

図1 リスクアセスメントおよびリスク低減プロセス

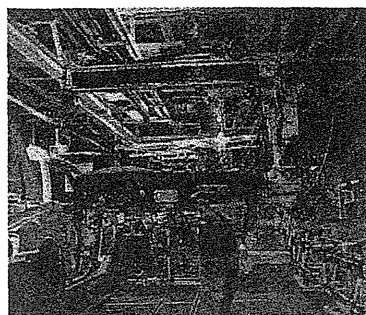


図2 製造現場で稼働するスキルアシスト

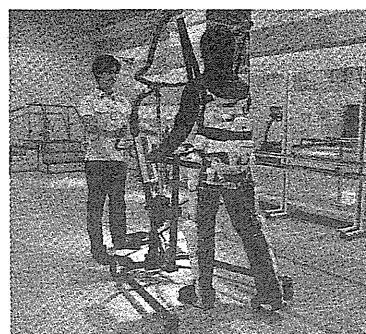


図4 臨床歩行支援用 HAL

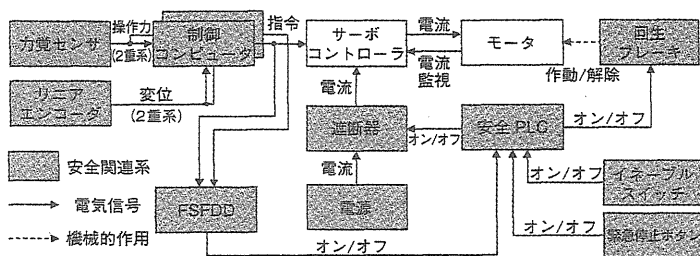


図3 故障の自己診断機能を備えたスキルアシストの力制御系

決定を行った。リスク評価に先立つリスクの見積りの過程で、重篤な危害として機器の暴走による手指のピンチ受傷、クランプ重量部品の誤落下に伴う下肢受傷等が想定されたことを出発点として、カテゴリ3相当の信頼性が必要であるとして制御系を設計した。すなわち、安全関連制御系に、スキルアシストの安全性の低下につながる故障の自己診断機能を与えるために、制御系に二重の指令値監視機構を設け、安全PLC (Programmable Logic Controller) により、これを監視した。そして、異常時には、付加保護対策によってスキルアシストに緊急停止をもたらすように安全関連制御系を構築した。また、残留リスクについても、作業者の教育はもとより、適正な作業時間間隔を与える工程計画や、第三者の侵入の監視および予防といった安全管理を徹底してきている。

筆者らはその後、研究としてさらに、力制御の入力ブロックに対する安全技術構築も行った。図3に示すものが、この目的で開発したFSFDD (Fail-Safe Fault Detection Device) を中心とする、スキルアシストの力制御系である。FSFDDは二重化された制御コンピュータからの力指令信号をモニタすることで制御系の異常を検出するデバイスである。その特徴は、発振ありの状態をHigh、発振なしの状態をLowとなる論理回路で構成されており、FSFDD内でいかなる故障が発生した場合でもその出力は安全側、つまり0Vになるよう工夫がなされている。筆者らが自主的に行った機能安全の安全度水準の検証評価では、FSFDDを中心とした図3の影付きのブロックで示された安全関連系が、安全規格⁽⁵⁾で定めるSIL-2の安全性を持つことが示されている⁽⁶⁾。

2.3 福祉分野のHAL

ロボットスーツ HAL (Hybrid Assistive Limb) は、人間・情報・機械を中心とし、脳神経科学、感性科学、ロボット

工学、IT技術、生理学、心理学などを融合複合した新技術：サイバニクス技術を駆使し、人間と一体となって人間の身体能力を強化・補助・拡張する装着型ロボットである⁽⁷⁾ (図4)。医療・福祉分野から重労働現場、エンターテインメントまで幅広い応用が期待されている。基礎研究開発から20年近くが経ち、ロボットスーツ HALは高機能、小型化、下肢型、上肢型、ハンド型、全身型などHALは進化を遂げてきた⁽⁸⁾。サイバニクス技術の実用化を担うCYBERDYNE (株) により、歩行機能に障害を持つ方を対象としたロボットスーツ HAL (福祉用) の市場への投入が本格的に進められている⁽⁹⁾。

HALの安全技術に関して、福祉介護分野での運動機能支援シーンをもとにリスクアセスメントを通じて、安全要求事項、安全仕様を定め、これらに基づく安全技術の構築を行っている。リスクアセスメントによる評価によって、リスク低減が必要な場合、3-ステップ法に基づいてリスク低減が行われる。たとえば、HALによる運動機能支援において、注意を払うべきハザード回避項目の一つとして、「HALのアシストによって装着者の関節に作用するトルク、角速度、角度を装着者の身体の許容範囲に抑える」ことが挙げられる。この項目に対して、まず、医学、人間工学的知見を基にリスク評価を行うとともに、安全要求事項を抽出し、トルク、角速度、角度の許容範囲、およびそれらに関係する安全仕様を設定する。次いで、これらの安全仕様をもとに、本質安全設計によりリスクの低減化が行われる。

角度の場合、想定範囲外に動作しないよう、機械的な角度リミッターを取り付けることで装着者の関節の過伸展を防ぐ。また、トルクに関しては、リスクアセスメントにおいて、比較的大きなリスクとして評価されたことから、可能な限り多重の安全対策で対処している。まず、本質安全設計として関節軸に低出力のアクチュエータを取り付け、

電気的な保護方策として電流リミッタを付加し、さらにソフトウェアによるリミッタを実装することで、多重にリスクの低減化を行っている。

一方、HALによる立位、歩行支援の際の転倒ハザードのリスクに対する安全防護策として、とくに姿勢が自分でコントロールできない装着者の場合には、ハーネスと免荷装置を利用するといった運用技術による転倒リスクの低減化を行っている。さらに、装着時間、密着部の状態の管理や装着者との受け答えを行いながら、HALを運用している。

また、HALを利用者が安全に取り扱うためには、適正使用を保証するユーザビリティも重要である。これは利用者の不適切使用や誤操作を避け、ユーザビリティ上の安全を向上させることを目的とする。基本的にはリスク管理において、ユーザビリティに関するハザードを含め、それに対してリスク低減策を講じ、使用上の安全を保障していくこととなる。HALの場合、備え付けのインタフェースユニット部のボタンで、アシスト率の調整、アシストモードの変更を行っている。操作者にとって使いやすく、ヒューマンエラーや偶発的接触による誤動作が原因であるとして想定されるリスクを避けるよう、ボタン数、配置、およびボタン操作に加え、調整の確認が容易に把握できるよう音や光によって提示している。また、リスク管理の点から、HALの装着にかかる時間、手順、装着方法も、ユーザビリティの問題として十分な取り扱いがなされている。

2.4 現状の安全技術のまとめ

本節ではここまで、製造分野、福祉分野のパワーアシスト機器の安全技術の現状について述べた。パワーアシスト機器に特徴的で、かつ両分野の機器に共通する点は、言うまでもなく、「常に機器の一部に人間の身体の一部が触れている」ことであるが、それゆえに、使用者が機器の異常な動作に気づいても、ときすでに遅く力負けをしてしまうというシナリオが考えられる。これを安全技術の観点で捉えると、両者に共通するハザードのタイプとハザード源 (origin) として「機械的運動性」が特徴的であると言える。ハザードに起因するリスクが顕現化した場合に、使用者本人が被る危害が関節部傷害や狭圧 (ただし、産業用パワーアシスト機器の場合) と見積もられ、その重篤性は許容できないので、不測の事態を回避する機器の高い信頼性が求められることになったわけである。そのほかには、「機械的重力」に対する考慮、さらに「人間工学的設計不備」における不具合がある。これらハザード同定における特徴を表1にまとめた。

また、互いに異なるハザードとしては、環境との干渉やバッテリーの過充電が掲げられよう。まず、製造分野の場合は、パワーアシスト機器と他部品等製造環境との間で身体の一部を押しつぶすようなリスクが考えられる。次に、バッテリーの異常加熱・発火が、第一には、福祉分野のパワーアシスト機器のバッテリーの存在に由来して同定されるハザードである。しかしながら、パワーアシスト機器は、他の移動体への展開も期待されており、電動車いすや、さらに次節で述べる Collgate のグループが提案した、重量物搬送用の移動体をパワーアシストで操舵する応用においても、バッテリーに関わるハザードが同定される。

さて、相違点といえば、パワーアシスト機器の現状を考

表1 製造、福祉両分野のパワーアシスト機器使用に関する主なハザードの比較

[ハザードのタイプ: ハザード源 (origin) →潜在的結果]

製造分野	福祉分野	備考
機械的: 運動→関節部傷害, 人体圧迫	機械的: 重量→クランプ部品落下, 転倒	両分野共通
人間工学的: 設計不備→関節部傷害		
機械的: 環境との挟み込み→手指の圧迫, 切断	化学的: 過充電→バッテリーの異常加熱・発火	相違点

えれば、産業用の場合は、対象が健全な労働者であるのに対し、福祉用の場合は、高齢者・障がい者である。このように、パワーアシスト機器の使用分野とともに使用者が異なると、どこまでのリスクを許容するかという程度問題に関して、必ずしも両者の間で意見が統一されるべきとの主張に必然性はなくなる。さらに言えば、実は、許容水準を決める主体の考え方も互いに異なっており、これは両者が準拠すべき国際安全規格の違いにも表されている。より具体的に、前者は、社会的な通念から許容性を判断するのに対し⁽¹⁰⁾、後者は、使用者個人の受けるベネフィットと被るリスクのバランスに基づいて許容性が判断される⁽¹¹⁾。

3. その他の安全技術

やや議論が詳細技術に及ぶが、本章では、今後のパワーアシスト安全技術を展望する材料として、製造・福祉両分野における他の安全技術について紹介する。

3.1 製造分野のパワーアシスト機器

Collgate らは自動車製造現場での重量部品搭載作業を支援する Cobots に関する研究を行った。Cobots では制御により移動方向を正しく誘導する Virtual Surface を採用しており、これにより作業経路追従再現性を向上し、生産効率を維持できるだけでなく、操作者の身体の一部が車両のフレームと部品の間で挟まれるといったシナリオのリスクを回避できている⁽¹²⁾。また、Gonzalez らは重力補償による重量部品の持ち運び作業支援を可能にする DIAM (Dispositivos Inteligentes para Ayuda la Manipulación) に関する研究を行った⁽¹³⁾。DIAM では主に操作者の移動範囲を考慮した機構の設計と、システムの可動範囲の制限により操作者の安全を確保している。重力補償は、文献 (4) でも採用されている。

文献 (10) 等の実績を中心に据えて、現在産業用のパワーアシストシステムのための ANSI (American National Standard Institute) 安全規格が策定され、その国際規格化がさらに検討されている。この規格の草案では、パワーアシストシステムの動作モード、安全のための一般的な性能と設計上の特徴、安全防護策、安全試験、メンテナンス、使用者の安全教育にいたるまでの要求事項が記述されている⁽¹⁴⁾。特徴的な安全防護策としては、パワーアシストシステムの制御モードを、制御インタフェースを通じて操作者からの入力に応じて手動で操作が行われる hands-on control mode のほかに、負荷に直接かけられた力に応じて操作が行われる hands-on payload mode、操作者からの入力によらず自動であらかじめ決められた経路を移動する hands-off control mode が定義されている点である。

このような自動搬送モードと手動操作モードの組合せが産業界で求められていることを背景に、Schraft らは、

PowerMateに関する研究⁽¹⁵⁾の中で、自動搬送エリアと手動操作エリアをセンサライトカーテンなどにより区別し、ロボットが自動搬送エリアから手動操作エリアへさしかかるとき、十分な減速を達成することで操作者の安全を確保している。またBehnischらは、エリアセンシングとソフトウェアの組合せにより、人がいない場合には通常速度の自動搬送モードで動作し、人が接近すると低速で動作しながら手動モードへの切り換えを可能にする人間協働型ロボットに関する研究を報告している⁽¹⁶⁾。

3.2 福祉分野のパワーアシスト機器

機器の信頼性にかかわる早期の研究は、永井らによってなされている。すなわち、機器暴走時の安全方策として、容易な機器の脱着を可能にするロボティックな機構に関する報告⁽¹⁷⁾がある。要素技術では、受動的な弾性要素を活用し、その平衡点を可変にすることによって、復元トルクを得ようとする機構の提案⁽¹⁸⁾がある。さらには、アクチュエータと可変弾性要素を用いて関節剛性の自動最適化とトルクの増幅を同時に実現する方法の提案⁽¹⁹⁾がある。これは、省エネルギーを一義的な目的としているが、省エネの手段がアクチュエータの定格出力低減に帰結することから、産業用の場合⁽⁴⁾と同様に本質安全化を達成することになる。

また、歩行支援を目的とした下肢装着型パワーアシスト装置の使用局面において、転倒時に重篤な傷害が装着者にもたらされると見積もられる。そこで、動歩行の安定性に関して、ステップごとの安定性については、解析的な議論が展開されてきている。たとえばリミットサイクル安定性⁽⁹⁾について、フロケット乗数と呼ばれるパラメータ群が安定性を示す有用な指標とされてきている⁽²⁰⁾。これは、特定方向の歩行時外乱をステップごとに増大化するか減少するかを表すものである。動歩行時の足関節の内外転に伴う転倒を未然に防ぐために、フィードバック制御によって足関節の内外転時にこれを矯正するトルクを加える方法が提案されている⁽²¹⁾。加えて、本質安全化に寄与する観点から、受動歩行の安定化に関する著名な論文も掲げておこう⁽²²⁾。

4. おわりに

本稿では、パワーアシスト機器が実用化されている、あるいはされつつある分野として健康な労働者による重量物搬送を目的とした製造分野、高齢者・障がい者の自立・リハビリ支援を目的とした福祉分野に注目し、安全技術の現状を紹介した。すなわちまず、有用な現状技術を紹介する目的で、製造分野におけるスキルアシスト、福祉分野におけるHALのそれぞれの安全技術の概要を紹介した。つぎに、両分野における、その他安全にかかわる要素技術や安全防護策の提案を紹介した。

後者の紹介を通して、パワーアシスト機器は、製造、福祉のいずれの分野においても、現状の、人間の作業や動作に関し直接パワー補助するという機器の在り方から、今後はより高度な自律性を伴って、人間の支援に寄与する機器へと進化するであろうと推察される。たとえば、製造分野では、省人化と合わせた生産効率の向上が主たる目標であることから、パワーアシスト機器による自動搬送フェーズが作業者と共存する中で達成される作業補助の形態が必然の要求と考えられる。筆者らは、このような局面において

有用な安全技術も報告を行ってきている⁽²³⁾。また福祉分野では、動歩行のグローバルな安定化を図る歩行動作支援等が、今後技術的に模索されることであろう。

謝 辞

適切な情報をご提供頂いた本間敬子氏（産業技術総合研究所）に感謝する。また、本稿で紹介した研究の一部は、「生活支援ロボット実用化プロジェクト」を推進している新エネルギー・産業技術総合開発機構の支援を受けている。

●文 献

- (1) ISO 12100-1 : 2003, Safety of Machinery—Basic Concepts, General Principles for Design—Part 1 : Basic Terminology, Methodology, 2003.
- (2) 山田陽滋・鴻巣仁司・森岡哲也・梅谷陽二, 自動車組立工程における搭載作業のためのスキルアシストの提案, 日本機械学会論文集 C, 68-666 (2002), 509-516.
- (3) 鴻巣仁司・荒木 勇・山田陽滋, 自動車組立作業支援装置「スキルアシスト」の実用化, 日本ロボット学会誌, 22-5 (2004), 508-514.
- (4) 村山英之・藤原弘俊・中野陽雄・石居賢治・武居直行・森田寿郎・法林祐一・藤本英雄, 80W モータによる 25kg 可搬省エネロボットの实用化, 第 28 回日本ロボット学会学術講演会 (RSJ2010) 講演論文集, RSJ2010AC3J1-1, (2010-9).
- (5) IEC 61508-1 : 1998, Functional Safety of Electrical/Electronic/programmable Electronic Safety-related Systems ; Part 1 : General Requirements, (1998).
- (6) Lee, S., Yamada, Y., Strategy on Safety Function Implementation : Case Study Involving Risk Assessment and Functional Safety Analysis for a Power Assist System, *Advanced Robotics*, 24-13 (2010), 1791-1811.
- (7) 河本浩明・鍋島厚太・山海嘉之, ロボットスーツ HAL の福祉介護分野への展開, *自動車技術*, 64-5 (2010), 35-38.
- (8) 佐藤航紡・川畑共良・田中文英・山海嘉之, ロボットスーツ HAL による移乗介助動作の支援, 日本機械学会論文集, C, 76-762 (2010), 227-235.
- (9) <http://www.cyberdyne.jp/>
- (10) ISO/IEC GUIDE51 : 1999, Safety Aspects — Guidelines for their Inclusion in Standards, (1999).
- (11) ISO/IEC GUIDE63 : 1999, Guide to the Development and Inclusion of Safety Aspects in International Standards for Medical Devices, (1999).
- (12) Moore, C., Peshkin, M. and Colgate, E., Cobot Implementation of Virtual Paths and 3D Virtual Surfaces, *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 19-2 (2003), 347-351.
- (13) Gonzalez de Santos, P., Estremera, J. Garcia, E. and Armada, M., (2003), Manipulators Help out with Plaster Panels in Construction, *Industrial Robot*, 30-6 (2010), 508-514.
- (14) BSR/T15.1, Draft Standard for Trial Use for Intelligent Assist Devices—Personnel Safety Requirements, Robotic Industries Association, (2002).
- (15) Schraft, R., D., Meyer, C. Parltz, C. and Helms, E., PowerMate-A Safe and Intuitive Robot Assistant for Handling and Assembly Tasks, *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Barcelona, Spain, (2005), 4085-4090.
- (16) Kevin Behnisch, K., White Paper Safe Collaboration with ABB Robots, Electronic Position Switch and SafeMove, ABB, 2008.
- (17) 永井 清・中濱 智・富樫 愛・川村貞夫・花房秀郎, 安全機構を有する上肢運動機能拡張用ロボット装置, ロボティクス・メカトロニクス講演会, (1997-6).
- (18) Vanderniepen, I., Van Ham, R., Naudet, J., Van Damme, M., Vanderborcht R. Versluys B. and Lefeber, D., Novel Compliant Actuator for Safe and Ergonomic Rehabilitation Robots—Design of a Powered Elbow Orthosis, *Proceedings of the 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Noordwijk, The Netherlands, (2007-6).
- (19) Katoh, R. and Mori, M., Control Method of Biped Locomotion Giving Asymptotic Stability of Trajectory, *Automatica*, Vol.20, (1984), 405-414.
- (20) Garcia, M., Chatterjee, A., Ruina, A. and Coleman, M., The Simplest Walking Model : Stability, Complexity, and Scaling, *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, (1998), 120 : 281-288.
- (21) Kuo, A. D., Stabilization of lateral Motion in Passive Dynamic Walking, *International Journal of Robotics Research*, Vol.18, (1999), 917-930.
- (22) McGeer, T., Passive Dynamic Walking, *International Journal of Robotics Research*, Vol.9, (1998), 62-82.
- (23) Lee, S., Hara, S., Yamada, Y., A Safety Measure for Control Mode Switching of Skill-Assist for Effective Automotive Manufacturing, *IEEE Transactions on Automation Science and Engineering*, 7-4, (2010), 817-825.

調査報告

脳卒中片麻痺に対する両脚型ロボットスーツ HAL 福祉用
装着の実際に関する一考察西尾大祐¹⁾ 前島伸一郎²⁾ 大沢愛子²⁾ 平野恵健¹⁾
武田浩二¹⁾ 木川浩志¹⁾ 山海嘉之³⁾

キーワード ロボットスーツ, 脳卒中, 理学療法

抄録

脳卒中片麻痺患者に対し、ロボットスーツ HAL (HAL) を用いて、理学療法を実施する上での問題を検討した。対象は、回復期リハ病棟入院中の脳卒中片麻痺患者 16 例 (年齢 50~78 歳, 脳梗塞 7 例, 脳出血 9 例) で、両脚型 HAL 福祉用を用いて、理学療法を行う際に、必要とした介助者の人数、所要時間を調査し、患者や理学療法士 (PT) の意見を聴取した。両脚型 HAL 福祉用を用いて理学療法を行うには、常に 2 名以上の介助者を必要とし、準備に訓練と同等の時間を要した。患者は長時間の座位・立位保持による疲労を認めたが、訓練に対する意欲向上はみられた。両脚型 HAL 福祉用を用いるためには、患者が長時間の座位・立位保持能力を有することと、PT が使用に関する十分な知識や技術を有する必要がある。

1. 目的

脳卒中患者の多くは片麻痺や感覚障害等により歩行障害を有し、在宅復帰の可否に影響する¹⁾ため、理学療法において、歩行の再獲得が最重要課題となる。『脳卒中治療ガイドライン 2009』では、歩行障害のリハビリテーション (リハ) に対し、発症早期から起立訓練を集中的に行いつつ、患者の障害に応じた下肢装具を用いて歩行訓練を行うことが推奨されている²⁾。一方、医用工学の進歩に伴い、医療・福祉領域において様々なロボットの使用が試みられている³⁻⁵⁾。なかでも、ロボットスーツ Hybrid Assistive Limb (HAL)⁶⁾は身体に装着し、身体運動で生じた生体電位を測定することによって、装着者本人の意図に合わせて動作を補助することから、筋力が低下した高齢者や運動障害者に対する自立生活支援のための機器として期待されている⁷⁾。しかし、その適応や使用の意義について検討した報告はほとんどない。また、リハ医療における HAL の有用性を検討する前に、装着過程を含めた使用上の課題を明らかにする必要がある。そこで我々は、回復期リハ病棟入院

中の脳卒中片麻痺患者に対して両脚型 HAL 福祉用を用いた理学療法を実施し、その効果的な使用法について検討した。

2. 方法

回復期リハ病棟に入院中で、端座位・立位保持が可能かつ歩行に下肢装具を必要とした脳卒中片麻痺患者 16 名を対象とした。年齢は 50~78 歳 (平均 65.2±9.1 歳)、性別は男性 10 名、女性 6 名、原因疾患は脳梗塞 7 名、脳出血 9 名、発症から HAL 装着までの日数は 27~116 日 (平均 54.9±28.7 日)、当院入院から HAL 装着までの日数は 5~79 日 (平均 23.9±22.1 日)、麻痺側は右 7 名、左 9 名、HAL 装着時の下肢 Brunnstrom Recovery Stage は II 5 名、III 9 名、IV 2 名、下肢感覚障害は正常 1 名、軽度鈍麻 5 名、中等度鈍麻 5 名、重度鈍麻 5 名であった。歩行機能分類⁸⁾ (Functional Ambulation Categories : FAC) は 1 (介助) 4 名、2 (軽介助) 2 名、3 (見守り) 10 名、6 分間歩行距離 (6-Minute Walking Distance : 6MD) は 0~89.2 m (平均 44.4±27.5 m)、

2011 年 9 月 26 日受付

Study on a practical use of both-legs type Robot Suit HAL for wellbeing in stroke patients with hemiplegia

1) 飯能靖和病院リハビリテーション科 〒357-0016 飯能市下加治 137-2

Rehabilitation Center, Hanno-Seiwa Hospital

137-2 Shimokaji, Hanno-shi, Saitama, 357-0016 Japan

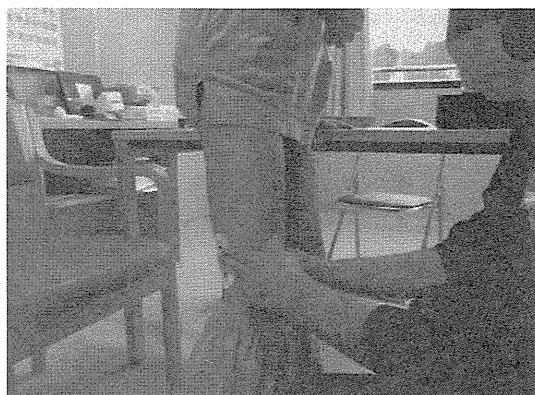
Daisuke NISHIO (理学療法士), Yoshitake HIRANO (理学療法士), Koji TAKEDA (理学療法士), Hiroshi KIGAWA (医師)

2) 埼玉医科大学国際医療センターリハビリテーション科

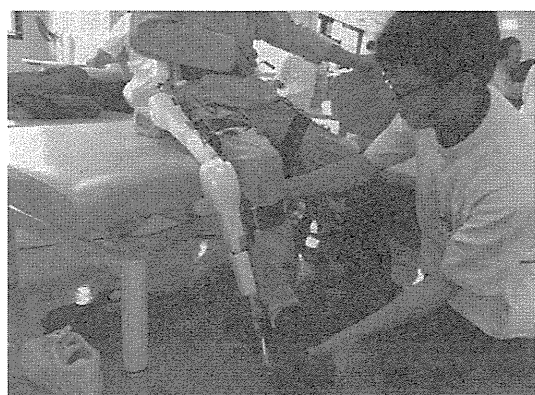
Shinichiro MAESHIMA (医師), Aiko OSAWA (医師)

3) 筑波大学大学院システム情報工学研究科

Yoshiyuki SANKAI (研究職)



HAL装着前準備



HAL装着・制御設定



HAL訓練

図 1 両脚型 HAL 福祉用を用いた理学療法の過程

日常生活自立度評価法 (Functional Independence Measure: FIM) は 33~97 点 (平均 70.4 ± 20.4 点) であった。使用したロボットスーツは CYBERDYNE 社の両脚型 HAL 福祉用で、これを装着して起立・歩行訓練を行った。その過程を、下衣の脱着と生体電位センサである電極の皮膚への貼り付けおよび電極へのシールドの取り付け (「HAL 装着前準備」)、HAL 本体への付属品の取り付けと HAL 本体の身体への固定および制御設定 (「HAL 装着・制御設定」)、HAL を装着しての起立・歩行訓練 (「HAL 訓練」) に 3 分

類し (図 1)、初回装着当日における各過程別の作業およびその補助に必要な人数、所要時間、患者の疲労の有無を評価した。なお、患者の疲労の評価には、主観的運動強度 (Rating of Perceived Exertion: RPE) を用い、13 点以上を認めた場合に、“あり”とした。また、HAL の装着は、長時間の立位保持による転倒の危険性に配慮し、端座位にて実施した。装着後に、両脚型 HAL 福祉用に対する満足感と理学療法に対する意欲を聴取し、PT に対して、上記過程において配慮した内容を聴取した。なお、本研究の実施にあたり、事前に患者およびその家族に対し、その装着過程や理学療法プログラム、リスクなどについて文書を用いて口頭で説明し、同意書を交わした。また、本研究は飯能靖和病院倫理委員会の承認 (承認番号: 100106) を得て行った。

3. 結果

図 2 に両脚型 HAL 福祉用を用いて理学療法を行う際の作業およびその補助に要した人数、所要時間、患者の疲労を示す。対象者のうち 1 名は、「HAL 装着前準備」と「HAL 装着・制御設定」において、端座位・立位を保持し続けたことによる疲労が著しかったため、「HAL 訓練」を中止した。作業およびその補助に要した人数は、全ての過程において 2 名以上を要した (図 2a)。所要時間は、「HAL 装着前準備」と「HAL 装着・制御設定」に計 30 分を要し、「HAL 訓練」を約 30 分行った (図 2b)。疲労は、「HAL 電極貼り付け」と「HAL 装着・制御設定」の過程で約半数に認め、「HAL 訓練」の過程ではアシスト機能の有無にかかわらず、ほぼ全例が疲労を認めた (図 2c)。HAL を脱着後、過半数の患者で十分なアシスト機能を得られないなどの理由から、HAL に対する満足感を得られなかったものの、7 割以上が「寝てばかりいては駄目ですね」「もう少し体力をつけなくては」など、理学療法に対する意欲の向上を認めた (図 3)。一方、PT からは、「HAL 装着前準備」と「HAL 装着・制御設定」に面倒な作業が多く、患者の疲労に配慮して作業を迅速に実施する必要があるとの意見や、患者の転倒予防に配慮して姿勢保持の介助または見守りに人手を要するとの意見があった。また、「HAL 訓練」において、十分な補助機能が得られない場合に、患者の訓練意欲に悪影響を及ぼさないよう、その原因を説明する必要があるとの意見があった (表)。

4. 考察

ロボットを用いたりハの利点として、介助者の負担軽減や、安全性の確保、担当者の経験に依存しない難しい課題が可能であること等があげられる^{4,5)}。これらの多くは、歩行運動のための訓練機器 (ロボット療法) として体幹や下肢を懸垂あるいは固定して、トレッドミルの上を半自動的に歩かせるものである³⁻⁵⁾。一方、両脚型 HAL 福祉用は装着者の生体電位を測定することによって、装着者本人の随意的なコントロールを特徴とするため、通信環境の範囲

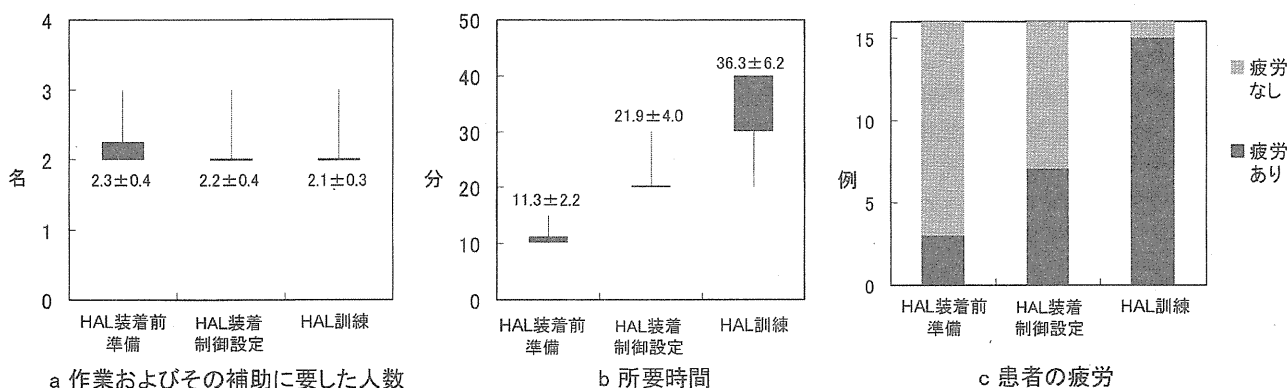


図 2 両脚型 HAL 福祉用を用いた理学療法における作業およびその補助に要した人数 (a)・所要時間 (b)・患者の疲労 (c)

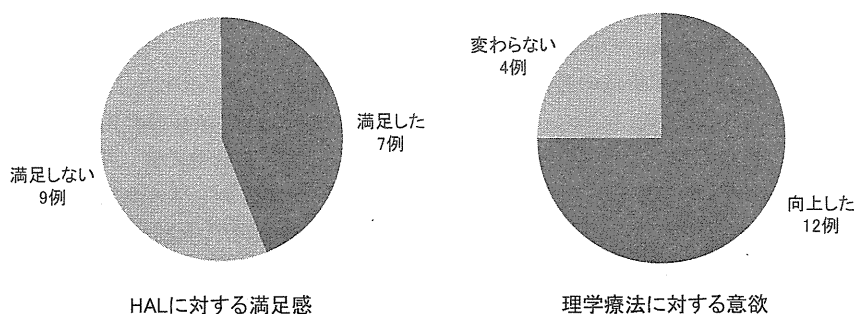


図 3 患者の両脚型 HAL 福祉用に対する満足感と理学療法に対する意欲

表 理学療法士が両脚型 HAL 福祉用を用いた理学療法において過程別に配慮したこと

HAL 装着前準備	電極の貼り付け箇所およびケーブルの取り付け箇所が多いため (18カ所), 立位保持による患者の疲労が蓄積しないよう, 転倒予防に努めながら, 作業を迅速に実施する必要がある。
HAL 装着制御設定	作業過程が多いため (HAL 本体への靴・カフ・バッテリーの取り付け, 配線接続, 通信設定), 端座位保持による患者の疲労が蓄積しないよう, 転倒予防に努めながら, 作業を迅速に実施する必要がある。
HAL 訓練	十分なアシスト機能が得られなかったり, アシスト機能が動作における姿勢の安定に反映しなかった場合, 患者の訓練意欲に悪影響を及ぼさないよう, その原因を説明する必要がある。

内で自由に歩くことや, 階段を上り下りすることができるなど, より能動的な動作が可能である⁶⁾。ロボット療法の有用性については散見され^{3,5)}, 両脚型 HAL 福祉用のリハビリ医療での適用や効果については, ポリオ患者への適用例^{9,10)}が報告されているものの, 十分に検証されておらず, 今後, その有用性を検討していく上でも, 前段階として装着上の課題を明らかにすることは意義のあるものと考えた。

両脚型 HAL 福祉用を単独で臨床的に使用した結果, 訓練の準備過程において患者が約 30 分の端座位・立位保持を余儀なくされることから, 疲労蓄積により, 意欲的に訓練を継続することが困難な場合があった。「HAL 訓練」における疲労は, アシスト機能の有無にかかわらず, ほとん

どで疲労を認めたことから, HAL を用いて行う運動が不慣れなために生じた可能性がある。そこで PT は, 患者の疲労を誘発しないよう, 安全性に配慮しながら作業効率を高めるための対策と, 患者の意図に応じたスムーズな動作を可能とするための適切なアシスト量の設定を必要とした。すなわち, 両脚型 HAL 福祉用を用いた理学療法を実施するためには, 患者が約 30 分の端座位・立位保持が可能な身体能力を有することと, PT がマンパワーおよび HAL の使用法に関する十分な知識と技術を有することが条件と考えられた。

一方, HAL の脱着後に, 端座位・立位保持能力の向上に寄与する起立・移乗訓練の必要性を理解したことによって, それまでよりも理学療法に対する意欲が向上した患者を認

めた。脳卒中片麻痺患者は、活動性低下により廃用性筋萎縮が進行¹¹⁾するため、理学療法において、発症早期から1日あたり300回を目安に起立訓練を実施することが推奨されている¹¹⁻¹³⁾。両脚型 HAL 福祉用のアシスト機能は身体運動によって生じた生体電位によって作動するが、その訓練過程において十分なアシスト機能が得られなかった場合もあり、PTが患者に対し、訓練意欲を喪失させないように配慮する必要があった。それゆえ、装着前に筋活動を重視した訓練を高頻度を実施することが、両脚型 HAL 福祉用の効果的な作動による訓練意欲の向上につながると思われた。また、両脚型 HAL 福祉用は患者の運動機能を如実に反映するため、患者は HAL の作動状態を通して自己の運動機能を再認識することができる。すなわち、HAL の作動状況と患者の運動機能との因果関係について、PTが患者に説明を行う中で、改めて理学療法上の問題点と訓練プログラムを提示することができ、理学療法の必要性に対する理解が深まる可能性があると考えられた。

今回、我々は単脚型 HAL 福祉用ではなく、両脚型 HAL 福祉用を用いた。単脚型では装着過程は同一であるが、装着箇所がやや少ないため、若干の訓練負担の軽減が期待できる可能性はある。この点については今後の検討すべき課題であろう。

今後、より詳細に運動療法中の患者の状態を捉える1つの手段として、HALに筋電図や関節角、床反力など、運動状態を定量的に評価できるようなシステムが追加され、臨床応用がなされることを望みたい。

文 献

- 1) 二木 立：脳卒中患者が自宅退院するための医学的・社会的諸条件，総合リハ，11 (11)：895-899，1983
- 2) 脳卒中合同ガイドライン委員会：歩行障害に対するリハビリテーション，脳卒中治療ガイドライン 2009，300-304，協和企画，2010
- 3) Pohl, M., et al. : Repetitive locomotor training and physiotherapy improve walking and basic activities of daily living after stroke: a single-blind, randomized multi-centre trial (DEutsche GAngrainer Studie, DEGAS), Clin. Rehabil., 21 : 17-27, 2007
- 4) 和田 太ほか：脳卒中患者に対する歩行支援ロボット，理学療法，24 (12)：1548-1554，2007
- 5) 蜂須賀研二：リハビリテーション医療におけるロボット訓練，Brain and Nerve, 62 (2)：133-140，2010
- 6) Sankai, Y. : Leading edge of cybernics: robot suit HAL, SICE-ICASE International Joint Conference 2006, Bexco, Busan, Korea, 1-2, 2006
- 7) Kawamoto, H., et al. : Voluntary motion support control of Robot Suit HAL triggered by bioelectrical signal for hemiplegia, Engineering in Medicine Biology Society, 2010 Annual International Conference of the IEEE, 462-466, 2010
- 8) Holden, M.K., et al. : Clinical gait assessment in the neurologically impaired: Reliability and meaningfulness, Phys. Ther., 64 : 35-40, 1984
- 9) 新宮正弘ほか：バイオフィードバックを用いたポリオ経験者の筋神経系制御能力の改善とロボットスーツ HAL による麻痺肢動作支援(機械力学, 計測, 自動制御), 日本機械学会論文集, C編, 76 (772) : 3630-3639, 2010
- 10) Shingu, M., et al. : Substitution of motor function of polio survivors who have Permanent Paralysis of Limbs by using Cybernic Voluntary Control, Robotics and Biomimetics (ROBIO), 2009 IEEE International Conference, 504, 2009
- 11) 近藤克則ほか：脳卒中早期リハビリテーション患者の下肢筋断面積の経時的変化：廃用性筋萎縮と回復経過，リハ医学，34 (2)：129-133，1997
- 12) 三好正堂：脳卒中・片麻痺の早期リハビリテーション—原理と方法—，日本医事新報，3596：45-49，1993
- 13) 越智文雄ほか：脳卒中各期に対するリハビリテーションの進め方 急性期，Modern Physician, 24 (9)：1445-1449，2009

Exoskeletal Spine and Shoulders for Full Body Exoskeletons in Health Care

STEFAN ROLAND TAAL and YOSHIYUKI SANKAI

Graduate School of Systems and Information Engineering, University of Tsukuba, 1-1-1 Tennodai, Tsukuba, Ibaraki, 305-8573, Japan, Stefan@golem.kz.tsukuba.ac.jp

Abstract

Currently, full body exoskeletons still lack movability in their back and shoulder parts, resulting in limited applicability in, amongst others, nursing care, where many care receivers require daily lifting assistance. An exoskeletal spine and shoulder mechanism called “exo-spine” has therefore been developed with the purpose of allowing 3 degree of freedom (DOF) spinal motion and 2 DOF shoulder girdle abduction while assisting lifting actions. It supports the required lifting forces through a mechanism consisting of vertebrae, shoulder blades, and two cables for actuation in such a way that only one motor is required. Control equations were obtained through measurements and friction analysis. The proposed control uses this friction as an additional support when not moving, making the system more energy efficient. Experiments were performed with a subject wearing the exo-spine in a simplified full body exoskeleton while performing fundamental upper body lifting motions seen in nursing. The results showed the wearer was able to lift up to 40 kg using all DOF of the system. From this we confirmed the exo-spine’s 5 DOF movability and lifting performance. Next, the exo-spine will be applied to full body HAL robot suits in order to increase such exoskeletons’ usability in health care settings.

Keywords: Spine, exoskeleton, cable actuation, health care, lifting

1. INTRODUCTION

With the aging of many advanced societies the work load for health care workers has already risen substantially. Despite all the interventions in health care work, such as various lifting devices, it is still dangerous to the workers’ own health, resulting in many cases of back pain [1]. Patient handling techniques have been designed to prevent this [2], but at the same time they restrict the normal human adaptability to do a variety of tasks, i.e., they complicate the “control problem” [3] of, for example, how to help a fallen patient up from the floor.

One type of solution developed recently that can increase the lifting ability of health care workers

are full body exoskeletons [4] [5]. While they have shown promising results, they also decrease their wearer's movability by restricting many of his normal degrees of freedom (DOF), mainly around the hips, back and shoulders, making it impossible to reach the floor to help up the patient. If exoskeletons could assist with lifting heavy loads using a larger variety of postures, including those that are normally unhealthy such as lifting with a flexed or twisted back [2], they would increase their wearer's ability to solve each task's control problem while still preventing back pain. Much like a lifting team of several workers, one trained person wearing such a versatile exoskeleton would be able to provide the same lifting assistance.

Given the arrangement of DOF on the human body, full versatility in exoskeletons is especially difficult to achieve for the upper body. Full arm actuation for all DOF has been done, such as [6], although not yet in untethered, fully wearable types. Currently, the part of full body exoskeletons that is restricting the wearer's versatility the most is the part between the hips and shoulders, which is often completely rigid. Since altogether these parts contain 7 DOF, exoskeletons would require 7 extra actuators, using standard robotics technology, to regain this movability.

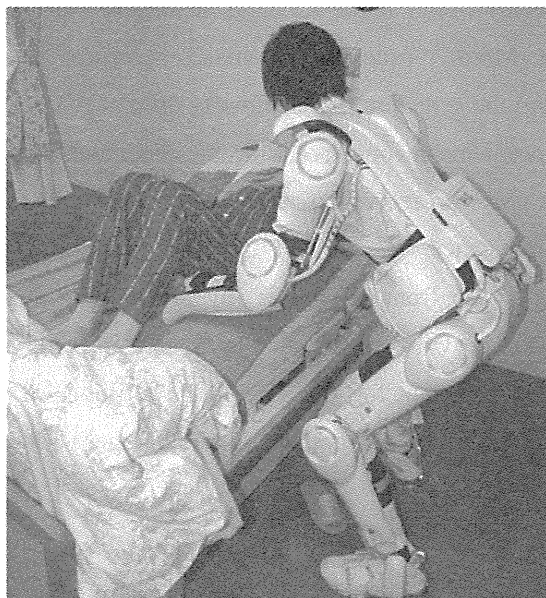


Figure 1 : Example setting of the HAL-5 robot suit for nursing care.

At present, several exoskeletal devices exist that assist (parts of) the shoulder and back. They can be grouped as follows. Exoskeletons with an unlimited power supply include both wearable types with a tether as well as those fixed to a base [6-8]. Although wearability is restricted to the power supply, this group has few limitations on the amount of actuators. Two solutions for shoulder motion can be seen: free shoulders and arms with interaction at the hands [7], and full actuation using one motor per DOF [6] [8]. Another group consists of full body exoskeletons that carry their own power supply [4] [5] [9]. With this extra limitation on the amount of actuators neither spine motion nor shoulder girdle motion has been implemented. Another group of more lightweight exoskeletal devices

that attach to the arm are used for rehabilitation and force feedback systems [10] [11]. Their applications allow for a separate power supply and the required actuator forces are lower, such that full shoulder actuation is possible. Comparing the above devices it can be concluded that the available power imposes strong limitations on a battery powered, full body exoskeleton, especially for spinal movements. In addition, the conventional solution of one actuator per DOF would require more motors than can be carried along.

1.1. Setting and purpose

This research is part of the ongoing work with the robot suit HAL (Hybrid Assistive Limb) to develop a solution for nursing care (Fig. 1). The current HAL suit, HAL-5, is a full body exoskeleton that carries its own power supply [4]. It consists of frames interconnected by power units that each contain an electromotor and are positioned directly next to the hip, knee, shoulder (flexion) and elbow joints of the wearer. Additional passive DOF are located at each shoulder, upper arm, and ankle joint. The system is controlled according to the intentions of the wearer, which are obtained by measuring the bioelectric signal (BES) on the skin above the main flexor and extensor muscles associated with each augmented human joint. Motor torques are calculated according to these signals. This “voluntary control” method as well as the actuators and electronics used in HAL-5 are also used in this research.

In order to solve the problems encountered with the spinal and shoulder flexibility of exoskeletons in health care work, this paper presents a novel solution called “exo-spine” that provides the required flexibility and lifting assistance, i.e. 3 DOF spinal and 2 DOF shoulder girdle motion with augmentation for lifting in the front. Moreover, by maximizing the effectiveness of its actuation towards the achievement of heavy work it is able to do so using only one motor. More generally, the proposed solution will be important for exoskeletons in all kinds of settings, such as rescue work, factories and agriculture, increasing their applicability to a larger variety of tasks.

2. MECHANICS and CONTROL

This section will first describe the background and requirements for the exo-spine. After that the mechanics and control will be handled one by one. See [12] for a more extended discussion of some of the mechanical details shown here.

2.1. Exo-spine general design

Rosen *et al.* found that when performing daily living tasks the mean joint torques were at least an order of magnitude larger than those torques without the gravitational component [13]. In addition, during heavy work tasks gravity forces will account for almost all required actuation. Furthermore, the objects that are to be lifted are too heavy and large for the wearer to carry them on one side while still being able to walk in a balanced way. Therefore, the assistive forces the spine and shoulder girdle need are those that assist these parts to counter gravity forces from loads in the front. Instead of

having as many actuators as the total number of DOF it would thus be more effective to use a few actuators that focus on such lifting action only.

With this, and the notion of the “neutral position” as the straight and non-rotated spine position, the purposes and design requirements of the different DOF are as follows:

- **Spine flexion**

Because lifting is in front this is the main DOF, the other spinal DOF are there to extend the applicability of this DOF. It extends the total flexion range of the upper body and allows for more natural bending postures. Due to the position behind the wearer the exo-spine is required to extend when flexing.

- **Spine lateral flexion**

The purpose is to be able to lift up or put down objects that are tilted sideways; it is not meant to lift up objects from the side. The required forces are always toward the neutral position in order to balance the weight of the wearer and the load as their center of mass moves somewhat sideways.

- **Spine rotation**

Rotation can be used to move objects sideways or to extend the reach of one arm when reaching over a bed. To prevent large rotations when carrying heavy loads a supporting torque towards the neutral position should be included.

- **Shoulder girdle motion**

Its purpose is to allow deeper flexing of the upper body, meaning that especially abduction is required. The assisting force is always against gravity and toward adduction. Because the assistance is required at the same time when the spine is flexed, the spine flexion and shoulder adduction forces can be mechanically coupled into a functional degree of freedom (fDOF).

An fDOF is a strategy used by our central nervous system to control our high-DOF bodies in 3D space [14]. An fDOF implies that in certain situations two or more muscles act based on the same control signal. Thomas *et al.* have shown that during reaching tasks 94.7% of the peak-to-peak dynamic torques (i.e. excluding gravitational components) at the ankle, knee, hip, spine, shoulder and elbow are determined by one parameter, i.e. one fDOF [15]. For only the hip and spine the correlation must be even higher, such that it is possible to use the BES signals from the hips, which are already measured in the HAL, as the control signal for the exo-spine.

While the mechanism explained below has some similarities with the human spine, these have mainly been chosen in order to enable the integration of several DOF with one actuator, as well as to be able to extend when flexing. For humanoid robots several spine structures have been developed [16] [17], and similar actuation systems have been used in, for example, snake-like robots [18]. However, these systems are not required to extend when flexing or to interact with a wearer.

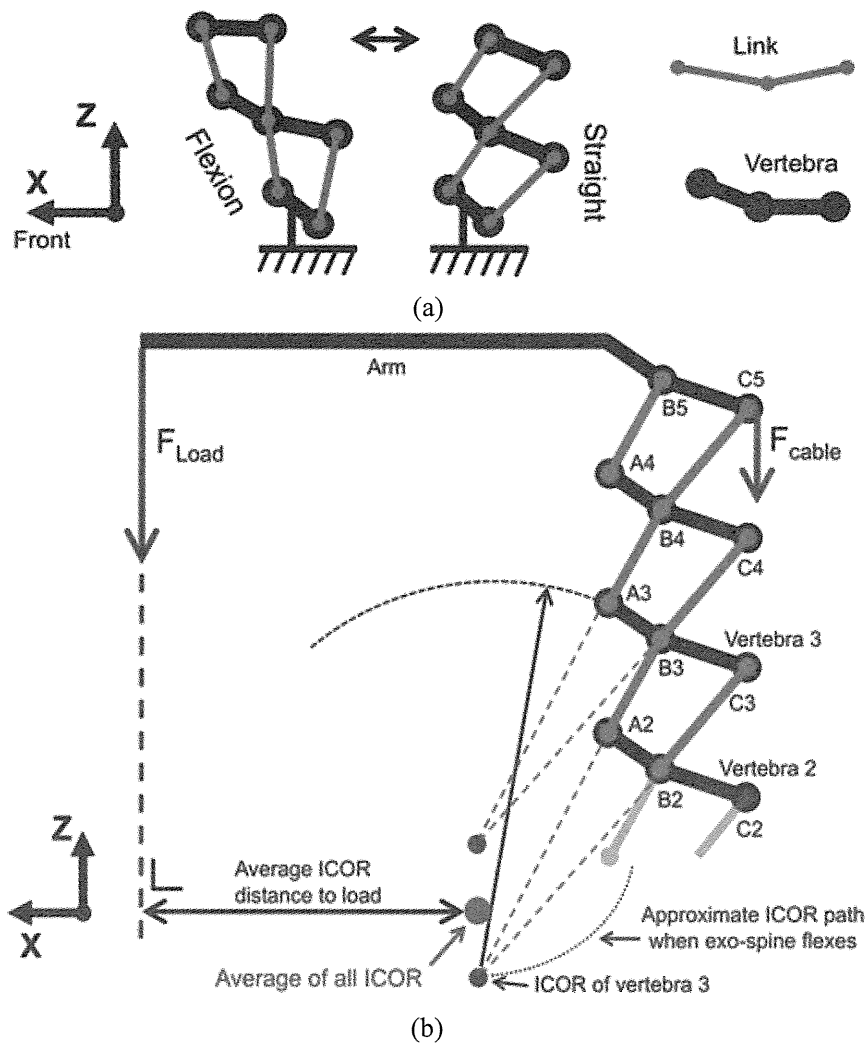


Figure 2 : Schematic diagram (side view) of the exo-spine's structure, consisting of links and vertebrae, each with three joints. Forward flexion motion is shown in (a), part (b) shows the naming of the joints according to position (A: front, B: mid, C: rear) and vertebra number. The instantaneous centers of rotation (ICOR) of the vertebrae are explained in 2.2. . Coordinate frames at all figures can be used for comparison. X points to the front, Z to the top, and Y to the right.

2.2. Mechanics

Spine hyperextension as well as movements beyond the average human spinal range of motion (ROM), which are not absolutely necessary for heavy work, were not included in the ROM of the exo-spine. In addition, with the legs and pelvis below, and the arms on the upper side already fixed to the wearer with straps, matching of the exo-spine with the wearer's spine is not required. This means that position control of the spine is not needed, since the wearer himself controls the positions of the exoskeleton, so that it is sufficient to use torque control based on the wearer's BES.

Figure 2 shows a schematic side view of the basic structure of the mechanism. Several vertebrae with each a small ROM altogether produce the required total ROM. Links between the vertebrae

constrain those movements. Despite the many parts the mechanism flexes forward as one single DOF, an does so while extending.

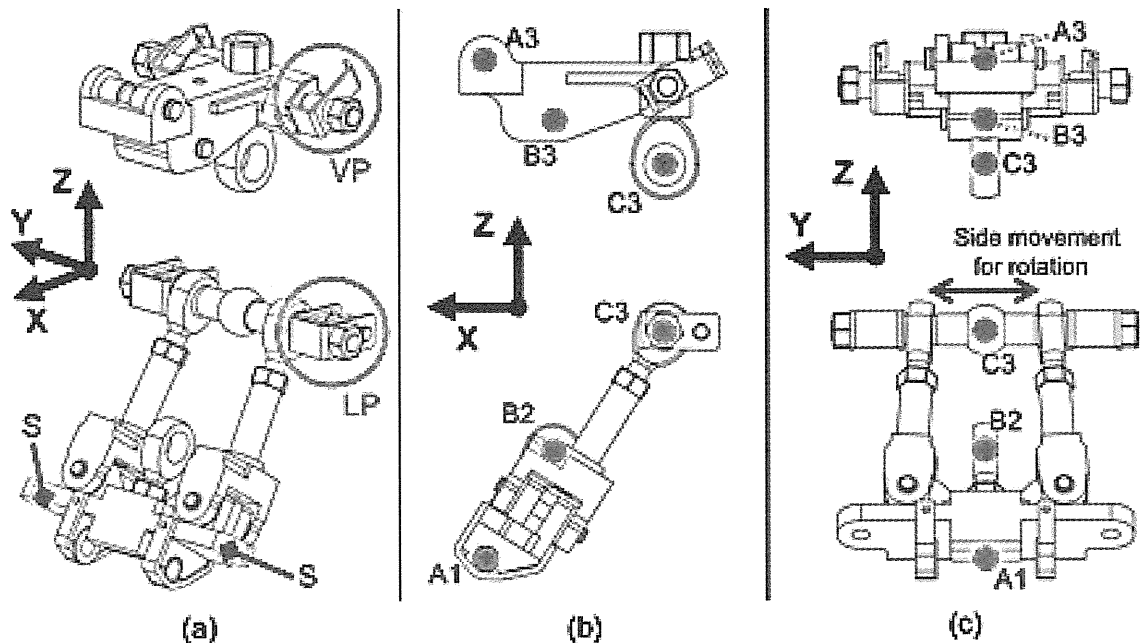


Figure 3 : CAD drawings of one vertebra (top) and one link (bottom), with (a) general view, (b) left side view, (c) front view. Joints are indicated with red dots and named as in Fig. 2b. Joints A are rotational; B and C are ball joints. The spring attachments are indicated in (a) by “S”, one vertebra pulley by “VP”, and one link pulley by “LP”.

The front (A) joints are 1 DOF rotational joints; the mid (B) and rear (C) joints of each vertebra (Fig. 2b) are 3 DOF ball joints (rod ends) that enable lateral flexion and rotation. To enable rotation joint C is attached to a parallelogram structure located within each link (between joints B and C), as in Fig. 3. Each vertebra (except the fixed base, vertebra 1) rotates around joint B, with joint C moving sideways (normal to Fig. 2b). To flex laterally each vertebra turns around the line connecting joints B and C. See Fig. 4 for CAD drawings as well as postures of the actual exo-spine in based on the 3 DOF. The total height is 350 mm, spanning the upper two-thirds of the human spine.

Two flexible Dyneema cables run through the exo-spine, passing the small pulleys indicated in Fig. 3a by “VP” for the vertebra pulleys and “LP” for the link pulleys. The cables are fixed at joint C5, producing a cable force, F_{cables} , as shown in Fig. 2b. By pulling these cables the exo-spine produces an assistive moment that counteracts the load on the arms, F_{load} .

When flexing laterally to, for example, the right, the cable on the right side becomes slack, such that the left cable produces a moment back towards the neutral position, which helps balancing the load when flexing laterally. As for rotation, the changing positions of the vertebra and link pulleys cause the cables to become zigzagged, thus producing a small torque toward the neutral position.

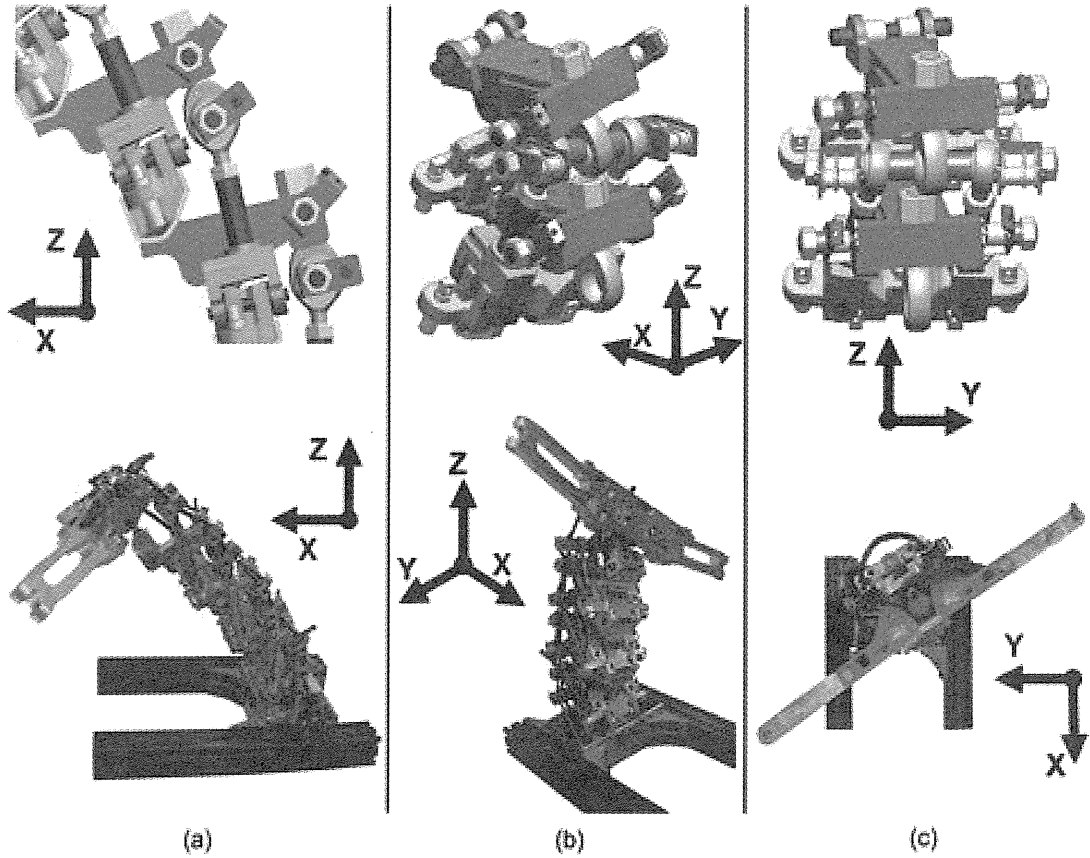


Figure 4 : CAD examples (top) of two vertebrae and links, and pictures (bottom) of the actual prototype for (a) spine flexion and shoulder abduction, (b) lateral flexion, and (c) rotation. The black beams in the pictures were used for temporary support.

To be able to fully control the exo-spine it will be necessary to calculate the flexion moment on the spine, M_{spine} . Suppose the exo-spine would have only two vertebrae, a fixed base and one moving vertebra, then M_{spine} would be calculated as the load times the distance to the instantaneous center of rotation (ICOR) of the vertebra. The position of the ICOR can be determined as shown in Fig. 2b for vertebrae 2 and 3. The ICOR of all vertebrae can be combined into an average ICOR for the whole exo-spine, but when doing so the relative flexion speeds of all vertebrae, which change for different flexion angles, should be incorporated. The rotational energy balance per infinitesimal amount of flexion is therefore calculated and used to determine the X-position of the average ICOR, which is X_{ICOR_Ave} , as follows.

$$F_{Load}(\partial\alpha_{21}X_2 + \partial\alpha_{32}X_3 + \partial\alpha_{43}X_4 + \partial\alpha_{54}X_5) = F_{Load}\partial\alpha_{51}X_{ICOR_Ave} \quad (1)$$

$$X_{ICOR_Ave} = (\partial\alpha_{21}X_2 + \partial\alpha_{32}X_3 + \partial\alpha_{43}X_4 + \partial\alpha_{54}X_5) / \partial\alpha_{51}, \quad (2)$$

where $\partial\alpha_{ij}$ is the infinitesimal change in the angle between vertebrae i and j (with $\partial\alpha_{51}$ the sum of all other $\partial\alpha_{ij}$ in (2)), and X_k is the horizontal distance between the load and the ICOR of the k -th vertebra. A similar calculation can be made for the vertical Z-position. The resulting average ICOR path is shown in Fig. 5.

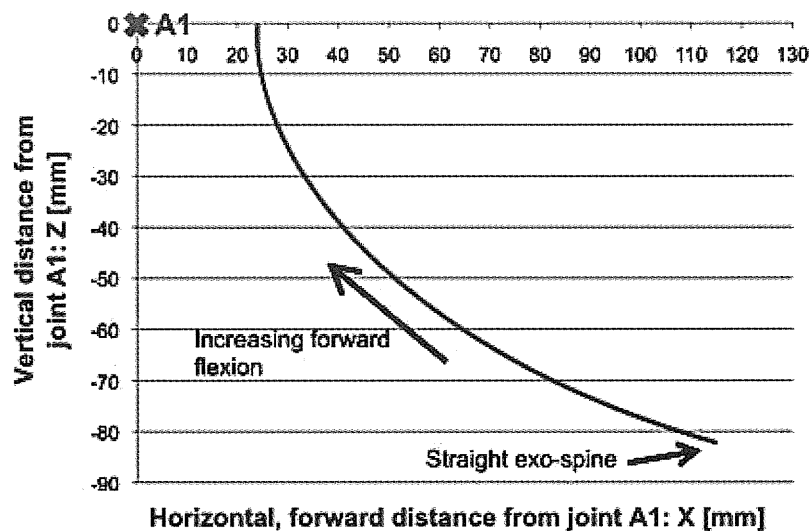


Figure 5 : SolidWorks simulation result of the path of the average ICOR with respect to joint A1, which is the front joint of the first vertebra, with increasing exo-spine flexion.

Because the individual positions of the vertebrae are not controlled this mechanism can buckle sideways, although it is limited to a deflection of 10 mm at the center. The exo-spine is therefore equipped with springs that at the same time balance the weight of HAL's arms and shoulders sideways. These springs, which are stronger than needed to push back the maximum deflection, are fixed at "S" in Fig. 3a with each connecting to a short cable that passes pulley LP and is fixed next to pulley VP. Buckling is still possible, but happens only occasionally.

For shoulder girdle motion two "shoulder blades" are attached at the top to allow abduction of each shoulder. The two cables that actuate the spine are connected to a lever at the top vertebra. From this lever two other cables each support one shoulder blade. The lever's moment arm ratio between the two sets of cables is determined such that the assisting force towards adduction of the shoulders balances that of the spine during deep bending.

The base of the exo-spine, below the first vertebra, mainly consists of an electromotor and two pulleys (radius 30 mm, gradually reduced to 20 mm after 50% flexion) to drive the cables. A mechanical block prevents unwinding of the cables beyond a set limit. A pre-tension spring connected to the pulleys stores some of the energy when flexing forward in order to relieve the motor. It has a constant of 25.23 N/mm and attaches through a pulley (radius 12.5 mm) to the motor output shaft to provide a pre-tension torque. Figure 6 shows the complete system

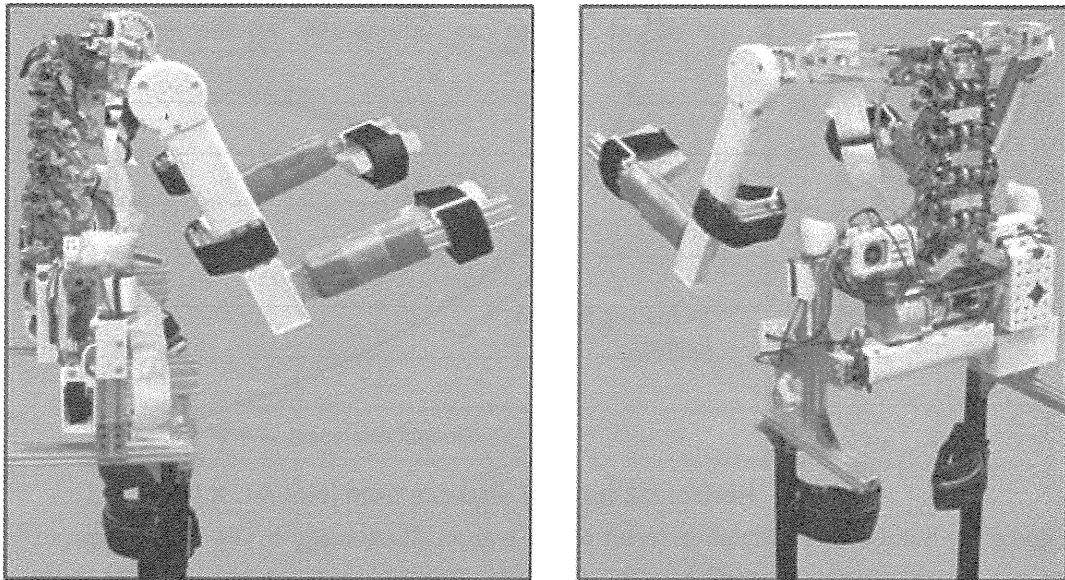


Figure 6 : Full exo-spine system with motor, electronics, and simplified legs and arms to verify its performance.

2.3. Control

Unfortunately the exo-spine has a substantial amount of friction due to the rod ends, and it would be ideal to use feedback control. However, due to HAL's shape it is often possible for the wearer to lean on the exoskeleton's arms, particularly when the shoulder and elbow power units become locked to perform lifting actions [19]. This then makes it impossible to measure the correct torque at the top for feedback control and a feedforward approach must be adopted.

It is then necessary to know the relationship between the desired total hip moment, which is based on the wearer's hip BES, M_{hip} , and the required torque of the exo-spine's motor, T_{motor} . This can be obtained by measuring the support force generated at the exoskeleton's arms at a certain distance in front the exo-spine's shoulder and for a certain T_{motor} . When the wearer bends his trunk forward at the hips, however, the relationship between M_{spine} and M_{hip} , and thus between M_{hip} and T_{motor} , will change. This can be calculated based on the positions of the hips, the average ICOR, and the load. At present there is no load estimation functionality in HAL, however, so that the load position must be assumed. SolidWorks simulations indicated this will result in a maximum error of 6% when the load is held at extremely close or distant (stretched arm) positions. In this research the position is set to 380 mm in front of, and at the same height as the top vertebra.

The friction behavior of the exo-spine is quite complex due to the various tensions inside the mechanism, and must be estimated using different T_{motor} . Because of the friction there is furthermore a difference in the support force between flexing up and flexing down. A setup has therefore been prepared as shown in Fig. 7, using a force sensor connected to a horizontal rail to measure the vertical support forces (against gravity) produced by the exo-spine as it is moved up and down on a forklift to

make it flex and extend. The pre-tension spring was not installed.

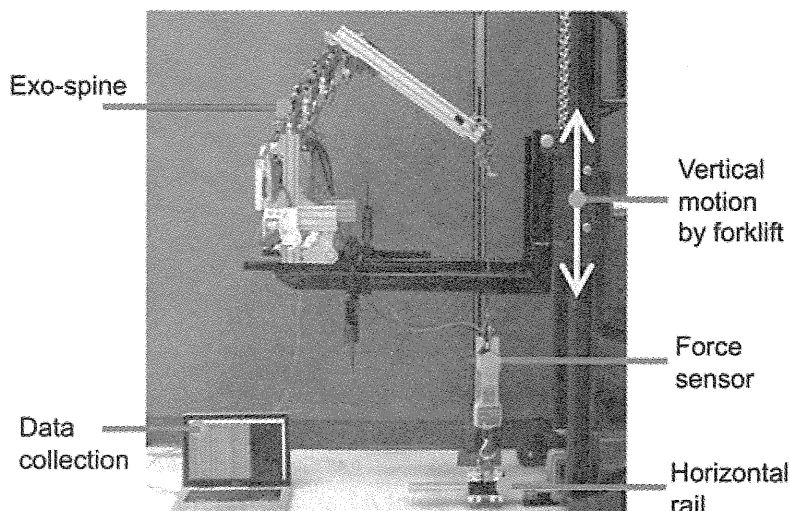


Figure 7 : Setup to measure the relationship between motor torque and supporting force.

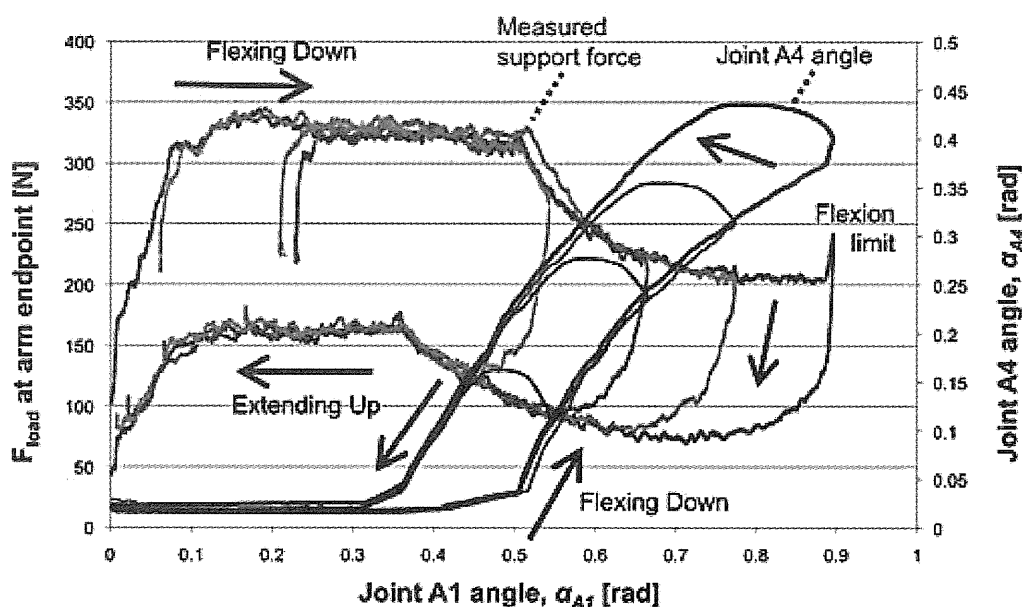
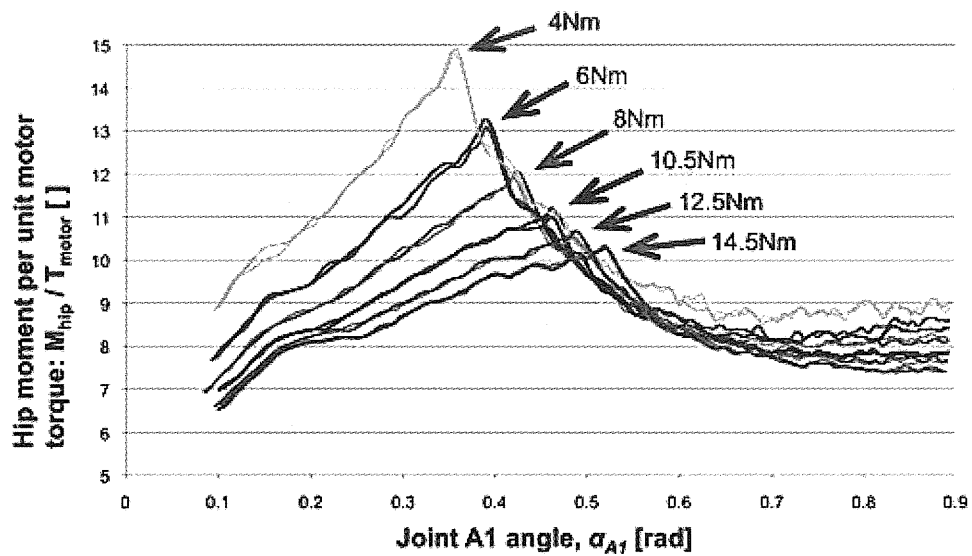
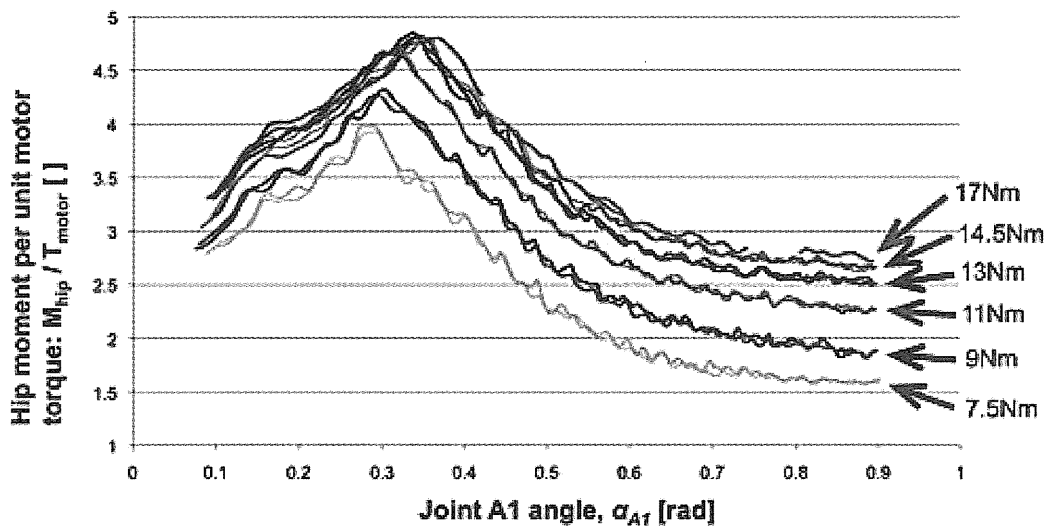


Figure 8 : Force measured at 380 mm in front of the top vertebra and the angle of joint A4, α_{A4} , verses the angle at joint A1, α_{A1} , during four measurements with a constant 14.5 Nm motor torque when moving the exo-spine down and up (as indicated by arrows).

Figure 8 shows four different down-up cycles for a T_{motor} of 14.5 Nm versus the rotation of joint A1, α_{A1} , as a measure of the forward spine flexion (0 rad when the exo-spine is straight). The start and end points were different for each cycle to confirm the repeatability. About halfway through both flexing down and extending upward the force shows an inflection point. This is directly related to the rotation at joint A4, α_{A4} , also shown in Fig. 8, which itself is the result of the internal force balance.



(a)



(b)

Figure 9 : Measured hip moment per unit of motor torque for (a) downward flexion and (b) upward extension (twice per torque value). Data for 17 Nm consists of multiple parts due to the motor driver used at the time.

The measured M_{hip} divided by the used motor torque, and separated for down and upward motions, are collected in Fig. 9. In here, M_{hip} is the product of F_{load} and the horizontal distance between the load and the intended position of the hips, 130 mm in front of A1. Using this data the friction can be estimated by finding the common component (different for down and up) that, when subtracted from each measurement, places all measurements for, for example, the down motion onto one line. This friction component must comply with the physics of friction, in that it can only be a function of the mechanism's configuration and internal forces. It was found to be equal to (3)-(7). In here, $F_{DWN,A1}$ is

Advanced Robotics (RSJ)

the component of the friction that depends on α_{A1} during downward flexion. This is similar for $F_{DWN,A4}$, $F_{UP,A1}$, and $F_{UP,A4}$, with UP indicating upward flexion. Parameter $F_{UP,pulley}$ is the friction component that depends on the torque at the pulleys that drive the two cables, T_{pulley} , which is the sum of T_{motor} and the torque produced by the pre-tension spring, T_{spring} , as in (8).

$$\begin{cases} F_{DWN,A1} = 0 & (\alpha_{A1} < 0.192) \\ F_{DWN,A1} = 99(\alpha_{A1} - 0.192) & (0.192 \leq \alpha_{A1} < 0.66) \\ F_{DWN,A1} = 99(\alpha_{A1} - 0.192) - 30(\alpha_{A1} - 0.66) & (\alpha_{A1} > 0.66) \end{cases} \quad (3)$$

$$F_{DWN,A4} = -106(\alpha_{A4} - 0.064)^{0.66} \quad (\alpha_{A4} > 0.064) \quad (4)$$

$$\begin{cases} F_{UP,A1} = 4.5 + 11\alpha_{A1} & (\alpha_{A1} \leq 0.74) \\ F_{UP,A1} = 4.5 + 11\alpha_{A1} - 6(\alpha_{A1} - 0.74) & (\alpha_{A1} > 0.74) \end{cases} \quad (5)$$

$$F_{UP,A4} = -23(\alpha_{A4} - 0.05)^{0.43} \quad (\alpha_{A4} > 0.05) \quad (6)$$

$$F_{UP,pulley} = -0.7(12 - T_{pulley}) \quad (T_{pulley} < 12) \quad (7)$$

$$T_{pulley} = T_{motor} + T_{spring} \quad (8)$$

In addition, the motor itself has an estimated friction of 2 Nm.

The lines containing all data points after deduction of the friction are shown in Fig. 10; the remaining spread of data points appears to be caused by internal stick-slip motions. The lines have been separated into three parts in order to obtain a polynomial fitting. The resulting equations give the torque ratio, TR , which is used to determine the motor torque from the desired M_{hip} . They are as follows for downward motion.

$$\begin{cases} TR = 5.585 & (\alpha_{A1} < 0.084) \\ TR = 6973\alpha_{A1}^4 - 4825\alpha_{A1}^3 + 1114\alpha_{A1}^2 - 88.8\alpha_{A1} + 7.70 & (0.084 \leq \alpha_{A1} < 0.266) \\ TR = 267\alpha_{A1}^4 - 464\alpha_{A1}^3 + 276\alpha_{A1}^2 - 66.3\alpha_{A1} + 12.5 & (0.266 \leq \alpha_{A1} < 0.66) \\ TR = -0.47\alpha_{A1}^2 - 0.494\alpha_{A1} + 6.58 & (\alpha_{A1} > 0.66) \end{cases} \quad (9)$$

For upward motion they are

$$\begin{cases} TR = 3.183 & (\alpha_{A1} < 0.075) \\ TR = -697\alpha_{A1}^3 + 227\alpha_{A1}^2 - 14.2\alpha_{A1} + 3.27 & (0.075 \leq \alpha_{A1} < 0.187) \\ TR = -58.3\alpha_{A1}^4 - 206\alpha_{A1}^3 + 186\alpha_{A1}^2 - 43.3\alpha_{A1} + 6.97 & (0.187 \leq \alpha_{A1} < 0.383) \\ TR = -68.6\alpha_{A1}^4 + 169\alpha_{A1}^3 - 144\alpha_{A1}^2 + 45.3\alpha_{A1} + 0.621 & (\alpha_{A1} > 0.383) \end{cases} \quad (10)$$

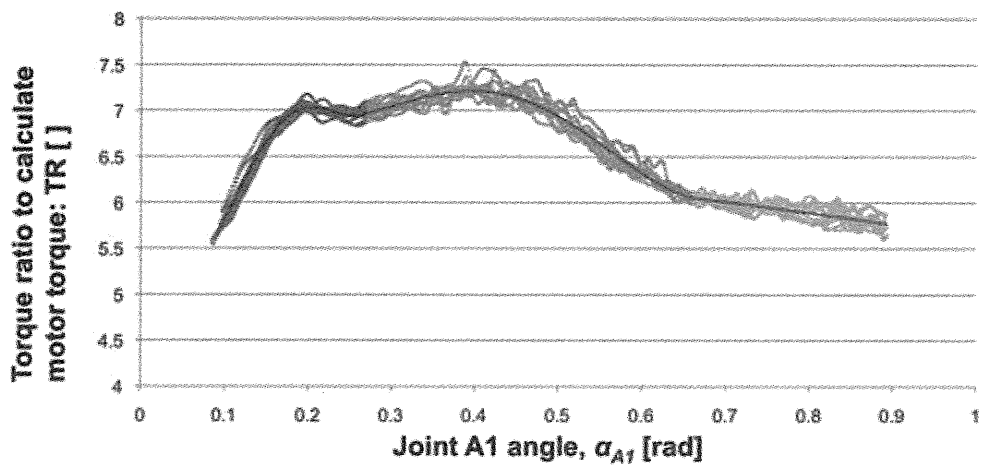
For low α_{A1} angles TR is constant. If not, TR would decrease further, leading to high motor torques.

Finally, T_{motor} is calculated as follows when flexing down:

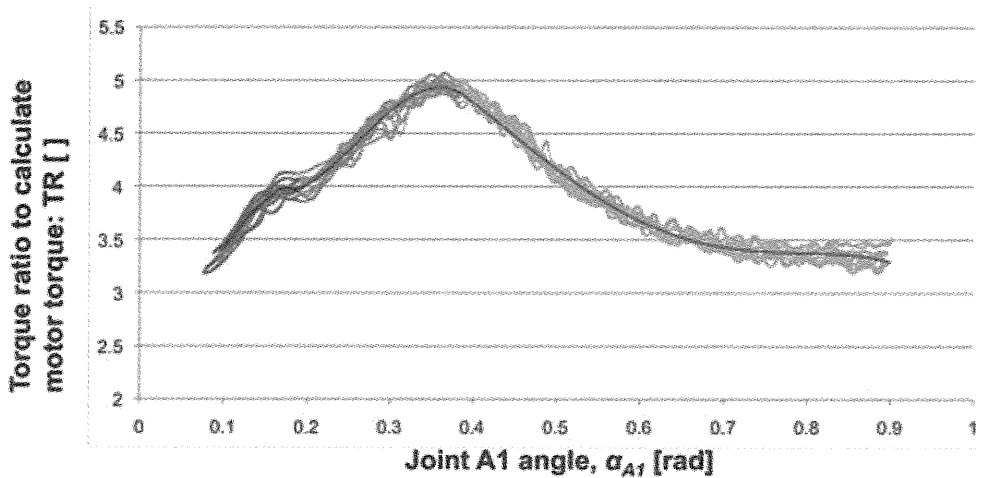
$$T_{motor} = -2 + (M_{hip} - F_{DWN,A1} - F_{DWN,A4})/TR - T_{spring}, \quad (11)$$

and when flexing up

$$T_{motor} = 2 + (M_{hip} - F_{UP,A1} - F_{UP,A4} - F_{UP,pulley})/TR - T_{spring}. \quad (12)$$



(a)



(b)

Figure 10 : Final measurement data after subtraction of the friction for (a) downward flexion and (b) upward extension. Polynomial fittings for the three colored areas are shown in (9) and (10).

The controller chooses to use the down or up equations based on the intention of the wearer, as shown in Fig. 11. When not moving the controller switches to the down state to save energy, essentially using the friction as extra support. It switches to up when the spine is moving up or when the wearer increases his M_{hip} beyond a threshold. This threshold is based on a “leaky bucket” algorithm combined with a 1s hold function to give the wearer time to actually move up. When switching from down to up the torque increase is spread over 1s to dampen any shock to the wearer. Once the hip motors are attached it will be possible to include their rotations into the switching algorithm as well. At this point the changing ratio between M_{spine} and M_{hip} , due to trunk flexion forward at the hips, will need to be included.