



手首関節の運動錯覚に及ぼす筋腱の緊張状態の影響

Effects of tensions caused by muscles and tendons on kinesthetic illusion in wrist joints

小村啓¹⁾, 久保拓夢²⁾, 本多正計³⁾, 大岡昌博²⁾

Hiraku KOMURA, Takumu KUBO, Masakazu HONDA and Masahiro OHKA

1) 九州工業大学 (〒804-8550 福岡県北九州市戸畑区仙水町 1-1, komura@cntl.kyutech.ac.jp)

2) 名古屋大学 (〒464-8601 愛知県名古屋市千種区不老町)

3) 静岡県工業技術研究所沼津工業技術支援センター (〒410-0022 静岡県沼津市大岡 3981-1)

概要：脳血管疾患に対するリハビリロボットの開発の期待が益々高まっている。本研究では、運動錯覚を利用したリハビリシステム構築のために、運動錯覚を最大化する刺激条件の調査を実施する。運動錯覚は振動刺激を腱に与えることで生起するという特性上、腱の振動特性と運動錯覚の刺激条件の間に重要な関係があると考え調査を実施した。調査の結果、腱が弛緩状態の時は、腱の固有振動数と運動錯覚の最適周波数の間に正の相関があり、一方緊張状態の時には負の相関があることが確認された。

キーワード：運動錯覚, 固有感覚, 振動刺激, 筋紡錘

1. 諸言

2017 年の脳血管疾患の総患者数は 112 万人で、そのうち約 6 割に麻痺などの運動障害が残り社会問題となっている[1]。機能回復して社会復帰するために、リハビリテーションおよびそれを補助する人員の需要が増加している。こうした社会情勢を背景に、リハビリテーション用医療ロボットの開発が求められている[2][3][4]。しかし、開発されたロボットは大型で高価なものが多い上に、巧緻運動用のものは開発が進んでいないため、自宅での単独実行には不向きである。

一方、脳の可塑性という脳神経科学の知見を取り入れたニューロリハビリテーションがあり近年注目を集めている[5]。本研究では、このニューロリハビリテーションの観点から、運動錯覚現象[6]による新たな神経路の形成の可能性に着目し、小型・安全・安価なリハビリテーションシステムの開発を目指して運動錯覚現象の解明を目指す。ここで、運動錯覚とは、四肢の腱に振動刺激を与えたときに、実際には動いていないにもかかわらず、四肢の運動を知覚してしまう錯覚現象であり、振動刺激条件と錯覚量に関する様々な研究が行われている[7][8]。従来研究では、運動錯覚を最大にするために最適な周波数条件（最適周波数）と腱の固有振動数の間に 0.5 程度の相関関係があるとされているがまだ明確ではない[9]。特に、運動錯覚を通常のリハビリテーションと併用する場合に筋腱が緊張状態になることが想定される。

そこで本研究では、上述の相関関係を詳しく調査するために筋腱を緊張状態にし、腱の固有振動数を変化させた状

態での最適周波数と固有振動数の相関関係および筋腱の緊張状態による錯覚への影響を明らかにする。

2. 実験

2.1 実験方法

本研究では以下の実験を行った。図 1 に示す実験装置を使用し運動錯覚誘発実験を行い、腱用モールド試験装置(図 2) を用いて腱の固有振動数を測定した。それぞれの実験条件について以下で説明する。

2.2 実験条件

2.2.1 運動錯覚生起実験

運動錯覚誘発装置を用いて右手の橈側手根屈筋 (FCR) 上に振動刺激を与えた。振動刺激位置は掌から 20~40 mm 離れた FCR 上で FCR が皮膚から最も浮き出ている位置にした。実験で調査した条件は 8 条件とした。その内訳は、刺激周波数条件が 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100, 110 Hz の 8 条件である。このとき、刺激最大加速度は 100 m/s² であり、静止時の皮膚の押し付け力を 0.2~0.4 N とした。また、振動刺激の信号波形は正弦波とした。負荷を与える際には、図 3 で示した滑車を用いて、600 g のおもりの負荷を右手手首関節の伸展方向に与えた。そのとき、実験参加者には手首関節が曲がらないように維持してもらった。また運動錯覚誘発実験の測定は、50 s を 1 試行とした。その内訳は、振動刺激呈示時間 20 s, その後休憩時間 30 s とした。この試行をすべての周波数条件で 5 回ずつ実施した。

2.2.2 腱モールド試験

実験参加者には運動錯覚と同様の実験装置に座ってもらい、腱用モールド試験装置を用いて右手の橈側手根屈筋

(FCR) 上にインパクトを与えた。打撃刺激位置は従来研究 [1]を参考にして、掌から 20~40 mm 離れた FCR 上で FCR が皮膚から最も浮き出ている位置にした。また、腱の打撃は 10 回行い、これを平均して得られた結果を 1 回の測定データとて、5 回分のデータを計測した。この実験においても筋腱の弛緩状態と緊張状態の 2 条件でそれぞれ計測を行った。



図 1: 振動刺激提示装置



図 2: モーダル試験用装置

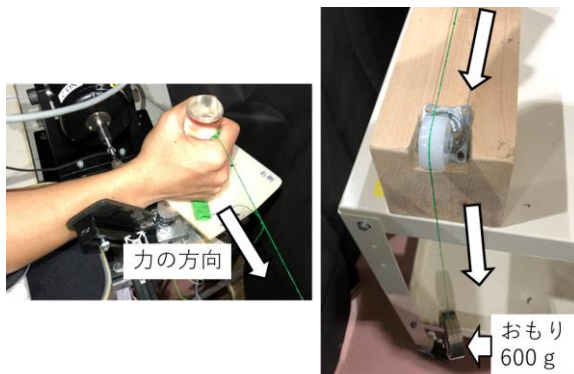


図 3: 負荷の印加方法 (左: 右手首側, 右: 滑車による負荷の方向変換)

2.3 実験参加者

上述の腱モーダル試験と運動錯覚提示実験は、20 代の男性 12 人に対して行われた。

3. 実験結果・考察

3.1 運動錯覚

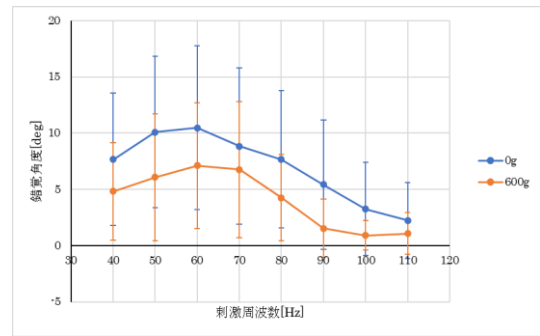


図 4: 腱の緊張状態と錯覚量の関係

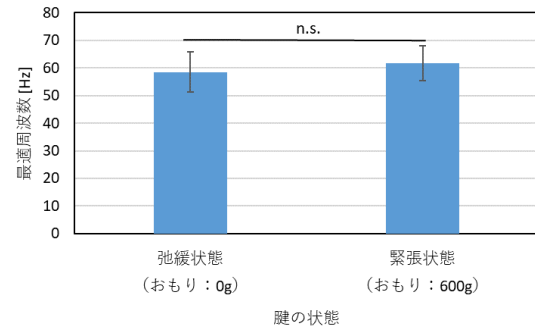


図 5: 最適周波数の比較

まず運動錯覚の結果について説明する (図 4)。腱が緊張状態にある時には運動錯覚量が 3 度程低下していることが分かる。また、100、110Hz では 0°に漸近した。これは 600g のおもりの重さに抗って手首を伸ばした状態で実験を行った影響が表れていると考えられる。手首は 600g の重りによって伸展方向に常に引っ張られており、被験者はこの力に抗うように FCR 筋腱を収縮させる方向に力を入れていた。一方で運動錯覚では、FCR 筋の筋紡錘を振動刺激で発火させて FCR 筋が伸展する方向に手首が動いたと錯覚させる現象である。従って、腱の緊張状態で起こる上述の矛盾が脳で認識される際に、錯覚量が弛緩状態の錯覚量に比べて減少したと認識したと考えられる。

また、それぞれの被験者の運動錯覚の評価から算出した強い運動錯覚を生起する最適周波数に関しては、腱の緊張状態によらず一定の値が得られた (図 5)。

3.2 腱モーダル試験

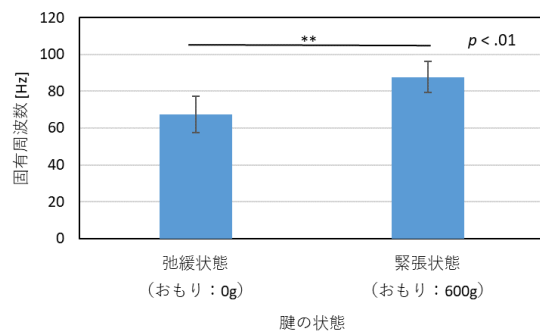


図 6: 固有振動数の比較

腱モーダル試験で得られた各被験者の FCR 筋腱の固有周波数の平均を図 6 に示す。腱と筋肉が弛緩状態の時の固有振動数は 67Hz, 一方で緊張状態の時は 88Hz となり, 両者に有意差が確認された。すなわち, 重りによって腱と筋肉の状態が変化させられたことが確認できる。

3.3 最適周波数と固有振動数の関係

上述の最適周波数と固有周波数の関係についてピアソンの相関係数を計算したところ, 弛緩状態では正の相関の傾向が示され ($r = 0.443, p = 0.172$), 一方, 緊張状態では負の相関の傾向が示された ($r = -0.478, p = 0.116$)。弛緩状態の結果は, 2019 年に異なる被験者に対して行った実験結果 ($r = 0.498, p = 0.143$) とおおむね一致する。すなわち, 最適周波数と腱の固有振動数の間には重要な関係があり, 特に弛緩状態では, 腱を固有振動数で共振させることが強い運動錯覚を生起する一つの要素であることがわかった。一方で, 緊張状態の時には逆相関が得られていることから, 共振現象だけでは説明できないこともあると考えられるので, さらなる調査が必要となる。

4. 結論

運動錯覚を用いた新たなリハビリテーション技術の確立のために, 強い運動錯覚が生起する振動刺激条件について調査を行った。運動錯覚は腱を振動させて, 筋肉の伸展運動を知覚する筋紡錘を発火させることで固有感覚が得られる錯覚現象であることから, 筋肉と腱をより大きく振動させることが強い運動錯覚を生起する重要な条件であると考え, 運動錯覚を最大化する最適周波数と, 腱と筋肉の固有振動数の関係の調査を行った。実験では, 振動刺激を最も提示しやすい腱の一つである FCR 筋腱を調査対象とし, FCR 筋腱の固有振動数を意図的に変化させた状態で, 運動錯覚の最適周波数がどのように変化するかを調査した。調査の結果, FCR 筋腱を弛緩させている状態では固有振動数と最適周波数の間に正の相関の傾向が確認されたが, 一方で腱を緊張させている状態では負の相関の傾向が得られた。このことから, 筋腱が弛緩している状態においては, 腱が共振状態の時に強い運動錯覚が出ること, 一方筋腱が緊張している状態においては共振以外の要素が重要となることが示唆された。今後は, 筋紡錘の振動特性等も加味して調査を進めていく予定である。

謝辞 本研究の実施に際して, 文部科学省科学技術研究費補助金挑戦的萌芽研究(19K22869)および大川情報通信

財団の助成を受けたことを付記し謝意を表す。

参考文献

- [1] 厚生労働省.: 平成 30 年(2017)患者調査の概況.; 厚生労働省, [Online]. Available: <https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/kanja/17> [Accessed 06 08 2020].
- [2] J. H. van den Lee, R. C. Wagenaar, G. J. Lankhorst, T. W. Vogelaar, W. L. Devillé and L. M. Bouter, "Forced Use of the Upper Extremity in Chronic Stroke Patients," *Stroke*, vol. 30, no. 11, pp. 2369-2375, 1999.
- [3] S. L. Wolf, D. E. Lecraw, L. A. Barton and B. B. Jann, "Forced use of hemiplegic upper extremities to reverse the effect of learned nonuse among chronic stroke and head-injured patients," *Experimental neurology*, vol. 104, no. 2, pp. 125-132, 1989.
- [4] T. Fujiwara, Y. Kasashima, K. Honaga, Y. Muraoka, T. Tsuji, R. Osu, K. Hase, Y. Masakado and M. Liu, "Motor improvement and corticospinal modulation induced by hybrid assistive neuromuscular dynamic stimulation (HANDS) therapy in patients with chronic stroke," *Neurorehabilitation and Neural Repair*, vol. 23, no. 2, pp. 125-132, 2009.
- [5] 川平和美.: 片麻痺回復のための革新的リハビリテーションを目指して—効率的な神経路再建/強化の理論と実際— ; リハビリテーション医学, 47(5), pp.315-319 (2010)
- [6] G. M. Goodwin and D. I. McCloskey, "Proprioceptive illusions induced by muscle vibration: contribution by muscle spindles to perception?," *Science*, vol. 175, no. 4028, pp. 1382-1384, 1972.
- [7] 本多正計, 唐川裕之, 赤堀晃一, 宮岡 徹, 大岡昌博, 卓上型運動錯覚誘発・評価装置の開発, 日本機械学会論文集, Vol. 80, No. 820, (2014), pp. 1-12
- [8] 本多正計, 唐川裕之, 赤堀晃一, 宮岡 徹, 大岡昌博, 振動刺激条件の相違が運動錯覚の誘発と知覚量に及ぼす影響, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 19, No. 4, (2014), pp.457-466
- [9] H. Komura, K. Ikeda, M. Honda and M. Ohka, "Control method of kinesthetic illusion using natural frequency of tendon toward compact rehabilitation devices," in *2019 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, Hong Kong, 2019.