

加速度解析による変形性膝関節症の関節動揺性の研究

安永, 雅克
福岡大学医学部整形外科教室

<https://doi.org/10.15017/7318884>

出版情報：福岡醫學雑誌. 87 (11), pp.242-252, 1996-11-25. Fukuoka Medical Association
バージョン：
権利関係：



加速度解析による変形性膝関節症の 関節動揺性の研究

福岡大学医学部整形外科教室 (指導: 緒方公介教授)

安 永 雅 克

The Study of Lateral Thrust of the Knee in Normal and Osteoarthritic Knees — Evaluation with an Accelerometric Technique —

Masakatsu YASUNAGA

*Department of Orthopaedic Surgery (Director: Prof. K. Ogata), School of Medicine,
Fukuoka University, Fukuoka 814*

Abstract An accelerometric method was performed on 30 normal and 148 osteoarthritic (OA) knees to clarify sideways movement of the knee (lateral thrust) which occurs suddenly in the early stance phase of walking.

Three thrust patterns were observed: (1) lateral thrust (LT) pattern, (2) medial thrust (MT) pattern, (3) unclassifiable (U) pattern. LT, MT and U patterns were observed in 66.7, 26.6, 6.7% respectively of the 30 normal knees; 76.6, 0, 23.4% of the 137 medial compartmental OA knees, and 0, 45.5, 54.5% of the 11 lateral compartmental OA knees.

Descending steps and slope, increased walking speed, and walking with a heavy (20Kg) object on the shoulders, all significantly increased the first peak of acceleration compared with the usual level walking in both normal and OA knees. However, the rate of increase was significantly greater in OA than in normal knees.

A laterally elevated wedged-insole (LWI) decreased the first peak of lateral acceleration, whereas a medially elevated wedged-insole (MWI) increased it. In OA knees, effectiveness of the insole was well correlated with a degree of a reduction in the first peak value of acceleration. Although the LWI caused changes in the magnitude of the lateral acceleration, none of the insoles changed the accelerographic patterns, suggesting their limited effects on the lateral thrust.

Clinically properly performed high tibial osteotomy (HTO) showed much greater restraining effects on the lateral thrust of the knee than any insoles, since HTO changed the LT pattern of the 25 medial OA knees to either the MT pattern (72%) or U pattern (28%).

I. はじめに

本邦における変形性膝関節症の多くは、膝の内反変形を伴い、荷重が内側に偏位した内側型の関節症であり、歩行時に膝が外側に急激に動揺する lateral thrust と呼ばれる現象を伴う。この外側動揺性の重要性に関しては、古くから知られているが定量的に行われた研究は少ない。

この関節症 (以下 OA) 膝の関節動揺性を動的評価するために、種々の手法による歩行解析が行われている。画像解析、床反力計、リンクセグメントモデルによる

分析、電気角度計、足底圧分布測定などは、その代表的な手法である⁹⁾¹⁰⁾¹⁹⁾²¹⁾²²⁾²⁵⁾³⁰⁾。しかし、これらの手法の欠点として、正確性や再現性が不十分であったり、膝そのものの評価でなかったり、全体的な歩容状態の把握しかできなかったりするなどの問題が指摘されている。1992年 Ogata らは、加速度解析法を用いて膝関節自体の外側動揺性を定量的に評価する試みを初めて報告し、その有用性を確認した¹⁷⁾。

本研究の目的は、加速度解析法を応用することにより、(1)種々の歩行条件下での膝関節側方動揺性の変化の評価、(2)OA 膝と正常膝の側方動揺性の比較、(3)OA

膝の保存的治療法として広く用いられている足底装具の作用発現機序の解明, (4) 観血的治療法としての高位脛骨骨切り術の作用発現機序の解明, を行うことにある。

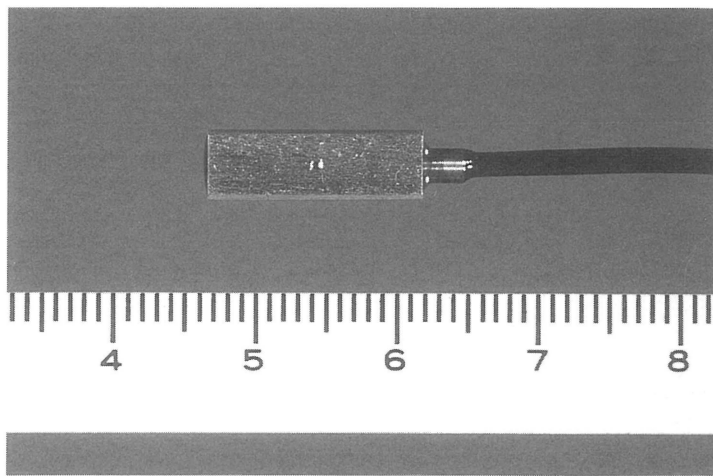
II. 実験方法および対象

1. 加速度計測システムの概要

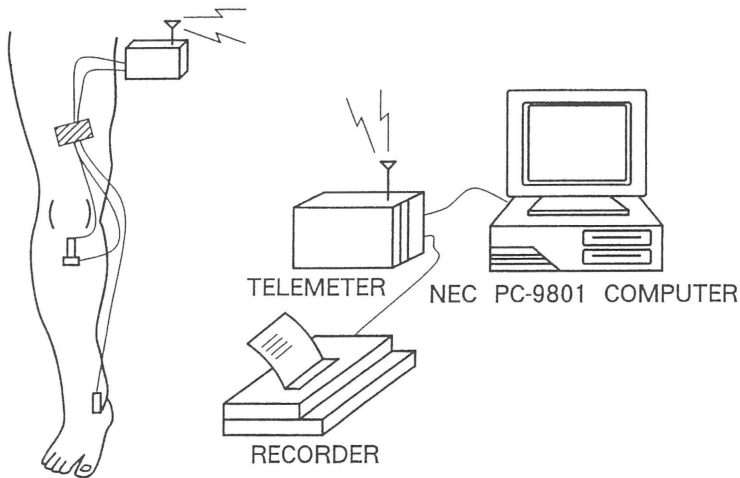
歩行計測には, 多くの手法があるが2つに大別される。それは, 画像解析などにより身体全体の運動を計測する標点計測法と, 電気角度計や加速度計などにより局所的な運動を計測する直接計測法である。本研究

で著者らが用いた加速度計測法は後者である。直接計測法の利点は, (1) 標点計測法で必要な不正確になりやすく煩わしい基準点の設定が不要であること, (2) 大がかりな歩行解析システムが不用であること, (3) 計測機器が安価で多数歩計測も容易に行い得ること, 等であり, 歩行時の膝関節側方動揺性を評価するのに有用と思われたからである。

加速度を用いた歩行解析は, Morris¹¹⁾ により始められ, 以後幾つかの研究が散見されるようになった。それらの多くは歩行の対称性, 再現性を見るものがほとんどであった²⁾¹²⁾¹⁸⁾。これは, 加速度計が鋭敏なため誤



Uni axial accelerometer units



Accelerometry analyzed system

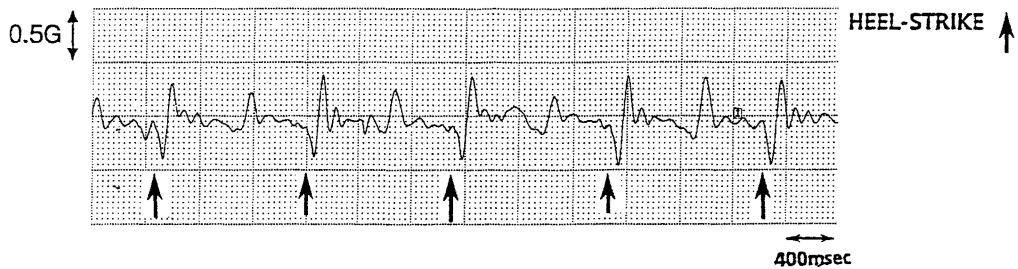
Fig. 1 Uni axial accelerometer units were attached over the knee and ankle joints to measure mediolateral acceleration.

差が生じやすく、補正方法等に確立されたものがなかったためであった⁶⁾⁸⁾²⁹⁾。しかし、Ogata らは、加速度解析法の基礎的検討を行い、歩行時の膝関節の側方動揺性に対し、この手法が有用であることを確認した¹⁷⁾。以後臨床現場での実用化が行われるようになり¹³⁾²⁷⁾²⁸⁾、さらに野見山らは¹⁴⁾、踵接地直後の側方加速度のデータをシンプソン法を用い離散的数値積分処理を行い、側方速度、側方変位量を積算し、画像解析より得られた変位量と比較解析を行った。その結果、ほぼ加速度からの推定変位量で画像解析からの計測変位量を評価できるということを確認した。本研究の加速度解析は、これらの理論にもとずいて行った。

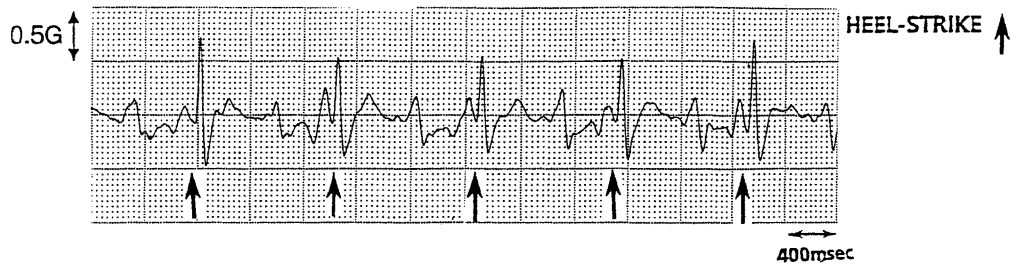
2. 測定方法

加速度計測には、日本電機三栄社製の加速度トランスデューサー (45314 型) と多用途テレメーターシステム (511 x) を用いた。加速度トランスデューサーの直線性、および再現性は、購入時に各々のセンサーについて試験されている。加速度計は重力加速度を用いて校正を行い、測定に使用した。1 軸型の加速度計を 3 個使用し、1 個は脛骨粗面に脛骨骨軸に対し、長軸方向にテープを用いて設置した。残り 2 個は側方加速度を測定するために使用し、1 個を膝関節の脛骨粗面に、1 個を足関節の脛骨内果に各々内外側方向に設置した。テレメーターからの信号は、増幅しサンプリン

(1) Lateral Thrust Pattern



(2) Medial Thrust Pattern



(3) Unclassifiable Pattern

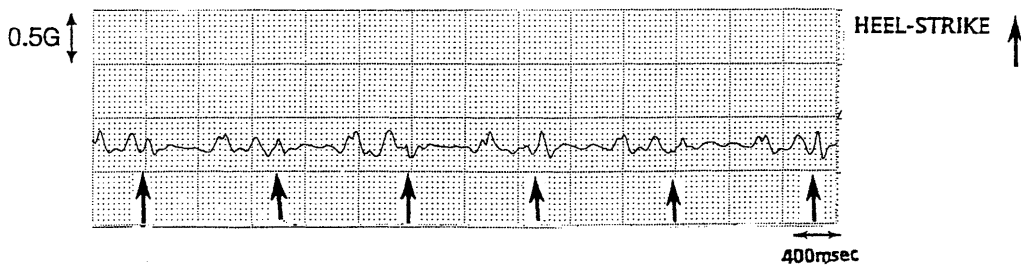


Fig. 2 Three thrust patterns were observed: 1) lateral thrust pattern in which the first peak acceleration appears in the lateral direction after the heel strike, 2) medial thrust pattern in which the peak appears the medial direction, 3) unclassifiable pattern.

グ周波数 2 KHz で取り入れ、2 μ 秒の 12 ビット、アナログ/デジタル変換器でデジタル信号に変換し、記録計に記録した。被験者にテレメーター発信機、および各人の足のサイズにあったテストシューズを装着させ計測を行ない、種々の歩行条件下での加速度データを記録計に連続記録した (Fig. 1)。歩行サイクルは、脛骨骨軸に長軸方向に取り付けた加速度計で、踵接地時の衝撃を観察することにより同定した。

3. 加速度解析法

(i) 再現性について

加速度計測法では、歩行速度を一定に保てば、同一人では日時を変えた計測を行っても、一定の thrust パターンを示すという再現性と信頼性が得られている¹⁴⁾。この手法で、正常膝および OA 膝について以下の検討を行った。

(ii) 加速度波形パターン分類の検討

立脚期初期の側方加速度波形のパターンを観察し、(1)踵接地直後に外側方向にピークを示し、その後内側方向にピークを示す lateral thrust pattern (以下 LT パターン)、(2)先に内側方向にピークを示し、その後外側方向にピークを示す medial thrust pattern (以下 MT パターン)、(3)ピークがはっきりしないもの、もしくは LT パターンと MT パターンが混在した波形をとる unclassifiable pattern (以下 U パターン) と 3 型に分類を行った。(Fig. 2)。

(iii) ピーク加速度値の評価

膝関節の踵接地直後に最初に生じる外側へのピーク加速度 (first peak: 以下 FP) 値を計測した。さらに、膝関節の側方動揺性は、足関節の動揺性に影響を受けることが臨床的に知られているために、足関節の加速度値で補正した膝関節から足関節の FP を差し引いた (true first peak: 以下 TFP) 値を算出した¹⁷⁾。また、FP 値は、踵接地から踵接地までの歩行サイクルに要した時間が、ほぼ一定であるものを採用し、これらは無作為に 3 歩計測し平均化した。

4. 対象

加速度計測を行ったものは正常人 30 膝 (平均年齢 27.8 歳, 男 22 膝, 女 8 膝), OA 148 膝 (平均年齢 63.8 歳, 男 41 膝, 女 96 膝) であり、これらの立脚期初期の側方加速度波形のパターンの分類を行った。

さらに、これらを以下の 3 群に分けて立脚期初期の側方加速度波形のパターンの分類、および FP, TFP 値を求め検討を行った。

(i) 対象 1

正常人 30 膝 (平均年齢 27.8 歳, 男 22 膝, 女 8

膝), 内側型 OA 30 膝 (平均年齢 62.5 歳, 男 12 膝, 女 18 膝), 外側型 OA 11 膝 (平均年齢 65.6 歳, 男 6 膝, 女 5 膝) に対して種々の歩行条件下での膝関節側方動揺性の変化の評価、および OA 膝と正常膝の側方動揺性の比較検討を行った。

歩行条件を、(1)福田電子製トレッドミル (MAT-3000) にて、2, 4, 6 Km/h と速度を規定; (2)通常の歩行速度と歩幅での平地歩行; (3) 30 度上り坂歩行; (4) 30 度下り坂歩行; (5) 階段昇階歩行; (6) 階段降階歩行; (7) 20 Kg の荷重負荷歩行 (以下荷重負荷歩行) と規定した。

(ii) 対象 2

内側型 OA 72 膝 (平均年齢 62.5 歳, 男 21 膝, 女 51 膝) に対し、足底装具の効果および制動性を観察した。

歩行条件を (1) 足底装具なしでの通常の歩行速度と歩幅での平地歩行; (2) 7 mm の外側楔状足底装具 (laterally elevated wedged-insole: 以下 LWI) 装着歩行; (3) 10 mm LWI 装着歩行; (4) 13 mm LWI 装着歩行; (5) 7 mm 内側楔状足底装具 (medially elevated wedged-insole: 以下 MWI) 装着歩行; (6) 10 mm MWI 装着歩行; (7) 13 mm MWI 装着歩行とした。

(iii) 対象 3

内側型 OA 膝で、高位脛骨骨切り術 (以下 HTO) を行った 35 膝 (平均年齢 67.6 歳, 男 8 膝, 女 27 膝) に対し、術前後の側方動揺度を比較検討した。

歩行条件を、(1) 術前平地歩行; (2) 術前 7 mm LWI 装着歩行; (3) 術前 10 mm LWI 装着歩行; (4) 術前 13 mm LWI 装着歩行; (5) HTO 術後 1 年経過後での平地歩行とした。

III. 結 果

1. 加速度波形分類

加速度波形パターン分類は、正常膝では、LT, MT, U パターンが、各々 66.7, 26.6, 6.7 % に認められ、内側型 OA 膝では、76.6, 0, 23.4 %, 外側型 OA 膝では 0, 45.5, 54.5 % に認められた (Fig. 3)。

2. 種々の歩行条件が側方動揺性に与える影響

加速度波形パターン分類で、LT パターン波形を示した正常膝 20 膝と、内側型 OA 膝 23 膝の FP 値を比較した。結果は、平地歩行をコントロールとして、上り坂歩行、階段昇階歩行では有意差は認められなかった。しかし、下り坂歩行、階段降階歩行および荷重負荷歩行で有意な増加を示した (Fig. 4)。また、トレッドミルでの歩行速度の増加に伴い、正常膝、内側型 OA 膝ともに FP 値は増加傾向を認めたが、2, 4, 6 Km/

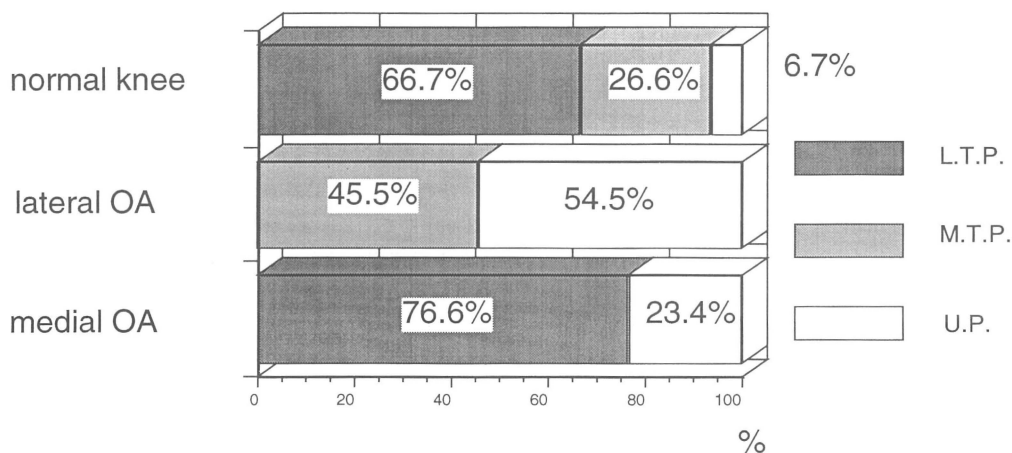


Fig. 3 Lateral thrust pattern (LTP), medial thrust pattern (MTP), and unclassifiable pattern (UP) were observed in 66.7, 26.6, 6.7 % respectively of the normal knees; 0, 45.5, 54.5 % of the lateral OA knees; 76.6, 0, 23.4 % of the medial OA knees.

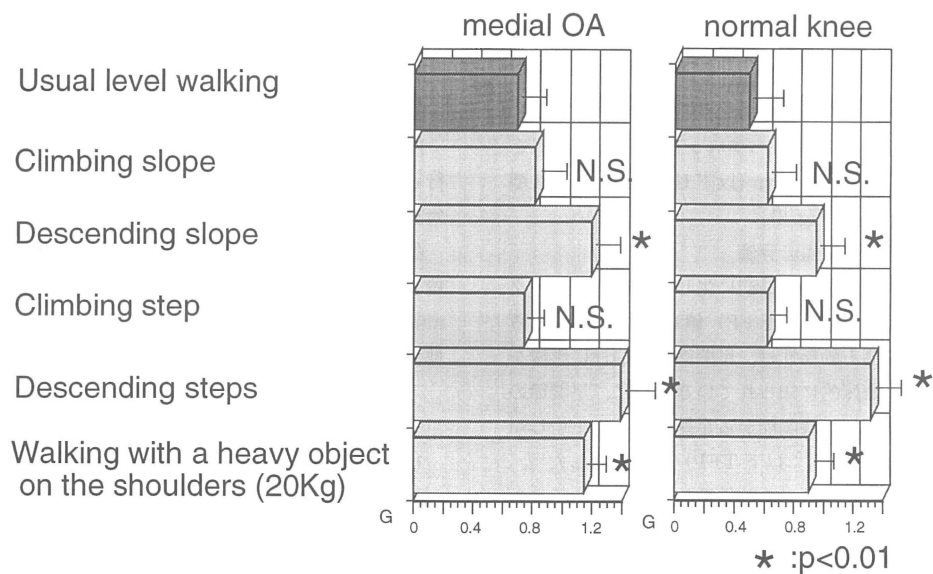


Fig. 4 Descending steps and slope and walking with a heavy object on the shoulders, all significantly increased the first peak of acceleration compared with the usual level walking in both normal and OA knees.

h の各歩行速度間での両群間に有意差は認められなかった。しかし、足関節の加速度変位量で補正した TFP 値で各歩行速度間を比較検討すると、2 Km/h では有意差は認められなかったが、4 Km/h ($P < 0.02$) と 6 Km/h ($P < 0.01$) で、速度が増加するに従い、内側型 OA 膝では正常膝に比し有意な増加を示した (Fig.

5)。

3. 足底装具の臨床効果および制動性との関連

各足底装具装着での外側 FP 値は、MWI 装着歩行で有意な増加を、LWI 装着歩行では有意な減少を認めた (Fig. 6)。臨床効果判定では、足底装具有効群はすべて LWI 装具で除痛効果が認められており、MWI 装

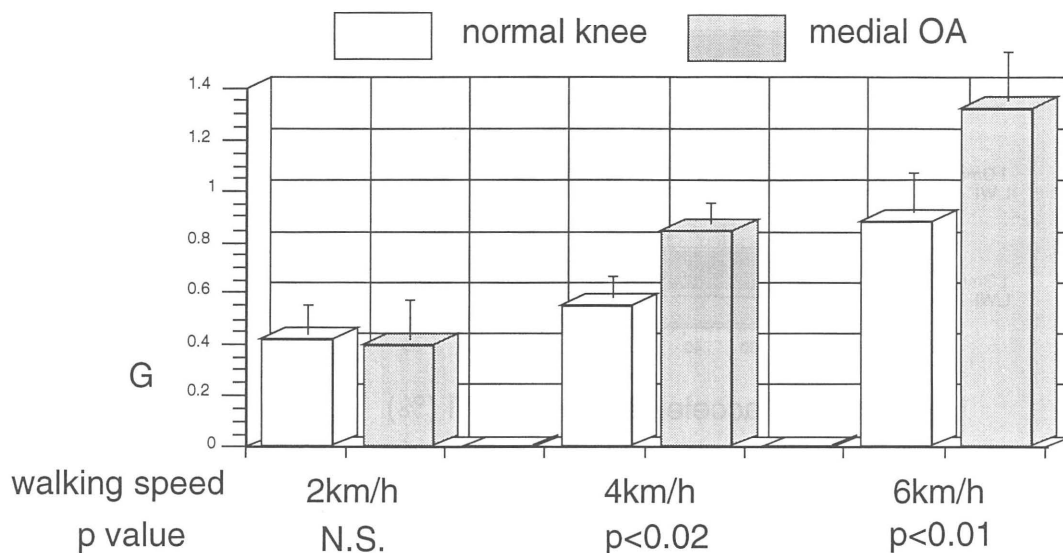


Fig. 5 True first peak of lateral acceleration in various walking speeds: The rate of increase in the peak with increasing walking speed was significantly greater in OA than normal knees.

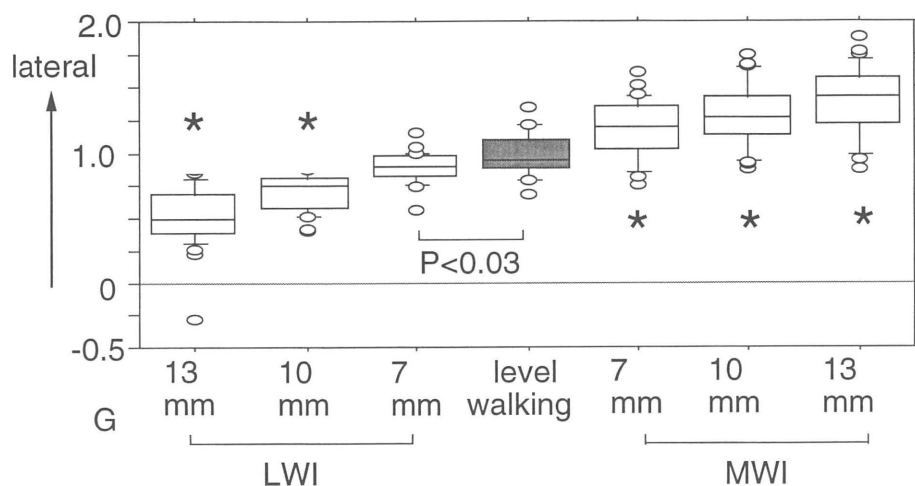


Fig. 6 A laterally elevated wedged-insole (LWI) decreased the first peak of acceleration of the knee, whereas a medially elevated wedged-insole (MWI) increased.

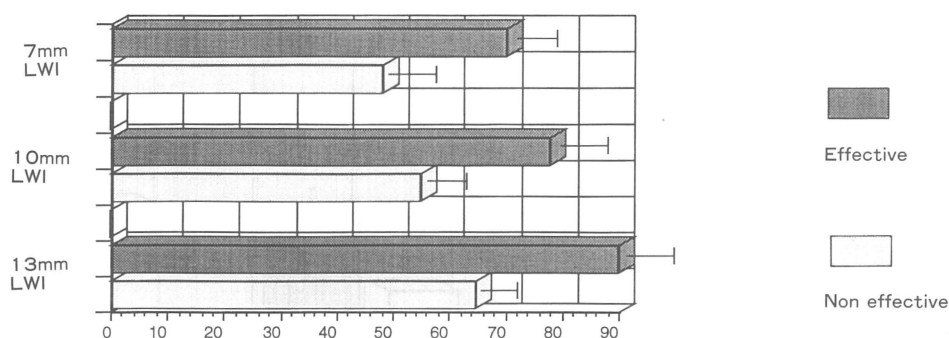
具で除痛効果があったものは1例もなかった。また、有効群では外側FP値は装着により平均78.8%の減少を示したが、無効群では48.1%であり、有意に外側動揺性が抑制されていた。しかし、加速度波形パターンをMTパターンに矯正させる様な強い抑制効果は認められなかった (Fig. 7)。

4. HTOの制動性

HTO術前では、35膝全てにおいてMTパターンを示すものはなく、25膝(71.4%)がLTパターン、10

膝(28.6%)がUパターンであった。HTO術後では、逆にLTパターンを示すものはなく、26膝がMTパターン、9膝がUパターンであった (Fig. 8)。さらに、術前にLTパターンを示した25膝は、18膝(72%)がMTパターンに、7膝(28%)がUパターンに全てパターン変化していた。また、術前にUパターンを示した10膝中8膝(80%)もMTパターンに変化していた (Fig. 9)。

HTO術前後での外側FP値は術後に有意な低下を



Reduction of acceleration with LWI (%)

LWI : A laterally elevated wedged-insole

Fig. 7 In OA knees, effectiveness of the insole was well correlated with a degree of a reduction in the first peak value of the acceleration.

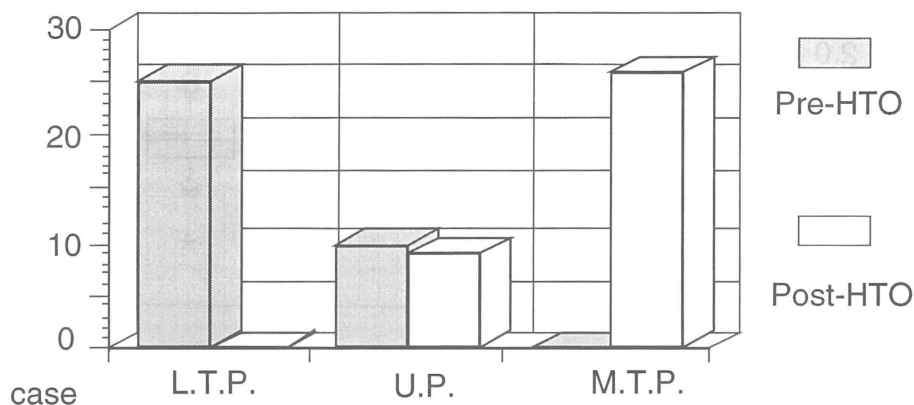


Fig. 8 Lateral thrust pattern (LTP), medial thrust pattern (MTP), and unclassifiable pattern (UP) were observed in 25, 10, 0 cases respectively before high tibial osteotomy (HTO); 0, 9, 26 cases after HTO.

示しており、ほぼ内側方向へと変化していた。さらに術前のLWI装着歩行時とあわせて評価すると、LWI装着歩行でのFP値は7, 10, 13 mmのLWI装着で有意に低下を示していたが、この低下の度合は小さく、HTOによる低下のほうが有意に大きいことを示していた (Fig. 10)。

IV. 考 察

膝OA患者の膝関節痛の特徴は主として運動時痛で、特に階段昇降、長時間歩行などが疼痛の原因となることが多い。また、一次性膝OAの病因の一つに肥満があげられ、長期の負荷荷重による機械的ストレス

がOA病因の一つであるとも言われている。内反または外反変形を呈する膝では、踵接地直後に大腿骨から脛骨に伝えられる荷重線は、膝の中心部を通らず内側または外側いずれかに偏位する。その結果、踵接地直後に荷重が内側に偏位する場合は、膝の内側モーメントが増大して lateral thrust とよばれる外側動揺を、逆に外側に偏位する場合は、外転モーメントが増大して medial thrust とよばれる内側動揺を生ずる¹⁾²⁸⁾。

本研究では、歩行条件が変化した場合の膝関節側方動揺度の変化を正常人膝とOA膝で定量評価したが、平地歩行に比して下り坂歩行、階段降階歩行および荷重負荷歩行では、踵接地直後の外側ピーク加速度値は

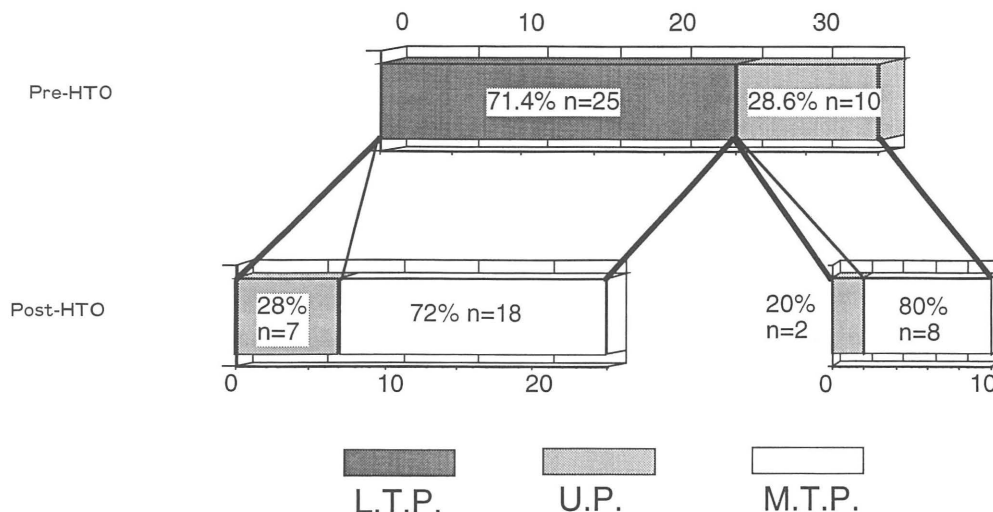


Fig. 9 The LT pattern of the 25 msdial OA knees was changed to either the MT pattern (72 %) or U pattern (28 %) and the U pattern changed to the MT pattern in 80 % of the knees after HTO.

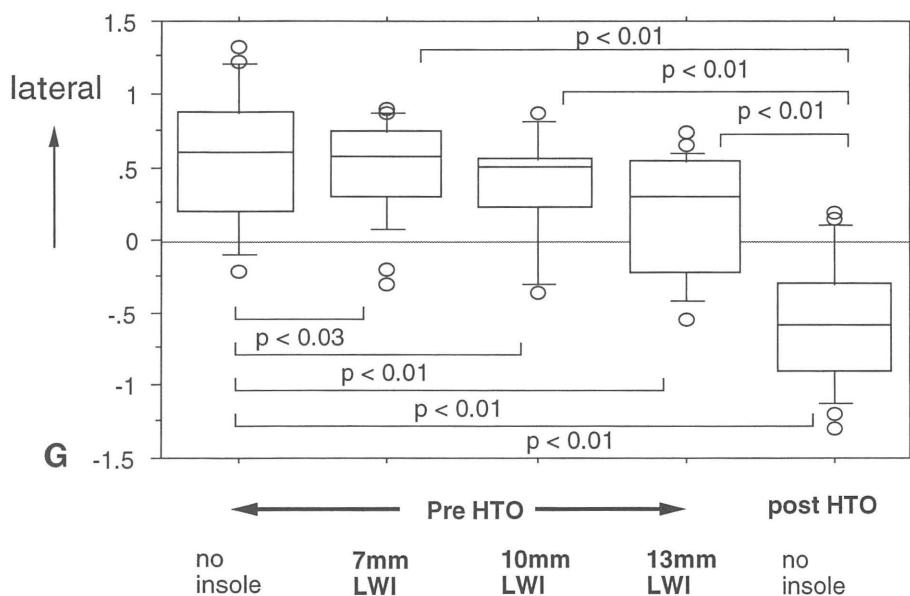


Fig. 10 The LWI caused changes in the first peak of acceleration, Although none of the insoles changed the accelerographic patterns, suggesting their limited effects on the lateral thrust. Clinically effective high tibial osteotomy (HTO) showed much greater effects on the peak value than any LWI.

増加を示していた。つまり、これらのストレス歩行下では、外側動揺性がより大きくなっていると考えられ、その際には、膝の内側コンパートメントに加わる機械的ストレスはさらに増加していると推測された。更に内側型 OA 膝と LT パターンを示す正常膝との比較では、歩行速度の増加に伴い、OA 膝のほうが有意に大

きな増加を示す傾向を認めた。これは OA 膝の骨性支持機構の変形、軟部組織の脆弱化、膝周囲筋群の動的制動力の低下によるものと考えられ、歩行速度が自己膝関節の予備能力を越えると外側動揺性がより大きくなることを示していた。このようなストレス歩行が日常生活上で頻回に繰り返行われると、さらなる関節

面の破壊を生じ、膝関節症が進行するといった悪循環が引き起こされる事が推測された。

OA 膝の疼痛は発病初期では体重減量、筋力訓練、薬物療法、装具療法などの保存的療法により寛解する。保存的治療法としての楔状足底装具療法は戸祭により最初に報告された²³⁾。除痛効果は、諸家によると概ね 70~90 % で認められており、非常に優れた方法であるとされている³⁾⁴⁾⁵⁾²⁴⁾。しかし、その効果発現機序は不明で、現在まで多くの研究がなされてきているがいまだ確立されたものはない。安田らは²⁶⁾、踵骨外反化に伴う下腿の機能的大腿脛骨角（以下 FTA）の外側移動と、下肢機能軸の直立化が、内側関節面の負荷減少をもたらすと述べている。しかし、これらの研究は、あくまで静力学的研究であり、立位のレントゲン写真等から歩行時の膝の動きを推定したものである。さらに、立位の FTA や下肢機能軸の評価は、歩行時の立脚期中期に近い状態を表わしたにすぎず、最も強い疼痛発生時の踵接地直後での膝の動きと一致した評価ではない。装具装着後の機能的大腿脛骨角 FTA などの変化をみている他の研究報告も多いが、結果が必ずしも研究者間の一致をみとらず³⁾²⁰⁾、静力学的研究手法での足底板の効果発現の機序解明を検討することは限界があると考えられた。

一方、動的な力学的研究は極めて少ない。古賀らは⁷⁾、6 自由度電気角度計と二方向レントゲン写真を用いたコンピュータシステムにて歩行周期の解析を行い、外側楔状足底装具により外側動揺性の消失を指摘している。しかし、この手法においても歩容の一部として外側動揺の存在を指摘しているだけで、その定量的評価は行われていない。現在の時点では、膝関節の lateral thrust が、短時間に急激に生じる偏位であるために、これを定量的に捉えるためには加速度解析法が最も適切な研究手段であろうと思われた。本研究でも外側動揺性の評価に加速度を用いたが、その利点として、(1)外側動揺性のような短時間の急激な偏位にでも十分対応が可能であり、特に補高 3 mm 程度の微小な補高厚変化も得捉し得ること；(2)計測システムが簡便で大規模な機械の設置を必要とせず臨床現場での応用が容易である、という二点があげられる。

この加速度解析法により、各足底装具における膝の側方動揺性の変化が、内側楔状足底装具装着で外側動揺性の増加を、逆に外側楔状足底装具装着でその制動を示すことが証明された。また、臨床的に足底装具が有効な群と無効群との外側動揺性の比較では、有効群で無効群に比し、有意に外側動揺性が制動されていた。

この、側方動揺性に対する制動性の大きさの違いが、足底装具治療の適応を決める一つの指標となると考えられた。外側楔状足底装具の効果発現のメカニズムとしては、歩行時の外側動揺性を制動することにより踵接地直後の内側コンパートメントにかかる剪断圧迫力を減少させることが推測された。この効果は、動的な足底圧分圧の変化を観察すると重心線が外方移動することが確認されており、現在検討中である。

OA 膝の治療中、保存療法で満足すべき症状の改善が得られない場合は観血的療法が考慮される。その中でも HTO は、症例の最も多い内側型の関節症によく用いられており、優れた効果が認められている¹⁵⁾¹⁶⁾。本研究では、HTO 術後で、術前に LT パターンを示した全ての膝に加速度パターン変化が認められ、71.4 % が LT パターン、28.6 % が U パターンに変化していた。また、術前術後の外側ピーク加速度値においても、全症例の側方ピーク加速度の平均値は術前外側を示していたものが術後に内側方向へと変化していた。この減少割合は、外側楔状足底装具による制動性よりも有意に大きく、外側楔状足底装具は、ピーク加速度値を減少させるが、HTO のように、加速度波形パターンそのものを MT パターンに変化させるほどの強力な効果は認めなかった。以上より、外側楔状足底装具および HTO は、内側コンパートメントにかかる剪断圧迫力を減少させる治療法であるが、HTO はその大きな制動力で足底装具以上のすぐれた除痛効果を発現させていることを確認した。

本研究で用いた加速度解析法は、非常に優れた歩行解析の手法であると考えられたが、幾つかの問題点も指摘される。すなわち、(1)前顔面だけの動的評価であること、(2)回旋性等の要素を独自に評価していないこと、(3)加速度センサーの設置方法にやや厳密さを欠く、ことなどがあげられる。今後は、加速度計測の結果を床反力測定、足底圧分布測定、詳細な画像解析等と比較検討し、さらに精度の高い信頼性のある手法として確立させる必要があると考えられる。

V. 結 論

1. 加速度解析法を用い、膝の動作解析を種々の歩行条件下で行った。加速度波形は、lateral thrust pattern (LT パターン)、medial thrust pattern (MT パターン)、unclassifiable pattern (U パターン) の 3 種を呈し、変形性膝関節症患者では、主に内側型 OA で LT パターン、外側型 OA で MT パターンを示していた。

2. 歩行速度の増加, 階段降階, 下り坂, 重量物運搬歩行等のストレス歩行下では, 膝の外側動揺性が有意に増加を示した。従って, 歩行速度の増加, 階段歩行, 坂道歩行, および肥満による体重増加は, 膝 OA を助長する危険因子であることが示唆された。

3. 足底装具療法における効果発現機序は膝の外側動揺性の抑制にあると結論づけられた。内側楔は, 外側への側方動揺性を有意に増加させるのに対し, 外側楔はそれを有意に減少させていた。また, 足底装具による治療が有効な群では, 有意に外側動揺性が抑制されていた。しかし, 加速度波形パターンを MT パターンに変化させる強い抑制効果は認められなかった。

4. HTO 術後では, 術前に LT パターンを示した全ての膝に加速度パターン変化が認められ, 71.4 % が LT パターン, 28.6 % が U パターンに変化していた。また, 術前後の外側ピーク加速度値においても, 全症例の側方ピーク加速度の平均値は術前外側を示していたものが術後に内側方向へと変化していた。

VI. 謝 辞

稿を終えるにあたり, 御指導, 御校閲を賜りました福岡大学整形外科 緒方公介教授に深く感謝いたします。本論文の要旨は第 7, 8 回日本整形外科学会基礎学術集会及び第 66, 67 回日本整形外科学会学術集会において発表した。

VII. 参考文献

- 1) 富士川恭輔, 松本秀男: 変形性膝関節症における不安定性 関節外科 11: 88-101, 1992.
- 2) Hunter GR, Montoye HJ, Webster JG and Demment RD: The validity of a portable accelerometer for estimating energy expenditure in bicycle riding. J. Sports Med. and Physical Fitness, 29: 218-222, 1989.
- 3) 茨木邦夫: 変形性膝関節症に対する保存的療法 — 足底装具の治療効果について — 整形外科 MOOK, 金原出版, 東京, 29: 116-121, 1983.
- 4) 伊勢亀富士朗: 変形性膝関節症の治療 日整会誌 53: 1697-1709, 1979.
- 5) 石田保夫, 浜橋基樹, 種窪康, 福沢玄英: 変形性膝関節症に対する楔状足底板の使用経験. 整形外科 35: 1153-1158, 1984.
- 6) Kernohan WG, Barr DA, McCoy GF and Mollan AB: Vibration arthrometry in assessment of knee disorders; The problem of angular velocity. J. Biomed. Eng., 13: 35-38, 1991.
- 7) 古賀良生: 変形性膝関節症の保存療法 — 足底板を主に — 関節外科 11: 133-141, 1992.

8) Lafortune MA and Hennig EM: Contribution of angular motion and gravity to tibial acceleration. Medicine and Science in Sports and Exercise, 23: 360-363, 1991.

9) 間瀬公一郎, 古賀良生, 浅井 忍: 変形性膝関節症に対する足底装具治療とその問題点 東北整災紀要 24: 40-43, 1981.

10) Mansour JM, Lesh MD, Nowak MD and Simon SR: A three dimensional multi-segmental analysis of the energetics of normal and pathological human gait. J. Biomech., 15: 51-59, 1982.

11) Morris TRW.: Accelerometry a technique for the measurement of human body movements. J. Biomech., 6: 729-736, 1973.

12) Morrison JB: Bioengineering analysis of force actions transmitted by the knee joint. Biomed Eng., 3: 164-170, 1968.

13) 西野一郎, 緒方公介, 野見山 宏: 歩行解析における加速度計の有用性 整形外科と災害外科 42(3): 132-134, 1993.

14) 野見山 宏, 緒方公介, 安永雅克: 膝関節部における側方加速度の再現性と insole の効果について 整形外科と災害外科 42(3): 1041-1047, 1993.

15) Ogata K: Interlocking wedge osteotomy of the proximal tibia for gonarthrosis. Clin Orthop, 186: 129-134, 1984.

16) Ogata K, Yoshii I, Kawamura H, Miura H, Arizono T and Sugioka Y: Standing radiographs cannot determine the correction in high tibial osteotomy. J Bone Joint Surg, 73-B: 927-931, 1991.

17) Ogata K: Effects of wedged insole on the lateral thrust of the knee; Evaluation with accelerometric technique in normal and osteoarthritic knees. Transac. Orthop. Res. Soc., 17: 482, 1992.

18) Okijima Y, Chino N, Noda Y and Takahashi H: Accelerometric evaluation of ataxic gait; Therapeutic uses of weighting and elastic bandage. Int. Disabil. Studies, 12: 165-168, 1990.

19) Pierrynowski MR and Morrison JB: Estimating the muscle forces generated in the human lower extremity when walking; A physiological solution. Math Biosci., 75: 43-68, 1985.

20) 佐本敏秋, 渡辺好博, 小野勝雄, 須田昭男: 変形性膝関節症に対する足底装具の使用経験. 整・災外科, 13: 1538-1542, 1980.

21) Seireg A and Arvikar RJ: The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking. J. Biomech., 8: 89-102, 1975.

22) Sutherland DH, Olsehn R, Les Cooper BA and Woo SLY: The development of mature gait. J Bone Joint Surg, 62-A: 336-353, 1980.

23) 戸祭喜八, 八尾修三, 増田重夫: 変形性膝関節症の楔状足底板に依る治療 中部整災誌 18: 398-400, 1975.

24) 遠山晴一, 安田和則: 変形性膝関節症に対する楔状足底板を用いた保存的療法の長期臨床成績 臨整外 24: 1043-1050, 1989.

25) 山崎裕功, 宮永 豊, 矢野英雄, 黒沢 尚, 加倉井周一, 数藤康夫: 楔状足底装具(足底板)の動的評価について(第1報). 臨整外, 18: 531-540, 1983.

26) Yasuda K and Sasaki T: The mechanics of treatment of the osteoarthritic knee with a wedged insole. Clin Orthop, 215: 162-172, 1985.

27) 安永雅克, 緒方公介, 野見山 宏: 変形性膝関節症に対する足底板の効果の加速度解析 日整会誌 67: s-1519, 1979.

28) 安永雅克, 緒方公介, 野見山 宏: 変形性膝関節症における膝関節側方動揺性の加速度解析 臨整外 29: 841-846, 1994.

29) Willemsen ATM, Frigo C and Boom HBK: Lower extremity angle measurement with accelerometers; Error and sensitivity analysis. Ieee Transactions on Biomed. Eng., 38: 1186-1193, 1991.

30) Winter DA: Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast; Natural and slow cadence. Clin. Orthop. Rel. Res., 175: 147, 1983.

(受付 1996-9-10)