レッグプレス動作における姿勢の違いが脛骨引き出し力や筋力に与える影響

木 村 宏 樹^{1†}, 元 田 英 一¹, 鈴 木 康 雄¹,
金 井 章², 吉 倉 孝 則³, 種 田 裕 也⁴

¹ 労災リハビリテーション工学センター

² 豊橋創造大学 保健医療学部

³ 浜松医科大学 医学部附属病院 リハビリテーション部

⁴ 医療法人防治会 いずみの病院 リハビリテーション部

要旨 前十字靱帯 (ACL) 再建術後の大腿四頭筋筋力訓練の一つにレッグプレス運動がある。本研究では、レッグプレス運動において、姿勢の違いが ACL にかかる負荷である脛骨引き出し力や筋張力に与える影響について考察した。矢状面から動作計測を行い、下肢関節角度と足部に作用する反力から筋骨格モデルを用いて脛骨引き出し力や筋張力を推定した。11 種の姿勢について検討した結果、脛骨へは常に後方引き出し力が作用し ACL 再建術後の大腿四頭筋筋力訓練としてレッグプレス運動は安全であること、体幹を屈曲させることでより大きな後方引き出し力が作用しより安全に行えることが示唆された。

キーワード: レッグプレス, 脛骨引き出し力, 動作解析, 筋骨格モデル

1. はじめに

前十字靱帯 (ACL) 再建術後の理学療法として大腿四頭筋筋力訓練が行われている。その方法は、端座位で膝関節を伸展させる Open Kinetic Chain exercise (OKC) と階段昇降やスクワット、歩行訓練などの Closed Kinetic Chain exercise (CKC) に分けられる。特に、CKC 運動では、大腿四頭筋とハムストリングスの共同収縮などの要素により脛骨前方引き出し力が抑制され、その結果 ACL への負荷を軽減して訓練が行えることから重要視されている¹⁻⁶⁾。

CKC 運動の一つにレッグプレス運動がある。下肢の筋力トレーニングとして臨床においてよく実施されており、レッグプレス運動中の下肢筋の筋放電量について報告がなされている⁷⁻¹⁰⁾。レッグプレス運動はスクワット運動とは異なり、レッグプレスマシンを使用することで、使用者の能力に合わせた任意の負荷量で、特に体重よりも軽い負荷量で訓練を行うことができる特徴がある。また、バックレストの角度やフットプレートへ足を置く位置、フットプレートの角度を調整することで容易に様々な姿勢をとってトレーニングを実施することができる特徴がある。岡田ら⁷⁾は、レッグプレス運動において、手の把持位置を変えた場合と足関節角度を変えた場合、河村⁸⁾は足関節底背屈角度を変えた場合の下肢筋出力様式の違いについて筋放電量と反力から検討している。これらは一部の姿勢についてのみで、全ての運動姿勢についての検討はなされていない。また、膝関節周囲筋の筋放電量

の結果から ACL に作用する負荷である脛骨前方引き出し力を推測しているが、直接評価している訳ではない。レッグプレス運動において、運動姿勢の違いが脛骨前方引き出し力や筋張力にどのように影響を与えるのか調べることは、ACL へ過大な負荷が作用しないように注意して実施される大腿四頭筋筋力訓練を、より安全に実施する上で重要である。

本研究の目的は、矢状面からの動作計測で得られた下肢関節角度と足部に作用する反力の測定結果を基に、筋骨格モデルを用いて筋張力と脛骨前方引き出し力を直接評価することである。運動姿勢を変えた場合について、解析結果を筋活動の計測結果と合わせて検討することで、レッグプレス運動による大腿四頭筋筋力訓練をより効果的に実施する方法について考察する。

2. 方法

2.1 被験者と動作課題

被験者は、本研究の内容を説明し参加への同意を得られた健康青年男性 8 名で、平均年齢 21 歳 (20 歳～23 歳)、平均身長 1732 ± 44[mm]、平均体重 66.6 ± 7.0[kg] であった。なお、本研究は星城大学理学療法学部の倫理審査委員会の承認を得て行った。水平レッグプレス (酒井医療社製 Compass COP-1201S) を用い、左下肢のみでレッグプレス運動を行った。水平レッグプレスでは、バックレスト角度 (体幹角度)、フットプレートへ足を置く位置 (足の高さ)、フットプレートの角度を変えることができ、膝を屈伸することで座面が水平方向に移動する。

姿勢は、図 1 及び表 1 に示すように、体幹角度や足の高さ、フットプレート角度を変えた計 11 姿勢について行った。ここで、体幹角度は、バックレストを倒した背臥位での体幹

2009 年 9 月 7 日受付 2010 年 3 月 11 日受理

†〒455-0018 愛知県名古屋市中区港 1-10-6

労災リハビリテーション工学センター

木村 宏樹

E-mail: hiroki_k081855@hotmail.co.jp

表1 計測姿勢

姿勢	体幹角度	足の高さ	フットプレート角度
1	0°	0°	75°
2		10°	
3		20°	
4	30°	0°	65°
5		10°	
6		10°	
7		10°	
8	60°	20°	75°
9		0°	
10		10°	
11		20°	

図1 計測姿勢

図2 計測システム

角度を 0[deg] とし、そこから 30[deg] ずつ前傾した角度である。足の高さは、膝関節屈曲角度 90[deg] において、股関節と足関節を結ぶ線と水平線とがなす角度を 0[deg] から足部を上方に移動させることにより 10[deg] ずつ変化させた姿勢である。フットプレート角度は、フットプレートを垂直位から 15[deg] 倒した角度と、そこから足関節底屈・背屈方向に 10[deg] ずつ傾けた角度である。

動作の開始姿勢は膝関節屈曲角度 90[deg] とし、膝関節屈曲角度 0 ～ 90[deg] の範囲で 5 往復行わせ、2 ～ 4 往復について解析を行った。運動速度はメトロノームに合わせて 4[s] で膝伸展、4[s] で膝屈曲するように指示した。手の把持による影響を除く為に、被験者には胸の前で腕を組むように、また、対側で蹴ることが無いように対側下肢は自然に降ろしておくように指示した。各姿勢はランダムに行い、各動作の間に筋疲労の影響を除く為に 3 分間の休憩を入れた。レッグプレスの負荷量は被験者の体重の約 50% とした。

2.2 計測方法

計測システムを図 2 に示す。被験者の上前腸骨棘、上前腸骨棘 - 大転子間の大転子側近位 3 分の 1 の位置（股関節位置）、外側上顆（膝関節位置）、外果（足関節位置）にマーカーを貼り付け、矢状面での運動を左側面から家庭用ビデオカメラ（SONY 社製、30[fps]）で撮影した。足部に作用する反力（足底反力）を水平なレッグプレスのフットプレートに取り付けた床反力計（KISTLER 社製 9281C600[mm] × 400[mm]）によりサンプリング周波数 15[Hz] で計測した。床反力計をフットプレートへ取り付けるので、水平な床面に頑強に固定する場合とは異なり反力作用位置の測定精度が悪くなることが予想される。そこで、取り付けした床反力計に対し反力作用位置について較正を行った。計測誤差は約 ± 10[mm] 程度で水平な床面に固定する場合と同等であった。大殿筋・大腿直筋・内側広筋・外側広筋・大腿二頭筋・前脛骨筋・外側腓腹筋・ヒラメ筋について、MyoSystem 1200（NORAXON USA, INC）を使用して筋放電量を測定した（サンプリング周波数 1.0[kHz]）。各データは TRIAS（DKH 社製）を使用してビデオ動画との同期をとって記録された。

2.3 解析方法

関節位置は、撮影したビデオ動画を変換ソフト AVI2JPG により連続画像ファイルに変換し、画像解析ソフト Image J を使用して 2.2 で挙げたマーカー位置をデジタイズ処理することで得た（処理後の関節位置のサンプリング周波数は 15[Hz]）。関節位置と足底反力データから 2.4 で述べる筋骨格モデルを使用して、各筋張力・脛骨前方引き出し力・関節モーメント等を算出した。結果を 5[deg] 刻みの膝関節角度にまとめ直す為、Lagrange 補間を行った。更に、膝関節屈曲 90 ～ 0[deg] を伸展相、0 ～ 90[deg] を屈曲相としてそれぞれ検討をした。しかし、運動中に膝関節角度が屈曲 0[deg]、90[deg] に達していないものが認められた為、20 ～ 70[deg] の範囲で解析を行った。

2.4 筋骨格モデル

筋骨格モデルは労災リハビリテーション工学センター製¹¹⁾のものを用了。本モデルでは、膝関節の脛骨骨面を直線で、大腿骨骨面を楕円で近似した G. T. Yamaguchi らの方法¹²⁾に基づいてモデル化し、関節角度に応じて変化する関節中心位置及び膝蓋骨、膝蓋靱帯の位置関係を決定している。筋腱複合体モデル(図3)は Hill のモデルを参照した Zajac の方法¹³⁾に基づいて作成されたもので、収縮要素と受動要素から成る。筋の配置は Delp¹⁴⁾の報告に基づき、起始停止および途中で方向を変える経過点を設定している。測定で得られた関節位置と外力から、人体の各部の質量、慣性モーメントより身体リンクモデルを使い、逆動力学の方法で身体体節間に作用する力(以下体節間力とする)と関節のモーメントを求める。筋腱複合体モデルを使い、各筋力を未知数とした力とモーメントの釣り合い式を、最適化手法を利用して解き、各筋肉の筋張力と関節に作用する力(以下、関節合力とする)を求めている(式(1), (2))。関節合力のうち、膝関節において脛骨の長軸方向に対して前方に垂直な方向成分を脛骨の前方引き出し力とした。最適化手法には Crowninshield ら^{15,16)}による発生する各筋張力が生理学的に妥当な基準を満足させる筋の代謝モデルから、運動中の各筋ストレスの3乗の合計を最小にする評価関数(式(3))、つまり筋張力をその筋の生理学的断面積(PCSA: Physiological Cross Sectional Area)で割った数の3乗を各筋で求め、その総和を最小にするという指標を用いた。なお、個々の被験者の体型に応じた筋骨格モデルで解析する為に、体表から形態計測を行いスケールした。

2.5 筋放電量解析

膝関節角度を基に伸展相・屈曲相に分け、全波整流後平滑化(帯域通過フィルタ 10~500[Hz])をし、各相における積分筋電図の時間平均を求め、筋放電量を得た。正規化は、3[s]間の最大随意収縮(MVC)のうちの1[s]間(1.5~2.5[s])の筋放電量により行い、随意収縮強度(%MVC)を求めた。なお、最大随意収縮の測定は Manual Muscle Testing¹⁷⁾に準拠した手法で行った。

2.6 統計的検討

統計処理は一元配置分散分析法の後、Bonferroniの方法で多重比較検定を行った(ソフトウェアは SPSS 11.0J for Windows Advanced Models 及び Microsoft Office Excel 2007 を

使用)。検定は危険率 5% 未満をもって統計学的有意とした。なお正規化は、筋張力などの力のデータは被験者の体重で、モーメントは被験者の身長・体重で行い比較した。

F_i : 筋張力
 J_j : 体節間力
 R_i : 関節合力
 M_j : 関節モーメント
 r_{ij} : 関節と筋の距離
 n : 下肢筋数 (37 筋から 47 の筋走行設定)
 $i=1,2,\dots,n$
 $j=1,2,3$ (1: 股関節, 2: 膝関節, 3: 足関節)
 s : 評価関数
 (運動中の各筋ストレスの3乗の合計)

$$R_j = \sum_{i=1}^n F_i + J_j \quad (1)$$

$$M_j = \sum_{i=1}^n [r_{ij} \times F_i] \quad (2)$$

$$S = \sum_{i=1}^n \left(\frac{F_i}{PCSA_i} \right)^3 \quad (3)$$

3. 結果

3.1 脛骨前方引き出し力

図4に膝関節屈曲角度変化に対する脛骨前方引き出し力の結果を示す。脛骨前方引き出し力は、体幹角度、足の高さ、フットプレートの角度を変えたいずれの姿勢においても常に負の値、つまり後方引き出し力として作用していた。後方引き出し力は、膝関節が屈曲するに従い高値となった。なお、伸展相・屈曲相による違いは認められなかった。

姿勢を変えることで有意な違いが生じたのは体幹角度を変えた場合で、体幹角度を 0 から 60[deg]へと屈曲することで脛骨後方引き出し力はより高値をとり、足の高さが 10[deg]以上において有意に高値を示した(図4(a))。足の高さ、フットプレートの角度の違いによる脛骨の引き出し力に有意差は得られなかった(図4(b), (c))。

3.2 体幹角度と筋張力

3.1より脛骨の引き出し力に違いが生じたのは、体幹角度を変えた場合であったので、以下ではこの時の筋張力の結果に注目する。

図5に体幹角度を変えた場合の下肢筋張力の結果を示す。体幹角度を 0 から 60[deg]へと屈曲することで、膝関節伸展筋である大腿直筋の筋張力は減少する傾向を示し(図5(a))、広筋群の筋張力は有意に減少した(図5(b))。股関節伸展筋であるハムストリングスの筋張力は有意に増加し(図5(c), $p<0.05$)、大殿筋の筋張力は増加する傾向を示した(図5(d), $p<0.05$)。

図3 筋腱複合体モデル

3.3 筋放電量の結果

図 6 に体幹角度を変えた場合の下肢筋筋放電量の結果を示す。体幹角度を 0 から 60[deg] へと屈曲することで、大腿直筋・外側広筋の膝関節伸展筋の筋放電量は有意に減少し (図 6(a), (b), $p<0.05$), 大腿二頭筋・大殿筋の股関節伸展筋の筋放電量は増加する傾向があった (図 6(c), (d))。以上の筋放電量の傾向は筋骨格モデルで計算した筋張力の傾向と一致した。

4. 考察

レッグプレス運動では、ACL へ負荷を与える脛骨前方引き出し力無く、常に後方引き出し力として作用し、膝関節の屈曲に伴い高値となった (図 4)。足の高さ、フットプレート

(a) 体幹角度との関係
(足の高さ 20[deg], フットプレート角度 75[deg])

(b) 足の高さの関係
(体幹角度 30[deg], フットプレート角度 75[deg])

(c) フットプレート角度との関係
(体幹角度 30[deg], 足の高さ 10[deg])

図 4 膝関節屈曲角度と脛骨前方引き出し力の関係

(a) 膝関節屈曲角度と大腿直筋筋張力の関係

(b) 膝関節屈曲角度と広筋群筋張力の関係

(c) 膝関節屈曲角度とハムストリングス筋張力の関係

(d) 膝関節屈曲角度と大殿筋筋張力の関係

図 5 体幹角度との関係
(足の高さ 20[deg], フットプレート角度 75[deg])

図6 下肢筋の筋放電量

(a) 後方引き出し力

(b) 前方引き出し力

図7 脛骨引き出し力

トの角度による違いは得られなかったが、体幹を屈曲させることで脛骨後方引き出し力はより高値をとった (図 4(a)). 従って、体幹を屈曲させることで ACL にはより負荷が作用しにくくなること、膝伸展位においても安全に運動が可能であることが示唆された。

体幹を屈曲させると、筋骨格モデルで計算した筋張力、筋放電量共に、大腿四頭筋 (大腿直筋・広筋群) は減少し (図 5(a) ~ (b), 図 6(a) ~ (b)), ハムストリングスは増加した (図 5(c), 図 6(c)). ここで、大腿四頭筋は膝蓋骨・膝蓋靱帯を介して脛骨を前方に引き出すように作用し、ハムストリングスは脛骨を後方に引き出すように作用する (図 7(a)). なお、端座位での膝関節伸展のような OKC 運動では、ハムストリングスが収縮しない為、脛骨へは前方引き出し力が作用し ACL は伸ばされることが分かる (図 7(b)). 大腿四頭筋のみによる脛骨前方引き出し力と、ハムストリングスのみによる脛骨後方引き出し力を筋骨格モデルで計算し、各体幹角度について比較した結果を図 8(a), (b) に示す. 大腿四頭筋による脛骨前方引き出し力の減少率 (図 8(a)) に比べ、ハムストリングスによる脛骨後方引き出し力の増加率 (図 8(b)) は非常に大きいことが分かる. この時の大腿四頭筋、ハムストリングスの筋張力の変化率を図 8(c), (d) に示す. 大腿四頭筋の筋張力の減少率 (図 8(c)) に比べ、ハムストリングスの筋張力の増加率 (図 8(d)) は非常に大きいことが分かる. 従って、体幹を屈曲させることによる脛骨の後方引き出し力の増加は、大腿四頭筋の筋張力の減少による影響よりも、ハムストリングスの筋張力の増加により強く影響を受けて生じたと言える. この時の大腿四頭筋の筋張力の減少は、少ないとはいえ大腿四頭筋筋力訓練をする上ではあまり望ましいことではない. しかし、レッグプレスマシンの負荷量を大きくすることで全体の筋張力は増し、この筋張力の減少を補うことも可能であると考えられる。

以上のことから、運動効果と安全性を考慮して体幹を屈曲させることで、膝関節伸展位においても安全に大腿四頭筋訓練を行うことができると言える。

次に、体幹角度を変えた場合の筋張力と足底反力作用方向の関係について考察する. 体幹が屈曲することにより大殿筋・ハムストリングスの筋張力は増加し (図 5(c), (d)), 大腿直筋・広筋群の筋張力は減少した (図 5(a), (b)). この時、足底反力の作用方向は図 9 に示すように膝関節に近く股関節から遠い位置へと変化した. 足底反力ベクトルが膝関節に近づくともメントアームが小さくなり膝関節屈曲モーメントが減少し、足底反力が股関節から遠くなるとメントアームが大きくなり股関節屈曲モーメントが増加する. この結果、膝関節伸展筋である大腿直筋・広筋群の筋張力は減少し、股関節伸展筋であるハムストリングス・大殿筋の筋張力は増加したと考えられる. レッグプレスマシンを具備していない施設では、例えばスクワット運動において体幹を前傾し重心位置を前方へ移動させ、膝関節に対する足底反力の作用方向を膝関節に近い位置を通るように変化させることで、レッグプレスマシンでバックレストにより体幹を屈曲させたのと同じ

効果が得られると考えられる。このように、足底反力の作用方向を考慮して運動をすることで、本研究で得られた結果を他の運動へ反映することも可能であるとする。

5. 結言

レッグプレス運動における姿勢（体幹角度・足の高さ・フットプレート角度）の違いが、膝関節に与える影響について、矢状面での動作計測をし、筋骨格モデルを使用して脛骨

前方引き出し力と筋張力を直接評価することで検討した。

いずれの姿勢においても脛骨へは後方引き出し力が作用していた。特にバックレストにより体幹を屈曲させることでより高値をとった。この時、大腿四頭筋の筋張力が減少し、ハムストリングスの筋張力が増加したが、これらの筋張力の変化は筋放電量の結果と一致した。脛骨へ後方引き出し力の増加は、ハムストリングスの筋張力の増加により生じていた。大腿四頭筋の筋張力の減少率はハムストリングスの筋張力の増加率と比較して小さいものであった。以上のことから、ACL へ作用する負荷を低減して行うことが望まれる ACL 再建術後の大腿四頭筋筋力訓練として、レッグプレス運動は効果的であることが確認された。更に、体幹を屈曲することで ACL への負荷はより作用しにくくなり、しかも安全に大腿四頭筋筋力訓練を行えることが示唆された。但し、体幹を屈曲することで大腿四頭筋の筋張力は減少することから、体幹角度は運動効果と安全性を考慮して決める必要がある。また、レッグプレスマシンの負荷量を大きくすることで、体幹を屈曲しても大腿四頭筋の筋張力を減少させることなく、大腿四頭筋筋力訓練を行えると考えられる。

本研究では CKC 運動の中でもレッグプレス運動について筋骨格モデルを使用して動作解析を行った。今後、レッグプレスマシンの負荷量を変えた場合の筋張力の関係について調べると共に、他の CKC 運動で姿勢を変えた場合について本手法を用いて動作解析を行う。また、脛骨引き出し力ではなく ACL に作用する負荷を直接推定できるよう、膝靱帯をモデル化した筋骨格靱帯モデルを開発¹⁸⁾することや、X 線や MRI などを利用して運動中の ACL の伸び量を計測¹⁹⁾することが課題として挙げられる。

(a) 大腿四頭筋による脛骨前方引き出し力

(b) ハムストリングスによる脛骨後方引き出し力

(c) 大腿四頭筋筋張力

(d) ハムストリングス筋張力

図 8 脛骨引き出し力と筋張力の変化率
(足の高さ 20[deg], フットプレート角度 75[deg])

(a) 体幹角度: 60[deg]

(b) 体幹角度: 0[deg]

図 9 体幹角度と床反力の関係

参考文献

- 1) Palmitier, R.A., An, K.N., et al.: Kinetic chain exercise in knee rehabilitation, *Sports Medicine*, 11, 402-413, (1991).
- 2) 河村顕治: Open Kinetic Chain と Closed Kinetic Chain, *臨床リハ*, 5, 186-189, (1996).
- 3) 河村顕治: 下肢閉運動連鎖と開運動連鎖における筋出力パターンの筋電図学的解析, *日本臨床バイオメカニクス学会誌*, 22, 191-194, (2001).
- 4) 金井章, 元田英一, 鈴木康雄: スクワット時の運動課題の違いによる脛骨前方引き出し力の変化について, *日本臨床バイオメカニクス学会誌*, 25, 155-159, (2004).
- 5) Escamilla, R.F., Fleisig, G.S., et al.: Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercise, *Med Sci Sports Exerc*, 30, 556-569, (1998).
- 6) Nakajima, M., Kawamura, K., et al.: Electromyographic analysis of a modified maneuver for quadriceps femoris muscle setting with co-contraction of the hamstrings, *J Orthop Res*, 21, 559-564, (2003).
- 7) 岡田育子, 河村顕治: 体幹及び足部固定肢位が下肢閉運動連鎖筋出力様式に及ぼす影響, *日本臨床バイオメカニクス学会誌*, 25, 155-159, (2004).
- 8) 河村顕治: 足関節底背屈運動が下肢閉運動連鎖筋出力に及ぼす影響, *日本臨床バイオメカニクス学会誌*, 26, 187-190, (2005).
- 9) Serrao, F.V., Cabral, C.M.N., Berzin, F., et al.: Effect of tibia rotation on the electromyographical activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis longus muscles during isometric leg press, *Physical Therapy in Sport*, 6, 15-23, (2005).
- 10) Hay, D., de, Souza, V.A., Fukushima, S.: Human bilateral deficit during a dynamic multi-joint leg press movement: *Human Movement Science*, 25, 181-191, (2006).
- 11) 鈴木康雄, 元田英一: 筋骨格システムのコンピュータモデルとその応用, *日本災害医学会会誌*, 47, 667-672, (1999).
- 12) Gary, T., Yamaguchi, Felix, E. Zajac.: A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism, *J Biomechanics*, 22(1), 1-10, (1989).
- 13) Felix, E. Zajac.: Muscle and tendon: Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control, *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 17(4), 359-411, (1989).
- 14) Delp, S.L., Loan, J.P., Zajac, et al.: An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 37, 757-767, (1990).
- 15) Crowninshield, R.D.: Use of optimization techniques to predict muscle force, *J Biomech Eng*, 10, 159-167, (1978).
- 16) Crowninshield, R.D., Brand, R.A.: A Physiologically Based Criterion of Muscle Force Prediction in Locomotion, *J Biomech*, 14, 798-801, (1981).
- 17) Helen, J. Hislop, Jacqueline Montgomery, 津山直一 (訳): 新・徒手筋力検査法 原著第7版, 協同医書出版社, (2003).
- 18) Choongsoo, S.S., Ajit, M.C., et al.: The influence of deceleration force on ACL strain during single-leg landing: a simulation study, *J Biomech*, 40, 1145-1152, (2007).
- 19) Hosseini, A., Gill, T.J., Li, G.: In vivo anterior cruciate ligament elongation in response to axial tibial loads, *J Orthopedic Science*, 14(3), 298-306, (2009).

木村 宏樹 (きむら ひろき)

2005年岐阜大学大学院工学研究科博士前期課程修了。現在、(独)労働者健康福祉機構 労災リハビリテーション工学センター研究員、岐阜大学大学院工学研究科博士後期課程在学中。リハビリテーション支援装置の研究開発、運動解析等、主としてリハビリテーション工学の研究に従事。日本機械学会、日本リハビリテーション工学協会、日本義肢装具学会、日本ロボット学会の会員。(バイオメカニズム学会正会員)。

元田 英一 (げんだ えいいち)

1974年名古屋大学工学部、1981年名古屋大学医学部卒業。医学博士。脊髄損傷者の歩行再建の研究に従事。整形外科学会、リハビリテーション医学会、臨床バイオメカニクス学会の会員、整形外科専門医、リハ工学協会理事。

鈴木 康雄 (すずき やすお)

1979年福井大学大学院工学研究科修士課程修了。現在、労災リハビリテーション工学センター機械工学研究部部長。主として、身体モデルによる運動解析、リハビリテーション工学の研究に従事。

金井 章 (かない あきら)

1987年名古屋大学医療技術短期大学部卒業。理学療法士。博士(リハビリテーション療法学)名古屋大学。2007年より豊橋創造大学准教授。筋骨格コンピュータモデルによる関節ストレスの研究に従事。

Relation between Tibial Drawer Force, Muscle Tension, and Body Posture in Leg Press Exercises

Hiroki KIMURA^{1†}, Eiichi GENDA¹, Yasuo SUZUKI¹, Akira KANAI²,
Takanori YOSHIKURA³, Yuya TANEDA⁴

¹ Rosai Rehabilitation Engineering Center

² School of Health Sciences, Toyohashi Sozo University

³ Rehabilitation Department, University Hospital, Hamamatsu University School of Medicine

⁴ Rehabilitation Department, Izumino Hospital, Bouchikai

Abstract The leg press exercise is one of the muscle exercises for the quadriceps femoris following anterior cruciate ligament (ACL) reconstructive surgery. The purpose of this study was to investigate the relationship between the tibial drawer force, muscle tension and differences in posture in leg press exercises. Joint angles were obtained from sagittal plane motion measurement and the reaction force of the foot was measured using a force plate. The tibial drawer force and the muscle tension were calculated using a musculoskeletal model. The results were as follows: The tibial drawer force acted as a posterior drawer force in every posture. The more upper body sat upright, the larger the action of the posterior drawer force. These results suggest that the leg press exercise is a safe exercise for the quadriceps femoris training without placing stress on the ACLs and that it is safer in a sitting position.

Key Words: Leg press exercise, Tibial drawer force, Motion analysis, Musculoskeletal model

---

Received Sep 7, 2009 Accepted Mar 11, 2010

[†] Hiroki KIMURA

Rosai Rehabilitation Engineering Center

1-10-16, Komei, Minatoku, Nagoya, Aichi, 455-0018, Japan

E-mail: hiroki_k081855@hotmail.co.jp