

跛行姿勢を呈する変形性股関節症患者を対象とした
股関節の力学的特性に関する研究

宮崎大学大学院農学工学総合研究科
物質・情報工学 専攻

大内 宏輝

目次

第1章	序論	
1.1	変形性股関節症とそれに伴う歩行姿勢の異常	1
1.2	変形性股関節症に関する従来のバイオメカ研究の概要	2
1.3	本研究の目的と具体的内容	3
1.4	本論文の構成	4
第2章	股関節接触位置と臼蓋部応力状態に及ぼす Duchenne 跛行姿勢の影響	
2.1	緒論	7
2.2	変形性股関節症と変形性股関節症患者が呈する典型的な跛行	7
2.2.1	股関節の構造と主な周囲軟組織	7
2.2.2	変形性股関節症 (Hip osteoarthritis: Hip OA)	13
2.2.3	歩行動作の各相	16
2.2.4	Trendelenburg 徴候と Duchenne 徴候	18
2.3	跛行姿勢を呈する変形性股関節症患者の股関節の接触位置と力学特性の定量的評価手法の提案	19
2.3.1	健常者の歩行および跛行姿勢の測定	21
2.3.2	逆動力学解析を用いた股関節反力の推定	23
2.3.3	有限要素法解析用股関節モデルの作成	24
2.3.4	股関節の局所座標の定義と接触荷重重心の定義	29
2.4	正常歩行時と跛行時の股関節接触位置の変化と力学特性	31
2.4.1	体幹と骨盤の傾斜角	31
2.4.2	股関節反力	34
2.4.3	股関節接触応力と接触荷重重心位置	37
2.5	結言	44
第3章	Duchenne 跛行を呈する片側変形性股関節症患者を対象とした健側と患側の股関節反力の検討	
3.1	緒論	47
3.2	変形性股関節症患者の股関節の標準化	47
3.2.1	健常股関節の標準化	48
3.2.2	変形性股関節症股関節の標準化の問題点	52
3.2.3	変形性股関節症股関節形状の分類と標準化及び関節中心の定義	55
3.3	Duchenne 跛行を呈する片側変形性股関節症患者の股関節反力の測定	60
3.3.1	Duchenne 跛行の測定システム	60
3.3.2	被験者および測定動作	60
3.3.3	Duchenne 跛行時の健側と患側の股関節反力の算出	60

3.4	Duchenne 跛行を呈する片側変形性股関節症患者の健側と患側関節の力学的状況	63
3.4.1	各被験者の歩行動作中における体幹傾斜角と骨盤傾斜角	63
3.4.2	平均歩行速度	66
3.4.3	垂直床反力	67
3.4.4	最大垂直床反力時における垂直股関節反力	73
3.5	結言	76
第4章	総括	78

第1章

序論

1.1 変形性股関節症に伴う歩行姿勢の異常

変形性股関節症は股関節疾患の一つであり、股関節部を形成する寛骨臼、大腿骨頭および関節軟骨が変形する病気である。変形性股関節症の主要な原因の一つとして、先天性な寛骨臼形成不全が挙げられる。健全な寛骨臼は大腿骨頭を球状に覆うように形成されるが、寛骨臼形成不全の場合、寛骨臼による大腿骨頭の被覆面積が健全な寛骨臼に比べて小さい。そのため、寛骨臼形成不全の股関節は異常な応力状況下におかれる^[1]。その結果、関節軟骨、寛骨臼、大腿骨頭が変形または破損しやすい状況になる^[2]。寛骨臼の形成が悪いほど進行すると考えられ、寛骨臼の形状により変形性股関節症の進行予測が可能であると言われている^[3]^[4]。近年、平均寿命の高齢化に伴い、先天性な要因がなくても発症するケースがあり、全体の2割がこのケースである。先天性な要因がない場合の変形性股関節症の原因については、長期にわたる異常な股関節反力と、股関節反力が作用する股関節面形状およびその接触位置が主な力学的要因と考えられている^[5]^[6]^[7]。

変形性股関節症は進行性であり、30代前半までは症状の進行は緩やかであるが、30代後半以降は進行が速くなると言われている^[8]。また、股関節に荷重がかかる肉体労働者に多く見られる^[9]。その主な症状としては関節の痛みと機能障害があげられる。日常動作において患部に疼痛を感じ、さらに進行した場合は常時疼痛を感じることもある。股関節変形に伴い股関節の機能障害が生じることもある。

変形性股関節に対する主な治療法として、保存療法が選択される場合もあるが、末期まで進行した患者には手術療法が施術されることが多い。主な手術療法として人工股関節置換術がある。患部を人工物に置換することで痛みと関節機能不全の原因を除去することができ、非常に有効な療法である。しかし、人工股関節ステムの挿入による応力遮蔽などにより、種々の合併症を発生することがあり、人工関節の寿命は15年から20年であるといわれ、若年者に人工股関節置換術を施術した場合、再置換が必要となることが多い。再置換を避けるため、手術療法を行うまでの保存療法の期間を延ばすことは非常に重要である。

正常歩行に必要な股関節の可動域が失われた場合、限られた可動域内で歩行動作を行うため異常歩行を呈し^[10]、中殿筋などの股関節周辺の筋力低下が原因となる場合もある^[11]。中殿筋は骨盤の腸骨と大腿骨の大転子に付着している筋で、股関節を外転させる筋である。変形性股関節症患者の場合、股関節が変形した結果、腸骨と大転子の距離が接近し、中殿筋が十分に発達するスペースが失われることで筋力が低下することがある。片脚立脚期において、立脚側の中殿筋が収縮することで生じる外転力によって、骨盤は水平姿勢を保ち上体を支持している。しかし、その筋力が弱い場合、骨盤は姿勢を保つことができなくなる。その結果、骨盤は姿勢を保つための代償作用が必要となり、異常歩行を呈することとなる^[12]。

変形性股関節症者の異常歩行の一つに Duchenne 跛行がある。患側に体幹と骨盤を倒し、

体の重心位置を患側股関節に近づけることによって、股関節合力を減少させる効果があることが知られている^[12]。これまで述べてきたように、変形性股関節症の進行には股関節の応力状態の異常が深く関わっており、応力状況には股関節合力と股関節形状および接触位置が大きな影響を与えると考えられる。そこで、股関節合力および股関節接触位置と、歩行姿勢との関連を明らかにできれば、異常歩行による疼痛緩和のメカニズムを解明することが可能であると考えられる。その関連に基づき、患者の症状に合わせた跛行姿勢の矯正や、変形性股関節症の保存療法の選定、および治療効果の検証の力学的根拠が得られ、手術療法を行うまでの保存療法の期間を延ばすことに寄与できると期待できる。

1.2 変形性股関節症に関する従来のバイオメカ研究の概要

疼痛の原因は組織の過緊張による関節内圧の増加によるもので、股関節疾患の場合、関節組織が損傷した際に関節が腫脹することによって関節内圧が上昇し、疼痛を感じるといわれている^[13]。変形性股関節症に限らず股関節疾患の原因は、先天的な原因を除き、異常な股関節反力が主な力学的要因と考えられている。Mavcic らは、健常な股関節を有する成人被験者について、前後骨盤 X 線写真から片脚立脚時の股関節の数学的モデルを用いて最大股関節接触応力を計算し、股関節の接触応力の高い若年者が年齢を重ねると、股関節病を発症することを報告した^[5]。Recnik らは、X 線撮影により得られた幾何学的パラメータを基に作成した股関節の 3 次元数値解析モデルを用いて、片側および両側変形性股関節症患者について、股関節の接触応力を比較し、高い接触股関節応力が変形性股関節症の要因であることを明らかにした^[6]。Totoribe らは、寛骨臼の形状に着目し、有限要素法解析を用いて応力解析を行い、寛骨臼の形状に異常がある場合、応力の異常が生じることを明らかにし^[1]、その最大応力値が健常者よりも高いことを明らかにした^[14]。

このように多数の研究が行われてきた中、股関節の力学的特性は明らかにされてきた。しかし、実際の動作には個人差があり、同じ動作であっても関節が置かれている力学的状況が同じとは限らない。Yoshida らは、健常者を対象に様々な歩行動作解析を行い、歩行中の骨盤と大腿骨の位置関係を反映した股関節接触解析を行うことで、歩行中の接触状況を可視化し、股関節接触面が歩行動作中に変化することを明らかにし、接触面の位置は被験者ごとに異なることを明らかにした^[7]。また、村上らは、関節周囲の力学的影響と障害形成メカニズムの関係を明らかにするため、力学要因と形態・構造要因を連結、融合させたシステムである有限要素法・マルチボディシミュレーションシステムを開発し、動作解析と応力解析を用いて、動作時の股関節の応力状態を評価した^[15]。このように、健常者に関しての動作姿勢と股関節接触位置や応力状況を評価する手法は確立されつつある。

Heller らは、股関節反力の検証に、逆動力学解析を用いた 3 次元筋骨格シミュレーションシステムの有用性を報告し、健常者による同様の動作であっても、被験者ごとに股関節反力が異なることを報告した^[16]。Lewis らは、三次元筋骨格モデルを用いて、様々な動作および歩行姿勢に関して股関節反力を検証しており、姿勢の矯正によって股関節反力が減少する

ことを報告し^[17-20], Skalshoi らは寛骨臼形成不全症患者に対して歩行姿勢の矯正の結果, 股関節反力減少に伴って疾患による疼痛も軽減できると報告している^[21].

また, 田原らは, 変形性股関節症患者に対してモーションキャプチャと筋骨格シミュレーションを用い, 歩行動作を反映した個体別の筋力推定手法を提案し, その有用性を検討した. その結果, 個体の特徴的な歩行姿勢を反映した筋力推定を行う上で有用であることを示し, 変形性股関節症において, 特に中殿筋が股関節外転筋の作用不全の影響を受け, 他の筋がその筋力を代償するメカニズムを明らかにした^[22]. このように, 動作解析と筋骨格シミュレーションを融合させた研究は, 股関節とその周囲の筋とのメカニズム解明に大きく寄与している.

これまでの股関節に関する他の研究に用いられる手法として, 動作解析から算出された股関節反力と股関節モーメントを力学的根拠として用いている. 股関節中心位置は, 左右の上前腸骨棘と大転子の位置情報, および左右の平均下肢長から計算される. その計算方法は, 複数の欧米人の健常者のX線写真から, 関節の各部の幾何学パラメータを得て, 提案した計算式を用いている^[23]. そのため, 欧米人以外の股関節中心位置を求めるには適していない可能性があり, 近年では, 東洋人を対象とした股関節中心位置に関する研究が行われている^[24]. しかし, 変形性股関節症による股関節変形後の股関節中心位置に関しての報告は見られず, 先に紹介した田原らの研究においても, 変形性股関節症による股関節中心位置の変化は考慮されていない. 近年の日本における状況を考慮すると, 日本人の変形性股関節症患者の股関節中心の標準化手法が必要であると考えるが, これまでのところ, 変形性股関節症患者の股関節中心位置に関する標準化へ向けた研究は見られていない.

1.3 本研究の目的と具体的内容

前節で述べたように, 股関節に関する研究は多数行われており, 股関節とその周辺組織の織り成す力学特性を明らかにすることに寄与している. しかし, 異常歩行を呈する変形性股関節症患者を対象とする, 歩行姿勢および股関節形状に着目した, 異常歩行による疼痛緩和のメカニズム解明に関する研究は見られない. このメカニズムを解明することで, 患者の症状に合わせた跛行姿勢の矯正や, 変形性股関節症の保存療法の選定, および治療効果の検証にあたっての力学的根拠が得られると考える. さらに, 変形性股関節症の進行を遅延させる方法について知見を得られる可能性があり, 手術療法を行うまでの保存療法の期間を延ばすことに寄与できると考える. また, これまでのところ, 股関節の力学特性や歩行姿勢に伴う力学状況の変化について検討を行うために必要である, 変形性股関節症患者の股関節形状の分類や形状の標準化と, 関節中心の特定手法が確立されていない.

以上のことから, 本研究では, 歩行および跛行時の股関節接触位置, 股関節の力学的状況の詳細について検証するための定量的評価手法を提案し, その手法を用いて典型的な異常歩行である Duchenne 跛行を対象とした股関節反力を評価することと, 変形性股関節症における跛行による疼痛緩和のメカニズムを明らかにすることを目的としている. また, その手

法を変形性股関節症患者に用いるため、患者ごとに異なる股関節の変形を形状ごとに分類し、特定の変形した股関節形状に関して股関節中心位置の定義手法を提案するとともに、股関節の変形が軽微な片側変形性股関節症患者を対象に、Duchenne 跛行時における健側と患側の股関節力学特性を定量的に評価し、変形性股関節症患者の歩行機能維持の力学的根拠とすることを目的としている。

本研究の具体的内容は以下の通りである。

歩行および跛行時の股関節接触位置、股関節の力学的状況の定量的評価手法を提案し、健常ボランティアによる Duchenne 跛行の試行によって跛行姿勢を再現して動作測定を行い、提案した評価手法を用いて Duchenne 跛行による歩行姿勢が股関節の力学的状況に及ぼす影響を調べた。次に、提案した評価手法を変形性股関節症患者に用いるため、破損した股関節の変形を分類し、股関節中心位置の定義手法を提案し、片側変形性股関節症患者を対象に、単純 X-ray photography (X-P)を元に股関節の形状を楕円形状で表現した上、Duchenne 跛行時における健側と患側の股関節反力を調べ、股関節反力と跛行姿勢との関係性を調べた。

1.4 本論文の構成

本論文は4章から構成されており、各章における内容概要は以下のとおりである。

第1章では序論として、本研究の背景、従来の研究、および本研究の概要と目的について述べる。

第2章では、健常ボランティアによる通常歩行と Duchenne 跛行の模擬試行について、歩行姿勢に伴う股関節接触位置と力学的状況の変化を定量的に評価するため、正常な股関節を用いて歩行姿勢と関節の力学的特性の変化を明らかにする。そのため、三次元動作解析装置、動力学解析および股関節の接触解析を用いた評価方法を構築した。

第3章では、前章で提案した、股関節接触位置と力学的状況の変化の定量的評価手法を、変形性股関節症患者に用いるため、股関節の変形が軽微な片側変形性股関節症患者を対象に、その股関節中心位置を定義し、Duchenne 跛行時における健側と患側の股関節力学特性を定量的に評価した。

第4章では、結論として本研究で得られた主な結果を総括した。

参考文献

1. Totoribe K, et al. : Effect of Acetabular Rim Morphology on the Acetabular Dysplasia, Japanese Journal of Clinical Biomechanics, 30, 209-213,2009.
2. Maxian TA, et al. : Chronic stress tolerance levels for human articular cartilage: J Biomech, 28:159-166, 1995.
3. Hasegawa Y, et al. : The natural cause of osteoarthritis of hip due to subluxation or acetabular dysplasia : Arch Orthop Trauma Surg, 111:187-191, 1992
4. 中村孝志, 他 : 変形性股関節症の自然経過について—前および初期変股症を中心に— : Hip Jt, 15:65-70, 1989.
5. Mavcic B, et al. : High contact hip stress is related to the development of hip pathology with increasing age: Clin Biomech, 19(9):939-943, 2004.
6. Recnik G, et al. : Higher peak contact hip stress predetermines the side of hip involved in idiopathic osteoarthritis: Clin Biomech, 22(10):1119-1124, 2007.
7. Yoshida H, et al. : Three-dimensional dynamic hip contact area and pressure distribution during activities of daily living: J Biomech, 39(11):1996-2004, 2006.
8. 稗田寛, 他 : 変形性股関節症の自然経過 : Hip Jt,3:81-87, 1977.
9. Yoshimura N, et al. : Occupational lifting is associated with hip osteoarthritis: J Rheumatol, 27:434-440, 2000.
10. Silder A, et al. : Active and passive contributions to joint kinematics during walking in older adults: J Biomech, 41:1520-1527, 2008.
11. Eizen I, et al. : Sagittal plane gait characteristics in hip osteoarthritis patients with mild to moderate symptoms compared to health control: BMC Musculoskelet Disord, 13:258, 2012.
12. Perry J : Gait analysis normal and pathological function: SLACK,1992
13. Eyring EJ, Murray WR : The effect of joint position on the pressure of intra-articular effusion: J Bone Joint Surg, 47A:313-322, 1964.
14. Mavcic B, et al. : Mathematical estimation of stress distribution in normal and dysplastic human hips: J Orthop Res, 20:1025-1030, 2002.
15. Murakami K, et al. : Aiming for Clinical Application, Development of a Finite Element Method-based Multiple-body Simulation System Example application to the hip joint : Japanese Society of Clinical Sports Medicine 21(3):776-786, 2013.
16. Heller MO, et al. : Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing: J Biomech, 34(7):883-893,2001.
17. Lewis CL, et al. : Anterior hip joint force increases with hip extension, decreased gluteal force, or decreased iliopsoas force: J Biomech, 40(16): 3725-3731, 2007.
18. Lewis CL, et al. : Effect of position and alteration in synergist muscle force contribution on hip forces when performing hip strengthening exercises: Clin Biomech, 24(1):35-42, 2009.

19. Lewis CL, et al. : Effect of hip angle on anterior hip joint force during gait: *Gait Posture*, 32(4):603-607,2010.
20. Lewis CL, Garibay EJ: Effect of increased pushoff during gait on hip joint forces: *J Biomech*,48(1):181-185, 2015.
21. Skalshøi O, et al. : Walking patterns and hip contact forces in patients with hip dysplasia: *Gait Posture*, 42(4):529-533, 2015.
22. Tawara D, et al. : Patient-Specific Prediction of Muscle Forces around Hip in Gait of Osteoarthritis Patients Based on Musculoskeletal Simulation, *Japanese Journal of Clinical Biomechanics*, 36, 285-293,2015.
23. Davis R.B, et al. : A gait analysis data collection and reduction technique: *Human Movement Science* 10(5):575-587, 1991.
24. Kim SC, et al. : Comparative Analysis of Radiographic Hip Joint Geometry Using Measurement Tools on Picture Archiving and Communication System: A Prospective Study of 100 Pelvic Radiographs of Koreans: *The Journal of Arthroplasty* 31:2597-2602, 2016.

第2章

股関節接触位置と臼蓋部応力状態に及ぼす Duchenne 跛行姿勢の影響

2.1 緒論

変形性股関節症における疼痛は関節組織の破損によって発生し^[1]、股関節反力はその主な力学的要因と考えられている^{[2][3]}。日常的な歩行動作の矯正により股関節反力が減少し、股関節部痛が軽減することが報告されている^[4-7]。また、変形性股関節症患者の歩行時の股関節周囲の筋力に着目した研究^[8]や股関節反力および股関節接触位置^[9]、様々な動作や寛骨臼形成不全に対するの応力解析結果も報告されている^{[10][11]}。このように、健常者を対象とした歩行解析や股関節反力解析、変形性股関節症患者の異常歩行を対象とした歩行解析や股関節形状の評価に関する研究は多く見られる。しかし、変形性股関節症患者に見られる典型的な異常歩行を対象とした股関節反力の評価と、異常歩行姿勢に伴う股関節接触位置の変化に関する研究は見られない。個別の変形性股関節症患者を対象とする、異常歩行姿勢による疼痛低減メカニズムの解明と股関節形状によって取るべき姿勢に関する研究は、歩行機能維持にとって重要であると考えられる。

そこで本章では、股関節接触位置と力学的状況の変化を定量的に評価する一手法として、三次元動作分析システム、動力学解析および股関節の接触解析を用いた評価手法を構築した。その評価手法を用いて、変形性股関節症者に見られる典型的な異常歩行の一つである Duchenne 跛行において、股関節の変形による股関節接触位置に生じる応力集中を考慮せずに、跛行姿勢による股関節接触位置の変化に着目するため、正常股関節を持つ健常ボランティアによる Duchenne 跛行の試行によって、患側立脚期に同側（患側）への骨盤傾斜が生じた場合の股関節の力学的状況を明らかにした。

2.2 変形性股関節症と変形性股関節症患者が呈する典型的な跛行

2.2.1 股関節の構造と主な周囲軟組織

股関節は主に骨盤と大腿骨から形成され、これらと周囲軟組織を含めて股関節と言う。図 2-1 に示すように骨盤は、腸骨(Ilium)、座骨(Ischium)、恥骨(Pubic)、仙骨(Sacrum)から形成されている。腸骨と座骨、恥骨の3つを集合して寛骨と言う。図 2-2 に寛骨外側面図、図 2-3 に右寛骨前面図を示す。腸骨において前面に突出している部分を上前腸骨棘 (Anterior superior iliac spine) という。股関節の接触面を形成する球状のくぼみを寛骨臼 (臼蓋: Acetabulum) という。寛骨臼の縁のことを臼蓋縁(Border/Rim of acetabulum)という。図 2-4 に両股関節正面断面図を、図 2-5 に右股関節前方露出図を、図 2-6 に右股関節と周囲軟組織の正面断面図を示す。寛骨臼に球状をした大腿骨頭(Head of femur) が収まるような位置関係で股関節は形成されている。寛骨臼と大腿骨頭は直接接触しておらず、両者にそれぞれ関節軟骨が存在している。両軟骨間には隙間(Joint cavity)が存在する。これらの軟骨が関節面(Lunate/articular surface)を形成し、上体を支える役割を果たしている。股関節の安定や耐負

荷のため、複数の靭帯 (Ligament) があり、股関節を覆う関節包(Articular capsule) も靭帯によって補強されている。さらに、股関節には中殿筋(Gluteus medius muscle)などの多数の筋が存在している。中殿筋は大腿骨の大転子(Greater trochanter)と腸骨を結ぶ筋であり、股関節を外転させる働きがある。

また、骨は主に皮質骨と海綿骨から成り立っている。皮質骨は骨の表面を覆う緻密な骨のことを言い、X線画像などでは白く映る。一方、海綿骨は図 2-4、図 2-6 に示される骨の断面において、骨の内側に存在し、スポンジのように網目状の空洞がみられる骨のことを言い、X線画像などでは密度によって皮質骨部よりも黒く映ることがある。これらは軟骨に対して硬骨と呼ばれることもある。

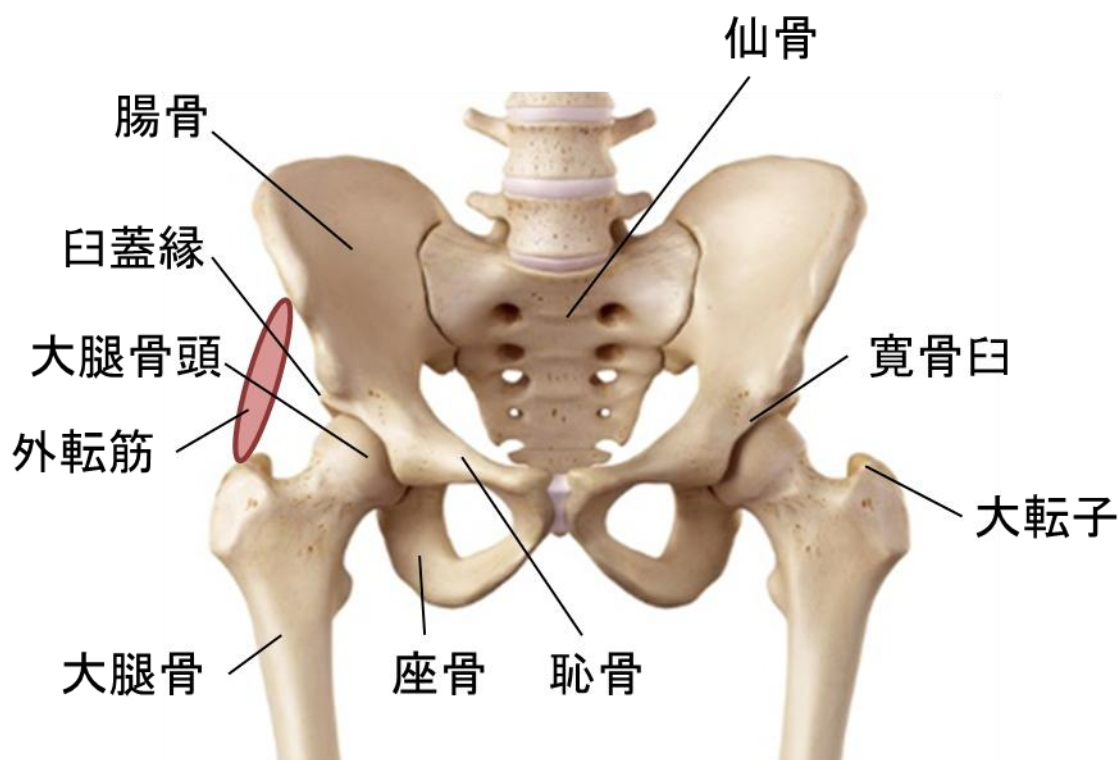


図 2-1 股関節近位部 (骨盤と大腿骨)

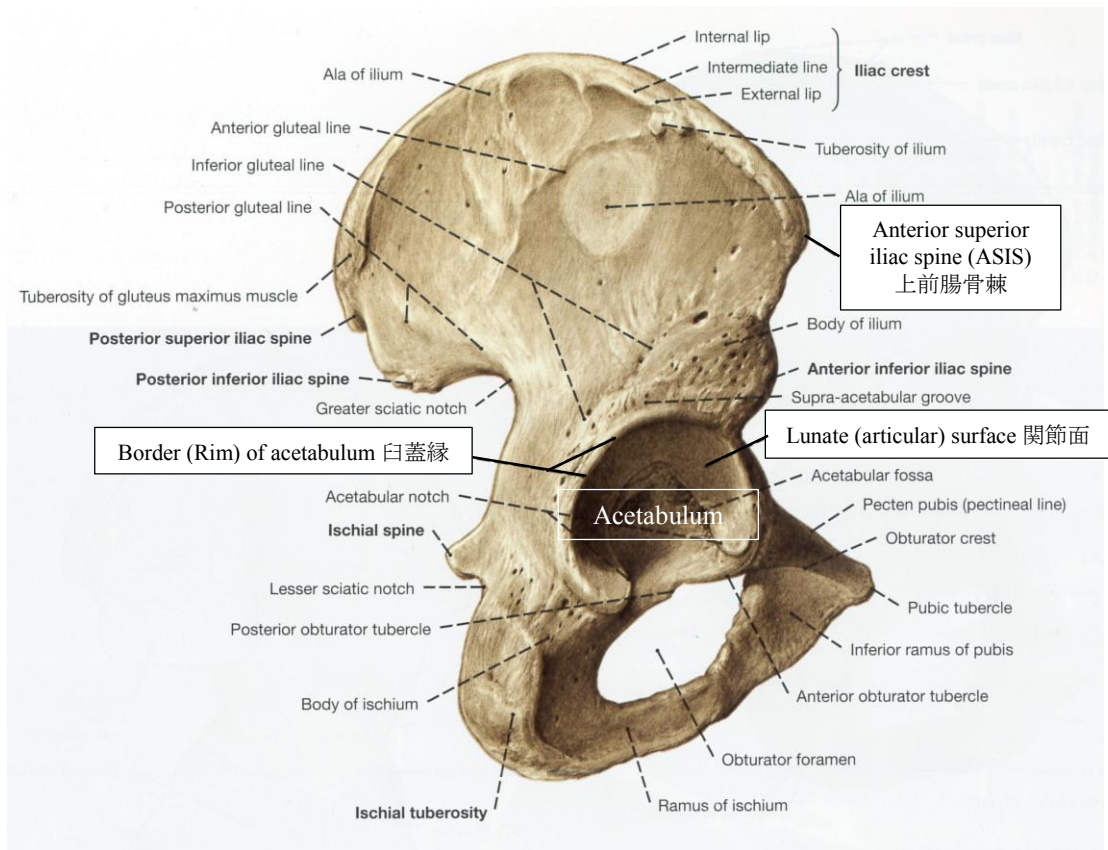


图 2-2 右髌骨外侧面图^[12]

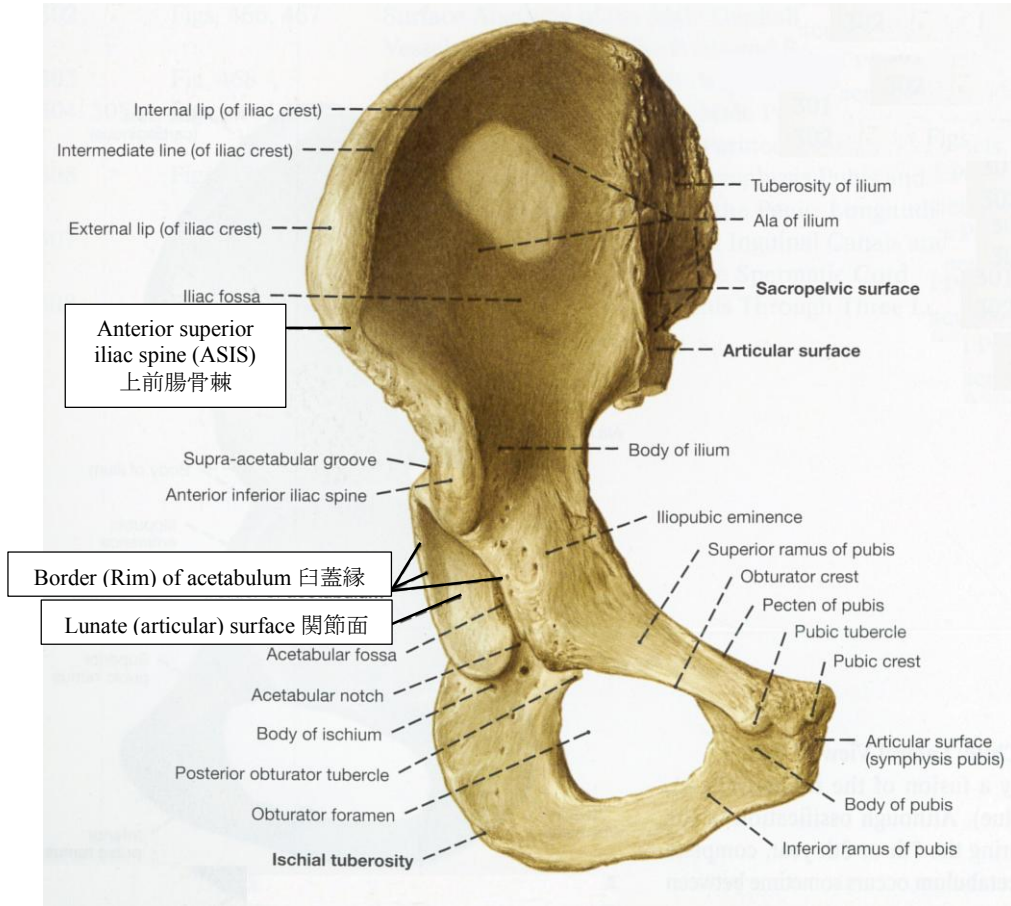


图 2-3 右寬骨前面图^[12]

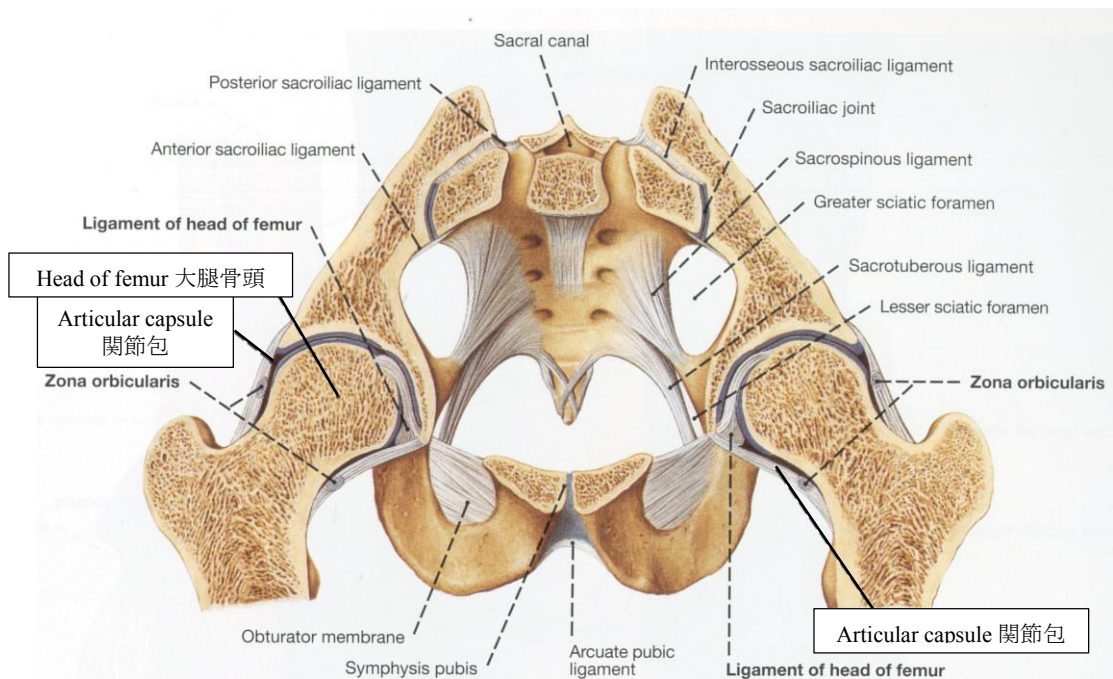


图 2-4 两股關節正面断面图^[12]

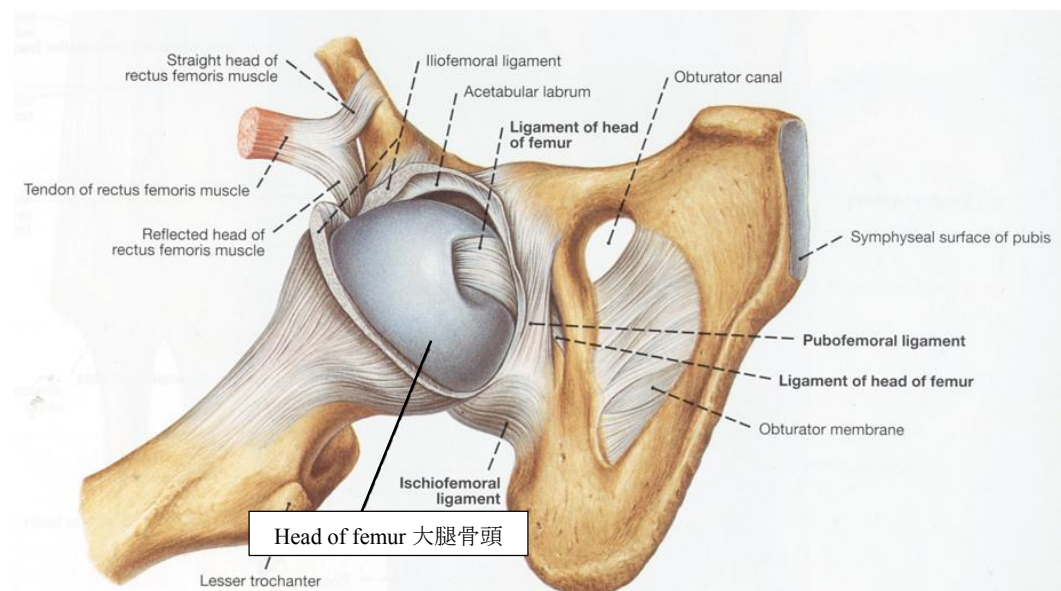


图 2-5 右股關節前方露出图^[12]

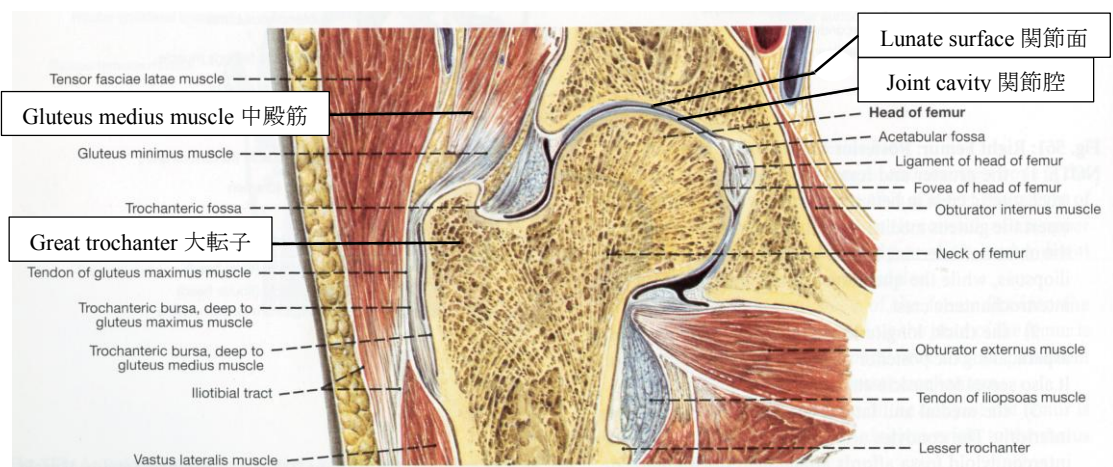


図 2-6 右股関節と周囲軟組織の正面断面図^[12]

2.2.2 変形性股関節症 (Hip osteoarthritis: Hip OA)

変形性股関節症は股関節疾患の一つであり、股関節部を形成する寛骨臼、大腿骨頭および関節軟骨が変形する病気である。変形は症例によって異なり、図 2-7 に示すように、大腿骨頭もしくは寛骨臼が変形する場合と、双方が変形する場合もある。

図 2-8 に、例として健常者と変形性股関節症患者の股関節単純 X-P (X線写真) 正面像を示す。健常者の股関節では、寛骨臼と骨頭の形状が球状であり、左右ともに同じ形状をしている。また、寛骨臼と骨頭の上に黒く映る隙間が存在する。軟骨はX線写真には映らないため、この隙間が十分に存在する場合は、臼蓋軟骨と骨頭軟骨が正常な状態で存在していると予想される。一方で、変形性股関節症患者のX線写真では、股関節形状が左右非対称であることが観察される。右股関節 (X線写真正面像では、画像の左側が患者の右側) は、形状が球状であり、寛骨臼と骨頭の上に黒く映る隙間が存在しているため、軟骨も正常な状態であると思われる。しかし、左股関節 (X線写真正面像では、画像の右側が患者の左側) は、骨頭部の変形が観察され、反対側の股関節では観察される、寛骨臼と骨頭との隙間がない。すでに関節軟骨は破損し、寛骨臼と骨頭が直接接触している可能性が予想される。

例に挙げた患者のように、左右どちらかの片方の股関節が発症する場合を片側変形性股関節症と言い、両方の股関節が発症した場合を両側変形性股関節症と言う。元来は先天的な寛骨臼形成不全による、股関節の応力異常が主な原因とされてきたが、近年は高齢化に伴い先天的な原因がなくても発症する症例が増加している。その主な原因は股関節反力のピーク値にあると言われている^{[2][3]}。

症状の進行による股関節形状の変化に伴って、左右の脚長差が生じることや、股関節機能障害による股関節可動域の減少がおこる。その結果、変形性股関節症患者の多くが異常歩行を呈し、独立歩行が困難になる。独立歩行とは、杖などの歩行補助具を使用せずに独力で歩行することである。変形性股関節症の初期においては動作時に疼痛を感じる程度であっても、末期においては未動作時や臥位での際も疼痛を感じることもある。病気は進行性のもので、末期まで進行した患者には手術療法が施術されることが多い。

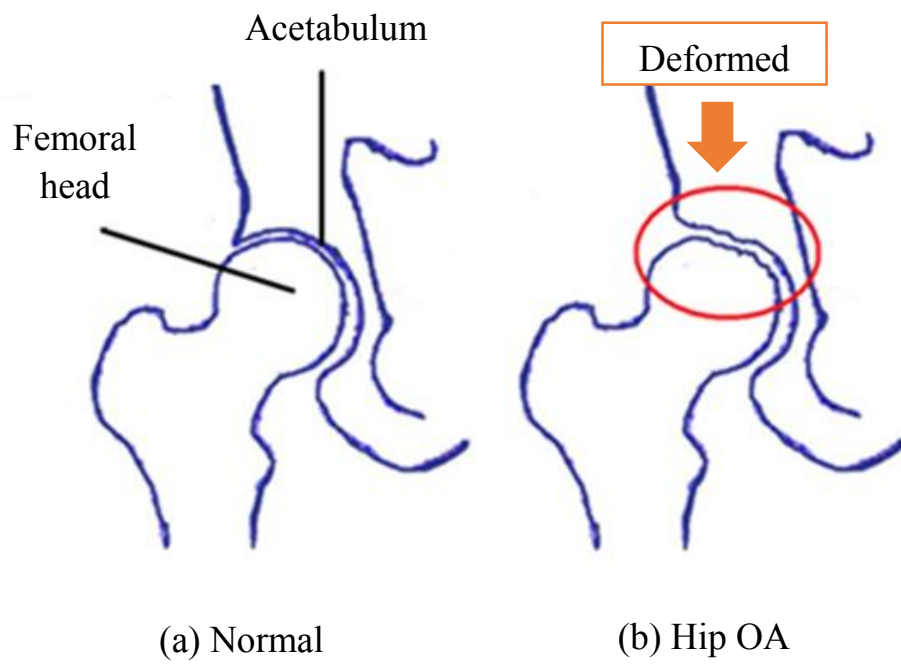


图 2-7 变形性股關節症



(a) Normal



(b) Hip OA

図 2-8 健常者と変形性股関節症患者の股関節単純 X-P 正面像

2.2.3 歩行動作の各相

歩行動作とは、必ず一方の足部が接地しており、かつ両足部が同時に接地している期間が存在する、二足直立での移動運動のことを指す。足部が接地している期間を立脚相 (Stance phase) と言い、接地していない期間を遊脚相 (Swing phase) と言う。立脚相のうち、左右両足部が接地している期間を両脚支持期と言い、一方の足部のみで立脚している期間を単脚 (片脚) 支持期という。一般的に、立脚相の開始 (踵の着地) から遊脚相の終わり (再び踵が着地) までを歩行周期 (Gait cycle) と言い、歩行一周を 100% とした割合で表すことで各相の時間的分析に用いられる。

歩行周期の細分および用語は図 2-9 に示す。各用語の定義^[13]は以下に示す。

- ・ 初期接地 (Initial contact) : 立脚相の初期にあたり、足部が接地した瞬間
- ・ 荷重応答期 (Loading response) : 反対側の下肢が振り出されるまでの期間
- ・ 立脚中期 (Mid stance) : 支持脚足部の真上に身体重心が移動してくるまでの期間
- ・ 立脚終期 (Terminal stance) : 支持脚の踵が地面から離れ始め (踵挙上 : heel rise) 反対側下肢足部が接地するまでの期間
- ・ 前遊脚期 : 反対側下肢足部の接地から、同側つま先が離地 (Toe off) するまでの期間
- ・ 遊脚初期 : つま先の離地から遊脚足部が立脚足部に並ぶまでの期間
- ・ 遊脚中期 : 遊脚脛骨が床に対して垂直になるまでの期間
- ・ 遊脚終期 : 足部が接地するまでの期間

動作の観察では、各局面において正常動作と異なる運動が見られることある。これを逸脱動作と呼ぶ。特に歩行の観察においては逸脱歩行 (gait deviation)、または異常歩行 (abnormal gait / pathological gait) と言う。

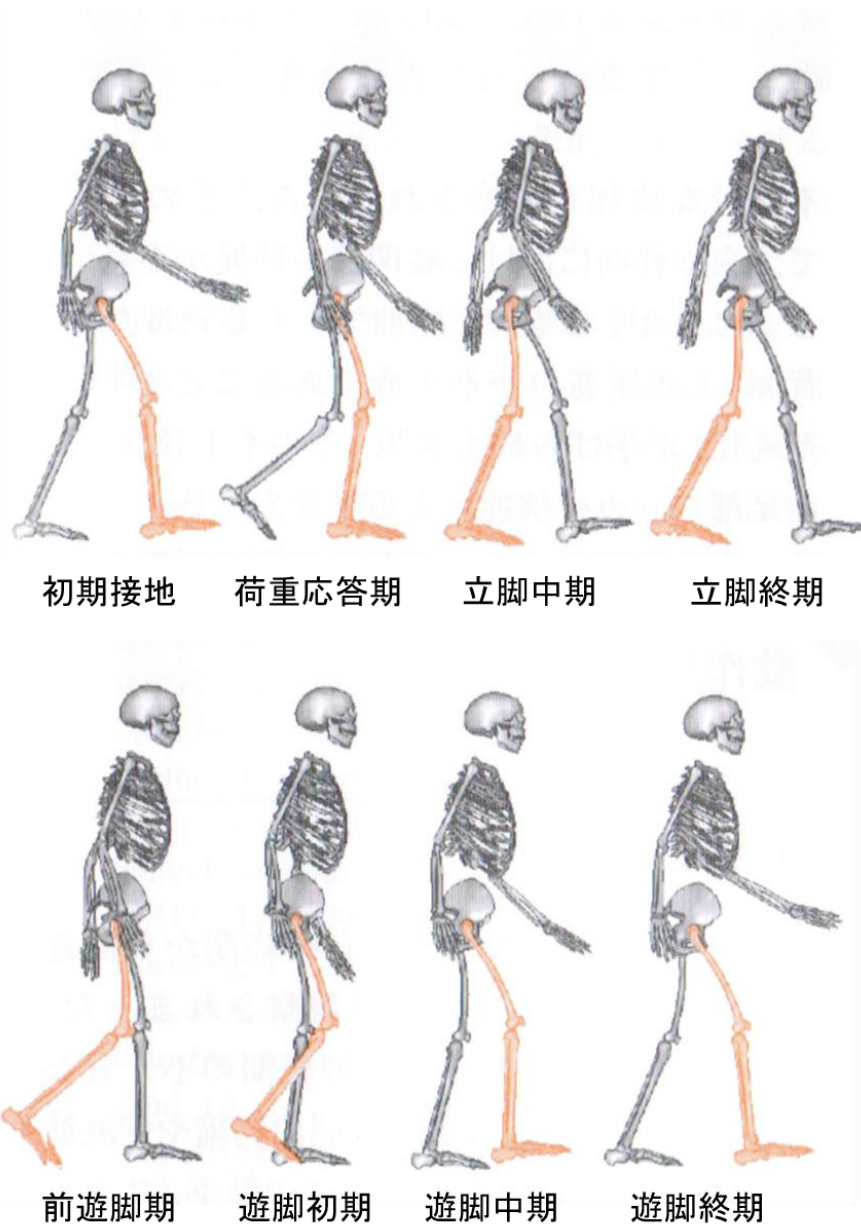


図 2-9 変形性股関節症に見られる典型的な異常歩行

2.2.4 Trendelenburg 徴候と Duchenne 徴候

図 2-10 に正常歩行と二種類の異常歩行姿勢を示す。正常な歩行の場合、初期接地から荷重応答期の局面において、遊脚側への骨盤傾斜を制御している。そのため、骨盤に過度な傾斜は見られず、体幹傾斜にも過度な傾斜は見られない。

一方で、その局面において遊脚側への過度な骨盤傾斜が見られることがある。この現象を Trendelenburg 徴候 (Trendelenburg sign) と言う。原因として、股関節外転筋の筋力低下が挙げられている。Trendelenburg 徴候が見られる異常歩行では、遊脚側への骨盤傾斜に伴って体幹も遊脚側へ傾斜することがある。この異常歩行を Trendelenburg 跛行と呼ぶ。Trendelenburg 跛行では身体重心が遊脚側へ偏移するため、股関節外転筋の筋力低下が異常歩行の原因にも関わらず、股関節の外転筋に要求する筋力が増大する。この問題に対する代償的戦略として、股関節外転筋への要求を減らすため、身体重心を支持脚側へ移動させる歩行姿勢が用いられることがある。この歩行姿勢では、支持脚側への過度な骨盤傾斜や体幹傾斜が見られる。この現象を Duchenne 徴候と言ひ、この異常歩行を Duchenne 跛行 (逆 Trendelenburg 跛行) と言う^[14]。Duchenne 徴候の原因を Perry は股関節外転筋の弱化和股関節内転筋の拘縮を挙げている^[13]。Duchenne 跛行を呈する変形性股関節症患者において、股関節外転筋の弱化和股関節内転筋の拘縮が見られないことがあり、Duchenne 跛行は被覆率および接触面積を増加させることによって股関節応力を減少させる可能性が指摘されている^[15]。また、山本ら^[16]は、片脚立位時の股関節反力は骨盤正中位で体重の 3.0 倍、Trendelenburg 肢位では 3.1 倍、Duchenne 肢位では 1.2 倍となることを報告し、Duchenne 肢位は外転筋の筋力低下を示す現象だけでなく、股関節反力を減少させる現象である可能性を示唆した。

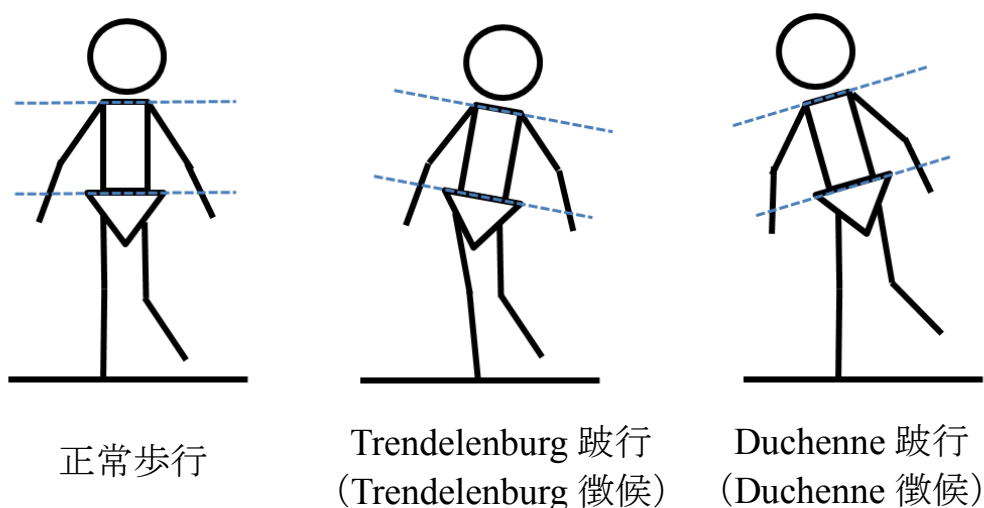


図 2-10 変形性股関節症に見られる典型的な異常歩行

2.3 跛行姿勢を呈する変形性股関節症患者の股関節の接触位置と力学特性の定量的評価手法の提案

本研究では、変形性股関節症患者が呈する跛行に着目し、跛行過程における股関節の接触力と接触位置の変化を明らかにした上、跛行姿勢の原因と跛行による疼痛緩和のメカニズムを解明することを目的としている。歩行姿勢による疼痛緩和のメカニズムによって、患者の症状に合わせた跛行姿勢の矯正や、変形性股関節症の保存療法の選定、および治療効果の検証の力学的根拠が得られると考えている。

変形性股関節症における疼痛は、関節組織の破損によって発生し、関節組織の破損の主な力学的要因は股関節の接触力と接触位置である。股関節の接触力と接触位置は、股関節の形状と動作姿勢によって左右される。したがって、変形性股関節症疾患の股関節に対する、股関節接触位置と力学的状況の変化を定量的に評価するためには、股関節形状と動作姿勢の再現が必要である。

そこで、本研究では、股関節接触位置と力学的状況の変化を定量的に評価するため、三次元動作分析システム、動力学解析および股関節の接触解析を用いた評価手法を提案した。提案した股関節接触位置および力学的状況の評価手法の概略を図 2-11 に示す。

①被験者の腰部CT撮影を行う。②三次元動作分析システム(VICON)を用いて被験者の歩行動作を測定する。③被験者の身体データを測定する。④被験者の腰部CT画像より三次元解析モデルを作成する。⑤被験者の腰部CT画像と、VICONで測定した歩行過程における姿勢のデータを用いて、歩行時の股関節アライメント(関節各部の相対関係)を算出する。⑥VICONで測定した歩行動作のデータと身体データを基に、筋骨格シミュレーションシステム(AMS)による動力学解析を行い、股関節反力の向きと大きさを計算する。⑦作成した三次元解析モデルに股関節アライメントと股関節反力を反映し、有限要素法解析を用いて接触解析を行う。⑧FEM解析の結果、得られた股関節の応力状態より歩行時の股関節の力学的状況の評価する。力学的状況の評価に際し、股関節接触位置の定量的評価のために、本手法の特徴として、⑨股関節における局所座標として極座標と、接触荷重重心を定義する。

以上、一連の測定と解析によって、股関節形状と歩行姿勢による股関節接触位置の変化を定量的に調べることが可能となり、跛行姿勢の原因と跛行による疼痛緩和のメカニズムに関する知見が得られる。

歩行時の股関節接触力と接触位置は股関節の形状と歩行姿勢によって変化する。変形性股関節症によって変形した股関節では、歩行姿勢によって接触位置に応力集中が生じる可能性がある。一方で、正常股関節の場合関節面が球状であるため、どのような歩行姿勢においても一定の接触域が維持され、極度の応力集中が生じないと考えられる。そこで、本章では、正常な股関節を対象にすることで、股関節接触の力学特性の変化は単なる歩行姿勢の変化によるものとして捉えることができると考え、歩行姿勢が股関節接触力と接触位置へ及ぼす影響を明らかにするため、正常な股関節を持つ健常者による Duchenne 跛行の試行により、本手法を用いて正常歩行時と跛行時の接触力と接触位置の変化を調べた。その具体的な

方法は、次節以降に記述する。

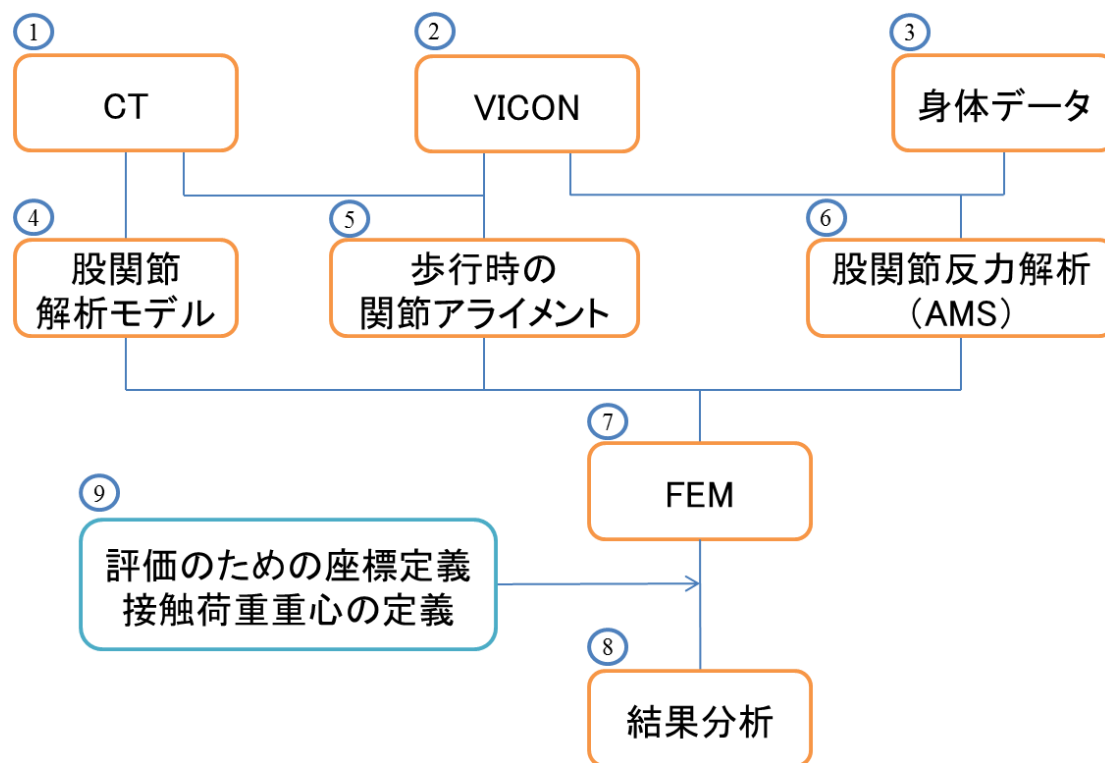


図 2-11 股関節接触位置および力学的状況の評価手法の概略

2.3.1 健常者の歩行および跛行姿勢の測定

前節で述べたように、本章では股関節接触位置と力学的状況の変化を定量的に評価するため、三次元動作分析システム、動力学解析および股関節の接触解析を用いた評価手法を提案した。

歩行動作の計測は三次元動作分析システム VICON (Vicon Motion Systems 社製) を用いた。赤外線カメラ (Vicon Motion Systems 社製 MX-3) は 9 台、床反力計 (AMTI 社製) は 6 枚を使用した。被験者は、健康な 30 代男性と 50 代男性の二名とした。被験者の身体データは表 2-1 に示す。

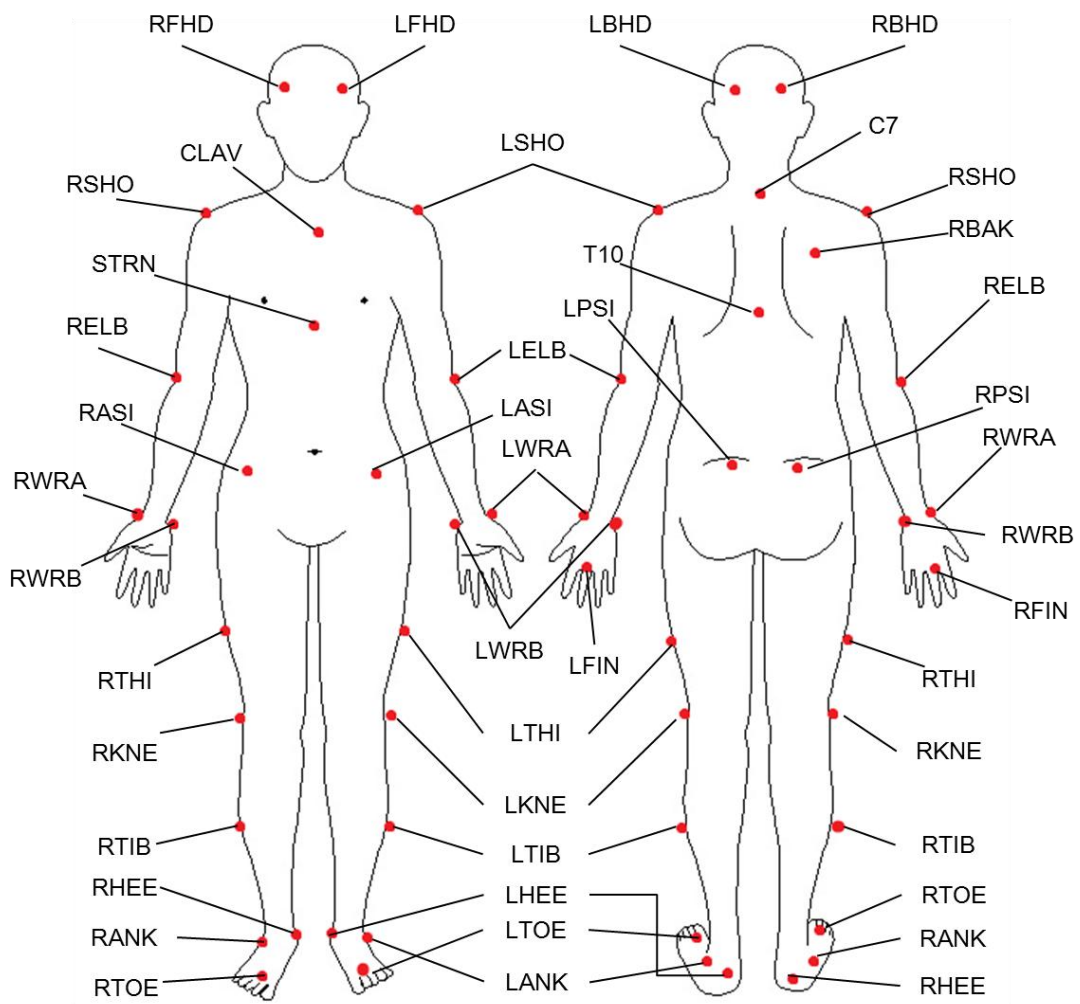
赤外線反射マーカ添付位置は、図 2-12 に示す Plug-In-Gait Marker Placements を基にし、頭部に 4 か所 (RFHD, RBHD, LFHD, LBHD)、体幹 5 か所 (C7, T10, CLAV, STRN, RBAK)、左右腕部 8 か所 (RSHO, RELB, RWRA, RWRB, RFIN, LSHO, LELB, LWRA, LWRB, LFIN)、腰部 4 か所 (RASI, RPSI, LASI, LPSI)、左右脚部 6 か所 (RTHI, RKNE, RTIB, LTHI, LKNE, LTIB)、左右足部 6 か所 (RANK, RHEE, RTOE, LANK, LHEE, LTOE) の計 35 か所とした。

はじめに、両被験者の直立姿勢を計測した。直立姿勢は、歩隔は肩幅程度で両腕は少し広げ、腕部のマーカと大腿骨のマーカが重ならないような姿勢とした。次に、両被験者に対して通常歩行と、片側変形性股関節症の患部が左側である場合を想定した Duchenne 跛行との 2 条件で計測した。跛行に際しては、左股関節の被覆を大きくするよう上体を左に大きく傾けて跛行するよう被験者に指示し、一分程練習してから計測を行った。その際、歩幅は一定で、歩行速度は自然な速度で各 5 回ずつ測定した。歩幅については厳密なものではなく、歩行に際して床反力計一枚に一步という決まりを設ける程度とした。

Duchenne 跛行の特徴である、体幹と骨盤を患側に傾斜する姿勢の再現を確認するために、頭部および骨盤の各 4 点のマーカ位置 (RFHD, RBHD, LFHD, LBHD, RASI, RPSI, LASI, LPSI) から算出した頭部中心と骨盤中心を結んだ直線を体幹中心線と定義し、直立時を基準として、通常歩行時と跛行時の体幹中心線のなす角度を体幹の傾斜角として比較した。また、直立時を基準として骨盤マーカ 4 点の位置情報から算出した骨盤傾斜角についても、通常歩行時と跛行時で比較した。

表 2-1 被験者の身長と体重

	Height[cm]	Weight [kg]
Subject 1	172	74
Subject 2	173	67



☒ 2-12 Plug-in-gait Marker Placements

2.3.2 逆動力学解析を用いた股関節反力の推定

通常の力学解析では、力や変位などを入力条件として構造体を与え、構造体に生じる変形や応力などを出力として得られる。力や変位などの入力条件は計測などによって得られるが、身体、特に関節に加わる力などの測定は極めて困難である。そのため、逆動力学解析という手法が用いられる。歩行時の股関節を例に挙げると、その手法では、歩行時に被験者の足が床から受ける反力と身体各部の位置の変化などを結果とし、その結果を得るために被験者の股関節にはどのような入力情報、具体的には関節に与える力を、推定することができる^[17]。

股関節反力の検証については、Heller(2001)らによって筋骨格モデルによる逆動力学解析を用いる手法の有用性が報告^[18]されており、それ以降多くの研究において同様の手法で股関節反力について解析されている。本研究では、VICONによって得られた歩行動作データと被験者の身体データを用いて、筋骨格における各情報を求めることが可能な筋骨格解析ソフト AnyBody Modeling System (AMS, Ver.5.1) を用いた。AMSによる筋骨格解析を用いた研究は多数報告されており、筋骨格における各情報を求めることに関して高い評価を得ている。AMSを用いて求めた股関節反力の各ベクトル成分の定義を図 2-13 に示す。床に並行して紙面の左方向を x 方向、高さ方向を y 方向、紙面に垂直し、被験者の后背方向を z 方向とした。

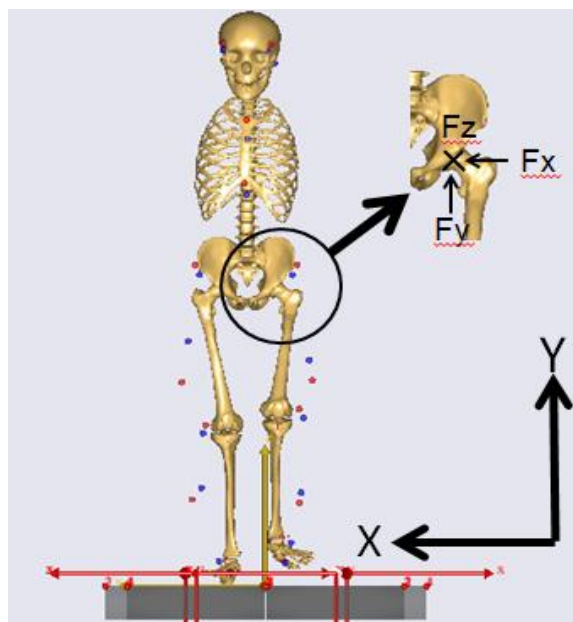


図 2-13 AMS 下肢モデル

2.3.3 有限要素法解析用股関節モデルの作成

接触解析に用いた3次元有限要素法モデルと境界条件を図2-14に、解析モデルの骨盤モデルを図2-15に、解析モデルの寛骨臼付近の断面図を図2-16に示す。被験者の30代男性の下肢CT座標を元に、骨盤モデルと大腿骨モデルからなる左股関節近位のモデルを作成した。また、下肢CTのスライス厚は1mmとした。この際、臥位でのCT撮影時の骨盤-大腿骨の位置関係は、立位時の骨盤-大腿骨の位置関係とほぼ同じと仮定した。骨盤モデルは恥骨、坐骨、腸骨の一部、関節唇を含む臼蓋軟骨で構成した。本研究では股関節の接触状況を、股関節面における接触領域とその中心位置、および寛骨臼臼蓋部の接触応力で示すこととした。そのため、軟骨部以外はすべて皮質骨部とした。また、本章での被験対象者が健康者であり、一般的に正常な股関節の関節接触面は球状であることから、大腿骨モデルは骨頭を想定した球状の剛体とした。剛体の半径は、被験者の下肢CTより骨頭半径を測定した結果を用いて、22.9mmとした。骨頭中心位置はYoshidaらの研究手法^[9]を用いて求めた。

関節面を形成する軟骨部作成に当たり、臼蓋軟骨と骨頭軟骨は臼蓋と大腿骨頭の間におよそ均等の厚さで存在するものと仮定した。臼蓋軟骨と骨頭軟骨の接触面は骨頭中心を中心とした半径25.8mm、25.5mmの球状とし、関節面の間隔は0.3mmとした。関節唇については臼蓋縁の形状を元に作成し、臼蓋軟骨モデルの一部とした。作成された解析用股関節モデルの要素数と節点数を表2-2に示す。要素数の設定に関しては、事前に要素数の異なる数種類のモデルを作成し、結果が十分に収束することを確認しており、骨盤モデルの要素数と節点数は62863と6870、そのうちに含まれる臼蓋軟骨部の要素数と節点数は16356と3219であり、骨頭軟骨モデルの要素数と節点数は26712と4587である。なお、有権要素法解析ソフトはMSC Marc&Mentat 2005r3 (MSC Software Corpe.,USA)を用いた。さらに、歩行中の骨盤姿勢を考慮するために、VICONから取得された骨盤マーカ3か所(RASI, LASI, LPSI)と大腿骨マーカ2か所(LTHI, LKNE)の位置情報を用いて、立位姿勢に対する動作中の骨盤と大腿骨の傾きを算出し、骨盤モデルにその傾きを与えた。

股関節の接触状況に影響を与える要素は、骨盤と大腿骨の形状と双方のアライメント、股関節反力だけでなく、軟組織の影響、例えば関節包や筋肉、靭帯等の作用があり、互いに力学的に影響し合う関係にある。しかしながら、それら軟組織の影響を考慮した解析モデルの作成と、境界条件の設定は非常に困難である。本研究では、股関節の接触状況は主として、骨盤と大腿骨の形状と双方のアライメント、股関節反力から影響を受けることから、骨格と関節面を構成する軟骨以外の組織の影響はすべて無視した。境界条件は図2-14に示すように、腸骨部と恥骨結合部を固定し、大腿骨頭を想定した剛体に股関節反力Fを加え、股関節反力に垂直な方向に対して拘束した。また、関節面における接触での摩擦は無視した。解析に用いた骨の各部の機械的特性はこれまでの研究^[11]を参考にし、表2-3に示したように、皮質骨部をヤング率17000MPa、ポアソン比0.30、軟骨部をヤング率15MPa、ポアソン比0.45に設定した。

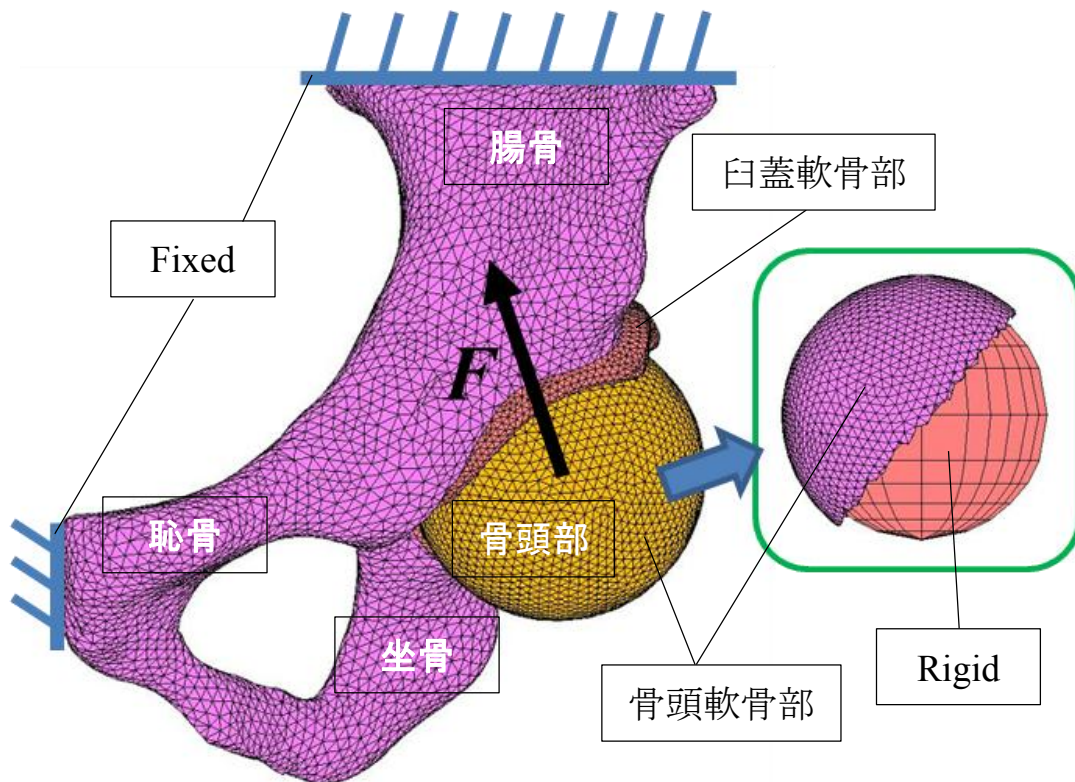
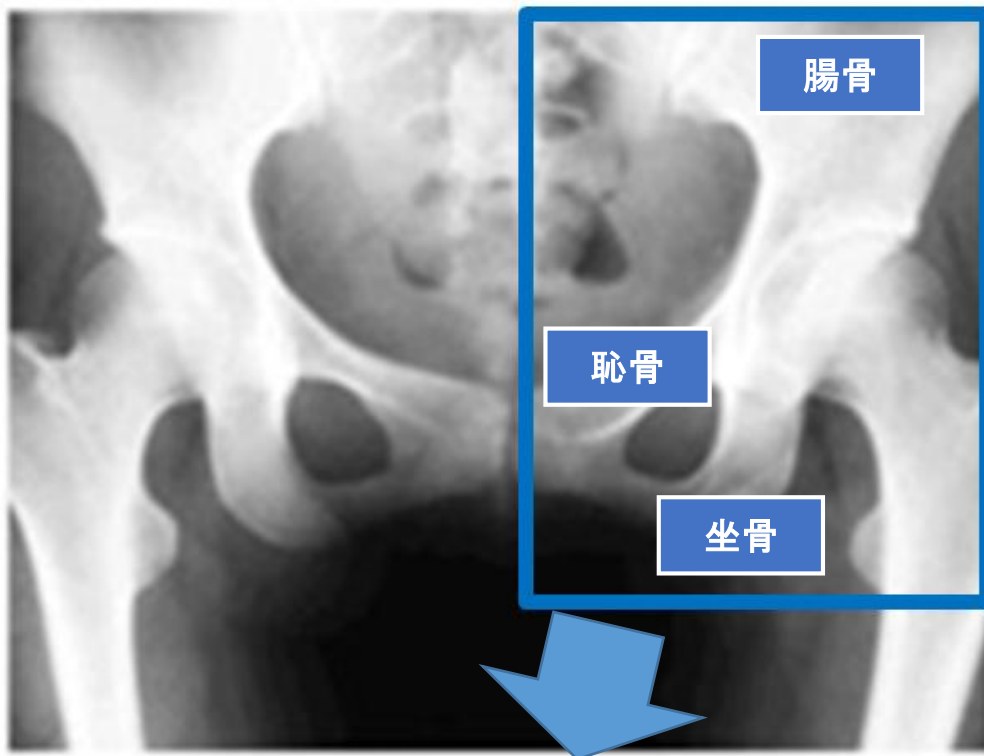


図 2-14 解析モデルと境界条件

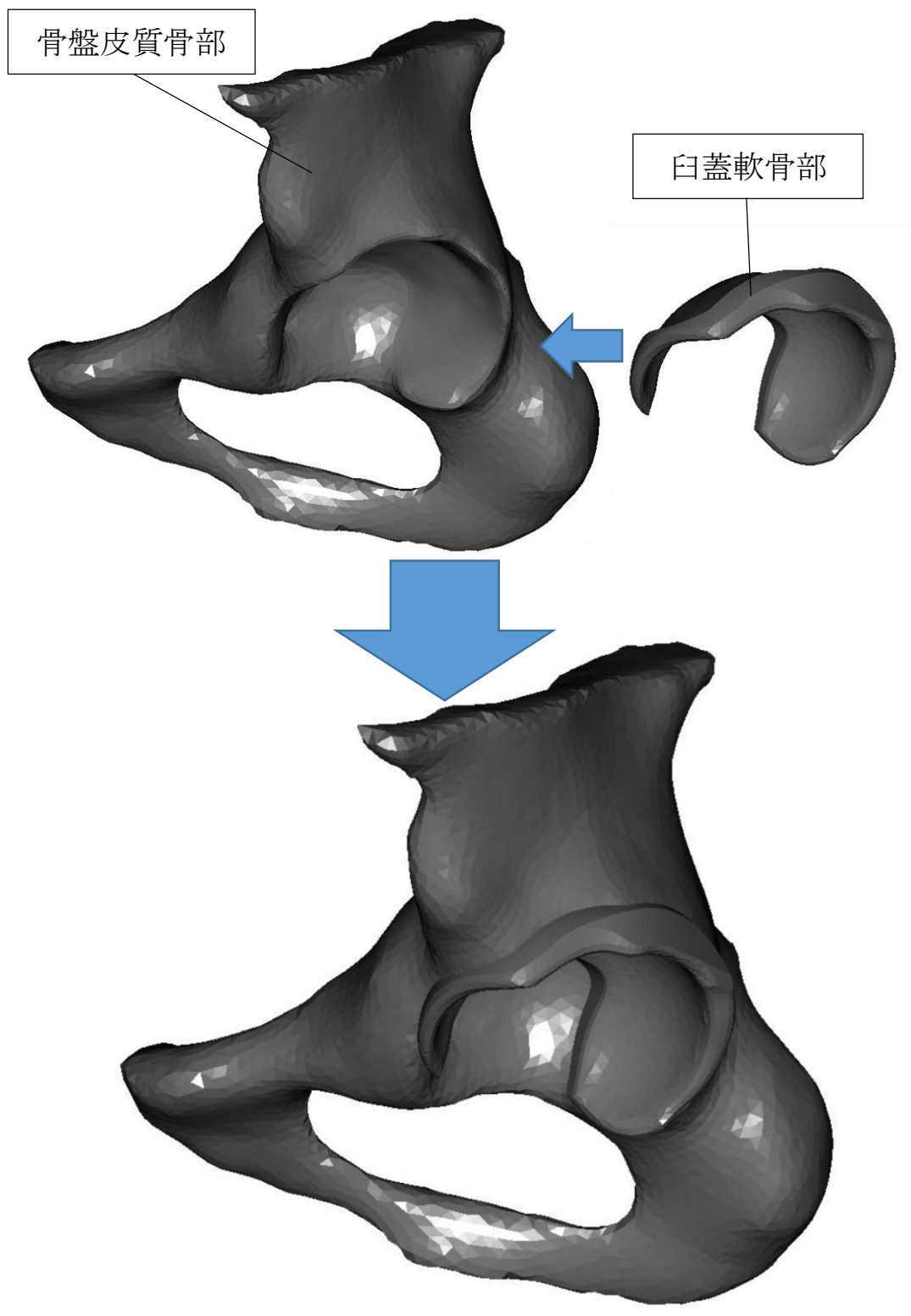


図 2-15 骨盤モデル

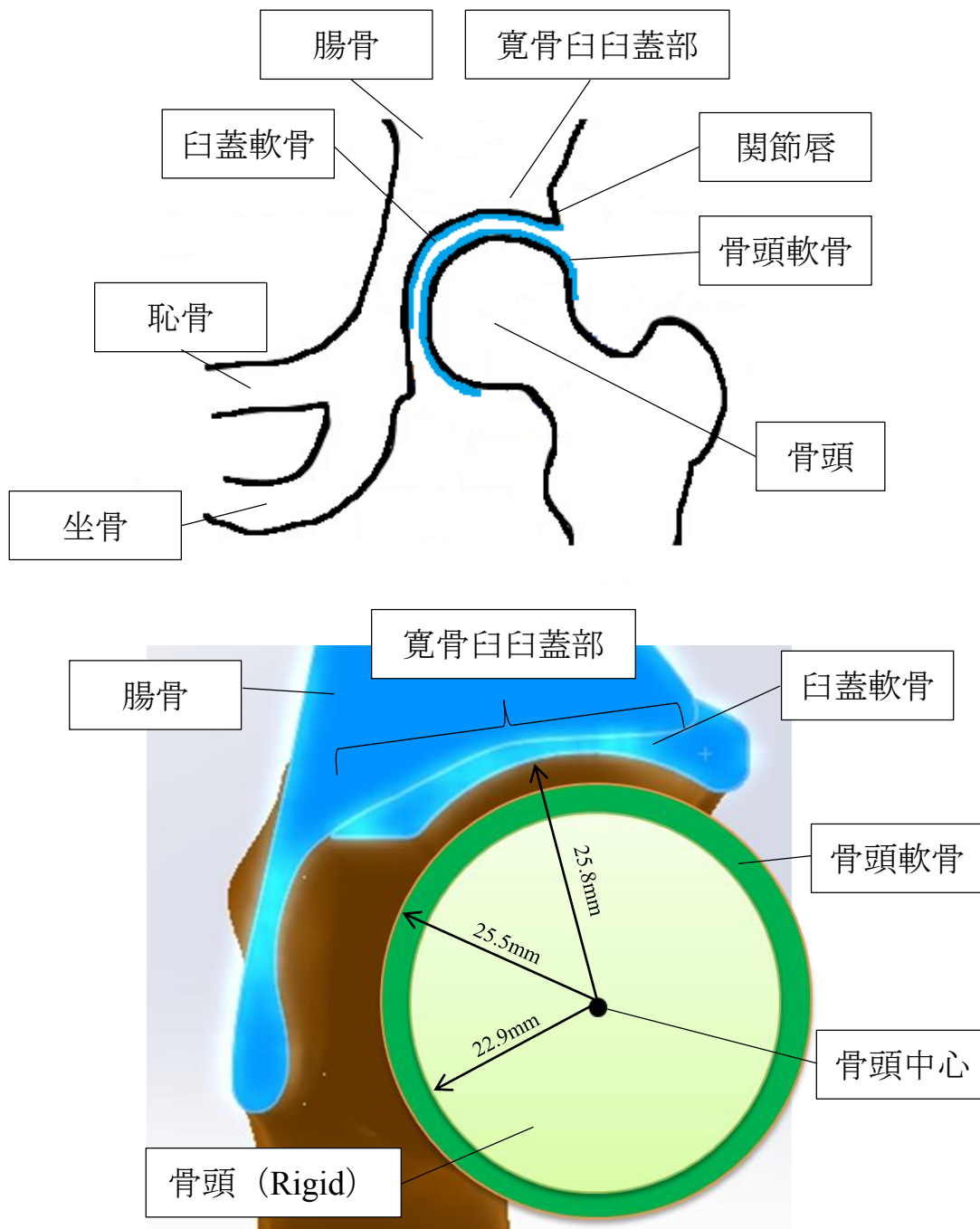


図 2-16 解析モデル寛骨臼断面図

表 2-2 解析モデルの要素数と

	要素数	節点数
骨盤	62863	6870
臼蓋軟骨	16356	3219
骨頭軟骨	26712	4587

表 2-3 材料特性値

	Young's modulus [MPa]	Poisson's ratio
Cortical bone	17000	0.3
Cartilage	15	0.45

2.3.4 股関節の局所座標の定義と接触荷重重心の定義

股関節の接触位置と力学特性の定量的評価のため、本研究では股関節の接触状況の特性として、接触面積の大きさとその位置、接触応力の分布を用いる。接触位置は、接触面形状や要素分割による表面の滑らかさによって変化する。そのため本研究では、接触位置を定量的に示すため、骨頭中心位置を原点とした極座標系を定義し、接触面の位置を表すことにした。定義した極座標系を図 2-17 に示す。立位時の骨盤姿勢の正面方向に対して、水平右向き(medial)を x 軸、鉛直上向きを y 軸、水平後方(posterior)を z 軸とした。

有限要素法を用いた接触解析から、股関節表面接触荷重が求められる。各表面要素の接触荷重 F_i の合計を相当荷重 W とし、相当荷重 W の作用点を接触荷重重心とし、その座標 (R_c , θ_c , ϕ_c) を以下の式で求めることにした。なお、運動動作中における股関節面の変形が十分小さいと想定しており、接触荷重重心を計算する際には、接触前の関節面要素のローカル座標を用いている。

$$R_c = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N R_i, \quad W = \sum_{i=1}^N F_i \quad \text{式 (2-1) (2-2)}$$

$$\theta_c = \frac{1}{W} \sum_{i=1}^N F_i \theta_i \quad \text{式 (2-3)}$$

$$\phi_c = \frac{1}{W} \sum_{i=1}^N F_i \phi_i \quad \text{式 (2-4)}$$

ここで、 N は臼蓋側関節接触面を構成する要素数、 F_i は関節面を形成する要素面に働く接触垂直力で、向きは要素面の法線方向、 θ_i と ϕ_i は要素面の重心座標、 R_i は要素面重心と原点までの距離を表している。

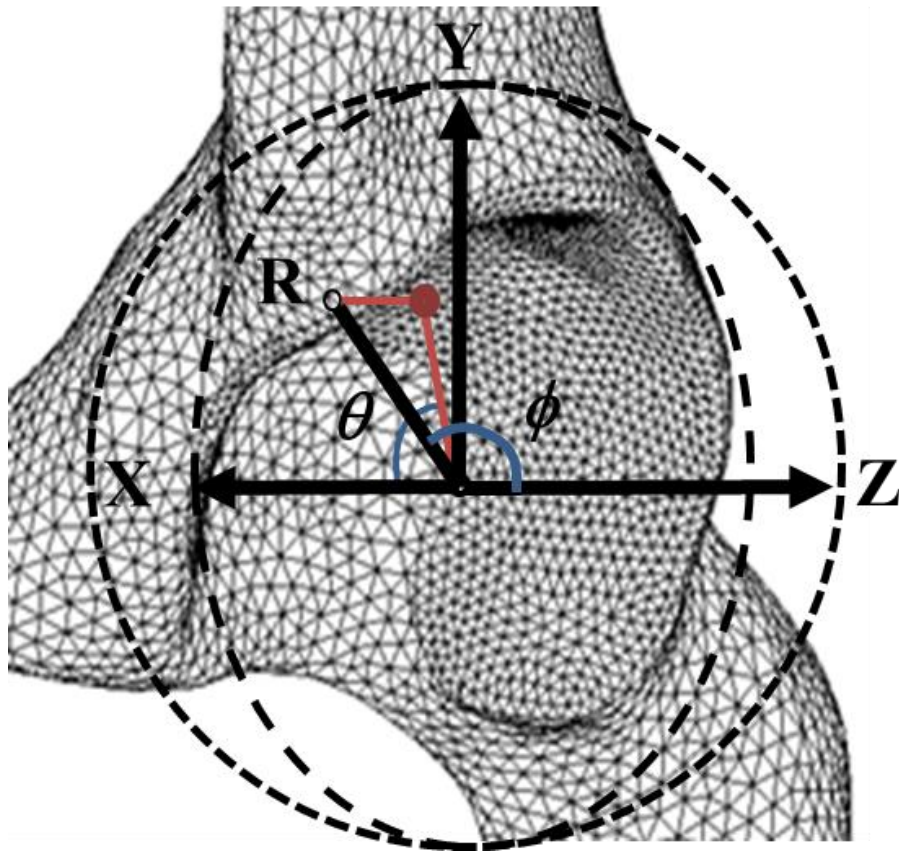


图 2-17 局所座標系

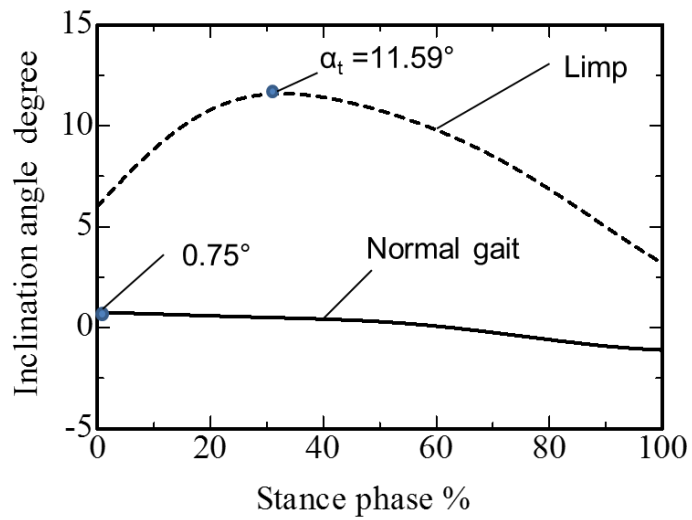
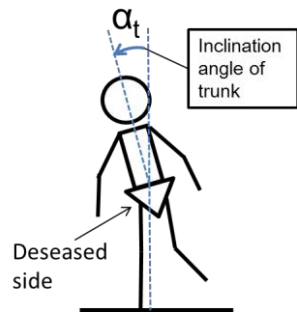
2.4 正常歩行時と跛行時の股関節接触位置の変化と力学特性

2.4.1 体幹と骨盤の傾斜角

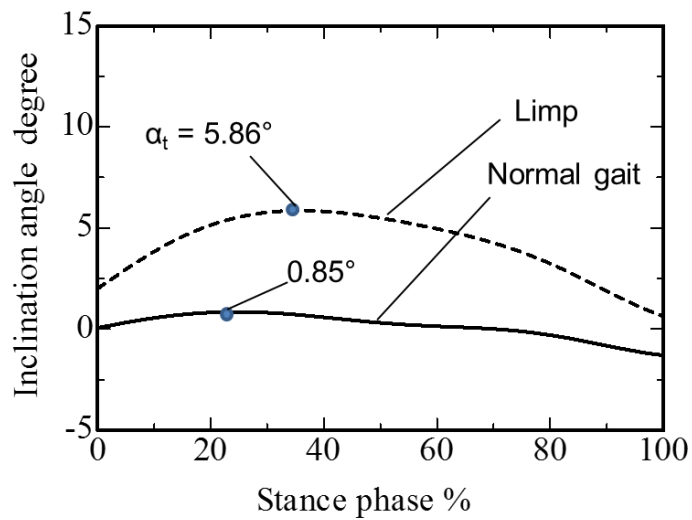
2.3.1 節で述べたように、両被験者の頭部および骨盤の各 4 点のマーカ位置 (RFHD, RBHD, LFHD, LBHD, RASI, RPSI, LASI, LPSI) から算出した頭部中心と骨盤中心を結んだ直線を体幹中心線と定義し、直立時を基準とし、通常歩行時と跛行時の体幹中心線のなす角度を体幹傾斜角 α_t として図 2-18 に、直立時を基準として骨盤マーカ 4 点の位置情報から、通常歩行時と跛行時の算出した骨盤傾斜角 α_p を図 2-19 に示す。縦軸は体幹の傾斜角と骨盤の傾斜角、横軸は患側の Heel contact (接地) から Toe off (離地) までを周期とした相対時間であり、立脚期 (Stance phase %) と言う。

図 2-18 から、被験者 1 では、通常歩行時の患側立脚期における体幹の傾斜角 α_t と骨盤傾斜角 α_p の最大値は 0.75 度と 1.43 度、跛行時のそれぞれの最大角度は 11.59 度と 3.01 度であった。被験者 2 では、通常歩行時の患側立脚期における体幹の傾斜角 α_t と骨盤傾斜角 α_p の最大値は 0.85 度と 3.39 度、跛行時のそれぞれの最大角度は 5.86 度と 4.81 度であった。

いずれの被験者も、跛行時における患側への体幹傾斜角と骨盤傾斜角は、通常歩行時よりも大きくなっており、患側立脚期において正常動作と異なる運動が見られ、患側への体幹と骨盤の傾斜という Duchenne 跛行の特徴は再現していると考えられる。

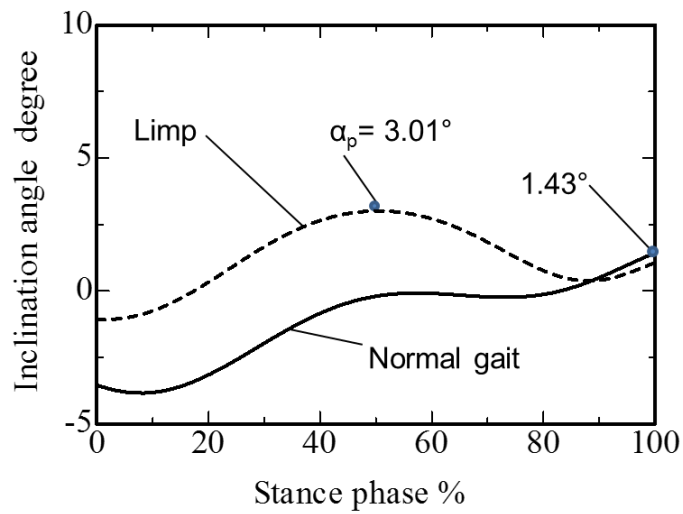
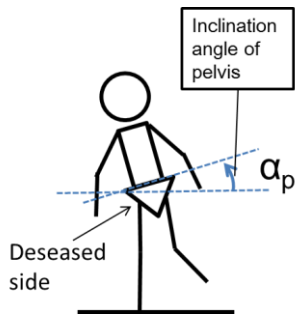


Subject 1

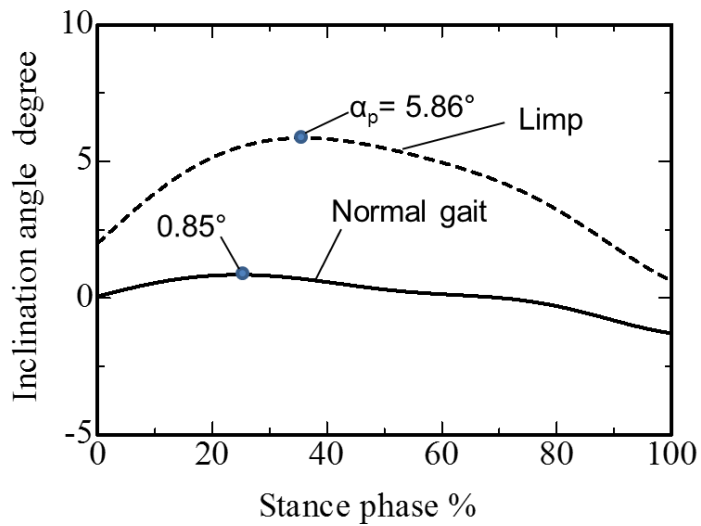


Subject 2

図 2-18 歩行・跛行時の体幹傾斜角



Subject 1



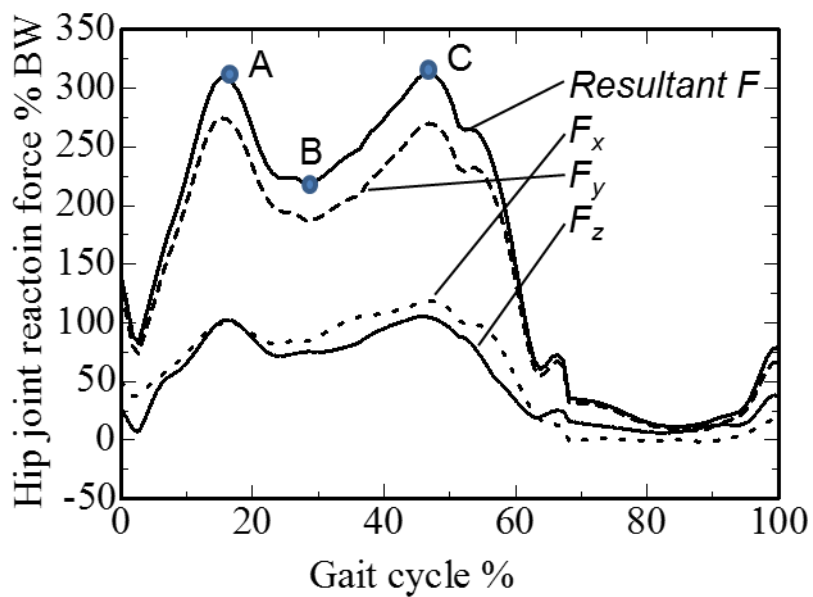
Subject 2

図 2-19 歩行・跛行時の骨盤傾斜角

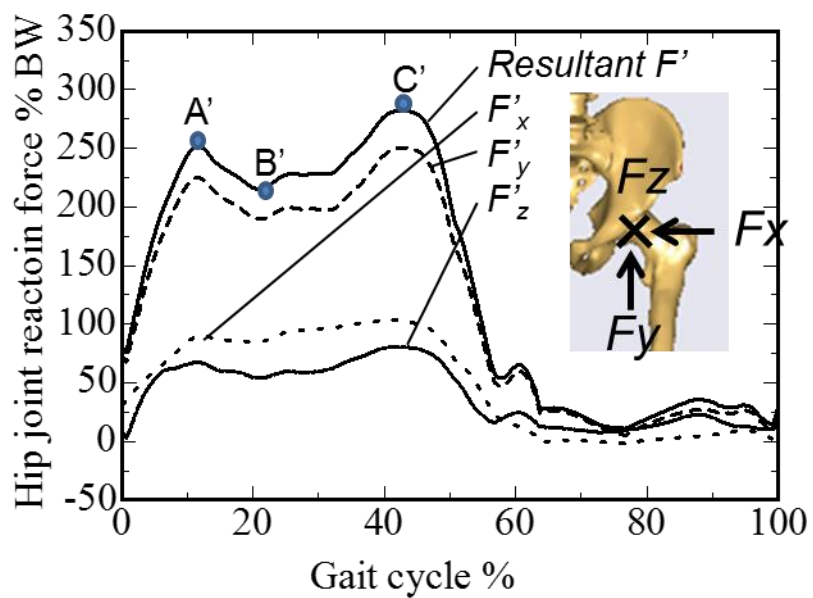
2.4.2 股関節反力

2.3.2 節で述べたように、VICON によって得られた歩行動作データと被験者の身体データを用いて、筋骨格解析ソフト AnyBody Modeling System (AMS, Ver.5.1) による股関節反力の推定を行うことによって得られた、通常歩行時と跛行時の左股関節反力を図 2-20 に示す。縦軸は股関節反力の大きさと体重に対する比(%)を表しており、横軸は歩行一周期 (gait cycle) の相対時間を表している。正常歩行時の股関節反力 F において、被験者 1 は第一ピーク A と第 2 ピーク C の値がほぼ等しいが、被験者 2 は第一ピーク A よりも第 2 ピーク C の値が大幅に大きい。正常歩行時と跛行時の股関節反力 F の第一ピーク A と A'、谷 B と B'、第二ピーク C と C' を比較すると、被験者二名の第一ピーク、谷、第二ピークの反力の比(F'/F)の値は平均でそれぞれ 0.89, 0.99, 0.82 である。谷の値がほとんど変わっていない一方で、第一ピークと第二ピークの比が減少している。また、第一ピークと第二ピークの x,y,z 方向の反力成分においては、通常歩行に比べて跛行は x 方向と y 方向の反力は 90%前後まで低下したが、z 方向への反力は 75%前後まで大きく低下した。両被験者とも、跛行することによって、股関節反力のピーク値と波形に違いが生じた。

Bergmann らの研究^[19]から、歩行時の股関節反力グラフは二つのピークが現れることが知られており、図 2-20 に示した股関節反力はそれらの結果と一致し、どの歩行でもダブルピークが確認された。被験者 1 と 2 で歩容に著明な差はなかったものの、股関節反力の波形は大きく異なっている。これは個体の差によるものと考えられる。また、Heller^[18]らにより、被験者によって反力の大きさや向きが変化することが知られており、本研究においても、第一ピークと第二ピークの大きさや位置が被験者によって異なり、Heller らの結果と一致している。どちらの被験者も跛行により股関節反力が減少した。その原因として Yoshida らは、歩行速度の低下によるものであると示唆している^[9]。一方で、歩行姿勢と股関節周辺筋肉の筋力の変化によって股関節反力が変化するとの結果が得られて^[4-7]^[20]おり、股関節反力が歩行速度と股関節周辺筋の働きに関係していることが言える。



Normal gait (0.97m/s)



Limp (0.81m/s)

図 2-20A 歩行・跛行時の股関節反力 (Subject 1)

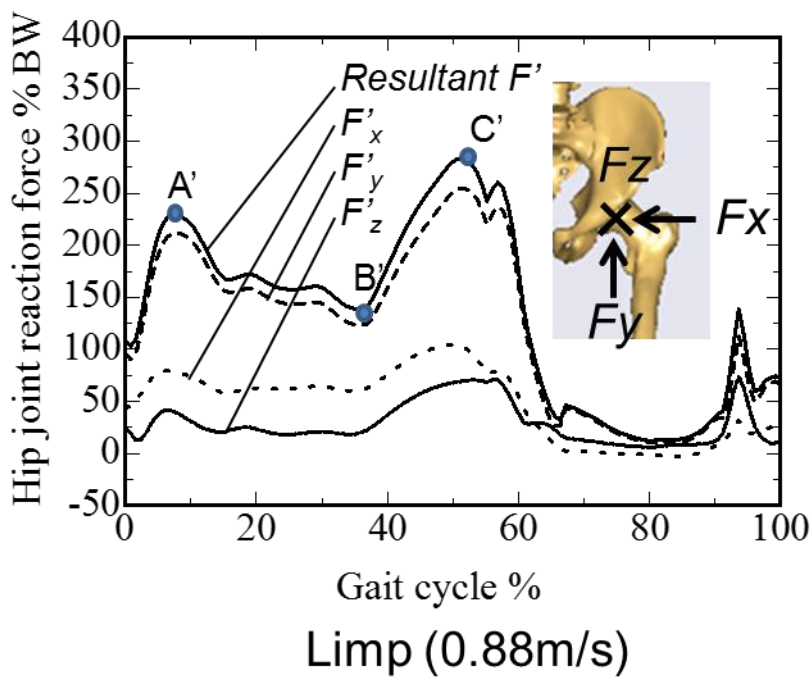
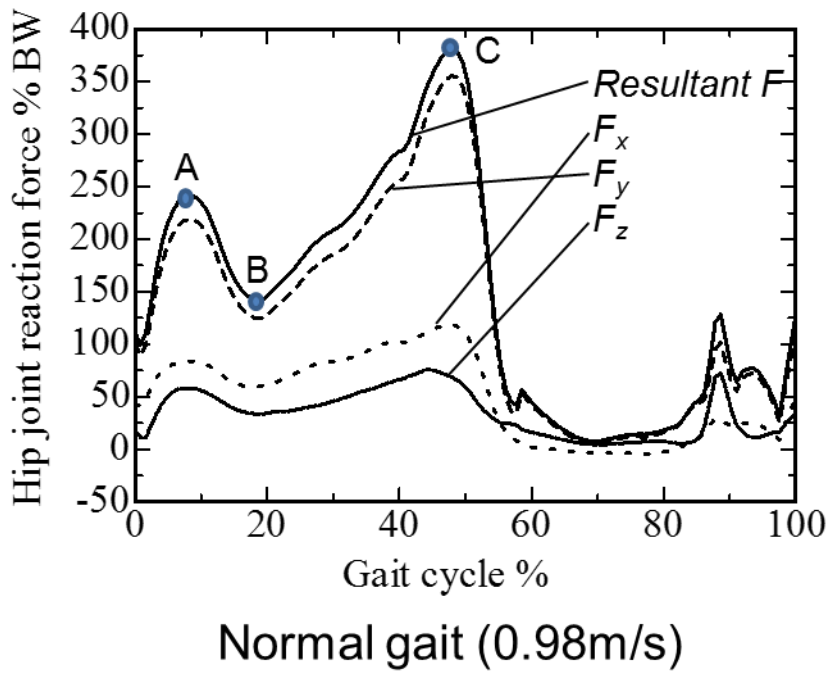


図 2-20B 歩行・跛行時の股関節反力 (Subject 2)

2.4.3 股関節接触応力と接触荷重重心位置

逆動力学解析を用いて推定された股関節反力と、歩行時の股関節アライメントを入力条件として、有限要素法を用いた股関節の接触解析を行った。その結果である、両被験者の歩行時と跛行時の股関節反力最大時における、臼蓋側関節面の股関節接触応力を図 2-21 に、最大応力値を表 2-4 に示す。図 2-21 において、臼蓋側関節面の股関節接触応力値が観察されるエリアが、臼蓋軟骨と骨頭軟骨の接触面である。両被験者ともに跛行によって接触面積が狭くなっていることが観察される。また、接触応力の最大値も減少している。

両被験者の歩行時と跛行時の股関節反力最大時における接触荷重重心位置 (θ_c , ϕ_c) を表 2-5 に示す。歩行時と跛行時の接触荷重重心位置 θ_{cG} と θ_{cL} について、被験者 1 は 65.06 度と 62.43 度、被験者 2 は 70.10 度と 58.56 度であった。また、歩行時と跛行時の接触荷重重心位置 ϕ_{cG} と ϕ_{cL} について、被験者 1 は 70.07 度と 67.78 度、被験者 2 は 70.93 度と 65.44 度であった。

両被験者ともに歩行時よりも跛行時の θ_c , ϕ_c の値が小さくなっており、歩行時と跛行時で接触荷重重心位置が変化していることがわかる。図 2-22 に示すように、 θ の値が増加すると、接触荷重重心は Latetal 方向、すなわち、寛骨臼外部方向へ移行する。表 2-5 に示すように、両被験者ともに跛行によって θ の値が減少している。歩行時の接触荷重重心位置 θ_{cG} と跛行時の θ_{cL} との差は被験者 1 で 2.63 度、被験者 2 で 11.54 度であった。このことは、両被験者ともに、跛行時によって接触荷重重心位置が寛骨臼内部に移行したことを表している。一方で、表 2-5 に示すように、歩行時の接触荷重重心位置 ϕ_{cG} と跛行時の ϕ_{cL} との差は被験者 1 で 2.29°、被験者 2 で 5.49 度であった。図 2-23 に示すように ϕ の値の減少は接触位置の posterior 方向、すなわち寛骨臼後方への移行を表しており、両被験者ともに跛行によって接触位置が寛骨臼後方に移行したことを表している。このことは、跛行時によって骨盤が前傾していることを意味している。

Duchenne 跛行は、寛骨臼の大腿骨頭に対する被覆率、および寛骨臼と骨頭の接触面積を増加させることによって股関節応力を減少させ、疼痛軽減するための代償行為である可能性も指摘されている^{[13][21]}。表 2-5 に示す結果より、Duchenne 跛行による股関節反力最大時の接触位置の変化が明らかになり、特に θ の値の変化から、Duchenne 跛行によって立脚期の患側の骨盤の被覆が増加すると考えられた。一方で、図 2-21 に示す接触応力分布より、跛行によって接触面積が小さくなっていることが観察されており、この要因として、跛行による股関節反力の減少が考えられる。股関節面は股関節反力によって変形し接触面を形成するため、変形が大きいほど接触面積は大きくなる。しかし、図 2-20 に示すように、両被験者ともに跛行によって股関節反力が減少している。そのため、接触面積が小さくなったものと考えられた。また、接触面積は股関節形状にも影響されるため、仮に歩行時と跛行時の股関節反力の大きさが同じだったとしても、被覆の増加に伴って、接触面積も比例的に増加するとは限らないと考えられる。このことから、Duchenne 跛行が寛骨臼と骨頭の接触面積を増加させることによって疼痛軽減する代償行為である可能性については、疑問があると考えた。ただし、以上の結果は健常者を対象として得られたものであり、変形性股関節症によっ

て股関節形状が変形している場合、症例によっては、被覆率の上昇に伴って接触面積が増加する可能性も考えられる。今後、接触面積を論じるためには、変形性股関節症患者の個々の股関節形状を考慮したモデルづくり、すなわち、本章で提案した股関節の評価手法を患者個々に適用した上での考察が必要となると考える。

臼蓋皮質骨部のミーゼス応力を図 2-24 に示す。歩行時と跛行時の臼蓋皮質骨部のミーゼス応力分布を比較すると、歩行と跛行との間で、応力値の高い領域の範囲と位置に顕著な違いは観察されなかった。最大応力値を表 2-6 に示す。歩行時と跛行時の最大応力値について、被験者 1 は 4.59MPa と 4.35 MPa, 被験者 2 は 4.63MPa と 3.93 MPa であった。両被験者ともに、跛行することによって最大応力値が減少した。この原因としては、股関節反力の減少が主であると考えられた。また、跛行による応力値の高い領域の位置変化は微小であったことから、**Duchenne** 跛行による患側での応力集中への影響はほとんどないと考えられる。

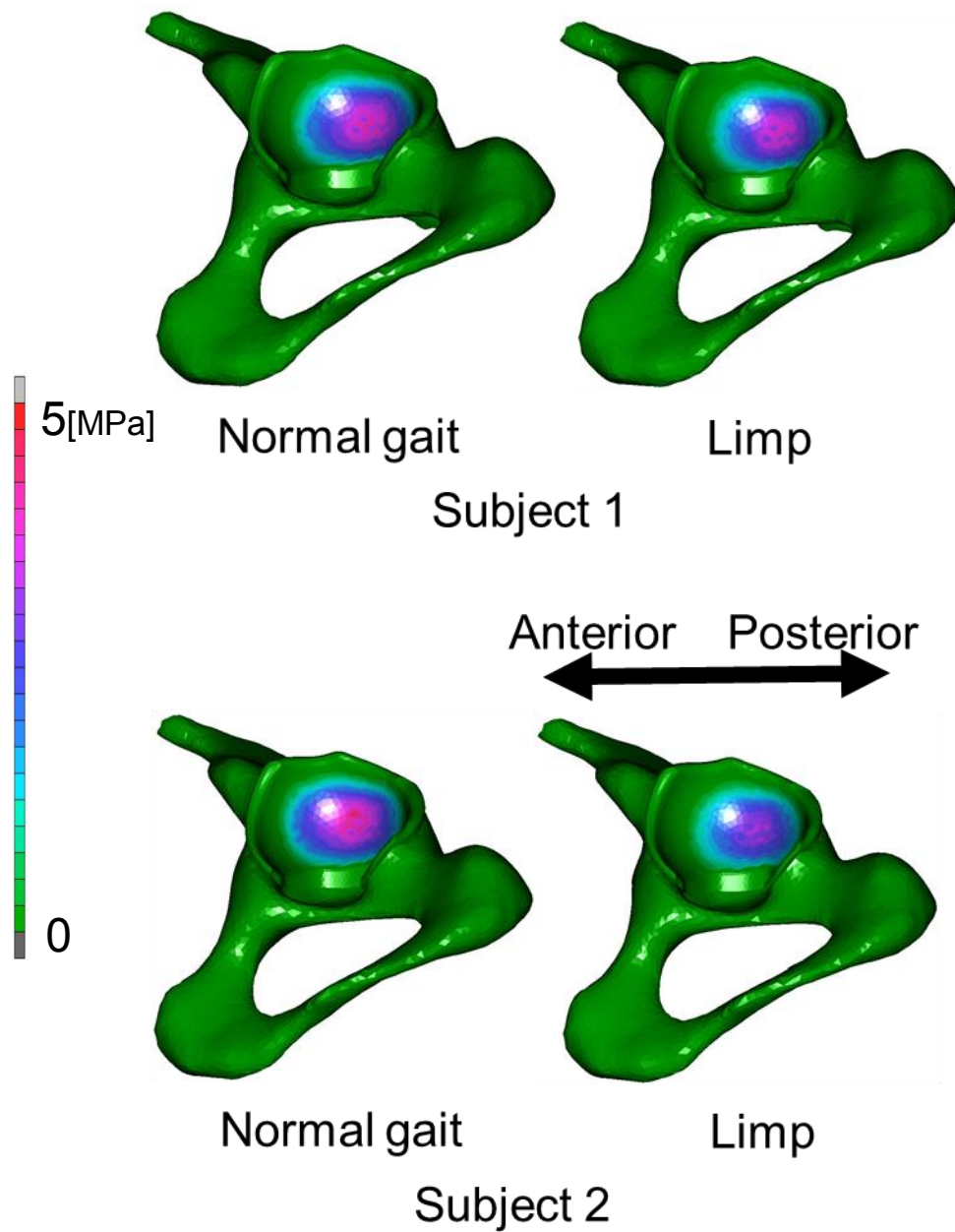


図 2-21 臼蓋側関節面の力分布による力学的状況 (Contact normal stress)

表 2-4 歩行時と跛行時の最大応力 (Contact stress)

	Contact stress		
	Gait	Limp	Gait-Limp
Subject 1	4.18	4.03	0.15
Subject 2	5.65	3.52	2.13

Unit : [Mpa]

表 2-5 最大股関節反力時の接触荷重重心

Coordinate	Subject 1			Subject 2		
	Gait	Limp	Gait-Limp	Gait	Limp	Gait-Limp
θ_c	$\theta_{cG}=65.06$	$\theta_{cL}=62.43$	2.63	$\theta_{cG}=70.10$	$\theta_{cL}=58.56$	11.54
ϕ_c	$\phi_{cG}=70.07$	$\phi_{cL}=67.78$	2.29	$\phi_{cG}=70.93$	$\phi_{cL}=65.44$	5.49

Unit : [degree]

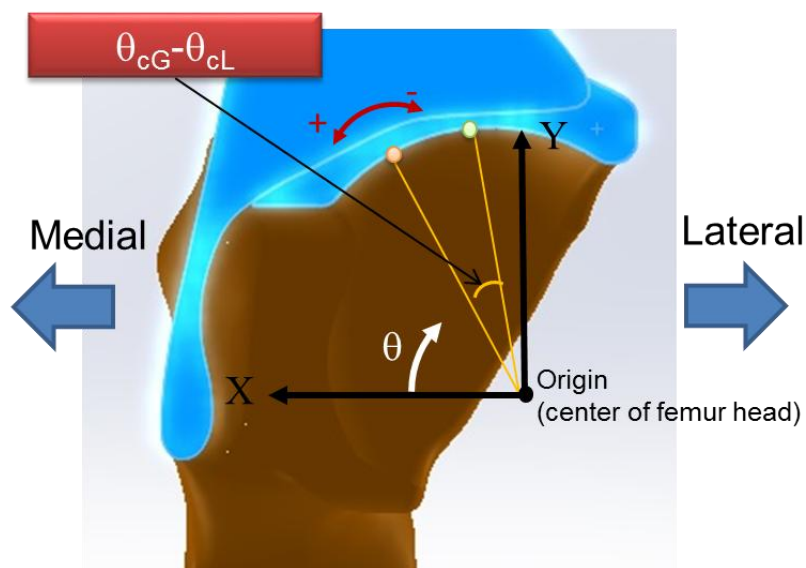


図 2-22 接触荷重重心座標 θ_c

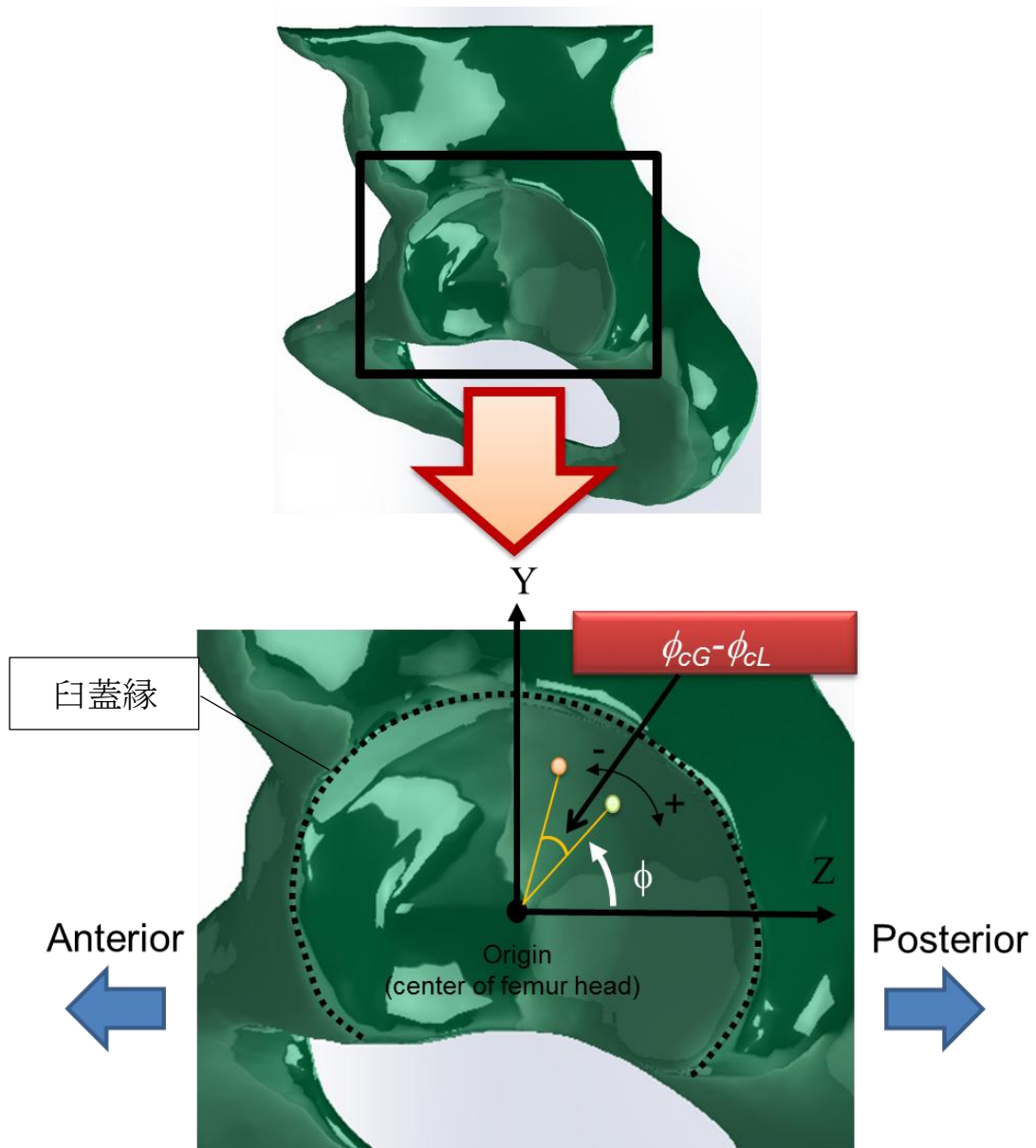


图 2-23 接触荷重重心座標 ϕ_c

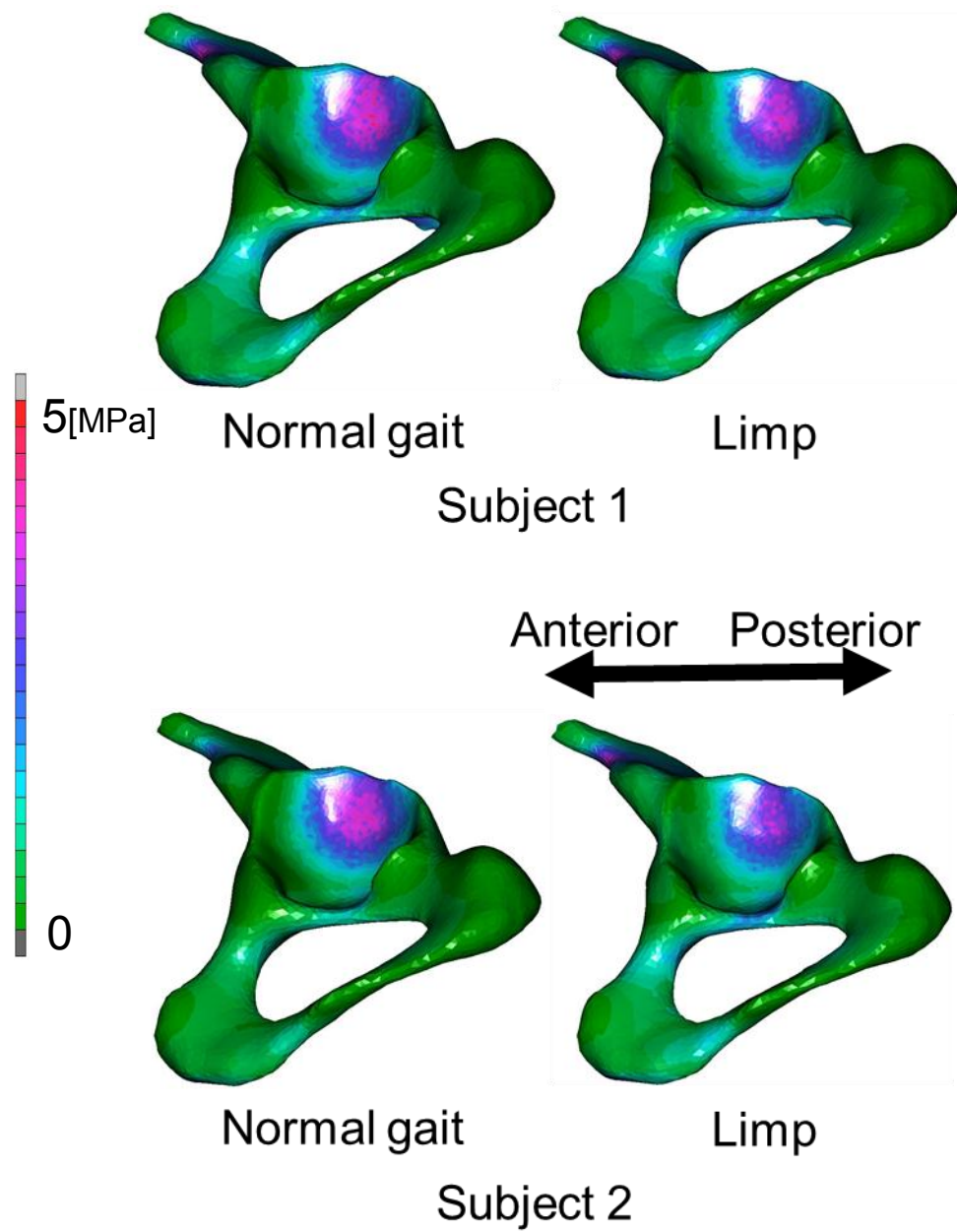


図 2-24 臼蓋皮質骨部の応力分布による力学的状況 (Von Mises stress)

表 2-6 歩行時と跛行時の最大応力 (von Mises stress)

	von Mises stress		
	Gait	Limp	Gait-Limp
Subject 1	4.59	4.35	0.24
Subject 2	4.63	3.93	0.70

Unit : [Mpa]

2.5 結言

本章では、股関節接触位置と力学的状況の変化を定量的に評価する一手法として、三次元動作分析システム、動力学解析および股関節の接触解析を用いた評価手法を提案した。健常者、すなわち、どのような歩行姿勢においても一定の接触域が維持され、極度の応力集中が生じないと想定される正常な股関節を対象にすることで、股関節接触の力学特性の変化は単なる歩行姿勢の変化によるものとして捉えることができると考え、歩行姿勢と股関節の接触状況との関連を調べるため、健常者による正常歩行と Duchenne 跛行での股関節の接触域、接触中心位置および接触力の変化を調べた。通常歩行時と跛行時の股関節の接触反力から股関節接触位置を求めた結果、次の結論が得られた。

1. 通常歩行から Duchenne 跛行に移行することで股関節反力が減少した。
2. 本研究で提案した座標系で Duchenne 跛行による股関節接触位置が寛骨臼内部に移行したことを定量的に評価できた。
3. 通常歩行から Duchenne 跛行に移行しても新たな応力増大領域は生じない。
4. Duchenne 跛行は股関節反力を減少させる代償戦略であると考えられる。

本章で提案した股関節の接触位置と股関節の力学的状況の定量的評価手法を個別の患者に適用することにより、歩行姿勢に伴う股関節力学状況の評価、およびそれに基づく歩行姿勢矯正指導に用いられることが期待できると考える。ただし、健常ボランティアにより Duchenne 跛行を模倣して得られた結果であり、健常者と変形性股関節症患者では股関節周囲筋力や関節の形状特性が大きく異なることから、実際の臨床における定量的な結果に言及できない。そのため、実際の Duchenne 跛行を呈する変形性股関節症患者を対象とした検証が必要である。その検証には、本章で提案した股関節の接触位置と股関節の力学的状況の定量的評価手法を個別の患者に適用する必要があるが、個別の患者に適用するために解決しなければならない問題が残されている。

次章では、その問題に対する対策と、実際の Duchenne 跛行を呈する変形性股関節症患者を対象とした股関節反力の検証を行う。

参考文献

1. Mason JB: Acetabular labral tears in the athlete: Clin Sports Med, 20(4):779-790,2001.
2. Mavcic B, Slivnik T, et al. : High contact hip stress is related to the development of hip pathology with increasing age: Clin Biomech, 19(9):939-943, 2004.
3. Recnik G, Kralj-Iglic V, et al. : Higher peak contact hip stress predetermines the side of hip involved in idiopathic osteoarthritis: Clin Biomech, 22(10):1119-1124, 2007.
4. Lewis CL, Sahrman SA, et al. : Anterior hip joint force increases with hip extension, decreased gluteal force, or decreased iliopsoas force: J Biomech, 40(16): 3725-3731, 2007.
5. Lewis CL, Sahrman SA, et al. : Effect of position and alteration in synergist muscle force contribution on hip forces when performing hip strengthening exercises: Clin Biomech, 24(1):35-42, 2009.
6. Lewis CL, Sahrman SA, et al. : Effect of hip angle on anterior hip joint force during gait: Gait Posture, 32(4):603-607,2010.
7. Lewis CL, Garibay EJ: Effect of increased pushoff during gait on hip joint forces: J Biomech,48(1):181-185, 2015.
8. Tawara D, Sawa H, et al. : Patient-Specific Prediction of Muscle Forces around Hip in Gait of Osteoarthritis Patients Based on Musculoskeletal Simulation, Japanese Journal of Clinical Biomechanics, 36, 285-293,2015.
9. Yoshida H, Faust A, et al. : Three-dimensional dynamic hip contact area and pressure distribution during activities of daily living: J Biomech, 39(11):1996-2004, 2006.
10. Murakami K, Ishii T, et al. : Aiming for Clinical Application, Development of a Finite Element Method-based Multiple-body Simulation System Example application to the hip joint : Japanese Society of Clinical Sports Medicine 21(3):776-786, 2013.
11. Totoribe K, Chousa E, et al. : Effect of Acetabular Rim Morphology on the Acetabular Dysplasia, Japanese Journal of Clinical Biomechanics, 30, 209-213,2009.
12. Clemente CD : Anatomy a Regional Atlas of the Human Body 4th edition, LLW, 243-252, 1997
13. Perry J : Gait analysis normal and pathological function: SLACK,1992
14. 西守隆, 長谷川治 : 動作のメカニズムがよくわかる実践! 動作分析, 上杉雅之, 医歯薬出版, 68-106, 2016
15. 土井口祐一, 他 : 骨盤傾斜異常と股関節症の進展メカニズム : 関節外科, 23 : 36-44, 2004
16. 山本真秀, 他 : 片脚立位時の股関節骨頭合力に対する姿勢変化と杖の影響—三次元運動解析装置による体重心の算出— : 東京保健科学学会誌, 5 : 18-25, 2002
17. 鈴木浩平, 清水信行 : 機械系の動力学, 日本機械学会, オーム社, 1991.
18. Heller MO, Bergmann G, et al. : Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing: J Biomech, 34(7):883-893,2001.

19. Bergmann G, Deuretzbacher G, et al. : Hip Contact Forces and Gait Patterns From Routine Activities : *Journal of Biomechanics*,34:859-871,2001.
20. Skalshei O, Iversen CH, et al. : Walking patterns and hip contact forces in patients with hip dysplasia: *Gait Posture*, 42(4):529-533, 2015.
21. Pauwels F : Diseases of the hip of mechanical origin and their treatment by adduction osteotomy: *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 31:22-30, 1951.

第3章

Duchenne 跛行を呈する片側変形性股関節症患者を対象とした 健側と患側の股関節反力の検討

3.1 緒論

Duchenne 跛行は変形性股関節症者における異常歩行の一つであり、患側に体幹を倒すことにより、股関節合力を減少させる効果があるとされている^{[1][2][3]}。また、変形性股関節症における疼痛は関節組織の破損によって発生し^[4]、関節組織の破損の主な力学的要因は、股関節反力の異常にあると考えられている^{[5][6]}。

前章では、まず、歩行姿勢に伴う股関節の力学的状況を明らかにするために、健常ボランティアによる Duchenne 跛行の試行を基に、本研究で提案した手法を用いて正常股関節の接触位置と力学特性の定量的評価を行った。一方、股関節の力学的状況は、歩行姿勢の他に股関節形状や周囲の筋に影響される。例えば、健常者の股関節の関節形成面が球状であるとみなすことができ、その球の中心（骨頭中心）が股関節中心であると想定できる。しかし、変形性股関節症患者の関節面は、組織の破損によって変形し、その形状の表現方法や股関節中心位置の特定手法を患者個別に定義することが、股関節の接触位置と力学特性の定量的評価を行うために必要である。

そこで本章では、変形性股関節症患者の股関節中心位置の定義を目指し、その第一歩として、破損した股関節の変形を分類し、特定の股関節形状に対して2次元における股関節中心位置の定義手法を提案する。また、これまで得られた知見に対する実際の変形性股関節症患者の適合性を検証するため、股関節の変形が軽微な片側変形性股関節症患者を対象にした。対象患者の単純 X-ray photography (X-P) を元に本研究で定義した股関節中心位置を計測し、Duchenne 跛行時における健側と患側の股関節反力を調べた。

3.2 変形性股関節症患者の股関節の標準化

股関節接触位置と力学的状況の変化を定量的に評価する手法を用いるには、次の手順が必要である。

- ① 三次元動作解析装置を用いて被験者の歩行動作の測定
- ② 筋骨格シミュレーションシステムを用いた動力学解析による股関節反力の向きと大きさの計算
- ③ 対象被験者の下肢CT画像を基とした三次元モデルの作成
- ④ 有限要素法による接触解析

前章のみならず、これまでの多くの研究には、運動解析や筋骨格シミュレーションにおける股関節中心位置は、正常な股関節形状を基に標準化されている。前章では被験対象を健常ボランティアであるため、股関節形状は正常であった。正常な股関節であっても股関節形状には個人差があり、標準化された股関節中心位置と実際の股関節中心位置との誤差に関

してはこれまでも議論されており、その結果、股関節中心位置には個人差があり、標準化された股関節中心位置算出方法では、個人ごとに誤差が生じることが報告されている¹⁷⁾。しかし、健常者に対して正常な股関節形状を基に標準化された股関節中心位置を利用することに関しては一定の評価がされており、前章では健常ボランティアの股関節中心位置に対して、標準化された股関節中心位置を適用した。

一方で、標準化された股関節中心位置を個別の被験者に適用することによって生じる個人差は、これまで健常股関節についてのみ研究対象とされており、変形性股関節症患者に対して標準化された股関節中心位置を適用することによる誤差範囲はこれまで議論されていない。健常股関節を対象とした場合でも個人差が生じることを考慮すると、変形性股関節症患者の症例によっては、股関節形状が正常な股関節形状とは大きく異なっていることがあり、さらに大きな誤差が生じる可能性が考えられる。そのため、股関節接触位置と力学特性の定量的評価手法を変形性股関節症患者に適用する以前に、健常者と変形性股関節症患者の股関節形状の特性の違いを把握する必要がある。また、症例ごとに異なる股関節に対応した形状の分類と、股関節中心位置の定義と標準化を検討すべきである。

3.2.1 健常股関節の標準化

正常な股関節を対象とした標準化は、股関節形状の個人差が極端に大きくないことを前提とし、骨盤の特定位置との相対座標を、骨盤の大きさや下肢長などの対象者の測定値から数式で算出することである。歩行動作の運動解析では、解析プログラム **Plug-in-gait** が多用されている。**Plug-in-gait** では図 3-1 に示すように、骨盤に独自の座標系を定義している。この座標系では、左右上前腸骨棘 (LASI, RASI) の中点を原点としている。Y 軸は、右上前腸骨棘から左上前腸骨棘方向を正としている。左右上後腸骨棘 (PSIS) の中点と Y 軸が成す面に垂直方向を Z 軸としている。残りの前方向への軸を X 軸としている。

Plug-in-gait では、図 3-2 に示す Davis^[8]らが提案した股関節中心位置の定義が用いられており、骨盤座標系における股関節中心位置座標 (X_H , Y_H , Z_H) は以下の計算式より求められる。なお、長さの単位はミリメートルである。

$$X_H = C \times \cos \theta \times \sin \beta - (x_{dis} + r_{marker}) \times \cos \beta \quad \text{式 (3-1)}$$

$$Y_H = S \left(C \times \sin \theta - \frac{d_{ASIS}}{2} \right) \quad \text{式 (3-2)}$$

$$Z_H = -C \times \cos \theta \times \cos \beta - (x_{dis} + r_{marker}) \times \sin \beta \quad \text{式 (3-3)}$$

ここで、

d_{ASIS} : 左右上前腸骨棘間距離

r_{marker} : マーカの半径

S : 右股関節中心位置を求める際は1, 左股関節中心位置を求める際は-1

θ : 0.5[rad]

β : 0.314[rad]

である. また, C と x_{dis} は下肢長の関数であり, 以下の計算で求められる.

$$C = \overline{L_{leg}} \times 0.115 - 15.3 \quad \text{式 (3-4)}$$

$$x_{dis} = 0.1288 \times L_{leg} - 48.56 \quad \text{式 (3-5)}$$

ここで,

L_{leg} : 下肢長

$\overline{L_{leg}}$: 左右平均下肢長

である. 下肢長は図 3-3 に示すように, 同側の上前腸骨棘と内果の距離である.

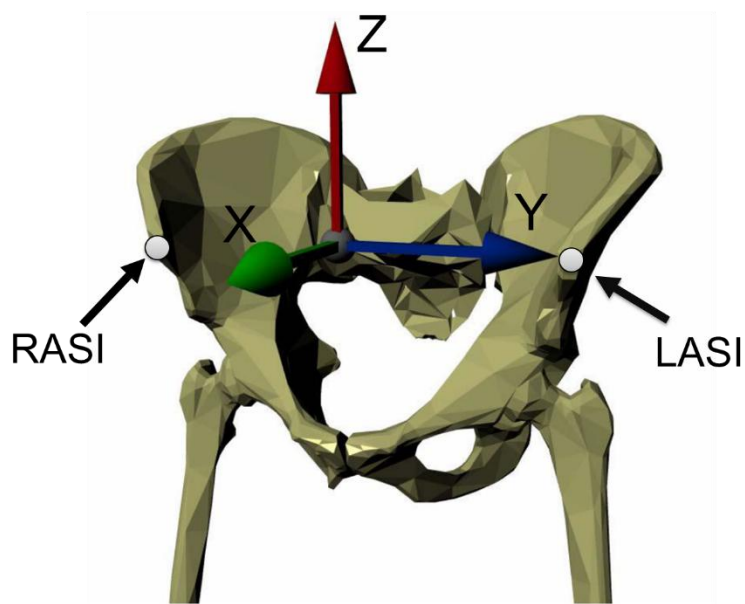


図 3-1 Plug-in-gait で定義されている骨盤座標系

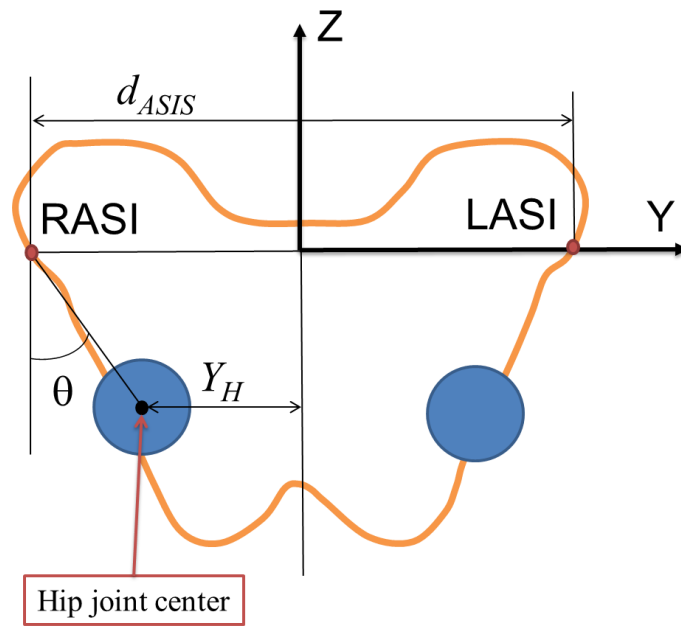


图 3-2A 股關節中心位置定義（正面圖）

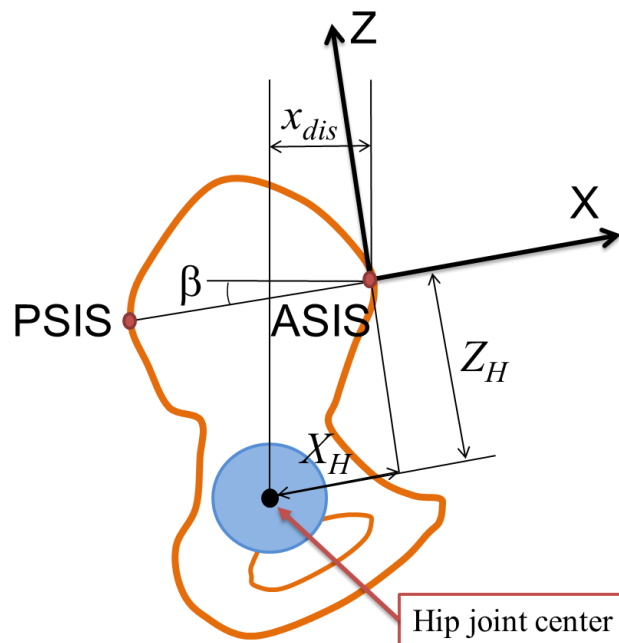


图 3-2B 股關節中心位置定義（右側面圖）

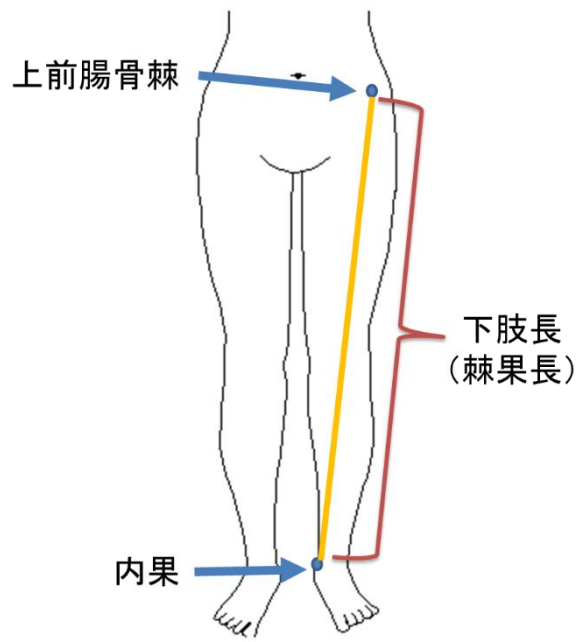


图 3-3 下肢長

3.2.2 変形性股関節症股関節の標準化の問題点

ヒトの体形は個人差があり，厳密には左右対称ではない．それゆえ，股関節形状にも左右の違いは生じるが，その違いは許容範囲内であれば正常とみなされている．一方で，変形性股関節症患者の場合，変形の度合いによって左右の違いが大きいことがある．

前節において，Davis によって提案された股関節中心位置算出法について述べた．正常な股関節を対象とした標準化は，股関節形状の個人差が極端に大きくないことを前提としており，股関節形状が正常ではない変形性股関節症患者の股関節を，そもそも対象としていない．また，変形性股関節症の症例は多岐にわたり，変形性股関節症の全ての症例に対し，股関節中心位置の数式による算出は困難であると考えられる．例として，正常な股関節を対象として標準化された股関節中心位置の算出方法の，適用が困難であると思われる症例を以下に挙げる．

(1) 寛骨臼の位置が健常者と大きく異なる場合

変形性股関節症の中には寛骨臼形成不全のため大腿骨が脱臼し，股関節機能を代償するために新たに正常とは異なる位置に臼蓋が形成されることがある．図 3-4 に示す症例では，患者の右側股関節は正常な位置関係にあるのに対し，対側股関節は本来の寛骨臼の位置に大腿骨頭は位置しておらず，股関節機能を代償するために腸骨部に新たな臼蓋が形成されているのが観察される（二次性臼蓋）．このような股関節形状の場合，関節中心位置は正常な股関節と大きく異なっていると考えられる．また，図 3-5 に示す症例では，患者の右側股関節は亜脱臼であり，大腿骨頭が寛骨臼内から外に移動した位置にある．このような股関節形状の場合，正常な股関節よりも関節中心は外側に位置していると考えられる．これらのように股関節中心が正常者と大きく異なる場合を，標準化された股関節中心位置は考慮していない．そのため，現行の手法では，標準化された股関節中心位置の適用は難しいと考える．

(2) 寛骨臼，大腿骨の形状が健常者と大きく異なる場合

変形性股関節症によって大腿骨の形状が大きく変形することもある．図 3-6 の症例では，右側股関節は正常だが，患側股関節は大腿骨頭の形状に大きな変形が見られ，患側と健側の大腿骨と比較すると形状が異なっていることが観察される．標準化された股関節中心位置算出では，左右の大腿骨形状が正常の範囲であることを前提にしている．このように大腿骨の形状が正常と大きく異なる場合，標準化された股関節中心位置の適用は難しいと考える．

例として，図 3-7 に Davis の定義による片側変形性股関節症患者の股関節中心位置を示す．患者の右股関節は健常であるため，Davis の定義による股関節中心位置は，骨頭中心位置とおよそ同じ位置にある．一方で，変形性股関節症である左股関節の Davis の定義による股関節中心位置は，変形した骨頭の中央から大きく外れている．



图 3-4 变形性股關節症例 1



图 3-5 变形性股關節症例 2



図 3-6 変形性股関節症例 3

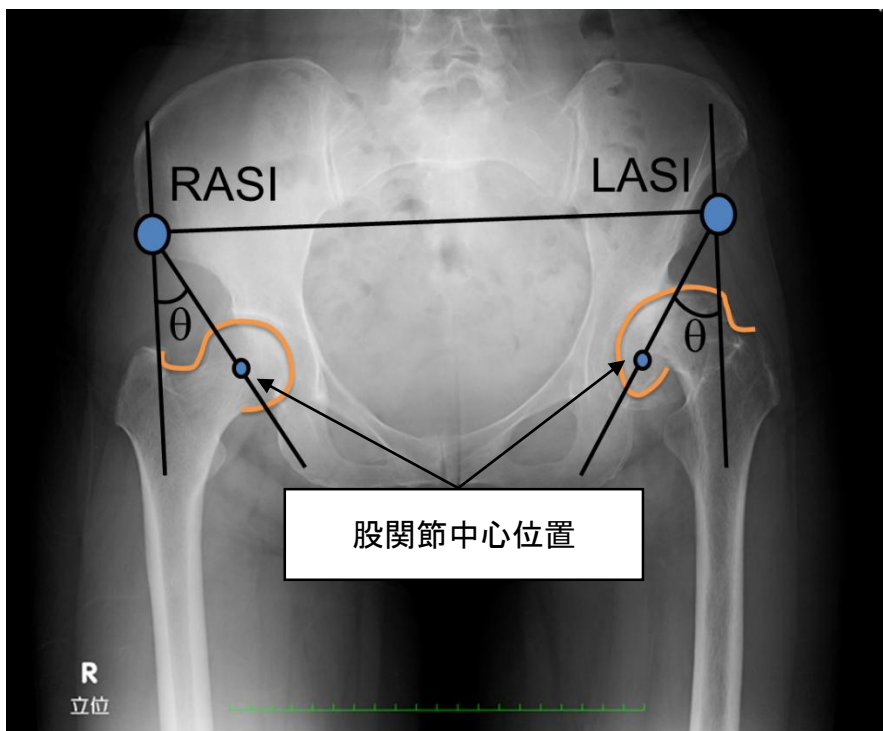


図 3-7 Davis の定義による片側変形性股関節症患者の股関節中心位置

3.2.3 変形性股関節症股関節形状の分類と標準化及び関節中心の定義

本研究の目的は、股関節の接触位置と力学特性の定量的評価手法を個別の患者に用いて、変形性股関節症における跛行による疼痛緩和のメカニズムを明らかにし、患者に合わせた跛行姿勢の矯正や保存療法の選定、治療効果の検証の力学的根拠を得ることである。ここまで、股関節の接触位置と力学特性の定量的評価手法を個別の変形性股関節症患者に用いるにあたっての問題点を挙げてきた。この問題の解決には、変形性股関節症の股関節形状の分類と、股関節中心位置の定義手法が必要である。

そこで本章では、変形性股関節症の特定の症例に対し、股関節形状を一般的な幾何学形状に近似し、その幾何学中心位置を股関節中心位置とすることを、変形性股関節症の股関節に対する標準化として提案する。

具体的には、変形性股関節症の多様な症例の中から、一般的な幾何学形状に近似しうる特定の股関節形状に限定し、2次元における股関節中心位置の定義手法を提案する。そして、片側変形性股関節症患者を対象として、単純 X-P (X線写真) を元に患者個別に股関節中心位置を計測し、Duchenne 跛行時における健側と患側の股関節力学特性を定量的に評価する。ここで片側変形性股関節症とは、図 3-8 に示すように、変形性股関節症の患部が片方の股関節 (患側) のみであり、反対の股関節は健常股関節 (健側) である場合を指す。

片側変形性股関節症患者を対象とした理由について、前章で Duchenne 跛行を再現した際の正常な股関節の力学的状況の検討を行ったこと、および片側変形性股関節症患者の健側股関節は正常な形状をしていることが挙げられる。片側変形性股関節症患者を対象にすることで、Duchenne 跛行時における股関節反力を算出し、得られた健側と患側の結果を比較することで、跛行姿勢による股関節反力への影響を検討するのに適していると考えた。

図 3-9 に示す症例のように、変形性股関節症による寛骨臼と大腿骨の変形が軽度であるならば、股関節中心位置の標準化が可能であると考えられる。単純 X-P 正面像における股関節の変形が軽度な症例のうち、正常時に円形だった関節面形状が緩やかな楕円形状に変形し、大腿骨頭も楕円形に扁平化する症例がある。本章ではこの症例に限定して、股関節中心位置を定義することにした。一方、単純 X-P 正面像における股関節の変形が軽度な場合と重度の場合の分け方を決定する必要がある。そこで本研究では、変形した骨頭を楕円形に近似して置き換えた際、大腿骨頭部が確認できる場合を軽度、確認できない場合を重度と定義した。

これらの条件を満たした、すなわち、関節面形状が緩やかな楕円形状に変形し、大腿骨頭も楕円形に扁平化する症例で、かつ変形した骨頭を楕円形に近似して置き換えた際に大腿骨頭部が確認できる場合に対し、楕円形状で大腿骨頭を標準化した場合の楕円形の長軸と短軸の交点、すなわち楕円形の中心点を股関節中心とした。

寛骨臼と大腿骨頭の変形の仕方によっては、上記定義に基づいた股関節中心位置が、股関節の外側に移行する症例がある。さらに、骨頭の形状に関して変形は軽度であっても、骨頭

が寛骨臼の内部に収まらず、股関節の外側に移動している亜脱臼の症例もある。これらの症例を除外するため、定義した股関節中心を基に CE 角を計測し、それが 10 度未満の場合、その股関節は該当しないものとした。ここで CE 角とは図 3-10 に示すように、股関節中心を通る鉛直線に対し、股関節中心と寛骨臼蓋縁を結んだ線のなす角のことである。股関節の内側から外側方向を正とし、正常な股関節形状では一般的に 25 度以上あると言われている。

これまで述べてきた、本章で提案する特定の股関節形状に限定した股関節中心位置の定義内容についてまとめると、以下の通りである。

- ① 寛骨臼および大腿骨頭形状の変形が軽度であること。
- ② 関節面形状が楕円形の一部と近似できる形状であること。
- ③ 大腿骨頭部全体を楕円形と近似できる形状であること。
- ④ 骨頭を楕円形に近似して置き換えた場合も大腿骨頸部が確認できること。
- ⑤ 股関節中心は楕円形の中心点（長軸と短軸の交点）とすること。
- ⑥ CE 角が 10 度以上あること。

図 3-11 に上記定義に該当する股関節形状の症例と、股関節中心位置を示す。この変形性股関節症の症例は、寛骨臼および大腿骨頭形状の変形が軽度であり、関節面形状が楕円形の一部と近似できる形状である。また、大腿骨頭部全体を楕円形と近似できる形状であり、骨頭を楕円形に近似して置き換えた場合も大腿骨頸部を確認することができる。

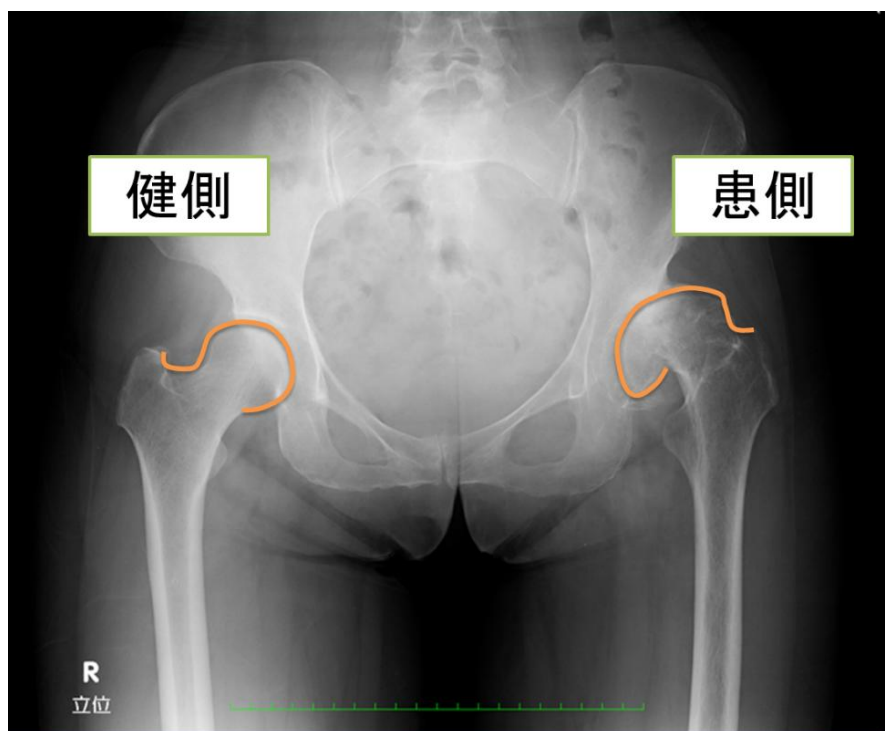


図 3-8 片側変形性股関節症



図 3-9 軽度な片側変形性股関節症例

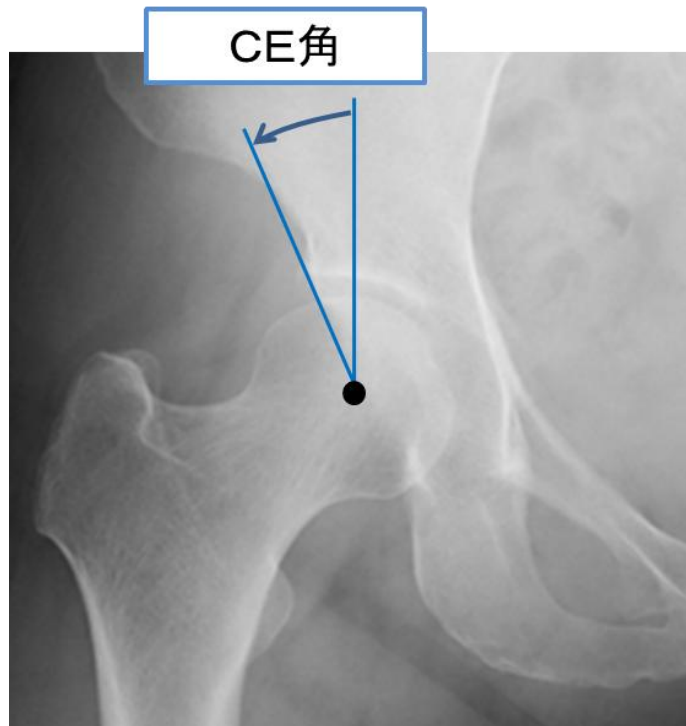


图 3-10 CE 角 (Center-Edge angle)

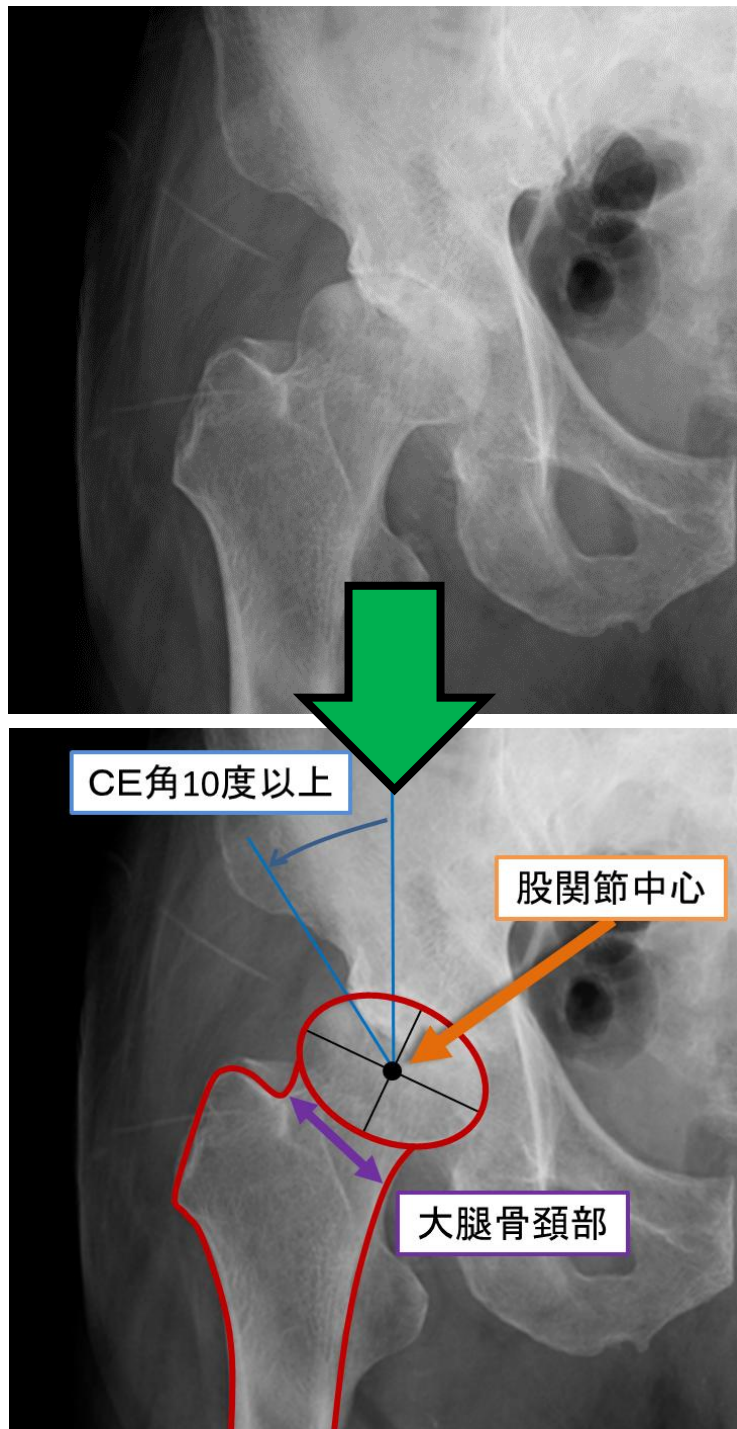


図 3-11 楕円形に扁平化した股関節形状を対象とした股関節中心位置

3.3 Duchenne 跛行を呈する片側変形性股関節症患者の股関節反力の測定

3.3.1 Duchenne 跛行の測定システム

歩行動作の計測は三次元動作分析装置 VICON (Vicon Motion Systems 社製) を用いた。赤外線カメラ (Vicon Motion Systems 社製 MX-3) は 9 台, 床反力計 (AMTI 社製) は 6 枚を使用した。赤外線反射マーカ添付位置は Plug-In-Gait マーカセット (図 2-12) を基に 35 か所とした。

3.3.2 被験者および測定動作

3.3 節において述べた, 股関節形状と股関節中心位置の定義条件①~⑥を満たした片側変形性股関節症患者を被験者とした。各被験者の性別, 体重, 身長を表 3-1 に示す。人工股関節置換術の術前で独立歩行が可能な女性 5 名を被験者とした。測定動作については, 歩幅及び歩行速度を制限しない自由歩行とし, 被験者の跛行の過程を測定した。

表 3-1 被験者の性別と体重と身長

Subject	Sex	Weight [kg]	Height [mm]
1	F	43.6	1505
2	F	61.1	1467
3	F	46.4	1507
4	F	86.1	1582
5	F	51.1	1452

3.3.3 Duchenne 跛行時の健側と患側の股関節反力の算出

Plug-in-gait により被験者の全身の質量中心座標と 垂直床反力(Vertical Ground Reaction Force : VGRF) を求めた。単純 X-P (X線写真) 正面像より, 扁平化した骨頭を楕円形と仮定することで股関節中心を決定し, 左右上前腸骨棘と骨頭中心の位置関係を求めた。また, 左右上前腸骨棘の直立時と歩行時のマーカ座標から骨盤の傾斜角を算出した。

図 3-12 に股関節に働く力とモーメントアームを示す。股関節には, 主に支持脚を除く全身を支えるための力と, 骨盤姿勢を維持するための力が働く。前者は一般的に, 垂直床反力と体の各部位ごとの運動方程式によって導かれ, 本研究では自重力 F_B と表記した。後者は骨盤と大転子を結ぶ外転筋による力で, 本研究ではその垂直方向の分力を外転筋力 F_{ab} と表記した。股関節反力の垂直方向分力 F は自重力 F_B と外転筋力 F_{ab} の合力であり, 以下の式

で表される.

$$F = F_{ab} + F_B \quad \text{式 (3-6)}$$

支持脚を除いた自重力 F_B の作用点は, 被験者の支持脚を除いた全身の質量中心であり, 外転筋力 F_{ab} の作用点は上前腸骨棘と大転子を結ぶ線と股関節中心を通る水平軸との交点である. ここで, 股関節中心を通る水平軸上における, 股関節中心座標と自重力 F_B の作用点座標までの水平距離をアーム L_1 , 股関節中心座標と F_{ab} の作用点座標までの水平距離をアーム L_2 とした. これらはモーメントの釣り合いより, 以下の関係にある.

$$F_{ab} = \frac{L_1 \times F_B}{L_2} \quad \text{式 (3-7)}$$

F_{ab} は外転筋力の垂直方向の分力であり, その作用点は上前腸骨棘と大転子を結ぶ線と股関節中心を通る水平軸との交点である. F_{ab} の作用点は, 骨盤傾斜角と上前腸骨棘と骨頭中心の位置関係を用いて求めた.

支持脚を除いた自重力 F_B は被験者の支持脚以外の質量中心座標に作用する垂直床反力 (VGRF) の分力である. なお, 本研究の被験者では, 最大床反力時の身体重心にかかる鉛直方向の加速度は平均で $0.07[\text{m/s}^2]$ であった. そこで本研究では最大床反力時には動的要素が小さいと考え, 垂直床反力と自重はほぼ等しいと考え, また, 垂直床反力と自重力 F_B についても静荷重とみなしている. 支持脚を除いた自重力 F_B の大きさは支持脚の各部の体重比から以下の式によって算出される. なお, 支持脚各部 (大腿部, 脛部, 足部) の体重比は, 0.1, 0.0465, 0.0145 とした^[9].

$$F_B = VGRF \times \{1 - (0.1 + 0.0465 + 0.0145)\} \quad \text{式 (3-8)}$$

また, 支持脚を除いた自重力 F_B の作用点, すなわち, 支持脚を除いた全身の質量中心を求める際も, 支持脚各部 (大腿部, 脛部, 足部) の体重比は, 0.1, 0.0465, 0.0145 とした.

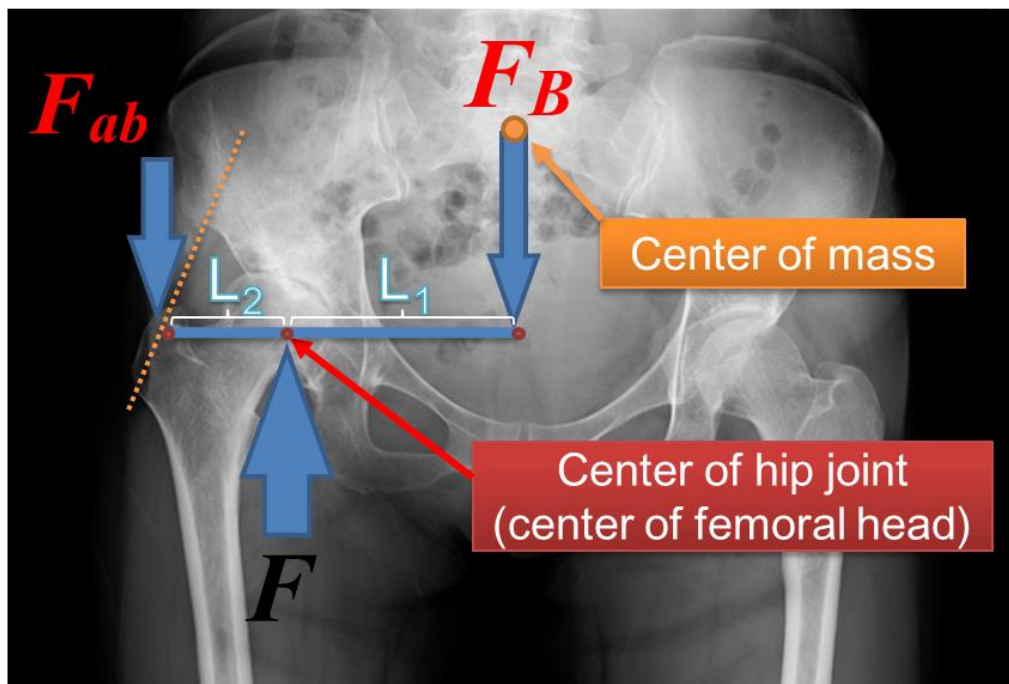


図 3-12 股関節に働く力とモーメントアーム

3.4 Duchenne 跛行を呈する片側変形性股関節症患者の健側と患側関節の力学的状況

3.4.1 各被験者の歩行動作中における体幹傾斜角と骨盤傾斜角

被験者6名の歩行時の体幹傾斜角と骨盤傾斜角を図3-13に示す。縦軸は鉛直に対して立脚側への傾斜角を表しており、横軸は踵が着地してから離れるまでの時間を100%とした相対時間を表している (stance phase)。全ての被験者について、個人差はあるものの、患側立脚期に骨盤と体幹が患側へ傾斜しており、骨盤傾斜角の最大値は2~8度、体幹傾斜角の最大値は4~10度であった。これらの結果より、全ての被験者が Duchenne 跛行を呈する患者であることが認められた。

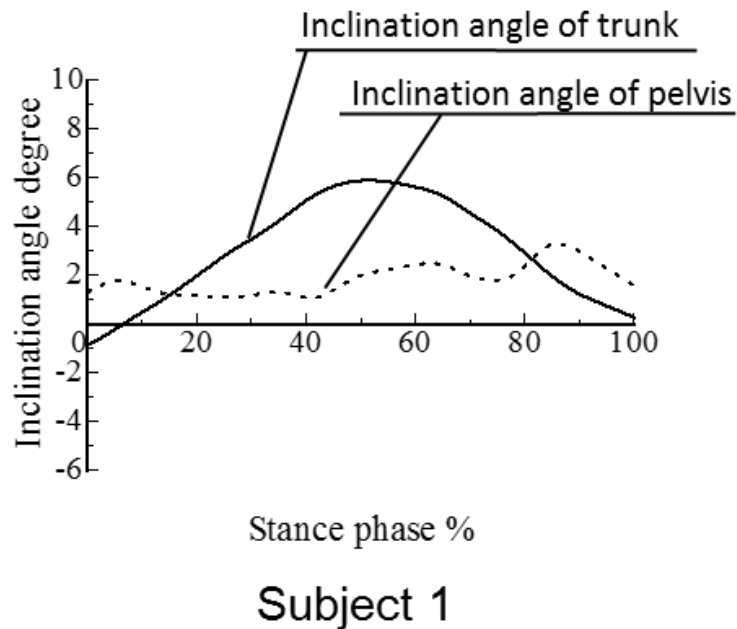
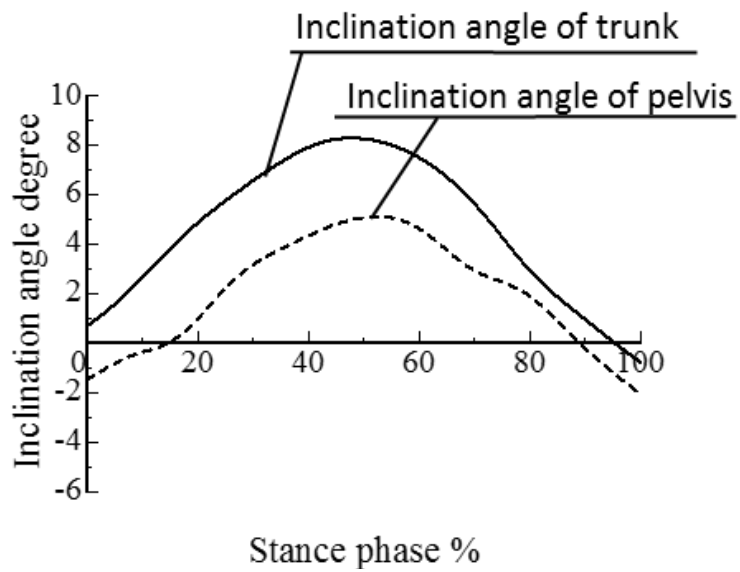
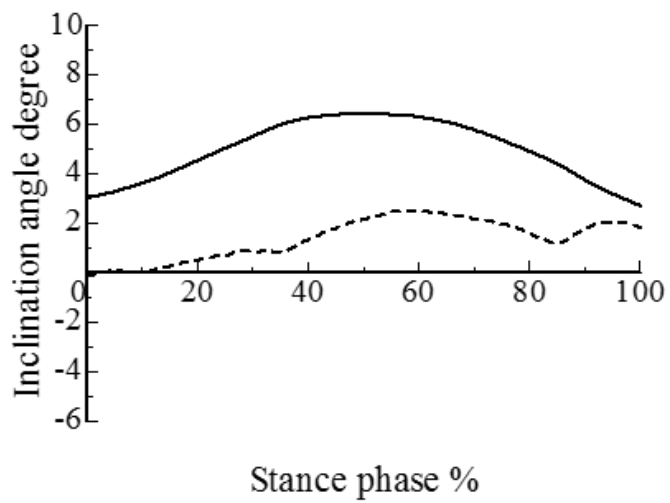


図 3-13-A 体幹傾斜角と骨盤傾斜角

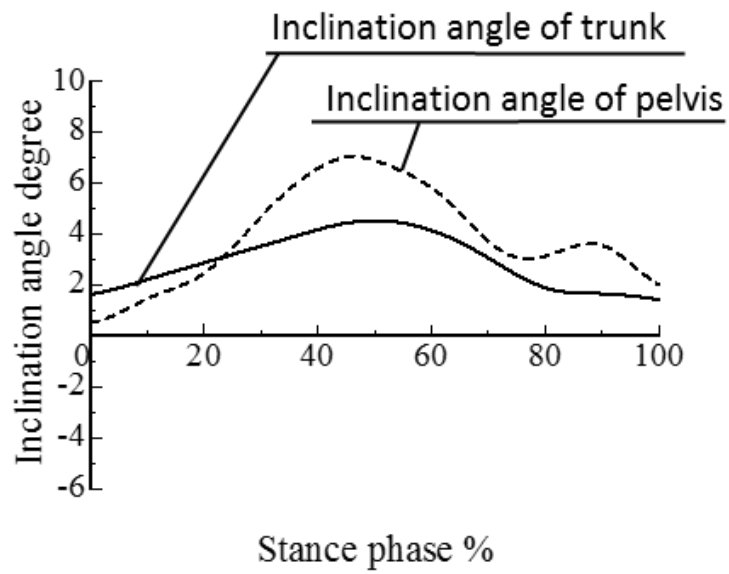


Subject 2

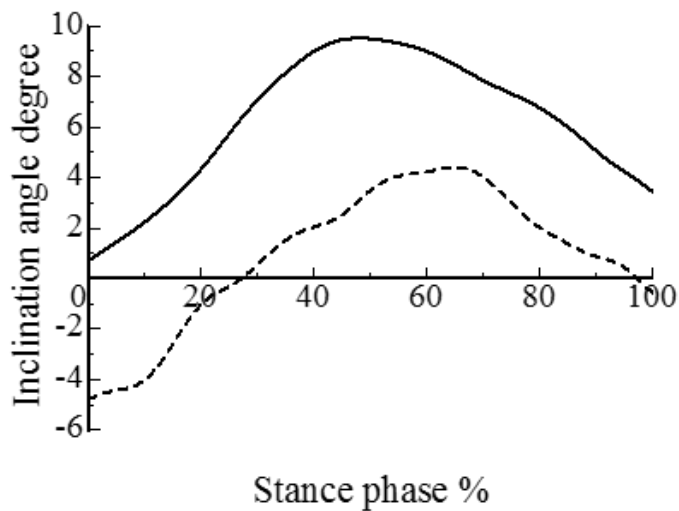


Subject 3

図 3-13-B 体幹傾斜角と骨盤傾斜角



Subject 4



Subject 5

図 3-13-C 体幹傾斜角と骨盤傾斜角

3.4.2 平均歩行速度

患側立脚期及び健側立脚期における平均歩行速度を表 3-2 に示す。患側立脚期の速度が健側立脚期の速度よりも小さい値となった被験者は 2 名，大きくなったのは 3 名であった。Duchenne 跛行は患側立脚期に体幹と骨盤を患側に傾ける姿勢を特徴としている。本章の全ての被験者は，Duchenne 跛行を呈する患者であることが前節で認められた。しかし，患側立脚期と健側立脚期における歩行速度に関し，被験者によって異なる特徴が観察された。歩行速度は垂直床反力と股関節反力に影響を与える要素であるため，以降の垂直床反力と股関節反力の節において併せて考察する。

表 3-2 立脚期における平均歩行速度

Subject	Mean gait speed during stance phase		
	Diseased side(a)	Healthy side(b)	a/b
1	0.394	0.485	0.81
2	0.413	0.429	0.96
3	0.534	0.513	1.04
4	0.470	0.423	1.11
5	0.495	0.447	1.11

Unit : [m/s]

3.4.3 垂直床反力

歩行時の垂直床反力 (VGRF)を図 3-14 に、立脚期における最大垂直床反力の値を表 3-3 に示す。被験者 1 の波形は、両側ともに平坦な高原状であった。最大垂直床反力について、患側は荷重応答期に 10.03N/kg を、健側は立脚終期に 9.90N/kg を記録した。被験者 2 の波形は、両側ともに峰-谷-峰型であった。最大垂直床反力について、患側は荷重応答期に 9.82N/kg、健側は立脚終期に 10.14N/kg を記録した。被験者 3 の波形は、両側ともに平坦な高原状であった。最大垂直床反力について、患側は立脚終期に 10.08N/kg、健側も立脚終期に 10.06N/kg を記録した。被験者 4 の波形は、健側は平坦な高原状で、患側は峰-谷-峰型ではあるものの、峰と峰の間隔が狭く、健常者の峰-谷-峰型波形とは異なっている。最大垂直床反力について、患側は一つ目の峰のある立脚中期に 9.95N/kg、健側は立脚終期に 10.26N/kg を記録した。被験者 5 の波形は、健側は平坦な高原状で、患側は峰が三つあり、不安定な波形を示した。最大垂直床反力について、患側は荷重応答期に 10.371N/kg、健側も荷重応答期に 10.26N/kg を記録した。

図 3-15 に示すように、健常者による正常歩行時の垂直床反力の波形は、峰-谷-峰型になることが知られており、歩行速度が速いほど峰の垂直床反力値が高くなり、峰-谷-峰型の傾向が強くなる。一方で、歩行速度が減少するにつれて峰の垂直床反力値は減少し、谷の垂直床反力値との差が縮まり、次第になだらかな波形となる。歩行速度が 1m/s 以下では、峰と谷の区別がなくなり、平坦な高原状の波形になる^{[10][11]}と報告されている。表 3-2 に示すように、本研究の全ての被験者の歩行速度は 1m/s 以下であったが、平坦な高原状の波形になる被験者は一部であり、垂直床反力の波形に関して被験者全員に共通の傾向は見られなかった。ただし、歩行速度は一名の被験者を除いて 0.5 m/s 以下と非常に遅い。本研究における被験者のように超低速での歩行解析は健常者に対して行われていない。歩行動作は規則的に連続する不安定な姿勢であり、歩行速度が遅くなるほど不安定さが増すものと予想される。本研究の被験者らに共通の傾向が見られなかった理由として、被験者らは術前の片側変形性股関節症患者で跛行を呈している患者であること以外に、歩行速度が非常に遅いため姿勢が不安定になっていることが考えられる。

健常者による正常歩行において、最大垂直床反力値は 10~12[N/kg]を示すことが多いが、片側変形性股関節症患者である本研究の被験者は、健側、患側問わず、健常者の正常歩行よりも総じて小さい値を示した。歩行速度が遅いほど最大垂直床反力値は低くなると知られているが、理想的な単脚支持姿勢の静止状態で垂直床反力が 9.81N/kg であることから、歩行動作としては非常に小さい値であった。体幹を大きく揺らす Duchenne 跛行には、歩行速度以外に床反力を抑制するメカニズムがある可能性が示唆された。

また、患側立脚期の方が健側立脚期よりも大きい被験者が 3 名、小さい被験者が 2 名であった。片側変形性股関節症患者の垂直床反力は一般的に健側に比べて患側での減少を示す^[12]とされている。しかし、本章の最大垂直床反力測定結果では過去の報告と異なり、垂直床反力が患側立脚期の方が大きい被験者が過半数であった。過去の報告は、片側変形性股関節

症患者を対象としているものの、特定の異常歩行に限定して行った研究ではない。片側変形性股関節症患者の傾向として、垂直床反力は健側に比べて患側での減少を示すことはあるが、Duchenne 跛行を呈する片側変形性股関節症患者に関しては、この傾向は該当しない可能性が示唆された。

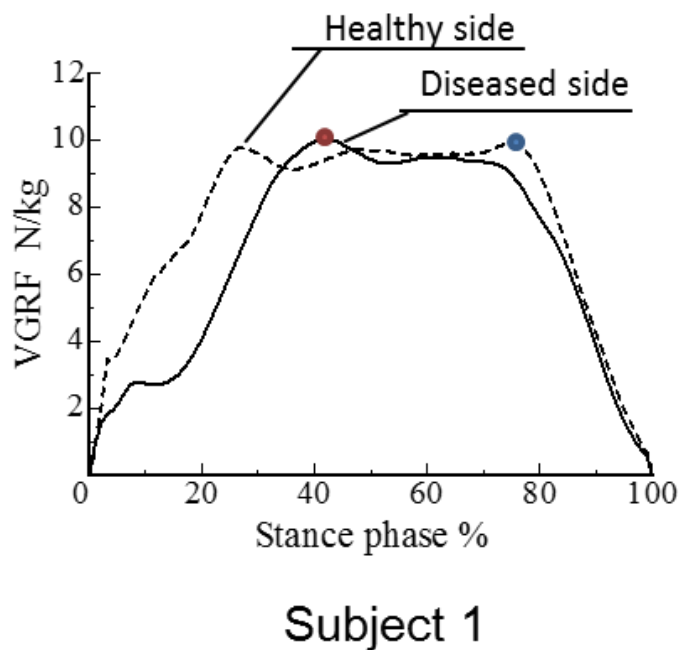
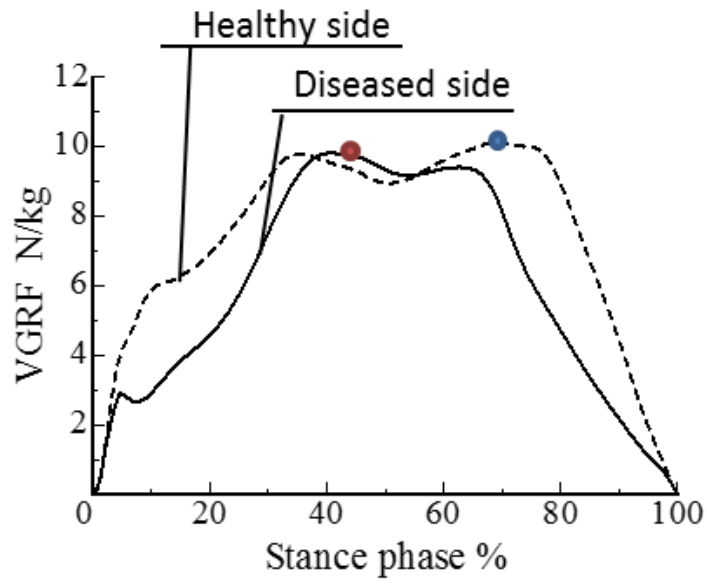
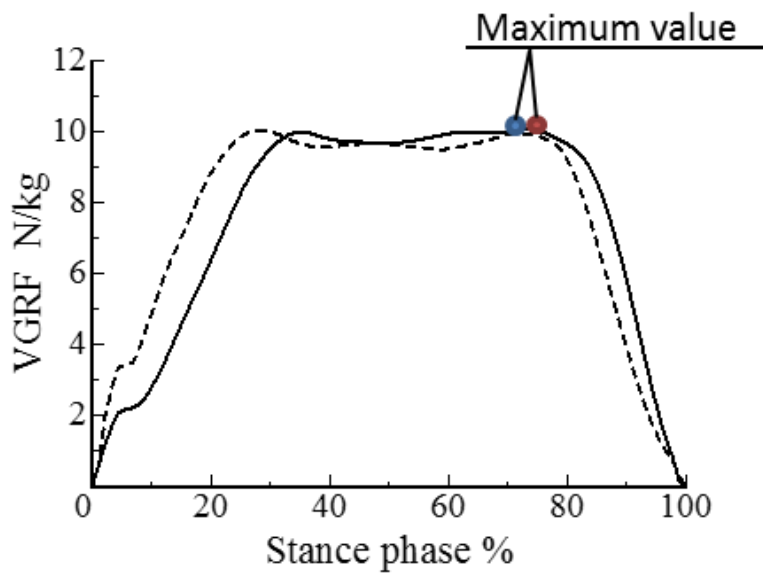


図 3-13-A Vertical ground reaction force (垂直床反力)

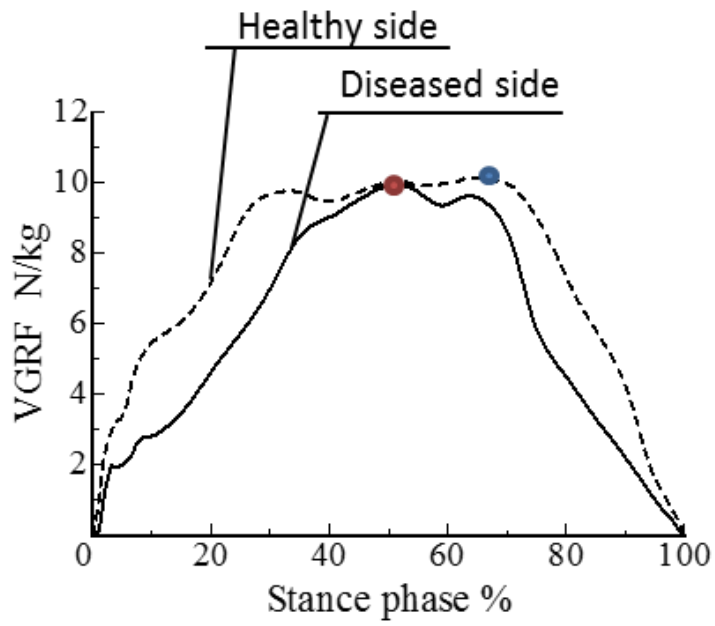


Subject 2

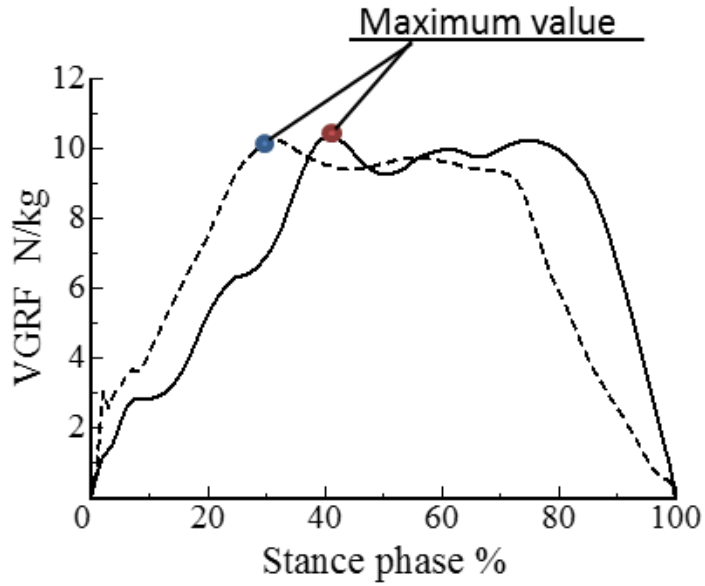


Subject 3

図 3-14-B Vertical ground reaction force (垂直床反力)



Subject 4



Subject 5

图 3-14-C Vertical ground reaction force (垂直床反力)

表 3-3 立脚期における最大垂直床反力 (VGRF)

Subject	Maximum VGRF		
	Diseased side (a)	Healthy side (b)	a/b
1	10.03	9.90	1.013
2	9.82	10.14	0.968
3	10.08	10.06	1.002
4	9.95	10.08	0.987
5	10.37	10.26	1.011

Unit : [N/kg]

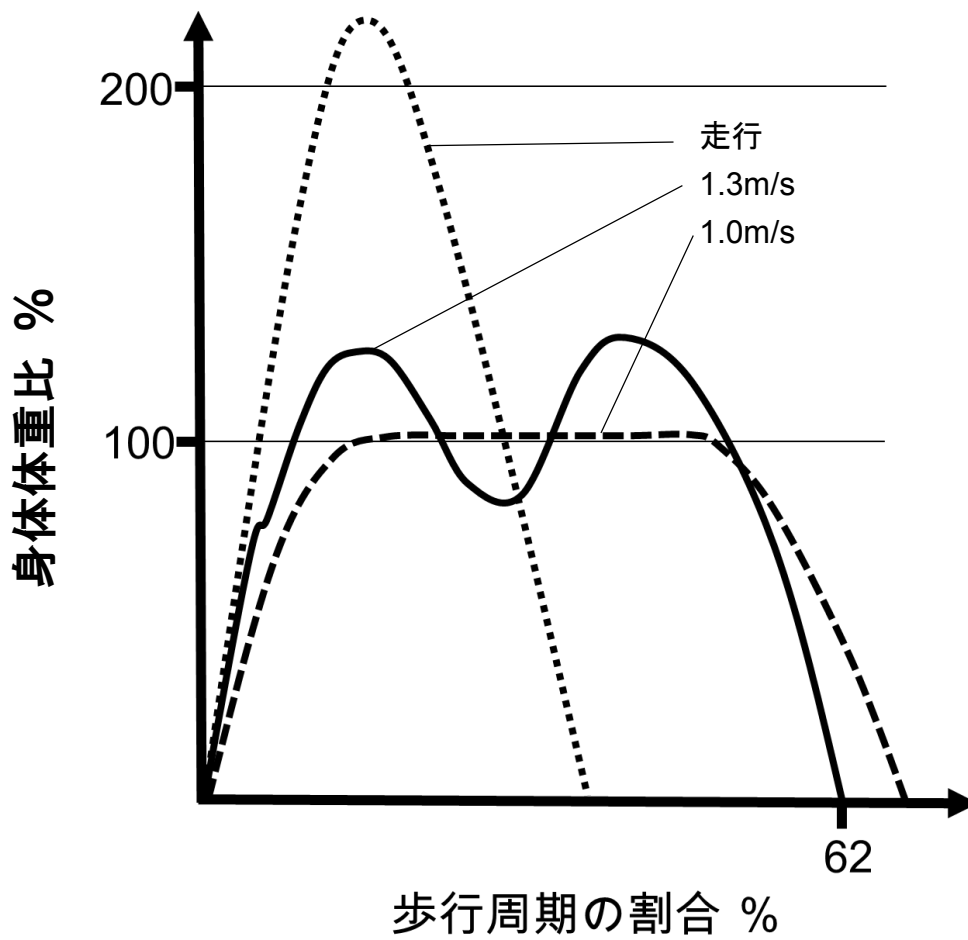


図 3-15 健常者の歩行速度に伴う垂直床反力の変化^{[10][11]}

3.4.4 最大垂直床反力時における垂直股関節反力

最大垂直床反力時の股関節反力の値を表 3-4 に示す。最大垂直床反力時の股関節反力について、全ての被験者の患側股関節反力が健側よりも小さい値を示した。全被験者の患側立脚期の股関節反力と健側立脚期の股関節反力の比の値は 0.69~0.97 であり、平均値は 0.81 であった。Duchenne 跛行によって、患側股関節反力が健側の 8 割程度に抑えられていることがわかる。図 3-16 に、跛行による重心位置の変化に伴う股関節に働く力とモーメントアームの変化を示す。Duchenne 跛行によって被験者の質量重心位置が患側に移動した場合、 F_B の値が同じだと仮定すれば、支点（股関節中心）に対するモーメント M は、 $L_1 F_B$ から $L_1' F_B$ に減少する。このことによって、 $F_{ab} = M/L_2$ であるので、 F_{ab} も減少する。 $F = F_{ab} + F_B$ なので、 F_{ab} の減少により、垂直床反力 F が減少することになる。表 3-5 に単脚支持期の平均モーメントアーム長を示す。単脚支持期のモーメントアームの長さは全ての被験者で患側の方が短い。また、図 3-17 に示すように、各被験者の健側と患側の股関節反力の比とモーメントアーム比には相関関係が見られ、重心移動によるモーメントアームの長さの変化が、健側と患側の股関節反力の変化の原因であると示唆され、患側股関節反力が健側の 8 割程度に抑えられた理由であると考えられる。このことは、従来の報告^{[2][3]}に一致した結果でもあるが、本研究では実際の Duchenne 跛行時の姿勢と、被験者個別に股関節中心を計測して股関節反力解析を行っており、あらためてこれらの結論が正しかったことが明らかにされた。

また、健常者において、歩行速度が速いほど股関節反力が大きくなるという報告^[14]がある。しかしながら、表 3-2 に示すように 3 名の被験者では、患側の歩行速度の方が速い ($a/b > 1.0$) にもかかわらず、患側の股関節反力が小さくなっている、このことから、歩行速度上昇に伴う股関節反力の上昇は、正常歩行が可能な健常者に限って言えることであり、Duchenne 跛行を呈する片側変形性股関節症患者に関して言えることではない可能性が考えられる。さらに、Duchenne 跛行の特徴である質量中心を患側に移動したことによる股関節反力の減少は、歩行速度の低下によるものより明らかである可能性があり、今後の検討が必要であると考えられる。

表 3-4 最大垂直床反力時における股関節垂直反力 (Vertical hip joint reaction force)

Subject	Vertical hip joint reaction force		
	Diseased side (a)	Healthy side (b)	a/b %
1	19.46	27.98	69.5
3	23.59	28.94	81.5
4	23.72	24.52	96.7
5	21.57	28.91	74.6
6	21.20	25.09	84.5

Unit : [N/kg]

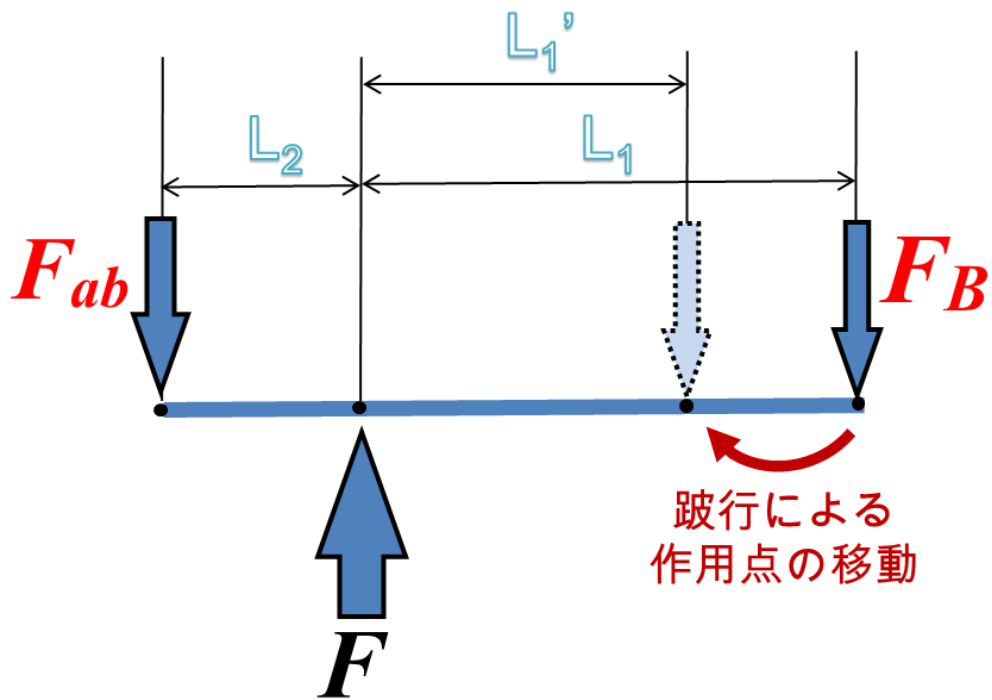


図 3-16 跛行による重心位置の変化に伴う股関節に働く力とモーメントアームの変化

表 3-5 単脚支持期の平均モーメントアーム L₁

Subject	Mean lever arm length during stance phase L ₁		
	Diseased side (a)	Healthy side (b)	a/b
1	57.9	94.2	0.62
2	86.2	102.1	0.84
3	96.3	106.0	0.91
4	96.5	132.2	0.73
5	76.2	85.4	0.89

Unit : [mm]

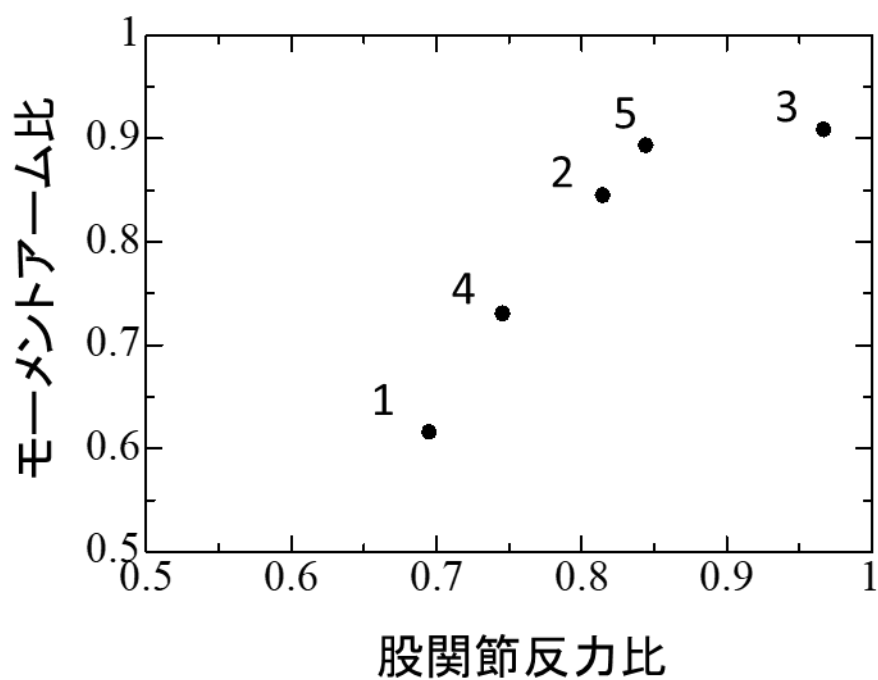


図 3-17 各被験者の健側と患側の股関節反力比とモーメントアーム比

3.5 結言

本章では、変形性股関節症患者の股関節中心位置の標準化を目指し、その第一歩として、骨頭形状と寛骨臼形状の変形の軽度な股関節について、楕円形状に扁平化した骨頭を楕円形に置き換え、股関節中心をその楕円の中心であると定義した。その上で、Duchenne 跛行を呈し、かつ独立歩行が可能な女性の片側変形性股関節症患者5名を対象とし、歩行時の健側と患側の股関節垂直反力を比較した。その結果、次の結論が得られた。

1. 片側変形性股関節症患者の最大垂直床反力時において、患側股関節垂直反力は、健側に比べて約20%低減した。
2. Duchenne 跛行を呈する片側変形性股関節症患者では、歩行速度にかかわらず、患側股関節反力は健側よりも小さいことを明らかにし、これまで得られた、歩行速度が上昇すると股関節反力は増加するとの結論は、片側変形性股関節症患者には該当しないことを明らかにした。
3. 片側変形性股関節症患者の垂直床反力は一般的に健側より患側の方が低いと知られているが、Duchenne 跛行を呈する患者に関しては、その認識に反する結果が得られ、垂直床反力が患側で高いこともあることを示した。

Duchenne 跛行は患側への体幹と骨盤の傾斜が特徴であり、本研究では単純 X 線写真の正面像を基に二次元的に歩行時の健側と患側の股関節垂直反力を比較したが、実際の跛行では前傾姿勢が伴う場合があり、前傾姿勢も考慮するためには、三次元での検討が必要である。そのためには、骨頭形状を三次元的に表現し、それに基づく骨頭中心位置を特定する手法が必要であると考えられる。

参考文献

1. Crowinshield RD, et al. : The effect of walking velocity and age on hip kinematics and kinetics: Clin Orthop, 132:140-144,1978
2. Davis R.B, Öunpuu, S, et al. : A gait analysis data collection and reduction technique: Human Movement Science 10(5):575-587, 1991.
3. 土井口祐一, 他 : 骨盤傾斜異常と股関節症の進展メカニズム : 関節外科, 23 : 36-44, 2004
4. Mann RA, et al. : Biomechanics of walking,running,and sprinting: AmJ Sports Med, 8(5):345-350, 1980
5. 前田貴司, 中島義博 他 : 三次元歩行解析における関節中心の再検討 : 日本臨床バイオメカニクス学会誌 24 : 329-333,2003.
6. Mason JB: Acetabular labral tears in the athlete: Clin Sports Med, 20(4):779-90,2001.
7. Mavcic B, Slivnik T, et al. : High contact hip stress is related to the development of hip pathology with increasing age: Clin Biomech, 19(9):939-43, 2004.
8. 松井知之, 東善一 他 : 臨床における動作分析の実際. In: 上杉雅之(Ed), 動作のメカニズムがよくわかる実践! 動作分析, 医歯薬出版,114-118, 2016
9. Pauwels F : Diseases of the hip of mechanical origin and their treatment by adduction osteotomy: Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 31:22-30, 1951.
10. Perry J : Gait analysis normal and pathological function: SLACK,1992
11. Recnik G, Kralj-Iglic V, et al. : Higher peak contact hip stress predetermines the side of hip involved in idiopathic osteoarthritis: Clin Biomech, 22(10):1119-24, 2007.
12. Winter D A : Biomechanics and motor control of human movement 4th Ed. John Wiley & Sons Inc, 82-106, 2009
13. 山本真秀, 他 : 片脚立位時の股関節骨頭合力に対する姿勢変化と杖の影響—三次元運動解析装置による体重心の算出— : 東京保健科学学会誌, 5 : 18-25, 2002
14. Yoshida H, Faust A, et al. : Three-dimensional dynamic hip contact area and pressure distribution during activities of daily living: J Biomech, 39(11):1996-2004, 2006.

第4章 総括

本研究では、変形性股関節症における跛行による疼痛緩和のメカニズムを明らかにすることと、変形性股関節症患者の歩行機能維持の力学的根拠を得ることを目的とし、歩行および跛行時の股関節接触位置、股関節の力学的状況の定量的評価手法を提案し、Duchenne 跛行による歩行姿勢が股関節の力学的状況に及ぼす影響を調べた。また、提案した評価手法を変形性股関節症患者に用いるため、破損した股関節の変形を分類し、股関節中心位置の定義手法を提案し、片側変形性股関節症患者を対象に、単純 X-ray photography (X-P)を元に股関節の形状を楕円形状で表現した上、Duchenne 跛行時における健側と患側の股関節反力を調査し、股関節反力と跛行姿勢の関係性を調べた。

本研究の主な特色は以下の5点である。

- ① 股関節の接触位置と股関節の力学的状況の定量的評価手法を提案した。
- ② Duchenne 跛行を対象にし、健常ボランティアによる試行を行い、股関節の応力解析を行った。
- ③ 股関節接触位置を極座標を用いて定量的に評価した。
- ④ 特定の股関節形状に対する股関節中心位置の定義手法を提案した。
- ⑤ 片側変形性股関節症患者を対象に股関節中心位置を患者ごとに求め、健側と患側の股関節反力の比較を行った。

本研究での研究成果を以下に要約する。

第2章では、股関節接触位置と力学的状況の変化を定量的に評価する一手法として、三次元動作分析システム、動力学解析および股関節の接触解析を用いた評価手法を提案した。健常者、すなわち、どのような歩行姿勢においても一定の接触域が維持され、極度の応力集中が生じないと想定される正常な股関節を対象にすることで、股関節接触の力学特性の変化は単なる歩行姿勢の変化によるものとして捉えることができると考え、歩行姿勢と股関節の接触状況との関連を調べるため、健常者による正常歩行と Duchenne 跛行での股関節の接触域、接触中心位置および接触力の変化を調べた。通常歩行時と跛行時の股関節の接触反力から股関節接触位置を求めた結果、次の結論が得られた。

1. 通常歩行から Duchenne 跛行に移行することで股関節反力が減少した。
2. 本研究で提案した座標系で Duchenne 跛行による股関節接触位置が寛骨臼内部に移行したことを定量的に評価できた。
3. 通常歩行から Duchenne 跛行に移行しても新たな応力増大領域は生じない。
4. Duchenne 跛行は股関節反力を減少させる代償戦略であると考えられる。

これらは健常ボランティアによって得られたものであり、健常者と変形性股関節症患者では股関節周囲筋力や関節の形状特性が大きく異なるため、実際の臨床における定量的な

結果に言及できない。しかしながら、健常股関節を対象としたことで、股関節形状が股関節の力学特性に及ぼす影響を排除することができ、跛行姿勢と股関節の力学特性の関連について明らかにすることができた。

第3章では、変形性股関節症患者の股関節中心位置の標準化を目指し、その第一歩として、骨頭形状と寛骨臼形状の変形の軽度な股関節について、楕円形状に扁平化した骨頭を楕円形に置き換え、股関節中心をその楕円の中心であると定義した。その上で、Duchenne 跛行を呈し、かつ独立歩行が可能な片側変形性股関節症患者5名を対象とし、歩行時の健側と患側の股関節垂直反力を比較した。その結果、次の結論が得られた。

1. 片側変形性股関節症患者の最大垂直床反力時において、患側股関節垂直反力は、健側に対して約20%低減した。
2. Duchenne 跛行を呈する片側変形性股関節症患者では、歩行速度にかかわらず、患側股関節反力は健側よりも小さいことを明らかにし、これまで得られた、歩行速度が上昇すると股関節反力は増加するとの結論は、片側変形性股関節症患者には該当しないことを明らかにした。
3. 片側変形性股関節症患者の垂直床反力は一般的に健側より患側の方が低いと知られているが、Duchenne 跛行を呈する患者に関しては、その認識に反する結果が得られ、垂直床反力が患側で高いこともあることを示した。

Duchenne 跛行は患側への体幹と骨盤の傾斜が特徴であり、本研究では単純 X 線写真の正面像を基に二次元的に歩行時の健側と患側の股関節垂直反力を比較したが、実際の跛行では前傾姿勢が伴う場合があり、前傾姿勢も考慮するためには、三次元での検討が必要である。そのためには、骨頭形状を三次元的に表現し、それに基づく骨頭中心位置を特定する手法が必要であると考えられる。

これまで、股関節の力学的状況について様々な研究が行われてきたが、実際に跛行した場合の股関節の力学的状況についての調査結果は報告されておらず、また、変形した股関節の中心位置を被験者ごとに考慮した研究は見られなかったが、本研究では、Duchenne 跛行過程における姿勢に着目して股関節反力と股関節接触状況を調査し、股関節正面像を用いた股関節中心の定義手法を提案した上で、股関節反力解析に際して個別の被験者に対して股関節中心位置を考慮し、上記の研究成果を得た。歩行姿勢矯正等の保存療法への力学的根拠の確立が達成されれば、保存療法の新たな力学的根拠となる。このことは、変形性股関節症患者の保存療法および歩行矯正に関して有意義な知見であると考えられ、健康寿命の長寿化に役立つものと期待できる。

謝辞

本研究を遂行するにあたり、宮崎大学工学部の鄧鋼教授，故・岡部匡教授，山子剛助教，また、宮崎大学医学部の帖佐悦男教授，鳥取部光司准教授には 懇切丁寧なご指導とご鞭撻を賜りました。このたび本論文を提出させていただくにあたり，あらためて心から深く御礼申し上げます。

また，本研究を遂行するにあたりご協力いただきました宮崎大学工学部機械設計システム工学科設計加工研究室の学生諸君に厚く御礼申し上げます。さらに，有益なご助言と激励をいただきました機械設計システム工学科，および農学工学総合研究科教職員諸氏に心から感謝いたします。