

# 拡張現実を用いた上肢用リハビリロボットの開発と動作解析の精度検証

菊地 大輔\*・木澤 悟・宮脇 和人・小林 義和・齊藤 亜由子

Development of rehabilitation robot using AR and accuracy verification of motion analysis

Daisuke KIKUCHI, Satoru KIZAWA, Kazuto MIYAWAKI,

Yoshikazu KOBAYASHI and Ayuko SAITO

(令和元年 11 月 29 日受理)

Recently, for rehabilitation of patients with hemiplegia of the upper limbs caused by stroke, medical industry has developed rehabilitation robots to assist therapists. At this laboratory, we developed an inexpensive rehabilitation robot for the upper limbs that can easily train on a desktop. When the patients rehabilitate, the developed requires a system for maintaining the patient's motivation and for analyzing their motor functions. Therefore, we developed a system using Kinect v2 (Microsoft Corp.) to analyze motor functions. To confirm the motion analysis accuracy of the developed system, we conducted an accuracy verification experiment for comparison with VICON. Results show that the developed system can evaluate the motion analysis of the upper limbs accurately.

**Keywords:** motor dysfunction, upper limb rehabilitation, AR, Unity, Kinect v2

## 1. 緒言

脳卒中を起因とする上肢片麻痺患者は、近年の高齢化に伴い増加傾向にある。上肢の機能は多彩かつ複雑であり、運動機能回復を目的としたリハビリテーションには膨大な訓練時間が必要とされる。そのため、リハビリの長期的な補助を行うセラピストの負担増加や患者の長期リハビリに対するモチベーション維持が課題である。それらの問題に対し、医療分野ではリハビリロボット<sup>[1][2]</sup>が導入され、リハビリ効果についても活発に議論されているが、既存のロボットは大型、据え置き、かつ高価である。これに対し著者らは、安価で可搬性に優れた卓上型上肢用リハビリロボットを開発してきた<sup>[3]</sup>。開発したロボットは平面上全方位に移動可能で、患者の随意的な運動も補助できる。しかし、先行研究では、駆動装置や電源が外部に設置され、モータ制御がPCとの有線通信で行われていたため、可搬性や操作性が不十分であった。そこで、これらの問題点を改善するために、モータ制御装置、電源をロボット本体に搭載し、ロボット制御は外部PCとロボットに搭載した

Raspberry PiとBluetooth通信を行いワイヤレス化した。さらに、患者のモチベーションを持続させるリハビリ用メニューを有するシステムを開発した。そのため、グラフィカル表現が可能なUnityを用い、ソフトウェア開発を行った。これは、AR(拡張現実用)マーカとwebカメラを利用し、ロボット本体の自己位置情報を取得することで、患者の上肢における随意運動の軌跡描画が可能である。また、上肢運動は肩、肘、手の協調動作により成り立つため、各関節においてリハビリによる機能の回復推移を確認する必要がある<sup>[4]</sup>。そのため、本システムでは、各関節座標を測定し、各関節の可動域と関節モーメントおよび関節パワーを評価する。関節座標の測定には、Kinect v2によるマーカ座標取得を利用した。これにより、Unityによる描画システムと組み合わせ、長期リハビリにおいて上肢機能の回復状況を記録し、モチベーションを高めるメニューの提供が出来るソフトウェアを構築した。本稿では、開発した上肢リハビリシステムの概要と、リハビリ動作においてKinectを用いた動作解析の精度検証について報告する。

---

\* 秋田高専専攻科学生

## 2. 開発したリハビリシステムの概要

図1に開発した上肢リハビリシステムの外観を示す。ソフトウェアはロボットの制御と通信、そしてUnityによるグラフィカルユーザインタフェース(GUI)、さらに、各関節座標取得の3つのシステムに分かれている。リハビリ患者はロボットのグリップを握り、随意的に操作する。ロボットと制御用PCの通信が開始されると、グリップ付け根の6軸力覚センサの情報がPCに送信され、それを基にモータ速度がロボットにフィードバックされる。駆動輪はオムニホイールであり、全方向の移動が可能である。患者の対面に設置されるモニタには、上述したGUIが描画される(図2)。モニタ手前に設置されたwebカメラは、ロボット前方のARマーカを捉え、位置情報を取得する。これにより、ソフトウェア上に患者の随意運動の軌跡を表示することが可能である。GUIでは、例えば表示される円をはみ出さないようにトレースする等、患者が自発的に訓練に取り組むための目標設定と、その目標を達成したときの視覚的な演出を組み込み、長期のリハビリにおいて患者がモチベーションを維持できるシステムを目指した。以上を踏まえて、患者は前方のモニタを見ながら、リーチング運動や描円運動など、リハビリの基本的な動作となるリハビリを視覚的な補助を受けながら行うことができる。また、ソフトウェアには、上肢機能

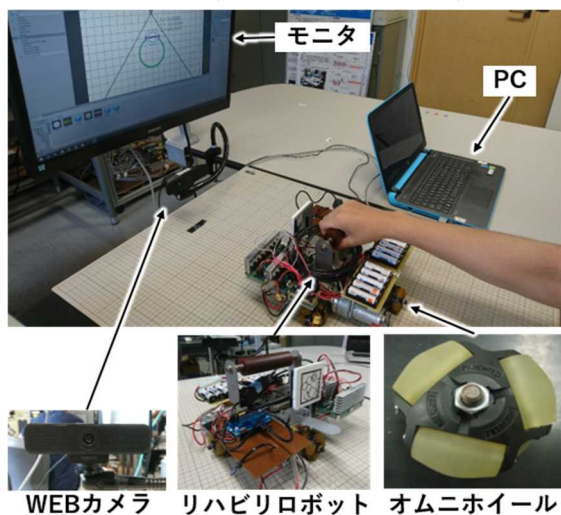


図1 上肢リハビリシステム



図2 Unityによるアプリケーション

を各関節で評価し指標を決定し、リハビリを効率的に行うためのシステムが必要である。本研究では、評価指標として、上肢の各関節の運動学的変量と動力学的変量を算出する。そのため、モーションセンサ装置 Kinect v2 を用い、リアルタイムに上肢の各関節の動作解析を行うシステムをソフトウェアに組み込んだ。

## 3. Kinect v2 による動作解析

### 3.1. Kinect v2 によるカラーマーカ座標取得

Kinect v2 (以下Kinect) はMicrosoft社が販売する安価なモーションセンサである。Kinectには人間の骨格を認識し各関節位置を推定するライブラリが備わっているが、状況により骨格を正確に認識出来ない場合があるため<sup>[5]</sup>、本研究では関節の位置にカラーマーカを取り付け、Kinectセンサに内蔵されているRGBセンサと深度センサにより位置情報を取得する方法を開発した。Kinectを用いた動作解析ソフトウェアは、RGBセンサに対しては画像処理ライブラリOpenCVを用いることで、任意の箇所に設置したカラーマーカの色情報を取得することが出来る。取得した色領域の二値化処理を行い、2次元的に重心位置を算出する。さらに、深度センサで重心位置とカメラの距離を取得できる。以上の手順により、動作解析に必要な3次元の関節座標を取得できる。

### 3.2. 運動学的変量と動力学的変量の算出

ソフトウェアによる運動機能の評価指標は、運動学的変量である関節の可動域を評価する関節角度、そして、動力学的変量である関節周りに発揮した力を評価する関節モーメントと筋収縮を評価する関節パワーとした。これらを指標とすることで、各関節の可動域や巧緻性、筋力が低下しているかを判断でき、上述した評価をGUIの機能に組み込んだ。各変量を算出するために、肩、肘、手からなる上肢3リンクモデル(図5)を構築した。本研究におけるリハビリは、卓上の水平面を想定しているため、リンクモデルも水平面を対象として構築している。上肢3リンクモデルによる関節角度は式(1)~(3)から算出し、関節モーメントおよび関節パワーは逆動力学計算により算出し、関節モーメントは式(4)~(6)、関節パワーは式(7)~(9)から算出した。ここで、力覚センサの手先力： $F_p(F, N)$ 、肩関節角度： $\theta_s$ 、肘関節角度： $\theta_e$ 、手関節角度： $\theta_h$ 、手関節モーメント： $M_h$ 、肘関節モーメント： $M_e$ 、肩関節モーメント： $M_s$ 、肩関節パワー： $P_s$ 、肘関節パワー： $P_e$ 、手関節角度： $P_h$ である。

$$\theta_s = \tan^{-1} \frac{y_s - y_e}{x_s - x_e} \quad (1)$$

$$\theta_e = \tan^{-1} \frac{y_h - y_e}{x_h - x_e} - \theta_s \quad (2)$$

$$\theta_h = \tan^{-1} \frac{v - y_h}{u - x_h} - \theta_s - \theta_e \quad (3)$$

$$M_h = -I_1 \ddot{\theta}_1 + F(v - y_1) + (F - m_1 \ddot{x}_1)(y_1 - y_h) + N(u - x_1) + (N - m_1 \ddot{y}_1)(x_1 - x_h) \quad (4)$$

$$M_e = -I_2 \ddot{\theta}_2 + (F - m_1 \ddot{x}_1)(y_h - y_2) + (F - m_1 \ddot{x}_1 - m_2 \ddot{x}_2)(y_2 - y_e) + (N - m_1 \ddot{y}_1)(x_h - x_2) + (N - m_1 \ddot{y}_1 - m_2 \ddot{y}_2)(x_2 - x_e) + M_h \quad (5)$$

$$M_s = -I_3 \ddot{\theta}_3 + (F - m_1 \ddot{x}_1 - m_2 \ddot{x}_2)(y_e - y_3) + (F - m_1 \ddot{x}_1 - m_2 \ddot{x}_2 - m_3 \ddot{x}_3)(y_3 - y_s) - (N - m_1 \ddot{y}_1 - m_2 \ddot{y}_2)(x_3 - x_e) - (N - m_1 \ddot{y}_1 - m_2 \ddot{y}_2 - m_3 \ddot{y}_3)(x_s - x_3) + M_e \quad (6)$$

$$P_s = \dot{\theta}_s * (-M_s) \quad (7)$$

$$P_e = \dot{\theta}_e * (-M_e) \quad (8)$$

$$P_h = \dot{\theta}_h * (-M_h) \quad (9)$$

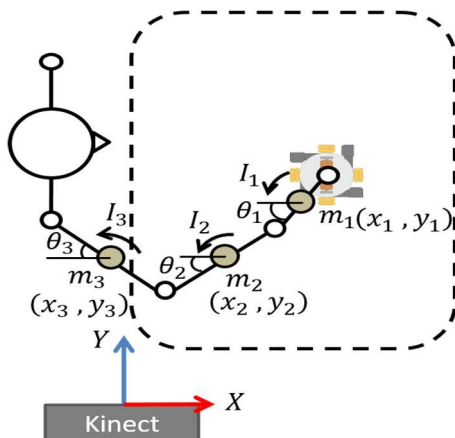
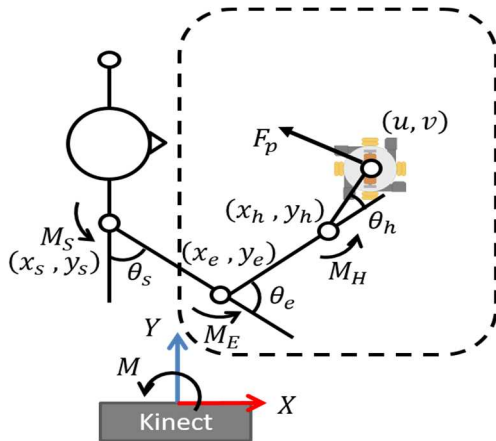


図3 上肢3リンクモデル  
(上：各関節，下：リンク重心)

#### 4. 実験方法

Kinectを利用した開発した動作解析プログラムの精度検証のため実験を行った。精度の比較として、医療福祉分野において代表的な動作解析装置であるVICONを利用する。VICONは誤差0.1[mm]以下の高精度な計測が可能であり、本実験ではVICON側の計測座標を真値とする。比較変量はKinectとVICONの関節座標、運動学的変量、および動力学的変量である。実験では、カラーマーカとVICONマーカを図4のように右肩、肘、手首、手先に貼付し、リハビリロボットを保持した状態で直径150[mm]の描円運動を5周行う。なお、描円運動は前方モニタに描画される円を目安に行う。被験者は体重55[kg]の健常者1名を対象とした。体重は上肢の節質量を推定するために利用する。図5はKinectソフトウェア上の映像である。現実空間とX座標が反転されているため、解析では図に示されるKinectの座標系にVICON側の座標系を合わせて比較する。

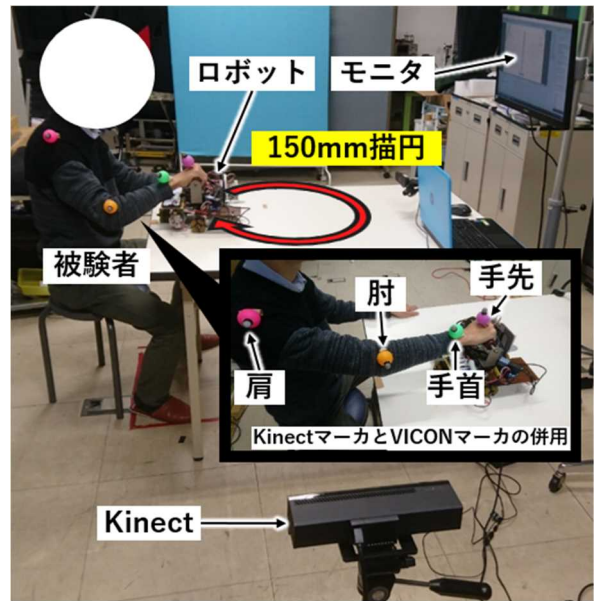


図4 実験風景

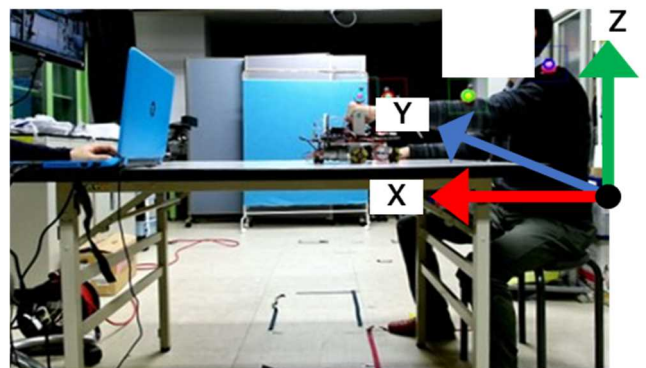


図5 Kinect 座標系

## 5. 実験結果

### 5.1. 関節座標

精度検証実験の結果を示す。実験の一例として、描円運動の移動軌跡の比較を図6と図7に示す。図6は手関節座標を示し、図7は手先座標を示している。Kinectの移動軌跡はいずれもVICONをトレースできているが、滑らかさに欠けている。次に、上肢3リンクモデルを構築するために必要な各関節のX座標、Y座標の比較結果をグラフとして図8から図15に示す。X座標がリーチング前後方向、Y座標が左右方向の座標を示している。横軸は測定時間[s]、縦軸は座標[mm]、青の太線がVICONの測定座標、橙の細線がKinectの測定座標を示している。図8、図9は肩関節の座標を示している。X座標の平均絶対誤差(MAE)は2.2[mm]、Y座標の平均絶対誤差は2.7[mm]であった。Y座標に関してはKinect側にノイズが確認できる。これはVICONマーカや貼付部の服によってカラーマー

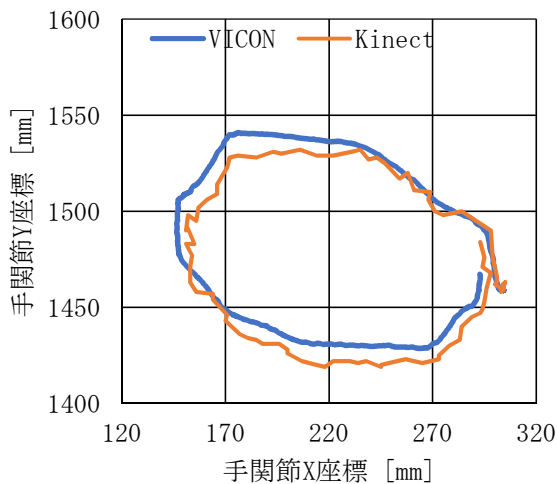


図6 手関節移動軌跡

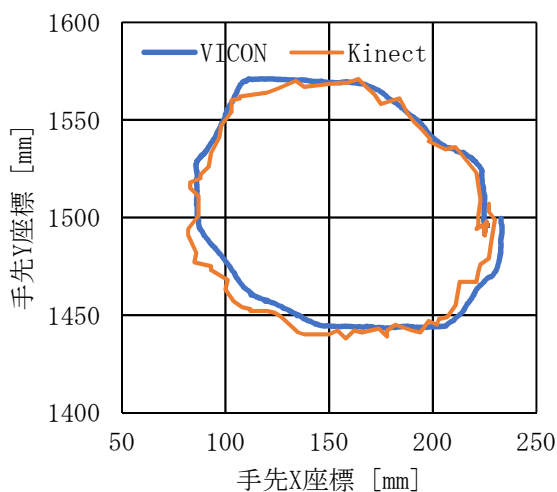


図7 手先移動軌跡

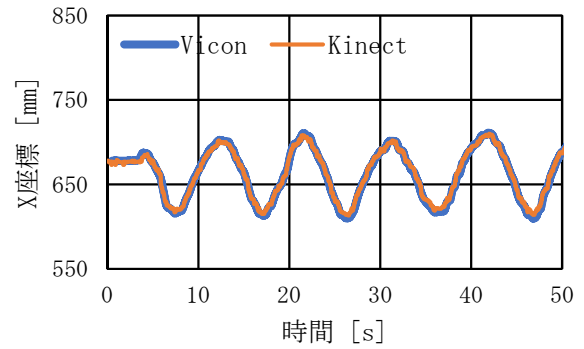


図8 肩関節X座標

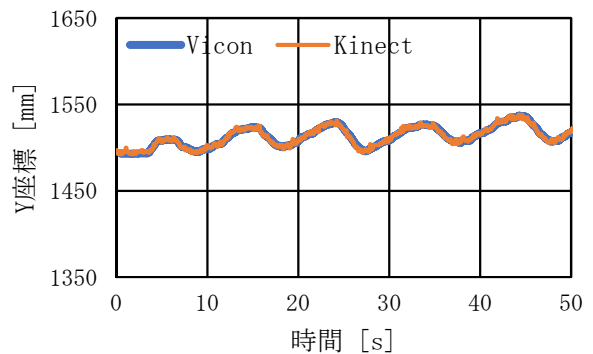


図9 肩関節Y座標

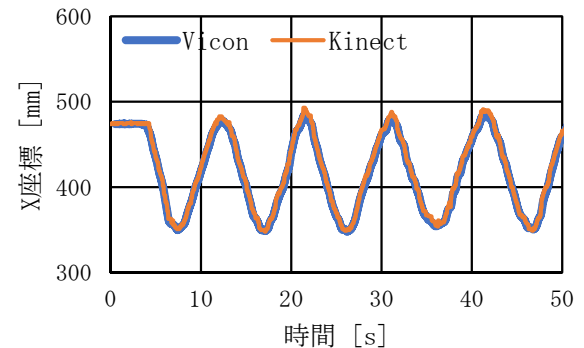


図10 肘関節X座標

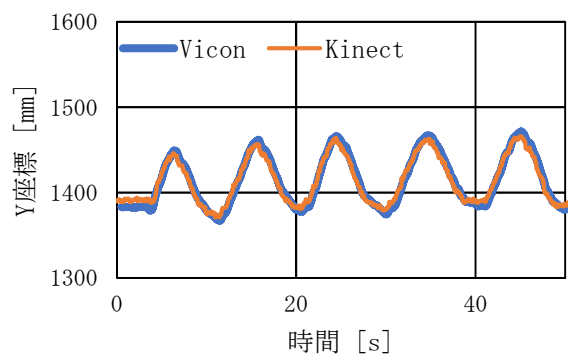


図11 肘関節Y座標



カが被覆されたか、あるいは、光による白飛びで、色領域の重心位置推定が不安定になっていたと考えられる。カメラから奥行方向(本実験におけるY方向)の測定は特にそれらの影響を受けやすい。図10, 図11は肘関節の座標を示している。X座標の平均絶対誤差は3.3[mm], Y座標の平均絶対誤差は4.5[mm]であった。図12, 図13は手首の手関節座標を示している。X座標の平均絶対誤差は4.7[mm], Y座標の平均絶対誤差は8.9[mm]であった。Y座標の誤差が比較的大きいことが読み取れる。グラフではKinect測定値が一定の周期でVICONの測定値を下回っており、誤差の原因となっている。手関節のカラーマーカがY座標1470[mm]付近において、マーカの被覆や光の影響を受けやすかったのではないかと考えられる。図14, 図15は手先(手指の第三関節)の座標を示している。X座標の平均絶対誤差は7.0[mm], Y座標の平均絶対誤差は5.4[mm]であった。全体として、測定値の波形はKinect, VICONともに概ね一致しており、平均絶対誤差は10[mm]以内であった。

## 5. 2. 関節角度

運動学的な解析結果として、上肢の関節角度を示す。上肢片麻痺患者は硬縮や高緊張で動作可動域が狭まるため、関節角度は動作の可動域評価に利用する。解析結果のグラフは図16から図18に示す。横軸は測定時間[s], 縦軸は角度[deg], 青の太線がVICON測定による関節角度, 橙の細線がKinect測定による関節角度を示している。図16は肩関節角度を示している。平均絶対誤差は6.5[deg]であった。両波形は概ね一致している。図17は肘関節角度を示している。平均絶対誤差は1.7[deg]であった。肘関節角度は式(2)より、肩関節角度の差分で算出するため、図16で発生した随意運動前の誤差が直接影響していることが考えられるが、精度は良好であった。図18は手関節角度を示している。平均絶対誤差は4.1[deg]であった。手関節角度は式(3)より手関節座標と手先座標から逆運動学的に示される。図6と図7における手関節と手首の移動軌跡を見ると、VICON側の移動軌跡は滑らかであるのに対し、Kinect側はがたつきが見られる。描円運動は手首が前後左右に連続的に動作するため、Kinectの測定においてX方向座標とY方向座標にはそれぞれ誤差が生じやすいと考えられる。また、本実験の描円運動は、モニタに表示されるGUIを目安に行うため、拡張現実用マーカwebカメラのトラッキングから脱しないように、webカメラの視野角内に収める必要がある。そのた

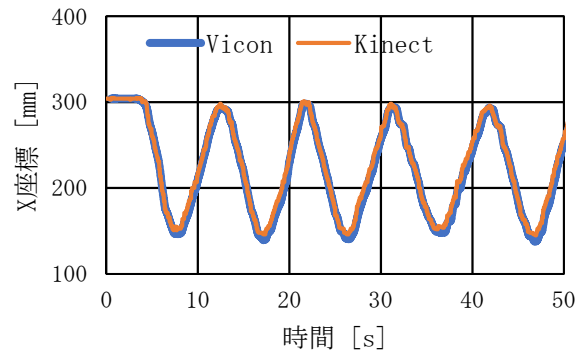


図12 手関節 X 座標

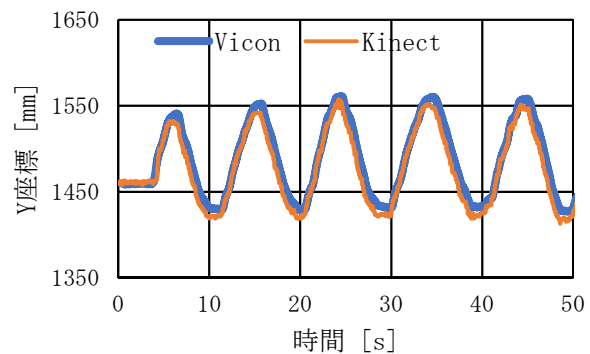


図13 手関節 Y 座標

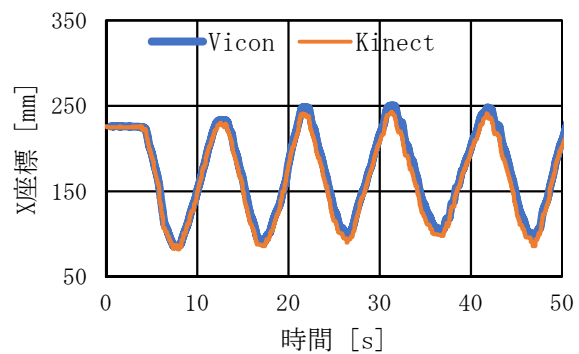


図14 手先 X 座標

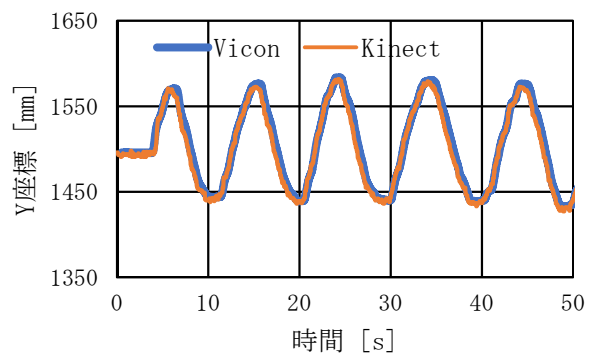


図15 手先 Y 座標

め、本実験では 150[mm]の描円運動は、先行研究における実験動作<sup>[3][5]</sup>における 300[mm]のリーチング運動などと比較して、移動範囲が大幅に縮小されている。さらに、Kinect の動作解析ソフトウェアのサンプリング時間精度は、VICON のサンプリング時間と比較して、最低で10分の1程度になるため、細かい動作に対しての測定精度に欠けている。描円運動は手関節座標と手先座標の変位自体も微小なため、Kinect の測定精度では図 18 のように誤差が発生してしまうと考えられる。関節角度における平均絶対誤差と平均絶対誤差率 (MAPE) を表 1 に纏める。

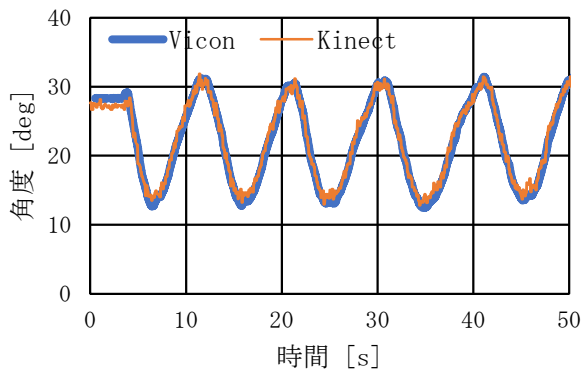


図 16 肩関節角度

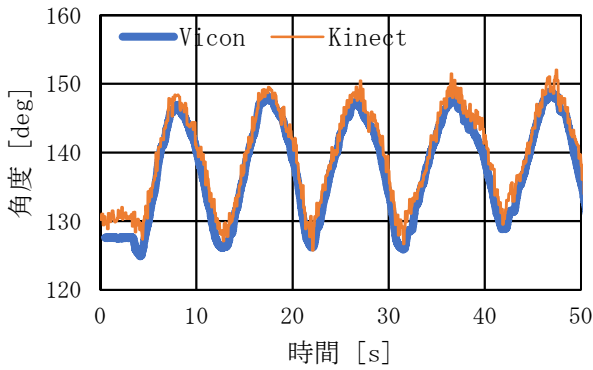


図 17 肘関節角度

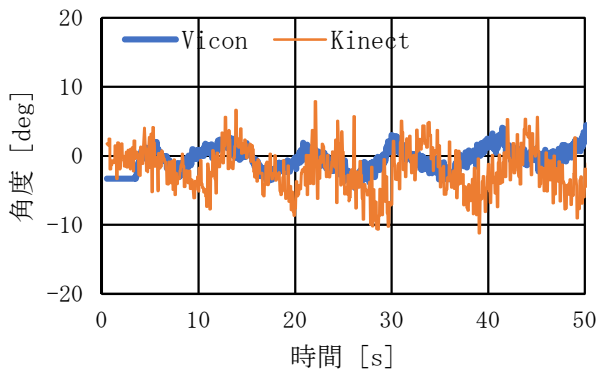


図 18 手関節角度

表 1 関節角度平均絶対誤差

	肩	肘	手
MAE	1.7[deg]	2.5[deg]	4.1[deg]
MAPE	8.3[%]	1.3[%]	47[%]

### 5.3. 関節モーメント

動力学的な解析結果として、上肢の関節モーメントを示す。関節モーメントは関節周りの筋肉が収縮することで発揮するため、関節周りの力の評価に利用できる。図19から図21に示すように、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になり、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。解析結果のグラフは横軸が測定時間[s]、縦軸は関節モーメント[Nm]、青の太線がVICON測定による関節モーメント、橙の細線はKinect測定による関節モーメントを示している。図22は肩関節モーメントで、両波形は良く一致している。平均絶対誤差は0.14[Nm]であった。図23は肘関節モーメントを示している。こちらも両波形は概ね一致している。平均絶対誤差は0.07[Nm]であった。図24は手関節モーメントを示している。平均絶対誤差は0.02[Nm]であった。描円運動の特性上、肩関節や肘関節を特に稼働させるため、手関節の回転量は他関節に対して小さくなり、関節モーメントも発揮しづらいことが分かる。全体として、屈曲伸展、または屈曲撓屈の方向は判別が可能である。各関節モーメントの平均絶対誤差と平均絶対誤差率は表 2 に纏める。

表 2 関節モーメント平均絶対誤差

	肩	肘	手
MAE	0.14[Nm]	0.07[Nm]	0.02[Nm]
MAPE	2.9[%]	1.6[%]	6.1[%]

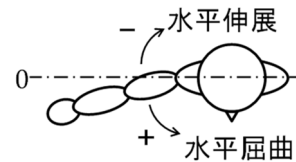


図 19 肩関節

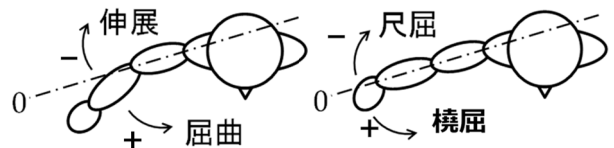


図 20 肘関節

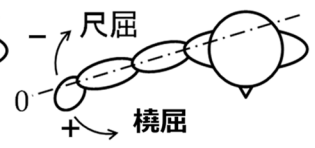


図 21 手関節

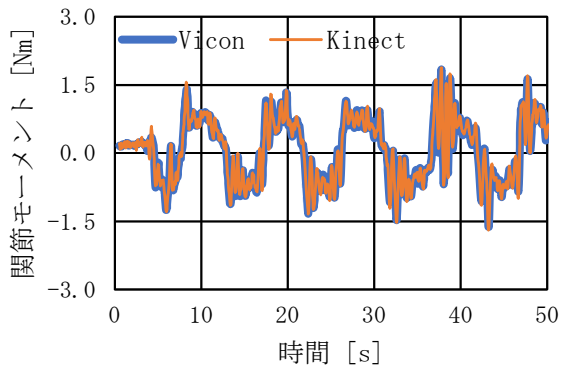


図 22 肩関節モーメント

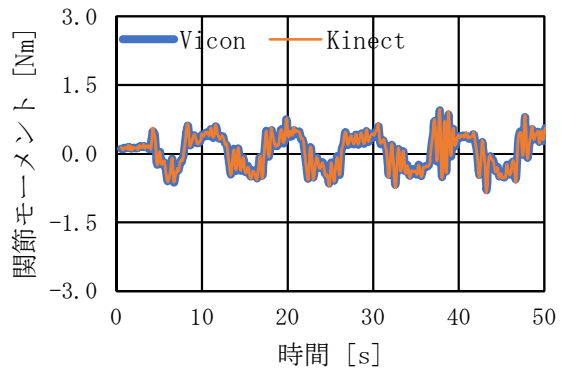


図 23 肘関節モーメント

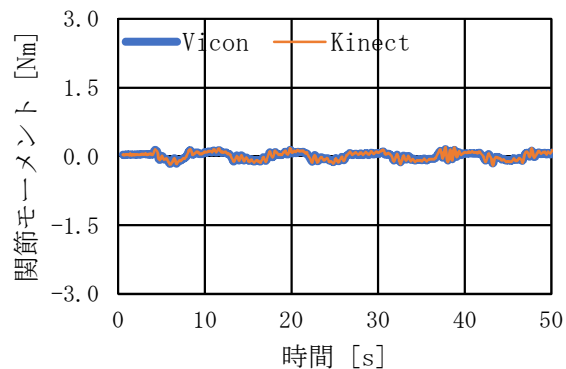


図 24 手関節モーメント

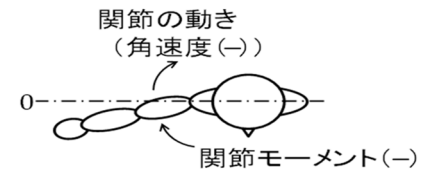


図 25 求心性収縮

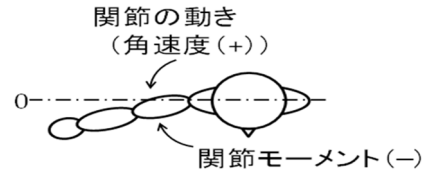


図 26 遠心性収縮

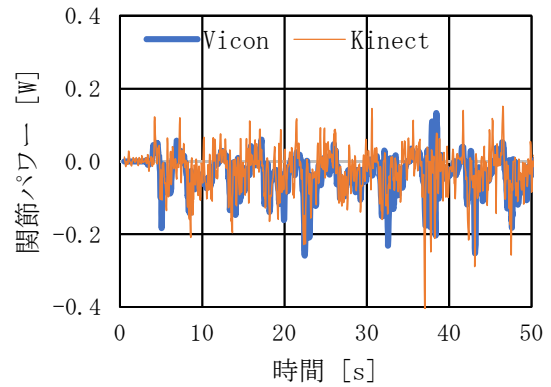


図 27 肩関節パワー

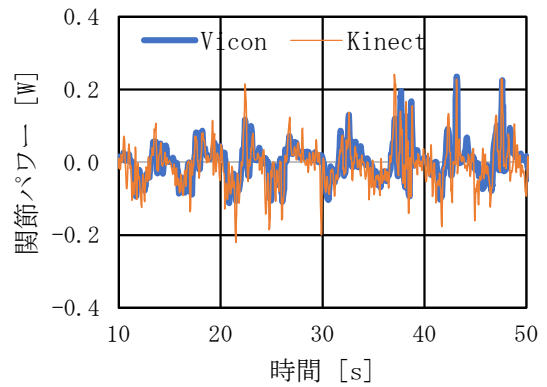


図 28 肘関節パワー

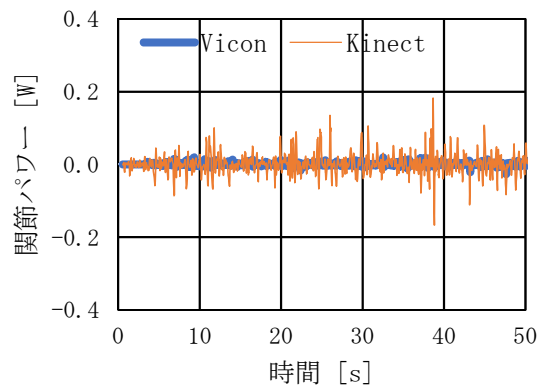


図 29 手関節パワー

#### 5.4. 関節パワー

関節モーメントと同じく動力的な解析結果として上肢の関節パワーを示す。関節パワーは関節角速度と関節モーメントの積で表され、筋抵抗が外部の負荷より大きいか、または小さいかを示す筋肉の収縮様式の評価に利用できる。筋収縮には主に求心性収縮と遠心性収縮がある。求心性収縮は筋の抵抗が外部負荷より大きい状態を示す(図 25)。遠心性収縮は筋の抵抗が外部負荷より小さい状態を示す(図 26)。横軸は測定時間[s]、縦軸は関節パワー[W]、青の太線が VICON 測定による関節パワー、橙の細線が

Kinect 測定による関節パワーを示している。図 27 は肩関節パワーを示している。平均絶対誤差は 0.25[W]であった。収縮様式は関節角速度と関節モーメントの向きが違いう求心性収縮の傾向が見られる。波形はところどころ飛び値が見られる。図 28 は肘関節パワーを示している。平均絶対誤差は 0.11[W]であった。収縮様式は、運動後半において、関節角速度と関節モーメントの向きが一致している遠心性収縮の傾向が読み取れる。波形は概ね一致しているが、肩関節パワーと同様に一部飛び値が見られる。図 29 は手関節パワーを示している。平均絶対誤差は 0.03[W]であった。図 24 に示される手関節モーメントが微小であるため、それに基づく手関節パワーも微小であり、収縮様式を判別するのは難しい。全体的に Kinect 側の誤差が目立ち、VICON の波形とあまり一致していない。図 18 の手関節角度から算出される手関節角速度を用いるため、その誤差成分が関節パワーにも影響していることが分かる。対策として、今回実装しなかった平滑化フィルタ処理により、各変量の誤差を計算過程において除去することが考えられる。各関節パワーの平均絶対誤差と平均絶対誤差率は表 3 に纏める。

表 3 関節パワー平均絶対誤差

	肩	肘	手
MAE	0.25[W]	0.11[W]	0.03[W]
MAPE	28[%]	16[%]	43[%]

## 6. 結 言

本研究では卓上で利用可能で、可搬性を有する上肢用リハビリロボットを開発した。また、リハビリロボットと併用するためのソフトウェアをゲームエンジン Unity と拡張現実機能の応用により開発した。さらに、上肢機能評価をリハビリに組み込むため、関節座標を取得する Kinect を用いたソフトウェアの開発に取り組み、動作解析の精度検証を行った。結果として、Kinect の関節座標取得に関して、比較対象である VICON の測定結果と良く一致しており、Kinect が十分な精度を保有していることを示した。しかしながら、関節座標から算出される運動学的変量と動力学的変量、特に、手関節角度と手関節パワーにおいては、VICON 計測波形との不一致が認められる。原因としてはソフトウェアのパフォーマンス低下による測定情報の欠落や、誤差の蓄積などが考えられる。また、今回の実験のような比較的動作が

小さいリハビリ訓練では、Kinect のサンプリング精度では不十分である可能性が考えられる。Kinect 自体の精度は本実験により検証できたので、今後は、パフォーマンス向上や、測定値の平滑化処理により誤差を除去するプログラムの構築など、ソフトウェア面を改善し、運動学的変量と動力学的変量の精度向上を目指す。さらに、リーチング運動など各関節の変位が大きいリハビリ訓練の測定も行い、手関節変量の精度を検証する予定である。

## 参考文献

- [1] 竹林 崇, 花田 恵介, 道免 和久「脳卒中後上肢麻痺に対する Reo Go therapy system™ を用いた治療介入」, Jpn J Rehabil Med 52, pp.165-169, 2015.
- [2] Patrizio S., Marco F., et al, “Effects of upper limb robot-assisted therapy on motor recovery in subacute stroke patients”, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation 11, p.104, 2014.
- [3] 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.
- [4] 藤田 貴昭, 「重度上肢運動麻痺を呈した脳卒中患者に対するエビデンスに基づく治療法の選択と実践効果」, 日本臨床作業療法研究 No1 6, pp.55-64, 2014.
- [5] 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.