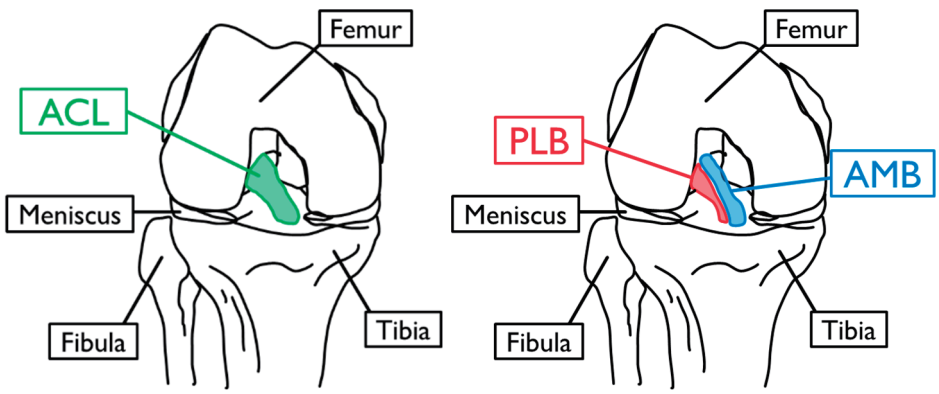
196　解剖体を用いた膝十字靭帯再建材料の粘弾性特性解明	横田　紘季

【目的】前十字靭帯（ACL）とは膝関節に存在する強度に優れた靭帯であり、膝関節の安定性を保つ役割を担っている。本靭帯は、スポーツなどにおけるジャンプや切り返し動作など、強い負荷が加わった際に損傷や断裂が引き起こされることが知られている。治療においては、自然治癒が難しいことから、多くの場合は新たな靭帯を移植する外科的再建術が適用される。すなわち、グラフト（再建材料）選択においては、ACL が本来持つ生体材料としての強度評価が非常に重要であるといえる。また、ACL は解剖学的に前内側線維束（AMB）と後外側線維束（PLB）に分けられる。過去の研究ではブタやウシなどの ACL を採取してヤング率等を測定した報告があるが、人体の膝関節内における AMB・PLB の膝屈曲角度による張力変化および粘弾性特性の詳細は明らかになっていない。また ACL 再建術における最適なグラフト選択についても議論が続いている。そこで本研究では、人体の膝関節内の計測に特化したトランスデューサを開発し、ヒト解剖体の膝関節内に設置することで、AMB および PLB の膝屈曲角度に対する張力測定を行う。さらに再建手術時において力学的に代替可能な再建材料を明らかにするために、AMB および PLB の粘弾性特性を引張試験により明らかにし、最適なグラフト選択のための力学指標の確立を狙う。

【方法】実験には、ヒト前十字靭帯の大きさ・形状に合わせた L 字型の楔形トランスデューサを開発し、等方性強度に優れている樹脂材料を出力可能な光造形 3D プリンターを用いて作製した。解剖実習体 1 体を対象とし、楔形トランスデューサによる AMB および PLB の張力測定と引張試験機による粘弾性測定を実施した。張力測定では、膝屈曲角度とトランスデューサに貼付したひずみゲージの出力電圧値の関係を定量化した。粘弾性測定では、引張試験機によって 5%、10%、15%のひずみを与えた際の張力変化を基に、各線維束をばね・ダッシュポット要素からなる 3 要素個体モデルとして表し、弾性率と粘性率の値を明らかにした。

【結果】開発した楔形トランスデューサによる計測により、各線維束における膝屈曲角度に対する張力を明らかにしたところ、膝屈曲角度が大きくなるに従い、両線維束の張力が増加していることが確認できた。また、全屈曲角度において、AMB の張力が PLB に比べて大きな値を示す結果となった。次に、各線維束に対する応力緩和試験の結果を基とした 3 要素個体モデルのパラメータフィッティングでは、ひずみが大きくなるに従い弾性率および粘性率が増加していることが確認できた。また、全てのパラメータにおいて AMB が PLB に対して高い値を示していることが確認できた。すなわち、材料特性としてばね・ダッシュポットの性質を強く有するのは AMB だと考えられる。本結果を基に、今後測定対象を様々なグラフト材料に拡大し、さらなる検討を重ねる予定である。

膝関節内における前十字靭帯および構成線維束の概要図



196. 解剖体を用いた膝十字靭帯再建材料の粘弾性特性解明

横田　紘季

名城大学 理工学部 機械工学科

Key words：Anterior cruciate ligament，Cadaver，Wedge transducer，Viscoelastic properties

緒　言

前十字靭帯（ACL）とは膝関節内において大腿骨の後方と脛骨の前方を結ぶ強度に優れた靭帯であり、大腿骨に対して脛骨の前方への移動を制限し、同時に回旋方向の変位を制御することで、膝関節の安定性を保つ役割を担っている。本靭帯は、スポーツなどにおけるジャンプや切り返し動作など、強い負荷が加わった際に損傷や断裂が引き起こされることが知られている。治療においては、自然治癒が難しいことから、多くの場合は新たな靭帯を移植する外科的再建術が適用される。すなわち、グラフト（再建材料）選択においては、ACL が本来持つ生体材料としての強度評価が非常に重要であるといえる。また、ACL は解剖学的に前内側線維束（AMB）と後外側線維束（PLB）に分けられ、それぞれ違う役割を果たしていると考えられている。過去の研究ではブタやヒトの ACL を採取して引張試験を行った報告があるが、膝関節内における AMB・PLB の膝屈曲角度による張力変化および生体材料としての粘弾性特性は明らかになっていない。

そこで、本研究では等方性強度に優れている樹脂材料を出力可能な光造形 3D プリンターを利用することで、人体の膝関節内の計測に特化したトランスデューサを作製し、ヒト解剖体の AMB および PLB の膝屈曲角度に対する張力測定を行う。また、各線維束の引張試験により得られたデータから、生体組織をばね・ダッシュポット要素からなる 3 要素固体モデルとして表し、弾性率と粘性率の値を明らかにすることで、各線維束の力学特性を評価する。得られた結果から ACL 再建術のグラフト選択やスポーツにおける危険動作の予防、医療現場でのリハビリ機器開発などへの応用をめざす。

方　法

1. 楔形トランスデューサの開発

実験にはヒト前十字靭帯の大きさ・形状に合わせた L 字型の楔形トランスデューサを開発し、ACL 張力の測定に使用する。図 1a に設計した楔形トランスデューサの概要を示す。トランスデューサの背部表面にひずみゲージを貼付することで、先端に接続したワイヤー（縫合糸）から伝達される張力による貼付部の曲げを検出することを想定した。ひずみゲージ貼付部のひずみ量が弾性変形領域内で収まるように設計するため、有限要素シミュレーション（ANSYS、ANSYS Inc.）による解析を行った。実験で使用する楔形トランスデューサの形状をモデリングし、解析に使用する材料は ABS 樹脂（ヤング率 1500 MPa、ポアソン比 0.32）とした。境界条件として、トランスデューサ底部を固定し、縫合糸固定部に最大 75 N の力を加えた。図 1b に解析の結果を示す。対象箇所におけるひずみ量が 1%以下となるようにトランスデューサの寸法を修正した。

設計した楔形トランスデューサを光造形 3D プリンターにより出力し、プラスチック用ひずみゲージ（GFLAB-3-70-1LJC-F、東京測器研究所）を屈曲部に貼付した。材料は強い引張強度を持つレジン（Voxelab Standard Photopolymer Resin、Transparent）を用い、積層厚さは 50 μm とした。出力した楔形トランスデューサを図 1c に示す。

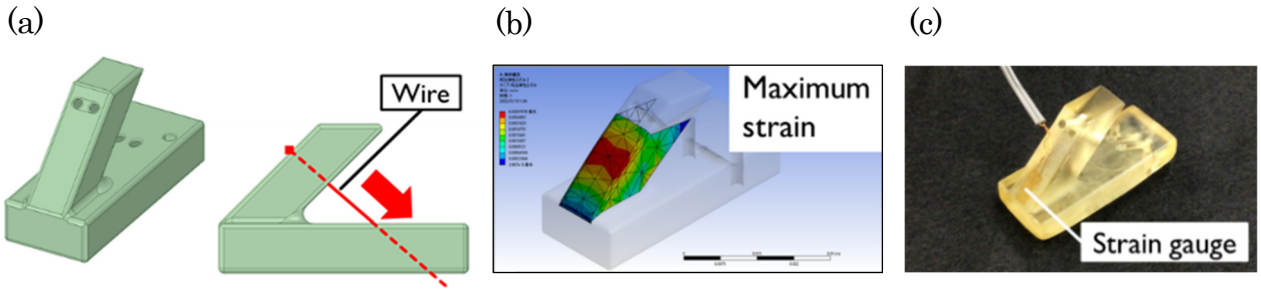


図 1. 開発した楔形トランスデューサの概要

a) 楔形トランスデューサの構造と測定原理。

b) 有限要素法による応力解析例。

c) 光造形 3D プリンターによる出力結果。

2. 実験対象と手順

測定は、愛知医科大学に供された解剖実習体 1 体の ACL を対象とした。解剖により ACL を剖出させた後、AMB と PLB の線維束を分離した。その後、脛骨付着部で切断し、それぞれの線維束の長軸方向と合致するように、脛骨に対して骨孔を空けた。次に、AMB と PLB のそれぞれを縫合糸で縫合し、骨孔に通した後、トランスデューサをねじで脛骨に固定し、縫合糸をトランスデューサに結び付けて固定した（図 2)。膝屈曲角度とひずみゲージの出力電圧値を 10° ごとに記録した。測定終了後、ひずみゲージの出力電圧値と各線維束の張力との関係を算出するために、引張試験機を用いてキャリブレーションを行った。楔形トランスデューサを引張試験機に固定したまま、縫合糸に 6 mm/min の速度で荷重を与え、得られたデータ群を最小二乗法で近似し、その直線にひずみゲージの出力値を代入することで線維束の張力とした。さらに、計測後に各線維束を採取し、引張試験機によって 5%、10%、15%のひずみを与えた際の張力緩和の変化を 1 分間記録した。

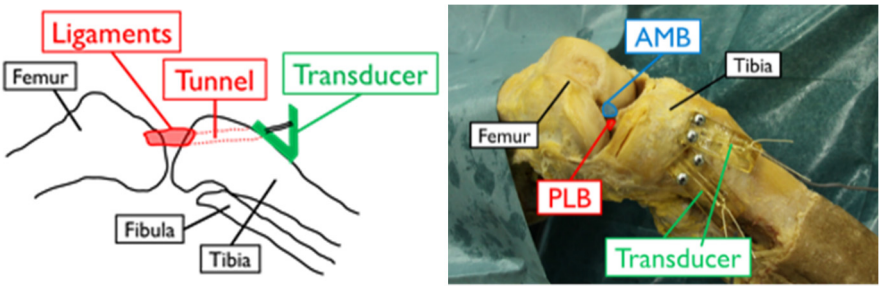


図 2. 楔形トランスデューサの設置方法

ヒト解剖体脛骨に対し、開発したトランスデューサを脛骨に設置した後、ワイヤーを介して各線維束に接続することで、膝屈曲時における張力を計測することを可能とする。

3. 粘弾性評価

引張試験により得られた張力値と各線維束の断面積から応力値を算出し、3 要素固体モデル［1］として表すことで、線維束のばね要素の弾性率および、ダッシュポット要素の粘性率の値を導出し、評価する（図 3)。

3 要素固体モデルにおいて全体のひずみをε、E_1におけるひずみをε_1'、ηにおけるひずみをε_1''とし、全体の応力をσ、E_1・ηにかかる応力をσ_1、E_2にかかる応力をσ_2とすると、応力とひずみは、

$$\dot{\varepsilon} = \dot{\varepsilon}_1' + \dot{\varepsilon}_1'' = \frac{\dot{\sigma}_1}{E_1} + \frac{\dot{\sigma}_1}{\eta} \quad (1)$$

$$\sigma = \sigma_1 + \sigma_2 = \sigma_1 + E_2\varepsilon \quad (2)$$

$$\dot{\sigma} = \dot{\sigma}_1 + E_2\dot{\varepsilon} \quad (3)$$

の関係式で表すことができる。さらに、式（1）に式（2)、(3）を代入し、σ_1、$\dot{\sigma}_1$を消去することにより、応力とひずみの一般式として、

$$\dot{\sigma} = (E_1 + E_2)\dot{\varepsilon} - \left(\frac{E_1}{\eta}\right)(\sigma - E_2\varepsilon) \quad (4)$$

と求めることができる。緩和試験において、荷重により変位させた直後の時間を$t = 0$とし、その時の初期応力をσ_0、緩和後の応力をσ_∞、初期ひずみをε_0とすると、荷重直後においては、粘性部分を表現するダッシュポットηは作動せず、初期応力は、

$$\sigma_0 = (E_1 + E_2)\varepsilon_0 \quad (5)$$

となる。また緩和後の応力は、

$$\sigma_\infty = E_2\varepsilon_0 \quad (6)$$

と表現できる。緩和試験では、ひずみの微分は$\dot{\varepsilon} = 0$となり、一般式（4）は、

$$\dot{\sigma} = -\left(\frac{E_1}{\eta}\right)(\sigma - E_2\varepsilon_0) \quad (7)$$

となる。式（7）を積分することにより、応力の式として、

$$\sigma = E_2\varepsilon_0 + E_1\varepsilon_0 \exp\left\{-\left(\frac{E_1}{\eta}\right)t\right\} \quad (8)$$

と表すことができる。

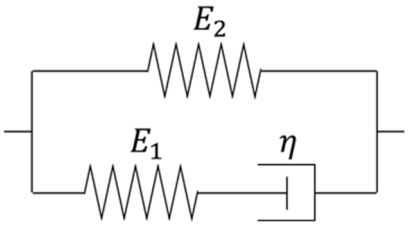


図 3. 3 要素個体モデル

前十字靭帯の各線維束の粘弾性について、数学モデルを用いたパラメータ同定を行うことで、各パラメータを明らかにし、線維束ごとの動特性を議論する。

結果および考察

ACL の各線維束における膝屈曲角度と張力の関係を図 4 に示す。図 4a より、0°から 120°において、膝屈曲角度が大きくなるに従い張力が増加していることが両線維束共に確認できる。また図 4b より、張力の増加に伴い ACL の張力に対する AMB の占める割合が増加していることが確認できる。さらに、全屈曲角度において、AMB の方が大きな値を示す結果となった。すなわち、関節運動中における大腿骨と脛骨を結ぶ強さは、PLB に対して AMB が強いということが示唆されたといえる。

次に、各線維束に対する応力緩和試験の結果を図 5a に示す。図 5a より、経過時間と共に応力が緩和していることが確認できる。これは、靭帯がコラーゲン分子を最小単位とした階層構造をとっており、コラーゲン線維がクリンプパターンと呼ばれる周期的な波状構造を有しているからだと考えられる。靭帯に負荷が作用すると、波

状構造のクリンプパターンが次第に伸ばされることが知られている。また、負荷が長軸方向に対して傾いていた線維を長軸方向に配列させ、配向度を大きくすることによって応力緩和が生じるとされており［2］、本研究においてもその特性が示されたといえる。応力緩和試験の結果をもとに、前述の式（5）、（6）から弾性率 E_1、E_2 を導出した。また粘性率 η については、非線形最小二乗法を式（8）に適用することによって算出した。実験値と算出したパラメータを用いたシミュレーション値の比較例を図 5b に示す。図 5b より、全体を通して概ね一致していることが確認できる。ひずみ量ごとに導出した弾性率と粘性率を表 1 に示す。表 1 より、ひずみ量による差に注目すると、ひずみが大きくなるにつれて弾性および粘性値が増加していることが確認できる。粘性率 η の値については両線維束共に著しく増加していることから、ひずみ量に伴って粘性が強く増すということが示唆される。一方、線維束による差に注目すると、全てのパラメータにおいて AMB が PLB に対して高い値を示していることが確認できる。すなわち、材料特性としてばね・ダッシュポットの性質を強く有するのは AMB だといえる。引張を加えた際のひずみ領域によって力学特性が大きく変化することから、今後測定対象を増やし、さらなる検討を重ねる必要があるといえる。

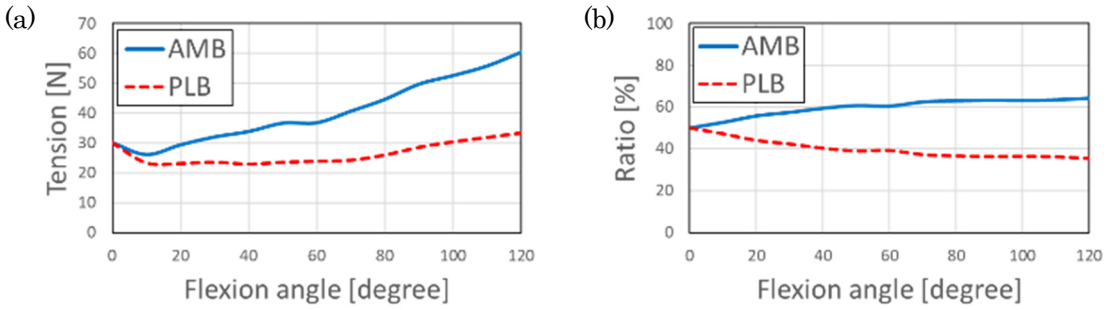


図 4. 膝屈曲角度に対する各線維束の比較

a）屈曲角に対する各線維束の張力変化の様子。

b）屈曲角に対する各線維束の出力割合。

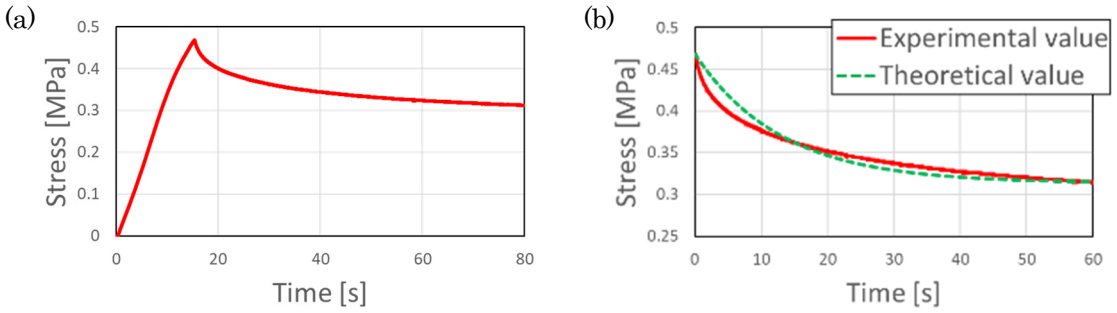


図 5. 応力緩和試験の結果例

a）引張試験機を用いた線維束の応力緩和試験結果。

b）3 要素個体モデルを用いたフィッティング結果。

表 1. 応力緩和試験に対するパラメータ同定結果

strain	E_1 [MPa]		E_2 [MPa]		η [MPa･sec]	
	AMB	PLB	AMB	PLB	AMB	PLB
5%	1.04	0.31	4.22	1.95	9.97	2.52
10%	1.66	0.59	5.20	1.61	18.38	6.49
15%	2.54	1.03	4.24	2.09	32.92	13.35

各線維束の弾性率および粘性率について、ひずみ量に比例して増大する傾向が示唆されたといえる。特に粘性率に関しては、両線維束共に著しく増加する傾向がみられ、ひずみ量に伴って粘性が強く増すという性質がみてとれる。

共同研究者・謝辞

本研究の共同研究者は、愛知医科大学医学部解剖学講座の内藤宗和教授、名城大学大学院理工学研究科機械工学専攻の岩中環樹氏である。

文　献

1)　守谷直史, “軟質裏装材の粘弾性に関する研究”, 広島大学歯学雑誌, Vol. 25, No. 1, pp. 186-199, (1993).

2)　YAMAMOTO N, KATSUNO M. In Vivo Measurement of the Cyclic Creep of Human Patellar TendonsUsing Ultrasonography. February 2013Nihon Kikai Gakkai Ronbunshu, A Hen/Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Part A 79(798):188-197,https://doi.org/10.1299/kikaia.79.188