JAIST Repository
https://dspace.jaist.ac.jp/

Title	微少遅延聴覚フィードバックを応用したドラム演奏フォーム改善支援システム
Author(s)	池之上，あかり；小倉，加奈代；鵜木，祐史；西本，一志
Citation	ヒューマンインタフェース学会論文誌，15(1)：15-24
Issue Date	2013
Type	Journal Article
Text version	publisher
URL	http://hdl.handle.net/10119/11569
Rights	ここに掲載した著作物の利用に関する注意：本著作物の著作権は特定非営利活動法人ヒューマンインタフェース学会に帰属します。本著作物は著作権者であるヒューマンインタフェース学会の許可のもとに掲載するものです。 Copyright (C) 2013 ヒューマンインタフェース学会．池之上あかり，小倉加奈代，鵜木祐史，西本一志，ヒューマンインタフェース学会論文誌，15(1)，2013，15-24．
Description	

JAIST
JAPAN
ADVANCED INSTITUTE OF
SCIENCE AND TECHNOLOGY

Japan Advanced Institute of Science and Technology

原著論文

Vol.15 No.1, 2013

微少遅延聴覚フィードバックを応用したドラム演奏フォーム改善支援システム

池之上 あかり[*1] 小倉 加奈代[*2] 鵜木 祐史[*2] 西本 一志[*2]

A supporting system to improve drumming form by applying insignificantly-delayed auditory feedback

Akari Ikenoue[*1], Kanayo Ogura[*2], Masashi Unoki[*2]and Kazushi Nishimoto [*2]

Abstract – **Good control of drumsticks is very important for achieving fast drumming and clear sound. It is well known that intentional use of the extensor muscle of the wrists is required to eliminate unnecessary strain. However, mastering this technique is generally difficult. No efficient and practical method, tool or system has been developed for training the extensor muscle for typical drumming performances. In this paper, we propose a novel system to support users by giving them a way to efficiently practice the intentional use of the extensor muscle in natural drumming. This system exploits the effect of insignificantly delayed auditory feedback: Drummers come to raise the sticks higher than usual when an approximately 20-msec delay is given between impact and sound, although they cannot perceive the delay. We conducted user studies and confirmed that the users could efficiently train the extensor muscle using the proposed system but felt no difference in performance from using a conventional drum.**

Keywords : **Drum performance, Supporting practice, Delayed auditory feedback, Extensor muscle**

1. はじめに

ドラム演奏において，ドラムスティックを制御する技術は重要な要素の１つである．ドラム奏者はスティック制御によって正確なテンポを適切な強さで打拍するだけでなく，ドラムの音色も操っているからである．スティック制御において要になるのは手首の動きであり，この動きは手首を曲げる際に縮む屈筋と手首を返す際に縮む伸筋によって担われている．これらの屈筋と伸筋が同時に収縮する「共収縮」が生じると，スムースで高速な演奏ができなくなるのみならず，筋肉に過剰な負荷がかかるため，疲労や怪我の原因となってしまう危険性がある [1]．屈筋と伸筋を共収縮させることなく交互に収縮させることにより，無駄な力みがなくなって長時間にわたる高速な演奏をすることが可能になり [1] [2] [3]，さらにはドラムの音色も良い音になることが知られている [4]．このように，よいドラム演奏の実現には，屈筋と伸筋をどちらも能動的に使うことができる技術を習得することが重要となる．

しかしながら，伸筋を能動的に使う技術を習得することは，一般に難しい．ドラム面をドラムスティックで打撃すると，ドラム面からの反発力によって，伸筋を使わずともドラムスティックが勝手に持ち上げられてしまう．それゆえ，多くのドラム奏者は伸筋を能動的に用いたスティック制御を行っておらず，屈筋の動作のみに頼った演奏を行ってしまっている [5]．この結果，伸筋を能動的に使う技術が身につきがたくなっている．伸筋を能動的に使えるようにするための練習手段が必要である．

従来，伸筋を能動的に働かせるための練習方法として，スティックを持ち上げることに意識を向けさせるために，通常よりも重いトレーニング用のスティックを用いて練習台を叩く方法がとられていた．しかし，このような重いスティックを用いると負荷がかかりすぎて手首を痛めてしまうことがある．また，重いスティックは楽器を痛めてしまうことも多い．このような理由により，近年ではトレーニング用の重いスティックを用いる練習法はほとんど行われなくなっている．このため，最近になって伸筋を能動的に使うスティック制御を習得するための手法が考案された [4]．この手法では，伸筋を能動的に使うようにさせる特殊なフォームが提案されている．しかしながら，このフォームは一般的なドラミングフォームとは大きく異なるものであり，伸筋を鍛えるためだけのフォームを本来のドラミングフォームとは別に習得しなければならない．

本研究では，スティックでドラム面を打撃するタイミングと，それによって生じる音の発音タイミングとの間に，聴覚的に知覚できないレベルのごく短時間の微

*1: 北陸先端科学技術大学院大学（現在は（株）ネクスト）
*2: 北陸先端科学技術大学院大学
*1: Japan Advanced Institute of Science and Technology (Currently with Next Co., Ltd.)
*2: Japan Advanced Institute of Science and Technology

少な遅延を加える「微少遅延聴覚フィードバック」と，それによって非意識的に生じる動作変化を利用した，伸筋を能動的に使うスティック制御練習支援システムを提案する．本システムによって，特殊なスティックや特殊なフォームを用いること無く，通常のスティックを用いて通常のフォームでいつもどおりにドラム演奏練習を行うことによって，伸筋を能動的に使うスティック制御の練習を効率的に行うことが可能となる．

インタラクション・デザインの視点から見れば，これは究極のミニマムデザインの一例であると言えるであろう．ミニマムデザインとは，ある目的の要求水準を満たして実現するために必要となる最小限の働きは何かを発見し，それらの関係を検討し設計する活動[1]のことである．本研究の場合,「ある目的」とは「ドラム演奏における伸筋の能動的使用技術の習得」である．ドラム演奏における伸筋の使い方は，ドラム演奏という行為と密接な関係性を有する．伸筋トレーニングのためのインタラクションをドラム演奏行為から切り出して独立した練習手段として実現した場合，その関係性が失われてしまうため，ドラム演奏としては不適切だったり不必要だったりする伸筋の使い方を学習してしまう危険性がある．このため本研究では，通常のドラム演奏行為に伸筋トレーニングのための副次的なインタラクションを追加することによって，その目的の達成を目指す．本研究が提案する微少遅延聴覚フィードバックを用いた副次的インタラクションによる影響や変化は，ユーザにはほとんど知覚されないので，提案システムを用いてユーザが行うインタラクションは，通常のドラム演奏におけるインタラクションとほぼ同一のものとなる．つまりこれは，本研究の目的を実現するために必要となる副次的インタラクションを極限まで最小限化した,「ゼロ・インタラクション・システム」として捉えられる．

以下，2. 章では，これまでのドラム演奏練習支援システムについて概観する．3. 章では，提案手法とそれに基づき構築したシステム構成について述べる．4. 章では，微少遅延聴覚フィードバックがドラム演奏に対して与える影響についての評価実験とその結果について述べる．5. 章では，提案システムを使用して 12 日間継続的に練習した被験者実験とその結果から，提案手法の有効性について検討する．6. 章はまとめである．

2.　関連研究

ドラムの練習システムとして，岩見らのシステムがある[6]．このシステムは，MIDI ドラムから入力される演奏情報から，演奏のメトロノームからのズレや音量変化などをリアルタイムに視覚化し，演奏に対するアドバイス等を奏者にフィードバックするものである．このシステムで評価対象にしているのはリズムや音量などであり，スティック制御については特に対象としていない．

スティック制御の改善を目的としたシステムとして，辻らが開発した，打拍フォームのずれや手首の振り幅などのフィードバックシステムがある[7]．しかしながら，このシステムではフォームの間違いに気づくことはできるが，フォームの間違いを修正するための具体的指導は与えられない．また，この研究でフィードバック対象としているのはスティックや手首の視覚的な動きのみであり，伸筋や屈筋がそれぞれどのように使われているかについてはフィードバックされておらず，また検証もされていない．

また，いずれの事例においても，通常のドラム演奏における楽器とのインタラクションには含まれない，練習支援のための特殊なインタラクションがユーザに課されている．これは，ミニマムデザインとは逆行する方向性であると言える．

3.　提案手法とシステム構成

3.1　微少遅延聴覚フィードバックの定義と提案手法の概要

本研究では，電子ドラムの発音時に微少な遅延聴覚フィードバックを与えることで生じる演奏動作の変化を利用して，伸筋を能動的に使う手首の動きを発生させる，新奇なドラム演奏練習支援システムを提案する．遅延聴覚フィードバック（DAF: Delayed Auditory Feedback）とは，一般には話者の話し声を 100〜200 msec 程度遅らせて話者の耳にフィードバックすることを言う．これにより，発話が円滑にできなくなり，音を繰り返したり伸ばしたりする吃音のような症状が現れることが知られている[8]．

遅延聴覚フィードバックを楽器演奏に適用すると，演奏動作が普段と比べて変化する．人差し指を使ったタップ動作を対象とした事例では，タップ音の発音タイミングを遅延させることによって，人差し指を振り上げる高さが増加する傾向がみられることが知られている[9]．この結果をドラム演奏動作に適用すると，スティックの振り幅が増加し，より伸筋を使った動きを誘発することが期待される．しかしながら，100〜200 msec 程度の大きな遅延聴覚フィードバックを楽器演奏に用いると，リズムを刻むこと自体が困難になる[10]ため，現実的に演奏の練習ができない．

そこで本研究では，遅延させる時間を聴覚的に知覚できるかどうかのレベルまで短くした，ごく短時間の遅延聴覚フィードバックを使用する．人間が動作と，それによって生じる音とのズレを認知し始めるのは 30

1: 本論文誌特集の投稿案内より抜粋．

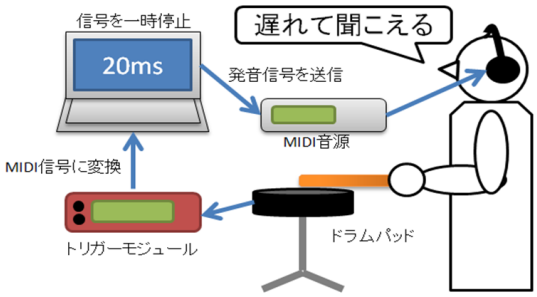


図 1　システムの概要
Fig. 1　System setup

msec 程度からであることが知られている [11]．本研究では，30 msec 以下の遅延聴覚フィードバックを「微少遅延聴覚フィードバック」と定義する．

3.2　システム構成

システムの概要を図 1 に示す．本システムは電子ドラムパッド (YAMAHA TP80S)，トリガーモジュール (YAMAHA DTXPRESS)，MIDI 音源 (Roland SD-50)，USB MIDI インタフェース (YAMAHA UX-16) と PC (Windows Vista) で構成される．電子ドラムパッドからの信号は，トリガーモジュールによって MIDI 信号に変換される．その後 PC に送信され，信号を遅延させたい時間だけ一時停止して，MIDI 音源に送信することで遅延を発生させる．また，PC がノートオンの MIDI 信号を受信した際，シリアルポートからパルス信号を発し，筋電位測定時の同期信号として利用した．一般的に Windows の時間分解能は 10msec 程度であるが，本研究では微少な遅延を発生させるために Windows API を用いて時間分解能を 1msec に設定している．上記の PC で行われる処理は全て C#によって実装した．なお，実験で使われるメトロノーム音や演奏音はヘッドホンから発音され，演奏音色にはスネアドラムを使用した．

4.　微少遅延聴覚フィードバックの影響評価

本研究で扱うようなごく短時間の遅延フィードバックがもたらす影響について研究した事例は，著者らの知る限り存在しない．このため本章では，微少遅延聴覚フィードバックによってドラム演奏に対する負の影響（演奏の困難化など）が生じないかをまず調査し，さらに伸筋を能動的に使うスティック制御習得につながる演奏動作の変化が生じるかどうかを検証する．

4.1　実験方法

ドラム経験者 12 名を被験者として実験を行った．被験者の性別，年齢，音楽歴を表 1 に示す．演奏課題は，250 msec 間隔で発音する電子メトロノームにあわせ，左右の手に持ったドラムスティックを用いてドラムパッドを叩いてもらうというものである．スティックの持ち方は全員マッチドグリップ（左右対称の握り方）である．

表 1　被験者の音楽経験
Table 1　Subjects' profiles

被験者（性別）	年齢	ドラム暦	その他楽器歴
被験者 1（女）	25	13 年	ピアノ　13 年
被験者 2（男）	27	6 年 6 か月	ギター　6 年
被験者 3（男）	25	4 年 6 か月	なし
被験者 4（男）	23	2 年 6 か月	ピアノ　5 年
被験者 5（女）	25	11 年	ピアノ　10 年
被験者 6（男）	20	2 年 10 か月	なし
被験者 7（男）	20	5 年 6 か月	ベース　2 年
被験者 8（女）	17	4 年 7 か月	ピアノ　10 年
被験者 9（女）	16	3 年 4 か月	エレクトーン　2 年
被験者 10（男）	16	6 か月	ピアノ　2 年
被験者 11（女）	17	4 年 7 か月	ピアノ　3 年
被験者 12（男）	17	10 年 7 か月	ピアノ　4 年

実験に先立ち，各被験者について，尺側手根屈筋および橈側手根伸筋の最大随意収縮 MVC（Maximum Voluntary Contraction）を 3 回測定した．実験では，1 セットを 1 分 30 秒とし，遅延を 0，20，10，30 msec の順で変えながら演奏課題を 4 セット行った．なお，被験者には発音に遅延が与えられていることは一切知らせていない．また，奏者によって演奏音をメトロノームに合わせる者や，スティックがドラムパッドにつく瞬間をメトロノームにあわせる者，拍打時のスティックから伝わる衝撃をメトロノームに合わせる者などばらつきがあったため，被験者には目隠しを装着してもらい，できるだけ演奏音をメトロノームにあわせてもらうよう指示した．また，測定前には特にウォーミングアップは行わなかった．実験中は両腕の尺側手根屈筋（図 2）および橈側手根伸筋（図 3）の表面筋電位と同期信号を生体アンプ・収録装置（Polymate AP1532）を用いて計測した．また，ハイスピードカメラによる撮影を行い，分析の参考として使用した．被験者には，１セット終わるごとに何か普段と変わったことや気づいたことがあるか確認した．実験終了後，アンケートにより音楽歴を調査した．

実験の結果として得られた尺側手根屈筋および橈側手根伸筋の表面筋電位信号は，同期信号以前の 250 msec の範囲で加算平均法によるノイズ除去を行った後，RMS（Root Mean Square）値を求めた．その後，各筋から得られた MVC の最大値を 100%として正規化した．さらに対象とする筋肉・遅延量ごとに，全被験者における筋電位波形の平均と活動量の平均をとった．また同期信号から遅延量ごとに全被験者の IOI（Inter-Onset Interval）の平均を算出した．なお解析の対象区間は最初の 30 秒を除く 1 分間とする．次に, Heuer の研究 [12] をもとに, 手首屈筋－伸筋間の共収縮指標とし

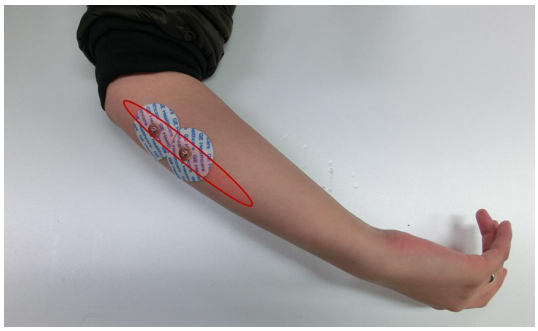


図 2　尺側手根屈筋の位置と電極貼りつけ位置
Fig. 2　Ulnar flexor muscle of wrist and positions where probes are pasetd

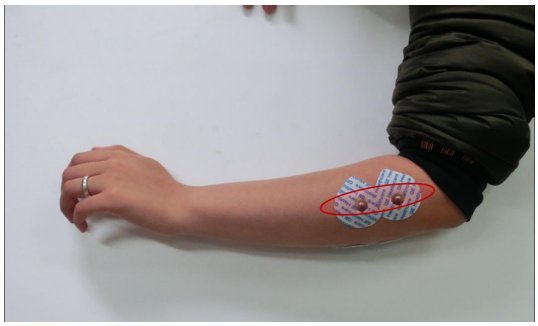


図 3　橈側手根伸筋の位置と電極貼りつけ位置
Fig. 3　Extensor carpi radialis muscle and positions where probes are pasetd

て, 手首屈筋－伸筋間の相対差分信号 RDS（Relative Difference Signal）を以下の式により算出した.

$$RDS = \frac{F - E}{F + E} \tag{1}$$

式 1 において, F と E はそれぞれ屈筋（Flexor）と伸筋（Extensor）の RMS 値を表している．RDS の絶対値が 1.0 に近い場合には交互収縮傾向, 0.0 に近い場合には共収縮傾向を表す．本研究では, 各被験者の 250 msec 間隔での RMS 値平均から RDS 値を算出しその標準偏差値を, 屈筋－伸筋間の共収縮指標とした.

4. 2　　結果

全被験者の IOI 平均には，遅延をかけた時とかけない時の間に一元配置分散分析を行ったところ，有意差は見られなかった（$F(3, 44) = 0.4, p < 0.754$）．100〜200 msec の遅延をかける従来の Delayed auditory feedback の実験では発話が間延びするような現象が観察されているが，上記の結果は，微少遅延聴覚フィードバックではそのような間延びは生じないことを示している．また，遅延聴覚フィードバックによる混乱の指標としてよく用いられる変動係数 CV (Coefficient of Variation) についても，遅延をかけた時とかけない時の間に有意差は見られなかった（$F(3, 44) = 0.436, p < 0.728$）．これらの結果から，通常の遅延聴覚フィードバックで見られるような混乱は，微少遅延聴覚フィードバックでは生じないことがわかった．また，各被験者には 1 セット終わるごとに何か普段と変わったことや気づいたことがあるか確認したところ，遅延を与えた場合にわずかな違和感を訴えた被験者が 1 名だけ存在したが，この被験者も演奏が困難になることはなかった．以上の結果から，微少遅延聴覚フィードバックを与えても，それによるドラム演奏に対する負の影響は無く，通常のドラムとほぼ変わりなく演奏することができることが明らかになった.

図 4 はある被験者の各セット計測開始から 1 分経過後，最初にスティックが最高点に達した際のハイスピードカメラ写真である．各写真で，動きの対象とするスティックの先端部分は赤い●印で表している．これを見ると，スティックの振り幅は遅延を増やすごとに増加傾向にあることがわかる．このような傾向はほとんどの被験者で見受けられた.

左右の橈側手根伸筋において，遅延量ごとに全被験者を平均した筋電位波形を図 5，図 6 に示す．図中の黒い実線は拍打されたタイミングを示している．つまり 250 msec のタイミングでドラムが拍打されているということである．左手の橈側手根伸筋の筋電位波形（図 5）を見ると，遅延なしの時よりも全ての遅延量において若干最大ピーク値が高いことが分かる．特に 10 msec の遅延をかけた時は遅延なし時よりも 0.6%ほど高い．一方，右手の橈側手根伸筋における筋電位波形（図 5）を見てみると，遅延なしの時に最大ピーク値が最も高くなっている．同期信号以前の 250 msec の範囲で各遅延量における活動量の平均を求め，同一筋において遅延なしの場合と遅延ありの場合との間で t 検定を行った．その結果，左手では 10 msec の遅延で遅延無しの場合に対して有意傾向が見られた（$t(11) = -1.892, p < 0.085$）．また，右手では有意差は見られなかった．図 4 に示したように，スティックを振り上げる動作が誘発されていることから，より伸筋が使われるようになっているはずであるが，筋電位測定の結果には有意な差は見られなかった.

重いスティックを使用した場合と 20 msec の遅延をかけた場合，および遅延なしの場合における RDS 値の標準偏差を棒グラフにしたものを図 7 に示す．図から，重いスティックを使用した場合が最も RDS 値の標準偏差が小さく，筋肉が共収縮していることがわかる．また遅延なしの場合と提案手法，重いスティックを用いた場合のそれぞれの間で対応のある t 検定を行った．その結果，右手における遅延なしの場合と重たいスティックを用いた場合との間に有意差が見られた（右：$t(4) = 3.004, p < 0.04$）．一方，提案手法と遅延なしの場合には遅延量に関わらず，有意差はみら

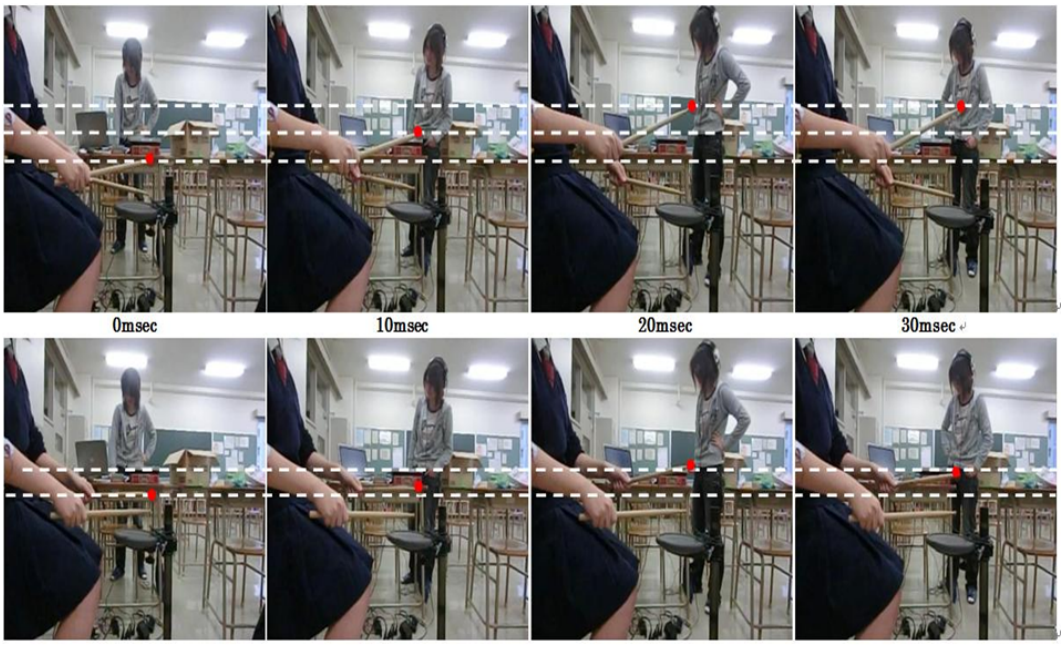


図 4　4 種の遅延時間におけるスティックの最高点　上：右手 下：左手
Fig. 4　Top reach points of stick for 4 delay times. Upper row: Right hand, Lower row: Left hand

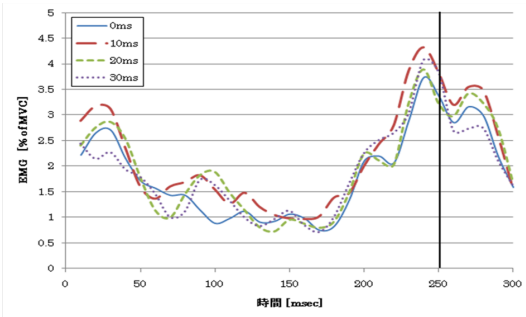


図 5　橈側手根伸筋（左）における遅延量ごとの筋電位波形
Fig. 5　Electromyogram of extensor carpi radialis muscle (left) for each delay time

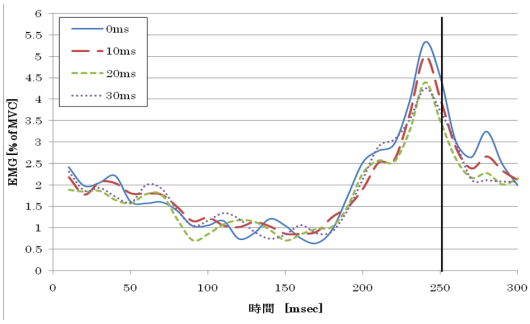


図 6　橈側手根伸筋（右）における遅延量ごとの筋電位波形
Fig. 6　Electromyogram of extensor carpi radialis muscle (right) for each delay time

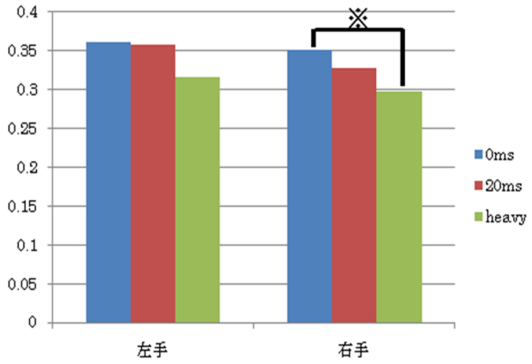


図 7　遅延なし，20 msec の遅延，および重いスティックを用いた場合の RDS 値の標準偏差
Fig. 7　Standard deviation of RDS for no delay, 20 msec delay and using hevay sticks

れなかった．

4.3　考察

図 4 に示した結果と，各セット後に行った被験者への聞き取り調査の結果から，被験者本人はドラム音に遅延が発生していることには気づいていないが，それにもかかわらず演奏動作には変化が現れ，遅延が与えられるとスティックの振り上げ幅が大きくなるという結果になった．この結果から，微少遅延聴覚フィードバックによって，通常のドラム演奏とほぼ違いの無い演奏を行いつつ，伸筋を能動的に使うスティック制御を行わせるようにすることの可能性が確認された．なお，聴覚的に知覚できない遅延に対して何故身体が反応するのかについては，現段階では明らかになっていない．このような反応の機序を解明することは非常

に興味深い研究課題ではあるが，ドラムの練習支援という本研究のスコープを外れるため，今後の課題としたい．本研究では，このような反応が生じるという事実を，ドラム演奏練習支援システムに応用するにとどめる．

一方，図 5 と図 6 の結果に示されるとおり，筋電位のデータからは遅延の有無や遅延量の大小による伸筋の活動への有意な影響は認められなかった．むしろ，有意差は見られないものの，右手については遅延をかけるほど減少し，左手については 10 msec を境に減少している．遅延によってスティックの振り上げ幅が増加するのは，無意識のうちにタイミングを調整する行動が出ているものと推測されるが，その調整のために必ずしも手首だけで振り上げ幅を調整しているのではなく，肘の関節も動かしている可能性が考えられる．

肘関節が動いてしまうと，本来動かさせたい橈側手根伸筋を効率的に動かさせることができなくなる．肘の関節を動かさないようにするために，上腕を固定するなどの方法が考えられるが，その場合伸筋への負荷が大きくなり，重たいスティックと同じく手首にダメージを与えてしまう可能性があり，あまり良い方法だとは言えない．そこで，肘関節を動かす必要が生じるほどにスティックの振り幅を大きくさせないように，打拍間隔を短めに調整する（つまり演奏速度を速くする）手段が考えられる．これにより，橈側手根伸筋に対してより効率的に微少遅延による影響を及ぼすことができるようになると考えられる．ただしこの結果として，橈側手根伸筋を大きく動かさせるような効果は得がたくなるかもしれない．しかし，このような筋肉の使い方の習得は一朝一夕に達成できるものではなく，長期的な訓練が必要となるので，無理をせずに少しずつ橈側手根伸筋を使わせるように仕向けることも重要である．ゆえに，この手段は安全性の面からも妥当なものであると言えよう．

次に，RDS 値について考察する．重いスティックを用いた場合は遅延なしの場合や提案手法と比べて共収縮度合いが大きいことがわかった．共収縮とは，屈筋と伸筋が同時に収縮している状態のことであり，結果として関節が硬直してしまう．この結果，打撃面からの反力が上手く吸収されなくなるため，関節へのダメージが大きくなる．また共収縮が生じると，動かそうとする筋肉の活動により発生するはずのトルクを，動かすべきではない筋肉の活動がキャンセルしてしまう [2]．これらの結果から，従来行われてきた重いスティックを用いた練習は，けがを誘発する危険性があるだけでなく，スムースなスティック制御を阻害する無駄な収縮を習慣づけてしまう可能性があり，良い練習法とは言えないことが確認された．一方，RDS 値の標準偏差において，提案手法と遅延がない場合の共収縮には有意な差は見られないことが分かった．このことから提案手法は共収縮を防ぎながら伸筋を能動的に使うスティック制御に矯正することができる可能性が期待できる．

5.　システム継続使用実験

4. 章において，微少遅延聴覚フィードバックを適切に利用すると，伸筋を能動的に使うスティック制御を誘発する可能性が示された．しかしながら，伸筋を能動的に使うスティック制御が身に付かなければ意味がない．もし，システムの継続的な使用によって伸筋を能動的に使うスティック制御が習得されるならば，当初は遅延なしの状態では低かった伸筋の活動量が，最終的には遅延なしの状態でも遅延ありの状態と同等の高い活動量を持つに至ると考えられる．そこで本章では，システムを継続的に使用することによって，伸筋をより多く使用した演奏動作が習得できるかどうかを調査する．

5.1　実験方法

今回の実験における被験者は，4. 章での実験における被験者 8〜12 の計 5 名である（表 1 参照）．練習内容は，シングルストロークを左右 2 分間ずつ，チェンジアップを 3 分間，16 分音符連打を 3 分間の計 10 分間を毎日行う（詳細は図 8 参照）．またシステムによる練習の前には，各自ウォーミングアップを行っている．

メトロノームは，500 msec 間隔とした．4. 章において，演奏速度を速めに設定することが望ましいことを指摘した．しかし，被験者の中には被験者 10 のようにドラム演奏歴が浅い者が含まれているので，あまり高速に設定すると，そもそも課題曲を演奏できない被験者が生じてしまう．そこで，事前に演奏可能性を調査し，被験者全員が課題曲を演奏できる速度を設定した．なお，このメトロノーム速度で演奏した場合，課題曲の 8 分音符を演奏する場合に 4. 章の実験と同じ速度での演奏となり，それより短い音符（三連符や 16 分音符）を演奏する場合はより高速な演奏となる．したがって，今回の実験では全体的に 4. 章の実験よりも演奏速度は高速な設定となっている．

練習システムとして使用した機材は 3. 2 節で紹介したものに加えて，電子ドラムパッド（YAMAHA TP80S），トリガーモジュール（YAMAHA DTX），MIDI 音源（YAMAHA MU128），USB MIDI インタフェース（Roland UM-1G）と PC（Windows XP）を使用し，計 2 台のシステムをそれぞれ用いて行った．また，筋電位計測を行う際には 3. 2 節で紹介したものと同じ機材を使用した．

各被験者は，12 日間にわたり，毎日 10 分間ずつ，20

図 8　練習課題
Fig. 8　Assignment for practice

msec の微少遅延聴覚フィードバックを発生させた電子ドラムパットを用いて練習を行った．なお，被験者には発音に遅延が与えられていることは一切知らせていない．初日と中日（6 日目），最終日には，最初に尺側手根屈筋および橈側手根伸筋の最大随意収縮 MVC を 3 回測定した後，遅延なしおよび 20 msec の遅延をかけた場合のそれぞれについて 1 分半の間，250 msec 間隔で発音するメトロノームにあわせ，左右の手に持ったドラムスティックを用いてドラムパッドを叩いてもらった．この際，両腕の尺側手根屈筋および橈側手根伸筋の表面筋電位と同期信号を計測した．なお，この測定においても，遅延の有無に関しては被験者には一切知らせていない．

実験の結果として得られた尺側手根屈筋および橈側手根伸筋の表面筋電位信号は，同期信号以前の 250 msec の範囲で加算平均法によるノイズ除去を行った後，RMS 値を求めた．その後，各筋から得られた MVC の最大値を 100%として正規化した．さらに，対象とする筋肉・遅延量ごとに，全被験者における筋電位波形の平均と活動量の平均をとった．なお解析の対象区間は最初の 30 秒を除く 1 分間とした．

5. 2　結果

左右の橈側手根伸筋について，計測日ごとに全被験者を平均した**遅延なし**演奏における筋電位波形を図 9 と図 10 に示す．図中の黒い実線は拍打したタイミングを示している．つまり，250 msec のタイミングでドラムが打拍されているということである．

左手の橈側手根伸筋（図 9）について見ると，日を追うごとに最大ピーク値が高くなっていることがわかる．同期信号以前の 250 msec の範囲で測定回数における活動量の平均を求め，同一筋における計測日に対する

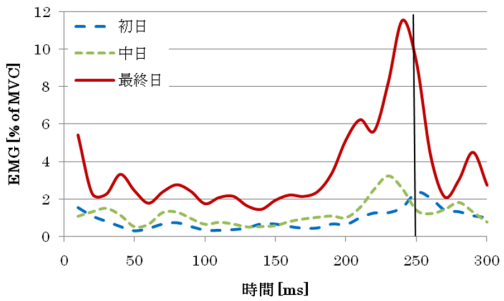


図 9　橈側手根伸筋（左）における計測日ごとの遅延なし演奏の筋電位波形
Fig. 9　Electromyogram of extensor carpi radialis muscle (right) of the first day, the 6th day and the 12th day obtained from the performances without delay

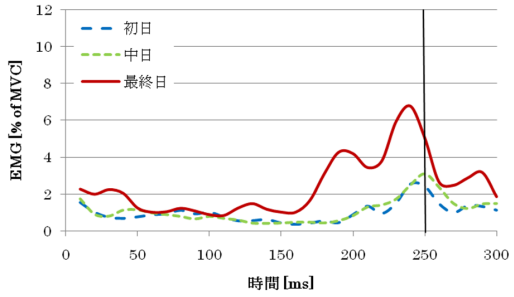


図 10　橈側手根伸筋（右）における計測日ごとの遅延なし演奏の筋電位波形
Fig. 10　Electromyogram of extensor carpi radialis muscle (left) of the first day, the 6th day and the 12th day obtained from the performances without delay

一元配置の分散分析を行った結果，有意差が見られた（$F(2,12) = 4.815, p < 0.029$）．一方，右手の橈側手根伸筋（図 10）について同様の分析を行ったところ，有意差は見られなかった（$F(2,12) = 2.062, p < 0.170$）．

左右の尺側手根屈筋において，計測日ごとに全被験者を平均した**遅延なし**演奏における筋電位波形を図 11 と図 12 に示す．図中の黒い実線は図 9，図 10 と同意である．

屈筋における筋電位波形の最大ピーク値を見ると，左右にかかわらず初日から中日にかけて大幅に低下し，最終日には初日と同じ程度に戻っている．同一筋における筋電位平均値について測定日に対する一元配置分散分析を行ったところ，左右いずれについても条件間に有意差は見られなかった．

また，本実験を実施した熊本学園大学付属高等学校吹奏楽部の顧問教員から，本実験に参加した被験者の 1 名の音色が実験期間中に変化し，切れの良い澄んだ音色になったことが指摘された．

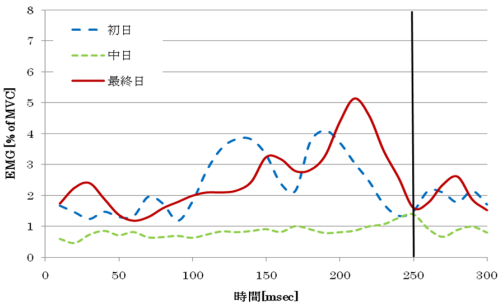


図 11　尺側手根屈筋（左）における計測日ごとの遅延なし演奏の筋電位波形

Fig. 11　Electromyogram of ulnar flexor muscle of wrist (right) of the first day, the 6th day and the 12th day obtained from the performances without delay

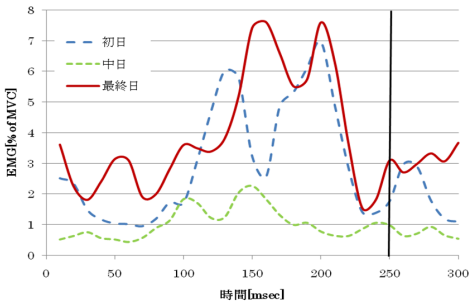


図 12　尺側手根屈筋（右）における計測日ごとの遅延なし演奏の筋電位波形

Fig. 12　Electromyogram of ulnar flexor muscle of wrist (left) of the first day, the 6th day and the 12th day obtained from the performances without delay

5.3　考察

システムの利用によって伸筋がより使われるようになり，さらにその動きが身についていけば，遅延なしの場合でも日を追うごとに伸筋が使われるようになると考えられる．図 9 および図 10 から，右手については有意差は認められなかったものの，提案システムを継続的に使用することによって，遅延なしの状態でも橈側手根伸筋を次第によく使うようになっていく傾向が見て取れる．

微少遅延を伴う本システムを継続的に使用することにより，気づかないうちに打撃タイミングが本来の打撃タイミングよりも早くなってしまう可能性が危惧される．もしそうなった場合，屈筋の収縮タイミングが練習の継続につれて次第に早くなるものと考えられる．しかしながら，図 11 と図 12 において屈筋の筋電位のピークタイミングを比較すると，左手の場合は初日よりも最終日の方が遅く，右手の場合は初日と最終日でほとんど同じタイミングとなっている．このことから，本システムの継続使用によって打撃タイミングが早くなることは生じないものと考えられる．

なお，本来は提案システムを使用しない対照群による実験結果と対比すべきであるが，筋電計測装置の機材繰りの都合で，今回は対照群を用いた実験を実施できなかった．しかしながら，今回の被験者はいずれもこれまで長きにわたってドラム演奏の練習を続けて来た者ばかりであり，しかも提案システムを用いた演奏と通常のドラムを用いた演奏との違いはほぼ感じられないのであるから，提案システムを使用しないでも（12 日間程度の練習で）短期間に橈側手根伸筋を使う技術が身につくのであれば，すでにそれは十分習得されているはずであるので，今回の 12 日間の実験期間で大きな変化が得られるとは考えにくい．しかしながら，実際には上述のような変化が得られたということは，提案手法の有効性が示唆されたものであると考えられる．

被験者は全員右利きであった．このため被験者は，随意に使える右手については，橈側手根伸筋をもともとある程度使う技術が身についていた可能性が考えられる．このことが右手における有意差が見られなかったことの理由と思われる．逆に，あまり随意に使えない左手については，これまでに橈側手根伸筋を使う技術がほとんど身についていなかったために，提案システムによる影響が明確に現れ，有意差が見られる結果となったものと思われる．

図 11 および図 12 において，尺側手根屈筋における筋電位波形の最大ピーク値が，左右にかかわらず初日から中日にかけて大幅に低下し，最終日には初日と同じ程度に戻るという結果になった．これは，橈側手根伸筋の使い方を習得していくプロセスの影響の表れである可能性が考えられる．

諏訪らの研究 [13] によると，ボウリングの熟達プロセスにおいて，意識を集中する部位は日々変化し，パフォーマンス向上の過渡期には，手や足の指といった細かい部位へ意識が集中し，熟練して安定して高いスコアを記録するようになると，意識が身体全体などの広い範囲に広がることが指摘されている．本実験の場合も，新しいスキルを習得する過渡期であるから，同様に意識を集中させる対象が変化している可能性が考えられる．想定されるプロセスは，以下の通りである．実験開始当初，尺側手根屈筋を使う技術はすでに身についているのだが，橈側手根伸筋を使う技術は未熟である．このため，初日は尺側手根屈筋の筋電位は高いが，橈側手根伸筋の筋電位は低くなる．提案システムを使用して練習を行うことにより，橈側手根伸筋を使うことに意識が集中させられる．この結果，尺側手根屈筋から意識が離れて一時的にうまく使えなくなってしまうことにより，6 日目に尺側手根屈筋の筋電位が

大きく下がってしまう．一方，橈側手根伸筋の使い方もまだ習得されていないので，橈側手根伸筋の筋電位もあまり高くならない．12 日目に至り，橈側手根伸筋の使い方が習得されてきたことにより，橈側手根伸筋の筋電位が高まる．これと同時に，橈側手根伸筋に集中させられていた意識が尺側手根屈筋にも再び戻り，元々のレベルと同様に尺側手根屈筋を使えるようになる．以上のような習得プロセスが，図 9 から図 12 に示される筋電位の変化として表れているのではないかと推測する．

6. おわりに

本研究では，微少遅延聴覚フィードバックを利用することによる，伸筋を能動的に使うドラムスティック制御の習得を支援するシステムのミニマム・デザインを提案し，このデザインに基づくシステムを実装した．微少遅延聴覚フィードバックによる演奏動作への影響をみる実験では，IOI の平均と変動係数に遅延量ごとの差は見られなかったため，微少遅延聴覚フィードバックによる演奏の混乱はほとんど起きず，微少遅延聴覚フィードバックを与えても，通常のドラムとほぼ同様に演奏できることが分かった．また，提案手法は従来行われていた重たいスティックを使った練習法よりも筋肉が共収縮せず，比較的手首に負担をかけずに伸筋を能動的に使う動きへと矯正できる可能性が示唆された．次に，継続的に提案システムを使用する練習の実験を実施したところ，練習日数を追うごとに伸筋の筋電位波形や活動量に増加傾向がみられることが分かった．以上から，微少遅延聴覚フィードバックを用いた提案手法の有効性が示された．

本研究ではドラムスティック制御習得に微少遅延聴覚フィードバックを応用したが，聴覚に限らず微少遅延フィードバックの応用は他にも様々にあると考えられる．しかも，うまく応用すれば，本研究のように，ユーザに特別なインタラクションの存在を感じさせない，限りなくミニマムなインタラクション・デザインを実現できる可能性がある．今後はさらなる応用の可能性を検討し，その有用性の実証を進めていきたい．

謝辞

実験にご協力いただいた，宮崎大学軽音楽サークル関係者の皆さま，並びに熊本学園大学付属高等学校吹奏楽部の皆さまに御礼申し上げる．また，北陸先端科学技術大学院知識科学研究科の松村耕平博士には筋電位計測にあたり多くの助言をいただいた．ここに感謝したい．

参考文献

[1] Fujii, S., Kudo, K., Shinya, M., Ohtsuki, T. and Oda, S.: Wrist Muscle Activity During Rapid Unimanual Tapping With a Drumstick in Drummers and Nondrummers, Motor Control, Vol. 13, pp. 237-250 (2009).

[2] Osu, R., Franklin, D. W., Kato, H., Gomi, H., Domen, K., Yoshioka, T. and Kawato, M.: Short- and long-term changes in joint co-contraction associated with motor learning as revealed from surface EMG, J. of Neurophysiology, 88(2), 991-1004, 2002.

[3] Fujii, S. and Moritani, T.: Rise rate and timing variability of surface electromyographic activity during rhythmic drumming movements in the world's fastest drummer, Journal of Electromyography and Kinesiology, Vol. 22, pp.60-66 (2012).

[4] 長野祐亮：脱力！フィジカル・ドラミング，リットーミュージック（2011）

[5] Fujii, S. and Moritani, T.: Spike shape analysis of surface electromyographic activity in wrist flexor and extensor muscles of the world's fastest drummer, Neuroscience Letters, Vol. 514, pp.185-188 (2012).

[6] 岩見直樹，三浦雅展：MIDI 楽器を用いたドラム演奏練習支援システムの提案，情報処理学会研究報告，Vol.2007-MUS-72, No.16, pp.85-90 (2007).

[7] 辻　康弘，西方淳博：リズム打拍とフォームに基づく打楽器学習支援システムの開発と評価，電子情報通信学会論文誌 D-I 情報・システム, Vol.J88-D-I, No.2, pp.508-516 (2005).

[8] Bernard S. Lee: Effects of Delayed Speech Feedback，Journal of the Acoustical Society of America，Vol.22, Issue 6, pp.824-826 (1950).

[9] Peter Q. Pfordresher and Simone Dalla Bella: Delayed Auditory Feedback and Movement, Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance, Vol 37, No.2, pp.566-579 (2011).

[10] P.Q. Pfordresher and C. Palmer: Effects of delayed auditory feedback on timing of music performance, Psychological Research, Vol.16, pp.71-79 (2002).

[11] 西堀 佑，多田幸生，曽根卓朗：遅延のある演奏系での遅延の認知に関する実験とその考察，情報処理学会研究報告，Vol.2003-MUS-53, No.9, pp.37-42 (2003).

[12] Herbert Heuer: Control of the dominant and non-dominant hand: exploitation and taming of non-muscular forces, Experimental Brain Research, Vol.178, No.3, pp.363-373 (2007).

[13] 諏訪正樹，伊東大輔：身体スキル獲得プロセスにおける身体部位への意識の変遷，人工知能学会全国大会（第 20 回）論文集，2D1-6, pp.1-2 (2006).

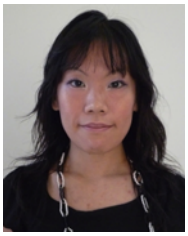
（2012 年 7 月 31 日受付，11 月 20 日再受付）

著者紹介

池之上　あかり

2010 年宮崎大学工学部材料物理工学科卒業．2012 年北陸先端科学技術大学院大学知識科学研究科博士前期課程修了．2012 年情報処理学会ヒューマンコンピュータインタラクション研究会学生奨励賞受賞．音楽演奏支援技術に興味を持つ．

小倉　加奈代



1999 年東北学院大学教養学部言語科学専攻（現言語文化学科）卒業．2006 年北陸先端科学技術大学院大学知識科学研究科博士後期課程修了．同年より北陸先端科学技術大学院大学知識科学研究科助教．博士（知識科学）．会話行動や会話情報を用いた人と道具のインタラクション過程の分析，コミュニケーションメディアのデザイン・開発の研究に従事．情報処理学会，人工知能学会，日本認知科学会，日本社会心理学会各会員．

鵜木　祐史

1994 年職業能力開発大学校情報工学科卒．1996 年北陸先端科学技術大学院大学情報科学研究科博士前期課程修了，1999 年同博士後期課程修了．博士（情報科学）．同年 ATR 人間情報通信研究所第一研究室客員研究員，2000 年英国ケンブリッジ大学生理学部 CNBH 客員研究員，2001 年北陸先端科学技術大学院大学情報科学研究科助手を経て，2005 年同大助教授，2007 年同大准教授，現在に至る．1998 年～2001 年日本学術振興会特別研究員（DC2, PD）を兼任．主に，聴覚機能のモデル化とそれに基づく信号処理ならびに音声信号処理（残響音声回復，骨導音回復，音響電子透かしなど）の研究に従事．日本音響学会佐藤論文賞（1999 年度）ならびに山下太郎学術奨励賞 (2005 年度）受賞．信号処理学会，日本電子情報通信学会，日本音響学会，アメリカ音響学会，IEEE, ISCA, EURASHIP 各会員．

西本　一志　（正会員）

1987 年京都大学大学院工学研究科機械工学専攻博士前期課程修了．同年松下電器産業（株）入社．1992 年（株）ATR 通信システム研究所研究員．1995 年（株）ATR 知能映像通信研究所客員研究員．1999 年より北陸先端科学技術大学院大学助教授，2007 年より教授．2000～2003 年科学技術振興事業団さきがけ研究 21「情報と知」領域研究員兼任．1999 年度情報処理学会坂井記念特別賞，1999 年度人工知能学会論文賞，ACM Multimedia 2004 Best Paper Award，2010 年度情報処理学会学会活動貢献賞，The 9th International Conference on Smart Homes and Health Telematics (ICOST2011) Best Multidisciplinary Paper Award ほか受賞．IEEE computer society，ACM，情報処理学会，人工知能学会各会員．博士（工学）．

(C) NPO法人ヒューマンインタフェース学会