

筋収縮時の筋紡錘神経発火モデルに基づく腱振動刺激による運動錯覚に関する基礎検討

石井, 光 / ISHII, Hikaru

(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)

65

(開始ページ / Start Page)

1

(終了ページ / End Page)

6

(発行年 / Year)

2024-03-24

(URL)

<https://doi.org/10.15002/00030685>

筋収縮時の筋紡錘神経発火モデルに基づく 腱振動刺激による運動錯覚に関する基礎検討

BASIC STUDY ON MOTION ILLUSION BY TENDON VIBRATION
BASED ON A MODEL OF MUSCLE SPINDLE DURING MUSCLE CONTRACTION

石井光

Hikaru ISHII

指導教員 中村壮亮

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

In this study of motion illusions induced by tendon vibration stimulation, we propose a method for determining the presentation frequency that takes into account nonlinear changes in Ia afferent firing rate with joint angle and differences in body size between individuals in order to improve accuracy. In the next step, we will adjust the internal parameters of the muscle spindle model to match those of human muscle spindles. Once this is completed, we plan to verify the effectiveness of the proposed method by conducting vibration stimulation experiments comparing the constant frequency condition and the non-linear frequency condition.

Key Words : Kinesthetic illusion, Proprioception, Muscle Spindle, Tendon vibration.

1. はじめに

(1) 既存の VR システムの問題点

近年、VR 技術は様々な分野での応用が期待されており、国内外で更なる市場の拡大が予想されている。

今後更に多くの活動がバーチャル空間内で可能になることが期待される一方で、従来の VR システムには、バーチャル身体の運動がリアル身体の運動に依存するため、バーチャル空間での行動がリアル空間で行動可能な範囲内に制限されるという課題が存在する。

(2) Motion-Less VR

この課題を解決する方法として、望月ら [1] は、リアル身体での運動を伴わずにバーチャル身体での自由な運動を実現する没入型 VR システムである Motion-less VR を提案している。Motion-Less VR では、身体が固定された状態において運動を実行しようとした際に生じる関節トルクを計測し、そこから人体の構造を模擬した剛体リンクモデルでの順動力学を計算することによって運動意図を取得する。そして取得した運動意図を基にバーチャル身体の運動を生成し、その運動に伴って発生するはずであった感覚をリアル身体へ提示する。(図 1) ここで、

Motion-Less VR では、リアル身体の運動を完全に抑制するため、ユーザの視覚情報と深部感覚情報の間に齟齬が発生し、バーチャル身体の操作性が低下する可能性がある。そのため、Motion-Less VR 固有の要件として、外部から人工的に深部感覚情報を提示する必要がある。

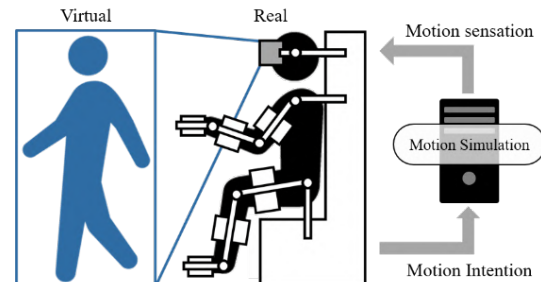


図 1 Conceptual diagram of Motion-Less VR.

(3) 腱振動刺激を用いた運動錯覚提示

深部感覚とは腱や筋、関節などに存在する深部感覚受容器により生じる感覚である。深部感覚の中でも、特に運動による四肢の関節角度変化の速度やその方向を知覚する感覚を運動感覚という。運動感覚は、筋の内部に存在する筋紡錘に含まれる Ia 求心性神経が筋長の連続的な変化によって発火することで生起する。筋紡錘 Ia 求心性神経は腱に対して振動刺激を与えることによって人工的に発火を誘発可能であることが知られている。

ユーザに対して外部から人工的に運動感覚を提示する方法として、運動に関与する筋の腱に対して振動を提示する方法が知られている。腱に対して振動を提示することで、腱が付随する筋へと振動が伝播し、筋紡錘 Ia 求心性神経の発火が誘発される。

Goodwin ら [2] の研究では、上腕二頭筋と上腕三頭筋の腱に対し振動刺激を提示することで、実際に運動せずとも肘関節の屈曲または伸展方向の運動錯覚が生起することが確認された。

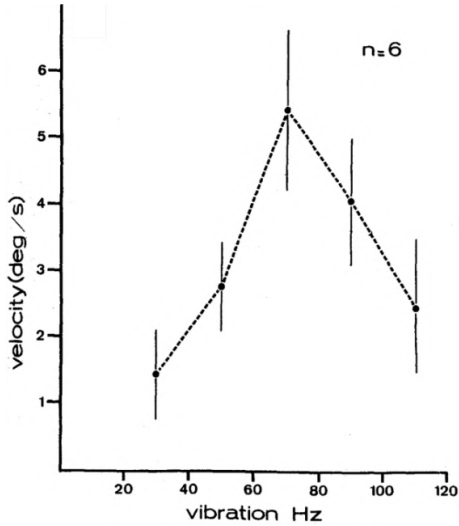


図2 Relationship between presented frequency and perceived joint angular velocity[7].

2. 研究背景

(1) 既存の周波数決定手法の課題

Motion-Less VRにおいて不足している運動感覚を補う際には、バーチャル身体の運動に対応した関節角速度の錯覚を提示する必要がある。ここで、特定の角速度の運動錯覚を提示する手法として、Rollら[7]が明らかにした、振動の周波数と知覚される関節角速度の間の対応関係2を利用する方法が存在する。

しかし、この対応関係を利用して提示する周波数を決定する手法には、振動によって誘発される神経発火と知覚させたい運動によって誘発される神経発火が異なるという問題が存在する。Ia求心性神経発火頻度は、筋長や筋長変化速度に対して非線形に変化することが知られている。そして、筋長や筋長変化速度は、関節角度に対して非線形に変化することが知られている。したがって、一定角速度の錯覚を与えるためには、提示する振動の周波数を時間変化させる必要がある。

また、対応関係を利用した手法では、時間変化する関節角速度を再現することが難しいといった問題も存在する。

(2) 研究目的

このような問題を解決するためには、目標とする関節運動から与えるべき振動周波数を導出する手法が必要である。そこで本研究では、錯覚させたい関節角速度から与えるべき振動周波数をモデルベースで導出する方法を提案し、その妥当性を検証する。本研究ではまず、「関節角度対筋長変化量」のモデルと「筋長変化量対Ia求心性神経発火頻度」のモデルを利用して、「関節角度対Ia求心性神経発火頻度」のモデルを構築する。続いて、本研究のモデルを用いて導出した周波数と、Rollら[7]のモ

デルを用いて導出した周波数との間で比較実験を行い、その結果について考察を行う。

3. モデル

まず、本研究で構築するモデルの全体的な構造を図3に示す。



図3 Overview of the proposed model.

次に、本研究で提案するモデルの各要素について説明する。

(1) 関節角度対筋長変化量

関節角度に対する筋長変化量はのモデルには、Houkら[8]の提案したモデルを用いた。このモデルでは、肩関節および肘関節の角度によって上腕二頭筋が関節包に巻き付くことを考慮して、筋の状態を4つに分類し、それぞれの状態ごとに筋長変化量を求めることができる。このモデルの構造を図4に示す。

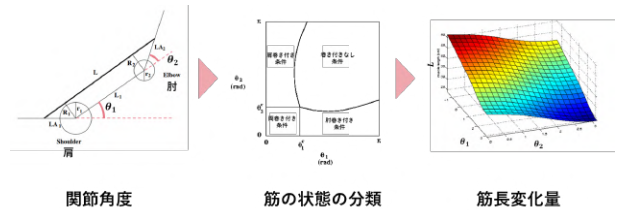


図4 Relationship between joint angle and muscle length variation[8].

a) 肘巻き付き条件

肘巻き付き条件を図5に示す。肘巻き付き条件のときの筋の長さ L は図5に示す変数を用いて式1-7で表される。

$$L_{EW} = \sqrt{\hat{b}^2 - r_2^2} + \beta_2 r_2 + LM_2 \quad (1)$$

$$LM_2 = LA_2 \sin \alpha_2 \quad (2)$$

$$\hat{b} = \sqrt{L_1^2 + LA_1^2 + 2L_1 LA_1 \cos \theta_1} \quad (3)$$

$$\alpha_2 = \arccos\left(\frac{r_2}{LA_2}\right) \quad (4)$$

$$\beta_2 = \frac{\pi}{2} - \xi - \rho - \alpha_2 - \theta_1 - \theta_2 \quad (5)$$

$$\xi = \arccos\left(\frac{r_2}{\hat{b}}\right) \quad (6)$$

$$\rho = \arccos\left(\frac{LA_1 + L_1 \cos \theta_1}{\hat{b}}\right) \quad (7)$$

$$\mu = \arccos\left(\frac{r_1}{b}\right) \quad (13)$$

$$\mu = \arccos\left(\frac{L_1 + LA_2 \cos \theta_2}{b}\right) \quad (14)$$

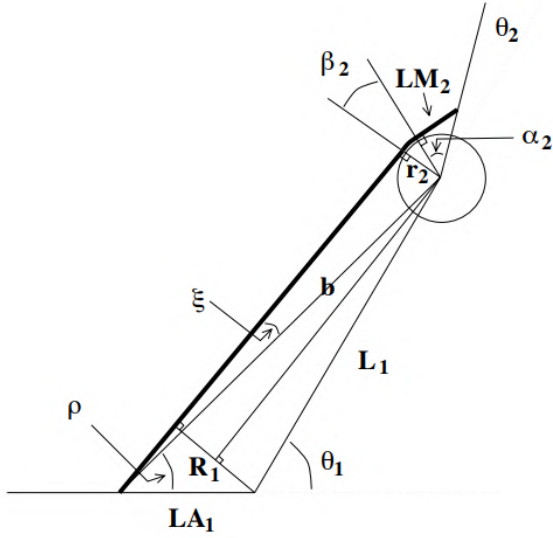


図5 Elbow-wrap condition.

b) 肩巻き付き条件

肩巻き付き条件を図6に示す。

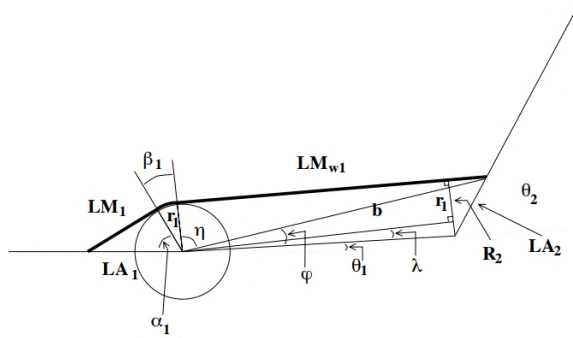


図6 Shoulder-wrap condition.

肩巻き付き条件の時の筋長 L_{EW} は図6に示す変数を用いて式8-14で表される。

$$L_{SW} = LM_1 + r_1 \beta_1 + b \sin \mu \quad (8)$$

$$LM_1 = LA_1 \sin \alpha_1 \quad (9)$$

$$b = \sqrt{L_1^2 + LA_2^2 + 2L_1 LA_2 \cos \theta_2} \quad (10)$$

$$\alpha_1 = \arccos\left(\frac{r_1}{LA_1}\right) \quad (11)$$

$$\beta_1 = \pi - \mu - \phi - \alpha_1 - \theta_1 \quad (12)$$

c) 二重巻き付き条件

二重巻き付き条件を図7に示す。

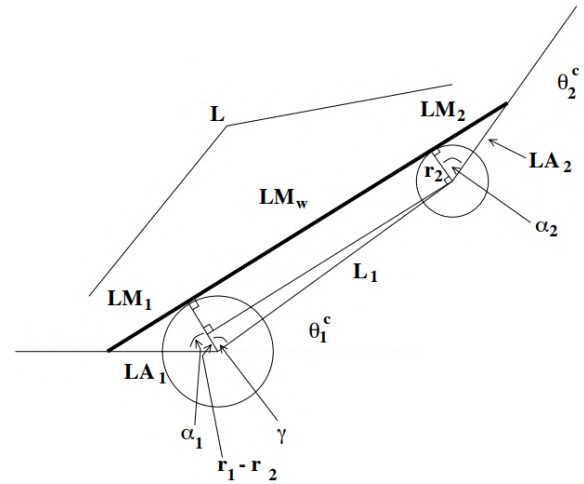


図7 Double-wrap condition.

二重巻き付き条件時の筋長 L_{EW} は図7に示す変数を用いて式15-19で表される。

$$L_{DW} = LM_1 + \beta_1 r_1 + LM_w + \beta_2 r_2 + LM_2 \quad (15)$$

$$LM_w = LA_1 \sin \gamma \quad (16)$$

$$\beta_1 = \pi - \gamma - \alpha_1 - \theta_1 \quad (17)$$

$$\beta_2 = \gamma - \alpha_2 - \theta_2 \quad (18)$$

$$\gamma = \arccos\left(\frac{r_1 - r_2}{L_1}\right) \quad (19)$$

d) 巻き付きなし条件

巻き付きなし条件を図8に示す。

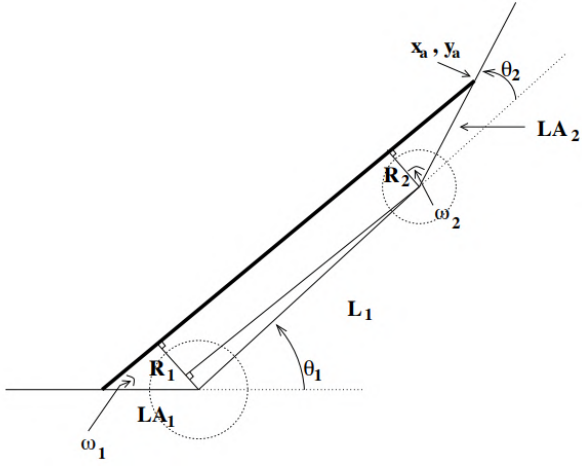


図8 No-wrap condition.

巻き付きなし条件時の筋長 L_{EW} は図8に示す変数を用いて式20-22で表される。

$$L = \sqrt{(x_a + LA_1)^2 + y_a^2} \quad (20)$$

$$x_a = L_1 \cos \theta_1 + LA_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \quad (21)$$

$$y_a = L_1 \sin \theta_1 + LA_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \quad (22)$$

(2) 筋長変化量対一次終末発火頻度

筋紡錘の数理モデルには赤澤らが作成したもの [5][6] を用いた。このモデルによると、一次終末の発火頻度 R は、動的ガンマ繊維の発火頻度 Γ_d 、静的ガンマ繊維の発火頻度 Γ_s および筋の伸長量 X を用いて次のように表せる。

$$R(s) = R_0 + \left(K_x + \frac{T_x s}{1 + T_1 s}\right) X(s) + \frac{K_d}{1 + T_d s} \Gamma_d(s) + \frac{K_s}{1 + T_s s} \Gamma_s(s) \quad (23)$$

ここで、 b_0, b_1, T_1 は速度依存性パラメータで、それぞれ次のように表される。

$$b_0 = 1.2 + 4.7e^{-0.057v} + 5.0e^{-0.4v} \quad (24)$$

$$b_1 = 0.015 + 0.1e^{-0.04v} + 0.36e^{-0.35v} \quad (25)$$

$$T_1 = 1.8e^{-0.48v} + 0.09e^{-0.03v} \quad (26)$$

このモデルを Matlab 上に実装したものを図9に示す。赤澤らのモデルでは二次終末の発火頻度もモデル化されているが、本稿では一次終末の発火頻度のみを扱うため省略した。

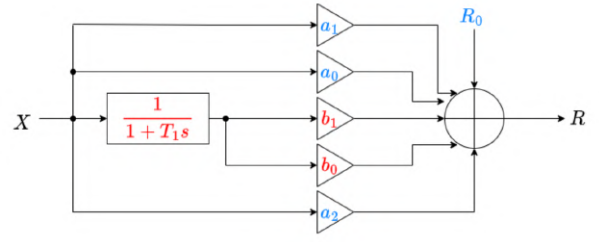


図9 Neuronal firing model for muscle spindles[5].

(3) Ia 求心性神経発火頻度対振動周波数

Ia 求心性神経発火頻度に対する振動周波数のモデルには、Roll らの研究 [7] に基づいたモデルを用いた。Roll らの研究では、Ia 求心性神経発火頻度と振動周波数の間には 200[Hz] 以下の周波数範囲において線形な関係が存在することが示されている。

4. シミュレーション

3章で示したモデルを用いて MATLAB 上でシミュレーションを行うことによって、関節角速度に対する振動周波数を導出した。シミュレーション条件としては、肩関節角度 θ_1 を 50[deg] 一定とし、肘関節角度 θ_2 は Roll らの対応関係において 30[Hz], 50[Hz], 70[Hz] の周波数によって知覚されるとされる 1.46[deg/s], 2.78[deg/s], 5.42[deg/s] で 10[s] 間変化させた。この時の振動周波数の変化を図10-図12に示す。図中の破線は Roll らの対応関係に基づいて導出した周波数を示している。

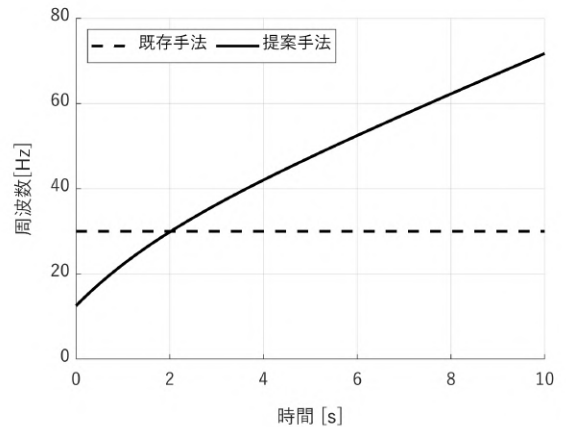


図10 Simulation result(1.46[deg/s])

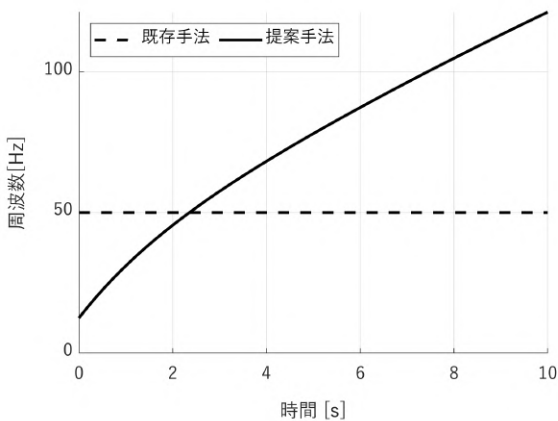


図 11 Simulation result(2.78[deg/s])

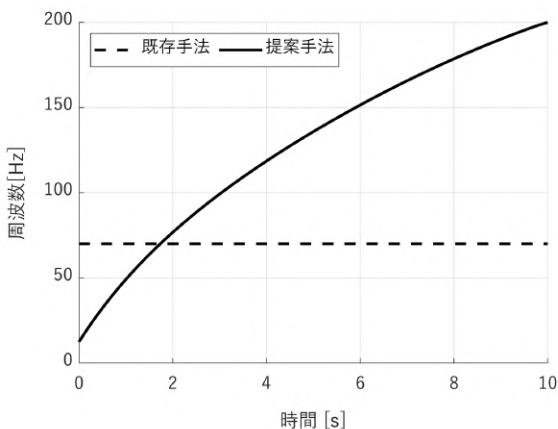


図 12 Simulation result(5.42[deg/s])

5. 実験

(1) 実験装置

本研究に用いる実験装置の概要を図 13 に示す。この装置では、モデルを用いて導出した周波数時系列データを基に、Analog Discovery 2(Digilent 社)を用いて波形信号を生成する。生成された波形信号は、アンプ (511-A, EMIC 社) を介して加振機 (371-A, EMIC 社) に送られ、振動刺激として被験者に与えられる。

また、被験者の関節角度は、モーションキャプチャシステム (Optitrack, Acuity 社) を用いて計測され、関節角度の時系列データは PC に保存される。

(2) 実験方法

提案手法の有効性を検証するために、Roll らの対応関係に基づいた周波数一定条件と、本研究で提案するモデルに基づいた周波数変化条件の 2 つの条件で実験を行う。実験では、被験者の右上腕二頭筋腱に対して振動刺激を提示し、肘関節の伸展方向の運動錯覚を知覚させる。被験者には、知覚された運動錯覚を左腕で再現して

もらい、その際の関節角度の時系列データを計測する。

提示する振動の周波数は、肘関節角速度 $\theta_2 = 1.46[\text{deg/s}], 2.78[\text{deg/s}], 5.42[\text{deg/s}]$ を知覚させることを目標として、Roll らの対応関係に基づいて計算した周波数一定条件と、本研究で提案するモデルに基づいて計算した周波数変化条件の 2 つの条件で実験を行う。

被験者の初期姿勢は、肩関節角度を外旋方向に $50[\text{deg}]$ 、屈曲、外転方向に $90[\text{deg}]$ とし、肘関節角度を屈曲方向に $90[\text{deg}]$ とする。



図 13 Experimental device

(3) 実験結果と考察

今後執筆予定

(4) 結言

今後執筆予定

謝辞: 本研究を継続するに当たり、指導教員である中村壮亮教授には様々な助言を賜りました。ここに深謝の意を表します。また、日本工業大学の望月典樹先生にも、度々のディスカッション等を通じて幅広くご助言を賜りました。深く感謝申し上げます。そして、実験の実施等に際してご助力頂きました同研究室の皆様にも、感謝申し上げます。最後に、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、心から感謝申し上げます。

参考文献

- 1) 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)
- 2) 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)
- 3) Goodwin, G. M. et al. : “The contribution of muscle afferents to kinaesthesia shown by vibration induced illusions of movement and by the effects of paralysing joint afferents”, *Brain : a journal of neurology*, Vol.95, No.4, pp.705-748, (1972)
- 4) McCloskey, D. I. : “Differences between the senses of movement and position shown by the effects of loading and vibration of muscles in man.”, *Brain research*, Vol.61, pp.119-131,

(1973)

- 5) 赤沢 堅造, 梶山 三郎, 藤井 克彦: “筋紡錘の数学モデル”, 電子通信学会, 医用電子生体工学研究会資料, MBE74-20(1974)
- 6) 赤沢 堅造, 梶山 三郎, 藤井 克彦: “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)
- 7) 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)
- 8) Houk, J. C. et al. : “Fractional Power Damping Model of Joint Motion”, *Progress in Motor Control*, pp.147-178 (2002)