

このアクティブエアマットは、三つの稼働モードを持つ。1) すべての空気室内の圧力を大気圧とする全収縮モード、2) コンプレッサーから空気を供給し、すべての空気室が設定圧力となった全膨張モード、3) Fig. 5 (b) に示すように A, B, C の 3 系統のエアマットは順次膨張と収縮を繰り返す、褥瘡の原因となる 32 [mmHg] 以上の圧力が常に加わっている部分が順次、体幹間へ移動することで血液を能動的に送り出すことができるアクティブモードである。また、Fig. 4 (a) 中の Vent と記載されている箇所にて、空気室からの排気を装着部位へ導くことにより、皮膚表面の強制換気を行う。

3. 親和性の評価

3.1 親和性に寄与する項目
 身体に装着し、その身体動作を支援する機器では、そのシステムの有用性を評価する上で親和性は大変重要な要素となる。この親和性を、着脱プロセスが容易かどうかと短時間で評価可能な項目を“短期親和性”とし、長時間装着した際に評価できる項目を“長期親和性”と定義し、下記のとおり各評価項目を列記し、その評価を行う。

- 短期親和性：着脱プロセスの容易さ**
- 着脱時間・着脱に必要な作業量
 - 装着時の一体感/拘束感
- 長期親和性（静止時）：腕を長時間静止中での快適さ**
- 一体感/拘束感
 - 血流確保
 - 温度・湿度
- 長期親和性（運動時）：腕を運動中での快適さ**
- 一体感/拘束感
 - 温度・湿度

3.2 短期親和性
 着脱の容易さや身体への一体感という短期的な親和性の観点から、提案するアクティブエアマットを評価する。

3.2.1 着脱時間・作業量
 システムの着脱の容易さを示す指標として、着脱時間と着脱に必要な作業量がある。まず、装着時間の評価として、Fig. 6 (a) で示すようなマジックテープによる拘束を行う場合と、Fig. 6 (b) で示すようなアクティブエアマットによる拘束を行う場合に必要とする時間の比較を行う。マジックテープによる拘束では、手首側と肘側の二か所に腕を締め付ける部位が設けられており、装着側と反対の手を用いてマジックテープを操作することになる。また、アクティブエアマットでは、電磁弁を操作するスイッチが設けられている。エアマットへの供給圧力を 0.02 [MPa] とし、20 代前半の男性の健常者による比較実験結果を Table 1 に示す。着脱の双方でアクティブエアマットが必要とする時間は半分以下となっている。もし、装着者が高齢者や麻痺が両側にある場合には、マジックテープの操作に時間が必要であり、着

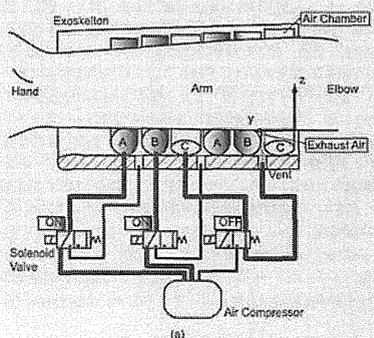


Fig. 4 Pneumatic control system of air mattress (a) Side view, (b) Top view

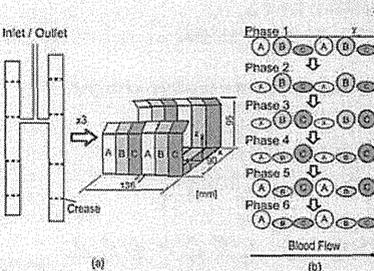


Fig. 5 Active air mattress (a) Layout of three air chambers, (b) Expansion sequence



Fig. 6 Holding cases

Table 1 Time for holding and releasing

	Holding Time [s]	Releasing Time [s]
Velcro	8	3
Air mattress	4	2

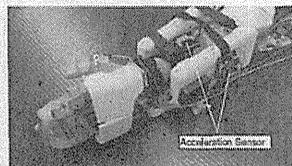


Fig. 7 Position of acceleration sensor

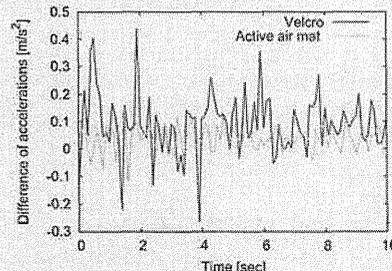


Fig. 8 Difference of accelerations measured by two sensors

脱時間の差は大きくなることが予想される。また、作業量としては、マジックテープはテープを留める作業を、機器装着する手(左手)とは反対の手(右手)で、2 回繰り返すのに対し、エアマットは給気開始のボタンを押すだけであり、作業量が大幅に軽減されている。

3.2.2 装着時の一体感/拘束感
 システムの親和性を悪化させる要因の一つに、身体と外骨格のずれが挙げられる。外骨格が軽量で、人の動きに遅れなく追従している際は、外骨格を身体の一部として認識しやすくなる。そこで、身体の動きへの追従性について評価を行う。前回の実験と同様にマジックテープとエアマットによる二つの拘束方法において評価するために、Fig. 7 に示すように、システム側と装着者側に加速度センサ (ZMP 社製 IMU-Z) を取り付け、一定間隔で腕を左右に振り、動作が安定してから 10 秒間システムと腕に付けた加速度センサ値の計測を行う。ここで、エアマットへの供給圧力は、前回同様 0.02 [MPa] とする。また、システムと装着者のずれ A_f を求める式として以下の式を用いる。

$$A_f = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n \sqrt{(a_{app}(k) - a_{arm}(k))^2} \quad [m/s^2] \quad (2)$$

ここで、システム側の加速度を $a_{app}(k)$ 、装着者側の加速度を $a_{arm}(k)$ 、データの測定回数を n とする。二つの拘束方法におけるシステム側と装着者側の加速度の差を Fig. 8 に示す。式 (2) を用いて計算の結果、マジックテープによる拘束では $A_f = 0.115$ 、エアマットの場合 $A_f = 0.052$ となり、エアマットによって拘束を行った場合、使わないものに比べて半分以下となっている。

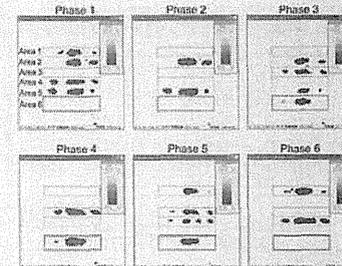


Fig. 9 Pressure distribution chart. Pressure of the gray-scale area is in a range from 32 [mmHg] to 68.3 [mmHg]

3.3 長期親和性（安静時）

装着者が安静時に重要な評価項目となる接触圧力や血行、湿度など長期的な親和性の観点から、提案するアクティブエアマットを評価する。

3.3.1 接触圧力計測

製作したアクティブエアマットを用いて、実際の外骨格型前腕支援システム装着時と同様、エアマット上に前腕を載せて脱力した状態にて、I-SCAN シート (ニッタ社製) を前腕とアクティブエアマット間に挿入して接触圧力分布を測定する。エアマットへの供給圧力を 0.02 [MPa] とし、エアマットの持つ六つの動作フェーズを 2 秒ごとに切り替える。測定された圧力分布を Fig. 9 に示す。なお、表示の下限を 32 [mmHg] としているため、白色部は 32 [mmHg] 以下であり、32 [mmHg] を超える部分は白から黒 (150 [mmHg]) の 13 段階のグレースケールで示されている。エアマットが膨張しているエリアでは前腕の荷重を支えているため、32 [mmHg] 以上の高い圧力値を示しているが、マットが収縮しているエリアの荷重は 32 [mmHg] 以下に抑制できている。また、各空気室が接触している部位ごとに六つのエリアに分類し、各エリアの最大接触圧を測定すると、エアマット膨張時の体圧は平均 53.09 [mmHg] であり、収縮時は平均 13.83 [mmHg] となった。これにより、すべての動作フェーズにおいて、エアマットが収縮している部位では 32 [mmHg] を十分に下回っており、圧力に関する褥瘡発生条件を回避できている。

一方、エアマットを用いない場合には肘部の接触圧力が 126.40 [mmHg] となり集中的に荷重が加わるが、エアマットを用いすべての空気室を膨張させると、その集中荷重が 61.96 [mmHg] まで抑制することができる。しかし、エアマットにより圧力の集中は緩和されているが、すべての空気室を同時に膨張させ腕の荷重を支える状態であっても、六つのエリアの平均圧力が 45.42 [mmHg] となった。つまり、すべてのエリアで 32 [mmHg] を上回り、血流が阻害される危険がある。そこで、アクティブに順次、膨張させる空気室を切り替え、32 [mmHg] 以下のエリアを体幹間へ移動させることで、血流を確保する必要がある。

3.3.2 血流評価

血流と皮膚温には密接な関係があり、血液が体を流ることで皮膚温は維持されている。そのため、血流阻害などにより血流量が低下すると皮膚温も低下する。また、片方の腕に圧迫を加えた場合、圧迫の度合いが強まってくるほど圧迫していない側の掌との温度差が大きくなる[9]。そこで、提案するアクティブエアマット使用時における前腕部の血流について、手の皮膚温を計測することで評価する。前腕支援システムに搭載したアクティブエアマットは、前腕拘束面が前腕外周の6割程度であり、残り4割に相当する前腕の内側は何も接触していない。その結果、掌の血流量の変化が少なく温度変化も少ない。そこで、アクティブエアマットが前腕外周のすべてを拘束できるようにした装置を新たに用いて、掌の温度変化を計測し、アクティブエアマットによる圧迫部の血流が阻害されることを確認する。実験手順として、まず、左腕をアクティブエアマットに挿入し、掌を上方向に向けて脱力し静止した状態とし、右腕はアクティブエアマットに挿入せず同様の姿勢とする。温湿度計にはKNラボラトリーズ社製のハイグロクロンを使用し、左右の掌に載せる。次に、静脈の血流と同じ方向にアクティブエアマットの切り替えを行う場合、静脈と反対方向に切り替える場合、エアマットをすべて膨張させた場合の三つのエアマットの状態において、それぞれ左右の掌の皮膚温を0.5分間隔で15分間計測する。また、平衡状態から温度を計測するために掌にセンサを乗せた状態で10分間待機したあと、アクティブエアマットを稼働するとともに、測定を開始する。血流量や皮膚温は同一個人でも自律神経活動の状態などにより個人差があるため、左右の条件を反転させて計6回の計測を行う。なお、エアマットへの供給圧力は0.02 [MPa]とし、膨張・収縮の各動作フェーズの切り替え周期は2秒とする。被験者は20代前半の男性3名、被験者の前腕最大囲は約250~262 [mm]であり、実験中の室温は23.8~28.9°C、湿度は25.3~33.2%RHである。各アクティブエアマットの状態ごとに、通常の掌の皮膚温に対するエアマットを装着した側の皮膚温の差の平均値をFig. 10に示す。負の値では、エアマット装着側の皮膚温が低いことを示す。すべての被験者において、アクティブエアマットを全膨張させた際は、アクティブエアマット装着側の皮膚温が大きく低下している。これより、血流が阻害されているといえる。また、静脈と反対方向に切り替えるも

でも若干の低下が見られ、静脈の血流の一部が阻害されていると考えられる。そして、静脈の血流と同じ方向にエアマットを膨張させた場合は、血流の低下がほとんど見られず、長時間システムを装着しても血流を阻害することがないといえる。

3.3.3 温度・湿度評価

エアマットの排気と換気として再利用した際の装着部位の温度・湿度の変化を計測する。まず、ハイグロクロン (KNラボラトリーズ社製) をアクティブエアマット上に載せ、その上から前腕を載せ、エアマットの稼働・非稼働時において前腕周辺の温度・湿度を計測する。本実験はFig. 11のように四つの状態を順次行い、0.5分間隔で180分間にわたり温度・湿度の計測を行う。なお、実験中の平均室温は28.1°C、平均湿度は53.1%RHである。また、エアマットへの供給圧力は0.02 [MPa]とし、膨張・収縮の各動作フェーズの切り替え周期は2秒とする。計測結果をFig. 12およびTable 2に示す。エアマット上に前腕を載せた直後から温度は大きく上昇し、30分で32.6°Cまで到達し安定した。その後、エアマットを稼働させると、30分後には32.2°Cではほぼ定常状態になることを確認し、エアマットを稼働させることで0.4°C低下した。湿度については、温度同様

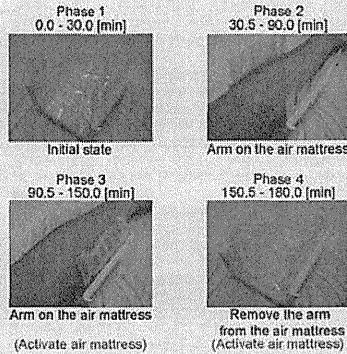


Fig. 11 Each phase of experiment

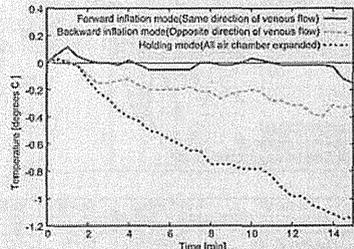


Fig. 10 Temperature difference between right and left hands

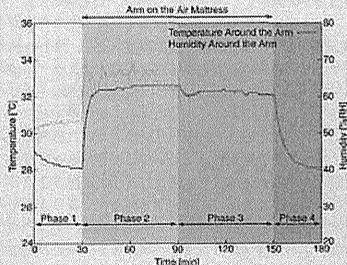


Fig. 12 Change in temperature and humidity

Table 2 Steady temperature and humidity

Phase	Steady temperature	Steady humidity
2	32.6 [°C]	64.5 [%RH]
3	32.2 [°C]	40.4 [%RH]

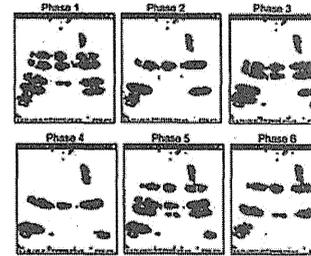


Fig. 13 Pressure distribution chart on working state

に前腕を載せた直後から大きく上昇し、64.5%RHに達した。その後、エアマットを稼働させると40.4%RHまで急激に低下し、エアマットを稼働させることで装着部位の湿度は24.1%RH低下した。湿度の低下はわずかであったが、湿度は換気により大きく抑制できたため、蒸れによる不快感も改善し、褥瘡発生条件の一つである湿潤に対しても抑制する効果が得られた。

3.4 長期親和性 (運動時)

装着者が運動を行い、支援システムが力支援を行っている場合には、腕の自重に加え、支援システムから人への支援力が作用する。また、装着者の運動量増加により安静時よりも発熱量および発汗量が増加する。よって、接触力および温度・湿度について再度、提案するアクティブエアマットを評価する。

3.4.1 接触圧力計測

装着者が運動時には、支援システムがトルク支援モードとなり、装着者の前腕の屈曲動作を支援するなど、接触面に非常に大きな力が作用する。そこで、5 [kg] のダンベルを手に持ち、Fig. 14 (b) に示すように肘関節を90°屈曲させ、前腕を地面と平行な姿勢を保持した状態の接触圧力を計測・評価する。ここでは、トルク支援モードの支援率は100%とし、つまり、上腕二頭筋から推定される人の発生トルクと同等のトルクを支援システムも発生するようにモータを制御する。計測された圧力分布をFig. 13に示す。なお、静止時の実験と同様、表示の下限を32 [mmHg] としている。Fig. 13の圧力分布図で、アクティブエアマットの空気室に浴びて六つのエリアに分類して、エリアごとに最大接触圧を測定すると、エアマットの膨張しているエリアでは前腕の荷重を支えているため、エアマット膨張時の体圧は平均108.68 [mmHg]と安静時 (53.09 [mmHg]) と比較して、大幅に増加している。しかし、収縮時は平均28.23 [mmHg]とマットが収縮しているエリアの荷重は32 [mmHg]以下に抑制できている。これによって、低圧エリアが動作フェーズの移行に伴い移動しているため、アクティブエアマットが血液を送り出すポンプの役目になっており、動作中でも血流を大きく阻害することはないと考えられる。

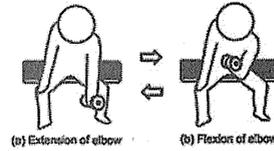


Fig. 14 Sequence of actions (concentration curl)

3.4.2 温度・湿度評価

トルク支援モード時においては、装着者が運動をしているため温度・湿度がともに上昇し不快感が増す。このような状況において、本アクティブエアマットの排気にて強制換気を行い、装着部位の温度・湿度の低減を確認する。ここで、比較のため、装着者の運動状態に合わせて全膨張モードとアクティブモードの二つの稼働モードを用意する。被験者が行うタスクとアクティブエアマットの稼働モードの関係を以下に纏める。また、本論文では、運動として、コンセントレーションカール (Fig. 14 (a) の姿勢と (b) の姿勢の往復運動) を行う。

- トルク支援モード: 積分生体電位が閾値を超え、支援システムがトルク支援
 - a) 運動時: 全システムを膨張 (全膨張モード)
 - b) 静止時: A, B, Cの3系統を順次膨張と収縮を切替 (アクティブモード)
- 追従モード: 支援システムが装着者の運動を追従
 - アクティブエアマットの全システムを膨張 (全膨張モード)
 - トルク支援モードは、対応する筋の積分生体電位が閾値を上回り、支援システムが支援率100%でトルク支援制御を行っている状態であり、コンセントレーションカールでは、人が発生する肘関節トルクと同じトルクを支援システムも発生する。ここで、肘関節角度に変化がある運動時は、エアマットの全システムを膨張し前腕を確実に固定し、システムとの一体感を得る。一方、関節角に変化がない静止時は、A, B, Cの3系統を順次膨張収縮を繰り返して血行の促進および排気による皮膚の換気を行う。また、追従モードは積分生体電位が閾値を下回り運動支援が行われず、支援システムが装着者の動作を追従している状態であり、本実験では肘関節が伸展動作を行っている状態に相当する。この状態ではエアマットの全システムを膨張し、前腕をしっかり固定し、システムとの一体感を得る。トルク支援モードにおいて、運動停止状態にある場合にはアクティブモードを行うことで、湿度の上昇抑制の効果を模擬タスクの実施により確認する。

Table 3に示すように、第1実験フェーズにて、アクティブエアマットがアクティブモードで稼働している状態で10分間安静にする。その後、第2実験フェーズでは、アクティブエアマットを全膨張させた状態で、5 [kg] のダンベルをFig. 14 (a) に示す姿勢から2秒かけて持ち上げ、(b)の姿勢で5秒間保持したあと、2秒かけて(a)の姿勢まで戻し、1秒間保持する動作を5分間繰り返す (重負荷運動)。第3実験フェーズでは、同様の重負荷運動を引き続き行う。

ここで、第2実験フェーズでは全膨張モード、第3実験フェー

Table 3 State transition of humidity comparison experiment

Phase	Time[min]	Forearm	Case 1	Case 2	Case 3
(1)	0-10	Static		Active	
(2)	10-15	Exercise	All inflated	All inflated	
(3)	15-20	Exercise	inflated	Active	Active
(4)	20-50	Static		Active	

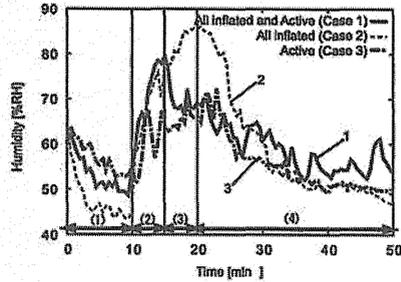


Fig. 15 Change in humidity on working state

ズではアクティブモードの場合(ケース1)と、第2実験フェーズと第3実験フェーズともに全膨張(ケース2)のものまたはアクティブモードの場合(ケース3)の、合計三つのケースで実験を行う。第4実験フェーズでは、アクティブモードにて、30分間安静状態にする。すべてのアクティブモードでは膨張収縮の切り替え周期を2秒とし、ケース1は平均室温31.0°C、平均湿度59.7%RHにて、ケース2は平均室温30.1°C、平均湿度52.7%RHにて、ケース3は平均室温28.7°C、平均湿度49.0%RHにて実験を行った。測定結果をFig. 15に示す。エアマットを全膨張したものは、どちらもタンベルの上げ下げによって湿度が大層に上昇する。しかし、途中からアクティブモードに切り替えると、15分以降に大層な湿度の低減が見られ、常にアクティブモードにしたものは、初めから湿度の上昇があまり見られなかった。これによって、動作支援中の湿度上昇による不快感の改善が行われているといえる。しかし、湿度については、安静時と同様に大きな低減効果は得られなかった。

4. ま と め

本論文では、障害者などの運動を支援するシステムにおいて、身体への親和性向上のためのアクティブエアマットを提案した。

運動支援を必要とする障害者は一般的に身体の運動機能が低下しているために、システムの装着作業自身が大きな負担となるだけでなく、運動麻痺部位にシステムを装着した場合には、その身体の重量を支える部位に自重に起因する高い接触圧力が長期にわたり同一部位に加わり、血流が阻害され、最悪の場合、褥瘡が生じてしまうことがある。また、システムを長時間装着することにより湿度が上昇し不快感の増大が起きたり、細菌の増殖が生じたりする危険性がある。よって、アクティブエアマットを研究開発し、外骨格型前腕支援システムに搭載することで、腕の装着時間および装着作業量、一体感、接触圧力、血流、湿度の点から親和性を評価し、その有効性の検証を行った。また、本技術は、障害者が作業継続のために運動支援システムを装着する場合にも、何度も着脱を繰り返さなく長時間にわたり快適に装着することにも応用可能である。

謝 辞 本研究は、科研費若手研究A 21686025の助成および、最先端研究開発支援プログラムの支援により行われた。

参 考 文 献

- [1] 平成20年度体力・運動能力調査調査結果統計表
- [2] 竹内真、山崎嘉之: "把持動作支援を可能とする装着型サイバニックハンドの開発", 情報科学技術フォーラム講演論文集 vol.9, no.3, pp.545-546, 2010-05-20.
- [3] 劉本真司, 則次俊郎, 高岩昌弘, 佐々木大輔: "シート状血液循環促進人工筋を用いたパワーアシストウェアの開発", 第7回 SICE システムインテグレーション部門講演論文集 (CD-ROM), 2G2-2, 2006.
- [4] M. Mihelj, T. Nef and R. Rietner: "Armin II—7 dof rehabilitation robot: mechanics and kinematics," Robotics and Automation, Proc. of the 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.4120-4125, 2007.
- [5] 山本洋志郎, 土井佑介, 秋山智子, 泉佳博, 水村裕和, 西嶋慶史: "褥瘡発生メカニズム解明のための生体シミュレーション(その1 有限要素法による検討)", 生体工学日本エム・イー学会誌, vol.40, no.5, pp.489-494, 2005.
- [6] Y. Hasegawa, Y. Mikami, K. Watanabe, Z. Firouzi-mehr and Y. Sanaki: "Wearable Handing Support System for Paralyzed Patient," Proc. of the 2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp.741-746, 2008.
- [7] 細野真里, 坂本二郎, 遠藤安浩, 野村豊, 須藤洋子: "褥瘡防止のための体圧分散器具の力学評価に関する研究", バイオフロンティア講演論文集, pp.119-120, 2007.
- [8] 則次俊郎, 井形俊也, 高岩昌弘, 佐々木大輔: "褥瘡(じょくそう)予防を目的とした体圧分散マットの開発", 日本機械学会論文集 C編, vol.71, no.703, pp.951-958, 2005.
- [9] 河野明正, 藤正直, 西坂剛, 井原俊, 三宅仁, 岩井拓成, 西島和彦: "サーモグラム解析による四肢血流量の推定(日本医用サーモグラフィ研究会)", 日本医科器械誌, vol.48, no.7, pp.349-350, 1978.



長谷川泰久 (Yasuhisa Hasegawa)
1996年名古屋大学大学院博士前期課程修了。三菱重工業株式会社勤務。1998年名古屋大学大学院工学研究科マイクロシステム工学専攻助手。2003年岐阜大学工学部講師。2004年筑波大学大学院システム情報工学研究科講師。2007年筑波大学大学院システム情報工学研究科准教授。2011年筑波大学システム情報系准教授。現在に至る。主な研究領域は運動・作業支援、運動制御、マニピュレーション。日本ロボット学会理事。(日本ロボット学会正会員)



田山宗徳 (Munemori Tayama)
2010年筑波大学高等専門学校専攻科修了。筑波大学大学院システム情報工学研究科博士前期課程進学。現在に至る。(日本ロボット学会学生会員)



齊藤社文 (Takefumi Saito)
2009年群馬工業高等専門学校専攻科修了。筑波大学大学院システム情報工学研究科博士前期課程進学。現在に至る。



長谷川賢晃 (Takanaki Hasegawa)
2012年筑波大学理工学群工学システム学類卒業。筑波大学大学院システム情報工学研究科博士前期課程進学。現在に至る。



山崎嘉之 (Yoshiyuki Sankai)
1987年筑波大学大学院(博)修了。工学博士。日本学術振興会特別研究員。筑波大学機械工学系助手、講師、助教授。米国 Baylor 医科大学客員教授。筑波大学機械工学系教授を経て、筑波大学大学院システム情報工学研究科教授。サイバニクス研究センターセンター長。CYBERDYNE 株式会社代表取締役 CEO。日本椅子協会の理事。日本ロボット学会理事。日本ロボット学会評議員。取次誌 Advanced Robotics 委員長。医学雑誌 Vascular Lab, Executive Editor などを兼任・担当。新領域【サイバニクス】の開拓を推進し、内閣府最先端研究開発支援プログラム研究統括。全国発明表彰 21 世紀発明賞大賞、経済産業大臣賞、The 2005 World Technology Awards 大賞など受賞。(日本ロボット学会正会員)

— 254 —

ロボットスーツ HAL による脳性麻痺患者の歩行支援に関する研究

武富 卓三*・山海 嘉之*

Walking Assistance for Cerebral Palsy with Robot Suit HAL

Takumi TAKETOMI,* Yoshiyuki SANKAI*

Abstract The purpose of this study is to propose a method of a walking assistance by using an exoskeletal system "Hybrid Assistive Limb (HAL)" for cerebral palsy (CP) patients who cannot stand up and walk due to the abnormal generation of the bioelectrical signals (BES) in their lower limbs associated with the brain disease, and to verify the effectiveness of the proposed method through a clinical trial. HAL was developed to support the voluntary movement of the wearer based on the BES. The proposed method consists of two algorithms, that is, an assistance of voluntary movement in the swing phase and an assistance of weight bearing in the stance phase. The assistance of the voluntary movement determines the rotational direction of the actuator from the ratio of the abnormal BES by using sigmoid function during the swing phase. On the other hand, the assistance of the weight bearing adjusts automatically the stiffness and viscosity of the joint during the stance phase. In the clinical walking trial with a 3-meter walk using parallel bars, we confirmed that HAL including the proposed method achieved the patient's walking assistance. Especially, the assistance of the voluntary movement in the swing phase produced his leg-swing based on the BES signals. As a result, the walking speed, cadence and stroke width of the patient with HAL during this trial are 1.6 m/min, 11.4 steps/min and 0.14 m, respectively. In conclusion, we have proposed the method of the walking assistance method and thus, confirmed the effectiveness of the proposed method.

Keywords: biomedical signal processing, motor function support, cerebral palsy, robot suit.

1. はじめに

脳性麻痺は、毎年、新生児 1000 人に 3 人程度の確率で発生しており、88% の患者が痙直型麻痺を有している [1]。痙直型麻痺患者の中でも対麻痺、四肢麻痺患者は、両下肢にみられる麻痺の影響により移動能力が制限され、補助具を用いた場合においても歩行が困難である場合、車いすでの生活を余儀なくされる。車いすの使用は、環境的要因によって活動範囲が制限されるだけでなく、筋力の低下、関節の拘縮、骨密度の低下といった、様々な身体的悪影響を併発する可能性が高い。このような問題を解決するためには、痙直型麻痺患者の随意的な歩行を実現することが極めて

重要である。我々は装着者の身体機能を強化、拡張、補助するための外骨格型ロボットスーツ HAL を開発している。また、装着者の生体電位信号 (BES: Bioelectrical Signal) を用いる随意的制御を提案している [2-4]。BES は、神経・筋活動を反映した信号の一つであることから、関節運動が困難なほど筋力が弱い状況でも計測が可能である。そのため、この制御手法は、筋の発達が未熟な脳性麻痺患者を対象とした随意的性を有する動作支援として期待できる。しかしながら、脳性麻痺患者は運動野に受けた損傷によって BES に異常を有することが想定される。したがって、脳性麻痺患者の異常な BES から随意的な操作を判別し、歩行の実現を支援する手法開発の必要性は極めて高い。

本研究ではロボットスーツ HAL による脳性麻痺患者の随意的な歩行支援を実現するため、単独での歩行が不可能な脳性麻痺患者 1 名を対象とした随意的動作支援手法と、HAL が自律的に歩行姿勢を管理する制御手法を混在させた歩行支援手法を提案し、実証試験を通じて有効性を確認する。

2. 方法

2-1 BES 計測試験

随意的制御を適用する事前試験として、痙直型麻痺を有する試験協力者が困難としている膝関節の屈伸動作時に発生する膝関節屈筋群・膝関節伸筋群の BES を計測する。なお、本研究は筑波大学の倫理委員会の承認を得た後、試験協力者から書面にて同意を得て実施した。

本試験の協力者は上下肢に痙直を有する 14 歳男性である。0 歳時、脳室内出血を起こしたことにより脳性麻痺を発症し、3 歳より自走式車椅子を使用している。移動機能は四つ這いまでであり、訓練として理学療法、作業療法を継続して受けている。また、5 歳時に座位の安定を目的としたハムストリングの選択的筋離断術を受療している。

図 1 に示すように試験協力者はサドル付きの歩行器に乗り、計測側の脚を離地させた状態となる。膝関節屈伸動作は観測者が任意のタイミングで指示し、試験協力者は指示が出されるまで腕力した状態を待機する。動作中に発生する BES は膝関節屈筋群である半腱様筋、大腿二頭筋、伸筋群である大腿直筋、外側広筋の計 4 カ所に電極を貼り付けて計測する。計測した信号から神経・筋活動の大きさを得るために行う平滑化処理は、これまで開発されてきた生体電位信号処理と同じ手法を用いる [4]。健康状態による傾向の変化を確認するため、Day1 と Day2 の間には 20 日間の休養を設ける。また、同様の計測試験を 20 代男性の健康者を対象として行い、試験協力者と健康者の BES 出力傾向を比較する。

計測試験で得られた信号をセンサ測定範囲の最大値で正規化した結果を図 2 に示す。屈伸動作時において図 2 (a) に示すように、屈筋群のみから顕著に BES が発生し、健康者と同様な傾向が得られた。しかしながら、伸展動作時では図 2 (b) に示すように、屈筋群からも顕著に BES が計測され、健康者と異なる傾向が得られた。

2-2 脳性麻痺患者の随意的動作支援手法

本節では、脳性麻痺患者の随意的動作を支援する HAL の制御方法について説明する。本研究では、歩行に必要な下肢動作をアシストすることが目的であるので、膝関節と股関節の屈曲・伸展を行うアクチュエータを有する下肢用のロボットスーツ HAL を用いる。足関節については一般的な歩行訓練と同様に、必要に応じて装具等により固定することとする。

事前試験の結果、試験協力者は伸展動作時において屈筋 BES の異常な出力が確認された。したがって、装着者の意図する脚動作を HAL によって支援するためには、異常な屈筋 BES から適切な支援トルクを生成する手法が必要である。

そこで本研究では、屈曲ならびに伸展時において屈筋 BES が全体の BES 出力に占める割合を用いて関節の回転



図 1 試験環境
Fig. 1 Experimental environment.

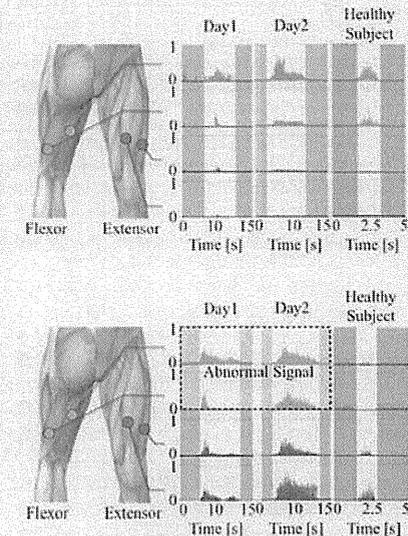


図 2 BES 計測結果
(a) 屈曲動作時における正規化された BES
(b) 伸展動作時における正規化された BES
Fig. 2 Result of BES measurement.
(a) Normalized BES during knee flexion
(b) Normalized BES during knee extension

方向を判別し、BES 出力の強度に応じた支援トルクの生成手法を提案する。

屈筋 BES が占める割合は、以下のように算出される。

生体医工学シンポジウム 2011 発表 (2011 年 9 月, 長野)
2011 年 7 月 29 日受付, 2011 年 10 月 24 日改訂, 2011 年
12 月 7 日再改訂

Received July 29, 2011; revised October 24, 2011, December 7, 2011.

*筑波大学大学院システム情報工学研究科
Graduate School of Systems and Information Engineering,
University of Tsukuba

$$x = \frac{e_{\theta}}{e_{\alpha} + e_{\beta}} \quad (1)$$

ただし、 e_{θ} 、 e_{α} はそれぞれ屈筋と伸筋の BES である、式(1)で算出された値から支援トルクの回転方向を決定する判別式は、式(2)に示すシグモイド関数を用いる。

$$\sigma_a(x) = \frac{1}{1 + e^{-ax+b}} \quad (2)$$

ただし、 a 、 b は任意の定数値である。

提案する随意的動作支援手法のトルク生成式を式(3)に示す。

$$\tau_{comp} = \begin{cases} (2\sigma_a(x) - 1) \cdot K_{ex} \cdot e_{\alpha}(\sigma_a(x)) < 0.5 \\ (2\sigma_a(x) - 1) \cdot K_{\theta} \cdot e_{\theta}(\sigma_a(x)) < 0.5 \end{cases} \quad (3)$$

ただし、 τ_{comp} Nm は随意的動作支援トルク、 K_{ex} は伸展のアシストゲイン、 K_{θ} は屈曲のアシストゲイン、 x は屈筋 BES が占める割合である。

シグモイド関数は単調増加関数であることから、提案手法を用いることにより、回転方向反転時にトルク出力値を連続的に変化させることが可能である。さらに装着者の意思に応じて変化する BES 出力の強度をトルクの出力値に反映させることで直感的な随意的動作支援を実現できる。

2-3 歩行支援手法

歩行の周期は足部が離床中の期間である遊脚期と、足部が着床中の期間である支持脚期の2種類に大きく分類される[5]。本研究では脳性麻痺患者の歩行支援として遊脚期と支持脚期を各々の動作に適した制御手法で支援し、矢状面における床反力中心に基づいて歩行状態を判別することで各々の制御を連続的に移行する手法を提案する。

2-3-1 遊脚期支援制御 遊脚期は脚を持ち上げ、前方へ振り出す期間である。遊脚における各動作の開始は随意的に行われることから、遊脚動作に対し、本研究が提案する随意的動作支援手法を用いた支援が有効である。したがって、遊脚期動作の支援として随意的動作支援手法と粘性補償制御、重力補償制御を組み合わせた遊脚期支援制御を行う。

粘性摩擦補償トルク τ_{Dcomp} Nm は、アクチュエータの粘性を D_{vis} とすると式(4)で与えられる。

$$\tau_{Dcomp} = D_{vis} \dot{\theta}_a \quad (4)$$

ただし、 $\dot{\theta}_a$ rad/sec は関節角速度である。

重力補償制御は、図3(a)、図3(b)に示すように HAL を2自由度のリンク構造としてモデル化することで、重力によって HAL の各関節に発生するモーメントを算出し、そのモーメントに拮抗するトルクを出力する。

$$\tau_{g_comp} = \frac{1}{2} \cdot m_{thigh} \cdot g \cdot l_{thigh} \cdot \sin(\theta_{obs} - \theta_a) + m_{shank} \cdot g \cdot (l_{thigh} \cdot \sin(\theta_{obs} - \theta_a) + \frac{1}{2} \cdot l_{shank} \cdot \sin(\theta_{obs} - \theta_a + \theta_b)) \quad (5)$$

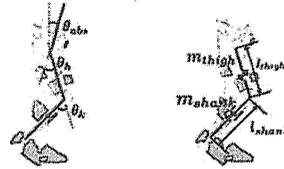


図3 下肢の2リンクモデル (a) 関節角度 (b) 質点位置

Fig. 3 2 Degree of freedom link model of leg. (a) Joint angle (b) Mass Position

$$\tau_{g_comp} = \frac{1}{2} m_{thigh} \cdot g \cdot l_{thigh} \cdot \sin(\theta_{obs} - \theta_a + \theta_b)$$

ただし、 τ_{g_comp} Nm は股関節の重力補償トルク、 τ_{Dcomp} Nm は膝関節の重力補償トルク、 θ_{obs} rad は体幹の絶対角度、 θ_a rad は股関節の関節角度、 θ_b rad は膝関節の関節角度、 m_{thigh} kg は大腿の重量、 l_{thigh} m は大腿長、 m_{shank} kg は下腿の重量、 l_{shank} m は下腿長、 g は重力加速度である。最終的な遊脚期支援制御のトルク τ_{comp} Nm を式(6)に示す。

$$\tau_{comp} = \begin{cases} \tau_{g_comp} \\ \tau_{Dcomp} \end{cases} \quad (6)$$

2-3-2 支持脚期支援制御 支持脚期は体重を支持しながら体幹を推進する期間である。健常者は支持脚中、体幹を直立させ、膝関節を伸展位に維持することで体重支持を行っている。しかしながら、試験協力者は下肢の運動機能が低下しているため、健常者と同様な姿勢の維持が困難である。したがって、HAL が自律的に動作を生成する自律制御を用いて体重支持に適した姿勢を管理し、体重支持を支援する制御を行う。

股関節の直立位維持支援として、股関節のアクチュエータに仮想的なバネ・ダンパ特性を与え、装着者の股関節を直立位に維持するために充分な弾性、粘性を関節に持たせる制御を行う。式(7)に股関節の支援トルク算出式を示す。

$$\tau_{spr,k} = \tau_{M,k} = K_k(\theta_{obs_ref} - \theta_{obs}) - D_k \dot{\theta}_{obs} \quad (7)$$

ただし、 $\tau_{spr,k}$ Nm は股関節の体重支持支援トルク、 K_k は股関節ユニットのバネ定数、 D_k は股関節ユニットのダンパ定数、 $\dot{\theta}_{obs}$ rad/sec は絶対角度の角速度、 θ_{obs_ref} rad は絶対角度の目標角度である。

膝関節の伸展位維持支援として、股関節同様、膝関節のアクチュエータにも式(8)を用いて仮想的なバネ・ダンパ特性を与える。

$$\tau_{M,k} = K_k(\theta_{obs_ref} - \theta_a) - D_k \dot{\theta}_a \quad (8)$$

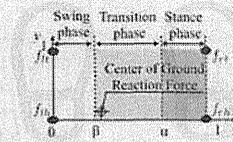


図4 右脚の歩行状態判定

Fig. 4 Walking phase determination of the right leg.

ただし、 $\tau_{D,k}$ Nm はバネ・ダンパ特性を持たせた膝関節支援トルク、 k_k は膝関節のバネ定数、 D_k は膝関節のダンパ定数、 θ_{obs_ref} rad は膝関節目標角度である。膝関節は支援期中の膝折れを抑制するため、膝関節の伸展位を維持するトルクとして $\tau_{spr,k}$ Nm を定め、式(9)に示した判別式によって膝関節の支持脚期支援制御で出力するトルクを決定する。

$$\tau_{spr,k} = \begin{cases} \tau_{D,k} (\tau_{M,k} < \tau_{D,k}) \\ \tau_{M,k} (\tau_{M,k} \geq \tau_{D,k}) \end{cases} \quad (9)$$

ただし、 $\tau_{spr,k}$ Nm は膝関節の体重支持支援トルクである。最終的な支持脚期支援制御トルク τ_{comp} Nm は、式(10)に示すように支持脚期支援制御によって生成されたトルクと粘性摩擦補償トルクを組み合わせ生成する。

$$\tau_{comp} = \begin{cases} \tau_{spr,k} \\ \tau_{Dcomp} \end{cases} \quad (10)$$

2-3-3 状態移行制御 提案する歩行支援手法は遊脚期と支持脚期の移行時に離散的となる系を連続したシステムとして扱う。したがって、各々の制御手法を連続的につなぐために、HAL に備え付けられた足底荷重センサを用いて矢状面における床反力中心に基づいて歩行状態を遊脚期、支持脚期、状態移行期の3種類に判別する。

矢状面における床反力中心 C_x は、図4に示すように、左脚かかとを原点とし、右脚つま先が1となるように正規化を行う。式(11)に C_x の算出式を示す。

$$C_x = \frac{f_{nL} + f_{nR}}{f_{nL} + f_{nR} + f_{nL} + f_{nR}} \quad (11)$$

ただし、 f_{nR} は右つま先、 f_{nL} は右かかと、 f_{nL} は左つま先、 f_{nL} は左かかとの床反力である。

歩行状態の判別式は、右足が支持脚へ移行する値を α 、遊脚へ移行する値を β と設定する。 α と β の間を歩行状態の移行区間とし、式(12)を用いて支持脚期支援制御、遊脚期支援制御を混合させたトルク τ_{comp} Nm を出力する。

$$\tau_{comp} = \frac{C_x - \beta}{\alpha - \beta} \cdot \tau_{spr,k} + \frac{\alpha - C_x}{\alpha - \beta} \cdot \tau_{Dcomp} \quad (12)$$

2-4 HAL 装着歩行試験

本試験では図4に示す HAL 福祉用 (CYBERDYNE 社) を使用する。HAL 福祉用は、HAL の下肢モデルである



図5 ロボットスーツ HAL Fig. 5 Robot-Suit HAL.

HAL-5 Type-C をベースに開発され、左右の股関節と膝関節の屈曲・伸展動作をアシストするアクチュエータを備えている。関節アクチュエータや BES センサ、角度センサ、足底荷重センサなどの仕様は基本的に HAL-5 Type-C と同じである[4]。HAL 福祉用は足関節にアクチュエータを持たないため、試験協力者は短下肢器具により足関節を固定した上で HAL を装着する。BES を計測する筋群は、事前試験と同様である。また、回転方向判定式の定数値は事前試験で確認した屈曲動作時及び、伸展動作時における屈筋 BES の割合に基づいて決定する。遊脚期における弾性係数及び、粘性係数は、HAL が中空において任意の姿勢維持が可能値とする。支持脚期における弾性係数及び、粘性係数は、試験開始前に、装着者が平行棒と HAL を用いて静止立位維持が可能となる値に調整する。状態移行制御に用いる α 、 β についても試験開始前に、患者の主観的な脚上げ意思と HAL による歩行状態判定結果の対応が α 、 β に調整する。

歩行試験開始時、試験協力者は平行棒内において免荷 0 kg で立位となり、姿勢を安定させて待機する。歩行開始の指示と同時に歩行を開始し、可能な限り速く歩行を行う。各々の歩行周期に対する提案手法の有効性は、遊脚期において BES と生成トルクを比較し、支持脚期において関節角度と生成トルクを比較することで確認する。また、平行棒内歩行 3 m における歩行時間、歩数を計測し、歩行速度、歩幅、ケーンダンスを求める。計測の際、前後 1 m に助走距離、減速距離を設定する。HAL 未装着時においても同様な試験を行い、比較を行う。

3. 結果

図6(a)に HAL 未装着時の歩行姿勢、図6(b)に HAL 装着時の歩行姿勢を示す。HAL 未装着時には体幹が屈曲位になるが、HAL 装着時は体幹が伸展位に維持されていることが確認できた。

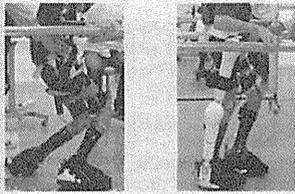


図6 平行棒使用時の歩行姿勢

(a) HAL未装着時
(b) HAL装着時

Fig. 6 Gait using the parallel bars.

(a) Without HAL
(b) With HAL

図7に右股関節、右膝関節のBES、出力トルク、関節角度変化を示す。白色の領域は遊脚期、濃い灰色の領域は支持脚期、薄い灰色の領域は状態移行期である。股関節トルクは遊脚期においてBESの波形を反映しており、支持脚期において角度に依存した値が出力されていた。膝関節トルクは、6秒付近の遊脚初期において屈曲方向に出力され、8秒付近の遊脚終期で伸展方向に出力された。支持脚期では体重支持トルクが生成されており、膝関節角度を伸展位に維持できていた。

HAL装着時において平行棒内歩行3mに要した歩数は21 steps、時間は1.83 minであった。よって、歩行速度1.64 m/min、ケータダンス11.45 steps/min、ストライド長0.143 mでの歩行を実現できることが確認できた。HAL未装着時は、平行棒内歩行が確認できなかった。試験協力者からは、「容易に脚上げができていると感じる。」「下肢で体重を支持しながら歩行していると感じる。」という感想が得られた。

4. 考 察

遊脚期に生成されるトルクが、装着者が随意的に行う動作と同方向へ生成されていたことから、本提案手法によって試験協力者の遊脚期動作を支援できていたと考えられる。また、支持脚期中、股関節を直立位に維持し、膝関節を伸展位に維持できたことから、提案手法を用いることで試験協力者が単独での体重支持を実現できたと考えられる。したがって、本提案手法は矢状面における床反力中心に基づいて歩行状態の判別を行い、遊脚、支持脚を適切に支援できていたことが確認できた。

また、歩容評価の比較として、HAL未装着0kg免荷状態における歩行試験を行ったが、歩行の計画が不可能であった。したがって、本提案手法によって、試験協力者の単独歩行を実現できたと考える。試験協力者が0kg免荷状態での歩行を実現できたことから、本提案手法は単独での立位維持が困難な脳性麻痺患者に対する有効な歩行支援

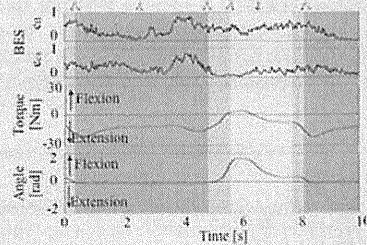
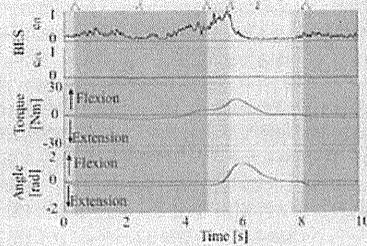


図7 平行棒内歩行時における正規化されたBES、出力トルク、関節角度

(a) 右股関節
(b) 右膝関節

Fig. 7 Normalized BES, output torque and joint angle while walking using the parallel bars.

(a) Right hip joint
(b) Right knee joint

手法となることが期待できる。

歩行中、試験協力者は下肢での体重支持を認識していた。したがって、下肢の体性感覚が刺激されていると考えられる。脳性麻痺患者の動作訓練において、適切な感覚刺激と運動活動の提示は、脳の可塑性に働きかけ運動機能を向上させる要素であり、運動活動の提示するロボットを用いた動作訓練によって粗大運動能力が向上した例も報告されている[6, 7]。そのため、HALを装着して歩行を繰り返すこと、未装着時における動作の改善も期待できる。

脳性麻痺の特徴は多種多様である。そのような課題に対応するため、複数の試験協力者への適用試験を行うことで症状の共通点と個別に対応すべき点を確認する必要があると考える。

本研究で提案した制御手法は日常動作へ対象動作を拡張することが可能と考えている。しかしながら、現在のシステムでは装着に介助が必要となる。したがって、動作支援

手法だけでなく単独での装着を実現する技術を開発し、脳性麻痺患者全体の支援システムへ発展させていく。

5. ま と め

本研究ではロボットスーツHALによる脳性麻痺患者の歩行支援手法を実現するため、単独での歩行が不可能な脳性麻痺患者1名を対象とした随意的動作支援手法と、HALが自律的に歩行姿勢を管理する制御手法を混在させた歩行支援手法を提案し、実証試験を通じて有効性を確認した。

本研究の成果により、自力移動が困難な脳性麻痺患者が本人の意思に基づき日常動作を実現し、車いすから離れて環境に依存せず行動可能となることが期待される。

謝辞 本研究は、グローバルCOE:「サイバニクス」プログラムならびに、FIRST:「最先端人支援技術研究」プログラムの支援により行われた。また、JBMES2011においてベストリサーチアワードを受賞した。

文 献

- Krägeloh-Mann I, Cans C: Cerebral palsy update. *Brain & development*, **31**(7):537-544, 2009.
- Kawamoto H, Sankai Y: Power assist system HAL-3 for gait disorder person. in Proc. of the 2002 Int. Conf. on Computers Helping People with Special Needs (ICHP 2002). Linz, pp. 196-203 (2002).
- Lee S, Sankai Y: Power assist control for walking aid with HAL-3 based on EMG and impedance adjustment around knee joint. in Proc. of IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems (IROS 2002). Lausanne, pp. 1499-1504 (2002).
- Hayashi T, Kawamoto H, Sankai Y: Control method of RobotSuit HAL working as operator's musculoskeletal biological and dynamical information. Proc. of IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, 2-6, Aug. (2005), pp. 3455-3460.
- Jacquelin P, 武田功・弓岡光徳ほか監訳, 歩行分析—正常歩行と異常歩行, 医歯薬出版株式会社(2007).
- Meyer-Heim A, Borggraefe I, Ammann-Reiffer C, Berweck S, Sennhauser FH, Colombo G, et al.: Feasibility of robotic-assisted locomotor training in children with central gait impairment. *Dev. Med. Child Neurol.* **49**:900-906, 2007.
- Borggraefe I, Meyer-Heim A, Kumar A, Simon Schafer J, Berweck S, Heinen F: Improved gait parameters after robotic-assisted locomotor treadmill therapy in 6-year old child with cerebral palsy. *Mov. Disor.* **30**, 23 (2):280-283, 2008.

武富 卓三 (タケトミ タクミ)

2011年筑波大学大学院博士前期課程修了、修士(工学)、現在、同博士後期課程に在学し、2011年文部科学省グローバルCOEプログラム「サイバニクス:人・機械・情報系の融合複合」SRA研究員、「内閣府最先端研究開発支援プログラム」(健康長寿社会を支える最先端人支援技術研究)に従事、特に、装着型ロボットによる脳性麻痺の動作支援に関する研究開発を行う。IEEE Student Member.



山海 嘉之 (サンカイ ヨシユキ)

1987年筑波大学大学院工学研究科修士、工学博士、筑波大学機械工学系助教、米田 Baylor 医科大学客員教授を経て、現在、筑波大学大学院システム情報系教授、サイバニクス研究センター長、内閣府最先端研究開発支援プログラム「健康長寿社会を支える最先端人支援技術研究プログラム」研究統括、サイバニクス国際教育拠点リーダー、人・機械・情報系の融合複合新領域「サイバニクス」を開拓し、ロボットスーツHAL、生理・運動・神経系のセンシング技術・研究を推進。



日本ロボット学会理事、日本松子検出と治療学会会長などを歴任。

自力運動困難な麻痺患者に対するロボットスーツを用いた新しい随意運動訓練 —重度脊髄損傷患者への臨床適用—

林 知広*・岩月 幸一**・長谷川 真人*・田上 未来*・山海 嘉之***

A New Voluntary Exercise using Robot Suit for Patients Having Difficulty in Active Movement —Clinical Application to Severe Paraplegic Patients—

Tomohiro HAYASHI,* Koichi IWATSUKI,** Masato HASEGAWA,* Miki TAGAMI,* Yoshiyuki SANKAI***

Abstract The importance of voluntary exercise and sensory input in rehabilitation training after spinal cord injury (SCI) or cerebrovascular disease has been demonstrated by recent studies. However, the voluntary exercise is an impossible task for severe paraplegic and hemiplegic patients who cannot move their lower limbs by themselves. The purpose of this study is to verify whether these patients can perform a new voluntary exercise by using a robot suit which generates walking motion in place of the wearer's paralyzed muscles by detecting their voluntary bioelectrical signals. Two severe SCI patients who can barely produce neuromuscular activation but cannot move their lower limb participated in this study. Experimental results demonstrated that the robot suit was able to detect their voluntary neuromuscular activities via bioelectrical signals and provide stepping and walking motion having appropriate temporal relationship with the voluntary activities. In addition, the proposed voluntary exercise using the robot suit can significantly promote neuromuscular activities of the target muscles more than passive exercise.

Keywords : robot suit, rehabilitation training, voluntary exercise, sensory input, spinal cord injury.

1. はじめに

脊髄損傷や脳血管障害後のリハビリテーション（以下、リハ）では、自力運動が困難であっても、廃用症候群を防止で予後の向上を図るためには可能な限り早期から離床して動かない手足を動かしていく早期リハが有効とされている[1-4]。

脊髄損傷や脳血管障害患者の回復を促進する上で、随意運動および運動に伴う感覚入力の重要性が示されている[5-10]。自力運動が困難な場合の訓練としてはタスク指向の感覚刺激を与えるためのロボットを用いた歩行訓練法[11-14]があるが、随意的神経・筋活動から運動を生成して感覚入力を受け取るという、通常の随意運動のようなフィードバックループを構築することが難しい。

我々はロボットスーツ HAL (Hybrid Assistive Limb) を開発してきた[15-20]。HAL は装着型のロボットで、装着者と一体となり運動を行うことができる。HAL が患者の生体電気信号に基づいて麻痺のある運動機能を補助・補完することで、随意的神経・筋活動と運動に伴う求心性入力との間に適切な因果関係を構築できると考えられる。

そこで、本研究では、運動開始意思を検出して患者に代わって運動を実行するロボットスーツを用いることで、重度麻痺患者に対する新しい随意運動訓練の実現可能性を検証することを目的とする。特に、重度の不全対麻痺患者を対象として、感覚刺激が重要とされる歩行運動の中でも転

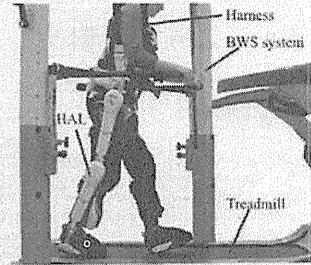


図1 ロボットスーツ HAL-HT01A を使用した BWS トレッドミル歩行訓練の様子
Fig.1 BWS treadmill walking with the robot suit HAL-HT01A.

倒の危険性が低い Body Weight Support (以下 BWS) 訓練[10]を行う。

2. 方法

2.1 ロボットスーツによるアシスト方法

本研究で用いたロボットスーツは図1に示す HAL-HT01A (CYBERDYNE 社) である。HAL-HT01A は下肢用のロボットスーツで、左右の股関節と膝関節の屈曲・伸屈動作をアシストするアクチュエータを備える。足関節については一般的な歩行訓練時と同様に、装具等を併用して底背屈中間位で固定した。

受傷後間もない時期などで自力運動が困難なほど重度の麻痺がある場合には、随意的な神経・筋活動を検出できる部位がごく一部に限られ、加えて痙性などの不随意的な筋活動を伴う可能性が高い。このような患者が歩行中の全ての神経・筋活動を自ら制御することは困難である。そこで、歩行に必要な神経・筋活動の中から患者が実現可能なものに絞って随意性を強化できる訓練法が必要となる。患者が行えない残りの動作については、ロボットスーツが代わりに実行・制御する必要があることから、その制御方法として、文献[20]に示す自律的制御法を用いた。本研究では、この制御法を用いるにあたり、より多様な筋から訓練対象を選べるように改良を加えた。

文献[20]の自律的制御法では、あらかじめ歩行フェイズごとに分割した運動パターンを用意し、ロボットスーツがフェイズを判断して各関節で実行する運動パターンを切り替える。歩行フェイズとしては「両脚支持期」「左遊脚/右単脚支持期」「右遊脚/左単脚支持期」の3つを定義した。両脚支持期から左右の遊脚/単脚支持期へ遷移するための随意的な神経・筋活動を検出し、それをトリガとして運動アシストのフェイズを切り替える(図2)。また、遊脚/単脚支持期の終了条件すなわち両脚支持への遷移条件

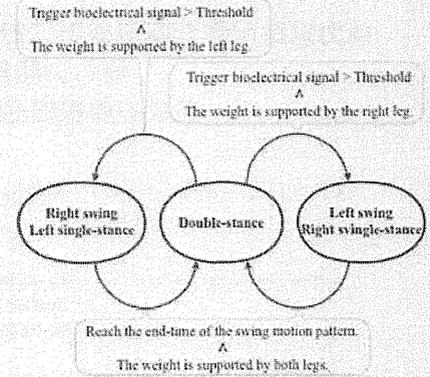


図2 フェイズの遷移条件。トリガ生体電気信号の閾値はそれぞれの脚に対して設定される。
Fig.2 Phase transition conditions. The thresholds for the trigger bioelectrical signals are determined for each leg.

は、目標運動パターンが終端に到達することである。遊脚/単脚支持のアシスト中に遊脚/単脚支持への遷移条件を満たさなくなった場合でも、次の両脚支持の姿勢を作るように、目標パターンの終端まで動作を継続する。

随意的神経・筋活動を検出するため、左右の脚から随意性を訓練したい筋をそれぞれ一カ所を選び、皮膚表面から得られた生体電気信号に平滑化処理をおこなったものをトリガ電位信号とする。両脚支持期においてトリガ電位信号が閾値を超えた時に遊脚/単脚支持期の運動パターンを開始する。

閾値は弛緩時の電位信号(以下、この基準をベースラインと呼ぶ)に対して設定する。閾値の大きさは装着者の随意的な信号変化量に応じて決める必要があるため、アシスト開始前に筋収縮を意識した時と弛緩した時の信号を計測し、装着者の主観的な筋収縮意思とロボットスーツによる判定結果の対応が適切に調整する。また、ベースラインが運動訓練中に変動する可能性を考慮し、トリガ電位の長周期の変動を抽出する文献[20]の方法を用いてベースラインのオンライン推定も行う。

重度の麻痺がある場合には不随意的な神経・筋活動が見られる場合も多く、生体電気信号のみからは遊脚の活動か支持脚の活動かを判断できない可能性もある。そこで、HAL が支持脚と遊脚を取り違えないように、足底荷重センサの情報から体重を支えている脚を判断する[20]。

従来筆者らが用いていた手法では、トリガとして選べるのは遊脚側のみであったが、両脚期から遊脚/単脚支持期

生体医工学シンポジウム 2011 発表 (2011年9月, 長野)
2011年7月29日受付, 2011年11月5日改訂, 2011年12月15日再改訂
Received July 29, 2011; revised November 5, 2011, December 15, 2011.

* CYBERDYNE 株式会社 つくば研究所
CYBERDYNE Inc. Tsukuba R & D center.

** 大阪大学大学院医学系研究科脳神経外科
Department of Neurosurgery, Osaka University Graduate School of Medicine.

*** 筑波大学大学院システム情報工学研究科
Center for Cybernetics Research, University of Tsukuba

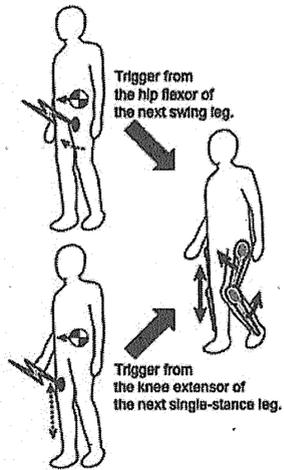


図3 トリガ信号と支持脚判定によるフェイズ遷移
Fig. 3 Phase transition based on the bioelectrical trigger signal and estimated stance limb.

に移行する際には、遊脚側は足の持ち上げ動作、支持脚側は膝折れ防止のための膝伸展動作を行う。そこで、本研究では、支持脚側の筋活動もトリガとして選択できるようにソフトウェアを改良した。それにより、図3に示す通り、遊脚の持ち上げをトリガとする場合には、(1)遊脚側のトリガ電位が閾値を超えている、(2)対側脚に体重が移行している、という二つの条件を同時に満たした時に同側の遊脚動作/対側の単脚支持動作を開始する。また、支持脚側の膝伸展をトリガとする場合には、(1)トリガ電位が閾値を超えている、(2)同側脚に体重が移行している、という二つの条件を同時に満たした時に同側の単脚支持動作/対側の遊脚動作を開始する。

2.2 試験参加者と試験条件

本研究には2名の脊髄損傷患者(P1, P2)が参加した。P1は24歳男性で受傷部位はC5、受傷後2年の不全四肢麻痺であり、下肢の筋収縮は、わずかに触知できる程度で関節運動がみられなかった。試験参加時において、膝を伸ばそうと意識した際に、外側広筋から生体電気信号が検出可能であった。そこで、外側広筋の信号をトリガ生体電位とし、支持脚の膝伸展(膝折れ防止)を意識したときに、HALが同側の単脚支持/対側の遊脚フェイズ動作を開始するようにした。

P2は36歳男性で受傷部位はT7-T8、受傷後2年半であり、本試験参加の1年前に幹細胞移植手術の一つである自家幹細胞移植手術[21]を受けた。手術前は臨床的に完全対

麻痺であり、本試験に参加した時点で下肢の関節運動を随意的に行うことは困難であった。試験参加時において、足を持ち上げようとした際に大腿二頭筋から生体電気信号が検出可能であった。そこで、大腿二頭筋の信号をトリガ生体電位とし、遊脚の持ち上げを意識したときに、HALが同側の遊脚/対側の単脚支持フェイズ動作を開始するようにした。

連続歩行を実現するためには、トリガに指定した筋の収縮から弛緩に要する時間と歩行周期が合うように、装着者の能力・状態に応じて目標パターンのパラメータを決める必要がある。そこで、随意的収縮を行ってから弛緩状態(ベースライン近傍)に戻るまでの時間を調べる予備試験を行った。その結果、P1については約3秒を要したため、単脚支持期(対側の遊脚期)を1.5秒に設定し、それに合わせてトレッドミル速度を0.4 km/hに設定した。P2はトリガの大腿二頭筋を一度収縮させると5秒以上持続してしまうことがあり、トレッドミルの最低速度でも収縮・弛緩の繰り返し間に合わなかった。そこで、P2にはメトロノームで提示された音に合わせて交互に足を踏み足踏み動作を行ってもらうことにした。提示する時間間隔は、弛緩状態に戻るための十分な時間的余裕を設けるため9秒に設定した。また、遊脚期の時間はP1と同じく1.5秒とした。これ以上長くすると、単脚支持の姿勢維持に支障を来す恐れがあったためである。

提案する随意運動訓練を受動運動訓練と比較するため、以下の2つの条件の歩行動作を行った。

受動運動：フェイズ遷移の判定には生体電位トリガを用いない。HALは足底荷重センサーから支持脚の切り替わり(体重移動)を検出してアシスト動作フェイズを切り替える。装着者は麻痺部の随意運動を特に意識しない。

随意運動：提案した随意運動訓練を行う。装着者はトリガとなる随意運動を意識する。

目標運動パターンやHALの制御パラメータは、随意運動と受動運動との間で同じ設定を用いた。

受動運動、随意運動それぞれでHALの動作に慣れるための練習を10分程度行った。その後、1試行あたり3分から5分を目安に連続歩行または足踏み運動を行った。それぞれの試行間には十分な休憩を挟んだ。

免荷量はHALのアクチュエータにより支持脚を維持できるように調整した。P1, P2ともにHALの重量を含めた全体重の40%に設定した。受動運動、随意運動を通して同じ免荷量とした。

なお、本研究は筑波大学の倫理委員会の承認をえた後、全ての試験参加者から書面にて同意を得て実施した。

2.3 比較評価方法

随意運動時には随意的な神経・筋活動が加わるため、受動運動時よりも信号が大きくなると考えられる。本研究で

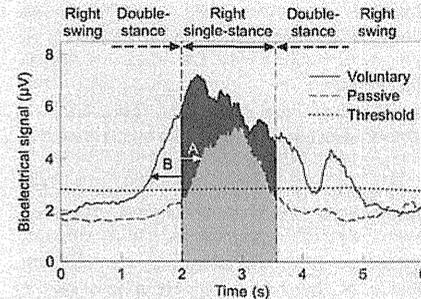


図4 トリガ電位信号の平均波形の例。P1の右脚から計測された20歩分の信号を平均したもの。受動運動では単脚支持期のアシスト動作が開始されてから電位信号が上昇した(矢印A)。一方で、随意運動ではフェイズが切り替わる前にトリガ電位が上昇した(矢印B)。

Fig. 4 Mean patterns of the trigger bioelectrical signal. These are calculated from 20 steps of the trigger signals measured from the right leg of P1. In the passive exercise, the bioelectrical signal was increased after starting the motion assistance for the single stance phase by the robot suit (Arrow A). In contrast it was increased before starting the assistance in the new voluntary exercise (Arrow B).

は、受動運動と随意運動での神経・筋活動量を、以下の二点で比較した。

(a) 両脚支持期から遊脚/単脚支持期へ遷移した瞬間におけるトリガ電位信号。

(b) 遊脚/単脚支持期中のトリガ電位信号の積分値。電位量の比較には、運動開始・停止時を除いた定常的な運動時の20歩分の計測値を用い、各試験参加者それぞれの脚について、WelchのT検定を行った。有意水準は5%未満とした。

3. 結果

歩行時のトリガ電位信号の例として、P1の右脚から計測した信号の平均波形を図4に示す。受動運動時の電位信号は比較のために計測したもので、HALの制御には用いられなかった。

受動運動では単脚支持フェイズに切り替わりアシスト動作が開始されてから電位信号が上昇した(図4の矢印A)。一方、随意運動時にはフェイズが切り替わる前にトリガ電位が上昇した(図4の矢印B)。受動運動時には、装着者は下肢を随意的に動かそうと意識しなかったため、フェイズ切り替わり後にあらわれた生体電位の変化は、HALの運動に伴う感覚刺激により引き起こされた神経・筋活動を表していると考えられる。一方で随意運動時には

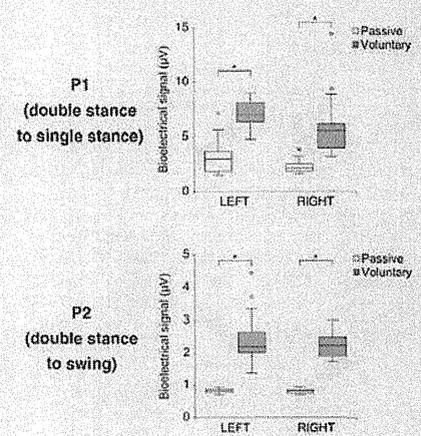


図5 両脚支持期からフェイズが切り替わった時刻のトリガ電位信号 (* $p < 0.01$, $n = 20$).

Fig. 5 Boxplot of the trigger bioelectrical signals at phase shifting from the double-stance phase. * $p < 0.01$, $n = 20$.

積極的に麻痺部を動かそうと意識したため、HALのアシスト前に現れたトリガ電位の上昇は、随意的な神経・筋活動を反映したものと考えられる。

両脚支持期から遊脚/単脚支持期へ切り替わった時刻(図4の2秒の時点)のトリガ電位を図5に示す。P1, P2ともに随意運動時には電位が高くなっており、試験参加者それぞれの脚について、有意水準1%で統計的有意差が確認された。

さらに、アシスト動作中のトリガ電位の積分値(図4の網掛け部に相当)を図6に示す。全ての脚において、受動運動時よりも随意運動時の方が積分値が増加した($p < 0.01$)。

4. 考察

随意運動時には、フェイズ遷移後のHALによる運動が開始される前にトリガ生体電位が上昇することが確認された。この上昇は受動運動時には見られず、トリガ対象部位の運動を意識したことで起きたものであり、随意的な神経・筋活動を反映したものと考えられる。この上昇分をトリガとして歩行運動をアシストできたことから、自力運動困難な患者であってもロボットスーツを用いることで随意的な神経・筋活動を反映した歩行または足踏み運動が実現可能であることが確認された。

さらに、トリガ検知の瞬間だけでなく、その後の動作

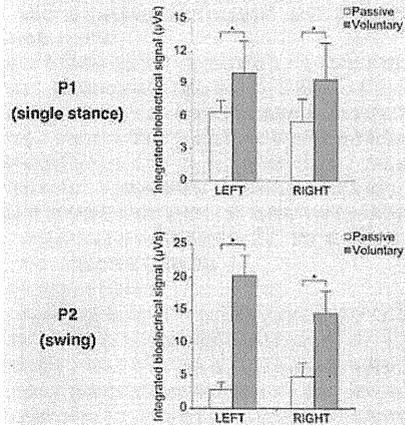


図6 随意運動の対象フェイズにおけるトリガ電位信号の積分値。P1は単脚支持期、P2は遊脚期を対象とした。エラーバーは標準偏差を表す (* $p < 0.01$, $n = 20$)。Fig. 6 Integrated bioelectrical signals during the swing phase (P1) or the single-stance phase (P2). Error bars indicate standard deviations. * $p < 0.01$, $n = 20$.

フェイズ中においても、随意運動の方が受動運動よりも神経・筋活動量が増大した。これは、ロボットスーツが生成する運動により随意的な神経・筋活動と同期した求心性の神経刺激が得られ、筋・神経系の活動が促進されたものと考えられる。随意的な神経・筋活動をトリガとしてロボットスーツが運動を生成することにより、受動訓練を行うよりも筋・神経系を効果的に賦活できる可能性が示されたことは、ニューロリハビリテーションの発展の観点からも意義がある。今後は、提案した随意運動訓練を継続した場合の運動機能の回復を定量的に評価することが重要である。

本研究で示した運動訓練はロボットスーツが関節運動を制御することにより運動パターンを生成可能であるため、下肢の自力運動が困難、あるいは部分的に運動を行えるが筋力の微調整が困難な患者が対象となる。ロボットスーツの制御方法には自律的制御手法の他に、患者の生体電気信号に基づき関節の動きそのものを制御する随意的制御手法があり[16, 19]、両者を組み合わせて用いることが可能である。患者が部分的にでも筋力の調整能力を獲得できれば、段階的に随意的制御手法に置き換えることで、難易度の高い訓練に移行できると考えられる。

また、脳血管障害後の片麻痺の場合は、非麻痺側の運動機能は比較的良好であるため、麻痺側に本研究で用いた生体電位トリガに基づく制御手法を用い、非麻痺側に随意的

制御手法を用いることで、歩行訓練が可能になると考えられる。今後、片麻痺者についても、生体電位トリガを用いた運動訓練により筋・神経系を賦活可能であるかを検証する予定である。

最後に、自力運動困難な患者に対するロボットスーツを用いた運動訓練の安全性について述べる。運動機能が不十分な患者に対する歩行訓練では十分な安全性を確保する必要があるが、免荷装置の使用を前提とすることで立位姿勢に伴う転倒の危険性を極めて小さくできる。また、麻痺後に立位をとる際に考慮が必要となる起立性低血圧などについては、現在実施されている早期リハビリと同様に専門医等による病態管理・健康管理を行うことで安全性を確保可能である。実際に、本研究で実施した運動試験を通して有害事象は特に認められなかった。また、トレッドミルおよびHALの緊急停止を要するような事象も起きなかった。以上より、提案した歩行訓練方法は安全性の面から実際の医療現場での実現性・有用性が十分に見込まれる。

5. まとめ

本研究では、自力運動が困難な重度脊髄損傷患者に対する新しい随意運動訓練を実現するため、麻痺側の不十分な生体電気信号から運動開始意思を検出して患者に代わって運動を行うロボットスーツを用いた歩行訓練試験を実施した。重度脊髄損傷者2名による歩行訓練試験において、自力運動困難な重度麻痺患者がロボットスーツを用いることで随意的な神経・筋活動と同期した歩行・足踏み運動を実施可能であることが確認された。また、随意性を伴わない受動運動訓練時と比較すると、提案した随意運動を行うことで訓練対象の筋・神経系を効果的に賦活可能であることが示された。次の課題として提案した随意運動による運動機能回復効果の定量的評価を行う予定である。

謝辞 本研究の一部は、内閣府最先端研究開発支援プログラム「健康長寿社会を支える最先端人工支援技術研究プログラム」の支援により行われたものである。

文 献

- Sumida M, Fujimoto M, Tokuhira A, Tominaga T, Magara A, Uchida R: Early rehabilitation effect for traumatic spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil*. 82 (3): 391-395, 2001.
- Scivoletto G, Morganti B, Molinari M: Early versus delayed inpatient spinal cord injury rehabilitation: an Italian study. *Arch Phys Med Rehabil*. 86 (3): 512-516, 2005.
- Musico M, Emberti L, Nappi G, Galtagirone C: Early and long-term outcome of rehabilitation in stroke patients: the role of patient characteristics, time of initiation, and duration of interventions. *Arch Phys Med Rehabil*. 84 (4): 551-558, 2003.
- Bernhardt J, Dewey H, Thrift A, Collier J, Donnan G: A

- very early rehabilitation trial for stroke (AVERT): phase II safety and feasibility. *Stroke*. 39 (2): 390-396, 2008.
- Lotze M: Motor learning elicited by voluntary drive. *Brain*. 126 (4): 866-872, 2003.
- Gómez-Pinilla F, Ying Z, Roy RR, Molteni R, Edgerton VR: Voluntary exercise induces a BDNF-mediated mechanism that promotes neuroplasticity. *J Neurophysiol*. 88 (5): 2187-2195, 2002.
- Saeki S, Matsushima Y, Hachisuka K: Cortical activation during robotic therapy for a severely affected arm in a chronic stroke patient: a case report. *J UOEH*. 30 (2): 159-165, 2008.
- Harkema SJ, Hurlley SL, Patel UK, Requejo PS, Dobkin BH, Edgerton VR: Human lumbosacral spinal cord interprets loading during stepping. *J Neurophysiol*. 77 (2): 797-811, 1997.
- Colombo G, Dietz V, Müller R: Locomotor activity in spinal man: significance of afferent input from joint and load receptors. *Brain*. 125 (12): 2626-2634, 2002.
- Behrman AL, Harkema SJ: Locomotor training after human spinal cord injury: a series of case studies. *Phys Ther*. 80 (7): 688-700, 2000.
- Colombo G, Joerg M, Schreiber R, Dietz V: Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. *J Rehabil Res Dev*. 37 (6): 693-700, 2000.
- Reinkensmeyer DJ, Aoyagi D, Emken JL, Galvez JA, Ichinose W, Kerdanyan G, Maneekobkunwong S, Minakata K, Nessler JA, Weber R, Roy RR, Leon RD, Bobrow JE, Harkema SJ, Edgerton VR: Tools for understanding and optimizing robotic gait training. *J Rehabil Res Dev*. 43 (5): 657-670, 2006.
- Veneman JF, Kroidhof R, Hekman EE, Eshelkamp R, Van Asseldonk EH, van der Kooij H: Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 15 (3): 379-386, 2007.
- Banala SK, Kim SH, Agrawal SK, Scholz JP: Robot assisted gait training with active leg exoskeleton (ALEX). *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 17 (1): 2-8, 2009.
- Okamura J, Tanaka H, Sankai Y: EMG-based prototype powered assistive system for walking aid. in Proc. Asian Symposium on Industrial Automation and Robotics, Bangkok, Thailand, pp. 229-234, 1999.
- Nakai T, Lee S, Kawamoto H, Sankai Y: Development of power assistive leg for walking aid using myoelectricity and flux. in Proc. Asian Symposium on Industrial Automation and Robotics, Bangkok, Thai, pp. 285-299, 2001.
- Suzuki K, Mito G, Kawamoto H, Hasegawa Y, Sankai Y: Intention-based walking support for paraplegia patients with robot suit HAL. *Adv Rob*. 21 (12): 1441-1449, 2007.
- Eguchi K, Kawamoto H, Hayashi T, Sankai Y, Yoshida T, Shimizu T, Ochiai N: Use of a wearable robot—the hybrid assistive Limb—to assist walking in a stroke patient: a case report. *Proceedings of the 5th world congress of the ISPRM*, pp. 27-29, 2009.

- Hayashi T, Kawamoto H, Sankai Y: Control method of robot suit HAL working as operator's muscle using biological and dynamical information. in Proc. International Conference on Intelligent Robots and Systems 2005, 2-6 Aug., pp. 3455-3460, 2005.
- 林知広, 岩月幸一, 山本嘉之: 神経・筋活動の制御に支障がある重度対麻痺患者の脚上げ意思推定と歩行アシスト. 日本機械学会論文集 C編. 77 (774): 439-449, 2011.
- Lima C, Escada P, Pratas-vital J, Branco C, Arcangeli CA, Lazzeri G, Alberto C, Maia S, Capucho C, Hasse-ferreira A, Peduzzi JD: Olfactory mucosal autografts and rehabilitation for chronic traumatic spinal cord injury. *Neurorehabilitation*. 24 (1): 10-22, 2010.

林 知広 (ハヤシ トモヒロ)

2002年筑波大学大学院修士課程理工学専攻修士。2010年同大学大学院博士課程システム情報工学専攻単位取得退学。修士(工学)。2007年よりCYBERDYNE株式会社研究員、ロボットスーツ、運動訓練支援システム、人間-ロボット協調技術などに関する研究開発に従事。2005年IEEE RAS Japan Chapter Young Award受賞。

IEEE, 日本機械学会、計測自動制御学会の会員。



岩月 幸一 (イワツキ コウイチ)

1988年徳島大学医学部医学科卒業。医学博士。茨木医誠会病院脳神経外科部長を経て、現在、大阪大学大学院医学系研究科脳神経外科講師。筑波大学大学院システム情報系客員准教授。ポルトガル共和国エラスモニッ病院にて臨床研修後、脊髄損傷患者に対して我国初の自家嗅球移植を実施。

日本脳神経外科学会・専門医および評議員、日本脊髄外科学会・指導医、日本レーザー医学会監事、会誌編集委員、日本脳神経外科コンgres運営委員・プログラム委員。



長谷川 真人 (ハセガワ マサト)

2010年ボストン大学理学療法学科理学療法博士課程修了。理学療法士。東京大学医学部附属病院勤務を経て、2010年CYBERDYNE株式会社に入職。CYBERDYNE STUDIO 責任者(研究員兼任)として、同施設内のトレーニング施設HAL FITにてロボットスーツHALの運用方法開発に従事する。専門領域は、神経系リハビリテーション、老年学、介護予防、理学療法管理、セラピューティックレクリエーション学など。

日本理学療法士協会会員兼国際部協力部員、American Physical Therapy Association 正会員。



田上 未来 (タガミ ミキ)

2010年茨城県立医療大学大学院保健医療科学研究科博士前期課程修了、理学療法修士。2010年博士後期課程に入学し現在に至る。2010年より財団法人茨城県科学技術振興財団「生活支援ロボット研究推進事業」において茨城県立医療大学プロジェクトメンバーとして研究に従事する。同年、CYBERDYNE 株式会社に入職。トレーニング施設 HAL FIT において HAL を用いたトレーニングに従事する (研究員兼任)。専門領域は、内部障害理学療法学、基礎理学療法学。

理学療法士協会会員、呼吸ケア・リハビリテーション学会会員、心臓リハビリテーション学会会員。



山海 嘉之 (サンカイ ヨシエキ)

1987年筑波大学大学院工学研究科修士、工学博士。筑波大学機能工学系助教授、米国 Baylor 医科大学客員教授を経て、現在、筑波大学大学院システム情報系教授、サイバニクス研究センター長、内閣府最先端研究開発支援プログラム「健康長寿社会を支える最先端人支援技術研究プログラム」研究統括、サイバニクス国際教育拠点リーダー、人・機械・情報系の融合複合新領域「サイバニクス」を開拓し、ロボットスーツ HAL、生理・運動・神経系のセンシング技術・研究を推進。

日本ロボット学会理事、日本松子検出と治療学会会長などを歴任。



視覚情報提示による手すりへの依存荷重フィードバックシステムの開発*

佐邊 綾太郎¹, 林 知広², 山海 嘉之³

Development of Visual Feedback System Based on the Load on Handrails

Ryotaro SABE¹, Tomohiro HAYASHI and Yoshiyuki SANKAI¹ Systems and Information Engineering, University of Tsukuba
1-1-1, Tennodai, Tsukuba, 305-8573, Japan

Patients with cerebral palsy who have gait problem need to receive gait training in order to regain the ability to walk without relying on the assistive devices including walkers or canes. It is important for the patients to recognize to how much they depend on the assistive devices by using their arms because the goal is to decrease the dependence on the assistive devices. The purpose of this study is to create a new visual feedback system for helping the patients recognize their dependence on the assistive devices. We developed the new visual feedback system, which measures the load that the patients exert on the handrails, and directly shows this load by using a display. Walking trials of the ten-meter walking test were performed with one patient who has cerebral palsy and one healthy person in order to compare the load that they exerted on the handrails. The visual feedback system was able to measure the load on the handrails and to show it to the patient while he walked. Consequently, the patient was able to recognize the load on the handrails and decreased the dependence on them. This result suggests the new visual feedback system is effective in helping patients to practice to decrease the dependence on the handrails during gait training.

Key Words : Gait Training, Dependence on Assistive Devices, Visual Feedback System, Load on Handrails Measurement, Medical and Welfare Assistance, Rehabilitation

1. 緒 言

歩行は、日常生活において頻度が高い重要な移動手段であり、ADL (Activities of Daily Living) との関連が強い。脳性麻痺に伴う歩行障害¹⁾のために自立した歩行ができない患者は、歩行器や杖などの歩行補助具につかまり、上肢を使って体重の一部を支えることで歩行する。したがって、患者が歩行補助具への依存の程度 (以下、依存度) を少なくし、可能な限り自立した歩行を練習することは、患者の ADL の向上に繋がると考えられる。自立した歩行を獲得するために、患者は歩行訓練を行う必要がある。特に脳性麻痺患者の歩行をはじめとする運動発達に関して、早期訓練の重要性が指摘されており²⁾、上下肢の機能的発達の限界はおおよそ 10 代後半であると指摘されている³⁾。また、歩行訓練において、患者が自らの歩行状況を把握し、身体動作を随意的に調整しながら歩行訓練に取り組むことで、患者の歩行が改善された例が報告されており⁴⁾、歩行状況を把握しながら歩行訓練に取り組むことが重要であると考えられる。

歩行訓練において、一般的に、患者は歩行補助具を用いて訓練に取りくむ。歩行補助具として歩行器を用いる場合、患者は歩行器の手すりを掴み、上肢で体重の一部を支えることにより歩行訓練を行う。したがって、歩行器の手すりにかかる荷重を計測できれば、患者の歩行器への依存度を知ることができ、歩行の状況を把握できると考えられる。手すりにかかる荷重以外に、支持脚荷重に着目する方法もあり、これは靴の中に圧力や荷重を計測するセンサを組み込むことで実現できる。しかし、足の大きさや形状、補装具の有無により要求される靴の仕様は異なるため、各患者に合わせた靴を基にシステムを開発する必要があり、一方、手すりにかかる荷重を計測

する場合、歩行器に備え付けられている調整機構により、同一のシステムで様々な患者を対象とすることが可能である。また、患者は歩行能力に見合った歩行補助具を用いて訓練に取りくむことが望ましく、患者が依存することで把持部位にかかる荷重は、各患者に適した歩行補助具を決定するための評価指標として活用可能であると考えられる。さらに、歩行訓練ごとに把持部位にかかる荷重量を計測し続け、その推移を評価することで、各患者の有する症状の回復具合を医学的観点から評価することも可能であると考えられる。以上のことから、本研究では、手すりにかかる荷重に着目する。

歩行訓練の際、患者が自らの歩行状況を把握できるように、理学療法士は患者の歩行を観察し、患者が意識して取りくむべき点をリアルタイムに指摘する。患者の歩行には、身体の重心位置や筋電位など、計測装置を使用しないと認識できない情報がある。目視だけでは判断できない身体情報を計測し、視覚的に情報を提示することで、患者が歩行状況を把握するために必要なフィードバックを行うシステムが開発されてきた^{5)~12)}。しかし、患者が歩行訓練の際に、歩行器の手すりにかかる荷重をフィードバックするシステムはこれまでに存在しなかった。歩行器の手すりにかけている荷重を認識し、自らの歩行状況を把握しながら訓練することで、患者は手すりへの依存度の低い歩行を獲得でき、ADL が向上すると考えられるので、患者が歩行器への依存度を把握できるフィードバックシステムの開発が望まれる。フィードバックに用いる情報として、聴覚情報、触覚情報、視覚情報がある。聴覚情報を用いたフィードバックは定量的な情報提示には適切であるが、複数の情報の同時提示には不適切である。また、触覚情報は複数の情報の同時提示には適切であるが、定量的な情報提示には不適切である。手すりへの依存度は、左右別で定量的に提示することが望ましいため、視覚情報をフィードバックに用いることが適切だと考えられる。さらに、視覚情報による提示は患者以外にも認識可能なため、歩行訓練において理学療法士が患者の歩行を指導するうえで有効であるといえる。

そこで本研究では、歩行訓練中の脳性麻痺患者が歩行器に依存することで手すりにかかる荷重 (以下、手すりへの依存荷重) を、患者に対して視覚的にフィードバックするシステムの開発を目的とする。なお、本システムの対象者は、歩行器の免荷装置を使用することなく手すりの把持のみで歩行可能であり、かつ、認知機能障害を有していない脳性麻痺患者とする。さらに、適用可能性試験を実施し、幼少期の脳性麻痺患者が本システムの提示画面を見ながら歩行することにより、手すりへの依存荷重を認識し、手すりへの依存度の低い歩行を獲得できることを検証する。

2. システム構成

本研究で開発する視覚情報提示による手すりへの依存荷重フィードバックシステム (Visual feedback system based on the load on handrails) の構成を図 1 に示す。本システムは、手すりへの依存荷重を計測する依存荷重計測システム (Exerted load measuring system)、および、視覚情報を用いて荷重量を患者に提示する視覚情報提示システム (Visual information display system) からなる。依存荷重計測システムは、依存荷重計測ユニット、歩行器、データ通信デバイスで構成され、視覚情報提示システムは、データ処理ユニット、提示画面で構成される。歩行器に搭載された依存荷重計測ユニットにより計測されるデータは、Bluetooth による無線通信でデータ処理ユニットへと送信される。受信したデータをもとに手すりへの依存荷重量が算出され、荷重量を視覚的に表示画面が患者に対して提示される。このことより、歩行器を用いた歩行訓練において、患者は手すりへの依存荷重をリアルタイムに認識しながら訓練に取り組むことができる。

以下で、依存荷重計測システム、および、視覚情報提示システムについて述べる。

3. 視覚情報提示による手すりへの依存荷重フィードバックシステム

3-1 依存荷重計測システム

ここでは、依存荷重計測手法、依存荷重計測ユニットの仕様、および、開発した依存荷重計測システムについて述べる。

* 原稿受付 2012 年 3 月 15 日

¹ 学生員、筑波大学 (〒305-8573 茨城県つくば市天王台 1-1-1)² 正員、CYBERDYNE (株) つくば研究所 (〒305-0818 茨城県つくば市学園南 D25-1)³ 正員、筑波大学大学院システム情報系 (〒305-8573 茨城県つくば市天王台 1-1-1)

E-mail: sabe@golem.kz.tsukuba.ac.jp

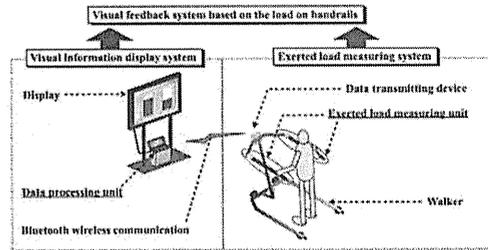


Fig. 1 Diagram of the visual feedback system based on the load on handrails

3・1・1 依存荷重計測手法

手すりへの依存荷重を計測する手法として、手すりを把持する患者の手の平にかかる圧力に着目する方法と、荷重がかかることで手すりに生じるひずみに着目する方法が考えられる。圧力に着目する場合は、圧力センサを手の平と手すりとの間に挟むことで、荷重の計測が可能になると考えられる。しかし、圧力に着目する場合、患者が手すりを把持するときの握力が、計測される値に影響するため、本研究では手すりに生じるひずみから荷重を計測する。

システム開発のために使用した歩行器を図2(a)に示す。また、歩行器の手すりをモデル化したものを図2(b)に示す。手すりに生じるひずみ量は、ひずみ計測点から荷重を負荷する点までの距離と、荷重量の積に比例する。手すりに荷重がかかる時、ひずみ量と荷重量に関して次の式(1)が成立する。

$$F_{load} = C \frac{e}{L} \tag{1}$$

式(1)において、 F_{load} は手すりへの依存荷重量、 e はひずみ量、 C は本研究で使用する歩行器固有の変換係数、 L は、ひずみ計測点から、患者によって手すりにかかる荷重の重心(以下、手の荷重重心)までの距離である。また、 L を計測するために、図2(b)に示すように、 L を L_{front} と $L_{centroid}$ に分割して考える。 L_{front} はひずみ計測点から手すりを把持する手の前面までの距離、 $L_{centroid}$ は手の荷重重心から手の前面までの距離である。 C をあらかじめ求め、さらに e と L を計測することで、手すりへの依存荷重量 F_{load} を算出する。

$L_{centroid}$ について、患者が歩行器を用いて歩行する間に $L_{centroid}$ を計測し続ける方法と、 $L_{centroid}$ を定数として処理する方法の二つがある。前者の方法は、複数の圧力センサを手と手すりの間に挟み、各圧力センサの計測値を比較することで実現できると考えられる。しかしながら、手すりは、患者が握るのに適した形状、および、質感に設計されていると考えられるので、患者の手の平や、患者が触れる手すり表面に圧力センサを取りつけることは望ましくない。また、手すりを把持するときの握力が、計測される荷重重心位置に影響するので、圧力センサを手すりに取りつけて $L_{centroid}$ を計測する方法は適切でないと考えられる。そこで、 $L_{centroid}$ をあらかじめ一定値とみなし、手すりへの依存荷重を計測する。

$L_{centroid}$ を定数として扱うために、本研究では図3の点Pに手の荷重重心があるととし、図3の L_{hand} の半分の長さを患者の $L_{centroid}$ に設定する。また、把持方法の違いによって $L_{centroid}$ が変化することを防ぐため、図4に示す方法で歩行器の手すりを把持できることをあらかじめ確認し、把持可能な患者を本システムの対象者とする。

3・1・2 依存荷重計測ユニットの仕様

本研究で開発するシステムについて、患者が歩行器の手すりへの依存荷重を認識し、歩行状況を把握するために必要な荷重計測の分解能を考える。歩行器の手すりへの依存度が高いほど、手すりへの依存荷重は増加し、依存度が低いほど荷重は減少する。痙直型の脳性麻痺患者に対して、免荷装置により体重の免荷を行った状態で歩行訓練を実施した研究⁴¹⁾では、免荷量は体重の約40%から約60%程度に設定したと報告されている。また、慢性脳

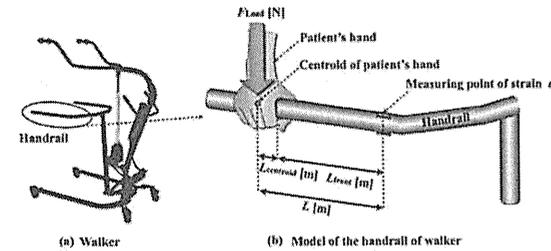


Fig. 2 The model of the handrail for calculating the load exerted by a patient using a walker during gait training

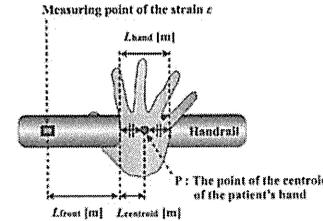


Fig. 3 The point of the centroid of the patient's hand and $L_{centroid}$

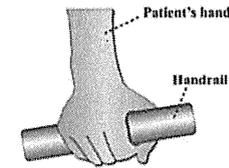


Fig. 4 The required way to grip the handrail

卒中患者に対して、免荷装置により体重の免荷を行った状態で歩行訓練を実施した研究⁴¹⁾では、免荷量は体重の約20%から約30%程度に設定したと報告されている。これらのことから、免荷量や患者が手すりにかける荷重量は、体重に対する割合で評価することが望ましいと考えられる。そこで体重と比較するために、暫定的な目標分解能を1kg、つまり約10Nとし依存荷重計測ユニットを開発する。また、荷重計測範囲の上限について、日本人男子、及び女子の平均体重が6歳から17歳までの間で65kgより低いこと⁴²⁾、幼少期の脳性麻痺患者を対象とした先行研究において免荷量が最大でも60%であったことより⁴³⁾、左右の手すり合計50kg、すなわち片側の手すり25kgまで計測可能であれば充分だと考えられる。さらに、開発したシステムを用いて適用可能性試験を行うことで、荷重計測の目標分解能が、歩行中の患者が手すりへの依存荷重を認識し、歩行の状況を把握するのに十分であるかどうかを考察する。

手すりへの依存荷重計測のため、ひずみを計測する。手すりへの依存荷重は、歩行中に左右で同じ変化を示すとは限らないため、左右別に計測する必要がある。そこで、ひずみゲージを左右の手すりにそれぞれ2枚ずつ貼り付け、貼りつけたひずみゲージの電気抵抗変化からひずみを計測する。また、温度などによるドリフトの影響を除去するため、ひずみ計測に二ゲージ法を用いる。ひずみゲージは抵抗値120Ω、ゲージ率2.1、自己温度補償範囲10℃から100℃、長さ4.2mm、幅1.4mm、ゲージ長1mmである単軸式の共和電業社製ひずみゲージKFG-1N-120-C1-23である。なお、ひずみ量をアンプで増幅することで、10Nの分解能での荷重計測を実現する。さらに、患者によって握りやすい手すりの位置は異なるので、手すりを把持する手の前面までの距離を計測する必要がある。そこで、光測距センサをマウントにより手すりに固定し、手すりを把持する患者の手の前面までの距離 L_{front} を計測する。以上により、患者が握る手すりの位置に関係なく、手すりにかかる荷重を計測することができる。

式(1)の変換係数 C は、理想的な梁においては定数である。そこで、開発に用いる歩行器の手すりについて、変換係数 C を求めるための基礎実験を行った。患者が握る手すりの範囲を考慮し、荷重を加える位置はひずみ計測点から14.1cm、24.1cm、34.1cmの3点とし、質量5kg、10.1kg、15.1kg、20.4kgの計4種類のおもりを使用した。おもりを手すりの所定の位置に吊出し、ひずみゲージから得られる出力電圧 V_e を計測し、その後おもり

を手すりから取り除く作業を一試行とし、各条件下において三試行ずつ実験を行った。実験の結果を図5に示す。プロットしたデータに関して、相関係数はほぼ1であったので、手すりの変換係数Cを定数とみなし、左右それぞれ0.173、0.172とした。

3・1・3 依存荷重計測システムの開発

3・1・2で述べた仕様に基づき、実際に開発した依存荷重計測ユニットを図6(a)に示し、光測距センサの取り付け位置を図6(b)に示す。図6(b)のようにマウントを用いて左右手すりの上部に水平に光測距センサを固定する。患者は、図4に示した方法で手すりを把持するため、手すり上部であれば、患者の指先の動きに影響されることなく手の前面までの距離Lfrontを計測できる。開発に用いた歩行器の手すりは高さが調整可能であるため、調整機能に干渉しない手すりの位置にマウントを取りつけた。また、データ通信デバイスには、通信用のマイクロコンピュータと各センサに電源を供給するためのバッテリーが搭載されており、図6(b)のようにマウントを用いて手すり中央に固定した。通信はBluetoothシリアル通信であり、20Hzのサンプリング周期で依存荷重計測ユニットからデータを取得し、視覚情報提示システムのデータ処理ユニットに無線にて送信する。

開発した依存荷重計測ユニットに関して、荷重計測の分解能を検証するための実験を行った。図7の実験構成図に示すように、計測ユニットを基準として、手すりを近区間、中区間、遠区間の三つに分割し、それぞれ区間A、B、Cとする。一試行目では区間Aに、二試行目では区間Bに、三試行目では区間Cにおもりを吊るし荷重を計測した。吊るすおもりは質量25.5kg、20.5kg、15.3kg、10.3kg、5.0kgの計5種類を用い、各おもりに対して上述した三つの試行を5回ずつ行った。また、それぞれの区間内において、おもりを吊るす位置はランダムに変更した。吊るすおもりの荷重値をFtrue、計測値をFestimateとし、FestimateからFtrueを引いたFerrorを算出し、依存荷重計測ユニットの荷重計測の分解能を評価した。結果を図8に示す。図8より、荷重量が増えるほど計測誤差が増える傾向にあること、区間によって計測精度が異なることがわかるが、約5Nから約5Nの誤差範囲内で荷重を計測できることが確認された。以上のことより、目標とする荷重計測の分解能を実現できた。

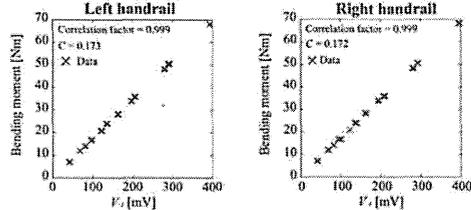


Fig. 5 Result of basic experiment for evaluating the value of C

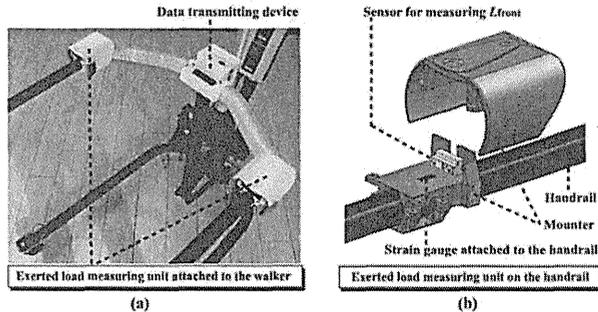


Fig. 6 Overview of the load measuring unit attached to the walker and the location of the sensor for measuring Lfront

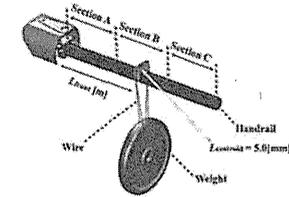


Fig. 7 Experimental method for evaluating the load measuring accuracy

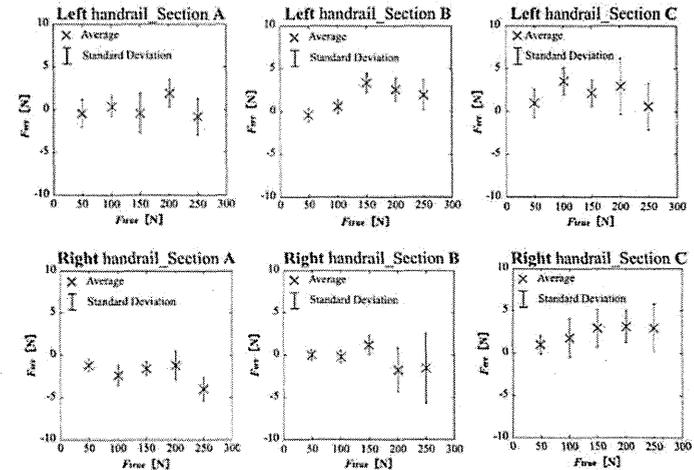


Fig. 8 Result of basic experiment for evaluating the load measuring accuracy

3・2 視覚情報提示システム

ここでは、視覚情報提示手法、および、開発した視覚情報提示システムについて述べる。

3・2・1 視覚情報提示手法

手すりへの依存荷重を、患者に対して視覚的にフィードバックするまでの情報の流れを図9に示す。患者が歩行器の手すりに荷重をかけることにより生じるひずみε、および、ひずみの計測点から手の前面までの距離Lfrontを依存荷重計測ユニットで計測する。計測したデータは、Bluetooth通信によりデータ処理用のコンピュータへ送信される。依存荷重計測ユニットから送信されるデータ、手の荷重心位置Lcentroid、および、変換係数Cに基づき手すりへの依存荷重量Floadを算出し、患者に対して荷重量を視覚的に表示画面を提示する。以上により、手すりへの依存荷重を患者に対して視覚的にフィードバックする。

3・2・2 視覚情報提示システムの開発

患者に提示する画面を図10(a)に示す。両面両端の棒グラフは緑色であり、左右の手すりにかかる荷重量に対応してリアルタイムに伸縮する。さらに、手すりにかけている荷重がどの程度なのかを患者が直感的に把握で

きるように閾値を設定し、荷重が閾値を超えると、荷重に対して患者の意識をより集中させるために棒グラフが赤色へ変化するようにした。白いマークは手の位置を表しており、手すりを把持する位置の前後に応じて上下に移動する。また、計測される荷重データにはノイズが視察された。そこで、患者に対して荷重を視覚的に提示する際には、荷重データに対して200msの移動平均フィルタ処理を施した。なお、200msという値は、手すりにかかる荷重の増減と提示画面の棒グラフの伸縮との時間的なずれを患者が知覚することがほぼできない範囲で、ノイズを除去するために試行錯誤的に決定した。

3.3 システム開発

開発したシステムの全体像を図10 (b) に示す。歩行訓練の際、本システムを用いることで、手すりへの依存荷重を患者に対して視覚的にフィードバックする。

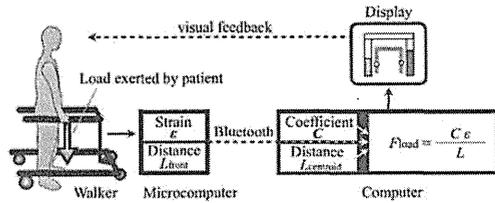


Fig.9 Signal flow for visual feedback system

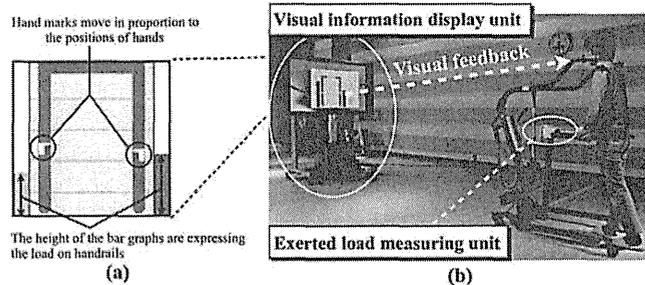


Fig. 10 Overview of visual feedback system based on the load on handrails

4. 適用可能性試験

本システムを用いることで、歩行中の患者が、手すりへの依存荷重を直接的に認識できること、さらに、患者が認識することで、歩行器の手すりへの依存度が低い歩行を獲得できることを検証する。また、本試験では、歩行器の免荷装置を使わずに手すりを把持するだけで歩行可能で、かつ、認知機能障害を有していない脳性麻痺患者を対象とする。なお、荷重計測に関する本システムの基礎検討のため、自立歩行が可能な健常者が歩行器を押しながら歩行する際、手すりにかかる荷重を計測する。

本試験は、筑波大学大学院システム情報工学系研究倫理委員会、及び筑波大学附属病院倫理委員会で承認を得た試験プロトコルに基づき実施した。脳性麻痺による歩行障害を有する患者に試験協力者として協力を依頼し、試験プロトコルの内容を資料提示と口頭で説明し、あらかじめ試験協力者本人と保護者の書面による同意を得たうえで本試験を行った。また、本システム使用時の安全面に関する基礎検討をし、試験前にあらかじめ理学療法士立ち会いのもと健常者で試験リハーサルを行うことにより、安全面の問題がないことを確認した。

以下の節で本試験の参加者、試験方法、手すりへの依存荷重に対する評価、および試験結果について述べる。

4.1 試験参加者

適用可能性試験には歩行障害を有する脳性麻痺患者 (CPI) 1名と、自立歩行が可能な健常者 (HP1) 1名、計2名の試験協力者が参加する。CPIは12歳男児で体重は31kg、痙直型の脳性麻痺であり両上肢にロフトランドクラッチを用いることで歩行が可能であり、認知機能障害は有していない。HP1は37歳女性で体重は53kgである。CPI、HP1ともに、図4に示す手すりの把持が可能であったので、試験を行う前に図3に示す手の平の長さをあらかじめ計測し、Lecornat値を設定した。

4.2 試験方法

本試験では、開発したシステムを用いることで、CPIが歩行する際に、手すりへの依存荷重を認識可能であること、および歩行器の手すりへの依存度が減少することを検証する。歩行障害を有する患者の歩行能力を評価するために、理学療法場では一般的に、10mの歩行試験が用いられる。そこで本試験では、依存荷重計測ユニットを組みこんだ歩行器を用いて、10mの直線コースにおける歩行試験を行い、CPIの手すりへの依存度を評価する。CPIに対して歩行試験を二回行い、フィードバックがない状態での手すりへの依存荷重量と、フィードバックがある状態での手すりへの依存荷重量とを比較する。一試行目では、CPIはフィードバックがない状態で歩行 (以下、VFなし歩行) し、二試行目では、フィードバックがある状態で歩行 (以下、VFあり歩行) する。ディスプレイは、歩行試験時に、CPIが前を向いた状態で見ることができる位置に設置する。また、本システムを用いることで、手すりへの依存荷重を認識しながら歩行できるかを調べるために、試験後にCPIに対して口頭で主観的な評価を聞く。また、歩行器を押し進めるためには、歩行器に依存しない人でも荷重が手すりにかかると考えられる。押し進めるのにどの程度の荷重がかかるのかを調べるために、自立歩行可能な健常者HP1に対して10mのVFなし歩行における荷重計測を実施する。ただし、フィードバックがあることによる荷重の減少を計測することが目的ではないため、HP1に対してVFあり歩行における荷重計測は実施しない。

患者に対して提示する画面の棒グラフの色が緑色から赤色になる閾値は、個人の体重量や症状の違いに対応できるように、VFなし歩行において左右の手すりでの計測される荷重量の平均値に設定する。また、CPIに対して、提示画面の棒グラフの伸縮、および色の変化と、手すりへの依存荷重の増減の関係を説明する。さらに、試験時には棒グラフの伸縮を意識して歩くように指示し、特に棒グラフの色が赤色に変わったときは、手すりへの依存荷重を可能な限り少なくするように指示する。以上のようにして、CPIに対し提示画面の説明をし、さらに、歩行試験中に意識すべきことを指示したうえで適用可能性試験を行うことで、本システムによるフィードバックがあることにより、CPIが手すりへの依存度の低い歩行を獲得できることを検証する。なお、提示画面として65inch (1651mm) のディスプレイを使用し、さらに、患者との距離が最短でも数mは保たれる位置にディスプレイを配置することにより、10mの歩行試験中に、距離の変化によって提示画面の表示が見えづらくなることのないようにした。また、本試験では、事前の練習は行わない。

4.3 手すりへの依存荷重に対する評価

10m歩行試験中の、手すりへの依存荷重の変化を調べるために、計測した荷重量を時系列グラフに基づき評価する。そのために、 T 、 $F_{load_left}(t)$ 、 $F_{load_right}(t)$ を定義する。 T は一試行に要した時間であり、 $F_{load_left}(t)$ 、 $F_{load_right}(t)$ は時刻 t において試験協力者が左右の手すりにかかる荷重量である。 $t=0$ から $t=T$ の間で、 $F_{load_left}(t)$ 、 $F_{load_right}(t)$ を時系列グラフで表すことで、手すりへの依存荷重が歩行試験中にどのように変化するかを調べる。

また、10mの歩行試験全体を通して、手すりへの依存荷重の分布を調べるために、計測した荷重量をヒストグラムで表す。そのために、 F 、 $N_{left}(F)$ 、 $N_{right}(F)$ 、 $H_{left}(F)$ 、 $H_{right}(F)$ を定義する。 F は0から100の範囲における10刻みの離散値であり、単位はNである。 $N_{left}(F)$ と $N_{right}(F)$ は、 $F_{load_left}(t)$ と $F_{load_right}(t)$ を一の位で四捨五入した値が、 F と一致する合計時間である。 $H_{left}(F)$ 、 $H_{right}(F)$ は次の式で定義する。

$$H_{left}(F) = N_{left}(F) / T \tag{2}$$

$$H_{right}(F) = N_{right}(F) / T \tag{3}$$

また、荷重データの平均を評価する。なお、手すりへの依存荷重を評価する際、データに対して200msの移動平均処理を施す。

さらに、荷重データの客観的評価と合わせて評価するために、歩行試験後にCPIに対して口頭で主観的なコメントを聞く。

4.4 適用可能性試験の結果

図11、および、表1に歩行試験結果を示す。図11(a)はCPIのVFなし歩行試験結果、(b)はCPIのVFあり歩行試験結果、(c)はHPIの歩行試験結果である。

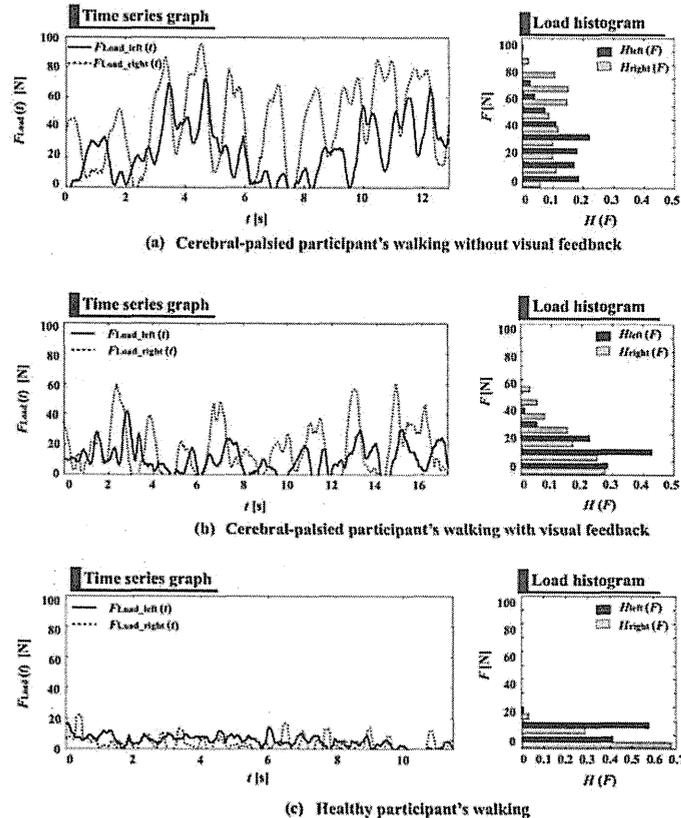


Fig. 11 Experimental result of CPI's walking and HPI's walking

Table 1 Experimental result of CPI's walking and HPI's walking

		Without visual feedback	With visual feedback
		Load [N]	Load [N]
HPI (Healthy)	Average of $F_{Hleft}(F)$	6.0	
	Average of $F_{Hright}(F)$	3.5	
CPI (Cerebral-palsied)	Average of $F_{Hleft}(F)$	24	11
	Average of $F_{Hright}(F)$	45	18
		Percentage of body weight [%]	Percentage of body weight [%]
HPI Body Weight : 53kg	Average of $F_{Hleft}(F)$	1.2	
	Average of $F_{Hright}(F)$	0.7	
CPI Body Weight : 31kg	Average of $F_{Hleft}(F)$	4.6	2.1
	Average of $F_{Hright}(F)$	8.7	3.5

図11(a),(b)の時系列グラフより、CPIの歩行試験結果について、右手すりにかかる荷重の極大値が、左手すりの極大値に比べて大きい傾向にあったことが確認された。また、左右で程度が違うものの、手すりへの依存荷重は約数10Nの幅で増減を繰り返していたことがわかった。また、VFなし歩行に比べVFあり歩行の方が、時系列グラフにおいて荷重の変動量が小さく、極大値を示すときの荷重値が全体を通して減少したことが確認された。

図11(a),(b)のヒストグラムより、CPIは左手すりに比べ右手すりに対して大きな荷重をかける傾向にあったことが確認された。VFなし歩行において左右の手すりにかかる荷重が最大で、それぞれ70N、100N程度であり、左右手すりに対し、それぞれ体重の0%~25%程度、0%~35%程度の荷重をかけていたことがわかった。一方、VFあり歩行においては、左右の手すりにかかる荷重が最大で、それぞれ40N、60N程度であり、左右手すりに対し、それぞれ体重の0%~15%程度、0%~20%程度の荷重をかけていたことがわかった。これらことから、CPIについて、VFなし歩行と比べてVFあり歩行の方が、手すりへの依存荷重の分布が、およそ半分まで減少したことが確認された。

表1より、CPIの歩行試験結果に関して、VFあり歩行とVFなし歩行とを比較すると、VFあり歩行の結果の方がVFなし歩行の結果より、平均値が減少したことが確認された。VFなし歩行におけるCPIの荷重量の平均に設定した閾値は、左右でそれぞれ24N、45Nであった。図11(b)の時系列グラフ、及びヒストグラムより、VFあり歩行においてCPIは閾値を大幅に超える荷重をかけることなく、10m歩行試験全体を通して、ほぼ閾値より低い荷重で歩行できたことが確認された。

試験後にCPIから得られた主観的なコメントより、提示画面を見ながらの歩行は行いやすく、また、提示画面の表示を見ることで手すりにかけている荷重を意識できたことが確認された。このことから、開発したシステムを用いることで、CPIが歩行器に依存してどれだけ荷重を手すりにかけているかを主観的に認識しながら歩行できたことが確認された。

図11(c)より、HPIについて、手すりへの依存荷重の分布は左右ともに0N~20Nの範囲に収まっており、体重の約0%~5%程度の荷重をかけていたことがわかった。また、表1より平均値に関して、CPIの方が大きいことが確認された。

以上の結果より、CPIの歩行試験結果に関して、本システムによるフィードバックがあったときの方が、歩行器の手すりへの依存荷重が左右ともに減少したことが確認された。さらに、CPIの主観的な評価より、本システムのフィードバックがあったことで、手すりへの依存荷重を意識して歩行できたことが確認された。

5. 考察

図11より、CPIの歩行試験時において、手すりへの依存荷重は、左右それぞれ約数10Nの幅で増減を繰り返していたことが明らかとなった。また、本システムによるフィードバックがあったことで、手すりへの依存荷重

が減少したことが確認され、さらに主観的評価においても、フィードバックがあったことで、CPIが手すりへの依存荷重を意識して歩行できたことが確認された。これらの結果より、3・1・3で評価した荷重計測の分解能は、患者が手すりにかけている荷重を認識し、自らの歩行状況を把握するには妥当であると考えられる。以下に開発した本システムの効果、および、本システムの対象となる患者の範囲について述べる。

5・1 本システムの効果

本研究では、手すりへの依存荷重に焦点をあてたフィードバックシステムを開発した。さらに適用可能性試験を実施し、開発したシステムを使用することで、手すりへの依存荷重を患者が直接的に認識できること、さらに、手すりへの依存度の低い歩行を獲得できることを検証した。

CPIの主観的なコメントより、本システムを用いることで、手すりへの依存荷重を認識しながら歩行することは可能であることが明らかとなった。また、適用可能性試験結果より、CPIに対して本システムを用いて視覚的フィードバックを行ったことで、手すりへの依存荷重が減少したことが確認された。したがって、本システムを用いたことで、手すりへの依存度の低い歩行をCPIが獲得できたことが明らかとなった。また、4・4の結果より、VFあり歩行においては、患者の手すりへの依存荷重は設定した閾値よりほぼ低い状態であったことが確認された。このことから、CPIに対して、閾値は荷重低減の役割を果たしたと考えられる。閾値の設定が歩行訓練の難易度や効果に影響する可能性があるため、今後の研究において、複数の脳性麻痺患者に対して実証試験を実施し、各患者の症状に併せた閾値の決定方法を確立する。

5・2 本システムの対象となる患者の範囲

本システムの対象となる患者は、手すりを用いて立位、歩行が可能であり、かつ、歩行訓練で下肢機能の回復が見込まれる者である。本研究ではCPIに対して適用可能性試験を行い、本システムによるフィードバックの適用可能性を示した。CPIは認知機能障害を有していないが、脳性麻痺患者の中には認知機能障害を有する場合もあり、そのような患者に対して画面の構成や提示方法をどのように工夫すれば本システムが有効となるかを検証し、システムの改善に取り入れる。また、図4に示した把持方法が困難であり、前腕全体で歩行器にもたれかからなければ歩行できない場合も考えられる。このような患者に対しては、前腕全体を対象としてモデル化し、荷重の重心位置 *Leomoid* を設定することで、本システムによる荷重計測と視覚的フィードバックを適用できると考えられる。さらに、本システムを用いた長期の歩行訓練においては、どのような効果が得られるのかについても、今後の研究において明らかにする。また、脳性麻痺の他に例えば、脳血管障害や脊髄損傷による不全麻痺によって引き起こされる比較的軽度な歩行障害を有する患者も、本システムの対象者であると考えられる。そこで、今後の研究においては、脳性麻痺以外のこれらの疾患を有する患者も対象者として想定し、適用可能性試験を実施することで、どのような効果が得られるのかを明らかにする。

歩行訓練を行う際にどの歩行補助具を選択するのか、または組み合わせるのかは、患者に応じて決定される。本研究で開発した依存荷重計測ユニットは、マウングを用いてセンサ類を手すりに取り付けることで作成できるため、トレッドミルや平行棒など、他の歩行補助具にも応用可能である。手すりへの依存荷重のフィードバックにより、患者が歩行器を用いて歩行する際に、手すりへの依存荷重が減少したことが実証試験によって示されたので、今後は歩行器以外の歩行補助具にも荷重計測機能を付加し対象とする患者の幅を広げ、それぞれに関してフィードバックの有効性を検証する。

また、本研究で提案したシステムは、歩行訓練以外の様々なトレーニングにも応用可能である。平成19年に発足した日本ロコモティブシンドローム研究会は、ロコモティブシンドロームによって要介護の状態に陥るのを防ぎ、かつ、障害を克服するための目安として、歩行の他に椅子からの立ち上がり動作や開眼片足立ちなどを推奨している⁽⁶⁾。例えば、これらのトレーニングを行う際に、本研究で開発した手すりへの依存荷重計測手法を使用すれば、手すりにかかる荷重を計測することができるので、患者のバランス能力や下肢筋力を評価することが可能であると考えられる。今後は対象とするトレーニングの幅を広げ、手すりへの依存荷重のフィードバックを取り入れた新たな訓練を検討する。

本研究の適用可能性試験に参加したCPIは、歩行器の免荷装置を使用することなく、歩行器の手すりにつかまることによって歩行が可能であった。対象とする患者が免荷装置を必要とする場合、手すりにかかる荷重の計測と合

わせて免荷量も計測する必要がある。今後の研究において、免荷量の計測も併せたフィードバックシステムを構築する予定である。

6. 結論

歩行器を用いた歩行訓練では、手すりへの依存荷重をリアルタイムに認識しながら歩行することで、脳性麻痺患者が自らの歩行を改善できると期待されるため、本研究では、患者に対して手すりへの依存荷重をフィードバックするシステムを開発した。さらに、本システムを用いて脳性麻痺患者に対して適用可能性試験を行った。その結果、本システムによるフィードバックがないとき、左右の手すりへの依存荷重が最大で体重の約25%、約35%であったのに対し、フィードバックがあるときは、最大で体重の約15%、約20%であり、荷重の減少が確認できた。このことから、歩行器の免荷装置を使わずに手すりを把持するだけで歩行可能で、かつ、認知機能障害を有していない幼少期の脳性麻痺患者に対して本システムによるフィードバックが適用可能であること、さらに、フィードバックがあることで、依存度の低い歩行を患者が獲得可能であることを検証した。

今後、対象とするトレーニングの種類を増やし、さらに、適切な症例数の患者に対して手すりへの依存荷重フィードバックシステムを取り入れたトレーニングを実施することで、臨床的有効性の検証を行う予定である。

謝 辞

実証試験にあたり協力頂いたCYBERDYNE STUDIOのスタッフに感謝の意を表す。また、本研究は、内閣府最先端研究開発支援プログラム「健康長寿社会を支える最先端人工支援技術研究プログラム」の支援により行われた。

文 献

- (1) National Institute of Neurological Disorders and Stroke, "NINDS Cerebral Palsy Information Page", National Institute of Neurological Disorders and Stroke, http://www.ninds.nih.gov/disorders/cerebral_palsy/cerebral_palsy.htm, (最終参照日 2012年3月12日)。
- (2) 千田益生, 時間孝光, 越智信夫, 宗友和生, 江口寿榮夫 "脳性麻痺の訓練効果に関する検討", 日本リハビリテーション医学会誌, Vol. 28, No. 2 (1991), pp. 107-114.
- (3) 染矢富士子, 西村吉行, 野村忠雄 "脳性麻痺児の発達(第2報): 機能的長期予後に関する研究", 日本リハビリテーション医学会誌, Vol. 25, No. 3 (1988), pp. 155-158.
- (4) Baram, Y., Lenger, R., "Gait improvement in patients with cerebral palsy by visual and auditory feedback", *Virtual Rehabilitation International Conference*, (2009), pp. 146-149.
- (5) Isakov, E., "Gait rehabilitation: a new biofeedback device for monitoring and enhancing weight-bearing over the affected lower limb", *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, Vol. 43, No. 1 (2006), pp. 21-26.
- (6) Joombum, B., Kyoungchul, K., Nancy, B., Masayoshi, T., "A Mobile Gait Monitoring System for Abnormal Gait and Rehabilitation: A Pilot Study for Parkinson Disease Patients", *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 133, No. 4 (2011), pp. 1-11.
- (7) Stacy, J.M., Joseph, A.P., "SHOE-INTEGRATED SENSOR SYSTEM FOR WIRELESS GAIT ANALYSIS AND REAL-TIME FEEDBACK", *Biomedical Engineering Society*, Vol. 3, (2002), pp. 2468-2469.
- (8) 安藤健, 大木英一, 中島康貴, 秋田裕, 飯島浩, 田中理, 藤江正克 "左右分離型トレッドミルを用いた歩行相フィードバックシステム", 日本機械学会論文集C編, Vol. 77, No. 783 (2011), pp. 4189-4203.
- (9) Ledebt, A., Becher, J., Kapper, J., Rozendal, R.M., Bakker, R., Leenders, I.C., Savelsbergh, G.J., "Balance training with visual feedback in children with hemiplegic cerebral palsy: effect on stance and gait", *Motor Control*, Vol. 9, No. 4 (2005), pp. 459-468.
- (10) Erbil, D., Nigar, D., Duygu, A., "Effects of biofeedback treatment on gait in children with cerebral palsy", *Disability and Rehabilitation*, Vol. 26, No. 2 (2004), pp. 116-120.

- (11) Abhishek, S., Arun. B.T., Anupam, G., Senthil, K., Thyloth, M., "Post-stroke balance training: Role of force platform with visual feedback technique", *Journal of the Neurological Sciences*, Vol. 287, No. 1-2 (2009), pp. 89-93
 - (12) E. Aiello, D.H. Gates, B.L. Patritti, K.D. Cairns, M. Meister, E.A. Clancy, and P. Bonato, "Visual EMG Biofeedback to Improve Ankle Function in Hemiparetic Gait", *Engineering in Medicine and Biology Society*, (2005), pp. 7703-7706
 - (13) Day, J.A., Fox, E.J., Lowe, J.S., Holly B., Behrman, A.L., "Locomotor Training with Partial Body Weight Support on a Treadmill in a Nonambulatory Child with Spastic Tetraplegic Cerebral Palsy: A Case Report", *Pediatric Physical Therapy*, Vol. 16, No. 2 (2004), pp. 106-113.
 - (14) Catarina, O.S., Jose, A.B., Christiane, L.P., Tania, F.S. and Ana, M.B., "Gait training with partial body weight support during overground walking for individuals with chronic stroke: a pilot study", *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, Vol. 8, No. 48 (2011), pp. 1-7.
 - (15) 政府統計の総合窓口, <http://www.e-stat.go.jp/SG1/cstat/List.do?bid=000001014499&cycode=0> (最終参照日 2012年5月6日) .
 - (16) 日本ロコモティブシンドローム研究会, "新・7つのロコモーションチェック (ロコチェック) 2009", 日本ロコモティブシンドローム研究会, <http://j-locomo.com/Lococheck.html> (最終参照日 2012年3月12日) .
-

Paper

Development of Hybrid Resistive-Capacitive Electrodes for Electroencephalograms and Electrooculograms

Alexsandr Igorevitch Ivanov^{*a)}, Student Member, Hiroaki Kawamoto^{*}, Non-member,
 Yoshiyuki Sankai^{*}, Non-member

(Manuscript received Jan. 00, 20XX, revised May 00, 20XX)

Bioelectrical signals such as electrooculograms (EOGs) and electroencephalograms (EEGs) have many medical applications. Wet electrodes are used widely to acquire these signals; however, their use has several limitations. Other researchers have proposed dry contact electrodes, but they do not solve all of the problems associated with wet electrodes; on the other hand noncontact capacitive coupling electrodes have poor noise performance and are large and complex. In this paper, we present a hybrid electrode that is capable of both capacitive and resistive recordings at lower noise levels, with a smaller hardware footprint. The sensor was designed by optimizing the sensor input impedance value using a new electrode equivalent circuit that contained noise sources. Experiments were performed to investigate the frequency response, noise spectrum, motion artifacts, standard alpha and beta EEG signals, and eyelid and eyeball EOG measurements. We verified that our electrodes are capable of bioelectrical measurements at noise levels comparable to wet electrodes.

Keywords: bioelectrical sensing, capacitive sensing, electrode, EEG, EOG

1. Introduction

Bioelectrical signals that originate from the brain activity, such as electroencephalogram (EEG) signals, and those that originate from the eye movement, such as the electrooculogram (EOG) signals, are very important in several fields of medicine⁽¹⁾⁻⁽⁶⁾. Wet resistive electrodes such as the Vitrode (Nihonkohden, Japan) or the electrodes used in the GTeC electrode cap (GTeC Medical Engineering GmbH, Austria) are used widely to perform these measurements. However, the use of wet electrodes has major drawbacks such as the requirement for skin preparation and the use of conductive gels⁽⁷⁾. Dry resistive electrodes have been developed to increase sensor performance and usability⁽⁸⁾⁻⁽⁹⁾. Dry electrodes involve an active resistive contact with the user's skin, which eliminates the need to use a gel and the problems associated with its use. Skin preparations such as body hair removal and cleaning may be required because constant electromechanical skin contact remains a requirement.

By contrast, noncontact electrodes have been proposed that are capable of achieving capacitive coupling between the electrode lead and the user's skin, thereby removing the need for skin preparation and electromechanical contact with the skin, which facilitates high usability⁽¹⁰⁾⁻⁽¹⁴⁾. However, ultra-high input impedances (10^{15} - 10^{18} Ω) are required by the design. The ultra-high impedance input is highly susceptible to any electrostatic noise that originates from the surroundings. Therefore, robust shielding, isolation, and current leakage prevention techniques are required to reduce the noise. Furthermore, complex

low noise bootstrapping techniques are required to avoid drift due to the bias current from the input. These disadvantages indicate that capacitive electrodes are considerably larger, noisier, and more expensive than conventional electrodes.

Daily life bioelectrical monitoring requires a sensor that gives the potentially high usability of capacitive coupling electrodes while retaining the high sensor performance of conventional electrodes. Our research is focused on the development of a novel sensing method that is capable of recording bioelectrical signals in both a resistive contact mode and a capacitive coupling mode at similar noise levels to commercially available electrodes. Previous studies only considered human body-electrode coupling in their designs, which maximized the input impedance. We also propose the use of noise source coupling in the sensor model. This model allows us to optimize the electrode impedance so that it is sufficiently high to record bioelectrical signals but low enough to reject external electrical noise, as required.

The aim of this study was to develop a novel electrode that combined the capabilities of both the capacitive and the resistive electrodes by optimizing the electrode input impedance using an original sensor equivalent circuit. Our electrode had to maintain a low noise characteristic that was comparable to commercially available wet electrodes during EEG and EOG measurements. Our electrode also needed to be small enough for high-resolution EEG recordings but easier to use than conventional electrodes.

First, we designed a novel sensor circuit model based on the consideration of the electronic components and the subject, which also accounted for the noise sources and their capacitive couplings with the system. Using this model, we developed an optimal original hybrid electrode that was capable of resistive contact and capacitive coupling sensing with an input impedance of 1 M Ω , which is about 10^4 - 10^6 times smaller than that proposed in other studies⁽¹¹⁾⁻⁽¹³⁾. After optimizing the system, the circuit complexity

was significantly reduced and the size of the sensor was minimized. This also allowed us to build the first portable 128-channel high-resolution EEG headset based on capacitive coupling electrodes. We collected the frequency response, noise spectrum, motion artifacts, and EEG and EOG bioelectrical data using our electrodes, which we compared with commercial electrodes. The results showed that our original hybrid electrodes had a similar noise spectrum to commercial electrodes and a lower noise spectrum than the electrodes proposed in other studies. They were also capable of recording signals with a correlation coefficient of >0.8 in the resistive contact and capacitive coupling modes.

2. Sensing Method Theory

We designed our hybrid resistive capacitive electrode such that it could function as a resistive contact electrode if electromechanical contact with the skin was not possible. Thus, the electrode collected bioelectrical signals via capacitive coupling if electromechanical contact was not possible. Capacitive sensing measures bioelectrical signals using the AC coupling between the electrode lead and the skin. Figure 1 shows the equivalent circuit for our proposed electrode containing a human body, the electrode-skin signal collection interface, the electrode circuit, and noise sources. The total electrical current in the electrode input is given by equation (1) as the sum of the currents from the noise sources and the current from the bioelectrical signal, i.e.,

$$\frac{V_{in}}{R_c} = \frac{(V_{nc} - V_{in})}{Z_{nc}} + \frac{(V_{nset} - V_{in})}{Z_{nset}} + \frac{(V_{bes} - V_{in})}{Z_{set}} \quad (1)$$

where V_{bes} is the bioelectrical signal voltage, V_{in} is the electrode input voltage, V_{nset} is the total noise source voltage at the skin-electrode surface, V_{nc} is the total noise source voltage on the electrode board, Z_{set} is the skin-electrode interface impedance, R_c is the electrode input impedance, Z_{nset} is the noise input impedance at the skin-electrode interface, and Z_{nc} is the noise input impedance on the electrode board. We can assume that the values for Z_{set} , Z_{nset} , and Z_{nc} are very large; therefore, we can simplify equation (1) as

$$V_{in} = \frac{R_c}{Z_{nc}} V_{nc} + \frac{R_c}{Z_{nset}} V_{nset} + \frac{R_c}{Z_{set}} V_{bes} \quad (2)$$

where Z_{set} is represented as

$$Z_{set} = (R_{set}^{-1} + C_{set} 2\pi f)^{-1} \quad (3)$$

where C_{set} is the capacitance, R_{set} is the resistance between the electrode and the skin, and f is the signal frequency.

From equation (2) and (3), we can infer that the collected signal is highly dependent on the impedance of the electrode-skin interface and the total input impedance of the circuit, while the input impedance of the electrode should be considerably higher than the impedance at the electrode-skin interface. When our electrode is in the resistive contact mode, $C_{set} \rightarrow 0$ so Z_{set} is highly dependent on R_{set} . When our electrode is in the capacitive

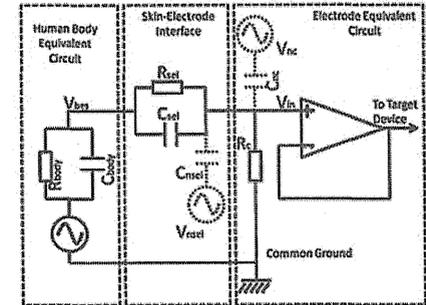


Fig. 1. Resistive-Capacitive Hybrid Electrode

coupling mode, however, $R_{set} \rightarrow \infty$ so Z_{set} is highly dependent on C_{set} . From equation (3), we may assume the presence of noise sources in the surroundings that are connected via capacitive coupling to the input of the circuit. The impedance between the noise source and the electrode input is usually much higher than the impedance of the electrode-skin interface. Therefore, signals from the electrostatic noise sources may be amplified as well as or better than the bioelectrical signals if the electrode input impedance is excessively high. The effects of noise on the ultra-high impedance input may be strong if the electrode makes recordings using capacitive coupling sensing because Z_{set} is already very high. Therefore, the input impedance should be set to a minimal value, which is sufficiently high to allow bioelectrical signals to be recorded.

A common ground signal between the body and the circuit is produced using a low impedance interface, such as that found in conventional electrode systems. Better signal noise ratios are obtained by maintaining a robust resistive ground⁽¹⁰⁾⁻⁽¹⁵⁾.

3. Hardware

3.1 Electrode Design To measure the EEG and EOG signals used by medical applications, our electrode needed to measure signals with frequencies ranging from 3 Hz to 100 Hz⁽¹⁶⁾⁻⁽¹⁷⁾. The capacitive coupling mode requires a higher impedance than the resistive contact mode; therefore, the minimal circuit input impedance requirement is the input impedance used for the capacitive coupling measurements.

The capacitance of the skin-electrode interface in the capacitive coupling mode is given as

$$C_{set} = \epsilon_r \epsilon_0 \frac{A}{d} \quad (4)$$

where ϵ_0 is the dielectric constant in vacuum, ϵ_r is the relative dielectric constant to the material, A is the electrode lead area nearest to the skin, and d is the distance between the skin and the electrode lead. As discussed in the previous section, we do not need to calculate the noise signal components in equation (2) because setting the input impedance at a minimal value also allows us to perform noise signal minimization. Given that $R_{set} \rightarrow \infty$ in the capacitive coupling mode and by inserting

a) Correspondence to: Alexsandr Ivanov.
 E-mail: aivanov@golem.kz.tsukuba.ac.jp
^{*} Graduate School of Systems and Information Engineering,
 University of Tsukuba,
 1-1-1, Tennoudai, Tsukuba, Japan 305-8573

combining equations (2), (3), and (4), we define the circuit input impedance as follows (5).

$$R_c = \frac{V_{IN}}{V_{RES}} \cdot \frac{d}{\epsilon_r \epsilon_0 A 2\pi f} \quad (5)$$

In the capacitive mode and based on the equivalent circuit described in Fig. 1, our electrode is a first-order high-pass filter with a theoretical cut-off frequency that is derived as follows:

$$f_{cut-off} = \frac{1}{2\pi R C_{tot}} \quad (6)$$

where C_{tot} can be calculated from equation (4), and R is the input impedance of the operational amplifier used in the electrode design.

In this study, we developed two form factors for our hybrid electrode. Our developed electrodes are shown in Fig. 2. Electrode Type L is a large electrode with a circular 30 mm diameter stainless steel lead, which was based on the Vitrode D design. Type L was designed for low-density sensor networks with maximum comfort in mind. Electrode Type S is a small electrode with two 4 mm² cooper leads, which was designed for high-density sensor networks. Type S has the smallest electrode lead area, and hence, it also has the lowest capacitance in the capacitive coupling mode. During the design of the preamplifier circuit board, therefore, we assume a minimal electrode lead area A of 8 mm². We want V_m to be as close as possible to V_{IN} ; therefore, we assume that V_m/V_{IN} is 1. We also assume that ϵ_r is close to 1 because air is an insulator, which can be considered as the worst-case scenario. When designing an electrode to record signals with a minimal frequency of 3 Hz that works up to 1 mm from the skin in the capacitive coupling mode, we calculated that a minimal input impedance R_c of approximately 0.85 Ω is required.

An instrumentation amplifier with an input impedance of 1.00 Ω was used in the design of our electrode. An instrumentation amplifier was used because it offers a very reliable and easily configurable circuit in a single small package. The selected amplifier also had an input bias current of 10 pA. In the capacitive coupling mode, the bias current can produce an undesirable DC drift if a path is not available, which may even lead to signal distortion during long-term measurements. A bias current path was created using two back-to-back Schottky diodes, which were connected in series to a grounded resistor. This limited the offset to an absolute value of 0.13 V, which provided a path for the bias current while maintaining the input impedance value. The theoretical cutoff frequency calculated using formula (6) is 2.3 Hz.

3.2 Data Collection System The developed electrode data recording and evaluation system included three stages. In the first stage, a second instrumentation amplifier receives analog signals from two electrodes and outputs the amplified difference between them. The second stage is responsible for conditioning the signal for the AD converter. The second stage used an eighth-order Butterworth bandpass filter and a voltage level converter. If necessary, the filter could be bypassed using a switch. The final stage involved a 16-bit AD converter connected via an SPI channel to a microcontroller. Signal sampling was performed

at 4 kHz. Data was transferred from the controller to a laptop computer via a class-2 Bluetooth v3.0 connection using the Host-Controller Interface protocol. This system is compatible with the hybrid electrodes and the commercially available Vitrode electrodes for simultaneous comparative recordings. The common ground was connected to a clean exposed body area of the user via a stainless steel plate. Each sensor was connected to the system using a 1-m long cable. A block diagram of the data recording system is shown in Fig. 3.

A method for reducing motion artifacts due to head movements and external forces applied to the electrodes was used to increase the signal robustness. An electrode pair was mechanically coupled; therefore, the relative motion between the electrode pair records similar motion artifact signals as common mode noise. Common mode noise is cancelled by the differential amplifier in the first stage of the measurement system. The mechanical coupling structure for electrode Type L is shown in Fig. 4.

Headsets were developed for both types of electrodes. A headset for electrode Type L is shown in Fig. 5 (a), which uses the mechanical coupling structure shown in Fig. 4 to place electrodes on the user's head. The measured areas are above the frontal lobe of the brain to generate low-resolution EEG measurements and near the user's eyes for EOG measurements. A second headset was developed as a prototype for a portable high-spatial-resolution EEG recording system. The assembled headset used 128 Type S electrodes, as shown in Fig. 5 (b).

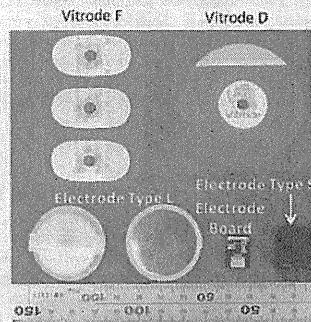


Fig. 2. Developed Electrodes and Vitrodes

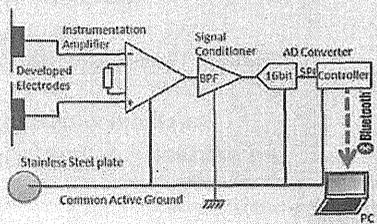


Fig. 3. Data Collection System Diagram

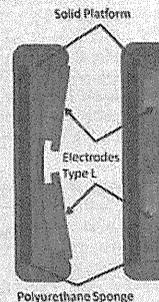


Fig. 4. Developed Electrodes and Vitrodes

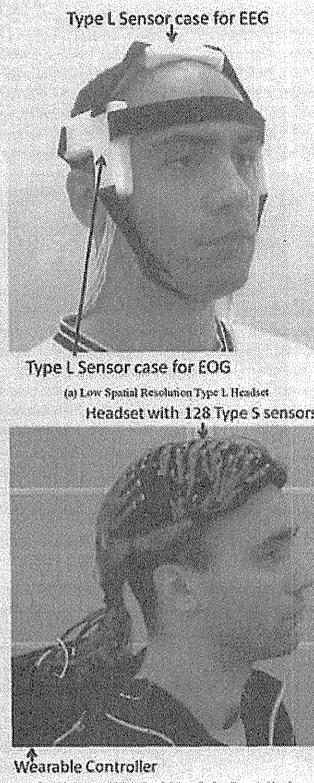


Fig. 5. Developed headsets

4. Evaluation Experiments and Results

4.1 Frequency Response Evaluation In this experiment, we measured the frequency responses of our electrodes in the resistive contact mode and the capacitive coupling mode. The experimental setups are shown in Fig. 6. The electrode made direct contact with a metal signal plate attached to a function generator (WF1946B, NF Corporation, Japan) when measuring the resistive contact mode signals. To determine the capacitive mode responses, the electrode and the metal signal plate were separated by a 1 mm thick insulating rubber layer. The filters used in the data collection system shown in Fig. 3 were bypassed in this experiment to facilitate direct measurements of the electrode frequency responses.

Figure 7 shows the results for the Vitrode and the hybrid electrode in the resistive mode and capacitive mode, as well as the theoretical frequency responses of the electrode in the capacitive mode. The results show that the frequency response of our electrode in the resistive mode was identical to that of Vitrode F. As both electrodes directly connect the substrate to the amplifier, there was no phase or gain change in the target frequency band.

Our results showed that the experimental cutoff frequency of 2.7 Hz was close to the theoretical cutoff frequency of 2.3 Hz. The results also showed that the hybrid electrode and the model behaved in a very similar manner to a first-order high-pass filter, as predicted by our model. The difference in the cutoff frequency was attributed to the assumptions of our model, which only considered the ideal electronic components of the system. When developing the electrode, we added new resistive and capacitive features on the basis of the high-impedance input bias current escape path circuit described in Section 3.1 and the printed circuit board pattern and materials. The resultant input impedance was a combination of the amplifier input impedance and the impedance from the new elements. The difference in the input impedance created a difference in the cutoff frequency.

Our model was not a perfect representation of the entire system; however, 2.7 Hz was very close to the target cutoff frequency and it was an adequate value for applications in the 3–100 Hz band, which are discussed in this paper.

4.2 Electronic Noise Evaluation The noise levels attributable to the electronic sources of the electrode were measured by connecting the inputs of two electrodes. Resistive contact mode measurements were performed by directly shorting the inputs of the two electrodes. Capacitive coupling mode measurements were performed by placing the inputs face to face, separated by only a 1 mm thick insulating rubber layer. The experiment setup is shown in Fig. 8. The noise spectrum of the Vitrode F wet Ag/AgCl electrodes was also measured in a manner similar to that used for our electrodes in the resistive mode.

The noise spectrum obtained is shown in Fig. 9. The Vitrode and the hybrid electrode in the resistive mode had very similar noise spectrum characteristics in the 10–100 Hz band because they were both resistive contact-type electrodes and they were electrically coupled better with the substrate than the environment. In the 1–10 Hz band, however, our hybrid electrodes had about 1 $\mu\text{V}/\text{Hz}^{1/2}$ less noise than the Vitrode because our electrode was an active, pre-amplified type of electrode whereas the Vitrode was a passive electrode⁽¹⁾⁻⁽⁹⁾.

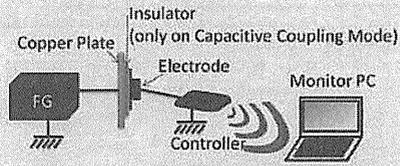
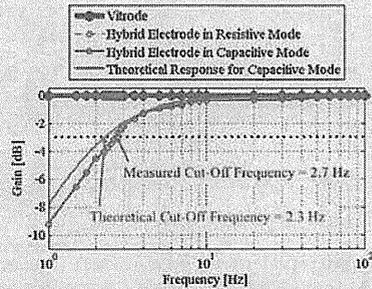
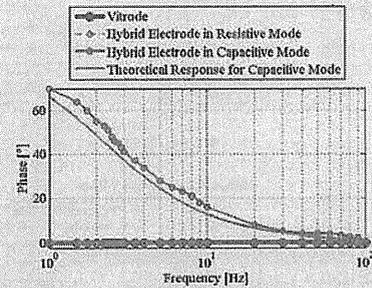


Fig. 6. Sensor Frequency Response Evaluation Experiment Set-up Diagram



(a) Gain Frequency Response



(b) Phase Frequency Response

Fig. 7. Frequency Response for the Developed Electrodes and Vitrode.

Because the Vitrode F is a passive electrode, it was more susceptible to displacement currents due to chemical degradation of the Ag/AgCl gel and electrostatic effects in the 1-m-long cable that connected the electrode lead to the amplifier and the measurement system.

However, the hybrid electrode in the capacitive mode was about 0.3 and 1 $\mu\text{V}/\text{Hz}^{1/2}$ noisier than the other two cases. According to the model shown in Fig. 1 and equations (2) and (3), the relative

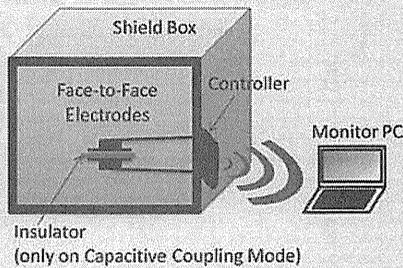


Fig. 8. Sensor Noise Spectrum Evaluation Experiment Set-up Diagram

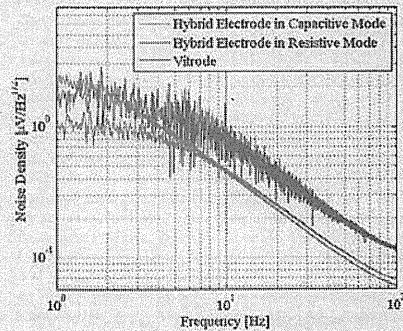


Fig. 9. Sensor Noise Spectrum

value of the impedance value was lower in the capacitive mode when coupling the environmental noise sources (Z_m and Z_{env}) compared with the impedance of the coupling with the signal source (Z_{in}) in the resistive contact mode. This condition allowed the electrode to couple the environment noise sources better. However, our new optimal impedance electrode design indicated that the noise levels were at least two times smaller than the weakest bioelectrical signals considered in this study and 4–6 $\mu\text{V}/\text{Hz}^{1/2}$ smaller than the capacitive coupling electrodes proposed in other studies^[13].

This low noise characteristic in the resistive and capacitive modes was comparable to that of conventional electrodes, and it showed that our electrode was a viable sensor for detecting EEG and EOG signals.

4.3 Motion Artifact Evaluation We evaluated the potential use of our electrodes in real-world applications and the effectiveness of the mechanical coupling method proposed in Section 3.2 by recording motion artifacts when the participant moved his head. In this experiment, the participant changed the pitch angle of the head by $\pm 45^\circ$ every 1 s for 10 s, before resting for another 10 s.

Recordings were made in the resistive contact and capacitive coupling modes with the Type L electrodes and Vitrode F electrodes using the headset shown in Fig. 5 (a). The Vitrode F electrodes were attached to the skin areas that had been cleaned with alcohol to remove any sweat and skin oils, in accordance with the manufacturer's instructions. Skin preparation was not required for our hybrid electrode in the resistive or capacitive modes. Resistive contact mode data were acquired when the developed electrodes were in direct contact with the skin of the participant. Capacitive coupling mode data were acquired when the developed electrode was isolated from the skin of the participant using a 1 mm thick insulating rubber layer. The electrodes were located in the EOG recording area of the headset. The data obtained are shown in Fig. 10. Our developed electrode produced no motion artifacts in the resistive contact or capacitive coupling modes, whereas the commercially available electrodes recorded spikes with every head movement.

Thus, the mechanical coupling of multiple electrodes eliminated the relative motion between them and contributed to eliminating the motion artifacts in recordings made by Vitrode electrodes, as reported in other studies^[10]. Furthermore, the Vitrode electrodes still recorded motion artifacts even when they were mechanically coupled because Vitrode electrodes are passive wet electrodes. The signals transmitted through the cables from passive electrodes are high impedance signals that are susceptible to noise. During head movements, the Vitrode cables also moved and this affected the coupling configuration with the environment, which produced noise. By contrast, our electrodes output a buffered low impedance signal, which was robust against cable motion artifacts.

4.4 EOG Recording Experiments Eyeball and eyelid movement recordings were made using Type L electrodes in the resistive contact and capacitive coupling modes. The resistive contact and capacitive coupling mode recordings were made in a similar manner to the experiment described in Section 4.3. Simultaneous recordings with Vitrode F were made for comparative purposes. The Vitrode F electrode pair was positioned as close as possible to our developed electrodes, where the center of each Vitrode electrode was 30 mm from the center of the nearest developed electrode. The Vitrode F electrodes were attached to skin areas that had been cleaned with alcohol to remove any sweat and skin oils, in accordance with the manufacturer's instructions. No skin preparation was required for our hybrid electrode in the resistive or capacitive modes. However, the electrode was isolated from the skin using a 1-mm-thick rubber layer during the capacitive mode experiments.

Pearson's correlation coefficient ρ for the data collected from the hybrid electrode and Vitrode F was calculated as follows:

$$\rho = \frac{\sum_{i=0}^n X_i Y_i - \frac{\sum_{i=0}^n X_i \sum_{i=0}^n Y_i}{n}}{\sqrt{\left(\sum_{i=0}^n X_i^2 - \frac{(\sum_{i=0}^n X_i)^2}{n}\right) \left(\sum_{i=0}^n Y_i^2 - \frac{(\sum_{i=0}^n Y_i)^2}{n}\right)}} \quad (7)$$

where n is the number of samples, X_i is a sample from our hybrid

electrode, and Y_i is a sample from the Vitrode F electrode.

During eyelid movement recordings, the participant blinked at a frequency of 1 Hz, according to a metronome. The datasets obtained are shown in Fig. 11. The calculated correlation

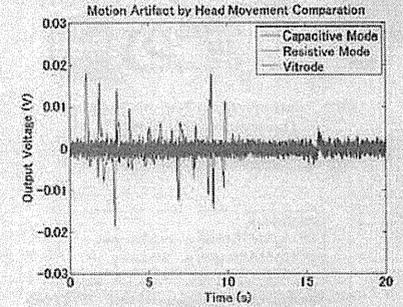
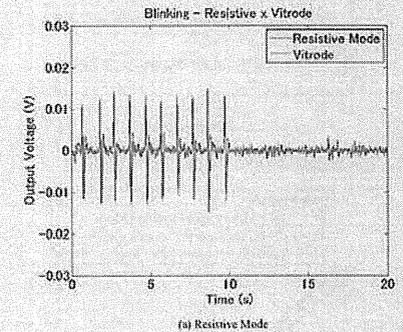
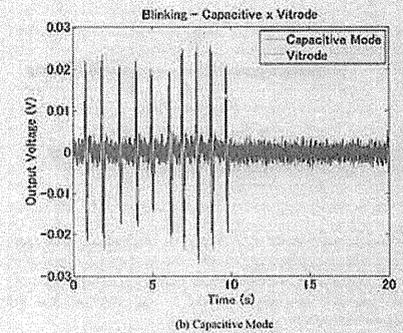


Fig. 10. Head-Motion Originated Motion Artifact Measurements



(a) Resistive Mode



(b) Capacitive Mode

Fig. 11. Eyelid EOG Recordings