

## 歩行・走行運動時立脚相のヒト腓腹筋及びヒラメ筋の動態

永見 邦篤<sup>1)</sup>、藤瀬 武彦<sup>2)</sup>

### Muscle Protuberance of Human Gastrocnemius and Soleus Muscles during the Stance Phase of Treadmill Locomotion : A Prediction of Muscle Fibre Movements

Kuniatsu NAGAMI<sup>1)</sup>、Takehiko, FUJISE<sup>2)</sup>

#### Abstract

We predict the muscle fibre movements of human medial gastrocnemius and soleus muscles during treadmill walking and running. The protuberance in parts of both muscles were detected by using a double-stranded mercury-in-silastic gauge. The muscle protuberance appeared in each action following heel contact, body support and toe off during the stance phase of locomotion. Appearances of these muscle protuberance were consistent with the displacements slightly occurred in knee and ankle joints. There are strictly no agreement with the amounts of each protuberance and the discharges of medial gastrocnemius and soleus muscles during stance phase. It can be convinced that the muscle protuberance detected in this study is resulting with the complex state of muscle shortening and lengthening contraction, i.e., antigravical muscle activities. Also, it suggest that in addition to perform locomotion, the physiological responses that evokes with muscle stretch play a role of its maintenance and development into themselves of muscle and tendon tissues.

Key words : Locomotion、 Human Gastrocnemius and Soleus Muscles、 Muscle Protuberance、 Muscle Fibre Movement、 Stretch Response

#### ・ 緒言

ヒト随意運動は、骨格筋の多様な筋活動により発現されている。いわゆる短縮性、等尺性及び伸張性筋収縮と呼称される筋活動の様相は、ヒトでは従来、関節の動きを基に推測されてきた。しかし近年、筋

と腱の挙動を別々に検索することで、筋線維自体の動態が明らかにされつつある。筋の動きの観察は、今日まで様々な手法でなされてきた。動物では、高濃度塩入りのシリコンゲージ<sup>1)2)</sup>や極小な超音波装置<sup>3)4)5)</sup>を筋組織内に埋入し筋と腱の動きを別々に捉

1) 吉備国際大学社会福祉学部健康スポーツ福祉学科  
 〒716-8508 岡山県高梁市伊賀町8

*Department of Health Welfare and Human Performance, School of Social Welfare, KIBI International University  
 8, Iga-machi, Takahashi-shi, Okayama, JAPAN (716-8508)*

2) 新潟国際情報大学情報文化学部

〒950-2292 新潟県新潟市みずき野3 - 1 - 1

*Faculty of Information Culture, Niigata University of International and Information Studies  
 3-1-1, Mizukino, Niigata-shi, Niigata, JAPAN (950-2292)*

える。ヒトの場合、筋内に銅線を埋入したり<sup>6)7)</sup>、造影剤を注入し<sup>8)</sup>、それぞれの移動をX所見として観察する、あるいはゴニオメータに注射針を連結して、筋の動きを捉える<sup>9)10)</sup>、また超音波にて経皮的に筋組織の腱や結合織を観察し、その移動から筋の動きを検索する<sup>11)・18)</sup>などである。とくに超音波法は他の手法に比較して非侵襲的、かつ無害なうえ、筋の走行とその移動を明確に捉えることができ極めて有用な方法と思われる。しかし従来、超音波法を用いるとプローブの装着とその安定性、時間分解能の面から動作内容に限界があり、安静位での関節角度変化<sup>11)・14)</sup>、関節角度一定条件下での筋力発揮時<sup>12)15)16)</sup>、無反動の垂直跳び<sup>18)</sup>、並びに低速度の歩行<sup>17)</sup>などに利用されてきた。近年これをさらに工夫

し、Ishikawa & Komi<sup>19)</sup>は高速度走行時の内側腓腹筋の動態を検索している。

一方著者らは、筋の動きを非侵襲的、かつ経時的に観察する手法として、水銀入りのラバーストレンゲージを利用した。これを筋腹の皮膚面に横断して装着し、種々動作時の筋の隆起状態を検索した。その結果、筋の隆起変動から推定した筋の短縮や伸展と関節角度変化を対応させると両者が必ずしも一致しない、すなわち筋収縮の様相は関節角度変化から一義的に決定し得ない所見を観察してきた<sup>6)7)</sup>。そこで歩行・走行運動時の腓腹筋にこの手法を利用し、筋の隆起を検索した結果、歩行・走行周期に対応した変動を認めた<sup>20)</sup>。また同時記録した高速ビデオの所見から、内側及び外側腓腹筋それぞれで隆起

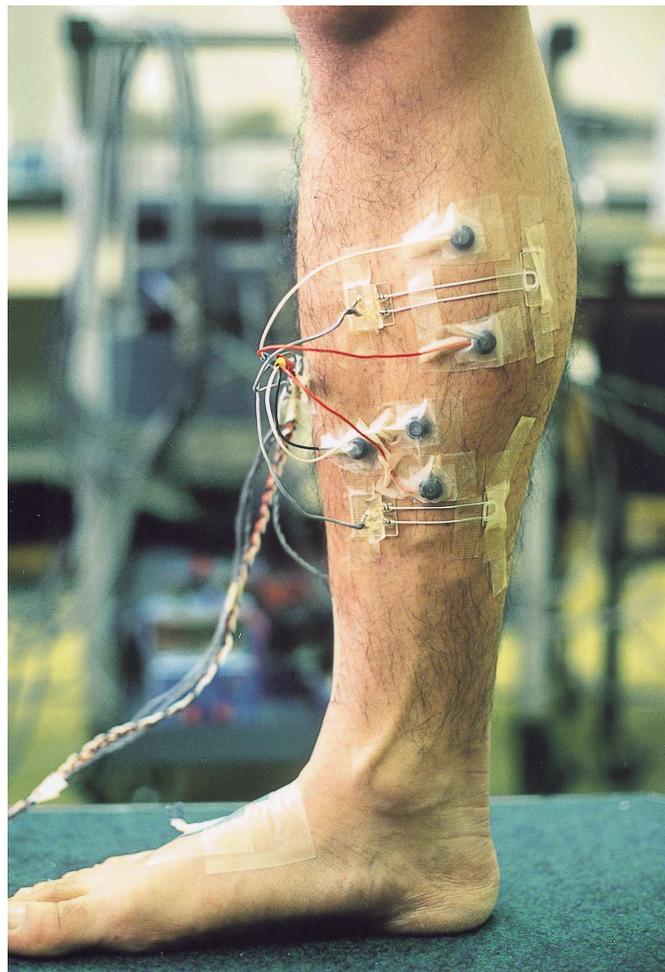


Fig.1 Photograph of the set up a double-stranded mercury-in-silastic gauge and bipolar electrodes on the remarkably protruded part<sup>20)</sup> of medial gastrocnemius and the medial side of soleus muscles in the right leg. Both ends of the gauge settled down with the acrylic pieces originally designed on the tibia and each muscle, respectively.

状態が異なること、また内側腓腹筋をみると部位により隆起の様相が相違し、加えてヒラメ筋の隆起が明確に発現するなどを観察した<sup>21)</sup>。

そこで本研究では、内側腓腹筋のうち著明な隆起を示した脛骨近傍部と、ヒラメ筋の内側部それぞれの隆起変動を歩行・走行運動時に検索した。そして筋の隆起変動と膝および足関節角度変化や筋放電との関連、歩行・走行速度依存性、また腓腹筋とヒラメ筋とで隆起状態が相異なるかについても検討し、歩行・走行周期それぞれの筋収縮の様相を推察した。

### ．実験方法

被験者には、健康な成人男子2名（座業従事者；45歳、170cm、60kg、短距離走者；30歳、175cm、77kg）を用いた。被験者は、裸足にて傾斜角0度のトレッドミル上で歩行（60，80，100m/min）及び走行（100、140、180m/min）運動を行った。この時、右脚の腓腹筋及びヒラメ筋に水銀入りのシリコンゲージを25gの張力で装着し、周囲径変化を記録した。図1に示すようにゲージは、腓腹筋の場合、ロコモーション時に著明な隆起を認め<sup>21)</sup>内側頭の脛骨よりの部位を選び、一端を脛骨上に、他端を隆起が平坦な内側頭の皮膚面に固定し、被験部を横断させて装着した。ヒラメ筋も腓腹筋と同様、内側の隆起部を選び、ゲージの一端を脛骨上に、他端を腓腹筋の下縁直下で隆起変動のない皮膚面に固定した。それぞれのゲージの装着部位は、脛骨の内側顆 - 内果間距離からみて、腓腹筋の場合、内側顆より約36%、ヒラメ筋では55～65%に位置した。

両筋の筋電図は、表面誘導法にて導出した。双極電極は、腓腹筋の場合、シリコンゲージを挟んで貼付した。ヒラメ筋では、ゲージの近傍、その上部に2～3cmの間隔で固定した。また右脚の膝（大転子 - 大腿骨外側顆 - 腓骨の外果）および足関節（腓骨頭 - 腓骨の外果 - 第5中足骨の基部）の角度変化は、

自作したゴニオメーター（可変抵抗；100 $\Omega$ ）にて記録した。歩行及び走行周期は、トレッドミルの床面にストレングージを装着し、これによって得た床反力から判定した。なお諸現象の記録は、2つの条件にて行った。実験1では、床反力、膝及び足関節角度、ならびに腓腹筋とヒラメ筋の周囲径などの諸変化を記録した（図2）。実験2の場合、床反力、足関節角度、腓腹筋及びヒラメ筋の周囲径と筋電図を同時記録した（図3，4）。そして実験1と2に共通な記録をもとに各現象の再現性及び信頼性を検証した。

全ての現象は、電磁オシログラフ（NEC - S A N E I，ビジグラフ 5L36）にて掃引速度20または50cm/secで記録した。そして連続した5又は10回の記録について、被験肢、すなわち右脚の着床時を基準に重ね書きし諸変化を検討した。

### ．結果

#### A．歩行時立脚相の膝及び足関節角度変化と腓腹筋及びヒラメ筋の動態

図2Aは、短距離走者の歩行時、右脚立脚相の膝、足関節角度変化と腓腹筋及びヒラメ筋の隆起変動を示したものである。図は、右脚の着床時（TD<sub>r</sub>）基準に連続した10回の記録の重ね書きである。図中、左脚着床時（TD<sub>l</sub>）の2つの矢印は、この範囲に着床したことを示す。なお図3および4でも、右脚着床時以外は同様な表示をした。

まず腓腹筋の動態をみると、以下の所見が観察された。歩行周期を接踵期、支持期、踏み切り期に区分すると、それぞれに対応した筋の隆起が認められた。この隆起の大きさと増加速度は、歩行速度に依存して増す傾向にあった。ただ歩行速度100m/minの踏み切り期では、その大きさが減少した。これは、足関節背屈が増大するためと推測される。筋隆起の開始は、いずれの周期でもわずかな膝関節屈曲と同調し、かつこの屈曲に若干先行した。ついで膝関節

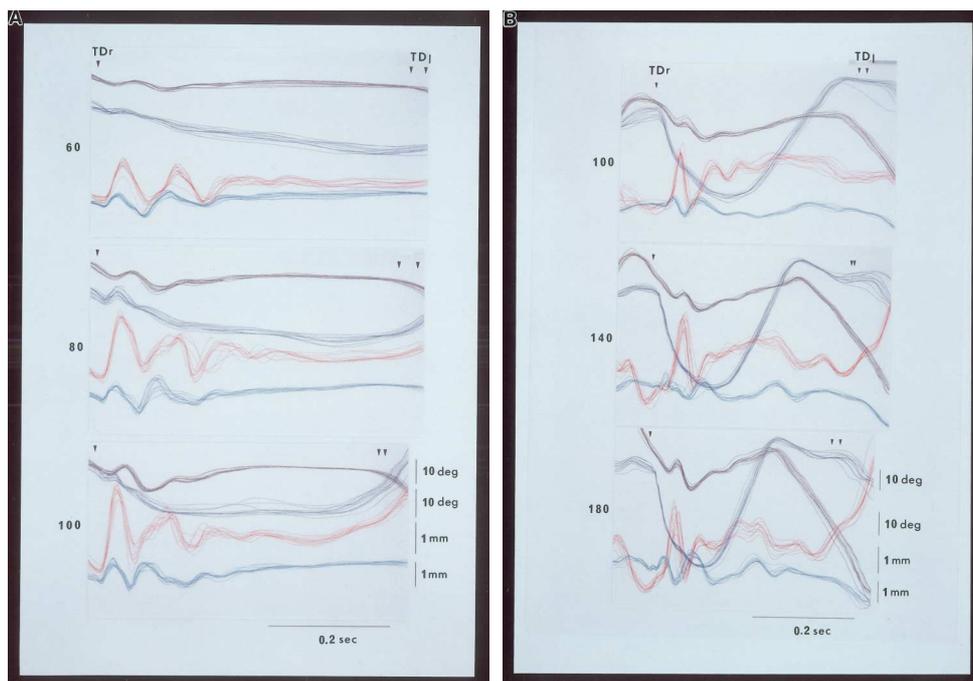


Fig.2 Changes of knee and ankle angles, and the girth of medial gastrocnemius and soleus muscles in the stance phase of treadmill walking(A) and running(B) in the sprint runner. Each tracing was superimposed on the touch down of the right leg(TDr). Directions of both joints movements are upwards knee extension and plantarflexion, and downwards knee flexion and dorsiflexion, respectively. Each number on the left side of figure indicates the treadmill speed(m/min). The touch down of left leg(TDl) is in a range of two arrow heads. Black:knee angle, Blue:ankle angle, Red:girth of medial gastrocnemius, Skay Blue:girth of soleus.

の伸展過程の初期に隆起が最大となった。また各周期で隆起の開始レベルを比較すると、接踵期に比べ支持期、踏み切り期と速度に依存して上昇する傾向にあった。この所見は、歩行速度の増加と共に、筋弛緩が不十分となることを伺わせる。また足関節の角度変化との関係を見ると、接踵期の筋隆起は足底屈の開始にほぼ一致して生じ、ついで一過性の背屈過程に増大するのを認めた。支持期の筋隆起は背屈過程で生じ、隆起が最大になると共に背屈の度合いが減少するか、ほぼ一定となった。踏み切り期の腓腹筋の隆起は、一過性の増加に続いて増減するものの隆起が持続する所見を認めた。この間、膝関節はわずかな伸展過程、足関節の場合、60および80m/min歩行では緩やかな背屈が離床時まで継続し、100m/min歩行になるとほぼ一定の背屈位にあるといえる。すなわちこの期間での筋隆起は、前方移動に向けて筋収縮が持続していることを示している。

次にヒラメ筋の隆起を図2 Aでみると、腓腹筋と

共通した所見が多々観察された。各歩行周期に対応した筋の隆起が発現し、その増加速度は歩行速度に依存して増大した。各隆起の開始は、腓腹筋に若干先行した。これは床反力、足関節、膝関節へと動作の伝達が移行することと一致する。接踵期の隆起の大きさは、速度に依存して増加した。一方、支持期では80m/min歩行で隆起が最大となった。逆に100m/min歩行で低下したが、この条件では足背屈が大となりヒラメ筋の短縮に拮抗したためと推察される。また踏み切り期でも筋の隆起は歩行速度に依存して漸増した。しかし足背屈の大きさは速度依存で増大し、接踵期と同様、ヒラメ筋の短縮に抗する所見を示した。

### B . 走行時立脚相の膝及び足関節角度変化と腓腹筋及びヒラメ筋の動態

図2 Bは、短距離走者の走行時、右脚立脚相の膝及び足関節の角度変化、並びに腓腹筋及びヒラメ筋

の隆起変動を示したものである。膝及び足関節の角度変化をみると、膝関節は着床後の屈曲過程に一過性に伸展した。この時足関節の背屈は一時緩慢となった。この両関節の変化は、着床後の抗重力活動を反映すると推察される。ついで足背屈最大位に先行して膝関節の伸展が始まる。この一時的な伸展は、足関節背屈と底屈の変換期、いわゆる支持期に発現した。ついで踏み切り動作に伴う足底屈過程の中期に、膝関節が再度、一過性に伸展するのを認めた。すなわち立脚相の膝関節は単純な屈曲伸展ではなく、各走行周期に対応して3つの微細な伸展を示すことが観察された。この所見は、足関節で認めた背屈の一時的緩慢化、背屈底屈の変換と密接に呼応し、口コモーション時の両関節の動きが微細なことを伺わせる。

そこで腓腹筋の動態をみると、接踵期の隆起は膝関節の一過性の伸展並びに足関節の背屈が緩やかになる時相で発現した。筋隆起の増加速度は、走行速度に依存して増大した。支持期でも同様な所見を示した。踏み切り期の場合、100m/min 条件に比較して180m/min 走行程、隆起速度が大なる傾向にあった。しかし筋隆起の大きさは、各周期で様相が異なり、必ずしも速度依存性を示さなかった。この理由に以下のことが考えられる。まず接踵期や支持期では走行速度の増加とともに足背屈が増大し、筋短縮に抵抗となる。また同時記録した高速ビデオをみると、接踵期の場合100及び140m/min 走行時では、接地が踵部であった。しかし180m/min 条件では踵部と指尖部の接地が混在した。この指尖部での着地は衝撃の緩衝動作と判断され、これが筋隆起の減少を生じたとも推測される。従って180m/min 条件の腓腹筋の隆起をみると、図2Bの最下段に示すようにその大きさが多様である。次に支持期の筋隆起の開始は、膝関節最大屈曲位にわずかに先行した。ついで筋隆起の増大とともに足関節の背屈が緩徐となった。この屈曲から伸展への動作変換時に腓腹筋は再

度、抗重力的な筋活動状態に在るといえる。踏み切り期の場合、筋隆起の開始時は走行速度が増すと底屈動作初期に移行した。そして歩行時と同様、振幅変動を示しながら離床時まで継続した。また筋隆起の大きさには速度依存傾向が認められた。

次にヒラメ筋をみると各周期に対応して筋の隆起が発現し、その増加速度や大きさは速度依存傾向にあった。また筋隆起の開始が腓腹筋に先行するなど、両筋の時相は歩行時と一致した。ただ踏み切り期の場合、歩行時に比較して走行時程、筋の隆起が明確に観察された。

### C. 歩行及び走行時の足関節角度変化、並びに腓腹筋及びヒラメ筋の動態と筋電図

図3は、遅い掃引速度で記録した右脚の歩行(A, C)及び走行(B, D)時の一周期(立脚及び遊脚相)の諸現象について、右脚の着床時(TDr)を基準に連続した5回を重ね書きしたものである。また図4は掃引速度の速い記録で、図3に示した記録に続く一連の動作の一部で、図3と同様、右脚の着床時(TDr)を基準に連続した10回を重ね書きである。基準とした着床時以外に矢印が2つあるのは、図2と同様、この範囲に各動作がなされたことを示す。

まず図3で立脚相の足関節角度変化、腓腹筋及びヒラメ筋の隆起変動をみると、歩行・走行時ともに各周期に対応した角度並びに隆起変動が発現し、これは図2で前述した所見と一致した。ただ筋隆起の大きさを両被験者で比較すると、短距離走者の方で明らかに大となった。歩行及び走行時遊脚相の腓腹筋とヒラメ筋の隆起変動は、左脚着床(TDl)後、右足関節が徐々に背屈する過程で相反する変化を示した。すなわち腓腹筋では増加、ヒラメ筋の場合減少した。これはこの過程で膝関節が屈曲し、腓腹筋は受動的に短縮したためと推測される。一方ヒラメ筋は、足背屈により伸展されたとみなし得る。これ

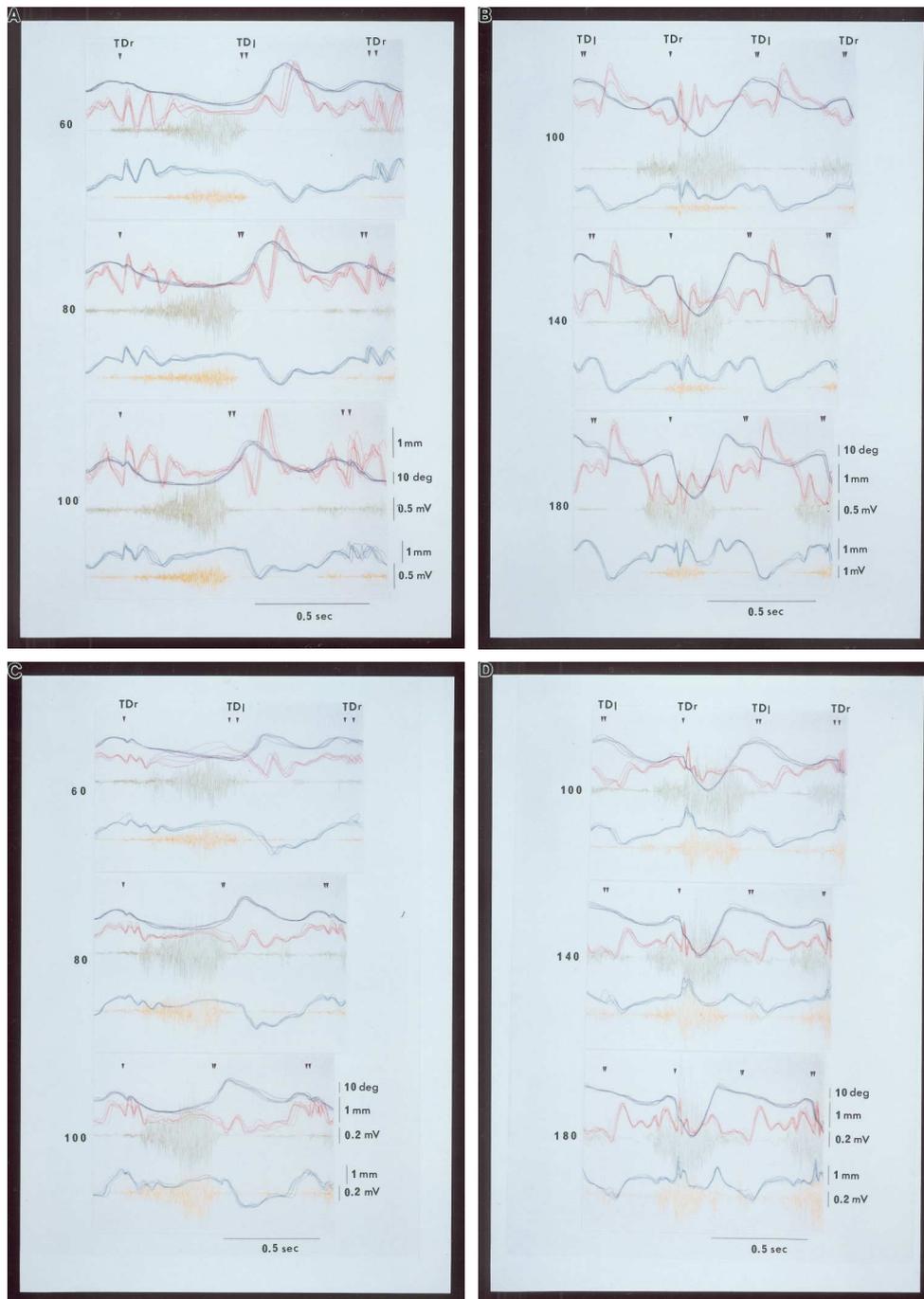


Fig.3 Changes of ankle angle, the girth and EMGs of medial gastrocnemius and soleus muscles in one step cycle of treadmill walking(A & C) and running(B & D). Each tracing was superimposed on the touch down of the right leg(TDr) indicating single arrow head. Joint movement, number and abbreviation are the same as in Fig.2. Blue:ankle angle, Red & Green:girth and EMG of medial gastrocnemius, Sky Blue & Yellow:girth and EMG of soleus, A & B:sprint runner, C & D:sedentary man

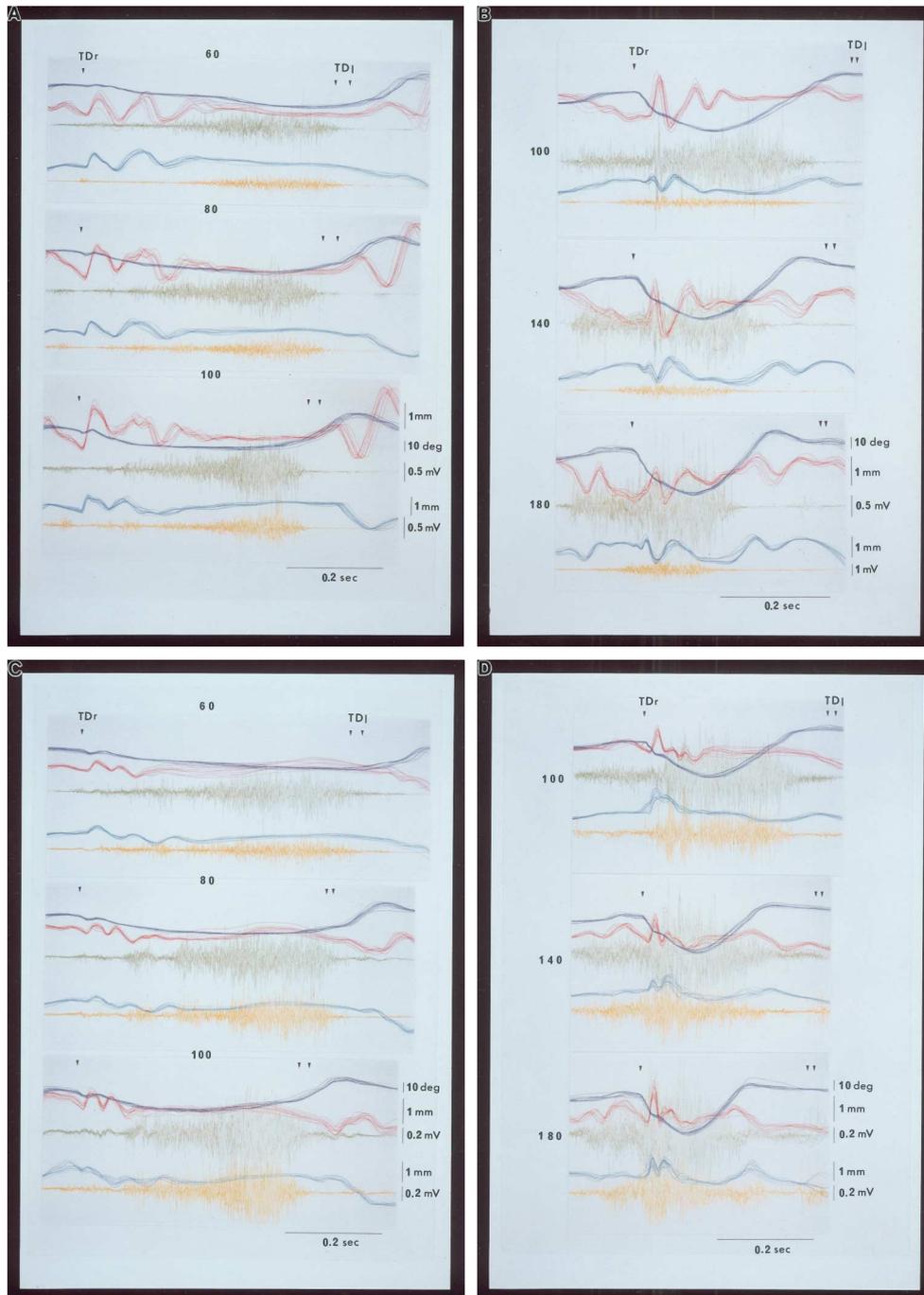


Fig.4 Changes of ankle angle, the girth and EMGs of medial gastrocnemius and soleus muscles in the stance phase of treadmill walking(A & C) and running(B & D). Movement of ankle angle(blue), number and abbreviations are the same as in Fig.2. Red & Green:girth and EMG of medial gastrocnemius, Sky Blue & Yellow:girth and EMG of soleus, A & B:sprint runner, C & D:sedentary man.

ら両筋の隆起変動時に、筋放電を認めなかった。ついで右脚着床前に一過性に足底屈が生じ、この時両筋とも隆起する所見を示した。これら隆起の大きさは、歩行及び走行速度に依存する傾向にあり、同時に筋放電が随伴した。とくに腓腹筋の場合、走行速度の増加に従い放電量が著明となった。いわゆる着床前の準備動作を示す筋活動とみなし得る。

つぎに図4で立脚相の筋隆起と筋放電との関連をみると、以下の所見が観察された。歩行時(図4A, C)の接踵期と支持期の腓腹筋及びヒラメ筋の筋放電は微弱で、筋隆起の増加との対応は困難であった。しかし立脚中期でも抗重力活動の増す足背屈が進んだ時相と、これに続く踏み切り期で両筋の放電が著明となった。そこで筋放電の振幅と隆起変動とを対比すると、振幅の増加に従い隆起する、反対に減少する、あるいはほぼ一定を維持するなど、両者の関係は多様であった。このことは筋の伸縮が関節の動きのみならず、筋の収縮状態でも変動し、その動態が多様なことを伺わせる。走行時(図4B, D)の筋放電は両筋とも着床前から始まり、立脚相の各周期を通じて著明な振幅を示した。そこで筋放電量の変化と筋隆起の増減との関連をみても、筋隆起の減少過程でも著明な筋放電が発現するなど、歩行時と同様、厳密な対応が困難であった。

### ・考察

本研究で用いたストレングージ法は、従来、ヒトの筋血流量を非観血的に計測する目的で利用されてきた。これを被検筋の皮膚面に横断して装着し、血流変動に伴う被検部位の容積変化を捉えて筋血流量を算出する手法である。ゲージは25g程度の張力で装着するため皮膚への圧迫感もなく、皮膚血流への抵抗もほぼ無視し得るとされてきた。また時間分解能に優れ、容積変化をリアルタイムで追跡することが可能である。これを可及的、血流障害の生じない条件で利用すれば、筋活動時の筋の動態、すなわち

筋の短縮や伸展状態の検索に応用し得ると思われる。このことは、既にこの手法で得た筋の周囲経と筋内に埋入した銅線のX線所見を照合することで確認した<sup>6)7)</sup>。ただ、これは筋の横断面の増減の記録であり、超音波法のように直接、筋長変化を検索するのに比較して、定性的なことは歪めない。しかし超音波法を利用し得る条件が比較的緩慢な動作に限定され、またリアルタイムでの解析、及び微細な筋の動態の検索にまだ改善の余地がある。従ってストレングージ法による筋の隆起変動の検索は、多彩な関節角度変化を伴う動作、たとえば歩行・走行時の筋収縮状態を推定するのに寄与すると考えられる。

### A・関節角度変化と筋の隆起

ヒトの歩行・走行運動については各周期が区分され、立脚相の場合、接踵、支持及び踏み切り期それぞれで筋活動が相異するとされている。そこで本研究の膝及び足関節の動きをみると、それらの周期に対応した両関節の変化が観察された(図2)。すなわち膝関節では接踵後、屈曲がみられ、ついで支持期で一過性の伸展・屈曲動作が発現し、踏み切り動作とともに伸展へと移行する。一方、足関節の場合、接踵後の足背屈過程をみると、接踵後の背屈速度に比較して支持期ではその速度が緩やかとなり、ついで踏み切りのための底屈へと移行する。これら両関節の変化は、歩行及び走行の各周期で筋収縮の様相が異なることを伺わせる。そこで筋の隆起現象をみると、ヒラメ筋の場合、足関節の背屈過程が変化する直前に一過性の増大を示した(図2)。すなわち筋隆起に続いて足関節の位相が変わり、この筋活動が関節の動きに影響していることを伺わせる。またヒラメ筋の隆起は腓腹筋の隆起に先行し、接地による筋活動が末梢の筋から起こることを示している。一方、腓腹筋は足関節の背屈過程でその隆起が出現する。このとき膝関節は一過性に屈曲する。この筋の隆起と一致した膝屈曲は、筋への過剰な伸張を緩

衝するための膝関節の動きと推察される。これら足背屈過程で出現したヒラメ筋と腓腹筋の隆起は、いずれも筋の伸張に抗した筋活動とみなし得る。従って足背屈の程度の少ない歩行では、速度に依存して筋の隆起も漸増し、筋短縮が十分なされると推測される。しかしながら足背屈やその速度が増す走行運動になると、筋短縮への抵抗も高まり、筋や腱、またその接合部への伸張刺激も増大すると推察される。加えて歩行・走行速度に依存した筋の隆起速度の著明な増大は、筋や腱への短時間の強い伸張刺激を引き起こすと推測される。

前述のように、着床から足背屈が最大に至る過程で、緩衝動作とみられる膝・足関節の微細で緩やかな動きが観察された。これら関節の動きは、同時に発現する筋の隆起と対応し、立脚相の筋活動が漸次変容することを示している。従って歩行・走行運動のような地面反力が変化する動作では、肢位を維持する抗重力的な筋活動が要求され、本研究でえた筋の隆起現象は、その証左とみなし得る。

## B. 筋の隆起と筋電図

歩行時・立脚相の接踵及び支持期をみると、腓腹筋とヒラメ筋の筋放電はいずれも低振幅を持続し、筋隆起との対応が困難であった(図3, 4)。この理由として、いくつかの点が考えられる。ひとつは、この期間での筋の隆起が着地衝撃によって生じた現象という考え、また接踵及び支持期の筋活動は抗重力的であるので、筋放電以上の筋収縮が誘発されたとするもの、あるいは図1に示すように、記録電極とラバーゲージをほぼ近接して取り付けたとはいえ、ゲージと比較して貼付位置を限局した記録電極の場合、被検部の筋が皮下で位置変化を生じたため、十分な放電量を記録できなかった可能性などである。

まず着地衝撃とすると、筋が弛緩した状態で地面反力が筋へ伝達した場合、その波形は一過性の棘波

様になると考えられる。また高速ビデオの所見<sup>20)</sup>から、これらの期間、両筋に明らかな筋隆起が観察され、単なる衝撃波形とは考え難い。ゲージと記録電極との位置関係については、先行研究<sup>20)</sup>で確認し、適切な配置をしたと考えている。従って筋の動きと筋放電量とが一致しない筋の活動状態が生じていることを示唆し、筋放電に比較してこれら筋隆起は、歩行動作により対応した筋活動を呈示しているとみなし得る。一方、踏み切り動作では漸次筋放電量が増し、筋の隆起もほぼ同調した(図4)。そして足背屈から底屈へと移行する過程で筋の隆起も増し(図4)筋短縮が生じていることを伺わせる。

ついで走行時をみると腓腹筋の場合、接地前から明確な放電が観察され、接地後さらにその振幅が増す所見が示され、また走行速度の増加に従ってその放電量は増大した(図4)。この接地前の筋放電は、いわゆる Premotion Activation と考えられる。接地後の筋放電をみると、接踵、支持及び踏み切りの各動作で放電量が異なるようにも観察される(図4)。しかし積分波形を欠いた実験条件であったため、この点を明確に区別しえなかった。腓腹筋で認めたこれらの所見は、ヒラメ筋でも同様な傾向にあった。ただ踏み切り期では、走行速度の上昇とともに腓腹筋の放電が著明となり(図4B, D)、主働筋の変換とみなし得る所見が示された。そこで筋の隆起と両筋の放電との対応を試みると、積分波形を欠く実験の不備を考慮しても、立脚相の各周期で認めた筋の隆起変動と筋放電の経緯とを厳密に対応させることは困難であった。従って、ここで得た短時間に増減する筋の動態がいかなる筋の収縮状態を示すのか、更なる検索を要するものと思われる。Fukunaga, et al. は超音波法で歩行時の腓腹筋の動きを調べ、立脚時、筋繊維長は一定を維持し、腱が長さを変えることで代償していると報告した<sup>17)</sup>。本実験と Fukunaga, et al. は共に内側腓腹筋を対照としているものの、両者で検索した部位が相違する。すなわち本研究で

は頰骨側、Fukunaga, et al. はこの筋の中央部であること、また後者の歩行速度が50m/min 条件などを考慮すると、本研究での筋の隆起時に筋線維長がほぼ一定を維持しているか否かはまだ検討の余地があるように思われる。一方 Ishikawa & Komi<sup>19)</sup>は、Fukunaga, et al. とほぼ同様な被検部を対象に超音波を用いて高速走行時の筋束長変化を見たが、立脚相を通じて筋束長が短縮・伸展を繰り返す所見を示した。この知見は、本研究と同様な結果である。しかし筋束長の変化と膝及び足関節の動きなど、立脚相の各周期との対応はなされていない。従って二関節筋でかつ羽状である内側腓腹筋を検索するとき、この筋の一部を対象とする場合、部位によりどのような筋繊維の動きがあるのかなど、関節の動きなどを含めて更なる知見の集積が望まれる。

### C . 筋への伸張刺激と生理反応

歩行及び走行運動時立脚相で認めた筋の隆起は、膝や足関節の動きからみて抗重力的要素の強い筋活動とみなし得る。このとき筋の短縮が生じているか否かはさておき、筋隆起の大きさや隆起速度が、歩行及び走行運動並びにその速度により異なることは、それぞれで筋へのメカニカル・ストレスに差異のあることを伺わせる。このメカニカル・ストレスは、筋や腱の伸縮に対する抵抗として起こるもので、いわゆる筋への伸張刺激として作用する。そしてこの刺激は、筋及び腱組織に多様な反応を引き起こす。例えば 1) 筋腱感覚受容器の活性化、2) 腱や靭帯の強度や伸展性の適性化、3) 筋・腱組織の伸縮が骨組織に及ぼす作用、4) 筋組織の細胞外マトリックスへの伸張刺激で誘発される筋サテライト細胞活性化に関わるカスケードの発動<sup>22)</sup>、5) 筋・腱接合部での筋肥大関連の mRNA の上昇、加えて 6) 筋繊維損傷後の適切な筋長維持の重要性、7) 成長期の骨伸長が筋肉節の増加を誘発する、など筋組織へ

の伸張刺激の多能性が指摘されている。

本研究で示した歩行・走行時の筋隆起時には、筋および腱組織が多彩な伸張刺激を受けていると推測される。その刺激強度は速度依存に増大し、同時に前述の生理応答も増すと推察される。すなわちヒトのロコモーションは、移動という身体活動の発現と同時に筋や腱組織自身に種々の活性化をもたらし、運動器としての維持・発達に寄与すると考えられる。

### V . 要約

歩行・走行時立脚相のヒト腓腹筋及びヒラメ筋の動態をみる目的で、ラバーゲージ法を利用して両筋の隆起変動を検索した。

- 1) 立脚相の接踵、支持及び踏み切り期それぞれで筋の隆起が観察された。
- 2) 膝及び足関節角度の変位と筋の隆起とは対応した。
- 3) 腓腹筋及びヒラメ筋の筋放電と立脚相の各周期で認めた筋隆起との明確な対応は困難であった。

以上の知見から筋の隆起は筋収縮を反映し、両筋はこのとき主として抗重力的筋活動状態にあると推測された。そして歩行・走行時にそれぞれ伸張刺激を受け、いわゆるストレッチ依存性の生理反応を誘発し、身体移動の役割に加え、自身の筋・腱組織の維持・発達を促していることが示唆された。

### < 謝辞 >

論文の作成に当たり、多大なるご尽力を戴いた吉備国際大学、山口英峰先生、天岡寛先生、並びに小柳えり氏に深謝致します。また英文をご校閲頂いた川崎医療福祉大学、桃原司先生に感謝いたします。なお本論文の要旨は、第47回日本体力医学会総会に於いて発表した。

## 参考文献

- 1 ) O'Donovan,M.J., Pinter,M.J., Dum,R.P. & Burke,R.E.(1982) Actions of FDL and FHL muscles in intact cats: Functional dissociation between anatomical synergists. *J Neurophysiol.*, 47(6):1126-1143
- 2 ) Abraham,L.D. & Loeb,G.E. (1989) The distal hindlimb musculature of the cat: Patterns of normal use. *Exp. Brain Res.*, 58:580-593
- 3 ) Hoffer,J.A., Caputi,A.A., Pose,I.E. & Griffiths,R.I.(1989) Roles of muscle activity and load on the relationship between muscle spindle length and whole muscle length in the freely walking cat. *Prog. Brain Res.*, 80:75-85
- 4 ) Griffiths,R.I.(1987) Ultrasound transit time gives direct measurements of muscle fibre length in vivo. *J Neuroscience Methods*, 21:159-165
- 5 ) Griffiths,R.I.(1991) Shortening of muscle fibres during stretch of the active cat medial gastrocnemius muscle: The role of tendon compliance. *J Physiol.*, 436:219-236
- 6 ) 永見邦篤 ( 1987 ) 動的筋収縮前の一過性の張力低下について、*体力科学*、36(3):116-127
- 7 ) 永見邦篤 ( 1988 ) 底屈動作時の筋パワー発現と筋の動態との関連、*体力科学*、37(2):123-131
- 8 ) Amis,A., Prochazka,A., Short,D., Trend,P.ST.J. & Word,A.(1987) Relative displacements in muscle and tendon during human arm movements. *J Physiol.*, 389:37-44
- 9 ) Eklund,G., Hagbarth,K.-E., Hagglund,J.V. & Wallin,E.U.(1982) Mechanical oscillations contributing to the segmentation of the reflex electromyogram response to stretching human muscle. *J Physiol.*, 326:65-77
- 10 ) Fellows,S.J. & Rack,P.M.H.(1987) Changes in the length of the human biceps brachii muscle during elbow movements. *J Physiol.*, 383:405-412
- 11 ) Fukunaga,T., Ito,M., Ichinose,Y., Kuno,S., Kawakami,Y. & Fukashiro,S.(1996) Tendinous movement of a human muscle during voluntary contractions determined by real-time ultrasonography. *J Appl. Physiol.*, 81(3):1430-1433
- 12 ) Narici,M.V., Binzoni,T., Hiltbrand,E., Fasel,J., Terrier,F. & Cerretelli,P.(1996) In vivo human gastrocnemius architecture with changing joint angle at rest and during graded isometric contraction. *J Physiol.*, 496(1):287-297
- 13 ) Fukunaga,T., Ichinose,Y., Ito,M., Kawakami,Y. & Fukashiro,S.(1997) Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo. *J Appl. Physiol.*, 82(1):354-358
- 14 ) Kawakami,Y., Ichinose,Y. & Fukunaga,T.(1998) Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction. *J Appl. Physiol.*, 85(2):398-404
- 15 ) Maganaris,C.N., Baltzopoulos,V. & Sargeant,A.J.(1998) In vivo measurements of the triceps surae complex architecture in man: implication for muscle function. *J Physiol.*, 512(2):603-614
- 16 ) Muramatsu,T., Muraoka,T., Takeshita,D., Kawakami,Y., Hirano,Y. & Fukunaga,T.(2001) Mechanical properties of tendon and aponeurosis of human gastrocnemius muscle in vivo. *J Appl. Physiol.*, 90:1671-1678
- 17 ) Fukunaga,T., Kubo,K., Kawakami,Y., Fukashiro,S., Kanehisa,H. & Maganaris,C.N.(2001) In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. *Proc. R Soc. Lond. B*, 268:229-233
- 18 ) Kurokawa,S., Fukunaga,T. & Fukashiro,S.(2001) Behavior of fascicles and tendinous structures of human gastrocnemius during vertical jumping. *J Appl. Physiol.*, 90:1349-1358
- 19 ) Ishikawa,M. & Komi,P.V.(2007) The role of the stretch reflex in the gastrocnemius muscle during human locomotion at various speeds. *J Appl Physiol.*, 103:1030-1036
- 20 ) Nagami,K., Fujise,T. & Uchiyama,S.(1992) Three distinctive activities of human triceps surae muscle during the stance phase in treadmill walking and running. *Tokai J Exp. Clin. Med.*, 17:11-21
- 21 ) Nagami,K., Fujise,T. & Toyoshima,T.(1996) Muscle girth and protuberance in human gastrocnemius during the stance phase of treadmill locomotion: A prediction of muscle length. *吉備国際大学社会福祉学部研究紀要、創刊号*: 139-144

- 22) Yamada,S., Buffinger,N., DiMarco,J. & Strohman,R.C.(1989) Fibroblast growth factor is stored in fibre extracellular matrix and plays a role in regulating muscle hypertrophy. Med. Sci. Sports Exerc., 21(5):173-180