

運動感覚提示のための関節角度・筋長変化の 関係に基づくモデルベース振動刺激の検討

小山, 千皓 / KOYAMA, Chihiro

(出版者 / Publisher)

法政大学大学院理工学研究科

(雑誌名 / Journal or Publication Title)

法政大学大学院紀要. 理工学研究科編

(巻 / Volume)

63

(開始ページ / Start Page)

1

(終了ページ / End Page)

5

(発行年 / Year)

2022-03-24

(URL)

<https://doi.org/10.15002/00025334>

運動感覚提示のための 関節角度・筋長変化の関係に基づく モデルベース振動刺激の検討

MODEL-BASED OPTIMAL VIBRATION STIMULUS FOR KINESTHESIA PRESENTATION
BASED ON THE RELATIONSHIP BETWEEN JOINT ANGLE AND MUSCLE ELONGATION

小山千皓

Chihiro KOYAMA

指導教員 中村壮亮 准教授

法政大学大学院理工学研究科電気電子工学専攻修士課程

Most of the existing studies on kinesthesia presentation by vibratory stimulation of tendons use a frequency corresponding to the angular velocity of the joint. However, the primary terminal nerves that fire in response to vibration stimulation are essentially those that fire in response to muscle elongation and growth rate. In this study, we performed the same task with the vibration frequency corresponding to the joint angular velocity and the muscle length change, and investigated the optimal vibration stimulus through a comparison of kinesthesia generation.

Key Words : Motion-Less VR, Tendon Vibration Stimulation, Kinesthetic Illusion, muscle, Human-Computer Interaction

1. はじめに

(1) VRの問題と解決策

VRではバーチャル身体を操作することでバーチャル環境との相互作用が行われる。バーチャル身体を操作する方法としては、モーションセンサで計測したリアル身体的位置をバーチャル身体に対応させる方式や、ボタンやジョイスティックなどのコントローラ入力を動作に割り当てる方式が一般的である。前者はリアル身体の運動を直接バーチャル身体に反映するため学習が不要であり、操作性が高い。しかし歩き回る、身体を大きく運動させるといった動作を行う際には広い空間が必要となる。一方、後者は狭い空間でも使用できるといった利点がある。しかしながら入力と動作の対応関係を学習する必要があり、操作性は習熟度によって大きく左右される。

ここで、学習は運動指令に基づく予測と感覚器から得られる結果の不一致により生じる[1]。そのため、操作性を高めるにはこれらを可能な限り一致させることが重要であると考えられる。また、随意運動は脳からの指令に基づく筋収縮により実行される。筋収縮に伴う関節トルクより運動が生じ、その結果が感覚器を通じて脳へとフィードバックされる。モーションセンサではこの一連の流れが平常時と近いと考えられるが、コントローラは人体と関節配置が異なるロボット等の操作[2]の

用途では有用ではあるが、人体と同一構造のバーチャル身体において平常時と同等の操作性を目指す際には、運動の予測と結果に乖離が生じやすく不向きであると考えられる。

これに対して望月氏らは、リアル身体での運動を伴わない没入型VRシステム「Motion-Less VR」を提案している[3]。提案システムでは、機械的な固定によりリアル身体の運動を抑制しつつ、その状態で運動を実行しようとして生じた関節トルクを運動意図としてセンサで計測し、これをもとに人体を模擬した剛体リンクモデルでの順動力学によりバーチャル身体の運動の生成を行い、その結果を感覚器へ提示する (Fig.1)。

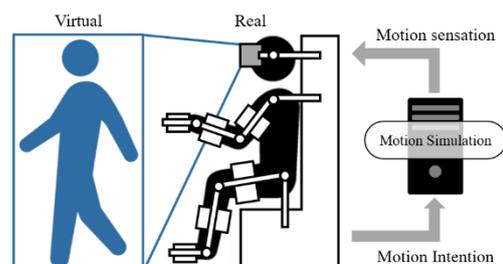


Fig.1 Conceptual diagram of Motion-Less VR.

(2) 研究背景

Motion-Less VR は最終的にあらゆる条件下において運動を実現できることを目指しており、体性感覚から得られる情報に基づいた非視認下での運動も実行できるよう、ユーザへのフィードバック機構を組み込んでいる。

ここで、体性感覚には皮膚感覚と深部感覚があり、特に深部感覚は運動知覚において主要な役割を担っているとされる。深部感覚の受容器には筋紡錘、ゴルジ腱器官、関節受容器があるが、主として運動感覚の形成には筋紡錘の関与が大きいと言われている。そして筋紡錘へは腱に対して振動刺激を与えることで外部からの信号入力が可能であることが知られている。

腱振動刺激により運動感覚が生じられる現象は一般に運動錯覚と呼ばれ、Goodwin らにより発見された[4]。Goodwin らは上腕二頭筋と上腕三頭筋の肘側の腱に対して皮膚の上から振動刺激を与えることで、肘の屈伸運動が知覚されることを報告した。以降、運動錯覚の研究は活発に行われており、肘関節以外に手首[5]や手指[6]、膝[7]、肩[8]などでも発生することが確認されている。

運動錯覚は、振動が腱を介して筋へと伝わり、筋の伸張を受容する筋紡錘の神経発火が促されることで生じるものと考えられている。また、Burke 氏らは一定の周波数までは振動と筋紡錘一次終末の神経発火の頻度が一対一で対応することを報告している[9]。そして、Roll 氏らは錯覚する運動の関節角速度は振動の周波数によって決定することを発見した (Fig.2) [10]。

しかしながら Roll 氏らによって求められた周波数は回帰的に導き出されており、理論的な裏付けはない。本来リアル身体の運動は姿勢 (関節角度) によって異なると考えられる。

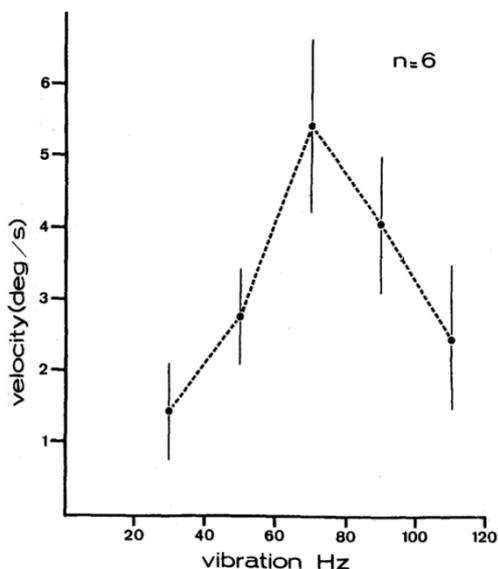


Fig.2 Relationship between vibration frequency and velocity of the extension phase of the illusory movement[10].

運動に伴う関節角度の変化は、筋長の変化によって引

き起こされる。また振動刺激によって発火する一次終末神経は、本来リアル身体の運動に伴う筋長変化に反応して発火する神経である。そこで本研究では関節角度情報を含む筋長変化から一次終末神経の発火頻度、振動周波数までを理論的に組み立て、検討を行った。

2. システム構成

(1) モデル

a) 関節角度対筋長モデル

本研究では Houk 氏らによって提案されたモデル[11, 12]を用いた。肩関節、および肘関節の角度によって上腕二頭筋が関節に巻き付く状態が発生することが示されているが、本研究では簡単化のため関節に巻き付かない条件 (肩関節角度: 50[deg], 肘関節角度: 30~90[deg]) を選択した。この条件における筋長 L [cm] は Fig.3 に示す変数を用いて式(1)のように表される。また、式(1)に使用される変数についても式(2), (3)に示す。ここで筋長の変化量 l [cm] は式(4)で表される。

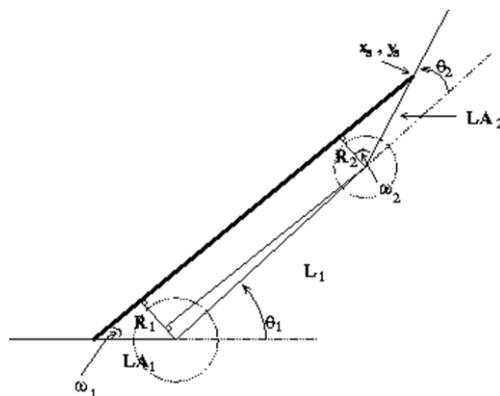


Fig.3 No joint capsule wrapping[12].

$$L = \sqrt{(x_a + LA_1)^2 + y_a^2} \quad (1)$$

$$x_a = L_1 \cos \theta_1 + LA_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \quad (2)$$

$$y_a = L_1 \sin \theta_1 + LA_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \quad (3)$$

$$l = \sqrt{(x_a + LA_1)^2 + y_a^2} - \sqrt{(x_0 + LA_1)^2 + y_0^2} \quad (4)$$

b) 筋長変化量対神経発火頻度モデル

本研究では赤沢氏らによって提案されたモデル[13]を用いた。本モデルでは動的ガンマ線維、および静的ガンマ線維への刺激を提示した場合にも対応しているが、本研究では簡単化のために提示しない。また、実験による振動提示を行う前には右前腕の運動停止後、十分な時間を取るため一次終末の神経発火頻度 $R(s)$ は、一次終末の速度感度 T および筋の伸長量 $X(s)$ を用いて式(5)で表される。また、式(5)に使用される速度依存性パラメータ b_0 , T_1 につ

いてはそれぞれ式(6), (7)のように表される.

$$R(s) = \left(a_0 + \frac{b_0 s}{1 + T_1 s} \right) X(s) \quad (5)$$

$$b_0 = 1.2 + 4.7e^{-0.057v} + 5.0e^{-0.4v} \quad (6)$$

$$T_1 = 0.015 + 0.1e^{-0.04v} + 5.0e^{-0.35v} \quad (7)$$

c) 関節角速度対振動周波数モデル

振動刺激による運動感覚提示に関する既存研究の多くは, Roll 氏らが導き出した関節角速度に対する振動周波数のモデル[10]を使用している. 彼らの報告によると肘関節運動に関して一定の周波数までは振動周波数が知覚角速度に対応する. そこで, Fig.2 において対応関係のある周波数まで (振動周波数の増加により知覚角速度も増加する範囲) において近似式を求めると, 知覚角速度に対する振動周波数 f_e は式(8)で表現できる.

$$f_e = \begin{cases} 29.6\sqrt{\theta} & (0 < \theta) \\ 0 & (0 = \theta) \end{cases} \quad (8)$$

(2) 実験装置

本研究に用いる振動による運動感覚提示システムの概略図を Fig.5 に示す. このシステムは PC (ThinkPad L390, Lenovo 社) から出力された時系列周波数データを信号生成装置に入力し, 生成された信号を増幅装置 (511-A, EMIC 社) を介して加振器 (371-A, EMIC 社) に入力することによって, 身体の腱に対して振動を提示する. また被験者には右腕で生起された運動感覚を左腕で表現してもらい, その際の左腕の運動をモーションキャプチャ (Optitrack, Acuity 社) を用いて測定する.

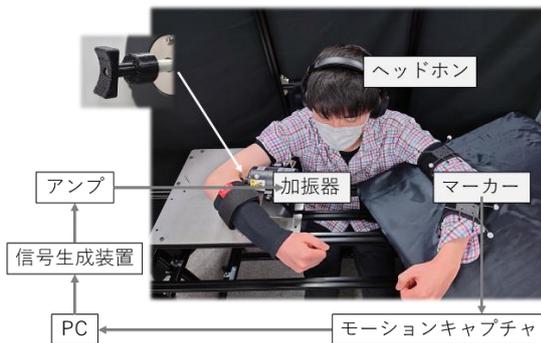


Fig.4 Outline drawing of system configuration.

3. 予備実験

振動周波数を筋長変化に対応させた周波数の振動を提示するにあたり, 実験に用いる装置によって運動錯覚が生起されるかを予備実験により確認した.

手法としては本研究に用いる実験装置における振動周波数に対する錯覚関節角速度の関係を導き, Roll 氏らに

よって求められた関節角速度対振動周波数のデータ (Fig.2) との比較を行った. ここで振動周波数と神経発火頻度の関係は振動周波数が 70[Hz]まで一対一対応しているが, これを超えると一対一で対応しないため, 比較する周波数は 30, 50, 70[Hz]とした.

予備実験の結果を Fig.6 に示す.

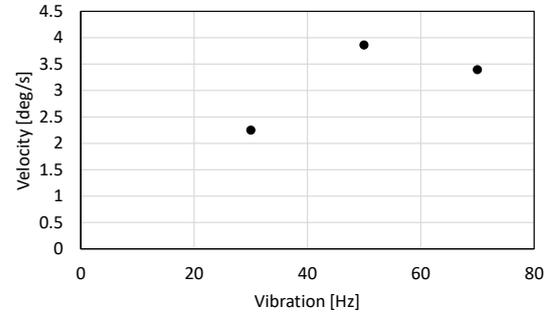


Fig.5 Results of preliminary experiments.

Fig.6 を Roll 氏らの研究結果である Fig.2 と比較したところ, 全ての周波数において標準偏差の 2 倍以内に収まった. これにより, 本実験装置によって運動感覚を提示可能であることを確認した.

4. 評価実験

筋長変化に対応させた振動周波数によって振動刺激を腱に提示し場合の運動感覚について評価実験を行った. また本実験では 23~25 歳の健康な右利きの男性 2 名を被験者とした.

予備実験と同様に, 被験者には提示された振動によって生起された運動感覚を左腕で表現してもらい, モーションキャプチャによってその運動を測定した. この際, 被験者の左上腕は右上腕と同角度で固定とした.

肩関節の角度は第 3 章で述べたモデルを参考として上腕二頭筋が関節に巻き付かない条件とするため, 外転内転方向に 90[deg], 外旋内旋方向に 0[deg], そして屈曲伸展方向に 50[deg]で固定とした. また右肘関節の角度は 90[deg]の 1 パターンで固定とした.

錯覚させる運動は, 提示する振動の周波数が錯覚の生起される限界である 100[Hz]を超えない条件とし, 角速度 1[deg/s], 2[deg/s], 3[deg/s]の全 3 パターンとした. また, 試行 1 回につき 10 秒間振動を与え, 試行間では 5 秒以上のインターバルを設けた. そして角速度 1 パターンにつき 3 回施行を行った. ここで, 各パターンの実験を実施する順番は完全にランダムで行った.

また錯覚させる運動に伴う一次終末神経の発火頻度を計算し, 計算した神経発火頻度を振動周波数に置き換え, 被験者の右上腕二頭筋の停止側(肘側)の腱に対して振動を提示した.

各振動提示終了後にはそれぞれ VAS(Visual Analogue Scale)質問紙によるアンケートを実施することで, 主観の

評価を行った。アンケートの内容については以下の通りである。

- Q1 : 自分の腕が動いているように感じたか。
 Q2 : 自分の腕がどこまで動いているように感じたか。(Fig.6)

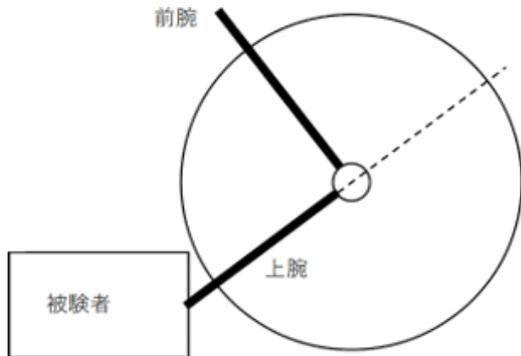


Fig.6 What angle did you feel your arm move to?(Q2)

5. 結果と考察

(1) モーションキャプチャによる評価

本実験においてモーションキャプチャから得られたデータの平均を Fig.7 に示す。

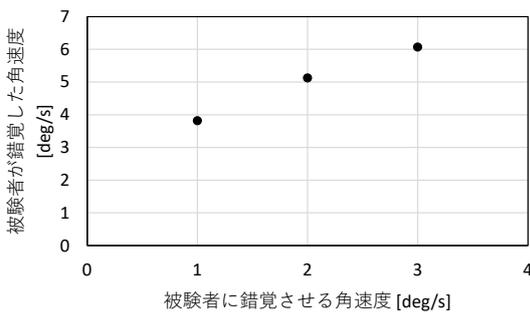


Fig.7 Results of the experiments.

Fig.7 より被験者に錯覚させる角速度に対して、被験者が錯覚する角速度が線形に増加することが示された。しかし、いずれの条件においても被験者に錯覚させる角速度から約 3[deg/s]速い結果であった。この理由としては加振器の押し込みや振動の振幅によって筋が伸長された結果の神経発火が、振動刺激による神経発火に上乘せされたことが考えられる。

(2) アンケートによる評価

本実験においてアンケートから得られたデータの平均をそれぞれ Fig.8, Fig.9 に示す。

Fig.8 よりいずれの条件においても運動感覚が十分に生起されていることが示された。また錯覚させる角速度 1[deg/s], 2[deg/s], 3[deg/s]に対する Q2 の理想的な回答はそれぞれ 80[deg], 70[deg], 60[deg]であるが、Fig.9 ではモーションキャプチャによる評価と同様に速い速度で錯覚

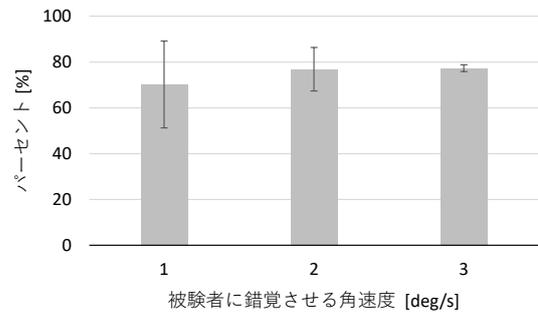


Fig.8 Answer to Q1.

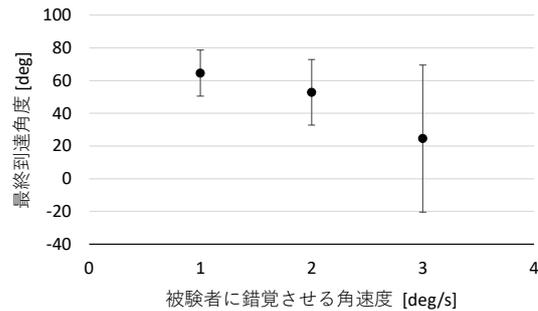


Fig.9 Answer to Q2.

が生起されていたことが示された。さらに錯覚させる角速度 3[deg/s]条件では肘関節の可動範囲外まで運動したという回答があった。この理由としてはモーションキャプチャによる評価の考察と同様、加振器の押し込みや振動の振幅によって筋が伸長された結果の神経発火が、振動刺激による神経発火に上乘せされたことが考えられる。

6. 今後の課題と展望

本研究の目的は理論的に導き出した振動周波数による振動刺激によって正確に運動感覚を生起可能であるかの検討であった。結果としては被験者に錯覚させる角速度に対して被験者が実際に錯覚した角速度は線形に増加していたが、いずれの条件においても約 3[deg/s]速い錯覚が生起されていた。そしてこの傾向はアンケートに対する回答にも見られた。これら結果を踏まえ、今後の展望としては振動周波数だけでなく、加振器の押し込み力や振幅などを理論的に導き出す。また、視覚情報や運動意図を組み合わせた実験を行い、運動感覚生起に関してどのような効果が得られるかについても検討を行う。

謝辞: 本研究の遂行にあたり、望月典樹教務助手並びに中村壮亮准教授にはご多忙であるにも関わらず、度々のディスカッションを通した厳しくも的確なご助言を賜りました。また、大学院ならではの自由な発想のもとでの研究への考え方や姿勢を教えて頂けたことは、私の人生において大きな糧となりました。心より御礼申し上げます。そして、同研究室の皆様には実験の実施に際してのご協力や、数多くのご指摘をくださり、感謝申し上げます。最後

に、長期に渡る学生生活を金銭的および精神的に支援してくださった家族に感謝の意を表します。

参考文献

- 1) Kawato, M. et al. : A hierarchical neural-network model for control and learning of voluntary movement, *Biological cybernetics*, Vol.57, No.3, pp.169-185, 1987
- 2) 尹祐根ほか：ETS-VII 搭載マニピュレーターの遠隔操作時におけるマスタスレーブ方式とカジョイステック方式の比較, *日本機械学会論文集. C 編*, Vol.67, No.662, pp.3219-3226, 2001
- 3) 望月 典樹, 中村 壮亮: リアル身体での運動を伴わない身体没入型 VR インタフェース「Motion-Less VR」の提案と基礎検討, *日本バーチャルリアリティ学会論文誌*, Vol.26, No.1, pp.1-10, 2021
- 4) Goodwin, G. M. et al. : Proprioceptive illusions induced by muscle vibration: contribution by muscle spindles to perception?, *Science*, Vol.175, No.4028, pp.1382-1384, 1972
- 5) Naito, E. and Ehrsson, H. H. : Kinesthetic illusion of wrist movement activates motor-related areas, *Neuroreport*, Vol.12, No.17, pp.3805-3809, 2001
- 6) Collins, D. F. and Prochazka, A. : Movement illusions evoked by ensemble cutaneous input from the dorsum of the human hand, *The Journal of Physiology*, Vol.496, No.3, pp.857-871, 1996
- 7) Collins, D. F. et al. : Cutaneous receptors contribute to kinesthesia at the index finger, elbow, and knee, *The Journal of Neurophysiology*, Vol.94, No.3, pp.1699-1706, 2005
- 8) 梅沢侑実ほか：肩関節水平屈曲錯覚の生起に適した振動周波数条件と錯覚特性, *日本感性工学会論文誌*, Vol.15, No.3, pp.313-318, 2016
- 9) Burke, D. et al. : The responses of human muscle spindle endings to vibration of non-contracting muscles, *The Journal of Physiology*, Vol.261, No.3, pp.673-693, 1976
- 10) Roll, J. P. and Vedel, J. P. : Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography, *Experimental Brain Research*, Vol.47, No.2, pp.177-190, 1982
- 11) Houk, J. C. et al. : Fractional Power Damping Model of Joint Motion, *Structure-Function Relations in Voluntary Movements*, Vol. 2, pp. 147-175, 2002.
- 12) Fagg, A. : A Model of Muscle Geometry for a Two Degree-Of-Freedom Planar Arm: Technical Report ¥#00-03” , 2001-08-29, <https://www.cs.ou.edu/~fagg/papers/2000/moment/index.html>, (参照 2022-01-26).
- 13) 赤沢堅造ほか：筋紡錘の数学モデル, *医用電子と生体工学*, Vol. 14, No. 4, pp. 303-308, 1976.