

重心測定を応用した 体幹運動機能評価訓練支援システムの開発とその臨床応用

鹿児島大学工学部 機械工学科 様
鹿児島大学大学院 医歯学総合研究科 運動機能修復学講座 様

1. はじめに

死亡率が第3位の脳卒中は、寝たきりになる原因の第1位で医療・福祉の場では最も重要な疾患の一つである。これら患者のほとんどには、損傷のある脳内の部位に応じて、上肢や下肢に運動障害（麻痺）が起きるだけでなく、寝返りや起き上がり、歩行などの体幹（胴体）運動機能にも障害が残るといわれている。これらを回復させるためのリハビリテーションは、医師やセラピスト（療法士）の手による椅子での腰掛け、床での横すわり、あぐらなどの座位バランスや体幹筋強化などの訓練を行うものであるが、人的・時間的に制約があるため十分行われているとはいえない。このため、短期間で十分かつ効果的な訓練ができる運動療法の開発が急がれている。

2. 座位式体幹運動機能評価訓練支援システム

これらの課題に応じて、鹿児島大学工学部機械工学科および鹿児島大学大学院医歯学総合研究科運動機能修復学講座では、体幹運動機能に障害のある脳卒中患者を対象とした座位での運動機能回復のための訓練ができ、かつ訓練中のデータを取得して訓練効果の定量的な評価が可能な座位式体幹運動機能評価訓練支援システム^(注)を開発した。現在、鹿児島大学病院霧島リハビリテーションセンター（鹿児島県始良郡牧園町高千穂）に設置して、システムの性能試験と臨床応用を行っている。



写真1 体幹運動機能評価訓練支援システム

(注) 平成13, 14年度科学研究費補助金（基盤研究(C)(2)）, 課題番号13680944)の交付を受けて実施した研究。

鹿児島大学工学部教授 辻尾 昇三, 鹿児島大学病院長 田中 信行, 鹿児島大学病院 霧島リハビリテーションセンター長 川平 和美, 鹿児島大学大学院 医歯学総合研究科 運動機能修復学講座（旧リハビリテーション医学講座）助手 下堂 蘭 恵。

このシステムは、座位での体幹バランスとその筋力を高められるように、医師やセラピストなどの助けを受けない患者自身による体幹運動の訓練が反復して可能である。患者が体幹運動の結果をパソコンのディスプレイ画面でリアルタイムに確認・評価できるバイオフィードバックループが構成されているので、患者は与えられた訓練に自らの工夫を加えて重心の保持能力や移動能力などを高めることができる。パソコンを応用して訓練と検査の結果を記録、解析できるので、その機能回復の過程を定量的に評価できる、などの特長を持っている。

その構成を写真1, 図1に示す。重心検出部（図2）は、車椅子からの移乗を容易にするための昇降と水平方向に移動のできる運搬台の上に取り付けられている幅450mm, 奥行き400mmの座面である。患者は、体幹運動機能をより反映させるため、両足は床に接触しないようにして両腕を軽く組んでこの座面に座り、前面のディスプレイを見ながら、訓練あるいは検査を受ける。座面の四隅にはそれぞれビーム型ロードセル（LUB・50KB, 定格容量500N（約50kgf）, 当社製）が取り付けられ、各ロードセルの出力は、パソコンと組み合わせて使用するひずみ測定器であるセンサインタフェースボード（PCD・300A, 当社製）で増幅、A-D変換されてパソコンに取り込まれる。それらのデ

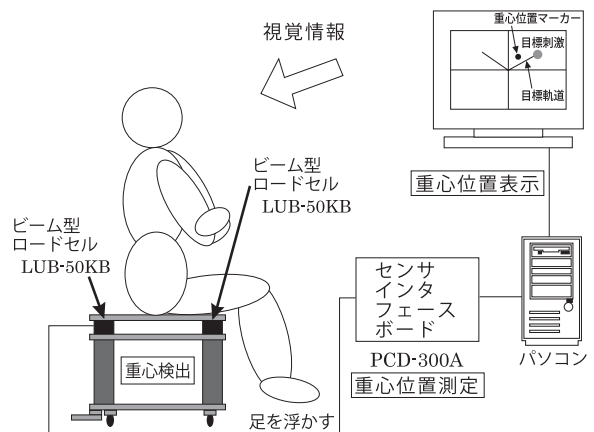


図1 体幹運動機能評価訓練支援システムの構成

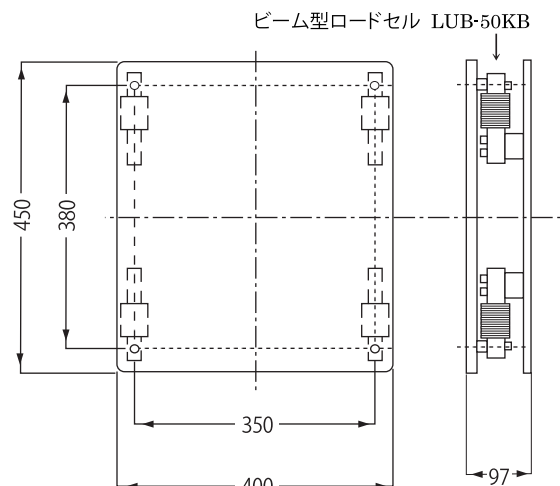


図2 重心検出部の構造

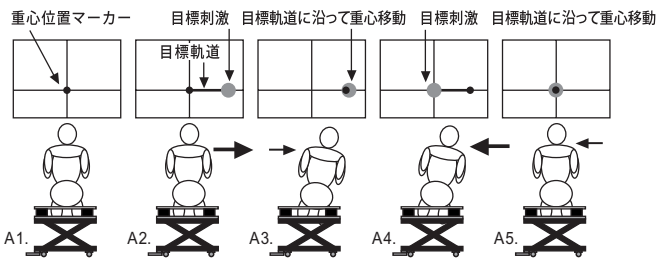


図 3 A 右屈での目標刺激と重心位置マーカの動き

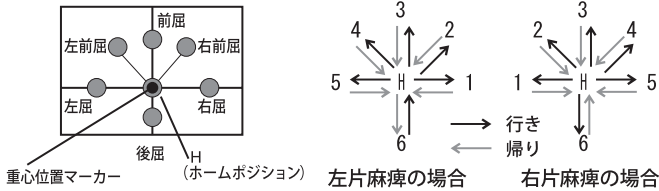


図 3 B 目標刺激の表示位置 図 3 C 目標刺激の呈示順序

ータから重心位置（鉛直力の作用する中心）が算出され、ディスプレイ画面にリアルタイムで重心位置マーカーとして呈示される。

3. 訓練と検査

与えられた軌道に沿って患者が目標位置まで重心を到達させる重心目標位置到達課題による訓練と検査を例にとって、本システムの有用性を説明する。まず、患者が楽に座った位置で画面中央（ホームポジション）に重心位置マーカーをセットする（図 3 A1）と、重心を移動するための目標刺激（訓練開始前に測定した最大重心移動範囲の 80% の距離）が表示される（図 3 A2）。患者は体幹を傾け、重心位置マーカーを目標刺激に向かって軌道に沿ってなるべく速く正確に動かし（図 3 A3）、目標刺激に到達すると（図 3 A4）、目標刺激は消えて中央（ホームポジション）に戻る。患者は体幹を元に戻す（図 3 A5）。体幹が戻ると、ホームポジションにあった目標刺激は消えて、次の位置に目標刺激が表示される。

目標刺激の表示位置は図 3 B のように 6 個用意され、右片麻痺あるいは左片麻痺の症状に従って、健側周り（健常側から麻痺側）に順番に呈示されていく（図 3 C）。この訓練を 1 セットと数え、毎日 10 セットの訓練を 1 週間行い、訓練開始日と最終日に訓練と同じ条件で検査を行った。

4. 訓練前後の検査結果

健常者と脳梗塞左片麻痺患者の重心可動域（前後左右に重心が移動した距離で、訓練実施前に測定）の大きさを体幹運動軌跡（図 4）と比較すると、健常者は左屈、右屈ともにほぼ同じ値でかつ対称性があるが、左片麻痺患者は麻痺側の可動範囲が健側に比べてかなり小さく、対称性がないだけでなく重心移動時の動揺も大きい。

体幹運動軌跡、重心可動域および運動・時間誤差の変化（速く正確に訓練を遂行する能力）の変化を訓練前と 1 週間の訓練後で見ると、図 5 の 59 歳、男性、左片麻痺患者の場合、B. 重心可動域の変化は広がっている。C. 運動・時間誤差の変化は、前後方向の誤差が少なくなっているが、右前と左方向へは大きくなっている。図 6 の 49 歳、女性、左片麻痺患者の B. 重心可動域はほとんど変化がなかった。C. 運動・時間誤差の変化は、各方向とも少なくなっている。同じ課題の訓練を受けた患者 2 人に違いが現れたが、全体の傾向としては、麻痺側の重心可動域が狭く、訓練に伴い可動域が広がり、運動・時間誤差が減少する傾向が見られた。今後訓練の期間と量を増やしての運動機能改善効果の傾向、ならびに臨床例を増やして症例と訓練効果との関連などを詳細に調べていく必要がある。

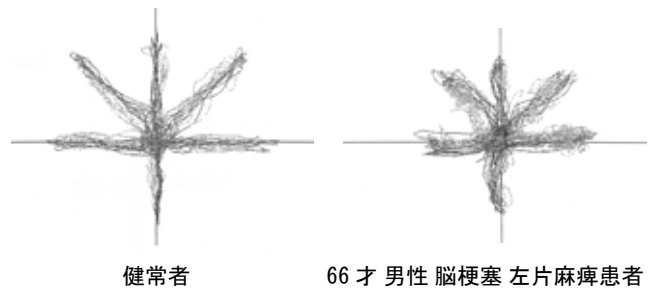
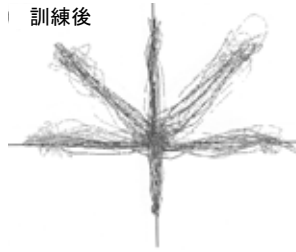
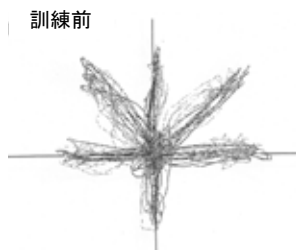
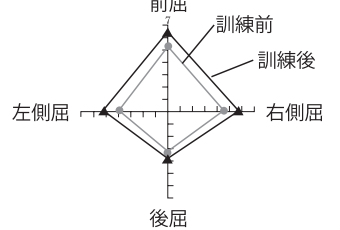


図 4 体幹運動軌跡

A. 体幹運動軌跡



B. 重心可動域の変化



C. 運動・時間誤差の変化

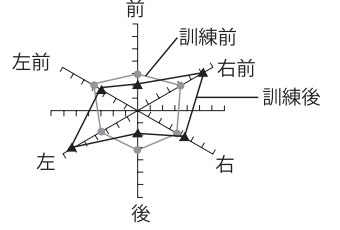
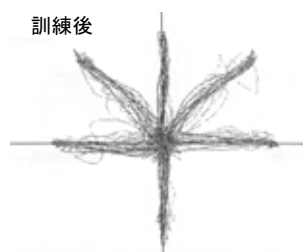
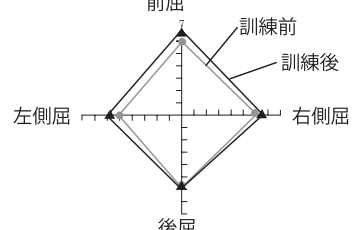


図 5 症例 59 才 男性 左片麻痺患者

A. 体幹運動軌跡



B. 重心可動域の変化



C. 運動・時間誤差の変化

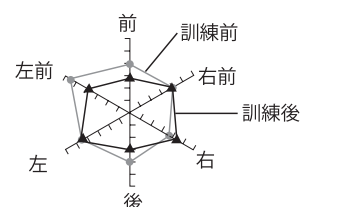


図 6 症例 49 才 女性 左片麻痺患者

本システムに多様な訓練課題を追加することにより、さらなる機能回復訓練が可能となるので、体幹運動機能の回復過程の解明に大いに役立つことが期待できる。また、転倒防止用安全装置を設置することにより、より広範囲の麻痺患者を対象とすることも可能となる。（本文中の敬称は、省略させていただきました。）