超音波エコーを用いた肘関節トルク・角度の同時推定*

筒井 洋一郎** 早瀬 一彦*** 田中 孝之† 金子 俊一† マリア Q. フェン††

Simultaneous Estimation of Torque and Angle of Human Elbow Joint by Using Ultrasound Echo

Yoichiro TSUTSUI, Kazuhiko HAYASE, Takayuki TANAKA, Shun'ichi KANEKO and Maria Q. FENG

We propose a new method for joint angle and torque estimation by using ultrasound. The ultrasound is emitted from the surface of skin. The estimation is carried out based on the feature value extracted from the reflected wave from inside of living body. The feature value changes as the movement of the muscle relating to the joint. We conducted an examination of simultaneous joint torque and angle estimation in dynamic motion of human elbow joint. Neural network and Multiple linear regression was employed as the estimator. Correlation coefficients and Mean absolute error between estimated data and measured data were calculated. The results show that the estimation was successful, though the error increased with time course.

Key words: human sensing, ultrasound, muscle movement, torque estimation, angle estimation

1. 緒 言

本稿では超音波センサ（以下 US とする）を利用した関節トルク・角度推定手法を提案する。本提案手法では筋や骨の境界等の生体内で生じる反射波を捉え、関節の運動に関わる筋・腱の動きを検出することにより推定は行われる。超音波センサで皮膚表面より送信され、生体内からの反射波として得られる信号は、超音波エコー装置における A モードの信号に相当する。

これまでに我々は超音波を生体内に照射・透過させた超音波に信号処理を施すことによって筋の運動を検出する手法を提案し¹⁾、関節トルクあるいは関節角度の変化によって、透過超音波の波形が変化する事を示し、これを利用して一定の関節角度での関節トルク推定と、一定の関節トルクでの関節角度推定が可能であることを示した²⁾。これに対し、本稿では反射超音波を利用する手法を提案する。また、受信波の積分区間を分割することで関節の運動に伴う超音波波形の変化を抽出する手法を提案し、これらの手法を用いることで関節トルク・角度推定の同時推定が可能であることを示す。

近年、人間-機械系におけるインターフェース、バイオメカニクス分野での運動解析などのニーズから、人間の運動計測への期待が高まっている。この用途のセンサとして筋電図 (EMG) が広く研究されている。EMG は筋活動により生じる電位変化と筋活動による筋発揮力との関係が明確であるため、運動の推定に利用されてきた³⁾。たとえば EMG の整流積分 (iEMG) が、筋張力とほぼ線形な関係にあり⁴⁾⁵⁾、筆者らは装着型ヒューマンアシストロボットのアシスト効果の評価に筋活動測定法の 1 つである筋電図 (Electromyogram: 以下, EMG) を利用している⁶⁾。Fukuda らは EMG 信号から動作パターンを推定し筋電義手を制御している⁷⁾。木口らは人間の肘の動作補助用のアシストロボットの制御において、フォースセン

サと EMG とを併用することによって、単一のセンサのみを制御入力に使用した場合に問題となる、センサ系の不全による誤作動を回避している⁸⁾。筋活動の計測法には EMG のほか、筋繊維の収縮の際に筋から発せられる圧力波を検出する筋機図 (mechanomyogram, MMG) がある⁹⁾。また、筋発揮力に伴う筋の反発力あるいは硬さ変化を検出する手法もある¹⁰⁾¹¹⁾。

これら従来の手法に対して、超音波を利用する手法では EMG に比して電氣的ノイズに対する耐性を得ることができ、また、超音波の生体透過性を活かし、皮膚表面より深部に位置する筋の情報を取得が可能となることが期待できる。

これまでの研究では、被験筋を挟むように超音波送信子・受信子を対向させて透過波を取得してきた。しかしながら、筋の構造変化の画像解析¹²⁾で利用されているように、生体からの反射波 (エコー) を利用することで、関節の動作に関するより詳細な情報を測定部から取得することが可能と考えられる。また、従来は透過波から 1 つの特徴量のみを抽出したが、反射波を利用する際にはより多くの特徴量を取得することが有効であると考えられる。また、動的な運動推定に適応するため、筋の運動方向に複数の超音波受信子を配置した。

以上のように、本稿では皮膚上より照射し、生体内で反射された超音波を基に関節の運動を推定する手法について述べ、関節角度とトルクの同時推定が可能であることを実験的に示す。

2. 超音波反射波を用いた関節トルク・角度推定

2.1 超音波を利用した関節運動検出のための装置構成

超音波センサ (US) を利用したシステムでは、体表面に密着させた超音波振動子から超音波を体内に送信する。本稿での実験で用いた US について述べる。1 つの US ユニットは 1 つの送信子と 2 つの受信子から成る。上腕測定用のカフ型 US を図 1 に示す。超音波振動子の直径は 19 mm であり、受信子は送信子を中心に 24 mm 間隔で筋の長軸方向に 2 つ配置されている。2 つの受信子を配置することで関節運動に伴う動的な筋の動きを単一の振動子利用の場合よりも詳細に検出できると考えられる。番号 j の US ユニットの送信子からの送信波を T_j 、受信子チャンネル k での受信波を $R_{jk}(k=1,2)$ で表

* 原稿受付 平成 19 年 3 月 7 日

** 学生会員 北海道大学大学院情報科学研究科
(札幌市北区北 8 条西 5 丁目)

*** 北海道電力 (札幌市中央区大通東 1 丁目 2 番地)

† 正 会 員 北海道大学大学院情報科学研究科

†† カリフォルニア大学アーバイン校 (Irvine, CA 92697, USA)

Tj : Transmitting transducer unit j
Rjk : Receiving transducer unit j ch. k

Fig. 1 Ultrasound sensor embedded in a cuff

す。本稿で使用したカフ型 US ではこれを 2 組用いている (すなわち $j=1,2$)。これは本研究で運動を推定したい肘関節の主働筋である上腕二頭筋と拮抗筋である上腕三頭筋の情報を得るためである。これを推定したい関節に作用する主働筋と拮抗筋の存在する上腕部に取付ける。各振動子はカフによって体表面に密着させられる。皮膚には超音波ジェルを塗り、振動子と生体間の超音波伝達効率を高める。

本研究では、送信回路で周波数 200 kHz のバースト波を発生させ、体表面に密着させた送信子から超音波を体内に送信する。200 kHz を採用した理由は、高い周波数のものに比して生体内での減衰が小さく、容易に生体内を伝播するためである。このことにより送信子の駆動電圧を低く抑えられる。本研究での振動子駆動電圧はピークトゥピークで 24 V であり、高周波の超音波を利用する装置に比べると電圧が低く、駆動回路を小型化できる。

超音波は筋肉を伝播し、音響インピーダンスが大きく変化する骨や筋肉、筋膜、脂肪などの境界面で反射する。その反射波を受信子で受信する。超音波の送信は、パソコンから D I O ボードを介し送信回路に送られるトリガパルスによって開始される。受信波はバッファ回路、A/D ボードを介してパソコンに取り込まれる。トリガパルスは A/D ボードにも送られており、超音波の送信と同期して波形記録が開始される。トリガパルスは 0.3 sec 間隔で送信されデータ取得が連続して行われる。

本研究では、超音波のサンプリングレートを 20 MHz、サンプリング点数を 6000 点とした。この場合、サンプリングに要する時間は 300 μsec となり、短時間での検出が可能である。

2.2 運動と生体内から反射される超音波波形の変化との関係

超音波は筋肉を伝播し、音響インピーダンスが大きく変化する骨と筋肉などの境界面で反射する。その反射波を別の超音波振動子で再び受信する。関節トルクは主働筋と拮抗筋の筋発揮力が腱を介して関節に伝わることで生成される。関節角度は主働筋と拮抗筋の収縮・伸展によって変化が生じる。これらの筋の運動時には筋の形状・性質が変化し、受信波の波形も変化することから、受信波より関節トルクと関節角度とを推定することが可能である。

受信波の波形例を図 2 に示す。

波形変化の主な理由としては、以下の 2 つが考えられる。

(1) 超音波伝播経路の変化

関節トルクが変化する際、筋力発揮に伴う筋収縮によって被験筋形状が皮膚下で変形する。また、関節角度 (姿勢) 変化に伴い、関節に關係する筋群の位置が移動する

Fig. 2 Example of ultrasound waveform

事で、測定部が変形する。これらにより超音波伝播経路が変化し、2 つの受信子に到達する波の強度に差異が生じる。

(2) 音響特性値の変化

筋収縮に伴う音響インピーダンスや伝播中の超音波の減衰率、音速などの変化といった音響的变化も受信超音波の波形に影響を及ぼす。Tamura らは筋肉内の超音波伝播速度が筋張力に關係していることを示している¹³⁾。

本研究では、これら 2 つの要因が複合的にセンサ値の変化に影響を与えているものとして扱う。疲労による筋の使い方の変化や、筋の腫れのような性質的な変化による、超音波への影響も考えられるが、本稿では疲労が起きないような 60 sec 程度の短時間の運動での実験を行なうこととした。

2.3 区間積分による波形の解析

表層部の筋肉の情報は受信波の、超音波送信後短時間の部分に、逆に深層部の情報はある程度時間が経過した部分に含まれている。そこで、我々は波形の形状を表す特徴量を得るため、超音波波形をいくつかの間隔に分割し、それぞれの区間において波形の整流積分値を特徴量として算出することとした (図 3 参照)。これによって従来の全体積分によって算出される特徴量には無い、以下のような利点が得られる。

- (1) 透過波の波形の大きさのみならず、波の形状変化を捉えることができる。従来は波形全体に渡り積分していたため、部分的に波形変化があっても他の部分の変化と相殺、埋没していた。
- (2) 受信子への到達時刻の遅い成分は、早く到達した成分よりも長い経路を伝播しているため、表層部の情報と深層部の情報を分けて捕らえることができると考えられる。

区分積分値は具体的には次のように算出される。まず波形のオフセットを除去し、さらに絶対値化して振幅値に変換する (同図 (b))。次にその振幅値を時間積分するが、従来その積分区間は 1 区間であり、波形全体の大きさのみを捉えていた (同図 (c) 中の I_{11})。本研究では、積分区間について送信開始時刻を $t = 0$ として、0 ~ 300 μs までも 50 μs 間隔で区切った 6 つの区間を設ける (同図 (d) 中の $I_{111} \sim I_{116}$)。これにより波形の変化を従来よりも詳細に取得できる。

特徴量は 4 つの受信波それぞれに対して算出される。番号 j の US ユニットの受信波チャンネル k での、 l 番目 ($l = 1, 2, \dots, 6$) の区分積分値 I_{jkl} は次式で表される。

$$I_{jkl} = \int_{(l-1)\Delta t}^{l\Delta t} |P_{jk}(t) - \bar{P}_{jk}| dt$$

ここで、 $P_{jk}(t)$ は US ユニットの j のチャンネル k の受信波電

Fig. 3 Example of split integral values of a received ultrasonic wave

圧であり、 $\bar{P}_{jk}$ はオフセット値である。 $\Delta t = 50\mu s$ である。 6つの区間積分値が4波形分で、合計24の区間積分値を推定器への入力となる特徴量として用いることになる。

2.4 関節トルク・角度同時推定のための推定器

推定器として重回帰式とニューラルネットワーク (NN) の2種類の方法を用いる。ここで、1リンクアーム (後述) から得られる真トルクを τ 、重回帰式による推定トルクを $\hat{\tau}_M$ 、NNによる推定トルクを $\hat{\tau}_N$ とする。重回帰分析による推定では線形和でトルクを推定する。重回帰分析により偏回帰係数を求めた後、重回帰式を使ってトルクの推定を行なう。NNでは、24個の I_{jkl} を入力し、30のニューロンユニットから成る中間層を介して、 $\hat{\tau}_N$ を出力する。重回帰式における偏回帰係数やNN内のパラメータは超音波センサの取付け位置や体格の個人差によって変化する。実験時に適応用のデータを取得し、偏回帰式の決定あるいはNNの学習を行なった。NNの学習は誤差逆伝播法によった。以上の操作で推定器を適応した後、関節トルクあるいは関節角度の推定を行なうこととした。

角度推定器はトルク推定器と同じものを使用し、出力をトルクではなく角度 ($\hat{\theta}_M$, $\hat{\theta}_N$) とした。

Fig. 4 Sensor placement in the experiment of torque and angle estimation

Fig. 5 Experiment of elbow joint exercise in dynamic contraction with 1-link arm

3. 関節トルク・角度同時推定実験

関節トルクと角度を同時に変化させる運動をした際の、関節トルクと角度の同時推定実験を、肘関節において行う。図4に示すように、USで肘の屈伸に作用する上腕二頭筋と上腕三頭筋の計測を行う。計測間隔は0.3 secであり、 T_1 , T_2 の送信時刻は0.06 secずらしてある。

実際の関節トルクと関節角度とを測定するために図5に示す1リンクアームを用いた。1リンクアームはダイレクトドライブモータによる駆動部を有し、関節回りに連続的に角度を変化させつつ、関節に負荷を印加することができる。本実験では、モータ制御により、リンクに仮想的に一定の慣性、粘性、ばねが付与された状態となっており、このリンクを動かすために被験者は肘関節にトルクを生じさせる。被験者が手首をリストホルダにはめることで、リンクの負荷が肘に伝わる。これにより、被験者は肘関節トルクを発揮しながら関節角度を変化させることができる。この装置では、モータのレゾルバから回転角度が取得でき、1リンクアームの角度は被験者の肘関節角度に一致するため、関節角度の測定値を得ることができる。また、リンクには2つの歪ゲージが取り付けられており、2ゲージ法で肘関節トルクの測定値を取得することができる。トルク信号および角度信号はA/D変換ボードを介してPCに記録された。この際のサンプリングレートは1024 Hzであった。1リンクアームは高剛性な素材から構成されるが、この装置はトルク推定器の構築と推定精度の評価のために使用され、超音波センサを利用する本関節運動推定手法を実用化するには使用されない。

(a) Results of the torque estimation

(b) Results of the angle estimation

The suffix M: Estimated with with Multiple regression analysis, the suffix N: Estimated with NN

Fig. 6 Results of the experiment

肘の屈伸運動を肘関節角度 0 deg から 90 deg の範囲で行い、屈伸の周期は 10,8,6,4,2 sec と 2 回の屈曲・伸展ごとに徐々に短くした。なお、ここでは関節角度の 0 deg を鉛直方向、つまりシートに座った被験者が腕を下方に伸ばした状態にとり、屈曲方向を角度および力の正方向とした。運動中、肘にはリンクより負荷がかかっており、被験者は関節角度変化とトルク発揮を同時に行なった。運動時間は 82 sec 間である。この運動を推定器の適応用に 1 回行なった。その後、同様の運動を 5 回行い、得られた US からのセンサ値を推定器に入力し関節角度とトルクを推定した。なお、本実験での被験者は 20 代の男性 1 人であった。

3.1 関節トルク・角度同時推定実験の結果と考察

推定テストの 1 回目から 5 回目までの関節トルク推定結果および角度推定結果をそれぞれ図 6 (a) 及び (b) に示す。推定精度の目安として推定値と測定値との相関係数と平均誤差を算出し、角度について図 7 (a)(i) に、トルクについて同図 (a)(ii) に示した。項目 Ref では推定器の学習結果を、項目 1st-5th では 1 回目から 5 回目までの推定テストデータでの値を示している。トルク推定に関しては初回の推定では相関係数が重回帰式で 0.83、NN で 0.89、誤差が重回帰式: 1.1 Nm、NN : 0.5 Nm という値が得られた。しかし、運動回数の増加と共に、特に 3 回目の推定以降で推定結果に振動的な誤差が生じ、重回

The suffix n: Estimated with NN,
m: Estimated with Multiple regression analysis

(a) Comparison about the estimator

The suffix p: Proposal method (estimation with the integral values of the divided wave),
c: Conventional method (estimation with the integral value of the entire wave)

(b) Comparison between the proposal method and the conventional method

The suffix means the number of receivers utilized for the estimation

(c) Comparison about the number of receivers

Fig. 7 Correlation coefficient(r) and estimation error(e) between the estimated data and the measured data

帰式, NN の場合ともに相関係数が減少し, 誤差が増大した。角度推定に関しては, 初回の推定では相関係数が重回帰式で 0.93, NN で 0.95, 誤差が重回帰式: 12.3 deg, NN: 9.6 deg という値が得られた。重回帰式による推定での相関係数は全ての推定テストにおいて 0.9 以上と非常に高く, 良好な結果が得られた。但し推定全体での平均誤差は 27 deg であり, NN

による推定 (相関係数は 0.84 以上) の方が, 平均誤差 15 deg と良好な結果となっている。推定器の違いによって結果に差が生じたことから, 推定器の改良について今後検討する必要がある。

以上より, 生体内からの超音波エコーを利用して動的な運動における関節トルクと関節角度の同時推定が可能であるこ

Table 1 Comparison the results of the first estimation test in each case

Feature value	Num. of receivers	Results			
		Torque		Angle	
		Cor.	Err.	Cor.	Err.
Divided integral	4	0.89	1.1	0.95	9.6
Divided integral	2	0.67	2.2	0.75	20
Non-Div. integral	4	0.45	2.6	0.76	18

The unit of error is Nm.

とが分かった。一方で、トルク推定・角度推定ともに運動回数の増加、つまり時間経過により誤差が増大している。この原因の一つとしては、センサのずれや超音波振動子と皮膚との密着具合の変化といった検出環境の変化が可能性として考えられ、これによる誤差は、超音波振動子が皮膚から剥離する事を防ぐ工夫を講ずることで抑制可能であると考えられる。もう一つの原因として、運動の繰り返しによる被験者の筋の使い方の変化が考えられる。ある一定の関節トルクであっても、そのトルクを生じる主働筋と拮抗筋の組み合わせは無数にあり、この組み合わせは運動への慣れや疲労によって変化する。それによって推定器の学習用データに含まれない筋発揮力の組み合わせが推定テストのデータに現れると、推定精度が低下することになる。本稿では被験者の運動に対する慣れや疲労については考慮しないものとしたが、今後の研究においてそれらが超音波波形に及ぼす影響を検討する。

3.2 区間積分の効果および受信波チャンネル数の効果に関する結果と考察

区間積分による関節トルク・角度推定の結果と従来の全波積分による推定結果とを、相関係数および平均誤差で比較した結果をそれぞれ図 7(b) の (i), (ii) に示す。また、初回の推定テストの結果を表 1 に示した。推定器は NN であり、その構成と学習およびテストに使用したデータは 3.1 節で推定に使用したものと同じである。区間積分による推定結果では、相関係数および平均誤差の両方において従来の手法よりも良い結果が得られることが分かる。

同様に、推定に使用する超音波受信チャンネル数を違えて推定した結果の比較を図 7(c) の (i), (ii) に示す。比較は受信チャンネル 2 つ (図 4 の R_{12} と R_{22}) で得た波形を用いた場合と、4 つの場合 (R_{11} , R_{12} , R_{21} , R_{22}) とで行なった。相関係数、平均誤差ともに 4 つの受信チャンネル全てを使用した場合の方が良好な結果が得られており、受信チャンネル数を増やすことで推定の確実性が増すことが分かった。

4. 結 言

本稿では皮膚上より照射し、生体内で反射された超音波を基に関節の運動を推定する手法を提案した。提案した手法を実現する推定システムを構築し、動的収縮における肘関節トルクと角度の同時推定を行った。推定実験の結果、推定値と測定値との相関係数は初回のトルク推定テストおよび角度推定テストでそれぞれ 0.89, 0.95 であった。誤差はトルクおよび角度についてそれぞれ 1.1 Nm, 9.6 deg であった。このことから、提案した手法でトルク・角度の同時推定が可能であることが示された。この結果は、筋を含む測定部の形状・性質と

トルク・角度との間に対応関係があることを間接的に示しているものと考えられるが、この対応関係は個人ごとに異なり、またセンサの取り付け位置によっても差異が生じる。これは推定精度にも関係する事柄であり、今後の研究で超音波診断装置を用いて測定部の断面画像を取得し、詳細に解析する。

また、提案手法では波形を区間に分けて整流積分値を算出するという特徴量算出を行ない、また、超音波受信子を筋の運動方向に並べて配置した。これらの効果を従来の全波積分の整流積分値および単一受信子利用での推定結果と比較し、その有効性を確認した。

推定では運動試行回数が増すにつれて、推定精度が下がる現象が起きた。この原因としては、実験中のセンサの皮膚表面からの剥離が考えられ、センサ固定の方法を改善することで安定した推定が可能になるものと考えられる。また、被験者の動作の慣れや、疲労による筋の使い方や筋の性質の変化も原因として考えられ、今後の研究で検討を進める。本手法を関節トルク・角度センサとして利用するためにはさらなる精度の向上が求められるものと考えられる。一方で現段階においても、出力を連続値ではなく離散的な区分に分けて関節の状態を示す、動作分類器としての利用が可能であると考えられ、現在研究を進めている。

謝 辞

本研究の一部は文部科学省科学研究費補助金 (若手研究 (A), 課題番号 18686021) の支援を受けて行なわれており、ここに感謝の意を表する。

参 考 文 献

- 1) T.Tanaka, R.Yamaguchi, S.Hori, S.Moromugi and M.Q.Feng : Ultrasonic Sensor Disk for Detecting Muscular Force, Proc. of IEEE International Workshop on Robot-Human Interaction 2003, (2003) 291.
- 2) 筒井洋一郎, 田中孝之, 金子俊一, マリア Q. フェン : 生体を透過した超音波による関節トルク・角度推定, 精密工学会誌, **73**, 9, (2007) 掲載予定.
- 3) E. A. Clancy and N. Hogan : Estimation of Joint Torque from The Surface EMG, Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, **13**, 2 (1991) 0877.
- 4) O. C. J. Lippold : The Relation Between Integrated Action Potentials in a Human Muscle and Its Isometric Tension, J. Physiol., **117**, (1952) 492.
- 5) B. Bigland and O.C.J.Lippold : The Relation between Force, Velocity and Integrated Electrical Activity in Human Muscle, J. Physiol., **123**, (1954) 214.
- 6) 小山猛, 田中孝之 : 介護用装着型ヒューマンアシストロボットの開発とアシスト効果向上のための制御系設計, フルードパワーシステム, **34**, 5 (2003) 52.
- 7) 福田修, 楠, 辻敏夫 : 生 EMG 信号による電動義手の制御, 計測自動制御学会論文集, **40**, 11 (2004) 1124.
- 8) K. Kiguchi, S.Kariya, K. Watanabe and T. Fukuda : An Exoskeletal Robot for Human Elbow Motion Support -Sensor Fusion, Adaptation, and Control, IEEE Trans. on Systems, Man and Cybernetics, **B,31**, 3 (2001) 353.
- 9) 小倉隆英, 関和則, 市江雅芳 : 等尺性筋収縮における EMG と MMG の比較, 第 5 回日本電気生理運動学会 (JSEK) 大会抄録集, (2002) 29.
- 10) 山本圭治郎, 兵頭和人, 石井峰雄, 松尾崇 : 介護用パワーアシストスーツの開発, 日本機械学会論文集 (C 編), **67**, 657 (2001) 1499.
- 11) S.Moromugi, Y.Koujima, S.Ariki, A.Okamoto, T.Tanaka, M.Q.Feng and T.Ishimatsu : Muscle Stiffness Sensor to Control Assisting Device for Disabled, Proc. of The Eighth Int. Symp. on Artificial Life and Robotics (AROB8th '03), (2003) 459.
- 12) 金子公有, 福永哲夫 : パイオメカニクス, 杏林書院, (2004) 452 - 459.
- 13) Y. Tamura and I. Hatta : Changes in muscle stiffness during contraction recorded using ultrasonic waves, Nature, **299**, (1982) 631.