

ウェアラブル型センサによる肩関節可動域の計測

Measurement of Range of Motion at Shoulder Joint Using Wearable Type Sensor

土岐仁*, 穂苅真樹*, 佐川有希*, 廣瀬圭*

Hitoshi Doki*, Masaki Hokari*, Yuki Sagawa and Kiyoshi Hirose*

*秋田大学

*Akita University

キーワード： 関節可動域 (range of motion), 肩関節 (shoulder joint), キネマティック (kinematic), ウェアラブル型センサ (wearable type sensor)

連絡先： 〒010-8502 秋田市手形学園町1-1 秋田大学 工学資源学部 機械工学科
土岐仁, Tel.: (018)889-2347, Fax.: (018)837-0405, E-mail: doki@gipc.akita-u.ac.jp

1. はじめに

正常な関節は痛みが無く十分な可動性を有し、安定性がある。しかし、疾病や外傷などの原因でこれらを失うと、関節可動域の異常をもたらす。麻痺性疾患や意識障害等を持つ患者に対しては、可動域を制限しないように早期から関節可動域保持の訓練^{1, 2)}を行わなければならない。既に可動域の制限が生じているならば、改善のための関節可動域の訓練を行わなければならない。そのためにも、関節可動域の状況を数値で把握する必要がある。

関節可動域を計測するために臨床現場で用いられている一般的な機器は、万能角度計と呼ばれるアナログ方式の分度器である。この機器は患者の患部の動きに合わせて角度計のアームを動かし、角度を計測するものである。しかし、この方式は角度の読み取りに個人差を含み、計測角度のばらつきの原因となることが考えられる。一方、セン

サ等を用いたデジタル方式の計測では、ポテンシオメータを用いた角度計や磁気式センサまたは画像解析用マーカーを患部に設置し、並進運動を計測することで回転運動を算出するものがある。この方式では運動中におけるセンサやマーカーのずれに起因した誤差が生じる可能性がある。また、センサを患部に器具などで固定し計測するタイプのものは装置本体のサイズが大きく、重量もあるため患者の関節可動域を制限する恐れがある。さらに、装置は非常に高価なため、実際の臨床現場への導入は困難である。

本論は、これらの諸問題を解決するために小型かつ軽量の圧電振動ジャイロをベースとしたウェアラブル型センサを用い、回転の3自由度を持つ肩関節可動域を計測する新たな方法とそのシステムについて提案する。さらに、臨床現場で用いられている万能角度計と提案するシステムで計測した肩関節可動域を比較することにより、本システムの有用性について検討する。

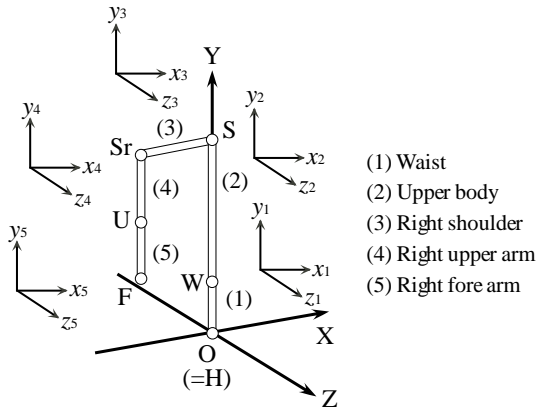


Fig. 1 Rigid link model of waist, upper body, upper arm and fore arm

2. 運動解析

2.1 関節の運動と座標系

関節の運動は、身体の3つの基本運動面(矢状面、前額面、横断面)に分けられ、それに相応する3つの運動軸(冠状軸、前後軸、垂直軸)で行われる³⁾。矢状面は身体の前方向に延び、屈曲 - 伸展の動きはこの面上の冠状軸を回転軸として行われる。前額面は身体の左右方向に延び、外転 - 内転の動きはこの面上の前後軸を回転軸として行われる。横断面は水平であり、外旋 - 内旋の動きはこの面上の垂直軸を回転軸として行われる。

本論で肩関節可動域を解析・計測するために、Fig.1に示す座標系で考える。絶対座標系は尻を原点とし、冠状軸に対応するX軸、垂直軸に対応するY軸と前後軸に対応するZ軸からなる。これより、矢状面はY-Z平面、前額面はX-Y平面、横断面はX-Z平面となる。相対座標系は各剛体棒上で同図のように定義する。

2.2 肩関節可動域の定義

肩関節の可動域を次の2つの方法で定義する。

(C1) 肩関節を中心とした上腕の回転運動とし、その角度を θ_1 とする。

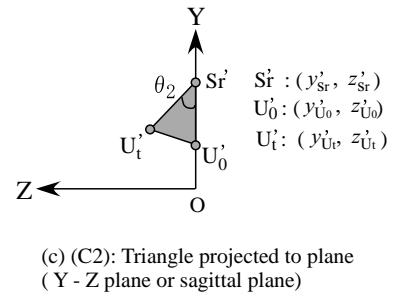
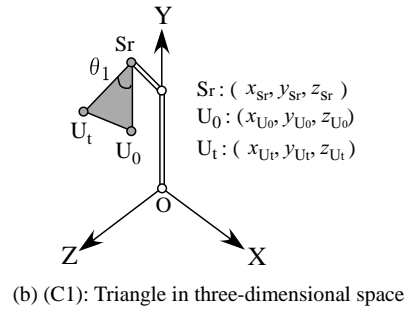
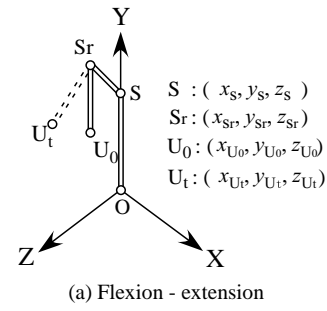


Fig. 2 A range of motion of shoulder (Flexion-extension)

(C2) ある一つの運動軸まわりの上腕の回転運動とし、その角度を θ_2 とする。

(C1)は臨床現場で使用されているアナログ方式の角度計で可動域を数値化する方法である。一方、(C2)は運動学および解剖学で使用する基準運動面と運動軸に基づいて数値化する方法である。

Fig.2に示すモデルで肩関節可動域について考える。右肩の座標を $S_r : (x_{S_r}, y_{S_r}, z_{S_r})$ 、右上腕の初期座標を $U_0 : (x_{U_0}, y_{U_0}, z_{U_0})$ 、右上腕の運動後の座標を $U_t : (x_{U_t}, y_{U_t}, z_{U_t})$ とする。

Fig.2(b)に示す(C1)の可動域 θ_1 は、三次元空間内の S_r, U_0, U_t で構成する $\triangle U_0 S_r U_t$ の $\angle U_0 S_r U_t$ に相

当し，余弦定理より式(1)となる．

$$\theta_1 = \cos^{-1} \frac{2l_{SrU}^2 - l_U^2}{2l_{Sr}^2} \quad (1)$$

ただし，

$$\begin{aligned} l_{SrU} &= \sqrt{(x_{Sr} - x_{U_0})^2 + (y_{Sr} - y_{U_0})^2 + (z_{Sr} - z_{U_0})^2} \\ &= \sqrt{(x_{Sr} - x_{U_t})^2 + (y_{Sr} - y_{U_t})^2 + (z_{Sr} - z_{U_t})^2} \\ l_U &= \sqrt{(x_{U_0} - x_{U_t})^2 + (y_{U_0} - y_{U_t})^2 + (z_{U_0} - z_{U_t})^2} \end{aligned}$$

とする．

(C2)の一例として，Fig.2(c)に示す屈曲について考える．三次元空間内の S_r ， U_0 ， U_t を矢状面(Y-Z平面)に正射影したとき，各座標をそれぞれ \acute{S}_r ， \acute{U}_0 ， \acute{U}_t とする．屈曲は冠状軸まわりの回転運動のため，可動域 θ_2 は二次元空間内の \acute{S}_r ， \acute{U}_0 ， \acute{U}_t で構成する $\triangle \acute{U}_0 \acute{S}_r \acute{U}_t$ の $\angle \acute{U}_0 \acute{S}_r \acute{U}_t$ に相当し，余弦定理より式(2)となる．

$$\theta_2 = \cos^{-1} \frac{l_{\acute{S}_r \acute{U}_0}^2 + l_{\acute{S}_r \acute{U}_t}^2 - l_{\acute{U}_0 \acute{U}_t}^2}{2l_{\acute{S}_r \acute{U}_0} l_{\acute{S}_r \acute{U}_t}} \quad (2)$$

ただし，

$$\begin{aligned} l_{\acute{S}_r \acute{U}_0} &= \sqrt{(y_{\acute{S}_r} - y_{\acute{U}_0})^2 + (z_{\acute{S}_r} - z_{\acute{U}_0})^2} \\ l_{\acute{S}_r \acute{U}_t} &= \sqrt{(y_{\acute{S}_r} - y_{\acute{U}_t})^2 + (z_{\acute{S}_r} - z_{\acute{U}_t})^2} \\ l_{\acute{U}_0 \acute{U}_t} &= \sqrt{(y_{\acute{U}_0} - y_{\acute{U}_t})^2 + (z_{\acute{U}_0} - z_{\acute{U}_t})^2} \end{aligned}$$

とする．

3. 肩関節可動域の計測法

3.1 身体の絶対座標

絶対座標系における身体部位の座標を求めるために以下の計測が必要である．

- (1) 絶対座標系における身体部位の長さとは各軸とのなす角度
- (2) 身体部位に設定した相対座標系軸まわりの角度

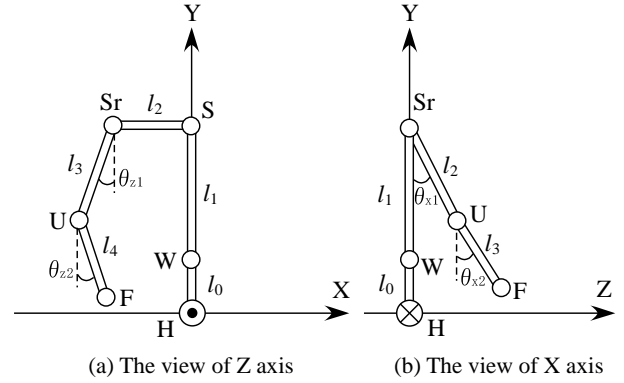


Fig. 3 Approximate link model

相対座標系における各部位の初期座標を求めるために，絶対座標系における各部位の初期座標を求める．(1)のために被験者の身体部位の長さ l_n ($n = 1, 2, \dots, 4$)を定規で計測し，各軸とのなす角 $[\theta_{X_n}, \theta_{Y_n}, \theta_{Z_n}]$ を傾斜計で計測する．(2)のためのセンサとして三次元直交ジャイロを用いる⁴⁾．三次元ジャイロは三次元角速度を計測し，1回積分することで角度が求められる．さらに，設置は1カ所で済み，計測が容易である．

三次元ジャイロで計測した角速度を静止時のそれぞれのリンク角度を初期値として積分する．

$$\begin{aligned} & [\theta_{x_n}(t), \theta_{y_n}(t), \theta_{z_n}(t)] \quad (3) \\ & = \int [\dot{\omega}_{x_n}(t), \dot{\omega}_{y_n}(t), \dot{\omega}_{z_n}(t)] dt \end{aligned}$$

3.2 肩関節可動域の計測法

Fig.3に示すように上肢モデルは尻Hを原点とし，尻Hから腰Wまでの長さ l_0 の剛体棒HW，腰Wから上体Sまでの長さ l_1 の剛体棒WS，上体Sから右肩Srまでの長さ l_2 の剛体棒SSr，右肩Srから上腕Uまでの長さ l_3 の剛体棒SrU，右腕Uから右前腕Fの長さ l_4 の剛体棒UFの5本の剛体棒からなるリンクモデルである．3.1身体の絶対座標の(1)より各剛体棒の先端の相対初期座標を $p_{HW}(0)$ ， $p_{WS}(0)$ ， $p_{SSr}(0)$ ， $p_{SrU}(0)$ ， $p_{UF}(0)$ とする．剛体棒HW，WS，SrU，UFに設置した三次元ジャイロで角速度を計測し，

式(3)より4本の剛体棒の角度を求め、各剛体棒の回転行列を求める。各剛体棒の先端の相対座標はオイラー変換⁵⁾と各初期座標から求める。よって、上肢モデルによる腰、肩、右肩、右上腕および右前腕の三次元並進運動は絶対座標系上で次のようになる。

$$\begin{aligned}
 P_{HW}(t) &= p_{HW}(t) \\
 P_{WS}(t) &= p_{HW}(t) + p_{WS}(t) \\
 P_{SSr}(t) &= p_{HW}(t) + p_{WS}(t) + p_{SSr}(t) \\
 P_{SrU}(t) &= p_{HW}(t) + p_{WS}(t) + p_{SSr}(t) + p_{SrU}(t) \\
 P_{UF}(t) &= p_{HW}(t) + p_{WS}(t) + p_{SSr}(t) + p_{SrU}(t) \\
 &\quad + p_{UF}(t) \tag{4}
 \end{aligned}$$

4. 計測システムとその検証

4.1 計測システム

ウェアラブル型センサのベースとなる圧電振動ジャイロは(株)村田製作所ジャイロスターENC-03Jである。Fig.4に示す三次元ジャイロ部のサイズは40mm×30mm×20mm、質量29.1gと小型かつ軽量で、被験者の運動にほとんど影響を与えない。ジャイロスターは長時間使用するとドリフトが生じるが、運動に要する時間範囲ではドリフトによる影響はほとんどない。実際には運動開始までの静止状態も計測しており、この間で生じる直流成分を計測時間全体のデータから差し引き、ドリフトが生じた場合に対処している。

本計測システムの信号処理の概要を示す。計測対象部位にウェアラブル型センサを設置し、運動中の三次元角速度を計測する。AD変換してPCに取り込み、式(3)により各節点周りの角度を求める。この角度と初期座標にオイラー変換を適用し、式(4)により身体部位の絶対座標系における座標を求める。最後に式(1)と式(2)より肩関節可動域 θ_1 と θ_2 を求める。

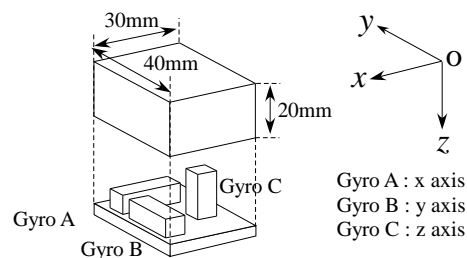


Fig. 4 3D gyro sensor

4.2 システムの検証

提案した計測システムの精度を検証するために、模型を設定した角度まで運動させ、その角度をウェアラブル型センサのベースとなる三次元ジャイロで計測し、(C1)の角度 θ_1 と(C2)の角度 θ_2 を比較した。

肩関節模型は3自由度を持つボールジョイントと1自由度で接続した2本の剛体棒によって構成され、それぞれの剛体棒にウェアラブル型センサを取り付けた。実験で行った模型の運動は、肩の代表的な(a)屈曲、(b)外転、(c)外旋、(d)90°外転位での外旋(外転外旋)の4種類であり、設定角度を90°とし各20回の計測を行った。各運動における計測結果の平均値と最大誤差をTable 1に示す。これより提案した計測システムの誤差は最大でも6.7%であった。

Table 1 Accuracy of measurement system

Patterns	(C1)		(C2)	
	Avg. [deg.]	Max. Error [%]	Avg. [deg.]	Max. Error [%]
(a)	90.1	4.4	90.1	4.4
(b)	90.9	4.4	90.9	4.4
(c)	89.9	4.4	90.0	4.4
(d)	90.4	6.7	90.2	6.7

5. 肩関節可動域の実験

5.1 計測実験

Fig.5に示す肩関節可動域の実験システムは腰、肩(肩甲骨の間)、右上腕、右前腕にFig.4の三次

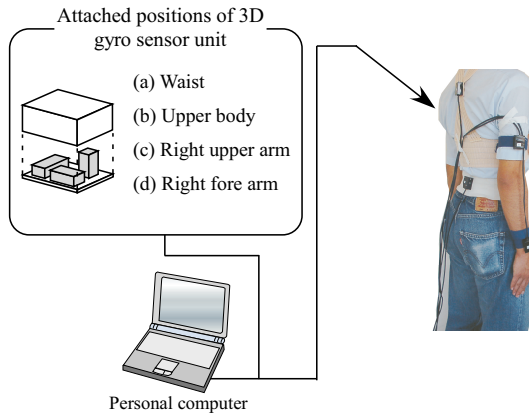


Fig. 5 Experimental system

元直交配列ジャイロをベースとしたウェアラブル型センサを取り付け、回転角速度を計測する。

被験者は健常者3名で、肩関節の運動は(a)屈曲、(b)伸展、(c)90°外転位での外旋(外転外旋)、(d)90°外転位での内旋(外転内旋)、(e)外転、(f)外旋の6種類である。肩関節の可動域は、2.2肩関節可動域の定義より(C1)および(C2)の2通りで求めた。

計測結果の一例としてFig.6に(a)屈曲、(b)伸展、(c)外転、(d)外旋、(e)90°外転位での外旋(外転外旋)、(f)90°外転位での内旋(外転内旋)の可動域の時間変化を示す。ただし、外旋および外転外旋・外転内旋運動は肘を90°屈曲または90°外転位で肘を90°屈曲するまでの動作は予備動作とし、それ以降の動作を可動域とした。また、(a)~(f)の運動における関節可動域の平均をTable 2に示す。

(C1)、(C2)ともに静止した状態から腕が動くにつれて徐々に大きくなっていく様子が確認できる。また、人間の運動は必ずしも基準運動面上に沿って行うことができない。そのため基準運動面上の回転角度、つまり(C1)の角度 θ_1 と(C2)の角度 θ_2 のずれが生じていることがわかる。

5.2 万能角度計との比較

従来使用されている万能角度計において、計測値のばらつきの一つとして考えられる個人差によ

Table 2 Range of motion at shoulder by (C1) and (C2)

Patterns	(C1) [deg]	(C2) [deg]
(a)	148.1	151.4
(b)	56.4	53.5
(c)	55.5	55.5
(d)	72.1	69.9
(e)	104.0	106.6
(f)	54.8	54.3

る角度の読み取りについて検討する。

実験はウェアラブル型センサを腕模型と被験者の計測対象の部位にそれぞれ取り付け、(a)屈曲、(b)伸展、(c)外転、(d)外旋、(e)内旋の5種類の運動を任意の角度で行い、センサで計測し(C1)の角度 θ_1 と複数の計測者が万能角度計を使用して読み取った角度を比較した。

腕模型を用いた場合の計測結果をTable 3に示す。万能角度計を使用した計測者は5名、運動ごとに目標角を設定し各5回ずつ計測行った。万能角度計を用いた場合の標準偏差は1.8°~4.8°となり、本計測システムの標準偏差0.9°~2.9°より全体的に大きい。この結果より、万能角度計を当てる際の個人差の影響が表れていると考えられる。

Table 3 Comparison of gyro sensor and goniometer at arm model

Patterns (Set angle)	Gyro [deg.]		Goniometer [deg.]	
	Avg.	Std.	Avg.	Std.
(a) 130	129.0	0.9	129.8	1.9
(b) 45	45.4	2.9	46.7	3.7
(c) 110	109.2	1.2	109.9	1.8
(d) 60	58.6	2.6	64.8	3.7
(e) 45	46.4	1.9	43.0	4.8

次に肩関節可動域を計測した場合の結果をTable 4に示す。万能角度計を使用した計測者は3名、計測回数はそれぞれ3回ずつである。万能角度計を用いた場合、計測者が異なると角度のばらつきが1.4°~4.8°程度発生する。これは目盛りの読み取り方法や角度計を合わせる肩の回転中心の位置が

計測者によって異なっていたためと考えられる。

以上より，関節の可動域を万能角度計で計測した場合，その計測結果には操作法や値の読み取りの違いによって生じるばらつきや誤差が含まれる．一方提案したシステムは，その操作方法を把握することで簡易かつ精度良く関節可動域の計測が可能である．

Table 4 Comparison by gyro sensor and goniometer

Patterns	Gyro [deg.]	Goniometer [deg.]				
		A	B	C	Avg.	Std.
(a)	102	115	115	112	114.0	1.4
	109	119	120	110	116.3	4.5
	108	118	118	109	115.0	4.2
(b)	78	74	78	76	76.0	1.6
	74	76	72	79	75.7	2.9
	73	78	75	69	74.0	3.7
(c)	100	115	120	110	115.0	4.1
	102	114	115	108	112.3	3.1
	92	114	116	105	111.7	4.8
(d)	48	48	51	45	48.0	2.4
	53	51	48	46	48.3	2.1
	53	50	53	45	49.3	3.3
(e)	58	60	65	58	61.0	2.9
	62	57	66	61	61.3	3.7
	62	56	62	62	60.0	2.8

6. おわりに

本論では肩関節可動域の計測において，新たに圧電振動ジャイロをベースとしたウェアラブル型センサを用いて計測する方法とそのシステムについて検討し，次の結果を得た．

(A1) 肩の関節可動域を計測するために計測対象である上肢を5本の剛体棒とリンクからなるモデルで提案した．

(A2) このモデルのもと，肩の関節可動域を数値化する方法を2通り示した．また三次元ジャイロをベースとしたウェアラブル型センサを用いた計測システムを構築した．

(A3) (A2)で構築したシステムの精度を検証した．

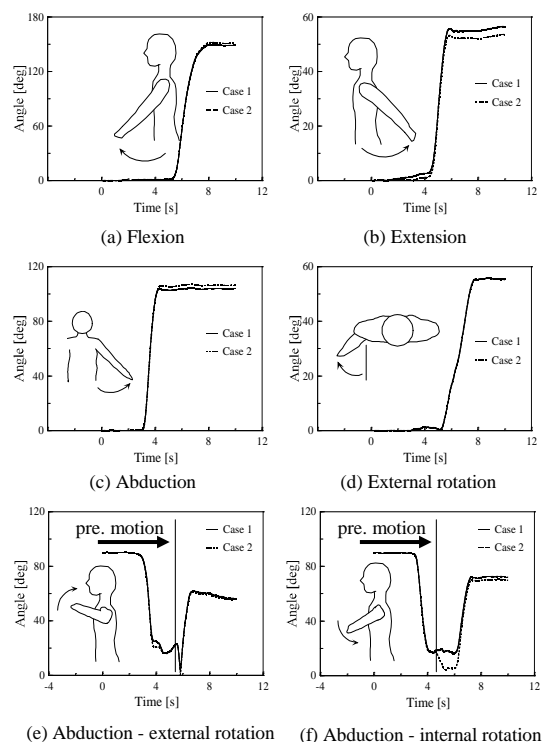


Fig. 6 Measurement result of shoulder joint

実際の人間の肩関節可動域を計測し，従来の方法との比較を行った．

参考文献

- 1) 加藤卓郎，星本正姫，河合祥雄：中高齢者における筋力および柔軟性トレーニングが筋力および関節可動域に及ぼす影響，順天堂大学スポーツ健康科学研究，Vol.7，pp.12-23（2003）
- 2) 新井光男，清水一：肩・肘関節の肢位と負荷量の違いによる手関節自動運動改善の即時効果の比較検討，広島大学保健学ジャーナル，Vol.4(1)，pp.27-34（2004）
- 3) Cynthia C.N. 訳，木村哲彦監訳：関節可動域測定法，pp.49-77，(株)協同医書出版社（2002）
- 4) WATANABE, K. and HOKARI, M. : Kinematical Analysis and Measurement of Sports Form, IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part A: Systems and Human, Vol.36, No.3, pp.549-557 (2006)
- 5) John J.C. 著，三浦宏文，下山勲訳ロボティクス - 機構・力学・制御，pp.45-52，共立出版(株)（1998）