前腕骨骨折の発生機転に関する研究

〈第2編〉——緩衝作用に関する力学的検討——

大学院生 尾 原 善 和*

STUDIES ON THE MECHANISMS OF THE FRACTURE OF FOREARM PART II. MECHANICAL STUDY ON THE PROTECTIVE BUFFER EFFECT

YOSHIKAZU OHARA

Abstract

Whether or not fractural accidents have increased in children cannot be determined only by the statistical data. Fracture may be related to various factors and among them, the protective buffer effect by muscle is one of the most important factors. To clarify the onset process of fracture in the forearm in children which was observed most frequently, experimental studies have been done using a model for the forearm bones made of resin and the forearm samples of cadaver. Stresses of various parts of the bones were measured by the strain gage method, and the following results were obtained.

Under static load bearing, the model presented the stress distribution depending on the form, and the largest stress was observed at the distal diaphysis of the model of radius. The stress distribution of forearm sample under static load bearing was greatly influenced by the articular capsule and the distal region of the radius showed the maximum stress. As the model was gradually filled up simulating muscular action, the stresses decreased. When the traction force of the muscle was simulated by the use of a steel wire, the stress distribution depending on the form changed and the stresses reduced. As the muscular action was gradually added to the model, fracture was not apt to occur and then, greater impulsive force was required for the onset of the event in impact load test.

Based on the above results, it is suggested that, if the protective buffer effect by the nerve and muscle acted incoordinately when a child falls down, the greater stress is loaded to the bone tissues, resulting easily in fracture.

(J. Physical Fitness Japan 1982, 31 : 323-342)

I. 緒 言

第1編において小児の骨折の増減を論じるためには、小児の骨折の発生に關与する生体側の諸因子の分析が必要であることを指摘した。小児に限らず、骨折の発生に關与する因子のなかで、受傷

時の防御緩衝作用は特に重要である。そして、防御緩衝作用には神経・筋肉機能が重要な役割をはたしていることは一般的によく知られている²⁵⁾。また、骨折に關連して骨のみの力学的解析も解明されている⁷⁾²⁶⁾。しかし、骨と靱帯・筋肉などの軟部組織を含めた一つの系としての力学的解析は

* 大阪市立大学医学部整形外科学教室 (指導: 島津 晃教授)
Department of Orthopaedic Surgery, Osaka City University Medical School, Osaka. (Director: Prof. Akira SHIMAZU)
大阪市阿倍野区旭町 1-5-7

なされていないのが現状である。とくに、骨折発生にかかわる反射的な防御作用についての報告は少ない¹¹⁾²⁰⁾²⁴⁾。そこで、これらを明らかにすべく小児において最も頻度の高い前腕骨骨折における筋肉などの防御緩衝作用に関して力学的実験を試み検討した。

II. 実験材料

ヒト成人橈骨、尺骨、手根骨の晒骨標本より、歯科用印象剤 (Formasil®) を用いて陰性鋳型を採型し、歯科用樹脂 (Palapress®) にて造型し、橈骨モデル、尺骨モデル、手根骨モデルを作製し、モデル実験材料とした。手根骨モデルは、8個の手根骨を一塊として作製した。

また、大阪市立大学解剖学教室より提供をうけた上肢標本を用いた。これは、上腕骨遠位部から中手骨までを一塊とし、靱帯、骨間膜、骨膜を損傷することなく附着筋肉、軟部組織を可及的に除去し、10%ホルマリン液中に保存した。実験に先立ち、これら前腕標本のX線撮影を実施し、X線像および肉眼上病的変化を認めなかった10肢を用いた (Table 1)。

Table 1. Cadaveric materials used in load test

Cadaver	Sex	Age	Cause of death
No. 1	♀	54	aspiration pneumonia
No. 2	♂	72	heart failure
No. 3	♀	84	respiratory distress
No. 4	♂	68	heart failure
No. 5	♂	58	heart failure
No. 6	♀	69	malignant tumor
No. 7	♀	31	sepsis
No. 8	♀	73	cerebral apoplexy
No. 9	♂	75	cerebral apoplexy
No.10	♂	49	pneumonia

III. 実験方法

A. 実験材料の組み立て

1. 前腕モデル

橈骨モデル、尺骨モデルの近位および遠位橈尺関節面をシアノアクリレート系接着剤を用い固着した。固着に際して、前腕最大回内位<以下回内位と略す>、最大回外位<以下回外位と略す>におけるX線像の位置関係と可及的に一致させた。

後述する荷重のみ加える実験に用いるモデルにおいては、関節軟骨を想定し、厚さ 5.0 mm のゴム板を手関節部にシアノアクリレート系接着剤を用い固着した。また、筋肉の作用を模して張力を加える実験に用いるモデルにおいては、手関節部に一塊とした手根骨モデルを、手関節橈尺屈中間位、背屈 90° 位の状態で Methylmethacrylate を用い固着した。前腕モデル近位部は、粉碎ゴム材を樹脂<スミエポキシ ELA-115®, スミキューア MT-®>にて混合した弾性を有する混合物を用い、直径 60 mm<内径 56 mm>高さ 60 mm のビニールパイプ内に埋めこんだ。埋め込むにあたり、橈骨骨軸<橈骨遠位関節面の中心と橈骨頭上腕骨関節面の中心を結ぶ線>を可及的に垂直になるように設置した (Fig. 1)。

骨間膜の作用を模するために、骨間膜線維の走行と同様に橈骨近位より尺骨遠位にナイロンテグスを用い 2.5 kgf の張力をかけ締結した。締結のために橈骨モデル、尺骨モデルの骨間縁に沿って幅 3.0 mm 厚さ 2.0 mm で、長軸に沿って 5.0 mm ごとに直径 1.0 mm の孔を持つモデルを作製した (Fig. 2)。

橈骨、尺骨モデル表面には、骨の長軸に一致さ

Fig. 1 Materials used for experiment of model

Fig. 2 Model with simulation of interosseous membrane

せ、一軸 Strain gage<東京測器社製 FLA-2-3L-11>を貼付した。貼付部位は、橈骨を基準とし、臨床的に Colles 骨折の好発部位とされる Lister 結節部を遠位部とし、橈骨粗面レベルを近位部とし、それら 2 点の 2 等分点すなわち橈骨が背側

凸橈側凸をしめす部位を中間部とした。また、遠位部と中間部の中点を遠位骨幹部とし、近位部と中間部の中点を近位骨幹部とした。それらのレベルの背側、掌側、橈側とした。また、尺骨における貼付部位は橈骨と同一レベルとし、その背側、掌側、尺側とした。貼付にさいして、モデル表面をサンドペーパーを用い平滑とし、アセトンにて脱脂後シアノアクリレート系接着剤を用いて貼付した (Fig. 3)。筋肉の緊張により生じる筋腹の圧迫支持力を模するために、モデルの近位部まで、中間部まで、遠位部までを上述の方法でビニールパイプ内に埋めこんだ試料も作製した (Fig. 1)。また、手根屈筋群<橈側手根屈筋、尺側手根屈筋>、手根伸筋群<長橈側手根伸筋、尺側手根伸筋>の筋収縮による影響を模して不銹鋼線を用い張力を加えるために、手根骨を一塊としたモデルの大菱形骨部および有頭骨部遠位端に直径 2.0 mm の孔を背腹方向に作製し、これに直径 1.0 mm の不銹鋼線を通しループをもつ試料を作製した (Fig. 1)。

2. 前腕標本

前腕標本は、肘関節完全伸展位の状態で、ビニールパイプ内に Methylmethacrylate を用い、橈骨粗面まで埋めこんだ。Strain gage の貼付部位はモデルと同じ部位とした。また、貼付にさいし

Fig. 3 Attached sites of the strain gages

Fig. 4 Cadaveric material prepared for experiment

Fig. 5 Material under tension force with wires

では、貼付部位の骨膜を $10\text{ mm} \times 5\text{ mm}$ の範囲で切離し、骨皮質を露出させ、モデルと同様の手技

Fig. 6 Static load test

を用いて貼付した (Fig. 4)。モデル実験と同様に不銹鋼線を用いて張力を加えるために、第Ⅱ、第Ⅳ中手骨基部に直径 2.0 mm の孔を背腹方向に作製し、直径 1.0 mm の不銹鋼線を通し、2つのループを作製した (Fig. 5)。また、手関節部で離断した試料も準備した。

B. 静的荷重実験方法

軸方向の圧縮荷重にさいしては、試作した万能荷重試験機〈奥野機械製作所製、最大荷重 1000 kgf 〉を用い、連続的に荷重を加えた。荷重は 0 kgf から最大 40 kgf までとした。前腕モデル、前腕標本とも試作した装置に固定し、装置の傾斜を変化させることにより、手関節の背屈角度の変化と想定した。すなわち、回内位、回外位とも、橈骨軸が側面よりみて背側に 70° の角度をもつもの〈手関節 90° 以下背屈位とする〉、垂直なもの〈手関節 90° 背屈位とする〉、掌側に 70° の角度をもつもの〈手関節 90° 以上背屈位とする〉とした。荷重は手関節中心部に手根骨モデルによって、また、手掌部に面荷重とした (Fig. 6)。

筋力を模して張力を加えるために、先述の装置に試料を固定し、筋肉を模して作製してある不銹鋼線と、張力測定に用いる引っ張り荷重変換器〈共和電業社製 LT-200 KFH, L Type 最大容

Fig. 7 Equipment for measurement of tension force with wires under static load test

量 200 kgf>に締結した不銹鋼線の上にターンバックルを用い、それを手動的に締めることにより張力を加えた (Fig. 7)。手根屈筋力を模し屈側のみに張力を加えた場合、手根伸筋力を模し伸側のみに張力を加えた場合、両筋力を模し両側同時に

1. guide bar	5. load cell
2. weight	6. turnbuckle
3. platform	7. transducer
4. accelerator	

Fig. 8 The apparatus used for impact load test

張力を加えた場合を想定し実験を施行した。さらに、張力負荷状態下に、荷重試験機にて軸方向荷重を加え測定した。各歪量の測定には、動歪み測定器<共和電業社製 DPM-1N 型, DPM-110A 型, DPM-110B 型>にて増幅し、電磁オシログラフ<共和電業社製 MV-550A 型>にて記録した。連続荷重を最小各 3 回施行し、ほぼ同一の値をとる傾向にあることを確認後、その平均値を歪み量とした。

C. 衝撃荷重実験方法

衝撃荷重実験には、試作した重錘落下型衝撃試験機<奥野機械製作所製>を用いた (Fig. 8)。それは、重錘が案内棒に沿って落下し、試料固定板に設置された試料を破壊するものである。重錘部に加速度変換器<三栄測器社製 9E-07-A2 型, 定格容量 100G>が固定してあり、重錘の加速度が計測される。重錘と案内棒の間にはスライドウェーベアリングが用いられており、ほぼ自由落下が得られるように作製されている。試料固定板の下に 3 個の圧縮荷重変換器<共和電業社製 LC-10 TF 型>を用い、衝撃荷重時の床反力の測定に供した。転倒時には、手関節背屈位で手掌をつくこ

Fig. 9 Schema of material for impact load test

とが多いため、また、試料数が限られているため手関節は 90° 以下の背屈位とした。試料は、直径 250 mm <内径 240 mm > 高さ 60 mm のビニールパイプ内に橈骨軸が背側に 80° の角度を持つように **Methylmethacrylate** にて固定した (Fig. 9)。固定用ビニールパイプ内に鉄製の **anchor** を背側と腹側に設置し、不銹鋼線のループ、ターンバックル、そして自作した **transducer** <鉄製円筒環に2枚の一軸 **strain gage** を貼付したもの>を直列につなぎ張力の測定に供した。**Transducer** の使用にあたり、 0 kgf から 60 kgf までの引っ張り荷重負荷時の歪み量を測定し、引っ張り荷重と歪み量を X-Y 軸に描写し、歪み量 (Y)、引っ張り荷重 (X) との間に $Y=A \cdot X$ の関係式が成立することを確かめた。また、この係数 (A) は最小2乗法を用いて求めた。そして、実験に供しうることを確かめた (Fig. 10)。設置位置は静的荷重実験と

Fig. 10 Transducer used for impact load test and its calibration curve

同様に手関節部中心が、案内棒の直下に位置するように固定板に固定した。重錘の重量は 15 kgf とし、重錘の落下高さはモデルにおいては 0.1 m を中心にし、前腕標本においては 0.5 m とした。

衝撃荷重負荷時における重錘の加速度、試料固定板にかかる反力、筋力を模した不銹鋼線の張力、各骨表面の歪みはそれぞれ加速度変換器、圧縮荷重変換器、**Strain gage** からの波形を動歪み測定器、電磁オシログラフを用いて 200 cm/s の速度にて記録した。解析は加速度変換器の波形で最初のピークを骨折発生の時点と決定し、その時

Fig. 11 Method of analysis of impact load test

点における各波形の示す値を計測した (Fig. 11)。また、破壊状況は 16 mm 高速度撮影機 <RED LAKE 社製 Locam Model 51 最高 400 コマ/秒 > を用い、橈骨側面より撮影記録した。破壊後の前腕標本は4方向X線撮影を実施し、骨折部位の決定に用いた。

IV. 実験結果

A. 静的荷重実験結果

1. 肢位による影響

筋肉の作用を考慮せずに前腕の骨・関節要素のみを想定し軸方向の圧縮荷重を加えた結果である。

1) 手根骨モデルを手関節部に固着していないモデルについて (Fig. 12-A, Fig. 12-B)

回外位、 20 kgf 荷重下における各部の歪みを示す。 90° 背屈位においては、橈骨遠位骨幹部背側において最大の引っ張り歪み ($+1797 \pm 85\text{ } \mu\text{ strain}$) 掌側に最大の圧縮歪み ($-2341 \pm 107\text{ } \mu\text{ strain}$) を生じた。その傾向は、近位骨幹部において逆転し、近位部においては、背側に圧縮歪み、掌側に

Fig. 12-A

Fig. 12-B

引っ張り歪みを生じた。90°以下背屈位においては、橈骨背側に圧縮歪み、掌側に引っ張り歪みが生じ、その最大値は近位部に認められ、背側で $-1692 \pm 70 \mu$ strain 掌側で $+1023 \pm 31 \mu$ strain であった。遠位部および遠位骨幹部における歪み量は90°背屈位と比較して小であった。90°以上背屈位においては、90°背屈位と同様の歪み様式を示すが、橈骨遠位骨幹部においてその歪み量は約2倍であった。

尺骨においては、90°以下背屈位では背側に圧

縮、掌側に引っ張り歪みを生じ、90°以上背屈位においては逆の歪み様式をとり、その最大値は中間部から近位骨幹部に認められた。その歪み量は、橈骨のそれと比較して小であった。

回内位においては、回外位と比較して手関節背屈角度の相違にかかわらず歪み量が小であった。

2) 手根骨モデルを手関節部に固着したモデルについて (Fig. 13)

回外位、30 kgf 荷重下において手関節背屈角度のちがいにかかわらず橈骨における歪み様式は同様

Fig. 13

Fig. 14

の傾向を示した。尺骨において遠位部における背側引っ張り、掌側圧縮歪みが顕著となった。回内位においても同様の傾向を示した。

3) 手関節部において離断した前腕標本について (Fig. 14)

回外位, 20 kgf 荷重下においては, 90° 背屈位で橈骨掌側に圧縮歪みを示し, その最大値は遠位部において $-1284 \pm 24 \mu \text{ strain}$ を示した。背側に

おいては, 中間部まで引っ張り歪みを生じ, 近位骨幹部および近位部において圧縮歪みを示した。手関節背屈角度の相違による著明な差は認められなかったが, 90° 背屈位において最大の歪みを示した。

尺骨における歪みは, 遠位骨幹部から中間部にかけて最大値をもつ背側引っ張り, 掌側圧縮歪みを示した。また, 90° 以上背屈位における歪みが

Fig. 15-A

Fig. 15-B

最大を示した。

回内位においては、橈骨背側遠位部において、一部に圧縮歪みを示す傾向にあった。

4) 手関節を温存した前腕標本について (Fig. 15-A, Fig. 15-B)

回内位, 30 kgf 荷重時においては、モデルの歪み式とは異なり、橈骨遠位背側において圧縮歪み、掌側において引っ張り歪みが生じ、漸次中間部まで減少し、中間部と近位骨幹部の間で逆転

し、背側に引っ張り、掌側に圧縮歪みが生じた。歪みの最大値は、手関節の肢位に関係なく遠位部において認められた。また、 90° 以上背屈において最大の歪みを生じ、背側において $-2596 \pm 21 \mu$ strain, 掌側において $+2331 \pm 447 \mu$ strain を示した。

尺骨においては、背側に引っ張り、掌側に圧縮歪みを示した。最大値は近位骨幹部において認められ、 90° 以上背屈位において背側で $+1929 \pm 89$

Fig. 16

Fig. 17

μ strain 掌側で $-993 \pm 74 \mu$ strain と最大を示した。

回外位においても回内位とはほぼ同様の歪み様式を呈した。

2. 骨間膜を模した影響 (Fig. 16)

回内位, 20 kgf 荷重下における歪み様式を骨間膜を模していないモデル (Fig. 12-B) と比較すると, 橈骨, 尺骨ともその背側, 掌側においてはほ

ぼ同様の傾向を示した。橈骨橈側においては近位部に最大値をもつ圧縮歪みを示し, 尺骨尺側においても 90° 以下背屈位をのぞいて圧縮歪みを示した。

回外位においては, 骨間膜を模していないモデルと比較して, 橈骨橈側, 尺骨尺側における歪みに著明な差は認められなかった。

3. 筋肉の作用を模したモデルの埋めこみによ

る影響 (Fig. 17)

回内位, 回外位とも同様の傾向を示したため, 回内位, 90° 背屈位における埋めこみの影響について示す。前腕における屈筋群, 伸筋群の収縮により, 橈骨, 尺骨周囲より生じる両骨に対する圧迫支持力を模して, モデルをその近位部まで, 中間部まで, 遠位部までと埋めこむ範囲を増加さすにつれ, 埋めこまれた部位における歪みは圧縮歪みを示す傾向となり, また, その歪み量も減少する傾向にあった。橈骨近位部における歪み量の変化を示すと, 背側においては順に, $-704 \pm 7 \mu \text{ strain}$, $-270 \pm 9 \mu \text{ strain}$, $-40 \pm 8 \mu \text{ strain}$, 掌側においても順に, $+409 \pm 27 \mu \text{ strain}$, $+112 \pm 8 \mu \text{ strain}$, $-171 \pm 13 \mu \text{ strain}$ と変化した。一方, 埋めこまれていない部位における歪み量の変化については一定の傾向は認められなかった。

4. 筋肉の作用を模して張力をかけた影響

1) モデルにおける結果

回外位, 90° 背屈位において, 手根屈筋群を模して張力<以下屈側張力と略す>をかけると, 橈骨背側に引っ張り歪み, 掌側に圧縮歪みを生じた。その最大値は, 遠位骨幹部<背側 $+7375 \pm 65 \mu \text{ strain}$ 掌側 $-6957 \pm 76 \mu \text{ strain}$ > から近位骨幹部<背側 $+2987 \pm 38 \mu \text{ strain}$, 掌側 $-7222 \pm 68 \mu \text{ strain}$ > に認められた。尺骨においても同様の傾向を示した。橈骨橈側 および 尺骨尺側 においては, 近位骨幹部に大きな圧縮歪みが認められた。

手根伸筋群を模して張力<以下伸側張力と略す>をかけると, 屈側張力の場合とは逆に橈骨, 尺骨ともに掌側に引っ張り歪み, 背側に圧縮歪みが認められ, その最大値は橈骨においては中間部を中心に, 尺骨においては近位骨幹部から近位部に認められた。また, 橈骨橈側, 尺骨尺側においては, 屈側張力の場合とは逆に近位骨幹部において最大の引っ張り歪みを生じた。

屈側張力と伸側張力を同時かけると, それぞれ

Fig. 18

Fig. 19

単独の場合の歪みの中間の値を示した(Fig. 18)。

さらに、軸方向 30 kgf の荷重を加えることによって、前述と同様の傾向を示した(Fig. 19)。

つぎに、屈側張力、伸側張力を同時に加えるさいに、屈側優位の場合歪み様式は屈側張力のみの場合と同様の傾向を示すが、その歪み量は小となった。屈側と伸側張力がほぼ同一の場合も依然として屈側張力のみの場合と同様の歪み様式を示した。伸側優位とした場合、伸側張力のみの場合と同様の歪み様式を示した (Fig. 20)。

2) 前腕標本における結果

回外位、90° 背屈位において屈側張力をかけると、橈骨背側に引っ張り歪み、掌側に圧縮歪みが生じ、最大値は近位骨幹部<背側 +1268±83 μ strain, 掌側-1784±71 μ strain>において認められた。尺骨においても同様に近位骨幹部で最大を示す背側引っ張り、掌側圧縮歪みが認められた。

伸側張力をかけることにより、橈骨遠位部において最大の掌側引っ張り歪み<+395±22 μ strain>、背側に圧縮歪み<-969±52 μ strain>を示した。尺骨においても背側圧縮、掌側引っ張り歪みを生じた。

Fig. 20

Fig. 21

側張力を同時に加えた13例<回外位11例, 回内位2例>と計21例実施したが, Colles 骨折に類した破壊は発生させ得なかった。以下, 回外位, 90°以下背屈位において認められた典型例について述べる。

重錘重量 15 kgf, 落下高さ 0.1 m より衝撃を加えることにより, 遠位骨幹部までうめこんだ No. 1 の場合破壊は認めなかった。中間部まで埋めこんだ No. 2 の場合橈骨中間部において破壊が生じ, 近位骨幹部まで埋めこんだ No. 3 の場合橈骨尺骨ともに遠位骨幹部における破壊が認められた。その時点で示した最大の加速度は順に 34.6 G, 15.1G, 7.9G であった。また, モデル試料内に吸収された衝撃力の指標とせる $\int \text{Fac. dt} - \int \text{Fl. dt}$ の値は順に 4.77 kgm/s, 0.96 kgm/s, 0.6 kgm/s を示した。屈側張力のみかけた No. 4 の場合橈骨中間部における破壊が生じ, その時示した最大の加速度は11.4G, 吸収された衝撃力の指標 $\int \text{Fac. dt} - \int \text{Fl. dt}$ は 0.63 kgm/s を示し, 筋力を模さない No. 3 と比較して双方とも大なる値を示した。さらに, 屈側張力と伸側張力を同時に加えた No. 5 の場合最大の加速度 17.5G, 吸収された衝撃力の指標 $\int \text{Fac. dt} - \int \text{Fl. dt}$ 5.02 kgm/s を示すにもかかわらず破壊は認められなかった。そして, 重錘重量はかえずに落下高さを 0.2 m にした No. 6, No. 7 において破壊をおこし得た。その時の最大の加速度は12.5G, 14.1G であり, 吸収された衝撃力の指標 $\int \text{Fac. dt} - \int \text{Fl. dt}$ は 0.94 kgm/s, 1.47 kgm/s を示し, 筋力を模さない No. 3 と比較して両者とも大きな値を示した (Table 2)。

2. 前腕標本における結果 (Fig. 24)

手関節部で離断した2例<回外位1例, 回内位1例>, 筋力の作用を模していない2例<回外位1例, 回内位1例>, 屈側張力と伸側張力を同時に加えた6例<回外位3例, 回内位3例>と計10例において実施し, 全例骨折を生じた。3例において Colles 骨折と類似の骨折を認めた。手関節を温存し, 筋肉の作用を考慮しなかった No. 3, No. 4 においては, 骨折発生時の最大の加速度はそれぞれ 8.2G, 7.2G であった。また, 吸収された衝撃力の指標 $\int \text{Fac. dt} - \int \text{Fl. dt}$ は 7.86kgm/s, -5.75 kgm/s を示した。

Table 2. Impact Load Test<Model>

No.	Setting	Impact Load			Fracture	α Max G	Fac. N	FE N	$\int \text{Fac. dt} - \int \text{FE dt}$ (kg%)
		Mass (kg)	Height (m)	P.E. (J)					
1		15	0.1	14.7	—	34.6	5086	4228	4.77
2		15	0.1	14.7	+ Radius: mid portion	15.1	2219	1792	0.96
3		15	0.1	14.7	+ Radius: distal half Ulna: distal half	7.9	1161	2522	0.6
4		15	0.1	14.7	+ Radius: mid portion	11.4	1670	1440	0.63
5		15	0.1	14.7	—	17.5	2572	1422	5.02
6		15	0.2	29.4	+ Radius: proximal dislocation Ulna: proximal	12.5	1835	1784	0.945
7		15	0.2	29.4	+ Radius: mid portion Ulna: mid portion	14.1	2072	3292	1.47

□ □ : Support
S : Supination,

F : Flexor, P.E.: Potential Energy = Mgh
E : Extensor,

Impact Load Test (Cadaver No. 4)
Load: 15 kgf × 0.5 m

Fig. 24

一方, 筋肉の作用を模して張力をかけた場合, 回外位の No. 5, No. 7, No. 9 の3例において最大の加速度 $23.7 \pm 1.8G$, $\int \text{Fac. dt} - \int \text{Fl. dt}$ $9.01 \pm 4.36 \text{ kgm/s}$, また, 回内位の No. 6, No.

Table 3. Impact Load Test<Cadaver>

No.	Setting	Fracture	α_{MAX} G	Fac. N	$\int Fac. dt$ (kg·m/s)	$\int Fac. dt - \int Fl. dt$ (kg·m/s)
1		Radius : distal	28.6	4204	8.41	1.01
2		Radius : proximal half Ulna : distal half	23.8	3498	11.37	-1.23
3		Radius : distal (so called Colles' fr.)	8.2	1205	10.24	7.86
4		Radius : distal (so called Colles' fr.)	7.2	1058	10.05	-5.75
5		Carpal bone	25.8	3792	34.13	7.03
6		Carpal bone Radius : distal	40.6	5968	44.70	37.58
7		Radius : proximal Ulna : proximal	22.1	3248	16.24	4.94
8		Carpal bone Radius : distal volar	25.7	3778	38.70	26.2
9		Radius : proximal Ulna : proximal	23.3	3425	18.84	15.06
10		Radius : distal (so called Colles' fr.) Ulna : styloid process	17.9	2631	16.45	10.68

Impact load = 15(kg) × 0.5(m)

P.E. = 73.5(J)

8, No. 10 の3例において最大の加速度 $28.1 \pm 9.4G$, $\int Fac. dt - \int Fl. dt$ $24.8 \pm 11.0 \text{ kgm/s}$ を示し, それぞれ大きな値を示した。なかでも同型の骨折を生じた No. 3 と No. 10 の間に著明な差が認められた (Table 3, Table 4)。

V. 考 察

前腕骨骨折の発生機転を解明するにあたり, 橈骨, 尺骨の形態学的特徴は重要な意味をもつ。前

From SAGE, F.P.: Medullary Fixation of Fractures of the Forearm. J. Bone and Joint Surg., 41-A: 1480-1516, 1959.

Fig. 25 Morphological character of radius

腕骨骨折のなかで, 頻度の高い橈骨の形状について, Sage²³⁾ は, 骨幹部中央において背側に平均 6.4° , 橈側に 9.3° 凸を示し, 近位部すなわち橈骨粗面部を中心にして, 掌側, 尺側へともに 13.1° 凸の形状を有し, また, 骨皮質の厚さは, 骨幹中央部が最も厚いと報告している (Fig. 25)。星¹³⁾ も, 正常人58例につき計測を行ない, 骨幹中央部において背側に 4.57° , 橈側に 10.77° , 近位部において掌側に 6.13° , 尺側に 13.37° 凸の角度を有し, 二面においてS字状弯曲を示すと報告している。この形状は, 正常の筋力が働いた場合に, 骨にかかる応力を最小にするにふさわしいものであり, 系統発生の結果であると考えられる⁸⁾²²⁾。筋肉の作用を考慮しないモデル実験 (Fig. 12) において示したように, 尺骨を組みあわせ前腕骨格という一つの系に荷重を加えた場合にも, 形状に依存した応力分布が認められた。モデルは等方性を有する材質であるため, 橈骨の組成が均一であると仮定した場合には, 静的荷重条件のもとでは,

Table 4. Results of impact load test in cadaver

	α_{max} (G)	$\int Fac. dt$ (kg·m/s)	$\int Fac. dt - \int Fl. dt$ (kg·m/s)
Supination 	7.2	10.05	-5.75
 F: 22.7 ± 7.3 E: 12.5 ± 6.8 n=3	23.7 ± 1.8	13.0 ± 3.5	9.01 ± 4.36
Pronation 	8.2	10.24	7.86
 F: 26.7 ± 4.8 E: 13.7 ± 5.7 n=3	28.1 ± 9.4	33.3 ± 12.1	24.8 ± 11.0

橈骨遠位骨幹部における応力が最大となる。このことは、小児の前腕骨折において、橈骨遠位骨幹部における骨折が多いという臨床的事実と合致する²⁾⁵⁾¹²⁾。また、モデルは、骨、関節系のみを考慮したものであるにもかかわらず、上記の結果を得たことは興味深い。前腕標本における実験(Fig. 15)においては、モデルの場合とは異なり、橈骨遠位部において逆方向の最大の応力が認められた。この結果は、成人の前腕骨折において Colles 骨折が多いという臨床的事実と合致する。また、前腕標本における手関節の有無による歪み様式の違いから、Colles 骨折の発生には、掌側手関節包が重要な役割を果たしていることが確認された。この事実は、Linhardt¹⁸⁾、Lecomte¹⁵⁾らの avulsion fracture 説も Colles 骨折の発生機転を説明しうる説として無視しえない。Evans⁷⁾、Yamada²⁶⁾により、皮質骨は海綿骨に比較して力学的強度が大きい事実は知られている。橈骨は、骨皮質が遠位部において最も薄くなっており、その内部は海綿骨が存在している。その構造的特徴が、成人の前腕骨折が遠位部に多い一因になっていると考えられる。

星¹³⁾は、橈骨、尺骨の断面積、断面係数を算出し、それぞれの遠位端に荷重を负荷した場合の各部位における最大曲げ応力を算出した。曲がりに

くさの指標とされる断面係数は、橈骨においては遠位部で最大であり、曲げ応力は近位において最大となる。尺骨においては、近位部で断面係数が最大を示し、最大曲げ応力は中間部に発生することとなる(Fig. 26)。このことは、骨の内部構造を無視し、骨を均一の物質からなる構造物と考え、また、橈骨、尺骨をそれぞれ単独で取り扱っているために、臨床的な骨折好発部位と一致しない。すなわち、骨折には骨の形状だけでなく、皮質骨、海綿骨の割合といった骨の構成要素の材質が大いに関与することを示している。しかし、現在の段階では、種々の要因を考慮に入れて分析することは困難であり、今回行なったように実物に即したモデル、前腕標本を用いざるを得ない。

手関節の肢位に関して、モデル(Fig. 12)、前腕標本(Fig. 15)とも90°以上背屈位において骨折好発部位に最大の応力発生をみている。この事実は、Mayer¹⁹⁾、Lewis¹⁶⁾らの Colles 骨折における bending fracture 説、すなわち手関節背屈により手根骨部と橈骨関節面背側部が骨性に固定され、さらに体の移動により前方への bending moment が働くことにより骨折が発生するという説に一致した結果である。また、モデル実験において回内位と回外位を比較すると、総じて回外位における応力が大きく出現している。回外位においては、

Fig. 26 Stress diagram of radius and ulna

(星 秀逸 (1980) : 小児の前腕・手関節の損傷, 整外 Mook, 13 : 132-153, より引用)

橈骨、尺骨が平行に位置し、二本の骨からなる一つの構造体とすると、その断面二次モーメントは背腹方向に小となる。一方、回内位においては、橈骨、尺骨が中央部で交叉し、背腹方向の断面二次モーメントが増大し、回外位におけるよりも屈曲に対する強度を増すためと考えられる。前腕標本においてはモデルの場合とは逆に回内位における応力が大きく認められたが、試料の個体差が著明であり、種々の因子が関与するため直接比較することは避ける。また、前腕標本において、Evans⁶⁾が回内位損傷と説明している Monteggia 骨折の好発部位である尺骨近位幹部に最大の応力が認められているのも興味深い。

骨間膜も重要な構成要素の1つであるが、モデル実験において模倣するためには方法論的に問題があり、特徴的な結果が得られなかった。

前腕骨骨折の発生機転において、周囲筋群は衝撃緩衝作用を有する要素として特に重要である。前腕骨をとりまく筋肉の量は、近位部、中間部付近では種々の筋肉がその起始をもっており比較的多いのに 対し、遠位部においては腱性成分が多く、方形回内筋、腕橈骨筋が附着しているにすぎない。通常、筋肉は筋膜内で収縮し、その長軸方向の収縮力のみでなく、側方より骨の支持に参加し、骨を安定化させていると考えられる。本実験において、筋肉の作用を模する1つの方法として圧縮弾性を有する粉碎ゴム材と樹脂の混合物を用いてモデルを埋めこむ方法を用いたが、周囲よりの支持がある部位においては骨にかかる応力は減少することが認められた。このことは衝撃緩衝作用において筋肉の作用が重要であることの一つの証明と考えられた。

手掌をついて転倒するというような動的な状態における筋力の測定に関した報告は、著者が知り得た範囲内ではいまだみられない⁴⁾。Basmajian¹⁾は、つり針電極を用い、等尺性収縮の特定の条件下では筋電図の積分値が筋力に比例することを示し、福永⁹⁾は、筋の断面積と筋力の比例関係を用い絶対筋力を算出している。また、Hill¹⁰⁾、Komi¹⁴⁾によって、求心性収縮よりも遠心性収縮の方が大きな張力を発生すると報告している。しかし、動的状態下での筋力の分析はみられない。

筋肉の作用を模して実際に張力をかけるため

Fig. 27 EMG activities during fall on the palm

に、実験に先立ち、橈側手根屈筋、尺側手根屈筋、長橈側手根伸筋、尺側手根伸筋の表面筋電図を導出し、実際に手掌をついて転倒する場合の動作筋電図の記録、分析を試みたが、各筋力を求めるには不十分であった。転倒時の各筋の収縮様式は以下の様であった。意識下に転倒した場合、準備動作として手根伸筋群の活動がみられ、手掌が床に接しはじめるとともに手根屈筋群の活動が大となった。そのさいに、手根伸筋群の活動も小さいが認められた(Fig. 27)。このことより手掌をついて転倒する場合、手根屈筋群の遠心性収縮が重要であると考えられた。

今回の実験において上述の理由により、各筋の張力を定量的に模していない。しかし、荷重と屈側張力、伸側張力を同時に負荷したモデル実験において、屈側優位、あるいは伸側優位とした場合モデルは片持ち梁りと考えられる歪み分布を示したが、両側張力をほぼ同一にすることにより、それぞれの場合の中間の歪み値を示した。このことは、バランスのとれた筋力が働らくことにより応力が骨の強度として最も強い軸方向の圧縮応力に変換され、その値を最小にすることが示唆され

た。また、前腕標本の実験においても、橈骨遠位部における背側圧縮、掌側引っ張り歪みが、屈側張力により相殺され、近位部における背側引っ張り、掌側圧縮歪みが伸側張力により相殺され、両側の張力により圧縮方向への応力に変換されていると考えられた。

前腕骨折の発生機転に関する実験的研究は、骨折の機序の解明、およびそれを基礎とした治療への応用のために不可欠なものであるが報告は少ない。Lilienfeld¹⁷⁾は、肩から離断した上肢屍体標本を験者の体幹に接して保持し、転倒し体重を負荷することにより Colles 骨折を発生させた。そのさいに、手関節を背屈させ、わずかに橈側へ外転させることにより 典型的な Colles 骨折が発生し、背屈角度が 90° 以上の場合には手根骨の骨折が発生したと報告している。Frykman⁸⁾は、静的荷重による破壊実験、および振り子型衝撃試験機を用い、前腕標本をその中間部で固定し骨折発生機序を検討した。その結果、手関節背屈角度が 40° から 90° の間では Colles 骨折が生じ、 90° 以上であれば手根骨骨折が生じ、 40° 以下であれば中間部における骨折が生じたと報告している。Nicolic²¹⁾たちは、振り子型衝撃試験機を用い、前腕骨の固定台自体も振子とし、主として手掌部における衝撃吸収を概算している。すなわち、20例の前腕標本は関節包と靱帯のみを残し、6例はさらに筋肉と腱も温存し、4例は皮膚、軟部組織まで温存した状態で破壊実験を施行し Colles 骨折を発生させた。そして、骨折に要したエネルギーは、負荷された全エネルギーの10~15%であり、30~35%は皮膚・軟部組織において25~40%は母指球・小指球部において吸収されたと報告している。

今回の衝撃重実験において、重錘が試料に衝突することにより、重錘は減速され、その時点の $\alpha_{\max}$ の値により試料に与えられた衝撃力が算出される。また、 $\int \text{Fac. dt}$ を算出することにより、これが与えられた衝撃力の指標となり、 $\int \text{Fi. dt}$ により試料よりロードセルに伝わった衝撃力の指標が示される。 $\int \text{Fac. dt} - \int \text{Fl. dt}$ により試料内に吸収された衝撃力の指標となった。そして、骨自体の強度を検索するものではなく、前腕を一つの系として考えた場合の強さを、衝撃力が加わった時点における筋肉の緩衝作用に着目し検討した

ものである。その結果、静的荷重実験において認められた結果より類推される結果が得られた。すなわち、静的荷重実験において、モデルを埋めこむにしたがい各部の応力は減少しており、衝撃荷重実験においても、モデルを埋めこむにしたがい破壊しにくくなった。このことは、筋肉による橈尺骨に対する側方よりの安定化の役割が骨折防御に大きな役割をはたしていることを示している。

筋肉の収縮力を模して不銹鋼線に張力をかけた実験の場合は、問題点が残った。転倒時手関節の背屈により、屈筋群の遠心性収縮がおこり大きな張力が生じ外力の吸収がなされている。このことは、筋肉の粘弾性の性質によるものであり、現在のところ数学的モデルは存在するが、実際に実験に適用するものはない。鋼線により張力をかけた今回の実験の場合、衝撃荷重時にモデルは変形し、鋼線の張力は減少した。しかし、破壊時にも張力は残存しており、試料が変形するさいに外力が試料に対し仕事をなしており、衝撃作用を検討するうえで十分とはいえないが有用であると考えた。前腕標本においては、衝撃破壊時に鋼線の張力減少は少なく、増加を認めた例もあり有用であると考えた。

また、一つの複雑な系の破壊現象をとらえた今回の実験において、試料の設置位置のわずかな相違は無視しており、加速度、床反力測定も垂直方向のみ計測している。垂直方向をZ軸とした場合、X、Y軸における各変量およびモーメント (M_x , M_y , M_z) などの解析も施行しえていないが、上記の結果が得られているため、計測値の妥当性は十分に認めうるものと考ええる。

鋼線にて張力を加えたモデルにおける衝撃荷重実験では、主に橈骨中間部から遠位骨幹部に破壊が認められ、直接衝撃力の比較が可能であり、その結果筋肉の収縮力が骨折の防御緩衝作用に重要な役割を果たしていることが確かめられた。

前腕標本においては、標本個々の相違<保存状態、年齢、骨格の大小など>が問題となるが、同一条件の標本は存在しえない。それにもかかわらず、筋肉の作用を模して鋼線にて張力をかけることにより、張力をかけない場合と比較して骨折が生じるためには大きな衝撃力を必要とすることが確認された。骨折の型によって必要な衝撃力、エ

エネルギーにも差が存在すると思われるが、同一型式の骨折を比較した場合においても、筋肉の作用を模することにより骨折しにくくなっていることがわかる。

以上のことから、前腕骨骨折、とりわけ橈骨遠位部、橈骨遠位骨幹部における骨折には筋肉の緩衝作用が重要な役割を果たしており、筋肉の収縮状態の均衡が乱れた場合、すなわち防御動作に拙劣さが存在した場合には、骨に負荷される応力が増大し、容易に骨折に到ることが示唆された。

VI. 結 語

前腕骨骨折の発生機転について、筋肉の緩衝作用を考慮した実験を、前腕骨モデル、前腕骨標本を用いて実施し、つぎのような結論を得た。

- A. 静的荷重下においては、モデルは形状依存の応力分布を示し、橈骨においては、その遠位骨幹部に最大の応力が認められた。
- B. 静的荷重下における前腕標本の応力分布には、掌側手関節包が大きく関与しており、橈骨遠位部において最大の応力が認められた。
- C. 筋肉の収縮による骨の支持作用を模して、弾性体によりモデルを埋めこみ固定するにしたがい、モデルに負荷される応力は減少した。
- D. 筋肉の収縮力を模して、不銹鋼線で張力を加えることにより、形状依存の応力分布は変化し、モデル、前腕標本とも応力の減少が認められた。
- E. 衝撃荷重実験において、筋肉の作用を模した状態にするにしたがい、骨折は生じにくくなった。さらに、骨折を発生させるためにはより大きな衝撃力を必要とした。

以上のことから、転倒時における神経・筋機能による防御動作が拙劣な場合、防御緩衝作用が低下し、骨組織自体により大きな応力が負荷されることになり、ひいては容易に骨折に結びつくことが示唆された。

(本論文の要旨は、第36回日本体力医学会大会、第8回整形外科バイオメカニクス研究会、第2回西日本臨床スポーツ医学研究会において発表した。)

稿を終えるにあたり、御指導、御校閲を賜りました恩師島津 晃教授に深甚なる謝意を捧げます。

標本の使用にあたり御高配載きました第2解剖学教授寺門之隆教授に感謝の意を表します。また、直接御指導されました市川宣恭講師、御助言載きました浅田莞爾博士に感謝いたします。実験装置製作に御協力載きました本田欣朗氏に御礼申しあげます。最後に、終始御協力を載しました整形外科教室各位に心より感謝いたします。

(受付 昭和57年7月16日)

参 考 文 献

- 1) Basmajian, J.V. (1979): *Muscle alive*, 4th ed. Williams and Wilkins Co., Baltimore, 151-174.
- 2) Davis, D. R., and Green, D. P. (1976): *Forearm fracture in children-pitfalls and complications*. Clin. Orthop., 120: 172-183.
- 3) Ehler, V.E., Christmann, C. and Pfau, H. (1977): *Der Einfluss der Inhomogenität auf die Knochenfestigkeit*. Anat. Anz., 142: 512-518.
- 4) Elftmann, H. (1966): *Biomechanics of muscle*. J. Bone and Joint Surg. 48-A:368-377.
- 5) Emmet, J.E. and Breck, L. W. (1958): *A review and analysis of 11000 fractures seen in a private practice of orthopaedic sur. 1937-1956*. J. Bone and Joint Surg., 40-A: 1169-1175.
- 6) Evans, E.M. (1949): *Pronation injuries of forearm with special reference to the anterior Monteggia fracture*. J. Bone and Joint Surg., 31-B: 578-588.
- 7) Evans, F.G. (1973): *Mechanical properties of bone*. 1st ed., Charles C Thomas, Springfield.
- 8) Frykman, G. (1967): *Fracture of distal radius including sequelae shoulder-hand-finger syndrome, disturbance in the distal radioulnar joint, and impairment of nerve function: a clinical and experimental study*. Acta Orthop. Scand., (Suppl.) 108: 1
- 9) 福永哲夫(1978): ヒトの絶対筋力——超音波による体肢組成・筋力の分析, 初版, 杏林書院, 東京.
- 10) Hill, A.V. (1960): *Production and absorption of work by muscle*. Science, 131: 897-903.

- 11) Hirsch, C. and Frankel, V.H. (1960) : Analysis of forces producing fractures of the proximal end of the femur. *J. Bone and Joint Surg.* **42-B** : 633-640.
- 12) Hughston, J.C.(1962) : Fractures of forearm in children. *J. Bone and Joint Surg.*, **44-A** : 1678-1693.
- 13) 星 秀逸(1980) : 小児の前腕・手関節損傷, 整形外科 Mook, **13** : 132-153.
- 14) Komi, P.V. (1974) : Mechanical and electrical behavior of human muscle during maximal concentric and eccentric contractions. *International series on sport science*, volume 1. Biomechanics IV. Machillan, London, 428-433.
- 15) Lecomte, O. (1860) : Recherches nouvelles sur les fractures de l'extremite inferieure du radius. *Arch. Gen. Med.*, **5** : 641.(qoted by Frykman, G. (1967) : Fracture of the distal radius including sequelae shoulder-hand-finger syndrome, disturbance in the distal radioulnar joint, and impairment of nerve function. *Acta Orthop. Scand.*, (Suppl.) **108** : 1.
- 16) Lewis, R.M. (1950) : Colles' fracture-causative mechanism. *Surgery*, **27** : 427-436.
- 17) Lilienfeld, A. (1908) : Über die Erzeugung der typischen Verletzungen der Handwurzelknochen und des Radiusbruches auf indirectem Wege an der Leiche und ihre Entstehungsart, erl utert durch den Mechanismus der Handgelenksbewegungen. *Z. Orthop. Chir.*, **20** : 437-454.
- 18) Linhart, V.W. (1852) : Die Brüche der unteren Epiphyse des Radius durch Gegenstoss. *Z. Gesellsh. Ärzte. Wien.* (quoted by Frykman, G. (1967) : Fracture of the distal radius including sequelae shoulder-hand-finger syndrome, disturbance in the distal radio-ulnar joint, and impairment of nerve function. *Acta Orthop. Scand.*, (Suppl.) **108** : 1.
- 19) Mayer, J.H. (1940) : Colles' fracture. *Brit. J. Surg.*, **27** : 629-642.
- 20) 永田 晟, 室 増男, 日丸哲也(1979) : 着地動作における緩衝的運動調節について, 体力科学, **28** : 81-87.
- 21) Nikolic, V., Hanacevic, J. and Hudec, M. (1975) : Absorption of the impact energy in the palmar soft tissues. *Anat. Embryol.* **148** : 215-221.
- 22) Pauwels, F. (1960) : Eine neue Theorie über den Einfluss mechanischer Reize auf die Differenzierung der St tsgewebe. *Z. Anat. Entwickl.*, **121** : 478-515.
- 23) Sage, F.P. (1959) : Medullary fixation of fractures of the forearm. *J. Bone and Joint surg.*, **41-A** : 1489-1516.
- 24) 末利 博, 千駄忠至(1976) : 調整力の指標としての緩衝能の発達と緩衝能テストの検討, 体育科学, **4** : 142-149.
- 25) 立石哲也, 宮永 豊(1978) : 整形外科バイオメカニクス資料集成, 初版, 朝日サイエンス社, 大阪, 255-239.
- 26) Yamada, H. (1970) : Strength of biological materials. Williams and Wilkins Co., Baltimore.