

図① 有限要素法

有限要素法とは、複雑な構造部品を単純な要素(単純な形状をした構造要素)の集まりとして表現(有限要素法モデル)して、構造解析する方法である。現在、航空宇宙工学から機械・建築・土木・造船など構造工学のあらゆる分野で強度評価をおこなうために応用されている。要素ごとに単純な方程式を組み合わせ、すべての要素の方程式が成立する解を求める。コンピュータの高速な繰り返し計算により解が求められる。

る患者を識別するには不十分であることが明らかとなっている。例えば、非椎体骨折の既往のある女性のうちDAXによる骨密度のTスコアが2.5であり、これは骨粗鬆症の国際的な診断基準であるが、これを下回ったのは44%に過ぎなかったという報告がある。さらに男性においては、この割合は20%程度であった⁹⁾。また、原発性骨粗鬆症に対する薬物療法の効果に関する臨床研究をまとめたメタアナリシスから、骨密度測定は薬剤効果による骨折の相対リスク低減のごくわずかし説明しないという¹⁰⁾。骨密度測定の限界は、骨の幾何学的形状、不均一な骨密度分布、骨の構造、骨に負荷する荷重の条件などは全く考慮されていないという点にある。

このような問題点を改善するために、定量的CTデータをもとにした有限要素法(以下CT/FEM)による骨強度の予測評価を診断に用いる考え方が提案されてきた。1991年にFaulknerら¹¹⁾は定量的CTデータをもとにした大腿骨近位部の三次元有限要素法モデルを報告している。1998年に、Keyakら¹²⁾は同様に大腿骨近位部のCT/FEMモデルを報告している。これは解析モデルの要素分割を自動でおこなうものであった。2003年にKeavenyら¹³⁾は

78(182)

脊椎椎体のCT/FEMモデルを報告している。これらの方法の骨強度予測における正確性は新鮮死体標本を用いて検証された。しかしこれらの方法は、正確性や解析上の骨折の定義や骨折部位の予測精度において十分満足のいく方法ではなかったため、筆者ら¹⁴⁾¹⁵⁾も独自の方法を開発するにいたった。この方法は、わが国では承認を受けた施設において先進医療として実施することができる。



定量的CTをもとにした有限要素法 (CT/FEM)とは

CT/FEMとは、定量的CTデータを用いて三次元の骨密度・力学特性分布を表示し、さらに構造解析的な有限要素法モデルに置き換え、骨強度・骨折危険部位などを予測評価する方法である。具体的な方法の手順を以下に示す。骨をCT撮像する(図②①)。ここで基準物質(骨量ファントム)とともに撮像する。CT画像から解析対象の骨の領域を抽出する(図②②)。さらに三次元骨モデルを作成する(図②③)。このモデルにシンプルな構造、ここでは四面体の要素をあてはめ三次元の骨のモデルと全く同じような有限要素法のモデルを作成する(図②④)。骨量ファントムとともに撮像することで、Hounsfield値と骨密度の関係を示す検量線が得られている。これによって各ボクセルのHounsfield値は骨密度値に変換する。さらに各ボクセルの骨密度値は平均化され各要素の骨密度値に置き換えられる。これらの操作によって、三次元有限要素モデルの各要素には骨密度値が配分される。この段階では解析対象の骨と同じ骨密度分布をもつ骨モデルが作成される(図②⑤)。次いで、先行研究によって報告されている骨密度と力学特性(ヤング率、降伏応力、および臨界応力)の関係式を用いて、各要素の骨密度値をすべて各要素の力学特性値に変換する。この段階で、各要素に固有のヤング率、降伏応力および臨界応力の各値が配置され、患者と力学的に等価な三次元骨解析モデルが完成する(図②⑥)。すなわち患者固有の解析モデルができあがる。このモデルは仮想的に骨を患者から抽出したのと同様と考えられる。次に力学解析に移るが、ここで解析モデルに対して、現実の荷重環境に近似した荷重や拘束の条件を与える(図②⑦)。その後有限要素解析に移り、コンピュータが高速に繰り返し計算をおこない構

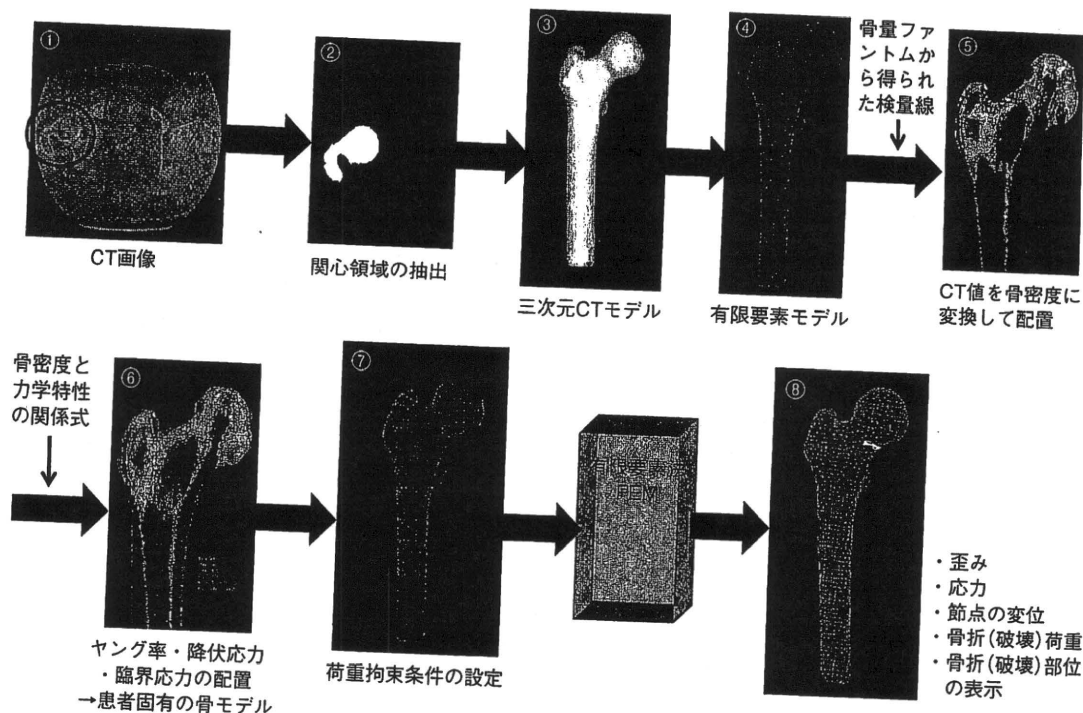


図2 定量的CTを用いた有限要素法 (CT/FEM)

定量的CTを用いた有限要素法による骨強度評価法の手順を示す。内容は本文を参照されたい。

造解析をおこなう。解析が終了すると、コンピュータは骨モデルに歪み、応力、骨折荷重や骨折が起きうる位置(骨折部位)などを表示する(図2⑧)。これで解析が終了する。この方法はいわば患者から仮想的に解析対象の骨を抽出し、さらに静的な荷重試験に供して強度を評価する方法といえる。

CT/FEMの特長

CT/FEMの特長は、種々の骨密度測定法と異なり、骨強度に関連するより多くの因子(骨質)を考慮した方法であることである。すなわち、骨密度のほかに骨密度分布や骨の幾何学的形状・ジオメトリーやCTで認識できる骨構造を考慮した方法である。さらに、骨強度を定量的にニュートンという力の単位で定量化できる。また、荷重条件に対応した強度を条件ごとに定量することができる。骨折部位の予測もおこなうことができる。最も重要な要件であるが、臨床用のCTを使用するために臨床応用が可能である。

本法の限界はおもにCTを使用することから生ずる。

臨床用のCTは解像度がマイクロCTより低く、現状0.4～0.7mm程度である。また有限要素法の要素サイズも2～3mm程度である。したがって本法の限界としては、骨梁構造に関する情報を欠き、骨梁の微細構造を表現できていないことがあげられる。しかしVerhulpら¹⁶⁾は、定量的マイクロCTをもとにした80 μ mの解像度の有限要素法のモデルと3mmの要素サイズのモデルの両者を比較し、骨強度予測において両者は約5%しか相違しなかったと報告している。したがって、臨床用のCTによる本法は、臨床使用において十分な正確性を有すると考えられる。



文献

- 1) Clough RW : Thoughts about the origin of the finite element method. *Computers & Structures* 79 : 2029-2030, 2001
- 2) Turner MJ, Clough RW, Martin HC *et al* : Stiffness and deflection analysis of complex structures. *J Aero Sci* 23 : 805-823, 1956
- 3) Clough RW : The finite element method in plane stress analysis. Proc ASCE Conf Electron Computat, Pittsburgh, PA,

1960

- 4) Brekelmans WA, Poort HW, Sloof TJ : A new method to analyze the mechanical behavior of skeletal parts. *Acta Orthop Scand* 43 : 301-317, 1972
- 5) Cann CE : Quantitative CT for determination of bone mineral density : a review. *Radiology* 166 : 509-522, 1988
- 6) Grampp S, Jergas M, Glüer CC *et al* : Radiologic diagnosis of osteoporosis. Current methods and perspectives. *Radiol Clin North Am* 31 : 1133-1145, 1993
- 7) Mazess RB, Barden H, Ettinger M *et al* : Bone density of the radius, spine, and proximal femur in osteoporosis. *J Bone Miner Res* 3 : 13-18, 1988
- 8) Riggs BL, Wahner HW, Seeman E *et al* : Changes in bone mineral density of the proximal femur and spine with aging : Differences between the postmenopausal and senile osteoporosis syndromes. *J Clin Invest* 70 : 716-723, 1982
- 9) Schuit SC, van der Klift M, Weel AE *et al* : Fracture incidence and association with bone mineral density in elderly men and women : the Rotterdam study. *Bone* 34 : 195-202, 2004
- 10) Cummings SR, Karf DB, Harris F *et al* : Improvement in spine bone density and reduction in risk of vertebral fractures during treatment with antiresorptive drugs. *Am J Med* 112 : 281-289, 2002
- 11) Faulkner KG, Cann CE, Hasegawa BH : Effect of bone distribution on vertebral strength : Assessment with patient-specific nonlinear finite element analysis. *Radiology* 179 : 669-674, 1991
- 12) Keyak JH, Rossi SA, Jones KA *et al* : Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling. *J Biomech* 31 : 125-133, 1998
- 13) Crawford RP, Cann CE, Keaveny TM : Finite element models predict in vitro vertebral body compressive strength better than quantitative computed tomography. *Bone* 33 : 744-750, 2003
- 14) Imai K, Ohnishi I, Bessho M *et al* : Nonlinear finite element model predicts vertebral bone strength and fracture site. *Spine* 31 : 1789-1794, 2006
- 15) Bessho M, Ohnishi I, Matsuyama J *et al* : Prediction of strength and strain of the proximal femur by a CT-based finite element method. *J Biomech* 40 : 1745-1753, 2007
- 16) Verhulp E, van Rietbergen B, Huiskes R : Comparison of micro-level and continuum-level voxel models of the proximal femur. *J Biomech* 39 : 2951-2957, 2006

THE
BONE
4月号

VOL. **24** NO. **2**

2010.4

特集 『運動と骨Ⅱ』

 **メディカルレビュー社**

基礎

5. 骨のバイオメカニクス(有限要素法も含めて)

Biomechanics of bone (including finite element method)

大西五三男

Isao Ohnishi(講師)/東京大学大学院医学系研究科外科学専攻感覚運動機能医学講座整形外科

骨強度の低下によって、どの程度に骨折発生のリスクが増加するかを正確に把握できれば、骨折の予防に非常に有用である。まず骨に作用する荷重の頻度、荷重の量と方向、および作用部位などに関する理解が必要である。骨密度測定は、骨折リスクを正確には評価できないことが明らかになっている。骨密度とは関連しない骨の強度にかかわる因子すなわち骨質が注目されている。骨の強度評価モデルとして初期には単純な力学理論が用いられた。近年では有限要素法モデルが作成され、複雑なジオメトリ、材料特性、荷重条件を導入することで、優れた骨の応力解析を行うことができるようになった。さらに定量的CTを用いた有限要素法によって、患者固有の骨の3次元構造解析モデルが作成されており、骨強度を定量的に予測する方法が臨床応用されるに至っている。

key words

骨強度
骨密度
骨質
骨折リスク
定量的CT
有限要素法

緒言

骨は荷重を支持する臓器・組織であり、常に荷重に曝される。若年者においては、骨折はかなり大きな外力によって発生する。高所からの転落、激しいスポーツ活動また交通災害や労働災害などは骨折の原因として上位を占める。このような骨折の予防は、スポーツ活動や労働環境の改善・整備や作用する外荷重量を制限・低減する予防装具の開発によって行われている。しかし、高齢者では、立位からの転倒など些細な外力で骨折が発生する。このような骨強度の低下による脆弱性骨折の予防には、薬物療法・栄養指導が行われ、また、ヒッププロテクターやエネルギー吸収材による床の開発などの予

防システムの構築が行われている。そこで、加齢による骨強度の減少が骨折発生とどのような関係にあるか、または、個々の高齢者の骨強度の低下によってどの程度に骨折発生のリスクが増加するかを正確に把握できれば、骨折の予防に非常に有用である。

骨に作用する荷重条件

骨折が発生するか否かについては、生体力学的には factor of risk というパラメータで評価できる¹⁾。これは骨に作用する外力と骨強度との比で表わされる。この比が1を超えると骨折が起こる。この比の逆数は骨折安全率となる。工学的見地からは、骨の材料特性、幾何学的形状、および荷重や拘束

条件が骨の強度に大きくかわる。したがって、従来は骨の量や強度によって骨折のリスクが評価されてきたが、骨に作用する荷重要因、すなわち荷重が作用する頻度、荷重の量と方向および作用部位など、荷重環境に関する検討が必要である。

骨に発生する応力を予測する場合、生体において骨がどのような荷重環境に曝されるかを知る必要がある。骨の荷重に対する挙動については、生体の条件では研究が困難であるために、*in vivo* における荷重環境に近似した荷重環境を用いて *ex vivo* で研究されてきた。股関節については、片脚起立において股関節には体重の2.3~2.9倍の荷重が加わり、平地歩行では1.6~3.3倍の荷重が加わることが示唆され

ている²¹⁻²³。同時に、筋の収縮力は高齢者の大腿骨を骨折させるために十分なほど大きいことが示されている¹⁰⁻¹⁴。また、関節を介する荷重伝達や骨内部の応力形成においても筋の収縮力は大きな影響を与える^{15,16}。

大腿骨近位部骨折が転倒を契機として発生することが示唆されているが、転倒において大腿骨近位部に発生する外力の大きさや方向についてはほとんどわかっていない。Robinovitch らによると、転倒開始時の高さや患者の軟部組織の量にもよるが、転倒によって発生する衝撃力は8kN 以上にも達するという¹⁷。これによると、この衝撃力のレベルは高齢者の大腿骨近位部を骨折させるに十分な程度であるという。一方、Kroonenberg らは、力学モデルを提唱して、大腿骨の大転子部において転倒によって発生する荷重を定量した¹⁸。それによると女性においては最大荷重は2.9~4.3 kN と推定した。

骨に発生する応力分布は当然のことながら、荷重の大きさとともに荷重の方向によっても変化する。しかし、転倒に際して、どのような荷重環境が生じるかについては研究蓄積が十分ではない。Kroonenberg らは、転倒によって発生する荷重条件について検討している¹⁹。Pinilla らはこれを発展させて、死体骨を用いて荷重方向の変化に伴う影響を検討した²⁰。これによると、水平面において、荷重方向と大腿骨頸部の角度が30° 変化すると、大腿骨近位部の強度は大きく低下し得ると結論している。この結果は、後に有限要素法を用いた大腿骨近位部の強度予測解析

に用いられている²¹。もう一つの荷重パラメータとして、荷重増加率がある。これも応力分布や骨折発生に大きく関与する。Kroonenberg らは、転倒の速度が50倍に増加すると大腿骨近位部の骨折強度が20%増加すると推定している¹⁹。

脊椎の場合、座位、立位、歩行、荷物を持ち上げる、など日常生活のすべての動作が脊椎に荷重を負荷する。脊椎に対する生体における荷重条件を理解することは、このような動作で、脊椎の各部にどのような応力状態が発生するかを理解するために重要である。Schlutz らは、生体において、腰椎の荷重負荷は440 N 程度であり、30° の前屈位では腕に8kg の荷物を持つと、負荷は2350 N にまで増加するとした²²。椎体の脆弱性骨折は、日常生活動作とあまり変わらない程度の軽微な外力によって発生し得る。脊椎への圧縮力は、主に椎間板と椎体終板によって椎体に伝達され、さらに椎体内の皮質シェルや海綿骨に伝達される。椎体に伝達される荷重のうち、海綿骨に伝達される荷重と皮質シェルに伝達される荷重の割合については明らかでない。当然のことながら脊椎の椎弓根より後方の要素にも荷重は伝達される²³。脊椎への荷重は圧縮力が主体であるが、曲げモーメントも同時に作用する。純粋な圧縮力よりも、曲げモーメントを伴った圧縮は、椎体にさらに大きな圧縮応力を発生する²²。脊椎においても荷重方向や荷重増加率が椎体内の応力分布に影響することはいうまでもない。

骨強度に関連する要因

骨密度の低下によって椎体や大腿骨近位部の骨折リスクが増加する^{24,25}。DXA などの骨密度測定は骨量や骨の面積密度を測定し、測定値は骨の強度や骨折のリスクとある程度の相関を有することが示されている^{26,27}。しかし、骨密度測定は骨折発生率を完璧には説明することができないことが明らかになっている。脆弱性骨折の既往がある患者の半数以上は骨粗鬆症の診断基準以上の骨密度を有すると報告されている²⁸。さらに、DXA で測定した骨吸収抑制薬による骨密度の増加効果は5~8%と報告されているが、骨折発生率の低減に及ぼす効果は50~60%とされており、骨密度のこのようなわずかの増加だけではその効果を十分に説明できないことが明らかとなっている²⁹⁻³¹。DXA による骨密度の評価は、再現性が不十分であることや面積密度の測定にとどまる方法の限界がある。皮質骨と海綿骨の区別ができないこと、測定対象領域の軟部組織の石灰化の影響を受けることなどの問題が解決できておらず、骨折のリスクの十分な検出精度が得られていない。このような事実から DXA により評価される骨密度とは関連しない骨の強度にかかわる因子が注目を集めるようになった。この因子は多岐にわたり、総括して骨質と呼ばれる。

1990年代において骨粗鬆症は、低骨量と骨組織の微細構造の異常を特徴とし、骨の脆弱性が増加する疾患と定義されてきた³²。しかし骨量では骨折リ

スクを正確に評価できない限界から、2000年にはその定義が改変され、骨粗鬆症は骨強度の低下によって、骨折のリスクが高くなる骨の障害と定義された³³⁾。ここで骨強度は骨密度と骨密度以外の骨強度にかかわる因子とされている。骨質という言葉は15年来使い続けられているが、この本質ははまだ明確ではなく曖昧である³⁴⁾³⁵⁾。現在、骨質とは臨床的には骨量や骨密度では説明できない要因によって骨強度に影響を与える因子ということになる³⁵⁾。骨の強度の定義は、骨折にいたる、すなわち骨の破壊をきたす力の大きさである。したがって骨質とは、この強度に影響する一方、骨密度とは異なる因子である。強度は力学的には力の単位をもつ指標である。しかし、骨強度は別の力学特性である骨の剛性、靱性、降伏後の変形、疲労、クリープ特性などに関連する。たとえば、骨大理石病では、骨の剛性は著しく高い。しかし、非常に脆性が強く、骨折までに吸収できるエネルギーは非常に少ない。その結果、骨折のリスクは非常に大きい。また逆の状態として、小児の骨は石灰化の程度が未熟で弱く、剛性は非常に低い。しかし、延性が大きく、大きく変形できる。その結果、骨折にいたるまでに吸収できるエネルギーは大きい。この結果が若木骨折であり、大きな変形をきたすが完全骨折になりにくい。したがって骨質はこれらの種々の力学特性と関連する因子ということもできる。

骨の幾何学的形状は、骨密度によらない骨強度に影響する因子であること

から一つの骨質といえる。Beckらは大腿骨の断面二次モーメント(Cross Sectional Moment of Inertia : CSMI)を評価した。男性では加齢とともに代償性にCSMIが増加し、閉経後の女性ではCSMIは減少するという³⁶⁾³⁷⁾。CSMIの減少によって大腿骨近位部の応力は増加することになり骨折リスクが増加する。大腿骨頸部長にも個人差があり、わずかの長さの増加により骨折のリスクが増加することが示唆されている³⁸⁾。日本人女性では、骨密度は少ないにもかかわらず、大腿骨近位部の骨折リスクは欧米人女性と比較して少ない。これは頸部長が短く、また頸体角が小さいことが要因である可能性が示唆されている。頸部長が長いこと、および頸体角が大きいことが大腿骨近位部の曲げモーメントを増大させ、骨折リスクを高めている可能性がある。

摘出した5~8 mmサイズの高綿骨標本の力学試験から骨の微細構造に関連した多くの骨質に関する知見が得られている³⁹⁾⁴¹⁾。まず、高綿骨標本の圧縮における臨界応力を調べると、脊椎椎体や脛骨近位部では同じ骨密度においても臨界応力にかなりの差があり、脛骨近位部では脊椎椎体よりも高いことが明らかとなっている⁴²⁾⁴⁴⁾。この原因としては、高綿骨梁の形状の差異⁴⁵⁾⁴⁷⁾、またより低密度の標本では骨梁の破壊の機序が異なっていること⁴⁸⁾⁵⁰⁾、また骨梁そのものの材料特性が部位で異なることなどが推定されている⁵¹⁾⁵⁴⁾。この材料特性の相異は石灰化の相異が影響していると推定されている⁵⁵⁾。

骨質が年齢や疾患また種々の治療に

よってどう変化するかに関してはほとんど知見がない。骨質に対する年齢の影響に関しては、20~102歳までの死体骨を用いた調査において、大腿骨遠位の海綿骨の圧縮強度は骨密度と線形の関係にあり、これは男女でも、また閉経前後でも同様の線形の関係にあった⁵⁶⁾。すなわち、閉経後の骨代謝の亢進が生じて、圧縮強度と骨密度の関係には影響がなく、この意味での骨質には大きな変化はきたさないことが示されている。脊椎椎体の標本では、年齢とともに海綿骨の圧縮強度と骨密度の比は減少することが示されている⁵⁷⁾。その理由としては、より低骨密度の状態の骨梁は圧縮によって高骨密度の骨梁より大きく変形して破壊しやすい状態にあることが考えられる。骨粗鬆症による影響については、大腿骨頭の摘出標本を用いて研究されている⁵⁸⁾。同様に海綿骨の圧縮強度と骨のVolume Fraction(体積率)の比は、骨粗鬆症患者群とコントロール群では相異が認められなかった。またマイクロCTを用いた研究においても、骨粗鬆症(大腿骨近位部骨折患者)とコントロール(非骨折者)では、海綿骨の構造に相異があるが、硬組織の材料特性には相異がなく、その結果、ヤング率と骨の体積率との関係は両者において相異がなかった⁵⁹⁾。

骨の力学特性と骨密度または体積率との関係における骨質が、年齢や骨粗鬆症などの疾患、また種々の治療介入によってあまり変化しないとすれば、骨の強度はもう少し大きなスケールにおける視点から評価することができる

のではないかと考えられる。したがって、5~8mm サイズの海綿骨の力学特性、微細構造、骨密度や体積率との関係から得られた知見を骨全体の力学特性の評価に利用することができる。

骨折リスク評価のための 骨強度解析モデル

大腿骨近位部の骨強度評価モデルとして、初期には単純な梁の理論が用いられた⁶⁰⁻⁶³。しかし、Brekelmansらは初めて大腿骨の2次元有限要素法モデルを作成し、複雑なジオメトリー、材料特性、荷重条件を導入することにより、それ以前の梁の理論よりも優れた応力解析を行うことができた⁶⁴。近年において、定量的CTを用いた有限要素法(CT/FEM)によって、患者固有の骨の3次元評価モデルを作成し、骨の強度を定量的に予測する方法が開発されている。この方法は新鮮死体標本を用いた実証試験において正確性が検証されている⁶⁵⁻⁶⁸。また臨床応用も始められており、薬剤の効果判定において、DXAやQCTよりも薬剤効果判定感度の高い方法であることが予備的に示唆されている⁶⁹⁻⁷⁰。この方法は臨床用のCT装置と骨量ファントムを用いた定量的CTのデータを用いて、CT/FEMによって骨強度を定量評価するものである。CTデータそのものは骨のボクセル内のCT値であるが、同時に撮像する骨量ファントムのCT値から得られる検量線によって各ボクセル内のCT値は骨密度に変換される。変換された骨密度はさらに骨の材料特

性に変換される。骨密度と骨のヤング率や降伏応力、また臨界応力などの材料特性との関係は、先行研究によって提唱されている⁷¹。骨の3次元CT/FEMモデルはCTの形状データから作成されるが、これを構成する各要素にこの材料特性を配置することにより患者固有の骨のCT/FEMモデルが完成する(図)。この方法は臨床用CT装置を利用するものであり、解像度は水平で0.4 mm程度であり、垂直解像度は撮像時のスライス厚に依存するが、通常1 mm(最小でも0.5 mm)以上である。したがって、この方法では数十ミクロン程度の骨梁構造を表現することができないという限界がある。しかし、前述したように、5~8 mmの大きさの海綿骨標本の力学試験から得られる知見を総合すると、骨梁の微細構造は年齢、骨粗鬆症の有無、性差、薬剤投与などの影響によって材料特性と骨密度の関係を大きく修飾しないと考えられる。したがって、骨梁そのものの材料特性や骨梁の形状や配置などの微細構造を考慮することなく、より大きいスケールで骨を表現したとしても、骨の微細構造を考慮した場合とほぼ同等の強度評価を行うことができると考えられる。Verhulpらは、大腿骨近位部において、マイクロCTを用いた80ミクロンの要素サイズの高解像度モデルと、臨床使用を想定した3 mm程度の要素サイズのモデルを用いて、予測強度に差があるかを比較している⁷²。結果として高解像度モデルと臨床用モデルでは予測強度において±5%程度の差があったのみであった。この結果

から、骨の構造全体を3 mm程度のサイズに細分化した均一な内部性状の要素の集まりとして表現する、いわゆる連続体を仮定したCT/FEMモデルを用いることにより十分正確な強度予測ができると考えられる。

まとめ

CT/FEMは、骨密度、骨量分布、骨形態、骨構造、荷重部位、荷重量、荷重方向など、より多くの骨強度・骨折リスクに関連する因子を考慮した方法である。今後、CT/FEMが骨折リスクの診断法として既存の方法よりもより有用であるかどうかを臨床研究により検証する必要がある。そのためにもCT/FEMに関する大規模な臨床研究を実施することが望まれる。

文献

- 1) Hays WC, Piazza SJ, Zysset PK : Biomechanics of fracture risk prediction of the hip and spine by quantitative computed tomography. *Radiol Clin North Am* 29 (1) : 1-18, 1991
- 2) English T, Kilvington M : *In vivo* records of hip loads using a femoral implant with telemetric output (a preliminary report). *J Biomed Eng* 1 : 111-115, 1979
- 3) Davy DT, Kotzar GM, Brown RH, et al : Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 70 (1) : 45-50, 1988
- 4) Kotzar GM, Davy DT, Goldberg VM, et al : Telemetrized *in vivo* hip joint force data ; a report on two

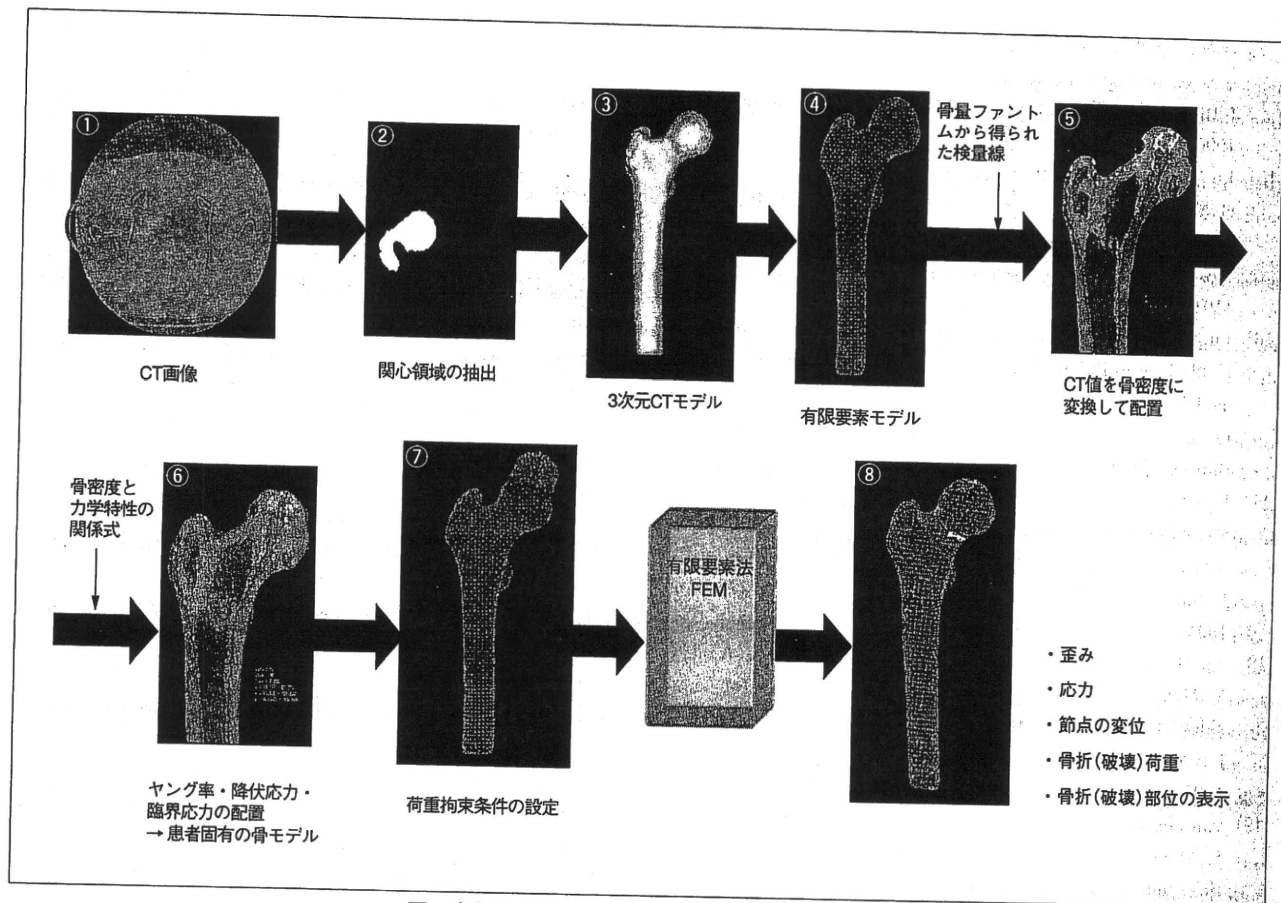


図 定量的 CT を用いた有限要素法(CT/FEM)

(巻頭カラーページ グラビア3参照)

patients after total hip surgery. *J Orthop Res* **9**(5) : 621-633, 1991

5) Brand RA, Pedersen DR, Davy DT, et al : Comparison of hip force calculations and measurements in the same patient. *J Arthroplasty* **9**(1) : 45-51, 1994

6) Crowninshield R, Johnston R, Andrews J, et al : A biomechanical investigation of the human hip. *J Biomech* **11** : 75-78, 1978

7) Crowninshield RD, Brand RA : The prediction of forces in joint structures ; distribution of inter-

segmental resultants. *Exercise Sport Sci Rev* **9** : 159-182, 1981

8) Hardt DE : Determining muscle forces in the leg during normal human walking—an application and evaluation of optimization methods. *J Biomech Eng* **100** : 72-78, 1978

9) Röhrle H, Scholten R, Sigolotto C, et al : Joint forces in the human pelvis-leg skeleton during walking. *J Biomech* **17** : 409-424, 1984

10) Smith LD : Hip fractures ; the role of muscle contraction or intrinsic forces in the causation of frac-

tures of the femoral neck. *J Bone Joint Surg* **35-A** (2) : 367-383, 1953

11) Kelly JP : Fracture complicating electro-convulsive therapy and chronic epilepsy. *J Bone Joint Surg* **36B** : 70-79, 1954

12) Muckle DS : Iatrogenic factors in femoral neck fractures. *Injury* **8**(2) : 98-101, 1976

13) Sloan J, Holloway G : Fractured neck of the femur ; the cause of the fall ? *Injury* **13**(3) : 230-232, 1981

14) Yang KH, Shen KL, Demetropoulos CK, et al : The relationship be-

- tween loading conditions and fracture patterns of the proximal femur. *J Biomed Eng* **118** (4) : 575-578, 1996
- 15) Lu TW, O'Conner JJ, O'Conner JJ, et al : Influence of muscle activity on the forces in the femur ; an *in vivo* study. *J Biomech* **30** (11-12) : 1101-1106, 1997
 - 16) Lu TW, O'Conner JJ, O'Conner JJ, et al : Validation of a lower limb model with *in vivo* femoral forces telemetered from two subjects. *J Biomech* **31**(1) : 63-69, 1998
 - 17) Robinovitch SN, Hays WC, McMahon TA : Prediction of femoral impact forces in falls on the hip. *J Biomech Eng* **113** (4) : 366-374, 1991
 - 18) van den Kroonenberg AJ, Hays WC, McMahon TA : Dynamic models for sideways falls from standing height. *J Biomech Eng* **117** (3) : 309-318, 1995
 - 19) van den Kroonenberg AJ, Hays WC, McMahon TA : Hip impact velocities and body configurations for voluntary falls from standing height. *J Biomech* **29**(6) : 807-811, 1996
 - 20) Pinilla TP, Boardman KC, Bouxsein ML, et al : Impact direction from a fall influences the failure load of the proximal femur as much as age-related bone loss. *Calcif Tissue Int* **58**(4) : 231-235, 1996
 - 21) Ford CM, Keaveny TM, Hays WC : The effect of impact direction on the structural capacity of the proximal femur during falls. *J Bone Miner Res* **11**(3) : 377-383, 1996
 - 22) Schultz A, Anderson G, Ortengren R, et al : Loads on the lumbar spine. Validation of a biomechanical analysis by measurements of intradiscal pressures and myoelectric signals. *J Bone Joint Surg Am* **64**(5) : 713-720, 1982
 - 23) Whyne CM, Hu SS, Klisch S, et al : Effect of the pedicle and posterior arch on vertebral body strength predictions in finite element modeling. *Spine* **23**(8) : 899-907, 1998
 - 24) Cummings SR, Black DM, Nevitt MC, et al : Appendicular bone density and age predict hip fracture in women. The Study of Osteoporotic Fractures Research Group. *JAMA* **263**(5) : 665-668, 1990
 - 25) Peacock M, Turner CH, Liu G, et al : Better discrimination of hip fracture using bone density, geometry, architecture. *Osteoporos Int* **5** (3) : 167-173, 1995
 - 26) Marshall D, Johnell O, Wedel H : Meta-Analysis of how well measures of bone mineral density predict occurrence of osteoporotic fractures. *BMJ* **312** : 1254-1259, 1996
 - 27) Cummings SR, Bates D, Black DM : Clinical use of bone densitometry ; scientific review. *JAMA* **288** : 1889-1897, 2002
 - 28) Schuit SC, van der Klift M, Weel AE, et al : Fracture incidence and association with bone mineral density in elderly men and women ; the Rotterdam Study. *Bone* **34** : 195-202, 2004
 - 29) Cummings SR, Karpf DB, Harris F, et al : Improvement in spine bone density and reduction in risk of vertebral fractures during treatment with antiresorptive drugs. *Am J Med* **112** : 281-289, 2002
 - 30) Sarkar S, Mitlak BH, Wong M, et al : Relationships between bone mineral density and incident vertebral fracture risk with raloxifene therapy. *J Bone Miner Res* **17** : 1-10, 2002
 - 31) Delmas PD, Li Z, Cooper C : Relationship between changes in bone mineral density and fracture risk reduction with antiresorptive drugs ; some issues with meta-analyses. *J Bone Miner Res* **19** : 330-337, 2004
 - 32) Consensus development conference : prophylaxis and treatment of osteoporosis. *Am J Med* **90**(1) : 107-110, 1991
 - 33) Osteoporosis Prevention, Diagnosis, and Therapy. NIH Consensus Statement 2000, March 27-29, **17**(1), 1-45
 - 34) Wallach S, Feinblatt JD, Carstens Jr JH, et al : The bone quality problem. *Calcif Tissue Int* **51** : 169-172, 1992
 - 35) Watts NB : Bone quality ; getting closer to a definition. *J Bone Miner Res* **17** : 1148-1150, 2002
 - 36) Beck TJ, Ruff CB, Scott WW, et al : Sex differences in geometry of the femoral neck with aging ; a structural analysis of bone mineral data. *Calcif Tissue Int* **50** (1) : 24-29, 1992
 - 37) Beck TJ, Ruff CB, Bissessur K : Age-related changes in female femoral neck geometry ; implications for bone strength. *Calcif Tissue Int* **53**(Suppl.1) : S41-46, 1993
 - 38) Faulkner KG, Cummings SR, Black D, et al : Simple measurement of femoral geometry predicts hip fracture ; the study of osteoporotic fractures. *J Bone Miner Res* **8**(10) : 1211-1217, 1993
 - 39) Galante J, Rostoker W, Ray RD : Physical properties of trabecular bone. *Calcif Tissue Res* **5** : 236-246, 1970
 - 40) Carter DR, Hayes WC : Bone compressive strength ; the influence of density and strain rate.

- Science 194 : 1174-1176, 1976
- 41) Carter DR, Hayes WC : The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. J Bone Jt Surg 59-A : 954-962, 1977
- 42) Keller TS : Predicting the compressive mechanical-behavior of bone. J Biomech 27 : 1159-1168, 1994
- 43) McCalden RW, McGeough JA, Court-Brown CM : Age-related changes in the compressive strength of cancellous bone. The relative importance of changes in density and trabecular architecture. J Bone Jt Surg Am 79 : 421-427, 1997
- 44) Morgan EF, Keaveny TM : Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site. J Biomech 34 : 569-577, 2001
- 45) Gibson LJ : The mechanical behavior of cancellous bone. J Biomech 18 : 317-328, 1985
- 46) Keaveny TM : Mechanistic approaches to analysis of trabecular bone. Forma 12 : 267-275, 1997
- 47) Keaveny TM : Strength of trabecular bone. in Bonemechanics handbook Vol.16 2nd ed., ed by Cowin SC. Boca Raton, Florida, CRC press, 11-42, 2001
- 48) Snyder B, Hayes W : Multiaxial structure-property relations in trabecular bone. in Biomechanics of Diarthrodial Joints 2, ed by Mow VC, Ratcliffe A, Woo S-Y, et al. New York, Springer-Verlag, 31-59, 1990
- 49) Parfitt AM : Pathophysiology of bone fragility. in Proceedings of the 4th International Symposium on Osteoporosis, ed by Christiansen C, Riis BJ. Hong Kong, Handelstrykkeriet Aalborg AP, Aalborg, Denmark, 164-166, 1993
- 50) Parfitt AM : High bone turnover is intrinsically harmful ; two paths to a similar conclusion. The Parfitt view. J Bone Miner Res 17 : 1558-1559, 2002
- 51) van der Linden JC, Birkenhager-Frenkel DH, Verhaar JA, et al : Trabecular bone's mechanical properties are affected by its non-uniform mineral distribution. J Biomech 34 : 1573-1580, 2001
- 52) Jaasma MJ, Bayraktar HH, Niebur GL, et al : Biomechanical effects of intraspecimen variations in tissue modulus for trabecular bone. J Biomech 35 : 237-246, 2002
- 53) Follet H, Boivin G, Rumeilhart C, et al : The degree of mineralization is a determinant of bone strength ; a study on human calcanei. Bone 34 : 783-789, 2004
- 54) Currey JD : Bones ; Structure and Mechanics. N J Princeton, USA, Princeton University Press, 2002
- 55) Tommasini SM, Nasser P, Schaffler MB, et al : Relationship between bone morphology and bone quality in male tibias ; implications for stress fracture risk. J Bone Miner Res 20 : 1372-1380, 2005
- 56) McCalden RW, McGeough JA, Court-Brown CM : Age-related changes in the compressive strength of cancellous bone. The relative importance of changes in density and trabecular architecture. J Bone Jt Surg Am 79 : 421-427, 1997
- 57) Mosekilde L, Mosekilde L, Danielsen CC : Biomechanical competence of vertebral trabecular bone in relation to ash density and age in normal individuals. Bone 8 : 79-85, 1987
- 58) Ciarelli TE, Fyhrie DP, Schaffler MB, et al : Variations in three-dimensional cancellous bone architecture of the proximal femur in female hip fractures and in controls. J Bone Miner Res 15 : 32-40, 2000
- 59) Homminga J, McCreddie BR, Ciarelli TE, et al : Cancellous bone mechanical properties from normals and patients with hip fractures differ on the structure level, not on the bone hard tissue level. Bone 30 : 759-764, 2002
- 60) Wolf J : The internal architecture of normal bone and its mathematical significance, in The Law of Remodeling chap.2. Berlin, Springer-Verlag,

大西五三男 (Isao Ohnishi)

出身地 : 香川県善通寺市

出身大学 : 東京大学医学部

卒業 : 東京大学医学部医学科 (1980年卒業)

1980年 東京大学医学部附属病院整形外科研修医
以後, 関連病院勤務

1988年 東京大学医学部附属病院整形外科助手

1991年 東京通信病院整形外科医員

1994年 同上医長

1997年 Johns Hopkins 大学医学部整形外科バイオメカニクス研究室
Research Fellow

1997年 東京大学医学部附属病院分院整形外科講師

1998年 東京大学医学部附属病院講師

1999年 東京大学大学院医学系研究科講師

現在に至る。



- 1986
- 61) Koch J : The laws of bone architecture. *Am J Anat* **21** : 177-298, 1917
- 62) Toridis T : Stress analysis of the femur. *J Biomech* **2** : 163-174, 1969
- 63) Rybicki EF, Simonen FA, Weis EB Jr. : On the mathematical analysis of stress in the human femur. *J Biomech* **5**(2) : 203-215, 1972
- 64) Brekelmans WA, Poort HW, Sloof TJ : A new method to analyze the mechanical behavior of skeletal parts. *Acta Orthop Scand* **43**(5) : 301-317, 1972
- 65) Keyak JH, Rossi SA, Jones KA, et al : Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling. *J Biomech* **31** : 125-133, 1998
- 66) Crawford RP, Cann CE, Keaveny TM : Finite element models predict *in vitro* vertebral body compressive strength better than quantitative computed tomography. *Bone* **33** : 744-750, 2003
- 67) Bessho M, Ohnishi I, Matsuyama J, et al : Prediction of strength and strain of the proximal femur by a CT-based finite element method. *J Biomech* **40** : 1745-1753, 2007
- 68) Imai K, Ohnishi I, Bessho M, et al : Nonlinear Finite Element Model Predicts Vertebral Bone Strength and Fracture Site. *Spine* **31**(16) : 1789-1794, 2006
- 69) Imai K, Ohnishi I, Matsumoto T, et al : Assessment of vertebral fracture risk and therapeutic effects of alendronate in postmenopausal women using a quantitative computed tomography-based nonlinear finite element method. *Osteoporosis Int* **20** : 801-810, 2009
- 70) Keaveny TM, Donley DW, Hoffmann PF, et al : Effects of teriparatide and alendronate on vertebral strength as assessed by finite element modeling of QCT scans in women with osteoporosis. *J Bone Miner Res* **22**(1) : 149-157, 2007
- 71) Keller TS : Predicting the compressive mechanical behavior of bone. *J Biomech* **27** : 1159-1168, 1994
- 72) Verhulp E, van Rietbergen B, Huiskes R : Comparison of micro-level and continuum-level voxel models of the proximal femur. *J Biomech* **39** : 2951-2957, 2006

第14回 超音波骨折治療研究会

14th Annual Meeting of
the Japanese Research Society of Ultrasound Stimulation
for Fracture Repair

プログラム・抄録集 Program

会期：平成23年1月22日（土）

会場：東京ステーションコンファレンス

〒100-0005

東京都千代田区丸の内1-7-12 サピアタワー 5階

TEL 03-6888-8080

会長：黒坂昌弘

神戸大学大学院医学研究科外科系講座整形外科学

〒650-0017 兵庫県神戸市中央区楠町7-5-1

共催：超音波骨折治療研究会

帝人ファーマ株式会社

II-3 低出力超音波パルス治療の骨癒合強度に対する効果 —マイクロCTを用いた仮骨の強度予測と4点曲げ試験による実測値の比較— Effect of low-intensity pulsed ultrasound stimulation on gap healing in a rabbit osteotomy model evaluated by four-point bending test and quantitative micro computed tomography-based 3-dimensional cross-sectional moment of inertia

○飛田 健治¹、大西 五三男²、松本 卓也³、大橋 暁¹、別所 雅彦¹、
金子 雅子¹、中村 耕三¹

¹ 東京大学医学部整形外科、² 国際医療福祉大学臨床医学研究センター、

³ 東京都立多摩総合医療センター

Kenji Tobita¹, Isao Ohnishi², Takuya Matsumoto³, Satoru Ohashi¹, Masahiko Bessho¹,
Masako Kaneko¹, Kouzou Nakamura¹

¹ Department of Orthopaedic Surgery, Faculty of Medicine, University of Tokyo, Tokyo, Japan,

² International University of Health and Welfare, ³ Tokyo Metropolitan Tama Medical Center

【目的】ウサギ脛骨 Gap モデルを作製し、LIPUS が仮骨強度に及ぼす効果をマイクロCTと4点曲げ試験を行い定量的に評価する。

【方法】21-23週齢、体重約4kgで雄の日本白色家兎56羽を用いた。右脛骨に骨切りを行い、2mmのGapを作製し両側式の創外固定を行った。LIPUSの照射/非照射群に分け、観察期間を4、6、8及び12週とした。術後3日より1週間に6日、吸入麻酔下に20分間照射し、非照射群も同様の条件でダミーの振動子を用いて模擬照射を行った。観察終了後と殺し、 μ CT撮影と4点曲げ試験を行った。 μ CTの関心領域はgapの中心1mmとし、XYZ空間上に設置した。X、Y及びZ軸周りの断面2次モーメント(CSM)と慣性モーメント(CSMI)を求め、Y軸周りのモーメントと曲げ剛性・強度との相関関係を評価した。統計にはPearsonの積算相関係数を求め、有意水準は $p < 0.05$ とした。更にX、Z軸周りのCSMとCSMIからLIPUS効果の異方性を予測した。

【結果】骨折した個体を除く56羽中46羽に対し評価した。曲げ剛性とCSMy及びCSMIyとの相関はそれぞれ $r = 0.75$ ($p < 0.001$)、 $r = 0.707$ ($p < 0.001$)で、曲げ強度との相関はそれぞれ $r = 0.679$ ($p < 0.001$)、 $r = 0.71$ ($p < 0.001$)であった。また8週においてLIPUS照射群のCSMは非照射群と比べてy、z軸方向で有意に高値($p < 0.001$)であり、CSMIはx、y及びz軸の3方向で有意に高値($p < 0.001$)であった。【考察】観血的手術でgapを施したモデルに対し4点曲げ試験と3方向のモーメントを比較し評価した。LIPUSは剛性の回復を促進し、その効果は等方性である可能性を示唆した。

【Introduction】 Low-intensity pulsed ultrasound (LIPUS) is usually radiated transversely from the lateral aspect of long bones. The stimulation is thus uni-directional. If the effect depends on the direction, the result could vary depending on the direction. The use of μ CT allows 3-dimensional (3D) images and strength-related structural parameters such as cross-sectional moment (CSM) and cross-sectional moment of inertia (CSMI) to be calculated. These strength-related parameters from μ CT correlate well with bending or torsional stiffness by mechanical testing. The purpose of this study was to evaluate the effects of LIPUS on restoration of mechanical properties calculating the 3D structural parameters obtained from quantitative μ CT scans and making a comparison with four-point bending test.

【Material and Methods】 Bilateral, transverse, mid-tibial osteotomies with a 2-mm gap were performed in 56 rabbits. LIPUS was continued for both the treatment group and the control group, for 20 min, six times / week, for 4, 6, 8 or 12 weeks. After the tibia was scanned by μ CT, region of interest was set at the center of the osteotomy gap with a width of 1 mm and the XYZ coordinate was calculated. The axial CSMI were defined as CSMI_x and CSMI_y, whereas the polar CSMI was also defined as CSMI_z. Using Pearson's correlation analysis, we tested for statistically significant correlations between CSMI_y and mechanical properties ($p < 0.05$).

【Results】 Of the 56 rabbits, 46 were available for mechanical analysis. Positive correlations were demonstrated between bending stiffness versus CSMy ($r = 0.75$, $p < 0.001$) and CSMI_y ($r = 0.707$, $p < 0.001$) and also bending strength versus CSMy ($r = 0.679$, $p < 0.001$) and CSMI_y ($r = 0.71$, $p < 0.001$). When comparing the results of CSMs and CSMI_s between control and LIPUS groups, the CSMy and CSMI_z in LIPUS groups were significantly larger than that in the control group at 8 weeks and the CSMI_s of the LIPUS groups were significantly larger than that in the control group in all direction at 8 weeks.

【Discussion】 μ CT scans evaluated strength-related parameters in three independent planes. Mechanical testing can evaluate strength in only one plane for one specimen. Our results demonstrated that LIPUS improves initial restoration of stiffness at the healing site in bending in anteroposterior and mediolateral planes, as well as torsion.



Journal of Biomechanics

Editor-in-Chief
Farshid Guilak

different skill levels, gender and age, in different workspaces and in the presence of dynamic obstacles.

D-8

The Development of a Custom-made Intra-medullary Nail for Use in an Ovine Tibial Segmental Defect Model

A. Briscoe, A. Aarvold, M. Street, E. Tayton, J.O. Smith, D.G. Dunlop, R.O. Oreffo. *University of Southampton, UK*

The aim of this study was the development and manufacture of an intra-medullary nailing system to stabilise a tibial segmental defect in an ovine model, in order to study bone regeneration strategies. Tissue engineering is well established in orthopaedic research in vitro, and small animal studies have demonstrated the therapeutic effect of synthetic scaffolds seeded with mesenchymal stem cells in bone regeneration [1]. Upscaling to a large animal (ovine) model is necessary prior to translation to human clinical trials.

Difficulties in ovine models include strong and consistent methods of maintaining the critical bone defect in a fully weight bearing sheep. Potential methods are plating, external fixation or intra-medullary (IM) nailing, the latter two being the most clinically relevant. External fixation requires meticulous and labour-intensive post-operative care, thus the development of an intuitive, robust ovine IM device would be beneficial.

The breed of sheep selected, the Northern Mule, has a body mass up to 100 kg. The typical tibial medullary canal for this animal is 20 cm long and 8–9 mm in diameter. Reaming of the medullary canal affects the bone biology at the defect site which may confound results, therefore an oversized nail, though more stable, is undesirable for this model. The weakest points in the nail are the locking screw holes due to the removed material at these points and stress raisers. Increasing the nail diameter adds strength and an 8 mm diameter nail is the minimum possible diameter to accommodate holes for 3.5 mm diameter locking screws whilst maintaining enough strength to not buckle or bend over the defect length.

For human IM nail insertion, and previous ovine IM nail studies, distal locking screws are inserted freehand which requires intra-operative imaging. This adds time and expense to the procedure and increases personnel and equipment requirements and costs [2,3]. A jig was developed to align the drill and locking screws with the internal screw holes both proximally and distally. The novel insertion apparatus and technique presented in this paper consists of an external guide attached to the proximal end of the nail which is aligned with the screw holes and can be rotated and re-aligned with perpendicular holes allowing full locking of the nail within the bone.

This technique simplifies surgery and significantly reduces costs when compared to existing intra-medullary nailing systems.

Reference(s)

- [1] Kanczler JM, Ginty PJ, White L, Clarke NM, Howdle SM, Shakesheff KM, Oreffo RO. The effect of the delivery of vascular endothelial growth factor and bone morphogenetic protein-2 to osteoprogenitor cell populations on bone formation. *Biomaterials*. 2010 Feb;31(6):1242–50. Epub 2009 Nov 18.
- [2] Stryker T2 Tibial Nailing System. Operative Technique. Literature number B1000005, LOT G3709. Copyright 2009.
- [3] Reichert JC, Saifzadeh S, Wullschlegel ME, Epari DR, Schütz MA, Duda GN, Schell H, van Griensven M, Redl H, Hutmacher DW. The challenge of establishing preclinical models for segmental bone defect research. *Biomaterials*. 2009 Apr;30(12):2149–63. Epub 2009 Feb 10. Review.

D-9

Interpositional Knee Devices: The Way Forward?

T. Akram¹, F. Brooks¹, A. Chandratreya¹, S. Roy², D. Pemberton².
¹Princess of Wales Hospital, Wales; ²Royal Glamorgan Hospital, Llantrisant, Wales

Osteoarthritis is the most common progressive degenerative disorder of the cartilage of joints. Treatment of osteoarthritis (OA)

is evolving, allowing the Orthopaedic surgeon and patient more options including the choice of surgical intervention at an earlier stage of the disease. The interpositional knee device is a recently developed patient specific implant used for the treatment of uni-compartmental OA and the correction of leg axis deformity. It is designed for use in mild to moderate osteo-arthritis only. It offers benefits over the traditional surgical management methods of uni-compartmental OA. It is less invasive, can be performed as a day procedure and does not limit future options. The National Institute for Clinical Excellence (NICE) recently issued guidance on the use of this device as experimental.

A young adult with uni-compartmental arthritis is suitable for this implant instead of a uni-compartmental knee replacement or a high tibial osteotomy. A Magnetic Resonance Imaging (MRI) scan of the patient's knee is reviewed by the local radiologists along with a radiologist in the US to decide if the patient is suitable for the implant based on a number of factors. A bespoke implant, based on the MRI data, is produced. Prior to insertion of the device an arthroscopic procedure is undertaken to allow proper positioning of the implant in the knee.

We have treated 26 patients with the iForma Conformis interpositional knee implant in South Wales at the Princess of Wales Hospital, Bridgend and the Royal Glamorgan Hospital, Llantrisant since November 2007. The pre- and post-operative Western Ontario and McMaster Universities (WOMAC) Osteoarthritis Index scores were recorded prior to surgery and at the last follow up appointment. The average age was 54.7 years, Body Mass Index (BMI) 32; there were 9 females and 17 males. The average pre-operative WOMAC score was 42.2 with an improvement to 62.9 post-operatively. A total of 33 implants were used (20 right, 13 left). Only 5 lateral compartment implants were used. 7 patients experienced post-operative problems (5 implants removed and 2 MUAs). No dislocations were reported. The average follow-up time was 19.2 months (range 10–27 months).

Our early experience suggests patient selection plays a vital role in the outcome of patients following surgery. It indicates that the interpositional knee device is a viable and safe alternative to a uni-compartmental knee replacement. A further study is underway to compare this procedure with the uni-compartmental knee device.

D-10

A Navigated Unilateral External Fixation System for Deformity Correction Incorporating Preoperative Surgical Simulation and Intraoperative Razor Guidance

I. Ohnishi, T. Matsumoto, M. Bessho, S. Ohashi, K. Tobita, M. Kaneko, K. Nakamura. *University of Tokyo, Japan*

Ring frames like Ilizarov or Taylor Spatial Frame¹ are preferred for correction of severe and complex multi-plane deformities. However, the available frames are heavy and bulky leading to poor compliance by patients. Also, the mounting procedure requires considerable expertise and skill, and it is technically demanding to insert penetrating wires for application to the proximal femur. On the other hand, a unilateral external fixator has the advantages of less bulk and a lighter weight. Thus, it causes less disability and can achieve better patient compliance even with bilateral application. However, previous unilateral fixators have had various limitations with respect to deformity correction, such as restricted placement of hinges, restricted correction planes, and a limited range of correction angles. In addition, it was impossible to achieve progressive correction while fixation was maintained. To overcome these disadvantages of existing unilateral fixators, a new unilateral external fixator with a universal bar link system has been developed that can achieve acute and gradual correction of multi-plane deformities, including rotational and translational deformities.

Preoperative surgical planning for determining optimal mounting of the fixator is performed using a 3D STL model of the bone created from preoperative CT scans and CAD data of the fixator. A correction

hinge can be placed exactly right on the centre of rotational angulation (CORA) or at any desired location with the preoperative planning. Virtual deformity correction can be performed and final outcome after correction can be assured in 3D plane.

A laser-beam projection system has been developed, which allows us to obtain surgical guidance information. Utilizing the system, pin insertion sites and direction as well as placement of the fixator can be determined intraoperatively as exactly as preoperatively planned. Laser beams are directly projected onto the surgical field so that the surgeons are able to obtain accurate guidance information. Two laser-beam lines are projected onto the cylindrical tool surface. When two beams align parallel, precise insertion of the tool can be done as previously planned. With this guidance system, we don't have to look at a monitor to make sure that insertion direction is precise or not. We are able to just keep on looking at the devices we hold.

Gradual correction of the deformity can be performed by rotating three dials mounted on the link using a worm geared goniometer that is temporarily attached to the apparatus, while fixation is maintained. The fixator is manipulated by rotating each of the three dials to the predetermined angles calculated by computer software. The goal of treatment is to restore physiological orientation of the knee and ankle joints, as well as to restore physiological alignment of the mechanical axis.

Mechanical testing demonstrated that this new fixator had sufficient strength for full weight bearing as well as sufficient fatigue resistance for repeated or prolonged use. The results of clinical application in patients with multi-plane femoral deformities were excellent, and correction with very small residual deformity was achieved in each plane.

Reference(s)

- [1] Taylor JC: Perioperative planning for two- and three-plane deformities. *Foot & Ankle Clinics*. 13(1): 69-121, 2008

D-11

A Combined Passive and Active Joints Robotic System for Photodynamic Therapy for Port Wine Stains

G. Bian¹, Q. Huang¹, X. Duan¹, H. Li¹, X. Wang¹, H. Zhao¹, Y. Gu².

¹Intelligent Robotics Institute, Beijing Institute of Technology, China;

²Chinese People Liberation Army General Hospital, China

Port Wine Stain (PWS) birthmarks are congenital vascular malformations, which usually appear at birth and tend to become darker and thicker with age's growth. Vascular-targeted Photodynamic Therapy (PDT) is an effective approach among the treatments for PWS. However, due to the arbitrariness of manual operation and pole points existing in laser radiation, the PWS zone was always cured unevenly in clinics. This paper presents a novel robotic system, which consists of a passive arm and an active wrist, for assisting doctors to exert PDT treatments. In clinics, compared to the fully actuated robot, the passive arm is more convenient and safer to be operated; the two Degrees of Freedom (DOFs) active wrist can automate PDT under the guidance of binocular vision, so the doctors can focus more concentration on clinical judgments and treatments rather than do heavy manual work. The workflow to use the robotic system is as follows. In pre-treatment, the doctor should firstly adjust the passive arm to an appropriate pose (position and orientation), after that the robotic system should acquire enough images around the lesion by the binocular vision, and then the doctor could segment the lesion easily on a Liquid Crystal Display (LCD) panel with a mouse, finally the workstation could reconstruct the lesion's 3-Dimensional (3-D) models with surface rendering method. During the treatment, based on the 3-D positions of the boundary of the lesion, the workstation will manipulate the active wrist to move the laser tip according to the doctor's setting. This paper, firstly, introduced the mechanism of PWS and its treatments. Based on the prosperities of PDT, we designed the robotic system architecture, which consists of the medical robot, binocular vision

and workstation. Then the detailed mechanical design on the robot with combined passive and active joints was given. The passive arm has four joints, each of which has a built-in electromagnetic brake, which can lock the joint at any angle during the treatment and loose it by pushing an electrical button when needed to revolute. The active wrist has two joints, which can automatically manipulate the laser tip in PDT. Furthermore, we discussed the kinematic analysis and uniform radiation, which is the key direct factor for PDT. To validate the robotic system, we have done three experiments to assess the accuracy respectively on the robot, the binocular vision and the whole robotic system. Experimental results showed that the robotic system could reduce much more work burden and realize more uniform radiation than manual work could. The clinical results will be given after the accomplishment of the ongoing clinical experiments. Obviously, this robotic system can also be employed in other laser-based therapy for uniform radiation.

D-12

Mechanism Design Issues for Minimally Invasive Surgical Robots

C.H. Kuo¹, J.S. Dai¹, P. Dasgupta². ¹King's College London, UK; ²Guy's and St Thomas' Hospitals NHS Foundation Trust, UK

Introduction and Objectives: Design of minimally invasive surgical (MIS) robots is a great challenge because it involves multiple specialties spread in the fields of medicine and engineering. From the engineering side, the robot design can be further managed into various aspects such as the manipulator design, actuation strategy, motion control, vision acquisition and processing, etc. Among the various specialties, mechanism design plays a predominated role in the whole design process; however, there is still no literature dedicated to the mechanism design of MIS robots. This paper, therefore, aims at providing a figure to the mechanism design of MIS robots.

Material and Methods: Based on the exhaustive review of the literatures in MIS robot design, the challenges for mechanism design of MIS robots are studied. First, an exclusive kinematic feature in MIS robots, namely "remote center-of-motion (RCM)", is revisited. Secondly, the design issues for mechanism design of MIS robots are discussed.

Results: A general mechanism design procedure for MIS robots is summarized. Accordingly, eleven design issues for the mechanism design of MIS robots, including the RCM function, ergonomics, kinematic redundancy, backdrivability, modularity, safety, accuracy, workspace, dexterity, singularity, and isotropy, are concluded.

Conclusions: As a result, this paper provides a comprehensive overview to the mechanism design of robotic manipulators used for minimally invasive surgery. It suggests researchers a way to follow-up when designing the manipulator structure of MIS robots. It contributes to both mechanisms and medical communities for the kinematic analysis and mechanism design of MIS robots.

D-13

A Metamorphic Instrumental Hand for Robot Assisted Minimally Invasive Surgery

H. Luo, S. Wang. Tianjin University, China

Instrumental hands for robot assisted minimally invasive surgery (MIS) perform surgical operation inside the abdomen of the patient under a surgeon's control. In this paper, a three-fingered metamorphic instrumental hand derived from the planar four bar mechanism is proposed for the robot assisted MIS. The metamorphic instrumental hand is aimed to improve the robot assisted MIS manipulation. It is composed of one metamorphic mechanism and three independent operational fingers. The metamorphic mechanism is capable of changing the topological structure of the device from a pole to a three fingered instrumental hand during operation, and return to a pole again after operation. The metamorphic characteristic enables the instrumental hand to



Transactions

Abstracts

Program

Copyright

Help

2011 Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society

January 13-16, 2011
Long Beach Convention Center • Long Beach, California

Measurement of Articular Cartilage Thickness Using a 3D Image Reconstructed from B-mode Ultrasonography Mechanical Scans -Comparison with MRI-derived Data-

¹Ohashi, S; ⁺¹Ohnishi, I; ¹Matsumoto, T; ¹Bessho, M; ¹Matsuyama, J; ¹Tobita, K; ¹Kaneko M; ¹Nakamura, K
⁺Department of Orthopaedic Surgery, Faculty of Medicine, University of Tokyo, Tokyo, Japan
ohnishii-dis@h.u-tokyo.ac.jp

INTRODUCTION

Although articular cartilage thickness has previously been quantified using B-mode ultrasonography (US) [1, 2], thicknesses in those studies were measured 2-dimensionally using B-mode slice images. Cartilage thickness has also been quantified by creation of 3-dimensional (3D) models from MRI data [3, 4], but this approach has not been adapted to US. The purpose of this study was to develop a method to measure 3D articular cartilage thickness at the femoral condyle using B-mode US and to compare results with 3D measurements using MRI to clarify the feasibility of US in clinical evaluations of articular cartilage.

OBJECTIVES AND METHODS

US B-mode image acquisition

Subjects comprised 2 healthy male volunteers (age, 37 and 59 years) and 2 male patients with knee osteoarthritis (age, 73 and 81 years) who provided written informed consent prior to participation in the study. The study protocol was approved by the ethics committee of our institution. A B-mode 10.0-MHz linear ultrasound probe (UST-5411; Aloka, Tokyo, Japan) connected to an ultrasound device (Prosound ALPHA 10; Aloka) was attached to a probe scanner stabilized by a holding arm, allowing the ultrasound probe to move along the surface of the flexed knee (Fig. 1A). The base of the holding arm was rotated by a gear and data on angle of rotation of the arm was transferred to the ultrasound device by an encoder. Scans with angle data were recorded. The medial surface of the right knee of each participant was scanned using the ultrasound probe with the knee flexed at 120° (Fig. 1B) so the cartilage surface of the femoral medial condyle could be visualized by US. The US probe was attached to the arm so the US imaging plane was parallel to the arm plane, allowing the imaging plane to rotate around the center axis of the encoder, which was coaxial with the medial-lateral axis of the femoral condyle. The range of the angle of rotation for the arm was 0-80° and the US B-mode images (total, 101 images) were acquired every 0.8° (Fig. 2A). System settings were optimized to image the cartilage surface (tissue harmonic, 420 pixels × 468 pixels; pixel size, 0.0855 mm × 0.0855 mm).

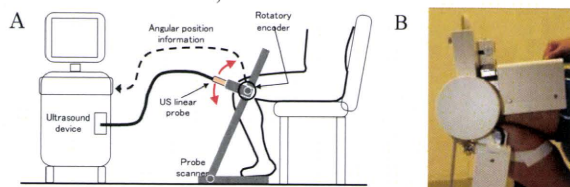


Figure 1. A) Illustration of the entire US system for knee cartilage image acquisition. B) Side view of a knee in the probe scanner.

Cartilage area extraction and 3D model creation (US and MRI)

Image and position data were imported to the originally developed software and slice images were aligned in 3D in the proper position (Fig. 2B, C). Parallel slice images were then created using the multiple plane reconstruction method and imported to the 3D model creation software (Mimics; Materialize, Leuven, Belgium). Cartilage area was extracted in each image using the Livewire method of the software [5] and a 3D cartilage model was created from the extracted cartilage area. MR images of the knees were acquired using the sequence previously described [4] from the MRI device (Achieva 3.0T X-series; Philips, Eindhoven, the Netherlands; 512 pixels × 512 pixels; pixel size, 0.313 mm × 0.313 mm; slice thickness, 0.600 mm; slice gap, 0.291 mm). DICOM data from MRI were imported to Mimics and a 3D cartilage model was created after extraction of cartilage area in each image as similarly done for US.

Articular cartilage thickness comparison

The 3D data for 3D cartilage models from US and MRI were imported to 3D inspection software (Rapidform XOV; INUS Technology, Seoul, Korea) and aligned using the point registration method (Fig. 3C). Cartilage thickness (Tc) in each model was visualized by color mapping (Fig. 3A, B). Cartilage thickness was determined at 400 points 1 mm apart from one another in the US model (Tc-US) and the MRI model (Tc-MRI). Linear regression analysis was performed and

Pearson's coefficient of correlation was used to compare Tc-US with Tc-MRI. A correlation was considered significant for values of $p < 0.05$.



Figure 2. A) Original B-mode US image of a participant knee. B) US image of the knee from the side, reconstructed from original US images in A). C) Illustration of US image alignment. Original US images in A) were aligned three dimensionally in the proper position.

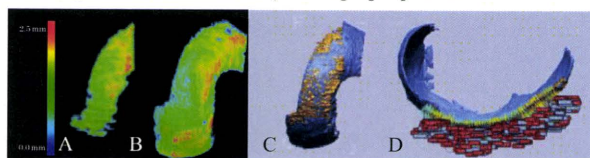


Figure 3. Color mapping of cartilage thickness with the 3D US model (A) and the 3D MRI model (B). C) The 3D US and MRI models were aligned by point registration. D) Cartilage thickness measurements from both models at 400 points 1 mm apart from one another.

RESULTS

With color mapping of articular cartilage thickness, the US model exhibited relatively good similarity to the MRI model in thickness distribution (Fig. 3A, B). Tc-US correlated significantly with Tc-MRI in all participants ($p < 0.0001$, each) (Fig. 4). Pearson's coefficient of correlation tended to be slightly higher in volunteers than in patients with osteoarthritis.

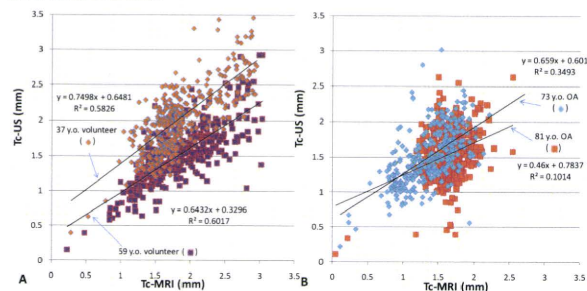


Figure 4. Scatter plots for each volunteer (A) and patient with osteoarthritis (B). Linear regression analysis shows good agreement between Tc-US and Tc-MRI in all plots. OA: osteoarthritis.

DISCUSSION

This is the first study to clinically measure Tc using a 3D US cartilage model, although 3D US has been adopted for evaluating other tissues, such as the Achilles tendon [6] and rotator cuff [7]. Considering the high accuracy of Tc measurement using MRI [8], our results show that, like MRI, Tc-US measurement using 3D models also allow accurate measurement of Tc, in both healthy individuals and patients with osteoarthritis.

REFERENCES

- [1] Myers et al. J Rheumatology, 1995; 22: 109-16.
- [2] Burkhard et al. Arthritis & Rheumatism, 2009; 61: 435-41.
- [3] Eckstein et al. Osteoarthritis Cartilage, 2007; 15: 1326-32
- [4] Eckstein et al. Ann Rheum Dis, 2006; 65: 433-41
- [5] Bowers et al. Osteoarthritis Cartilage, 2008; 16: 1167-73
- [6] Iagnocco et al. Clin Exp Rheumatol, 2009; 27: 547-51
- [7] Kang et al. Skeletal Radiol, 2009; 38: 1063-9
- [8] Burgkart et al. Arthritis & Rheumatism, 2001; 44: 2072-7.

ACKNOWLEDGEMENT

This work was funded by a grant-in-aid for Comprehensive Research on Aging and Health H19-007 from the Health and Labour Sciences Research Grants from the Ministry of Health, Labour and Welfare of Japan.

Effect of low-intensity pulsed ultrasound stimulation on callus remodeling in a gap healing model - Evaluation by bone morphometry using 3-dimensional quantitative micro computed tomography -

¹Tobita, K; ⁺¹Ohnishi, I; ¹Matsumoto, T; ¹Ohashi, S; ¹Bessho, M; ¹Kaneko M; ¹Matsuyama, J; ¹Nakamura, K
⁺¹Department of Orthopaedic Surgery, Faculty of Medicine, University of Tokyo, Tokyo, Japan
ohnishii-dis@h.u-tokyo.ac.jp

INTRODUCTION

Low-intensity pulsed ultrasound stimulation (LIPUS) effects are reportedly derived from the promotion of cell differentiation, which induces acceleration of fracture healing, resulting in earlier restoration of strength at the fracture healing site.

Previous studies have attempted to determine which stages of fracture healing are affected by LIPUS. Many basic studies suggested that LIPUS affected the inflammation, angiogenesis and soft callus formation stages. However, several studies suggested that LIPUS had no promoting effect in hard callus formation and remodeling stages [1]. Most previous basic studies have investigated the effects of LIPUS by histological evaluation, which is useful in clarifying cell differentiation and the formation of tissue morphology/arrangement, but is limited to observation in a 2-dimensional (2D) plane. Another method adopted has been mechanical testing of harvested specimens, but this is limited in that the testing is destructive and the strength of the healing site is evaluated in only one of multiple spatial planes.

In recent years, several basic studies have investigated fracture healing site morphology using micro-computed tomography (μ CT). The advantage of μ CT lies in the non-destructive morphological and densitometric assessments in 3-dimensional (3D) planes. In evaluating the effects of LIPUS on fracture healing by means of μ CT, assessment is only possible after the healing stage has formed mineralized fracture callus.

The purpose of the present study was to quantitatively evaluate the effect of LIPUS on bone healing by means of μ CT throughout both modeling and remodeling processes using a gap healing model in rabbits.

MATERIALS AND METHODS

Surgical Procedures

A total of 42 skeletally mature between 21 and 23-week-old male Japanese white rabbits (Kitayama Labes, Nagano, Japan), weighing 3.4-4.0 kg, were used for this study. Under general anesthesia, four transfixation pins (diameter, 2 mm; length, 50 mm) were inserted at the metaphyseal regions of the tibia in the frontal plane using a custom-made surgical pin driver. Transverse osteotomy was performed using a T-saw (blade thickness, 0.36 mm) with continuous irrigation with saline solution across the mid-shaft of the tibia at 12 mm distal to the tibio-fibular junction. The osteotomy with a 2-mm gap was immobilized with four pins fixed to an external fixator with double side bars. All procedures were performed in accordance with the guidelines of the Association for Assessment and Accreditation of Laboratory Animal Care (AAALAC).

LIPUS Treatment

The LIPUS system (model SAFHS[®]2000J, Teijin Pharma, Tokyo, Japan), which transmits 200- μ sec burst of 1.5-MHz sine waves repeated at 1kHz with an average intensity of 30mW/cm², was used. After postoperative day 3, LIPUS was continued under general anesthesia for both the treatment group (n=7/group/time point) and the control group (n=7/group/time point). The transducer was placed onto the anterior surface of the operated leg with ultrasound coupling gel, for 20 min, six times/week, for 4, 6, or 8 weeks. The control group also received a sham inactive transducer under exactly the same condition as the LIPUS group.

μ CT Analysis

All animals were euthanized with CO₂ asphyxiation and the entire right tibia was removed. After removal of soft tissues, the harvested tibia was scanned by μ CT (Scan X mate-E090; Comscantecno, Kanagawa, Japan). The scan was performed along the long axis of the diaphysis, with a voltage of 60 kVp and a current of 80 μ A. Scan range covered 5 mm proximal and 5 mm distal to the center of the gap, with a resolution of 28.57 μ m³ voxel size. The region of interest (ROI) was set at the callus healing area (Fig. 1) defined by the gap filled with callus in 2D-CT scans and extended 0.5 mm proximally and distally from the center of the osteotomy gap with a total of 36 CT axial scans. 3D reconstruction of mineralized tissue was performed using a TRI-BONE system (Ratoc System Engineering, Tokyo, Japan). A threshold for newly formed mineralized callus was set as 200 mg/cm³ [2].

Morphometric parameters used for evaluation were mineralized callus volume (BV, cm³) and volumetric bone mineral density of mineralized tissue comprising the callus (mBMD, mBMD = BMC/BV, mgHA/cm³). The whole ROI was measured and was subdivided into three zones (Fig. 1): a periosteal callus zone (External; red zone); a medullary callus zone (Endosteal; green zone); and the cortical gap zone as the remaining zone (Intercortical; yellow zone). For each zone, BV and mBMD were measured.

Statistical Analysis

The μ CT evaluations were analyzed using a one-way ANOVA test. If that correction did not achieve normality, then a Kruskal-Wallis ANOVA on ranks was utilized. Data were all presented in mean and standard error of the estimate. Values of p<0.05 were considered statistically significant.

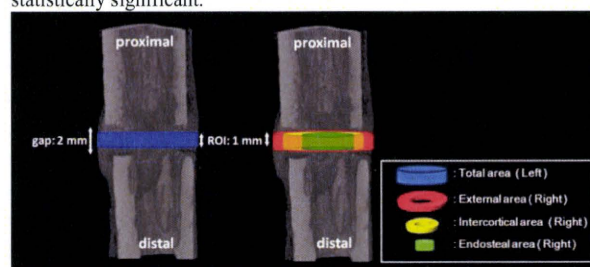


Fig. 1: The whole region of interest and subdivided three zones.

RESULTS

Callus Volume

The results of BV were shown in Fig.2. The control groups showed no significant differences. However, in the LIPUS groups, mean BV for the Endosteal zone was significantly lower for the 8-week group than for the 4-week group (p < 0.05). Comparing results at the same time point, the LIPUS group at 8 weeks was significantly higher than that of the control group in the Intercortical zone (p<0.001).

Volumetric Bone Mineral Density of Mineralized Tissue

The results of mBMD were shown in Fig. 3. The control groups showed no significant differences. However, in the LIPUS groups, the 8-week group was significantly higher than the 4-week group for Total, External, Internal, and Endosteal zones, respectively (p < 0.001, 0.001, 0.001, and 0.05). Comparing results at the same time point, the LIPUS group at 8 weeks was significantly higher than that of the control group in both External (p < 0.05) and Intercortical (p < 0.05) zones.

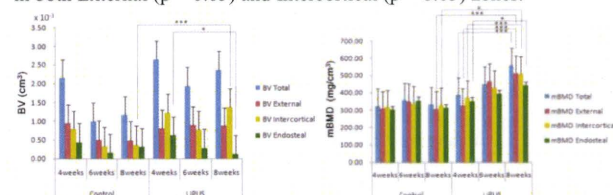


Fig.2-3: The result of BV (left) and mBMD (right) were showed.

*= p < 0.05, ***= p < 0.001

DISCUSSION

The current investigation focused on the morphology of the gap healing site under the influence of LIPUS by quantifying changes in the localization of newly formed callus. The most striking finding in our study was that LIPUS accelerated bone formation in the External and Intercortical zones and callus resorption in the Endosteal zone. Therefore, LIPUS enhanced corticalization and medullary canal formation at the gap healing model, which could lead to earlier restoration of the structural integrity of the healing site.

REFERENCES

1. Claes L et al, *Prog Biophys Mol Biol*, 93, 2007
2. Augat P et al. *Calcif Tissue Int*, 60, 1997

ACKNOWLEDGEMENT

This project was supported by Teijin Pharma Limited, Tokyo, Japan.