

アキレス腱張力の非侵襲計測デバイスの開発

Development of non-invasive measurement device of achilles tendon force

○今出亘彦(芝浦工業大学) 原周平(芝浦工業大学) 山本紳一郎(芝浦工業大学)

Nobuhiko IMADE, Shibaura Institute of Technology

Shuhei HARA, Shibaura Institute of Technology

Shin-ichiroh YAMAMOTO, Shibaura Institute of Technology

Abstract: It is well known that body-weight supported treadmill training is effective to improve the gait rehabilitation for spinal cord injury patients. Previous studies suggested that the loading stimulation to lower limb anti-gravity muscle is important for training for ambulatory recovery in spinal cord injury patients. The purpose of this study is to develop and estimate the Achilles tendon force (ATF) device as one of the application of body-weight supported treadmill training. In present study, we developed a device to measure non-invasively the ATF. We compared the ATF acquired by ultrasound imaging systems and torque meter with that by developed device. In the result there is a correlation between ATF[N] and Z direction force[N]. It might be indicated that lateral direction force of Achilles tendon is increase with an increasing of ATF[N].

Key Words: Achilles tendon force (ATF), Body-Weight Supported Treadmill Training

1. 背景・目的

脊髄損傷者の歩行機能回復訓練には、股関節可動域の増大と下肢抗重力筋への負荷刺激が重要である⁽¹⁾。特に下肢抗重力筋に負荷刺激が与えられたとき発生する筋腱接合体の張力の情報は、主としてアキレス腱内の固有感覚受容器(ゴルジ腱器官)で受容する。この張力情報は求心性神経を經由して脊髄に伝達し、歩行動作の主動筋として機能する下腿三頭筋の収縮を制御する働きがある。このことから、アキレス腱張力を定量的に計測することは歩行機能回復訓練に関する重要な制御パラメータとなる。

先行研究では、光ファイバの埋め込みやバックルフォーストランスデューサをアキレス腱に装着して張力を計測する侵襲的な試みが成されている⁽²⁾。しかし、これらは特殊な手術が必要であり実用化には至っていない。また、現在アキレス腱張力を計測するシステムは、MRIや超音波画像診断装置、トルク計、3D動作解析システム等の高額な装置と広いスペースが必要となる課題点も存在する。

そこで、本研究では動的に計測可能なアキレス腱張力計測デバイスを開発し、免荷式歩行訓練の処方パラメータとして応用することを最終目標としている。本発表では非侵襲でアキレス腱の力学的特性を計測可能なデバイスのプロトタイプを開発し、その概要と実験評価について報告する。

2. アキレス腱張力の計測

2-1 アキレス腱張力算出方法

アキレス腱張力[N](以下: ATF[N])は、足関節トルク[Nm](以下: ATq [Nm])を足関節中心からアキレス腱の矢状面方向の距離であるモーメントアーム[m](以下: Ma[m])で除して求めることができる⁽³⁾。さらに足関節軸のねじり角 θ [rad]を考慮すると式(1)のように定義することが可能である⁽⁴⁾。 θ [rad]は Hashizume et al (2012)の結果を引用した⁽⁴⁾。

$$ATF[N] = \frac{ATq[Nm]}{Ma[m] \times \cos \theta} \quad (1)$$

ATq[Nm]はペダル式のトルクメータ(TD200, Kubota)で計測した。Ma[m]は足関節周りの超音波画像(Aplio, Toshiba)から内側腓腹筋-アキレス腱接合体の移動量を計測し、足関節の角度変化量で除して算出した⁽⁵⁾。

3. アキレス腱力学的特性計測デバイス

3-1 開発指針

アキレス腱が力を発揮したときの力学的特性を計測可能なデバイスを開発する。その計測パラメータと2-1章の方法で計測したATF[N]との関係性を調査し、較正式を導出することで非侵襲的なATF[N]の推定を目指す。

3-2 計測デバイス

Fig.1に計測デバイスを示した。

この装置は挟み込み部(⑥)の間にアキレス腱を配置し、スプリング(⑤)($K=0.1$)の反力でリニアガイド(④)上をセンサユニットが移動する構造で腱の計測位置に固定する。加えて、位置調整部(⑦)を細かく設定することで、装着者によって異なるアキレス腱の位置にも対応できるようにした。さらに将来的に歩行中の計測を行うことも視野に入れ、軽量化(250g)とベルト(③)でデバイスを腰部に固定し、安定性を図った。

計測面で発生するX,Y,Z軸方向の力[N]は3軸力覚センサ(PD3-32-05-15, NITTA)(①)で計測を行う。腱のZ軸方向の変位量[mm]はワイヤ式変位トランスデューサ(M150, CEL ESCO)(②)で計測を行う。水平方向に生じるスティフネス[N/mm](以下: 横スティフネス[N/mm])はZ軸方向に腱が発揮する力[N](以下: 力Z[N])を変位量で除することで求める。これらの計測パラメータとアキレス腱張力との関係性を調査し、較正式導出を試みた。

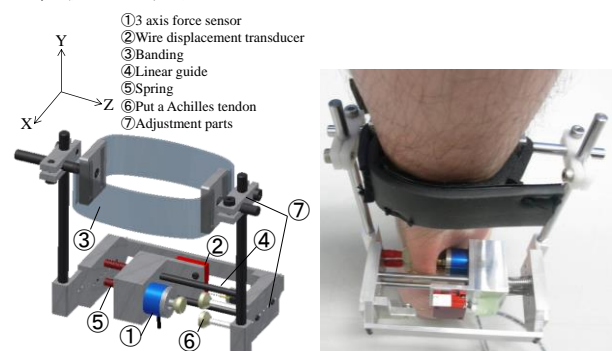


Fig.1 Measuring device for mechanical property of Achilles tendon

4. アキレス腱張力計測実験

4-1 実験目的

異なる関節角度における ATF[N]とアキレス腱の力学的特性の関係性を調査し、ATF[N]を理論値、デバイスのセンサ計測値を実験値として較正式を求められるかどうかを確認する。

4-2 実験システム

Fig.2 に実験システムを示す。超音波画像診断装置(Aplio, Toshiba)を用いて内側腓腹筋とアキレス腱接合部の移動量をサンプリング周波数 30[Hz]で取得し、その他のセンサ計測値は A/D コンバータ(WE7251, Yokogawa)を用いてサンプリング周波数 1000[Hz]で取得した。

4-3 実験方法

被検者は健康成人男性 3 名(平均年齢 22.6 歳±0.47)とした。被検者には座位姿勢で膝の膝関節角度を屈曲 45[deg]でシートに固定し、足関節角度は底屈方向に 20,10,0[deg]の 3 パターンでペダルに固定した。また超音波プローブは内側腓腹筋とアキレス腱接合部に固定して計測を行った。そして、被検者にはオシロスコプの画面に 0.1[Hz]の周期で表示される目標波形に合わせて最大随意等尺性収縮(MVC)で底屈方向に力を発揮してもらい、同様に波形に合わせて力を抜く試行を行った。これを連続して 5 試行行い、計測結果の比較・評価を行った。

4-4 実験結果

Fig.3 の A に各関節角度における ATF[N], B に力 Z[N]の典型例を示した。この典型例より、ATF[N]の伸張に伴い、力 Z[N]も増加傾向にあることがわかった。そこで、ATF[N]と力 Z[N]の関係を検討した。

Fig.3 の C に足関節 20[deg], E に 10[deg], G に 0[deg]の各被検者(N1,N2,N3)における ATF[N]と力 Z[N]の比較結果を示す。足関節 20[deg]のとき、ATF[N]と力 Z[N]は被検者間で $r = 0.85, 0.79, 0.89$ であり、強い正の相関を示した。足関節 10[deg]では $r = 0.96, 0.96, 0.89$ であり、強い正の相関を示した。足関節 0[deg]では $r = 0.92, 0.87, 0.89$ であり、強い正の相関を示した。

Fig.3 の D に足関節 20[deg], F に足関節 10[deg], H に足関節 0[deg]の横スティフネス[N/mm]と鉛直方向の腱スティフネス[N/mm](以下:縦スティフネス[N/mm])の関係を示す。縦スティフネス[N/mm]は、ATF[N]を筋腱接合部の変位量[mm]で除することで算出した。足関節 20[deg]のとき、横スティフネス[N/mm]と縦スティフネス[N/mm]は被検者間で $r = 0.68, -0.35, 0.51$ であった。足関節 10[deg]では、 $r = 0.23, 0.34, -0.15$ であり、足関節 0[deg]では $r = 0.58, 0.44, 0.30$ となった。以上のことから、設定した足関節角度において両パラメータ間に関係を見出すことはできなかった。

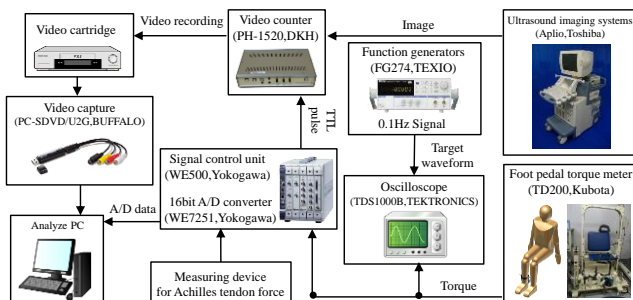


Fig. 2 Experimental set-up

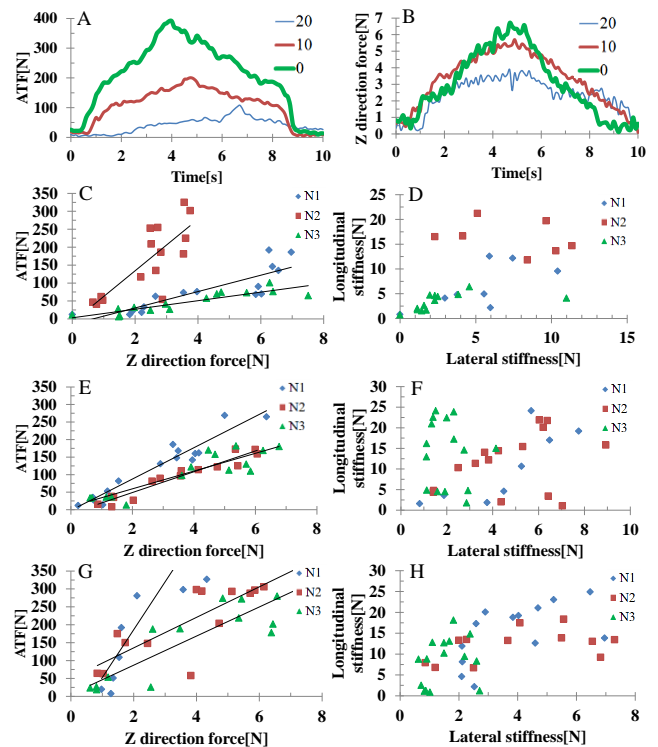


Fig. 3 Comparison of ATF (A), Typical of Z direction force (B), Compare ATF with Z of 20deg (C), Compare Longitudinal stiffness with Lateral stiffness of 20deg (D), Compare ATF with Z of 10deg (E), Compare Longitudinal stiffness with Lateral stiffness of 10deg (F), Compare ATF with Z of 0deg (G), and Compare Longitudinal stiffness with Lateral stiffness of 0deg (H)

5. 考察・まとめ

設定した関節角度において底屈方向への ATF[N]の発揮に伴い、Z[N]も増加傾向にあることを相関係数で確認した。このことから ATF[N]の発揮に伴い、腱は水平方向にも力を発揮することが示唆された。

次に、腱が水平方向に発揮する力 Z[N]とその変形量[mm]を合わせて定量化するために縦・横スティフネス[N/mm]間の比較を行ったが、両パラメータ間に相関はみつけられなかった。しかし、水平方向に発揮する力 Z[N]の増加に伴い、腱幅[mm]は増加するのでスティフネス[N/mm]と ATF[N]は関係性があると考えられる。本研究で関係を見出すことができなかった理由として、センサユニットとリニアガイド間の摩擦により変位計測に時間遅れが生じたこと、腱幅変化が縦方向のひずみと同時に起こらない可能性があること、デバイスを固定した外部腱周りの皮膚やその他の筋の影響等が懸念される。従って、現段階では腱幅[mm]の測定には課題が多く、較正式決定には至らなかった。

今後は上記で挙げた課題点を特定し、スティフネス[N/mm]の再評価を行う。加えて、超音波画像診断装置で MVC 発揮時の腱断面積を計測し、デバイスで計測した腱の力学的特性との関係について検討する。

参考文献

- (1) V. Dietz, et al, J Appl Physiol, 96, 1954-1960, 2004.
- (2) T.Finni et al, J Appl Physiol, 77, 289-291, 1998.
- (3) Haxton HA et al, J Physiol, 103, 267-273, 1944.
- (4) Satoru Hashizume et al, J Biomech, 45, 409-413, 2012.
- (5) K. Ann et al, J Biomech, 16, 419- 425, 1983.