

生体表面情報を用いた運動時の筋の活動様相の研究

丸山剛生

東京工業大学

1 はじめに

筋が力を発揮するとき、筋がいったん伸張されてから短縮する伸張一短縮サイクル（SSC）を利用した場合、純粋に短縮する場合に比べてより素早く大きな力を発揮することができる事が知られている¹⁾。また、歩行やランニングなどの日常生活や各種スポーツ場面における筋の収縮形態には、このSSCの活動様相が認められる。

SSCは、弾性エネルギーの再利用や伸張反射を利用した効率的な力発揮のメカニズムであると考えられている。先行研究では、関節トルクや床反力を測定することによって運動学的に評価した研究²⁾、また、運動学的な評価と同時に筋電位によって筋の活動状態も評価した研究^{3,4)}などがある。しかし、運動学的な手法では実際の筋の活動状態をみることができないという点、また筋電位だけでは筋が収縮している状態は観察できるが筋が伸張された状態は観察しにくいという問題点が考えられる。

今まで運動中の動作解析及び筋の収縮状態測定では、映像分析を用いた逆運動学的解析と筋電位を用いた動作運動学的解析^{5,6)}によって行われ、近年の測定装置や演算装置の発達によって大量かつ精度の良いデータが取得できるようになった。また、より直接的に筋の収縮状態を測定する方法としてセンサを直接人体に埋め込んだ測定法⁷⁾、超音波法^{8,9)}を用いることが行われている。さらに筋音図、筋硬度¹⁰⁻¹⁶⁾など新しい測定法の有効性についても報告がある。しかしながら、これらの方法には、モデル化誤差、測定誤差、一般的な運動への拡張や応用が困難、運動中の連続測定が困難などの問題もある。

筆者は、筋の状態変化の情報として筋の硬さ変化に着目し、その測定法を考案してきている¹⁷⁻²⁰⁾。これは、筋の収縮状態を筋の硬さ変化という力学的指標で捕らえ、運動の妨げにならず、かつ連続して筋の状態を観察することができる方法である。また、筋電位等の他の生理学的情報と併用することで運動時の筋の活動状態を観察する上で有益な情報が得られると考えられる。

そこで本研究では、逆運動学的解析と動作筋電図学的解析による従来の動作解析法に加え、生体表面情報の測定を行うことによって、運動時の筋の活動様相を解析することを目的とし、反動を用いたジャンプ（カウンタームーブメントジャンプ：CMJ）を対象に、運動学的分析と同時に筋電位及び新たな生体情報として皮膚表面指標の変化を測定した。そして皮膚表面指標から、筋電位と併せて筋の活動状態を評価することにより、反動動作時の筋の活動様相について検討することとした。

2 研究方法

2.1 被験者

被験者は健常な男子大学生、大学院生9名とした。平均年齢は22(±1.8)歳、平均身長は171.2(±4.49)cm、平均体重は63.1(±7.67)kgであった。

実験を始める前に、全被験者にインフォームド・コンセントを行い、実験同意書にサインをお願いした。

2.2 対象動作

CMJは、立位姿勢から膝関節角度が110度になるまで屈曲してから反動を利用してジャンプする運

動とした。なお、膝関節の最大屈曲位での角度の再現性を高めるために、左膝関節角度をゴニオメータで計測し、膝関節角度をモニタに提示し、110度の角度を目標に示しながら被験者に対して視覚的にフィードバックした。

CMJは、腕のスイング動作による影響の除去及び右大転子のマーカが隠れないようにするために、腰にベルトを装着し、そのベルトに両手の親指をかけ腰に手を当てた姿勢で7回行った。

2.3 測定項目

測定項目は2次元画像データ、床反力(GRF)、筋電位(EMG)、皮膚表面指標(SSI)である。

図1に2次元画像データのデジタイジング点と各関節角度を示した。

被験者の右肩峰突起点・右大転子・右膝外側上顆部・右外側踝部・右踵骨隆起点・右第5中足骨関節部の6カ所に反射マーカを取り付け、右矢状面側から1台のハイスピードビデオカメラ(NAC社製毎秒250コマ)を用いて5秒間撮影した。

股関節角度はマーカ1・2・3、膝関節角度はマーカ2・3・4、足関節角度はマーカ3・4と5・6からなる角とした。

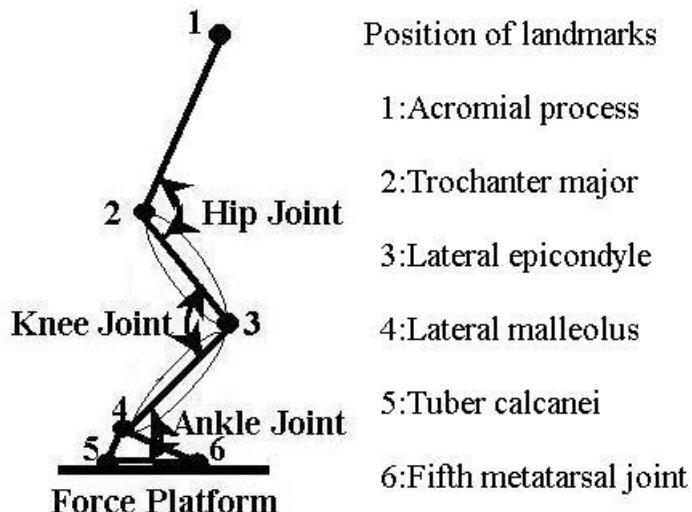


図1 2次元画像データのデジタイジング点と角度の定義

GRFはフォースプレート(キスラー社製9287-BA型)を用いて右足だけについて測定した。左足は隣接したダミーのプラットフォームにおき、両足でジャンプ動作を行った。GRFデータは1kHzの周波数でサンプリングした。なお本研究では垂直成分のGRFに着目して解析した。

EMGとSSIの測定は、ジャンプ動作に主に使われると考えられる大腿直筋(RF)を対象に行った。

EMGは、Ag-AgCl皿形電極をRFの筋腹位に電極間距離約2cmで装着し双極誘導で導出し、生体アンプ(NEC社製1253A)を用いて15.6Hz~1kHzの帯域で増幅した。その後サンプル周波数1kHzでA/D変換を行い、パーソナルコンピュータにデータを取得した。

SSIは、EMG電極の下側に表面硬さ計を装着し、測定した。データはサンプル周波数1kHzでA/D変換を行い、パーソナルコンピュータにデータを取得した。

なお、ハイスピードビデオカメラによる画像撮影とEMG、SSI、GRF測定の同期をとるために、カメラの撮影範囲内にランプを設置しランプの点灯を撮影するとともに、ランプの点灯をトリガーとしてEMG、SSI、GRFの計測を開始した。

2.4 SSI の定義

筋の収縮状態を筋の硬さ変化という力学的指標で捕らえるため、圧力センサを利用した硬さ計を開発した。等尺性運動においては硬さ計の出力値と筋発揮力には高い相関があることがわかっている¹⁹⁾。

図2に硬さ計の構造を示した。硬さ計は、半球の付いた先端が皮膚に接触する3本のピンの元に圧力センサが設置され、対象とする筋の表面部位皮膚面に垂直に装置を押し当てたときの反発力を圧力センサの出力電圧として計測することができる。3本のピンは両端の2本が同じ高さで、中の1本が2mm長くなっている。この3本の内、真中の1本の出力値から両端2本の出力平均値を引いた値をSSIと定義した。

以下に定義式を示す。

$$SSI = P_p - \left(\frac{P_{b1} + P_{b2}}{2} \right)$$

ここで、 P_p は真中の1本の出力値、 P_{b1} と P_{b2} は両端の出力値である。

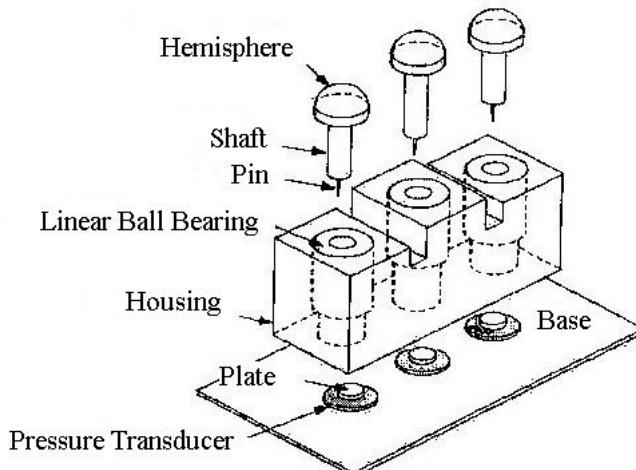


図2 硬さ計の構造

本研究では、本実験の前に対象とするRFにおいても等尺性収縮時の筋発揮力とSSI及びEMGに線形の関係がみられるか否か、確認するための予備実験を行った。予備実験は、徒手筋力検査法²¹⁾を参考にして被験者には膝関節角度を一定に維持するよう指示し、介助者が足首の部分で固定したワイヤーを屈曲方向に引っ張る形で力を加え、被験者は膝関節の等尺性伸展動作を行い、筋発揮力とRFにおけるEMG・SSIの関係を求めた。

膝関節の屈曲方向に加えた力は足首に固定用装具を取り付け、ワイヤーを介して引っ張り型ロードセル（共和電業 LTZ-A）を用いて測定した。

EMGは、整流後4msで積分筋電位にまとめ、10Hzで移動平均を行った。SSIは、4msごとに平均を算出した。

図3に被験者Eが膝関節の伸展運動を行ったときの筋発揮力とRFにおけるEMG及びSSIの関係

を示した。筋発揮力と EMG 及び SSI には強い線形関係が認められる。表 1 に各被験者の線形回帰した時の相関係数を示す。全被験者において筋発揮力と EMG 及び SSI には線形の関係が認められ、その相関係数は SSI の方が EMG より高かった。このことから、膝関節の伸展運動の RF においても EMG 及び SSI が筋の活動量を示す指標として有効であることが確認された。

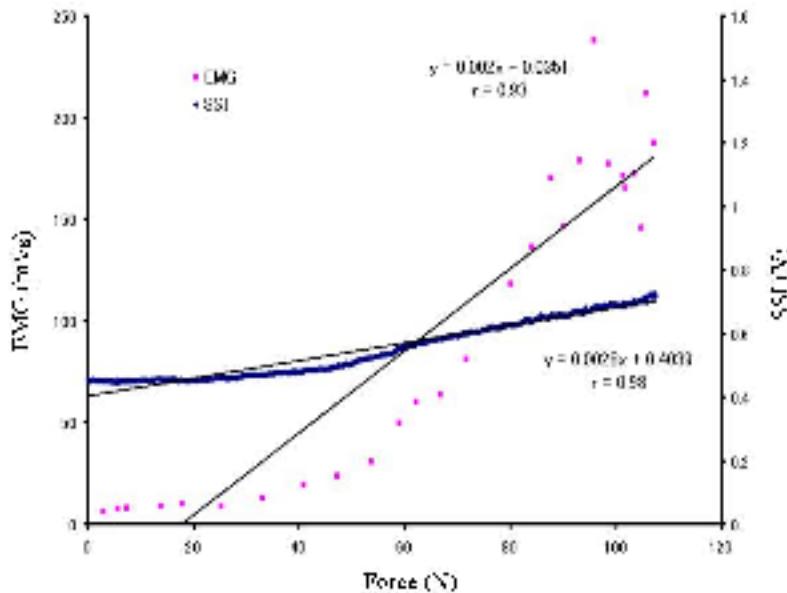


図 3 筋発揮力と EMG, SSI の関係

表 1 各被験者の筋発揮力と EMG, SSI の相関係数

Subject	EMG	SSI
A	0.95	0.99
B	0.88	0.94
C	0.94	0.99
D	0.95	0.99
E	0.93	0.98
F	0.95	0.98
G	0.87	0.91
H	0.83	0.99
I	0.86	0.99

2.5 分析方法

身体を 4 つの剛体リンクセグメント（頭部・上肢部を含む体幹部（HAT），大腿部，下肢部，足部）と考え， GRF を用いた逆動力学解析で各関節のトルクの計算を行った。なお，各関節トルクは，各セグメントが反時計回りに回転する場合を正と定義した。

VTR 再生機（Panasonic 社製 AG-7350）で画像をディスプレイ上に再生し，2 次元の 4 点実長換算法によって，反射マーカーをとりつけた身体上の各 6 ポイントの 2 次元座標を求めた。デジタイジング

による誤差を補正するために、バタワースタイプのローパスデジタルフィルタを時系列に双方向 2 度かけ、10Hz で平滑化を行った。

EMG は全波整流後、2 次元座標値のサンプル数と一致させて処理するために 4ms ごとに積分筋電位を求めた。さらに EMG 信号が持つ交流信号による振動成分を除去するため、2 次元座標値と同様にバタワースタイプのローパスデジタルフィルタを時系列に双方向 2 度かけ、10Hz で平滑化を行った。

また、GRF から身体重心の加速度を求め、その加速度を時間について積分して身体重心の鉛直速度を算出した。

テイクオフは GRF が立位静止時の GRF 値の 3%以下になった時と定義し、テイクオフ前 1 秒間のデータについて処理した。

3 結果

図 4 に CMJ 動作時の GRF、身体重心変位速度、膝関節トルクの典型例を示す。図中の①は GRF が立位安静時から減少を始め、屈曲を開始した時点、②は膝関節トルクが正負反転し、伸展方向に作用する時点、③は身体重心変位速度が 0 となり、屈曲の最下点であり、④は重心変位速度が最高で、GRF が立位安静時に戻った時でテイクオフ直前である。ここで、②から③の区間は膝関節トルクが伸展方向に作用しながら屈曲動作を行っていることから筋の伸張区間 (Stretching Phase) と考えられ、③から④の区間は膝関節トルクが伸展方向に作用しながら伸展動作を行っているので、筋の短縮区間 (Shorting Phase) と考えられる。そこで、この 2 つの区間に着目して検討することにした。

図 5 に CMJ 動作時の GRF、膝関節トルク、SSI、EMG の典型例を示す。GRF と膝関節トルクに対して SSI が EMG に比較して時系列的に同調する変化を示している傾向が認められる。特に伸張区間ににおいて SSI と EMG の変化に違いが見られる。

そこで、伸張区間にについて膝関節トルクと SSI 及び EMG の関係を図 6 に示した。この図から膝関節トルクと SSI の関係が膝関節トルクと EMG の関係より線形関係が強いことが明らかである。また、EMG は膝関節トルク 30Nm 以下と発揮トルクが弱い区間（伸張区間前半部）ではあまり変化しないが、30Nm 以上と発揮トルクが大きい区間（伸張区間後半部）ではその変化が著しい傾向にある。

表 1 に 7 回の CMJ の内、身体重心変位速度が最大を示した試技について、伸張区間を対象に膝関節トルクと SSI 及び EMG の相関係数を示した。被験者 9 名の内 6 名で SSI が EMG より高く、2 名が同程度、被験者 D で SSI が EMG より低かった。このことからほとんどの被験者で SSI の変化が膝関節トルクの変化と同調している傾向が認められることがわかる。

SSI の相関係数が EMG より低かった被験者 D について、図 7 の CMJ の伸張区間における膝関節トルクと SSI 及び EMG の関係を示す。線形近似した場合の相関係数は SSI の方が EMG より低いが、前例と同様に膝関節トルクの 40Nm 以下の弱いトルク発揮時（伸張区間前半部）の SSI の変化は、EMG の変化より大きく、逆に膝関節トルクが 40Nm 以上と強いトルク発揮時（伸張区間後半部）では EMG の変化が SSI の変化より大きい傾向にあった。特に伸張区間前半部では EMG の変化があまり無いのに対して、後半部で著しく変化する傾向は全ての被験者に認められた。

EMG、SSI、膝関節トルク、GRF の測定項目が、CMJ 動作中の伸張区間と短縮区間ににおいてどのように変化しているのか検討するため、各項目の伸張区間と短縮区間ごとに測定値の累積量を求め、伸張区間での測定値累積量が伸張区間と短縮区間の総累積量に対してどの程度の割合になるのかを求めた。図 8 に被験者ごとに 7 回の試技の平均値を示した。被験者 G では、EMG が他の項目より大きく、被験者 H では EMG と SSI がほぼ同じ大きさであった。その他の 7 例の被験者においては、4 つの測

定項目のうち、SSI が大きな割合を示し、EMG は小さい割合を示していた。伸張区間における SSI の変化が大きかったことが認められた。

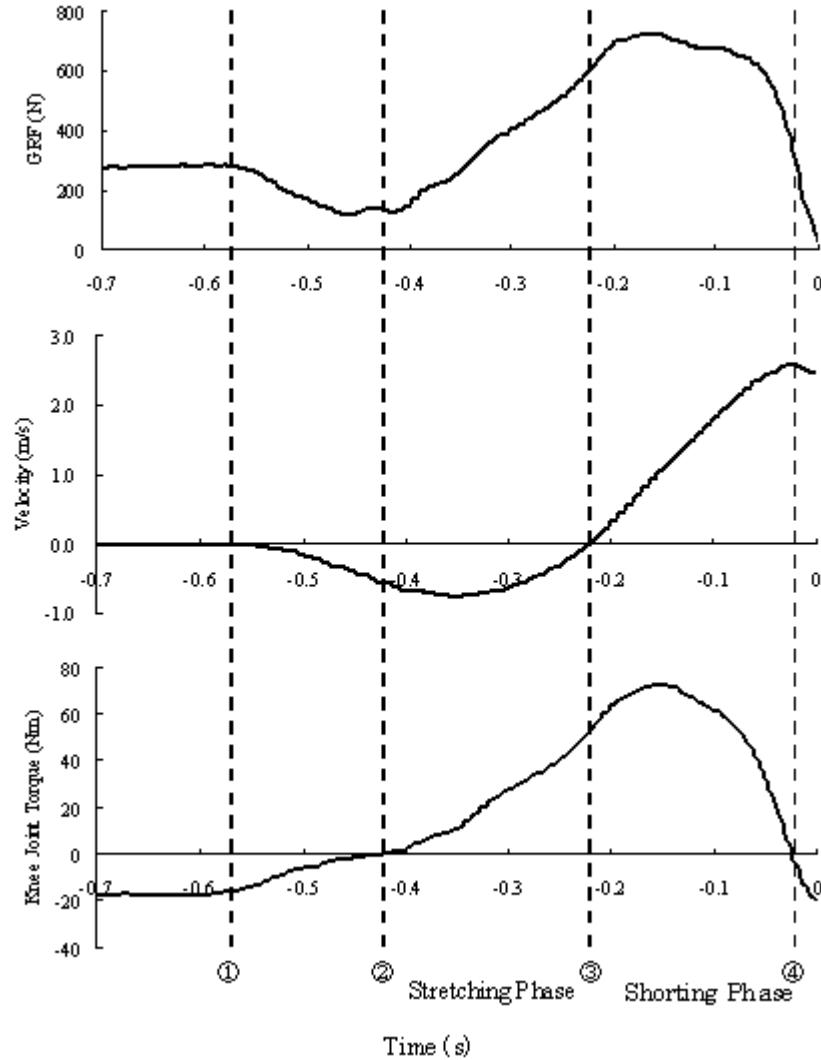


図4 CMJ 時の GRF, 身体重心変位速度, 膝関節トルクの時系列変化

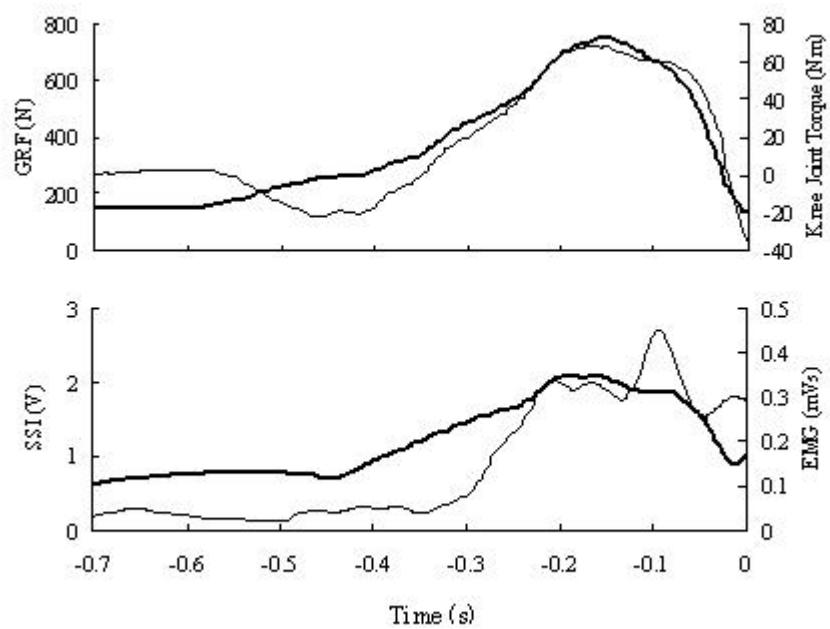


図5 CMJ時のGRF（上図、細実線）、膝関節トルク（上図、太実線）とSSI（下図、太実線）、EMG（下図、細実線）の時系列変化

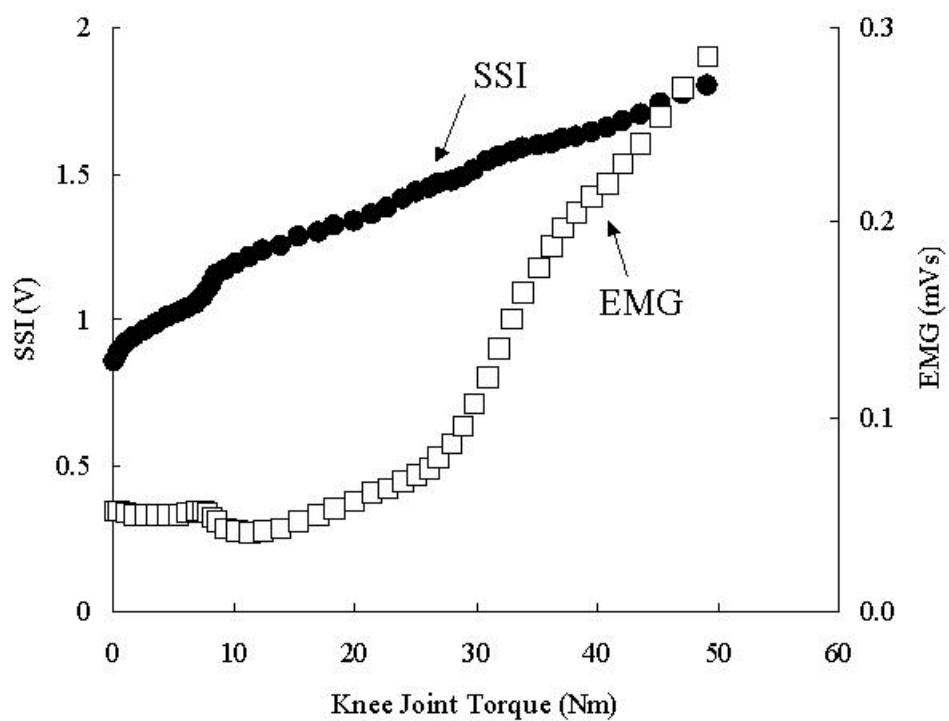


図6 CMJの伸張区間における膝関節トルクとSSI及びEMGの関係

表2 各被験者の膝関節トルクとSSI及びEMGの相関係数

Subject	SSI	EMG
A	0.962	0.950
B	0.985	0.862
C	0.973	0.977
D	0.880	0.926
E	0.999	0.979
F	0.993	0.997
G	0.973	0.798
H	0.982	0.952
I	0.989	0.948

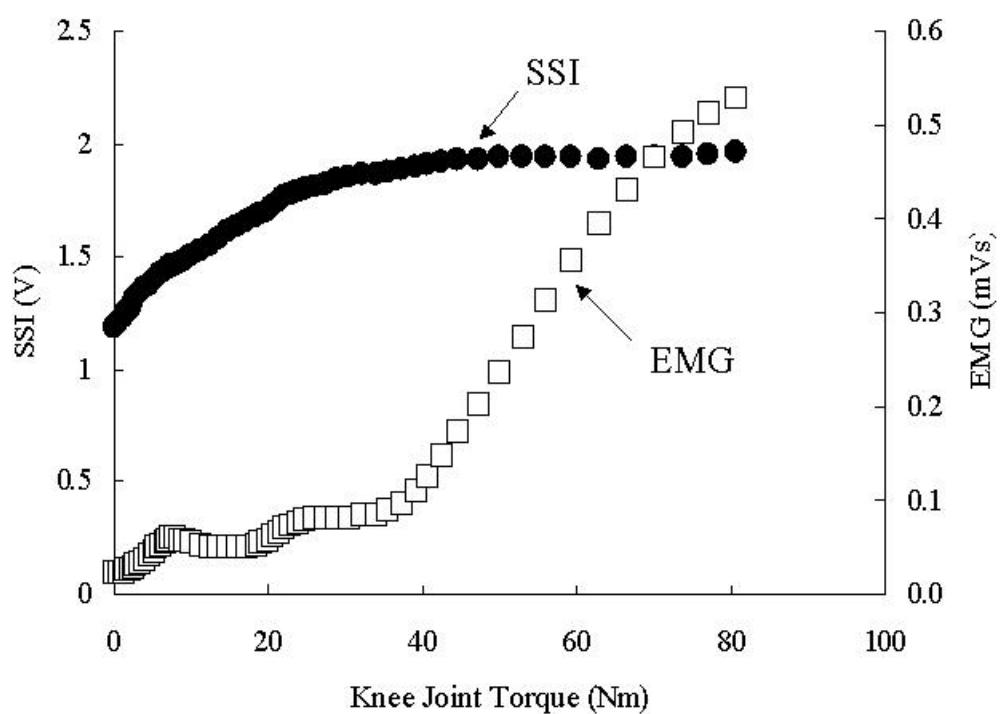


図7 被験者DにおけるCMJの伸張区間における膝関節トルクとSSI及びEMGの関係

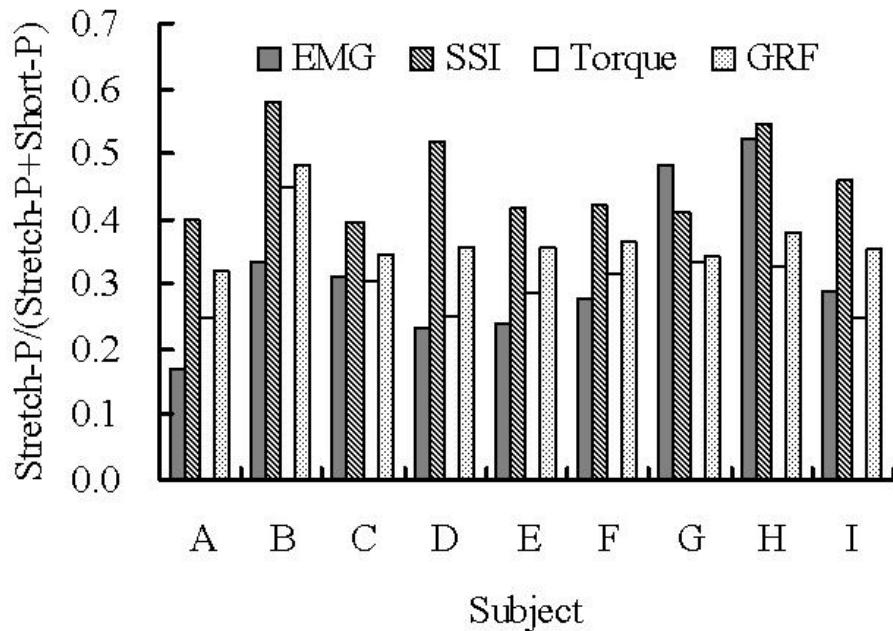


図 8 各被験者の EMG, SSI, 膝関節トルク, GRF の伸張区間での測定値累積量の伸張区間と短縮区間の総累積量に対する割合

4 考察

動作解析においては、映像を用いた逆運動力学的解析とそれに加えて筋電位を用いた動作筋電図学的解析が行われることがある。動作筋電図学的解析で用いられる表面筋電位においては、運動単位の活動頻度と筋電位信号の振幅の大きさ、新たな運動単位の動員及び信号導出部位と各運動単位の空間的な位置の相互作用により筋電位が干渉波形を示す²²⁻²⁴ため、筋電図の波形データ処理が複雑であったり、解釈が難しかったりする。その他に、測定時の体動及び疲労の影響が大きい、筋電位信号に対する筋発揮力応答の遅れが存在する、筋の収縮速度により筋放電量が変化する等の問題があり、十分な解析精度及び明確な見解は得られていない。また、筋が短縮性収縮する状態では筋電位は筋発揮力との相関が高く、筋電位が筋の活動状態すなわち筋が外部に作用した力を反映する有益な情報となるが、筋が伸張されるような状態においては、筋組織の持つ弾性力に依存する部分があるので、筋電位が筋の外部に作用した力と必ずしも一致するとは限らない。

ところで、我々の日常生活の動作においては、CMJ のように反動を利用した動作が多く見られる。例えば、投球動作には肩関節を後方へ水平伸展したあとに屈曲動作が起こり、キック動作においても股関節の伸展動作からすばやく屈曲動作が行われる。このような動作における筋の収縮様相は SSC の筋活動と表現されている。

この SSC に関する研究が多く見られ、特に CMJ は、動作が単純であり、動作解析が比較的容易であることから、研究対象として多く研究が行われている。この中で筋の伸張状態は逆運動学的解析による隣接する関節角度の相互関係より推定していることが多い。近年では、超音波法を用いて羽状筋の羽状角の変化を測定することで筋・腱複合体の伸張状態を観察している報告^{8,9)}もあるが、測定方法

の問題から実験対象の運動が制限されているようである。

一方、我々は筋の硬さ変化に影響されるであろう生体表面状態変化が、筋の活動状態を評価する方法として活用できないか否かの検討を行ってきてている。筋硬度測定に関する研究は多く報告されている¹⁰⁻¹⁶⁾が、これらの測定法は装置が大がかりであったり、測定装置を手に持って測定筋の皮膚表面に対して垂直に保たなければならなかったりという測定上の制約があるため、筋硬度の測定については安静時の状態しか測定ができないのが実状である。

そこで、運動中の筋の硬さ変化や筋の活動状況を観察する方法として、今まで報告されている筋硬度測定法を参考にしながら、硬さ計を開発してきている¹⁷⁻²⁰⁾。この測定法は、筋の収縮状態を筋の硬さという力学的指標で捕らえ、しかも今までの筋硬度測定法に比較して、小型・軽量のため、運動の妨げにならず、かつ連続して筋の状態を観察することができる方法である。

本研究は、この硬さ計を用いた測定結果から SSI を定義し、動作解析と EMG を同時に計測しながら CMJ の屈曲開始時点から離地直前までの動作について解析した。特に SSC の筋活動が見られるであろう反動動作に着目し、GRF、身体重心変位速度、膝関節トルクの変化から伸張区間と短縮区間を定義し、筋の収縮様相について検討を行った。

短縮区間は、反動のための屈曲動作が完了し、屈曲最下点から上に跳びあがるための伸展動作を行っている区間である。RF は短縮性収縮をしながら力を発揮している区間である。この区間においては SSI と EMG の変化は膝関節トルクや GRF の変化と一致しており、SSI と EMG が筋の活動量を反映していることが分かる。しかし、本研究では EMG の干渉波形の特徴を考慮して、全波整流と積分処理後、ローパスデジタルフィルタ処理を行ったが、EMG には振動的な変化が残り、EMG と膝関節トルク及び GRF の相関は、SSI に比較して低くなる傾向にあった。

伸張区間は、膝関節トルクが正負反転し、伸展方向に作用する時点から屈曲最下点と定義した。この内、膝関節トルクが伸展方向に作用する時点では GRF が最小値を示している。このことは伸張区間が屈曲開始時点からの脱力状態が完了し、屈曲最下点に向けて屈曲動作に制動を行っている区間であると考えられる。また、屈曲最下点は最大屈曲位となり、屈曲動作の停止と次に連続して起こる伸展動作のための準備期となる。従って、この区間では伸展方向に作用しながら屈曲動作が行われていることから、RF の筋収縮様相は伸張性収縮を起こしているものと考えられる。

この区間における EMG は、膝関節トルクが小さい伸張区間前半部では変化が小さく、膝関節トルクと同調するような変化は見られない。逆に、膝関節トルクが大きい伸張区間後半部では変化が大きい傾向にあった。伸張区間後半部では屈曲動作が終了する方向に作用するため、筋は等尺性収縮に近い形での活動様相になると見られる。そのため、膝関節トルクの変化より筋発揮力は大きくなると考えられる。また EMG は、特に表面電極を用いた場合、深層の筋よりも浅層の筋から発生する筋電位の影響を受け、弱い筋発揮力のときには比較的深層にあるサイズの小さな運動単位に依存し、弱い筋電位がさらに小さく導出され、強い筋発揮力のときは比較的浅層にあるサイズの大きな運動単位が活動を開始するので、大きな筋電位をさらに大きく導出してしまると言われる²⁵⁾。これらのことが伸張区間における EMG の変化に影響を及ぼしていると考えられる。

一方、筋が活動すると筋線維が短縮をし、筋全体が収縮を起こすこと（興奮収縮連関）で、力が発揮される。その力学的特性について収縮要素を持つ非線形粘弾性体として扱う力学的モデルがあり²⁶⁾、筋の収縮状態による筋線維走行方向での剛性変化の問題を扱っている。しかし、本研究での SSI の測定方法は、対象としている筋線維の横からの力を計測しているため、完全にはこの力学的モデルとは一致しないものである。ただし、羽状筋のように羽状角を持った筋肉の場合、筋線維の短縮は羽

状角の拡大となり、その結果、筋全体の横方向への膨張が起こる。また、複雑に配列された筋線維の重なりによっても同様なことが起こるものと考えられ、SSI の変化は、筋の興奮収縮連関による筋線維方向の剛性変化及び筋の伸張収縮における筋線維の直列・並列弾性要素による剛性変化及び筋全体の隆起状態に大きく影響されるものと考えられる。SSI の測定方法は、対象としている筋の皮膚表面に硬さ計を装着して行っているため、皮膚の張力、皮下組織の構造や液性成分の量に影響されることも多少考えられるが、SSI が測定対象としている筋全体の活動状態を反映する指標として有効であり、その点が EMG の持つ前述の問題点を補間できるものと考えられ、特に伸張区間前半部の膝関節トルクが弱い状態の時でも SSI が筋活動量を表現できることが示唆される。

伸張区間での SSI の変化は、膝関節トルクや GRF の変化と同調している傾向が認められた。また、伸張区間での測定値累積量の伸張区間と短縮区間の総累積量に対する割合を求めたところ、SSI は 9 例中 7 例において EMG、膝関節トルク、GRF より大きい割合を示した。このことは伸張区間において膝関節トルクと GRF が示す運動量より、筋の活動量は大きいことが予測され、SSI により伸張性収縮による筋活動状態を表現していることが考えられた。

5 まとめ

本研究では、逆運動学的解析と動作筋電図学的解析による従来の動作解析法に加え、生体表面情報の測定を行うことによって、運動時の筋の活動様相を解析することを目的とし、反動を用いたジャンプ（カウンタームーブメントジャンプ：CMJ）を対象に、運動学的分析と同時に筋電位及び新たな生体情報として皮膚表面指標の変化を測定した。CMJ 動作の GRF、身体重心変位速度、膝関節トルクの変化から伸張区間と短縮区間を定義し、膝関節トルクと EMG、SSI の関係を検討した。

その結果、以下のことが要約された。

- ・ 膝関節トルクと SSI の関係が膝関節トルクと EMG の関係より線形関係が強く、SSI の変化が膝関節トルクの変化と同調している傾向が認められた。
- ・ EMG は膝関節トルクが小さい伸張区間前半部では変化が少ないが、膝関節トルクの大きい後半部で著しく変化する傾向が認められた。
- ・ EMG、SSI、膝関節トルク、GRF について、伸張区間での測定値累積量の伸張区間と短縮区間の総累積量に対する割合を求めた。被験者 9 例のうち 7 例において、4 測定項目の割合のうち、SSI が大きな割合を示し、EMG は小さい割合を示した。伸張区間における SSI の変化が大きかったことが認められた。

参考文献

- (1) 深代：体育学研究 45, 457-471, 2000
- (2) 尹、大山、岡田、高松：体力学研究, 44, 510-521, 2000
- (3) 堀田：体育の科学, 50, 452-458, 2000
- (4) Jacobs, Bobbert ,Schenau: J. Biomechanics, 29,4, 513-523, 1996
- (5) Hof A. L. et al: J. Biomechanics, 20, pp.167-178, 1987
- (6) Olney S. J. ,Winter D.A.: J. Biomechanics, 18, pp.9-20, 1985
- (7) 深代：J. J. Sports Sci., 8, 69-75, 1989
- (8) Fukunaga T. et al: J. Appl. Physiol., 81, pp.1430-1433, 1996
- (9) Kawakami Y. et al : Eur. J. Appl. Physiol., 68, pp.139-147, 1994

- (10) 岡・他：信学技報, MBE96-48 , 19-26,1996
- (11) 土子：製品科学研究所研究報告, 114, 9-16, 1989
- (12) 小林：筑波大学体育科学系紀要, 11, 205-211, 1988
- (13) 宮埜, 佐渡山：特許公報, 56-50575, 65-67, 1981
- (14) Horikawa M. et al: Med.& Biol. Eng. & Comput. , 31,pp.623-627, 1993
- (15) Murayama M. et al: Eur. J. Appl. Physiol., 82, pp.361-367, 2000
- (16) Oka H.,Yamamoto T. : Med.& Biol. Eng. & Comput. 25, pp.631-637, 1987
- (17) 小島, 下嶋, 丸山, 小池：関東学生会第38階学生員卒業研究発表講演前刷集, 223-224, 1999
- (18) 丸山, 柴山, 竹内, 下嶋, 中原：日本機械学会論文集(C)編, 63 (616), 4224-4230, 1997
- (19) 丸山, 下嶋, 中原：D&D'97 スポーツ工学シンポジウム講演論文集, (97-10-2), 54-59, 1997
- (20) 富岡, 丸山, 中原：ジョイントシンポジウム 1997, (97-34) , 233-236, 1997
- (21) Helen, Jacqueline,津山(訳)：新・徒手筋力検査法, 協同医書出版社(東京), 1998
- (22) 赤松：バイオメカニズム, 9, 23-34, 1988
- (23) Moritani,T. et al: J. Appl. Physiol., 60-4 , 1179-1185, 1986
- (24) 吉澤：J. J. Sports Sci., 14, 89-98, 1995
- (25) 内山, 小林, 間瀬 編：計測法入門～計り方, 計る意味, 株協同医書出版社 (東京), 2001
- (26) 仲町：生体機械工学, 49-59, 丸善株 (東京), 1997