

光学式モーションキャプチャシステムと加速度センサおよび ジャイロセンサを用いたウェアラブル端末型モーションキャプチャシステム による動作解析比較

安 保 雅 博¹ 鈴 木 智 之² 河 治 寿 都³ 木 村 郁 夫¹
四 方 紘 太 郎³ 霜 鳥 大 希⁴ 塙 真 太 郎⁴

¹ 東京慈恵会医科大学リハビリテーション医学講座

² 株式会社三菱総合研究所

³ 株式会社 Moff

⁴ インターリハ株式会社

(平成 30 年 8 月 31 日)

A COMPARISON OF MOTION ANALYSIS BETWEEN AN OPTICAL MOTION CAPTURE SYSTEM AND A WEARABLE DEVICE-BASED MOTION CAPTURE SYSTEM BY USING ACCELERATION AND GYRO SENSORS

Masahiro ABO¹, Tomoyuki SUZUKI², Hisato KAWAJI³, Ikuo KIMURA¹,
Koutarou SHIKATA³, Daiki SHIMOTORI⁴, Shintaro HANAWA⁴

¹Department of Rehabilitation Medicine, The Jikei University School of Medicine, Tokyo, Japan

²Mitsubishi Research Institute, Inc, Tokyo, Japan

³Moff, Inc, Tokyo, Japan

⁴Inter Reha Co.,Ltd, Tokyo, Japan

To inform the mechanism how to improve the abilities of patients, outcomes of rehabilitation should be evaluated. When rehabilitation outcome are quantified or visualized, they greatly contribute to rehabilitation treatments. In the present study, we compared, via acceleration and gyro sensors, the Vicon optical motion capture system and the Moff-Soku wearable device-based motion capture system. Each physical motion was simultaneously recorded with each motion capture system. Because the Vicon motion analysis system is now the most accurate, we examined its correlation with the Moff-Soku systems. Variables of upper limb motion, such as the shoulder's range of motion, were measured in 8 volunteer subjects. We found that, the average difference of each range of motion between the systems was 2.65 to 5.62 degrees. We believe that errors of Moff-Soku systems can be reduced if its bands are attached at more appropriate positions, or if trunk rotation more restricted. The Moff-Soku wearable device-based motion capture system is less expensive, easily used, and can be applied to various motion analysis environments. This system deserves widespread acceptance for quantifying or visualizing outcomes of rehabilitation.

(Tokyo Jikeikai Medical Journal 2018;133:95-105)

Key words : motion analysis, optical sensor, acceleration sensor, gyro sensor, quaternion, joint angle, arm, range of motion

I. 緒 言

近年、治療としてのリハビリテーション医療が注目をされている。反復性経頭蓋磁気刺激を用いた集中的リハビリテーション治療により、改善が難しいとされていた慢性期の脳卒中後上肢麻痺を改善できること示したことがその典型例である^{1,2)}。このような改善を示す場合、その改善のメカニズムを説明することは当然であるが³⁾、その改善の具合を示す評価も重要である。つまりは、機能改善を点数化したり画像化することがとても有効ということである³⁾。

上肢下肢の動きを臨床的に誤差の少ない記録方法として活用されている三次元動作解析は、歩行解析に用いられることが多い。疾患に特徴的な異常歩行や治療効果として歩容の変化を検討することがおおく、その正確性から光学式モーションキャプチャシステム VICON^{4,5)} が用いられている。しかしながら、VICONは高額であり、測定評価に関しても広い場所が必要であることや解析時間がかかるなど、三次元動作解析としては測定誤差のもっとも少ない正確な測定機器でありながら大学など大きい施設でしかできないのが現状である。よって、最近、低価格で簡便に動作解析ができる装置が数多く紹介されてきており、この光学式モーションキャプチャシステムではなくて、加速度センサおよびジャイロセンサを用いたウェアラブル端末型モーションキャプチャシステムの「モフ測」⁶⁾ もその一つである。

今回のこの報告では、種々の上肢機能の動作解析を光学式モーションキャプチャシステムである VICON と加速度センサおよびジャイロセンサを用いたウェアラブル端末型モーションキャプチャシステムである「モフ測」を使って、同じ動作を同時計測して、現在もっとも正確な動作評価とされている VICON と「モフ測」との相関などを検討する。

II. 対象と方法

(1) 対象者および対象動作

本実験では、20歳～40歳代の健康な男性8名を対象とした。対象者の平均身長は171 cm、平均

体重は63 kgであった。関節可動域 (ROM) の計測項目のうち、肩関節に関する5動作 (伸展, 外転, 水平伸展, 内旋, 外旋) について、椅子に座った状態で、それぞれ初期位置から計測位置までを往復する動作を3回行った。計測は右肩関節に対して行い、計測方法は自動とした。ただし外転については、計測する Vicon のモデルの制約のため90度未満の可動域で動作させた。

なお、本実験の施行については『ヘルシンキ宣言』を遵守している。今回の対象者については、全員から文書で同意を得ている。

(2) 計測機器と計測条件

計測機器には光学式モーションキャプチャシステムである「Vicon」および加速度センサとジャイロセンサを搭載した「モフバンド」を用いた6軸モーションキャプチャシステムである「モフ測」を用い、同一動作を両方のシステムで同時に計測した。Viconのシステムを構成するカメラにはVカメラを、3Dモデルの計算にはNEXUS2を用いた。モフ測は、センサ本体としてモフバンドを利用し、データ取得のためにiPadで動作するアプリケーションを用いる計測機器である。モフバンド

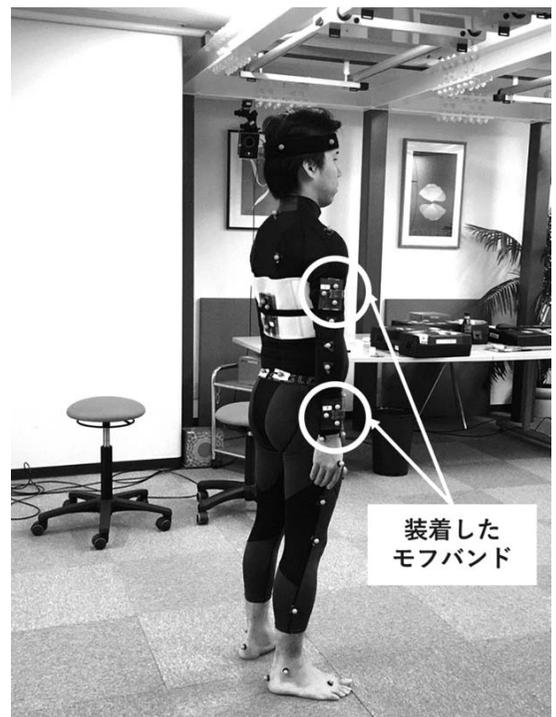


Fig. 1. Experimental setting of the markers of Vicon and Moff bands

とiPadはBLEで接続される。モフバンドの本体はカバーなどを含めた本体重量30gの小型のセンサであるが、本実験ではカバー類を取り外し、アクリル板に接着のうえ、ベルクロバンドで身体に固定した。モフバンドは上腕に1つ、前腕にも1つを取り付けた。Viconマーカーとモフバンドの装着例をFig.1に示す。

モフバンドは内蔵するセンサにより、後述に示す座標系のX, Y, Z軸を回転軸とした回転を検知し、クオタニオンなどの値を出力する。モフ測のアプリケーションはこのデータを記録し、センサの各回転軸の角度を装着した部位の角度とみなした変換処理を行う。モフバンドの外観とローカル座標系の回転軸の定義をFig.2に示す。

サンプリングレートはViconを60 Hz、モフ測を20 Hzとした。計測開始時刻の同期は行わず、後述のとおり分析時に補正するものとした。計測結果として、Viconでは3Dモデルによって計算される肩関節の角度を取得した。モフ測では腕部位に取り付けたモフバンドのRawデータを変換処理することで肩関節に相当する角度を取得した。

(3) 分析手法

Viconとモフ測について、(A)実験参加者ごとの計測結果に関する時系列グラフ比較、(B)動作幅に関する計測角度の誤差比較を行った。

(A)については視覚的に比較し易くするため

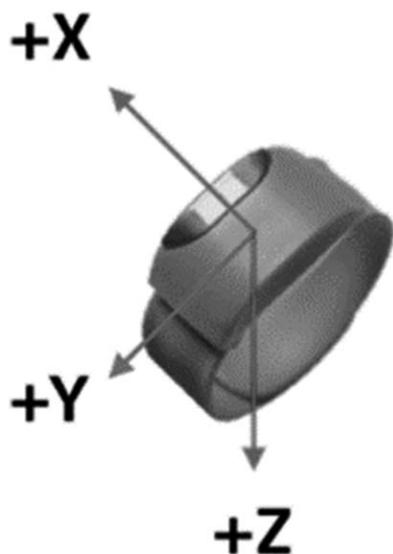


Fig. 2. Overview of Moff band and the axis of rotation

に、モフ測の計測結果に対して計測開始時刻、および計測角度のオフセットについて、各データについて個別に目視での補正を行ったうえで、時系列グラフ形式での比較を行った。

(B)については、1回のROM計測に相当する動作について、計測角度の最大値と最小値の幅（以下、動作幅と呼ぶ）の比較を行った。各動作を3回繰り返して行ったことから、実験参加者ごと、計測項目ごとに、3回のROM計測における動作幅の平均値、最小値、最大値を計算した。Viconとモフ測で、それぞれの動作幅の差を比較した。なお、誤差は絶対値を用いて計算を行った。

III. 結 果

(1) 実験参加者ごとの時系列グラフ比較

実験参加者ごと計測結果について、Viconとモフ測の計測値を時系列で比較した結果をFig.3～Fig.7に示す。各図と計測部位の対応はTable 1に示す。

内旋および外旋については、前腕を用いて計測した。ただし、実験時に前腕の橈骨と尺骨の中間点に設置する確認を行わなかったことから、参考として掲載するものとした。

(2) 動作幅に関する計測角度の誤差比較

各実験参加者の計測結果をtable 2～3に、各実験参加者のViconとモフ測の動作幅の誤差をtable 4に、誤差を統計的に取りまとめた結果をtable 5に示す。同一計測項目における各実験参加者の誤差について、平均、最小値、最大値を求めた。変動計数は、標準偏差を平均値で割って求める統計値で、可動域の上限値が異なる計測項目間の値のばらつき具合を比較するものである。

誤差の平均は、伸展、外転、水平伸展でそれぞれ2.65度、5.25度、4.90度である。もっともよく一致した動作として誤差が最小だった場合（各実験参加者の誤差平均値のうち最小の値）は、それぞれ0.86度、1.96度、1.69度、全実験参加者の誤差最小値の平均は1.84度、4.51度、3.44度であった。また、誤差が最大だった場合（各実験参加者の誤差平均値のうち最大の値）は、それぞれ4.33度、11.81度、10.28度、全実験参加者の誤差最大値の平均は3.83度、6.26度、6.34度であった。内

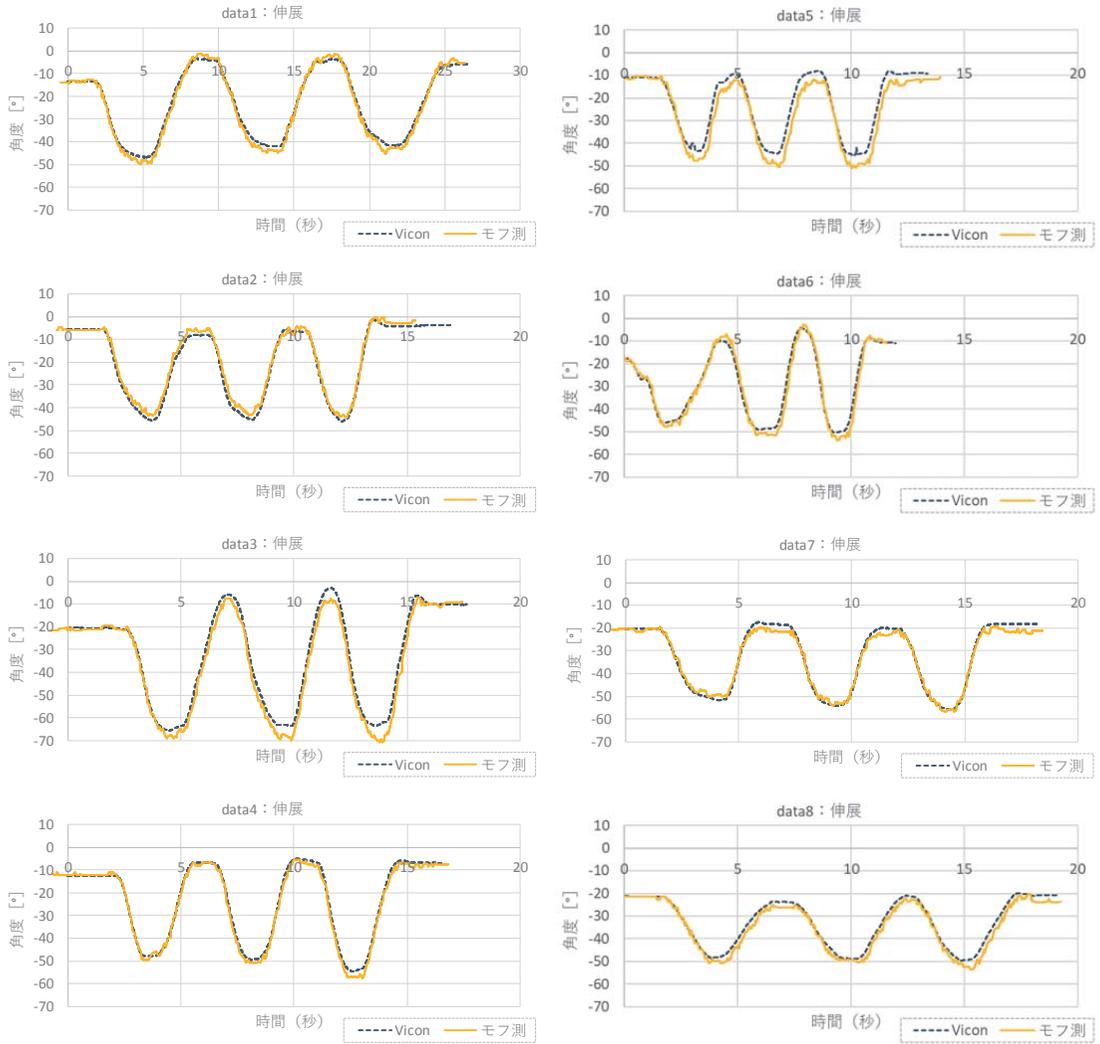


Fig. 3. Time sequential angle change of shoulder backward extension

Table 1. Measurement items and measurement parts

| 図番号 | 計測項目 | Vicon | モフ測 |
|--------|---------|-------|-----|
| Fig. 3 | 伸展 | 上腕 | 上腕 |
| Fig. 4 | 外転 | 上腕 | 上腕 |
| Fig. 5 | 水平伸展 | 上腕 | 上腕 |
| Fig. 6 | 内旋 (参考) | 上腕 | 前腕 |
| Fig. 7 | 外旋 (参考) | 上腕 | 前腕 |

旋と外旋は、参考値ではあるが前腕でモフ測の計測を行ったものでは、誤差平均がそれぞれ5.62度、5.28度であった。誤差の最小値はそれぞれ1.54度と2.08度、最大値は10.37度と8.77度、全実験参加者の誤差最小値の平均は4.41度、4.11度であっ

た。また、誤差が最大だった場合（各実験参加者の誤差平均値のうち最大の値）は、それぞれ10.37度、8.77度、全実験参加者の誤差最大値の平均は6.91度、6.27度であった。

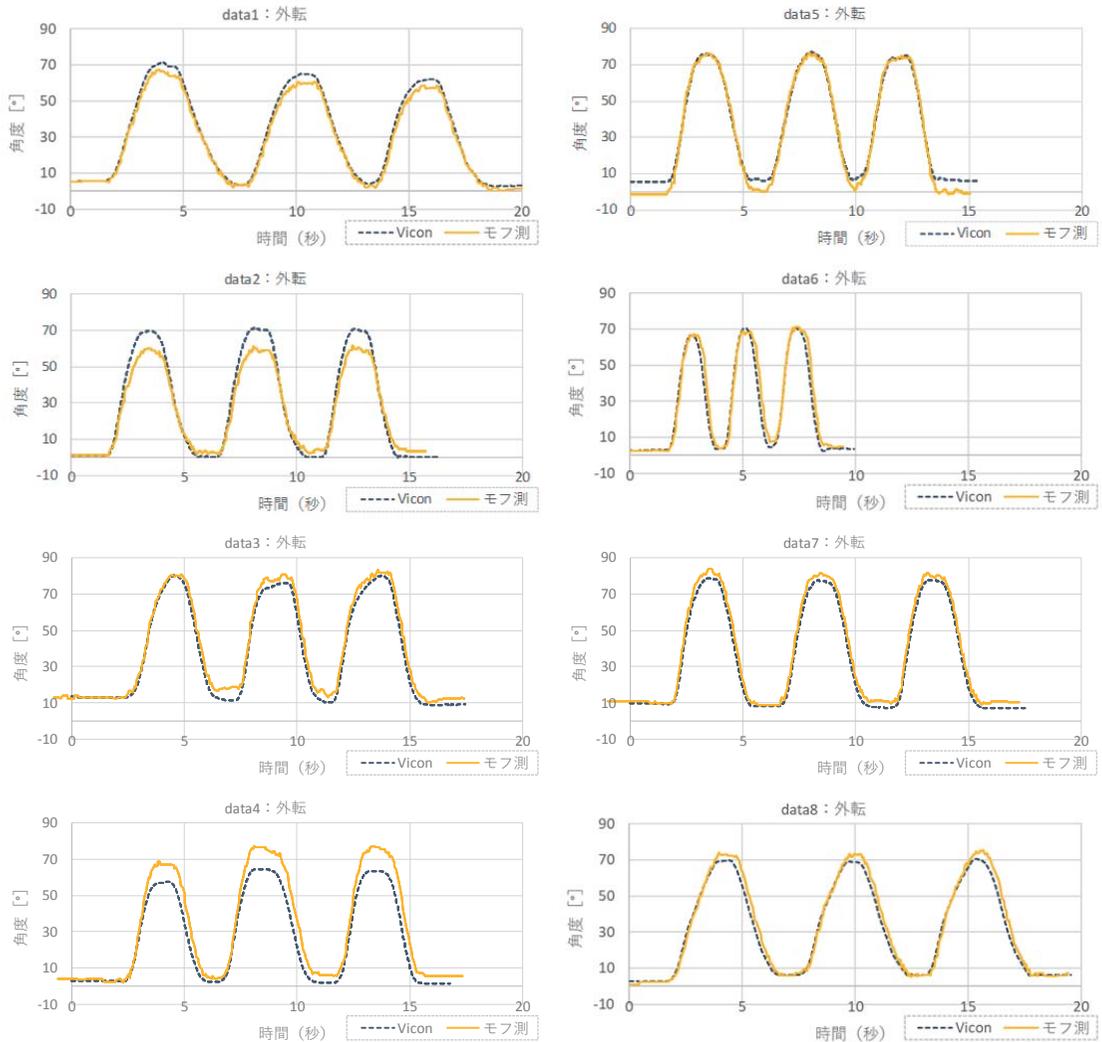


Fig. 4. Time sequential angle change of shoulder abduction

IV. 考 察

(1) 実験参加者ごとの時系列グラフ比較

伸展, 外転, 水平伸展について見ると, Viconとモフ測の計測結果は時系列の波形が概ね同様の变化を示している。実験結果の中には, とくによく一致を示すデータと, ROMの計測値となる変化量に誤差の含まれるデータが混在した。実験参加者ごとの実験結果に差異が見られるのは, 1. 取付け位置の誤差, および2. 運動動作の個人差が考えられる。

前者について, 複数のマーカーから位置を検出

するViconと異なり, モフ測では単一のセンサーであるモフバンドを測定部位に括り付け, 当該部位の角度を検知する。今回は上腕骨に対して平行になるよう, また手のひらを内側に向けたときにセンサーの回転軸が正面を向くように取り付けた。しかしながら取り付け自体は目視での取り付け位置確認のみのため, 誤差が生じたと考えられる。

後者について, 実験結果を見ると水平伸展では角度誤差の小さい実験参加者と大きい実験参加者が分かれている。本実験におけるROMの計測では, Viconのマーカーがカメラから隠れないようにするため, 自動での計測を行った。そのため,

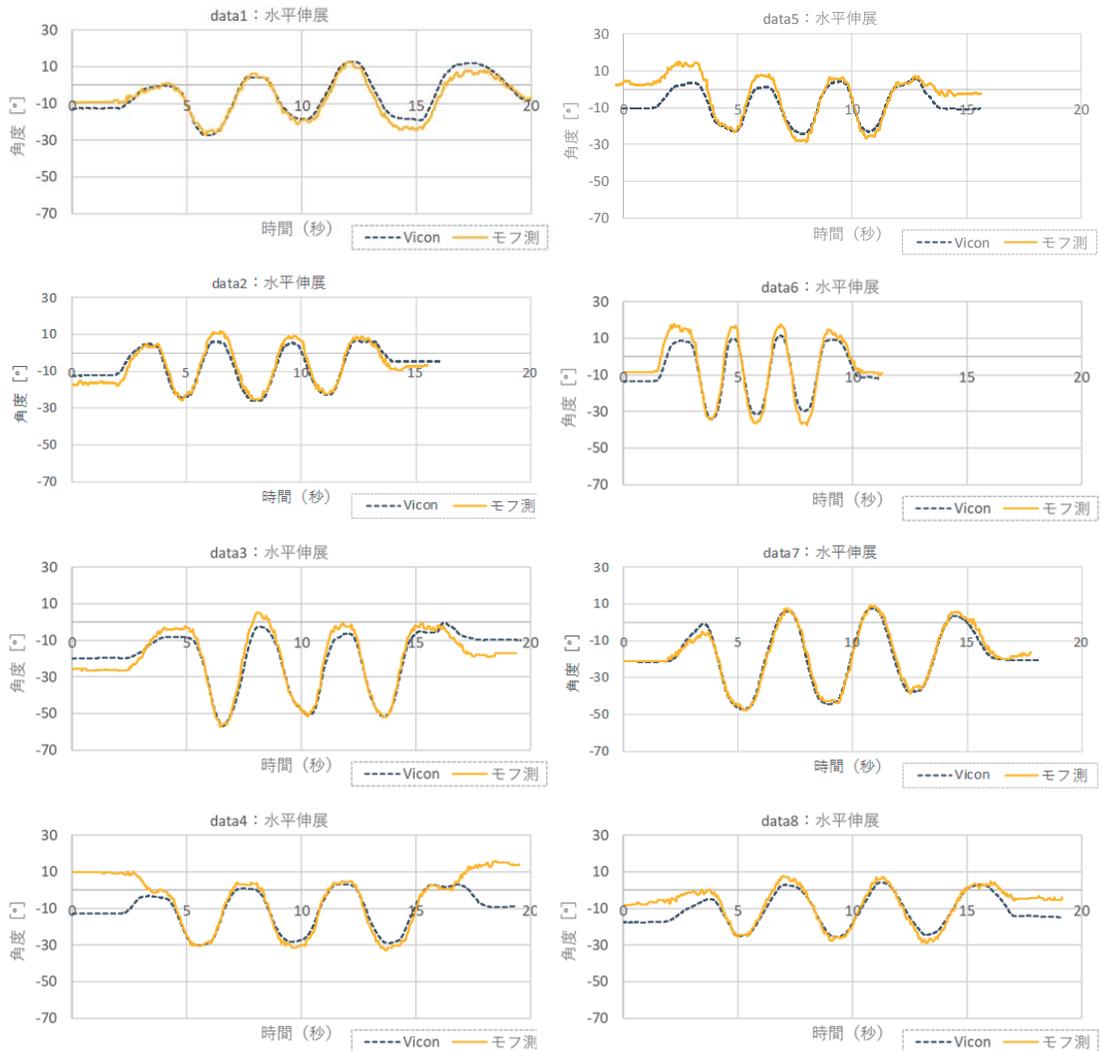


Fig. 5. Time sequential angle change of shoulder horizontal extension

例えば外転について実験時の動画を確認すると、誤差が最小だった data1 の実験参加者に比べると、誤差の大きかった data2, data4, data5 の実験参加者は、計測時に体幹の回旋動作が入ってしまった。そのため、体幹の回旋動作の分、モブ測では計測結果に差が出たものと考えられる。具体的には、外転動作では誤差が最大の場合と最小の場合の差は 9.85 度（平均値の比較）であり、最小の場合の誤差は 1.96 度であった。

(2) 動作幅に関する計測角度の誤差比較

伸展, 外転, 水平伸展, 内旋, 外旋の各動作について見ると、いずれも誤差の平均は 6 度以下で

ある。Vicon とモブ測の計測値がもっともよく一致した伸展では、誤差の平均は 2.65 度、誤差最小値の平均は 1.84 度、誤差最大値の平均は 3.83 度であった。前述のように誤差を生じる要因には 1. 取付け位置の誤差、および 2. 運動動作の個人差があげられるが、時系列グラフで誤差が大きいと見られる実験参加者では、動画で実験時の動作を確認したところとくに後者の要素の影響が大きい可能性が考えられた。計測時に体幹を固定するなどの対処により、モブ測による計測の Vicon との誤差はさらに小さくできると考えられる。

前者の取付け位置の誤差について、各個人の誤差

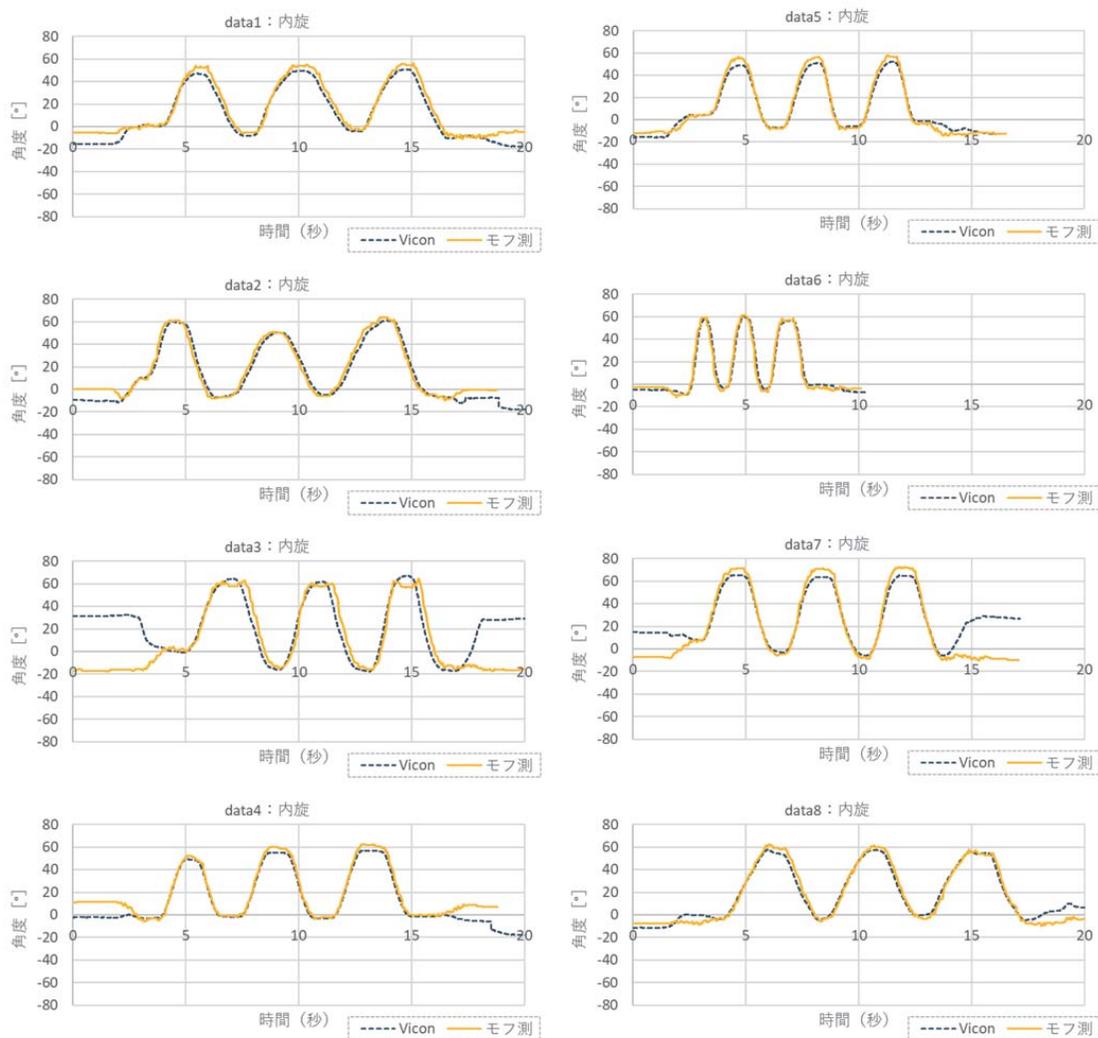


Fig. 6. Time sequential angle change of shoulder internal rotation

の値を見ると、個人間で約1度～10度まで差が見られるが、誤差の標準偏差は平均値が0.97度、最小値が0.06度、最大値が2.58度であり、誤差は動作毎に異なるというよりも、オフセットとして計測値に影響している傾向が確認された。

変動計数をみると、上腕で計測した伸展、外転、水平伸展が0.64～0.75、前腕で計測した内旋、外旋は0.43～0.51であったが、モフバンドの取付部位が同一であれば、誤差のばらつき方はより同程度の値に近づくものと考えられる。

V. 結 語

光学式モーションキャプチャシステムであるVICONと加速度センサおよびジャイロセンサを用いたウェアラブル端末型モーションキャプチャシステムである「モフ測」の相関を検証した。上肢を対象とした各動作幅の計測値の差は平均で2.65度～5.62度であった。また、モフバンドの適切な取付け、計測時の体幹の回旋動作の抑制により、計測値の差を小さくできる可能性が確認された。モフ測のようなウェアラブル端末型の装置は、低価格で簡便に動作解析ができるうえ、測定環境

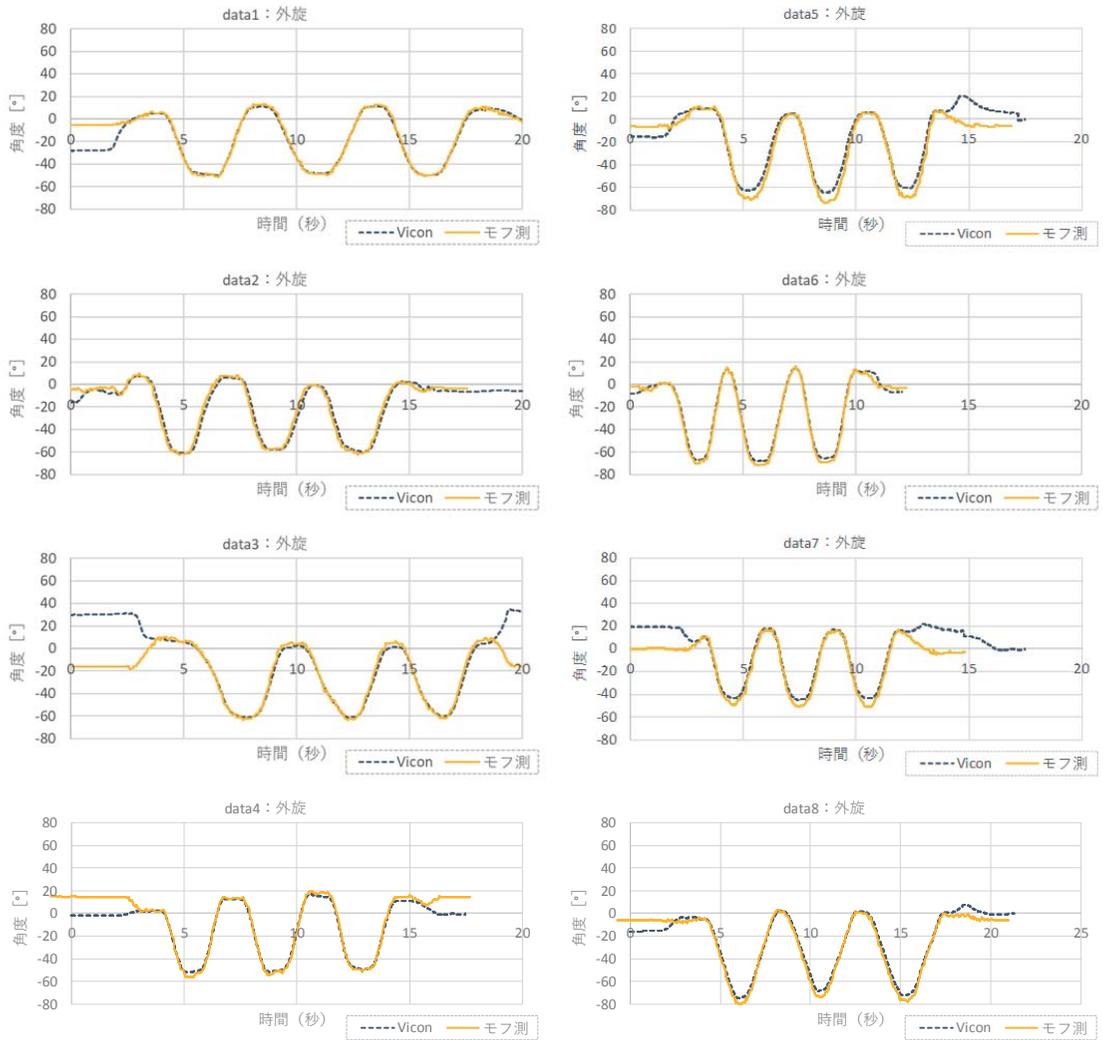


Fig. 7. Time sequential angle change of shoulder external rotation

の成約も少ない。今後臨床場面でのリハビリテーションの定量化やビジュアル化に活用されていくことが期待される。

Table 2. Range of each motion of each research participant (Vicon)

| 計測項目 | 実験参加者 | 1回目(度) | 2回目(度) | 3回目(度) |
|------------|-------|--------|--------|--------|
| 伸展 | 1 | 43.52 | 37.54 | 35.85 |
| | 2 | 37.43 | 40.09 | 44.78 |
| | 3 | 59.45 | 60.57 | 57.41 |
| | 4 | 41.42 | 44.25 | 48.71 |
| | 5 | 33.98 | 36.47 | 37.10 |
| | 6 | 36.26 | 45.01 | 41.68 |
| | 7 | 34.18 | 34.34 | 37.59 |
| | 8 | 25.05 | 27.82 | 29.52 |
| 外転 | 1 | 67.86 | 61.03 | 59.43 |
| | 2 | 69.39 | 70.74 | 70.23 |
| | 3 | 68.67 | 66.04 | 71.13 |
| | 4 | 54.58 | 62.03 | 61.56 |
| | 5 | 69.64 | 70.08 | 68.90 |
| | 6 | 63.10 | 66.11 | 68.11 |
| | 7 | 70.61 | 70.10 | 70.51 |
| | 8 | 63.49 | 63.32 | 64.79 |
| 水平伸展 | 1 | 31.58 | 31.12 | 31.26 |
| | 2 | 30.36 | 31.33 | 29.27 |
| | 3 | 54.39 | 44.29 | 46.28 |
| | 4 | 31.06 | 31.42 | 31.82 |
| | 5 | 24.04 | 28.34 | 28.68 |
| | 6 | 44.05 | 43.13 | 39.07 |
| | 7 | 52.97 | 52.12 | 40.90 |
| | 8 | 27.94 | 29.71 | 27.61 |
| 内旋 (参考) | 1 | 55.19 | 53.64 | 61.29 |
| | 2 | 67.25 | 55.42 | 73.69 |
| | 3 | 80.72 | 79.45 | 84.60 |
| | 4 | 51.13 | 58.34 | 58.47 |
| | 5 | 56.47 | 57.80 | 53.72 |
| | 6 | 61.34 | 64.45 | 57.23 |
| | 7 | 68.45 | 69.51 | 70.91 |
| | 8 | 61.78 | 57.57 | 60.62 |
| 外旋 (参考) | 1 | 60.88 | 59.62 | 59.73 |
| | 2 | 66.73 | 57.24 | 62.16 |
| | 3 | 63.70 | 62.52 | 64.81 |
| | 4 | 64.77 | 67.86 | 60.38 |
| | 5 | 72.34 | 69.94 | 67.03 |
| | 6 | 80.59 | 82.11 | 77.97 |
| | 7 | 54.07 | 62.54 | 60.23 |
| | 8 | 76.91 | 70.56 | 79.58 |

Table 3 Range of each motion of each research participant (Moff-Soku)

| 計測項目 | 実験参加者 | 1回目(度) | 2回目(度) | 3回目(度) |
|------------|-------|--------|--------|--------|
| 伸展 | 1 | 48.55 | 43.61 | 41.87 |
| | 2 | 38.22 | 39.24 | 43.85 |
| | 3 | 61.48 | 62.47 | 63.68 |
| | 4 | 42.94 | 45.32 | 50.63 |
| | 5 | 35.61 | 38.91 | 39.11 |
| | 6 | 40.78 | 48.88 | 46.27 |
| | 7 | 29.62 | 33.57 | 37.56 |
| | 8 | 25.63 | 28.21 | 33.39 |
| 外転 | 1 | 65.39 | 59.02 | 58.02 |
| | 2 | 58.05 | 58.54 | 58.34 |
| | 3 | 64.15 | 67.67 | 72.68 |
| | 4 | 64.37 | 71.69 | 71.35 |
| | 5 | 76.04 | 75.66 | 75.98 |
| | 6 | 63.41 | 61.45 | 66.86 |
| | 7 | 74.97 | 72.02 | 72.30 |
| | 8 | 67.92 | 68.22 | 69.77 |
| 水平伸展 | 1 | 33.52 | 33.65 | 32.64 |
| | 2 | 30.47 | 36.98 | 31.37 |
| | 3 | 62.34 | 51.14 | 51.30 |
| | 4 | 34.46 | 36.42 | 35.65 |
| | 5 | 31.16 | 35.20 | 33.65 |
| | 6 | 50.96 | 53.90 | 52.24 |
| | 7 | 54.58 | 52.62 | 43.87 |
| | 8 | 33.21 | 35.04 | 33.90 |
| 内旋 (参考) | 1 | 59.30 | 57.98 | 67.02 |
| | 2 | 69.72 | 57.28 | 73.99 |
| | 3 | 77.45 | 76.97 | 77.86 |
| | 4 | 53.28 | 63.80 | 63.58 |
| | 5 | 65.31 | 65.28 | 61.66 |
| | 6 | 65.65 | 67.89 | 64.20 |
| | 7 | 77.24 | 79.95 | 82.81 |
| | 8 | 68.71 | 64.75 | 67.20 |
| 外旋 (参考) | 1 | 65.08 | 62.89 | 61.51 |
| | 2 | 70.36 | 57.19 | 64.72 |
| | 3 | 68.80 | 69.51 | 71.77 |
| | 4 | 70.92 | 73.76 | 67.58 |
| | 5 | 81.83 | 78.86 | 74.93 |
| | 6 | 85.29 | 87.86 | 82.40 |
| | 7 | 60.14 | 68.07 | 67.16 |
| | 8 | 82.86 | 75.65 | 77.42 |

Table 4. Range of each motion of each research participant (Error between Vicon and Moff-Soku)

| 計測項目 | 実験参加者 | 1回目 (度) | 2回目 (度) | 3回目 (度) | 平均値 (度) | 標準偏差 (度) |
|------------|-------|------------|------------|------------|------------|-------------|
| 伸展 | 1 | 5.03 | 6.07 | 6.01 | 5.70 | 0.48 |
| | 2 | 0.80 | 0.85 | 0.94 | 0.86 | 0.06 |
| | 3 | 2.03 | 1.90 | 6.27 | 3.40 | 2.03 |
| | 4 | 1.52 | 1.08 | 1.91 | 1.50 | 0.34 |
| | 5 | 1.63 | 2.43 | 2.01 | 2.02 | 0.33 |
| | 6 | 4.53 | 3.88 | 4.59 | 4.33 | 0.32 |
| | 7 | 4.56 | 0.78 | 0.04 | 1.79 | 1.98 |
| | 8 | 0.58 | 0.39 | 3.87 | 1.61 | 1.60 |
| 外転 | 1 | 2.47 | 2.01 | 1.41 | 1.96 | 0.44 |
| | 2 | 11.34 | 12.20 | 11.89 | 11.81 | 0.36 |
| | 3 | 4.53 | 1.62 | 1.55 | 2.57 | 1.39 |
| | 4 | 9.79 | 9.66 | 9.79 | 9.75 | 0.06 |
| | 5 | 6.40 | 5.58 | 7.08 | 6.35 | 0.61 |
| | 6 | 0.31 | 4.66 | 1.24 | 2.07 | 1.87 |
| | 7 | 4.37 | 1.92 | 1.79 | 2.69 | 1.18 |
| | 8 | 4.44 | 4.90 | 4.97 | 4.77 | 0.24 |
| 水平伸展 | 1 | 1.94 | 2.53 | 1.38 | 1.95 | 0.47 |
| | 2 | 0.11 | 5.66 | 2.10 | 2.62 | 2.30 |
| | 3 | 7.94 | 6.85 | 5.02 | 6.60 | 1.21 |
| | 4 | 3.40 | 5.01 | 3.83 | 4.08 | 0.68 |
| | 5 | 7.12 | 6.86 | 4.97 | 6.32 | 0.96 |
| | 6 | 6.91 | 10.77 | 13.17 | 10.28 | 2.58 |
| | 7 | 1.61 | 0.50 | 2.97 | 1.69 | 1.01 |
| | 8 | 5.27 | 5.33 | 6.29 | 5.63 | 0.47 |
| 内旋 (参考) | 1 | 4.11 | 4.34 | 5.73 | 4.73 | 0.72 |
| | 2 | 2.48 | 1.86 | 0.30 | 1.54 | 0.92 |
| | 3 | 3.27 | 2.48 | 6.74 | 4.16 | 1.85 |
| | 4 | 2.14 | 5.46 | 5.11 | 4.24 | 1.49 |
| | 5 | 8.85 | 7.48 | 7.94 | 8.09 | 0.57 |
| | 6 | 4.31 | 3.44 | 6.97 | 4.90 | 1.50 |
| | 7 | 8.78 | 10.43 | 11.90 | 10.37 | 1.27 |
| | 8 | 6.93 | 7.18 | 6.58 | 6.90 | 0.25 |
| 外旋 (参考) | 1 | 4.20 | 3.27 | 1.78 | 3.08 | 1.00 |
| | 2 | 3.63 | 0.05 | 2.56 | 2.08 | 1.50 |
| | 3 | 5.10 | 6.99 | 6.96 | 6.35 | 0.88 |
| | 4 | 6.15 | 5.90 | 7.20 | 6.42 | 0.56 |
| | 5 | 9.49 | 8.92 | 7.89 | 8.77 | 0.66 |
| | 6 | 4.70 | 5.75 | 4.43 | 4.96 | 0.57 |
| | 7 | 6.07 | 5.54 | 6.93 | 6.18 | 0.58 |
| | 8 | 5.95 | 5.09 | 2.17 | 4.40 | 1.62 |

Table 5. Error of the range of each motion between Vicon and Moff-soku

| 計測項目 | 誤差平均 (度) | 誤差最小値の 平均 (度) | 誤差最大値の 平均 (度) | 変動計数 |
|---------|-------------|------------------|------------------|------|
| 伸展 | 2.65 | 1.84 | 3.83 | 0.75 |
| 外転 | 5.25 | 4.51 | 6.26 | 0.71 |
| 水平伸展 | 4.90 | 3.44 | 6.34 | 0.64 |
| 内旋 (参考) | 5.62 | 4.41 | 6.91 | 0.51 |
| 外旋 (参考) | 5.28 | 4.11 | 6.27 | 0.43 |

著者の利益相反 (conflict of interest : COI) 開示 : 著者と共著者すべてに開示すべき利益相反はないが、今回の測定比較において、加速度センサおよびジャイロセンサを用いたウェアラブル端末型モーションキャプチャシステムである「モフ測」を株式会社三菱総合研究所の鈴木智之、株式会社Moffの河治寿都、四方紘太郎から測定期間中に無償借用した。「モフ測」における動作測定解析には河治寿都、四方紘太郎からインターハ株式会社のViconを無償で使用した。

文 献

- 1) Abo M, Kakuda W, Momosaki R, Harashima H, Kojima M, Watanabe, et al. Randomized, multicenter, comparative study of NEURO versus CIMT in poststroke patients with upper limb hemiparesis: the NEURO-VERIFY Study. *Int J Stroke*. 2014; 9: 607-612.
- 2) Kakuda W, Abo M, Sasanuma J, Shimizu M, Okamoto T, Kimura C, et al. Combination Protocol of Low-Frequency rTMS and Intensive Occupational Therapy for Post-stroke Upper Limb Hemiparesis: a 6-year Experience of More Than 1700 Japanese Patients. *Transl Stroke Res*. 2016 ; 7: 172-179.
- 3) 安保雅博. 経頭蓋磁気刺激治療の効果. *東京慈恵会医科大学雑誌*. 2017 ; 32 : 31-36.
- 4) Stief F, Böhm H, Michel K, Schwirtz A, Döderlein L. Reliability and accuracy in three-dimensional gait analysis: a comparison of two lower body protocols. *J Appl Biomech*. 2013; 29: 105-111.
- 5) Summan R, Pierce SG, Macleod CN, Dobie G, Gears T, Lester W, et al. Spatial calibration of large volume photogrammetry based metrology systems. *Measurement*. 2015; 68: 189-200.
- 6) 株式会社Moff, 株式会社三菱総合研究所. 歩行・腕動作など身体機能のIoT見える化サービス「モフ測」. <http://moffsoku.jp/>. [accessed 2018-08-31]