3H 歩行回復を目指す足部関節のリハビリ機器の開発

Development of Rehabilitation for Ankle and Foot Joints to Recover Walks

○学 加藤 敦司 (武蔵工大) 正 大塚 年久 (武蔵工大)

正 田村 宏 (武蔵工大) 正 小林 志好 (武蔵工大)

正 平野 重雄 (武蔵工大)

Atsushi KATOH, Toshihisa OHTUKA, Hiroshi TAMURA, Yukiyo KOBAYASHI, Shigeo HIRANO

Musashi Institute of Technology, 1-28-1 Tamazutsumi, Setagaya-ku, Tokyo

The development of medical treatment and a first aid for cerebral apoplexy not only reduces the death rate, but also results in an increase in person with impediments in motion, sense and speech. Therefore, it becomes more and more necessary to rehabilitate the disabled person in the recent year. In particular, the rehabilitation for walking is important. The rehabilitation is performed by the physical therapists with the way to incline the joint between ankle and foot at an appropriate angle. Then, the physical therapists have a hard workload. Moreover, the effectiveness on the rehabilitation for the walking is estimated by the visual impression. Therefore, it was attempted to develop the equipment to be able to mechanically simulate the motion of the joint between ankle and foot in proportion to the level of impediment and to quantitatively estimate the effectiveness on the rehabilitation for the walking with the angle of inclination of the joint.

Key Words: Medical Equipment, Bio-Motion, Measurement

1. 緒言

現在, わが国では急速に高齢化が進んでいる。それに加え, 偏食や喫煙などにより成人病のひとつである脳卒中が増加している。かつて, 脳卒中は死亡率の高い病気であった。しかし, 現在では医療技術や救命救急の発達により, 死亡する割合は3人に1人から6人に1人と半減した。ところが, 脳卒中の患者には運動障害・感覚障害・言語障害などのいわゆる後遺症が残ってしまう。このような患者が社会復帰するために, 早期のリハビリテーションが必要不可欠となる。その中でも特に歩行の再獲得は重要である。

そこで, 本研究では足部関節に注目し, そのリハビリテーション (以後リハビリと称す) を支援する機器を開発し, その効果を定量化することを目的とした。

2. 脳卒中について

脳卒中とは, くも膜下出血・脳梗塞・脳出血など急激に発症する脳血管障害をいう。脳の血管が障害を受けると血流が途絶えるために, その血管から栄養と酸素を供給されていた脳細胞が破壊され, その損傷部位や大きさによって様々な症状を呈してくる。脳卒中による後遺症の中には片麻痺があり, 片麻痺が起こることにより足の筋肉が正常に働かなくなり足部変形を引き起す。足部変形には尖足, 内反尖足, 凹足, 内転足などがある。Fig.1に足部変形の例を示す。

(a) Pes equinus (b) Pes excavatus (c) Pes varus

Fig.1 Foot deformity

3. 歩行回復のためのリハビリ

歩行回復のためには足部変形のリハビリが必要である。そのリハビリでは, Fig.2に示すように, 足部関節が医学的にいわれる健康な状態に近づけるために患者を角度のついた板に立たせることによって, 麻痺している筋肉とその周辺部位に刺激を与えている。

しかし, 脳卒中の発症初期で麻痺が重度の患者は平らなところでも立つことはおろか座ることも難しい。それゆえ, リハビリの時には, 理学療法士が自分の手や足など体全体で患者を支えることによって, 筋肉が収縮している正常な立位状態を維持している。このとき, 患者が正しくない立位状態 (姿勢の崩れ, 膝関節における骨性の支持) を覚えてしまうことがあるので正常な立位状態を維持しなければならない。

4. 足部関節のリハビリ機器の開発

4.1 コンセプト

前節で述べたように歩行回復のリハビリは, 理学療法士にかかる負担が大きい。また, リハビリの効果を評価する方法

Fig.2 Motion name of ankle and foot joints (range of motion)

はビデオカメラによるパフォーマンスが多く用いられるため、その効果を具体的な方法で定量化することができないのが現状である。

そこで、理学療法による歩行回復のリハビリの負担を軽減でき、その効果を評価できる歩行回復のための足部関節のリハビリ機器の開発を試みた。この機器開発のためのコンセプトとして以下の項目を重視した。

- 1) 足部関節の動き（背屈・底屈運動、回内・回外運動およびこれらを混ぜた複合的な運動）を機械的に動かすことによって、関節の可動域を健康時に近づけ、歩行回復を目指す。
- 2) 立位状態では足部関節に大きな負荷がかかり、リハビリを行うには良い姿勢とはいえないので、座位で行えるようにする。
- 3) リハビリの効果を定量的に判定できるようにする。
- 4) 安全に十分配慮する。

4.2 設計仕様

これらのコンセプトに基づいて以下の設計仕様で行った。

- 1) 使用対象者は脳卒中により足部関節に重度または中度の後遺症を持った体重 100kg 以下、足の大きさ 28cm 以下の患者とする。
- 2) 足部関節の医学的構造から内果（足部の内側のくるぶし）を回転の中心とする。
- 3) 背屈・底屈運動だけでなくそれ以外の運動を可能にするため回転中心の向きを変えることのできる構造にする。
- 4) 多様の患者に対応するために機器の動きの大きさや早さなど設定は細かく行えるようにする。
- 5) 使用者の安全のため、足部に与える角度および伝達トルクが一定値以上になった場合に、機器が動かなくなるような構造にする。また、機器にカバーを設けることにより安全性および装飾性を考慮した機器にする。

4.3 開発機器について

前節のコンセプトおよび設計仕様に基づいて Fig.3 に示す

機器を開発した。Fig.3(a)は機器の使用状態である。使用方法は次節で述べる。Fig.3(b)は機器の機構部分である。

本機器は、足乗せ台の回転角度を 0.02° ずつ、回転速度 0.033rpm ずつ設定できるようになっており、理学療法士の経験に基づいて後遺症の程度にあわせた条件を決定できる。これらの条件を変え、理学療法士の判断で使用者に必要なだけこのようなサイクルを繰り返す。

本機器はモータ①の回転運動がクランク部⑤に伝わり足乗せ台②に角度を与える。足乗せ台に乗せた足部を可動させるときには、麻痺している筋肉を伸縮させるための負荷が生じる。この負荷が大き過ぎると、筋組織を損なう。そのため安全性を考慮し、モータのトルクはモータの軸に取り付けられたトルクテング（過負荷保護装置）によって $20\text{N}\cdot\text{m}$ 以上のトルクは伝達されないようにした。また、足部関節の可動域以上に角度を与え過ぎると、関節または筋組織を損なう。そのため、クランク部にマイクロスイッチを 2 個用いることにより足乗せ台の角度が 20° 以上にならないようにした。

本機器はクランク部と結合された Fig.3(b)の O 点を中心に円運動をする可動方向変換部⑥でクランク部の向きを換えることにより足乗せ台の運動を背屈・底屈運動だけではなく回内・回外運動と複合的な運動が可能である。可動方向を換えるときのクランク部の向きを Fig.3 に示すように O 点を中心として角度を決定した。

本機器を使用した場合の運動の例として背屈・底屈運動、回内・回外運動および複合的な運動として可動方向変換部が 45° 回転した場合を示す。

背屈・底屈運動を行うにはクランク部の向きを Fig.3(b)に示す 90° または -90° に設定する。背屈および底屈運動で足乗せ台は最大 20° まで可動することができる。背屈・底屈運動の使用例を Fig.4 に示す。回内・回外運動を行うにはクランク部の向きを Fig.3(b)に示す 0° に設定する。回内および回外運動で足乗せ台は最大 20° まで可動する。回内・回外運動の使用例を Fig.5 に示す。複合的な運動を行うにはクランク部の向きを Fig.3(b)に示す 90° と -90° と 0° 以外で設定する。複合的な運動で足乗せ台は最大 20° まで可動

(a) Outlook

(b) Detailed equipment

Fig.3 Developed equipment

(a) Standard

(b) Dorsi flexion

(c) Plantar flexion

Fig.4 Motion for dorsi flexion and plantar flexion

(a) Standard

(b) Eversion

(c) Inversion

Fig.5 Motion for inversion and eversion

Fig.6 Mixed motion (for example motion direction 45°)

することができる. 複合的な運動としてモータの位置を 45° にした場合の使用例を Fig.6 に示す.

4.4 使用方法

本機器を使用するときは足部関節にかかる荷重が少ない状態が望ましい. そこで, 座位の姿勢において足部関節にかかる荷重は足部 (大腿部から下) の荷重と考え, 座位の状態 で体重計を用いて足部の重さを測定することにより, 機器の使用姿勢を決めるための要因とする.

機器の使用姿勢として, 高さの低い椅子の場合, 膝の角度が直角になるような高さの椅子の場合, 高さの高い椅子の場合を想定して, Fig.7 に示すように膝の角度が 60°, 90°, 120° となるように座位の姿勢をつくり, 足部の荷重を測定する. また, 左右の足の荷重には差はないものとし, 測定する足は右足とする. この結果を Fig.8 に示す.

Fig.8 より, 膝の角度が 90° 以上になると, 足部にかかる 負荷が低減されることが理解できるが, 膝の角度を大きくするには高い椅子が必要になるうえ, 使用者の姿勢が不安定になるため, 本機器は膝の角度 θ が 90° で使用する.

本機器の使用方をまとめると以下になる.

- 1) 機器の使用姿勢は膝および足首を 90° にした座位である.
- 2) 機器の運動は理学療法士の判断で行う.

4.5 効果の測定方法

足部は足首を球体と考えたジョイントと仮定できるので, 内果を基準点とし, 足部関節に与える角度を測定する. Fig.9 に示すように内果とクランク部の可動点が y 軸上に位置するようにした. 使用者により足部の大きさは異なるが内果を基準にすることにより本機器の効果を定量化することが可能となり, 信頼性も向上する.

(a) Knee angle 60° (b) Knee angle 90° (c) Knee angle 120°

Fig.7 Posture of measurement

Fig.8 Relation between an angle in the knees and load

5. 機器の性能試験

開発した機器の精度を確認するために Fig.10 に示す方法で足乗せ台の可動時の変位の変化および振動について検討した。Fig.10 に示すように 45 度に傾けた鏡を設置し、レー

Fig.9 Fixed way of foot

Fig.10 Performance test

Fig.11 Relation between an angle and displacement of dorsi flexion and plantar flexion

Fig.12 Relation between an angle and displacement of eversion and inversion

ザー変位計のレーザーを足乗せ台の Fig.10 に示す座標 (43,33) に反射させる。使用者がいない場合で足乗せ台を可動させディスプレイに表示される変位を読み取る。また、機器を反復運動させ、時間と変位の変化をディスプレイにグラフとして表示させ機器の振動を検討した。

背屈・底屈運動の変位の結果を Fig.11 に、回内・回外運動の変位の結果を Fig.12 に示す。使用者がいない場合の結果は理論値とほぼ同じ値が見られた。微小なずれの原因はモータの軸に取り付けられた過負荷保護装置の機構の遊びであると考えられる。振動試験の結果、ディスプレイに表示されたグラフは比例の直線を示した。つまり、機器の可動では振動が発生しないということがわかった。

6. 機器の改善点

機器を病院のリハビリ室で理学療法士の指導の基に機器を設置し、脳卒中の患者に使用した。その結果、以下のような改善点が明らかになった。

- 1) 現在の足部の固定方法は足の甲に 2 箇所と足首の 1 箇所である。しかし、この固定では足乗せ台の動きに対して大腿部と下腿部が固定されていないため動いてしまい足部関節に十分な角度を与えることができない。そのため、下腿部を固定する必要がある。
- 2) 足乗せ台の可動方向の変換を行うとき、使用者の足部を一度機器からはずす必要があり、簡易に足乗せ台の可動方向を換えることができないので、機構を検討する必要がある。
- 3) 足乗せ台の最大可動角度は 20° であるが、運動の種類によっては 20° 以上 (背屈運動は $30^\circ \sim 45^\circ$) の運動が必要であるため、今後検討する必要がある。

7. 結言

歩行回復を目指す足部関節の開発を行い、開発機器の検討を行った。その結果、以下のことがわかった。

- 1) 性能試験により、機器の可動は過負荷保護装置の遊び分だけずれるが、微少であるのでリハビリの効果を期待できる。
- 2) 内果を基準とし足部の可動範囲を求めるため、リハビリの効果を定量化することができる。
- 3) 試乗試験により今後の改良点を得た。

今後病院で機器を使用したリハビリを理学療法士の指導の基に行い、機器の効果について検討する。また、今回明らかになった改善点を改良していく。

8. 参考文献

- 1) 前田稔幸：運動系医療のための理学療法，メディカル・クリエーション技研，(1990)。
- 2) 磯村孝二：脳卒中防ぎ方・治し方，家の光協会，(1996)。
- 3) 砂原茂一：リハビリテーション，岩波新書，(1980)。
- 4) I. A. KAPANDJI 著，荻島秀男 監訳：カバンディ 関節の生理学 II 下肢，医歯薬出版，(2002)。
- 5) 生命工学工業技術研究所編：設計のための人体寸法データ集，日本出版サービス，(1996)。
- 6) 大西清：JIS にもとづく機械設計製図便覧，理工学社，(1993)。
- 7) 加藤敦司，大塚年久，田村宏，小林志好，平野重雄：「足部関節可動域のリハビリ機器の開発」，関東学生会第 42 回学生員卒業研究発表講演会講演論文集