

図1 Point Cluster法(PCT)におけるマーカー貼付法(㉔)および光学式動作解析装置(㉕)

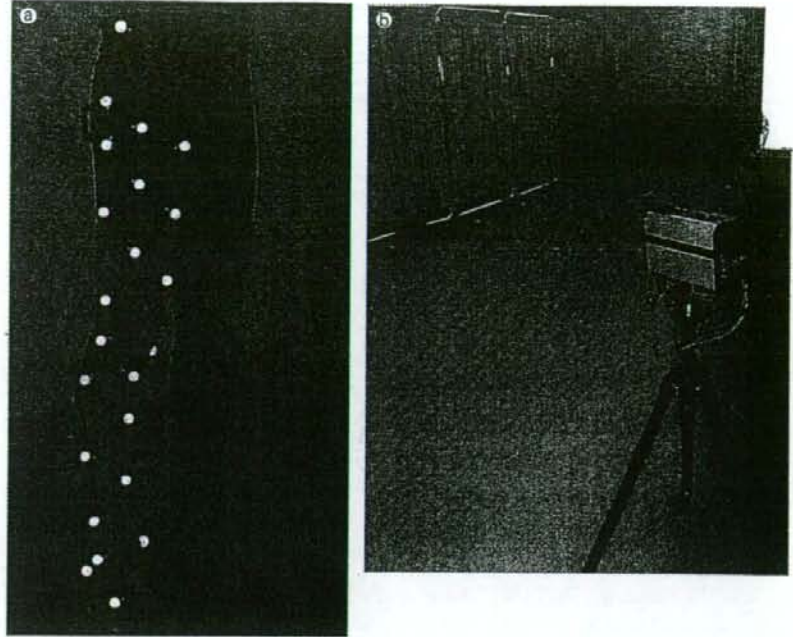


図2 大腿骨および下腿骨軸の決定法

解剖学的ランドマークにあるマーカーにて大腿骨・下腿骨の軸を決定する。

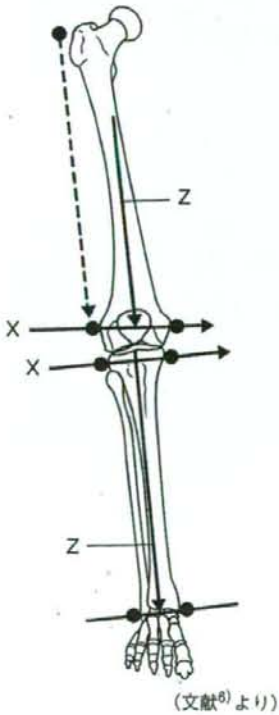
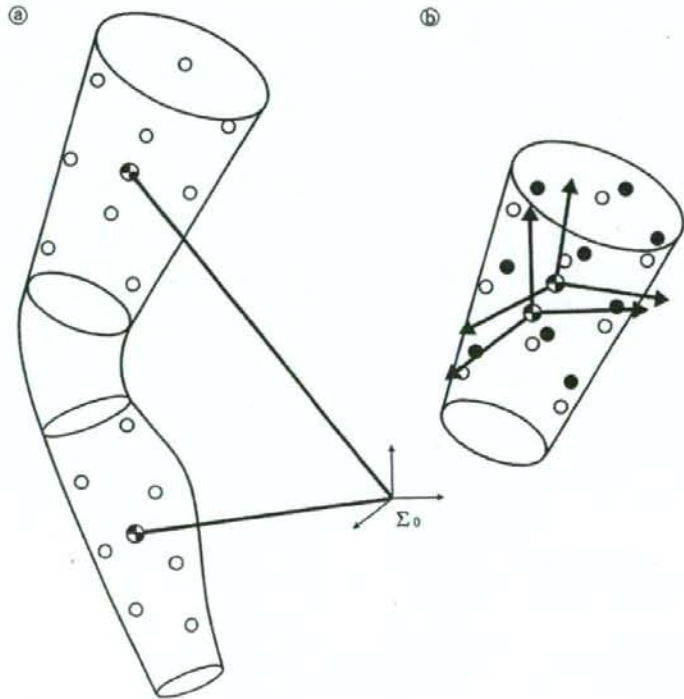


図3 大腿骨・下腿骨の各節における重心位置(㉔)とマーカーの移動による重心の移動(㉕)

大腿・下腿のマーカー群の重心位置を利用する。



置から膝関節の三次元運動(併進と回転)を計算する。

⑤ 物理量未及び最適化による誤差補正

PCTでは1つの体節(大腿・下腿)の各マーカーに仮想的な重みを定義する。このとき各マーカーに設定した重みを基に、皮膚の変形・ズレによる誤差の補正を行う。

この補正には、各マーカーの三次元位置と仮想的な重みから求められる物理量(慣性テンソル)、およびその行列を構成する固有ベクトル・固有値を利用する。これらの詳細については割愛するが、慣性テンソルは物体の回転のしやすさを表す物理量であり、これから求められる固有ベクトルは、ほかの軸と非干渉に回転する軸の方向を表している。3つの固有ベクトルを用いると直交系の座標変換行列を求めることができる。この座標変換行列より大腿・下腿各節の経時的な角度変化が算出される(図4)。

固有値はマーカー間の位置関係が一定(=剛体)の場合不変であるが、実際の運動中にはマーカーのズレや誤差のため固有値は変化することになる。そこで仮想的に設定したマーカーごとの重みを修正することで補正を行う。具体的には、固有値の2乗和の平方根を求め、自然立位における基準位置との差の平方を評

価関数とする。この評価関数が最小となるように、数値最適化計算を利用してマーカーごとの重みを求める。より効率的に計測を行うために、マーカーの移動量を求めておき、最大のものに対する相対移動量を探索変数から減じて、これを新たな重みに更新する手法を行っている。

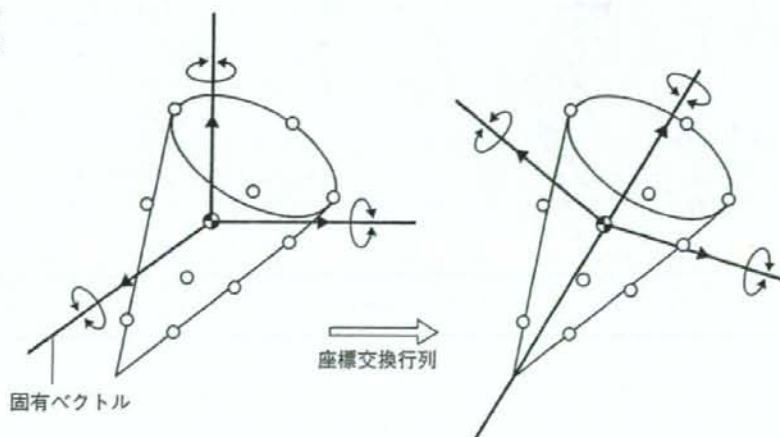
PCTの計測法

光学式動作解析装置を使用する(図1⑤)。PCTを計測する場合、最低でもカメラは4台必要となり、動作の複雑性が増す場合には、さらに数台のカメラがあったほうがカメラの死角やマーカーの誤認が減り、計測の確実性が増す。現在著者らはQualysis社製システム(ProReflex-120Hz)を使用しているが、同様のシステムであるMAC3D(Motion analysis), Vicon(Oxford Metrics), Elite(BTS Bioengineering)でも計測可能である。

皮膚マーカーは10~20mmのものを使用する。初めに被検者の計測する側の腸骨稜、大腿骨大転子外側、膝関節外側関節裂隙、足関節外果、踵骨外側部、第5中足骨頭上に合計6つのマーカーを設置する。上述した大腿骨・下腿骨の解剖学的座標決定のため膝関節内

図4 PCTにおける固有ベクトルと座標変換行列

●はマーカーの重心。



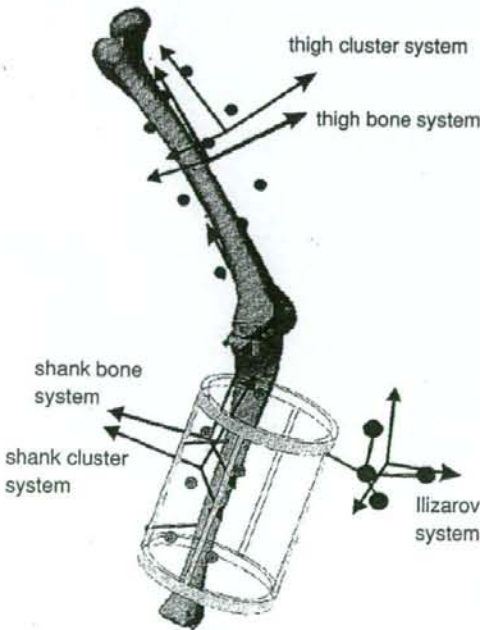
側・外側，足関節内側にそれぞれマーカーを添付する(図2)(これらの座標決定用マーカーは，計測時には除去)。以上のマーカー位置を基準とし，大腿前面・前側面・側面に各3つ計9個，下腿前面・側面に各3つ計6個のマーカーを貼付し計測を行う(図1⑩)。したがって，計測時は合計21個のマーカーを使用する。

PCTの誤差

上述のアルゴリズムにより，PCTでは皮膚の動きによる誤差を最小化する仕組みとなっている。Alexanderら⁷⁾は下腿骨に創外固定器を装着した被検者により誤差検証を行った(図5)。創外固定器により計測された骨の動き，およびPCTマーカーより算出された大腿骨-脛骨の三次元位置の差は，回転(屈曲-伸展，内反-外反および内旋-外旋)で最大3°，並進(前後，左右および上下)で最大3mmであった。

図5 創外固定による誤差検証実験

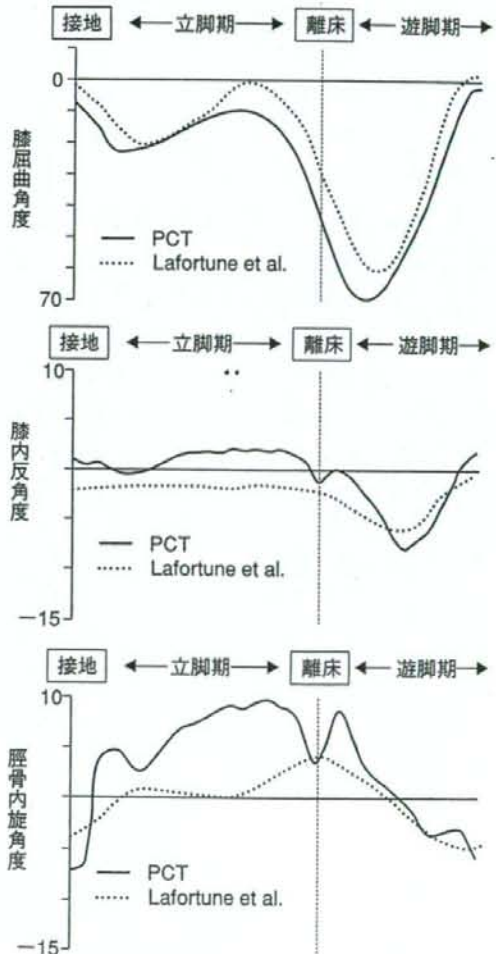
脛骨に刺入された創外固定器の動きとPCTによる脛骨の動きを比較した。



(文献⁷⁾より)

また，大腿骨・下腿骨内に金属ピンを刺入し，歩行中の膝関節三次元運動を計測した研究⁸⁾と，著者らの計測結果の比較を図6に示す。健常者の歩行における膝屈曲・伸展，内・外反，内旋・外旋とも定性的なパターンはよく一致した。定量的な比較については，被検者，歩行状態(著者らの計測では裸足)，座標定義などが異なることを考慮すれば十分acceptableな差であるといえる。とくに靴の有無は立脚期の膝三次元運動に大きく影響すると考えられるため，靴の影響を受けない遊脚期における

図6 PCT(自験例・健常者9名)と金属ピンによる計測(健常者5名)の比較



(文献⁸⁾より改変)

比較のポイントとなるが、遊脚期の計測結果は両者でよく一致していたことより、PCTによる歩行中の膝関節運動計測は十分妥当な結果であると考えられた。

PCT計測の臨床応用

著者らはこれまで健常者、前十字靭帯損傷患者および前十字靭帯再建術後患者を中心に、さまざまな動作中の膝関節運動を計測してきた。これらの患者の動作は靭帯損傷による関節不安定性や手術による安定性の獲得、筋力低下などさまざまな因子により影響を受ける。たとえば前十字靭帯損傷膝では、サイドカットなどよりダイナミックな動作において、代償運動と思われる膝運動パターンが出現する^{3),4)}。

また、前十字靭帯再建膝では術後経過とともに筋力が回復するのに伴い、動作中の膝屈曲および脛骨回旋パターンが変化し、これらの変化と筋力には相関が認められる^{3),5)}。

このようにさまざまな動作における膝三次元運動は、患者の状態を反映しており、有用な臨床的情報となる。前十字靭帯損傷については、術式の違い(1ルート、2ルート)により膝運動パターン、とくに脛骨回旋運動がどのように制御されるかは、現在の膝関節外科におけるトピックとなっているが、諸説ありまだ一定の見解を得ていない⁶⁾。脛骨回旋量はカットやピボットといった動作において大きくなるため、今後PCTを用いた計測により、これらの治療法に関する臨床評価を行っていきたいと考えている。

おわりに

表面マーカーによる動作解析法は、本特集号にあるような透視画像(fluoroscopy)やMRIに

よる動作解析と比較すれば精度の面では及ばない。しかし本稿で述べたような独自のアルゴリズムにより、その誤差は十分許容範囲であると考えられる。また計測動作に制約がないため、これらの医用画像による方法では評価不能な動作(方向転換を含むようなダイナミックな動作)計測についてそのメリットは大きく、スポーツ動作などの評価については、有用な膝関節運動解析手法であると考えられた。

◆文 献◆

- 1) Andriacchi TP, Alexander EJ, et al : A point cluster method for *in vivo* motion analysis : applied to a study of knee kinematics. *J Biomech Eng*, 120(12) : 743-749, 1998.
- 2) Takeda K, Nagura T, et al : *In-vivo* kinematics during cutting and pivoting in ACL deficient knees. Analysis using point cluster technique. *Trans ORS*, 31 : 168, 2006.
- 3) Hasegawa T; Nagura T, et al : Prospective analysis of the changes in tibial rotation and knee flexion pattern in the anterior cruciate ligament reconstruction. *Trans ORS*, 32 : 834, 2007.
- 4) Takeda K, Hasegawa T, et al : ACL deficiency leads abnormal tibial rotation either in affected and non-affected limb. *Trans ORS*, 33 : 1229, 2008.
- 5) Hasegawa T, Otani T, et al : Prospective analysis of post-operative changes in 3D knee kinematics following the anterior cruciate ligament reconstruction. *Trans ORS*, 33 : 1249, 2008.
- 6) Dyrby C, Andriacchi TP : Secondary motions of the knee during weight bearing and non-weight bearing activities. *J Orthop Res*, 22 : 794-800, 2004.
- 7) Alexander EJ, Andriacchi TP : Correcting for deformation in skin-based marker systems. *J Biomech*, 34 : 355-361, 2001.
- 8) Lafortune MA, Cavanagh PR, et al : Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. *J Biomech*, 25 : 347-357, 1992.
- 9) Georgoulis AD, Ristanis S, et al : Tibial rotation is not restored after ACL reconstruction with a hamstring graft. *Clin Orthop*, 454 : 89-94, 2007.

変形性膝関節症とは



まつもと ひでお
松本 秀男

慶應義塾大学医学部整形外科教室准教授

【略歴】

1954年生まれ、78年：慶應義塾大学医学部卒業、同大学医学部研修医、80年：同助手、84年：英国Leeds大学留学、88年：慶應義塾大学医学部整形外科助手、89年：済生会中央病院、92年：慶應義塾大学医学部整形外科助手、96年：同専任講師、2002年：同助教授、07年より現職、同大学病院スポーツクリニック部長代行(兼任)
専門分野：整形外科、医学博士・工学博士



変形性関節症とは

「変形性関節症 (Osteoarthritis ; OA)」は膝関節だけではなく、隣接する股関節や足関節、また肩関節、肘関節などの上肢の関節、さらには顎関節や脊椎の椎体と椎体の間に存在する椎間関節まで、身体のいかなる関節にも生じ得る疾患である。教科書的には「関節構成体、とくに関節軟骨の退行性変化と、これに伴う骨組織や線維組織などの増殖性変化により、関節の変形を生じ、疼痛や運動制限などを起こす疾患」と定義される。要約すれば、関節の老化であり、関節の滑らかな運動をつかさどる軟骨が年齢とともに徐々に変性や磨耗を起こし、それに伴って、骨や線維組織が逆に増殖して、次第に関節全体の変形が進み、疼痛や機能障害を来す疾患である。近年、人口の高齢化や高齢者の日常生活動作、さらにはスポーツ活動などの活発化に伴い、その患者数は著しく増加している。

変形性関節症は、歩行により体重の加わる関節 (荷重関節) である下肢の関節に生じることが多く、また、その治療も多くの問題を抱えている。しかし、他の部位の関節でも原因や病態にさまざまな特徴があり、それに伴う症状もさまざまである。とくに上肢の関節と下肢の関節では、その特徴が大きく異なり、またそれを考慮して治療法を決定する必要がある。

上肢の関節の主な機能は可動性、すなわちよく動くことである。具体的には「手指を自由にさまざまな場所に移動させ、使うこと」であり、その障害に対する治療を考えるにあたっては、「疼痛がなく、よく動く、すなわち十分な可動域を持つ関節」をめざすことが重要である。一方、下肢の関節は可動性ばかりでなく支持性、すなわち「全身の体

重を支えながら、起立、歩行、さらには走ったり、跳んだり、着地したりすること」も重要な役割である。したがって、下肢の変形性関節症の治療を考えるにあたっては、「十分な可動域と安定性の両方の機能を持つ関節」、すなわち「全身の体重を支えながら、身体をさまざまな方向に自由に移動できる機能」をめざす必要がある。この可動性 (よく動くこと) と支持性 (しっかりしていること) はある意味で逆の要素であり、「よく動くが関節がグラグラで立位を保持できない」または「下肢は安定しているが関節が動かない」では意味がない。したがって、下肢の関節、とくに可動性の大きな膝関節では、これらさまざまな要素を考慮しながら診断、治療を行う必要がある。

変形性膝関節症

変形性関節症のうち、最も頻度が高く、日常生活で大きな問題となるのが、変形性膝関節症である (写真1)^{1,2,3)}。

写真1 変形性膝関節症の肉眼所見・人工関節置換術時の所見



写真2 変形性膝関節症のX線所見



a:正面像、b:側面像。

写真3 変形性膝関節症に伴う可動域制限(伸展制限)

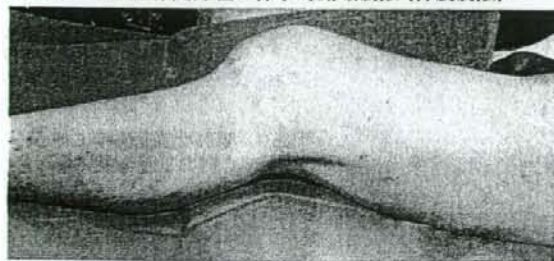


写真4 変形性膝関節症に伴う高度の内反変形



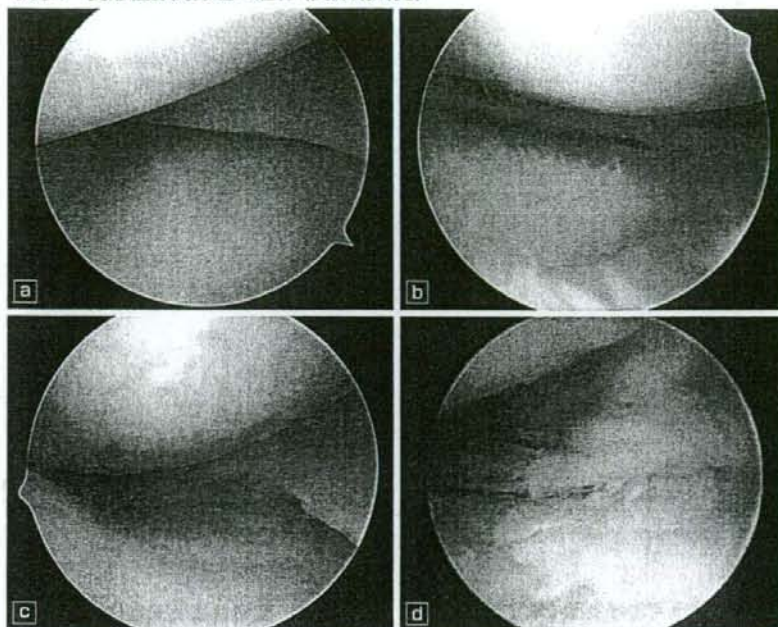
日常、整形外科外来を訪れる患者さんの2～3割に及び、高齢者が「膝が痛い」と言って来院した場合は、ほとんどがこの変形性膝関節症であると言っても過言ではない。外来では、経過に関する問診、臨床症状に加えて、通常、単純X線写真(写真2)でほぼ診断は可能であるが、大切なことは関節リウマチや大腿骨壊死、化膿性関節炎、結晶誘発性関節炎など、治療法の異なる他の疾患をきちんと除外することである。したがって、他の疾患が疑われる可能性がある場合には、CTやMRIによる画像検査、血液検査、関節液の性状や細菌培養検査などを追加する必要がある(詳細は診断の項参照)。

変形性膝関節症は軽症例では日常生活であまり症状はなく、長時間歩いたり、労働やスポーツを行った後にだけ軽度の疼痛を訴える。進行すると徐々に疼痛が増悪し、さらに内反変形や可動域制限が出現する(写真3)。重症例になると疼痛や腫脹、変形のため、歩行そのものが困難になることもある(写真4)。また疼痛や腫脹、運動制限が長

期間続くと、二次的に下肢のさまざまな筋肉、とくに大腿四頭筋を中心とした筋萎縮が起こる。さらに伸展制限が続いた例では筋萎縮が著明となり、階段昇降などに際して体重保持が難しくなり、それだけで日常生活にさまざまな支障を来すようになる。

変形性膝関節症がどのような機序で発生し、進行するかについての詳細はいまだ十分解明されていない。軟骨などの関節を構成する組織が加齢によって徐々にその構造や性質の変化を来し、ここに荷重や関節運動などの力学的負荷が加わって徐々に発生、進行すると考えられている(写真5)。したがって、もともと関節炎や外傷などにより膝関節を構成する組織、すなわち関節軟骨や骨、靭帯、半月板、脂肪組織などの疾患や損傷が存在する場合には、変形性膝関節に移行する可能性が高い。小児期の膝関節炎や化膿性膝関節炎、関節内や関節周囲の腫瘍などの何らかの疾患の既往がある場合、半月板損傷や靭帯損傷などの外傷、膝蓋骨不安定症などの既往がある場合、さらに

写真5 変形性膝関節症の進行(関節鏡所見)



a:正常、b:軽度、c:中等度、d:高度。

写真6 変形性膝関節症に伴うO脚(左)とX脚(右)

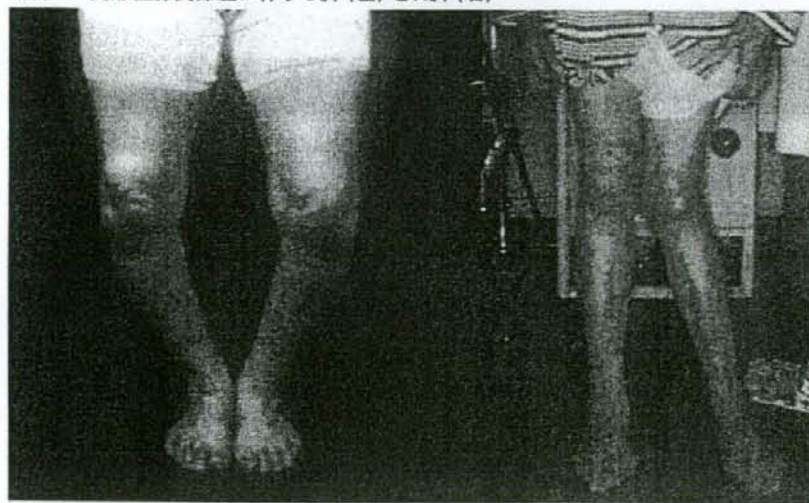


写真7 変形性膝関節症に伴うO脚の下肢全長X線所見

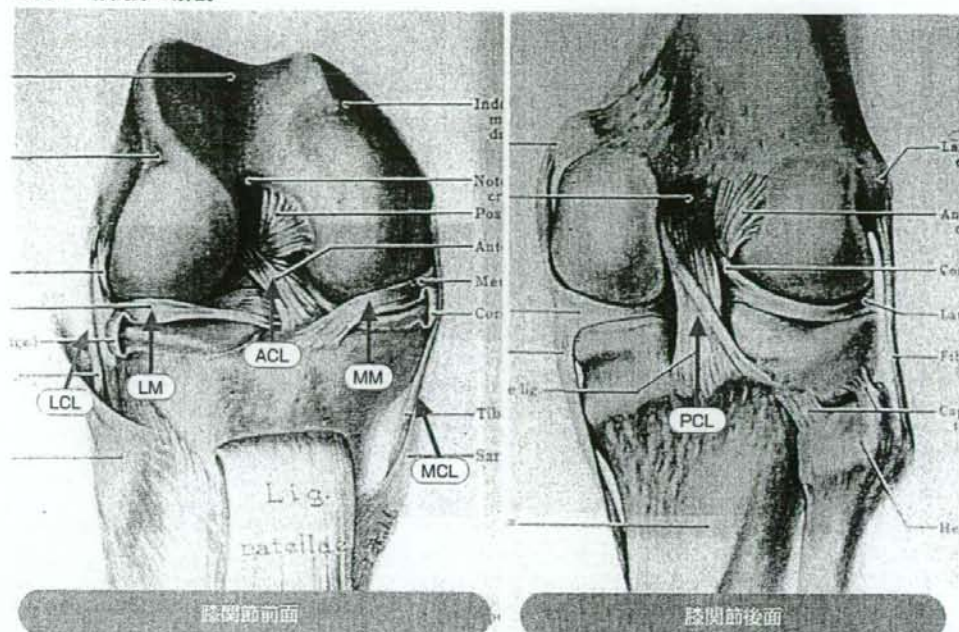


何らかの手術的治療を受けた経験がある場合など、明らかな膝関節の障害や手術の既往に続発するものを二次性変形性膝関節症と呼ぶ。明らかな先行疾患や外傷の既往がなく加齢とともに徐々に発生、進行するものを一次性変形性膝関節症と呼ぶ。

変形性膝関節症に次いで頻度の高い変形性股関節症は、小児期の股関節脱臼や臼蓋形成不全などに続発する二次

性的変形性関節症が多いが、変形性膝関節症は、その多くが一次性である。明らかな先行疾患がなくても、女性、肥満、重労働、過度のスポーツ、下肢の内反などが、その発生や進行のリスクファクターとされている(写真6)。下肢の内反、すなわちO脚は変形性膝関節症そのものでも進行するため、これが原因であるか、結果であるかについての議論もある。しかし、若いときから内反膝があると、膝関

写真8 膝関節の解剖



MM : 内側半月板、LM : 外側半月板、MCL : 内側側副靭帯、LCL : 外側側副靭帯、ACL : 前十字靭帯、PCL : 後十字靭帯。

(Grants Anatomyより引用)

節内側部にいつも荷重が加わるため、外側部に比べて変形が生じたり進行したりしやすいと考えられている(写真7)。

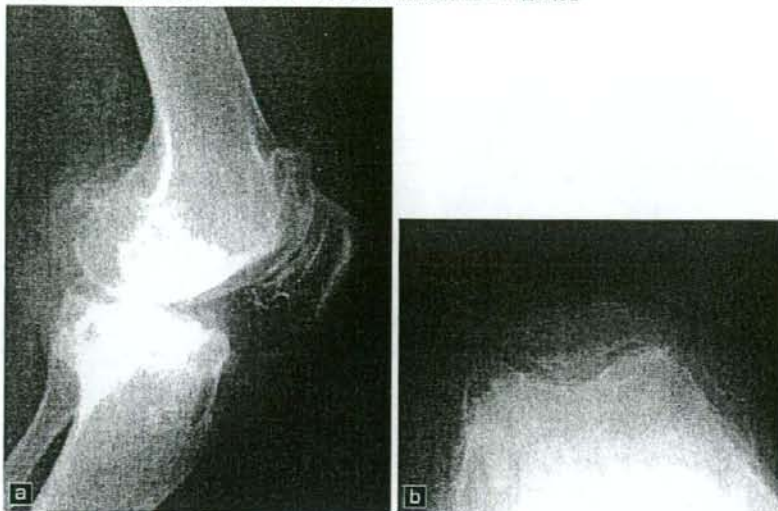
膝関節の構造と変形性膝関節症

膝関節はその内側を滑膜で覆われた袋、すなわち関節包で周囲から隔離されており、この関節包によって覆われた範囲を関節腔と呼ぶ。この滑膜によって産生される関節液によって、関節軟骨に潤いを与え、滑らかな関節運動を可能にしている。膝関節は、この関節腔中に大腿骨と脛骨間の大腿脛骨関節(大腿骨(Femur)と脛骨(Tibia)間の関節であるためF/T関節と呼ばれる)と膝蓋骨と大腿骨間の膝蓋大腿関節(膝蓋骨(Patella)と大腿骨(Femur)間の関節であるためP/F関節と呼ばれる)が存在する。いずれも運動性が極めて大きく、また荷重関節としてのさまざまな方向への安定性も要求される。変形性膝関節症もF/T関節の変化が中心の症例とP/F関節の変化が中心の症例がある。もちろん、先に述べたようにF/T関節とP/F関節は同一関節腔内に存在し、その関節面も連続しているため、一方の関節に変形性関節症が生じると他方の関節にもある程度の変化が生じる。

F/T関節は、ほぼ平面の脛骨関節面の上を円柱状の大腿

骨関節面が転がるような構造である。完全伸展位(小児、女性などでは10~20°過伸展することもある)から深屈曲位(個体差があるが、通常155°程度まで屈曲可能である)まで、どの屈曲角度でも大腿骨より中枢の身体すべての重さを支える機能が要求される。大腿骨、脛骨とも関節の表面は約3mm程度の軟骨が存在し、これが関節の滑らかな運動に関与し、さらに先に述べた関節液がその表面に潤いを与えている。さらにF/T関節面間のクッションの役目をしているのが内側および外側半月板である(写真8)。したがって、半月板が損傷されると、クッションの役割が障害され、関節運動に伴って大腿骨や脛骨の関節軟骨面に直接大きな力が加わるため、F/T関節を中心とする変形性膝関節症が発生したり、進行したりしやすい。さらに大腿骨と脛骨間の安定性は主に4本の靭帯(前十字靭帯、後十字靭帯、内側側副靭帯、外側側副靭帯)によって保たれ、これらが歩く、走る、跳ぶ、着地するなどの際に膝崩れを起こさないように働いている(写真8)。したがって、これらの靭帯が損傷すると、F/T関節のさまざまな方向への関節不安定性が出現する。すなわち、日常生活やスポーツなどにより、膝に大きな荷重が加わった時に関節がずれるような力が加わり、これが関節軟骨面をすり減らす力とな

写真9 膝蓋大腿関節を中心とした変形性膝関節症のX線所見



a:側面像、b:膝蓋骨軸射像。

る。したがって、膝関節の靭帯損傷もF/T関節を中心とする変形性膝関節症の発生や進行に関わる大きな要因である。F/T関節の変形性膝関節症では、荷重歩行時に常に負荷が加わるため通常の歩行で疼痛を訴えることが多い。また、日本人のF/T関節の変形性膝関節症はほとんどが内反変形(O脚)を伴う内側型であり、疼痛も内側に訴えることが多い。

一方、P/F関節は膝関節を伸展する大腿四頭筋の強大な筋力を膝蓋骨を経由して脛骨に伝え、膝関節を動かす役目を担っている。凸面を持つ膝蓋骨が凹面を持つ大腿骨の前面を膝関節の屈伸に伴って上下に滑走する構造をとる。P/F関節は完全伸展位から屈曲20°付近までは接触せず、屈曲20°を超えると大腿骨の凹面に膝蓋骨の凸面が接触し始める。軽度屈曲位におけるP/F関節は大腿骨の凹面が浅く、また膝関節伸展機構も比較的弛緩しているため、膝蓋骨は不安定で、周囲の軟部組織が安定性に重要な役割を演じている。屈曲が強くなると膝蓋骨の凸面が

大腿骨の凹面に深く入り込むため、関節の形態そのものが膝蓋骨の安定性に寄与する。したがって、膝蓋骨不安定症、反復性膝蓋骨脱臼、習慣性膝蓋骨脱臼、膝蓋骨骨折後の変形治療などではP/F関節に大きなせん断力が加わるため、P/F関節を中心とした変形性膝関節症に移行しやすい。P/F関節の変形性膝関節症では膝関節を屈曲した状態での荷重、すなわち階段昇降時や椅子からの立ち上がり動作で疼痛を訴えることが多い。この膝蓋大腿関節を中心とした変形性膝関節症では、通常の2方向の膝関節単純レントゲンの他、膝蓋骨軸射像といわれる膝蓋大腿関節を撮影する方法を含めたレントゲン撮影を行う(写真9)。

おわりに

変形性膝関節症は平均寿命の伸びとともに、今後ますます増加する疾患であり、高齢者の生活をより質の高いものにするため、さらなる病態の解明や治療法の研究が望まれる。

- 文献 1) 松本秀男: E-1 膝関節の解剖, E-5-3 外傷-靭帯損傷, 頸・肩・腰・股・膝の診療。(富士川恭輔編), 永井書店, pp. 253-259, 314-321, 1999.
2) 松本秀男: 変形性膝関節症, 膝関節の疾患, 今日の整形外科治療指針, 第5版,(二ノ宮節夫他, 編), 医学書院,

pp.786-788, 2004.

- 3) 松本秀男: 日本医師会生涯教育講座 膝関節痛の診断と治療 2. 変形性膝関節症の診断と治療, 東京都医師会雑誌 58(6) 18-25, 2005.

XIII. リハビリテーション

赤居正美*

[整形外科 59 巻 7 号 : 800~805, 2008]

◎はじめに◎

— 整形外科領域でのリハビリテーション

整形外科領域のリハビリテーションを考える場合、やはり「運動器リハビリテーション」が中心となり、その中でも「運動器不安定症」が注目される。日本整形外科学会、日本運動器リハビリテーション学会、日本臨床整形外科学会

各理事長名で 2006 年 4 月 12 日に提唱されたいまだ新しい概念であり¹⁾、その内容に共通の合意があるとはいいがたい部分もある(表 1)。しかしその中核に立位・歩行障害、すなわち「転倒しやすさ」があるのは否定しえないだろう。

姿勢・歩行制御に問題を抱える患者、特に高

表 1. 運動器不安定症の定義と診断基準

運動器不安定症の定義

高齢化によりバランス能力および移動歩行能力の低下が生じ、閉じこもり、転倒リスクが高まった状態

診断

下記の運動能力低下をきたす疾患の既往があるかまたは罹患している者で、日常生活自立度あるいは運動機能が以下に示す機能評価基準 1 または 2 に該当する者

運動機能低下をもたらす疾患

- ・ 脊椎圧迫骨折および各種脊柱変形(亀背、高度腰椎後弯、側弯など)
- ・ 下肢骨折(大腿骨頸部骨折など)
- ・ 骨粗鬆症
- ・ 変形性関節症(股関節、膝関節など)
- ・ 腰部脊柱管狭窄症
- ・ 脊髄障害(頸部脊髄症、脊髄損傷など)
- ・ 神経・筋疾患
- ・ 関節リウマチおよび各種関節炎
- ・ 下肢切断
- ・ 長期臥床後の運動器廃用
- ・ 高頻度転倒者

機能評価基準

1. 日常生活自立度: ランク J または A (要支援+要介護 1, 2)
2. 運動機能: 1) または 2)

- 1) 開眼片脚起立時間: 15 秒未満
- 2) 3 m time up and go test (3 m TUG): 11 秒以上

※日常生活自立度ランク J は、なんらかの障害などを有するが、日常生活はほぼ自立しており独力で外出するというもの。ランク A は準寝たきりで、屋内での生活はおおむね自立しているが、介助なしには外出しない状態をいう

Key words : rehabilitation, locomotive syndrome, fall prevention

* M. Akai (院長) : 国立身体障害者リハビリテーションセンター病院 (研究所併任) [〒359-8555 所沢市並木 4-1 : Rehabilitation Hospital, National Rehabilitation Center, Tokorozawa].

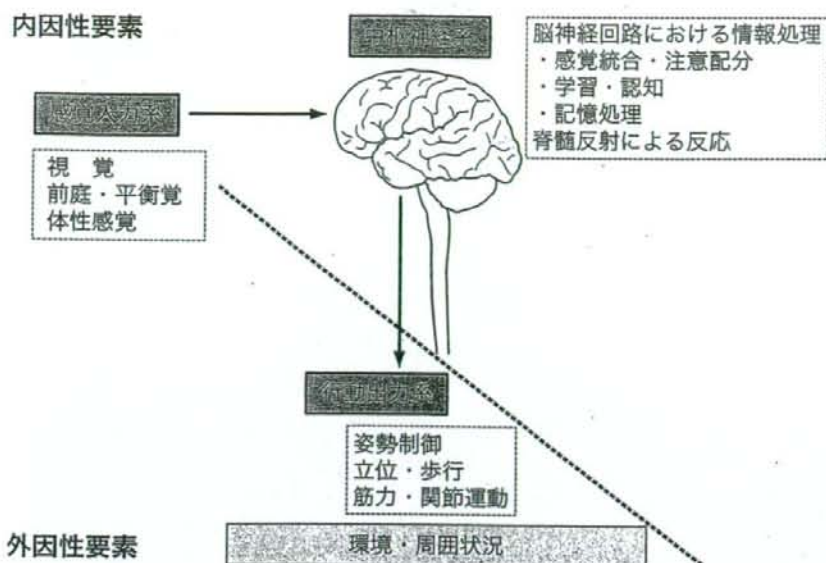


図 1. 機能を中心とした運動器不安定症のスクリーニング

高齢者へのアプローチには、姿勢制御機構の理解が不可欠である。すなわち不安定性・転倒は空間での身体位置のずれを検知し、それを矯正するシステムの障害であり、筋骨格系ばかりではなく、中枢・末梢の神経系も深く関与している。

■ ■ I. 転倒からみた運動器不安定症

いわゆる運動器不安定症を考える場合に、不安定性は加齢変化と不可分となる。Isaacs は老人にみられる障害として、「足が衰え、そこいらじゅうで転び、漏らして濡れていて、惚けてくる」、すなわち移動能力の低下、動揺性や転倒のリスク増大、失禁、知的低下と記述した²⁾。

立位姿勢をとり、バランスを保つ能力は一連の生理機序による³⁾。簡略にまとめるが、ほかの姿勢から立位をとるには、頭部や体幹を直立とする筋の協同運動が働く。これらの反応は前庭、固有知覚・触覚、視覚のうちどれか一つが正常ならば十分である。ひとたび直立位をとると、抗重力筋の働きで姿勢を保つ。直立位の安定は体幹の動揺、四肢体幹の運動、外乱によって脅かされるが、腱や靭帯の弾性、足関節、膝関節、股関節の安定化で動揺に対抗する。加えて視覚、前庭覚、体性感覚の相互作用、経験に

よる予知も筋の随意収縮に働く。

モーメントや質量の移動に対応し、「予測」でバランスは維持される。誰かを引っばるといった行為では、質量中心の変位を予測し抗重力筋の収縮をかえて随意的な動きを組み立て、意図的に動く。これが一線を越えると、「姿勢反応」が働いて姿勢を保つ。まず脊髄の単・複シナプス反射が出現し、伸張反射を生じてバランス維持に中心的な働きをなす。長潜時成分には脳幹や大脳も関与する。こうした一連の反応は複雑で、視覚や前庭覚、支持面の性状、経験や予測によって下肢や体幹の筋収縮をかえる。もしこれらがうまく働かないと、自動的ではあるが随意制御でもある四肢の踏み出しを行う「立ち直り反応」が生じる。転倒が避けられなくなると「防御反応」が起き、損傷を最小限にとどめる。したがって身体位置変位の検出と、その修正機構に生じた障害が不安定性・転倒の意味であろう。

まず、①空間における身体の位置情報が視覚、前庭覚、体性感覚の固有受容器からの入力として脳脊髄からなる中枢神経系に送られ、②情報処理され、修飾されたうえで、③伸張反射などの脊髄反射や筋肉への随意指令が送られて姿勢を回復・維持するのである(図1)。

表 2. 加齢による姿勢制御機構の変化

	内 容	加齢による変化	障害と疾病	
感覚系 (sensory function)	視覚	バランス反応の中核	視力低下 立体視、明暗順応低下	老眼、白内障、 緑内障、黄斑変性
	温痛覚・位置覚 振動覚 受容器		軽度低下 閾値かなり上昇 加齢があっても目立たず 神経伝導速度・振幅徐々に低下	
	前庭覚	姿勢反応に重要	加齢があっても目立たず	難聴
運動系 (motor function)	筋力 筋肉量		35歳以降20~40%減少 毎年1%前後減少 協調運動・巧緻性低下	歩行障害、バ ランス障害
	反応速度		60歳以降急速に低下	
情報処理 (sensorimotor processing)	感覚統合処理	過去の経験や知識で修飾 前頭葉や視床	神経細胞の減少 神経伝達物質の減少 ドパミン受容器などの変性 姿勢反射と随意運動の統合不良	記憶障害 知的低下など

■ ■ II. 加齢と姿勢制御

姿勢制御の本質はさまざまな環境変化に対応した調整能力であるが、年齢に伴い変化を生じる⁴⁾(表2)。

1) 感覚機能：加齢による変化は、各感覚について報告はあるもののバランス障害の主要な因子とはみなされない。

2) 運動機能：筋肉量の減少、筋量の減少、協調運動や巧緻性低下も目立つ。

3) 情報処理：反応時間の大半は、感覚入力の分析と運動反応の選択によって占められる。感覚統合が行われるとともに、前頭葉や視床によるとされる過去の経験による修飾も行われる⁵⁾。

すなわち、これら感覚の相互作用、情報統合の重要性も注目され、姿勢制御において多重情報処理のために一定の注意配分を行う認知能力の役割も重要である⁶⁾。すなわち姿勢バランスの保持は単なる反射機能ばかりではなく、注意や認知など高次の脳機能が働く必要がある。こうした注意配分は加齢変化に特に敏感とされ⁷⁾、中枢での情報処理が筋力としての出力の加齢変化と並んで理解を図る必要がある。もちろん最終的な出力としての運動制御は重要であるにしても、筋力の向上のみでは姿勢は制御できず、神経系での加齢と代償能、情報処理と

いった能力が不可欠である。歩行能力やバランス能力の低下は、周辺環境への適応という感覚処理や認知能力の低下によってより深刻化して転倒につながるのである。

立位時と歩行時の姿勢制御を比べるとその重心制御の生理的戦略は異なり⁸⁾、立位では ankle strategy, hip strategy, stepping strategy といった戦略を使い分けている。しかし制御の中心をなす神経機構は相互に関連をしており⁹⁾、ここでは転倒予防として取り扱う。繰り返しの負荷によってバランスにかかわる成績が改善することから、システムの順応性は少なくとも短期的には期待できそうである。

■ ■ III. 不安定性リスクの見積もり

不安定性という「より高い」危険因子をもつ集団を検出する高リスクアプローチ (high risk approach) はそれなりに意味をもつものの、背景にある母集団でのリスクを下げる集団アプローチ (population approach) も重要である。「健康日本21」において述べられた考え方¹⁰⁾からは、そうしたスクリーニングの必要性が導き出される(図2)。運動器不安定症のスクリーニングで高リスク群をみつけ出し、強力な治療を行って骨折などの合併症は低下させられよう。しかし実際的人数は、現在リスクの高い人より境界域の人数のほうが圧倒的に多いので、

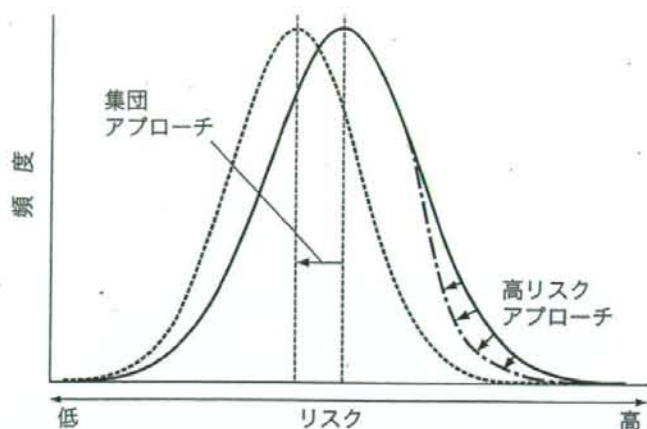


図 2. 不安定性リスクへのアプローチ

表 3. 運動器不安定症のスクリーニング

- ① 移動制限のチェック
- ② 歩行能力の把握
- ③ バランス能力の把握
- ④ 転倒リスクの評価

質問とテストの組み合わせ例

公共交通機関を使えるか 外出の機会があるか 階段の昇降ができるか 四肢・体幹に疼痛があるか つまずきやすくなったか 過去6カ月に2回以上転んだか	+	timed up and go time 片脚起立 継ぎ足歩行 歩行能力など
---	---	---

実現すれば防げる合併症数はずっと大きくなる。高リスクアプローチは手法も明確で対象も絞りやすいが、効果は限定的となる。一方、予防効果からすれば集団アプローチが望ましいが、全体への働きかけを必要とするので効果を明示しにくい。高リスクアプローチと集団アプローチの適切な組み合わせによる対策が必要とされる¹¹⁾。① 地域または親戚とのつき合いがない、② 外出機会が少ない、③ 200~300 mしか歩けない、④ 外出できない、⑤ 階段昇降ができない、⑥ 1人で入浴・排泄動作ができないなどの移動障害から入る項目が最初のスクリーニングになろう (表 3)。

IV. 介入の方法と効果の判定

バランス障害のリハビリテーションとしては、対応可能なマイナス面の除去が第一であ

る。

- 1) 全身再調整 (reconditioning) : 良好な食事、十分な睡眠、適切な飲水量、規則的排便、疼痛管理、投薬の回避など。
- 2) 筋力低下、疼痛、疲労、不安、尿意切迫などを生む症状への治療。
- 3) 意識低下、動作緩慢、めまいなどを生む薬剤の中止。
- 4) 適切な服装や靴の使用。
- 5) 危険な環境の整備。
- 6) 患者・関係者の間での知識の共有。

介入方法の基本としては、不可避な加齢変化の部分は別にしても、正確な各種感覚入力の利用と十分な筋力、反応速度の確立をめざし、運動訓練を行うこととなる¹²⁻¹⁵⁾。Cochrane library では 7 系に分類している¹²⁾ (表 4a)。

また対応可能なプラス面での転倒予防を考え

表 4. 介入と効果判定

a. 運動器不安定症への介入手段
1. gait, balance, co-ordination and functional tasks
2. strengthening
3. 3D exercise (気功, 太極拳, ダンス, ヨガを含む)
4. general physical activity
5. general physical activity (歩行が中心)
6. general physical activity (自転車こぎ)
7. multiple intervention type
運動強度, 期間, 指導者の有無, コンプライアンスなどの 関与にも注意
b. 運動器不安定症への評価手段
impairment レベル
床反力計・重心動揺計での直接計測パラメータ (足圧中心, 安定性限界など)
disability レベル
機能的リーチ試験 (functional reach test)
タイムドアップアンドゴー試験 (timed up and go test)
開眼片脚起立試験 (one legged standing time)
Berg バランス試験 (Berg balance scale)
ほかに歩行速度, 継ぎ足歩行, 斜面台など

際も、めざすところが転倒の予防なのか、さらに一歩すすんで転倒に伴う骨折などの予防なのかを区別する必要も出てくる¹⁴⁾。運動、栄養などによる骨塩量増加、骨代謝に関連する各種の薬物、ヒッププロテクターなどは転倒による骨折への対応である。

立位保持・歩行能力に問題を生じた患者の評価に関しても、複雑な姿勢制御システムの各機能を評価することになる。介入の対象者に対し、適切なアウトカム尺度が選択されなければならない。整形外科領域ではタイムドアップアンドゴー試験 (timed up and go test)¹⁶⁾や開眼片脚起立試験 (one legged standing time)^{17,18)}が多用されている。これまでに不安定性の評価に用いられた評価尺度も数多いが、これも Cochrane library に準じて示す¹²⁾ (表 4b)。

■ V. 今後の方向性

加齢に加え、疾病によるバランス障害もあって、伸張反射から随意的制御にいたる姿勢制御機構システムが適切に働くよう訓練・再教育を図るというのは容易なことではないだろう。活動度と転倒のリスクも逆の関連があり、活動度向上・維持のために、なんらかの代償機器の役

割も考慮すべきである。

歩行時における四肢体幹の多数の表面筋活動を同時計測し、適宜重みづけを行うことにより、髄節ごとに脊髄前角細胞の興奮パターンを調べた研究がある¹⁹⁾。歩行周期における活動性を空間的・時間的にマッピングしてみると、歩行速度の変化に対応して骨盤部にとどまらず体幹上部にまで活動範囲が広がるのがわかる。下肢筋力だけの問題ではないことは明らかである。

いくつもの機構を組み合わせ、いろいろな代償手段を用意した姿勢制御システムとすると、姿勢変位の検知能力向上も必要であるが、当面、すぐに実用化になるとは思えない。どうしても運動訓練を中心とした出力系への介入が基本になろう。

● おわりに ●

衰づけとなる神経生理学的な知見の蓄積はめざましく、長期的な成績改善の可能性は不明な点も残るが、少なくとも短期的にはバランス刺激による訓練効果が上がることが期待される。今後は介入方法や治療手段の臨床上的効果、有効性の証明についても多くの研究成果が積み上がっていくことが望まれよう。

文 献

- 1) 「運動器不安定症」に関する見解. <<http://www.jsmr.org/contents/fuanteishow.html>> [Accessed 15 February 2008]
- 2) Isaacs B : The Challenge of Geriatric Medicine, Oxford University Press, Oxford, 1992 [江藤文夫 (訳) : 老年者の診療とリハビリテーション, 医歯薬出版, 東京, 1994]
- 3) Nashner LM : Physiology of balance, with special reference to the healthy elderly. Gait Disorders of Aging : Falls and Therapeutic Strategies, ed by Masdeu JC, Sudarsky L, Wolfson L, Lippincott-Raven, Philadelphia, p37-53, 1997
- 4) Wolfson L : Balance decrements in older persons : effects of age and disease. Gait Disorders of Aging : Falls and Therapeutic Strategies, ed by Masdeu JC, Sudarsky L, Wolfson L, Lippincott-Raven, Philadelphia, p79-91, 1997
- 5) Maurer C, Mergner T, Peterka RJ : Multi-sensory control of human upright stance. Exp Brain Res 171 : 231-250, 2006
- 6) Peterka RJ : Sensorimotor integration in human postural control. J Neurophysiol 88 : 1097-1118, 2002
- 7) Jamet M, Deviterne D, Gauchard GC et al : Age-related part taken by attentional cognitive processes in standing postural control in a dual-task context. Gait Posture 25 : 179-184, 2007
- 8) Cromwell RL, Newton RA : Relationship between balance and gait stability in healthy older adults. J Aging Phys Act 12 : 90-100, 2004
- 9) 阿部匡樹, 中澤公孝, 政 二慶ほか : 歩行時および静止立位時における身体重心加速度動揺特性—加齢による影響. 日臨バイオメカ会誌 27 : 347-352, 2006
- 10) 21 世紀における国民健康づくり運動 (健康日本 21) について報告書. <http://www1.mhlw.go.jp/topics/kenko21_11/pdf/all.pdf> [Accessed 15 February 2008]
- 11) Faber MJ, Bosscher RJ, Chin A Paw MJ et al : Effects of exercise programs on falls and mobility in frail and pre-frail older adults : a multicenter randomized controlled trial. Arch Phys Med Rehabil 87 : 885-896, 2006
- 12) How TE, Rochester L, Jackson A et al : Exercise for improving balance in older people. Cochrane Database Syst Rev 2007, Issue 4. Art. No. : CD004963
- 13) 大高洋平, 里宇明元, 宇沢充圭ほか : エビデンスからみた転倒予防プログラムの効果—1. 狭義の転倒予防. リハ医 40 : 372-388, 2003
- 14) 大高洋平, 里宇明元, 宇沢充圭ほか : エビデンスからみた転倒予防プログラムの効果—2. 転倒にまつわる諸問題と転倒研究における今後の課題. リハ医 40 : 389-397, 2003
- 15) 鈴木隆雄 : 転倒防止対策. Osteopor Jpn 6 : 589-593, 1998
- 16) Podsiadlo D, Richardson S : The timed "up & go" : a test of basic functional mobility for frail elderly persons. J Am Geriatr Soc 39 : 142-148, 1991
- 17) 北 潔, 新村秀幸, 浅井 剛ほか : 開眼片脚起立時間からみた運動器不安定症. 臨整外 41 : 757-763, 2006
- 18) 坂田惲教 : 運動器不安定症を有する地域高齢者に関する開眼片脚起立特性. 整・災外 50 : 17-26, 2007
- 19) Ivanenko YP, Poppele RE, Lacquaniti F : Spinal cord maps of spatiotemporal alpha-motoneuron activation in humans walking at different speeds. J Neurophysiol 95 : 602-618, 2006

*

*

*

臨床理学療法マニュアル 改訂第2版

編集 黒川幸雄/伊東 元
渡辺京子/長澤 弘
横田一彦/江藤文夫

臨床実習・卒後間もない理学療法士が、現場ですぐに使える実践的なマニュアル。評価、技術、各疾患・障害の基本的解説から実際のプログラムまでを、記述スタイルを統一してコンパクトにまとめた好評書の全面改訂。ICIDH から ICF への移行、介護隣接領域や地域リハ、管理・運営などを追加。各種評価表などの巻末資料もさらに充実。



nk 南江堂

定価 7,875 円 (税込)
B6判・802頁 2007.6.
ISBN978-4-524-23963-4

Statistical modelling of knee valgus during a continuous jump test

Y. NAGANO¹, M. SAKAGAMI¹, H. IDA², M. AKAI³, & T. FUKUBAYASHI⁴

¹Graduate School of Sports Science, Waseda University, Saitama, Japan, ²Kanagawa Institute of Technology, Kanagawa, ³National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities, Saitama, Japan, and ⁴Faculty of Sports Sciences, Waseda University, Saitama, Japan

(Received 25 November 2007; revised 9 May 2008; accepted 21 May 2008)

Abstract

Landing with the knee in a valgus position is recognized as a risk factor for anterior cruciate ligament (ACL) injury. Using linear and non-linear regression analyses, the purpose of this study was to examine the correlation between two-dimensional (2D) knee valgus and three-dimensional (3D) knee kinematics measured during a jump landing task. Twenty-eight female collegiate athletes participated. All participants were required to perform a continuous jump test. The average maximum angles of abduction and internal tibial rotation during landing were measured using the Point Cluster Technique. Average peak knee valgus angle was measured using a 2D approach. Linear and non-linear regression analyses between 2D valgus and 3D knee abduction, and between 2D valgus and 3D internal tibial rotation, were performed. The R^2 value between 2D valgus and 3D knee abduction was significantly different from zero and had a moderate correlation for all models, whereas the R^2 value between 2D valgus and 3D internal tibial rotation was not significantly different from zero. The 2D approach could be used to screen a specific group of individuals for risk of ACL injury; however, using frontal plane 2D analysis of valgus motion to evaluate internal tibial rotation is not advised.

Keywords: Injury, kinematics, knee, landing, motion analysis

Introduction

Acute knee injuries, especially those to the anterior cruciate ligament (ACL), often occur during landing. Krosshaug and colleagues (2007) examined the mechanism of ACL injuries that occur while playing basketball and found that the most common manoeuvre at the time of injury is landing. Accordingly, many studies have focused on landing to examine the mechanism and risk of ACL injury.

Recently, knee valgus at the time of landing has been recognized as a risk factor of ACL injury. In a prospective study (Hewett et al., 2005), female athletes with increased dynamic valgus and a high abduction load during a jump-landing task were at increased risk of ACL injury. In a biomechanical study, valgus torque and internal tibial rotation in combination with anterior force resulted in a significantly larger strain to the ACL (Berns et al., 1992).

Correspondence: Y. Nagano, Sports Orthopedic Laboratory, Graduate School of Sports Science, Waseda University, Mikajima 2-579-15, Tokorozawa, Saitama 359-1192, Japan. E-mail: yasu-nagano@moegi.waseda.jp

Using a model-based investigation to examine injury causing kinematics, McLean et al. (2004) found that valgus loading is a likely injury mechanism, especially in females. Several researchers have reported that females tend to land and remain in a more valgus position than males (McLean et al., 1999; Malinzak et al., 2001; Ford et al., 2003). In programmes designed to help prevent ACL injury (Hewett et al., 2001; Myklebust et al., 2003; Mandelbaum et al., 2005), athletes are instructed to avoid knee valgus during landing. Consequently, it is important to determine the amount of knee valgus during athletic tasks to screen individuals at risk of injury as well as to evaluate prevention programmes.

In biomechanical studies, three-dimensional (3D) motion analysis has been considered the standard method to measure the valgus angle of the knee during athletic tasks. Although this method provides reliable data, 3D motion analysis has spatial and temporal costs that prevent large screenings and evaluations to determine successful ACL injury prevention programmes. On the other hand, measuring frontal plane knee motion with a two-dimensional (2D) approach using a standard video camera is a concise and versatile procedure. Recently, some studies have successfully used the 2D approach (Barber-Westin et al., 2005; Noyes et al., 2005; Willson et al., 2006). However, the valgus angle of the knee evaluated using a 2D approach is influenced by hip internal rotation, ankle eversion, and knee flexion. Moreover, knee valgus evaluated using a 2D approach includes not only knee abduction, but also tibial rotation.

Using linear regression analysis, McLean et al. (2005) reported the potential of the 2D approach for screening knee valgus. While McLean et al. studied tasks that have high demands on the frontal plane (e.g. the side jump and sidestep), many researchers have examined landing tasks that have a high demand on the sagittal plane (e.g. the drop vertical jump, drop landings, etc.) (Hewett et al., 2005; Noyes et al., 2005; Yu et al., 2005). To our knowledge, no study has performed regression analyses using both linear and non-linear methods between 2D knee valgus and 3D knee kinematics data obtained during tasks that involve large movements in the sagittal plane. Most jump landing tasks are a one-shot trial with the possibility that the landing motion would include trial bias and feed-forward control. In contrast, individuals perform the continuous jump test without stopping after each landing task. Based on this characteristic, trial bias and feed-forward control should have less influence on the landing motion than one-shot tasks.

The aims of this study were to examine the regression between 2D knee valgus and 3D knee kinematics (both knee abduction and internal tibial rotation) and to determine which statistical model – linear, quadratic or logarithmic – best describes the 3D knee kinematics measured during the continuous jump test. We hypothesized that there would be a significant correlation between 2D knee valgus and 3D knee abduction in all regression models and the non-linear model would better describe the 3D kinematics than the linear model. Furthermore, since knee valgus rotation is a movement that occurs mostly in the frontal plane and tibial rotation is a movement that occurs mostly in the horizontal plane, we assumed it would be difficult for a 2D approach using kinematics from the frontal plane to evaluate movement in the horizontal plane. Therefore, we further hypothesized that there would not be a significant correlation between 2D knee valgus and 3D internal tibial rotation for all models.

Methods

Participants

Twenty-eight female collegiate basketball and lacrosse athletes gave their written informed consent to participate in the study. Approval for the study was obtained from the institutional

review board of the National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities. Exclusion criteria included a history of lower limb injury and or any musculoskeletal injury in the previous 6 months that prohibited an individual from playing sports. The mean physical characteristics of the participants were as follows: age 21 ± 1 years, height 1.66 ± 0.8 m, and body mass 58.8 ± 7.7 kg.

Continuous jump test

All testing took place at the National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities in Saitama, Japan. The participants were measured in a static standing position. While barefoot, the participants performed five vertical jumps continuously (i.e. without resting between jumps) using both legs with maximum effort (Figure 1). They were instructed to place their hands on their lower torso, stand with their feet shoulder-width apart, and face the frontal plane during testing. A research assistant demonstrated the continuous jump test; however, the assistant did not provide any verbal instructions regarding landing or jumping technique. The participants were allowed several preparation trials. Measurement of the landing of the dominant limb from the second to the fourth jump was used for analysis.

Analysis of the 3D data

A six-camera motion analysis system (Motion Analysis Corp., California, USA) was used to record the 3D movements of the lower limb. The motion and force data were recorded at 200 Hz. For each participant, 24 reflective markers of 9 mm diameter were secured to the lower limb using double-sided adhesive tape as described previously (Nagano et al., 2007).

From the coordinate system data obtained, the angular displacements of knee abduction/adduction and internal/external tibial rotation were calculated for each landing. The knee kinematics were calculated using the Point Cluster Technique (Andriacchi et al., 1998) and the Joint Coordinate System proposed by Grood and Suntay (1983). For this algorithm, the reference zero position for these measurements was obtained during the static standing trial. The angular displacements in each trial were indicated as a variation from the position in the static standing trial. The average maximum angle during landing from the static standing position was measured as knee abduction and internal tibial rotation.

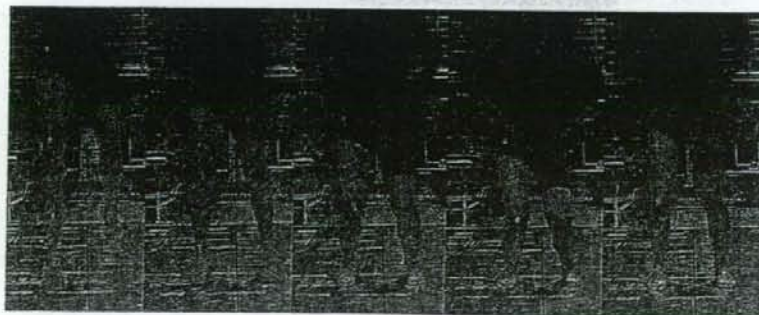


Figure 1. Continuous jump test. All participants performed five vertical jumps with maximum effort using both legs and landing.

Analysis of the 2D data

Each trial was recorded from the frontal plane using a digital video camera (30 Hz; Sony Product, Japan). The camera was placed 3.8 m from the landing point at the height of the knee joint. For each participant, 3 square plastic tape markers with an area of 3.24 cm² were secured to the lower limb. Markers were placed at the anterior superior iliac spine (ASIS), the midpoint of the patella, and the midpoint of the ankle joint. Captured images were imported into a digitizing software program (Dartfish, Dartfish Japan Co., Ltd., Japan). The angle between the lines formed from the marker on the ASIS to the midpoint of the patella and that formed from the midpoint of the patella to the midpoint of the ankle joint was recorded as the knee valgus angle (Figure 2). The average peak 2D knee valgus angle from the static position was measured for analysis. As the purpose of this study was to screen for knee valgus, when participants showed knee varus during landing, these data were excluded from analysis.

Statistical analyses

Linear and non-linear regression analyses between 2D valgus and 3D knee abduction, and between 2D valgus and 3D internal tibial rotation, were performed to identify the model with the best fit. The models were expressed by the following equations:

Linear model: $y = a + bx$

Quadratic model: $y = a + bx + cx^2$

Logarithmic model: $y = a + b \ln(x)$

The coefficient of determination (R^2 value) for each model was calculated and tested for statistical significance. When the R^2 value for all three models was significant, an analysis

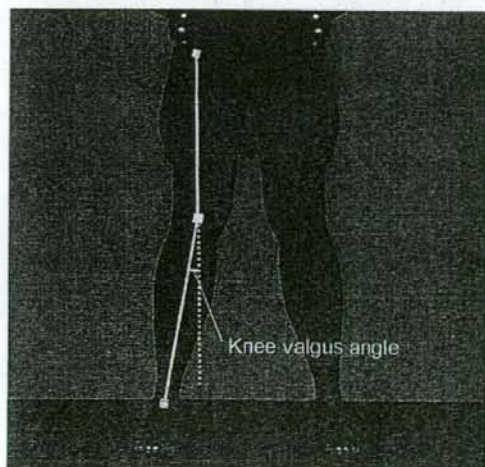


Figure 2. Measurement of knee valgus using the 2D method. The angle between the line formed from the marker on the anterior superior iliac spine (ASIS) to the midpoint of the patella and that formed from the midpoint of the patella to the midpoint of the ankle joint was recorded as the knee valgus angle.

of variance (ANOVA) together with a *post-hoc* LSD test was conducted to investigate the effect of each model (linear, quadratic or logarithmic) on the R^2 value. These statistical analyses were referred to in a previous study of similar design (Coorevits et al., 2005) and conducted using the statistical software package SPSS (v. 11.0, SPSS Inc., Chicago, IL). Statistical significance was set at $P < 0.05$.

Based on the R^2 value calculated from a pilot study (0.36) and the power of 0.80, a sample size calculation revealed that 19 participants were required to have sufficient power to test the regression analysis.

Results

When measuring 2D valgus during the continuous jump test, eight participants showed knee varus. Therefore, the data for only 20 participants were analysed in this study. No significant differences were observed in age, height or body mass between those participants included in and excluded from the analysis. For the test-retest trial, the intraclass correlation for the 2D valgus was 0.73, demonstrating substantial reliability of the videographic test and software capturing procedures.

For all models, the R^2 value between 2D valgus and 3D knee abduction was significantly different from zero: linear model ($R^2 = 0.34$, $P < 0.01$) (Figure 3A), quadratic model ($R^2 = 0.40$, $P = 0.01$) (Figure 3B), and logarithmic model ($R^2 = 0.41$, $P < 0.01$) (Figure 3C). Regarding the results of the ANOVA tests, no significant differences were observed between three models based on the R^2 values. For all models, the R^2 value between 2D valgus and 3D internal tibial rotation was not significantly different from zero (Figure 4).

Discussion and implications

The present study used regression analysis to examine the potential of a 2D approach using a standard video camera to evaluate 3D kinematics. We also examined the best fit statistical model to describe 3D kinematics. By developing a regression relationship between 2D valgus and 3D knee kinematics, a 2D approach was able to be used to screen participants at risk for ACL injury as well as to evaluate prevention training programmes that attempt to reduce ACL injury rates. Additionally, researchers, coaches, and trainers should be able to conduct adequate evaluation without having to use a complicated 3D approach, since the continuous jump test procedure has substantial reliability and requires simple equipment.

The results of this study showed that there was a moderate correlation between 2D valgus and 3D knee abduction in all regression models. McLean et al. (2005) used a linear regression analysis to show a correlation between 2D analysis of valgus and 3D analysis of valgus during frontal plane athletic tasks. The R^2 values in the present study were significant, but lower than those reported by McLean and colleagues. When the hip joint is internally rotated, the knee flexion angle is projected onto the frontal plane as a 2D valgus angle. Stance width and ankle eversion/inversion also contribute to the 2D valgus angle. The jump-landing task examined in the present study is more easily influenced by these other factors than the tasks examined in McLean's study, which have a high demand on the frontal plane. Therefore, the correlation for this study would naturally be lower.

To determine whether the 2D valgus angles measured during the continuous jump test can be used to screen for individuals who are at risk for ACL injury, the following error analysis was performed. In the correlation plots of this study, the maximum residual error was 7.03° , 6.76° , and 6.60° for the linear, quadratic, and logarithmic model, respectively.