

下顎骨の海綿骨の弾性挙動解析

土 肥 洋 介

明海大学大学院歯学研究科

歯 学 専 攻

(指 導 : 須 田 直 人 教 授)

Analysis of Elastic Behavior of Mandibular Trabecular Bone

Y o s u k e D O H I

Meikai University Graduate School of Dentistry

(Mentor : Prof. Naoto SUDA)

下顎骨の海綿骨の弾性挙動解析

土肥 洋介

明海大学 大学院 歯学研究科 歯学専攻

要 旨：顎骨における海綿骨の応力解析は、力学的な基礎知見に加えて、歯科臨床における正確な診断や効率的な治療を行う上でもきわめて重要である。現在、このような応力解析法として有限要素法が広く用いられているが、形状と共に代入される材料特性としての海綿骨の弾性率には不明な点が多い。特に下顎骨海綿骨は、咬合力や複数の筋による筋力など多様な外力の影響を受け、重力が主な外力である長管骨とは異なり、多くの物理学的特性が明らかになっていない。そこでブタ下顎骨を用いて、線形複合則により海綿骨の弾性率を求めた。その結果、弾性率は皮質骨で高く、海綿骨で低く、海綿骨において皮質骨に近接するほど弾性率は増加した。また試験片間で弾性率は大きく異なり、個体間の多様性が大きかった。このように線形複合則を用いることで、微小な下顎骨海綿骨片からも弾性率を算出することが可能であった。また負荷する荷重の方向により弾性率が異なる試験片があり、線形複合側を用いた本研究の手法は下顎骨海綿骨の異方性の解析に役立つと考えられた。

索引用語：線形複合則、弾性率、下顎骨

欄外表題：下顎骨海綿骨の弾性率測定

Analysis of Elastic Behavior of Mandibular Trabecular Bone

Yosuke DOHI

Meikai University Graduate School of Dentistry

Abstract: Stress analysis of trabecular bone in jaw bones is very important for the accurate diagnosis and effective treatment in clinical dentistry as well as basic science. Currently, finite element method (FEM) is widely used for such stress analysis. However, the optimum substitution value of the trabecular bone in jaw bones is still unknown. Especially, since the mandibular trabecular bone is loaded by various forces from many masticatory muscles and occlusion, many physical properties are not clear. Therefore, elastic modulus of trabecular bone were calculated in porcine mandibles by the linear rule of mixtures. Findings showed that elastic modulus was high in the cortical bone and low in the trabecular bone, and the values were higher in the trabecular bone closer to the cortical bone. However, there was a wide variation in the elastic modulus between different specimens. These findings indicate that the elastic modulus can be calculated even from a small and thin sample by utilizing the linear rule of mixtures. By applying vertical and lateral force, one of the trabecular bone showed different values of elastic modulus according to the force direction. By the present method utilizing the linear rule of mixtures, the anisotropy of structure could be characterized in the mandibular trabecular bone.

Key words: linear rule of mixtures, elastic modulus, mandible

緒 言

骨組織における応力解析は、歯科臨床における正確な診断や効率的な治療を行う上できわめて重要である¹⁾。このような応力解析法として有限要素法が広く用いられている²⁻⁴⁾。有限要素法は力学的問題を複数の要素に分割し、近似的に数値解析する手法である。そのため形状をモデル化し分割後、各々の要素の特性（代入値）を規定する必要がある。

骨組織の有限要素法では、代入値として弾性率が用いられている^{5,6)}。超音波測定法を用いてヒトおよびウシ大腿骨の遠位部の海綿骨を解析した結果、弾性率は各々 $13.0 \pm 1.47 \text{ GPa}$ と $10.9 \pm 1.57 \text{ GPa}$ と報告された⁵⁾。また極小のダイヤモンド圧子を試料に押しあてるナノインデンテーション法により、ヒト大腿骨の近位部の弾性率は $6.9 \sim 15.9 \text{ GPa}$ と報告された⁶⁾。さらに引張り試験と超音波試験の結果から、ヒト脛骨皮質骨の弾性率は各々 $18.6 \pm 3.5 \text{ GPa}$ 、 $20.7 \pm 1.9 \text{ GPa}$ と報告されている⁷⁾。このように骨組織の弾性率は、四肢長管骨を用いて研究が進められてきた。一方、複雑な形状をなす下顎骨、特にその海綿骨の弾性率については、現在も多くの物理学的特性に不明な点がある⁸⁾。

このような下顎骨海綿骨における研究の遅れは、主として次の2点が原因と考えられる。1点目として、下顎骨海綿骨の骨梁は疎な網目状構造をなすため、海綿骨を皮質骨から破断せず摘出することが容易でないこと。2点目として、力学的異方性の影響が考えられる。異方性とは方向によって物理的性質が異なることを意味する⁹⁾。顎

骨のように咬合力や筋力など多方向からの応力が負荷される骨は、一般に異方性に富む可能性がある¹⁰⁾。

そこで上記の問題点の解決を目的として、本研究では線形複合則¹¹⁾を弾性率測定に応用した。線形複合則とは、素材が不均質な複合材料において体積分率と各々の素材の材料特性の積による予測式から、複合材料の材料特性を算出する工学的手法である。本法により、海綿骨と皮質骨を一塊とした試験片を用いることができ、海綿骨単独の弾性率を測定することが可能となる。さらに、複数の方向から応力を負荷することで異方体としての特徴も解析可能となる。本研究では、骨組織構造がヒトに近く、近似した年齢の試料が入手可能なブタ下顎骨を用いて、線形複合則により海綿骨の弾性率を求めた。

材料と方法

1. 試料

6ヶ月齢のデュロック種雑種ブタ3頭の下顎骨を購入した（江中畜産、吉見）。試験片は、骨表面に生理食塩水を滴下し湿潤状態下で摘出した。3頭の下顎骨の左側下顎枝より、各1片の試験片（試験片1から3）を得た。採取部位は、上下的には下顎咬合平面と下顎下縁のほぼ中央の高さで下顎枝後縁平面と平行に、前後的には下顎枝中央部付近とした（Fig 1A, B）。試験片4は、3頭目のブタ下顎骨から試験片3を採取後、上下的には下顎角部付近で下顎枝後縁平面と平行に、前後的には下顎枝中央部付近から採取した（Fig 1B）。その後、1辺6-10 mmの直方体となるように、卓上精密フライス盤（Little Milling 9, 株式会社 東洋アソシエイツ, 東京）を用いて、平行性に注意して生理食塩水注水下にてトリミングした（Fig 1C）。本法では、切除された任意の部位の弾性率が算出できるため、試験片の大きさを統一する必要はない。一方、圧縮試験における試験片の平行性は重要なため、トリミングした試験片はマイクロメータ（SPM-25MX, 株式会社ミットヨ, 神奈川県）を用いて切断面の3点を測定し平行性を確認した。また全ての試験片に、近遠心、頬舌がわかるようにマーキングをした。得られた試験片の大きさは、試験片1：5.3 mm x 6.7 mm x 5.3 mm、試験片2：4.5 mm x 6.1 mm x 3.9 mm、試験片3：7.5 mm x 7.4 mm x 3.4 mm、試験片4：8.9 mm x 10.6 mm x 4.4 mmであった。

実験1は、線形複合則を用いた弾性率測定の妥当性の検証を目的として行った。採

取部位が同じ試験片 1 と試験片 2 を異なった部位でトリミングし（試験片 1：両端に皮質骨を含む海綿骨より構成される試験片、試験片 2：一端のみ皮質骨を含む海綿骨より構成される試験片）、垂直方向に 1 回荷重した。

続いて実験 2 では、採取部位が異なる試験片 3 と試験片 4 をほぼ同じようにトリミングして（試験片 3：下顎枝中央部付近より摘出した一端のみ皮質骨を含む海綿骨の試験片、試験片 4：顎角部付近より摘出した一端のみ皮質骨を含む海綿骨の試験片）、垂直と側方の 2 方向から各々 3 回荷重を負荷した。試験片の切除回数は、試験片 1、試験片 2、試験片 3、試験片 4 で、各々 3 回、2 回、1 回、1 回とした。なお上記全ての試験片は Mazurkiewicz の報告¹²⁾にしたがい、生理食塩水に浸漬し、冷凍保存（ -18°C ）した。解凍は、 24°C に設定された室温で 1 時間半以上静置した。

2. 方法

弾性率は、圧縮試験における変位解析により求めた¹³⁾。すなわち試験片を、実験 1 では精密万能試験機（AG-250kNplus, 株式会社 島津製作所, 京都）、実験 2 では小型卓上試験機（LSC-1/30-2, 株式会社 東京衝機試験機, 東京）の圧縮治具中央に設置して荷重を負荷し、万能試験機の左右に配置したレーザー変位計（HL-G1, パナソニック株式会社, 京都）により試験片の変位を解析した（Fig 2）。圧縮試験では、圧縮治具を 1.0 mm/min で移動させた。実験 1 と実験 2 で、各々 15 MPa と 8 MPa まで荷重を増加させた。繰り返し圧縮試験を行う際には、クリープによる変形を防止する

ため、荷重負荷の間隔を1分と設定した。

線形複合則を応用し、試験片の端部を繰り返し切除することにより任意に試験片形状を縮小させ、マイクロメータにて切断面の3点を測定し平行性の確認を行った。毎切除後に試験片残存部の弾性率を測定し、以下に示す線形複合則の応用式により連続したデータ間の差より切除部位の弾性率を算出した。

$$E_r = \frac{E_b - V_a \cdot E_a}{1 - V_a}$$

E_r : 切除した骨の弾性率、 E_b : 切除前の試験片の弾性率、

E_a : 切除後の試験片の弾性率、 V_a : 切除後の試験片の体積分率

本研究では、万能圧縮試験機の圧縮治具の変形による影響が生じる可能性が考えられた。そこで、弾性率が均質かつ既知である材料を用いた。実験1に対してはアルミニウム合金、実験2に対してはより骨と近い弾性率を持つアクリル樹脂（ACA, 株式会社ミスミグループ本社, 東京）を用いた基礎実験から補正値を算出し補正した。

3. 精度検証

精度検証を目的として、10.2×9.6×4.5mm のポリエーテルエーテルケトン樹脂 (PKAH, 株式会社ミスミグループ本社, 東京) を用い本実験と同一条件下に荷重負荷間隔として1分以上あけて50回の繰り返し圧縮試験を行い、得られた結果から本実験装置の測定誤差範囲の検証を行った。その結果、平均値と標準偏差は 6.0 ± 0.2 GPa であることから、測定時のばらつきは ± 0.2 GPa であり、平均値の5%以内の誤差と見積

もられた。

さらに、本実験で用いるブタ下顎骨を $6.4 \times 9.1 \times 4.1 \text{mm}$ にトリミングし、同様に繰り返し試験を行ったところ、 $2.4 \pm 0.2 \text{ GPa}$ とポリエーテルエーテルケトン樹脂を用いた精度検証結果と同様のばらつきであった。そのため、ブタ下顎骨を用いた実験においては平均値に対して 10%以内の誤差が見積もられると考えられる。

結 果

1. 実験 1

舌側と頬側の両端に皮質骨を含む海綿骨より構成された試験片 1 (B10) から Section 1 において舌側皮質骨を含み海綿骨内部で切除した 0.8 mm 厚の R11 の弾性率は、11.9 GPa であった (Fig 3)。次に、B11 を Section 2 で切除した 0.7 mm 厚の海綿骨である R12 の弾性率は、3.8 GPa であった。さらに B12 より Section 3 で切除した 0.6 mm 厚の海綿骨である R13 の弾性率は、6.2 GPa であった。このように R11 は皮質骨を含むため、R12 と R13 よりも大きな弾性率を示した。

トリミング時に舌側皮質骨を除去し、頬側のみ皮質骨を含む海綿骨より構成された試験片 2 (B20) から、Section 1 で切除した 0.6 mm 厚の海綿骨である R21 の弾性率は 1.2 GPa であった (Fig 4)。次に、B21 を Section 2 で切除した 0.5 mm 厚の海綿骨である R22 の弾性率は、1.9 GPa であった。このように、海綿骨より構成される R21 と R22 の弾性率は、頬側皮質骨に近づくほど大きかった。また R21 と R22 は、試験片 1 の海綿骨である R12 と R13 の弾性率に比べ 1/3 以上小さく、個体差が大きいことが明らかとなった。

2. 実験 2

下顎枝中央部付近から採取した試験片 3 (B30) を Section 1 で切除した 1.0 mm 厚の海綿骨である R31 の弾性率は、垂直方向と側方方向に対して各々 1.3 GPa と 0.4 GPa

であった(Fig 5)。このように垂直方向に対する側方方向の値は 31%と小さかった。

次に、下顎角部付近から採取した試験片 4 (B40) を Section 1 で切除した 1.4 mm 厚の海綿骨である R41 の弾性率は、垂直方向と側方方向に対して各々 0.9 GPa と 1.0 GPa であった(Fig 6)。このように垂直方向に対する側方方向の値は 110%と比較的近似した。

考 察

1. 試料について

骨の材料特性解析に関する研究においては、ヒト新鮮骨の代替試料として動物を用いた報告を多数認める¹³⁻¹⁵⁾。本実験においては、ブタ下顎骨を実験試料として用いた。

動物実験においては研究目的に即した動物を選択することが重要であり、ブタ下顎骨は下顎頭と下顎枝の位置関係を含めた顎骨の形状や大きさがラットやモルモットと比較してヒトに比較的近似していると言われている¹⁶⁾。そのため海綿骨の弾性率測定を行う上で適した動物と考えられる。6ヶ月、12ヶ月、42ヶ月齢のブタ大腿骨の弾性率は、各々15 GPa、17 GPa、22 GPaと報告されている¹⁷⁾。ヒト下顎骨の弾性率は、成人では15~18 GPa、小児期では10~16 GPaと報告され¹⁸⁾、ブタとヒト試料間に大きな差はないと考えられる。またブタ試料における弾性率には、1歳以内であれば年齢による差はほぼないと考えられる。

2. 本実験で用いた弾性率測定方法

骨を対象とした弾性率測定はこれまで皮質骨を主として行われてきた^{7,14,17)}。弾性率測定の手法としては、ひずみゲージ、レーザー変位計などによる変位解析の結果から応力ひずみ曲線を求め、その傾きから弾性率を導くことが一般的である。

このうち変位解析においては、試験片への荷重を圧縮方向へ負荷する圧縮試験と、引張方向へ負荷する引張試験が存在するが、本実験では圧縮試験により変位解析を行

った。引張試験は試験片の固定方法や疲労への配慮が必要であり、微細な骨梁を有し脆弱な海綿骨への荷重方法としては不向きなことから、荷重条件の設定が容易な圧縮試験を選択した。さらに、海綿骨の力学的異方性の評価に際しても、試験片の荷重方向の変更が容易な点も圧縮試験が適していると考えた。

本実験で用いた変位解析装置は、万能試験機に圧縮治具を装着し、万能試験機の左右にレーザー変位計を配置することにより作製したものであった。本実験装置の測定誤差を明らかにするため、本実験と同一条件下にて 50 回の繰り返し圧縮試験を行い本実験装置の測定誤差を検証した。その結果、ブタ下顎骨においては平均値に対して 10%以内の誤差が見積もられた。

3. 線形複合則を用いた弾性率測定

複合材料の特性を母材と分散材の特性から予測することは、材料設計を行うための基礎となっている。その最も基本的な複合材料の特性予測式は線形複合則である。線形複合則によれば、一般に複合材料の特性 U_c は、 V_f は分散材の体積分率、母材の特性 U_m と分散材の特性 U_f を用いて、下の式で表すことが出来る¹⁹⁾。

$$U_c = V_f U_f + (1 - V_f) U_m$$

上記の式の U には弾性率や引張り強さなど様々な特性を代入することが出来る。

上記の式の特性を弾性率とし、切除した骨の弾性率を算出する式へ変換したものが本研究で用いた式である。本研究によって、海綿骨と皮質骨を一塊とした試験片を基

に、海綿骨のみを摘出せず、弾性率を測定することが可能であることが考えられたが、その妥当性について考える必要がある。

実験 1 の結果より、皮質骨と海綿骨が含まれる R11 の弾性率は最大で、海綿骨のみから成る R12 と R13 の弾性率はそれより小さかった。また実験 2 の結果より、海綿骨のみから構成される R21 と R22 の弾性率は、頬側皮質骨に近づくほど大きくなった。海綿骨の骨梁構造は皮質骨に近接するほど密と知られており^{20,21)}、このような骨梁構造の違いが弾性率の増加に関係したと考えられる。

以上より、海綿骨のみを摘出しなくても、線形複合側を用いることで皮質骨と海綿骨を一塊とした試料から、任意の部位における海綿骨の弾性率算出が可能と考えられる。

4. 海綿骨における異方性の検証

実験 2 において、下顎枝中央部付近より摘出し、海綿骨のみから構成される R31 の弾性率は、垂直方向と側方方向に対して各々 1.3 GPa と 0.4 GPa であり、異方性を持つ可能性が考えられた。

一方、下顎角部付近より摘出し、海綿骨のみから構成される R41 の弾性率は、垂直方向と側方方向に対して各々 0.9 GPa と 1.0 GPa とほぼ近似し、2 方向間で差はなかった。このように、下顎骨内における海綿骨の摘出部位により、異方性がある試験片と無い試験片が存在した。上記の差は、三次元的に複雑な海綿骨内の骨梁構造の違いに

より生じたと考えられる。Wolff の法則では、骨の形状と構造は骨に加わる力によって決まり、それに適応するように形作られることが知られている^{22, 23)}。大腿骨の海綿骨は比較的是っきりとした骨梁方向性を有している。一方、下顎骨は大腿骨よりも筋付着が複雑であり、四肢にはない歯を介した咬合力も負荷されている。本研究で、試験片間の弾性率が比較的大きく異なり、異方性の有無にも違いが生じたのは、このような下顎骨に負荷される外力が多様なためと考えられる。

5. 歯科臨床への応用

本実験結果より、海綿骨は摘出部位や圧縮試験の荷重方向により弾性率に差があることが示された。今後、本研究の手法を用いて、筋の付着部位や走行、咬合力の大きさが、海綿骨の弾性係数にどのような影響を及ぼすかを詳細に検討していきたい。これにより得られるデータは、腫瘍やその他の病変の摘出、咬合改善を目的とした顎骨離断などに伴う下顎骨の機械的強度の変化を予測することに役立つ。また矯正歯科治療における歯の移動においても、固定源の評価や歯の移動効率の予測にも有用と考えられる。

結 論

線形複合則を応用し下顎骨の弾性率を測定した。線形複合則は、下顎骨海綿骨の力学的特性を解析する上で有用な手法と考えられた。下顎骨海綿骨は摘出部位により弾性率も大きく異なっていた。このような力学的特性には、四肢の骨とは異なり、咬合力や複数の筋による応力など多様な外力が下顎に負荷する点に関係すると考えられる。

謝 辞

稿を終えるにあたり、本研究の機会を与えて戴き、御指導を賜りました明海大学大学院歯学研究科歯学専攻機能発達医療系歯科矯正学 須田直人教授、大塚雄一郎准教授ならびに明治大学理工学部機械情報工学科 有川秀一専任講師に深甚なる謝意を表します。また共同研究者である明治大学大学院理工学研究科機械工学専攻 猪瀬 将司さんには、実験や結果の考察など、細部にわたるご指導をいただきました。ここに感謝いたします。さらに論文審査にあたり、御指導御校閲を賜りました本学大学院歯学研究科歯学専攻再生再建医療系口腔外科学 坂下英明教授、生体材料系歯科材料学 中畠裕教授ならびに再生再建医療系補綴学 藤澤政紀教授に厚く御礼申し上げます。なお、本研究を行うにあたり種々の御理解、御支援を戴きました歯科矯正学分野の諸先生方ならびに明治大学理工学部材料システム研究室の皆様にも、心より御礼申し上げます。

引用文献

- 1) 嵐山貴徳, 高木律男, 安島久雄, 池田順行, 大貫尚志, 斎藤太郎, 林 孝文 : 下顎頭縦骨折 - 転倒転落症例の臨床的検討と発生状況への一考察-. 日口腔科会誌 **62**, 215-223, 2013
- 2) 高柳讓司 : 咬合接触部位の違いが下顎骨および顎関節部に与える力学的影響-三次元有限要素モデルを用いて-. *Orthod Waves Jpn Edit* **65**, 11-23, 2006
- 3) 神原 学, 松井成幸, 大塚雄一郎, 櫻井洋介, 鐘ヶ江晴秀, 梅崎栄作 : デジタル画像相関法と三次元有限要素解析を併用したマルチブラケット装置の力学的検討 : 上顎前歯部口蓋側牽引時における歯根周囲での応力分布について. *Orthod Waves Jpn Edit* **69**, 141-155, 2010
- 4) Sun M, Yang J, Zhou R, Li N, Xia J and Gu F : Mechanical analysis on individualized finite element of temporal-mandibular joint under overlarge jaw opening status. *Int J Clin Exp Med* **8**, 9046-9054, 2015
- 5) Ashman RB and Ryo JY : Elastic modulus of trabecular bone material. *J Biomech* **21**, 177-181, 1988
- 6) Lakatos E, Magyar L and Bojtár I : Material Properties of the Mandibular Trabecular Bone. *J Med Eng* **2014:470539**, 7, 2014
- 7) Rho JY, Ashman RB and Turner CH : Young's modulus of trabecular and cortical bone material : ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomech* **26**, 111-119, 1993
- 8) Zysset PK, Guo XE, Zhou R, Hoffler CE, Moore KE and Goldstein SA : Mechanical properties of human trabecular bone lamellae quantified by nanoindentation. *Technol Health Care* **6**, 429-432, 1998
- 9) 山内 啓 : 材料の強度と変形. In : 機械材料学, 荘司郁夫編, 第1版, 丸善出版, 東京, pp84-89, 2014
- 10) 小関道彦 : 骨解析のための応用. In : 整形外科医のためのバイオメカニクス解析, 稲葉 裕, 東堂 貢編, 第1版, メジカルビュー社, 東京, pp56-61, 2017
- 11) 関根英樹, 丹野 顯, 近藤俊美, 小沢喜仁 : 複合材の巨視的物性に関する複合則.

素材物性学雑誌 **4**, 94-127, 1991

- 12) Mazurkiewicz A : The effect of trabecular bone storage method on its elastic properties. *Acta bioeng Biomech* **20**, 21-27, 2018
- 13) 白崎芳夫, 立石哲也 : 骨の力学的特性と骨密度. *整外バイオメカニクス* **11**, 109-112, 1990
- 14) 坂本 信, 佐藤憲二, 小林公一, 坂井 淳, 高野英資, 原 利昭 : 超微小押込み試験による皮質骨の力学的特性評価. *日臨バイオメカ会誌* **24**, 1-5, 2003
- 15) 関 あずさ : 骨形態計測の実際. In : 新しい骨形態計測, 山本智章編, 第 1 版, ウィネット, 新潟, pp58-61, 2014
- 16) 野口規久男, 黒田敬之, 中邨隆子 : 歯学とくに歯科矯正学における実験動物としての小型ブタ (miniature pig) の使用. *口腔病会誌* **43**, 87-91, 1976
- 17) Feng L, Chittenden M, Schirer J, Dickinson M and Jasiuk I : Mechanical properties of porcine femoral cortical bone measured by nanoindentation. *J Biomech* **45**, 1775-1782, 2012
- 18) 原 俊浩 : ヒト成人および小児下顎枝類側緻密骨の力学的性質に関する研究-縦弾性係数と骨単位の走行および空孔率との関係-. *歯基礎医学会誌* **39**, 269-283, 1997
- 19) 井上雅博 : 複合材料. In : 機械材料学, 荘司郁夫編, 第 1 版, 丸善出版, 東京, pp296-302, 2014
- 20) Giesen EB and van Eijden TM : The three-dimensional cancellous bone architecture of the human mandibular condyle. *J Dent Res* **79**, 957-963, 2000
- 21) Smit TH, Odgaard A and Schneider E : Structure and function of vertebral trabecular bone. *Spine* **22**, 2823-2833, 1997
- 22) Wolff J : Concept of the Law of Bone Remodelling. In : The law of bone remodelling, Wolff J, eds, vol 1, Springer-Verlag, Berlin, pp1-1, 1986
- 23) 菅原明善 : 骨再生への戦略. In : 骨再生のテクノロジー 改訂新版 -骨再生の概

念と臨床応用-, 菅原明善編, 第1版, ゼニス出版, 東京, pp57-62, 2011

Fig legends

Fig 1 Preparation of specimens

A: Specimen 1 and 2 were obtained from the middle of ramus (between black dotted lines), parallel to the posterior border of the ramus pane (white dotted line). Each specimen was resected from the different porcine mandible.

B: Specimen 3 was obtained from the middle of ramus (between black dotted lines), parallel to the posterior border of the ramus (white dotted line). Specimen 4 was resected from the mandibular angle (between black dotted lines), parallel to the posterior border of the ramus (white dotted line). Specimen 3 and 4 were obtained from the same porcine mandible but different from those resected specimen 1 and 2.

C: Specimen composed of cortical (a) and trabecular (b) bones. The border of each bone could be seen clearly.

Fig 2 Measuring device

The elastic modulus was evaluated by displacement analysis in a compression test using a laser displacement meter with a specimen placed in the compression testing machine at the center of the compression jig. Arrow (direction of load).

Fig. 3 Resection and elastic modulus in specimen 1 (B10) composed of trabecular bone and cortical bones.

Cortical bones were seen both at the buccal and lingual edges. Resection of R11 provided

B11 from B10. Resection of R12 provided B12 from B11. Resection of R13 provided B13 from B12. Vertical force was applied to specimen 1 from the superior direction.

Fig. 4 Resection and elastic modulus in specimen 2 (B20) composed of trabecular bone and cortical bones.

Cortical bone was seen only at the buccal edge. Resection of R21 provided B21 from B20. Resection of R22 provided B22 from B21. Vertical force was applied to specimen 2 from the superior direction.

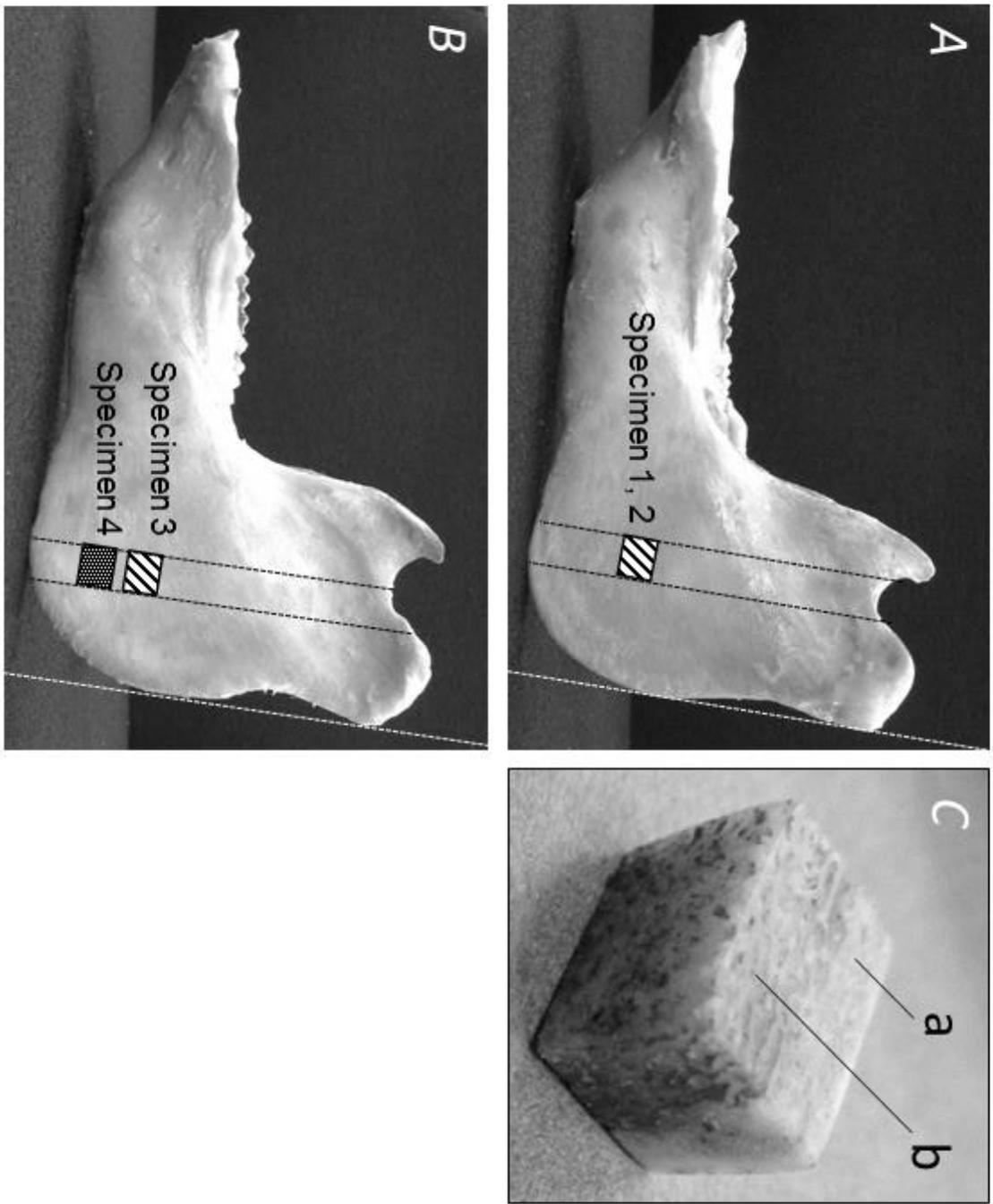
Fig. 5 Resection and elastic modulus in specimen 3 (B30) obtained from the middle of ramus.

Cortical bone was seen only at the buccal edge. Resection of R31 provided B31 from B30. Vertical and transverse force were applied to specimen 3 from the superior and lateral directions, respectively.

Fig. 6 Resection and elastic modulus in specimen 4 (B40) obtained from the mandibular angle.

Cortical bone was seen only at the buccal edge. Resection of R41 provided B41 from B40. Vertical and transverse force were applied to specimen 4 from the superior and lateral directions, respectively.

Fig 1



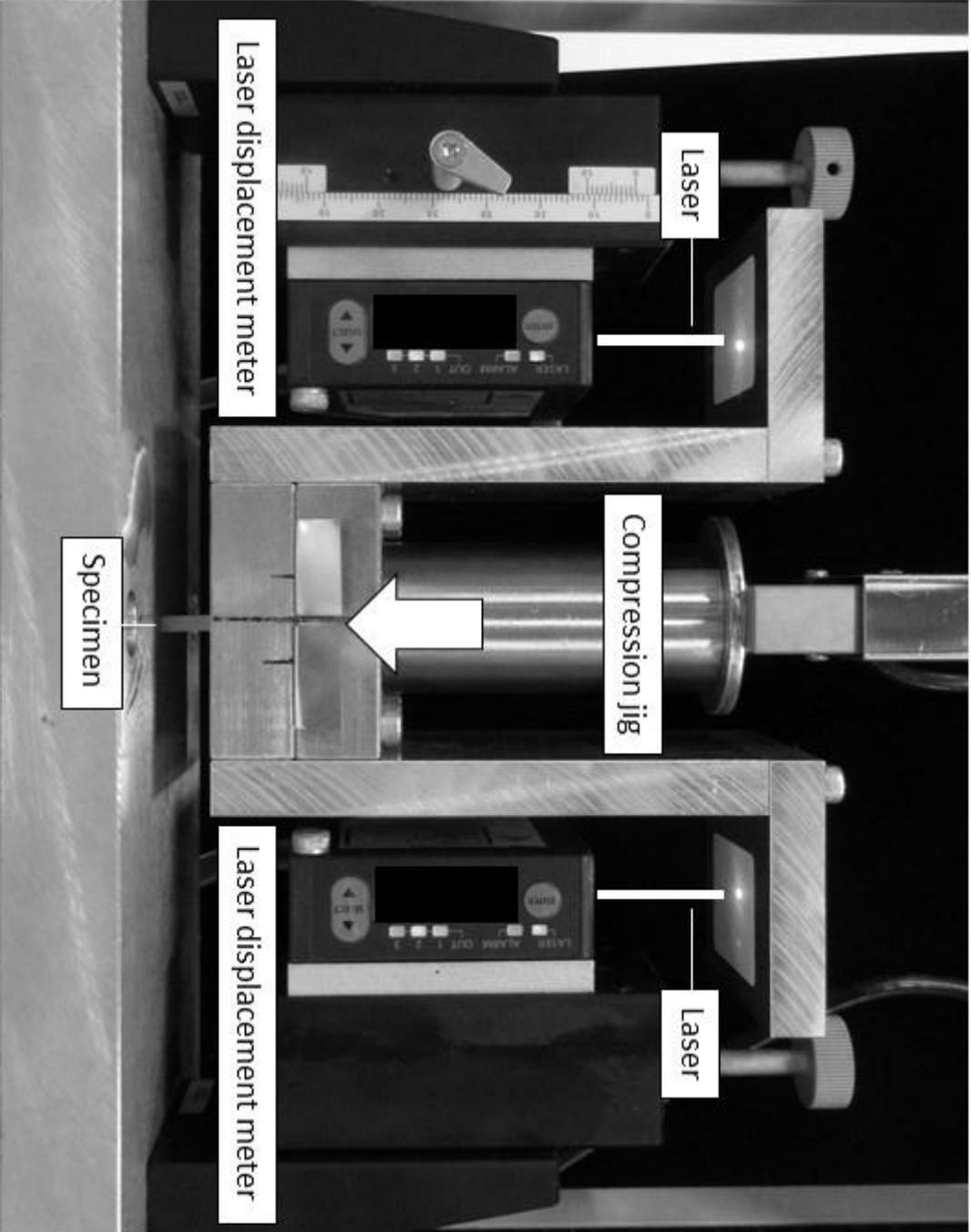
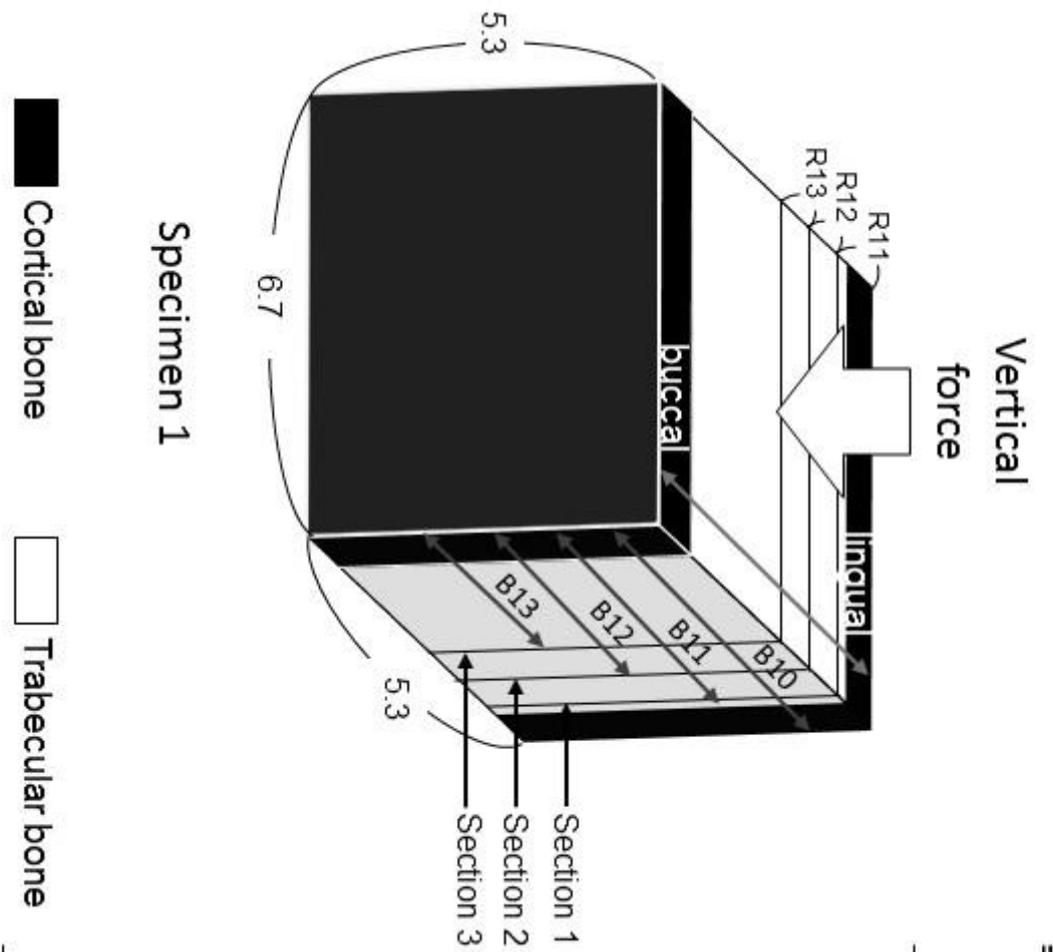


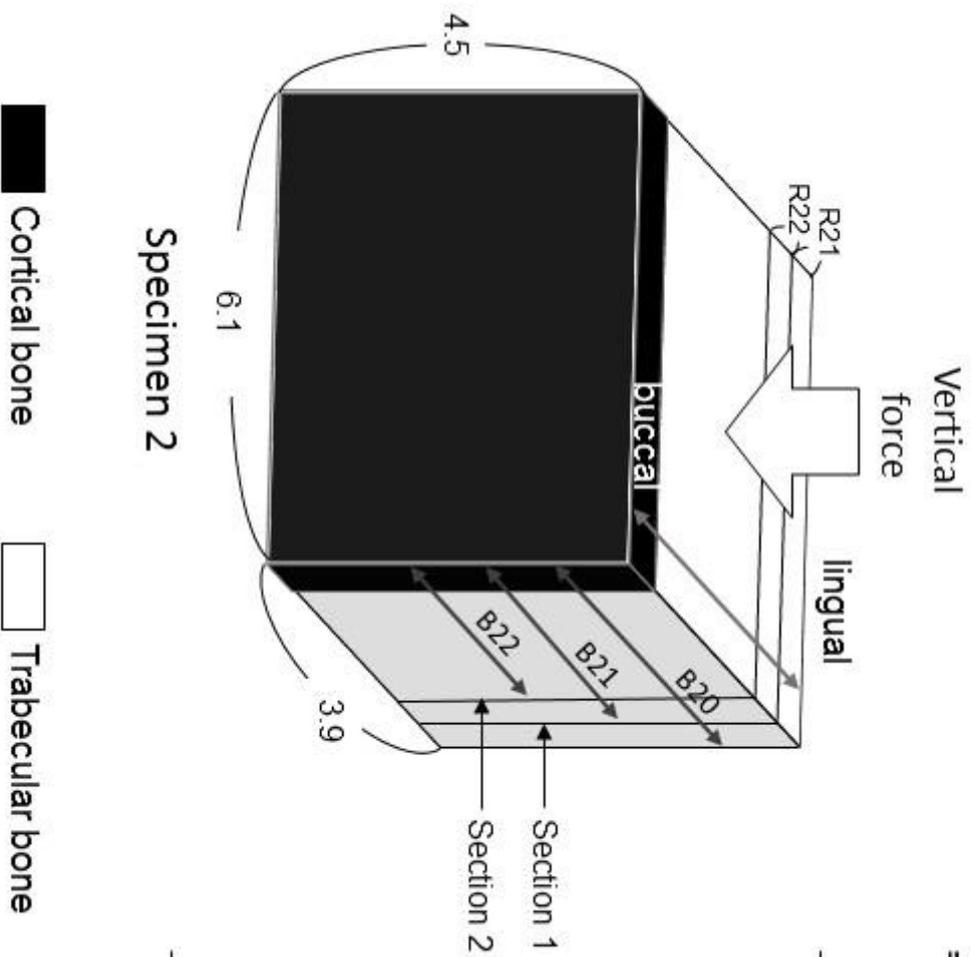
Fig 2

Fig 3



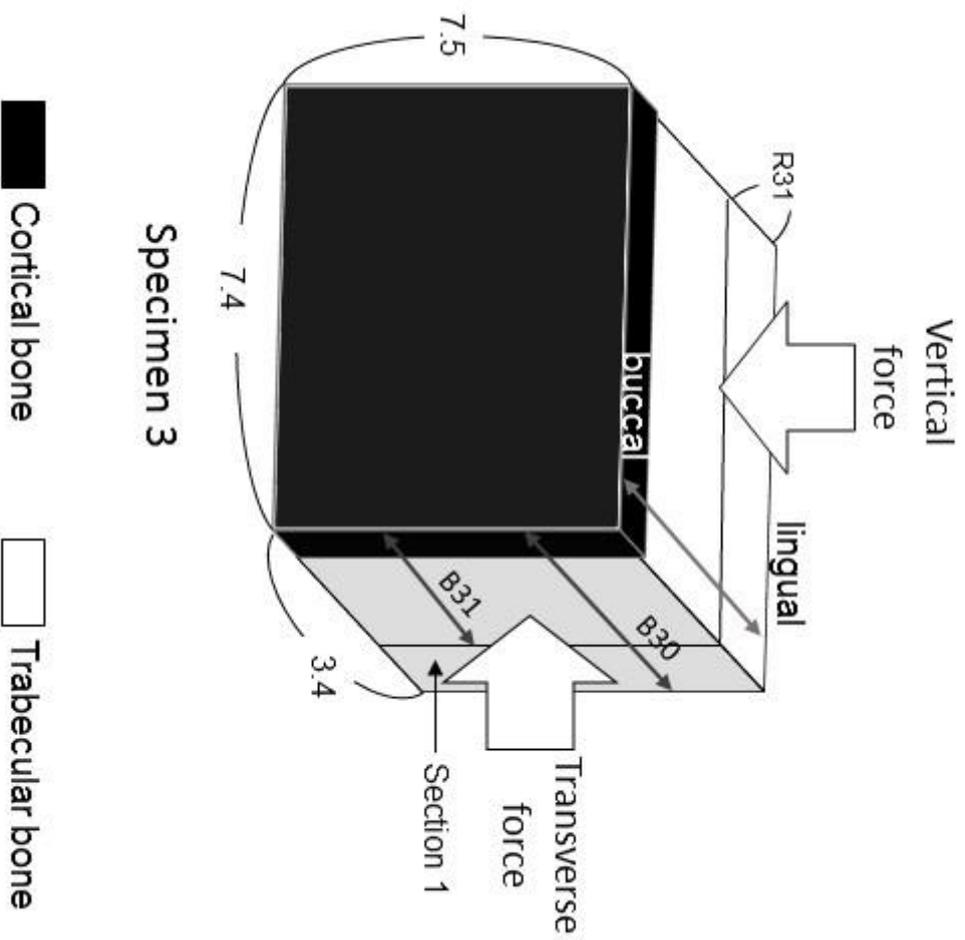
Block	Width (mm)	Elastic modulus (Gpa)
B10	5.3	7.9
R11	0.8	11.9
B11	4.5	7.2
R12	0.7	3.8
B12	3.8	7.9
R13	0.6	6.2
B13	3.2	8.2

Fig 4



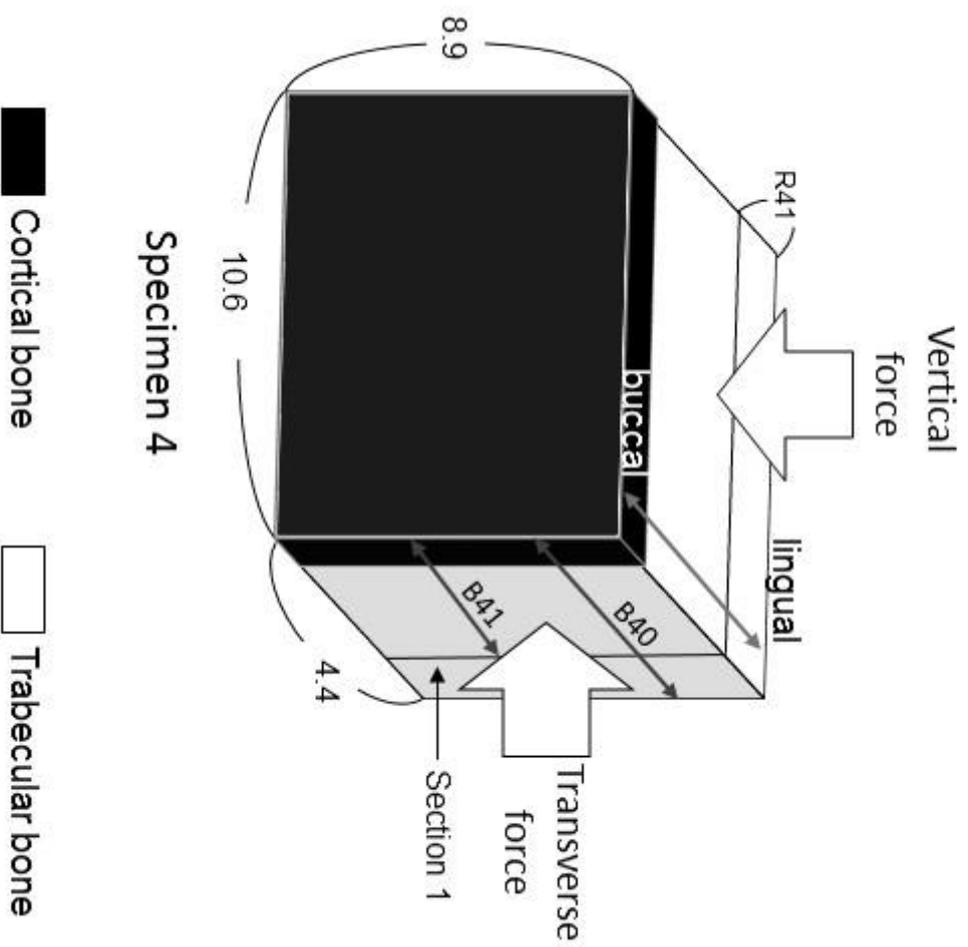
Block	Width (mm)	Elastic modulus (Gpa)
B20	3.9	5.9
R21	0.6	1.2
B21	3.3	6.9
R22	0.5	1.9
B22	2.8	7.8

Fig 5



Block	Width (mm)	Elastic modulus (Gpa)	
		Vertical direction	Transverse direction
B30	3.4	2.2 ± 0.1	2.6 ± 0.4
R31	1.0	1.3	0.4
B31	2.4	2.6 ± 0.5	3.5 ± 0.5

Fig 6



Block	Width (mm)	Elastic modulus (Gpa)	
		Vertical direction	Transverse direction
B40	4.4	1.6 ± 0.2	1.8 ± 0.1
R41	1.4	0.9	1.0
B41	3.0	1.9 ± 0.3	2.2 ± 0.2