



### [症例 2] 70歳、女性、重症球麻痺、認知症合併高齢ALSへのNPPV導入

経過6年で永眠された認知症を伴うALS症例。球麻痺で発症し、4年で車椅子、5年目にNPPV併用下でPEGを造設し、吸引指導、カフェアシストを導入した。重症の球麻痺があったが、外来で2か月かけて短時間使用のNPPVを導入し呼吸状態は横ばいであったが、誤嚥性肺炎を契機に24時間使用となった。状態悪化した時の処置について本人家族と相談し、これ以上IPAPなどの変更は行わず、入院で看取ることになった。誤嚥性肺炎を数回繰り返して永眠した。このように球麻痺が重度であってもNPPVを導入し、予後を改善できる症例もある。

#### ■看護師の立場から

皮膚ケアのほか、空気を防ぐためにマスクのベルトを強く締めざるをえなくなることから、鼻梁に痛傷を生じ、連日の皮膚処置が必要となった。また呼吸状態が悪化してくると、マスクを外すことで短時間でもSpO<sub>2</sub>値が著しく低下するようになり、吸引や口腔ケアが困難になった。そこでマスクを外して行う処置は、すべて看護師2名で行うように計画立案し、安全にまた苦痛を最小限にした。

栄養状態を保つために経管栄養を継続していたが、栄養剤の注入により腹圧が上昇し呼吸状態に影響が出たため、経腸栄養用のポンプ（フレンチシステム®）を使用し、投与量を一定に保つことで死亡前日まで栄養管理を行うことができた。また、NPPVを装着すると外見の重症感があり、医療機器であるため家族が患者に触れられなくなり、家族関係が分離してしまう事例を多く経験する。本症例では家族の受け入れが良好で、家族は患者に対しこまめに声をかけ、体を清拭したりマッサージしたりと関わっていた。看護師としては家族に日々の患者の状

ができて、疲弊は蓄積していた。独立している長男・次男家族もそれぞれ協力を申し出るものの、頼ってもらいたくない子世代と頼りきれない親世代の互いの“思い”にはすれ違いが生じていた。

MSWは、他人に頼りたくはないという“思

### [症例 3] 77歳、男性、在宅看取りを行ったALS

#### ■症例の呈示および医師の立場から

進行が早く1年半で呼吸筋障害が進行した症例で、NPPVを24時間装着したうえで在宅看取りを希望された。なるべく安楽に暮らせることを目標に緩和ケアを行った。呼吸困難や身の置き所のなさ、不眠についてX年2月に右下肢の脱力、3月中旬に右下肢の脱力を自覚、4～5月より構音障害、首さきも出てきたため6月に他院を受診した。陳旧性脳梗塞と診断されたが、8月には嚥下も悪くなり9月に左上肢脱力も加わってきたため10月に当院を受診した。

体重も1年で10kg減少していた。右優位の筋力低下に加え広範に線維索性萎縮を認めたためALSを疑い、12月に精査入院でALSと診断された。すでにPaCO<sub>2</sub> 52～58%と上昇を認め、%VC 71.9%であったためNPPVを夜間のみ導入し、PEGの予約をしておいたためNPPV導入し、PEGの併用として訪問看護ステーション等との退院カンファレンスを行ったうえで在宅退院とした。気管切開、TPPVについては希望されなかった。

発症より1年後の1月末、時々むせこみはあまるものの経口摂取も行っていたが、%VC 55.2%と低下しておりNPPV併用下でPEG造設を施行した。経口摂取併用として在宅退院した。進行に伴い呼吸器増悪、身の置き所のなきの出現により5月よりモルヒネを使用した。6月にはほぼ24時間NPPVを装着し、トイレ・入浴以外はベッド上の生活となった。介護疲労、

い(価値観)”と頼らねばならない現実との葛藤の中にある本人・夫が気持ちの整理をしていく経過に寄り添いながらサポートを行った。また、サービス提供者側(ケアマネジャーを中心に)の心配が本人達へのプレッシャーにならないよう、共通理解を図るよう援助を行った。

呼吸困難の訴えから8月に入院でモルヒネ投与量の調節を行った。入院中に誤嚥性肺炎を併発、肺炎そのものは加療で改善するも呼吸困難の訴え、不眠、昼夜逆転を来したため、セロクエル®50mg、レンドルミン®0.25mg、パキシエル®20mgを投与、硫酸モルヒネ(モルヒネ®) 140mg/日、2×まで増量し一時落ち着いていた。症状は緩和したが、投薬時間によるその間の呼吸困難が辛いというところで躊躇としながら気管切開およびTPPVについて迷いが生じたが、状態の良い時に繰り返し相談したところ、やはり気管切開は行わないという結論となった。

また、呼吸困難の緩和に投薬時間による日内変動があり、塩酸モルヒネ注射頻度下注射とした。しかし、本人の家に帰りたいという強い希望および家族の在宅看取りの強い希望があり、入院中の緩和ケアを在宅で継続できるように緩和した。在宅看取りにつき地域の訪問看護ステーションに協力を仰ぎ、在宅療養支援診療所の医師に紹介し、在宅看取りにあたっての連携につき相談した。それまでの家族との信頼関係からファーストコールを大学の主治医が受け、直接訪問しなければならぬ時には訪問医に連絡するという順番で対応することを申し合わせした。退院時には主治医も在宅まで同行し訪問医と直接申し送りを行った。退院2週間後にご家族、多くの友人に見守られて永眠された。本症例のようにNPPVを用いても限界が来た時の対応をどうするのか、TPPVに移行しない時の

最後の迎え方をどのように支えていくのかについても導入する時から考えていく必要がある。TPPVを用いれば延命できるといった病など運った神経難病特有の問題もあり、患者の生き方に沿った援助を行う。

## ■看護士の立場から

入院当初は呼吸困難や身の置き所のないために、昼夜問わず10~30分間隔で体位交換を行っていた。ALS患者は呼吸困難や身体的苦痛を直接的に言語化できずに、身の置き所のないことやナーズコールを押すことで表現することが多い。そこで看護目標を「苦痛を緩和し、自宅での介護が可能になること」とし、本人が苦痛

を訴えたりオビオイドを希望しない場合でも、頻回な体位交換を希望する時や体位が定まらない時には患者が苦痛を感じていると判断し積極的にレスキューを使用した。レスキューの回数やナーズコールの回数、体位交換の回数、夜間への入眠状況、1回のナーズコールに対応に要した時間を詳細に医師に報告し、医師がオビオイドの投与量を適切に調整できるように役割を担った(コラム)。

本症例は家族内に看護師がいたため、知識と手技の獲得がスムーズであった特殊ケースであったが、一般的には針刺し練習機器と皮膚モデルを用いた実践練習を繰り返す行い、取り扱いに慣れてもらうことが必要である。さらに家族

## コラム | ペインブロッカーポンプ™(自己調整鎮痛療法)の導入まで

自宅で介護を行うには、キーパーソンである三女が介護負担を抱えやすい状況であった。今回事務所では患者の求めのままに頻回に体位交換を行っており、介護疲労を来したが、病者は患者の望みもよつに看護師が体位を整えてくれないと不満を訴えてくることもあった。そこで患者が体位にこだわるのは全身の苦痛が原因であることを説明し、患者に必要なことが体位交換ではなく、苦痛の緩和とすること、患者の意識が朦朧とすることで、苦痛緩和の必要性を繰り返して説明した。しかし、苦痛緩和を行うことで、患者の意識が朦朧とすることで、苦痛緩和の必要性を感じ、苦痛を生じてしまった。そのため、医師とともにオビオイドの調整を細かく行うことで、患者が望む自宅介護が可能になることを繰り返して説明した。医療者と家族が、患者の状態が自宅介護が可能になることを共通目標とできるように関わった。結果的に患者が「うとうと」しているが、指文字で会話ができるレベルに入院中に調整することで、苦痛緩和もできて家族が患者とコミュニケーションを取れる状態を見出すことができた。

ペインブロッカーポンプ™(自己調整鎮痛療法)を用いた鎮痛モルヒネの特効皮下注射を導入し、自宅退院との方針となったが、病院と地域間での連携を促すために地域のスタッフを含めた担当者会議を開いた。また主介護者と訪問看護師に対してポンプの取り扱い方法やホーラスによるレスキューの使用手法、作動確認方法、薬液の交換方法、皮下注射針の再挿入方法について、メーカー担当者にも協力を得て指導をした。

ペインブロッカーポンプ™(自己調整鎮痛療法)については、一部の器種で昨年回収要請があったり、在宅での麻薬使用について保険上問題の残ることから、今後も臨床現場に導入されるべきものである。

や訪問看護ステーションが対応困難時には主治医と連絡できるように取り決め、地域スタッフと情報を共有した。もともと自宅でNPPVを使用していたため、NPPVについて新たに指導することはなかったが、患者が完全側臥位を好んだため、耳介の圧迫による皮膚損傷と、NPPVのフルフェイスマスクの24時間装着による持続する鼻梁の発赤を生じていた。発汗やNPPVの加湿器、マスクの密着性の高さ、マスクのベルトで頭部が覆われることからマスク内や顔面周囲が蒸潤した状態となる。そのため皮膚トラブルの予防や処置としては、軟膏を上塗りするのではなく、まずは皮膚とマスクを洗浄し清潔を保持すること、乾燥させること、そのうえで除圧を行うことが必要である。WOC(創傷・オストミー・失禁)看護認定看護師と連携し除圧方法や皮膚ケア方法を家族に指導し、地域へも情報提供を行った。

看取り時の対処方法についても地域スタッフと打ち合わせをし、家族にも指導したことで自宅退院につながった。

## ■臨床工学士の立場から

本症例は、在宅療養目的で入院中に導入されたが、医師立ち会いのもとに紹介、デモ使用後、翌日に導入を行った。使用した機種はBIPAP Harmony®で、条件設定はSTモード、IPAP 8cmH<sub>2</sub>O、EPAP 4cmH<sub>2</sub>O、RR 10回/分、Ti 1.0秒とした。しかし、導入2日後には「吸気が弱い感じで苦しい」との訴えにより医師の確認のもとIPAPを8cmH<sub>2</sub>Oから10cmH<sub>2</sub>Oへ変更した。その後、在宅療養を目的とする家族および訪問看護ステーション看護師などへの機器および呼吸回路の取り扱い、注意点などの教育指導を行い、退院となった。退院後、約2週間外来受診となったが、患者および家族からの情報を収集するとともに機器の点検、呼吸

回路の交換などを実施した。退院約1か月後は、PEG造設目的で再入院となった。入院期間中は、毎日病棟巡回して機器の作動状態など保守点検を実施していた。しかし、入院約3週間後には、機器の装着時に呼吸の違和感の訴えがあったため、機器を点検したうえで問題がないことを確認したが、患者本人の精神的な面も考慮して医師の立ち会いのもとに機器を交換し、問題がないことを確認した。また、入院期間中には、退院後の非緊急目的のためにカプアアシスト®のレンタル契約の説明、バッグバルブマスクの準備などを行いながら退院に備えた。

退院時には、当病院の臨床工学士(ME)および訪問看護師、ソニシャルワーカーが同行し、機器の設置場所の確認、機器の点検などや訪問看護ステーションへの申し送り、カプアアシスト®のレンタル契約などを行った。退院後約3か月間は、約1か月ごとに外来受診していたため、その場で機器の点検および呼吸回路の交換を実施していたが、その間、約2か月後には、病状の進行などから医師の指示のもとに在宅酸素療法(home oxygen therapy: HOT)を導入した。また、装着時間の延長に伴う対策として外部バッテリーなどを準備することも必要であるため、外部バッテリーを準備した。その後、患者本人の移動が困難になったため外来受診は代理受診となったが、家族からの機器に関する情報収集は欠かせないようにした。

退院後約6か月でショートステイ入院したが、再入院後、約1か月間でIPAPを17cmH<sub>2</sub>O、RRを20回/分まで変更させ、また、酸素も1.5l/分投与した。約1か月後退院になったが、退院時には、主治医、MEおよび訪問看護師が同行し、患者宅到着後は、機器の点検などを行って安全性を確認した。帰宅時などでの対応については、外部バッテリーおよびシガーライターケーブルで対応するよう指導を行った。

## ■医療社会福祉士の立場から

本患者は元々認知症の妻の介護を行っており、疾病と自らの病状の進行に伴い妻の介護を断念せざるをえない状態となった。さらに病状が進行したことにより、独立している娘達の介護を受けるようになった。地域スタッフ(ケアマネジャー・ヘルパー・訪問看護師)と病院側は、本人の「最後まで少しでも多くの時間を在宅で過ごしたい」という強い希望を叶えるため、カンファレンスや合同面談を重ねた。介護者である娘達は慣れない医療処置や急変時の対応に直面することとなり、おのおの生活があるなかで父親の介護にどこまで携わることができかねるか、先の見えない不安に葛藤する姿がみられた。在宅での療養や看取りについて娘達の間でも意見の相違があったが、ソーシャルワーカーが面談を重ねるなかでそれぞれの意見を十分に話し合いお互いの立場の理解と介護役割を分担していけるようになった。

本人は早期より人工呼吸器装着を希望してい

なかったが、NPPVのみでは補助しきれない呼吸困難に対し改めて本人が呼吸器装着について最終決断を迫られた時には迷いが生じていた。家族はその迷いに翻弄されながらも、最終的には本人が決定した在宅で最期を迎えるということとを支持する決断をした。ソーシャルワーカーは父親の希望を家族の意思と決断するこの過程を支援し、その後も揺れ動く家族の気持ちを支持し続け、本人のQOLを実現できるような援助を行った。

## おわりに

以上3症例について記載したが、紙面の関係もあり全職種の記事はできなかった。ALSにおいてNPPVを使用することになり、院内チーム人生や生死に向き合うことになり、院内チームのみならず、院外とのチーム医療も重要である。特に在宅では地域の医療スタッフといかに連携して患者の生をまっとうする手助けができるか地域力が問われる時代と感じている。

## 引用文献

- 1) Miller FG, Jackson CE, Kasarskis EJ, et al. Practice parameter update: The care of the patient with amyotrophic lateral sclerosis: drug, nutritional, and respiratory therapies (an evidence-based review): report of the Quality Standards Subcommittee of the American Academy of Neurology. *Neurology* 2009; 73: 1218-26.
- 2) 日本神経学会治療ガイドラインALS治療ガイドライン作成小委員会. 日本神経学会治療ガイドラインALS治療ガイドライン2002. *臨床神経* 2002; 42: 678-719.
- 3) 荻野美穂子. 筋萎縮性側索硬化症(ALS)の医療手順. *神経治療学* 2004; 21: 127-37.
- 4) 荻野美穂子. 侵襲的人工呼吸療法を選択しないALS患者さんの緩和ケア. *緩和病と在宅ケア* 2006; 12: 23-6.
- 5) 荻野美穂子. ALS診療におけるNPPVの長所と問題点. *神経内科* 2006; 64: 402-6.
- 6) 荻野美穂子. ALS患者の呼吸器選択・呼吸器離脱の意思決定. *日本在宅医学会誌* 2006; 7: 23-7.  
――〔北里大学医学部神経内科学 荻野美穂子, 北里大学東病院神経内科病棟(臨床工学技士) 瓜生伸一, 北里大学東病院神経内科病棟(看護師) 大永里美, 川上 唯, 北里大学東病院(医療社会福祉士) 伊勢田明子, 鈴木身和子, 佐藤志保, 北里大学東病院(臨床衛生士) 佐藤みさを〕

## 医療依存度の高い神経筋難病患者さんに対応する ヘルパーへの技術指導方法

～痰の吸引、胃瘻からの流動食注入、アンビューバック使用に関して～

東京都立神経病院 脳神経内科 医長 かわた 川田 明広 あきひろ



平成15年に、在宅人工呼吸療養を行っているALS患者の在宅療養環境の整備の目的で、医療行為である「痰の吸引」が、一定の条件下で家族以外の者おもにヘルパーに対して認められ、その2年後には疾患を問わず「痰の吸引」を必要とするすべての在宅療養者に対象が広がられたことは、介護者にかかる大きな医療的看護負担の軽減に繋がっています。多くの神経・筋難病の在宅訪問診療患者をかかえる当院では、上記認可に先立って平成14年度から「痰の吸引」のみならず、アンビューバックの使用方法や胃瘻を介する流動食の注入をおもにヘルパーに対して指導することが、介護者の負担を軽減するためにぜひ必要と判断し、患者・家族とヘルパーの間で同意書を作成した上で体系的な教育を実践してきました。本稿では、これらで我々が実践してきた指導方法を振り返り、より多くの人へ確実に指導する方法と、今後の問題点について考察しました。

### 痰の吸引の指導について

#### a) 指導方法について：

都立神経病院では、当院の「ヘルパーの吸引等の技術指導マニュアル」に基づき、ある在宅呼吸器療養患者の吸引に同意した少数のヘルパーに、あらかじめ当院で作成した「吸引技術指導ビデオないしDVD」を見てもらい（現在は当院ホームページで吸引の指導マニュアルのダウンロードと動画の閲覧が可能）、法的事項、患者の病態と吸引の必要性、吸引人形を使った講習をまず行った後、病院または在宅で患者に対する吸引を複数回にわたって行いました。指導チェック項目は、ホームペー

位の知識を伝えることができ、実践の上での自信が繋がると思われました。さらに気管切開を介する陽圧人工呼吸器（TPPV）患者の気管カニューレ内吸引を指導する場合には、患者が使用している人工呼吸器の簡単な説明（メイスイスイッチの位置、器械が家庭用電源に確実に繋がれ交流電源が使用されていること）の確認、気道内圧の表示部位とその数値の意味、患者の通常の気道内圧値、低圧・高圧アラームといった代表的アラームの表示方法、警告音の消音方法など）、エルボを着脱時の回路内水滴の気管カニューレ内滴下の防止、アンビューバックの使用方法（次項記載）、緊急連絡先の表示場所と方法の確認等は、必須の指導内容でした。

なおこの指導方式では、1回の指導人数は2～3人と少数で、複数回の指導には、指導側もヘルパー側も日程調整が困難であり、次の業務への支障や延長した訪問時間の診療報酬の補償がないことが問題でした。また技術を獲得したヘルパーの退職や異動で、ある患者の吸引に習熟した複数人のヘルパーを確保するためには、さらに新しい人の指導が必要でした。その点で、多くの講習者に吸引に必要な最小限の知識と実技を初学時に伝えるには、筆者が研究分担者として参加した平成18年から20年の日本女医会主催の「たんの吸引を安全に行うための教育講習事業」の方式が適していると考えられました。

すなわち、①教育DVDによる講習20分、（吸引に関する法的な説明、吸引を必要とする疾患・病態、口腔・咽頭・喉頭・気管の解剖学的な説明、口腔・鼻腔・気管カニューレ内吸引の手法の説明、感染防止、手洗いの手法の説明、家族が行っている吸引の現写）に続き、②講師によるポイント指導70分（法的解釈、介護・用語施設での課題、在宅介護の現状とたんの吸引の必要性、感染予防の知識「清潔・不潔の判断と清潔に保つべき部位と機器、手洗い方法、人体モデルを使った吸引部位の局所解剖と吸引時の注意点」、③実技指導90分（約6人ずつのグループに別れ、各グループのリーダーには、吸引器、吸引カテーテル、紙コップ、ペットボトル水、速乾式手指消毒用アルコール、アルコール綿、吸引指導用人形を準備。各グループに指導者1人がつき、指導者が吸引人形を使って方法を示し、次に2人ずつペアとなり互いに口腔、鼻腔の順で吸引訓練を行い、後に人形を用いて気管カニューレ内吸引を行う）、④質疑応答を、計3時間+休憩30分で行う）



吸引の講習会光景

しました。この指導方法では、1度に多くの講習者に吸引方法の基礎を伝えることができますが、あらかじめ広い施設や吸引指導用人形、吸引器、各種機材の準備が必要であり、多くの方の支援が必要でした。またグループに分かれての実技指導では、各グループに指導者を配りましたが、各指導者毎に日常行う吸引方法が異なるため、実習に入る前に、指導者を集めて指導方法について説明する必要があると

### アンビューバックの指導について

#### a) 必要性について：

人工呼吸器を使用している在宅患者においては、日常生活上、回路の交換、車椅子やベッド等への移動時や、入浴や外出等の際、また起こりえる呼吸器のトラブルや災害に備えて、アンビューバックの指導は家族、ヘルパーに対して必須です。また、ヘルパーからも、患者さんや呼吸器トラブルなどの緊急時、家人が緊急連絡先に連絡をとる間、何もしないと見ていることは出来ないため、指導は必要との声がありました。

#### b) 指導方法について：

平成15年5月に指導マニュアルを完成し、全部で5～7回に分け、毎回実技をチェックしながら行いました。まず人工呼吸（TPPV）を使用している患者の介護をしている時、平時や緊急時にアンビューバックを必要とする場面があるかもしれないため、アンビューバックの使用方法を修得する必要性につ

でもヘルパーによる注人が行われることは、患者・家族にとっても望ましいと考えられます。

**b) 指導方法について：**

平成15年5月に指導マニュアルを完成し、全部で5〜7回に分け、毎回実施をチュエローしながら行いました。チェック項目は、流水と石けんによる手洗い後、① 必要物品を準備する、② 経営食は、指示量を準備する、③ 体位を整える（上半身20度から60度以上上げる）、④ 経営ボトルのストッパーを止め、経営食を入れる、⑤ ストッパーをゆるめ栄養セット中の空気を抜く、⑥ 胃腸チュエローの挿入位置を確かめ、栄養セットと接続する、⑦ 「注入します。」と声をかけ、注入する、(終了後は20 ml 程度の白湯をシリンジに吸い、チュエロー内を流す、) 胃腸チュエローの栓をして、後片付けが出来る、といった内容です。

**c) 結果：**

平成14年から21年11月現在まで、137名のヘルパー(対象はALS 68名、その他：MSA、強直性脊髄性痙攣、進行性筋ジストロフィー等)に注入の指導を行い、その後も患者の吸引操作に習熟し、また、前述した如く、ある患者の吸引操作に習熟したヘルパーを育成して、ヘルパーの退職や異動で、個別性に対応していくことが良いと考えられました。

**d) 考察：**

当院の実践では、平成14年頃「全身性障害者介護人派遣事業」で胃腸を介する流動食の注入を修得した事例では、その後も支援体制が安定し、患者・家族との関係も良好でした。一方平成15〜16年に、厚労省から一定の条件下でヘルパーへ療の吸引が許可されて以来、「胃腸からの注入の通知はない」との理由で、今まで実施してきた行為の見直しや新たな依頼に対して受け入れられないヘルパー事業所が出てきています。

このことは、家族の時間的な拘束を強める結果となつていきます。また、手の不自由な介護者が経営セットと胃腸ボタンを接続出来ない場合、苦肉の策として、介護者の手にヘルパーが手を添えて接続するという事例もあり、かえって煩雑な行為となつている事例もありました。ヘルパーによる胃腸からの注入は、家族の医療的看護負担の軽減のみでなく、患者の日内リズムに沿った生理的な栄養水分摂取の

上でも有用な場合が多いと考えられました。

**今後の課題**

厚労省の通達では、吸引部位を口腔内、鼻腔内、気管カニューレ内と限定していますが、視認できる咽頭部、気管カニューレのサイドチュエローからの吸引は、必要かつ比較的安全に行える部位として容認すべきと考えました。とくに、サイドチュエローがついた気管カニューレを使用しているTPPV患者においては、誤嚥性肺炎や人工呼吸器関連肺炎(VAP)の予防の目的で、気管カニューレ内吸引の前後においてサイドチュエローの吸引を習慣化するよう、指導することが好ましいと考えられました。

今後吸引可能な人の裾野を広げる意味では、自治体等が主体となつて本稿で紹介した日本女医会方式で講習会を行った後、受講者に基礎知識・技術を習得したことを証明する認定書を発行するなどしてモチベーションを高め、その上で個々の患者や高齢者に対して、都立神経病方式の実地訓練を用いて個別性に対応していくことが良いと考えられました。また、前述した如く、ある患者の吸引操作に習熟したヘルパーを育成しても、ヘルパーの退職や異動で、個別性に対応できる複数人のヘルパーを確保するためには、さらに新しい人の指導が必要です。

その意味でも、療の吸引基礎を修得した多くの人を育てていくために、全国の誰でも使用できるようなエビデンスに基づいた標準的なヘルパーへの指導法のマニュアルやDVD等の教材が必要と考えられ、現在厚労省の難病疾患克服事業「特定疾患患者の自立支援体制の確立に関する研究(今井班)」で、著者が中心となつて作成中です。

なお現在の法体制では、吸引指導を受けたヘルパーは、在宅療養の場でのみ吸引は行えるが、施設介護の場では、行えない状況にあります。このことは、看護職員自体が少ない身体障害者療養施設等で、ALS等の人工呼吸器使用神経患者を受け入れる際の大きな障害要因の1つにもなっており、今後吸引指導を受けたヘルパー等が各種施設でも吸引を実施できるように制度の見直しを図っていく必要があると考えられました。

ところで、当院で胃腸注入方法の指導を受けたヘルパー137名に対し、アンビューパックの指導を受けたヘルパー数が220名と多いのは、前者が家族の

要請で初めて研修を行っているのに対し、後者は在宅人工呼吸器使用者(TPPV)の介護を行い、療の吸引を行っているヘルパーにとつては、必須の技術と考えられ、ヘルパーが協力者になっていただけなくてはいけません。緊急時や災害時だけでなく日常生活上でも、家族のみでは在宅TPPV患者の継続的栄養管理や呼吸管理は不可能であり、ヘルパーの協力体制が必要であると考えられます。

以上のような指導を実施するには、指導する医療者やヘルパーの時間的、経済的な負担が非常に大きく、手技の法的な裏付けと経済的支援の整備がぜひ必要です。

**まとめ**

十分な医療職を確保出来ない現状下で神経筋難病者の在宅呼吸療養を継続的に可能にするには、家族以外のヘルパー等への療の吸引、アンビューパックの使用法、胃腸からの流動食の注入方法の指導がぜひ必要です。これにより、介護者の医療的看護負担の軽減、患者の安全の担保、QOLの拡大が得られます。またリスクの面でも従来の療の吸引以上のリスクはないと考えられます。しかし、医療者によるマニュアル等を活用した確実な実技指導は必須です。今後これらの従来医療処置と位置づけられてきた技術を身につけたヘルパーの裾野を広げていくには、指導する医療者やヘルパーの時間的、経済的な負担を軽減する上で、手技の法的な裏付けと経済的支援(診療報酬の改訂等)がぜひ早急に必要と考えられます。

**文 献**

- 1) 丸根公子、角田孝子他：厚労社会福祉基金、たんの吸引を安全に実施するための教育講習事業、日本女医会、平成20年3月最終報告書。



## V. ALSの運動系以外の合併症

ちよつとした情動の動きで泣き顔や笑い顔になつてしまひ、自分で抑制できないことがあります。

それから肩胛間阻離という症状もあります。これは同じ筋を繰り返したり、自分の情動をなかなか抑制出来ず、自分の主張を譲らず、状況によって乱暴したりとか、精神的に異常があることを思わせるような行動が見られる場合もあります。ただし、こうした症状も変動があることも事実です。

さらに、交感神経過緊張状態といって、高血圧や頻脈が突発的に起こることがあります。一方夜間は低血圧を呈する場合もあるため、血圧が突発的に高くなるからといって血圧を下げる薬を使うのは、十分注意する必要があります。

呼吸器系では肺炎、気管支炎が多いと思ひますし、消化管症状としては咳舌、流涎過多、呑気症、胆石などが合併します。急に耳が詰まったよな感じになつて聞こえにくくなつて耳が痛むとか、そういう場合には渗出性中耳炎の可能性がありますが、耳鼻科の先生に早く診ていただく、急にまた聞こえ出すといったことがあります。

それ以外に手足の関節や筋肉の痛み、目の症状では涙が多いとかまぶしい、角膜が乾燥してしまうといった症状があります。以前は、食事のカロリー過多で肥満になったり、高血糖や脂肪肝になったりという問題もありました。また、呼吸器などのトラブル

らに呼吸筋麻痺が進行すると、夜だけではなくて、覚醒時の昼間もそういう状態を引きずり、やがて昼間にも症状が出て来ることとなります。

## 呼吸筋の麻痺に対して

ALSでは、どちらかといえば、酸素が下がってくる前に二酸化炭素が先にたまっていく傾向がありまゝ。最近は大スオオキセンサー(酸素飽和度測定器)の貸与が出来ますので、呼吸による酸素の取り込み状況を知ることが出来ます。特に呼吸筋麻痺によって乱れる夜間の呼吸状態の把握には、夜間の連続記録が非常に参考になります。一方二酸化炭素の状態を評価するには、経皮的測定器具や呼吸の二酸化炭素測定器具もありますが、まだ一般的に普及していませんので、医者が患者さんの動脈血を採血し、

## ③ ALSにおける呼吸不全の症状

急性に低酸素血症や高二酸化炭素血症が起こった時のような症状は、ALSのように慢性に進行する呼吸不全には必ずしもあてはまりません。ただ、ちよつと体を動かすとすぐく疲れやすいつか、声が小さくなるとか、あるいは食欲が低下するといった、呼吸とは別の症状から起こってくる場合が多く見られます。また呼吸不全というのは、夜間から徐々に起こることが多いのが事実です。呼吸筋に麻痺があるALS患者さんは、夜間の睡眠段階で誰にでも起こり得る睡眠中の呼吸のリズムの乱れや、呼吸が弱くなつたりする時に、より呼吸障害が強くなります。さ

るも予後を左右する場合があります。

## VI. ALS患者さんの身体機能障害の進行に対する医療・介護導入のポイント

対象となる患者さんが、①四肢・体幹運動障害、②嚥下障害、③呼吸筋麻痺、④発語機能のみでなく、残された運動機能を使つてのトータルコミュニケーション能力、⑤介護者の精神的・肉体的健康状態、疲労の状態において、どのような段階にあるかを検討して、サービスを適切な時期に導入していくことが必要と思ひます。

### ① 四肢・体幹運動障害の進行に対して

手足とか胴体の運動障害の進行に対しては、現在残っている運動機能を維持し、使わないことによる筋萎縮とか関節拘縮を予防することを主目的にリハビリを行い、過度の運動とか疲労蓄積は避けることが基本だと思います。症状の進行に伴う医療・介護のポイントについて表1にまとめました。

表1. ALS患者さんの四肢体幹運動障害、嚥下障害の進行に対する医療・介護導入のポイント

### 四肢・体幹運動障害の進行に対して

- ・通所リハビリ、訪問リハビリ
- ・移動補助具の導入：杖、歩行器、普通型車椅子、リクライニング車椅子、介助型車椅子、電動車椅子、体を支える機能のあるクッション、座位保持装置
- ・上肢機能補完器具：ポータブルスプリングパラグラー、ハンコングスタンド、ページめくり機など
- ・ポータブルトイレ：重量があり、底面積が広く、手すりがついているもの。
- ・特養施設：電動で吸引するタイプもある。
- ・シャワーチェア：背もたれが高く、肘掛けがついているものもある。
- ・リフトなどの移乗介助機器：介助で車椅子やトイレや浴槽などに乗り移るのが大変になった場合。
- ・自宅の改造：状態にあわせて少しずつ変えていく。浴室、廊下、トイレなどの手すり、バリアフリー玄関から外に出るアプローチ、リハビリ担当者や建築業者のアドバイスを受けて
- ・リクライニング・ベッドの導入
- ・適切な時期に、身体障害者手帳や介護保険の申請を勧める。

### 嚥下障害の進行に対して

- ・食事形態の変更：キザミ、ミジン食への変更
- ・粘稠度をます。トロミ添加剤を加え、ゼリー状にする。
- ・経管栄養の導入：経口食と併用しながら、栄養不良や脱水をきたさないように、早めに導入する。胃瘻が第一選択だが、困難な場合は経鼻胃管による経管栄養
- ・誤嚥防止手術：気管切開、しゃべれないが、経口摂取がかなりできる場合は、喉頭摘出術や喉頭管分離術が良い。
- ・高度の嚥下障害には、唾液の低圧持続吸引を行う。口腔内、鼻腔、咽頭吸引用の吸引器の買出し

器械にかけて酸素と二酸化炭素の分圧を測って評価することになります。

初期段階は、訪問リハビリによって呼吸筋リハビリとか排痰法を指導してもらおうことが大事だと思いますし、進行してくると、吸引器、ネブライザー、カフマシンの等の貸与が必要になってくると思います。

#### 進行期の段階

進行期に関しては、人工呼吸器(NPPV、TPPV)の導入について、患者さん、家族、医療ケアの提供者と一緒に、時間をかけて何度も話し合いを継続しながら決定していく必要があると思います。話し合いを重ねた結果、呼吸器を望まれないとの選択に至ったとしても、自らの生命を結了した形での十分生

きられるように、様々な苦痛が最大限軽減されるように支援していくことになります。

特にNPPVに関しては、飲み込み障害が進行してくると継続使用が出来ない呼吸補助装置ですので、導入する場合にはその後の措置に関して、とくにTPPVに移行するかどうかについても、よく検討したうえで選択する必要があると思います。

#### ④ コミュニケーション障害の進行に対して

まだ口でしゃべれる方は、なかなか他のコミュニケーション手段を使用しながらない傾向が強くなります。しかし、そのような段階においても、今後の随意運動障害の進行を見越して、透明文字盤も含めて第二、第三のコミュニケーション方法を習得しておくことが非常に大事ですので、リハビリの方

医師、看護師と一緒に、継続的に練習していくことが必要です。

透明文字盤もいるんなバリエーションがあり、50音が右から左へとか、左から右へとか並んでいるものや、簡単な要求文が書いてあるものとかがありますので、使いやすいものを使用していただけだと思います。

それ以外には、「トーキングエイド」、「レッツ・チャット」というのがありますし、パソコンを用いる日立の「伝の心」も非常に有用です。



います。

#### ⑤ 介護者の休息(レスパイト)に対して

介護者の方の疲労の度合いには、常に配慮する必要があります。私どもの病院は、多くの在宅呼吸療養を行っているALSの方がいらっしゃいます。在宅療養を継続していくためには、家族の方の体的(レスパイト)が不可欠です。そのために、看護的医療負担を軽減する目的で、出来るだけヘルパーさんに協力を得て、痰の吸引、出来れば胃腸からの流動食の注入もご指導するようにしています。また介護保険によるデイケア、ショートステイサービス、また東京都では年間90日利用できる在宅難病患者緊急一次入院事業などを利用して、介護者の負担を軽減してあげるといったことが必要です。その中

の方が主に関わる在宅訪問診療に移行出来るかどうか、あるいは長期療養医療施設に転院した方がいいかどうかを検討します。

在宅療養移行の方針が決定したら、患者さん家族、地域の在宅療養支援スタッフの方々に集まっていただいて、地域カンファレンスを行います。ここで、地域の方々の役割分担をはっきりさせ、緊急時の対応方法等についても話し合いを行います。その後、準備を整えて退院していただくことになるわけです。ただし、在宅を続けていくうちに病状が変化し、進行してきますので、必ず経過中には療養支援体制の微調整、再調整ということが必要だと思います。ある時点で、もう在宅継続がだめかもしれないと思われることがあるかもしれませんが、関係者との間で何度も話し合いを持っているうちに、工夫によってまだ出来るのではないかと、というような可能性もみえてきますので、是非あきらめずに微調整を繰り返すことが非常に大切ではないかと思えます。

在宅療養では、多くの人の出入りがあり、プライベートな時間をなかなか持つことが難しいと思います。十何年も呼吸療養をやっているベテランのあ

で、医療、看護、介護に関わってくれる多職種のリポーターをたくさん作っておくことも大切だと思います。

#### VII. 在宅(呼吸)療養を継続していくには、療養環境・支援体制の構築、整備、調整が不可欠

在宅で人工呼吸器を使って療養生活を継続していくためには、療養環境・支援体制の構築、整備、調整が絶対に不可欠です。

私どもの病院では、退院する前に十分関係者と検討会をもって療養環境を整えていくことを行っています。まず在宅療養が可能かどうかを、地域支援カンファレンスで検討します。ここで、ある患者さんが、当院主導の在宅訪問診療あるいは地域の主治医

患者さんは、ささやかでも家族の方だけとの大切な時間をもちたり、家族の協力を得て可能な楽しみを持つことは是非必要だ、ということを強調していらっしゃると思います。こういう時間も持ちながら、一方で、多くのサポーターを受け入れて、彼らに感謝をしなから育てていくという気持ち、それから狭いコミュニティだけの広い繋がりも是非構築して欲しい病氣の方々の広い繋がりも是非構築して欲しいただくことが大事ではないかと思えます。

#### VIII. ALSに対する「生の拡充のための医療とケア」について

最後に、ALSに対する「生の拡充のための医療とケア」についてお話しさせていただきます。

新しいALS観をもとにした「生の拡充」をはかる動的な前向き取り組み

呼吸筋が麻痺する前も、NPPVやTPPVをつけた後も、ALSと共に生きていこうとする力や創造力などと、患者さん自身に「可能性」として内在している力

と一緒に発見し、引き出ししていきたいと、私たちは考えています。病気で限られた社会、人間との繋がりを回復して、その関係の豊かさの変化をもとに、生きていく意味を見出していきたいと思っています。

#### 内的なコミュニケーション拡大の視点

言葉でのコミュニケーションとともに、それが出来にくくなっても、互いの内的な心のコミュニケーションも大切にしていって拡大していく必要があると思います。

**医療者、患者・家族との Shared decision making**  
病気の進行の段階で、ご自身一人で判断することがとても出来ない段階が次々にあると思います。日

本では個人の存在というのは、人と人との間に存在する「人間」関係の中にあるために、最終的な決定は患者さん個人だけではなくて、関わっている家族を含めた親密圏の人々、そして医療や福祉関係の人々との関わりの中で一緒に決定していく、そういうことが大事だろうと思います。

#### ピア・サポートのすすめ

ALSはまれな病気ですので、同じ病気の方やその家族が、情報や気軽に交際して励まし合えるような機会を、患者・家族会などの開催で積極的に作って、患者さん自身が情報を発信していただける場を持つことは特に必要だと思います。

私どもの都立神経病院では、院内で患者さん・家族の方と支援者に参加してもらおう会を定期的に開催

しています。そこでは、比較的症状が軽く発症して間もない方も参加していただいて、ベテランの患者さんの意見を聞いたり出来る貴重な機会を持つことができます。

#### 都立神経病院ホームページ

私どもの病院のホームページでは、「都立神経病院における吸引指導の取り組み」を掲載しています。ヘルパーさんへの指導のマニュアルなどがダウンロードできますし、動画を視聴していただくことができます。ヘルパーさんにも理解していただきやすいのではないかと思います。また、「新しいALS観」という考え方についても読むことができます。

#### IX. 最後に…ある在宅療養者の妻の手記

私の患者さんが在宅療養している患者さんの奥さんが書かれた文章を最後にご紹介してお話を終えたいと思います。

「夫がALSになって20数年、人工呼吸器を着け

替たさきりになって10数年たちました。あの日、気管切開して人工呼吸器を着けたとき、『やはりこれは自然の摂理に反した行為なのではないか?』と感じた疑問は今も続いています。あれから今まで一人の生命を担う重さにめげそうになつたり、父親のいる家庭の心の安らぎを、なにもものにもかえがたく思ったりしながら毎日を生きてきました。臆論すれば、医療行為そのものが自然に反したことかもしれません。でもそれは、時代、場所、状況によつて、人の心に許容される内容が変わっていくと思います。……これから、与えられた生命を真剣に生き続け、私が、その夫を介護する中で、沢山の経験を得て、深い感情を知り、充実した人生を送っていると感じていくことが、長年の問いに肯定的な答えを導いてくれるかと思っています。」

ご静慮ありがとうございます。

<参考になる書籍等>

- ・『新ALSケアブック』、機関誌「JALS A」
- ・『在宅人工呼吸器ポットマニュアル』
- ・『生きる力』
- ・『知らない身体』
- ・『働かない体、生きる私の、それでも幸せな日常(DVD)』 など

patients with gait disorder. It is convenient for the patients because they can move easily as long as an enough muscular power is left in their upper body. Even if a patient has weakness of the arms, a motorized wheelchair could be used. However, wheelchairs have some problems in its using environment and the user's posture. Especially, wheelchair users are apt to keep sitting posture for a long time and have less opportunities to exercise their own lower bodies. That may cause a decrease in not only muscular power of lower body with paralysis but also residual physical functions. This problem could be solved if a patient with paraplegia could walk on his/her legs as a healthy person does. Therefore, a device which helps a patient walk in his/her standing posture would be one of the solutions since he/she can locomote with his/her leg receiving a physical support. Several devices for walking support have been developed. In our study, a wearable type robot "Robot suit HAL (Hybrid Assistive Limb)" has been developed in order to physically support wearer's daily activities and heavy works. HAL-1 utilizing DC motors and ball screws shown in Fig. 1(a) was developed as the first prototype of HAL [1], and it enhanced wearer's walking by amplifying wearer's own joint torque. After developing some prototypes, HAL-3 shown in Fig. 1(b) was developed toward a more suitable system to be used in actual daily life [2, 3]. These robot suits have a power unit on each hip and knee joint, and they support functional motions of lower limbs with multiple joints simultaneously. After that, HAL-5 (see Fig. 1(c)), that is demonstrated at the 2005 World Exposition in Aichi, has been developed for whole body support. It assists human motions involving wearer's upper-body activities such as carrying heavy loads. Meanwhile, "RoboKnee" [4] and "Wearable Walking Helper" [5] have been developed to support the knee motion by using linear actuators. However, it is difficult for these two devices to support a patient with paraplegia since these devices cannot support their multiple joints in lower limbs simultaneously. As an exoskeleton to assist soldiers, disaster relief workers and other emergency personnel who needs to move long distance on foot on their fields, Kazerooni et al., [6, 7] has developed "BLEEX" that supports human's walking while carrying heavy loads on his/her back. This exoskeleton is not designed for welfare purposes, and it is too large and heavy (75 kg including exoskeleton weight and maximum payload) for patients to handle as their own supporting devices in actual daily life. To provide effective physical support according to each wearer's condition, it is necessary to strongly focus on control algorithm as well as mechanism of supporting devices. The robot suit HAL has a cybernetic control system that is a hybrid control algorithm consisted of "Cybernetic voluntary control (Bio-cybernetic control)" and "Cybernetic autonomous control (Cybernetic robot control)". The cybernetic control system can provide suitable physical support to wearers in various conditions such as a healthy person, a physically challenged person and so on by using two algorithms as complementary controls.

The features of each control algorithm are described below. The cybernetic voluntary control provides physical support according to his/her voluntary muscle activity. Power units of HAL generate power assist torque by amplifying wearer's own joint torque estimated from his/her bioelectrical signals, and the support motions are consequently controlled by wear's signal adjustment. This control was used for power assist of healthy person's activities [8], for example walking and standing up from sitting posture, and we confirmed the cybernetic voluntary control successfully supported a wearer's motion. The bioelectrical signals including myoelectricity are useful and reliable information to estimate human's motion intentions because the signals are measured just before corresponding muscle activities. Thus, the wearers receive the physical support directly by unconscious interface using the bioelectrical signals, which realize much more easily operation than manual controllers such as a joystick. HAL

23

## Intention-Based Walking Support for Paraplegia Patients with Robot Suit HAL

Kenta Suzuki<sup>1</sup>, Gouji Mito<sup>1</sup>, Hiroaki Kawamoto<sup>2</sup>,

Yasuhisa Hasegawa<sup>1</sup> and Yoshiyuki Sankai<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Graduate School of Systems and Information Engineering, University of Tsukuba

<sup>2</sup>Japan Association for the Advancement of Medical Equipment

Tenmodai 1-1-1, Tsukuba, 305-8573, Japan

Email: cyberrnoid@golem.kz.tsukuba.ac.jp

### Abstract

This paper proposes an algorithm to estimate human intentions related with walking in order to comfortably and safely support a paraplegia patient's walk. A robot suit "HAL" has been developed for an enhancement of healthy person's activities and for support of physically challenged person's daily life. Assisting method based on bioelectrical signals such as myoelectricity successfully supports healthy person's walking. These bioelectrical signals, however, cannot be measured properly from a paraplegia patient. Therefore another interface that can estimate patients' intentions without any manual controller are desired for robot control since a manual controller deprives a patient of his/her hands' freedom. Estimation of patients' intentions contributes to support not only comfortably but also safely, because an in conformity between the robot suit motion and the patient motion results in his/her stumbling or falling. The proposed algorithm, therefore, estimates patient's intentions from a floor reaction force reflecting patient's weight shift during walking and standing. The effectiveness of this algorithm is investigated through experiments on a paraplegia patient who has a sensory paralysis on both legs, especially his left leg. We show that HAL supports patient's walk properly, estimating his intentions based on floor reaction force.

**Keywords:** robot suit, paraplegia, walking support, intention estimation, floor reaction force

### 1. INTRODUCTION

People may have muscle rigidity, relaxation, involuntary contraction of muscle, and sensory paralysis due to cerebral paralysis, stroke, spinal cord injury, muscular dystrophy and post-polio syndrome. Even if people do not suffer from these physical problems, aging brings various troubles on his/her motility. Most people who have problems on the lower limbs due to these symptoms or aging are unable to walk and are bedridden all day long at worst. Moreover, this situation depresses the patients' feelings, for instance bedridden patients lose his/her life worth living. Caregivers including the patient's family also receive hard works to look after him/her, once a person has a trouble in the motility. To relieve these problems and to support the patient's independent life, it is quite important to provide a safe and convenient transportation device. A wheelchair is now used in most cases as a transportation device for

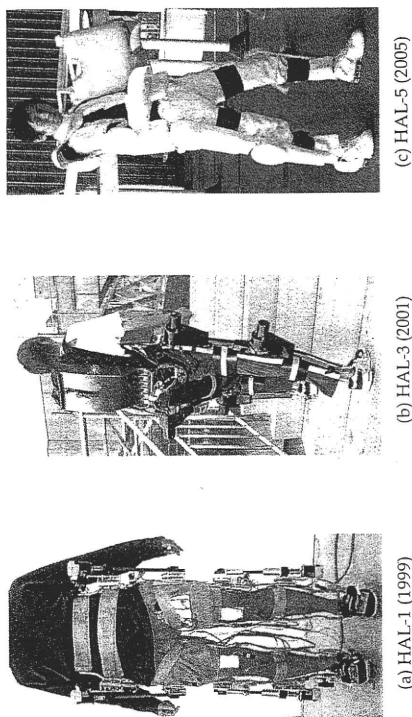


Fig. 1. Representative conventional robot suits we have developed. (a) and (b) HAL supports wearer's lower body motion. (c) HAL supports their whole body motion. A twenty kilogram load is carried on wearer's single arm.

can physically support patients with some handicaps on their lower limbs as well as healthy people because HAL supports functional motions with multiple joints simultaneously, covering whole of lower limbs. However, as a whole, a patient with gait disorder is not able to receive walking support by the cybernic voluntary control because the signals that induce a broken walking pattern are not used for the power assist, and no signal is observed in the severest case. In that case, the cybernic autonomous control can provide an effective physical support.

The cybernic autonomous control autonomously provides a desired functional motion generated according to wearer's body constitutions, conditions and purposes of motion support. While the bioelectrical signals are mainly used in the cybernic voluntary control, various kinds of information except for the bioelectrical signals, such as reaction force and joint angle can be used to provide comfortable physical supports. It can be applied to rehabilitation and walking support for the patients as well as power assist for healthy people and it enables HAL to be used as alternate body functions for their handicaps or weakness of muscular power. In that case, HAL needs to observe wearer's conditions and motion intentions from any motion information instead of his/her bioelectrical signals in order to provide a suitable support with a suitable moment. HAL-3 with the cybernic autonomous control successfully enhances healthy person's walking, stair-climbing, standing up from sitting posture and cycling, synchronizing with his/her body conditions [9]. In that work, floor reaction forces and joint angles are used as motion information to detect wearer's conditions. Posture control as well as sensing and recognition for environment including a wearer is essential technologies for an entirely autonomous physical support, but they remain to be solved. In this paper, the cybernic autonomous control among the cybernic control system is applied to the robot suit HAL in order to support a paraplegia patient's walk. Our conventional cybernic autonomous control

algorithm [9] cannot be applied to them directly due to variety of patients' body constitutions and handicaps. Generally, the human intentions in his/her mind are essentially independent from the physical interactions between a body and an environment. As far as we know, no current technologies can directly measure and extract the human intentions. However, we can sometimes guess the human intentions in his/her mind from his/her appearances or motions. Besides, we can estimate his/her corresponding intentions if we observe a motion or an appearance that is closely connected with his/her intentions. According to conventional works on human transient walking [10, 11], a COG shift to one leg is prior motion to a walk. That motion is an indispensable to swing a leg and can be observed earlier than a bioelectrical signal such as myoelectricity, because it is observed before a human starts swinging a leg, while a bioelectrical signal is observed when corresponding muscles start contracting. The COG shift can be used for an early and smart trigger to start walking supports, because the shift is involved into preliminary motions for a walk and human does not have to operate any manual switch to start the walking supports. On the other hand, gait stopping is similar to the time-reverse motion of the gait initiation, and the COG stops at around the center of both supporting legs. Therefore this paper proposes an intention estimator that can estimate his/her walking intentions from the COG shift that is closely connected with his/her intention. We define that intention-based support (including the walking support) is to provide a physical support for the next wearer's desired motion that can be predicted based on the current state or motion induced by his/her intention. In a case of walking, a human shifts the COG to a supporting leg side before he/she starts swinging a leg. If the robot suit HAL can sense the COG shift induced by his/her intention, it can predict his/her walking start and then start walking support. Our project aims to realize the comfortable walking supports for paraplegia patients that reflect the patients' intentions on the start and stop of walking, cycle and stride of walking motion, walking direction and so on. We call the walking support conforming to these various intentions of walking "intention-based walking support". It is hoped that the intention-based walking support improves the usability, safety and reliability of the robot suit HAL. As the first step, this paper focuses on three kinds of intentions: start and stop of walking and the beginning to swing a leg, and proposes a control algorithm that uses patient's residual physical functions effectively. We need to observe not only the COG shift in a lateral plane but also the forward COG shift and bending of the upper body in order to distinguish the gait initiation from other similar motions such as just stepping or changing a supporting leg for a leg relaxation. However, the robot suit HAL can understand his/her intention if we instruct the wearer to shift the COG to either of his/her legs in order to receive the physical support for swinging a leg. Therefore, floor reaction force can be one of reliable information that reflects his/her intentions without any manual interfaces if a patient can control his/her weight balance in lateral plane by holding a walking frame with own hands. The purpose of this study is that HAL helps a patient with paraplegia walk in a standing posture. Based on our conventional works, two additional functions should be developed for this purpose. First, HAL should generate a suitable bipedal walk according to patient's body constitutions. Reference trajectories for each joint support should be designed in another way because the bioelectrical signals are not observed from a patient with paraplegia. The reference motions consist of swinging wearer's leg, supporting his/her weight and shifting his/her weight from one leg to the other. Second, HAL should provide walking support according to patient's intentions that are estimated from wearer's COG shift. To achieve two functions mentioned above, this paper takes the following approaches. They are:

1. To achieve the bipedal locomotion partially based on walking patterns of a healthy person,
2. To estimate wearer's intentions from his/her COG shift that is observed by the floor reaction force and
3. To synchronize support motions with estimated wearer's intentions: the walk start, stop and the beginning to swing a leg.

The following section explains assumptions and approach of this study. Section 3 introduces the robot suit "HAL-5 Type-C" used in this experiment. Section 4 describes the proposed algorithm for walking support and intention estimation. Section 5 shows experimental results and verifies the performance of the proposed algorithm in HAL-5 Type-C. Finally, section 6 is the conclusion.

## 2. ASSUMPTIONS AND APPROACH

In this paper, a proposed algorithm is applied to the walking support for a paraplegia patient called "subject A" in this paper. He has sensory paralysis on both legs, especially left leg because of spinal cord injury by traffic accident. He can keep standing posture and slowly walk by himself with two canes. In this case, we cannot measure proper bioelectrical signals to estimate his intention during walking because of disorder of neural transmission. We, therefore, use floor reaction force instead of the bioelectrical signals in this experiment. Floor reaction force (FRF) reflects his weight shift during walking and standing. It should be noted that he can control his balance holding a walking frame and that our algorithm can estimate his intentions from his FRF. That is our algorithm synchronizes the physical support with his intentions through his controlled weight balance by using not any manual controllers such as a joystick but FRF during walking and standing. The reference patterns to the patient are extracted from healthy person's walk. The healthy person's walking motion could be suitable to the patient if he/she has the same body constitution as the healthy person. The extracted walking motion, however, should be adjusted according to the patient's body constitution and handicap conditions, for example a walking cycle and amplitude of each joint trajectory in swinging a leg.

## 3. ROBOT SUIT HAL

In the experiment, the robot suit HAL-5 clinical type (HAL-5 Type-C) which is made for the subject A is used. Figure 2 shows the overview of HAL-5 Type-C and Fig. 3 is its system configurations. As in the case of the conventional type of HAL (HAL-3), HAL-5 Type-C consists of power units, exoskeletal frames, sensors and a controller. Power units are attached on each hip and knee joints and actuate each joint by their torques. On ankle joints, springs are attached so that wearer's ankle joints could come back to a normal angle even if any external forces do not affect the joints. The spring action contributes to avoiding collisions between a toe of a swing leg and a floor. The exoskeletal frames are fixed to wearer's legs with molded plastic bands, and transmit torques of the power units to his/her legs. There are angular sensors and FRF sensors to measure motion information of HAL-5 Type-C and a wearer for wearer's intention estimation. Potentiometers as angular sensors are attached to the each joint to measure the joint angles. PRF sensors utilizing the semiconductor-type pressure sensor are implemented in shoes. Figure 4 shows the appearance of the shoes of HAL-5 Type-C with built-in PRF sensors. The weight of a wearer including HAL-5 Type-C is transferred onto the

sensor unit and measured by the pressure sensors. These sensors can also measure the distribution of load between a toe part and a heel part during walking and standing because two sensors are built in the front and rear of the shoe sole inside. In addition, a computer and batteries are attached on a wearer's waist, and motor drivers and other electrical circuits for the signal processing are allocated on each power unit. Compared with the robot suit HAL-3 (see Fig. 1(b)), HAL-5 Type-C is improved for patients' daily use since there is no large backpack on his/her back and a width of the power units in the back view becomes thin enough to pass through narrow spaces as shown in Fig. 2. Figure 5 shows angles and rotation directions of each joint described in this paper.

## 4. CONTROLLER DESIGN

In this section, we explain a controller for walking support system. Walking motion in this work shall be consist of three functions including swinging a leg, landing and supporting a body as shown in Fig. 6. In this paper, we call each span of three functions "swing phase", "landing phase" and "support phase". In the swing phase, the patterns extracted from healthy person's walk are applied as the reference patterns of the proportional and derivative (PD) control for the corresponding joints of a wearer. The reference patterns are used for the corresponding leg's control synchronizing with wearer's intention estimated by our proposed algorithm. In the landing phase, we realize the leg function for a foot landing by not tracking reference patterns but applying constant-value control. Based on our conventional work [12], we found that the knee joint of a wearer at landing instance is apt to be flexed by his/her own weight and much torque beyond the torque tolerance is needed to compensate for the knee bend. Therefore the knee joint has to be extended earlier than the reference pattern by constant-value control. In the support phase as well as the landing phase, the leg is supported by constant-value control in order to support his weight by one leg. The following sub-sections explain the details of the controller algorithm.

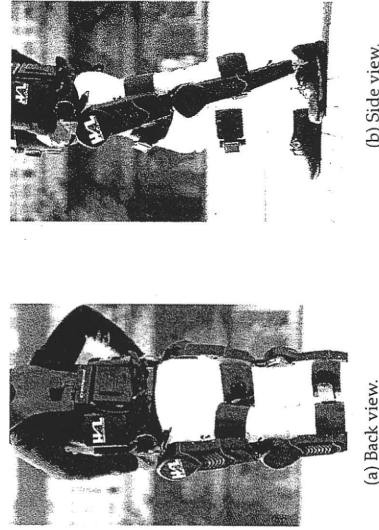


Fig. 2. HAL-5 Type-C developed for walking support of a paraplegia patient. Total weight is 15 kg.  
(a) Back view.  
(b) Side view.

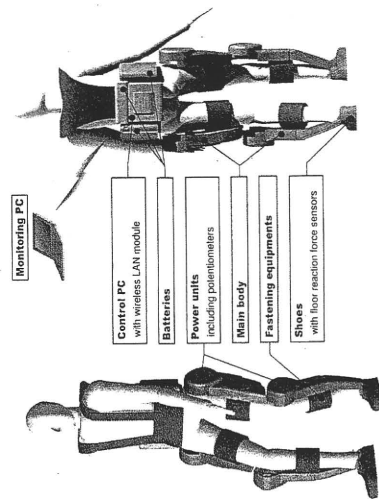


Fig. 3. System configurations of HAL-5 Type-C.

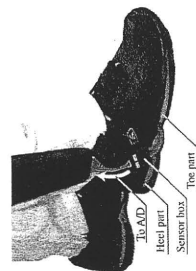


Fig. 4. Built-in floor reaction force sensors.

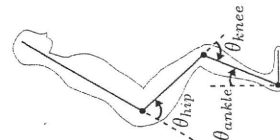


Fig. 5. Rotation directions of each joint.

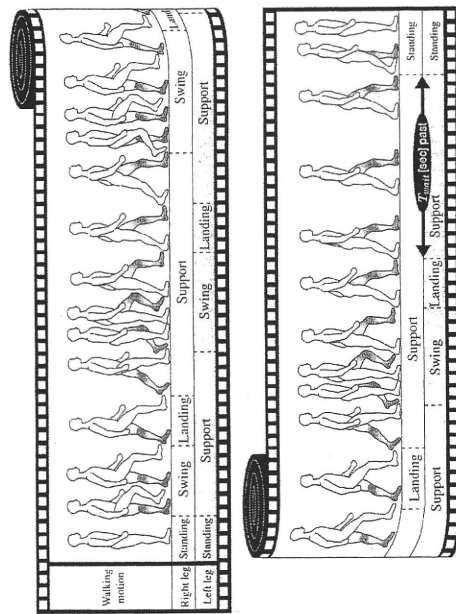


Fig. 6. Three functions in walking motion.

4.1 Reference pattern generation

As mentioned above, a swing leg in the swing phase is supported by applying reference walking patterns measured in healthy person's walk. The reference patterns are generated in the following process.

1. To measure angle data of hip and knee joints in healthy person's walk.
2. To divide a sequence of the measured walk pattern into patterns of each step and then average the walk patterns.
3. To divide the averaged pattern into three phases and extract a pattern in the swing phase.

At first, we measure a healthy person's walk to acquire the angle data of hip and knee joints during walk. In this experiment, we measure a normal walk of a man in his twenties, who has the similar body constitutions including height, weight and length of legs to the subject A. Second, a sequence of the measured walk pattern is divided into patterns in each step and then they are averaged. At this stage, we should pay attention that habits of walking and asymmetry between right and left leg step are not reflected in the extracted patterns strongly. Figure 7(a) shows walking patterns in one step averaged in this experiment. Finally, the averaged walking patterns are divided into patterns in the swing, landing and support phase. The swing phase is between a moment when a foot leaves a floor and a moment when a thigh is full flexed. The landing phase continues until a moment when a foot of the swing leg contacts a ground, and the support phase continues until a moment when one step finishes. The walking patterns extracted from a healthy person's walk are shown in Fig. 7(b), (c) and (d). Namely, Fig. 7(b) shows the reference angle patterns in the swing phase

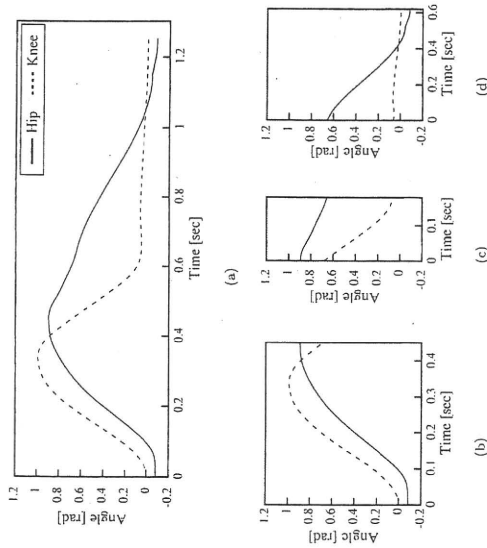


Fig. 7. Reference walking patterns of joint angle. (a) Patterns in one cycle of walk. (b) Patterns in the swing phase. (c) Patterns in the landing phase. (d) Patterns in the support phase.

used in this walking support. The PD controller to drive a leg swing needs reference angular velocity patterns as well as the angle patterns, and the angular velocity patterns are generated by differentiating the angle patterns with respect to time. In addition, the time scales of the reference patterns are linearly shorten or lengthen so that the walking cycle could be adjusted to a wearer's intentions or a wearer's body constitutions.

On the other hand, a swing leg in the landing phase is supported by constant-value control for the preparation of patient's weight support. The reference angle and angular velocity in the landing and support phase are empirically set. Table 1 shows reference values in each phase of walking support. In this table,  $\theta_{hip}$  and  $\theta_{knee}$  show the reference angle and angular velocity of a hip joint respectively, and  $\dot{\theta}_{hip}$  and  $\dot{\theta}_{knee}$  show the reference angle and angular velocity of a knee joint respectively. In addition, the hip and knee joints should be straightened through the landing and support phase in order to support a wearer's weight by one leg. Therefore, the reference angle of hip joint in the landing phase is 0 rad. Table 1, however, shows the reference angle of knee joint is not 0 rad but -0.052 rad. This over extension of the knee joint can prevent the knee joint from bending due to an impact of landing a foot and gravity. In general, it is quite harmful for human to extend the knee joint excessively, but HAL does not extend wearer's joints beyond the range of motion since fastening equipments of HAL made of rigid plastic has a little flexibility and mechanical limiters at knee joints prevent the joints from extending more than that angle. HAL controls the joint angle to keep the reference values in the support phase until the end of the single leg support phase when a foot of an opposite side swing leg touches on a floor. After the foot of the swing leg makes a contact with a floor,

	Swing phase	Landing phase	Support phase
$\theta_{hip}$ [rad]	Fig. 7(b)	0.0	0.0 (-0.7)
$\dot{\theta}_{hip}$ [rad/sec]	Time derivative of Fig. 7(b)	0.0	0.0
$\theta_{knee}$ [rad]	Fig. 7(b)	-0.052	-0.052
$\dot{\theta}_{knee}$ [rad/sec]	Time derivative of Fig. 7(b)	0.0	0.0

Table 1. Reference values in one cycle of walking support.

the reference hip joint angle of the supporting leg switches from 0.0 rad to -0.7 rad shown in parentheses of Table 1. This hip extension contributes to the smooth weight shift from a current supporting leg to a following one. Reference angular velocity of both joints in the landing and support phase consistently maintains 0.0 rad/sec through one cycle of walking support.

4.2 Intention estimator

Estimation of patients' intentions contributes to support not only comfortably but also safely, because an inconformity between the robot suit motion and the patient motion results in his stumbling or falling. Instead of the bioelectrical signals used for the control of the conventional HAL, the floor reaction force is used for an intention estimation of the subject A who can control his weight balance using two canes with his hands. The floor reaction force reflects the position of center of gravity (COG) and COG could be the reliable information for the intention estimation. For example, a leg could leave a floor and work as a swing leg safely if it does not support his/her weight. A support system "HAL" estimates which leg supports a wearer's weight when a wearer begins to swing a right or left leg and when he/she wants to stop walking. At first, for example, a right leg is considered to be a support leg when a foot contact condition:

$$f_{RH} > \alpha_{RH} \quad \text{or} \quad (1)$$

$$f_{RL} > \alpha_{RL} \quad (2)$$

is satisfied, where  $f_{RH}$  and  $f_{RL}$  are FRF of a right foot heel side and toe side, respectively. In addition,  $\alpha_{RH}$  and  $\alpha_{RL}$  are thresholds to detect a landing of a right foot. In general, the condition (1) is applied in advance of (2) since a healthy person puts a heel of a swing leg on a floor in advance of a toe. Patients with paralysis on legs such as the subject A, however, have a foot weighed down and may put a toe of a swing leg on a floor in advance of a heel. The condition (2) is effective in detecting the landing in cases of paraplegia patients. On the other hand, a left leg is considered to be a support leg when a foot contact condition:

$$f_{LH} > \alpha_{LH} \quad \text{or} \quad (3)$$

$$f_{LT} > \alpha_{LT} \quad (4)$$

is satisfied, where  $f_{LH}$  and  $f_{LT}$  are FRF of a left foot heel side and toe side, respectively. In addition,  $\alpha_{LH}$  and  $\alpha_{LT}$  are thresholds to detect a landing of a left foot. Second, for example, HAL estimates the intention that a wearer wants to swing a right leg when swing start conditions:

$$f_{RH} < \beta_{RH} \quad \text{and} \quad (5)$$

$$f_l < \beta_l \tag{6}$$

are satisfied, where  $\beta_{rh}$  and  $\beta_{rl}$  are thresholds to detect a moment when each part of a right foot leaves a floor. On the other hand, HAL estimates the intention that a wearer wants to swing a left leg when swing start conditions:

$$f_{lh} < \beta_{lh} \text{ and} \tag{7}$$

$$f_{ll} < \beta_{ll} \tag{8}$$

are satisfied, where  $\beta_{lh}$  and  $\beta_{ll}$  are thresholds to detect a moment when each part of a left foot leaves a floor. In this study, the following two constraint conditions are added to the above conditions for more stable estimation of wearer's intentions.

1. Do not start to swing a leg unless a foot of the opposite side leg is on a floor.
2. Do not swing the same leg sequentially.

HAL estimates the intention that a wearer wants to stop in his/her tracks if it pasts a certain time before the swing start conditions (5) and (6), or (7) and (8) are satisfied. In the walking support, HAL stops the sequential walking supports and helps a wearer come back to the standing posture when a condition:

$$t_{cur} - t_r > T_{unit} \text{ or} \tag{9}$$

$$t_{cur} - t_l > T_{unit} \tag{10}$$

is satisfied, where  $t_{cur}$ ,  $t_r$  and  $t_l$  are the current time and the time when the last right or left foot touches on a floor. In addition,  $T_{unit}$  is a temporal threshold to switch the walking support to the standing posture support. In this moment, the reference angles of all joints are almost zero, therefore a backward leg is replaced around a forward leg if a load on the backward leg becomes almost zero by his/her weight shift. We set  $T_{unit} = 5.0$  sec in this experiment.

**4.3 Control Architecture**

Bipedal locomotion using patient's legs is achieved by the tracking control and by phase synchronization of motion support with patient's intention. This control consists of the PD control using reference walking patterns based on healthy person's walk as shown in Fig. 7(a) in the swing phase and the constant-value control in the landing and support phase. Figure 8 shows a block diagram for this tracking control and phase synchronization. The human intention estimator (HIE) located in the upper-left part in the figure has the FRP as inputs for the estimation algorithms described in the section 4.2. Three blocks under the HIE are a library of the reference patterns in the swing phase and the reference values in the landing and support phase. The HIE allocates these references to two legs during walking. There are six ordinary PD control blocks on the right side of the HIE and the library. The upper three blocks are controllers for the right leg and the lower ones are for the left leg. The command voltages  $\tau_r$  and  $\tau_l$  to the power units on both legs are calculated by:

$$\tau_r = \hat{K}_r(C_r\theta_{ref} - \theta_r) + \hat{K}_r(C_r\dot{\theta}_{ref} - \dot{\theta}_r) \text{ and} \tag{11}$$

$$\tau_l = \hat{K}_l(C_l\theta_{ref} - \theta_l) + \hat{K}_l(C_l\dot{\theta}_{ref} - \dot{\theta}_l), \tag{12}$$

where  $\theta_r$  and  $\theta_l$  are the actual wearer's leg joint angles,  $\dot{\theta}_r$  and  $\dot{\theta}_l$  are angular velocities and subscripts  $r$  and  $l$  mean right and left, respectively. In addition,  $\theta_{ref}$  and  $\dot{\theta}_{ref}$  are the reference joint angles and the reference angular velocities, respectively. These variables including  $\tau_r$  and  $\tau_l$  have two elements that correspond to two joints: hip and knee joint.  $\tau_r$ ,  $\theta_r$ ,  $\dot{\theta}_r$ ,  $\theta_l$ ,  $\dot{\theta}_l$ ,  $\theta_{ref}$  and  $\dot{\theta}_{ref}$  are given as follows:

$$\tau_r = \begin{bmatrix} \tau_{rh} \\ \tau_{rk} \end{bmatrix}, \tau_l = \begin{bmatrix} \tau_{lh} \\ \tau_{lk} \end{bmatrix}, \tag{13}$$

$$\theta_r = \begin{bmatrix} \theta_{rh} \\ \theta_{rk} \end{bmatrix}, \theta_l = \begin{bmatrix} \theta_{lh} \\ \theta_{lk} \end{bmatrix}, \dot{\theta}_r = \begin{bmatrix} \dot{\theta}_{rh} \\ \dot{\theta}_{rk} \end{bmatrix}, \dot{\theta}_l = \begin{bmatrix} \dot{\theta}_{lh} \\ \dot{\theta}_{lk} \end{bmatrix}, \tag{14}$$

$$\theta_{ref} = \begin{bmatrix} \theta_{href} \\ \theta_{krref} \end{bmatrix}, \dot{\theta}_{ref} = \begin{bmatrix} \dot{\theta}_{href} \\ \dot{\theta}_{krref} \end{bmatrix}, \tag{15}$$

where subscripts  $rh$ ,  $rk$ ,  $lh$  and  $lk$  mean right hip joint, right knee joint, left hip joint and left knee joint, respectively. On the other hand,  $\hat{K}_r$  and  $\hat{K}_l$  are feedback gains of the joint angle errors, and  $\hat{K}_r$  and  $\hat{K}_l$  are feedback gains of the joint angular velocity errors. The different feedback gains are used in the swing, landing or support phase independently by adopting this control architecture. In addition,  $C_r$  and  $C_l$  are gains to the reference joint angles and angular velocities. These gains can adjust a joint flexion and a stride length in a wearer's supported walk. In this experiment, we set  $C_l$  larger than  $C_r$  in order to avoid collisions of a left leg which has a more severe paralysis with a floor in the swing phase.  $K_r$ ,  $K_l$ ,  $\hat{K}_r$ ,  $\hat{K}_l$ ,  $C_r$  and  $C_l$  are diagonal matrices which are given as follows:

$$K_r = \begin{bmatrix} k_{rh} & 0 \\ 0 & k_{rk} \end{bmatrix}, K_l = \begin{bmatrix} k_{lh} & 0 \\ 0 & k_{lk} \end{bmatrix}, \hat{K}_r = \begin{bmatrix} \hat{k}_{rh} & 0 \\ 0 & \hat{k}_{rk} \end{bmatrix}, \hat{K}_l = \begin{bmatrix} \hat{k}_{lh} & 0 \\ 0 & \hat{k}_{lk} \end{bmatrix}, \tag{16}$$

$$C_r = \begin{bmatrix} c_{rh} & 0 \\ 0 & c_{rk} \end{bmatrix}, C_l = \begin{bmatrix} c_{lh} & 0 \\ 0 & c_{lk} \end{bmatrix}. \tag{17}$$

Moreover, the PD gains of swing leg control  $k_{rh}$ ,  $k_{rk}$ ,  $k_{lh}$ ,  $k_{lk}$ ,  $\hat{k}_{rh}$ ,  $\hat{k}_{rk}$ ,  $\hat{k}_{lh}$ ,  $\hat{k}_{lk}$  and  $\hat{k}_{rk}$  were determined based on frequency responses and step responses of hip and knee joints. The concrete procedure is described in Appendix A.

The control flow for the walking support is as follows. At first, HAL supports a wearer's standing posture. Once the conditions shown in the equations (5) and (6) are satisfied, HAL starts the PD control for the swing phase in a right leg and for the support phase in a left leg. On the other hand, HAL starts the PD control for the swing phase in a left leg and the support phase in a right leg once the conditions shown in the equations (7) and (8) are satisfied. The PD control for a swing leg continues until HAL finishes the reference swing patterns. After that, HAL runs the constant-value control for the landing phase until the condition shown in the equation (1) or (2) is satisfied in a case of a right leg and until the condition shown in the equation (3) or (4) is satisfied in a case of a left leg. The other leg continues the control for the support phase. After HAL detects a contact between a foot of a swing leg and a floor, HAL runs the constant-value control for the support phase on both legs and continues the control until the next swing start conditions are satisfied. If the conditions are not satisfied,

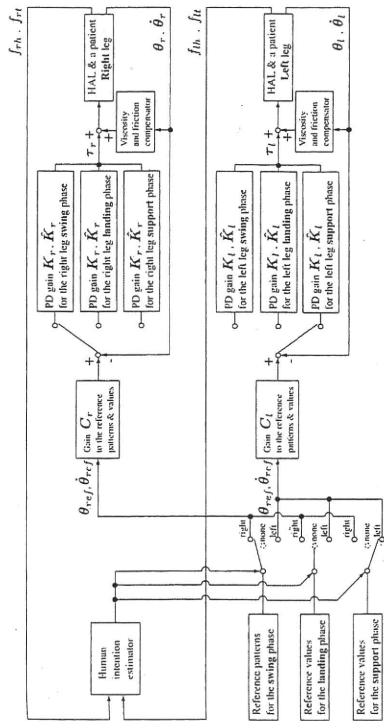


Fig. 8. Block diagram for tracking control.

two legs are kept at the final posture of the step. However, the reference angles of all joints are almost zero in this phase, therefore a backward leg is replaced around a forward leg if a load on the backward leg becomes almost zero by his/her weight shift. Thus, a wearer can come back to the standing posture. This algorithm can synchronize walking support with human intentions at a walk start instance, a walk stop instance as well as the beginning of leg swing during walking. In addition to those walking support, HAL compensates viscosity and static friction of the power units [3].

5. EXPERIMENT

The subject A is the patient who has a strong sensory paralysis especially on the left leg and can walk slowly using two canes with his both hands. Since he can stand by himself, the support aim with HAL is to help his leg swinging forward and sustaining his weight (65 kg). This support contributes to stabilize his walk by pushing a swing leg forward and by avoiding collisions of a swing leg with a floor. In this experiment, the patient is supposed to keep his own stability by holding a walking frame with his arms and a staff supports the walking frame for the sake of the patient's safety as shown in Fig. 9.

5.1 Experimental setup

In this experiment, the whole thresholds to detect a moment when a foot leaves a floor or contacts on a floor expressed as  $\alpha_{Hr}, \alpha_{Hl}, \alpha_{Hr}, \beta_{Hr}, \beta_{Hl}$  and  $\beta_{Hl}$  are finally set to 50 N based on the subject's weight and his impression after some trials. On the other hand, the feedback gains for the joint control  $k_{Hr}, k_{Hl}, k_{Hr}, k_{Hl}, k_{Hr}, k_{Hl}$  and  $k_{Hl}$  the gains to the reference joint angle and velocity errors  $c_{Hr}, c_{Hl}, c_{Hr}$  and  $c_{Hl}$  and a time span for swinging a leg are adjusted through some trials reflecting the subject's impression. The time span for swinging a leg is finally set to 0.9 sec at the time.

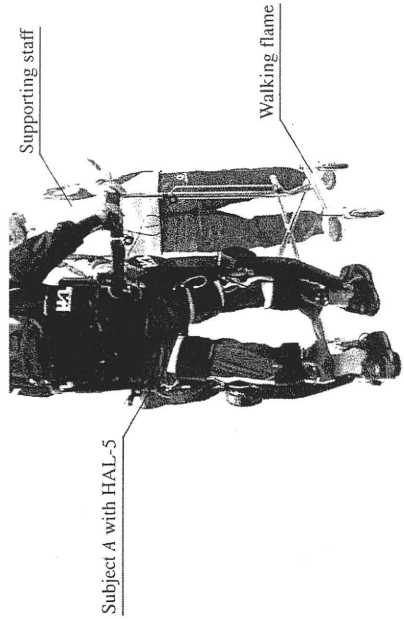


Fig. 9. Experimental setting.

5.2 Results

Figures 10 and 11 show the FRF data and phase transitions on each leg during a walking support. In both figures, one leg performs as the support leg up to a toe-off moment when the equation (6) or (8) is satisfied and then the leg performs as the swing leg for 0.9 sec and the leg begins to support his weight as the support leg from a heel-on moment when the equation (1) or (3) is satisfied shortly after the start of the landing phase. In addition, Fig. 12 shows the FRF data on both legs and the phase transitions at the start of walking support. The FRF of the heel part is almost zero since the subject A leans on the walking frame for the sake of safety. On the other hand, the FRF of the toe part reflects the shift of his COG. At first, he stands on his legs with a load distribution which the right leg supports about 250 N and the left leg supports about 350 N. After that, he shifts his COG in a direction toward his left side, and finally the right and left leg begins to perform as a swing leg and support leg, respectively when the equations (5) and (6) are satisfied. HAL starts supporting the walk of the subject A synchronizing his intentions. Figures 13 and 14 show his each joint angles, their references and torques of the power units during walking support. From the results of joint angles in these figures, his hip and knee joints follow the reference angles in a almost part of time in one cycle of the supported walk. HAL supports his walk based on a healthy person's walk as shown in Fig. 7. On the other hand, the results in a latter part of the swing phases show his joints do not follow the references, especially knee joint on his left leg which has a severe sensory trouble. The knee joint of the subject A resists the actuator of HAL since he does not get used to receiving the physical support. The tracking error will be small after enough training for relaxation of the knee joint in the swing phase.

## 6. CONCLUSIONS

In this chapter, we have proposed the algorithm to estimate patients' intentions so that the HAL-5 Type-C could support a patient with paraplegia to walk. The estimation algorithm based on the floor reaction force was investigated through the walking support experiments for a patient with a sensory paralysis on both legs. The cycle of reference walking patterns was adjusted for the patient and the walking support based on the reference walking was achieved, synchronizing with a patient's intentions estimated by the algorithm. We confirmed that the algorithm successfully estimated corresponding to a patient's intentions. However, it did not stabilize a patient's body posture and he had to maintain his balance using a walking frame with his hands. One of our future works is to develop a stabilizing algorithm and mechanism so that his hand regains its own functions.

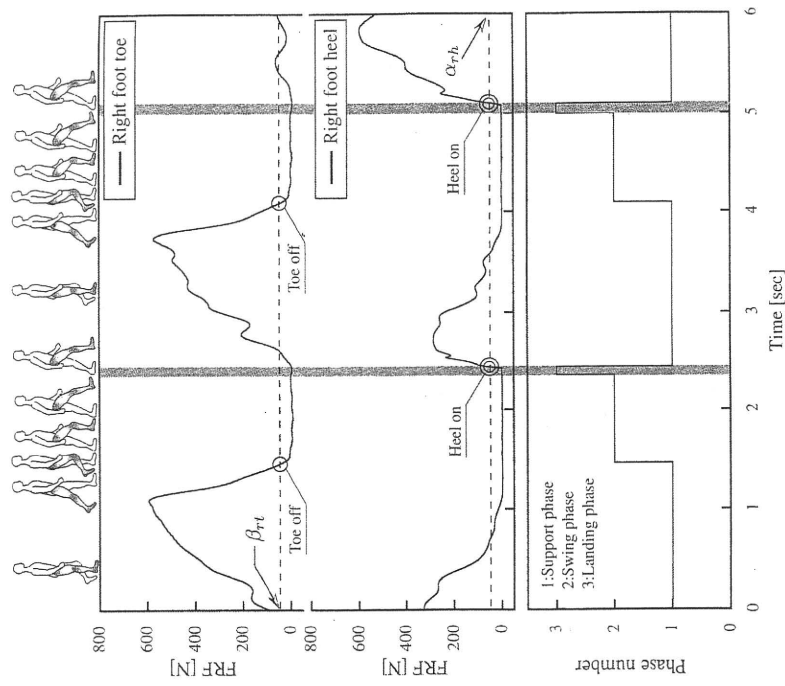


Fig. 10. Result of FRF-based intention estimation on right leg.

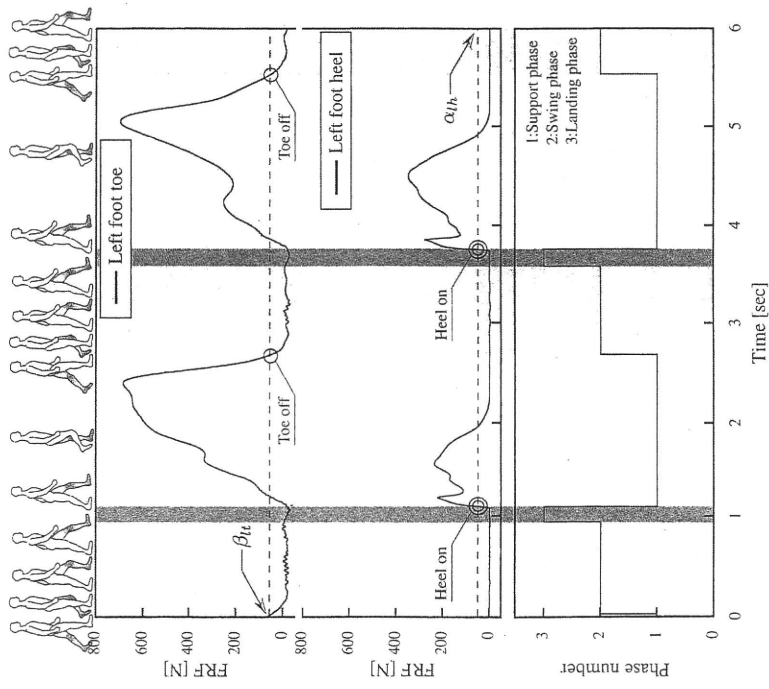


Fig. 11. Result of FRF-based intention estimation on left leg.

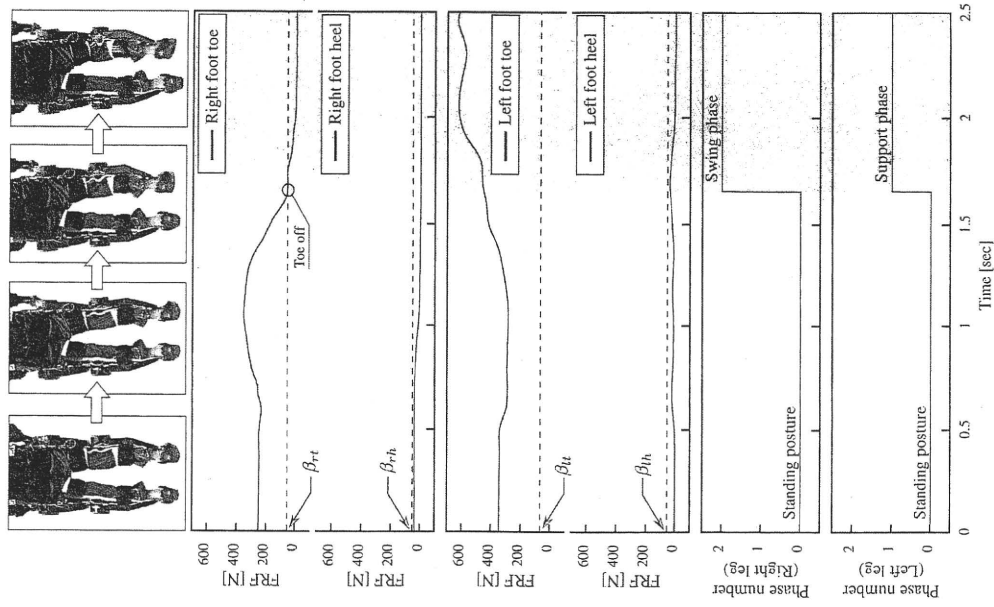


Fig. 12. Start of walking support by intention estimation.

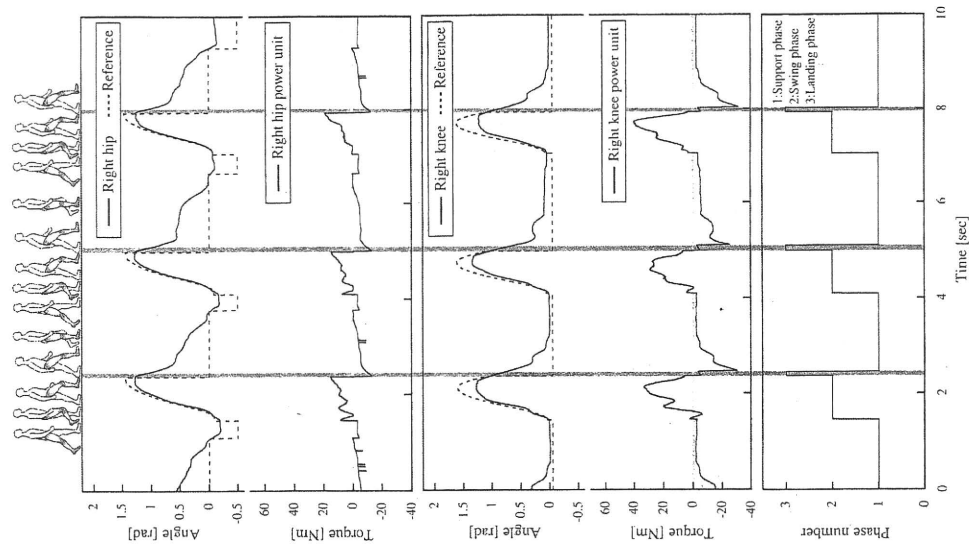


Fig. 13. Right leg joint angles with reference angles and power units' torques in each phase.

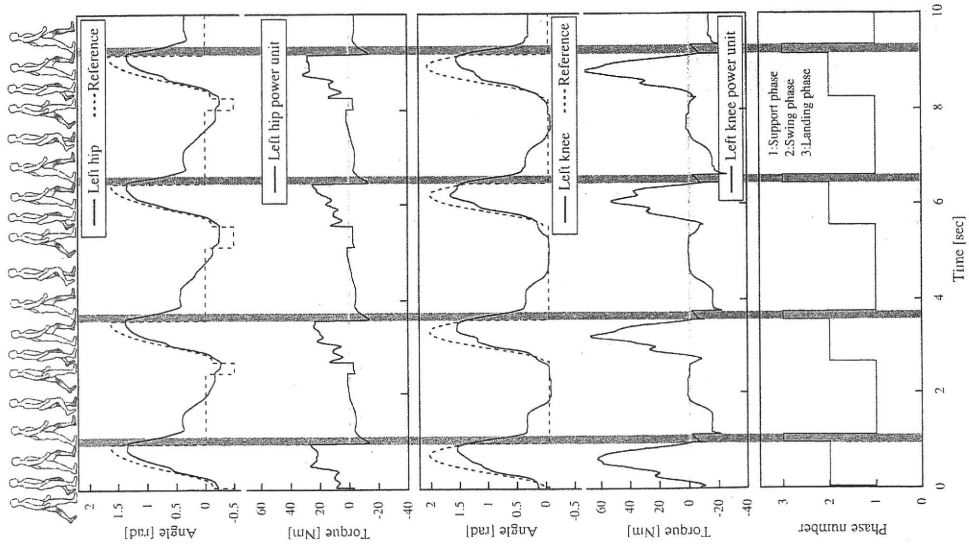


Fig. 14. Left leg joint angles with reference angles and power units' torques in each phase.