牛大腿部海綿骨の微構造モデルによる弾性的性質評価

Evaluation of Elastic Properties of Femoral Spongy Bone using Microstructural Model

○学 佐野 雄哉 (静岡大院) 正 坂井田 喜久 (静岡大工)
正 吉田 始 (静岡大工)

Yuya Sano, Yoshihisa Sakaida, Hajime Yoshida, Shizuoka University, 3-5-1 Jyohoku, Hamamatu 432-8561, Japan

Key Words: Femoral Spongy Bone, Microstructure, Elasticity, Finite Element Method

1. 緒言

若年スポーツ選手の脊椎分離症は、腰椎の関節突起間部での発症例が多く、運動時に腰椎に発生する応力解析による原因解明が望まれている。一方、腰椎の応力解析には骨構造と弾性的性質の把握が不可欠であるが、人骨の弾性的性質に関する研究例は存在するが、骨構造との関係は不明で、直接活用することはできない。そこで、本研究では、骨の弾性的性質と骨構造の関係を把握するため、牛大腿部海綿骨の弾性的性質と骨構造を実測するとともに、骨構造の微構造モデルを作成し、有限要素法と均質化法を用いて、海綿骨梁と骨髄の弾性率を算出し、弾性的性質の評価を行った。

2. 実験及び解析方法

2.1 供試材および試験片

供試材は図1に示す牛大腿骨で、2つの骨頭(No.1, 2)内部の海綿骨から1辺10mmの立方体試験片を切出した。なお、試験片には図2に示すように大腿骨の骨軸方向が z 軸となるような直交座標系 xyz を定義した。

2.2 微構造モデルの作成

立方体試験片は、圧縮試験により、弾性的性質を実測した後、超音波洗浄により骨髄を取除き、再び圧縮試験により弾性的性質を実測した。ついで、マイクロスコープ(SK-3000A, 斉藤光学)を用いて、 z 軸を法線方向とする断面を0.2mm間隔で逐次研磨除去しながら、図3のような断面組織写真を合計50枚撮影した。さらに、画像処理ソフト(Tri/3D-Bon, RATOC)により断面組織画像を補間し、骨梁と骨髄からなる海綿骨と、海綿骨梁のみの2種類の微構造モデルを作成した。なお、モデルは8節点六面体要素で要素分割した。表1は、骨梁と骨髄の要素数と節点数を示す。

Fig.1 Cattle thighbone

Fig.2 Definition of coordinate system.

Fig.3 Finite element model of cattle cancellous bone.

2.3 均質化法による骨梁及び骨髄要素の弾性率算出

骨梁のみの要素モデルに仮のヤング率とポアソン比を与え、均質化法(VOXCON-HG, くいと)により、骨梁構造の等価弾性率を計算し、骨梁構造の等価弾性率と実験結果が一致するような骨梁要素のヤング率とポアソン比を求めた。次に、骨梁と骨髄からなる要素モデルの骨髄要素に仮のヤング率とポアソン比を与え、海綿骨モデルの等価弾性率を計算し、実験結果と一致する骨髄要素のヤング率とポアソン比を求めた。

2.4 有限要素法による微構造モデルの弾性率評価

有限要素法(ANSYS, サイバーネット)を用い、骨梁のみの微構造モデルに一軸変位を加える仮想圧縮試験を行い、実験結果と比較した。解析は、荷重面の対面を負荷方向に拘束した状態で、荷重面上の節点に0.1mmの強制変位を与えた。

3. 結果および考察

3.1 海綿骨の弾性的性質と微構造との関係の評価

表2は圧縮試験より実測した3方向のヤング率を示す。負荷方向により、海綿骨に弾性異方性が存在することがわかる。

図4は、2つの立方体試験片の微構造モデルを示す。白色の骨梁組織構造に注目すると、No.1の xy 面、No.2の yz 面は網目状でネットワーク構造を有しているのに対し、それ以外の面では、図に矢印で示したように、骨梁組織が一方方向にそろっていることがわかった。これらの特徴は断面画像を同一方向で連続的に観察しても同様に見られた。図5は骨梁部分の面積率を求め、その平均値を横軸とし、その面に対して垂直方向のヤング率を縦軸としたグラフを示す。group(a)はネットワーク構造を有する面、group(b)は骨梁軸が一方方向にそろっている面で構成される断面構造を持つものである。図6はgroup(a)と(b)の断面位置に対する骨梁面積率の変化を示す。図より、骨梁の面積率とヤング率の関係は2つの直線(group(a)とgroup(b))で表される。group(a)はgroup(b)に比べて、面積率の変化がなだらかであることがわかる。すなわち、海綿骨の弾性的性質は骨梁の微構造と面積率に大きく依存するといえる。

Table.1 Number of element and node for 3D-models.

Specimen	bone marrow		bone trabeculae	
	element	node	element	node
No.1	199,182	343,721	162,068	300,992
No.2	208,679	327,935	152,571	263,177

Table.2 Young's modulus of Cancellous bone.

bone marrow	Specimen	E_x (MPa)	E_y (MPa)	E_z (MPa)
with	No.1	236.8	309.4	341.4
	No.2	333.9	201.8	189.9
without	No.1	208.4	232.6	298.3
	No.2	257.3	187.5	180.1

Fig.4 Cubic microstructure Models of Cancellous bone.

Fig.5 Young's Modulus-Trabecular bone area ratio diagram.

Fig.6 Transition of trabecular bone area ratio.

Table.3 Estimated optimum Young's modulus and Poisson's ratio of spongy bone using HGM.

Specimen	Bone Trabeculae		Bone Marrow	
	E_{op} (MPa)	ν_{op}	E_{op} (MPa)	ν_{op}
No.1	1.50	0.30	0.40×10^{-2}	0.49
No.2	1.70	0.30	0.35×10^{-3}	0.49

Table.4 Analyzed apparent Elastic modulus of spongy bone using HGM.

bone marrow	Specimen	E_x (MPa)	E_y (MPa)	E_z (MPa)	G_{xy} (MPa)	G_{yz} (MPa)	G_{zx} (MPa)	ν_{xy}	ν_{yz}	ν_{zx}
with	No.1	266.1	288.7	342.3	86.9	110.1	99.6	0.31	0.32	0.26
	No.2	265.1	217.2	189.6	87.4	63.5	68.7	0.20	0.17	0.23
without	No.1	208.7	230.6	299.2	77.7	101.5	91.2	0.24	0.24	0.17
	No.2	258.1	194.6	179.6	85.3	62.0	67.7	0.17	0.15	0.21

Fig.7 Traced images of spongy bones.

3.3 均質化法による骨梁及び骨髄要素の弾性率算出

表3は骨梁と骨髄要素のヤング率とポアソン比の最適値を示す。本研究では、海綿骨の z 方向のヤング率の実験値と均質化法による等価弾性率が一致するように、骨梁と骨髄要素のヤング率とポアソン比を変化させた。なお、骨髄は非圧縮性流体と仮定し、構造要素として、ヤング率・ポアソン比を与えた。骨髄のヤング率は骨梁に比べてかなり小さく、海綿骨の弾性的性質は骨梁要素で決まるといえる。一方、No.1とNo.2では骨髄のヤング率に1桁の差が生じた。これは、骨髄構造が切り出し位置により異なることに起因すると考えられる。そこで、海綿骨のX線CT撮影を行い、骨髄構造について検討した。図7は撮影したCT画像をトレースし、異なる領域を色分けした結果を示す。白い部分が骨梁、水色の部分が骨髄である。図より、図4の微構造モデルで骨髄と考えていた領域に、黒色で示した密度の低い領域が観察できた。またcase1とcase2は異なる位置から切り出した海綿骨の断層画像で、黒色領域の体積分率が異なることがわかる。この領域のヤング率が非常に小さいと仮定すると、図4のように骨髄を均質とした計算では、表3のNo.1とNo.2の骨髄のヤング率のように、値に大きな差が生じる可能性がある。密度の低い領域が骨髄のヤング率に及ぼす影響については今後の課題である。

最後に、表4は表3の各要素の弾性率を用いて海綿骨の等価弾性率を均質化法により再計算した結果を示す。骨梁と骨髄から成る複雑な微構造に依存して、海綿骨の等価弾性率は強い異方性を有することがわかる。

3.4 有限要素法による微構造モデルの弾性率評価

表5は有限要素法を用いた仮想圧縮試験により算出した、一軸変形したときのヤング率を示す。解析結果と実験結果を比較すると、 z 方向のヤング率はほぼ一致したが、実験による弾性異方性に比べて $E_z/E_x, E_z/E_y$ の値は小さくなった。異方性が小さい理由としては、実験は負荷荷重と荷重点変位からヤング率を算出しているのに対し、有限要素法による仮想圧縮試験は、せん断変形を含めたヤング率を求めているためであると考えている。今後、FEMのせん断変形量を考慮して、実験で得られたヤング率の結果と比較する予定である。

4. 結言及び参考文献 (省略)

Table.5 Young's modulus of spongy bone using FEM.

bone marrow	Specimen		E_x (MPa)	E_y (MPa)	E_z (MPa)	E_z/E_x	E_z/E_y
with	No.1	Experiment	237	309	341	1.442	1.103
		FEM	281	287	334	1.189	1.164
	No.2	Experiment	334	202	190	0.569	0.941
		FEM	275	258	197	0.716	0.764
without	No.1	Experiment	208	232	298	1.433	1.284
		FEM	227	244	302	1.330	1.238
	No.2	Experiment	257	189	180	0.700	0.952
		FEM	271	257	191	0.705	0.743