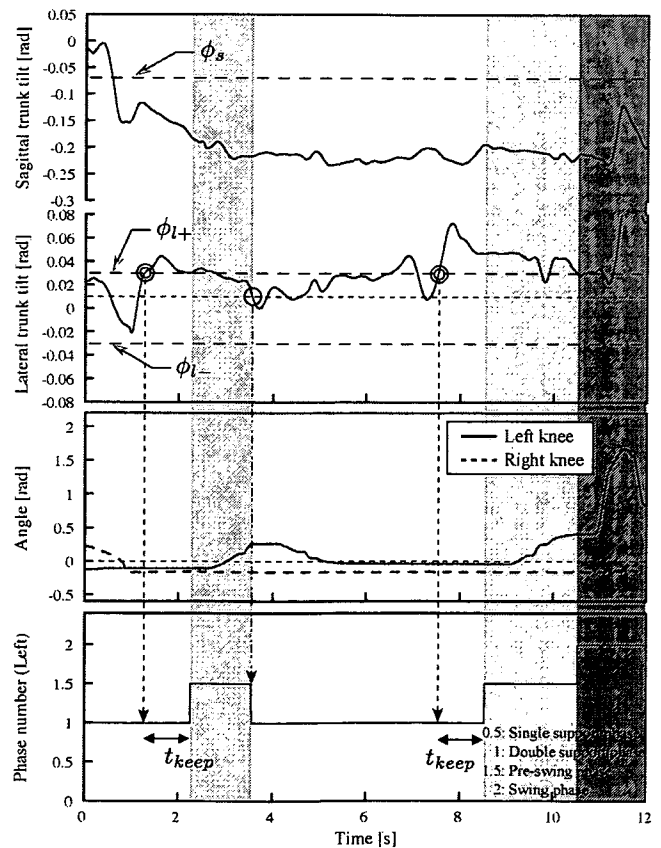


図6 安全監視機能による動作

再び支持脚期に遷移している。これはHALが予め用意していた緊急停止条件を満たし、このまま遊脚動作が開始してしまうと遊脚の内転運動によって着地位置が内側に入り込んでしまう危険な状態を引き起こすとHALが判断したことによるものである。8.0[s]以降では十分に体幹角度が傾斜し、支持脚期から遊脚準備期、遊脚期へと継続的に遷移していることから、安全監視機能が適切に作動し安全な訓練動作を提供していることが示された。一方、図7、図8は歩行訓練中の股関節、膝関節の角度データ、目標関節軌道、駆動電流値から推定された各パワーユニットの駆動トルクを表している。これらのグラフに示される関節角度データからは、股関節、膝

関節が遊脚着地後の期間を除いて、歩行訓練中のほとんどの期間において目標角度軌道に追従していることが分かる。このことは、HALが図2で示した健常者歩行軌道に基づいた歩行動作が実現されたことを意味している。また同時に、彼が日常的に不安を抱えている膝折れが歩行訓練中一度も発生しなかったことから、支持脚強化によって安定した立位維持が提供できたと言える。しかし一方で、図8の結果には、支持脚期に左股関節動作が目標軌道に十分に追従していない様子が見られる。同じように完全麻痺状態にある右股関節動作の追従の様子（図7）と比べるとその違いは明らかである。図9では比較的長い期間の体幹角度とPhaseの遷移状況を示してい

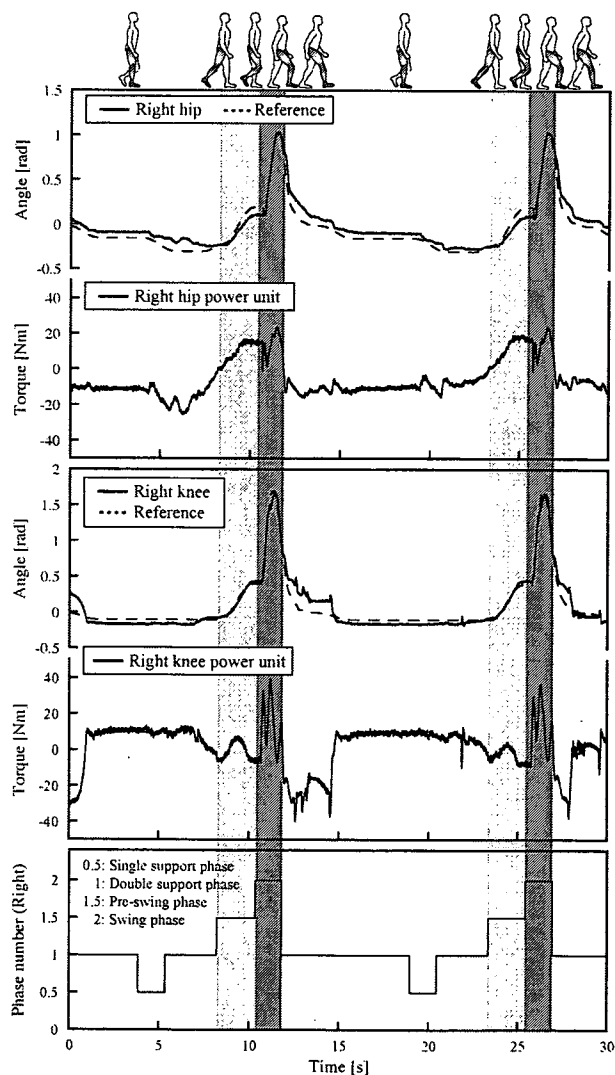


図7 右側の股関節、膝関節の角度データ、目標関節軌道、推定駆動トルク

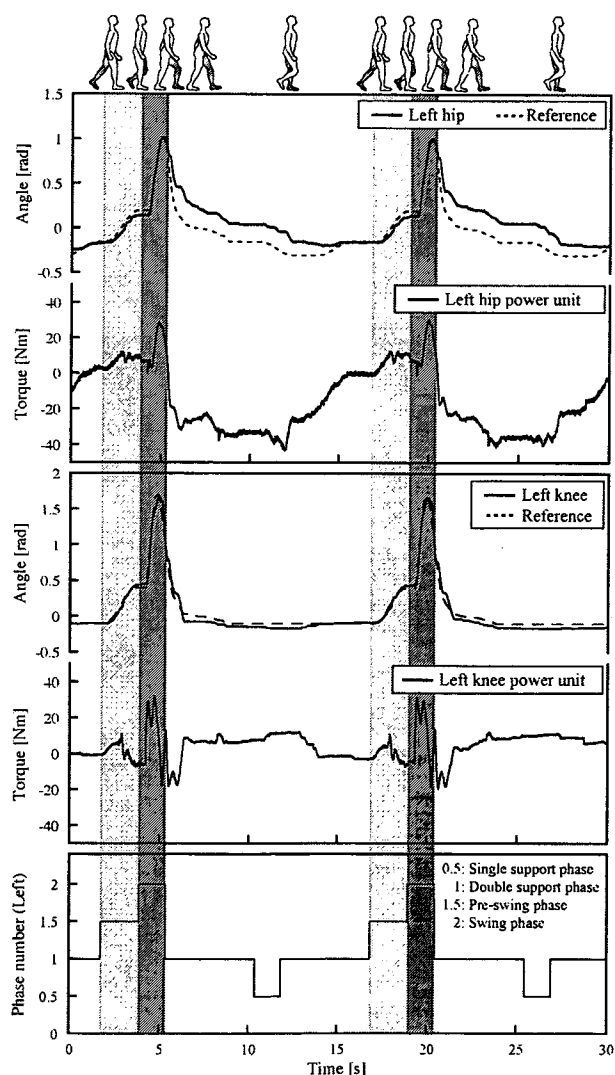


図8 左側の股関節、膝関節の角度データ、目標関節軌道、推定駆動トルク

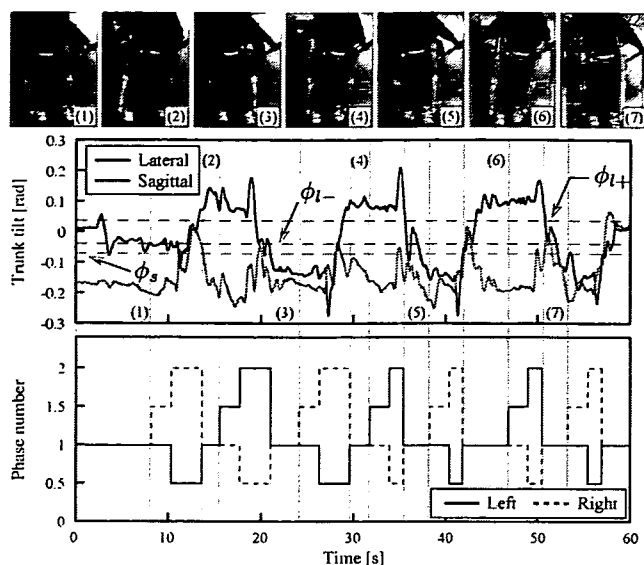


図9 歩行訓練中の体幹角度、Phase遷移

るが、ここで示した動作訓練中の写真(正面)や実線で示される前額面内体幹角度からは、左側には大きく体幹が傾斜するものの右側への傾斜が少ない特徴が見える。こうした固有の動作特性が脚の振り出しに影響している可能性もあるが、現段階では断定できていないため今後さらに検証していく必要がある。但し、実現した動作からは一歩一歩確実に歩行を行っている様子が分かり、完全麻痺の重度機能障害者に意思に基づいた歩行動作を提供できたと判断できる。

D. 考察

装着者の実証試験で得られた各関節の角度、体幹角度、床反力、ならびにそれらの運動情報から決定されるphaseの遷移状態等の計測データを解析すると、主に以下の結果が得られた。まず、定常歩行中の支持脚動作中に、体幹角度によって引き起こされる重心移動の条件と支持脚姿勢に関する安全監視条件が満たされると、その瞬間から体幹を傾けた側の脚に対して遊脚準備のための動作が開始され、準備姿勢へ一定時間をかけて変化させる様子が見られた。その後、遊脚足部の離地条件と反対側の脚に荷重がかかっていることを判定する拘束条件、ならびに安全確保の条件が満たされた場合に遊脚準備

期から遊脚期への遷移が行われ、脚の振り出しが行われた。最後に遊脚側の踵部の床反力が着地と判定されると、HALは支持脚期の定値制御を開始し、次の離地条件が検出されるまで両脚で支持脚期が継続する様子が観測された。各関節角度が、健常者歩行に基づいて生成された目標軌道に十分追従していることから、装着者の重心移動や姿勢に応じて、望ましいタイミングでphaseの切り替えが行われ、歩行動作による移動が実現したと言える。加えて、立位状態から歩行の開始する瞬間や、定常歩行中に停止する瞬間も、装着者の前額面内体幹角度の変化を加速度センサが捉え、適切に歩行の開始と停止が実行されていることが確認できた。また、膝折れ防止バーの設置や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って、膝折れを防止し体重を安全に支えるための支持脚訓練を行ったことで、安全な歩行を繰り返すことができた。これらの結果から、重度の下肢機能障害者に対して、HALが安全な歩行動作を提供できることが示された。

E. 結論

本研究では、目標軌道生成手法、及び意思推定手法を両下肢が完全麻痺となり自力での立位維持が困難な完全脊髄損傷者（下肢機能障害に関する障害等級で第1級に相当）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、および定常歩行中の遊脚の開始が実現した。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
安全な歩行動作を実現できた。

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、「立ち・座り・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。

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。

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、ことが挙げられる。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. ロボットスーツによる各種動作訓練

1.1. 立ち座り・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ロボットスーツの制御方法の選択、アシスト出力の調整を行い、出来る限り長期間、患者の立ち座り・起立歩行の訓練を実施する。これにより障害の進行を遅らせることが見込まれる。

1.2. 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。

1.3. 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する。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。ロボットスーツは補助・訓練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）も考えられ、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見込まれる。

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、「立ち座り・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。また、簡単な実証実験では、装着者の生体信号に応じて、ロボットスーツが制御されていることを確認した。今後は、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。

2. 実用新案登録

なし。

3. その他

なし。

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に適用の可能性があることが分かった。また、簡単な実証実験を試み、装着者の運動意思に応じてロボットスーツを使って膝関節屈曲伸展動作を実施することができた。

F. 研究発表

1. 論文発表

- [1] 中島孝, QOL評価の新しい挑戦 療養者の物語によるSEIQoL-DWの試み, 日本難病看護学会誌, 11巻, 3号, 181-191, 2007.
- [2] 宮下光令, 秋山美紀, 落合亮太, 萩原章子, 中島孝, 福原俊一, 大生定義, 神経内科的疾患患者の在宅介護者に対する「個別化された重みつきQOL尺度」SEIQoL-DWの測定, 厚生指標, 55(1), 9-14, 2008.
- [3] 中島 孝, QOLと緩和ケアの奪還, 現代思想, Vol136:2, 148-173, 2008

G. 知的財産権の出願・登録状況

1. 特許取得

なし。

III. 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	介護ロボット スーツHAL		地域リハビリ テーション	三輪書店	東京	2007	679-684
中島 孝	神経難病のQOL 評価から緩和ケ アについて	阿部康二編 集、中島孝	神経難病のす べて	新興医学 社	東京	2007	276-283
	サイボーグ患者 宣言		現代思想	青土社	東京	2007	48-67
	この人に聞 く!		最新図説政経	浜島書店	東京	2008	293
	パワーをくれる ロボットスーツ		テーマ別資料 政治経済2008	東京法令 出版株式 会社		2008	139
			フィロソフィ ア・ロボティ カ-人間に近 づくロボット に近づく人間	毎日 コ ミュニ ケーショ ンズ	東京	2007	183
	鉄腕アトムが 夢でも、サイ ボーグ009は社 会を救える 対談 山海嘉 之×茂木健一 郎		中央公論	中央公論 社	東京	2007	124-131
		廣瀬通孝	ヒトと機械 のあいだ ヒト化する 機械と機械 化するヒト	岩波書店	東京	2007	68
	筑波大学のパ ワースーツHAL	日高義樹・ 武藤容治	パブリック セキュリティ 社会 の安全と市 民の安心を 求めて	河出書房 新社	東京	2007	272

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
K. Suzuki, G. Mito, H. Kawamoto, Y. Hasegawa, Y. Sankai	Intention-Based Walking Support for Paraplegia Patients with Robot Suit HAL	Advanced Robotics	21(12)	1441-1469	2007
大瀬寛高、上野友之、河野豊、今泉伸一、西須直美、宮内和喜、阪井康友、居村茂幸、山口直人、永田博司、小國英一	筋萎縮性側索硬化症の呼吸機能評価	日本呼吸ケア・リハビリテーション学会誌	17 (1)	76-78	2007
大瀬寛高、阪井康友、居村茂幸、富田和秀、西須直美、今泉伸一、宮内和喜、齋藤武文	末梢気道病変の検出に対するV25、V50/V25の有用性	日本呼吸ケア・リハビリテーション学会誌	17 (1)	41-44	2007
Sankai Y., Tomita K., Imura S., Monma M., Ohse H.	SAGITTAL PLANIMETRY OF THE LUNG IN NORMAL SUBJECTS DURING SPONTANEOUS AND DEEP BREATHING WHILE PRONE: MEASUREMENT USING MRI.	15th International Congress of the World Confederation for Physical Therapy			2007
中島孝	QOL評価の新しい挑戦 療養者の物語によるSEIQoL-DWの試み	日本難病看護学会誌	11巻3号	181-191	2007
中島孝、川上英孝、伊藤博明	ALSへのNPPVの導入	Journal of Clinical Rehabilitation	Vol.16No.3	243-250	2007
宮下光令、秋山美紀、落合亮太、萩原章子、中島孝、福原俊一、大生定義	神経内科的疾患患者の在宅介護者に対する「個別化された重みつきQOL尺度」SEIQoL-DWの測定	厚生の指標	55(1)	9-14	2008
中島孝	QOLと緩和ケアの奪還	現代思想	Vol36:2	148-173	2008
中島孝	神経難病と音楽療法 総論	神経内科	67(3)	228-235	2007
中島孝	緩和ケアは看取りの医療ではない-最後まで続くQOLの向上、生きる挑戦	月刊公明	7月号	34-41	2007
	「人間を守る」使命を	AERA	3月17日号	42	2008

平成19年度 研究成果の刊行に関する一覧表

雑誌

	ロボットスーツHAL	ぶれさん 創刊準備 号	3月号	6-9	2008
	サイボーグ患者宣言 山 海嘉之+松原洋子	現代思想	3月号	48-67	2008
	2008年ロボット新時代	シティオ ペラ	1月1日- 1月20日号	2-3	2008
	「ナイスな研究者」選定	読売新聞	1月6日	19	2008
	障害者も自力歩行	読売新聞	1月4日	33	2008
	「ナイスステップな研究者」 科技政策研が10組13人選定	日刊工業新聞	12月27日		2007
	「ナイスな研究者」に13人	毎日新聞	12月27日		2007
	科学技術普及に功績 研究者 13人を選出	朝日新聞	12月27日	33	2007
	ナイスステップな研究者：地 震速報開発の気象庁・東田氏 ら13人が選ばれる	毎日jp	12月27日		2007
	生体信号を利用したパワー スーツ「HAL」は未来をどう変 える？	キカイはどこ まで人の代わ りができる か？職人ロ ボットから医 療ロボットま で一人の暮ら しを変えたキ カイたち	12月24日	155-158	2007
	サイボーグを思わせるロボッ トスーツ「HAL」	生命科学の冒 険 生殖・ク ローン・遺伝 子・脳	12月4日	170-173	2007
	「正義」こそ日本エンジニア の生きる道 進化の目覚まし い弱者向け技術	日経ビジネス オンライン	12月3日		2007
	重い荷物もこれでへっちゃ ら！ロボットスーツHAL	小学三年生	12月号	16	2007
	次世代へ成熟の街づくり つ くば市制施行20周年	茨城新聞	11月29日	5	2007
	福祉機器展など視察 常陸宮 ご夫妻	茨城新聞	11月13日		2007
	ロボットスーツ装着 まなび ピア岡山	山陽新聞	11月5日	23	2007

平成19年度 研究成果の刊行に関する一覧表

雑誌

	ロボット研究と軍事転用 科学者の倫理とは 第3部 「悪用」防ぐ責任	毎日新聞	11月4日	25	2007
	人間の身体機能をサポートするロボット	碧い風	11月号	14	2007
	目からウロコの投資塾 産業分析・パートナーロボット編 3 レスキュー・介護もお任せ	日本経済新聞 夕刊	10月25日		2007
	「ロボットスーツHAL」運動機能の客観的評価指標に Medical Tribune	Medical Tribune	10月25日	31	2007
	フロントランナー 筑波大学 大学院教授 山海嘉之さん	朝日新聞 be on Saturday	10月13日	26-27	2007
	1. サービス分野における科学的・工学的アプローチの拡大④ロボットスーツ	サービス産業におけるイノベーションと生産性向上に向けて（経済産業省編）	10月10日	141	2007
	人の力をパワーアップしてくれる！	チャレンジ4 年生わくわく 発見ブック	10月号	7	2007
	身近なロボット、続々開発中！	たしかな目	10月号	79	2007
	Roboteranzug als Bewegungshilfe für Gelahmte	EHEALTHCOM	9・10月号	6	2007
	医療・福祉・生活分野で人と共存する”次世代ロボット”の開発が進んでいる	nature	9月27日号		2007
	装着すれば誰でもパワーUP！ 世界初のロボットスーツ	大学受験講座 エンカレッジ 物理		52	2007
	着ればあなたもサイボーグ	BCNランキング	9月号	10	2007
	サイボーグ型ロボット 「HAL」が人類をパワーアシスト	EVENT REPORT	8月号	130	2007
	「TAMAプロジェクト」「ロボットスーツHAL」が経済産業大臣賞を受賞！	いっとじゅっ けん	8月号	26-27	2007
	筑波大学 ロボットスーツ HALの開発が「経済産業大臣賞」を受賞	蛭雪時代	8月号	221	2007

平成19年度 研究成果の刊行に関する一覧表

雑誌

	暮らしを変えるロボット大集合	NHK生活ほっとモーニング	7・8月号	55-58	2007
	ロボットを考えることは、人間を考えること	WEBサイト「ロボナブル」第3回コラムブログ	7月19日		2007
	「目的達成」へ教授自ら起業	フジサンケイビジネスアイ	7月5日	11版	2007
	The HAL robot suit means the future has super human strength	G'Day Japan	7月号	44	2007
	筑波大ロボット採択 文科省の国際教育支援	日本経済新聞	6月19日	首都圏経済・茨城35版	2007
	ロボットでリハビリ 筑波大の研究文科省プログラムに選定	朝日新聞	6月19日	茨城13版	2007
	まさにSFの世界がここに！ ロボットスーツHAL	こども写真ひゅっかロボット大集合	6月10日	9	2007
	量産ロボットスーツが救う 少子高齢化ニッポン	読売ウィークリー	5月20日	68-69	2007
	HAL Professor Sankai, University of Tsukuba/CYBERDYNE Inc.	jstyle	冬号	30-31	2007
	ロボットスーツで夢実現	朝日新聞	5月17日	経済12面	2007
	ELET GEEFT STEUN	De Ingenieur	5月4日号	24-25	2007
	Wear a Robot?	WHAT'S UP? 2007-2008 Elementary	5月1日	22-23	2007
	高齢社会の住まい追求	日刊工業新聞	4月11日	建設・物流13面	2007
	インタビュー テクノロジー だけで終わらず、育てて守って いく必要がある	日本物流新聞	4月10日	2面	2007
	いま、この学科が熱い！ 筑波大学大学院システム情報工学研究科 ロボットスーツ「HAL」実用化へ	2008年版『学びたい分野』で選べる 大学文系理系学科案内	4月	2	2007

平成19年度 研究成果の刊行に関する一覧表

雑誌

	パワー支援スーツ	発明	4月号	40	2007
	身にまとうロボットスーツ 「HAL」が、未来への扉を開く	ケミ・ばる別冊	4月号	1	2007
	Ungeahnte Krafte dank HAL	Demenz	4月号	30	2007
	夢へ未来医療の姿・健康社会 の創造へ つくる	第27回日本医学会総会「いのち・ひと・夢EXPO2007」 企画展示 公式ガイドブック	3月31日 発行	35	2007
	"Kleider" machen Leute	JAPAN MARKT	3月号	38	2007

IV. 研究成果の刊行物・別刷り

Intention-based walking support for paraplegia patients with Robot Suit HAL

KENTA SUZUKI¹, GOUJI MITO¹, HIROAKI KAWAMOTO²,
YASUHISA HASEGAWA¹ and YOSHIYUKI SANKAI^{1,*}

¹ *Graduate School of Systems and Information Engineering, University of Tsukuba, 1-1-1 Tennodai,
Tsukuba, Ibaraki 305-8573, Japan*

² *Japan Association for the Advancement of Medical Equipment, NKD Building, 3-42-6 Hongo,
Bunkyo-ku, Tokyo 113-0033, Japan*

Received 9 January 2007; accepted 1 April 2007

Abstract—This paper proposes an algorithm to estimate human intentions related to walking in order to comfortably and safely support a paraplegia patient's walk. Robot Suit HAL (Hybrid Assistive Limb) has been developed for enhancement of a healthy person's activities and for support of a physically challenged person's daily life. The assisting method based on bioelectrical signals such as myoelectricity successfully supports a healthy person's walking. These bioelectrical signals, however, cannot be measured properly from a paraplegia patient. Therefore another interface that can estimate a patient's intentions without any manual controller is desired for robot control since a manual controller deprives a patient of his/her hand freedom. Estimation of a patient's intentions contributes to providing not only comfortable support but also safe support, because any inconformity between the robot suit motion and the patient motion results in his/her stumbling or falling. The proposed algorithm estimates a patient's intentions from a floor reaction force (FRF) reflecting a patient's weight shift during walking and standing. The effectiveness of this algorithm is investigated through experiments on a paraplegia patient who has a sensory paralysis on both legs, especially his left leg. We show that HAL supports the patient's walk properly, estimating his intentions based on the FRF, while he keeps his own balance by himself.

Keywords: Robot suit; paraplegia; walking support; intention estimation; floor reaction force.

1. INTRODUCTION

People may have muscle rigidity, relaxation, involuntary muscle contractions and sensory paralysis due to cerebral paralysis, stroke, spinal cord injury, muscular dystrophy and post-polio syndrome. Even if people do not suffer from these physical problems, aging brings various complications on their motility. Most

*To whom correspondence should be addressed. E-mail: cyberoid@golem.kz.tsukuba.ac.jp

people who have problems on the lower limbs due to these symptoms or aging are unable to walk and, at worst, are bedridden all day long. Moreover, this situation depresses a patient's feelings, e.g., bedridden patients lose their will to life. Caregivers including the patient's family also have problems looking after them once a person has motility troubles. To relieve these problems and to support the patient's independent life, it is important to provide them with a safe and convenient transportation device.

A wheelchair is now used in most cases as a transportation device for patients with gait disorder. It is convenient for the patients because they can move easily as long as enough muscular power remains in their upper body. Even if a patient has weakness of the arms, a motorized wheelchair could be used. However, wheelchairs have some problems relating to the user's environment and the user's posture. In particular, wheelchair users are apt to keep a sitting posture for a long time and have less opportunity to exercise their own lower bodies. That may cause a decrease in not only muscular power of the lower body with paralysis, but also residual physical functions. This problem could be solved if a patient with paraplegia could walk on his/her own legs as a healthy person does. Therefore, a device which helps a patient walk in their standing posture would be one of the solutions since the patient can locomote with their legs receiving physical support.

Several devices for walking support have been developed. In our study, a wearable-type robot 'Robot Suit HAL' (Hybrid Assistive Limb) has been developed in order to physically support a wearer's daily activities and heavy work. HAL-1, utilizing DC motors and ball screws as shown in Fig. 1a, was developed as the first prototype of HAL [1] and it enhanced the wearer's walking ability by amplifying the wearer's own joint torque. After developing some prototypes, HAL-3 (Fig. 1b) was developed toward a more suitable system to be used in actual daily life [2, 3]. These robot suits have a power unit on each hip and knee joint, and they support functional motions of the lower limbs with multiple joints simultaneously. After that, HAL-5 (Fig. 1c), demonstrated at the 2005 World Exposition in Aichi, was developed for whole-body support. It assists human motions involving the wearer's upper-body activities such as carrying heavy loads. Meanwhile, 'RoboKnee' [4] and 'Wearable Walking Helper' [5] have been developed to support knee motion by using linear actuators. However, it is difficult for these two devices to support a patient with paraplegia since these devices cannot support multiple joints in the lower limbs simultaneously. As an exoskeleton to assist soldiers, disaster relief workers and other emergency personnel who need to move long distances on foot, Kazerooni *et al.* [6, 7] have developed 'BLEEX' that supports a human's walking while carrying heavy loads on his/her back. This exoskeleton is not designed for welfare purposes, and it is too large and heavy (75 kg including the exoskeleton weight and maximum payload) for patients to handle as their own supporting devices in actual daily life.

To provide effective physical support according to each wearer's condition, it is necessary to strongly focus on the control algorithm as well as mechanisms of supporting devices. HAL has a cybernic control system that is a hybrid control

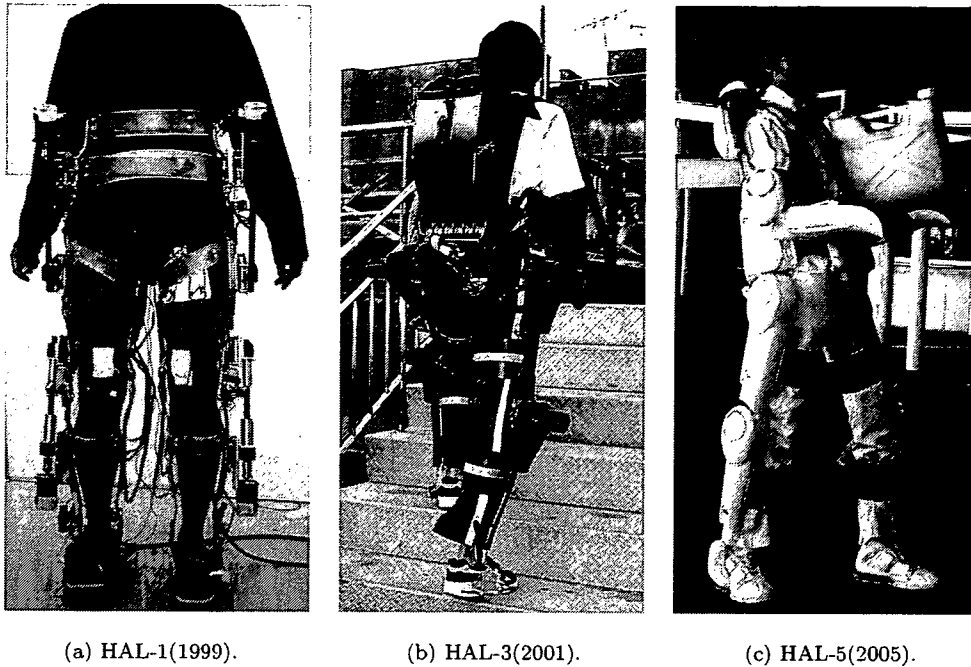


Figure 1. Representative conventional robot suits we have developed. (a and b) HAL supports the wearer's lower-body motion. (c) HAL supports the whole-body motion. A 20-kg load is carried on a single arm.

algorithm consisting of a 'Cybernic Voluntary Control (Bio-Cybernic Control)' and 'Cybernic Autonomous Control (Cybernic Robot Control)'. The cybernic control system can provide suitable physical support to wearers in various conditions such as a healthy person, a physically challenged person, etc., by using the two algorithms as complementary controls. The features of each control algorithm are described below.

The Cybernic Voluntary Control provides physical support according to the patients's voluntary muscle activity. The power units of HAL generate power assist torque by amplifying the wearer's own joint torque estimated from his/her bioelectrical signals and the support motions are consequently controlled by signal adjustment. This control was used for power assist of a healthy person's activities [8], e.g., walking and standing up from a sitting posture, and we confirmed the Cybernic Voluntary Control successfully supported a wearer's motion. Bioelectrical signals, including myoelectricity, are useful and reliable information to estimate a human's motion intentions because the signals are measured just before corresponding visible muscle activities. Thus, the wearer receives physical support directly by an unconscious interface using the bioelectrical signals, which much more easily realize operation than manual controllers such as a joystick. HAL can physically support patients with some handicaps on their lower limbs as well as healthy people because HAL supports functional motions with multiple joints simultaneously,