

# A Biomechanical Study on the Stability of Acetabular Fractures after Internal Fixation

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2017-10-04 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: メールアドレス: 所属:
URL	<a href="http://hdl.handle.net/2297/7914">http://hdl.handle.net/2297/7914</a>

## 寛骨臼骨折の内固定に関する生体力学的研究

金沢大学医学部整形外科学教室 (主任: 野村 進教授)

沢 口 毅

(昭和60年8月19日受付)

寛骨臼骨折を、スクリューとプレートを用いて内固定した場合の固定性を検討するため一連の力学的実験を行った。まず、一般によく使用される4種類の海綿骨スクリューに対して、3点曲げ試験と引き抜き試験を行った。この結果、32 mm ねじ付き AO (association for osteosynthesis) 海綿骨スクリューは曲げ試験では他のスクリューより比較的弱かったが、引き抜き試験では他のスクリューよりはるかに強い抵抗を示した。次に、屍体骨盤を用い人為的に作成した寛骨臼の横骨折を種々の内固定法で固定し、その固定性について検討した。第五腰椎に荷重し、この時に生じる骨折部での変形を4ヵ所において変位計測用トランスデューサーを用いて測定した。この結果より種々のスクリューとプレートの組み合わせによる内固定法の固定性を比較した。いずれの固定法においても、またどの測定点においても、骨折部の変形量は一般に極めて小さく、その多くは荷重の除去により回復した。前柱を lag screw で固定し、後柱をプレートで固定する方法は、他の固定法と同等の固定性を示し、他の手術法に比しより少ない展開で行え、骨盤の血行を障害することが少ない。3.5 mm reconstruction plate は寛骨臼周囲の複雑な骨形態に容易に適合させ得る利点があり、また他のプレートに劣らぬ固定性を示した。

**Key words** acetabulum, fracture, internal fixation, biomechanical stability.

寛骨臼骨折は、かつては比較的良好な骨折であった。しかし近年、交通機関のスピード化と種々の労働災害によりその数は増加しつつある。

寛骨臼骨折の治療は困難で種々の股関節の障害を残すことが多い。関節を含む骨折の治療の原則は、関節面の正確な整復、強固な内固定と早期運動療法にある<sup>1)~3)</sup>。しかし、寛骨臼骨折に関しては、近年までそのほとんどが保存的に治療されてきた<sup>4)~6)</sup>。これは、手術の展開が難しいためと骨折の整復内固定により方法がなかったためである<sup>7)8)</sup>。

近年、寛骨臼骨折に対して手術的治療が試みられるようになり、種々の手術法や内固定法が諸家により提唱されている<sup>7)~16)</sup>。寛骨臼骨折の半数以上は、Letournel<sup>17)</sup>の述べるごとく寛骨臼の前後の両柱 (column) の骨折を伴う。このような骨折では、両柱を同時に展開する手術進入路の研究<sup>14)18)19)</sup>と同時に、両柱の骨折部の強固な内固定法を見出すことは重要な研究課題である。しかしながら現在までのところ、寛骨臼骨折の種々の内固定法を評価する実験は行

われていない。本実験では、スクリューとプレートを用いて行われる種々の内固定法に関して、強固で臨床最上最も利用可能な方法を検討した。実験は、まず一般によく用いられているスクリューの材料力学的強度を比較した。次いで、この結果より選択したスクリューと4種類のプレートを用いて屍体骨盤に作成した寛骨臼骨折を固定し、その固定性を比較検討した。

### 材料および方法

#### I. 実験1

一般に使用されている4種類の海綿骨用スクリューより最適なものを選択するため力学的試験を行った。実験に使用したスクリューは、32 mm ねじ付き AO 海綿骨スクリュー (association for osteosynthesis, Synthes 社製, 米国)、16 mm ねじ付き AO 海綿骨スクリュー、Asnis ガイド付きスクリュー (Howmedica 社製, 米国)、および Hip スクリュー (Howmedica 社製, 米国) である (図1)。各スクリューの軸芯部分の直径、ねじ山部分の直径およびねじ山部分の長さは表1のご

Abbreviations: AO, Association for osteosynthesis.

とくである。

1. 曲げ試験

図2のごとく各スクリューにつき3点曲げ試験を行った。Instron型万能試験機を使用し、88.7 N (20 pounds) の荷重を行った。両端の支点間の距離は70 mmとし、支点の一方は必ずねじ山部分の中央となるようにした。荷重は両支点の中間点で行った。各種類のスクリューにつき各々2本を用いて、1本のスクリューにつき各々5回のテストを行った。荷重によるスクリューのたわみ (deflection) は次式にて与えられる<sup>20)</sup>。

$$\text{deflection} = \frac{P \times L^3}{48 \times E \times I}$$

P, 荷重; L, 支点間の距離; E, ヤング率; I, 断面2次モーメント

PとLが一定の場合、E×I (曲げ剛性, flexural rigidity)の大きいものほどスクリューの変形が少ない。

$$E \times I = \frac{P \times L^3}{48 \times \text{deflection}}$$

より P=88.7 N; L=70 mm; deflection=支点間の中央でのスクリューのたわみ; より E×I を求めた。

2. 引き抜き試験

骨折を固定した場合、骨折部に圧迫力が加わっていることが、骨折部を安定させ骨癒合を促進する<sup>21)</sup>。このため骨折線を越えてスクリューを刺入し締めた場合に骨折部に圧迫力が生じるとよい。この圧迫力はスクリューのねじ山によって生じるため<sup>22)</sup>、スクリューを引き抜く時に必要な力を測定した。各スクリュー同士を比較するために、引き抜きの対象となる材料は均一で、かつ、海綿骨に近い形状をとる Duocel reticulated aluminum foam (Energy Research and Generation 社製, 米国) を使用した (図3)。使用した Duocel は、10 pores/2.54 cm, 6% density; 20 pores/2.54 cm, 6% density; 40 pores/2.54 cm, 6% density の3種類

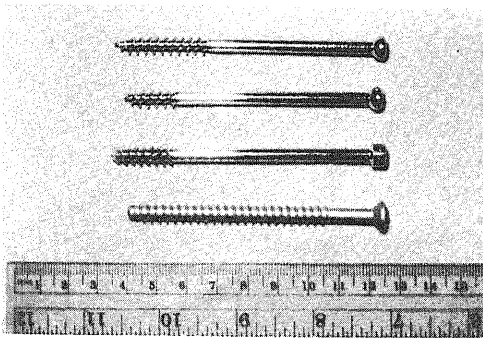


Fig. 1. Screws tested in the experiment. From the top, 32mm threaded AO (association for osteosynthesis) cancellous screw, 16mm threaded AO cancellous screw, Asnis guided screw and Hip screw.

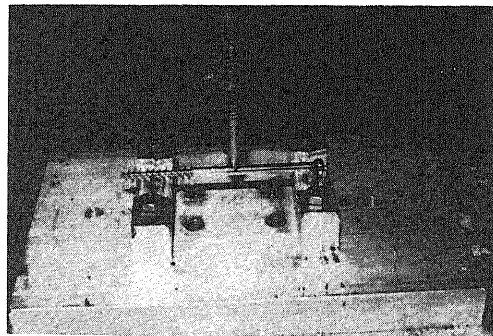


Fig. 2. Three points bending test. The screw is supported by two fulcrums and the distance between them is 70mm. The load (88.7 N) is applied on the middle of the fulcrums by an Instron machine.

Table 1. Screws studied

Screw	Core Diameter (mm)	Thread Diameter (mm)	Thread Length (mm)
AO cancellous screw (16 mm threaded)	3.0	6.5	16
AO cancellous screw (32 mm threaded)	3.0	6.5	32
Asnis guided screw	4.1	6.4	20
Hip screw	4.3	6.2	full length

Size of the screws studied by three points bending test and pull out strength test.

である。これより 20×20×40 mm のブロックを作成し、各スクリューに適合したドリル (AO 海綿骨スクリューには直径 3.2 mm, Asnis ガイド付きスクリューおよび Hip スクリューには直径 4.2 mm) を使用し、ねじ切りなしに各スクリューのねじ山部分 (但し Hip スクリューの場合は全長にねじが切つてあるため 32 mm の長さのみ) を刺入した。これを図 4 の装置を用いて、Instron 型万能試験機により、スクリューを引き抜く時に必要な最大の力を測定した。3 種類の Duocel を用いて各々のスクリューにつき 5 回の引き抜き試験を行った。

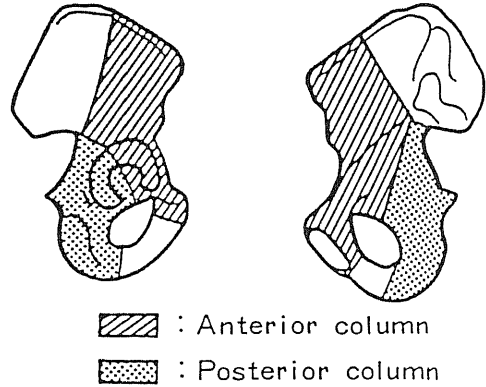
II. 実験 2

屍体骨盤を用いて寛骨臼骨折を作成し、これをプレートとスクリューにより固定して、その固定性を検討した。

材料には、骨に影響を及ぼさない疾病 (主として心筋梗塞) で死亡した 70 才以下の男性屍体より得た新鮮非固定骨盤 9 体を用いた。屍体入手直後、第 5 腰椎よ

り両大腿骨近位約 1/3 までを含む骨盤を取出し、軟部組織を大まかに除去したのちマイナス 20°C に冷凍して保存し、実験に使用する直前に室温にて解凍した。

寛骨臼骨折の形式は多様であり、またその各々に関



▨ : Anterior column

▤ : Posterior column

Fig. 5. Lateral (left) and medial (right) views of the columns of the acetabulum.

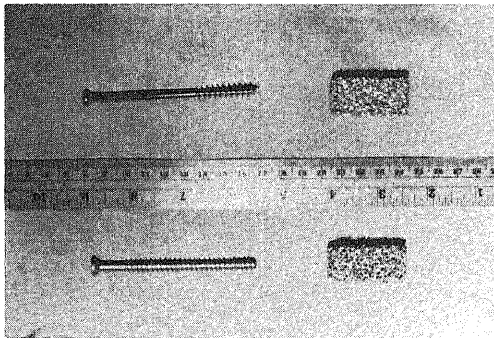


Fig. 3. Duocel reticulated aluminum foam (right side) and screws used in pull out strength test. The size of the Duocel block was 20×20×40mm.

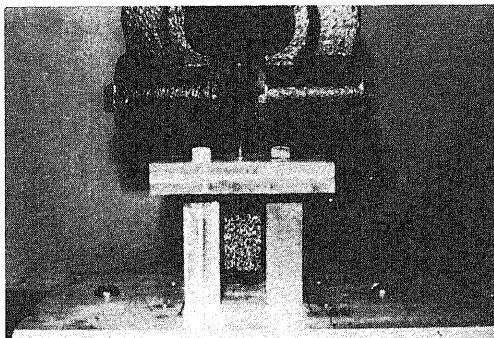


Fig. 4. Pull out strength test.

A screw is pulled out from Duocel reticulated aluminum foam by an Instron unit through a hole made in the metal plate.

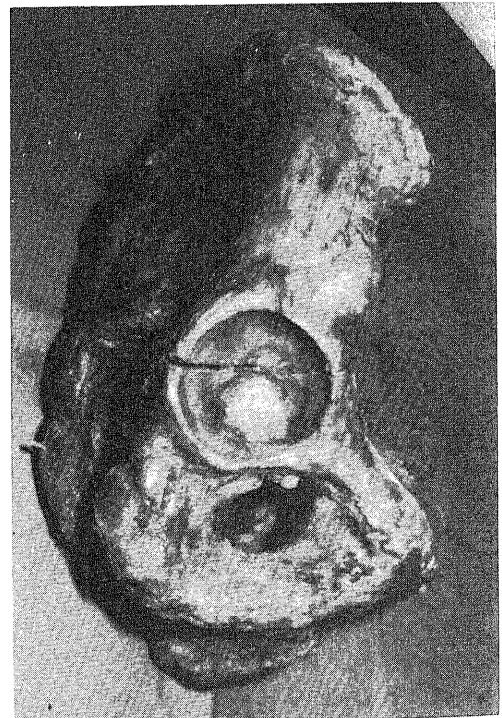


Fig. 6. A transverse central acetabular fracture created by the use of the chisel. The fracture line was prepared 1cm below the base of the anterior inferior iliac spine and passed through the highest point of the cotyloid fossa and exited through the posterior column.

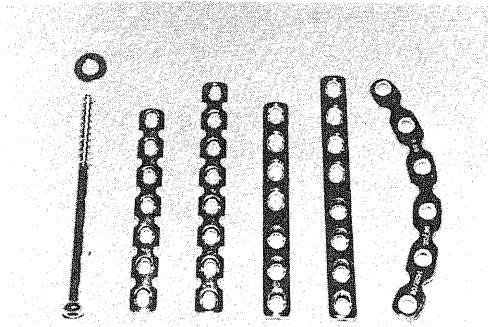


Fig. 7. Internal fixation devices employed in this study. From the left, a 32mm threaded 6.5mm AO cancellous screw, 90mm in length, with a washer; a seven-hole 3.5mm Reconstruction plate; an eight-hole 3.5mm Reconstruction plate; a seven-hole 3.5mm Dynamic compression plate; an eight-hole 3.5mm Dynamic compression plate; and a six-hole Letournel plate.

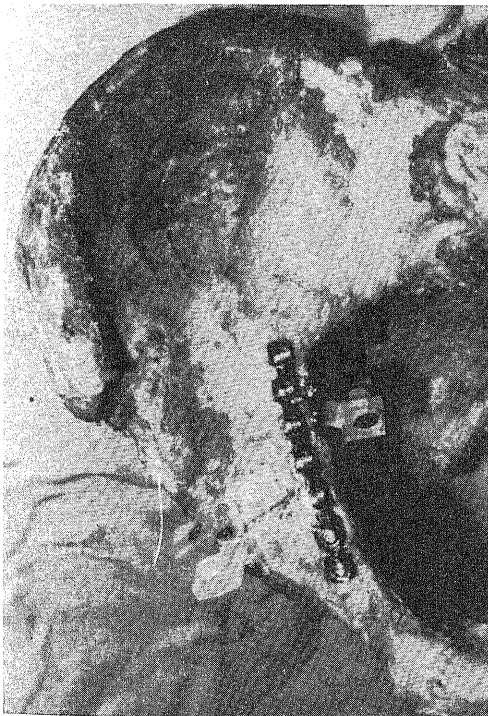
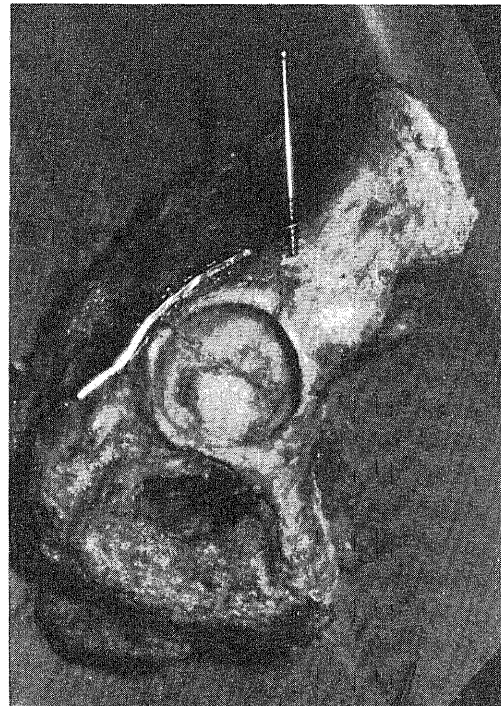


Fig. 8a. The anterior column fixed with a plate. The plate is applied from the inner surface of the ilium to the superior surface of the superior pubic ramus.

して分析的に実験を行うことはさらに種々の要素が関与して複雑になるので、内固定の固定性に関する実験は、次の寛骨臼骨折のモデルを用いて行った。寛骨臼骨折の半類以上は、前後、両柱 (column)<sup>13)</sup> (図5) の骨折を伴うので<sup>17)</sup>、その代表として横骨折を下前腸骨棘基部より1 cmのところから寛骨臼窩頂点を通るようにノミを用いて作成した (図6)。固定材料としては、32 mm ねじ付き 6.5 mm AO 海綿骨スクリュー (実験1の結果より選択)、3.5 mm Reconstruction Plate (Synthes, 米国)、3.5 mm Dynamic Compression Plate (Synthes, 米国)、Letournel Plate (Howmedica, 米国) を用いた (図7)。前柱のプレートは、腸骨内面から恥骨上枝上面へ固定した (図8 a)。前柱をスクリューで固定する場合は、ワッシャーをつけて腸骨外面で寛骨臼のドームの上方より恥骨上枝内へ刺入した (図8 b)。後柱の固定には、すべてプレートをを用い、腸骨外面より坐骨結節まで固定した (図8 c)。プレートの固定には、3.5 mm AO 皮質骨スクリュー (Synthes, 米国) を用いた。各固定法を比較するため



8b. The anterior column fixation with a screw. The 6.5mm AO cancellous screw with a washer is inserted from the outer surface of the ilium, above the acetabular dome into the superior pubic ramus. A posterior column plate can also be seen.

に、前柱、後柱、各々について、プレートとスクリューは同じ長さのものを使用した。つまり前柱の固定には、3.5 mm Dynamic Compression Plate と Reconstruction Plate は7穴のものを、後柱には、8穴のものをを使用した。Letournel Plate は、前後、両柱とも6穴のものをを使用した。前柱のスクリュー固定には、90 mm の長さのものをを用いた。プレートとスクリューを組み合わせて6種類の固定法(表2)に関してその固定性を比較検討した。荷重実験は、両側大腿骨を各々レンジブロックにて固定し、この上に骨盤をのせ立位の状態になるようにして(仙骨上面の水平面に対する角度を30度とした)<sup>23)</sup>第5腰椎に荷重した。荷重は、Instron 型万能試験機により縦方向の圧迫荷重を一定の速度(1.27 cm/分)で加え、最大1334 Nまで荷重した(図9)。骨切り部に生ずる変形を非接触、変位計測用トランスデューサー(Proximity Measuring System, Model KD-2400 Kaman Sciences社, 米国)にて計測した。測定法は、作成した骨切り部的一方にトランスデューサーのコイルを、他方には円状(直径8 mm)の真ちゅうでできた標的をプラスチックの固定用具により固定し、トランスデューサーのコイルと

金属標的の間の軸方向の距離の変化によるトランスデューサーの出力の変化より骨切り部に生じた変形を計測した。トランスデューサーのコイルと金属標的の間の距離は、荷重前は1 mmに設定した。

まず、骨盤の荷重実験を行う前に、このトランスデューサーの特性を調べた。トランスデューサーは負荷電圧12.56 Vにて、トランスデューサーのコイルと金属標的の間の軸方向の距離の変化が0~1.75 mmの間では、距離の増加とトランスデューサーの出力は、

Table 2. Combination of Fixation

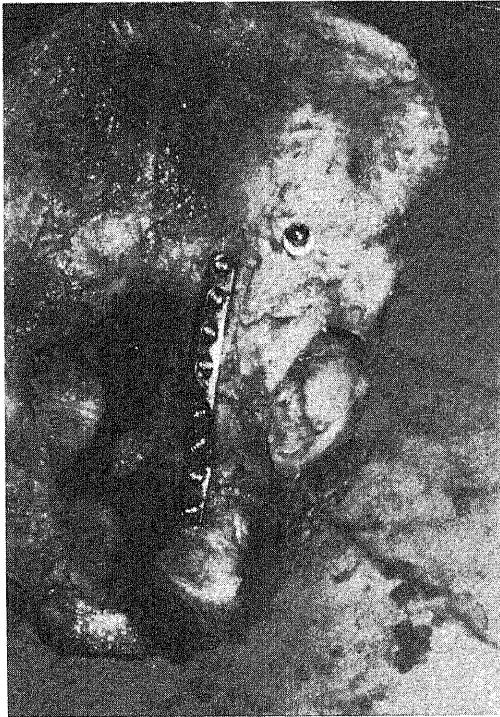
Anterior column		Posterior column
D	————	D
R	————	R
L	————	L
S	————	D
S	————	R
S	————	L

D: 3.5mm Dynamic compression plate

R: 3.5mm Reconstruction plate

L: Letournel plate

S: 32mm threaded 6.5m AO cancellous screw



8c. Posterior column fixation with a plate. The plate is applied from the outer surface of the ilium to the ischial tuberosity.

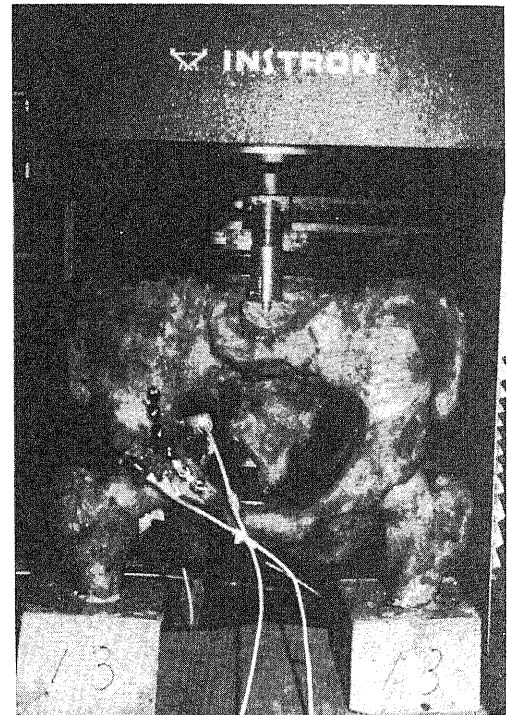


Fig. 9. Specimen mounting arrangement for the measurement of acetabular fixation rigidity.



直線的關係を示した。コイルと金属標的の間の軸に対し直角方向への変位に関しては、それが1.5 mm以下ではトランスデューサーの出力は変化しなかった。また金属標的のコイルに対する回転角度が15度以下の時にも、出力に変化がなかった。

骨切り部に生じた変形を坐骨内面 (quadrilateral area) での剪断変形 ( $T_1$ )、後柱の骨折部の gap の開閉 ( $T_2$ )、同部での剪断変形 ( $T_3$ )、および前柱での骨折部の gap の開閉 ( $T_4$ ) の4カ所の測定点において計測した (図10 a, b)。4つのトランスデューサーの出力の変化を縦軸に、Instron の load cell よりの出力を横軸にして荷重-変形曲線としてオシロスコープ上に描出した。これを写真に撮り、後のデータの解析に用いた。

実験は、一つの寛骨臼において2種類の内固定法に関して行った。他の固定法の影響を避けるため、同一の柱 (column) にプレートを2回使用するときは、プレートを固定するスクリューの穴は、1回目にプレ-

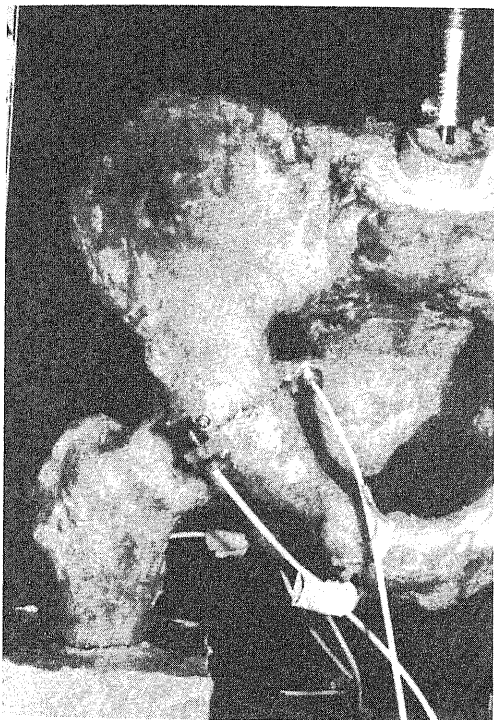


Fig. 10. Non-contacting electromagnetic displacement transducers mounted across the fracture line.

10a. Transducer [ $T_1$ ] records shearing displacement along the quadrilateral area and [ $T_4$ ] records fracture gap normal (opening or closing) movement of the anterior column.

ートを固定したスクリューの穴よりスクリューの直径の2倍以上離れるようにした。両側の寛骨臼を使用したため、まず1側を使用したあとこれが反対側の結果に影響を与えないよう多数のプレートとスクリューにより強固に固定した。こうして骨盤1体につき4つのテストを行った。骨盤9体を用いて6種類の内固定法について各々6回、合計36回のテストを行った。

### III. 統計学的検定法

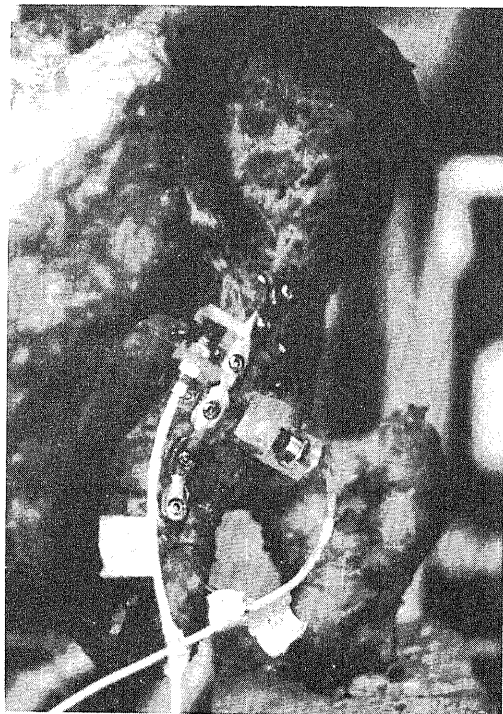
統計学的検定は Student の t-test により行った。

## 成 績

### I. 実験1

#### 1. 曲げ試験

個々のスクリューは、5回の曲げ試験を行っても結果は全く同一であった。また同一種類の2本のスクリューの間にも結果に差はなかった。各スクリューの曲げ試験の結果を表3に示す。また32 mm ねじ付き AO 海綿骨スクリューの曲げ試験における  $E \times I$  値 (曲げ剛性, flexural rigidity) を100とした時の他のスクリューの  $E \times I$  値も併せ示した。32 mm ねじ付き AO



10b. Transducer [ $T_2$ ] records fracture gap normal movement of the posterior column and [ $T_3$ ] records shearing displacement of the posterior column.

海綿骨スクリューは、4種類のスクリューの中でE×I値が最小で曲げに対して最も弱く、これを100としたとき他のスクリューのE×I値は16mmねじ付きAO海綿骨スクリューで123%、Asnisガイド付きスクリューで121%、Hipスクリューで130%であった。

## 2. 引き抜き試験

各スクリューの引き抜き試験の結果を表4に示す。また括弧内は、各々のDuocelにつき32mmねじ付きAO海綿骨スクリューの引き抜き抵抗力を100とした時の他のスクリューの値である。引き抜きの抵抗力は32mmねじ付きAO海綿骨スクリューが最も大きく、他のスクリューは、16mmねじ付きAO海綿骨スクリューで54.2~61.0%、Asnis guidedスクリューで47.1~70.6%、Hipスクリューで51.6~66.5%であった。

Table 3. Three points bending test

Screw	Flexural Rigidity (E×I, 10 <sup>-2</sup> N×m <sup>2</sup> )
AO cancellous screw (16mm threaded)	2.86 (123)
AO cancellous screw (32mm threaded)	2.32 (100)
Asnis guided screw	2.82 (121)
Hip screw	3.03 (130)

E: Young' modulus, I: Second moment of area. Each value in the parenthesis is comparative ratio assuming the flexural rigidity of 32mm threaded AO cancellous screw is 100%.

## II. 実験2

得られた荷重-変形曲線は、非常に多彩な様式を示した。典型的なオシロスコープ上の走査線を図11に示す。36種類の走査線のうち約1/2のデータは、荷重時には、荷重-変形曲線はほぼ直線的变化を示した。し

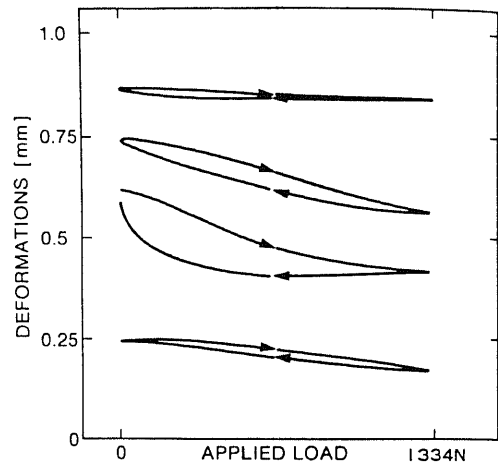


Fig. 11. Typical features of load-deformation curves. Near-linearity in the upload phase was observed in roughly half out of the thirty six individual measurements. Upon release of the load, substantial hysteresis was documented (top and bottom curve). Despite the degree of nonlinearity or hysteresis, however, (apart from the third curve) more than 90% of the observed peak deformation was recovered upon load release. The displacement magnitude involved were generally quite small [series average=0.096mm, range=0.006 to 0.455mm].

Table 4. Pull out strength test

Screw	Pull out strength (10 <sup>2</sup> N)		
	10 ppi*	Duocel 20 ppi	40 ppi
AO cancellous screw (16mm threaded)	2.23 (58.0)	2.74 (54.2)	2.91 (61.0)
AO cancellous screw (32mm threaded)	3.85 (100)	5.06 (100)	4.77 (100)
Asnis guided screw	1.81 (47.1)	2.88 (56.9)	3.37 (70.6)
Hip screw	2.21 (57.3)	2.62 (51.6)	3.18 (66.5)

\* : ppi (pores per inch=2.54cm)

Each value in the parenthesis is comparative ratio assuming the pull out strength of the 32mm threaded AO cancellous screw is 100%.



かし、荷重を除去した時にはこれにひきつづき履歴 (hysteresis) 効果が観察された。荷重時のカーブが非直線の場合には、最大荷重に近づき変形が最大値に近づくとつれ漸近線を示し、荷重除去時には hysteresis 効果が常に観察された。多数のデータが非直線的であり、また hysteresis 効果を示したにもかかわらずほぼ90%以上において荷重の除去により変形はもとに復した。さらに測定された変形量は、全体的に極めて小さく平均 0.096 mm (最小 0.006 mm, 最大 0.455 mm) であり、実験中内固定の破損をきたしたものは一例もなかった。6種類の各固定法のいずれに関しても、またどの測定点においても骨折部の変形方向に一定した方向性は認められなかった。つまり荷重により骨折部の gap が常に狭くなったり広くなったり、また一方向にずれることはなかった。

骨折部における動きがその方向に拘らず、骨癒合の主たる障害となるので<sup>24)</sup>荷重-変形曲線における変形の絶対値の最大値を求めた。表5は、各内固定法について [T<sub>1</sub>] から [T<sub>4</sub>] までの4つの測定点におけるその値の平均値を示したものである。いずれの内固定法の場合にも、特定の測定点での変形量が他の測定点よりも常に大きい値を示すことはなかった (p < 0.05, t-test)。さらに重要なことは、それぞれの測定点においてその変形量に固定法の違いによる固定性に統計的に有意の差を (p < 0.05, t-test) 認めなかった。

考 察

寛骨臼骨折の多くは、現在でも保存的に治療されて

いる。しかし、著明な転位のある骨折では、徒手整復や直達牽引で関節面の正確な整復を得ることは不可能であり、その結果、高率に外傷後の変形性股関節症をおこす<sup>4)25)-29)</sup>、これを防止するには、手術的に関節面の正確な整復と強固な内固定を行い、早期より関節運動を行う必要がある。寛骨臼骨折に対する強固な内固定法を見出すため、今回行った実験の成績について以下考察を加える。

I. 実験 1

1. 曲げ試験

スクリューのように円柱状の金属材料の力学的検査を行う場合には、曲げ、ねじり、剪断に対する検査が必要である。しかし、スクリューが骨折部を越えて刺入される場合、骨折部の固定にはこれらの内では曲げに対する抵抗が重要である。荷重によるスクリューのたわみ (deflection) は、前述の式

$$\text{deflection} = \frac{P \times L^3}{48 \times E \times I}$$

で与えられ、P と L が一定ならば E × I 値 (曲げ剛性) の大きいほどたわみは小さい、断面2次モーメント (I) は円柱状の物体では<sup>30)</sup>,

$$I = \frac{\pi \times d^4}{64}$$

d = 円柱の直径

で与えられるから、

$$\text{deflection} = \frac{4 \times P \times L^3}{3 \times \pi \times E \times d^4}$$

Table 5. Fracture displacement

Transducer	Combination of Fixation					
	D - D	R - R	L - L	S - D	S - R	S - L
T <sub>1</sub>	0.049 (0.037)	0.074 (0.059)	0.096 (0.137)	0.080 (0.066)	0.048 (0.042)	0.091 (0.072)
T <sub>2</sub>	0.038 (0.034)	0.095 (0.109)	0.081 (0.051)	0.057 (0.055)	0.038 (0.049)	0.111 (0.104)
T <sub>3</sub>	0.107 (0.098)	0.095 (0.081)	0.062 (0.029)	0.055 (0.054)	0.142 (0.110)	0.181 (0.136)
T <sub>4</sub>	0.100 (0.069)	0.144 (0.168)	0.148 (0.093)	0.108 (0.111)	0.139 (0.106)	0.140 (0.110)
T	0.074 (0.052)	0.102 (0.068)	0.097 (0.044)	0.080 (0.048)	0.092 (0.059)	0.131 (0.048)

The average of the largest absolute value of the fracture displacement occurring with respect to the various fixation alternatives. Each values in the parenthesis is standard deviation. (n=6)  
 D: 3.5mm Dynamic compression plate, R: 3.5mm Reconstruction plate, L: Letournel plate, S: 32mm threaded AO 6.5mm cancellous screw, T<sub>1</sub>: Shear along the quadrilateral area, T<sub>2</sub>: Posterior column fracture gap normal movement, T<sub>3</sub>: Posterior column fracture shear, T<sub>4</sub>: Anterior column fracture gap normal movement, T: Average of four displacements.

となり、たわみは円柱の直径の4乗に反比例して小さくなり、直径の大きいものほど曲げに対して強いことになる。実験結果からは、軸芯部分の直径の最大のHip スクリューが曲げに対する最大の抵抗を示し、次いでAsnis ガイド付きスクリューと16 mm ねじ付きAO 海綿骨スクリューがほぼ同じ値を、32 mm ねじ付きAO 海綿骨スクリューが最小の値を示した。32 mm ねじ付きAO 海綿骨スクリューのE×I 値を100 とすると16 mm ねじ付きAO 海綿骨スクリューが123%、Asnis ガイド付きスクリューが121%、Hip スクリューが130%であった。この結果が式通りにねじの直径の4乗に反比例しなかったのは、スクリューが単純な円柱ではなく、ねじ山部分が全体のE×I 値に影響を与えたためと、スクリューの材質の違いによるヤング率の違いの影響がある。さらに、直径の比較的大きいAsnis ガイド付きスクリューが16 mm ねじ付きAO 海綿骨スクリューとほぼおなじ値を示したのは、Asinis ガイド付きスクリューは軸芯部分がガイドを通すため中空であるために曲げ剛性値の低下をきたしていると考えられる。またAO 海綿骨スクリューでは、32 mm のねじ付きの方が16 mm のねじ付きのものより小さい値を示したが、ねじ山部分の軸芯の直径が小さいため、ねじ山の長い方がそれだけ曲げに対する抵抗が小さくなるためである。スクリューの曲げに対する抵抗を増すためには、軸芯部の直径を大きくすればよいわけであるが、実際には人骨の大きさ、及び骨にドリル穴をあけた場合そこに生じる応力集中による骨折のことを考慮にいれなければならない<sup>31)</sup>。Bechtol ら<sup>32)</sup>は、大腿骨ではこれらのことを考慮すると直径は2.95 mm くらいがよいと述べ、British Standard Institution も<sup>33)</sup>3.0 mm がよいとしている。これらを考慮すると、ここに用いた4種類のスクリューの中でAO 海綿骨スクリューの軸芯の直径3.0 mm は、やや曲げに対する抵抗が他のスクリューより弱いものの骨に穴をあけた場合の応力集中の面からは比較的望ましいと考えられる。

## 2. 引き抜き試験

骨折部の固定を安定させるには、骨折部に圧迫力が加わっていることが必要であり、またこの圧迫力は骨癒合の助けともなる<sup>21)24)</sup>。このためには刺入したスクリューによりlag スクリューの原理<sup>34)</sup>(骨折線を越えてスクリューを刺入する場合、ねじ山部分が遠位骨片の中のみに入っており、近位骨片の中のスクリュー部分がねじ山のない軸芯の部分のみであると、この部分はスクリューを締めるとスライドし遠位骨片は近位骨片の方へ引寄せられ、このため骨折部に圧迫力が生じる)を用いて十分な圧迫力を生じさせる必要がある。

海綿骨スクリューを締めた時に、骨折部に生じる圧迫力を測定するために引き抜き試験を行った。この結果32 mm ねじ付きAO 海綿骨スクリューは、他のスクリューより著明に大きい(約50~70%)引き抜き抵抗を示した。これら実験より32 mm ねじ付きAO 海綿骨スクリューは曲げに対する抵抗が比較的少ないが、骨折の固定に最も重要な圧迫力に関しては他のスクリューよりはるかに大きかったので、実験2には32 mm ねじ付きAO 海綿骨スクリューを使用した。

## II. 実験2

多くの荷重-変形曲線が荷重除去時に履歴(hysteresis)効果を示したが、これは荷重時に得たエネルギーの一部が、熱などの他のエネルギーとして放出されたためと考えられる<sup>35)</sup>。また荷重-変形曲線が最大荷重に近づくにつれ漸進線を示した、つまり硬さが徐々に硬くなったことは、生体物質である骨のviscoelasticな特性を示しており<sup>35)36)</sup>、骨切り部を支持しているのはプレートやスクリューだけではなく骨折部の骨同士が接していることが明らかである。

この実験では、AO 海綿骨スクリューを前柱の髄内にlag スクリューとして刺入した。この方法は、Elliott<sup>11)</sup>が初めてHagie pinを用いて報告している。しかし彼は、後柱の内固定は行わなかった。Senegas ら<sup>18)</sup>は、前柱の髄内にスクリューを刺入し、後柱はプレートで固定した。この方法により、彼らは骨折部の正確な整復と固定を得ている。今回の実験は、データの分散が比較的広く、また実験材料として屍体骨盤を使用したため材料数に制限があった。しかし、検討した6種類の内固定法の間はその固定力に有意の差がなかったことより、寛骨臼の前柱をlag スクリューで固定し、後柱をプレートで固定する方法は、前後両柱をプレートで固定する方法に劣らぬ固定力があるといえる。

Letournel と Judet<sup>17)</sup>によると、寛骨臼骨折469例中59.2%が前後両柱を含む骨折である。このため寛骨臼骨折を観血的に整復固定する場合、2つの別個のアプローチや2段階の手術を勧めるものもあるが<sup>34)35)37)</sup>、前柱または後柱の一方の完全整復を得られないで固定した後、別のアプローチから他方の柱を整復しようとすると最初の固定が整復を妨げ困難である。十分に大きい展開を行い、両柱を同時に整復固定の方が容易である。そのため近年、Letournel<sup>14)</sup>、Senegas ら<sup>18)</sup>、Mears ら<sup>19)</sup>により両柱を同時に展開しうる拡大アプローチが報告されている。これらのアプローチを用いて、寛骨臼の前柱をlag スクリューで固定し、後柱をプレートで固定すると、前柱へのスクリューの刺入は腸骨外面より行うため、前柱をプレートで固定する方法

(恥骨上枝上面でのプレート固定)に比べ、腸骨内面の軟部組織の剝離が少ないため出血が少い。また腸骨および恥骨上枝の血行障害が少ないため骨癒合に対する障害も少ない。前柱をプレートで固定する場合には、腸骨内面や恥骨上枝を広く展開しなければならず、鼠径部の血管神経束を牽引して損傷する危険があるが、スクリューによる固定ではこの可能性は少ない。前柱の骨折の多くは下前腸骨棘基部より起こり、また粉砕を伴うことは少ないので、下前腸骨棘基部周辺のわずかな剝離で整備が得られ、スクリュー1本で十分の固定が得られるものと考えられる。

人体において腰部に加わる荷重は、立位で体重の1.0倍、支持のある坐位で1.0倍、支持のない坐位で1.4倍である<sup>27)</sup>。実験で荷重した1334 Nは、体重70 kgの人の約2倍( $70 \text{ kg} \times 9.8 \text{ m/s}^2 \times 2 = 1372 \text{ N}$ )である。この荷重を加えてどの内固定法においても、骨折部の変形は極めて小さく、またほとんどが荷重除去により変形が消失した。このことより手術中に単純な横骨折が正確に整備固定された場合には、術後早期から坐位をとらせてもよいであろう。このことは、患者の早期離床にとって極めて重要なことである。

実験に使用した3種類のプレートの間に、その固定性に関して有意の差がなかったことより、reconstructionプレートは他のプレートと同等の固定性があったといえる。寛骨臼周囲は3次元的に複雑な骨形態をしており、これにプレートを適合させることは容易ではない。プレートが正確に適合していない場合には、スクリューでプレートを固定していくと骨片がプレートの形状に合うようになり骨折部の整備に狂いが生じる。reconstruction plateは、プレートベンダーを用いるとその点容易に寛骨臼周囲の骨形態に正確に適合させよう、十分な固定性を得ることができる。

本実験は軟部組織を除去した屍体骨盤を用い、生体内での筋力を無視しているため実際の生体内での固定性を直接示すわけではない。しかし、6種類の内固定法の間の機械的固定性の比較をすることができる。また本実験は寛骨臼の単純な横骨折モデルについてなされたものである。実際の臨床で遭遇するより複雑な骨折、特に後柱の粉砕骨折では、十分な固定を得るためには複数のreconstruction plateを使用するか、より強固なプレートを使用することが必要であろう。しかし、前柱の骨折の多くは下前腸骨棘基部より起こり、また粉砕を伴うことは少ないので、ほとんどの場合にはlag screwで十分の固定が得られるものと考えている。もし前柱の粉砕骨折がある場合には、プレートをを使用することが必要である。

## 結 論

寛骨臼骨折に対する内固定法について、まずそれに使用する海綿骨用スクリューを力学的に検討した。次いで屍体骨盤を用いて、プレートとスクリューを組み合わせた6種類の固定法の固定性に関して力学的に比較検討し次の結果を得た。

1. 海綿骨用スクリューの3点曲げ試験の結果は、32 mmねじ付きAO海綿骨スクリューの曲げ剛性を100%とすると、16 mmねじ付きAO海綿骨スクリューが123%、Asnisガイド付きスクリューが121%、Hipスクリューが130%であった。

2. 海綿骨用スクリューの引き抜き試験の結果は、32 mmねじ付きAO海綿骨スクリューの引き抜きに対する抵抗を100%とすると、16 mmねじ付きAO海綿骨スクリューが54.2~61.0%、Asnisガイド付きスクリューが47.1~70.6%、Hipスクリューが51.6~66.5%であった。以上より32 mmねじ付きAO海綿骨スクリューは、他のスクリューに比し曲げ剛性はやや低下しているが、骨折の固定に最も重要な圧迫力を得るためには最適である。

3. 実験的に屍体骨盤に作成した寛骨臼の横骨折において前柱をlagスクリューで固定し後柱をプレートで固定する方法は、両柱をプレートで固定する方法と同程度の固定性を示した。即ち、臥床、起坐および起立時における生理的荷重とほぼ同程度の荷重を第5腰椎に加え、この時に生じる骨折部での変形を変位計測用トランスデューサーにより計測したところ、骨折部における変形は極めて小さく、また荷重の除去により回復した。

4. 3.5 mm reconstruction plateは、他の3.5 mm dynamic compression plateやLetournel plateと比較して同等の固定性があった。前者は後2者よりも複雑な寛骨臼の形態に適合させやすい。

## 謝 辞

稿を終えるにあたり、研究の御指導と御校閲を賜った恩師野村進教授に衷心より深謝の意を表します。さらに、本研究に際し御指導、御援助をたまわったPittsburgh大学整形外科Albert B. Ferguson教授、Dana C. Mears助教授、Thomas D. Brown助教授、Harry E. Rubash博士に衷心より深謝の意を表します。

本論文の要旨は第30回アメリカ整形外科学会基礎学会、第13回アメリカ股関節学会および第58回日本整形外科学会において発表した。

## 文 献

1) Miller, J.: Characteristics and management

- of joint fractures. American Academy of Orthopaedic Surgery, Instructional Course Lectures, Part I, Ch. 6, vol. 28, C. V. Mosby Co., St. Louis, 1979.
- 2) **Salter, R. B. & Ogilvie-Harris, D. J.**: Healing of intraarticular fractures with continuous passive motion. American Academy of Orthopaedic Surgery, Instructional Course Lectures, Part II, Ch. 6, vol. 28, 102-117, C. V. Mosby Co., St. Louis, 1979.
  - 3) **Müller, M. E., Allgöwer, M., Schneider, R. & Willenegger, H.**: Manual of internal fixation, 2nd ed., p3-9, Springer-Verlag., Berlin, 1979.
  - 4) **Rowe, C. R. & Lowell, J. D.**: Prognosis of fractures of the acetabulum. *J. Bone Joint Surg.*, **43-A**, 30-59 (1961).
  - 5) **Eichenholtz, S. N. & Stark, R. M.**: Central acetabular fractures. *J. Bone Joint Surg.*, **46-A**, 695-714 (1964).
  - 6) **Barnes, S. N. & Stewart, M. J.**: Central fractures of the acetabulum. *Clin. Orthop.*, **114**, 274-281 (1976).
  - 7) **Knight, R. A. & Smith, H.**: Central fractures of the acetabulum. *J. Bone Joint Surg.*, **40-A**, 1-16 (1958).
  - 8) **Tile, M.**: Fractures of the acetabulum. *Orthop. Clin. N. Am.*, **11**( 3), 481-506 (1980).
  - 9) **Levine, M. A.**: A treatment of central fractures of the acetabulum. *J. Bone Joint Surg.*, **25**, 902-906 (1943).
  - 10) **Urist, M. R.**: Fractures of the acetabulum. *Ann. Surg.*, **127**, 1150-1164 (1948).
  - 11) **Elliott, R. B.**: Central fractures of the acetabulum. *Clin. Orthop.*, **7**, 189-202 (1956).
  - 12) **Okelberry, A. M.**: Fractures of the floor of the acetabulum. *J. Bone Joint Surg.*, **38-A**, 441-442 (1956).
  - 13) **Judet, R., Judet, J. & Letournel, E.**: Fractures of the acetabulum. Classification and surgical approaches for open reduction. *J. Bone Joint Surg.*, **46-A**, 1615-1646 (1964).
  - 14) **Letournel, E.**: Acetabulum fractures. *Clin. Orthop.*, **151**, 81-106 (1980).
  - 15) **Pennal, G. F., Davidson, J., Garside, H. & Plewes, J.**: Results of treatment of acetabular fractures. *Clin. Orthop.*, **151**, 115-123 (1980).
  - 16) **Riska, E. B., Bonsdorff, H., Hakkinen, S., Jaroma, H., Kiviluoto, O. & Paavilainen, T.**: Surgical approach for reduction and internal fixation of central acetabular fractures. *Injury.*, **12**, 31-33 (1980).
  - 17) **Letournel, E. & Judet, R.**: Fractures of the acetabulum. p209-210, Springer-Verlag., Berlin, 1981.
  - 18) **Senegas, J., Liorzou, G. & Yates, M.**: Complex acetabular fractures. A transtrochanteric lateral surgical approach. *Clin. Orthop.*, **151**, 107-114 (1980).
  - 19) **Mears, D. C. & Rubash, H. E.**: Extensive exposure of the pelvis. *Contemp. Orthop.*, **6**, 21-32 (1983).
  - 20) **Higdon, A., Ohlsen, E. H., Stiles, W. B., Weese, J. A. & Riley, W. F.**: Mechanics of materials. 3rd ed., p722, John Wiley & Sons., New York, 1976.
  - 21) **Sevitt, S.**: Bone repair and fracture healing in man. Primary repair of fractures and compression fixation. Ch. 10, 145-156, Churchill Livingstone., New York, 1981.
  - 22) **Mears, D. C.**: Materials and orthopaedic surgery. Ch. 9, 279-342, Williams & Wilkins Co., Baltimore, 1979.
  - 23) **Frankel, V. H. & Nordin, M.**: Basic biomechanics of the skeletal system. Biomechanics of the lumbar spine. Ch. 10, 255-290, Lea & Febiger., Philadelphia, 1980.
  - 24) **Perren, S. M.**: Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation. *Clin. Orthop.*, **138**, 175-196 (1979).
  - 25) **Armstrong, J. R.**: Traumatic dislocation of the hip joint. *J. Bone Joint Surg.*, **30-B**, 430-445 (1948).
  - 26) **Motamed, H. A.**: Fractures of the acetabulum. Analysis of 59 cases. *International Surg.*, **59**, 20-24 (1974).
  - 27) **Carnesale, P. G., Stewart, M. J. & Barnes, S. N.**: Acetabular disruption and central fracture-dislocation of the hip. *J. Bone Joint Surg.*, **57-A**, 1054-1059 (1975).
  - 28) **Rau, D. & Gustilo, R.**: Treatment of acetabular fractures. *Minnesota Med.*, **58**(7), 518-524 (1975).
  - 29) **Tipton, W. W., D'ambrosia, R. D. & Ryle, G. P.**: Non-operative management of central fracture-dislocation of the hip. *J. Bone Joint Surg.*, **57-A**, 888-893 (1975).

- 30) Higdon, A., Ohlsen, E. H., Stiles, W. B., Weese, J. A. & Riley, W. F.: Mechanics of materials. 3rd ed., p680, John Wiley & Sons., New York, 1976.
- 31) Burstein, A. H., Currey, J., Frankel, V. H., Heiple, K. G., Lunseth, P. & Vessely, J. C.: Bone strength. The effect of screw holes. *J. Bone Joint Surg.*, 54-A, 1143-1156 (1972).
- 32) Bechtol, C. O., Ferguson, A. B., Jr. & Laing, P. G.: Metals and engineering in bone and joint surgery, p100, Williams & Wilkins., Baltimore, 1959.
- 33) British Standard 3531, 1962 and 1968. Specification for bone surgery, p2, British Standard Institution, London, 1968.
- 34) Müller, M. E., Allgöwer, M., Schneider, R. & Willenegger, H.: Manual of internal fixation, 2nd ed., p28-31, Springer-Verlag., Berlin, 1979.
- 35) Cochran, G. V. B.: A primer of orthopaedic biomechanics. Biomechanics of orthopaedic materials. Ch. 2, 71-141, Churchill Livingstone. New York, 1982.
- 36) Frankel, V. H. & Nordin, M.: Basic biomechanics of the skeletal system. Biomechanics of whole bones and bone tissue. ch. 1, 15-60, Lea & Febiger., Philadelphia, 1980.
- 37) Nachemson, A.: Towards a better understanding of low-back pain. A review of the mechanics of the lumbar disc, *Rheumatol. Rehabil.*, 14, 129-143 (1975).

#### A Biomechanical Study on the Stability of Acetabular Fractures after Internal Fixation

Takeshi Sawaguchi, Department of Orthopaedic Surgery, School of Medicine, Kanazawa University, Kanazawa 920 — *J. J. Med. Soc.*, 94, 846—857 (1985)

**Key words:** acetabulum, fracture, internal fixation, biomechanical stability

#### Abstract

In order to assess the mechanical stability of acetabular fracture after internal fixation by screws and plates, a series of biomechanical tests were undertaken. First, the most commonly used four types of cancellous screw were tested by three points bending test and pull out strength test. Although the AO (Association for Osteosynthesis) 32mm threaded cancellous screw was relatively weak in the bending test, it showed markedly stronger pull out strength.

Second, the rigidity of a transverse acetabular fracture in a laboratory cadaveric model immobilized by internal fixation was studied. On the application of a longitudinal load imposed on the fifth lumbar vertebra, four modes of displacement of the acetabular fracture were monitored by the use of variable impedance transducers. The rigidity of various combinations of lag screws and plates was assessed.

The fracture deformations documented were generally quite small at any observation point with any of the fixation methods, and in most cases they were recoverable on load release. Anterior column lag screw fixation combined with plate fixation of the posterior column provided a degree of stability indistinguishable from that of other methods, and allowed the minimal exposure and devascularization of the pelvis. The 3.5mm reconstruction plate, which is readily contoured to the intricate peri-acetabular bony structure, showed no significant difference in rigidity compared to the other apparently more rigid plates under study.