

振動情報は人の打撃運動のインピーダンス調整に 用いられるか？

Does Human Impedance Adjustment on Hitting Task Require Vibration Information?

藤田晴千, 永谷直久, 昆陽雅司, 田所諭

Haruyuki FUJITA, Naohisa Nagaya, Masashi KONYO, Satoshi TADOKORO

東北大学

Tohoku University

キーワード: Impedance adjustment, Hitting task, Vibration,

連絡先: 宮城県仙台市青葉区荒巻字青葉 6-6-01 工学部機械知能系共同棟 4F 411 室

E-mail: fujita@rm.is.tohoku.ac.jp

1. 緒言

ヒトは環境からの外乱を受ける運動を安定させるために、関節の剛性などのインピーダンスを環境に合わせて調整していることが知られている¹⁾。筆者らは、このようなインピーダンスの調整に関与する感覚器が、筋や腱に存在する深部感覚だけでなく、皮膚感覚である触覚も関与するという仮説を提案している²⁾。本研究では、環境と接触した際の触覚機能を他の振動刺激を与えることによって、運動の調整機能に影響を与えるかを検証することで、触覚の必要性を確認する。

触覚がインピーダンス調整に利用されていることを、間接的に裏付ける知見として、振動情報に基づく対象物の剛性知覚の研究がいくつか報告されている。Okamura らは触対象との衝突時の高周波の振動を力覚ディスプレイに重畳して提示することで、触対象の剛性が知覚できることを報告している³⁾。このような高周波振動に基づく剛性の知覚は、足を対

象としたもの⁴⁾、白杖などの道具を介したもの⁵⁾なども知られている。また、岡本らは、振動刺激が慣性感、粘性感の錯覚を引き起こすことを報告しており、振動刺激によるインピーダンス知覚に影響を与えることを報告している⁶⁾。深澤らは、歩行運動中の踵接地および離地時に触覚受容器が振動を知覚しやすい周波数帯 (100-300Hz) の振動が下肢を伝播していることを示し、その振動伝播特性は下腿部および大腿部の筋活動によって異なる影響を受けることを示唆した⁷⁾。これは筋活動の変化を触覚情報から知覚できうということであり、振動情報が環境のインピーダンスの知覚のみならず、自身のインピーダンスの調整においても触覚情報が関与している可能性を有している。このような運動中のインピーダンス調整の評価を行うためには、筋活動および各関節における剛性の時間変化を計測する必要がある。インピーダンスの評価手法としては Burdet らや辻らのようにマニピュレータなどを用いて手先に強制変位を与え、このときに手先に発生する力を計測する

ことで、インピーダンスの静的な成分である剛性を推定する手法が一般的である¹⁾⁸⁾。しかしながら、強制変位を与える手法ではシステムが大型となるため、小型の計測システムで簡易的にインピーダンス調整と振動情報の関係を調査する手段として、我々はバネ付きハンマによる打撃調整タスク中の把持部の振動周波数と振動減衰特性を用いた評価手法を提案してきた⁹⁾。

本稿では、振動呈示機能を有したハンマを用いて、以下の2つの調査を行う。1つ目は、打撃時に印加される振動刺激が打撃後の振る舞いに影響するかを調査する。もし、振動による皮膚感覚刺激によって、打撃後の振動に変化が観察されれば、皮膚感覚のインピーダンス調整への関与が示唆される。

2つ目は、もし振動刺激の影響があるとすれば、ヒトのどのような運動制御に影響を与えるかを調査する。ヒトは運動時、取得される情報を徐々に運動に反映する適応的な制御と、取得される情報を即座に運動に反映する反射的な制御を行っている。本研究では前者の制御を適応的フィードフォワード制御、後者の制御を反射的フィードバック制御と定義する。

以下に各制御に振動情報が用いられているかを検証する方法について説明する。適応的フィードフォワード制御に振動情報が用いられているかは、毎回の打撃で振動刺激を呈示し、打撃調整に影響を与えるかを長いスパンで検証する。反射的フィードバック制御に振動情報が用いられているかは、数打撃に一度、無作為に振動刺激を呈示し、刺激を与えた打撃の調整に影響を与えるかによって検証する。

2. 打撃運動を用いたインピーダンス調整評価手法

2.1 実験装置

2.1.1 バネ付きハンマ

本稿の打撃タスクで用いるバネ付きハンマの外観をFig. 1に示す。把持部の形状は角柱形で角が丸みを帯びた形状で、容易に把持でき、振動計測センサを安定して搭載できる。機構の全長は320 mm、重量は約720 gである。振動部は角柱を二つに割った形状のボディで振動アクチュエータを挟み、アクチュ

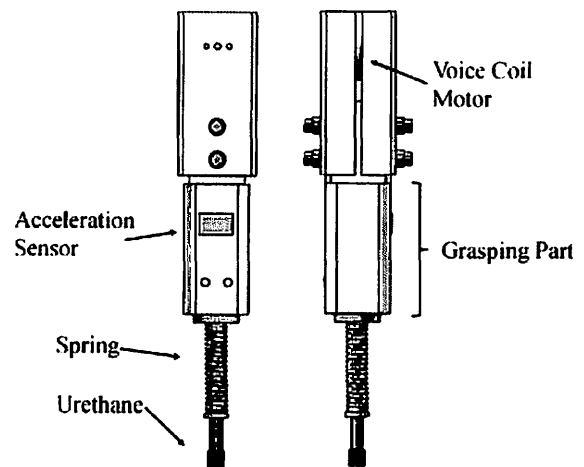


Fig. 1 Hammer with vibration generator

エータの振動により振動部位が逆振動する機構である。機構を把持し、ウレタン製衝突部位を床面に衝突されると、引張ばねが上下振動する。このばねの上下振動をアクチュエータによる振動と区別するために、本研究では揺動と定義する。

打撃により発生する振動、および揺動は把持部に埋め込んだ加速度センサ (MMA7361LC, FreeScale) により計測する。把持部にセンサを実装しているため、掌が知覚する振動を媒体を介さずに計測することができる。

振動アクチュエータは機構上端に搭載している。アクチュエータにはボイスコイルモータ (NEOMAX, X-1041) を用いた。環境との接触により生じる垂直軸方向の振動がボイスコイルモータの稼働に与える影響を少なくするために、稼働方向が水平方向になるように配置している。打撃時に60 N程度の力で打撃を行えば高周波の振動が発生することを確認している。

2.1.2 打撃ステージ

打撃環境として、Fig. 2に示すロードセル、アルミ板、シリコンゴムにより構成される打撃ステージを用いる。ロードセルをアルミ板の四方に配置することで、打撃時のモーメントの発生を防いでいる。各ロードセルの定格容量は70Nであり、打撃ステージでは280Nの力計測が行える。今回のタスクでは計測

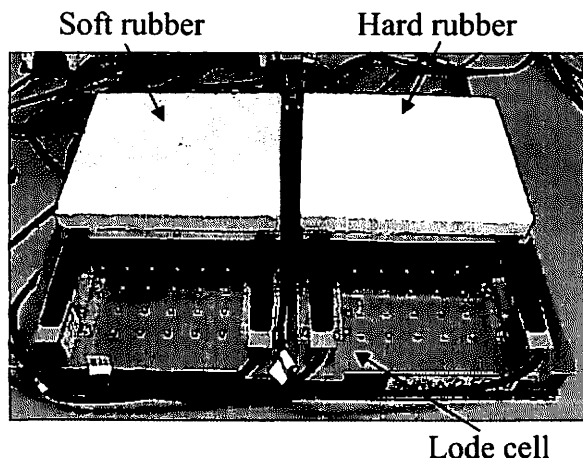


Fig. 2 Hitting stage

に必要な容量は 60 N 程度であり、十分な定格容量を有していると考えられる。シリコンラバーは硬度の異なる二種類を用意する。硬いシリコンラバーをハードラバー、柔らかいシリコンラバーをソフトラバーとし、各ラバーのヤング率は 1.443, 0.526 MPa である。

2.2 刺激振動波形

Fig. 3 に打撃時に与える振動波形を示す。Fig. 3 には 5 回の計測を重ね合わせて描画している。

振動をステップ状に立ち上げるとオーバーシュートが発生し、振動が掌の加振以外に水平方向の慣性力が発生することが予想されるため、オーバーシュートの発生を防ぐ必要がある。そのため、振動波形は立ち上がりと収束をランプ形状にし、立ち上がり時間を 15ms とすることによってオーバーシュートの発生を軽減している。

打撃時に発生する高周波振動が 100~400Hz することを確認している。この高周波振動は触覚受容器の一つであるパチニ小体が知覚すると考えられる。そこでパチニ小体の知覚感度のもっともよい 250Hz を振動刺激の周波数として用いる。振動呈示時間は 0.3s である。

2.3 実験タスク

本稿では実験タスクとして打撃調整タスクを用いる。打撃調整タスクの外観を Fig. 4 に示し、概念図

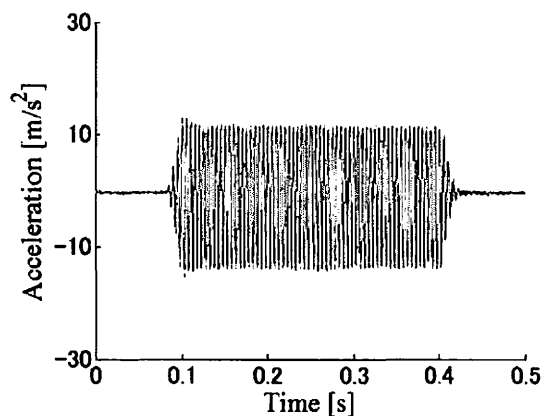


Fig. 3 Wave form generated by voice coil

を Fig. 5 に示す。打撃運動を用いたタスクとして、ハンマの衝突部位が跳ねないかつ揺動ができるだけ継続するように打撃することとした。

一般に運動学習の初期段階では手動筋と拮抗筋を同時に活動させインピーダンスを高くする。高いインピーダンスは予期しない環境変化に対して運動をロバストにすることで即在に対処すつことに貢献するからである。一方で、熟練者は筋や骨格系の姿勢調整を環境に合わせて上手く行うことで巧みな運動を行っている¹⁰⁾。すなわち身体の動きを巧みに制御するためにはインピーダンスをロバストではなく環境に合わせて適切に調整する必要があると考えられる。

上述したタスクを実行するためには跳ねない程度にインピーダンスを高めつつも、揺動が継続するためにインピーダンスを下げる必要があり、インピーダンスを環境に合わせて調整する必要があると考えられる。

実験の順序を以下に説明する。実験においてはまず被験者に以下の 3 点を教示する。

- できるだけ一定の力で打撃する、
- 打撃した時に打撃部位が跳ねないようにする
- 揺動が長続きするようにする、

次にラバー上を開眼、閉眼で十分に練習させ、タスクを学習させる。練習時は各打撃につき打撃力を口頭で被験者に示すことで打撃力を学習させ、60 N 程度の打撃力で打撃できるようにさせる。実験はア

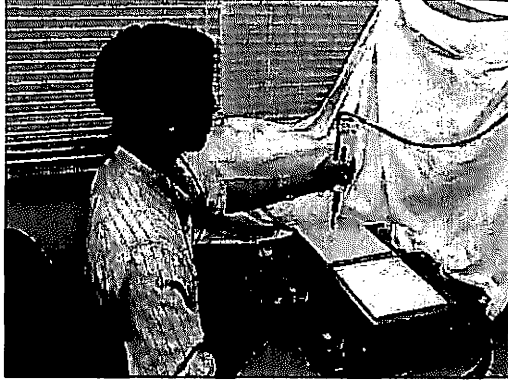


Fig. 4 Experiment view of hitting adjustment task

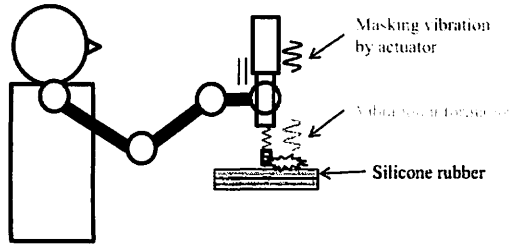


Fig. 5 Diagram which shows how to mask vibration information by vibrotactile stimuli generated by voice coil motor

イマスクとヘッドフォンを装着させ、ヘッドフォンからピンクノイズを聞かせることにより視覚・聴覚を遮断した状態で行わせる。打撃周期はヘッドフォンから同時にメトロノーム音を聞かせることで周期を指定する。打撃をしてラバー上を押し付けている時間を2s、次の打撃の準備に要する時間を1sとした。サンプリング周波数は1kHzである。

2.4 打撃調整タスクの評価パラメータ

ハンマを把持する腕のインピーダンス変化は揺動の力パラメータに反映されることが予想される。そこで、打撃調整タスクの評価パラメータとして振動パラメータである揺動の周波数、減衰係数を用いる。

以下に生成された揺動から減衰係数、周波数を算出する方法について述べる。周波数、減衰係数を算出するためには揺動以外の振動を除去する必要があるため、計測した振動波形にカットオフ周波数15Hzのローパスフィルタを適用し揺動を生成する。Fig.

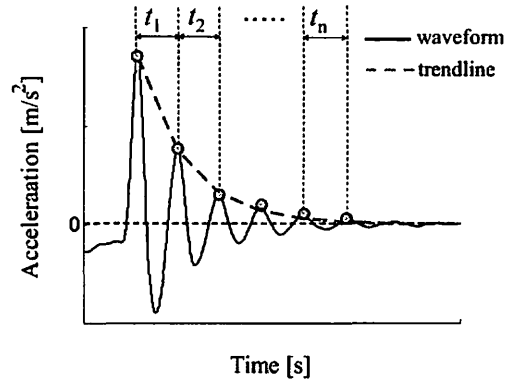


Fig. 6 Calculation method of damping ratio and frequency of fluctuation

6に揺動、揺動のピーク値、ピーク値を通る指数関数近似曲線を示す。周波数 f は式1を用いて算出する。 t_i は揺動のピーク間の時間、 n はピークの値が最大振幅の1/10程度にまで減衰するまでのピークの数である。すなわち、各ピーク間の時間の逆数を平均することで周波数を算出する。

減衰係数は式2を用いて算出する。 A と ξ は指数関数近似により算出されるパラメータで A は近似曲線の最大値を定め、 ξ は近似曲線の減衰度合を示す。この ξ を減衰係数として評価パラメータに適用する。なお、減衰係数は値が大きければ減衰が早いことを示し、値が小さければ減衰が緩やかであることを意味する。

$$f = n / \left(\sum_{i=1}^n t_i \right) \quad (1)$$

$$x = Ae^{-\xi t} \quad (2)$$

3. 打撃調整タスクと上肢筋活動の関係

打撃調整タスクがインピーダンス調整を必要とするのかを検証する必要がある。本節では異なる環境を打撃した時、それぞれの環境に合わせてインピーダンスを調整するか筋活動の観点から検証する。

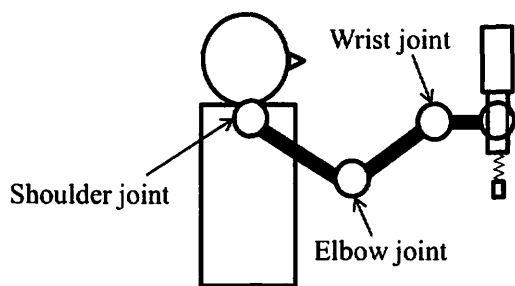


Fig. 7 The side view of experimental setup

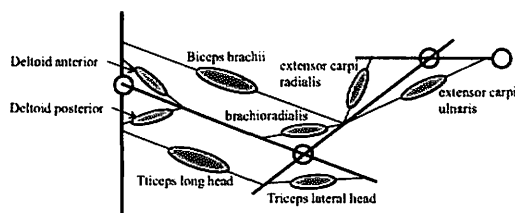


Fig. 8 Diagram of examined muscles

3.1 実験方法

打撃する環境に合わせてインピーダンスを調整するかを筋活動の観点から検証する。計測位置は Fig. 8 の 8 つの筋を選定した。この筋は、打撃調整タスクが Fig. 7 に示す肩関節、肘関節、手首関節からなる運動であることに着目し、各関節の伸筋、屈筋という観点から選定している。尺側手根伸筋と橈側手根伸筋は手首関節の尺側と橈屈を行い、上腕 3 頭筋外側頭・腕橈骨筋は肘関節の伸展と屈曲、上腕 3 頭筋長頭と上腕二頭筋も肘関節の伸展と屈曲を行い、三角筋（後部）・三角筋（前部）は肩関節の伸展と屈曲を行う。

筋電位の計測には筋電計（日本光電社製、WEB-7000）を使用し、サンプリング周波数 1kHz で記録した。記録した筋電図に対しては、運動などの影響を取り除くためにカットオフ周波数 30Hz のハイパスフィルタを適用した。

計測する打撃回数は 10 回とした。被験者は 20 代の健康な男性 1 名である。

3.2 解析方法

打撃調整タスクにおいてインピーダンス調整に関与すると考えられるのは打撃の直前と直後であると

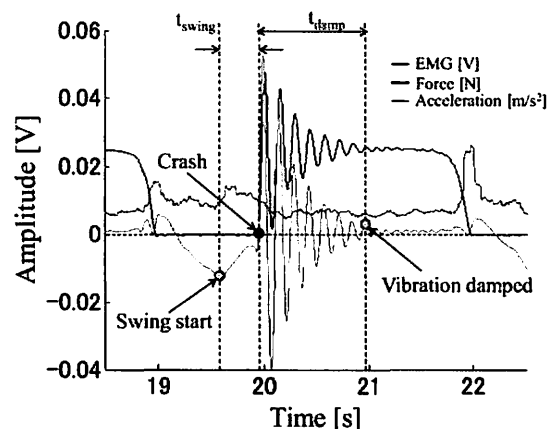


Fig. 9 Compare section of RMS between hitting on hard rubber and hitting on soft rubber

考えられる。そこで、打撃の直前と直後において、ハードラバー、ソフトラバー間で筋活動量に違いがあるかを検証する。

Fig. 9 に一打撃の筋電位の RMS（二乗平均平方根）の時間変化、ロードセルにより計測される力、揺動を示す。また打撃を始めた時間、着床時間、揺動が十分に減衰する時間を示す。揺動が十分に減衰する時間とは振幅が最大値から 1/10 程度に減衰するまでの時間を意味する。

打撃動作を始めた時間から着床時間までの時間を t_{swing} 、着床から機構の振動が十分に減衰するまでの時間を t_{damp} とし、この時間帯における筋活動量をラバー間で比較する。

筋活動レベルは個人差の影響を排除するため、各筋の最大筋活動量を用いて、式 3 により正規化を行い、% MVC により評価する。

$$\% MVC = \frac{\text{打撃前後の RMS}}{\text{最大随意収縮時の RMS}} \times 100 \quad (3)$$

また、インピーダンスは各関節の主動筋と拮抗筋の同時収縮により特徴づけられる¹¹⁾ことから、評価パラメータとして各関節における拮抗筋の % MVC の平均を用い、t 検定によりハードラバー打撃時の筋活動量とソフトラバー打撃時の筋活動量に差があるかを検証する。また各ラバー上打撃時の打撃力を比較することで、筋の外力発生に差があるかを検証する。

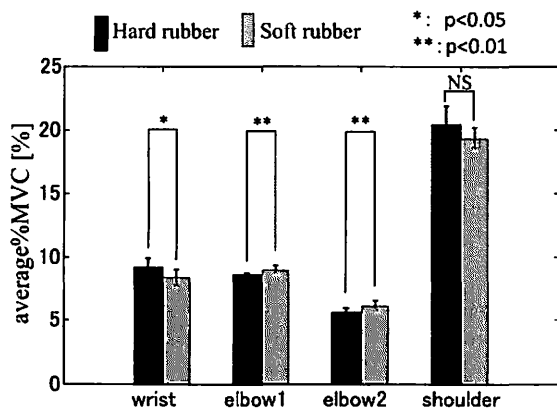


Fig. 10 The result of measurement of EMG before hitting

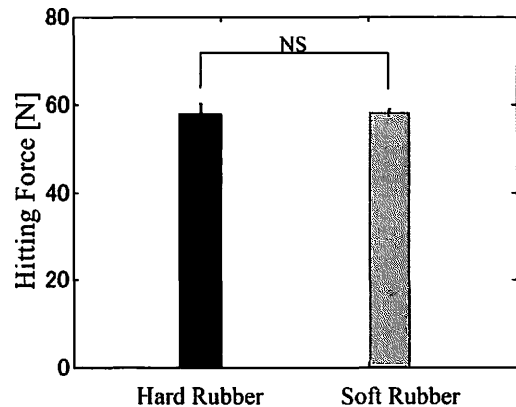


Fig. 12 Hitting force when hitting on soft rubber and hard rubber

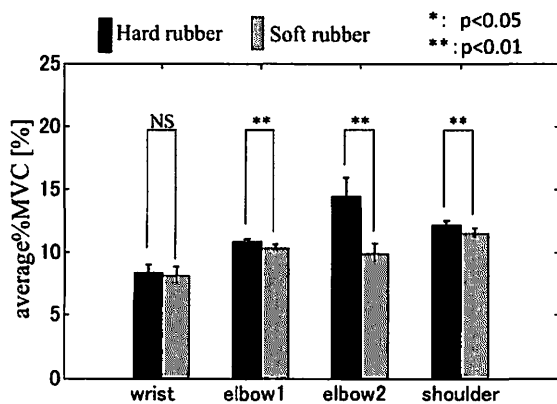


Fig. 11 The result of measurement of EMG after hitting

3.3 結果

t_{swing} 間での結果を Fig. 10 に示し, t_{damp} 間での結果を Fig. 11 に示す. 横軸は各関節で, 以下の筋の組み合わせである.

- wrist: 尺側手根伸筋・橈側手根伸筋
- elbow1: 上腕3頭筋外側頭・腕橈骨筋
- elbow2: 腕3頭筋長頭・上腕二頭筋
- shoulder: 三角筋(後部)・三角筋(前部)

縦軸は各関節の主動筋, 拮抗筋の % MVC 平均である.

打撃直前では Fig. 10 より, 肩関節を除く3関節について有意な差が確認された. wrist では有意水準 0.05 で有意差があり, elbow1, elbow2 では有意水準 0.01 で有意差があった. 一方, 打撃直後では Fig.

11 より, wrist を除く3関節で有意水準 0.01 で有意な差があった.

一方で, 打撃力についての結果を Fig. 12 に示す. t 検定を行った結果, 有意差は確認されなかった.

3.4 考察

この結果は異なる環境に合わせて筋活動を調整しているが示唆される. また打撃後だけでなく, 打撃前においても筋活動量に差があることから被験者がフィードフォワードな制御でタスクを行っていると考えられる.

筋活動は主動筋と拮抗筋を同時収縮させ, 関節のインピーダンスを調整することと主動筋と拮抗筋の差から外力を発生させることに用いられるが, この結果から外力発生にはラバー間で差がないと考えられる. このことからラバー間での筋活動量の差は環境に合わせて筋活動を調整したことに起因すると考えられ, 本タスクはインピーダンス調整が必要なタスクであると考えられる.

4. 振動刺激が適応的フィードフォワード制御に与える影響

4.1 実験方法

実験は各ラバーにつき 70 打撃ずつの施行を以下の2条件で行わせる.

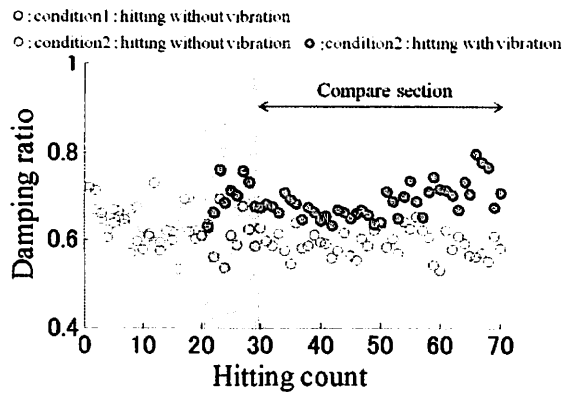


Fig. 13 Compare section between hitting with vibration and hitting without vibration

- 条件 1：振動刺激なし
- 条件 2：20 打撃以降，打撃と同時に振動刺激を呈示

実験の順序は条件 1-条件 2 で，筋疲労の影響を避けるため条件間で約 30 分の休憩を入れている。条件 2 で振動刺激を 20 打撃以降に呈示するのは，振動刺激を呈示してからの変化の推移を検証することを目的としている。被験者は健康な 20 代男性 5 名である。

4.2 解析方法

Fig. 13 より，振動呈示を開始する 21 打撃目から 25～30 打撃目まで徐々に増加し，振動刺激を呈示しない場合と比較して減衰係数が高い値となる傾向が確認された。

そこで，増加は 30 打撃目程度で終了することから，31 打撃以降で条件 1，条件 2 間で t 検定を行うことで振動刺激が減衰係数，周波数に影響するかを検証する。

4.3 結果

減衰係数についての結果を Fig. 14 に示す。青い棒グラフが振動刺激がない打撃における減衰係数を示し，赤い棒グラフが振動刺激を与えた打撃における減衰係数を示している。Fig. 14 より，被験者 5 を除く 4 名は有意水準 0.01 で有意差が認められ，被

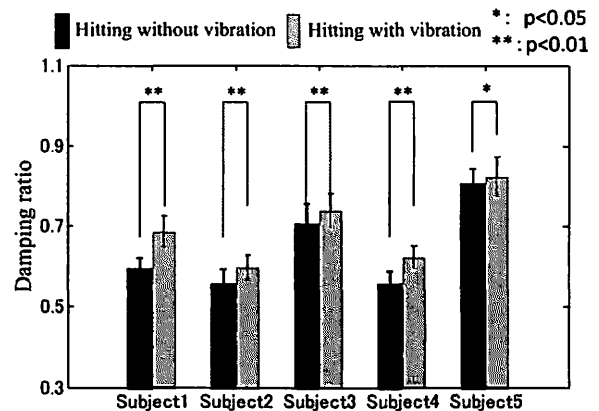


Fig. 14 Result of effect of vibrotactile stimuli to damping ratio of fluctuation

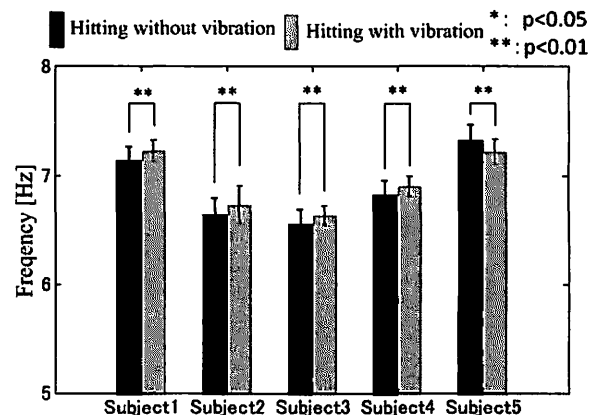


Fig. 15 Result of effect of vibrotactile stimuli to frequency of fluctuation

験者 5 は有意水準 0.05 で有意差が認められた。また全被験者で振動刺激による減衰係数の増加が確認された。

次に，減衰係数と同じ打撃区間で周波数について条件 1，条件 2 間で t 検定を行なうことで振動刺激が揺動の周波数に影響するかを検証する。結果を Fig. 15 に示す。Fig. 15 より，全被験者で有意水準 0.01 で有意差が認められ，被験者 5 を除く 4 名で振動刺激による周波数の増加が確認された。

4.4 考察

減衰係数が増加することは揺動の減衰が早くなることを意味する。本タスクでは揺動ができるだけ継続させることを教示しているが，継続させるために

は跳ねない程度に腕を脱力させ、粘性をさげる必要がある。本結果が示す振動刺激による減衰係数の増加傾向は、打撃調整タスク中における腕の粘性を増加させたことを示唆すると考えられる。

また、周波数についてもハードラバーにおいて振動刺激による揺動の周波数の増加が確認されたことから、振動刺激が打撃調整タスクにおける腕の剛性を増加させた可能性を示唆すると考えられる。

5. 振動刺激が反射的フィードバック制御に与える影響

本節では 10 打撃以降、毎回の打撃で振動刺激を呈示することで、振動刺激が打撃調整タスクの適応的フィードフォワード制御に影響を与えうるか検証する。

5.1 実験内容

被験者に 4.4 節と同様の 3 点を教示し、同様の練習を行わせた。実験は各ラバーにつき 60 打撃ずつの施行を以下の 2 条件で行わせる。

- 条件 1：10 打撃以降、ハードラバー上 4～6 打撃に一度ランダムに振動刺激を呈示
- 条件 2：10 打撃以降、ソフトラバー上 4～6 打撃に一度ランダムに振動刺激を呈示

実験の順序は条件 1-条件 2 で、筋疲労の影響を避けるため条件間で約 30 分の休憩を入れている。

振動刺激を呈示する打撃回数は条件 1、条件 2 ともに 10 回ずつである。被験者は 5.2 節の被験者と異なる健康な 20 代の男性 5 名である。

5.2 解析方法

振動刺激の影響の検証は Fig. 16 に示す d_{1n} と d_{2n} の比較により行なう。 d_{1n} は振動刺激を呈示した二打撃前と一打撃前の差から算出され、振動刺激がない打撃間での差を示している。一方 d_{2n} は振動刺激を呈示した打撃と一打撃前の差から算出され、振動刺激があった打撃となかった打撃間での差を示している。タスク中に大きな差が生じる可能性があるの

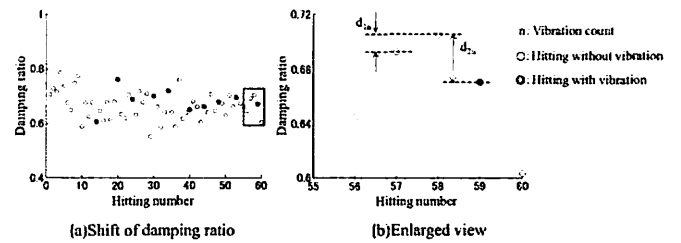


Fig. 16 How to evaluate effect of vibrotactile stimuli

で直近の二つの差をとることによって振動刺激の影響を検証する。 d_{1n} 、 d_{2n} 間で t 検定を行なうことにより、振動刺激による影響を検証する。

5.3 実験結果

減衰係数についての結果を Fig. 17 に示し、周波数についての結果を Fig. 18 に示す。青の棒グラフは d_{1n} の各被験者の 10 打撃平均を示し、赤い棒グラフは d_{2n} の 10 打撃平均を示している。Fig. 17 より、減衰係数について、 d_{1n} 、 d_{2n} 間で t 検定を行った結果、全被験者で有意差はなかった。また刺激があると値が増加するなどの傾向も確認されなかった。Fig. 18 より、周波数についても、 d_{1n} 、 d_{2n} 間で t 検定を行った結果、全被験者で有意差はなかった。

5.4 考察

振動刺激をランダムに呈示して打撃調整タスクを行わせた結果、振動刺激が揺動に与える影響は確認されなかった。ソフトラバー打撃時の周波数では 5 名中 4 名で振動刺激による若干の増加が確認されたが、他の条件では傾向は確認されなかった。以上から、振動刺激が打撃調整タスクの反射的フィードバック制御に与える影響は小さいことが示唆される。

6. 考察

打撃時に連続して振動刺激を与えると揺動への確認され、ランダムに刺激刺激を与えると影響が確認されなかった。この結果は振動刺激が反射的フィードバック制御には影響を与えず、適応的フィードフォ

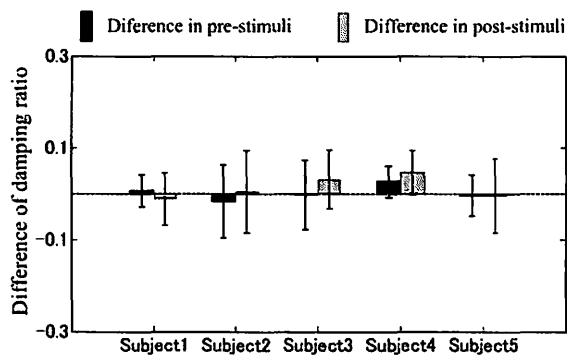


Fig. 17 Result of effect of vibrotactile stimuli to damping ratio of fluctuation

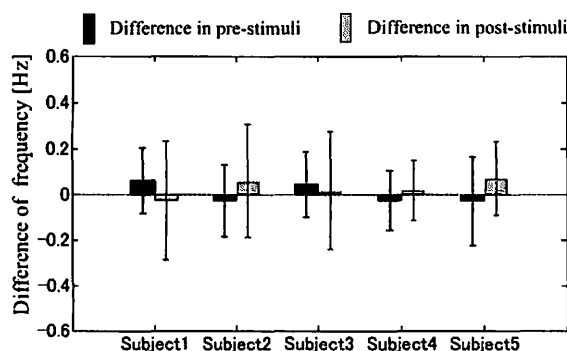


Fig. 18 Result of effect of vibrotactile stimuli to frequency of fluctuation

ワード制御に影響を与えた可能性を示唆する。すなわち、ヒトはインピーダンスの適応的フィードフォワード制御に皮膚感覚を用いている可能性がある可能性が示唆されることが考えられる。

この可能性を支持する主張として Davidson らは、インピーダンスは上位中枢によって意識的に調整されると主張している¹²⁾。上位中枢は運動の開始やプランニング、運動の動的パターン計算に関与し、運動のフィードフォワード制御をになっている。

また、感覚器から外部環境の情報を受け取り運動が起きるまでには神経系の伝達遅れによる時間遅れがあるが、脊髄レベルの伸張反射はで 30~50ms 程度の遅れで、上位中枢までの伝達でも 100ms 程度である。触覚に関しても Johansson らによって触覚受容器が刺激を受けて運動に反映されるまでに 100ms 程度であると示されている¹³⁾¹⁴⁾。一方、本打撃調整タスクにおいて、Fig. 19 に示すように揺動の最大振幅から収束に至る時間は数百 ms と情報取得-運

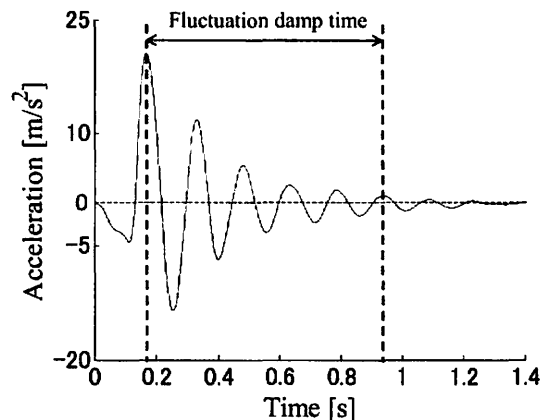


Fig. 19 Example of fluctuation which show the damping time

動間での時間遅れと比較して十分に長い時間がある。それにもかかわらず、振動刺激の影響が確認されなかったことは運動中の反射的フィードバック制御には影響を及ぼさなかった可能性を示唆すると考えられる。

一方で、振動刺激がインピーダンス調整以外に影響を与える可能性として、以下の可能性が考えられる。

- 1) 剛性知覚を誘発している
- 2) 打撃力に影響を与えている
- 3) 緊張性振動反射を誘発している
- 4) 驚きや不快感を引き起こしている F

このうち、1) の剛性知覚は誘発していないことを確認している。また、2) の打撃力への影響について、振動刺激があると打撃力が増加する傾向が確認されているが、打撃力と周波数・減衰係数の間で相関が小さいことを確認している。そのため、打撃力の増加が評価パラメータに直接の影響を与えた可能性は低いと考えられる。3) の緊張性振動反射とは、筋紡錘が振動によって興奮し、反射的に筋を収縮させる現象である¹⁵⁾。本実験における振動刺激は 1 打撃につき 0.3s と短時間であること、5 章において振動刺激の揺動への影響が確認されなかったことから、緊張性振動反射が誘発された可能性は低いと考えられる。4) の驚きや不快感への影響があるとすれば、5 章において影響が確認されることが考えられるが、影響

は確認されなかったことから振動刺激が驚き・不快感に影響している可能性は小さいと考えられる。

7. 結言

本稿ではインピーダンス調整が必要なタスクとして打撃調整タスクを用い、皮膚感覚である高周波振動情報がインピーダンス調整に関与しているか調査した。

結果として、毎打撃振動刺激を与えると揺動の減衰係数と周波数への影響が確認された。腕のインピーダンス変化は揺動の振動パラメータに反映されると考えられるので、この結果は振動刺激が腕のインピーダンス調整に影響を与えた可能性を示唆している。

一方で振動刺激を数打撃に一度無作為に与えた結果、振動パラメータへの影響は確認されなかった。この結果から、インピーダンス調整タスクにおいて皮膚感覚により知覚される振動情報が長期的なフィードバックに用いられていることが示唆される。

謝辞 本研究は内閣府の最先端・次世代研究開発支援プログラムの支援を受けて行われた。

参考文献

- 1) E. Burdet, R. Osu, D. W. Franklin, T. E. Milner, and M. Kawato, The central nervous system stabilizes unstable dynamics by learning optimal impedance, *Nature*, vol. 414, no. 6862, pp. 446-9, 2001.
- 2) 深澤洗貴, 昆陽雅司, 田所諭, 人体の振動伝播に基づくインピーダンス知覚仮説 第1報: 筋活動が振動伝播に及ぼす影響, SICE システムインテグレーション部門講演会, SI2011
IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, March-April 2003, pp. 76-83
- 3) A. M. Okamura, M. R. Cutkosky, and J. T. Dennerlein, Reality-based models for vibration feedback in virtual environments, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 6, no. 3, pp. 245-252, 2001.
- 4) Y. Visell, A. Law, and J. R. Cooperstock, Touch Is Everywhere: Floor Surfaces as Ambient Haptic Interfaces, *IEEE Transactions on Haptics*, vol. 2, no. 3, pp. 148-159, 2009.
- 5) 布川清彦, 井野修一, 伊福部達, 視覚障害者の白杖の有無による硬さ知覚特性に関する実験的検討, ヒューマンインタフェースシンポジウム 2009 論文集, 2009.
- 6) Shogo Okamoto, Masashi Konyo, and Satoshi Tadokoro, Vibrotactile Stimuli Applied to Finger Pads as Biases for Perceived Inertial and Viscous Loads, *IEEE Transactions on Haptics*, vol. 4, pp. 307-315, appear, 2011
- 7) 深澤洗貴, 永谷直久, 昆陽雅司, 田所諭: 歩行時の人体下肢関節部における振動伝播の比較, 第17回日本バーチャルリアリティ学会大会, 2012.
- 8) E. Burdet, R. Osu, D. W. Franklin, T. E. Milner, and M. Kawato, The central nervous system stabilizes unstable dynamics by learning optimal impedance, *Nature*, vol. 414, no. 6862, pp. 446-9, 2001.
- 9) 藤田晴千, 永谷直久, 昆陽雅司, 田所諭, 振動刺激によるマスキングが上肢の打撃力調整タスクに及ぼす影響, 第17回日本バーチャルリアリティ学会大会
- 10) 伊藤宏司, 身体知システム論, pp. 176, 共立出版.
- 11) Hogan, N, Adaptive control of mechanical impedance by coactivation of antagonist muscles, *IEEE Transactions on Automatic Control*, volAC-29, 1984.
- 12) Davidson, P.R. and Wolpert, D.M, Motor Learning and Prediction in a Variable Environment, *Current Opinion*, 13, pp.16-6, 2003.
- 13) R. S. Johansson, G. Westling, Signals in tactile afferents from the fingers eliciting adaptive motor responses during precision grip, *Experimental Brain Research*, vol66, pp. 141-154.
- 14) Roland S. Johansson, Sensory input and control of grip, *Sensory Guidance of Movement*, pp. 45-63, 1998.
- 15) Burke D, Hagbarth KE, Lofstedt L, Wallin BG, The responses of human muscle spindle endings to vibration of non-contracting muscles, *J Physiol*, pp. 673-93, 1976.