

在宅ALS患者のスピリチュアリティを支える音楽療法

瀬川 睦子¹⁾ 大久保仁司¹⁾ 阪田 満里子¹⁾ 吉田百合子²⁾ 近藤清彦³⁾
 奈良県立医科大学看護学科¹⁾ ケアヴィラ宝塚²⁾ 公立八鹿病院³⁾

The Music therapy to Support Spirituality of Patients with ALS in the Home

Mutsuko SEGAWA¹⁾ Hitoshi OKUBO¹⁾ Mariko WAKITA¹⁾
 Yuriko YOSIDA²⁾ and Kiyohiko RONDON³⁾

Faculty of Nursing, School of Medicine, Nara Medical University¹⁾
 Keavilla, Takarazuka²⁾ Public Hospital, Youka³⁾

要 旨

ALS患者は不自由な日常生活や将来への不安等によりQOL維持が困難であり、専門的援助やスピリチュアルケアを必要とする。今回、在宅療養生活の中で行われるALS患者への音楽療法がスピリチュアリティに及ぼす影響について調査した。調査方法は参加観察と聞き取りによりその内容を分析しカテゴリー化した。結果、家族が介護する在宅療養において【介護負担の軽減と安全、効率的の工夫を家族合意で行う】・【和みを感じた居室での音楽療法は臥床生活を豊かにし希望につながる】が抽出され、音楽療法の影響として、【セッションは生きがい、気分転換、関心の励み】・【音楽療法は現実の受けとれと今ある自己の確認、希望や尊厳が保持された生活に影響している】が抽出された。在宅療養を選択したことによりスピリチュアリティがあり、音楽療法がスピリチュアリティを支えていることが示唆された。

Keywords: 在宅ALSケア体制, スピリチュアルケア, 音楽療法セッション

I. はじめに

ALS(筋萎縮性側索硬化症: AMYOTROPHIC LATERAL SCLEROSIS)患者を中心とする神経難病患者の多くは医療や療養生活上の深刻な問題を抱えている。疾患が原因不明で進行性である、治療が確立されていないこと等による将来への不安は大大きく、医療福祉関係者による様々な支援提供が求められている。特にQOL(Quality of life)の向上を目指した援助は関係者共

積極的に役割を果たす必要がある。そのためにも人々の真のニーズを把握し、可能な援助を提案検討することが重要な課題であろう。

兵庫県北部に位置する公立八鹿病院では、訪問診療チームにより在宅ALS患者に音楽療法セッションを実施している。ALS患者が在宅で生活を全うできるようにと“人工呼吸療法”を適用している患者を対象にボランテティアで行っており、在宅ALSケア体制の一環として確立している。いわゆるQOLの維持・向上を目指したアプローチである。(近藤, 2006b)。

音楽療法は高齢者や運動機能障害、精神面の問題をもつ人々へのアプローチとして広く周知されている(木村, 2002)。また、難病と闘う患者の心的状況やその変化などの調査は看護研究者や心理学者などにより数多く行われている(友松, 2002)(高橋ら, 2007)。しかし真のニーズ、特にスピリチュアルケアニーズへの援助に関する研究は少ない。

今回、在宅療養中のALS患者・家族が進行していく病状を受け、今を生きたいことや自己の存在の意義を見出しつつ日々を過ごしていこうとするいわゆるスピリチュアリティに対し、音楽療法によるアプローチがもたらす影響について調査し検討した。

(用語の定義・解釈)

1. 在宅ALSケア体制: 病状進行で呼吸器全に陥る状況であっても人工呼吸器装着(在宅人工呼吸療法)により歩行、会話、嚥下の機能はある程度保持し、日常生活可能となるケア技術を提供する。生活を全うし生きがいをもち続けることをねらいとするケア体制。
2. スピリチュアリティ: スピリチュアリティの概念には様々な議論があり(田崎ら, 2001)規定として明確ではない

が、ここでは【自己の存在価値や生きる意味を見出し、明日への希望をもって日々を過ごして行くこと】とする。(釋寺, 2007)

スピリチュアルケア: 人の存在の奥深い面に関わり、その生を根底から支えようとするケア。(森田ら, 2004)

3. 音楽療法セッション: 訪問診療の一環として音楽療法士・医師によるキーボード演奏や独唱、オートハープ演奏、それに合わせて全員でコーラスをする。音楽療法の流れ等にはこだわらないで自然発生的に演奏が始まり、一体になって音楽を楽しむひと時が設けられている。和やかな雰囲気が出され、医療者側も癒されている(近藤, 2004)。

II. 研究目的・研究方法

1. 目的

在宅療養における音楽療法がALS患者のスピリチュアリティにもたらす影響を明らかにする。

2. 方法

- 1) 対象: 音楽療法を受けている在宅ALS患者と家族5事例
- 2) 場所: 訪問診療を受けている患者宅
- 3) 調査期間: 2008年9月～2009年1月
- 4) 調査方法: ナラティブ・ナラティブな語りの聴き取り。(森岡, 2002) 療養居室、患者・家族の反応を参加観察により把握する(了解を得て録音ビデオで収録)。1回60分程度(診療処置、セッション含む)で数回訪問。
- 5) 分析方法: ①ナラティブな語りの聴き取りと観察・録音を含むビデオ収録の内容を逐語録に記述しコード化する。②意味内容の類似性に基づき分類抽出しカテゴリー化する。

3. 倫理的配慮

本研究の調査は本学「医の倫理委員会」の承認を得て実施した。(ビデオ収録においても患者・家族の了承を得た)

Ⅲ. 調査結果

1. 対象の概要
- 1) 音楽療法を受けている ALS 患者
- 2) 年齢：62～77 歳 (男性 4・女性 1)
- 3) 患者の状況：気管切開・人工呼吸装置 胃造設・コミュニケーションはレットチャット・文字盤 (パソコン、ディスプレイ) による。中には発声可能な言葉が取れる場合もある。
- 4) 主な介護担当者：全員が配偶者 妻或いは夫が寄り添って介護している。

2. 患者の現在の療養状況 (表 1)

いずれの事例も気管切開・人工呼吸器装着で日常生活は全介助が必要である。療養生活状況は表 1 に整理した。

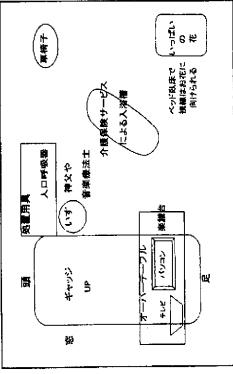
3. 在宅療養における居室環境 (図 1)

- ① ベッドを中心に両サイドに置く必需品 人工呼吸器、吸引・処置用具、レットチャット・センサー装置、パソコン、文字盤、テレビ、ティッシュペーパー
- ② 介護者の負担を軽くする工夫 患者居室のすぐ隣の部屋を改装し処置室にする (日常必需品・タオル干し・足浴タライ・車椅子など配置) トイレや浴室を隣室設計とし、バリアフリーにしている。
- ③ やすらぎや和みムードの工夫 花・家族の写真・折鶴のレイなどが入ったベッド上に横たわる患者の視野に入るような位置に設置してある ラジオやカセット (DVD) など音のするもの、(静かに流れるバックグラウンドミュージック、小さい頃に歌ったりよく聞いていた好みの音楽)、など。

表 1：居室での療養状況

<p>① 63 歳・男性：介護士担当一妻 発症：H13 年、闘病期間：7 年 *ADL 状況：全身の筋力低下著明、寝たきり状態で四肢機能全廃、エアーマット使用、訪問入浴サービス、気管切開人工呼吸器装着、胃瘻から栄養 (注入食) 会話：文字盤、目の動きと顔の表情から察知している</p>	<p>② 77 歳・男性：妻が介護 発症：H14 年、闘病期間：6 年 *ADL 状況：筋力低下著明、四肢機能不全、気管切開人工呼吸器装着 (在宅人工呼吸療法)、胃瘻から栄養 (注入食) 会話：文字盤 (50 音楽に指をさす) ラジオをよく聞いている</p>	<p>③ 65 歳・男性：妻が介護 発症：H15 年、闘病期間：5 年 *ADL 状況：筋力低下著明、上肢完全麻痺、下肢も機能不全、気管切開人工呼吸器装着、胃ろうから栄養 (注入食) 会話：NPPV (非侵襲的陽圧換気・エアポンプで空気を送る) で発声可能</p>	<p>④ 62 歳・女性：夫が介護 発症：H16 年、闘病期間 4 年 *ADL 状況：全身筋力低下著明、四肢機能不全、気管切開人工呼吸器装着、胃瘻から栄養 (注入食) 会話：レットチャット・下肢動スウィッチ操作センサー・パソコンディスプレイ</p>	<p>⑤ 患者他界後、家族にインタビュウ 患者：60 歳台、男性、2004 年に発症し、4 年間闘病生活を送る。自宅で音楽療法を受けていた。2008 年末に死亡、# 家族から療養中の様子や想いを聴取 *ADL: Activities of Dairy Living</p>
--	---	--	---	--

図 1：工夫された患者居室の 1 例



4. 訪問診療における音楽療法

- 1) 在宅ケア体制と音楽療法セッション 医師と看護師に音楽療法士が同行し、医療処置後に特奏のキーボード・オートハープによる伴奏でコーラスや独唱が始まる。時々訪問介護士や理学療法士も加わった在宅ケア体制の中で行われる。
- 2) 公立八鹿病院における音楽療法導入 公立八鹿病院では 1990 年に院内のコンサートホールが「入院生活に潤いをもたせたい」との趣意を以て院内コンサート開始、2000 年には常勤の音楽療法士を採用、集団セッションや個人セッションなどの音楽療法が行われるようになった。

ALS 患者に対する音楽療法の導入は身体的、精神的苦痛にとどまらずスピリチュアルペインをもつ患者に対して実施される。在宅音楽療法は、病院診療による薬物や運動訓練の効果には限りがあることから、人工呼吸器を装着している ALS 患者のスピリチュアルペイン等が顕著になってきた時期に適用。(近藤, 2009)

Ⅳ. データの分析結果

参加観察で感じたことも含めて把握したことを記述しコード化した。

1. 音楽療法を実現する在宅療養 日々安全に効率よく介護のできる部屋の構造と物品の配置が重視され、進行する機能喪失への不安やもどかしい日常生活など心理的抑圧に考慮して工夫されて

いる。季節や社会の空気、人の動きを感じるとれるベッドの位置や和みの演出に感ずる。感謝し、それを家族も受けとめてい

る。在宅での療養生活そのものにスピリチュアルケアがあり【介護負担の軽減と安全、効率的な工夫を家族合意で行う】・【和みを感じた居室での音楽療法は臥床生活を豊かにし希望になった】が抽出された。長期間にわたって構築された医療チームとの信頼関係が人工呼吸療法の受容れと音楽療法の導入を容易にし、訪問診療と音楽療法が在宅療養の場に行

表 2：在宅療養環境

ケアゴリー	改築し療養スペースを確保
介護負担の軽減と安全、効率的な工夫を家族合意で行う	<p><部屋二間を使用し 10 畳以上の広さに改装・畳からフローリング、段差のないバリアフリーとスロープに改装></p> <p>介護処置の便置を考慮した部屋の構造と物品配置</p> <p><壁をくり抜きトイレ、お風呂、洗面所に車椅子で移動可能・ドアは引き戸に変更と家族の説明に患者も納得願></p>
和みを感じた居室での音楽療法の音楽療法は臥床生活を豊かにし希望にしている (図 1)	<p>音楽療法可能な居室で臥床生活に変化と希望が見える</p> <p><パソコン、書見器、楽譜台は目の高さ・選曲を伝える手段の工夫・音楽療法セッションの刺激・変化に富む生活・生きる喜びと希望の笑顔></p> <p>ベッドの位置を考慮しインテリジェントな希望にしている (図 1)</p> <p><季節感のある植物・水槽の魚を観賞・壁に思い出の写真・花の位置に和みの演出・景色が見える向きに患者も満足・家族の豊かな気持></p>

表3：介護する家族の状況

カテゴリー	サブカテゴリー	記述内容・コード
寄り添って介護する家族の力強い支えと信頼関係	配偶者がびびり寄り添い介護する	介護者は患者の傍らで寝泊りしている 2時間毎の体位変換、吸引を怠らない 日々変化する身体の観察が変化に気づき、些細な表情も見逃さないと レッツチャット、パソコン画面にさり気なく目をやる・患者がして欲しい ・流涙、流涎、痰の処理にもさり気ないタイミミングで行う 暗黙のうちの意思疎通ができて 口元をじっと見て声にならない言葉 を待っている・やっつけて欲しいことを 懸命に伝える努力が見られる 楽しみを見つけたと言 う リハビリの効果に期待している
夫婦で疲れた家族の絆が共に困難と闘う強さとなり望みをつなぐ	残存機能に注目し望みをつなぐ努力	過去の体験、エピソードを語る 若い頃奥さんを悲しませただけから今恩返しですと言いつつながら介護する 歌が好きでよく歌っていたねと懐かし く話す・子育てなど苦労もあつたが 二人で頑張ったことで夫婦の絆が深ま った様子
夫婦で疲れた家族の絆が共に困難と闘う強さとなり望みをつなぐ	苦楽を共にした夫婦の絆と困難に立ち向かう強さ	

2. 在宅療養と家族の存在 (表3)

5事例すべて配偶者が主な介護担当者であった。身動きままならない患者の傍らに寄り添って介護し、明るく前向きに共に闘い共に今を生きていく家族として一体となり精神力の強さが見受けられた。残存機能維持にリハビリとして他動的に手足を動かす、発声できない口元を見て辛抱強く待てるゆとりと豊かさがある。全面介護を受ける患者と無条件に愛情と思いやりをもつて介護する配偶者との間の信頼関係は、夫婦で苦楽を共にして様々な困難を乗り越えてきた同志の絆として一層強くなっている。夫婦で疲れた家族でお互いの存在を尊重し信頼する配偶者

が身近にいる在宅療養において、日常性が保たれれば主体性をもって自分たちの生活を営むことができる。その選択にはスピリチュアルケアがあり、在宅療養はスピリチュアルケアを支えているといえるだろう。

3. 音楽療法の実践 (表4)

現在行われている音楽療法セッションの場に筆者らが参加して患者・家族、医療者のその時の反応などをデータとして分析した。
選曲は「あざみの歌」や「赤とんぼ」・「ふるさと」など、子供の頃母親がよく口ずさんでいた歌であり、元氣な頃カラオケボックスでよく歌った曲であった。

歌や演奏の合間に息子や孫のこと、自分自身も若い頃はどんなに頑張ったかというところが話題になるなど和やかな時間が流れた。純粋な子供の頃の心になり、美しいものに感動し人の支えを感謝の気持ちで受けとめる豊かさが感じられた。そして何よりも自分らしさを保ち主体的で意欲的に前向きに生きていることを実感していることが感じられた。そこにいる全員の心がひとつになる空気があり、

癒され満たされるものがあった。それは難病と闘う患者・家族、そして医療者それぞれ立場で自己の人生を振り返りお互いに頑張ってきた今を実感し納得するスピリチュアルケアであった。セッションへの参加が明日への希望につながっていると思われ、音楽療法によるアプローチがもたらしている影響であると考えられた。

表4：音楽療法セッション

カテゴリー	カテゴリー	記述内容・コード
セッションは生きがい、気分転換、闘病の励みになっている	キーボード、オートハープ演奏に合わせて独唱とコーラス	お互いの表情が次第に和む 皆でいつしよに楽しみ喜び合う 夢中になって口ずさむ 音楽療法士から曲の提案あり自らも曲 皆よく歌った思い出の曲、あざみの歌や赤 とんぼなど文字盤に選曲を書く 選曲のエピソードを語る表情が明るい 見守る家族も気分転換になると言う 笑顔から涙へと表情が変化し感謝の言葉が 聞かれる 発声困難でも積極的にリクエストし主体的
音楽療法は現実の受け入れと今ある自己の確認、希望や尊厳が保たれている	音楽療法は癒しと感謝、現実を受容れる強さと尊厳ある生活の保身に影響	セッションで表情が生き生きと変化する 医療者を信頼し安心していると語る 皆が癒され納得の気持ちを実感する 医療者も心が洗われ素直な気持ちで参加 皆との一体感で気持ちが強く希望が湧く 皆さんのおかげですと感謝の言葉がある 現実を直視し尊厳を保つ精神力を感じる 昔を回想、母が口ずさんだ歌など、曲 にまつわるエピソードを語る 体験談とそこに存在した自己の確認をし、 自信と誇りが感じられる 子供や孫もでき苦労して築いた人生を夫婦 で振り返り笑顔で語る

V. 考察

1. 在宅療養における患者・家族のスピリチュアリティ

ALS患者にあつては進行性に病状が悪化し機能が失われていく現実、不安は増大し将来に希望を見出せなくなることが指摘されている。(大野ら, 2000)

近藤は難病医療に携わらる中で「ALS患者や家族が最初から生を放棄してしまつてよいのか」、「患者に生きる意欲を持たせることはできないのか」、「医療側は、有効な治療法が見つからないからと消極的に手をこまねいていいのか」と現状を憂え、人工呼吸器をつけて在宅で生を全うでき、人工呼吸器をつけて在宅年には日本で初めて在宅人工呼吸療法を始め、人工呼吸療法は呼吸筋麻痺になつた後も、呼吸器装着によって呼吸の換気を良くし二次障害や合併症の予防、声も出せるようにできるなどの利点があることを報告している。(近藤, 2008)

今回の調査では(表2)に見るように在宅療養のALS患者において、自宅で日常生活を保ちながらより快適に療養生活が送れるように様々な工夫することと介護保険制度の利用などによりQOLを考慮した支援もなされていた。在宅という療養環境の物理的・経済的な問題や介護負担の問題は依然として大きな課題である(杉江, 2004)。これは福祉対策など社会全体として取り組むべき課題であり、その中で医療者としてできる支援について探究することも必要である。

人工呼吸療法により在宅療養の可能性が高まつておりそれを主体的に選択することは、家族と共に社会の空気に触れ季節感を味わいながら生活することであり自分らしさを保ち誇りを持つて今を生きていることである。部屋の改装やインテンシアの工夫は、在宅療養における生活の尊厳を保ち自己の存在と今在る生を実感するスピリチュアリティである。

2. 音楽療法がもたらすスピリチュアリティへの影響

ALSなどの難病患者は病状悪化や機能喪失の進行により日常生活に人の手助けを必要とするようになる、生きがいを見失い自己の存在の意義すら見出せなくなるという概念が一般的である(中島, 2005)。しかし今回の調査で、在宅療養のALS患者に人工呼吸療法を適用し、音楽療法を導入することにより厳しい現実を受容し尊厳ある療養生活が保たれるという結果を見たことは、医療福祉関係者の支援の手がかりとなるだろう。八鹿病院スタッフによる音楽療法は医療的支援の範囲を超え、人として心をこめた手作り方法でアプローチしているものである。

“気分転換や生きがいが、闘病への励み”更に“現実の受容れと今ある自己の確認、希望や尊厳ある生活の保持”が導かれたことから、音楽療法はALS患者が今生を意義あるものとしこれまでの人生や精一杯生きてきた自己の存在意義を見出すことで現実を受容れ、感謝の念をもつリテイへの影響をもたらしている。そして在宅療養における音楽療法は訪問診療チームとの信頼関係のもとに実施され、ALS患者のスピリチュアリティを支えている。(Hickey, 1999) (加藤, 2008)

図2. 音楽療法セッション風景



* 出典：難病と在宅ケア、VOL14-2, Noll, 2009 (某テレビ番組でも放送)

VI. まとめ

1. 在宅ALS患者へのチームアプローチの支援体制確立と音楽療法がもたらす影響が明確になった。

- * 生き生きとした生活が営まれ、QOLの維持向上がみられた。
 - * 身体面のケアを全介護に委ねて闘病しているにも拘わらず、特に精神面の充実感が大きく豊かさが感じられた。
 - * 主体性をもって自分らしく生き、人として尊厳が保たれていた。
 - * 音楽療法アプローチは医療的役割の範疇を超え、人として心をこめた支援をもたしている。
2. 在宅療養による家族への支援と連携の重要性
- * 医療福祉支援チーム間及び家族の介護担当者との連携がスムーズに行われていることが真のケアニーズへの対応の際に重要であることが確認された。
 - * 家族は安全と介護の効率性を重視して、経済面の負担を負いながらも家庭の改装を行つており、医療福祉関係者と一体になって患者を支えている。
 - * 生活必需品や医療処置機器の配置に配慮し、在宅療養が快適で豊かな生活になるための連携による工夫も見られた。

VII. 謝辞

本調査では生活の場に直接関わるデータ収集であるにも拘わらず、患者・家族の方々には快く受け容れて頂きご好意とご協力を賜りました。心から御礼申し上げます。また、公立八鹿病院の医療スタッフの方々に、多大なご協力を賜り、期限内に調査を終了できました。ここに厚く感謝申し上げます。更に調査への助成をご快諾頂いたダイワハウス「住居医学寄付講座」の関係の方々に感謝申し上げます。

文献

Hickey, A, O' BoyleCA, McGeeth, Joyce
CRB: The Schedule for the Evaluation of Individual Quality of Life
119-133, 1999

加藤恒夫：英国とフランス、そして日本の緩和ケア・その共通点と相違から我々は何を学ぶか：週刊医学会新聞、第2603号、2008

木村百合香：在宅で病室で音楽が溢れる泉に、難病と在宅ケア、8、4-6、2002

窪寺俊之：Spiritual Care入門、三輪書店、2000(初)・2007(7版)

近藤清彦：筋萎縮性側索硬化症(ALS)患者の在宅ケアにおける音楽療法の意義―身体およびスピリチュアリティへ与える効果の研究―、P2-10、2004

近藤清彦：(a)ALS患者を支えるネットワーク―特集―神経難病のケア、脳と神経、58(8)、2006

(b)音楽による心のケアを通じて患者に生きる意欲を持たせたい：JAPAN MUSIC TRADES 12、2006

近藤清彦：新しいコミュニケーション障害解決法、Modern Physician Vol28, No.5、2008

近藤清彦：音楽療法は患者だけでなく全員を癒す、難病と在宅ケア、Vol.14, No11、2009

森岡正芳：物語としての面接ミメシスと自己の寛容、新曜日社、東京、2002

中島孝：難病ケアと問題点―QOLの向上とは、臨床神経学 45、994-996、2005

大野良之・田中平三、他：難病の最新情報、南山堂、東京、2000

森田達也・井村千鶴・栗原幸江他：緩和ケア、精神科治療学 19 (増刊号) 267-274、2004

Practice parameter : The care of the patient with amyotrophic lateral sclerosis report of the Quality Standards Subcommittee of American

Academy of Neurology ALS Practise
Parameters Task Force, Neurology
52:1311-23 1999

杉江拓也：特定疾患とQOL；J,Natl.

Inst.Public Health,53(3), 2004

高橋陽子・河端裕美他：神経難病患者に
対する訪問看護の意義－日本在宅ケア
アウトカム票、満足度調査による検討
－財団法人在宅医療助成勇美記念財団
の助成による調査報告書,2007

田崎美弥子・松田正巳・中根充文：スピ
リチュアリティに関する質的調査の試
み,日本医事新法,4036, 24-32,2001

友松幸子：訪問看護と両立の難病コーデ
ィネーターの役割；難病と在宅ケア11
月号,2002

牛久保美津子：神経難病と共に生きる長
期療養者の病体験 - 苦悩に対する緩和
的ケア；日本看護科学会雑誌,25-4,
2005

WHOQOL Group：Development of WHOQOL；
Rationaland Curreeent Status,
International Journal of Mental
Health 23:24-56,1994

※ 本研究は本学「ダイワハウス寄付講座・
住居医学」の助成により行った。

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 による麻痺低動作支援

新宮 正弘¹⁾, 江口 清²⁾, 山海 嘉之³⁾

Neuromuscular System Improvement and Movement Assistance of Polio Survivor with Paralysis using Biofeedback and Robot Suit HAL

SHINGU Masahiro¹⁾, EGUCHI Kiyoshi and SANKAI Yoshiyuki

¹⁾ Tsukuba University Dept. of Systems and Information Engineering, Tennoudai 1-1-1, Tsukuba-shi, Ibaraki, 305-8573 Japan

Polio survivors with severe limb paralysis cannot move their limbs voluntarily because they have a significantly reduced number of motor neurons due to the poliovirus infection. There is a danger that their ability to control their neuromuscular system, in particular fundamental abilities such as balancing flexors and extensors in the neuromuscular system may decrease dramatically in the long-term. If such polio survivors could improve their ability to balance, it would be possible for them to use the "Robot Suit HAL", wearable movement support device. HAL anticipates its wearer's intended movements through the measurement of bioelectrical signals, and generates assistive torques to support their movements. This study proposes a biofeedback training method using visual information, with the objective of restoring motor functions using HAL. A biofeedback system that feeds back bioelectrical signals visually was developed, and tested with a polio survivor. The polio survivor was able to adjust the balance of their muscular control through the proposed training method, and voluntary motion was recorded to a paralyzed knee using a single-joint type HAL. These results suggest that polio survivors who have been paralyzed for a long time may improve their ability to control their neuromuscular system by using the proposed training method.

Key Words: Robot Suit HAL, Polio, Biofeedback, Bioelectrical signal, Cybernic Voluntary Control, Human-Robot-Interaction, Medical and Welfare Assistance, Welfare engineering, Rehabilitation

1. 緒 言

ポリオウイルスの感染によって運動神経の数が著しく減少してしまうと、脳から送られる電気信号が筋肉に届かず、極度の筋力低下や麻痺が起きる。感染者の内、1~2%の人々に弛緩性麻痺が生じ、その麻痺が永久に残る場合もある¹⁾。世界保健機関(WHO)は、世界のポリオ経験者数は1000~2000万人と推定している²⁾。また、ポリオウイルス感染後、一時的に運動機能が回復しても、数1年後に突然四肢が麻痺するというボストポリオ症候群 (PPS: Post Polio Syndrome)^{3) 4) 5)}も報告されており、潜在的な麻痺予備品の数は相当数に上ると考えられる。一般的

に、ポリオによって四肢の運動機能が低下した人に対しては、残存した運動機能の求能に応じた適切なリハビリテーション^{6) 7) 8)}が行われる。障害の度合いが低い人々の中には、筋力の増加と随意的な関節運動を取り戻すために適切な運動訓練を行う事が推奨されている^{9) 10)}。一方、四肢に極度の筋力低下や麻痺など、重度の運動機能障害が残っている人の場合、トレーニングによって随意的な関節運動に必要な筋力を取り戻す事は不可能である。このような方には器具を用いた筋力の固定から、四肢を随意的に動かす事ができないので日常生活動作において様々な不都合を生じており¹¹⁾、障害者と同じように四肢を動かしたいという要望がある。

我々は装着することによって身体機能を強化・拡張・増幅できる人工支援機器ロボットスーツ HAL (図1)の研究開発を推進している^{12) 13) 14) 15)}。ロボット

スーツ HAL は、Cybernic Voluntary Control (CVC)¹⁶⁾ と Cybernic Autonomous Control (CAC)^{17) 18) 19)} とバイオフィードバック制御によって装着者を支援している。特に CVC では、装着者の動作意思を反映した生体電位信号を用いて随意的な動作支援を実現できる。ポリオ経験者に HAL の動作支援を適用する事で、随意的な動作を取り戻す事ができると期待される。但し、HAL による随意的な動作支援を実現するためには、装着者が自身の筋力を動かす生体電位信号の発生状態を随意的にコントロールできなければならぬ。ところが、長期間の安静状態によって筋の筋力をコントロールする能力そのものが低下している可能性²⁰⁾があり、そのままでは HAL の動作支援を適用できない。運動神経の減少による運動機能障害に加え、長期間にわたって動作のフィードバックが得られないことが、筋の運動をコントロールする機能そのものを低下させている要因であると考えられる。

そこで本研究では、下肢麻痺を有するポリオ経験者の筋神経系の制御能力を改善してロボットスーツ HAL による随意的な動作支援を実現するために、視覚情報を用いたバイオフィードバックトレーニング方法を提案し、その手法を用いて筋神経系の基本的な制御能力が改善できる事とロボットスーツ HAL によって麻痺低の動作を支援できる可能性を示すことを目的とする。

フィードバック信号の提示方法には投電・聴覚・触覚・視覚などいくつかあるが、視覚による提示方法が情報量も多く分能性も高いのでトレーニングに適していると考えられる。本研究では、バイオフィードバックを用いて生体電位信号の発生状態を視覚・訓練することにより、下肢麻痺を有するポリオ経験者の筋神経系の制御能力改善を試みる。また、トレーニング後にロボットスーツ HAL の CVC を適用し、随意的な動作支援を実現できる可能性を示す。

最終的なゴールは、極度の筋力低下や麻痺などの運動障害を持つ方々の運動機能を、ロボットスーツ HAL によって補助・代替し、随意的な関節運動・日常動作 (歩行、立ち降り、階段昇降等) を実現する事である。このような動作は複数関節の協調動作によって実現されている。そのため四肢の随意的な動作支援を行うためには、基本となる屈伸・仰臥筋・伸腕筋をバランスよく制御する能力の改善と、単関節の動作支援実現が最初のステップとなる。



Fig 1 Robot Suit HAL-5 series
(a) Full body type HAL supports heavy work such as nursing care or heavy weight lifting.
(b) Lower body type HAL. (c) Single joint type HAL. These robot suits has same control system architecture.

2. 方法

四肢麻痺や極度の筋力低下を有するポリオ経験者の筋神経系の基本的な制御能力を改善するためのバイオフィードバックトレーニング (BFT: Bio-feedback Training) 手法について述べる。本手法では、ポリオ経験者の身体状態を生体電位信号の発生状態を軸に詳細し、トレーニング方針を検討する。次に、具体的なBFTのためのシステムとトレーニング方法を提案し、提案手法の効果を確かめる実証試験の手順とロボットスーツ HAL による動作支援方法について述べる。

本研究は、幼少期のポリオウイルス感染によって左下肢に麻痺が残ったポリオ経験者 (以降、協力者 A) の筋力を得て進められた。協力者 A は、左後1ヶ月の時にポリオウイルスに感染して左下肢の運動機能を失い、それ以来約45年間、長下肢器具 (LLB: Long Leg Brace) で左下肢を固定したまま日常生活を送っている (図2a)。協力者 A の左下肢は、図2b) に示すように健康な右下肢と比べて明らかに細くなっており、膝関節や股関節を動かす筋力は高度な萎縮状態にある。National Rehabilitation Hospital (NRH) が開発している分類法²¹⁾では最も重篤なクラスV (高度な筋萎縮があるポリオ) に相当する。協力者 A が現在の状態を維持している様子も、図2c) の連続写真 (撮影周期 = 1 sec) に示す。図2d) の連続写真 (撮影周期 = 1 sec) に示す。2-1 身体状態の評価 ポリオ経験者に BFT を適用する方針を検討するために、対象者の身体状態を評価する。

人間が筋肉を動かそうとすると、脳から筋肉に向けて微弱な電気信号が流れ、それらは皮膚表面に接

弱な電位信号として現れる。ロボットスーツ HAL は、その微弱な生体電位信号を用いて装着者の動作意思や関節トルクを推定し、関節に配置されたアークチュエータで装着者の動作を補助的に支援する事ができる。そこで、日常的な動作を行っている時の生体電位信号の発生状態を軸に、身体状態の評価を行う。対象とする日常動作は、立ち上がり動作と立位での膝関節屈曲・伸展動作（脚が接触している状態と、離れている状態）とする。さらに、ポリオ経路者と健康者の生体電位信号の発生状態を比較する。

2-1-1 立ち上がり動作 日常生活において協力者がどのようにして下階を使っているか調べるために、健康な右脚と麻痺のある左脚両方の膝関節屈曲・伸展動作の活動に伴う生体電位信号を計測し、膝関節伸展動作の活動状態を確認する。動作は普段の生活と同じように LLB を装着した状態で行う。計測用の電極は、伸展筋である大腿四頭筋と、屈曲筋であるハムストリングスの皮膚表面下に貼り付ける。

図3に、膝関節屈曲の屈曲・伸展筋の配置および計測結果を示す。写真は協力者 A の両下腿と生体電位信号の計測ポイントを示している。グラフは生体電位信号の発生状態の時間変化を示し、各計測ポイントと線で結んでいる。縦軸は絶対化した生体電位信号の振幅を示している。図3(b)は健康な右脚の信号発生状態、図3(c)は麻痺した左脚の信号発生

状態を示している。計測開始から2秒後に立ち上がり動作を開始し、約1秒で立位状態に達した。その後は立位を維持している状態である。立ち上がり動作時は健康側の伸展筋群上におよそ 300μV の信号が現れている。立位を維持している間、屈曲・伸展どちらも同じように活動している。これは、膝打れで転倒しないように健康側の筋群が強く働き続けている

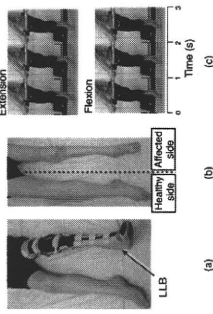


Fig. 2 Photographs of the participant with paralysis. (a) Participant immobilized knee and ankle (LLB used in daily life). (b) Left leg (affected side), is thinner than the healthy side. (c) Sequential photographs of the knee flexion. (Time interval: 1 sec). The participant could not bend his paralyzed left knee at all.

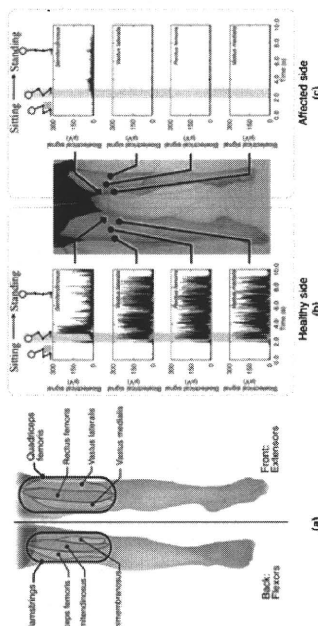


Fig. 3 Bioelectrical signal activities during standing up movement (a) Muscles for knee flexion/extension movement. (b) Bioelectrical signal activities of the healthy side. There is no impairment, and both flexor side and extensor side are active. (c) Bioelectrical signal activities of the affected side. There are a few activities only in the flexor side. The amplitude of bioelectrical signals is greatly different between the healthy side and the affected side.

るためと考えられる。一方、麻痺を有する左脚では、屈曲筋群からのみ微弱な信号が検出されただけで、他に自立った信号は計測されなかった。これらの結果は、協力者 A が日常的に行う立ち上がり動作や立位維持は、健康だけに頼っていることを示している。

2-1-2 立位状態における遊脚の屈曲・伸展動作 協力者 A が膝関節を曲げ伸ばししようとする動作意思と、屈曲・伸展筋群上の生体電位信号発生状態と計画を行う。なお、動作を妨げないよう LLB を取り外した上で動作を行う。協力者 A には、屈曲、伸展、脱力という3つのタスクを音声によるガイダンスに従って繰り返すもろが、極度の筋疲労で関節運動に3つのタスクのうちどれかを怠っているかを口頭で答えてもらう。また、比較のために協力者 A と同じ条件下で健康者1名（以降、協力者 B）の計測も行う。理想的な生体電位信号の信号パターンを図4に示す。一般的に健康者の場合、屈曲動作中には屈曲筋群上から大きな振幅の生体電位信号が現れる。同様に、伸展動作中には、伸展筋群からの信号が優位になる。

計測結果を図5に示す。グラフの縦軸は絶対化した生体電位信号の振幅を示しており、正の向きには屈曲筋群の信号の大きさ、負の向きには伸展筋群の信号の大きさを示している。

図5(a)に示す協力者 A の計測結果を見ると、屈曲タスク中に屈曲筋側でおよそ 40μV の信号が発生している事がわかる。動きとして現れない状態にも関わらず、図4に示した理想的なパターンと一致するような生体電位信号の発生が確認された事から、わずかに運動ニューロンが残っていると考えられる。一方、伸展タスク中には拮抗筋である屈曲筋側の活動は見られるが、主動筋である伸展筋の活動は見られない。本人の膝関節を伸展させたいという意思に反して屈曲筋側の生体電位信号が現れている。それ以外の時間は脱力状態を示し、自立った信号は計測されていない。この事から、協力者 A が膝関節を伸展させようとする場合においてのみ、動作意思と生体電位信号の発生状態との関係が崩れてしまっていると考えられる。計測した信号には、ポリオ経路者に特有のノイズ成分が混入している。また、伸展筋側の活動がみられないのは、伸展筋側で発生している運動ニューロンの数が極めて少ない可能性も示唆している。0.0-0.0 と推察される。

図5(b)は協力者 B から計測された生体電位信号を示している。振幅のピークはおよそ 300μV であり、

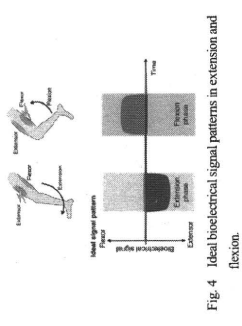


Fig. 4 Ideal bioelectrical signal patterns in extension and flexion.

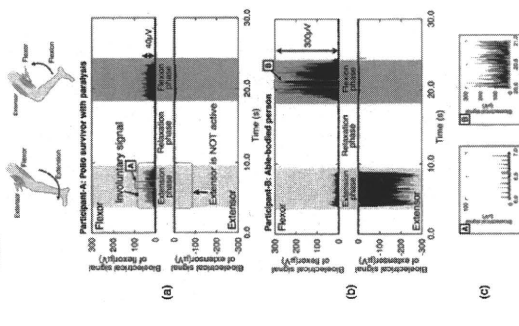


Fig. 5 Comparison of the bioelectrical signal pattern of the polio survivor with an able-bodied person's pattern. (a) Signals of Participant-A. Involuntary signal appeared in the extension phase. (b) Signals of Participant-B. Signal pattern is similar to the ideal signal pattern. (c) Magnified view of the signals that are pointed with marker A and B. The graph A shows the typical signal pattern of the polio survivor with neuropathy.

提示できる情報量が多く分解能が高い、視覚情報による提示方法を選ぶ。

2-3-2 バイオフィードバックトレーニングの手順
対象者は、トレーニング中 BFTS を用いて生体電位信号の発生状態を確認しながら、伸屈・屈曲・脱力という3つのタスクを20分間繰り返す。

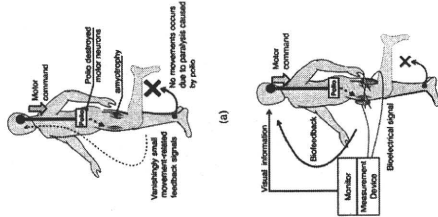


Fig. 6 Schematic illustration of kinesiesthetic feedback (a) Feedback loop is destroyed. Polio survivor could not get kinesiesthetic feedback. (b) Biofeedback system that feeds back bioelectrical signals visually.

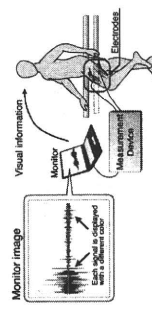


Fig. 7 Configuration of the biofeedback training system. Measured bioelectrical signals are displayed on the monitor.

協力者 A より 8 倍程大きな軌を示している。信号パターンは図 4 に示した理想的なパターンと一致しており、全てのタスクにおいて不随意の目立った信号は見られない。

以上の結果より、協力者 A の膝関節を伸展させようとする動作意思と実際の生体電位信号の発生状態との関係が崩れてしまい、不随意信号が発生している事が明らかになった。また、麻痺側の屈曲筋側には微弱ながら随意的な生体電位信号が発生している事が明らかになった。

2-2 トレーニング方針
身体状態の評価によって不随意信号の発生が確認された。CVC によって動作意思を反映した支援を実現するためには、この不随意信号を低減しなければならぬ。不随意信号の発生は、対象者の神経系をコントロールする能力の低下を意味しており、この要因は次のように考えられる。協力者 A の左下腿は極度の筋萎縮状態であり、関節運動に必要なトルクを発生させる事ができず、関節運動に必要ない伸張状態を維持している。また、LLB を用いて伸張状態を維持している。これによって、協力者 A は、図 6(b) に示すように運動感覚のフィードバックが得られない状態が長期間にわたって続く事で、筋神経系の制御能力が低下し、不随意信号が発生するようになったと考えられる。

そこで、低下した基本的な制御能力を改善するために、図 6(b) に示すようにフィードバックシステムを構築して対象者のフィードバックループを補いながら、屈曲・伸張動作のトレーニングを行う方法を提案する。協力者 A は極度の筋萎縮によって関節を動かす事はできないが、微弱な生体電位信号が発生していた。この人間が知覚できない微弱な生体電位信号を、知覚できる情報として提示する事でフィードバックループを構成する。

2-3 バイオフィードバックトレーニング
前に示したトレーニング方針に基づいたトレーニングシステムと、トレーニング手順について説明する。

2-3-1 バイオフィードバックトレーニングシステム
バイオフィードバックトレーニングシステム(BFTS: Bio-feedback Training System)の構成を図 7 に示す。BFTS は、生体電位信号を予測するデバイスとモニタから構成される。計測デバイスで取得した生体電位信号は、ただちにモニタに映し出される。生体電位信号を計測する電極は、膝関節回りの屈曲筋群・伸屈筋群の皮膚表面に貼り付ける。

信号の発生状態を提示する方法には、音声や映像、振動、電気刺激など様々な方法がある。本研究では、

対象者は、伸屈タスク時には膝関節を伸ばそうと意識し、同様に屈曲タスク中は曲げようとして意識する。屈曲・伸屈タスクの間には、脱力するタスクを挟む。事前の身体状態評価によって伸屈タスク時に不随意信号が現れることがわかっているため、この不随意信号の発生を認識し、低減させることが重要であると指示してトレーニングを行う。トレーニング前後に予め定めた動作シーケンスに従って3つのタスクを実行してもらい、その時の生体電位信号の発生状態を記録する。

2-4 ロボットスーツ HAL による膝関節屈曲動作支援
麻痺を有するポリオ経験者の下肢動作を随意的に支援できる可能性を示すために、BFT 後に、CVC の代表的な手法である生体電位信号に基づく動作支援前例を組み込んだロボットスーツ HAL を用い、麻痺した膝関節の屈曲動作支援を試みる。

CVC は多数の設定可能な変数を有するが、動作支援の効果を明確にするためにいくつかの代表的な変数に絞ると共に、手動調整機構を組み込んで簡素化した CVC (Simplified-CVC) を適用する。本研究では、生体電位信号からアシスティブトルクに変換するパラメータ、屈曲・伸屈筋群からアシスティブトルクに変換するパラメータ、屈曲・伸屈筋群から得られる信号のパラメータを変換するパラメータの2つを選択した。これらの変数は、コントロールインターフェースを介して調整する事が可能になっている。Simplified-CVC は、麻痺を有する対象者に適用するために、従来の CVC によるアシスティブトルク生成方法に対し、アシスティブトルクの制限と CVC パラメータの手動調整機構を追加したものになっている。Simplified-CVC を有するロボットスーツ HAL の制御ブロック図を図 8 に示す。

2-4-1 アシスティブトルクの制限と CVC パラメータの手動調整機構
極度の筋力低下や麻痺を有するポリオ経験者が発生できる関節トルクは、関節運動を実現するためにロボットスーツ HAL が発生するアシスティブトルクに比べて極めて小さい。自分が発生できる力を遙かに超えた大きな力を与えることになるため、本実験では対象者の安全を考慮し、アシスティブトルクの上限值を、遊脚時の膝関節屈曲動作を支援できる必要最小限の大きさ、具体的に対象者の下腿を水平に持ち上げられるトルクに制限した。

麻痺や極度の筋力低下を有するポリオ経験者はキヤリレーションに必要なトルクを発生する事ができないため、従来障害者を対象として用いられていた薬着者自身が発生できる関節トルクを用いたキヤ

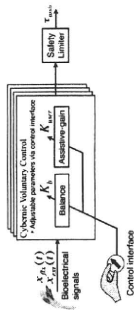


Fig. 8 Control block diagram of the Robot Suit HAL. First, we tune the balance parameter K_b , and also the assistive-gain Kuser before using CVC, these are shown in Eq (1). Then, the CVC calculates the assistive torque. Safety limiter limits the assistive torque.

リアレーション手法^{9)~10)}をそのまま適用する事はできない。そこで、薬着者の発生トルクを用いる従来手法^{9)~10)}に代わり、生体電位信号からアシスティブトルクに変換するパラメータ K_{usr} を与えて簡素化し、手元のコントロールインターフェースによって微調整できるようにする。Simplified-CVC によって発生するトルク $\tau_{cvc}(t)$ は、以下の式で与えられる。

$$\tau_{cvc}(t) = K_{usr} (K_{x_m}(t) - (1 - K_b) x_m(t)) \quad (1)$$

ここで、 $x_m(t)$ と $x_{usr}(t)$ はそれぞれ屈曲筋群・伸屈筋群の皮膚表面から計測される生体電位信号を表し、 K_b は屈曲と伸屈のパラメータを微調整するパラメータである。従来手法¹⁰⁾では、 $x_m(t)$ と $x_{usr}(t)$ にそれぞれ個別の係数を与えられていたが、本研究では手動調整を簡素化するために1つの変数 K_b としてまとめた。

最終的に、アシスティブトルクの制限機構と CVC パラメータの調整機構を組み合わせ、ロボットスーツ HAL が出力するトルク τ_{assist} は以下の式で表される。

$$\tau_{assist} = \begin{cases} \tau_{cvc} & (\tau_{cvc} > \tau_{upper\ max}) \\ -\tau_{cvc} & (-\tau_{cvc} \max \leq \tau_{cvc} \leq \tau_{upper\ max}) \\ -\tau_{cvc} & (\tau_{cvc} < -\tau_{lower\ max}) \end{cases} \quad (2)$$

ここで、 $\pm \tau_{upper\ max}$ は、先に説明したトルク制限値を表す。

2-4-2 実験環境と実験手順 動作支援には、単関節型のロボットスーツ HAL (HAL-SJ)を用いる。実験システムの構成を図 9 に示す。HAL-SJ は、コントロールユニット(CU)、バイオフィードバックユニット、電源ユニット、ストロブウォッチ型のコントロールユニット(CU)、バイオフィードバックユニット、電源ユニット(CU)からなる。CU、PU 及びセンサは、HAL-SJ 本体に搭載されており、各種計測から CVC による制御、PU によるアシスタティブトルクの発生を行っている。CVC を操作することで、CVC のパラメータを調整することができる。被験者は膝に左側に HAL-SJ を装着し、生体電位信号計測用電極を屈曲筋、伸筋筋群上の皮膚表面に貼り付ける。電極の貼り付け位置については、複数ポイントで生体電位信号を計測し、動作意思に応じて最も大きな振幅を出力できたポイントを選択する。対象動員は立位状態での膝関節屈曲動作とし、実験者の意図に併せて下腿を水平にまで持ち上げる。この一連の動作中に生体電位信号と膝関節角度の変化を記録する。

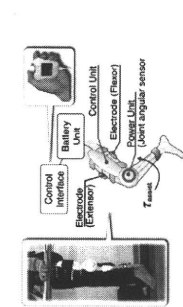


Fig. 9 Configuration of Robot Suit HAL (single joint type).

がわかる。屈曲タスク時には屈筋側の活動が大勢を占めている。脱力時には、目立った信号は現れない。図 10 の右側に示したトレーニング後の計測結果を見ると、屈曲タスク時および脱力時には目立った変化は無いが、伸屈タスク時の不随意信号が減少していることがわかる。伸屈タスク時における生体電位信号の振幅平均値を図 11(a)に、同様に屈曲タスク時の信号振幅平均値を図 11(b)に示す。トレーニング前後での生体電位信号の発生状態は、伸屈タスク時の屈筋側を除いてほぼ変化がなかった。トレーニング後に発生していた不随意信号は、トレーニング後に示した振幅の 29% にまで減少した。これらの結果は、提案した BFT には基本的な制御能力を改善する効果がある事を示していると考えられる。

4-2 HAL-SJ を用いた膝関節屈曲動作支援 図 12 に、HAL-SJ を用いた動作支援実験の結果を示す。このグラフでは、実験開始時の運動脱力状態から 2 秒付近で膝関節屈曲を開始し、下腿を 5 秒間水平に維持した後、再度脱力して膝関節が伸張するまでの一連の動作中における、生体電位信号と膝関節角度の変化を示している。この時、 $K_{\text{ext}} = 8.7$ 、 $K_f = 0.5$ であった。

図 12(e)は、筋線性を有する左下腿の膝関節屈曲筋群上で計測された生体電位信号の振幅を示す。2 秒付近で発生された実験者の合図の後、被験者は膝関節屈曲動作を意図し、それに伴って生体電位信号が発生している。図 5 で比較した被験者の信号と比べても振幅が小さく干渉波形も少ない。この信号を HAL-SJ の CVC に入力し、アシスタティブトルクを発生する事で膝関節の屈曲動作を実現した。図 12(f)は、HAL-SJ の関節部に搭載された角度センサの出力をプロットしたグラフである。生体電位信号の発生に伴って、7 度から 13.6 度まで膝関節角度が増加して

おり、この時下腿はほぼ水平になっている。屈曲開始から 5 秒間は水平を維持しており、この間膝関節角度はほぼ 130 度付近にある。膝関節屈曲に伴い、股関節も屈曲しているため、膝関節の相対角度は 90 度より大きな 136 度になっている。図 12 の開始 2 秒後から 3 秒後までの間、つまり脱力によって伸張している状態から、下腿が水平になるまで膝関節を

屈曲させる間の連続写真を図 13 に示す。左側に装着した HAL-SJ が生体電位信号の発生状態に伴い、屈曲を開始し、被験者の下腿をほぼ水平にまで持ち上げている様子が見られる。なお、大腿部と足関節部分固定しているベルトは、装着者の下腿重量によってたわむため、装着者の下腿と HAL 本体の下腿フレームの傾きは一致しない。

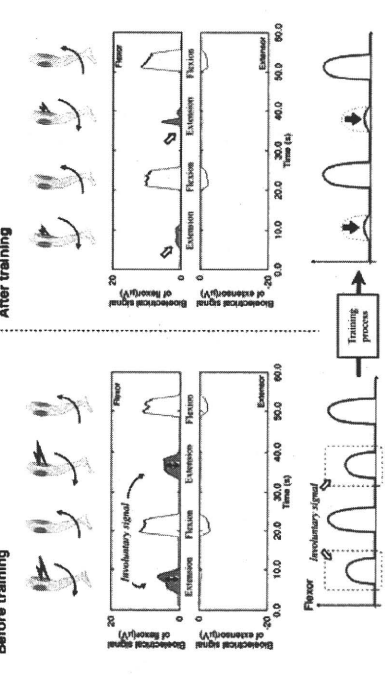


Fig. 10 Bioelectrical signal activity in the extension/flexion phase before and after training. The signals were smoothed with a moving average filter (window length = 1000 ms) for clarification.

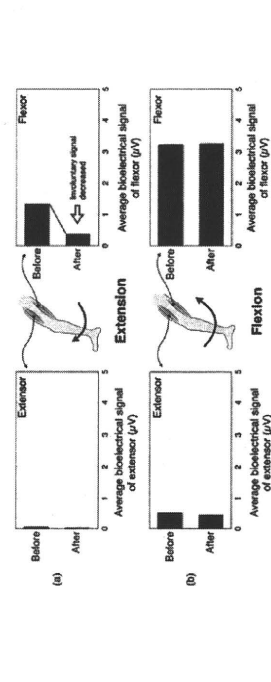


Fig. 11 Average of the amplitude of bioelectrical signals. (a) Bioelectrical signal amplitude in the extension task. Involuntary signal decreased. (b) Bioelectrical signal amplitude in the flexion task.

被験者が随意的に膝関節を屈曲させようとした時に屈曲筋群上に微弱な生体電位信号が現れ、信号振幅の増加に従って関節角度が増加している事が示された。また、運動写真では、装着者の下腿が水平になるまで膝関節を屈曲させている事が示されている。この事から、麻痺によって自力では関節運動を全く行う事ができないポリオ経験者が、簡易化されたCVCを組み込んだHALを装着することで、随意的な膝関節運動を取り戻す事ができる可能性が示された。

5. 考察

本研究では20分のトレーニングを1回行っただけで、不随意信号を低減し、筋神経系の制御能力を改善する事ができた。短時間で筋力が回復したことは無いので、筋の可塑性によって学習が行われたと考えるのが妥当である。これらの結果はニューロロハビテーションに大きく関係している [9] - [21] と考えられるが、当該研究結果からは脳内でのどのような変化が起きたかを知ることはできない。提案手法と脳内の変化・運動機能の改善の関係については今後の調査によって明らかにする。

ポリオの影響を受けた四肢は、筋肉の使いすぎによって筋力低下など新たな障害が発生することが報告されている [22] - [24]。我々が調査してきたポリオ経験者 (15名) の中には、健側であった脚が反強直になったり、ポリオの影響が無いと思われていた下肢に、突然の筋力低下・麻痺が起きて車いす生活とあってしまったりした人が数人いた。麻痺をかばうことで関節に大きな負担がかかり、健側にも悪影響を及ぼす場合がある事を示唆している。HALによる麻痺側の動作支援には、健側にかかる負担を低減し、新たな障害の発生を防ぐ効果が期待される。著し、新たな道具を用いる現在の医学的なアプローチとは異なる「人支援機器によって受け代わった随意的動作を代替する」というアプローチは本研究が初めてであり、新たな道具を開く事ができたと考えられる。今後は、任意の角度で維持したり、動作速度を任意に調整したりといった操作性について詳細な評価が必要であると考えている。

本研究のトレーニングにおいては、伸屈筋側の生体電位信号発生状態を改善する事はできなかった。物理的に神経が繋がっていないか、生き残った神経が極めて少なく、適切な位置に電極を貼り付けられていない可能性が考えられる。運動神経が生き残っている量や部位はポリオ経験者によって異なり、

6. 結論

本研究では、下肢麻痺を有するポリオ経験者の筋神経系の制御能力を改善してロボットスーツ HAL による随意的な動作支援を実現するために、視覚情報を用いたバイオフィードバックトレーニング方法を提案した。そして、下肢麻痺を有するポリオ経験者に提案手法を適用し、屈曲・伸展動作における筋神経系の制御能力を改善できる事が確かめられた。さらに、簡易化したCVCを搭載したロボットスーツHALをポリオ経験者の麻痺した膝関節に装着し、随意的な関節動作を支援できる可能性を示した。

今後は、同じような症状を持つポリオ経験者の立ち座りや歩行といった日常動作支援への展開を進めながら、提案手法と脳の運動機能改善状態の関係性を明らかにしていく。

文 献

- (1) Elizabeth M. Kilgore and Lauro S. Halsead Management, *Journal of clinical rehabilitation*, vol. 16, No. 2 (2007), pp. 121 - 128.
- (2) The International Polio Network, "Post-Polio Syndrome (PPS) Fact Sheet", The Global Polio Eradication Initiative. (online), available from <http://www.polioeradication.org/content/publications/PostPolioSyndrome.pdf>, (accessed 2009-03-19).
- (3) Inojan, J., Cashman, NR, Post-polio myelitis syndrome. *Muscle Nerve*, 2005; 31(1): p. 6-19.
- (4) Halsead, AC. Gwynne, NRH. proposal for limb classification and exercise prescription. *Disability & Rehabilitation*, Vol. 18, Issue 6 June 1996, pp. 311 - 316
- (5) Mizuma, M., "Therapeutic exercise for patient with post-polio syndrome," *Journal of clinical rehabilitation*, vol. 16, No. 2 (2007), pp. 129 - 134
- (6) Makino, K. and Hachisuka, K., "Leg orthosis for polio survivors," *Journal of clinical rehabilitation*, vol. 16, No. 2 (2007), pp. 135 - 139
- (7) Lomberg, J., Late onset polio sequelae in children and teens on a nationwide survey of 3,607 children and teens. *Strat J of Rehab Med/Sport*, 28 (1993), pp. 7 - 15
- (8) Nakai, T., Lee, S., Kawamoto, H. and Sankai, Y., Development of power assistive leg for walking aid using EMG and linux. *Proc. The 2nd Asian Conf. on Industrial Automation Robotics*, Bangkok, Thailand, 2001, pp. 295 - 299.
- (9) Okamura, J., Tanaka, H. and Sankai, Y., EMG-based prototype powered assistive system for walking aid. *Proceedings of Asian Symposium on Industrial Automation and Robotics (1999)*, pp. 109 - 112
- (10) Hayashi T., Kawamoto H. and Sankai Y., Control Method of Robot Suit HAL working as Operator's Muscle using Built-in HAL working as Dynamical Information. *Proc. of IEEE/RSJ International*

Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2005), 2005, pp. 3455 - 3460.

- (11) Kawamoto, H. and Sankai, Y., Power assist method based on phase sequence and muscle force condition for HAL. *Advanced Robotics*, vol. 19, no. 7 (2005), pp. 717 - 734
- (12) Suzuki, K., Mito, G., Kawamoto, H., Hasegawa, Y. and Sankai, Y., Kinematic-based walking support for paraplegic patients with robot suit HAL. *Advanced Robotics*, vol. 21, no. 12 (2007), pp. 1469 - 1480
- (13) Tanaka, A., Hasegawa, Y. and Sankai, Y., Standing-Up Motion Support for Paraplegic Patient with Robot Suit HAL. *Proc. of the 2009 IEEE 11th Int'l Conf. on Rehabilitation Robotics (ICORR 2009)*, pp. 211 - 217
- (14) Saoh, H., Kawabata, T., Tanaka, F. and Sankai, Y., "Transferring-care Assistance with Robot Suit HAL," *Transaction of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series C*, Vol.76 (2010), pp.227 - 235
- (15) Lee, S. and Sankai Y., "Minimizing the Physical Stress by Visual Impedance of Exoskeletal Robot in Support Motion of Lower Limb." *Transaction of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series C*, Vol.71 (2005), pp.1686 - 1695
- (16) Akaboshi, K., Neurophysiological Feature of MUAP Parameters Concentric Needle EMG and Its Clinical Use. *Jpn J Rehabil Med*, Vol. 36, No. 10, 1999, pp. 669 - 677
- (17) Shimmyo N., Nagashima T., Tanaka O., Mano Y., Post-polio Syndrome : Its Pathophysiology and Clinical Feature. *The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine*, Vol. 35, No. 9, 1998, pp. 664 - 667
- (18) Li, J., Li, M., Teegenhoff, J., P. Mehn, Changes of cortical motor area size during immobilization. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*, Vol. 97, Issue 6 (1995), pp. 382 - 386
- (19) Colombo R., Pisano M., Mirese S., et al. Robotic techniques for upper limb evaluation and rehabilitation of stroke patients. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 2005;13(3), pp. 311 - 324
- (20) de Vries S., Mulder T., Motor imagery and stroke de-activation: a critical discussion. *J Rehabil Med*, 2007;39(9), pp. 813 - 813
- (21) Stevens JA, Shoykoy ME. Using motor imagery in the rehabilitation of hemiparesis. *Arch Phys Med Rehabil*. 2003 Jul;84(7), pp. 1090 - 1092.
- (22) Borg K., Borg J., Edstrom L., Grimby L., Effects of excessive use of remaining muscle fibers in prior polio and LV lesion. *Muscle & Nerve*, Vol. 11(12) (1988), pp. 1219 - 1230
- (23) Perry J., Barnes G., Groatley JK. The postpolio syndrome. An overview phenomenon. *Clin Orthop Relat Res*. 1988 Aug;233, pp. 145 - 162.
- (24) Rodriguez AA, Agre JC. Electrophysiologic study of quadriceps muscles during fatiguing exercise and recovery in postpolio syndrome patients and asymptomatic postpolio patients and controls. *Arch Phys Med Rehabil*, Nov;72(12) (1991), pp. 993 - 997.

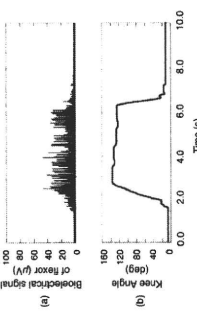


Fig. 12. Experimental results of knee flexural movement assistance using HAL-SI
(a) Bioelectrical signal activity of the flexor side of the participant (b) Joint angle of the knee

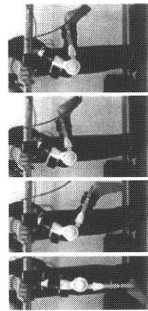


Fig. 13. Sequential photographs of the knee flexion movement.
The participant bent his paralyzed knee by using HAL-SI, and his shank was lifted up horizontally.

様々な状態があると考えられる。本研究の協力者Aのように、随意的な生体電位信号を検出することができない部位がある事は十分に考えられる。例えば伸屈筋側の信号が検出できない方の場合、歩行動作で立脚支持時に膝折れが発生し転倒する可能性が極めて高い。このようリスクは、HALのHybrid制御においてCVCと双腕をなすCybernetic Autonomous Controlを用いて、HALが運動状態を把握しながら自動的に動作支援を行う事で低減できると考えられる。

本研究では全ての動作の基本となる関節の随意的な動作を支援できる可能性を示した。この研究で得られた知見を基に、現在立ち座りや歩行、階段昇降といった複数の関節の協調運動によって実現される動作を支援する研究を進めている。

日本機械学会論文集
Transactions of the Japan Society of
Mechanical Engineers

ロボットスーツHALによる移乗介助動作の支援*

佐藤帆紡^{*1}, 川畑共良^{*2}
田中文英^{*2}, 山海嘉之^{*1}

Transferring-Care Assistance with Robot Suit HAL

Hozumi SATOH^{*1}, Tomoyoshi KAWABATA,
Fumihide TANAKA and Yoshiyuki SANKAI

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

In the super aged society, it is expected that from now on the physical burden to caregivers will certainly increase. Transferring care receivers between wheelchairs and beds is one of the heaviest physical labor to caregivers. To reduce the burden of the caregivers, we introduce Robot Suit HAL, which supports and expands the physical capability of humans during the daily activities. Particularly, in this paper we develop the upper half body of the HAL to support the wearer's force at upper limbs. We built a mechanism which locks the backdrivability of the power units of the HAL to assist the movement of the wearer's upper limbs. Through the demonstration of a transferring-care task with the HAL, we confirmed that the physical load on the upper limbs of the wearer was decreased and thus the wearer's trunk inclination angle was reduced, which contributes alleviating the physical load on around the lumbar spine of the caregivers as well.

Key Words: Robot Suit HAL, Transferring-Care, Medical and Welfare Assistance, Backdrivability Control, Mechatronics, Human-Robot-Interaction

1. 緒言

人の能力には限界がある。例えば、要介護者の身体機能が健常である介護者よりも劣るのと言ふまでもないが、健常である介護者の身体機能にも当然限界がある。日本では労働基準法において、断続作業で人が受ける最大可搬重量は男性で55[kg]と定められている。介護においては要介護者の体重を支持し、抱き上げたり、車椅子等へ移乗するといった介助動作での身体的負担が大きい⁽¹⁾⁻⁽⁴⁾。その結果、介護施設に所属する介護者の約7~8割が腰痛に悩まされていることが確料や大久保らによって報告されている⁽⁵⁾。日本は超高齢社会を迎え、例えば、85歳以上の超高齢者にあたる親の介護を、65歳を超えた高齢者が行い続けるという「老老介護」と呼ばれる事例は今や珍しくない。介護者にかかる身体的負担は今後益々増大していくことが予測される。

そのような介護者の身体的負担を軽減するために、介助用ロボットなど様々な移乗介助を支援する機器が開発されている。しかしながら、実際の介護現場において

は使う手間や使用場所の広さ、つり下げられることへの要介護者の精神的な抵抗等といった理由からあまり普及しておらず、井上らやGargらの研究によると身体的負担の軽減において有利な点が認められないとも報告されている⁽⁷⁾⁻⁽⁹⁾。

限界のある人の能力を支援・増幅・拡張することを目的とした技術を開拓するサイバニクス分野において、機械が人間と密接に関わり、協調して動作するシステムの研究が活発化してきている。中でも図1に示すロボットスーツHAL(Hybrid Assistive Limb)はロボットと人が一体となり、運動機能の拡張・強化・補助を行うサイバニクスである⁽¹⁰⁾。これまで当研究室ではHALの概念的/自律的な制御に関する種々の研究や、下肢機能障害者の自立的な日常動作を支援するためにHALを適用する研究を行ってきた⁽¹¹⁾⁻⁽¹⁴⁾。特に隨意

的制御においては運動の際に皮膚表面から取得できる生体電位信号を用いることで装着者の身体から筋力が発生するよりも早く動かすべき関節を知ることができ、これによりロボットスーツHALは、他の様々な装着型のアシスト装置⁽¹⁷⁾⁻⁽²⁰⁾と異なり装着者が筋力を発揮するよりも先にロボットスーツHALが関節を駆動することができ、という特色を持っている。動きに遅れが無いことで、装着者はあたかも身体機能が増幅されたかのように少

76巻 762号 C編
(平成22年2月)

社団法人 日本機械学会

* 原稿受付 2009年9月14日。
^{*1} 正員、筑波大学大学院システム情報工学研究科(〒305-8573 つくば市天王台1-1-1)。
^{*2} 筑波大学大学院システム情報工学研究科。
E-mail: sato_h@golem.kz.tsukuba.ac.jp

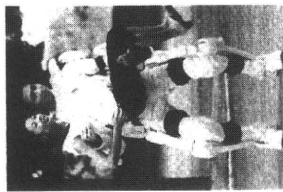


Fig. 1 HAL-5

ない負担での動作が行える。
HALは労働集約的な産業や福祉介護分野等、利用用途が広く社会に大きく貢献していくものと考えられる。介護においても、介護者が全身型のロボットスーツ HAL を装着することで介助動作の身体的負担を軽減することが期待できる。これにより、身体的のみならず、介護者が腰痛等の二次的な障害を生じさせまいことに対して抱く心理的な不安や、要介護者が機械によって介助されることに対して抱く抵抗等から来る精神的な負担も大きく軽減できると考えられ、両者の介護生活における QOL (Quality of Life: 生活の質) の向上が見込める。

そこで、本研究ではロボットスーツ HAL による介護支援を行い、介護者自身が直接動作を実現しながら、その際に介護者にかかる重量による身体的負担を軽減することを目的とする。本稿では介護の中でも、介護者が特に大きな負担を感じていると言われているベッドと車椅子間等の移乗介助に焦点を当て、ロボットスーツ HAL を適用するための要求条件を確認し、それを満たすような介護支援用上半身ロボットスーツの開発について述べる。そして、実際の移乗介助を想定した介護支援の実験を行い、本研究で提案する任意のタイミングで関節の逆可動性を無くすることができ、機構とそれを用いた HAL による介助動作支援方法の有効性を示す。

2. ロットスーツに求められる条件

ロボットスーツ HAL は人体に装着する外骨格型のロボットである。装着者の各関節にあわせてロボットスーツの関節が配置されており、装着者の各関節動作を機能的に支援することで装着者と一体となり運動

機能を強化する。関節動作の支援を行う装置をパワーユニットと呼び、各パワーユニットはコントローラーによって制御することができる。また、ロボットスーツは各種センサーによって計測された装着者の運動に関する情報から動作意思を推定し、随意的/自律的な制御によって関節動作の支援を行う。これにより、装着者はあなかも身体機能が増幅されたかのように少ない負担での動作が行える。

本研究では移乗介助の際に、全身の動作をロボットスーツによって支援する。これらで開発してきた下肢型ロボットスーツ (HAR-10) に新たに上肢の運動機能を支援する上半身ロボットスーツを組み合わせたことで、全身型のロボットスーツとして適用する。本章では、対象とする移乗介助動作の特性から、上半身ロボットスーツの設計のための要求について述べる。

2.1 移乗介助動作 本節では支援を行う介助動作における一般的な環境、取りうる姿勢や扱う対象について述べる。本稿における介助動作は、車椅子とベッド間等の移乗介助動作とする。井上らの調査によると、移乗介助ではロボットアシストターンのように介護者をつかき上げる方法や要介護者の頭を脇に入れてかかえ上げる方法といった動作が多い¹⁾。中でも要介護者の能力を活かしつつ、介護者の介助量を減らして安全に移乗動作が行えるとされているのがロボットアシストターンという以下の方法である。

1. 要介護者と乗り移る対象との位置関係をできるだけ接近させ、角度を 30~45 程度に配置する。
2. 要介護者の床面と乗り移る対象の高さをそろえ、深く膝掛けさせた要介護者の両足底が接地している状態にする。このとき、乗り移る対象側の脚を前方に出しておくことと立った時に方向転換が行いやすい。
3. 介護者は乗り移る対象と反対側の脚を要介護者の脚の間にいれて体幹を近づけ、要介護者のベルト等の腰部を持つて立ち上げる。このとき、腰への負担を減らすために、体幹の屈曲を可能な限り避けることに注意する。膝折れしてしまふ場合は前後を要介護者の膝にあてて膝折れを防ぎつつ全体で方向転換を行う。
4. 半立位のまま全体で回転して方向転換し、乗り移る対象の上に乗らせる。

移乗介助においてはヘルパーの膝枕等でもこのような一連の動作を行うことが教育されている。この動作を行うにあたり、体幹の屈曲を避けることに注目した。ロボットアシストターンのような準備

の際には、随意的な制御により介護者の各関節動作における発力補助し、主に上肢の力を駆使して動作を行う。立ち上がる際には、図 2 に示すように介護者の肩、肘間や肘関節の関節角度を一定に保つことで要介護者の身体を支えつつ、肘関節や肘関節によって動作を行う。ロボットスーツを用いて以上のことを実現できれば、介護者の腰への負担をさらに減らすことが可能ではないかと考えた。

2.2 関節に掛かる負荷 前節で紹介した介助動作において、扱う対象とする重量について述べる。ここでは介護者の関節に加わる負荷を計算する。要介護者の体重は $m_a \cdot g$ とし、介護者は両脚によってその全体重を支えることとなる。片脚に全ての荷重が掛かると仮定し、図 3 の様に膝を原点として上方に体幹、上腕、前腕の 3 つのリンクが接続されたモデルによって要介護者の体重によって腕上方から前方への回転を正とした肩関節、肘関節にかかるとモーメント M_j を求める。

上腕の長さを l_a m とし、鉛直上向き方向からの体幹の前方への傾きを θ_1 rad、体幹からみた上腕の挙上角度を θ_2 rad、上腕からみた前腕の屈曲角度を θ_3 rad とする。抱える荷重の重心位置は肘関節から前腕にそって距離 l_w m の位置にあるとして計算式を書くことと以下のようにする。

$$M_j = m_a \cdot g \{ l_a \sin(\theta_1 - \theta_2) + l_w \sin(\theta_2 + \theta_3 - \theta_1) \} \quad (1)$$

$$M_e = m_a \cdot g l_w \sin(\theta_2 + \theta_3 - \theta_1) \quad (2)$$

これらの計算から得られたモーメントを元にパワーユニットや機構の設計を行う。
2.3 要求条件のまとめ 前節より、ロボットスーツを装着した状態で以下の条件を満たす必要がある。
● 上肢の各関節動作を妨げずに発力力を強化・補助すること可能であること。
● 上肢に要介護者の体重による負荷がかかっても肩、肘、肘関節の関節角度を一定に保つことが可能であること。

これらのことから、上半身ロボットスーツの設計のための要求として次の様な条件が挙げられる。
1. 装着者の上肢と一体となって動作するための自由度を持つ関節機構を持つ。
2. 動作時関節角度を保持し、荷重を支持するための機構を持つ。

上記の要求を満たす上半身ロボットスーツを開発し、下半身ロボットスーツに接続することで介助動作の支援を行う。

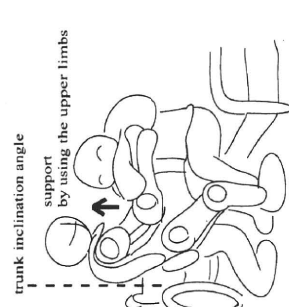


Fig. 2 It is necessary to keep the trunk straight and support the care-receiver by using only his/her upper limbs.

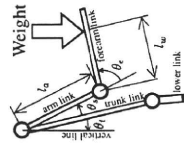


Fig. 3 The model consisted of three-links and three-joints mechanism.

3. ロットスーツの開発

前章で介助動作を行うためのロボットスーツに対する要求条件を確認した。本章では要求に基づいて設計・開発されたロボットスーツの関節機構や荷重を支持するための機構等について述べる。

3.1 動作を実現する関節機構 本節ではロボットスーツが装着者の上肢と一体となって動作する際、示から持つ可動域をできるだけ損なわない様な関節機構について述べる。

3.1.1 ロットスーツの構成 ロットスーツは上半身と下半身と大きく分かれ、上半身のロボットスーツは両腕の関節部から肩関節に至り、背中のフレームを介して腰フレームに接続されている。腰フレームから足先までが下半身のロボットスーツとなっており、ここでは主に上半身のロボットスーツの構成について述べる。本研究で開発した上半身用ロボットスーツの構造を図 4 に示す。上半身用ロボットス

係式は許容せん断強さから以下の様に求められる⁽²⁾。

$$P = \pi \left(\frac{D}{2} \right)^2 \times 0.8 \times \frac{\sigma}{\alpha} \quad (3)$$

$$D = \sqrt{(4 \times P) \div \left(\pi \times \frac{\sigma \times 0.8}{\alpha} \right)} \quad (4)$$

安全率を5とし、素材のカタログによる降伏点応力からピンの太さを求めたところ直径8mmのステンレス素材のピンを用いることで十分な強度を持つことが分かる。この大まかなサイズを元に、CADによる3次元形状の部品の詳細な設計とCAEによる有限要素法での静力学解析を繰り返すことで十分な安全率を持つロボットスーツの設計を行った。以上のことをふまえて、上半身用ロボットスーツの設計開発を行った。

3.2.2 逆運動性の制御方法 今回用いた上半身用ロボットスーツには角度センサー、生体電位信号センサーが取り付けられており、パワーユニットのある肩関節直方向と肘関節まわりの関節角度と装着者の筋骨格系活動レベルを制御することができる。パワーユニットは筋骨格系活動レベルに応じて応じたトルクを発揮し、装着者の動作の補助を行う。

パワーユニットに逆運動性を無くす機構を組み込み、必要に応じて関節の逆運動性を低下させ、関節の固定・解放を切り替えることが可能になると、解放時にはパワーユニットによって関節の動作を補助し、固定時には機構によって関節の動作を制限することができる。これにより、パワーユニットを駆動しない場合でも、関節を固定し、その時の姿勢を維持することが可能となる。

今回機構は装着者の腕にかかる負荷が下記の3条件を全て満たせば関節を固定する様に制御されている。

1. 生体電位信号が一定値を上回る
 2. 関節角速度が一定値を下回る
 3. 上記を共に満たしながら一定時間経過している
- 生体電位信号センサーは、関節回りの筋の活動状態を計測する。センサーとしては体表から計測できるフィルタ付きの双極電極法を用いたセンサ⁽⁹⁾⁽¹⁰⁾を本研究で製作しており、それを用いた。今回は肘関節機構で主に上腕二頭筋と上腕三頭筋の活動を計測し、肩関節機構は肩関節に動作をすることをした。

3.2.3 荷重支持機構の検証 逆運動性をなくすロボットスーツの機構が正常に機能するかを実験によって確認する。この機構が機能すれば関節が固定され、重量物を抱きかかえる姿勢を維持することができる。このことから前腕にかかる重量は上半身用ロボットス

を伝って下肢のロボットスーツに逃げ、装着者は大きな力を出さずに重量物を支えることができる。

20代の健康な男性にHALを装着させ、両腕で50kgの重量物を抱きかかえても角度変化が起こらないことを確認する。実験時、重量物は10kgずつ減らしていく。その際の装着者の関節トルクの発現量に比例した生体電位信号を計測し装着者に負荷がかかっていることを確認する。また、実験中に機構に荷重がかかっている状態ではピンの噛み合いによって関節の固定が解除されないことを確認するため、重量物を抱えている時に解放指令を与えることとする。今回は機構による荷重支持の有効性を検証するために上腕回動作を行うフリージョイントを固定し、バランスを取りやすい状態にして実験を行った。

動作中における両肘関節の角度変化と生体電位信号の変化を図9に示す。(a)は左肘関節における関節角度(rad)、筋骨格系活動レベルを示すBES(生体電位信号)の屈曲(Flexion)、伸展(Extension)方向のそれぞれの時系列データを示しており、(b)は右肘関節における同様の時系列データである。関節角度は肘関節の最大伸展時を0radとし屈曲方向を正としている。また、BESは数値が大きい程、装着者が大きな力を発揮していることになる。(c)は実験時に装着者の抱えていた重量kgを示している。制御開始時を0sとし状況を屈曲させ替えた。

- (1) 4s付近で装着者は重量物を受け取るために両肘を屈曲させ替えた。
- (2) 8sの時点で装着者に一つ目の重量物が渡された。
- (3) 9sの時点で機構の誤動作を抑制し、四つ目の重量物を渡す際に機構に解放する指令を与えた。
- (4) 26sの時点で重量物を抱えたまま装着者が固定する指令を入れた。
- (5) 29sの時点で重量物を抱えたまま装着者が固定する指令を終了させた。
- (6) 38sの時点で五つ目の重量物を渡した。

その後装着者は50kgの重量物を抱えたまま6sかけて180度方向転換をし、そのまま6s待機した。また、(1)~(6)のイベントについてはそのタイムラインを背景の境界線と番号によって図中に示した。なお、装着者には実験を通して背中を曲げない様に配慮して重量物を抱えてもらった。

3.2.4 荷重支持機構についての考察 4s付近を見ると、屈曲方向にある程度の力を発揮すると同時に関節角度が屈曲しており、重量物を受け取る際のみ姿勢を崩していることがわかる。8s付近で装着者が(1)で腕を曲げる力よりも大きな力を出しており、同時に関節角度はほぼ直角まで曲がっている。このこ

されていることがわかる。なお、ここで装着者が力を出した際は機構に再び固定指令を出すためである。38s以降に注目すると、それまでに比べて装着者の出力力が弱まっている。これは重量物を受け取る際にバランスを取ったため力を出していたが、全て渡された後に機構によって固定された関節に重量物を渡すことができ、装着者の出力力が減少したと読み取れる。

1. 機構が正常に機能し、ピンによって十分に関節が固定されている。
2. 装着者が力を出さずとも重量物がかかえたまま姿勢を維持できる。
3. 重量物を持っていない際はピンの噛み合いによって試操作等で関節が解放されてしまうことが無い。

以上、実験により本機構の有効性を確認できた。

4. 介護動作補助実験

本章では実際の移動補助を想定した介護支援の実験について述べる。

4.1 実験方法 介護者として20代の健康な男性A、要介護者として20代の健康な男性Bによる実験を行った。要介護者Bの体重は61kgで、下肢麻痺である場合を想定し、下半身は脱力させた。実験環境としては実際の介護現場を想定し、ベッドとして450mmの高さを持った台と、車椅子として430mmの高さと400mmの幅を持った台を用意した。ベッドに対して車椅子を接近させ、角度は約30度となる様に設置した。

介護者AはHALを装着した状態で2度述べたビレットアロンドターンという方法を用いてベッドに座している要介護者Bを車椅子へ移乗させる。その際、要介護者Bは足底から地面に逃げる荷重を計測しつつ、下半身を脱力させ、全介助ではなく自らの腕の力を使い介護者Aの腕に寄りかかり腕を浮かせることとする。介護者Aは体幹の角度が前傾しすぎないように注意し、上肢の力で要介護者の体重を支えつつ、全身を使い、要介護者Bを車椅子へと移乗させる。実験時における介護者Aの体幹の角度変化、両肘関節の角度変化および屈筋の生体電位信号の変化をHALのセンサーから取得し、介護者Aによって荷重が支えられていることを確認するために、要介護者Bの足底から地面に逃げる荷重を計測する。

4.2 結果 同様の条件での実験を5回行った。その内の代表的な1回における両肘関節の角度変化、生体電位信号の変化、体幹の角度変化、およびHALによって支えられている荷重の変化を図10に示す。(a)

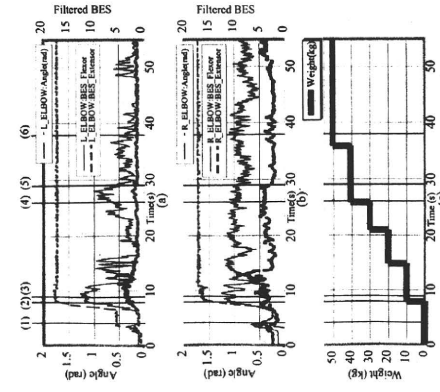


Fig. 9 (a) The transition of the elbow-angle and the BES-values (Bio-Electrical Signal) of the flexor/extensor of the left elbow joint, (b) Right elbow joint, (c) The weight of the load. The angle is subject to the rule that the flexion of a joint is a positive rotation, and is set to 0 rad when the joint is in a fully stretched position. The higher BES-values are, the more the wearer is exerting muscular force.

とから、一つ目の重量物を受け取ったことがわかる。9s以降は肘関節の角度は一定に留まっておき、機構の働きによって関節が固定されている力に注目する。また、これ以降の装着者自身の出力に注目すると、左右の腕とも(2)で発揮された力より少ない力になっていくことが読み取れる。このことから、装着者が10kgの重量物を持つよりも少ない力しか出しておらず、機構によって固定されたロボットスーツに重量物を渡していることがわかる。26s付近では機構に解放指令が与えられたが、関節角度は一定に保たれている。このことから、機構が荷重を受けけている時に解放指令を与えても、ピンが噛み合っている状態が維持されていることがわかる。29sの時に装着者が力を出しているが(2)で発揮された力を超えることは無い。また、関節角度に変化は見られない。これより、40kgの負荷がかかったわけではなく姿勢が維持

Full paper

Sit-to-Stand and Stand-to-Sit Transfer Support for Complete Paraplegic Patients with Robot Suit HAL

Atsushi Tsukahara*, Ryota Kawanishi, Yasuhisa Hasegawa and Yoshiyuki Sankai

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

Received 11 September 2009; accepted 19 November 2009

Abstract

Physical support of lower limbs during sit-to-stand and stand-to-sit transfers is important for an independent life of paraplegic patients. The purpose of this study is, therefore, to realize the control method of complete paraplegic patients during sit-to-stand and stand-to-sit transfers by using a 'robot suit HAL'. It is the most challenging issue because the HAL should start supporting the wearer's motions synchronizing his/her intention. Our proposed algorithm infers the intention based on a preliminary motion that is observed just before a desired motion so the patient could start the sit-to-stand or stand-to-sit transfers without any operation. When the HAL detects the intention to stand up and sit down, the HAL starts to support the wearer's weight and to control their body posture for stability during their transfer. The proposed algorithms embedded in the HAL were applied to a complete spinal cord injury patient in a clinical trial to confirm the effectiveness. The experimental results indicate that the proposed algorithms could support his sit-to-stand and stand-to-sit transfers safely and conveniently by keeping his stability and by reflecting his intentions. Consequently, we confirmed that the proposed method successfully supported the sit-to-stand and stand-to-sit transfers of the complete paraplegic patient with the HAL.

Keywords

Robot suit, complete paraplegic patients, sit-to-stand, stand-to-sit, motion support

1. Introduction

Generally speaking, medical doctors and physical therapists emphasize sit-to-stand training and stand-to-sit training for rehabilitation of paraplegic patients who have an impairment in their legs due to spinal cord injury (SCI), cerebrovascular accident, etc. That is the reason why the training brings several advantages such as expansion of the range of motion, activation of the circulatory and respiratory

systems, alleviation of spasticity, and prevention of scoliosis. Training of the sit-to-stand transfer using long leg braces increases the bone mineral density at the proximal femur to a remarkable degree [1]. Daily training also prevents side-effects such as orthostatic hypotension, osteoporosis and bedsores. However, if patients received the spinal cord surgery due to a traffic accident, a spinal cord infarction, etc., they cannot sufficiently move their legs after the surgery. It is essential for the patients to undergo such training soon after the surgery so as to recover deteriorating motor and sensor functions of their legs.

An exoskeletal assistive system 'robot suit HAL (Hybrid Assistive Limb)' shown in Fig. 1 has been developed to physically support the patient as well as a healthy person [2–5]. As a result, the patient easily starts rehabilitation at the beginning of the recovery phase, and the physical therapist is also relieved from assistance of weight and leg motion of the patient. In order to support various types of people, from a healthy person to a completely paraplegic patient, we have also designed control algorithms specialized to wearers. One of the algorithms, i.e., 'cybernetic voluntary control', controls the actuator torque of HAL to augment joint torque of the wearer according to the voluntary muscle activity that is estimated from the bioelectrical signals (BESs). The BES including myoelectricity is useful and reliable information to synchronize a motion support with the wearer's motion because the BES is measured just before the corresponding muscle activities. Additionally, HAL also has another control algorithm, i.e., 'cybernetic autonomous control', that supports a functional motion that is desired by the wearer. The wearer's intention related to the desired motion is inferred from a preliminary motion that he/she takes just before the desired motion, because the proper BES is not measurable from the

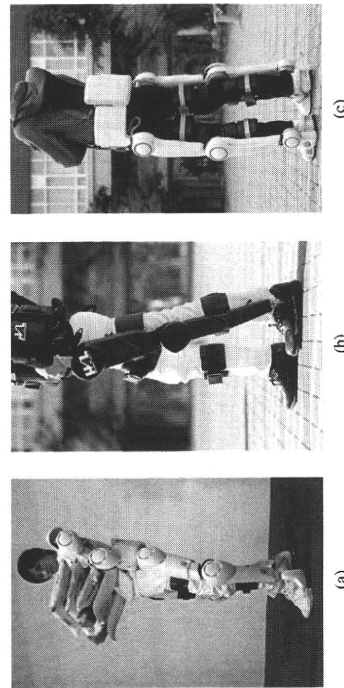


Figure 1. Representative conventional robot suit HAL-5 developed to expand and improve physical capabilities of a human being. This study uses the latest HAL-5 LB 'Type-C'. The power units are attached to each joint. (a) HAL-5 LB 'Type-B'; (b) HAL-5 LB 'Type-C'; (c) HAL-5 LB 'Type-C'.

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

lower limbs of severely compromised patients. This approach is one of the ideal solutions to support the lower limbs of a severely compromised patient, because the patient wearing the HAL is assisted in his/her functional motion by using the wearer's residual function for the preliminary motion. This cybernetic autonomous control is applied to the functional training of lower limbs soon after the surgery. Depending on the patient's condition, some part of the wearer's body can be supported by the cybernetic voluntary control, while the other part can be supported by the cybernetic autonomous control. For example, the number of joints supported by the cybernetic voluntary control is gradually increased according to the patient's recovery phase. This paper focuses on the functional motion support for complete paraplegic patients. Only cybernetic autonomous control is, therefore, used in this paper. The main contributions of this paper are a mechanical design and control algorithms of the support system for complete paraplegic patients during sit-to-stand and stand-to-sit transfers.

Meanwhile, several devices for sit-to-stand and stand-to-sit transfer support have been developed [6–14]. These devices share the patient's weight with the wearer's legs and decrease the knee joint torque of the wearer when their knee joints are bending. It is better for elderly persons or complete paraplegic patients to use their legs to support their weight due to the various reasons explained above. However, one of the limitations in these studies is that it does not contribute to the wearer's posture control due to a lack of degrees of freedom. The posture control is also indispensable to stand up and sit down for safety and stability. In addition, it is difficult to support sit-to-stand and stand-to-sit transfers that are synchronized with the patient's intention. If the HAL can safely support the sit-to-stand and stand-to-sit transfers of complete paraplegic patients synchronizing the wearer's intention, it can promote the independent life of physically challenged persons to a further advanced stage.

In this paper, we propose algorithms to support the wearer's weight and to control the wearer's body posture for stability during the sit-to-stand and stand-to-sit transfers, i.e., a gravity compensation algorithm and a balance control algorithm. The balance control algorithm controls the wearer's center of pressure (COP) for stability. The gravity compensation algorithm supports the wearer's weight so as to lower the error from the reference angles, if a constant large force such as gravity affects the joints of the HAL. These algorithms generate the torque of each joint of the HAL. The HAL used in this study simultaneously assists the functional motions of lower limbs with the multiple joints, using power units attached on the hip, knee and ankle joints. In addition, a useful interface is also desired to directly convey the wearer's intention with regard to the start of the desired motion to the assistive device, such as a brain-computer interface. The BES is a kind of information to infer the wearer's intention related to his/her motion. Unfortunately, the proper signals cannot be observed from patients such as complete SCI patients. This paper, therefore, proposes an intention estimation algorithm for the HAL to start sit-to-stand and stand-to-sit transfer support based on a preliminary motion of their upper body

and posture condition. This preliminary motion can normally be observed immediately before the desired motion.

The purpose of this study is to realize the control method of complete paraplegic patients during sit-to-stand and stand-to-sit transfers by using the HAL. The 'HAL-5 LB (Type-C)' supports the functional motions of the lower limbs with multiple joints actuated by power units.

2. Robot Suit HAL

The HAL-5 LB 'Type-C' is developed to support the various lower limb functions of physically challenged persons with different physiques. The configurations are shown in Fig. 2. The HAL consists of power units, exoskeletal frames, sensors and a controller. Exoskeletal frames are fixed to the wearer's legs with molded fastening equipment. Potentiometers are attached to each joint to measure the relative angles. A triaxial accelerometer is located in a control box to measure absolute angles of a wearer's trunk. The HAL can calculate the wearer's COP precisely by using the floor reaction force (FRF) sensors (Fig. 3a). These sensors utilize semiconductor-type pressure sensors and are installed in the shoes. The weight of the HAL and the wearer is measured by the pressure of inner bags embedded in a plantar part of the shoes. A computer and batteries are attached on the wearer's waist, and motor drivers and other electrical circuits are allocated on each power unit. Power units are directly attached on each joint of the HAL. The actuator torque is transmitted from the HAL to the wearer's limbs through the molded fastening equipment.

It is necessary to firmly sustain a standing posture during sit-to-stand and stand-to-sit transfers support for a patient with severe dysfunction such as a complete paraplegic patient. In this study, an anti-flexion bar has been developed to prevent misalignment of the knee joints of the patient and the HAL. Figure 3b shows a lower thigh frame of the HAL-5 LB 'Type-C' equipped with the anti-flexion bar. It holds a wearer's leg on the patella tendon between the patella and the upper end of the tibia so as not to directly compress bones and nerves, so that the bar could prevent a wearer's knee joints from going forward while standing.

A knee joint needs high torque in an extension direction during a sit-to-stand transfer because the knee joint lifts up the center of gravity (COG) of the wearer. However, a knee joint does not need high torque in a flexion direction during a stand-to-sit transfer. Therefore, a tension coil spring is installed in knee joints of the HAL to support only extension torque of the knee joint. The passive device is also effective to miniaturize a power unit and to decrease energy consumption. The coil spring, whose stiffness is $k = 26480$ N/m and the initial tension is $F_0 = 123.6$ N, connects an upper thigh frame of the HAL to a lower thigh frame of it through a wire to play the alternative role of the muscle groups, such as the vastus lateralis, vastus intermedius, vastus medialis, etc.

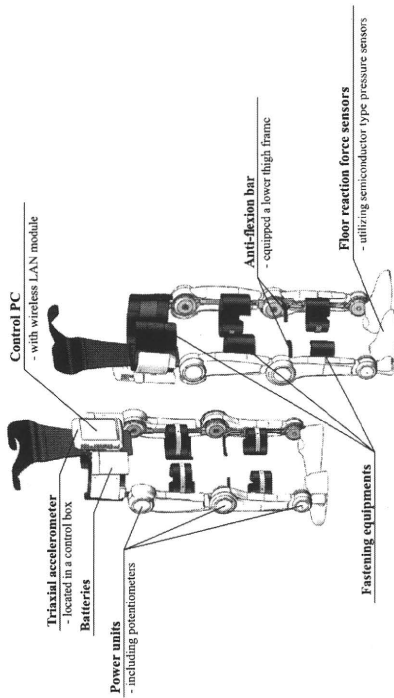


Figure 2. System configurations of HAL-5 LB 'Type-C'.

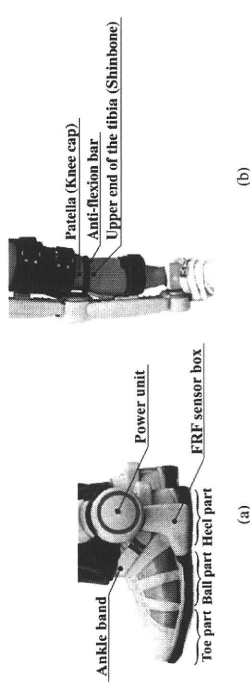


Figure 3. (a) Three FRF sensors that are embedded in the sole of the toe part, ball part and heel part. (b) Lower-thigh part with anti-flexion bar for the knee joint. The anti-flexion bar covered with 5 mm thick rubber follows the frontal surface of the lower thigh in order to transmit the extension torque of the knee joint effectively to the wearer's legs. In addition, the installation position of the bar is adjustable for wearers of various physiques.

3. Intention Estimation

3.1. Definition of Phases at the Desired Motion

We have proposed a 'phase sequence' concept that divides a sequence of a functional motion into motion elements in a short-term phase in order to comprehend and reconstruct a desired motion [5]. For example, a biped walk is divided into two phases from the viewpoint of contact conditions: single-support phase and double-support phase [15]. The gait can be divided into two phases from the viewpoint of

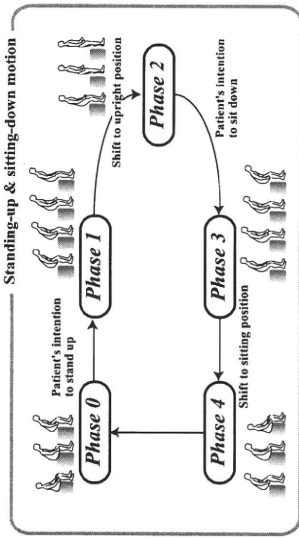


Figure 4. Definition of phases at the sit-to-stand and stand-to-sit transfers. In the 'sitting phase' a wearer is seated on a chair. The phase shifts to the following phase, the 'sit-to-stand transfer phase', when a wearer's intention to stand up is observed. The next phase, the 'standing phase', starts when the wearer has an upright posture. Then, the phase shifts to the following phase, the 'stand-to-sit transfer', when the wearer's intention to sit down is observed. Finally, the wearer sits on the chair in the 'sitting phase'.

physical constraints: single-support phase and double-support phase. On the contrary, the sit-to-stand and stand-to-sit transfers including standing and sitting states immediately before and after the transfers are divided into five phases based on the posture conditions as shown in Fig. 4. In this case, conditions for phase change could explain each phase more explicitly than definitions of each phase. The conditions for phase change are defined as (Sections 3.2 and 3.3):

- (i) Inequalities (1), (2) and (3) are phase-change conditions from phase 0 to phase 1.
- (ii) Inequality (4) is a phase-change condition from phase 1 to phase 2.
- (iii) Inequality (5) is a phase-change condition from phase 2 to phase 3.
- (iv) Inequality (6) is a phase-change condition from phase 3 to phase 4.

A sit-to-stand transfer is divided into three phases: sitting phase (phase 0), sit-to-stand transfer phase (phase 1) and standing phase (phase 2). A stand-to-sit transfer is also divided into three phases: standing phase (phase 2), stand-to-sit transfer phase (phase 3) and sitting phase (phase 4). Phase-change conditions from phase 0 to phase 1 are the inclination angle of a patient's upper body, COP position and FRF value because a human's intention related to the sit-to-stand transfer is detected by the body inclination, COP transfer and increase of the FRF. A phase-change condition from phase 1 to phase 2 is the knee joint angle of a patient. A phase-change condition from phase 2 to phase 3 is the COP position because a human's intention related to the stand-to-sit transfer is detected by the COP transfer. A phase-change condition from phase 3 to phase 4 is the knee joint angle of a patient.

3.2. Intention Estimation for the Sit-to-Stand Transfer

The ultimate interface that connects an exoskeletal assistive system with a wearer would be to directly convey the wearer's intention with regard to the desired motion to the assistive device. Detecting the form of electrical potential such as BES is one of the ways to infer the wearer's intention related to his/her motion. Unfortunately, the proper signals cannot be obtained from patients such as complete SCI patients. We propose another algorithm to infer the intention of the patient from the preliminary motion that is observed before the desired motion. As a result, the HAL starts the sit-to-stand and stand-to-sit transfers support synchronizing with the wearer's motion.

For ait-to-stand transfer, a person generally inclines their upper body forward in order to stably support their weight on the legs. The ground projection of the COG corresponds to the COP in static mode [16–18]. In addition, a FRF increases along with an anterior inclination of the body trunk [19, 20]. Using these phenomena, the patient's intention to stand up is detected by the body inclination, COP transfer and increase of the FRF. The patient, therefore, starts the sit-to-stand transfer without any operations, just by bending their upper body forward as the preliminary motion. The HAL estimates that a patient intends to stand up when the following inequalities are satisfied:

$$\theta_{\text{hip}} > \theta_{\text{thre1_hip}} \quad (1)$$

$$x_{\text{cop}} > x_{\text{thre1_cop}} \quad (2)$$

$$F > F_{\text{thre1_frf}} \quad (3)$$

where θ_{hip} is the relative angle of hip joint as shown in Fig. 5, x_{cop} is the COP of the total system in the sagittal plane and F (N/kg) is a normalized value of the reaction forces measured by the FRF sensors. $\theta_{\text{thre1_hip}}$, $x_{\text{thre1_cop}}$ and $F_{\text{thre1_frf}}$ are thresholds to shift from phase 0 to phase 1. Phase 0 shifts to phase 1 once the intention to stand up is estimated. Next, phase 1 shifts to phase 2 when the following inequality is satisfied:

$$\theta_{\text{knee}} < \theta_{\text{thre2_knee}} \quad (4)$$

where θ_{knee} is the relative angle of knee joint as shown in Fig. 5. $\theta_{\text{thre2_knee}}$ is the threshold to shift to phase 2. In phase 2, the HAL starts the standing phase.

3.3. Intention Estimation for the Stand-to-Sit Transfer

The patient's intention to sit down is detected by the COP transfer during the standing phase (phase 2). The patient, therefore, starts the stand-to-sit transfer just by transferring the COP either back or forth as the preliminary motion. The HAL estimates that a patient intends to sit down when the following inequality is satisfied:

$$x_{\text{ref_cop}} - x_{\text{cop}} > x_{\text{thre3_back}} \quad \text{OR} \quad x_{\text{cop}} - x_{\text{ref_cop}} > x_{\text{thre3_forth}} \quad (5)$$

where $x_{\text{ref_cop}}$ is the reference of the COP during phase 2. $x_{\text{thre3_back}}$ and $x_{\text{thre3_forth}}$ are the thresholds of the COP in the back or forth direction, respectively. The patient

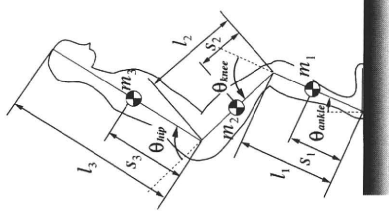


Figure 5. Definition of system parameters and variables. The flexion direction of each joint angle is set to be positive and each joint angle becomes 0 rad in an upright posture.

moves the COP either back and forth in order to shift to phase 3. Next, phase 3 shifts to phase 4 when the inequality below is satisfied:

$$\theta_{\text{knee}} > \theta_{\text{thre4_knee}} \quad (6)$$

where $\theta_{\text{thre4_knee}}$ is the threshold of the knee joint angle to shift to phase 4. $\theta_{\text{thre4_knee}}$ is decided based on the knee joint angle that started the phase 1 so as to shift to the phase 4 immediately before the wearer's buttocks reach the surface of the chair. When the condition shown in inequality (6) is satisfied, the status shifts to the sitting posture phase (phase 4).

4. Controller Design

4.1. Control Strategy

The proposed support system includes two algorithms to support the patient's sit-to-stand and stand-to-sit transfers:

- Balance control algorithm based on the wearer's COP.
- Gravity compensation algorithm for weight bearing.

The torque of each joint of the HAL is calculated by considering two required algorithms: the balance control algorithm and the gravity compensation algorithm. The angles of the ankle joints have much influence on the position of the COP [21]. The range of the torque applied to the ankle joints is, however, limited because the feet start rotating around the tip of the toes or the heels. The hip joints in addition

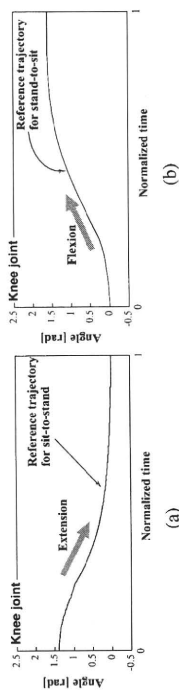


Figure 6. Reference patterns of knee joint angle: (a) during the sit-to-stand transfer and (b) during the stand-to-stand transfer.

to the ankle joints are used to control the position of the COP as the balance control. On the other hand, a height transition of the COG of a wearer as well as the position of the COP is very important for the wearer to feel comfortable during the motion support. The knee joints are used to control the height of the COG, because they directly contribute to the height of the COG. Additionally, it is necessary to provide necessary considerations for the wearers' physical characteristic, so as not to give the wearer an uncomfortable feeling. Therefore, the reference trajectory of the knee joint of the HAL shown in Fig. 6 are calculated based on the reference trajectories of the height during sit-to-stand and stand-to-sit transfers. The time period of the trajectories and the amplitude of the trajectories can be adjusted to the wearer's physical characteristic, the degree of physical impairment and the wearer's preference.

The ankle joint torques are the sum of the proportional and derivative (PD) control of the COP measured by the FRF sensors and the gravity compensation as shown in (7). The COP control and the gravity compensation are explained in the following subsections. The hip joint torques are the sum of the PD control of the COP and the gravity compensation as shown in (8). The reference angle of the hip joint θ_{ref_hip} is calculated from the kinetic model as shown in Fig. 5 such that the current COP goes toward the reference position of the COP. The detail is explained in the next subsection. The knee joint torques are the sum of the PD control using the reference pattern based on a healthy person's knee trajectory and the gravity compensation as shown in (9):

$$\tau_{ankle} = \mathbf{KPa}(x_{ref_cop} - x_{cop}) - \mathbf{KDa}\dot{x}_{cop} + \tau_{ankle}^{ref} \quad (7)$$

$$\tau_{hip} = \mathbf{KPh}(\theta_{ref_hip} - \theta_{hip}) - \mathbf{K Dh}\dot{\theta}_{hip} + \tau_{hip}^{ref} \quad (8)$$

$$\tau_{knee} = \mathbf{KPk}(\theta_{ref_knee} - \theta_{knee}) - \mathbf{K Dk}\dot{\theta}_{knee} + \tau_{knee}^{ref} \quad (9)$$

where τ_{ankle} , τ_{hip} , τ_{knee} , τ_{ankle}^{ref} , τ_{hip}^{ref} , τ_{knee}^{ref} , x_{ref_cop} , θ_{ref_hip} , θ_{ref_knee} , \dot{x}_{cop} , $\dot{\theta}_{hip}$, $\dot{\theta}_{knee}$, \dot{x}_{ref_cop} , $\dot{\theta}_{ref_hip}$ and $\dot{\theta}_{ref_knee}$ are column matrices. These variables have two elements that corresponded to right and left legs. Feedback gains \mathbf{KPa} , \mathbf{KDa} , \mathbf{KPh} , \mathbf{KDs} , \mathbf{KPk} and \mathbf{KDK} are diagonal matrices where feedback gains for each leg are diagonal elements.

They are expressed as:

$$\begin{aligned} \mathbf{KPa} &= \begin{bmatrix} K_{PaR} & 0 \\ 0 & K_{PaL} \end{bmatrix}, & \mathbf{KDa} &= \begin{bmatrix} K_{DaR} & 0 \\ 0 & K_{DaL} \end{bmatrix} \\ \mathbf{KPh} &= \begin{bmatrix} K_{PhR} & 0 \\ 0 & K_{PhL} \end{bmatrix}, & \mathbf{KDh} &= \begin{bmatrix} K_{DhR} & 0 \\ 0 & K_{DhL} \end{bmatrix} \\ \mathbf{KPk} &= \begin{bmatrix} K_{PkR} & 0 \\ 0 & K_{PkL} \end{bmatrix}, & \mathbf{KDK} &= \begin{bmatrix} K_{DKR} & 0 \\ 0 & K_{DKL} \end{bmatrix}, \end{aligned} \quad (10)$$

where subscripts PaR , PaL , PhR , PhL , PkR and PkL are the proportional gain of the right ankle joint, the left ankle joint, the right hip joint, the left hip joint, the right knee joint and the left knee joint, respectively. DaR , DaL , DhR , DhL , DkR and DkL are the derivative gain of the right ankle joint, the left ankle joint, the right hip joint, the left hip joint, the right knee joint and the left knee joint, respectively.

4.2. Balance Control Algorithm Based on the Wearer's COP

Balance control is absolutely essential for safer physical support. In the field of a humanoid robots, many control strategies for balance maintenance have been proposed [22–26]. The balance of a humanoid robot within the support polygon is usually maintained by controlling the position of the zero moment point (ZMP). The ZMP is mainly used as a standard evaluation index of the stability of the robot. The ZMP also corresponds to the COP [16–18]. In this paper, therefore, the HAL controls the wearer's COP during the sit-to-stand and stand-to-sit transfers.

Three FRF sensors are installed in the toe part, ball part and heel part of the sole one by one. The transfers in this paper are quasi-static motions. The COP of the right foot C_r and the left foot C_l are calculated by:

$$C_r = \frac{f_{rx}x_{rt} + f_{rb}x_{rb} + f_{rh}x_{rh}}{f_r + f_b + f_h} \quad \text{and} \quad C_l = \frac{f_{lx}x_{lt} + f_{lb}x_{lb} + f_{lh}x_{lh}}{f_l + f_b + f_h}, \quad (11)$$

where f_{rx} , f_{rb} , f_{rh} , f_{lx} , f_{lb} , f_{lh} are the reaction forces measured by the FRF sensors of the toe part, the ball part and the heel part of the right sole and the left sole, respectively. x_{rt} , x_{rb} , x_{rh} , x_{lt} , x_{lb} , x_{lh} are sensor positions in the sagittal plane of the toe part, the ball part and the heel part of the right sole and the left sole, respectively. The COP of the total system in the sagittal plane x_{cop} is calculated by:

$$x_{cop} = \frac{(f_r + f_b + f_h)C_r + (f_l + f_b + f_h)C_l}{f_r + f_b + f_h + f_l + f_b + f_h}. \quad (12)$$

According to biomechanical analysis, the COP of a healthy person is located around the ankle joint axis from the viewpoint of the ankle joint torque [27]. In this study, however, the reference position of the COP x_{ref_cop} is located 10–20 cm in front of the ankle joint axis from the viewpoint of the stability margin. The ankle joints are directly controlled based on the error of the COP position as shown in the first term on the right side of (7).