

膝前十字靭帯用張力プローブの開発 Development of Tension Probe for Anterior Cruciate Ligament

○長尾光雄*, 横田理*, 長総義弘**

○Mitsuo Nagao*, Osamu Yokota*, Yoshihiro Nagaosa**

* 日本大学, ** 福島県立医科大学

*Nihon University, **Fukushima Medical University

キーワード : 膝 (Knee), 前十字靭帯 (Anterior cruciate ligament), 張力プローブ (Tension probe), ひずみゲージ (Strain gauge)

連絡先 : 〒963-8642 郡山市田村町徳定字中河原 1 日本大学工学部 機械工学科 長尾光雄,

Tel. : (024)956-8760, Fax. : (024)956-8860, E-mail : nagao@mech.ce.nihon-u.ac.jp

1. はじめに

前十字靭帯 (以下 **ACL** と呼ぶ) の損傷は, 膝の捻りやジャンプの着地頻度が高い動作のスポーツや日常生活でも過大な負荷が膝に働いた場合に起こる外傷である. **ACL** の損傷による膝関節の機能損失はスポーツへの復帰¹⁾ や日常生活の妨げになるばかりではなく, 将来的に膝関節症の要因となるため機能を早期に再獲得する必要がある. **ACL** 損傷の治療には再建術が行われ, その再建材料には生物学的素材として自家組織, 同種組織や人工素材の人工靭帯が用いられている. **ACL** 再建術において移植腱を関節内に固定する時の膝屈曲角度と付与する初期張力の大きさは 30°]と 60 [N]²⁾ が有効との報告がある. 自家移植腱に膝内側ハムストリング筋腱 (膝屈筋腱) を多重折した再建術では, 付与される初期張力は脛骨側の関節外から **Tension Meter** を用いて与えられ, **Interference Screw** によって脛骨骨孔に固定される. この移植腱に関節外から一定な張力を与えて固定しても, 移

植腱の太さ, 関節の大きさ, 骨孔間距離の長短や固定部位の長さなどが症例により異なるなどの要因で一定な張力を与えても関節内緊張度が一定でないことが推定される. そこで骨孔間の移植腱に与えた張力を定量化できる測定システムが確立できれば, 生理的に近い緊張や症例に因らず一定な張力の付与が可能になる, また術後の経過張力評価に応用できる, さらに正常な **ACL** 張力パターンの観察や確認が可能になるなどの有効性が期待できる. このように関節内移植腱の張力を定量化するプローブの開発が望まれている中で, 実験的に使用された例^{3),4)} が見られる.

本研究では上記の有効性を可能にできるプローブを開発する目的で, 既に考案⁵⁾ した 2 種類について基本性能の一部について確認できたが改良点も提案された. 本報ではその一つである探り針をモデルにした 1 点式プローブの基本性能について検討を加えたので報告する.

2. 測定システム

図1にACL 移植腱と1点式プローブ説明図を示す。また図2には測定パラメータをモデル的に示す。被測定物のパラメータは、太さ(d)、長さ(l)、剛性(E)の他に張力(T)、当る角度(θ)、変位(x)と荷重(W)と置いている。また被測定物の個体差を考慮しなければならないため、個体ごとに校正値を与えて測定することが前提条件である。測定方法は変位一定の場合と荷重一定の場合の2通りを検討している。

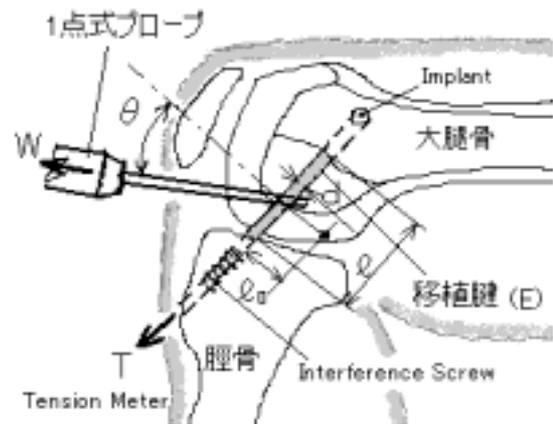


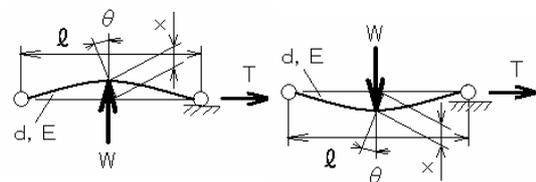
図1 1点式プローブの測定モデル

2.1 変位(x)一定の場合

1) T と W の相関を求めることで T が得られる方法である。

2) 測定する場合には、まず $T-W$ の校正値を求める。 x は任意一定と定め目標とする T の前後を挟んで与えた W の校正線図を求めて置く。

3) x 、 W と T を測定するがこの案ではプローブに x と W が定量化できる機能を与える。



(a) 引掛け方向 (b) 押し込み方向

図2 先端を被測定物に当たった荷重の方向

2.2 荷重(W)一定の場合

1) T と x の相関を求めることで T が得られる方法である。

2) 測定する場合には、まず $T-x$ の校正値を求める。 W は任意一定と定め目標とする T の前後を挟んで与えた x の校正線図を求めて置く。

3) W 、 x と T を測定するがこの案ではプローブに x と W が定量化できる機能を与える。

3. 実験

測定システムで要求される1点式プローブから被測定物に与えた W が数値化されなければならない。今回の報告は与える荷重の作用条件と出力信号を検討する目的で実施している。

3.1 1点式プローブと実験装置

1点式プローブとは被測定物と接触する部分が1点であることから1点式と呼んでいる。このモデルはACL再建術中に用いられる先端がL字形に曲がった細い棒の探り針か図3の

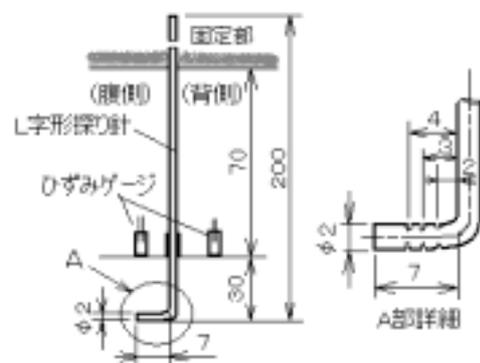


図3 1点式プローブの概要

ような寸法形状としとしている。丸棒の直径 $\phi 2[\text{mm}]$ 、ステンレス鋼(SUS304)の先端から $30[\text{mm}]$ の位置にひずみゲージを軸方向の腹側と背側に張り付け、先端部には被測定物の太さが $\phi 6 \sim \phi 9[\text{mm}]$ と変るのに対応して与える荷重の位置(l)を $2, 3$ と $4[\text{mm}]$ と置いて、質量は $0.1[\text{N}]$ である。実験装置の概要図を図4に示

す。先端から **100[mm]**の位置をスタンドに固定しブリッジボックスとひずみゲージを接続している。荷重は吊下げる方法で与えている。

3.2 実験項目

張力付与後に移植腱を固定した後に、内視鏡下で関節内移植腱の緊張度を触覚で確認したり、重ね折りした移植腱や骨孔近傍の状態を観察する動作を分析した結果から表1に示す項目について検討した。

(1) 被測定物に対し **L** 字形先端を「引掛ける」または「押込む」動作である。実験は $\phi 0.3[\text{mm}]$ のテグスで l を変えて1ゲージ法で評価する条件である。

(2) 前項の1ゲージでは荷重の作用点位置による曲げが問題になるため、これを除去する対策をした条件である。

(3) 前項(2)では $\phi 0.3[\text{mm}]$ のテグスを用いたが、被測定物の太さが一定ではないため $\phi 4$ 、 $\phi 6$ と $\phi 8[\text{mm}]$ の丸棒を先端に「引掛ける」条件である。

(4) 被測定物に先端を到達させた場合の位置関係が、プローブの軸方向と垂直ではなく任意

の傾き角度 θ で当る条件である。 $\theta = 10, 20, 30$ と 40°]とした。なお、(1) ~ (3) の場合は垂直に当たった位置関係にある。

(5) 被測定物が当る位置を **L** 字形先端内側の「腹側」とその反対側の外側を「背側」と置いて「押込む」動作の条件である。

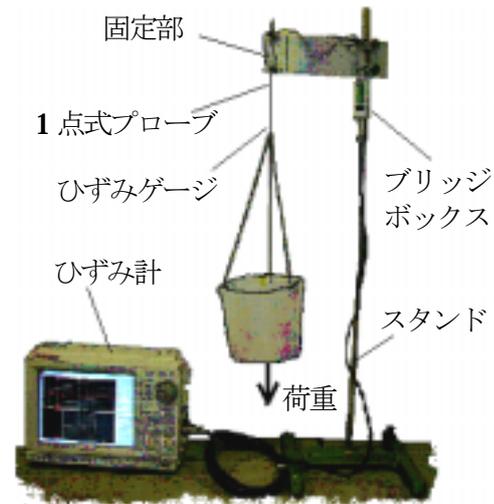


図4 1点式プローブの実験装置

表1 1点式プローブの実験項目 (L字形先端)

項目	荷重 W		位置 l [mm]	荷重 W [N]	測定ゲージ	結果
	方向	方法				
(1)	引掛け ↓	$\phi 0.3$ [mm] テグス5号	2, 3, 4	0 ~ 30	1ゲージ	図5 —
	押込み ↑			0 ~ 16		
(2)	引掛け ↓	$\phi 0.3$ [mm] テグス5号	2, 3, 4	0 ~ 30	2ゲージ	図6
	押込み ↑			0 ~ 16		
(3)	引掛け ↓	バークライト棒	$\phi 4, \phi 6, \phi 8$	0 ~ 30	2ゲージ	図7
(4)	引掛け ↓ θ	バークライト棒 傾き角度 θ [°]	$\phi 4, \phi 6, \phi 8$ 10, 20, 30, 40	0 ~ 10	2ゲージ	図8
(5)	腹側 →	バークライト棒	$\phi 4, \phi 6, \phi 8$	0 ~ 4	2ゲージ	図9
	背側 ←					

1点式プローブに与えた荷重の大きさが項目ごとに異なっている理由は、荷重の作用点により弾性変形の限界を超えない荷重に留めたためである。また、実用時の最大荷重は約 **10[N]**程度を予測しており、実験で与えた最大値は **30[N]**に留めている。

3.3 実験結果

(1) 1ゲージによる $W-\epsilon$ 曲線である(図5)。引掛け位置 l がプローブの軸から離れると、引張側 (ϵ_t) 及び圧縮側 (ϵ_c) で l の曲げ効果が働いていたことから作用点の位置の違いが表れた。この方法では作用点ごとの校正が必要である。

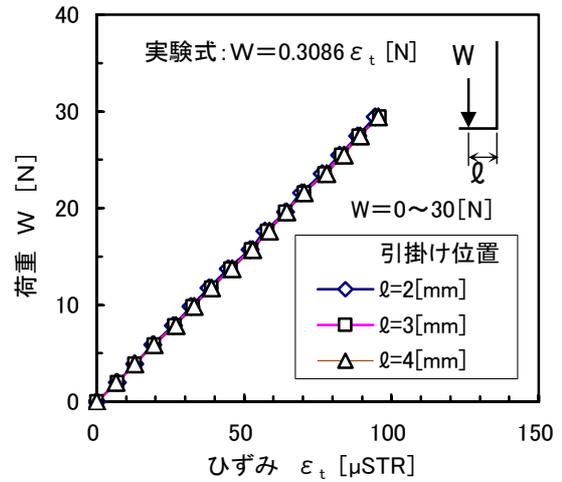
(2) 曲げ効果を除去した結果である(図6)。

「引掛け」と「押し込み」の動作に差異がなく線形的な関係にあり作用点の位置の効果を受けなため測定する場合は、(1)より有利な方法である。実験式には位置 l の項が含まない以下の式で与えられる。

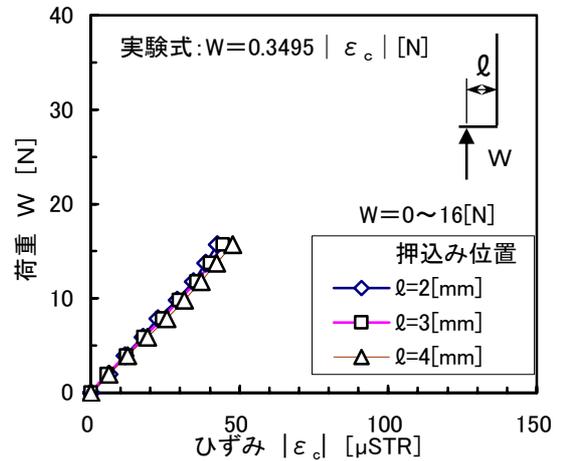
引掛け： $W=0.3086 \epsilon_t$ [N]

押し込み： $W=0.3495 |\epsilon_c|$ [N]

(3) 棒材による荷重を与えた場合(図7)も太さの差がL字形先端に当る位置が変わるだけで前項(2)と同じ結果になる。実験式は以下の式で与えられ太さの項が含まれない。



(a) 2ゲージの引掛け方向荷重



(b) 2ゲージの押し込み方向荷重

図6 項目(2)の結果

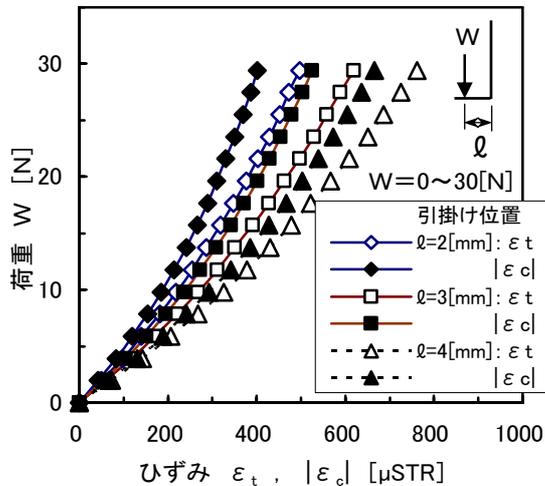


図5 1ゲージ法の引掛け方向荷重

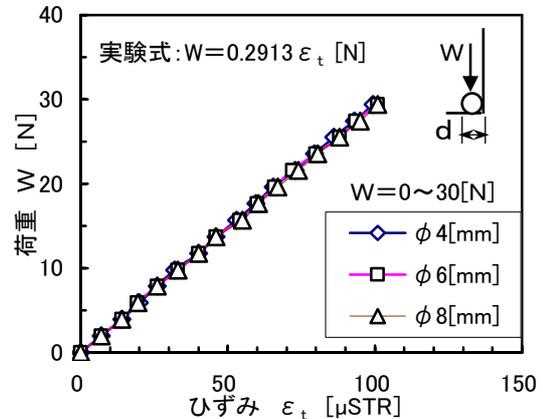


図7 項目(3)の結果

引掛け： $W=0.2913 \varepsilon_t$ [N]

押し込み方向荷重も同じ性能が期待できる。

(4) 図8のように当る傾き角度 θ と支点である固定部との曲げモーメントによりひずみ量は θ の大きさに依存している。傾き角度を予め設定した校正曲線を与えて同じ傾き角度で測定しなければならない。実験式は次のようになる。

$\theta=10^\circ$]： $W=0.1720 \varepsilon_t$ [N]

$\theta=20^\circ$]： $W=0.1022 \varepsilon_t$ [N]

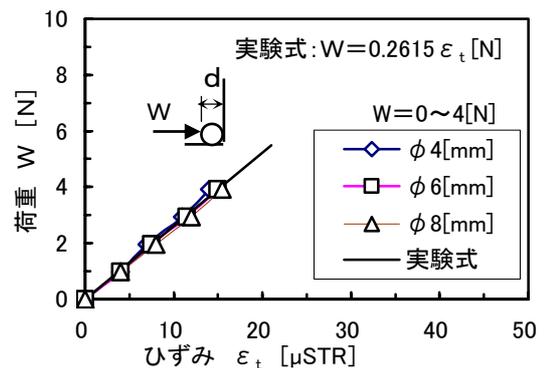
$\theta=30^\circ$]： $W=0.0797 \varepsilon_t$ [N]

$\theta=40^\circ$]： $W=0.0711 \varepsilon_t$ [N]

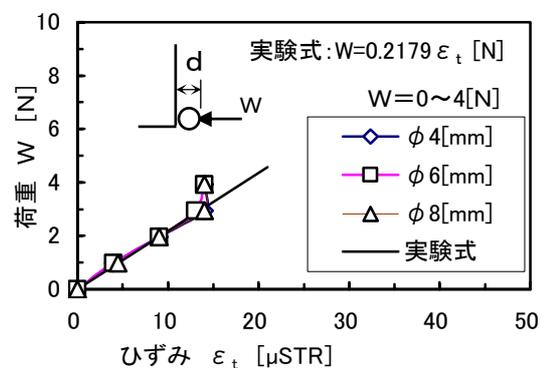
(5) 軸には引張りひずみ ε_t が出力されている(図9)。棒の太さの違いは見られないが荷重の方向が先端に作用する片持ちばりのため、軸剛性との関係で出力信号が小さい。実験式は次のように与えられる。なお、図(b)中の $W=4$ [N]で軸固定部からのたわみが大きくなり中止している。ひずみ ε_t は $W=3$ [N]と同じであった。

腹側： $W=0.2615 \varepsilon_t$ [N]

背側： $W=0.2179 \varepsilon_t$ [N]



(a) 先端腹側方向荷重



(b) 先端背側方向荷重

図9 項目(5)の結果

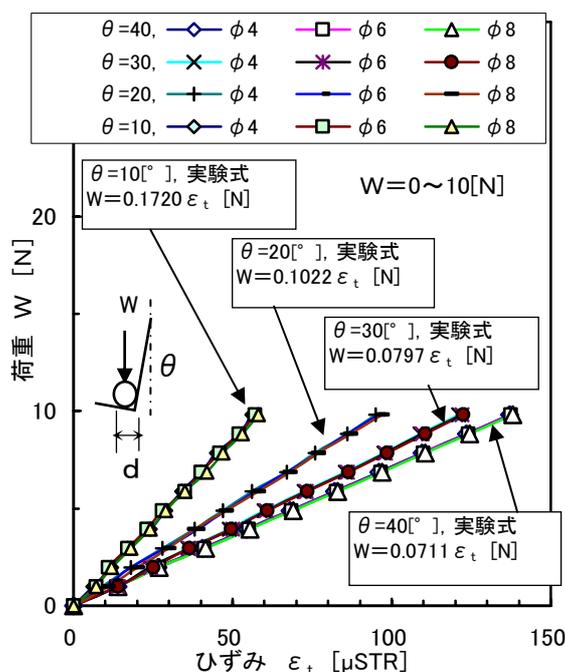


図8 項目(4)の結果

4. 有効性と検討

想定した被測定物に当てた先端L字形の1点式プローブに与えた荷重の基本的な性能実験から、次の点が明らかとなった。

4.1 有効な点

- 1) 被測定物の太さの差に影響を与えない2ゲージを用いた方法が引掛け及び押し込み時には有効である。
- 2) 被測定物と当てる傾き角度が荷重の大きさを変えるため荷重と傾き角度との校正が重要であり、校正を再現した測定が要求される。
- 3) 与えた実験式は被測定物からの負荷を数値化でき、被測定物の緊張度が間接的に判断できる可能性がある。
- 4) 測定システムで示す2.1及び2.2について張力と変位との関係を確認する手法とその機能を

検討する段階にある。

4.2 今後の検討

1) 被測定物の緊張度は測定者の経験と触覚に依らなければならないため、測定パラメーターに定量化の機能を付加した(例えば前項4)で示した)手法が必要である。

2) 考案した1点式プローブの支点は剛体に固定された条件下で得られた結果である。実用では手持ち支持が余儀なくされるため1)と合わせて解決する手法が必要である。

3) 測定システムの客観的な評価は再現性と信頼性にあり、この点も同時に検討を要する。

参考文献

1) 宗田大, 他: 特集スポーツ選手に対する前十字靭帯再建術—復帰と問題点—, 臨床スポーツ医学, 18, 503/571 (2001)

2) Fleming BC, Abate JA, Peura GD, Beynon BD: The relationship between graft tensioning and the anterior-posterior laxity in the anterior cruciate ligament reconstructed goat knee, *J.Orthop.Res.*, 19, 841/844(2001)

3) 辻野淳, 他4名: 脛骨付着部を遠位へ移動させた犬前十字靭帯の張力の *in vivo* における経時的変化, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, 17, 415/419(1996)

4) 前田朗, 他4名: Arthroscopic Force Probe を使用した靭帯の荷重測定法の検証, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, 16, 139/142(1995)

5) 長尾光雄, 他2名: 膝前十字靭帯用張力プローブの開発, 日本機械学会東北支部第39期秋季講演会講演論文集, No. 031-2, 307/308(2003)