原 著

ヒト成人および小児下顎枝頬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—

原 俊 浩

東京歯科大学大学院歯学研究科解剖学第一講座（指導：井出吉信教授）

〔受付：平成9年3月11日，受理：平成9年5月19日〕

A study on the mechanical properties of buccal compact bone of the
ramus of mandible in human adults and children
—Relationship of the elastic modulus to the direction of osteon and the porosity ratio—

Toshihiro Hara

Department of Anatomy Tokyo Dental College

(Director : Prof. Yoshinobu Ide)

1-2-2 Masago, Mihama-ku, Chiba 261, Japan

[Received on March 11, 1997 ; Accepted on May 19, 1997]

Key words : ramus of mandible/compact bone/elastic modulus/osteon/porosity ratio

Abstract : Analysis of bone stress by the finite element method has become more complex. Detailed data on the elastic modulus used for this analysis are required. In particular, the mandible has a complex morphology, and few studies have reported the site related to elastic modulus or directional differences. In the present study, the elastic modulus was measured and examined histologically.

Ten specimens of dried mandible from human adults and children were used. The elastic modulus was measured in two regions prepared by equally dividing the ramus of the mandible into lower and upper regions. Samples of $6\text{ mm} \times 960\text{ }\mu\text{m} \times 425\text{ }\mu\text{m}$ were collected from the buccal compact bone. The elastic modulus was measured using a three-point bending test. After measurement, the direction of osteon was examined using SEM. The porosity ratio was also measured after CMR.

The elastic modulus in adults was higher in all directions. In both adults and children, anisotropy in the elastic modulus of each direction of the upper region was similar to the anisotropy in unidirectional fiber reinforced composite materials, but not in the lower region. The elastic modulus decreased slightly with an increase in the angle of the direction of osteons to the longitudinal axis of specimens. The porosity ratio in adults was smaller than that in children in all directions.

The direction of osteon may significantly influence the anisotropy in the elastic modulus. The difference in the porosity ratio between adults and children may significantly influence the value of the elastic modulus.

抄録：有限要素法などの骨の応力解析には縦弾性係数が必要となるが，下顎骨についての詳細な報告は少ない。

そこで、ヒト下顎枝頰側緻密骨の局所の縦弾性係数とその組織学的構造との関係を調べることを目的とし、骨単位と空孔率に注目して骨形態計測を行い、成人と小児のそれぞれの部位、方向について詳細に検討し、以下の結果を得た。

下顎枝の縦弾性係数は部位、方向により値が異なった。上部では一方向繊維強化複合材料の異方性と近似する傾向にあるが、下部では異なっていた。同部位、同方向の縦弾性係数は成人の方が小児よりも大きかった。骨単位の走行と試験片の長軸とのなす角度が大きいほど縦弾性係数は小さくなる傾向を示した。同部位、同方向の空孔率は、成人の方が小さい値を示し、その空孔率を用いて成人の縦弾性係数より小児の縦弾性係数を計算により求めると、実測値とほぼ一致した。

緒 言

近年、コンピュータの発達に伴い骨の応力解析には有限要素法を用いたシミュレーション的アプローチが多数行われている¹⁻⁴⁾。歯科領域でも、顎運動や顎顔面の再建などの面から顎骨が注目され、機能時の応力解析が急務とされている⁵⁾。特に下顎骨は左右同時に機能する顎関節、歯の植立、多方向に作用する咀嚼筋の付着など特殊な環境下にあるため、下顎骨の応力解析はより困難であることはいうまでもない⁶⁾。ことに三次元解析は複雑となり、そこに用いられる基礎的パラメーターの縦弾性係数もより詳細なデータが必要とされている^{1,3)}。

骨の縦弾性係数に関しては、様々な骨の緻密骨について測定されている⁷⁻¹⁶⁾。特に下顎骨の縦弾性係数については、嶋田ら⁸⁾と塩田¹⁶⁾の報告があるが、これらは部位、方向による違いを考慮しておらず、単一の値を求めているにすぎない。村上ら⁷⁾は部位による縦弾性係数の違いについて触れているが、同一部位における縦弾性係数の異方性については述べていない。一方、田松¹⁵⁾は下顎骨の縦弾性係数を部位、方向まで追求しているものの、それは主として下顎体部であり、詳細な下顎枝部の縦弾性係数については言及していない。また、上記の報告はすべて縦弾性係数の測定のみであり、下顎骨の縦弾性係数の部位、方向差の原因については述べられていない。

縦弾性係数の部位、方向差については、骨単位の走行方向、空孔率、ミネラルの含有量、コラーゲン線維の走行方向などが関与するとされている¹⁷⁻²⁵⁾。

緻密骨の層板構造はハヴァース系と非ハヴァース系とに区別され、特に機械的抵抗性に勝るのはハヴァース系である骨単位とされている²⁶⁻²⁸⁾。また、骨単位は応力により機能的適応を受け、構造や走行は変化するものと考えられている^{29,30)}。特に、長管骨における骨単位の走行は主応力方向である骨の長軸方向にほぼ一致しているとされ、立石¹³⁾、小川ら¹⁴⁾は骨単位を一方繊維強化複合材料の強化主軸として考え、局所における縦弾性係数の異方性を解明した。また、下顎骨では田松の報告¹⁵⁾があり、い

ずれも強化主軸方向の縦弾性係数が最も高い値を示すと述べている^{31,32)}。

空孔率すなわちハヴァース管やフォルクマン管などの管腔構造の占める割合と骨の機械的性質については、Currey^{33,34)}、Clark ら³⁵⁾、Hashin³⁶⁾の報告があり、これらはいずれも管腔構造の割合が増えると骨の機械的性質は劣るとしている。また、管腔構造は年齢により変化するという報告もある³⁷⁻³⁹⁾。

骨の無機成分であるミネラルについては、その含有量が増加すれば縦弾性係数は大きくなる^{40,41)}。一方、骨の有機成分であるコラーゲン線維はその走行方向が機械的性質に影響するとされているものの、コラーゲン線維の走行は複雑であり一定の見解を得ていない^{37,42,43)}。

以上のように、骨の縦弾性係数には様々な要因が作用していると考えられるが、下顎骨の縦弾性係数の違いとその原因に関する研究はごく少数である。そこで著者は、ヒト下顎枝頰側緻密骨の局所の縦弾性係数とその組織学的構造との関係を調べることを目的とし、骨単位と管腔構造に注目して骨形態計測を行い、成人と小児のそれぞれの部位、方向別について詳細に検討した。

材料および方法

1. 試料および測定部位

試料は、東京歯科大学解剖学講座所蔵の成人および小児乾燥下顎骨とし、骨疾患の認められないものからそれぞれ10体を選定した。小児に関しては乳歯列期のものを用いた。

測定部位は、下顎枝頰側緻密骨とし、左右側それぞれ上下に2つの領域を設定した。上方の領域は、下顎切痕の最下点を通り下顎枝後縁に平行な直線を引き、その2等分点を中心とした半円形の領域に求めた。下方の領域は、その直線と下顎下縁平面と平行で試験片の採取できる最下方の直線との交点を中心とした半円形の領域にした。これらの領域における試験片採取方向は、下顎下縁平面と平行な方向で下顎枝前縁方向を0度方向とし、順次30度毎に180度方向まで扇状とした (Fig. 1)。

Fig. 1 The location of obtained specimens and its size.

P : periosteal side BM : bone marrow side E : external basic lamella

2. 縦弾性係数

1) 試験片の加工方法

試験片の採取はバンドソー (MARUTO TRIMMER MC-130) にて各測定部位の頰側緻密骨より注水下にて分離し、各試験片の長径が6 mmの直方体となるようにした。その際、試験片の高径方向と下顎枝頰側緻密骨の頰舌側方向が一致するようにした (Fig. 1)。ついで検鏡標本作製の研磨装置 (MARUTO SPEEDLAP ML-150Dc) および砥石にて平行性に注意しながら注水下で高径を425 μ mに加工した。幅径に関しては、試験片を2

Fig. 2 Testing machine.

Table 1 Input items of measurement

0	負荷速度	20 Hz
1	除荷速度	20 Hz
2	試験片の幅径 (W)	mm
3	試験片の高径 (h)	mm
4	支点間距離 (L)	4 mm
5	最大荷重 (Pmax)	500 gf
6	最大変位 (Vmax)	0.2 mm
7	変位倍率 (0.1, 1, 10)	1 倍
8	実験番号	

枚のスライドガラスにはさみ HT 式硬組織研磨装置 (ハードティッシュ N-100) 上に置き、耐水ペーパーを用いて960 μ mに加工した (Fig. 1)。

加工された試験片を、自然乾燥後に温度20°C、湿度30%のデジケーター内で1日以上保存した後に測定した。

試験片は曲げ試験の直前にマイクロメーター (MITUTOYO SPM2-25DM) にて高径、幅径をそれぞれ測定した。

2) 縦弾性係数の測定

試験片の縦弾性係数の測定は3点曲げ試験にて行った。3点曲げ試験の荷重方向は試験片の高径方向、すなわち緻密骨の頰舌側方向である。3点曲げ試験は田松¹⁵⁾が作製した微小骨片曲げ試験機を用いた。この試験装置は、試験片を置いて曲げ試験を行う試験機本体 (Fig. 2) に加え、ステッピングモーターと光位置検出素子 (PSD) の制御を行うコントローラー、および自動制御を行う汎用パソコン (NEC PC-9801VM) より構成されている。

測定条件は、Table 1 に示した。計算方法は次式に必要な事項を Table 1 より抽出し、測定された荷重と変位量を合わせて代入して縦弾性係数 (E) を測定した。

$$E = \frac{PL^3}{4\delta wh^3}$$

P: 荷重量

L: 支点間距離

δ : 変位量

w: 試験片の幅径

h: 試験片の高径

3) 測定結果の処理

測定結果は測定領域毎に散布図を描き、試験片の採取方向と縦弾性係数の関係を調べた。また、同じ測定領域における成人と小児の同方向の縦弾性係数の違いについて t 検定 (有意水準 5%) を行った。大腿骨や脛骨では立石¹³⁾や小川¹⁴⁾が、下顎骨では田松¹⁵⁾が縦弾性係数の異方性を一方向繊維強化複合材料に近似させているため、各領域毎に複合材料としての推定値を計算し、実際の測定値と比較した。一方向繊維強化複合材料では強化主軸と θ の角度をなす方向の縦弾性係数 $[E(\theta)]$ は次式で表される。

$$\frac{1}{E(\theta)} = \frac{\cos^4\theta}{E_L} + \frac{\sin^4\theta}{E_T} + \sin^2\theta \cdot \cos^2\theta \times \left(\frac{4}{E_{LT}} - \frac{1}{E_L} - \frac{1}{E_T} \right)$$

E_L : 強化主軸方向の縦弾性係数

E_T : 強化主軸と直角方向の縦弾性係数

E_{LT} : 強化主軸と 45 度方向の縦弾性係数

E_L に縦弾性係数の測定結果から予測される強化主軸方向付近における最大値を、 E_T に強化主軸方向と直角方向の縦弾性係数をそれぞれ代入した。 E_{LT} に関しては、試験片の長軸に対し骨単位が約 40 度～約 50 度の方向に走行していた試験片の縦弾性係数の平均値を用いた。これらの値を代入して得られた曲線を、散布図上に重ねて描き実際の測定結果と比較した。

3. 骨単位の走行

1) 試料の作製と測定

これには、縦弾性係数測定後の下顎枝右側の試験片を用いた。試料の作製手順は以下のようにした。

- (1) 10% EDTA による 3 日間の脱灰処理
- (2) 水洗, 脱水, 凍結乾燥 (エイコーエンジニアリング ID-2 型)
- (3) 金パラジウムによるクールスパッタコーティング (VG Microtech SC-500A)

以上のように処理した試料を走査型電子顕微鏡 (日立製作所 S-800) により観察した。測定部位は試験片の中央部で長軸方向の長さ 4 mm の範囲とし、この範囲をブ

Fig. 3 Direction of osteon to longitudinal axis of specimen.

θ : The angle between longitudinal axis of specimen and direction of osteon

ロータイプ黑白写真用フィルム (FUJI NEOPAN SS) へ 2 枚に分けて撮影した。ついでこれを印画紙 (FUJIBRO WP FM3) に焼き付けし、東京歯科大学共用機器管理部情報処理系研究室の多目的画像処理装置 (MIP) にてハヴァース管の断面より骨単位の走行方向を測定した。なお、測定に際し骨単位の走行方向は、試験片の長軸方向に対する角度とした (Fig. 3)。さらに各試験片には骨単位がほぼ均等に数個存在するため、正規確率紙を用い累積度数分布より骨単位の走行方向を決定した。

2) 測定結果の処理

骨単位の走行方向を横軸に、縦弾性係数を縦軸にとり散布図を描いた。また、一方向繊維強化複合材料の理論より求めた縦弾性係数の推定値と比較した。成人と小児の縦弾性係数の違いについて t 検定 (有意水準 5%) を行った。

4. 空孔率

1) 試料の作製と測定

これには縦弾性係数測定後の下顎枝左側の試験片を用いた。まず、試験片の高径を 100 μ m にするため注水下で砥石にて研磨した。その後、温度 20°C, 湿度 30% のデンケーター中で 1 日以上保存した後にソフテックス超軟 X 線顕微鏡撮影装置 (CMR-3) を用いて Contact microradiogram (以下 CMR と略す) を撮影した (Fig. 4, 5)。撮影条件は X 線管球-フィルム間距離 44.4 mm, 管電圧 10 kV, 管電流 3 mA, 撮影時間 5 分 30 秒とした。使用フィルムはソフテックス CMR フィルム (KODAK SO-343) を用いた。現像条件は、D-19 で現像、ついで停止、

Fig. 4 Contact microradiogram of the adult specimen.

Fig. 5 Contact microradiogram of the child specimen.

定着，水洗，乾燥後，封入した。

測定部位は試験片の中央部で，長軸方向の長さ 4 mm の範囲とし，前記の多目的画像処理装置（MIP）を用いて測定範囲内のハヴァース管とフォルクマン管の総面積を測定した。また，この値を測定範囲面積で除し百分率で表したものを空孔率とした。

2) 測定結果の処理

測定結果は測定領域毎に散布図を描き，試験片の採取方向と空孔率の関係を調べた。また，同じ測定領域における成人と小児の同方向の空孔率の違いについて，t 検定（有意水準 5 %）を行った。ついで，成人と小児の空孔率の比を用いて成人の縦弾性係数から小児の縦弾性係数を計算により求め，測定値と比較した。計算式は複合材料や頭蓋骨で使用されている次式を用いた^{20,44)}。

$$E(c) = \frac{E(a) [1 - C(c)/100]^3}{[1 - C(a)/100]^3}$$

E(c)：小児の縦弾性係数

E(a)：成人の縦弾性係数

C(c)：小児の空孔率

C(a)：成人の空孔率

結 果

1. 縦弾性係数

1) 成人

(1) 上部

左右側から採取した 138 片の試験片について測定を行った（Table 2）。

Table 2 Elastic modulus of the upper region

(Deg) Angle	Adult (GPa) Mean±S. E.	Child (GPa) Mean±S. E.	
0	14.7±0.5	9.4±0.7	*
30	12.8±0.4	7.3±0.5	*
60	11.9±0.5	5.7±0.5	*
90	13.0±0.6	7.5±0.4	*
120	17.8±0.9	11.0±0.7	*
150	17.3±0.4	11.6±0.7	*
180	15.2±0.7	9.8±0.7	*

*：Significant difference (P<0.05)

最大値は，下顎下縁平面に対し 120 度方向で 17.8 GPa であった。ついで高い値を示したのが 150 度方向の 17.3 GPa であり，最小値は 60 度方向の 11.9 GPa であった。測定領域全体としてみた場合，120 度，150 度方向で高い値を示し，それに対し直交する方向の 30 度，60 度方向で低い値を示した。その他の方向の 0，90，180 度の値はそれぞれ 14.7，13.0，15.2 GPa であった（Fig. 6）。

(2) 下部

左右側から採取した 140 片の試験片について測定を行った（Table 3）。

最大値は，下顎下縁平面に対し 0 度方向で 18.1 GPa であった。ついで高い値を示したのが 150 度方向の 16.8 GPa であり，値のピークが 2 つみられた。最小値は 60 度方向の 10.9 GPa であった。測定領域全体としてみた場合，下顎下縁平面と平行な方向の 0 度，180 度方向と下顎枝後縁に沿った方向の 120 度，150 度方向で高い値を示

Fig. 6 Elastic modulus of the upper region.

し、それぞれに対し直交する方向の90, 30, 60度方向で低い値を示した (Fig. 7)。

2) 小児

(1) 上部

左右側から採取した129片の試験片について測定を行った (Table 2)。

最大値は、下顎下縁平面に対し150度方向で11.6 GPaであった。ついで高い値を示したのが120度方向の11.0 GPaであり、最小値は60度方向の5.7 GPaであった。測定領域全体としてみた場合、120度、150度方向で高い値を示し、それに対し直交する方向の30度、60度方向で低い値を示した。その他の方向の0, 90, 180度の値はそれぞれ9.4, 7.5, 9.8 GPaであった (Fig. 6)。

(2) 下部

左右側から採取した138片の試験片について測定を行った (Table 3)。

最大値は、下顎下縁平面に対し0度方向で16.0 GPaであった。ついで高い値を示したのが120度方向の12.1 GPaであり、値のピークが2つみられた。最小値は60度方向の7.1 GPaであった。測定領域全体としてみた場合、下顎下縁平面と平行な方向の0度、180度方向と下顎枝後縁に沿った方向の120度、150度方向で高い値を示し、それぞれに対し直交する方向の90, 60度方向で低い値を示した (Fig. 7)。

3) 成人と小児の比較

(1) 上部

成人と小児の同方向の縦弾性係数を比較すると、すべ

Table 3 Elastic modulus of the lower region

(Deg) Angle	Adult (GPa) Mean $\pm$ S. E.	Child (GPa) Mean $\pm$ S. E.	
0	18.1 $\pm$ 0.5	16.0 $\pm$ 0.5	*
30	13.9 $\pm$ 0.6	10.7 $\pm$ 0.6	*
60	10.9 $\pm$ 0.5	7.1 $\pm$ 0.6	*
90	12.6 $\pm$ 0.6	7.8 $\pm$ 0.8	*
120	16.1 $\pm$ 0.6	12.1 $\pm$ 0.6	*
150	16.8 $\pm$ 0.7	11.1 $\pm$ 0.8	*
180	16.2 $\pm$ 0.7	11.2 $\pm$ 0.8	*

* : Significant difference ($P < 0.05$)

Fig. 7 Elastic modulus of the lower region.

ての方向において成人の方が高い値を示した (Table 2, Fig. 6)。また、成人の縦弾性係数の値は小児のそれに対して約1.7倍大きかった。

(2) 下部

成人と小児の同方向の縦弾性係数を比較すると、すべての方向において成人の方が高い値を示した (Table 3, Fig. 7)。また、成人の縦弾性係数の値は小児のそれに対して約1.4倍大きかった。

2. 骨単位の走行

1) 組織学的観察

成人と小児の各試験片には数個の骨単位が存在し、同部位、同方向の試験片を比較すると骨単位の走行方向にはあまり大きな差はみられなかった。しかし、採取方向

Fig. 8 Micrograph of the adult specimen.

Fig. 9 Micrograph of the child specimen.

Fig. 10 Normal probability paper.

の異なる試験片の骨単位を比較すると、その走行方向は様々であった。試験片の表面に観察される骨単位の数には成人の方が小児より少なかった。成人と小児の組織像をFig. 8, 9に示す。

2) 骨単位の走行と縦弾性係数

正規確率紙 (Fig. 10) より求めた骨単位の走行方向と、その試験片の縦弾性係数に注目しているため、試験片の採取部位、方向を考慮せずに上部、下部まとめて散布図を描いた。横軸である骨単位の走行方向の角度は10度ずつで区切り、縦軸である縦弾性係数はその平均値を用いた。

Table 4 Direction of osteon and value of elastic modulus

(Deg) Angle	Adult (GPa) Mean±S. E.	Child (GPa) Mean±S. E.	
0	17.5±0.5	12.8±0.6	*
10	15.6±0.5	11.7±0.7	*
20	14.8±0.8	10.0±0.6	*
30	14.3±1.1	9.9±0.7	*
40	12.8±0.5	7.3±0.5	*
50	13.5±0.6	7.9±0.8	*
60	11.7±1.0	5.4±0.4	*
70	11.4±0.6	6.8±0.6	*
80	11.8±1.1	6.6±1.3	*

* : Significant difference ($P < 0.05$)

(1) 成人

骨単位の走行方向の測定には、上部、下部合わせた計138片を用いた (Table 4)。

骨単位が0～10度の方向に走行していた試験片の縦弾性係数が最大値を示し、17.5 GPaであった。最小値は70～80度の方向で11.4 GPaであった。試験片の長軸と骨単位の走行方向との角度が増加するに従い、縦弾性係数の値は減少する傾向を示した。また、各試験片が一方方向繊維強化複合材料より採取されたと仮定し、強化主軸方向の縦弾性係数に最大値を、直交する方向の縦弾性係数に最小値を代入して推定曲線を重ねると概ね一致した (Fig. 11)。

(2) 小児

骨単位の走行方向の測定には、上部、下部合わせた計

Fig. 11 Direction of osteon and elastic modulus.

131片を用いた (Table 4)。

骨単位が0～10度の方向に走行していた試験片の縦弾性係数が最大値を示し、12.8 GPaであった。最小値は60～70度の方向で5.4 GPaであった。試験片の長軸と骨単位の走行方向との角度が増加するに従い、縦弾性係数の値は減少する傾向を示した。また、各試験片が一方方向繊維強化複合材料より採取されたと仮定し、強化主軸方向の縦弾性係数に最大値を、直交する方向の縦弾性係数に最小値を代入して推定曲線を重ねると測定値と概ね一致した (Fig. 11)。

(3) 成人と小児の比較

各方向毎の縦弾性係数はすべての方向で成人の方が大きかった (Table 4, Fig. 11)。

3. 空孔率

1) 成人

(1) 上部

70片の試験片について空孔率を測定した (Table 5)。

最大値は下顎下縁平面に対し90度方向の3.8%で、ついで120度方向の3.7%、60度方向の3.5%、30度方向と150度方向の3.3%、0度方向の3.0%の順で、最小値が180度方向の2.5%であった (Fig. 12)。

(2) 下部

70片の試験片について空孔率を測定した (Table 6)。

最大値は下顎下縁平面に対し60度方向の4.4%で、ついで180度方向の4.3%、0度方向の3.6%、90度方向と150度方向の3.3%の順で、最小値が30度方向と120度

Fig. 12 Porosity ratio of the upper region.

方向の3.0%であった (Fig. 13)。

2) 小児

(1) 上部

67片の試験片について空孔率を測定した (Table 5)。

最大値は下顎下縁平面に対し120度方向の14.7%で、ついで60度方向の13.7%、180度方向の13.3%、90度方向の12.9%、30度方向の11.0%、150度方向の10.9%の順で、最小値が0度方向の10.8%であった (Fig. 12)。

(2) 下部

69片の試験片について空孔率を測定した (Table 6)。

最大値は下顎下縁平面に対し150度方向の13.2%で、ついで120度方向の11.9%、90度方向の11.3%、60度方向の10.5%、30度方向の9.3%、180度方向の8.4%の順で、最小値が0度方向の8.0%であった (Fig. 13)。

3) 成人と小児の比較

(1) 上部

各方向毎に成人と小児の空孔率を比較すると、すべての方向において小児の方が高い値を示した (Table 5, Fig. 12)。領域全体としてみると小児の方が各方向毎のばらつきが大きかった。また、小児の空孔率の値は成人のそれに対して約3.8倍大きかった。

(2) 下部

各方向毎に成人と小児の空孔率を比較すると、上部と同様ですべての方向において小児の方が高い値を示した (Table 6, Fig. 13)。領域全体としてみると小児の方が各

Fig. 13 Porosity ratio of the lower region.

方向毎のばらつきが大きかった。また、小児の空孔率の値は成人のそれに対して約 3.0 倍であり、上部よりやや低かった。

4) 空孔率と縦弾性係数

成人の縦弾性係数から、成人と小児の空孔率の比を利用し、小児の縦弾性係数を前述の計算式により求め測定値と比較した。また、計算に際し空孔率は左側の測定値を使用しているため縦弾性係数も左側の測定値を使用した。

(1) 上部

測定値と計算値の差が最も大きかったのが 30 度方向で 1.7 GPa、最も少なかったのが 180 度方向で 0.1 GPa であった。差の平均は 0.9 GPa であった (Table 7)。測定領域全体では、30, 60, 90 度方向でやや測定値と計算値の差が開いたが、概ね一致した (Fig. 14)。

(2) 下部

測定値と計算値の差が最も大きかったのが 120 度方向で 1.6 GPa、最も少なかったのが 150 度方向で 0.0 GPa であった。差の平均は 0.7 GPa であった (Table 8)。測定領域全体では、0, 120, 180 度方向でやや測定値と計算値の差が開いたが、概ね一致した (Fig. 15)。

考 察

下顎骨は、歯が植立する下顎体部と咀嚼筋の停止部である下顎枝部に大別される。咀嚼や発音の際には、下顎骨に応力が加わるが、その形態の複雑さゆえ応力分布も

Table 5 Porosity ratio of the upper region

(Deg) Angle	Adult (%) Mean±S. E.	Child (%) Mean±S. E.	
0	3.0±0.5	10.8±1.1	*
30	3.3±0.6	11.0±1.2	*
60	3.5±0.5	13.7±1.4	*
90	3.8±0.7	12.9±1.4	*
120	3.7±0.5	14.7±1.6	*
150	3.3±0.5	10.9±1.1	*
180	2.5±0.3	13.3±1.3	*

* : Significant difference ($P<0.05$)

Table 6 Porosity ratio of the lower region

(Deg) Angle	Adult (%) Mean±S. E.	Child (%) Mean±S. E.	
0	3.6±0.6	8.0±1.0	*
30	3.0±0.3	9.3±1.3	*
60	4.4±0.8	10.5±1.5	*
90	3.3±0.6	11.3±1.2	*
120	3.0±0.3	11.9±1.0	*
150	3.3±0.7	13.2±0.9	*
180	4.3±0.9	8.4±1.0	*

* : Significant difference ($P<0.05$)

様々である。このように下顎骨は他の長管骨と異なった形態と応力分布を示すとされ、今日までに多くの応力解析がされている^{1,5,6,45~48)}。応力解析には局所の縦弾性係数が必要となるが、下顎骨に関する報告は少ない。そこで著者は、解剖学的に長管骨と形態を異にし、緻密骨の構造の不明確な下顎枝を用いて、局所の縦弾性係数を成人、小児の部位、方向別に測定した。ついで、その差の原因を骨の組織学的構造に求め、骨形態計測を行い詳細に検討した。

1. 縦弾性係数

これまで成人では、嶋田ら⁸⁾、塩田¹⁶⁾によって下顎下縁の縦弾性係数が測定され、他の長管骨と比較されている。また、村上ら⁷⁾、田松¹⁵⁾によって主に下顎体部の縦弾性係数が測定され、部位と方向差があることが明らかになった。一方、下顎枝においては詳細な縦弾性係数の部位と方向差の報告は少ない。そこで、成人と小児の下顎枝を上部と下部に分けて、各測定領域より微小な試験片を採取し、局所の縦弾性係数を測定した。

1) 上部

成人の下顎枝上部における縦弾性係数は、下顎下縁平

Table 7 Calculated and measured elastic modulus of child (upper region)

(Deg) Angle	(GPa) Measured	(GPa) Calculated	(GPa) Difference
0	9.8	10.5	0.7
30	7.2	8.9	1.7
60	6.0	7.6	1.6
90	9.0	8.0	1.0
120	10.4	9.8	0.6
150	12.1	12.5	0.4
180	9.8	9.7	0.1

Table 8 Calculated and measured elastic modulus of child (lower region)

(Deg) Angle	(GPa) Measured	(GPa) Calculated	(GPa) Difference
0	15.3	14.1	1.2
30	10.1	9.8	0.3
60	7.3	7.4	0.1
90	8.3	7.9	0.4
120	12.4	10.8	1.6
150	11.0	11.0	0.0
180	11.0	12.0	1.0

Fig. 14 Calculated and measured elastic modulus of child (upper region). **Fig. 15** Calculated and measured elastic modulus of child (lower region).

面に対し 60 度の方向で最小値を示し、それとほぼ直交する方向になるにつれて値が大きくなる傾向があり、方向により値の異なる異方性がみられた。そこで、この部位の頰側緻密骨を一方向繊維強化複合材料と仮定し、推定値と測定値を比較すると概ね一致した (Fig. 6)。ところで、立石¹³⁾、小川ら¹⁴⁾の報告では長管骨の縦弾性係数は最大値が最小値に対して約 2 倍であるが、下顎枝上部の頰側緻密骨では最大値が 17.8 GPa で最小値が 11.9 GPa であり約 2 倍にならなかった。これは大腿骨などの長管骨でほとんどの骨単位が隣接する骨単位とほぼ平行に走行しているのに対し、下顎枝上部では、隣接する骨単位と角度をもって走行している骨単位も混在することに起因していると推測された。

小児の下顎枝上部における縦弾性係数にも、角度によ

り値の異なる異方性がみられた。異方性の様式は成人のものと非常によく類似した。推定値と測定値を比較すると 120 度方向以外では概ね一致した (Fig. 6)。また、最大値の方向と最小値の方向とが直角をなし、小児においても一方向繊維強化複合材料の性質を強く表していた。これまでに縦弾性係数を Currey and Butler⁴⁹⁾が小児の大腿骨について報告しているが、それを今回の結果と比較してみると、小児の下顎枝上部の縦弾性係数は 6~12 GPa であり、Currey and Butler の結果⁴⁹⁾ (8 GPa~12 GPa) と概ね一致していた。

Currey and Butler⁴⁹⁾は小児だけでなく 48 歳までのヒト大腿骨を用いて縦弾性係数を測定し、20 歳前後までは、年齢の増加に伴い縦弾性係数の値も上昇するとも報告している。そこで下顎枝上部において成人と小児の同

一方向の縦弾性係数を比較すると、すべての方向で成人の方が高い値を示した。これは大腿骨において成人の縦弾性係数の方が高い値を示すという Currey and Butler の報告⁴⁹⁾と一致した。小児の縦弾性係数の方が低い値を示したことは、同じ応力である場合、小児の方がより歪むということである。また、ある一定の応力までは小児の方が衝撃吸収能に優れているということになり⁵⁰⁾、小児が機能時や衝撃時に受ける応力を予測すると、小児の下顎骨には十分な安全性があることが示唆された。

2) 下部

成人の下顎枝下部における縦弾性係数は、下顎下縁平面に沿った方向である 0 度、180 度方向と 120 度、150 度方向の 2 つの方向で高い値を示した。低い値を示したのは、下顎角を二分する方向の 60 度方向と 90 度方向であり、下顎枝下部においても方向により値の異なる異方性がみられた。しかし、この部位では他の長管骨や下顎枝下部でみられたような一方向繊維強化複合材料特有の異方性はみられなかった (Fig. 7)。これは、縦弾性係数の高い値を示した方向が 2 つ存在することに起因すると推測された。田松¹⁵⁾は成人の下顎角部の縦弾性係数も測定し、下顎枝後縁と下顎下縁に沿った方向で高い値を示すと述べている。今回の結果と比較してみると、測定領域が田松¹⁵⁾の測定した下顎角部よりも前方であるため、120 度方向では縦弾性係数はやや低い値を示したが概ね一致した。このことから、縦弾性係数が高い値を示した方向に骨単位や線維が走行していると仮定すると、下顎枝下部はそれらが下顎下縁に沿った方向から下顎枝後縁に沿った方向へ移行している部位と推測された。したがってこの部位は、下顎体部の長軸方向と下顎枝の長軸方向の 2 つの軸を有する部位であり、一方向繊維強化複合材料とは異なった異方性を示すのは当然であると考えられた。

小児の下顎枝下部における縦弾性係数にも角度によって値の異なる異方性がみられた。異方性の様式は成人のものと非常によく類似していたため、小児の下顎枝下部でも一方向繊維強化複合材料のような異方性はみられなかった (Fig. 7)。やはりこれも成人と同様に下顎体部の長軸方向と下顎枝の長軸方向の 2 つの軸を有する部位であることによればうなずける。

成人と小児の同方向の縦弾性係数を比較すると、すべての方向で成人の方が高い値を示し、有意差も認められた。これは下顎枝上部と同様の結果であり、上部、下部ともに小児の方が同じ応力ではより歪むことが明らかになった。

同方向の縦弾性係数は、成人、小児とも下部の 0 度、

30 度方向が上部のそれを大きく上回ったが、0 度、30 度方向以外ではあまり差はみられなかった。一般に骨の辺縁部は力学的に強い性質を有するとされる¹⁷⁾。下部の 0 度、30 度方向が上部のそれを大きく上回ったことは、下部の 0 度、30 度方向が下顎下縁に近い部位すなわち骨の辺縁部であったことと、骨単位や線維の走行方向が上部と異なっていることに起因すると考えられた。

2. 骨単位と縦弾性係数

試験片の表面には骨単位がほぼ均等に散在していたため、正規確率紙から求めた骨単位の走行方向は試験片を代表する方向と考えられた。

骨単位の走行と縦弾性係数の関係は、成人、小児とも、試験片の長軸と骨単位のなす角度が大きくなるにつれて、縦弾性係数の値が小さくなる傾向を示した。すなわち、縦弾性係数の比較的大きい試験片では、骨単位が試験片の長軸とほぼ平行に走行していた。これは、試験片の長軸方向と並列に骨単位が配列しているため、荷重を骨単位で受けていると判断される。逆に、縦弾性係数の比較的小さかった試験片では、試験片の長軸に対して骨単位が直角に配列していたことからもうなずける。その理由は、小澤³⁸⁾および Martin and Burr⁵¹⁾も論じているように骨単位を取り巻き、機械的抵抗性に劣るセメントラインに応力が集中したためであろう。また、測定値が一方向繊維強化複合材料の推定値と近似したことからも、下顎枝頰側緻密骨における縦弾性係数の異方性には骨単位の走行方向が大きく影響していると考えられた。

試験片の採取方向とその試験片の骨単位の走行から、下顎下縁平面に対する骨単位の走行方向を予測すると、Seipel⁵²⁾が報告している割線の方法や増田⁴⁷⁾、Dubrul⁵³⁾が報告している主応力線の方法と類似している。また、主応力方向に破壊応力が加わり骨折が発生すると考えると、下顎角部の骨折線の方法が縦弾性係数の大きい方向にほぼ直角⁵⁴⁾であるのも当然である。したがって、下顎骨も応力に対する最適構造を維持するようにモデリングがくり返されているということになる。

3. 空孔率

複合材料において空孔は縦弾性係数を調節する要因の 1 つであり、骨においても空孔すなわち管腔構造は機械的性質に影響するとされている^{17,20~23,44)}。

緻密骨は組織学的にハヴァース層板や介在層板などの層板構造と、ハヴァース管やフォルクマン管などの管腔構造とに分けられる³⁸⁾。松坂³⁹⁾は加齢に伴いハヴァース管の数や大きさが変化すると述べている。また、骨単位

は骨の成長過程において中心に向かって骨を添加するため、骨の成長はハヴァース管の大きさをも変化させている⁵⁵⁾。このことから管腔構造の割合、すなわち空孔率は年齢によって変化するのは当然であり、縦弾性係数の差には空孔率が関係すると考えられ、縦弾性係数測定後にCMRを撮影し空孔率を測定した。

1) 上部

Martin and Ishida⁵⁶⁾は、ウシ大腿骨の緻密骨の空孔率は約6.8%と報告している。成人の下顎枝上部における空孔率は2.5~3.8%とほぼ一定であり、Martin and Ishidaの報告⁵⁶⁾より低い値を示した。この領域における管腔構造は概ね均一な構造をしていると考えられた。

小児の下顎枝上部における空孔率の値は10.8~14.7%で成人よりばらつきが大きかった。一般に骨が成長する過程では、断面積が大きく、形態が複雑なハヴァース管を持つ骨単位が求心性に骨を添加し、円筒形のハヴァース管を持つ二次骨単位へと変化するとされている^{38,57)}。小児の下顎骨は成長途中であるため、成人よりも空孔率にばらつきがあり、値の大きかったのは当然である。

同方向の空孔率を成人と小児で比較すると、すべての方向において成人の方が有意差をもって低い値を示した。これも小児が成長途中であり、断面積の大きいハヴァース管を持つ骨単位を多く含んでいることに起因すると考えられた。

2) 下部

成人の下顎枝下部における空孔率は3.0~4.4%と比較的安定した値であり、Martin and Ishidaの報告⁵⁶⁾よりも低い値を示した。この領域における管腔構造は、上部と同様で概ね均一な構造をしていると考えられた。小児の下顎枝下部における空孔率の値は8.0~13.2%で成人よりばらつきが大きかった。これも上部と同様で小児の下顎枝下部が成長途中であり、断面積の大きいハヴァース管を持つ骨単位を多く含んでいることに起因すると考えられた。しかし下顎下縁平面に沿った方向である0度と180度方向の空孔率は他の方向よりも低い値を示した。これは、松坂の報告³⁹⁾にもあるように下顎下縁部のハヴァース管が他の部位よりも細くなっていることに起因すると考えられた。

同方向の空孔率を成人と小児で比較すると、すべての方向において成人の方が有意差をもって低い値を示した。これも、上部と同様の理由であると考えられた。Schaffler and Burr¹⁸⁾はウシの大腿骨と脛骨を用いて緻密骨の空孔率を測定し、その値は15%以下であると報告している。今回測定した成人と小児の空孔率は、すべて

15%以下であり、上記の報告と一致した。

4. 空孔率と縦弾性係数

骨では、Brownら¹⁹⁾やHashin³⁶⁾が、空孔は骨の機械的な性質に強く影響すると述べている。ついでMcelhaneyら²⁰⁾、Carter and Hayes²¹⁾、Martin²²⁾は骨の強度と空孔率の関係は反比例であると報告している。また、縦弾性係数と空孔率の関係については、Schaffler and Burr¹⁸⁾がウシの大腿骨と脛骨を用いて調査し、両者の関係も反比例であると述べている。

一方、複合材料では縦弾性係数が既知であり、その空孔率も明らかであれば空孔率の増減に伴う縦弾性係数の値は計算により予測される。したがって、計算値と測定値が近似すれば、縦弾性係数の差の原因が空孔に依存する割合が高いと考えられる。また、頭蓋骨では内部の海綿骨の空孔率に合わせた力学的データを計算により求めている^{20,44)}。以上のことから成人と小児の縦弾性係数の差の原因は空孔率に起因すると考え、成人と小児の空孔率の比を用いて、成人の縦弾性係数から小児の縦弾性係数を計算により求め測定値と比較した。

1) 上部

上部において計算値と測定値は30, 60, 90度などでやや差がみられたが概ね一致した。Mcelhaneyら²⁰⁾や林⁴⁴⁾は今回の計算式を用い、同じ頭蓋骨の中で空孔率の異なる部位の縦弾性係数を測定し計算値と比較している。同一個体の頭蓋骨のためミネラルやコラーゲン線維などの基質の組織学的な差を考慮する必要はない。ところが今回の場合は成人から小児の縦弾性係数を求めているので基質の差を考慮する必要があり、30, 60, 90度などで計算値と測定値にやや差がみられたのはこのためであると考えられた。しかしながら、領域全体でみると測定値と計算値は概ね一致した。したがって、今回使用した計算式は緻密骨においても有用であることが示唆された。

2) 下部

下部においても計算値と測定値は概ね一致した。Clarkら³⁵⁾はヒトの大腿骨に大きさの違う穴を開け、その機械的な性質を調べた。また、Martin and Boardman²³⁾は組織学的に空孔率の異なる試料について曲げ試験を行い、Currey³³⁾はハヴァース管の割合と引っ張り強さの関係を述べている。上記の報告はいずれも空孔が大きければ機械的な性質は劣るとしている。下顎骨の結果も同じであったが、成人と小児を比較する際にはミネラルやコラーゲン線維などの基質の差も考慮しなくてはならない^{25,40,42)}。しかし、空孔率の差のみに注目し、計算により小児の縦弾性係数を求めたところ、計算値と

測定値が概ね一致したことから、少なくとも成人と小児の縦弾性係数の差には空孔率が大きく影響していることがわかった。

結 論

東京歯科大学解剖学講座所蔵の成人および小児乾燥下顎骨を用いて、下顎枝側密骨における縦弾性係数を測定した。部位、方向別に測定した後に骨単位の走行方向と空孔率を計測し縦弾性係数との関係を調べ、以下の結果を得た。

1. 縦弾性係数

1) 成人、小児の縦弾性係数の値は、下顎枝上部、下部とも方向により異なっていた。上部で高い値を示したのは下顎下縁平面に対し120度、150度方向であり、下部では0、120、150、180度方向であった。低い値を示したのは上部、下部とも60度方向であった。

2) 成人、小児の縦弾性係数は、上部では一方向繊維強化複合材料の推定値と近似し同様の異方性を示したが、下部においては近似せず異なった異方性を示した。

3) 成人、小児の縦弾性係数は同部位において同様の異方性を示していた。

4) 同部位、同方向の縦弾性係数は、成人の方が小児よりも大きかった。

5) 上部、下部の同方向の縦弾性係数は、0度、30度方向以外で成人、小児とも概ね一致した。

2. 骨単位と縦弾性係数

1) 試験片の長軸と骨単位の走行方向とのなす角度が大きいほど縦弾性係数は低い値を示した。

2) 骨単位の走行方向が一方向繊維強化複合材料の強化主軸に相当すると仮定した場合の縦弾性係数の推定値は成人、小児とも測定値と近似した。

3) 骨単位の走行方向は成人、小児の縦弾性係数の異方性に大きく影響することが示唆された。

3. 空孔率

1) 成人の空孔率は部位、方向による差はみられずほぼ一定であった。

2) 小児の空孔率は成人と比べて部位、方向毎のばらつきが大きかった。

3) 同部位、同方向の空孔率は、小児の方が成人よりも大きかった。

4. 空孔率と縦弾性係数

1) 複合材料に用いられる縦弾性係数と空孔率の関係式へ、成人の縦弾性係数と成人と小児の空孔率の比を代入して得られた小児の縦弾性係数は、上部、下部とも測定値と概ね一致した。

2) 成人、小児の空孔率の差は縦弾性係数の違いに大きく影響することが示唆された。

稿を終えるにあたり、終始ご懇篤なるご指導とご校閲を賜りました恩師、本学解剖学第一講座井出吉信主任教授に衷心より謝意を捧げるとともに、ご協力いただきました田松裕一助手ならびに同講座各位に深く感謝いたします。さらに、材料力学の指導を賜りました東京大学工学部、高野太刀雄助手に深謝いたします。

本論文の要旨は、第250回東京歯科大学学会総会(平成5年11月6日、千葉)、第251回東京歯科大学学会例会(平成6年3月5日、千葉)、第99回日本解剖学会全国学術集会(平成6年3月30日、山形)、第36回歯科基礎医学会総会(平成6年10月17日、大阪)、第2回顎顔面バイオメカニクス学会(平成6年11月18日、東京)、第255回東京歯科大学学会例会(平成7年6月3日、千葉)、日本解剖学会第83回関東地方会(平成7年10月14日、東京)、第3回顎顔面バイオメカニクス学会学術大会(平成7年12月2日、東京)、第3回日本顎顔面臨床生体材料研究会(平成7年12月9日、千葉)、第101回日本解剖学会総会(平成8年4月2日、福岡)、第7回バイオエンジニアリング学術講演会・夏季セミナー(平成8年7月21日、大阪)、第16回日本骨形態計測学会(平成8年8月30日、新潟)において発表した。

文 献

- 1) 竹内 智, 岡 達, 市川康明, 川本眺万: 下顎骨の外力による変形・破壊に関する実験的および数値解析的研究—第2報—下顎骨の三次元有限要素モデル化と変形・破壊の検討—, 日口外誌 **31**: 248~263, 1985.
- 2) 高橋克壽: 有限要素法による大腿骨転子部骨折に対する骨接合術後の大腿骨の応力解析, 日整外会誌 **63**: 1201~1211, 1989.
- 3) Hart, R. T., Hennebel, V. V., Thonpreda, N., Buskirk, W. C. and Anderson, R. C.: Modeling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element study. J. Biomech. **25**: 261~286, 1992.
- 4) Knoell, A. C.: A mathematical model of an in vitro human mandible. J. Biomech. **10**: 159~166, 1977.

- 5) 岩田 徹, 岡本隆士, 黒田拓治, 堤 定美, 丸山剛郎: 咬合力による上顎前歯およびその支持組織の力学的挙動に関する研究. 補綴誌 **25** : 526~530, 1981.
- 6) 芳本 忍: 咬合力に対する下顎骨の力学的反応について. 歯基礎誌 **18** : 286~310, 1976.
- 7) 村上敬宜, 近藤 晃, 原 芳道, 小林昌樹, 鶴 秀登, 岸根延幸: 微小ぜい性材料の弾性係数測定法とその応用. 材料 **37** : 478~483, 1988.
- 8) 嶋田 淳, 阪本栄一, 平沼康彦, 江場光芳, 島崎貴弘, 竹島 浩, 沖津光久, 細井秀男, 山本美朗, 角田豊作: ヒト下顎緻密骨質のヤング率とポアソン比. 明海歯学誌 **17** : 495~501, 1988.
- 9) 中島 功, 近藤潤一, 藤原道夫: 下顎骨の力学的特性に関する研究—緻密質のヤング率並びにポアソン比について—. 歯科学報 **84** : 1951~1961, 1984.
- 10) Bonfield, W. and Datta, P. K. : Young's modulus of compact bone. J. Biomech. **7** : 147~149, 1974.
- 11) Dechow, P. C., Nail, G. A., Schwartz-Dabney, C. L. and Ashman, R. B. : Elastic properties of human supraorbital and mandibular bone. Am. J. Phys. Anthropol. **90** : 291~306, 1993.
- 12) Reilly, D. T., Burstein, A. H. and Frankel, V. H. : The elastic modulus for bone. J. Biomech. **7** : 271~275, 1974.
- 13) 立石哲也: 骨の材料力学. 材料科学 **19** : 186~193, 1982.
- 14) 小川公平, 木村 賛, 石山昱夫: ヒト脛骨の方向依存性. 日本複合材料学会誌 **3** : 32~37, 1977.
- 15) 田松裕一: ヒト下顎骨唇側緻密質の局所的縦弾性係数の測定に関する研究. 歯基礎誌 **36** : 306~329, 1994.
- 16) 塩田重利: 人下顎骨および大腿骨緻密質の曲げ強度に関する研究. 口病誌 **26** : 69~86, 1959.
- 17) Tencer, A. F. and Johnson, K. D. : Factors affecting the strength of bone. : Biomechanics in Orthopedic Trauma. (edited by Tencer, A. F. and Johnson, K. D.), First published, pp. 18~34, Martin Dunitz, London, 1994.
- 18) Schaffler, M. B. and Burr, D. B. : Stiffness of compact bone : effects of porosity and density. J. Biomech. **21** : 13~16, 1988.
- 19) Brown, S. D., Biddulph, R. B. and Wilcox, P. D. : A strength-porosity relation involving different pore geometry and orientation. J. Am. Ceram. Soc. **47** : 320~322, 1964.
- 20) McElhaney, J. H., Fogle, J. L., Melvin, J. W., Haynes, R. R., Roberts, V. L. and Alem, N. M. : Mechanical properties of cranial bone. J. Biomech. **3** : 495~511, 1970.
- 21) Carter, D. R. and Hayes, W. C. : The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. J. Bone Joint Surg. **59-A** : 954~962, 1977.
- 22) Martin, R. B. : Porosity and specific surface of bone. CRC. Crit. Rev. Biomed. Eng. **10** : 179~222, 1984.
- 23) Martin, R. B. and Boardman, D. L. : The effects of collagen fiber orientation, porosity, density, and mineralization on bovine cortical bone bending properties. J. Biomech. **26** : 1047~1054, 1993.
- 24) Lees, S. and Davidson, C. L. : The role of collagen in the elastic properties of calcified tissues. J. Biomech. **10** : 473~486, 1977.
- 25) Jergas, M. D., Majumdar, S., Keyak, J. H., Lee, I. Y., Newitt, D. C., Grampp, S., Skinner, H. B. and Genant, H. K. : Relationships between Young modulus of elasticity, ash density, and MRI derived effective transverse relaxation T2 in tibial specimens. J. Comput. Assist. Tomogr. **19** : 472~479, 1995.
- 26) 上平富男, 立川保雄: 緻密質における層板系と圧縮強度との関係. 京都府医大誌 **68** : 835~838, 1960.
- 27) Saha, S. : Longitudinal shear properties of human compact bone and its constituents, and the associated failure mechanisms. J. Mater. Sci. **12** : 1798~1806, 1977.
- 28) Evans, F. G. and Bang, S. : Differences and relationships between the physical properties and the microscopic structure of human femoral, tibial and fibular cortical bone. Am. J. Anat. **120** : 79~88, 1967.
- 29) 唐木良一, 山地誠治, 久保田浩三, 日高理智, 片岡良司, 山本博武: イヌ下顎骨歯槽頂部におけるオステオンの立体的形態. 日歯周病会誌 **26** : 510~515, 1984.
- 30) Enlow, D. H. : Drift. : Principles of bone remodeling. (edited by Enlow, D. H.), First published, pp. 51~59, Charles C. Thomas, Springfield, 1963.
- 31) Bonfield, W. and Grynpas, M. D. : Anisotropy of the Young's modulus of bone. Nature **270** : 453~454, 1977.
- 32) Katz, J. L. : Anisotropy of Young's modulus of bone. Nature **283** : 106~107, 1980.
- 33) Currey, J. D. : Differences in the tensile strength of bone of different histological types. J. Anat. **93** : 87~95, 1959.
- 34) Currey, J. D. : The effect of porosity and mineral content on the Young's modulus of elasticity of compact bone. J. Biomech. **21** : 131~139, 1988.

- 35) Clark, C. R., Morgan, C., Sonstegard, D. A. and Matthews, L. S. : The effect of biopsyhole shape and size on bone strength. *J. Bone Joint Surg.* **59** -A : 213~217, 1977.
- 36) Hashin, Z. : The elastic moduli of heterogeneous materials. *J. appl. Mech.* **29** : 143~150, 1962.
- 37) 佐藤優子, 鈴木はる子 : 骨の構造と働き. : 骨の加齢. (佐藤昭夫, 林 泰史, 白木正孝編), 1版, pp. 8~17, 藤田企画出版, 埼玉, 1987.
- 38) 小澤英治 : 骨の組織発生と成長. : 骨の科学. (須田立雄, 小澤英治, 高橋栄明 編), 2版, pp. 65~75, 医歯薬出版, 東京, 1985.
- 39) 松坂賢一 : ヒト下顎骨緻密質の構造に関する研究 一部位, 年齢および歯牙の有無による比較一. *歯基礎誌* **36** : 435~459, 1994.
- 40) Currey, J. D. : The mechanical consequences of variation in the mineral content of bone. *J. Biomech.* **2** : 1~11, 1969.
- 41) Robertson, D. M. and Smith, D. C. : Compressive strength of mandibular bone as a function of microstructure and strain rate. *J. Biomech.* **11** : 455~471, 1978.
- 42) Evans, F. G. and Vincentelli, R. : Relation of collagen fiber orientation to some mechanical properties of human cortical bone. *J. Biomech* **2** : 63~71, 1969.
- 43) Raspanti, M., Guizzardi, S., Strocchi, R. and Ruggeri, A. : Collagen fibril patterns in compact bone : preliminary ultrastructural observations. *Acta Anat.* **155** : 249~256, 1996.
- 44) 林 毅 : 生体材料. : 複合材料工学 (林 毅 編), 1版, pp. 502~517, 日科技連出版, 東京, 1971.
- 45) 藤野 明 : 下顎骨の応力伝達機構に関する研究 第一編 : ヒト乾燥下顎骨について. *歯科医* **46** : 513~542, 1983.
- 46) 岡野雅一 : 下顎骨の力学的対応に関する基礎的研究. *日大口腔科学* **15** : 258~275, 1989.
- 47) 増田孝雄 : 下顎骨の構造並に力学的研究, 2. 二次元光弾性実験による下顎骨の力学的研究. *口腔解剖研* **17** : 526~537, 1960.
- 48) Caputo, A. A. and Standlee, J. P. : 設計と構造. : 歯科臨床とバイオメカニクス. (伊藤秀美, 伊達和博訳), 1版, pp. 17~32, クインテッセンス出版, 東京, 1995.
- 49) Currey, J. D. and Butler, G. : The mechanical properties of bone tissue in children. *J. Bone Joint Surg.* **57** -A : 810~814, 1975.
- 50) Currey, J. D. : Changes in the impact energy absorption of bone with age. *J. Biomech.* **12** : 459~469, 1979.
- 51) Martin, R. B. and Burr, D. B. : A hypothetical mechanism for the stimulation of osteonal remodelling by fatigue damage. *J. Biomech.* **15** : 137~139, 1982.
- 52) Seipel, C. M. : Trajectories of the jaws. *Acta. Odontol. Scand.* **8** : 118~143, 1948.
- 53) Dubrul, E. L. : 頭蓋. : Sicher & Dubrul 口腔解剖学. (井出吉信, 滝口励司, 池野谷達雄, 金澤英作訳), 2版, pp. 56~62, 医歯薬出版, 東京, 1995.
- 54) 小野尊睦 : 顎・顔面損傷. : 現代の口腔外科学. (小野尊睦 編), 1版, pp. 122~126, 金原出版, 東京, 1982.
- 55) 太田道夫 : 第二次骨単位による骨代謝の研究—テトラサイクリン骨標識による骨形成速度の検討—. *日整外会誌* **44** : 229~312, 1970.
- 56) Martin, R. B. and Ishida, J. : The relative effects of collagen fiber orientation, porosity, density, and mineralization on bone strength. *J. Biomech.* **22** : 419~426, 1989.
- 57) 伊藤賢一 : Microradiography による大腿骨, 下顎骨ならびに歯槽骨の研究. *口病誌* **30** : 344~360, 1963.