安静時および筋収縮時におけるアキレス腱モーメントアームの 3 次元計測

スポーツ科学専攻　身体運動科学研究領域
5008A070-5　橋詰　賢　　研究指導教員：　矢内　利政　教授

第 1 章　緒論

筋または腱のモーメントアームは，関節回転軸と，その関節をまたぐ筋または腱の張力作用線までの距離として定義される．これまでヒト生体におけるモーメントアームは，超音波装置や磁気共鳴撮像(MRI)装置を用いて 2 次元的に計測されてきた(Rugg et al. 1990 など)．その結果，関節角度変化や筋収縮に伴って，モーメントアームの値は変化することが明らかとなっている．しかしヒトの関節運動の多くは 3 次元的な運動である(Zatsiorsky 1997)ことから，関節運動を平面運動として仮定することは，簡略化として便利である一方，回転軸に直交する運動平面を推定する際に誤差を生じる危険性がある．そこで本研究ではアキレス腱モーメントアームを対象とし，1)アキレス腱モーメントアームの 3 次元計測方法の確立および 2 次元計測の有する計測誤差について検討すること，2)筋収縮がアキレス腱モーメントアームの 3 次元計測値に与える影響について検討することを目的とした．

第 2 章　安静時におけるアキレス腱モーメントアームの 3 次元計測

［目的］ヒト屍体やヒト生体を対象とした先行研究によって，足関節回転軸は矢状面に直交しないと報告されている(Isman and Inman. 1969 など)．2 次元計測を行う際に，関節回転軸に直交する面を同定することは困難(Spoor and van Leeuwen. 1992)であることから，これまで報告されてきたモーメントアームの 2 次元計測値は誤差を有している可能性がある．そこで第 2 章では安静時におけるアキレス腱モーメントアームの 3 次元計測を行うこと，およびその必要性について検討することを目的とした．

［方法］成人男性 15 名を対象とした．仰臥位，膝関節伸展位，足関節角度-20，-10，0(解剖学的正位)，+10, +20, +30 度(-：背屈位，+：底屈位)の 6 条件で被験者を固定した．この 6 条件において，スライス厚 1 mm，撮像視野 30 cm，撮像マトリクス 512×512 ピクセルで足関節連続矢状面画像を取得した．取得した連続画像を用いて，足関節角度-10, 0, +10, +20 度における足関節回転軸を算出した．算出した足関節回転軸と，各足関節角度におけるアキレス腱作用線を足関節回転軸に垂直に交わる面に投影した線分との最短距離を 3D アキレス腱モーメントアームとして算出した．また矢状面を足関節の運動平面と仮定した際の 2D アキレス腱モーメントアームを，-10，0，+10，+20 度における足関節回転中心と各足関節角度におけるアキレス腱作用線との最短距離として算出した．

［結果および考察］いずれの関節角度においても 3D アキレス腱モーメントアームは，2D アキレス腱モーメントアームよりも有意に低い値を示した($p<0.01$)(Fig.1)．その要因として 2D 計測において生じる 1)運動平面の推定誤差による，足関節回転軸とアキレス腱作用線との最短距離の計測誤差，2)アキレス腱作用線と足関節回転軸のねじれの位置(=twist angle)を無視することによって生じる，足関節回転軸周りの運動に貢献する張力成分の過大評価が挙げられる．これらの影響は 3 次元計測によって考慮が可能となることから，3 次元計測はより正確なアキレス腱モーメントアームの計測が行うことが可能であると結論される．

第 3 章　筋収縮時におけるアキレス腱モーメントアームの 3 次元計測

［目的］本研究第 2 章の結果，アキレス腱モーメントアームは，足関節回転軸に直交する運動面の推定および twist angle の影響を考慮して計測する必要がある．Maganaris et al(1998)は，最大等尺性随意収縮(MVC)による足関節底屈トルク発揮時のアキレス腱モーメントアームを算出した．その結果安静時と比較して，アキレス腱モーメントアームは増加すると報告している．そこで本研究では，安静時および筋収縮時におけるアキレス腱モーメントアームの 3 次元計測を行うことで，その必要性について検討することを目的とする．

［方法］成人男性 8 名を対象とした．仰臥位，膝関節

完全伸展位，足関節角度-10, 0, +10 度の 3 条件で被験者を固定した．この 6 条件において，スライス厚 3 mm，撮像視野 30 cm，撮像マトリクス 256×128 ピクセルで足関節連続矢状面画像を取得した．また筋収縮条件は 60%MVC とし，MRI 用トルクメータおよびゴーグルタイプモニタを用いて,トルク発揮時の波形変化をリアルタイムで被験者にフィードバックした．波長変化が目標値に達した段階で撮像を開始した．安静時および筋収縮時における 3D モーメントアームの算出は，第 2 章と同様の方法を用いて行った．

［結果および考察］3D アキレス腱モーメントアームは 60%MVC 時において，安静時と比較して 18%程度増加した (Fig.2). 60%MVC 時において, 1)足関節回転軸が矢状面に対して直交方向に近づき，足関節運動面が矢状面に近づいたことによる，足関節回転軸とアキレス腱作用線の最短距離の増加，2)ヒラメ筋筋厚の増加によって生じたアキレス腱作用線の後方回転による，足関節回転軸とアキレス腱作用線の最短距離の増加によって, 3D アキレス腱モーメントアームは増加したと考えられる．

第 4 章　総括論議

本研究第 2 章の結果, 3D アキレス腱モーメントアームは 2D アキレス腱モーメントアームよりも有意に低い値を示した．多くの研究では，Rugg et al(1990)の示した 2D アキレス腱モーメントアームや, Grieve et al(1978)の示した推定式を用いて腱張力の推定を行っている(Kubo et al. 2000 など)．本研究で算出した 2D アキレス腱モーメントアームは Rugg et al(1990)の示した値と類似していたことから，先行研究で報告されていたアキレス腱モーメントアームは値を過大評価している可能性がある．さらに第 2 章に参加した被験者に対して Grieve et al の式を用いてアキレス腱モーメントアームを推定したところ，安静時における 3D アキレス腱モーメントアームと相関関係は認められなかった．Grieve et al の式は変数として下腿長が用いられている．しかし他の先行研究(川上ら)においてアキレス腱モーメントアームと下腿長に相関関係は認められておらず，本研究の結果はそれらの先行研究を支持する結果であった．

また本研究第 3 章では筋収縮時における 3D アキレス腱モーメントアームの計測を行った．収縮時にモーメントアームが増加することは，2 次元計測を用いた先行研究(Maganaris et al. 1998 など)によって報告されている．第 2 章によって, 2D アキレス腱モーメントアームは誤差を有することが確認された．しかし第 3 章の結果により，筋収縮時に 3D アキレス腱モーメントアームが増加したことから，筋収縮に伴うモーメントアームの増加は 2D 計測によって生じる誤差の影響を上回るものであり，その現象は 2 次元計測においても捉えることが可能であったと考えられる．しかしアキレス腱モーメントアームやその増加率といった絶対値の信頼性には問題点が残ることから，筋収縮時においても 3 次元計測が必要である．

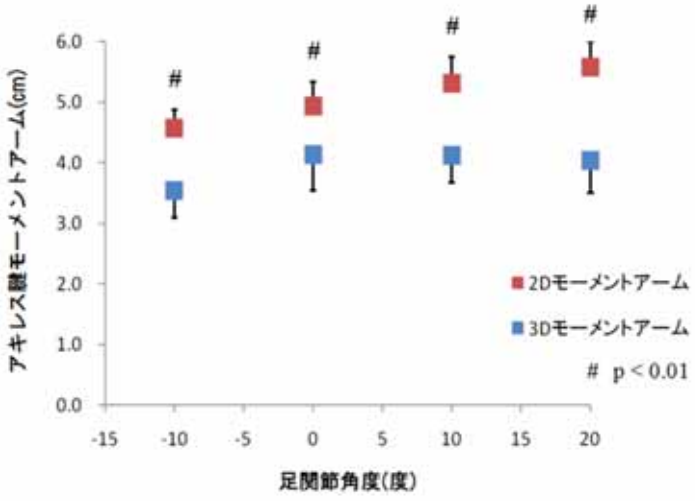

Fig.1　安静時における3Dおよび2Dアキレス腱モーメントアームと足関節角度の関係

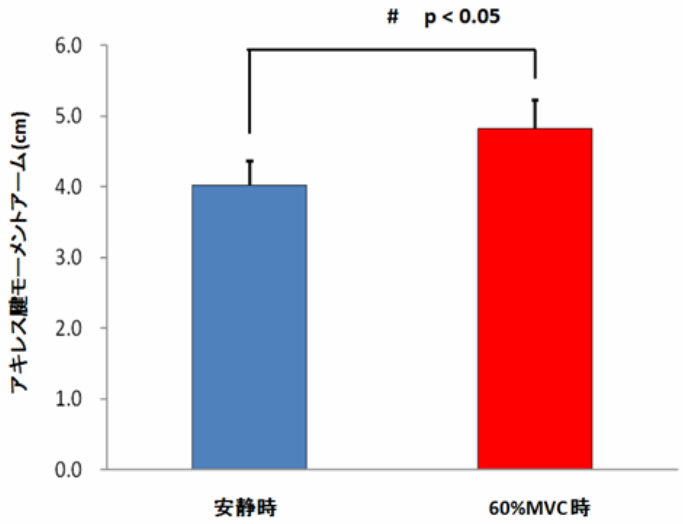

Fig.2　安静時および60%MVC時における3Dアキレス腱モーメントアーム