

# 日本整形外科学会での保管状況







## 日本の関節鏡 開発の歴史

関節腔は胃、腸、咽頭、膈等に比較して、完全な閉鎖腔であり、周囲はあまり伸展性のない組織に囲まれ、腔内には関節軟骨の堅い組織が大きく存在し、靭帯、腱などと共に複雑な形態を呈する。このため、関節鏡の開発は他の内視鏡より遅れた。狭い腔に挿入する関節鏡は細く丈夫で、対象物との距離が短いので5ミリ以内のものが歪みなく見え、また鏡視に十分な明るさを必要とする。閉鎖腔を拡大し観察を容易にする中間体は、腔を透明に保ち、生体に悪影響を及ぼさない気体や液体が求められた。これらの難問を徐々に解決し、基礎を固めた研究の集大成として、現在の関節鏡と関節鏡学が誕生し普及した。

高木式関節鏡：高木憲次先生は、1918年に膀胱鏡で遺体の膝関節腔を鏡視した。1926年に東京帝国大学教授に就任し、教室員と基礎研究を推進するとともに、第1号から第12号までの関節鏡を開発した。それぞれの性能を、高木先生の論文（1939年）に基づき、別紙のように整理した。このうち第4号は、基部プリズムを前進、後退させて焦点を調節し、最短距離3ミリ以内の対象の明確な拡大像を得るようにしたもので（側視用近距離焦点調節）、1937年のパリ万国博覧会に出品され、最も精巧であると称賛された。一方で、これらの関節鏡は堅牢さなどに課題があった。

渡辺式関節鏡：高木門下の渡辺正毅先生は、1949年に東京通信病院整形外科部長に就任し、日常の臨床に使用可能な関節鏡を目指して研究を継続した。関節鏡が臨床的に役立つことを証明するためには、関節内景を術者以外にも示す必要があり、写真や映画での記録が不可欠である。そのために供覧鏡をはじめ、一眼レフカメラとの接続、明るさの確保、関節内を清明に保つための生理食塩水の灌流等、種々の工夫がなされた。渡辺先生らが開発した最初の関節鏡は第13号と名付けられ、普及型も市販されて、徐々に臨床に用いられ始めた。1954年、第27回日本整形外科学会総会（会長 飯野三郎教授）で関節鏡が主題報告として取り上げられた時に、渡辺先生は藤橋真一郎画伯による内景の水彩画を展示して、それ以前に開発された関節鏡に比べ臨床的に使いやすいことを述べた。1957年、渡辺先生らは「Atlas of Arthroscopy」を出版した。これは内景の水彩画をもとに疾患別の関節症例を解説した英文の図譜で、写真撮影が困難だった時代の、最初の関節鏡図譜として、世界の注目を集めた。1959年、渡辺先生と武田栄先生は第21号を開発した。これは関節鏡と周辺装置の工夫や改良の成果であり、電球を光源とした関節鏡としては、それまでで最善の関節鏡である。視野が広く、写真撮影も容易になり、国内外で広く用いられるようになった。その後、外光源としてハロゲンやキセノンが利用され、格段に明るくなり、光学系も selfoc や rod-lens relay-system、更に三次元スコープなどが開発され、日常の診療に広く用いられるようになった。左の棚の展示は第13号から第20号までの関節鏡であり、幸いにも東京通信病院で保管されていたものである。

## 高木式関節鏡 1 ~ 12号の性能

宿題：関節鏡 第一編 総論 東京帝国大学教授 高木 憲次 日本整形外科学会雑誌 第14巻 第6號 (昭和14年11月25日発行) による

関節鏡	光学管	套管	備考
高木式 1号	<b>側視用</b> (器具：武井勝、レンズ：清水半次郎)	套管 I 型 外径4.3mm 断面円形	1918年頃から考案1920年試作品完成、 1931年実用可能な関節鏡完成。 1932年論文発表。
	全長 21.0cm 管部 16.0cm 管部外径3.5mm 視向角107° 外視野包括角50°		
高木式 2号	<b>側視用</b> 電球部可動 (第5図、p.372)	套管 II 型 断面楕円—4.5x5.3mm	電球作動用鋼線の通る隙間あり (第12図、p.377)
	全長 21.7cm 管部 14.6cm 管部外径3.7mm ~4.3mm 視向角122° 外視野包括角60°		
高木式 3号	<b>斜め前方視用</b> 全長 20.5cm 管部 16.0cm 管部外径3.5mm 視向角140° 外視野包括角64°	套管 I 型を使用	
高木式 4号	基部プリズムを前進後退させて焦点を調節し3mm以内の最短距離の対象の明確な拡大像を得るようにした	套管 III 型の1—診断用 高木式4,5,6,8,9号用 (共用) 断面3.8mm—断面円形	1937年Paris万国博覧会に出品最も精巧 であるとされた 付属品 (第14,15図、p.378) A: 套管は光学管より1~2ミリ長い。 套管針には、鋭、鈍の2種あり 手術器具 B: 試験標本摂取用小鉗子 C: 焼灼導子 D: スンプ診断装置
	<b>側視用 近距離焦点調節</b> 全長 21.0cm 管部 14.5cm 管部外径3.2mm 視向角117° 外視野包括角57°		
高木式 5号	一般的用途に適するよう明且つ大なる内視野と堅牢性を主に製作 <b>斜め前方視用</b>	套管 IV 型の1—手術用 高木式4,5,6,8,9号用 (共用) 断面3.8~5.3mm	
	全長 20.5cm 管部 14.5cm 管部外径3.2mm 視向角146° 外視野包括角27°		
高木式 6号	高木式5号の外視野を大にするために対物窓に凸レンズを装用したもの <b>斜め前方視用</b>		
	全長 20.5cm 管部 14.5cm 管部外径3.2mm 視向角140° 外視野包括角44°		

高木式 7号	小児用で管部外径2.7mmで最も細い側視鏡で軽度の <b>見返しも可能</b> である	套管 III 型の2—診断用最小 断面3.3mm—断面円形 套管 IV 型の2—手術用 断面楕円—3.7~5.0mm	
	全長 20.5cm 管部 14.5cm 管部外径2.7mm 視向角83° 外視野包括角34°		
高木式 8号	<b>内景のOrientationを容易にする</b> ためにつくられた <b>直視鏡</b> で、対象と対物窓との距離が1cmで虚像が実物大に見える拡大率をもつ	(共用を用いる)	管軸方向可視  高木式12号側視光学管に用う
	全長 18.0cm 管部 13.5cm 管部外径3.5mm 視向角156° 外視野包括角48°		
高木式 9号	<b>拡大率を縮小</b> し、5mmで実物大に見え、したがって外視野包括角も拡大され、 <b>近距離観察</b> の時にも総体像が得やすくなっている		
	全長 20.2cm 管部 14.5cm 管部外径3.1mm 視向角133° 外視野包括角50°		
高木式 10号	外径2.7mmの <b>直視鏡</b> で、照明は別に同一套管から挿入する ( <b>電球部分離</b> )	套管 V 型—診断用 外径4.4mm	高木式12号直視光学管に用う D: 照明装置 (第16図、p.379) 先端部 拡大図 (第17図、p.379)
	全長 20.5cm 管部 18.5cm 管部外径2.7mm 視向角180° 外視野包括角30°		
高木式 11号	高木式10号を外径2.7mmのまま短く11cmとした <b>動物実験用 最短</b>	套管 VI 型—診断手術両用	光学管と照明装置を分離し二方向から、必要な手技を行なう。 <b>動物実験ならニヶ所切開することが許された。</b> (第18図、p.380)
	全長13.0cm 管部 11.0cm 管部外径2.7mm 視向角180° 外視野包括角30°		
高木式 12号	高木式11号の先端に <b>照明電球を小関節を以て付け</b> 、基部横杆を引いて電球部を側方に倒し、 <b>軸方向の直視野を得る</b> ようにした	套管 IV 型の1—手術用 套管 V 型—診断用	高木式 9号側視光学管 高木式10号直視光学管 附属器具を含めたセットを高木式12号関節鏡という



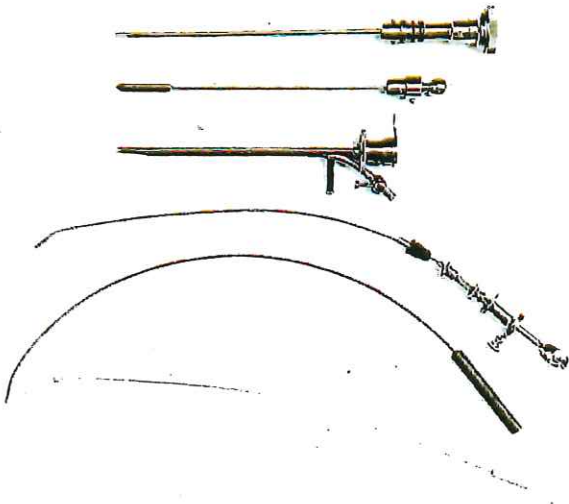


東京帝国大学教授 高木 憲次 先生

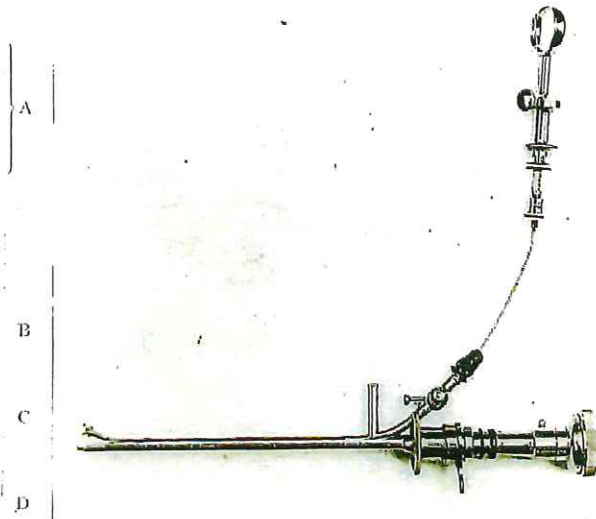
1889～1963

1918年、膀胱鏡を用いて遺体の膝関節を鏡視。  
以後、関節鏡の基礎研究と開発、後進の指導を行われた。

第 14 圖



第 15 圖 (組織標本採得用關節鏡)

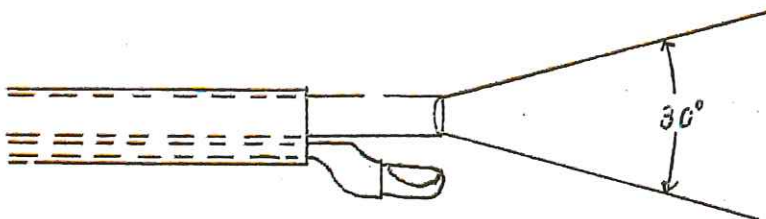


套管IV型(光学管4~9號手術用)(第14、15圖)

套管ハ光学管挿入後モ視野側ニ尚余剩空間ヲ有シ、ココニ挿入口ヨリ種々ノ手術操作器具ヲ挿入。 B: 試験標本撰  
取用小鉗子、C: 燒灼導子、D: スンプ診断装置デアッテ、何レモ可撓軸ヲ有シ、ソノ先端ヲ随意視野内ニ現出セシメ  
得ル(第15圖)。視野内ニ視乍ラ、試験切片ヲ採取シ、或ハ癒着、病的組織ヲ燒灼シ、或ハ希望ノ個所ニ「スンプ」診  
断ヲ行ヒ得ルモノデアル。

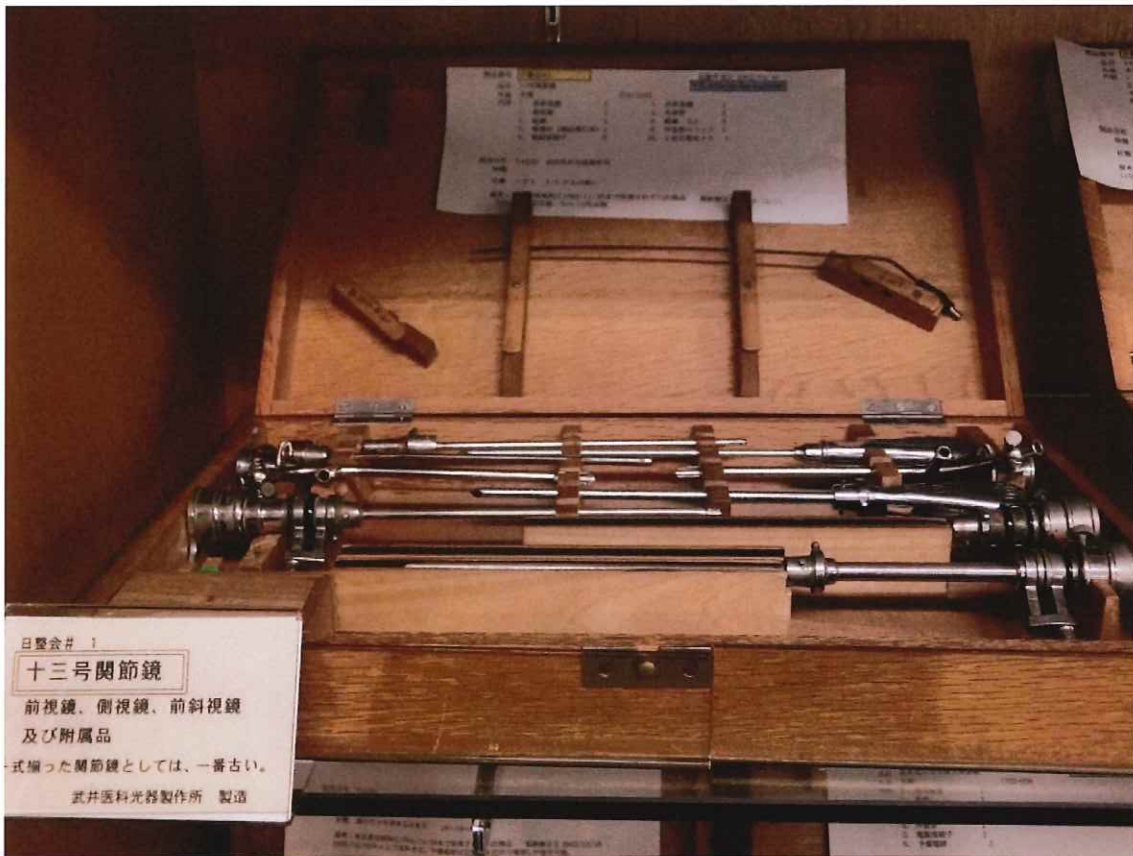
宿題  
關節鏡

第 17 圖



直視鏡専用套管デアッテ、套管針C(B挿入)ニテ穿刺シタル後穿刺針Bヲ抜去リ、代  
フリニ 先ツ照明装置Dヲ挿入、コノ管ノ基部寄り約3/5ハ中空管デアアルガソノ先ハ弾  
力性金属棒デアッテ、先端ニ小電球ヲ具備スル。斯クシテD先端ノ電球ヲ套管Cノ先端  
ヨリ露出セシメタル後、光学管AヲD内ニ通過セシメ、先端ニ於テ電球ヲ外排シテ腔内  
ニ現レシメル(第17圖)。











日展会# 3

**15号関節鏡**

前斜視鏡

小児用最も細く短い

武井医科光器製作所 製造

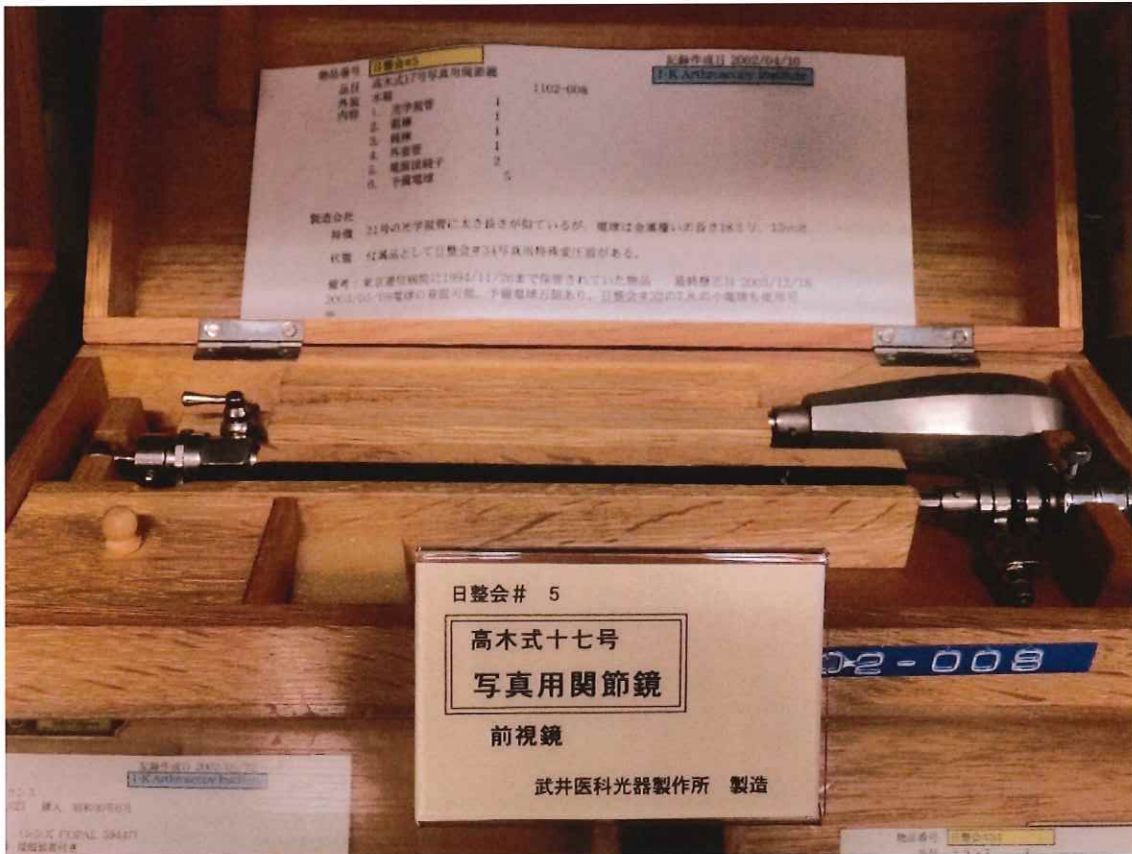


日展会# 32

**関節鏡用小電球**

高木式関節鏡時代に用いられていた小電球 8種。1960年頃米国のコーニング社の技師に修理不可能と脱帽させた小電球

# 32















日展会 # 52

関節鏡用カメラ

新興光器製作所の福与常吉氏の工夫に  
なる関節鏡専用一眼レフカメラ一号機

新興光器製作所 製造

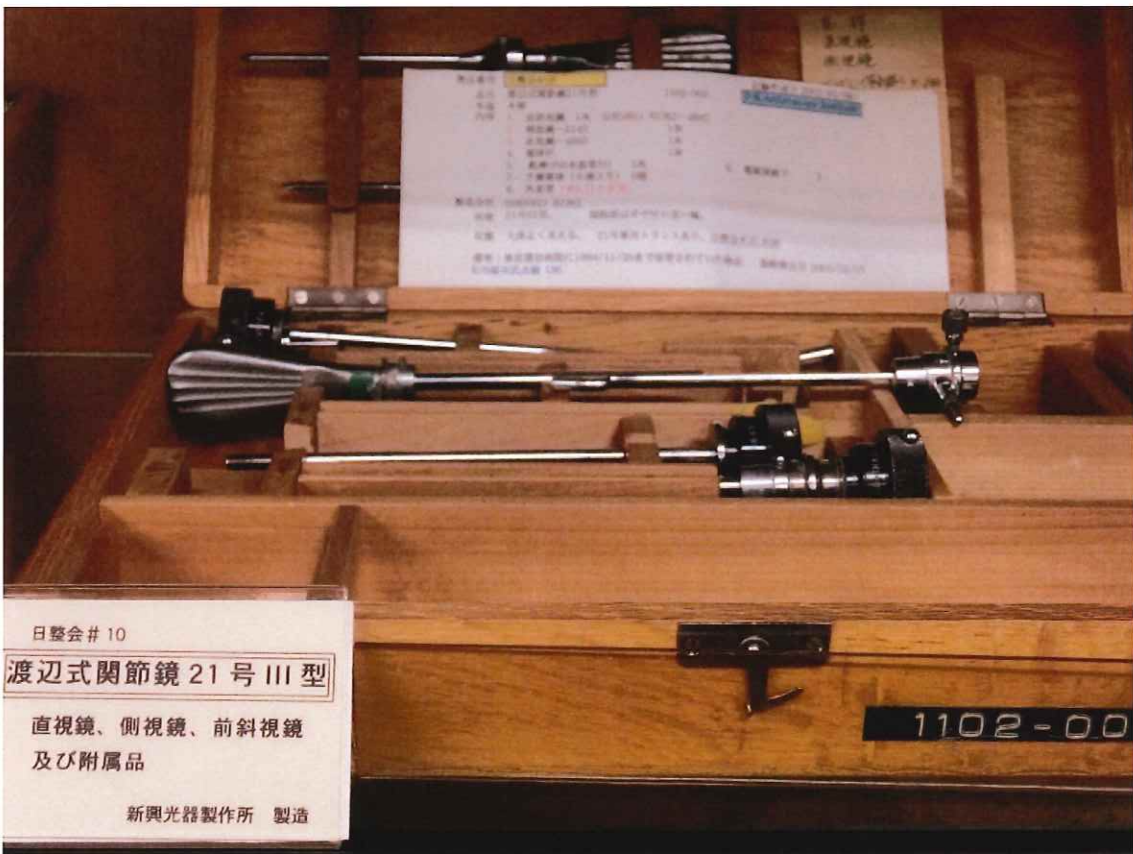




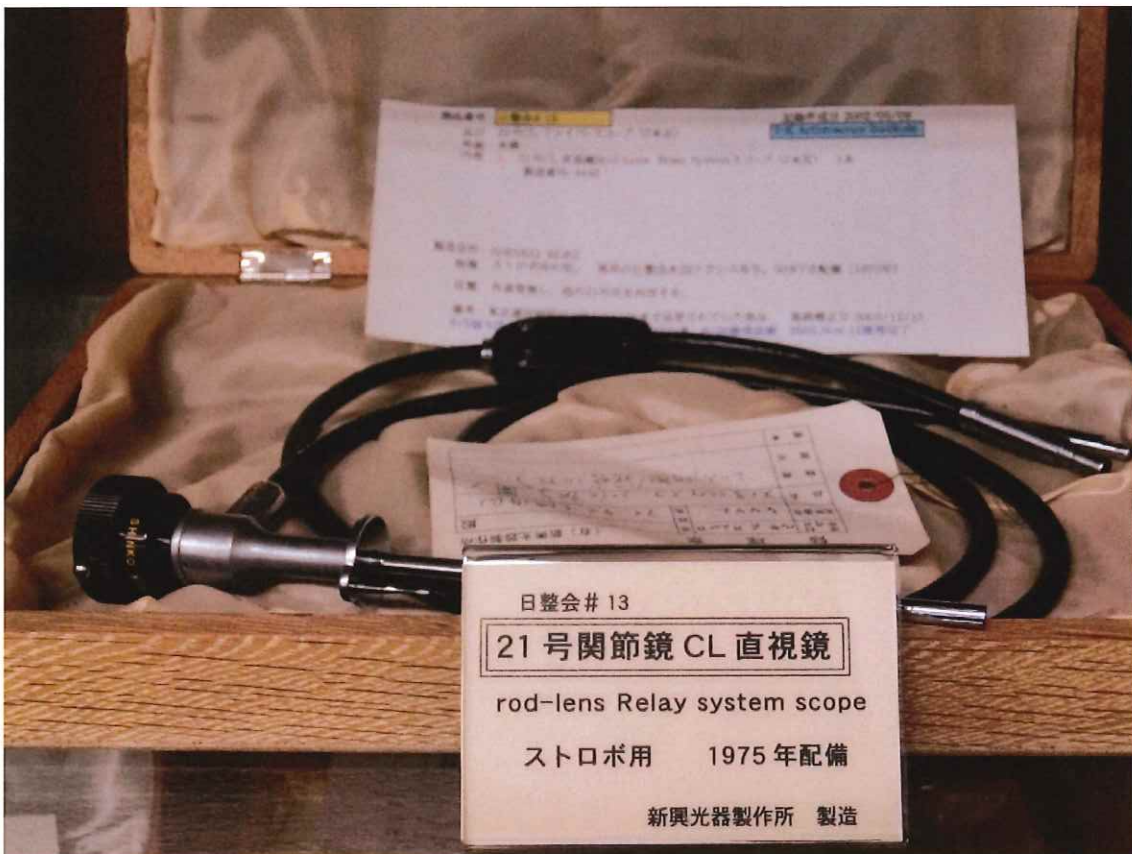
東京逡信病院部長/帝京大学客員教授 **渡辺 正毅** 先生

1911~1994

1959年、渡辺式第21号関節鏡を開発。関節鏡を世界に普及させ、国際及び日本関節鏡学会の初代会長に就任された。

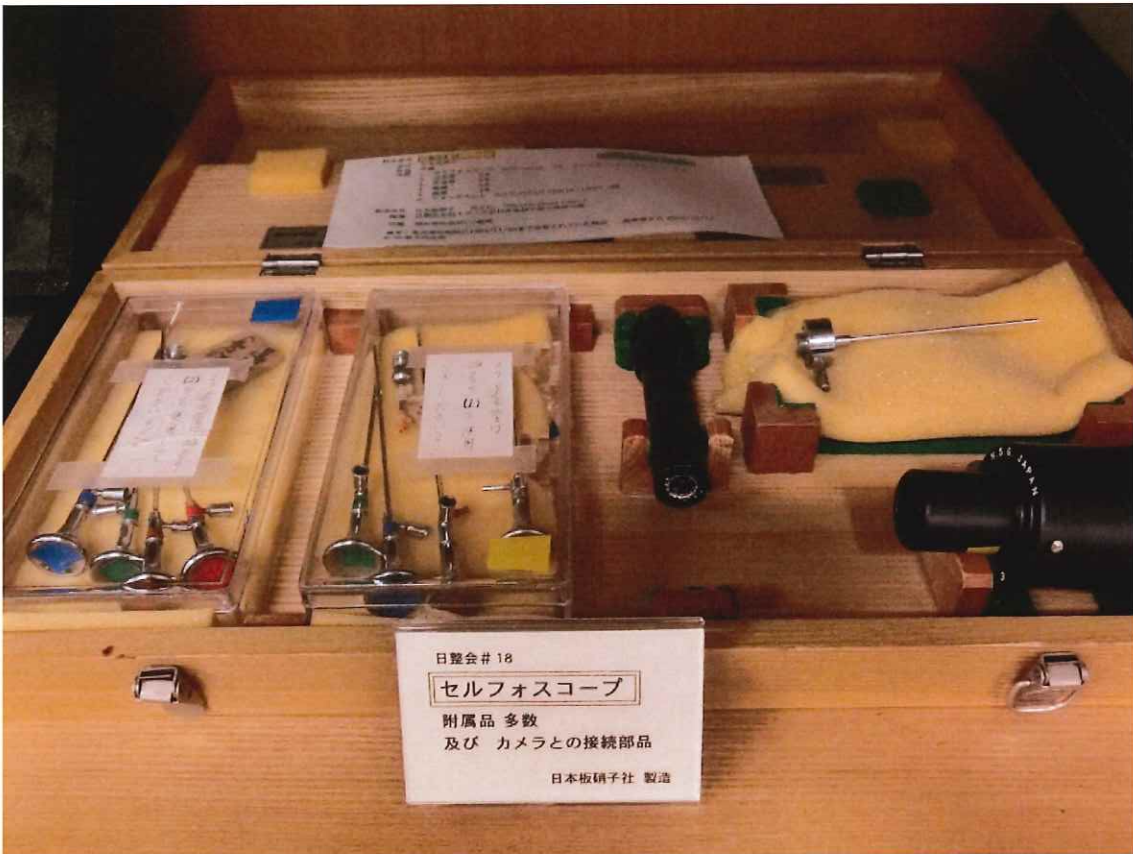


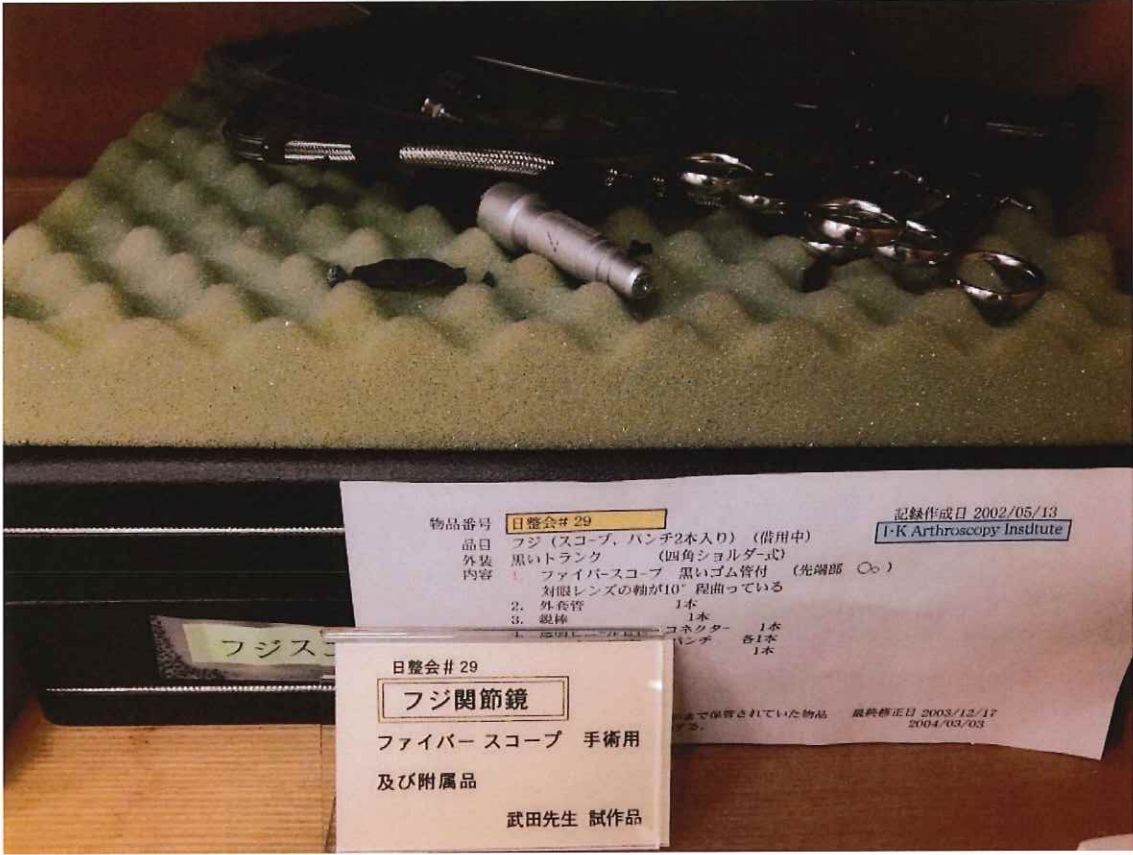












物品番号 **日整会# 29**  
品目 フジ (スコープ、ハンチ2本入り) (借用中)  
外装 黒いトランク (四角ショルダー式)  
内容 1. ファイバースコープ 黒いゴム管付 (先端部  $\infty$ )  
対眼レンズの軸が10° 程曲っている  
2. 外套管 1本  
3. 鏡棒 1本  
4. 接続コネクタ 1本  
ハンチ 各1本  
1本

記録作成日 2002/05/13  
I-K Arthroscopy Institute

フジス

日整会# 29  
**フジ関節鏡**  
ファイバースコープ 手術用  
及び附属品  
武田先生 試作品

で保管されていた物品 最終修正日 2003/12/17  
2004/03/03





オッシロスコープ

オッシロスコープ

シールドボックス

実験中の保田先生  
(1982年4月)

(平沢泰介先生御提供)

## 保田岩夫先生の業績

保田岩夫先生（1909 ～ 1983）は幼少時より理数系に優れ、学位論文のタイトルは「流動電位の研究」である。第二次世界大戦後間もなく京都府立医科大学に復帰されてから、整形外科分野での物理的研究に従事された。

有名な骨圧電気の発見はその成果の一つである。先生の言葉に従えば「・・・骨の圧縮部は電氣的に陰性となり、引っ張られた部は逆に電氣的に陽性となる。平たく言えば骨を曲げると電気が起こる・・・」ことを先生は発見された。これを骨の圧電気（**piezoelectricity of bone**）現象と命名された。

同時に、先生は骨に何らかのエネルギーを加えれば、仮骨形成が起こるのではないかと推論し、研究の末「・・・骨に電気を通じれば生体組織は半導体だから、電流が流れ、その強さ、すなわち刺激の大きさに応じて種々の反応を呈する。骨軸に平行に通電した場合、内外骨膜に仮骨が生じる・・・」と結論された。先生はこれを電氣的仮骨（**electric callus**）と呼ばれた。この事実は1957年 *Journal of the Physical Society of Japan*, 12; 1158-1162 に E. Fukada と共同で発表された“On the Piezoelectric Effect of Bone”で注目され、翌1958年 *Journal of Bone and Joint Surgery*, 49-A; 227 に“Study of Bone Dynamics”としてアメリカに紹介されて、一躍欧米で知られるようになった。

その後、*Clinical Orthopaedics* 誌上でも発表され、1982年8月24日にはアメリカ、ニューハンプシャーでの *Bio-engineering & Orthopaedic Science* に関する *Gordon Research Conference* で講演も行った。電氣的仮骨については、世界中で追試、実証され、臨床的に応用されるようになった。

ここに日本整形外科学会は、先生の誇るべき世界的業績に対して敬意を新たにすると同時に、その偉大な貢献にささやかではあるが、この展示をもって感謝の意を表したい。なお、資料の提供、実験の実際については、岡田 皖、平澤泰介両名誉会員に負うところが大きい。重ねて厚くお礼を申し上げる次第である。

2005年4月 社団法人 日本整形外科学会



## 保田岩夫先生および共同研究者の主な業績（和文）

（発表順）

- 保田岩夫、原 治、岡田 皖、野口和彦：仮骨に関する力学的考察、日整会誌、27；224—225、1953
- 保田岩夫：生骨の圧電気現象に就いて、京府医大誌、53；325、1953
- 保田岩夫ほか：骨折治療に関する基礎的諸問題、京都医学誌、4；395～406、1953\*
- 保田岩夫、野口和彦、飯田 瞳：電氣的仮骨の応用、日整会誌、29；351～353、1955
- 保田岩夫、岡田 皖、加藤常行：動力学的見地よりせる骨折の早期運動療法、日整会誌、29；356～357、1955
- 保田岩夫：骨と振動、日新医学、43；132～146、1956
- 岡田 皖：骨折の動力学的研究、日整会誌、30；105～133、1956
- 保田岩夫ほか：各種エネルギー給与の仮骨形成に及ぼす影響、日整会誌、31；351、1957
- 野口和彦：力学的並びに電氣的仮骨の研究、日整会誌、31；619～641、1957
- 飯田 瞳：骨の in vitro に於る力学的仮骨並に電氣的仮骨の研究、日整会誌、31；643～663、1957
- 広島正信：温熱刺激の仮骨形成に及ぼす実験的研究、京府医大誌、63；307～320、1958

## **Main Works of Professor Iwao YASUDA and his co-workers**

(chronological order)

Yasuda I et al : Discussion of Callus Formation from the Mechanical Standpoint, J Jpn Orthop Ass, 27 ; 224~225, 1953

Yasuda I : Piezoelectricity of Living Bone, J Kyoto Pref Univ Med, 53; 325, 1953

Yasuda I et al : Fundamental Problems in the Treatment of Fracture, J Kyoto Med Sci, 4; 395~406, 1953

Yasuda I, Noguchi K, Iida H : Application of Electrical Callus, J Jpn Orthop Ass, 29; 351~354, 1955

Yasuda I : Dynamic Callus and Electric Callus, J Bone Joint Surg, 37-A; 1292, 1955

Yasuda I : Bone and Vibration, Jpn J Med Progress, 43; 132, 1956

Fukuda E, Yasuda I : On the Piezoelectric Effect of Bone, J Phy Soc Jpn, 12; 1158~1162, 1957

Yasuda I : Study of Bone Dynamics, J Bone Joint Surg, 49-A; 227, 1958

Fukuda E, Yasuda I : Piezoelectric Effects in Collagen, J Jpn Appl Phy, 3; 117~121, 1964

Yasuda I : Mechanical and Electrical Callus, Ann New York Acad Sci, 238; 457~465, 1974



Fukuda E, Takamatsu T, Yasuda I : Callus Formation by Electret,  
Jpn J Appl Phy, 14; 2079~2080, 1975

Yasuda I : Fundamental Aspect of Fracture Treatment, Clin Orthop,  
124; 5~8,1977

Yasuda I : Electrical Callus and Callus Formation by Electret,  
Clin Orthop, 124; 53 ~ 56, 1977

Yasuda I et al : Experimental Study on Piezoelectricity of Bone using  
Non-Contacting Method, (presented paper at Gordon  
Research Conference in New York, August 24th 1982),  
in " *Piezoelectricity of Bone and Electrical Callus* " edited by  
Dr. K. Okada, Fuji Printing Co., 1984.

This is the last scientific work of Prof. I. Yasuda.

## 臨床 綜 説

## 骨折治療に関する基礎的諸問題

保 田 岩 夫\*

## 目 次

1. 緒 言
2. 骨折の静並びに動力学的研究
3. 仮骨形成に関する生物力学的考察
4. 骨の圧電気現象
5. 電氣的仮骨
6. 綜 括

## (1) 緒 言

骨折の治療は其の歴史たるや極めて古く、既に古代人に於て呪術として知られて居たと推定される。固定法はヒポクラテスの木片等による時代からギブス繃帯固定法、牽引法、骨縫合法、更に内軸法、内副子法と進歩し、現在にては Küntscher の髓内固定法にまで発展した來た。即ち初期の時代には外部固定法、そして次第に内部固定法へと変遷して行つた。それにつれて又骨接合材料も亦異物作用の少ないもの、組織に障害を与へぬものへと移行せざるを得なかつた。むしろ骨折の治療法は固定法と固定材料とが相互に作用しつゝ発展して來たと云ふのが正しい。この様に見て來ると当然、骨折治療の根底には物理的な原理によつて支配されて居る部分が多いことがうなづかれる。然るに一方病理組織学の輝しい業績に刺戟され、骨折の研究の大部は組織学的研究に重点が移動した。そして其の問題の解釈には専ら生物学的立場がとられ、物理的立場と云ふものは殆んど忘れ去られたかの觀があつた。それ故に Mayer の Funktionelle Knochenarchitektur の発見、又は Pauwels の力と組織像との相関々係等の物理的立場から成つた業績に対しては驚異の眼を以て

眺め、自らの立場を見直した程であつた。

勿論骨折治療の対象は生体組織なる故に生物学的立場が重視されるのは当然のことゝは云ひ乍ら元來生体は自然と云ふ物理化学的環境の中から生れ出て來たものである丈、常に生物学的法則に従ふと同時に又物理化学的法則にも従ふものであることを、銘記すべきである。然し現在の段階に於て、吾々が反省して見る時、骨折治療に関しても余り多く生物学の領域に問題を委ね過ぎてゐるのでは無からうか。忌端なく云へば現象の依て來る原因が不明なる時、直ちに生命現象の神秘性に、或は生物の合目的々性へ歸して仕舞ふと云ふ所がないであらうか。かゝる意見は吾々のみでなく Hauck 等も亦指適して居る所である。

それ故吾々は骨折治療の問題に於て生物学的立場を逸脱しない範圍に於て出來得る限り物理学的なる立場から研究を進め、斯る方法論の限界を探求せんと試みたのである。未だ研究の日子も浅く其の成果たるや先人の業績に比すれば、所謂極微とも云ふべきものであるかも知れぬが、内に藏するものや大なりと自負して居るものである。茲に吾が教室の過去の研究業績の大略を述べて諸賢の御批判を仰ぐ次第である。

## (2) 骨折の静並びに動力学的研究

(岡田, 原, 加藤, 永山)

吾々は昭和23年以來骨折治療に対しプラスチックを応用せる内軸法、内副子法の研究を續けて來たのであるが、此の研究過程に於て基礎実験として骨折の力学的研究の必要なることを痛感し、爾來骨折の静力学的研究のみならず動力学的研究を行つてゐる。骨に対する力学的研究の文献は従來まで寥々たるものであるが、吾々の発見せる骨の

\* 京都府立医科大学整形外科教室助教授  
(指導教授 来須正男)



## 電氣的假骨

吾々が骨の圧電氣現象を導き出して來た推論の道すじをこゝに再度示して見ると

力→假骨形成→電氣

と云ふ模式で表はすことが出来る。之の現象は専ら生骨に於て見出され、死骨に於ては之を実証することか出来なかつた所から、初期には骨圧電氣は生骨のみに持有なるもの、即ち細胞の生命現象と密接なる關係あるものと考へて居た。然るに生骨を生理的食塩水中にて10分間煮沸したる後圧電位を測定するに、煮沸前と何等變りなく圧電位を認めることが出来た。

この事よりすれば、圧電氣現象は骨の生死——細胞の生命現象——には無關係であつて、骨基質の無機成分の力学的歪（即ち電氣的歪）に起因するものと云はねばならぬ。それ故前記の力→假骨→電氣なる模式は誤謬であつて、力と電氣の間に假骨形成と云ふが如き生命現象の介在を必要としない事が明となつた。然るに一方動物実験に依つて力→假骨形成なる模式の成立することは、何等疑ふ余地の無い所である。

是等の二つの事実を矛盾なく説明するには

力→電氣→假骨

なる模式を仮定せざるを得ない。前述の如く、Küntschner 一派は化学的刺戟、温熱刺戟、機械刺戟に依つて無骨折性假骨の生ずることを実証した。又吾々も機械的刺戟に就ては之を追試じて確認して居る。それ故こゝに提案した模式が若し正しいものとすれば全ての刺戟（状態変化）は骨に於ては一旦電氣刺戟（電氣エネルギー）に変換され、細胞に作用して増殖を起す（細胞の活動エネルギー）即ち假骨形成が起るものと解される。換言すれば假骨形成が如何なる刺戟に起因するものと云へ、最終段階に於ては電氣刺戟に依るものと言はざるを得ない。即ち

状態変化→電氣→假骨

（各種刺戟）（電氣刺戟）（反応）

斯くして結論的には假骨形成に関する刺戟と反応との基本的なる關係は、電氣→假骨となり、それ故に電氣に依つて自由に假骨を創り得ると云ふ可能性を与えるのである。

然し乍之の仮定はあくまで思考実験の範圍に於て成立つもので、其の妥当性に就ては、今後動物実験に依つて詳細に検討せねばならぬ。

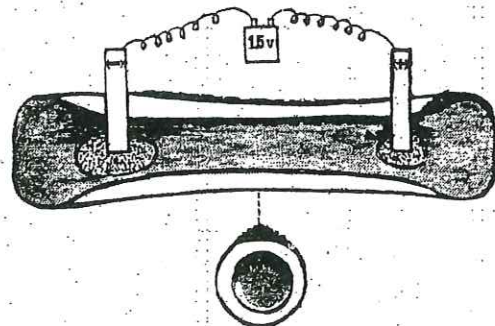
斯る意味合に於て吾々が行つた動物実験は上の推論に対して一応肯定的な結果をもたらした。以下之の実験に就て述べる。

骨に電氣を通すれば、生体組織は半導体なる故電氣が流れ、其の強さ、即ち刺戟の大きさに依つて種々な反応を呈する。吾々の骨接合材料と骨との界面に於ける電位の研究に依れば、白金は数 10 mv、銀、スーブラ等は 100 mv、鉄鋼等は数 100 mv 程度の電位差を示す。それ故白金、バイタリウム等が組織反応の少ないのは、界面の電位差が少なく、其の爲に組織を流れる電氣が極めて僅少ななるに依るものと解される。而も其電氣の強さい 1  $\mu$ A 程度推定されるのである。

斯る事實を基礎として本実験に於て、假骨形成に対する最適の電氣の強さを 1  $\mu$ A と定めた。

次に二本のバイタリウムの針状電極を作り尖端のみ露出せしめ、他をプラスナックにて蔽い、之の電極を家兎の大腿骨にて骨緻密質より骨髓まで達する如く挿入した。そして 1.5 V の小乾電池にて 1  $\mu$ A の電氣を 3 週間持続的に通じたる後屠殺し其の組織標本を作つたのである。第 7 図は

骨軸に平行に電氣を通じたる場合



第 7 図

之の実験成績を図解的に表はしたものである。假骨形成の状態を見るに、二本の電極間の内外骨膜に低い堤状の假骨を認める。外假骨は肉眼的に両電極間を太い線状隆起となつて走つて居る。内骨膜性假骨は陰極に於て多量なるに反し陽極にて極めて少量なることは機械刺戟と異なり、假骨形成の極性を示すものとして注目すべき点である。今各種刺戟に依つて生じる假骨を

機械刺戟→力学的假骨

化学刺戟→化学的假骨

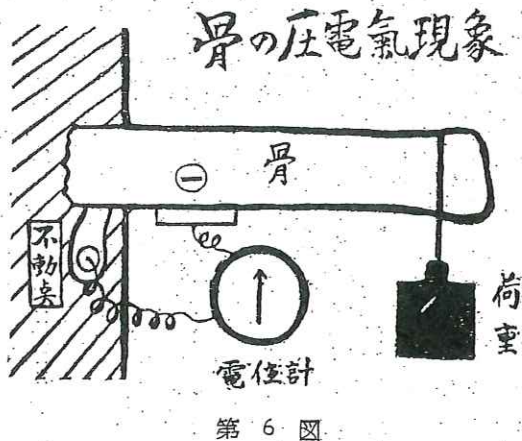
温熱刺戟→熱力学的假骨

と名付けるとすれば、吾々がこゝに電氣に依つて創つた假骨は電氣的假骨と稱すべきである。



## 骨の壓電氣現象

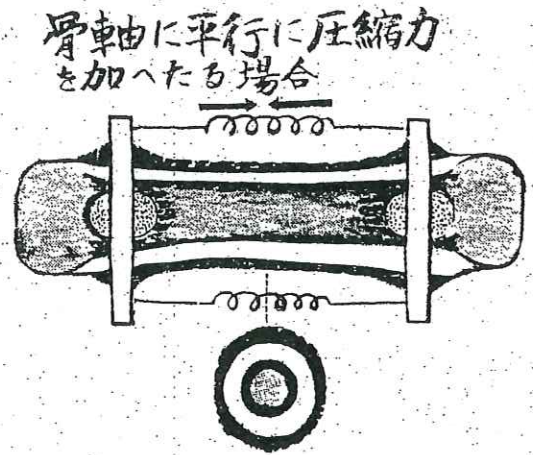
正常骨に於ても圧縮力を加へたる場合には所謂無骨折性仮骨を生ずる。之は機械刺戟に依つて骨膜の増殖が起ること、結局該部の骨膜の新陳代謝の旺盛なることを物語るものである。前記の家兎大腿骨に於ける実験第5図(a)と同様な実験にてP32を用ひて仮骨を形成せる部分と他の部分及び他側の同一部分との燐交換率を比較するに、前者は極めて大なる値を示す。これは仮骨形成部の新陳代謝の旺盛なことを裏書して居る。



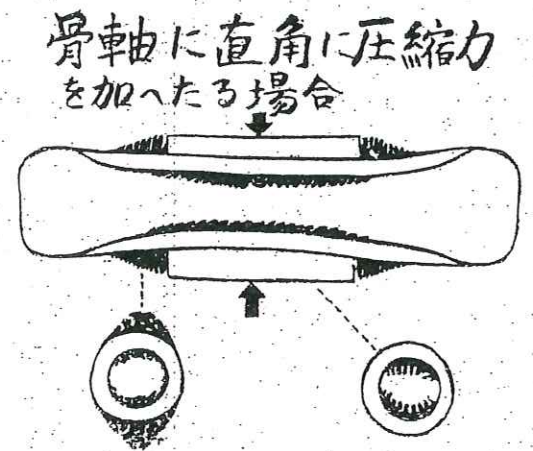
第6図

翻つてこの現象を電気生理学の立場から眺めるに、生体の活動部は静止部に比して常に電氣的に陰性となる。それ故又仮骨形成部、即ち骨に圧縮力の強く作用する部分は他の部分に比して電氣的に陰性となるのでは無からうかと云ふ推論が成立つ。この推論のもとに吾々は長管骨の一端を固定し他端に重量をかけて彎曲を起さしめ、剝離せる骨膜を不動点として、最も圧縮の強い部分の電位を第6図の如き結線にて測定して見たのである。其の結果吾々の推論の如く圧縮部は圧縮されざる部に比して電氣的に陰性となることを知つた。更に引張の強い部分は逆に電氣的に陽性なることを認めたのである。平く云へば骨を曲げると電氣が起ると云ふことを実証した。

吾々は茲に仮骨形成に関する力学的考察から出発し、電気生理学の見解を加へて、骨に圧縮力を加へると、其の圧縮部が電氣的に陰性となること推論且実証した。そして之の現象は吾々が始めて実験的に見出したもので、之を骨の壓電氣現象と命名する。



第5図(a)



第5図(b)









