

時刻での装着者の筋発生トルクが推定できた。

今回の1動作でのキャリブレーション方法にかかる時間は、およそ5秒程度で従来手法に比べて大幅に、装着者の時間的身体的負担を軽減させることができたと言える。

3. 考察

本研究では、ロボットスーツを用いた運動訓練のための支援手法として、関節可動域訓練、および、筋発生トルク診断のためのキャリブレーション方法を開発、実験により本手法の有用性を確認した。

C. ロボットスーツHALによる歩行動作訓練

1. 研究方法

1.1 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

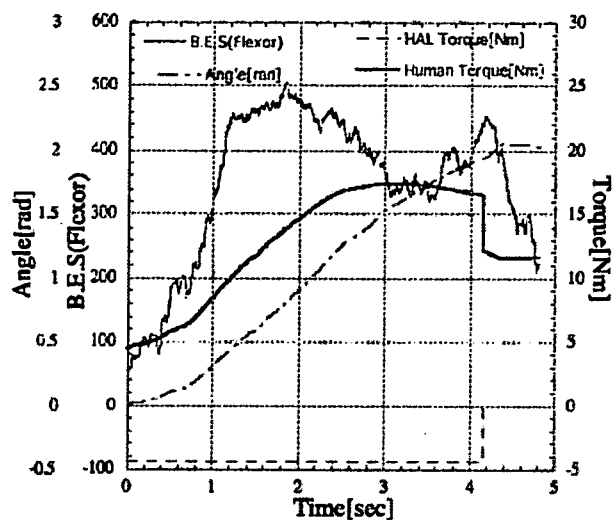


図3 1回の動作によるキャリブレーション

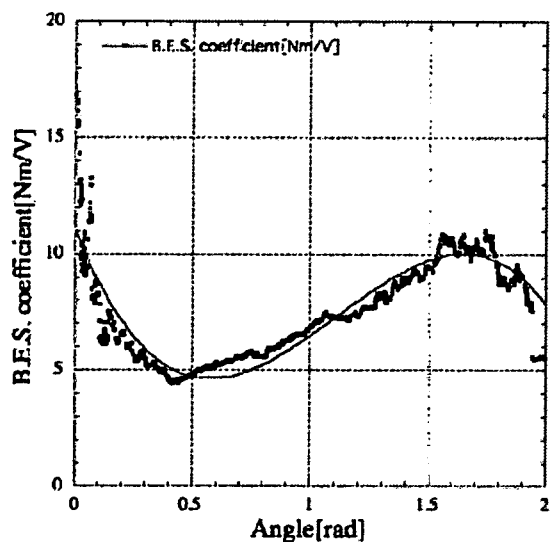


図4 キャリブレーションパラメータの角度に応じた推移

さくなるような近似曲線 $K(\theta)$ を3次関数で最小二乗法により処理することで、

$$K(\theta) = -8.77\theta^3 + 29.3\theta^2 - 25.0\theta + 11.0 \quad (2)$$

の変換係数関数を得た。

このキャリブレーションパラメータを使うことで、生体電位信号と関節角度が分かるとその

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。
- ・同一日以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。

1.2 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、理学療法士の立ち会いのもと行われた。

1.3 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5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、31ページに示し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_{rl} , α_{lh} , α_{lm} , α_{ll} , 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_{rl} と β_{ll} 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_{I+} , ϕ_{I-} と設定した。

1.4 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



図5 試験環境

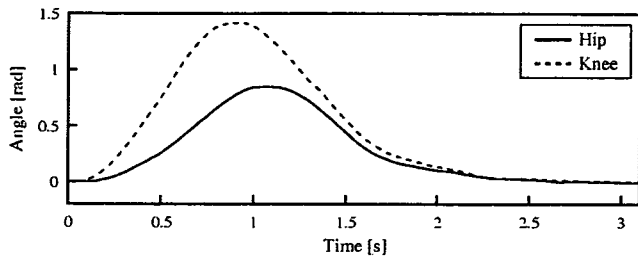


図6 目標軌道パターン

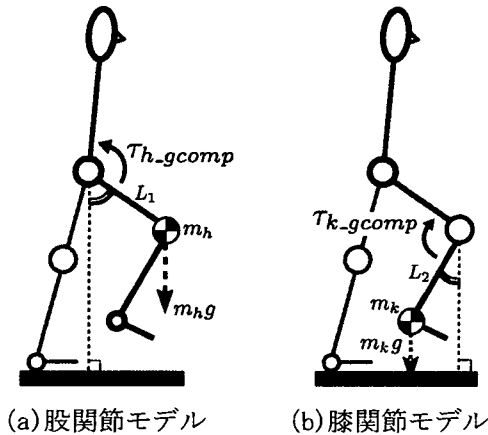


図7 遊脚期の重力補償

を図6に示す。この仮目標軌道に基づいて、表2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 (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

表2 目標値の設定

	Standing phase	Support phase (Single support)	Swing phase (Single support)
θ_{href} [rad]	-0.15	-0.15 (-0.4)	Fig. 6 (0.2)
$\dot{\theta}_{href}$ [rad/s]	0.0	0.0	time derivative of Fig. 6 (0.0)
θ_{kref} [rad]	-0.1	-0.1	Fig. 6 (0.4)
$\dot{\theta}_{kef}$ [rad/sec]	0.0	0.0	time derivative of Fig. 6 (0.0)
θ_{fref} [rad]	0.0	0.0 (0.1)	0.1 (-0.1)
$\dot{\theta}_{fref}$ [rad/sec]	0.0	0.0	0.0

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、表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。

1.5 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7 (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 τ_{h_gcomp} は、

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

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7(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。

1.6 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33ページ式(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、

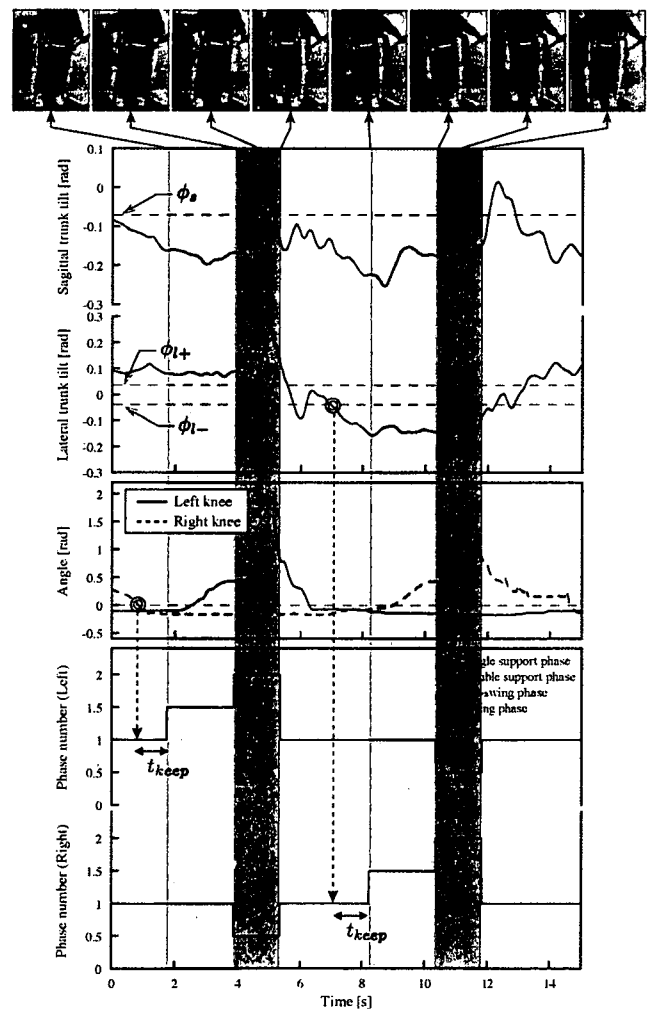


図8 歩行訓練中の体幹角度と両脚の膝関節角度、Phase の遷移

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。

2. 研究結果

図8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

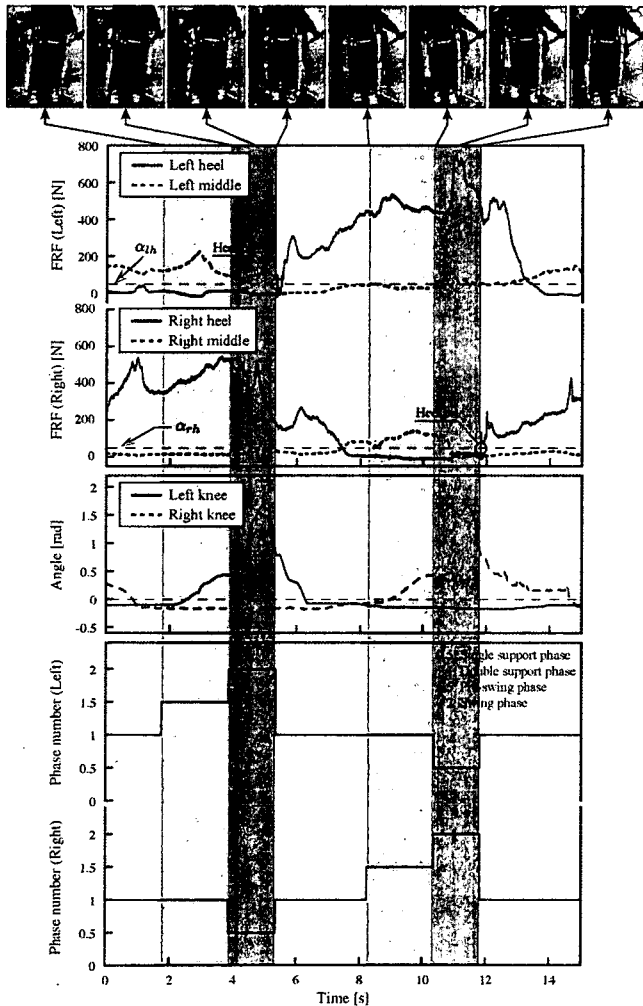


図9 歩行訓練中の床反力データ, 両脚の膝関節角度, Phaseの遷移

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9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10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

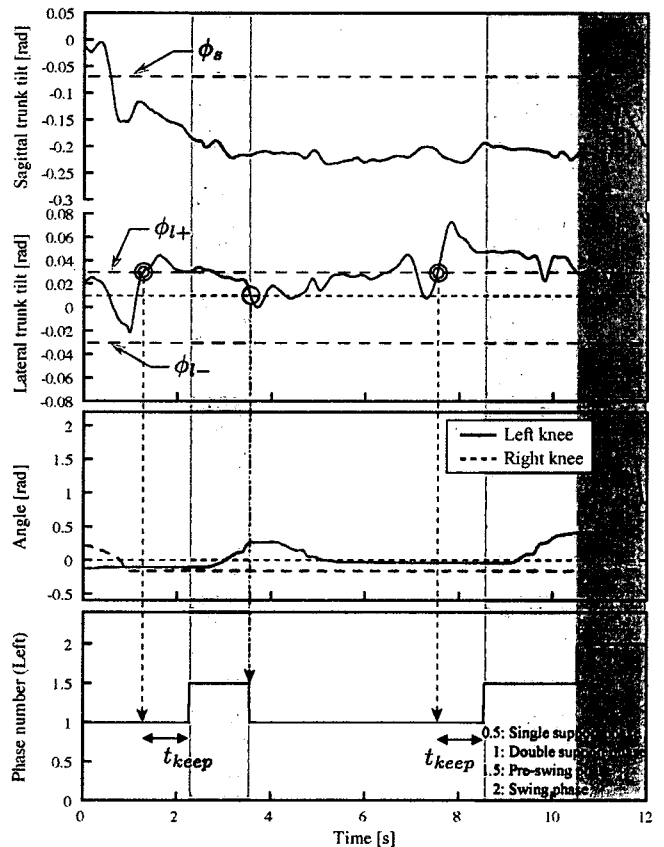


図10 安全監視機能による動作

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_{1+} 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き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11、図12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

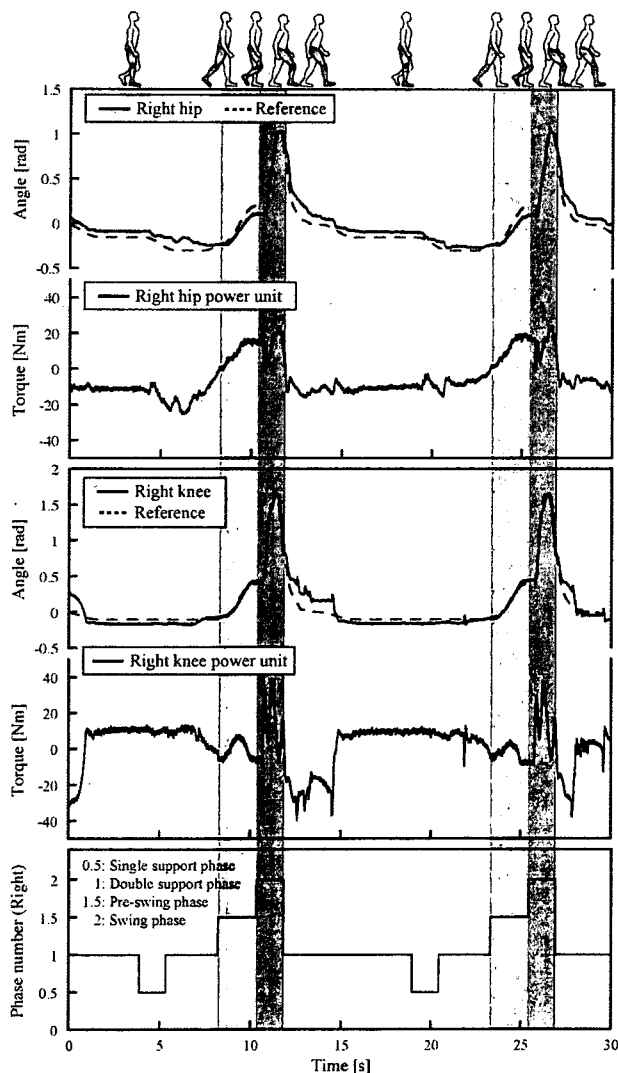


図11 右側の股関節、膝関節の角度データ、目標関節軌道、推定駆動トルク

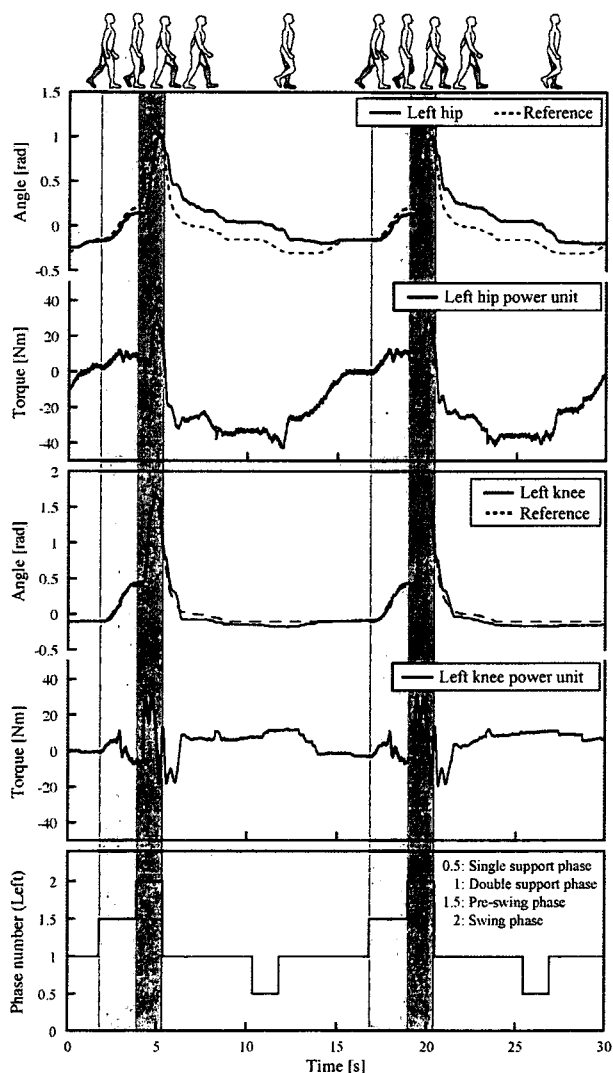


図12 左側の股関節、膝関節の角度データ、目標関節軌道、推定駆動トルク

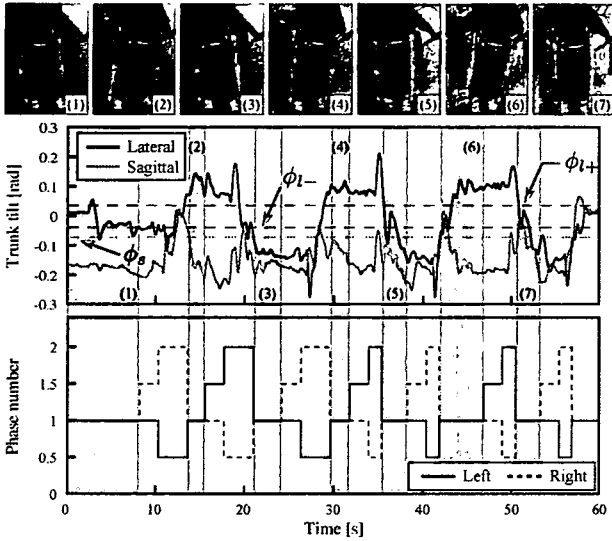


図13 歩行訓練中の体幹角度、Phase遷移

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13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步一步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。

3. 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。

D. 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を行った。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。

また、当該プロジェクトで開発されたロボットスーツの歩行訓練である目標軌道生成手法、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対して安全な歩行動作が実現できた。

E. 研究発表

1. 論文発表

- [1] 間瀬教史, 居村茂幸, 北川薫, 下肢の骨関節疾患患者の筋力回復と筋線維伝導速度との関係, 理学療法学, 33 (Suppl.2) 293, 2006
- [2] KYOUSI MASE, HIROMITU KAMIMURA, SHIGEYUKI IMURA, KAORU KITAGAWA Effect of Age and Gender on Muscle Function - Analysis by Muscle Fiber Conduction Velocity, J. Phys. Ther. Sci., 18, pp. 81-87, 2006

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。

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

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

研究要旨

本研究では人間とロボットが一体となるために必要なロボットスーツのデザインを人間工学やプロダクトデザインの立場から検討することを目的とした。ロボットスーツのデザインで考慮しなければならないファクター、(a)コンパクト化、(b)分散化、(c)装着感、(d)脱着性を挙げ、その利点・解決の方法について検討した。

A. 研究目的

ロボットスーツは人間の身体能力を補助、強化を行う装着型のロボットである。人間が機器を身につけるということから、その大きさには制約が伴う。また、健常者が生活するある程度の生活環境でのロボットスーツによる運動支援を考えると、より人間の形態に近づける必要がある。したがって、他のロボットと比べロボットスーツの場合、さまざまな要求仕様を考慮して設計しなければならない。これまでに開発した実験用試作機では、歩行支援や立ち座り支援など運動制御方法に主眼がおかれ開発が行われてきた。そこで、本研究では人間とロボットが一体となるために必要なロボットスーツのデザインを人間工学やプロダクトデザインの立場から検討することを目的とする。

B. 研究方法

本研究では、ロボットスーツのデザインで考慮しなければならないファクターを掲げ、これに基づいて、その解決の方法を提案しながら議論を展開することとした。最も注意を払うべき点は、装着者の立場になって、どのように設計すれば装着者は利用しやすいかといった実用化に向けた課題として中心に据えることであると考えた。そして、これまでに開発されてきたロボットスーツの問題点を考慮しつつ検討を進めた。

C. 研究結果

(a)コンパクト化

ロボットスーツの基本構造は外骨格であり、装着者のボディラインに沿った構造である必要がある。特に注意を払うべき点は、突出度である。これまでに開発が行われてきたロボットスーツのうちHAL-3ではそれぞれパワーユニットの構造は異なるが著しく身体外部に突出する構造となっていた（図1参照）。HAL-3ではパワーユニットの機構特性上横側へ突出してしまう構造となってしまう、扉の枠や椅子の手すりにパワーユニット部が接触してしまう問題が頻繁に起こった。可能な限り突出部を減らすことが理想であるが、基本的には装着者の肩幅よりも突出しないことが一つの目安になる。その他、コンパクト化にはロボットスーツの重量も考慮しなければならない。パワーユニッ



図1 ロボットスーツHAL-3の外観

ト、バッテリーの重量は支援するパワーによるため、アプリケーションの仕様に応じた設計が必要となる。

(b)分散化

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の電装系を構造的にも機能的にも分散型にすることによって上記の問題点を解決する。この分散化はロボットスーツの開発や支援の上でも重要である。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。

(c)装着感

ロボットスーツが提供するパワーを装着者に的確に伝えるため、ロボットスーツのパワーを直接伝達する部分であるモールドを人間にある程度強く絞める必要がある。そのため、装着者はある程度の圧迫感（束縛感）を感じ、長時間の装着によって疲労も生じる可能性がある。可能な限り装着者に圧迫感を与えないため、モールドのインナーに工夫をする必要がある。実験

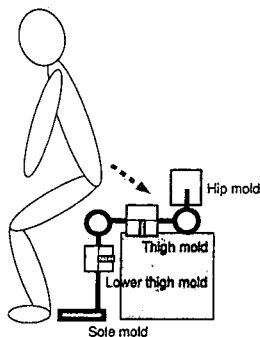


図2 HAL-3の装着方法

試作機（HAL-3）はABS製のシェルの内側にスポンジを取り付けて装着していた。ある程度の効果はあるが、時間が立つにつれて、圧迫感、疲労感を生じる装着者が多かった。この対策として、スキーブーツ等で使用されている流体パッドやフォーミング剤による成型が考えられる。

(d)着脱性

ロボットスーツによる運動支援の性能がどんなに優れていても、着脱に手間がかかってしまうような機構では実用化は極めて厳しい。実用化を考慮するのであれば、装着者が自分一人で簡単にロボットスーツを着脱する必要がある。ロボットスーツの装着は体にモールドを固定することによって行われる。ロボットスーツHAL-3では、腰、左右の大腿・下腿・足底の計7箇所にもモールドがある。HAL-3での装着作業では、図2に示すようなHAL-3を座位の姿勢にして、HALのモールドに装着者の体を入れて装着を行っていた。しかし、HALの骨格が全ての関節において一体となっているため、ほぼ同時に7箇所のモールドに体を入れなければならず、健常者であっても一人で装着するには非常に手間をかけなければならなかった。そこで、HALの分離型構造を考える。分離型構造により部分的な装着が実現され、上述の問題点を解決することが可能であると考えられる。更に、分離型構造では部分的にHALを外すことが可能となる。例えば、着替えを行なう場合、

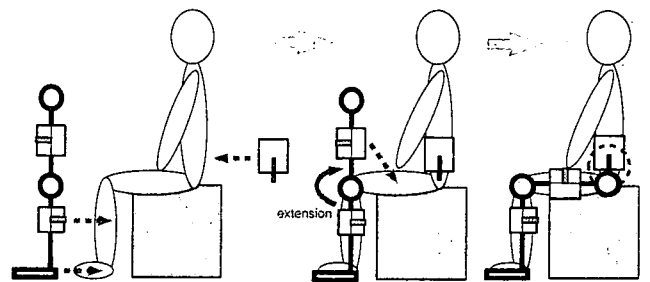


図3 新たに提案するHALの装着方法

一体型構造ではHALを全て外さなければならぬが、分離型構造であれば必要な箇所だけ外せばよい。

分離箇所については、膝や肩などいくつか考えられるが、現在の所、腰部と左右の脚部分の3ピースでの構成を考えている。この分離型構造によって図3に示される装着手順が考えられる。

- 1) 分離された腰部と両脚部を装着者が自分の体に引き寄せ、腰モールド及び左右の下腿モールド・足底モールドを装着する。
- 2) 装着者HALの膝関節を屈曲させ、大腿モールドを装着者の大腿に引き寄せ、左右の大腿モールドを装着する。
- 3) 腰モールドとHALの股関節部分を接続する。

以上のような装着方法が実現することで一カ所ずつモールドを固定することが可能となり、特に装着するのが困難であった腰モールドについてはHALから分離することにより単体で装着が行えるため、簡単な装着が見込まれる。

(d) シェルカバー

パワーユニット、バッテリー、電子基板、無数のケーブル等が露出している状態は、接触や衝突した場合、機械的な故障を容易に引き起こす可能性がある。また、日常生活での使用中、電子回路等に水分がかかりショートする危険も考えられる。さらに、外観を著しく損ね、一般装着者の印象を悪化させる恐れもある。従って、シェルカバーで外骨格構造を覆うことは実用化の上で重要な意味をもつ。シェルカバーの設計する上で重要なことは材質の選択であり、軽くて剛性が高い材質のものを選ぶ必要がある。ただし、開発者が設計し専門業者に製作を依頼する過程は時間の浪費が著しい。そこで本研究開発では、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考えた。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、製作時間は24時間以内ですませることができる。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。現在開発を進めている。

D. 研究結果

ロボットスーツのデザインで考慮しなければならないファクター、(a) コンパクト化、(b) 分散化、(c) 装着感、(d) 脱着性を掲げ、その利点・解決の方法を述べた。本稿では機能的な部分しか述べなかったが、これらのファクターをデザインする上で共通して考慮しなければならない点は安全性である。特に、支援を実施する範囲の中で破壊や破損などの強度的な問題に十分な注意を払わなければならない。この問題に対して現在、応力解析による設計・解析シミュレーション環境による開発の提案を行っている。これは、設計、解析・シミュレーション、評価、製作によって構成される。設計においては、まず装着者や利用環境を想定し、必要と考えられるおおよその強度を見積もり、3DCADを用いて行なう。次に有限要素法を用いて応力解析を行なう。デザインされたロボットスーツあるいはそのパーツは、利用用途や利用環境によってそのデザイン構造が大きく変化することであり、それぞれの構造に応じたシミュレーションは重要である。その後、設計・解析が目的にとって妥当であるかを評価し、必要であれば再設計を行なう。これを繰り返すことで、設計・解析に基づいてデザインが行われる。製作後は、実際の利用者・利用環境に適用し評価を行なう。提案する設計・解析シミュレーション環境の概要図を図5に示す。

E. 結論

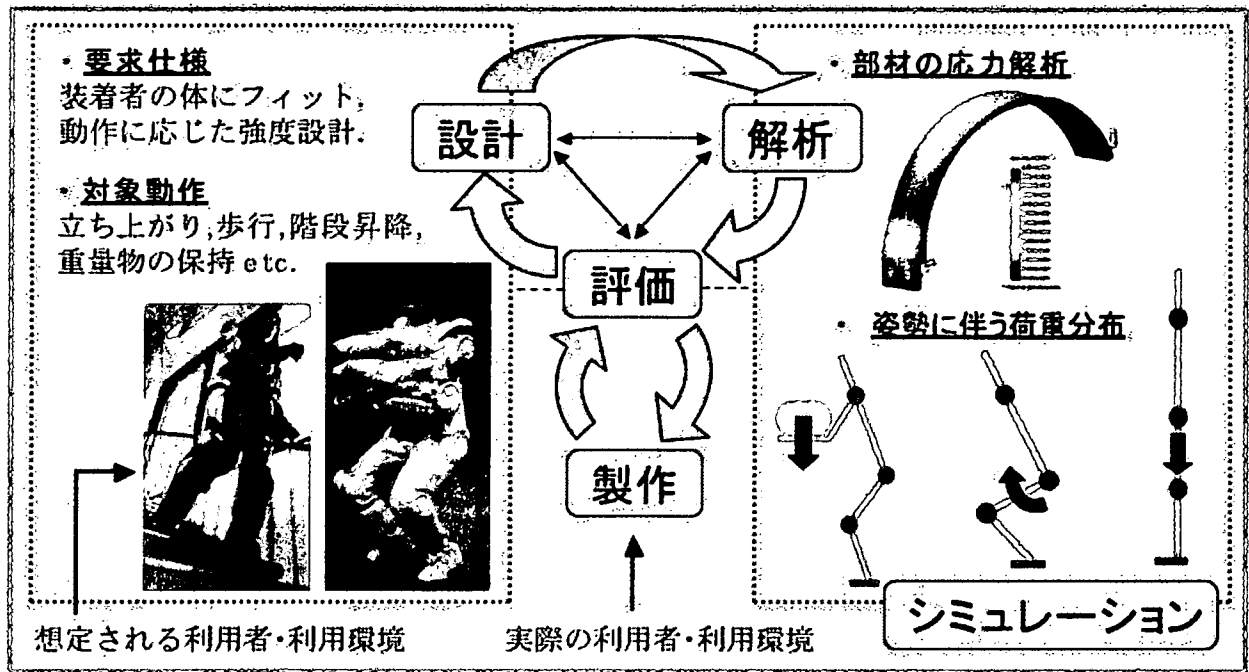


図4 設計・解析シミュレーション環境

本研究では人間とロボットが一体となるために必要なロボットスーツのデザインを人間工学やプロダクトデザインの立場から検討することを目的とした。ロボットスーツのデザインで考慮しなければならないファクターを掲げ、その利点・解決の方法を述べた。本研究成果は当該プロジェクトで開発されたHAL-5 Type-C、Type-Rの一部に活用された。

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た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）

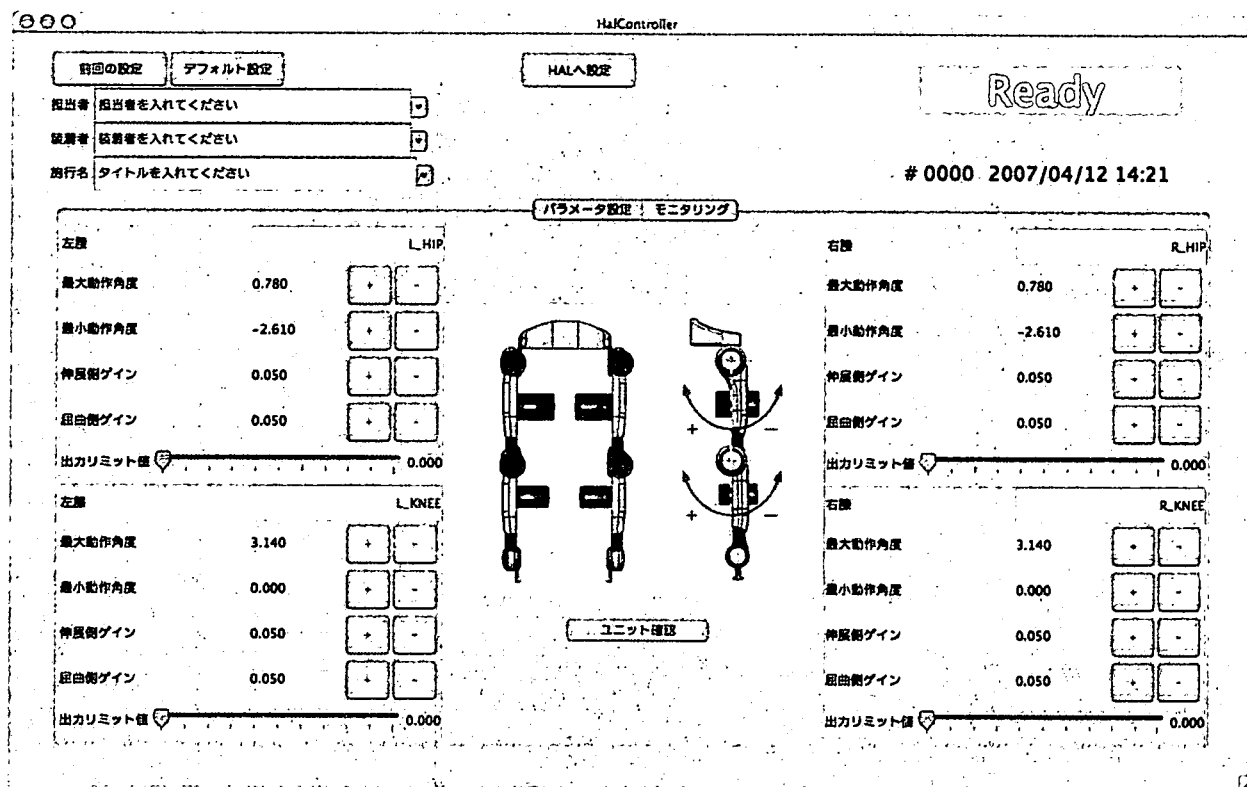
2. 制御パラメータの設定

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。

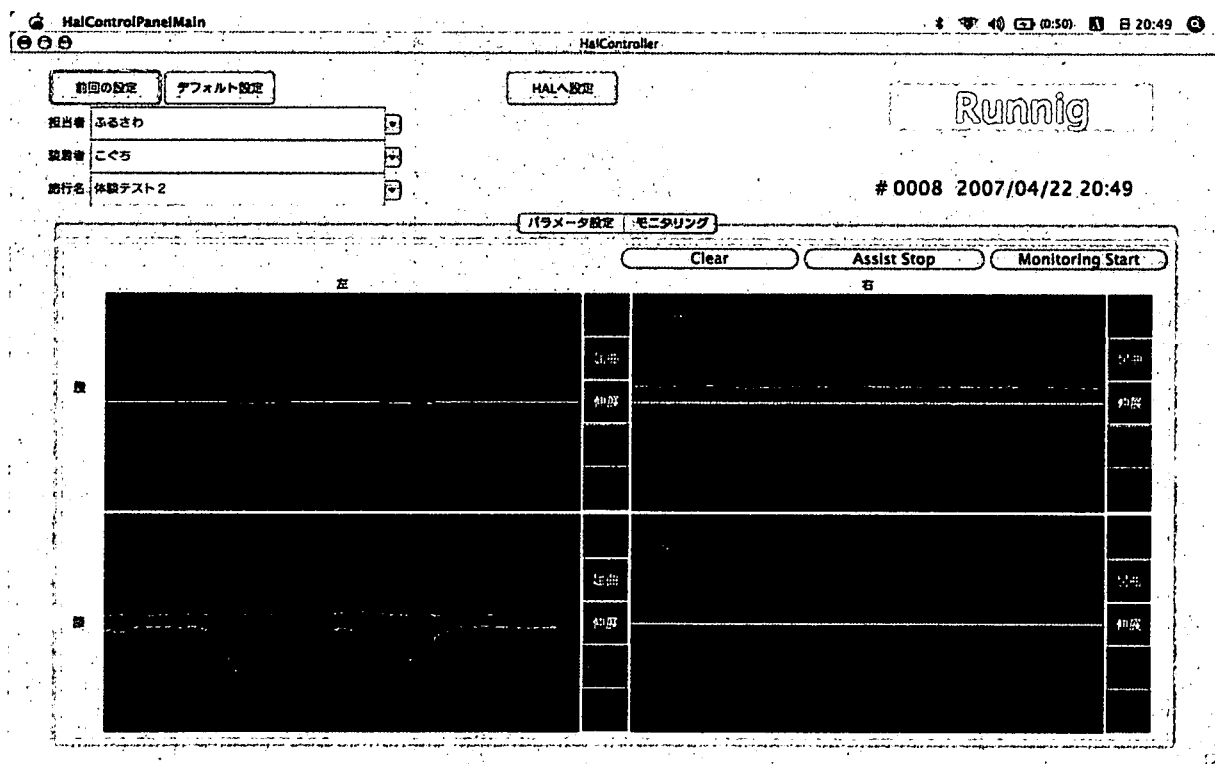
- ・ 最大動作角度
- ・ 最小動作角度
- ・ アシストゲイン
- ・ 出力リミット値

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。



(a) パラメータ設定画面



(b) データモニタリング画面

図1 開発したロボットスーツ用インターフェース

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。

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、転送停止時間も小さくなく、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O S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、G U I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。筋ジストロフィーを有する方に適用し、膝関節屈曲伸展動作の動作訓練に関する実証実験を試みた。

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を予防し、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がある。ロボットスーツは補助・訓練することだけではなく、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。

2. 実証実験

筋ジストロフィーを有する方に協力していただき、膝関節屈曲伸展動作を試みた。実験の様子を図1(a)～(f)、図2に実験データを示す。

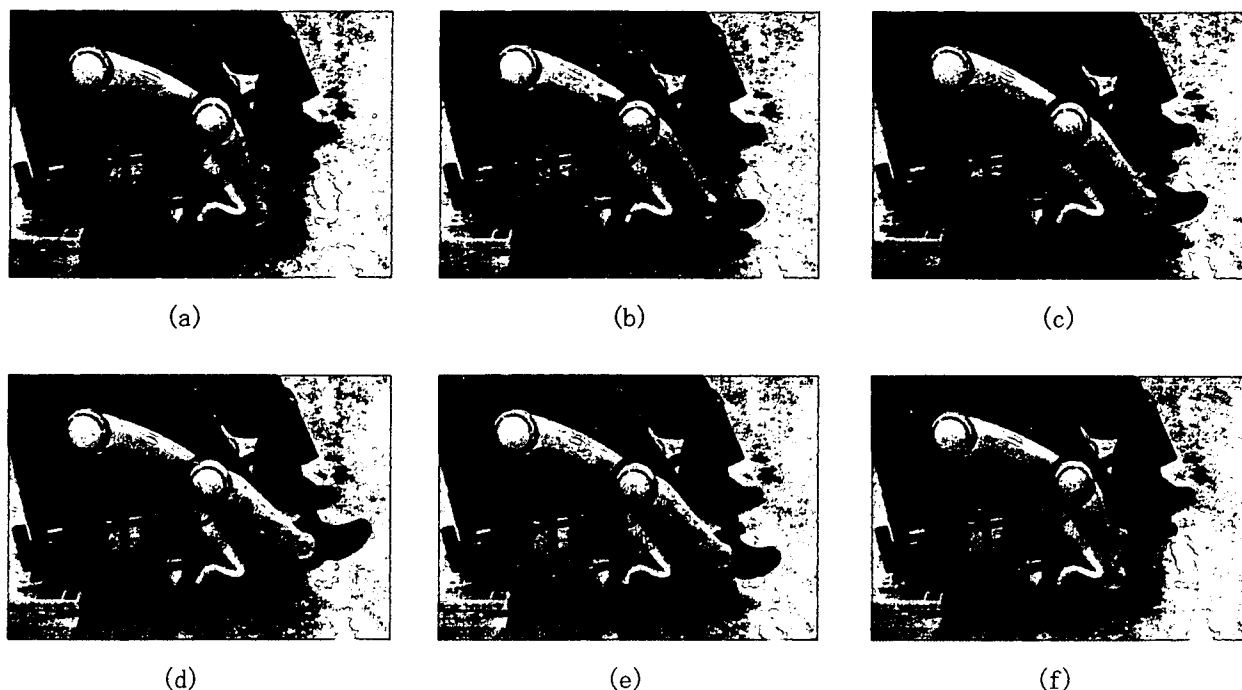
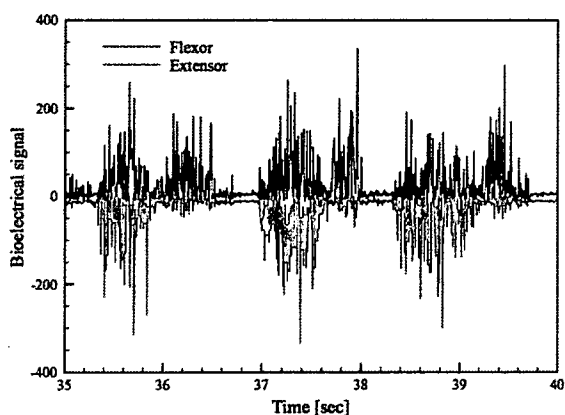
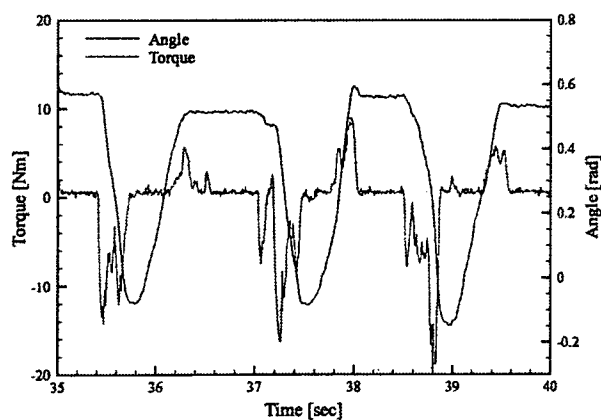


図1 膝関節の屈曲伸展動作訓練



(a) 生体信号



(b) アシストトルク・角度

図2 実証実験結果

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。

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, 難病のQOL向上-QOL評価と緩和ケア, 日本難病看護学会誌, 11巻1号, pp. 33-34, 2006
- [2] 阿部康二編集, 中島孝, 神経難病のQOL評価から緩和ケアについて, 神経内科のすべて, 新興医学社, 2006
- [3] 伊藤博明, 中島孝, 神経内科の医療・介護-現状と課題, 在宅神経難病患者のQOL, 神経内科, 12月号, 2006
- [4] 坂井健二, 中島孝, 福原信義, 抗凝固治療開始後にmicroembolic signalの一過性増加をみとめた原発性抗リン脂質抗体症候群の一例, 脳と神経, 58(5), 439-42, 2006
- [5] 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.
- [6] 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.
- [7] 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。

2. 実用新案登録

なし。

3. その他

なし。

II. 研究成果の刊行に関する一覧表