

上腕と手の位置および姿勢からの上肢7関節角度の算出法

及川 健一* 藤田 欣也**

要旨

肩内外旋, 前腕回内外ほか肩, 肘, 手関節に関する上肢の7関節角度を算出するアルゴリズムを提案する。アルゴリズムは, 手背部と上腕後部のセンサの空間位置とオイラー角から, 関節角度と関節位置を算出する。これらの情報は磁気式位置計測装置により得られる。

肩回旋の誤差は補正により3度まで減少した。算出された肘・手関節動作中の前腕長さの誤差は, 最大9mm 平均1.3mmであった。提案されたアルゴリズムによって, 関節角度は十分な精度で関節間の影響なく計測することができた。

1. はじめに

関節運動の計測はスポーツ¹⁾, リハビリテーションあるいは舞踊など, 多くのバイオメカニズム研究を支える基礎技術である。加速度センサとジャイロセンサを用いた方法なども報告されている²⁾が, 関節角度を計測する方法は, ポテンシオメータ式やひずみゲージ式などのゴニオメータを用いて個別に関節角度を計測する方法^{3,4)}と, CCDカメラ等を用いて光学的に空間座標を求め, そこから算出する方法^{5,6)}の2者に代表される。これらの関節角度計測法は, さまざまな分野の研究者によって, それぞれの立場から解説されている⁷⁾。

個別に関節角度を計測する方法では, センサと生体のずれが問題になり, 特にポテンシオメータ式のように回転軸を持つものでは, センサと関節回転軸の不一致による誤差を生じやすい。また, 多関節・多自由度計測ではセンサ数が多くなるので, 使用が煩雑になるのが問題であった。さらに, 測定対象となるのは屈曲・伸展運動や, 内転・外転運動であって, 内旋・外旋や回内・回外のようなねじり動作の計測は困難であった。

画像式では, 複数位置から撮影した画像を用いて標点の空間位置を算出して, そこから関節角度を算出するため, 位置と角度の両情報が得られるという利点があるが, ゴニオメータ式と同様に, 内旋・外旋や回内・回外の算出のためには, 標点を複数設置するなどの工夫が必要であった⁶⁾。

他方, 最近では磁気を用いて3次元の位置と姿勢(オイラー角)を計測する装置が開発され, 頭部⁸⁾, 肩関節⁹⁾や手関節¹⁰⁾の

運動計測に用いられてきた。強磁性体の影響を受けるので測定環境が制限されるが, 1つのコイルユニットで, 3次元空間位置とオイラー角の6自由度を計測できる点の特徴である。1ユニットで6自由度が算出できれば, 上肢の各体節にセンサを装着しなくとも, 2つのコイルユニットで計測される計12自由度から, 回内外などのねじり角度を含む上肢の7関節角度を同時に算出できる可能性がある。しかし, これまでそのような関節角度の算出アルゴリズムは示されていなかった。

そこで本研究では, 磁気式位置姿勢計測装置から得られる2点の位置と姿勢から, 肩関節の3自由度, 肘関節の1自由度, 前腕・手関節の3自由度の合計7自由度を同時に算出するための測定手順とアルゴリズムを確立することを目的とする。本論文では, まず生体に装着することを考慮したセンサの装着位置と計測手順について述べ, 次にセンサ出力から幾何学的に上肢の7関節角度を算出するアルゴリズムを示す。さらに, 精度向上のための改善点を述べ, 最後に本方式の測定精度, 動作の再現性を実験的に検証する。

2. 算出法

2.1 計測方法

2.1.1 測定装置と設定

計測には, 磁気式3次元位置姿勢計測装置(Polhemus社 ISOTRACK II)を用いた。3つのコイル群からなる送信コイルユニット(以下ソース)が発生する磁界を, 同じく3つのコイルからなる受信コイルユニット(以下センサ)で検出して, ソースの中心を原点とするセンサ中心の位置と, センサのz軸まわりの第1回転, 回転したy軸まわりの第2回転, さらに回転したx軸まわりの第3回転, の姿勢角(オイラー角)を算出する装置である。

2つのセンサは, 図1のように手背と上腕後部(上腕三頭筋上)に装着した。上腕での装着位置は, 後述する手順で, 関節運動によるセンサ位置の変化が最も小さくなる点を選択した。使用した磁気式位置姿勢計測装置は, 磁気強度から位置と姿勢を算

1999年6月1日受付 1999年11月10日受理

* 岩手大学・工学部

〒020-8551 盛岡市上田4-3-5

** 東京農工大学・工学部

〒184-8588 小金井市中町2-24-16

E-mail: kfujita@cc.tuat.ac.jp

キーワード: 上肢, 動作解析, 角度計, アルゴリズム, 位置センサ

出する原理上、位置が一意に求まるためには、測定対象空間がソースに対して半球状の空間に限定される必要がある。そこで、常にソースがセンサよりも上に位置するように、ソースの設置位置を決定した。設置は、水準器を用いてソースの X 軸を設定し、さらに左右の肩関節を結ぶ線分が、ソースの Y 軸と測定する側の肩関節上方で直交するように、以下の手順で行った。

1. 両肩を結ぶ線分と、測定する側の肩関節中心とソース中心を結ぶ線分が直交するように(ソース中心が肩関節中心のちょうど前にくるように)、ソースを水平移動する。
2. ソース Y 軸が肩関節中心の上を通るように、ソースを水平回転する。

また、同じく装置の原理的制約から、センサの y 軸まわりの回転のみ測定範囲が -90° から 90° に限定されるので、図1のように、y 軸まわりの回転が、比較的動きの小さいねじり角度に相当するようにセンサを設置した。上腕上のセンサ設置に際

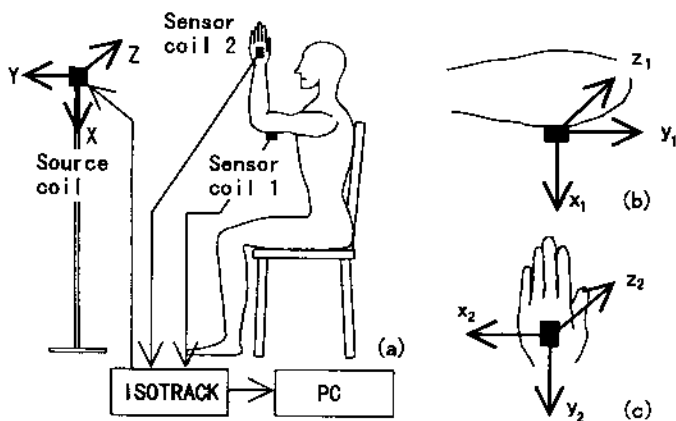


図1 センサの装着位置と座標系
Fig.1 Attached position and axis of sensor coils.

しては、筋収縮による体表の形状変化の影響を受けにくいように長さ 70mm の硬質樹脂板上に固定し、テープで貼付した。さらに、センサの位置と姿勢角に基づいたベクトル計算で関節位置を算出する際に、以下の定数が必要になるので、あらかじめ計測した。各関節の回転中心は、センサを装着した状態での動作から推定することも可能であるが、今回は目視によって決定した。肩関節中心は、肩甲上腕関節の関節中心とした。計算上の各体節の軸は、隣り合う関節中心を結ぶ線分である。

1. 肩関節(中心) - 肘関節(中心)の y_1 方向長さ: L_{SE}
2. センサ 1(中心) - 肘関節(中心)の y_1 方向長さ: L_{R1E}
3. センサ 2(中心) - 手関節(中心)の y_2 方向長さ: L_{WR2}
4. 上腕+センサ 1の X_1 方向厚み: D_{R1} (外側 - 外側)
5. 手+センサ 2の Z_2 方向厚み: D_{R2} (外側 - 外側)

2.1.2 基準姿勢の計測

体表面の形状によるセンサオイラー角のオフセットを求めるために、図1のように肘を $\pi/2$ 屈曲し、手は中間位で上肢を前方挙上した姿勢を基準姿勢とし、その時の各センサのオイ

ラー角をあらかじめ計測した。動作時の角度を算出する際には、この基準姿勢でのオフセット角度を減算することで、体型による体節の軸とセンサ軸のずれが補償される。基準姿勢においては、上腕軸が Y 軸に、前腕軸が X 軸に、手背面が XY 平面に一致するものと仮定して体型によるオフセットを算出するため、この点に留意して計測をおこなった。

2.2 計算方法

以上の設定と基準姿勢の計測が終了した後に、上肢動作の計測を行った。図2に角度算出までの流れを示す。上腕と手のみに装着した2つのセンサ情報から関節角度を算出するため、関節位置を推定して体節ベクトルを求め、これを用いて関節角度を計算するアルゴリズムになっている。以下に左上肢の場合を例に、関節位置の推定と関節角度の算出方法を示す。

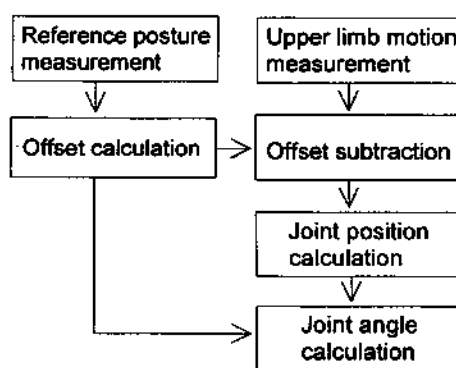


図2 関節角度算出アルゴリズム
Fig.2 Algorithm for joint angle calculation.

2.2.1 関節位置の推定

センサの位置とオイラー角を使って図3のように関節位置の推定を行う。図1のように、センサ1の x 方向単位ベクトルを x_1 とすると、センサ1から $-D_{R1}/2 \cdot x_1$ の点は上腕の軸上に存在し、その点から $-L_{R1E} \cdot y_1$ の点が肘関節の位置であり、さらにその点から $L_{SE} \cdot y_1$ の位置が肩関節になる。これらの関節の位

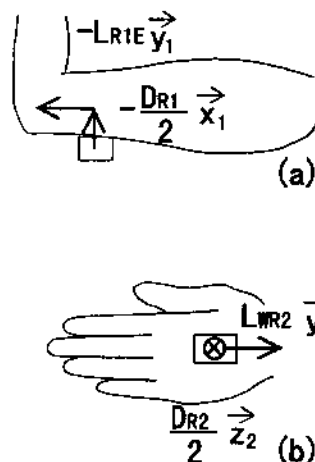


図3 関節位置推定法
Fig.3 Estimation of joint position.

置ベクトル S および E は、センサ 1 の位置ベクトル R_1 と単位ベクトル x_1, y_1 を用いて、以下に与えられる。

$$S = -D_{R1}/2 x_1 - L_{R1E} y_1 + R_1 + L_{SE} y_1 \quad (1)$$

$$E = -D_{R1}/2 x_1 - L_{R1E} y_1 + R_1 \quad (2)$$

同様に、手関節の位置ベクトル W も、センサ 2 の位置ベクトル R_2 と単位ベクトル y_2, z_2 から、以下のように求まる。

$$W = D_{R2}/2 z_2 + L_{WR2} y_2 + R_2 \quad (3)$$

ここで、図 1 のように設置した場合、 z 軸まわりの第 1 回転を ψ 、 y 軸まわりの第 2 回転を ϕ 、 x 軸まわりの第 3 回転を θ とすると、回転後のセンサ方向単位ベクトルのソース座標系における成分 (X, Y, Z) は、

$$X = \cos \psi \cos \phi x + (\cos \psi \sin \phi \sin \theta - \sin \psi \cos \theta) y + (\cos \psi \sin \phi \cos \theta + \sin \psi \sin \theta) z \quad (4)$$

$$Y = \sin \psi \cos \theta x + (\sin \psi \sin \phi \sin \theta + \cos \psi \cos \theta) y + (\sin \psi \sin \phi \cos \theta - \cos \psi \sin \theta) z \quad (5)$$

$$Z = -\sin \phi x + \cos \phi \sin \theta y + \cos \phi \cos \theta z \quad (6)$$

の x, y, z に回転前の成分を代入することによって与えられる¹¹⁾。例えばセンサ 1 の x 方向単位ベクトル x_1 の回転後のソース座標系における成分は、 $(1, 0, 0)$ を上の x, y, z に代入すれば求まる。得られたベクトル成分と、各部の長さおよびセンサの位置ベクトルを先の(1)~(3)式に代入すれば、各関節の位置ベクトルが算出される。

2.2.2 関節角度の算出

関節角度は、各関節の位置ベクトルから算出される体節の方向ベクトルと、センサの方向単位ベクトルを用いて算出した。

手関節の掌背屈角度 α は、図 4(a) のように前腕と手の長軸が成す角度の y_2-z_2 平面(手掌と直交する平面のうち手の軸方向を含むもの)成分と考えることができるので、前腕ベクトル $F (= W - E)$ を y_2-z_2 平面に投影したベクトルを F' とすると、

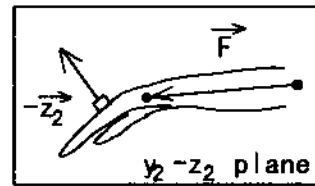
$$\alpha = \pi/2 - \cos^{-1} \{ (F' \cdot -z_2) / (|F'| |z_2|) \} \quad (7)$$

となる ($-\pi/2 \leq \alpha \leq \pi/2$: 掌屈 $0 \sim \pi/2$, 背屈 $0 \sim -\pi/2$)。このとき y_2-z_2 平面への F の投影は、 x_2 方向成分の除去に相当するので、

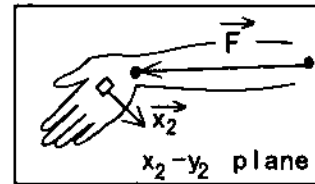
$$F' = F - (x_2 \cdot F) x_2 \quad (8)$$

で与えられる。また、橈尺屈角度 β は図 4(b) のように x_2-y_2 平面上での計算となるので、掌背屈角度と同様に求めることができる ($-\pi/2 \leq \beta \leq \pi/2$: 橈屈 $0 \sim \pi/2$, 尺屈 $0 \sim -\pi/2$)。

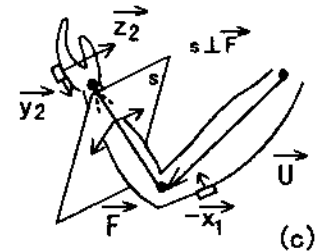
前腕の回内外角度 γ は、図 4(c) のように、前腕の軸に直交する平面 s に投影した上腕と手の成す角度と考えることができるので、上腕ベクトル $U (= E - S)$ および z_2 を投影して角度を算出する。ベクトル U を平面 s に投影したベクトルを U' とし、ベクトル z_2 を平面 s に投影したものを z_2' とすると以下



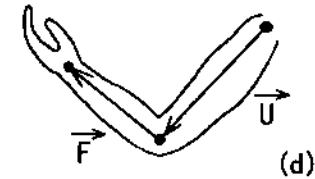
(a)



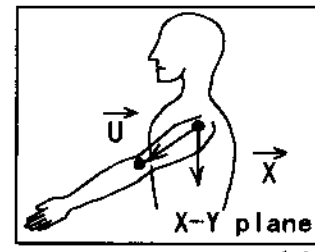
(b)



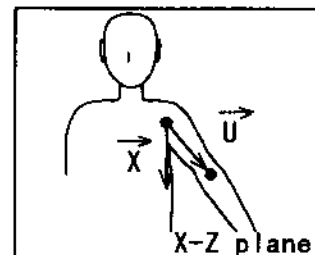
(c)



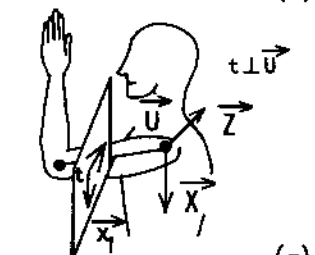
(d)



(e)



(f)



(g)

図 4 関節角度算出法
Fig.4 Estimation of joint angle.

の式で与えられる ($-\pi/2 \leq \gamma \leq \pi/2$; 回内 $0 \sim -\pi/2$, 回外 $0 \sim \pi/2$).

$$\gamma = \cos^{-1} \{ (U' \cdot z_2') / (|U'| |z_2'|) \} - \pi/2 \quad (9)$$

しかし、この方法は角度算出過程で計算上の問題が生じる場合がある。次項でその問題と解決のための計算方法について述べる。

肘関節屈伸角度 δ は上腕と前腕の成す角なので、図 4(d) のように単純に求められる ($0 \leq \delta \leq \pi$; 屈曲 $0 \sim \pi$).

肩関節について、本研究では図 4(e)~(g) のように屈曲伸展、内外転、内外旋を定義した。複数自由度を持つ関節の各角度は、本来は解剖学的肢位においてそれぞれ独立に定義されているが、本研究は動作中の姿勢を関節角度を用いて記述することが目的であるため、肩関節に関しては水平内外転を用いず、上記 3 角度の合成で姿勢を表現する。また、ソースを固定した 2 センサ法では体幹の傾き情報が得られないので、体幹は鉛直であるとの仮定をおいた。今回使用した磁気式位置姿勢計測装置の測定範囲がソースを中心とする半球状空間に限定されているため、測定範囲逸脱を回避するためソースを据え置きとしたが、ソースを体幹に装着すれば体幹鉛直の仮定は不要になる。

肩関節の屈曲伸展 ζ は矢状面での上肢と鉛直軸が成す角度なので、図 4(e) のように上腕ベクトルと鉛直ベクトルを用い、他の角度と同様に内積演算で求めた。 ($-\pi \leq \zeta \leq \pi$; 屈曲 $0 \sim -\pi$, 伸展 $0 \sim \pi$) 同様に、肩関節内外転 η は前額面での角度とした。 ($-\pi \leq \eta \leq \pi$; 外転 $0 \sim -\pi$, 内転 $0 \sim \pi$)

肩関節の内外旋角度 λ は、上腕の長軸まわりのねじりなので、上腕ベクトル U に直交する平面 t 上でのセンサ 1 の x 方向ベクトル x_1 の回転と考えることができる。ここでは、ソースのベクトル Z の平面 t への投影とセンサ 1 のベクトル x_1 を用いて算出した。 ($-\pi/2 \leq \lambda \leq \pi/2$; 内旋 $0 \sim \pi/2$, 外旋 $0 \sim -\pi/2$) また、前腕回内外角度算出時と同様に、肩外転時に角度算出過程で計算上の問題が生じる場合があるので、回内外角度算出に対する処理と同様に、後述する処理を行った。

2.3 特異点問題

2.3.1 角度定義不可能点

臨床的な定義にもとづく図 4 の角度算出アルゴリズムを用いると、肩関節の屈伸、内外転において関節角度が定義不可能な姿勢が存在する。例えば、上腕を $\pi/2$ 外転した (Z 軸と平行に伸ばした) 姿勢は肩関節屈曲・伸展角度の定義が不可能であり、上腕を前方挙上した (Y 軸と平行に伸ばした) 姿勢は肩関節内外転角度の定義が不可能である。同様に、手関節を $\pi/2$ 掌背屈した姿勢も手関節橈尺屈角度の定義が不可能な特異点になる。

オイラー角を用いて関節角度を記述すれば、このような特異点問題は解決することができる。しかしオイラー角を用いた表現法は数学的厳密性を持つものの、臨床的应用における簡単・明瞭さを欠く¹²⁾ため、従来どおりの関節角度定義が広く用いられている。そこで本研究では、肩関節に関しても臨床的定義にもとづく角度を算出することにした。

2.3.2 計算上の特異点

また、2.2 節で述べた角度算出方法では、前腕回内外や肩内外旋などのねじり角度の算出過程において、計算アルゴリズム上の特異点が存在する。そこで以下のような処理を行った。

前腕回内外角度算出過程では、肘関節屈曲角度が 0 のとき前腕の軸に直交する平面 s への上腕ベクトル U の投影像が点になり、手関節掌背屈角度が $\pi/2$ のとき平面 s への z_2 の投影が点になるため、内積にもとづく角度計算ができなくなる。

平面 s に投影された上腕ベクトル U' が小さくなる領域では、 U と同じく上腕と前腕が成す平面に含まれる $-x_1$ を投影したベクトル $-x_1'$ を U' に代わって角度算出に用いても、計算結果は同じになり特異点を回避することが出来る。本研究では特に U' が小さくなる肘屈曲角度 $\pi/6$ 以下の領域において、図 5(a) のように U' と $-x_1'$ を合成して用いることにした。計算手順としては、以下のように実現した。

1. 肘屈曲角度 δ が $\pi/6$ 以下の領域では、(10)式を用いて、 U' と $-x_1'$ からベクトル U'' を合成する。
2. 得られた U'' を (9) 式の U' の代わりに用いる。

$$U'' = 6/\pi \{ \delta U' - (\pi/6 - \delta) x_1' \} \quad (10)$$

手関節の掌背屈 $\pi/2$ における特異点に関しては、 z_2, y_2 を平面 s に投影して得られる z_2', y_2' ベクトルを図 5(b) の様に掌背屈角度 $2\pi/6$ 以上の領域で合成し、(9) 式の z_2' に代用することで解決した。

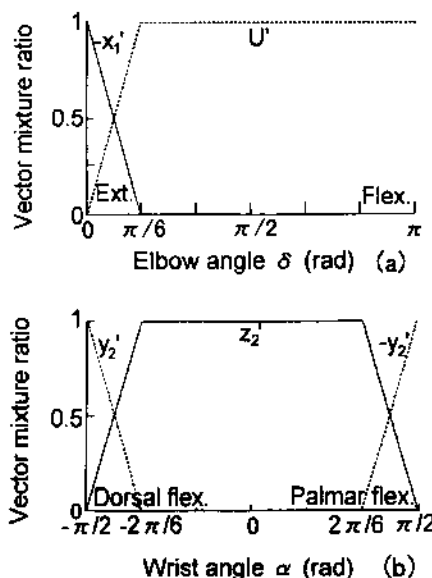


図 5 ベクトルの合成。(a) U' と $-x_1'$, (b) y_2' と z_2'
Fig.5 Mixture of two vectors. (a) U' and $-x_1'$, (b) y_2' and z_2'

肩内外旋角度算出過程では、 $\pi/2$ 外転姿勢において上腕に直交する平面 t へのベクトル Z の投影が点になるため、計算上の特異点が生じる。この問題は前腕回内外のときと同様、ベクトル Z と X を以下のように合成することによって回避した。

ベクトル Z の平面 t への投影を Z' とすると、 $\pi/2$ 外転姿勢で Z' の大きさは 0 になる。そこで、

$$V = \sqrt{Z^2 + \sqrt{(1 - |Z'|)^2 X}} \quad (11)$$

として、合成された V を Z の代わりに投影して内外旋角度算出に用いれば、 $\pi/2$ 外転時での内外旋 θ が肘屈曲時に前腕が水平になる姿勢となり、臨床的角度定義に一致する。

3. 評価方法

評価に用いたシステムの諸元は、下記の通りである。ソースは $54 \times 54 \times 58\text{mm}$ のほぼ立方体で 270g 、センサは $15 \times 23 \times 28\text{mm}$ で 17g (除ケーブル) である。ソース中心を原点とするセンサ中心の位置とオイラー角を、最大秒間 30 回算出する。計算結果は RS232C ポートを介して出力され、本研究では、PC にて受信後サンプルレート 10Hz にリサンプリングして使用した。測定精度は、半径 71mm の半球内において位置の二乗平均誤差が 2.4mm 、角度の二乗平均誤差が 0.75° である。

3.1 上腕センサ装着位置の比較

上腕は軟部組織の厚い部分にセンサを装着せざるを得ないため、関節運動による皮膚と骨の相対運動が大きな誤差要因になる。そこで、センサ装着位置の妥当性を実験的に検証した。実験では、上腕の 1) 屈筋側、2) 伸筋側、3) 外側、4) 内側の 4ヶ所にセンサを設置したときの、肘関節の屈曲・伸展によるセンサ位置の変化を、前方挙上した姿勢 (図 1 の基準姿勢から肘を $\pi/2$ 伸展した姿勢) において計測した。ただし肩関節角度が変化しないように、肘頭の位置を固定した。

3.2 肩関節内外旋角度の補正効果の検証

また、本アルゴリズムを含め、体表に標点を設置して肩関節の内外旋角度を算出すると、皮膚と上腕骨のずれのために、肩関節が $\pi/2$ 内(外)旋してもセンサが $\pi/2$ 回転しないという問題が生じる。そこで、あらかじめ計測して求めた補正計数を用いて計算的に補正したときの精度を、内旋角度を正確に計測できるように設置したフレキシブル・ゴニオメータ (P&G 社 XM180) と角度比較することで検証した。ゴニオメータは、内旋動作を正確に反映して屈曲するように、ゴニオメータの一方を肘関節を $\pi/2$ 屈曲させた被験者の前腕の背側筋 (尺側手根伸筋) 上に、他方を台に固定した。台の高さは肩の屈曲が $\pi/2$ になるように調節し、被験者には肘をその台の上に載せた状態で内旋動作をおこなうよう指示した。

測定に際しては、まず基準姿勢から肩を $\pi/2$ 内旋させた姿勢での内旋角度を計測し、次式を用いて補正係数 K を算出した。

$$K = \pi/2 / |\omega - \omega'| \quad (12)$$

ω : 基準姿勢における Y 軸まわりのセンサ 1 の回転角度

ω' : $\pi/2$ 内旋姿勢における Y 軸まわりのセンサ 1 の回転角度

(12)式で得られた K を肩関節内外旋角度にかけることによって、補正された内旋角度が算出される。また、センサを装着した皮膚のずれが非線形の場合も想定して、3 次関数を用いた補正もおこなった。3 次補正では、基準姿勢、基準姿勢から $\pi/4$

内旋した姿勢、基準性から $\pi/2$ 内旋した姿勢、の 3 姿勢を測定して原点を通る 3 次関数を求め、先の角度算出アルゴリズムによって求められた内外旋角度を変換した。

3.3 画像式動作解析装置との比較

本アルゴリズムでの関節角度算出誤差の検証のために、CCD カメラを用いた画像式 3 次元動作解析装置 (電機計測販売社 FrameDias3D) と、本方式により算出される関節角度を比較した。測定対象には、1 自由度の関節であるため、画像式を使用する際にねじりの算出や掌背屈と橈尺屈の分離などの付加的な処理が必要なく、直接比較できる肘関節を選択した。CCD カメラは被験者から 5m の位置に設置し、標点は肩峰、肘頭、橈骨の茎状突起と尺骨の尺骨頭の中心点、の 3 箇所を設置した。

3.4 動作の計測

動作時に複数関節角度が分離して計測されていることを確認するために、前腕、手関節、肘関節の動作と肩関節の動作を計測した。また、関節位置の推定精度を検証する目的で、前腕長も算出した。2 つのセンサからの関節位置推定に際して誤差が生じれば、手関節と肘関節の位置から計算される前腕長が変化するのはである。

さらに実際の計測条件に近い複合動作の例として、左手前方にあるコップを右手前方に持ち運ぶ、以下の動作の計測を行った。

- 動作 1: 腕を伸ばしコップをつかむ
- 動作 2: コップを持ち上げる
- 動作 3: コップを右方向に運ぶ
- 動作 4: コップを置く

4. 結果

4.1 上腕センサ装着位置の比較

肘関節の屈伸による位置のずれがもっとも大きいのは、X 軸、すなわち上肢前方挙上時の上下方向であった。図 6(a) に各装着位置の X 軸方向の動きを示す。外側、屈筋側、内側、伸筋側の順に位置のずれが大きかった。次に図 6(b) に示した X 軸周りの回転の動きをみても、伸筋側に装着したセンサの動きが最も位置のずれが小さいことがわかる。そこで本方式では、伸筋側すなわち基準姿勢における上腕下側に硬質樹脂板を介してセンサを貼付することにした。

4.2 肩内外旋角度算出時の補正係数

磁気式センサとゴニオメータを装着し、基準姿勢から内旋動作を行った時の、ゴニオメータと磁気式システムの出力角度の関係を図 7 に示す。上腕骨の動きに表皮のずれが一致しないために、算出された内旋角度は最大で 34° の角度誤差があった。しかし補正により、最大角度誤差が 1 次補正では 4.9° 、3 次補正では 3.0° まで減少した。以下の測定では (12) 式を用いた 1 次補正を適用した。

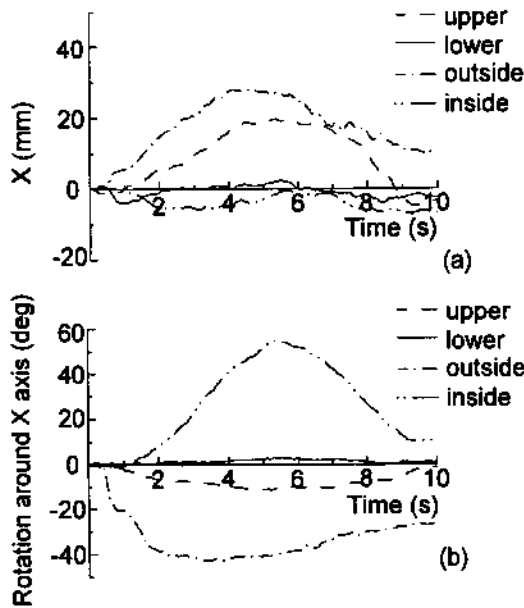


図6 上腕のセンサの装着位置とセンサの動き
(a) X軸方向(上下方向) (b) X軸周りの回転
Fig.6 Relationship between attached sensor position and undesirable motion. (a) X motion, (b) rotation around X axis.

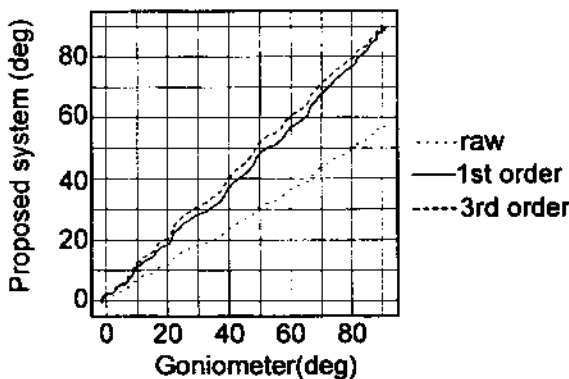


図7 肩内旋動作時の本方式での算出角度とゴニオメータ出力の関係
Fig.7 Shoulder rotation angle measured by the proposed system and a goniometer.

4.3 画像式動作解析装置との比較

肘関節角度算出における画像式と磁気式の比較波形を図8に示す。画像式では肘頭に標点を設置すると肘関節が見かけ上屈曲して計測されるため、動作開始時の完全伸展時を見ると、約20°の誤差が生じていた。それに対し、磁気式は伸展位置ではほぼ屈曲0°を示している。また角度変化は良好に一致していることから、本方式での関節角度推定が良好におこなわれていることが確認できる。

4.4 動作計測時の前腕長の変化

動作計測中の関節位置推定精度を検証するために、前腕長の変化を算出したものが図9である。検証に用いた前腕、手関節、肘関節の動作を図9(a)に、そのときの前腕長の変化を図9(b)に示す。

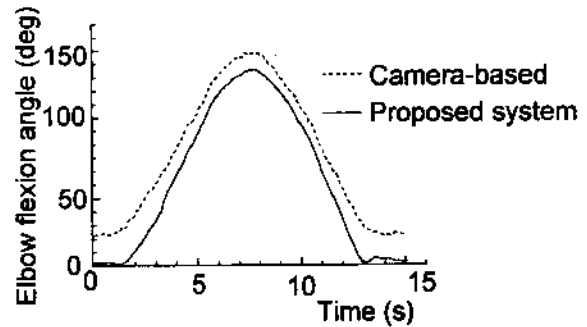


図8 本方式と画像式動作解析装置による肘関節屈伸時の計測結果
Fig.8 Elbow joint angle measured by the proposed system and camera-based system.

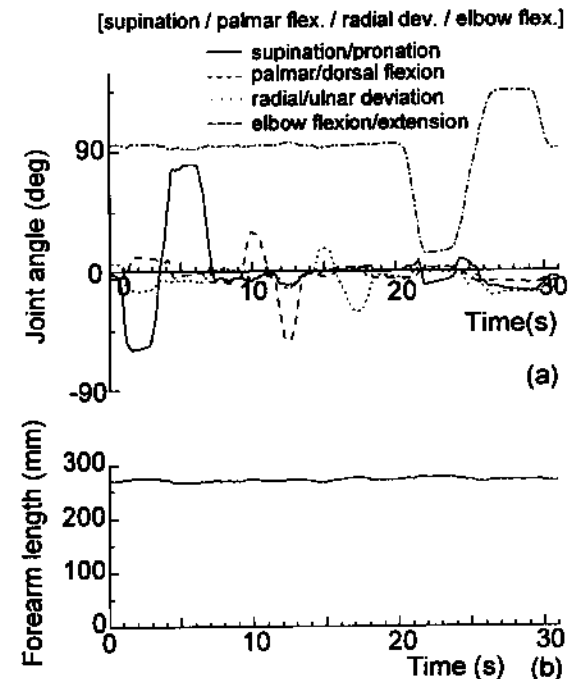


図9 肘、前腕、手関節動作計測結果
(a) 角度変化, (b) 前腕長の変化
Fig.9 Measured Elbow, wrist and forearm motion. (a) joint angles, (b) forearm length.

センサの公称二乗平均誤差は、位置誤差が2.4mm、角度誤差0.75°なので、2つのセンサ位置から推定される前腕長の誤差は約5mmとなるはずである。算出された前腕長と実測した前腕長を比較すると、動作中の誤差は最大で9mm、二乗平均で1.3mmとなり、予想される誤差範囲内となった。

4.5 動作の計測結果

肩関節の動作例を図10に示す。肩関節の屈伸角度、及び内外転角度は、2.3.1で述べたように定義上の特異点を持つ(例えば、屈曲 $\pi/2$ では内外転は定義できない)ので、特異点近傍領域では相互に影響する。図10では、最大屈曲の近傍で、特異点の影響と思われる屈曲波形に同期した外転が見られる(2~4秒)。この特異点以外は良好に計測されていた。図9(a)の前腕、手関節、肘関節の動作については、肘伸展時の皮膚のずれによ

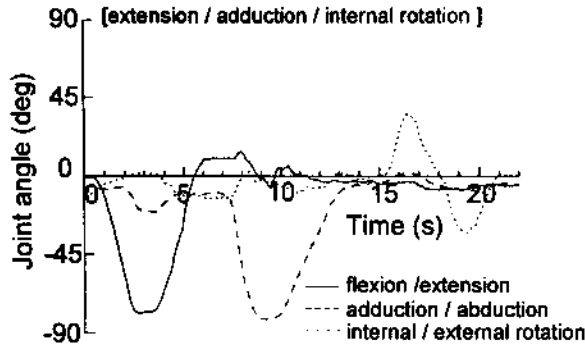


図10 肩関節動作計測結果
Fig.10 Measured shoulder motion.

る回内(22 ~ 24 秒)以外は、各関節角度とも良好に分離していることが確認できる。

図11(a)に示される、左手前方にあるコップを右手前方に持ち運ぶ動作をおこなった時の各関節角度の変化を図11(b)に示す。動作1では前方に腕を伸ばす際に肘の伸展と肩の屈曲が起こっている。動作2ではコップを持ち上げるための肘の屈曲と手関節の尺屈が起こっている。動作3ではコップを右方向に運ぶための肩の内旋と肩の内転が見られる。動作4ではコップを置く際に、動作2の逆である肘の伸展と手関節の橈屈が起こっている。それぞれの複合動作の中で、主たる関節角度が検出されて

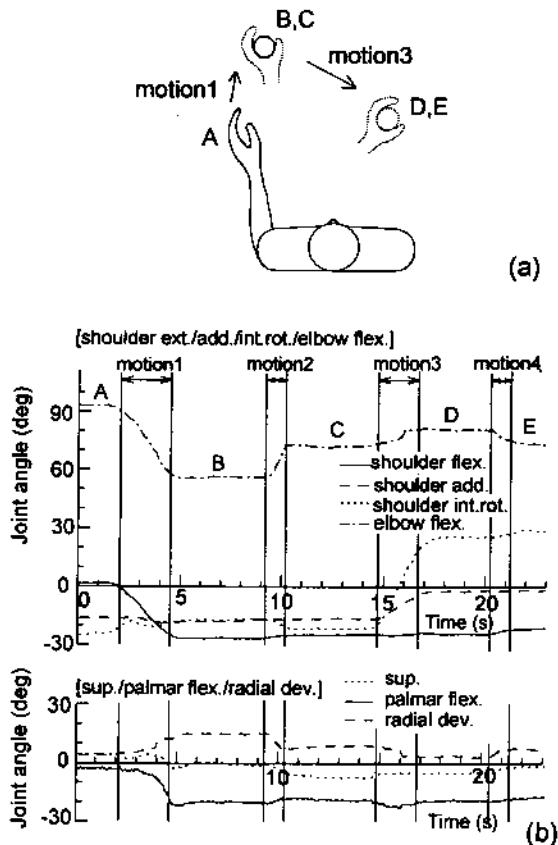


図11 複合動作計測結果
(a) 計測動作(コップ持ち運び)
(b) 計測された角度波形

Fig.11 Example of measured ADL motion. (a) motion for evaluation, (b) measured joint angles.

いること、他の関節角度に影響がないこと、が実際の動作において確認された。

5. 検討

図6において肘屈曲時に皮膚の動きの影響が最も小さかったのは、基準姿勢において下方となる上腕三頭筋側にセンサを装着した場合であった。ただし上腕三頭筋側に装着しても、上腕軸とセンサ1のy軸が一致するように貼付しなければ、肩関節屈伸時、肩内外旋時の皮膚のずれによる誤差拡大の要因になる。

肩関節内旋角度は、上腕骨の回転と表皮の回転が一致しないため、図7では算出角度には最大34°の誤差が生じた。しかし補正係数を算出して修正することにより、1次補正で4.9°、3次補正では3.0°まで誤差が減少した。3次補正の方が誤差が小さいということは、上腕骨の回転と表皮の回転が非線形であることを意味するが、補正後の誤差の、線形1次補正との差は小さい。また、事前に必要な計測数が増加することからも、実用上は線形1次補正が妥当と思われる。

画像式では、標点が隠れると補間などに頼らなくてはならないため、通常、標点を肩峰や肘頭などに貼付する。しかしその結果、標点が関節の中心からずれるため、図8のように、肘関節が完全伸展していても見かけ上屈曲して計測される。それに対し、本方式ではあらかじめ計測してある身体サイズを元に関節の中心を推定し、基準姿勢を用いて補正を行うため、完全伸展時の肘関節角度は約0°を示している。すなわち本アルゴリズムは、実用的計測条件下において、画像式よりも精度良い結果が得られる場合がある。

関節位置推定精度を検証するために、図9の算出された前腕長と、実測した前腕長を比較した。動作中の誤差は二乗平均1.3mm、最大9mmで、機器の位置計測精度から、ほぼ予想される範囲内であった。このとき前腕長(270mm)に対する誤差率は、それぞれ0.5%と3.3%であり、体表面に装着して計測するシステムとしては実用上十分な精度と考えられる。

本アルゴリズムの特長の1つとして、画像式が付加的な標点を設置しないと肩関節や手関節の動作を分離して計測できないのに対し、肩関節屈伸と内外転、手関節掌背屈と橈尺屈、それぞれの角度分離ができることが挙げられる。また、画像式に対して比較的占有空間が小さく、標点が隠れるといった問題がないことが利点として挙げられる。

ゴニオメータに対しては、センサを多数装着することなく、2つのセンサを装着するのみで多数の関節角度を計測できるため、計測環境設置の容易さ、被験者の負担の点で有利である。

今回は磁気式センサを使用したため、金属の影響を受けやすく使用環境に制限があるが、本アルゴリズムはベクトル演算に基づく計算方法であるため、より使用環境の制限が少ない3軸加速度計やジャイロセンサを用いて各体節の姿勢角情報から関節角度を推定するなど、異なるセンサを用いたアルゴリズムにも基本的な計算方法は応用可能であり、今後の検討課題である。

6. まとめ

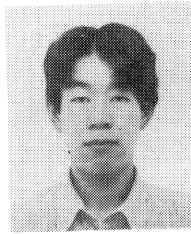
着座時の肩, 肘, 手首の位置, ねじり角度を含む上肢7関節角度を2点の位置と姿勢から算出するアルゴリズムを開発し, 精度を評価した. その結果, ねじり角度を含む上肢の各関節角度を分離して計測可能であること, 実用上十分な精度が得られること, が確認された.

各体節に装着した3軸加速度計やジャイロセンサからの姿勢角情報を用いた関節角度算出や, 公開ソフトウェアとするためのユーザインタフェースの改善が今後の課題である.

参考文献

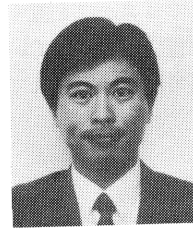
- 1) 阿江通良: スポーツにおける運動計測, 日本 ME 学会誌 BME, 5(1), 25-32(1991)
- 2) 坂口貴司, 金森 務, 片寄晴弘, 佐藤宏介, 井口征士: 加速度センサとジャイロセンサを用いた屈曲動作計測, 計測自動制御学会論文集, 33(6), 455-460(1997)
- 3) 森本正治, 土屋和夫: ひずみゲージを応用した一軸型フレキシブル関節角度計, 医用電子と生体工学, 26(3), 20-25(1988)
- 4) 森本正治, 赤澤康史: フレキシブル関節角度計による多自由度関節角度計測手法の開発, バイオメカニズム 11, 57-63(1990)
- 5) 山崎信寿: 3次元動態計測技術の展開, バイオメカニズム学会誌, 15(3), 105-110(1991)
- 6) 松本 悟, 内山孝憲, 赤澤堅造: 前腕の回内回外を考慮したヒト上肢運動の3次元動態計測法, バイオメカニズム学会誌, 20(3), 138-143(1996)
- 7) 日本 ME 学会: 特集運動計測, 日本 ME 学会誌 BME, 5(1)(1991)
- 8) 井上剛伸, 廣瀬秀行, 数藤康雄: 重度脳性麻痺者を対象とした頭部操作式電動車いすの開発, バイオメカニズム 12, 303-314(1994)

- 9) 前川清之, 森脇正之, 田中 誠, 石田明充: 肩複合体の運動解析, バイオメカニズム 11, 133-141(1992)
- 10) 大島淳一, 山本敏泰: 手関節の運動計測における回転軸の推定と誤差, 第13回バイオメカニズム学術講演会, 43-44(1992)
- 11) ISOTRACK II User's manual, A1-A2(1993)
- 12) 宮崎信次, 石田明充: 関節の3次元的回転の記述について, バイオメカニズム学会誌, 15(4), 217-223(1991)



及川健一(おいかわ けんいち)

1999年岩手大学工学部情報工学科卒業. 磁気式位置計測装置を用いた上肢関節角度算出アルゴリズムの開発と評価の研究に従事. 現在同大学院前期博士課程在学中.



藤田欣也(ふじた きんや)

1988年慶應義塾大学大学院理工学研究科博士課程修了. 工学博士. 相模工業大学, 東北大学医学部, 岩手大学工学部を経て, 現在東京農工大学工学部情報コミュニケーション工学科助教授. 姿勢制御系の解析や機能的電気刺激など運動制御系の解析と再建に関する研究に従事. バイオメカニズム学会, 日本エム・イー学会, 電子情報通信学会, 計測自動制御学会, 日本バーチャルリアリティ学会, ヒューマンインタフェース学会, IEEEなどの会員.

Algorithm for calculating seven joint angles of upper extremity from positions and Euler angles of upper arm and hand

Ken-ichi Oikawa and Kinya Fujita

Faculty of Engineering, Iwate University
4-3-5, Ueda, Morioka, 020-8551

Faculty of Engineering, Tokyo University of Agriculture and Technology

Abstract

An algorithm is proposed to calculate the seven joint angles of upper extremity including shoulder rotation, forearm rotation and other joint angles related to shoulder, elbow and wrist joints. The algorithm calculates the joint angles as well as the joint positions from the spatial positions and the Euler angles of two sensors on the hand back and the posterior upper arm, while that information is provided by a magnetic position sensing system.

The error of the shoulder rotation was reduced to 3.0 degree by the calibration. The error of the calculated forearm length during elbow and wrist motion was 9mm in maximum and 1.3mm in average. The joint angles were calculated successfully with sufficient accuracy and no crosstalk by the proposed algorithm.

Keyword: upper extremity, motion analysis, goniometer, algorithm, position sensor