

臨 床

髓 内 釘 折 損 の 問 題

慶応義塾大学医学部整形外科学教室 (主任 岩原寅猪教授)

助 教 授 池 田 亀 夫 助 手 山 内 健 司

(原稿受付 昭和31年6月28日)

ON FRACTURE OF INTRAMEDULLARY NAILS

by

KAMEO IKEDA KENJI YAMANOUCI

from the Department of Orthopedic Surgery, School of
Medicine, Keio Gijuku University
(Director: Prof. Dr. TORAI IWAHARA)

We examined the strength of the nails, the relatively strength between the bones and the nails, the burden applied on the nails by the body movement, and finally, the phenomenon of fatigue of the nails from the stand-point of the mechanics of materials.

It is extremely dangerous to place too much reliance on the strength of the nails. In view of the fact that fracture of the nails due to fatigue may easily be produced even by a minor continuous force, auxiliary support or after-care should never be neglected in intra-medullary nailing, particularly in cases of delayed union and non-union.

We reported 2 cases of fracture of the nails due to fatigue which we believe had been caused by neglecting the above-mentioned consideration.

1. い と ぐ ち

骨折に対する髓内固定法は既に1897年以来 Nicola-ysen, Delbet, Lambotte, Groves, Kirschner, Müller-Meernach, Rush等によつて行われていたが、使用金属の改善、抗化膿剤の発達と相俟つて、本法が飛躍的に一般に普及したのは1940年 Küntscher の実験的並に臨床的研究の報告後といえる。本邦に於ては昭和16年光安が始めて本法を紹介して以来、水野、宮城飯野等の努力によつて普及し、各種の骨折或は骨の短縮術、延長術、更に各種疾患に対する骨切術、関節固定術等に広く応用されている。

本法の最大魅力は強固な固定力に存し、早期の運動、荷重が可能で、関節拘縮の発生が防止される。反面、

この利点は一般に過度評価され易く、ギブス包帯等による補助固定或は後療法は常に全く無用と考えているものが少なくない。然し乍ら、このように軽々に考えて処方することは本法の生体内に於ける複雑な力学的諸問題が未だ解決されていない現状より妥当性を欠き、極めて危険の場合を内蔵するものと考えられる。

主にこの点に基因する偶発症として髓内釘の折損、彎曲の問題がある。この偶発症に関する従来報告は大なる一時的外力によつて発生したものか、或は使用金属材料の粗悪に基づく発錆、腐蝕により生じたものであるが、最近に於ける Böhler (1945), Küntscher (1950), Grieszmann (1951), Fischer-Wasels, Schünemann (1953) 等の報告例はこれと異なり、優秀な材料からなる髓内釘を使用し而も外傷をうけないもの

で、全て釘の疲労現象に基づくものである。かゝる偶発症の発生によつて手術目的が失われるのみならず、治療期間は延引し、患者に与える精神的並に物質的負担は少くないのである。

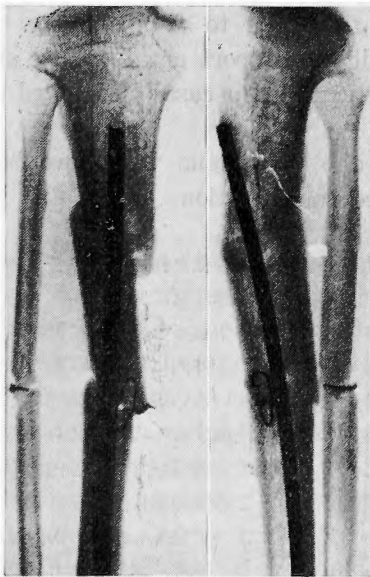
Fischer-Wasels, Schünemann, Küntscher 等は髓内釘の力学的問題について詳細に報告しているが、その疲労、折損に関しては甚だ簡単に触れているにすぎない。

吾々は最近経験した疲労による 18-8 鋼 V 型髓内釘の 2 折損例をあげ、従来の諸家と異つた観点から釘の一般力学並に疲労、折損に関する問題を材料力学的に検討し、本法の適正な遂行、処方に資すると共に、補助固定或は後療法の力学的意義について考えてみたい。

2. 症 例

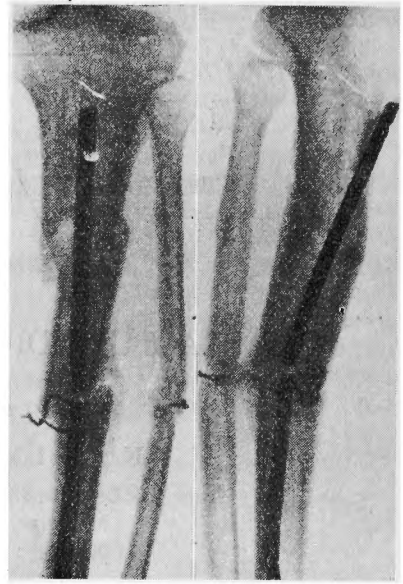
1. 安田某, 51才, 男

昭和28年2月9日自動車事故で受傷、左右下腿骨、右尺骨皮下骨折、而して右脛骨は2ヵ所で骨折、2月12日右脛骨々折は観血的にV型髓内釘固定、ギプス包帯補助固定、然し乍ら転位はかなり残存(写1)、他部骨折は全て保存的にギプス包帯補助固定、4月2日ギ



写 1

プスシャーレとなしマッサージ開始、5月6日ギプス包帯装着のまゝ歩行補助器で荷重、歩行開始、歩行時間を漸増、5月16日松葉杖で歩行、6月11日レ線像で

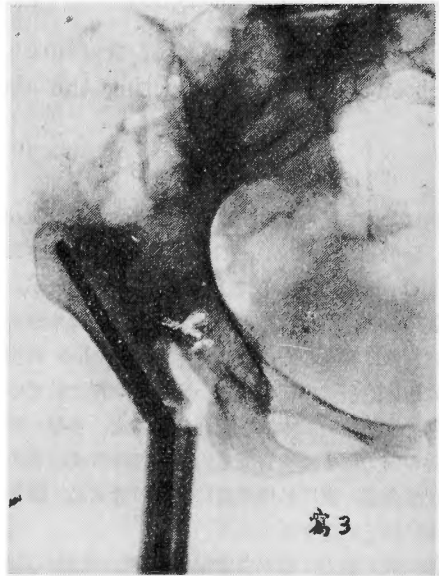


写 2

釘折損を確認(写2)、6月25日釘抜去、釘に発錆、腐蝕をみない。

2. 上野某, 27才, 男

両側先天股脱で幼時治療せず放置、10才時某病院で右大腿骨々頭切除、昭和29年2月10日右股関節部の歩行時疼痛で受診、入院、3月24日右転子下線状骨切術、V型髓内釘固定、切骨部の内前方裂隙に腸骨片を移植、



写 3



写 4

ギブス包帯補助固定(写3), 5月19日ギブス包帯除去, 架台上で運動開始, 6月7日左転子下楔状骨切術, 同型, 同大の髓内釘固定, 7月9日右脚は荷重開始, 8月4日右脚は松葉杖で歩行開始, 9月7日左脚荷重開始, 10月24日右大腿上部に疼痛出現, レ線像で釘折損を確認(写4), 11月2日釘抜去, 釘に発錆, 腐蝕をみない。

上述2症例は既にある程度の仮骨形成をまつて荷重し, 而も第1例はギブス包帯を行つていたにも拘らず, 荷重開始後第1例は約1ヵ月(手術後約4ヵ月), 第2例は約3.5ヵ月(手術後約7ヵ月)で一時的の外力をうけることなく夫々釘の折損を発見し, レ線像による経過, 抜去釘の状態等より釘の疲労現象によつて生じたことは明かである。第1例では脛骨は2ヵ所に於て骨折し, かゝる場合何れか一方の骨癒合は不良であることは周知のところで, 特に正しい整復がのぞまれたにも拘らず, 彎曲釘を強引に挿入したために, 必然的に上, 下骨折の同時的整復はうまくいかず転位を残した。第2例では下肢短縮を可及的防がんとし線状骨切術を行い, 髓内釘挿入後予定の外後方開角を作り, 生じた内前方裂隙に楔状腸骨片を移植充填したもので, 而例共に局所の骨癒合条件はかなり不利であり, 癒合遷延する間に荷重による撓屈力のため釘は疲労し遂に折損したものといえる。操作上止むを得ず過小の釘を使用したことは力学的弱点を形成したのみならず, 癒合

遷延を助長し, 釘折損発生に直接的, 間接的に関与したものと考えられる。癒合遷延が釘の疲労現象発生の基盤をなしたことは第2例の左脚は楔状骨切術後, 全く同様に固定, 後療法を行つたにも拘らず, 3ヵ月後に完全に骨性癒合していることから説明され, 又前述諸家の疲労による釘折損報告例が全て癒合遷延, 偽関節或は化膿等の不利な癒合条件下に発生していること、よく一致している。

しからは疲労による釘折損は Küntscher のいう如くより強大な釘を使用することによつて簡単に防止し得るものであろうか, 又, 釘には期待する程の絶大な強度, 固定力があり, 補助固定や後療法は全く無用なものであろうか, 此等の問題について順次述べてみたい。

3. 髓内釘の一般材料力学的検討

1. 組成及び一般力学的性質

これは髓内釘を材料力学的に検討するに当つて, 先づ知つておかねばならぬ基礎的事項である。

現在本邦で一般に使用している髓内釘は22A鋼と18-8鋼の2種であり, 此等について定量分析及び工業試験を行つた結果は表1の如くである。

表 1

項 目	種 類	18-8 鋼		22 A 鋼
		I	II	
C		0.12	0.06	0.06
Ni		8.85	11.64	21.08
Cr		19.25	17.60	20.98
抗 張 力			63.5kg/mm ²	84.5kg/mm ²
ブリネル硬度			185	375
比 重			7.93	7.69

かつて吾々は骨折牽引療法に使用する金属について吟味したとき, 18-8鋼として市販されているものの中に Ni, Cr の含有量が遙に規定量に達しない不良品を発見したことがあるので, 今回も 18-8鋼釘として市販されているものを任意に2種類選んだ。

検索の結果は 18-8鋼, 22A鋼共に規定量の必要元素を含有し, 而も不銹鋼として生体内使用可能の最低限界C…0.28%以下, Cr…14.2%以上, Ni…4.95%以上, を遙に凌駕し材質は極めて優秀である。18-8鋼は硬度に於て22A鋼に勝っているが, 組成及び抗張力では劣り, 日本工業規格(1955)のSUS5-6に相当し尚

改善の余地がある。22A鋼は硬度に於て前者に劣り、又、抗張力は硬V₂A等に比して約1/2.5であり、此等の点が改善されたならば生体内使用金属として完璧のものといえよう。

2. 材料力学的強さと剛さ

骨は生体の最も重要な支持組織であり、外力に主に抵抗する強さと剛さを有する組織であるが、この強さと剛さは骨折等によつて殆んど零となる。髓内釘使用の主目的は骨折部の確実な固定と早期運動の可能の点に存し、換言すれば材料力学的には骨折によつて失われた骨の強さと剛さを補うことを目的としている。このような材料力学的立場から髓内釘の補い得る強さと剛さを検討せんとして、健康骨の強さと剛さを100%とし、骨折によつて殆んど零になったこれらが髓内釘を用いることによつて補い得る程度を百分率をもつて表わし、その数値を髓内釘補強率と名づけ測定した。

骨を材料力学で取り扱う棒と考えれば健康骨のうける外力は骨の長軸方向とそれに直角に交わる方向とに分けられ、前者は引張力、圧縮力、振りモーメント、後者は剪断力、曲げモーメントに分類される。従つてこれらの応力に対する髓内釘補強率を考えればよいことになるが、引張力、振りモーメントに対しては補強率は強さ、剛さの両者共に殆んど零である。このことは髓内釘の臨床経験からも多少の差はあるが理解できる。よつて曲げモーメント、圧縮力、剪断力に対する補強率を求めればよいことになる。

(I) 測定方法

a. 曲げに対する補強率

図1Aのような骨が外力によつて図1Bのように変形したとすると、その中線の長さは変形後も変化せず、これを所謂中立軸と名づける。中立軸から距離yの層の垂直応力σは周知の如く次の式で表わされる。

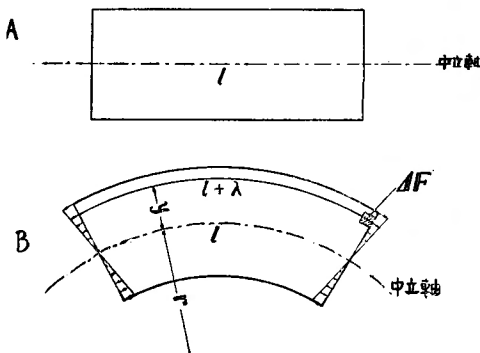


図 1

$$\sigma = E \cdot \frac{y}{r} \dots \dots \dots \textcircled{1}$$

Eは縦弾性係数又はヤング率

rは曲率半径

今、断面F上の小面積ΔFに作用する応力の中立面に対するモーメントは $E \cdot \frac{y}{r} \cdot \Delta F \cdot y$ となる。この断面のモーメントを合計して外力のモーメントMに等しいとおけば

$$\int \frac{E}{r} \cdot y^2 \cdot F = \frac{E}{r} \int y^2 \Delta F = M$$

$\int y^2 F$ を中立軸に対する断面二次モーメントIとするとMは次の如く表わされる。

$$M = \frac{E \cdot I}{r} \dots \dots \dots \textcircled{2}$$

①と②から

$$M = \frac{I}{y} \sigma$$

即ち加え得る最大モーメントは $\frac{I}{y_{\max}}$ と許容応力の積から決定できる。而して $y_{\max}$ は中立軸から最長距離を示すもので半径に当る。 $\frac{I}{y_{\max}}$ を断面係数Wとすれば加え得る最大モーメントは次式で与えられる。

$$M_{\max} = W \sigma_{zul} \dots \dots \dots \textcircled{3}$$

但し、 σ_{zul} は許容応力

従つて

i) 曲げに対する強さの補強率ηは次の如く求め得る。

$$\eta = \frac{[M_{\max}]_N}{[M_{\max}]_K} = \frac{[\sigma_{zul} W]_N}{[\sigma_{zul} W]_K}$$

但し、K、Nは夫々骨及び髓内釘を表わす。

ii) 曲げに対する剛さの補強率は同じモーメントをうけた場合の曲りづらさ即ち曲率の比であるから次の如く求め得る。

$$\eta = \frac{(r)_N}{(r)_K} = \frac{(EI)_N}{(EI)_K}$$

即ち、曲げに対する補強率は髓内釘の断面形状と許容応力或は縦弾性係数に關係する。

b. 圧縮に対する補強率

i) 強さの補強率

前項と同様にして

$$\eta = \frac{(P)_N}{(P)_K} = \frac{[\sigma_{zul} \cdot A]_N}{[\sigma_{zul} \cdot A]_K} \quad \text{但し Pは圧縮力}$$

実際には両骨端は多少相接しているから P_N は上式で用いた値より大きく、従つて η も大きくなる。

ii) 剛さの補強率

圧縮の剛さは骨が短いときは問題ないが、長くなると骨を柱とみた場合の所謂 Buckling について考える必要がある。健康骨を柱とみなしこれに垂直荷重 P を加えると始めは直線を保っているが、 P の増加につれて横撓みを生じてくる。柱が僅かに曲つた形で釣合を保つときの最小荷重を挫屈荷重 P_{cr} とすると、 P が P_{cr} より小さいときは直線を保ち長軸方向の圧縮をうけるだけであるが、 P_{cr} より大となると釣合の直線形は不安定となり、僅かの横力をうけても横撓みがおこりこの力を除いても元に戻らない状態になる。骨の挫屈荷重を理論的に計算すると次の如くなる。

$$P_{cr} = \frac{\pi^2(EI)_K}{l^2} \dots\dots\dots ①$$

髓内釘で補強した状態は図 2 の如くであり、その挫屈荷重は

$$P_{cr} = \frac{M(EI)_K}{l^2} \dots\dots\dots ②$$

M は次の超越方程式の根である。

$$\tan\left\{\sqrt{M}\frac{1}{2}(1-\beta)\right\}\tan\left\{\sqrt{M}\cdot\frac{\beta}{2\sqrt{\alpha}}\right\}=\sqrt{\alpha}$$

$$\text{但し、}\alpha=\frac{(EI)_N}{(EI)_K}, \beta=\frac{d}{l} \dots\dots\dots ③$$

①、②から圧縮に対する剛さの補強率は

$$\eta = \frac{(P_{cr})_N}{(P_{cr})_K} = \frac{M}{\pi^2}$$

即ち、圧縮に対する剛さの補強率は今迄述べてきた補強率と異つて③式にみるように補強部の長さ l と骨の全長との比 $\frac{d}{l}$ にも関係することは注目すべき点である。③式の α, β の種々の値に対して補強率を計算すると表 2 の如くで、両骨端が離開する程その補強率は小となる。

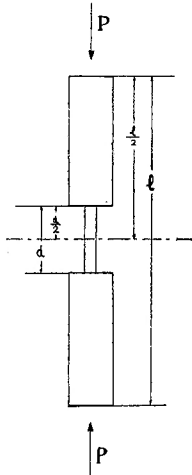


図 2

C. 剪断に対する補強率

前項と同様にして次の如く求め得る。

i) 強さの補強率

$$\eta = \frac{P_N}{P_K} = \frac{(L_{max}A)_N}{(L_{max}A)_K} \quad L \text{ は剪断応力}$$

ii) 剛さの補強率

表 2 圧縮剛さの補強率

$\alpha \backslash \beta$	0.001	0.005	0.010	0.020	0.050
0.01	0.8288	0.4735	0.3038	0.1771	0.0800
0.05	0.9631	0.8347	0.7116	0.5441	0.3197
0.10	0.9822	0.9159	0.8447	0.7236	0.5028
0.20	0.9918	0.9614	0.9250	0.8585	0.7045
0.50	0.9978	0.9901	0.9808	0.9612	0.9076

$$\eta = \frac{\left\{\frac{1}{\gamma}\right\}_N}{\left\{\frac{1}{\gamma}\right\}_K} = \frac{(A \cdot G)_N}{(A \cdot G)_K}$$

γ は剪断歪み、 G は剪断弾性係数

即、剪断に対する補強率は髓内釘の断面形状と許容剪断応力或は剪断弾性係数に關係する。

(2) 髓内釘の補強率

通常長管状骨々幹部の皮質は直径の 1/5 程度のことが多いので、骨を壁の厚さが直径の 1/5 の正円筒と仮定し、この中に内接する最大 V 型髓内釘 (図 3) を考えると、釘挿入時の曲げ、圧縮、剪断に対する各々の

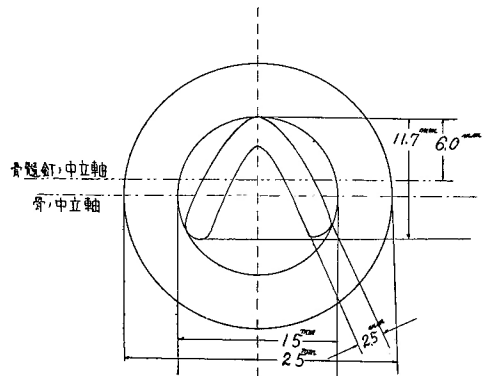


図 3

強さと剛さは前述の測定法によつて求め得る。但し、骨の抗張力について Fick は 12.4 kg/mm^2 といい、黄は日本人大腿骨で測定し、20才及び30才代が最大で $12.2 \sim 12.5 \text{ kg/mm}^2$ といつており、計算値として 12.3 kg/mm^2 をとつた。又釘の抗張力は 18-8 鋼の 63.5 kg/mm^2 を選んだ。

釘及び骨の許容応力、許容剪断応力、剪断弾性係数等の比は縦弾性係数の比 $\frac{E_N}{E_K} = 5.17$ に等しいから、断面係数、断面二次モーメント等を計算及び作図で求め補強率を出す

$$\text{曲げ強さ} \dots\dots\dots [\sigma W]_N / [\sigma W]_K \doteq 36.9\%$$

曲げ剛さ……… $(EI)_N / (EI)_K \div 17.8\%$
 圧縮強さ……… $[\sigma A]_N / [\sigma A]_K \div 99.9\%$
 圧縮剛さ……… $[P_{cr}]_N / [P_{cr}]_K \div 50 \sim 98\%$
 剪断強さ……… $[LA]_N / [LA]_K \div 99.9\%$
 剪断剛さ……… $[GA]_N / [GA]_K \div 99.9\%$

となる。圧縮の剛さが50～98%と変化するのは前述の如く両骨端の離開度によつて補強率が増減するためである。

上述の成績は市販のV型 18-8 鋼髓内釘を理想的に挿入した場合でも健康骨の強度に及ばないことを物語るもので、殊に曲げに対する補強率は1/3～1/5に過ぎず甚だ低率である。即ち、等しい曲げモーメントに対して釘は健康骨に比して約3～5倍の大きな歪みを生ずる理で、釘折損の危険を内包すると共に局所の動揺性を増し、癒合遷延乃至偽関節形成の恐れのあることを示唆するものである。22A鋼釘を使用した場合には補強率は僅かに増すが、その程度は健康骨に比して同様に全く問題にならない。

次に正円筒の骨中に入れ得る最強の髓内釘は最大円柱状のものと考えられるが、それを用いた場合は

曲げ強さ	113%
曲げ剛さ	70%
圧縮強さ	290%
圧縮剛さ	90%以上
剪断強さ	290%
剪断剛さ	290%

即ち骨髓腔を完全に破壊するような釘を用いて始めて骨の強度に達することになる。この場合、骨の強さは皮質のみ考えて測定しているが実際には海綿骨質も関与し、横尾の脊椎海綿骨質の圧縮試験によればその応力は0.19kg/mm²といわれ、従つてそれだけ上述の補強率は低下することになる。

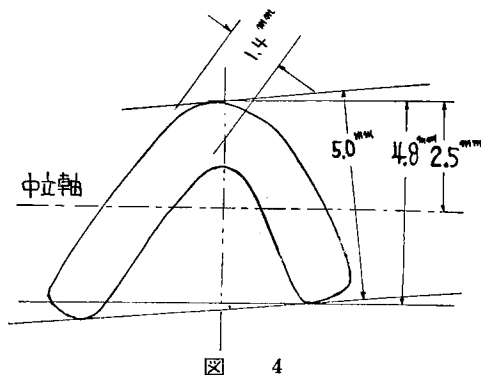
要するに日常臨床に於て実際に使用する髓内釘の強度は骨のそれに遠く及ばず、前述の如き危険を内蔵するもので、固定、後療法を慎重に処方することが肝要といえる。

4. 釘折損例の材料力学的検討

自験2例に使用した18-8鋼V型髓内釘が耐え得る負荷、体内で釘に作用する負荷、更に筋肉のこれに及ぼす影響等の問題について検討を加えた。

1. 釘の最大許容モーメント

第1例に使用した髓内釘の断面は図4の如くで、断



面係数は 12.1mm³、抗張力は63.5kg/mm²であるから最大許容モーメントは許容応力と断面係数の積即ち 768kg mmとなる。

第2例に使用した釘の断面は図5の如くで、断面係数は16.8mm³、従つて最大許容モーメントは1130kg mmとなる。

即ち、使用髓内釘は第1例では768kg mm、第2例では 1130kg mmの曲げモーメントが作用すると危険になるわけである。

2. 釘に加わるモーメント

第1例は体重60kg、下肢の長さ約 80cm、折損部の高さは足底から約 25cm、両下肢共にギブス包帯で固定しているので歩行時の左右足間距離を 40cm とすると、折損部高位に於ける左右脚間距離は27.5cm、重心線と折損部の最大距離は 13.8cm となる。従つてそのモーメントは 8280kg mm となり、釘の最大許容モーメントの約11倍に当たっている。

第2例は体重37kg、偏側下肢の重量はLanzによれば体重の18%にあたる故に約6.7kg、従つて切骨部で体重を支持するとすれば約30kgを支えることになり、

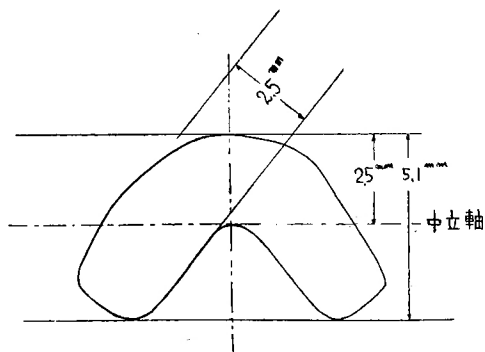


図 5

この支点から重心線迄の距離を60mmとすれば患脚起立時のモーメントは1800kgmmとなり、釘の最大許容モーメントの約2倍になる。

これらの計算値は荷重によつて釘にその最大許容モーメントを遙に凌駕する大なるモーメントが作用する可能性を示し、単に1回の荷重でも容易に釘折損を生じ得る危険性があることを示唆するものである。

仮りに現在市販の最大、最強のV型釘を用いたとすると、その断面は図6の如くで、断面係数は 31mm^3 、最大許容モーメントは 1968.5kgmm となる。第2例ではこれでやつと患肢起立時に釘に加わるモーメントに釣合うが、第1例ではなお $1/4$ にすぎない。自験例の如き場合、操作上最大釘を使用することは實際上不可能で、可及的強大な釘を使用し得たとしてもその強度を過信することは危険といえる。

3. 筋力について

釘に加わる上述のモーメント以外に、釘に大なる影響を与える因子として軟部組織殊に筋肉は重要である。筋肉は関節中間位で最大収縮すると 10kg/cm^2 、安静時には 100g/cm^2 の力を有するといわれているが、これを生体について材料力学的に計算することは起始、附着部の選びかた、走向、運動による筋力の変化、関節運動の複雑さ等のために甚だ難事である。

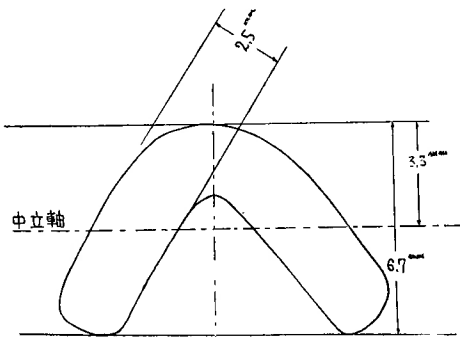


図 6

總体的に観察すると、第1例では脛骨はレ線像で釘折損時、外後方凸彎曲度を増加し、その側にかんがりの仮骨がみられることは応力が主に持続的にその方向に作用したことを示している。起立歩行時折損側下肢が前方にあるときは主に前方筋群のみ収縮し、後方筋群は安静時の緊張状態にあり、反之、後方にあるときは主に後方筋群が収縮し、前方筋群が安静時の緊張状態にあると考えられる。此等筋力はその解剖学的関係か

ら膝並に足関節のギプス包帯固定位では主として脛骨長軸方向に働くものと考えられ、而してその主体はFick, Lanz等によれば下腿三頭筋といえる。下腿三頭筋は成人では断面積 40cm^2 といわれ、従つてその最大収縮時は 400kg 、安静時は 4kg の力を有することになり、下腿全筋力を総合するとかなり大なる力が脛骨長軸方向に働いたことになる。然し乍ら、整復は不良ではあるが骨折端はなお約 $2/3$ 横径接触し、又、骨の圧迫応力は $1260\sim 1680\text{kg/cm}^2$ で非常に大なることを考えると、筋の撓屈力はかなり減殺され荷重が釘疲労の主役を演じ、筋力はこれを助長したものといえよう。

第2例は釘折損時のレ線像で大腿骨は切骨部で外方開角を減少し而もその側にかんがりの仮骨形成をみることから、応力はこの方向にのみ働いて釘折損を生じたと考えてよい。臀筋、内転筋は主に釘折損を阻止的に、大腿骨長軸に平行する前後の屈、伸筋は主に促進的に作用したと考えられるが、前者の総力がFick, Lanz等によれば後者のそれを遙に凌駕している。骨頭は脱臼位にあることから前者の力はかなり減殺されるであろうが、やはり優勢といえる。このことは始めに作つた外後方開角度が時日の経過につれて屢々自然に矯正、増大してくることから明かである。即ち第1例と同様に荷重が釘折損の主因と考えられる。

両例共に釘の強度を過信し、骨癒合の達せられないうちに早期荷重したことが釘折損の主因といえる。

5. 釘の疲労現象について

第1例は術後約3ヵ月でギプス包帯補助固定のまゝ荷重を始め、その後約1ヵ月のレ線像で釘の折損を認め、第2例は術後3.5ヵ月で補助固定なしに荷重開始し、その後約100日で大腿上部に疼痛を訴えと共に釘の折損をレ線像で発見している。両例共に外傷をうけたことなく、又、折損後、釘断端は僅かに離開しているが骨には殆んど転位が認められないこと、更に後になつて抜去した釘の折損端の凹側半分が非常に平滑であること等は一時的の外力による釘折損とは到底考えられず、釘の疲労による折損を示すものである。レ線上仮骨が折損部に多量にみられることは局所の力学的条件の不安定性を示し、骨癒合の遅延を意味するもので、この現象を裏書きするものである。前述諸家の疲労による釘折損例は全て不利な骨癒合条件下に荷重開始後1.5～15ヵ月で発生していることとよく一致している。

釘の疲労は日常臨床に於ては上述の如き不利な癒合条件下に撓屈力が長期間作用して発生するものであるが、一般に金属が疲労するには一定強度以上の応力が繰り返し加わることが必要で、一定強度以下の応力であれば何回繰り返して作用しても疲労、折損することはない。この一定強度の応力を疲労限とよび、その強度は両振り或は片振り繰り返し応力によつて異なる。即ち前者の疲労限は1/2抗張力、後者のそれは3/10抗張力といわれ、後者は前者に比して疲労現象を発生し易い。更に疲労限に於て折損に要する繰り返し回数は 10^7 とされ、繰り返し応力が 3 kg/mm^2 増す毎にその回数は1/10減少するといわれ、回数の減少度によつて逆に応力を計算し得る。

次に自験例について疲労現象を力学的に吟味してみよう。

第1例は両振り繰り返し応力により、第2例は片振り繰り返し応力によつて疲労し、折損したものと考えられる。

第1例は荷重歩行開始後約30日で折損しており、今1日の歩行を1時間、1分間60歩とすると繰り返し回数は 10^4 となる。両振り繰り返し応力の疲労限は1/2抗張力即ち 32 kg/mm^2 であるから、折損時加つた応力は繰り返し回数 10^4 から逆算すると 38.9 kg/mm^2 となる。この場合の曲げモーメントは断面係数 12.1 mm^3 から 481 kg mm で、前述の釘の最大許容モーメント 768 kg mm より遙かに小さく、理論上この部に加わる曲げモーメント 8280 kg mm の約6%に当っている。

第2例は荷重歩行開始後約100日で釘折損し、一日の歩行を3時間、1分間60歩とするとその繰り返し回数は 10^6 となる。片振り繰り返し応力の疲労限は抗張力の3/10即ち約 19 kg/mm^2 で、第1例と同様に折損時の応力を逆算すると 22.9 kg/mm^2 となる。モーメントは断面係数 16.8 mm^3 から 385 kg mm となり、釘の最大許容モーメント 1130 kg mm より遙かに小で、この部に加わる前述曲げモーメント 1800 kg mm の19%にすぎない。

両例共に殊に第1例の使用釘は余りにも過小で、このために疲労し易く、又、癒合は遅延し、これらを基盤とし釘の最大許容モーメントの1/2～1/3程度の繰り返し応力が而も荷重によつて理論上加わるべきモーメントの6～19%程度の僅かな応力が持続的に作用して釘は疲労し遂に折損したものと見える。

6. 考按並びに対策

髓内釘について種々材料力学的に検討し、骨折によつて殆んど零となつた骨の強さと剛さは現在市販のV型髓内釘を理想的に使用してもその1/3～1/5補強されるにすぎず、100%補強せんとするならば骨髓を完全に破壊する如き円柱状の釘を用いる必要があり、実際に使用する釘では骨の強度に遠く及ばないことを明かにした。又、釘の最大許容モーメントに比して理論上荷重によつて釘に加わるモーメントは遙かに大きく、従つて単に一度の荷重で釘が折損する危険があり、更に、釘の最大許容モーメントの1/2～1/3程度の応力或は理論上釘に加わるモーメントの6～19%程度の小さな応力でも繰り返し持続的に作用すると、釘は疲労し遂には折損することを知つた。従つて釘の強度を過信し、補助固定を行わず、過早期に荷重を強行すること等は甚だ危険といえる。日常臨床に於て釘折損はかなり発生してもよい理であるが、実際にその頻度が少ないのは次の如き理由、イ、術後は疼痛等のために安静状態にあること、ロ、術後筋自体の緊張増加及び反射性の低下があること、ハ、荷重時には骨折部は既に仮骨で補強されていること、ニ、補助固定を一定期間行うこと、ホ、早期運動、荷重は局所の生物学的並びに力学的骨癒合条件が良好な場合に行われること、等が挙げられる。

術後何等の補助固定を行わず、而も釘折損のみられない場合は上述の如き好条件が集積した場合と理解すべきで、同時に釘折損の危険があることを銘記し、寧ろ補助固定を仮骨形成のある迄一定期間行うことが安全確実であり、得策といえる。

釘折損は不可避的の偶発的外力による場合以外は、自験並びに諸家の症例の如く局所骨癒合条件の不良な場合に釘の疲労によつて発生するものである。この場合、疼痛は既に消失し反射性筋緊張は増加し、荷重、運動によつて筋力を充分に使用できることもその発生を助長するものといえる。

従つて疲労による釘折損を防止するには先づ確実な整復と固定を計り、生物学的並びに力学的に骨癒合を促進せしめ、次に骨癒合の不利な条件下に於ては補助固定や後療法を慎重に厳守、処方することが要請される。このためにはより強大な釘を使用することが最も合理的であり、これによつて釘の疲労限は上昇するのみならず、癒合は促進される。反之、過小釘の使用は自験例の如き不利な結果を助長する。

1. 釘の強度の向上について

釘の強度を増すには前述の如く最大許容モーメント、即ち許容応力と断面係数の積を増大すればよい。前者は材質に関係し、前述の如くこれは極めて優秀で、改善の余地はあるが大きさを期待することはできない。従つて断面係数 W を大きくすることが得策である W は前述した如く断面二次モーメント I を最大径で除したもので、釘の高さの2乗或は厚さの1乗に比例し、これを増すには高さを増す方が厚さを増すよりも効果的である。例えば W を2倍にせんとするならば厚さを2倍(断面積も2倍)にするよりも高さを1.4倍(断面積も1.4倍)した方がよい理である。

反面、釘は骨髄損傷を可及的小ならしめることが不可欠の要素で、そのため釘の断面積は極小なることがのぞまれる。即ち髓内釘は極大の断面係数、極小の断面積をもつことが不可欠のものとして要請せられる。

この意味からも断面積を増すには上述の如く高さを増すことが得策である。又、断面積の一定の場合は断面二次モーメント $I = \int y^2 dF$ から質量が可及的周辺にあるものほど力学的に強い理である。 y の最大は骨の内径の半分であるから骨の内径に一致する正円筒形のものが最も強く、次にクローバ葉型、ダイヤモンド型の順で、V型は効率悪く三翼釘は最も不良といえる。而してV型は90度旋回位で使用すると僅か乍ら断面係数は減少する。正円筒形のものは断面係数が大きく、断面積が小さくて最も効果的であるが、骨内膜を高度に損傷する危険がある。従つて実際には断面形状がクローバ葉型、ダイヤモンド型のものが最もものぞましく殊に前者は工作上の容易さの点から推奨される。

癒合遅延、偽関節、変形治癒骨折等で髓腔が狭窄乃至閉鎖している場合には十分に拡大し、髓腔に適合したより強大な釘をいれるようにすることが大切である。

又、釘表面は常に無傷、平滑に保つことが必要で、極めて微小な損傷があつてもそこから疲労現象は容易に発生する可能性があり、日常の釘の保管、取り扱いには慎重、愛護的でなければならない。

2. 其の他

癒合遅延、偽関節の治療に於て或はその発生する惧

れがあるときは骨移植或は交感神経手術等を併用し、生物学的に骨癒合を促進せしめることは釘折損防止上からも甚だ合理的である。又、従来からいわれている良肢位保持は局所に加わる過度応力の除去という力学的の意味に於ても厳守すべきことといえる。

7. むすび

自験2例をあげ、髓内釘の一般力学並びに疲労、折損の問題について材料力学的に検討し、その対策の一端を述べた。

釘の強度を過信することは甚だ危険で、補助固定或は後療法を慎重に処方することが釘折損の防止上肝要である。

本法の偶発症の防止にいさゝかでも役立つならば幸甚である。

指導並びに校閲を賜つた恩師岩原教授に深甚な謝意を表すると共に、本研究に協力戴いた本塾工学部水野助教授、牟岐講師に感謝する。

(本論文の要旨は岩原教授在職10周年記念講演会にて演述した)。

文 献

- 1) Böhler: Die Marknagelung nach Küntscher, 1945.
- 2) Denman, Hucherson: Amer. J. Surg., **80**; 666, 1950.
- 3) Fick: Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke, 1911.
- 4) Fischer-Wasels, Schünemann: Arch. Orthop. u. Unfall-chir., **46**; 207, 1953.
- 5) 飯野: 臨床外科, **6**; 451, 昭26.
- 6) Küntscher: Arch. klin. Chir., **200**; 443, 1940.
- 7) Küntscher: Klin. Wschr., **19**; 6, 1940.
- 8) Küntscher: Arch. Orthop. u. Unfall-Chir., **46**; 429, 1954.
- 9) Lanz, Wachsmuth: Praktische Anatomie, 1938.
- 10) 光安: 阪医事誌, **12**; 979, 昭16.
- 11) 宮城: 整形外科, **4**; 263, 昭28.
- 12) 水野: 外科宝鑑, **19**; 902, 昭17.
- 13) 水野: 日臨外会誌, **7**; 166, 昭16.
- 14) 水野: 整形外科, **1**; 125, 昭25.
- 15) Müller-Meernach: Zbl. chir., **60**; 1718, 1933.
- 16) 黄: 京医大誌, **53**; 503, 昭28.
- 17) Rush: J. Bone Surg., **23**; 619, 1939.
- 18) Smith: J. Bone Surg., **21**; 464, 1940.
- 19) Tordoir: J. Amer. Med. Assos., **128**; 792, 1945.
- 20) 津下: 外科, **15**; 781, 昭28.
- 21) Watson-Jones et al.: J. Bone Surg., **32**; 694, 1950.
- 22) 横尾: 京医大誌, **51**; 273, 昭27.