

性を医師が患者に十分理解させることができないからである。

今回の結果から本研究で用いた動作解析装置により日常生活の動作において筋力トレーニング前後での関節負荷の変化や筋力の差異を定量的に測定することが可能であると判明した。すなわち、本装置を用いることでどのようなトレーニングが効果的であるかを評価することが可能となった。

本研究では関節障害をもつ高齢者の特徴や基礎的な筋力トレーニングの効果について検討したが、前述のように関節変形の程度や疼痛の影響、人工関節手術による影響、トレーニング方法の詳細な評価は不十分であった。特にトレーニング指導については、自宅などで自主性に任せ行うため指導が確実に行われているかを評価するのが容易ではない。今回はリハビリテーション科の処方に従い、従来より行われているオースドックスな等尺性および等張性の大腿四頭筋訓練を指導したが、本トレーニング方法がそれぞれの症例に適切であるかは十分な検討がなされておらず、今後の検討課題である。本研究手法は、計測に伴う侵襲も少なく、一度の計測も約30分で終了する。今後さらに症例を増やすことにより保存的治療を行っている変形性関節症患者を対象に、運動療法や個別のトレーニング法の効果について定量的評価を行う予定である。

総 括

高齢者の関節障害に対する筋力トレーニングの効果を3次元動作解析装置を用いて判定した。変形性膝関節症17名34膝（平均71歳）、また60歳以上の健常者8名16膝（平均63歳）を対象とした。リハビリテーション科による処方箋に基づき等尺性および等張性大腿四頭筋訓練を行った変形性膝関節症群（訓練あり群：17膝）と訓練を行わなかった群（訓練なし群：17膝）および健常群（16膝）について、動作中の大腿四頭筋モーメントを算出し、比較検討した。動作は平地歩行および最大屈曲位からの片脚起立とした。関節障害のある高齢者は健常者に比べ、最大屈曲位からの片脚起立において大腿四頭筋活動の低下が顕著であった。さらに一定の筋力トレーニングを行うことによりその活動が改善することが示唆された。3次元動作

解析装置による関節負荷計測は、日常生活動作における筋活動評価に有用である。今後より詳細な筋力トレーニングのプログラム作成にむけ、症例を増やし検討を行う必要があると考えられた。

謝 辞

稿を終えるにあたり、本研究を助成いただきました明治安田厚生事業団に深謝いたします。また研究にご協力いただいた、慶應義塾大学医学部大学院博士課程鈴木亨君にお礼申し上げます。

参 考 文 献

- 1) Andriacchi, T.P., Andersson, G.B.J., Fermier, R.W., and Stern, D. (1980) : A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *J Bone Joint Surg*, 62A, 749-757.
- 2) Andriacchi, T.P., Galante, J.O., and Fermier, R.W. (1982) : The influence of total knee-replacement design on walking and stair-climbing. *J Bone Joint Surg Am*, 64, 1328-1335.
- 3) Baliunas, A.J., Hurwitz, D.E., Ryals, A.B., Karrar, A., Case, J.P., and Block, J.A. (2002) : Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*, 10, 573-579.
- 4) Hurwitz, D.E., Ryals, A.B., Case, J.P., Block, J.A., and Andriacchi, T.P. (2002) : The knee adduction moment during gait in subjects with knee osteoarthritis is more closely correlated with static alignment than radiographic disease severity, toe out angle and pain. *J Orthop Res*, 20, 101-107.
- 5) Hurwitz, D.E., Ryals, A.R., Block, J.A., Sharma, L., Schnitzer, T.J., and Andriacchi, T.P. (2000) : Knee pain and joint loading in subjects with osteoarthritis of the knee. *J Orthop Res*, 18, 572-579.
- 6) Kuroyanagi, Y., Nagura, T., Matsumoto, H., Otani, T., Suda, Y., Matsuzaki, K., Haratoh, K., Nakamura, T., and Toyama, Y. (2005) : Knee flexion angle and joint loads in the patients with knee osteoarthritis during maximum flexion under weight bearing. *Trans ORS*, in

- press.
- 7) Mundermann, A., Dyrby, C.O., Hurwitz, D.E., Sharma, L., and Andriacchi, T.P. (2004) : Potential strategies to reduce medial compartment loading in patients with knee osteoarthritis of varying severity: reduced walking speed. *Arthritis Rheum*, 50, 1172-1178.
 - 8) 名倉武雄, 松本秀男, 大谷俊郎, 須田康文, 磐田振一郎, 畔柳裕二, 戸山芳昭 (2003) : 変形性膝関節症患者の動作解析—日常生活動作における関節負荷の特徴. *日本膝関節学会誌*, 28, 2, 14-16.
 - 9) Nagura, T., Dyrby, C.O., Alexander, E.J., and Andriacchi, T.P. (2002) : Mechanical loads at the knee joint during deep flexion. *J Orthop Res*, 20, 881-886.
 - 10) Nagura, T., Otani, T., Suda, Y., Matsumoto, H., and Toyama, Y. (2004) : Is high flexion following Total knee arthroplasty safe? Evaluation of knee joint loads in the patients during maximal flexion. *J Arthroplasty*, in press.
 - 11) Sharma, L., Hurwitz, D.E., Thonar, E.J., Sum, J.A., Lenz, M.E., Dunlop, D.D., Schnitzer, T.J., Kirwan-Mellis, G., and Andriacchi, T.P. (1998) : Knee adduction moment, serum hyaluronan level, and disease severity in medial tibiofemoral osteoarthritis. *Arthritis Rheum*, 41, 1233-40.
 - 12) Silva, M., Shepherd, E.F., and Jackson, W.O. (2003) : Knee strength after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 18, 605-611.
 - 13) Su, F.C., Lai, K.A., and Hong, W.H. (1998) : Rising from chair after total knee arthroplasty. *Clin Biomech*, 13, 176-181.

外側楔状補高足底挿板の膝・足関節に及ぼす力学的負荷

—足関節バンド固定型足底挿板の効果の検討—

Effect of lateral wedged insole on the joint load of knees and ankles
—with special reference to the effect of insole with elastic bandage—

慶應義塾大学整形外科

Department of Orthopedic Surgery, Keio University

畔柳 裕二, 名倉 武雄, 松本 秀男, 井口 傑, 戸山 芳昭
Yuji Kuroyanagi, Takeo Nagura, Hideo Matsumoto, Suguru Inokuchi,
Yoshiaki Toyama

Key words: 変形性膝関節症 (knee osteoarthritis), 内反モーメント (adduction moment),
外側楔状補高足底挿板 (lateral-wedged insole)

要 旨

内側型変形性膝関節症に対して外側楔状補高足底挿板は広く用いられている。本研究では変形性膝関節症に対する通常型足底挿板及び足関節バンド固定型足底挿板の膝関節負荷に及ぼす影響を検討した。

対象は内側型変形性膝関節症患者17例28膝である。裸足・通常型足底挿板装着時・固定型足底挿板装着時の平地歩行における膝関節、足関節内反モーメントを検討した。

膝内反モーメントは裸足・通常型足底挿板装着時・固定型足底挿板装着時でそれぞれ4.5, 4.3, 4.1 (%BW*Hi) であり、固定型足底挿板使用時で有意に減少した。足関節内反モーメントには差は認められなかった。

足関節バンド固定型足底挿板の使用により内側型変形性膝関節症患者の膝関節内側の関節負荷を軽減できる。

a) 緒 言

本邦における変形性膝関節症(以下、膝OA)は内側型が多い。一方、生体工学的には下肢の内反変形が高度になるに従って膝関節内側コンパートメントにかかる負荷が増大するとされている。したがって、関節内側にかかる負荷の軽減が疼痛の軽減につながると考えられる¹⁾。

内側型膝OAの保存的治療には外側楔状補高足底挿板(以下、足底挿板)が広く用いられている。足底挿板使用の膝OAに対する有用性については臨床的・生体工学的な報告が散見される²⁾³⁾。戸田らは2000年、足関節に弾性バンドによる8の字固定を加える足底挿板の使用により、従来使用されている足底挿板より臨床成績が良いことを報告した⁴⁾。しかし、動作中の関節負荷についての報告はなく、そのメカニズムも不明な点が多い。

本研究では、動作解析装置を用いて関節負荷を計測することにより内側型膝OA患者に対する足底挿板の効果の評価した。更に、足関節固定弾性バンドの有無の効果についても検討した。

b) 対象と方法

対象はKellgren-Lawrence分類でgrade3以上



図1. 下肢の6箇所にもーカーを貼付した。

の変形を有し、補助具を用いずに歩行可能な内側型膝OA患者17名、28膝（男性2膝、女性26膝）とした。股関節・足関節に愁訴を有する患者や、関節リウマチ等の全身性炎症性疾患を有する患者は対象から除外した。年齢は67から81歳（平均73歳）、Hospital for Special Surgeryスコアは64から87点（平均80点）であった。

まず、被験者の腸骨稜、大転子、膝関節外側、足関節外果、踵外側、第5中足骨骨頭の6箇所にも反射マーカーを貼付した（図1）。10 mの平地歩行路を裸足で、次いで通常型足底挿板（以下、通常型）、更に足関節固定型足底挿板（以下、固定型）をそれぞれ装着して歩行し、4台のQualysis社製特殊カメラ及びBertec社製床反力計を用いて計測した。歩行速度については特に何も指示せず、被験者の最も歩きやすい速度とした。通常型、固定型とも全く同じ10 mm外側補高したシリコンラバー製の足底挿板を用いた（図2）。

内側コンパートメントの関節負荷を評価するため、その指標である内反モーメントをInverse dynamics法にて算出し、身長・体重で正規化した⁹⁾。Inverse dynamics法は非侵襲的に関節負荷

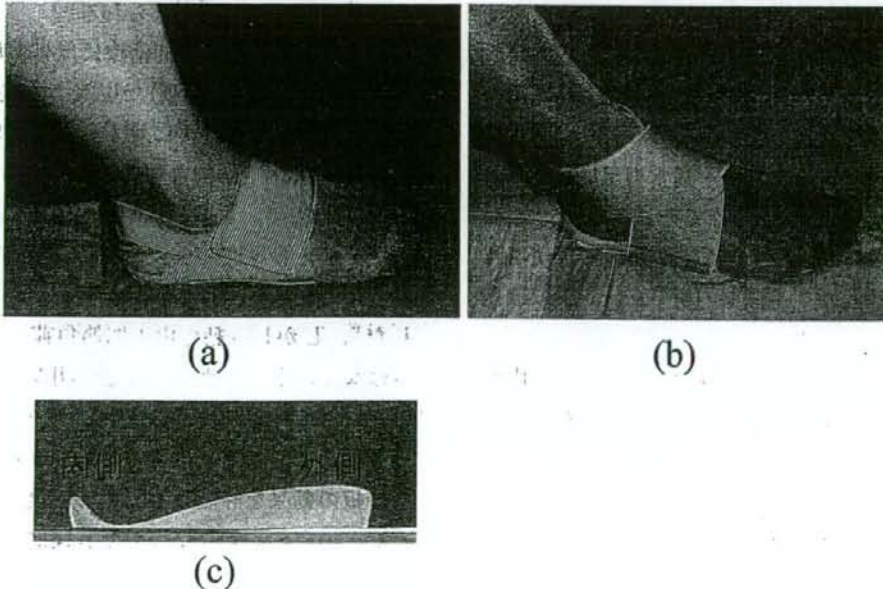


図2. 使用した足底挿板。(a) 通常型、(b) 固定型、(c) 挿入した足底挿板。外側を10 mm補高した。

を計測する方法であり、関節を摩擦のない pin joint と仮定して三次元位置と床反力計の data よりモーメントを計測する方法のことである。以下の項目につき検討した。①歩行時の膝・足関節内反モーメント。②裸足の歩行時内反モーメントと足底挿板使用時の内反モーメントの差を裸足時内反モーメントで除した内反モーメントの減少率。③歩行速度及び歩調。裸足・通常型使用時・固定型使用時で比較し、Wilcoxon 検定にて評価した。p < 0.05 で有意差ありとした。

c) 結果

①膝内反モーメントについて、足底挿板装着時において裸足と比べて有意に減少し、固定型装着時で減少が大きかった (図3)。足関節内反モーメントは裸足・通常型装着時・固定型装着時でそれぞれ 1.8, 1.8, 1.8 (%BW*Ht) であり、足底挿板装着時で足関節内反モーメントの差は認められなかった。

②速度、歩調とも足底挿板装着時の方が大きい傾向にあったが (表1) 有意差は認められなかった。

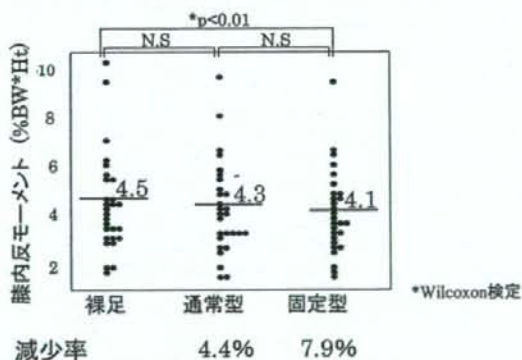


図3. 足底挿板使用時の歩行時膝内反モーメント。

表1. 足底挿板使用時の歩行速度・歩調。

| | 裸足 | 通常型 | 固定型 |
|-----------------|------|------|------|
| 速度 (m/s) | 0.68 | 0.72 | 0.71 |
| 歩調 (stride/min) | 104 | 108 | 108 |

N.S.

d) 考察

膝内反モーメントは動作時に膝を内反させようとする力であり、内側型OAの関節負荷の指標となる。下肢の内反に比例して増大し、歩行速度が速くなると大きくなることが報告されている^{1) 4)}。

通常型足底挿板装着時の歩行時膝内反モーメントについてはすでに報告がある。Crenshawらは健常膝において歩行時膝内反モーメントは足底挿板装着にて6.8%減少し⁷⁾、KerriganらはOA膝において5度補高した足底挿板では6%、10度補高した足底挿板では8%膝内反モーメントが減少したと報告した⁸⁾。自検例では通常型装着時に4.4%、固定型装着時に7.9%膝内反モーメントは減少した。すなわち、足関節をバンド固定した足底挿板は裸足と比べて有意に膝内反モーメントを減少させ、通常型足底挿板よりも内反モーメントを減少させる効果が大きかったと結論できる。また足関節における内外側の負荷は影響が小さかった。これは戸田らが従来型の足底挿板に比べて足関節固定型のほうが臨床成績がよいと報告したこと⁴⁾を支持する結果である。

安田らは足底挿板使用により外反された踵骨が距骨下関節によって代償されるのでFTAは変わらず、荷重軸に対して膝関節の距離が小さくなることより内側にかかる負荷が軽減されると報告した⁹⁾。固定型装着時では戸田らが報告したように距骨下関節での踵骨の外反が制御されるため、FTAが改善する。そのため、さらに荷重軸との距離が小さくなり膝関節内側の負荷がより軽減されると考えられた。しかしながら、弾性バンドによってどの程度踵骨の外反が制御できるかについては不明であり、今後さらなる検討を有すると考えられる。

通常型足底挿板はその簡便さより膝OA患者に広く用いられている。固定型足底挿板は特に高齢者には装着に煩雑さがあるものの、バンドを加えるだけで膝関節内側の負荷を軽減できる効果が大きく、膝OAの保存治療のため有用な方法である

と考えられた。

e) 結 語

1) 内側型変形性膝関節症患者は外側楔状補高足底挿板を用いることによって、歩行中の膝関節内側コンパートメントの負荷を軽減できる。

2) 足関節を弾性ベルトで固定すると膝内側の負荷を軽減する効果大きい。足関節内外側の負荷には足底挿板の影響が小さい。

3) バンド固定型足底挿板はFTAを改善させるため膝内側にかかる負荷を軽減できると考えられた。

文 献

- 1) Hurwitz DE, Ryals AB, Case JP, et al: The knee adduction moment during gait in subjects with knee osteoarthritis is more closely correlated with static alignment than radiographic disease severity, toe out angle and pain. *J Orthop Res* 20: 101, 2002.
- 2) Wolfe SA, Brueckman FR. Conservative management of genu valgus and varum with medial/lateral heel wedge. *Indiana Med* 84: 614-615, 1991.
- 3) Keating EM, Faris PM, Ritter MA et al. Use of lateral heel and sole wedges in the treatment of medial osteoarthritis of the knee. *Orthop Rev* 22: 921-924, 1993.
- 4) Toda Y, Segal N, Kato A et al. Effect of a novel insole on the subtalar joint of patients with medial compartment osteoarthritis of the knee. *J Rheumatol* 28: 2705-2710, 2001.
- 5) Andriacchi TP, Galante JO, Fermier RW. The influence of total knee replacement design on walking and stair-climbing. *J Bone Joint Surg Am* 64: 1328, 1982.
- 6) Mundermann A, Dyrby CO, Hurwitz DE et al. Potential strategies to reduce medial compartment loading in patients with knee osteoarthritis of varying severity. *Arthritis Rheum* 50: 1172-1178, 2004.
- 7) Crenshaw SJ, Pollo FE, Calton EF. Effects on lateral-wedged insole on kinetics at the knee. *Clin Orthop* 375: 185-192, 2000.
- 8) Kerrigan DC, Jennifer LL, Goggins J et al. Effectiveness of a lateral-wedged insole on knee varus torque in patients with knee osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil* 83: 889-893, 2002.
- 9) Yasuda K, Sasaki T. The mechanics of treatment of the osteoarthritic knee with a wedged insole. *Clin Orthop* 215: 162-172, 1987.

変形性膝関節症患者の動作解析 —日常生活動作における関節負荷の特徴—

Knee joint loads during various activities of daily living in the patients with knee osteoarthritis

名倉 武雄 松本 秀男 大谷 俊郎 須田 康文
畔柳 裕二 磐田振一郎 戸山 芳昭

慶應義塾大学整形外科

Takeo NAGURA, Hideo MATSUMOTO, Toshiro OTANI, Yasunori SUDA,
Yuji KUROYANAGI, Shinichiro IWATA, Yoshiaki TOYAMA

Department of Orthopedic Surgery, Keio University

Knee loads were evaluated in 7 patients with knee osteoarthritis (OA) during walking, stairs and deep flexion activities. A motion analysis system was used to obtain knee kinematics and kinetics. Eleven healthy volunteers were also analyzed to compare the knee mechanics during the activities. The patients showed reduced the knee flexion moment during stair descending and rising from maximum flexion, while the knee adduction moments were greater than the normal knees in all activities. The different knee joint loads with OA patients should result from several clinical aspects of the patients, such as reduced function of the quadriceps muscle, pain, and the static alignment of the knee.

key words : Osteoarthritis (変形性関節症)

Joint load (関節負荷)

Deep flexion (深屈曲)

はじめに

変形性膝関節症 (以下膝 OA) 患者の歩行中の関節負荷の特徴として、膝外反モーメント (Knee Adduction Moment) の増大がある。この外反モーメントは下肢アライメント (荷重時 FTA) と強く相関し、膝 OA の病勢をよく反映することが知られている^{3,4,9}。このように関節負荷の計測は膝 OA の病態を把握するうえで有用であるが、膝 OA 患者についてより負担の大きい階段降下や深屈曲動作中の関節負荷について検討している研究は少ない。膝 OA 患者ではこれらの動作で疼痛を訴えることが多く、臨床症状と関節負荷の関係が注目される。本研究では膝 OA 患者の日常生活動作、とくに 90°以上の深い屈曲動作における関節負荷について検討した。

対象および方法

X線で腰野分類2度以上の変形があり日常生活動作に支障のない膝 OA 患者7例 (年齢: 67-78歳, 平均71歳, HSSスコア: 79-94点, 平均87点, 関節可動域: 120-155度, 平均140度) を対象とした。OAのgradeは2度および3度が3例, 4度が1例で, 全例内側型OAであった。動作解析装置 (Qualysis社製) および床反力計を用いて, 下肢に貼付した6つのマーカーの位置と床反力を計測し, 4種類の動作中の膝関節負荷をInverse Dynamics法¹⁾をもちいて計算した。対象動作は, 平地歩行, 階段昇降および深屈曲からの起立とした。深屈曲からの起立では, 被験者は側方に設置した台を指示として, 最大屈曲位からの片脚起立を行った (Fig. 1)。対照として健常者11名 (平均年齢30歳) について同様に計測を行い, 膝 OA 群と比較検討した。

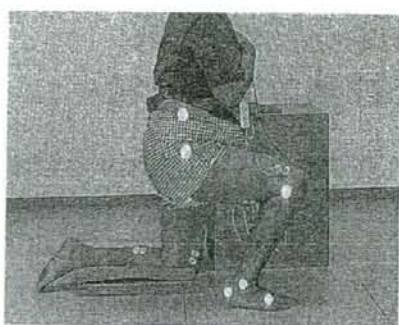


Fig. 1 最大屈曲位からの片脚起立
膝 OA 患者では側方に台を設置し、これを支持
として動作を行った。

結 果

各動作中の膝関節最大屈曲角は、階段上昇を除く3つの動作で膝 OA 患者において小さかった (Fig. 2)。膝屈曲モーメントは膝 OA 群で、全ての動作において小さく、階段降下、深屈曲からの起立では有意差を認めた (Fig. 3)。膝外反モーメントは、全ての動作において膝 OA 群で有意に小さかった (Fig. 4)。膝関節外力は膝 OA、コントロールとも階段降下中が最大であり、歩行中の後方、垂直外力および深屈曲からの起立中の後方外力が OA 群において小さかった (Table 1)。

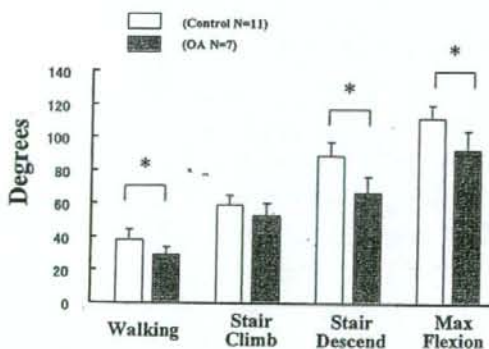


Fig. 2 各動作中の膝関節最大屈曲角度の比較
* $p < 0.05$

考 察

今回の検討で、膝 OA 患者ではさまざまな日常生活動作において健常者と異なる関節負荷のパターンがみられることがわかった。膝屈曲モーメントは膝伸筋 (大腿四頭筋) により拮抗されるため、動作中の大腿四頭筋機能の指標と

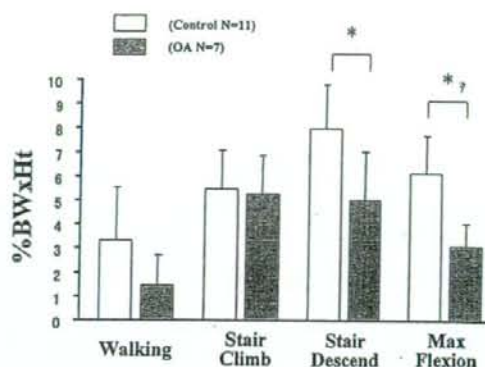


Fig. 3 各動作中の膝関節屈曲モーメントの比較
%BW x Ht = %体重 x 身長。* $p < 0.05$

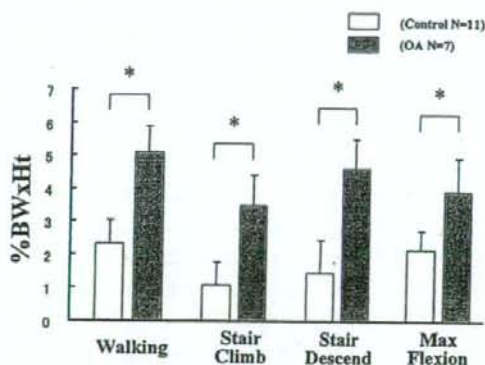


Fig. 4 各動作中の膝関節外反モーメントの比較
%BW x Ht = %体重 x 身長。* $p < 0.05$

Table 1 各動作中の膝関節外力の比較 (単位 %体重)

| 動作 | 群 | 垂直外力後方外力 | |
|---------|------|-------------|--------------|
| | | 垂直外力 | 後方外力 |
| 歩行 | 健常群 | 37.4 (6.2) | 112.5 (14.3) |
| | 膝OA群 | 25.3 (5.0)* | 93.4 (5.7)* |
| 階段上昇 | 健常群 | 41.6 (7.9) | 100.3 (6.4) |
| | 膝OA群 | 36.5 (5.7) | 90.0 (7.8) |
| 階段降下 | 健常群 | 60.4 (11.0) | 115.6 (16.5) |
| | 膝OA群 | 50.5 (5.7) | 114.4 (15.9) |
| 深屈曲から起立 | 健常群 | 47.2 (11.7) | 85.5 (18.0) |
| | 膝OA群 | 28.0 (5.8)* | 78.3 (0.2) |

* $P < 0.05$

考えられる。また膝屈曲モーメントは、歩行中に疼痛のある患者では減少することが知られている^{2,3)}。本結果では膝 OA 患者は階段降下や深屈曲などより負荷の大きな動作で屈曲モーメントの低下が顕著であり、これらの動作で四頭筋機能の低下や疼痛の影響がより大きく反映されていたと考えられる。事実、膝スコア (HSS)

と屈曲モーメントの相関は、歩行 ($R=0.06$) よりも階段降下 ($R=0.36$) や深屈曲からの起立 ($R=0.46$) で高くなる傾向を示した。膝 OA 患者における膝外反モーメントは全ての動作で増大しており、内反変形が関節負荷に影響したものと考えられる^{4,5)}。立位 FTA との相関は歩行 ($R=0.63$) で最も高く深屈曲からの起立 ($R=0.27$) では相関が低かった。これは歩行では立脚期において膝が伸展位をとるため、より下肢の静的アライメントが関節負荷に反映された結果となったと考えられた。

ま と め

- 1) 膝 OA 患者 7 名について 4 種類の日常生活動作中の膝関節負荷について評価した。
- 2) 膝 OA 患者では、階段降下や深屈曲からの起立などより負荷の大きい動作で膝屈曲モーメントが減少していた。また膝外反モーメントが全ての動作で増大していた。
- 3) 膝 OA 患者における関節負荷は、大腿四頭筋機能の低下、運動時の疼痛や下肢の内反変

形を反映していると考えられた。

文 献

- 1) Andriacchi T.P., Galante J.O., et al.: The influence of total knee-replacement design on walking and stair-climbing. *J Bone Joint Surg Am.*, 64: 1328-1335, 1982.
- 2) Goh J.C., Bose K., et al.: Gait analysis study on patients with varus osteoarthritis of the knee. *Clin Orthop.*, 294: 223-231, 1993.
- 3) Hurwitz D.E., Ryals A.R., et al.: Knee pain and joint loading in subjects with osteoarthritis of the knee. *J Orthop Res.*, 18: 572-579, 2000.
- 4) Hurwitz De., Ryals A.B., et al.: The knee adduction moment during gait in subjects with knee osteoarthritis is more closely correlated with static alignment than radiographic disease severity, toe out angle and pain. *J Orthop Res.*, 20: 101-107, 2002.
- 5) Sharma L., Hurwitz D.E., et al.: Knee adduction moment, serum hyaluronan level, and disease severity in medial tibiofemoral osteoarthritis. *Arthritis Rheum.*, 41: 1233-1240, 1998.

変形性膝関節症患者における歩行時 膝関節内反角度の変化 —動的 FTA 評価の試み—

Changes in varus angle during gait in patients with knee osteoarthritis —Evaluation of dynamic femoro-tibial angle—

畔柳 裕二 名倉 武雄 松本 秀男 大谷 俊郎
須田 康文 磐田振一郎 桐山 善守 戸山 芳昭

慶應義塾大学整形外科

Yuji KUROYANAGI, Takeo NAGURA, Hideo MATSUMOTO,
Toshiro OTANI, Yasunori SUDA, Shinichiro IWATA,
Yoshimori KIRIYAMA, Yoshiaki TOYAMA

Department of Orthopedic Surgery, Keio University

Clinical evaluation of knee osteoarthritis (OA) is usually on X-ray, while the patients experience pain during the motions. And the varus deformity of the knee is also diagnosed by femoro-tibial angle (FTA) under weight bearing. This study was designed to measure the dynamic changes in varus angle of the knee during walking with knee OA patients, using skin marker based 3D motion analysis system.

Thirty seven medial OA knees in 25 patients and 24 knees in 12 volunteers were tested at the gait laboratory. The varus angles of the knee defined by skin markers at heel strike were 180.0 ± 2.4 , 185.2 ± 3.5 , 188.8 ± 4.0 degrees for normal group, moderate OA group, severe OA group, respectively. The angles increased by 0.4 ± 1.1 , 1.9 ± 1.6 , 3.1 ± 1.6 degrees in stance phase, respectively ($p < 0.05$).

This study showed that the varus angle and the changes of the varus angle increased as the grade of the knee OA advanced. An analysis of knee kinematics using skin markers was thought to be a useful tool to evaluate dynamic deformity on coronal plane in OA knees.

膝 29: 123~126, 2004

key words : Knee osteoarthritis (変形性膝関節症)
Motion analysis (動作解析)
Femoro-tibial angle (大腿骨脛骨角)

はじめに

本邦における変形性膝関節症 (以下 OA) は内反膝を呈するものが多いが、通常その評価には単純レントゲンによる大腿骨脛骨角 (以下 FTA) が指標とされる。一方、OA 患者は歩行・立ち上がりなどの動作時に疼痛を訴えることが多いが、その際の膝関節内反角がどの程度変化している

かは不明である。これまで膝動作時の動態解析は fluoroscopy による報告が多い^{2,3,4}が、本法は側方入射のため内外反の評価は難しい。今回われわれは三次元動作解析装置を用いて、内側型 OA 患者の歩行中の下肢アライメントの変化を三次元的に計測し、歩行中に生じる膝関節内反角の変化と X 線による病期、臨床症状との関係を解析したので報告する。

対象および方法

X 線で腰部分類 2 度以上の変形があり補助具

を用いずに歩行可能な内側型 OA 患者 25 例 37 膝 (男性 6 膝, 女性 31 膝, 67~81 歳, 平均 72.4 歳) を対象とした。OA の grade は grade 2 が 18 膝, grade 3 が 15 膝, grade 4 が 4 膝であった。Hospital for Special Surgery score (以下 HSS スコア) はそれぞれ 87.6 ± 6.1 点, 79.2 ± 6.3 点, 74.2 ± 7.8 点であった。対照として膝に愁訴のない健康者 12 例 24 膝 (男性 12 膝, 女性 12 膝, 平均 21 歳) についても同様に計測した。

下肢に 6 つのマーカー (腸骨稜, 大転子, 膝関節外側, 足関節外果, 踵外側, 第 5 中足骨骨頭) を貼付し, 10m の平地歩行を 4 台の特殊カメラ (Qualysis 社製, 120Hz), 床反力計 (Bertec 社製) を用いて計測した⁹⁾。

得られたデータより, 前額面上で大転子, 膝外側, 足関節外果のマーカーで成す角を '膝関節内反角' (Fig. 1), 大転子, 膝外側, 足関節外果の 3 点で成す平面と進行方向の成す角を '下肢外旋角' (Fig. 2) と定義し, 各歩行相におけるこれらの変化を分析した。ここで言う進行方向とは, 歩行路の方向であり動作解析装置における Y 座標を指す。

Fig. 3 に示すように膝関節内反角は膝屈曲角度の変化に影響を受けるため, 立脚期において膝屈曲角度が近似する 2 点において膝関節内反角の計測を行った。接地後, 膝が屈曲し伸展すること (double knee action) に着目し, 屈曲角度の

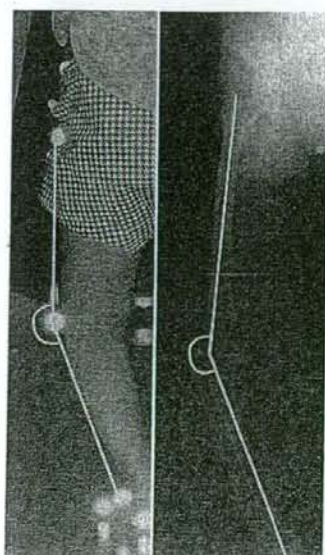


Fig. 1 立位膝関節内反角と荷重位 FTA

極小値を与える時点と接地時において検討した。検討項目は, (1) 立位膝関節内反角と立位 FTA との関係, (2) 接地時, 立脚期 (Fig. 3) の膝関節内反角の差, (3) 接地時, 立脚期における膝屈曲角度及び膝外旋角度である。

上記の検討項目についてレントゲン評価で grade 2 を中等度 OA 群 (n=18), grade 3, 4 を高度 OA 群 (n=19) とし各群間で比較検討した。統計には分散分析一元配置を用い, $p < 0.05$ で有意差ありとし, 相関については Pearson の相関係数を用いた。

結 果

1) 立位膝関節内反角と立位 FTA との関係:

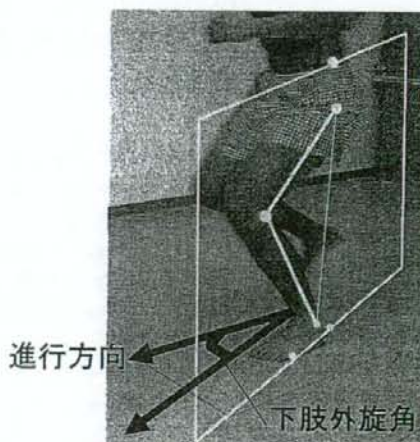


Fig. 2 “下肢外旋角”の定義

マーカー 3 点で成す角と進行方向の成す角を下肢外旋角と定義した。

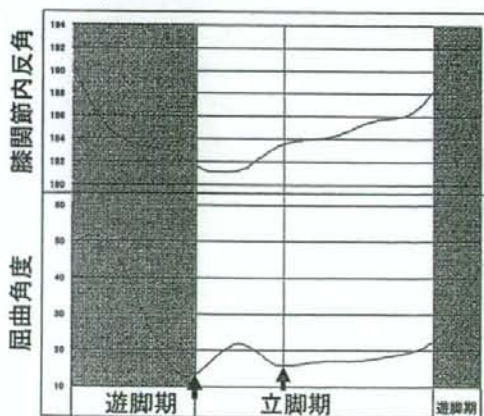


Fig. 3 計測した 2 点 (矢印)

屈曲角度がほぼ等しくなる 2 点 (接地時, 立脚期)

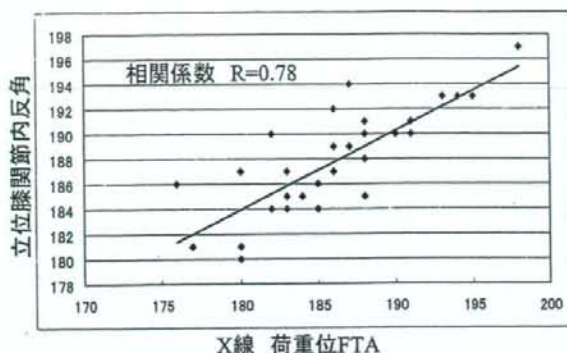


Fig. 4 荷重位 FTA と立位膝関節内反角の関係
相関係数 $R = 0.78$ と高い相関を認めた。

Table 1 歩行時膝関節内反角の変化量

| 膝関節内反角(°) | 接地時 | 立脚期 | 変化量 | |
|-----------|-----------|-----------|---------|-------------------|
| 健常膝 | 180.0±2.4 | 180.4±2.3 | 0.4±1.1 | p<0.001 p<0.05 |
| 中等度OA | 185.2±3.5 | 187.1±3.3 | 1.9±1.6 | |
| 高度OA | 188.8±4.0 | 191.9±4.0 | 3.1±1.6 | |

マーカによる立位膝関節内反角は立位 FTA と相関係数 0.78 と高い相関を認めた (Fig. 4)。

2) 接地時, 立脚期の膝関節内反角度の差: 接地時と立脚期の膝関節内反角度の差は各群間で有意差を認めた (Table 1)。すなわち OA が高度なほど接地時の膝内反角度は大きく, 立脚期には, さらにその増加量が大きかった。また膝関節内反角の変化量と HSS スコアの相関係数は -0.48 であった。

3) 接地時, 立脚期における膝屈曲角度及び膝外旋角度: 膝屈曲角度は接地時・立脚期において中等度 OA 群でそれぞれ 8.3 ± 5.9 度・ 12.7 ± 6.6 度, 高度 OA 群では 10.2 ± 5.8 度・ 14.6 ± 8.3 度であった。また下肢外旋角は中等度 OA 群で 20.2 ± 12.5 度から 21.8 ± 10.1 度, 高度 OA 群で 35.3 ± 12.5 度から 38.8 ± 9.2 度であり, いずれも高度 OA 群で大きかったが, 接地時・立脚期の間に各群で有意差を認めなかった。

考 察

膝関節の内反変形は多くの場合回旋を含む三次元的な変形である。今回検討した膝内反角はこのうち前額面における変化を評価したものである。したがって, 歩行時膝関節内反角の変化については膝関節屈曲角度, 脛骨の回旋角度,

側方動揺性 (lateral thrust) などの影響を考慮する必要がある。Koshino ら⁹⁾は健康膝において屈曲角度が 1 度大きくなると FTA が計測上約 0.1 度小さくなると報告した。すなわち屈曲拘縮などにより屈曲角度が大きくなると見かけ上の内反角が変化する可能性がある。そこで, 今回の検討では屈曲角度の違いによる影響をなるべく小さくなるように, 接地時と荷重時のうち最も屈曲角度が小さかつ近似した 2 点において検討した (Fig. 3)。その結果 OA の X 線上の病期が進行すると膝関節内反角度ばかりでなく, 荷重による内反角の増加量も大きくなることが明らかとなった。臨床症状を反映する HSS スコアと相関係数 -0.48 であるため, 歩行時の下肢内反角の変化量は OA の病態を dynamic に評価する一つの指標となりえると考えられた。

本研究では大転子, 膝外側, 足関節外果に貼付したマーカにより膝関節内反角を計測したに過ぎない。本システムでは skin motion による誤差を有する。しかし本法は動作を拘束することなく三次元の動態解析を行うことができる利点を有する。特に前額面における OA 膝の動的変化を捉えた研究は少ない⁷⁾。Lateral thrust を含めた OA 膝における関節動態は依然不明な点が多く, これらの非生理的な関節動態は OA の病態, 進行に深く関与していると考えられる。

近年の計測手法の発展により, 多数の皮膚マーカを用いてより詳細な計測が可能となっている¹⁾。今後, これらの手法の応用により OA のより詳細な動態解析を行いその有効性を検証したいと考えている。

結 語

- 1) 三次元動作解析装置を用いて OA 患者の歩行中の前額面での下肢アライメントを計測した。
- 2) OA の病期が進行すると膝関節内反角度ばかりでなく荷重による内反角の増加量も大きくなった。
- 3) OA の病態評価には, 三次元動作解析は有用である。

文 献

- 1) Andriacchi T.P., Alexander E.J., Toney M.K., 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.

- 2) Banks S., Bellemans J., Nozaki H., et al.: Knee motions during maximum flexion and mobile-bearing arthroplasties. *Clin Orthop.*, 410: 131-138, 2003.
- 3) Bellemans J., Banks S., Victor J., et al.: Fluoroscopic analysis of the kinematics of deep flexion in total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg.*, 84-B: 50-53, 2002.
- 4) Komistek D., Dennis A., Mahfouz M.: In vivo fluoroscopic analysis of the normal human knee. *Clin Orthop.*, 410: 69-81, 2003.
- 5) Koshino T., Takayama M., Jiang L.S., et al.: Underestimation of varus angulation in knees with flexion deformity. *Knee*, 9: 275-279, 2002.
- 6) 名倉 武雄, 松本 秀男, 大谷 俊郎ほか: 変形性膝関節症患者の動作解析・日常生活動作における関節負荷の特徴. *膝*, 28: 14-16, 2003.
- 7) Ogata K., Yasunaga M., Nomiya H.: The effect of insole on the thrust of osteoarthritic knees. *Int Orthop.*, 21: 308-312, 1997.

Tibiofemoral Joint Contact Force in Deep Knee Flexion and Its Consideration in Knee Osteoarthritis and Joint Replacement

Takeo Nagura,¹ Hideo Matsumoto,¹ Yoshimori Kiriya,¹
Ajit Chaudhari,² and Thomas P. Andriacchi²

¹Keio University and ²Stanford University

The aim of the study was to estimate the tibiofemoral joint force in deep flexion to consider how the mechanical load affects the knee. We hypothesize that the joint force should not become sufficiently large to damage the joint under normal contact area, but should become deleterious to the joint under the limited contact area. Sixteen healthy knees were analyzed using a motion capture system, a force plate, a surface electromyography, and a knee model, and then tibiofemoral joint contact forces were calculated. Also, a contact stress simulation using the contact areas from the literature was performed. The peak joint contact forces ($M \pm SD$) were 4566 ± 1932 N at 140 degrees in rising from full squat and 4479 ± 1478 N at 90 degrees in rising from kneeling. Under normal contact area, the tibiofemoral contact stresses in deep flexion were less than 5 MPa and did not exceed the stress to damage the cartilage. The contact stress simulation suggests that knee prosthesis having the contact area smaller than 200 mm^2 may be problematic since the contact stress in deep flexion would become larger than 21 MPa, and it would lead damage or wear of the polyethylene.

Key Words: knee joint loading, motion analysis, computer model

¹Nagura, Matsumoto, and Kiriya are with the Department of Orthopedic Surgery, Keio University, Shinjyuku, Tokyo, Japan; Chaudhari is now with the Department of Orthopaedics, Ohio State University, Columbus, OH 43210; and Andriacchi are with the Department of Mechanical Engineering, Stanford University, Stanford, CA 94305-4038.

The tibiofemoral joint experiences significant mechanical loads in daily activities. Since direct measurement of the knee joint force is technically and ethically difficult, most of the in vivo studies have used a combination of motion analysis and modeling to calculate the joint force. Estimated tibiofemoral joint contact force ranged from 2–4 times body weights (1500–2500 N) in walking (Morrison, 1970; Taylor et al., 2004) to 5–7 times body weights (3500–6000 N) in rehabilitation exercises such as squat (Dahlkvist et al., 1982; Ellis et al., 1979; Escamilla et al., 1998; Lutz et al., 1993; Toutoungi et al., 2000; Wilk et al., 1996). However, these studies did not analyze knee motion larger than 140 degrees. Current studies revealed that the tibiofemoral joint decreases its contact area in deep flexion. At 133 degrees of flexion, the contact between the femur and tibia places at the posterior edge on the tibial plateau and the lateral femoral condyle may be regarded as being posteriorly subluxed at full flexion (Nakagawa et al., 2000; Li et al., 2004). Thus, the medial compartment, especially the medial meniscus, carries most of the mechanical load in full flexion motion. This characteristic may explain why degenerative tear is most frequently seen in the posterior portion of the medial meniscus, while there is a lack in joint loading data during such knee flexion. In addition, deep knee bending is considered as one of the risk factors to cause tibiofemoral osteoarthritis. The recent epidemiological studies of large populations in Europe, the United States, and China have shown the strong relationship

between tibiofemoral osteoarthritis and deep knee bending (Coggon et al., 2000; Felson et al., 1991; Zhang et al., 2004). However, it is not clear how the joint loads in deep flexion play a role in leading to the degenerative change. A recent *in vitro* study (Thambyah et al., 2005) suggested that the joint contact stress in simulated deep flexion may reach the damage limits of cartilage; however, loading conditions were derived from different studies and knee flexion was limited to 120 degrees. Thus, there is a need to analyze the tibiofemoral joint loading in the motions that include full range of flexion.

Mechanical load at the knee in high flexion becomes an important issue in current total knee arthroplasty (TKA). Many "high-flexion" designs are commercially available to satisfy the patients' expectations (Li et al., 2004; Weiss et al., 2002). However, elevated contact stress on the polyethylene leads to destructive wear process. Many studies have shown that the contact stress on the implant exceeded the yield point of the polyethylene inlay under the physiological loads (Chapman-Sheath et al., 2003; Harris et al., 1999; Kuster et al., 1997; Stukenborg-Colsman et al., 2002; Nakayama et al., 2005). In particular, the contact stress in 90 degrees or more may be considerable for the implant. One reason is thought to be limited contact areas that result in higher contact stress in that flexion with most of the current prosthesis designs (Chapman-Sheath et al., 2003; Stukenborg-Colsman et al., 2002; Nakayama et al., 2005). Therefore, evaluation of the tibiofemoral joint force in deep flexion is necessary to simulate the contact stress and to provide rationale about how much contact area is required in the prosthesis to sustain the mechanical loads.

The aim of this study was to evaluate the tibiofemoral joint forces on healthy knees in deep flexion up to 155 degrees. To consider the mechanical effect in the joint, a contact stress simulation was also performed. We hypothesize that the joint force should not become large enough to damage the joint under normal contact area, but should become deleterious to the joint under the limited contact area.

Methods

Sixteen healthy subjects (seven women and nine men) with no history of knee pain or injury were tested at the gait laboratory. All subjects read and signed a consent form, which was approved by

Institution Review Board at Stanford University. The subjects had a mean age of 32 years (range 27–42), a mean height of 1.70 m (range 1.52–1.80), and a mean weight of 597 N (range 430–855). An opto-electronic motion capture system (Qualysis, Svedalen, Sweden) with a multicomponent force plate (Berotec, Columbus, OH) and a four-channel surface EMG (Synèrgy Lab, Sensory Motor Performance Program, Chicago, IL) were used to capture synchronized motion, force, and EMG data at 120 Hz respectively. To reduce the test burden on a subject, only the left leg was tested. The markers were placed at superolateral aspect of the iliac wing, lateral aspect of the greater trochanter, lateral joint line of the knee, lateral malleolus, lateral calcaneus, and lateral head of the fifth metatarsal. The three-dimensional joint kinematics, net (external) knee moments, and net (external) knee forces were calculated using a six-marker link model (Nagura et al., 2002). In the model, a local anatomical coordinate system on the tibia was used to represent the force directions. The long axis of the tibia was defined as the superior-inferior axis. The link model included the assumption that no axial rotation occurred about the long axis of each segment. The activities of four limb muscles (rectus femoris, vastus medialis, hamstrings, and medial head of gastrocnemius) on the left limb were recorded with two electrodes (ConMed, Utica, NY) placed over each muscle belly with the centers 2 cm apart. The activity of the hamstrings was recorded at the mid point between lateral and medial hamstrings. The signal level was normalized to the signal during the maximum voluntary contraction (MVC), which was performed as indicated in the text (Lacote et al., 1987). The average signals of the rectus femoris and vastus medialis were used to indicate the quadriceps activity.

The subjects performed the trials of 10 m of level walking, stair climbing onto the two platforms 25.5 cm in height each, rising up from a kneeling position with one leg (kneeling), and rising up from a full squatting position with both legs (full squat). In the kneeling activity, the flexion angle was approximately 90 degrees during a kneeling position with both knees on the floor. Then, the subjects lifted the left leg from the ground, and stood up using that leg. In the full squat activity, the subjects started in a full squatting position with both knees on the floor, and then stood up with both legs. The maximum knee flexion was approximately

100 degrees during the kneeling, and 155 degrees during the full squat. After several practices, one trial was recorded in each activity. Stance phase of each activity was selected for analysis.

A statically determinant knee model was used to compute tibiofemoral joint compressive/shear forces, muscle forces, and the ligament forces around the knee. This 2-D planar knee model was based on anatomical measurements of eight cadaver knees, and included three muscle groups (the quadriceps, hamstrings and gastrocnemius), the lateral and medial collateral ligaments, and the cruciate ligaments (Schipplein et al., 1991). Lines of action for the three muscle groups were determined from 13 muscles (4 muscles in the quadriceps, 6 muscles in the hamstrings, and 3 muscles in the gastrocnemius) in the lower limb. Inputs to the model were

knee flexion angle, net knee moments, net knee forces, and ratio of knee extensor/flexor activity level (Figure 1). The net knee moments and forces were determined by the motion analysis data. The net knee moments consisted of net flexion-extension moment and net abduction-adduction moment. The net knee forces consisted of axial and anterior-posterior loads. The model allowed the tibial-femoral contact point to change with knee flexion. The forces due to the three muscle groups resisted the net flexion-extension moment. Normalized EMG signals of the quadriceps, hamstring, and gastrocnemius were adopted to determine the ratio of knee extensor/knee flexor activity level. The root mean squares of the EMG signals from the three muscles were averaged over 0.5 second, and activity levels of the hamstrings and gastrocnemius relative to the quadriceps were

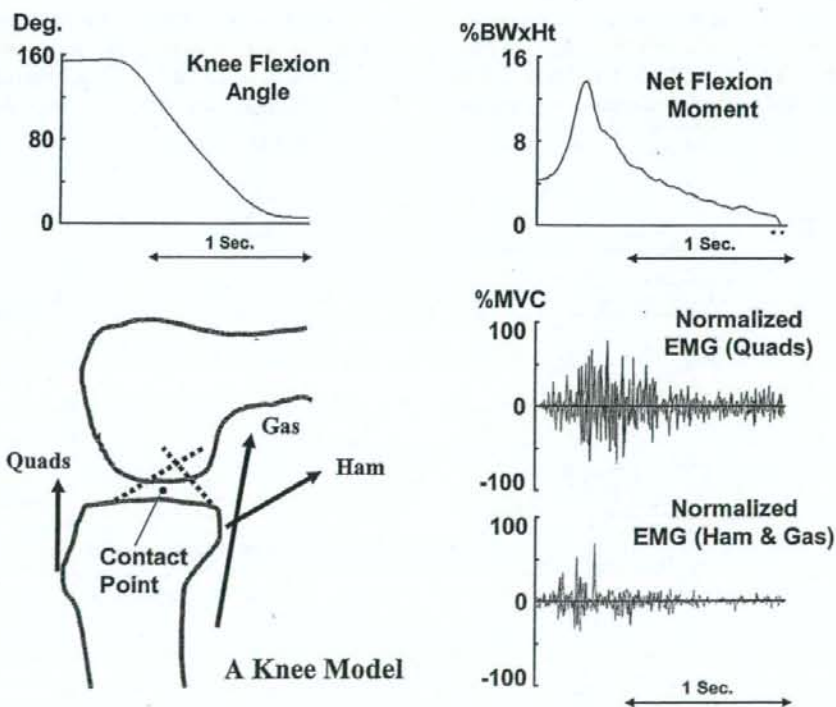


Figure 1 — A model included the three muscle groups and the ligaments at the knee. The changes in the tibiofemoral contact point with knee flexion angle, and resulting changes in moment arms and force directions of the muscles were modeled. Net extension-flexion moment and normalized EMG signals were used to determine the forces in the three muscle groups. The graphs indicate motion analysis data and EMG signals during rising from full squat in a subject. EMG signals from the quadriceps (Quads; vastus medialis = black line, rectus femoralis = gray line), and those from the hamstrings (Ham; gray line) and the gastrocnemius (Gas; black line) are indicated. *Abbreviations:* Deg. = degrees, Sec. = second, %BWxHt = % body weight times height, %MVC = % maximum voluntary contraction.

determined as the levels of co-contraction. Total tibiofemoral joint forces and the forces on the ligaments were calculated to maintain force equilibrium with the net knee forces and the muscle forces in sagittal and coronal planes. In each plane, the long axis of the tibia was defined as the superior-inferior axis. The joint forces in sagittal plane were shown as the two components of the forces: axial forces acting along the long axis of the tibia (compressive force) and the forces acting perpendicular to the axial force (shear force). Posterior shear force indicates the force tends to push the tibia to posterior direction with respect to the femur.

To see the differences in the forces, the data were evaluated and compared at every 5 degrees of flexion as the knee moved from maximum flexion to maximum extension. Peak values of knee forces were also compared among four different activities. An ANOVA with a single factor for two groups was performed each time, to test the statistical difference between any two of the activities, and p value less than 0.05 was considered as significant difference.

Results

The tibiofemoral joint contact forces became greater in higher flexion angles during the deep flexion activities (Figures 2 and 3). The peak contact forces were 4566 ± 1932 N at 140 degrees in full squat and 4479 ± 1478 N at 90 degrees in kneeling. The joint contact forces that occurred in either deep flexion activity were greater than the maximum value of the forces during walking or stair climbing.

The peaks of the joint and muscle forces occurred between 10 and 20 degrees during walking, 30 and 50 degrees during stair climbing. On the other hand, the peaks of the forces (except for the anterior shear force) occurred between 80 to 90 degrees during kneeling and 140 and 150 degrees during full squat (Table 1). The peak joint compressive force, posterior shear force, and the quadriceps force during kneeling were larger than those during walking, and those during full squat were larger than those during walking and stair climbing. There was no difference in the peak anterior shear force in each activity.

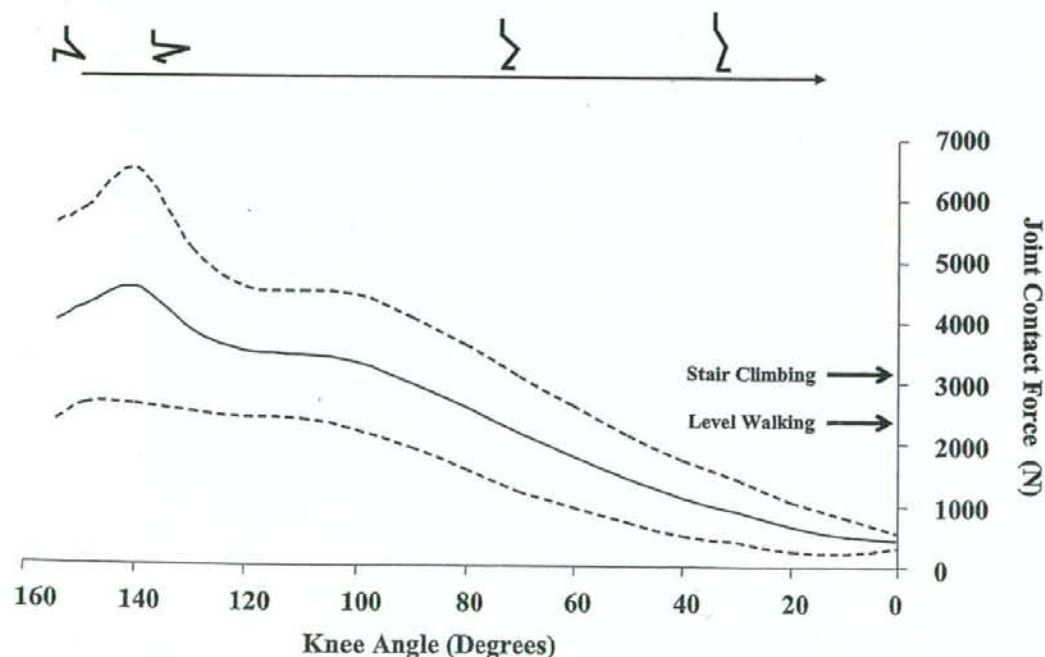


Figure 2. — Joint contact force at the tibiofemoral joint during rising from full squat. A solid line indicates an average over 16 subjects and the dashed lines indicate ± 1 SD. Arrows indicate mean peak joint contact forces during stair climbing and level walking. Stick figures indicate the sagittal image of the limb during the motion.

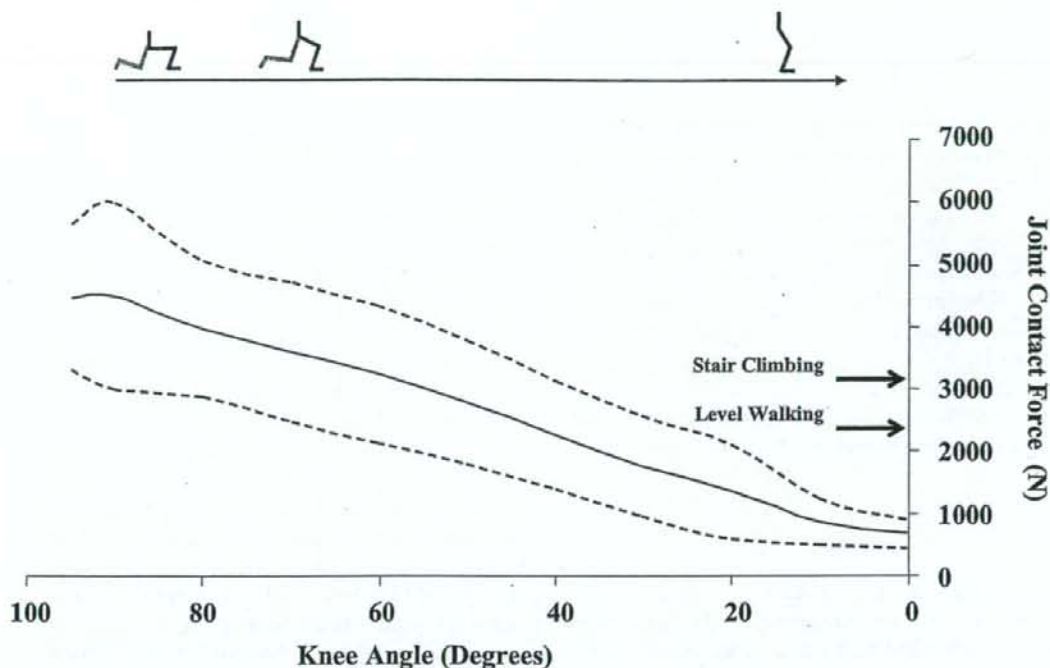


Figure 3 — Joint contact force at the tibiofemoral joint during rising from kneeling. A solid line indicates an average over 16 subjects and the dashed lines indicate ± 1 SD. Arrows indicate mean peak joint contact forces during stair climbing and level walking. Stick figures indicate the sagittal image of the limb during the motion.

Table 1 Peak Tibiofemoral Joint Forces, Quadriceps Force and Knee Angle During Each Activity (Mean, SD)

| Activity | Compressive Force | Anterior shear force | Posterior shear force | Quadriceps force |
|----------------|-------------------|----------------------|-----------------------|------------------|
| Walking | | | | |
| xBW | 4.0 (1.2) | 0.6 (0.2) | 0.3 (0.1) | 2.5 (0.6) |
| N | 2355 (659) | 355 (90) | 188 (66) | 1450 (287) |
| Knee angle | at 17.5° | at 16.8° | at 13.4° | at 17.5° |
| Stair climbing | | | | |
| xBW | 5.3 (1.7) | 0.2 (0.2) | 0.6 (0.3) | 3.9 (1.2) |
| N | 3096 (999) | 146 (125) | 346 (165) | 2280 (758) |
| Knee angle | at 50.8° | at 50.8° | at 33.4° | at 50.8° |
| Kneeling | | | | |
| xBW | 6.3 (1.3)* | 0.2 (0.2) | 1.7 (0.5)* ** | 4.5 (1.0)* |
| N | 3709 (977)* | 111 (116) | 995 (312)* ** | 2658 (777)* |
| Knee angle | at 83.5° | at 40.9° | at 88.0° | at 83.5° |
| Full squat | | | | |
| xBW | 7.3 (1.9)* ** | 0.1 (0.1) | 4.9 (1.6)* ** | 4.5 (1.1)* |
| N | 4470 (1825)* ** | 66 (52) | 3005 (1339)* ** | 2768 (1085)* |
| Knee angle | at 146.3° | at 10.9° | at 143.7° | at 146.3° |

Note. xBW = times body weight.

*Statistically different from walking. **Statistically different from stair climbing.

To evaluate the tibiofemoral contact stress that possibly occurs during deep flexion activities, a contact stress estimation has been performed in three different conditions with typical contact areas, simulating average contact stress on a natural knee (1150 mm^2) (Fukubayashi & Kurosawa, 1980), a knee without the menisci (520 mm^2) (Fukubayashi & Kurosawa, 1980), and a total knee prosthesis (200 mm^2) (Chapman-Sheath et al., 2003; Nakayama et al., 2005) (Figure 4). The contact stress analysis revealed that the average stress during deep flexion in a natural knee or a knee without menisci were less than 10 MPa, whereas the average stress in a knee with a 200-mm^2 contact area became larger than 21 MPa during both kneeling and full squat.

Discussion

In this study, we used motion capture techniques and a statically determinant model that have been used in the previous published works (Nagura et al., 2002; Schipplein et al., 1991). The estimated joint forces during walking show good agreement with the in situ forces measured by prostheses implanted in the patients (Lu et al., 1998; Taylor et al., 2004), and support the validity of our model. The previous in vivo studies reported a combination of high compressive force and posterior shear force at the tibiofemoral joint during various deep flexions (Table 2). Most authors stated that very small anterior shear forces occurred on the knee during deep flexion. Our results also agreed with their results. Although there were up to 36% differences in the calculated forces between the present study and

the studies by Dahlkvist and colleagues (1982) and Wilke and colleagues (1996), the knee flexion range in the activities (up to 155 degrees versus 140 and 100 degrees respectively) and subjects' body size (597 N versus 732 and 912 N respectively) varied in the studies, and those variations should explain the differences in the calculated force.

The contact stress on the joint is determined by the mechanical load and the area of the contact. The reported average contact area of a natural knee joint ranges from 105 to 2013 mm^2 (Fukubayashi & Kurosawa, 1980; Kettelkamp & Jacobs, 1972; Maquet et al., 1975; Thambyah et al., 2005). It is consistent with the fact that the knee joint has smaller contact area in flexion than in extension. Maquet and coworkers (1975) evaluated the tibiofemoral contact area between 0 to 90 degrees and the area was decreased to 57% at 90 degrees compared to 0 degrees. Thambyah and colleagues (2005) reported that the contact area in deep flexed position was 58% of the maximum contact area measured in the position simulating toe-off of the gait. Removal of the menisci significantly reduced the contact area to 40–50% (Fukubayashi & Kurosawa, 1980; Kettelkamp & Jacobs, 1972). Based on a simulation, the contact stresses in a natural knee or a knee without menisci were less than a stress level (15–20 MPa) that damages cartilage at the joint (Clements et al., 2001) (Figure 4). The results support our hypotheses and do not agree with the results by Thambyah and coworkers (2005), who reported the deleterious stress (>20 MPa) to damage the cartilage in deep flexion. Further study with more detailed contact analysis is required to discuss the

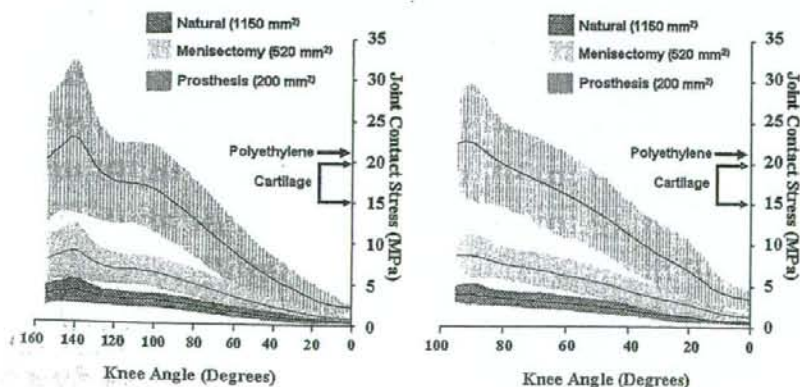


Figure 4 — A joint contact stress simulation with three contact areas under the joint contact forces during full squat (left) and kneeling (right) (average ± 1 SD, averages shown by solid lines). In the simulation, the contact areas were assumed to be constant in all range of flexion. Arrows indicate the tensile yield of polyethylene (21 MPa, Chapman-Sheath et al., 2003) and the stress levels that are known to damage the cartilage (between 15 and 20 MPa, Clements et al., 2001).

Table 2 Comparison of Cited Studies That Evaluated Knee Forces During High Flexion Activities

| Activity | Knee flexion range (°) | Mean BW (N) | | Mean peak tibiofemoral compressive force | Mean peak tibiofemoral anterior shear force | Mean peak tibiofemoral posterior shear force |
|-------------------------------|------------------------|-------------|----------|--|---|--|
| Dahlkvist et al., 1982 | | | | | | |
| Deep squat | 0-140 | 732 ± 79 | ×BW N | 5.5 ± 1.7 4018 ± 1230 | | 3.6 ± 0.4 2652 ± 290 |
| Ellis et al., 1979 | | | | | | |
| Rising from chair | 0-110 | 582 ± ? | ×BW N | 5.1 ± 0.8 | | 3.5 ± 2.6 |
| Escamilla et al., 1998 | | | | | | |
| Squat | 0-95 | 912 ± 145 | ×BW N | 3.4 ± 1.1 3134 ± 1040 | N/A | 2.0 ± 1.0 1868 ± 878 |
| Toutoungi et al., 2000 | | | | | | |
| Squat | 0-100 | 765 ± ? | ×BW N | | 0.1 ± 0.1 28 ± 36 | 3.5 ± 1.4 2704 ± 805 |
| Wilke et al., 1996 | | | | | | |
| Squat | 0-100 | 912 ± 137 | ×BW N | 6.7 ± 1.9 6139 ± 1709 | N/A | 2.0 ± 0.7 1783 ± 634 |
| Present study | | | | | | |
| Full squat | 0-155 | 597 ± 120 | ×BW N | 7.3 ± 1.9 4470 ± 1825 | 0.1 ± 0.1 66 ± 52 | 4.9 ± 1.6 3005 ± 1339 |

Note. ×BW = times body weight.

effect of the deep flexion loads on the joint. In particular, the distribution of the force under the loads is a key to explain the effect. At this point, there is a lack of information about the contact area near full flexion. Although the lack of information limits discussion on the relationship between osteoarthritis and deep flexion loads, one possible explanation is a stress concentration in the medial meniscus. Near maximum flexion, the contact between the femur and tibia occurs mainly at posterior edge in the medial compartment (Nakagawa et al., 2000; Li et al., 2004). The significant contact forces during full squat will result in stress concentration in the posterior horn of medial meniscus. This can lead the process to damage the meniscus and initiate the onset of the degenerative change in the tibiofemoral joint (Wilson et al., 2003; Pena et al., 2005).

The reported contact area of total knee prostheses is between 100 and 850 mm², and there were 30 to 50% reductions in the contact area with flexion of 110 degrees or more (Chapman-Sheath et al.,

2003; Harris et al., 1999; Stukenborg-Colsman et al., 2002; Nakayama et al., 2005). Kuster and colleagues (1997) assumed the contact stress on the prosthesis during downhill walking. They indicated that the contact stress would exceed the yield point of the polyethylene inlays (21 MPa, Chapman-Sheath et al., 2003) and recommended to have more than a 400-mm² contact area with knee prosthesis. Chapman-Sheath and coworkers (2003) reported that there was increase in the peak contact stress with flexion on mobile bearing knees under a 3600-N load. The contact stresses at 110 degrees were larger than 21 MPa in five out of nine designs. Nakayama and colleagues (2005) evaluated the contact stress at the post-cam mechanism in posterior-stabilized prostheses under a posterior force of 500 N. All knees had the peak contact stresses than 30 MPa in flexion beyond 120 degrees. Polyethylene wear can be caused by many factors and excessive contact stress produces positive results in some cases (Barbour et al., 1997). The stress threshold for poly-