

Kinect v2 を用いた上肢リハビリシステムの開発

佐藤 悠斗*・木澤 悟・宮脇 和人

Development of upper limb rehabilitation system using Kinect

Yuto SATO, Satoru KIZAWA and Kazuto MIYAWAKI

(平成 29 年 11 月 30 日受理)

Motor dysfunction of upper limbs caused by accidents and disease can be improved through rehabilitation. Among the many devices that are useful for upper limb rehabilitation, most are stationary type and difficult to use at home because of cost and space limitations. Therefore, we developed a compact and inexpensive upper limb rehabilitation device. Furthermore, it is important for motion analysis to evaluate rehabilitation effects. In the field of medical welfare, optimal motion capture has been applied to measure motor function. One small and inexpensive motion sensor, Kinect v2 (Microsoft Corp.), has been applied in various fields. Nevertheless, our earlier study revealed that the Kinect v2 estimation function is not sufficiently precise. Therefore, we developed a system for Kinect v2 that can follow and measure optional marker points. This report describes our developed system and the device specifications.

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は，リハビリを行うことによって改善が期待される。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の大掛かりなものが多く，設置場所やコストの面で在宅での利用は困難であった。そこで，著者らは先行研究として，持ち運び可能であり，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。また，リハビリの効果を確認，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²⁾。代表的な装置として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。一方で，Microsoft社からゲーム機の

周辺機器として販売されているKinect v2は安価で小型な他，デプスセンサやマーカレスでの関節位置推定などの機能を搭載しており，モーションセンサとして様々な分野で応用されている³⁾。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。しかし，Kinect v2に搭載されている関節推定方式は，著者らの先行研究において測定精度の点で劣り，汎用性にも欠けることが分かった。そこで，本研究では，その推定方式の代替えとして，Kinect v2のデプスセンサおよびRGBカメラと画像処理を応用し，そして任意位置に設置したマーカを追従させる，より高精度な位置情報の取得が可能な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. Kinect v2 を用いたモーションキャプチャ

2.1. 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、Fig. 2.1に示す、日本で2014年に発売されたKinect v2 (Xbox One Kinect) を使用した。



Fig. 2.1 Kinect v2

2.2. 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、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に正確に認識されない問題が見られた。また、実際の関節位置には個人差もあるため、精度や安定性の面で正確な関節位置取得に用いるのは困難であった。そこで本研究では、より高精度な関節位置および任意位置情報の取得のため、Kinect v2とカラーマーカを用いる方法⁴⁾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。

マーカについては、Fig. 2.2に示すように、ピンポン玉を用いた球体マーカまたは印刷により作

成した平面マーカの2通りに対応させた。マーカの色は任意だが、測定点ごとに異なる色のものを用いる。Kinect v2のRGBカメラで得た画像から、画像処理ライブラリOpenCV3を用い、マーカの特徴色を認識することによってマーカの位置を特定する。画像上でのマーカの中央位置は、Fig. 2.3に示すように、画像左上を原点とし、画像中の1つのドットのx, y座標値として表す。さらに、Kinect v2のデプスセンサによって、Fig. 2.4に示す認識したマーカの中央位置までの深度Zを取得する。これらをもとに、SDKを用いてKinect v2を基準としたマーカの3次元座標 (X, Y, Z) を計算することで各マーカの座標取得を行う。ここまでの任意マーカの座標取得のプロセスをFig. 2.5に示す。また、Kinect v2を原点とした座標系をFig. 2.6に示す。取得した座標は、PC上のコンソール画面へ表示され、csvファイルへの記録も可能である。認識させる各マーカの色指定は、H(色相)、S(彩度)、V(明度)の3値を用いてそれぞれ任意に行うことが可能である。これにより、測定時の服装や周囲環境の色、明暗等に合わせてマーカの色を取捨選択できる。色の指定は、PCのウィンドウに表示されるカメラ映像上で行う。映像上のマーカをマウス右クリックすると、クリックされた画素のH, S, Vを取得し各値をもとに色の指定が行われる。また、各マーカの色認識を行う範囲は、処理速度の観点から、カメラ画像の全領域ではなく、クリックした点または取得した各マーカ中央位置を中心とした小さな正方形領域内としている。この領域にある、それぞれ指定した色のマーカが自動で追従される。色、領域の設定、処理は測定点ごとに別々に行っている。映像上での色・領域の指定の様子をFig. 2.7に示す。

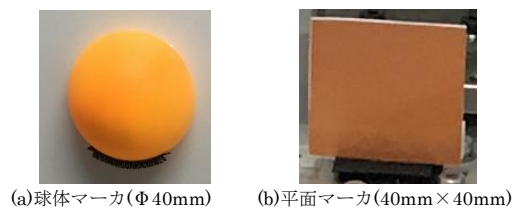


Fig. 2.2 マーカ

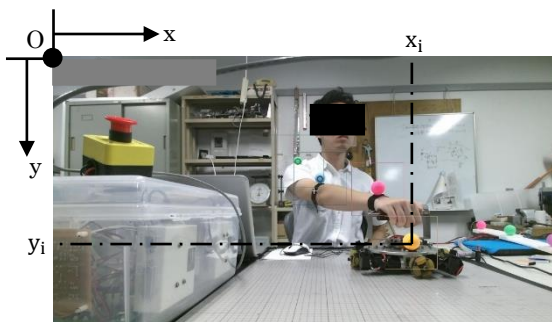


Fig. 2.3 画像上のマーカの x, y 座標

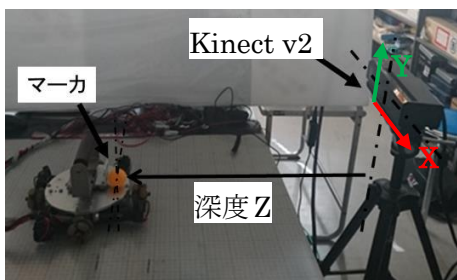


Fig. 2.4 マーカまでの深度

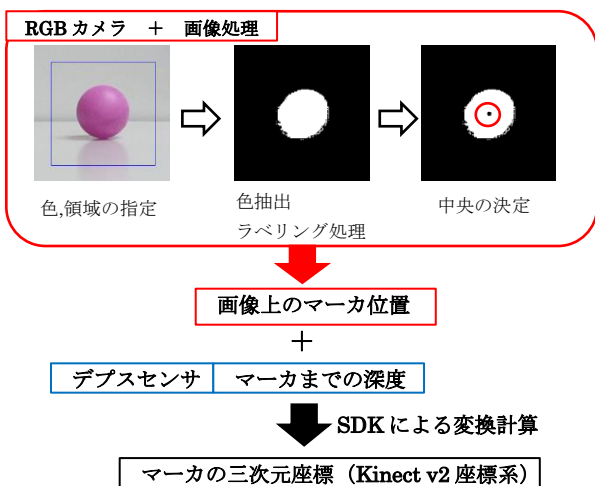


Fig. 2.5 マーカ位置取得プロセス



Fig. 2.6 Kinect v2 座標系

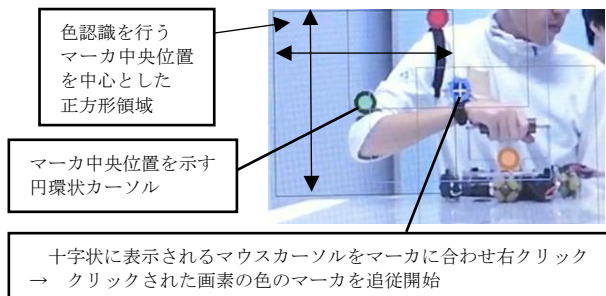


Fig. 2.7 色・領域の指定の様子

3. 上肢リハビリ支援装置

Fig. 3.1に開発した上肢リハビリ支援装置の外観を示す. 患者は, 卓上にある装置本体のグリップを握り, 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. Fig. 3.2に装置本体を示す. また, Fig. 3.3に装置の制御システムの基本構成を示す. 各デバイスとPCの接続は全てUSBを介して行い, 装置の制御に必要な演算処理をPCによって行う. 移動機構にはオムニホイールを採用し, 各ホイールのモータの回転数をそれぞれPWM制御することで, 卓上平面の全方向への移動を可能としている. 装置本体上部にあるハンドグリップの基部には力覚センサが設置され, 加えられた力を感知する. このセンサ値をフィードバックし, 力の向きに, 力の大きさに比例した速さで駆動するように各モータを制御する. 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. Fig. 3.4に示すように, 装置本体, 患者の肩, 肘, 手首関節にマーカを取り付け, 各マーカを同時にKinect v2に認識させ, 装置本体および患者の上肢の動きを捉える. また, 取得した装置本位置情報をもとに, 装置本体の現在位置(初期位置からの移動量)がFig. 3.5に示すように目標軌道とともにモニタに図示される(描画ライブラリOpenGLによる). これにより, 患者は常に目標軌道と現在位置を確認しながら直感的なりハビリを行うことができる.

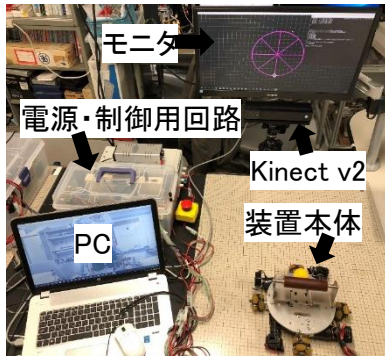


Fig. 3.1 上肢リハビリ支援装置

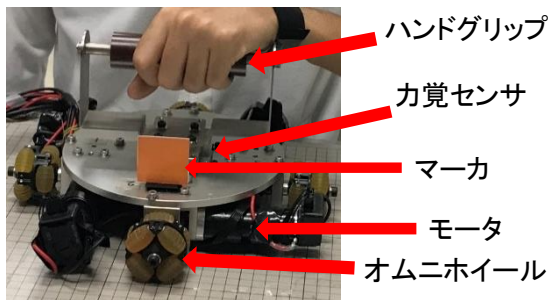


Fig. 3.2 リハビリ装置本体

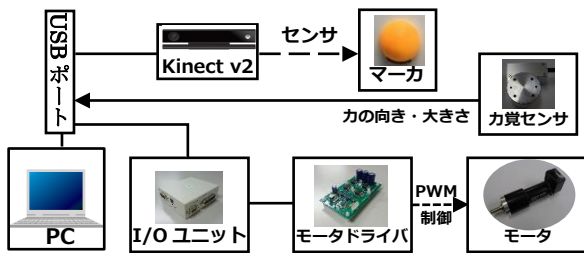


Fig. 3.3 制御システムの基本構成

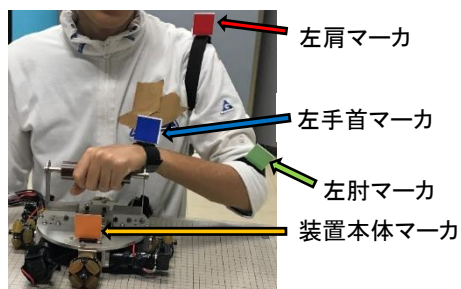


Fig. 3.4 マーカ取り付け位置

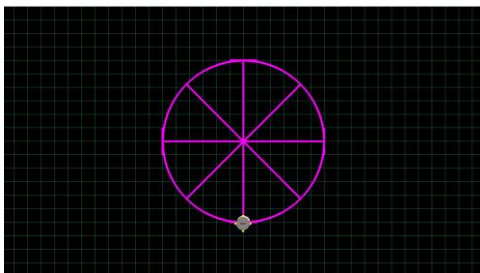


Fig. 3.5 モニタ表示

4. マーカ座標取得精度検証実験

4.1. 実験1(前後リーチングの計測)

4.1.1 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。リハビリ装置に組み込んだKinect v2による計測と同時にVICONでの計測も行うため、Fig. 4.1に示すように、VICONの計測空間内に上肢リハビリ支援装置を設置した。開発した上肢リハビリ支援装置では、主にリーチング動作によるリハビリを想定しているため、実験1として、リハビリ装置を用いてFig. 4.2に示す前後300mmリーチング動作5往復を健常者1名で行い、Kinect v2とVICONで同時にその計測を行った。計測箇所は、装置本体、左肩、左肘、左手首の計4箇所とし、それぞれにKinect v2用の平面マーカを設置した。さらに、VICON用の赤外線反射マーカをFig. 4.3のように各平面マーカの裏面に設置した。VICONでの計測値を真値として扱い、Kinect v2での計測誤差を求めることで精度検証を行った。なお、両者で測定周期が異なるため、Kinect v2の測定周期に合わせて、VICONのデータを測定後に改めてサンプリングした。また、計測時に座標の原点や測定点、開始時間を両者で完全には一致できずズレが生じるため、両者で得たそれぞれの座標の波形を重ね合わせた上で比較した。



Fig. 4.1 実験環境

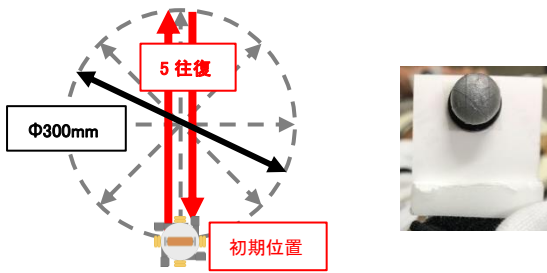


Fig. 4.2 前後リーチング Fig. 4.3 VICON用マーカー
(平面マーカー裏面)

4.1.2. 実験結果

装置および各関節のマーカーそれぞれについて、Kinect v2座標系(X, Y, Z)における各座標値の計測結果をFig. 4. 4~4. 7に示す。

Fig. 4. 4は装置における時間と位置の関係を示している。前後リーチング動作は平面上の動作であることから、Y方向つまり上下方向の移動はなく、左右方向つまりX方向のぶれも少ないことが図からも分かる。またZ方向は前後方向であり、図から装置本体の300mmの往復運動の軌道がVICONと同等に得られていることが分かる。Fig. 4. 5は左肩における時間と位置の関係を示している。左肩は前後リーチング動作においては各方向ともほとんど動かないと考えられる。図より、X, Y方向はほとんど動かないがZ方向の動きは比較的大きい事が分かる。これは被験者が装置を前に動かす際に前傾し、左肩もZ方向に動いたことによるものだと考えられ、それも含め、その状況の軌道がVICONと同等に得られていることが図から分かる。Fig. 4. 6は左肘における時間と位置の関係を示している。左肘は前後リーチング動作においては前後左右に頻繁に動き、上下には多少のぶれがあると考えられ、図からもそれらが確認できる。VICONと比べても同等の軌道が得られている。Fig. 4. 7は左手首における時間と位置の関係を示している。左手首は、左手で装置本体をつかんでいることから、装置と似たような軌道を描くと考えられる。図から、Y, Z方向は装置とほぼ同じ軌道で、X方向は装置よりぶれが大きいことが分かる。X方向のぶれは装置を動かす際

の手首の曲げによるものだと考えられ、その軌道がVICONと同等に得られていることが分かる。また、5往復分の各座標値の二乗平均誤差と最大誤差をTable 4. 1に示す。各位置各方向とも二乗平均誤差3mm程度、最大誤差10mm程度となっている。以上より、開発したシステムは前後リーチング運動におけるリハビリ装置や上肢の動きを十分な精度で捉えることが出来ていると考えられる。

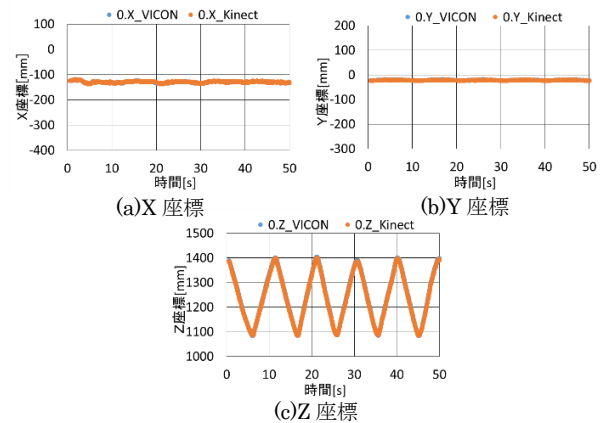


Fig. 4.4 前後リーチング動作時の装置本体座標

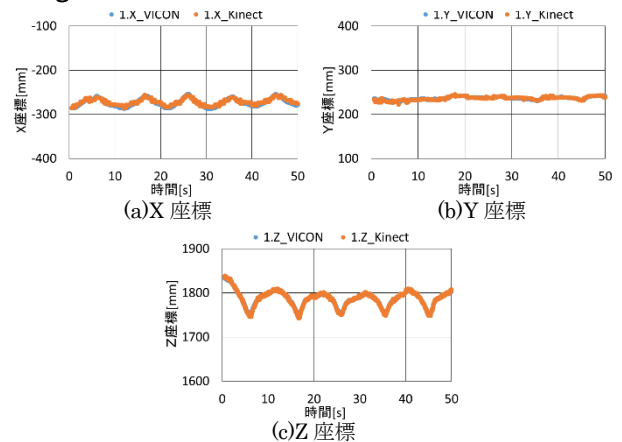


Fig. 4.5 前後リーチング動作時の左肩座標

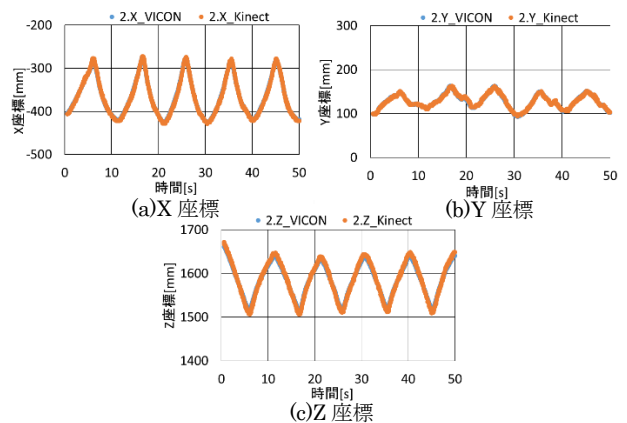


Fig. 4.6 前後リーチング動作時の左肘座標

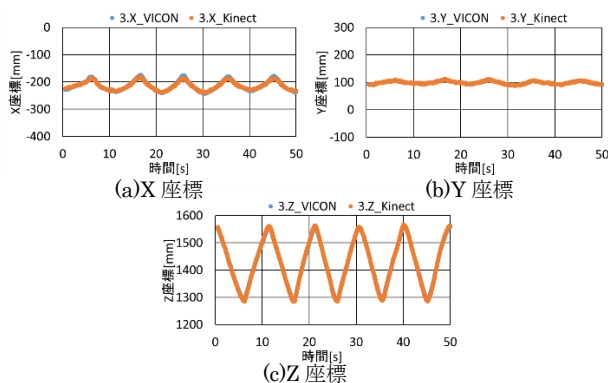


Fig. 4.7 前後リーチング動作時の左手首座標

Table 4.1 前後リーチング動作時の座標誤差

装置本体			左肩		
座標軸	二乗平均誤差 [mm]	最大誤差 [mm]	座標軸	二乗平均誤差 [mm]	最大誤差 [mm]
X	1.7	4	X	3.0	7
Y	1.3	4	Y	1.9	7
Z	2.8	10	Z	2.3	7
左肘			左手首		
座標軸	二乗平均誤差 [mm]	最大誤差 [mm]	座標軸	二乗平均誤差 [mm]	最大誤差 [mm]
X	2.3	7	X	3.3	11
Y	2.3	8	Y	1.3	3
Z	5.1	12	Z	3.1	8

4.2. 実験2(円軌道動作の計測)

4.2.1. 実験方法

実験1の前後リーチング動作は、ほぼZ方向のみの単純な動きであり、そのため各マーカを正確に追従できたと考えられる。開発したシステムの能力の適用範囲を把握するために、前後リーチングのほかにも多様なリハビリ動作を行うことを考慮する必要がある。そこで、実験2では、各座標変動がより大きい動作として、Fig. 4. 8に示す、直径300mm円軌道動作5周を健常者1名で行い、実験1と同様の方法で計測を行い、Kinect v2による座標取得の精度検証を行った。

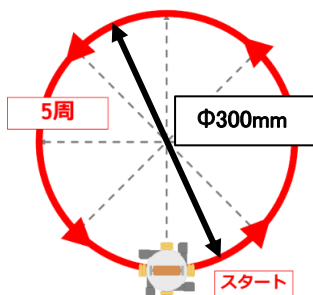


Fig. 4.8 円軌道動作

4.2.2. 実験結果

装置および各関節のマーカそれぞれについて、Kinect v2座標系(X, Y, Z)における各座標値の計測結果をFig. 4. 9~4. 12に示す。

Fig. 4. 9は装置における時間と位置の関係を示している。XZ平面上の円軌道動作であるため、Y方向の移動はなく、X方向とZ方向には正弦波のような軌道で移動すると考えられる。そしてそれは図でも確認され、装置本体の直径300mmの円運動の軌道がVICONと同等に得られていることが分かる。Fig. 4. 10は左肩における時間と位置の関係を示している。左肩は、前後リーチングと同じく、円軌道動作においても大きな動きはないと考えられる。図より、Fig. 4. 5の前後リーチング動作時の左肩の軌道とと大差ない軌道が得られていて、VICONともよく一致していることが分かる。X方向への移動が比較的大きくなっているのは、円軌道動作が前後リーチングに比べ腕もしくは体全体の左右への動きが大きく、それに伴い肩も左右に揺動していたことによるものだと考えられる。Fig. 4. 11は左肘における時間と位置の関係を示している。左肘は円軌道動作において円に近い軌道を描きつつも上下にも移動すると考えられ、図においても、各方向とも周期的な波の軌道が得られていることからそれが確認でき、VICONとも概ね一致している。Fig. 4. 12は左手首における時間と位置の関係を示している。左手首は、前後リーチング時と同様の理由で、装置と似たような軌道を描くと考えられ、それは図からも確認でき、VICONともよく一致している。また、5周分の各座標値の二乗平均誤差と最大誤差をTable 4. 2に示す。実験1のときと比べ、特に左肘と左手首において誤差が大きいことがわかる。これは、マーカの遮蔽が原因と考えられる。Kinect v2から見たとき、手首マーカは手首の曲げにより、左肘マーカは左手首マーカによって物理的に隠れ、RGBカメラに映らなくなる瞬

間があった。マーカが遮蔽されることで、平面マーカの正方形が崩れ、正しいマーカの中央位置を得られなくなり、それに伴いデプスセンサもずれた位置の深度を取得してしまうことが誤差の原因であると考えられる。また、遮蔽がほとんどなかったと見られる装置本体、左肩においては、実験1とほとんど変わらず、二乗平均誤差3mm程度、最大誤差10mm程度であった。これらのことから、マーカの遮蔽さえなければ、開発したシステムでは円軌道動作を捉えるのに十分な精度での座標取得が可能であると考えられ、多様なリハビリ動作の計測に実際に用いるためにはマーカの遮蔽への対策が重要であるといえる。

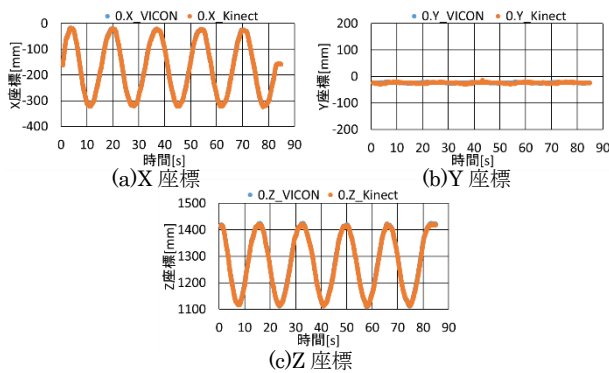


Fig. 4.9 円軌道動作時の装置本体座標

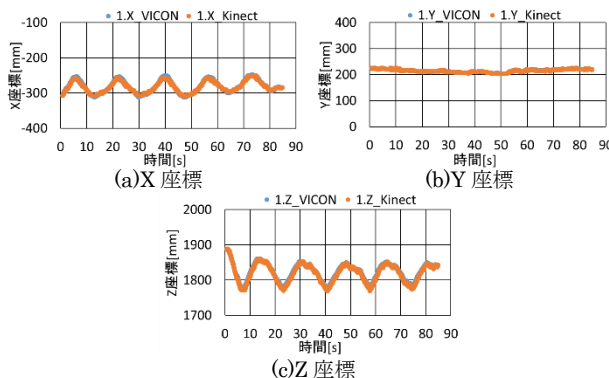


Fig. 4.10 円軌道動作時の左肩座標

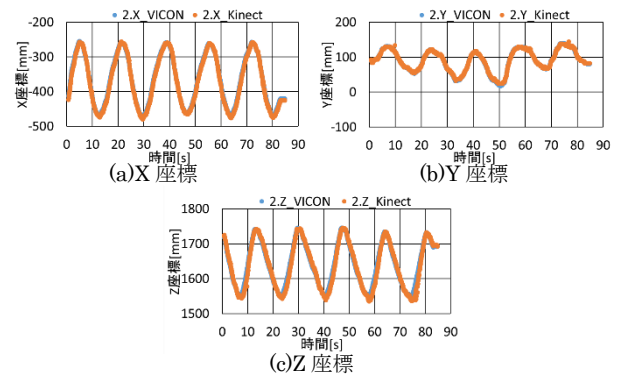


Fig. 4.11 円軌道動作時の左肘座標

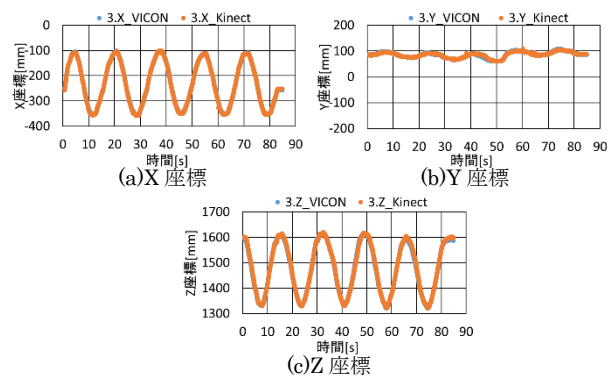


Fig. 4.12 円軌道動作時の左手首座標

Table 4.2 円軌道動作時の座標誤差

装置本体			左肩		
座標軸	二乗平均誤差 [mm]	最大誤差 [mm]	座標軸	二乗平均誤差 [mm]	最大誤差 [mm]
X	3.5	10	X	3.5	11
Y	2.0	9	Y	1.8	7
Z	3.0	12	Z	3.0	13
左肘			左手首		
座標軸	二乗平均誤差 [mm]	最大誤差 [mm]	座標軸	二乗平均誤差 [mm]	最大誤差 [mm]
X	4.4	15	X	2.4	20
Y	2.1	16	Y	2.3	11
Z	10.0	58	Z	5.3	19

5. 結言

本研究では、Kinect v2による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。任意位置に設置した任意色のマーカを追従させることで位置取得を行った。開発したシステムの精度検証実験により、リハビリ装置に応用するのに十分な精度の位置情報が得られることが確認できた。今後は、マーカの遮蔽の対策や、マーカのサイズ、測定点数、測定対象の動作速度について検証し、開発したシステムの臨床応用を検討したい。

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) 小島一成, モーションキャプチャシステムの最新の進歩, 臨床スポーツ医学, Vol. 9, No. 7, pp. 661-666, (2012)
- 3) 中村, 杉浦, 高田, 上田, 『KINECT for Windows SDK プログラミング Kinect for Windows v2 センサ対応版』, 秀和システム, (2015)
- 4) 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)