

研究題目
大腿骨前捻角が股関節内転筋の股関節回旋作用に与える影響

研究代表者名
池田祐真

目 次

要約	1
I. 緒言	2
II. 方法	3
III. 結果	6
IV. 考察	8
V. 謝辞	99
VI. 参考文献	10

研究題目
大腿骨前捻角が股関節内転筋の股関節回旋作用に与える影響

研究代表者名:池田祐真
共同研究者名:本村遼介
共同研究者名:片寄正樹

要約

股関節内転筋群は大腿部に占める体積が大きいにもかかわらず、その機能については不明な点が多い。特に内転筋群の回旋作用については、報告により見解が分かれており、一定した見解が得られていない。その一因として、大腿骨前捻角の個人差の影響が推察されている。しかし、大腿骨前捻角の違いが股関節内転筋の股関節回旋作用に及ぼす影響についての検討は散見される程度であり、健常成人による検討はみられない。したがって、本研究の目的は、健常日本人成人男性を対象とした3T MRI画像から得られた三次元骨モデルと内転筋の筋走行から、大腿骨前捻角が股関節内転筋の筋走行に与える影響を明らかにすることとした。

対象は20代健常男性10名とした。背臥位にて3-T MRIを用い、骨盤帯から大腿骨全体を撮像した。撮像したMRI画像から大腿骨三次元骨モデルを作成し、大腿骨前捻角を計測した。また、長内転筋の起始、停止部を撮像画像から導出し、3次元骨モデルと同一画面上に表示した。股関節運動軸に対して直行する水平面上で前額面と成す角を長内転筋力線角度として算出した。結果、大腿骨前捻角は $27.4 \pm 8.3^\circ$ であり、最小値 13.7° 、最大値 45° と大きなばらつきが認められた。長内転筋角度は $22.1 \pm 8.9^\circ$ であり、最小値 6.1° 、最大値 33.4° と大きなばらつきが認められた。大腿骨前捻角と長内転筋力線角度の相関係数は $r=0.81$ ($y=0.8615x-1.4551$, $r^2=0.651$, $p=0.0051$)と有意な相関関係を認めた。したがって、20代健常男性においても大腿骨前捻角にばらつきがあり、その前捻増大に伴い長内転筋力線角度も増大することが示された。長内転筋力線角度の増大は股関節回旋作用が内旋から外旋の作用増大になると考えられ、大腿骨前捻角は長内転筋の回旋作用に影響を与える可能性が示唆された。今後は他の内転筋群の回旋作用の検討、より詳細な筋の走行を加味した検討を行うことで、内転筋群の回旋作用を解明していく必要がある。

代表者所属:

札幌医科大学大学院保健医療学研究科 理学療法学・作業療法学専攻 スポーツ理学療法学分野

I. 緒言

股関節内転筋群は大腿部に存在する筋群の内、大腿四頭筋で構成される膝伸展筋群に次いで大きく、大腿部容積の約 25%を占めるとされ^{1,2}、股関節運動の際に大きな力を発生する能力があると考えられる。また、20 日間のベッド上安静後に股関節内転筋群は、膝関節伸展筋群、股関節伸展筋群と同様に筋萎縮が進行することが報告された³。筋容積は筋出力と相関関係にあることが報告された⁴。しかしながら、ヒトが日常生活及びスポーツ活動において積極的な股関節内転運動を行うことは稀である。Matsuda et al.⁵ は、筋容積と同様に筋力と相関関係にあるとされる生理学的筋断面積が、内転筋群の主作用である股関節内転動作時のピークトルクとの間に相関関係が認められなかったと報告した。したがって、内転筋群には主動作とされる股関節内転以外にも重要な股関節運動に対する作用を有している事が推測される。

股関節は関節形状及び付着する強靱な靱帯、関節腔内の陰圧により適合性の高い関節であるとされる⁶。しかし、球関節であるため回旋方向の安定性向上には、筋による動的制御が必要であると考えられる。内転筋群は股関節回旋モーメントを発揮し、骨盤と大腿骨の関係を安定させる機能を有していると考えられており、スポーツ動作では方向転換動作である繰り返し動作時に、内転筋群が活動し股関節の安定性に寄与している可能性がある⁷と報告されている。スポーツ障害の一つとして内転筋群、特に長内転筋の肉離れは多く報告されており、中でもサッカー、アイスホッケーなど繰り返し動作を繰り返すスポーツでの発生率が高いと報告されている⁸⁻¹⁰。したがって、内転筋群は繰り返し動作時に股関節回旋制動性において重要な役割を有している可能性が示唆される。

しかし、股関節内転筋群の回旋作用については一定した見解は得られていない。内転筋群を、股関節内旋筋として作用するとしている報告^{11,12}がある一方で、外旋筋としている報告^{6,13}もある。その原因の一つとして考えられる因子として、大腿骨の持つ生理的湾曲である前捻角が挙げられる。Kendall¹⁴は前捻角が変化すると股関節回旋運動軸が変化することから、内転筋群の回旋作用に及ぼすと示唆した(Kendall et al. この大腿骨前捻角は 15° が正常値とされる⁷が、様々な研究結果から健常人の中でも角度のばらつきの存在が示されている¹⁵⁻¹⁷。しかし、大腿骨前捻角の違いが股関節内転筋群の回旋作用に与える影響を健常成人において検討した研究はみられず、その関係性は明らかとなっていない。本研究では、健常日本人成人男性を対象とした3T MRI 画像から得られた三次元骨モデル長内転筋の筋走行から、大腿骨前捻角が股関節内転筋の筋走行に与える影響を明らかとすることを目的とした。

Ⅱ．方法

Ⅱ-1. 対象者

対象は健康な 20 歳代健康男性 10 名 (平均年齢: 23.0 ± 1.7 歳, 平均身長: 171.1 ± 5.1 cm 平均体重: 64.0 ± 5.3 kg) とした. 全ての対象者に研究協力依頼説明書を用いて実験の内容の確認を行い, 同意書に書面上にて同意を得た. 選定基準は本研究の趣旨を理解し, 研究協力に同意を得られた者とした. 除外基準は現在, 膝, 股関節, 体幹に痛みを有している者, 荷重制限を伴う手術歴のある者, 6 ヶ月以内に整形外科的既往がある者, 体内に磁性体金属が存在する, 閉所恐怖症である者など MRI 撮影の実施が困難な者とした. なお, 本研究で用いた手法は, 本学倫理委員会の承認を得たものである.

Ⅱ-2. 実験手順

Ⅱ-2-1. MRI 画像撮影

被験側は利き脚とした. 被験者は背臥位となり, 撮影大腿骨を磁場の中心とした. 撮影中, 下肢が撮影肢位から動かないように, 下腿を挟む凹型クッション, 三角クッション, 四角の発泡スチロール, ゴムバンドを用いて下腿を固定した (図1). また, 撮影中は撮影肢位から動かないように被験者へ指示をした. MRI の撮影モードは FE3D (flip angle, 20deg; echo time, 4.6 msec; repetition time, 21 msec) を用いた. MRI は一度に撮影可能な撮影範囲が限定されており, 大腿骨全体を一回で撮影することは出来ないため, 大腿骨の MRI 撮影は大腿骨の近位部, 骨幹部, 遠位部の 3 つのシリーズに分けておこない, それぞれのシリーズが 50mm 重なり合うように撮像範囲を設定した. 3 シリーズの撮影範囲は全て 400×200 mm とした. 画像解像度は matrix = 336×256 , 画像スライス間隔は 1.0 mm とした.



図1. 下肢固定方法

Ⅱ-2-2. MRI 画像シリーズのマッチング

3シリーズの撮影後、各シリーズを三次元医用画像処理ワークステーション(AZE Virtual Place, AZE, 東京)に取り込み、マッチングを行った。マッチングは、ソフトウェア上で近位部シリーズに対し骨幹部シリーズを頭側へ 50mm 水平に自動移動させ、シリーズ同士が 50mm 重複するようにオートマッチングを行った。続いて遠位部シリーズも同様に骨幹部シリーズとのオートマッチングを行うことで、3つの画像シリーズを1つの大腿骨画像シリーズに統合した。

Ⅱ-2-2. 大腿骨の三次元再構築

AZE Virtual Place 上で、撮影した全ての大腿骨の輪郭を抽出した DICOM 画像を作成した。作成した DICOM 画像は OsiriX (version 3.9.2-newton-12.9 64-bit) に取り込み、大腿骨の三次元骨モデルを作成し、3DCAD データとして書き出した。

Ⅱ-2-3 座標軸の設定ならびに大腿骨前捻角の計測

大腿骨前捻角計測のための座標軸の設定は、大腿骨三次元骨モデルの 3DCAD データを SIMM (MusculoGraphics Inc., Santa Rosa, USA) 内に取り込んだ後、大腿骨幹部、大腿骨頸部にそれぞれ座標軸を定め、大腿骨頸部軸ならびに大腿骨頸部軸、大腿骨内外側顆後面軸を設定した。

大腿骨前捻角は、大腿骨骨幹軸に直交する水平面上にて、大腿骨内外側顆後面軸と大腿骨

骨幹軸が成す角を前捻角として算出した(図2)。

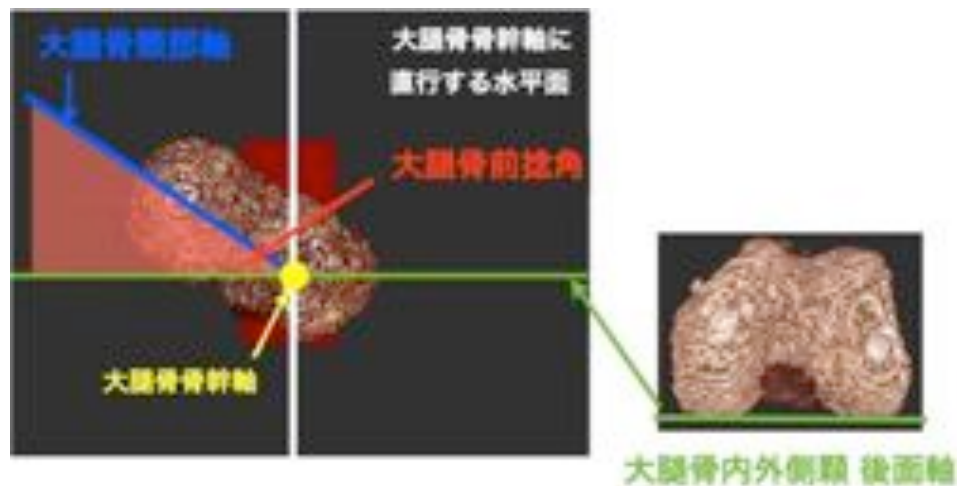


図2. 大腿骨前捻角の計測

Ⅱ-2-4 股関節運動軸の設定

内転筋の股関節回旋作用を検討する為に、股関節回旋運動軸を設定した。股関節回旋運動軸は骨頭中心と後十字靱帯大腿骨付着部を結ぶ軸と定義した。MRI で撮像した大腿骨三次元骨モデルを DICOM Viewer Soft Osirix(に取り込んだ。矢状断, 冠状断, 水平断でそれぞれ同一部位を描写し, 骨頭中心ならびに後十字靱帯付着部を導出した。骨頭中心は, 大腿骨骨頭部を矢状断, 冠状断, 水平断でそれぞれ円に近似し, 近似円の直径が最大になるスライスのそれぞれの円中心を導出し, それが一致する点を骨頭中心と定めた。後十字靱帯付着部は, 三次元構築した大腿骨モデルから付着部を導出した。

Ⅱ-2-5 長内転筋力線角度の算出

Osirixソフトウェア上で、撮像したMRI画像の矢状断, 冠状断, 水平断から長内転筋の恥骨起始部, 大腿骨付着部を導出した。大腿骨付着部は大腿骨内転筋粗線部に広く停止しているが、本研究では停止部の中点を停止部として定義した。Osirix 上で起始部, 停止部に点をプロットし, 大腿骨三次元モデル上の股関節運動軸に垂直な水平面上で描写した。長内転筋の水平面での走行を示す起始停止部を結んだ直線を長内転筋線と定義した。

水平面に対し直行し, その面上に運動軸を含む冠状面, 矢状面をそれぞれ設けた。冠状面, 矢状面の水平面上に投射した線分をそれぞれ X 軸, Y 軸とした。長内転筋線と上記で設定した X 軸

が成す角を長内転筋力線角と定義し狭角を計測角度とした(図3)。

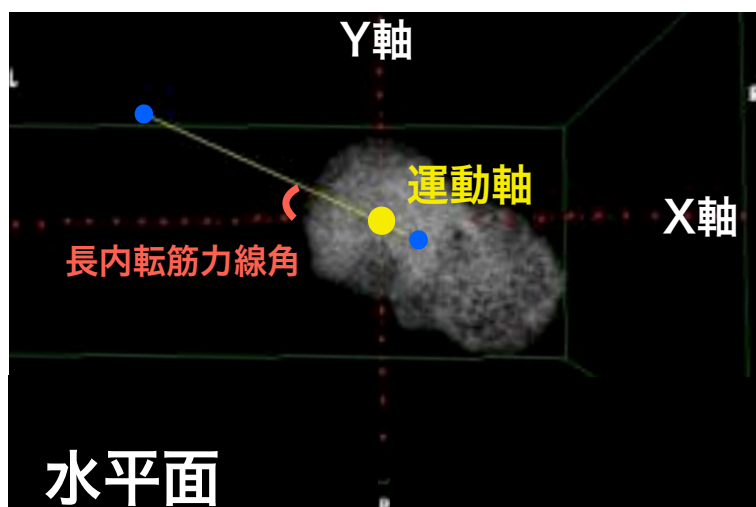


図3. 水平面上の X 軸並びに長内転筋力線

II-3. 統計学的解析

統計学的解析には大腿骨前捻角と長内転筋力線角の相関係数をピアソンの相関分析にて算出した。有意水準は 5%とした。

III. 結果

対象とした 10 名の大腿骨前捻角は $27.4 \pm 8.3^\circ$ (平均値 $\pm$ 標準偏差, 最小 13.7° , 最大 45°) であった(図 4)。長内転筋力線角は $22.1 \pm 8.9^\circ$ (最小 6.1° , 最大 33.4°) であった(図 5)。大腿骨前捻角と長内転筋力線角の相関係数は $r=0.81$ ($y=0.8615x-1.4551$, $r^2=0.651$, $p=0.0051$) であり有意な相関関係が認められた(図 6)。また, 大腿骨前捻角が 26° より小さな例では長内転筋力線は運動軸の前方を通過し, 26° より大きな例では運動軸の後方を通過した(図 7)。

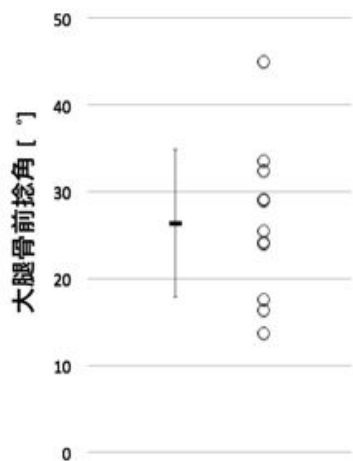


図 4. 大腿骨前捻角のばらつき

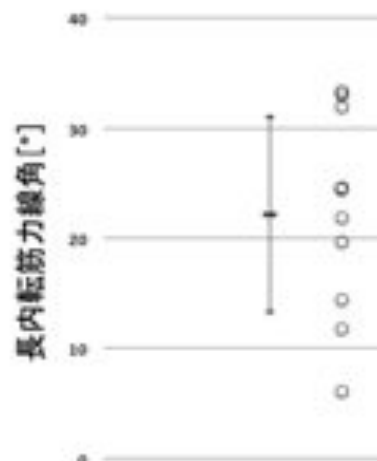


図 5. 長内転筋力線角のばらつき

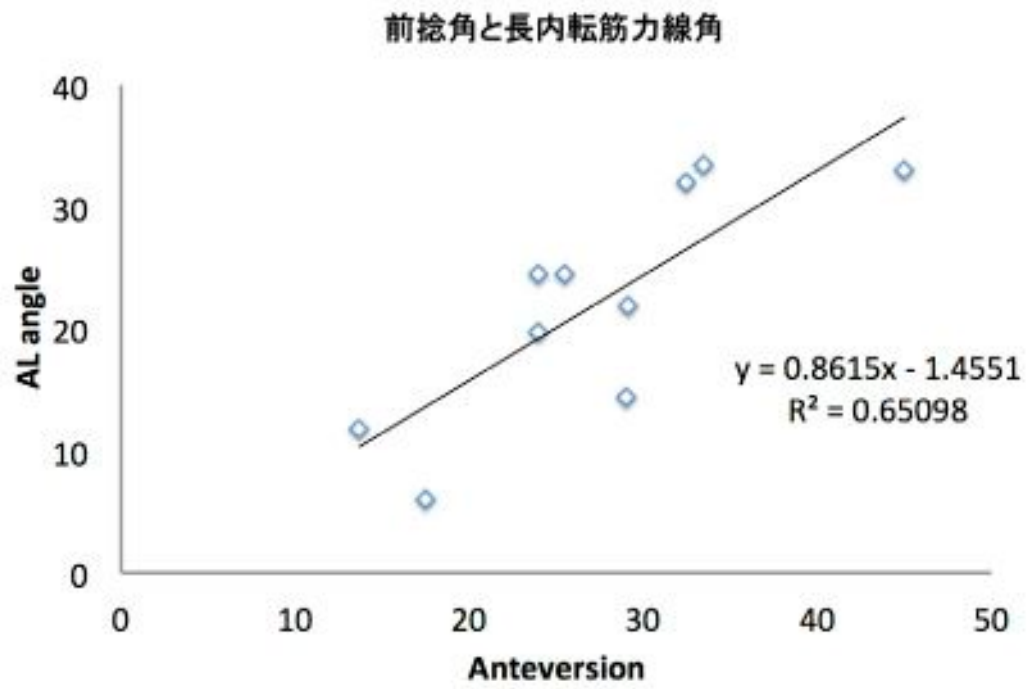


図 6. 大腿骨前捻角(Anteversion)と長内転筋力線角(AL angle)の関係

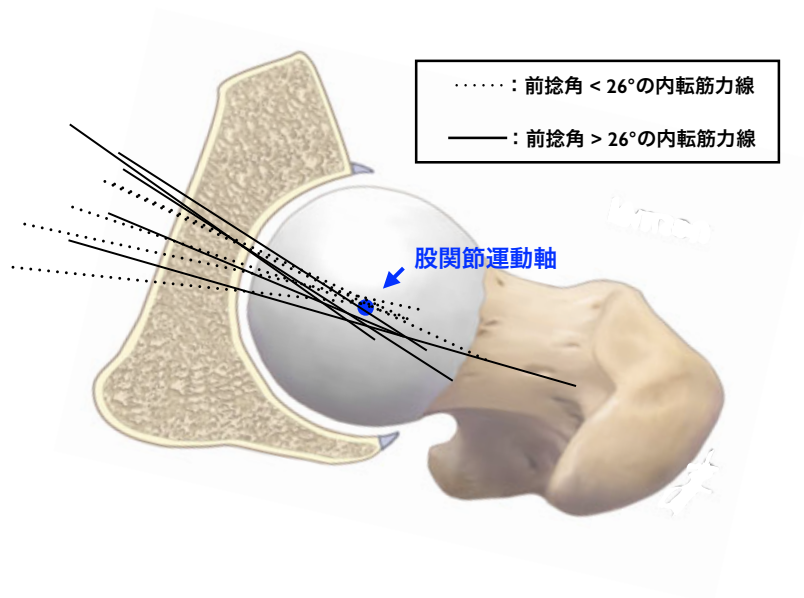


図 7. 長内転筋力線の運動軸に対する走行

IV. 考察

本研究の結果から、対象とした健常成人男性では大腿骨前捻角と長内転筋力線にはそれぞれ各個人間でばらつきがあり、その 2 つの角度には有意な相関関係があることが認められた。

大腿骨前捻角は一般的に平均 15° 程度であるとされている⁷。しかし、様々な研究で異なる値が報告されている。その原因として考えられている因子として、計測方法の差異、年齢¹⁶、性別¹⁵、人種¹⁷により大腿骨前捻角が挙げられている。

大腿骨前捻角の計測方法として報告されているものは、骨標本を計測する直接法に加え、ヒト生体の計測方法として徒手検査、X 線、MRI、Computer Tomography (CT) などの 2 次元画像からの計測が多く報告¹⁶⁻¹⁹されており、これらの報告間で差がみられる。2 次元計測では最も正確と考えられる直接測定法と比較し、誤差が生じていることが報告された²⁰。近年、CT 3 次元画像から骨モデルを作成し、3 次的に測定する方法が直接法と比較し誤差が小さいことが報告され²⁰、生体の大腿骨前捻角測定方法として最も正確に測定できる可能性が示唆された。CT の撮像には放射線被曝の問題がある。一方、MRI には放射線被曝はない。しかしながら、MRI にて大腿骨のような長骨を 3 次元画像化するためにはいくつかのシリーズに分けて撮像する必要がある。そのために、シリーズ間の重ね合わせが必要であり、その重ね合わせによる誤差が生じる可能性が考えられる。しかし、近年では大腿骨のような長骨において、シリーズの重ね合わせを行い 3 次元骨モデルを作成した際にも CT 3 次元骨モデルと同様な精度でのモデルが作成可能であると報告された^{21,22}。したがって、本研究で用いた MRI 3 次元骨モデルによる大腿骨前捻角計測は妥当な方法であり、計測された値も真値に近い値であると考えられる。また、本研究では年齢、性別並びに人種を統一して実施したため、本研究結果から、日本人の 20 代健常成人男性という特定集団においても、前捻角には個人差が存在する可能性が示唆された。

股関節内転筋群は股関節内転を主動作とする大腿内側に位置する筋群である。股関節内転筋群には股関節内転動作以外にも、それぞれの筋により屈曲/伸展、内旋/外旋作用を持つことが報告されている。しかしながら、内旋/外旋の回旋作用については一定した見解が得られていない。Kendall¹⁴は大腿骨前捻角が変化することにより、股関節回旋の運動軸に対する内転筋の走行が変化し、回旋作用に影響を与える可能性を示唆した。前捻角が内転筋に与える影響を検討した文献は散見される程度である。Delp et al²³は脳性麻痺児を対象とし、筋骨格シミュレーションソフトを用いて大腿骨前捻角を変化させることにより股関節内転筋の股関節回旋モーメントアームが変化することが報告した。それによると、大腿骨前捻角の増大に伴い内転筋群のモーメントアームは

内旋から外旋方向へ変化したと報告した。本研究では、前捻角が増大に伴い、長内転筋力線角度も増大する結果が示された。長内転筋力線角度の増大は股関節外旋作用が強くなることを示すと考えられ、本研究でも同様の結果が得られたと考える。さらに、本研究では大腿骨前捻角が 26° 未満では、長内転筋力線が股関節運動軸の前方を通り、 26° 以上では後方を通ることが示された。したがって、 26° を境に長内転筋の股関節回旋作用は内旋作用から外旋作用へと変化する可能性が示唆された。

本研究は股関節中間位でのMRI撮像による特定肢位での股関節内転筋群の回旋作用について検討した。スポーツ動作中の股関節肢位は様々な肢位をとり、動作が遂行される。内転筋群は股関節屈曲、伸展角度の変化に伴い股関節屈曲、伸展作用が変化することが示されている。それは股関節屈曲角度変化に伴い、内転筋群の走行が股関節屈伸運動の運動軸の前後に移動する為であると考えられている。したがって、股関節内転筋群の股関節回旋機能を検討する際にも、股関節肢位の違いを考慮することでスポーツ動作中の股関節内転筋群の作用や内転筋群の肉離れの発生機序を解明することが可能となる可能性が考えられ、検討が望まれる。

V, 謝辞

本研究に対して協力頂いた被験者方々、ならびにMRIの撮像に協力頂いた北海道社会事業協会帯広病院 画像診断科の永井克明科長、菅野洋平技師に心より御礼申し上げます。本研究は財団法人上月スポーツ教育財団の第11回スポーツ研究助成事業による助成を受け行われました。心からここに御礼申し上げます。なお、この研究報告の一部は2014年5月27日よりアメリカ合衆国フロリダで行われるAmerican College of Sports Medicine 61st Annual Meetingに採択され発表予定となっております。

V, 参考文献

1. **Belavy, D. L.; Miokovic, T.; Armbrecht, G.; Richardson, C. A.; Rittweger, J.; and Felsenberg, D.:** Differential atrophy of the lower-limb musculature during prolonged bed-rest. *Eur J Appl Physiol*, 107(4): 489-99, 2009.
2. **Akima, H.; Ushiyama, J. I.; Kubo, J.; Fukuoka, H.; Kanehisa, H.; and Fukunaga, T.:** Effect of unloading on muscle volume with and without resistance training. *Acta Astronautica*, 60(8-9): 728-736, 2007.
3. **Kawashima, S.; Akima, H.; Kuno, S. Y.; Gunji, A.; and Fukunaga, T.:** Human adductor muscles atrophy after short duration of unweighting. *Eur J Appl Physiol*, 92(4-5): 602-5, 2004.
4. **Fukunaga, T.; Miyatani, M.; Tachi, M.; Kouzaki, M.; Kawakami, Y.; and Kanehisa, H.:** Muscle volume is a major determinant of joint torque in humans. *Acta Physiol Scand*, 172(4): 249-55, 2001.
5. **Masuda, K.; Kikuhara, N.; Takahashi, H.; and Yamanaka, K.:** The relationship between muscle cross-sectional area and strength in various isokinetic movements among soccer players. *J Sports Sci*, 21(10): 851-8, 2003.
6. **KAPANDJI, I. A.; (監訳), 荻.; and (訳), 嶋.:** カパンディ 関節の生理学. Edited, 2-65, 東京, 医歯薬出版株式会社, 2008.
7. **Neumann, D. A.; 嶋田智明(監訳); and 平田総一郎(監訳):** 筋骨格系のキネシオロジー. Edited, 433-439, 東京, 医歯薬出版株式会社, 2007.
8. **Anderson, K.; Strickland, S. M.; and Warren, R.:** Hip and groin injuries in athletes. *Am J Sports Med*, 29(4): 521-33, 2001.
9. **LeBlanc, K. E., and LeBlanc, K. A.:** Groin pain in athletes. *Hernia*, 7(2): 68-71, 2003.
10. **Renstrom, P., and Peterson, L.:** Groin injuries in athletes. *Br J Sports Med*, 14(1): 30-6, 1980.
11. **Basmajian, J. V., and DeLuca, C. J.:** Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography Edited, 319-320, Baltimore, Williams & Wilkins, 1985.
12. **Hislop HJ, M. J.:** Daniels and Worthmgham's muscle testing: Techniques of manual examination. Edited, Philadelphia, PA, WB Saunders, 1995.
13. **Grant JCB, B. J.:** Grant's method of anatomy: By region, descriptive and deductive, . Edited, Baltimore, MD, Williams and Wilkins, 1971.
14. **Kendall, E. K. M. P. G. P. F. P.:** 筋機能とテスト—姿勢と痛み. Edited, 東京, 日本, 西村書店, 2006.
15. **Nakahara, I.; Takao, M.; Sakai, T.; Nishii, T.; Yoshikawa, H.; and Sugano, N.:** Gender differences in 3D morphology and bony impingement of human hips. *J Orthop Res*, 29(3): 333-9, 2011.

16. **Svenningsen, S.; Apalset, K.; Terjesen, T.; and Anda, S.:** Regression of femoral anteversion. A prospective study of intoeing children. *Acta Orthop Scand*, 60(2): 170-3, 1989.
17. **Tamari, K.; Tinley, P.; Briffa, K.; and Aoyagi, K.:** Ethnic-, gender-, and age-related differences in femorotibial angle, femoral antetorsion, and tibiofibular torsion: cross-sectional study among healthy Japanese and Australian Caucasians. *Clin Anat*, 19(1): 59-67, 2006.
18. **Dauids, J. R.; Benfanti, P.; Blackhurst, D. W.; and Allen, B. L.:** Assessment of femoral anteversion in children with cerebral palsy: accuracy of the trochanteric prominence angle test. *J Pediatr Orthop*, 22(2): 173-8, 2002.
19. **Souza, R. B., and Powers, C. M.:** Concurrent criterion-related validity and reliability of a clinical test to measure femoral anteversion. *J Orthop Sports Phys Ther*, 39(8): 586-92, 2009.
20. **Kim, J. S.; Park, T. S.; Park, S. B.; Kim, J. S.; Kim, I. Y.; and Kim, S. I.:** Measurement of femoral neck anteversion in 3D. Part 2: 3D modelling method. *Med Biol Eng Comput*, 38(6): 610-6, 2000.
21. **Rathnayaka, K.; Momot, K. I.; Noser, H.; Volp, A.; Schuetz, M. A.; Sahama, T.; and Schmutz, B.:** Quantification of the accuracy of MRI generated 3D models of long bones compared to CT generated 3D models. *Med Eng Phys*, 34(3): 357-63, 2012.
22. **Rathnayaka, K.; Cowin, G.; Schuetz, M. A.; Sahama, T.; and Schmutz, B.:** Correction of step artefact associated with MRI scanning of long bones. *Med Eng Phys*, 35(7): 988-93, 2013.
23. **Delp, S. L.; Hess, W. E.; Hungerford, D. S.; and Jones, L. C.:** Variation of rotation moment arms with hip flexion. *J Biomech*, 32(5): 493-501, 1999.