

研究題目

非侵襲的かつリアルタイムに骨格筋の形態・機能特性を
同時計測する“MRI の 3D イメージング技術”の開発と
スポーツ科学への応用

～ヒト骨格筋の 3D イメージング～

研究者代表者

衣笠竜太

目次

研究題目, 研究者名 -----	1
目次 -----	2
要約 -----	3
I. 緒言 -----	4
II. 方法 -----	4
被検者 -----	4
実験手順 -----	5
磁気共鳴画像法 -----	6
足関節底屈動作 -----	7
統計処理 -----	8
III. 結果 -----	8
IV. 考察 -----	10
V. 謝辞 -----	11
VI. 参考文献 -----	11

非侵襲的かつリアルタイムに骨格筋の形態・機能特性を同時計測する

“MRI の 3D イメージング技術”の開発とスポーツ科学への応用

—ヒト骨格筋の 3D イメージング—

衣笠竜太

要約

本研究は筋の形態と機能を同時計測する磁気共鳴画像法(MRI)の三次元イメージング技術を開発するため、エコープラナーイメージング(EPI)を用いて足関節底屈動作中の筋断面積と信号強度について検討した。10名の被検者は30秒間の安静の後、30秒間にわたる足関節底屈動作をMRガントリー内で行った。EPIを用いて、安静時と動作中における腓腹筋内側頭の筋断面積と信号強度を測定した。その結果、腓腹筋内側頭の筋断面積は近位端から12cm～15cmの範囲で大きく、近位端から12cmの位置の筋断面積は $19.6 \pm 4.2 \text{ cm}^2$ であった。筋活動した断面積と筋断面積の大きい箇所はほとんど一致し、近位端から12cmの位置における筋活動した断面積は $8.6 \pm 4.2 \text{ cm}^2$ であった。信号強度から求めた ΔR_2 は動作開始直後の10秒間ほとんど変化せず、その後は緩やかに低下した。動作開始後20秒間は ΔR_2 に部位差を認めなかったが、動作開始後20秒以降、 ΔR_2 は部位差を示し、遠位の ΔR_2 は近位のものよりも有意な低下を示した($P < 0.05$)。これらの結果は、筋断面積と筋活動した断面積の筋腹はほぼ一致すること、筋活動は筋全体で一様ではないことを示すものである。

勤務先：武藏野大学文学部体育研究室

〒202-8585 東京都西東京市新町1-1-20

TEL&Fax:0424-68-3243

I . 緒言

医用画像技術・解析の発展に伴い、ヒト骨格筋の体積や断面積を正確に測定することが可能となってきた。例えば、磁気共鳴画像法（以下、MRIとする）は、組織の非侵襲的な測定が可能で、一度に複数枚の画像を取得でき、かつ表層部だけでなく深層部の情報も取得できる（空間分解能が高い）特長を有する。筋断面積は随意的に発揮された最大筋力に比例するので(Ikai and Fukunaga 1969), 筋の形態的特性は筋の収縮機能特性と密接な関係にあることが古くから知られてきた。しかしながら、果たしてすべての筋が筋力発揮中に活動しているか否かについては、筋の形態的情報だけから判断することは難しい。従って、筋の形態的な情報と機能的な情報を同時に取得できれば、ヒト骨格筋の特性を明らかにする上で有用となる。

MRI は体内の各組織における水分量の差違を画像化したものである。筋活動時には乳酸や無機リン酸などの代謝産物が產生され、浸透圧の変化に伴って活動した筋線維への水分の移動が起こる。この現象を利用すれば、MRI の横緩和時間（以下、T2とする）は力発揮 (Fisher et al. 1990), 筋電図積分値 (Adams et al. 1992 ; Kinugasa et al. 2005a), 及び運動強度 (Adams et al. 1992; Kinugasa and Akima 2005) との間に線形な関係があり、最大下の収縮様式の相違に伴う T2 変化は筋電図積分値のものと一致する（短縮性収縮 > 伸張性収縮）(Adams et al. 1992; Kinugasa et al. 2005b). これらの先行研究は T2 が筋の機能的な側面を間接的に反映していることを意味する。

これまで、いくつかの研究が筋の機能的特性を解明するために MRI の T2 を利用してきた。しかしながら、従来の方法は時間分解能が低いため、筋力発揮と同時に画像を取得するのは困難である。筋の機能的特性を正確に評価するためには、筋力発揮中のリアルタイムイメージングの技術が必要である。

MRI の撮影法の一つにエコーブラナーイメージング法（以下、EPI とする）がある。通常の MRI は 1 画像を構成するために数分間のデータ収集を必要とするが、EPI は 1 画像構成に必要なデータを 1 回のラジオ波パルスで集めるため（位相エンコード勾配方向と周波数エンコード勾配方向の傾斜磁場を高速に切り替えて、k 空間を一筆書きのようにスキャンする），撮影時間を最小で約 50 msec に設定できる。

本研究は筋の形態と機能を同時計測する MRI の 3D イメージング技術を開発するため、EPI を用いて足関節底屈動作中の筋断面積と信号強度について検討した。

II . 方法

1. 被検者

10 名の被検者が本研究に参加した。全ての被検者には実験の主旨、内容、及び危険性に

についてあらかじめ説明し、参加の同意書を得た。本研究は、武藏野大学倫理委員会の承認を得て実施した。

2. 実験手順

被検者は 30 秒間の安静の後、30 秒間にわたる足関節底屈動作を実施した(図 1)。動作には特製の運動制御装置(図 2)を用いた。一連の測定の前に、十分な練習を行った。装置は非磁性体で構成され、装置の有無が画像に影響を及ぼさないことを予め確認した。全ての実験は利き足を対象とした。

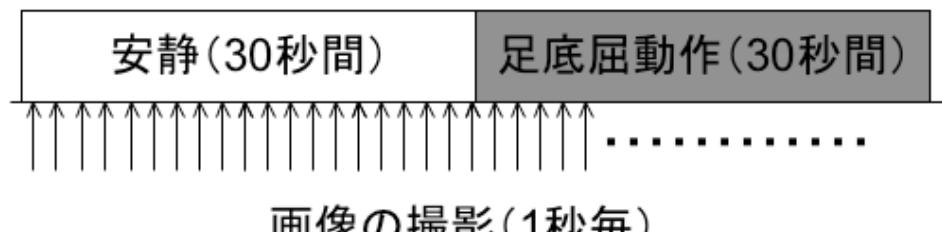


図 1. 実験手順

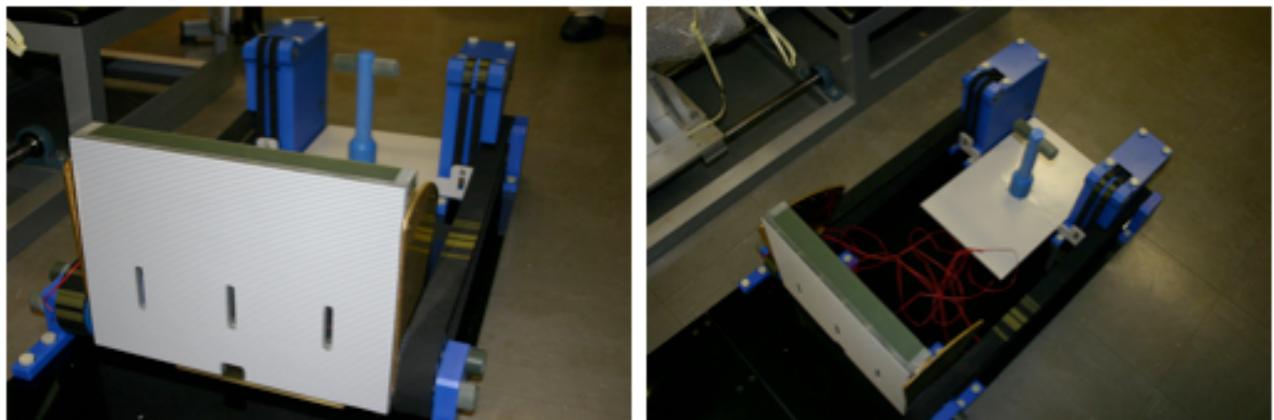


図 2. 運動制御装置

3. 磁気共鳴画像法

被検者は運動制御装置上に仰臥位の姿勢となり、MR ガントリーの中央に足関節の関節軸を合わせた。MRI の撮影には 1.5 テスラの超伝導 MRI 装置(Signa Excite, GE)を用いて(図 3)、腓腹筋内側頭全域(図 4)にわたる横断画像を 1 秒毎に得た。

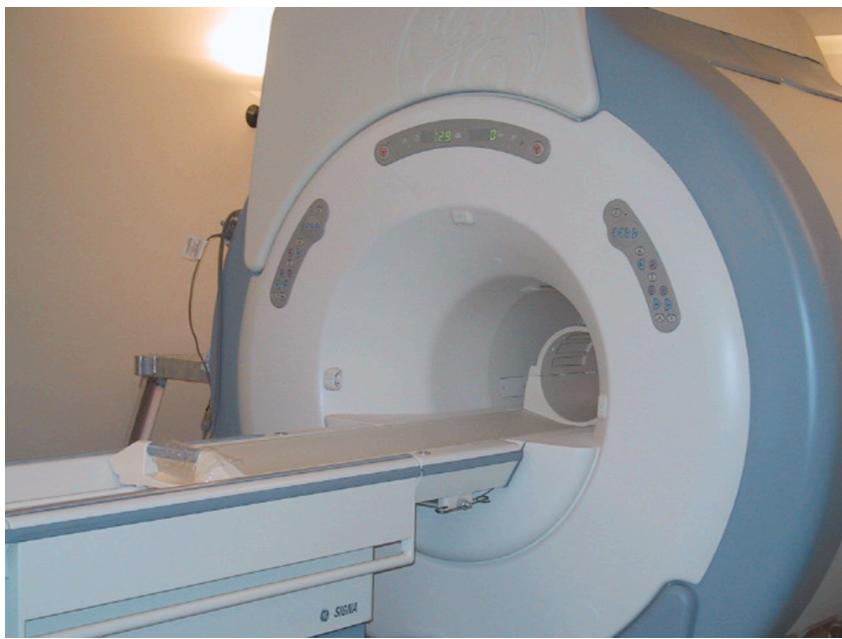


図 3. 超伝導 MRI 装置

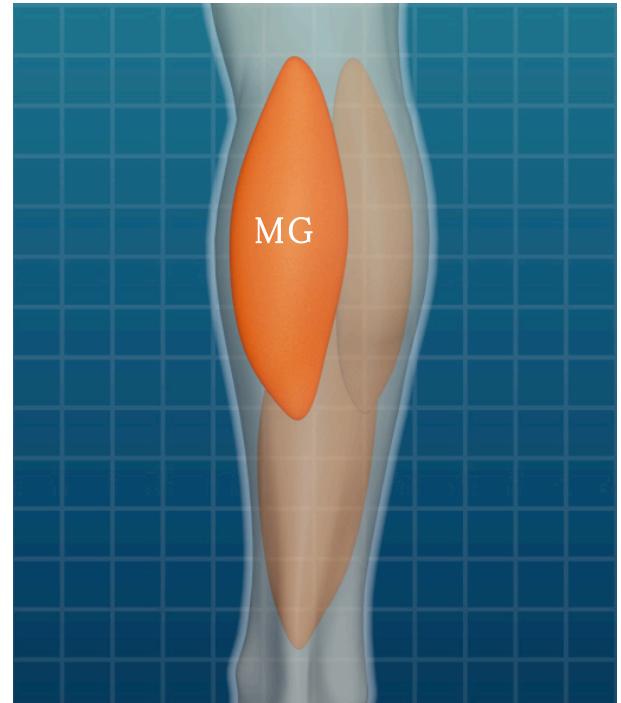


図 4. 腓腹筋内側頭(MG)(右脚)

撮影シーケンスは以下の通りであった。

- ・シングルショット スピンエコーEPI
- ・繰り返し時間:6000 ms
- ・エコー時間:45 ms
- ・スライス間隔:0 mm
- ・スライス厚:10 mm
- ・関心領域:400×200 mm
- ・位相関心領域:50 mm
- ・マトリクス:128×64
- ・撮影枚数:30 枚
- ・積算回数:1 回
- ・撮影時間:1 秒
- ・撮影の繰り返し:30 回

全ての画像はコンピュータに転送した。腓腹筋内側頭の外形は画像解析ソフト(Amira 4.0, Mercury Computer Systems,)を用いて同定し、外形は三次元再構築した(図 5)。三次元構築された腓腹筋内側頭は、長軸に対して 1cm 毎の筋断面積を算出した。

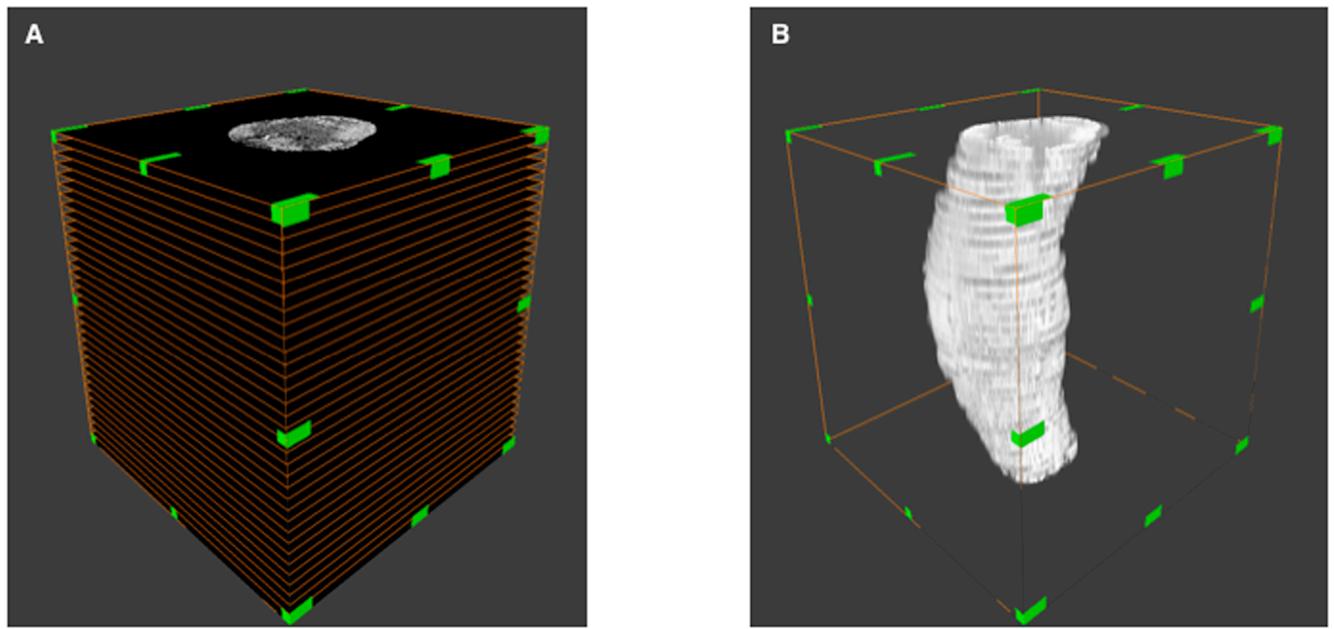


図 5. 画像の三次元再構築

次に、腓腹筋内側頭に含まれるピクセルの信号強度を求め、下記の式(1)より、 ΔR_2 を算出した。

$$\Delta R_2 = -\frac{1}{TE} \ln\left(\frac{S_{post}}{S_{pre}}\right) \quad \text{---(1)}$$

S_{pre} : 安静画像における信号強度

S_{post} : 運動画像における信号強度

ΔR_2 は腓腹筋内側頭の筋長に対して 1cm 毎に算出した。

続いて、安静画像(30 秒目)において ΔR_2 が平均+1 標準偏差以上、運動画像(30 秒目)において ΔR_2 が平均+1 標準偏差以下 のピクセルを同定した(閾値処理は全ての画像に対して実施). これらの範囲内にあるピクセルを“筋活動した”と定義し、面積を算出した.

最後に、腓腹筋内側頭の全長に対して、近位から 20% と 80% (遠位から 20%) の位置の MR 画像から ΔR_2 を算出した.

4. 足関節底屈動作

運動制御装置は MRI ベッドに固定した. 被検者は、膝関節を完全に伸展した状態(膝関節

角度 180 度)で仰臥位の姿勢になり、足部と下腿部が動かないよう特製の固定具と専用ベルトで固定した。動作は等尺性収縮とし、動作中の足関節角度は 100 度であった。収縮強度は最大筋力の 4 割程度となるよう、被検者の主観で行った。動作は 30 秒間とした。

5. 統計処理

全ての値は平均値±標準偏差で示した。近位と遠位における ΔR_2 の比較には、一元配置の分散分析を行った。有意水準は 5%以下とした ($P < 0.05$)。

III. 結果

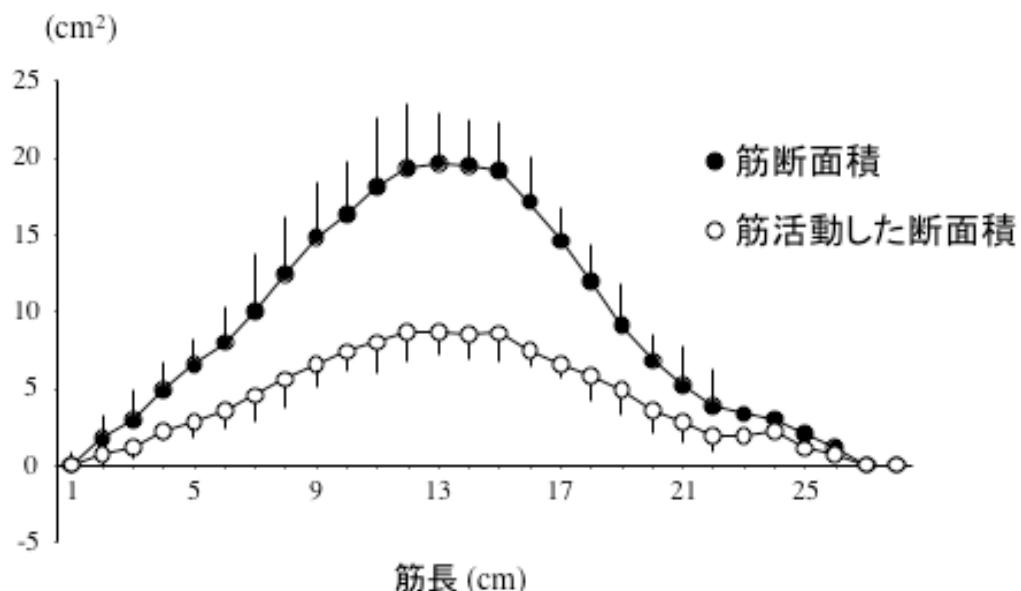


図 6. 腹筋内側頭全域における筋断面積(●)と筋活動した断面積(○)。

腹筋内側頭全域における筋断面積と筋活動した面積を図 6 に示した。腹筋内側頭の筋長は 19cm～25cm の範囲であった。腹筋内側頭の筋断面積は近位端から 12cm～15cm の範囲で大きく、近位端から 12cm の位置の筋断面積は $19.6 \pm 4.2 \text{cm}^2$ であった。また筋断面積は両端(近位・遠位)ほど小さい傾向にあった。筋活動した断面積と筋断面積の大きい箇所はほとんど一致し、近位端から 12cm の位置における筋活動した断面積は $8.6 \pm 4.2 \text{cm}^2$ であった。

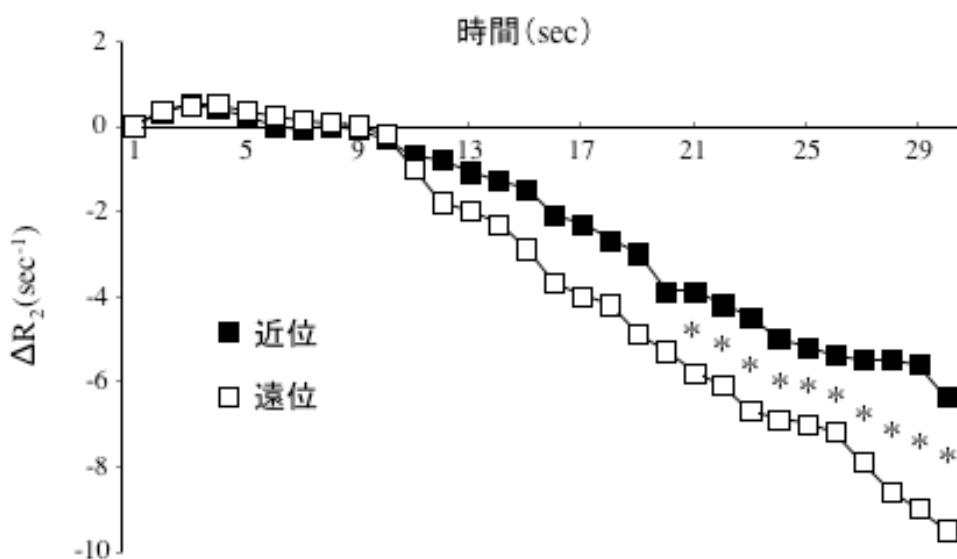
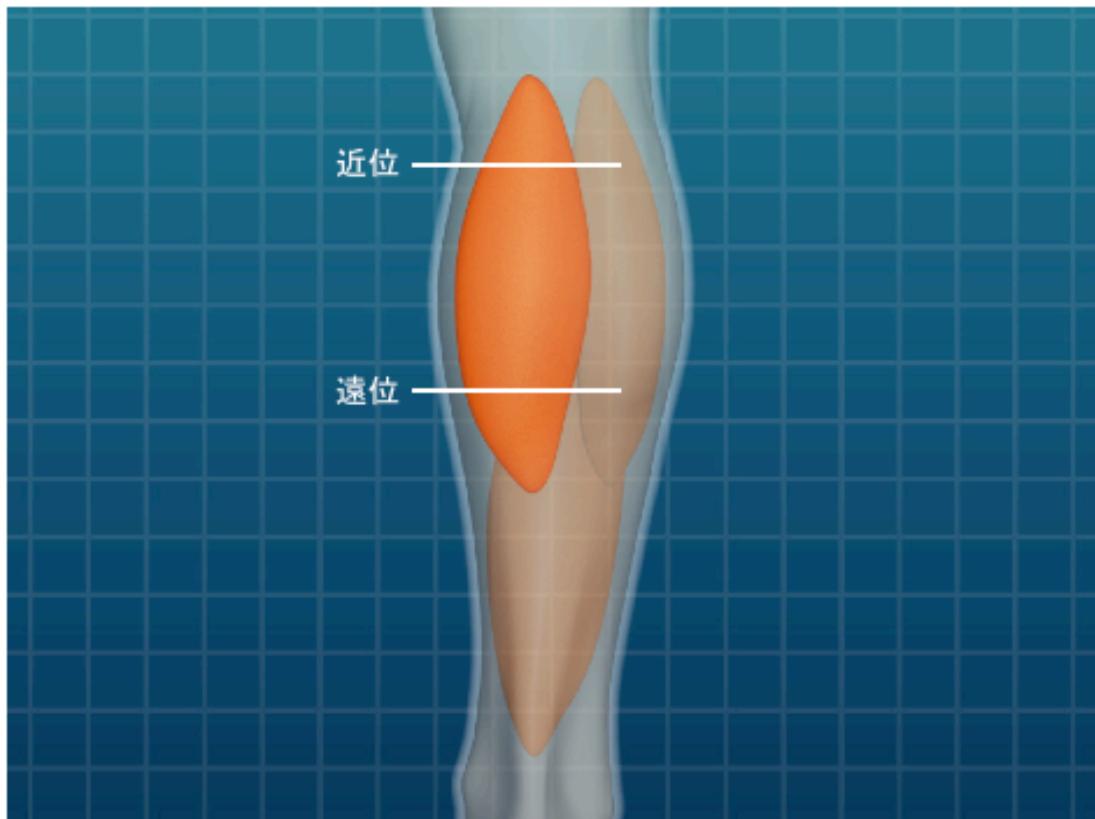


図 7. 腓腹筋内側頭の近位(■)と遠位(□)における ΔR_2 .

図 7 には、腓腹筋内側頭の近位と遠位における ΔR_2 の比較を示した。 ΔR_2 は動作開始直後の 10 秒間ほとんど変化せず、その後は緩やかに低下した。動作開始後 20 秒間は ΔR_2 に部位差を認めなかった。動作開始後 20 秒以降、 ΔR_2 は部位差を示し、遠位の ΔR_2 は近位のものよりも有意な低下を示した($P < 0.05$)。例えば、動作開始後 30 秒目の ΔR_2 は近位で -6.3 sec^{-1} であり、遠位で -9.5 sec^{-1} であった。

IV. 考察

本研究は、EPI を用いて足関節底屈動作中における腓腹筋内側頭の筋断面積と信号強度をリアルタイムに測定した。これまで筋力発揮中の腓腹筋内側頭における筋の形態的特性と機能的特性については明らかにされていない。

筋活動した断面積の多い箇所は筋断面積のものと一致し、この位置は近位端から 12～15cm であった。このことは、近位端から 12～15cm の範囲内にある筋は、力発揮に対する貢献度が高いことを示唆している。筋量に占める筋活動の割合から力発揮に対する貢献度を推測すれば、筋腹の（近位端から 12cm の位置）筋断面積に占める筋活動した断面積の割合は 43.9%（筋断面積 19.6 cm²、筋活動した断面積 8.6 cm²）であり、これは近位端のもの（筋断面積に占める筋活動した断面積の割合 30.0%；筋断面積 1.7 cm²、筋活動した断面積 0.5 cm²）よりも大きかった。本研究のプロトコルでは、筋腹の位置において、約 44%の筋が足関節底屈動作中に使われていたと考えられる。

本研究の筋活動の評価には MR 画像の信号強度から求めた ΔR_2 を用いた。これまでいくつかの研究が筋活動の指標として ΔR_2 を利用している (Kennan et al. 1995; Price et al. 1995)。例えば、Kennan たち (Kennan et al. 1995) は最大筋力の 70% の負荷強度で、足関節背屈動作中の前脛骨筋の信号強度を算出し、本研究と同様の手順で ΔR_2 を求めている。本研究では、足関節底屈動作中の ΔR_2 は近位よりも遠位で有意な低下を示し、 ΔR_2 は近位と遠位で異なる変化の様相を示した。このことは、筋活動が筋全体で一様ではないことを示唆している。筋活動の不均一の要因として、第一に運動単位の分布が挙げられる。運動単位は収縮特性に応じて、主に 3 つに分類される：FF (Fast-Fatigable) 型、FR (Fast-Fatigue Resistant) 型、S (Slow) 型。運動単位の分布は筋線維の占める面積に対する筋線維数の比として表されるので (Fuglevand and Segal 1997)，例えば運動単位の分布は S 型の運動単位 (~ 10 unit fibers/mm²) よりも FF 型の運動単位 (~ 40 unit fibers/mm²) で大きい (Armstrong et al. 1988; Kanda & Hashizume 1992)。ある運動単位に属する筋線維はある程度密集しているが、筋全体で捉えると、異なるタイプの運動単位が複雑に配列されている（つまり運動単位に属する筋線維も筋内を複雑に配列されていることになる）(Chanaud et al. 1991)。従って、運動単位の分布は筋活動の不均一に影響を及ぼしていると考えられる。

第二の要因として、神経・筋コンパートメントが挙げられる。同一の、あるいは異なった運動単位に属する筋線維は空間的に離して、機能的には等価な下位グループを作っている場合がある (Gans and Gaunt 1992)。これは神経・筋コンパートメントと呼ばれ (Segal et al. 1991)，例えばある単一の筋は、機能的な要求（収縮の強度・頻度・タイミングなど）に応じて神経・筋コンパートメントを個々に働かせることができると示されている (De Ruiter et al. 1996)。実際、ラットの腓腹筋内側頭には、神経・筋コンパートメントの存在が確認されている (Burke and Tsairis 1973; De Ruiter et al. 1996; Hutchison et al. 1989)。一方、ヒトの腓腹筋内側頭には神経・筋コンパートメントが無いという報告も

ある(Wolf and Kim 1997). 今後, ヒト生体における神経・筋コンパートメントに関するさらなる研究が必要であろう.

結論として, 本研究では, 1) 筋断面積と筋活動した断面積の筋腹はほぼ一致すること, 2) 筋活動は筋全体で一様ではないこと, が明らかになった.

V. 謝辞

本研究課題に対して助成頂いた財団法人上月スポーツ・教育財団に謝意を表する.

VI. 参考文献

- Adams GR, Duvoisin MR, and Dudley GA (1992) Magnetic resonance imaging and electromyography as indexes of muscle function. *J Appl Physiol* 73: 1578–1583
- Adams GR, Harris RT, Woodard D, and Dudley GA (1993) Mapping of electrical muscle stimulation using MRI. *J Appl Physiol* 74: 532–537
- Armstrong JB, Rose PK, Vanner S, Bakker GJ, and Richmond FJR (1988) Compartmentalization of motor units in the cat neck muscle, biventer cervicis. *J Neurophysiol* 60: 30–45
- Burke RE and Tsairis P (1973) Anatomy and innervation ratios in motor units of cat gastrocnemius. *J Physiol* 234: 749–765
- Chanaud CM, Pratt CA, and Loeb GE (1991) Functionally complex muscles of the cat hindlimb. V. The roles of histochemical fiber-type regionalization and mechanical heterogeneity in differential muscle activation. *Exp Brain Res* 85: 300–313
- DeRuiter CJ, De Haan A, and Sargeant AJ (1996) Fast-twitch muscle unit properties in different rat medial gastrocnemius muscle compartments. *J Neurophysiol* 75: 2243–2254
- Fisher MJ, Meyer RA, Adams GR, Foley JM, and Potchen EJ (1990) Direct relationships between proton T2 and exercise intensity in skeletal muscle MR images. *Invest Radiol* 25: 480–485
- Fuglevand AJ and Segal SS (1997) Simulation of motor unit recruitment and microvascular unit perfusion: spatial considerations. *J Appl Physiol* 83: 1223–1234
- Gans C and Gaunt AS (1992). Muscle architecture and control demands. *Brain Behav Evol* 40: 70–81
- Hutchison DL, Roy RR, Hodgson JA, and Edgerton VR (1989) EMG amplitude relationships between the rat soleus and medial gastrocnemius during various motor tasks. *Brain Res* 502:

- Ikai M and Fukunaga T (1968) Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement. *Int Z Angew Physiol* 26: 26–32
- Kanda K and Hashizume K (1992) Factors causing difference in force output among motor units in the rat medial gastrocnemius muscle. *J Physiol* 448: 677–695
- Kinugasa R and Akima H (2005) Neuromuscular activation of triceps surae using muscle functional MRI and EMG. *Med Sci Sports Exerc* 37: 593–598
- Kinugasa R, Kawakami Y, and Fukunaga T (2005a) Muscle activation and its distribution within human triceps surae muscles. *J Appl Physiol* 99: 1149–1156
- Kinugasa R, Kawakami Y, and Fukunaga T (2005b) Three-dimensional activation properties of triceps surae muscles during concentric and eccentric contractions using muscle functional MRI. *Med Sci Sports Exerc* 37: S440–441
- Segal RL, Wolf SL, DeCamp MJ, Chopp MT, and English AW (1991) Anatomical partitioning of three multiarticular human muscles. *Acta Anat (Basel)* 142: 261–266
- Wolf SL and Kim JH (1997) Morphological analysis Morphological analysis of the human tibialis anterior and medial gastrocnemius muscles. *Acta Anat (Basel)* 158: 287–295