

緒言

変形性膝関節症（以下膝 OA）の発症や進行にかかわる要因の一つとして、膝関節の力学的、運動学的な影響が挙げられる。特に膝 OA 患者は歩行時に異常運動を示し、その代表的なものが膝関節内転モーメントの増加^{9,14}と膝の側方動揺^{12,16}である。

膝内転モーメントについては、これまでの報告により膝 OA の特徴¹⁴や進行⁹に関連することが明らかになりつつある。一方、膝の側方動揺については、臨床的に異常運動が観察されるにもかかわらず、定量的には明らかにはされていない。その理由として測定方法の限界が考えられる。従来の三次元動作解析法では骨指標に皮膚マーカーを貼付して動作を計測しており、運動中に皮膚マーカーと骨運動に差異が生じる可能性がある。また、回旋・並進といった膝関節の微細運動の計測が困難であった。膝 OA 患者の側方動揺は単純な内外反ではなく、回旋や側方への並進を含んだ複合運動だと考えられる。そのため、従来の計測法では、その詳細な運動を捉えることができなかったといえる。膝 OA の発症や進行に関して、こうした側方動揺に代表される膝 OA の異常運動の面から明らかにする必要がありと考えられる。

そこで近年、皮膚マーカーを用いた手法でありながら、骨運動に近い動作計測が可能であり、かつ、回旋や並進運動といった膝関節の微細運動の計測が可能であると報告されている Point Cluster 法（以下 PC 法）¹⁴が注目されている。われわれはこれまでに PC 法を膝 OA の歩行解析に応用し、初期膝 OA において脛骨内旋変化量が減少すること、また、重度膝 OA について膝内転角度が増加することを報告し、膝 OA の発症、進行に膝関節微

細運動が関与している可能性を報告した¹¹。内旋運動の変化については、X 線透視画像を用いた三次元膝運動解析においても、膝 OA 患者において膝屈曲時の最大内旋角度、および膝屈曲に伴う内旋変化量が減少していたことが報告されている⁵。そのため、膝 OA の発生・進行の指標や、治療効果の検証にこれらの膝関節運動を捉えることが重要だと考えられる。

膝 OA に対する治療として、運動療法を中心とした保存療法が現在推奨されている¹¹。運動療法の代表的なものは大腿四頭筋の強化である。大腿四頭筋の強化による効果については数多くの研究が報告されており、RCT を対象としたシステマティックレビューにおいても、大腿四頭筋強化が膝 OA 患者における疼痛と機能障害の改善に有効であることが示されている^{13,18}。一方で、近年注目されているのが股関節内外転筋群の強化である。股関節外転筋力の減少が膝 OA の進行に関与しているといった報告も見られ^{3,10}、股関節外転筋の作用により骨盤の側方動揺や対側傾斜が減少し、膝関節内転モーメントを減少させる効果があると考えられている³。また、股関節内転筋も膝関節内転モーメントに拮抗して活動していると考えられている¹⁹。こうした背景から、大腿四頭筋の強化とともに、股関節内外転筋の強化が膝 OA に対する運動療法として用いられることが多い。

そこで本研究では、大腿四頭筋の強化、および股関節内外転筋の強化を中心とした運動療法が、膝 OA 患者における歩行時膝関節運動に及ぼす効果を検証することとした。運動療法が膝関節運動に及ぼす影響が明らかになることで、膝 OA の進行に対する運動療法の効果を定量的に示すことが可能になり、また、さらに効率的な治療法を検討することが可能

になると考えられる。本研究の仮説は、運動療法により脛骨内旋変化量が増加し、内転角度が減少するという、膝 OA に特徴的な異常歩行動作が改善する変化がもたらされる、とした。

方法

1. 研究デザイン (図 1)

本研究は無作為対照試験として行った。対象者のサンプリングは大学周辺地区 35000 世帯を対象に新聞折り込みチラシにて募集を行った。募集条件は 45 歳から 79 歳の女性で現在膝に痛みがあることとした。募集に応じた対象者のなかから質問紙用紙による除外条件 (①現在、膝以外の下肢の疾患を有する、②下肢の手術歴をもつ、③現在、定期的な通院治療を受けている、④本研究と同様の運動療法を継続して実施している、⑤研究参加の継続が困難なそのほかの疾患をもつ) に適合した者を除外した後、抽選により抽出され、かつ研究参加に関するインフォームドコンセントに同意した女性 50 名を研究参加者とした。研究参加者 50 名に対して後述する JKOM スコア²⁾ の調査を行い、JKOM スコアに基づいた層分けを行い、群間のスコア差が生じることを防ぐため、層ごとに無作為に介入群、対照群、おのおの 25 名ずつに振り分けた。各群ともに介入前測定 (項目は後述) した後、介入群は 12 週の運動療法介入を行った。対照群は 12 週の観察期間とした。その後、介入後計測を行った。なお、本研究に際して国立障害者リハビリテーションセンター倫理委員会の承認を受けた。

2. 対象者

上述した運動療法介入群 25 名、対照群 25 名、合計 50 名を対象として研究を開始し、対照群は個人的事情等により研究期間中に 5

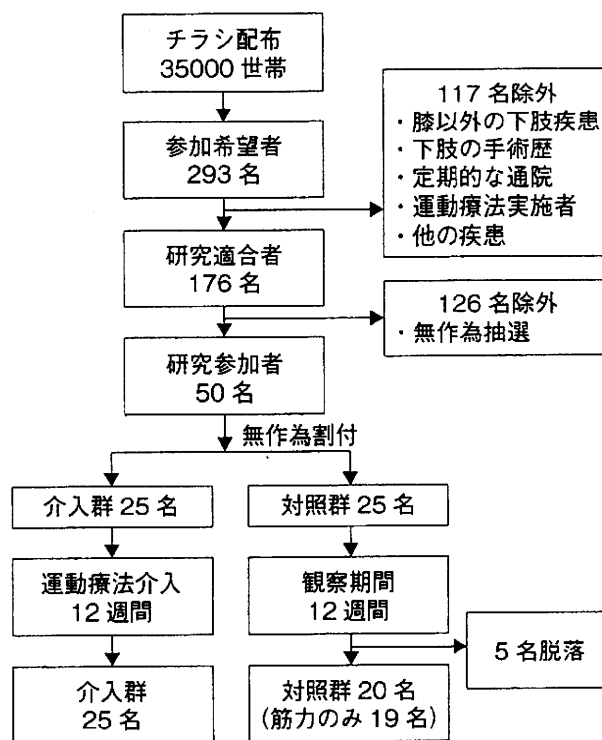


図 1 実験プロトコル

名が脱落し、20 名が対象となった。なお、対照群において後述する筋力測定結果は 1 名未測定のため、19 名を対象とした。対象者の基本情報を表 1 に示した。また、立位 X 線膝関節正面画像を撮影し、Femoro Tibial Angle (以下 FTA) および医師により重症度判定を行った。各群の FTA の結果を表 1 に示した。病期分類は Kellgren-Lawrence 法⁶⁾に基づき行った。病期は軽症から順に grade 1 が 4 名 (介入群 2 名, コントロール群 2 名), grade 2 が 9 名 (介入群 4 名, コントロール群 5 名), grade 3 が 18 名 (介入群 11 名, コントロール群 7 名) および grade 4 が 14 名 (介入群 8 名, コントロール群 6 名)であった。

3. 運動療法介入

介入群は 12 週間の運動療法介入を行った。運動療法は週 1 回の運動療法教室への参加および自宅での運動療法の継続であった。運動療法の内容は、1) 下肢伸展挙上訓練 (straight leg raising), 2) 大腿四頭筋セッティング、

表1 対象者基本情報 (平均±標準偏差)

	年齢	身長 (cm)	体重 (kg)	BMI (kg/m ²)	FTA (度)
介入群	65.2±6.4	153.9±6.7	56.4±9.9	23.8±3.6	178.4±4.5
対照群	65.7±7.7	153.1±5.4	55.9±8.9	23.5±3.4	178.3±4.7

3) 股関節内転運動 (簡易枕使用), 4) 股関節外転運動 (セラバンド使用) の4種類とし, 1日当たり10回を数セット行うように指導した. 自宅での運動は日誌にてその実施回数を記録した. また, 運動療法教室では, 上記の運動療法に加え, ストレッチ, 膝痛に関するレクチャー, 簡単なゲーム (ペタンク) を行った.

4. 測定項目

12週間の介入 (観察) 期間の前後において下記項目の測定を行った.

1) 歩行時膝関節運動

歩行時の膝関節運動, 特に本研究では大腿骨に対する脛骨の内・外転, 内・外旋運動の計測を行った.

(1) 動作課題

動作は裸足での10m自由歩行とし, 至適速度における歩行とした. 対象側は自己申告により疼痛の強い側とした. 測定に先立ち数回の歩行練習を行い動作に慣れた後, 5回の本試行を計測した. なお, ふらつき, よろめきなど対象者の通常の歩行と明らかに異なった場合, また測定者が異常を感じた場合には再計測とした.

(2) 動作計測

対象者には対象側に反射マーカー26個を, 両面テープを用いて貼付した. 貼付位置は, 左・右大転子, 大腿骨の内・外側上顆, 脛骨の内・外側顆, 内・外果, 第二中足骨頭, 端踵骨隆起点, および大腿部に10個, 下腿部に6個とした. 動作中におけるマーカーの三次元座標をHawk camera 8台からなる三次

元自動動作解析装置 (MAC 3D system, Motion Analysis 社製) を用い, サンプリング周波数200 Hzにて計測した.

(3) データ解析

得られた三次元座標データから, PC法¹⁴⁾を用い, 静止立位を基準として, 大腿骨に対する脛骨の内・外転, 内・外旋運動の計測を行った. 各運動の定義はGroodら⁴⁾の定義に従った. 各運動の歩行時立脚期における値を算出し, 立脚期を100%として正規化した. それぞれ, 接地時, 立脚期50%における値, 接地より立脚中期までの変化量を算出した.

2) 下肢筋力

膝関節の等速性屈曲伸展筋力, および股関節の等尺性外転, 内転筋力の計測を行った.

(1) 膝関節伸展・屈曲筋力

BIODEX System III (BIODEX 社製) を用いて等速性膝関節伸展・屈曲筋力を測定した. 対象者を椅坐位の状態に固定し, 動作内容とそれに伴う苦痛がないことを確認したうえで, 角速度60 deg/secでの膝関節伸展および屈曲動作を全力で3回繰り返させた. 3回の試技での最大トルク (Nm) を体重 (kg) で除し, 補正されたものを最大筋力 (Nm/kg) とした.

(2) 股関節内転・外転筋力

ハンドヘルドダイナモメーターPower Track II (JTECH Medical 社製) を用いて, 等尺性股関節内転・外転筋力を測定した. 測定肢位は椅坐位とし, 股関節内外転および内旋中間位の状態から徐々に力を発揮させた. 測定は内外転それぞれ2回ずつ行い最大

値 (N) を採用した。これにモーメントアームである大腿長 (大転子から膝関節裂隙) を乗じたものを最大トルク (Nm) とした。さらにこれを体重 (kg) で除し、補正されたものを最大筋力 (Nm/kg) とした。なお、測定はすべて1名の熟練した検者により行った。

3) 疾患特異的健康関連 QOL 評価

膝 OA の総合機能評価として、日本版変形性膝関節症患者機能評価表 (Japanese Knee Osteoarthritis Measure: JKOM)²⁾ を用いた質問紙調査を行った。本研究では、総合点とし

ての JKOM スコアを用いた。

5. 統計処理

統計処理は反復測定二元配置分散分析 (介入有無 (2) × 測定時期 (2)) を用い、介入の効果を明らかにするため交互作用のみを検討した。危険率は 0.05 とした。なお、筋力の測定値については歩行計測での対象側の値を採用した。

結果

1. 歩行時膝関節運動

介入群, 対象群における歩行時膝関節運動

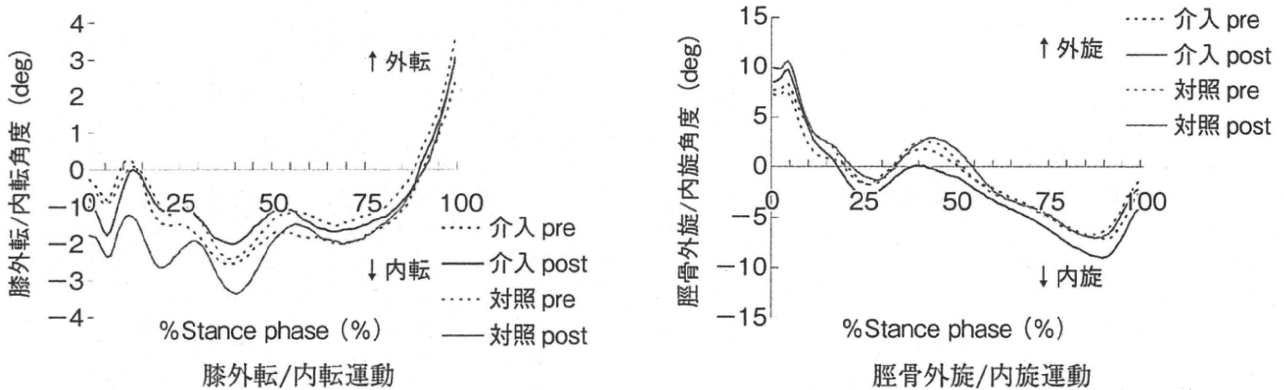


図2 介入群, 対照群の歩行時立脚相膝関節運動変化

表2 介入群, 対照群における各項目の変化

	介入群		対照群		交互作用
	Pre	Post	Pre	Post	
歩行時膝運動 (deg)					
膝内外転角度 (+ : 外転, - : 内転)					
接地時	-0.26 ± 2.29	-0.77 ± 2.64	-0.62 ± 3.13	-1.78 ± 2.73	n.s.
50%立脚時	-1.72 ± 2.38	-1.12 ± 2.31	-1.34 ± 2.88	-1.94 ± 1.82	0.018
変化量	5.05 ± 2.05	4.99 ± 1.84	4.60 ± 1.69	4.76 ± 1.68	n.s.
脛骨内外旋角度 (+ : 外旋, - : 内旋)					
接地時	7.68 ± 4.69	8.50 ± 5.51	7.26 ± 5.11	10.01 ± 6.18	n.s.
50%立脚時	0.05 ± 3.18	-1.06 ± 3.99	0.56 ± 4.86	1.60 ± 4.56	0.049
変化量	12.62 ± 5.07	15.21 ± 5.88	11.61 ± 3.76	15.13 ± 4.29	n.s.
筋力 (Nm/kg)					
膝伸展筋力	1.01 ± 0.44	1.03 ± 0.41	1.09 ± 0.43	1.05 ± 0.43	n.s.
膝屈曲筋力	0.51 ± 0.26	0.46 ± 0.21	0.49 ± 0.21	0.52 ± 0.17	n.s.
股外転筋力	1.25 ± 0.32	1.52 ± 0.33	1.32 ± 0.27	1.28 ± 0.32	<0.001
股内転筋力	1.04 ± 0.23	1.18 ± 0.23	1.01 ± 0.17	0.95 ± 0.14	0.008
JKOM スコア	43.7 ± 10.8	38.0 ± 11.0	43.1 ± 11.0	42.8 ± 13.1	0.042

の立脚期における膝内外転および脛骨内外旋の変化を図2に示した。膝内外転については、接地直後に外転し、その後立脚中期にかけて内転した後、立脚後期には再び外転する角度変化が見られた。脛骨内外旋については、外旋位で接地した後大きく内旋し、立脚中期に軽度外旋した後、再び内旋する角度変化が見られた。

膝内外転、脛骨内外旋角度について介入群、対照群における測定結果を表2に示した。膝内外転について接地時角度、内外転変化量に有意な交互作用は認められなかったが、50%立脚時の内外転角度に有意な交互作用が見られ ($p=0.018$)、介入群で内転角度が減少し、対照群で内転角度が増加する傾向が見られた。脛骨内外旋について接地時角度、内外旋変化量に有意な交互作用は認められなかったが、50%立脚時の内外旋角度に有意な交互作用が見られ ($p=0.049$)、介入群で外旋角度が減少(内旋角度が増加)し、対照群で外旋角度が増加する傾向が見られた。

2. 下肢筋力

膝屈曲・伸展筋力、股外転・内転筋力について介入群、対照群における測定結果を表2に示した。膝屈曲・伸展筋力について有意な交互作用は認められなかった。股外転・内転筋力については有意な交互作用が認められ ($p<0.001$, $p=0.008$)、介入群で筋力が増加する傾向が見られた。

3. JKOM スコア

JKOM スコアについて介入群、対照群における測定結果を表2に示した。JKOM スコアは有意な交互作用が認められ ($p=0.042$)、介入群でJKOM スコアが改善する傾向が見られた。

考 察

本研究の目的は、膝 OA 患者に対して運動療法を行い、運動療法が歩行時膝関節運動に及ぼす効果を検証することであった。本結果について、介入群と対照群の間に交互作用が見られた場合、介入の効果が見られたと考えられる。本結果では、12週間の運動療法により、歩行時立脚中期における膝内転角度が減少し、同じく立脚中期における脛骨内旋角度が増加した。同時にJKOMスコアに改善が見られ、また、股関節内外転筋力が増加していた。

膝 OA 患者に対する運動療法効果についての先行研究は多数見られるが、その多くが疾患特異的健康関連QOLの評価を行うもの^{13,18)} や、筋力強化が長期的な膝 OA の進行に及ぼす影響を検討したものであり^{3,8,10)}、運動療法が異常歩行動作に及ぼす効果を検討したもの^{7,17)} は少ない。Thorstensson ら¹⁷⁾ は、8週間の運動療法前後で歩行時膝内転モーメントの比較を行ったが、有意な変化は見られていなかった。Lim ら⁷⁾ は12週間の大腿四頭筋強化を中心とした運動療法により、大腿四頭筋筋力が増加し、疼痛に改善が見られたが、膝内転モーメントは変化しなかったと報告している。これらの報告は数少ない運動療法の歩行動作における効果を検討したものであるが、近年明らかになりつつある、膝関節の回旋を含めた膝 OA 患者の異常歩行時膝関節運動^{5,11)} に対する効果は検証されていない。

本結果において見られた立脚中期における膝内転角度の減少は、仮説に挙げた結果であり、膝 OA 患者に特徴的な異常歩行を改善させたと考えられる。Specogna ら¹⁵⁾ は X 線上での膝内転角度と、歩行時膝内転モーメントの有意な相関関係を報告している。よって、

歩行時膝内転角度の減少も、膝内転モーメントの減少、さらには膝内側構成体への圧縮負荷が軽減したことが考えられる。ただし、膝内転モーメントについて、本研究では未計測のため、今後、モーメントを含めた検討が必要であるといえる。

一方、脛骨回旋における変化は、立脚中期における脛骨内旋角度の増加であった。これは仮説に挙げた、内旋変化量の増加とは異なる結果であった。この結果について、膝 OA の進行には回旋変化量の減少が関係するもの¹¹⁾、運動療法による症状改善には内旋角度の増加という、異なる回旋運動の変化が生じる可能性が考えられる。もしくは、長期的に運動療法を継続することにより、回旋変化量の増加という、正常歩行に近い歩行を獲得できる可能性もある。今後、膝 OA 患者の膝回旋運動に対する効果を、長期的な効果検証や新たな運動療法の開発等を含めて検証していく必要があるといえる。

本結果で得られた歩行時膝関節運動の変化は、いずれも立脚中期のものであった。これは股関節内外転筋力の増加が関与していると考えられる。Chang ら³⁾ は歩行中の片脚支持期において、股関節外転筋が弱化的ることにより骨盤の対側傾斜が起こり、その結果、体幹重心線が立脚側のより内側を通るため、膝内側構成体への負荷が増加すると提唱している。さらに彼らはその裏付けとして、股関節外転内力モーメントの減少が膝 OA の進行に関連していることを前向き検討において報告した³⁾。本研究においても、運動療法によって増加した股関節内外転筋力が立脚中期に有効に活動したため、骨盤の制動が行われ、膝関節についても異常運動が減少したと考えられる。しかし、膝関節運動への影響については本結果のみでは明らかではなく、今後、筋

活動や、各関節の関節モーメント変化も含めた検討が必要であるといえる。

本研究の限界として以下の点が挙げられる。まず、運動療法による歩行時膝関節運動の変化が JKOM スコアの改善に直接的に作用したかは不明である。今後、社会的要因を含めて検討する必要があると考えられる。また、PC 法の特長として、静止立位を基準とした運動変位計測であることが挙げられる。そのため、膝 OA 進行に伴う膝関節の変形が考慮されないといえる。

結 論

膝 OA 患者に対して運動療法が、立脚中期における膝内転角度の減少、脛骨内旋角度の増加をもたらした。JKOM スコアに改善が見られた。また、股関節内外転筋力の増加が歩行時膝関節運動変化に関与していると示唆された。

謝辞 本研究は日本運動器リハビリテーション学会学術プロジェクトによる研究助成を受けて行われた。

文 献

- 1) Recommendations for the medical management of osteoarthritis of the hip and knee: 2000 update. American College of Rheumatology Subcommittee on Osteoarthritis Guidelines. *Arthritis Rheum.* **43**: 1905-1915, 2000.
- 2) Akai M. et al: An outcome measure for Japanese people with knee osteoarthritis. *J Rheumatol.* **32**: 1524-1532, 2005.
- 3) Chang A. et al: Hip abduction moment and protection against medial tibiofemoral osteoarthritis progression. *Arthritis Rheum.* **52**: 3515-3519, 2005.
- 4) Grood ES. et al: A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng.* **105**: 136-144, 1983.

- 5) Hamai S. et al: Knee kinematics in medial osteoarthritis during in vivo weight-bearing activities. *J Orthop Res.* **27**: 1555-1561, 2009.
- 6) Kellgren JH. et al: Radiological assessment of osteoarthrosis. *Ann Rheum Dis.* **16**: 494-502, 1957.
- 7) Lim BW. et al: Does knee malalignment mediate the effects of quadriceps strengthening on knee adduction moment, pain, and function in medial knee osteoarthritis? A randomized controlled trial. *Arthritis Rheum.* **59**: 943-951, 2008.
- 8) Mikesky AE. et al: Effects of strength training on the incidence and progression of knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* **55**: 690-699, 2006.
- 9) Miyazaki T. et al: Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis.* **61**: 617-622, 2002.
- 10) Mundermann A. et al: Secondary gait changes in patients with medial compartment knee osteoarthritis: increased load at the ankle, knee, and hip during walking. *Arthritis Rheum.* **52**: 2835-2844, 2005.
- 11) 内藤健二ほか：変形性膝関節症患者における歩行時膝関節微細運動の特性。第1回日本関節鏡・膝・スポーツ整形外科学会，札幌，2009。
- 12) Ogata K. et al: The effect of wedged insoles on the thrust of osteoarthritic knees. *International Orthopaedics* **21**: 308-312, 1997.
- 13) Roddy E. et al: Aerobic walking or strengthening exercise for osteoarthritis of the knee? A systematic review. *Ann Rheum Dis.* **64**: 544-548, 2005.
- 14) Sharma L. et al: Knee adduction moment, serum hyaluronan level, and disease severity in medial tibiofemoral osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* **41**: 1233-1240, 1998.
- 15) Specogna AV. et al: Radiographic measures of knee alignment in patients with varus gonarthrosis: effect of weightbearing status and associations with dynamic joint load. *Am J Sports Med.* **35**: 65-70, 2007.
- 16) Takigami H. et al: An evaluation of the velocity of the lateral thrust in osteoarthritic knees with a varus deformity. *Knee* **7**: 11-15, 2000.
- 17) Thorstensson CA. et al: The effect of eight weeks of exercise on knee adduction moment in early knee osteoarthritis — a pilot study. *Osteoarthritis Cartilage* **15**: 1163-1170, 2007.
- 18) van Baar ME. et al: Effectiveness of exercise therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee: a systematic review of randomized clinical trials. *Arthritis Rheum.* **42**: 1361-1369, 1999.
- 19) Yamada H. et al: Hip adductor muscle strength in patients with varus deformed knee. *Clin Orthop Relat Res.* **386**: 179-185, 2001.

■ 2007 年度採択学術プロジェクト研究の概要

膝運動解析の新展開

— point cluster 法を用いた膝運動解析 —

福 林 徹¹⁾ 赤 居 正 美³⁾ 井 田 博 史⁴⁾
 内 藤 健 二³⁾ 永 野 康 治¹⁾ 深 野 真 子²⁾

早稲田大学スポーツ科学学術院¹⁾, 同大学院スポーツ科学研究科²⁾,
 国立障害者リハビリテーションセンター³⁾, 東京医科歯科大学教養部保健体育学教室⁴⁾

緒 言

近年, 運動解析の分野において赤外線カメラ, 解析ソフトの性能が格段に向上しているにもかかわらず, この分野における研究方法は進歩が見られていない。その理由として, 特定の骨指標へ皮膚マーカーを貼布するため, 皮膚の変形が加わること, また, 屈曲, 伸展などの粗大運動は計測可能だが, 回旋, 並進などの微細運動は詳細な計測ができないことが挙げられる。しかし, 運動器疾患では, 回旋運動などの微細運動との関連が示唆されている。特に, 変形性膝関節症 (膝 OA) においては, 異常歩行動作を示すことが知られているが, その詳細は明らかではなく, 単純な側方動揺性ではなく, 回旋運動の異常が考えられる。また, 膝前十字靭帯 (ACL) 損傷では受傷時の膝関節肢位が明らかではなく, ACL の解剖学的特徴から膝回旋運動の関与が示唆されている。そこで注目されているのが, Andriacchi ら¹⁾ によって提唱された Point Cluster 法 (PC 法) である。PC 法は多点皮膚マーカーを用いた膝運動解析法であり, 回旋, 並進運動を含めた運動において骨運動に近い計測が可能であるものである¹⁾。本プロジェクトではこのプログラムを膝 OA

患者の歩行運動解析, ACL 損傷メカニズムの解析に臨床応用し, 従来の方法では得られない膝の回旋運動を中心にした微細な異常知見を明らかにすることを目的に以下の 3 研究を中心に行った。

研究 1 : 変形性膝関節症患者における歩行時膝関節微細運動の特性の検討

目的 : 膝 OA の運動学的特徴の一つとして立脚初期に観察される膝関節の特異的な外側への側方動揺や回旋不安定性等が挙げられているが, それを詳細に定量化した報告は見られない。そこで, 本研究ではより骨運動に近い動作計測が可能である PC 法を用い, 膝 OA 患者の歩行時の膝微細運動特性を抽出することを目的とした。

方法 : 整形外科医により膝 OA と診断された中高年女性 25 名 (65.3±6.9 歳) および若年健常女性 13 名 (21.6±1.3 歳) を対象とした。膝 OA 患者は Kellgren & Lawrence 分類に基づき G1, 2 : 6 名, G3 : 11 名, G4 : 8 名に分類された。すべての対象に対し 3 次元動作解析システム MAC 3D を用いて自由速度での平地歩行動作を計測し, PC 法を用いて立脚期における膝屈曲・膝内外転・脛骨回旋角度を算出した。統計処理は一元配置分散分

析を用い、各群間の特性を比較検討した。

結果：脛骨回旋角度に関して、健常若年群では外旋位で接地後大きく内旋し立脚期 50%時を目安に軽度外旋するといった様なパターンを示したが、膝 OA 群ではそのパターンが不明瞭になり、接地後の内旋変化量が有意に少なかった ($16.3 \pm 3.6^\circ$ vs $12.5 \pm 5.0^\circ$, $p < 0.05$)。また、内外転角度に関して、G1, 2 および 3 の対象では共通して特異的な接地直後の外転から内転への大きな角度変化が観察された。一方 G4 では立脚期を通じた大きな内転変位を示し、立脚 50%時の内転角度に他の群との有意差が見られた ($p < 0.05$)。

考察：本研究の結果から、立脚期の生理的な脛骨回旋の阻害や病期に対応した前額面上の膝関節動揺性などが、定量的に観察された。これらの膝 OA に特異的な運動特性は動作から見た危険因子のスクリーニングや治療効果判定に役立つことが期待された。

研究 2：変形性膝関節症患者における歩行時膝関節運動への運動療法介入効果の検討

目的：膝 OA の特徴の一つとして立脚初期に観察される膝関節の特異的な外側への側方動揺 (lateral thrust) や回旋不安定性といった異常歩行動作が挙げられる。近年の研究により運動療法が膝 OA に対して有用であることが示されてきたが、異常歩行動作における影響を検討したものは少ない。そこで、本研究では PC 法を用い、運動療法が膝 OA 患者の歩行に及ぼす影響について検討した。

方法：整形外科医により膝 OA と診断された中高年女性 45 名 (65.3 ± 6.9 歳) を対象とした。対象者を 12 週の運動療法を行う介入群 (25 名)、および対照群 (20 名) に分け、介入前後で歩行動作解析、JKOM スコア、股関節内外転筋力、膝関節屈曲伸展筋力の計測

を行った。歩行動作解析では立脚期における、膝屈曲・外転・脛骨外旋角度を PC 法を用いて算出した。統計処理は反復測定二元配置分散分析を用い、トレーニング効果の検討を行った。危険率は 5%とした。

結果：運動療法介入後、介入群の JKOM スコアは改善傾向を示した。また、股関節内転筋力、外転筋力は有意に増加した ($p < 0.05$, $p < 0.01$)。歩行動作解析の結果、立脚初期には有意な差は見られなかったが、立脚期 50%における、膝外転角度、および脛骨外旋角度に群間と介入前後の交互作用が見られ (ともに $p < 0.05$)、介入群において膝内転が減少し、脛骨内旋が増加する傾向が見られた。

考察：運動療法介入後の立脚中期における膝内転角度の減少は、膝関節内側構成体への力学的ストレスを減少させる効果があったと考えられる。また、脛骨内旋角度の増加は正常な脛骨回旋運動に近づいたことが考えられる。運動療法が股関節筋力の増強、膝関節運動の変化や JKOM スコアの改善につながることを示された。

研究 3：片脚着地動作における膝自動運動成分を考慮した前十字靭帯損傷メカニズムの推定

目的：非接触型の膝前十字靭帯 (ACL) 損傷におけるリスクファクターとして膝関節における急激な変位運動が挙げられる。これまで時系列的な運動解析により脛骨内旋や外反などの受傷キネマティクスが報告されてきたが、これらにはいわゆるスクリー・ホーム・ムーブメントなど膝の屈曲に伴って不随意に起こる自動的な運動が混在していると考えられる。本研究の目的は、片脚着地動作について膝関節における自動的運動成分を定量

化し、これを実測の関節運動と比較することにより動作タスクに依存した正味の受傷メカニズムを推定することとした。

対象と方法：対象は健常女子 (23.3 ± 2.4 歳) 11 名 11 膝とし、片脚でスクワット動作および落下着地動作を行った。動作データを 3 次元自動動作計測装置により収集し PC 法により脛骨の内旋および外反角度を求めた。まず、スクワット動作データから内旋および外反角度について対屈曲角度変換関係を決定した。次に、この変換関係により落下着地時の膝屈曲角度から内旋および外反角度を求めたものを自動的運動成分値として、これを実測値と比較した。

結果：床接地時における内旋角度は実測値 ($2.62 \pm 1.23^\circ$) が自動的運動成分値 ($10.68 \pm 0.44^\circ$) に比べて優位に小さく、また接地後の内旋運動も顕著であった。外反角度についても同様に、床接地時において実測値 ($0.81 \pm 1.26^\circ$) は自動的運動成分値 ($3.40 \pm 0.34^\circ$) に比べて優位に小さく、その後の外反運動も顕著であった。

考察：着地動作における内旋および外反運動は屈曲に伴う自動的な膝関節の運動と比べて顕著に大きく、これが動作特有の受傷メカニズムとなっていることが示唆される。今回新しく用いた分析手続きにより、自動的な運動成分とは別に着地動作に依存した関節運動が受傷リスクを高めていることを確認した。

まとめ

以上の研究により、PC 法を用いることで変形性膝関節症の膝運動学的変化やその運動療法効果を示すこと、さらに着地等の高速度動作の計測が可能であり、変形性膝関節症の発症要因や前十字靭帯損傷メカニズムについ

て新たな知見が得られた。

本プロジェクトの研究内容は、以下の学会において発表されている。

内藤健二, 永野康治, 深野真子, 井上夏香, 木村知弘, 井田博史, 中澤公孝, 赤居正美, 福林 徹: 変形性膝関節症患者における歩行時膝関節微細運動の特性. 第 1 回日本関節鏡・膝・スポーツ整形外科学会, 北海道, 6 月, 2009.

永野康治, 内藤健二, 深野真子, 井上夏香, 木村知弘, 井田博史, 赤居正美, 福林 徹: 変形性膝関節症患者に対する運動療法介入が歩行時膝関節運動に与える影響. 第 1 回日本関節鏡・膝・スポーツ整形外科学会, 北海道, 6 月, 2009.

K Naito, Y Nagano, M Fukano, H Ida, S Torii, K Nakazawa, M Akai, T Fukubayashi: The comparison of in vivo knee kinematics between knee osteoarthritis patient and young healthy subject during normal gait — Application of point cluster technique —. International Symposium on Ligaments & Tendons-IX, Las Vegas, February, 2009.

永野康治, 内藤健二, 深野真子, 井田博史, 赤居正美, 福林 徹: 多点皮膚マーカー計測法の膝 OA 患者における歩行解析への応用 Part I — 膝 OA 患者歩行における解析法の違い —. 第 20 回日本運動器リハビリテーション学会, 東京, 7 月, 2008.

内藤健二, 永野康治, 深野真子, 井田博史, 中澤公孝, 赤居正美, 福林 徹: 多点皮膚マーカー計測法の膝 OA 患者における歩行解析への応用 Part II — 膝 OA 患者と若年健常者の比較 —. 第 20 回日本運動器リハビリテーション学会, 東京, 7 月, 2008.

H Ida, Y Nagano, T Fukubayashi and M Akai: Kinematic mechanism of anterior cruciate ligament injury excluding the effect of knee intrinsic motion. Orthopaedic Research Society 54th Annual Meeting, San Francisco, March, 2008.

井田博史, 永野康治, 福林 徹, 赤居正美: 片脚着地動作における膝自動運動成分を考慮した前十字靭帯損傷メカニズムの推定. 第 34 回日本臨床バイオメカニクス学会, 東京, 12 月, 2007.

文献

- 1) Andriacchi TP. et al: A point cluster method for in vivo motion analysis: applied to a study of knee kinematics. J Biomech Eng. 120: 743-749, 1998.

Original article

Three-dimensional lower extremity alignment in the weight-bearing standing position in healthy elderly subjects

AKIHIRO ARIUMI^{1,2}, TAKASHI SATO¹, KOICHI KOBAYASHI³, YOSHIO KOGA⁴, GO OMORI⁴, IZUMI MINATO⁵, and NAOTO ENDO²

¹Department of Orthopaedic Surgery, Niigata Kobari Hospital, 3-27-11 Kobari, Niigata 950-2022, Japan

²Division of Orthopaedic Surgery, Department of Regenerative and Transplant Medicine, Niigata University Graduate School of Medicine and Dental Science, Niigata, Japan

³Department of Health Sciences, Niigata University School of Medicine, Niigata, Japan

⁴Center of Transdisciplinary Research, Niigata University, Niigata, Japan

⁵Department of Orthopaedic Surgery, Niigata Rinko Hospital, Niigata, Japan

Abstract

Background. Although assessment of lower extremity alignment is important for the treatment and evaluation of diseases that present with malalignment of the lower extremity, it has generally been performed using only plain radiographs seen in two dimensions (2D). In addition, there is no consensus regarding the criteria for quantitative three-dimensional (3D) evaluation of the relative angle between the femur and tibia. The purpose of this study was to establish assessment methods and criteria for quantitatively evaluating lower extremity alignment in 3D and to obtain reference data from normal elderly subjects.

Methods. The normal alignment of 82 limbs of 45 healthy elderly subjects (24 women, 21 men; mean age 65 years, range 60–81 years) was analyzed in 3D with regard to flexion, adduction–abduction, and rotational angle of the knee in the weight-bearing, standing position. The obtained computed tomography (CT) and biplanar computed radiography (CR) data were used to define several anatomical axes of the femur and tibia as references.

Results. In the sagittal plane, the mean extension–flexion angle was significantly more recurvatum in women than in men. In the coronal plane, the mean 3D hip–knee–ankle angle was more varus by several degrees in this Japanese series than that in a Caucasian series reported previously. Regarding rotational alignment, the mean angle between the anteroposterior axis of the tibia and the transepicondylar axis of the femur in this series was slightly larger (externally rotated) than that of previously reported Japanese series examined in the supine position.

Conclusions. These data are believed to represent important references for 3D evaluation of morbid lower extremity alignment in the weight-bearing, standing position and are important for biomechanical research (e.g., 3D analyses of knee kinematics) because the relative angles between the femur and tibia are assessed three-dimensionally.

Introduction

Lower extremity alignment is determined by both the spatial relation between the femur and tibia and by the geometry of these bones. Assessment of lower extremity alignment is important when determining and evaluating treatment for diseases that present with abnormal alignment in the lower extremities, such as knee and hip arthritis, patellar dislocation, and congenital malalignment.^{1–13} In the field of orthopedic surgery, lower extremity alignment is generally assessed two-dimensionally (2D) on plain radiographs using the hip–knee–ankle angle or the tibiofemoral angle in the coronal plane alone.^{11,14,15} However, 2D radiographic measurements are affected by the position of the radiation source and the orientation of the subject's pelvis and lower extremities.¹⁶ Therefore, the accuracy and reproducibility of this method are insufficient for detailed investigations. In addition, rotational alignment cannot be assessed on plain radiographs.

Despite remarkable recent developments in medical imaging technologies that enable visualization of the three-dimensional (3D) geometry of bone and alignment of the lower extremity, few studies have reported quantitative 3D evaluations of lower extremity alignment in the weight-bearing, standing position using 3D digital bone models. In addition, there remains a lack of consensus regarding the criteria for quantitative 3D assessment.

As previously reported, we developed a method for assessing 3D lower extremity alignment in the standing position using 3D digital bone models; this system has been in clinical use since 2002.^{17,18} To evaluate morbid alignment in the lower extremities of patients with hip and knee arthritis and other diseases, it is vital to obtain normal data of lower extremity alignment from healthy subjects as a reference. One of the purposes of this study was to obtain these reference data by

Offprint requests to: T. Sato

Received: January 8, 2009 / Accepted: September 13, 2009

quantitative, 3D evaluation of lower extremity alignment in healthy elderly subjects so we could compare them with data from osteoarthritis patients' alignment, thereby increasing our knowledge of the clinical state of the disease in future research. Another purpose was to establish the criteria for these evaluations.

Materials and methods

This study was performed according to the protocol approved by the investigational review board of our hospital and Niigata University. All subjects gave informed consent to participate in this study.

Subjects

We assessed 82 limbs of 45 healthy elderly subjects (24 women, 21 men; 37 bilateral and 8 unilateral) who had no pain, history of trauma, knee injury, knee complaints, or radiographic abnormality in the lower limb; they also had no osteoarthritis or rheumatoid arthritis. Unilateral data had been previously collected for another study, and the subjects' opposite lower limbs did not have any of the above-mentioned disorders. The average age of the subjects was 65 years (range 60–81 years).

Three-dimensional digital bone models

Computed tomography (CT) scans with a 2-mm interval were obtained of the femur and tibia of each subject. A 3D digital model of each femur and tibia was reconstructed from the CT data using 3D visualization and modeling software (Zedview; LEXI, Tokyo, Japan) and displayed as a point group. The anatomical coordinate systems were established using 3D model digitizing software (Model Viewer; LEXI) according to the method of Sato et al.^{17,18} (Fig. 1). Several anatomical reference points (described below) were digitized, and the reference axes used in the present study were then installed.

Three-dimensional image-matching procedure

Biplanar computed radiography (CR) images of the subjects' lower extremities were obtained in the weight-bearing, standing position with the knee fully extended and toes in the neutral position using the 3D lower-extremity alignment assessment system previously reported.^{17–19} These images were downloaded to a personal computer. Using the camera calibration technique,¹⁷ we projected the cited 3D digital bone models onto the biplanar CR images by matching the silhouettes of the digital models to the contours of the respective CR bone images via 3D rotation and translation.

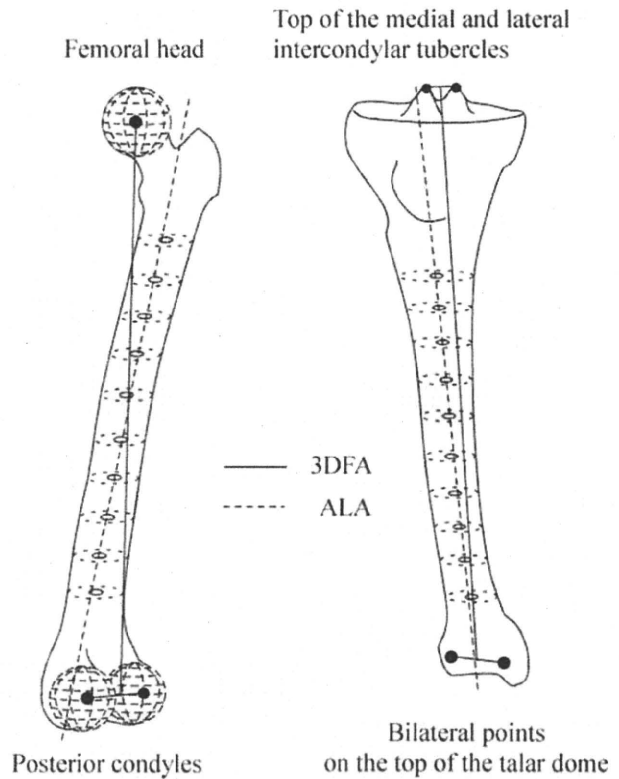


Fig. 1. Bony reference points and anatomical axes defined on the femur and tibia. *Continuous lines*, three-dimensional functional axes (3DFA) [11]; *dotted lines*, anatomical longitudinal axes (ALA)

After these image-matching procedures, a 3D view of the digital bone model that accurately reproduced the spatial relation between the femur and the tibia at the time of CR projection was displayed; and all alignment parameters (described below) were automatically calculated. The maximum spatial errors of this procedure were 0.5 mm when determining distance and 0.8° when determining orientation.¹⁷ The maximum errors in the proposed image matching procedure for determining the relative pose and position between the femur and tibia were 1.6 mm distance and 1.5° orientation.¹⁹ With regard to the reproducibility of the calculated angles, the maximum interobserver error, including all processes of the analysis, was 1.9°, and the maximum intraobserver error was 0.8°.

Definitions of anatomical parameters

Anatomical axes

For true 3D evaluation of lower extremity alignment, the anatomical reference axes themselves must also be defined in 3D. To define the anatomical longitudinal axes of the femur (ALA-f) and tibia (ALA-t) in 3D, a

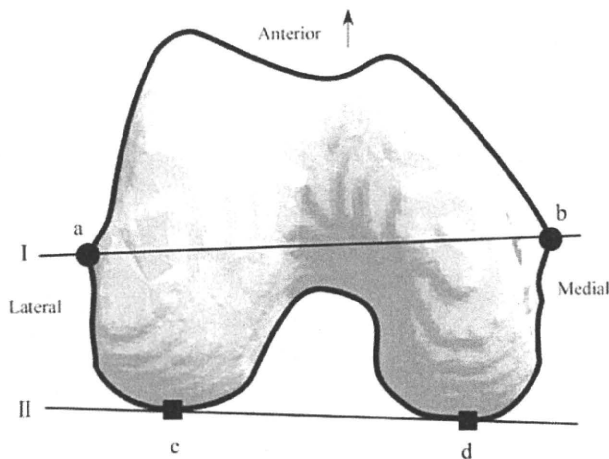


Fig. 2. View of the distal femur. *a, b*, prominences of the medial and lateral femoral epicondyles; *c, d*, posterior-most points of the medial and lateral femoral condyles; *I*, clinical transepicondylar axis (CTEA); *II*, femoral posterior condylar axis (PCA-f)

point group centroid was calculated automatically for the 10 respective cross-sectional planes that divide the diaphysis into 11 equal sections. The ALA was defined as a regression line obtained from approximating distances from these 10 centroids by the least square method (Fig. 1). The 3D functional axes of the femur (3DFA-f) and tibia (3DFA-t) were defined according to the method proposed by Sato et al.¹⁸ 3DFA-f was defined as a line connecting the center of the femoral head and the midpoint of the spheres that represent the medial and lateral posterior femoral condyles. 3DFA-t was defined as a line connecting the midpoint of the eminences of the medial and lateral tibial spines and the center of the ankle joint. Additional axes were defined to assess rotational alignment. For the femur, the posterior condylar axis (PCA-f)^{20,21} was defined as a line connecting the posterior-most points of the medial and lateral femoral condyles; and the clinical transepicondylar axis (CTEA)^{22,23} was defined as a line connecting the prominences of the medial and lateral epicondyles (Fig. 2). For the tibia, the posterior condylar axis (PCA-t)²⁴ was defined as a line connecting the posterior-most points of the medial and lateral tibial condyles. The anteroposterior axis of the tibia (APA-t)²⁵ was defined as a line connecting the anterior-most point of the tibial insertion of the posterior cruciate ligament (PCL) and the medial edge of the tibial tubercle²⁶ projected onto the axial plane of the tibial coordinate system (Fig. 3).

Extension–flexion angle

The anatomical extension–flexion angle of the knee was defined in two ways: (1) as the angle between ALA-f and ALA-t projected onto the sagittal plane of the

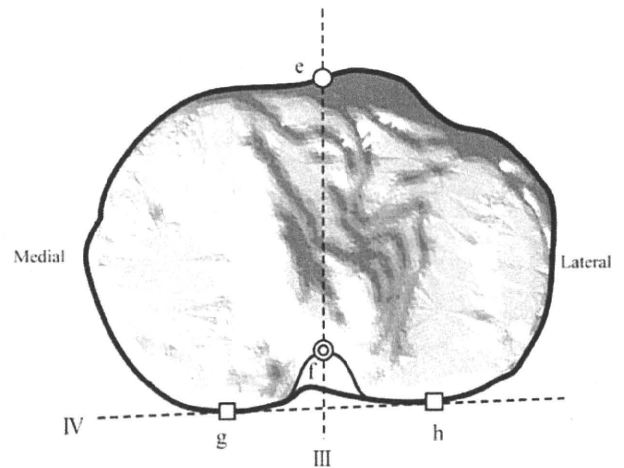


Fig. 3. View of the proximal tibia. *e*, medial edge of tibial tubercle; *f*, anterior-most point of insertion of the posterior cruciate ligament; *g, h*, posterior-most points of medial and lateral condyles. *III*, anteroposterior axis of the tibia (APA-t); *IV*, tibial posterior condylar axis (PCA-t)

femoral coordinate system, termed the 3D anatomical flexion angle (3DAFA); and (2) as the angle between 3DFA-f and 3DFA-t projected onto the same plane, termed the 3D mechanical flexion angle (3DMFA) (Fig. 4). We believe that these angles are each alternative for conventional parameters for evaluating limb alignment: 3DAFA is the 3D version of the definition of knee flexion angle, which is generally utilized for clinical examination; and 3DMFA is the 3D and sagittal version of the conventional hip-knee-ankle angle (HKA).

Adduction–abduction angle

The adduction–abduction angle was also defined in two ways: (1) as the angle between ALA-f and ALA-t projected onto the femoral coronal plane, termed the 3D tibiofemoral angle (3DTFA); and (2) as the angle between 3DFA-f and 3DFA-t projected onto the same plane, termed the 3D hip-knee-ankle angle (3DHKA) (Fig. 5). These two angles are literally 3D versions of TFA and HKA, respectively.

Rotational angle

The relative rotational angle between the femur and tibia at the knee joint was defined in two ways: (1) as the angle between PCA-f and PCA-t projected onto the axial plane of the femoral coordinate system, termed the posterior rotational angle (PRA); and (2) as the angle between CTEA and APA-t projected onto the same plane, termed the functional rotational angle (FRA). We defined PRA as a stable angle for accurate assessment, such as motion analysis. FRA was defined particularly for considering the target alignment of the implants of total knee arthroplasty (Fig. 6).

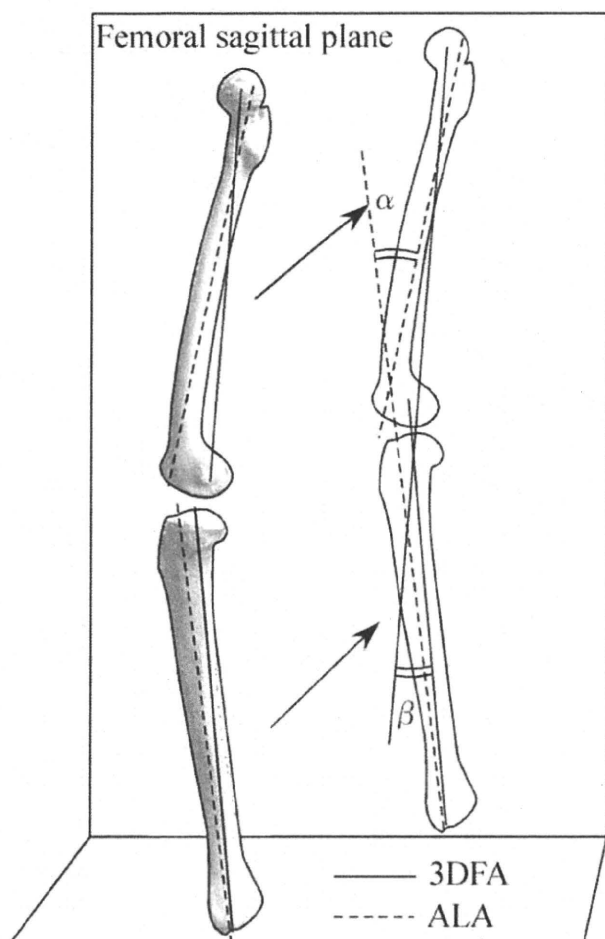


Fig. 4. Reference axes projected onto the femoral sagittal plane. α , 3D anatomical flexion angle (3DAFA), defined as the angle between the ALA-f and ALA-t; β , 3D mechanical flexion angle (3DMFA), defined as the angle between 3DFA-f and 3DFA-t

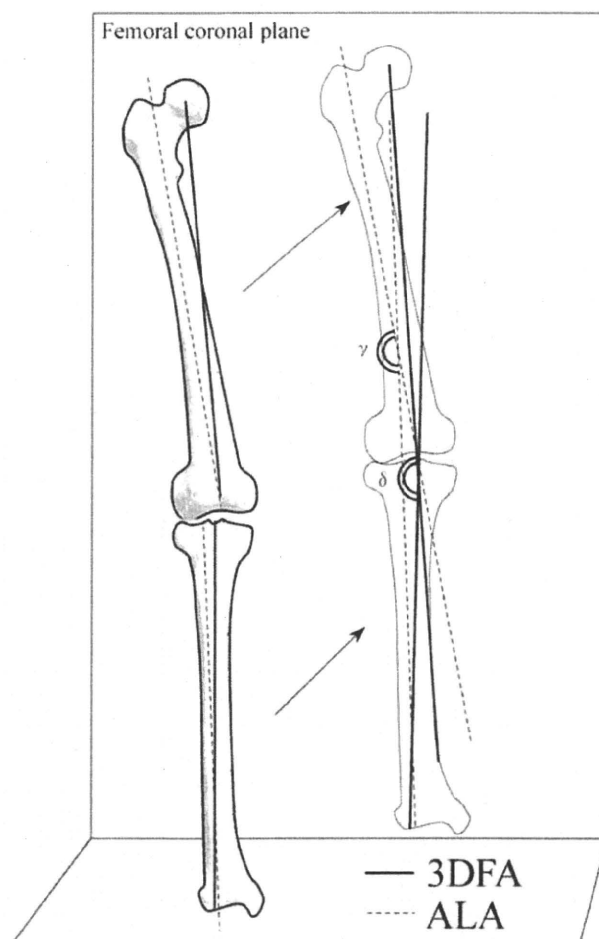


Fig. 5. Reference axes projected onto the femoral coronal plane. γ , 3D tibiofemoral angle (3DTFA), defined as the angle between the ALA-f and ALA-t; δ , 3D hip-knee-ankle angle (3DHKA), defined as the angle between the 3DFA-f and 3DFA-t

Statistical analyses

Differences in all of the angles for sex were assessed using Student's *t*-test, with the level of significance set at $P < 0.05$. The associations between each plane were investigated using regression analysis.

Results

The mean value and standard deviation of each parameter are described in Table 1. Both of the extension-flexion angles (3DMFA and 3DAFA) were significantly ($P = 0.03$) lower (genu recurvatum) in women than in men; in contrast, no difference was found for adduction-abduction or rotational angles with regard to sex. There were no significant correlations between any

combinations of three planes with either of the total or by sex. Although all the angles demonstrated near-normal distributions, wide variations were shown for all angles.

Discussion

We conducted a 3D assessment of alignment of the lower extremities in healthy subjects in weight-bearing, standing position using an anatomical coordinate system established by various bony landmarks on 3D digital bone models. The use of 3D digital models reconstructed from CT data enabled accurate assessment of several clinically important bony landmarks, including the femoral epicondyles and insertion of the posterior cru-

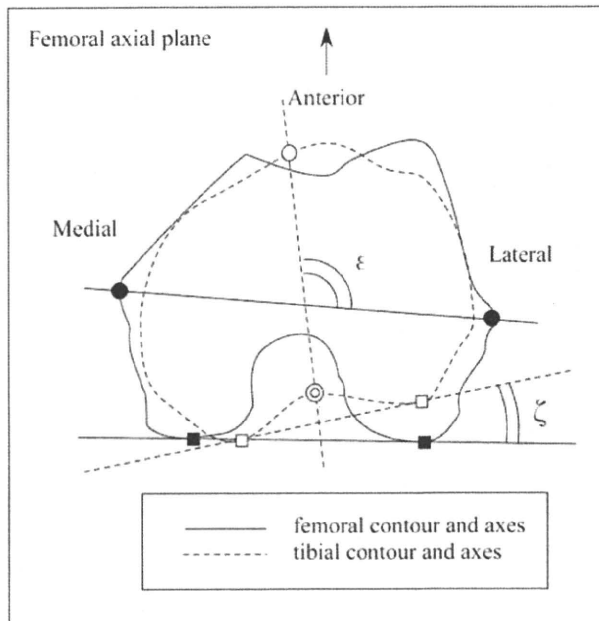


Fig. 6. Reference axes projected onto the femoral axial plane. ϵ , functional rotational angle (FRA), defined as the angle between the PCA-f and PCA-t; ζ , posterior rotational angle (PRA), defined as the angle between the CTEA and APA-t

ciate ligament (PCL), which are particularly useful for evaluating rotational alignment between the femur and tibia. Cooke et al.¹⁴ also reported a 3D evaluation of lower extremity alignment in the standing position using a similarly calibrated frame but without utilizing the 3D geometry of bone; thus, the important landmarks described above could not be evaluated and accurate evaluation of rotational alignment could not be achieved. Taking into account that recent remarkable development in CT and magnetic resonance imaging (MRI) technology enables accurate 3D information of bone geometry to be obtained relatively easily, we think that it is reasonable to use this 3D information for precise evaluations of lower extremity alignment.

Regarding the definitions of the parameters for alignment evaluations, all angles that describe a relative angle between the femur and tibia were projected onto respective planes of the femoral coordinate system in the present study. Although it was a relatively complicated procedure, we believe that all angles should be projected onto the planes of any anatomical coordinate system of the subject's own bone, and that it was the only way to eliminate the measuring errors caused by the postures of the subjects and the positions of the radiation sources used for conventional 2D evaluation by plain radiography.¹⁶

Although we found no previous studies that reported evaluation of lower extremity alignment using the same

3D concept as that proposed in the present study, several authors have reported their findings of entire lower extremity alignment in each plane, as follows. With regard to sagittal alignment, Minoda et al. were the first to report a 2D evaluation¹⁰ of healthy subjects in the standing weight-bearing position; they used lateral plain radiography, which revealed a knee flexion angle of $0.8^\circ \pm 4.2^\circ$ (range -6.2° to 9.2°). Compared with the results of their study, the mean 3DMFA in the present study is slightly more recurvatum, probably reflecting differences in the definitions of the reference axes in the two studies: In the present study, all reference axes were defined three-dimensionally, whereas in Minoda's study they were defined two-dimensionally. Another factor possibly reflecting the difference in the results between the two studies was that they used the fibula as the lower limb axis, whereas we used the tibia (ALA-t). With regard to differences between the sexes, our results found significantly more extension (genu recurvatum) in women, as reported by Nguyen and Shultz.²⁷ We believe that the results of the present study regarding the knee extension–flexion angle (e.g., 3DAFA and 3DMFA) may be used as reference data when evaluating the knee flexion angle anatomically in such situations as knee motion analysis or accurate clinical assessment of range of motion.

Regarding coronal alignment, Moreland et al. reported that the mean knee adduction–abduction angle measured on plain long-leg anteroposterior radiography was 178.5° for the right and 178.9° for the left.¹¹ Cooke et al. also reported coronal alignment of the lower extremity as the HKA angle in healthy subjects in the standing position¹⁴ and described almost the same alignment as that reported by Moreland et al. Compared with these studies, the mean adduction–abduction angle (3DHKA) in the present study was slightly greater (genu varum). The results of coronal alignment (3DHKA and 3DTFA) in the present study were almost the same as the results of two previous studies^{13,28} that reported coronal alignment of lower extremities in Asian populations. Therefore, we believe that the difference in coronal alignment between the results of our series and that of Moreland et al.'s study reflected a racial difference, rather than a difference in the methodologies.

Akagi et al.²⁶ measured the rotation angle of the knee joint in healthy subjects in the supine position, reporting a value of $0^\circ \pm 2.8^\circ$ (range -6.3° to 5.2°). Compared with this previous study, the results of the present study show slightly greater external rotation of the tibia against the femur, probably reflecting differences in the definitions of the reference axis of the femur and in the subjects' posture in the two studies. In the Akagi et al. study, the surgical transepicondylar axis²⁶ (SEA) — defined as the line connecting the sulcus of the medial epicondyle and

Table 1. Angles: means, standard deviations, and ranges

Parameter	Male	Female	Total
Age			
Mean	65.6	64.8	65.1
SD	5.0	5.0	5.0
Range	60–74	60–77	60–77
Extension–flexion angle (°)			
3DAFA			
Mean	6.1	4.0	5.0
SD	5.1	6.0	5.6
Range	-6.5 to 5.1	-6.8 to 6.0	-6.8 to 18.3
3DMFA			
Mean	-2.2	-5.1	-3.8
SD	5.3	6.0	5.9
Range	-15.7 to 5.3	-15.5 to 6	-15.7 to 9.7
Adduction–abduction angle (°)			
3DTFA			
Mean	177.5	176.6	177
SD	2.5	2.5	2.5
Range	172.1–182	171.7–182	171–182
3DHKA			
Mean	181.8	181.8	181.8
SD	2.2	2.6	2.4
Range	177.8–186.5	176.6–188.4	176.6–188.4
Rotation angle (°)			
PRA			
Mean	-1.4	-2.6	-2.1
SD	6.9	6.4	6.6
Range	-14.1 to 12.1	-14.8 to 14.3	-14.8 to 14.3
FRA			
Mean	87.3	84.4	85.7
SD	4.5	6.0	5.1
Range	70.5–104	62.5–99.1	64.9–106.0

AFA, anatomical flexion axis; MFA, mechanical flexion axis; TFA, tibiofemoral angle; HKA, hip-knee-ankle angle; PRA, posterior rotation angle; FRA, functional rotation angle

the lateral epicondyle — was utilized, whereas the CTEA was utilized in the present study because the sulcus of the medial epicondyle was sometimes not present.²⁹ With regard to the subject's posture, the present study is the first in which the relative rotational angle between the femur and tibia was assessed in the weight-bearing, standing position with the knee fully extended; this angle was assessed in the supine position in the previous studies. Therefore, we believe that the tibia was more externally rotated against the femur in this position than in the supine position, achieving "screw-home movement" during terminal extension of the knee.³⁰

Throughout the results, the present study shows marked variability among individuals, and there was no clear correlation between each plane. These facts suggest the difficulty of anticipating entire limb alignment from one parameter in any plane. Assessment of each parameter is thought to be required for detail inspections.

There were several limitations in this study. First, the number of subjects was relatively small because it was difficult finding a large number of volunteers of the required age who were healthy and who were willing to

undergo a CT scan of the entire lower extremity. A larger number of subjects is considered necessary to provide more reliable reference data. Second, the radiation dose delivered during this procedure was higher than that for a plain radiograph because CT scanning was used. New methods for producing 3D digital bone models from images taken by other radiation-free devices, such as MRI, are currently under development. Finally, the definition of "healthy" subjects in this study was based on our subjective determinations. It is possible that subjects who did not have any pain or disease in the lower extremity during the period of this research may develop disease later. Elderly subjects were investigated in this study because we thought that the above possibility would be reduced if the ages of the subjects were relatively high.

In the present study, normal alignment of the lower extremities was analyzed in three dimensions in the weight-bearing, standing position using several anatomical axes defined three-dimensionally. We also suggested definitions of anatomical extension–flexion, adduction–abduction, and rotational angle of the knee, which were then measured three-dimensionally in

healthy subjects. These data are believed to represent important references for determining the above angles in 3D knee motion analysis and in other accurate evaluations regarding 3D knee alignment.

Acknowledgments. The authors thank the staff of the Department of Radiology at Niigata Rinko Hospital for their assistance.

The authors did not receive and will not receive any benefits or funding from any commercial party related directly or indirectly to the subject of this article.

References

- Berger RA, Crossett LS, Jacobs JJ, Rubash HE. Malrotation causing patellofemoral complications after total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1998;356:144–53.
- Cass JR, Bryan RS. High tibial osteotomy. *Clin Orthop* 1988;230:196–9.
- Insall JN, Joseph DM, Msika C. High tibial osteotomy for varus gonarthrosis: a long-term follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 1984;66:1040–8.
- Jeffery RS, Morris RW, Denham RA. Coronal alignment after total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br* 1991;73:709–14.
- Jenny JY, Boeri C, Ballonzoli L. Coronal alignment of the lower limb. *Acta Orthop* 2005;76:403–7.
- Kandemir U, Yazici M, Alpaslan AM, Surat A. Morphology of the knee in adult patients with neglected developmental dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg Am* 2002;84:2249–57.
- Kettelkamp DB. Management of patellar malalignment. *J Bone Joint Surg Am* 1981;63:1344–8.
- Mabrey JD, McCollum DE. High tibial osteotomy: a retrospective review of 72 cases. *South Med J* 1987;80:975–80.
- Matsuda S, Miura H, Nagamine R, Mawatari T, Tokunaga M, Nabeyama R, et al. Anatomical analysis of the femoral condyle in normal and osteoarthritic knees. *J Orthop Res* 2004;22:104–9.
- Minoda Y, Kobayashi A, Iwaki H, Sugama R, Iwakiri K, Kadoya Y, et al. Sagittal alignment of the lower extremity while standing in Japanese male. *Arch Orthop Trauma Surg* 2008;128:435–42.
- Moreland JR, Bassett LW, Hunker GJ. Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *J Bone Joint Surg Am* 1987;69:745–9.
- Suda H, Hattori T, Iwata H. Varus derotation osteotomy for persistent dysplasia in congenital dislocation of the hip: proximal femoral growth and alignment changes in the leg. *J Bone Joint Surg Br* 1995;77:756–61.
- Tang WM, Zhu YH, Chiu KY. Axial alignment of the lower extremity in Chinese adults. *J Bone Joint Surg Am* 2000;82:1603–8.
- Cooke TD, Li J, Scudamore RA. Radiographic assessment of bony contributions to knee deformity. *Orthop Clin North Am* 1994;25:387–93.
- Hsu RW, Himeno S, Coventry MB, Chao EY. Normal axial alignment of the lower extremity and load-bearing distribution at the knee. *Clin Orthop* 1990;255:215–27.
- Kawakami H, Sugano N, Yonenobu K, Yoshikawa H, Ochi T, Hattori A, et al. Effects of rotation on measurement of lower limb alignment for knee osteotomy. *J Orthop Res* 2004;22:1248–53.
- Sato T, Koga Y, Omori G. Three-dimensional lower extremity alignment assessment system: application to evaluation of component position after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2004;19:620–8.
- Sato T, Koga Y, Sobue T, Omori G, Tanabe Y, Sakamoto M. Quantitative 3-dimensional analysis of preoperative and postoperative joint lines in total knee arthroplasty: a new concept for evaluation of component alignment. *J Arthroplasty* 2007;22:560–8.
- Kobayashi K, Sakamoto M, Tanabe Y, Ariumi A, Sato T, Omori G, et al. Automated image registration for assessing three-dimensional alignment of entire lower extremity and implant position using bi-plane radiography. *J Biomech* 2009 Sept 17 [Epub ahead of print]
- Eckhoff DG, Montgomery WK, Kilcoyne RF, Stamm ER. Femoral morphometry and anterior knee pain. *Clin Orthop* 1994;302:64–8.
- Yagi T. Tibial torsion in patients with medial-type osteoarthrotic knees. *Clin Orthop* 1994;302:52–6.
- Nagamine R, Miura H, Inoue Y, Urabe K, Matsuda S, Okamoto Y, et al. Reliability of the anteroposterior axis and the posterior condylar axis for determining rotational alignment of the femoral component in total knee arthroplasty. *J Orthop Sci* 1998;3:194–8.
- Yoshioka Y, Siu D, Cooke TD. The anatomy and functional axes of the femur. *J Bone Joint Surg Am* 1987;69:873–80.
- Eckhoff DG, Johnson KK. Three-dimensional computed tomography reconstruction of tibial torsion. *Clin Orthop* 1994;302:42–6.
- Siston RA, Goodman SB, Patel JJ, Delp SL, Giori NJ. The high variability of tibial rotational alignment in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 2006;452:65–9.
- Akagi M, Oh M, Nonaka T, Tsujimoto H, Asano T, Hamanishi C. An anteroposterior axis of the tibia for total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 2004;420:213–9.
- Nguyen AD, Shultz SJ. Sex differences in clinical measures of lower extremity alignment. *J Orthop Sports Phys Ther* 2007;37:389–98.
- Tamari K, Tinley P, Briffa K, 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* 2006;19:59–67.
- Yoshino N, Takai S, Ohtsuki Y, Hirasawa Y. Computed tomography measurement of the surgical and clinical transepicondylar axis of the distal femur in osteoarthritic knees. *J Arthroplasty* 2001;16:493–7.
- Blankevoort L, Huiskes R, de Lange A. The envelope of passive knee joint motion. *J Biomech* 1988;21:705–20.

全身振動刺激装置を用いた トレーニングが筋力と筋量に及ぼす影響

Effect of whole body vibration training on muscle strength and lean body mass

粟生田博子*¹, 大森 豪*², 山崎 健*³, 田中正栄*⁴, 西野勝敏*⁴

キー・ワード : whole body vibration, muscle strength, lean body mass
全身振動刺激, 筋力, 筋量

〔要旨〕 全身振動刺激トレーニング(WBVT)が筋力と筋量に与える影響について検討した。健常男子大学生20名を対象とし、無作為にWBVT実施群と非実施群に分け、12週間のトレーニング導入前後の下肢等速性・求心性筋力および下肢筋量について比較、検討を行った。その結果、WBVT実施群に筋力、筋量とも若干の増加が認められたが、有意な差は見られなかった。運動選手に対するWBVT効果について、今後さらにトレーニング強度や期間を再検討し、継続して調査を行う必要がある。

■ 緒 言

全身振動刺激トレーニング(Whole Body Vibration Training : WBVT)は、振動板の上に立つことによって身体機能を向上させるトレーニング方法である。振動板の上に立つことで加えられる振動刺激は、筋の反射性収縮を誘発し、運動効果をもたらすと考えられており、これまでは高齢者の運動機能向上や転倒予防トレーニングとしての報告が多かったが、近年は、スポーツ競技における新しいトレーニングとして導入され始めている。トレーニング効果の即時的な報告では、身体の血液循環が促進され、筋柔軟性が向上したとする報告¹⁾や、神経筋協調性の改善に対する効果の報告²⁾などが見られる。一方、筋力についてはト

レーニング期間や評価項目も様々であり、効果に相違が見られる^{3~7)}。また若年健常人に対する報告は少なく、トレーニングによる筋量の変化は明らかとなっていない。今後、トレーニング処方に活用するためにも筋力と筋量の関連を明らかにする必要がありと考えられる。そこで本研究では、健常成人男性に対してWBVTを実施し、筋力と筋量の変化を調べ、その有効性を検討することを目的とし、トレーニングの実施による影響について分析を行った。

■ 対象と方法

1. 対 象

運動部所属の健常男子大学生20名(年齢 20.8 ± 1.2 歳; 平均 \pm 標準偏差)を対象とした。これらを、通常練習内容に加えWBVTを実施する者10名(以下WBVT群)と、通常練習のみでWBVTを実施しない者10名(以下非実施群)の2群に無作為に分類した。このうち、測定開始後に試合等で外傷発生し、トレーニング継続不可能になった3

*1 新潟医療福祉大学医療技術学部理学療法学科

*2 新潟大学超域研究機構

*3 新潟大学教育学部

*4 新潟県健康づくり・スポーツ医科学センター

表1 対象者の身体特性

	WBVT 群 (n = 9)	非実施群 (n = 8)	p-value
身長(cm)	171.6±2.7	169.5±5.3	n.s
体重(kg)	67.6±7.7	68.4±8.4	n.s
BMI(kg/m ²)	23.0±2.6	23.7±1.8	n.s

平均値±標準偏差

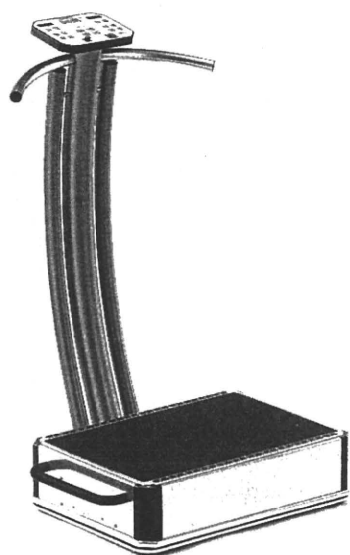


図1 振動刺激装置
G-Sport® (Novotec Medical GmbH, Germany).

名を除いた17名を今回の分析対象とした(表1)。
対象者には研究概要の説明を口頭および文書にて

行い、同意を得た上で測定を行った。

2. 方法

a. 使用機器

使用機器は振動刺激トレーニング装置G-Sport® (Novotec Medical GmbH, Germany)とした。本装置の振動板は正中部を中心に左右交互に振動する。被験者は振動板上で姿勢を維持する。そこで振動刺激による緊張性収縮が促進され、高頻度で筋収縮の学習効果を得ることができる。振動周波数は5~30Hzで変更可能で、振幅は開脚幅を変えることによって調整することができる(図1)。

b. トレーニング内容

振動板上における姿勢保持および動作は先行研究¹⁾に準じ、以下の6課題を設定した。①②18Hz, 26Hzの2種類の周波数を用いた30秒間軽度膝関節屈曲位の閉脚静止立位保持, ③26Hz, 60秒間軽度膝関節屈曲位の開脚静止立位保持, ④26Hz, 60秒間の静止スクワット保持, ⑤26Hz, 60秒間で4秒に1回膝関節屈曲60°までの反復スクワット動作, ⑥左右各30秒間のフォワードランジ姿勢保持(図2)。振動板上の開脚位置は中心から左右32cmの幅(振幅: 6mm, 最大変位: 12mm)で統一した。

トレーニング期間は12週間、頻度は週3回、1回の実施時間は5分とし、対象者の部活動練習時間の前後いずれかにWBVTを行うものとした。対象者の部活動における練習内容は特に指定せず、2群とも同じ練習を実施した。

①閉脚静止立位(軽度膝屈曲): 18Hz, 30秒保持

②閉脚静止立位(軽度膝屈曲): 26Hz, 30秒保持

③開脚静止立位(軽度膝屈曲): 26Hz, 60秒保持

④静止スクワット: 26Hz, 60秒保持

⑤反復スクワット(膝関節60°屈曲)を4秒に1回, 26Hz, 60秒間

⑥フォワードランジ姿勢保持(左右): 26Hz, 各30秒間

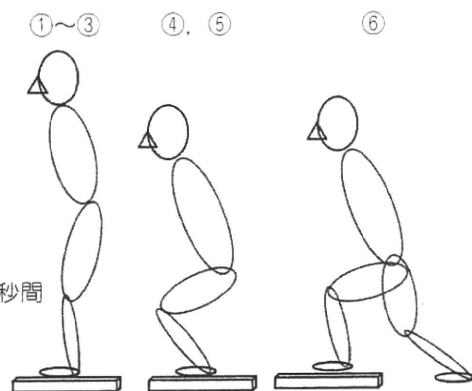


図2 実験試技
WBVT 群に上記プログラムを実施した。

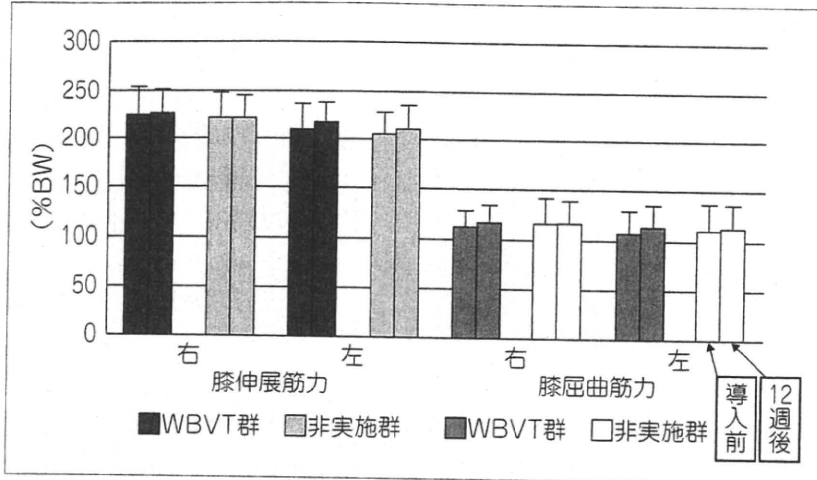


図3 各群のWBVT導入前後における体重比膝屈伸筋力(180°/sec)の比較

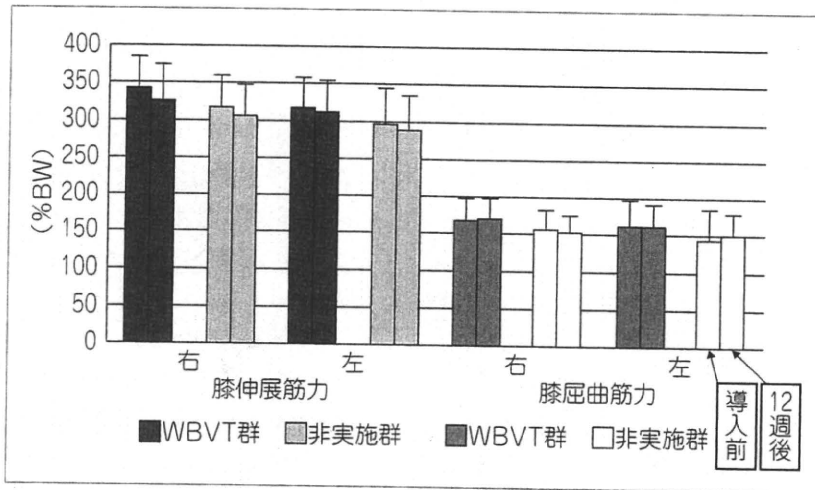


図4 各群のWBVT導入前後における体重比膝屈伸筋力(60°/sec)の比較

c. 評価項目

筋力は角速度60°/秒および180°/秒における等速性・求心性筋力とし、膝関節屈曲・伸展最大トルクとした。測定にはBIODEX SYSTEM3(BIO-DEX社製)を使用した。下肢筋量の測定には、QRP4500A(HOLOGIC社製)を使用した。各評価項目は、対象者全員に対し、トレーニング導入前および12週間後に計測した。分析にあたり、膝屈伸筋力値および下肢筋量について、得られた計測値を対象者の体重で除した値を用いた。

d. 統計処理

得られた値について、WBVT群、非実施群の2群間で比較・検討を行った。2群間における筋力、筋量の検定にはウィルコクソン符号付順位和検定を用いた。有意水準は5%とした。

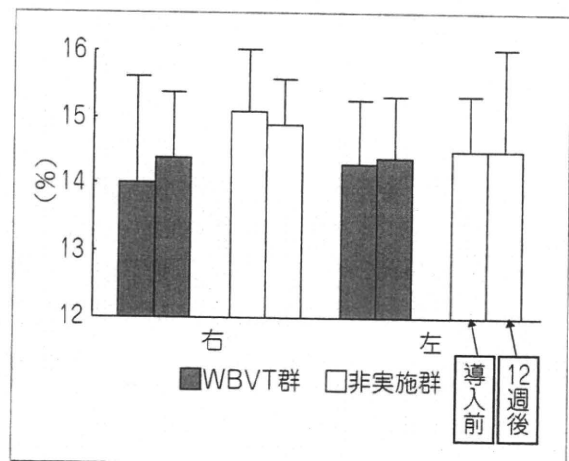


図5 各群のWBVT導入前後における体重当たり下肢筋量の比較