

Kinect による上肢リハビリ装置の動作解析の精度検証

三浦 雅弘*・木澤 悟

Accuracy validation of motion analysis system in upper limb rehabilitation robot using Kinect

Masahiro MIURA, and Satoru KIZAWA

(平成 30 年 11 月 29 日受理)

Recently, development of rehabilitation robots for use in the medical field has advanced actively with the aim of reducing burdens on care workers and therapists and of improving patient motivation. We of this laboratory have developed a compact upper limb rehabilitation robot system for use with upper limbs of hemiplegic persons. It can be trained on a desk. For the measurement and evaluation of rehabilitation motion, we used a small, inexpensive motion sensor Kinect v2 (Microsoft Corp.), equipped with a function to measure the joint position estimated in advance without markers. However, because its accuracy is unstable, it is difficult to evaluate the motor function of the upper extremity dynamically. Therefore, to measure and evaluate the rehabilitation motion with stable precision using Kinect v2, we developed a system that tracks markers affixed to arbitrary points on the body. A verification experiment was applied to a rehabilitation robot system developed in earlier studies.

Keywords: Kinect v2, motion capture, motor dysfunction, upper limb rehabilitation, self-position recognition

1. 緒言

事故、病気等によって引き起こされる上肢の運動機能障害の回復には、リハビリテーションが有効と考えられる。また、リハビリ時の患者のモチベーション維持や、療法士への負担軽減を目的として、リハビリロボットを補助的にリハビリに用いる療法が期待される。上肢リハビリのための機器は多く存在するが、そのほとんどは据え置きを前提とした大掛かりなものが多く、設置場所が限られるという課題がある。そこで、著者らは先行研究として、可搬性に優れ、患者が卓上で手軽にリハビリを行うことができ、かつ安価な上肢リハビリ支援装置¹⁾の開発を行ってきた。リハビリ時の運動機能や、進捗状況を確認、評価するためには、身体の動作解析が必要である。医療福祉分野では、運動機能の計測、評価にモーションキャプチャが応用されている。代表的な装置としてはCrescent社のVICONがあるが、これは非常に高価で、設置場所も制限されるため、開発したロ

ボットシステムへの導入は困難である。そこで、著者らはモーションキャプチャの代替えとしてKinect v2を上肢リハビリ支援装置へ応用することを検討した。KinectとはMicrosoft社から販売されたゲーム機の周辺機器であり、RGBカメラや深度センサ、マイクロフォンなど様々なセンサを搭載している。これらのセンサから得られた情報を元に人間の関節推定を行うことでマーカレスに人体の動作を推定することができるモーションセンサ装置である。実際にKinectの関節推定機能を用いて上肢の可動域や巧緻性を評価した研究はいくつか存在するが、測定精度の点で劣り、動力学的に運動機能の評価した研究は見当たらない。そこで、本研究では、関節推定機能の代わりに、KinectのデプスセンサおよびRGBカメラを応用し、任意位置に貼付したマーカを追従するシステムを開発した。本報告では、開発したモーションキャプチャシステムおよび上肢リハビリ支援装置について報告する。

* 秋田高専専攻科学生

2. 上肢リハビリ支援装置

図1に開発した上肢リハビリシステムの外観を示す。患者は、卓上にある装置本体のグリップを把持し、前面モニタに表示された目標軌道に沿うように装置を操作する。グリップの下部には六軸の力覚センサが埋め込まれており、使用者がグリップに加えた手先力をロボットにフィードバックすることで使用者の随意的な動作のアシストを可能としている。また、上肢の可動範囲は広く、多様であるためリハビリテーションに用いるときに卓上の全方位の移動が必要となる。このため、車輪にはオムニホイールを採用し、卓上の全方位動作を実現した。図2にロボットの本体を示す。センサは小さな力も感知できるため、麻痺患者でも随意方向への十分なリハビリ動作が可能である。位置情報の取得には、開発したKinect v2によるモーションキャプチャシステムを応用した。



図1 リハビリシステム 図2 上肢リハビリ装置

3. Kinect v2 を用いたモーションキャプチャ

3.1. Kinect v2 の概要

Kinectは、Microsoft社が発売する、RGBカメラ、深度センサ、マイクなどを内蔵し、人間の骨格を認識する機能も有する多機能センサデバイスである。また、これは同社が発売する家庭用ゲーム機Xbox用のセンサであるが、公式にKinect for Windows SDKが提供されており、Windowsアプリケーションへの応用が可能である。Kinect for Windows SDKでは、Kinectに搭載された各センサを扱うための関数が用意されており、骨格認識等を簡単に扱うことが可能となっている。そのため、Kinectは安価なモーションキャプチャとして各分野で応用されている³⁾。本研究では、図3に示す、日本で2014年に発売されたKinect v2 (Xbox One Kinect) を使用した。



図3 Kinect v2

3.2. 任意マーカ位置情報の取得方法

Kinect v2には、センサが人間を認識して捉え、図4のようにその各関節位置を推定する機能がある。しかし、Kinect v2の関節推定機能は、関節が重なった場合や、物を把持した場合に人体の骨格を正確に認識できない問題が見られた。特に本システムではロボットを把持した状態でリハビリを行うため、関節推定機能を用いた測定は困難となる。本システムで関節位置を測定するには、VICONのようにマーカを指定して任意位置の座標を取得する手法が理想とされる。そこで本研究では、Kinectに搭載されたRGBカメラと深度センサを利用して、マーカの位置情報を取得できる簡易的で安価なモーションキャプチャ装置の開発を検討した。ここでは、マーカの認識から位置情報取得までの手順、方式について述べる。

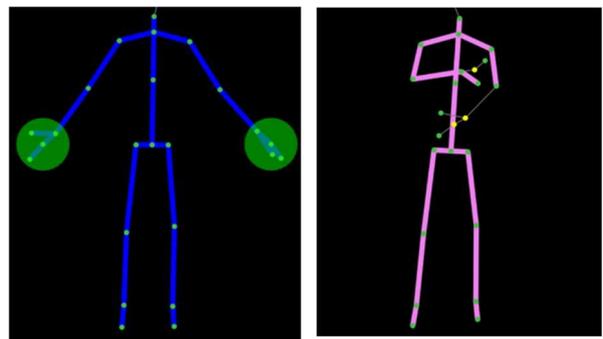


図4 関節推定機能

このシステムでは画像処理ライブラリOpenCVとKinectに搭載されているRGBカメラと深度センサを用いた。以下に位置情報を取得する手順を述べる。まず、RGBカメラから得られた映像をPCの画面上に表示する。次に表示した映像内の物体を右クリックするとその物体の色情報 (H (色相), S (彩度), V (明度)) を取得する。取得した色情報から物体の色領域を抽出するために二値化処理を行う。最後に、抽出した物体の色領域の重心位置を求め、この重心位置とKinectまでの距離を深度センサで取得することによって実際の3次元座標を算出するものとなっている。

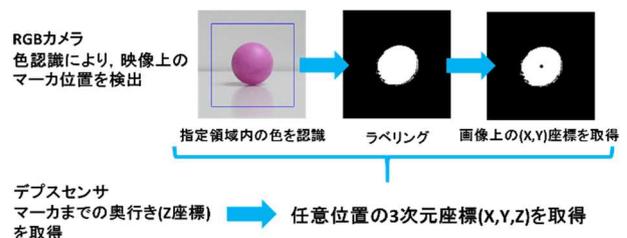


図5 マーカ座標取得手順

4. 実験方法

開発したモーションキャプチャシステムの座標取得の精度検証のための実験を行った。VICONは代表的な動作解析装置であり、誤差1mm以下の高精度な計測が可能である。そこで、精度の基準として、VICONを用いた計測も行った。実験では、カラーマーカを図6のように装置本体、右肩、肘、手首、手先、頭、股関節、膝、足首、足先に貼付し、リハビリ装置を把持した状態で前後300mmの直線リーチング動作5往復を、健常者1名を対象に行った。また、同様の位置に、VICON用のマーカも貼付し、開発したシステムと同時に座標の計測を行った。VICONの計測座標を真値として、開発したシステムの計測座標の精度を検証した。

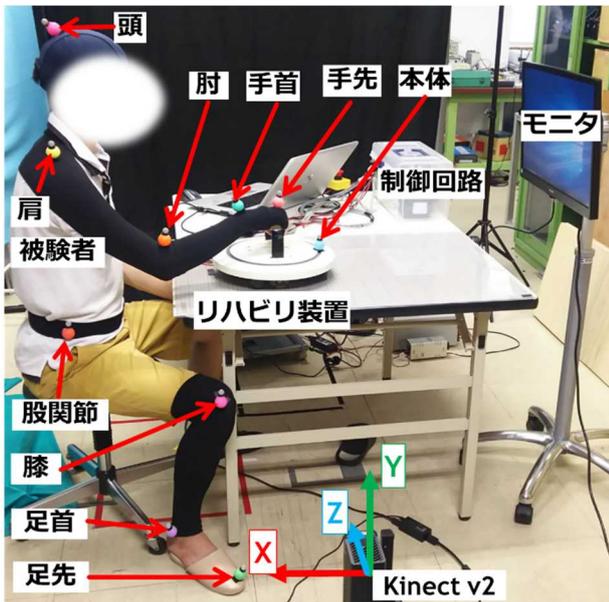


図6 実験システム

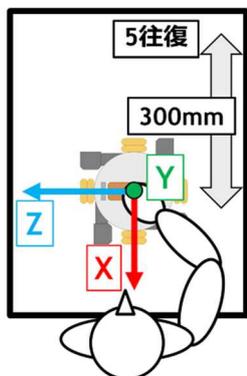


図7 直線リーチング



図8 マーカ貼付

5. 実験結果

5.1. 座標

精度検証実験の結果を示す。実験結果の一例として、装置本体と、運動機能の解析に用いられる上肢の関節(肩、肘、手首、手先)の座標をグラフに示す。図7に示すように、X座標がリーチング前後方向、Y座標が上下方向、Z座標が左右方向の座標を示している。横軸は正規化した時間、縦軸は座標、青い太線がVICONの計測座標、赤い細線がKinectを用いた提案した手法による計測座標を示している。

図9の装置本体のX座標の軌道を見ると、およそ300mmの前後リーチング運動ができていることが分かる。また、図10のY座標より、上下方向の動作はほとんどなく、図11のZ座標より、左右方向では少しリーチングが横にぶれているか、あるいはKinectの設置がやや傾いていた可能性が読み取れる。各座標のVICONの計測座標との平均絶対誤差は、X座標が2.5[mm]、Y座標が2.5[mm]、Z座標が1.3[mm]であった。

肩の座標を図12から14に示す。図12より、前後方向には100[mm]程度の動作があるがそれ以外の方向の動作は小さいことが読み取れる。Z座標では、座標値が飛ぶような部分があり、約50[mm]の誤差が発生しているところもある。図9の装置本体の動作と照らし合わせると、座標値が飛ぶことが多いのは、前方リーチング時で、肩の骨格やVICONのマーカと重複してしまったことが原因と考えられる。各座標のVICONの計測座標との平均絶対誤差は、X座標が3.1[mm]、Y座標が1.9[mm]、Z座標が5.2[mm]であった。

肘の座標を図15から17に示す。前後リーチング時、肘関節は全方向に大きく動作する。各座標の図からもその様子を読み取ることができ、カラーマーカの計測座標の波形も、VICONと概ね一致している。各座標のVICONの計測座標との平均絶対誤差は、X座標が3.8[mm]、Y座標が2.1[mm]、Z座標が5.2[mm]であった。

手首の座標を図18から20に示す。前後方向の動作が大きく、それ以外の動作は小さいが、左右方向へも周期的な座標変化があり、前後リーチング時でも手関節が左右に動作していることが分かる。各座標のVICONの計測座標との平均絶対誤差は、X座標が3.8[mm]、Y座標が2.1[mm]、Z座標が5.2[mm]であった。

手先の座標を図21から23に示す。マーカは装置を把持する手の甲に貼付されているため、波形は装置本体の軌道と酷似していることが分かる。各座標のVICONの計測座標との平均絶対誤差は、X座標が3.5[mm]、Y座標が2.8[mm]、Z座標が2.9[mm]であった。

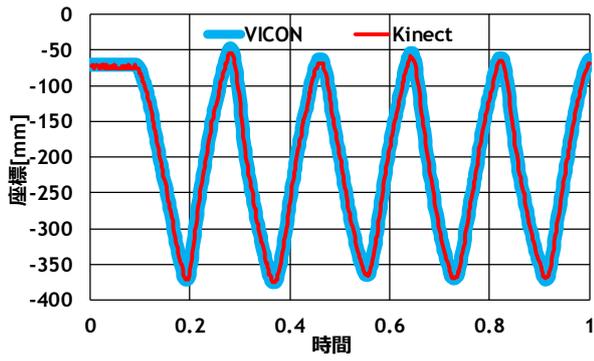


図9 装置本体 X 座標

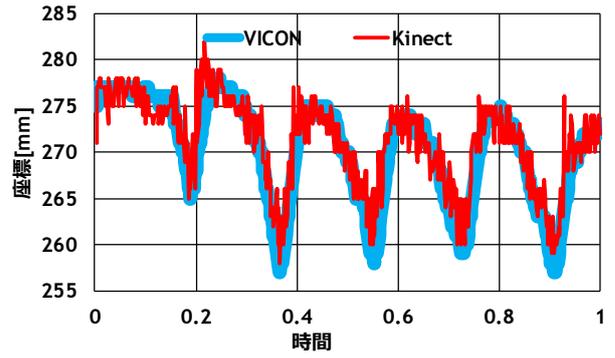


図13 肩関節 Y 座標

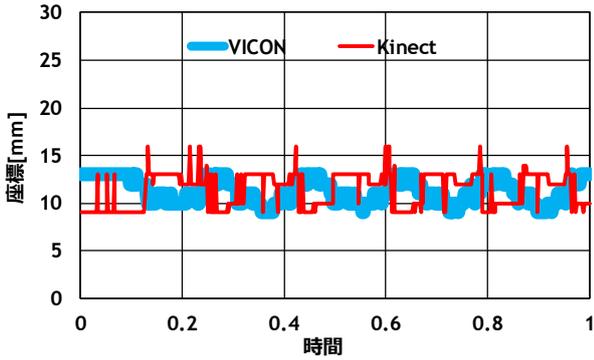


図10 装置本体 Y 座標

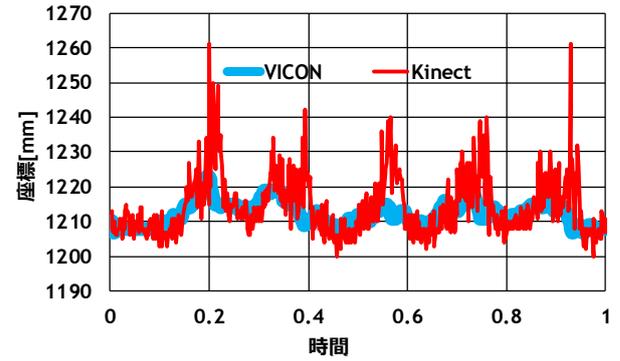


図14 肩関節 Z 座標

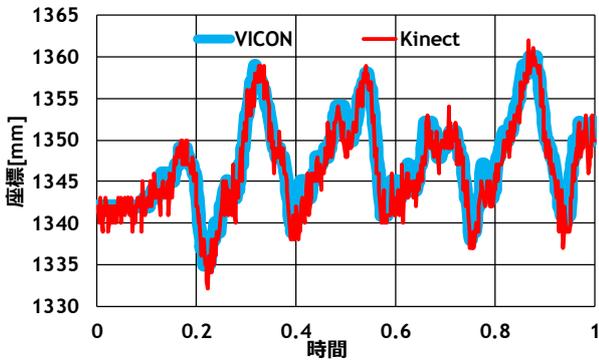


図11 装置本体 Z 座標

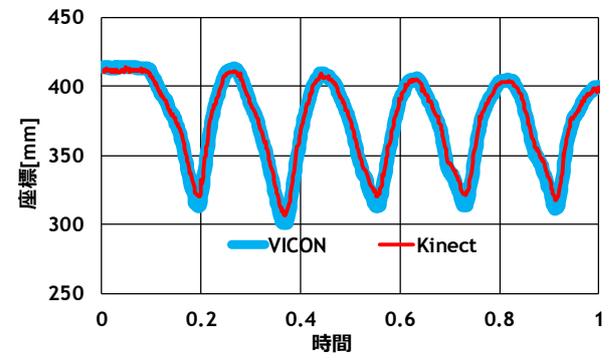


図15 肘関節 X 座標

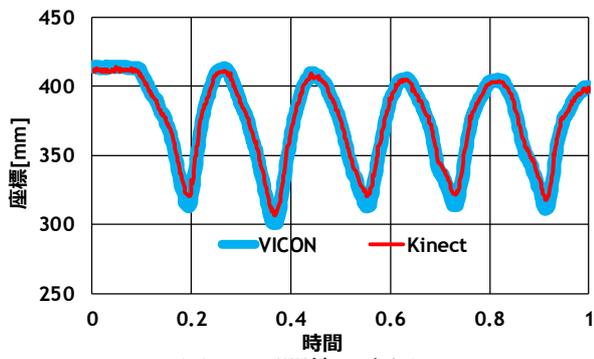


図12 肩関節 X 座標

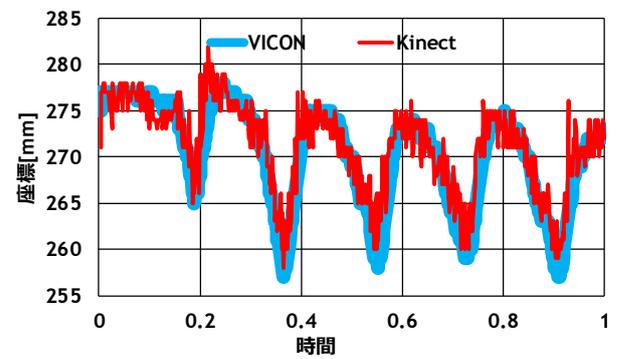


図16 肘関節 Y 座標

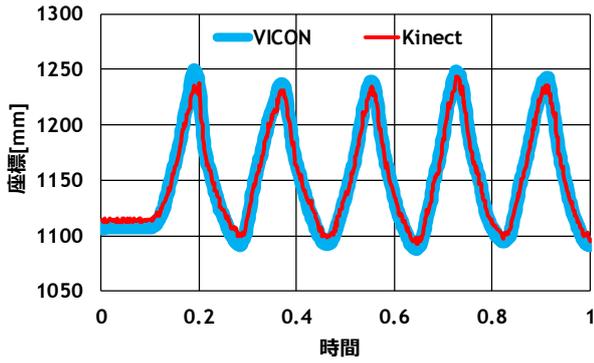


図 17 肘関節 Z 座標

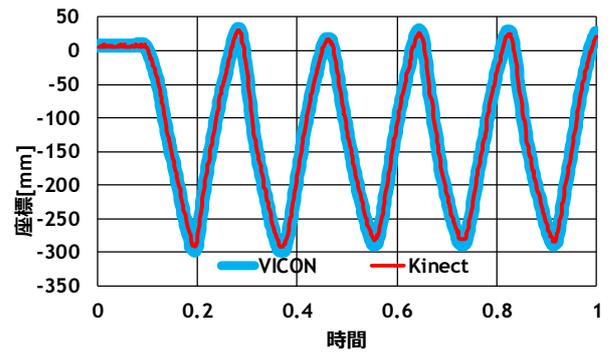


図 21 手先関節 X 座標

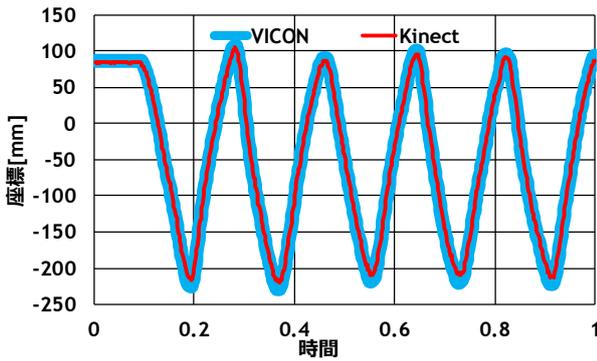


図 18 手首関節 X 座標

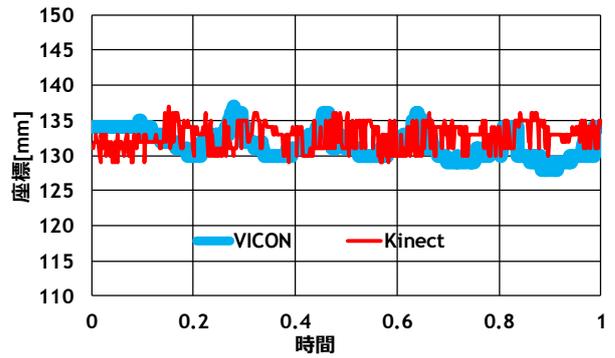


図 22 手先関節 Y 座標

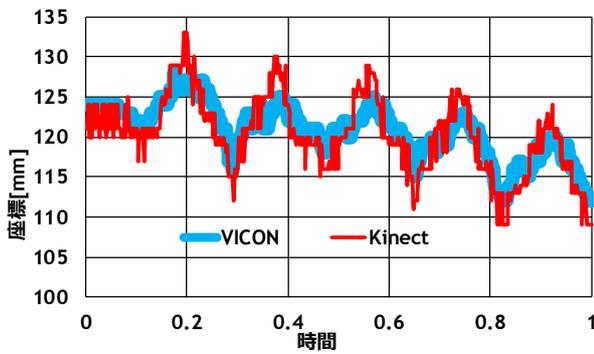


図 19 手首関節 Y 座標

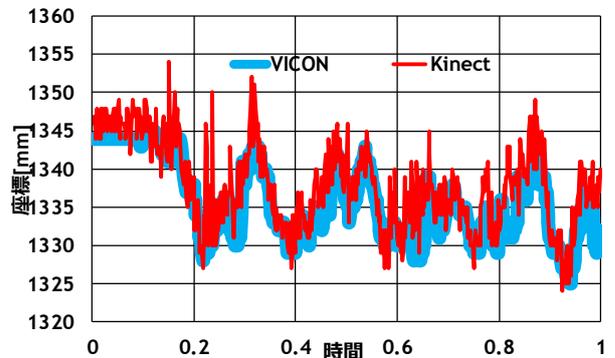


図 23 手先関節 Z 座標

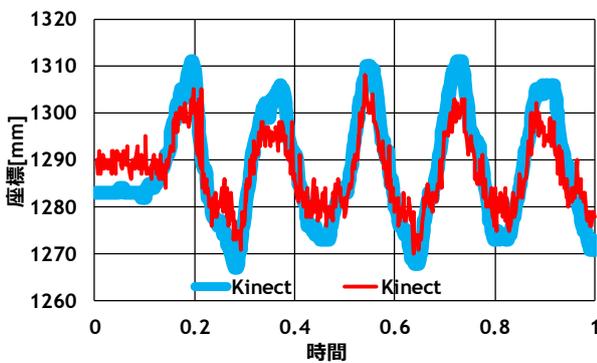


図 20 手首関節 Z 座標

5.2. 関節モーメント

動力的な解析結果として、上肢の関節モーメントを示す。リハビリ装置のグリップには、力覚センサが搭載されているため、図24に示す上肢3リンクモデルを用いた逆動力学計算より算出することができた。関節モーメントが、関節の屈曲あるいは撓屈の向きに働いている場合はプラス、伸展あるいは尺屈の向きに働いている場合はマイナスとなる(図25-27)。

肩関節モーメントの解析結果を図28に示す。グラフの横軸は正規化した時間、縦軸は関節モーメント[Nm]、青い細線はVICONの計測座標、赤い細線は

Kinectの計測座標をもとにした解析結果となる。図9の装置本体の前後の座標と照らし合わせると、前方リーチング時は伸展向きの傾向、後方リーチング時は屈曲向きの傾向にモーメントが働いていることが分かる。VICONの計測座標をもとに算出した結果との平均絶対誤差は、0.02[Nm]であった。

肘関節モーメントの解析結果を図29に示す。肘関節も肩関節と同様に、前方リーチング時は伸展向きの傾向、後方リーチング時は屈曲向きの傾向にモーメントが働いているが、肩関節は、伸展傾向のモーメントが屈曲より大きいのにに対して、肘関節は屈曲傾向のモーメントの方が大きく働いている。

VICONの計測座標をもとに算出した結果との平均絶対誤差は、0.01[Nm]であった。

手関節モーメントの解析結果を図30に示す。プラス傾向、つまり撓屈向きのモーメントが大きい、全体的に肩関節や肘関節のモーメントより小さい。VICONの計測座標をもとに算出した結果との平均絶対誤差は、0.01[Nm]であった。

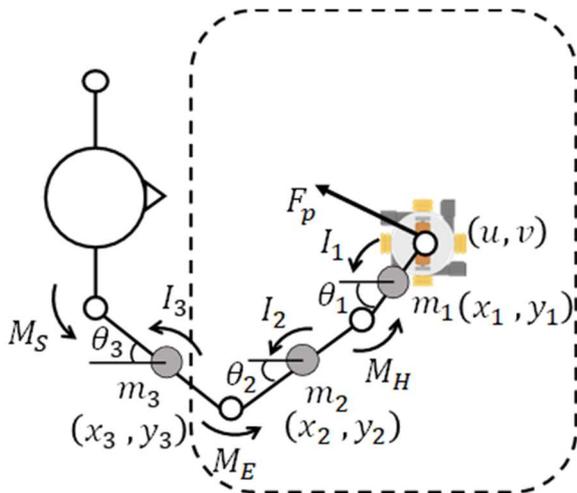


図24 上肢3リンクモデル

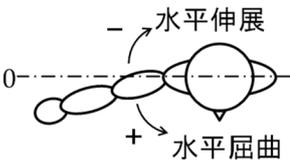


図25 肩関節

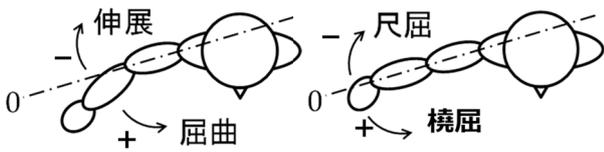


図26 肘関節

図27 手関節

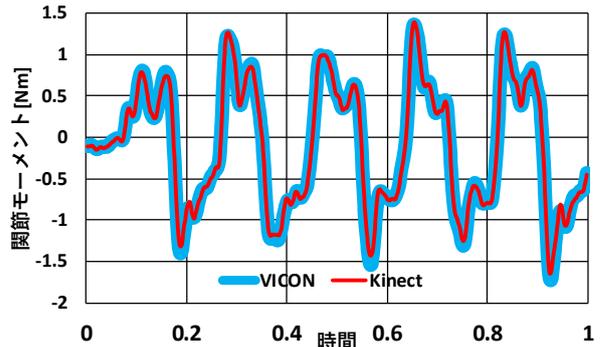


図28 肩関節モーメント

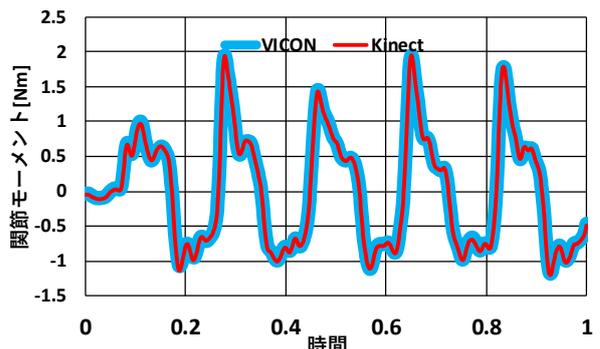


図29 肘関節モーメント

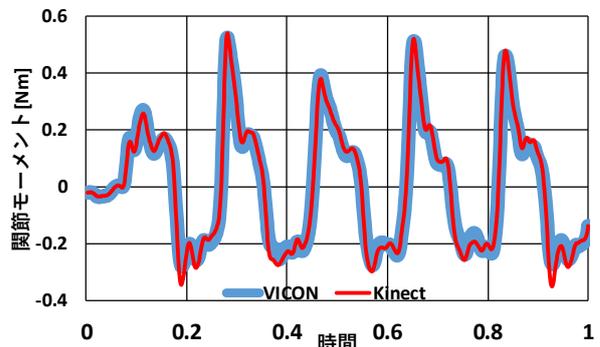


図30 手関節モーメント

5.3. 関節パワー

次に、各関節の関節パワーの解析結果を示す。関節パワーは、関節モーメントと、その関節の角速度の積によって算出されるもので、関節の動きから筋の収縮様式を推定することが可能である。関節モーメントと関節角速度の向きが同一であれば、筋は求心性収縮、向きが同一でなければ、筋は遠心性収縮を起こしていることになる(図31-32)。

図33に肩関節パワーを示す。関節パワーは終始ほぼマイナスの値を示しているため、関節モーメントと関節角速度の向きが異なり、遠心性収縮を起こしていると考えられる。VICONの計測座標

をもとに算出した結果との平均絶対誤差は、 $0.03[W]$ であった。

図34に肘関節パワーを示す。関節パワーはほとんどプラスの値を示している。関節モーメントと関節角速度の向きが同一で、求心性収縮を起していると考えられる。VICONの計測座標をもとに算出した結果との平均絶対誤差は、 $0.04[W]$ であった。

図35に手関節パワーを示す。関節パワーはほとんどマイナスの値を示しており、遠心性収縮を起していると考えられる。VICONの計測座標をもとに算出した結果との平均絶対誤差は、 $0.01[W]$ であった。

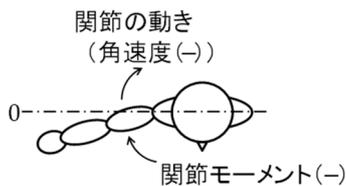


図31 求心性収縮

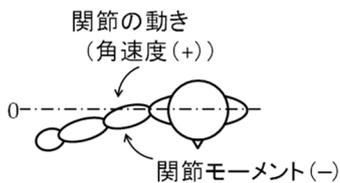


図32 遠心性収縮

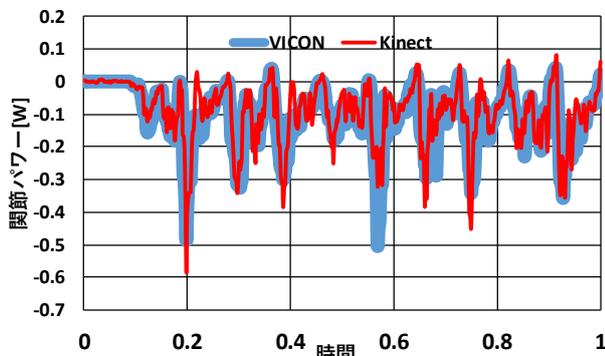


図33 肩関節パワー

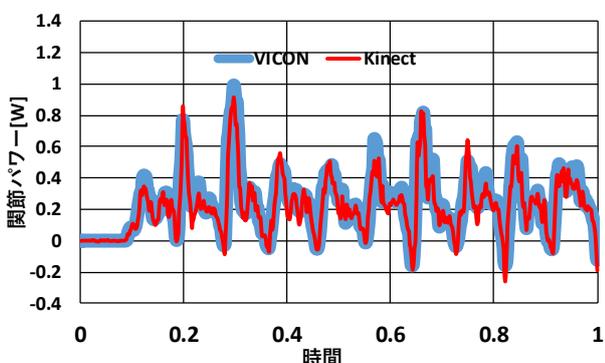


図34 肘関節パワー

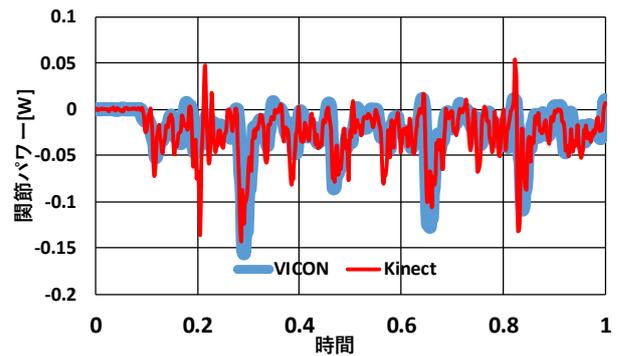


図35 手関節パワー

6. 結言

本研究では、Kinect v2による任意位置に貼付したカラーマーカを追従させることで位置取得を行うモーションキャプチャシステムを開発し、上肢リハビリ支援装置へ応用することを検討した。開発したシステムの精度検証実験の結果より、平均絶対誤差は全体的に $5[mm]$ 前後に収まった。関節モーメントのような動学的解析においても、VICONの結果とよく一致しているため、簡易なモーションキャプチャシステムとして利用できることが分かった。今後は、座標値の飛びの原因となる、マーカの遮蔽の対策や、カラーマーカの色や大きさなどを検討することで、更に開発したシステムの精度を高めていきたい。また、関節モーメントや関節パワーの評価に関しては、その向きなどにまだ不明瞭な部分があるため、実験対象の被験者をもっと増やすことや、実際の片麻痺患者を対象とした実験を行うことで、関節モーメントをはじめとした評価項目について、更に検討していきたい。

参考文献

- 1) 安保俊彦, 上肢訓練支援のための卓上リハビリロボットの開発, 平成27年度秋田工業高等専門学校専攻科特別研究論文, (2016)
- 2) 菅原拓斗, Kinectを用いたモーションキャプチャーの開発, 平成28年度秋田工業高等専門学校卒業論文, (2017)
- 3) 佐藤悠斗, Kinectを用いたモーションキャプチャシステムの開発, 平成29年度秋田工業高等専門学校専攻科特別研究論文, (2018)
- 4) 安保俊彦, 片麻痺者のための卓上型上肢リハビリロボットの開発, 平成29年度秋田大学大学院修士論文, (2018)
- 5) 山本澄子, 身体運動のバイオメカニクス, 理学療法科学, 18巻3号, p109-114, (2003)