

Kinect を用いた上肢リハビリ支援システムの構築

Development of Rehabilitation Robot for Upper Limbs using Kinect

○学 長谷川俊幸 (秋田高専) 正 木澤 悟 (秋田高専)
 正 巖見 武裕 (秋田大学) 岡部克利 (秋田高専)
 Toshiyuki HASEGAWA, NIT, Akita College
 Satoru KIZAWA, NIT, Akita College
 Takehiro IWAMI, Akita University
 Katsutoshi OKABE, NIT, Akita College

Key Words: Kinect, Rehabilitation, Motion Capture System

1 諸言

上肢の運動障害はリハビリによって改善の可能性があるが、そのためのリハビリ装置も多く存在する。しかし、一般の既存の装置は据置き型で大掛かりなものであったり、卓上用機器としては上肢用スケートボード等があるが、随意的に関節を動かせない患者には適していない等、気軽に施設や自宅でリハビリが行えていないのが現状である。そこで本研究では、上肢機能の改善を目的とした患者が卓上でリハビリができる装置の開発を行った。また、スポーツ、医療福祉の分野では体幹や関節の動きを解析する装置として VICON などのシステムが普及しているが、非常に高価なものが多く、測定場所も制限される。そこで、本研究では、近年安価なモーションキャプチャとして多様な分野で応用されている Microsoft 社の Kinect センサを利用して上肢関節の位置情報を取得し、機器の位置制御と同時に装置や関節の動きを記録・解析しリハビリ運動を評価するシステムを構築し、任意の関節の位置・角度情報の評価実験を行った。

2 装置概要

2.1 装置構成

装置の外観を Fig.1 に示す。装置には全方向に移動が可能なようにオムニホイールを使用した。グリップには、随意的に関節を動かせない患者も想定して、6軸力覚センサを設置した。これによりグリップに力が作用すると微弱な力でも任意の方向へ装置を動作させることができる。また、動作を緩和するために仮想的な機械インピーダンス制御も組込んでいる。Fig.2 に制御システムの概要を示す。制御機器はすべて USB 通信を利用し、PC1 台での制御を可能にした。後述の位置取得のために、装置本体および上肢関節（左肩、左肘、左手首）にマーカとしてピンポン球を取り付け、外部に Kinect センサを設置した。

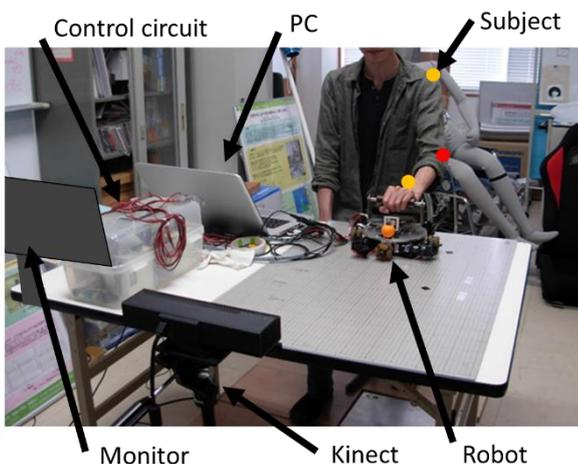


Fig.1 The appearance of the Device

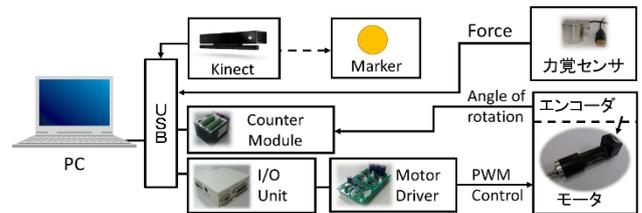


Fig.2 Control system of the Device

2.2 Kinect システムの構築

(1) 概要

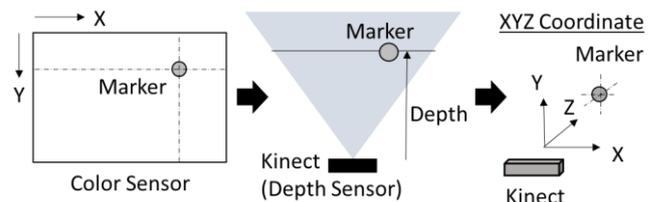
Kinect v2 センサ (Fig.3) は、マイクロソフト社が 2014 年から販売している新しい Kinect センサである。Kinect v1 と比較すると、解像度、骨格認識の関節数などの性能向上があげられる。また、深度情報の取得には赤外線反射時間から深度を計算する赤外線 ToF 方式を用いることにより深度情報の精度、解像度が向上している。



Fig.3 Kinect v2

(2) 位置情報の取得方法

Kinect は、カラーセンサにより取得した画像上の任意の画素に関して、カメラ座標系における 3 次元位置を取得することが可能である。また、Kinect はマーカ無しに自動で関節位置を認識する機能を有している。しかし、自動的に行われる関節位置は検出した体格などから推定された位置であり、実際の関節位置には個人差があるため、精度の面で汎用性に欠ける。そこで、本研究では上肢の各関節にマーカを取り付け、Kinect のカラーセンサの情報をもとに、画像処理ライブラリである OpenCV を用いた画像処理を行い、カラートラッキングによってマーカの持つ特徴色 (HSV 値) を検出し、マーカを追跡することで関節を認識し (step1) する。次に関節がある画素位置の深度情報を取得する (step2)。さらに Step1,2 の情報をもとに 3 次元位置情報を計算する (step3)。位置情報取得のプロセスを Fig.4 に簡潔に示す。



step1 step2 step3
 Fig.4 Process for acquiring marker position

3 評価実験

3.1 位置情報の精度評価

(1) 実験方法

Kinect によるマーカの三次元位置を取得する手法について、その精度を検証するための実験を行った。取得した位置情報について高精度の動作解析装置 VICON により取得したものと比較した。装置本体に Fig.5 のように Kinect 用のマーカと VICON のマーカを取り付けた。Fig.6 のように前後 300 mm 直進のリーチング動作を 10 往復行い、Kinect, VICON によりそれぞれ 3 次元位置情報を計算し記録後、両者を比較した。

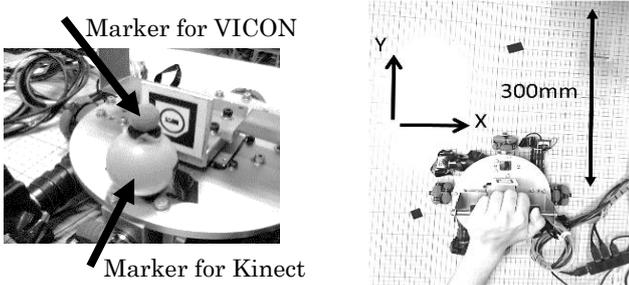


Fig.5 Marker position (Device) Fig.6 Reaching Motion

(2) 実験結果

Fig.7,8 に装置の位置情報を VICON と比較した実験結果を示す。結果がほぼ一致していることから X 方向、Y 方向ともにマーカを正確に追従していることが確認できる。最大誤差は、X 方向で 2mm、Y 方向で 6mm であり、平均誤差は X 方向で 1mm 以下、Y 方向で 3mm 程度であった。この精度は、リハビリ装置の位置制御、および被験者の運動評価に用いるのに十分であると考えられる。

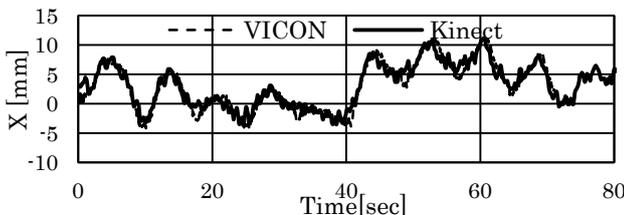


Fig.7 X coordinate of the Device

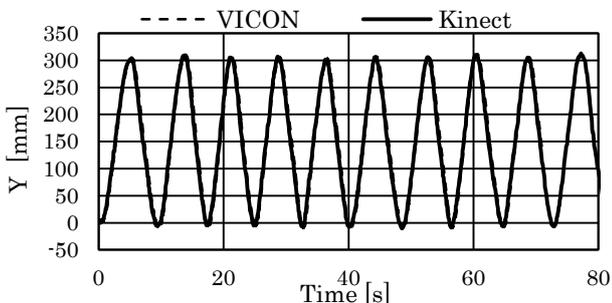


Fig.8 Y coordinate of the Device

3.2 関節角度情報の精度評価

(1) 実験方法

上肢の各関節に Fig.9 のようにマーカを取り付け、Kinect により肩、肘、手首の関節位置を取得した。取得

した 3 点の関節位置情報から肘関節の関節角度を計算し、その精度について検証する実験を行った。前述の実験 1 と同様、前後方向にリーチング動作を行い、VICON により得られた位置情報と比較した。

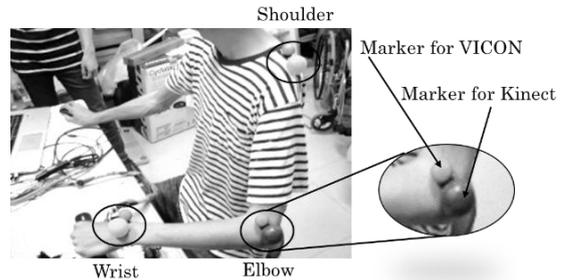


Fig.9 Marker position (Upper Limb Joint)

(2) 実験結果

Kinect により取得した関節位置と、VICON により取得した関節位置により計算されたリーチング動作中の肘の屈曲伸展角度の時間変化を Fig.10 に示す。肘の屈曲伸展角度は Fig.11 のように腕を伸ばした状態を 0 [deg] として表現し、この状態を基準とした角度である。結果は、Kinect と VICON でほぼ一致していることが確かめられた。Fig.11 で、屈曲伸展角度が大きくなったとき、誤差が大きくなっているが、これは装置が Kinect から遠ざかったために関節位置情報の精度が悪化し、その影響が屈曲伸展角度の計算結果に表れたものであると考えられる。しかし、屈曲伸展角度の誤差は最大でも 5 [deg] であり、平均誤差は 1 [deg] 程度であるため、関節の屈伸を捉えるには十分な精度であると考えられる。

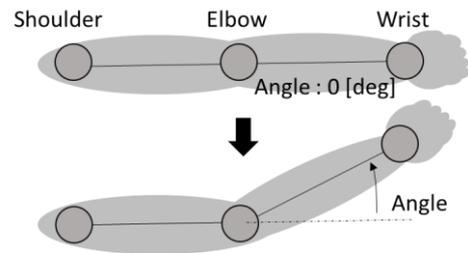


Fig.10 Angle of the elbow joint

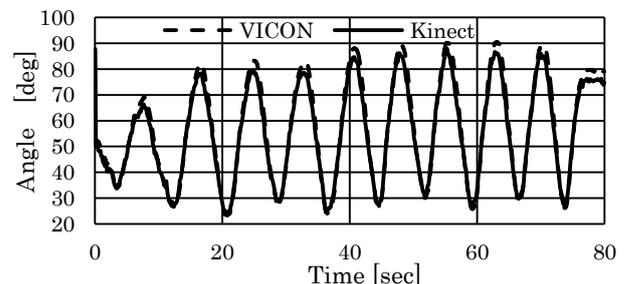


Fig.11 Comparison of the angle (Elbow joint)

4 結言

本研究では、Kinect を位置情報の取得に用いて上肢リハビリ支援装置を開発した。また、Kinect のカラーセンサ及び深度センサを応用して取得した装置の自己位置、関節位置、関節角度について、その精度を検証し、十分実用が可能であることが確かめられ、今後、上肢の麻痺患者等に対してリハビリの数値的、定量的評価を検討したいと考

えている.

参考文献

- (1) 足達, 安保, 巖見, 木澤, 水谷, 片麻痺患者のための上肢リハビリ支援装置の開発, 日本機械学会東北支部 第 51 期総会・講演会, pp.193, 2016