モデル解析を用いた股関節間力の推定と
臼蓋形成不全における臼蓋棚形成術前後の応力解析小松 綜太^{*1}, 小松 瞭^{*1}, 巖見 武裕^{*2}, 加賀 望^{*3}
山田 晋^{*3}, 斉藤 公男^{*3}, 島田 洋一^{*3}Estimation of the hip joint contact force using 3-dimensional model analysis and
stress analysis of acetabular dysplasia around shelf acetabuloplastySouta KOMATSU^{*1}, Akira KOMATSU^{*1}, Takehiro IWAMI^{*2}, Nozomi KAGA^{*3},
Shin YAMADA^{*3}, Kimio SAITO^{*3} and Yoichi SHIMADA^{*3}^{*1,2} Department of Mechanical Engineering, Graduate School of Engineering and Resource Science, Akita University
1-1 Tegata Gakuen-machi, Akita-shi, Akita 010-8502 Japan^{*3} Department of Orthopedic Surgery, Graduate School of Medicine, Akita University
1-1-1 Hondo, Akita-shi, Akita 010-8543 Japan

Received: 8 December 2016; Revised: 9 March 2017; Accepted: 25 April 2017

Abstract

Acetabular dysplasia describes an underdeveloped or shallow, upwardly sloping acetabulum, which may occur with varying degrees of deformity of the proximal femur such as excessive femoral neck anteversion, coxa valga or femoral neck cam deformity. Numerous stabilising procedures have been described, one of the first being the shelf acetabuloplasty. Shelf procedure improves coverage of the femoral head, without changing orientation of the acetabulum. This will improve the range of movement in the hip and protect the femoral head. In this study, we investigated the effect of shelf acetabuloplasty for load distribution of acetabular roof and femoral head using the finite element method (FEM). A three-dimensional (3D) generic musculoskeletal model was developed based on computed tomographic (CT) to estimate joint reaction force. As a result, we found load distribution decreased on the top of the acetabular rim and femoral head. Shelf acetabuloplasty may be an effective procedure for acetabular dysplasia because of improvement for load distribution.

Key words : Biomedical engineering, Biomechanics, Musculoskeletal model, Finite element method, Individual modeling, Hip joint, Acetabular dysplasia, Shelf acetabuloplasty, Stress distribution

1. 緒 言

わが国での変形性股関節症の有病率は約 120 万人から 420 万人と言われており、その原因としては臼蓋形成不全等の解剖学的異常によるものが大半である (久保, 2014)。臼蓋形成不全とは骨盤の臼蓋が健全な人に比べ発育が不完全で大腿骨頭を十分に覆うことが出来ない病態である。臼蓋形成不全患者の股関節では、健全者と比較して平均応力が約 2 倍になる (東藤他, 2010) という報告や、臼蓋外縁部に応力集中が見られる (鳥取部他, 2009) ことから、関節軟骨や関節唇などといった軟部組織の摩耗が進行しやすくなる。これに伴って労作時における疼痛が生じ、変形性股関節症が発現するとされている。主な治療法として装具・薬物療法等の保存療法、人工関節置換術や関節温存手術といった外科療法が挙げられる。臼蓋棚形成術は関節温存術の一つであり、臼蓋に自家骨を移植することで、接触面積を増加させるため、術前における応力集中の分散が期待できるほか、生活の質 (以下 QOL) の回復水準も高い。しかし、関節温存手術においては、寛骨臼骨切り術の効果について力学的に検証した例は報告されている (Zhao et al., 2010) が、臼蓋

棚形成術において多くは疼痛や違和感等の感覚的評価や X 線画像を用いた二次元的な形態評価が殆どである。力学的な影響について検討した事例は数少なく、Kim らによる軟骨に生じる応力を臼蓋棚形成術前後で比較・検証した報告 (Kim et al., 2005) 以外明らかになっていない。したがって日常における立位や歩行等の労作時を想定した術前後比較と定量評価を実施し、臼蓋棚形成術における何らかの評価指標確立が重要である。本研究では三次元筋骨格モデルを応用し、股関節における静的立位時の関節間力を算出した。次に求められた股関節間力を用いて有限要素法による応力解析を実施し、応力集中が臼蓋棚形成術後においてどの程度分散したかを力学的に検証し考察した。

2. 手 法

2・1 解析の流れ

本研究における股関節間力の推定と応力解析までの流れを図 1 に示す。初めに、運動計測より取得した位置データと外力データを用いて、3 次元筋骨格モデル解析システム Equivalent Impedance Characteristics Analysis System (以下 EICAS : Toyota Central R&D Labs., Inc., Nagakute, Japan) (羽田他, 2006) 上で逆運動学・逆動力学解析を実施する。これにより関節角度、関節モーメントを得ることができる。筋張力は筋生理学的断面積で除した値の二乗和を最小にするという目的関数によって最適化計算を行い、推定計算を行った。その後、推定した筋張力と体節間浸透力とのベクトル和から股関節間力を算出した。更に、臼蓋形成不全患者の股関節の有限要素モデルを臼蓋棚形成術の術前モデルと術後モデルの 2 種類をそれぞれ作成し、算出された股関節間力を荷重条件として有限要素解析を行った。

Fig. 1 Analysis flow of the estimation of joint contact force.

2・2 股関節間力の推定

2・2・1 運動計測

股関節間力の推定を行うために運動計測を行った。本研究において股関節周辺の筋張力だけでなく、2 つの関節を跨ぐ二関節筋を考慮し体幹から下肢にかけての筋張力を推定するべく、全身の静的立位姿勢の計測を行った。位置データは三次元動作解析システム VICON MX (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK), 外力データは床反力計測装置フォースプレート (Kistler Co., Ltd., Winterthur, Switzerland) を用いて計測した。被験者は健康な成人女性 8 名 (年齢 : 79.5 ± 6.0 y.o., 身長 : 145.5 ± 5.9 cm, 体重 : 50 ± 9.0 kg) を対象とした。

本研究では、臼蓋形成不全患者の運動計測を行うことができなかった。しかし、静的立位時の股関節間力は、体節間浸透力と股関節周りの筋張力の和であることから、股関節の形状の違いによる差はほぼないと考えられるため、健康者による運動計測をから推定した股関節間力を用いることとした。

2・2・2 筋骨格モデル

本研究で用いた筋骨格モデルを図2に示す。EICAS では、CT 断層画像より人体の骨格を、MRI 断層画像より人体の筋を構築することができる。また、モデル全体のグローバル座標系は骨盤にあるため、リンク構造は骨盤を中心として上肢及び体幹部、下肢のリンクモデルが構成されているツリー構造である。骨格部分は 3 次元形状構築ソフト Mimics (Materialise, N. V., Leuven, Belgium) を使用して CT 断層画像から骨格領域を抽出し、3 次元化した。その後、EICAS 上で骨格モデルを構築した。

各身体部分の質量については阿江らや岡田ら(阿江他, 1992, 岡田他, 1996)による報告から、身体質量に対する各身体部分質量の比を用いて算出した。また、各剛体リンクの重心位置や慣性特性等は McConville らや阿江ら(McConville and Churchill, 1980, 阿江他, 1992)の報告を参考にした。

Fig. 2 Musculoskeletal model constructed as a full-body model on the Equivalent Impedance Characteristics Analysis System. For this study, skeletal models were constructed from CT data. Muscle models were produced from MRI data using Mimics.

2・2・3 関節受動抵抗

関節受動抵抗とは、筋骨格モデルでは表現しきれない靱帯や筋、脂肪等の軟部組織の弾性による関節相対運動への抵抗モーメントであり、EICAS 上で筋骨格モデルが運動する際、関節可動域の限界点付近では抵抗モーメントが著しく増大する。青木らは関節受動抵抗について、関節弾性モーメントとして式(1)のように定義しており(青木, 山崎, 1998), それを元に弾性係数を Davy らが報告した弾性係数(Davy and Audu, 1987)を参考に表1のように決定した。ここで、 T_k は弾性モーメント、 k_1 - k_6 は弾性係数、 θ は関節角度である。また、本研究では股関節周辺の生体内力を算出するため、膝関節および股関節での屈伸に対して関節可動域の限界点付近で弾性抵抗モーメントが増大するように設定した。

$$T_k = k_1 \exp(k_2(\theta - k_3)) - k_4 \exp(k_5(k_6 - \theta)) \quad (1)$$

Table 1 Coefficients of Joint passive resistance function.

Movement joint	k_1 [Nm]	k_2 [1/deg]	k_3 [deg]	k_4 [Nm]	k_5 [1/deg]	k_6 [deg]
Knee joint flexion	10.50	0.206	0.0	3.10	0.103	-110.0
Hip joint flexion	2.60	0.101	30.0	8.70	0.0227	-110.0

2・2・4 筋張力

運動方程式を解くことにより得られた関節モーメントを基に、筋張力の推定を行った。関節モーメントと筋張力の関係は、「関節モーメント＝モーメントアーム×筋張力」という釣り合いの式で表すことができる。モーメントアームとは、

筋走行線（筋全体として力を発する方向線）に対して，その筋が作用を及ぼす関節中心までの距離として定義され，筋骨格モデル上で再現した筋と関節点の位置関係より求めることができる．しかし，関節の数に対して筋の数は非常に多いため，釣り合いの式に対して筋の数が冗長となり解くことができない．そこで，筋の生理学的な特性を考慮した目的関数を設定し，その条件を満たすように最適化手法を用いることで筋張力を推定した．本モデルでは，筋生理断面積に応じて負荷が分散するよう，式(2)の評価関数を最小とするような最適化計算により筋張力の推定を行った．

$$\text{minimize } \sum_i^m \left(\frac{f_i}{PCSA_i} \right)^2 \quad (2)$$

ここで， f_i は筋*i*の筋張力， $PCSA_i$ は筋*i*の生理断面積である．また，筋は収縮する方向にのみ力を発生するため，式(3)の拘束条件を与えた．

$$0 \leq f \leq f_{\max} \quad (3)$$

ここで， $f_{\max}$ は最大筋張力である．また，本研究では，股関節の労作時に筋張力が発揮される体幹・下肢の筋を対象とし，大腰筋（Posas major），大腿直筋（Rectus femoris），半膜様筋（Semimembranosus），半腱様筋（Semitendinosus），大腿二頭筋（Long head of biceps femoris），小殿筋（Gluteus minimus），中殿筋（Gluteus medius），大殿筋（Gluteus maximus），長内転筋（Adductor longus），短内転筋（Adductor brevis）の合計10種類の筋張力を算出した（表2）．本研究で解析した右股関節周辺の筋を図3に示す．

Table 2 Modeled muscles around the hip joint.

Name of muscles	Number of division
Psoas major	20
Rectus femoris	2
Semimembranosus	2
Semitendinosus	2
Long head of biceps femoris	2
Gluteus minimus	6
Gluteus medius	6
Gluteus maximus	6
Adductor longus	2
Adductor brevis	2

Fig. 3 Muscles around the hip joint were analyzed for this study using EICAS. Analyzed types of muscles were the psoas major, rectus femoris, semimembranosus, semitendinosus, long head of biceps femoris, gluteus minimus, gluteus medius, gluteus maximus, adductor longus, and adductor brevis. The X axis direction is the right direction of the trunk. The Y axis direction is the front direction of the trunk. The Z axis direction is the vertical direction.

2・2・5 股関節間力

股関節間力とは股関節の接触面に加わる正味の力であり，体節間浸透力と筋張力のベクトル的な合力として式(4)のように表すことができる。

$$F_{Hip} = f_{Hip} + \sum f_m \quad (4)$$

ここで， F_{Hip} は股関節の関節間力， f_{Hip} は股関節の体節間浸透力， f_m は股関節にまたがって付着している筋 m の筋張力である。体節間浸透力は，隣接している体節から対象としている体節に加わる力であるが，計算過程で現れる見かけの力である（臨床歩行分析研究会，1997）。そのため筋骨格モデルに適用している身体質量比（阿江他，1992，岡田他，1996）より，被験者個々の体重から換算し，リンクモデルの関係から運動方程式を計算することで算出した。また筋張力は，筋骨格モデルより 2・2・4 節で算出した合計 10 種類の股関節周辺の筋における筋張力の総和を取る事で算出した。本研究では算出した股関節周りの筋張力と股関節における体節間浸透力の総和を計算し，最終的に股関節間力として算出する。

2・3 股関節の応力解析

2・3・1 臼蓋棚形成術

臼蓋棚形成術は，臼蓋に自家骨を移植することで，股関節面の接触面積増加を行い，荷重負荷の集中緩和を目的とする。本術式は，比較的若年層で，関節面の変形があまり進行していない症例に対して行われる手術で，他の術式に比べ適応範囲は狭いが，低侵襲で良好な長期成績を得ることができる。本術式の手法としては，臼蓋形成不全患者の腸骨（骨盤上部の骨）の皮質骨部から臼蓋の屋根となる骨片を四角形状に切除・成形し，更に海绵骨を少量採取する。そして臼蓋縁上部に四角形状の溝を空け，切除した骨片を溝にはめ込み，移植骨片の上部に海绵骨を移植することで臼蓋棚を形成する。

2・3・2 被験者個別の有限要素モデルの作成

有限要素解析における被験者は臼蓋形成不全患者3名（以下、被験者 A, B, C）を対象とした。各被験者は右股関節に臼蓋形成不全を患っており、自家骨を移植することで臼蓋棚形成術を施している。各被験者の股関節に対し手術前後でCT撮影を行い、それぞれにおいて骨盤および大腿骨の有限要素モデルをMimics/3matic（Materialise, N. V., Leuven, Belgium）を用いて製作した。術後のモデルに関しては、自家骨の移植も再現している（図4）。解析モデルはいずれの各被験者においても断層幅2.5 mmのCT画像よりMimicsを用いて構築し（図5(a)）、その後、3maticを用いて4節点四面体要素からなる三次元有限要素モデルに変換した（図5(b)）。

Fig. 4 Pre-operative and postoperative comparison of the acetabulum: in the postoperative image, a shelf has formed on the top edge of the acetabulum.

Fig. 5 Examples of the analytical model of the pelvis constructed using Mimics and 3matic. (a) A three-dimensional model was constructed using Mimics from DICOM data. For this study, we constructed a pelvis and femur from a subject's data. (b) A finite element model was constructed using 3matic from previous three-dimensional model (a).

2・3・3 有限要素解析

応力解析には有限要素解析ソフト Marc Mentat2011 1.0（MSC Software Co., Santa Ana, CA, USA）を用いた。解析モデルは、2・3・2節で作成した被験者個々の骨盤と大腿骨の有限要素モデルと、Marc Mentat上で作成した骨盤と大腿骨の関節面の間にある軟骨および関節唇の有限要素モデルの合計4種類を、互いの面が接触すると仮定した合体モデルと

Table 3 Material properties.

Material	Element type	Young's modules E [MPa]	Poisson's ratio ν
Bone	Solid	17000	0.3
Cartilage	Solid	15	0.45
Labrum	Solid	15	0.45

して股関節モデルを構築した。解析モデルの物性値は Dalstra らが報告した文献値 (Dalstra et al., 1995) より決定した (表 3)。本研究では、臼蓋と大腿骨頭の間に存在する空隙は軟骨と関節唇を併せた軟部組織で満たされているものと仮定し、また各物性値がそれぞれ等しい値であることから軟骨と関節唇を併せた一層の軟部組織モデルとして作成した。また、本来の骨の構造は皮質骨と海綿骨に分かれているが、本研究では臼蓋、大腿骨頭の皮質骨部表面における力学的検証を目的としていることから、解析簡略化のため軟部組織以外は全て皮質骨部と仮定している。境界条件は、骨盤の腸骨部および恥骨結合部を完全拘束とし (大内他, 2016)、大腿骨遠位端から股関節間力を集中荷重として加えた (図 6)。

Fig. 6 Boundary conditions in finite element model of hip joint. (a) Ilium and pubic symphysis are fixed in all directions. (b) Point load was applied at the distal end of the right femur.

本研究における有限要素解析では、股関節の接触面に生じる von Mises 相当応力を解析し、臼蓋形成術前後における臼蓋と大腿骨頭における応力分布と最大応力の比較・検討を行った。また、各被験者の術後における臼蓋の最大応力減少率を式(5)より算出し、臼蓋形成術効果の検証を行った。

$$Reduction\ rate = \frac{\sigma_{Pre.} - \sigma_{Post.}}{\sigma_{Pre.}} \times 100 \quad (5)$$

ここで、 $\sigma_{Pre.}$ は術前の最大応力、 $\sigma_{Post.}$ は術後の最大応力である。

3. 結 果

3・1 股関節周辺の筋張力

3次元筋骨格モデルより算出された各被験者の股関節周辺における筋張力の解析結果を図7に示す。グラフの縦軸は

Fig. 7 Mean muscle force of muscles around the hip. Mean muscle force showed high activity at the psoas major, gluteus minimus, gluteus medius and gluteus maximus.

股関節周辺における筋の名称であり，横軸は体重で正規化した筋張力である．また各筋張力は測定開始 4 秒後から 1 秒間の平均筋張力である．大腰筋は 0.380，大腿直筋は 0.011，半膜様筋は 0.089，半腱様筋は 0.148，大腿二頭筋は 0.169，小殿筋は 0.333，中殿筋は 0.378，大殿筋は 0.353，長内転筋は 0.018，短内転筋は 0.028 であった．本結果より，大腰筋と中殿筋の筋張力が他の筋と比較して顕著に高いことがわかる．

3・2 股関節間力

上記の様に筋張力が算出され，各被験者の体節間浸透力を用いて関節間力を算出し平均した結果を表 4 に示す． X 軸方向が体幹右側方向， Y 軸方向が体幹前面方向， Z 軸方向が鉛直方向である．図 8 より X 軸方向， Z 軸方向は大腿骨頭が臼蓋に押し付けられるように働いており， Y 軸方向は大腿骨頭が後方に引っ張られるように働いていた．

Table 4 Hip joint contact force of each subjects.

	Resultant force[N]	F_X [N]	F_Y [N]	F_Z [N]
Average	229	-14	-40	225

Fig. 8 Direction and magnitude of the analyzed hip joint contact force. F_X shows medial direction, F_Y shows posterior direction, and F_Z shows vertical upward direction. Therefore, resultant of hip joint contact force acts as femoralhead presses acetabulum.

3・3 股関節面の応力解析結果

図 9 に臼蓋の応力分布，図 10 に大腿骨頭における応力分布を示す．各被験者において，臼蓋，大腿骨頭の応力は，術前は一部に集中していたが，術後は分散した．同様に最大応力は，臼蓋の術前で 3.76 MPa, 4.17 MPa, 3.79 MPa, 術後で 2.50 MPa, 2.80 MPa, 2.76 MPa となり (図 11 (a))，大腿骨頭の術前で 3.70 MPa, 4.38 MPa, 3.30 MPa, 術後で 2.22 MPa, 2.02 MPa, 2.58 MPa であった．いずれの各被験者における最大応力も応力分布と同様に，臼蓋，大腿骨頭ともに術後において減少した (図 11 (b))．術後の最大応力の減少率は，各被験者でそれぞれ，臼蓋で 34 %，33 %，27 %，大腿骨頭で 40 %，54 %，22 % となった．

3・4 臼蓋の面積の測定結果と最大応力との関係

各被験者の術前術後における臼蓋の面積を、有限要素モデルより Marc Mentat を用いて測定した。得られた各被験者の術前術後における臼蓋の面積と、術前と比較した術後の面積の増加率を表 5 に示す。各被験者の術前と比較した術後における面積の増加率は、それぞれ 22 %, 20 %, 24 % となった。また、臼蓋の面積と最大応力との関係を図 12 に示す。全体として、臼蓋の面積が増加するにつれ、最大応力は減少する傾向にあった。

Fig. 9 Distributions of equivalent von Mises stress in the acetabulum (area surrounded by solid line) in the respective subjects. In this paper, all figures show femur, acetabular labrum and acetabular cartilage as invisible model. The acetabular shelf formed is surrounded by dotted line. All figures of upper side are preoperative, and underside are postoperative.

Fig. 10 Distributions of equivalent von Mises stress in the femoral head in respective subjects. All upper side figures are preoperative, underside figures are postoperative.

Fig. 11 Maximum values of equivalent von Mises stress in the hip joint of preoperative and postoperative. (a) is maximum values of stress in the acetabular in each subject. (b) is maximum values of stress in the femoralhead in respective subject.

Table 5 Values of area in the acetabular in each subject.

Subject	Operation	Area of acetabular [mm ²]	Increase rate [%]
A	Pre.	3120	22
	Post.	4000	
B	Pre.	2530	20
	Post.	3180	
C	Pre.	2700	24
	Post.	3550

Fig. 12 Relationship between area of acetabular and maximum equivalent stress. As the area of acetabular increases, equivalent stress of maximum tends to decrease.

4. 考 察

3次元筋骨格モデルより算出した大腰筋、大腿直筋の筋張力を比較すると、それぞれ 0.380, 0.011 であった (図 7)．大腰筋は、股関節屈筋群の中で最大筋張力が最も大きいことが知られている．大腿直筋も強力な屈筋であるが、二関節筋であるため膝関節伸展位では屈曲方向の力が減少することが報告されている (久保, 2014)．本研究では立位姿勢を測定しており、膝関節伸展位であったために大腿直筋の筋張力が小さかったことが考えられた．また、小殿筋、中殿筋、大殿筋の筋張力が顕著であったが、これは外転筋が立位姿勢における骨盤の側方安定性を保つためだと考えられる (Kapandji, 1974)．

本研究で、股関節間力は 229 N と推定された (表 4)．静止立位時において、股関節の外転筋の筋張力と荷重肢を除く体重負荷の合力は体重の 3 分の 1 になる (久保, 2014)．運動計測を行った被験者の平均体重は 50 kg、即ち 490 N であ

る。これを3分の1にすると163 Nになり、推定された股関節間力と比較すると、推定値の方が66 N大きい。本研究では外転筋以外の筋群の筋張力も考慮しているため、妥当な値であるものと考えられた。

臼蓋における応力を調べるためには有限要素解析が有用である (Zhao et al., 2010)。本研究の結果では、術前において臼蓋縁に応力集中が見られたものの、術後では応力が分散し、最大応力が減少した (図9, 11 (a))。過去の報告 (趙他, 2008, 鳥取部他, 2009) と本研究の術前の結果で同様の傾向を示した。また、大腿骨頭についても術後にて応力が分散し、また最大応力も減少する傾向にあった (図10, 11 (b))。

臼蓋棚形成術を施した結果、応力が分散・減少したことの要因として、臼蓋の面積が増加したことによるものと考えられた。各被験者の術前術後における有限要素モデルより得られた臼蓋の面積を表5に示す。図11の最大応力と比較すると、臼蓋の面積の値が大きい程、最大応力は小さいという結果になった。趙らは、正常な股関節では臼蓋形成不全股関節と比較して、最大応力は比較的低く、応力分布は臼蓋縁にて分散することを報告している (趙他, 2009)。また、臼蓋被覆率の減少に伴い臼蓋の最大応力が増大するという報告 (趙他, 2008) や、関節の接触面積の増加に伴い、関節面に生じる応力が減少するという報告もある (Kim et al., 2005)。本研究でも過去の研究報告と同様の傾向を示していることから、臼蓋棚形成術によって臼蓋上部の屋根となる部分が人工的に作り出された結果 (図4)、荷重を支える面積が増加し、それに伴い臼蓋縁にて集中していた応力が分散し、最大応力も減少したものと考えられる。

本研究では、解析モデルは皮質骨部表面における力学的検証を目的としていることから、解析簡略化のため軟部組織以外を全て皮質骨部と仮定した。Kim らは臼蓋棚形成術前後における関節軟骨の厚さの力学的検証を行うにあたり、骨部表面の力学的影響を検討していることから骨のヤング率は皮質骨のみを仮定している (Kim et al., 2005)。また、大内らは臼蓋形成不全に対する応力解析を行うに当たり、関節表面での接触位置を明らかにすべく解析簡略化のため骨のヤング率は皮質骨部のみを設定している (大内他, 2016)。これらはいずれも本研究のように骨表面や接触時に生じる応力解析を行った際の条件であり、骨内部に伝達される応力を検討しているわけではないため、本研究のような骨表面の応力を検討する際は皮質骨のみのヤング率を適用しても差し支えないものと考えられる。

図9を見ると、臼蓋における応力集中は全被験者において臼蓋縁部にて見られる傾向にあった。本研究では各被験者の臼蓋の形状や臼蓋軟骨の厚さに関する個人差を考慮していないが、鳥取部らは、臼蓋軟骨が厚い程応力が低く、軟骨の厚さが薄いと臼蓋縁部に応力が集中することを報告しており (鳥取部他, 2009)、また Klaue らは、臼蓋縁部の半径が小さく狭小化している場合、臼蓋縁部で応力が増大することを報告している (Klaue et al., 1991, 帖佐他, 1996)。このことから、臼蓋の形状や臼蓋軟骨の厚さの違いにより股関節面の応力の集中箇所に差異があるものと考えられる。今後は、これらを考慮した上で、臼蓋形成不全の被験者数を増やし、応力集中の差異を検討していく必要があると考えられた。

5. 結 言

本研究ではまず筋骨格モデルを応用して静止立位時における股関節間力を算出した。次に静止立位時における臼蓋形成不全患者の応力解析を、算出した股関節間力を用いて実施し、臼蓋棚形成術前後で検証した。その結果、臼蓋面積の増加に伴い術後の応力分布の分散及び応力値の減少を全被験者において認めた。本研究に用いた筋骨格モデルは静止立位時での生体内力推定には有効であるが、歩行等の動的解析を再現させるためには、各関節が屈曲した際の筋走行を更に見直していく必要が示唆された。今後は、筋骨格モデルの改良と、臼蓋に生じる応力分布を歩行等の動的な状態において検証していく予定である。

文 献

- 阿江通良, 湯海鵬, 横井孝志, 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定, バイオメカニズム, Vol. 11(1992), pp.23-33, 東京大学出版会.
- 青木慶, 山崎信寿, 直立2足歩行における関節受動抵抗の意義, バイオメカニズム, Vol. 14(1998), pp.59-65, 東京大学出版会.
- 帖佐悦男, 田島直也, 柏木輝行, 園田典生, 谷島満, Ganz, R., Klaue, K., 長鶴義隆, Periacetabular osteotomy の X 線学的検討: 股関節 AP 像と False profile 像を用い, Hip joint, Vol. 22(1996), pp. 387-390.
- Dalstra, M., Huijskes, R. and Erning, L. V., Development and validation of a three-dimensional finite element model of the pelvic bone, Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 117, No. 3(1995), pp. 272-278.

- Davy, D. T. and Audu, M. L., A dynamic optimization technique for predicting muscle forces in the swing phase of gait, *Journal of Biomechanics*, Vol. 20, No. 2(1987), pp. 187-201.
- 羽田昌敏, 山田大介, 三浦弘樹, 辻敏夫, 人間-機械系の等価インピーダンス特性解析システム, 計測自動制御学会論文集, Vol. 42, No. 9(2006), pp. 1083-1091.
- Kapandji, I. A., *The physiology of the joints*, New York(1974), Churchill Living stone.
- Kim, Y. H., Park, W. M., Kim, K., Yoo, W. J., Cho, T. J. and Choi, I. H., Planning of shelf operation in dysplastic hip by CT and MRI based finite element contact analysis, *JSME International Journal Series C*, Vol. 48, No. 4(2005), pp. 586-591.
- Klaue, K., Durnin, C. W. and Ganz, R., The acetabular rim syndrome. A clinical presentation of dysplasia of the hip, *British Editorial Society of Bone and Joint Surgery*, Vol. 73-B, No. 3(1991), pp. 423-429.
- 久保俊一, 股関節学(2014), 金芳堂.
- McConville, J. T. and Churchill, T. D., Anthropometric relationships of body and body segment moments of inertia, *AFAMRL-TR-80-119*(1980).
- 岡田英孝, 阿江通良, 藤井範久, 森丘保典, 日本人高齢者の身体部分慣性特性, *バイオメカニズム*, Vol. 13(1996), pp. 125-139, 東京大学出版会.
- 大内宏輝, 鄧鋼, 鳥取部光司, 山子剛, 帖佐悦男, Duchenne 跛行が股関節接触位置と臼蓋部応力状態に及ぼす影響の評価に関する検討, *臨床バイオメカニクス*, Vol. 37(2016), pp. 69-75.
- 臨床歩行分析研究会編, 関節モーメントによる歩行分析(1997), 医歯薬出版株式会社.
- 東藤貢, 北村英輔, 藤井正徳, 佐藤太志, 中島康晴, 岩本幸秀, 股関節の応力状態に及ぼす臼蓋形成不全の影響, *臨床バイオメカニクス*, Vol. 31(2010), pp. 149-154.
- 鳥取部光司, 帖佐悦男, 趙昕, 渡邊信二, 鄧鋼, 股関節臼蓋形成不全の応力解析における臼蓋縁形態の影響, *臨床バイオメカニクス*, Vol. 30(2009), pp. 209-213.
- Zhao, X., Chosa, E., Totoribe, K. and Deng, G., Effect of periacetabular osteotomy for acetabular dysplasia clarified by three-dimensional finite element analysis, *Journal of Orthopaedic Science*, Vol. 15, No. 5 (2010), pp. 632-640.
- 趙昕, 帖佐悦男, 鳥取部光司, 渡邊信二, 鄧鋼, 臼蓋形成不全に対する寛骨臼骨切り術の応力解析, *臨床バイオメカニクス*, Vol. 30(2009), pp. 203-207.
- 趙昕, 帖佐悦男, 鳥取部光司, 渡邊信二, 鄧鋼, 股関節における臼蓋被覆についての有限要素法による応力解析, *臨床バイオメカニクス*, Vol. 29(2008), pp. 321-324.

References

- Ae, M., Tang, H. and Yokoi, T., Estimation of inertia properties of the body segments in Japanese athletes, *Biomechanism*, Vol. 11 (1992), pp. 23-33(in Japanese).
- Aoki, K. and Yamazaki, N., The role of joint resistance by passive tissues in human bipedal walking, *Biomechanisms*, Vol. 14(1998), pp. 59-65(in Japanese).
- Chosa, E., Tajima, N., Kashiwagi, T., Sonoda, N., Tanihata, M., Ganz, R., Klaue, K. and Nagatsuru, Y., Assessment of periacetabular osteotomy by anteroposterior and false profile views of the hip joint, *Hip joint*, Vol. 22(1996), pp. 387-390(in Japanese).
- Dalstra, M., Huijskes, R. and Erning, L. V., Development and validation of a three-dimensional finite element model of the pelvic bone, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 117, No. 3(1995), pp. 272-278.
- Davy, D. T. and Audu, M. L., A dynamic optimization technique for predicting muscle forces in the swing phase of gait, *Journal of Biomechanics*, Vol. 20, No. 2(1987), pp. 187-201.
- Hada, M., Yamada, D., Miura, H. and Tsuji, T., An Equivalent impedance characteristics analysis system for human-machine systems, *Transactions of the Society of Instrument and Control Engineers*, Vol. 42, No. 9(2006), pp. 1083-1091(in Japanese).
- Kapandji, I. A., *The physiology of the joints*, New York(1974), Churchill Living stone.
- Kim, Y. H., Park, W. M., Kim, K., Yoo, W. J., Cho, T. J. and Choi, I. H., Planning of shelf operation in dysplastic hip by CT and MRI based finite element contact analysis, *JSME International Journal Series C*, Vol. 48, No. 4(2005), pp. 586-591.
- Klaue, K., Durnin, C. W. and Ganz, R., The acetabular rim syndrome. A clinical presentation of dysplasia of the hip, *British Editorial Society of Bone and Joint Surgery*, Vol. 73-B, No. 3(1991), pp. 423-429.
- Kubo, S., *The Hip Joint*(2014), Kinholdo(in Japanese).
- McConville, J. T. and Churchill, T. D., Anthropometric relationships of body and body segment moments of inertia, *AFAMRL-TR-80-119*(1980).
- Okada, H., Ae, M., Fujii, N. and Morioka, Y., Body segment inertia properties of Japanese elderly, *Biomechanisms*, Vol. 13(1996), pp. 125-139(in Japanese).
- Ouchi, K., Deng, G., Totoribe, K., Yamako, G. and Chosa, E., Evaluation of the effects of Duchenne limp on the contact position of the hip joint and stress state of the acetabulum, *Japanese journal of clinical biomechanics*, Vol. 37(2016), pp. 69-75(in Japanese).

- The Clinical Gait Analysis Forum of Japan(Ed.), Gait analysis by joint moment(1997), Ishiyaku Publishers,Inc. (in Japanese).
- Todo, M., Kitamura, E., Fujii, M., Satou, T., Nakashima, Y. and Iwamoto, Y., Effect of acetabular dysplasia on state of hip joint, Japanese journal of clinical biomechanics, Vol. 31(2010), pp. 149-154(in Japanese).
- Totoribe, K., Chosa, E., Zhao, X., Watanabe, S. and Deng, G., Effect of acetabular rim morphology on the acetabular dysplasia, Japanese journal of clinical biomechanics, Vol. 30(2009), pp. 209-213(in Japanese).
- Zhao, X., Chosa, E., Totoribe, K. and Deng, G., Effect of periacetabular osteotomy for acetabular dysplasia clarified by three-dimensional finite element analysis, Journal of Orthopaedic Science, Vol. 15, No. 5(2010), pp. 632-640.
- Zhao, X., Chosa, E., Totoribe, K., Watanabe, S. and Deng, G., Finite element analysis on the periacetabular osteotomy, Japanese journal of clinical biomechanics, Vol. 30(2009), pp. 203-207(in Japanese).
- Zhao, X., Chosa, E., Totoribe, K., Watanabe, S. and Deng, G., Finite element analysis on the acetabular head coverage, Japanese journal of clinical biomechanics, Vol. 29(2008), pp. 321-324(in Japanese).