

internal rotation of the tibia relative to the femur throughout knee flexion. The mean rotation angle was $26.1 \pm 6.3^\circ$ (range $11.8\text{--}40.3^\circ$, female $28.3 \pm 6.1^\circ$, male $23.9 \pm 6^\circ$).

AP translations of the medial and lateral ends of the GCA

With regard to these parameters, values observed within the range of knee flexion angles ($0\text{--}140^\circ$) that could be obtained by all subjects were employed for the calculations. Figures 5 and 6 show the AP translations of the medial and lateral ends of the GCA in the aforementioned range. The medial end of the GCA demonstrated anterior translation from 0° to nearly 100° flexion (mean translation 5.5 ± 3.7 mm, range 1.3 mm posterior to 12.2 mm anterior) and demonstrated posterior translation after nearly $100\text{--}140^\circ$ (mean translation 3.9 ± 2.9 mm, range 2.7 mm anterior to 8.6 mm posterior), while the lateral end demonstrated consistent posterior translation throughout knee flexion (mean translation, 15.6 ± 5.0 mm, range $8.5\text{--}25.8$ mm posterior) (Fig. 5). Using normalized values, the medial end of the GCA demonstrated anterior translation from 0° to nearly 100° flexion (mean translation $22.2 \pm 15.1\%$, range 4.6% posterior to 46.6% anterior), and demonstrated posterior translation after nearly $100\text{--}140^\circ$ (mean translation $14.9 \pm 11.1\%$, range 11% anterior to 34.5% posterior), while the lateral end demonstrated consistent posterior translation throughout knee flexion (mean translation $60.4 \pm 17.5\%$, range $32.3\text{--}93.5\%$ posterior) (Fig. 6).

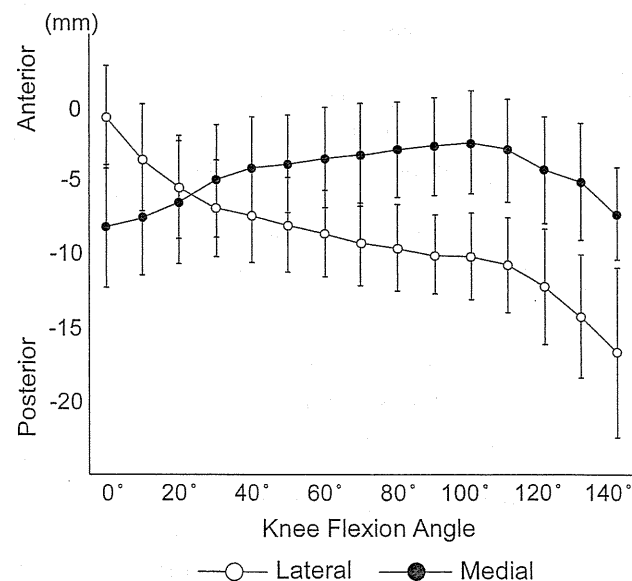


Fig. 5 The absolute AP translation values for the medial and lateral ends of the GCA (mean \pm SD)

Motion patterns in respective phases during knee flexion

In all 20 knees, from full extension to nearly 120° flexion, intersecting points of GCAs were located in the medial compartment, while the lateral ends of GCAs showed posterior translations. This motion pattern was thought to represent so-called medial pivot motion. From nearly 120° flexion to full flexion, both medial and lateral ends of the GCA showed almost the same amount of posterior translation, representing so-called bicondylar rollback motion (Fig. 7). In 5 of 20 knees, lateral pivot motion was observed in the limited phase. That was caused by the anterior translation of the medial end of the GCA.

Discussion

In this study, in vivo 3D dynamic kinematics of normal knees were evaluated through the full range of motion using the GCA for the first time. The results were then compared with those of previous studies employing stop-motion techniques.

In our study, the mean rotation angle of the GCA was 26.1° . Iwaki et al. [2] evaluated the stop-motion kinematics of cadaveric knees from full extension to 120° flexion by magnetic resonance imaging, utilizing the FFC as an evaluation parameter. In their study, the mean total rotation angle of the FFC was about 20° smaller than that of our study. Asano et al. [1] reported stop-motion kinematics in

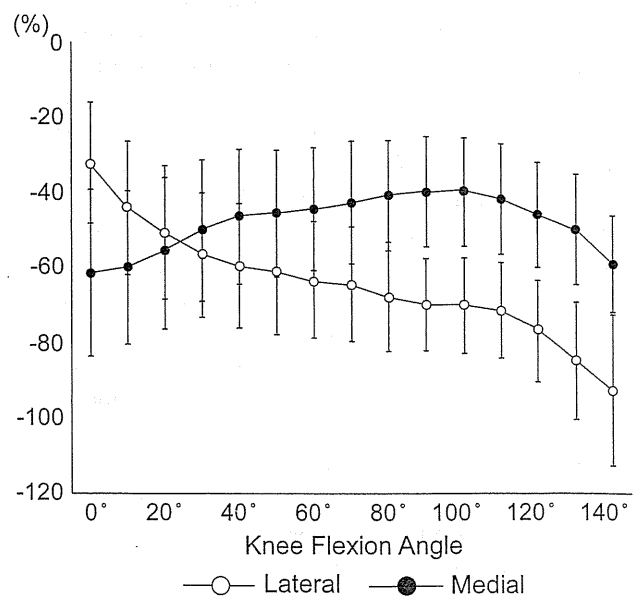


Fig. 6 Normalized AP translation of the medial and lateral ends of the GCA (mean \pm SD). The curves of the normalized AP translations were almost the same as those of the AP translations described by the absolute values shown in Fig. 5

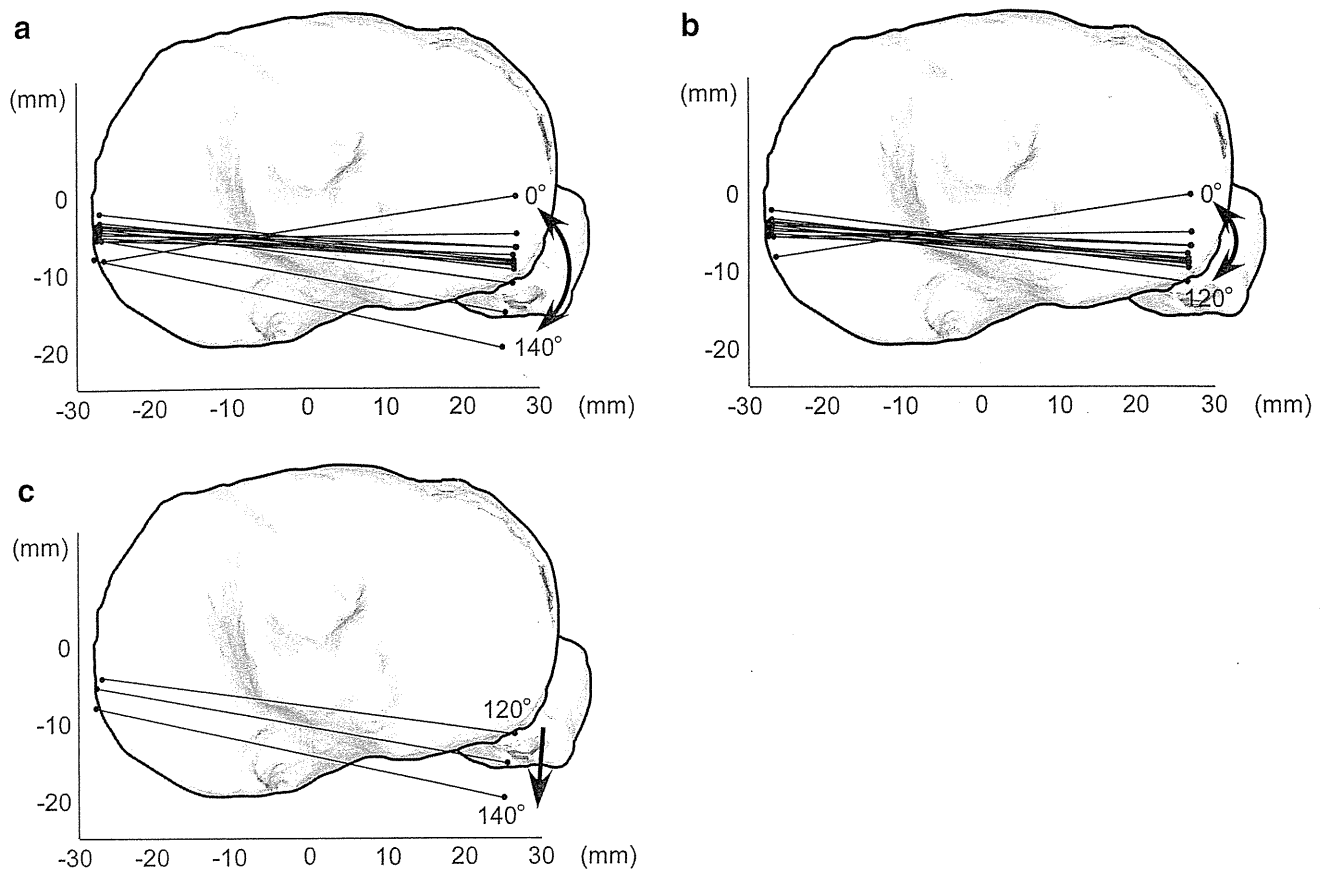


Fig. 7 Appearance of projected GCAs on the tibial axial plane every 10° in one knee. **a** The typical pattern for the center of rotation in this series. **b** From full extension to 120° flexion. **c** From 120° flexion to full flexion

the range of 0 – 120° flexion of normal living knees under weight-bearing conditions using biplanar radiography, and described their kinematics using GCA measurement. According to that study, the mean total rotational angle of the GCA was 29.1° . These results were quite similar to our results in terms of rotation angle. Therefore, the mean rotational angle of GCA obtained by dynamic knee motion analysis did not differ greatly from that obtained by stop-motion techniques under *in vivo* conditions (Table 1).

Regarding the AP translations of the medial and lateral ends of the GCA, in our study, the medial end of the GCA demonstrated an anterior translation of 5.5 mm from full extension to nearly 100° flexion, followed by a posterior translation of 3.9 mm after nearly 100° to full flexion, while the lateral end demonstrated consistent posterior translation (15.6 mm) throughout knee flexion. This behavior of the medial and lateral ends of the GCA from full extension to 100° flexion was similar to that observed in previous *in vivo* stop-motion studies [1]. However, compared with the study of Iwaki et al. [2], although the lateral end of the GCA showed almost the same behavior, the medial end showed different behavior. The medial end of FFC stayed at almost the same point in Iwaki's study. The smaller axial rotation

angle found in the cadaver study (as compared to our dynamic *in vivo* analysis) might have been caused by the absence of anterior translation of the medial end of the GCA. The difference in medial translation between the two studies was likely induced mainly by the use of living rather than cadaveric knees. Iwaki et al. [2] utilized cadaveric knees, so the effects of real-time changes in stresses applied to the knee by muscles and through weight-bearing on knee kinematics in the respective phases of knee flexion were absent. Actually, Hill et al. [7] reported the anterior translation of the medial femoral condyle in early to mid-flexion while evaluating living knee motion in normal subjects using the same methods and parameters. In our study, medial anterior translation may have occurred due to the effects of stresses applied to the knee via weight-bearing and muscle force while squatting.

In our study, all 20 knees demonstrated medial pivot motion from full extension to nearly 120° flexion. This motion pattern was also seen in previous studies [1, 2] from extension to nearly 120° flexion. Due to methodological limitations, these studies did not describe knee motion from nearly 120° to full flexion. However, Pinskerova et al. [3] recently reported on stop-motion knee kinematics in the

Table 1 Comparison to previous stop motion studies that analyzed normal knees using the GCA

	Subjects	Evaluation ROM (degrees)	Femorotibial axial rotation (degrees)	A-P translation (mm)		Motion patterns of femur
				medial	lateral	
Asano et al [1]	6 in vivo knees	0 to 120	29.1 ER	5.0 AT(to 105°) 1.2 PT(from 105°)	17.8 PT	MP
[2]+ [3]		-5 to 160	Less than 20.0 ER	10.0 PT	24.0 PT	MP(to 120°) BR(from 120°)
Iwaki et al [2]	6 cadaver knees	-5 to 120	20.0 ER	2.0 PT	19.0 PT	MP
Pinskerova et al [3]	4 cadaver knees	120 to 160	Slight IR	8.0 PT	5.0 PT	BR
This study	20 in vivo knees	full extension to full flexion	26.1 ER	5.5 AT(to 100°) 3.9 PT(from 100°)	15.6 PT	MP(to 120°) BR(from 120°)

ER=external rotation; IR=internal rotation; AT=anterior translation; PT=posterior translation; MP=medial pivot; BR=bicondylar rollback;

range of 120–160° flexion utilizing cadaveric knees, employing the FFC as an evaluation parameter. In their study, the tibiofemoral movement from 120 to 160° was characterized following Iwaki et al. [2]. They showed that the FFC at the medial and lateral femoral condyles moved back by 8 and 5 mm, respectively, displaying bicondylar rollback motion. In this study, although the amount of femoral posterior translation of the medial and lateral compartments was slightly different from that of Pinskerova's study, femoral bicondylar rollback motion was also observed during dynamic knee motion from 120° to maximum flexion (Table 1), indicating that the motion pattern observed in the deep flexion range during the stop-motion technique was also reproduced by dynamic knee motion analysis. The difference in the amount of femoral posterior translation of the medial and lateral compartments between stop-motion and dynamic motion analysis could have been induced by the aforementioned difference between in vivo and cadaveric subjects.

As a result of this study, the previously reported normal knee kinematics obtained via stop-motion techniques were also reproduced using dynamic knee motion analysis in living knees in terms of axial rotation, AP translation of medial and lateral femoral condyles, and motion pattern, indicating that our hypothesis was not confirmed. As

reported, our dynamic knee kinematics did not differ greatly from those obtained through stop-motion techniques. Although the specific reasons for this similarity are unknown, we can speculate that there are several causes. First, because the subjects recruited in this study were asked to squat relatively slowly during the measurement of knee motion, the kinematics may not have been affected as strongly compared to the acceleration or kinetic energy seen during normal dynamic motion. Therefore, it is possible that knee kinematics within the same activity but performed at a higher velocity (or other activities such as walking or stair climbing) would result in outcomes different from that of stop motion. Second, as normal knees were analyzed in this study, the functions of knee ligaments such as the anterior and posterior cruciate ligaments were intact. Therefore, it is thought that those healthy ligaments enabled stable knee kinematics [25], especially during relatively slow activity, resulting in kinematics similar to those found in stop-motion techniques. Hence, although there might be differences between the static and dynamic conditions in terms of kinetics (including loads applied to ligaments and joint surfaces), kinematic parameters related to the relative positions of the femur and tibia did not differ greatly between the two methods under the conditions of this study. It is possible that knees with decreased ligament function

due to such conditions as anterior cruciate deficiency or osteoarthritis may demonstrate different kinematics from those seen in stop-motion analysis.

Our study had several limitations. First, the image registration technique using single-plane fluoroscopy shows limited out-of-plane accuracy. This reduced accuracy might affect the determination of the relative position between the femur and tibia [22]. Second, as described above, only squat (flexion) motion was analyzed in this study. Although this activity was thought to be adequate for evaluating knee motion in the full range of motion under weight-bearing conditions, other dynamic and daily activities such as walking, stair climbing, or kneeling should also be examined to obtain more clinically important reference data.

In summary, our investigation demonstrated some differences from previous studies in terms of anterior translation of the medial femoral condyle, resulting in a minor disparity in the rotational angle of the GCA. However, in general, the results obtained by our dynamic motion analysis were very similar to those obtained by previous stop-motion techniques when knee motion was described by GCA. This is especially true when comparing the results obtained under *in vivo* weight-bearing conditions in previous studies for the rotation angle, AP translation, and motion patterns. Therefore, the authors believe that the results obtained in this dynamic knee motion study support previously reported results obtained using stop-motion techniques. However, further studies are thought to be necessary, as it is possible that the dynamic knee kinematics are not necessarily similar to the kinematics obtained by stop-motion techniques when the type of activity or the velocity of the activity differs from that used in this study, and also when pathological subjects such as unstable knees are observed.

Observing knee motion under *in vivo* conditions with all the factors that influence living subjects is crucial to obtaining clinically important data. Furthermore, our results should provide useful control data for dynamic kinematic analyses of pathologic knees in the future.

Acknowledgments The authors would like to thank the entire staff of the Department of Radiology of the Niigata University Medical and Dental Hospital for their technical support and cooperation.

Conflict of interest 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

- Asano T, Akagi M, Tanaka K, Tamura J, Nakamura T. In vivo three-dimensional knee kinematics using a biplanar image-matching technique. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;388:157–66.
- Iwaki H, Pinskerova V, Freeman MA. Tibiofemoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee. *J Bone Joint Surg Br.* 2000;82:1189–95.
- Pinskerova V, Samuelson KM, Stammers J, Maruthainar K, Sosna A, Freeman MA. The knee in full flexion. *J Bone Joint Surg Br.* 2009;91:830–4.
- Kurosawa H, Walker PS, Abe S, Garg A, Hunter T. Geometry and motion of the knee for implant and orthotic design. *J Biomech.* 1985;18:487–99.
- Walker PS, Kurosawa H, Rovick JS, Zimmerman RA. External knee joint design based on normal motion. *J Rehabil Res Dev.* 1985;22:9–22.
- Churchill DL, Incavo SJ, Johnson CC, Beynon BD. The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee. *Clin Orthop Relat Res.* 1998;356:111–8.
- Hill PF, Vedi V, Williams A, Iwaki H, Pinskerova V, Freeman MA. Tibiofemoral movement 2: the loaded and unloaded living knee studied by MRI. *J Bone Joint Surg Br.* 2000;82:1196–8.
- Nakagawa S, Kadoya Y, Todo S, Kobayashi A, Sakamoto H, Freeman MA, Yamano Y. Tibiofemoral movement 3: full flexion in the living knee studied by MRI. *J Bone Joint Surg Br.* 2000;82:1199–200.
- Most E, Axe J, Rubash H, Li G. Sensitivity of the knee joint kinematics calculation to selection of flexion axes. *J Biomech.* 2004;37:1743–8.
- Williams A, Logan M. Understanding tibio-femoral motion. *Knee.* 2004;11:81–8.
- Asano T, Akagi M, Nakamura T. The functional flexion-extension axis of the knee corresponds to the surgical epicondylar axis: *in vivo* analysis using a biplanar image matching technique. *J Arthroplasty.* 2005;20:1060–7.
- Banks SA, Markovich GD, Hodge WA. *In vivo* kinematics of cruciate-retaining and -substituting knee arthroplasties. *J Arthroplasty.* 1997;12:297–304.
- Hoff WA, Komistek RD, Dennis DA, Gabriel SM, Walker SA. Three-dimensional determination of femoral-tibial contact positions under *in vivo* conditions using fluoroscopy. *Clin Biomech.* 1998;13:455–72.
- Yamazaki T, Watanabe T, Nakajima Y, Sugamoto K, Tomita T, Yoshikawa H, Tamura S. Improvement of depth position in 2-D/3-D registration of knee implants using single-plane fluoroscopy. *IEEE Trans Med Imaging.* 2004;23:602–12.
- Li G, Suggs J, Hanson G, Durbhakula S, Johnson T, Freiberg A. Three-dimensional tibiofemoral articular contact kinematics of a cruciate-retaining total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88:395–402.
- Komistek RD, Mahfouz MR, Bertin KC, Rosenberg A, Kennedy W. *In vivo* determination of total knee arthroplasty kinematics. *J Arthroplasty.* 2008;23:41–50.
- Tamaki M, Tomita T, Yamazaki T, Hozack WJ, Yoshikawa H, Sugamoto K. *In vivo* kinematic analysis of a high-flexion posterior stabilized fixed-bearing knee prosthesis in deep knee-bending motion. *J Arthroplasty.* 2008;23:879–85.
- Komistek RD, Dennis DA, Mahfouz M. *In vivo* fluoroscopic analysis of the normal human knee. *Clin Orthop Relat Res.* 2003;410:69–81.
- Moro-oka T, Hamai S, Miura H, Shimoto T, Higaki H, Fregly BJ, Iwamoto Y, Banks SA. Dynamic activity dependence of *in vivo* normal knee kinematics. *J Orthop Res.* 2008;26:428–34.
- Li G, Moses JM, Papannagari R, Pathare NP, DeFrate LE, Gill TJ. Anterior cruciate ligament deficiency alters the *in vivo* motion of the tibiofemoral cartilage contact points in both the antero-posterior and mediolateral directions. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88:1826–34.
- Sato T, Koga Y, Omori G. Three-dimensional lower extremity alignment assessment system. *J Arthroplasty.* 2004;19:620–8.

22. Kobayashi K, Tanaka N, Odagawa K, Sakamoto M, Tanabe Y. Image-based matching for natural knee kinematics measurement using single-plane fluoroscopy. *J Jpn Soc Exp Mech.* 2009;9:162–6.
23. Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng.* 1983;105:136–44.
24. Blaha JD, Mancinelli CA, Simons WH, Kish VL, Thyagarajan G. Kinematics of the human knee using an open chain cadaver model. *Clin Orthop Relat Res.* 2003;410:25–34.
25. Dennis DA, Mahfouz MR, Komistek RD, Hoff W. In vivo determination of normal and anterior cruciate ligament-deficient knee kinematics. *J Biomech.* 2005;38:241–53.

■ 2009 年度採択学術プロジェクト研究の概要

変形性膝関節症に対する大腿四頭筋評価の指標化および リハビリテーションプログラムの作成とその応用

大森 豪¹⁾ 古賀 良生²⁾ 渡辺 博史³⁾ 田中正 栄⁴⁾
西野 勝利⁴⁾ 縄田 厚⁵⁾ 遠藤 和男⁶⁾

新潟大学研究推進機構超域大学院¹⁾, JA 新潟厚生連新潟医療センター整形外科²⁾, 同リハビリテーション科³⁾, 新潟県健康づくりスポーツ医科学センター⁴⁾, アルケア株式会社医工学研究所⁵⁾, 新潟医療福祉大学健康科学部⁶⁾

はじめに

変形性膝関節症（以下膝 OA）の発症と進行には複数の因子が関与しているが、そのなかでも機械的因子の影響が大きいと考えられている。われわれは、新潟県十日町市松代地区において 1979 年以降 30 年以上にわたり縦断的に行ってきた住民膝検診（松代膝検診）から、膝 OA に影響する機械的因子を明らかにしてきた（図 1）^{1,2)}。そして、これらの機械的因子のなかで膝 OA の発症予防および進行抑制の手段として有力と思われる大腿四頭筋力に注目した。本プロジェクトでは、1) 下肢筋力測定・訓練器の開発、2) 本機器を用いた疫学調査における膝 OA と大腿四頭筋力の関連性の解明、3) 膝 OA の発症予防、進行抑制手段としての定量的大腿四頭筋訓練の条件設定と初期介入研究による有効性の検証、という 3 つの課題について研究を行った。本稿では、おのおのの項目について研究内容および結果の概要について述べる。

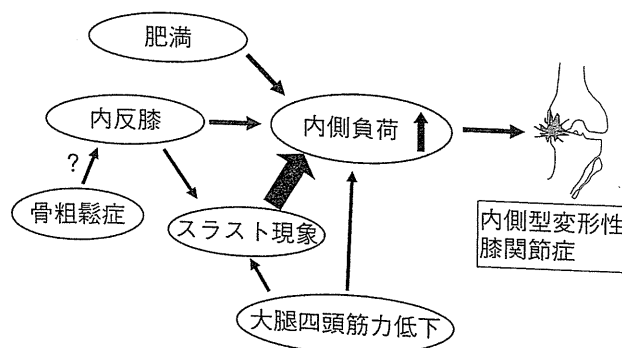


図 1 内側型変形性膝関節症の発症・進行への機械的因子の関与

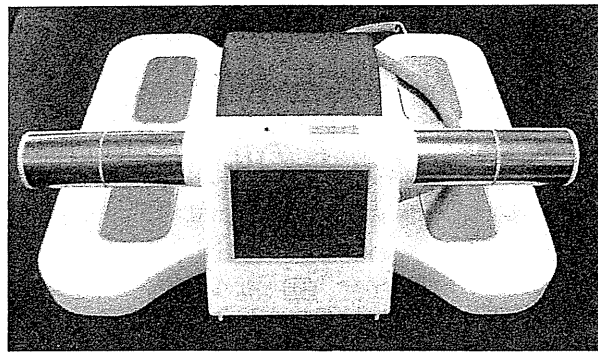
た機器で、重量約 3.4 kg と比較的軽量で携帯が可能である。基本機能としては、荷重測定モード、体組成モード、訓練管理モードの 3 つのモードがあり、筋力測定範囲は 0.1 ～ 最大 135 kg となっている（図 2）。また、膝屈曲 20 度での等尺性膝伸展最大筋力を用いた QTM と Biodex との比較では、相関係数が 0.82 ($p < 0.01$) と両者の間に高い相関関係が認められた（図 3）^{3,4)}。

下肢筋力測定・訓練器 (QTM) の開発と機能評価、精度検定

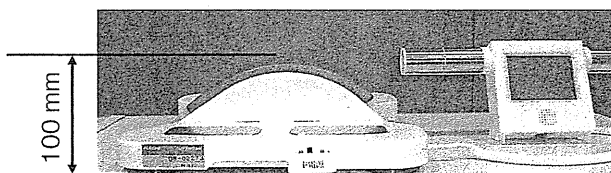
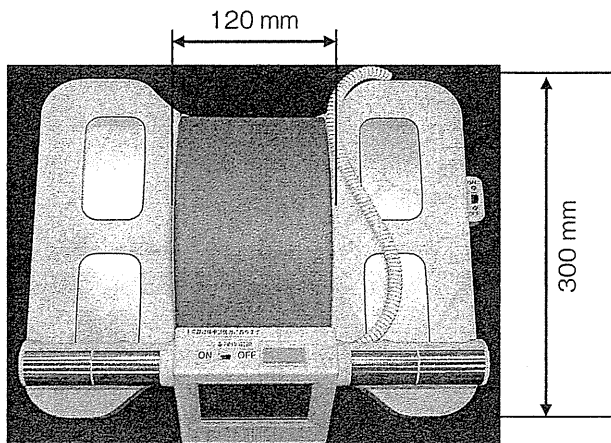
QTM は大腿四頭筋訓練における setting 訓練もしくは「枕つぶし運動」をベースにし

QTM を用いた松代膝検診における膝 OA と大腿四頭筋力の関連性の検討

2010 年に行った松代膝検診には男性 620 名、女性 635 名、合計 1255 名が受診した。本検診では、男女別各年代における膝 OA グレード (Kellgren-Laurence 分類) と QTM



重量：約 3.4 kg



高さ：(膝受部) 約 100 mm

図2 下肢筋力測定訓練器 (QTM, アルケア社製) の概観

で測定した大腿四頭筋力値との関連性を評価した。その結果では、男女とも年代とともに大腿四頭筋力値は低下し、さらに60歳代、70歳代では膝OAの進行とともに筋力値が有意に低下したが、80歳代では膝OAグレードと大腿四頭筋力との間に関連は見られなかった(図4)。また、問診および診察にて確認した膝痛と大腿四頭筋力との関連性は、女性において60歳代、70歳代、80歳以上の各年代で膝痛を有した者での大腿四頭筋力が有意に低かった⁵⁾。

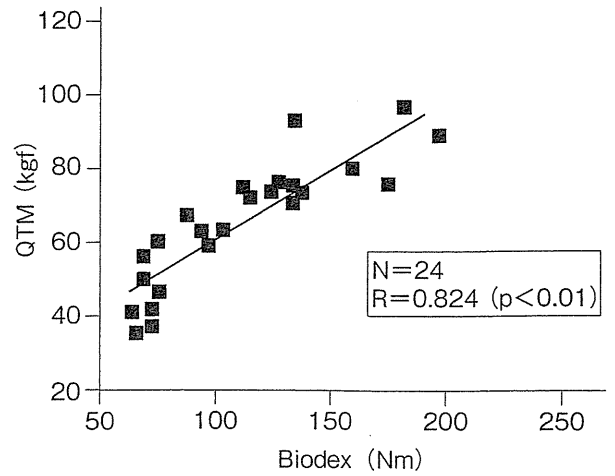


図3 QTMとBiodexにおける等尺性最大筋力測定値の相関

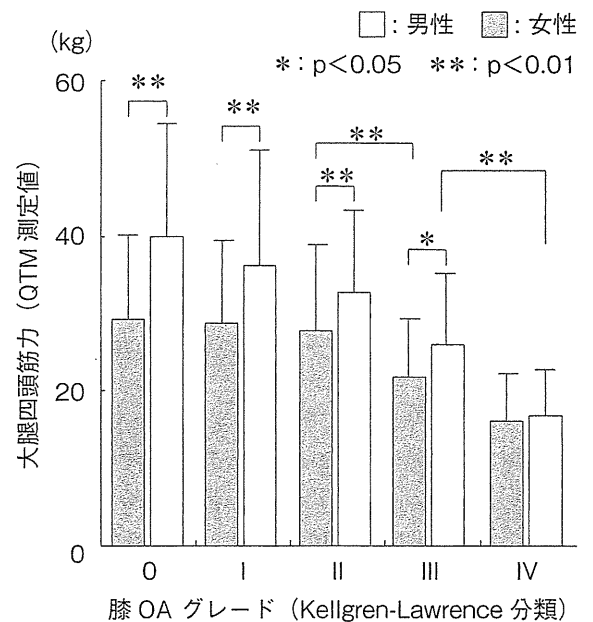


図4 膝 OA グレード別大腿四頭筋力 (第5回松代膝検診)

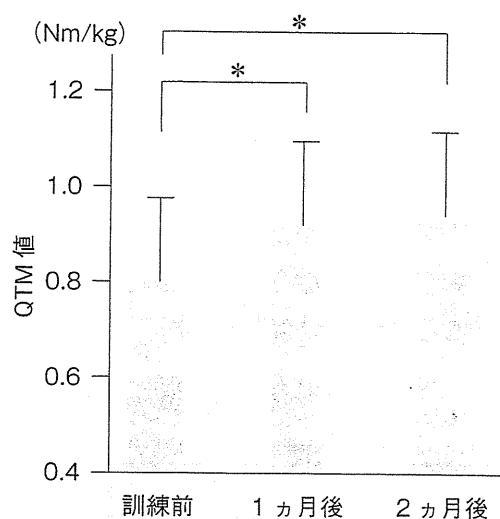
大腿四頭筋訓練における負荷強度設定と医療機関および介護施設への試験的介入による初期有効性の検証

大腿四頭筋訓練の方法については膝伸展の際に足関節と股関節をバンドで固定する方法と両方とも固定しない方法の2つの条件で評価し、負荷強度については最大筋力の60%と40%の2条件を設定して比較検討した。

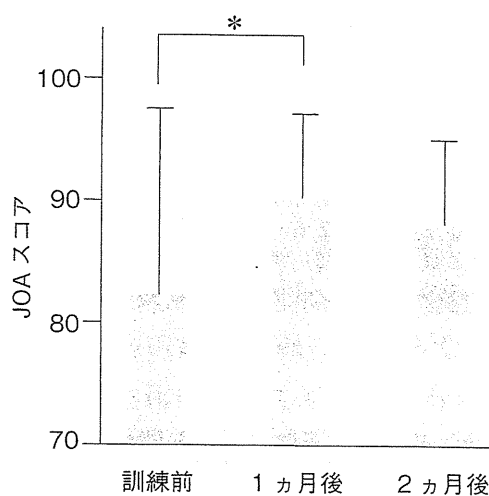
その結果、股関節と足関節を固定する方法で最大筋力の60%の負荷を訓練強度とすることが筋力訓練の有効性が高いことが示唆された⁶⁾。この結果を基に医療機関および介護施設への試験的介入研究を行った。新潟医療センターに通院加療する膝OA患者8名13膝(全例女性、平均年齢66歳)を対象とした。膝OAグレードは、グレードⅡ:7膝、Ⅲ:5膝、Ⅳ:1膝であった。大腿四頭筋訓練は最大筋力の60%で10秒×10回を3セットとし、これを1週間に2回、2ヵ月間行った。その結果、大腿四頭筋力は訓練前に比べて1ヵ月後、2ヵ月後とも有意に増加し、さらにJOAスコアも訓練後1ヵ月で有意に増加した(図5)。介護施設への介入は、新潟市内の介護施設を利用する在宅虚弱高齢者25名(平均年齢77歳)を対象とした。対象が虚弱高齢者であることから筋力訓練における負荷強度は最大筋力値の60%と40%の2群を設定し、週1回3ヵ月間の訓練を実施した。訓練の評価は大腿四頭筋の最大筋力値、機能的移動能力(TUG)、ミニ精神機構検査(MMSE)を用いて行った。その結果、最大筋力値は60%負荷群、40%負荷群のいずれにおいても増加を認めず、TUGでは40%負荷群においてのみ訓練前に比べて時間の短縮が見られた。また、MMSEでは認知症がある例では筋力訓練の効率が低下する傾向が認められた⁷⁾。

考 察

膝OAと大腿四頭筋力の関連性についての研究や膝OAに対する筋力訓練を含めた運動療法の報告は比較的多数見られる⁸⁻¹¹⁾。しかし、いずれの研究においても筋力評価が定性的なものが多く、その理由として定量的かつ詳細な下肢筋力評価は現時点でCybexや



a: 訓練前後のQTMによる大腿四頭筋力値の変化



b: 訓練前後のJOAスコアの変化

図5 膝OA患者に対するQTMを用いた大腿四頭筋力訓練の短期成績

Biodexなど設置型の大型測定機器しか存在しない点が挙げられる。この点で、本プロジェクトで開発したQTMはBiodexと同等の精度をもち、かつ、小型軽量なため野外調査や在宅を含めた医療施設外での使用が可能な点できわめて有効な機器と考えられる。今後は、QTMを用いた膝OAに対する大腿四頭筋訓練の有効性を大規模前向き研究で明らかにするとともに、転倒予防やロコモ対策を目

的とした介護現場への応用を視野に入れて研究を進める必要がある。

さいごに

本プロジェクトを遂行するにあたり、表1に示す多くの方々ならびに関係機関に多大な協力を賜ったことに深謝を申し上げます。

表1 本プロジェクトに協力していただいた関係諸氏ならびに機関

- ・新潟医療センター：古賀良生，渡辺博史，蕪木武史，松岡潤，梨本智史，浜辺政春，廣井治美
- ・アルケア（株）：縄田厚，穂丸舞，鳴海賢太郎，猶本真治，関良一
- ・新潟県健康づくりスポーツ医科学センター：田中正栄，西野勝敏
- ・新潟医療福祉大学：遠藤和男，粟生田博子
- ・押木医院，リハブサロンDoo：大野智也
- ・新潟リハビリテーション大学：佐々木理恵子

十日町市役所松代支所，新潟県立松代病院，新潟大学医学部整形外科，新潟大学工学部，新潟大学医学部保健学科，源川医科器械（株），千福

文献

- 1) 大森 豪ほか：疫学調査から見た内側型変形性膝関節症の発症要因. 日整会誌 80 : 927-932, 2006.

- 2) 大森 豪：疫学調査から見た危険因子と生活指導. 関節外科 29 : 24-30, 2010.
- 3) 縄田 厚ほか：セッティング式筋力測定・訓練器による膝伸展筋力と筋力発揮パターンの解析. 運動・物理療法 19 : 279-284, 2008.
- 4) 田中正栄ほか：大腿四頭筋力訓練器の筋力測定機能についての検討. 運動・物理療法 21 : 155, 2010.
- 5) 渡辺博史ほか：変形性膝関節症における膝伸展筋力の横断的・縦断的検討. 運動・物理療法 22 : 158, 2011.
- 6) 穂丸 舞ほか：訓練機器を用いた大腿四頭筋セッティングにおける筋活動性に関する検討. 運動・物理療法 21 : 59-64, 2010.
- 7) 大野智也ほか：ディサービスにおける下肢筋力測定・訓練器の効果についての検討. 運動・物理療法 22 : 185, 2011.
- 8) Slemenda C. et al: Quadriceps weakness and osteoarthritis of the knee. Ann Intern Med. 127: 97-104, 1997.
- 9) Brandt KD. et al: Quadriceps strength in women with radiographically progressive osteoarthritis of the knee and those with stable radiographic changes. J Rheumatol. 26: 2431-2437, 1999.
- 10) O'Reilly SC. et al: Quadriceps weakness in knee osteoarthritis: the effect on pain and disability. Ann Rheum Dis. 57: 588-594, 1998.
- 11) Kovar PA. et al: Supervised fitness walking in patients with osteoarthritis of the knee. A randomized, controlled trial. Ann Intern Med. 116: 529-534, 1992.

高齢者への健康管理

大森 豪 新潟大学超域研究機構

整形外科医としての役割

仕事内容

わが国は世界一の長寿国であり、2009年現在の平均寿命は男性が79.3歳、女性は86.1歳となっている。さらに、高齢化率は22%を超え、実に人口の5人に1人が65歳以上の高齢者という現実を迎えている¹⁾。このような社会において、近年、健康寿命の獲得やQOLの維持に対する高齢者の関心が高まり、いわゆる健康スポーツの普及が著しく加速している。しかし、人間の身体機能は加齢により確実に低下し、高齢者が若年期、壮年期の人と同様な環境で運動を行うことには危険を伴う場合も多い。

この点から考えると高齢者の運動に対するスポーツ整形外科医の果たすべき役割としては、

- ①整形外科的・内科的メディカルチェックを行いスポーツ参加者の詳細な健康状態を把握すること
- ②各種目の強度と特性を理解し、参加者の健康状態を加味して適切な運動内容について助言できること
- ③高齢者に特有なスポーツ傷害について理解し、傷害発生予防と早期発見・治療に努めること

の3点に集約されると考えられる。

仕事上の注意点

● 加齢による身体機能の変化とメディカルチェックの注意点

加齢に伴う身体機能は40歳以降徐々に低下する。内臓機能は、30歳を基準とした場合60歳代で心機能、肺活量、腎機能は20～30%、神経伝導速度、基礎代謝量は10%程度低下するといわれている²⁾ (図1)。

一方、運動機能としての筋力や持久力、瞬発力や平衡機能も低下し、20歳代を基準とした場合60歳代で筋力は20～30%、平衡機能に至っては60～70%も低下する³⁾ (図2)。

図1 年代別の身体機能残存率

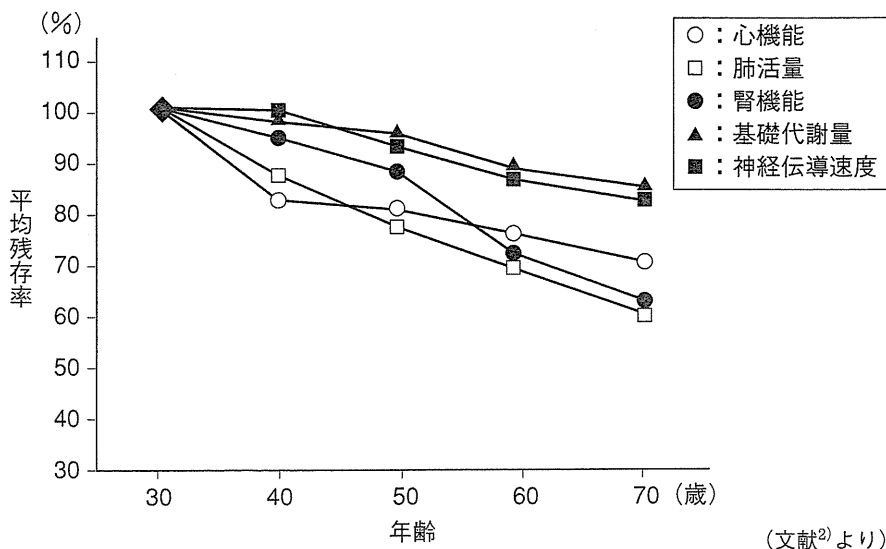
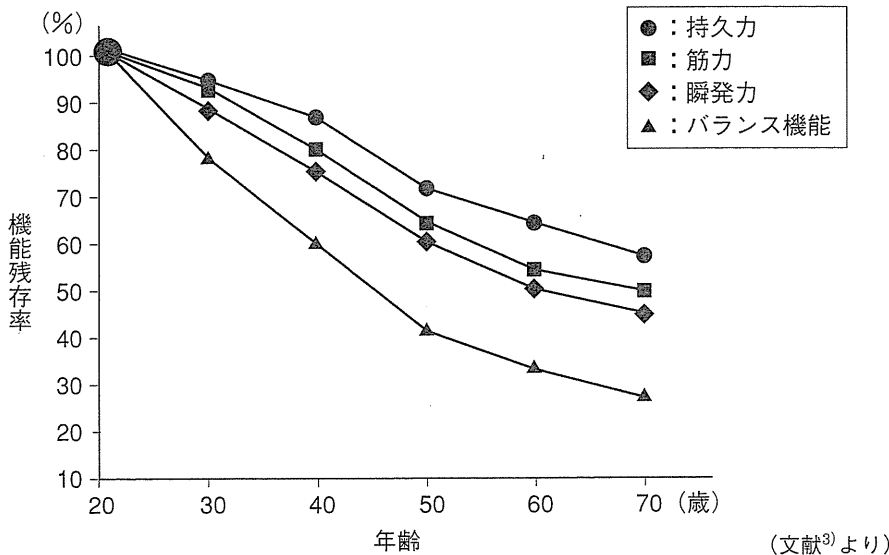


図2 年代別の運動機能の残存率



このような身体機能の低下は、同時に種々の慢性退行性疾患の発症を増加させ、内臓系では高血圧や虚血性心疾患、糖尿病、高脂血症、脳血管疾患が増加し、運動器においても骨粗鬆症や変形性関節症が増加する。とくに、運動機能に大きく影響する変形性膝関節症(膝OA)について著者らが長期に行ってきた疫学調査では、40歳以降発症率が増加し、60歳以降では女性の60%、男性の40%以上がX線上膝OAと診断されることが示されている⁴⁾(図3)。また、吉村ら⁵⁾は日本における大規模コホートの調査において、変形性腰椎症の発生率が60%以上に上ることを報告している。

したがって、高齢者に対する運動前のメディカルチェックは、通常の運動選手に行われる内容ではなく高齢者の身体機能の低下およびそれに伴う運動時のリスクをある程度スクリーニングできる内容が必要となる。さらに、整形外科、内科

図3 内側型膝OAの年代別有病率

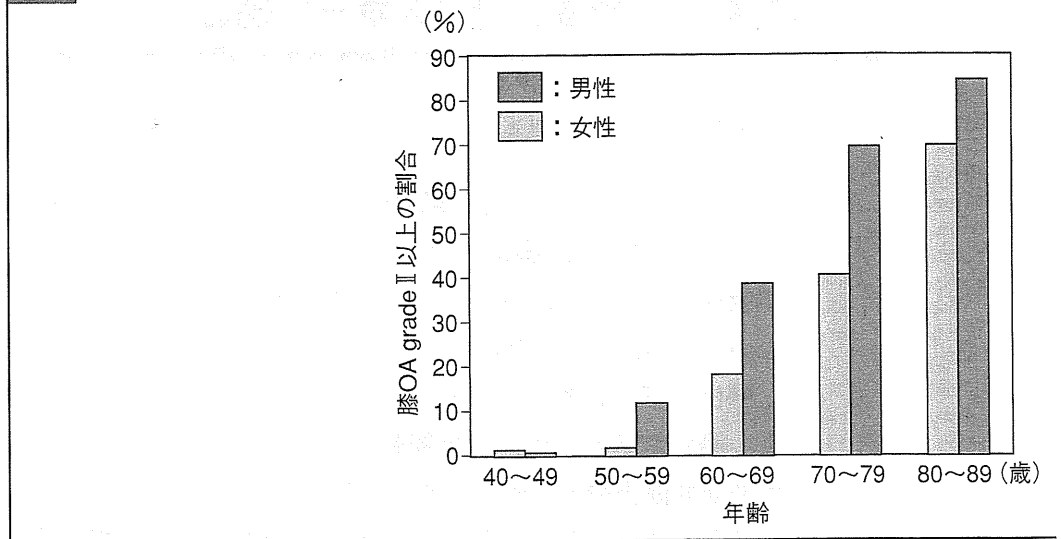


表1 メディカルチェックの内容例

	整形外科的メディカルチェック	内科的メディカルチェック
	関節可動域 (肩, 肘, 手関節, 股, 膝, 足関節)	血液検査(一般検血, 肝機能, 尿酸, コレステロール, 尿酸, BUN, 値, CPK, CRP, 血糖, 電解質など)
	神経学的検査 (四肢筋力, 反射, 知覚, 間欠跛行)	尿検査 (蛋白, 糖, ウロビリノーゲン, 潜血)
	タイトネス (体幹前屈, 大腿四頭筋, ハムストリング)	血圧, 脈拍, 腹部・心肺聴診, 四肢動脈触知
	関節X線 (問診および診察にて異常がみられた場合)	心電図 (心エコー)
	骨密度(とくに女性)	胸部X線, 呼吸機能

*生活状況(歩行状態, 食事状態, 精神状態)や病歴について十分に問診を行い, 必要があれば精査もしくは専門医の診察を依頼する。

とも既往疾患や現疾患についての十分な問診を行い, 必要があれば専門医の診察を依頼する(表1)。

● 高齢者に推奨される運動の目安と各種目の運動強度

一般的に中高年者の健康運動の目安としては, 有酸素性の運動で頻度は週2~3回以上, 運動強度は最大運動強度「最大心拍数: 220-年齢」の40~70%, 1回の運動時間は30~60分といわれている。しかし, 65歳以上の高齢者の場合, 既述した身体機能の低下や合併疾患の影響および個人差を十分に考慮したうえで運動の頻度と強度, 1回の運動時間を決定すべきである。

具体的な種目としては, 運動強度の軽いウォーキング, ジョギング, ゲートボール, 水中運動, 体操, ストレッチ, エアロビクス, 自転車, ゴルフ, ボールエクササイズなどが推奨されているが, 特定の種目に限定する必要はなく, それぞれの種目特性と運動強度を認識したうえで, 個々の身体機能とライフスタイルにあったものを継続して行うことが望ましい。

注意すべき高齢者のスポーツ傷害

運動器

① overuseによる筋、腱、靭帯炎

overuseによる障害はどの年代でも生じるが、高齢者では筋力低下や腱、靭帯の柔軟性低下によりoveruseに対する閾値が低下しており、本人が使いすぎと自覚しない程度の運動量で症状を出すことが多い。

部位は下肢に多く、ウォーキングやジョギングによる足底腱膜炎、アキレス腱炎、腸脛靭帯炎、内側側副靭帯炎などがみられ、上肢ではテニスやゴルフによる肩関節周囲炎や上腕骨外上顆炎がみられる。

これらの多くは、運動前のストレッチなどによって発症を予防できるため、高齢者の場合ウォーミングアップに十分な時間を割くことが大切である。

② 骨折・疲労骨折

高齢者では転倒により大腿骨頸部骨折や大腿骨顆上骨折、橈骨遠位端骨折が多発するが、高齢者のスポーツ現場ではこれらの部位以外にも比較的軽微な外力で骨折が発生する。また、従来10～20歳代のスポーツ選手に主に発症していた疲労骨折も、近年、中高年者のスポーツ愛好者に増加傾向がみられる。とくに、著者らはジョギングに伴う下肢の疲労骨折(大腿骨、脛骨、腓骨、踵骨、中足骨など)を経験しており、高齢者の女性で骨粗鬆症がある場合は注意が必要である(図4)。

③ OA

高齢者にとって運動による関節への負荷はプラスとマイナス両方の効果をもっており、関節の変形の程度によって影響が異なる。膝OAでは、X線上のKellgren-Lawrence分類(図5)でgrade 0～Ⅱまでは膝OAがないか、もしくは軽度のため自分の体力に見合った適度な運動は、筋力強化や骨質の維持も含めて関節にとってはプラスの要素が強い。これに対してgradeⅢ、Ⅳでは中等度～高度の関節変形がみられ、日常動作においても膝痛がみられることが多い。このような状態での運動は、膝OAの症状を増悪とともに、本症を進行させる危険性が高い。

図4 踵骨疲労骨折例

66歳、女性。ジョギング愛好家。

a：2006年6月のX線像。

b：2006年7月のX線像。

丸印の中は、疲労骨折部が治癒傾向となり、骨硬化を示している部分である。

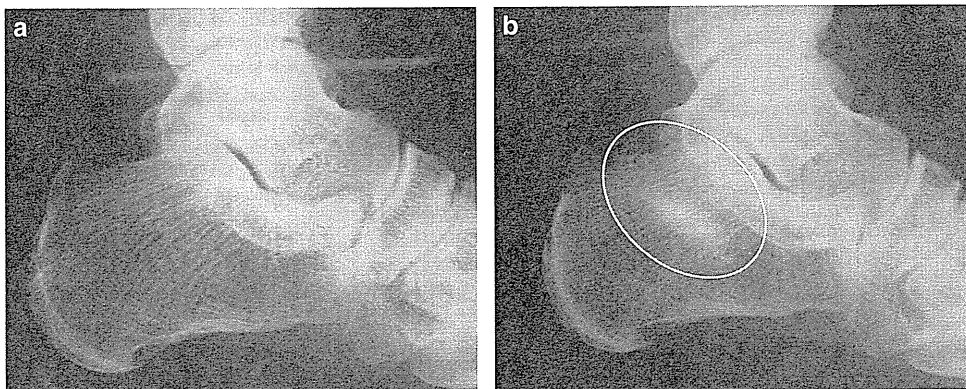
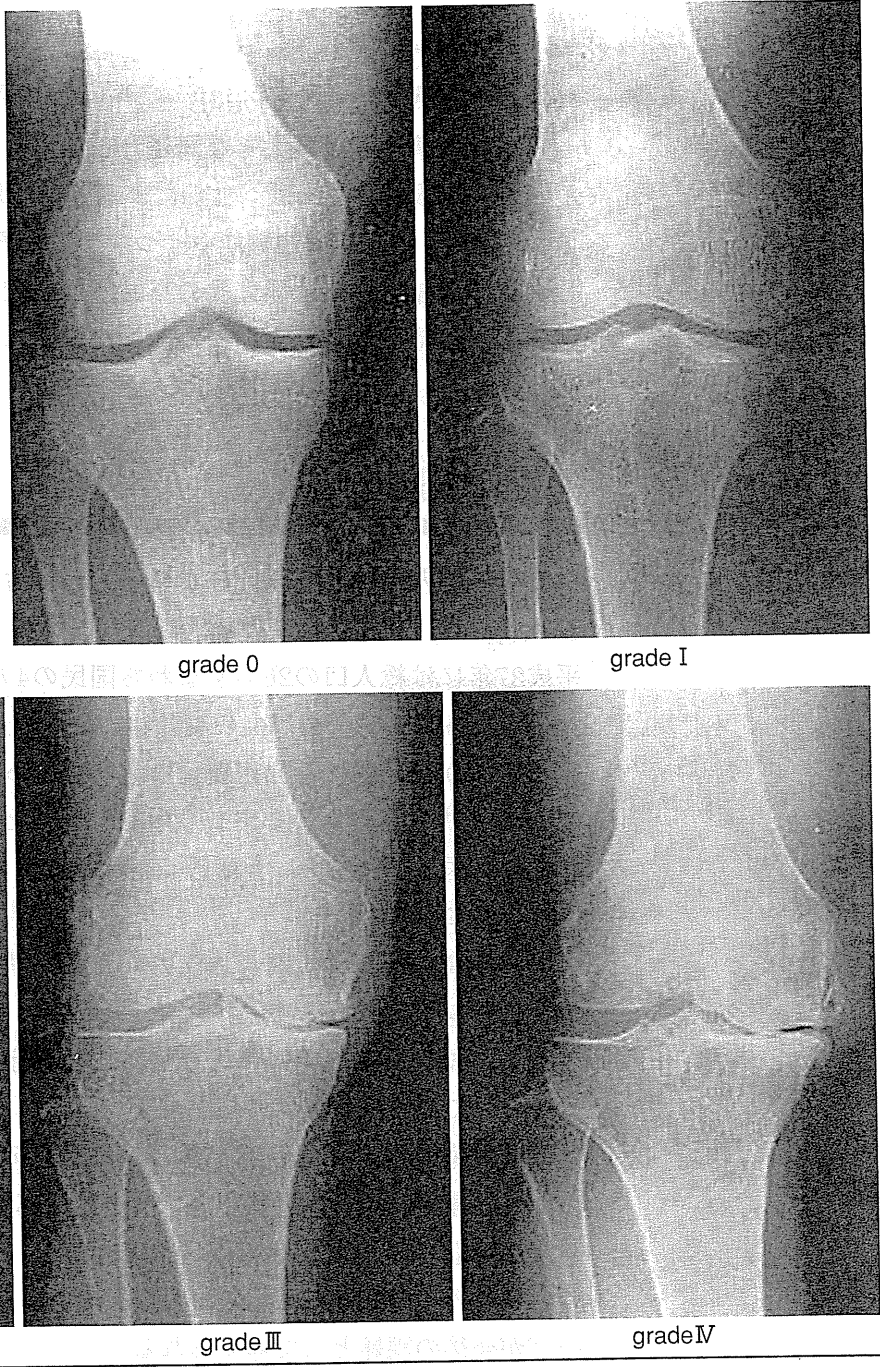


図5 内側型変形性膝関節症のX線
grade分類 (Kellgren-
Lawrence分類)



内科系

最も重篤な傷害はスポーツ活動中の突然死であり、発生頻度は調査対象により異なるがおおむね数十万人に1人/年程度という報告が多い。中高年者のスポーツにおける突然死の原因は、冠動脈疾患が半数以上を占め、次いで心筋疾患が多い。その他、中高年者では既述したごとく高血圧、糖尿病、高脂血症、高尿酸血症などの慢性疾患が存在することがあり、その場合適切な運動負荷を行わないと、逆に原疾患の悪化や関連臓器の機能低下を招く危険性がある。

メンタルケア

高齢者の精神機能の大きな問題としては、いわゆる認知症とうつ病があげられる。諸家の報告によれば、加齢による運動不足は認知機能低下の危険因子の1つとされており、運動が認知機能やうつ病の発生予防となる可能性が指摘されている⁶⁾。しかし、認知症患者は同世代の高齢者と比較して転倒や骨折の危険性が高く、スポーツ活動時には運動内容や運動量に配慮したきめ細かいケアが必要と考えられる。

今後の課題

総務省の人口統計では、日本の総人口に占める65歳以上の人口の割合は増加し続けている。平成15年には総人口の19%を超え、国民の5人に1人が高齢者となり、平成27年には総人口の26%すなわち国民の4人に1人、さらに平成37年には48%と国民の2人に1人が65歳以上の高齢者となる予想も出されている⁷⁾。

このような高齢化社会が健全な営みを行っていくためには、健康を維持する目的での運動への需要はますます増加することが予想される。すなわち、スポーツ整形外科医はこれまでも増して高齢者のケアに目を向ける必要がある。

具体的には、

- ①健常高齢者の年代別身体能力の詳細な解析評価と、それを用いた至適健康運動プログラムの作成
 - ②運動器または脳神経疾患や内科的合併症を有する高齢者に対する運動療法としてのプログラムの作成
 - ③理学療法士、運動指導士などのパラメディカルスタッフ、および行政サイドとの連携により高齢者の適切な運動指導が行える環境を整備する
 - ④高齢者のスポーツ傷害の現状を評価し、危険因子の排除による発症予防および障害の早期発見・治療が可能となるシステムを構築すること
- などが今後の課題として考えられる。

研修医の皆さんへ

著者自身もそうであったが、若いころはスポーツ整形外科医のイメージは、プロ選手や代表選手などトップアスリートのメディカルサポートが夢であった。確かに、トップアスリートを支えることは重要かつ貴重な経験である。しかし、スポーツ整形外科医としての経験をつむにつれて、成長期の子供達や中高年者、さらには女性のスポーツ

を医学的にサポートすることがより重要ではないかと感じるようになった。スポーツはわれわれが健康で豊かな人生を送るために大切な身体活動である。スポーツ整形外科医をめざすならばこのことを念頭に入れ、広い視野をもって研修に励んでいただきたい。

文 献

- 1)内閣府：平成21年版高齢化白書.
- 2)重松良祐：中高年期のための運動・スポーツ.
健康スポーツ科学, 第1版, 浅野勝己, 田中喜代次
編. 文光堂, 東京, 1995, p212-220.
- 3)河野一郎：運動と年齢－内科系－. 臨床スポー
ツ医学, 17：444-451, 2000.
- 4)大森 豪, 古賀良生：変形性膝関節症の疫学. 臨
整外, 42：7-14, 2007.
- 5)吉村典子：変形性関節症の疫学研究－大規模コ
ホート研究ROADより－. Clinical Calcium, 19：
1572-1577, 2009.
- 6)遠藤英俊, 佐竹昭介, 三浦久幸：認知症. 臨床ス
ポーツ医学, 27：1247-1249, 2010.
- 7)高齢人口の現状と将来：統計局ホームページ.

変形性膝関節症の発症・進行への 膝周囲筋力の影響

大森 豪^{*1}、渡辺博史^{*2}、古賀良生^{*3}

はじめに

われわれは、内側型変形性膝関節症(以下膝OA)の発症と進行に関連する多数の危険因子の中で、膝関節への荷重負荷にかかわる機械的因子の影響が最も大きいと考えている。そして、これまでに臨床研究、疫学調査、生体力学的研究などから膝OAの機械的増悪因子として、肥満、膝内反、歩行時のスラスト(thrust)、大腿四頭筋力低下を明らかにしてきた。

本稿では、膝関節周囲筋のうち大腿四頭筋に注目し、われわれが行ってきた長期疫学調査(松代膝検診)で得られた大腿四頭筋力の定量評価の結果から膝OAと大腿四頭筋力の関連性について検討する。

対象と方法

1. 松代膝検診

松代膝検診は、膝OAの自然経過と進行に影響する因子を明らかにする目的で開始されたhistorical cohort studyであり、1979年の初回調査以降一切の介入を行わず基本的に7年間隔で横断および縦断調査が継続して行われている。基本検診は問診、視触診、膝X線からなり、これらは初回

調査から同じ内容で継続している。さらに、歩行解析(2000年第4回検診)、超音波骨密度測定(2000年第4回検診)が加わり、2006年のプレ検診から後述する大腿四頭筋力の定量評価が開始された¹⁾。したがって、本稿では2006年のプレ検診および2007年の第5回検診受診者の中で大腿四頭筋力の定量評価を行った者を対象としている。また、膝OAは立位膝X線正面像においてKellgren-Lawrence分類に基づきgrade-II以上を膝OAと判定するradiographic OAとした²⁾。

2. 大腿四頭筋力の定量評価

現在、下肢筋力を詳細に定量評価する場合にはCybexやBiodexなどを用いるが、これらの計測機器はいずれも大型の設置装置であり、現地での検診に使用することは困難である。われわれは、簡易型の下肢筋力測定装置を共同開発し、これを用いて松代膝検診受診者の大腿四頭筋力を定量的に評価した。開発した簡易下肢筋力測定・訓練機(QTM-05F, アルケア社)は、いわゆる「枕押し」の動作によって大腿四頭筋力を定量的に評価するもので、基礎実験ではBiodexの測定値との間に良好な相関関係($R=0.78$)が得られており、さらに小型軽量のため持ち運びが可能となっている³⁾(図1)。

結果

2006年のプレ検診受診者数は、1,260名(男性550名、女性710名)、2007年の第5回検診では1,424

*1 新潟大学研究推進機構超域学術院

*2 厚生連新潟医療センター理学療法科

*3 厚生連新潟医療センター整形外科

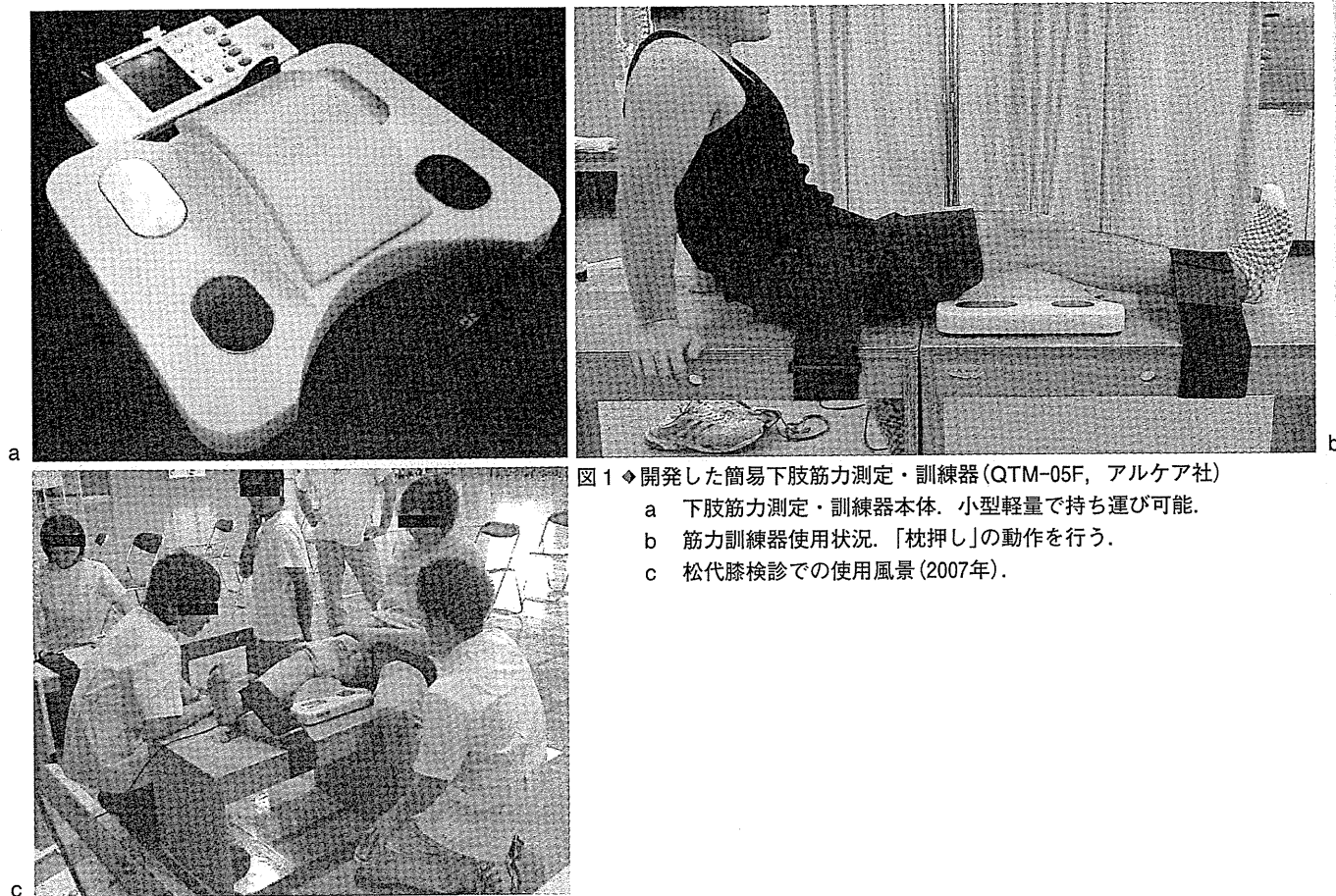


図1 ◆ 開発した簡易下肢筋力測定・訓練器(QTM-05F, アルケア社)

- a 下肢筋力測定・訓練器本体. 小型軽量で持ち運び可能.
- b 筋力訓練器使用状況. 「枕押し」の動作を行う.
- c 松代膝検診での使用風景(2007年).

名(男性616名, 女性808名)が受診した. 第5回検診受診者の年代別膝 OA 有病率は男女とも40歳代以降年齢とともに増加し, 60歳代で男性が約22%, 女性で約43%, 70歳代では男性が約44%, 女性約68%となっていた(図2). また, この傾向は2006年の検診でも同様であった.

横断調査における膝 OA と 大腿四頭筋力の関係

2006年のプレ検診受診者の年代別大腿四頭筋力は, 各年代で男性の筋力が女性より高く, さらに男女とも40歳代以降年齢とともに有意に筋力が低下していた(図3). これは, 40歳代以降増加する膝 OA の有病率と対応するような変化であった. また, 2007年の第5回検診受診者で評価した大腿四頭筋力と膝 OA グレードとの関連性では, 男女とも膝 OA グレードの進行に伴う筋力低下が認められ, 男女間ではグレードIVを除いた各グレードで男性の筋力が有意に女性を上回っていた(図

4). さらに, 第5回検診受診者で問診による膝痛の有無と大腿四頭筋力との関係を筋力測定値から30kgを閾値として高筋力群と低筋力群の2群に分けて比較した. その結果, 男女とも低筋力群において膝痛を有する者の割合が有意に高くなっていた(図5).

縦断調査における膝 OA の発症・進行と 大腿四頭筋力の関係

2006年のプレ検診および2007年の第5回検診を両方受診した533名(女性330名, 男性203名)を対象として以下の2点について検討した.

1. 膝 OA 発症と大腿四頭筋力の関連性

2006年のプレ検診において膝 OA が認められなかった308名のうち1年後の2007年第5回検診において膝 OA が認められた57名を対象とした. プレ検診(2006年)と第5回検診(2007年)の1年間における大腿四頭筋力の減少率が20%以上の者を筋力低下群, 減少率が20%未満の者を筋力維持群と

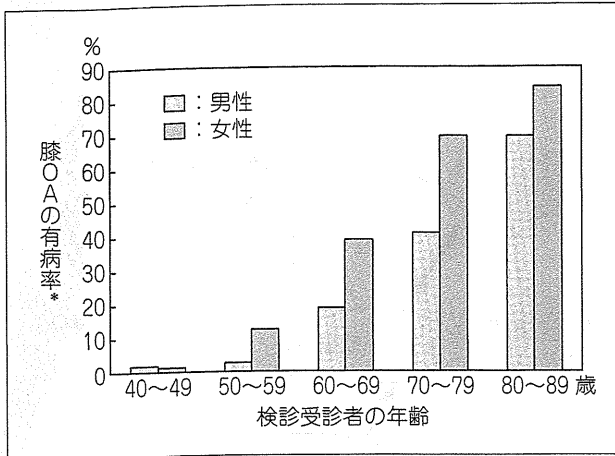


図2 ◆年齢別膝OA有病率(第5回松代膝検診)
* : 膝OAの有病率は立位膝X線によるKellgren-Lawrence分類のグレードII以上を膝OA(+)として計算した。

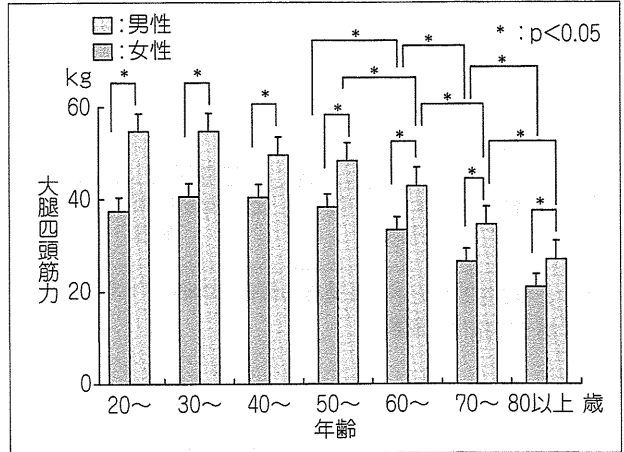


図3 ◆年齢別大腿四頭筋力(2006年プレ検診)

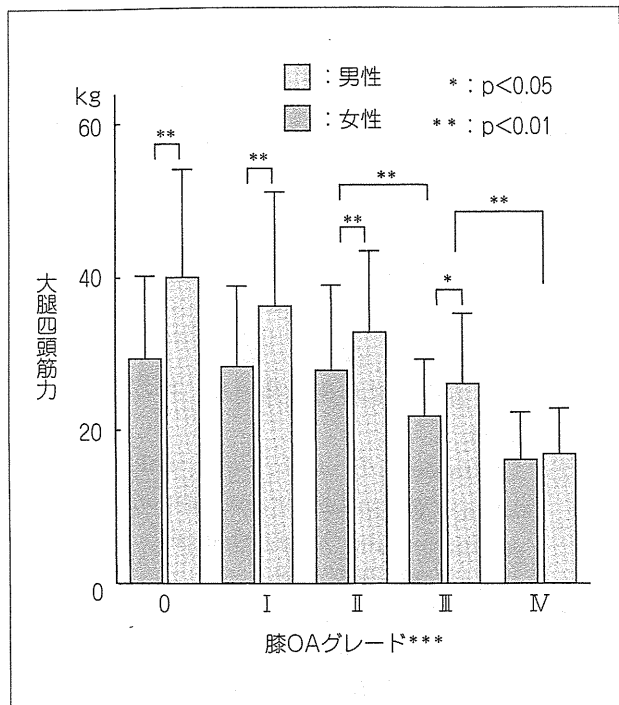


図4 ◆膝OAの進行度と大腿四頭筋力の関係
*** : 膝OAグレードはKellgren-Lawrence分類による。

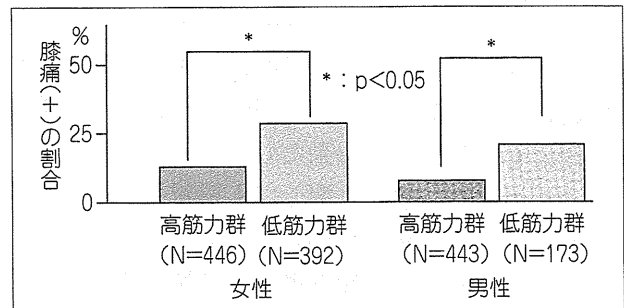


図5 ◆大腿四頭筋力と膝痛の関係(第5回松代膝検診)

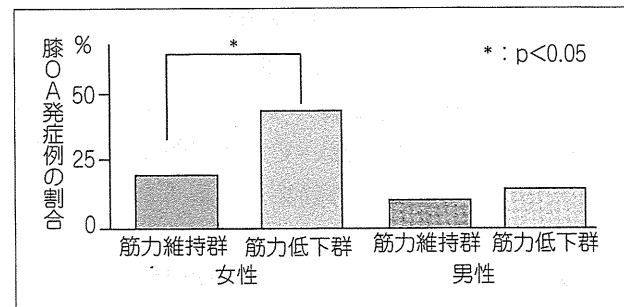


図6 ◆大腿四頭筋力と膝OA発症の関係(2006年プレ検診および第5回松代膝検診)

し、この2群間で膝OA発症の割合を比較すると、男性では筋力低下群で16.7%、筋力維持群で12.6%と2群間に膝OAの発症率に差はみられなかったが女性では筋力低下群で40.9%、筋力維持群で20%と筋力低下群に有意に膝OA発症が多かった(図6)。

2. 膝OA進行と大腿四頭筋力の関連性

2006年のプレ検診で膝OAが認められた225名

のうち、1年後の第5回検診においてX線上のOAグレードが1レベル以上進行した31名を対象とした。膝OA発症の検討と同様に1年間の大腿四頭筋力の変化から筋力維持群と筋力低下群を設定し、この2群間で膝OA進行の割合を比較した。その結果、男性では筋力低下群で進行例はなく、筋力維持群で6.3%、女性では筋力低下群で13.3%、筋力維持群で18.1%であり、男女とも筋

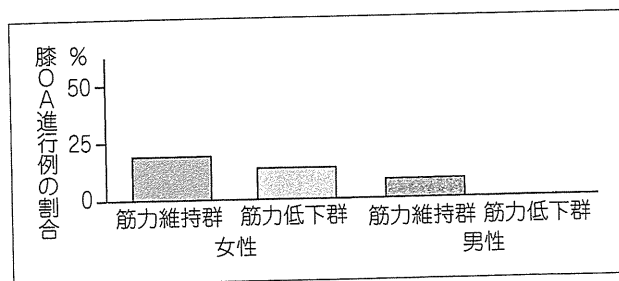


図7 ◆大腿四頭筋力と膝OA進行の関係(2006年プレ検診および第5回松代膝検診)

力維持群, 筋力低下群の2群間で膝OAの進行の割合に差はみられなかった(図7).

考 察

大腿四頭筋や膝屈筋などの膝関節周囲筋は, 膝関節運動の制御のみならず膝関節の安定性や衝撃吸収にも重要な機能を果たしている. その点で, 膝OAの発症・進行に関しても機械的因子の1つとして大きく影響していると考えられる(図8).

近年, 膝OAと大腿四頭筋との関連性に関する研究が散見され, Slemendaら⁴⁾は女性で体重換算の大腿四頭筋力が膝OAの危険因子であると報告し, Bakerら⁵⁾は大腿四頭筋力は膝OAの発症・進行とともに疼痛とも関連性があると述べている. また, わが国においてもSLR訓練を用いた多施設前向き研究において大腿四頭筋力訓練が経口のNSAIDsと同等の効果があることが示されている⁶⁾.

今回, われわれの行ってきた疫学調査(松代膝検診)の検討結果から, 横断研究において大腿四頭筋力は40歳以降年齢に伴って低下し, 膝OAが進行するにつれて低下すること, さらに大腿四頭筋力が低いと膝痛が多くなることが明らかとなった. また, 1年間という短期の縦断評価ではあるが, 大腿四頭筋力低下は膝OA発症に関して女性で関連性が認められたが, 膝OA進行に関しては明らかな関連性はみられなかった.

これらの結果を総合すると現時点で大腿四頭筋力は膝OAの病態, 特に疼痛と関連していることが示唆され, 膝OAの保存治療の1つとして筋力訓練が推奨されることの科学的裏づけになると考

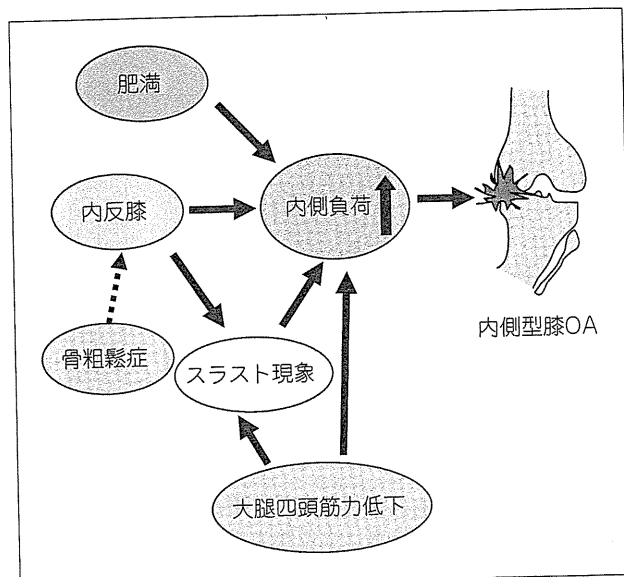


図8 ◆膝OAへの機械的因子の影響

えられる. しかし, 膝OAの予防効果としての大腿四頭筋力すなわち発症および進行への影響については, 現時点で明らかになっていないとはいえず, 今後さらに長期にわたる多方面からの研究が必要と考えられる.

文 献

- 1) 古賀良生: 変形性膝関節症, 南江堂, 41-68, 2008.
- 2) Lawrence, J. S. et al.: Osteo-arthritis: prevalence in the population and relationship between symptoms and X-ray changes. Ann. Rheum. Dis. 17: 388-396, 1958.
- 3) 縄田 厚ほか: セッティング式筋力測定・訓練器による膝伸展筋力と筋力発揮パターンの解析. 運動・物理療法 19: 279-284, 2008.
- 4) Slemenda, C. et al.: Reduced quadriceps strength relative to body weight: a risk factor for knee osteoarthritis in women? Arthritis Rheum. 41: 1951-1959, 1998.
- 5) Baker, K. R. et al.: Quadriceps weakness and its relationship to tibiofemoral and patellofemoral knee osteoarthritis in Chinese: the Beijing osteoarthritis study. Arthritis Rheum. 50: 1815-1821, 2004.
- 6) 池田 浩ほか: 変形性膝関節症に対する運動療法の効果と限界. 日本臨床スポーツ医学会誌 15: 340-347, 2007.