

線維束の不均一性と線維束相互の干渉を考慮した靱帯力学モデル解析

廣川, 俊二
九州大学大学院工学研究院知能機械システム部門

<https://doi.org/10.15017/19292>

出版情報：福岡醫學雜誌. 96 (6), pp.274-276, 2005-06-25. 福岡医学会
バージョン：
権利関係：

線維束の不均一性と線維束相互の干渉を考慮した靱帯力学モデル解析

九州大学大学院工学研究院知能機械システム部門

廣川 俊二

はじめに

腱・靱帯などの生体軟組織は階層構造を成しており、分子レベルのコラーゲン線維素が集まってコラーゲン線維を、その線維が集まってコラーゲン線維束を、さらにその線維束が集まって腱・靱帯を構成している。腱・靱帯において、各階層レベルで行なった力学試験では、主要強度材である線維束より腱や靱帯のほうが接線係数が高くなると報告されている¹⁾²⁾。一方、工業用複合材料の接線係数は、主要強度材である繊維より低くなる³⁾。このように腱・靱帯では、工業用複合材料とは逆の特性を示す。本研究では、靱帯を線維束の集合体とみなした力学モデルを構築し、上記逆転現象のメカニズム解明を試みた。

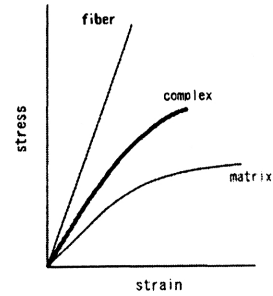
1. 力学モデル

Fig. 1に、生体複合材料である靱帯と一般的な工業用複合材料の応力-ひずみ特性のグラフを示す。靱帯では主要強度材であるコラーゲン線維束の他は水分を主体とした間質物質のみであるにも関わらず、その力学強度（応力-ひずみ曲線の接線係数）が線維束のそれより明らかに高くなっている。

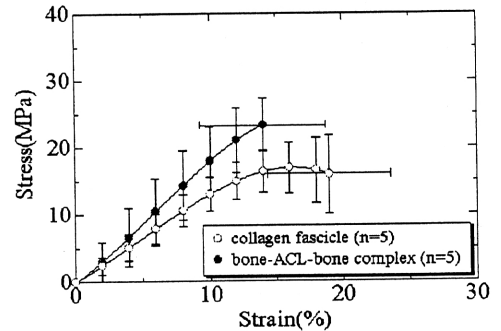
生体材料は工業用材料と比べて、一般的に形状や機械的性質が均一ではない。本研究では、コラーゲン線維束の走行方向に沿ってひずみの不均一性が存在することを実験で確認している¹⁾。また、間質物質はほとんど力を受け持たないとされている²⁾。そこで本研究では、線維束の不均一性として、線維束には強い（強度が高い）部位と、弱い（強度が低い）部位があると仮定し、さらに、間質物質を介した線維束相互の干渉力を考慮に入れた力学モデルを構築した。

1.1 離散モデル

一本の線維束を数本の線形ばねの直列接続でモ



(a) fiber reinforced plastic



(b) Anterior Cruciate Ligament from a swine hider knee joint.

Fig. 1 Stress-strain characteristics of fiber reinforced matrix for industrial and biological materials.

デル化し、各ばねに異なるばね定数を与えることで線維束の走行方向に沿った強度の不均一性を表した。また、線維束相互の干渉力は、各線形ばねの接続節点に、一次元線形ばねを橋渡しすることで表現した。Fig. 2は基本となるモデル図であり、2本の線維束をそれぞれ3分割した場合を表す。

各線維束の弱い部位は線維束ごとにランダムに配置した。靱帯の応力-ひずみ曲線の線形領域に加え、つま先領域の表現のためクリンプの条件を、また、破断領域の表現のため破断条件を与えた。靱帯は一部に湾曲状態の線維を含むため、線維束ごとに異なる初期値を与えることでモデル化した。線維束の本数を50、分割数を10とし、

(a) 線維束1本の場合

(b) 線維束が50本複合した場合

(c) 上記(b)の各線維束の初期長さを変えた場合の3通りについてシミュレーションを行った。

Fig. 3にシミュレーション結果を示す。図より、(a)線維束1本の場合よりも(b)線維束が50本複合した場合の方が強度、すなわち接線係数が高く

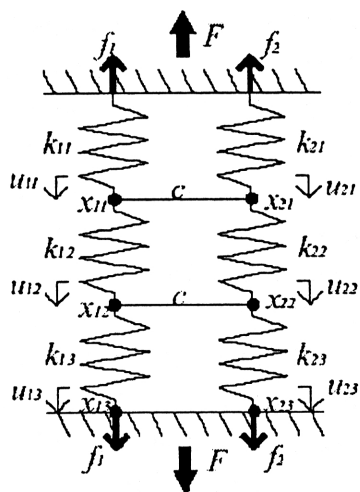


Fig. 2 Discrete type of spring model for a ligament

なっている。また、(c) 各線維束の初期長さを変えた場合の接線係数は (b) の場合と同じである。よって、初期長さを変えた場合、強度自体は変わらないが、破断が始まる前に応力一定の領域が現れており、典型的な応力-ひずみ曲線が再現されていることがわかる。

1.2 連続体モデル⁴⁾

前項の離散モデルに引き続き、二次元連続体モデルを構築した。連続体モデルでは平面応力を扱うものとした。離散モデルと同様に、1本の線維束をいくつかの部位に分割して表した、また、間質物質には超弾性体を仮定し、線維束と同様の形状で表した。

Fig. 4 に基本となる連続体モデル図を示す。図で白色要素は線維束を、灰色要素は間質物質を表し、2本の線維束をそれぞれ3分割した場合を表している。まず最初に、線維束と間質物質の構成

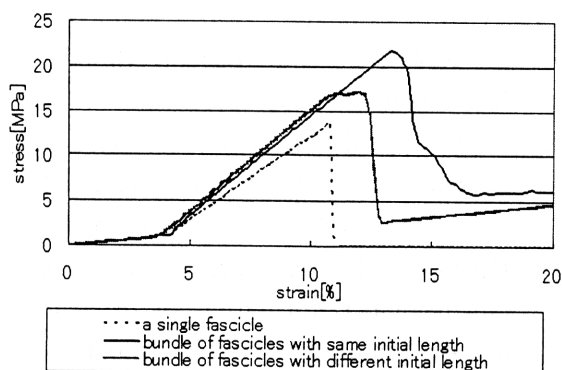


Fig. 3 Simulation results from the discrete model

式を導出した。間質物質は超弾性体のMooney-Rivlin材とし、非圧縮性を仮定した。さらに、以上で得られた線維束と間質物質の構成式の増分表記を行い、仮想仕事の原理を用いて系の定式化を行った後、剛性方程式を導出した。

線維束の本数を10、分割数を10とし、

- (a) 間質物質がない場合
- (b) 弱い部位を集中させた場合
- (c) 弱い部位をランダムに分布させた場合

の3通りについてシミュレーションを行った。変位境界は上端と下端の引張り方向のみとし、増分量を境界上の節点変位とした。上記(c)が、生体複合材料である靱帯の力学モデルに相当する。Fig. 5, 6にシミュレーション結果を示す。Fig. 5は応力-ひずみ曲線、Fig. 6は変形の後最終状態での主応力の分布を示した図である。

Fig. 5より、間質物質がない線維束のみの(a)や、弱い部位を集中させた(b)の場合に比べ、靱帯モデル(c)の強度、すなわち接線係数は、高くなっていることがわかる。また、(a)と(b)の応力-ひずみ曲線はほとんど等しくなっている。Fig. 6の主応力分布図では、弱い部位に隣接した強い部位の主応力値が非常に高くなっており、強い部位が間質物質を介して弱い部位を補強していることがわかる。

2. 考察

離散モデルでのシミュレーションの結果、Fig. 3に示したように、靱帯における強度の逆転現象が示され、間質物質をモデル化した線形ばねが有効に機能していることが確認された。とくに注目すべきは、線維束の湾曲を考慮し、線維束ごとに初期長さを変えた場合の応力-ひずみ曲線であり、

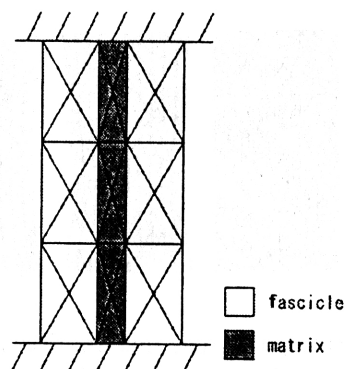


Fig. 4 Continuous type of model for a ligament

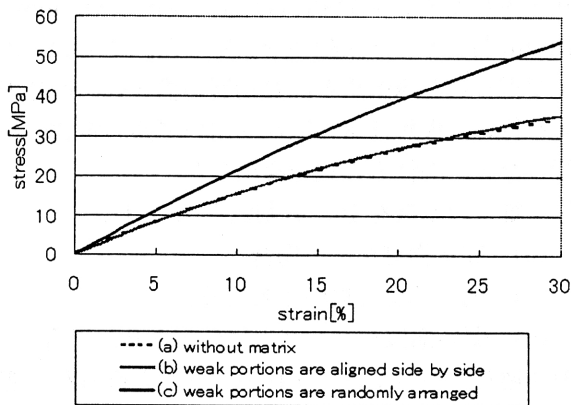


Fig. 5 Simulation results from the continuous model

微小破断領域が再現されているのがわかる。さらに、破断後の挙動では、線維束 1 本の場合、破断後の応力が急激にゼロまで下がるが、線維束 50 本が複合したモデルでは、応力が急激には落ちない。この状態は、いわゆる“過負荷による靱帯の緩み”に相当し、一部の線維束は断裂したものの、残りの線維束が張力を保持している状態を表している。初期長さを変えたモデルで、破断後の応力が右上がりの特性を示した理由は各線維束の初期長さを極端に変え過ぎたためと考えられる。

なお、線維束の不均一性については、強弱の 2 種類のみで定義したが、実測値の統計のガウス分布などを用いて強弱の分布を表現すれば、より実際に近いモデルを構築できる。

連続体モデルでも、Fig.5 に示したように、靱帯における強度の逆転現象を再現できた。図で、弱い部位を集中させた場合と、線維束のみの場合を比較すると両者の強度にほとんど差はない。また、間質物質の応力値は非常に小さい。これらのことから、間質物質自身の強度が線維束の強度を上回

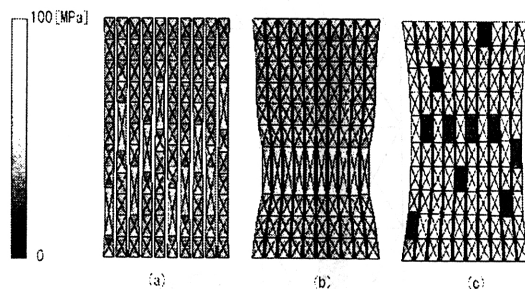


Fig. 6 Principal stress distribution maps (a) without matrix, (b) weak portions are aligned side by side, (c) weak portions are randomly arranged

るため、線維束が集合したモデル全体の強度が増加したのではないことがわかる。さらに、Fig.6 によれば、弱い部位に隣接する強い部位の主応力が大きくなっている。このことにより間質物質が有効に働き、隣接する強い部位が弱い部位を補強した結果、線維束が集合した靱帯モデルの強度が増加したことがわかる。同図において、弱い部位に隣接した強い部位では、主応力値が急増している。しかも、強い部位の破断ひずみは一般に、弱い部位の破断ひずみより小さい。よって、靱帯の微小破断はむしろこのような強い部位から始まるとも考えられ、さらに詳細な検討を行なう予定である。

連続体モデルには、離散モデルで採用したようなつま先領域、線形領域、破断領域の区別や、各線維束の初期長さの違いなどが考慮されていない。また、離散モデル同様、間質物質の物性値に実験的裏付けは無い。これら諸問題に関する対策は今後の検討課題である。

おわりに

本研究では、階層構造および部位依存性を表現した靱帯力学モデルを構築した。靱帯と線維束の 2 階層にまたがり、しかも間質物質の力学的関与を具体化したモデルは、これまでに例を見ないのである。離散・連続体の 2 通りのモデルを用いたシミュレーションにより、それぞれ靱帯における強度の逆転現象を再現した。

参考文献

- 1) 飯塚恵一：平成 15 年度九州大学修士論文、膝十字靱帯における力学特性と組織構造の関係、2003。
- 2) Miyazaki, H., and Hayashi, K.: Tensile Tests of Collagen Fibers Obtained from the Rabbit Patellar Tendon, *Biomedical Microdevices* 2, 151-157, 1999.
- 3) Niki, E., and Tajiri, M.: Reinforcement Mechanism of Fiber Composite Materials, *セラミックス*, 4, 490-495, 1969.
- 4) Hirokawa, S. and Tsuruno, R.: Three-dimensional Deformation and Stress Distribution in an Analytical/Computational Model of the Anterior Cruciate Ligament, *J. Biomechanics*, 33, 1069-1077, 2000.