

博士学位論文

題目

前十字靭帯再建術後膝に対する機能的ウェアの開発

担当指導教員名	小柳 磨毅 印
年月日	2017年1月31日
専攻名	医療福祉工学専攻
学生番号	DL10A607
氏名	向井 公一 印

大阪電気通信大学大学院

目次

第1章 序論	
1.1 研究の背景	1
1.1.1 前十字靭帯の機能解剖とバイオメカニクス	1
1.1.2 前十字靭帯損傷と再建術	4
1.1.2.1 前十字靭帯損傷	4
1.1.2.2 前十字靭帯再建術	5
1.1.3 前十字靭帯損傷の予防	7
1.1.3.1 トレーニングによる予防効果	7
1.1.3.2 前十字靭帯損傷の予防に関する疫学調査	8
1.1.3.3 前十字靭帯損傷リスクのスクリーニング検査	10
1.2 ウェア開発の現状と課題	12
1.2.1 補装具利用の現状と課題	12
1.2.2 コンプレッションウェアの現状と課題	13
1.2.2.1 コンプレッションウェアの生体への影響	13
1.2.2.2 コンプレッションウェアが動作に及ぼす影響	15
1.2.3 コンプレッションウェアの現状と課題	17
1.3 本研究の目的	17
1.4 論文の構成	17
1.5 前十字靭帯再建術後膝に対する機能的ウェア開発の意義	18
第2章 テーピングを用いた効果的なライン走行の検討	
2.1 静的姿勢評価	33
2.1.1 対象と方法	33
2.1.2 結果および考察	34
2.2 動的姿勢評価	36
2.2.1 対象と方法	36
2.2.2 結果および考察	37
2.3 要約	38
第3章 開発した機能的ウェアのデザイン	
3.1 機能的ウェアのコンセプト	40
3.2 提案する機能的ウェアのデザイン	40

第4章 張力試験による機能的ウェアの剪断力抑制効果の検証	
4.1 モデル膝の作成	43
4.2 モデル膝の動作設定	46
4.3 対象と方法	47
4.4 結果	47
4.5 考察	53
4.6 要約	54
第5章 機能的ウェアによる静的安定性の検証	
5.1 はじめに	56
5.2 対象と方法	56
5.3 結果	57
5.4 考察	58
第6章 健常例における機能的ウェアの動的安定性の検証	
6.1 はじめに	60
6.2 対象と方法	61
6.2.1 対象	61
6.2.2 運動課題	61
6.2.3 計測手順と分析方法	62
6.2.4 統計学的解析	62
6.3 結果	63
6.4 考察	66
6.5 要約	69
第7章 臨床例における機能的ウェアの動的安定性の検証	
7.1 はじめに	73
7.2 対象と方法	73
7.2.1 対象	73
7.2.2 運動課題	74
7.2.3 計測手順と分析方法	76
7.2.4 統計学的解析	76
7.3 結果	76
7.3.1 健常者の利き脚、非利き脚の優位性	76
7.3.2 片側 ACL 再建術後症例群による検討	78

7.4 考察	78
7.5 要約	80
第8章 総括	82
謝辞	84

第1章 序論

1.1 研究の背景

1.1.1 前十字靭帯の機能解剖とバイオメカニクス

前十字靭帯 (anterior cruciate ligament : ACL) は、大腿骨外側顆の窩間側後方から脛骨プラトーの内側顆間結節へ向かい、後外側より遠位前方にねじれるように走行する紐状の線維束である (図 1-1) [1, 2]。ACL の実質部は密な膠原線維からなり、靭帯実質、非石灰化線維軟骨、石灰化線維軟骨の 4 層構造を持ち、ACL が骨に付着することにより靭帯に加わる張力と圧迫力を吸収すると推察されている [3]。正常 ACL は、図 1-2 のように解剖学的に前内側線維束 (anteromedial bundle : AMB) と後外側線維束 (posterolateral bundle : PLB) の 2 つの線維束に大きく分けられる [4, 5, 6]。また、中間線維束 (intermedial bundle : IMB) の存在を有するという報告もある [7, 8]。ACL の血行は、後十字靭帯に向かう中膝動脈から出た細い十字靭帯枝が支配しており、血行動態は不安定とされる (図 1-3) [2, 9]。図 1-3a に膝窩部よりみた十字靭帯に分布する動脈、図 1-3b に ACL に分布する中膝動脈の十字靭帯枝を示す。

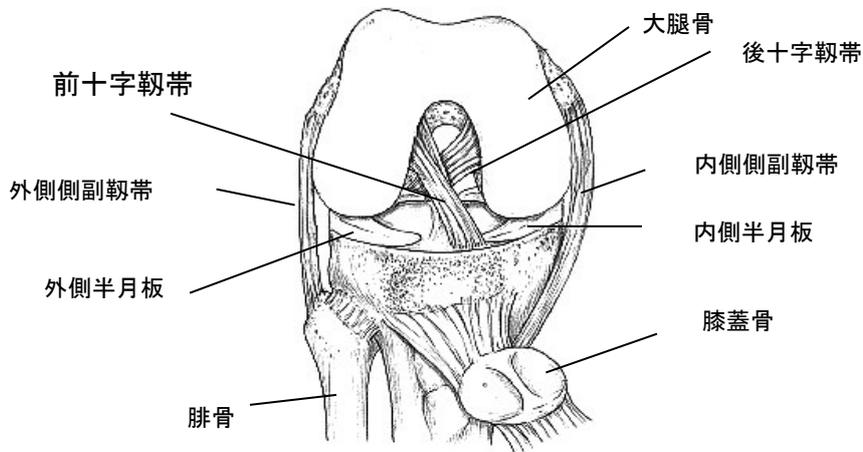


図 1-1 膝関節の解剖 (文献 1 から引用改変)

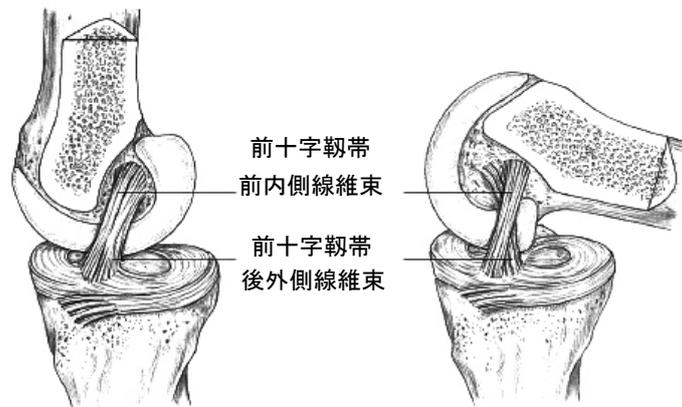


図 1-2 膝前十字靭帯の概観（文献 6 から引用改変）

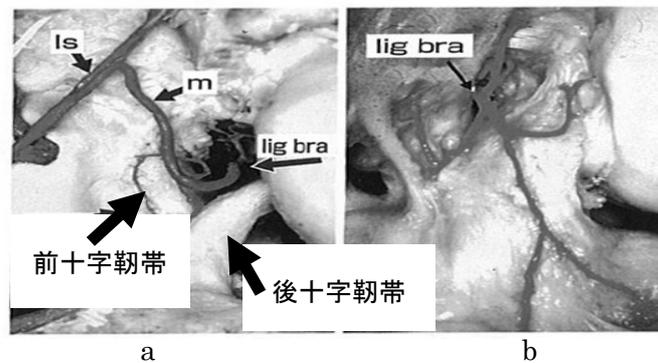


図 1-3 十字靭帯の血管分布（文献 7 から引用改変）

Is : 外側上膝動脈、m : 中膝動脈、lig bra : 十字靭帯枝

ACL は大腿骨に対する脛骨の前方亜脱臼を制動し、脛骨の前方への制動の 85[%]以上の機能を有している[10]。この靭帯の損傷により、明らかな膝関節の前方不安定性が出現する[11]。また、ACL は下腿内外旋と膝内外反の抑制にも安定機構として機能している[12]。

脛骨の前方引き出し力に対しては、膝伸展位付近では後外側線維、屈曲位では前内側線維が前方制動に主として携わっており、各線維束が機能分担をしているとされる [13, 14]。脛骨に前方 110N の引き出し力を加えた際に、屈曲角度 15° で最大負荷(110[N])、屈曲角度 90° で最低負荷 (71[N]) を示しており、ACL が軽度屈曲位において最も機能するとされている[13]。また ACL は、膝関節屈伸 10~130° の間では張力の変化は少ない。しかし、10°

より伸展または 130° 以上屈曲するに従い張力が上昇する [12, 14]。他動的屈曲と伸展運動でも、過度な屈曲位および伸展位付近では ACL への負荷が増大する [12] (図 1-4, 1-5)。

靭帯組織における構造特性の評価では、ACL の最大破断荷重の平均値は、若年者 (平均 29 歳) 2,160 [N]、壮年者 (平均 45 歳) 1,503 [N]、高齢者 (平均 75 歳) では 658 [N]) であったと報告され [15]、高齢になるほど最大破断荷重と線形剛性が低下するとの報告がある [16]。

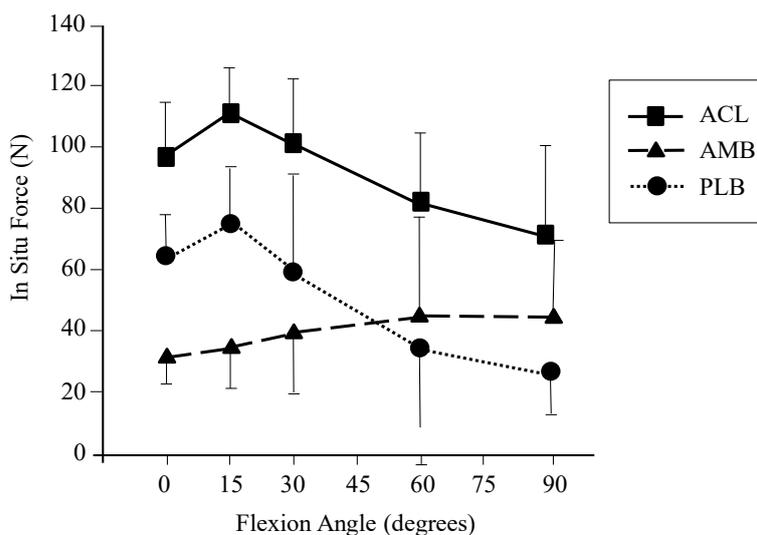


図 1-4 正常前十字靭帯の各線維束に加わる力と関節角度 (文献 13 より引用改変)

ACL : 前十字靭帯、AMB : 内側線維束、PLB : 外側線維束

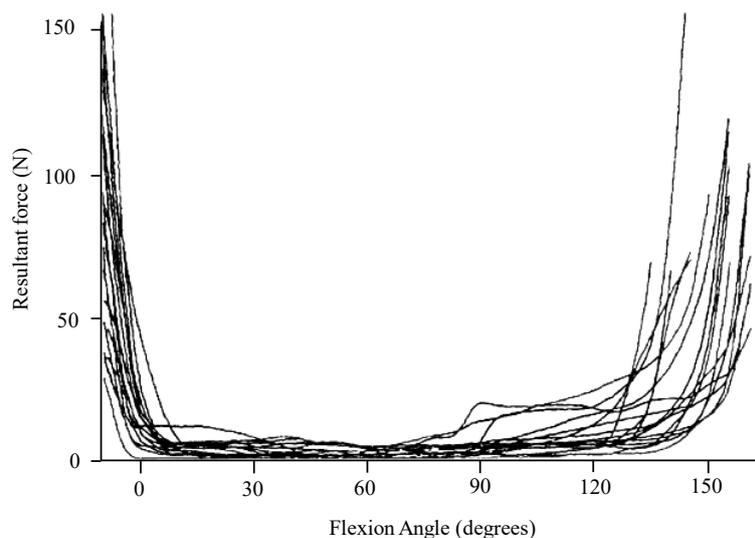


図 1-5 膝関節の他動運動時における前十字靭帯の張力（文献 14 より引用改変）

1.1.2 前十字靭帯損傷と再建術

1.1.2.1 前十字靭帯損傷

膝関節は運動と支持という、相反する機能を有する関節である。関節を構成する大腿骨と脛骨は共に長いレバーアームとなり、加えて脛骨と大腿骨の骨形態が一致しないことにより、運動によって生じる外力の影響を受けやすい。外力は関節を構成する支持組織である靭帯に加わり、結果として靭帯損傷が生じやすい[17]。特に、ACL 損傷は膝のスポーツ外傷として高い頻度で発生する。本邦では年間 2~3 万件の ACL 損傷が発生しており、年間の手術件数は約 1 万 5 千件以上と推定されている[18]。また、本邦の女子バスケットボールリーグ所属者の外傷調査より、1 シーズンで所属した選手 191 名中 33 名が ACL 損傷を経験したと報告されている[19]。さらに、スポーツプログラムに参加した約 370,000 人を対象に発生率を調査した結果、膝十字靭帯損傷の発生率は 1,000 人あたり 0.18 人であったと報告されている[20]。また、十字靭帯損傷の内、94[%]が ACL を含む損傷であるとしている[21]。

ACL 損傷の受傷機転は、非接触型損傷と接触型損傷に分けられる。非接触型損傷は、ジャンプの踏切や着地、急な停止や方向転換などで受傷し、接触型損傷はラグビーやアメリカン

フットボール、柔道などで膝外反強制力を受けて受傷することが多い。外傷による ACL 損傷には性差が認められ、非接触型損傷は女子に多く発生している。非接触型損傷のメカニズムとしては、動作減速時に、膝関節伸展位で大腿四頭筋が強く収縮することで脛骨が前方に引き出されて損傷すると考えられている [22]。

ACL は損傷後の自然治癒能力に乏しく、一旦損傷すると不可逆的な不安定膝に移行する。この損傷により運動中の膝くずれ現象 (giving way) や疼痛、腫脹を繰り返すし、スポーツ活動を継続することが困難となる。また、活動制限のみならず二次的な合併症を誘発することが知られており、再建術を行わず保存的加療を行った ACL 単独損傷例を調査した結果、98 例中 34 例に半月板損傷、関節軟骨損傷を認めたと報告している [23]。このためスポーツを継続的に行う症例の ACL 損傷に対する標準的な治療戦略は、ACL の機能を観血的に再建する ACL 再建術である [24]。

1.1.2.2 前十字靭帯再建術

再建に用いられる生物学的材料には自家腱 (患者自身の ACL 以外の腱組織) と同種腱 [24] (同じ種、つまり他人から採取した腱組織 [25]) があるが、我が国では安全性、簡便性などの観点から、自家組織を使用することが多い [24]。ACL 再建に利用される自家腱は、骨付き膝蓋腱 (bone-patellar tendon-bone : BTB) または半腱様筋腱・薄筋腱よりなる内側ハムストリング腱 (semitendinosus and gracilis tendons : STG) を使用することが一般的であり、それぞれ長所と短所がある [26]。BTB は長年 ACL 再建術における Gold standard とされてきたが、1980 年代後半から STG を使用する割合が上昇している。これまでの比較研究では、膝の安定性や成功率、活動レベルなどの基本的な部分は両手術方法とも良好であり、差はほとんどなく、重篤な合併症も少なく、いずれの方法も有用とされる [27, 28]。

ACL 再建術は、靭帯の付着部と考えられる部分に骨孔を作製して行われる。従来、再建 ACL は大腿骨と脛骨にそれぞれ 1 つずつ骨孔を作製し、1 本の靭帯として再現する single

-socket 法が行われてきた。しかし近年では、STG 使用の場合、複数の骨孔を作成して正常靭帯内線維束（AMB および PLB）を各々再建することで、もとの靭帯線維の走行に近似した移植腱の設置が可能となった [29]（図 1-6a）。また BTB 使用の場合、骨孔断面を長方形化し、正常靭帯内の線維配列を模倣することが可能となった（図 1-6b）[30, 31]。これにより、正常靭帯に近い形態の再建靭帯となって関節の制動効果が向上しただけでなく、骨孔と移植腱との接触面積拡大による、より早期の生物学的治癒と再建靭帯の再構築（remodeling）が期待されるようになった。[32, 33, 35]

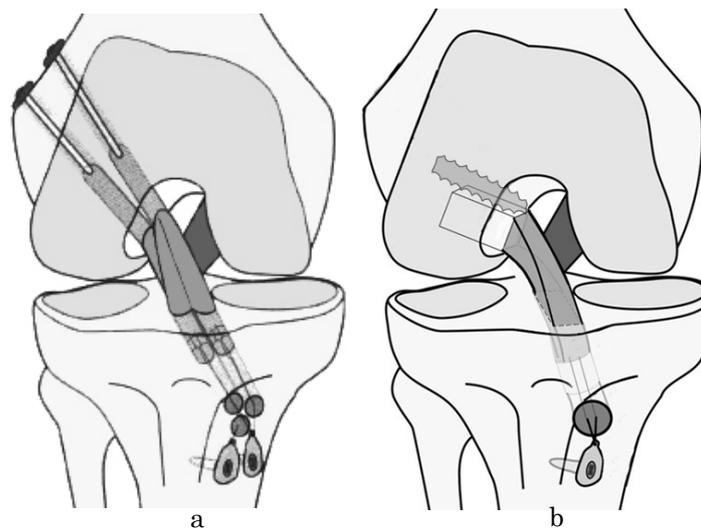


図 1-6 ACL 再建術（文献 14 より引用改変）

1.1.3 前十字靭帯損傷の予防

1.1.3.1 トレーニングによる予防効果

ACL 損傷診療ガイドライン（2006）によると、本邦だけで年間 2 万～3 万件の ACL 損傷が発生すると推定されており、その発生頻度の高さと、損傷からスポーツ復帰に至るまでの治療期間の長さから、損傷予防が急務とされる。この ACL 損傷の予防について、トレーニングによる予防効果の経緯と疫学的調査の概要を示す。

ACL 損傷は受傷から競技復帰までに一般的には 6 ヶ月以上の期間を要する重大な損傷であり、スポーツ現場にとってはその予防が最も重要な課題である。この ACL 損傷の発生をトレーニングによって減少させようとする試みがなされている。ACL 損傷に対する予防トレーニングの効果として、ACL 損傷に至るとされる着地動作時の不良なアライメントの回避や膝関節にかかる外反モーメントの減少などが期待されている [36]。

Lim ら [37] は、高校女子バスケットボール選手を対象に、スポーツ傷害予防プログラムを行うトレーニング群と、普段のプログラムを行うコントロール群に分けて 8 週間トレーニングを実施した。その結果トレーニング群はコントロール群に比べ、リバウンドジャンプにおいて膝屈曲角度、両膝の間隔（膝間距離）が有意に大きくなったと報告した。Chappell ら [38] は、大学女子選手を対象に神経筋プログラムを 6 週間実施し、実施前後にジャンプ課題を行い三次元動作解析による測定を行った。stop jump では膝外反モーメントが減少し、drop jump では膝屈曲角度が実施前に比べ有意に増加したと報告した。Myer ら [39] は、高校女性選手を対象にプライオメトリックをトレーニングとして取り入れた群とバランストレーニングを取り入れた群の 2 群に分け、トレーニング実施前後で動作解析を行った。その結果、ACL 損傷予防トレーニングには、プライオメトリックとバランスの要素が両方ともに重要であるとした。Pollard ら [40] は、女子サッカー選手を対象に ACL 損傷予防プログラムを実施した結果、実施前に比べドロップジャンプ課題時の股関節内転および内旋が有意に減少したと報告した。Noyes ら [41] は、スポーツ選手のドロップジャンプ時における動作

のビデオカメラ映像から動作解析を行い、神経筋トレーニングを実施した女性のトレーニング群は有意に膝関節間距離が向上したと報告した。Irmischer ら [42] は、女子選手を対象に knee ligament injury prevention プログラムを実施し、このプログラムを取り入れたトレーニング群は着地時の床反力が有意に低下したと報告した。Hewett ら [43] は、女子高校選手を対象に筋力向上トレーニング、柔軟性トレーニングを含んだプライオメトリックプログラムを実施した結果、ドロップジャンプにて膝関節の外反角度と外反モーメントおよび床反力が減少したとしている。Sugimoto ら [44] は、若年女性の ACL 損傷リスクを軽減させる目的で予防的神経筋トレーニング (preventive neuromuscular training ; PNMT) を実施したところ、PNMT の介入により損傷率が低下する効果を示した。

1.1.3.2 前十字靭帯損傷の予防に関する疫学調査

Caraffa ら [45] は、proprioceptive training によるサッカー選手の ACL 損傷の予防について有効性を検討した。40 チームをトレーニング群と対照群に分け、計画されたプログラムを行った結果、トレーニング群が対照群に比べ有意にトレーニングによる予防効果がみられたとしている。Hewett ら [46] は、サッカー、バレーボール、バスケットボール選手を対象に神経筋トレーニングを行う介入群と実施しない非介入群に分け、ACL 損傷発生率を比較したところ、非介入群と比較して介入群では有意に発生率が減少したと報告した。Myklebust ら [47] は、女子ハンドボール選手を対象にコントロール期 (1 年間) と介入期 (2 年間) に分け、介入期に予防プログラムを実施した。介入期とコントロール期において ACL 損傷の発生率に有意な変化はなかったが、上位リーグの選手において、予防プログラムを終了した選手が未完了の選手と比較して有意に発生率が減少したと報告した。この報告から、予防プログラムの実施に際して適応となる選手の選択とプログラムの完了が損傷予防に影響する可能性を示唆した。Olsen ら [48] は、ハンドボール選手を対象に、カッティング・着地動作の改善・バランス・筋力トレーニングから構成されるプログラムについて、プ

プログラムを実施する介入群と実施しない非介入群に分けて下肢外傷の発生率を調査した。その結果、介入群が非介入群と比較して有意に外傷発生率が減少したと報告した。Mandelbaum ら[49]は、女子サッカー選手を介入群と対照群に分け、prevent injury and enhance performance (PEP) program を実施した。その結果、ACL 損傷の発生率は対照群に比べ介入群で有意に発生率が少なかったと報告した。Hewett ら[50]は、ACL 損傷予防トレーニングの効果に関する 6 編の論文のメタアナリシスの結果から、予防トレーニングを行った群の ACL 損傷に対する予防効果が認められたとした。Gilchrist ら[51]は、大学生女子サッカー選手の PEP program の効果に関する Randomized Controlled Trial (RCT) の結果では、非接触型 ACL 損傷の発生率は介入群と対照群の間に有意差がみられなかったが、練習中の ACL 損傷発生率、シーズン後半の ACL 損傷発生率、ACL 損傷の既往のある選手での ACL 再損傷の発生率は、予防トレーニングを導入することで有意に減少したとしている。Myklebust ら[52]は、女子ハンドボール選手を介入群と対照群に分け、介入群にバランストレーニングを行ったところ、ACL 損傷の発生率は介入群と対照群には有意差は見られなかった。しかし、1 部リーグに在籍した選手で予防プログラムを完遂した選手は、完遂しなかった選手に比べ、有意に ACL 損傷の発生率が減少したと報告している。このように、予防トレーニングを実施することで ACL 損傷の発生を予防できたとする報告がある。

一方で ACL 損傷予防の効果に懐疑的な報告も散見される。Pfeiffer ら[53]は、高校女子サッカー、バスケットボール、バレーボール選手を対象に、介入群は knee ligament injury prevention program を実施したが、ACL 損傷の発生率に有意な差はなかったとしている。Petersen ら[54]は、女子ハンドボール選手を対象に、介入群に情報提供、バランス、ジャンプトレーニングを 1 シーズン実施したところ、ACL 損傷の発生率は減少傾向だったが非介入群との間に有意差はなかったとしている。

以上のように予防効果に関して一定の見解が得られていない。これは、研究者によって実施したトレーニング内容が異なることや、対象とするスポーツ種目が様々であるためと考

える。さらに予防効果について、最も高い報告でも 50%を下回っており、トレーニングによる介入のみでは ACL 損傷や再損傷を完全に予防するには至っていない。

1.1.3.3 前十字靭帯損傷リスクのスクリーニング検査

ACL 損傷のリスクを検出するために、着地動作時の身体運動を生体力学的に解析するジャンプ着地 (Drop Jump Landing;DJL) 課題が実施されてきた。この DJL を被験者に実施し、下肢関節に対する力学的影響を観察するために、床反力値による比較が多く実施され、中でも荷重変化率が着地動作での重心の下降運動に伴う下肢での衝撃吸収能力を反映すると指摘される。荷重変化率は、接地から床反力垂直成分の最大値 (F_{zmax}) を接地から F_{zmax} を示した経過時間 (ΔT) で除した値を指す (式①)。

$$\text{荷重変化率} = F_{zmax} / \Delta T \quad \dots \text{①}$$

Radin ら [55] は、膝痛をもつ被験者の歩行中の床反力垂直成分 (Vertical ground reaction force ; VGRF) の荷重変化率は、コントロール群の 37% も大きかったことを観察している。Gerritsen ら [56] は 4 リンクモデルとシミュレーション技法を用いて、床反力計の表面の特性、接地時における各種の筋活性度、身体各部の姿勢と速度が衝撃力に及ぼす影響を研究した。その結果、足関節 $8 \sim 12^\circ$ までは接地時の足関節背屈角度が 1° 増すと、VGRF の荷重変化率とともに、最大衝撃力を 85N 減らせることを明らかにした。Gerritsen ら [57] は、膝関節に関する影響に関しては、 $92 \sim 96^\circ$ までは接地時の膝屈曲角度が 1° 増加するごとに最大衝撃力は 68 [N] 減少する可能性を明らかにした。Lafortune ら [58] は、被験者を、振り子に似た装置に入れ、壁に設置されたフォースプラットフォームに接触するまで決められた膝関節角度を保持させた。実験では、接触時の膝屈曲角度が大きいと衝撃力は減少したが、下腿の加速度が大きくなり、腰椎への衝撃が増加したことを示した。DeVita ら [59] は、着地前の下降局面で股関節屈曲モーメントが、着地の準備として体幹および大腿を回転させるのに働くと推測している。さらに DeVita ら [60] は、被験者に着地局面における最大膝屈曲

の大きさを变化させる実験を行った。被験者に浅い膝屈曲(平均膝角度 77°)と深い膝屈曲(平均膝角度 117°)で着地動作を行わせた。浅い膝屈曲での着地では、長軸方向の負荷の最大値は体重の 15.8 倍であり、深い膝屈曲の場合よりも有意に大きかった。これは、大きな長軸方向の負荷が膝屈曲の小さな場合に生じることを示唆している。Simpson ら[61]は、トラベリングジャンプ(両足で踏み切って前脚を曲げて片足で着地するジャンプ)とよばれるダンスのジャンプで、さまざまな距離を跳躍させたときに距骨と脛骨近位部に作用する圧縮負荷を調べた。VGRF の最大値は体重の 1.4~2.8 倍まで変化したが、それに対して脛骨近位部での長軸方向の負荷は最大で体重の 16.8 倍で、これは大腿骨から作用したものであった。大腿四頭筋は、最大で体重の 14 倍近くにもなる長軸方向の負荷を生じる。鉛直および前後方向の床反力値および荷重変化率は、足の長軸方向の負荷の大きさやその荷重変化率とは関係がなかったが、下腿三頭筋の力の圧縮成分とは高い相関関係にあった。したがって、負荷は筋群によって発揮される張力によって大きな影響を受けると結論される。

Hewett ら[62]は、転倒時の膝関節外反角度は、損傷していない運動選手より ACL 損傷症例で 8° 大きく、ACL 損傷を受けた選手は、膝の外反モーメントが 2.5 倍、床反力が 20%高かったとした。Paterno ら[63]は、ACL 再損傷のリスクとして着地時の水平面の股関節運動および前額面の膝関節運動、着地時の矢状面の膝関節モーメント、および姿勢の安定性の欠如をあげた。Myer ら[64]は、ACL 再損傷のリスクが高い女性選手を特定するため、ジャンプ着地動作時の膝関節外反モーメントの増加を予測するための予測ツールの開発と検証を行い、膝関節屈曲及び外反角度の大きさにより ACL 再損傷リスクの予測可能であるとした。Olsen ら[65]は、膝関節の完全伸展位近くでの外反と外旋で発生したと報告した。

この様に DJL にて生じる姿勢変化や膝関節の不良アライメントは ACL 損傷に至る受傷機転を予測することが可能とされる。

1.2 ウェア開発の現状と課題

1.2.1 補装具利用の現状と課題

術後3か月（12週間）までのACL再建術後のリハビリテーションは、再建した靭帯への張力を増大させないように実施する。また、スポーツの復帰時期であっても再建靭帯の力学的強度は正常靭帯に劣るため、ACLへの負荷が小さい運動戦略を習得させることが重要となる。ACL再建術後は移植腱への過剰なストレスを回避しながら、またストレスを回避し得る身体機能と運動能力の獲得を図ることが肝要である。このため硬性装具などの外的補助は、再建靭帯に対する負荷を軽減させる目的で使用されてきた。また、近年ではコンプレッションウェアがスポーツ現場でも着用されており、これら外的補助の役割と現状について述べる。

ACL再建術後膝に対する装具の役割は、膝関節の伸展に伴う過剰な脛骨前方移動や外反に加わる張力を減少させることで、再建術後の脆弱である再建靭帯を保護することにある。このため装具は再建術後の再損傷予防を目的としてリハビリテーション期からスポーツ競技復帰までの間に使用されることが多い。装着期間は、ACL再建術後に膝関節の運動を許可された時期から装着を開始し、機能的装具をつけた状態で日常生活活動（Activities of daily living; ADL）での制限が解除され、装着開始から平均6~7ヵ月でスポーツ復帰することが一つの目安とされる[66]。また、再建術後の再損傷を予防する目的での装具の使用については、一定の見解が得られていない[67]。Sterettら[68]は、ACL再建術後の820名のスキーヤーを対象として装具群と非装具群に分け、ACL再損傷の発生率を調査した結果、装具群が有意に低かったとし、装具による予防効果を示している。一方、Stanleyら[67]は、疫学的調査において、ACL再損傷予防に装具の効果はなかったとしている。さらにMcDevittら[69]は、ACL損傷術後患者を装具装着群と非装着群に分け、同一のリハビリテーションプロトコルを実施して2年間にわたり追跡調査した結果、機能的テストで両群間に有意差はなかったとし、Wrightら[70]は、ACL再建術後の装具の使用により、疼痛、ROM、移植腱の安

定性等の項目が改善するかを調査したが、いずれも有効性を示さなかったとする報告など、装具は膝の機能的な改善には繋がらないとする意見もある。このような現状から、ACL 損傷の予防に対して装具の使用が積極的に推奨されるには至っていない[71]。さらに、ACL 損傷の予防に対して装具を使用する際の課題として競技規定との関係がある。規定上、スポーツ現場での硬性装具の使用が認められていない競技があり、特に競技上で自体損傷を有するスポーツなどではその傾向が強い。ACL 損傷を受傷するスポーツはコンタクトスポーツが多いため[72]、ACL 損傷予防に対して有効でありかつスポーツ現場での使用も可能な外的補助手段が望まれる。

1.2.2 コンプレッションウェアの現状と課題

1.2.2.1 コンプレッションウェアの生体への影響

コンプレッションウェア (compression garment : CG) は、術後に生じやすいとされる深部静脈血栓症を予防するため、術後管理の一環として下肢に装着することにより血流を保つ効果が認められている弾性ストッキングを応用している。近年、身体運動時に CG を装着することで運動中のパフォーマンスを向上させようと開発されてきた。以下に、CG の運動に対する生理学的作用とパフォーマンス向上との関係について述べる。

Duffield ら [73] は、14 名の男性ラグビー選手に CG を着用することで、激しい運動後の回復に有益な効果を表す生化学的データを得た。Davies ら [74] は、ドロップジャンプトレーニングを行っている 11 名の被験者に対して、CG の着用による効果を検証している。検証に用いた指標は、運動後の回復を見るためにクレアチンキナーゼ (Creatine Kinase ; CK) 値、乳酸脱水素酵素 (Lactate Dehydrogenase ; LDH)、筋痛 (perceived muscle soreness ; PMS) である。運動後、CK 値の応答と PMS が減衰されることを示し、CG の有用性を指摘している。Kraemer ら [75] は、強度の高いレジスタンストレーニングからの回復において、CG の着用の影響を調べた。CG と非圧縮衣類 (normal noncompression clothing : CON) の比較におい

て、疲労評価、PMS、CK 値で CG が CON に比べて運動後の回復に寄与したとしている。French ら [76] は、運動誘発性筋損傷 (exercise induced muscle damage: EIMD) 後の再生戦略として温冷水による交代浴 Contrast bathing (CB) と CG を評価している。PMS、血清 CK とミオグロビンを評価指標に、関節可動域、10 または 30[m] のスプリント、反動ジャンプ、および 5 回繰り返し最大スクワットについて検討したところ、CB および CG 共に一過性の運動後に生じる疼痛に対して減少効果がある可能性を示唆した。Duffield ら [77] は、高強度のスプリントとプライオメトリック運動後の筋機能の回復における圧縮衣服の効果を検証している。運動前と 24 時間後での CK、アスパラギン酸トランスアミナーゼおよび C 反応性タンパク質の変化を見た結果、CG の効果は最小限であったとしている。Pearce ら [78] は、運動後 14 日までに EIMD を誘発するように設計された遠心性収縮トレーニングを行い、運動制御の変化を評価した。CG を着用することで、視覚運動における追跡性能の向上を示したと報告している。

Hill ら [79] は、CG の着用による運動後の筋損傷について運動開始時および 24、48、72 時間の運動後で測定した 12 研究から、メタアナリシスを用いて圧縮衣服や運動誘発性筋損傷からの回復について抽出し検証し、CG を着用することは筋損傷からの回復に有用である可能性を示した。Driller らは [80]、自転車エルゴメーターの 30 分駆動における CG とサイクリング用ハーフショーツの影響を心拍数および血中乳酸値で生理学的効果を比較し、わずかではあるが CG 着用が酸素供給能力を高めたとした。

上記のように、運動に際して着用することにより効果があるとしている一方で、効果に関して疑問を示す文献も存在する。Higgins ら [81] は、netball を行う際に、CG と placebo garment を着用して実施した。結果、CG の着用による運動パフォーマンスへの影響はほとんどなかったとしている。Duffield ら [82] は、10 名の男性クリケット選手に対して 20[m] のスプリント毎分を含む 30 分間の反復スプリント運動プロトコルを実施し、この運動時に 3 種類の full-body compression garments (Skins, Adidas, Under Armour) を着用し

た。乳酸、及び CK を運動後 24 時間、運動の前と後に分析した結果、着用による運動（投球・スプリント動作）への影響はほとんど見られず、製品による違いも見られなかったとした。Bernhardt ら[83]は、compression shorts を着用して下肢パワー、敏捷性、速度、持久力を測定した。主観的に「サポートされている」という肯定的な意見は多いものの、動作等に有意な向上は見られなかったと述べている。Beliard ら[84]は、CG と運動の関係を適用された圧力の影響から分析している。その結果、圧縮の効果と加えられる圧力との間には関係が認められなかったが、回復時に CG を着用することで有益な効果に向かう傾向があるとしている。ただし、アスリートが使用する CG によって圧力は、製品間で大きく異なることを示し、運動中の CG を身に着けていることの影響に関する議論があることを示した。Engel ら[85]は、ランナーに対する CG の効果を PubMed、MEDLINE、SPORTDiscus、および Web of Science より Physiotherapy Evidence Database (PEDro) Scale を用いて検証した。その結果、CG の着用はマラソンの為のランニングパフォーマンス、5~10[km]ランニング、400[m]スプリントにおいて最大酸素摂取量、血中乳酸濃度、心拍数、心拍出量、心係数を含み心臓機能には統計学的に有意な効果を示さなかった。しかし、筋疲労や遅発性筋痛の軽減には効果がみられたとし、更なる効果検証の必要性を示した。

1.2.2.2 コンプレッションウェアが動作に及ぼす影響

運動力学的な観点から、CG がスポーツパフォーマンスに及ぼす効果は、主にスプリントやランニング、ジャンプ動作などを対象に、運動解析の手法を用いて研究されている。

Faulkner ら[86]は、長さの異なる 3 種類 (LG: hip-to-ankle, SG: hip-to-knee, ankle-to-knee) の着圧ウェアが、400[m]のスプリントに及ぼす影響を検証している。その結果、100[m]ごとのスプリント時間、心拍数、血中乳酸濃度には影響がなかったが、LG と SG の主観的運動強度 (RPEs) は、コントロールに比べて低い値であった。また Born ら[87]は、シリコン製のストライプを接着した着圧ウェアの効果を、30[m]スプリントを反復するテスト

により評価している。評価の結果、酸素摂取量、換気量、心拍数、血中乳酸値、組織酸素量などの運動生理学的な指標には着用の影響はなかったが、スプリントタイムは向上し、主観的運動強度と股関節の屈曲角度が減少した。さらに Ali ら [88] は着圧の異なる 4 種類のウェア (0 [mmHg], low:12-15 [mmHg], medium:18-21 [mmHg], high:23-32 [mmHg]) を着用させ、10 km 走行の前後でジャンプパフォーマンスに与える影響を調査した。調査の結果、コントロール (0 [mmHg]) に対し、low および medium の着圧がパフォーマンスの低下が少なかったことを示した。

Doan ら [89] は、CG がいくつかのスポーツパフォーマンスに及ぼす影響を調べた結果、60 [m] のスプリントではタイムに影響を与えなかったが、股関節の屈曲角度が減少し、反動を用いた垂直跳びでは跳躍高が増加し、着地の衝撃力は減少することを示した。さらに Wannop ら [90] は弾性機能を有する CG を検証し、着圧は反動を用いた垂直跳びの跳躍高と時間を増大させ、弾性機能も跳躍高を増大させるが、股関節運動と角速度は減少させるとした。一方で Gupta ら [91] は、CG を着用して single-leg hopping の滞空時間、垂直方向の跳躍高、床反力垂直成分のピーク値を検討し、いずれの項目にも CG の有意性は認められなかったとしている。

Sperlich ら [92] は、CG と床からの振動刺激に対して体幹を前傾して膝を屈曲する姿勢 (skiing tuck position) の関係を分析した。その結果、着用により膝関節の屈曲角度が 10 度増大し、前脛骨筋、下腿三頭筋、大腿直筋の筋活動も増加したと報告している。一方、Chaudhari ら [93] は、股関節の内転筋損傷に対する方向転換の課題について、ショートパンツタイプの CG の影響を調べた。その結果、着用により支持脚の股関節内転筋の活動が減少し、CG が筋活動を補助したと考察している。

Kuster ら [94] は、ACL 再建術後患者 (12 ヶ月経過) に CG を装着させ、台上からの片脚ジャンプ - 着地 (Drop Jump Landing) を行わせて着地後に片脚立位を保持させたところ、床反力の力積と足圧中心 (COP ; center of pressure) の総軌跡長が減少し、着地後の片脚立

位姿勢が安定したと報告している。さらに Michael ら [95] は、適度な着圧を加えた下肢ウェアの着用が立位バランスへ与える影響を分析し、CG の着用により片脚立位の COP や COM(center of mass)が安定し、閉眼立位の重心動揺が減少することを示した。

1.2.3 コンプレッションウェアの現状と課題

前述したように、CG がランニングやジャンプなどのスポーツパフォーマンスやバランスを改善したとする報告があり、その作用機序としては関節運動や筋収縮の促進や抑制、固有知覚の促進などが挙げられている。しかし、こうした効果には否定的な見解もあり、今後は運動生理学的な検証と同様に着圧の強さによる影響とともに、関節運動に伴う弾性繊維の伸縮率と皮膚をはじめとする軟部組織の動態を詳細に分析する必要がある。

1.3 本研究の目的

本論文の目的は、新たに開発した機能的ウェア(functional wear; FW)が、ACL への張力を制御して着地時の危険肢位を回避できるかを運動学および運動力学的に解析を行い、ACL 再建術後患者の再損傷予防に対する有用性を検証することである。

1.4 論文の構成

第1章は本論文の序論として、本研究に至った背景および目的について述べる。背景として、前十字靭帯の機能解剖、前十字靭帯損傷と再建術、前十字靭帯再建術後の再損傷予防に対する取り組みについて述べる。また、従来から使用されてきたコンプレッションウェアの生体への影響についてまとめ、開発した機能的ウェアの開発過程を述べる。第2章では、新たな機能的ウェアの開発にあたり、張力の異なる素材をライン状に縫製したデザインとするため、生体にテーピングを貼付した上での静的姿勢評価および動作姿勢評価を行った結果について述べる。第3章では、第2章での結果を踏まえ、機能的ウェアのデザインのコン

セプトについて述べる。第4章では、機能的ウェアの製品性能を張力試験機にて行なった結果について述べる。第5章では、機能的ウェアによる静的安定性の評価を臨床例で実施し、その結果について述べる。第6章では、本論文の展開に重要な開発した機能的ウェアの装着による、健常人を対象とした動作への影響についてジャンプ着地解析の実験結果について述べる。第7章では、機能的ウェアのACL再建術後症例での臨床的検証について述べる。研究の総括として第8章に本論文のまとめを述べる。

1.5 前十字靭帯再建術後膝に対する機能的ウェア開発の意義

ACLは、膝関節の重要な支持安定機構である。ACL損傷は膝関節に生じる外力および内力により発生し、スポーツ活動において高頻度に生じる外傷として知られる[96, 97]。ACLは解剖学的に血行が乏しいために、一旦、損傷すると自然治癒能力が低い。このため損傷後は永続的な膝関節の不安定性が出現し、スポーツ活動の継続が困難となる[98]。また、ACL損傷を放置した場合、頻繁に膝くずれ現象を繰り返して半月板や関節軟骨の損傷を合併し、早期に二次的な変形性膝関節症に至るとされる[99]。このためACL損傷の治療法は、ACLの機能を再建するため、膝蓋腱やハムストリング腱などの自家移植腱を用いたACL再建術が標準とされる[99]。再建靭帯の最大破断強度は移植後3か月間まで低下した後に、数か月から年単位で漸増するが、移植後数年が経過しても正常腱には及ばないとされる[100]。また、術後には大腿四頭筋をはじめ筋萎縮や筋力低下が生じることが知られ、復帰には長期間を必要とする[101, 102, 103, 104]。さらに再建術後のスポーツへの短期的な復帰率は高いが[105]、再損傷率も5~20[%]と高頻度であり、スポーツ活動を断念せざるを得ない症例も多い[106]。このためACL損傷と再損傷の予防は極めて重要な課題である。

ACL損傷や再損傷の発生機序は非接触型損傷が多く、着地や方向転換の動作時に頻発し、これらの動作において発生につながる危険肢位の存在が指摘されている[107, 108]。ACL損傷は、着地時の膝外反角が大きい肢位や下肢関節の屈曲が少ない後方重心位の着地姿勢が

危険肢位とされる[109, 110, 111]。ACL 損傷予防にはこれらの危険肢位の回避が重要であるとされ、これに対し、危険肢位を回避する様々なトレーニングが考案、実施されてきたが[112]、その効果については一定の見解を見ない[113]。

従来、スポーツ選手の関節を保護し、スポーツ損傷を予防する手段としてテーピングや装具が使用されてきた。しかし、硬性装具は、生体力学的な ACL 損傷の予防効果に対して否定的な報告が多く[114]、対人競技ではルール上で使用が禁止されていることが多い。一方、テーピングは粘着テープを繰り返し同一部位に貼り付けることによる角質剥離等の皮膚障害を生じやすく、また固定作用の効果が持続しないなどの問題がある。このため、スポーツ復帰に向けて再損傷予防を図るためには、こうした欠点を補う補助具の開発が必要となる。

近年、伸縮性素材を用いて運動パフォーマンスの向上を目的としたコンプレッションウェアが開発され、スポーツ現場で使用されるようになってきた。こうしたコンプレッションウェアが ACL 再建術後患者の着地動作を安定させたとの報告や[115, 116]、下肢に着用する螺旋形のストラップが動作時の下肢アライメントを変化させたとの報告がある[117]。しかしながら、コンプレッションウェアやストラップが着地動作のパフォーマンスに及ぼす影響を生体力学的に検証した報告は少ない。そこで、ストラップやテーピングから着想した伸縮性の異なるラインを、コンプレッションウェアの下腿部から骨盤部にかけて螺旋形に縫製した FW を新たに開発した。この FW を ACL 再建術後症例が着用することで、動作中の不安定感の改善や危険肢位の回避を促すことが可能となれば、競技復帰の促進や ACL 再建術後の再損傷予防につながると考えられる。

文献

- [1] 史野根生：膝のスポーツ傷害. 医学書院：1995.
- [2] 押田翠, 加藤有紀：膝関節鏡下手術のための局所解剖. 膝関節鏡下手術. 越智光夫 (監), 吉矢晋一 (編), 文光堂：2-9, 2010.
- [3] 日本整形外科学会診療ガイドライン委員会, ACL 損傷ガイドライン策定委員会編：前十字靭帯 (ACL) 損傷診療ガイドライン. 南江堂：2006.
- [4] Arnoczky SP：Anatomy of anterior cruciate ligament. Clin Orthop 172：19-25, 1983.
- [5] Grigis FG, Marshall JL, Al Monajem ARS：The cruciate ligaments of the knee joint. Clin Orthop 106：216-231, 1975.
- [6] 藤江裕道：バイオメカニクスからみた膝関節の機能. 最新整形外科体系 膝関節・大腿. 越智隆弘 (編), 中山書店：13-31, 2006.
- [7] Norwood LA, Cross MJ：Anterior cruciate ligament：Functional anatomy of its bundles in rotatory instabilities. Am J Sports Med 10：90, 1982.
- [8] Amis AA, Dawkins GP: Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. J Bone Joint Surg 73：260-267, 1991.
- [9] Bousquet ら (著), 弓削大四郎ら (監訳)：図解・膝の機能解剖と靭帯損傷. 協同医書出版社：15, 1995.
- [10] Butler DL, Noyes FR, Grood ES: Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. J Bone Joint Surg 62-A: 259-270, 1980.
- [11] 前達雄, 北圭介, 中田研：ACL 再建術の基礎となるバイオメカニクス. 関節外科 30(1)：21-26, 2011.
- [12] Markolf KL, Gorek JF, Kabo, et al :Direct measurement of resultant forces

- in the Anterior Cruciate Ligament. An in vitro study performed with a new experimental technique. *J Bone Joint Surg* 72-A: 557-567, 1990.
- [13] Sakane M, Fox RJ, Woo SL, et al : In situ forces in the anterior cruciate ligament and its bundles in response to anterior tibial loads. *J Orthop Res* 15(2) : 285-293, 1997.
- [14] Wascher DC, Markolf KL, Shapiro MS, et al : Direct in vitro measurement of force in the cruciate ligament Part I : The effect of multiplane loading in the intact knee. *J Bone Joint Surg* 75-A(3) : 377-386, 1993.
- [15] Woo SLY, Hollis M, Adams DJ, et al : Tensile properties of human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation. *Am J Sports Med* 19 : 217-225, 1991.
- [16] Noyes FR, Grood ES: The strength of the anterior cruciate ligament in humans and rhesus monkeys. Age-related and species-related changes. *J Bone Joint Surg* 58-A: 1074-1082, 1976.
- [17] 富士 武史, 河村 廣幸, 小柳 磨毅, 他 : 整形外科疾患の理学療法. 金原出版, 256-276, 2003
- [18] 日本整形外科学会診療ガイドライン委員会, ACL 損傷ガイドライン策定委員会編 : 前十字靭帯 (ACL) 損傷診療ガイドライン. 南江堂, 2006.
- [19] 成田 哲也, 白井 康正, 中山 義人, 他 : バスケットボール競技特性と膝前十字靭帯損傷 日本リーグにおける障害調査. *臨床スポーツ医学* 19 : 75-79, 2002.
- [20] De Loës M, Dahlstedt LJ, Thomée R : A 7-year study on risks and costs of knee injuries in male and female youth participants in 12 sports. *Scand J Med Sci Sports* 10(2) : 90-97, 2000.
- [21] Myklebust G, Maehlum S, Engebretsen L, et al : Registration of cruciate ligament

injuries in Norwegian top level team handball. A prospective study covering two seasons. Scand J Med Sci Sports 7(5) : 289–292, 1997.

[22] 福林 徹他 : ACL 損傷予防プログラムの科学的基礎. NAP Limited, 2008.

[23] 前田朗, 史野根生, 前達雄 : ACL 再建術移植腱の選択と再建方法. 臨床スポーツ医学 22 (3) : 247–255, 2005.

[24] 史野 根生 : スポーツ膝の臨床. 13–48, 金原出版, 2008.

[25] 木村佳記, 小柳磨毅, 松尾高行 : 膝前十字靭帯再建術後の運動療法. 理学療法士臨床判断フローチャート. 奈良勲 (監), 松尾善美 (編), 文光堂 : 62–74, 2009.

[26] Jansson KA, Linko E, Sandelin J, et al: A prospective randomized study of patellar versus hamstring tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction. Am J Sports Med 31(1) :12–18, 2003.

[27] Ejerhed L, Kartus J, Sernert N, et al: Patellar tendon or semitendinosus tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction? A prospective randomized study with a two-year follow-up. Am J Sports Med 31(1):19–25, 2003.

[28] 中田研, 岩橋武彦, 前達雄, 他 : 解剖学的再建術のポイントとリハビリテーション. 臨床スポーツ医学 26(7) :749–755, 2009.

[29] Shino K, Nakata K, Nakamura N, et al: Anatomic ACL reconstruction using two double-looped hamstring tendon grafts via twin femoral and triple tibial tunnels. Operative Techniques in Orthopaedics 15 : 130–134, 2005.

[30] Shino K, Nakata K, Nakamura N, et al: Anatomically-oriented ACL reconstruction with a bone-patellar tendon graft via rectangular socket / Tunnels : A snug-fit and impingement-free grafting technique. Arthroscopy 21(11): 1402e1–1402e5, 2005.

[31] 前達雄, 濱田雅之, 中田研, 他 : 自家ハムストリング腱を用いた鏡視下 ACL 再建術直後の安定性. 関節鏡 24(2) : 147–150, 1999.

- [32] 前達雄, 史野根生, 濱田雅之, 他: 自家ハムストリング腱を用いた ACL 再建術後の膝安定性. 中部整災誌 42(4) : 901-902, 1999.
- [33] 小柳磨毅, 中江徳彦, 木村佳記, 他: 標準的リハビリテーション. 臨床スポーツ医学 26(7) : 771-781, 2009.
- [34] Shino K, Nakata K, Horibe S, et al: Rectangular tunnel double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction with bone-patellar tendon-bone graft to mimic natural fiber arrangement. Arthroscopy 24: 1178-1183, 2008.
- [35] 史野根生: 膝蓋腱を用いる長方形骨孔 ACL 再建術の手術手技とコツ. 膝関節鏡下手術. 越智光夫 (監), 吉矢晋一 (編), 文光堂: 189-195, 2010.
- [36] 大見頼一, 尹成祚, 長妻香織 他: 膝前十字靭帯損傷予防プログラムのトレーニング効果～三次元動作解析による片脚着地動作と下肢筋力評価～; 日本臨床スポーツ医学会誌 20:56-65, 2012.
- [37] Lim BO, Lee YS, Kim JG, et al: Effects of sports injury prevention training on the biomechanical risk factors of anterior cruciate ligament injury in high school female basketball players. Am J Sports Med 37: 1728-1734, 2009.
- [38] Chappell JD, Limpisvasti O: Effect of a neuromuscular training program on the kinetics and kinematics of jumping tasks. Am J Sports Med 36: 1081-1086, 2008.
- [39] Myer GD, Ford KR, McLean SG, et al: The effects of plyometric versus dynamic stabilization and balance training on lower extremity biomechanics. Am J Sports Med 34: 445-455, 2006.
- [40] Pollard CD, Sigward SM, Ota S, et al: The influence of in-season injury prevention training on lower-extremity kinematics during landing in female soccer players. Clin J Sports Med 16: 223-227, 2006.
- [41] Noyes FR, Barber-Westin SD, Fleckenstein C, et al: The drop-jump screening

test: difference in lower limb control by gender and effect of neuromuscular training in female athletes. *Am J Sports Med* 33: 197–207, 2005.

[42] Irmischer BS, Harris C, Pfeiffer RP, et al: Effects of a knee ligament injury prevention exercise program on impact forces in women. *J Strength Cond Res* 18:703–707, 2004.

[43] Hewett TE, Stroupe AL, Nance TA, et al: Plyometric training in female athletes. Decreased impact force and increased hamstrings torques. *Am J Sports Med* 24:765–773, 1996.

[44] Sugimoto D, Myer GD, Foss KD, et al: Specific exercise effects of preventive neuromuscular training intervention on anterior cruciate ligament injury risk reduction in young females: meta-analysis and subgroup analysis. *Br J Sports Med* 49(5):282–289, 2015

[45] Caraffa A, Cerulli G, Proietti M, et al: Prevention of anterior cruciate ligament injuries in soccer. A prospective controlled study of proprioceptive training. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 4 (1) : 19–21, 1996.

[46] Hewett TE, Lindenfeld TN, Riccobene JV, et al: The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. A prospective study. *Am J Sports Med* 27: 699–706, 1999.

[47] Myklebust GR, Engebretsen L, Braekken IH, et al: Prevention of anterior cruciate ligament injuries in female team handball players: a prospective intervention study over three seasons. *Clin J Sport Med* 13: 71–78, 2003.

[48] Olsen OE, Myklebust GR, Engebretsen L, et al: Exercises to prevent lower limb injuries in youth sports: cluster randomized controlled trial. *BMJ* 330: 449, 2005.

[49] Mandelbaum BR, Silvers HJ, Watanabe DS, et al: Effectiveness of a neuromuscular

and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes : 2-year follow-up. *Am J Sports Med* 33 (7) : 1003-1010, 2005.

[50] Hewett TE, Ford KR, Myer GD : Anterior cruciate ligament injuries in female athletes : Part 2, a meta-analysis of neuromuscular interventions aimed at injury prevention. *Am J Sports Med* 34 (3) : 490-498, 2006.

[51] Gilchrist J, Mandelbaum BR, Melancon H, et al : A randomized controlled trial to prevent noncontact anterior cruciate ligament injury in female collegiate soccer players. *Am J Sports Med* 36 (8) : 1476-1483, 2008.

[52] Myklebust G, Engebretsen L, Braekken IH, et al : Prevention of noncontact anterior cruciate ligament injuries in elite and adolescent female team handball athletes. *Instr Course Lect* 56 : 407-41, 2007.

[53] Pfeiffer RP, Shea KG, Roberts D, et al : Lack of effect of a knee ligament injury prevention program on the incidence of noncontact anterior cruciate ligament injury. *J Bone Joint Surg Am* 88: 1769-1774, 2006.

[54] Petersen W, Braun C, Bock W, et al : A controlled prospective case control study of a prevention training program in female team handball players: the German experience. *Arch orthop trauma surg* 125: 614-621, 2005.

[55] Radin EL, Yang KH, Riegger C, et al. Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. *J Orthop Res* 9: 398-405, 1991.

[56] Gerritsen KG, van den Bogert AJ, Nigg BM: Direct dynamics simulation of the impact phase in heel-toe running. *J Biomech* 28:661-668, 1995.

[57] Gerritsen KG, Nachbauer W, van den Bogert AJ: Computer simulation of landing movement in downhill skiing: anterior cruciate ligament injuries. *J Biomech*,

29(7):845–54, 1996.

[58] Lafortue MA, Hemig EM, Lake MJ: Dominant role of interface over knee angle for cushioning impact loading and regulating initial leg stiffness. *J Biomech* 29:7523–7529, 1996.

[59] DeVita P, Dolan T, Skelly WA: Identification of a general mechanism of impact absorption in the lower extremity. *J Biomech* 26:358, 1993.

[60] DeVita P, Skelly WA: Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Med Sci Sports Exerc* 24:108–115, 1992.

[61] Simpson KJ, Kanter L: Jump distance of dance landings influencing internal joint force: I axial forces. *Med Sci Sports Exerc* 29: 916–927, 1997.

[62] Hewett TE, Myer GD, Ford KR, et al: Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med*, 33(4): 492–502, 2005

[63] Paterno MV, Schmitt LC, Ford KR, et al: Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. *Am J Sports Med* 38(10):1968–78, 2010.

[64] Myer GD, Ford KR, Khoury J, et al: Development and validation of a clinic-based prediction tool to identify female athletes at high risk for anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med* 38(10):2025–2033, 2010.

[65] Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, et al: Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball. *Am J Sports Med*, 32(4):1002–1012, 2004.

[66] Delay BS, Smolinski RJ, Wind WM, et al: Current practices and opinion in ACL

reconstruction and rehabilitation: results of a survey of the American Orthopaedic Society for Sports Medicine. *Am J Knee Surg* 14: 85–91, 2001.

[67] Stanley CJ, Creighton RA, Gross MT, et al: Effects of a knee extension constraint brace on lower extremity movements after ACL reconstruction. *Clin Orthop Relat Res*. Jun 469(6):1774–80, 2011.

[68] Sterett WI, Briggs KK, Farley T, et al: Effect of functional bracing on knee injury in skiers with anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective cohort study. *Am J Sports Med* 34: 1581–1585, 2006.

[69] McDevitt ER, Taylor DC, Miller MD, et al: Functional bracing after anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective, randomized, multicenter study. *Am J Sports Med* 32: 1887–1892, 2004.

[70] Wright RW, Fetzner GB: Bracing after ACL reconstruction: a systematic review. *Clin Orthop Relat Res* 455:162–168, 2007.

[71] Pietrosimone BG, Grindstaff TL, Linens SW et al: A systematic review of prophylactic braces in the prevention of knee ligament injuries in collegiate football players. *J Athl Train*:43(4):409–15, 2008.

[72] National Collegiate Athletic Association (NCAA). 1982–1999 participation statistics report. Indianapolis, IN, June, 2000.

[73] Duffield R, Edge J, Merrells R, et al: The effects of compression garments on intermittent exercise performance and recovery on consecutive days: *Int J Sports Physiol Perform* 3:454–68, 2008.

[74] Davies V, Thompson KG, Cooper SM: The effects of compression garments on recovery. *J Strength Cond Res* 23(6):1786–94, 2009.

[75] Kraemer WJ, Flanagan SD, Comstock BA, et al: Effects of a whole body compression

- garment on markers of recovery after a heavy resistance workout in men and women. *J Strength Cond Res* 24(3):804–14, 2010.
- [76] French DN, Thompson KG, Garland SW, et al: The effects of contrast bathing and compression therapy on muscular performance. *Med Sci Sports Exerc* 40(7):1297–306, 2008.
- [77] Duffield R, Cannon J, King M: The effects of compression garments on recovery of muscle performance following high-intensity sprint and plyometric exercise. *J Sci Med Sport* 13(1):136–40, 2010
- [78] Pearce AJ, Kidgell DJ, Grikepelis LA, et al: Wearing a sports compression garment on the performance of visuomotor tracking following eccentric exercise: a pilot study. *J Sci Med Sport* 12(4):500–502, 2009.
- [79] Hill J, Howatson G, van Someren K, et al: Compression garments and recovery from exercise-induced muscle damage: a meta-analysis. *Br J Sports Med* 48(18):1340–1346, 2014.
- [80] Driller MW, Halson SL: The effects of wearing lower body compression garments during a cycling performance test. *Int J Sports Physiol Perform*. 8(3):300–306, 2012.
- [81] Higgins T, Naughton GA, Burgess D: Effects of wearing compression garments on physiological and performance measures in a simulated game-specific circuit for netball. *J Sci Med Sport* 12(1):223–6, 2009
- [82] Duffield R, Portus M: Comparison of three types of full-body compression garments on throwing and repeat-sprint performance in cricket players. *Br J Sports Med* 41(7):409–14, 2007.
- [83] Bernhardt T, Anderson GS: Influence of moderate prophylactic compression on sport performance. *J Strength Cond Res* 19(2):292–297, 2005.

- [84] Beliard S, Chauveau M, Moscatiello T, et al: Compression Garments and Exercise. No Influence of Pressure Applied. *Journal of Sports Science and Medicine* 14(1): 75–83, 2015.
- [85] Engel FA, Holmberg HC, Sperlich B: Is There Evidence that Runners can Benefit from Wearing Compression Clothing? *Sports Med* 46(12):1939–1952, 2016.
- [86] Faulkner JA, Gleason D, McLaren J, et al: Effect of lower-limb compression clothing on 400m-sprint performance. *J Strength Cond Res* 27(3):669–676, 2013.
- [87] Born DP, Holmberg HC, Goernert F, et al: A novel compression garment with adhesive silicone stripes improves repeated sprint performance -a multi-experimental approach on the underlying mechanisms. *BMC Sports Science Medicine and Rehabilitation* 6:21–30, 2014.
- [88] Ali A, Creasy RH, Edge JA: The effect of graduated compression stockings on running performance. *J Strength Cond Res* 25(5):1385–92, 2011.
- [89] Doan BK, Kwon YH, Newton RU, et al: Evaluation of a lower-body compression garment. *J Sports Sci* 21:601–610, 2003.
- [90] Wannop JW, Worobets JT, Madden R et al: Influence of Compression and Stiffness Apparel on Vertical Jump Performance. *J Strength Cond Res* 30(4):1093–101, 2016
- [91] Gupta A, Bryers JJ, Clothier PJ: The effect of leg compression garments on the mechanical characteristics and performance of single-leg hopping in healthy male volunteers. *BMC Sports Sci Med Rehabil* 19:7–10, 2015.
- [92] Sperlich B, Born DP, Swarén M, et al: Is leg compression beneficial for alpine skiers? *BMC Sports Sci Med Rehabil* 5(1):18, 2013.
- [93] Chaudhari AM, Jamison ST, McNally MP, et al: Hip adductor activations during run-to-cut manoeuvres in compression shorts -implications for return to sport after

groin injury. J Sports Sci 32(14):1333-1340, 2014.

[94] Kuster MS, Grob K, Kuster M, et al: The benefits of wearing a compression sleeve after ACL reconstruction. Med Sci Sports Exerc 31: 368-371, 1999.

[95] Michael JS, Dogramaci SN, Steel KA, et al: What is the effect of compression garments on a balance task in female athletes? .Gait Posture 39(2):804-809, 2014.

[96] 史野根生: 膝前十字靭帯損傷. 最新整形外科学体系 スポーツ傷害. 越智隆弘(編), 中山書店: 270-276, 2007.

[97] 木村佳記, 小柳磨毅, 松尾高行: 膝前十字靭帯再建術後の運動療法. 理学療法士臨床判断フローチャート. 奈良勲(監), 松尾善美(編), 文光堂: 62-74, 2009.

[98] 史野根生: スポーツ膝の臨床. 金原出版: 2008.

[99] Finsterbush A, Frankl Y, Matan G, et al: Secondary damage to the knee after isolated injury of the anterior cruciate ligament. Am J Sports Med 18 (5): 475-479, 1990

[100] Ng GYF: A long term study of the biomechanical and biological changes of the ACL-PT autograft and ACL repair after hemi-transection injury in a goat model. Thesis, Department of Anatomy, Monash University, Australia. 1995.

[101] Rosenberg TD, Franklin JL, Baldwin GN, et al: Extensor mechanism function after patellar tendon graft harvest for anterior cruciate ligament reconstruction. Am J Sports Med 20: 519-526, 1992.

[102] Shino K, Inoue M, Horibe S, et al: Reconstruction of the anterior cruciate ligament using allogeneic tendon: long-term follow-up. Am J Sports Med 18: 457-465, 1990.

[103] Langan P, Fontanetta AP: Rupture of the patellar tendon after use of its central third. Orthop Rev 16: 317-321, 1987.

- [104] Graf B, Uhr F : Complications of intra-articular anterior cruciate ligament reconstruction. Clin Sports Med 7 : 835-848, 1988.
- [105] Dauty M, Le brun J, Huguet D, et al: Return to pivot-contact sports after anterior cruciate ligament reconstruction: patellar tendon or hamstring autografts. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 94(6):552-560, 2008.
- [106] Shelbourne KD, Davis TJ, Klootwyk TE: The relationship between intercondylar notch width of the femur and the incidence of anterior cruciate ligament tears. A prospective study. Am J Sports Med 26:402-408, 1998.
- [107] 岩嶺弘志 : 非接触型膝前十字靭帯損傷の損傷頻度. 臨床スポーツ医学 (9) : 985-990, 2002.
- [108] 案浦聖凡, 王亭弘, 小林 晶 : スポーツにおける前十字靭帯損傷の受傷機序について. 日本整形外科スポーツ医学会誌 (1) : 45-52, 1996.
- [109] Hewett TE, Myer GD, Ford KR ,et al : Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. Am J Sports Med 33(4) : 492-502, 2005.
- [110] Sheehan FT, Sipprell WH, Boden BP, et al: Dynamic sagittal plane trunk control during anterior cruciate ligament injury, Am J Sports Med 40(5):1068-1074, 2012.
- [111] Boden BP, Breit I, Sheehan FT: Tibiofemoral alignment: contributing factors to noncontact anterior cruciate ligament injury. J Bone Joint Surg Am 91:2381-2389, 2009.
- [112] Hewett TE, Ford KR, Myer GD : Anterior cruciate ligament injuries in female athletes : Part 2, a meta-analysis of neuromuscular interventions aimed at injury

prevention. *Am J Sports Med* 34 (3) : 490–498, 2006.

[113] Porter T, Rushton A: The efficacy of exercise in preventing injury in adult male football: a systematic review of randomised controlled trials. *Sports Med Open* 1: 4. 2015.

[114] Stanley CJ, Creighton RA, Gross MT, et al: Effects of a knee extension constraint brace on lower extremity movements after ACL reconstruction. *Clin Orthop Relat Res* 46:1774–1780, 2011.

[115] Doan BK, Kwon YH, Newton RU, et al: Evaluation of a lower-body compression garment. *J Sports Sci* 21(8):601–610, 2012.

[116] Kuster MS, Grob K, Kuster M, et al: The benefits of wearing a compression sleeve after ACL reconstruction. *Med Sci Sports Exerc* 31: 368–371, 1999.

[117] Powers CM, Souza RB, Selkowitz D: The effect of femoral strapping on pain response, hip rotation and gluteus maximus activation in persons with patellofemoral pain. *Physiotherapy* 93:S198, 2007.

第2章 テーピングを用いた効果的なライン走行の検討

2.1 静的姿勢評価

開発する機能的ウェアは、下地となるコンプレッションウェアとは張力の異なる生地をライン状に縫製するが、そのライン走行を検討するため、ACL 不全膝患者に対してテーピングを用いて効果的なラインを検討した。

2.1.1 対象と方法

対象は ACL 不全膝症例 1 名（左側）とした。テーピングの走行は、膝蓋骨を前面から押さえる前型、大腿部後面外側から脛骨前面にかけて螺旋状に走行し、下腿後面で止める後型の 2 種類を実施し（図 2-1）、比較対照としてテーピングを張り付けていない裸足（なし）を実施した。課題は、片脚立位から下腿を前傾させずに体幹を出来るだけ後方へ移動して、姿勢を保持させる体幹後傾テストを用いた[1]。計測は、動作をデジタルカメラで撮影し、画像処理ソフト Image J にて、体幹後傾角度を測定した（図 2-2）。体幹後傾角度は、大転子を通る床との垂直線と、大転子と肩峰を結ぶ線のなす角度とした。動作の安定性は、動作終了後に主観的アナログスケール（VAS）を測定した。この VAS の判定は、最も安定して膝関節に不安定を感じない状態を 10 点とした。

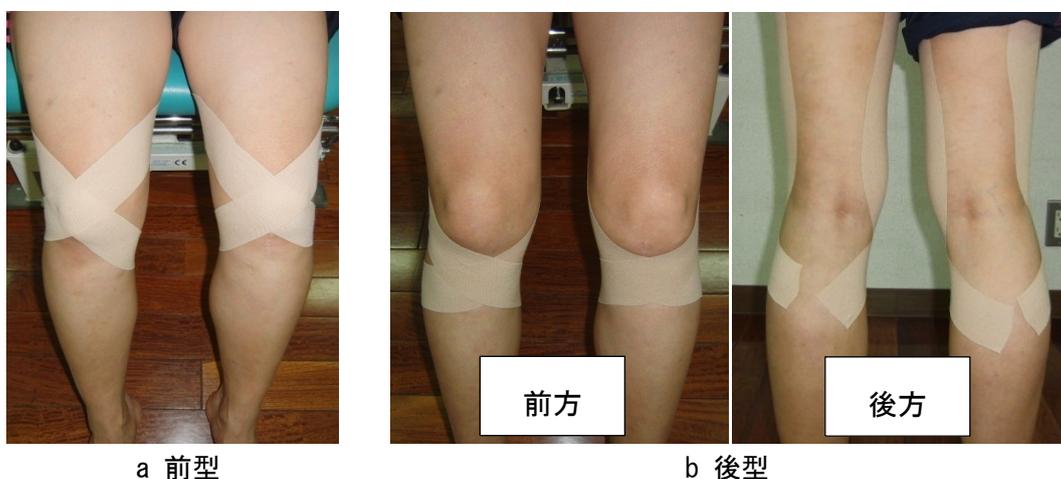


図 2-1 テーピングの貼り付け方法

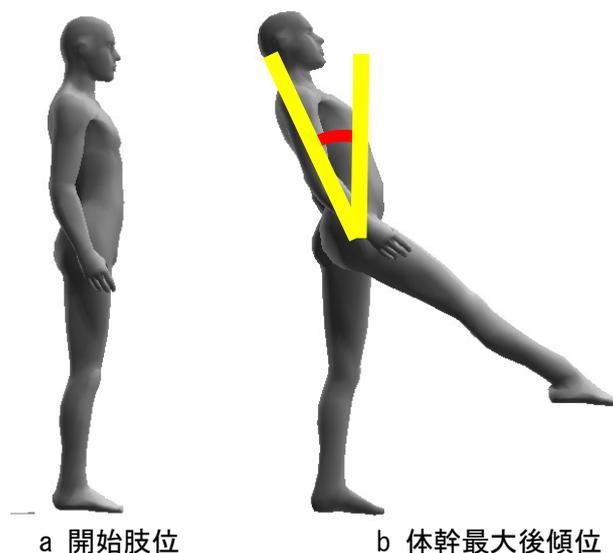


図 2-2 体幹後傾テスト[1]

2.1.2 結果および考察 (表 2-1、図 2-3、図 2-4、図 2-5)

非損傷側において、テーピングなし 42.1° 、前型 35.8° 、後型 38.7° であり、前型および後型は、共にテーピングなしに比べて体幹前傾位となった。損傷側において、テーピングなし 39.6° 、前型 51.2° 、後型 46.1° であり、前型および後型は、共にテーピングなしに比べて体幹後傾位となった。また、後型に比べ前型では、より体幹後傾位となった。これより、ウェアに縫製するラインは、膝蓋骨を前面から押さえる前型が適していると考えられた。片脚立位で体幹を後方へ移動させると、膝関節伸筋位に固定して身体重心を基底面内に留めようとする。この際、脛骨高原の解剖学的な後方傾斜により、ACL 損傷側の膝関節に不安定感が増加する[2]。テーピングを張り付けた条件下では、テーピングが牽引され張力が膝関節伸展モーメントとして働くことになる。この張力の作用により膝関節を安定させ、片脚立位時の不安定感が減少し、体幹をより後方に移動することができたと考えられた。ただし、非損傷側の検証では体幹後傾角度が減少しており、膝関節を伸展位に固定することは、ACL 損傷に対してリスクとなることからさらなる検討が必要と考えられた。

表 2-1 テーピング貼付における体幹後傾角度

	なし	前型	後型
非損傷側	42.1	35.8	38.7
損傷側	39.6	51.2	46.1

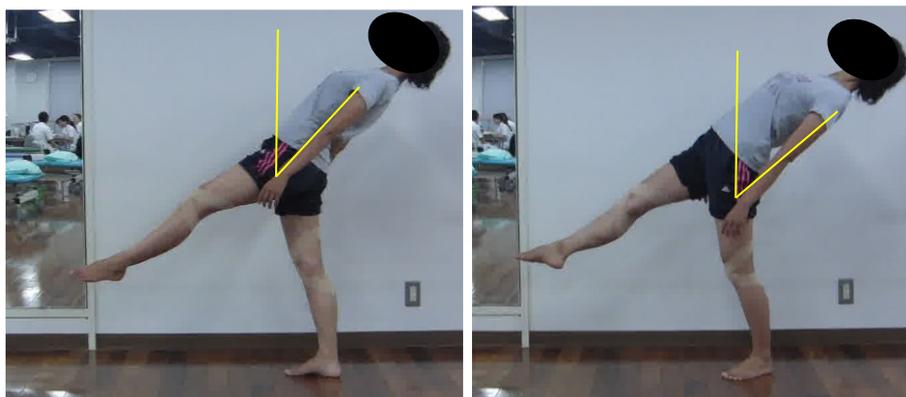
単位 : deg



a 右片脚立位

b 左片脚立位

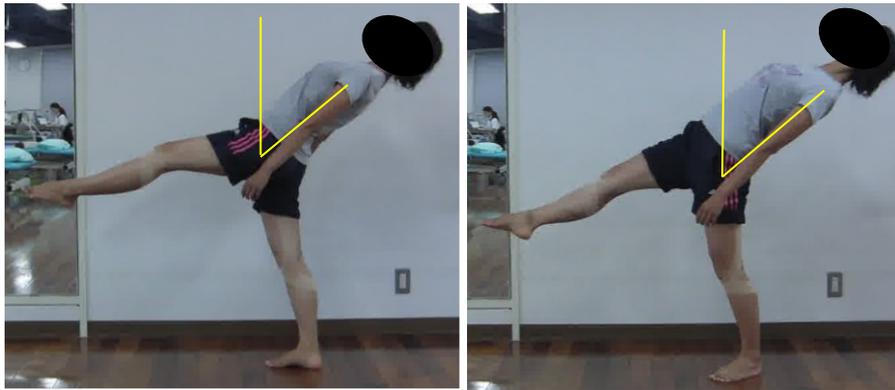
図 2-3 テーピングなしでの体幹後傾



a 右片脚立位

b 左片脚立位

図 2-4 前型での体幹後傾



a 右片脚立位

b 左片脚立位

図 2-5 後型での体幹後傾

2.2 動的姿勢評価

2.2.1 対象と方法

対象は ACL 再建術後症例 4 名で、術後に日常生活の制限を有しない膝症例とした。課題として、静止立位からの両脚スクワット、Drop Jump Landing (DJL) を実施した。各課題は各動作の主観的な安定感を、ビジュアルアナログスケール (Visual Analogue Scale:VAS) にて調査した。

テーピングは、前型として、膝蓋骨を覆う形で前面から貼付け、膝の屈曲に伴って張力を発生するようにした。後型として、脛骨粗面から後方にハムストリングスの走行に沿って走行させ、膝の伸展に伴って張力を発生するように貼付した。

表 2-2 被験者特性

	経過	再建靭帯の採取部	状態
症例 1	再建術後 6M	膝蓋腱	安定膝
症例 2	再建術後 12M	膝蓋腱	安定膝
症例 3	再建術後 8M	膝蓋腱	安定膝
症例 4	再建術後 6W	大腿四頭筋腱	不安定膝

2.2.2 結果および考察

4 症例中 3 症例で、前型が後型に比較して安定したと回答した（図 2-6）。前型のテーピングの走行は、膝関節屈曲に伴い引き伸ばされ、膝関節を伸展させる作用を有し、大腿四頭筋の走行に沿って貼付されているため、大腿四頭筋の作用を補助すると考えられた。前型を安定したと回答した 3 症例は、ACL 再建術後であり、関節の安定性は獲得していたことから、DJL および両脚スクワット動作時、膝関節屈曲時に生じる脛骨の前方への移動に対する不安定感が不安定膝症例に対して少なく、脛骨前方引き出しを抑える作用が強い後型よりも大腿四頭筋の作用を補助する前型を良好であると回答したと推察された（表 2-2）。

前型は安定性が良好であるが、膝屈曲を制限するため、ACL 損傷予防には不利であると考えられた。一方、不安定膝である症例は、前型に対して後型の方が良好であった。これは、膝関節の脛骨の前方引き出しに対する不安定感をより強く反映するため、体幹後傾に伴う脛骨の前方引き出しに対してテーピングの張力により脛骨前方変位が抑制されたため不安定感が減少したと考えられた。しかし、この後型をウェアに応用する場合、テーピングのような粘着性がないため、張力を効率的に発揮させるためには、足関節から股関節までの長いラインが必要と考えられた。

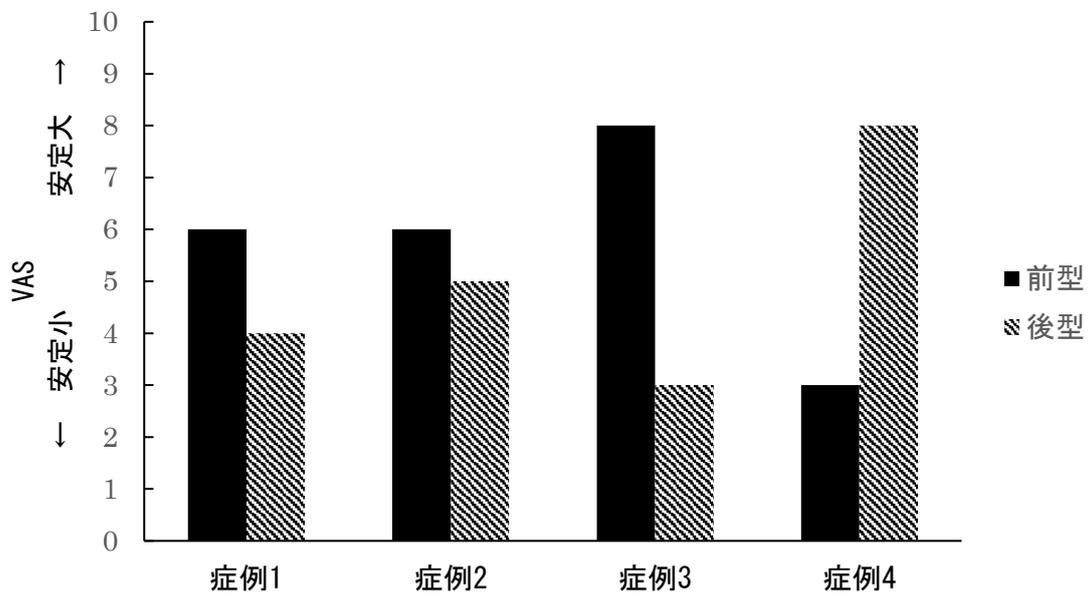


図 2-6 DJL および両脚スクワット動作時の VAS

2.3 要約

機能的ウェアのライン走行を検討するため、ACL 不全膝症例および ACL 再建術後症例にてテーピングを用いた効果的なラインを検討した。テーピングの走行は、膝蓋骨を前面から押さえる前型、大腿部後面外側から脛骨前面にかけて螺旋状に走行し、下腿後面で止める後型の 2 種類とした。テーピングによる走行は、静的姿勢評価と動的姿勢評価の結果より、前型は安定性が良好であるが、膝関節の屈曲を制限するため ACL 損傷予防には不十分であった。また、後型は不安定膝に対して良好であるが、テーピングのような粘着性がないため、張力を効率的に発揮させるためには、足関節から股関節までの長いラインとする必要があると考えられた。

文献

[1] 小川 卓也, 小柳 磨毅, 構井 健二, 他 : 体幹後傾テストの ACL 不全評価に対する有用性の検討; スポーツ傷害 (J. sports Injury) Vol. 18 : 51-53 2013

[2] Meyer EG, Haut RC: Anterior cruciate ligament injury induced by internal tibial torsion or tibiofemoral compression. Journal of Biomechanics 41 : 3377-3383, 2008.

第3章 開発した機能的ウェアのデザイン

3.1 機能的ウェアのコンセプト

着地動作において ACL 損傷を回避するためには、着地初期の不良アライメントを回避し、脛骨前方移動に対する剪断力を抑制することが重要とされる。開発する機能的ウェアの目的は、ACL 再建膝の安全かつ機能的な着地動作を外的に補助することである。このために期待するウェアとしての機能は、脛骨の前方移動を制御することで、ACL への力学的負荷を軽減し、また、重力下での理想的な姿勢の誘導を行うことで、ACL 損傷の受傷機転となる危険姿勢 (knee-in) を回避する事である[1, 2, 3]。

3.2 提案する機能的ウェアのデザイン (図 3-1、図 3-2)

下地となるコンプレッションウェアの生地とは伸縮性の異なる生地を縫製し、2本のライン構造で関節運動を誘導するように設計した。

A ラインは、脛骨前面から膝関節軸内下方を通り、大腿内側から外側股関節軸前方を通る。歩行中の踵接地時のような、脛骨が大腿骨に対して前方移動しようとした際に、ラインの張力が拮抗するように働き、脛骨前方移動を抑制するように設計した。

B ラインは脛骨前面から膝関節軸外下方を通り、大腿外側から内側へ停止する、膝外反の誘導と脛骨前方移動を抑制する張力を発生するために設計した。踵接地時の脛骨前方移動に対して張力を発生して、移動を抑制し、膝関節内反と伸展に対しても拮抗する張力を発生するように設計した。

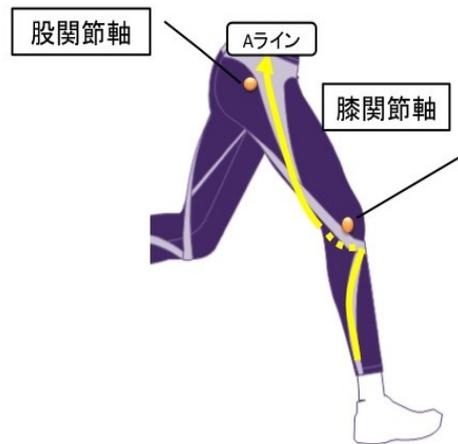


図 3-1 機能的ウェアのデザイン (Aライン)

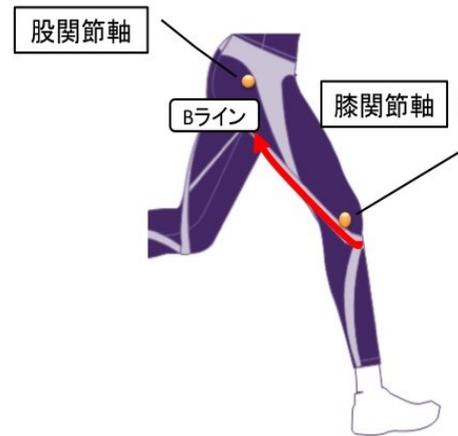


図 3-2 機能的ウェアのデザイン (Bライン)

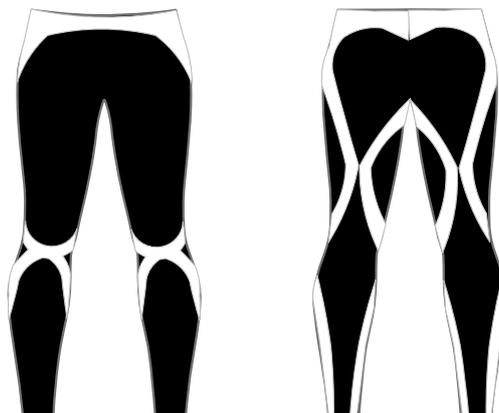


図 3-3 機能的ウェアのデザイン (前後方向)

文献

- [1] 岩曾弘志：非接触型膝前十字靭帯損傷の損傷頻度. 臨床スポーツ医学 (9) : 985-990, 2002.
- [2] 案浦聖凡, 王亭弘, 小林 晶：スポーツにおける前十字靭帯損傷の受傷機序について. 日本整形外科スポーツ医学会誌 (1) :45-52, 1996.
- [3] Hewett TE, Myer GD, Ford KR , et al : Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. Am J Sports Med 33(4) : 492-502, 2005.

第4章 張力試験による機能的ウェアの剪断力抑制効果の検証

4.1 モデル膝の作成

これまで関節の外的補助手段として用いられる硬性装具の膝関節制動効果の検証には、張力試験器が用いられている。

Glynnら[1]は、新規膝装具の開発に、モデル膝を作成して(図4-1)脛骨の前方変位量と制動する張力を確認し、異なる硬性装具において、56.5[N]~87.8[N]の張力が発生したと報告している(表4-1, 図4-2)。しかし、コンプレッションウェア(CW)の制動効果については張力試験器を用いた検証はなされていない。開発した機能的ウェアに期待する制動効果が得られるかを検証するために、硬性装具の検証方法を参考に[2, 3]、今回、新たな張力試験の実験装置を開発した(図4-3)。

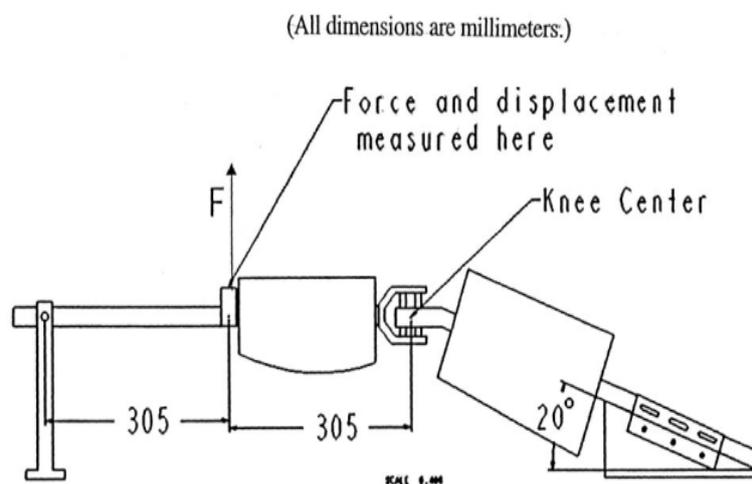


図4-1 (文献[1]より引用)

表 4-1 装具による張力の比較（文献[8]を一部改変）

装具	張力[N]
Generation II	56.5
DonJoy	81.5
Lenox Hill	87.8

脛骨の前方引出抑制力を計測するためのモデル膝は、生体を 3D スキャニングし、大腿部はシリコン製、下腿部はウレタン製にて作成した。下腿部を引っ張り試験機が接続できるように、膝蓋骨部分をくりぬいた構造にし、モデルをジグにて固定した（図 4-2, 図 4-3, 図 4-4, 図 4-5）。このモデル下腿部を、引っ張り試験器に接続し、機能的ウェアを装着して試験を実施した。

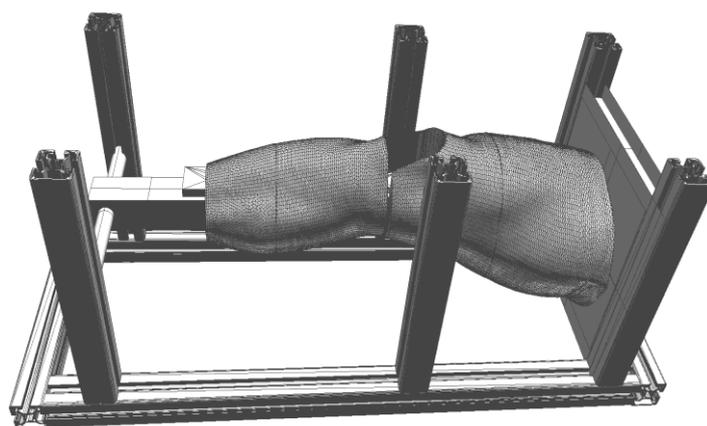


図 4-2 モデル膝をジグに取り付けた状態（側方）

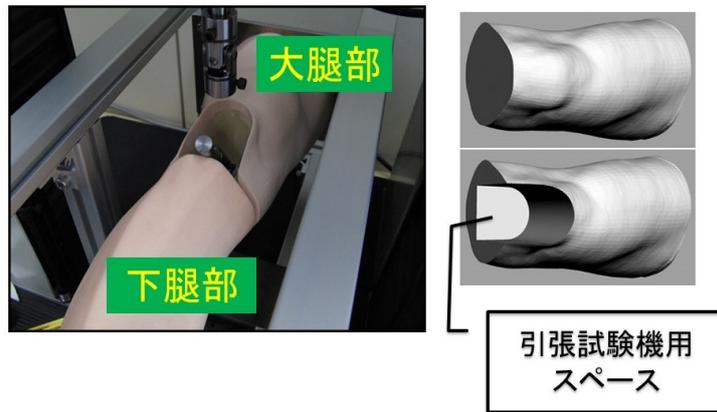


図 4-3 モデル膝をジグに取り付けた状態（前方）

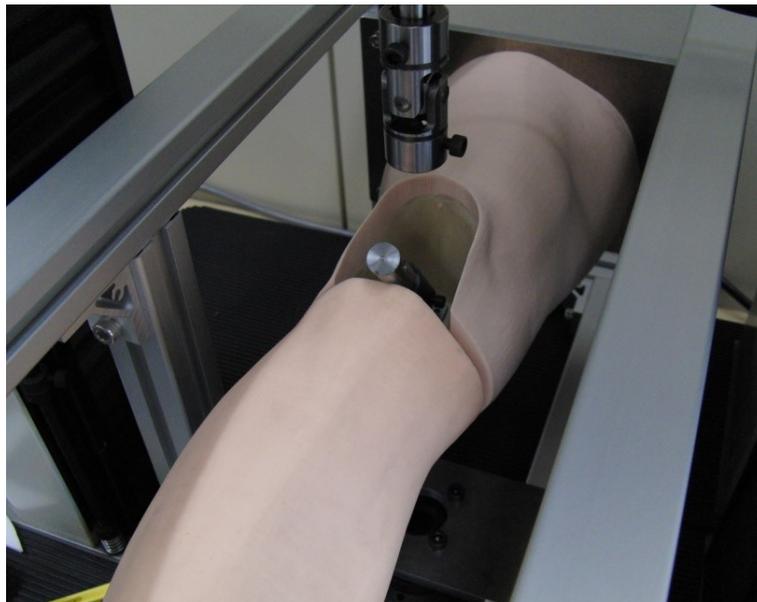


図 4-4 モデル膝と機器

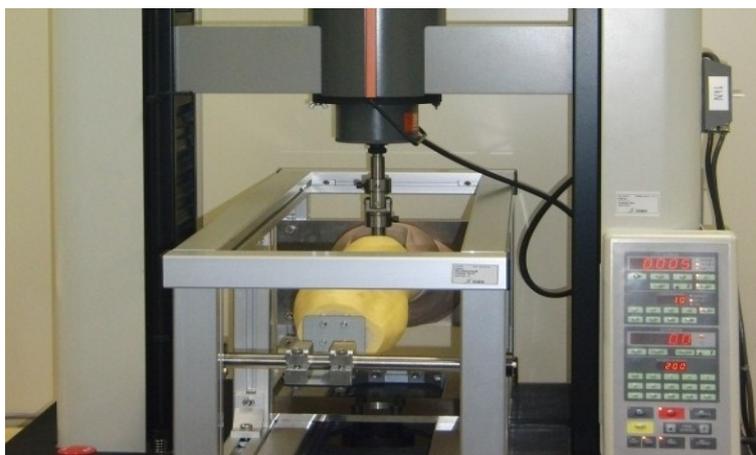


図 4-5 張力試験機外観

4.2 モデル膝の動作設定 (図 4-6、4-7)

モデル膝のアライメントは、Liuら[4]の方法に準じて膝関節屈曲 20 度とした。大腿部はジグに固定し、モデル膝の下腿部上面に作成した接続部分に張力試験機を接続した状態で足関節軸周りに回転することで、膝関節前方引き出し様の運動を再現した (図 4-7)。前方引き出し試験の際の動きとして、下腿部を 20 [mm] 上方へ牽引した。この際、下腿が足関節軸周りに、 2.86° 回転し、臨床で ACL 損傷を診断する際に用いる、ラックマンテストと同様の運動を再現した (図 4-8)。つまり、上方への牽引に対して、検出された張力が増大すると、ACL と同様に下肢の前方変位を抑制する性能が高いと判断した。

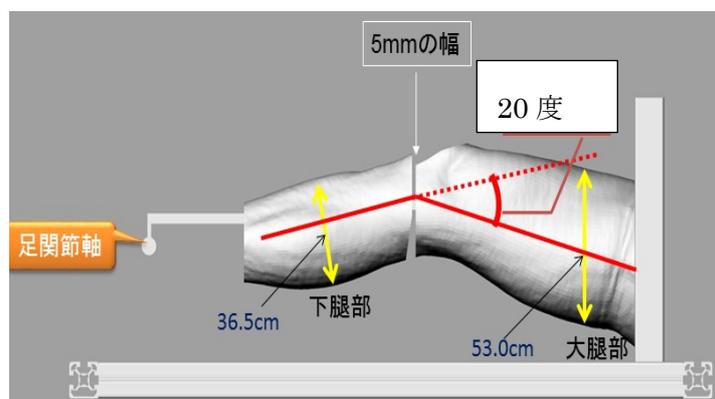


図 4-6 モデル膝の設定

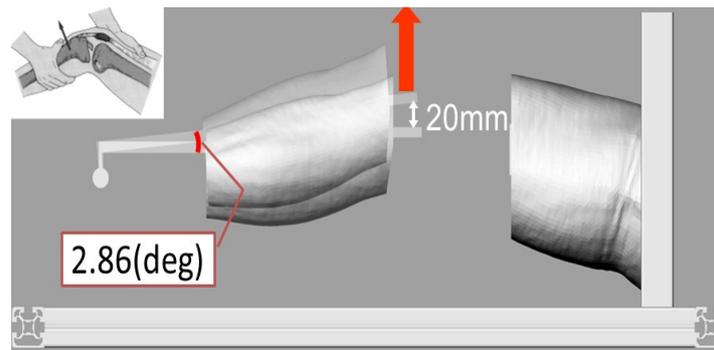


図 4-7 脛骨前方引き出し試験の実際

4.3 対象と方法

モデル膝に開発した機能的ウェア（FW）を装着し、張力試験機にて、脛骨前方移動量に対する張力を測定した。比較対照として、加工なしのCWとテーピングのみを圧着した条件の合計3条件の試験を実施した。FWとCWの牽引量は、5[mm]、10[mm]、15[mm]、20[mm]にて変化させ、衣類の変位から生じるデータの差異を検証した。テーピングのみの条件では、20[mm]の牽引量のみとした。張力測定は5回の試験を行い、安定した5回目のデータを採用した。

また、牽引速度の違いによる張力の変化を見るため、200[mm/min]に加え、500[mm/min]の速度にて実施した。尚、速度変化による検証はFWのみとした。

4.4 結果

牽引量を5[mm]、10[mm]、15[mm]、20[mm]にて変化させた際、1回目の牽引終了後に変位量が0[mm]とならない結果となった。この原因として、1回目の牽引終了後にモデル膝上でウェアのずれが生じたためと考えられた。このため、ウェアにマーカを張り付けてずれを検証した。マーカをモデル膝の空洞部分の縁に貼り付けて、再度、張力試験を実施した。結果は、牽引後に貼り付けたマーカが股関節方向へ牽引されたまま、元の位置に戻らず牽引を繰り返し、FWに張り付けたマーカが牽引前に比べて牽引後には膝関節部中央に変位

した（図 4-8）。これは、下腿の上昇によって FW が股関節方向へと変位したと考えられた。下腿の上方への牽引により、ウェア後面より前面の生地が、膝関節部の縁を中心としてウェアが長軸方向へ引き伸ばされるが（図 4-9）、下腿部のウェアは完全に固定していないため大腿側にずれる結果となった。牽引の終了と共に生地は伸縮するが、ウェアは大腿側に移動したまま下腿部にはずれずに縮小した。2 回目以降は、膝部で生じる生地の伸縮が、一定の位置の範囲内となったため牽引終了後のずれが生じなかったと考えられた（図 4-10）。

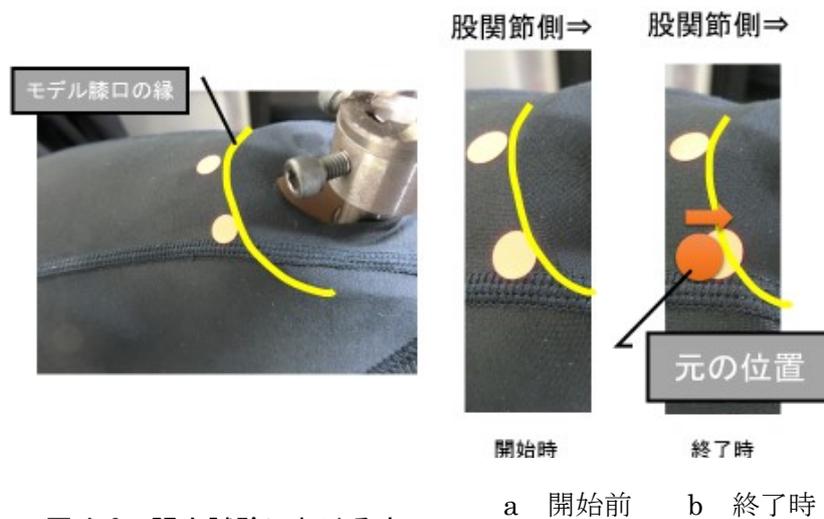


図 4-8 張力試験におけるウェア

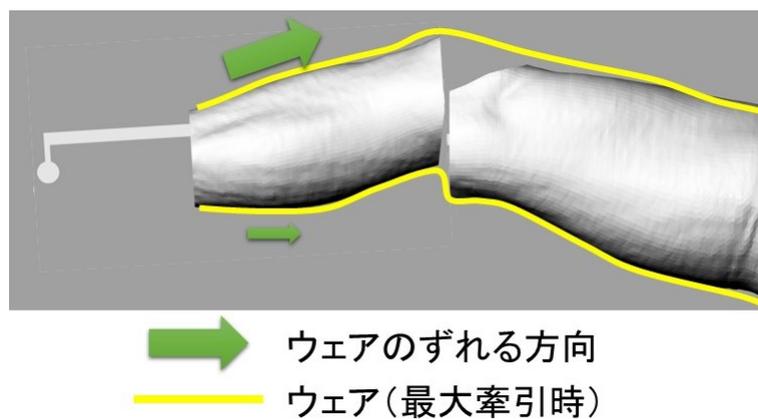


図 4-9 下腿の牽引に伴うウェアの変位（最大牽引時）

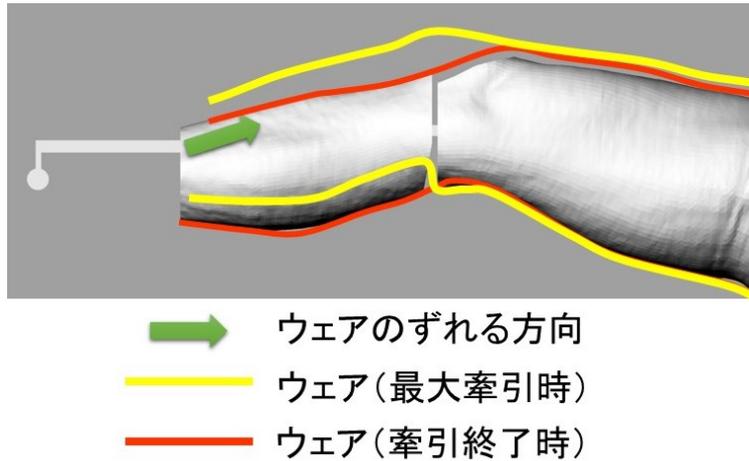


図 4-10 下腿の牽引に伴うウェアの変位（牽引前後の比較）

この結果より、2 回目以降の実験データにおいて変化量の戻りが 0[mm] となるように補正した（図 4-11～4-26）。各ウェアの張力最大値は、テーピングで 12.2[N]、CW で 10.0[N]、FW で 39.0[N] となり、CW やテーピングに比べ FW の最大張力は大きくなった（図 4-28）。張力速度の違いによる比較では、200[mm/min] で 26.3[N]、500[mm/min] で 32.4[N] であり、速度が増加すると抵抗力が増加した（図 4-29）。

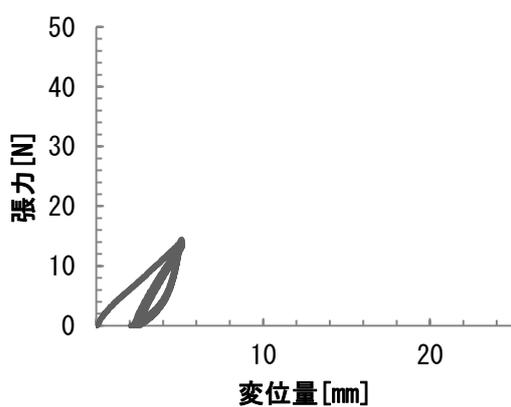


図 4-11 FW の張力試験結果 [5mm]

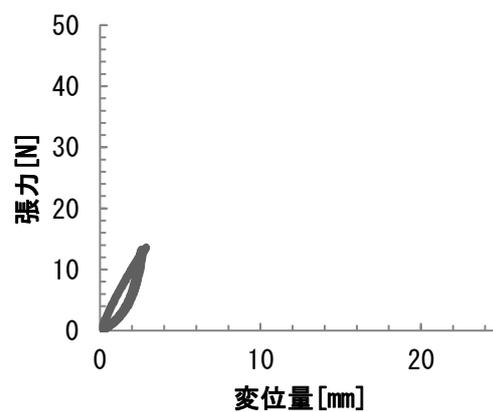


図 4-12 FW の張力試験結果 [5mm] 補正後

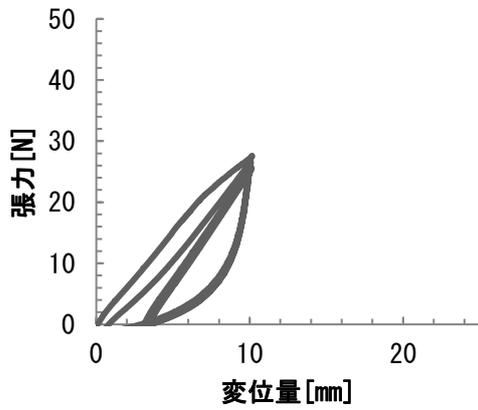


図 4-13 FW の張力試験結果 [10mm]

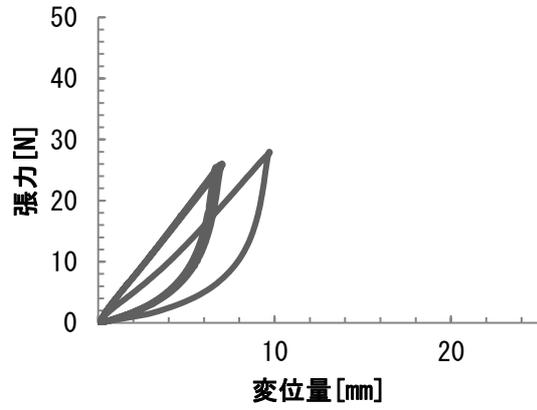


図 4-14 FW の張力試験結果 [10mm] 補正後

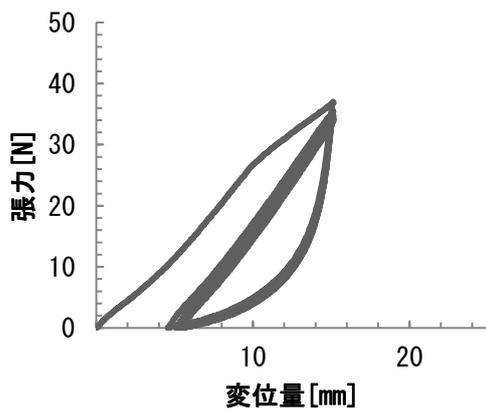


図 4-15 FW の張力試験結果 [15mm]

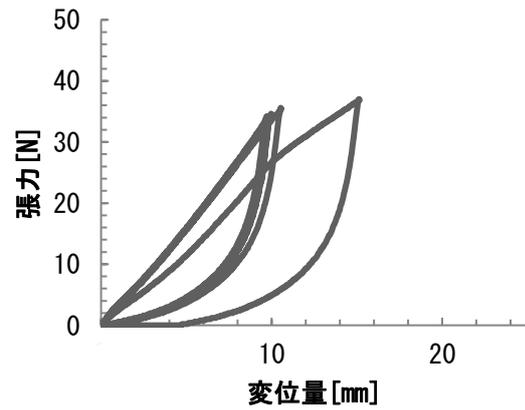


図 4-16 FW の張力試験結果 [15mm] 補正後

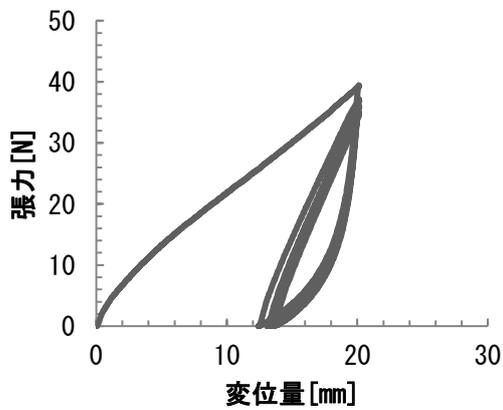


図 4-17 FW の張力試験結果 [20mm]

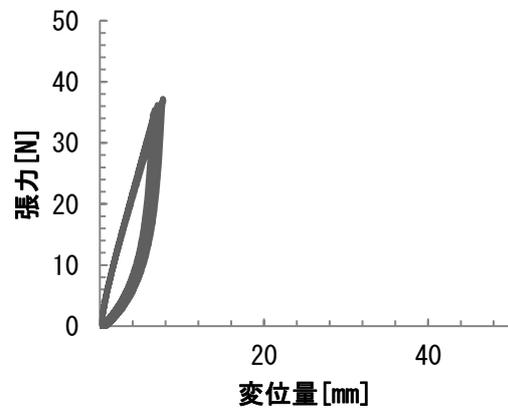


図 4-18 FW の張力試験結果 [20mm] 補正後

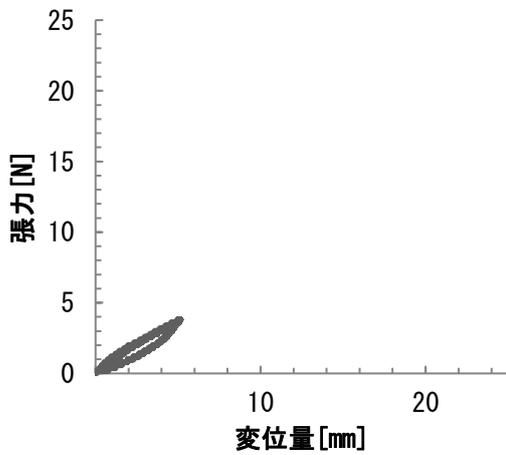


図 4-19 CW の張力試験結果 [5mm]

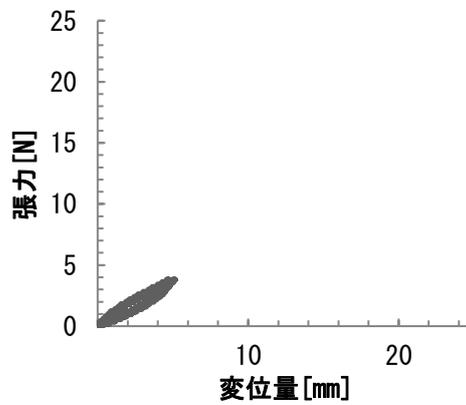


図 4-20 CW の張力試験結果 [5mm] 補正後

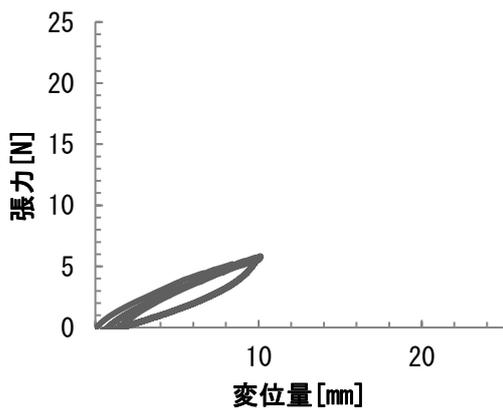


図 4-21 CW の張力試験結果 [10mm]

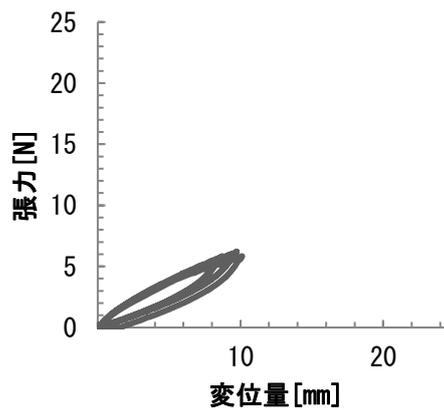


図 4-22 CW の張力試験結果 [10mm] 補正後

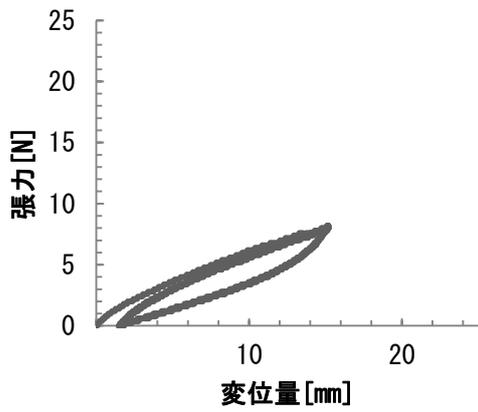


図 4-23 CW の張力試験結果 [15mm]

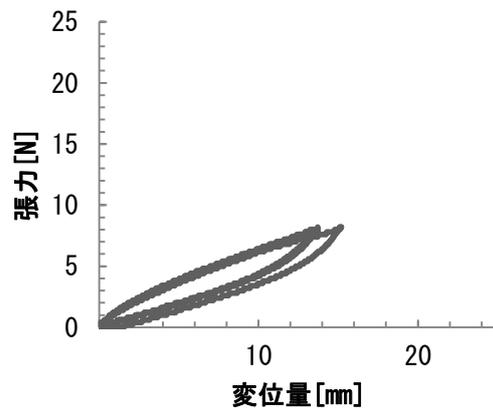


図 4-24 CW の張力試験結果 [15mm] 補正後

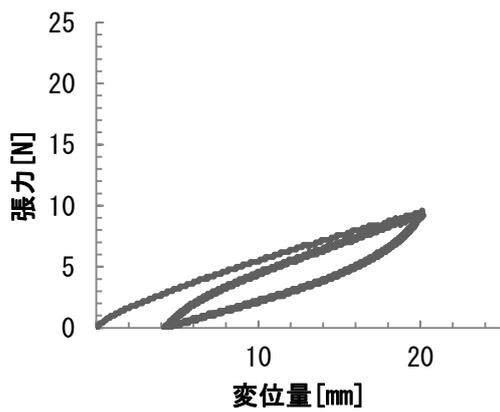


図 4-25 CW の張力試験結果 [20mm]

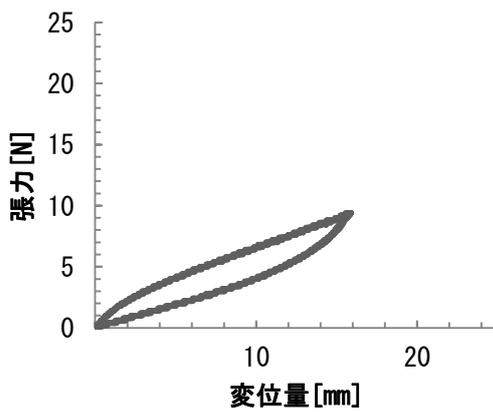


図 4-26 CW の張力試験結果 [20mm] 補正後

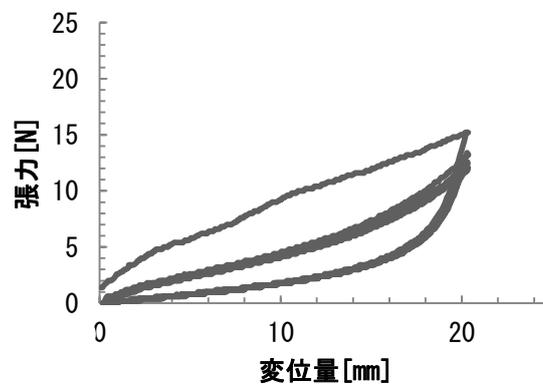


図 4-27 テーピングの張力試験結果

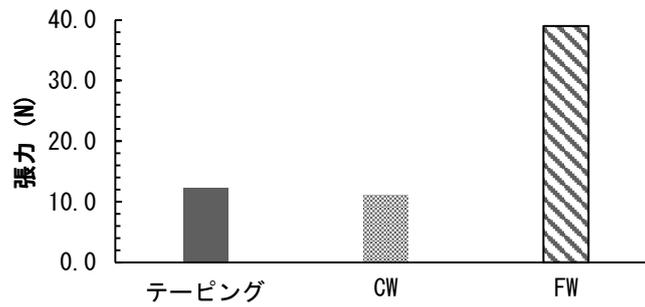


図 4-28 各ウェアの張力最大値の比較

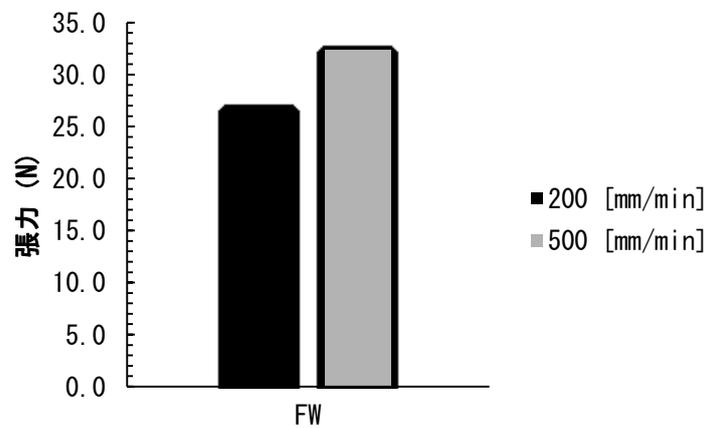


図 4-29 引き出し速度変化と張力の関係

4.5 考察

FW は、CW に比べ約 4 倍、Glynn ら [1] が示した硬性装具の約 1/3~1/2 程度の張力を発生した。ウェアの張力発揮特性を調べるため、牽引速度を変化させて実験した結果、FW は、速度が増加すると抵抗力が増加した (図 4-29)。ACL 損傷後に一般的に使用されているテーピングに比べ脛骨の前方引き出しに対する制動力は、FW の方が大きかった。

今回は 1 種類の素材を使用した。使用する繊維、ラインの方向・強度などを変化させることによってさらに制動効果が高まる可能性があると考えられた。また、CW に比べて、FW は約 4 倍の最大張力を発生した。前方引き出しに対する張力は、最大 39[N] であり、硬性装具の約 1/3~1/2 程度の制動効果を発揮することが明らかとなった。スポーツ現場で使用さ

れることの多いテーピングよりも大きな張力を発生したことにより、開発したFWはテーピングの欠点である張り直しや皮膚障害を回避しながら、トレーニングを行えることが示唆された。また速度変化について、試験機の特性上これ以上の速度変化は行えなかったものの、瞬間的に速度増加した場合、その変化に伴って大きな張力を発生することが推察された。これらFWの張力による制動はACLの破断強度には及ばないも、姿勢制御による対応時間を延長できる可能性が考えられた。

4.6 要約

モデル膝を作成してテーピング、加工なしのコンプレッションウェア(CW)、FWの各特性を脛骨の前方変位に対して生じる張力計測にて確認した。牽引量200[mm/min]に対し、張力最大値は、テーピングで12.2[N]、CWで10.0[N]、FWで39.0[N]となり、CWやテーピングに比べFWの最大張力は大きくなった。張力速度の違いによる比較では、200[mm/min]で26.3[N]、500[mm/min]で32.4[N]であり、速度が増加すると抵抗力が増加した。CWに比べて、FWが約4倍の最大張力を発生させることから、脛骨の前方変位に対してFWが抑制する張力を発揮し、ACL損傷に対する抑制効果につながる可能性を示唆した。

文献

- [1] Glynn DW, Kennedy FE, Hood MO, et al : A Comparative Evaluation of New and Conventional Knee Orthoses for Control of Anterior Tibial Displacement. *Journal of Prosthetics and Orthotics* 14:113–120, 2002.
- [2] Liu SH, Lunsford T, Gude S, et al : Comparison of functional knee braces for control of anterior tibial displacement. *Clin Orthop Relat Res* 32: 203–210, 1994.
- [3] Hug F, Ouellette A, Vicenzino B, et al: Deloading tape reduces muscle stress at rest and during contraction. *Med Sci Sports Exerc* 46:2317–2325, 2014.
- [4] Liu SH, Daluiski A, Kabo JM : The effects of thigh soft-tissue stiffness on the control of anterior tibial displacement by functional knee orthoses. *J Rehabil Res Dev* 32(2):135–140, 1995.

第5章 機能的ウェアによる静的安定性の検証

5.1 はじめに

これまで、健常者および ACL 再建術後症例に対して、静的および動的な姿勢制御能力を検証し FW のデザインを完成させた。この FW の静的姿勢制御に関する検証を行った結果を示す。

5.2 対象と方法

対象は、ACL 再建術後症例 3 名とした。

課題は、片脚立位から下腿を前傾させずに体幹を出来るだけ後方へ移動して、姿勢を保持させる体幹後傾テストを用いた。計測は、動作をデジタルカメラで撮影し、画像処理ソフト Image J にて、体幹後傾角度を測定した（図 5-1）。体幹後傾角度は、大転子を通る床との垂直線と、大転子と肩峰を結ぶ線のなす角度とした。

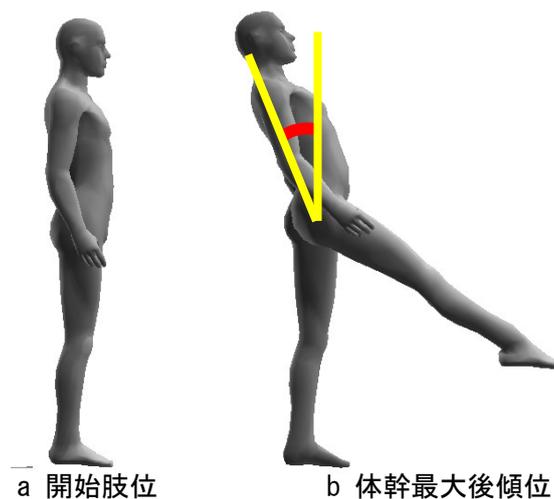


図 5-1 体幹後傾テスト

5.3 結果

非術側および術側における FW 装着による体幹後傾角度は、すべての症例において FW が CW に比べて体幹後傾角度が大きくなる結果となった（図 5-2、5-3）。

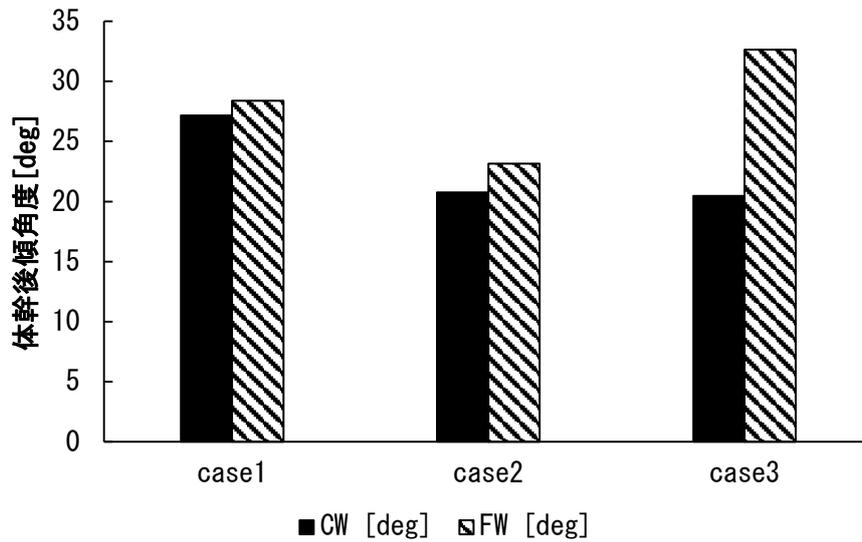


図 5-2 非術側における体幹後傾角度

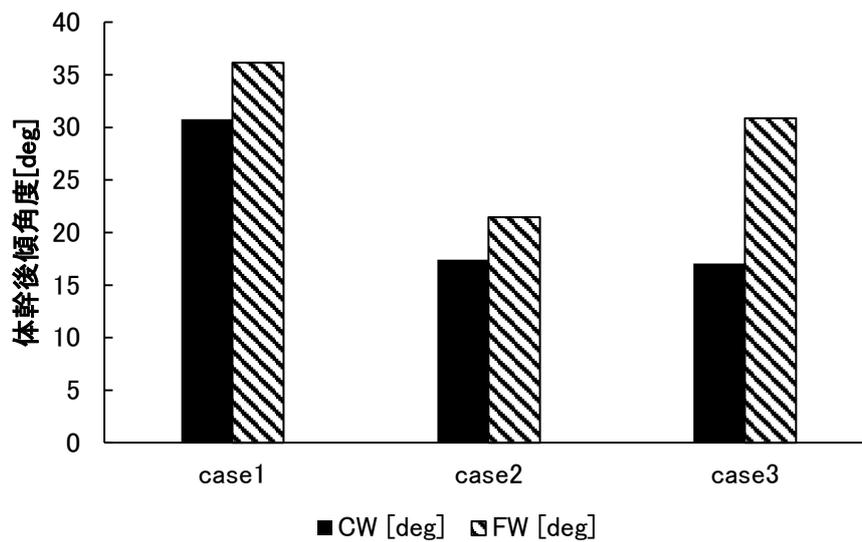


図 5-3 術側における体幹後傾角度

5.4 考察

全例が FW を着用することで、ラインのない CW を着用したときに比べ体幹後傾が大きくなった。この体幹後傾テストについて、小川らは[1]、ACL 不全側は健側や対照群と比較して体幹後傾角度が有意に減少し、主観的不安感は有意に増大したと報告している。FW を装着することにより主観的な不安定感が減少した結果、体幹後傾角度の増大が生じたと考えられた。

荷重位における膝関節の挙動について Meyer ら[2]は、膝関節に加わる圧縮力は脛骨高原の解剖学的な後方傾斜によって大腿骨を後方へ移動させると報告している。また、Boden ら[3]は、下腿の後方傾斜は脛骨高原の後方傾斜により、膝関節の前方剪断力を増大させると報告しており、体幹後傾テストにおける体幹後傾角度の減少は前方剪断力を回避する姿勢戦略と考えられている。FW の装着により膝関節の前方剪断力を抑制するラインの張力が生じ、大腿四頭筋の活動などで生じる膝伸展モーメントの補助となり、安定性が増加したことで、体幹後傾角度の増大が生じたと考えられた。

文献

- [1] 小川 卓也, 小柳 磨毅, 構井 健二, 他 : 体幹後傾テストの ACL 不全評価に対する有用性の検討; スポーツ傷害 (J. sports Injury) Vol 18 : 51-53, 2013.
- [2] Meyer EG, Haut RC: Anterior cruciate ligament injury induced by internal tibial torsion or tibiofemoral compression. Journal of Biomechanics 41 : 3377-3383, 2008.
- [3] Boden BP, Breit I, Sheehan FT: Tibiofemoral Alignment : Contributing Factors to Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury. J Bone Joint Surg Am 91 : 2381-2389, 2009.

第6章 健常例における機能的ウェアの動的安定性の検証

6.1 はじめに

膝前十字靭帯（以下 ACL）損傷は、スポーツ活動中に発生する頻度が高く、一旦発生するとその後のスポーツ活動の継続が困難となる[1]。そのため、治療として一般的に ACL 再建術が行われるが、術後のリハビリテーションには長期間を要し[2, 3]、再損傷の発生率も高い[4, 5]。このため、ACL 損傷と再損傷の予防は極めて重要な課題である。

ACL 損傷の発生機序として、跳躍運動における着地時の危険肢位が指摘されている[6, 7]。Hewett ら[8]は、ACL を損傷した選手は、着地時の膝外反角が損傷していない選手に比べてより大きかったことを示し、ACL 損傷予防や再損傷予防には膝関節の力学的負荷が増大する膝関節の外反、股関節の内転、体幹の外方傾斜といった危険肢位を回避し、膝関節を保護することが重要としている。

スポーツ選手の関節を保護する方法として、テーピングや装具が使用されている。しかし、テーピングには粘着テープを繰り返し同一部位に貼り付けることによる角質剥離等の皮膚障害の可能性や、緩みが生じて効果が持続しないなどの問題がある。一方、装具の ACL 損傷予防に関する生体力学的効果は不明であり、疫学的調査においても一定の評価がない[9]。また、硬性膝装具はスポーツ現場でルール上、装着が禁止されていることが多く、ACL 損傷予防に対して積極的に推奨されるには至っていない[10]。このため、ACL 再建術後のスポーツ復帰を支援するためには、こうした欠点を補う新たな補助具の開発が必要となる。

近年、伸縮性素材を用いて運動パフォーマンスの向上を目的としたコンプレッションウェアウェア (compression wear; CW) が開発され、スポーツ現場で使用されるようになってきた。また、CW が ACL 再建術後患者の着地動作を安定させたとの報告や[11]、下肢への螺旋形のストラップが動作時の下肢アライメントを変化させたとの報告がある[12]。そこで、ストラップやテーピングから着想した伸縮性の異なるラインを着圧ウェアの下腿部から骨

盤部にかけて、螺旋状に縫製した機能的ウェア (functional wear; FW) を開発した(図 6-1)。

本研究の目的は、FW の装着が着地動作に与える影響を運動学および運動力学的に解析し、跳躍着地時の ACL 損傷に至る危険肢位を回避する可能性を調査することである。

6.2 対象と方法

6.2.1 対象

対象は、下肢・体幹に疾患の無い大学生 22 名 (男性 : 8 名 女性 : 14 名) であり、身体特性は年齢 20.9 ± 0.5 [歳]、身長 163.7 ± 9.6 [cm]、体重 56.6 ± 9.5 [kg] であった。

実験では、FW (図 6-1) と、ライン縫製のない CW の 2 種類のウェアを着用させた。FW は、着圧ウェアに図 6-1 の白およびグレーで示す伸縮性の低いラインを縫製した。このラインは 2 方向あり、1 つは図 6-1 にグレーで示す脛骨前面から膝関節軸内下方を通り、大腿内側から外側股関節軸前方を通過し下端に達する。もう一方のラインは、図 6-1 に白色で示す脛骨前面から膝関節軸外下方を通り、大腿外側から内側へ停止する。

ウェアのサイズは S (身長 162 [cm] ~ 168 [cm]、腹囲 71 [cm] ~ 77 [cm])、M (身長 167 [cm] ~ 173 [cm]、腹囲 75 [cm] ~ 81 [cm])、L (身長 172 [cm] ~ 178 [cm]、腹囲 79 [cm] ~ 85 [cm]) の 3 種類から、被験者の身長と腹囲に合わせて選択した。

本研究実施にあたり、四條畷学園大学倫理委員会の承認を得た (承認番号 24-1)。被験者にはヘルシンキ条約に基づき、研究の趣旨を十分説明し同意を得た上で実施した。

6.2.2 運動課題

運動課題は、30 [cm] 台に片脚立位となり、台上から落下するように着地し、床面で静止するジャンプ - 着地課題 (Drop Jump Landing; DJL) とした (図 6-2)。

台上での立位から着地までの支持脚は利き脚とし、膝関節屈曲位で動作が静止するまでを 1 試行として 5 回の試技を行った。この内、着地後の静止姿勢が 3 秒間保たれ、動作の安

定した3試行を採用し、3回の平均値を被験者の代表値とした。

6.2.3 計測手順と分析方法

計測は三次元動作解析装置 (Vicon Nexus; Oxford metrix 社製)、床反力計 (OR-6; AMTI 社製) を使用した。サンプリング周波数は三次元動作解析装置が 200 [Hz]、床反力計が 1000 [Hz] とし、床反力値 (左右成分 F_x 、垂直成分 F_z)、膝関節角度および各関節モーメントを算出した。分析時期は着地瞬間、接地から 40 [ms] 時、80 [ms] 時とした [13]。また、膝関節に対する衝撃力の検証のため、床反力垂直成分の最大値 (F_{zmax}) を接地から床反力垂直成分の最大値までの時間 (Δt) で除した荷重変化率 ($F_{zmax}/\Delta t$) [14] を算出した。

6.2.4 統計学的解析

統計処理は、2種類のウェア間の各関節角度および関節モーメント、床反力、荷重変化率を比較し、Wilcoxon 順位和検定を用いて、有意水準は 5 [%] 未満とした。



図 6-1 機能的ウェア (FW)



図 6-2 運動課題

6.3 結果

接地から 80[msec]までの膝関節内外反角度は、CW は着地後わずかに外反したのに対し、FW では膝関節が内反した（図 6-3）。接地時（0[msec]）の内外反角度は CW が $1.5 \pm 4.4^\circ$ 、FW が $3.9 \pm 3.4^\circ$ であり両群間に差はなかった。着地後 40[msec]時では CW が $1.3 \pm 4.8^\circ$ 、FW が $5.1 \pm 3.7^\circ$ 、80[msec]時では CW が $0.0 \pm 5.4^\circ$ 、FW が $7.4 \pm 4.6^\circ$ となり、FW が CW に比べ内反位であった。（表 6-1）。

接地から 40[msec]経過後の Fz は、2 種類のウェアに有意差はなかったが、FW の Fx は CW に比べ内側への床反力値が有意に大きかった。80[msec]時での Fx および Fz は、ウェア間に有意差は認めなかった（表 6-1）。また、荷重変化率（ $Fz_{max}/\Delta t$ ）は、CW は 3.1 ± 0.6 [N/msec]、FW が 3.3 ± 0.5 [N/msec]であり、2 種類のウェアに有意な差はなかった。

接地後 40[msec]における膝関節内外反モーメントは、CW は -1.0 ± 8.6 [%BW]、FW が 6.1 ± 7.1 [%BW]であり、FW が CW に比べ有意に外反モーメントが小さかった（ $p < 0.05$ ）（表 6-1）。接地後 80[msec]においては、CW が -18.4 ± 9.3 [%BW]、FW が -8.9 ± 9.3 [%BW]でありいずれも外反モーメントを示していたが、FW が CW に比べ有意に外反モーメントが小さかった（ $p < 0.05$ ）（表 6-1）。

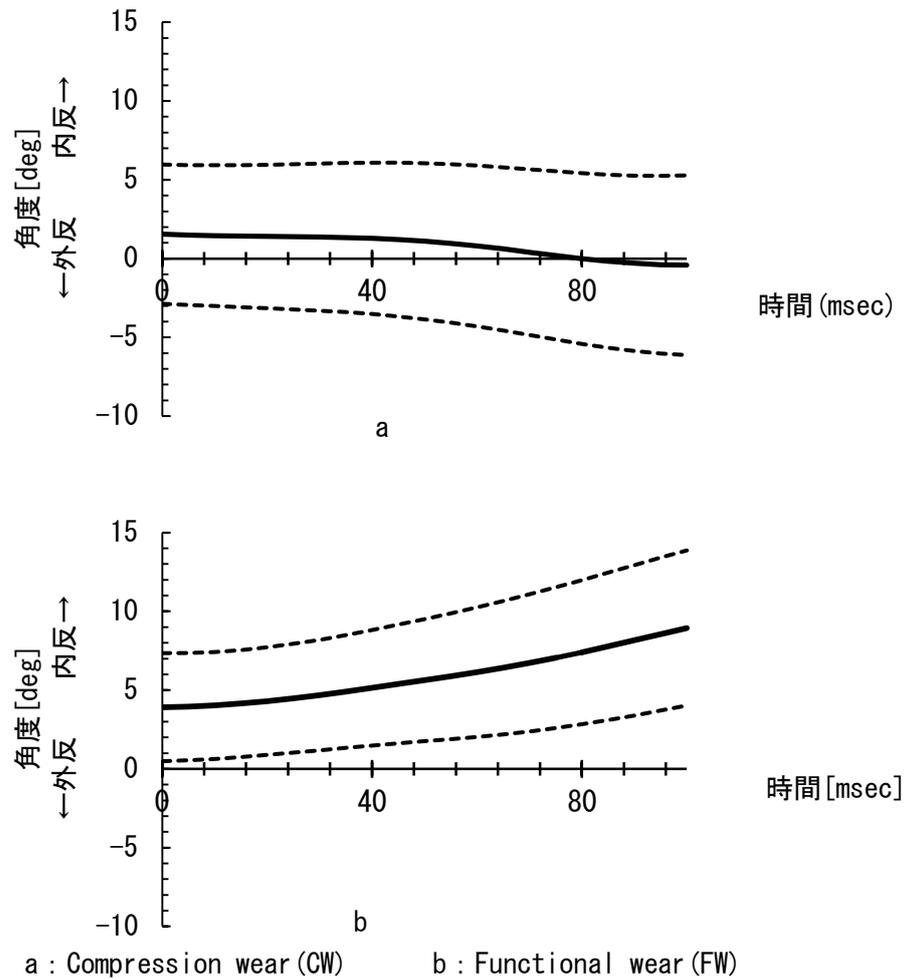


図 6-3 ジャンプ課題における接地からの動作静止までの膝関節角度変化

CW、FW の各ウェアの着地から静止（膝関節最大屈曲位）までの膝関節アライメントの経時的変化を示す。実線は被験者の平均値、点線は標準偏差値を表す。CW は内反位で接地し、重心の下降と共にわずかに外反した。一方、FW は内反位で接地し重心の下降とともに内反方向へ誘導された。

表 6-1 膝関節角度、モーメント、床反力値

	経過時間 [msec]	CW	FW	p 値
	0	1.5±4.4	3.9±3.4	n. s
膝関節内外反角度 [deg]	40	1.3±4.8	5.1±3.7	*
	80	0.0±5.4	7.4±4.6	*
膝関節内外反モーメント [Nm/kg]	40	-1.0±8.6	6.1±7.1	*
	80	-18.4±9.3	-8.9±9.3	*
Fx [%BW]	40	-0.2±0.6	-0.5±0.5	*
	80	1.7±0.8	1.7±0.7	n. s
Fz [%BW]	40	20.2±4.6	21.1±4.4	n. s
	80	37.1±4.7	37.0±4.2	n. s

(*: $p < 0.05$, n. s: No Significant)

膝関節角度は正の値を内反とし、膝関節内外反モーメントは正の値を内反とする。

床反力左右成分 (Fx) は負の値を内方とし、床反力垂直成分 (Fz) は上方を正の値とする。

6.4 考察

本研究では、開発した骨盤から下腿を外的に支持する機能的ウェア（FW）の装着が、着地肢位における ACL 損傷の危険肢位を回避し得るかを、運動学および運動力学の観点から検討した。

ACL 損傷は、跳躍着地で損傷が頻発し、受傷肢位は膝外反 5~20[°]とされ[15]、着地動作の膝外反角度が大きいと ACL 損傷のリスクが高いとされている[16]。また、受傷時の VTR 解析により、着地から 40[msec]後に生じる膝関節の急激な外反と内旋によって、ACL 損傷が発生していたと報告されている[13]。これらの研究結果から ACL 損傷や再損傷の予防には、着地直後に危険肢位である膝外反を回避することが重要とされている[17, 18]。

DJL 課題は、ACL 損傷の発生する危険性を予測しようとする評価である[16]。膝外反位をとることで身体の下降に伴う重力加速度と身体質量による外部モーメントが、ACL 損傷の危険性を高める。特に、身体重心が下降している接地から 40msec 後において ACL 損傷が発生していたことから、この時期の姿勢が ACL 損傷予防を予測する上で重要となる[13]。今回の実験では、接地時の膝関節は両群ともわずかに内反位であったが、接地後 40[msec]までの膝関節は、重心の下降とともに CW は外反したのに対し、FW では内反位で接地して重心の下降とともにさらに内反した（表 6-1）。Powers ら[19]は、骨盤から股関節にかけて装着するストラップ（S. E. R. F. Strap™）が階段降段における股関節の内転・内旋と脛骨外旋、膝外反を減少させることを示した。これはストラップなどの外的支持が重力下での重心の下降動作時に下肢関節アライメントを制動することを示唆している。FW の膝関節外側部から大腿後内側に向かう A ライン（図 6-1）は、着地直後から生じる股関節内転、内旋により引き伸ばされる。このため運動に抗する張力が生じ、結果として股関節の内転と内旋の運動を制動し、膝関節を内反方向に誘導したと考えられた。ACL 損傷と膝関節アライメントの関係において、荷重位での膝関節外反は ACL に伸張ストレスを与える[20]ことから、ACL 損傷の発生要因とされる[14]。今回、開発した FW の装着が接地直後の膝関節アライメントを膝外反か

ら内反に誘導したことから、ACL 損傷や再損傷予防につながる可能性が示唆された。

接地から 40[msec]時の膝関節モーメントは、FW が CW に比べて有意に外反モーメントの減少を示した。また、FW は CW に比べ有意に床反力左右成分である F_x (内側) の作用が大きかった。前額面上での床反力ベクトルは、左右分力が大きくなると傾きが増すことから [21]、FW の着用により接地直後から前額面での床反力ベクトルは、膝関節軸の内側を通過し、 F_x の内方への増大とともに関節軸からの距離 (モーメントアーム) が延長し (図 6-4)、膝関節内反モーメントを発生させたと考えられた [22, 23, 24]。接地から 80[msec]後での膝関節モーメントは、両ウェア間の F_z には差が無かったのに対し、FW は CW に比べ外反モーメントが半減していた。これは FW の装着により膝アライメントが内反へ誘導されたことが要因と考えられた。さらに、前額面上で体幹が支持脚側に側屈する体重心の位置変化は、床反力ベクトルの傾きと膝外反モーメントを増大させることが知られ [25, 26]、荷重変化率では有意差が認められなかったが、床反力左右 (内方) 成分の増大が強いと考えられるため、ACL 損傷の予防に有効とされる膝外反モーメントの減少を誘導したと考えられた。

Kuster ら [27] は、ACL 再建術後患者 (12 ヶ月経過) にコンプレッションウェアを装着させた上でのドロップジャンプの着地後に片脚立位を保持させたところ、床反力の力積と COP の移動総軌跡長が減少し、接地後の片脚立位姿勢が安定したと報告している。これより、開発した FW は、膝アライメントの内反誘導とともに体幹の正中化を促し、身体重心を安定させたことにより外反モーメントを減少させた可能性がある。

大見ら [28] は、トレーニングによる ACL 損傷予防プログラムの実施効果を検証するため、ジャンプトレーニング導入前後の着地動作における下肢アライメントと運動力学解析を行った。その結果、接地時の膝関節の屈曲角度と最大屈曲角度、股関節の屈曲角度が有意に増加し、膝関節伸展および股関節外転モーメントが有意に減少し、ACL 損傷の予防効果を認めたと報告している。

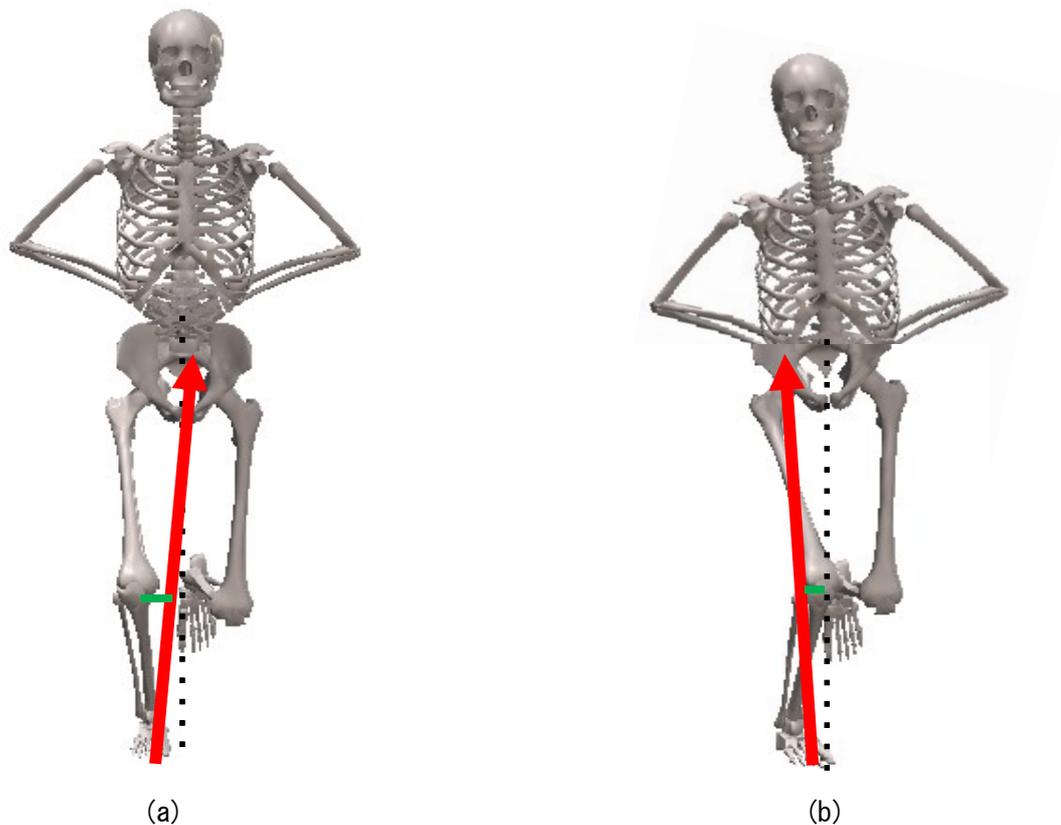


図 6-4 膝関節アライメントと床反力ベクトルおよびモーメントアームの関係

図の矢印は床反力ベクトル、緑色の線は膝関節軸からのモーメントアームを示す。膝関節軸に対して、前額面上の床反力ベクトル (Fx) が内方を通過すると内反モーメントが発生する (a)。膝関節外反角度の増加や体幹の側屈により床反力ベクトルが膝関節軸の外方を通過すると身体重心による膝関節に対して、外反モーメントが生じる (b)。

Hewett ら [8] は、トレーニングにより膝外反、体幹側方傾斜が制御されると、ACL 損傷率が減少したと報告している。しかし、これらの先行研究では ACL 損傷の時間因子について検討されていない。本研究の結果より、FW の着用により ACL 損傷の発生頻度が高い接地直後において、ACL に力学的負荷を与える膝関節外反運動とモーメントが抑制されることが明らかとなり、開発した FW の ACL 損傷予防に対する効果が期待できると考えられた。

今回の実験では、機能的ウェアが膝関節に及ぼす運動学的および運動力学的作用について検討した。三次元動作解析装置により得られたデータを逆動力学にて膝関節内外反モーメントを算出しているため、FW による外部モーメントのみを分離することはできない。このためFWの張力が動作中にどの程度働いているのかについては不明であり、今後のさらなる検討が必要である。

6.5 要約

開発した伸縮性の異なるラインを加えた着圧ウェア (functional wear; FW) が片脚着地動作の姿勢制御に及ぼす影響を調査した。被験者は健常な大学生男女 22 名、計測には三次元動作解析装置を使用し、片脚でのジャンプ - 着地を実施した。

着地後 40msec 時および 80msec 時には、FW が compression wear (CW) に比べ膝内反位であった。着地後 40msec 時では、CW は外反モーメントを示したのに対して、FW では内反モーメントを示した。

FW は着地直後より膝外反に抗する張力が生じ、膝関節の外反アライメントを制御し、膝関節外反モーメントを減少させたと考えられた。FW を装着することにより危険肢位となる外反アライメントと外反モーメントが抑制されたことから、FW は ACL 損傷や再損傷の予防に貢献できる可能性が示唆された。

文献

- [1] 岩曾弘志：非接触型膝前十字靭帯損傷の損傷頻度. 臨床スポーツ医学 (9) : 985-990, 2002.
- [2] Feller JA, Cooper R, Webster KE : Current Australian trends in rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee* 9 (2) : 121-126, 2002.
- [3] Delay BS, Smolinski RJ, Wind WM, et al : Current practices and opinions in ACL reconstruction and rehabilitation : results of a survey of the American Orthopaedic Society for Sports Medicine. *Am J Knee Surg* 14 (2) : 85-91, 2001.
- [4] Oates KM., Eenenaam PV, Briggs K, et al, Comparative Injury Rates of Uninjured, Anterior Cruciate Ligament-Deficient and Reconstructed Knees in a Skiing Population. *Am J Sports Med* 27 (5) : 606-610, 1999.
- [5] Shelbourne KD, Davis TJ, Klootwyk TE : The relationship between intercondylar notch width of the femur and the incidence of anterior cruciate ligament tears. A prospective study. *Am J Sports Med* 26 (3) : 402-408, 1998.
- [6] 案浦 聖凡, 王 享弘, 小林 晶 : スポーツにおける前十字靭帯損傷の受傷機序について. *日本整形外科スポーツ医学会誌* (1) : 45-52, 1996.
- [7] Sheehan FT, Sipprell WH, Boden BP: Dynamic sagittal plane trunk control during anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med* 40(5) : 1068-1074, 2012.
- [8] Hewett TE, Myer GD, Ford KR, et al: Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med* 33(4) : 492-501, 2005.
- [9] Stanley CJ, Creighton RA, Gross MT, et al: Effects of a knee extension constraint brace on lower extremity movements after ACL reconstruction. *Clin Orthop Relat Res* 469(6) : 1774-1780, 2011.
- [10] Pietrosimone BG, Grindstaff TL, Linens SW, et al: A systematic review of

prophylactic braces in the prevention of knee ligament injuries in collegiate football players. *J Athl Train* 43(4):409-415, 2008.

[11] Doan BK, Kwon YH, Newton RU, et al: Evaluation of a lower-body compression garment. *J Sports Sci* 21(8):601-610, 2003.

[12] Blackburn JT, Padua DA: Sagittal-Plane Trunk Position, Landing Forces, and Quadriceps Electromyographic Activity. *J Athl Train* 44(2): 174-179, 2009.

[13] Koga H, Nakamae A, Shima Y, et al: Mechanisms for Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries. *Am J Sports Med* 38: 2218-2225, 2010.

[14] Simpson KJ, Kanter L: Jump distance of dance landings influencing internal joint forces: I. Axial forces. *Med Sci Sports Exerc* 29(7):916-27, 1997.

[15] Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, et al: Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *Am J Sports Med* 32:1002-1012, 2004.

[16] Noyes FR, Barber-Westin SD, Fleckenstein C, et al: The drop-jump screening test: difference in lower limb control by gender and effect of neuromuscular training in female athletes. *Am J Sports Med* 33:197-207, 2005.

[17] Hewett TE, Lindenfeld TN, Riccobene JV, et al: The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. A prospective study. *Am J Sports Med* 27:699-706, 1999.

[18] 玉置正彦, 尹成祚, 大見頼一 他: 大学女子バスケットボール選手における膝前十字靭帯損傷予防プログラムの実施効果. *東京女子体育大学・東京女子体育短期大学紀要* 48:53-58, 2013.

[19] Powers CM, Souza RB, Selkowitz D: The effect of femoral strapping on pain response, hip rotation and gluteus maximus activation in persons with

patellofemoral pain. Physiotherapy 93:S198, 2007.

[20] Fleming BC, Renstrom PA, Beynon BD, et al : The effect of weight bearing and external loading on anterior cruciate ligament strain. J Biomech 34:163-170, 2001.

[21] Winter DA (著)、長野明紀、吉岡伸輔 (翻訳) : バイオメカニクス 人体運動の力学と制御 有限会社ラウンドフラット:129-130, 2011.

[22] Donald A. Neumann (著)、嶋田 智明 平田 総一郎 (翻訳) : 筋骨格系のキネシオロジー 医歯薬出版:581-582, 2005.

[23] Hinman RS, Bowles KA, Metcalf BB, et al : Lateral wedge insoles for medial knee osteoarthritis: effects on lower limb frontal plane biomechanics. Clin Biomech 27(1) :27-33, 2012.

[24] 萩野 哲也, 津村 暢宏, 黒坂 昌弘, 他: 変形性膝関節症患者の歩行分析. リハ医学 36:188-194, 1999.

[25] Hewett TE, Myer GD : The mechanistic connection between the trunk, hip, knee, and anterior cruciate ligament injury. Exerc Sport Sci Rev 39(4) :161-166, 2011.

[26] Hunt MA, Birmingham TB, Giffin JR, et al : Associations among knee adduction moment, frontal plane ground reaction force, and lever arm during walking in patients with knee osteoarthritis. J Biomech 39: 2213-2220, 2006.

[27] Kuster MS, Grob K, Kuster M, et al: The benefits of wearing a compression sleeve after ACL reconstruction. Med Sci Sports Exerc 31: 368-371, 1999.

[28] 大見頼一, 尹成祚, 長妻香織 他: 膝前十字靭帯損傷予防プログラムのトレーニング効果～三次元動作解析による片脚着地動作と下肢筋力評価～. 日本臨床スポーツ医学会誌 20:56-65, 2012.

第7章 臨床例における機能的ウェアの動的安定性の検証

7.1 はじめに

機能的ウェア（FW）は、既存のコンプレッションウェア（CW）に、張力の異なるラインを縫製することにより脛骨前方変位を抑制し、膝関節外反の防止を目的に設計している。前章では、ウェアの着用による着地動作の解析を通じて動作に与える影響を、健常者に対して検証してきた。この結果より、FWがACL損傷にとって危険とされる膝外反及び膝外反モーメントを軽減させる効果が認められたことから、ACL再建術後患者に対しても有益ではないかと考えられた。そこで本章では、FWの臨床例における有効性について検証した。

7.2 対象と方法

7.2.1 対象

対象は片側ACL再建術後症例群が12名（男性6名、女性6名）、健常対照群が12名（男性6名、女性6名）とした。片側ACL再建術後症例群のACL再建術術式は、BTB（bone-patellar tendon-bone）法4例、ST（semitendinosus and gracilis tendons）法8例である。被験者の術後経過週数、身体特性、年齢を表1に示す。また、健常対照群は、年齢及び身体特性がほぼ一致した下肢体幹に疾患の既往のない者とした（表6-1）。

表 7-1 被験者特性

	片側 ACL 再建術後症例群	健常対照群
経過週数[週]	25.8±5.7	—
身長[cm]	166.4±9.3	166.1±9.6
体重[kg]	70.6±18.6	62.2±9.1
年齢[歳]	19.3±4.7	22.7±1.4

mean±SD

7.2.2 運動課題

運動課題は、20[cm]台から片脚で踏み切り、台の前下方に設置した床反力計上に、踏み切り下肢と同側での着地を行う Drop Jump Landing (DJL) とし、着地後は姿勢を 3 秒間保持させた (図 7-1)。尚、被験者は医師よりジョギングが許可された者であり、動作に不安を有しない者とした。被験者は術後の経過週数から、再建靭帯に負荷の少ない歩行から、負荷のより大きいジョギングに移行したばかりの時期であり、安全性を鑑み、台の高さを一般的な DJL 課題時に使用する台の高さ (30~40[cm]) よりも高さの低い 20[cm] とした。

FW と CW の二種類のコンプレッションウェアをランダムに着用し、5 回の練習の後、3 回ずつ着地を行った。着地後に規定時間の静止が出来ない場合は失敗試技として扱い、成功試技のみを分析対象とし、3 回の平均値を被験者の代表値とした。対象の下肢は、片側 ACL 再建術後症例群では再建側下肢とし、健常対照群では両脚とした。

使用したウェアは、伸縮性のあるロングタイプのコンプレッションウェアに、下腿外側から膝内側を通り、大腿外側を走行し骨盤へ至る A ラインと、膝の内側から外側上方へ向かう B ラインを、伸縮性の異なる素材を用いて縫製した機能的ウェア (functional wear ; FW) とした。比較対照としてラインのないコンプレッションウェア (compression wear ; CW) を使用した (図 7-2)。

FWのライン構造は、Aラインが股関節屈曲内転、膝関節外反姿勢（knee -in）に対して、股関節外転、膝関節内反（knee -out）方向へ抗力を発生するように設計した。Bラインは、膝内反の誘導と脛骨前方移動を抑制する張力を発生するように設計した。



図 7-1 運動課題 ジャンプ - 着地課題 (Drop Jump Landing ; DJL)

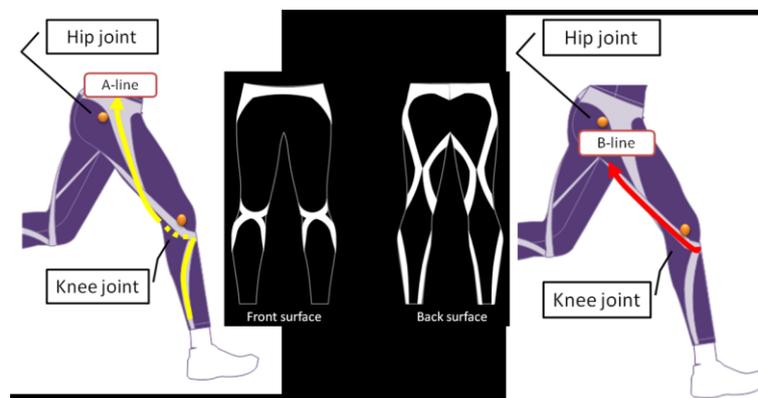


図 7-2 機能的ウェア (FW)

7.2.3 計測手順と分析方法

計測は床反力計 (AMTI 社製 Accugait) を使用し、サンプリング周波数は 60Hz とした。分析対象は、着地後 17[msec]~204[msec]の区間とし、床反力垂直成分 (Fz)、足圧中心位置 (center of pressure ;COP) を算出した。解析指標は、床反力垂直成分最大値 (Fzmax)、床反力左右成分最大値 (Fxmax)、Fzmax を接地から Fzmax までの経過時間で除した値 (荷重変化率)、被験者の足長で除した COP 総軌跡長比 (Total length of COP : LNG)、COP の左右方向への軌跡長比 (以下 X-LNG)、前後方向への軌跡長比 (以下 Y-LNG) とした。

7.2.4 統計学的解析

統計検定には対応のある t 検定を用い、有意水準は 5[%]未満とした。

7.3 結果

1. 健常者の利き脚、非利き脚の優位性

ACL 再建術後患者は、損傷下肢と利き脚が一定していないため、DJL 課題において、利き脚、非利き脚の優位性が見られるか検討した。結果として、LNG、X-LNG、Y-LNG のすべての項目で左右差は認められなかった (図 7-3、7-4、7-5)。また、Fxmax において Fxmax CW3.6±1.4[%BW]、FW3.7±1.2[%BW]、Fzmax において CW66.5±8.3[%BW]、FW66.4±7.4[%BW]でありいずれにも有意差は認められなかった。

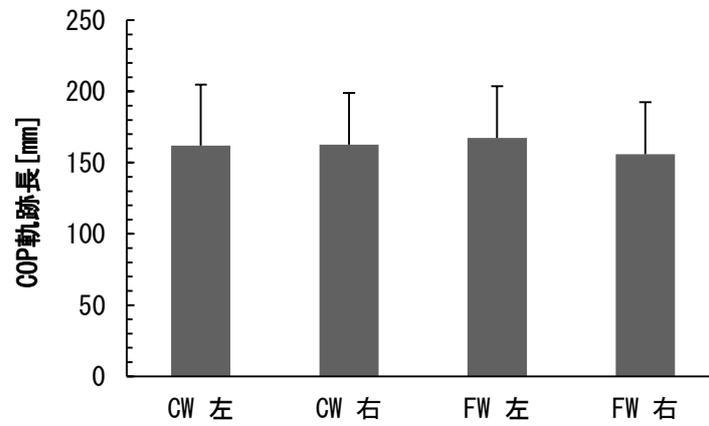


図 7-3 健常者における COP 総軌跡長 (LNG)

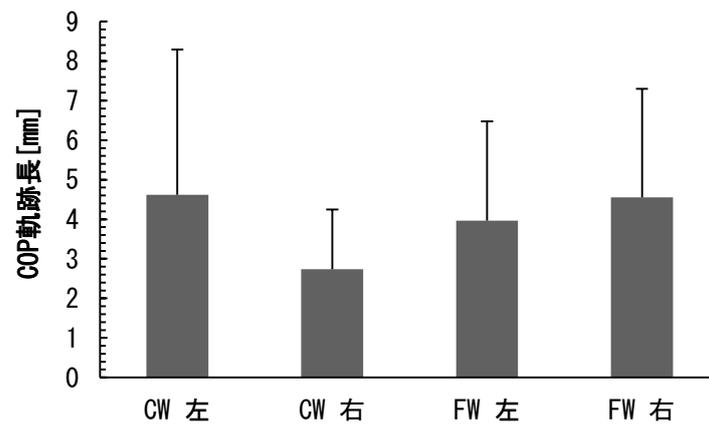


図 7-4 健常者における前後方向への軌跡長 (Y-LNG)

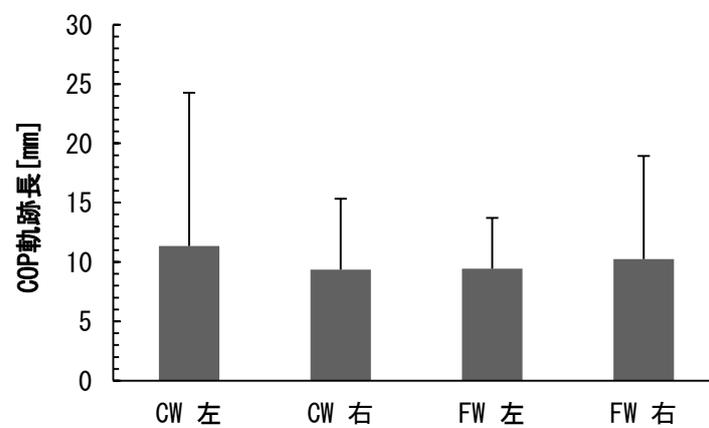


図 7-5 健常者における COP の左右方向への軌跡長 (X-LNG)

2. 片側 ACL 再建術後症例群による検討

再建術後群では Fzmax、荷重変化率、LNG、COP の前後への軌跡長である Y-LNG では有意な差はみられなかったが、X-LNG では、FW で 31.4[%]、CW で 43.2[%]であり、FW は CW と比較し、側方への COP の軌跡長が有意に減少した（表 7-2）。

表 7-2 片側 ACL 再建術後症例群における運動力学解析結果

	FW	CW	P-value
Fzmax [N]	26.5±3.0	26.2±3.7	0.5
Fzmax/time [%]	30.7±5.1	31.6±5.6	0.5
LNG [%]	104.6±28.4	112.6±19.4	0.4
X - LNG [%]	31.4±9.8	43.2±13.9	0.04 *
Y - LNG [%]	95.2±28.7	95.0±21.7	0.9

(* p<0.05 mean±SD)

7.4 考察

本研究は、着地動作における不良な下肢アライメントに伴う ACL 損傷の予防のため、外的補助手段として機能的ウェアの有用性について、ACL 再建術後患者を対象として臨床評価したものである。

ACL 損傷は、ジャンプの着地で損傷が多く発生している。多くの受傷機転である着地動作での膝関節肢位は外転 5~20[°]であるとされ[1]、着地動作の際に膝の外転角度が大きいと ACL 損傷のリスクが高いとしている[2]。また、受傷時の VTR 解析から着地から 40msec 後に膝関節の急激な外反と内旋によって ACL 損傷が発生していたと報告している[3]。ACL 損傷予防には、これらの研究から着地における不良姿勢の改善が重要とされる。

このため、硬性膝装具に比較して装着しやすい機能的ウェアに硬性装具の機能を付加することで問題を改善する試みがなされている。このウェアを用いた研究では、ACL 再建術後患者を対象とした研究で、Kuster ら[4]は、ACL 再建術後患者（12 ヶ月経過）に Compression shorts を着用させ、10[cm]からのドロップジャンプ後に、25 秒間片脚立位で保持する課題を行わせ、床反力値の力積および作用点中心（COP）の移動距離を計測した。その結果、装着しない場合に比べて接地後の片脚立位初期の動作が安定したと報告している。

今回の実験では、Fzmax および荷重変化率ではウェア間での有意差は見られなかった。また、動作の安定度を示す COP においては、LNG および COP の前後への軌跡長である Y-LNG では有意な差はみられなかったが、X-LNG では、FW は CW と比較し側方への COP の軌跡長が有意に減少した。これは、FW を着用することにより、着地から静止に至るまでの動作において、身体重心が左右方向への移動が少なくなったことを示しており、姿勢がより安定したことが示唆された。FW のラインによる作用として、膝関節の屈曲に伴い、テーピング様のラインが伸張されることにより張力が生じたと考えられた。この際、股関節は屈曲位にあったため、股関節の屈曲伸展運動軸の前方を通る A ラインは弛緩し、B ラインの作用が強かったのではないかと推測された。また、B ラインに張力が生じると膝関節外側部から大腿後内側に向かう方向に張力が生じたと考えられた。その張力が膝関節外側から大腿後内側方向に発生することで、膝関節が内反方向に誘導されて、膝関節の knee-in が抑制され、骨盤よりも上部にある身体重心（center of gravity;COG）が支持脚足底で作られる支持基底面内に留まりやすくなったと考えられた。こうして前額面上での重心移動と共に COP の左右移動距離が少なくなったと推察された。

膝関節運動において前額面上での COG の移動は、膝関節内外反モーメントへの影響が大きい。関節モーメントは、各関節から床反力ベクトルへの垂線（モーメントアーム）の距離の大きさに決まり、距離が遠いほど関節モーメントは大きくなる。このモーメントアーム

ムの距離を規定するものが、COP と COG の距離であり、COG の移動を抑制することは関節モーメント減少につながる [5. 6. 7]。

着地姿勢の安定には開発したウェアのライン走行が関係していると考えられた。ラインの走向は関節保護を目的としたテーピングの貼付方法を参考とした。中橋ら [8] は、テーピング機能を持つ弾性タイツを開発するに当たり、テーピングの走行の違いによる立つおよび座る動作への影響を検討している。貼り付ける走行によって筋活動を低減させる効果を示し、テーピングを直接皮膚に貼り付けるよりも効果は少ないものの、ウェアにテーピングを張り付けても同等の効果を得たことから、ウェアの仕様によって運動機能へ影響を与えたとしている。今回のデザインとは異なるものの、テーピングによる走向を応用したウェアは、動作を変化させる可能性を示唆するものであると考えられた。開発した FW が前額面上での動作の安定性を示したことは、下肢の危険肢位を避ける効果につながる可能性を示唆した。今回作成したウェアのデザインの更なる検討を行い、実地検証を重ねることにより効果的なウェアの開発につながると考えられた。

7.5 要約

開発した FW が、ACL 再建術後患者における着地動作の安定性に及ぼす影響を調査した。対象は、片側 ACL 再建術後症例 12 名と健常群 12 名で、運動課題は、20[cm] 台から片脚で踏切りと同側着地を行い、着地姿勢で 3 秒間保持させた。FW と CW の二種類をランダムに着用し、5 回の練習の後、再建側下肢でそれぞれ 3 回ずつ着地を行った。再建術後群では Fzmax、荷重変化率、LNG、COP の前後への軌跡長である Y-LNG では有意な差はみられなかったが、X-LNG では、FW で 31.4[%]、CW で 43.2[%] であり、FW は CW と比較し、側方への COP の軌跡長が有意に減少した。開発した機能的ウェアは、ACL 再建術後症例に対し、前額面上での着地姿勢を安定させることから、再損傷の予防に貢献すると考えられた。

文献

- [1] Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, et al: Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *Am J Sports Med* 32(4):1002-1012, 2004.
- [2] Noyes FR, Barber-Westin SD, Fleckenstein C, et al: The drop-jump screening test: difference in lower limb control by gender and effect of neuromuscular training in female athletes. *Am J Sports Med* 33(2):197-207, 2005.
- [3] Koga H, Nakamae A, Shima Y, et al: Mechanisms for Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries; *Am J Sports Med* (38): 2218-2225, 2010.
- [4] Kuster MS, Grob K, Kuster M, et al: The benefits of wearing a compression sleeve after ACL reconstruction. *Med Sci Sports Exerc* 31(3):368-371, 1999.
- [5] Lin CF, Liu H, Garrett WE, et al: Effects of a knee extension constraint brace on selected lower extremity motion patterns during a stop-jump task. *J Appl Biomech* 24(2):158-165, 2008.
- [6] Stanley CJ, Creighton RA, Gross MT, et al: Effects of a knee extension constraint brace on lower extremity movements after ACL reconstruction. *Clin Orthop Relat Res* 469(6):1774-1780, 2011.
- [7] Pietrosimone BG, Grindstaff TL, Linens SW, et al: A systematic review of prophylactic braces in the prevention of knee ligament injuries in collegiate football players. *J Athl Train* 43(4):409-415, 2008.
- [8] 中橋美幸, 師岡 晴美、鳥海 清司 他: テーピングの機能を持つ弾性タイツの開発. *Journal of textile engineering* 52(6): 237-242, 2007.

第 8 章 総括

本論文では、第 1 章では研究背景として膝前十字靭帯の解剖と機能、ACL 再建術の方法および、ACL 損傷の予防の必要性について示し、予防トレーニングの方法とその効果について述べた。また、機能的ウェアの開発経緯についても述べた。これまでの機能的ウェアの応用やその効果について文献考察を中心に解説した。

第 2 章では、テーピングを用いた効果的なライン走行の検討として、静的評価および動的評価の効果検証結果について述べた。2 種類のテーピングによる走行の検討では、前型は安定性が良好であるが、膝関節の屈曲を制限するため ACL 損傷予防には不十分であり、後型は不安定膝に対して良好であるが、テーピングのような粘着性がない。このため、張力を効率的に発揮させるためには、足関節から股関節までの長いラインとする必要があることを示した。

第 3 章では、第 2 章までの検証を踏まえ機能的ウェアのライン構造を示した。そのライン構造は、A ラインは、脛骨が大腿骨に対して前方移動しようとした際に、ラインの張力が拮抗するように働き、脛骨前方移動を抑制するように設計した。B ラインは、膝外反の誘導と脛骨前方移動を抑制する張力を発生するために設計した。

第 4 章として、ウェアの開発に必要な張力検査を実施し、その効果について示した。開発した機能的ウェアは、膝関節（脛骨前方引き出し）に対してこれまで使用されてきたテーピングの 4 倍、硬性装具と比較しても $1/2 \sim 1/3$ の張力を発揮することを示した。

第 5 章では、機能的ウェアの静的安定性の検証について、体幹後傾テストを用いて ACL 再建術後症例にて検証した。全ての症例において、再建側での片脚立位時に体幹後傾角度が増大した。これは、姿勢変化に伴いラインによる張力が発生し、脛骨の後方移動を押させる形となり、膝関節の安定性が増加したことで、体幹をより後方移動ができたためと考えられた。

第 6 章では、開発した機能的ウェアの健常者による実証検証について述べた。ACL 損傷予

防または ACL 再建術後の使用を想定し、損傷の危険があるとされるジャンプ着地課題を実施した。健常者での検証であったが、危険肢位とされる膝関節の外反と、膝関節外反モーメントを減少させる効果があることを示した。

第 7 章では、開発した機能的ウェアの臨床的検証について述べた。ACL 再建術後症例のジャンプ着地動作において、前額面の動作姿勢が安定したことを示した。

機能的ウェアの開発意義は、皮膚障害の危険性が小さく、テーピングの煩雑さや専門家の介在の必要性がなくなること、および硬性装具を装着してスポーツ活動をするには制限があるが、機能的ウェアにはスポーツ活動での要件に制限がほぼないことなどがあげられる。その利点を生かすことで、リハビリテーションにおける機能的ウェアの重要性が高まると考えられた。

今後の課題として、実際の ACL 損傷予防効果を確かめるために、長期間のモニターによる前向き研究が必要である。

謝辞

本論文は、私が大阪電気通信大学大学院医療福祉工学研究科医療福祉工学専攻博士後期課程に在籍中の研究成果をまとめたものです。同専攻の教授・小柳磨毅先生には指導教員として研究計画から論文執筆に至るまで多大なるご指導、ご助言を戴きました。小柳磨毅先生には四條畷学園短期大学リハビリテーション学科（現 四條畷学園大学）に入職して以来、10年以上に渡り教員および社会人としてのあり方についてもご教示をいただいております。先生のご指導なくしては本学への進学をはじめ本論文の完成に至ることはできませんでした。ここに深謝の意を表します。また、本論文の執筆にあたり、的確なご助言を戴くとともに細部にわたってご指導を戴きました。

本論文を構成する実験系については大阪電気通信大学 藤川智彦先生には力学解析や張力試験の解釈についてご教授いただきました。また、大阪電気通信大学 田中則子先生、大阪保健医療大学保健医療学部リハビリテーション学科 境隆弘先生もミーティング等で貴重な御助言をいただきました。大阪大学医学部附属病院リハビリテーション部木村佳記先生には、健常者の実験に当たり三次元動作解析装置から得られるデータの解釈において、機器の特性を踏まえたご助言をいただきました。また、臨床研究において、行岡病院リハビリテーション部科長・椎木孝幸先生、構井健二先生、安達由紀先生、八尾市立病院リハビリテーション科 小川卓也先生には、臨床例のご協力を頂くに当たりご配慮いただき、計測後の解析でも多大なるご協力を頂き感謝申し上げます。関西メディカル病院リハビリテーション科 中江徳彦先生には、工学的な観点と理学療法学の視点からのアドバイスやご指導を戴き、深謝いたします。

そして、研究の進行にあたって多くの議論の場を戴き、またご助言を戴きました武庫川女子大学健康・スポーツ科学科 武岡健次先生、ガラシア病院リハビリテーション科科長 野谷優先生には多くのご助言を頂戴し、深謝の意を表します。

また、機能的ウェアならびに張力検査モデルの開発に多くの協力を頂いた日本シグマックス株式会社 平間 利幸様、福興 千鶴様、他研究開発部の皆様に感謝を申し上げます。