

モーションキャプチャと表面筋電図を用いたピアノ学習効果の評価

中村あゆみ^{*}, 合田竜志^{*}, 古屋晋一^{**}, 長田典子^{*}

Reorganization of the finger posture and muscular activity through daily piano practice.

Ayumi NAKAMURA^{*a)}, Tatsushi GODA^{*}, Shinichi FURUYA^{**}, Noriko NAGATA^{*}

The present study aimed at assessing effects of daily piano practice on kinematics and muscular activity of the finger movements while musically-naive individuals played the piano. Six participants were asked to play a short melody with metronome with the non-dominant left hand (no explicit FB group). Another six participants were provided visual feedback regarding rhythmic accuracy (accuracy FB group). In no explicit FB group, the mean angle at the PIP and DIP joints became more extended with practicing. The amount of co-activation of the finger flexor and extensor muscles also decreased particularly at the late stage of the practice. In accuracy FB group, the amount of muscular co-activation did not change with practice. The results provided evidence demonstrating that the daily piano practice reorganizes the hand posture in playing and economizes the muscular work for stiffening joints, and that explicit feedback regarding rhythmic accuracy of movements impedes the economization process.

Key Words. Motor learning, augmented feedback, media engineering, motion capture, music education

1. はじめに

我々の脳と身体は、訓練によってその機能を変化させ、より巧緻かつ複雑な動作を生成することができる。運動技能の獲得は、感覚フィードバックに基づき動作を洗練する過程の反復であり、これまでに数多くの運動制御・運動学習研究がなされてきた。しかし、先行研究の多くは、腕到達運動や描画運動など、単一もしくはせいぜい2,3の関節を時間的な拘束条件無く動かすといった、比較的単純であり、訓練せずとも高速度かつ正確に動作を実施することが可能な運動課題の技能獲得に焦点が当てられている[1][2][3][4]。一方、芸術、スポーツ、ものづくりなどに見られる、多数の自由度（関節、筋）を決められた時間的拘束条件の下で正確に制御することが求められ、習得に一定の訓練期間を必要とする複雑動作の熟達過程については、十分に調べられていない。熟達運動の背後にあるメカニズムを明らかにすることは、技能熟達支援や教育への貢献のみならず、メディア生成やヒューマンマシンインタフェースおよびロボットの開発といった工学・産業面にも役立つと考えられる。

* 関西学院大学 理工学研究科 兵庫県三田市学園 2-1

a) E-mail: a-nakamura@kwansei.ac.jp

** ハノーファー音楽演劇大学 音楽生理学・音楽家医学研究所 ドイツ連邦共和国

* Graduate School of Science and Technology, Kwansei Gakuin University, 2-1 Gakuen, Sanda-shi, Hyogo

** Institute for Music Physiology and Musicians' Medicine, Hannover University of Music and Drama, Germany

ピアノ演奏は、手指および腕の多数の関節や筋を協調させる必要があるため、長期間に渡る訓練が求められる熟達動作である。手指の巧緻運動機能の背景にある身体運動制御の仕組みを解明するために、ピアニストを対象とした研究がこれまでに数多くなされてきた[5][6]。例えば、プロピアニストと非音楽家に、長時間に渡って和音を強く打鍵してもらい、打鍵の音量の推移を比較した[7]。その結果、プロピアニストは一定の音量を保持することができたが、非音楽家は音量が次第に低下するという結果が得られた。これは、プロピアニストは非音楽家に比べ、より長時間筋肉を疲労させずに打鍵し続けられるということを示唆している。また、プロピアニストと非音楽家の親指の筋肉を比較した結果、プロは非音楽家に比べ、遅筋が発達していることが明らかになり、長時間に渡り一定の力を発揮できることが示された[8][9]。しかし、先行研究は主に、プロピアニストと非音楽家との運動機能の差異に関して検討したものであり、ピアノ演奏による運動機能の熟達過程や、それを支援する学習法・教育法については、これまで十分に研究されていない。様々な訓練方法の学習効果を定量的に評価することは、科学的なエビデンスに基づく正しいピアノ教育法を確立するためにも、ピアノ学習を支援するためのインタフェースを作成するためにも必要不可欠である。

著者らは、短期間のピアノ訓練がピアノ未経験者の手指巧緻運動機能に及ぼす影響を明らかにするために、ピアノ未経験者に左手（非利き手）で決まった音列を一定のテンポで弾く

課題を4日間行ってもらい、打鍵のタイミングを計測した[10]。また、訓練中の打鍵動作のテンポの正確性を訓練後に被験者に視覚的に提示するインタフェースを作成することで、視覚フィードバックが訓練による手指巧緻運動機能の向上を促進するか検討を加えた。その結果、訓練手と非訓練手での指運動の最速度の向上、および訓練効果の長期間に渡る保持が認められた。しかし、テンポの正確性に関する教示を与えても、学習に伴う手指運動機能の向上は促進されなかった。以上の結果から、訓練に伴う演奏速度やテンポの正確性の変化が示された。しかし、その背後にある手指の関節運動の変化や筋活動様相の変化については検討されていない。

学習に伴う関節動作の再組織化や筋活動様相の変化に関しては、熟達度の異なるピアニストを比較した研究が報告されている。例えば、プロピアニストとアマチュアピアニストに「トレモロ」と呼ばれる拇指と小指を用いて二つの鍵盤を交互に連続打鍵する運動を行わせた[11]。その結果、プロピアニストはアマチュアピアニストに比べて、小指と拇指の最大屈曲速度は小さな値、肘関節の回内、回外運動の最大角速度は大きな値を示した。また、指の関連筋群の筋活動量はプロピアニストの方がアマチュアピアニストに比べ、より小さな値を示した。これは、プロピアニストは近位関節を効果的に用いることで、筋の疲労を軽減するという生理学的効率の高い運動技能を獲得しているということを示唆している。同様の結果は、プロピアニストとピアノ初心者の打鍵動作を比較した研究でも報告されている[12][13]。また、上肢運動の学習が進むにつれて、中枢神経系は動作のエネルギー効率を高めるべく、運動生成に関与しない筋活動量および同時収縮量を減らすことが知られている[14][15][16][17]。しかし、ピアノに代表される連続指運動課題における訓練効果の経時変化を調べた研究は行われておらず、熟達度の異なるピアニスト間の動作や筋活動の制御の違いが、訓練によるものか、あるいは他の交絡要因（遺伝や教示）によるものかは十分に明らかにされていない。

本研究の目的は、4日間におよぶピアノ訓練が、ピアノ未経験者の手指の関節動作および筋活動の制御方略に及ぼす影響を明らかにすることである。先行研究の結果に基づき、訓練に伴い、動作のエネルギー効率が向上するように手指動作および筋活動が変化すると仮説を立てた。ピアノ未経験者に左手で特定の音列を一定のテンポで弾く訓練課題を行ってもらい、その際の指関節の姿勢制御と指の関連筋群の筋負荷量を調べた。

また本研究では、動作の正確性に関する教示が及ぼす学習効果についても評価する。Gribbleらは、様々な大きさと位置の円を示指で指し示す動作を実験参加者に行わせた。その結果、動作の正確性が高い課題ほど、肩と肘の同時収縮量が

増加することが明らかとなった[18]。したがって、動作の正確性についての教示が、訓練に伴う筋負荷量の変化に影響を及ぼすと仮説を立てた。本仮説を検証するため、打鍵動作のテンポの正確性を訓練終了直後に学習者に視覚的に提示するインタフェースを作成した。

上記2つの仮説を統計的に検証するため、本研究は、訓練と正確性についての教示の有無という2つの独立変数を用いた分散分析法を用いる。訓練効果に関する仮説が支持された場合、先行研究で報告された熟練者と非熟練者の運動技能の差異が、遺伝や特定の指導法による交絡要因によるものではないことを示すという学術意義を有する。教示の影響に関する仮説が支持された場合、技能熟達を促進・阻害する因子の同定という形で音楽教育に貢献する応用意義を有する。

2. 打鍵動作の計測と解析

2.1 実験参加者

実験参加者は、ピアノの学習経験のない12名（男性10名、女性2名、平均年齢22.4±1.2歳、全員右利き）とした[10]。本実験の参加者には、手順の説明と書面によるインフォームドコンセントを行った。本研究の実施は、関西学院大学における「人を対象にした臨床・調査・実験研究倫理規定」に基づいて実施した。

2.2 実験手法と訓練課題

実験装置は13台のハイスピードカメラから構成されたモーションキャプチャシステム (Mac3D system, Motion Analysis co.)、2チャンネルの筋電図 (EMG) 検査システム (Harada Electronics Industry Ltd.) を使用した。また、タッチレスポンス・アクション式のデジタルピアノ (P-250 YAMAHA co.) から、打鍵のMIDIデータを取得した。MIDIデータとは、打鍵時刻、ノートナンバー（音高）、打鍵速度（ヴェロシティ）に関する情報を含む。ヴェロシティは1~127で表わされ、127が最も大きい音量を表す。

実験参加者はFig.1に示す音列（訓練課題）を左手で打鍵した。訓練課題は、非利き手の示指、中指、薬指、小指の4本の指から2本の指を選ぶ全ての組み合わせを含む単純な音列とした。また、感情など他の要素が結果に影響を及ぼす可能性を排除するため、メロディーを成さない単純な音列を訓練課題とした。訓練の際は、メトロノームを1分間あたり60拍 (60BPM) に設定し、それに合わせて演奏した（打鍵間隔時間は500ms）。また、訓練課題時の音量はヴェロシティ90を目安とし、試行中に大きく基準値から外れないように実験者がリアルタイムでモニターした。基準値から±5ヴェロシティ以上外れた場合には、その試行を再度実施してもらった。訓練中は、打鍵時の関節角度や姿勢に関する指示は一切行わず、実験参加者が打鍵しやすいと感じる状態で打鍵してもらった。

実験参加者を6人ずつランダムに2群に分け、各試行終了後、一方の群（正確性教示群）にのみMIDIデータより算出した演奏テンポの正確性をグラフで教示した（Fig.2）。なお、テンポの正確性は以下の式（1）を用いて算出した。

$$y_{FB} = \frac{\sum_{i=1}^{11} (|IKI_i - 500|)}{11} \dots (1)$$

ここで、パラメータ IKI_i は訓練課題の i 番目の打鍵間隔時間（Inter-keystroke interval: IKI）を表す。訓練課題は12打鍵を伴う音列であるため、11個の打鍵それぞれの IKI 値に対して理想の打鍵間隔時間（500ms）との差分の絶対値の平均を算出した。プレ実験において、11個の打鍵間隔時間全てについて、目標値よりも長かったのか短かったのか教示を与えた際、情報が多すぎて実験参加者が混乱してしまったため、本実験では絶対値化した誤差を動作の正確性の指標として教示した。

実験参加者は訓練課題を1日50試行、連続4日間実施した。なお、2～4日目は、実験開始前にウォーミングアップとして、訓練課題を5回演奏してもらった。

2.3 計測手順

計測にはモーションキャプチャシステムを用い、3次元運動情報を取得するために、実験参加者の手指と腕に反射マーカを27個（5mm, 9mm, 13mmの3種）取り付け、同様のものを電子ピアノの鍵盤上に5個（5mm）設置した。5mmのマーカを全指の関節中心と頂点、およびデジタルピアノのC3, D3, E3, F3, G3の鍵盤に、9mmのマーカを橈骨の末梢部、尺骨の基部と末梢部に13mmのマーカを貼りつけた。これらのマーカから得られる位置データを、13台のカメラを用いて120Hzで取得した。プレ実験を行い、実験課題時の全てのマーカ情報を取得するために最適なカメラ位置を決定した。カメラの空間分解能は約1mmであった。計測前にキャリブレーションを行い、正面に向かって前方をx座標の正方向、上方向をy座標の正方向、右手方向をz座標の正方向とした。座標系は右手系である。なお、これらの手法は全て、ピアノ演奏スキルや、ピアノ演奏CGアニメーションの先行研究で確立された手法に基づく[11][19]。得られた運動データに対して平滑化を行うため、2次のバターワースデジタルフィルタを用いて10Hzのカットオフ周波数でローパスフィルタをかけた。各マーカから得られた3次元位置情報から、示指、中指、薬指、小指における第三関節（metacarpophalangeal joint: MCP 関節）、第二関節（proximal-phalangeal joint: PIP 関節）、第一関節（distal-phalangeal joint: DIP 関節）の平均角度を求めた。関節角度の導出の詳細については、後述する。

また、指の外在筋である総指伸筋（EDC）と、浅指屈筋（FDS）の筋活動を、表面筋電位法を用いて計測した。総指伸筋は指を伸展させる筋、浅指屈筋は指を屈曲させる筋である。Ag/AgCl電極を、その中心距離が20mmとなるよう、当該筋肉の筋腹上に設置した。皮膚電極を設置する表皮部分は、



Fig.1 A melody used for the current left-hand practice. Numbers below the score indicate fingering (1, 2, 3, 4, and 5 corresponds to the thumb, index, middle, ring, and little finger, respectively).

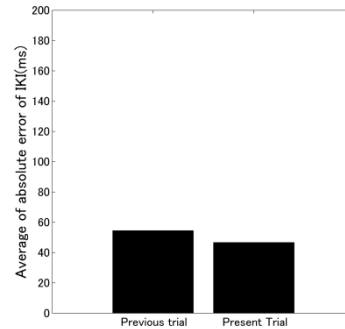


Fig.2 A graph displayed as a visual feedback regarding temporal accuracy of keystrokes. Vertical axis indicates the average of absolute error of the inter-keystroke interval between each participant and metronome (500ms) within a trial. A left and right bar indicates accuracy of the previous and present trial, respectively.

電気抵抗を減弱させるためにイソプロピルアルコールを用いて拭いた。筋電信号は5000倍に増幅した後、A/D変換装置を使用し、コンピュータにより960Hzの周波数で取り込んだ。入力された信号は、体動によるノイズの混入を除去するために、20Hzのカットオフ周波数でハイパスフィルターをかけ、その後、二乗平均平方根（Root Mean Square）を算出した。各被験者で筋電データを標準化するために、各筋の最大発揮筋力時（Maximum Voluntary Contraction: MVC）の筋活動量を取得した。MVCは、実験参加者に10秒間、固定された物体に対して屈筋と伸筋を最大の力で発揮してもらうことによって取得した。以降、EDCとFDSの値は、MVCで正規化された値を用いた。手順の詳細は[20]に詳述する。

2.4 データ解析

打鍵開始時刻 t_1 （＝鍵盤が動き始めた瞬間）は、各打鍵時における鍵盤降下速度の最大値の5%を上回った時、打鍵終了時刻 t_2 （＝鍵盤が止まった瞬間）は、各打鍵時における鍵盤降下速度の最大値の5%を下回った時と定義した。これらより式（2）を用いて打鍵時間 ΔT を算出した。

$$\Delta T = t_2 - t_1 \dots (2)$$

本研究では以下の運動学的（キネマティクス）変数と筋活動変数を算出した。運動学的変数は、打鍵指におけるMCP、PIP、およびDIP関節の試行内における平均関節角度、筋活動変数は、総指伸筋、浅指屈筋の同時収縮量である。平均関節角度は、課題実施中のおよその手指姿勢に関する情報を提供し、さらには筋肉との同時収縮量との関連性が先行研究から指摘されている[11][20]。本研究では、課題実施中の筋の

同時収縮量に影響を及ぼすキネマティクス要因を同定するため、本パラメータを評価した。

2自由度を持つMCP関節の角度算出方法を以下に示す (Fig.3)。計算に使用するマーカは、手の甲の下端に設置しているマーカのうち、両端のもの2つ (点 B,C)、角度を算出する指のMCP関節上のマーカ (点 A) およびその指のPIP関節上のマーカ (点 P) である。点 A,B,Cの3つのマーカから平面 α を作成し、平面 α に対して点 P から垂線を下ろし、交わる点を X、 \overline{AX} と \overline{AP} のなす角度を θ とした。点 X は3点 A,B,C からなる平面上に存在することから、

$$\overline{PX} = r\overline{PA} + s\overline{PB} + t\overline{PC} \quad \dots (3)$$

$$r + s + t = 1 \quad \dots (4)$$

が成り立つ。また、 $PX \perp \alpha$ であるため、

$$\overline{PX} \cdot \overline{AB} = 0 \quad \dots (5)$$

$$\overline{PX} \cdot \overline{AC} = 0 \quad \dots (6)$$

が成り立つ。点 A,B,C は既知の計測点であるため、式 (3)、(4)、(5)、(6) より \overline{PX} を求めた。この時、角度計算には \overline{AX} を用いるため、式 (7) より \overline{AX} を算出した。

$$\overline{AX} = -\overline{PA} + \overline{PX} \quad \dots (7)$$

これらより式 (8) を用いて AX と AP がなす角度を算出した。

$$\theta = \arccos\left(\frac{\overline{AP} \cdot \overline{AX}}{|\overline{AP}| \cdot |\overline{AX}|}\right) * \frac{180}{\pi} \quad \dots (8)$$

続いて、MCP関節のみ π ラジアンを超えて過度に伸展する可能性があるため、点 P と点 X の位置関係により場合分けを行い、式 (9) によって θ_{MCP} を算出した。ここで、 P_y は点 P の y 座標、 X_y は点 X の y 座標を表す。

$$\theta_{MCP} = \begin{cases} \pi + \theta, & P_y > X_y \\ \pi - \theta, & P_y < X_y \\ \theta, & P_y = X_y \end{cases} \quad \dots (9)$$

また、PIP、DIP関節は単一自由度であるため、式 (10) (11) が示すとおり、内積計算によって関節角度を求めた。使用するマーカは、点 A,P に加え、DIP関節上の点 D、爪の上の点 E である。

$$\theta_{PIP} = \arccos\left(\frac{\overline{PA} \cdot \overline{PD}}{|\overline{PA}| \cdot |\overline{PD}|}\right) * \frac{180}{\pi} \quad \dots (10)$$

$$\theta_{DIP} = \arccos\left(\frac{\overline{DP} \cdot \overline{DE}}{|\overline{DP}| \cdot |\overline{DE}|}\right) * \frac{180}{\pi} \quad \dots (11)$$

これらより式 (12)~(14) を用いて試行内平均角度を求めた。

$$\theta_{MCP_mean} = \frac{\sum_{i=1}^{\Delta T} \theta_{MCPi}}{\Delta T} \quad \dots (12)$$

$$\theta_{PIP_mean} = \frac{\sum_{i=1}^{\Delta T} \theta_{PIPi}}{\Delta T} \quad \dots (13)$$

$$\theta_{DIP_mean} = \frac{\sum_{i=1}^{\Delta T} \theta_{DIPi}}{\Delta T} \quad \dots (14)$$

ここで、パラメータ θ_{MCPi} 、 θ_{PIPi} 、 θ_{DIPi} は打鍵時間 ΔT における、i フレーム目の θ_{MCP} 、 θ_{PIP} 、 θ_{DIP} をそれぞれ表す。

筋活動の値は、バックグラウンドノイズを除去するため、前腕と手をリラックスした状態で保持してもらい、その際の

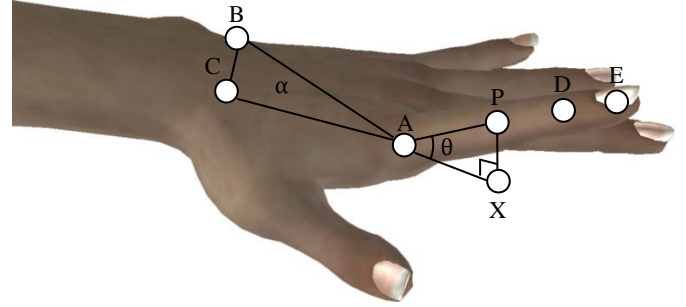


Fig.3 Markers used for calculating joint angles of the index finger.

筋活動量を打鍵動作課題時の筋活動量から引いた。その後、先行研究[20][21][22]に基づき、式 (15) によって総指伸筋および浅指屈筋の同時収縮量 (co-activation index: CI) を求めた。

$$CI = \frac{\int_{t1}^{t2} EMG_{EDC}(t) dt + \int_{t2}^{t3} EMG_{FDS}(t) dt}{\Delta T} \quad \dots (15)$$

ここで、 $t1$ から $t2$ は EDC の値が FDS の値よりも小さい際の時刻、 $t2$ から $t3$ は FDS の値が EDC の値よりも小さい際の時刻である。なお、同時収縮とは、屈筋と伸筋が同時に収縮する現象であり、関節の剛性が向上する。

以上の計算式を用いて θ_{MCP} 、 θ_{PIP} 、 θ_{DIP} の試行内平均値および各試行の CI 値を求めた。その後、訓練課題を実施した4日間における、訓練日ごとの1~5試行目 (最初5試行) と46~50試行目 (最後5試行) における平均値を計算し、各関節の平均角度、平均同時収縮量を求めた。CIに関しては、両群ともに日内での減少傾向が見られたため、訓練日ごとの最初5試行の値を100とし、各訓練日最後5試行の同時収縮量を正規化した。また、教示なし群の実験参加者のうち1名は、筋活動の計測が適切に実施できなかったため、解析から除外した。

2.5 統計

訓練 (群内因子) と教示の有無 (群間因子) を独立変数、上記キネマティクス変数および筋活動変数を従属変数とした。関節角度に関しては、混合計画の2要因分散分析 (ANOVA) を行い、多重比較には Newman-Keuls の検定を用いた。同時収縮量に関しては、各日の訓練前の値に基づいて正規化しているため、訓練による減少の有無を検証する片側 t 検定を行った。いずれも有意水準は $p < 0.05$ とした。

3. 結果

3.1 指の長さ

各群における指の長さに差異がないか検証するため、モーションキャプチャから得られたデータを用いて、式 (16) より1日目1試行目における試行内の打鍵指の長さの平均値を計算した。

$$L = |\overline{AP}| + |\overline{PD}| + |\overline{DE}| \quad \dots (16)$$

指ごとに教示の有無 (群間因子) を独立変数、指の長さを従属変数とし、Bonferroni 法に基づく対応の無い t 検定を行った結果、全ての指において群間の差異は認められなかった。

これは、群間で指の長さには差があるという仮説を棄却するものである。

3.2 キネマティクス

訓練課題を実施した4日間における訓練日ごとの最初5試行と最後5試行について、教示なし群、正確性教示群それぞれに関して示指、中指、薬指、小指のMCP、PIP、DIP関節の平均角度を求めた(Fig.4).

Table1に、2要因分散分析の結果を示す。2要因分散分析の結果、示指、中指の全関節、薬指のPIP関節、小指のDIP関節において訓練による主効果が認められた。これは、学習に伴い、MCP関節の角度がより屈曲し、PIP、DIP関節の角度がより伸展したことを示唆している。さらに、中指のPIP関節において、訓練日と群の交互作用効果が認められた。これは、訓練日に伴う関節角度の変化が、教示なし群の方が正確性教示群に比べてより大きいことを示している。

3.3 筋活動

訓練課題を実施した4日間における訓練日ごとの最初5試行と最後5試行について、教示なし群、正確性教示群それぞれの総指伸筋および浅指屈筋の同時収縮量の平均値を算出した。その後、最初5試行の値を100とし、各訓練日最後5試行の同時収縮量を正規化したのち、減少を検証する片側t検定を行った(Fig.5)。その結果、教示なし群は訓練日の3日目($p < 0.05$)と4日目($p < 0.01$)で訓練による減少が認められたが、教示あり群は日内で変化が認められなかった。

4. 考察

本研究の結果、教示なし群では、示指、中指、薬指のPIP関節および中指のDIP関節において、訓練に伴う関節角度の増加が認められた。また、総指伸筋と浅指屈筋の同時収縮量は、訓練に伴い減少した。一方、正確性教示群では、関節角度に関して教示なし群と同様の変化が認められたものの、同時収縮量に変化は認められなかった。これらの結果から、自身の感覚フィードバック情報のみに基づいて訓練を行うと、指の関連筋群の負荷量が減少し、指を伸ばして弾くようになるが、テンポの正確性について教示を与えられると、筋群の負荷量は変化しないと考えられる。先行研究により、エネルギー効率と筋の同時収縮（関節剛性）との関連性が指摘されており[14][15][16][17]、訓練を通して、手指動作の姿勢が再組織化され、筋収縮の生理学的効率が向上したことが示された。さらに、正確性についての教示を与えることで、これら姿勢の再組織化と動作効率の向上が阻害される可能性があることがわかった。

関節角度は、拮抗し合う筋同士の張力のバランスによって決定されることが知られている。つまり、筋同士の平衡点が関節角度となる。学習が進むにつれて、中枢神経系は動作のエネルギー効率を高めるべく、筋緊張および同時収縮量を減らすことが知られている[15]。本訓練の結果、演奏動作のエネルギー効率を向上するべく筋の同時収縮量が減少し、拮抗

Table 1 Statistical results of two-way mixed-design ANOVA

Variable	Practice	Group	Practice × Group
	F(7, 70)	F(1, 10)	F(7, 70)
Index			
MCP	2.23*	0.47	0.32
PIP	6.06**	0.83	1.30
DIP	3.10**	3.33E-03	0.35
Middle			
MCP	3.66**	2.33E-03	0.80
PIP	3.99**	1.21	2.34*
DIP	2.67**	0.61	2.13
Ring			
MCP	1.47	0.23	0.42
PIP	2.29*	1.20	1.01
DIP	0.56	0.40	1.20
Little			
MCP	1.22	4.96	0.28
PIP	1.51	1.56	0.33
DIP	3.48**	0.58	0.19

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$

筋間の平衡点が移動した結果、関節角度が変化すると推察される。今後、この点についての詳細な理解を行うためには、筋骨格モデルを用いた筋張力の推定が必要である。

一方、正確性教示群は、著者らの先行研究において、訓練に伴い、打鍵動作の正確性が向上することが報告されている[10]。また、先行研究では、動作の正確性を高めようとする、筋の同時収縮量が增大するということが報告されている[18]。したがって、正確性教示群は、より正確なテンポで打鍵することと引き換えに、筋の収縮量に変化が起らなかったと考えられる。これは、運動学習において、エネルギー効率と正確性の向上が相互に作用することを示唆する結果である。なお、筋の同時収縮量が增大すると、筋肉は疲労しやすくなり、楽器演奏やタイピングなど、特に反復性の高い運動課題では、筋骨格系の運動器障害の原因となりうる[23]。したがって、本研究の結果、ピアノ学習時に動作の正確性に対して過度の注意を促すことは、手指の故障をまねく危険性があることが示唆された。

5. むすび

本研究では、4日間におよぶピアノ訓練の結果、打鍵動作のエネルギー効率が促進され、手指姿勢の再組織化が認められた。これらは継続的なピアノ演奏訓練が初学者の手指運動機能を高めることを示唆している。また、テンポの正確性を教示することにより、学習に伴う打鍵動作の効率化が阻害されることが示唆された。

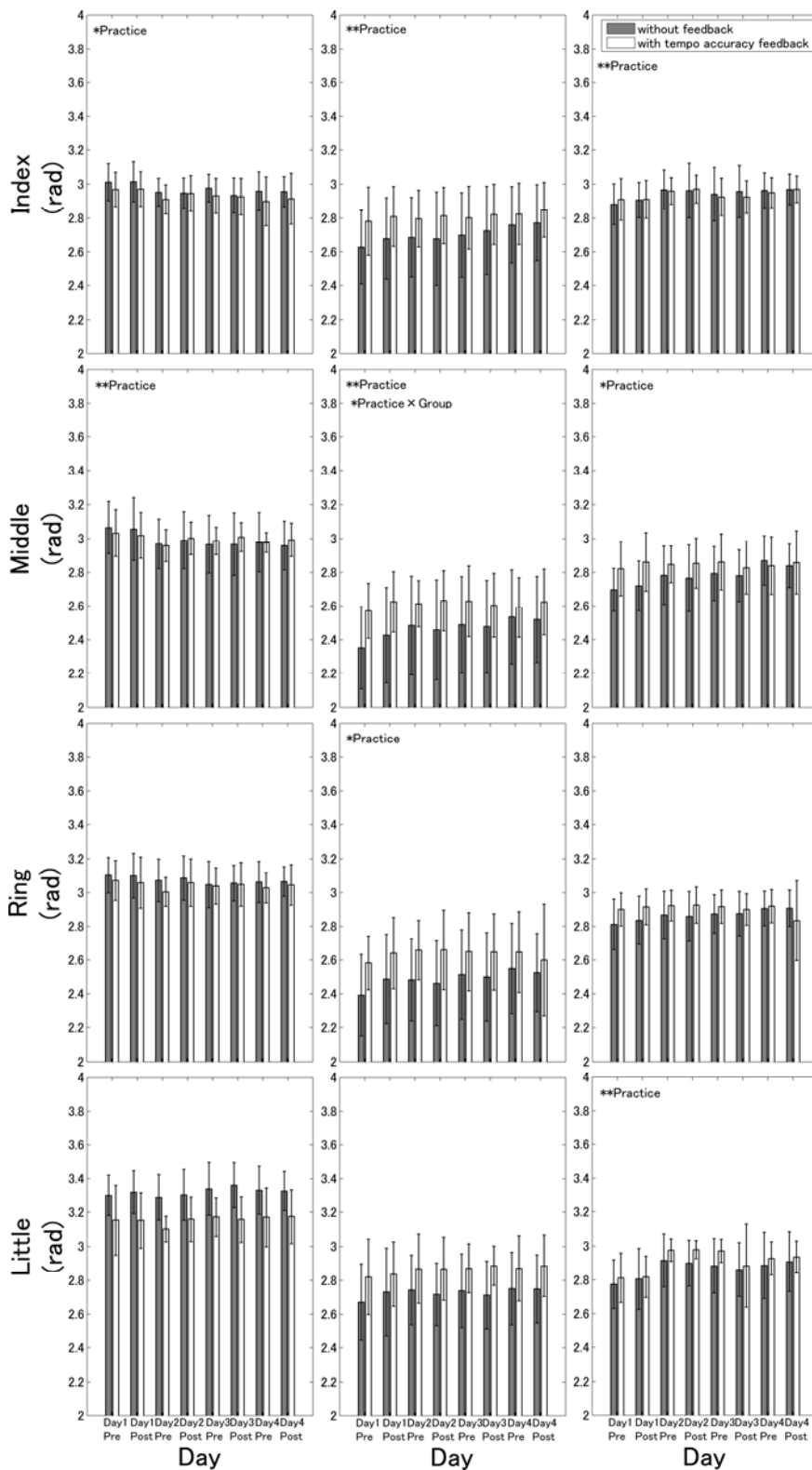


Fig.4 Group mean of changes in the mean joint angle during the training session over the four successive days. The 1st, 2nd, 3rd, and 4th row corresponds to the index, middle, ring, and little finger, respectively. 1st, 2nd, and 3rd column corresponds to the MCP, PIP, and DIP joint, respectively. A bar in grey and white indicates no explicit FB group and accuracy FB group the mean angle of joints, respectively. An error bar indicates standard deviation. *: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$ (main effects and interaction effects)

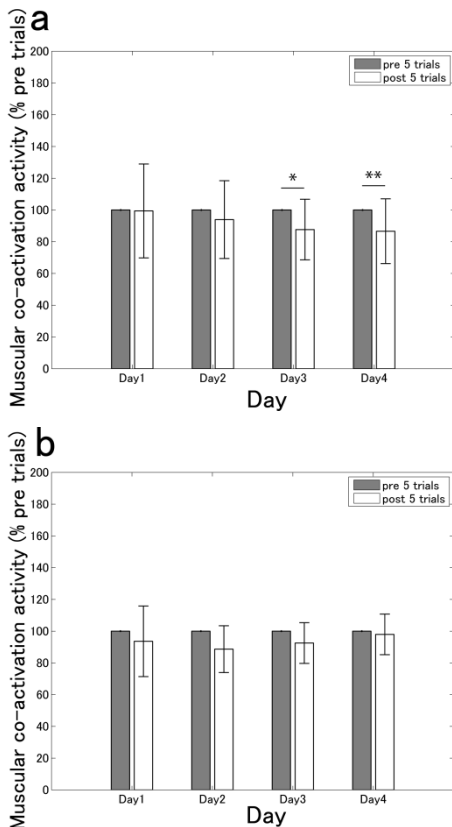


Fig.5 Group mean of changes in the amount of the agonist-antagonist muscular co-activation during the training session over the four successive days. A bar in grey and white indicates the amount of co-activation of pre and post 5 trials, respectively. (a) no explicit FB group, (b) accuracy FB group. X-axis indicates individual days of training. An error bar indicates the standard deviation within a group.

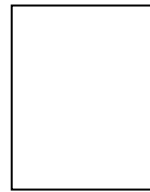
ピアノ初学者の訓練に伴う手指運動機能の向上過程を定量化した本研究結果は、ピアノに関する運動機能の客観的指標の作成への貢献が期待できる。また、エビデンスに基づく熟達支援という形で音楽教育への有益な情報を提供する。今後は他の教示法も試み、手指巧緻運動機能をより効果的に向上させる訓練法について検討を加える。

参考文献

- 1) N. Dounskaia, C. J. Ketcham, and G. E. Stelmach: Commonalities and differences in control of various drawing movements. *Exp Brain Res*, **146**-1, 11/25 (2002)
- 2) F. Lacquaniti, G. Ferrigno, A. Pedotti, J. F. Soechting, C. Terzuolo: Changes in spatial scale in drawing and handwriting: kinematic contributions by proximal and distal joints. *J Neurosci*. **7**-3, 819/828 (1987)
- 3) M. J. Hollerbach, T. Flash: Dynamic interactions between limb segments during planar arm movement: *Biol Cybern*, **44**-1, 67/77 (1982)
- 4) G. L. Gottlieb, D. M. Corcos, G. C. Agarwal: Organizing principles for single-joint movements. I. A speed-insensitive strategy, *J Neurophysiol*, **62**-2, 342/357 (1989)
- 5) T. Munte, E. Altenmuller, and L. Jancke: The musician's brain as a model of neuroplasticity. *Nat Rev Neurosci*, **3**-6, 473/478(2002)
- 6) S. Furuya, and E. Altenmuller: Flexibility of movement organization in piano performance. *Front Hum Neurosci*, **7**:173 (2013)
- 7) S. Furuya, and H. Kinoshita: Expertise-dependent modulation of muscular and non-muscular torques in multi-joint arm movements during piano keystroke, *Neuroscience*, **156**-2, 390/402(2008)
- 8) C. J. Lai, R. C. Chan, T. F. Yang, I.W. Penn: EMG changes during graded isometric exercise in pianists: comparison with non-musicians. *J Chin Med Assoc*, **71**-11, 571/578(2008)
- 9) I. W. Penn, T.Y. Chuang, R. C. Chan, T. C. Hsu: EMG power spectrum analysis of first dorsal interosseous muscle in pianists, *Med Sci Sports Exerc*, **31**-12, 1834/1838(1999)
- 10) 中村, 古屋, 合田, 巳波, 長田:ピアノ演奏スキルの解明-ピアノ未経験者の短期訓練による学習効果の実験的検証-. 計測自動制御学会論文集, **49**-9, 840/845(2013)
- 11) S. Furuya, T. Goda, H. Katayose, H. Miwa, and N. Nagata N: Distinct inter-joint coordination during fast alternate keystrokes in pianists with superior skill. *Frontiers in Human Neuroscience*, 5:50 (2011)
- 12) D. Parlitz, T. Peschel, and E. Altenmuller: Assessment of dynamic finger forces in pianists: effects of training and expertise. *J Biomech*, **31**-11, 1063/1067 (1998)
- 13) S. Furuya, M. Flanders, and J. Soechting: Hand kinematics of piano playing. *Journal of Neurophysiology*, **106**-6, 2849/2864 (2011)
- 14) H. J. Huang, R. Kram, A. A. Ahmed: Reduction of metabolic cost during motor learning of arm reaching dynamics, *J Neurosci*, **32**-6, 2182/2190 (2012)
- 15) R. Osu, D. W. Franklin, H. Kato, H. Gomi, K. Domen, T. Yoshioka, and M. Kawato: Short- and long-term changes in joint co-contraction associated with motor learning as revealed from surface EMG. *J Neurophysiol*, **88**-2, 991/1004 (2002)
- 16) K. A. Thoroughman, R. Shadmehr: Electromyographic correlates of learning an internal model of reaching movements, *J Neurosci*, **19**-19, 8573/8588 (1999)
- 17) E. Burdet, R. Osu, D. W. Franklin, T. E. Milner, M. Kawato: The central nervous system stabilizes unstable dynamics by learning optimal impedance: *Nature*, **414**-6862, 446/449

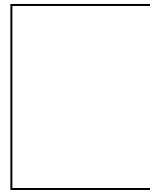
- 18) P. L. Gribble, L. I. Mullin, N. Cothros, and A. Mattar: Role of Cocontraction in Arm Movement Accuracy. *J Neurophysiol*, **89**-5, 2396/2405 (2003)
- 19) N. Kugimoto, R. Miyazono, K. Omori, T. Fujimura, S. Furuya, H. Katayose, H. Miwa, and N. Nagata: CG Animation for Piano Performance. *ACM SIGGRAPH 2009: posters, Animation, Full Conference DVD-ROM*, 438-kugimoto.pdf. (2009)
- 20) S. Furuya, H. Kinoshita: Organization of the upper limb movement for piano key-depression differs between expert pianists and novice players. *Exp Brain Res*, **185**-4, 581/593, (2008)
- 21) E. Kellis, F. Arabatzi, and C. Papadopoulos: Muscle co-activation around the knee in drop jumping using the co-contraction index. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, **13**-3, 229/238 (2003)
- 22) S. Furuya, T. Aoki, H. Nakahara, H. Kinoshita H: Individual differences in the biomechanical effect of loudness and tempo on upper-limb movements during repetitive piano keystrokes. *Human Movement Science*, **31**-1, 26/39 (2012)
- 23) J. B. Myers, K. M. Guskiewicz, R. A. Schneider, and W. E. Prentice: Proprioception and neuromuscular control of the shoulder after muscle fatigue, *J Athl Train*, **34**-4, 362/367 (1999)

古屋晋一(正会員)



2008年大阪大学大学院医学系研究科博士課程修了。同年関西学院大学理工学研究科博士研究員。09年ミネソタ大学神経科学部研究員、11年ハノーファー音楽演劇大学音楽生理学・音楽家医学研究所研究員。音楽演奏科学の研究に従事。博士(医学)。

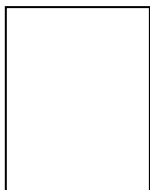
長田典子



1983年京都大学理学部数学系卒業。同年三菱電機(株)入社。産業システム研究所などで産業計測機器の研究開発に従事。96年大阪大学大学院基礎工学研究科博士課程修了。2003年関西学院大学理工学部情報科学科助教授、07年同教授。09年Purdue大学客員研究員。感性情報学、メディア工学の研究に従事。博士(工学)。

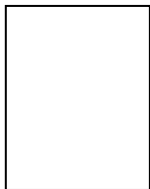
[著者紹介]

中村あゆみ



2012年関西学院大学理工学部情報科学科卒業。同年同大学院理工学研究科情報科学専攻博士前期課程、現在に至る。音楽演奏科学の研究に従事。

合田竜志



2012年関西学院大学大学院理工学研究科情報科学専攻博士前期課程修了。音楽演奏科学の研究に従事。