

リハビリテーション支援技術の研究 —作業療法訓練における定量的評価手法の開発—

Research of rehabilitation support technology

—Development of quantitative evaluation method in occupational therapy exercise—

李 虎奎 服部託夢 前田 悟 杉本義己 橋詰 努

LEE Hokyoo, HATTORI Takumu, MAEDA Satoru, SUGIMOTO Yoshimi, HASHIZUME Tsutomu

キーワード：

脳卒中、片麻痺、上肢リハビリテーション、上肢動作計測装置、作業療法

Keywords:

Stroke, Hemiplegia, Upper limb Rehabilitation, Upper limb Motion Measuring Equipment, Occupational Therapy

Abstract:

Rehabilitation exercises which maintain a patient's interest and quantitative evaluation of rehabilitation are required. To solve these problems, we have development of measuring equipment for upper limb motor function rehabilitation using optical sensor. This system consists of an optical sensor device, a personal computer and calculator program for upper limb position. When users move the optical sensor, the motion measuring equipment calculates position. We measured the optical sensor position and migration length during a sanding task and wiping. The accuracy of the optical sensor trajectories was similar in all actual measured value. These results can be use for the development of rehabilitation training programs and evaluation methods.

1 はじめに

医療技術や医療機器の発達はヒトの健康と寿命を延長させる恩恵をもたらした反面、平均寿命を延長させて高齢者による諸問題を抱えるようになった。高齢者に高い比率で発症する脳血管疾患による運動機能障害と認知機能障害などから、リハビリ訓練の

重要性が増している。

従来の運動機能訓練や機能回復評価手法は医師、理学療法士、作業療法士などの観察による評価に依存しており、客観的かつ定量的な評価が求められている。作業療法で行っているサンディング動作や机上ワイピング動作の訓練量は個人の努力や作業療法士の主観に基づいており、到達度の判断が困難であり、次の訓練へ移行する明確な指標がない。研究レベルで上肢機能訓練のための装置はあるが、これらは大掛りで特別な装置を用いている。しかし、一般の大多数の施設でこのような特別な装置を用意することや、すべての患者に使用してもらうことは困難である。

作業療法で行っているサンディング動作の目的は筋力トレーニングであり、どの程度の荷重をどれだけ繰り返し作業できるかなどを観察している。この作業回数や移動距離等をトレーニング効果の評価として用いられる。机上ワイピングは患者の肘や肩の関節可動域を拡大させるための訓練である。訓練において可動域の拡大範囲は作業療法士が主観的に判断しており、定量的でない。そこで、患者の上肢から可動範囲を定義し、作業時の軌跡を記録して、客観的評価に用いる計測機器が必要とされている。

本研究では通常の訓練を阻害せず、サンディング動作及び机上ワイピング動作を計測可能な装置の開発を行った。開発した光学センサーを用いた上肢運動計測装置を用い、作業療法で行っているサンディング動作やワイピング動作を想定した計測モデルを用いて移動量を計測する基礎実験を行った。また訓練効果に対して客観的・定量的な評価手法を求めるため上肢稼動域を想定した計測モデルを用いた実験を行った。

2 システムの概要

2.1 光学センサーを用いた計測装置

開発した光学センサーを用いた上肢運動機能計測装置のイメージを図1に示す。本システムは光学センサー装置、パーソナル・コンピュータ、計測制御プログラム及びシステムコントロールプログラムなどから構成されている。光学センサー本体にはLED、光学センサー IC、計測プログラム及びディスプレイ (LCD) 等により構成されている。光学センサーは光学マウスキット (AVAGO Technologies 製ADNS-5030光学センサー及び関係部品) を使用し、平面移動計測装置を開発した。光学計測装置の仕様を表1に示す。図1 (b) には光学センサーの全体を示し、図1 (c) に光学センサー ICを示す。このICは単なる光学センサーではなく、CPUを内蔵し、DSP (Digital Signal Processing) 処理能力も持ち、外部素子との相互通信の能力を持っている。底面中央には小さな穴があり、この奥には2次元光学センサーがあり、レンズで集光された像が結像することになる。光はプラスチック内部の光路を通過して、机上面を照らすことになる。

本光学センサーの部品の概略を図2に示す。光学センサー ICは自立して机上面の情報を取り込む。センサーが動いていれば、ICの取り込む情報は変化し、各位置を計算するが、センサーが動いていなければ、ICの取り込む情報は前のままである。センサー ICは時間前後の情報をIC内部で自動的に比較し、情報に移動があれば、情報の移動量、即ちセンサーの x 方向と y 方向への移動量を出力する。移動がなければ、移動量データは出力されず、かつ省エネ動作のため、LEDの輝度を低減する。

本システムでは、センサー ICからは移動量の他に、測定によって得られた種々の物理量も出力することが可能である。又、センサー ICへの動作制御命令コードも書き込むことが出来る。光学センサー保持器の下面と机上面との間隔 (おおよそ $2.4\text{mm} \pm 0.4\text{mm}$) は 1mm 以下の精度で指定されている。この間隔の誤差が大きくなると、高精度な測定値を得ることができない可能性があることに留意する必要がある。LEDによる机上面の照射は斜め方向から行われていることを図3に示す。 2.4mm の間隔で、LEDはレンズ真下の机上面の小さい領域を照射するようになっている。従って、この間隔が短すぎると照射位置はレンズの真下より左側となる。逆に間隔が長すぎると右側にずれるので精密な調整が必要である。図4に光学センサー ICの内部回路ブロック図

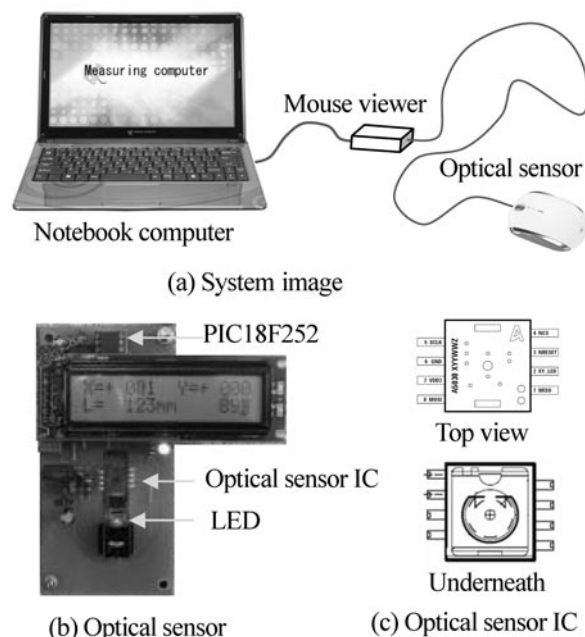


図1 光学センサーを用いた上肢リハビリテーション計測装置
Fig. 1 Optical sensor system for upper limb rehabilitation

表1 光学マウスキット仕様一覧
Table 1 Optical mouse sensor IC specification list

部品名	内容
ADNS-5030(Sensor)	光学センサーIC
ADNS-5200(Chip)	発光ダイオード保持器
HLMP-ED80(LED)	赤色発光ダイオード
ADNS-5100(Lens)	形長方形型レンズ付き光学センサーIC 保持器
ADNS-5100(Lens)	円形型レンズ付き光学センサーIC 保持器

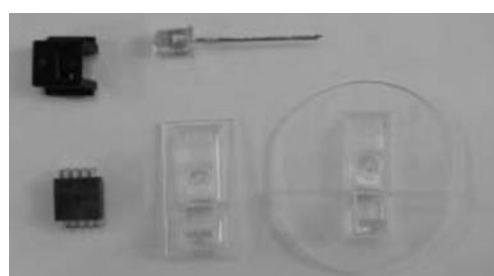


図2 光学センサー図
Fig. 2 Optical sensor figure

を示す。DSP、2次元イメージセンサーが内蔵されている。図5では、2次元イメージセンサーのピクセル配置が図解されている。横軸が15ピクセルと縦軸15ピクセルである。

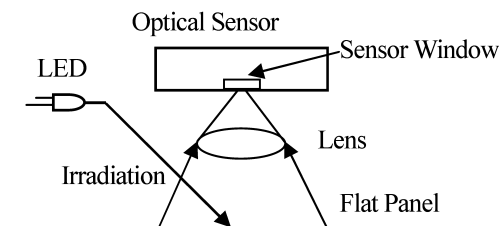


図3 光学センサーと机上面との間の概略

Fig. 3 Outline between optical sensor and the surface of table

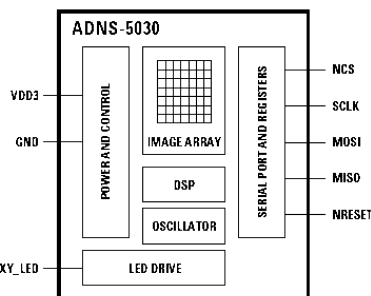


図4 光学センサー ICの回路ブロック図

Fig. 4 Block diagram of ADNS-5030 optical mouse sensor

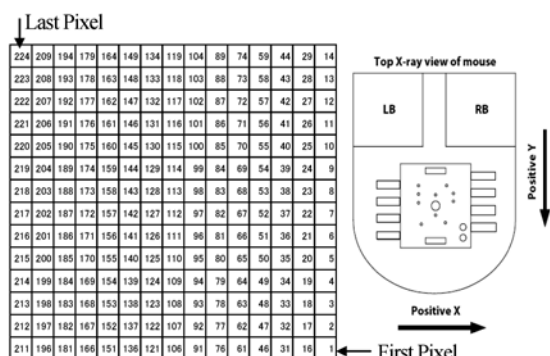


図5 光学センサー IC中のピクセルの配置図とX、Y方向の対応図

Fig. 5 Correspondence Chart of layout drawing of pixel in optical sensor IC, X, Y direction

2.2 光学センサーの動作

光学センサーを用いた計測システムは光学センサー部分、制御部、LCD、電池部などで構成されている。

光学センサー ICの自動制御により、このLEDは自動的にオン／オフする。センサー ICが移動していれば、連続オン状態でLEDは点灯し、センサー ICが停止していれば、LEDは省エネルギーモード点灯となる。

2.3 計測及び操作方法

光学センサーを用いた計測方法及び計測操作の流れを図6に示す。計測装置（光学センサー IC）からは、x方向、y方向への移動量（各 Δx 、 Δy は正負値を有する）が、逐次出力されてくる。但し、センサー ICが移動していない、即ち停止している状態では、センサー ICからのデータの送信はない。センサー ICが停止しているのかそれとも動作中なのかは、センサー IC自身が判断を下している。動作をしていれば、前回移動量を送出した時点からの移動量を送出する。センサー ICから送出されてくるこのデータをPICで受け取る。移動開始からx方向への移動量の総和の算出により、左右への最終移動量（総和 x ）、y方向への移動量の総和の算出により、上下方向への最終移動量（総和 y ）が求まる。

逐次出力されてくる移動量（ Δx 、 Δy ）にピタゴラスの定理を適用し、各々毎の微小移動量は式(1)を用い算出する。

$$\Delta = \left((\Delta_x)^2 + (\Delta_y)^2 \right)^{1/2} \quad (1)$$

この微小移動量（ Δ_i ）を、逐次総和（ $\sum \Delta_i$ ）し続けていけば、移動経路長（ L ）が求まる。

図7に経路長の算出方法を図解している。始点を開始点として、計測したい軌跡に従って計測装置を移動させ続ける。光学センサー ICから送出されてくるx方向、y方向への移動量からピタゴラスの定理を適用して微小直線移動量を算出し、これを積算し、終点までの経路長が求まる。円形など一方に曲がっている曲線に沿っての計測値は内側の直線の総和となり誤差が生じる。

図8に閉曲線で囲まれた面積の算出方法を図解している。面積の算出には、3三角形の3辺から面積を求める公式であるヘロンの公式を用いた。三角形の3辺の長さを a 、 b 、 c とすると、三角形の面積 S は

$$S = \sqrt{s(s-a)(s-b)(s-c)} \quad (2)$$

が成立する。

ただし、

$$s = \frac{1}{2}(a+b+c) \quad (3)$$

とする。

常に、始点を3三角形の1つの頂点とし、かつ X 、 Y 座標系の原点ともする。軌跡に沿って動いているセンサー ICから送出されてくる連続した2点を、残りの2つの頂点とした三角形を考える。2つの頂

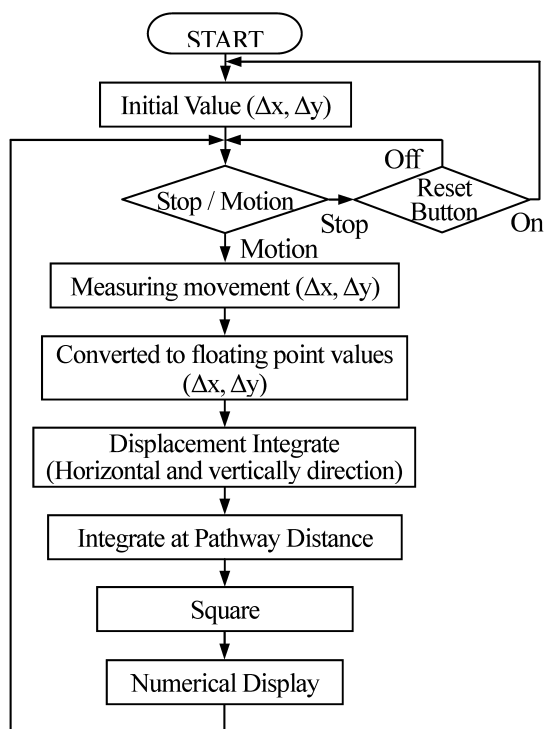


図6 計測流れ図
Fig. 6 Measurement flowchart

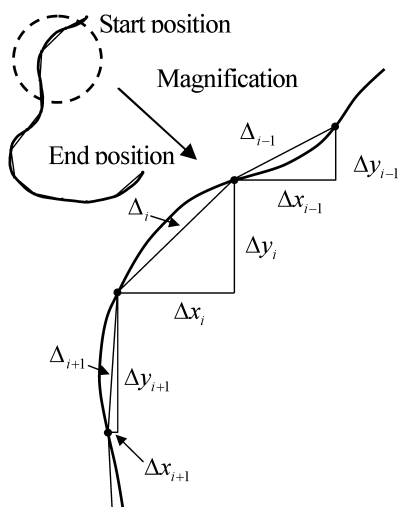


図7 経路長の算出
Fig. 7 Calculation of route length

点の座標値 (x_{i-1}, y_{i-1}) , (x_i, y_i) は、連続した2組のデータ $(\text{Sum } x_{i-1}, \text{Sum } y_{i-1})$, $(\text{Sum } x_i, \text{Sum } y_i)$ で与えられる。先頭に立つ辺を a 、後行する辺を c とすれば、

$$a_i = \sqrt{(\text{Sum } x_i^2 + \text{Sum } y_i^2)} \quad (4)$$

$$c_i = a_{i-1} = \sqrt{(\text{Sum } x_{i-1}^2 + \text{Sum } y_{i-1}^2)} \quad (5)$$

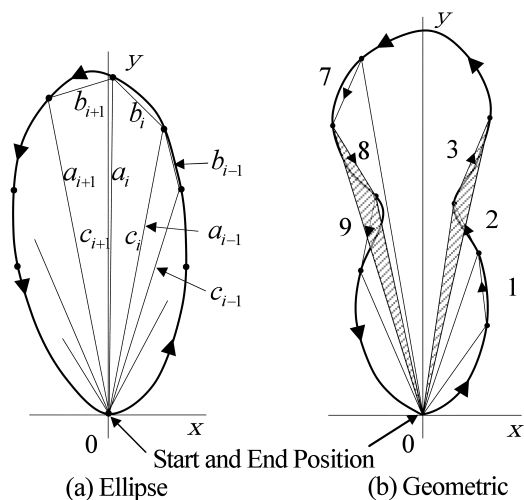


図8 面積の算出方法 (楕円形状と幾何学形状)
Fig. 8 Calculation methods of area an ellipse and geometric configuration

で決まる。軌跡に沿っている残りの辺 b_i は、微小線分素そのものである。

$b_i = \Delta_i$ 3 辺の長さが決まるので、式(2)、(3)より微小三角形の面積が決まり、その後、積算する。これらのことを図8で図解している。

図8(a)では始点を発してから軌跡が単調に左回りの場合を例示しであり、そのような図形に適用できる。一方、一般的な図形の軌跡は、図8(b)に示しているように、軌跡は必ずしも一方向に向かって移動しているわけではない。辺1、辺2、辺7、辺9は左回りに移動しているが、辺3、辺8は右回りに移動している。このような図形にもヘロンの公式を適用し、総面積を求めることができる。辺 b が左回りの向きをしている場合の微小三角形面積を正値と定義する。辺 b が右回りの向きを持つ微小三角形面積は負値と定義すればよい。このように定義すれば、最終的に閉曲線で囲まれた任意の曲線内の微小三角形にヘロンの公式を適用し、面積を求め、逐次総和していくことで閉曲面内の面積を求めることができる。

3 動作実験

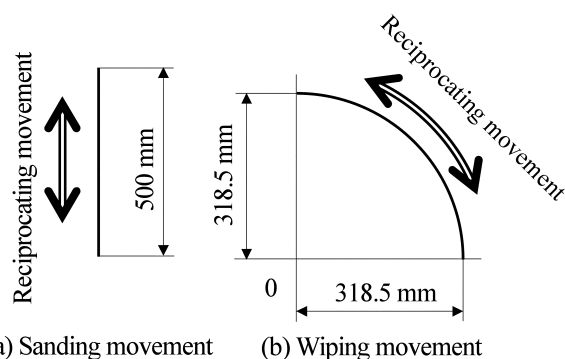
作業療法で行っているサンディング動作及びワイピング動作の様子を図9に示す。サンディング動作訓練は図9(a)に示し、ワイピング動作を図9(b)に示す。

開発した光学センサーを用い、作業療法で行うさまざまなリハビリテーション訓練の中から、サンディング動作や机上ワイピング動作の訓練を想定した移動量を計測するため基礎実験を行った。



(a) Sanding movement (b) Wiping movement

図9 (a) サンディング運動、(b) ワイピング動作
Fig. 9 Rehabilitation of motor exercise sanding and wiping



(a) Sanding movement (b) Wiping movement

図10 距離計測図; (a) サンディング運動、(b) ワイピング動作

Fig. 10 Basic experiment of length; (a) sanding movement, (b) wiping movement

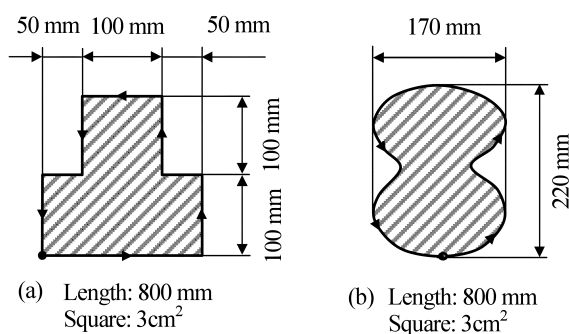


図11 図形の長さと同面積の計測

Fig. 11 Image of evaluation method: length and the square of the figure

サンディング動作の稼働域内の距離500mmを往復する動作を行った際、実測値と開発した計測装置の値を比較検証する。サンディング動作の実験方法を図10(a)に示す。また机上ワイピングは図10(b)示すように動作距離500mmを動かした際、実測値と計測値を比較する。サンディング動作及びワイピング動作共に10回行った。実際の図形を測定する際、正確になぞるためカイドラインを設けて実施した。

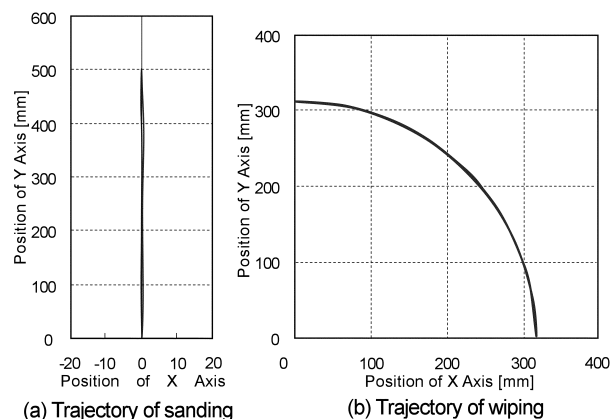


図12 サンディング動作及びワイピング動作の軌跡
Fig. 12 Typical profiles of the relationship between the grip position sanding (a) and wiping (b)

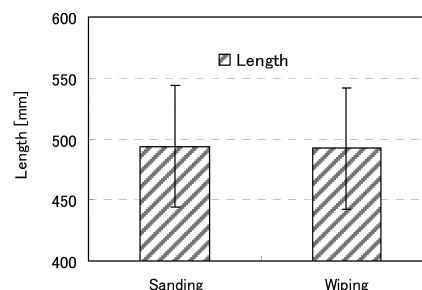


図13 距離計測の実験結果

Fig. 13 Result of the experiment for length

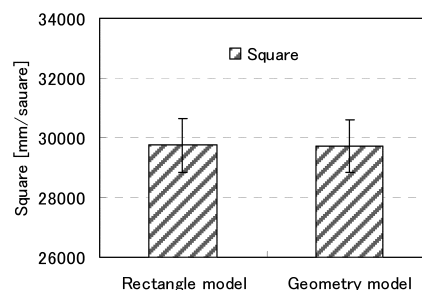


図14 面積計測の実験結果

Fig. 14 Result of the experiment for square

また机上ワイピングは患者の肘や肩の関節可動域を拡大させるための訓練であるが、訓練評価をする際、稼働域を定量化するため動作距離及び動作面積を求めることにより簡便に評価できることから図11に示すような図形を用い、計測を行った。

4 実験結果

開発した計測システムを用い、操作時の測定値の正確さに関する検証を目的としてサンディング動作や机上ワイピング動作を想定した基礎実験を行った。呈示した図10(a)のサンディング動作や図10(b)ワイピング動作図を用い、光学センサー装置で図形を

なぞった時の、動作軌跡、センサーの位置を図12に示す。図12(a)はサンディング動作の軌跡で、横軸Xは0を基準とし、左右の最大位置誤差は2[mm]である。伸展動作の際、Y軸の0から500[mm]までを往復した軌跡を示した。図12(b)はワイピング動作を行った際、光学センサーの軌跡である。呈示したガイドラインから最大位置誤差は2[mm]である。実測距離図と光学センサー計測器の位置を比較してみるとほぼ実測距離と等しかった。

距離計測実験を行った結果を図13に示す。机上で直線動作距離500[mm]を計測した際、実測値とおおよそ494[mm]で誤差は6[mm]の約1%誤差が確認された。ワイピング動作の移動距離はサンディング動作と同じく計測することが可能であり、492[mm]で、誤差は8[mm]の約1.4%誤差が確認された。

図11に示す図形を用い、ワイピング動作の評価する手法を求めるため動作面積を算出した。面積計測実験の結果を図14に示す。面積計測の実験の長方形では誤差2.9cm²約1%誤差を示す。幾何学モデルの面積計測誤差は2.9cm²約1.2%誤差を示す。

5 考 察

作業療法で行っているサンディング動作や机上ワイピング動作を想定した基礎実験を行った際、通常の訓練を阻害せずに計測することが示唆された。実験の結果からおおよそ1%の実測値との誤差が見られたが、医療現場で計測している動作回数や目測による評価手法に比べ、本装置を用いた測定はより客観的かつ定量的な評価が可能となる。

一方で、上肢運動機能リハビリテーションシステムを研究開発している李らは上肢運動機能を把握するため動作速度、距離、誤差などを用いて評価をしている¹⁾。また運動機能障害を有する患者を対象にした臨床でも動作距離及び動作パターンを用いて、運動機能回復の進行状況や回復の機序、あるいは被験者の麻痺側に対する身体の変化などを多面的に考察し、客観的な分析を行った²⁾⁻³⁾。本システムを用いてサンディング動作訓練やワイピング動作訓練を評価する際、動作距離及び誤差を求め、運動能力や稼動域を客観的に評価することが容易になる。

定量的に訓練の進捗度合いやタスクの上達度を簡易に評価し、患者にフィードバックできれば、患者のモチベーションの向上が期待される。また定量的な評価のフィードバックによって二次的に生じる体性感覚などが、被験者の神経系で連動することによって、シナプス伝達効率の改善や軸索伸張の促進などの機能再構築をうながすことが期待される。

6 おわりに

従来の作業療法で行っているサンディング動作や机上ワイピング動作の訓練量の計測が可能な装置の開発を行った。上肢運動機能リハビリテーション訓練において、より客観的・定量的な訓練評価が容易であり、患者の訓練度合いを定量的に評価できる計測機器の開発を行った。

距離計測実験の結果、サンディング動作及びワイピング動作共に実測値とおおよそ6mmの約1%誤差を示し、ワイピング動作では7.5mmの誤差が確認された。また、面積計測の実験の長方形では誤差2.9cm²約1.1%誤差を示し、幾何学モデルの面積計測誤差は2.9cm²約1.2%誤差を示した。この結果から臨床現場における、患者の訓練度合いを定量的な評価や定量化に有効であることが示唆された。

今後、開発した計測装置のデザイン等の改良を行い、臨床現場へフィードバックする前に、多面的に検討してゆくことが必要である。

謝 辞

本研究を推進する際、小山工業高等専門学校金野茂男先生、助言を頂いた兵庫県立総合リハビリテーションセンター作業療法士本多氏に深く感謝する。

参考文献

- 1) Hokyoo Lee, Yoshiyuki Takahashi, Tasuku Miyoshi, Takafumi Terada, Kaoru Inoue, Yuko Ito, Yumi Ikeda, Keisuke Suzuki and Takashi Komeda: 「Basic Experiments of Upper Limb Rehabilitation Using Haptic Device System」, Proceedings of the 2005 IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics 2005, pp.444~447, 2005.
- 2) Tasuku Miyoshi, Yoshiyuki Takahashi, Hokyoo Lee, Takafumi Terada, Yuko Ito, Koru Inoue, Takashi Komeda: 「Haptic Device System for Upper Limb Motor Impair Patients」, Developing and Handling in Healthy Subjects, Rehabilitation Robotics, pp.319~336, 2007
- 3) Hokyoo Lee, Youngtark Kim, Yoshiyuki Takahashi, Tasuku Miyoshi, Tadashi Suzuki, Takafumi Terada, Kaoru Inoue, Yuko Ito, Yumi Ikeda, and Takashi Komeda: 「Rehabilitation of upper limb motor function with stroke patient using haptic device」, SICE System Integration, pp.1141~1144, 2010.