

図6 2D multiple echo sequenceでの第1エコー信号強度の低下
2D multiple spin echo sequenceでの信号強度の減衰プロファイル(横軸:TE, 縦軸:計測信号値)で, stimulated echoにより第1エコーの信号が第2エコーより低下している(a↑)。第1エコーの信号を除外して計算すると(b), 異なるT2マッピング像が得られる。

2D multiple spin echo sequenceによるT2マッピングでは3T MRIの使用が望ましいと考えられる。

2D multiple spin echo sequenceでは, 第2エコー以降の信号にT1, T2強調stimulated echoの成分が付加され, single echo sequenceでの同一TEで獲得された信号より信号強度が増加するアーチファクトが指摘されている⁶⁾(図6)。したがって, 2D multiple spin echo sequenceの全エコーからT2値を計算すると過大評価してしまうため, 第1エコーを除外して計算することが多くの論文で推奨されている^{6), 7)}。この場合, 2D multiple echo sequenceで第1エコーのTEが十分に短くないと, 第2エコー以降の信号がかなり低下し, SNRが良好でない画像からマッピングを作成しなくてはならず, 計算の精度に影響が出る懸念される。

magic angle効果により, 静磁場に対する55°方向を中心とする部位のT2値が上昇するアーチファクトの影響を, 特に膝関節大腿骨軟骨では考慮に入れる必要がある。Mosherらは, 膝関節臨床例において, 軟骨表層から20%までの厚みの部分で, 55°の角度部位で最大29%のT2延長が見られたとした⁷⁾。magic angle効果として想定されるT2

値の上昇と比較すると小さいため, 臨床例でのmagic angle効果の影響は小さく, 局所的なT2の違いは他の要因による影響の方が大きいと述べている。しかし, magic angle効果が最も強く出現すると想定される膝関節の大腿骨軟骨部位は, 変形性変化が最も発生しやすい部位(後方半月板のやや後方)に相当するため, 異なる部位でのT2値の比較には注意を要すると考えられる。

今後の課題

関節軟骨の基質変化をターゲットとする定量的評価法として, T2マッピングのほか, 経静脈的にガドリニウム造影剤を投与し90~120分後にT1マッピングを行うdGEMRIC(delayed Gadolinium-Enhanced MRI of Cartilage)法, T1rhoや拡散強調MRIなどの臨床研究が進められている。dGEMRIC法やT1rhoがプロテオグリカン量, 拡散強調MRIが軟骨内水分子の移動性を主として画像化すると考えられている。

いまだ各定量的評価法では, 病理像との対比や評価法間の比較が行われている段階であり, 今後は, 画質, 計測再現性, 撮像時間, 侵襲性, 臨床評価関連性や予後予測精度などを多角的に

検討して, 変形性関節症の画像マーカーとしての撮像プロトコルの最適化・標準化が求められる。さらに, 関節症に対する薬物学的・外科的治療法の効果判定指標としての臨床的有用性が検証されることも期待される。

〈謝辞〉

臨床研究の共同研究者である東海大学情報理工学部情報科学科・黒田 輝先生, 神戸大学大学院医学研究科内科学講座・松岡雄一郎先生, 大阪市立大学医学部附属病院・佐原朋広先生に深く感謝いたします。

●参考文献

- 1) Huber, M., et al. : Anatomy, biochemistry, and physiology of articular cartilage. *Invest. Radiol.*, 35, 573 ~ 580, 2000.
- 2) Nishii, T. et al. : Evaluation of cartilage matrix disorders by T2 relaxation time in patients with hip dysplasia. *Osteoarthritis Cartilage*, 16, 227 ~ 233, 2008.
- 3) Nishii, T. et al. : Change in knee cartilage T2 in response to mechanical loading. *J. Magn. Reson. Imaging*, 28, 175 ~ 180, 2008.
- 4) Mosher, T.J., et al. : Human articular cartilage : Influence of aging and early symptomatic degeneration on the spatial variation of T2 — Preliminary findings at 3T. *Radiology*, 214, 259 ~ 266, 2000.
- 5) Dunn, T.C., et al. : T2 relaxation time of cartilage at MR imaging ; Comparison with severity of knee osteoarthritis. *Radiology*, 232, 592 ~ 598, 2004.
- 6) Maier, S.E., et al. : T2 quantitation of articular cartilage at 1.5T. *J. Magn. Reson. Imaging*, 17, 358 ~ 364, 2003.
- 7) Mosher, T.J., et al. : MR imaging and T2 mapping of femoral cartilage ; *In vivo* determination of the magic angle effect. *Am. J. Roentgenol.*, 177, 665 ~ 669, 2001.

関節軟骨のT2マッピングによる臨床研究

大阪大学大学院医学研究科運動器医工学治療学^{*1} / 同 放射線統合医学^{*2} / 同 器官制御外科学^{*3}
西井 孝^{*1} / 塩見俊行^{*3} / 田中 壽^{*2} / 吉川秀樹^{*3} / 菅野伸彦^{*1}

はじめに

近年、整形外科分野であらためて注目されている画像診断領域に、関節軟骨を中心とした関節障害の定量的評価法がある。高齢化社会の進行とともに、変形性膝関節症や変形性股関節症による疼痛・機能障害を訴える患者は増加している。関節症の早期症例では、単純X線での関節裂隙の狭小化やMRIでの関節軟骨厚みの減少などの客観的所見が乏しく、正確な診断や治療効果評価が困難である。さらに、外傷などによる膝関節軟骨の局所的障害例に対し、骨軟骨移植や再生関節軟骨・培養細胞移植などの新しい治療が試みられているが、その治療効果を客観的に判定するには、移植後の軟骨形成やリモデリングなどに対する非侵襲的定量的評価法が必要である。

2000年頃より、関節軟骨の水分や、プロテオグリカン・II型コラーゲンなどの細胞外マトリックスの分布と含有量を定量的に評価し、関節軟骨の生理的構築や早期関節症例を含めた変性変化を評価することを目的とした定量的MRI評価法(quantitative MR imaging)が提唱され、その代表的なものにT2マッピング、dGEMRIC、T1rho、拡散強調画像がある。組織学的・成分分析評価などの基礎的研究を通じて、dGEMRIC法やT1rhoは軟骨内のプロテオグリカン量を、T2マッピン

グは水分含有量やII型コラーゲン量・構造を、拡散強調画像は自由水の変動を通じたII型コラーゲンの構造を主として反映していることが報告されている^{1,2)}。特にT2マッピングとdGEMRIC法は、多くの研究機関で臨床評価における有用性の検討が活発に進められている。

本稿では、T2マッピングの概要と、私たちが進めている関節内力学評価をめざしたT2マッピングの応用研究について論述する。

関節軟骨の構造と変性変化

人の正常な関節軟骨は、軟骨細胞と水分(70~80%)およびプロテオグリカン(約5%)、II型コラーゲン(10~20%)を主成分とし、膝関節では1.5~2.5mm、股関節では1.5~2.0mmと薄い層状形態を呈するが³⁾、内部は深さ方向に沿って異なる微細構造を有している。深層から表層にかけて水分は増加するのに対し、プロテオグリカンは減少する分布を呈している。II型コラーゲン線維は深層部では軟骨下骨に垂直に走行し、中間部では不規則な配行、表層では関節面に平行に走行する、いわゆるアーケイド型構築を呈している(図1)⁴⁾。変形性関節症の病理学像では、その重症度に応じてプロテオグリカンの減少やII型コラーゲン構築の破綻をきたし、水分含有量に関しては早期では

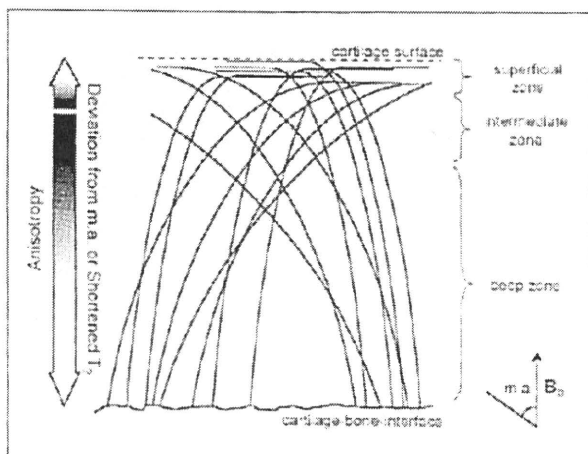


図1 正常関節軟骨の構造のシエーマ

軟骨深層から表層にかけてのコラーゲン線維の配行性を示す (Nieminen MT et al: T2 relaxation reveals spatial collagen architecture in articular cartilage: a comparative quantitative MRI and polarized light microscopic study. Magn Reson Med 46(3): 487-493. 2001 から引用)。

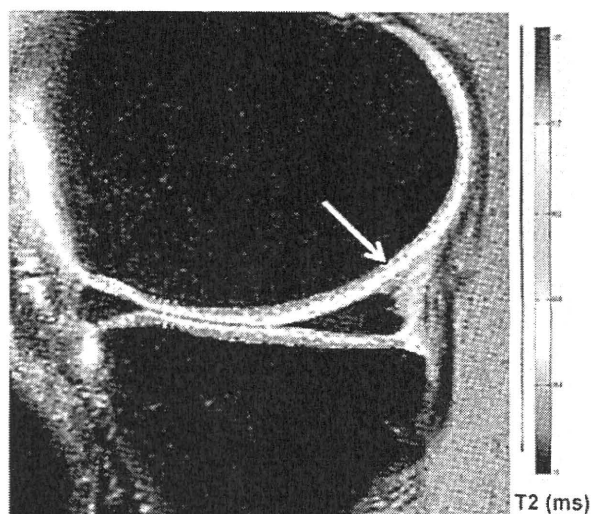


図2 正常内側大腿・脛骨膝関節の矢状断面T2マッピング

T2 低値は赤系色、T2 高値は緑～青系色のカラーレンジで表示されている。全域にわたり、軟骨深層から表層にかけてT2 値が上昇する gradient pattern が認められる。静磁場に対する約55度方向の大腿骨側軟骨後部(矢印)にT2 値が上昇する領域が認められる。

IMAGE PREVIEW 参照

膨化に伴う水分含有量の増加、さらに変性進行とともに水分含有量が減少する傾向がみられている。

T2マッピング評価法

主に spin echo 法の multi-echo sequence を用いて、10～180ms の範囲の異なる TE の 6～10 エコー分の画像を取得し、各ピクセルの信号を以下の指数関数に fitting して T2 時間を計測している報告が多い⁵⁻⁸⁾。

$$SI_{ij}(t) = SI_{ij0} \cdot \exp(-t/T2_{ij})$$

$SI_{ij}(t)$: TE が t 時の pixel ij の signal intensity

SI_{ij0} : t = 0 時の signal intensity

$T2_{ij}$: pixel i, j の T2

画像表示では、軟骨部に 0～120ms などの一定の範囲の T2 時間を T2 値に応じてカラーマッピングしたものを元画像に重畳表示するが、正常軟骨では深層から表層にかけて T2 値が上昇カーブを示すいわゆる gradient pattern を呈するとされる

(図2)^{5, 6, 9)}。軟骨内水分分布やコラーゲンの構築・組成を反映しているものと説明されているが、逆に正常軟骨の T2 マッピングでこの gradient pattern が認められないと画質や解析手法の点で適切に評価できていないと認識される。軟骨内の厚み方向の T2 時間分布を評価するためには撮影断面内解像度を約 0.4mm 程度以下の高い解像度で撮影することが求められ、T2 マッピングでは 3T などのより高磁場の MRI を用いている報告例が多い。正常軟骨の T2 時間は部位や撮影条件によって異なるが、1.5T MRI では膝関節で 35～70ms^{7, 10)}、3T MRI では膝関節で 30～70ms^{5, 6, 11)}、股関節で 30～40ms^{8, 9)} の範囲で報告されていることが多い。高年齢の症例や関節症が進行すると、T2 時間が高値を示すことが認められている^{6, 10, 11)}。計算ソフトウェアとして MRI ハードウェアに付属しているマッピング用ソフトウェアでも計算・表示できるが (図3)、現時点では希望する ROI の細やかな設定や軟骨厚み方向に ROI を分割して計測

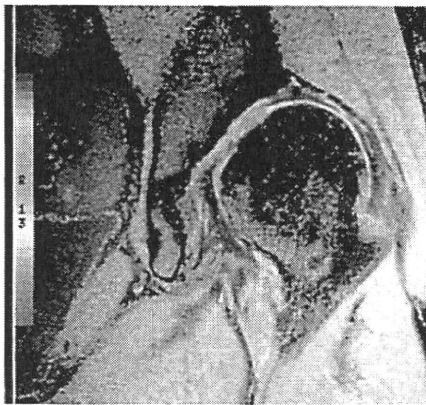


図3 GE Signa 3.0 T の付属ソフトを用いた臼蓋形成不全股関節例の冠状断面T2マッピング
関節軟骨部のみマッピング重畳表示や、任意の形状のROI設定は困難である。

IMAGE PREVIEW 参照

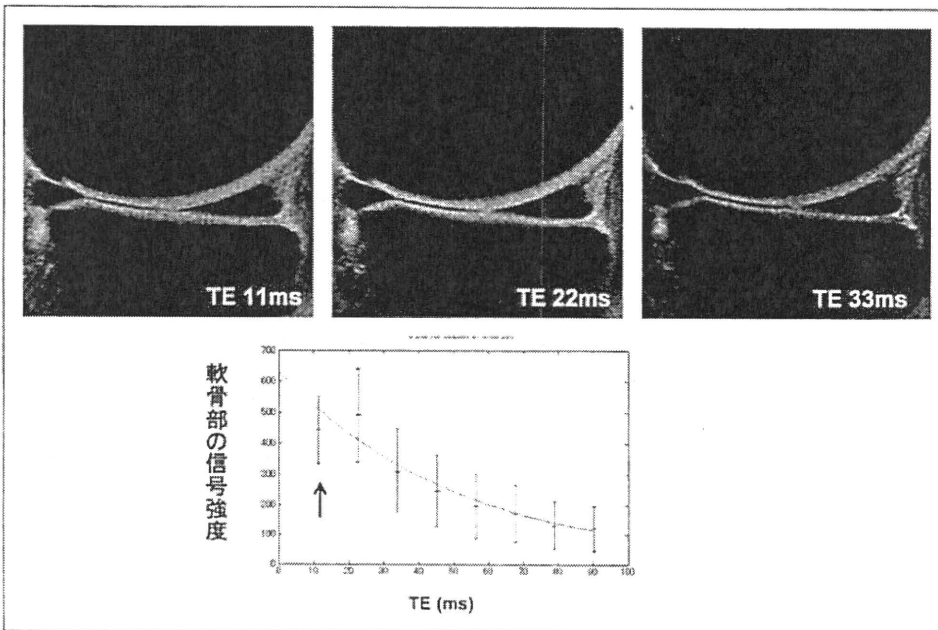


図4 Multiple-echo sequenceでの撮影元画像(上段)と信号強度の減衰プロファイル(下段)
信号強度の減衰プロファイルで、stimulated echoにより第1エコーの信号が第2エコーより低下している(矢印)。

する機能に乏しく、局所的な軟骨障害の定量指標として解析に用いるには不十分である。自作ソフトなどでROIを自動的に設定して解析している報告例が多くみられる。

・T2マッピングの注意事項

(1) Multi-echo sequenceで得られた画像の第1エコー分の画像信号が、第2エコー分の画像と比較して明らかに低下しているシーケンスがあり、stimulated echoの影響と考えられている(図4)。計算過程での指数関数のfittingを確認して、必要なら第2エコー以降の画像からT2時間の計算を

行うことが必要である。

(2) 腱や靭帯などコラーゲン線維の高度な平行配列構造を有する組織では、T2時間は静磁場方向と組織内配列方向の角度により変化し、約55度で最も高いT2値をとることが報告されている(magic angle effect)¹²⁾。同様にコラーゲン線維の平行配列性を有する関節軟骨も magic angle effectを受けやすいとされ、摘出軟骨片を用いた基礎的な実験では、静磁場方向と軟骨片のコラーゲン線維方向を平行に設定した状態と比べ、約55度に傾けた状態で計測すると、T2値が50~80%延長

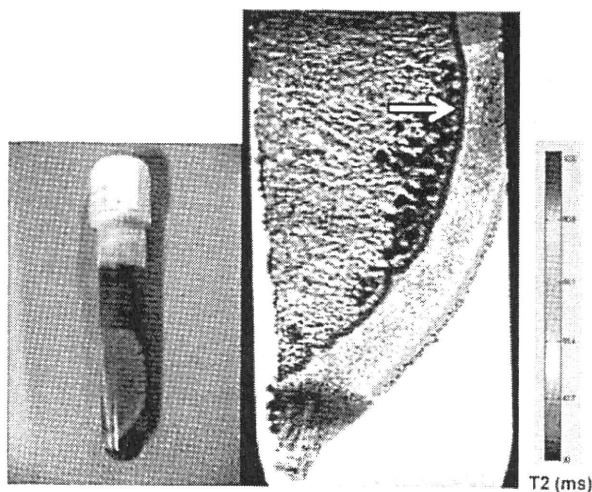


図5 ブタの摘出軟骨片のT2マッピング (11.7T MRI)

軟骨表層に薄い高T2層が明瞭に認められるとともに、軟骨がチューブ壁に圧迫されている部分では、T2値の著明な低下が認められる(矢印)

IMAGE PREVIEW 参照

したと報告されている¹³⁾。したがって、臨床例においても、膝矢状断面像でMRIの静磁場方向が大腿骨・脛骨の骨軸方向とすると、大腿骨果部後方軟骨のT2値が高値となっても、変性などの軟骨組成変化を反映したものか、magic angle effectによるものかについては、評価に注意が必要である(図2)。

(3) 軟骨と軟骨下骨境界部では化学シフトの影響を、特に3Tなどの高磁場MRIでは強く受ける。荷重部軟骨を解析する部位に化学シフトの影響を軽減させるために、周波数方向の設定/band widthの増大/脂肪抑制法の併用などについて対策を講じることが望まれる。

T2マッピングを用いた臨床研究

関節軟骨のT2マッピングが軟骨内の水分含有量やコラーゲンの配列状態を反映していることを用いて、私たちは関節内力学環境の非侵襲的評価法となりうるかについて臨床研究を行っている。

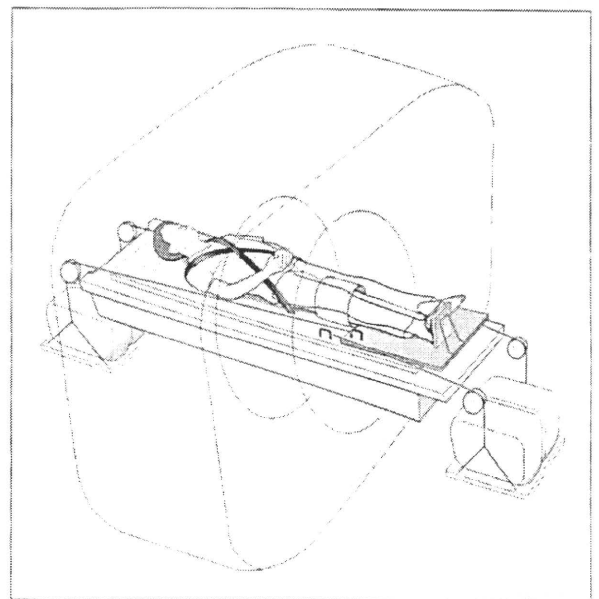


図6 Loading in situ MRIに用いる下肢持続圧迫装置

1) 関節軟骨への応力負荷に伴うMRI評価の変化

摘出ウシ関節軟骨に人の日常生活時レベル相当の圧迫力を負荷すると、軟骨部の有意なMRI信号の低下が出現し、圧迫に伴う軟骨内水分の漏出やコラーゲン・プロテオグリカン量の相対的上昇に伴う変化と説明されている¹⁴⁾。

ブタの摘出軟骨片をテストチューブに押し込んで、11.7Tの超高磁場MRIでT2マッピングを計測した画像を提示する(図5)。軟骨表層に薄い高T2層が明瞭に認められるとともに、軟骨がチューブ壁に圧迫されている部分では、T2値が軟骨深部にまで低下しており、圧縮力に伴うT2値の低下反応が見受けられる。

2) 膝関節におけるloading in situ MRI (Lis MRI)

私たちは下肢に持続圧迫力を負荷しながらMRI撮影を行うloading in situ MRI (Lis MRI)を考案した(図6)。被験者の体幹部を背面板にベルトで固定し、背面板に対して低摩擦のローラでスライドする足固定台に撮影下肢足部を固定し、体重の50%のおもりを用いて足固定台を通じて頭

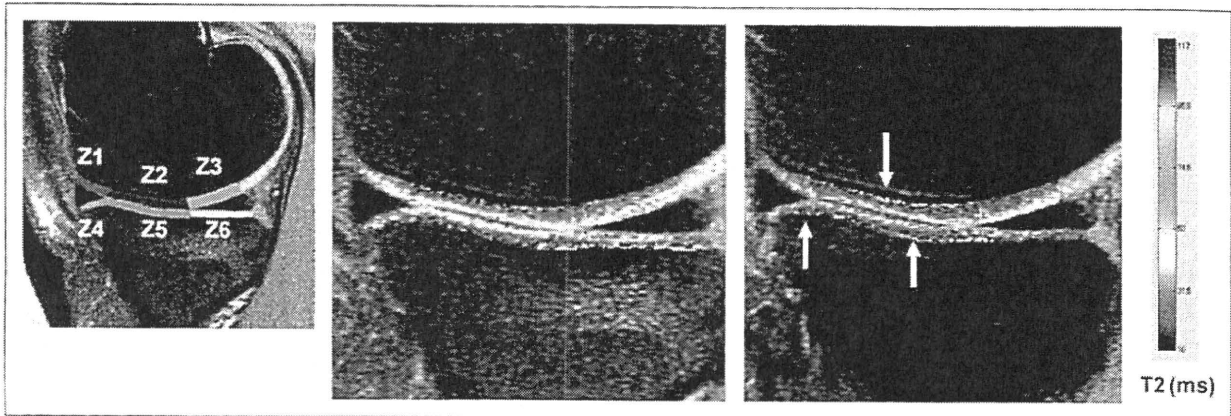


図7 膝関節荷重部軟骨

図7a | 図7b | 図7c

aは膝関節荷重部軟骨のROIの設定。非圧迫下T2マッピング(b)では、軟骨深層から表層にかけてT2値が上昇するgradient patternが認められる。体重50%相当負荷の圧迫下T2マッピング(c)では、ROI軟骨表層を中心にT2値の低下変化がみられている(矢印)。

IMAGE PREVIEW 参照

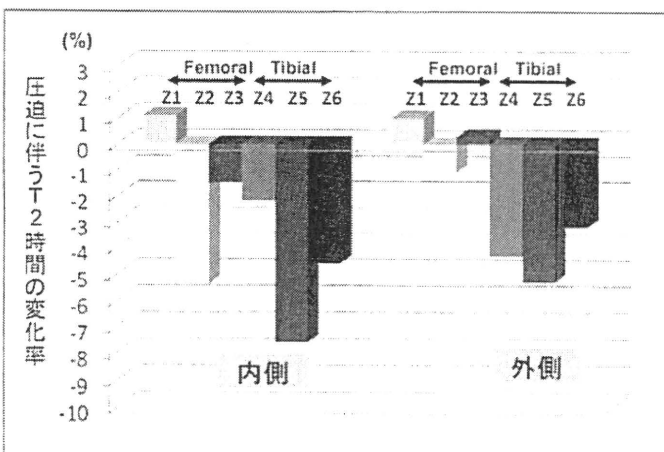


図8 正常ボランティア膝関節内・外側関節の圧迫に伴う各ROIのT2時間変化率

側方向に圧迫力を負荷する。体幹部を固定した背面板が頭側に移動しないように、体重の50%のおもりを用いて背面板に尾側方向へのバランス力を負荷する。正常ボランティア22名に対して、圧迫負荷・非負荷の状態下に膝関節矢状断面像でのT2マッピングを比較した¹⁵⁾。評価部位として、荷重部の大腿骨側軟骨の前方半月板被覆部Z1、後方半月板被覆部Z3、中間の半月板で被覆されていないZ2、脛骨側軟骨の前方半月板被覆部Z4、後方半月板被覆部Z6、中間の半月板で被覆されていないZ5の6つのROIを設定した(図7a)。

圧迫に伴い、関節軟骨の厚みは非圧迫下厚みに

比べ0.5~7.3%の減少がみられ、特に半月板で被覆されていないZ2とZ5で有意な減少を認めた。各ROIのT2時間も、圧迫に伴っておおむね低下傾向を示したが、脛骨側で内・外側関節とも2.2%~7.6%とより大きな低下が認められた(図7、8)。

大腿骨側では半月板で被覆されていない内側Z2のみ5.4%と強い低下を認めた。

3) 股関節におけるLis MRI

白蓋形成不全股は、荷重部骨頭に対する白蓋の被覆範囲が不足している病態である。荷重時に、特に白蓋外側部の関節軟骨に対する応力集中が起こりやすいことが計算力学解析などで示唆され、

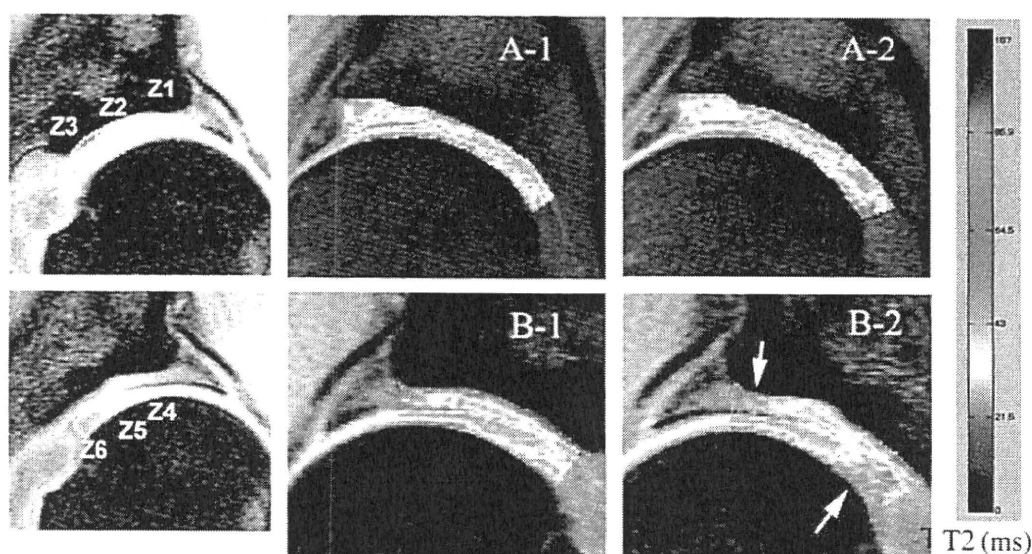


図9 股関節荷重部軟骨のROIの設定

正常股関節例(上段)では、非圧迫下T2マッピング(a-1)と圧迫下T2マッピング(a-2)では明らかな変化は認められない。臼蓋形成不全例(下段)では、非圧迫下T2マッピング(b-1)に比べ、圧迫下T2マッピング(b-2)で、ROI Z1とZ6にT2の低下が認められる(矢印)。

図9a 図9a1 図9a2
図9b 図9b1 図9b2

IMAGE PREVIEW 参照

変形性股関節症発症の力学的要因と考えられている。しかし、臼蓋形成不全股の関節軟骨に関する力学環境を *in vivo* で評価可能な画像診断法は今までみられなかった。私たちはLis MRIを用いたT2マッピングが関節軟骨の力学環境の指標となりうるかについて臨床研究を行っている。股関節障害のないボランティア9例(正常群)と臼蓋形成不全を有する初期関節症患者8例(患者群)において、非圧迫状態と下肢圧迫デバイスによる圧迫状態で、脂肪抑制下 multi-echo spin echo法にて中央冠状面でT2マッピングを行った。荷重部軟骨評価部位は、臼蓋側・骨頭側それぞれ等幅の3ROIを設定した(図9)。

非圧迫下での正常群と患者群では、各ROIのT2時間に有意な差は認められなかった。圧迫に伴い、正常群では臼蓋側・骨頭側とも有意なT2時間の低下はみられなかった。しかし患者群では、臼蓋側が外側Z1にのみ7.7%の有意な減少と、骨頭側は2.1~4.7%の中等度の減少傾向が認められた(図9、10)。臼蓋形成不全股では荷重に伴い臼

蓋側軟骨外側部に最も大きな軟骨内組成変化を引き起こすような力学負荷がかかっていることが示唆され、症例に応じた関節症進展予測や手術治療適応の指標への臨床使用が期待される。

おわりに

従来の単純X線では画像上診断が不可能であったり、進行度判定が不正確であった早期変形性股関節症例に対し、T2マッピングは日常臨床ですでに使用可能なレベルにまで感度の高い変性診断と詳細な変性進行度評価に関する画像精度の向上、臨床研究成果の蓄積がなされている。

GEやシーメンスなどのMRIメーカーが、T2マッピング用のmulti-echo sequenceや解析アプリケーションを装備させるなど、この分野に対する積極的な姿勢がうかがえる。

今後、T2マッピングと撮像条件や解析法、年齢・性別・病態など症例要因との関連性に関する臨床知見を深めることで、変形性関節症の診断および

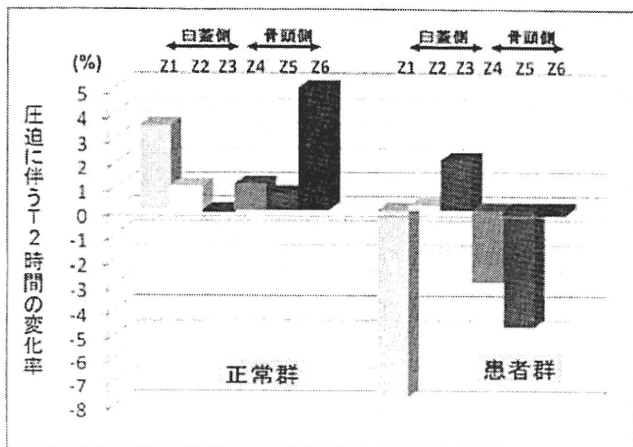


図10 正常ボランティアと臼蓋形成不全患者の圧迫に伴う股関節荷重部各ROIのT2時間変化率

薬物療法・運動療法や手術療法の治療効果判定の標準的画像評価法となりうることを期待される。

謝辞

最後に、私たちの臨床研究の共同研究者である東海大学

情報理工学部情報科学科・黒田 輝先生、神戸大学大学院医学研究科内科学講座・松岡雄一郎先生、大阪市立大学医学部附属病院・佐原朋広先生、大阪大学生命機能研究科・吉岡芳親先生、大阪大学保健学専攻物理工学講座・村瀬研也先生に深く感謝いたします。

参考文献

- 1) Lusse S et al: Evaluation of water content by spatially resolved transverse relaxation times of human articular cartilage. *Magn Reson Imaging* 18(4): 423-430, 2000
- 2) Nieminen MT et al: Quantitative MR microscopy of enzymatically degraded articular cartilage. *Magn Reson Med* 43(5): 676-681, 2000
- 3) Shepherd DE et al: Thickness of human articular cartilage in joints of the lower limb. *Ann Rheum Dis* 58(1): 27-34, 1999
- 4) Nieminen MT et al: T2 relaxation reveals spatial collagen architecture in articular cartilage: a comparative quantitative MRI and polarized light microscopic study. *Magn Reson Med* 46(3): 487-493, 2001
- 5) Dardzinski BJ et al: Spatial variation of T2 in human articular cartilage. *Radiology* 205(2): 546-550, 1997
- 6) Mosher TJ et al: Human articular cartilage: influence of aging and early symptomatic degeneration on the spatial variation of T2. Preliminary findings at 3T. *Radiology* 214(1): 259-266, 2000
- 7) Nag D et al: Quantification of T2 relaxation changes in articular cartilage with in situ mechanical loading of the knee. *J Magn Reson Imaging* 19(3): 317-322, 2004
- 8) Watanabe A et al: T2 mapping of hip articular cartilage in healthy volunteers at 3T: a study of topographic variation. *J Magn Reson Imaging* 26(1): 165-171, 2007
- 9) Nishii T et al: Evaluation of cartilage matrix disorders by T2 relaxation time in patients with hip dysplasia. *Osteoarthritis Cartilage* 16(2): 227-233, 2008
- 10) Dunn TC et al: T2 relaxation time of cartilage at MR imaging: comparison with severity of knee osteoarthritis. *Radiology* 232(2): 592-598, 2004
- 11) Li X et al: *In vivo* T1rho and T2 mapping of articular cartilage in osteoarthritis of the knee using 3 T MRI. *Osteoarthritis Cartilage* 15(7): 789-797, 2007
- 12) Bydder M et al: The magic angle effect: a source of artifact, determinant of image contrast, and technique for imaging. *J Magn Reson Imaging* 25(2): 290-300, 2007
- 13) Mlynarik V et al: Investigation of laminar appearance of articular cartilage by means of magnetic resonance microscopy. *Magn Reson Imaging* 14(4): 435-442, 1996
- 14) Rubenstein JD et al: Effects of compression and recovery on bovine articular cartilage: appearance on MR images. *Radiology* 201(3): 843-850, 1996
- 15) Nishii T et al: Change in knee cartilage T2 in response to mechanical loading. *J Magn Reson Imaging* 28(1): 175-180, 2008

連絡先／大阪大学大学院医学系研究科器官制御外科学
〒565-0871 大阪府吹田市山田丘2-2
TEL : 06-6879-3552 FAX : 06-6879-3559

装具の軽量化を図る—機能的膝装具の効果について

出家正隆, 鳥山 実, 越智光夫

Key words : 機能的膝装具, 内転モーメント, 歩行解析

はじめに

内側型変形性膝関節症(以下, 膝 OA)は加齢による膝の退行性変化により疼痛および機能障害を呈する。膝 OA の発症や病期の進行にはアライメント異常や, 力学的なストレスの関与が指摘されている。日本人は内反変形を呈しやすく, 荷重軸が関節面の内側へと変位することにより, 膝の内側関節面へのメカニカルなストレスが増加し, また歩行立脚期のスラストによる急激な膝の内反により, 内側関節面への荷重負荷が増大すると言われ, その結果, さらなるアライメント異常が進行し, 内側の負荷が増大するという悪循環が生じる¹⁾。

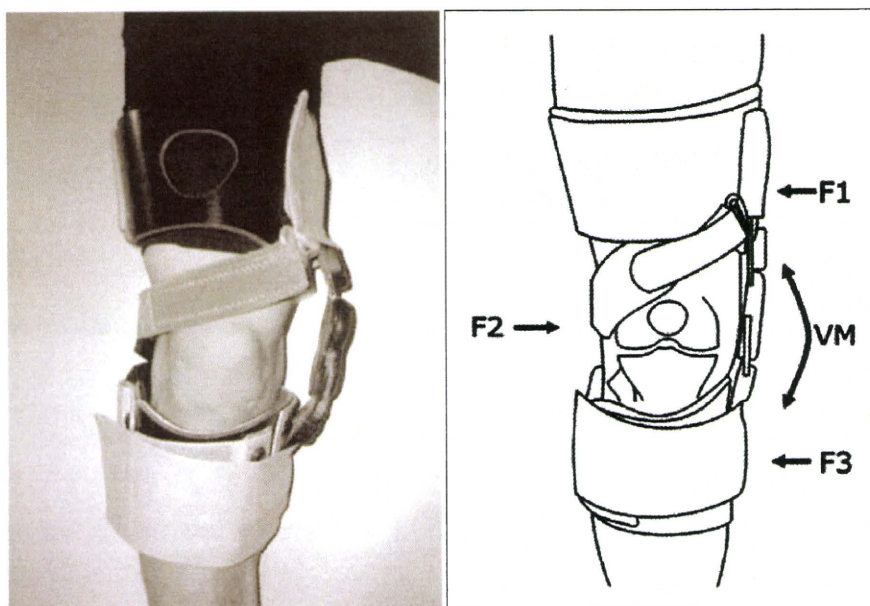
膝 OA 治療の主な目的は疼痛の軽減, 身体機能の改善, およびアライメント異常の修正であり, 人工膝関節置換術や高位脛骨骨切り術などに代表される観血的治療と, ヒアルロン酸の関節内注射などの保存的治療に大別される。一般的に観血的治療は病期の進んだ高度な膝 OA に対して行われ, 軽～中程度の膝 OA に対しては保存療法が行われる。また心疾患などの重篤な合併症や社会的な背景により手術を行えない場合も保存療法の対象となる。保存療法に関しては薬物療法, 運動療法, 装具療法などがあり, その中の装具療法では, 機能的膝装具(膝装具)が注目され研究報告が散見される。

膝 OA に対する膝装具の役割として, ①変形の矯正と予防, ②関節の運動制限と固定, ③関節の運動補助, ④免荷が挙げられる¹⁾。その効果とし

ては, アライメント異常に対して膝に外反力を加えることで内側への荷重負荷が分散し, 疼痛を軽減させる。活動時の除痛効果により日常生活における身体機能が向上し, QOL の改善を図ることができ, さらにはアライメントを改善させることで, 膝 OA の病態進行を抑える可能性がある。臨床現場で多くの膝装具が処方されているが, そのアライメント矯正力を有効に機能させるためには装具の特性や効果を把握し, その問題点を考慮したうえで患者に適切な装具を選択しなければ, 有効な治療効果は得られない。また, 最近では膝 OA の大半である高齢者向けにデザインされた装具も数多く開発されており, 膝装具療法は日進月歩であると言える。ここでは膝 OA に用いられる膝装具を紹介し, 臨床成績, 留意点, そして我々が分析を行っている新しい膝装具の効果について述べていく。

I. 膝装具の種類

膝装具は膝の安定性を向上させ, 立脚期のスラスト軽減と内反アライメントの矯正により, 内側への荷重負荷を軽減し, 除痛効果を得ることができる。膝 OA 患者では内側への荷重負荷の指標とされている外部膝内転(内反)モーメント(以下, 内転モーメント)が増大すると言われ²⁾, 膝装具は外部から膝関節外転(外反)モーメント(以下, 外転モーメント)を加えることで内側コンパートメントにかかる荷重量が低下し³⁾, 安定性と除痛効果を得る。膝装具には多くの機種があり, 支柱の



a : G-II OA brace b : 内側継手膝装具の3点支持機構(文献4より引用)

図1. 内側継手膝装具(G-II OA brace)の特徴

位置や数，継ぎ手の種類，材質などの違いによって様々なものが開発されている。膝に外転モーメントを加えるには，内側に2点，外側に1点の3点で圧迫を加えることが原則であるが，膝の屈曲角度により矯正力の方向も変化するため，常に有効な外転モーメントを加えることは容易ではない¹⁾。

1. G-II OA brace(Unloader[®] brace)

内側継手タイプ(図1)の膝装具である G-II OA brace は、「ダイアゴナルストラップ」と呼ばれる，膝遠位の内側後方から外側近位を通過して大腿内側前方で折り返すストラップによりヒンジを押し付けて下腿を外反させる3点支持機構が働き，外転モーメントを加えている⁵⁾。またヒンジは2か所の可動部分がある多軸ヒンジであり，膝屈曲に伴い近位軸から遠位軸へ回転軸が移動しながら外反運動を行い，内反アライメントを矯正する⁶⁾。

2. OAdjuster (DONJOY)

OAdjuster は継ぎ手が両側にあり，膝外側から大腿部と下腿部のアルミフレームで下腿を引きつけるように外反させる3点支持機構を有している。また傾斜した軸に受け面をもつ2軸のヒンジ

により，屈曲・伸展を制限せずに外反，内反角度を広範囲で調整することが可能であり，さらに付属のレンチを使用して患者自身で3点支持機構の調整が可能である⁷⁾。

3. OA fantasy

両側に継ぎ手があり，内側継手，外側継手で屈曲伸展に伴う軸位の上下の動きが異なる。伸展につれて内側下腿支柱が伸張し，外側下腿支柱が短縮するため，屈曲から伸展すると同時に外転モーメントを加えながら下腿の相対的外旋が起こる。

II. 膝装具の影響および適応

膝 OA に対する膝装具はサポーター型の軟性装具とは違い，その構造に特異性があるため，膝装具によって膝が受ける影響を客観的に評価する必要がある。そのため多くのバイオメカニクス研究がなされており，膝装具の機能が様々な観点で分析されている。また膝 OA 患者では膝の骨・軟骨のみならず神経筋系へと影響が及ぶ。中でも感覚系における関節固有感覚は膝 OA 患者では低下していることが多く，膝 OA 患者の関節固有感覚および姿勢制御に対する膝装具の影響に関す

る報告もある。

1. 臨床成績

国内の報告では Matsuno ら⁸⁾が、G-II OA brace の効果を検証するために軽～重度の膝 OA 患者 20 例に対し 12 か月間の装具療法を行ったところ、JOA スコアと大腿四頭筋筋力に有意な改善がみられたと報告している。また海外の報告では、Finger ら⁷⁾が、28 例の膝 OA 患者を対象に DONJOY 両側継手タイプの膝装具を使用したところ、3 か月後には安静時痛は 4.2 点から 2.1 点に、夜間痛は 3.9 点から 2.6 点に、運動時痛が 7.2 点から 3.9 点にそれぞれ改善したが、6 か月後は 3 か月後と比べても疼痛の変化はなかったと報告している。さらに Kirkley ら⁹⁾は、119 例の膝 OA 患者をコントロール群、neoprene sleeve 群および Unloader brace 群にランダムに分け、6 か月間の治療を行い評価を行った。その結果、QOL および身体機能はコントロール群に比べ両介入群が有意に改善し、さらに歩行テスト、階段昇降テスト時の疼痛は neoprene sleeve 群よりも Unloader brace 群で有意に改善したと報告している。

しかし、Brouwer ら¹⁰⁾は、117 例の膝 OA 患者を対象に 60 例をブレース群、57 例をコントロール群とした多施設 RCT を行ったところ 3 か月後、12 か月後、最終評価時においてブレース群で歩行距離の延長が認められ、また 12 か月後にブレース群は疼痛と膝機能に関しては改善を認めたが、ブレース群で治療を途中で中止した例が多く存在したことを報告しており、膝装具に関してはさらなる改良の余地があることを示唆している。

2. バイオメカニクス

膝装具のバイオメカニクスの影響に関しては、ビデオ透写解析や 3 次元歩行解析などの手法を用いて様々な報告がなされている。Komistek ら¹¹⁾は 15 例の膝 OA 患者を対象に、トレッドミル歩行中における heel-strike 時の関節裂隙の狭小化に対する膝装具装着による影響を調査し、15 例中疼痛が軽減した 12 例に平均 2.0 mm の裂隙の拡大が見られ、全体でも平均 1.3 mm 拡大したと報

告している。Pollo ら³⁾は、11 例の膝 OA 患者を対象に、膝装具装着前後での歩行分析を行い、内転モーメントは変化しなかったが、膝装具による外転モーメントを差し引いた正味の内転モーメントは平均 13% (7.1Nm)、内側コンパートメントへの荷重は平均 11% (114N)それぞれ減少し、さらに疼痛と身体活動能力も有意に改善したと報告している。Matsuno ら⁸⁾は、G-II OA brace による 12 か月間の膝外反装具療法において有意な FTA の改善を認めたと報告している。

しかし、Dennis ら¹²⁾は 45 例の膝 OA 患者に対し膝装具を装着した際のトレッドミル歩行時における関節裂隙の変化を評価し、全ての患者に効果があったわけではないが、疼痛の軽減した患者では関節裂隙の拡大がみられ、少なくとも非肥満患者には効果があると述べている。

膝装具のバイオメカニクスの影響は、内転モーメントの減少を始めとした大腿脛骨関節における効果を得られやすいと考えられるが、いずれの研究も装具装着の有無という即時的な効果、あるいは数週間の介入や装具への適応の後に測定されたものが多く、中・長期的な観察に基づく膝におけるバイオメカニクスの変化の報告はほとんどない。

3. 関節固有感覚・姿勢制御

Birmingham ら¹³⁾は 20 例の膝 OA 患者を対象に関節位置覚と片脚立位での姿勢制御を膝装具の有無で比較し、その結果、わずかながら位置覚が向上し、姿勢制御に関しては有意差がなかったと報告し、一方、健常者に 8 週間にわたり膝装具を着用させたところ、関節固有感覚が低下したとの報告もあり¹⁴⁾、膝装具による固有感覚受容器あるいは神経系に与える影響については今後の研究課題であろう。

Ⅲ. 膝装具の限界と問題点

膝装具を装着する際の問題として、Liu ら¹⁵⁾は 11 名の膝 OA 患者に膝装具療法を行い、重量感(3 例)、熱感(9 例)、圧迫感(4 例)、ずれる(10 例)、不安定感の残存(5 例)を訴えたと報告している。

さらに、Giori¹⁶⁾の報告では、3年の使用により22例中9例が、皮膚刺激(6例)、機械的な問題(2例)、装具の不適合(1例)を訴えた。

また膝装具の長期的な使用における下肢機能への影響が報告されている。三輪ら¹⁴⁾は健常男子大学生11名に両側支柱付きサポーター型膝装具を8週間着用させたところ、筋力に変化はなかったものの、内側広筋の著明な萎縮が生じ、姿勢制御の反応劣化、関節固有感覚における誤認角度の増大が認められたと報告している。さらにGiori¹⁶⁾は膝装具の長期的効果の追跡調査において、膝装具療法開始早期に2例に腫脹が認められ、そのうち1例が肺塞栓による呼吸困難を呈したことから、潜在的に合併症の危険因子がある場合は装具処方時の静脈血栓症のリスクについて考慮すべきだと述べている。膝装具を処方する際はその適応を十分に判断し、また装具装着による膝周囲筋を含めた下肢全体の機能への影響を考慮しなければならない。

臨床においては上記のような問題点に加え、外観の問題や装着の煩雑性など、使用する患者のコンプライアンスが低下しやすく、途中で使用を中断する例が少なくない。しかし最近ではそれらの

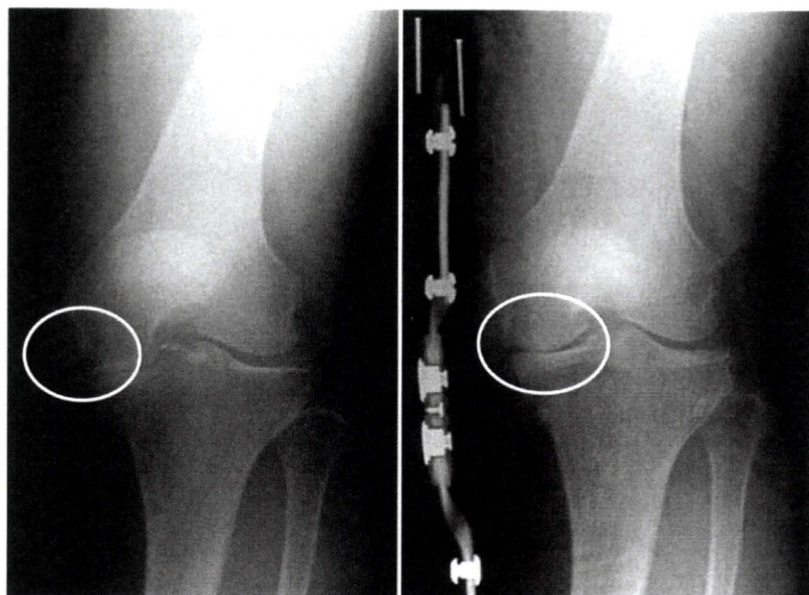
問題点を改善した膝装具の開発が進んでいる。

IV. 新しい膝装具

臨床で従来よりも膝装具療法に用いられているG-II OA braceは本来、欧米で靭帯損傷者向けに作られた膝装具を膝OA用に改良したものである。そのため、膝OA患者の大部分を占める高齢者にとっては外観や重量感(700~850g)に問題があり、着用に際して敬遠されがちであった。しかし、最近では当初から膝OAを対象とし、意匠性にも配慮した膝装具が開発されている。Unloader[®] One(図2)は従来の膝装具の問題点を改良し、外観、装着の簡易性を追及し、さらに重量は約300~400gと従来型の装具と比較すると軽量化されている。また「デュアルストラップ」によって外反矯正力を加えることにより、機能面の改善が見込まれる。「デュアルストラップ」は、従来の大腿内側の上方から大腿前面を通り下腿内側の下方向へと巻き付けたストラップに加え、新たに大腿内側から後面を通り下腿前面を回って下腿内側で留めるストラップを加えた2つのストラップにより、膝の外側から外転モーメントを加える。またストラップを留める構造としてバックルを採用



図2. Unloader[®] One



a：非装着

b：装着

図3. Unloader[®] One 装着による X 線像の変化

装着により、関節裂隙が開大している。

することにより筋力が低下した高齢者への負担軽減を考慮し、外反矯正力の調整も数字を記したラチェット式にすることで簡易化されている。図3に装具装着前後での荷重位での X 線像の一例を示す。装着時では関節裂隙の拡大が観察できており、この効果が歩行時においても有用であるかについて、我々は、3次元動作解析システムを使用し、その歩行への影響を検討している。ここでは考察を含めその研究結果を紹介し、今後の展望を述べていく。

1. 対象および方法

内側型膝 OA と診断された男性 2 名、女性 12 名、平均年齢 68.4 ± 7.8 歳の計 14 名を対象とし OA の grade は Kellgren-Lawrence 分類で grade II が 3 例、grade III が 10 例、grade IV が 1 例であった。疼痛の愁訴のある一側下肢に Unloader[®] One を装着し、その歩行における膝への影響を検討した。歩行解析には 3 次元動作解析システム (VICON612, Vicon Motion Systems 社) を使用した。対象は Unloader[®] One 非装着、装着の 2 条件で直線歩行を行い、歩行速度は対象の至適速度とした。反射マーカは Plug-in-gait を

参考に貼付し、関節角度と関節モーメントを算出した。評価したパラメータは、立脚期の①膝屈曲伸展角、②膝内外反角、③内転モーメントと最大内転モーメント、さらに④歩行時の疼痛 (VAS) の 4 項目とした。

2. 結果および考察

歩行時の膝屈曲角は歩行期の全相にて有意差は見られなかった(図4-a)。膝の内外反角は立脚期の 1~35% で、brace 装着群で有意に内反角が減少した(図4-b)。内転モーメントは brace 装着群で立脚期 17~23% と 40~53% の間(図4-c)、および最大内転モーメントでは brace 装着群で 7.5% 減少していた(図5-a)。歩行時の VAS は brace 群で 62.0% の改善がみられた(図5-b)。

立脚初期、つまり踵接地時に膝内反角が減少していることから、装具による外反矯正が機能し、アライメントの矯正が適切に行われていたことが推測される。これは踵接地時に関節裂隙の拡大を報告した Komistek ら¹¹⁾ の見解と一致する。また膝屈曲角に変化はないことから、装具によって屈曲が制限されていないことを示し、また、最大内転モーメントおよび疼痛の軽減が得られているこ

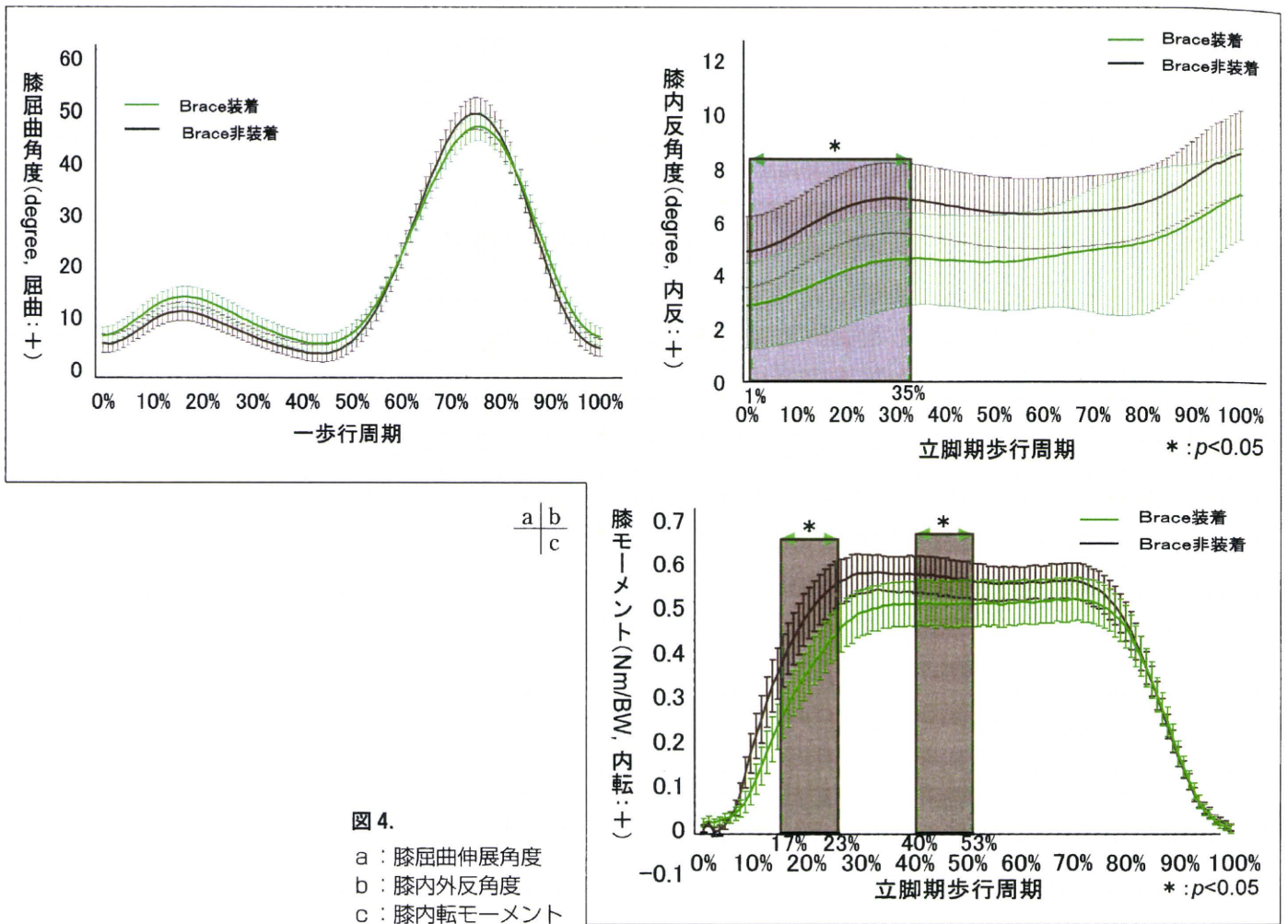


図 4.
 a : 膝屈曲伸展角度
 b : 膝内外反角度
 c : 膝内転モーメント

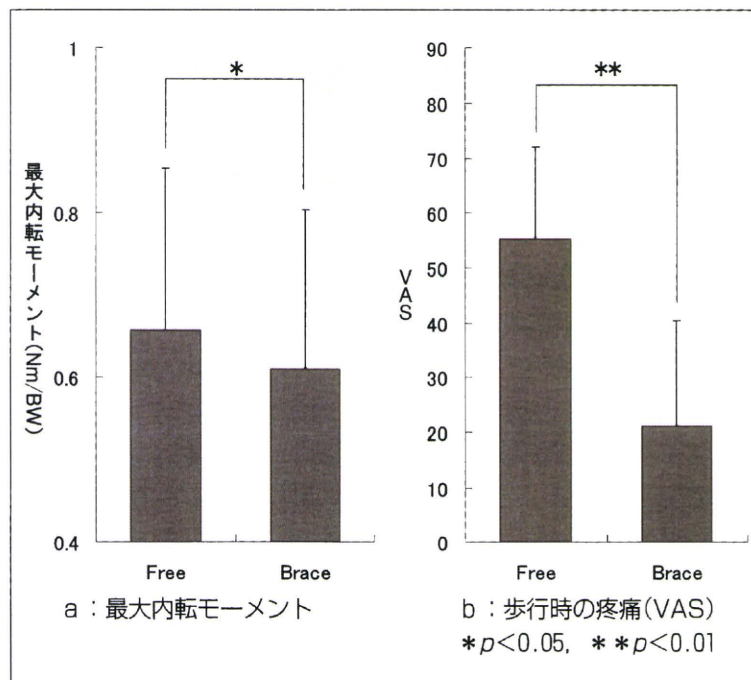


図 5. 最大内転モーメントは7.5%, 歩行時のVASは62.0%それぞれ減少していた。

とがわかった。これらの結果から本装具が即時的に膝 OA 患者に運動学、および運動力学的な影響と、主観的な疼痛の減少の効果を与えることがわかった。今後は症例数を増やし、主観的な効果に加え、客観的なパラメータに対する効果の検討を長期的に追っていく必要があると考える。

おわりに

臨床では膝装具を装着するのみでは求めている結果が得られないことも多く、装具の性能をさらに引き出すためには義肢装具士、理学療法士と検討しながら、適切な評価を行い、患者に応じた装具を選択する必要がある。装具療法を開始する場合には装具装着による姿勢や歩行を始めとした動作への影響を観察し、身体機能が適切に制御されるように装具の調整、さらに筋力低下、他関節や体幹などの代償を考慮して運動療法を併行して行うことが重要である。装具療法に加え各種保存療法を組み合わせることで膝 OA の病態、症状の進行、腰部や足・股関節などの他の身体部位の関節疾患の発生を防ぐことで初めて膝 OA 患者の病態進行の抑制、症状の緩和が可能になると考える。

今後も膝 OA 患者用の膝装具の開発が行われると推察されるが、前述のようにその効果に関する根拠が統一されておらず、またその長期的な効果に関しての見解も少ないのが現状である。新たな装具の開発と装具療法を行うにあたり、膝装具の効果と身体に与える影響など、厳密な検討とさらに長期的効果を今後も詳細に分析することが必要である。

文献

- 1) 元田英一：膝装具に必要な力学的特性。日本義肢装具学会誌，**24**(1)：12-14，2008。
- 2) Kim WY, et al：A new biomechanical model for the functional assessment of knee osteoarthritis. *Knee*, **11**(3)：225-231，2004。
- 3) Pollo FE, et al：Reduction of medial compartment loads with valgus bracing of the osteoar-

- thritic knee. *Am J Sports Med*, **30**(3)：414-421，2002。
- 4) Chew KT, et al：Current evidence and clinical applications of therapeutic knee braces. *Am J Phys Med Rehabil*, **86**(8)：678-686，2007。
- 5) 長崎浩爾ほか：変形性膝関節症に対する装具療法の効果発現機序に関する生体力学的検討。日本臨床バイオメカニクス学会誌，**21**：247-252，2000。
- 6) 大森 豪ほか：変形性膝関節症用装具に対する運動学的検討。膝，**21**：30-33，1995。
- 7) Finger S, et al：Clinical and biomechanical evaluation of the unloading brace. *J Knee Surg*, **15**(3)：155-158，2002。
- 8) Matsuno H, et al：Generation II knee bracing for severe medial compartment osteoarthritis of the knee. *Arch Phys Med Rehabil*, **78**(7)：745-749，1997。
- 9) Kirkley A, et al：The effect of bracing on varus gonarthrosis. *J Bone Joint Surg Am*, **81**(4)：539-548，1999。
- 10) Brouwer RW, et al：Brace treatment for osteoarthritis of the knee：a prospective randomized multi-centre trial. *Osteoarthritis Cartilage*, **14**(8)：777-783，2006。
- 11) Komistek RD, et al：An in vivo analysis of the effectiveness of the osteoarthritic knee brace during heel-strike of gait. *J Arthroplasty*, **14**(6)：738-742，1999。
- 12) Dennis DA, et al：Evaluation of off-loading braces for treatment of unicompartmental knee arthrosis. *J Arthroplasty*, **21**(4 Suppl 1)：2-8，2006。
- 13) Birmingham TB, et al：Knee bracing for medial compartment osteoarthritis：effects on proprioception and postural control. *Rheumatology*, **40**(3)：285-289，2001。
- 14) 三輪 恵ほか：膝装具装着が下肢機能に及ぼす影響。日本義肢装具学会誌，**7**：117-118，1992。
- 15) Liu K, et al：Clinical care of osteoarthritic knee with knee orthoses. *Fukuoka Igaku Zasshi*, **89**(10)：298-302，1998。
- 16) Giori NJ：Load-shifting brace treatment for osteoarthritis of the knee：a minimum 2 1/2-year follow-up study. *J Rehabil Res Dev*, **41**(2)：187-194，2004。

Kinematics MRI

運動器の画像診断では、「動き」や「荷重」などの動的かつ機能的な画像診断が望ましい。MRIは、高磁場化と撮像シーケンスの進歩により空間分解能が向上し、運動器疾患での形態診断では非常に重要となっているが、非荷重の静止臥位での撮像である点に限界がある。今後、動的な機能診断が求められる。

本項では、より動態に近い機能を解析する目的で筆者らが開発している、撮影肢位を変えた撮影と解析方法および荷重負荷での撮影解析法を紹介し、MRIでの新しい画像診断法につき解説する¹⁻³⁾。

MRIによる関節組織の
三次元動態解析

MRI 撮影方法と工夫

撮像装置と体表コイル

オープンMRI装置、または、ガントリーが大きいMRI装置を用いて、関節の肢位を変えて撮像する(①-a, ②-a)。撮影部位に応じて適切な体表コイルを用いて、肢位を変えても良

いMR画像が得られることを確認する(③, ④-a, b, ⑤-a, b)。

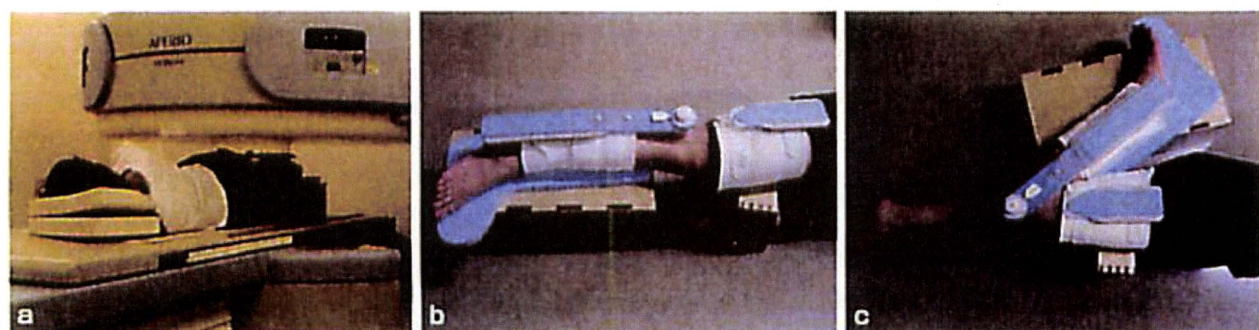
得られたMR画像が良好でないと定量的な解析に適さないため、前撮影にて条件を十分に検討する必要がある。X線撮影技師や放射線科医との、撮影目的や撮像方法の相談、協力が不可欠である。

撮影ポジション

関節角度を変えて異なる肢位の数ポジションで撮像する。なるべくMRI装置の磁場中心付近で良い像が得られるようにする。

撮像中に動かないように仰臥位や側臥位や立位などの体位を工夫することと、固定用装具やパッドなども用いるが金属性のものはMRI装置内で使えないため自作しなければならないことが多い(①-b, c, ②-b)。

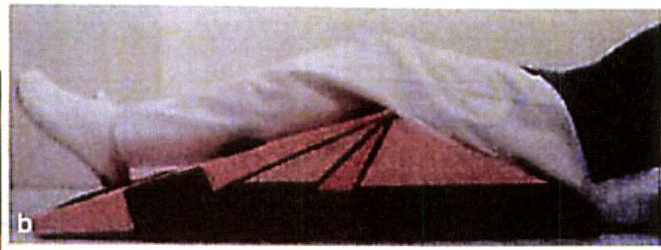
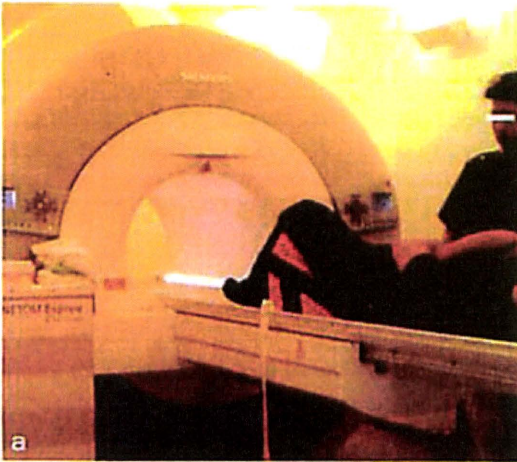
多くのポジションで撮像すると細かな動態解析が可能になるが、一方、撮像にかかる時間が長くなるため、解析に必要な撮像ポジション数を検討する必要がある。実際にかかる撮像の時間は、MRI装置や撮像条件によって異なるので、いくつかの条件を試し検討する。



① オープンMRI装置を用いた膝関節動態撮影

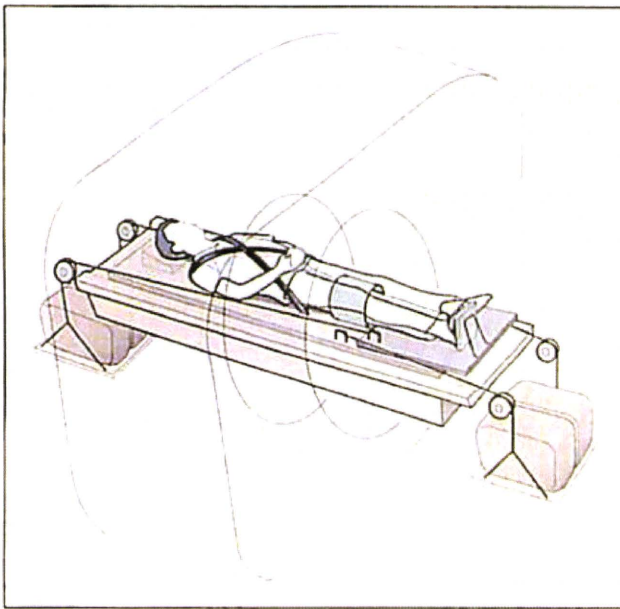
a: 被検者は測定する膝関節を上側にして横型オープンMRI装置で側臥位にて撮像する。

b, c: 膝関節を伸展0°(b)から屈曲150°(c)まで曲げた状態で、MRI撮像中に動かないように固定する装具を装着する。



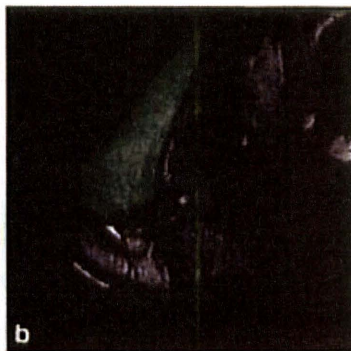
② 通常のMRI装置を用いた膝関節動態撮影

- a: 被検者はMRI装置のコイルの中で膝関節をやや屈曲角度で保持できるようにして撮像する。
 b: 臥位にて膝を角度を変えて保持する台。MRIで磁気干渉しないよう発泡スチロールにて取り外し可能にして、膝関節角度を変えられるようにした。



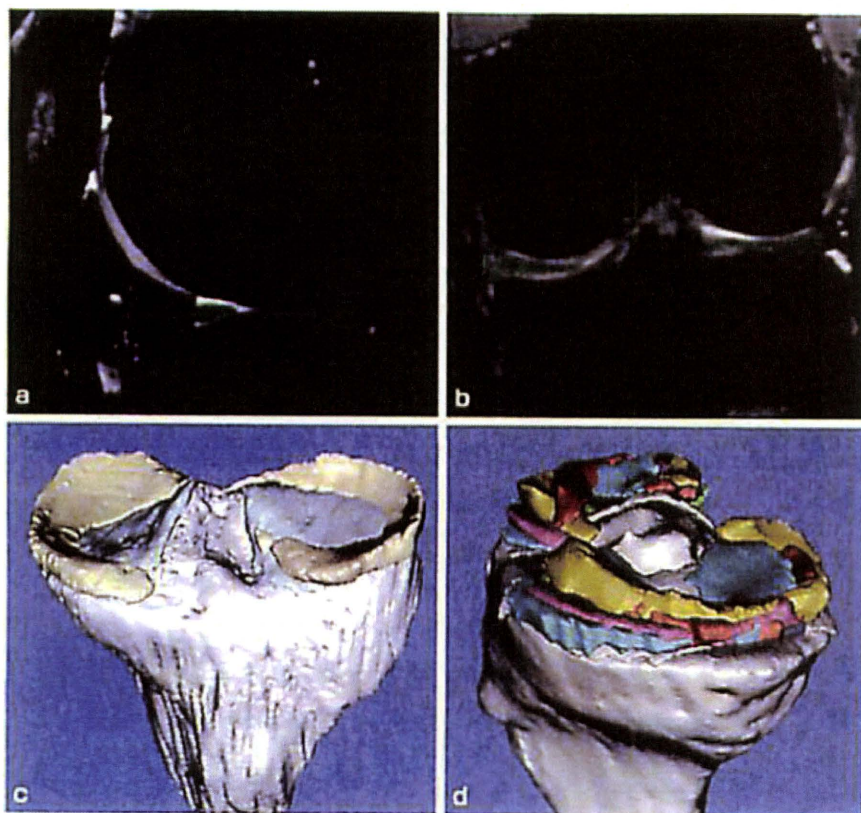
③ 臥位で荷重負荷でのMRI撮像

臥位で両肩と足部の踏み板に、水をいれたタンクを錘りとして、足部、膝関節、股関節、脊椎に荷重がかかるように工夫して撮像する。膝関節の観察の場合には、膝表面コイルを用いる。



④ 膝関節屈曲の動態MRI解析

- a, b: 膝関節を屈曲して撮像したMR画像から、大腿骨、脛骨、関節軟骨の輪郭を各スライスで抽出する。
 c, d: 各スライスの抽出した画像から三次元モデルを作製し、異なる角度の三次元モデルを大腿骨を重ね合わせることで、脛骨の位置を解析する。



⑤ 膝関節の半月板動態 MRI 解析

- a, b: 半月板の輪郭を、脛骨、大腿骨、関節軟骨とともに、異なる膝屈曲角度のMRIより抽出する。
- c, d: 異なる膝屈曲角度の脛骨上の半月板三次元モデルを、脛骨を重ね合わせることで、半月板の位置、形態を求める。
- e: 得られた三次元像を、関心面での断面を作製し、定量的解析を行う。

撮影画像のコンピュータへの取り込み

得られたMRIデータをDICOMデータから画像化し、対象とする組織の輪郭を抽出する(④-a, b, ⑤-a, b)。

輪郭が適切に抽出できるためには、組織の輪郭が鮮明で境界のコントラストが十分であること、病的状態や関節の動きに伴う組織の変形や力学的負荷により画質が大きく変わらないことが必要である。

関節の動きに伴って組織の画像の鮮明度、コントラストが大きく変わるようであれば組織形状の抽出には適さないので、MRI撮像条件を検討する。

三次元バーチャルモデルの作製(④-c, ⑤-c)

MR画像の各スライスから、解析対象とする組織とその周囲組織の輪郭を抽出し、三次元構築して組織のバーチャル三次元像を作製する。

三次元のマッチング(④-d, ⑤-d)

骨を基準に重ね合わせ(マッチング)するこ

とにより、半月板や関節唇、その他軟部組織の三次元モデルの異なる肢位での変位、変形を評価する。

アニメーション作製による動態の把握、評価、解析を行う。

信頼度、再現性の確認

得られたデータの測定者間、または、同一測定者での再現性(inter-observer error, intra-observer error)を測定し、定量性を確認する。この方法での骨の位置計測では、1mm以下の精度が得られている¹⁾。

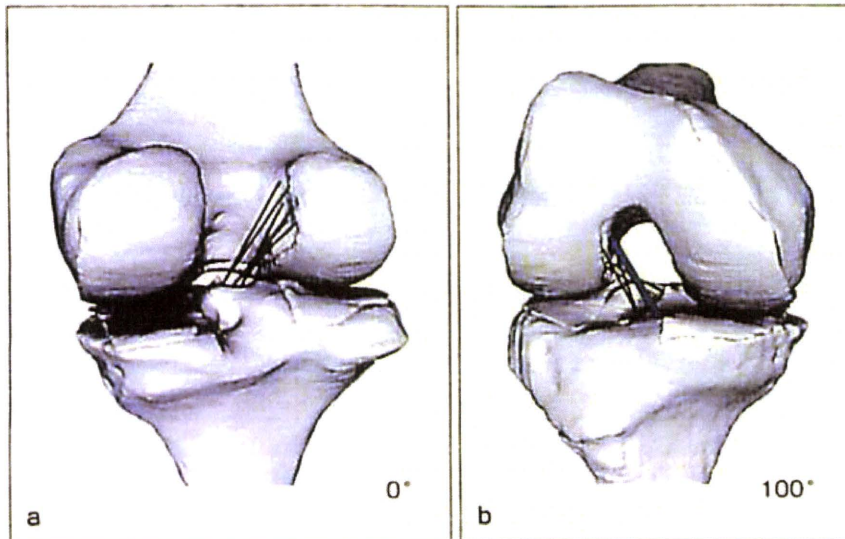
定量的解析(⑤-e, ⑥)

三次元モデルの動態を、ある特定の断面での評価や特徴点を抽出することにより定量的解析を行う。

具体的な定量的解析例

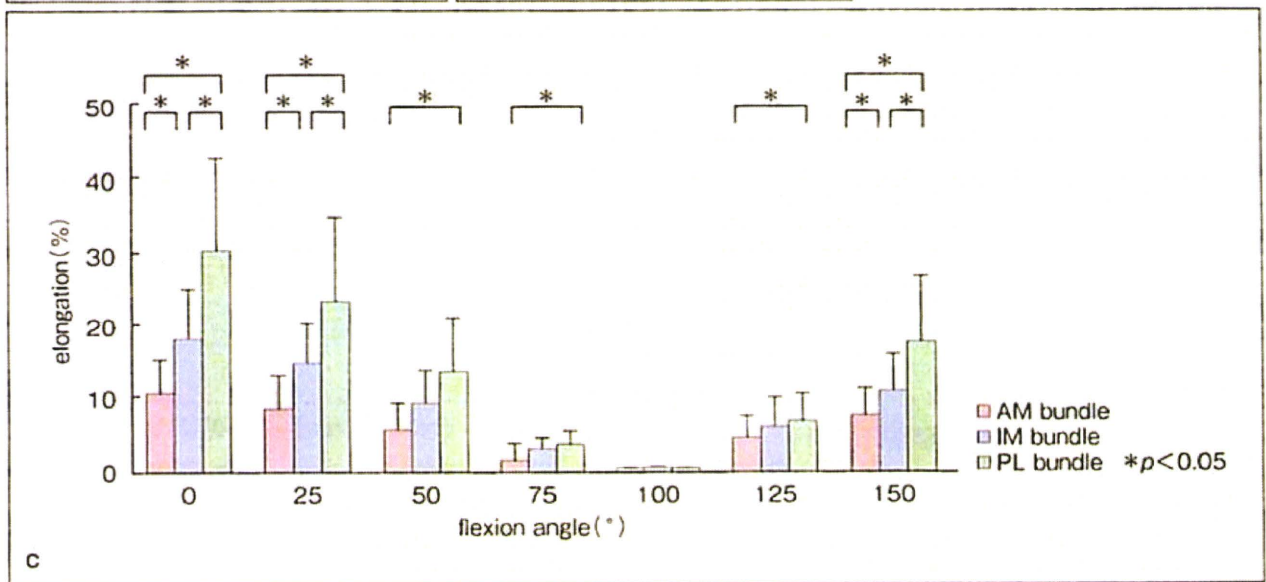
膝前十字靭帯(ACL)の“機能的長さ”の解析¹⁾

健康人9人の膝関節の動態解析(0~150°屈



⑥ 膝前十字靭帯 (ACL) の“機能的長さ”の解析例

- a, b: ACLの異なる線維束の大腿骨側、脛骨側の付着部を結ぶ線分の長さを“機能的長さ”として、膝屈曲角度0°から150°まででそれぞれ求める。
c: 膝屈曲100°の“機能的長さ”が最短となり、伸展、屈曲によりそれぞれの線維束は、異なる割合で長くなる。



曲までの25°ずつ7ポジション)をオープンMRI装置にて行った(4)。

ACLの3つの線維束(AM〈前内側線維束〉, IM〈中間線維束〉, PL〈後外側線維束〉)の大腿骨、脛骨のそれぞれの付着部中央を結ぶ線分の長さを各膝屈曲角度における“機能的長さ”として計測した(6-a, b)。

測定した9人のACL各線維束の“機能的長さ”は、AMでは31~34mm, IMでは28~33mm, PLでは21~27mmであり、伸展位で最大となり、屈曲100°で最小となった(7)。

ACL各線維束の“機能的長さ”の変化率を、最小長となる膝屈曲100°を基準にすると、AM, IM, PLで25°以上の伸展、または、150°屈曲

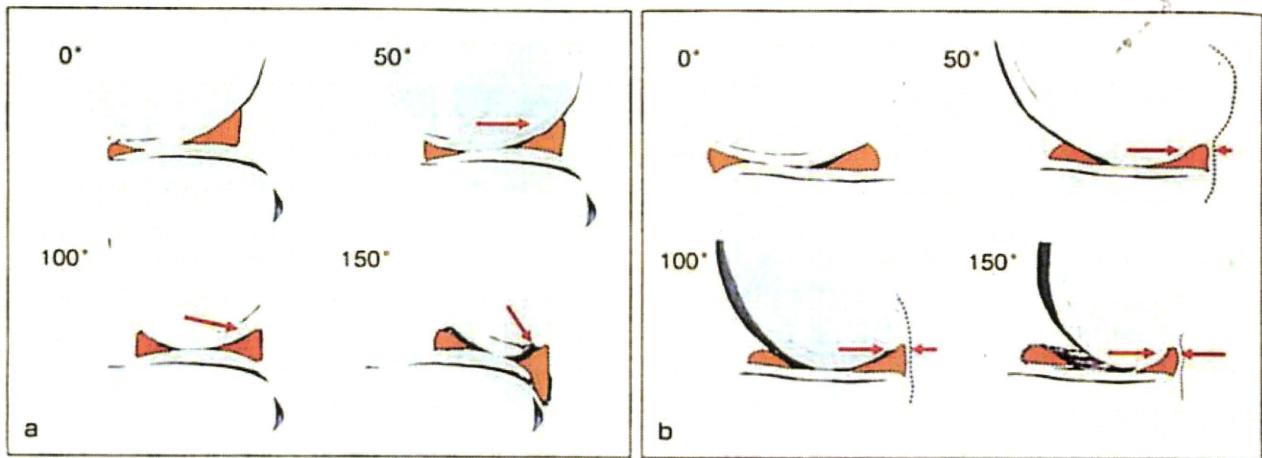
⑦ ACLの各線維束の異なる膝屈曲角度における“機能的長さ”

	AM	IM	PL
0°	34 ± 1	33 ± 1	27 ± 2
25°	34 ± 1	32 ± 2	26 ± 2
50°	33 ± 1	31 ± 1	24 ± 2
75°	32 ± 2	29 ± 2	22 ± 3
100°	31 ± 2	28 ± 2	21 ± 3
125°	32 ± 2	30 ± 2	22 ± 2
150°	33 ± 1	31 ± 2	25 ± 2

The values are in mm (mean ± SD).

AM: 前内側線維束, IM: 中間線維束, PL: 後外側線維束。

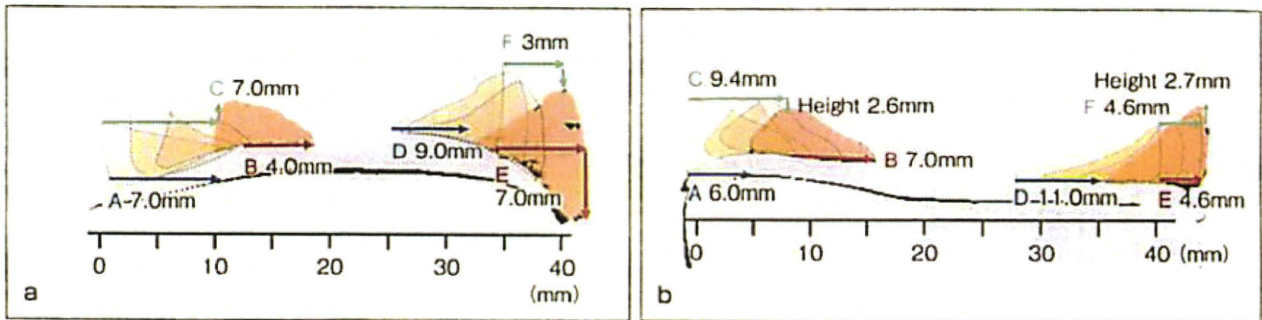
5. 新しい画像診断法



⑧ 膝半月板の三次元動態の画像解析

a：外側半月板，b：内側半月板。

膝関節 0° から 150° までの三次元動態解析を，断面で示した図（本文参照）。



⑨ 膝半月板の三次元動態の定量的解析

a：外側半月板，b：内側半月板。

膝関節 0° から 150° までの動態を，内側，外側のコンパートメント内での断面を作製し，半月板の特徴点の位置，実質の形態につき定量的に解析した（本文参照）。

で，各線維束間に有意な差があり，AM が最も等長性があり，PL では膝伸展位で膝屈曲 100° に比べて 30% の“機能的長さ”の延長を認めたと (⑥-c)。

半月板の三次元動態解析²⁾

半月板の動態の解析例を示す。健常人の半月板は，膝関節の伸展から屈曲 150° までに，内側半月，外側半月とも前節，後節は後方に移動して変形し，特に外側半月後節では変形が強く，屈曲 150° では関節軟骨面から垂脱臼するように後方に変位，変形する (⑧)。

外側半月板では，膝関節 0° から 150° の屈曲に伴い前節は 4～7mm 後方に移動して半月の幅が 3mm 短縮し，後節は 7～9mm 後方に移

動する (⑧-a)。

内側半月板では，前節は大腿骨側の動きが 9.4mm と脛骨側 6mm より大きく，後節では幅が短縮し，滑膜移行部での半月板の高さが増加し，半月実質が変形している (⑨-b)。

荷重 MRI

撮影方法

荷重をかける装置の工夫

臥位で撮影する間に，足底と上体で保持した荷重をかける装置で，脊椎や股関節，膝関節，足関節など荷重関節に荷重した状態を再現する (④)。