THE JOURNAL OF THE
OTO-RHINO-LARYNGOLOGICAL SOCIETY OF JAPAN

日本耳鼻咽喉科学會會報

第52卷 第4號

—昭和24年8月発行—

原 著

佐藤教授開講二十周年記念論文

RYO TAKAHASHI, M.D.: MECHANICAL STUDIES
ON THE DEVIATION OF THE NASAL SEPTUM

鼻中隔彎曲症の力學的考察

東京慈恵会医科大学耳鼻咽喉科教室 (主任 佐藤重一教授)

助 教 授 高 橋 良
タカ ハシ リョウ

鼻中隔彎曲症(以下鼻彎と略す)の成因に就ては從來より種々の説があり。其中でも最も認められてゐるものは生理説即ち發育異常説である。然し發育異常説と云うも見方が大体二つに分れて居り。一つは枠説であり、他は支柱説である。当教室從來よりの解剖学的組織学的レ線的或は臨床的研究よりすると、此の両者を共に肯定せしむる成績を得てゐるが、枠説と云い支柱説と云うも之等は何れも靜力学的の観点より出發してゐるものであつて

鼻中隔自身の發育と之を取巻く周圍骨の發育及び鼻中隔に対する抑制との相對的關係より鼻彎が生ずるとなすものである。

私も從來当教室より得た研究成績の次の二つの事項からも當然鼻彎はより力學的に考察し得るものと考えてゐる。即ち

1. 第1圖に於て α ($\angle RNP$) 即ち鼻脊と前頭蓋底とのなす角と、 β ($\angle NPB$) 即ちトルコ鞍

角との和は大体常に一定して居り、D軸上に表れる突起の程度は β に反比的であり。C軸に主に表れる彎曲の程度は α 正比的であることを考えると、之等の關係は腦蓋骨が顔面蓋に與える力學的影響を最も單的に現わしてゐるものと考えられる。何故かと云えば腦頭蓋の發育が β を小さくし β の縮小が方形軟骨の後方への發育即ち方形軟骨鋤骨突起の發育を抑

制し方形軟骨を前方へ向つて發育さすと一應は考えられるからである。

2. 鼻彎の中、鼻中隔上部彎曲症と名づけられる所の一般にA横断面上に於ける上半部の彎曲の彎度の際に外鼻が曲つて來る即ち斜鼻を起す事があるが、此際上部彎曲症と斜鼻との間には一定の関係がある事である。即ち此際の上部彎曲症は春機發動期以後の鼻中隔としては最も發育の旺盛な時期に相当し、而も鼻中隔の彎曲側(凸側)と斜鼻との方向は必ず相反し且鼻がすつきりと高い事実とである(第2図)。

即ち此際には高度の上部彎曲症のため其彎曲の前方への延長線上にある鼻脊癒着部、従つて鼻脊は彎曲凸側と反対に曲つて來る事になるものと考えられる。

而らば実際に鼻彎を力学的に考察し得るとすると鼻中隔及び其周囲の構造材は發育途上にあると、或は畸形を現わすと否とに拘らず何時の時期にても一應は静力学的に均衡状態を保つておるものであつて、之等の構造材が時と共に且發育に従つて非常に徐々に構造を変化さして行くのであるから、之等構造材には其内部に作用している力を認めなければならぬ。即ち此力は力学的に内力或は應力と謂われるものであつて、鼻中隔は此應力に順應しつつ發育すると考えられ、従つて鼻彎も亦此考に基いて先ず検討し得ると考えられる。

先ず鼻中隔を總體的に考えると、之は上下及び前後の大部分を限界された枠内の柱狀の構造材と考え得るから、概念的には材料力学的に柱として取扱ひ得るであろう。或る柱狀体が圧縮力を受ける時それが或る大きさに達すると、眞直ぐであつた状態から急に側方へ撓みを起して其れ以上の力に抗し得なくなる。此現象を柱の挫屈(Buckling)と呼ぶ。鼻中隔は矢状面上に第3図(2)の如く曲つてい

第3図

から、之の状態を今此様な挫屈現象に基いて起るものと看做して挫屈を起す時の圧縮力を求めて見よう。果して鼻中隔の何れもが荷重に対する柱として存在してるとすると、鼻中隔前部では軟骨が大部分であり、之が上後方より化骨するものであるから軟骨のみよりなるとして考えると上下端は柱の所謂廻轉端として考えるのが妥当と思われ、従つて圧縮による挫屈を起す時の力P(挫屈荷重)はEulerの式より

$$P = \frac{\pi^2 EJ}{l^2} = \frac{\pi^2 E b t^3}{12 l^2} = 0.94 \text{ kg} \dots \dots A$$

l.....柱の高(40 mm)

E.....ヤング率(7.7 kg/mm²)

b.....柱の巾(30 mm)

t.....柱の厚(2 mm)

然し實際は鼻中隔前上部の後方は骨性であるからPは此数値より多く上廻つてゐるものと

考えられる。鼻中隔後方の骨部では軟骨部と異り両端固定端とせねばならぬから A 式の P の 4 倍となるが、J は l^3 に比例して居り、鼻中隔後部の骨板は 1 に比して極度に薄く 0.1 mm 程度の事は普通故、挫屈荷重も従つて非常に小さく荷重に耐える柱としての役割は先ず疑わしい事となる。其値は $E=1946\text{kg/mm}^2$ $b=30\text{mm}$ $l=45\text{mm}$ $t=0.1\text{mm}$ として 0.1 kg 前後である。即ち軟骨部は後方骨部の 9 倍以上の荷重に耐え得る事になる。而も此後部の菲薄なる骨部は第 1 図 D 軸に沿うて突起の好発部であるが、P が斯く小なる事は此突起部が剪断挫屈の結果でない事を示す。而らば突起部は突起形成部の局所的事由による事になり、 β の小なる時 鋤骨突起が短縮すると云う私の以前の成績よりすれば、結局鋤骨突起の發育力と之が化骨機轉との關係に帰せられるのではないか。

尙後部骨部に狭義の彎曲が認めなれ難い事実を力学的に検討すると、D 軸其ものは Benninghoff による Trajector vomerale であり、 β の縮小によつて D 軸は彎曲し得ても良い訳であるが、之が其上下の菲薄なる骨板の張力によつて彎曲に反対する非常なる抵抗のため曲り難い事を示してゐる事が判る (第 4 図)。即ち膜によつて弾性支持を受ける柱と看做して其圧縮による挫屈荷重を計算すると、

$$P = \frac{\pi^2 EJ}{l^2} + \nu \frac{l^2}{\pi^2} \dots \dots B$$

$$\nu = \frac{Q}{\delta} / l = \frac{Q}{b\delta}$$

$$Q = 2T \frac{\delta}{a}$$

$$T = E \frac{\epsilon}{a} bh^1$$

$$\epsilon = \sqrt{a^2 + \delta^2} - a$$

$$\approx \sqrt{a^2 \left(1 + \frac{\delta^2}{a^2}\right)} - a \approx \frac{\delta^2}{2a}$$

$$\therefore \nu = \frac{Q}{b\delta} = \frac{E\delta^2 h^1}{a^3} = 105.9 \text{ kg}$$

第 4 図

弾性支持係数 ν を求めるための図 ↑

$$P = 24.01 + 105.9 \text{ kg}$$

B 式の前項……挫屈荷重 $a \dots\dots 17.5 \text{ mm}$

B 式の後項……弾性支持 $b \dots\dots 3 \text{ mm}$

$\nu \dots\dots$ 弾性支持係数 $\delta \dots\dots 3 \text{ mm}$

T……張力 $h \dots\dots 2 \text{ mm}$

$\epsilon \dots\dots$ 伸び $h_1 \dots\dots 0.2 \text{ mm}$

$l \dots\dots 40 \text{ mm}$

即ち膜がない時の挫屈荷重 (24.01) の弾性支持による影響 (105.9) に対する割合は 1 対 5 であつて、D 軸上下の菲薄なる骨板の張力のために D 軸が曲り難い事が判る。

鼻中隔前部に就て考えて見ると、後部より構造が複雑で力学的に考察し難いのであるが単純化した構造材と看做して先ず鼻中隔前部が方形軟骨よりのみなるとして計算すると両端廻轉端の場合には前述の如く $P = \frac{\pi^2 EJ}{l^2}$

$= 0.94 \text{ kg}$ となり、一端固定一端廻轉端とすると $P_1 = 2P = 1.88 \text{ kg}$ となり一端固定可動端で可動端が單にそれる場合 (第 5 図 1) には P_2

=0.235 kg となり、第5図2の如くに曲るに

第5図

は $P_3=2.115\text{ kg}$ となる。前述の如く方形軟骨部は一應両端廻轉端とするのを妥当としたのであるが、之を尙検討する爲他の方法即ち固定板の挫屈荷重より計算して見ると(第6図)。

第6図

$$P = \frac{\pi^2 E b h^3}{3(1-\nu^2)(b')^2} \dots\dots C$$

$$= 0.683 \text{ kg}$$

此値は軟骨板の上下両端を廻轉端として計算した場合の値と最も近似的であるので、矢張り方形軟骨部は両端廻轉端として考察し得ると思われる。

斯くして軟骨部は軟骨自身の發育力又は其外力或は兩者の和が挫屈荷重以上になると撓み始める訳であるが、此荷重を限界荷重 P_C とし、限界荷重以上の荷重 P と P_C と柱の撓みの程度との関係を求めると(第7図)

$$\delta = \frac{1\sqrt{8}}{\pi} \sqrt{\frac{P}{P_C} - 1} \left(1 - \frac{1}{8} \left(\frac{P}{P_C} - 1 \right) \right) \dots\dots D$$

$$P_C = \frac{\pi^2 E J}{l^2}$$

δ —撓みの長さ

l —柱の長さ

第7図

上式を計算するに P が P_C より1%大なる時 δ は l の9%の撓みを現す事になり、 P_C なる限界を越えると撓みは急激に増す事になる。此関係は第7図2の如き曲線を示すが、此事は一旦撓み(彎曲し)始めた方形軟骨は小さい應力の増加によつても著明に彎曲し得る事を示し、換言すれば或る程度以上の發育力を有する方形軟骨は彎曲を著明に現すと共に、此發育力及び彎曲の作用を軟骨周囲にも及ぼし得る事になる。即ち此際此作用が方形軟骨の後下半部に顯著なれば彎曲を伴う高度なる軟骨性突起として現れ、前上半部に顯著なれば上部彎曲症と共に斜鼻をも示し得るものと考えられる。

茲に上部彎曲症と斜鼻との関係を尙検討すると、既述の如く吾々の臨床成績よりすれば此兩者の間に密接なる関係のある事が判つてゐるが、之が力学的考察に於ても其由つて來る原因が追求し得られる(第2図及第8図)。

即ち第8図の矢狀断面1—4に於て鼻脊全長に向つて軟骨發育力が平均して加つてゐるとすると、1—4に向うにつれ鼻脊の枠としての

第8図

抵抗(荷重)は少くなるから、従つてD式より棒としての荷重 P は3→4に於ては1→2より小さく、 δ は1→2に於て著明に大となり。3→4では此撓みの應力が抵抗少き鼻脊に向つて加わる事になり、ために鼻梁は高くなる。然し実際には1→2と3→4とは移行的で、従つて P と δ との関係も移行的である事は勿論である。

尙1→4に於ける荷重の割合を見るに、上述の様に方形軟骨は両端廻轉端とすると其挫屈荷重は $P = \frac{\pi^2 EJ}{l^2} = 0.94 \text{ kg}$ であるが、実際には撓みとしての彎曲を呈しているのであるから限界荷重以上に作用して居る事になり、其彎曲は矢状断面に於ては第8図1→4の如くであつて、方形軟骨發育力の鼻脊に対する應力を等分布と考えれば彎曲の形状によつて各部の應力に対する抵抗即ち荷重状態が相違してゐる事になり、之を例えば第5図1と2とに於て2に対する荷重は1の荷重の9倍を要するのである(之がS字狀に撓む場合には25倍を要する)。而して鼻脊最下部に於ては鼻中隔の鼻脊端は可動端と考え得るから之の部を第5図1の如くに彎曲せしむる荷重 P_2 (理論的には $P_2 = \frac{\pi^2 EJ}{4l^2} = 0.235 \text{ kg}$) は $P_2 > \frac{P}{4}$ となり、第5図2の如くに彎曲せしむる荷重 P_3 (理論的には $P_3 = \frac{9\pi^2 EJ}{4l^2} = 2.115 \text{ kg}$) は $P_3 >$

$\frac{9}{4}P$ となる。

即ち第8図1→4に於ける荷重の割合は方形軟骨挫屈荷重 P のより2倍以上の間にある事となり、第8図2に於て最大值となり4に於て最小値を示すものと考えられる。

尙第8図2→3は柱の中心軸に荷重が加わる限り第5図2の如く彎曲する筈であるが、実際には第5図3の如く彎曲している事實は次の事由によるものと思われる。即ち鼻脊下部は可動性であるから容易に第5図1(又は第8図4)の如き撓みを形成し、之が上方への連続としての影響とD式の解説の如く輕小なる荷重換言すれば軟骨發育力によつても撓みが顯著に現れて來るため等によると考えられる。

又斜鼻の際には鼻脊は第8図の様に斜に曲るが、之は外鼻が其儘側方に移動するのではなくて第9図の様に外鼻の中心矢状面が顔面に対して廻轉する傾向を示すものであるから之を鼻中隔の發育力による横倒現象(Kipperscheinung)と看做し得るとすると、横倒現象の式として

第9図

$$Wl^2 = 12.85 \sqrt{B \cdot C}$$

$$B = EJ = \frac{E b h^3}{12}$$

$$C = \frac{1}{3} G b h^3$$

$$W l^2 = 12.85 \frac{\sqrt{E G} b h^3}{6}$$

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)}$$

$$W l^2 = \frac{2.14}{\sqrt{2(1+\nu)}} E b h^3 \dots\dots\dots E$$

W—荷 重

G—剛 性 率

 ν —ポアソン比

E—ヤング率

今 $l=35$ mm. $b=20$ mm. $h=2$ mm. $\nu=0.5$ として計算すると 構造物が骨よりのみ成る場合には横倒現象を起すに要する荷重は $W=321.24$ kg 之が軟骨のみより成るとすると $W=1.27$ kg となり、即ち骨よりなる場合には横倒は容易に起り得ず、軟骨よりのみなる場合には比較的容易に起り得る。但し純粹の横倒現象と異なるのは当然であり、而も實際の斜鼻の際には固定端側の上半部は骨性であり且此両側は上顎骨前頭突起と癒合してゐるから上半部は横倒現象としてよりは第5図3の成立の解説に述べた所と同じ成因か、又下半部の横倒現象の連続として傾くものと思われる。何れにせよ斜鼻に要する荷重は 127 kg より遙に大であろうと考えられる。然るに第8図1—4の挫屈荷重の最大値は 2.115 kg より大と云う程度であるから、大凡此程度の数値に於て (3 kg 前後の荷重状態) 斜鼻が起り得ると推定される。

尙斜鼻の際には一般に鼻は所謂すつきりと高くなるものであるが、今斜鼻を伴わない場合の單に鼻梁が高くなる場合を検討して見ると實際の條件は非常に複雑であるが、之を單純化して鼻脊を上述の横倒現象の場合と同じ様に片持梁の撓みとして計算すると (第10図)。

$$y_a = \frac{W}{24EJ} \left\{ \left(\frac{1}{3} \right)^4 - l^4 + 4l \left\{ l^3 - \left(\frac{1}{3} \right)^3 \right\} \right\}$$

.....F

$$W = \frac{1}{3} P_{K1} + \frac{2}{3} P_{K2} = 2.607 \text{ kg}$$

$$y_a = \frac{2914}{243 EJ} W$$

$$= 2.28 W$$

$$= 5.94 \text{ mm}$$

第10図

$$J = \frac{bt^3}{12}$$

l—梁の長さ
(35 mm)t—厚さ (1.5
mm)

b—巾 (20 mm)

即ち鼻脊に接合する鼻中隔發育力の全應力(之を挫屈荷重として計算する)を 2.607 kg とすると、之に対する片持梁としての鼻脊の撓みは鼻尖に於て約 6 mm となる訳である。然し 2.607 kg は限界荷重であり 実際には之以上の荷重が鼻中隔の發育力として鼻脊に加わつてゐる訳であるが (即ち y_a は 6 mm 以上となる)。而も w が限界荷重である限り $y_a=5.94$ mm なる撓みは起らない筈である。之は要するに單純化した片持梁としての計算をしたためのものと考えられ、實際には片持梁の固定端側の上半部の両側は上顎骨前頭突起と癒合してゐるので 6 mm 程度以上起り得る撓みが抑制されているものと思われる。

結 論

1. 從來当教室に於て鼻中隔彎曲症の成因を臨床的・線的並に解剖組織学的に検索して生理学説を肯定せしむる成績を得てゐるが、其結果之が力学的にも検討し得るであろうとの推定の下に材料力学的に考察して見た。

2. 力学的に検討する際には複雑な解剖学的の構造を可及的單純化した構造物として検討せざるを得ないから、得たる以上の成績がど

の程度迄實際に近似的であるかに就ては尙追
求検討すべき幾多の問題を有するけれども、
現在する構造材としての鼻中隔各部に於ける
材料力学的の數值的比較は明かに可能である
と云い得る。

3. 斯くて得たる成績よりすれば、鼻中隔彎
曲症の成因には前部殊に前上部の彎曲では方
形軟骨自身の發育力が、下後方の突起では方

形軟骨鋤骨突起の發育力が、各の化骨機轉と
共に主動的な役割を果すものと思われる。

摺筆に當り佐藤教授並に東大工学部林教授
の御指導御校閲を深謝す。

(原稿到着=昭和 23. 6. 3)

MASAJI HASHIMOTO, M.D.: STUDIES ON THE
FREQUENCY RELATION OF THE AUDITORY
THRESHOLD IN THE CONDUCTIVE DEAFNESS.
PART 4. HISTOLOGICAL EVIDENCE FOR THE
EXISTENCE OF HIGH TONE DEAFNESS CAUSED
BY THE LESION IN THE CONDUCTIVE SYSTEM.

傳音障礙に於ける可聴閾周波数 特性に関する研究

第四編 傳音障礙による高音難聴の組織學的証明

(文部省科學研究費による研究)

岡山醫科大學耳鼻咽喉科教室 (指導 小田大吉前教授・主任 高原滋夫教授)

専門部教授 医学士 橋 本 正 治
ハシモト マサジ

本 編 目 次

I 緒 論 II 観 察 III 考 按 IV 総 括

I 緒 論

既に著者は、2-Aオーディオメーター及 S-6
型オートウディオンを用い、

1) 種々なる傳音障礙に於ける可聴閾周波数
特性を検討し、

2) 急性中耳炎及び乳様突起炎治療の経過中
の可聴閾移動経過を観察し、更に、

3) 中耳の種々なる部位に附與せられた障礙
にして、其占位が明かであり且比較的簡單な

ものを撰んで、夫等の可聴閾周波数特性に及
ぼす影響に就て觀察し、

a) 傳音障礙の際にも決して対低音難聴なる
一つの型を有するものでなく、種々なる可聴
閾周波数特性が見られ、且急性期或は新鮮な
る時期には主として高音域に於ける可聴閾移
動を有するもの多く、慢性期或は病變の陳旧
なるものに於ては、可聴閾は中及び低音域に
及ぶものが多い。低音域に於てのみ可聴閾移

Vol. 52, No. 4

August 1949

THE JOURNAL OF THE OTO-RHINO-LARYNGOLOGICAL SOCIETY OF JAPAN

EDITOR: C. SATTA

Published by

The Oto-Rhino-Laryngological Society of Japan,
University of Tokyo, Bunkyo-ku, Tokyo.

CONTENTS ORIGINAL

MECHANICAL STUDIES ON THE DEVIATION OF THE NASAL SEPTUM

by

RYO TAKAHASHI

From the Jikei Medical School, Shiba, Tokyo

According to the results of this clinic, the cause of deformity of the nasal septum is considered due primarily to the surplus growth of the nasal septum enclosed by the frame of the surrounding structures of the septum, especially by the anterior portion of the nasal septum. An attempt has been made by the author to study the relationship between the force of growth and the deviation from the point of strength of materials: the deviations of various degrees being formed under conditions to which the nasal septum is placed anatomically subject, may be the subjects of static mechanical study as well, and we found in this connection that Euler's formula on the long column and other mechanical formulae are applicable thereto.

Mention should be made naturally, however, that these formulae, while applicable to ideal material correctly, require various cautions against complicated conditions including the septum structure in case of actual application. The mechanical studies revealed that the leading cause which produces deformity of the nasal septum, in the case of deviation, is derived from the anterior portion of the nasal septum, especially the septum cartilage, (the most manifest form is the deviation in its superior portion connected with the crooked nose), while in the case of process it is caused by the surplus growth of the vomeral process of the septal cartilage as well as its ossification.

(Abstract)