

スポーツにおける骨折予防装具評価の ための樹脂骨モデルの開発

順天堂大学	前田 睦 浩
(共同研究者) 同	井 上 幸 雄
同	杉 山 泰 憲
同	雅 楽 十 一
財 団 法 人 順天堂災害医学研究所	岩 瀬 秀 明

Development of Polymeric Synthetic Bone Model for the Evaluation of Fracture-Protective Devices on Sports Activities

by

Mutsuhiro Maeda, Yukio Inoue,
Yasunori Sugiyama, Souichi Uta

*Department of Orthopaedic Surgery and Traumatology,
Juntendo University Izunagaoka*

Hideaki Iwase

*Department of Bioengineering, Juntendo University
Institute of Casualty Center*

ABSTRACT

Mechanical tests are indispensable for the research and development of fracture-protective devices on sports activities such as bicycle race "KEIRIN". It is ideal to fresh human cadaver bones even for in vivo experiments. However, the accessibility to the fresh human bone is unfortunately limited, so that alternative materials have been investigated. We have recently developed synthetic tibia and femur composite models made from polyurethane resin (HIPROX) and rep-

orted their excellent applicability for the evaluation of fracture fixation devices.

In this study, the applicability of this synthetic clavicle model, the reason why clavicular bones had the most frequent fractures of bicycle racers, was investigated comparing the mechanical properties among the other synthetic models and the fresh human bones.

When the models were designed to simulate the clavicle bone with solid HIPROX resin, the mechanical properties can be fairly approximate to those of the fresh human bones. It was concluded that this polymeric resin model can be well used for preliminary mechanical testing of fracture—protective devices.

要 旨

骨折予防のプロテクター開発のため骨のいくつかの機械特性を反映し、再現性の良い樹脂骨モデル系の使用が望まれる。ポリウレタン系の樹脂である HIPROX 樹脂を用い、鎖骨モデルを作製した。曲げ・圧縮・ねじり試験を行い、凍結保存鎖骨と機械的特性を比較した。さらに各部位にストレインゲージを貼り付け、圧縮荷重下における曲げひずみを測定した。HIPROX 自体の弾性係数は凍結保存骨の 1/4 ~ 1/6 程度しか示さず、HIPROX 樹脂骨モデルは骨に比べひずみが大きいものの、縦軸方向の圧縮により上下面、前後面 2 軸方向のひずみのパターンに再現性があり信頼性が得られた。したがってこの HIPROX 骨モデルはプロテクターなどの力学的評価のためのモデルとして使用可能と考える。

緒 言

近年スポーツによる外傷が増加している。その競技の性格により外傷の種類、程度が異なる。鎖骨骨折は外傷を取り扱う整形外科医にとってはしばしば遭遇する骨折のひとつであり、柔道、ラグビーおよび自転車競技での受傷が多いと言われ

る。われわれの施設が日本競輪学校の近くに位置していることもあり、これまで数多くの競輪選手の鎖骨骨折の治療を手がけてきた。鎖骨骨折が落車により生じた骨折の約 60% を占め、年々落車件数の増加とあいまって骨折が増加している現状を見るにつけ、骨折予防の重要性を痛感している¹⁾。「より速く」をめざした競技用具の進歩に比べて現在使用されている外傷、特に骨折予防の装具（プロテクター）では機能性、安全性に関して追いつかず、なお不十分であるように思われた。

プロテクターの機能、特性を評価するには衝撃的な外力に対し鎖骨がどのような力学的挙動を示し、破断までにどのくらいの力を要するかを知り、それがプロテクターによっていかに和らげられるかを知る事が必要であり、そのためには力学試験が不可欠である。試験の際、骨標本としてヒト新鮮凍結保存骨を用いることが望ましいが性別、年齢、大きさ等の条件を揃え、さらにおおのが一定の機械的特性を得ることは困難である。

これまでに骨をシミュレートするいくつかの樹脂標本を用いたがその機械的特性は実際の骨とはかけ離れていた。われわれの開発した HIPROX 樹脂骨モデルは実際の条件に即した力学的試験にふさわしい特性を備えていることを大腿骨、脛骨

モデルで確認している²⁾。プロテクター機能特性評価の第一段階として、この樹脂骨モデルを用いて実際のヒト鎖骨の力学的特性と比較検討を行い、落車時を想定した鎖骨の力学的挙動の解析を行ったので報告する。

1. 実験材料および方法

HIPROX 樹脂はポリエーテル系ポリオールとジフェニルメタンジイソシアネートを重合させることにより容易に成型が可能である。それらの配合比や水などの発泡剤の含有量、また重合時の加圧などの条件でち密タイプから発泡タイプまで種々の形態・機能特性の樹脂を作製可能である³⁾。さらに、皮質骨としてち密タイプを、海綿骨として発泡タイプを使用することにより、2層構造の骨モデルを作製できる。今回、機械的特性の異なるグレードより最適な樹脂を選択し加圧成型し、試料を作製した。比較対照として歯科用骨セメント PMMA (OSTRON, ジーシー社), 義歯床用アクリリック樹脂 (ACRON, ジーシー社) を使用した。

実験1：ねじり試験、および曲げ試験による各試料の力学的特性の比較

金型を用いて直径 12 mm, 長さ 140 mm の円柱モデルを3種類の樹脂について、それぞれ作製した。デジタル式大型トルク-角度測定機 (5126-S 型, アイコーエンジニアリング社) を用いてねじり試験 (標点間距離 90 mm, 回転速度 0.5 r.p.m) を行った。また、油圧式材料試験機 (サーボパルサー EHF-ED 1-10 L, 島津製作所) により3点曲げ試験 (支点間距離 100 mm, 変位速度 60 mm/min) を施行し、ねじり、曲げに関する弾性係数、強さを求めた。さらにほぼ径の等しい凍結保存ヒト腓骨骨幹部を使って実験を行い比較した。

実験2：凍結保存ヒト鎖骨の力学的試験

50歳台男性 (第1例), 60歳男性 (第2例) の両側鎖骨を用意した (図1)。実験に用いた鎖骨は

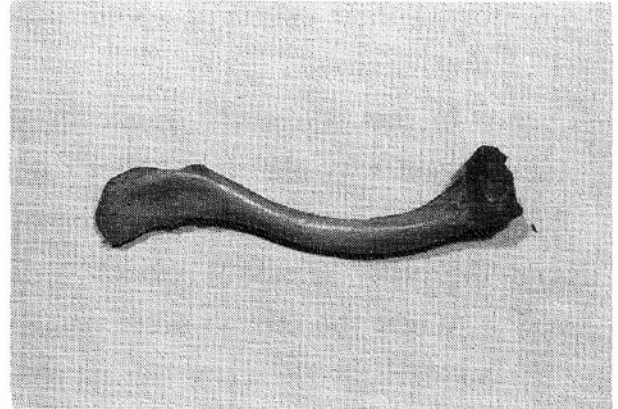


図1 ヒト凍結保存鎖骨 (上面より見る)

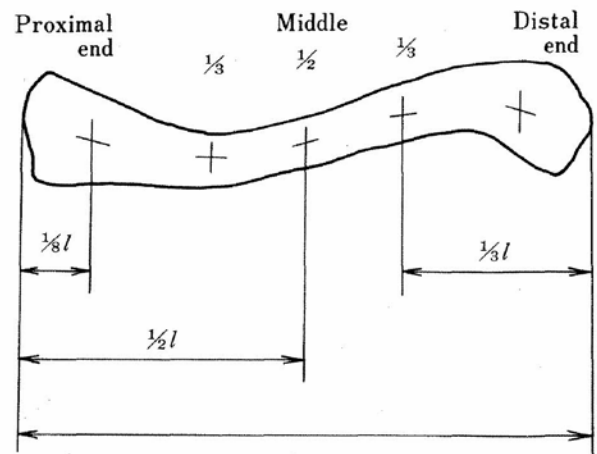


図2 ストレインゲージ接着位置

摘出後 -20°C で凍結保存していたもので、実験の直前に自然解凍し実験前、実験中も乾燥を防ぐため保湿するなどの工夫をして使用した。また、De Palma, A. F. の clavicular index 値⁴⁾を求めると、第1例が 0.79, 第2例が 0.8 となり、いずれも標準的な曲率を持つ鎖骨であった。

左鎖骨近位端 (全長の内 $1/8$, Proximal end と略す), 内側 $1/3$ (Proximal $1/3$), 中央 $1/2$ (Middle $1/2$), 外側 $1/3$ (Distal $1/3$), 遠位端 (全長の外 $1/8$, Distal end) の各位置にストレインゲージ (KFG-2-120-C1-11 L1 M 2 R, 共和電業) をゲージセメントにて接着した (図2)。両端を骨セメントで固定し、力学試験を行った (図3)。第1例では圧縮 (変位速度 60 mm/min) 荷重を与え、一軸方向 (上下面方向) の各位置における曲げひずみを測定し、その後骨折さ

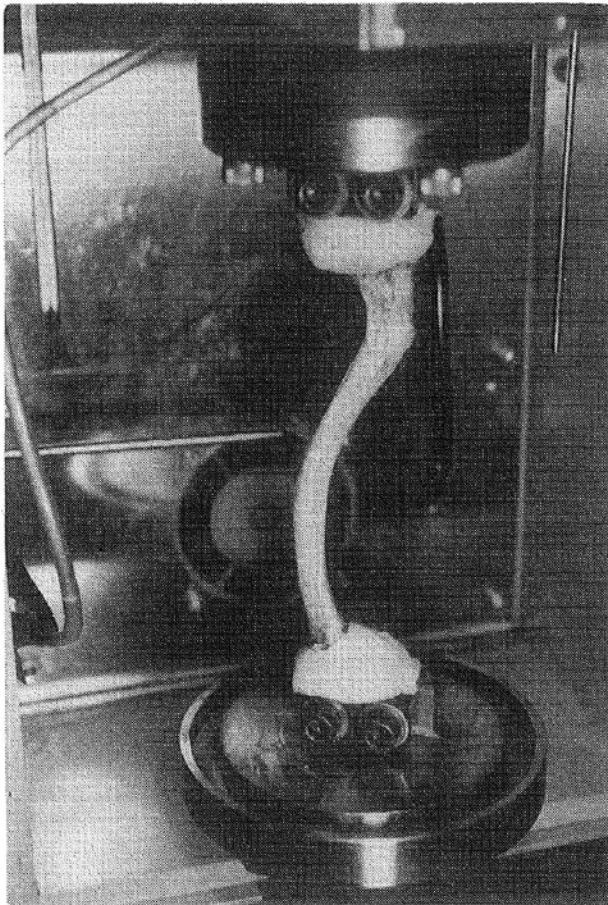


図3 両端を骨セメントにて固定保持
圧縮試験（ヒト凍結保存骨）

せた。第2例では同じように各位置にストレインゲージを接着し、圧縮による2軸方向（上下面、前後面）の曲げひずみを測定したのち骨折させた。

実験3：樹脂鎖骨モデルの作製とその力学的試験

HIPROX 樹脂にて実験2で用いた骨の対側（右側）より歯科印象材（ヘビータイプ・フレキシコン）にてそれぞれ型を採り、この型の内面に離型剤を塗布してHIPROX樹脂を流しこみ、加圧重合させて鎖骨樹脂モデルを作製した。実験2と同様にねじり、曲げ、圧縮（低速、高速）試験を行い、剛性、強さを凍結保存鎖骨と比較した。さらに、骨折させ力学試験の種類による骨折形態を比較した。

1) 曲げ試験は3点曲げを行った。支点間距離90 mm、変位速度12 mm/minとし上下面方向に荷

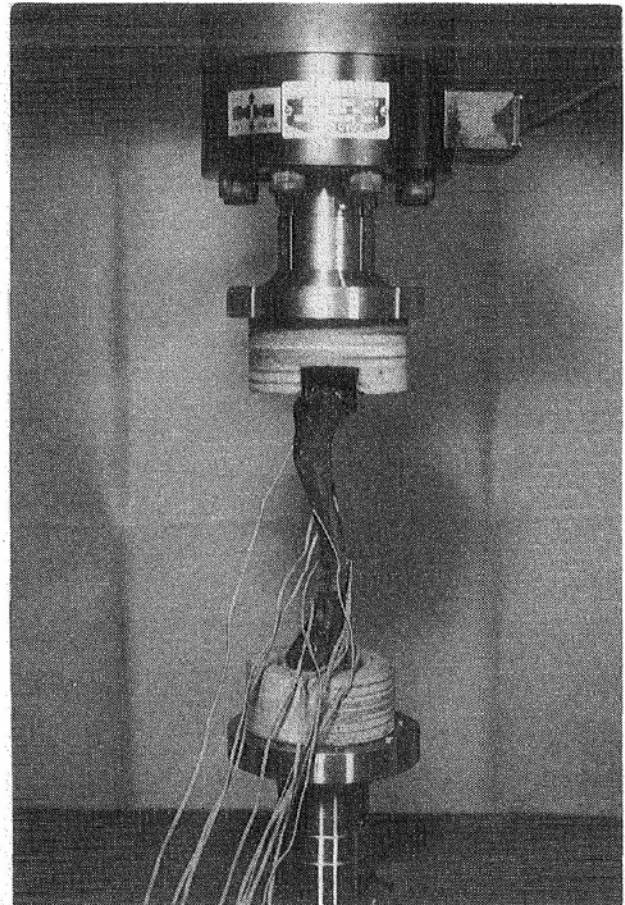


図4 圧縮試験（HIPROX 樹脂骨モデル）自由端保持

重を与えた。みかけの剛性および破断荷重を測定した。

2) 圧縮試験は変位速度を低速（60 mm/min）、高速（6,000 mm/min）の2条件で行い鎖骨モデルの力学的挙動を比較した。実験2と同様、鎖骨モデルの2方向にストレインゲージを貼り付けた後、低速荷重条件にて圧縮を行い、各部位の曲げひずみを測定した（中間標準位）。さらに両側端が自由に動きうるか否か、固定方法による変形の差を見るべく両端を骨セメントで固定した例と、関節を想定した木製ジグの凹面に2～3 kgfのpre-loadをかけて両端を固定する方法とで曲げひずみの違いを調べた（図4）。さらにこの後者の保持方法で鎖骨遠位端を頭側、尾側そして腹側、背側に10度ずつ傾けた際の各部位での曲げひずみを測定し、中間標準位と比較した。

3) ねじり試験は鎖骨がS字の複雑な形状をし

ているので、みかけの剛性に差があるのかどうか、あらかじめ圧縮荷重を 60 kgf かけた場合とかけない場合について、長軸に対して左回り、右回りに回転させ、その値を比較した。

2. 実験結果と考察

実験 1 :

OSTRON, ACRON, HIPROX それぞれ 12 mm 径各試料のねじり試験, 曲げ試験での機械的特性 (せん断弾性係数, せん断強さ, 曲げ弾性係数, 曲げ強さ) を示す (表 1)。ほぼ同じ径の腓骨の弾性係数, 強さの実測値, さらに Smith & Keiper (1965) の鎖骨の報告⁵⁾ (鎖骨の縦方向弾性係数 1.64, 1.89×10^{11} dyne/cm²) と比較をしてみると HIPROX 樹脂はせん断弾性係数 G が新鮮凍結保存腓骨の 1/3, 曲げ弾性係数 E が約 1/6 となるもののせん断強さ, 曲げ強さは骨に近く, 3 種類の樹脂の中では HIPROX がもっとも樹脂鎖骨モデルとしてはふさわしいものであると考えた。

実験 2 :

第 1 例の鎖骨は全長 (L) 150 mm, 中央点 (1/2 L) での太さは 14.5 × 7.5 mm としっかりとした骨であった。縦軸方向よりの圧縮試験において上下面方向の曲げひずみを見ると, Proximal 1/3 に比べて Middle 1/2, Distal 1/3 にひずみが

集中していてほぼ一次直線的に増加していることがわかる。圧縮破壊荷重 340 kgf で Distal 1/3 にて破断した (図 5)。第 2 例は $l = 150$ mm, 中央点での太さは 12.5 × 7.4 mm と標準的な大きさの鎖骨であった。100 kgf までの圧縮による上下面方向の曲げひずみを見ると Middle 1/2, Distal 1/3 に大きなひずみが生じ 100 kgf 時 Middle 1/2 のひずみの値は $2,000 \times 10^{-6}$ strain となり

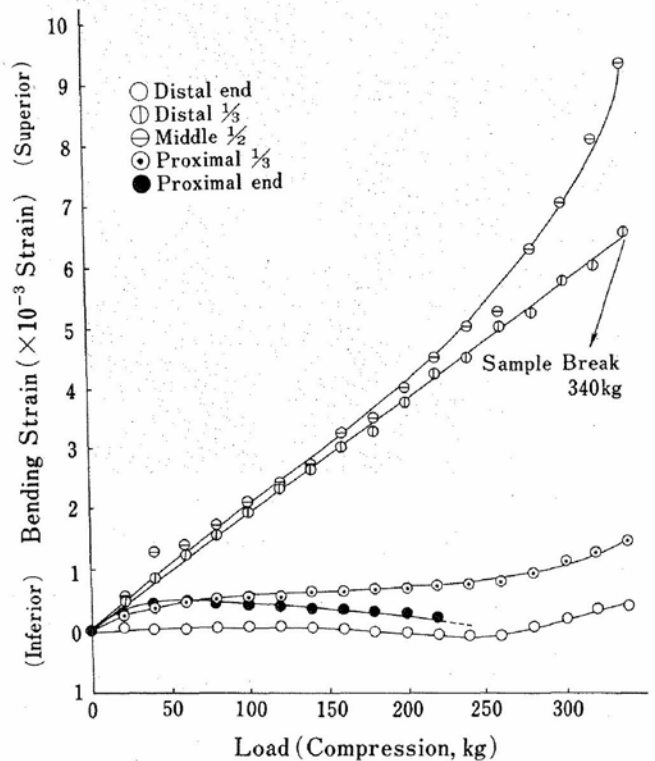


図 5 第 1 例の圧縮試験結果

表 1 各試料の機械的特性

	ねじり試験	曲げ試験
OSTRON (φ12)	G 77.0 kgf/mm ² rad τ _{max} 3.4 kgf/mm ²	E 223.0kgf/mm ² σ _{max} 5.5kgf/mm ²
ACRON (φ12)	G 88.3 τ _{max} 2.7	E 272.0 σ _{max} 6.7
HIPROX (φ12)	G 94.6 τ _{max} 5.6	E 280.0 σ _{max} 13.0
新鮮凍結保存骨 (腓骨骨幹部)	G 300 τ _{max} 4.0	E 1075~1510 σ _{max} 16.9~24.6

G : せん断弾性係数 τ_{max} : せん断強さ

E : 曲げ弾性係数 σ_{max} : 曲げ強さ

第1例の $1,900 \times 10^{-6}$ strain とほぼ同レベルであった (図6)。

総じて第1例と同様のパターンを呈したが、Proximal 1/3のひずみが大きいことがわかった。両鎖骨とも Proximal end, Distal endの動きは単に増加、減少するという訳ではなくわずかな条件の違いで複雑な挙動を示した。

100 kgf までの圧縮による上下面、前後面の2軸方向の曲げひずみを (図6) に示す。ひずみの方向は Distal 1/3から Proximal 1/3まで、ともに上面方向でありながら、前後面方向ではひずみの向きが Distal 1/3が後面、Middle 1/2が全面方向に曲がり、逆になっている。このことから鎖骨のS字をさらにたわませるようなひずみの変曲点が Distal 1/3と Middle 1/2の間に存在し、そのためにこの間で骨折する機会が多いのではないかと考える。

実際この例では140 kgf にて Proximal 1/3と Middle 1/2の間で破断した。両鎖骨のおの

おの縦軸方向の圧縮試験より、上下面方向では Proximal 1/3に比べて Middle 1/2, Distal 1/3の上面への曲げひずみが大きいこと、前後面方向ではS字のため逆向きのひずみが生じることがわかった。

実験3:

われわれが臨床で経験する競輪選手落車の際に見られる鎖骨骨折はどのような荷重を受けて生じるのであろうか。その機転を究明するために樹脂骨モデルが受ける荷重 (曲げ・圧縮・ねじり) によってどのように骨折するかを実験した。やや複雑な形状ではあったが、型自体にある程度の弾力性があるので離型しやすく、均一な HIPROX 樹脂鎖骨モデルを作製できた。

3点曲げ試験では曲げ破壊荷重は平均48.7 kgf で中央部で破断し (図7a), 破断強度に大きなばらつきは認められなかった。

縦軸方向圧縮試験では変位速度を高速 (6,000 mm/min) にするとみかけの剛性、最大荷重は低速

Compressive load—Bending strain

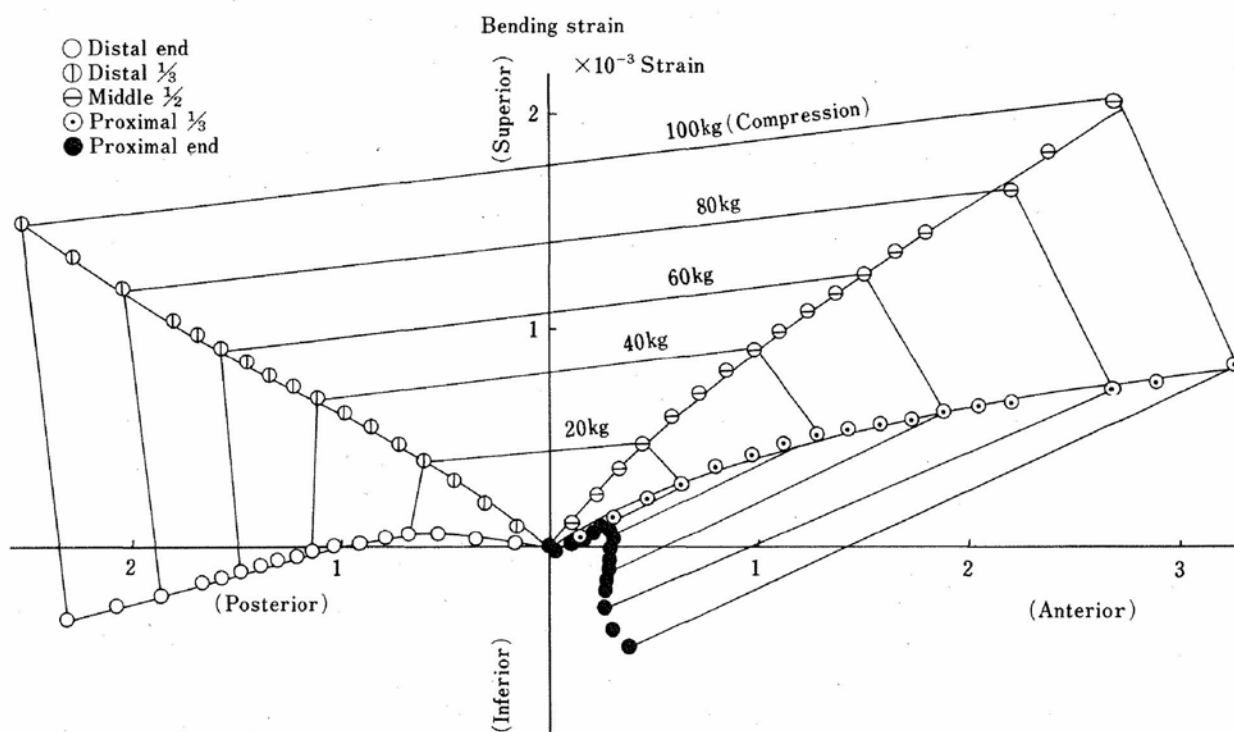
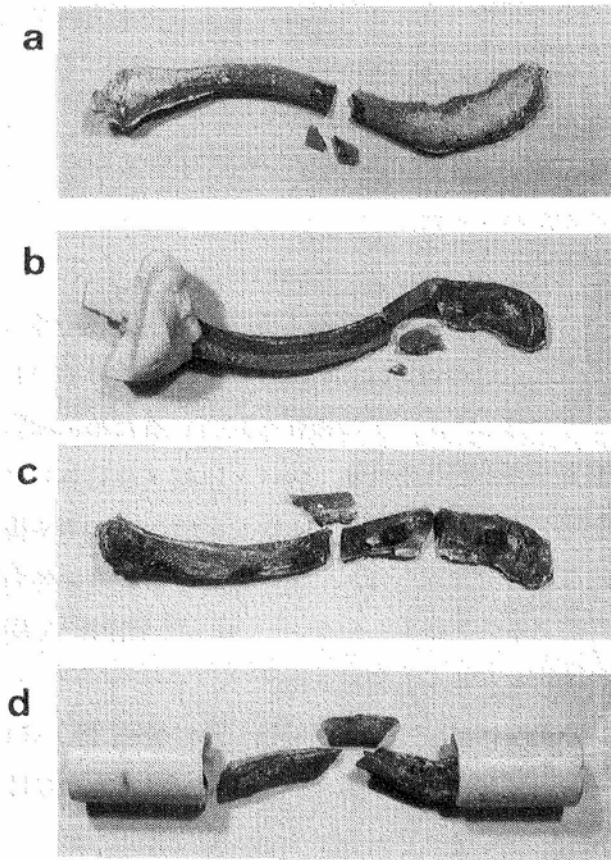


図6 第2例の圧縮試験結果



a: 曲げ b: 高速圧縮
c: 低速圧縮 d: ねじり

図7 HIPROX 樹脂骨モデルの骨折形態

表2 HIPROX 鎖骨モデルの圧縮試験
(速度による変化)

	低速 (60mm/min)	高速 (6,000mm/min)
最大荷重	90.0kgf	93.4kgf
破断荷重	37.9kgf	93.4kgf
剛性	16.5kgf/mm	16.2kgf/mm
エネルギー	728.0kgf・mm	268.0kgf・mm

条件とほぼ等しいが、変形が荷重に追いつかず最大荷重と破断荷重はほぼ等しく、Distal 1/3で第3骨片をともなう骨折パターンを呈した(図7b)。一方、低速では大きく変形し、エネルギーが高く、破断荷重37.9kgfで(表2)、Distal 1/3~Middle 1/2で2重骨折した(図7c)。

以上より競輪選手などに多く見られる、Distal 1/3~Middle 1/2で第3骨片をともなう鎖骨骨折は圧縮の要素が大きく関わっていることが確

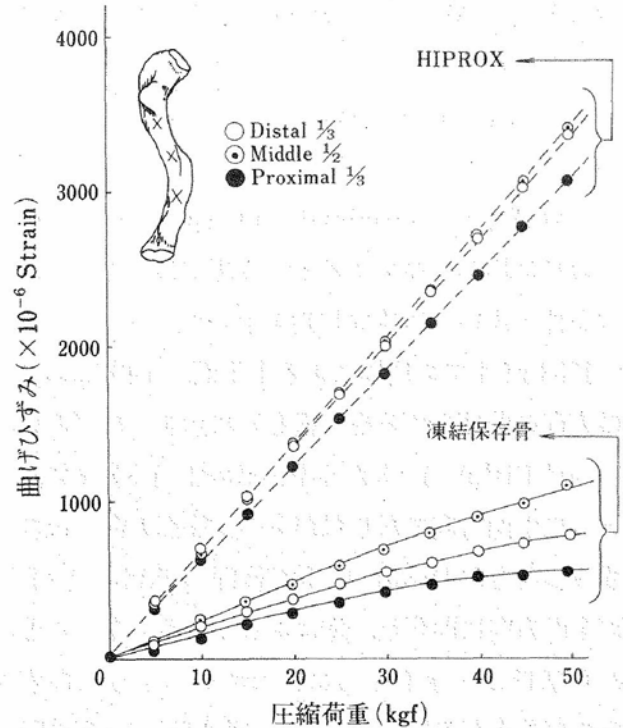


図8-a 圧縮試験上下面方向の曲げひずみ (両端固定)

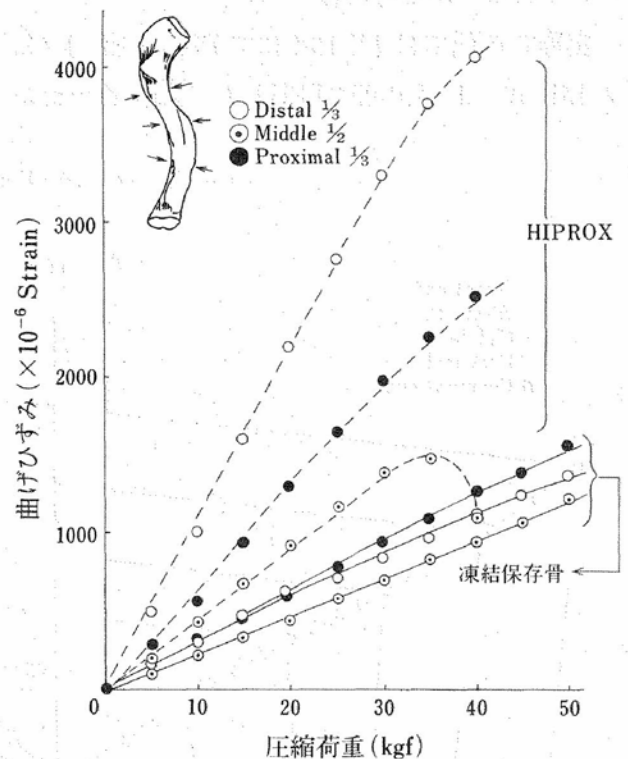


図8-b 圧縮試験前後面方向の曲げひずみ (両端固定)

認された。そこで圧縮による上下面、前後面の2軸方向の曲げひずみを見ていくと、HIPROX樹脂試料のひずみ量は凍結保存骨の約4倍を示した(図8-a, b)。これはその弾性係数が凍結保存骨

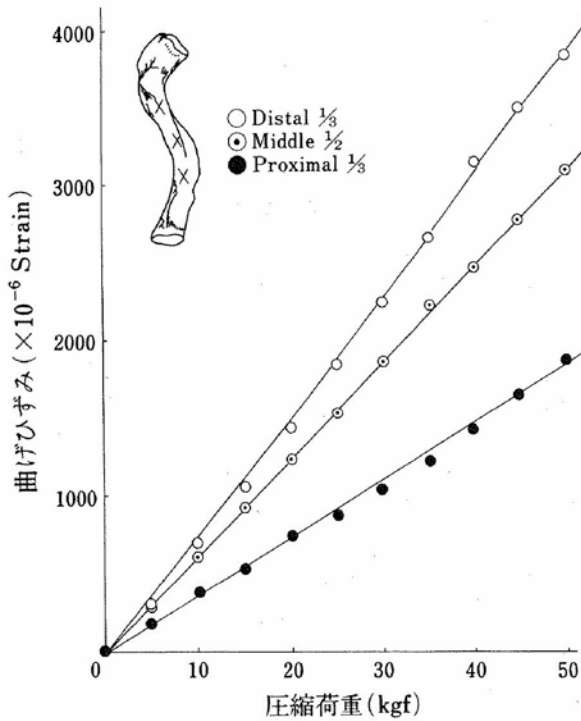


図9-a 圧縮試験上下面方向の曲げひずみ (自由端保持)

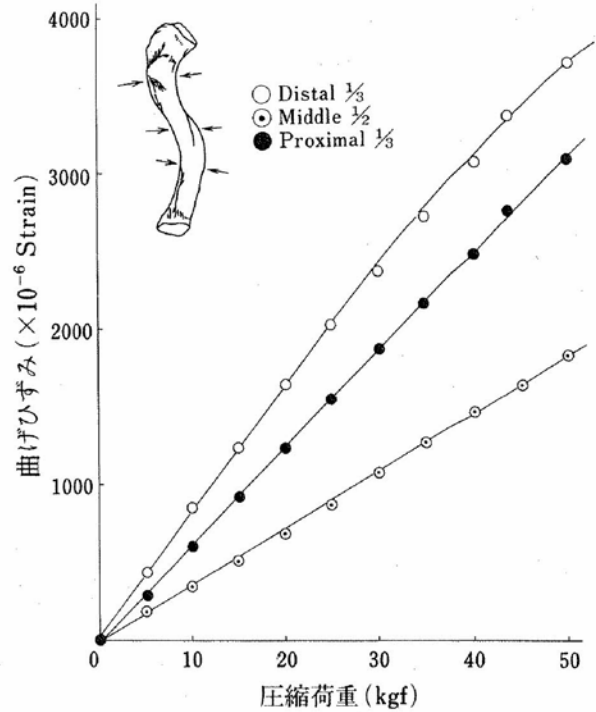


図9-b 圧縮試験前後面の曲げひずみ (自由端保持)

の1/4~1/6にすぎないことが原因と考える。ここでDistal endとProximal endの曲げひずみの動きをグラフ上割愛してあるが、これは予備実験段階で用いたホルマリン保存鎖骨の両側端骨セメント固定例で、ひずみの再現性が乏しく、一定の傾向が見られなかったためである。

さらに、実際の関節を想定した木製のジグの凹面に pre-load をかけて固定する方法 (自由端保持) を考えた (図4)。この方が凍結保存骨で見られたパターンに近似してきた。つまり上下面方向ではProximal 1/3よりDistal 1/3, Middle 1/2のひずみが大きく、前後方向ではMiddle 1/2よりDistal 1/3, Proximal 1/3のひずみが大きくなっている (図9-a, b)。さらに遠位端位置を頭、尾側 (胸鎖関節を起点にした鎖骨の挙上-降下)、背、腹側 (後方引き寄せ-前方引き寄せ) と変化させ、曲げひずみ量の変化を見た。

上下面方向ではMiddle 1/2では中間標準位と比べ大きな変化はなくDistal 1/3では頭側以外で減少した。さらにProximal 1/3でも複雑

表3 HIPROX鎖骨モデルのねじり試験

圧縮荷重	右回り	左回り
0 kg	1140kgf-mm/rad	1160kgf-mm/rad
60kg	1145kgf-mm/rad	1162kgf-mm/rad

に変化することがわかった。前後面方向では逆にProximal 1/3とDistal 1/3においては、変化が少なく、Middle 1/2では、腹側以外は減少した (図10-a, b)。

ねじり試験で節状骨折 (segmental fracture) を生じた (図7d)。またS字型を呈しているが右回り、左回り、圧縮荷重 (60 kg) の有無でみかけのねじり剛性は変わらないことを確認した (表3)。

残された問題もかなりある。1) 凍結保存鎖骨がきわめて入手困難でありしかも鎖骨の形状・大きさ・強さにかなりのばらつきがあり、今回もclavicular index値で標準的な鎖骨でありながら、破壊荷重にかなりの差がある結果となるなど、これだけではnormal data baseとは到底い

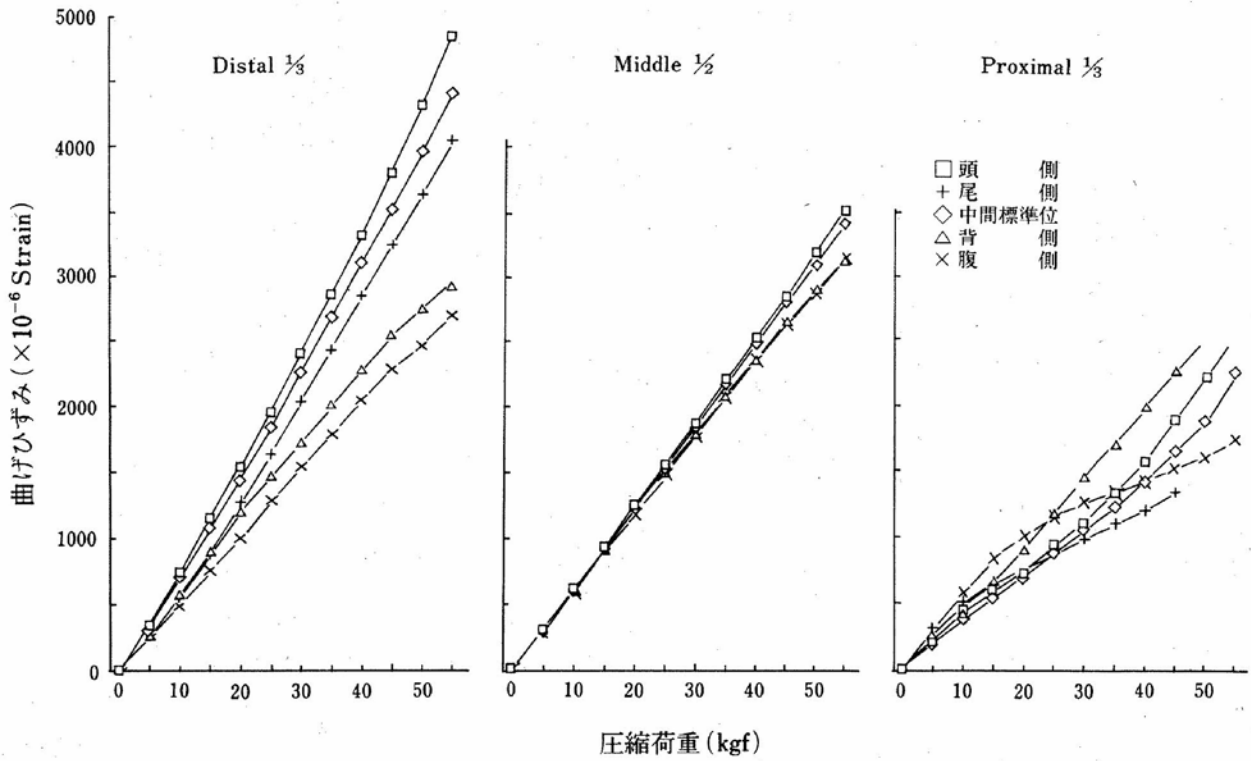


図 10-a 遠位端位置によるひずみの変化 (上下方向)

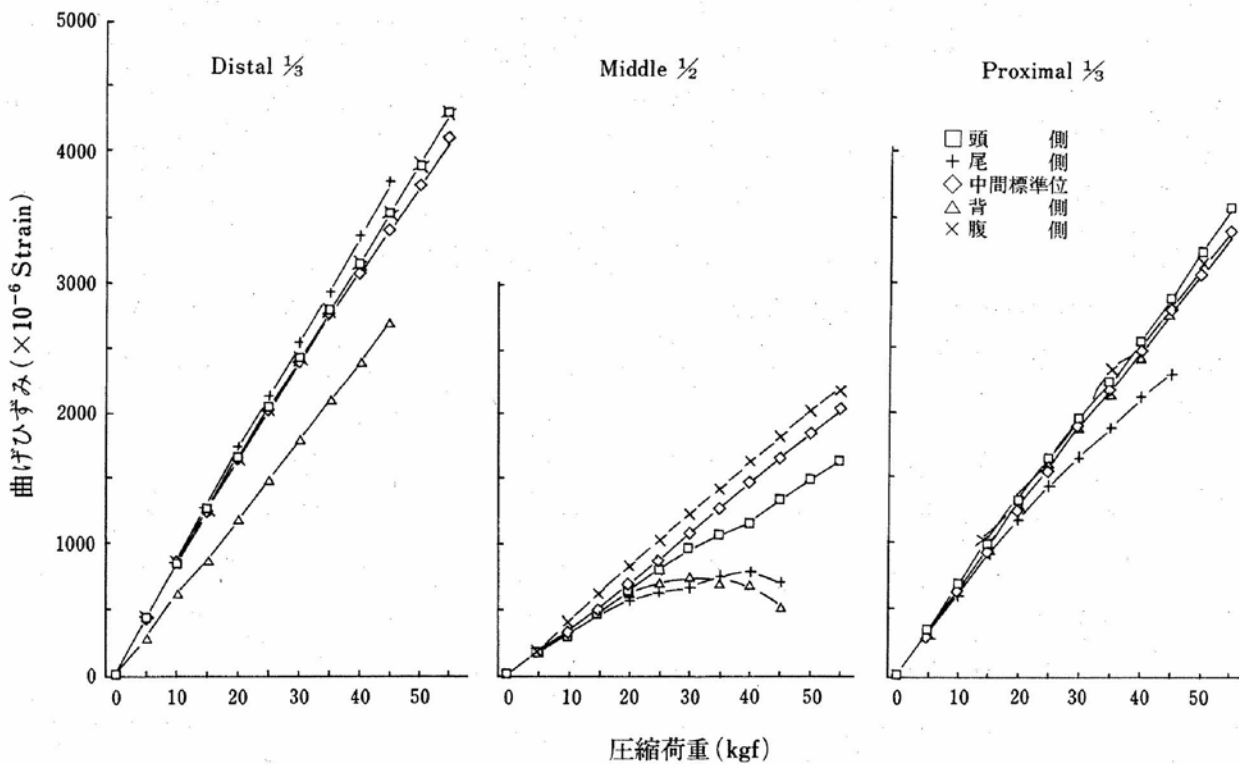


図 10-b 遠位端位置によるひずみの変化 (前後方向)

えない。2) この樹脂モデルは海面骨と皮質骨の複合構造を取ることが最大のメリットであるが、

鎖骨自体の大きさが小さいことなど、技術的に今回の実験ではそれを再現できなかった。型などに

工夫をして複合化をする必要がある。3) 鎖骨の特殊性も今後考慮していかなければならない。鎖骨はS字状に湾曲した骨で上肢帯と体幹とを結ぶ唯一の骨性連結機構である。胸鎖関節(肋鎖靭帯も含めて)と肩鎖関節で結ばれており、三角筋、大胸筋で上肢帯と連絡し、頭部とは遠位で僧帽筋、近位で胸鎖乳突筋と連絡し、鎖骨下筋で胸骨にひきつけられておりそのバランスを保っている。したがって筋の力学的バランスをモデルに反映させる事が必要である。

もうひとつは鎖骨の両端の関節の動きを反映する工夫が必要である。肩鎖関節は靭帯で連絡され、その靭帯群によって肩甲骨は3軸で胸郭に沿って運動している。胸鎖関節は3つの自由度を持つ球関節として機能している。前方、後方の引き寄せ、挙上、降下そして鎖骨軸回りの40~50度の回旋である。とくに鎖骨の回旋の要素を加味して解析をして行けばこの樹脂モデルをさらにいかせると考える。

3. まとめ

1) 今回検討した3種類の樹脂の中では、HIPROX がもっとも樹脂鎖骨モデルとしてはふさわしいものであった。

2) ヒト凍結保存骨では、圧縮によりDistal 1/3のひずみ量が最も大きく、Distal 1/3とMiddle 1/2との間に曲げひずみの変曲点が存在することが判明した。

3) HIPROX 樹脂モデルでは、曲げ・圧縮・ねじりの荷重条件、さらに圧縮変位速度によっても骨折のパターンが異なった。

4) HIPROX 樹脂モデルの圧縮における曲げひずみは、ヒト凍結保存骨に比べ弾性係数の比により4倍程度を示したが、各部位でのパターンは同様の傾向を示した。

5) 胸鎖関節を起点にした鎖骨の遠位端の位置の違いにより、曲げひずみは変化した。

骨折予防のプロテクター開発のため骨のいくつかの機械特性を反映し再現性のよい樹脂骨モデル系の使用が望まれる。今回開発したHIPROX樹脂骨モデルは冷凍保存骨に比べひずみが大きいものの、縦軸方向の圧縮により上下面、前後面2軸方向のひずみのパターンに再現性があり、信頼性が得られた。したがってこのHIPROX骨モデルはプロテクターなどの力学的評価のためのモデルとして使用可能と考える。実際の骨折のパターンと実験結果と照らし合わせ、今後この成果に骨性連結機構である鎖骨のおかれた特殊性を吟味して、実際に即した条件を設定していきたい。

謝 辞

稿を終わるに当たり試料提供、助言をいただいた順天堂大学 医学部第一解剖学教室講師 本間敏彦先生および伊豆通信病院 整形外科部長 藤田英峰先生に感謝いたします。

文 献

- 1) 前田睦浩, 井上幸雄; 鎖骨骨折の手術療法(プレート固定), *Japanese Journal of Sports Science*, 7 (7) 420-423 (1988)
- 2) 雅楽十一; 下肢長管骨骨折治療における新型髓内釘の開発(第1報) 骨折固定材料評価のための樹脂長管骨モデルの開発, 日本整形外科学会雑誌投稿中
- 3) 岩瀬秀明, 前田睦浩, 井上幸雄, 雅楽十一, 他; 骨折固定材料の評価実験のための樹脂長管骨モデルの解析, *整形外科バイオメカニクス*, 11, 205-209 (1989)
- 4) De Palma, A. F.; *Surgery of the shoulder* (3rd. ed.), Lippincott co. Philadelphia, 35-45 (1983)
- 5) 立石哲也, 宮永 豊; 整形外科バイオメカニクス資料集成, 朝日サイエンス社, 大阪, 93-118 (1978)