

JAPANESE JOURNAL OF PHYSICAL THERAPY FUNDAMENTALS

日本基礎理学療法学雑誌

Volume 20 No 2 2017

総説

感覚環境の変化検出システム

..... 大鶴 直史

不活動に伴う痛みの発生メカニズムとその治療戦略に関する検討

—ラットの実験モデルに対する振動刺激の効果—

..... 濱上 陽平・他

アキレス腱障害発生メカニズムの解剖学的検証

..... 江玉 陸明

筋骨格シミュレーション解析が理学療法にもたらすもの

..... 小栢 進也・他

脳機能マッピングからの感覚・運動機能の評価 —脳磁図を用いた報告—

..... 中川 慧・他

原著論文

神経筋電気刺激誘引性の筋肥大における負荷強度と力積の役割

..... 檜森 弘一・他

両側足関節の反復運動における位相の違いが皮質脊髓路興奮性に与える影響

..... 沼田 純希・他

負荷の有無が肩関節挙上運動時における肩甲骨動態に及ぼす影響

..... 中山 裕子・他

股関節屈曲運動時における長内転筋の筋スティフネスに及ぼす股関節屈曲角度の影響

..... 菊川 大輔・他

日本基礎理学療法学会

Japanese Association of Physical Therapy Fundamentals

<http://square.umin.ac.jp/jptf/JPTF/Index.html>

日本基礎理学療法学雑誌

第20巻 2号 2017年

目 次

総 説

感覚環境の変化検出システム

.....大鶴 直史..... 2

不活動に伴う痛みの発生メカニズムとその治療戦略に関する検討

—ラットの実験モデルに対する振動刺激の効果—

.....濱上 陽平・他..... 8

アキレス腱障害発生メカニズムの解剖学的検証

.....江玉 睦明..... 16

筋骨格シミュレーション解析が理学療法にもたらすもの

.....小栢 進也・他..... 22

脳機能マッピングからの感覚・運動機能の評価 —脳磁図を用いた報告—

.....中川 慧・他..... 30

原著論文

神経筋電気刺激誘引性の筋肥大における負荷強度と力積の役割

.....檜森 弘一・他..... 37

両側足関節の反復運動における位相の違いが皮質脊髓路興奮性に与える影響

.....沼田 純希・他..... 44

負荷の有無が肩関節挙上運動時における肩甲骨動態に及ぼす影響

.....中山 裕子・他..... 51

股関節屈曲運動時における長内転筋の筋ステイフネスに及ぼす股関節屈曲角度の影響

.....菊川 大輔・他..... 61

総 説

感覚環境の変化検出システム

大鶴 直史

Change-detection system in sensory environment

Naofumi Otsuru

Abstract

The detection of sensory change is important for survival. A change-detection system requires a comparison with the past status. Therefore, the system does not only rely on the peripheral stimulus but also reflects the magnitude of deviance between a past sensory status and new sensory inputs and the accumulation of sensory history prior to the change. In this review, recent progress made in the study of human change-detection systems using electroencephalography and magnetoencephalography has been described. We have also discussed the possibility that an activity consistent with the simple onset paradigm, which has been used in many studies, may be involved in the change-detection system. As change-detection-related activity represents a pre-attentive automatic process with good reproducibility, it may be considered useful for clinical assessment.

Key words: Change-detection, Auditory, Somatosensory, Electroencephalography, Magnetoencephalography

1. はじめに

我々は、日常生活において絶えず感覚入力を受けている。そのなかで、感覚の「変化」を検出することは、その後の適切な行動選択のために非常に重要であることは容易に想像できる。例えば突然背中を触れられれば、新たに生じた感覚入力による「変化」が検出され、接触した物体が何なのかを探るために振り返る。また、テレビのバラエティ番組などでよく見かけるが、床が突然抜ければ自分の足底にあるはずの入力が消失したという「変化」が検出され、足元へ注意が向けられ防御反応などの適切な行動をとる。このような「変化」を検出する仕組みは脳内でどのように表現されているのであろうか。想定される非常に簡単なモデルを図1

に示す。脳が新たに入力された感覚刺激を「変化」として捉えるには、必ず先行する感覚履歴との比較が必要になると思われる。つまり、先行する感覚履歴が保持（感覚記憶）され、その情報をもとに次に来る入力を常に予測するような仕組みがあると想定される。そして、ひとたび予測と違う刺激がくるとその刺激は「変化」として検出されると考えられる。すなわちこの変化検出システムの活動は、①予測（先行して入力される感覚履歴）と新たな入力の変化量が大きければ

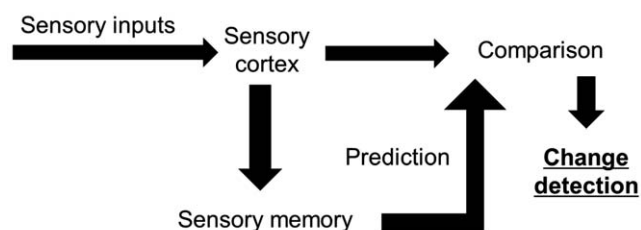


Figure 1. A model to explain change-detection system. New sensory inputs are always compared with prediction based on sensory memory of past status. When there is the difference between prediction and sensory inputs change-detection activity is evoked.

新潟医療福祉大学 運動機能医科学研究所
Institute for Human Movement and Medical Sciences, Niigata
University of Health and Welfare, Niigata, Japan

連絡先：新潟市北区鳥見町1398番地
E-mail：otsuru@nuhw.ac.jp

大きいほど、②先行刺激と同じものが続くという予測が高ければ高いほど（感覚履歴の定常状態が長ければ長いほど）増大すると想定される。また、①の変化量という点においては、前述の具体例のように新たな感覚入力が発生だけではなく、持続していた感覚入力の消失もこのシステムを駆動するものと考えられる。我々はこの想定されるモデルをもとに、聴覚、触覚および視覚の各感覚系における変化検出システムに相当する活動を、脳波 (Electroencephalography: 以下 EEG) および 脳 磁 図 (Magnetoencephalography: 以下 MEG) を用いて検討してきた。詳しいデータは後述するが、変化検出システムに相当すると思われる活動は、EEG および MEG によって明瞭かつ再現性高く記録することができる。また、この変化検出システムの活動は脳の自動応答であるため、対象者の協力や注意状態に影響を受けずに記録することが可能であり、臨床への応用性も高いと考えられる。本稿では、我々が行ってきた聴覚と触覚における研究データをもとに、変化検出システムの生理学的意義について考察する。また、多くの研究で用いられている聴覚および触覚刺激を特定の刺激間隔で呈示した際に記録される ON 活動の少なくとも一部は、この変化検出システムを反映した活動である可能性に関しても概説する。

2. 変化検出システムに関与する脳部位

感覚環境の突然の変化にตอบสนองする脳部位に関しては、Downar らが機能的核磁気共鳴画像法 (functional magnetic resonance imaging 以下 fMRI) を用いた研究結果を報告している¹⁾。この研究では、聴覚、触覚、視覚刺激が同時に被験者に与えられ、そのうちどれか一つの感覚だけが突然「変化」するときの脳活動を記録している。この時、被験者には特定のタスクは与えられておらず、あくまで受動的に刺激を受ける条件で実験を行っている。結果、聴覚では上側頭回、触覚では二次体性感覚野、視覚では紡錘状回および middle occipital gyrus において、各感覚における突然の変化に対して著明な活動が生じることが示された。また、これらの活動部位は、同一の刺激が繰り返し呈示されている時には活動変化を示さなかった。すなわち、これらの活動部位は末梢からの感覚入力そのものにตอบสนองするのではなく、感覚環境に変化が起こったことを自動的に検出する「変化検出システム」を反映した活動であると考えられた。

これらの活動が真に「変化検出システム」を反映しているとすれば、その活動挙動は前述したモデルにあ

てはまるという仮説のもと、fMRI よりも時間分解能が高い MEG および EEG を用いて我々が行ってきた研究を、以下に紹介する。

3. MEG で記録される変化検出システムの活動

図 2 は、手背に 3 秒間の電気刺激 (0.5 ミリ秒の矩形波, 50Hz) を呈示した際に、刺激の開始 (ON) と刺激の終了 (OFF) に対して生じる二次体性感覚野の応答を、MEG で記録した結果である。この時、被験者は無音のビデオを見ており、刺激に対して注意を向けないように指示されている。注目すべきは、両側の二次体性感覚野の活動 (cPara, iPara) は、刺激の開始 (ON) と刺激の終了 (OFF) のみにおいて、一過性の活動を示すことである。50Hz の刺激一発一発に対する周期的な反応は一次体性感覚野 (cSI) でのみしか観察されない。このことは、二次体性感覚野の活動が、刺激が何もないところに突然刺激が生じたという変化 (onset) と、刺激が続いている状態から突然刺激が消失したという変化 (offset) に対する変化検出システムを担っていることを強く示唆する結果である²⁾。

上記の二次体性感覚野における活動と同様の活動は、聴覚刺激時に両側の上側頭回 (Lt-STG, Rt-STG)

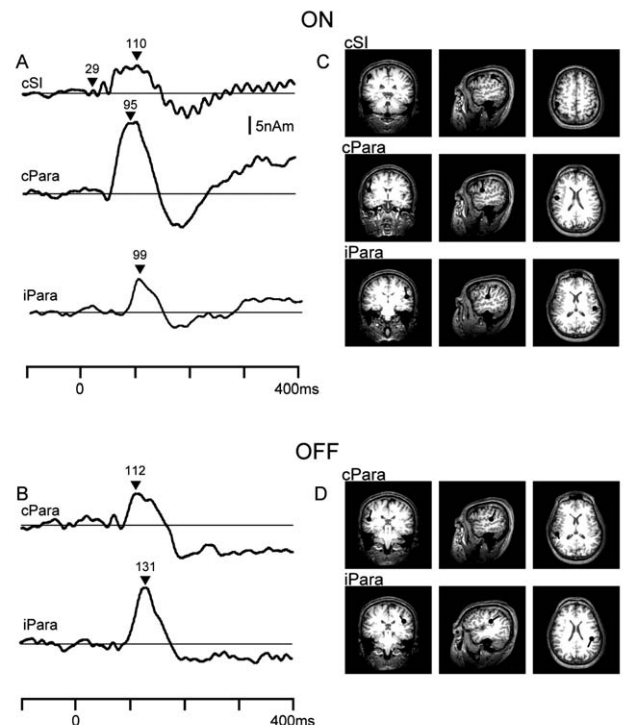


Figure 2. The activity elicited by the onset (A) and offset (B) of somatosensory stimulation. C and D show the location of each activity. Adapted from Yamashiro et al. (2009a).

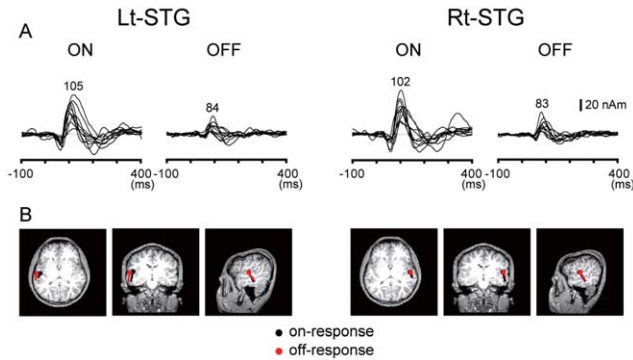


Figure 3. The activity elicited by the onset and offset of auditory stimulation. (A) Superimposed waveforms of the activity in the superior temporal gyrus. (B) Location of each activity. Adapted from Yamashiro et al. (2009b).

においても認められる。図3は、1000 Hzの純音を3～5秒間呈示した際の上側頭回の活動を示している。先ほどの二次体性感覚野の活動と同じように、無音状態から突然音が呈示されたとき (ON) と音の持続が突然消失したとき (OFF) に一過性の活動を生じる。また、ONとOFFに対する活動部位の座標を比較すると、両者には差がないことがわかった。このことは、ONやOFFなどの変化時にも活動する共通の細胞群が、上側頭回に存在することを示唆している³⁾。

これらの研究からわかることは、二次体性感覚野および上側頭回の活動は、何か変化が起こった時にのみ活動を示す部位であり、末梢からの連続的な入力に応答し続けるような活動ではないということである。また、刺激に対して被験者が全く注意を向けていなくても明瞭に記録できる活動であるため、前注意的な脳の自動応答であることを示している。このように、Downarらの報告¹⁾と同様の活動部位において、各感覚刺激の変化検出システムに相当する活動がMEGを用いて明瞭に記録できる。

4. 予測からの変化量を反映する活動か？

前述したように、触覚は二次体性感覚野において、聴覚は上側頭回において感覚環境の変化に対し明瞭な活動が記録される。この活動が真に変化検出システムを反映しているとすれば、前述した通り予測（先行して入力される感覚履歴）と新たに入力される感覚刺激の間の変化量が大きければ大きいほどその活動を増大することが想定される。そこで、我々は「変化量」と活動振幅の関係を検討することとした。図4は、聴覚における変化量と上側頭回の活動振幅の関係を示している。この研究では、先行する音刺激として250ミリ秒

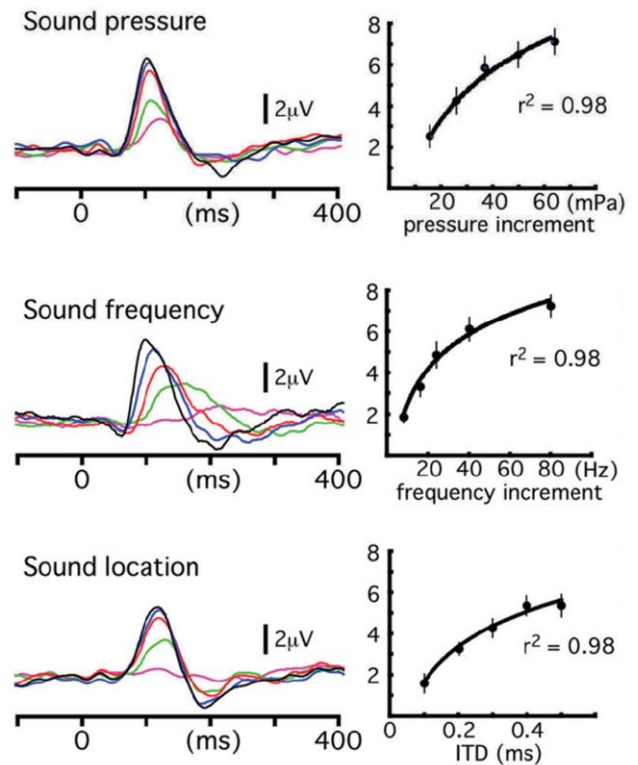


Figure 4. Effects of the magnitude of deviation on change-detection activity. Sound pressure, sound frequency, and sound location deviations were tested. The mean amplitude across subjects are plotted against the degree of the deviation of each variable. Adapted from Inui et al. (2010).

の長さの基準音 (800Hz, 70dB) が呈示された後に、突然音を変化させた時の上側頭回の活動を記録した。さらに、上側頭回の活動があらゆる変化で生じることを確認するために、変化の種類として音圧、周波数および音源位置の変化を用いた。変化量としては、音圧は基準音に対し2～6 dBの変化 (図の表示はmPa表示に変換したもの)、周波数は8～80Hzの変化、音源位置は左右の耳に呈示する音の時間差を0.1～0.5ミリ秒変化させる条件を用いて、各変化5段階の変化量を検討した。結果、上側頭回の活動はどのような種類の変化に対しても、変化量の大きさの対数に依存して活動振幅を増大することが示された⁴⁾。すなわち、物理的な変化の種類に関係なく、「変化量」に応じて反応する細胞群が、上側頭回に存在することを示唆する結果となった。

同様に体性感覚刺激の「変化量」と二次体性感覚野の活動振幅の関連を検討した研究結果を図5に示す。この研究では、手背への電気刺激 (矩形波, 100 Hz) を用い、すべての条件においてテスト刺激は感覚閾値の1.5倍の強度を用いた。テ

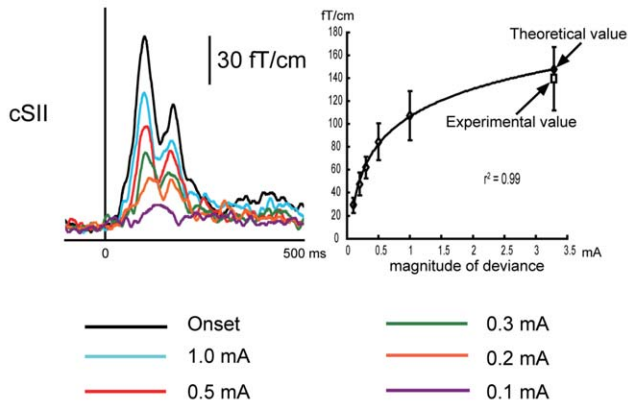


Figure 5. The activities in the contralateral secondary somatosensory cortex (cSII). Left: Time course of the activity in each condition. Right: The mean peak amplitude across subjects is plotted against the magnitude of deviance. Adapted from Otsuru et al. (2011)

スト刺激に先行して3秒間の条件刺激が呈示され、条件刺激強度はテスト刺激と比較し0.1～1.0 mA弱い強度とした。この実験設定では、全条件においてテスト刺激が物理的に同一強度であるため、二次体性感覚野の活動が末梢からの入力量ではなく、「変化量」に依存して増大するかを調べることができる。結果、予想通り二次体性感覚野の活動振幅は、「変化量」の対数に依存して増大することが示された⁵⁾。

これらの研究から、聴覚における上側頭回、触覚における二次体性感覚野の活動は、「変化量」に依存して活動を増大することがわかった。このことは、これらの活動が末梢からの入力量ではなく、予測と新たに入力される感覚刺激の間の「変化量」を反映した活動であることを支持し、想定されるモデルに矛盾しない活動であることが示された。

5. 予測の強さ(感覚記憶の蓄積)を反映する活動か？

「変化」を検出するためには、必ず先行刺激と新たに生じた感覚入力を比較する必要がある。この時、先行刺激の定常状態が長く続けば続くほど（次も同じ事象が続くという予測が強くなればなるほど）、突然の変化が起こった時の変化検出システムの反応は増大すると予想される。そこで、先行刺激の定常状態の持続する長さが変化検出システムに及ぼす影響を検討した。図6は、突然の音の呈示 (ON)、消失 (OFF) および周波数変化 (CHANGE) に対する上側頭回の活動と先行刺激の持続時間の長さの関係を示している。先行刺激の持続時間が長ければ長くなるほど、ON、OFFおよびCHANGEに対する上側頭回の活動

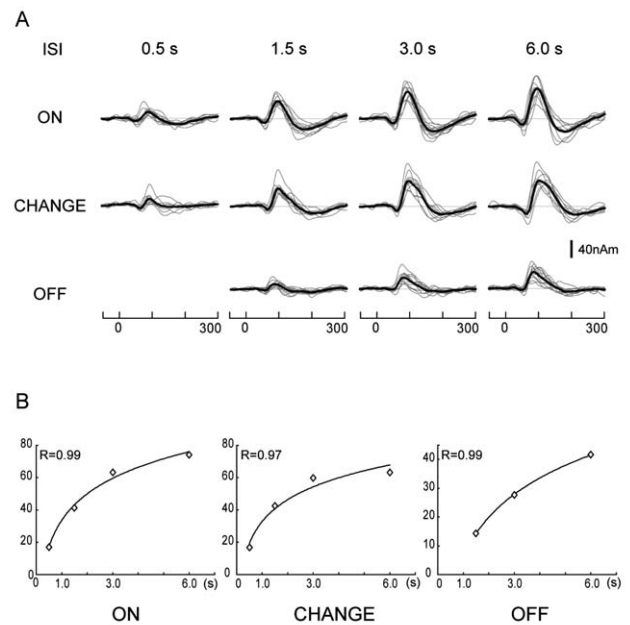


Figure 6. Effects of duration of the preceding condition on the amplitude of the response elicited by ON, CHANGE, and OFF. (A) superimposed waveforms of the activity in the right superior temporal gyrus for all the subjects (gray) and respective grand-averaged waveforms (black). (B) the mean amplitude of the right superior temporal gyrus activity plotted against the duration of the preceding condition. Adapted from Yamashiro et al. (2010).

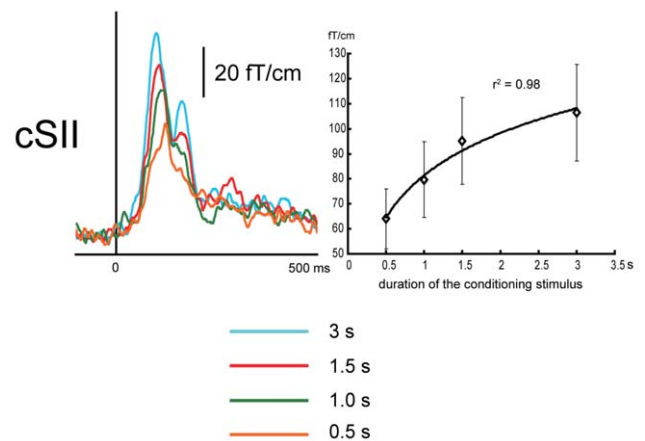


Figure 7. The activities in the contralateral secondary somatosensory cortex (cSII). Left: Time course of the activity in each condition. Right: The mean peak amplitude across subjects is plotted against the duration of the conditioning stimulus. Adapted from Otsuru et al. (2011)

振幅は増大することが分かる⁶⁾。このことは、上側頭回の活動が先行する感覚記憶の蓄積（予測の増強）に依存することを示唆する結果であった。また末梢からの入力状況が全く異なる3つの変化条件において、

活動部位に差が認められなかったことから、上側頭回の活動は「変化検出」に反応する細胞群の活動であることを強く示唆する結果であった。

二次体性感覚野においても、我々は同様の現象を確認している。図7は、手背への電気刺激を用い（矩形波、100Hz）、先行刺激から1mA強いテスト刺激へ変化させた時の二次体性感覚野の活動を示している。刺激の「変化量」は同一だが、先行刺激の持続時間を変化させて（0.5～3秒）検討を行った結果、聴覚における上側頭回で認められた結果と同様に、二次体性感覚野の活動は先行刺激の持続時間が長ければ長くなるほど、対数に比例して増大することが分かった⁵⁾。

これらの結果から、聴覚における上側頭回、触覚における二次体性感覚野の活動は、先行する感覚履歴の蓄積（感覚記憶）をもとに予測された入力と新たな感覚入力との比較によって生成される「変化検出」活動であることが示唆された。

6. ON反応と変化検出モデルとの関連

ここまで、二次体性感覚野（触覚）および上側頭回（聴覚）において、変化検出システムのモデルに矛盾しない活動が、刺激の呈示（ON）、消失（OFF）、変化（CHANGE）時に生じることを解説してきた。通常、聴覚および触覚誘発電位・脳磁場反応を記録する際、ある一定の刺激間隔で刺激を呈示した際の反応を記録するという手法が、多くの研究で用いられている。つまり我々はOnset反応をもとに、様々な条件下での変調を議論している。Onset反応は刺激を呈示することで生じる反応であるため、末梢からの入力によって生じた刺激特異的な反応であると考えがちだが、我々はこの反応の少なくとも一部は、刺激特異的ではない変化検出システムの反応が含まれていると考えている。

我々が本稿で「変化検出」活動であると主張してきた上側頭回および二次体性感覚野の両活動は、刺激間隔が短いほど活動振幅が減弱することが先行研究で報告されている^{7,8)}。この現象は、前述のモデルで考えると刺激が何もないという先行状態がどれだけ続いたかという履歴の蓄積（予測の強化）によって説明可能な現象であると思われる。すなわち、5. で議論した先行刺激が変わらず続くという予測と同様に、何もない状態が続くという予測が強まるために、刺激間隔が長いほど振幅が増大するという考え方である。

実際に、図6に示されているように、変化発生前の先行定常状態の長さに応じて、刺激呈示（ON）、刺激消失（OFF）、刺激の周波数変化（CHANGE）に対す

る応答すべてが対数に比例して増大するという同一の挙動を示すことが分かっており、ON反応が先行状態（何もない）という感覚履歴蓄積をもとにした変化検出反応であることを支持している。

また、図5に示しているように、ON活動を先行刺激（何もない）からの突然の感覚入力による変化検出として解釈した場合、その他の「変化量」条件で対数近似した予測値と実測された振幅値はほぼ同様の値を示すことが分かっている。以上のことから、刺激呈示（ON）で得られる反応は、変化検出システムのモデルで説明が可能であり、感覚刺激の物理特性には依存しない非特異的の反応を含んでいると思われる。

7. 今後の展望

これまで説明をしてきた変化検出システムの活動は、その条件設定を変えることによって、①感覚履歴の蓄積（予測の強化過程）および②変化に対する鋭敏性を分けて評価することができる。また、脳の自動的な応答であるために、対象者の実験への積極的協力を要しない点で有用であると考えられる。

近年、この変化検出システムの活動振幅が大きいほど、不安や抑うつに関連する性格特性のスコアが高いという興味深い研究が報告されている⁹⁾。種々の性格および心理学的特性と、この変化検出システムの機能には関連性があることが予想され、今後さらなる研究の進展が望まれる。

文 献

- 1) Downar J, Crawley P, Mikulis DJ, Davis KD: A multimodal cortical network for the detection of changes in the sensory environment. *Nat Neurosci* 3:277-283, 2000
- 2) Yamashiro K, Inui K, Otsuru N, Kida T, Kakigi R: Somatosensory off-response in humans: An MEG study. *Neuroimage* 44:1363-1368, 2009a
- 3) Yamashiro K, Inui K, Otsuru N, Kida T, Kakigi R: Automatic auditory off-response in humans: an MEG study. *Eur J Neurosci* 30:125-131, 2009b
- 4) Inui K, Urakawa T, Yamashiro K, Otsuru N, Nishihara M, Takeshima Y, Keceli S, Kakigi R: Non-linear laws of echoic memory and auditory change detection in humans. *BMC Neurosci* 11:80, 2010
- 5) Otsuru N, Inui K, Yamashiro K, Urakawa T,

- Keceli S, Kakigi R: Effects of prior sustained tactile stimulation on the somatosensory response to the sudden change of intensity in humans: An MEG study. *Neuroscience* 182:115-124, 2011
- 6) Yamashiro K, Inui K, Otsuru N, Kakigi R: Change-related responses in the human auditory cortex: An MEG study. *Psychophysiology* 48:23-30, 2011
- 7) Lu ZL, Williamson SJ, Kaufman L: Behavioral lifetime of human auditory sensory memory predicted by physiological measures. *Science* 258:1668-1670, 1992
- 8) Wikström H, Huttunen J, Korvenoja A, Virtanen J, Salonen O, Aronen H, Ilmoniemi RJ: Effects of interstimulus interval on somatosensory evoked magnetic fields (SEFs): A hypothesis concerning SEF generation at the primary sensorimotor cortex. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 100:479-487, 1996
- 9) Tanahashi M, Motomura E, Inui K, Ohoyama K, Tanii H, Konishi Y, Shiroyama T, Nishihara M, Kakigi R, Okada M: Auditory change-related cerebral responses and personality traits. *Neurosci Res* 103:34-39, 2016

総 説

不活動に伴う痛みの発生メカニズムとその治療戦略に関する検討 —ラットの実験モデルに対する振動刺激の効果—

濱上 陽平^{1,3)}, 中野 治郎²⁾, 坂本 淳哉²⁾, 沖田 実³⁾

The mechanism and treatment strategy for immobilization-induced hypersensitivity in rats

Yohei Hamaue^{1,3)}, Jiro Nakano²⁾, Junya Sakamoto²⁾, Minoru Okita³⁾

Abstract

Cast immobilization is known to induce mechanical hypersensitivity, which disturbs rehabilitation. Some studies suggested that central neuronal sensitization may contribute to immobilization-induced hypersensitivity. However, there is no research in effective treatment for immobilization-induced hypersensitivity so far. We suggest that the lack of sensory input to peripheral tissue due to immobilization might induce changes to the nervous system, and cause immobilization-induced hypersensitivity. Therefore, to prevent immobilization-induced hypersensitivity, sensory input should be delivered from peripheral tissue. We propose the vibration therapy as the sensory input during immobilization: it has been reported that vibration therapy can reduce various types of pain. However, it is unclear whether vibration therapy reduces immobilization-induced hypersensitivity. To investigate the preventive and therapeutic effects of vibration therapy on immobilization-induced hypersensitivity, rats were immobilized for 8 weeks and divided randomly into 2 immobilization plus vibration groups (Im+Vib1 and Im+Vib2). Im+Vib1 group, for which vibration therapy was initiated immediately after the onset of immobilization, and Im+Vib2, for which vibration therapy was initiated 4 weeks after the onset of immobilization. To investigate central sensitization, calcitonin gene-related peptide (CGRP) expression in the spinal cord and dorsal root ganglion (DRG) was analyzed. As a result, immobilization-induced hypersensitivity was inhibited in the Im+Vib1 group but not in the Im+Vib2 group. Central sensitization, which was indicated by increases in CGRP expression in the spinal cord and the size of the area of CGRP-positive neurons in the DRG, was inhibited in only the Im+Vib1 group. Vibration therapy might be an effective technique to supplement the loss of sensory input and to inhibit hypersensitivity. These data suggest that initiation of vibration therapy in the early phase of immobilization may inhibit the development of immobilization-induced hypersensitivity.

Key words: immobilization, hypersensitivity, vibration, CGRP, rat

- 1) 社会福祉法人十善会十善会病院 リハビリテーション科
Department of Rehabilitation, Juzenkai Hospital, Nagasaki, Japan
- 2) 長崎大学大学院医歯薬学総合研究科保健学専攻理学・作業療法学講座理学療法学分野
Department of Physical Therapy Science, Unit of Physical and Occupational Therapy Sciences, Nagasaki University Graduate School of Biomedical Sciences
- 3) 長崎大学大学院医歯薬学総合研究科医療科学専攻リハビリテーション科学講座運動障害リハビリテーション学分野

Department of Locomotive Rehabilitation Science, Unit of Rehabilitation Sciences, Nagasaki University Graduate School of Biomedical Sciences, Nagasaki, Japan

投稿責任者：濱上陽平

連絡先：〒850-0905 長崎県長崎市籠町7番18号

社会福祉法人十善会十善会病院 リハビリテーション科

E-mail: y.hamaue@gmail.com

1. はじめに

平成25年度の国民生活基礎調査（厚生労働省）における有訴率をみると、男性では第1位が腰痛、第2位が肩こり、女性では第1位が肩こり、第2位が腰痛、第3位が手足の関節痛となっており、多くの国民が運動器の痛みを抱えていることがわかる。このような運動器の痛みは外傷に伴う組織損傷や加齢に伴う退行性変化などがその発端となることが多いが、最近の先行研究ではこれに身体の不活動が加わると慢性痛に発展するリスクが高まるとされ、実際に腰痛発症から4日以上安静を強いるとその後1年以上も痛みをはじめとした機能障害が残存するとの報告もある¹⁾。また、難治性の慢性痛として知られる複合性局所疼痛症候群（complex regional pain syndrome；CRPS）の疫学調査では、発症初期の段階で患肢をギプスなどで固定する処置が施されていることが多いという結果から、四肢の一部の不活動は慢性痛発生のリスクファクターになることが指摘されている²⁾。このように、過度の安静や患部の固定、非荷重などによって惹起される末梢組織の不活動状態は、それ自体が痛みを生み、しかも慢性痛のリスクファクターになることから、その対策はリハビリテーション医学領域においても重要な課題である。しかし、不活動に由来する痛みの発生メカニズムについては、その詳細は不明な点も多く、治療戦略に関する研究も非常に少ない。そのため、われわれはこの点の課題解決のための動物実験研究を展開しており、本稿ではその成果の一部について紹介する。

2. 不活動由来の痛み

先行研究では、健康なヒトならびに動物の四肢の一部をギプスなどで固定した不活動の実験モデルを用いて、痛覚閾値の変化が調査されている。具体的には、Terkelsenら³⁾は健康なボランティア30名の前腕から手関節を4週間ギプス固定し、第1・2指間の皮膚を摘む際の圧力値によって痛覚閾値を評価した結果、ギプス固定を解除した直後のみならず、解除3日後、28日後においても痛覚閾値の低下が認められたと報告している。また、Guoら⁴⁾はラット足関節を中間位で4週間ギプス固定し、足底部の機械的刺激に対する痛覚閾値の経時変化を調査したところ、ギプス固定終了直後から2週間まで痛覚閾値の低下が認められたと報告している。しかしこれらの調査では、ギプス固定期間中、どの時点で痛みが生じるのか、またどの程度の期間ギプス固定を施すと慢性痛へ発展するかは明らか

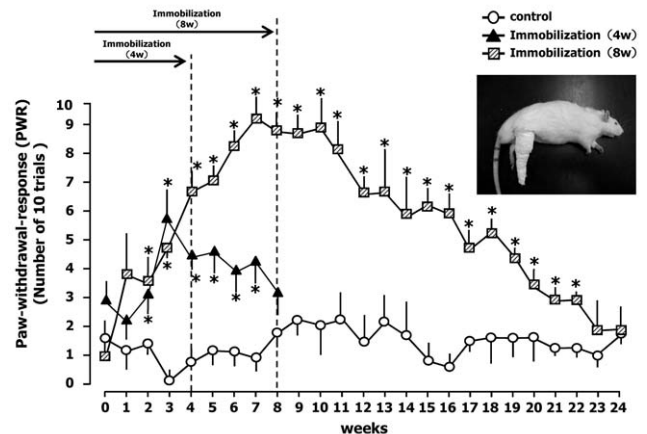


Fig. 1. Rat model of immobilization-induced hypersensitivity and the time course of changes in the mechanical sensitivity of the hind paw. Paw withdrawal response (PWR) was measured during 10 repetitive stimulations with 15-g von Frey filaments in the immobilized paw. The data are presented as mean \pm SE. *P < 0.05, significantly different from the control group.

にされていなかった。そこで、筆者ら⁵⁾はラット足関節を底屈位でギプス固定した実験モデルを用い、4、8週間のギプス固定の過程ならびにその後ギプス固定を解除した通常飼育の過程における足底部の機械的刺激に対する痛覚閾値の推移を調査した。痛覚閾値の検査は週に1回、覚醒下のラットを自製の小動物固定器（布製）に乗せ、固定側（右側）足底に15gのvon Frey filament（以下、VFF）を垂直に10回ずつあて、下肢の逃避反応といった痛み反応の出現回数をカウントすることにより行った。その結果、ギプス固定を開始した2週間後から痛み反応が増加し、痛覚閾値の低下が認められ、その後はギプス固定の期間に準拠して痛覚閾値の低下が顕著になった（Fig.1）。また、ギプス固定を解除した後の痛覚閾値の推移をみると、4週間のギプス固定の場合は4週間の通常飼育で回復を認めたが、8週間のギプス固定の場合はその回復に14週間もの期間を要した（Fig.1）。以上のように、ヒトでも動物でもギプス固定などによる身体局所の不活動状態は痛みの発生を招き、しかも、不活動状態が長期化するとその痛みは慢性痛へと発展する可能性が高いことが示唆されている。

3. 不活動由来の痛みの発生メカニズム

骨、関節、骨格筋といった末梢組織は身体運動の実行器官であるが、皮膚と同様にこれらの組織には一次求心性神経が分布しており、外部からの刺激を感知し

て中枢神経系に伝えるという感覚器としても重要な機能がある。つまり、末梢組織を不活動状態に曝すということは、感覚刺激入力が増弱・消失することになり、このことが痛みの発生につながると考えられている⁶⁾。Okamotoら⁷⁾は、ラット膝関節内に起炎剤であるカラゲニンを投与した関節炎モデルと、単に6週間ギプス固定しただけの不活動モデルを用いて、安静時と関節運動時の膝関節からの一次求心性神経の活動を解析し

ている。この結果では、安静時、関節運動時ともに関節炎モデルと同様に不活動モデルでも一次求心性神経の活動亢進が認められている。また、Ushidaら⁸⁾はラット手関節をギプス固定した不活動モデルを用いて、C7～Th1の脊髄後角細胞の機能面での変化を電気生理学的手法で検索している。この結果では、低閾値から高閾値の刺激強度に反応する広作動域ニューロンの割合ならびに関節運動のみに反応するニューロンの割合が

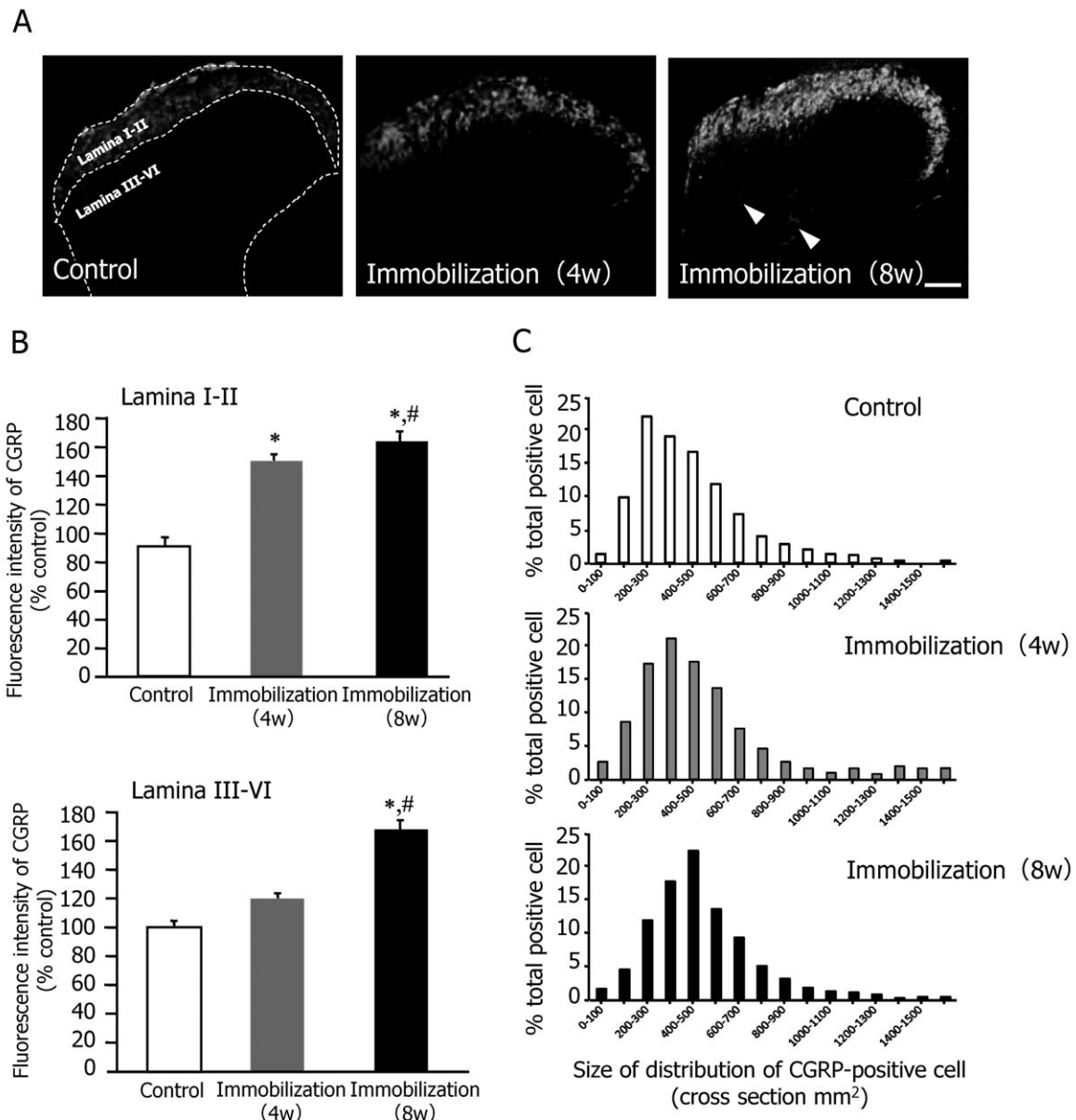


Fig. 2. Intensity of calcitonin gene-related peptide (CGRP) expression in the ipsilateral dorsal horn of the spinal cord. Representative photomicrographs of CGRP immunostaining in the ipsilateral dorsal horn in the control. The CGRP-positive neural fibers in the deep layer of the dorsal horn were clearly observed only in the Im8w group (A). Scale bar = 50 μ m. The percentage of control fluorescence intensity of the CGRP expression in the ipsilateral superficial layers (laminae I-II) and deep layers (laminae III-VI) (B) was calculated. The data are presented as mean \pm SE. * P < 0.05, significantly different from the control group. # P < 0.05, significantly different from the Im4w group. The cross-sectional area of CGRP-positive cells in the DRG (C). Histograms of CGRP levels in ipsilateral DRG neurons in the Control (A), Im4w, Im8w groups are shown.

不活動モデルで増加することが示されている。加えて、筆者ら⁵⁾は足関節を4・8週間ギプス固定したラットのL4-5の脊髄後角におけるカルシトニン遺伝子関連ペプチド (calcitonin gene-related peptide : CGRP) の発現状況を解析した。周知のように、CGRPは脊髄後根神経節 (dorsal root ganglion : DRG) の神経細胞から分泌される痛みの伝達物質であり、脊髄後角へ投射されるCGRPが増加すると感作状態を引き起こすことから、中枢性感作の指標としてよく用いられている^{9,10)}。結果、4週間のギプス固定によって脊髄後角浅層 (Laminae I - II) でのCGRPの発現増加が認められた (Fig.2-A,B)。これは、脊髄の中枢性感作の発生を意味し、末梢組織に炎症が生じた時と同様な反応である。さらに、8週間のギプス固定では脊髄後角浅層に加えて深層 (Laminae III - VI) においてもCGRPの発現増加が認められ、このことは中枢性感作の進展を示唆している (Fig.2-A,B)。そこで、DRGの神経細胞におけるCGRP陽性細胞を解析したところ、8週間のギプス固定ではCGRP陽性細胞の大型化が認められた (Fig.2-C)。通常、CGRPは小型神経細胞で産生され^{11,12)}、その多くは無髄C線維の細胞体である。したがって、今回の結果はそれまでCGRPを産生していなかった中型神経細胞体を持つ非ペプチド性神経が不活動という環境に曝露

されることによりCGRPを産生するようになったことを意味し、このような神経の機能的変化はphenotype switchと呼ばれている^{13,14)}。つまり、末梢組織を不活動状態に曝すだけで、一次求心性神経には可塑的变化であるphenotype switchが生じ、脊髄では中枢性感作が惹起されることが示唆されており、これらの変化が不活動由来の痛みの発生と慢性痛への移行のメカニズムに関与していると推察される (Fig.3)。

4. 不活動由来の痛みに対する治療戦略

先にも述べたように、不活動由来の痛みは末梢組織からの感覚刺激入力が減弱・消失することで、神経系に感作・可塑的变化が生じることで発生すると考えられる。このことから、不活動由来の痛みの発生を予防するリハビリテーションの治療戦略としては、末梢組織に対する早期からの感覚刺激入力が有効と思われる。感覚刺激入力の媒体としては、触刺激や温熱刺激、電気刺激、振動刺激などがあげられるが、われわれはその中の振動刺激に着目した。臨床において振動刺激は、痛みを有する疾患に対する非侵襲的な治療媒体として幅広く用いられており、例えば、Gayら¹⁵⁾の臨床研究によれば、CRPS患者の患部に対して感覚刺激

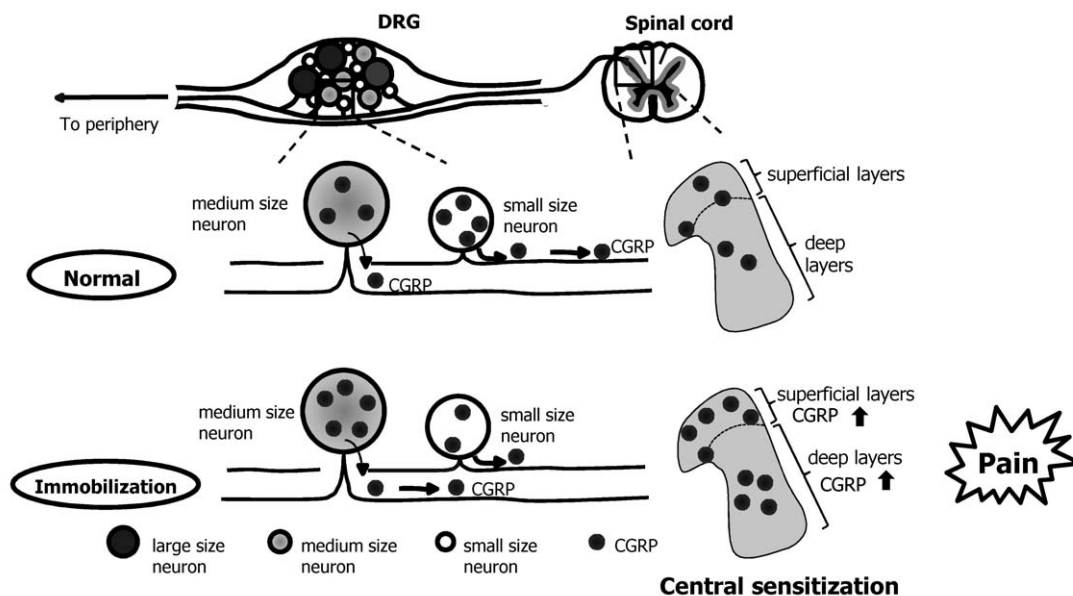


Fig. 3. Immobilization-induced changes of sensory neuron. Calcitonin gene-related peptide is produced in a selective subpopulation of sensory neurons of small and medium size in the DRG. It is mainly produced in small neurons with nonmyelinated axons and medium-sized neurons with myelinated axons that release it to the superficial (laminae I and II) and deep layers (laminae III-VI) of the dorsal horn of the spinal cord, respectively. Hence, the increases in CGRP expression in both the superficial layers (laminae I and II) and deep layers (laminae III- VI) of the dorsal horn in the immobilized rats indicate overexpression of CGRP by both small and medium sized sensory neurons in the DRG. These phenomenon is named phenotype switch of primary sensory neurons and it may cause immobilization-induced hypersensitivity.

入力として振動刺激を負荷したところ、痛みの程度が回復したとされている。他にも振動刺激による鎮痛効果はこれまでに数多く報告されており、そのメカニズムの一つとしては、脊髄後角における侵害受容ニューロンの発火頻度の抑制¹⁶⁾が考えられている。不活動由来の痛みは末梢組織からの刺激の減弱・消失によって神経系に感作・可塑的变化が引き起こされたことが主な原因と考えられることから、振動刺激による感覚刺激入力はこのことを是正する手段として有効である可能性がある。しかし、これまでの先行研究では不活動由来の痛みに対する振動刺激の効果を検証した報告はなく、また振動刺激の適用時期についても検討されていない。

そこで筆者ら¹⁷⁾は、不活動由来の痛みに対する振動刺激の効果を明らかにすることを目的に、ラット足関節をギプス固定した実験モデルに対して、ギプス固定直後ならびに固定4週後から振動刺激を負荷する介入実験を行った。具体的には、8週齢のWistar系雄性ラット35匹を無処置のControl群と右側足関節を最大底屈位の状態で8週間ギプス固定する実験群に振り分け、実験群はさらにギプス固定のみを行う群 (Im群)、ギプス固定を開始した翌日より振動刺激を負荷する群 (Im+Vib1群)、ギプス固定4週後より振動刺激を負荷する群 (Im+Vib2群) に分けた (Fig.4A)。なお、Im+Vib1群は不活動由来の痛みの発生を振動刺激によって予防することができるのかを検証するための実験条件であり、Im+Vib2群は不活動由来の痛みが生じていても⁵⁾、それを振動刺激によって改善することができるのかを検証するための実験条件である。Im+Vib1群とIm+Vib2群のラットに対しては、覚醒下で一時的にギプスを解除し、バイブレータ (メディアアクラフト社製、振動数: 80Hz、振幅: 5 mm) を用いて、固定側 (右側) 足底部に15分間/日、週5回の頻度で振動刺激を負荷した (Fig.4B)。なお、振動刺激を負荷する際には、荷重による筋線維損傷を予防するため、先に紹介した自製の小動物固定器に覚醒下のラットを乗せ、後肢を免荷状態とした。あわせて、VFFによる痛覚閾値の検査も同条件で、週1回の頻度で行った。

結果、Control群と比べIm群のVFF刺激に対する痛み反応の出現回数はギプス固定を開始した2週後から有意に増加し、これは先行研究⁵⁾と同様であった。一方、ギプス固定を開始した翌日より振動刺激を負荷したIm+Vib1群では、Control群に比べ痛み反応の出現回数は有意に増加するものの、その程度は軽度であり、Im群より有意に低値を示した (Fig.5)。さらに、

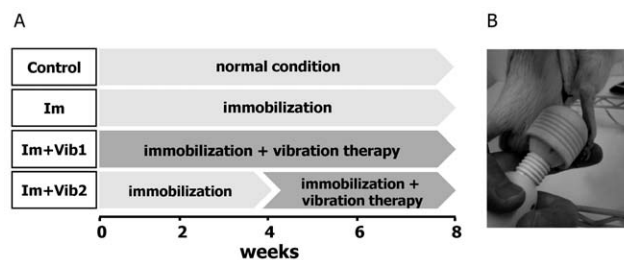


Fig. 4. The experimental protocol (A) the application of vibration (B). Vibration therapy was initiated just after the onset of immobilization in the Im+Vib1 group and continued throughout the immobilization period (8 weeks). In the Im+Vib2 group, vibration therapy was initiated 4 weeks after the onset of immobilization and continued until the end of the immobilization period (4 weeks). Vibration stimulation was performed for 15 min, once daily, 5 days per week, in both groups. The arrow indicates a rat paw (B). The arrowhead indicates the head of the vibrator. Im: immobilization-only group. Im+Vib1: vibration therapy group 1, in which vibration therapy was initiated immediately after the onset of immobilization. Im+Vib2: vibration therapy group 2, in which vibration therapy was initiated 4 weeks after the onset of immobilization.

L4-5の脊髄後角浅層・深層におけるCGRPの発現状況はIm群に比べIm+Vib1群は有意に軽度であり、深層においてはIm+Vib1群とControl群の間に有意差は認められなかった (Fig.6)。また、DRGにおいてもIm群はControl群に比べCGRP陽性細胞の大型化を認めたが、Im+Vib1群にはこの変化は認められなかった (Fig.7)。したがって、不活動早期からの振動刺激による介入は中枢性感作ならびに神経系の可塑的变化を抑制し、痛みの慢性化の予防に効果があることが示唆された。

次に、振動刺激による痛みの軽減効果のメカニズムに関して、Pavelら¹⁸⁾は、ラットの後肢に繰り返し振動刺激を負荷すると、DRGにおけるCGRPの発現が減少するが、これはDRGにおける神経栄養因子 (nerve growth factor: NGF) の減少が関与していると報告している。また、De Koninckら¹⁶⁾はネコの後肢に振動刺激を負荷すると、脊髄後角における侵害受容ニューロンの発火頻度が抑制されると報告している。このように、振動刺激には特異的な痛みの軽減効果のメカニズムがあることが示唆されている。つまり、今回の結果もこのようなメカニズムが作用した可能性は否定できない。ただ、その一方で不活動由来の痛みの直接的な原因である末梢組織からの感覚刺激入力の減少・消失を振動刺激によって予防することができたことも事実である。そして、この点に関連して、Gay¹⁵⁾らはCRPS type I患者は不活動や廃用によって大脳

皮質における sensorimotor integration に障害が生じているが¹⁹⁻²¹⁾。患部に振動刺激を負荷するとこれらの障害が改善し、痛みの軽減につながると報告している。このように現時点ではメカニズムの詳細は明らかではないものの、振動刺激が不活動由来の痛みを軽減することは事実であり、治療戦略の一手段として有用と思

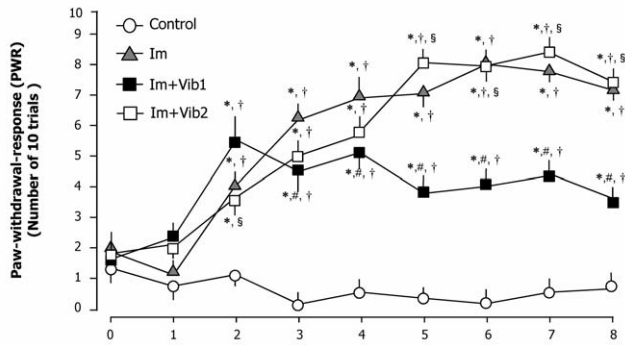


Fig. 5. Time course of changes in the mechanical sensitivity of the hind paw. Paw withdrawal response (PWR) was measured during 10 repetitive stimulations with 15-g von Frey filaments in the ipsilateral paw. The data are presented as mean \pm SE. * $P < 0.05$, significantly different from the control group. # $P < 0.05$, significantly different from the Im group. § $P < 0.05$, significantly different from the Im+Vib1 group. † $P < 0.05$, significantly different from the baseline in each group.

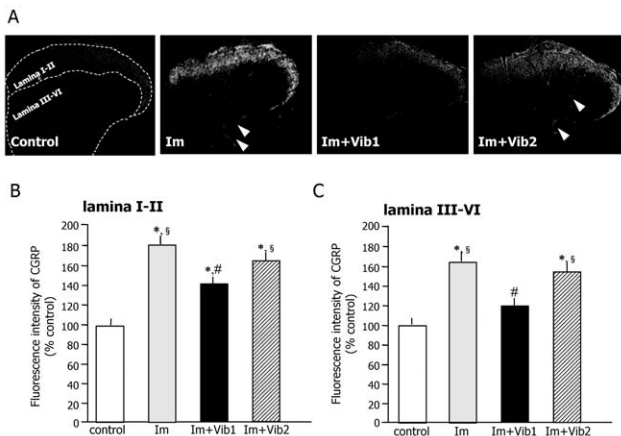


Fig. 6. Intensity of CGRP expression in the ipsilateral dorsal horn of the spinal cord. Representative photomicrographs of CGRP immunostaining in the ipsilateral dorsal horn in the Control (A). The CGRP-positive neural fibers in the deep layer of the dorsal horn were clearly observed only in the Im and Im+Vib2 groups. Scale bar = 50 μ m. The percentage of control fluorescence intensity of the CGRP expression in the ipsilateral superficial layers (laminae I-II) (B) and deep layers (laminae III-VI) (C) was calculated. The data are presented as mean \pm SE. * $P < 0.05$, significantly different from the control group. # $P < 0.05$, significantly different from the Im group. § $P < 0.05$, significantly different from the Im+Vib1 group.

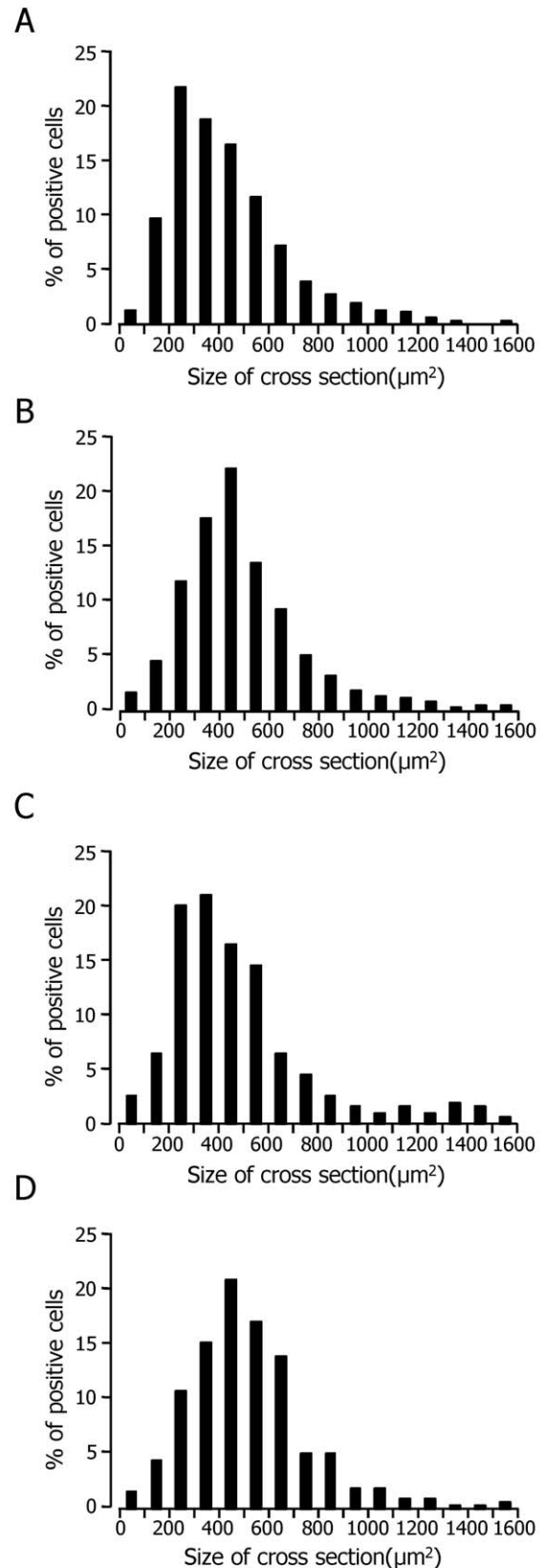


Fig. 7. The cross-sectional area of CGRP-positive cells in the DRG. Histograms of CGRP levels in ipsilateral DRG neurons in the control (A), Im (B), Im+Vib1 (C), and Im+Vib2 groups (D) are shown.

われる。

一方、ギプス固定4週後から振動刺激を負荷したIm+Vib2群の痛み反応の出現回数の推移はIm群と類似しており、振動刺激による痛みの改善効果は認められなかった (Fig.5)。また、このことを裏づけるようにL4-5の脊髄後角におけるCGRP発現状況ならびにDRGにおけるCGRP陽性細胞の分布状況のいずれについてもIm群と有意差は認められなかった (Fig.6,7)。前述したように、今回使用した不活動モデルラットは、ギプス固定4週後において脊髄後角浅層にCGRPの発現増加が認められている。つまり、Im+Vib2群は振動刺激を開始したギプス固定4週後の時点ですでに中枢性感作が発生した状態にあり、このことが影響し、振動刺激による痛みの改善効果が認められなかったのではないかと推察される。したがって、不活動由来の痛みに対する治療戦略として振動刺激を活用する場合は、不活動早期から実施することが重要といえよう。

5. おわりに

今回、不活動に由来する痛みの発生とその慢性化に対する予防対策として振動刺激が有用であることを述べた。振動刺激による末梢組織に対する感覚刺激入力、骨折後にギプス固定や創外固定などが施されたケースにおいても適用可能である (Fig.8)。また、振動刺激以外の、例えば温熱刺激や電気刺激などによっても感覚刺激入力を促すことは可能であり、これらの刺激媒体でも同様な効果が得られる可能性は十分にあり、今後検討する必要がある。ただ、今回の結果でも明らかなように、感覚刺激入力だけで不活動由来の痛みが完全に予防できるわけではなく、全身の活動性を高める運動療法なども併用する治療戦略を組み立てる

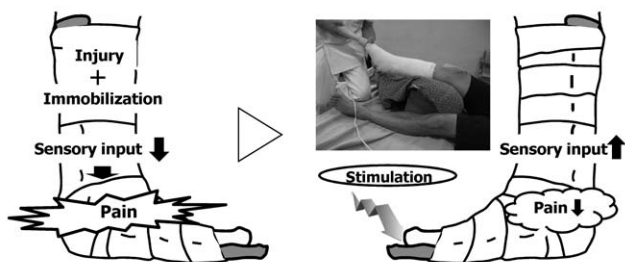


Fig. 8. The schema of the treatment strategy for immobilization-induced hypersensitivity. Cast immobilization causes hypersensitivity and central sensitization, possibly due to the lack of sensory input to peripheral tissue. Hence, sensory input may be effective for preventing the induction of hypersensitivity in patients undergoing cast immobilization of a limb in clinical rehabilitation.

ことが重要といえよう。

文 献

- 1) Verbunt JA, Sieben J, Vlaeyen JW, Portegijs P, André Knottnerus J. A new episode of low back pain: who relies bed rest? *Eur J Pain*. 12: 508-516, 2008
- 2) Allen G, Galer BS, Schwartz L. Epidemiology of complex regional pain syndrome: aretrospective chart review of 134 patients. *Pain*. 80:539-544, 1999
- 3) Terkelsen AJ, Bach FW, Jensen TS. Experimental forearm immobilization in humans induces cold and mechanical hyperalgesia. *Anesthesiology*. 109: 297-307, 2008
- 4) Guo TZ, Offley SC, Boyd EA, Boyd EA, Jacobs CR, Kingery WS. Substance P signaling contributes to the vascular and nociceptive abnormalities observed in a tibial fracture rat model of complex regional pain syndrome type I. *Pain*. 108: 95-107, 2004
- 5) Hamaue Y, Nakano J, Sekino Y, Chuganji S, Sakamoto J, Yoshimura T, Origuchi T, Okita M. Immobilization-induced hypersensitivity associated with spinal cord sensitization during cast immobilization and after cast removal in rats. *J Physiol Sci*. 63: 401-408, 2013
- 6) 松原 貴子: 慢性痛. 機能障害科学入門. 福岡, 神陵文庫, pp56, 2010
- 7) Okamoto T, Atsuta Y, Shimazaki S. Sensory afferent properties of immobilised or inflamed rat knees during continuous passive movement. *J Bone Joint Surg Br*. 81: 171-177, 1999
- 8) Ushida T, Willis WD. Changes in dorsal horn neuronal responses in an experimental wrist contracture model. *J Orthop Sci*. 6: 46-52, 2001
- 9) Sun RQ, Lawand NB, Willis WD. The role of calcitonin gene-related peptide (CGRP) in the generation and maintenance of mechanical allodynia and hyperalgesia in rats after intradermal injection of capsaicin. *Pain*. 104: 201-208, 2003
- 10) Aoki Y, Takahashi Y, Ohtori S, et al. Distribution and immunohistochemical characterization of dorsal root ganglion neurons innervating the

- lumbar intervertebral disc in rats: a review. *Life Sci.* 74: 2627-2642, 2004
- 11) Kangrga I, Randic M. Tachykinins and calcitonin gene-related peptide enhance release of endogenous glutamate and aspartate from the rat spinal dorsal horn slice. *J Neurosci.* 10: 2026-2038, 1990
- 12) Carr PA, Yamamoto T, Karmy G, Baimbridge KG, Nagy JL. Parvalbumin is highly colocalized with calbindin D28k and rarely with calcitonin gene-related peptide in dorsal root ganglia neurons of rat. *Brain Res.* 497: 163-170, 1989
- 13) Neumann S, Doubell TP, Leslie T, Woolf CJ. Inflammatory pain hypersensitivity mediated by phenotypic switch in myelinated primary sensory neurons. *Nature.* 384: 360-364, 1996
- 14) Nitzan-Luques A, Devor M, Tal M. Genotype-selective phenotypic switch in primary afferent neurons contributes to neuropathic pain. *Pain.* 152: 2413-2426, 2011
- 15) Gay A, Parratte S, Salazard B, Guinard D, Pham T, Legré R, Roll JP. Proprioceptive feedback enhancement induced by vibratory stimulation in complex regional pain syndrome type I: an open comparative pilot study in 11 patients. *Joint Bone Spine.* 74: 461-466, 2007
- 16) De Koninck Y, Henry JL. Peripheral vibration causes an adenosine-mediated postsynaptic inhibitory potential in dorsal horn neurons of the cat spinal cord. *Neuroscience.* 50: 435-443, 1992
- 17) Hamaue Y, Nakano J, Sekino Y, Chuganji S, Sakamoto J, Yoshimura Y, Okita M, Origuchi T. Effects of vibration therapy on Immobilization-induced hypersensitivity in rats. *Phys Ther.* 95: 1015-1026, 2015
- 18) Pavel J, Hricova L, Jergova S, Lukáčová N. The impact of short-lasting repeated vibrations on retrograde axonal transport, the expression of CGRP and parvalbumin in lower lumbar dorsal root ganglia. *Brain Res.* 1936: 1-10, 2011
- 19) Elbert T, Sterr A, Flor H, Rockstroh B, Knecht S, Pantev C, Wienbruch C, Taub E. Input-increase and input-decrease types of cortical reorganization after upper extremity amputation in humans. *Exp Brain Res.* 117: 161-164, 1997
- 20) Maihofner C, Handwerker HO, Neundorfer B, Birklein F. Patterns of cortical reorganization in complex regional pain syndrome. *Neurology.* 61: 1707-1715, 2003
- 21) Maihofner C, Baron R, DeCol R, Binder A, Birklein F, Deuschl G, Handwerker HO, Schattschneider J. The motor system shows adaptive changes in complex regional pain syndrome. *Brain.* 130: 2671-2687, 2007

総説 機能解剖学

アキレス腱障害発生メカニズムの解剖学的検証

江玉 睦明

Mechanistic investigation of Achilles tendon disorder development using anatomical methods

Mutsuaki Edama

Abstract

Although AT disorders do not typically become severe, they occur frequently and are considered to be one of the disorders that are difficult to manage. Recently, several effective treatment methods were reported; however, there are currently no effective methods to prevent this disorder. The reason for this could be that the mechanism of the disorder itself is not completely understood. This is most likely why the incidence of AT disorders is very high and why preventive methods are not well-established. In recent years, attempts have been made to elucidate the mechanism for the occurrence of AT disorders based on past research, with much attention to the twisted structure of the AT as a cause. There are numerous studies from the past several decades concerning the twisted structure of the AT. Several studies have unanimously reported that ATs are composed of an insertion tendon where the medial head of the gastrocnemius, lateral head of the gastrocnemius, and the soleus muscle insert, exhibit twisted structures, and are all twisted in the lateral direction without exception. But, a consensus has yet to be reached in terms of the extent of twisting. In this paper, we introduce the anatomical studies that we have carried out in recent years as a basic research for the elucidation of the generation mechanism.

Key words: Noninsertional Achilles tendinopathy, Insertional Achilles tendinopathy, Generating mechanisms, Achilles tendon, The twisted structure

1. はじめに

アキレス腱障害は、主に解剖学的な位置関係や疼痛発生部位により分類されており、アキレス腱(AT)の踵骨付着部から近位2-6cmに発生するアキレス腱症(Noninsertional Achilles tendinopathy)と、アキレス腱踵骨隆起付着部に発生するアキレス腱付着部症(Insertional Achilles tendinopathy)の2つに分類され

る^{1,2)}。共に発生メカニズムに関しては十分に解明されておらず、このことが、発生率が高いこと³⁾や予防法が未確立であること⁴⁾に繋がっていると考えられる。そこで本稿では、発生メカニズムの解明のための基礎的研究として我々が近年行ってきた解剖学的研究を紹介する。

2. アキレス腱症について

1) 発生メカニズム

アキレス腱症に関しては、好発部位であるATの踵骨付着部から近位2-6cmは、血流供給が乏しく⁵⁻⁷⁾、ATの横断面積が小さい部位^{8,9)}であり、この部位に反復ストレスが加わることが発生メカニズムではないかと考えられている。また近年では、踵骨の過回内時に

新潟医療福祉大学 運動機能医学研究所
Institute for Human Movement and Medical Sciences, Niigata
University of Health and Welfare, Niigata, Japan

投稿責任者：江玉睦明
連絡先：〒950-3198 新潟市北区鳥見町1398番地 新潟医療福祉大学
E-mail: edama@nuhw.ac.jp

AT内の歪みが不均一であることが要因として重要視され、その原因として、ATの捻れ構造が注目されている^{10,11)}。Lerschら¹¹⁾は、新鮮遺体5体を用いて、踵骨を内・外反した際のATの近位部と遠位部の内側・中央・外側の成分のストレインを計測している。そうすると、踵骨を外反した際には近位では内側・中央・外側の全てのストレインが減少したが、遠位では内側・中央成分のストレインが増加し、外側成分のストレインは減少しており、このAT内でストレインが不均一である要因としてATの捻れ構造を挙げている。アキレス腱障害の症例では、歩行時の立脚中期に後足部が内反ではなく外反していること¹²⁾から、捻れがゆるんでいる時にATに強い負荷が加わることでAT内に不均一なストレインが生じることが障害発生メカニズムではないかと考察している。また、Clementら¹³⁾は、足部のover pronationによりATに‘whipping action’が生じることがアキレス腱障害やアキレス腱断裂などの発生メカニズムではないかと考察している。しかし、これらの報告では捻れの程度を配慮していない点や、前額面上での動きしか検討しておらず、本当に踵骨の外反時に捻れが緩むのかについては疑問が残る。

2) ATの捻れ構造 (諸家の報告)

ATの捻れ構造に関しては、遺体を用いた研究では、Cumminsら¹⁴⁾は100側を用いて、踵骨隆起付着部付近の横断面の腱線維束の配列から捻れの程度に応じてType I (least), Type II (moderate), Type III (extreme) に分類している。また、捻れの方角に関しては、ATを近位から見たとき右側ATでは反時計回りの方角へ、左側ATでは時計回りの方角へ捻れていると報告している。しかし、Cumminsら¹⁴⁾は、ATを腓腹筋とヒラメ筋 (Sol) の筋腹の停止する腱線維束のみにしか分離していない。一方、Szaroら¹⁵⁾は、40側を用いて、ATを腓腹筋内側頭 (MG), 腓腹筋外側頭 (LG), Solの筋腹が停止する腱線維束に分離し、踵骨隆起付着部付近の横断面の配列を分析している。その結果、MGは表層外側、LGは深層、Solは表層内側に位置していたと報告している。一方、Van Gilら¹⁶⁾は、16側を用いて、独自に改良した角度計を用いて捻れの角度を数値化しており、11-65°の捻れであったと報告している。また、対象や方法は明記されていないがSchepesisら⁴⁾は90°、Smigielskiら¹⁷⁾は30-150°捻れていると報告している。捻れの方角に関しては、Cumminsら¹⁴⁾と同様であると報告している。これらの先行研究から、ATは例外なく捻れており、また捻れの方角 (ATを近位から見たとき右側ATでは反時計回りの方角へ、左側ATでは時計回りの方角へ捻れ) に関しては共通した見解が

得られているといえる。しかし、捻れの程度に関しては、一定の見解が得られていない。

3) ATの捻れ構造の関する著者らの研究¹⁸⁾

そこで我々は、ATの捻れ構造をMG, LG, Solの付着する腱線維束レベルで詳細に検討して、捻れの程度に応じて分類を行った。

①対象と方法

対象は、日本人遺体60体110側 (77.7±11.6歳、男性76側、女性34側)を用いた。本研究では、死体解剖保存法と献体法に基づき教育と研究のために献体された解剖体を使用した。分類方法は、Solの付着するAT線維束のみが踵骨隆起の深層 (踵骨側面) に付着するものをType I (least), LGとSolの付着するAT線維束が踵骨隆起の深層 (踵骨側面) に付着するものをType II (moderate), LGの付着するAT線維束のみが踵骨隆起の深層 (踵骨側面) に付着するものをType III (extreme) に分類した。更に各線維束を3-4mm程度の線維束まで細かく分離して、走行を検討した。

②結果

ATはMG・LG, Solの付着する各腱線維束が互いに捻れながら融合しており、ATを頭方から見て右側では反時計回り、左側では時計回りの捻れ構造を呈していた。捻れ構造の分類については、Type Iが55側 (50%), Type IIが47側 (43%), Type IIIが8側 (7%)であった (Figure 1)。各線維束の走行については、各線維束を3-4mm程度の線維束レベルまで細かく分離していくと、MGの線維束は、全ての分類で比較的

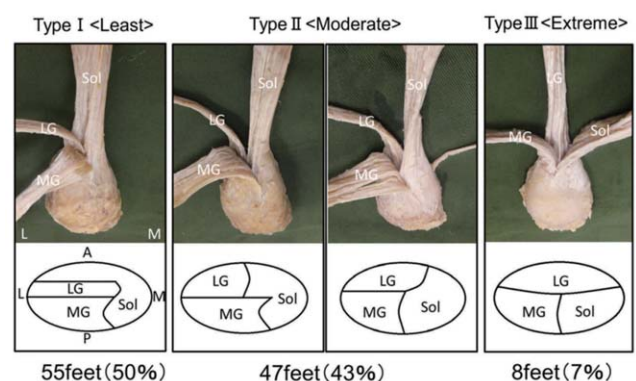


Figure 1. The patterns of “twist” of the left Achilles tendon, posterosuperior view.¹⁸⁾

L: Lateral, M: Medial, A: Anterior, P: Posterior.

The lower schema: Transverse cross-section through the left Achilles tendon, 1 cm above the tuber calcanei.

MG: Fibers from the medial head of the gastrocnemius. LG: Fibers from the lateral head of the gastrocnemius. Sol: Fibers from the soleus muscle.

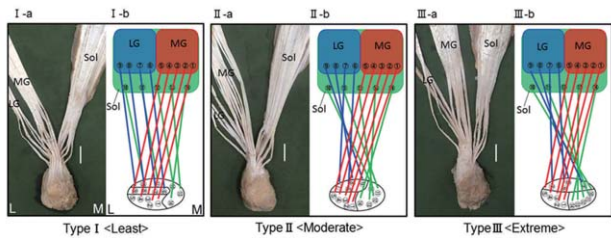


Figure 2. The running of each fiber bundles of each classification, the left Achilles tendon, posterior view.¹⁸⁾

White line: Site of the twist of the fiber bundles from the soleus muscle, 3-5 cm from the calcaneal tuberosity attachment section.

I-b, II-b, III-b: Schematic illustration of the each fiber bundles. Red line: Fiber bundles from the medial head of the gastrocnemius, number 1-5. Blue line: Fiber bundles from the lateral head of the gastrocnemius, number 6-9. Green line: fiber bundles from the soleus muscle, number 10-14.

LG: Fascicle from the lateral head of the gastrocnemius. MG: Fascicle from the medial head of the gastrocnemius. Sol: Fascicle from the soleus muscle. L: Lateral. M: Medial.

平行に走行しているのに対して、LGとSolは、Type II・IIIにおいては捻れながら踵骨隆起に付着しており、特にType IIIにおいては捻れが強い傾向であった。更に、Solの捻れの部位は、踵骨隆起付着部から近位3-5cmの範囲であった (Figure 2)。

③考察

本研究では、捻れの程度により3Typeに分類できた。今後は本研究結果をもとに、Type毎に踵骨を前額面上だけでなく矢状面上、水平面上で動かした際のAT内のストレインを検討する必要があると考える。

更に、各線維束を細かく分離して捻れ構造を検討した結果、MGの線維束は、全ての分類で比較的平行に走行しているのに対して、LGとSolの線維束は、Type II・IIIにおいては捻れながら踵骨隆起に付着しており、特にType IIIにおいては強く捻れていた。また、Solの捻れの部位は、踵骨隆起付着部から近位3-5cmの範囲であった。アキレス腱症の好発部位は、ATの踵骨付着部から近位2-6cmであり^{19,20)}、血流供給が乏しいことが原因として挙げられている⁵⁻⁷⁾。この血流供給の乏しい部位に強い捻れのストレスが加わることで、アキレス腱症の発生要因の一つではないかと推察された。

3. アキレス腱付着部症について

1) 発生メカニズム

アキレス腱付着部症の発生メカニズムについては、MRIで観察される好発部位が、ATの前方線維 (踵骨

側面) であることから、足関節の運動時にATの前方線維に反復したストレスが加わり炎症が発生すると推察されている¹⁾。しかし、新鮮遺体を用いたバイオメカニクス的研究²¹⁾では、足関節を背屈させた際にATの後方線維 (皮膚側面)の方が前方線維 (踵骨側面)に比べてストレインが大きかったと報告しており、一定した見解が得られていない。

2) ATの踵骨隆起付着部の解剖学的報告 (諸家の報告)

ATの踵骨隆起付着部で検討した捻れ構造に関しては、近年報告された新鮮遺体12側を用いた研究²²⁾のみであり、SolとLGの停止腱がmiddle facetに、MGの停止腱がinferior facetに停止し、捻れ構造を呈していると報告している。しかし、ATの踵骨隆起付着部付近で検討した先行研究^{14,15)}と比較すると捻れの程度が少なく、構造も異なっている。ATの踵骨隆起付着部位に関しては、新鮮遺体12側を用いた研究²²⁾では、ATの踵骨隆起付着部位は踵骨隆起のmiddle facetからinferior facetに付着すると報告している。固定遺体40側を用いた研究²³⁾では、踵骨隆起を三分割した上方部に55%、中央部に40%、下方部に5%の割合でATが付着していたと報告している。また、生体69人 (10-40歳)を対象にMRIを使用した研究²⁴⁾では、年齢により有意に付着部位が異なると報告している。このようにATの踵骨隆起付着部における捻れ構造や付着部位については、一定の見解が得られていない。

3) 踵骨隆起付着部の捻れ構造の関する著者らの報告²⁵⁾

①対象と方法

そこで我々は、日本人遺体73体130側 (平均年齢: 78.2 ± 11.1 , 男性85側, 女性45側)を用いて踵骨隆起付着部でのATの捻れ構造と踵骨隆起付着部位を明らかにすることを目的として研究を行った。本研究では、死体解剖保存法と献体法に基づき教育と研究のために献体された解剖体を使用した。踵骨隆起部分の皮下組織や踵骨後部滑液包を丁寧に除去して、ATの踵骨隆起付着部を明らかにしタイプ分類¹⁸⁾を行った。また、先行研究²²⁾に準じて、踵骨隆起をsuperior facet, middle facet, inferior facetの3部位に分類して、ATを構成する各線維束の付着部位を明らかにした。

②結果

捻れ構造の分類については、Type Iは31側 (24%)、Type IIは87側 (67%)、Type IIIは12側 (9%)であり、Type IIが最も多く存在した (Figure 3)。ATの踵骨隆起付着部位については、踵骨隆起のsuperior facetには踵骨後部滑液包が存在し、ATの各線維束の一部はmiddle facetとinferior facetの境界に付着する腱線維も存在したが、大部分はmiddle facetに付着してい

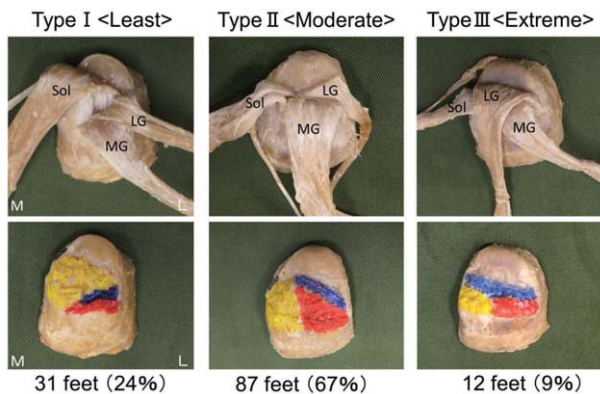


Figure 3. Patterns of "twist" of the right Achilles tendon, posterior view.²⁵⁾

Type I (least twist): with only Sol attached to the deep layer of the calcaneal tuberosity (calcaneal side). Type II (moderate twist): with LG and Sol attached to the deep layer of the calcaneal tuberosity. Type III (extreme twist): with only the LG attached to the deep layer of the calcaneal tuberosity. LG: Fibers from the lateral head of the gastrocnemius. MG: Fibers from the medial head of the gastrocnemius. Sol: Fibers from the soleus muscle. Blue: Fibers from the lateral head of the gastrocnemius. Red: Fibers from the medial head of the gastrocnemius. Yellow: Fibers from the soleus muscle. L: Lateral. M: Medial

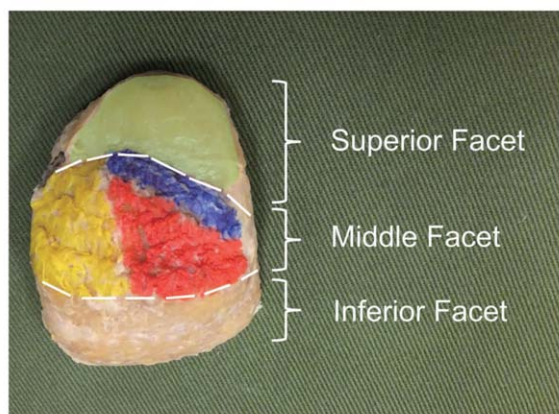


Figure 4. Site of attachment to the calcaneal tuberosity of the Achilles tendon. Right calcaneal tuberosity, posterior view.²⁵⁾

The calcaneal tuberosity was divided into three parts: a superior facet; middle facet; and inferior facet. Blue: Fibers from the lateral head of the gastrocnemius. Green: Retrocalcaneal bursa. Red: Fibers from the medial head of the gastrocnemius. Yellow: Fibers from the soleus muscle.

た (Figure 4).

③考察

本研究結果から、アキレス腱付着部症の好発部位であるATの前方線維（踵骨側面）はType IではSolのみ、Type IIではLGとSol、Type IIIではLGのみで

あり、Type毎に位置する組織が異なることが明らかとなった。生体を対象にした、超音波画像診断装置やMRIを使用した研究²⁶⁻²⁸⁾や、遺体を対象にした、ひずみゲージなどを用いた研究^{21,29,30)}により、足関節の他動運動時や下腿三頭筋の収縮時に、下腿三頭筋を構成する各筋膜に異なるストレインが生じていることが明らかにされている。従って、Type毎に損傷部位であるATの前方線維（踵骨側面）には異なるストレインが生じている可能性があるとし唆された。

4. 最後に

アキレス腱障害は、重症化するケースは少ないが発生率が高く、管理の難しい疾患の一つとされている。近年、有効な治療法はいくつか報告されているが、予防法に関しては有効なものが存在していない^{4,31,32)}。その原因として、発生メカニズムが十分に解明されていないことが懸念されている。今後は、本研究で得られた解剖学的知見を基本情報とした生体力学的研究が必要であると考えられる。

謝 辞

本研究は、平成24-25年度文部科学省科学研究費研究活動スタート支援 (24800070)、27-28年度若手研究B (20632326)、平成25-27年度新潟医療福祉大学・研究奨励金の助成を受けて行われた。

文 献

- 1) Irwin TA. Current concepts review: insertional achilles tendinopathy. Foot & ankle international / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society 31:933-939, 2010
- 2) Roche AJ, Calder JD. Achilles tendinopathy: A review of the current concepts of treatment. *Bone Joint J* 95-b:1299-1307, 2013
- 3) Kujala UM, Sarna S, Kaprio J. Cumulative incidence of achilles tendon rupture and tendinopathy in male former elite athletes. *Clin J Sport Med* 15:133-135, 2005
- 4) Schepsis AA, Jones H, Haas AL. Achilles tendon disorders in athletes. *Am J Sports Med* 30:287-305, 2002
- 5) Carr AJ, Norris SH. The blood supply of the

- calcaneal tendon. *J Bone Joint Surg Br* 71:100-101, 1989
- 6) Clain MR, Baxter DE. Achilles tendinitis. *Foot & ankle* 13:482-487, 1992
- 7) Saltzman CL, Tearse DS. Achilles tendon injuries. *J Am Acad Orthop Surg* 6:316-325, 1998
- 8) Kongsgaard M, Aagaard P, Kjaer M, Magnusson SP. Structural Achilles tendon properties in athletes subjected to different exercise modes and in Achilles tendon rupture patients. *J Appl Physiol* (Bethesda, Md : 1985) 99:1965-1971, 2005
- 9) Magnusson SP, Kjaer M. Region-specific differences in Achilles tendon cross-sectional area in runners and non-runners. *Eur J Appl Physiol* 90:549-553, 2003
- 10) Bojsen-Moller J, Magnusson SP. Heterogeneous Loading of the Human Achilles Tendon In Vivo. *Exerc Sport Sci Rev* 43:190-197, 2015
- 11) Lersch C, Grotzsch A, Segesser B, Koebke J, Bruggemann GP, Potthast W. Influence of calcaneus angle and muscle forces on strain distribution in the human Achilles tendon. *Clin Biomech* (Bristol, Avon) 27:955-961, 2012
- 12) Donoghue OA, Harrison AJ, Coffey N, Hayes K. Functional data analysis of running kinematics in chronic Achilles tendon injury. *Med Sci Sports Exerc* 40:1323-1335, 2008
- 13) Clement DB, Taunton JE, Smart GW. Achilles tendinitis and peritendinitis: etiology and treatment. *Am J Sports Med* 12:179-184, 1984
- 14) Cummins EJ, Anson BJ, et al. The structure of the calcaneal tendon (of Achilles) in relation to orthopedic surgery, with additional observations on the plantaris muscle. *Surgery, gynecology & Surg Gynecol Obstet* 83:107-116, 1946
- 15) Szaro P, Witkowski G, Smigielski R, Krajewski P, Ciszek B. Fascicles of the adult human Achilles tendon - an anatomical study. *Annals of anatomy = Anatomischer Anzeiger : official organ of the Anatomische Gesellschaft* 191:586-593, 2009
- 16) van Gils CC, Steed RH, Page JC. Torsion of the human Achilles tendon. *J Foot Ankle Surg* 35:41-48, 1996
- 17) Robert S. Management of partial tears of the gastro-soleus complex. *Clin Sports Med* 27:219-229, 2008
- 18) Edama M, Kubo M, Onishi H, Takabayashi T, Inai T, Yokoyama E, Hiroshi W, Satoshi N, Kageyama I. The twisted structure of the human Achilles tendon. *Scand J Med Sci Sports* 25:e497-503, 2015
- 19) Maffulli N, Khan KM, Puddu G. Overuse tendon conditions: time to change a confusing terminology. *Arthroscopy : the journal of arthroscopic & related surgery : official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association* 14:840-843, 1998
- 20) Hess GW. Achilles tendon rupture: a review of etiology, population, anatomy, risk factors, and injury prevention. *Foot & ankle specialist* 3:29-32, 2010
- 21) Lyman J, Weinhold PS, Almekinders LC. Strain behavior of the distal achilles tendon: implications for insertional achilles tendinopathy. *Am J Sports Med* 32:457-461, 2004
- 22) Ballal MS, Walker CR, Molloy AP. The anatomical footprint of the Achilles tendon: a cadaveric study. *Bone Joint J* 96-b:1344-1348, 2014
- 23) Kim PJ, Richey JM, Wissman LR, Steinberg JS. The variability of the Achilles tendon insertion: a cadaveric examination. *J Foot Ankle Surg* 49:417-420, 2010
- 24) Kim PJ, Martin E, Ballehr L, Richey JM, Steinberg JS. Variability of insertion of the Achilles tendon on the calcaneus: an MRI study of younger subjects. *J Foot Ankle Surg* 50:41-43, 2011
- 25) Edama M, Kubo M, Onishi H, Takabayashi T, Yokoyama E, Inai T, Watanabe H, Nashimoto S, Kageyama I. Structure of the Achilles tendon at the insertion on the calcaneal tuberosity. *J Anat* 2016
- 26) Finni T, Hodgson JA, Lai AM, Edgerton VR, Sinha S. Nonuniform strain of human soleus aponeurosis-tendon complex during submaximal voluntary contractions in vivo. *J Appl Physiol* (Bethesda, Md : 1985) 95:829-837, 2003
- 27) Bojsen-Moller J, Hansen P, Aagaard P, Svantesson U, Kjaer M, Magnusson SP. Differential displacement of the human soleus and medial gastrocnemius aponeuroses during

- isometric plantar flexor contractions in vivo. J Appl Physiol (Bethesda, Md : 1985) 97:1908-1914, 2004
- 28) Kinugasa R, Shin D, Yamauchi J, Mishra C, Hodgson JA, Edgerton VR, Sinha S. Phase-contrast MRI reveals mechanical behavior of superficial and deep aponeuroses in human medial gastrocnemius during isometric contraction. J Appl Physiol (Bethesda, Md : 1985) 105:1312-1320, 2008
- 29) Wren TA, Lindsey DP, Beaupre GS, Carter DR. Effects of creep and cyclic loading on the mechanical properties and failure of human Achilles tendons. Ann Biomed Eng 31:710-717, 2003
- 30) Defrante LE, van der Ven A, Boyer PJ, Gill TJ, Li G. The measurement of the variation in the surface strains of Achilles tendon grafts using imaging techniques. J Biomech 39:399-405, 2006
- 31) Paavola M, Orava S, Leppilahti J, Kannus P, Jarvinen M. Chronic Achilles tendon overuse injury: complications after surgical treatment. An analysis of 432 consecutive patients. Am J Sports Med 28:77-82, 2000
- 32) Carcia CR, Martin RL, Houck J, Wukich DK. Achilles pain, stiffness, and muscle power deficits: achilles tendinitis. J Orthop Sports Phys Ther 40:A1-26, 2010

総 説 運動学

筋骨格シミュレーション解析が理学療法にもたらすもの

小栢 進也¹⁾, 沖田 祐介²⁾

Contribution of musculoskeletal simulation analysis to motion analysis in physical therapy

Shinya Ogaya¹⁾, Yusuke Okita²⁾

Abstract

Musculoskeletal simulation models that estimate the muscle tension force are widely used to explain muscle and joint function during motion. This model has an advantage to calculate muscle tension force and joint contact forces during motion with noninvasive gait measurement. The musculoskeletal simulation model-based analysis enables easy access for researchers to predict the joint contact force during human motion and determine the risk of osteoarthritis. It can also clarify the direct relationship between muscle tension force and joint angular acceleration or acceleration of the center of mass. Determination of which muscle supports body weight or controls joint motion will provide basic knowledge for physical therapists. In addition, determination of how patients maintain kinematic equilibrium during motion can help understand the patient-specific compensated strategy and decide on an appropriate intervention. This paper focuses on the introduction of the basic concept of musculoskeletal simulation analysis and applications of the result of previous studies to motion analysis in physical therapy.

Key words: Simulation, Kinesiology, Biomechanics, Gait, Balance

緒 言

身体機能が低下した患者の動作能力の評価や治療手段の検討には動作解析が必要不可欠であると考え、理学療法士は多く、患者を対象とした動作解析研究はこれまで多く報告されている。関節運動と床反力データを用いた逆力学の運動解析研究では関節周りに生じ

る回転力（関節モーメント）を調べることができる。変形性膝関節症患者の立脚初期膝伸展トルク減少^{1, 2)}や脳血管障害患者の立脚後期足底屈トルク減少³⁾など動作における患者特有の力学的問題点が明らかにできるため、これまでの研究結果は理学療法において運動療法の発展に貢献してきた。

筋が関節モーメントを発揮すると考えると、関節モーメントを調べることで筋の発揮張力を推測することができる。しかし、関節モーメントと筋張力の関係性は筋のモーメントアームが関与することや、運動の自由度に対して関与する筋が非常に多いため、従来の逆力学の運動解析研究では筋と運動の直接的関係性を明らかにすることができないという限界がある。一方、筋電図を用いると筋活動と運動の関係性を確かめることはできるが、筋が発揮する張力を求められないため、筋の発揮張力とそれによって生み出された関節運動の関係性は明確に示せない。このため、患者の動作分析において運動を阻害する筋の特定は推測の域を

-
- 1) 産業技術総合研究所 ロボットイノベーション研究センター
サービスロボティクス研究チーム
Service Robotics Research Team, Robot Innovation Research Center, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology
 - 2) 国立障害者リハビリテーションセンター研究所 義肢装具技術研究部
Department of Prosthetics and Orthotics, Research Institute, National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities

投稿責任者：小栢進也
住所：〒305-8568 茨城県つくば市梅園1-1-1 中央第2
E-mail: shinya.ogaya@aist.go.jp

超えることができずにいた。この状況を打破する方法として、「筋骨格モデル解析」や「筋骨格シミュレーション解析」を用いた動作解析による工学的手法を用いた試みが提案されている。ヒトの運動を数値計算により分析する筋骨格シミュレーション解析では、筋張力と関節運動などの関係性を数値化することができ、筋と動作の力学的関係性を示すことができる。このような筋骨格シミュレーション解析は理学療法に重要な情報をもたらすと思われるが、数式の難解さ故に臨床研究で広く用いられているとは言い難い。そこで本稿では、身体運動解析の領域で用いられる筋骨格シミュレーション解析の概要と先行研究によって明らかにされた運動のメカニズムを紹介し、理学療法の新たな治療手段を検討する。

1. 筋のモデル化

身体運動解析の領域で用いられる筋骨格モデル解析は筋が発揮する力と関節運動の間に数式で表される直接的関係性を持つことが特徴である。よって、筋の力学的・生理学的特性をモデル化することが最も重要である。筋骨格シミュレーション解析研究の初期段階では筋の生理学的、力学的特性を計算式で表す「筋のモデル化」研究が行われてきた^{4,5)}。

現在の多くの筋骨格シミュレーション解析モデルにおいて、筋のモデルはHill modelで説明されることが多い (Fig. 1)。このモデルは筋の収縮要素、筋膜や筋内腱などの並列弾性要素、腱などの直列弾性要素が一体となった筋腱複合体で構成される⁶⁾。筋の発揮張力は筋の生理学的断面積、筋活動量、固有筋力、羽状角、筋の長さ、筋の収縮速度、腱の長さなど様々な要素に影響を受ける⁷⁻¹⁰⁾。そこで、筋の解剖学データ (起始停止位置、生理学的断面積、至適筋長など) と、生理学データ (筋の長さ-張力関係、速度-張力関係など) を基に各要素を数式で表すことで、生体の特性を反映した筋モデルが作り上げられている。

このようにして計算された筋張力は骨などを引っ張る並進力であり、回転力である関節モーメントを求めるためにはモーメントアームを計算する必要がある。モーメントアームは関節中心から筋の走行までの距離であるため、筋の走行が分かれば求めることができる。しかし、筋の起始と停止は関節を動かすことによって変化するため、筋のモーメントアームは関節角度に依存する。そこで、筋骨格シミュレーション解析モデルでは筋の起始停止の解剖学データを基に各関節角度に応じたモーメントアームが算出されている^{8,11)}。これに

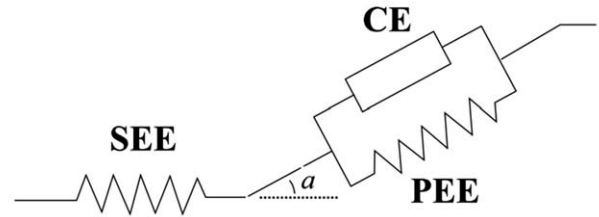


Fig. 1 Illustration of Hill model. Three-element Hill type model of a muscle including contractile element (CE), parallel elastic elements (PEE) and serial elastic elements (SEE).

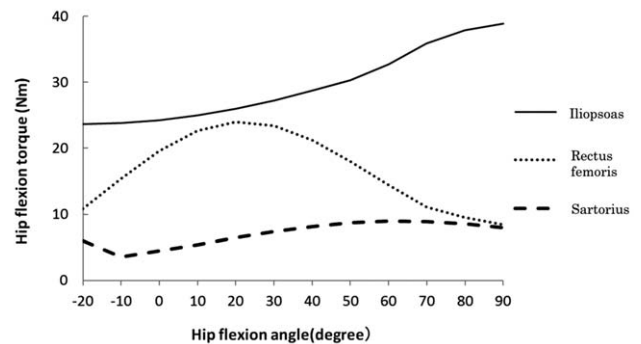


Fig. 2 Change in hip flexion torque with hip flexion angle generated by hip flexor¹²⁾

よって、筋が発揮する張力とそれによって生じる関節運動の関係性を調べることができる。

我々はこのような筋のモデル化により、筋が股関節屈曲伸張モーメントにどの程度寄与するか検証している¹²⁾。その結果、関節角度に依存して発揮トルクが大きく変化する筋と関節角度の影響を受けにくい筋があることを見出している。例えば大腿直筋は股関節軽度屈曲位で強い股屈曲トルクを発生するのに対し、深屈曲位では発揮トルクが低下する。一方、腸腰筋は深屈曲位でも強い屈曲トルクを発生することができ、関節角度による発揮トルクの変化は少ない (Fig. 2)。例えば、股関節軽度屈曲位と比較して深屈曲位で屈曲トルクが顕著に低下する患者では屈曲筋群の中でも腸腰筋の筋力低下が疑うべきであろう。このように筋のモデル化によって明らかとされた「関節角度変化による筋トルク変化」の結果は理学療法評価の一助となりうるものである。

2. 逆動力学解析への筋骨格モデルの導入

逆動力学筋骨格モデル解析では従来の逆動力学解析で測定される関節角度や関節モーメントを元に、モデル化された筋を全身に搭載した筋骨格モデルを用いて筋が発揮する力を計算により推測する。動作計測の結

果から筋の発揮張力や筋活動量を推測できるため、動作の評価に有用と考えられている。また、逆動力学筋骨格モデル解析は関節の剪断力や圧迫力など関節内負荷を調べることができるため、変形性関節症の進行リスクや靭帯へ負担を調べる研究で多く用いられている。

我々は過去に内側型変形性膝関節症のリスク要因である脛骨大腿関節内側コンパートメントに生じる関節圧迫力（内側膝圧迫力）を報告している。過去のバイオメカニクス研究において変形性膝関節症の進行リスクは膝内反モーメントで語られることが多い。しかし、内反モーメントは筋が関節を圧縮する要素を含んでおらず、内反モーメントだけで関節負荷を論じるのは限界があった¹³⁾。我々は歩行中の内側膝圧迫力を調べ、内側膝圧迫力は立脚初期と立脚後期に2つのピークを持ち、体重の1.5～2.5倍程度に達することを明らかにしている¹⁴⁾。また、内側膝圧迫力は内反モーメントと強い関連性を認めたが、膝屈曲および伸展モーメントとも高い関連性を認め¹⁵⁾、大腿四頭筋や腓腹筋の収縮力が内側膝圧迫力に強く関与することを報告している (Fig. 3)。つまり、変形性膝関節症患者の内側膝圧迫力を論じるには前額面だけでなく矢状面での評価も必要であると考え、さらに、我々は足部を外側に向けた足部外旋歩行で立脚後期の内側膝圧迫力が減少することを報告しており¹⁶⁾、変形性膝関節症の進行予防法の検討を行っているところである。

3. 順動力学筋骨格シミュレーション解析

順動力学筋骨格シミュレーション解析では筋が関節運動を生み出すことを前提とする。筋がまたぐ関節にのみモーメントを生み出すという逆動力学筋骨格モデル解析の考え方とは異なり、筋が発揮する張力は離れた関節の運動にも関与する。この順動力学筋骨格シ

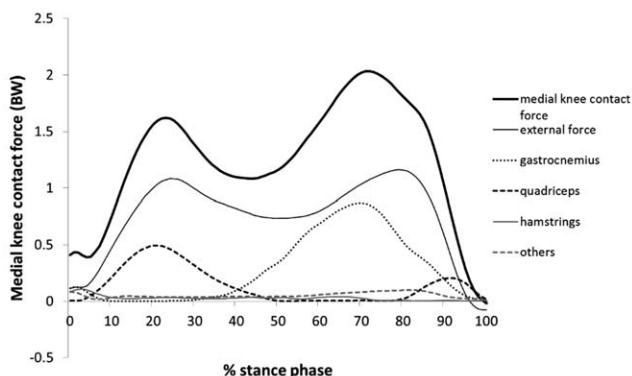


Fig. 3 Medial contact force at stance phase¹⁴⁾

ミュレーション解析を用いると、多関節運動における筋の役割を明確にすることができる。例えば、立位においてヒラメ筋が収縮すると脛骨は後傾して脛骨近位端が後方に移動する。脛骨近位端と大腿骨遠位端は膝関節を構成するため、脛骨近位端の後方移動は大腿骨遠位端を後方に引く力 (Intersegmental force) を生じさせる。膝関節を介して生じる Intersegmental force によって大腿骨遠位端は後方に移動するとともに大腿骨は前傾する。姿勢によって異なるが、大腿骨前傾によって大腿骨近位端は前方または下方に移動する。大腿骨近位端の前方移動または下方移動により骨盤を引っ張る Intersegmental force が股関節を介して生じ、骨盤が後傾する (Fig. 4)。下腿後傾、大腿骨前傾、骨盤後傾の結果として、単関節筋であるヒラメ筋は膝関節や股関節を伸展させることに寄与する¹⁷⁾。このような多関節間で相互に作用する運動は運動連鎖として従来から知られていた考えであるが^{18,19)}、運動と筋との直接的関連性を説明することは難しかった。一方、順動力学筋骨格シミュレーション解析の解析手法である Induced Acceleration Analysis (IAA) を用いると、筋が発揮した筋張力と各関節で生じる角加速度

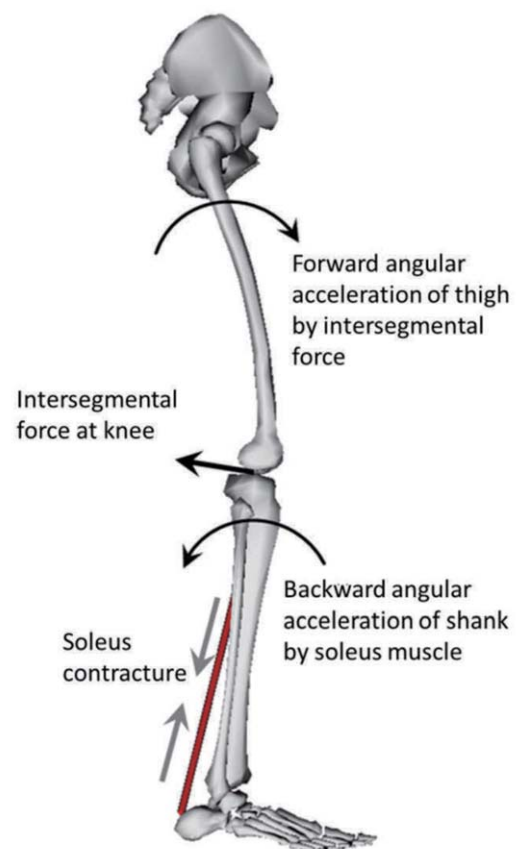


Fig. 4 Schematic of segmental acceleration and force generated by soleus muscle

の関係性を調べることができるため、複数の関節で生じる運動の関連性、すなわち運動連鎖のメカニズムを明らかにできる可能性を秘めている。過去のIAAを用いた先行研究では健常者の歩行分析が多く行われており、歩行中にどのように複数の関節を筋が同時に制御しているかが明らかになりつつある。

順動力学筋骨格シミュレーション解析による健常者の歩行分析

Neptuneらは立脚後期に生じるヒラメ筋の活動は立脚後期で膝・股関節ともに強く伸展させる一方、腓腹筋は弱い膝関節伸展作用と弱い股関節屈曲作用を有すると報告されている²⁰⁾。同じ下腿三頭筋でも膝関節や股関節に発生させる運動は異なり、ヒラメ筋は骨盤を高い位置で保ちながら体を前方に推進させる役割を担うが、腓腹筋は膝を曲げて遊脚を助ける筋であると言える。他の研究では重心への作用が検討されており、大腿広筋は重心の上方および後方加速度を発生させ、立脚初期での体重支持とブレーキングに作用すると報告されている。一方でヒラメ筋と腓腹筋は重心の上方および前方加速度を発生させ、体を支えながら前方移動の推進力を生み出す^{21,22)}。このように動作中における筋の役割が明確になってきている。

さらにIAAによる多関節の連動運動の解析により、二関節筋は解剖学的走行から考える機能とは異なる作用を有することが報告されている。腓腹筋は大腿骨後面から踵骨に走行するため、解剖学的には膝関節屈曲と足関節底屈を生じる筋である。しかし、前記するように立脚後期の腓腹筋は膝関節伸展をもたらす。この腓腹筋による膝伸展メカニズムはIntersegmental forceで説明することができる。腓腹筋の起始部は大腿骨を後傾させ膝を屈曲させる一方、停止部は足部底屈により足関節を底屈させる。起始部の作用は膝関節を介したIntersegmental forceにより脛骨を前傾させるのに対し、停止部の作用は足関節を介して脛骨を後傾する。足関節から生じる脛骨後傾作用が相対的に強い場合、脛骨は後傾する。さらに脛骨後傾が大腿骨後傾よりも強い場合、腓腹筋は膝を伸展することになる。このように二関節筋は解剖学から考えた筋の作用と実際の筋の作用が異なることが多く、腓腹筋が立脚中期で活動すると足関節を背屈させる²³⁾、大腿直筋が立脚後期で活動すると股関節を伸展させる²⁴⁾などの報告がなされている。

患者を対象とした歩行解析

過去の多くの研究では健常若年者を対象としているが、近年は疾患特有の歩行を解析する試みがなされている。Steelらは脳性麻痺患者を対象とし、股関節と膝関節を過度に屈曲したcrouch gaitにおける筋役割を解析している。脳性麻痺患者の歩行では下腿三頭筋で生み出される重心前方加速度が大腿広筋による重心後方加速度で相殺され、歩行の効率性が低下すると報告されている²⁵⁾。これに対して中臀筋やハムストリングスなど近位の筋で重心の前後移動をコントロールするようになる²⁶⁾。このように脳性麻痺患者特有の歩行動作において動作効率や重心制御方法が通常歩行とは異なることが明らかにされている。

また、Liらの人工膝関節置換術後の1年が経過した患者を対象とした研究によると、健常者と比較して立脚初期に生じる大腿広筋の張力は低下しており、腰部筋で重力の上方加速度を補っていると報告している²⁷⁾。この結果は、大腿四頭筋の活動を上げることで腰部筋の負担を軽減できる可能性を示唆している。人工膝関節置換術後の患者は腰部痛の訴えが多く²⁸⁾、代償動作のメカニズムを明確にすることで疾患に併発する筋筋膜性疼痛の治療方法検討に役立つ可能性が期待される。

順動力学筋骨格シミュレーション解析による姿勢制御分析

前記のように先行研究の多くは歩行動作を対象としているが、我々は姿勢制御の動作解析に順動力学筋骨格シミュレーション解析モデルを適用している。外乱応答における姿勢制御の加齢変化はよく知られており、加齢に伴って足関節で姿勢を制御する運動パターンから、股関節運動が主体となる運動パターンに変化するとされている²⁹⁾。この足関節と股関節の関係性は前方リーチングのように随意的に体を前後に動かしただけにも見られ、若年者では足関節背屈によって脛骨と大腿骨が前傾する場合でも、高齢者は足部底屈、股関節屈曲によって脛骨後傾、体幹前傾する運動パターンを用いやすい³⁰⁾。股関節を大きく使う高齢者の運動パターンは重心の前後移動を減らして体を前に倒す代償動作と考えられるが³¹⁾、代償パターンのデメリットや動作中の筋の役割は明確でない。そこで我々はこの二つの運動パターンを測定し、筋骨格シミュレーション解析を用いて体幹前傾時の関節運動や重心制御における筋の役割を検討した³²⁾ (Fig. 5)。その結果、股関節を主に用いる運動パターンでは体幹前傾時にハムス

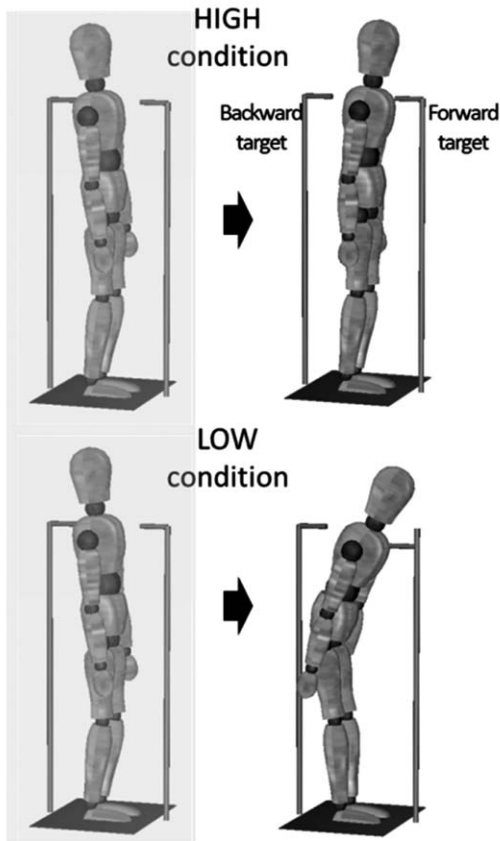


Fig. 5 Illustration of ankle and hip strategies during forward body tilting. The upper and lower figures show motions in the ankle and hip strategies, respectively.

トリングの活動が増加し、ヒラメ筋の活動が低下した。また、ハムストリングスは重心の前方加速度を生み出し、ヒラメ筋は逆に後方加速度を生み出すことが認められた (Fig. 6)。ハムストリングスは前に倒れた体幹を元に戻すため股関節伸展に作用するが、足関節が強く背屈するため重心を前方に押し出す。その結果として重心が前方に移動しているにも関わらず、ハムストリングによって重心の前方加速度が生じてしまう。ハムストリングスでは前方移動した重心を元の安定した位置に戻すことができない。ハムストリングスを用いて足関節と股関節を逆方向に倒す運動パターンは随意運動においては重心の前方移動を少なくなる利点を有するが、外乱応答など不意に重心が前方移動した際には不利な運動パターンであると考えられる。

テターリリース法と呼ばれる手法を用い、前方外乱が加えられた後に足を出して踏みとどまるステップ動作を解析した研究でもハムストリングスによる姿勢制御の弊害が報告されている。一歩前に足を出して踏みとどまれる高齢者と複数のステップが必要な高齢者の違いを比較したところ、支持脚のハムストリングスに差が見られたと報告している。複数ステップが必要な高齢者ではハムストリングスの過剰な力が生じていると報告している³³⁾。ハムストリングスの重心前方移動は歩行時や走行時にも確認されており^{22,34)}、身体を前方に押し出す外乱が加わった際にはハムストリ

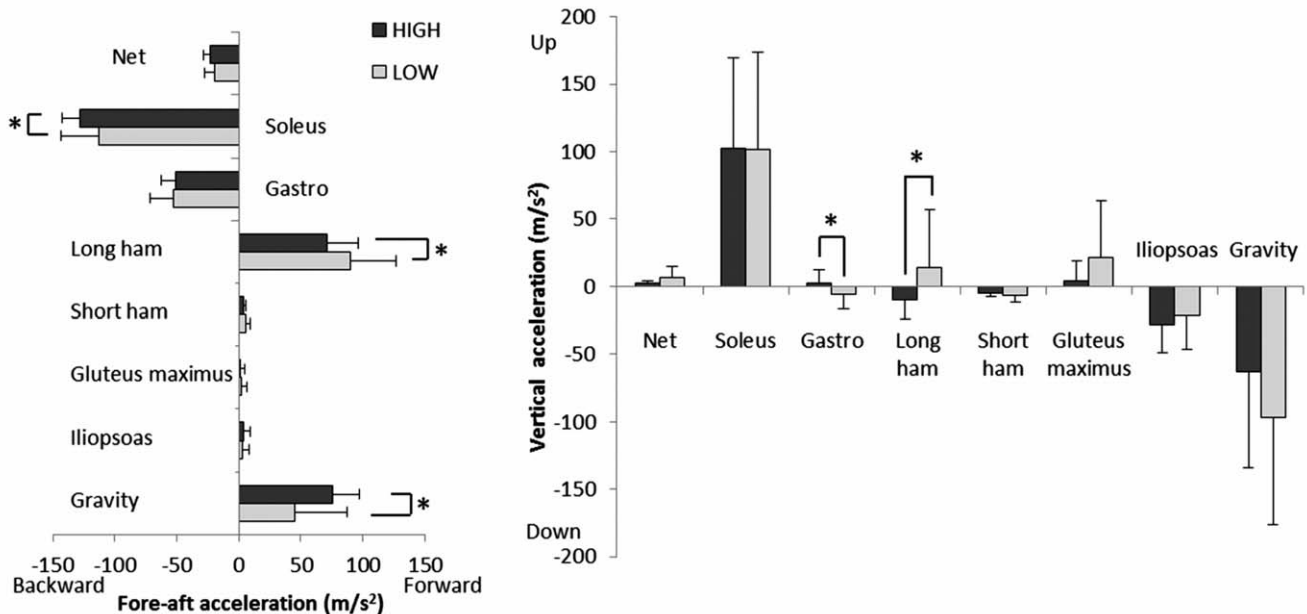


Fig. 6 Contributions of the individual muscles and gravity to the fore-aft (left) and vertical (right) center of mass accelerations during the forward body tilting phase. Positive values indicate forward and upward acceleration in the left and right figures, respectively; the * symbol indicates a statistically significant difference ($p < 0.05$). Gastro, gastrocnemius; long ham, long hamstrings; short ham, short hamstrings.

ングスの活動低下が転倒予防に重要であるかもしれない。

シミュレーション解析の限界と問題点

シミュレーション解析研究は有用な結果をもたらしてくれる一方で多くの制限があるのも事実である。現在の順動力学筋骨格シミュレーション解析では計測した関節角度および床反力データを用い、計測された運動に近づくようモデルを動かしている。ヒトの筋の数は関節の自由度よりも多く、単純に運動から各筋の発揮張力から求めることはできない。そこで人は最小の疲労で運動を達成すると仮定し、すべての筋の活動の2乗和（または3乗和）が最小になるように最適化処理がなされている。この最適化の過程では筋の同時収縮は無視されている。また患者は痛みを誘発する筋の活動を避けることはよくあるが、このような要素は考慮されない。さらに、筋力や筋の柔軟性など個人に合わせたモデルを作るのには多く労力が必要であり、筋力や筋の長さ-張力関係などは一定の値が用いられることが多い。このように実際の生体内で生じている現象とモデルを用いて計算された現象が一致しない可能性が高く、順動力学シミュレーション解析および逆力学モデル解析で算出された筋張力は推測の域をでない。

特に患者を対象としたシミュレーション研究においては、疾患に伴う筋骨格系・神経系の変化が研究の障壁となる。患者を対象とした研究の多くは健常者と同じ解析モデルを用いられるが、骨変形、筋萎縮など患者と健常者は異なる性質を有しており、これら疾患特有の要素をモデルに組み込むことができていない³⁵⁾。MRIなどで計測した筋量をモデルに組み込む試みもなされているが、患者モデルを作り上げることが患者を対象としたシミュレーション研究の課題といえる。

シミュレーション解析が理学療法にもたらすもの

これまで理学療法研究における身体運動の力学解析は関節モーメントを求める逆動力学解析が主流であった。逆動力学解析は測定した運動を解析するには有用である。逆動力学筋骨格モデル解析では運動中にどの筋が関節運動に主要な役割を果たしているかを推測できる。このため、動作評価には適していると考えられる。一方で、順動力学解析では筋は離れた関節にも作用することを前提しており、理学療法の臨床で考えられてきた多関節の運動連鎖の考え方に対して科学的知

見を統合することができる。動作における筋の役割を明確にすることで患者特有の代償運動のメカニズム解析やトレーニング筋の特定につながり、より根拠のある治療が理学療法にもたらされると考えている。

文 献

- 1) Jackson BD, Wluka AE, Teichtahl AJ, Morris ME, Cicuttini FM: Reviewing knee osteoarthritis-a biomechanical perspective. *J Sci Med Sport* 7: 347-57, 2004
- 2) Komnik I, Weiss S, Fantini Pagani CH, Potthast W: Motion analysis of patients after knee arthroplasty during activities of daily living--a systematic review. *Gait Posture* 41: 370-7, 2015
- 3) Lamontagne A, Malouin F, Richards CL, Dumas F: Mechanisms of disturbed motor control in ankle weakness during gait after stroke. *Gait Posture* 15: 244-55, 2002
- 4) Dostal WF, Andrews JG: A three-dimensional biomechanical model of hip musculature. *J Biomech* 14: 803-12, 1981
- 5) Olney SJ, Winter DA: Predictions of knee and ankle moments of force in walking from EMG and kinematic data. *J Biomech* 18: 9-20, 1985
- 6) Hill AV: The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc Roy Soc Lond B Biol Sci* 126: 136-195, 1938
- 7) Buchanan TS, Lloyd DG, Manal K, Besier TF: Neuromusculoskeletal modeling: estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command. *J Appl Biomech* 20: 367-95, 2004
- 8) Arnold EM, Ward SR, Lieber RL, Delp SL: A model of the lower limb for analysis of human movement. *Ann Biomed Eng* 38: 269-79, 2010
- 9) Pandy MG: Computer modeling and simulation of human movement. *Annu Rev Biomed Eng* 3: 245-73, 2001
- 10) Pandy MG, Andriacchi TP: Muscle and joint function in human locomotion. *Annu Rev Biomed Eng* 12: 401-33, 2010
- 11) Dostal WF, Soderberg GL, Andrews JG: Actions of hip muscles. *Phys Ther* 66: 351-61, 1986
- 12) 小栢 進, 建内 宏, 高島 慎, 市橋 則: 関節角度の違いによる股関節周囲筋の発揮筋力の変化 数学的

- モデルを用いた解析. 理学療法学 38: 97-104, 2011
- 13) D'lima DD, Fregly BJ, Patil S, Steklov N, Colwell CW, Jr.: Knee joint forces: prediction, measurement, and significance. *Proc Inst Mech Eng H* 226: 95-102, 2012
 - 14) Ogaya S, Naito H, Okita Y, Iwata A, Higuchi Y, Fuchioka S, Tanaka M: Contributions of muscle tension force on medial knee contact force in normal and fast walking. *J Mech Med Biol* 15: 1550002, 2015
 - 15) Ogaya S, Naito H, Iwata A, Higuchi Y, Fuchioka S, Tanaka M: Knee adduction moment and medial knee contact force during gait in older people. *Gait Posture* 40: 341-5, 2014
 - 16) Ogaya S, Naito H, Iwata A, Higuchi Y, Fuchioka S, Tanaka M: Toe-Out Gait Decreases the Second Peak of the Medial Knee Contact Force. *J Appl Biomech* 31: 275-80, 2015
 - 17) Zajac FE, Neptune RR, Kautz SA: Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part I: introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait Posture* 16: 215-32, 2002
 - 18) Tateuchi H, Wada O, Ichihashi N: Effects of calcaneal eversion on three-dimensional kinematics of the hip, pelvis and thorax in unilateral weight bearing. *Hum Mov Sci* 30: 566-73, 2011
 - 19) Wada O, Tateuchi H, Ichihashi N: The correlation between movement of the center of mass and the kinematics of the spine, pelvis, and hip joints during body rotation. *Gait Posture* 39: 60-4, 2014
 - 20) Neptune RR, Zajac FE, Kautz SA: Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. *Gait Posture* 19: 194-205, 2004
 - 21) Anderson FC, Pandy MG: Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait Posture* 17: 159-69, 2003
 - 22) Liu MQ, Anderson FC, Schwartz MH, Delp SL: Muscle contributions to support and progression over a range of walking speeds. *J Biomech* 41: 3243-52, 2008
 - 23) Lenhart RL, Francis CA, Lenz AL, Thelen DG: Empirical evaluation of gastrocnemius and soleus function during walking. *J Biomech* 47: 2969-74, 2014
 - 24) Hernandez A, Dhaher Y, Thelen DG: In vivo measurement of dynamic rectus femoris function at postures representative of early swing phase. *J Biomech* 41: 137-44, 2008
 - 25) Steele KM, Seth A, Hicks JL, Schwartz MH, Delp SL: Muscle contributions to vertical and fore-aft accelerations are altered in subjects with crouch gait. *Gait Posture* 38: 86-91, 2013
 - 26) Steele KM, Seth A, Hicks JL, Schwartz MS, Delp SL: Muscle contributions to support and progression during single-limb stance in crouch gait. *J Biomech* 43: 2099-105, 2010
 - 27) Li K, Ackland DC, McClelland JA, Webster KE, Feller JA, De Steiger R, Pandy MG: Trunk muscle action compensates for reduced quadriceps force during walking after total knee arthroplasty. *Gait Posture* 38: 79-85, 2013
 - 28) Staibano P, Winemaker M, Petrucci D, De Beer J: Total joint arthroplasty and preoperative low back pain. *J Arthroplasty* 29: 867-71, 2014
 - 29) Horak FB, Nashner LM: Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol* 55: 1369-81, 1986
 - 30) Liao CF, Lin SI: Effects of different movement strategies on forward reach distance. *Gait Posture* 28: 16-23, 2008
 - 31) Tyler AE, Karst GM: Timing of muscle activity during reaching while standing: systematic changes with target distance. *Gait Posture* 20: 126-33, 2004
 - 32) Ogaya S, Okita Y, Fuchioka S: Muscle contributions to center of mass excursion in ankle and hip strategies during forward body tilting. *J Biomech*, In press
 - 33) Graham DF, Carty CP, Lloyd DG, Lichtwark GA, Barrett RS: Muscle contributions to recovery from forward loss of balance by stepping. *J Biomech* 47: 667-74, 2014
 - 34) Hamner SR, Seth A, Delp SL: Muscle contributions to propulsion and support during running. *J Biomech* 43: 2709-16, 2010
 - 35) Fregly BJ: Design of Optimal Treatments for Neuromusculoskeletal Disorders using Patient-

Specific Multibody Dynamic Models. Int J
Comput Vis Biomech 2: 145-155, 2009

総 説

脳機能マッピングからの感覚・運動機能の評価 ―脳磁図を用いた報告―

中川 慧, 猪村 剛史, 弓削 類

Measurements for sensorimotor processing in the brain using magnetoencephalography

Kei Nakagawa, Takeshi Imura, Louis Yuge

Abstract

It is important to evaluate the efficacy of physical therapy using brain mapping technologies. Magnetoencephalography (MEG) is one of the powerful noninvasive tool for examining the temporal and spatial aspects of motor and sensory processing in the brain. In this paper, MEG responses elicited by voluntary movement and innocuous somesthetic stimuli were reviewed. 1) Movement related cortical fields were enhanced by voluntary bilateral hand movement in a patient with mild hemiplegia. 2) Clear sensorimotor responses were detected by imaging motor tasks without any body movement. 3) MEG can detect a quick detection system of abrupt changes in the sensory environment (change-related response), which is an index of evaluating sensory memory process. 4) Somesthetic responses were inhibited by inserting a weak leading stimulus, which indicates the presence of an inhibitory process beyond a simple reduction in response-generating activities. These findings will be helpful in further evaluation for physical therapy of the central nervous system.

Key words: Magnetoencephalography, Evaluation, Sensory function, Motor function, Neurorehabilitation

1. 緒 言

近年、脳血管障害や脊髄損傷などの中枢神経障害患者に対して、ニューロリハビリテーションの概念に基づく理学療法が行われている。その一つに歩行支援ロボットをはじめとしたロボット介入があげられ、患者のQOL向上を目指した理学療法介入が進んでいる。

また、再生医療の臨床と研究も急速に発展しており、以前は再生が不可能と考えられてきた中枢神経系の再生が期待されている。骨髄由来幹細胞を用いた細胞移

植で脳卒中患者の運動機能回復が促進される治験例が報告されており¹⁾、一部は保険適用も認可されている。再生医療が普及すると、理学療法が担う役割も変化する。すなわち、細胞移植の効果を最大限に引き出すために適切な運動介入を行うことで、移植細胞と既存の神経回路の機能的なネットワーク形成を構築する理学療法が求められる。我々も、脳挫傷動物モデルを用いた検証で、定期的な運動介入が幹細胞の移植効果を高め、運動機能の回復を早めるという知見を報告している²⁾。

今後、理学療法の介入効果を脳機能マッピング等の新たな技術を用いて評価することは重要である。我々は、これまで感覚・運動に関連する評価手法の確立を目的とした多くの研究を報告してきた³⁻⁷⁾。本稿では、時間空間分解能に優れている脳磁図 (magnetoencephalography: MEG) を用いてヒトの運動・感覚に参与する大脳皮質機能の評価を行った研究を紹介する。

広島大学大学院 医歯薬保健学研究院 生体環境適応科学研究室
Division of Bio-Environmental Adaptation Sciences, Graduate
School of Biomedical and Health Sciences, Hiroshima University

投稿責任者: 弓削 類
広島市南区霞 1-2-3
Email: ryuge@hiroshima-u.ac.jp

2. 脳磁図

脳磁図とは、大脳皮質錐体細胞の樹状突起で生じた細胞内電流（興奮性シナプス後電位：EPSP）によって生じた磁場を直接捉えており、その磁場から脳活動が生じた部位を推定することができる。臨床場面では、てんかんや脳腫瘍の局在判定に主に用いられている。脳磁図が他のツールに比べて圧倒的に優れている点は、時間的分解能が高く（1000分の1秒単位での潜時を測定可能）かつ空間的分解能も高い（磁場活動を300以上のチャンネルから記録し、その結果をMRIに投射して活動部位をmm単位で推定可能）ことである。欠点としては、①頭部を固定しているため測定条件が限られる ②非常に微弱な磁場応答を捉えているため、反復した課題設定が必要となる 等が挙げられる。

3. 運動に関連する脳活動

脳機能イメージング技術の発展に伴い、運動に関与する大脳皮質活動を可視化して評価することが可能となった。中枢神経系損傷患者の脳機能は、可塑的に変化するといわれており、その回復過程を脳科学の側面から評価することには大きな意義がある。運動に伴う脳活動は、脳磁図では、運動関連脳磁界（movement related cortical fields：MRCFs）や背景磁場活動のパワー値の変化で評価できる。前者は、運動の準備段階を反映する運動準備磁界（readiness field：RF）、一次運動野の脳活動を反映する運動磁界（motor field：

MF）、運動後の感覚フィードバックを示す運動誘発磁界（motor evoked field：MEF）からなり、動作の準備や実行に伴う脳応答を評価できる。後者は、運動課題付加に伴う特定の周波数の背景磁場活動の変化を捉えるものであり、大脳皮質活動状態の一面を反映する現象として考えられている。随意運動後には、mu rhythmとよばれるalpha帯域（8-13Hz）の周波数パワー値の低下やbeta帯域（16-25Hz）におけるパワー値の増減である事象関連脱同期／同期（event related desynchronization / synchronization：ERD/ERS）が出現する。これらの指標を用いて、中枢神経障害患者の運動に伴う大脳皮質活動を評価した研究を紹介する^{3,4)}。

3-1 軽度片麻痺患者に対するMRCFsの評価

軽度片麻痺患者（75歳女性、脳梗塞後遺症、右片麻痺、Brunnstrom's recovery stage V）のMRCFsを計測した³⁾。MRCFsの評価には、50回～100回程度の反復した動作を連続させる必要がある。そこで、分離運動が困難な対象者でも比較的容易に動作を遂行できるよう、前腕回内動作を遂行できる装置を作成した（Fig.1 A）。前腕回内装置を用いて、非麻痺側、麻痺側それぞれの片側動作および両側同時動作を自己ペース（約0.2Hz）で遂行させ、その際の対側感覚運動野におけるMRCFsを記録した。結果、Fig.1Bに示すように、麻痺側での回内動作に伴うMRCFsが損傷（左）半球で記録できた。さらに興味深いことに、健常者では片側動作と両側動作で対側感覚運動野の活動に大きな差

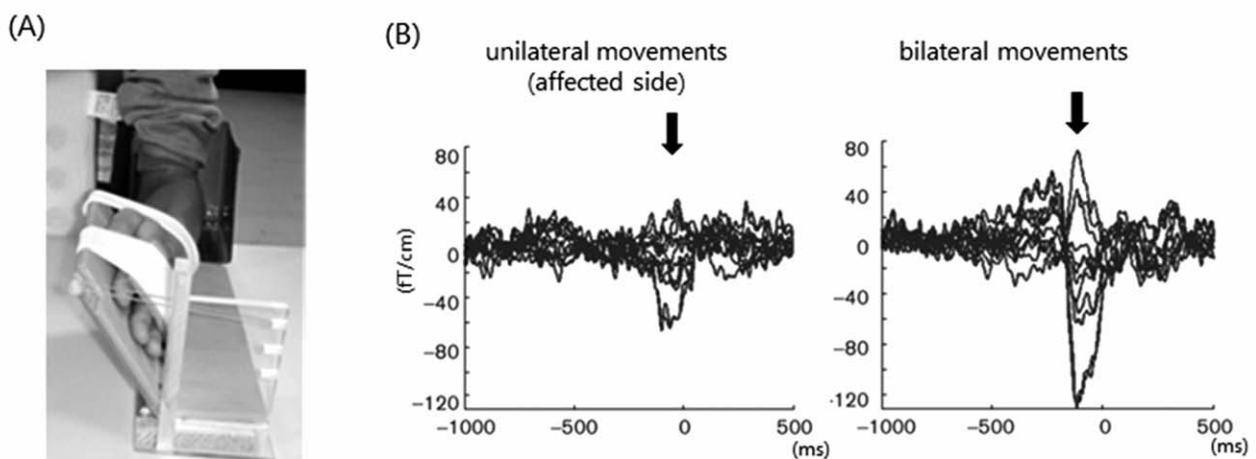


Fig. 1 Movement related cortical fields of a patient with mild hemiplegia.

(A) A forearm pronation device that allows repetitive precise movements. The range of motion was 0-30°; after 30° of movement, the plate passively returned to the initial position. The onset of movement was detected by a light-emitting diode (LED) trigger.

(B) Data of 12 gradiometers around the left sensorimotor cortex. The MEF amplitude for bilateral movements was much larger than unilateral movement (arrows).

は認められなかったが、軽度片麻痺患者では、両側同時動作遂行時には、片側動作よりMRCFsの振幅が大きくなった。この結果は、両側動作により半球間のバランスがコントロールされ、損傷半球の脳活動が促進された可能性を示唆している。両側動作では、単なる片側動作の総和ではなく、異なる神経機構が関与するために、運動麻痺の回復が促進されると考えられる。本研究では、MRCFsを用いて評価することで、軽度片麻痺患者の運動に関連した脳活動およびこの神経機構を可視化することができた。

3-2 運動イメージする運動関連脳磁界の評価

現在の脳機能イメージング機器では、運動実行中の大脳皮質活動を測定する上で多くの制限が存在する。重度な運動麻痺を呈している患者は、前項で示したような一定の動作反復による脳応答を記録することが困難である。また、複雑な動作遂行時の計測は難しい。そこで我々は、脳内での運動プログラミング機構である運動イメージ中の脳活動変化を経時的に捉えることで、運動に関与する脳活動様式の評価が可能となるのではないかと考え、健常者を対象に種々の運動イメージ中の脳応答の計測を行った⁴⁾。

運動イメージの評価には、beta帯域の事象関連同期/脱同期(ERD/ERS)を用いた。課題は箸の開閉動作とし、箸を把持させた状態で、前方に出現するcueにあわせて、利き手および非利き手での箸開閉動作をイメージさせた。結果、運動終了後の一次運動

野を含む抑制反応を示すといわれているERSが対側感覚運動野優位に出現し、運動出力がないにも関わらず、運動プログラミングに関わる脳活動を抽出できた(Fig.2)。このように背景脳磁場活動の変化を捉えることで、運動遂行が困難な患者においても、運動に伴う脳活動様式を評価できる可能性がある。さらに、このERD/ERSの手法は、運動イメージによる背景脳波や脳磁場活動の変化を基にロボットデバイスを制御するbrain machine interfaceの分野の研究に応用されている。

4. 感覚系の評価

脳磁図の優れた時間空間分解能は、phase lockされた触覚や痛覚等の体性感覚刺激、聴覚刺激や視覚刺激による大脳皮質活動の評価に関して優位性が高く、これまで数多くの研究が報告されている。Fig.3に示すように、正中神経刺激を呈示すると、刺激20ms後から、N20m-P35m-P60mといった顕著な脳磁場応答が検出され、詳細に興奮性の神経伝達経路を推定できる⁸⁾。本稿では、聴覚刺激や体性感覚刺激を用い、脳の自動応答や抑制機構を評価する手法を検討した研究を紹介する^{6,7)}。

4-1 変化検出システムの評価

脳は、常に外界から受ける情報を蓄積し、その情報を基に次に来るべき情報を予測する。しかし、そこに

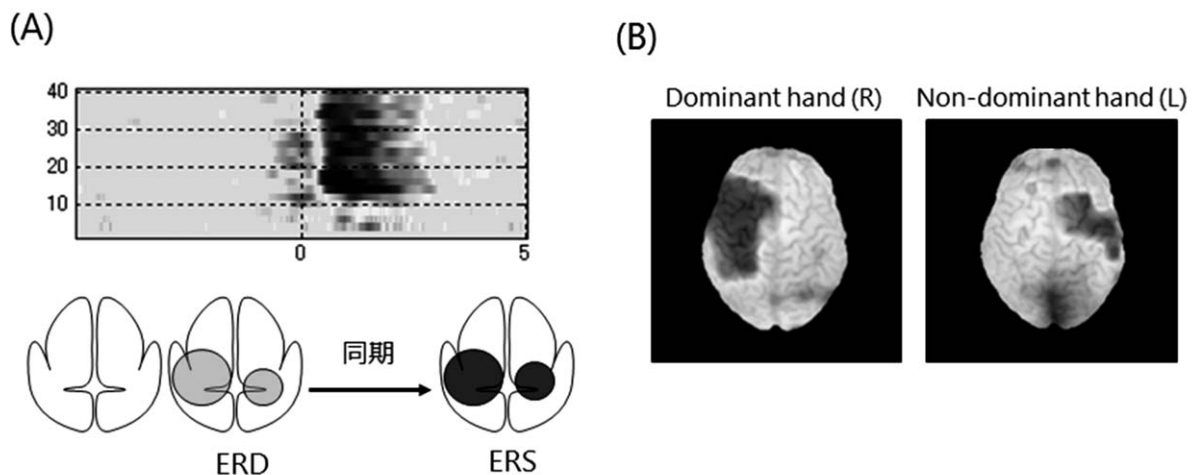


Fig. 2 Event related desynchronization/synchronization (ERD/ERS) elicited by motor imagery tasks.

(A) A schema of ERD/ERS. After movement, the power of beta oscillations rapidly exceeds premovement levels (ERD) before returning to resting state levels (ERS). Oscillation changes have been suggested to reflect the inhibitory function of cortical and subcortical circuits.

(B) Topography maps with peak amplitudes of ERS of a representative healthy participant when he image to open/shut chopsticks with his dominant or nondominant hand.

予測とは異なる感覚情報が入力されると、脳は自動的にその変化（予測エラー）を検出する。このように脳は自己を取り巻く環境に発生した新たな事象にすばやく反応する変化検出システムを備えている。この変化検出システムは、生体警告システムとも捉えられており、ヒトが生存する上でも不可欠なシステムと考えられている。

我々は、脳磁図を用いて、この変化検出システムを評価する手法を検討した⁶⁾。刺激には、両耳からの聴覚刺激を用いた。イヤークューブを用いて両耳から連続したクリック音を呈示し、刺激開始400ms後に、音源位置が変化するように感じるよう、右耳のみ刺激呈示をわずかに遅延させ、左右の刺激タイミングをわずかに変化させた (Fig.4A)。その際の脳磁場応答を記録すると、両耳間時間差変化を与えることで、音の呈示時と同様な脳磁場応答が出現し、著明な変化関連活動を検出できた (Fig.4B)。この応答は、変化検出後

すぐ (50ms) に出現したことから前注意段階での応答を反映していると考えられる。そして、刺激変化量に依存していることから刺激の変化量を検出できることも推察される。また、呈示する先行刺激の時間が長いほど、変化関連活動も大きくなる⁹⁾ ことから、記憶痕跡等の高次脳機能を計測するツールとして有用である。このように変化関連活動は、注意状態に依存されない応答であり、高次脳機能の評価に有用な指標となる可能性がある。

4-2 抑制系の評価法

脳内では、興奮性ニューロン・抑制性ニューロンが相互にネットワークを形成している。統合失調症などの精神疾患や中枢神経疾患により、抑制メカニズムが障害されていることが知られており、注目すべき神経機序の一つである。

これまで体性感覚系の抑制系の働きを評価する方

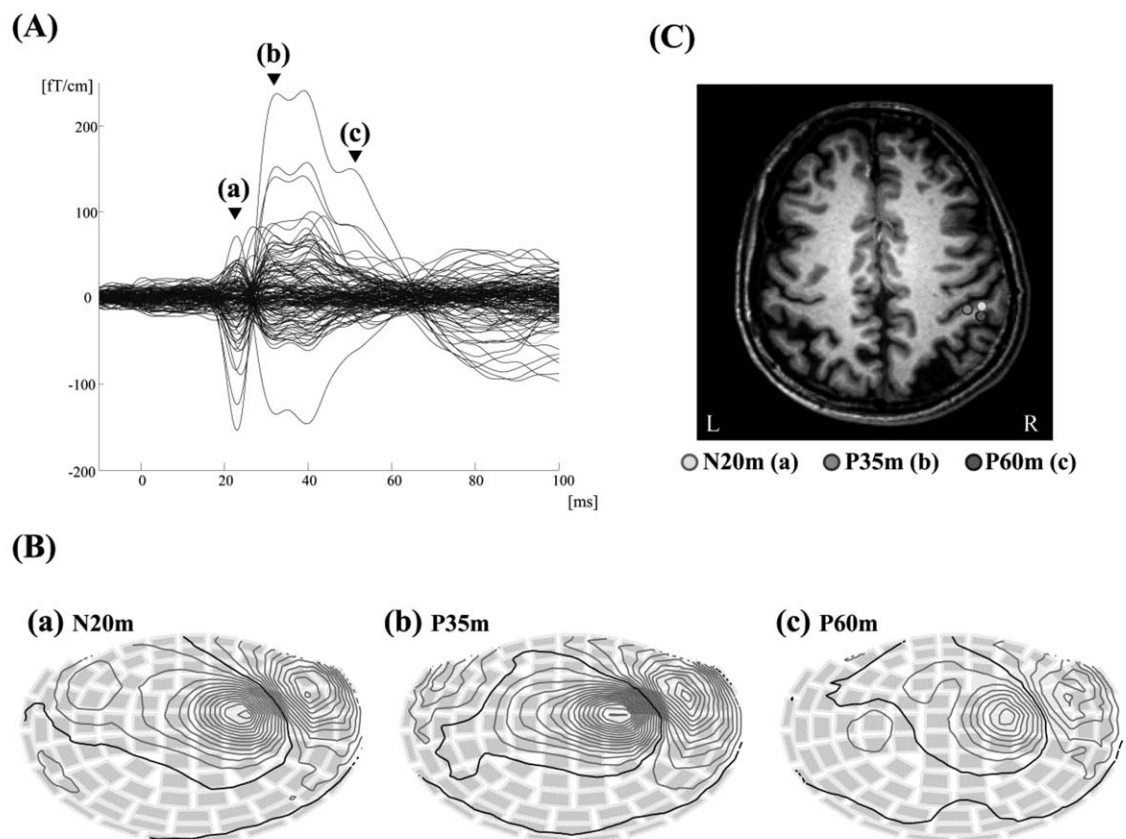


Fig. 3 Somatosensory evoked magnetic fields following left median nerve stimulation.

(A) Waveforms from 204 gradiometers. Three clear components (a-c) were detected in the early phase after the stimulus. The stimulus was a current-constant square wave pulse that was 0.2 ms in duration at the motor threshold.

(B) Isocontour maps (40 fT/step) of the three components (N20m, P35m, and P60m). Areas surrounded by lines in the isocontour map show the outflux and influx of magnetic fields.

(C) Locations of the equivalent current dipoles (ECD) of the three components. The P35m ECD was located medial to the N20m ECD, and the P60m ECD was located posterior to the N20m ECD.

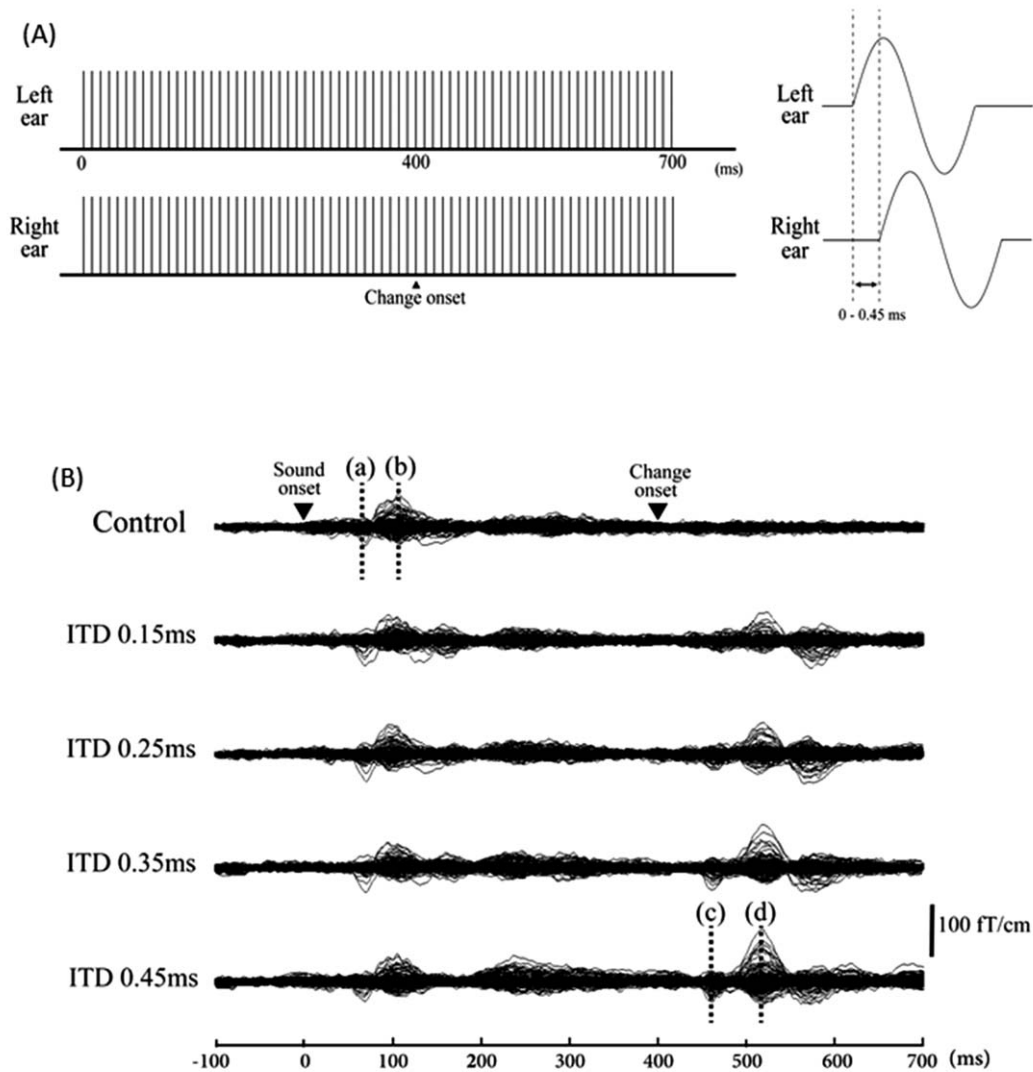


Fig. 4 Auditory change related responses

(A) Auditory stimuli. A click was presented binaurally at 100 Hz for 700 ms. A subtle blank (0-0.45 ms) was inserted into the right ear at 400 ms (Change onset). All participants perceived the test sound with the 0.45 ms blank as a sound source shift from the center of the head to the left ear.

(B) Superimposed waveforms of all the channels from a representative participant. In the time axis, 0 ms represents the onset of auditory stimuli, and the sound location change that occurred at 400 ms. The solid lines (a), (b), (c), and (d) represent prominent magnetic responses of onset and change-related responses for Control and ITD-0.45. ITD = interaural time delay.

法の一つとして、同一感覚刺激を繰り返し提示した際に2番目の刺激に対する脳応答の減弱を評価するpaired-pulse suppression法が用いられており、前注意段階で重要ではない情報を抑制して、新奇感覚入力に対する応答を鋭敏にするための機能(sensory gating)を反映していると考えられている¹⁰⁾。一方、他の指標として、突然の強い感覚刺激を与えることで生じる瞬目反射などの驚愕反応が、その強い刺激の直前(30~100ms)前に、弱い刺激を先行させることで、抑制する現象が知られている。これをプレパルス抑制と呼び、強い感覚刺激から身を守るための脳内での自

動的・不随意的抑制システムを反映しているとされている。両者はともに大脳皮質の抑制機構を評価しているが、両者間での相関がみられないとの報告^{11,12)}もあり、異なる抑制機構を反映していると考えられている。

Inuiらは、従来瞬目反射を用いて評価されてきたプレパルス抑制様の応答を変化関連活動を用いて評価するシステムを確立した^{13,14)}。聴覚刺激変化の直前に微弱な変化を加えることで、刺激変化に対する脳磁場応答の抑制を評価する手法である。我々は、この手法を参考に、体性感覚刺激でのプレパルス抑制様の応答が評価できるかどうか確認した⁷⁾。結果、正中神経へ

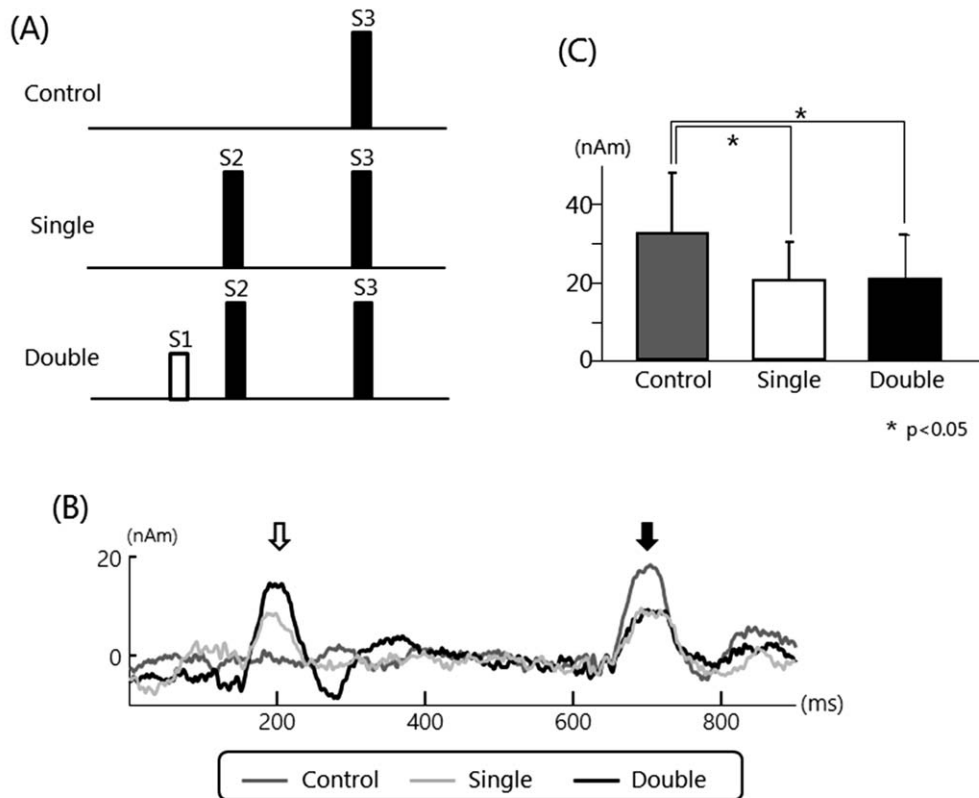


Fig. 5 Evaluation of somatic inhibitory function.

(A) Stimulation paradigm. The left median nerve was stimulated percutaneously using a conventional felt-tip bipolar electrode. The intensity of S1 was 1.1-fold ST (sensory threshold), and that of S2 and S3 were 2.5-fold ST. In Double session, a leading stimulus (S1) was presented 100 ms before S2, which was presented 500 ms before S3.

(B) Results from the equivalent current dipole analyses for the contra-lateral secondary somatosensory cortex. Although S1 itself elicited only weak cortical responses, it markedly suppressed responses to S2 (white arrow, Double v.s. Single). However, the suppression of S3 elicited responses were not different between the two conditions (black arrow).

(C) The peak amplitude of S3 evoked responses (mean ± standard deviation).

の電気刺激（テスト刺激，感覚閾値の2.5倍）の100ms前に微弱な先行刺激（感覚閾値の1.1倍）を呈示した際に，テスト刺激によって誘発される脳磁場応答が減弱することを明らかにした（Fig.5B）．さらに，その500ms後にテスト刺激と同様の刺激を与えたが，微弱な先行刺激を付加した場合と付加しない場合で，次の刺激に誘発される脳磁場応答は変わらないことを見出した（Fig.5C）．これらの結果より，微弱な先行刺激付加による脳磁場応答の減衰（プレパルス抑制様）は，同一刺激呈示時の脳磁場応答の減衰（sensory gating）とは異なる動態，すなわち皮質興奮性の経路とは異なる脳内での抑制系の神経機構を反映している可能性が示された．

5. まとめ

本稿では，脳磁図を用いた運動・感覚に関連した大

脳皮質活動の評価法を紹介した．今後のロボット介入などのニューロリハビリテーションの発展や再生医療の普及に伴い，中枢神経障害に対する理学療法の直接的な効果を脳機能マッピング技術を用いて評価する重要性はさらに高まると考える．なかでも脳磁図は，直接的に神経活動を評価でき，時間空間分解能に優れるという利点を有しているため，リハビリテーションの評価に有用なツールの一つである．

文 献

- 1) Honmou O, Houkin K, Matsunaga T, Niitsu Y, Ishiai S, Onodera R, Waxman SG, Kocsis JD: Intravenous administration of auto serum-expanded autologous mesenchymal stem cells in stroke. *Brain* 134: 1790-1807, 2011
- 2) Imura T, Matsumoto M, Fukazawa T, Khalesi

- E, Sun YN, Takeda M, Uwatoko H, Nakata K, Tanimoto K, Kajiume T, Kawahara Y, Yuge L: Interactive effects of cell therapy and rehabilitation realize the full potential of neurogenesis in brain injury model. *Neurosci Lett*, 555: 73-78, 2013
- 3) Nakagawa K, Fushimi T, Hashizume A, Kakigi K, Kurisu K, Yuge L: A magnetocephalography study of sensorimotor activity differences during unilateral and bilateral forearm movements. *Int J Rehabil Res*, 33: 254-260, 2010
- 4) Nakagawa K, Aokage Y, Fukuri T, Kawahara Y, Hashizume A, Kurisu K, Yuge L: Neuromagnetic beta oscillation changes during motor imagery and motor execution of skilled movements. *Neuroreport* 22: 217-222, 2011
- 5) Tsuchida W, Nakagawa K, Kawahara Y, Yuge L: Influence of dual-task performance on muscle and brain activity. *Int J Rehabil Res*, 36: 127-133, 2013
- 6) Nakagawa K, Otsuru N, Inui K, Kakigi R: Change-related auditory P50: A MEG study. *NeuroImage* 86: 131-137, 2014
- 7) Nakagawa K, Inui K, Yuge L, Kakigi R: Inhibition of somatosensory-evoked cortical responses by a weak leading stimulus. *NeuroImage* 101: 416-424, 2014
- 8) Nakagawa K, Inui K, Kakigi R: Somatosensory System, Basic function. "Clinical Applications of Magnetoencephalography" Tobimatsu S, Kakigi R (Ed.), Springer, Tokyo, pp, 2016
- 9) Ohyama K, Motomura E, Inui K, Nishihara M, Otsuru N, Oi M, Kakigi R, Okada M: Memory-based pre-attentive auditory N1 elicited by sound movement. *Neurosci Res* 73: 248-251, 2012
- 10) Hsiao FJ, Cheng CH, Chen WT, Lin YY: Neural correlates of somatosensory paired-pulse suppression: A MEG study using distributed source modeling and dynamic spectral power analysis. *NeuroImage* 72: 133-142, 2013
- 11) Braff DL, Light GA, Swerdlow NR: Prepulse inhibition and P50 suppression are both deficient but not correlated in schizophrenia patients. *Biol Psychiatry* 61: 1204-1207, 2007
- 12) Brenner CA, Edwards CR, Carroll CA, Kieffaber PD, Hetrick WP: P50 and acoustic startle gating are not related in healthy participants. *Psychophysiology* 41: 702-708, 2004
- 13) Inui K, Tsuruhara A, Kodaira M, Motomura E, Tanii H, Nishihara M, Keceli S, Kakigi R: Prepulse inhibition of auditory change-related cortical responses. *BMC Neurosci* 13: 135, 2012
- 14) Inui K, Tsuruhara A, Nakagawa K, Nishihara M, Kodaira M, Motomura E, Kakigi R: Prepulse inhibition of change-related P50m no correlation with P50m gating. *SpringerPlus* 2: 588, 2013

原著論文

神経筋電気刺激誘引性の筋肥大における負荷強度と力積の役割

檜森 弘一¹⁾, 館林 大介¹⁾, 大山 友加²⁾, 青木 達彦³⁾, 山田 崇史¹⁾

The role of loading intensity and volume in neuromuscular electrical stimulation-induced skeletal muscle hypertrophy

Koichi Himori¹⁾, Daisuke Tatebayashi¹⁾, Yuuka Ohyama²⁾, Tatsuhiko Aoki³⁾, Takashi Yamada¹⁾

Abstract

We aimed to investigate the role of loading intensity and volume in neuromuscular electrical stimulation (ES)-induced skeletal muscle hypertrophy in rats. Male Wistar rats (8–9 wk, n=35) were assigned randomly to the following groups. Experimental (EX) 1: 60%FAIL (n=6), 60% of maximum isometric torque (MIT) to task failure at supramaximal voltage (45 V); 30%VM (n=6), 30% of MIT with volume-matched to 60%FAIL; 15%VM (n=6), 15% of MIT with volume-matched to 60%FAIL. EX2: 30%FAIL (n=6), 30% of MIT to task failure at supramaximal voltage; 30%1/4V (n=6), 30% of MIT with 1/4 volume of 30%FAIL; 30%1/8V (n=5), 30% of MIT with 1/8 volume of 30%FAIL. For ES training, left plantar flexor muscles were stimulated via a surface electrode (0.5 ms pulse, 50 Hz, 2 s on/4 s off) every other day for 3 weeks. The contralateral right muscles served as control (non-ES). In EX1, the gastrocnemius muscle weight normalized to body weight (MW/BW) in ES side was increased above non-ES side by $10.9 \pm 1.3\%$, $6.6 \pm 1.1\%$, and $3.5 \pm 0.5\%$ in 60%FAIL, 30%VM, and 15%VM groups, respectively, with a greater gain in 60%FAIL than 30%VM and 15%VM. In EX2, MW/BW was higher in ES side than in non-ES side both in 30%FAIL ($6.1 \pm 1.3\%$) and 30%1/4V ($6.8 \pm 1.2\%$) but not in 30%1/8V groups, with no difference between groups. Moreover, the extent of muscle hypertrophy was higher in 60%FAIL group than in 30%FAIL group, despite the loading volume of 60%FAIL group was about half of that in 30%FAIL group. There was no change in myofibrillar protein concentration between ES and non-ES side in all groups examined. These data suggest that the higher loading intensity, rather than the loading volume, is recommended to maximize muscle hypertrophy with ES training.

Key words: Neuromuscular electrical stimulation, Hypertrophy, Loading intensity, Loading volume

-
- 1) 札幌医科大学大学院保健医療学研究科
(Graduate School of Health Sciences, Sapporo Medical University)
 - 2) 社会福祉法人函館厚生院 函館五稜郭病院
(Hakodate Goryoukaku Hospital)
 - 3) 医療法人社団悠仁会 羊ヶ丘病院リハビリテーション科
(Hitsujigaoka Hospital)

投稿責任者: 山田崇史

連絡先: 〒060-8556 札幌市中央区南1条西17丁目

E-mail: takashi.yamada1976@sapmed.ac.jp

Submitted for publication: 7 June 2016.

Accepted for publication: 20 July 2016.

緒言

従来より、筋力トレーニングで最大限の筋肥大を誘引するためには、より多くの筋線維が動員される高負荷強度の運動が推奨されてきた¹⁾。これに対して、近年、Mitchellら²⁾は、最大随意収縮力 (maximum voluntary contraction: MVC) の30%の低負荷強度でも疲労困憊まで運動を継続することで、MVCの80%の高負荷強度運動と同程度の筋肥大が生じることを報告した。これは、低負荷強度でも、疲労するまで

運動を継続することで、運動単位の動員率が増大するためであると考えられている³⁾。また、彼らの報告を支持するように、ヒトにおいて、MVCの30%と90%の運動を疲労困憊まで一過性に負荷し、筋原線維タンパク質の合成率を比較した報告では、その値に差異が認められないことが示されている⁴⁾。すなわち、これらの知見は、負荷強度ではなく、負荷強度と負荷時間の積（力積）が筋肥大率を規定する因子であることを示唆している。

一方、その考えに反するように、負荷強度が異なる群において、負荷時間を調整することで力積を一定とし、一過性の運動に伴う筋原線維タンパク質の合成率を検討した報告では、負荷強度が高い群ほど筋原線維タンパク質の合成率が高くなることが示されている⁵⁾。さらに、MVCの70%の高強度運動と15.5%の低強度運動を同一力積に調整し、トレーニングを負荷した報告では、低強度運動においても筋肥大は生じるが、その肥大率は、高強度運動よりも低いことが示されている⁶⁾。したがって、筋肥大において、負荷強度と力積のどちらがより重要な制限因子であるかについては、未だ明確な結論が得られていないのが現状である。

神経筋電気刺激（neuromuscular electrical stimulation：ES）は、表面電極を通じ電気刺激を筋に負荷することで、筋内の運動神経を興奮させ筋収縮を誘引する手技であり、これまでに、内部障害、運動器障害、神経障害患者において筋力改善効果が多数報告されている⁷⁾。ESは、運動単位の動員パターンが随意運動と異なり、遅筋線維とともに速筋線維が動員されやすいという特徴を有している⁸⁾。高齢者では、速筋線維が選択的に萎縮すること、また、慢性心不全⁹⁾、慢性閉塞性肺疾患¹⁰⁾、関節リウマチ¹¹⁾などの種々の疾患では、遅筋線維だけでなく速筋線維においても筋萎縮が生じることが報告されている。高齢者やこれらの患者では、速筋線維を動員させる高強度運動や疲労困憊に至る運動を、積極的に負荷することは困難であることから、ESは効果的な筋力改善の方略として注目を集めている。しかしながら、ESによる筋肥大効果における、負荷強度や力積の役割については、十分に明らかにされているとは言えず、その普及を妨げる要因となっている。

そこで本研究では、ラットを用い、実験1として、同一力積下で負荷強度の異なる3群、また、実験2として、同一強度下で力積の異なる3群を作成し、ESトレーニングによる筋肥大率を比較することで、筋肥大における負荷強度と力積の役割について検討した。なお、これらの役割をより詳細に明らかにするために、

実験1と実験2の結果についても一部比較検討を行った。

方 法

本研究は、札幌医科大学が定める動物実験規定に従い、動物実験委員会の承認を受け実施した（承認番号：13-092）。

1. 実験動物および実験プロトコール

実験には、8～9週齢のWistar系雄性ラット35匹を用いた。実験1では、力積は一定で、負荷強度が異なる3つの群を作成し、それらの筋肥大率を比較した。群分けは以下の通りとした。60%FAIL群（n=6）：最大上刺激である45 Vでも、最大等尺性トルク（maximum isometric torque: MIT）の60%が保てなくなるまで刺激を負荷する群、30% volume-matched（VM）群（n=6）：MITの30%の負荷強度で、60%FAIL群と同じ力積分負荷をする群、15%VM群（n=6）：MITの15%の負荷強度で、60%FAIL群と同じ力積分負荷をする群。

一方、実験2では、負荷強度は一定で、力積が異なる3つの群を作成し、それらの筋肥大率を比較した。群分けは以下の通りとした。30%FAIL群（n=6）：最大上刺激である45 Vでも、MITの30%が保てなくなるまで刺激を負荷する群、30%1/4 volume（V）群（n=6）：MITの30%の負荷強度で、30%FAIL群の1/4の回数負荷をする群、30%1/8V群（n=5）：MITの30%の負荷強度で、30%FAILの1/8の回数負荷をする群。

なお、ヒトにおいて、MITはMVCの約1.4倍であることが示されている⁷⁾。したがって、本研究で実施したMITの15%、30%、60%は、MVCに換算すると、それぞれ21%、42%、84%の強度に相当すると考えられる。

2. ES負荷

例として、Fig. 1に60%FAIL群におけるES負荷方法を示す。イソフルランによる吸入麻酔下にて、剃毛したラット左後肢を、張力計（日本光電社製）に接続した足底板に、足関節背屈45°となるように固定した。刺激部位となる下腿後面および内側に表面電極を貼付し、電気刺激装置（日本光電社製）を用い、刺激頻度50 Hz、刺激時間2秒、休息时间4秒のESを、2日に1セッションずつ計3週間実施した。なお、右後肢は非ES側とした。ESトレーニング負荷直前に、刺激頻度50 Hz、刺激時間600 msの最大上刺激（45 V）を

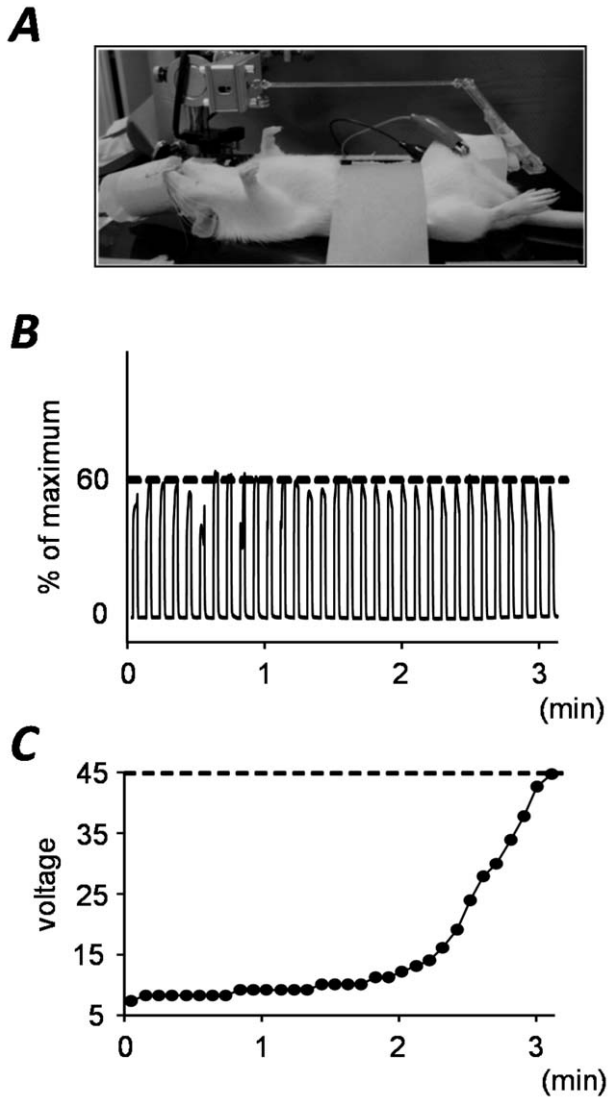


Figure 1. Procedure for neuromuscular electrical stimulation training. Under anesthesia, the animal was placed in a supine position and the experimental limb was attached to the footplate connected to a force transducer. The foot was placed at 45° angle of dorsiflexion. The plantar flexor muscles were stimulated using a pair of electrodes on the skin surface (A). Torque traces were displayed on a monitor (B), and the stimulation intensity was progressively increased throughout the stimulation period in order to maintain a peak torque corresponding to 60% of maximum isometric torque (C).

3回負荷し、その最大値をMITとした。その後、目的とするトルク値をMITから算出し、そのトルク値が発揮されるよう電圧を調節した。ESトレーニング開始後は、標的トルク値が維持されるように、徐々に電圧を増加させた。最後のESトレーニングが終了してから24時間後に、麻酔下にて、体重を測定するとともに、腓腹筋を採取し筋湿重量を測定した後、頸椎脱臼を実施し、心停止により実験動物の死亡を確認した。

3. 筋原線維タンパク質の濃度

筋原線維タンパク質の濃度は、Thompsonら¹²⁾の方法に準じて測定した。氷上において、ハサミで細かく刻み混ぜ合わせた腓腹筋の一部(～50 mg)を、ホモジナイザーを用い20倍の溶液1 (20 mM imidazol, 0.25 mM phenylmethylsulfonyl fluoride, pH 7.4) 内で均質化した後、遠心分離 (12,000 gで15分間) した。その後、上清を廃棄し、同様のサイクルを再び行ったのち、残った沈殿物を20倍の溶液2 (1 mM tris (2-carboxyethyl phosphine) hydrochloride, 0.5% (vol/vol) trifluoroacetic acid) で再び均質化した。遠心分離後得られた上清に、同様のサイクルを繰り返し、再び得られた上清を加えたものを、筋原線維タンパク質分画として-80度で保存した。タンパク濃度は、Bradford法¹³⁾により定量化した。なお、結果は、筋湿重量当たりの筋原線維タンパク質量で表した。

4. 統計処理

各データは平均±標準誤差で示した。実験1および2において、各群の非ES側とES側の腓腹筋の筋湿重量、体重当たりの筋湿重量の割合 (筋湿重量/体重)、筋原線維タンパク質濃度の比較には対応のあるt検定を用いた。また、実験1および2において、3群間における非ES側に対するES側の筋湿重量/体重の増加率の比較には、一元配置分散分析を用い、有意差が認められた場合はPost-hoc testとしてTukey-Kramer法を適用した。さらに、非ES側に対するES側の筋湿重量/体重の増加率について、実験1の60%FAIL群と実験2の30%FAIL群および実験1の30%VM群と実験2の30%FAIL群を比較するために、対応のないt検定を用いた。なお、有意水準は5%とした。

結 果

1. 収縮回数

Fig. 2に各群における典型的なトルク波形を示した。実験1では、60%FAIL群の収縮回数を基準に、30%VM群では収縮回数を2倍に、15%VM群では収縮回数を4倍にすることで力積を一致させた。実験2では、30%FAIL群の収縮回数を基準に、30%1/4V群では収縮回数を1/4に、30%1/8V群では、収縮回数を1/8に設定した。本研究の結果、1セッション当たりの平均収縮回数は、60%FAIL群では 29 ± 2 回、また、30%FAIL群では 117 ± 6 回であった。したがって、30%VM群の収縮回数を60回、15%VM群を120回、30%1/4V群を30回、30%1/8V群を15回とした。

2. 体重, 筋湿重量, 体重当たりの筋湿重量

体重, 筋湿重量, 体重当たりの筋湿重量を Table 1 に示した. なお, 本研究では, ESによる体重の急激な変化は認められていない.

実験 1 では, すべての群において, 筋湿重量及び筋湿重量/体重が, 非ES側に対してES側で増加した (Table 1). また, 非ES側に対するES側の筋湿重量/体重の増加率は, 60%FAIL群 ($10.9 \pm 1.3\%$) が 15%VM群 ($3.5 \pm 0.5\%$) および30%VM群 ($6.6 \pm 1.1\%$)

に比べ高値を示した (Fig. 3A).

実験 2 では, 筋湿重量及び筋湿重量/体重が, 非ES側に比べES側において, 30%FAIL群で $6.1 \pm 1.3\%$, 30%1/4V群で $6.8 \pm 1.2\%$ 増加した (Table 1). 一方, 30%1/8V群では, 非ES側とES側の間で, これらの値に差異は認められなかった. また, 非ES側に対するES側の筋湿重量/体重の増加率は, 3群間において差異は認められなかった (Fig. 3B).

さらに, 実験 1 の60%FAIL群における筋湿重量/

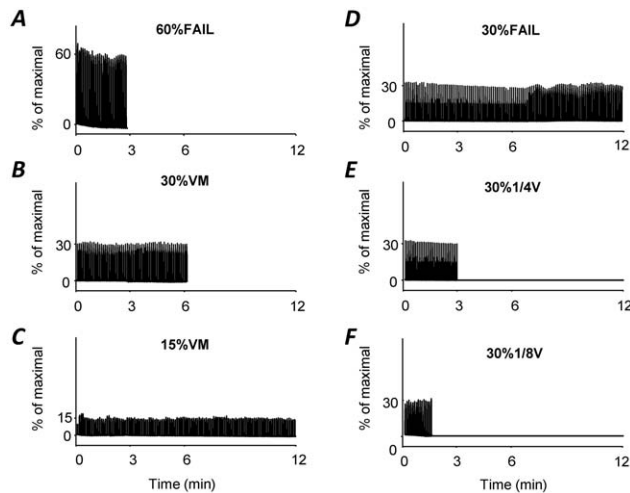


Figure 2. Typical torque traces of neuromuscular electrical stimulation training in loading volume-matched (A-C) and loading intensity-matched groups (D-F). 60%FAIL, 60% of maximum isometric torque (MIT) to task failure at supramaximal voltage (45 V)(A); 30%VM, 30% of MIT with volume-matched to 60%FAIL (B); 15%VM, 15% of MIT with volume-matched to 60%FAIL (C); 30%FAIL, 30% of MIT to task failure at supramaximal voltage (D); 30%1/4V, 30% of MIT with 1/4 volume of 30%FAIL (E); 30%1/8V, 30% of MIT with 1/8 volume of 30%FAIL (F).

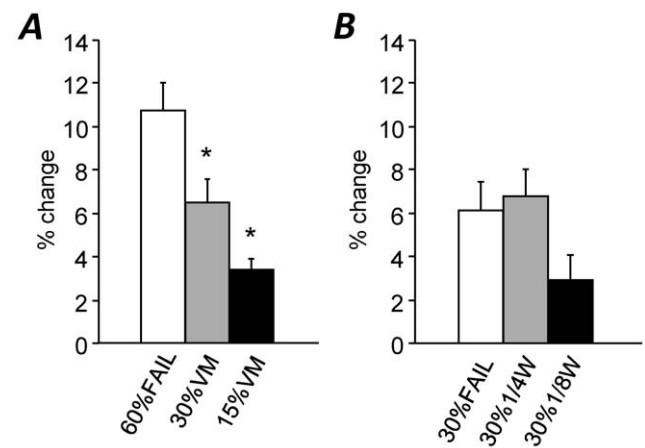


Figure 3. Percentage change in gastrocnemius muscle weight normalized to body weight following neuromuscular electrical stimulation training in loading volume-matched (A) and loading intensity-matched groups (B). 60%FAIL, 60% of maximum isometric torque (MIT) to task failure at supramaximal voltage (45 V); 30%VM, 30% of MIT with volume-matched to 60%FAIL; 15%VM, 15% of MIT with volume-matched to 60%FAIL; 30%FAIL, 30% of MIT to task failure at supramaximal voltage; 30%1/4V, 30% of MIT with 1/4 volume of 30%FAIL; 30%1/8V, 30% of MIT with 1/8 volume of 30%FAIL. Data are means \pm SE results from 5–6 rats per group. * $P < 0.05$ vs. 60%FAIL.

Table 1. Body and gastrocnemius muscle weight following neuromuscular electrical stimulation (ES) training.

Group	n	BWt (g)	GWt (mg)		GWt / BWt (mg/g)	
			non-ES	ES	non-ES	ES
60%FAIL	6	259.2 \pm 5.1	1144.2 \pm 18.1	1302.4 \pm 36.3**	4.52 \pm 0.07	5.02 \pm 0.1**
30%VM	6	275.0 \pm 4.0	1303.5 \pm 17.1	1389.2 \pm 25.2*	4.74 \pm 0.05	5.06 \pm 0.1*
15%VM	6	264.2 \pm 3.7	1272.5 \pm 23.3	1316.3 \pm 22.9**	4.82 \pm 0.05	4.98 \pm 0.05**
30%FAIL	6	241.7 \pm 4.0	1150.5 \pm 22.5	1221.0 \pm 32.0*	4.76 \pm 0.05	5.05 \pm 0.08*
30%1/4V	6	247.5 \pm 4.4	1213.8 \pm 18.1	1295.5 \pm 8.8*	4.91 \pm 0.05	5.24 \pm 0.06*
30%1/8V	5	256.0 \pm 4.0	1217.6 \pm 25.9	1252.4 \pm 20.7	4.76 \pm 0.03	4.89 \pm 0.04

Values are means \pm SE. n, number of rats; BWt, body weight; GWt, gastrocnemius muscle weight; 60%FAIL, 60% of maximum isometric torque (MIT) to task failure at supramaximal voltage (45 V); 30%VM, 30% of MIT with volume-matched to 60%FAIL; 15%VM, 15% of MIT with volume-matched to 60%FAIL; 30%FAIL, 30% of MIT to task failure at supramaximal voltage; 30%1/4V, 30% of MIT with 1/4 volume of 30%FAIL; 30%1/8V, 30% of MIT with 1/8 volume of 30%FAIL. * $P < 0.01$, ** $P < 0.001$ vs. contralateral non-ES side.

Table 2. Myofibrillar protein concentration in gastrocnemius muscles following neuromuscular electrical stimulation (ES) training.

Group	n	Myofibrillar protein concentration (mg/g)	
		non-ES	ES
60%FAIL	6	87.1 \pm 4.7	88.1 \pm 2.8
30%VM	6	85.7 \pm 1.2	86.2 \pm 2.7
15%VM	6	83.0 \pm 4.2	89.7 \pm 3.3
30%FAIL	6	88.1 \pm 4.4	87.8 \pm 5.4
30%1/4V	6	85.2 \pm 5.9	86.0 \pm 4.0
30%1/8V	5	90.5 \pm 2.7	86.7 \pm 2.7

Values are means \pm SE. n, number of rats; 60%FAIL, 60% of maximum isometric torque (MIT) to task failure at supramaximal voltage (45 V); 30%VM, 30% of MIT with volume-matched to 60%FAIL; 15%VM, 15% of MIT with volume-matched to 60%FAIL; 30%FAIL, 30% of MIT to task failure at supramaximal voltage; 30%1/4V, 30% of MIT with 1/4 volume of 30%FAIL; 30%1/8V, 30% of MIT with 1/8 volume of 30%FAIL.

体重の増加率は、実験2の30%FAIL群のものに比べ高値を示した。また、実験1における30%VM群は、実験2における30%FAIL群の約半分の力積に相当するが、これら2つの群間において筋湿重量/体重の増加率に差異は認められなかった。

3. 筋原線維タンパク質の濃度

Table 2に筋原線維タンパク質の濃度を示した。全群において、非ES側に対するES側の筋原線維タンパク質の濃度に差異は認められなかった。

考 察

本研究では、力積が一定で負荷強度が異なる3群および負荷強度が一定で力積が異なる3群を設け、それらの筋肥大率を比較することで、筋肥大における負荷強度および力積の役割を検討した。なお、すべての群において、非ES側とES側の間で、筋原線維タンパク質濃度に差がなかったことから、観察された筋湿重量の増加は、水分や結合組織などの含有量の変化に起因しないと考えられる。したがって、本研究では、筋湿重量/体重の増加率を筋肥大率として比較した。その結果、力積が一定の条件では、高負荷強度のESトレーニング（60%FAIL群）が低負荷強度のもの（30%VM群および15%VM群）に比べ、高い筋肥大率を示した。この結果と一致するように、先行研究において、力積が一定の場合、負荷強度に依存して筋原線維タンパク質の合成率⁵⁾や筋肥大率⁶⁾が高まることが報告され

ている。すなわち、これらの知見は、負荷強度が筋肥大率を規定するという従来の考えを支持するものである。

一方、Mitchellら²⁾は、MVCの30%の低強度運動と80%の高強度運動を、それぞれ疲労困憊まで3セッション、週に3日ずつ10週間負荷したところ、低強度運動でも高強度運動と同程度の筋肥大が誘引されることを示し、負荷強度ではなく、力積が筋の肥大率を規定することを示唆した。先行研究において、低強度運動でも疲労困憊まで運動を継続することで、動員される運動単位の数が増加することが報告されていることから³⁾、これが筋肥大率の増大に寄与したものと考えられる。これに対し、本研究において、60%FAIL群は最大上刺激である45 Vまで負荷を継続したが、30%VM群および15%VM群は、最大上刺激に至る前に刺激を終了した。したがって、これらの群の肥大率が、60%FAIL群に比べ低値を示したのは、動員された筋線維の数が、60%FAIL群よりも少なかったためであるかもしれない。

この点に関して、本研究の60%FAIL群および30%FAIL群では、どちらも最大上刺激まで負荷を継続したことから、最終的にすべての筋線維が動員されたものと考えられるが、それでもなお、60%FAIL群における筋肥大率が、30%FAIL群よりも高値を示した。さらに、30%FAIL群の平均力積が、60%FAIL群の約2倍であったことを考慮すると、前述の通り、力積よりもむしろ負荷強度が筋肥大の制限因子であることが示唆される。この考えを裏付けるように、mammalian target of rapamycinに代表される、筋細胞の肥大を司るシグナル伝達系は、物理的なストレスの強さに依存して活性化することが、近年報告されている¹⁴⁾。

また、本研究の結果、MITの30%の負荷強度下では、最大力積の1/4を超えなければ筋肥大が誘引されないことが示された。さらに、30%FAIL群と30%1/4V群および30%VM群の筋肥大率に差異が認められなかったことから、30%1/4V群の力積が、この負荷強度においてすでに最大の筋肥大効果を得るのに十分な力積であったものと考えられる。この考えを支持するように、ヒトにおいて、筋力トレーニングのセット数を増やし力積を増加させても、筋の肥大率が増加しないことが示されている¹⁵⁾。

Holmら⁶⁾は、15.5%MVCの低強度運動を、週に3セッションずつ12週間負荷した結果、運動前に比べ運動後で、筋が2.6%肥大することを報告している。一方、本研究においても、低負荷強度のESトレーニングを

実施した15%VM群において、3.5%の筋肥大が認められた。MITの15%は、MVCに換算すると20%程度であることを考慮しても、本研究の結果は、低負荷強度のESトレーニングにより、低強度運動と同程度の筋肥大が誘引されることを示唆している。また、先行研究において、ESによる運動単位の動員は非選択的であり、速筋線維が効率的に動員されることが報告されている⁸⁾。虚弱高齢者や種々の疾患患者では、遅筋線維とともに速筋線維の萎縮が認められること⁷⁾、また、それらを動員しうる高強度運動や疲労困憊に至る運動の積極的な実施が困難であることから、これらの対象者に対し、ESトレーニングは筋肥大を引き起こすための有効な手段となり得る可能性があると考えられる。

結 論

本研究の結果、ESトレーニングでは、力積ではなく負荷強度が筋肥大率の限界値を規定する因子であることが示唆された。したがって、ESトレーニングにより効果的に筋肥大を引き起こすためには、負荷強度を重視した条件設定が必要であると考えられる。

文 献

- 1) ACSM: American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc* 41: 687-708, 2009
- 2) Mitchell CJ, Churchward-Venne TA, West DW, Burd NA, Breen L, Baker SK, Phillips SM: Resistance exercise load does not determine training-mediated hypertrophic gains in young men. *J Appl Physiol* 113: 71-77, 2012
- 3) Fallentin N, Jorgensen K, Simonsen EB: Motor unit recruitment during prolonged isometric contractions. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 67: 335-341, 1993
- 4) Burd NA, West DW, Staples AW, Atherton PJ, Baker JM, Moore DR, Holwerda AM, Parise G, Rennie MJ, Baker SK, Phillips SM: Low-load high volume resistance exercise stimulates muscle protein synthesis more than high-load low volume resistance exercise in young men. *PLoS One* 5: e12033, 2010
- 5) Kumar V, Selby A, Rankin D, Patel R, Atherton P, Hildebrandt W, Williams J, Smith K, Seynnes O, Hiscock N, Rennie MJ: Age-related differences in the dose-response relationship of muscle protein synthesis to resistance exercise in young and old men. *J Physiol* 587: 211-217, 2009
- 6) Holm L, Reitelseder S, Pedersen TG, Doessing S, Petersen SG, Flyvbjerg A, Andersen JL, Aagaard P, Kjaer M: Changes in muscle size and MHC composition in response to resistance exercise with heavy and light loading intensity. *J Appl Physiol* (1985) 105: 1454-1461, 2008
- 7) Maffiuletti NA: Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation. *Eur J Appl Physiol* 110: 223-234, 2010
- 8) Gregory CM, Bickel CS: Recruitment patterns in human skeletal muscle during electrical stimulation. *Phys Ther* 85: 358-364, 2005
- 9) Szentesi P, Bekedam MA, van Beek-Harmsen BJ, van der Laarse WJ, Zaremba R, Boonstra A, Visser FC, Stienen GJ: Depression of force production and ATPase activity in different types of human skeletal muscle fibers from patients with chronic heart failure. *J Appl Physiol* (1985) 99: 2189-2195, 2005
- 10) Gosker HR, Wouters EF, van der Vusse GJ, Schols AM: Skeletal muscle dysfunction in chronic obstructive pulmonary disease and chronic heart failure: underlying mechanisms and therapy perspectives. *Am J Clin Nutr* 71: 1033-1047, 2000
- 11) Yamada T, Abe M, Lee J, Tatebayashi D, Himori K, Kanzaki K, Wada M, Bruton JD, Westerblad H, Lanner JT: Muscle dysfunction associated with adjuvant-induced arthritis is prevented by antioxidant treatment. *Skelet Muscle* 5: 20, 2015
- 12) Thompson LV, Durand D, Fugere NA, Ferrington DA: Myosin and actin expression and oxidation in aging muscle. *J Appl Physiol* 101: 1581-1587, 2006
- 13) Bradford MM: A rapid and sensitive method for the quantitation of microgram quantities of protein utilizing the principle of protein-dye binding. *Anal Biochem* 72: 248-254, 1976
- 14) Hornberger TA, Chu WK, Mak YW, Hsiung JW,

- Huang SA, Chien S: The role of phospholipase D and phosphatidic acid in the mechanical activation of mTOR signaling in skeletal muscle. *Proc Natl Acad Sci U S A* 103: 4741-4746, 2006
- 15) Starkey DB, Pollock ML, Ishida Y, Welsch MA, Brechue WF, Graves JE, Feigenbaum MS: Effect of resistance training volume on strength and muscle thickness. *Med Sci Sports Exerc* 28: 1311-1320, 1996

原著論文

両側足関節の反復運動における位相の違いが皮質脊髄路興奮性に与える影響

沼田 純希¹⁾, 土屋 順子²⁾, 立本 将士³⁾, 大澤 竜司⁴⁾, 鈴木 智高⁵⁾, 田辺 茂雄³⁾, 菅原 憲一⁵⁾

Neural differences in corticospinal excitability between in-phase and antiphase movements during bilateral ankle movements

Atsuki Numata¹⁾, Junko Tsuchiya²⁾, Tsuyoshi Tatemoto³⁾, Ryuji Osawa⁴⁾,
Tomotaka Suzuki⁵⁾, Shigeo Tanabe³⁾, Kenichi Sugawara⁵⁾

Abstract

Objective: Detailed mechanisms underlying neural control of bilateral ankles during repetitive ankle movements are still unknown. The aim of the present study was to investigate how the neural properties were different between in-phase and antiphase repetitive bilateral ankle movements. Methods: Fifteen healthy young adults participated in the study. The participants performed in-phase (move the bilateral ankle simultaneously) and anti-phase (move the bilateral ankle alternately) repetitive ankle movements tasks in randomized order. Single or paired TMS (ISI=2ms, for measuring short intracortical inhibition: SICI) was delivered at hotspot which both motor-evoked potential (MEP) of the right tibialis anterior muscle (TA) and the soleus muscle (SOL) were detected in left primary motor cortex, when EMG of right TA were on-set and off-set condition during ankle movements tasks. Results: In off-set condition, The MEP amplitude of the SOL during antiphase task was significantly larger than that during in-phase task. There were no significant differences between tasks in the MEP amplitude of the SOL at on-set condition and the TA in both conditions, and SICI in both conditions of TA and SOL. Conclusion: Neural property of the repetitive movement was prominent during antiphase movement of the ankles. These results suggest that the properties of phase during repetitive movement of the bilateral lower limbs might be considered in rehabilitative interventions.

Key words: ankle joint, repetitive movement, bilateral coordination, transcranial magnetic stimulation, motor-evoked potential

- 1) 東北文化学園大学 医療福祉学部 リハビリテーション学科
理学療法専攻
(Physical Therapy Course, Department of Rehabilitation, Faculty of
Medical Science and Welfare, Tohoku Bunka Gakuen University)
- 2) 東京工科大学 医療保健学部 理学療法学科
(Department of Physical Therapy, School of Health Sciences,
Tokyo University of Technology)
- 3) 藤田保健衛生大学 医療科学部 リハビリテーション学科
(Faculty of Rehabilitation, School of Health Science, Fujita
Health University)
- 4) 神奈川県立保健福祉大学大学院 保健福祉学研究科
(Graduate Course of Health and Social Services, Kanagawa

- University of Human Services Graduate School)
- 5) 神奈川県立保健福祉大学 保険福祉学部 リハビリテーション
学科 理学療法専攻
(Physical Therapy Major, School of rehabilitation, Faculty Health
and Social Services, Kanagawa University of Human Services)

投稿責任者：菅原憲一

住所：〒238-0013 神奈川県横須賀市平成町1-10-1

E-mail: sugawara-k@kuhs.ac.jp

Submitted for publication: 10 January 2017.

Accepted for publication: 13 February 2017.

はじめに

ヒトの正常歩行周期における足関節周囲筋の適切な弛緩-収縮の協調は必須の要因である¹⁾。近年、ヒトの歩行において脊髄の中枢性パターン発生器 (central pattern generator : CPG) による自動歩行制御の機能的メカニズムが示されている^{2) 3)}。一方、皮質脊髄路由来の随意運動制御の関与が、経頭蓋磁気刺激 (transcranial magnetic stimulation : TMS) 法を用いた研究により報告されている^{4) 5)}。歩行中の前脛骨筋 (tibialis anterior muscle : TA) では、本来筋活動を認めない時点においても皮質脊髄路興奮性が増大していたことや⁴⁾、ロボットアシストによる完全受動歩行下においても遊脚・立脚の移行期に興奮性の増大を認めたこと⁵⁾などが報告され、上位運動中枢による下肢筋制御の重要性を示唆するものである。

また先行研究から、脳卒中患者の等尺性足背屈運動中の、ヒラメ筋 (soleus muscle : SOL) H反射に対する相反性抑制の減弱や⁶⁾、慢性期脳卒中患者においてTAの皮質脊髄路興奮性低下を認め、自動足背屈角度や背屈最大随意収縮 (maximum voluntary contraction : MVC) といった運動指標との間に正の相関関係があること⁷⁾が報告されている。また上肢においては、脳卒中発症後の上肢運動機能の回復程度と皮質脊髄路興奮性の変化の間に関連性が示されている⁸⁾。

以上より、脳卒中患者の足関節周囲筋の運動機能障害は、中枢神経系による制御異常との関連が示され、神経制御機構の改善は、下肢運動機能改善において重要な要因であると考えられる。これらの運動学的・神経生理学的な知見は、脳卒中後の歩行機能再建を目的としたリハビリテーションに必要不可欠である。

足関節の周期運動制御に関して、反復運動と単独運動との違い、またはその位相性による相違が報告されている^{9) 10)}。Hiraokaらは、片側足関節の底背屈反復運動と、両側足関節の位相性を同一運動方向で同期したin-phase、または逆方向としたantiphaseの2種の両側性運動を比較した。その結果、antiphase運動中の底屈最終域に、片側運動に比較してSOLのH反射が著明に減弱したことを報告した¹⁰⁾。このように、片側足関節の反復運動に関する運動制御動態や、両側足関節の脊髄レベルでの制御動態に関する報告がなされている。しかし、両側足関節における底背屈筋の、運動皮質を含む上位中枢神経系による運動制御動態に関する報告はみられず、その詳細は不明である。

ヒトの動作において、下肢の運動は両側運動が主体であり、また歩行をはじめとした動作には、左右肢が

拮抗した方向 (逆位相) に関節運動を呈するものが多い。前述した運動皮質を含む中枢神経系の足関節制御への関連と併せ考えると、脊髄レベルと大脳皮質を含めた上位運動中枢レベルの両者による相互作用が考えられる。よって足関節の運動機能改善、歩行機能改善を目的としたリハビリテーションにおいて、両側の足関節に対する、脊髄レベルより上位の運動中枢による運動制御に関する基礎的知見を得ることが重要である。

以上より本研究では、左右足関節を位相同期した運動 (同位相) と逆位相性の拮抗運動との比較から、上位運動中枢レベルでの運動制御において、逆位相性の運動に神経生理学的な特異性があるものと仮説を立てた。そこで、足関節底背屈筋の交互収縮様式に応じた運動制御機構の神経生理学的機序について、TMSを用いた検討を行い、併せて2連発刺激を用いた皮質内抑制回路の動態を検討した。

対象と方法

1. 対象

中枢神経系疾患、整形外科疾患のない健康成人15名 (男性6名、女性9名、平均年齢 22.3 ± 3.8 歳) が実験に参加した。本研究はヘルシンキ宣言に基づき、神奈川県立保健福祉大学倫理委員会にて承認を受け実施した (保大第7-10)。各被験者には実験に関する十分な説明を口頭並びに紙面により行い、同意書に署名を得て実施した。なお、全被験者ともボールを蹴る脚は右脚であった¹¹⁾。

2. 実験手順

試験測定では、両側足関節の反復運動課題として、①両側足関節の同一運動方向で同期した最大底背屈反復運動 (同位相) と、②両側の拮抗運動を行う底背屈交互運動 (逆位相) の2種を実施した。すべての被験者が実施順をランダム化し両課題を行った。反復運動中の皮質脊髄路興奮性の相違を評価するため、右下肢より運動誘発電位 (motor evoked potential : MEP) の導出を行った。また反復運動中に測定したMEP振幅値を標準化するための基準測定として、Beep音に追従し一回のみ、反復運動と同じ速度で足関節を背屈、底屈の順に運動を行う単発運動 (discrete movement) 時のMEP測定を、試験測定前後に行った。なお、測定開始前に実際の運動頻度 (1.5Hz) で練習を行った。

3. 運動の設定

運動肢位は、足関節のみが自由に運動可能なファー

ラー位とした。単発運動および反復運動に付与する聴覚刺激は、1.5Hzで反復されるよう、誘発電位・筋電図検査装置 (Neuropack, 日本光電) から生成されたトリガー信号を送り、電気刺激装置 (SEN-7203, 日本光電) にてスピーカー音源から出力を行った。音信号は、刺激間隔2msec, 刺激パルス幅1msec, 刺激パルス数25回からなる単純なBeep音とした。足関節運動は、音刺激に同期し、なるべく早く最大運動範囲を運動するよう教示した。運動中はTAおよびSOLの筋電図波形を提示し、両筋の筋活動を十分生じさせるよう教示した。

4. 筋電図記録とTMS刺激

MEPは磁気刺激装置 (Magstim-200, Magstim), 刺激コイルはダブルコーンコイル (中心直径110mm) を用いて、左大脳半球一次運動野 (primary motor cortex: M1) の下肢領域に、TMSによる単発刺激を行う MEP測定及び、2連発刺激による短潜時皮質内抑制 (short-interval intracortical inhibition: SICI) の測定を行った。Neuropackを用い、右TA、および右SOLの2筋から記録した。電極位置は、各筋の筋腹に23mmのディスポーザブル電極 (バイオロード SDC112, GE横河メディカルシステム) を貼付して導出し、双極表面誘導法により記録した。得られた筋電図データは生体増幅器にて増幅し、バンドパスフィルター3Hz - 5kHz, サンプリング周波数4kHzにてA/D変換し、Power Labシステム (AD Instruments) を用いてコンピュータに記録した。

TMSの刺激部位同定のため、被験者が着用したスライミングキャップ上に、Czを中心とした2cm×2cmの格子状にマスキングテープにて目盛を作成した。測定前に、運動時MEP計測のため最適刺激部位を決定した。最初に、MVCを測定した。被験者を安楽椅

子座位とし、右下肢を股・膝関節屈曲90度、足関節底背屈0度位として装置上に右足部を接地し、中足指節関節の近位で、足関節背屈によりバーを押し上げるようにして、足関節背屈MVCの測定を行った。被験者には、足趾の背屈を伴わず、純粋に足関節背屈をするよう教示した。この値を基準とし前方のモニター上に提示される5% MVC足関節背屈筋力を決定した。被験者には、検査者からの合図により、前方のモニターからの視覚フィードバックにて5% MVC足関節背屈持続収縮を維持し、TMS刺激後に弛緩するよう指示した。国際脳波記録法 (10-20法) に基づき、Czから左半球運動野上を中心に最適刺激部位を探索した。刺激部位はTA, SOL各筋において最も良好にMEPを同時導出可能な部位とし、実験を通じて刺激部位が統一されるようにスライミングキャップ上にマークした。その後、TMS刺激強度を、TAを基準として運動時閾値 (active motor threshold: AMT) を求めた。AMTは5% MVC足関節背屈下にて、10回の刺激中に少なくとも5回、100 μ V以上のMEP振幅が得られる最低刺激強度とした。なお本研究では、安静時では刺激強度を上げて十分なMEP誘発が可能な被験者が少なく、また高い刺激強度では不快感が生じたため、低い刺激強度でMEPを誘発可能なAMTを採用した。TMSは単発刺激 (single-pulse), および2連発刺激 (paired-pulse) とし、以下、各TMSで得られるMEPをそれぞれcontrolled MEP, conditioned MEPとして示す。各試行の刺激強度は、下肢運動課題を用いた先行研究を参考に検討し、SICI測定のための条件刺激を70% AMT, 刺激間隔 (interstimulus intervals: ISI) を2msec, MEP測定のための試験刺激を120% AMTに設定した^{7) 20)}。

試験測定および基準測定時の刺激タイミングは、

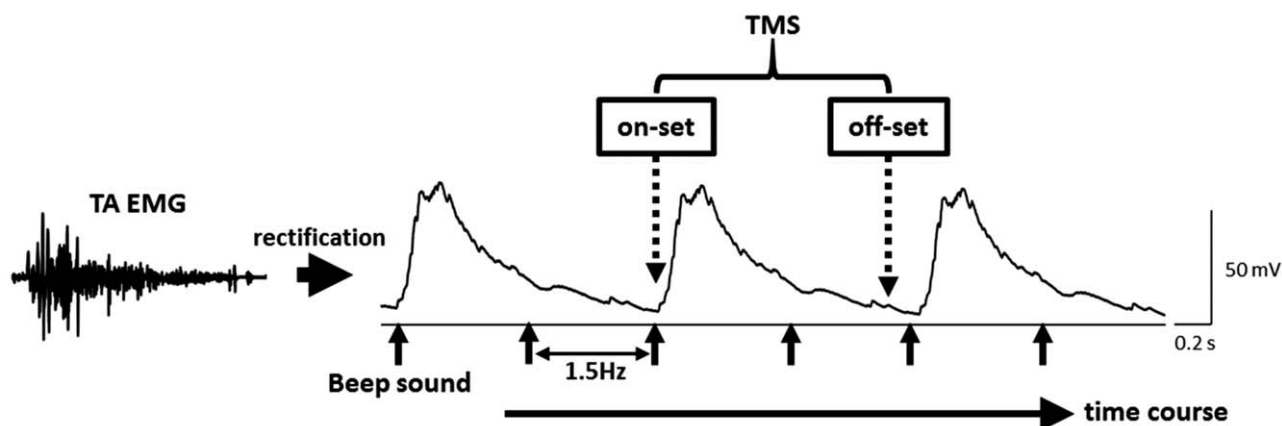


Figure 1. Experimental set up for the timing of the TMS pulses at on-set and off-set conditions of TA EMG during repetitive movements.

TAを基準として筋電図波形を整流化処理した上で、TA収縮開始時 (on-set)、TA活動低下時 (off-set) の2条件とし、各時点においてsingle-pulseおよびpaired-pulseを加え測定した (Figure 1)。すなわち、on-set – single-pulse, on-set – paired-pulse, off-set – single-pulse, off-set – paired-pulseの4条件の組み合わせで、コンピュータプログラム (Lab VIEW, National Instruments) を用いてランダム化し刺激を行った。なお今回の刺激プログラムは、TAの筋電図波形の上昇相および下降相の傾きを検出し、活動が最大限低下した時点をoff-set、その後上昇に転じた直後の時点をon-setと定義した。波形が2～3峰性を示し (Figure 1)、後半の小さな山の時間軸上の位置および大きさが個人間で異なったため、刺激閾値の設定は被験者毎に調整を要した。個々の被験者内では実験を通して波形は安定しており、課題間で刺激タイミングを統一し実施した。

基準測定では、上記の4条件を試験測定前後で各5回ずつ、計40回実施した。試験測定では、運動中の疲労の影響を除くため、被験者ごとに1回の試験測定でのTMS施行数を調節し (8～10施行)、測定毎に1分間の休息を挟み計6～7set実施した。4条件を各15回、合計60回程度のTMS施行を行った。試験測定後、十分な休憩の後に他方の課題について同様の測定を行った。実験を通して合計で約160回のTMS施行を行った。

また、両課題における筋活動量が同等であることを確認するため、TMS刺激前の100 msec間の背景筋放電 (back ground EMG : B.EMG) を二乗平均平方根 (root mean square : RMS) にて算出した。

5. 解析方法、統計処理

各被験者において得られたcontrolled MEP, conditioned MEP記録から、4種の測定条件毎に、得られたMEP振幅値のうち、標準偏差の2倍の範囲を逸脱する値を除外した上で加算平均し、平均MEP振幅値を算出した。なお、除外したデータは全体の0.07～0.13%であった。ただし、被験者のうち条件毎に、

十分なMEPが測定されなかった者、およびpaired-pulseにおいてconditioned MEPが抑制されなかった者を除外し解析を行った。解析は、controlled MEPでは試験測定時の平均MEP振幅値を基準測定時の値で除したMEP ratioとして比率を算出した (MEP ratio = 試験測定時の平均controlled MEP / 基準測定時の平均controlled MEP)。またSICIについては測定条件毎に、算出した平均conditioned MEP振幅値を平均controlled MEP振幅値で除して算出した (SICI = 平均conditioned MEP / 平均controlled MEP)。すべての結果は平均値±標準誤差 (ave ± SE) で示した。算出したB.EMGの平均RMS値、MEP ratio及びSICIについて、運動課題間で対応のあるt検定を行った。統計学的検定にはIBM SPSS statistics (version20, SPSS inc) を用いた。なお、統計学的有意水準は5%未満とした。

結 果

1. 2種の運動課題中における背景筋放電 (RMS) の比較

Table 1に、同位相と逆位相におけるTA, SOLのB.EMGの平均RMS値を示す。対応のあるt検定の結果、課題間で有意差は認められなかった (TA single-pulse on-set: df=10, $p=0.07$; TA single-pulse off-set: df=8, $p=0.23$; TA paired-pulse on-set: df=10, $p=0.11$; TA paired-pulse off-set: df=9, $p=0.97$; SOL single-pulse on-set: df=10, $p=0.37$; SOL single-pulse off-set: df=6, $p=0.72$; SOL paired-pulse on-set: df=10, $p=0.80$; SOL paired-pulse off-set: df=8, $p=0.51$)。よって、TMS時におけるB.EMGは同一条件により行われていたことが示された。

2. 2種の運動課題中におけるMEP振幅比の比較

Figure 2にcontrolled MEPの代表例を、Figure 3に、MEP ratioの結果を示す。同位相におけるTA MEP ratioは、on-setが 1.12 ± 0.08 , off-setが 1.26 ± 0.08 であった。また、逆位相におけるTA MEP ratioは、

Table 1. Back ground EMG of the MEPs recorded 100ms before TMS based on the RMS method from TA and SOL at on-set and off-set of TA EMG during repetitive movements.

	controlled MEP				conditioned MEP			
	TA		SOL		TA		SOL	
	on-set	off-set	on-set	off-set	on-set	off-set	on-set	off-set
in-phase	0.39 ± 0.03	0.09 ± 0.01	0.06 ± 0.01	0.04 ± 0.01	0.34 ± 0.03	0.09 ± 0.01	0.06 ± 0.005	0.04 ± 0.005
antiphase	0.38 ± 0.03	0.09 ± 0.01	0.06 ± 0.01	0.04 ± 0.01	0.33 ± 0.03	0.09 ± 0.01	0.06 ± 0.005	0.04 ± 0.005

Background EMG RMS (mVrms). ave ± SE

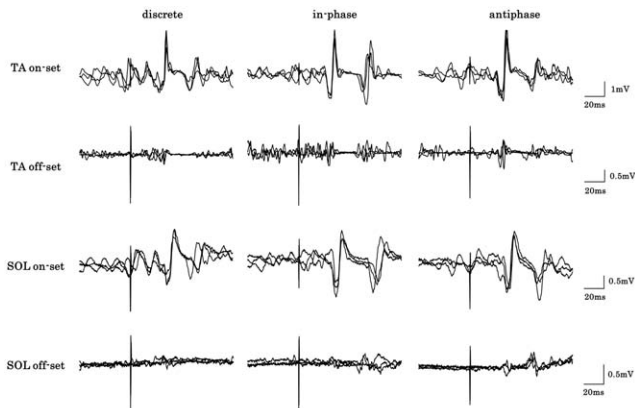


Figure 2. Typical waveforms of MEPs (superimposed 3 trials) induced by single-pulse TMS from a representative subject.

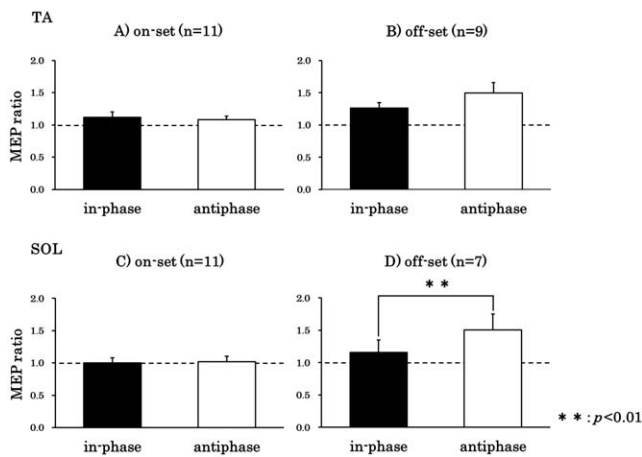


Figure 3. MEP ratio (ave \pm SE) in the (A) TA on-set, (B) TA off-set, (C) SOL on-set, (D) SOL off-set. In off-set condition, The MEP amplitude of the SOL during antiphase task was significantly larger than that during in-phase task (D). There were no significant differences between tasks in the MEP amplitude of the SOL at on-set condition and the TA in both conditions, and SICI in both conditions of TA and SOL.

on-setが 1.08 ± 0.06 , off-setが 1.50 ± 0.16 であった。対応のあるt検定の結果、課題間で有意差を認めなかった (on-set: $df=10$, $p=0.35$; off-set: $df=8$, $p=0.08$)。同位相におけるSOL MEP ratioは、on-setが 1.00 ± 0.08 , off-setが 1.16 ± 0.19 であった。また、逆位相におけるSOL MEP ratioは、on-setが 1.02 ± 0.08 , off-setが 1.51 ± 0.24 であった。対応のあるt検定の結果、off-setにおいて課題間で有意差を認め、同位相に比べ逆位相でより顕著な増大を認めた (on-set: $df=10$, $p=0.73$; off-set: $df=6$, $p=0.008$)。

Figure 4に、SICIの結果を示す。同位相における

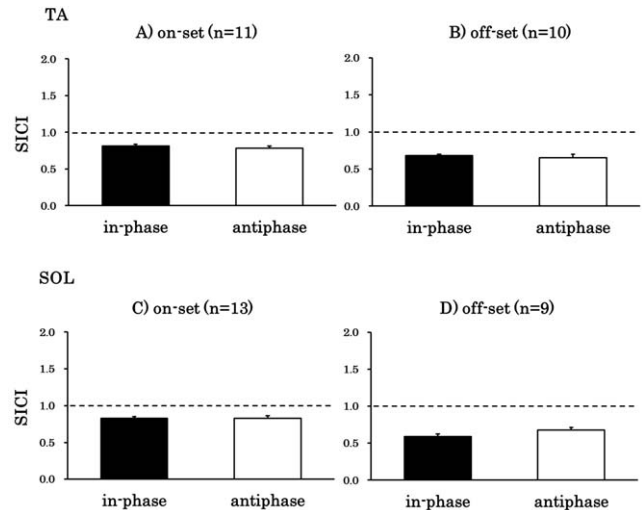


Figure 4. SICI in the (A) TA on-set, (B) TA off-set, (C) SOL on-set, (D) SOL off-set. As a result of the paired t-test, there were no significant differences between tasks.

TA SICIは、on-setが 0.82 ± 0.02 , off-setが 0.68 ± 0.02 であった。また、逆位相におけるTA SICIは、on-setが 0.78 ± 0.03 , off-setが 0.65 ± 0.05 であった。対応のあるt検定の結果、課題間に有意差を認めなかった (on-set: $df=10$, $p=0.22$; off-set: $df=9$, $p=0.52$)。同位相におけるSOL SICIは、on-setが 0.83 ± 0.02 , off-setが 0.59 ± 0.04 であった。また、逆位相におけるSOL SICIは、on-setが 0.83 ± 0.03 , off-setが 0.68 ± 0.03 であった。対応のあるt検定の結果、課題間で有意差を認めなかった (on-set: $df=12$, $p=0.997$; off-set: $df=8$, $p=0.069$)。

考 察

本研究では、両側足関節の底背屈反復運動における、位相性を変化させた運動様式の相違が皮質脊髄路興奮性に与える影響を、TMSを用いたMEP測定を指標に検討を行った。その結果、反復運動中のoff-setの時点において、逆位相性の運動のSOL MEP ratioに、同位相性運動に比して有意な興奮性増大を認めた。このことは、下肢の反復運動における、左右肢の逆位相性の運動における特異性を示唆するものと考えられた。

ヒトの下肢反復運動の特徴として歩行や走行、サイクリングなど左右肢の逆位相性の運動が主体である。これらの周期運動に関しては脳幹・脊髄レベルにおけるCPGの関与が大きいとされる¹²⁾。本研究のような足関節の単関節運動において、交叉性の伸展／屈曲反射等のCPGの基盤とされる神経機構が活動するか否かは不明確である。しかし、これらの神経機構の一部

が逆位相におけるMEP振幅の増大に関与しているのかもしれない。

SOL MEP ratioに関して、底背屈運動周期中でoff-setはSOLの活動ピークは過ぎ、次の背屈相への移行期に近いと考えられる。筋活動が低下している時点でSOLのMEP振幅の増大を認めた点については、次の背屈運動に向けた準備として、TAに対する拮抗的な抑制作用を及ぼすSOLの予備的活動に伴うMEP振幅の増大である可能性が考えられた。off-setの刺激設定は前述の通り、TAの筋電図波形を基準とし、可能な限り活動が低下した点をoff setとした。これは、刺激閾値を高く設定すると、TAの活動が十分に低下する前に上昇を検出しTMS刺激を加えてしまうためであった。この点は本研究のプログラム特性および限界であるが、底背屈活動移行期に課題間の差を認めたことは、逆位相性の運動の特異性を示唆するものと考えられた。ただし、TAを基準としたためSOLについて厳密な定義ができておらず、SOLの活動を主眼に置いた今後の検証が必要である。

また、もう一つの可能性として、同位相におけるbilateral deficitの関与が考えられた。これは上下肢において両側性の努力筋出力時に、片側のみの場合に比べ筋出力やMEPが減弱する現象を指す。Soteropoulosらは、右第一背側骨間筋・上腕二頭筋・上腕三頭筋の30%MVC中に、安静時に比して左第一背側骨間筋のMEP振幅に有意な減弱を認めたと報告した¹³⁾。本研究では、課題間でRMS値に差を認めず、筋活動に影響を与える変化はなかった。しかし先行研究において30%MVCという弱い収縮力でも皮質内の変化としてbilateral deficitが生じた点から、同位相の両足関節運動に伴い、逆位相と比較して相対的な低下を生じた可能性が考えられた。

一方、SICIの結果では課題間の差を認めず、本研究の結果からは大脳皮質内抑制回路の変化の詳細は不明であった。このことに関しては、本研究で用いた運動課題では大脳皮質運動野の関与が低い可能性が考えられた。先行研究より、一定リズムのsignalに合わせた単純な反復運動課題において、刺激より反応が先行するnegative asynchronyが生じ、予測可能な反復刺激に追従する課題においてセルフペースへの移行が起こることが知られている^{14) 15)}。今回の運動課題は音刺激に追従した単純な反復運動課題であり、被験者にはBeep音に追従して運動するよう教示し、音刺激に対する注意の集中を促していた。しかし、本研究の結果のみからは、セルフペースに移行し皮質下領域や脊髄レベルでの制御となった可能性は否定出来ず、H反

射測定など今後の検討が必要である。また、刺激強度設定について、先行研究を参考に条件刺激強度を70% AMTとし、conditioned MEPの抑制を確認した上で実施した。しかし、90-95% AMTを用いた報告もあり¹¹⁾、条件刺激強度の弱さがSICIの結果に影響した可能性も考えられた。

本研究の結果から、運動中の皮質脊髄路興奮性の変化には、運動様式に課題特異性を認めることが明らかとなった。このことは、下肢機能回復を目的とした運動介入として両側足関節の反復運動を行う際、運動様式を考慮する必要性を示唆している。過去の報告より、反復運動後に主動筋MEP振幅の増大や、拮抗筋の抑制性変化が起こることが報告されている^{16) ~ 19)}。一方、単純な足関節の反復運動では変化が生じないとする報告^{18) 20)}もあり、負荷量や実施時間など方法論の差異から見解は統一されていない。本研究においても、反復運動速度を1.5Hzに統一しており、今後、反復速度や負荷量等の運動条件の違いによる特性の検討が必要と考える。

本研究の限界として、対象が若年健常成人であり、実際の症例における検証が必要である点、TAを基準としたためSOLに関する定義が不十分であった点、SICIに差がなく皮質脊髄路のどのレベルの変化であるか不明であった点、反復運動中の測定のため、controlled MEPの変化に応じた刺激強度を調整によるMEP振幅の統一が困難であった点が挙げられる。今後の展望として、反復速度変化に応じた筋電図波形の位相に関する検証や、H反射法を用いた脊髄レベルでの検討、さらに実際の脳卒中後症例を対象とした介入効果の検討などを進めていく必要があると考える。

文 献

- 1) Kirsten Gotz-Neumann: 観察による歩行分析. 月城慶一 他訳. 東京, 医学書院, pp 47-54, 2005
- 2) Dietz V, Colombo G, Jensen L, Baumgartner L: Locomotor capacity of spinal cord in paraplegic patients. *Ann Neurol* 37: 574-582, 1995
- 3) Dimitrijevic MR, Gerasimenko Y, Pinter MM: Evidence for a spinal central pattern generator in humans. *Ann N Y Acad Sci* 860: 360-376, 1998
- 4) Capaday C, Lavoie BA, Barbeau H, Schneider C, Bonnard M: Studies on the Corticospinal Control of Human Walking. I. Responses to Focal Transcranial Magnetic Stimulation of the Motor Cortex. *J Neurophysiol* 81: 129-139, 1999

- 5) Kamibayashi K, Nakajima T, Takahashi M, Akai M, Nakazawa K: Facilitation of corticospinal excitability in the tibialis anterior muscle during robot-assisted passive stepping in humans. *Eur J Neurosci* 30: 100-109, 2009
- 6) 緒方陽一郎, 大城昌平, 尾崎勝博, 中尾利恵, 横山茂樹, 穂山富太郎: 随意的足関節背屈時におけるヒラメ筋H波振幅の変化. *運動生理* 9, 27-32, 1994
- 7) Beaulieu LD, Massé-Alarie H, Brouwer B, Schneider C: Brain control of volitional ankle tasks in people with chronic stroke and in healthy individuals. *J Neurol Sci* 338: 148-155, 2014
- 8) Lüdemann-Podubecká J, Nowak DA: Mapping cortical hand motor representation using TMS: A method to assess brain plasticity and a surrogate marker for recovery of function after stroke? *Neurosci Biobehav Rev* 69: 239-251, 2016
- 9) Goto Y, Jono Y, Hatanaka R, Nomura Y, Tani K, Chujo Y, Hiraoka K: Different corticospinal control between discrete and rhythmic movement of the ankle. *Front Hum Neurosci* 8: 578, 2014
- 10) Hiraoka K, Chujo Y, Hatano Sakiko, Fukuhara K, Yamanaka Y: Effects of contralateral movement on the Soleus H-Reflex during in-phase and anti-phase movements of the ankles. *Motor Control* 18: 88-100, 2014
- 11) Hirano M, Kubota S, Morishita T, Uehara K, Fujimoto S, Funase K: Long-Term Practice Induced Plasticity in the Primary Motor Cortex Innervating the Ankle Flexor in Football Juggling Experts. *Motor Control* 18, 310-321, 2014
- 12) Guertin PA: The mammalian central pattern generator for locomotion. *Brain Res Rev* 62: 45-56, 2009
- 13) Soteropoulos DS and Perez MA: Physiological changes underlying bilateral isometric arm voluntary contractions in healthy humans. *Journal of Neurophysiology* 105: 1594-1602, 2011
- 14) Aschersleben G: Temporal Control of Movements in Sensorimotor Synchronization. *Brain Cogn* 48: 66-79, 2002
- 15) Schwartze M, Keller PE, Patel AD, Kotz SA: The impact of basal ganglia lesions on sensorimotor synchronization, spontaneous motor tempo, and the detection of tempo changes. *Behav Brain Res* 216, 685-691, 2011
- 16) Khaslavskaja S and Sinkjaer T: Motor cortex excitability following repetitive electrical stimulation of the common peroneal nerve depends on the voluntary drive. *Exp Brain Res* 162: 497-502, 2005
- 17) Ziemann U, Muellbacher W, Hallett M, Cohen G: Modulation of practice-dependent plasticity in human motor cortex. *Brain* 124: 1171-1181, 2001
- 18) Yamaguchi T, Fujiwara T, Liu W, Liu M: Effects of pedaling exercise on the intracortical inhibition of cortical leg area. *Exp Brain Res* 218: 401-406, 2012
- 19) 野口綾利, 菅原和広, 正木友佳子, 櫛田歩未: 足関節底屈筋群に対するストレッチング様式の違いがヒラメ筋H波および筋血流動態に及ぼす影響. *理学療法科学* 29: 219-223, 2014
- 20) Perez MA, Lunngholt BK, Nyborg K, Nielsen JB: Motor skill training induces changes in the excitability of the leg cortical area in healthy humans. *Exp Brain Res* 159: 197-205, 2004

原著論文

負荷の有無が肩関節挙上運動時における肩甲骨動態に及ぼす影響

中山 裕子^{1, 2)}, 大西 秀明³⁾, 野嶋 素子¹⁾, 石津 克人¹⁾, 久保 雅義³⁾

The effect of scapular kinematics during shoulder elevation with and without external loading

Hiroko Nakayama^{1, 2)}, Hideaki Onishi^{2, 3)}, Motoko Nojima¹⁾, Katsuhito Ishizu¹⁾, Masayoshi Kubo^{2, 3)}

Abstract

Purpose: The purpose of this study was to investigate the gender characteristics on scapular kinematics during shoulder three planes of elevation with and without external loading. **Methods:** Nine healthy men and 10 healthy women participated in this study. The subjects performed shoulder flexion, scapular plane elevation, and abduction with and without loading. An electromagnetic motion capture system was used to analyze scapular orientation, and change in the scapular orientation from the resting position was calculated. **Results:** Scapular posterior tilt with loading significantly decreased compared to that without loading for shoulder flexion and abduction in men. There was no change in the scapular orientation with or without loading in women. Women had lower upward rotation and posterior tilt angle with or without loading. **Discussion:** This study revealed the gender differences in scapular kinematics during shoulder elevation with and without loading. In women, the scapular motion was less, and had muscle activity characteristic which possibility explains why there was no change in the scapular orientation with loading.

Key words: Scapular motion, 3D analysis, Gender difference, Shoulder elevation, Load

1. はじめに

上肢挙上の際には、肩甲骨は上方回旋および後傾し、さらに運動方向に応じ内旋もしくは外旋することが知られている^{1,2,3)}。また、肩甲骨の動態は、負荷や運動速度、運動面、利き手、非利き手によって変化することが報告されており^{4,5,6,7,8,9)}、いわゆる肩甲骨リズムは一定の値を示さないことが明らかになりつつある⁷⁾。これまでの報告では、肩屈曲運動時の肩甲骨角度は負荷ありでは内外旋角度と前後傾角度に影響するとしたもののや¹⁰⁾、屈曲、肩甲骨面挙上、外転のいずれの運動でも肩甲骨上方、下方回旋、内外旋、前後傾角度に影響するとしたものがみられる¹¹⁾。一方で、肩甲骨面挙上運動では負荷の影響はないとする報告もある¹²⁾。しかし、これらの報告の対象は男性のみであった。

-
- 1) 新潟中央病院リハビリテーション部
(Niigata Central Hospital, Niigata Japan)
 - 2) 新潟医療福祉大学大学院医療福祉学専攻
(Graduate School, Niigata University of Health and Welfare,
Niigata Japan)
 - 3) 新潟医療福祉大学理学療法学科
(Department of Physical Therapy, Niigata University of Health
and Welfare, Niigata Japan)

投稿責任者：中山 裕子
新潟中央病院リハビリテーション部
〒950-8556 新潟市中央区新光町1-18
E-mail: hnakayama826@gmail.com
Submitted for publication: 27 February 2017.
Accepted for publication: 31 May 2017.

これまでに肩甲骨の動態の性別差を報告したものはわずかである。Schwartzら^{13,14)}は、屈曲運動および外転運動時の性差を指摘し、挙上120°位では女性は男性に比べ有意に外旋していたとしている。Habechianら¹⁵⁾は、挙上60°、90°、120°において、女性は後傾が少なく、Nagamatsuら¹⁶⁾は、肩甲骨面挙上20°～110°の間では、女性において上方回旋角度が少なかったとしている。また、これまでの筋活動に関する報告によれば、上肢挙上および下制運動時の僧帽筋上部線維と下部線維の% MVCは男性に比べ女性は大きいとされている¹⁷⁾。上肢挙上の際、女性は肩甲骨の運動が男性に比べ少なく、僧帽筋の筋活動は大きいことから、僧帽筋は肩甲骨を固定するために強く活動していたことが考えられる。女性は、上肢挙上運動時において肩甲骨を強い筋活動で固定する必要があるなら、負荷下の条件でも同様に肩甲骨の運動は生じにくいことが考えられる。

さらに、これまでの男性を対象とした研究では、運動面によっては負荷の影響がなかったとする報告がみられているが¹²⁾、女性においては運動面による影響の差は検討されていない。

本研究の目的は、負荷なしと負荷ありの2つの条件を設定し、肩関節屈曲、肩甲骨面挙上、外転の3種類の運動面での挙上運動を行い、肩甲骨の動態に性差および運動面による差があるのか検証し、肩関節のトレーニング法の基礎的データとすることである。

2. 対象と方法

2-1. 対象

男性9名(年齢 25.3 ± 3.2 才(平均 \pm 標準偏差)、身長 171.7 ± 6.6 cm、体重 63.1 ± 8.9 kg)、女性10名(年齢 28.7 ± 6.9 才、平均身長 156.7 ± 4.5 cm、体重 52.5 ± 5.6 kg)の計19名である。被験者は上肢に何らかの既往がない健康成人で、説明の上同意を得た。全ての被験者の右上肢を測定した。また、本研究は新潟医療福祉大学倫理委員会の承認を得て行った(承認番号17005-060215)。

2-2. 測定機器

肩甲骨の3次元の動態解析には、磁気センサーシステム(Polhemus社製LIVERTY, 米国)を用いた。磁気センサーシステムは、微弱な磁場を発生させるトランスミッター、位置と方位を計測するセンサーとコントロールユニットで構成され、コントロールユニットをパーソナルコンピュータに接続し、各センサー

の位置データ、オイラー角データを即時的に記録できるものである。分解能は、角度0.0012度、位置0.00381mm、精度は、角度0.15度、位置0.76mm、測定範囲はトランスミッターの周囲約106cm、応答速度は3.5ミリ/秒であり、スポーツや理学療法における動作解析に用いられている。その利点としては死角がなく測定解析ができることが挙げられる。

2-3. 各セグメントの座標系の定義

磁気センサーは、胸骨、肩甲骨、上腕骨にそれぞれ1個ずつ、計3個貼付した。被験者は端座位で上肢を自然な下垂位とし、胸骨は胸骨柄上縁部に、肩甲骨は、肩峰の最外側に両面テープで貼付、上腕骨は上腕遠位部後面に手製のプラスチック製カフと面ファスナーで固定した(図1)。トランスミッターは被験者の約20cm右後方で高さ80cmの位置で木製の台上に固定した。基準座標系(global coordinate system)は、トランスミッター内に設定されており、各センサーのデータは基準座標系について得られるものである。各セグメントの座標系(local coordinate system, LCS)は、International Society of Biomechanics¹⁸⁾が推奨するランドマークの位置データを記録し算出した。各セグメントのランドマークと座標系の定義は以下の通りである。

胸郭は、第7頸椎棘突起(Spinous process of the 7th cervical vertebra:C7)、胸骨上窩(Suprasternal notch:SN)、第8胸椎棘突起(Spinous process of the 8th thoracic vertebra:T8)、胸骨剣状突起(Xiphoid process:XP)を用いて胸骨座標系を決定した。胸骨上窩(SN)を原点とし、Y軸は胸骨剣状突起(XP)と第8胸椎棘突起(T8)の中央と胸骨上窩(SN)、第7頸椎棘突起(C7)の中央を結んだ線の延長で頭側をプラス、Z軸は、胸骨上窩(SN)と第7頸椎棘突起(C7)と胸骨剣状突起(XP)と第8胸椎棘突起(T8)の midpoint で形成される平面と垂直な線で右方向をプラス、X軸は、定義したY軸、Z軸に垂直な線で、前方をプラスとした(図2A)。肩甲骨座標系は、肩甲骨棘基部(Triangular surface on the medial border of the scapula:TS)、肩甲骨下角(Inferior angle of the scapula:IA)、肩峰角(Acromial angle:AA)、を用いた。原点を肩峰角(AA)とし、Z軸は肩甲骨棘基部(TS)と肩峰角(AA)を結んだ線で肩峰角方向をプラスとし、X軸は肩甲骨下角(IA)、肩甲骨棘基部(TS)、肩峰角(AA)の3点を含む面からの垂直線で前方をプラス、Y軸は上記のZ軸とX軸の垂直線で上方をプラスとした(図2B)。上腕座標系は、上腕骨内

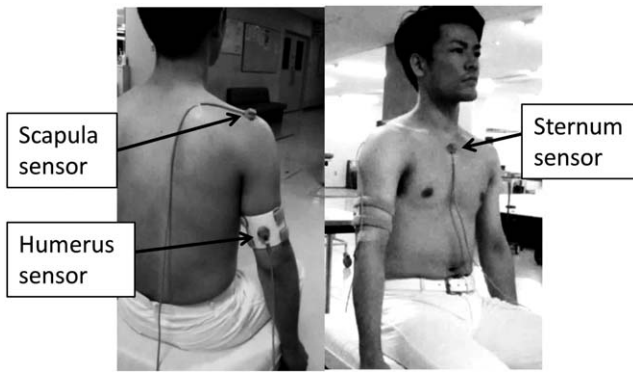


Figure 1: Position of each sensor

Scapula sensor: Fixed to the skin on the superior acromion process using double-sided tape.

Humerus sensor: Fixed on the back of the distal humerus with the original thermoplastic cuff and hook-and-loop fastener.

Sternum sensor: Fixed to the skin on the superior border of the sternum using double-sided tape.

側上顆 (Medial epicondyle: ME), 外側上顆 (Lateral epicondyle: LE), および肩甲骨上腕関節回旋中心点 (Center of glenohumeral rotation: GH) を記録した。肩甲骨上腕関節回旋中心点 (GH) は、骨のランドマークではないが上腕骨の縦軸を決定するために必要である¹⁸⁾。本研究では、被験者の上肢を自然下垂した状況で検者が触擦しながら上腕骨の他動運動を行い、上腕骨頭上の回旋中心点とした。原点を肩甲骨上腕関節回旋中心点 (GH) とし、Y軸は、肩甲骨上腕関節回旋中心点 (GH) から上腕骨外側上顆 (LE) と内側上顆 (ME) の中央を結んだ線で上方をプラスとし、X軸は肩甲骨上腕関節回旋中心点 (GH)、上腕骨外側上顆 (LE)、内側上顆 (ME) を含む面からの垂直線で前方をプラス、Z軸はY軸およびX軸の垂直線で外側をプラスとした (図2C)。

2-4. 実験手順

運動課題は負荷ありおよび負荷なしの肩甲骨上腕関節の屈曲、肩甲骨面挙上 (外転から40°水平内転した肢位)、外転の6種類であり、肘関節は伸展位、手関節中間位、手掌側を前方に向けたサムアップ肢位とし、上肢下垂位から挙上130°の範囲の運動を実施した。被験者は端座位とし、体幹は正中位、両足底を接地した。速度は挙上・下制の1サイクルを6秒とし、メトロノームに合わせて5回の反復運動を行った。負荷にはゴム製のチューブを使用し、チューブの一端はループを作り被験者の中手骨部に掛け手指で軽く把持、もう一端は滑車を介し張力計に固定した。チューブが発生する

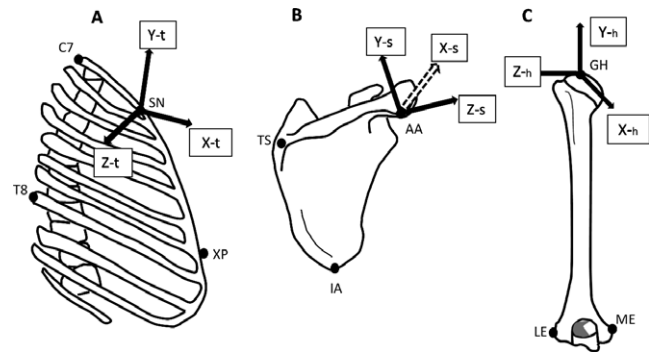


Figure 2: Locations of the anatomical landmarks used for the digitization and establishment of coordinate axes for each segment.

The illustrations show the landmarks and local coordinate axes used for the thorax, scapula, and humerus segments, respectively.

(A): Thorax
(B): Scapula
(C): Humerus

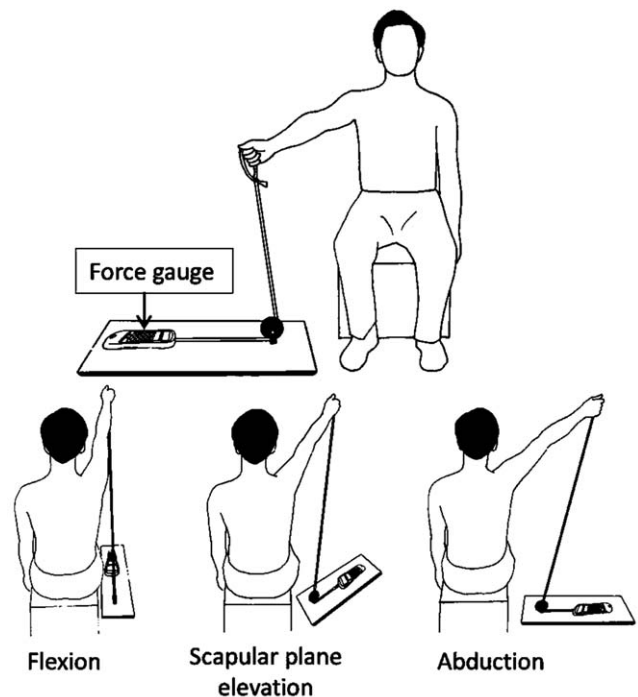


Figure 3: Experimental setup.

Upper: Front view of subject.

Lower: Position of force gauge at each elevation task.

力の方向の変化を考慮して、張力方向と重力方向が近似となるよう、運動面に応じて張力計の位置を以下のように設置した。屈曲は矢状面に、肩甲骨面挙上は前額面から40°水平内転した面に、外転は前額面とした。(図3)。抵抗の強さは、数回の予備実験の結果より、上肢下垂位 (開始肢位) での張力は0Nとし、挙上130°

位においては、男性10～11N程度、女性は8～9N程度で被験者が挙上可能な範囲でチューブの長さを設定した。6種類の課題運動はランダム化し、各施行間は疲労の影響を考慮し2分間の休息をとった。測定の前には被験者に口頭で課題運動を説明し、その後練習を適宜行った。開始時の姿勢を保持し挙上130°を再現できるように、被験者の前方に鏡を設置、指尖位置をマーキングし実施した。運動の開始には検者が口頭で合図を行った。

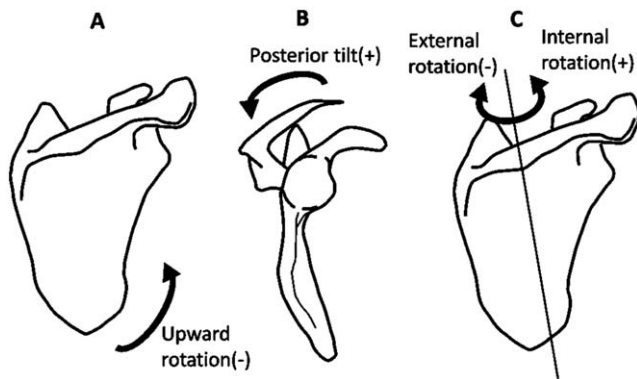


Figure 4: Definitions for scapular motion

Scapula rotations were defined in accordance with the recommendations of The International Shoulder Group. (A): Upward/downward rotation seen in a posterior view of the right shoulder. (B): Anterior/posterior tilt seen in a lateral view of the right shoulder. (C): Internal/external rotation seen in a posterior view of the right shoulder.

2-5. データ解析

位置データ、方位データおよび張力データはサンプリング周波数120Hzでコンピューターに取り込んだ。胸郭に対する肩甲骨の運動はThe International Shoulder Group (ISG)¹⁸⁾を基に、X軸回転の正方向を下方回旋、Y軸回転の正方向を内旋、Z軸回転の正方向を後傾と表した(図4)。胸郭に対する肩甲骨の角度は、Wuら¹⁸⁾の報告を基にY-X'-Z'' sequenceを用い行列変換した。また、上腕骨の挙上角度は投影角を算出した。屈曲においては胸郭座標系のXY面へ、肩甲骨面挙上は肩甲骨座標系のYZ面、外転は胸郭座標系のYZ面への投影角を用いた。以上の角度の計算には、独自に作成したScilabコード(SCILAB5.5.0)を用いた。得られた上腕骨の挙上角度30°、60°、90°、120°の時点での肩甲骨の角度を抽出し、安静上肢下垂位からの変化量を求めた。

チューブによる抵抗の張力値は、パーソナルコンピューターに取り込んだ。課題運動の代表的な1回施行中の上腕骨挙上30°、60°、90°、120°時点の値を抽出し検討した。張力値より肩関節モーメントおよびモーメント体重比を求め、それぞれ平均値を算出した。なお、肩関節モーメントは以下の計算式を用いた¹⁹⁾。

挙上30°の場合：

((上肢の重量：体重の5%×重力加速度：9.8m/s²×上肢アーム長：肩峰～母指CM関節間距離×上肢COM：

Table 1: Scapular anterior/posterior tilt during the elevation of three types of elevation. + posterior tilt; - anterior tilt. Angles are given from the resting position of the scapula. (mean ± SD)(°)

		elevation			
		30°	60°	90°	120°
Flexion					
women	unloaded	2.5 ± 1.9	2.6 ± 3.2	2.4 ± 4.2	5.2 ± 4.8
	loaded	1.1 ± 1.6	1.3 ± 3.5	1.6 ± 4.8	4.1 ± 5.7
men	unloaded	3.1 ± 2.0	4.9 ± 3.0	6.8 ± 4.9	12.3 ± 6.0
	loaded	2.1 ± 2.0	3.6 ± 3.7	5.1 ± 6.3	8.9 ± 7.7
Scapular plane elevation					
women	unloaded	2.3 ± 1.7	2.8 ± 2.8	3.4 ± 3.6	5.6 ± 4.7
	loaded	2.1 ± 2.2	2.4 ± 3.7	3.7 ± 3.6	6.3 ± 4.0
men	unloaded	3.6 ± 1.7	4.9 ± 2.6	7.2 ± 4.8	11.7 ± 6.1
	loaded	2.6 ± 3.2	3.7 ± 4.6	5.2 ± 6.7	9.6 ± 8.1
Abduction					
women	unloaded	3.6 ± 1.7	4.9 ± 2.6	7.2 ± 4.8	11.7 ± 6.1
	loaded	2.6 ± 3.2	3.7 ± 4.6	5.2 ± 6.7	9.6 ± 8.1
men	unloaded	3.6 ± 1.7	4.9 ± 2.6	7.2 ± 4.8	11.7 ± 6.1
	loaded	2.6 ± 3.2	3.7 ± 4.6	5.2 ± 6.7	9.6 ± 8.1

53%) + (各挙上角度の張力値 × 上肢アーム長)) × sin30°

2-6. 統計解析

a. 肩甲骨角度

6種類の運動課題の5回試行の肩甲骨角度の平均値を求め解析した。負荷の有無および挙上角度を要因とする繰り返しのある2元配置分散分析を用い、男女別に検討した。交互作用が認められた場合、事後検定としてBonferroni法を用いた。有意水準は5%とした。

b. 肩関節モーメント体重比 (負荷あり)

各運動課題における肩関節モーメント体重比は、性別および挙上角度を要因とする繰り返しのある2元配置分散分析 (SPSS IBM ver21) を用い解析した。有意水準は5%とした。

3. 結果

3-1. 肩甲骨前・後傾角度の変化量 (表1)

a. 屈曲運動時

女性においては、主効果および交互作用は認められなかった (図5A)。

男性は、挙上角度の主効果を認め ($p < 0.01$)、また、交互作用も認めた ($p < 0.01$)。事後検定の結果、挙上120°で負荷ありと負荷なし間に差を認め ($p < 0.05$)、負荷ありでは負荷なしに比べ有意に後傾角度が少なかった。挙上角度の比較では、負荷なしでは挙上30°と90°間 ($p < 0.01$)、60°と120°間 ($p < 0.01$)、90°と120°間 ($p < 0.05$) に有意差を認め、挙上に従い肩甲骨後傾角度が増大していた。負荷ありでは、30°と90°間、30°と120°間、60°と120°間 (いずれも $p < 0.01$) に有意差を認め、負荷なしと同様に挙上に従い肩甲骨後傾角度が増大していた (図5B)。

b. 肩甲骨面挙上運動時

女性は、挙上角度の主効果を認め ($p < 0.05$)、肩関節挙上に伴い肩甲骨は後傾していた。負荷の主効果、交互作用は認められなかった (図5C)。

男性においても、挙上角度のみ主効果を認め ($p < 0.05$)、肩関節挙上に従い肩甲骨は後傾していた。負荷の主効果、交互作用は認められなかった (図5D)。

c. 外転運動時

女性、負荷 ($p < 0.01$) および挙上角度 ($p < 0.05$) のいずれも主効果を認めたが、交互作用は認められなかった。女性においても肩関節挙上に従い肩甲骨は後

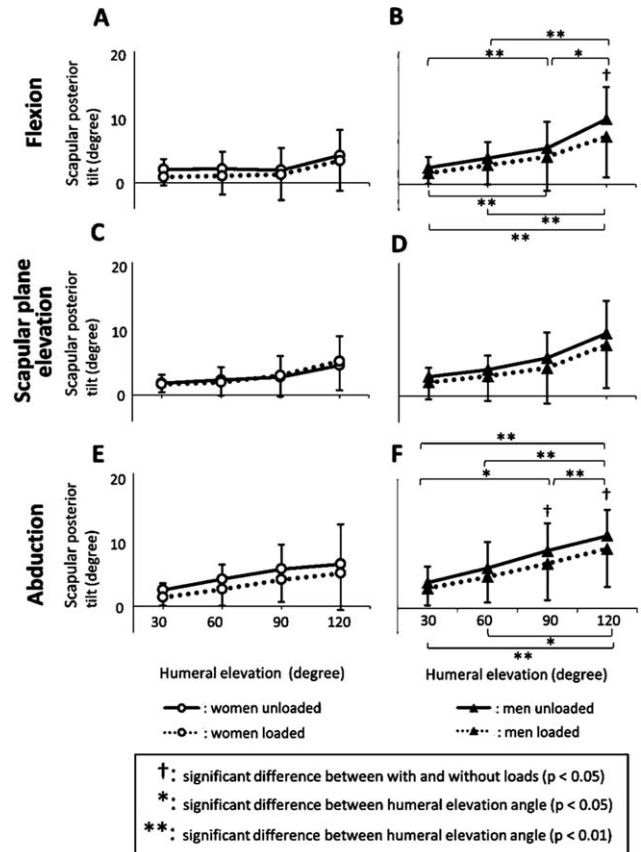


Figure 5: The change in the scapular posterior tilt angle (mean and SD) during shoulder elevation.

(A) Flexion in women, (B) Flexion in men, (C) Scapular plane elevation in women, (D) Scapular plane elevation in men, (E) Abduction in women, (F) Abduction in men. The graphs show the posterior tilt angle from the resting position during shoulder elevation for men and women. The vertical axis shows the posterior (+)/anterior (-) tilt angle, and the horizontal axis the humeral elevation angle. (A) There were no main effect and interaction. (B) Humeral elevation angle had significant main effects ($P < 0.01$), and there was a significant interaction ($P < 0.01$). (C, D) Humeral elevation angle had significant main effects ($P < 0.05$). (E) Humeral elevation angle and load had significant main effects ($P < 0.05$). (F) Humeral elevation angle ($P < 0.01$) and load ($P < 0.05$) had significant main effects, and there was a significant interaction ($P < 0.05$). (Table 1).

傾し、さらに負荷ありに比べ負荷なしは肩甲骨の後傾角度が小さかった (図5E)。

男性においては、負荷 ($p < 0.05$) および挙上角度 ($p < 0.01$) の主効果を認め、また、交互作用を認めた ($p < 0.05$)。事後検定の結果、挙上90°、120°においてそれぞれ負荷ありと負荷なし間で差を認め (いずれも $p < 0.05$)、負荷ありは負荷なしに比べ有意に肩甲骨後傾角度が少なかった。挙上角度の比較では、負荷なしでは挙上30°と90° ($p < 0.05$)、および120°間 ($p <$

Table 2: Scapular upward/downward rotation during the elevation of three types of elevation. + downward rotation; - upward rotation. Angles are given from the resting position of the scapula. (mean \pm SD) ($^{\circ}$)

		elevation			
		30 $^{\circ}$	60 $^{\circ}$	90 $^{\circ}$	120 $^{\circ}$
Flexion					
women	unloaded	-5.8 \pm 3.4	-12.8 \pm 4.8	-20.1 \pm 5.6	-27.6 \pm 6.2
	loaded	-4.9 \pm 3.4	-11.8 \pm 5.1	-18.6 \pm 6.6	-27.4 \pm 6.6
men	unloaded	-8.8 \pm 2.4	-17.5 \pm 2.3	-26.6 \pm 4.0	-34.9 \pm 5.9
	loaded	-2.1 \pm 2.0	-17.1 \pm 3.1	-26.9 \pm 4.7	-35.2 \pm 6.2
Scapular plane elevation					
women	unloaded	-4.7 \pm 3.8	-12.7 \pm 4.0	-20.0 \pm 4.4	-26.0 \pm 5.1
	loaded	-5.9 \pm 5.8	-11.5 \pm 3.1	-17.8 \pm 3.9	-25.1 \pm 5.0
men	unloaded	-8.5 \pm 1.8	-18.2 \pm 2.3	-26.4 \pm 4.2	-33.3 \pm 6.9
	loaded	-6.5 \pm 2.8	-16.9 \pm 4.0	-25.7 \pm 5.6	-33.3 \pm 7.0
Abduction					
women	unloaded	-4.3 \pm 3.7	-11.7 \pm 4.3	-18.3 \pm 5.7	-25.7 \pm 5.6
	loaded	-4.1 \pm 2.4	-11.1 \pm 2.9	-17.5 \pm 4.2	-24.7 \pm 5.6
men	unloaded	-10.4 \pm 3.2	-19.6 \pm 4.0	-27.0 \pm 5.6	-34.2 \pm 6.4
	loaded	-9.3 \pm 2.0	-18.5 \pm 2.6	-26.1 \pm 3.9	-33.2 \pm 5.3

0.01), 60 $^{\circ}$ と120 $^{\circ}$ 間 ($p < 0.01$), 90 $^{\circ}$ と120 $^{\circ}$ 間 ($p < 0.01$)に有意差を認め、肩関節挙上に伴い肩甲骨が後傾していた。負荷ありにおいては、30 $^{\circ}$ と120 $^{\circ}$ 間 ($p < 0.01$), 60 $^{\circ}$ と120 $^{\circ}$ 間 ($p < 0.05$)に有意差を認め、負荷なしと同様に挙上に従い肩甲骨が後傾していた (図5F)。

3-2. 肩甲骨上方・下方回旋傾角度の変化量 (表2)

a. 屈曲運動時

男女とも、挙上角度の主効果のみ認め (いずれも $p < 0.01$)、肩関節挙上に従い肩甲骨は上方回旋していた。負荷要因の主効果、および交互作用は認められなかった (図6A,B)。

b. 肩甲骨面挙上運動時

男女とも、挙上角度の主効果のみ認め (いずれも $p < 0.01$)、肩関節挙上に従い肩甲骨は上方回旋していた。負荷要因の主効果、交互作用は認められなかった (図6C,D)。

c. 外転運動時

男女とも、挙上角度の主効果のみ認め (いずれも $p < 0.01$)、肩関節挙上に従い肩甲骨は上方回旋していた。また、男女ともに負荷要因の主効果、交互作用は認められなかった (図6E,F)。

3-2. 肩甲骨内・外旋角度の変化量 (表3)

a. 屈曲運動時

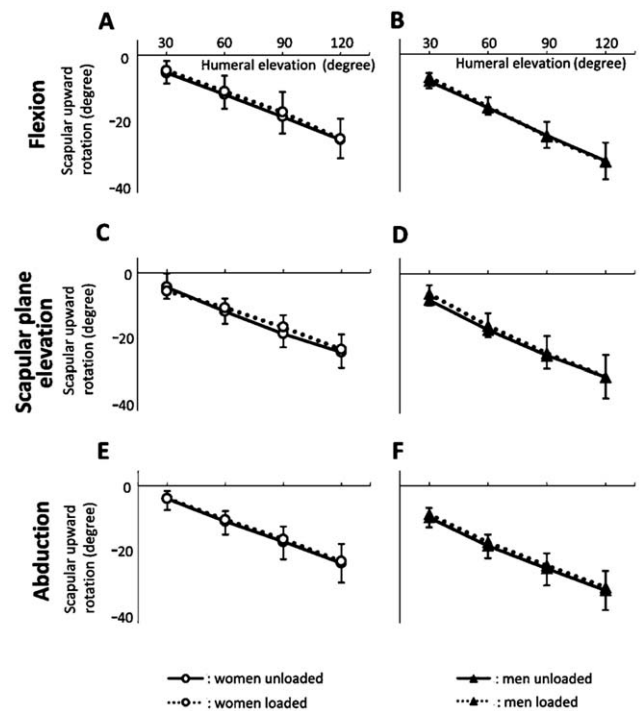


Figure 6: The change in the scapular upward rotation angle (mean and SD) during shoulder elevation. (A) Flexion in women, (B) Flexion in men, (C) Scapular plane elevation in women, (D) Scapular plane elevation in men, (E) Abduction in women, (F) Abduction in men. The graphs show the scapular upward rotation angle from the resting position during elevation for men and women. The vertical axis shows the scapular downward (+)/upward (-) rotation angle, and the horizontal axis the humeral elevation angle. (A ~ F) Humeral elevation angle had significant main effects ($P < 0.01$). (Table 2).

Table 3: Scapular internal/external rotation during the elevation of three types of elevation. + internal rotation; - external rotation. Angles are given from the resting position of the scapula. (mean \pm SD) ($^{\circ}$)

		elevation			
		30 $^{\circ}$	60 $^{\circ}$	90 $^{\circ}$	120 $^{\circ}$
Flexion					
moment (Nm)	men	6.6 \pm 1.2	12.7 \pm 2.2	15.8 \pm 2.7	14.0 \pm 2.0
	women	5.5 \pm 1.1	10.6 \pm 1.9	13.5 \pm 1.9	12.0 \pm 1.8
BW ratio (Nm/Kg)	men	0.10 \pm 0.01	0.21 \pm 0.03	0.25 \pm 0.04	0.23 \pm 0.03**
	women	0.11 \pm 0.01	0.21 \pm 0.02	0.26 \pm 0.03	0.24 \pm 0.02
Scapular plane elevation					
moment (Nm)	men	6.3 \pm 1.1	13.1 \pm 1.9	16.1 \pm 2.3	13.9 \pm 2.1
	women	5.1 \pm 1.2	10.2 \pm 1.6	13.3 \pm 1.3	11.9 \pm 1.9
BW ratio (Nm/Kg)	men	0.10 \pm 0.01	0.21 \pm 0.03	0.26 \pm 0.03	0.22 \pm 0.03**
	women	0.10 \pm 0.02	0.20 \pm 0.02	0.26 \pm 0.01	0.23 \pm 0.02
Abduction					
moment (Nm)	men	6.8 \pm 1.4	12.9 \pm 2.5	15.9 \pm 2.8	14.1 \pm 2.3
	women	5.4 \pm 1.0	10.7 \pm 1.6	13.6 \pm 1.8	12.3 \pm 1.6
BW ratio (Nm/Kg)	men	0.10 \pm 0.01	0.21 \pm 0.03	0.25 \pm 0.04	0.23 \pm 0.03**
	women	0.11 \pm 0.01	0.22 \pm 0.02	0.27 \pm 0.02	0.24 \pm 0.02

** : Humeral elevation angle had significant main effects ($P < 0.01$)

女性は、主効果、交互作用とも認められなかったものの、肩関節挙上に伴い肩甲骨は内旋していた (図7A)。

男性は、挙上角度の主効果を認め ($p < 0.05$)、肩関節挙上に伴い肩甲骨は内旋していた。負荷要因の主効果、および交互作用は認められなかった (図7B)。

b. 肩甲骨面挙上時

男女とも、主効果、および交互作用は認められなかった。また、肩甲骨は内外旋中間位を維持していた (図7C,D)。

c. 外転運動時

女性は、主効果および交互作用とも認められなかったが、肩関節挙上に伴い肩甲骨は外旋していた (図7E)。

男性は、挙上角度の主効果を認め ($p < 0.05$)、肩関節挙上に伴い肩甲骨は外旋するが、挙上120 $^{\circ}$ では外旋が減少していた。また、交互作用は認められなかった (図7F)。

3-4. 肩関節モーメント体重比 (負荷あり)

張力値は、挙上角度の増大に伴い抵抗値が増大していた (図8)。モーメント体重比は、屈曲、肩甲骨面挙上、外転運動の全てにおいて挙上角度の主効果を認めたが (すべて $p < 0.01$)、性別の主効果、および交互作用は認められず、男女とも挙上30 $^{\circ}$ 位において最小値、挙上90 $^{\circ}$ において最大値を示した (表4)。

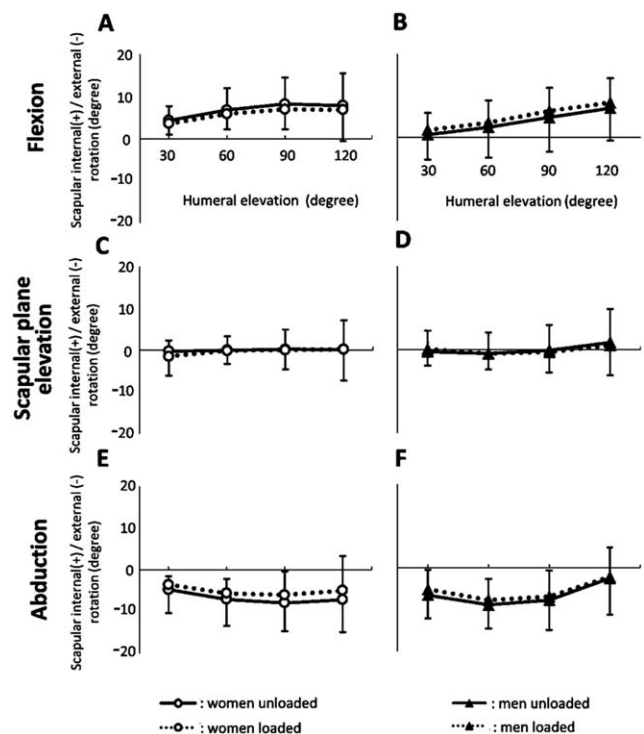


Figure 7: The change in the scapular internal/ external rotation angle (mean and SD) during shoulder elevation. (A) Flexion in women, (B) Flexion in men, (C) Scapular plane elevation in women, (D) Scapular plane elevation in men, (E) Abduction in women, (F) Abduction in men. The graphs show the internal or external rotation angle from the resting position during shoulder lowering for men and women. The vertical axis shows the internal (+) or external (-) rotation angle, and the horizontal axis the humeral elevation angle. (A, C, D, E) There were no main effect and interaction. (B, F) Humeral elevation angle had significant main effects ($P < 0.05$). (Table 3).

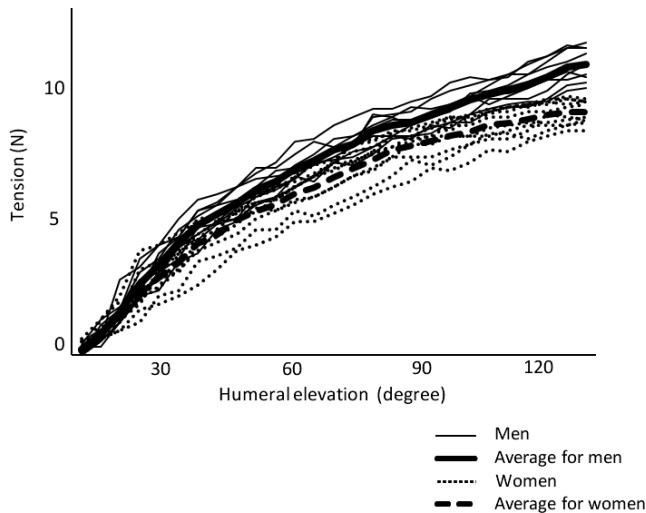


Figure 8: The tension values of each subject during scapular plane elevation and the average by gender.

Thin solid lines, each male subjects; a thick solid line, average for men. Thin dotted lines, each female subjects; a thick dotted line, average for women.

4. 考 察

本研究において、肩関節屈曲、外転運動時に男性では負荷ありは負荷なしに比べ有意に肩甲骨の後傾が少なく、女性では負荷の有無による肩甲骨の動態は変化がないことが明らかとなった。また、負荷あり、負荷なしいずれの条件でも女性は肩甲骨の上方回旋および後傾が少ない傾向がみられた。

女性において負荷の影響がみられなかったのは、筋活動特性が関与していることが考えられる。肩甲骨面挙上時の僧帽筋下部線維と上部線維の筋活動は、女性

は男性に比べ大きいことが報告されている¹⁷⁾。また、Andersら²⁰⁾は、屈曲90度位での等尺性肩関節挙上運動を行い、最大筋力の50%負荷では女性は男性に比べ菱形筋の筋活動が大きかったことを示し、女性では運動方向の力の生産に必要なでない筋活動が活性化していたと述べている。屈曲位では肩甲骨は上方回旋するが、拮抗筋である菱形筋が強く活動すれば上方回旋を抑える作用が働く²¹⁾。これらより、挙上運動時の肩甲骨の運動は、Habechianら¹⁵⁾、Nagamatsuら¹⁶⁾の報告と同様に、女性は男性に比べ少なく、また、女性特有の筋活動特性のため負荷下においても肩甲骨の動態に変化がみられなかったことが考えられる。

一方で、男性においては負荷による肩甲骨の動態への影響がみられたが、これまでに負荷により肩甲骨の運動が変化するとの報告は多くなされている^{4,6,10,11,22,23,24)}。Ichihashiら¹⁰⁾は、屈曲運動時において2Kgの重錘負荷では負荷なしに比べ肩甲骨の後傾が少なく、挙上30°から70°までは、より内旋することを示しており、また、Camciら¹¹⁾は、ゴムバンドによる抵抗運動中の肩甲骨の動態を解析し、屈曲時において、抵抗なしに比べ挙上30°から120°までの角度すべてにおいて後傾角度が少ないこと、さらに屈曲初期は肩甲骨の内旋が大きく、上方回旋が少ないことを述べている。Ichihashiら¹⁰⁾、Camciら¹¹⁾の被験者はすべて男性であり、本研究における、男性の屈曲時の負荷ありでは負荷なしに比べ肩甲骨後傾角度が少ないという結果は、これら先行研究を支持するものである。

運動面における違いについては、屈曲、外転時は男性において負荷の影響がみられたが、肩甲骨面挙上運動においては男女とも影響は見られなかった。

Table 4: The Shoulder joint moment and moment body weight ratio during shoulder elevation with loading (mean ± SD)

		elevation			
		30°	60°	90°	120°
Flexion					
moment (Nm)	men	6.6 ± 1.2	12.7 ± 2.2	15.8 ± 2.7	14.0 ± 2.0
	women	5.5 ± 1.1	10.6 ± 1.9	13.5 ± 1.9	12.0 ± 1.8
BW ratio (Nm/Kg)	men	0.10 ± 0.01	0.21 ± 0.03	0.25 ± 0.04	0.23 ± 0.03**
	women	0.11 ± 0.01	0.21 ± 0.02	0.26 ± 0.03	0.24 ± 0.02
Scapular plane elevation					
moment (Nm)	men	6.3 ± 1.1	13.1 ± 1.9	16.1 ± 2.3	13.9 ± 2.1
	women	5.1 ± 1.2	10.2 ± 1.6	13.3 ± 1.3	11.9 ± 1.9
BW ratio (Nm/Kg)	men	0.10 ± 0.01	0.21 ± 0.03	0.26 ± 0.03	0.22 ± 0.03**
	women	0.10 ± 0.02	0.20 ± 0.02	0.26 ± 0.01	0.23 ± 0.02
Abduction					
moment (Nm)	men	6.8 ± 1.4	12.9 ± 2.5	15.9 ± 2.8	14.1 ± 2.3
	women	5.4 ± 1.0	10.7 ± 1.6	13.6 ± 1.8	12.3 ± 1.6
BW ratio (Nm/Kg)	men	0.10 ± 0.01	0.21 ± 0.03	0.25 ± 0.04	0.23 ± 0.03**
	women	0.11 ± 0.01	0.22 ± 0.02	0.27 ± 0.02	0.24 ± 0.02

** : Humeral elevation angle had significant main effects ($P < 0.01$)

McQuadeら⁴⁾は、最大抵抗下での肩甲骨面挙上運動において肩甲骨の上方回旋角度が減少したとしているが、de Castroら¹²⁾は、少なくとも体重の5%程度の負荷では肩甲骨面挙上運動において肩甲骨の運動は影響されなかったとしている。本研究での抵抗運動時の肩関節モーメントは男性で最大16Nm程度、女性では最大13.5Nm程度であり(表4)、臨床で頻回に用いられているゴムチューブを利用した。対象が肩の傷害を有する場合、安全性が最優先されるため強い負荷での運動は慎重になされるべきである。本研究で用いた負荷強度での肩甲骨面上の運動は安全にトレーニングできる可能性が考えられる。

どのような負荷の強さ、用具が適するかに関しては、諸家により様々報告されている^{11,22,23,24)}。我々はすべての被験者に同一のゴムチューブを用いたが、それにより体重が異なる被験者が受ける負荷に違いが生じることが考えられる。Forteら²⁴⁾は、被験者の体重の5%の負荷で等尺性外転運動を実施し、肩甲骨の動態に変化が生じたため、この負荷量が標準的であるとしている。Camciら¹¹⁾は、抵抗にはゴムバンドを使用し、被験者の能力に応じバンドの強度を選択している。ゴムバンドを用いる利点として、簡便で安価であり、携帯に適し、利用しやすいことを挙げている。本研究においては、診療で用いている中で最も負荷の小さいゴムチューブを選択し、張力計を用い負荷量を確認しながら課題運動を行った。チューブはバンドと同様にすでに市販されており比較的安価で携帯しやすく、場所を選ばずトレーニングできる利点がある。負荷量の調節は伸長した長さである程度は可能であるが、定量的とは言えない。症例に用いる際においても定量的な抵抗を加える場合は、張力計を用いる必要があると考える。

本研究の限界として、まず被験者の選定が挙げられる。本研究の被験者は20～30歳代と若年のみであり、高いパフォーマンスが必要なスポーツ競技を行っている者や、日常的に重量物を扱う職業に就いている者はいなかった。Endoら²⁵⁾は、年齢によって肩甲胸郭関節の位置が異なることを示しており、Hosseini Mehrら²⁶⁾は、アスリートは肩甲骨の動態が左右非対称であることを報告している。さらには、男性と女性の体格差が大きかったこと、被験者間の胸郭のアライメントの違いを考慮できなかったことも挙げられる。今後は被験者の選定を含め更なる詳細な検証が必要であると考えられる。

本研究により、肩屈曲、外転運動時に負荷をかけると負荷なしに比べ、男性では肩甲骨の後傾角度が減少し、女性では肩甲骨の運動に変化がみられなかった。これ

は性別によって肩甲骨の運動特性が異なることを示している。本研究の結果は、性別毎の特異的なトレーニング方法確立のための基礎的データになると考えられる。

文 献

- 1) Karduna AR, McClure PW, Michener LA: Scapular kinematics: effects of altering the Euler angle sequence of rotations. *J Biomech.* 33: 1063-8, 2000
- 2) Ludewig PM, Phadke V, Braman JP, Hassett DR, Cieminski CJ, LaPrade RF: Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *J Bone Joint Surg Am.* 91: 378-89, 2009
- 3) Lee SK, Yang DS, Kim HY, Choy WS: A comparison of 3D scapular kinematics between dominant and nondominant shoulders during multiplanar arm motion. *Indian J Orthop.* 47: 135-42, 2013
- 4) McQuade KJ, Smidt GL: Dynamic scapulohumeral rhythm: the effect of external resistance during elevation of the arm in scapular plane. *J Orthop Sports Phys Ther.* 27: 125-33, 1998
- 5) Sugamoto K, Hamada J, Machida A, Inui H, Miyamoto T, Tateuchi E, Yoshikawa H, Ochi T: Scapulohumeral rhythm: relationship between motion velocity and rhythm. *Clin Orthop Relat Res.*, Aug: 119-24, 2002
- 6) Kon Y, Nishinaka N, Gamada K, Tsutsui H, Banks SA: The influence of handheld weight on the scapulohumeral rhythm. *J Shoulder Elbow Surg.* 17: 943-6, 2008.
- 7) Giphart JE, Brunkhorst JP, Horn NH, Shelburne KB, Torry MR, Millett PJ: Effect of plane of arm elevation on glenohumeral kinematics. *J Bone Joint Surg Am.* 95: 238-45, 2013
- 8) Matsuki K, Matsuki KO, Mu S, Yamaguchi S, Ochiai N, Sasho T, Sugaya H, Toyone T, Wada Y, Takahashi K, Banks SA: In vivo 3-dimensional analysis of scapular kinematics: comparison of dominant and nondominant shoulders. *J Shoulder Elbow Surg.* 20: 659-65, 2011
- 9) Yoshizaki K, Hamada J, Tamai K, Sahara R, Fujiwara T, Fujimoto T: Analysis of the scapulohumeral rhythm and electromyography

- of the shoulder muscles during elevation and lowering: Comparison of dominant and nondominant shoulders. *J Shoulder Elbow Surg.* 18: 756-63, 2009
- 10) Ichihashi N, Ibuki S, Otsuka N, Takashima S, Matsumura A: Kinematic characteristics of the scapula and clavicle during military press exercise and shoulder flexion. *J Shoulder Elbow Surg.* 23: 649-57, 2014
 - 11) Camci E, Duzgun I, Hayran M, Baltaci G, Karaduman A: Scapular kinematics during shoulder elevation performed with and without elastic resistance in men without shoulder pathologies. *J Orthop Sports Phys Ther.* 43: 735-743, 2013
 - 12) de Castro MP, Ribeiro DC, Forte FC, de Toledo JM, Aldabe D, Loss JF: Shoulder kinematics is not influenced by external load during elevation in the scapula plane. *J Appl Biomech.* 30:66-74, 2014
 - 13) Schwartz C, Croiser JL, Rigaux E, Bröls O, Denoël V, Forthomm B: Gender effect on the scapular 3D posture and kinematic in healthy subjects. *Clin Physiol Funct Imaging.* 8: 1-9, 2014
 - 14) Schwartz C, Croisier JL, Rigaux E, Denoël V, Bröls O, Forthomme B: Dominance effect on scapula 3-dimensional posture and kinematics in healthy male and female populations. *J Shoulder Elbow Surg.* 23: 873-81, 2014
 - 15) Habechian FA, Rosa DP, Haik MN, Camargo PP: Sex-related difference in scapular kinematics during elevation of the arm in asymptomatic children and adults. *J Appl Biomech.* 32: 513-519, 2016
 - 16) Nagamatsu T, Kai Y, Gotoh M, Masadokoro K, Shiba N: Effect of sex differences on scapular motion during arm elevation. *SICOT J.* 8:1-9, 2015
 - 17) Szucs KA, Borstad JD: Gender differences between muscle activation and onset timing of the four subdivisions of trapezius during humerothoracic elevation. *Hum Mov Sci.* 32: 1288-1298, 2013
 - 18) Wu G, van der Helm FC, Dirkjanveeger H, Makhsous M, Vanroy P, Anglin C, Nagels J, Karduna A, McQuade K, Wang X: ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech.* 38: 981-92, 2005
 - 19) Winter DA (原著), 長野明紀, 吉岡伸輔 (訳): バイオメカニクス 人体運動の力学と制御 [原著第4版] 人体測定学. 東京, ラウンドフラット, pp82-107, 2011
 - 20) Anders C, Bretschneider S, Bernsdorf A, Erler K, Schneider W: Activation of shoulder muscles in healthy men and women under isometric conditions. *J Electromyogr Kinesiol.* 14: 699-707, 2004
 - 21) Neumann DA (原著), 嶋田智明, 平田総一郎 (監訳): 筋骨格系のキネシオロジー 第5章 筋と関節の相互作用. 東京, 医歯薬出版, pp 128-143, 2005
 - 22) de Groot JH, van Woensel W, van der Helm FC: Effect of different arm loads on the position of the scapula in abduction postures. *Clin Biomech.* 14:309-314,1999
 - 23) Pascoal AG, van der Helm FC, Correia PP, Carita I: Effect of different arm external loads on the scapulo-humeral rhythm. *Clin Biomech.* 15:S21-24, 2000
 - 24) Forte FC, de Castro MP, de Toledo JM, Ribeiro DC, Loss JF: Scapular kinematics and scapulohumeral rhythm during resisted shoulder abduction - Implication for clinical practice. *Phys Ther Sport.* 10: 105-111, 2009
 - 25) Endo K, Yukata K, Yasui N: Influence of age on scapula-thoracic orientation. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 19: 1009-1013, 2004
 - 26) Hosseinimehr SH, Anbarian M, Norasteh AA, Fardmal J, Khosravi MT: The comparison of scapular upward and scapulohumeral rhythm between dominant and non-dominant shoulder in male overhead athlete and non-athlete. *Man Ther.* 20: 758-768, 2015

原著論文

股関節屈曲運動時における長内転筋の筋スティフネスに 及ぼす股関節屈曲角度の影響

菊川 大輔¹⁾, 谷口 圭吾²⁾, 加藤 拓也³⁾, 片寄 正樹²⁾

Effect of hip joint angle on muscle stiffness of adductor longus during hip flexion task

Daisuke Kikukawa¹⁾, Keigo Taniguchi²⁾, Takuya Kato³⁾, Masaki Katayose²⁾

Abstract

The aim of this study was to examine the effect of hip joint angle on muscle stiffness of the adductor longus (AL) during hip flexion task. Ten healthy young adults (men) were recruited for this study. To investigate the effect of hip joint angle on muscle stiffness, shear modulus of AL was measured during the isometric hip flexion tasks at 0%, 25%, 50%, 75%, and 100% of maximum voluntary contractions of the hip flexors for each hip flexion joint angle of -20° , 0° , 20° , 40° , 60° , and 80° using ultrasound shear-wave elastography. The changes in muscle stiffness of AL with the hip flexion tasks were different between hip joint angles. During hip flexion, a significant interaction of hip joint angle and contraction intensity on the muscle stiffness of AL was found ($P < 0.001$). Active stiffness normalized to the hip flexion maximal torque at hip flexion angles of -20° , 0° and 20° were significantly higher than at hip angles of 40° , 60° and 80° ($P < 0.05$). These results demonstrate that muscle stiffness of AL with hip flexion were influenced by the hip joint angle, and it was higher at the hip angles of -20° to 20° . The findings suggest that the mechanical stress of AL with hip flexion might be higher in the extended region and shallow flexion region of hip joint range motion.

Key words: Shear wave elastography, Mechanical properties, Hip adductor muscle, Muscle stress, Groin pain

緒 言

股関節内転筋群の筋損傷はサッカー選手に多く発生し、シーズン中の発生率はハムストリングスの17%に次いで2番目に多く14%であると報告されている。更に再発率は18%と他の筋損傷と比較して最も高い¹⁾。またサッカーのスポーツ障害では慢性化が深刻な鼠径部痛の原因としても股関節内転筋群の傷害が最も多く、サッカー選手では68.6%を占めることから、股関節内転筋群の筋損傷と鼠径部痛との関連が示唆されている²⁾。内転筋群のなかでも特に長内転筋の損傷が全体の約70%を占め、その受傷はキック動作に起因するものが最も多い³⁾。このことから長内転筋がキック動作において他の内転筋と

-
- 1) 札幌医科大学保健医療学部理学療法学科
(Department of Physical Therapy, School of Health Sciences, Sapporo Medical University)
 - 2) 札幌医科大学保健医療学部理学療法第二講座
(Second Division of Physical Therapy, School of Health Sciences, Sapporo Medical University)
 - 3) 札幌医科大学大学院保健医療学研究科
(Graduate School of Health Sciences, Sapporo Medical University)

投稿責任者：谷口圭吾

連絡先：〒060-8556 札幌市中央区南1条西17丁目

E-mail: ktani@sapmed.ac.jp

Submitted for publication: 15 March 2017.

Accepted for publication: 8 May 2017.

は異なる特異な役割を持つ可能性が考えられるが、内転筋損傷が長内転筋に頻発する原因は未だ不明である。

Charnock ら⁴⁾ はキック動作時における長内転筋の筋活動と筋長変化を検討し、蹴り足の股関節伸展角度が最大を迎える直前に、筋活動と筋伸張が最大となることから、back swing phase (股関節伸展相) で長内転筋の損傷が生じる可能性を報告した。また、機能解剖学的な検討により股関節伸展域から浅屈曲域で長内転筋は股関節屈曲のモーメントアームを有し、屈曲角度の増加に伴いモーメントアームが屈曲から伸展へと転換することが報告されている⁵⁾。これらのことから股関節伸展域での股屈曲時に担う長内転筋の機能的役割と当該筋の筋損傷との間には関連がある可能性が考えられる。しかしながら、筋損傷の一因となりうる股関節屈曲に伴う長内転筋の力学的ストレスの程度や、それと股関節角度の関係については明らかではない。

近年、生体軟組織のスティフネスを弾性係数から直接的に定量する超音波組織弾性イメージング技術が骨格筋に用いられ、筋の機械特性の評価に有用であることが認められつつある⁶⁾。この手法の一つである超音波剪断波エラストグラフィは、音響放射圧を用いて組織内の関心領域に横波を発生させ、その波の伝搬速度から剪断弾性率を算出し絶対的に組織弾性を評価する方法であり、非侵襲的な生体計測が可能である⁶⁾。Koo ら⁷⁾ は、筋伸長による受動張力と筋スティフネスとの間に高い相関関係があることを報告している。また、Ates ら⁸⁾ は小指外転に作用する唯一の筋である小指外転筋を対象に、随意的な収縮力と筋スティフネスとの間に高い相関関係があることを明らかにし、筋スティフネスの定量が活動張力の推定に有効であることを報告した。これらの報告から、超音波剪断波エラストグラフィを用いて筋スティフネスを計測することで単一筋にかかる力学的ストレスの評価が間接的に可能であることが示唆されている⁹⁾。

そこで、本研究の目的は、股関節屈曲角度が股屈曲動作における長内転筋の収縮時スティフネスに及ぼす影響を検討し、長内転筋の活動張力と股関節屈曲角度との関係を明らかにすることとした。股関節屈曲時にかかる長内転筋の力学的なストレスと関節角度との関連性を探索することは、長内転筋の損傷メカニズム解明の一助に繋がると考える。

方 法

1. 被験者

被験者は、健康成人男性10名 (年齢: 21.5 ± 0.8 歳, 身長: 169.7 ± 1.2 cm, 体重: 59.5 ± 6.7 kg) とした。

除外基準は、過去に股関節の手術の既往のある者および過去3ヶ月以内に股関節、大腿部に整形外科的既往のある者とした。実験に先立って、本実験の概要、目的、実験に伴う危険性について説明し、書面において同意を得た。なお、本実験は札幌医科大学倫理委員会一般研究倫理審査委員会の承認を受け実施した (承認番号: 27-2-27)。

2. 筋スティフネスの計測

筋スティフネスは剪断波エラストグラフィ技術搭載の超音波画像診断装置 (Aixplorer Ver. 6. MSK mode, SuperSonic Imagine, Aix-en-Provence, France) およびニアプローブ (50 mm, 4 - 15 MHz) を使用して計測した。

筋スティフネスの計測は、多段階漸増様式での股関節屈曲運動中に行った。超音波Bモード像を用いて縫工筋および薄筋の筋横断画像を確認しながら筋間の境界を同定し、長内転筋の撮像位置を規定した。標的筋の近位部縦断画像内で筋内腱を同定し、筋内腱を含まない筋束部を分析の関心領域とした (Fig. 1)。長内転筋の筋束が明瞭に映るよう超音波プローブの傾きを調節するとともに、筋収縮時も縦断画像内の近位方向に長内転筋の筋内腱が位置している事を常にモニタリングし、撮像時に皮膚加圧による筋の変形が起こらないようエコーゼリーを十分に体表面上に塗布しながら注意深くプローブを操作した。筋スティフネス計測は全て同一検者が行った。

剪断波エラストグラフィは、超音波を集束させた音響放射圧を目的とする関心領域に与え、その結果として生じる微細振動に伴う剪断波の波伝播速度 (c) から次式の波動方程式をもとにヤング率 (Young's modulus, E) で表す弾性率を算出可能な手法である。

$$E = 3 \rho c^2$$

p: 組織密度、密度は生体内ではほぼ一定。

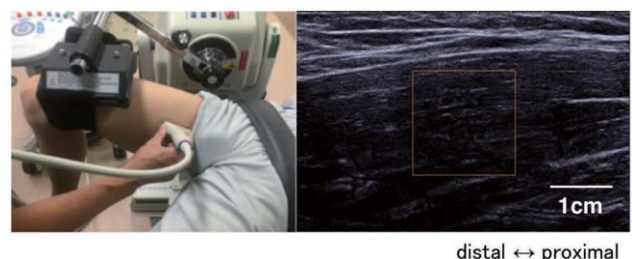


Fig. 1. The probe for the adductor longus was placed in a position between the sartorius and gracilis muscles, and located muscle fascicles region distal to the intramuscular tendon. The probe was placed parallel to the estimated fiber direction.

関心領域 $15 \times 15 \text{ mm}^2$ の弾性画像を1Hzでカラーマッピング表示した (Fig. 2). 本装置は生体組織が等方性である仮定のもとヤング率を算出する. しかしながら骨格筋は筋線維に対して力を与える方向によって弾性特性が異なる性質 (異方性) を持つため, 剪断弾性率 (shear modulus, G) を用いることが妥当であるとされている¹⁰⁾. そこで本研究では次式の関係式をもとに, 計測によって得られたヤング率を3で除した剪断弾性率を筋スティフネスの指標として分析に用いた.

$$G = E / 2 (1 + \nu)$$

ν : ポアソン比, 変形による体積変化がない場合は0.5

3. 股関節屈曲運動

股関節屈曲運動は, 多用途筋機能評価運動装置 (BIODEX system4, 酒井医療機器) を用いて実施した. 計測肢位は, 背臥位とし, 運動時に体幹の運動, 骨盤の前後傾が生じないようにベルトを用いて体幹, 骨盤を固定した. BIODEXのパッドは, 右大腿部の遠位

前面に位置するよう調整した. 膝関節は重力下垂位の屈曲位とした. 運動時に膝関節の運動が生じないように教示し, 十分な練習を行った. 非計測側は, 股関節屈曲 0° , 膝関節屈曲 90° とした (Fig. 3). 6つの股関節角度は, 股関節屈曲 -20° (伸展 20°), 0° , 20° , 40° , 60° , 80° とし, 股関節角度の設定順序は無作為とした. 股関節角度は, 東大式ゴニオメーターを用い, 体幹に平行な線と大転子を通る大腿骨と平行な線でなす角を股関節屈曲角度として規定した.

股関節屈曲運動は各関節角度条件における多段階漸増条件で実施した. まず多段階漸増条件の収縮強度を決定するため, 各関節角度における安静時の股関節伸展トルクを記録した後, 被験者はそれぞれの股関節角度において最大随意収縮 (MVC: Maximum Voluntary Contraction) にて等尺性股関節屈曲運動を2試行実施し, 股関節屈曲トルクを記録した. 記録されたMVC試行の股関節屈曲トルクを安静時伸展トルクにて重力補正を行った. 重力補正後にMVC試

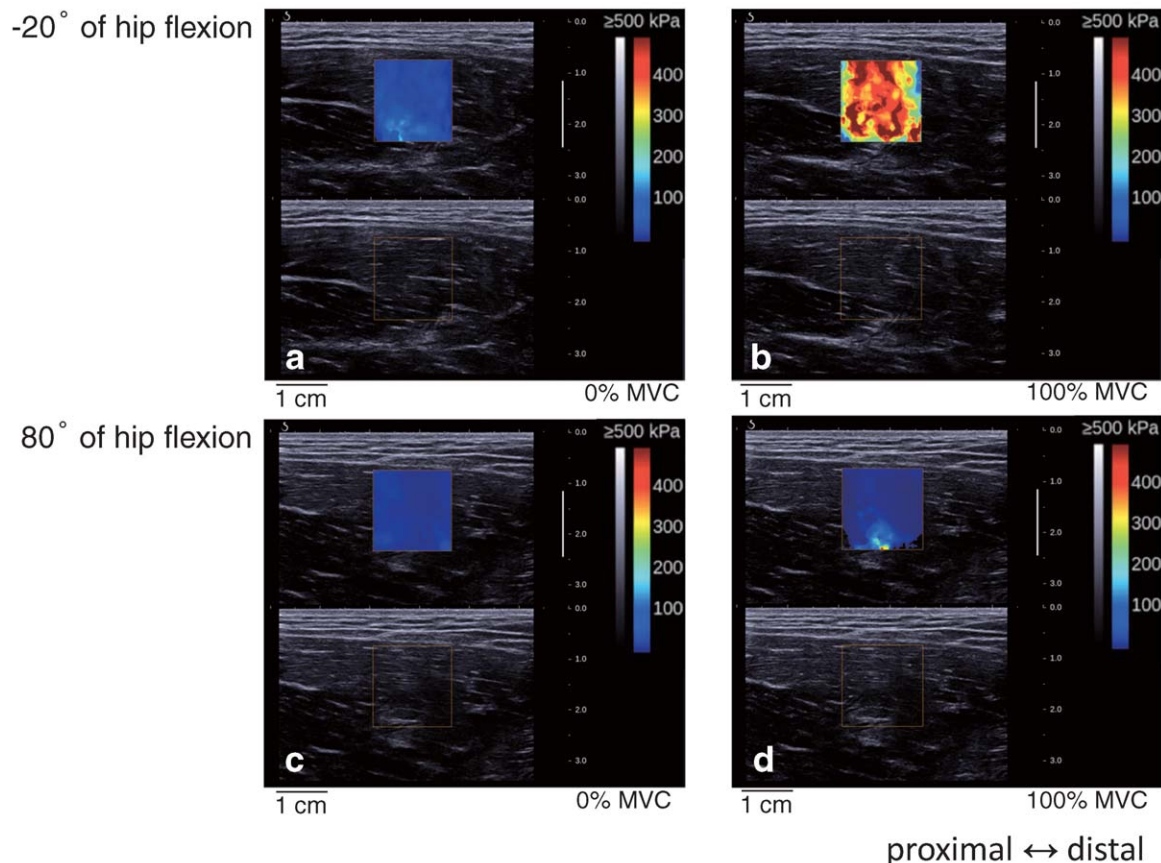


Fig. 2. Representative images for shear modulus measurement of muscle belly with ultrasound shear-wave elastography. The figure shows ultrasound B-mode images of the adductor longus at the -20° (upper panel) and 80° (lower panel) of hip flexion angles during 0% (a, c) and 100% (b, d) of hip flexion maximum voluntary contractions (MVCs), and color-coded shear modulus distribution within a $15 \times 15 \text{ mm}^2$ regions of interest overlaying each B-mode image. The scale for the color code is provided to the right as the estimated shear modulus. Stiffer and softer areas were displayed as red and blue, respectively. The spatial average of shear modulus in a circular area was calculated.



Fig. 3. The subject was in a supine position on the seat of BIODEX. The pelvis was fixed to the BIODEX using a strap. The pad of BIODEX was attached to the distal position of the thigh on measurement side. The angle of the knee on the measurement side was varied in accordance with gravity. The hip flexion angle of the contralateral side was 0° and knee flexion angle was 90°.

行時の股関節屈曲トルクを100%とし、モニター画面に発揮されている股関節屈曲トルクを% MVCとして表示した。被験者はモニター画面からの視覚的フィードバックにより0%（安静時）、25%、50%、75%、100% MVCの5条件の収縮強度で3秒間保持する多段階漸増条件試行を2試行実施した。試行間は疲労の影響を考慮し、1分間の休憩を設けた。なお、多段階漸増試行時に発揮された股関節屈曲トルクが各収縮強度に規定した屈曲トルクの前後5%を越えた場合はさらに1試行追加した。

4. 股関節内転運動

股関節屈曲運動と同様にBIODEXを使用し、計測肢位は右側臥位とした。股関節内転運動時に大腿内側に抵抗が加わるようにするため、計測側の大腿遠位部の内側面に位置するようパッドを調整した。動作時に骨盤の動きが生じないようにするため対象者の骨盤はベルトで固定した。股関節は中間位とした。等尺性股関節内転運動は、MVCで2試行実施した。試行間は疲労の影響を受けないようにするため、十分な休憩を設けた。

また股関節屈曲運動時に股関節内転運動が生じているかを確認するため、張力計（徒手筋力計モービィ、酒井医療機器）を用いた。張力計のパッドは、大腿部を固定したBIODEXのパッドよりも近位側の内側面に位置するよう調整した。運動課題中に生じ

た股関節内転方向の力は、AD変換器（PowerLab、ADIstruments）を介して2000Hzにて専用のソフトウェア（LabChartTM Ver.7、ADIstruments）を用いてパーソナルコンピュータに記録した。記録された力に、大転子からパッドまでの距離を乗じ、股関節内転トルクとした。各股関節屈曲運動時に得られた股関節内転トルク値を、等尺性股関節内転MVC時の内転トルクで除し、%内転トルクとした。

5. データ処理・解析

運動課題中に表示された弾性画像はBitmap形式でパーソナルコンピュータに2Hzで記録し、股関節屈曲角度毎に各収縮強度での屈曲時および最大内転時の弾性画像を筋スティフネスの解析対象とした。筋硬度超音波画像解析プログラム（S-14133 Ver 1.2、竹井機器工業）を用い、弾性画像の関心領域内に直径10mmの円形領域を設定し、その領域内の平均ヤング率の計測から剪断弾性率（kPa）を算出した。股関節屈曲および股関節内転の各2試行の平均弾性率をスティフネスの代表値とした。

関節トルクは各収縮強度での股関節屈曲時および股関節最大内転時の1秒間を解析対象とし、各2試行の平均トルクを分析対象とした。加えて、股関節角度間で異なる最大屈曲トルクが筋スティフネスに与える影響を除くため、動的スティフネスを算出し分析に用いた。動的スティフネスは各関節角度における安静時から100% MVC時の筋スティフネスの変化量を100% MVC時の股関節屈曲トルクで正規化した値（kPa/Nm）とした。

6. 統計処理

得られた計測値は、すべて平均と標準偏差で示した。各収縮強度での長内転筋スティフネスを股関節角度間で比較検討するため、股関節屈曲多段階漸増試行時の筋スティフネスは、股関節角度と収縮強度を要因とする繰り返しのある二元配置分散分析を行った。交互作用を認めた場合、角度を要因とする単純主効果の検定を行った。分散分析に先立って、Machly's testを行い、球面性の仮定を検討した。球面性が仮定されなかった場合、Greenhouse Geiserにて自由度の調整を行った後に、分散分析を実施した。交互作用を認めた場合、Bonferroni法を用いて股関節角度間の多重比較を行った。また、股関節内転と屈曲の運動間で長内転筋スティフネスを比較検討するため、股関節屈曲0°位の安静時から100%MVCに至るスティフネスの変化量に対応のあるt検定により比較した。股関節屈曲多段

階漸増試行時の100% MVC時の股関節屈曲トルクおよび動的ステイフネスは、角度を要因とする繰り返しの一元配置分散分析を行った。多重比較検定にはBonferroni法を用いた。有意水準は5%とした。統計処理には、SPSS software (Ver.19, SPSS社)を用いた。

結 果

1. 股関節屈曲運動時の股関節内転トルク

Fig.4に股関節屈曲運動中の股関節内転トルクを示す。各股関節角度における%内転MVCトルクは、 $0.98 \pm 0.63\%$ ～ $1.69 \pm 2.06\%$ の範囲であり、いずれも5%未満であった。

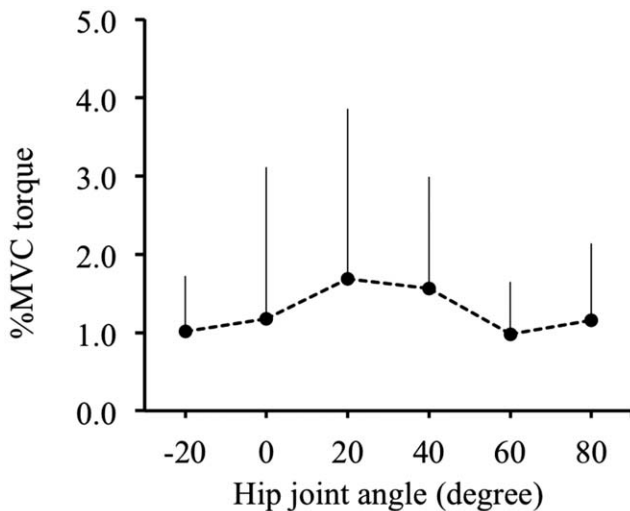


Fig. 4. Hip adduction torque (% MVC) during hip flexion at six hip flexion angles. Values are means and standard deviation. MVC: maximum voluntary contraction.

2. 各収縮強度における股関節屈曲トルク

Table.1に各股関節角度における多段階漸増試行時の股関節屈曲トルクを股関節屈曲MVCで正規化した%MVCとして示す。25%MVCにおいて24.9～27.0%, 50%MVCに47.5～50.1%, 75%MVCに71.9～73.8%および100%MVCに95.2～98.2%の範囲にあり、いずれも規定した収縮強度の前後5%以内であった。

3. 各股関節角度における股関節屈曲トルク

Fig.5に各股関節角度の股関節最大屈曲トルクを示す。分散分析の結果、股関節屈曲-20°(伸展20°)において他のすべての股関節角度と比べて有意に高値を示した ($P < 0.01$)。屈曲0°において20°, 40°, 60°, 80°と比べて、屈曲20°において40°, 60°, 80°と比べて、屈曲40°において80°と比べて有意に高値を示した (P

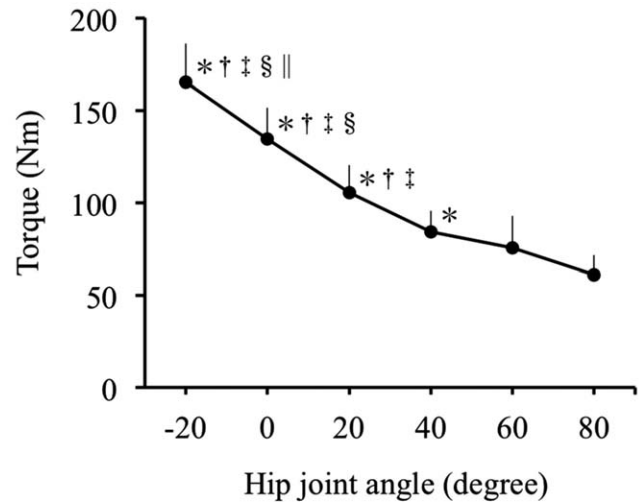


Fig. 5. Hip flexion torque at the six hip flexion angles. Values are means and standard deviation. * $P < 0.01$: vs 80°. † $P < 0.01$: vs 60°. ‡ $P < 0.01$: vs 40°. § $P < 0.01$: vs 20°. || $P < 0.01$: vs 0°.

Table 1. Hip flexion torque (% MVC) in hip flexion multi-stage trial at the four contraction intensity and six hip flexion angles.

Hip joint angle (degree)	% MVC torque			
	25 %	50 %	75 %	100 %
-20	27.0 ± 3.3	50.1 ± 2.5	73.8 ± 1.7	96.2 ± 2.1
0	25.9 ± 1.6	49.1 ± 2.4	72.6 ± 2.8	95.2 ± 3.1
20	24.9 ± 2.7	48.4 ± 1.8	72.5 ± 2.5	97.5 ± 3.4
40	25.1 ± 2.2	47.5 ± 1.5	71.9 ± 2.8	95.7 ± 6.8
60	25.8 ± 1.8	48.9 ± 1.8	72.7 ± 2.0	98.2 ± 5.1
80	26.1 ± 2.1	49.0 ± 1.6	72.6 ± 2.3	97.5 ± 4.2

Values are means ± standard deviation. Hip flexion torque (%MVC) in hip flexion multi-stage trial was normalized from the torque of hip flexion MVC trial. MVC: maximum voluntary contraction.

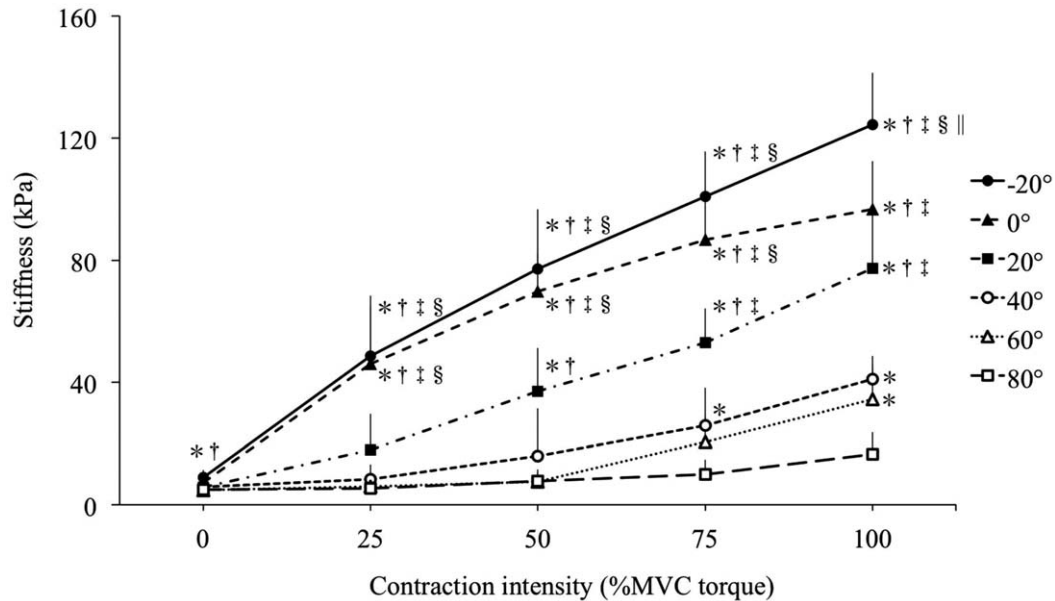


Fig. 6. Relationship between stiffness of adductor longus and contraction intensity at the six hip flexion angles. Values are means and standard deviation. * $P < 0.05$; vs 80°. † $P < 0.05$; vs 60°. ‡ $P < 0.05$; vs 40°. § $P < 0.05$; vs 20°. || $P < 0.05$; vs 0°. Filled circles: -20°; filled triangles: 0°; filled rectangles: 20°; open circles: 40°; open triangles: 60°; open rectangles 80°.

< 0.01).

4. 股関節屈曲に伴う長内転筋の筋スティフネス

Fig.6に各股関節角度における等尺性股関節屈曲運動時の筋スティフネスを示す。分散分析の結果、有意な交互作用（股関節角度×収縮強度）を認めた（ $P < 0.001$ ）。0% MVCでは屈曲-20°（伸展20°）において屈曲60°、80°と比べて有意に高値を示した（ $P < 0.05$ ）。25% MVCでは屈曲-20°（伸展20°）、屈曲0°において20°、40°、60°、80°と比べて有意に高値を示した（ $P < 0.05$ ）。50%MVCでは屈曲-20°（伸展20°）、屈曲0°において20°、40°、60°、80°と比べて、屈曲20°において60°、80°と比べて有意に高値を示した（ $P < 0.05$ ）。75% MVCでは屈曲-20°（伸展20°）、屈曲0°において20°、40°、60°、80°と比べて、屈曲20°において40°、60°、80°と比べて有意に高値を示した（ $P < 0.05$ ）。100% MVCでは屈曲-20°（伸展20°）において屈曲0°、20°、40°、60°、80°と比べて、屈曲0°、20°において40°、60°、80°と比べて有意に高値を示した（ $P < 0.05$ ）。

5. 各股関節角度における動的スティフネス

Fig.7に各股関節屈曲角度の動的スティフネスを示した。角度間で異なる屈曲トルクの影響を除いた動的スティフネスは、分散分析の結果、股関節屈曲-20°（伸展20°）、0°、20°において40°、60°、80°と比べて、屈曲40°、60°において80°と比べて有意に高値を示した（ $P < 0.05$ ）。

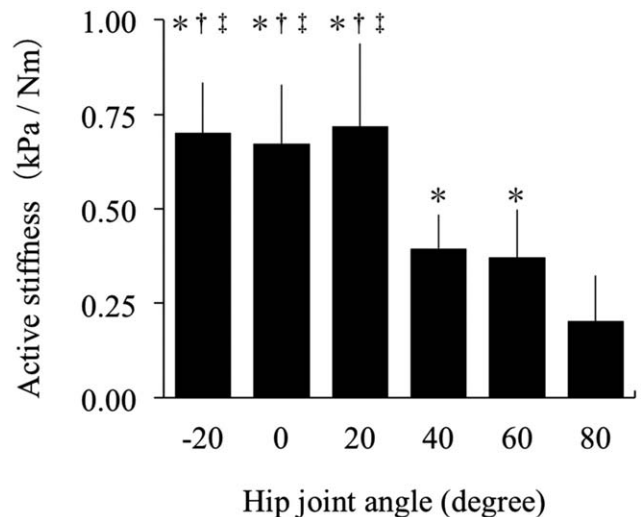


Fig.7. Active stiffness of adductor longus at the six hip flexion angles. Values are means and standard deviation. * $P < 0.05$; vs 80°. † $P < 0.05$; vs 60°. ‡ $P < 0.05$; vs 40°.

6. 股関節内転時と屈曲時のスティフネス変化

Fig.8に股関節屈曲0°における股関節内転および屈曲運動時の長内転筋スティフネス変化量を示す。対応のあるt検定の結果、内転運動時と屈曲運動時との間に有意な差はみられなかった（ $P = 0.08$ ）。

考 察

本研究では、股関節屈曲運動における長内転筋の収縮時スティフネスに及ぼす股関節屈曲角度の影響を検

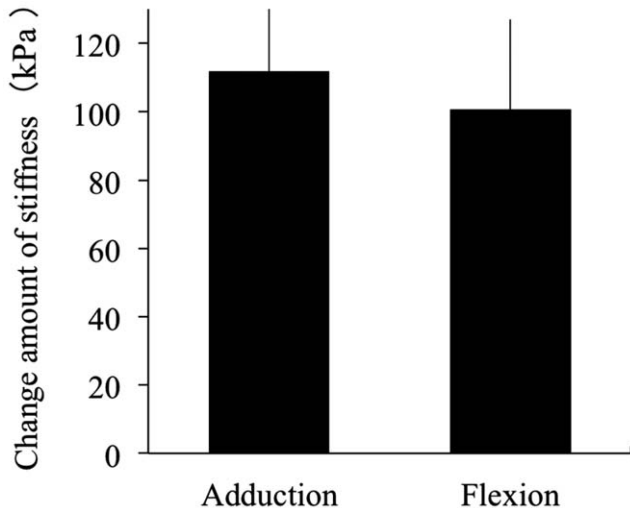


Fig. 8. Change in the muscle stiffness from rest to MVC in hip adduction and flexion. Values are means and standard deviation. $P = 0.08$.

討した。股関節屈曲に伴う長内転筋の筋ステイフネスは股関節角度間で顕著に異なることが明らかとなった。また、動的ステイフネスにおいても屈曲 $40^{\circ} \sim 80^{\circ}$ に比して、屈曲 -20° （伸展 20° ）～屈曲 20° で高値を示した。

剪断波エラストグラフィ超音波装置によって計測された筋ステイフネスは、筋の受動張力や活動張力と高い相関関係にあることが報告されている^{7,8)}。このことから、筋収縮時の筋ステイフネスを計測することは、筋に生じる発揮張力を間接的に評価していると考えられる。これまで小指外転筋⁸⁾や上腕二頭筋¹¹⁾を対象として収縮強度変化に伴う収縮時の筋弾性変化を報告した研究は存在するが、長内転筋を対象に収縮時の筋ステイフネスを検討した研究は渉猟する限り本研究が初めてである。また、長内転筋のように関節角度変化によって作用が転換する筋を対象とし、関節角度が収縮時ステイフネスに及ぼす影響もこれまで検討されていない。

本研究において、股関節屈曲運動時の股関節内転トルクは、いずれの股関節角度においても5%内転MVC以下であり、股関節内転運動が今回の結果で得られた股関節屈曲運動時の長内転筋ステイフネスに与えた影響は少ないと考えられる。また、多段階漸増試行時の各収縮強度における股関節屈曲トルクは、各股関節角度のいずれの収縮強度においても、規定した収縮強度の $\pm 5\%$ MVC以内の股関節屈曲トルクが発揮されており、随意収縮強度の段階的な増加に伴う筋ステイフネスの動態を捉えられていることが認められた。

股関節屈曲運動時の長内転筋ステイフネスは股関節

角度間で異なり、100%MVCにおいて屈曲 -20° （伸展 20° ）位のステイフネスは屈曲 40° の約3倍、屈曲 80° の約7.5倍に相当し、伸展位と屈曲位との間に顕著な差がみられた。一方、股関節屈曲トルクは、股関節角度の増加に伴い有意に低下を示している。このことから股関節角度間に生じた筋ステイフネスの著明な差が関節角度依存ではなく、屈曲トルクの影響を大きく受けていた可能性が否定できない。しかしながら、角度間で異なる屈曲トルクの影響を抑えるために算出した単位トルク当たりの弾性率を表す動的ステイフネスの結果においても、屈曲 -20° （伸展 20° ）～屈曲 20° (0.70 kPa/Nm)は屈曲 $40^{\circ} \sim 80^{\circ}$ (0.32 kPa/Nm)の約2倍、高値を示した。このことは、長内転筋の屈曲運動に伴う筋ステイフネスは、屈曲トルクのみならず関節角度の影響を大きく受けていることを示唆している。したがって本研究では、股関節屈曲運動に伴う長内転筋の収縮時ステイフネスは、関節角度に依存して股関節伸展位から浅屈曲位でより高まる可能性が明らかとなった。他の筋を対象とした先行研究では、安静時において膝関節伸展角度の増加に伴い、大腿二頭筋長頭のステイフネスは高まると報告されている¹²⁾。また、足関節背屈MVC時における前脛骨筋を対象とした検討では、収縮時ステイフネスは足関節底屈角度の増加に伴い高まることが報告されている¹³⁾。これらの知見から安静時、収縮時いずれも筋ステイフネスの値は関節角度の変化に伴う筋長変化の影響を顕著に受けると考えられる。

また、動的ステイフネスは単位トルクあたりの能動的な発揮張力を反映する¹⁴⁾。長内転筋のモーメントアームは深屈曲域から屈曲 50° までは伸展作用であるのに対し、屈曲 -20° （伸展 20° ）～屈曲 50° では屈曲作用に転換することが報告されている⁵⁾。長内転筋は、恥骨下枝から起始し、大腿骨粗線に沿って停止する筋であるため¹⁵⁾、股関節を伸展（大腿骨に対して骨盤は後傾）すると起始部は停止部に対して前方に移動し、長内転筋は屈曲作用となる。このことから屈曲 -20° （伸展 20° ）～屈曲 20° で動的ステイフネスの大きい長内転筋は股関節屈曲トルク発揮に貢献していることが考えられる。小柏ら¹⁶⁾の数学的モデルによる内転筋群の股関節屈曲角度変化に伴う屈伸トルクの推定でも、長内転筋は屈曲 -20° （伸展 20° ）から屈曲 40° で、内転筋群の中で最も大きい股関節屈曲トルクを発揮し、股関節屈曲角度の増加に伴い屈曲トルクは減少すると報告されている。

0%MVC（安静時）の結果より、屈曲 -20° （伸展 20° ）位の筋ステイフネスは屈曲 60° 、 80° よりも高値を示し

た。安静時の筋スティフネスにおいて屈曲 -20° （伸展 20° ）と屈曲 80° の差の平均は、4.98 kPaであった。筋の伸長に伴って増加する筋スティフネスの変化は、受動張力を反映することが知られている⁷⁾。筋は一定以上に伸長されると、筋膜や筋内腱といった並列弾性要素が主に関係する受動張力を発揮する¹⁷⁾。股関節屈曲 -20° （伸展 20° ）位の長内転筋では伸長によって恥骨下枝に対し大腿骨粗線が後方に移動することで伸長された結果、屈曲 80° よりも高い受動張力が発生している可能性が考えられる。本研究での随意的な屈曲動作に伴う筋スティフネスはこの受動張力と活動張力の両方の要素を含むと考えられる。一方、随意収縮に伴う筋スティフネスの増加は、屈曲 -20° （伸展 20° ）位で安静（8.9 kPa）からMVC（124.4 kPa）の115.5 kPaであるのに対し、屈曲 80° 位では安静（4.9 kPa）からMVC（16.5 kPa）の11.6 kPaであり股関節角度間に顕著な差がみられる。このことから、今回みられた関節角度間で異なる筋スティフネスは、長内転筋の受動張力よりも活動張力の影響をより反映することが推察される。

Nunomeら¹⁸⁾はキック動作において、蹴り足が地面を離れてからボールを蹴るまでを通じ、股関節屈曲トルクが発揮されることを報告している。Charnockら⁴⁾は、Nunomeらの報告と同様に蹴り足が地面を離れてからボールを蹴るまでの、蹴り足の股関節角度を計測し、股関節は矢状面上で屈曲 -20° （伸展 20° ）まで伸展した後、屈曲 20° まで屈曲することを報告している。本研究において、長内転筋の筋スティフネスは、屈曲 -20° （伸展 20° ）から屈曲 20° で股関節屈曲トルク発揮時に高値を示した。したがって本研究結果は、キック動作における長内転筋の損傷が矢状面上の股関節運動と関連する可能性を推測させる知見となった。Fig. 8で示す股関節屈曲 0° 位に記録された股関節最大内転および最大屈曲時の長内転筋スティフネスは、動作間で有意な差が認められなかった。このことから長内転筋の主動作である内転運動と同等の力学的ストレスが股関節屈曲運動時に発生している可能性が考えられる。

本研究の限界として、採用した運動様式が等尺性収縮であり、キック動作のような動的な運動時の収縮形態とは異なるという点があげられる。しかしながら、等尺性収縮を採用することによって、本研究の目的であった股関節屈曲角度が股関節屈曲運動時における長内転筋の筋スティフネスに及ぼす影響をより明確に検討することが可能であった。本研究で明らかとなった筋スティフネスに与える筋長および収縮強度の影響

は、動的な運動様式で観察される長内転筋スティフネスの規定要因を検討する際にも有益な基盤情報になると考える。また、本研究では股関節屈曲時の剪断弾性率に基づき活動張力の予測を試みているが、発揮張力の定量評価に向けては長内転筋の力-弾性関係を詳細に検討することが今後の課題である。長内転筋には筋内腱が存在し、その筋腱移行部で力学的ストレスが高まる可能性が報告されている¹⁹⁾。損傷の一因となる力学ストレスの不均一性を明らかにするため、筋束部と筋腱移行部で随意収縮に伴う筋スティフネスの部位差を検討していくことが長内転筋損傷の機序解明の一助に繋がると考える。

結 論

本研究は超音波剪断波エラストグラフィ技術を用いて、股関節屈曲運動における長内転筋の収縮時スティフネスに及ぼす股関節屈曲角度の影響を検討した。等尺性股関節屈曲に伴う長内転筋の筋スティフネスは、股関節角度の影響を著明に受け、屈曲 -20° （伸展 20° ）～屈曲 20° で有意に高値を示した。このことから、股関節屈曲運動時の長内転筋にかかる力学的ストレスは伸展域～浅屈曲域で高くなる可能性が示唆された。本研究結果は、スポーツ動作における長内転筋の損傷メカニズムの解明に向けた力学特性の基盤情報に繋がると考える。

文 献

- 1) Ekstrand J, Häggglund M, Waldén M: Epidemiology of Muscle Injuries in Professional Football (Soccer). *Am J Sports Med* 39: 1226-1232, 2011
- 2) Hölmich P: Long-standing groin pain in sportspeople falls into three primary patterns, a "clinical entity" approach: a prospective study of 207 patients. *Br J Sports Med* 41: 247-252, 2007
- 3) Serner A, Tol JL, Jomaah N, Weir A, Whiteley R, Thorborg K, Robinson M, Hölmich P: Diagnosis of Acute Groin Injuries : A Prospective Study of 110 Athletes. *Am J Sports Med* 43: 1857-1864, 2015
- 4) Charnock BL, Lewis CL, Garrett WE Jr, Queen RM: Adductor longus mechanics during the maximal effort soccer kick. *Sports Biomech* 8: 223-234, 2009

- 5) Dostal WF, Soderberg GL, Andrews JG: Action of Hip Muscles. *Phys Ther* 66: 351-359, 1986
- 6) Shinohara M, Sabra K, Gennisson JG, Fink M, Tanter M: Real-time visualization of muscle stiffness distribution with ultrasound shear wave imaging during muscle contraction. *Muscle Nerve* 42: 438-441, 2010
- 7) Koo TK, Guo JY, Cohen JH, Parker KJ: Relationship between shear elastic modulus and passive muscle force: An ex-vivo study. *J of Biomech* 46: 2053-2059, 2012
- 8) Ateş F, Hug F, Bouillard K, Jubeau M, Frappart T, Couade M, Bercoff J, Nordez A: Muscle shear elastic modulus is linearly related to muscle torque over the entire range of isometric contraction intensity. *J Electromyogr Kinesiol* 25: 703-708, 2015
- 9) Hug F, Tucker K, Gennisson JL, Tanter M, Nordez A: Elastography for Muscle Biomechanics: Toward the Estimation of Individual Muscle Force. *Exerc sport sci rev* 43: 125-133, 2015
- 10) Royer D, Gennisson JL, Deffieux T, Tanter M: On the elasticity of transverse isotropic soft tissues (L). *J Acoust Soc Am* 129: 2757-2760, 2011
- 11) Yoshitake Y, Tkai Y, Kanehisa H, Shinohara M: Muscle shear modulus measured with ultrasound shear-wave elastography across a wide range of contraction intensity. *Muscle Nerve* 50: 103-113, 2014
- 12) Le Sant G, Ates F, Brasseur JL, Nordez A: Elastography Study of Hamstring Behaviors during Passive Stretching. *PLoS One* 10: e0139272, 2015
- 13) Sasaki K, Toyama S, Ishii N: Length-force characteristics of in vivo human muscle reflected by supersonic shear imaging. *J Appl Physio* 117: 153-162, 2014
- 14) Souron R, Bordat F, Farabet A, Belli A, Feasson L, Nordez A, Lapole T: Sex differences in active tibialis anterior stiffness evaluated using supersonic shear imaging. *J of Biomech* 49: 3534-3537, 2016
- 15) Neumann DA: カラー版 筋骨格系のキネシオロジー 原著第2版, 医歯薬出版株式会社, 東京, 2012, p535.
- 16) 小栢進也, 建内宏重, 高島慎吾, 市橋則明: 関節角度の違いによる股関節周囲筋の発揮筋力の変化—数学的モデルを用いた解析—. *理学療法学* 38: 97-104, 2011
- 17) Miller JB: The length-tension relationship of the dorsal longitudinal muscle of a leech. *J Exp Biol* 62: 43-53, 1975
- 18) Nunome H, Asai T, Ikegami Y, Sakurai S: Three-dimensional kinetic analysis of side-foot and instep soccer kicks. *Med Sci Sports Exerc* 2002; 12: 2028-2036.
- 19) Tuite DJ, Finegan PJ, Saliaris AP, Renström PA, Donne B, O'Brien M: Anatomy of the proximal musculotendinous junction of the adductor longus muscle. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 6: 134-137, 1998

日本基礎理学療法学雑誌 投稿規定

改訂：2015（平成 27）年 12 月 22 日

1. 目的

日本基礎理学療学会の会誌として、理学療法に関する学術的情報公開の場を提供し、理学療法の基礎研究を通して理学療法学の発展に貢献することを目的とする。

2. 投稿記事の種類

原著、症例報告、短報、総説、その他編集委員会で掲載を承認されたものとする。投稿原稿は他紙に掲載予定がなく未発表の邦文とし、他紙への同時投稿は認めない。また、総説は編集委員会からの依頼原稿を原則とする。

3. 投稿者の資格

本誌への投稿記事は、理学療法学の発展に寄与する論文であれば会員に限らず受理する。

4. 本文の字数および図表の枚数

〔原著、症例報告〕

原則として文献を含め 12000 字以内とする（図表は含めない）。図表は 10 枚以内とする。

〔短報〕

原則として文献を含め 6000 字以内とする（図表は含めない）。図表は 4 枚以内とする。

〔総説〕

依頼時に規定する。

5. 執筆要項

- 1) 原稿は Windows 版の Microsoft word、またはテキストファイルを用いて A4 判の用紙に横書きで作成する。用紙には左端に通しで行番号を入れ、一段組み 12 ポイントの文字で、ダブルスペースにて 40 字×20 行（1 ページ当たり 800 字）で入力する。また、下部中央にはページ番号を挿入する。常用漢字、ひらがな、現代かなづかいを用い、文献、人名、薬品名、生物学名などは原語を用いる。
- 2) 英数文字や記号は半角とし、原則として特殊文字は使用しない。ただし、特殊文字で表記せざるをえないものについては、表記文字とその表記場所を記載したリスト（1 部）を添付し、提出する原稿にもその表記場所を朱字でマークする。
- 3) 数字は算用数字を用い、度量衡単位は国際単位系（SI 単位）を用いる（長さ：m、質量：kg、時間：s、温度：℃、周波数：Hz 等）。
- 4) 原著、症例報告、短報については原則として緒言（はじめに）、対象と方法（症例

報告)、結果(経過)、考察、文献等の小見出しをつけ、これらの順に構成・記載する。

- 5) 表紙には論文タイトル、著者氏名(著者の資格を示すもの、例えば PhD、PT など)、所属および投稿責任者 (Corresponding author) の連絡先(住所、電話番号、FAX 番号、E-mail address)、専門領域(別紙 1: 論文の分野における、学術領域別及び理学療法領域別の専門領域をそれぞれ 1 つ以上)、投稿記事の種類、原稿の枚数、図表の枚数、5 つ以内のキーワードを記載する。
- 6) 英文で表題、著者名、所属、要旨(200 語前後)と 5 つ以内のキーワードを記載する。
- 7) 図表は本文とは分けて記載する。図表および図表説明は、すべて英語表記とする。記載順序は、文献の後に、図表説明、表、図の順とする。また、図表はそれぞれ各 1 枚に記載すること。
- 8) 図表の説明には、図表の番号、タイトルおよび簡潔な説明を含む。
- 9) 図の中の線(直線、曲線など)、文字、数字、記号などは、縮小印刷した場合にも判読可能な大きさとする。特に、写真に関しては縮小・拡大しても印刷に耐えうる程度の解像度を有すること。
- 10) 引用文献は必要最小限にとどめ、引用順に通し番号をつけ、本文の最後に「文献」として引用順に列挙する。番号は本文中の引用箇所の右肩上に右片カッコにしてつける(すべて半角文字を用いる)。著者は全て連記する。
- 11) 文献の記載方法は以下の例に従う。

(雑誌の場合)

- 1) Yoshimura A, Fujitsuka C, Kawakami K, Ozawa N, Ojala H, Fujitsuka N: Novel myosin isoform in nuclear chain fibers of rat muscle spindles produced in response to endurance swimming. J Appl Psychol 73:1925-1931, 1992
- 2) 曾我部正博, 成瀬恵治, 曾我浩之: 膜伸展によって活性化されるイオンチャンネル. 心臓 24 : 333-343, 1992

(書籍の場合)

- 3) King A, Cavanaugh JM: Neurophysiologic basis of low back pain. In The Lumbar Spine. Wiesel SW, Weinstein JN, Herkowitz H (Ed.). Philadelphia, WB Saunders, pp 74-80, 1996
- 4) 熊沢孝朗: 痛みのメカニズム. 新医科学大系 7. 星猛(編). 東京, 中山書店, pp 153-167, 1995

6. 倫理

実験はヘルシンキ宣言に基づく倫理基準、あるいはわが国の医学系研究に関する倫理指針・動物実験関連法規を遵守して実施されなければならない。当該研究がこれらのガイド

ラインに従って実施されたことを投稿論文内に明記し、さらに所属機関の倫理委員会、あるいは実験動物委員会等が発行した承認書の承認番号を論文中に記載するものとする。

7. 利益相反

利益相反がある場合は、その旨原稿に明記すること。なお、利益相反に関しては、厚生労働省の指針を参照すること。

8. 投稿手続

Microsoft word で作成した投稿原稿（原稿ならびに図表）を、メールに添付し、編集委員会（jjptf-adm@umin.ac.jp）宛に送付する。なお、原稿受付年月日は原稿が編集委員会に到着した日とし、受理年月日は原稿の審査が終了し、掲載可能となった日とする。

9. 引用・転載の許諾について

他著作物からの図表の引用・転載については、著作権保護のため原出版社および原著者の許諾が必要である。引用・転載を行う場合は投稿者があらかじめ許諾を得て、その旨を図表説明に明記すること。

10. その他

- ・ 掲載された論文等の著作権は日本基礎理学療法学会に属する。
- ・ 採用された原稿の印刷校正は投稿者の責任において行い、初稿のみとする。
- ・ 掲載料はカラーページ（実費負担）を除き、すべて本学会の負担とする。

日本基礎理学療法学雑誌 編集委員会

〒060-8556

札幌市中央区南1条西17丁目

札幌医科大学 保健医療学部 理学療法学科

TEL : 011-611-2111

FAX : 011-611-2150

E-mail: jjptf-adm@umin.ac.jp

論文の分類

I. 学術領域別

I-1 解剖学

I-1-a 肉眼解剖

I-1-b 組織学

I-1-c 画像解剖

I-2 生理学

I-2-a 神経（認知科学含）

I-2-b 運動器（筋・骨格）

I-2-c 呼吸・循環

I-2-d 血液・免疫

I-2-e 体液・内分泌

I-2-f 加齢・性差

I-2-g 疼痛

I-3 運動学

I-4 公衆衛生・健康科学

I-5 生化学

I-6 分子生物学

I-7 福祉工学

I-8 再生医療

I-9 その他

II. 理学療法領域別

II-1 神経

II-2 運動器

II-3 内部障害

II-4 物理療法

II-5 予防

II-6 高齢者

II-7 小児

II-8 ガン

II-9 その他

編集委員会

編集委員長

山田 崇史

副編集委員長

岩本えりか

編集委員（アイウエオ順）

縣 信秀	石田 和人	今北 英高	金井 章	菊池 真
肥田 朋子	坂本 淳哉	島田 裕之	白銀 暁	菅原 憲一
高橋 真	竹中 菜々	谷口 圭吾	玉木 彰	中 徹
中野 治郎	藤野 英己	李 相潤		

日本基礎理学療法学雑誌

第20巻第2号

2017年11月8日 発行

編集
発行

日本基礎理学療法学雑誌 編集委員会

〒060-8556

札幌市中央区南1条西17丁目

札幌医科大学 保健医療学部 理学療法学科

TEL：011-611-2111 FAX：011-611-2150

E-mail：jjptf-adm@umin.ac.jp

印刷
製本

社会福祉法人 北海道リハビリ

〒061-1195

北海道北広島市西の里507番地1

TEL：011-375-2116 FAX：011-375-2115
