

ウェーブレット変換による手動作系の解析

Analysis of Joint Impedance of the Human Arm by Wavelet Transform Method

伊藤晋彦¹, 金尾英樹², 赤滝久美¹, 渡壁 誠¹, 三田勝己^{1,3}, 加藤厚生⁴
K. Ito¹, H. Kanao², K. Akataki¹, M. Watakabe¹, K. Mita^{1,3}, A. Kato⁴

Abstract The purpose of this study is to investigate the behavior of joint impedance change of the human arm. We carried out some tracking experiments in a constant speed motion of the human wrist joint with an elastic load. The analysis was looking at the oscillation frequency change then we made plans time-frequency analysis by the wavelet transform. As a result of the experiments, we found that the oscillation frequency of the tracking motion of the human wrist joint shifts continuously to a higher region that corresponds with loaded torque increase. In the tracking experiment, the accuracy of tracking has made progress in case of the load estimated on 10%MVC.

1. はじめに

ヒトの巧みな手足の運動は、中枢および神経系とアクチュエータである筋が協調することによってはじめて実現される^{1)~3)}。生体筋は神経の支配を受けており、張力-筋長特性（弾性特性）と張力-収縮速度特性（粘性特性）を持つことが知られている。こうした運動の制御機構の解明をめざした多くの研究がなされているが、動的な随意運動については多くの要因が複雑に関わるために、工学分野の研究課題としてはあまり積極的に取り上げられてこなかった。その要因の一つは、運動が時事刻々と変化するため、定常過程で確立されてきた解析手法が適用できないことである。従来用いられてきたウィンドウをかけた短時間フーリエ変換などがこれである。近年、この問題に対処できる時間-周波数解析の手段としてウェーブレット変換が注目を集めている。

本研究では、関節角度に比例して力が増加する負荷として弾性負荷を手関節に加えてトラッキング実験を行った。

トラッキングの際に手関節の運動に現れる振動現象に着目し、ウェーブレット変換を用いて手動作の挙動の解析を試みた。

2. トラッキング実験^{4),5)}

実験の主目的は環境との相互作用によって筋の粘弾性がどのように変化するかを探ることである。実験はヒトの手関節の屈曲運動として行ない、環境は弾性負荷のみとした。この目的に適う負荷装置としてすでに開発を終了した可変粘弾性負荷装置⁶⁾を用いた。

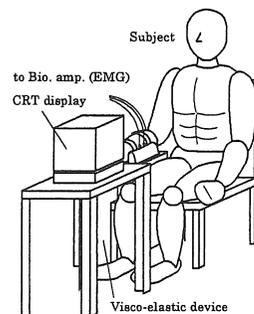


図 2.1 トラッキング実験の様子

図 2.1 に示すように、被験者の姿勢は椅座位とし、肘関節 90 度屈曲位で、右手関節の回転中心が負荷軸と一致するように前腕の位置を調節した。そして、

- 1 愛知県心身障害者コロニー（春日井市）
- 2 愛知工業大学電気電子工学専攻院生（豊田市）
- 3 理化学研究所（名古屋市）
- 4 愛知工業大学電子工学科（豊田市）

CRT 画面上に表示されるターゲットカーソル(視標)を目で追いながら, 負荷軸に連結したクランクを手関節で操作してトラッキングカーソル(追跡標)を一致させるように指示した。

視標は, 図 2.2 に示すように -25 から 35 deg まで屈曲方向に 10 deg/sec で移動させた。ただし, トラッキングは -5 deg から開始し, 35 deg までの屈曲運動とし, 0 から 30 deg の 3 秒間のトラッキングデータを調査対象とした。また, 視標および追跡標の提示の有無については, それぞれ常に提示させる方法のみとした。負荷強度は, 無負荷から弾性係数を 0.2 kg·cm/deg おきに 1.2 kg·cm/deg まで 7 段階の変化とした。そして, 各負荷条件について試行回数を 10 回とした。

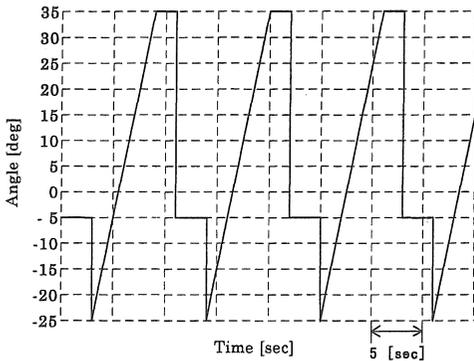


図 2.2 ターゲットパターン

図 2.3 に示すように視標と追跡標は同一 CRT 画面の上半部と下半部に太さの同じ 2 本の垂直線として表示し, それぞれ水平方向(画面の右端から左端)へ移動するようにした。視標の送出を始めとする実験システムの制御はパーソナルコンピュータで行った。

被験者は 14 名 (21~23 才) の健康な男性とした。被験者は全て右利きで, 実験は右手関節で行った。実験に先立ちホームポジション(主動筋, 拮抗筋がともに休止状態になる手関節角で被験者毎に EMG を観測しながら設定)を定めた。

手関節の屈曲角はホームポジションを -5 deg として, -5 deg から 35 deg とした。このとき視標の移動範囲は, 眼球の大きな運動を伴わずに視標を視認できるように視角にして -10~10 deg となるよ

うに設定した。関節屈曲速度は全て 10 deg/sec の等速度とした。

視標の運動については, 試行開始と同時にホームポジション (-5 deg) をとり, 3 秒間ホームポジションを維持した後, 画面右端 (-25 deg) に移りランプ運動に入る。6 秒後最終角度 (35 deg) に達してからなお 1.5~2.0 秒間その角度を維持し, 再びホームポジションへ戻る。

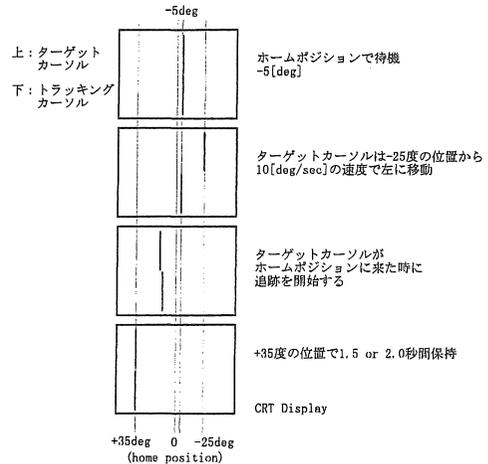


図 2.3 ターゲットカーソル, トラッキングカーソルの動作

図 2.4 に示すように視標制御信号, トラッキング応答, および関節トルクの他に, 橈側手根屈筋と尺側手根伸筋⁷⁾(または橈側手根伸筋)から表面誘導筋電位を使い捨てのボタン電極を使って双極誘導して記録した。計測信号は全ていったんデータレコーダ (DAT) へ記録し, 解析はオフラインで行った。

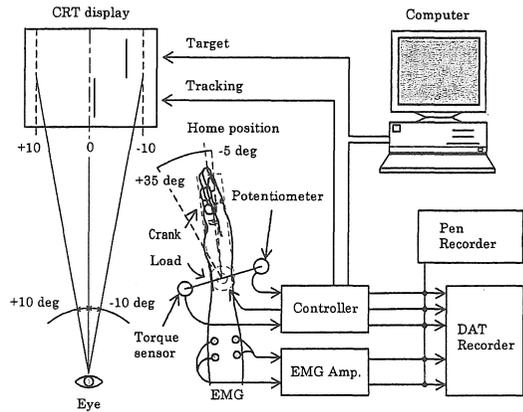


図 2.4 測定装置構成図

ウェーブレット変換による手動作系の解析

3. 解析方法

生体における現象の一つに振戦と呼ばれる現象がある。振戦とは視認できないがセンサーによって検出できる身体部位の微細な機械的振動である⁹⁾。この振戦は、健常者が示す生理的振戦と脳疾患者が示す病理的振戦とに大きく分けられる。ここではターゲットとトラッキングの偏差（トラッキングエラー）を周波数解析することにより、この振戦現象の特徴が見出せるものとした。

EMG やトラッキング信号などの信号は一般にアナログ信号と呼ばれるが、信号処理はデジタル計算機で行われるため、アナログ信号をA/D変換器によりデジタル信号に変換した。

解析は、トラッキングエラーを求め、周波数解析を用いることによって行った。周波数解析法にはウェーブレット変換を用いた。また、トラッキングの評価として角度偏差の2乗和を用いた。解析の対象はともに1.5~4.5秒(0~30[deg])の3秒間とした。

4. ウェーブレット変換^{9)~13)}

ウェーブレット変換は、アナライジングウェーブレットと呼ばれる原点の周りに局在化した関数をもとにスケール変換とシフト変換で得られる関数群と時間 t の関数 $f(t)$ とのコンボリューションをとったもので、式(4.1)のように定義される。

$$(Wf)(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \bar{\psi} \left(\frac{t-b}{a} \right) dt \quad (4.1)$$

ここで、 $a > 0$ であり、 $\bar{\psi}$ は複素共役を表す。関数 $\psi(t)$ は許容条件

$$\int_{-\infty}^{\infty} \frac{|\hat{\psi}(\omega)|^2}{|\omega|} d\omega < \infty \quad (4.2)$$

を満足する関数であり、基本ウェーブレット（アナライジングウェーブレット）と呼ばれる。ここで $\hat{\psi}$ は ψ のフーリエ変換である。

本研究ではアナライジングウェーブレットにGabor関数を採用した。式(4.3)

$$\psi(t) = \pi^{-1/4} \left[\frac{\omega_p}{\gamma} \right]^{1/2} \exp \left\{ -\frac{(t\omega_p/\gamma)^2}{2} - i\omega_p t \right\} \quad (4.3)$$

Gabor関数は時間-周波数領域において最も局在性のよい関数であり、フーリエ変換の基底 $\exp(-i\omega t)$ にGauss窓をかけることにより得られる。

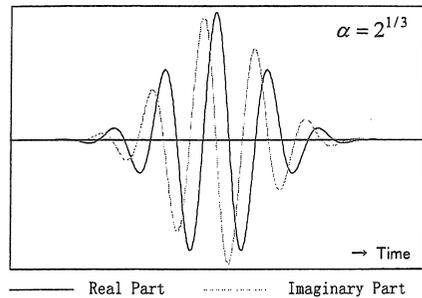


図 4.1 Gabor 関数

時間-周波数解析に用いた Gabor 関数のパラメータとして $\gamma = 8.69$ とし、時間区分は0.05[sec]、周波数区分は0.1[Hz]とした。

5. 手動作の解析内容と解析結果と考察

5.1 解析内容と解析結果

トラッキング実験の負荷条件は無負荷から弾性係数を0.2 kg·cm/deg おきに1.2 kg·cm/deg まで7段階の変化とし、各負荷条件について試行回数を10回としたが、被験者ほぼ全員が特に問題なく追跡できた。しかし、被験者の最大筋力には個人差があるため、負荷条件によってはターゲットカーソルを楽に捕捉できる場合と多少苦労が見られる場合があった。したがってトラッキング後のホールド状態の時間を被験者によってその都度調整した。

図5.1はトラッキングの典型例である。図の左はトラッキングエラー波形を示し、右側はトラッキングエラー(0~30[deg]の区間)のパワースペクトルを示す。この結果から、トラッキングは2~3[Hz]で振動しながら追跡しており、弾性係数の増加にもない高い周波数の微細振動がみられた。

図5.2にトラッキングの評価指標を示すと、弾性係数0.4 kg·cm/degを最小とする曲線が得られた。

時間一周波数解析に用いた Gabor 関数のパラメータとして $\alpha=2^{1/3}$ とし, 時間区分は 0.05[sec], 周波数区分は 0.1[Hz]として Wavelet 変換をおこなった結果を図 5.3 に示す. 図は失敗試行を除いたうちの典型例を示す.

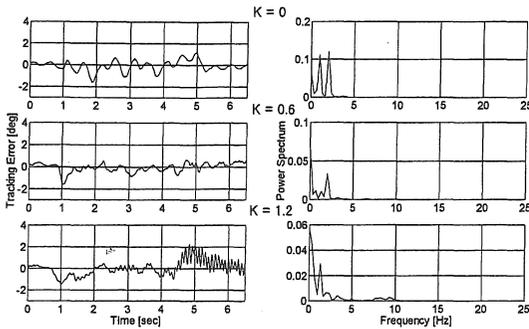


図 5.1 FFT 解析結果

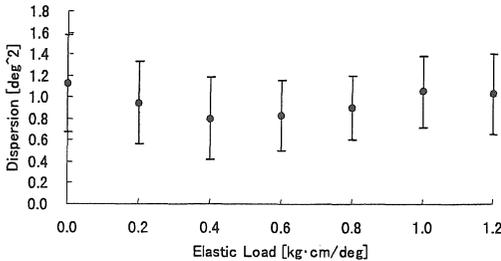


図 5.2 トラッキング視標

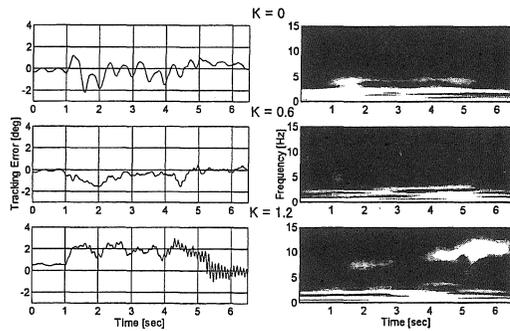


図 5.3 Wavelet 解析結果

その結果 5~10[Hz]の帯域において弾性負荷の強度が増加するにしたがい振動周波数の顕著な増加傾向を示した. この周波数シフトについて詳しく調べるために, 被験者全員について各時刻でスペクトルのピーク周波数を検出して, ピーク周波数の平均と偏差を図 5.4 に示した. 負荷強度については弾性負荷であるので角度依存性を持つが, 平均的にはター

ゲットとはほぼ一致していることから, $\tau \approx K\theta_{lag}$ と考えても支障が無いと判断し, 図の横軸は負荷トルクで表現してある.

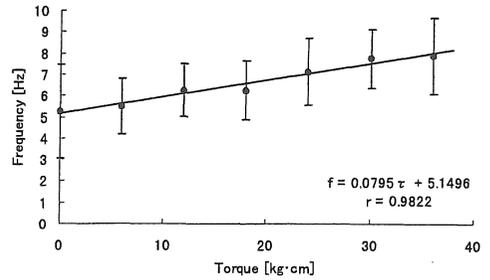


図 5.4 ピーク周波数変化

5・2 考察

ウェーブレット解析の結果, 増加する負荷トルクに比例して強い線形相関を示して振動周波数が高周波数域にシフトすることが分かった. つまりトラッキングは, 主に 3[Hz]程度の低周波成分と負荷強度に依存した 5[Hz]以上の高周波成分の振動を伴って行われることがわかった. 高周波数域への周波数シフトは, 視覚フィードバックの無い場合においても確認されている¹⁴⁾. このことから筋の粘弾性調節は視覚フィードバック系の位置制御系によるものではないと考えられる.

被験者間に現れる周波数シフトのばらつきは個人差によるものであるが, これは視標追跡中における筋粘弾性係数の変化の仕方が異なるためと考えられる. 本実験のように設定された屈曲運動を実行するために被験者は筋活動レベルを変化させる. その筋活動レベルの変化によって筋の粘弾性に変化が生ずれば発現する運動に影響を与えるので, 逆に運動から筋粘弾性の変化を推定できるものと考えられる.

そして, トラッキングの評価指標を求めた結果, 弾性係数が 0.4 kg·cm/deg(おおむね 10%MVC)程度で最小値を示していることから外部に適切な負荷を加えることによって位置制御性を向上させることができるものと考えられる.

ヒトの四肢は, 本来不安定な骨格と柔軟な骨格筋で構成され, 筋の制御信号を伝達する神経路は伝達速度が遅く, さらに環境との接触作業などと制御系

ウェーブレット変換による手動作系の解析

を不安定にする要因がそろっているにも関わらず、柔軟で正確かつ安定な運動を可能としている。これは、小脳などの中枢により運動に適切な筋の粘弾性を、姿勢および環境との接触力などに応じてダイナミックに変化させることにより実現されていると思われる。

謝辞

この研究は愛知県心身障害者コロニー発達障害研究所臨床運動学研究室にて行ったことを記し謝辞とする。日頃御指導、御助言を頂きました同研究所三田勝己先生、伊藤晋彦助手に深謝致します。

本実験を行うにあたって愛知工業大学電子工学科生体工学研究室の学生らの協力を得た。ここに感謝します。

参考文献

- 1) T. Tsuji, K. G. t., M. Moritani, M. Kaneko and P. Morasso: "Spatial Characteristics of Human Hand Impedance in Multi-joint Arm Movements", Proceedins of IEEE International Conference on IntelUigent Robots and Systems, 423~430, 1994.
- 2) 伊藤, 辻: "筋骨格系の双線形特性と義肢制御への応用", 電気学会論文誌, c105-10, 201~208, 1985.
- 3) 五味, 川人: "運動中に変化する腕の機械インピーダンス", 生体・生理工学シンポジウム論文集, 311~314, 1994.
- 4) 加藤厚生・他: "弾性負荷条件下で等速度運動する筋の粘弾性変化", 電子情報通信学会論文誌 A, J73A, 6, 1159-1166, 1990.
- 5) 伊藤晋彦: "接触作業ロボット制御法の基礎研究", 愛知工業大学修士論文, 1990.
- 6) 加藤厚生, 伊藤正美: "機械インピーダンスを自由に調節できる装置", 信学論 (A), J72-A, 10, 1687-1694, 1989.
- 7) D. P. Quiring, J. H. Warfel: "筋の機能解剖", 医学書院.
- 8) 板倉直明: "生理的振戦に与える飲酒の影響", 医用電子と生体工学, 32-2, 47-49, 1994.
- 9) 榊原進: "ウェーブレット ビギナーズガイド", 東京電機大学, 1995/1996.
- 10) 山口昌哉・守本晃: "ウェーブレットとその応用", 計測と制御, 31-8, 879/886, (1992).
- 11) 佐藤雅昭: "ウェーブレット理論の数学的基礎 第 I 部", 日本音響学会誌, 47, 405/415, (1991).
- 12) 石川竜太・徳弘一路: "ウェーブレット解析による地震波の初動検出", 日本音響学会誌, 52-2, 105/111, (1996).
- 13) 山口昌哉・山田道夫: "ウェーブレット解析", 科学 60, 398/405, (1990).
- 14) 入倉俊博・他: "等速度トラッキング運動中の筋粘弾性の調節", 愛知工業大学研究報告, 第 31 号, 1996.

(受理 平成 10 年 3 月 20 日)