

# インステップキックにおける前脛骨筋と 下腿三頭筋の運動制御機構に関する研究

東邦大学大学院医学研究科医科学専攻

修士課程（高次機能制御系運動生理学分野）

学籍番号 MM11001

氏名 浅見 聡

## 概 要

【背景】インステップキック (Instep kick:IK) は足関節底屈位にて行われ、足背面部にボールが激しく衝突する結果、足関節周辺に非常に大きな衝撃が生じる。それによって足関節を構成する筋、腱および骨に過剰なストレスが繰り返し加わることで傷害が生じる。特にそれは発育過程にある年少者にとって深刻な問題である。しかしながら IK に関する運動生理学的研究は膝関節に着目したものが大半で、足関節に関する研究は皆無である。そのため、インパクト瞬時の大きな衝撃が生じる足関節の運動制御機構について筋電図学的に明らかにすることは、足関節の傷害予防の観点から意義がある。

【目的】本研究の目的は、座位姿勢で膝-足関節のみの関節運動による IK の動作モデルを用いて、インパクト直前における前脛骨筋 (Tibialis anterior:TA) と下腿三頭筋 (Triceps surae:TS) 間の脊髄興奮レベルについて筋電図学的に明らかにすることである。

【方法】被験者は健常成人男性 11 名 (平均年齢  $28.3 \pm 6.8$  歳) を対象とした。被験者には本研究の意義ならびに測定事項を十分な説明を行い、同意を得た上で本実験を行った。(承認 No.23043)

座位 IK モデル化を用いて、40~160 試行における膝伸展角速度、足背部の衝撃加速度、下肢筋活動、TA 脊髄  $\alpha$ -運動ニューロン ( $\alpha$ -MN) の H 反射を測定した (実験 1)。また、実際に助走を用いた IK (助走 IK) は 10 試行を行い、座位 IK の H 反射を除いた測定も行い、座位 IK との類似性をみた (実験 2)。さらに、等速性トルク発揮能力の測定は 5 種類の膝伸展角速度 ( $240 \sim 60$  deg/s) について各 3 試行実施し、それと IK の膝伸展における大腿筋群の筋活動量の関係をみた (実験 3)。実験 1、2 ではインパクトの前後 100ms 区間を解析区間とし、筋活動量は筋電振幅値の 2 乗平均平方根 (Root-mean-square electromyography:rmsEMG) を算出した。実験 3 では上記の方法で膝関節屈曲  $80^\circ$  から伸展  $10^\circ$  の等速区間の解析を行った。

【結果】実験 1 では、座位 IK において膝関節伸展角速度および足背部衝撃加速度はすべての被験者において、高い再現性が認められた。筋活動パターンは大腿伸筋群 [外側広筋 (Vastus lateralis:VL)、大腿直筋 (Rectus femoris:RF)] において、インパクト前に高い活動を示し、インパクト直後から急に低下した。一方、過剰な膝伸展のブレーキング作用をする大腿二頭筋 (Biceps femoris:BF) においてインパクトに向かって増加する傾向を示したが、被験者間でばらつきが大きかった。次に、足関節について、TA 脊髄  $\alpha$ -MN の興奮レベルを反映する H 反射の変化はインパクトに向かって上昇し、インパクト直前にピークを迎え、インパクト後直ちに低下した。TA の rmsEMG と H 反射の間に相関関係が認められた ( $r=0.487$ ,  $p<0.01$ )。また、足関節底屈の共同筋であるヒラメ筋 (Soleus:Sol) と内側腓腹筋 (Medial gastrocnemius:MG) の rmsEMG は高い同時活動を示した。次に、実験 2 でも実験 1 と同様の膝関節伸展角速度および足背部衝撃加速度の変化が見られた。足背部衝撃加速度および TA の筋活動量は実験 1 より高い傾向にあり、座位 IK との高い類似性が見られた。次に、実験 3 では、等速性膝関節伸展運動において、発生トルクはすべての角速度で  $60^\circ$  から  $50^\circ$  の間でピークが出現し、筋活動量は  $80^\circ$  から  $70^\circ$  の間で最も高かった。しかし、ピークトルクと筋活動量の間には相関関係が認められなかった。しかし、等速性膝関節伸展運動と IK の膝関節伸展角 ( $80^\circ \sim 70^\circ$ ) の筋活動量の間には弱い相関傾向が見られた ( $r=0.393$ ,  $p<0.01$ ,  $r=0.400$ ,  $p<0.05$ ,  $r=0.396$ ,  $p<0.05$ )。

【考察】座位 IK の膝伸展角速度および足背部衝撃加速度に再現性があり、インパクト前 100ms 間の大腿伸筋群 (VL、RF) および TA の筋活動パターンはインパクトに備える中枢ドライブの反映と考えられる。さらにインパクト前約 50ms 間の直前に見られる H 反射から推定した TA 脊髄  $\alpha$ -MN の興奮レベルは、インパクト前にピークを迎えるようにセットされると考えられる。この現象はインパクトで大きな足背部衝撃加速度が生じる足関節の過剰底屈を防止するための TA 筋活動であり、足関節の損傷防止の安全機構の一つとも考えられる。しかし TA 筋活動だけでなく、底屈の共同筋 Sol と MG の同時活動が加わり足関節の強い固定が確保されているものと考えられる。膝関節においても過剰膝伸展を防止するために BF の活動は、膝関節伸展角速度を増加させる VL と RF

における活動の沈静化と逆に増加している。これも膝関節の損傷防止の安全機構と考えられる。座位 IK と助走 IK の膝伸展角速度および足背部衝撃加速度は高い類似性を示し、VL、RF と TA の筋活動パターンも類似性を示したことから、IK のインパクト前 100ms 間はステレオタイプの運動制御機構が働いていると考えられる。またインパクトにおいて大きな足背部衝撃加速度が膝関節伸展運動で生み出される。この動的な膝関節伸展筋力は等速性膝伸展トルクとその VL と RF の rmsEMG 間に強い関係がないことから、IK の膝伸展角速度は膝伸展筋群 (VL、RF) と膝屈筋 (BF) の活動バランスに関係していることが示唆された。

以上の結果から、主動筋および拮抗筋の同時活動がインパクト直前に足関節のステイフネスを上昇し、足関節の固定に寄与していることが示唆された。

【結語】IK 時において足関節に生じる大きな衝撃に対して、インパクト約 50ms 前から TA、Sol および MG の筋活動が高く保たれる制御機構が存在し、それがインパクトに対する足関節の保護に寄与する可能性が示唆された。

## 目次

I. 序論	4
II. 方法	
1. 座位インステップキック (実験 1)	
A. 被験者	
B. 実験プロトコール	
a. 等尺性収縮テスト	
b. H 反射	6
c. 安静時の H 反射	
d. 試技姿勢と動作試技	
e. 座位インステップキック中の H 反射	
C. データの記録	7
D. データの解析および統計処理法	
2. 助走インステップキック (実験 2)	
A. 被験者	
B. 実験プロトコール	
a. 等尺性収縮テスト	
b. インステップキック試技	8
C. データの記録	
D. データの解析および統計処理法	
3. 等速性筋力 (実験 3)	
A. 被験者	
B. 実験プロトコール	
C. データの記録	
D. データの解析および統計処理法	
III. 結果	
1. 座位インステップキック (実験 1)	9
A. 膝伸展角速度と大腿四頭筋活動パターン	9
B. 足関節の動きと前脛骨筋および下腿三頭筋活動パターン	12
C. 前脛骨筋の H 反射	13
D. H 反射と筋活動の関係	14
2. 助走インステップキック (実験 2)	16

A.	膝伸展角速度と大腿四頭筋活動パターン.....	16
B.	足関節の動きと前脛骨筋および下腿三頭筋活動パターン.....	18
3.	座位 IK と助走 IK の角速度および筋活動の類似性.....	20
4.	等速性筋力.....	22
A.	膝伸展の角速度.....	22
B.	大腿四頭筋の活動.....	22
5.	座位 IK および助走 IK と等速性膝伸展運動時における筋活動関係.....	25
IV.	考 察	
1.	助走 IK と座位 IK.....	26
A.	膝伸展角速度の変化.....	26
B.	筋活動の変化.....	26
C.	インパクトの大きさ.....	26
D.	足関節固定.....	26
2.	等速性膝関節伸展運動と助走 IK および座位 IK の筋活動関係.....	27
3.	前脛骨筋と下腿三頭筋の筋活動パターン.....	28
4.	前脛骨筋脊髄運動ニューロンの興奮レベル.....	28
V.	結 論	
	謝 辞	
VI.	参考文献	

## I. 序 論

インステップキック (Instep kick:IK) はサッカーの代表的なキックであり、IK を行う際には足関節に対し強大な機械的ストレスが加わる。そして時々、足関節の損傷をまねくことがある。日本のサッカー選手における足関節傷害の発生頻度は高い。この傾向はサッカーのプロ化に起因している。2006年現在の世界のサッカー人口は 2 億 6500 万人以上であると報告されている。また、サッカー人気の高まりは、日本国内のサッカー人口を 92 万人にも増加させ、そのうちの 3 割が 15 歳以下の低年齢者層に広がった。サッカーのプロ化はヒーローを生み出し、児童に憧れを抱かせる。そして人気だけが先行した児童のサッカー熱は、身体部位の各種傷害をまねきかねない。最近、いろいろなスポーツがプロ化していく傾向にあるが、サッカーはとくに競技者人口が急増している背景もあって傷害発生頻度の高いスポーツになっている。中でも、下肢・下腿における傷害が数多く報告されている<sup>1)</sup>。その原因の多くは選手同士のコンタクトによるが<sup>2)</sup>、一方で、サッカーはボールキックによる下肢への負担と疲労の蓄積を生み出し、それが傷害の要因になっているとの指摘もある。

児童の組織は成長過程にあり、骨もその代表である。したがってスポーツは児童にとって楽しさと組織損傷のリスクの表裏に曝されていることになる。骨自体の傷害だけでなく、関節における傷害もスポーツ傷害の代表的症例の 1 つである。まず、骨強度からみた傷害の発生リスクはボールインパクトの骨破壊強度から推定することができる。例えば、IK の物理的特性からみた損傷の可能性は、ボールと足部背面との接触時に発生する衝撃にある。IK 時の衝撃の大きさはおよそ 600kgf であり<sup>3)</sup>、ヒトの脛骨の圧縮強度は 16.2kg/mm<sup>2</sup>であることを考えると、この衝撃の大きさは、骨破壊を引き起こしてもおかしくない<sup>4)</sup>。ボールと足部前面の接地面積が 30mm<sup>2</sup> と仮定した場合、足部背面に対して 486kg を超える圧力が加わると、計算上は破損することが想定される。実際には骨が圧縮される時間や筋や腱の働きによって、直ちに骨折が生じるわけではないが、一瞬の間に生じる衝撃がいかに生体にとって大きな負荷であるかは明らかである。また、筋および腱の破壊強度は、骨よりも低く、前脛骨筋 (Tibialis anterior:TA) の引っ張り強度は 22g/mm<sup>2</sup>、腱の引っ張り強度は 5.6kg/mm<sup>2</sup>

であることが報告されている<sup>4)</sup>。ボールと足関節の衝突によって、足関節に作用する力が屈曲方向に働いた場合、これらの筋や腱にも大きな負荷が生じることが想定されている。

成長過程にある児童の関節組織も脆弱であるために、組織損傷の危険性に曝されている。そのため足関節運動に与える関節周辺の筋肉がボールインパクト時に過剰負荷を生じさせないための共同筋活動が必要である。しかし、児童の運動機能は発達途上にあり関節の傷害を受けやすいので、スポーツ全般に共通した技術の指導には傷害予防の観点から注意が必要である。とはいえスポーツによって運動はからだの発達に大きくポジティブな影響を及ぼすことが知られている。したがって児童にスポーツを奨励する場合、関節傷害の防止策を考慮した指導が重要である。

IKを行う実験では、男子では7歳、9歳、女子では7歳、9歳、11歳の40%以上が正確に足の甲でのインパクトができていない<sup>5)</sup>。そのことによって、誤った足背先端でのキックや地面をキックしてしまうことによって、足関節に想定外の大なる力学的負荷がかかり、傷害を負う可能性が生じる。さらに、実際のプロサッカーチームを対象とした研究では、ユースの選手(子ども)は疲労を蓄積しやすいことや、また、疲労に対する抵抗性の低さが故障を引き起こす一因に数えられている。またトップチームの選手(大人)とユースの選手の怪我はシーズン内でも時期による発生の違いがある。そして選手の故障率はトップチームの選手においてシーズンの後半に低下するのに対し、ユースチームではシーズン後半に上昇する傾向にあるという<sup>2)</sup>。これらは、子どもの体の成熟度やマネージメント能力等が大人より低く、多臓器の抗疲労性の大きさに影響することによる。児童のスポーツ動作技術の生得的習熟レベルは、神経生理学的特性から観察して高くないことが知られている。そして、スポーツ動作技術の運動制御(motor control)機構は、反射的動作や反射の抑制的動作など複雑な要素を含んでいる。このことが児童のスポーツ傷害を生み出すことの一因でもある。一般的に、各種スポーツの実施において、神経筋の調節機構の発達がいろいろな部位の傷害を生み出すことにつながるという指摘もある。

単純な運動課題から複合的な運動課題において、神経筋活動調節は複雑な運動制御機構の働きによって達成されている。例えば、歩行時について見ても、下腿の伸筋および屈筋の同時活動比が成人に比べて児童のような低年齢者において高い。これは下腿伸筋と屈筋の同時活動比が拮抗的活動バランスを示すので、この比が高い状態での速い関節運動または強い筋力の出現は難しくなる<sup>6)</sup>。また、歩行は伸筋と屈筋の活動が交互に行われる動作であるため、適切なタイミングで筋を活動させ、また反対に必要な時はその活動を低下させることでスムーズな動作を可能にしている。しかし、神経網の発達が未成熟な場合は、各筋の働きが協調性に乏しく、運動のパフォーマンスの低下に現れる。したがって、IK時のTAと下腿三頭筋(Triceps surae:TS)の同時活動においても、低年齢者の神経網の未発達による足関節傷害の発生リスクが高くなると考えられる。

Lamyらは、思春期前の子どもと成人の伸張反射の測定を行い、大人に比べて子どもの伸張反射は小さいことを報告している<sup>7)</sup>。また、子どもの成長に応じて7歳から11歳の間では伸張反射の増加が見られる。さらに、伸張反射の大きさと筋の硬度の相関関係を示している。その結果から、筋紡錘の感度やγ運動ニューロン(Motor neuron:MN)のドライブが成長に応じて発達する可能性を示唆している<sup>7)</sup>。すなわち、成人よりも子どもの筋硬度の低さが示されたことから、筋肉に対する力学的なストレスに対して、子どもの方が成人よりも相対的に高くなる可能性を指摘している。筋や骨、腱の構造上の違いだけでなく、神経系の面からも低年齢者の潜在的な高い傷害リスクが懸念される。

以上のことからIK動作の中で、ボールと足背部の間で起こる瞬時の衝突(インパクト)は足関節に衝撃を与えるが、足関節の傷害防止のために足関節周辺筋群の共同活動が精巧に行われているはずである。しかし、足関節の保護のために足関節周辺筋群がどのような共同活動レベルで相互の調節を図っているかは未だ明らかにされていない。この共同活動の未習熟さが児童のIKによる足関節傷害を多く引き起こす要因の一つと考えられる。例えば、IKにおいては、インパクト直前のTAの活動だけでパフォーマンスや経験値を図ることは困難である。戸荻らの研究<sup>8,9)</sup>や後藤らの研究<sup>5)</sup>では、非熟練者はIKで足底屈がで

きず背屈位をとってしまうために、足の甲面でボールを捉えることができないと報告している。技術の熟練によって TA の放電が消失すると述べているが、一方では、キック時の TA の活動が最大随意収 (Maximum voluntary contraction:MVC) の約 30-40、64%にあるとし、とくに熟練者においてインパクト時の TA 活動は顕著に表われるのに対し、非熟練者ではキックの前に活動が消失する<sup>10) 11) 12)</sup>との報告もされており、両者の意見は対立している。しかしながら、両者の相反する主張の中に、共通する部分が存在する。それはキックのインパクトにおける足関節動態すなわち足関節の固定である。1 つは足関節を完全屈曲することで、それ以上の足関節の屈曲を生じさせないとする固定の方法であり、もう 1 つは足関節の屈筋だけでなく伸筋の活動によって両筋が 1 つの関節をまたいで引っ張り合うことで固定を図る方法である。

足関節の周辺筋群の中で TA と TS は足関節運動に主要な働きをする筋肉である。これらの筋の相互作用について検討できれば IK の足関節に起こる過剰ストレスについて推定することが可能となる。さらに、H 反射法を用いれば詳細な検討が出来ると思われる。H 反射を使った実験は数多く行われてきており、H 反射は単シナプス性の脊髄反射経路を介する EMG の反応である<sup>13)</sup>。この測定法は脊髄内の結合神経細胞の興奮レベルを評価するのに臨床的に有益である。H 反射では、個々の  $\alpha$ -MN の興奮性入力<sup>14)</sup>やシナプス前抑制<sup>15)</sup>による  $\alpha$ -MN pool の興奮性を評価することができる<sup>13)</sup>。例えば、神経学的条件の違いや、筋損傷の影響、物理療法の効果、痛み、トレーニングの効果、運動課題のパフォーマンスなど、様々な条件下での脊髄の興奮性変化の指標とされている<sup>13)</sup>。運動課題のパフォーマンスと H 反射の関係については、歩行<sup>16)</sup>や走行<sup>17)</sup>、立ち座り動作時<sup>18)</sup>等の研究がこれまでなされてきたが、サッカーの IK 時の H 反射の変動についての研究は皆無といっても過言ではない。H 反射の研究は、易誘発できるヒラメ筋 (Soleus:Sol) を対象にして、足関節の運動制御を検討していることが多い。これは TA の H 反射が出現しにくいこととあわせて、動的運動による H 反射の導出が得られにくくなる理由による。しかし、H 反射の誘発手技を改善し、TA の H 反射が誘導できるようになり、動的な関節運動における脊髄  $\alpha$ -MN pool の興奮レベルを検討できる可能性がでてきた。

そこで、本研究の仮説は IK におけるボールと足背部の衝突に備え、TA と TS の間で足関節の固定のための同時活動が脊髄内興奮レベルをインパクト直前に調節しているとした。本研究の目的は、座位姿勢で膝-足関節のみの関節運動による IK の動作モデルを用いて、インパクト直前における下腿筋群間の筋活動および TA の脊髄興奮レベルについて筋電図学的に明らかにすることである。

## II. 方法

### 1. 座位インステップキック (実験 1)

#### A. 被験者

被験者は過去に下肢に対して大きな傷害を持ったことのない健常成人男性 11 名 (平均年齢  $28.3 \pm 6.8$  歳 平均身長  $174.9 \pm 6.7$  cm 平均体重  $71.7 \pm 9.4$  kg 右利き 8 名 左利き 3 名) とした。被験者には実験開始前に本研究の意義ならびに測定事項を十分に説明し、同意を得た上で本実験を行った。(東邦大学医学部倫理委員会承認 No.23043)

#### B. 実験プロトコール

##### a. 等尺性収縮テスト

被験者は、椅坐位をとり、膝関節屈曲  $60^\circ$  にて最大努力での等尺性膝関節伸展を行った。また、同様に膝関節屈曲  $90^\circ$ 、足関節  $0^\circ$  にて最大努力での足関節等尺性底屈および背屈を行った。その時の各筋の放電量の最大値を標準化の基準値とした。

##### b. H 反射

フェルト生地 of 両端にベロクロテープが備え付けられた電気刺激用ベルトのフェルト部分位に食塩水をしみこませ、フェルトを膝窩部にあて、膝関節のまわりにこの電気刺激用ベルトをまいて固定し陽極のコードと接続した。また、刺激用電極の陰極を腓骨頭周辺のできるだけ M 波が小さく、最大の H 反射が

生じる位置に設置した。電気刺激の強度は 20-50V、持続時間は 1ms の矩形波を用い、総腓骨神経を経皮的に単一電気刺激することで、TA の H 反射を誘発した。

**c. 安静時の H 反射**

被験者は、椅坐位で常できるだけ一定の姿勢を保ち、その間に総腓骨神経へ 10 回の電気刺激を行い、安定して誘発された TA の H 反射の振幅値を各被験者の標準化の基準値とした。

**d. 試技姿勢と動作試技**

座位 IK の測定は実験室内にて行われた。ボールは外周 62cm、重さ 400g の国際サッカー連盟が定める正式な規格のフットサルボールを使用した。被験者の姿勢は椅坐位とし、体幹および骨盤を体が動かないよう、ベルトを用いて被験者の体を実験台に固定した。被験者の蹴り脚は床上 10cm ほどの高さを取り、床に接しない位置とした。ボールの位置は、被験者が膝関節を伸展させた際に足部背面にてボールを捉えられるよう、数回の練習の後、上下前後左右の位置調節し至適な位置を設定した。被験者は疲労の生じないよう 1 試技ごとに 20 秒間の休息を取りながら、最大努力で 10 回のインステップキックを行った。

**e. 座位インステップキック中の H 反射**

被験者が座位 IK を行う際に、総腓骨神経への電気刺激を行い、H 反射を誘発した。光電管のビームは下腿鉛直下で背側に走るように設定した。そして膝関節屈曲によって下腿の一部が光電管のビームを横切ったときのシグナルを電気刺激装置のトリガーとした。キック動作中の電気刺激は、電気刺激装置のトリガー遅延 (Delay) プログラムを用いて、それぞれの試技でランダムに出力するように設定した。これはインパクト前後の様々なタイミングで電気刺激を与え、インパクト前後の脊髄内の興奮レベルを観察するためである。さらに、被験者の電気刺激時点の予測を避けるために、ランダムに刺激信号が出力されるようにした。また、電気刺激の強さのチェックのために、オシロスコープを用いて M 波の振幅の変化をモニターし、安定した M 波が得られるよう電気刺激を調節した。被験者は、電気刺激が行われる条件下で、40-160 回のインステップキックを行った。各試技の間隔は 20 秒間とし 10 回の試技を 1 セットとし、疲労が生じないよう各セット間に十分な休息を取った。

**C. データの記録**

EMG の測定個所には、剃毛処理を行い、微細粒サンドペーパーでその個所を軽く擦り、皮膚表層の角質層を除去して、可能な限り皮膚電気抵抗を落とし伝導性を確保した。電極には特殊ミニチュア電極 (ユニークメディカル社製 直径 5mm 電極間距離 10mm) を使用した。筋線維走行に対して平行となるように円形状表面電極をそれぞれの筋上に設置した。測定筋は外側広筋 (Vastus lateralis:VL)、大腿直筋 (Rectus femoris:RF)、外側ハムストリングス (Biceps femoris:BF)、前脛骨筋 (Tibialis anterior:TA)、ヒラメ筋 (Soleus:Sol)、内側腓腹筋 (Medial gastrocnemius:MG) とした。VL の電極位置は、大腿骨外果と大転子の中間とし、RF の電極位置は上前腸骨棘と膝蓋骨上縁を結んだ線分の midpoint とし、かつ、VL の内側とした。BF の電極位置は座骨結節と腓骨上顆を結んだ線分の midpoint とした。TA の電極位置は、脛骨近位 3 分の 1 の脛骨上よりやや外側とした。Sol の電極位置は、アキレス腱と平行かつ MG の 2-3cm 下部とした。MG の電極位置は、大腿骨内側顆と踵骨を結んだ線分の近位 3 分の 1 の位置とした。また、基準電極は、IK を行う際に安定している上前腸骨棘および腓骨外果上とした。それぞれの筋活動として、筋電図の振幅値の 2 乗平均平方根 (Root-mean-square electromyography: rmsEMG) を記録した。また、ゴニオメーター (ADI Instrument 社製) を膝関節完全伸展時に膝関節の回転軸の中心がゴニオメーターの中心線と重なるようサージカルテープおよびベロクロテープで大腿部内側および下腿部内側に固定し、膝関節角度を記録した。加速度センサー (NEC San-ei 社製) を足関節前面に固定し、足関節加速度を測定するとともに、ボールと足部の衝突によって生じる加速度の急激な変位をボールインパクトの瞬間として定義するためのマーカーとして使用した。ミニチュア表面電極からの信号は生体増幅器 (NEC San-ei 社製

1253A、日本光電社製 AB-621G) を Time constant 0.03 秒、フィルタリング周波数 1kHz として増幅し、デジタル信号解析装置 (ADInstrument 社製 Power lab) を経由させサンプリング周波数 10kHz でコンピューターに記録した。

#### D. データの解析および統計処理法

解析項目は、膝関節角 (deg)、足部加速度 ( $\text{cm/s}^2$ )、rmsEMG (mV)、H 反射の振幅値 (mV) とした。IK によるボールインパクト時点は、足部加速度信号のピークから求めた。足部加速度信号のピークは、ボールと足背部が接触した衝撃点とし、IK のインパクト時点と定義した。そのボールインパクトを中心として、前後 200ms 間を対象とし、さらに 28.6ms に分割した 7 区間について解析を行った。各区間の変化の有意性については、Kruskal-Wallis, Fisher, Bonferroni, Scheffe, Tukey の手法を用い、有意水準を 5% とした。

### 2. 助走インステップキック (実験 2)

#### A. 被験者

被験者は過去に下肢に対して大きな傷害を持ったことのない健常成人男性 7 名 (平均年齢  $37.0 \pm 11.9$  歳 平均身長  $170.1 \pm 7.3$  cm 平均体重  $65.1 \pm 11.4$  kg 右利き 7 名) とした。被験者には実験開始前に本研究の意義ならびに測定事項を十分に説明し、同意を得た上で本実験を行った。(東邦大学医学部倫理委員会承認 No.23043)

#### B. 実験プロトコール

##### a. 等尺性収縮テスト

等尺性収縮テストでは、10 回のインステップ試技の測定後に被験者の等尺性 MVC 時の EMG を記録した。被験者の姿勢は椅坐位とし、股関節屈曲  $90^\circ$ 、膝関節屈曲  $90^\circ$ 、足関節  $0^\circ$  の状態で、体幹、大腿、足関節をそれぞれ固定した。被験者は最大努力での膝関節伸展・屈曲、足関節底屈・背屈を行い、その時の rmsEMG の値を各被験者の標準化の基準値とした。

##### b. インステップキック試技

IK の測定は実験室内にて行われた。ボールは、実験 1 と同様のものを使用した。被験者の姿勢は立位とし、静止したボールに対して、1 歩助走による IK を最大努力で行わせた。ボールに対する立ち位置は被験者が数回の練習試技の後、至適な位置を設定した。被験者は、疲労の生じないように 1 試技ごとに休息を取りながら、10 回の IK を行った。

#### C. データの記録

EMG の測定には、上記と同様の手順で準備を行い、表面電極 (日本光電社製 直径 10mm 電極間距離 2cm) を使用して記録を行った。

実験 2 も実験 1 と同様の方法で VL、RF、BF、TA、Sol から EMG を導出し、膝関節角度と足部加速度についても記録した。

#### D. データの解析および統計処理法

解析項目は、実験 1 と同様であった。

### 3. 等速性筋力 (実験 3)

#### A. 被験者

被験者は過去に下肢に対して大きな傷害を持ったことのない健常成人男性 7 名 (平均年齢  $37.0 \pm 11.9$  歳 平均身長  $170.1 \pm 7.3$  cm 平均体重  $65.1 \pm 11.4$  kg 右利き 7 名) とした。被験者には実験開始前に本研究の意義ならびに測定事項を十分に説明し、同意を得た上で本実験を行った。

#### B. 実験プロトコール

多用途筋機能評価運動装置 (BIODEX 社製 System2) を使用して膝関節の等速性伸展動作を行い、その際の発生トルクを測定し、同時にその際の筋活動を測定した。



被験者の姿勢は椅座位とし、肩、体幹、股関節をベルトで固定した。また、すべての被験肢は右下肢とし、足関節を多用途筋機能評価運動装置のアーム先端にペロクロテープで固定した。多用途筋機能評価運動装置の回転軸の位置は正確に膝関節の回転軸の中心に設定した。大腿骨上顆と内外果の位置を確認して、下肢の水平状態を完全伸展  $0^{\circ}$  とした。被験者は、無負荷での膝関節伸展動作を疲労が生じない強さで繰り返し、ウォーミングアップを行った。等速性膝関節伸展動作の角速度は、 $60^{\circ}/s$ 、 $90^{\circ}/s$ 、 $120^{\circ}/s$ 、 $180^{\circ}/s$ 、 $240^{\circ}/s$  の 5 種類とし、可動域は、屈曲  $90^{\circ}$  から伸展  $0^{\circ}$  までとした。被験者は、各角速度の異なる試技の始めに、最大下での等速膝伸展動作を行い、測定を行う角速度に慣れた状態でデータの記録を行った。測定は、各試技間に休息を取り、疲労のない状態で速度の異なる 5 種類の等速性膝伸展動作を最大努力で 3 回行った。

### C. データの記録

EMG の測定は、上記と同様の手順で準備を行い、電極は、ミニチュア電極（ユニークメディカル社製 直径 5mm 電極間距離 10mm）を使用して記録を行った。測定筋は、VL、RF、BF とした。また、基準電極は上前腸骨棘上とした。ミニチュア表面電極からの信号は多用途テレメーター（NEC 社製 MT11）を使用し、フィルタリング周波数 1kHz として増幅し、デジタル信号解析装置（ADInstrument 社製 Power lab）を経由させサンプリング周波数 1kHz でコンピューターに記録した。

### D. データの解析および統計処理法

解析項目は、膝関節伸展トルク、膝関節角、角速度、rmsEMG とした。解析区間は、屈曲  $80^{\circ}$  から伸展  $10^{\circ}$  までの  $70^{\circ}$  の区間を  $10^{\circ}$  ごとに 7 等分した区間および各試技の等速性膝伸展動作継続区間とした。統計学的手法は上記と同様の方法を用いた。

## III. 結果

### 1. 座位インステップキック（実験 1）

#### A. 膝伸展角速度と大腿四頭筋活動パターン

一連のキック動作の中で、膝関節の伸展速度の増加は強いキックを生み出す。その膝関節の伸展角度は屈曲位  $140^{\circ}$  から伸展位  $30^{\circ}$  まで約 200ms で変化した。この変化はすべての被験者（11 名）において同じ傾向であり、インパクト前後において有意差が認められた ( $p < 0.05$ ) (Fig.1)。角速度はインパクト直前にピークとなり、その後徐々に減少した。この変化もすべての被験者（11 名）において同じ傾向を示し有意であった ( $p < 0.05$ ) (Fig.2)。

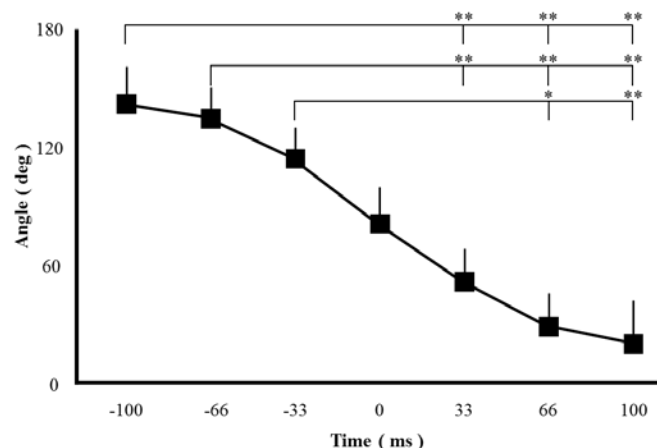
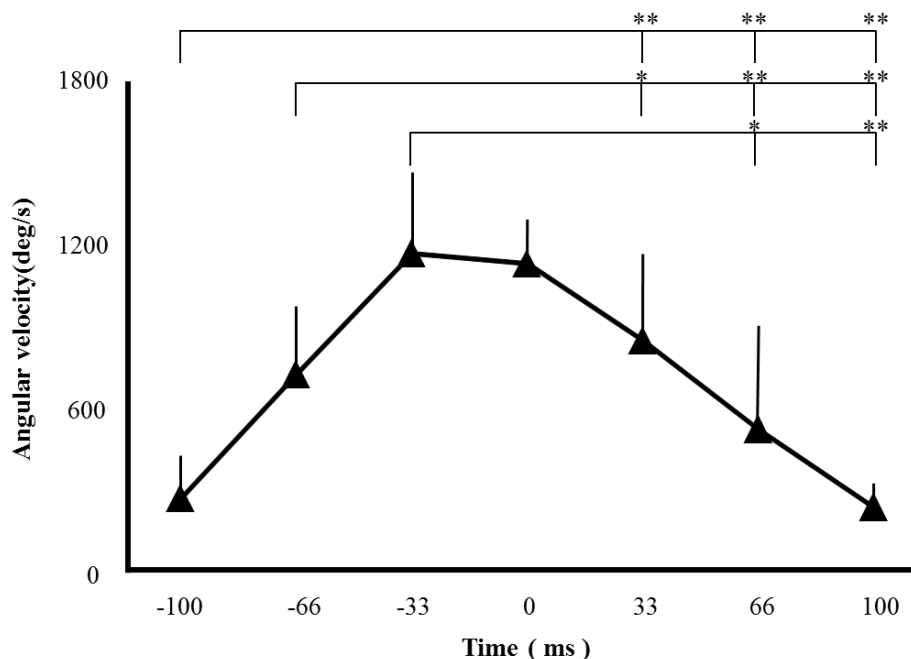


Fig1. 座位 IK 時における膝関節角度の変位

横軸はボールインパクト前後の時間を示す。縦軸は膝関節角度を示す。

\* :  $p < 0.05$  \*\* :  $p < 0.01$



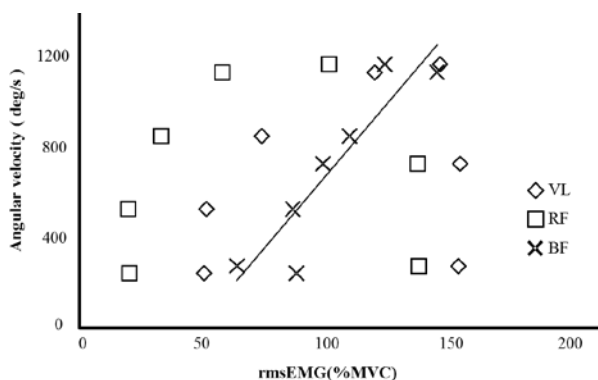
**Fig2.** 座位 IK 時における膝関節角速度の変位

横軸はボールインパクト前後の時間を示す。縦軸は膝関節角速度を示す。

\* :  $p < 0.05$  \*\* :  $p < 0.01$

次に大腿部の筋活動と角速度について、膝関節の屈曲位  $140^\circ$  から伸展位  $30^\circ$  間の関係を検討した。膝伸展の角速度と筋活動量は、BF にのみ有意な関係を示した ( $r=0.918, p<0.01$ ) (Fig.3)。VLとRFにおいては100%MVCおよび140%MVC付近にピークをもつ上に凸の放物的曲線関係を示したが、BFにおいては膝伸展運動における拮抗筋で、直線関係を示した。

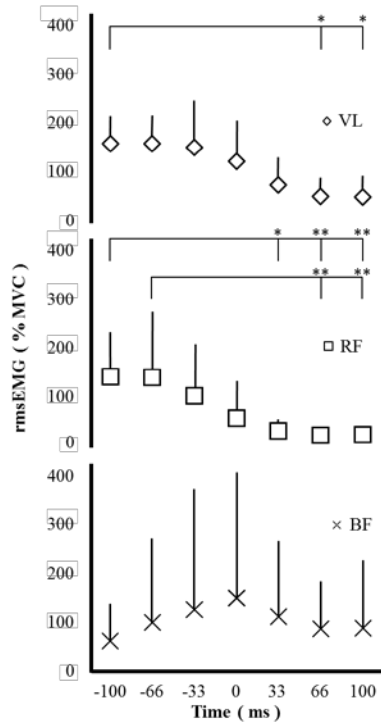
大腿部の3筋群はインパクト後直ちに活動を減少させた。しかし、インパクト直前では伸展に働くVLとRFにおける筋活動量はすべての被験者でMVC時のそれよりも高い値を示した ( $p<0.05$ ) (Fig.4)。しかしBFにおける筋放電量は大きな増加傾向を示したが、被験者間にばらつきがあった (Fig.4)。このインパクトまでの筋活動に対して、3筋群間の相互作用をみたが有意な活動性は認められなかった (Fig.5)。



**Fig3.** 大腿筋活動量および膝関節角速度経時的変化の相関関係

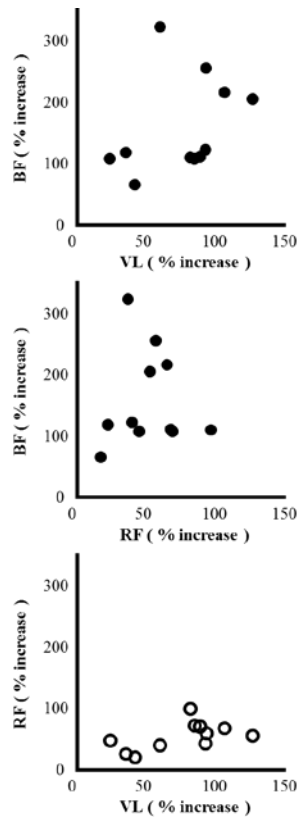
横軸は座位 IK 時の筋活動量の経時変化を示す。縦軸は膝関節角速度を示す。

(BF :  $r=0.918, p<0.01$ )



**Fig4.** 座位 IK 時における大腿筋活動量の経時的変化

横軸は座位 IK 時の横軸はボールインパクト前後の時間を示す。縦軸は大腿筋群の活動量の変化を示す。\* :  $p < 0.05$  \*\* :  $p < 0.01$

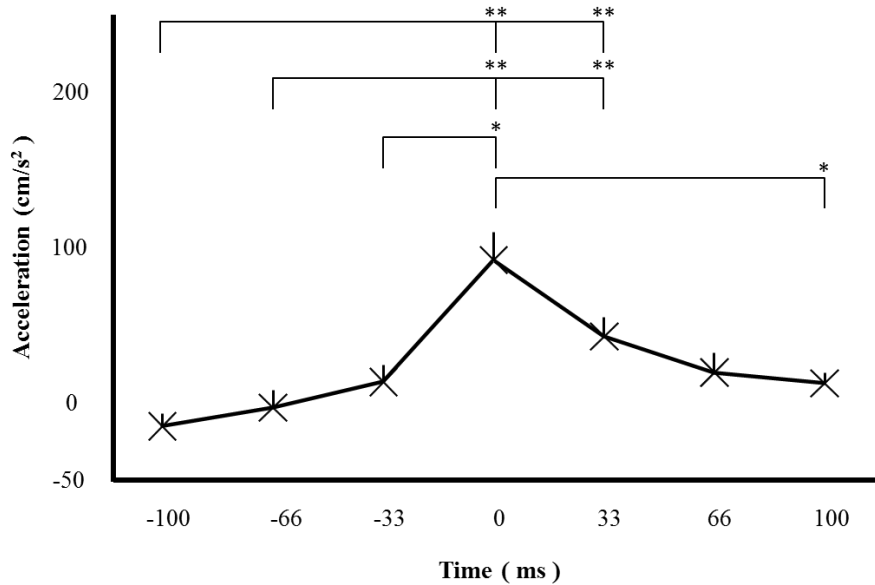


**Fig5.** インパクト時における膝関節伸展筋および屈筋の活動増加率の相関関係

●は拮抗筋間の相関関係、○共同筋間の相関関係を示す。

**B. 足関節の動きと前脛骨筋および下腿三頭筋活動パターン**

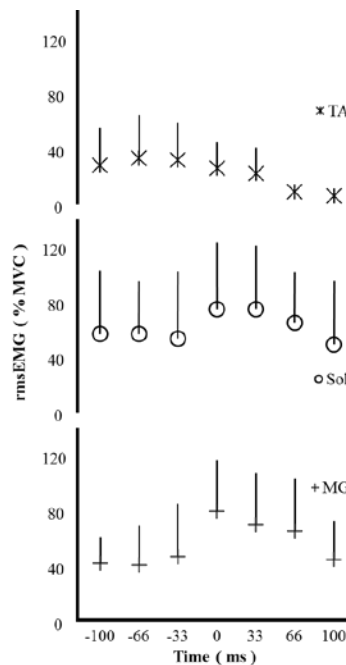
インパクト時点の足背部に生じる加速度は、ボールとの衝突によって急速な増加を示した。インパクトの 100ms 前よりインパクト時に約 110cm/s<sup>2</sup>もの増加を示した。とくにインパクトの 30ms 前に比べて約 9 倍もの急激な増加が認められた(p<0.05) (Fig.6)。そしてインパクト後はインパクト前に比べて緩やかな低下を示した。



**Fig6. 座位 IK 時における下腿部加速度の変位**

横軸はボールインパクト前後の時間を示す。縦軸は下腿部加速度を示す。

\* : p< 0.05 \*\* : p<0.01



**Fig7. 座位 IK 時における下腿筋群活動量の経時的変化**

横軸はボールインパクト前後の時間を示す。縦軸は下腿筋群の活動量の変化を示す。

このときの TA、Sol および MG の筋活動量は MVC 時と比べて少なかった (Fig.7)。インパクト前の筋活動量は TA、Sol、MG の 3 筋ともに MVC の約 40%であったのに対して、足底屈筋である Sol と MG の両筋はインパクト直後

に筋活動量が約 80%にも達した。その後は 3 筋とも同様な減少傾向を示した。インパクトまでの筋活動に対して、3 筋群間の相互作用をみると、足底屈の共同筋である Sol と MG の間に有意な活動性が認められた( $r=0.726$ ,  $p<0.05$ ) (Fig.8)。しかし、TA と Sol および MG の間には有意な関係が認められなかった。

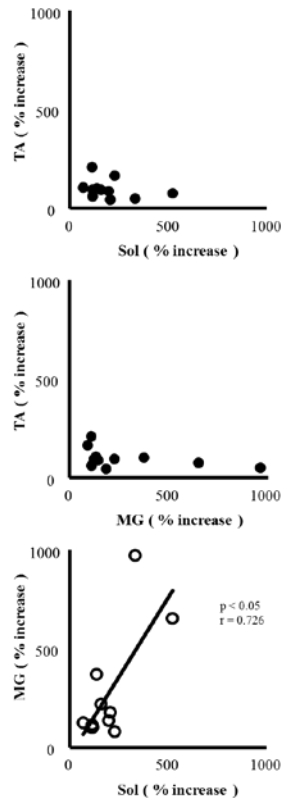


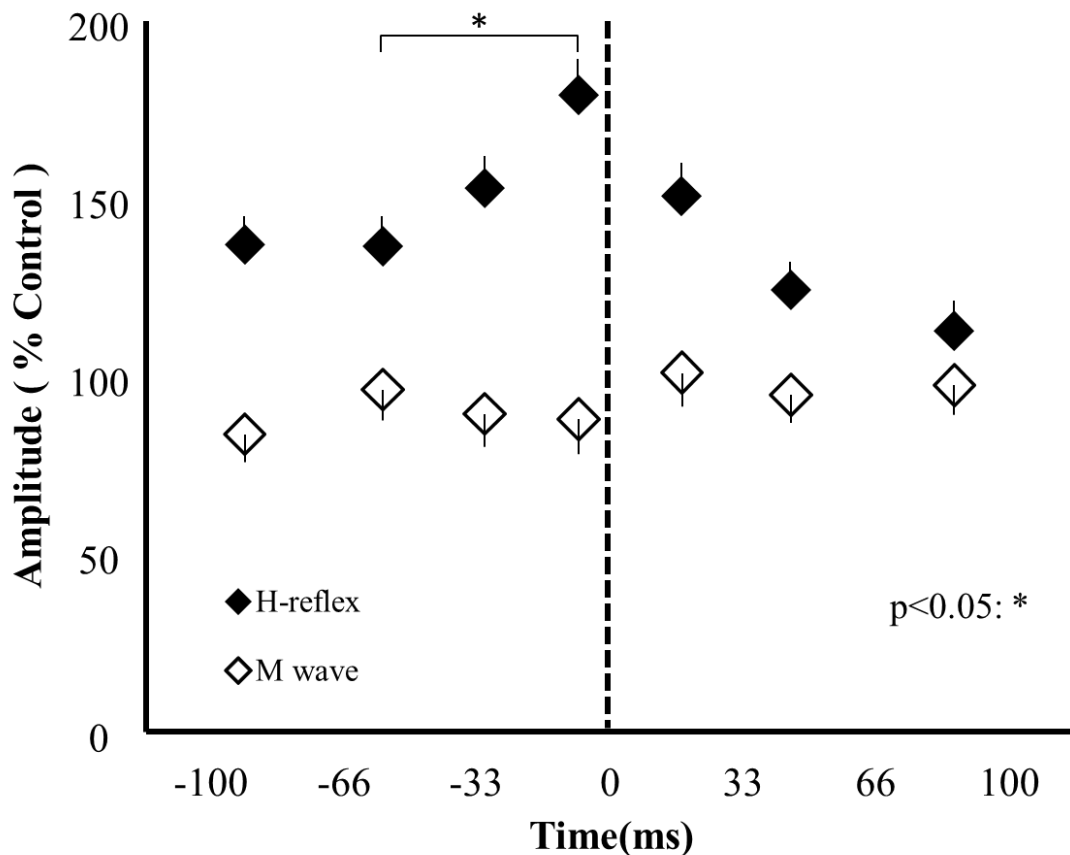
Fig8. インパクト時における足関節底屈筋および背屈筋の活動増加率の相関関係

●は拮抗筋間の相関関係、○共同筋間の相関関係を示す。

(Sol vs MG :  $r=0.726$ ,  $p<0.05$ )

### C. 前脛骨筋の H 反射

IK のインパクト前後 (-100ms~100ms) における脊髄内の TA 脊髄  $\alpha$ -MN pool の興奮レベルを測定した。H 反射の大きさは、安静時の最大 H 反射に対する相対的変化率で見ると、インパクトに向かって上昇した。そして H 反射のピークはインパクト直前に認められ、その後、緩やかな低下を示した (Fig.9)。インパクト 0ms までの H 反射は有意な増加を示した ( $r=0.881$ ,  $p<0.05$ )。またインパクト後 100ms までの H 反射は有意な減少を示した ( $r=0.958$ ,  $p<0.05$ )。インパクト前 66ms における H 反射の値に対しインパクト 0ms 時の H 反射は有意に高い値を示した。また、M 波はインパクト前 100ms において有意な低値を示したが、インパクト前 66ms から 0ms 間においては一定の値を示した。M 波についてはインパクト前 100ms 時点の値が有意に低い値を示し、インパクト前 66ms からインパクト 0ms 時点では一定の値を示した。さらに、インパクト後 33ms から 100ms 時点の値は一定であったがインパクト前 66ms からインパクト 0ms 時点の値より有意に高い値を示した。



**Fig9.** 座位 IK 時の TA 脊髄  $\alpha$ -MN pool における興奮レベルの経時的変化

横軸はボールインパクト前後の時間を示す。縦軸は安静時における振幅値に対する相対値を示し、◆は TA-H 反射、◇は TA-M 波を示す。

Kruskal-Wallis test

H-reflex : -100ms vs 33ms, -100ms vs 100ms, -66ms vs 0ms, 33ms vs 100ms ( $p < 0.05$ )

-33ms vs 100ms, 0ms vs 66ms, 0ms vs 100ms ( $p < 0.01$ )

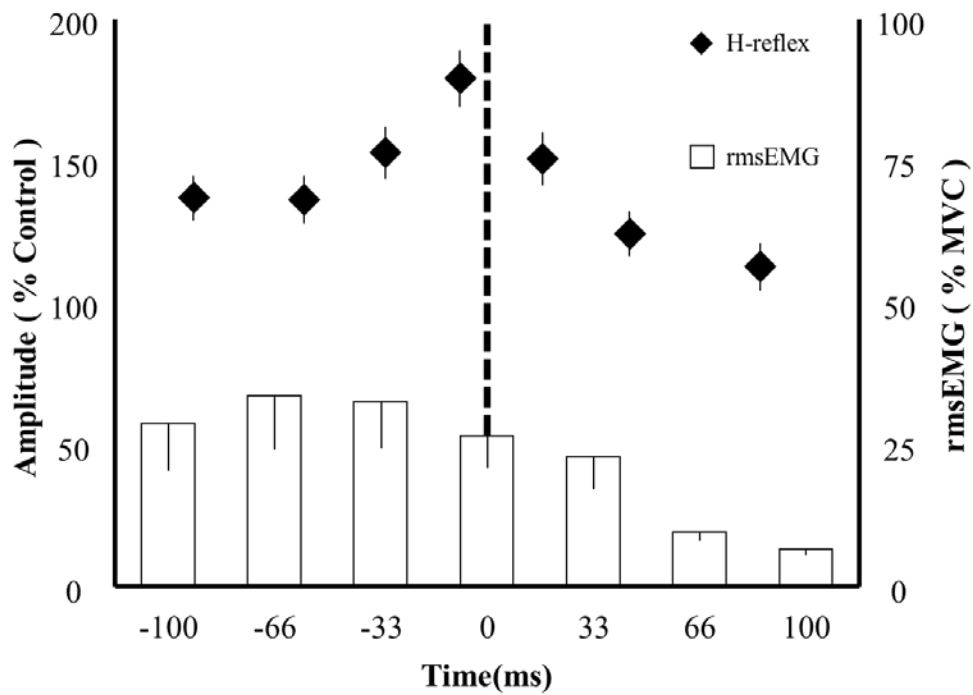
M wave : -33ms vs 33ms ( $p < 0.05$ )

-100ms vs -66ms, -100ms vs -33ms, -100ms vs 0ms, -100ms vs 33ms, -100ms vs 66ms,

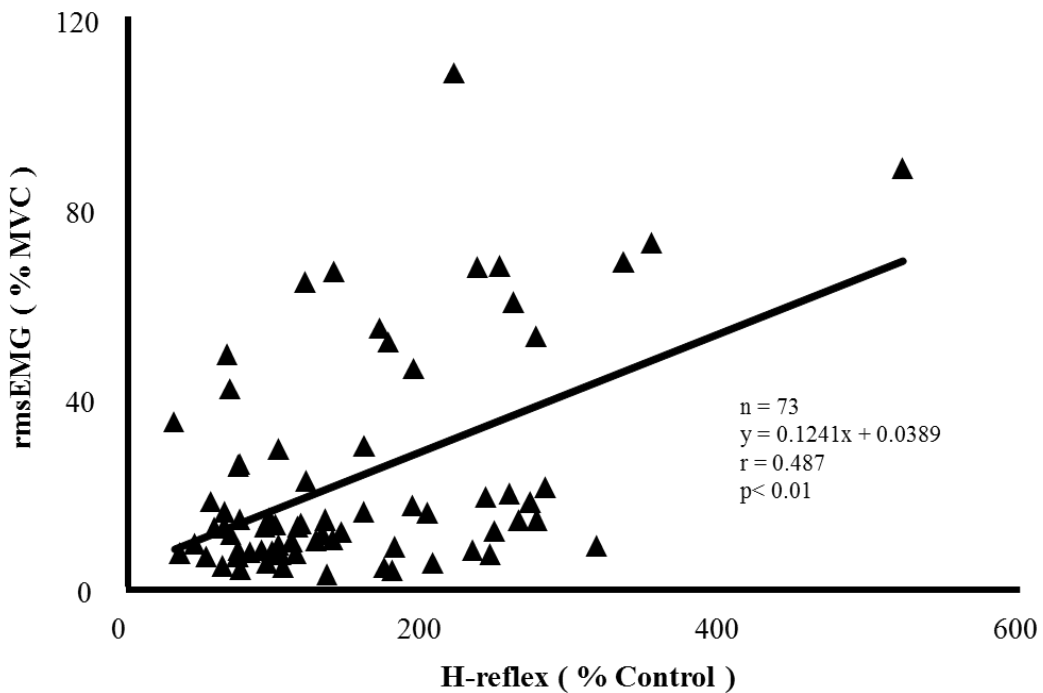
-100ms vs 100ms, -33ms vs 100ms, 0ms vs 33ms, 0ms vs 100ms ( $p < 0.01$ )

#### D. H 反射と筋活動の関係

インパクト前後 (-100ms~100ms) における TA の H 反射はインパクト時にピークを示すが、筋活動量はインパクト前約 66~33ms 間で高く、むしろインパクトで減少する傾向にあった (**Fig.10**)。しかし、全区間における TA の H 反射と筋活動量の相関関係をみると、有意な正相関関係が認められた ( $r=0.487$ ,  $p < 0.01$ ) (**Fig.11**)。



**Fig10. 座位 IK 時の TA 脊髄  $\alpha$ -MN pool における興奮レベルおよび筋活動量の経時的変化**  
 横軸はボールインパクト前後の時間を示す。左縦軸は安静時における振幅値に対する相対値を示し、右縦軸は等尺性収縮時における筋活動量に対する相対値を示す。◆は TA-H 反射、□は TA 活動量を示す。



**Fig11. 座位 IK 時の TA 脊髄  $\alpha$ -MN pool における興奮レベルおよび筋活動量変化の相関関係**  
 横軸は安静時における TA-H 反射の振幅値に対する相対値を示し、縦軸は TA 等尺性収縮時における筋活動量に対する相対値を示す。(r=0.487, p<0.01)

## 2. 助走インステップキック (実験 2)

通常の IK は踏み込み支持脚動作に続きキック脚のスイング動作によって行われる。各部位の筋活動によって各々の関節運動が生じる。この運動は複雑な運動制御によって統合されているが、単純化した座位 IK で生じた筋活動パターンにどの程度類似しているか検討した。

### A. 膝伸展角速度と大腿四頭筋活動パターン

座位 IK と同じ動作区間を対象として検討した。膝関節の伸展角の変化は、すべての被験者(7名)において同じ傾向であり、有意であった( $p < 0.05$ ) (Fig.12)。助走を用いた IK の膝関節角の変化は座位 IK とほぼ同様であることがわかった。また、角速度の変化においても座位 IK とほぼ同様であった (Fig.13)。インパクト直前にピークとなり、その後徐々に減少した。この変化もすべての被験者(7名)において同じ傾向を示し有意であった( $p < 0.05$ ) (Fig.13)。

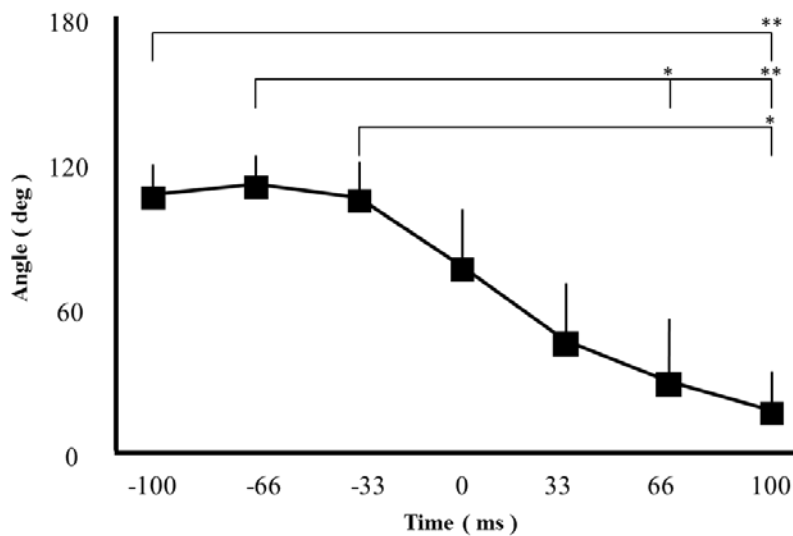


Fig12. 助走 IK 時における膝関節角度の変位

横軸はボールインパクト前後の時間を示す。縦軸は膝関節角度を示す。

\* :  $p < 0.05$  \*\* :  $p < 0.01$

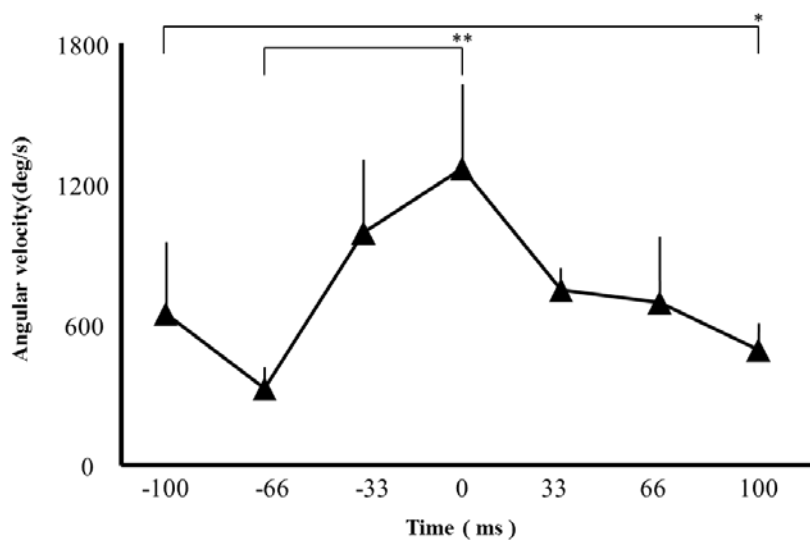


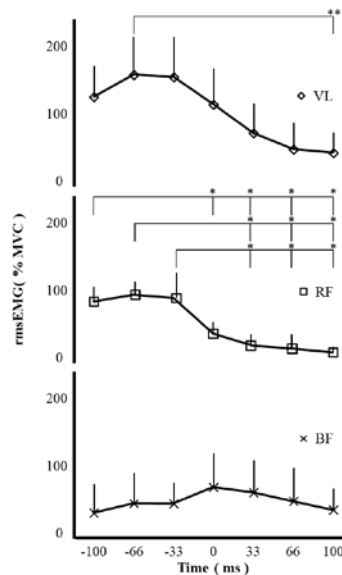
Fig13. 助走 IK 時における膝関節角速度の変位

横軸はボールインパクト前後の時間を示す。縦軸は膝関節角速度を示す。

\* :  $p < 0.05$  \*\* :  $p < 0.01$



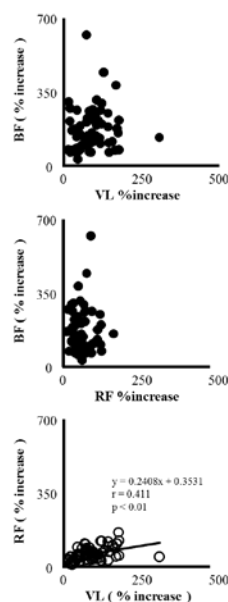
また、大腿部の3筋はインパクト後直ちに活動を減少させた。しかし、インパクト直前では伸展に働く VL と RF における筋活動量はすべての被験者で MVC 時のそれよりも高い値を示した( $p < 0.05$ ) (Fig.14)。しかし、BF における筋放電量は大きな増加傾向を示したが、被験者間にばらつきがあった (Fig.14)。この傾向は座位 IK のときとほぼ同様であった。またインパクトまでの筋活動性に対して、3筋群間の相互作用をみると、共同筋である VL と RF の間に活動性の傾向がみられた( $r = 0.411, p < 0.01$ )。しかし、BF と VL および RF の間には有意な関係が認められなかった (Fig.15)。これらの関係についても座位 IK の結果とほぼ同様であった。



**Fig14.** 助走 IK 時における大腿筋活動量の経時的変化

横軸はボールインパクト前後の時間を示す。縦軸は大腿筋群の活動量の変化を示す。

\* :  $p < 0.05$     \*\* :  $p < 0.01$



**Fig15.** インパクト時における膝関節伸展筋および屈筋の活動増加率の相関関係

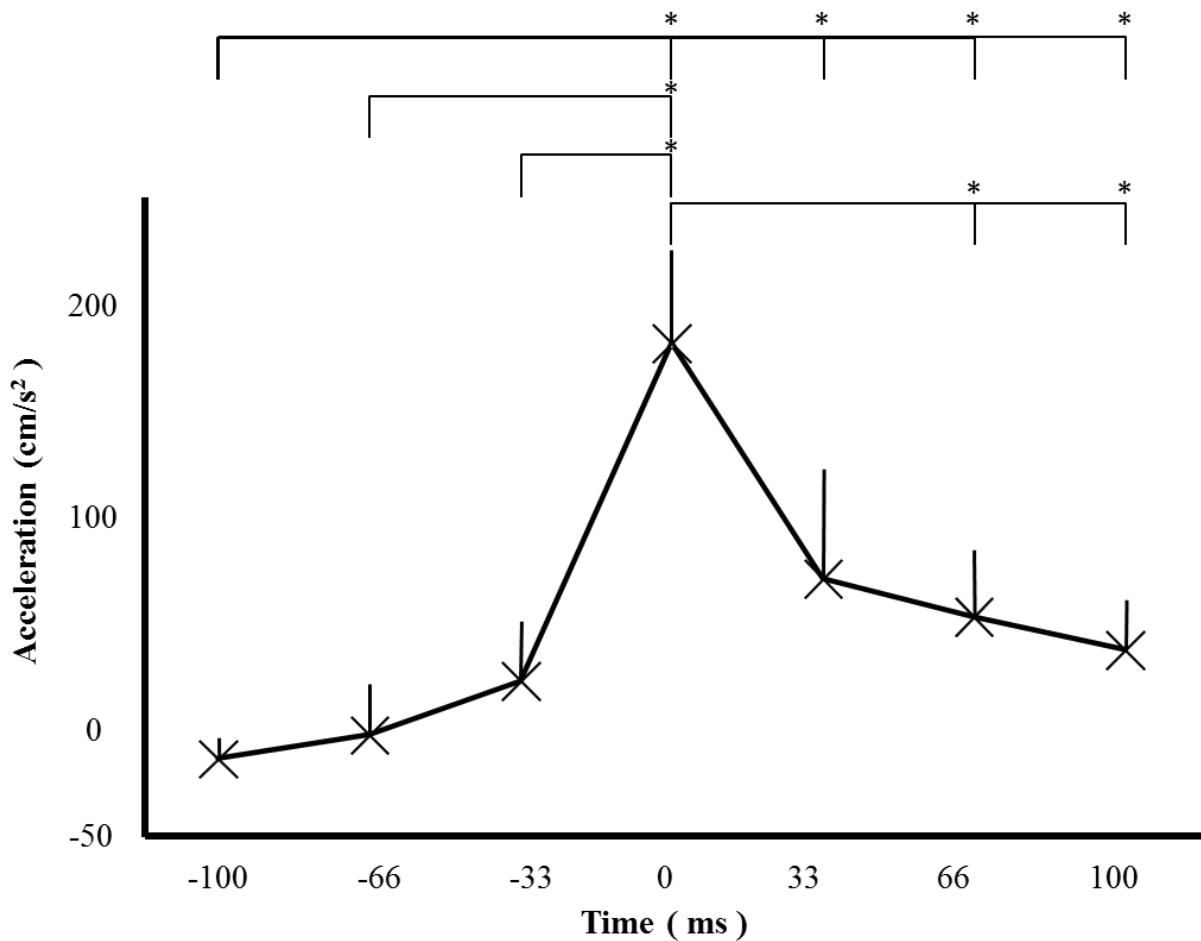
●は拮抗筋間の相関関係、○共同筋間の相関関係を示す。

VL vs RF :  $r = 0.411, p < 0.01$

**B. 足関節の動きと前脛骨筋および下腿三頭筋活動パターン**

インパクト時点の足背部に生じる加速度は、ボールとの衝突によって、インパクト時において  $180\text{cm/s}^2$  にも達し、座位 IK のときより 2 倍近い増加を示している。とくにインパクトの 30ms 前に比べて約 9 倍もの急激な増加が認められた ( $p < 0.05$ ) (Fig.16)。そしてインパクト後はインパクト前に比べて緩やかな低下を示した。

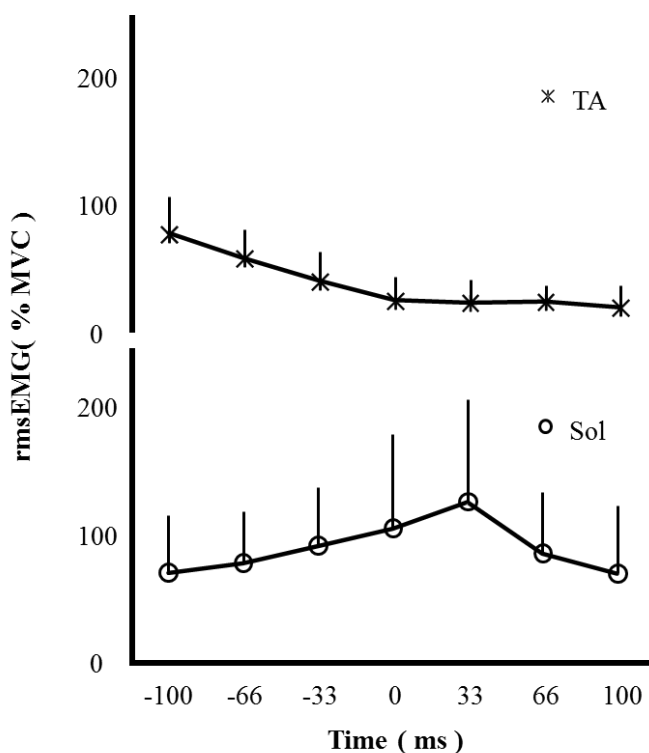
このときの TA の筋活動量はインパクトの 100ms 前において 80%MVC を示し、インパクト時においては約 30%MVC であり、徐々に減少する傾向を示した。筋活動量には違いが見られたが、インパクト前に高い値を示し、インパクト後に低下する傾向について、変化のパターンとしては類似する結果となった。また、Sol の筋活動量はインパクト時において 100%MVC を超え、インパクト後約 33ms まで増加し続ける。その後、徐々に減少する傾向を示した (Fig.17)。Sol の筋活動量の変化パターンについても、座位 IK の結果とほぼ同様である。またインパクトまでの筋活動に対して、TA と Sol 間の相互作用をみると、足関節の拮抗筋である TA と Sol の間には有意な活動性が認められなかった (Fig.18)。



**Fig16. 助走 IK 時における下腿部加速度の変位**

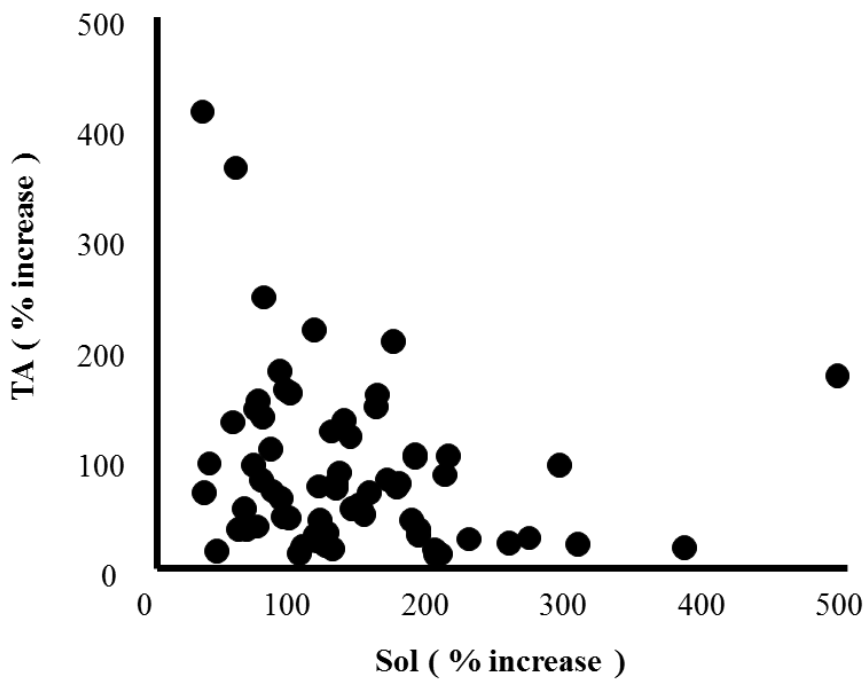
横軸はボールインパクト前後の時間を示す。縦軸は下腿部加速度を示す。

\* :  $p < 0.05$  \*\* :  $p < 0.01$



**Fig17.** 助走 IK 時における下腿筋群活動量の経時的変化

横軸はボールインパクト前後の時間を示す。縦軸は下腿筋群の活動量の変化を示す。



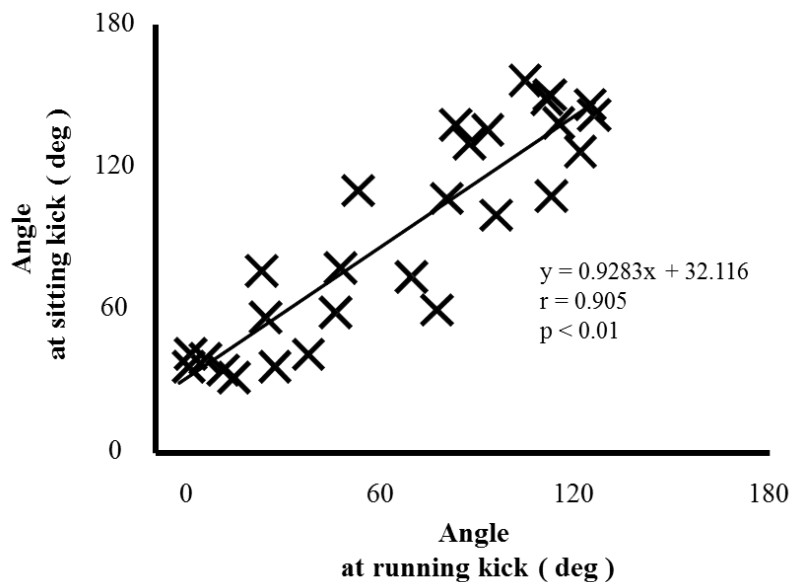
**Fig18.** インパクト時における足関節底屈筋および背屈筋の活動増加率の相関関係

横軸は Sol のインパクト直前からインパクト時への活動増加率を示し、同様に縦軸は TA の値を示す。

### 3. 座位 IK と助走 IK の角速度および筋活動の類似性

膝関節伸展運動の伸展角は、座位 IK と助走 IK の間に有意な相関関係を認めた ( $r=0.905$ ,  $p<0.01$ ) (Fig.19)。また、伸展角速度においても、座位 IK と助走 IK の間に有意な相関関係が認められた ( $r=0.651$ ,  $p<0.01$ ) (Fig.20)。さらに衝撃加速度は座位 IK と助走 IK の間に有意な相関が認められた ( $r=0.830$ ,  $p<0.01$ ) (Fig.21)。

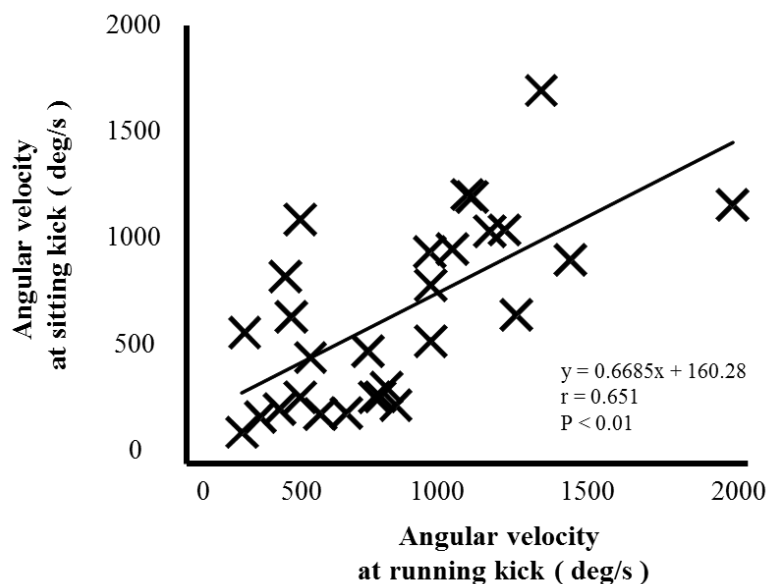
一方、TA の筋活動量は、座位 IK と助走 IK の間に有意な相関を認めた ( $r=0.386$ ,  $p<0.05$ ) (Fig.22)。



**Fig19.** 座位 IK および助走 IK 時における膝関節角度変位の相関関係

横軸は助走 IK 時における膝関節角の経時的変位を示し、同様に縦軸は座位 IK 時の値を示す。

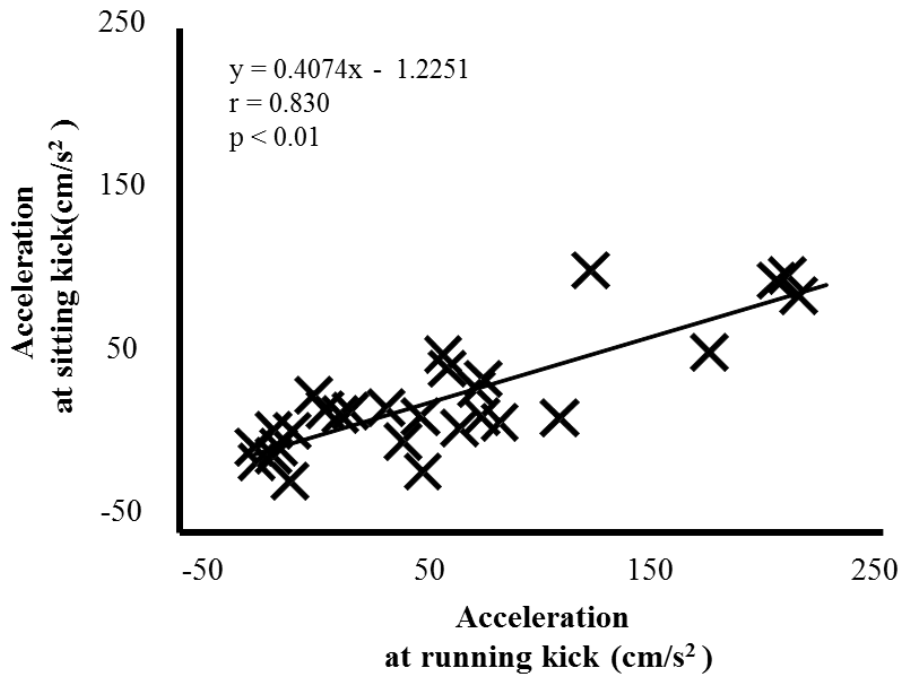
( $r=0.905$ ,  $p<0.01$ )



**Fig.20** 座位 IK および助走 IK 時における膝関節角速度変位の相関関係

横軸は助走 IK 時における膝関節角速度の経時的変位を示し、同様に縦軸は座位 IK 時の値を示す。

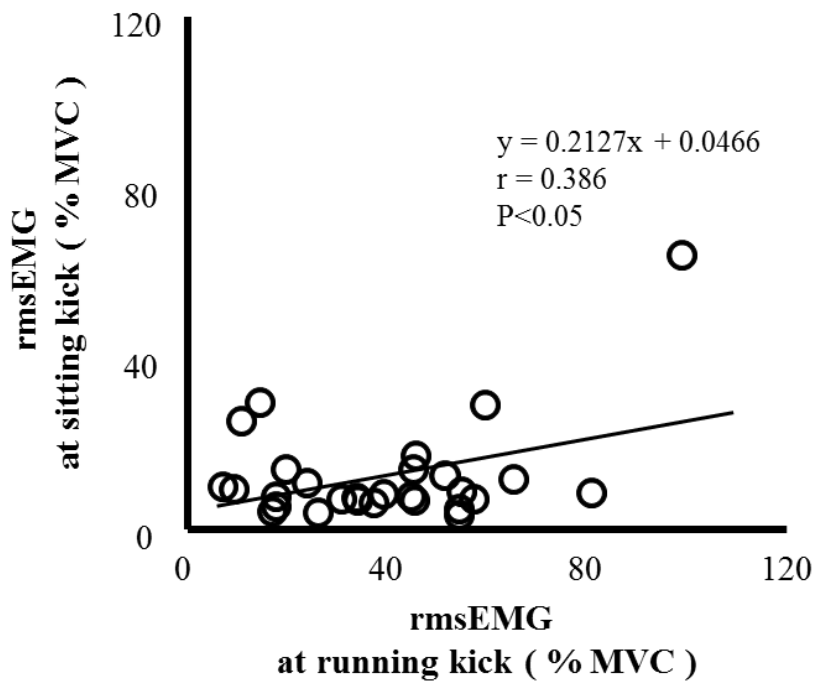
( $r=0.651$ ,  $p<0.01$ )



**Fig.21** 座位 IK および助走 IK 時における下腿部加速度変位の相関関係

横軸は助走 IK 時における下腿加速度の経時的変位を示し、同様に縦軸は座位 IK 時の値を示す。

( $r=0.830$ ,  $p<0.01$ )



**Fig.22** 座位 IK および助走 IK 時における TA 活動量変化の相関関係

横軸は助走 IK 時における TA 活動量の経時的変化を示し、同様に縦軸は座位 IK 時の値を示す。

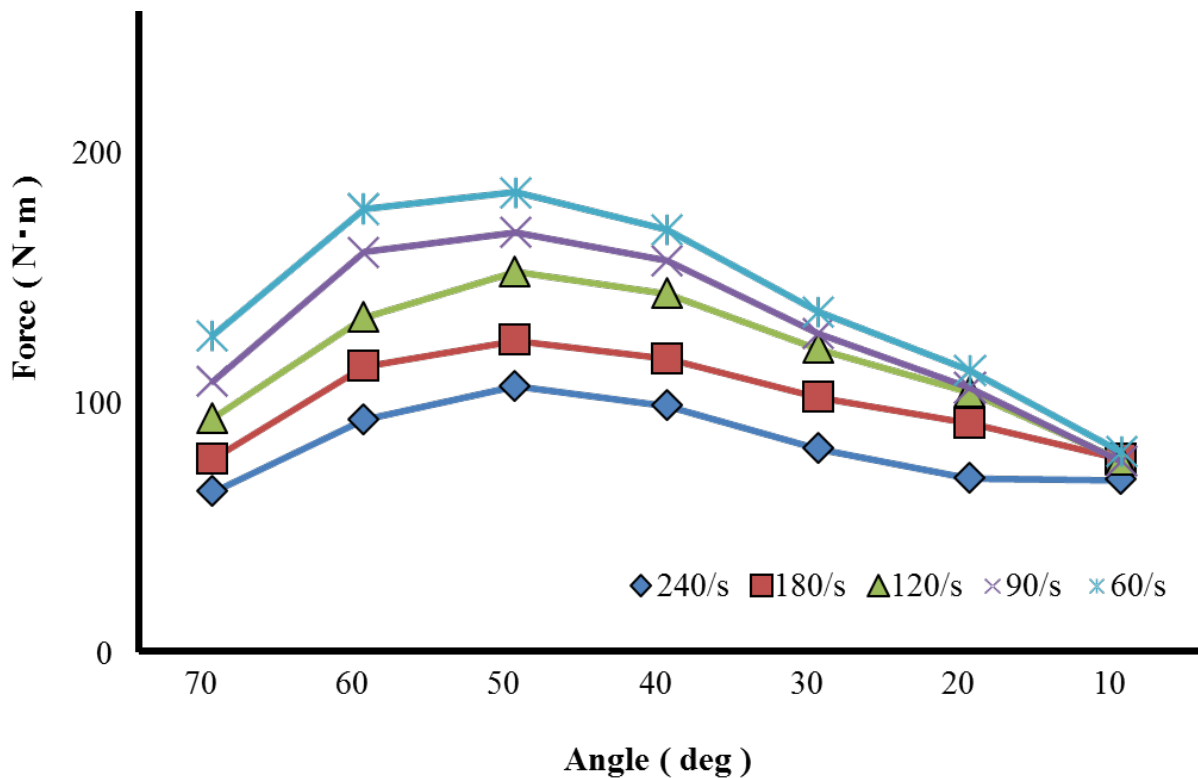
( $r=0.386$ ,  $p<0.05$ )

#### 4. 等速性筋力

##### A. 膝伸展の角速度

多用途筋機能評価運動装置を用いて、動的な筋出力の能力について評価した。等速性膝関節伸展運動は5種類の負荷（240/s, 180/s, 120/s, 90/s, 60/s）で行った。

5種類の負荷に対する発生トルクはすべての被験者（7名）において角速度の小さい負荷（240deg/s）から大きい負荷（60deg/s）の順で増加した（Fig.23）。各々のピークは膝角度の60°～50°間に出現した。



**Fig.23** 等速膝関節伸展運動時における発生トルク

横軸は膝関節伸展運動時の関節角度を示す。各角速度での縦軸は発生トルクを示す。

◆ : 240/s ■ : 180/s ▲ : 120/s × : 90/s ※ : 60/s

240/s : 70 vs 50, 70 vs 40, 50 vs 20 (p<0.05) 180/s : 70 vs 50, 50 vs 10 (p<0.05)

120/s : 70 vs 50, 70 vs 40, 60 vs 10, 50 vs 20, 40 vs 10 (p<0.05), 50 vs 10 (p<0.01)

90/s : 70 vs 50, 40 vs 10 (p<0.05), 60 vs 10, 50 vs 10 (p<0.01)

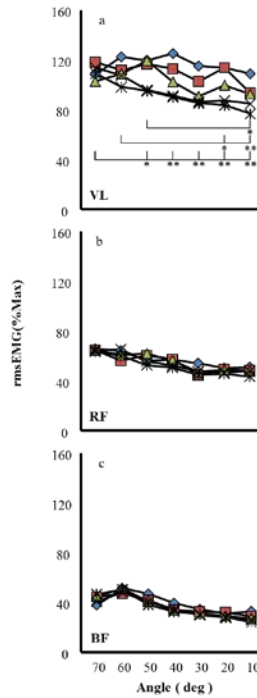
60/s : 60 vs 20, 50 vs 20 (p<0.05), 60 vs 10, 50 vs 10, 40 vs 10 (p<0.01)

##### B. 大腿四頭筋の活動

膝関節伸展筋群（VL, RF）と屈筋群（BF）の筋活動量は、5種類の等速負荷に伴って増加しなかった。しかし、VLの筋活動量は角速度の大きい負荷（180-240deg/s）において最大トルク発生時（MVC'）筋活動量の約15-20%高い傾向を示した（Fig.24a）。一方、RFの筋活動量は角速度の負荷に関係せず、MVC'の約70%であった（Fig.24b）。拮抗筋であるBFの筋活動量は、MVC'の約40%であった（Fig.24c）。

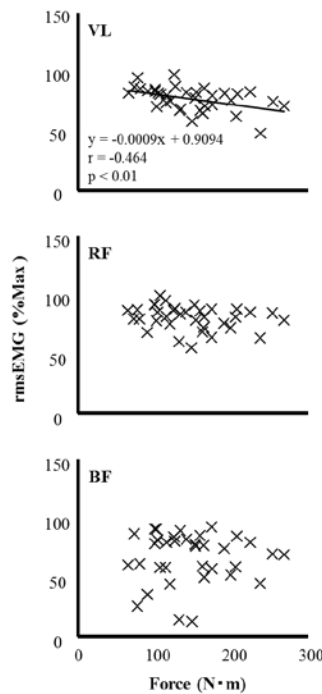
5種類の等速負荷に対する発生トルクの関係は、VLにおいてのみ相関が認められた（ $r=-0.464$ ,  $p<0.05$ ）（Fig.25）。また、5種類の等速負荷に対する筋活動量の関係は、VLにおいてのみ相関が認められた（ $r=0.678$ ,  $p<0.05$ ）（Fig.26）。さらに、等速性膝伸展運動時の角速度および発生トルクの大きさは、主動筋に

対する拮抗筋の同時活動比 (BF/VL、BF/RF 比) に相関関係がみられなかった (Fig.27)。5種類の等速負荷 (240/s, 180/s, 120/s, 90/s, 60/s) における3筋 (VL、RF、BF) 間の相互作用は、認められなかった (Fig.28a,b,c)。



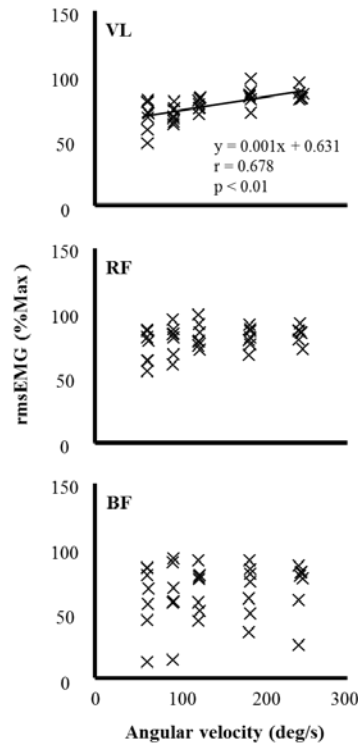
**Fig.24a-c** 等速膝関節伸展運動時における大腿筋群活動量

横軸は各角速度での膝関節伸展運動時の関節角度を示す。縦軸は最大トルク発生時における筋活動量に対する相対値を示す。◆ : 240/s ■ : 180/s ▲ : 120/s × : 90/s \* : 60/s  
\* :  $p < 0.05$  (60/s) \*\* :  $p < 0.01$  (60/s)



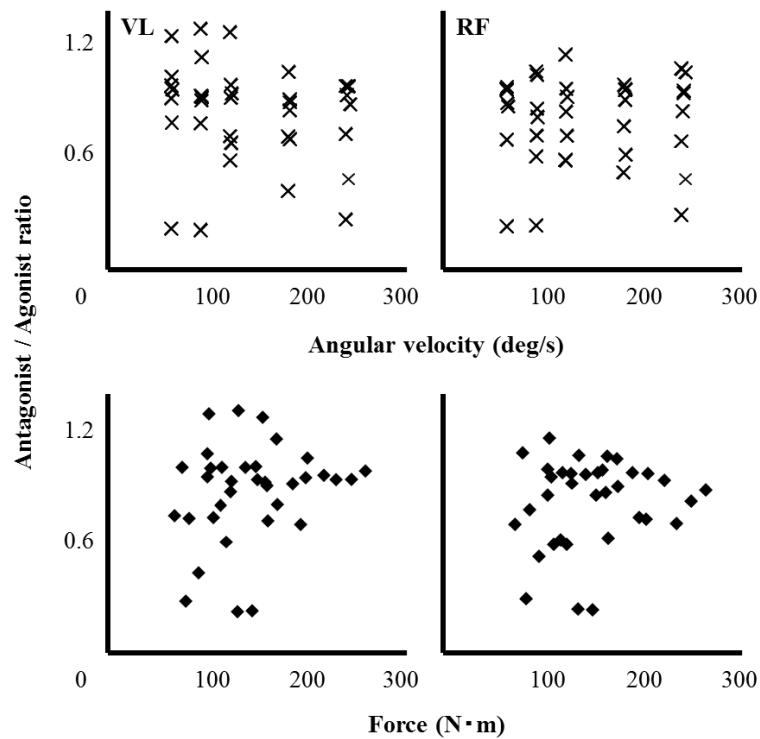
**Fig.25** 等速膝関節伸展運動時における発生トルクと大腿筋群活動量変化の相関関係

横軸は各角速度での膝関節伸展運動時における発生トルクを示す。縦軸は最大トルク発生時における筋活動量に対する相対値を示す。(r=-0.464, p<0.05)



**Fig.26** 等速膝関節伸展運動時における角速度と大腿筋群活動量変化の相関関係

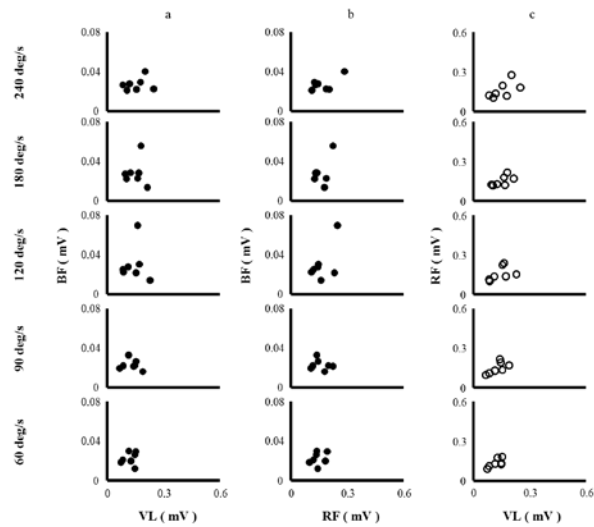
横軸は膝関節伸展運動時における角速度を示す。縦軸は最大トルク発生時における筋活動量に対する相対値を示す。(r=0.678, p<0.05)



**Fig.27** 等速膝関節伸展運動時における角速度および発生トルクと拮抗筋活動比の相関関係

横軸は各角速での試技における角速度および発生トルクを示す。縦軸は伸筋に対する拮抗筋の活動比を示す。

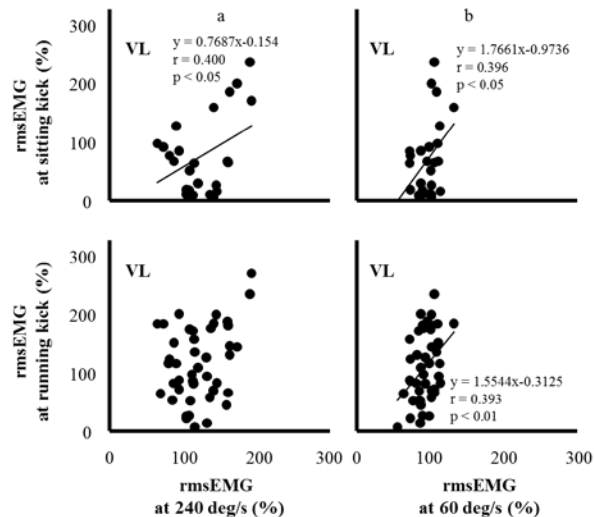




**Fig.28** 等速膝関節伸展運動時における共同筋および拮抗筋活動量の相関関係  
 横軸は各角速での伸筋群の活動量を示す。a, bの縦軸は伸筋に対する拮抗筋の活動量を示し、cの縦軸は伸筋の活動量を示す。

**5. 座位 IK および助走 IK と等速性膝伸展運動時における筋活動関係**

等速性膝伸展運動 (240deg/s) 条件下での膝伸展角 10° から 70° における VL の活動量は、座位 IK 時における筋活動量との間に有意な相関関係が認められた ( $r=0.400, p<0.05$ ) (**Fig.29**)。また、等速性膝伸展運動 (60deg/s) における筋活動量と座位 IK および助走 IK 時における VL の筋活動量との関係については、有意な相関関係が認められた (60deg/s vs 座位 IK :  $r=0.396, p<0.05$ 、60deg/s vs 助走 IK :  $r=0.393, p<0.01$ ) (**Fig.29**)。しかし、等速性膝伸展運動 (240deg/s) および助走 IK 時における筋活動量の間には、どの筋においても有意な相関関係は認められなかった (**Fig.29**)。



**Fig.29** 等速膝関節伸展運動時および助走 IK、座位 IK における VL 活動量の相関関係  
 a の横軸は 240/ s の等速膝関節伸展運動時の筋活動量を示し、同様に、b の横軸は 60/ s 時の値を示す。  
 上段の縦軸は助走 IK 時の筋活動量を等尺性収縮時における筋活動量に対する相対値を示し、同様に、  
 下段の縦軸は座位 IK 時の値を示す。  
 Biodex\_240deg/s vs 座位 IK :  $r=0.400, p<0.05$     Biodex\_60deg/s vs 助走 IK :  $r=0.393, p<0.01$   
 Biodex\_60deg/s vs 座位 IK :  $r=0.396, p<0.05$

## IV. 考 察

## 1. 助走 IK と座位 IK

## A. 膝伸展角速度の変化

通常の踏み込み支持脚動作に続きキック脚のスイング動作によって行われる助走 IK の膝伸展運動軌跡は、単純化した座位 IK とほぼ同じ動作期間で見ると、ほぼ同様なパターンになっている (Fig.1, 12)。とくに膝伸展角の経時変化はインパクト直前の約 50ms からインパクト直後の約 100ms まで高い類似性を示している。これは IK においてインパクト直前約 50ms までにインパクトに必要な速度が準備されていなければならないことを示唆している。角速度のピークが出現する膝伸展角の経時変化においても、インパクト直前約 50ms からインパクトまでにそれが出現している。この結果からもインパクト直前約 50ms まで足関節の運動制御が行われていることを示唆している。

また、助走 IK と座位 IK 間における膝関節伸展角および角速度は両者ともに有意な相関関係を認めたことから、座位 IK における膝動作軌跡は助走 IK に類似した動作であることが示された。このことは IK における足関節の運動制御機構を検討する際、座位 IK 動作モデルの妥当性を示すものである (Fig.19-21)。

## B. 筋活動の変化

筋活動量の経時変化は、VL と RF において高い類似性を示したが、BF において座位 IK は助走 IK よりも大きい傾向を示した (Fig.4, 14)。これらの変化において、VL と RF の筋活動量はインパクトに向かって減少しているが、BF の筋活動量はインパクトでピークを示している (Fig.4, 14)。この BF におけるインパクトでの筋活動量のピークは、インパクトの急激な角速度の増加に対して膝関節の過伸展を予防するための減速機構であると考えられる。強いインパクトを生み出す一方で、関節の傷害予防も同時に行う運動制御機構が作用していることを示唆している。

## C. インパクトの大きさ

インパクト時の衝撃力は足関節に加わる。とくに児童において、スイートスポットでインパクトが起こらないと足関節に過剰な負荷が発生する。その結果、足関節に傷害が発生する。足関節の回外および内反の状態では大きな力が加わり、腓骨下端の骨折が生じやすく、回内および外反の条件では腓骨下部のらせん状骨折の発生がしやすいと報告されている<sup>19)</sup>。そのため、ボールインパクトが正常に遂行されず、甲の外側にボールとの衝撃が加わった場合には足関節を回外させる方向の力が生じ、内側でのインパクトは足関節の回内方向への力が生じる。さらに IK の他に、ボールに内外方向への回転をかけるために足関節を外転、内転させた肢位で行うインサイドキックやアウトサイドキックにもこれらの危険が潜んでいると言える。

IK 時において、足関節底屈位が過伸展することによって足関節を形成する脛骨と距骨周辺部に骨棘が生じることが報告されている<sup>20)</sup>。最大屈曲位でボールインパクトをした場合、その関節を衝撃から守る働きをしているのは腱である。足関節底屈位を取りつつも下腿前側筋の活動があれば、腱だけでインパクトを受けるとは、少なからず腱へのダメージは軽減されると思われる。したがって、インパクトに対する下腿前側筋群の動作前筋活動 (Pre-activation) は損傷防止に対して重要な役割を担っている。

また、年齢だけでなく性差による関節傷害 (前十字靭帯損傷) の発生率の違いが報告されている<sup>21)</sup>。男女間における筋活動の違いが股関節周辺のモーメントを変化させ、関節にかかる負荷が変化する。このように、筋活動順序や相互の活動バランスが関節に与える負担を変化させる可能性が考えられる。

## D. 足関節固定

骨を構成する線維の走行の違いによってひずみの生じやすい方向や力の加わりやすい部分は異なる。これまで骨の粘弾性の影響は見られていないが、骨の場所や力の加わる方向によって骨強度は変化するので<sup>22)</sup>、IK のインパクトでは足関節の周辺筋群の共同のおよび協調的活動が関節傷害予防の観点から重要となる。

また、関節の可動域を決定する主な要素は、骨の構造と筋の最大張力に対する腱の弾性である。(脛骨圧縮強度  $16.2\text{kg/mm}^2$ 、TA 引張強度  $22.0\text{g/mm}^2$ 、伸び率 51%、腱引張強度  $5.6\text{kg/mm}^2$ 、伸び率 11.0%) 筋が発生した張力を関節に反映させる役割を担う腱は、筋の伸び率に対して低い値となり、筋が最大に収縮したとしても腱を最大に伸張させることはない。完全屈曲において伸筋の活動がない状態でインパクトを迎えることは、腱の固さのみで衝撃に耐えることになる。また、26本の骨と3箇所関節から構成される足部は、各骨間隔が狭く、外からの衝撃によって固い骨同士の衝突が生じやすい状態にあるともいえる。足関節完全屈曲位にありながらも伸筋に活動があれば、その分だけ腱への負担を軽減し、一か所へ集中する衝撃を分散させることができる。また、主動筋である屈筋群の活動が高すぎることも、前下腿筋群の伸張力を生み出すため、足関節傷害のリスクを高める一因になり得る。

足関節の傷害を回避するためにはインパクトで足関節周辺筋の共同活動が必要である。すなわち、IKを行うために足関節底屈位を取る際には Sol および MG が主動筋として活動を行う。また、距腿関節の安定および固定を行うために、TA の収縮を伴いながら同時活動が行われている。足関節が底屈位となることによって、足関節を構成する第1中足骨基底部に停止している TA は引き伸ばされる。また、TA 自身の収縮も引き伸ばされる力を生じさせる。

## 2. 等速性膝関節伸展運動と助走 IK および座位 IK の筋活動関係

最大トルクの発生と至適角度については、先行研究と同様に屈曲  $50^\circ$  から  $60^\circ$  の間で最大トルクが発揮された。これは膝関節の伸展時において、大腿骨に対して脛骨が前方に滑り出しながら回転し、脛骨が滑り出す大腿骨外果は楕円形の構造的特徴を持っているため回転軸の中心から作用点までのモーメントアームの長さが変化することに関係している<sup>23)</sup>。したがって、本研究結果においても膝関節屈曲  $50^\circ$  から  $60^\circ$  の間にモーメントアームが最大となり、最大トルクの発生に一致している。

その他に長さ張力関係の寄与もこの膝関節屈曲位  $50^\circ \sim 60^\circ$  間に存在していると考えられる。発生張力は、筋線維長に依存して能動的に収縮しているときに変化する。筋は受動的に伸張されると張力が増加し、伸張すると発揮張力が上昇する。それがさらに伸張されると張力はプラトー状態となる。これはサルクメアを構成するアクチンとミオシンの結びつき具合による。筋長が短いほどアクチンとミオシンの重なりが過剰となり、筋長が長すぎても重なり合う部分が僅かとなり、張力の低下を生じてしまう。よってアクチンのミオシンに対する滑り込みが至適な状態において両者の結びつきが最大となり、その際の筋長が最大張力の発生機構に一致している<sup>24)</sup>。

等速性膝伸展トルクのピークの膝角度は膝屈曲  $50^\circ \sim 60^\circ$  間に出現したが、その筋活動量は膝関節伸展角速度の大きさと間に相関関係が VL にのみ認められた (Fig.26)。これは等速性に膝関節伸展が行われると、膝関節の固定に働いて BF の筋活動も持続しながら進行していることを示唆している。等速性膝関節伸展運動中の伸筋と屈筋は同時活動し、その割合は伸展運動の速度に比例して大きくなる<sup>25)</sup>。

膝関節伸展が進むにつれて主動作筋の活動が緩やかに低下する現象については、伸筋の短縮による筋長の変化が影響していると考えられる。この筋長の短縮は、最大刺激挿入法 (twitch interpolation technique) によって算出された随意興奮レベル (voluntary activation level) および rmsEMG を低下させるとの報告がある<sup>26)</sup>。これらの活動量の減少は、腱器官 (Golgi tendon organ: GTO) などの感覚受容器の感受性が変化することによってもたらされた求心性情報の影響による可能性が考えられる。または、上位中枢からのドライブ自体が減少している可能性も一要因と考えられる。一方、膝関節伸展時の拮抗筋である BF の活動の上昇が見られたのは、膝関節伸展トルクの上昇が最も著しく、主動作筋の活動も高い状態のときであった。これらの現象は、主動筋と拮抗筋に対する同時指令 (Common drive) が影響を及ぼしている可能性が考えられる。

筋線維組成の参画様式について、等速性膝関節伸展の角速度と筋活動に正の相関がみられたのは、角速度が大きくなると筋収縮速度も速くなり、Fast-MUs の動員および発火頻度 (Firing rate) の上昇によって筋活動量が上昇したこ

とに関係したものと考えられる。一方、等速性膝関節伸展の角速度が小さくなると、発生トルクは大きくなるため、発揮張力が上昇すると考えられる。この発揮張力が上昇すると、結果的に活動量の大きさが GTO の活動調節によって変化する可能性が考えられる。

### 3. 前脛骨筋と下腿三頭筋の筋活動パターン

インパクト前における VL および RF の高い活動は膝関節伸展動作の加速を生じさせている。また、BF の活動はインパクトに向かって増加した。この現象にも中枢指令、関節受容器、筋紡錘の感受性の変化等が影響を及ぼしている可能性が考えられる。インパクト後において、伸筋群の活動低下に伴ってその角速度は急速に低下している。これは過伸展の抑制のため減速に働く。インパクト前において、足関節に生じるインパクト時の強い負荷から関節や筋を保護するための下腿筋群の持続的同時収縮による足関節固定が行われていると考えられる。この働きによって、インパクト瞬時の下腿筋群の活動変化率においては、主動筋と拮抗筋の間の相関係数は低い値となったが、主動作筋同士は相関を示した。この区間では Sol と MG の活動が上昇しており、TA の活動はわずかに低下している。Sol と MG の間に相関がみられ、拮抗筋との間に相関が見られなかったことから、主動筋から拮抗筋に対する相反性抑制の寄与が小さいことが示唆される。さらに主動筋の活動が上昇した場合、拮抗筋である TA の活動がさらに抑制され、主動筋と拮抗筋の間に負の相関関係が生じるはずである。

一方、膝関節伸展速度の加速相に大腿伸筋群の活動増加が出現している。伸筋群に対して BF の活動が抑えられていることも、素早い動作を遂行するため必要である。しかし、BF の活動は抑えられながらも、緩やかに上昇している。この活動は膝関節の過伸展を防止するのに寄与していると考えられる。さらに、膝伸展位の方が屈曲位よりも TS の活動が高くなるとの報告がある<sup>27)</sup>。膝関節伸展に伴って足関節は徐々に足関節底屈に移行し、そのために TA の緩やかな活動低下が起こる。そして TA の筋活動は完全に消失することではなく、足関節底屈位を取りながらもインパクト時に生じる力に対する受動的な足関節底屈方向への過伸展を避けるためにその活動が担保されていると考えられる。

また、IK における関節運動は、股関節屈曲、膝関節伸展、足関節底屈が行われている。膝関節伸展動作時には、大腿四頭筋 (Quadriceps femoris: QF) が主動作筋として、BF が拮抗筋として活動する。QF の短縮性収縮時には、筋長 (≡膝関節角度) に依存して筋活動が異なることが報告されている<sup>25)</sup>。QF の筋活動量は膝伸展位より膝屈曲位の方が大きい。次に、IK のインパクトの際に下腿の加速度が急激な QF の活動低下によって得られやすくなる。BF の筋紡錘が受動的伸張されて、その活動が高められる。この膝関節伸展時における拮抗筋として働く BF の伸張性収縮は、等しい活動レベル下で発揮する力が短縮性収縮時よりも高い<sup>28)</sup>。この拮抗筋の働きは、MVC での膝関節伸展に対して、20~30% MVC 程度であり<sup>29)</sup>、QF とは対照的に、膝関節屈曲 90° から伸展 0° の全範囲において筋長 (≡膝関節角度) の影響は受けない。したがって、主動筋は膝関節伸展位をとるほど筋活動の低下が起こり、拮抗筋ではその活動が相対的に上昇する。結果的に拮抗筋はより少ない筋活動で効率よく速い膝関節伸展動作の運動調節に働いている。すなわち、拮抗筋は、下腿の運動を減速させ、膝関節の過剰伸展による関節や靭帯のダメージを回避し、膝関節の安定を図っていると考えられる。

### 4. 前脛骨筋脊髄運動ニューロンの興奮レベル

TA の H 反射はインパクトに向かって上昇しインパクト直前に最大値を示した。一方、インパクト後の H 反射は緩やかに減少した。これは、脊髄の興奮レベルがインパクト時に高い状態にあることを示唆している。脊髄の興奮レベルを高く保って、素早い筋活動に対応できる脊髄内準備状態にある可能性が考えられる。また、刺激条件の違いは M 波の変化および、それに伴う H 反射の変化する要因の 1 つとなる。実際にインパクト前後の区間で比較すると H 反射が有意に低下している。そのため、H 反射の減少に M 波の増加が影響している可能性を完全に否定することはできない。しかしながら、M 波が一定の値を示しているインパクト後 33ms から 100ms 区間においても H 反射が有意に減少して

いる。したがって、M波が一定の値を示すインパクト前後それぞれの3区間においては、H反射が正確に脊髄 $\alpha$ -MN poolの興奮レベルの変化をとらえている可能性が高い。

SolのH反射測定時にTAの支配神経を電気刺激すると、TAへの抑制がみられ、TAはSolに対して相反性抑制効果を持っている。しかし、安静状態でのこのSolに対する抑制量は、底屈および伸筋屈筋の同時収縮時において減少する<sup>30)</sup>。背屈時には、抑制量の減少は見られなかった。虚血によって求心性神経をブロックしフィードバックを減少させた際においても、この同時収縮時の抑制量の減少がみられたことから、(上位)中枢に相反性抑制の回路が存在する可能性が示唆された。反対側の相反性抑制(SolがTAを抑制する働き)においても、同様に、底屈時の抑制が大きく、背屈時の抑制が減少し、同時収縮中の抑制量が最も少なくなった<sup>30)</sup>。

TAのH反射が小さくなった原因には、筋が受動的に伸ばされた結果、抑制が生じた可能性がある<sup>31)</sup>。これは、同名筋の自原性抑制に対して拮抗筋の活動が増加すると抑制が強くなることや<sup>7)</sup>、異名筋の自原性抑制に対しては拮抗筋の修飾が生じない<sup>32)</sup>機構に関係しているものと考えられる。Sevendらは、経頭蓋磁気刺激(Transcranial magnetic stimulation:TMS)とH反射を用いてTAとSolの相反性支配の神経調節機構についての研究を行っており<sup>33)</sup>、その中で、TAとSolとの間の相反神経支配は完全には相反していないとの報告している。脊髄レベルにおいて、Sol脊髄 $\alpha$ -MNは足底屈時に促通し、背屈時に抑制されるが、TMSによる皮質脊髄路の興奮性の結果からは、TAへの相反性抑制を示した。そして背屈と底屈のどちらの場合においてもSol脊髄 $\alpha$ -MNは興奮状態にあるとしている。すなわち、TAとSolの関係は相応せず、インパクトにおいても足関節のコントロールにSol脊髄 $\alpha$ -MNの優位性が中心的に働いていると考えられる<sup>33)</sup>。さらに、Fatimaらは、ヒトの立ち座り動作において、TAとSolのH反射が筋活動の増減に対応して変化することを報告している<sup>18)</sup>。そしてTMSの結果からも、TAのH反射と同様の変化が起こることを報告している。一方、SolのTMSによる運動誘発電位(Motor evoked potential:MEP)は、TAの筋活動を増加させても促通が生じることを明らかにした<sup>18)</sup>。この脊髄レベルにおける相反性抑制はTAとSolの間で認められるが、上位中枢のコントロールにおいて、運動ドライブによる後シナプス性のSolへの修飾が生じている可能性を示している。したがって、インパクトにおいてもSolの活動が優位性をもってTAの活動をコントロールしているものと考えられる<sup>18)</sup>。

しかし、IKのインパクトでは、TA脊髄 $\alpha$ -MNにおけるH反射がピークを示している。また、rmsEMGはインパクト前33~66msで高くなっている。これらの反対の現象は同時収縮のレベルを示していると思われる。Katoらは、手関節伸筋と屈筋を同時収縮した際に、両性入力はその活動を減少させている可能性があることを報告している。それによってTAの活動が調節され、足関節底屈筋と背屈筋の同時収縮のバランスが保たれ、足関節のスティフネスが維持されていると考えられる。

この足関節のスティフネスは、関節固定のタイミングにとって重要な役割を果たしている。TAとSolを独立して活動させたとき、各筋のH反射を観察すると、両筋の同時収縮と比較してそれぞれのH反射が、各筋が主動筋として行う動作の約50ms前に上昇すると報告されている<sup>34)</sup>。これは脊髄の興奮レベルが増加したことによる現象である。このとき伸筋から屈筋への相反性抑制は生じていない<sup>34)</sup>。抑制性介在ニューロンが抑制されることによって、同時収縮時に皮質脊髄路の投射がスイッチング機能を果たし相反性抑制の影響を打ち消すとしている<sup>34)</sup>。

IKは足関節の中間位を保持していないが、底屈筋が背屈筋に比べて活動が高く、背屈動作と底屈動作において底屈筋から背屈筋への抑制は低下する<sup>30)</sup>。両筋の同時収縮は脊髄 $\alpha$ -MNの興奮レベルを低下させていることになる。インパクトでTAに出現するH反射のピークは、同時収縮におけるH反射の発生機構と矛盾している。しかし、SolとTAの働きは、IKの他関節の主動筋であるQFの活動に修飾されている可能性がある。Nielsenらは、QFに活動を生じさせるとSolには促通が、TAには抑制が起こることを報告している<sup>30)</sup>。また、TAに活動を生じさせるとQFからSolへの抑制作用が打ち消される。それによって

QFの活動が高まるIKのスイング時においても、TAおよびSol同時に活動させることが可能となる。また、このときMGのみシナプス前抑制の作用がみられなかったことから、Iaシナプス前抑制によるSolの活動低下が生じないために、足関節固定に寄与すると考えられる<sup>30)</sup>。Lamyらによると、QFのIa求心線維から抑制性介在ニューロンを介してTA $\alpha$ -MNが抑制されるとしている。また、歩行時においてSolの活動相はQF投射神経から抑制作用の減少を受け<sup>7)</sup>。本実験のIKにおいて、QFの高い活動とSolの活動の増加が同時に起きている。QFの積極的な活動は、キック時にQFのIa求心性線維からTA脊髄 $\alpha$ -MNへの抑制に寄与する可能性も考えられる。しかしながら、TAの活動はQFによるSolへの抑制を打ち消すため、IK時においてはQF、TAおよびSolの活動を同時に高めることが可能である。

さらに、関節のステイフネスは主動筋と拮抗筋の同時活動のレベルが高くなるにつれて上昇するため<sup>35)</sup>、足底屈筋および足背屈筋の同時収縮の上昇によって関節ステイフネスが高められる。とくに動作速度が上昇するとそれに比例して同時収縮のレベルも上昇し、関節ステイフネスが一挙に高まる。したがって、インパクトでは足底屈位を素早くとることで、同時収縮を引き起こし、足関節固定に寄与できるものと考えられる。MGは発揮張力が大きく、ステイフネスも高くできる。SolはMGよりもコンプライアンス（形の変わりやすさ）が高い<sup>36)</sup>。SolもMGも足底屈に寄与する筋肉だが、足底屈力に寄与する割合が高いのはMGである。これらは筋線維タイプ、筋線維長、サルコメアの数、腱の長に特性がある。

筋ステイフネスは上位中枢から同時収縮指令に関係している。上位中枢から同時収縮を指令されることができれば、意識的に素早い足底屈運動のトレーニング課題を実施できる。そのことが足関節の傷害を予防することにつながる。また、同時収縮は速度依存的に上昇すると考えられるので、素早い足底屈運動のトレーニング課題が重要である。

どんな関節運動においてもPre-activationが生じている。これは中枢性の運動準備に対する興奮レベルを反映するものと考えられている。Koyamaらは、ペダリングサイクル<sup>37)</sup>、立位、歩行<sup>16)</sup>、走行時<sup>17)</sup>において、背景筋活動（Background EMG）とH反射に直線相関関係が存在することから、単シナプス反射の経路に対してシナプス前Ia抑制の寄与が各種運動の調節機構に重要であることを示した<sup>38)</sup>。

また、下腿筋における筋線維タイプは各筋によって組成比率が異なっている。ネコの場合、TAの運動単位タイプはFast typeが97.6%、Slow typeが2.4%であり、MGはFast typeが96%、Slow typeが4%である<sup>39)</sup>。ヒトのTAでは、Slow typeが約65%を占めるが<sup>40)</sup>、それに対してSolはSlow typeの割合がさらに多い。この違いは運動の速さや持続性運動に適した働きができることを示している。すなわち、インパクトのような瞬間に足関節の固定に作用しななければならないときに、速筋線維の寄与は重要となるが、協同筋同士の活動で線維組成が大きく異なる場合に、遅筋は事前に収縮を準備しておかなければならない。本研究においてもSolはインパクト前に高い活動を行っていた。このことは筋線維組成の異なる共同筋間のインパクトにおける活動タイミングの違いが存在していることを示唆するものである。しかし、Solは代表的な抗重力筋であることを考えると、足底屈運動の時間タイミングに無関係に持続的活動をしていることも考えられる。

## V. 結 論

本研究においてIK時および等速性膝関節伸展動作における下肢の筋活動および脊髄興奮性の特性を筋電図学的に検討した結果は、以下のとおりである。

1. 座位、助走IK時において膝関節は伸展し、角速度および下腿部加速度はインパクト時に高い値を示した ( $p < 0.01$ )。
2. 座位IK時においてBFの活動量と角速度の変化の間に有意な相関関係が認められた ( $r = 0.918$ ,  $p < 0.01$ )
3. 座位、助走IK時においてQFの活動はインパクト前において高い値を示した[座位 (VL:  $p < 0.05$ , RF:  $p < 0.01$ )、助走 (VL:  $p < 0.01$ , RF:  $p < 0.05$ ) ]。

4. 座位 IK ではインパクト時において Sol、MG の活動量の間に関連関係が認められた ( $r=0.726$ ,  $p<0.05$ )。
5. TA 脊髄  $\alpha$ -MN pool の興奮レベルはインパクトに向って上昇し、インパクト後低下した ( $p<0.05$ )。
6. TA の H 反射と筋活動量の変化に相関関係が認められた ( $r=0.487$ ,  $p<0.01$ )
7. 助走 IK のインパクト時において VL、RF の活動量に相関関係が認められた ( $r=0.411$ ,  $p<0.01$ )
8. 座位、助走 IK のインパクト時において足関節底屈筋、背屈筋の間に相関関係は認められなかった。
9. 等速膝関節伸展運動時において発生トルクのピーク値は膝関節角  $60^\circ$  から  $50^\circ$  の間に生じた ( $240/s$  :  $p<0.05$ ,  $180/s$  :  $p<0.05$ ,  $120/s$  :  $p<0.01$ ,  $90/s$  :  $p<0.01$ ,  $60/s$  :  $p<0.01$ )
10. 等速膝関節伸展運動時において VL の活動量と発生トルクに負の相関関係が認められた ( $r=-0.464$ ,  $p<0.05$ )。
11. 等速膝関節伸展運動時において VL の活動量と角速度に相関関係が認められた ( $r=-0.678$ ,  $p<0.05$ )。
12. 座位、助走 IK 時において膝関節角、角速度、下腿加速度、TA 活動量に相関関係が認められた (膝関節角、角速度、下腿加速度 :  $r=0.905$ ,  $0.651$ ,  $0.830$ ,  $p<0.01$ 、TA 活動量 :  $r=0.386$ ,  $p<0.05$ )。
13. VL において、等速膝関節伸展運動および座位、助走 IK 時の活動量に相関関係が認められた。  
[等速性 (240deg/s) ]膝関節伸展運動 vs 座位 IK :  $r=0.400$ ,  $p<0.05$   
[等速性 (60deg/s) ]膝関節伸展運動 vs 助走 IK :  $r=0.393$ ,  $p<0.01$   
[等速性 (60deg/s) ]膝関節伸展運動 vs 座位 IK :  $r=0.396$ ,  $p<0.05$

以上のことから、IK のインパクト瞬時ににおける下腿筋群は、足関節の底屈位をとりながらも背屈筋の活動を維持し、それぞれの同時活動によって筋のステイフネスを高め同時に足関節の固定を行っている。底屈筋および背屈筋の活動バランスは、上位中枢からの Common drive だけでなく、筋収縮による伸張反射、拮抗筋に対する相反性抑制、大腿筋からの促通作用の反射および運動指令による複雑な修飾を受けながら、 $\alpha$ -MN pool の興奮性を高めるよう精巧に調節されている。その調節によって足関節にボールと衝突によって生じる衝撃を緩和している。

傷害予防の観点からは、ボールと足部背面の衝突によって生じるインパクトに対して、TA の活動は不可欠である。

実践的な場面では、IK を練習する前の段階における足関節の底背屈動作自体をスムーズに行うためのトレーニングの必要性や、疲労により運動調節機能が正常でない状態で行う IK による傷害発生の危険性が示唆される。特に低年齢者は筋肉や骨の組織が成熟しておらず、大きな衝撃が繰り返し体に加わることが傷害のリスクを高めかねない。

本研究結果は選手および指導者にとって、IK のトレーニング指導を行う際に有益な一資料と考えられる。

## 謝 辞

本稿を終えるにあたり、ご指導・ご鞭撻をいただきました東邦大学の室増男教授に心より御礼を申し上げます。また、東邦大学の只野ちがや先生、與那正栄先生、関博之先生、坂本美喜先生、内藤祐子先生、下瀬良太氏には、本研究全般にわたりご指導や激励を賜りましたことを深く感謝いたします。そして、大学院生の菅原仁先生、田中美穂先生、Graham Macdonald 氏には実験およびデータ解析等々でご協力いただき心より感謝いたします。皆様のご指導や激励をなくしては、本研究を終えることは困難であったと思います。また、被験者として実験にご協力いただきました皆様にも心より感謝いたします。

最後に、本研究にご協力していただいた皆様に深く感謝いたします。ありがとうございました。

VI. 参考文献

- 1 Hawkins RD, Hulse MA, Wilkinson C, Hodson A, Gibson M. The association football medical research programme: an audit of injuries in professional football. *Br J Sports Med.* 35(1):43-7, 2001 Feb
- 2 Hawkins RD, Fuller CW. A prospective epidemiological study of injuries in four English professional football clubs. *Br J Sports Med.* 33(3):196-203, 1999 Jun
- 3 A.R. Ismail, M.R.A. Mansor, M.F. M. Ali, S. Jaafar and M.S.N. M. Johar, Biomechanics Analysis for Right Leg Instep Kick. *Journal of Applied Sciences* 10: 1286-1292, 2010
- 4 山田博. 人体の強度と老化-生物強弱学による測定結果. 日本放送出版協会、1979
- 5 後藤幸弘. インステップキックにおけるボール速度と正確性の発達について. 大阪市立大学保健体育学研究紀要. 10:67-75, 1975 Apr
- 6 Deffeyes JE, Karst GM, Stuberger WA, Kurz MJ. Coactivation of lower leg muscles during body weight-supported treadmill walking decreases with age in adolescents. *Percept Mot Skills.* 115(1):241-60, 2012 Aug
- 7 Lamy JC, Iglesias C, Lackmy A, Nielsen JB, Katz R, Marchand-Pauvert V. Modulation of recurrent inhibition from knee extensors to ankle motoneurons during human walking. *J Physiol.* 586(Pt 24):5931-46, 2008 Dec
- 8 戸荻晴彦、浅見俊雄、兵頭圭介、松尾彰文、平野裕一. 091108 インステップキックの練習効果に関する検討(9.体育方法,一般研究A). 日本体育学会大会号. (38A):245,1987 Aug 15
- 9 戸荻晴彦、浅見俊雄、兵頭圭介. インステップ・キックの習熟過程の分析 An analysis of the learning process of the instep kick. *体育学研究.* 34(2):151-158, 1989-09-01
- 10 E. De Proft, J. Clarys, E. Bollens J Cabri and Dufour. Science and football. Muscle activity in the soccer kick. T. Reilly, A. Lees, K. Davids and W. J. Murphy, eds, London. E&FN Spon, 1988
- 11 Brophy RH, Backus S, Kraszewski AP, Steele BC, Ma Y, Osei D, Williams RJ. Differences between sexes in lower extremity alignment and muscle activation during soccer kick. *J Bone Joint Surg Am.* 92(11):2050-8. 2010 Sep 1
- 12 高木公三郎、熊本水頼、伊藤一生. Kick の筋電図学的研究 (第 I 報). *体育学研究.* 5(3):79-83, 1961-03
- 13 Palmieri RM, Ingersoll CD, Hoffman MA. The hoffmann reflex: methodologic considerations and applications for use in sports medicine and athletic training research. *J Athl Train.* 39(3):268-77, 2004 Jul
- 14 Capaday C. Neurophysiological methods for studies of the motor system in freely moving human subjects. *J Neurosci Methods.* 27;74(2):201-18, 1997 Jun



- 15 Zehr EP. Considerations for use of the Hoffmann reflex in exercise studies. *Eur J Appl Physiol.* 86(6):455-68, 2002 Apr
- 16 Capaday C, Stein RB. Amplitude modulation of the soleus H-reflex in the human during walking and standing. *J Neurosci.* 6(5):1308-13, 1986 May
- 17 Capaday C, Stein RB. Difference in the amplitude of the human soleus H reflex during walking and running. *J Physiol.* 392:513-22, 1987 Nov
- 18 Goulart F, Valls-Solé J. Reciprocal changes of excitability between tibialis anterior and soleus during the sit-to-stand movement. *Exp Brain Res.* 139(4):391-7. 2001 Aug
- 19 Haraguchi N, Armiger RS. A new interpretation of the mechanism of ankle fracture. *J Bone Joint Surg Am.* 91(4):821-9, 2009 Apr
- 20 Tol JL, Slim E, van Soest AJ, van Dijk CN. The relationship of the kicking action in soccer and anterior ankle impingement syndrome. A biomechanical analysis. *Am J Sports Med.* 30(1):45-50, 2002 Jan-Feb
- 21 Landry SC, McKean KA, Hubley-Kozey CL, Stanish WD, Deluzio KJ. Neuromuscular and lower limb biomechanical differences exist between male and female elite adolescent soccer players during an unanticipated side-cut maneuver. *Am J Sports Med.* 35(11):1888-1900, 2007 Nov
- 22 Cristofolini L, Conti G, Juszczak M, Cremonini S, Van Sint Jan S, Viceconti M. Structural behaviour and strain distribution of the long bones of the human lower limbs. *J Biomech.* 43(5):826-35, 2010 Mar 22
- 23 Gary L. Smidt. Biomechanical analysis of knee flexion and extension. *Journal of Biomechanics.* 6(1):79-92, 1973 Jan
- 24 Gordon. A. M., Huxly, A. F. and Julian, F. J. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibers. *J. Physiol. (Lond.)*184:170-192, 1966
- 25 Weir JP, Keefe DA, Eaton JF, Augustine RT, Tobin DM. Effect of fatigue on hamstring coactivation during isokinetic knee extensions. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 78(6):555-9, 1998Nov
- 26 Babault N, Pousson M, Michaut A, Van Hoecke J. Effect of quadriceps femoris muscle length on neural activation during isometric and concentric contractions. *J Appl Physiol.* 94(3):983-90, 2003 Mar
- 27 Carpentier A, Duchateau J, Hainaut K. Load-dependent muscle strategy during plantarflexion in humans. *J Electromyogr Kinesiol.* 9(1):1-11, 1999 Feb
- 28 Enoka RM. Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *J Appl Physiol.* 81(6):2339-46, 1996 Dec
- 29 Kellis E. The effects of fatigue on the resultant joint moment, agonist and antagonist electromyographic activity at different angles during dynamic knee extension efforts. *J Electromyogr Kinesiol.* 9(3):191-9, 1999 Jun

- 30 Nielsen J, Kagamihara Y. The regulation of disynaptic reciprocal Ia inhibition during co-contraction of antagonistic muscles in man. *J Physiol.* 456:373-91, 1992 Oct
- 31 Cheng J, Brooke JD, Misiaszek JE, Staines WR. The relationship between the kinematics of passive movement, the stretch of extensor muscles of the leg and the change induced in the gain of the soleus H reflex in humans. *Brain Res.* 20:672(1-2):89-96, 1995 Feb
- 32 Iles JF, Pardoe J. Changes in transmission in the pathway of heteronymous spinal recurrent inhibition from soleus to quadriceps motor neurons during movement in man. *Brain.* 122 ( Pt 9):1757-64, 1999 Sep
- 33 Geertsen SS, Zuur AT, Nielsen JB. Voluntary activation of ankle muscles is accompanied by subcortical facilitation of their antagonists. *J Physiol.* 588(Pt 13):2391-402, 2010 Jul 1
- 34 Kato T, Kasai T. Temporal changes in the excitability of the reciprocal inhibitory interneurons preceding cocontraction of the antagonistic muscle in the human wrist. *Percept Mot Skills.* 90(3 Pt 1):787-802, 2000 Jun
- 35 De Luca CJ, Mambrito B. Voluntary control of motor units in human antagonist muscles: coactivation and reciprocal activation. *J Neurophysiol.* 58(3):525-42, 1987 Sep
- 36 Walmsley B, Proske U. Comparison of stiffness of soleus and medial gastrocnemius muscles in cats. *J Neurophysiol.* 46(2):250-9, 1981 Aug
- 37 Brooke JD, McIlroy WE, Collins DF. Movement features and H-reflex modulation. I. Pedalling versus matched controls. *Brain Res.* 5:582(1):78-84, 1992 Jun
- 38 Komiyama T, Kasai T. Changes in the H-reflexes of ankle extensor and flexor muscles at the initiation of a stepping movement in humans. *Brain Res.* 766(1-2):227-35, 1997 Aug 22
- 39 R. P. Dum and T. T. Kennedy. Synaptic organization of defined motor-unit types in cat tibialis anterior *J Neurophysiol* 43:1631-1644, 1980.
- 40 Sjöström M, Lexell J, Eriksson A, Taylor CC. Evidence of fibre hyperplasia in human skeletal muscles from healthy young men. A left-right comparison of the fibre number in whole anterior tibialis muscles. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 62(5):301-4, 1991