

# 定性モデリングによる演奏スキルデータの個人差比較解析

## Comparative Analysis on Musical Performance Skill by Qualitative Modeling

植野 研<sup>\*1</sup>  
Ken UENO

古川 康一<sup>\*2</sup>  
Koichi FURUKAWA

<sup>\*1</sup> 慶應義塾大学SFC研究所  
Keio Research Institute at SFC

<sup>\*2</sup> 慶應義塾大学大学院 政策・メディア研究科  
Graduate School of Media and Governance, Keio University

In this paper, we propose new qualitative modeling methods to analyze personal skill differences. We compare the motion skill differences based on motion capture and EMG data with respect to musculo-skeletal controls. We measured the angular movement and EMG data during musical instrumental performance. Our analyzing approach consists of three modeling methods: (1)generating peak timing synergy, (2) representing qualitative joint stiffness change pattern by comparing the agonist muscle activity to the antagonist's activity, and (3)calculating the skill difference between performers with Kullback-Leibler divergence. We found that our methods make sense to the measured data, and explain the skill differences among professional, amateur, and the novice cello players.

### 1. 楽器演奏動作研究の背景

弦楽器演奏動作における身体動作の解析の先駆的な研究は 20 世紀初頭に行われた[Szende71]。この時期は、弦楽器の演奏法が大幅に進歩した時期と重なる[Kolneder98]ため、演奏法と同時に生理学的な検証が行われたのではないかと推測される。その後 1960 年代に入りバイオリン演奏に使われる筋の基礎研究が行われた[Szende71]。この研究では、バイオリン演奏中にどの筋が使われているかを記録・分析している。これらの知見は現在も器楽演奏教育の中に暗黙的に取り込まれている。

しかしながら、これらの研究は、動きに対してどの筋を使うかを示してはいるが、個人差や熟練度を考慮しているとはいえない。楽器演奏では、個人差や熟練度の違いは顕著である。身体の個人差、身体の自由度が冗長であるベルンシュタイン問題に加え、楽器の使い方にも冗長性があり、熟練度によって楽器の扱い方が変化していくため、個人差が生まれると考えられる。個人差を考慮したうえで、どのように身体を制御して演奏しているかを客観的に評価する方法があれば、個人にあった器楽演奏教育に役立つと考えられる。

本研究では、演奏動作を計測し、タイミングに着目した定性モデル生成方法を提案する。定性モデルを用いる利点は、生成されたモデルがパフォーマンスにとって理解可能な点である。Sucらは、定性木を使って自転車操舵技能の違いを明示化する方法を示している[Suc00]。「熟練者はゴール直前で自転車を反対方向に傾ける」といった結果は、スキル分析者だけでなく、パフォーマンスにとっても理解が容易であるため、教育への応用に向いているといえる。

我々は、定性モデリングの中でも、ピークに着目した線分列近似アプローチを選択した。バイオメカニクスやスポーツ科学の分野では、波形のピークは重要な意味を含んでいる。たとえば、臨床歩行分析(GAIT Analysis)では、反射が起こっているかどうかを関節点のピークの有無で判定できること、時間ずれを伴った関節点変位のピークの体幹から抹消への伝播が、熟練者のむち動作を生み出すことが示唆されている[湯 94]。

本稿では、ピークに基づく線分列近似を使って、3つの定性モデリング方法を提案する。(1)タイミングシナジー生成法 (2)主動・拮抗筋電位からの定性的な関節スティフネス変化パターンの明示化法 (3)タイミングシナジーの個人差の定量化法 である。

(1)では、計測データから関節角度を計算し、関節角度の時系列データから、線分列近似を利用してピーク系列を抽出する。このピーク系列データから、タイミングシナジーを生成する。タイミングシナジーとは、異なる関節同士がある時間ずれを伴って同期、または遷移する関節協調パターンのことである。この協調パターンが体幹よりのセグメントから抹消よりのセグメントに向かって時間ずれを伴って試行間に頻出することが分かれば体幹からのエネルギーを効率よく抹消に伝えていることなどが分かる。

タイミングシナジーを効率よく発揮するには、関節のスティフネスを調節することが必要になる。おもに各関節の主動筋と拮抗筋を協働させることで、スティフネスを調整できる。そこで、(2)では、主動筋と拮抗筋の筋電位データを線分列近似することで、定性的な関節スティフネスの変化を明示化する方法を提案する。

(3)では、演奏者間でタイミングシナジーモデルの比較により、演奏スキルの相対的な個人差を定量化する。カルバック-ライブラ情報量の拡張により、タイミングシナジーの頻度行列から2演奏者間における個人差の距離が定義される。計測データを使って実験した結果、スキルの熟練度だけでなく演奏法の違いも示唆されていることが分かった。

### 2. 運弓動作の計測

#### 2.1 計測タスク

ここでは、チェロの右腕運弓運動に着目し、二分音符 60BPM で単純な開放弦ポインティングをタスクとした。被験者は初心者1名、アマ熟練者1名、プロ熟練者1名である。弓の運動軌跡は横断面上に形成される。運弓運動は、下弓相と上弓相の2相からなる。下弓相から上弓相へと移る部分は下弓から上弓への弓の返し動作と呼ばれる。

下弓相では、チェロの弦と弓との接点が  $p_1$  となる時刻から  $p_2$  となる時刻まで弦を弓で強制振動させながら弓を動かす。弓と

弦の接点が  $p_2$  まで到達したら逆方向に弓を返し、上弓相に入る。 $p_3$  まで弓が到達したら上弓相から下弓相への返し動作は、さんで下弓相に戻り次の運弓周期に移る。

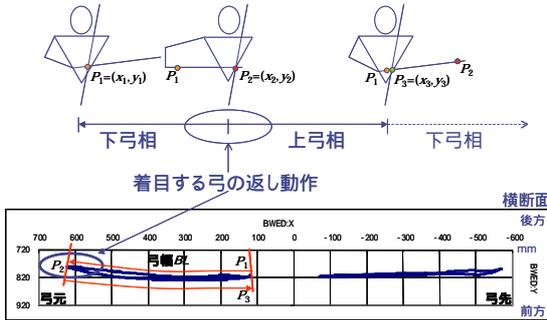


図1: 運弓動作と弓の軌跡

## 2.2 計測システム

3次元モーションキャプチャと筋電計を同期計測し、演奏中の関節運動、筋活動を記録した。モーションキャプチャは Oxford Metrics 社製 Vicon8i を用いた(光学式、フレームレート 120Hz)、5台のカメラを用いて3次元関節座標を計測した。筋電計はアクティブ表面電極型の Delsys 社製 Bagnoli-8 EMG System を用いた(時定数 0.03, サンプリング周波数 1,080Hz)。演奏との同期を取るために電子メトロノーム音をマイクロフォンで演奏者に聞かせるとともにメトロノーム信号を計測データと同期させて PC に取り込んだ。

## 3. キネマティクスデータの計算

### 3.1 関節角の計算

運弓運動は主に、上肢右側の身体運動により行われる。そこで運弓運動に必要なと考えられる関節と筋を機能解剖学の知識から選定し、5セグメント4リンクで表現した(図2)。

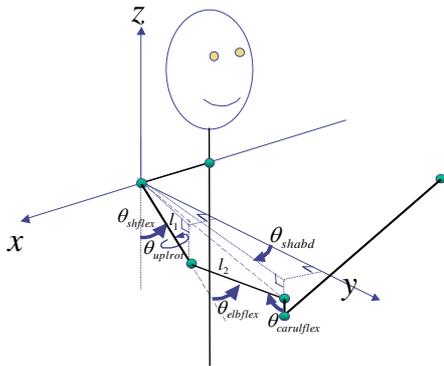


図2: 3次元関節角

肩関節、肘関節、手首関節、チェロと弓のなす角度において、三角筋中部繊維束、三角筋前部繊維束、上腕二頭筋長頭、上腕三頭筋外側頭、橈側手根屈筋、尺側手根屈筋、母指球筋の7筋の作用により変化する6つの関節角を解析対象とした。6つの関節角は、肩関節水平外転角  $\theta_{shabd}$ 、肩関節屈曲角  $\theta_{shflex}$ 、上腕外旋角  $\theta_{uplrrot}$ 、肘関節屈曲角  $\theta_{elbflex}$ 、手首尺屈角  $\theta_{wuldflex}$ 、チェロ・弓角  $\theta_{vcbow}$  とした。肩峰  $Vs$  を原点としたベクトルを考える。肘の絶対ベクトルを  $Ve$ 、手首のベクトルを  $Vw$  とすると、肘の相対ベクトル  $Re$  は、 $Re = Ve - Vs = (Xe, Ye, Ze)$ 、手首の相対ベクトル  $Rw$  は、 $Rw = Vw - Vs = (Xw, Yw, Zw)$  である。ここで、各関節角度は、[Ueno00]から以下のようにして求められる。

- (1) 肩関節水平外転角  $\theta_{shabd}$

$$\theta_{shabd} = \tan^{-1} \left( -\frac{\sqrt{x_e^2 + y_e^2}}{z_e} \right)$$

- (2) 肩関節屈曲角  $\theta_{shflex}$

$$\theta_{shflex} = \tan^{-1}(x_e / y_e)$$

- (3) 上腕外旋角  $\theta_{uplrrot}$

$$\theta_{uplrrot} = \tan^{-1} \left\{ \frac{-x_w \cos \theta_{shabd} + y_w \sin \theta_{shflex}}{(x_w \sin \theta_{shflex} + y_w \cos \theta_{shflex}) \cos \theta_{shabd} + z_w \sin \theta_{shabd}} \right\}$$

- (4) 肘屈曲角  $\theta_{elbflex}$

$$\theta_{elbflex} = \cos^{-1} \left( \frac{x_w^2 + y_w^2 + z_w^2 - l_1^2 l_2^2}{2l_1 l_2} \right)$$

- (5) 手首屈曲角  $\theta_{wuldflex}$

$$\theta_{wuldflex} = \cos^{-1} \frac{EC \cdot CI}{|EC| |CI|}$$

ただし  $E = (x_e, y_e, z_e)$ ,  $C = (x_c, y_c, z_c)$ ,  $I = (x_i, y_i, z_i)$

- (6) チェロ・弓角  $\theta_{vcbow}$

$$\theta_{vcbow} = x - y$$

ただし、図3において  $\vec{c} = ai + bj$ ,  $\vec{d} = ci + dj$  としたとき  $\tan^{-1} x = b/a$ ,  $\tan^{-1} y = d/c$  である。

角度の計算に用いる3次元モーションキャプチャで得られた関節座標データは3次の FIR デジタルフィルタ(Hamming ウィンドウ、カットオフ周波数 6Hz)を使って平滑化する。筋電位データは全波整流した後に IIR デジタルフィルタ(2段、カットオフ周波数 6Hz)を3段カスケード接続で適用し、筋電位のエンベロープを求めるために波形を平滑化した。いずれも、位相ずれを防ぐため、データを逆向きにして同様のフィルタを適用した。

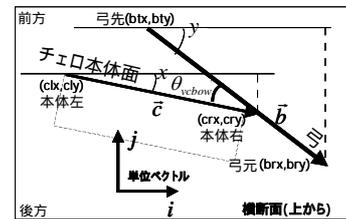


図3: チェロ・弓角の定義

### 3.2 弓幅とスキルの熟練度

運弓動作をうまく実現するには、弓を幅広く使えることが重要である[Opno87]。弓幅の広さは、音を良くする点、運弓のパリエーションが増える点で重要であると考えられる。[山崎 01]らは、チェロの形状を有する力学チェロでの弓圧計測実験の中で、チェロ運弓動作の本質的な難しさは、弓を持つ手と弦との距離が変化しても弦に加わる力を一定に保つようしなければならない点にあることを指摘した。しかしながら、弓圧を一定に制御するのか、弓から弦へのエネルギーを一定にするのかどうかについてはいまだ不明な点が多い。だが、弓の幅が広がるにしたがって弓の制御が困難になるのは事実である。その第一の理由は、肩、肘、手首を動かす範囲をなかなか大きく出来ないからである。第二は、同一の力学モードで全弓を動かすのが困難だからである。第三は、弓の根元では音が汚くなるので弓が使いがらという事実が影響するからである。したがって、弓の幅を広く使えば弦に加わる力を保つのが難しくなる理由から、弓幅は習熟度を測る上で適している尺度だと考えられる。ここで弓幅  $BL$  を以下のように定義する。ただし  $V(\cdot)$  は横断面における弓の移動ベクトルである。

$$BL = \sum_{i=P_1}^{P_2} |V(i)| + \sum_{j=P_2}^{P_3} |V(j)|$$

計測データから計算すると  $BL$  は  $BL_{\text{プロ}} < BL_{\text{アマ}} < BL_{\text{初心者}}$  であることが分かった ( $p < 0.05$ ) (図4)。

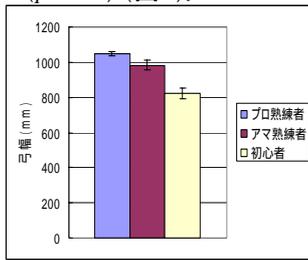


図4: 各被験者の弓幅 BL

## 4. 演奏スキルにおける個人差定性モデリング

### 4.1 タイミングシナジーモデルの生成

熟練度による関節制御の違いは、関節間のタイミングのずれとして表れている可能性があることがこれまでの実験から示唆された[Ueno00]。そこで、主動筋と拮抗筋の協同収縮により瞬時的に正確に関節角度変化を制御できれば、肩、肘、手首、弓への正確なタイミング伝播がなされていると予想される。返し動作におけるタイミング伝播の正確性を比較するために、関節角の変化を線分列近似し、弓の返し時刻の ±1 秒の幅に着目して各関節角度変化ピークのタイミング伝播の順序をタイミングシナジーモデルとして生成した。本アルゴリズムはトップダウンの探索であるため、大域的なピークを先に見つけ、局所的なピークを後に見つけることができる。線分列近似によるピーク系列抽出手順の概要を示す。

```

Do{
  CrossDetect(TW, Xref)
  NewP = AbsMaxDetect(TW)
  Amp = NewP / Amp
  PLL = i Interpolate(Ampi, Ampi+1)
  PLR = TW - PLL
}while(NewP != )
    
```

関数 CrossDetect は、ゼロ交差時刻系列(sequence of Zero Crossing time Points)を  $ZCP = \{zcp_1, zcp_2, \dots, zcp_{nZ}\}$  振幅最大時刻系列(sequence of Amplitude Maximum time Points)を  $AMP = \{amp_1, amp_2, \dots, amp_{nA}\}$  検査波形(Test Waveform)を  $TW = \{tw_1, tw_2, \dots, tw_{nX}\}$  とする。分析の対象となる時系列波形:  $X = \{x(1), x(2), \dots, x(nX)\}$  から、参照波形  $Xref$  を生成する。ただし、波形の長さ  $nX$ ,  $nX - 2$  とする。参照波形とは、たとえば、時系列波形全体の平均波形や、固定ウィンドウ幅での平均をつなげたステップ関数でもよい。ここでは、 $X_{ref}(i) = \sum_{j=1}^{nX} X(j) / nX$  とした。参照波形と時系列波形との交差点が多い方が時系列波形の分割点が多くなる。時系列波形と参照波形の交点をセグメンテーションの点とするからである。つぎに、 $X$  を  $Xref$  で補正し  $TW$  とする。 $TW$  は  $TW(i) = X(i) - X_{ref}(i)$  で求める。

つぎに参照波形と時系列波形との交点の系列  $ZCP$  を求める。すなわち  $ZCP(i) = \{j \mid \text{CrossDetect}(TW(j), Xref(j))\}$  となる。関数 AbsMaxDetect は波形  $TW$  の  $ZCP$  の 2 点間 ( $ZCP(i-1), ZCP(i)$ ) において絶対値の振幅が最大となるような時刻  $j$  をひとつだけ検出する。この時刻をすべての区間で求め、絶対値振幅最大系列を生成する。AbsMaxDetect は以下の条件で系列  $AMP$  を求める。

$$AMP(i) = \{j \mid \text{abs max } TW(j)\}_{ZCP(i-1) < j < ZCP(i)} \quad 1 < i < nZ$$

ただし、 $AMP(i) < AMP(i-1)$  である。次に、系列  $AMP$  の各点を線形補完する。関数 Interpolate は、 $a = (TW(AMP(i+1)) - TW(AMP(i))) / (AMP(i+1) - AMP(i))$ ,  $b = TW(AMP(i))$  とすると、 $PLL = aX - b$  として特徴点同士を線形補完することが出来る。ただし、線分列波形 (Piecewise Linear Lines) を  $PLL = \{pll_1, pll_2, \dots, pll_{nX}\}$  とし、線分列残渣波形 (Piecewise Linear Residuals) を  $PLR = \{plr_1, plr_2, \dots, plr_{nX}\}$  と表す。この関数は、特に線形でなくてもかまわない。波形  $TW$  と  $PLL$  との残渣を計算すると、 $PLR = TW - PLL$  となる。2 回目の繰り返しからは  $TW = PLR$  とし、同様の処理を繰り返す。あらかじめ与えられた最大繰り返し回数に処理が達したとき新たに検出される点が生成されなくなったらアルゴリズムを停止する。この結果、タイミングベクタ  $TV = \{(amp_1, time_1), \dots, (amp_m, time_m)\}$  を生成する。次に、複数試行により得られた  $TV^tr$  からタイミングシナジーを生成する手順を示す。ただし、 $TV^tr$  は第  $tr$  回目の試行での  $TV$  を表すこととする。

1. タイミングベクタ  $TV^tr$  を、 $size(TV^tr)$  が大きい順にベクタをソートする。
2.  $TV^i$  中の  $tv^i = (amp_i, time_i)$  が、 $|time_k - time_i| < GAPT$  と  $\text{Sup}(<tv_i>) \geq$  を満たしている  $<tv_i>$  を抽出する。ただし、 $i \leq k$  であり、 $tv_k^i = (amp_k, time_k)$  が  $TV^tr = \{tv_1^tr, \dots, tv_m^tr\}$  に含まれる確率を  $\text{Sup}(<tv_i>)$  とする。また、 $\text{Sup}(<tv_i>)$  は最小出現確率を示す。GAPT は時間のマッチング条件を緩和するパラメータである。1 で求めたベクタ順に、繰り返し 2 を適用し、条件を満たすすべてのベクタを抽出する。
3.  $2$  の  $tv^i = (amp_i, time_i)$  に関して、 $|time_j - time_i| < MAXT$  (ただし  $i \leq j$ ) を満たす  $tv^j = (amp_j, time_j)$  を探し、遷移系列  $2-TV-Seq<tv_i, tv_j>$  を生成する。ただし、 $\text{Sup}(<tv_i, tv_j>)$  として 2 の最小出現確率を超えるものだけを遷移系列とする。MAXT は遷移時間のずれを許容するパラメータである。
4. 3 で求めた各遷移系列  $<tv_i, tv_j>$  のうち、 $amp_i = amp_j$  であるものが複数ある場合、 $\text{Sup}(<tv_i, tv_j>)$  を遷移系列のスコア  $m_{mn}$  とし、以下に示す遷移スコア行列  $M$  を計算する

$$M = \begin{bmatrix} m_{11} & \dots & m_{1n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ m_{n1} & \dots & m_{nn} \end{bmatrix}$$

すべての  $<tv_i, tv_j>$  の計算が終わったら遷移スコア行列を使って  $<tv_i, tv_j>$  を時間軸上に並べ処理を停止する。

### 4.2 拮抗筋スティフネスの定性モデル

相反神経支配による運弓運動制御のモデルでは、拮抗筋の活動が関節のトルク要素とスティフネス要素の 2 つで決定される。関節運動は運動ニューロンの発火頻度と筋が関節周りに発生するトルクとの関係式を双線形モデルとして定式化できる[伊藤 91]。  $T^{ago}$  は主動筋が発生する関節トルク、 $T^{ant}$  は拮抗筋が発生する関節トルク、 $T_0$  は筋が発生することの出来る最大張力、 $K$  は筋のばね定数、 $\theta$  は関節角度、 $u^{ago}$  は主動筋における運動ニューロンの発火頻度、 $u^{ant}$  は拮抗筋における運動ニューロンの発火頻度を示す。

$$T^{ago} = (T_0 - K\theta)u^{ago} \quad T^{ant} = -(T_0 + K\theta)u^{ant}$$

このモデルにおいて、関節には、トルク  $\tau$  が働くことになる。

$$\tau = T_0(u^{ago} - u^{ant}) - K(u^{ago} + u^{ant})\theta$$

このとき腕の水平回転運動に関する方程式は、粘性摩擦を無視すると  $M/d \cdot \ddot{\theta} = u^{ago} - u^{ant} - (u_f + u_e)(k\theta + b\dot{\theta})$  となる。ただし、 $M$  は前腕の慣性モーメントである。主動筋と拮抗筋に力が入り

る運動ニューロンの発火頻度の和により筋のスティフネスが差により駆動トルクが決定される。筋のスティフネスと駆動トルクの度合いを表す指標として $(u^{ago} + u^{ant})$ と $(u^{ago} - u^{ant})$ を用いることとした。 $u^{ago}$ と $u^{ant}$ は、筋電計の計測値を用いた。

### 4.3 カルバックライブラ情報量による個人差定量化方法

関節のピークがどのように遷移するかの違いを明らかにするため、カルバックライブラ情報量を用いて距離を定量化できる。いま、2人の被験者の演奏データから、離散分布 $P(M_1)=(P_{11}, \dots, P_{ij})$ 、 $Q(M_2)=(Q_{11}, \dots, Q_{ij})$ が得られたとする。ただし、 $P_{ij}$ または $Q_{ij}$ は、4.1で記述した、関節ピークの遷移スコアMに基づいた離散確率分布であり、 $P_{ij} = P(m_{ij}) / \sum_j P(m_{ij})$ で計算する。 $Q_{ij}$ も同様である。ここで、カルバックライブラ距離を用いて個人差 $dist_{KL}(P, Q)$ を定義する。

$$dist_{KL}(P, Q) = \sum_{k=1}^n \sum_{m=1}^n Q(M_2) \log(Q(M_2) / P(M_1))$$

これは、分布PとQの近さをあらわす測度であるので、この距離が個性や熟練度の差を示していると考えられる。計算の結果、 $dist_{KL}(pro-ex, ama-ex) = 0.341$ 、 $dist_{KL}(pro-ex, nor) = 0.586$ 、 $dist_{KL}(ama-ex, nor) = 0.538$ となった。

## 5. 結果とモデルの評価

実験は  $\alpha = 0.5$ 、 $GAPT = 3$  フレーム、 $MAXT = 2$  フレームで行った。アマ熟練者のタイミングシナジーモデルと初心者のモデルを、図5に示す。熟練者モデルの特徴は、肩から肘、肘から手首に遷移するパターンが頻出することである。おそらく熟練者は体幹から末端にかけて自然に力を伝播させているのではないかと考えられる。初心者のモデルでは、返しの瞬間時刻0より前にシナジーが集中しており肘屈伸と手首が返し前に同時使用される頻度が高いことが分かった。プロ熟練者のタイミングシナジーには、アマ熟練者と同じく肘屈伸と手首の同時使用が見られた。プロ熟練者のモデルには同時使用のシナジーは少なすぎがあるシナジーが頻出していることが分かった。拮抗筋スティフネスの定性モデルからは、図1の弓の返し動作に関して、肘拮抗筋のスティフネスが熟練者と初心者とで大きく異なることが分かった(図6)。肘関節では、プロ熟練者は返し動作の手前で伸展トルクを瞬時的に発生し、返し動作中にスティフネスを急激に増大させ、その後スティフネスは減少し、屈曲トルクを発生していることがわかった。これ比べて初心者においては、トルクもスティフネスも返し直前で減少していることが分かった。カルバックライブラ情報量を用いた相対的な個人差の定量化において、プロ熟練者とアマ熟練者の差は、プロ・アマ熟練者と初心者の距離に比べて小さく、熟練度の差が含まれていることを示唆している。また、プロとアマの違いは、個人差、特に演奏方法の違いが現れているものと思われる。被験者ではない演奏家により試技の映像を見て定性的な評価を行った結果、プロ熟練者は手首をうまく使っているのに対して、アマ熟練者は肩を中心とする演奏法になっているとの指摘があった。これらの評価から、スキルの個人差を定量化する方法として妥当であるとの結論を得た。

## 6. まとめ

弓の幅と関節寄与バランス、拮抗筋の制御機構、タイミング伝播から、熟練者と初心者におけるチェロ演奏の右腕運弓動作スキルの違いを明らかにすることが出来た。また、タイミング伝播グラフとカルバックライブラ情報量とから、運弓動作におけるスキル熟練度を推定することが出来た。このスキル熟練度は、チェロ

演奏歴と矛盾しない尺度であることが分かった。今後は、実験結果を評価し、個人差がどの程度理にかなっているのかを検証する予定である。

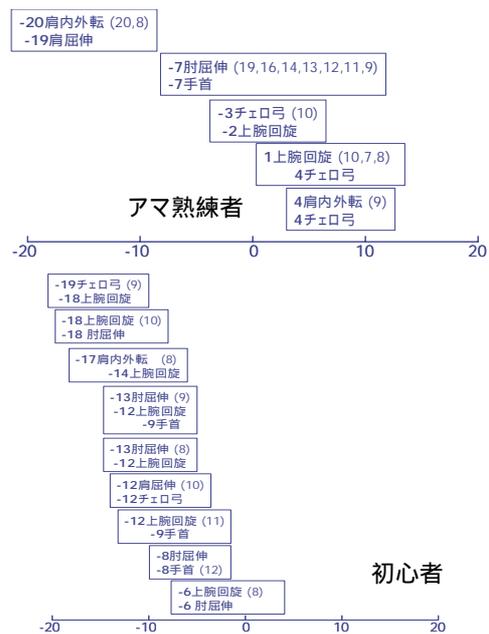


図5:熟練者と初心者のタイミング伝播グラフ

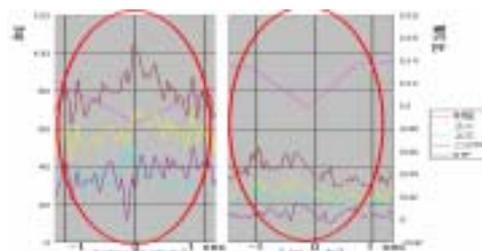


図6:返しの拮抗筋スティフネス(左:プロ熟練者 右:初心者)

## 参考文献

[古川 04] 古川康一: スキルサイエンス(解説論文), 人工知能学会誌, 2004 (to appear).

[Ueno03] Ken Ueno, Koichi Furukawa, and Michael Bain: Motor Skill as Dynamic Constraint Satisfaction. Electronic Transactions on Artificial Intelligence, Vol. 4, Section B, pp. 83-96, 2000.

[Opno87] ドミニク・オプノ:内なるバイオリン. 中島弘二 訳, 音楽之友社, 1987.

[湯 94] 湯海鵬, 阿江通良:バドミントンのスマッシュ動作における腕運動のメカニズム, バイオメカニズム 12, p.73-84, 1994.

[山崎 01] 山崎信寿:技巧のメカニズム チェロ運弓動作の計測と習熟過程の解析, サウンド, p.6-10, 2000.

[Kolneder98] W. Koldener: The Kolneder98 Book of the Violin, 1998.

[Suc03] D. Suc and I. Bratko: Qualitative Trees Applied to Bicycle Riding, Electronic Transactions on Artificial Intelligence 5(4): p.125-140, 2000.

[Szende71] O. Szende and M. Memessuri: The Physiology of Violing Playing, Akademiai Kiado, 1971.