

# 運動機能障害者の二次障害予防を目的とした 足関節受動運動装置の開発

鈴木 里江\*・太田 裕治\*・大塚 博\*\*・内山 朋香\*・高野 千尋\*  
中澤 公孝\*\*・河島 則天\*\*\*

## A Home-based Rehabilitation Device to Prevent Secondary Diseases using Passive Ankle Motion

Rie SUZUKI,\* Yuji OHTA,\* Hiroshi OTSUKA,\*\* Tomoka UCHIYAMA,\* Chihiro TAKANO,\*  
Kimitaka NAKAZAWA\*\* and Noritaka KAWASHIMA\*\*\*

**Abstract** Due to long-term physical inactivity when confined to a wheelchair, people with motor paralysis in their lower legs are always at risk of developing secondary diseases in the paralysis area; for example, muscle atrophy, loss of bone mineral density, and hypo-circulation. These diseases occur easily, but are difficult to cure. Daily stretching exercises are generally considered to be the most effective measure for prevention. However, often is the case that patients don't exercise due to a lack of willpower. We have developed an everyday rehabilitation device for individuals with motor disorders. It is comprised of a pair of linear actuators that mount under the seat of a wheelchair and are connected to each footrest, and works to prevent secondary disease by passively stretching the ankle joints. By installing the device on the wheelchair, patients do not have to transfer to another machine, which encourages them to use the device more frequently. The device has two different exercise modes: a rhythmical planter/dorsiflexion movement and a stretch mode. In the former mode, the neutral position was set at 105 deg. The range of the rotation angle was between  $\pm 6$  and  $\pm 12$  deg. The flapping frequency was set at 0.7 Hz based on a normal gait. In this study, we investigated the physiological effect of the former mode in the motion range of  $\pm 12$  deg. Twelve persons with spinal cord injuries participated in the experiment, and the EMG and blood flow in the paralyzed muscles were recorded during 10 min of passive ankle motion. As a result, we found that passive ankle motion can induce rhythmical muscular activity and enhance the blood flow in the calf muscles. These results suggest that this device might be effective for the prevention of secondary diseases, or the facilitation of neuromuscular function and peripheral circulation in paralyzed lower limbs.

**Keywords:** Home-based rehabilitation, passive motion, wheelchair, ankle joint, secondary diseases.

### 1. 背 景

下肢の運動麻痺のため立位姿勢や二足歩行が困難となった場合、移動には車いすが第一選択となるが、その一方で、長期の車いす生活は、麻痺領域に筋萎縮や骨萎縮、関節拘縮などの廃用性変化（廃用症候群）を引き起こす[1, 2]。た

例えば脊髄損傷者には尖足（つま先が下に垂れ下がった状態）または足関節周りの筋-腱複合体や関節自体の柔軟性喪失などがしばしば認められるが、これらは長期不活動に対する負の適応によって生じたものである。さらに、不活動に伴う麻痺領域の低循環状態は、深部静脈血栓症や褥瘡などの二次障害の原因となる[3]。

これらの廃用症候群やその二次障害に対する基本的かつ効果的な予防策は、障害者自身による日常的なストレッチ運動や受動運動であるが、運動自体が面倒であること、また、「リハビリテーションの実施には専門知識が必要」という固定観念をもつ傾向、すなわち、本来在宅で実施可能なケアでさえも病院での処置・セラピストによるリハビリテーション提供に依存しがちであるため、運動が日々実践されることは少ない。自らの身体に対するケアを他者に委ねることと障害者の自立は互いに相反する行為であること

2006年9月21日受付, 2007年5月23日改訂  
Received September 21, 2006; revised May 23, 2007.

\* お茶の水女子大学大学院人間文化研究科  
Graduate School of Human and Science, Ochanomizu University

\*\* 国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所  
Research Institute, National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities

\*\*\* トロントリハビリテーション研究所  
Toronto Rehabilitation Institute

から、自らによる在宅でのリハビリテーションを定着させ、病院への依存傾向を緩和することは極めて重要な視点と考えられる。

このような背景のもと、本研究では、障害者自身の操作による、簡便かつ日常的に在宅にて実施が可能なりハビリテーション装置の開発を目的とした。具体的には、下肢麻痺者を対象に足関節の受動運動を実施する装置を開発した。すなわち、市販の車いすのフットレスト部をアクチュエータにより可動化することで麻痺足関節を受動的に動作させ、不活動に伴う廃用性変化およびそれに伴う二次障害の発現を未然に予防することを企図した。さらに、試作したプロトタイプ機を用い、脊髄損傷者を対象に足関節受動運動中の筋活動計測、循環計測を実施し、試作装置による受動運動の生理学的効果・意義について検討した。

## 2. 足関節受動運動装置の開発

### 2.1 開発コンセプト

上記の背景に基づき、以下の開発コンセプト、1) 在宅使用を前提に、装置の小型軽量化・操作の簡便化・低価格化を図る、2) 車いすとの親和性を高めることで運動を習慣化し日常的リハビリテーションが簡単に実施可能な装置とする、を設定した。1) 項の小型、簡便操作、価格に関しては現段階では特段の具体仕様を定めず、大型・高価である既製市販運動訓練装置などと比較し、あくまで個人がなるべく少ない負担で在宅利用可能なものを開発目標とした。病院でのリハビリテーションを終えた後にもなお、在宅で自ら身体ケアを継続して行うことは極めて重要であり、本研究ではこの点に配慮し、市販の車いすのフットレスト部を動力化することで簡便かつ日常的に足関節への受動運動が実施できるよう装置を考案することにした。運動麻痺者は就寝時間を除けば、ほとんどの時間を車いす上で過ごし、麻痺状態にある足部は常にフットレスト上に載せられている。フットレストの動力化による足関節への受動運動の実現は、麻痺領域の不活動に伴う廃用性変化、二次障害の予防に貢献するものと考えられる。

### 2.2 フットレスト往復回転機構

本装置の外観を図1に示す。図に示すように、車いすの座面下にアクチュエータを配置しフットレストを可動化する単純な機構とした。アクチュエータには直動型電動シリンダ (SCN5-010-050-S03, (株)Dyadic Systems) を使用した。これはステップモータの回転運動をシリンダロッドの直動運動に変換するリニアアクチュエータである。本シリンダを2個、車いす((株)オーエックスエンジニアリング)の座面下に縦に平行に設置し、シリンダロッド先端をフットレスト端部(踵側)と結合させた。シリンダロッドの軸方向の運動は、フットレスト裏面の支柱を介しフットレストの回転運動に変換される。すなわち、シリンダロッドの直動運動によりフットレストがシーソーのように往復回転

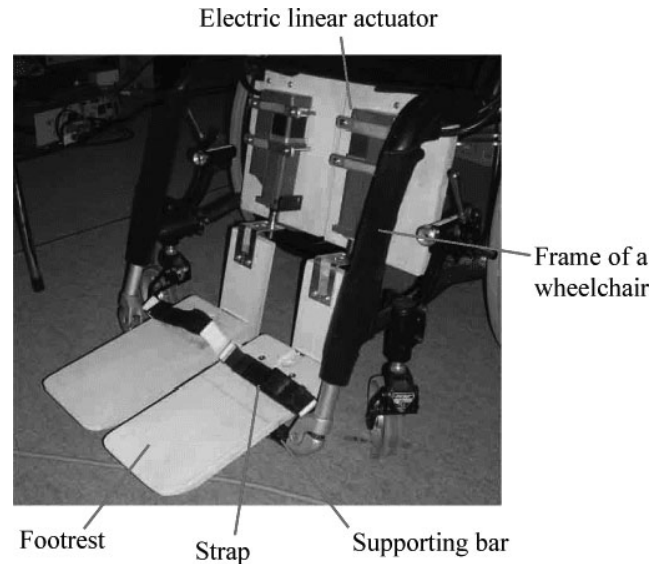


図1 本研究で開発した足関節受動運動装置

Fig. 1 The passive ankle motion device developed in the present study.



図2 開発した装置による足関節受動運動

Fig. 2 The passive ankle motion produced by the device.

運動し、受動的な足関節の底背屈運動が実現される。本装置により得られる足関節受動運動を図2に示す。在宅使用を目的とするため、アクチュエータや回転機構は車いす下面に納まるよう設計し、移動や日常生活に支障がないよう配慮した。アクチュエータならびにフットレスト部の動作仕様を表1ならびに表2に示す。同表で回転角度については、車いすの前面フレームに対し定義した。すなわち、図1に示すように、フレームは鉛直線に対して15 deg程度、やや後方に傾斜して設計されており、この角度を基準とした(したがって、フットレストを水平とした場合、その角度は105 degとなる。また、この状態で足関節はやや底屈位となる。). 健康な足関節の可動角度範囲は70~130 deg程度(水平なフットレストを基準とすれば、背屈側へ35 deg、底屈側へ25 deg)であるが、本装置では尖足状態のユーザを考慮し、可動範囲を健康足関節よりも狭く、またやや底屈位側に設計した。すなわち、フットレスト回転角

表1 使用した電動アクチュエータの仕様  
Table 1 Electric linear actuator specifications.

Stroke	50 mm
Maximal velocity	400 mm/sec
Position of accuracy	± 0.01 mm
Outline size (W, D, L)	45-202-68 mm
Mass	1.1 kg
Maximal thrust force	100 N

表2 本デバイスによる足関節回転範囲と速度  
Table 2 Angular range and velocity of ankle motion produced by the device developed.

Range of Motion	88-124 deg
Maximal velocity	288 deg/sec

度範囲を 88 ~ 124 deg (背屈側 17 deg, 底屈側 19 deg) とした。

2.3 フットレストの制御と運動モード

電動アクチュエータと周辺機器の接続を図3に示す。アクチュエータは、ADPケーブル (RP9050-030, (株)Dyadic Systems), コネクタ変換器 (ADP-2, 同社製), シリアルインターフェース接続ケーブル (RP9041-010, 同社製) を介し、シーケンスコントローラ (CTC-33, 同社製) に接続した。シーケンスコントローラによりアクチュエータの動作パターンを設定する。また、コントローラは外部信号入力用 I/O ケーブル (RP9161-030, 同社製) により外部入力スイッチと連結されており、このスイッチを利用して作成した動作パターンの切り替えを行う。(3個のスイッチにより8動作パターンの切り替えが可能である。) DC電源には24V, 2.2Aを用いた。

アクチュエータの動作制御は位置制御方式にて行った。すなわち、ロッド位置 (フットレストの最大底屈側角度・最大背屈側角度に依存したロッド位置, すなわち、ロッドを縮めた位置および伸ばした位置の2点) ならびに両位置間の移動速度をシーケンサ上で設定した。作成した動作シーケンスは、シーケンサのシリアルポートからアクチュエータ内の不揮発メモリに転送した。したがって、いったんメモリ内に書き込めばシーケンサと切り離しても動作が可能である。この手法に基づき、以下に述べる2種類の足関節運動モードを設定した。

定速底背屈運動モード (図4, Rhythmical) : フットレストの回転運動の中心位置 (角度) を車いすフレームに対して 100 ~ 105 deg の範囲で任意に設定し、その中心位置に対し、±6 ~ 12 deg の範囲、すなわち背屈側 12 deg, 底屈側 12 deg, 最大振幅 (両振幅) 24 deg の範囲で一定速度にて往復回転運動を行う。回転速度は正常歩行頻度 0.7 Hz に基づき決定した (振幅 24 deg の場合、角速度は 34 deg/sec となる)。左右異なるシリンダを用いているため、同図に示すように逆位相 (Alternation) ならび同位相 (Synchronous) での動作設定が可能である。

背屈ストレッチモード (図4, Stretch) : 両足関節を同位相で制御しつつ、徐々に下腿三頭筋を伸ばすストレッチ運動を実行するために、6 deg/sec の比較的遅い角速度にて足関節を背屈運動させる運動モードを設定した。なお、以下に記述する被験者実験では本デバイスの初期評価として、前者のモード、すなわち定速底背屈運動モードのみにて実験を実施している。

3. 評価実験

対象は下肢の運動機能に完全麻痺を持つ脊髄損傷者 12

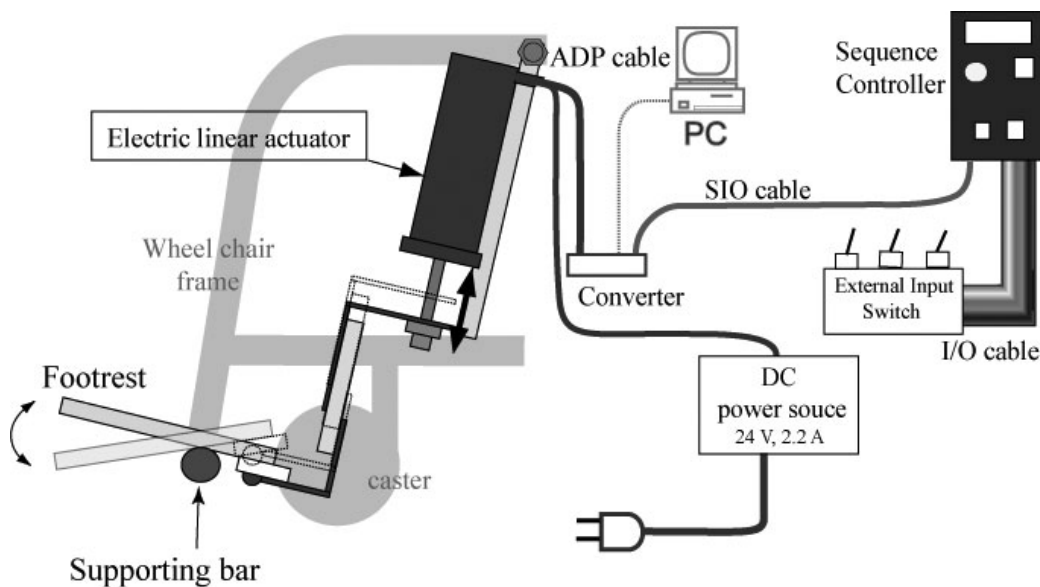


図3 電動アクチュエータと周辺機器の接続概略図  
Fig. 3 Schematic diagram of the controller for the actuator.

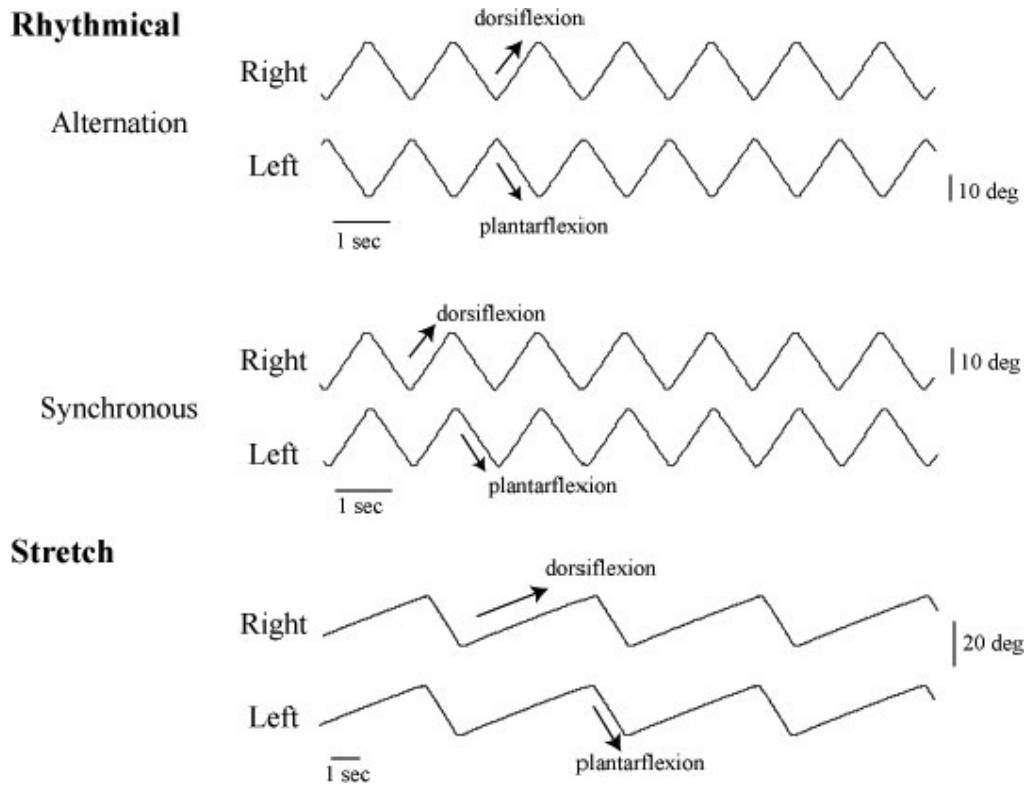


図4 開発装置による足関節の受動運動モード

Fig. 4 Various passive motions for the ankle joint produced by the device developed.

名（平均年齢  $31.7 \pm 8.6$  才，損傷レベル Th5～12，ASIA A or B）とした。被験者にはあらかじめ実験内容に関する説明を行い，書面によるインフォームドコンセントを行った。また，全ての実験は国立身体障害者リハビリテーションセンター（埼玉県所沢市）にて実施した。被験者は試作した装置を搭載した車いす上で安静座位を保ち，実験中は姿勢を変えないよう指示を与えた。往復回転受動運動の動作範囲は，足関節角度  $105 \text{ deg}$ （水平フットレストに足を載せた状態）を基準に底屈側  $12 \text{ deg}$ ，背屈側  $12 \text{ deg}$  とした。運動方向は逆位相とした。運動時間は10分間とし，受動底背屈運動中の下腿の深部ならびに皮膚表面の血流動態，および筋活動電位を記録した。各々の計測方法，解析方法を以下に示す。なお，試作した装置による足関節への受動運動を実施する前に，設定運動とほぼ同様の運動条件で徒手的に足関節を回転させ，設定した角度・速度範囲の動作を実施しても問題がないことを確認した上で評価実験を行った。

1) ヘモグロビン濃度：深部血流動態としてヘモグロビン濃度を計測した。近赤外分光装置（NIRO-300，浜松ホトニクス（株））により，右腓腹筋（以下，Gas）ならびに前脛骨筋（以下，TA）の総ヘモグロビン濃度（以下，total Hb）を計測し，Boushelらの手法[4]に基づき，得られた total Hb 濃度変化を筋（深部）血液量変化の指標とした。total Hb は安静時を0とした濃度変化量として計測される。運動開始時から運動終了5分後までの計15分間にわたり，

サンプリングレート6 Hzで total Hb 濃度変化量を記録，30秒毎の平均値を算出した。

2) 皮膚血流量：レーザ血流計（ALF21D，（株）Advance）を用いて脛骨直上の皮膚血流を計測した。皮膚血流量は，組織  $100 \text{ g}$ あたり，1分間あたりに流入する血液量（ $\text{ml}/\text{min}/100 \text{ g}$ ）として算出される。サンプリングレート10 Hzで得た血流量について，運動開始時から運動終了5分後までの計測値を30秒毎に平均し，流量変化量（差分）を得た。

3) 筋活動電位：Gas，TA，およびヒラメ筋（以下，Sol）より，双極誘導法にて筋活動電位を計測した。アーティファクトの混入を防ぐためにプリアンプを内蔵した筋活動電位計測用電極（DE-2.3，Delsys, Inc.）を各筋の中央部に貼付し，増幅器（Bagnoli-8 EMG System, Delsys, Inc.）を介して筋活動電位を導出，受動運動中の筋活動を記録した。

4) 足関節角度：電気角度計（Goniometer System, Biometrics Ltd.）を足関節前面に貼付し，装置によって実現される受動的運動による関節角度変化を記録した。

#### 4. 結 果

本装置による受動運動に関しては，12名の被験者による評価実験を通じ，痙性麻痺や尖足，関節拘縮の程度によらず，全ての被験者で安定した足関節の受動運動が実施可能であることを確認した。生理学的計測に関しては，図5上に，運動中並びに運動終了後における Gas 活動の典型例

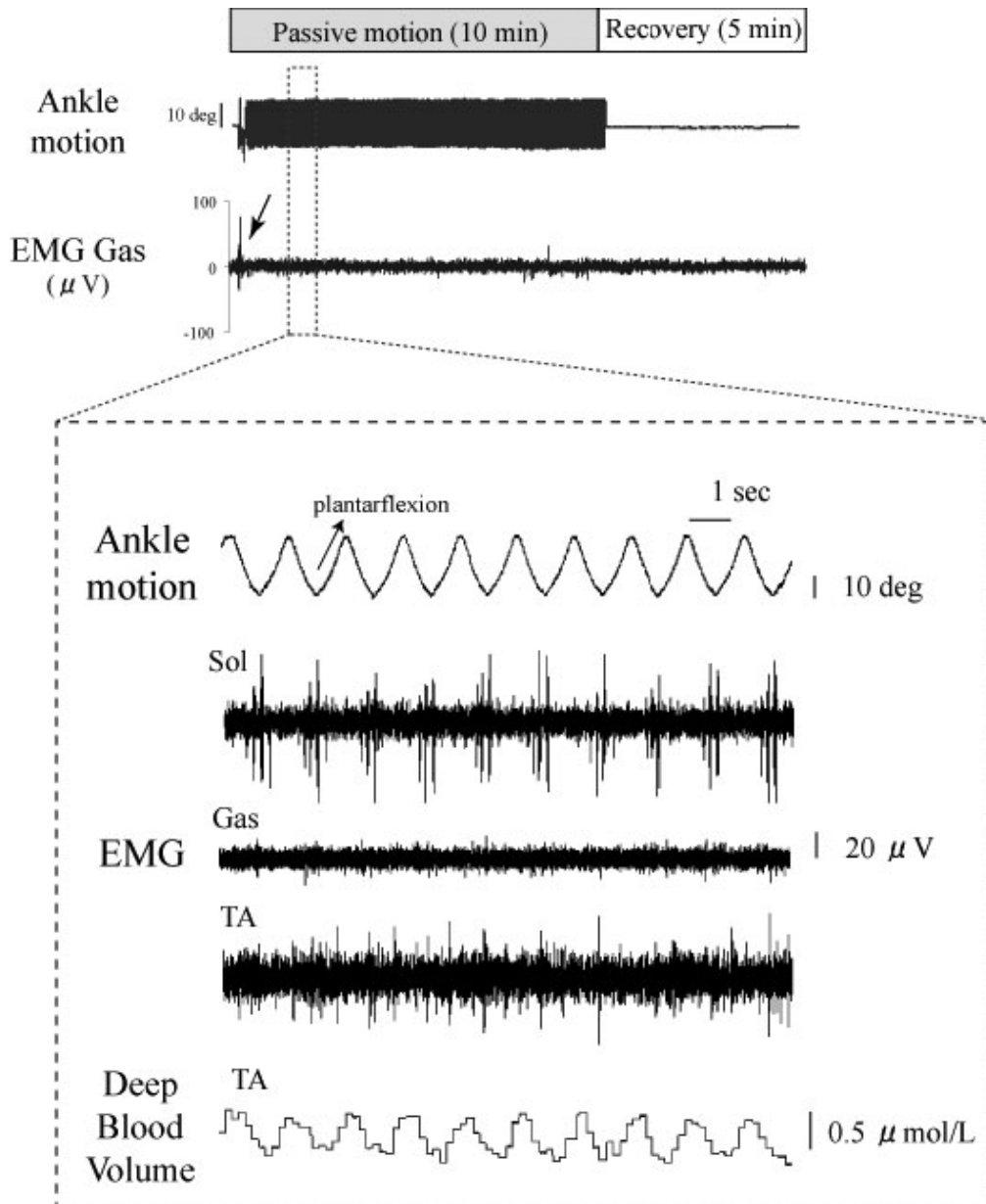


図5 受動運動中の筋活動電位 (Gas) の典型例 (上)  
受動運動中の Sol, Gas, TA の筋活動電位と TA の深部血液量 (下)

Fig. 5 Typical example of the EMG activity in the gastrocnemius muscle during passive ankle motion and the recovery stage (above).  
Typical waveforms of the EMG activity and changes in the deep blood volume (below).

(Subject 4) を示す。また、同図下には、時間拡大したデータ (足関節角度、筋活動および深部血液量) を示した。足関節角度変位は、山が底屈側、谷が背屈側である。結果を以下にまとめる。

1) 痙性麻痺に関しては、12 名中 4 名の被験者で、受動運動開始直後あるいは運動中に、図 5 上に矢示したような痙性麻痺の発現を認めた。痙性麻痺によってフットレスト部に底屈方向の力が懸かるが、この力が弱い場合には装置の動作が妨げられることはなく、逆に過大な力が加わった場合にはアクチュエータの動作は停止し、その力が減じれば速やかにアクチュエータによる受動運動が再開された。

また、受動運動を継続することで痙性麻痺は徐々に消失する傾向が認められ、運動後半に痙性麻痺が認められるケースはなかった。

2) 受動運動中の筋活動に関しては、図 5 下に示すように運動位相に合ったリズムカルな筋活動を認めた。このような筋活動は Sol では 12 名中 6 名、Gas では 2 名の被験者において認められ、全てのケースにおいて足関節が背屈していく位相で活動を認めた。本研究で対象とした被験者は下肢運動機能に完全麻痺を持つ脊髄損傷者であることから、この筋活動は受動運動に伴う筋の伸張によって引き起こされた反射性筋活動 (伸張反射) である可能性が高い。

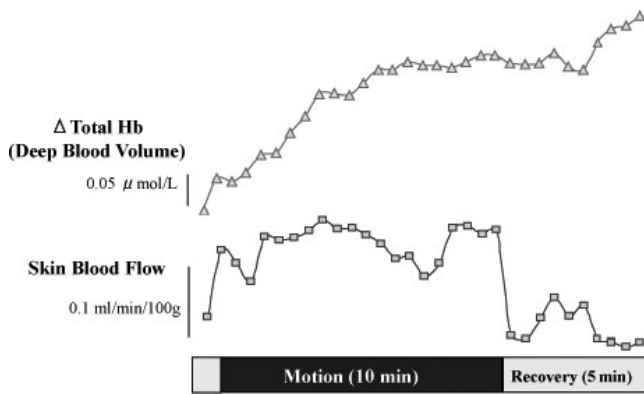


図6 受動運動中の深部血液量(上)と皮膚血流量(下)の時間推移典型例

Fig. 6 Typical waveforms of the deep blood volume (above) and skin blood flow (below).

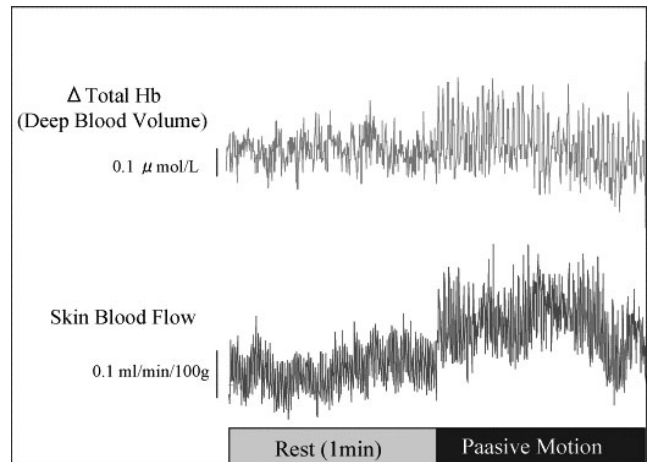


図7 受動運動中の深部血液量と皮膚血流量の時間推移典型例 (Rest時)

Fig. 7 Typical waveforms of the deep blood volume and skin blood flow during a rest period.

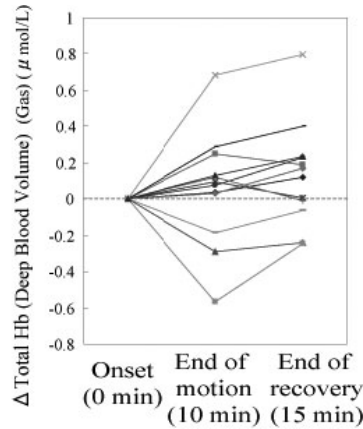
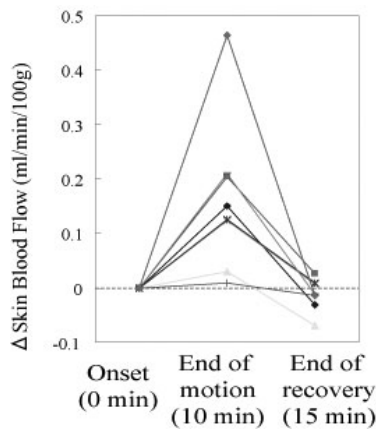


図8 受動運動による皮膚血流量(左, 8名)と深部血液量(右, 12名)の変化量  
Fig. 8 Changes in the skin blood flow (left, n=8) and deep blood volume (right, n=12) due to the passive ankle motion.

3) 受動運動に伴う循環動態の変化に関しては、総じて血流の増加を示す結果が得られた。TAの筋腹より計測した total Hb 濃度変化(以下、深部血液量)は、図5下に示すように運動周期に同調した変化を示し、受動運動に伴う筋内圧の変化から血管の収縮拡張運動が生じたと推察された。また、図6にTAの深部血液量(△)、ならびに脛骨付近の皮膚血流量変化(□)の典型例(Subject 6)を示す(30秒毎の平均値)。図7にはRest(安静)時1分間のデータ(平均化前の生データ)を示した。深部血液量は運動開始後、徐々に増加し、運動が終了しても上昇を続ける傾向を示した。一方、皮膚血流量は、運動開始後ただちに上昇し、運動終了と同時に安静値に元に戻る結果を示した。この傾向は全被験者に共通して認められた。図8には、各被験者における運動終了時点(10分後)、回復期終了時点(15分後)の各時点における皮膚血流量(左図)ならびに深部血液量(右図)について、安静時(受動運動開始時点)からの変化量を示す。皮膚血流量は受動運動の実施によって

すべての被験者で増加し、受動運動が終了すると速やかに安静値に戻る傾向を示した。一方、深部血液量は12名中9名で運動中に増加し、受動運動が終了してもその値を維持する傾向が見られた。

表3には、前述の筋活動、痙性麻痺の有無、受動運動中の皮膚血流量・深部血液量を被験者特性と共にまとめた。特性の中のAshworth Scaleは痙性麻痺の程度を徒手的に評価したもので、数字が大きいほど痙性麻痺の発現頻度、程度が大きいことを示す。また、筋電位活動(EMG)と痙性麻痺(Spasticity)欄の+記号は、足関節の受動運動中に筋活動または痙性麻痺が発現したことを示す。また、皮膚血流量と深部血液量は、運動開始時(0分)と運動終了時(10分後)の差を記した。

### 5. 考 察

本研究では、障害者や高齢者などの運動機能障害者が日常的に使用できるリハビリテーション支援装置の開発を目

表 3 被験者特性並びに足関節受動運動による筋活動, 痙性麻痺, 皮膚血流量, 深部血液量の変化  
 Table 3 Characteristics of the SCI subjects and the influence of passive motion on their physiological parameters.

Subject	Sex	Age (yr)	Duration of Paraplegia (yr)	ASIA Grade	Modified Ashworth Scale	EMG	Spasticity	$\Delta$ Skin Blood Flow (ml/min/100 g)	$\Delta$ Deep Blood Volume ( $\mu$ mol/L)
S1	M	35	5	A	1+	—	—	—	-0.25
S2	M	20	3	A	1	+	+	—	0.68
S3	M	30	3	A	2	—	—	—	0.08
S4	M	23	5	A	2	++	++	—	0.25
S5	F	35	20	A	2	+	++	0.21	0.29
S6	F	42	24	A	1+	+	—	0.46	0.09
S7	M	21	3	B	1+	—	—	0.13	0.12
S8	M	46	6	A	2	++	++	0.01	0.04
S9	M	22	3	A	1	—	—	0.15	-0.19
S10	M	38	20	A	0	—	—	0.20	0.03
S11	M	33	6	A	1	+	—	0.03	-0.57
S12	M	35	6	A	0	—	—	0.12	0.13

的とし, 市販の車いすフットレスト部にアクチュエータを搭載することで足関節に対する受動運動を可能にする装置を考案, 試作した. また, 脊髄損傷者を対象とした評価実験を通じ, 全被験者に対し安定した足関節の受動運動の実施が可能であることを確認した. 車いすを常用する運動機能障害者の場合, 座位姿勢による長期不活動状態は, 関節や筋, 腱などの柔軟性を喪失させ, とくに足関節には関節拘縮や尖足などが起こりやすくなる. こうした筋骨格系の柔軟性は関節運動の継続実施により改善可能であるため, 試作装置によって実現した足関節の受動運動は極めて有効と考えられる. 今回の評価実験では1回の運動時間を10分間に設定したが, この短い時間でも, 筋活動や筋長変化に伴う血流量の増大が確認できたため, 日常生活の中で, 1日数回, 30分程度運動を実施すれば麻痺領域の不活動防止による生理的効果が十分に想定できるとと思われる. ただし運動時間・実施回数の厳密な設定に関しては, 今後の縦断的研究を通じたりハビリテーション効果の検証実験に拠る必要がある. さらに, 今回の評価実験ではフットレストの運動モードは定速底背屈運動モード (Rhythmical) のみに設定したが, この縦断研究を通じて, Rhythmical 運動モード, Stretch 運動モード, ならびに両者を組合せた運動効果に関しても, それぞれ検証を行う必要があろう. なお, 本デバイスの機構を一部改良することによるベッド上背臥位での利用も興味深いと思われるが, ここで示したような座位での運動とは異なり, 姿勢変化により足関節に対する負担も変わるため, その運動効果に関しては今後の検討が必要であろう.

安全性に関しては, 受動運動の実施に際してはあらかじめフットレストが与える受動運動動作に無理がないことを徒手的に確認した上で行うこと, フットレストの回転可動

範囲は電動シリンダのストローク (5 cm) により機構的に制限されており回転角度換算で+19~-17 deg を超えるものではないこと, 本アクチュエータの最大押し引き力は100 N 程度であり, 図5に示すように痙性麻痺の発現による負荷のため回転動作が停止してしまう程度のものであること, などから一定の基準を満たすものと考えられる. (註:本デバイスでは痙性発生を筋電にて検出し, それに基づくアクチュエータの停止制御を行ってはいない. 単に, アクチュエータの押引力は痙性麻痺時に発生する負荷以下であり, 痙性発現により回転動作が停止する, ということである.) 従って, 専門職が常駐し常時管理することができない在宅利用状況にあっても, 本デバイス程度の仕様であれば特段の問題は生じないと考えられるが, 言うまでもなく, 今後さらに, JISやISO等の安全に関する基準を参照しつつ, 停止によるアクチュエータ過熱防止対策, 駆動トルク検知センサによる過負荷防止 (アクチュエータ停止) 対策, 可動部への挟み込み防止策, 定期メンテナンス態勢など, 様々な角度から安全対策を図っていく必要がある.

本デバイスの入力操作に関しては, ユーザの状況を考え極力簡便なものとした. すなわち, デバイスの入力スイッチは2・3節で述べたように8パターンの受動運動モード設定のための3個のスイッチならびにON-OFFスイッチのみとした. 1パターンの受動運動モードで十分であれば入力操作スイッチはON-OFFスイッチの1個で良いため, 本デバイスの使用は障害者のみならず高齢者にも容易であり在宅利用への路を拓くと考えられる. なお, スイッチには様々なタイプが市販されており, それらの中からユーザの残存機能 (視認や入力動作等) を考慮し選定することが重要である. 本装置の最大の特長は, 市販の車いすに受動運動装置自体を組み込み可能としたこと, また, それによ

り、受動運動を行うための装置への移乗が不要であるという2点にある。煩雑さを取り除くことで受動運動を習慣づける要素は、リハビリテーション継続の上できわめて重要である。今後の課題としては、モータ稼働音の低減、アクチュエータを1個に集約することによる小型化、外見デザインの改良、長期にわたる患者評価実験、などがあげられる。

麻痺領域への受動運動、ストレッチ運動が、関節可動域の拡大や筋柔軟性の保持に効果を持つことは既によく知られている事象であるが、脊髄損傷者を対象とした本評価実験の結果からは、新たに、受動運動が麻痺領域に及ぼす効果に関する重要な知見が得られた。すなわち、図5に例示したように、受動運動中にSolやGasに運動周期に同調した筋活動が認められた。我々の先行研究では、脊髄損傷者の麻痺下肢に対して受動運動を加えた際に反射性筋活動が出現することを認めており[5]、これらの筋活動は受動的に麻痺領域を動作させた結果、筋長変化によって誘発された反射性（不随意性）筋活動と考えられる。本来、下肢の神経筋機能は、歩行や立位姿勢に関わる種々の求心性神経情報によって維持されているが、運動麻痺に陥るとこれらの神経情報が欠落し、機能退行を生ずる。これに対し、本研究で開発した装置で実現される足関節のリズミカルな筋伸張—短縮、動的な関節運動は、求心性神経情報を発現させ、不活動によって停滞している脊髄運動ニューロンの活動を励起させることが可能と考えられる。実際に、本研究では受動運動の実施に伴って痙性麻痺が減少する傾向にあることを確認した。この結果は、足関節に対する継続的な受動ストレッチ運動（筋伸張運動）が伸張反射感受性を減少させるとの先行研究[6]に一致する。痙性麻痺は伸張反射感受性と筋トーンの過剰な亢進によって生じることを勘案すれば、受動運動によるリズミカルな脊髄運動ニューロンへの求心性神経情報の入力、この過剰な亢進を低減するように作用したと考えられる。これらの観点は、生理学的に合目的性を持った、適切な神経情報の入力とこれに基づいた神経機能の維持を狙う“ニューロリハビリテーション”の視点に沿うものである。このように受動運動は単に関節運動の柔軟性を向上させるだけでなく、神経機能面での効果、すなわち上行性入力による神経・筋機能の活性化・調整（チューニング）も期待できよう。

今回の評価実験からは、神経活動変化以外にも、皮膚血流量および深部血流量の計測から、運動中の血液循環の増加を示唆する興味深い結果が得られた。すなわち、図6および8に示したように、皮膚血流量は受動運動開始後、ただちに上昇し運動終了と共に安静時に戻った。一方、深部血流量を反映するtotal Hb濃度変化量は運動開始直後から徐々に上昇し、運動終了後もこの状態が継続した。ストレッチ運動や他動運動による血流増加現象は従来研究にも報告が散見されるが、ここで示したような上位神経系と遮断

された麻痺筋に対して運動効果を検証した研究例は他に見られない。今回の実験では皮膚血流量、筋血流量の双方を独立に計測しており、いずれも受動運動により上昇が見られた。これは筋ポンプ効果などによる下腿全体の血流の増加と思われるが、より詳しい生理的解釈に関しては今後の検討が必要であろう。また、筋血流量が受動運動終了後も安静時レベルに戻らない理由としては、total Hb量は血液量の反映と考えられることから、10分間の運動効果の残存と考えられる。すなわち、運動後にも血液量が高値を維持する主たる理由は、運動中に生じた血管拡張作用により麻痺領域の血管コンプライアンスが高まり、プールされる血液量が増加したためと考えられる。以上の実験を通じ、本装置による足関節受動運動の実施により、下腿の循環状態を一時的に亢進させ得ることが示され、低循環状態の継続による二次障害防止の可能性が示唆された。

## 6. 結 論

本研究では、運動機能麻痺領域に対する日常ケアの実践を目的に、障害者自身が在宅で使用できる、足関節に対する受動運動リハビリテーション装置を考案・試作した。試作装置は、車いすのフットレスト部を動力化するという極めて単純なものであるが、設定したコンセプトを充たすものであった。開発プロセス、評価実験を通して、以下の結論を得た。

1) 市販の車いすのフットレスト部を可動化し、小型簡便な装置を実現した。

2) 脊髄損傷者による評価実験を行い、安全に足関節受動運動が施行可能であることを確認した。また、痙性麻痺の緩和や関節拘縮に有効と示唆された。

3) 10分間の足関節への受動運動は、麻痺領域の神経活動の調整効果、低循環状態の改善を示唆した。

今後は、装置の操作性を向上させ、改良を重ねると共に、本装置を用いた足関節へのケアを中長期的に実施した際の効果を定量的に把握するための実験を実施する予定である。本装置は患者自身による身体ケアを可能にし、在宅での日常リハビリテーションを可能にすると考えられ、ひいてはQOL向上にも貢献すると考えられる。

## 文 献

1. Lotta S, Scelsi R, Alfonsi E, Saitta A, Nicolotti D, Epifani P, Carraro U: Morphometric and neurophysiological analysis of skeletal muscle in paraplegic patients with traumatic cord lesion. *Paraplegia*. **29**: 247-252, 1991.
2. Szollar SM, Martin EM, Sartoris DJ, Parthemore JG, Deftos LJ: Bone mineral density and indexes of bone metabolism in spinal cord injury. *Am J Phys Med Rehabil*. **77**: 28-35, 1998.
3. Hopman MT, Nommensen E, van Asten WN, Oeseburg B, Binkhorst RA: Properties of the venous vascular system in the lower extremities of individuals with paraplegia.

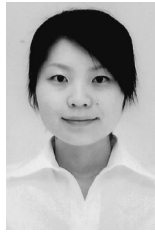


Paraplegia. **32**: 810-816, 1994.

4. Boushel R, Langberg H, Olesen J, Gonzales-Alonzo J, Bulow J, Kjaer M: Monitoring tissue oxygen availability with near infrared spectroscopy (NIRS) in health and disease. Scand J Med Sci Sports. **11** (4): 213-222, 2001.
5. Kawashima N, Nozaki D, Abe MO, Akai M, Nakazawa K: Alternate leg movement amplifies locomotor-like muscle activity in spinal cord injured persons. J Neurophysiol. **93** (2): 777-785, 2005.
6. Avela J, Kyrolainen H, Komi PV: Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. J Appl Physiol. **86** (4): 1283-1291, 1999.

鈴木 里江 (スズキ リエ)

2007年3月お茶の水女子大学大学院人間文化研究科博士前期課程修了。TOTO株式会社入社、現在に至る。



太田 裕治 (オオタ ユウジ)

1987年東京大学大学院工学系研究科修士課程修了。1988年東京大学工学部助手、1993年同助教授。1994年東洋大学工学部助教授。2001年お茶の水女子大学生活科学部助教授、2007年お茶の水女子大学大学院人間文化創成科学研究科准教授 (現在に至る)。



専門分野：医用精密工学，リハビリテーション工学。

日本生体医工学会，日本人工臓器学会，ライフサポート学会，日本生活支援工学会の会員。

大塚 博 (オオツカ ヒロシ)

2007年芝浦工業大学大学院(学位取得)。兵庫県立福祉のまちづくり工学研究所 (1997-2001)。帝京大学 (2001-2006)。国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所 (2006-2007)。現在，新潟医療福祉大学医療技術学部義肢装具自立支援学科 (講師)。



専門分野：義肢装具全般，特に義足，義手。

日本義肢装具学会，日本生活支援工学会の会員。

内山 朋香 (ウチヤマ トモカ)

2007年お茶の水女子大学大学院人間文化研究科博士前期課程修了。同年4月同大学大学院人間文化創成科学研究科博士後期課程入学，ならびに株式会社タニタ入社。



高野 千尋 (タカノ チヒロ)

2007年お茶の水女子大学大学院人間文化研究科人間環境科学専攻博士後期課程修了。理学博士。2007年4月お茶の水女子大学大学院人間文化創成科学研究科リサーチフェロー。人間工学会の会員。



中澤 公孝 (ナカザワ キミタカ)

東京大学大学院博士課程 (平成3年)。国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所 (平成3年)，現在同研究所，運動機能障害研究部，神経筋機能障害研究室室長。

専門分野：運動神経生理学。

リハ医学会，バイオメカニクス学会の会員。



河島 則天 (カワシマ ノリタカ)

2000年金沢大学教育学研究科修了，2005年博士号取得 (学術・論博)。国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所技術員 (-2002)，同流動研究員 (-2005)，芝浦工業大学先端工学研究機構助手 (-2006) を経て，現在，日本学術振興会海外特別研究員 (兼トロント大学客員研究員) としてトロントリハビリテーション研究所に勤務。



専門分野：神経科学，運動生理学。

北米神経科学会，計測自動制御学会の会員。