

骨格トラッキングを用いた作業療法士のための 関節可動域計測システムの開発

Automatic Measurement of the Range of Motion for Occupational Therapist by Use of a Skeletal Tracking

坂井 希[†] 川北 あすみ^{††} 神谷 直希^{†††}

Nozomi Sakai Asumi Kawagita Naoki Kamiya

1. はじめに

作業療法士は、身体または精神に障害のある者やそれが予測される者に対し、作業療法を行う者を指し、患者の主体的な生活の獲得を目的としている[1]。作業療法士が作業療法を行う上で重要なことは、患者の状態を正確に把握することである。現在、患者の状態を把握する方法として関節可動域の測定が行われているが、その測定値は検査者の技量によるところが大きく、他の検査者が行った値との引き合いや、同一検査者における再現性に問題があると考えられる。特に、体幹および肩甲上腕関節の可動域の測定値は、他の可動域の測定値に比べ、信頼性が低い[2], [3]。その理由として、体幹では、重い身体部位を他動的に動かさなければならないこと、肩甲上腕関節では、測定時の肩甲骨の固定が困難であることが挙げられている。また、現在、一般的に使用されている測定器は関節可動域の計測部位によって種類が異なるため、患者の体を動かしながら、その測定器を扱うことは経験を要する。このことも測定値の再現性低下の問題の要因と考えられる。

本研究では、関節可動域を定量的に測定するために、カメラを用いた撮影画像から、コンピュータを用いて関節の可動域を自動計測する。本システムでは、作業療法士がカメラの前で患者の体を動かし、関節可動域の測定を行う。これにより測定部位毎に異なる測定器を用いず、関節可動域の測定を行う。つまり、現状の臨床行為と比較し、測定器であるゴニオメータを用いることなく、カメラにより計測を行う手法である。また、測定には、カメラで撮影した患者に対して骨格トラッキングを適用し、骨格の特徴点を利用する。本システムにより、測定時に発生する患者や作業療法士の負担軽減を目指す。

本研究では、カメラによる認識が容易であり、スポーツ障害の予防、治療などで重要度の高い上肢を対象とする。ここでは、上肢のうち、肩および肘の関節可動域の計測システムを開発する。肩・肘の関節可動域を測定することにより、スポーツの障害の判定や練習によって生じる可動域の左右差を調べ、障害予防やコンディショニング等の技術指導を行うことができる[4]。

カメラを用いた骨格トラッキングは、近年、医療分野への応用研究に用いられており、神谷らの[5]が挙げられる。また、本研究と同様に関節角度の測定においても、カメラによる骨格トラッキングを用いた研究が行われている[6]。この研究では、カメラの他にも別の測定器を用いて測定を行い、骨格トラッキングにより

得られた測定値の評価を行なっている。また、本研究とは異なる測定器を用いて関節角度の測定を行なう研究も行われている[7], [8]。しかし、これらは被験者の体にセンサーを取り付けて測定を行うため、被験者に大きな負担がかかる。

2. 関節可動域計測システム

提案するシステムでは、図 1 に示すように作業療法士がカメラの前で患者の関節を動かし、関節可動域の計測を行う。また、患者を撮影するカメラには Microsoft 社の Kinect for Windows を用いる。

本章では、まず本研究において自動計測の対象となる関節可動域(ROM: Range of Motion)について述べ、測定に用いるカメラである Kinect for Windows について述べる。そして、最後に本システムのアルゴリズムについて詳細を述べる。

2.1 関節可動域

関節可動域は、各関節で発生する諸運動における生理的な運動範囲を示す。作業療法士は、ROM の測定値をもとに患者の障害の程度の判定や治療計画の樹立、治療訓練の評価を行う。測定は上肢・手首・下肢・体幹・頸関節の 6 か所について行い、作業療法士が角度計を用いて 5° 単位で測定する。また、ROM には正常な可動範囲として参考値が与えられており、それと計測値を比較し、どの程度の障害があるかについて判断を行なっている[9]。

現在、一般的に行われている ROM の測定方法は、ゴニオメータと呼ばれる角度計を用いた方法である。ゴニオメータには様々な大きさがあり、測定には、それぞれの関節・運動範囲に適した形状の測定器が用いられる。また、ゴニオメータには基本軸と移動軸の 2 つの軸があり、基本軸を固定し、移動軸を動かすことで測定を行う。測定では、基本軸の固定が大切であり、ま



図 1 システム利用イメージ

[†] 豊田工業高等専門学校 情報科学専攻 Computer Science Course, Advanced Engineering Course for Bachelor Degree, Toyota National College of Technology, JAPAN

^{††} 国立病院機構東名古屋病院 National Hospital Organization Higashi Nagoya National Hospital, JAPAN

^{†††} 豊田工業高等専門学校 情報工学科 Department of Information and Computer Engineering, Toyota National College of Technology, JAPAN

た関節を動かす際、代償運動が起きないように気を配る必要がある。基本軸を固定し、また代償運動を起こさないように測定を行うことは、作業療法士にとって大きな負担となり、また測定値のばらつきにつながる。そこで、測定器を用いることなく作業療法士が患者の体を動かすことに専念できるシステムを、次節で述べるカメラシステムを用いることで実現する。

作業療法士は、患者の体を動かす前と動かした後の 2 回 ROM の測定を行うが、本研究では ROM が 0° の位置であるゼロポジションを表示することにより、体を動かした後に 1 度測定する方法を用いる。これにより、1 回測定するだけで ROM を測定することができ、測定時間の短縮を行うことができる。

2.2 Kinect for Windows

Kinect for Windows(以下、Kinect)は、2012 年に Microsoft 社が発売した Windows PC 向けのハードウェアである。同時にソフト開発キットの Kinect for Windows SDK も発表され、Kinect の音声認識やモーションセンサー、骨格追跡などを使ったソフトウェア開発が可能となった。Kinect には、RGB カメラや距離センサーなどの各種センサーが搭載されており、音声認識や人体の各部位の空間位置情報の取得、カメラと人物との深度情報の取得を行うことができる。人物を撮影する RGB カメラの解像度は、 1280×1024 , 640×480 から選択できる。また、距離カメラの解像度は 640×480 , 320×240 および 80×60 の 3 つから選択することができる。

本研究では、Kinect により認識することができる、全身で 20 か所の関節の空間位置情報を利用する。取得できる関節の座標値は、右手座標系で得られ、メートル単位で表される。図 2 に Kinect において用いられる座標軸の定義を示す。また、解像度は距離カメラの最大の解像度である 640×480 を用いる。

2.3 処理の流れ

図 3 に、関節可動域の自動計測システムの処理の流れを示す。まず、計測を行う患者をカメラの正面に立たせ、カメラに映る人物に対して骨格トラッキングを行う。次にトラッキングされた骨格の特徴点から、ROM の計測に必要な各関節の座標点の取得を行う。最後に、取得した関節の座標点を用いた座標計算により、ROM の算出を行う。算出された ROM は関節・運動範囲とともに画面上に表示し、参考値との比較に用いる。

2.4 骨格トラッキング

Kinect のカメラにより撮影された人物に対し、骨格トラッキングを行う。骨格トラッキングを行うことにより、骨格の特徴点である関節点の追跡や追跡された関節点における座標値の取得を行うことができる。骨格トラッキングには、2012 年 5 月にリリースされた、Microsoft 社が提供する Kinect for Windows SDK version 1.5 を使用する。

2.5 座標値の取得

骨格トラッキングにより取得したトラッキングデータから各関節の空間位置情報を取得する。取得する関節点は頭(HEAD)、腰の中央(HIP_CENTER)、上肢である。本研究で使用するトラッキングランドマークの模式図を図 4 の赤丸で示す。上肢の座標値である HEAD, SHOULDER, ELBOW, WRIST および HAND を ROM の測定に用いる。また、図 4 に青丸で示された腰の中央の座標値は、患者の立ち位置の検出に用いる。この座標値を用いることにより、立ち位置による測定値の誤差や

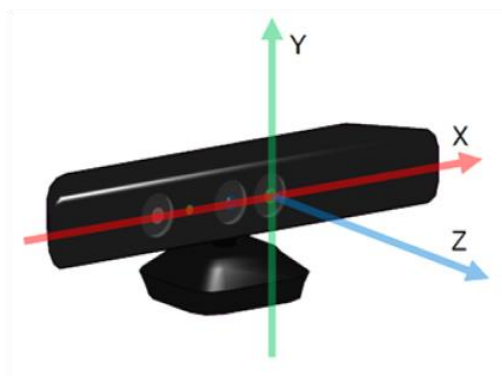


図 2 Kinect の座標軸

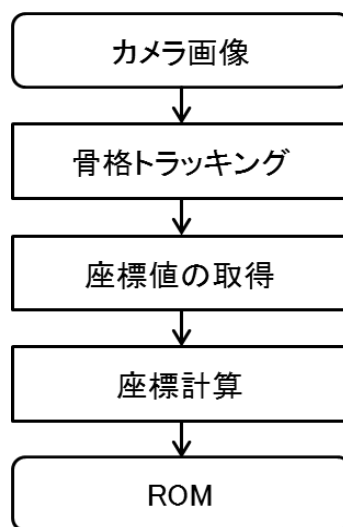


図 3 処理の流れ

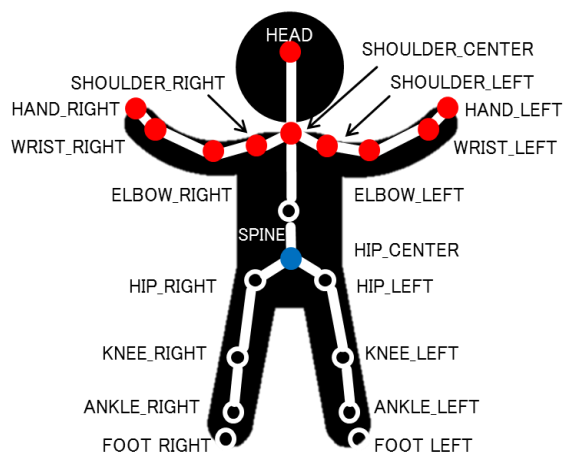


図 4 Kinect で取得できる関節点

ばらつきを抑制する。本研究では、患者がカメラの中央に立ったと想定される時のみ ROM の算出を行うことで実現する。ここでは、カメラの中央をカメラで取得した画像(480×640)において、X 座標が 320 ± 20 と定義し、その範囲に患者の腰の中央の関節点が存在するか否かで判断している。

2.6 座標計算

ROM の算出には、測定する関節の運動範囲によって、異なる 3 つの座標平面、 $x-y$, $x-z$, $y-z$ を用いる。それぞれの軸は、前述の図 2 に相当する。

関節角度は、座標計算によって求める。測定に用いる関節点の座標値から 2 本のベクトル $\mathbf{P}_1$, $\mathbf{P}_2$ を求め、以下の式(1)を用いて 2 本のベクトルなす角 θ を求める。ここで、 $\mathbf{P}_1$ は可動域を測定する関節点から各運動範囲において選択した関節点へのベクトルであり、 $\mathbf{P}_2$ は $\mathbf{P}_1$ と同様に測定する関節点を始点とした、 $\mathbf{P}_1$ とは反対方向のベクトルである。

$$\theta = \arccos \left(\frac{\mathbf{P}_1 \cdot \mathbf{P}_2}{\|\mathbf{P}_1\| \|\mathbf{P}_2\|} \right) . \quad (1)$$

以下の項では各関節における運動について、ROM の算出法を示す。

2.6.1 肩関節屈曲・伸展運動

図 5 に肩関節における屈曲・伸展運動を示す。この運動は肩峰を通り、地面に垂直な線を基本軸として測定を行う。この基本軸に合わせてとる姿勢がゼロポジションである。この運動範囲は、Kinect に対して垂直に腕を動かし ROM を測定するため、 $y-z$ 座標平面を用いて座標計算を行う。計算には患者の手(HAND), 肩(SHOULDER), 頭(HEAD)の座標値を用いる。式(2)および(3)に ROM の算出に用いる 2 つのベクトルを示す。正常可動範囲は屈曲が $0^\circ \sim 180^\circ$, 伸展が $0^\circ \sim 50^\circ$ である。

$$\mathbf{P}_1 = (\text{HEAD} - \text{SHOULDER}). \quad (2)$$

$$\mathbf{P}_2 = (\text{HAND} - \text{SHOULDER}). \quad (3)$$

2.6.2 肩関節水平屈面・水平伸展運動

図 6 に肩関節における水平屈面・水平伸展運動を示す。この運動は図にあるように肩峰を通る前額面の投影線を基本軸として測定を行う。Kinect に対して水平に腕を動かすため、ROM の算出には $x-z$ 平面を用いる。座標計算には手(HAND), 両肩(SHOULDER_LEFT, RIGHT)の関節の座標値を用いる。右肩の測定では、右肩から左肩へ方向ベクトル、右肩から右手の関節へ方向ベクトルを用いる。左肩における測定では、左肩から右肩、左肩から左手方向のベクトルを用いる。式(4)および(5)に右肩の水平屈面運動における ROM の測定に用いるベクトルを示す。水平屈面運動の正常可動範囲は $0^\circ \sim 135^\circ$ であり、水平伸展運動は $0^\circ \sim 30^\circ$ である。

$$\mathbf{P}_1 = (\text{SHOULDER_L} - \text{SHOULDER_R}). \quad (4)$$

$$\mathbf{P}_2 = (\text{HAND_R} - \text{SHOULDER_R}). \quad (5)$$

2.6.3 肘関節屈曲・伸展運動

図 7 に肘関節における屈曲・伸展運動を示す。この運動は腕を伸ばした状態の上腕肩を基本軸として測定を行う。この運

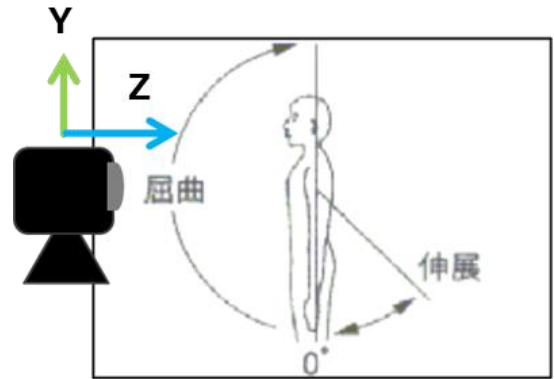


図 5 肩関節における屈曲・伸展運動

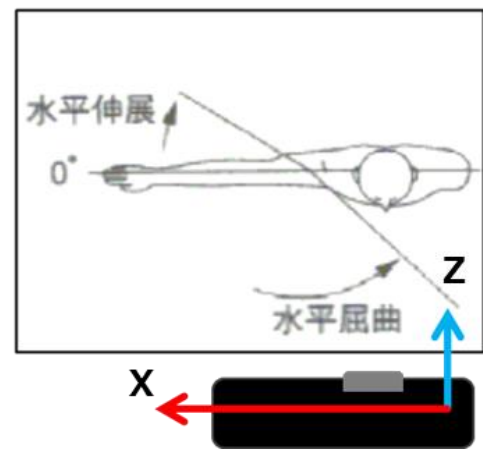


図 6 肩関節における水平屈面・水平伸展運動

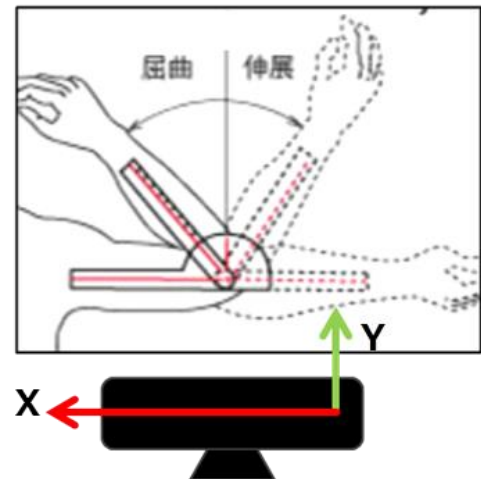


図 7 肘関節における屈曲・伸展運動

動の ROM の測定には、距離方向の情報が不要なため、 x - y 平面で算出を行う。ROM の算出には手 (HAND)、肘 (ELBOW) および肩 (SHOULDER) の座標値を用いる。式 (6) および (7) に ROM の算出に用いる 2 つのベクトルを示す。また、この運動の正常可動範囲は屈曲が $0^\circ \sim 145^\circ$ 、伸展が $0^\circ \sim 5^\circ$ である。

$$\mathbf{P}_1 = (\text{HAND} - \text{ELBOW}). \quad (6)$$

$$\mathbf{P}_2 = (\text{SHOULDER} - \text{ELBOW}). \quad (7)$$

3. 実験

本章では、まず本研究において実装したシステムについて述べる。次、本システムの有効性を検証するために行った、ROM の測定実験についてその詳細、測定結果を示す。

3.1 自動計測システム

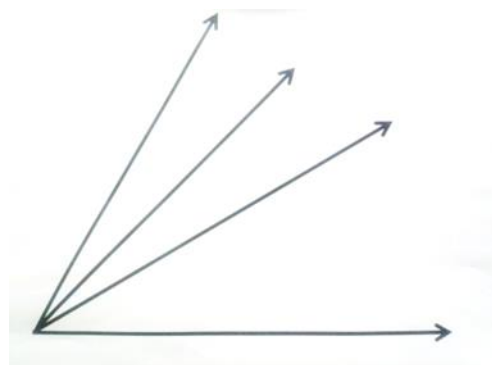
図 8 に、本研究システムのインタフェースと、肘関節屈曲運動における計測の様子を示す。図 8 では、図 1 に示したシステム利用イメージのように、患者の後ろに検査者が立ち、肘の屈曲運動の関節可動域の測定を行なっている。

測定は以下に示す手順で行う。まず、図 8 の①、②において示されるラジオボタンにより、検査者が測定する関節と運動範囲を選択する本研究では、①では左肩・右肩・左肘および右肘から、②では屈曲・伸展・水平屈面・水平伸展から選択が可能である。測定する関節と運動範囲が選択されると、ゼロポジションが青色の線で表示される。次に、患者の体をゼロポジションに合わせ、そして関節を動かし、患者の立ち位置がカメラの正面であることを確認する③。そして、④において示される測定ボタンを押し、その結果が、⑤の示されるテキストボックスに表示される。測定結果は、測定する度にその値が⑤に追加表示され、⑥の出力ボタンを押すことで、表示されている測定結果を csv ファイルに出力する。

3.2 測定誤差の検証

実装した肩および肘の 3 つの運動範囲について本システムを用いて ROM の測定を行い、測定誤差に関する検証を行う。

健康な 20 代の若者に被験者として協力を依頼し、筆者が被験者の体を動かすことで測定を行う。また、被験者の上肢が Kinect のカメラに十分に映る距離に被験者を立たせ、測定を



(a) 真値として用いる角度プレート



(b) 測定の様子

図 9 測定方法

行う。ここでは、 0° 、 30° 、 45° 、 60° のそれぞれの角度に対し、各 15 回測定を行い、測定値の平均値を用いて真値であるこれらの値との誤差を求め、比較を行う。また、標準偏差により、測定値のばらつきについても検証を行う。

本実験では、真値として図 9(a)のようなコンピュータにより作成した 0° 、 30° 、 45° 、 60° の矢印を描いた紙を用意し、同 (b) のように矢印の角度に合わせて体を動かし、それぞれの角度における ROM の測定を行った。

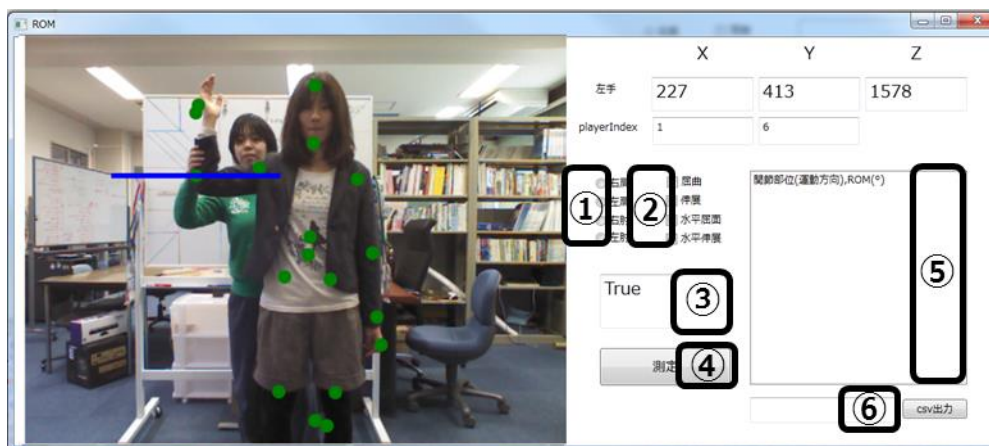


図 8 測定の様子

4. 結果

上述の手法により、本システムを用いて 3 つの運動における ROM の各角度の測定誤差の計測を行った。表 1 から表 3 にそれぞれの結果を示す。表には、それぞれの角度における 15 回の測定結果の平均値と、誤差、標準偏差を示す。また、それぞれの運動範囲における平均誤差を表 4 に示す。

表 1 に、肩関節の屈曲運動における測定結果を示す。この結果から、45° や 60° に比べ 0° と 30° における測定値の誤差が想象的に大きくなっていることがわかる。しかしながら、いずれの角度においても 5° 以内の誤差に収束していることが分かる。これは、定量的で再現性が高く、有効である。また、標準偏差は、どの角度に対しても約 3° となっている。このことから、肩関節の屈曲運動における安定した計測が実現できたと言える。

表 2 に、肩関節の水平屈面運動における測定結果を示す。この結果から、0° から 60° へと関節角度が大きくなるにともない測定誤差、標準偏差の値が大きくなることが分かる。このことから、この水平屈面運動において、関節角度が大きくなると、測定値のばらつきや誤差が生じていることが分かる。表 3 に、肘関節の屈曲運動における測定結果を示す。この結果から、0° における測定値が 30° や 45°、60° における測定値に比べ、大きな誤差が生じていることが分かる。しかし、標準偏差は、0° における値も 30° や 45°、60° における値も大差がない。このことから、0° における誤差の原因は測定値のばらつきには関係ないことが分かる。

表 4 に各運動範囲におけるシステムの誤差の平均を示す。この結果から、本システムで測定した ROM は、平均誤差が 5° 以下であることがわかる。標準偏差についても、どの運動範囲・角度に対しても平均 5° 以下となっており、全体的に測定値のばらつきが小さいことがわかる。このことから、本システムにより定量的な再現性の高い関節可動域の測定が行うことができることが分かった。

5. 考察

実験結果から、本システムを用いて測定した ROM と真値との間では、0° ～7° の差異が生じている。実験において 0°、30°、45°、60° の角度を用いて測定を行ったことにより、Kinect を用いた画像上からの角度の計測が 15° 間隔で実現できることが示された。

表 1 より、肩の屈曲運動では、測定したすべての角度において、誤差が最大 4° であり、測定値のばらつきを示す標準偏差も 3° 程度であった。この結果から、この運動範囲において、本システムが有効であることが示された。

表 2 より、肩の水平伸展運動では、関節角度が大きくなるにつれ、誤差および標準偏差が増加していることが確認できた。これは、図 10 に示すような、水平屈面運動で用いる肩のトラッキング点と実際の関節点において x 方向にずれが生じているためであると考えられる。図 10 では、実際の関節点を黄色のランドマークで示し、トラッキングした関節点と実際の関節点とのずれを示す。関節角度が大きくなるにともない生じた関節点のずれにより、測定値の誤差が増加していると考えられる。また、これはどの被験者に対しても生じるずれであるため、今後、より正確な測定を行うためにはこのずれを考慮した座標計算を行う必要があると考えられる。

表 3 より、肘の屈曲運動では、0° において大きな測定誤差が生じた。0° における誤差は、測定に用いる関節点が肩、肘および手であることが原因であると考えられる。肘と手の間には手首の関節が存在するため、肘から、手の関節点までに曲がっ

表 1 肩関節屈曲運動の測定結果

	0°	30°	45°	60°
測定結果 (平均値)	3.26	34.13	43.99	58.25
誤差	+3.26	+4.13	-1.01	-1.75
標準偏差	3.27	3.80	3.92	3.24

表 2 肩関節水平屈面運動の測定結果

	0°	30°	45°	60°
測定結果 (平均値)	3.71	26.52	39.29	52.13
誤差	+3.71	-3.48	-5.71	-7.87
標準偏差	2.60	2.17	3.51	5.00

表 3 肘関節屈曲運動の測定結果

	0°	30°	45°	60°
測定結果 (平均値)	6.31	29.98	44.35	58.64
誤差	+6.31	-0.02	-0.65	-1.36
標準偏差	3.90	5.08	4.41	5.15

表 4 運動範囲ごとの平均誤差

運動範囲	肩(屈曲)	肩(水平屈面)	肘(屈曲)
平均誤差	+1.16	-3.34	1.07
標準偏差	4.36	2.57	3.06

てしまう可能性がある。そのため、測定時には肘から近い関節点である手首を用いることが最適であると考えられる。表 5 に、手首の関節点を利用した ROM の算出方法による測定結果を示す。これは、肘関節の屈曲運動の測定に手首の関節を用いた結果である。測定結果からは誤差の最大値が 3° であり、標準偏差も同様に最大値 4° となり、手の関節を使った測定結果よりも誤差および標準偏差が小さく、良い結果が得られたことが分かる。しかし、図 8 における手首の関節点の認識結果から明らかのように、90° 付近においては、実際の手首の位置より大きく離れていることが分かる。そのため、90° 付近やそれ以上の関節角度の測定を考える場合には、手首よりも手の関節点を用いることにより、安定した測定値が得られるため、誤差が抑制できる。そこで、本研究では、いずれの角度に対しても、安定したトラッキングが実現できる手の関節を ROM の算出に用いた。肩関節屈曲運動、水平屈面運動および肘関節屈曲運動の 3 つの運動範囲における平均誤差が 3° 以下であることから、今回対象とした肩・肘の他の運動範囲にも本手法が適用できることが分かる。しかし、前述のとおり、Kinect でトラッキングした関

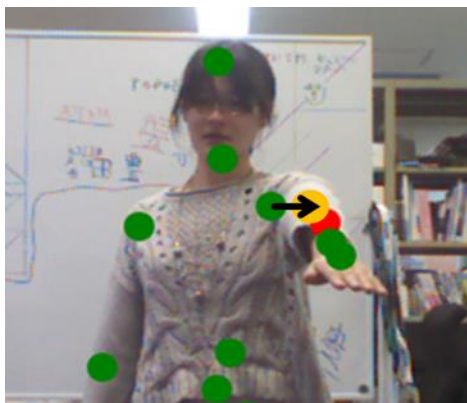


図 10 肩のトラッキング点のずれ

表 5 手首の関節点を利用した測定(肘 屈面運動)

	0°	30°	45°	60°
測定結果 (平均値)	2.93	33.33	44.07	58.29
誤差	+2.93	+3.33	-0.93	-1.71
標準偏差	1.98	4.64	2.39	3.61

節点と実際の関節点とでずれが生じる関節があるため、安定した測定値を得るためには、測定に用いる関節点を適切に選択する必要がある。特に、手首や肘の関節点は他の関節点に比べ大きなずれが生じる。そのため、今回の測定では、肘や手首の代わりに手の関節点を用いて ROM の算出を行った。

本システムでは、関節および運動範囲の選択を行うと、その運動範囲におけるゼロポジションの表示を行う。これにより、今まで測定前と測定後の 2 度測定していた ROM を、体を動かした後に 1 度測定するだけで測定することが可能である。1 度測定を行うだけで ROM を算出できるため、従来法よりも測定にかかる時間を短縮することができる。また、自動でゼロポジションを表示するため、体を動かす方向の直感的な理解につながると考えられる。これは、経験の少ない検査者のスムーズな測定につながる。しかし、測定はカメラに対して正面に立って行うため、肩

関節の屈曲・伸展運動や水平屈面・水平伸展運動など関節の z 座標値を扱う測定では、表示された画像とゼロポジションだけでは、 z 方向において、ゼロポジションに合わせられているのか判断できない。本研究では、ゼロポジションの直感的な理解を促すことができること、また、ゼロポジションの z 方向へは合わせられないものの、 x, y 方向へ合わせることができることからこの機能を実現した。

また、実装したシステムでは、測定器であるゴニオメータを用いずに測定を行うため、検査者が患者の体を動かすことに専念することができ、測定時間の短縮、正確な測定につながる。同様に、測定器を用いないことで測定時にかかる作業療法士の負担も軽減することができる。また、現在、ROM の測定では、動作分析も行われており、写真や、センサーを使って行なわれている。しかし、本システムではセンサー等を付ける必要はなく、非侵襲的に行えるため、患者へ大きな負担をかけることなく行う事ができる。

6. 課題

本システムでは、Kinect が認識した人物の関節点を取得し ROM の測定を行う。そのため、図 6 のように患者の後ろに検査者が立ち測定を行う場合は、検査者の認識はされず、患者の関節可動域を測定することができる。しかしながら、図 11 のように患者と検査者がカメラに対して平行に並ぶ場合など、2 人が同時に認識された状態で測定を行うと、検査者と患者の関節座標値が区別できず、正しい測定が行えないため、改善が必要である。これは、トラッキングした関節点が 2 人のうちどちらのものであるか区別し、患者の立ち位置を検出することにより解決できると考えられる。

また、考察で述べたように、今後は、肩のトラッキング点のずれを考慮した ROM の算出により、安定した ROM の測定値を得る工夫が必要である。具体的には、肩の座標値にオフセット値を加え、ずれを考慮した計算を行う方法が考えられる。

また、今回提案したシステムでは、立位でのみの測定が可能である。しかし、上肢の ROM の測定には、座位で行う運動範囲も存在するため、座位においても ROM の測定を行うことが可能とする必要がある。本研究では、立位以外での測定を想定していないため、今後、Kinect を用い、座位における測定が可能であるか実験を行う必要があると考えられる。また、これについては、Kinect には Seated Tracking Mode が提供されているため、適用できる可能性がある。



図 11 2 人同時に認識した場合

7. 利用例

本システムの利用例として、本研究の目的である ROM の測定システムが挙げられる。これは、関節毎に異なるゴニオメータを用いる必要がなくなるため、検査者が患者の体を動かすことに専念ができ、より正確な測定が期待できる。

また、測定システムとしてだけでなく、経験の浅い作業療法士を対象とした計測技術のトレーニング支援システムとしての利用も期待できる。前述のとおり、体を動かすことに専念できるため、患者の体の動かし方を学び、計測技術を磨くシステムとして利用できると考えられる。

8. まとめ

本研究では、上肢を対象とした関節可動域の自動計測システムの開発を行った。提案する測定方法は、真値として用意した値に対して平均誤差が 7° の計測精度が得られ、また、測定値のばらつきも小さいことから、対象とした上肢のうち Kinect が認識できる肩・肘の ROM の測定において本手法が有効であることが示された。しかし、腕の回転角度を測定する前腕の回内・回外運動については、トラッキングした特徴点の空間座標から座標計算によって算出する手法では測定が難しく、今回は実装を行わなかった。

以上より、本研究において、患者および作業療法士の負担軽減についても、測定器を用いない手法であるため、達成されたと考えられる。

謝辞

本研究を行うにあたり、計測実験に協力していただいた豊田工業高等専門学校情報工学科の皆さんおよび神谷研究室の学生の皆さんに感謝致します。

参考文献

- [1] 一般社団法人 日本作業療法士協会, <http://www.jaot.or.jp/>.
- [2] 濱窪 隆, 明崎 禎輝, 野村 卓生, 佐藤 厚, “体幹回旋可動域測定における測定誤差の検討—検者内・検者間測定信頼性について—”, 理学療法科学, Vol.1, No.25, pp.29-32 (2010).
- [3] 飯田 博己, 岩本 賢, 矢澤 浩成, 加藤 貴志, 井坂 昌明, 岩堀 裕介, 水谷 仁一, 川尻 貴大, “肩甲上腕関節可動域の信頼性”, 理学療法科学, No.34, p.630 (2007).
- [4] 高橋 良輔, 武藤 芳照, 上岡 洋晴, 岡田 真平, “若年野球選手の上肢・下肢関節可動域について—障害予防の観点から—”, 日本体育学会大会予稿集, No.56, p.306 (2005).
- [5] N. Kamiya, H. Osaki, J. Kondo, H. Chen, and H. Fujita, “Image interpretation system for informed consent to patients by use of a skeletal tracking”, International Journal of Computer Technology and Applications, Vol.3, No.4, pp.1593-1597 (2012).
- [6] AP. Bo, M. Hayashibe, P. Poignet, “Joint angle estimation in rehabilitation with inertial sensors and its integration with Kinect”, Proceeding of IEEE Eng. Med. Biol. Soc., pp.3479-3483 (2011).
- [7] P. Cheng, and B. Olemann, “Joint-angle measurement using accelerometers and gyroscopes – a survey”, IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, Vol.59, No.2, pp.404-414 (2010).
- [8] H. Deinabadi, B. Jolles, and K. Aminian, “A new approach to accurate measurement of uniaxial joint angles based on a combination of accelerometers and gyroscopes”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.52, No.8, pp.1478-1484 (2005).
- [9] 埼玉県福祉部障害者福祉課, “身体障害者福祉法指定医師の手引き”, pp.187-193 (2008).