

ヒト下顎骨に作用する力の材料力学的解析  
—咬合力の変動の影響—

Analysis of internal and external forces of a human mandible invested  
by strength of materials: Influence of variation of biting force.

草野雅章, 山本一彦, 杉浦 勉, 村上和宏, 桐田忠昭

Masaaki KUSANO, Kazuhiko YAMAMOTO, Tsutomu SUGIURA, Kazuhiro MURAKAMI,  
Tadaaki KIRITA

**Abstract**

*Objective:* To analyze influence of variation of biting force on internal and external forces produced by masticatory muscle forces, temporomandibular joint reaction forces and biting forces with teeth. *Methods:* The analysis was performed using strength of materials combined with computer programming technique. *Results:* The absolute value of shearing force gradually increased in a positive linear form according to an increase of ratio of variation of biting force  $\beta$ . At working site, the bending moment increased according to an increase of  $\beta$ . On the other hand, at balancing site, the bending moment decreased according to an increase of  $\beta$ . The gradual increase of the absolute value of the bending moment was in a positive linear form. In both anterior and posterior zone, the absolute value of torsion moment gradually increased in a positive linear form in accordance with an increase of  $\beta$ . *Conclusions:* The absolute value of shearing force, bending moment and torsion moment gradually increased in a positive linear form in accordance with an increase of  $\beta$ , for the internal forces are expressed as a primary function of  $\beta$  under a condition that bearing ratio of balancing side to working side in masticatory muscle force is constant. The method in this study is useful for analysis of influence of biting force on both internal and external forces of a human mandible by strength of materials.

**Key words:** Strength of materials, application for medical use, analysis of forces, a human mandible, variation of biting force, computer programming.

**緒言**

ヒト下顎骨に発生する力の材料力学的解析に関しては、これまで咀嚼筋力、顎関節部における反力、咬合力によってヒト下顎骨に発生する内力のうち剪断力、曲げモーメント、ねじりモーメント

について材料力学的に解析する方法を開発<sup>1)</sup>し、その方法を用いて下顎臼歯部の左右のサイズの変動の影響を検討<sup>2)</sup>し、下顎骨の臼歯部が正中矢状面と傾斜しているモデルの解析方法を開発<sup>3)</sup>した。そしてその解析方法を使用して平衡側と作業側の咀嚼筋力の負担割合の変動の影響を検討<sup>4)</sup>した。下顎骨折に対する手術症例や顎変形症に対する外科矯正手術症例において、術後咬合力は、回復とともに次第に変化し、また、健常人においても咬合力には個人差がある。そこで本研究では様々な咬

---

原稿受付 2004 年 9 月 3 日, 受理 2005 年 3 月 18 日  
奈良県立医科大学 医学部 口腔外科学講座  
Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Medical  
School, Nara Medical University

合力を有する症例においてヒト下顎骨に作用する力を計算支援のためコンピューター・プログラミングの手法を併用して迅速かつ正確に材料力学的に解析するシステムを開発し、この方法によって咀嚼筋力、顎関節部における反力、咬合力とそれらによってヒト下顎骨に発生する内力のうち剪断力、曲げモーメント、ねじりモーメントに対する咬合力の変動の影響を検討したので報告する。

## 研究方法

### (1) 解析した状態

右側第一大臼歯と右側小白歯で噛む場合を設定した。

### (2) 咬合力と咬合力変動率

右側第一大臼歯と右側小白歯の基準となる咬合力は 660Nと 480Nとした<sup>5)</sup>。本研究では咀嚼筋として下顎挙上筋を考えた。平衡側と作業側の下顎挙上筋の合力の比  $\alpha$  を 0、0.5、1.0、1.5 と変動させた状態において、解析する咬合力と基準となる大臼歯の咬合力に対する比である咬合力変動率  $\beta$  を 0.2、0.4、0.6、0.8、1.0 と変動させた。なお、骨傷が回復するにしたがい咬合力が回復していく場合と、健常人間において個人差がある場合があるが、両者併せて咬合力変動率  $\beta$  で表わした。

### (3) 解析モデル

下顎骨の形状はビームを連結したものとした(Fig.1)。正常咬合を有する成人の下顎骨の臼歯部と正中矢状面とのなす角  $\theta$  に近い角度として、下顎骨のモデル(京都科学標本社製)をもとにして実測した角度から  $\theta = \tan^{-1}(3/4) \doteq 37$  度に設定した<sup>3,4)</sup>。上記下顎骨のモデルは解剖学的な観点からみて成人の健常人に近いヒトの下顎骨を印象採得して作製したものであり、歯科的には正常咬合を有する成人の下顎骨のデータに近い値を設定することが可能である。この傾斜角を含め、下記の下顎骨の形状・寸法に関するデータは著者ら<sup>3,4)</sup>によるデータを用いた。以下の左右方向および前後方向の距離も正常咬合を有する成人の下顎骨のデータに近い値を設定した。実際の生体の場合は、必ずしも有限少数ではなく無限少数になる場合もあるが、その場合も対応可能である。左右方向の距離としては、左右中切歯の中間点と犬歯までの距離を 12.50mm、左右中切歯の中間点と側切歯までの距離を 7.50mmとした。左右方向の距離とし

て、犬歯と第二大臼歯までを 24.00mm、第二大臼歯

から下顎枝の中点までを 10.00mm、下顎枝の中点から下顎頭までを 10.00mmとした。臼歯部方向の距離としては、犬歯と小白歯間距離を 16.00mm、小白歯と第一大臼歯間距離を 8.00mm、小白歯と第二大臼歯の遠心端までの距離を 24.00mm、第一大臼歯と第二大臼歯の遠心端までの距離を 16.00mmとした。前後方向の距離として、第二大臼歯の遠心端から下顎枝の中点までを 20.00mm、下顎枝の中点から下顎頭までを 20.00mmとした(Fig.1)。数値は外力および内力の剪断力・曲げモーメント・ねじりモーメントの数値に揃えるため小数点下 2 桁まで記載した。小数点下 1 桁、2 桁がゼロとなる場合はそのゼロを記載しないこととした。

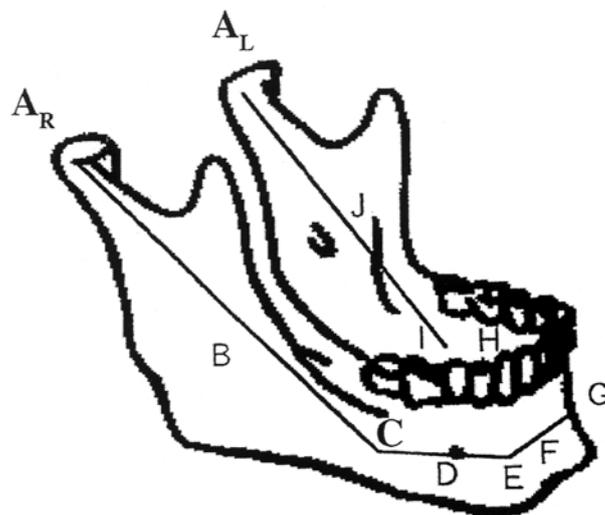


Fig.1 Analysis model of a human mandible.

- A<sub>R</sub>: Right condyle region.
- B: Middle point of right ramus.
- C: Lower right second molar region.
- D: Lower right premolar region.
- E: Lower right canine region.
- F: Central incisor region.
- G: Lower left canine region.
- H: Lower left premolar region.
- I: Lower left second molar region.
- J: Middle point of left ramus.
- A<sub>L</sub>: Left condyle region.

### (4) 座標軸の設定方法

材料力学的解析は、下顎の右側下顎頭部A<sub>R</sub>を出

発点として、第二大臼歯部C、右側小臼歯部D、右側犬歯部E、中切歯部F、左側犬歯部G、左側小臼歯部H、左側第二大臼歯部Iの順番に行い左側下顎頭部A<sub>L</sub>を終点とした。座標軸は右手系を採用した。すなわち右側をy軸の正方向に、下側をz軸の正方向に設定し、解析の対象を視る方向とx軸の方向と一致させるために紙面の裏側方向をx軸の正方向に設定した。この座標系を解析する対象とともに移動させた。y軸の正方向は、A<sub>R</sub>-C間は下顎骨の前側、C-D-E間はCからEに向かう方向、E-F-G間は下顎骨の左側、G-H-I間はGからIに向かう方向、I-A<sub>L</sub>間は下顎骨の後側である(Fig.1)。

#### (5) 咀嚼筋による力の方向と作用点

下顎を挙上させる咀嚼筋として、咬筋、内側翼突筋、側頭筋を採用し、各筋の方向と咀嚼活動における負担割合を考慮して、それらの合力は垂直上方とした。合力の作用点は、下顎枝の midpoint とした。

#### (6) 咬合力、支点反力と咀嚼筋力の決定方法

咬合力は  $\beta$  を与えれば決まる。平衡側と作業側との下顎挙上筋の合力の比  $\alpha$  を設定したので、作業側の咀嚼筋の合力が決まれば平衡側の咀嚼筋の合力は決まる。それゆえ未知量は両側顎関節反力と咀嚼筋の合力の 3 個である。したがって決定方程式としては、両側顎関節部を回転支点として、左右方向の軸回りと、前後方向の軸回りのモーメントの釣り合い、および、上下垂直方向の軸方向の力の釣り合いの 3 式で十分である。

#### (7) 解析した力の種類

下顎骨に発生する力として、剪断力、曲げモーメントおよびねじりモーメントを求めた。

#### (8) 力およびモーメントの正負の規約

移動座標系においてy軸の正側をz軸の正側に動かそうとする剪断力を正と規約した。曲げモーメントは、z軸の正側に引張応力が生じるように変形させる曲げモーメントを正と規約した。ねじりモーメントは、y軸の正側が時計方向に回転するようなねじりモーメントを正と規約した(Fig.2)。垂直力は上向きを正、下向きを負とした。

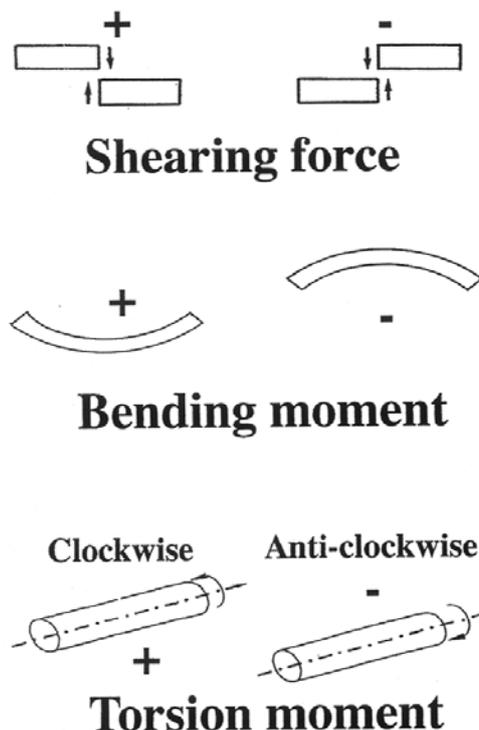


Fig.2 Sign of direction of shearing force, bending moment and torsion moment.

#### (9) 曲げモーメントとねじりモーメントの決定方法

C-D-Eと正中矢状面のなす角を  $\theta$  とする。A<sub>R</sub>-B-C間に関してC点の回りのモーメントの釣り合いを考えC点に作用するモーメント  $M_x'$  と  $M_y'$  を求める。C-D-Eにはそれらの反力  $-M_x'$ 、 $-M_y'$  が作用する。 $-M_x' = M_x$ 、 $-M_y' = M_y$  とおく。それをC-D-Eに垂直な成分と平行な成分に分解するとそれぞれ  $M_x \cos \theta$ 、 $M_x \sin \theta$ 、 $-M_y \sin \theta$ 、 $M_y \cos \theta$  となる。それらを合成するとC-D-Eに垂直な成分は  $M_x = M_x \cos \theta - M_y \sin \theta$  となり、C-D-EのC端に作用する曲げモーメントとなり、平行な成分は  $M_y = M_x \sin \theta + M_y \cos \theta$  となり、C-D-EのC端に作用するねじりモーメントとなる。同様に考えて点Eと点Gにおいては  $M_x = M_x \sin \theta - M_y \cos \theta$ 、 $M_y = M_x \cos \theta + M_y \sin \theta$  となる。

#### (10) コンピューター・プログラミング

計算支援のためコンピューター・プログラミングの手法を用いた。ハードウェアは iBook(Apple Computer Inc.)、ソフトウェアは Microsoft Excel 2001 for Macintoshを用いた。 $\alpha$  と  $\beta$  を入力すれば解析結果を得ることができる。

## 研究結果

- (1)  $\alpha = 0.5$ 、 $\beta = 0.2$ 、 $\theta = \tan^{-1}(3/4)$ 、右側第一大臼

歯で噛む場合の解析結果

(a) 右側顎関節には $R_1=-124.62\text{N}$ (下向き)、左側顎関節には $R_2=-91.86\text{N}$ (下向き)、右側の咀嚼筋力の合力は、 $W_1=+232.32\text{N}$ (上向き)、左側の咀嚼筋力の合力は、 $W_2=+116.16\text{N}$ (上向き)、咬合力は、 $W_3=-132\text{N}$ (下向き)であった(Fig.3)。

(b) 右側顎関節部 $A_R$ から第二大臼歯部Cまでのビームを抜き出し、 $A_R$ -C間に作用する力を考える。 $A_R$ 点には $R_1=-124.62\text{N}$ (下向き)、右側下顎枝の midpoint  $B$ には $W_1=+232.32\text{N}$ (上向き)、 $C$ 点には下向きに $+107.70\text{N}$ の剪断力が作用した。 $C$ 点の回りのモーメントの釣り合いを考えて $C$ 点に作用するモーメントは $M_x(C)=-338.29\text{N}\cdot\text{mm}$ 、 $M_y(C)=+169.15\text{N}\cdot\text{mm}$ であった(Fig.3)。座標系の回転移動後の $M_x(C)=-372.12\text{N}\cdot\text{mm}$ 、 $M_y(C)=-67.66\text{N}\cdot\text{mm}$ であった。

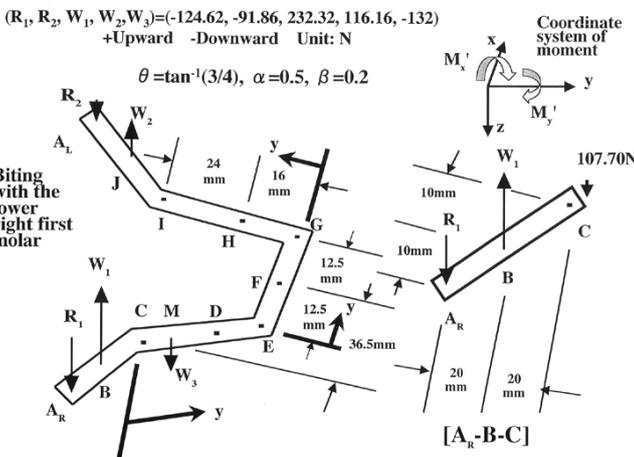


Fig.3 Forces acting upon a human mandible biting with the lower right first molar ( $\theta = \tan^{-1}(3/4)$ ,  $\alpha = 0.5$ ,  $\beta = 0.2$ ).

Left: External forces.

Right: Forces from the right condylar head to the lower right second molar. Following calculation leads  $M_x(C)$  and  $M_y(C)$ . Unit is  $\text{N}\cdot\text{mm}$ .

$$\begin{aligned} M_x(C) - 124.62 \times 40 + 232.32 \times 20 &= 0 \\ M_x(C) &= 338.29 \quad \therefore M_x(C) = -338.29 \\ M_y(C) + 124.62 \times 20 - 232.32 \times 10 &= 0 \\ M_y(C) &= -169.15 \\ \therefore M_y(C) &= +169.15 \end{aligned}$$

(c) 右側第二大臼歯部C、右側第一大臼歯部M、小臼歯部D、右側犬歯部E間を抜きだし、 $A_R$ -B-C間と同様に、材料力学の手法を用いて、モーメントの釣り合いを考えると、C-M間では曲げモーメント $=M_x=107.70y-372.12$ 、剪断力 $=dM_x/dy=+107.70$ 、ねじりモーメント $=M_y=-67.66$ (Fig.4)、M-E間では曲げ

モーメント $=M_x=-24.30y+1739.88$ 、剪断力 $=dM_x/dy=-24.30$ 、ねじりモーメント $=M_y=-67.66$ であった(Fig.4)。ただし、説明上、数値が無限少数になる場合は小数点下3桁目を四捨五入して示してある。単位は、剪断力については $\text{N}$ 、曲げモーメントとねじりモーメントについては $\text{N}\cdot\text{mm}$ である。

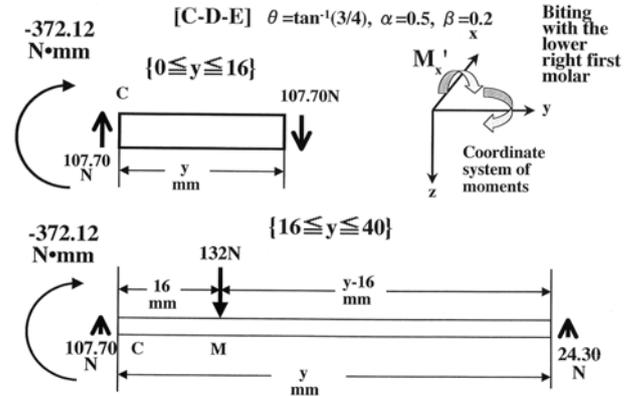


Fig.4 Forces acting upon a human mandible from the lower right second molar to the lower right canine biting with the lower right first molar ( $\theta = \tan^{-1}(3/4)$ ,  $\alpha = 0.5$ ,  $\beta = 0.2$ ).

Following calculation leads shearing force, bending moment and torsion moment. Unit is:  $\text{N}$ , shearing force;  $\text{N}\cdot\text{mm}$ , bending moment;  $\text{N}\cdot\text{mm}$ , torsion moment.

$$0 \leq y \leq 16$$

$$M_x' - 372.12 + 107.70y = 0$$

$$\therefore M_x' = -107.70y + 372.12$$

$$\text{Bending moment} = M_x = 107.70y - 372.12$$

$$M_x(y=16) = 1351.12$$

$$\text{Shearing force} = dM_x/dy = 107.70$$

$$\text{Torsion moment} = M_y = -67.66$$

$$16 \leq y \leq 40$$

$$M_x' - 1860.62 + 538.51y - 660(y-16) = 0$$

$$\therefore M_x' = 121.49y - 8699.38$$

$$\text{Bending moment} = M_x = -24.30y + 1739.88$$

$$M_x(y=40) = 767.98$$

$$\text{Shearing force} = dM_x/dy = -24.30$$

$$\text{Torsion moment} = M_y = -67.66$$

(d) C-D-E間に作用する力の剪断力図、曲げモーメント図、ねじりモーメント図を描いた(Fig.5)。(e) C-D-Eに連結するビームについても同様の解析をした。

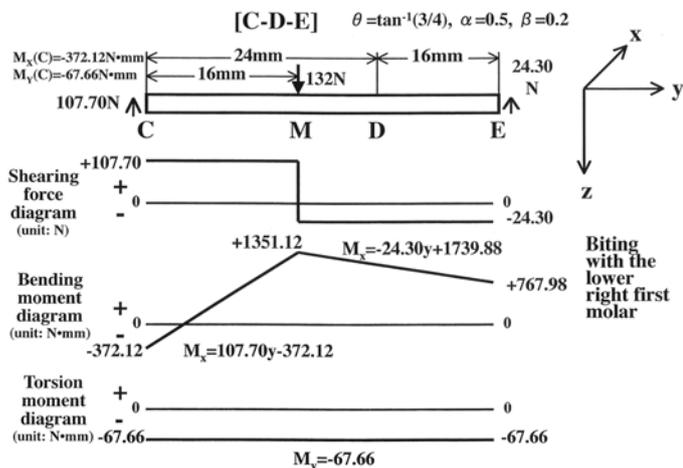


Fig.5 Shearing force diagram, bending moment diagram and torsion moment diagram of a human mandible from the lower right second molar to the lower right canine biting with the lower right first molar( $\theta = \tan^{-1}(3/4)$ ,  $\alpha = 0.5$ ,  $\beta = 0.2$ ).

(2) 剪断力図、曲げモーメント図、ねじりモーメント図

(a) 剪断力図

解析した状態について、剪断力の分布をそれぞれ一つの図にまとめた(Fig.6,7,8)。横軸は歯牙の種類を示し、0 は下顎左側第二大臼歯、1 は下顎左側第一大臼歯、2 は下顎左側小臼歯、3 は下顎左側犬歯、4 は下顎左側側切歯、5 は中切歯部を示す。6 から10 は下顎右側の歯牙の種類を示す。縦軸は、剪断力の大きさを示す。単位は N で、上方が正、下方が負である。右側第一大臼歯で噛む場合、剪断力は  $\beta$  が大きくなるに従いその絶対値はしだいに大きくなる方向に移動し、この傾向は  $\alpha$  が 0、0.5、1.0、1.5 と変動しても変わらなかった(Fig.6)。また、 $\beta$  の変動と剪断力との関係は正の線形対応関係であった(Fig.7)。剪断力図は  $\beta$  が大きくなるに従い、正值をとる領域では上方に、負値をとる領域では下方に移動した(Fig.6,7)。この傾向は右側小臼歯で噛む場合でも同じであった(Fig.8)。剪断力の最大値は、右側第一大臼歯/右側小臼歯で噛む場合は、 $\alpha = 0$ 、 $\beta = 1.0$  の場合に発生し、値は+640N/+460N、発生部位は下顎右

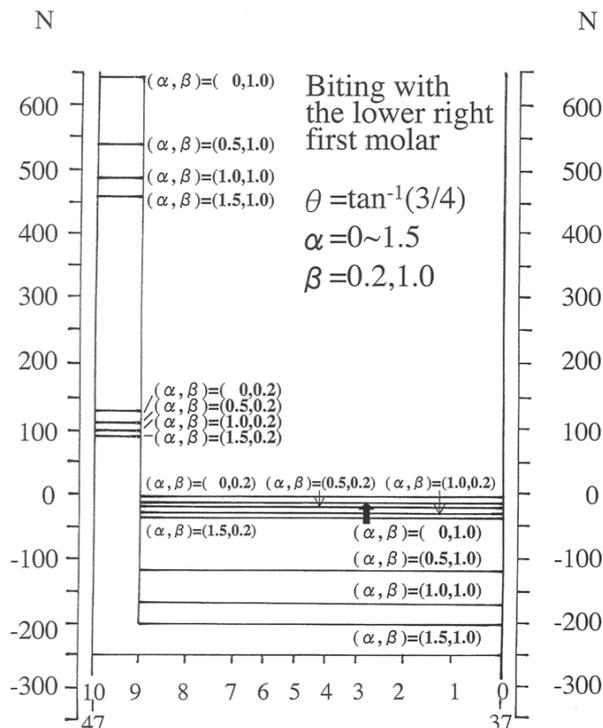


Fig.6 Shearing force diagram biting with the lower right first molar( $\theta = \tan^{-1}(3/4)$ ;  $\alpha = 0 \sim 1.5$ ;  $\beta = 0.2, 1.0$ ).

The absolute value of shearing force increased according to an increase of  $\beta$ . The largest value of shearing force was +640N in the molar zone in  $\alpha = 0$  and  $\beta = 1.0$  biting with the lower right first molar.

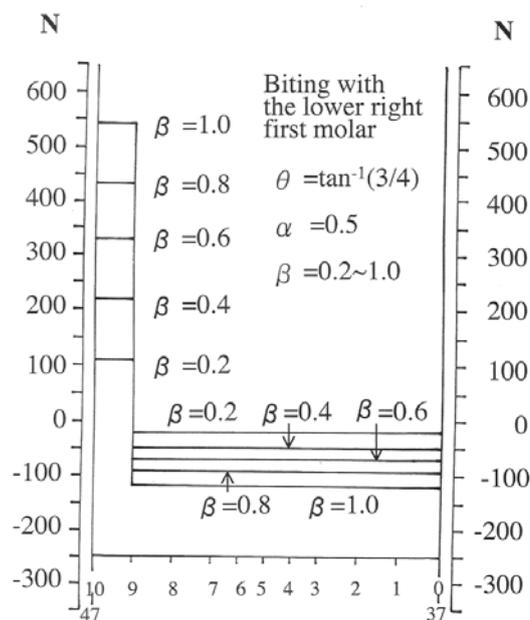


Fig.7 Shearing force diagram biting with the lower right first molar( $\theta = \tan^{-1}(3/4)$ ;  $\alpha = 0.5$ ;  $\beta = 0.2 \sim 1.0$ ).

The absolute value of shearing force gradually increased in a positive linear form according to an increase of  $\beta$ .

側大臼歯部／臼歯部であった(Fig.6, 8)。最小値は  $\alpha=1.5$ 、 $\beta=1.0$  の場合に発生し、値は-200N/-170N、発生部位は右側第一大臼歯部から左側臼歯部にかけての領域／右側小臼歯部から左側臼歯部にかけての領域であった。

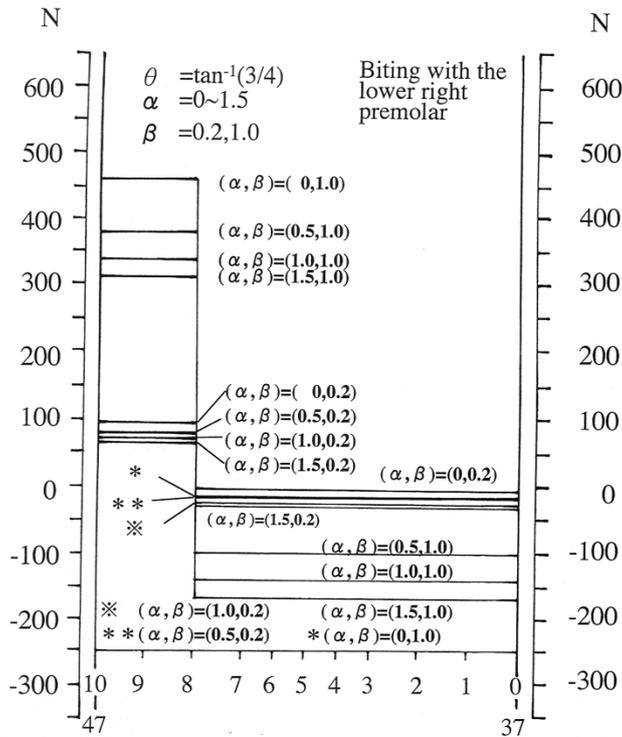


Fig.8 Shearing force diagram biting with the lower right premolar( $\theta = \tan^{-1}(3/4)$ ;  $\alpha=0 \sim 1.5$ ;  $\beta=0.2, 1.0$ ).

The absolute value of shearing force increased according to an increase of  $\beta$ . The largest value of shearing force was +460N in the molar zone in  $\alpha=0$  and  $\beta=1.0$  biting with the lower right premolar.

(b) 曲げモーメント図

解析した状態について、曲げモーメントの分布を一つの図にまとめた(Fig.9,10,11)。横軸は、剪断力図と同様、歯牙の種類を示す。縦軸はモーメントの大きさを示す。単位は  $N \cdot mm$  で、符号は上方が正、下方が負である。右側第一大臼歯、曲げモーメントは  $\beta$  が変動するにともない、しだいに咀嚼側(作業側)では正の方向に、平衡側では負の方向に移動し、この傾向は  $\alpha$  が 0、0.5、1.0、1.5 と変動しても変わらなかった(Fig.9)。また、 $\beta$  の変動と曲げモーメントとの関係は正の線形対応関

係であった(Fig.10)。曲げモーメント図は  $\beta$  が大きくなるに従い、時計回りに回転した(Fig.9,10)。この傾向は右側小臼歯で噛む場合でも同じであった(Fig.11)。曲げモーメントの最大値は、右側第一大臼歯／右側小臼歯で噛む場合は、 $\alpha=1.5$ 、 $\beta=1.0$  のときに発生し、値は+12040  $N \cdot mm$  / 8490  $N \cdot mm$ 、発生部位は右側第一大臼歯部／右側小臼歯部、曲げモーメントの最小値は  $\alpha=1.5$ 、 $\beta=1.0$  のときに発生し、値は-14040  $N \cdot mm$  / -11220  $N \cdot mm$ 、発生部位は下顎の左側第二大臼歯部であった。

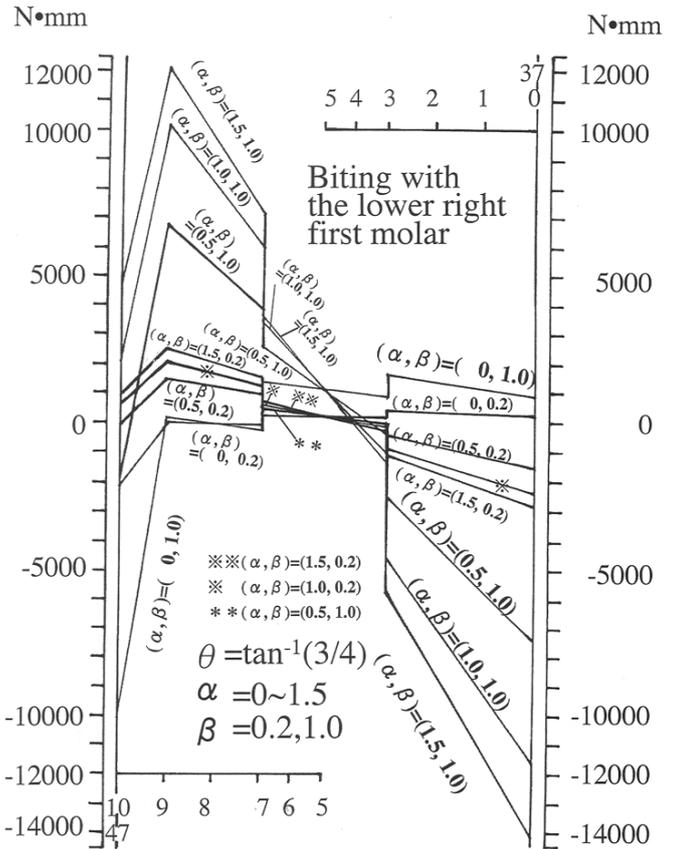


Fig.9 Bending moment diagram biting with the lower right first molar( $\theta = \tan^{-1}(3/4)$ ;  $\alpha=0 \sim 1.5$ ;  $\beta=0.2, 1.0$ ).

At working site, the value of bending moment increased according to an increase of  $\beta$ . On the other hand, at balancing site, the value of bending moment decreased according to an increase of  $\beta$ . The largest absolute value of bending moment was +14040  $N \cdot mm$  in the molar zone at balancing site in  $\alpha=1.5$  and  $\beta=1.0$  biting with the lower right first molar.

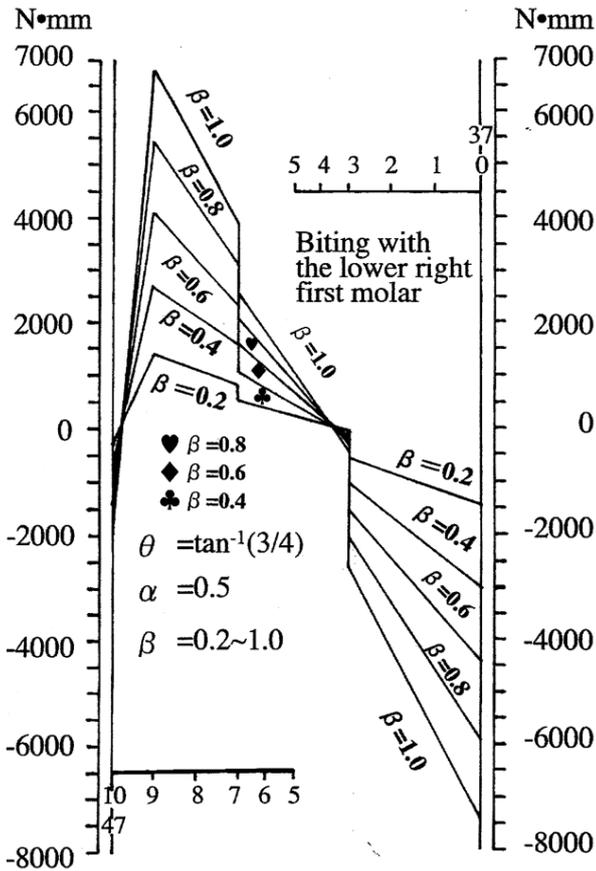


Fig.10 Bending moment diagram biting with the lower right first molar ( $\theta = \tan^{-1}(3/4)$ ;  $\alpha = 0.5$ ;  $\beta = 0.2 \sim 1.0$ ).

The absolute value of bending moment gradually increased in a positive linear form according to an increase of  $\beta$ . The bending moment diagram rotated in a clockwise style in accordance with the increase of  $\beta$ .

(c) ねじりモーメント図

解析した状態について、ねじりモーメントの分布を一つの図にまとめた(Fig.12,13,14)。横軸、縦軸、単位、符号のとり方は曲げモーメント図と同様である。右側第一大臼歯で噛む場合、ねじりモーメントは  $\beta$  が変動するにともない、その絶対値はしだいに大きくなる方向に移動し、この傾向は  $\alpha$  が 0、0.5、1.0、1.5 と変動しても変わらなかった(Fig.12)。その関係は正の線形対応関係であった(Fig.13)。ねじりモーメント図は  $\beta$  が大きくなるに従い、正值をとる領域では上方に、負値をとる領域では下方に移動した(Fig.12,13)。こ

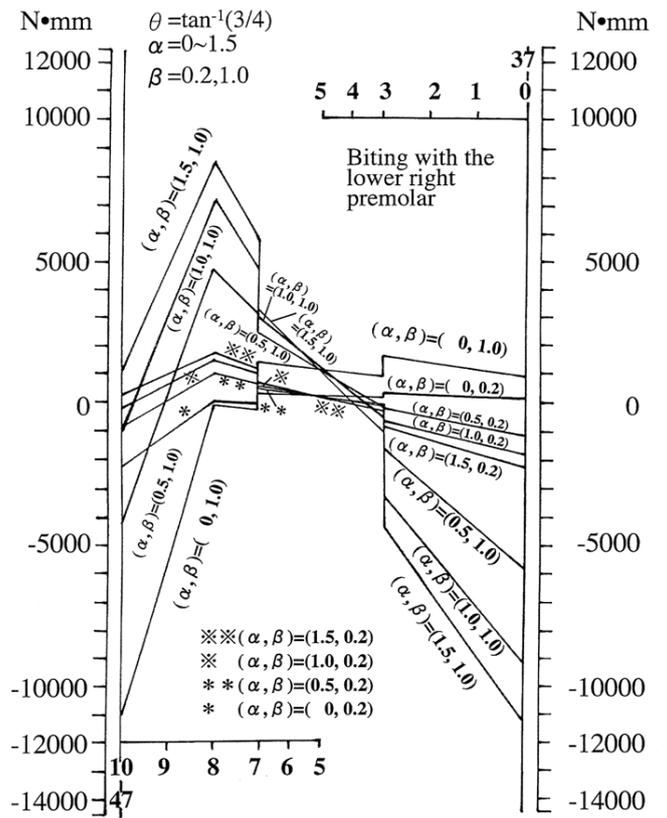


Fig.11 Bending moment diagram biting with the lower right premolar ( $\theta = \tan^{-1}(3/4)$ ;  $\alpha = 0 \sim 1.5$ ;  $\beta = 0.2, 1.0$ ).

At working site, the value of bending moment increased according to an increase of  $\beta$ . On the other hand, at balancing site, the value of bending moment decreased according to an increase of  $\beta$ . The largest absolute value of bending moment was  $+11220 \text{ N}\cdot\text{mm}$  in the molar zone at balancing site in  $\alpha = 1.5$  and  $\beta = 1.0$  biting with the lower right premolar.

の傾向は右側小白歯で噛む場合でも同じであった(Fig.14)。ねじりモーメントの最大値は、右側第一大臼歯/右側小白歯で噛む場合は、 $\alpha = 1.5$ 、 $\beta = 1.0$  のときに発生し、作業側では  $+860 \text{ N}\cdot\text{mm}/+200 \text{ N}\cdot\text{mm}$ 、前歯部では  $+6240 \text{ N}\cdot\text{mm}/+4720 \text{ N}\cdot\text{mm}$ 、平衡側では  $+2550 \text{ N}\cdot\text{mm}/+2040 \text{ N}\cdot\text{mm}$  であった。一方、ねじりモーメントの最小値は、右側第一大臼歯/右側小白歯で噛む場合は、 $\alpha = 0$ 、 $\beta = 1.0$  のときに発生し、作業側では  $-1840 \text{ N}\cdot\text{mm}/-2010 \text{ N}\cdot\text{mm}$ 、前歯部では  $-1350 \text{ N}\cdot\text{mm}/-1470 \text{ N}\cdot\text{mm}$ 、平衡側では  $-150 \text{ N}\cdot\text{mm}/-160 \text{ N}\cdot\text{mm}$  であった。

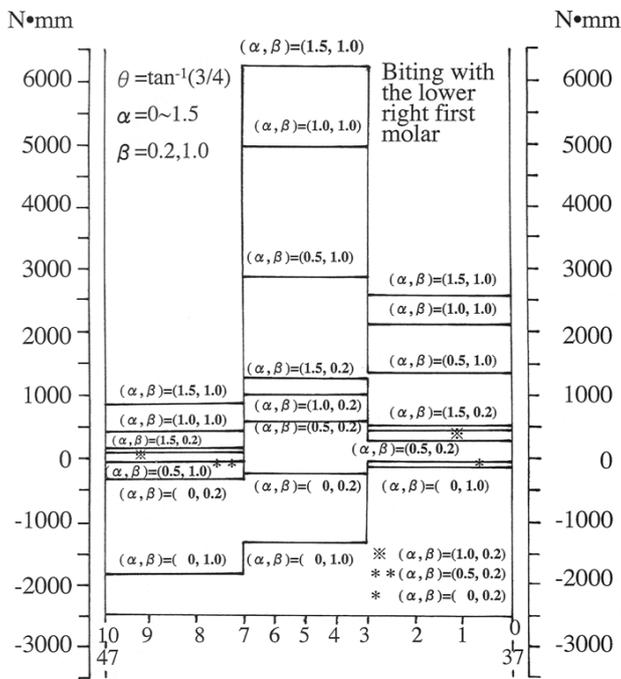


Fig.12 Torsion moment diagram biting with the lower right first molar ( $\theta = \tan^{-1}(3/4)$ ;  $\alpha = 0 \sim 1.5$ ;  $\beta = 0.2, 1.0$ ).

The absolute value of torsion moment increased according to an increase of  $\beta$  in both anterior and posterior zone. The largest value of torsion moment was  $+860\text{N}\cdot\text{mm}$  at working site,  $+6240\text{N}\cdot\text{mm}$  in the anterior zone and  $+2550\text{N}\cdot\text{mm}$  at balancing site in  $\alpha = 1.5$  and  $\beta = 1.0$  biting with the lower right first molar.

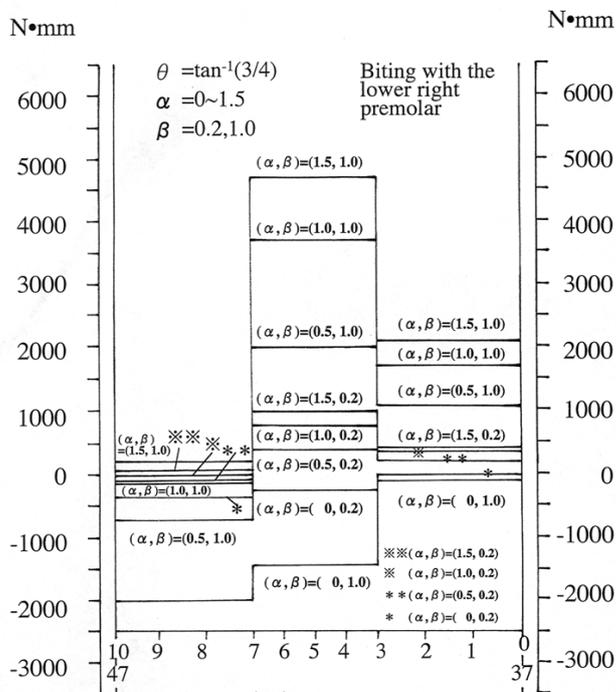


Fig.14 Torsion moment diagram biting with the lower right premolar ( $\theta = \tan^{-1}(3/4)$ ;  $\alpha = 0 \sim 1.5$ ;  $\beta = 0.2, 1.0$ ).

The absolute value of torsion moment increased according to an increase of  $\beta$  in both anterior and posterior zone. The largest value of torsion moment was  $+200\text{N}\cdot\text{mm}$  at working site,  $+4720\text{N}\cdot\text{mm}$  in the anterior zone and  $+2040\text{N}\cdot\text{mm}$  at balancing site in  $\alpha = 1.5$  and  $\beta = 1.0$  biting with the lower right premolar.

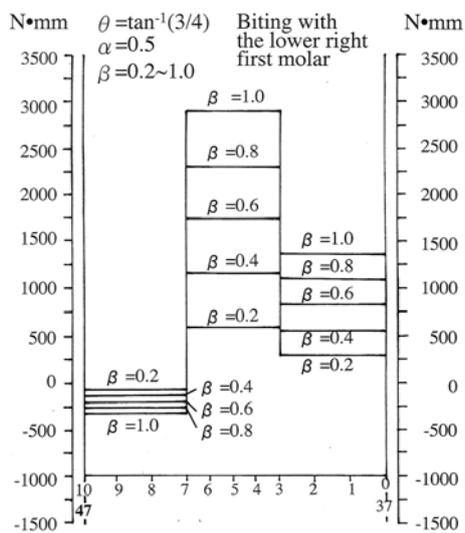


Fig.13 Torsion moment diagram biting with the lower right first molar ( $\theta = \tan^{-1}(3/4)$ ;  $\alpha = 0.5$ ;  $\beta = 0.2 \sim 1.0$ ).

The absolute value of torsion moment gradually increased in a positive linear form according to an increase of  $\beta$  in both anterior and posterior zone.

### 考察

#### 1.研究目的について

骨折治癒過程を経目的に観察した研究については、森<sup>6)</sup>がサルに対してストレインゲージを用いて両骨折端のずれを骨折直後から2か月にわたり経目的に測定し、顎骨治癒にしたがい外力による顎骨の圧負担が減少する経過を定量的に観察した結果から咀嚼・咬合時にみられる骨に加わる生理的な力に対し十分耐え、さらに生理的機能を完全に行なうことのできる時期は、組織学的に骨折部に骨新生が生じる時期で、骨折直後から30日前後であると報告している。喜田<sup>7)</sup>は実験動物としてサルを用い、自然骨折に近い状態で骨折させ、顎骨骨折における治癒過程の推移を観察した結果から、振動伝達性は骨折後よりしだいに上昇し、骨折後4週目で正常側と同様の周波数値を示し、以後12週目まで同様の数値を示したと報告している。嶋田<sup>8)</sup>は、実験的下顎骨骨傷治癒過程におけるX線像の定量的観察結果から骨傷

治癒は、骨体縁中央部が最も遅延したが、16週目ではほぼ治癒した状態が認められたと報告している。また、顎骨骨折における咬合回復後の固定として一般に用いられている顎間固定法において顎間固定の期間は一般に4から6週とされているが、骨傷治癒過程は、骨折部位・骨折状態などの局所的要因、年齢・栄養状態などの全身的要因、近年開発された生体内吸収性骨接合システムを含む整復法・固定法などの治療的要因などにより影響され、個々の症例における必要な固定期間は異なる。このように咬合力は骨傷治癒にしたがい次第に経時的に上昇していく。また咬合力には個人差もある。そこで本研究では①「下顎骨に作用する力の骨傷治癒過程における経時変化」、および②「任意の咬合力を有する症例における下顎骨に作用する力」を材料力学的に解析するシステムの開発を行なった。

## 2. 研究方法について

(1) コンピューター上である特定の作業をさせるためのコンピューターへの命令をつくるのが広義のプログラミングで、主として数値計算支援と思考支援を目的とする。本研究ではこの手法を数値計算支援目的で用いた。これによって、任意に設定した $\alpha$ 、 $\beta$ の値に対して、迅速かつ正確な解析が可能になった。一たん設定すると1ケースの平均解析時間は1秒以内であった。これまでに解析に要した時間と比較すると飛躍的にスピードアップをはかることができた。

### (2) 咬合力の臨床データとの比較

#### (a) 健常人の場合

咬合力の値は計測対象被験者および被験歯の条件、計測方法、計測装置の精度等により、左右される<sup>8)</sup>。データを挙げれば、第一大臼歯の咬頭咬合の場合について、Champyら<sup>5)</sup>は660N、Pruimら<sup>9)</sup>は965N、Meyerら<sup>10)</sup>は506N(Average)の値を報告している。本研究では $\beta=1$ のときの咬合力は上記の1番目の660Nである。この数値は2・3番目のデータの間にあたる。 $\beta$ を変動させればどのような咬合力にも対応可能である。

#### (b) 下顎骨骨折の場合

Gerlachら<sup>11)</sup>は、下顎骨の顎角部骨折に対して金属製ミニプレートで固定した症例においてコントロールと比較して術後1週では31パーセント、

術後6週では58パーセントであったと報告している。本モデルでは $\beta=0.31$ または0.58とおけばそれぞれ

の時点における剪断力、曲げモーメント、ねじりモーメントが解析できる。

### (3) 正常咬合人のデータとの比較

左右方向の距離としては、大坪ら<sup>12)</sup>によると下顎左右側犬歯切端間距離は成人男子で $28.30 \pm 0.40\text{mm}$ 、成人女子で $27.08 \pm 0.40\text{mm}$ 、「歯の幅径の標準偏差図表」<sup>13)</sup>データによれば下顎中切歯、側切歯、犬歯の幅径はそれぞれ $5.37 \pm 0.36$ 、 $5.96 \pm 0.37$ 、 $6.97 \pm 0.42\text{mm}$ である。これらの平均値を加算し、2倍した値は $29.63\text{mm}$ となるが、下顎の前歯部の冠状面との傾斜角の影響を考慮すると下顎の犬歯間距離はこの値よりは小さくなる。一方、下顎の犬歯舌側端距離(Inter canine lingual: ICL)は $19.67 \pm 1.21\text{mm}$ である<sup>13)</sup>。下顎犬歯の切端と舌側端の左右方向の距離の2倍を加算すると下顎左右側犬歯切端間距離となるので、本解析モデルでは下顎犬歯間距離は、下顎骨の標本の測定値(24mm)も参考にして、19.67、27.08、28.30、29.63mmの中間の値を採って、25mmとした。「歯の幅径の標準偏差図表」<sup>13)</sup>データによると、下顎中切歯の幅径は $5.37 \pm 0.36\text{mm}$ で側切歯の幅径は $5.96 \pm 0.37\text{mm}$ である。側切歯の切端は中切歯の切端と平行でかつ中切歯寄りに萌出している場合もあり、傾斜して萌出している場合もあるので、上記の数値とは異なることもあるが、上記の数値を考慮の上、下顎骨の標本の実測値も参考にして、左右中切歯の中間点と側切歯までの距離を7.50mmとした。臼歯部方向の距離としては、「歯の幅径の標準偏差図表」<sup>13)</sup>データによると、下顎の犬歯、第1小臼歯、第2小臼歯、第1大臼歯、第2大臼歯の幅径はそれぞれ $6.97 \pm 0.42$ 、 $7.11 \pm 0.39$ 、 $7.07 \pm 0.47$ 、 $11.36 \pm 0.52$ 、 $10.52 \pm 0.55\text{mm}$ である。犬歯の幅径の二分の一、3.485mmと、臼歯の幅径を加算すると39.5mmとなるので、下顎骨の標本の両側実測値(37-39mm)も参照して40mmとした。犬歯と第二大臼歯遠心端までの左右方向の距離は24mmである。第一大臼歯の幅径の二分の一、5.68mmと第二大臼歯の幅径を加算すると16.20mmなので、下顎骨の標本の両側実測値(16-17mm)も参照して、第一大臼歯と第二大臼歯の遠心端までの距離を16.00mmとした。下顎第二小臼歯、第一大臼歯の幅径は、①「歯の幅径の標準偏差図表」<sup>13)</sup>データによると、それぞれ $7.07 \pm 0.47$ 、 $11.36 \pm 0.52\text{mm}$ であり、大坪ら<sup>12)</sup>によると②男子はそれぞれ $7.11 \pm 0.028$ 、 $11.41 \pm 0.041\text{mm}$ 、③女子はそれぞれ $6.82 \pm 0.039$ 、 $10.69 \pm 0.052\text{mm}$ であるので、第二小臼歯と第一大臼歯間距離は、①9.215mm、②

9.26mm、③8.755mmである。一方、④下顎骨の標本の両側実測値では 8mmであった。第二小臼歯は、捻転して萌出または、頬舌的に傾斜して萌出する場合もあるので④の場合の方が、実際の生体の場合に近いと思われるので、本モデルでは④を採用した。この結果、犬歯と第二小臼歯間距離、第二小臼歯と第二大臼歯遠心端までの距離は、16.00mm、24.00mmと決まった。

したがって、本解析に使用したモデルは生体に近いモデルであり、特定の個人について解析するためのデータベースとなるものである。

### 3. 研究結果について

本研究では、平衡側と作業側との下顎挙上筋の合力の比  $\alpha$  を固定すると咬合力変動率  $\beta$  が変動するにともない、剪断力、曲げモーメント、ねじりモーメントは線形に変動した。これは、数学的に考察すると、 $\alpha$  を固定すれば、変数  $\beta$  と下顎骨に作用する外力  $f$  との関係、変数  $\beta$  と下顎骨に作用する内力  $g$  との関係はそれぞれ、傾き正、切片 0 の一次関数  $f=k\beta$  ( $k>0$ )、 $g=l\beta$  ( $l>0$ ) で表わされることによる。

### 4. $\alpha$ の変動の臨床的意味

窪木<sup>14)</sup>は片側咀嚼の進行に伴う咀嚼筋活動について、咀嚼開始直後には左右の筋活動量の差は小さいが咀嚼進行に伴い、非咀嚼側の筋活動量が減少し咀嚼側優勢の筋活動パターンを示す、すなわち咀嚼開始時にはすべての筋活動量は高いが、咀嚼筋活動がリズムカルになると、非咀嚼側の咬筋、内側翼突筋の筋活動量が低下し、咀嚼側の咬筋、内側翼突筋、両側の側頭筋前部の筋活動が優位となると述べている。本研究では平衡側と作業側の下顎挙上筋の合力の比を 0~1.5 まで変動させた。 $\alpha$  が大きい場合は咀嚼開始段階、 $\alpha$  が小さい場合は咀嚼筋活動がリズムカルになった段階に対応する。

### 5. まとめ

本研究では、咬合力の変動の影響を、計算支援のためコンピューター・プログラミングの手法を

用いて迅速かつ正確に、材料力学的に解析する方法を新たに考案した。これによって解析可能な対象がさらに拡大した。特定の個人について下顎骨に作用する力を解析するためには解析対象となる個人のデータが確定すればよい。それを用いて、いかなるモデルについても解析することが可能である。本研究で開発した解析方法は応用性が大きな方法であ

ると考えられる。

## 結論

本研究では、計算支援のためコンピューター・プログラミングの手法を用いて迅速かつ正確に、材料力学的に解析するシステムを開発し、ヒト下顎骨に作用する力に及ぼす咬合力の変動の影響を検討し、以下の結果が得られた。

1. 咬合力の変動の影響:咬合力変動率  $\beta$  が変動するにともない、剪断力、曲げモーメント、ねじりモーメントはリニアに変動した。

(1) 剪断力は  $\beta$  が大きくなるに従いその絶対値はしだいに大きくなる方向に移動した。剪断力図は  $\beta$  が大きくなるに従い、正值をとる領域では上方に、負値をとる領域では下方に移動した。これは咬合力が次第に大きくなることによる。

(2) 曲げモーメントは、 $\beta$  が大きくなるに従い、しだいに咀嚼側では正の方向に、平衡側では負の方向に移動することがわかる。曲げモーメント図は  $\beta$  が大きくなるに従い、時計回りに回転した。これは咬合力が次第に大きくなることによる。

(3) ねじりモーメントは  $\beta$  が大きくなるに従いその絶対値はしだいに大きくなる方向に移動した。ねじりモーメント図は  $\beta$  が大きくなるに従い、正值をとる領域では上方に、負値をとる領域では下方に移動した。これは咬合力が次第に大きくなることによる。

2. 本研究では、咬合力の変動の影響を、コンピューター・プログラミングの手法を用いて迅速かつ正確に、材料力学的に解析する方法を新たに考案した。これによって解析可能な対象がさらに拡大した。特定の個人について下顎骨に作用する力を解析するためには解析対象となる個人のデータが確定すればよい。それを用いて、いかなるモデルについても解析することが可能である。本研究で開発した解析方法は応用性が大きな方法であると考えられる。

本研究の要旨は、平成 16 年度秋季第 44 回日本歯科理工学会学術講演会(2004 年 9 月 24 日・9 月 25 日、京都市)および第 12 回顎顔面バイオメカニクス学会大会(2004 年 11 月 20 日・21 日、東京都)にて口頭発表した。

## 参考文献

1) 草野雅章、瀧岡 渡、池田悦子、熨斗利光、村上和宏、山本一彦、杉村正仁:人下顎骨に作用する

力の材料力学的解析、顎顔面バイオメカニクス学会誌、7(1)、48-57、2001.

2) 草野雅章、山本一彦、北山若紫、村上和宏、桐田忠昭:ヒト下顎骨に作用する力の材料力学的解析—下顎骨の左右のサイズの変動の影響—、顎顔面バイオメカニクス学会誌、9(1)、23-33、2003.

3) 草野雅章、山本一彦、池田悦子、村上和宏、桐田忠昭:ヒト下顎骨に作用する力の材料力学的解析—下顎骨の臼歯部が正中矢状面と傾斜しているモデルの解析—、顎顔面バイオメカニクス学会誌、9(1)、34-44、2003.

4) 草野雅章、山本一彦、池田悦子、村上和宏、桐田忠昭:ヒト下顎骨に作用する力の材料力学的解析—平衡側と作業側の咀嚼筋力の負担割合の変動の影響—、顎顔面バイオメカニクス学会誌、10(1)、1-7、2004.

5) Champy M, Loddè JP, Schmitt R, Jaeger JH, Muster D, Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach, *J Maxillofac Surg*, 6, 14-21, 1978.

6) 森 健:顎骨骨折治癒経過の機能的観察に関する研究、*日口外誌*、21、711-722、1975.

7) 喜田正孝:振動利用コヒーレンス関数解析による下顎骨骨折の治癒判定に関する研究、*日口外誌*、35、569-588、1989.

8) 嶋田 康:実験的下顎骨骨傷治癒過程における

X線像の定量的観察、*歯学*、65、951-972、1978.

9) Pruim GJ, De Jongh HJ, Ten Bosch JJ, Forces acting on the mandible during bilateral static bite at different bite force levels, *J Biomechanics*, 13, 755-763, 1980.

10) Meyer C, Kahn JL, Boutemy P, Wilk A, Determination of the external forces applied to the mandible during various static chewing tasks, *J Cranio-Maxillofacial Surgery*, 26, 331-341, 1998.

11) Gerlach KL, Schwarz A, Bite forces in patients after treatment of mandibular angle fractures with miniplate osteosynthesis according to Champy, *Int J Oral Maxillofac Surg*, 31(4), 345-348, 2002.

12) 大坪淳造、石川富士郎、桑原洋助:歯列弓の累年の成長変化に関する研究—6才から13才までの歯列弓の平均成長変化について—、*日矯誌*、23、182-190、1964.

13) 本橋康助、佐藤元彦、竹下一雄:歯科矯正学第2編診断学10. 症例分析法、第2版第4刷、医歯薬出版、東京、161-192、1982年.

14) 窪木拓男:顎関節部負荷ならびに顎関節構造の対負荷特性特性に関する生物力学的研究 第2編片側噛みしめ時ならびに片側咀嚼時における顎関節部負荷の導出およびその検証、*岡山歯誌*、9、197-217、1990.