

博士〈健康科学〉論文

膝関節装具の装着圧力が  
運動パフォーマンスに及ぼす影響  
－科学的根拠に基づく  
スポーツ用装具の開発－

2013年9月

早田 剛

川崎医療福祉大学大学院

医療技術学研究科

健康科学専攻

# 目次

<b>第 1 章 序論</b> .....	<b>1</b>
第 1 節 研究意義 .....	2
第 2 節 スポーツ用装具のメリット .....	2
第 3 節 スポーツ用装具に関する効果検証の現状 .....	4
第 4 節 スポーツ用装具開発における必要条件 .....	5
第 5 節 研究目的と論文構成 .....	6
<b>第 2 章 装着圧力測定方法の確立</b> .....	<b>8</b>
第 1 節 装着圧力と装具重なり長さの関係（実験 1） .....	9
第 1 項 背景 .....	9
第 2 項 目的 .....	9
第 3 項 方法 .....	9
第 4 項 結果 .....	11
第 5 項 考察 .....	12
第 6 項 まとめ .....	13
<b>第 3 章 膝関節装具の装着圧力の変化に対する効果検証</b> .....	<b>14</b>
第 1 節 膝関節傷害既往歴の有無における膝関節装具の装着圧力変化に対する装着 圧力と好み尺度の関係（実験 2：主観的検証） .....	15
第 1 項 背景 .....	15
第 2 項 目的 .....	16
第 3 項 方法 .....	16
第 4 項 結果 .....	17
第 5 項 考察 .....	18
第 6 項 まとめ .....	19
第 2 節 ストップ-ジャンプ動作における膝関節装具の装着圧力変化に対する運動学 的な影響（実験 3：運動学的検証） .....	20
第 1 項 背景 .....	20
第 2 項 目的 .....	20
第 3 項 方法 .....	20
第 4 項 結果 .....	22
第 5 項 考察 .....	24

第6項	まとめ	24
第3節	膝関節装具による装着圧力変化に対する実効筋力と筋電位への影響（実験4：筋電図学的な効果検証）	25
第1項	背景	25
第2項	目的	25
第3項	方法	25
第4項	結果	26
第5項	考察	28
第6項	まとめ	29
第4節	膝関節の傷害既往歴者における装着圧力変化に対する最大下筋出力への影響（実験5：筋電図学的検証）	30
第1項	背景	30
第2項	目的	30
第3項	方法	30
第4項	結果	31
第5項	考察	33
第6項	まとめ	34
第5節	膝関節装具の装着圧力変化に対する等速性発揮トルクへの影響（実験6：動力学的検証）	35
第1項	背景	35
第2項	目的	35
第3項	方法	35
第4項	結果	36
第5項	考察	38
第6項	まとめ	39
第6節	膝関節装具の装着圧力変化におけるストップ-ジャンプ動作中の関節トルクへの影響（実験7：動力学的検証）	40
第1項	背景	40
第2項	目的	40
第3項	方法	40
第4項	結果	41
第5項	考察	43
第6項	まとめ	44

第7節 膝関節装具の装着圧力変化に対する脊髄運動ニューロン興奮性への影響 (実験8：中枢神経生理学的検証) .....	45
第1項 背景 .....	45
第2項 目的 .....	45
第3項 方法 .....	46
第4項 結果 .....	46
第5項 考察 .....	47
第6項 まとめ .....	48
<b>第4章 結論 .....</b>	<b>49</b>
第1節 総括 .....	50
第2節 科学的根拠に基づくスポーツ用装具の提案 .....	51
第3節 結語 .....	54
<b>参考文献 .....</b>	<b>55</b>
<b>謝 辞 .....</b>	<b>63</b>

# 第 1 章

## 序論

## 第1節 研究意義

スポーツ分野における外傷・障害調査では、Majewski et al.<sup>[1]</sup>は10年間の受診状況（患者総数17,397名/スポーツ障害19,530件）を分析し、膝関節関連障害の患者が6434名（37%）、障害が7769件（39.8%）であったと報告している。吉田・長瀬<sup>[2]</sup>も1年間の20団体427名のうち、69件の受傷を分析し、膝関節障害は最多の12件（17.3%）あったと報告している。飯出ら<sup>[3]</sup>は大学生2～4年生に対して過去1年間のアンケート調査を行い、部位別傷害頻度では足関節26%、次に膝関節が17%であったと報告している。

怪我（athletic injury）は様々な形で適応困難を呈し、深刻な心理的問題に発展する可能性を有するものとして大きくクローズアップされている<sup>[4]</sup>。怪我は、バーンアウトやドロップアウト、意欲低下、さらには様々な精神病理学的問題へ発展しかねない。受傷によって直面する様々な心理的ストレスは、治療活動やリハビリテーションに能動的に取り組めない原因のひとつとなっている<sup>[5]</sup>。

一方、厚生労働省は、健康増進法（平成十四年法律第百三号）第七条第一項の規定に基づき、国民の健康の増進の総合的な推進を図るための基本的な方針を公表している。この方針は、21世紀の我が国において少子高齢化や疾病構造の変化が進む中で、生活習慣及び社会環境の改善を通じて、子どもから高齢者まで全ての国民が共に支え合いながら希望や生きがいを持ち、ライフステージ（乳幼児期、青壮年期、高齢期等の人の生涯における各段階をいう。）に応じて、健やかで心豊かに生活できる活力ある社会を実現し、その結果、社会保障制度が持続可能なものとなるよう、国民の健康の増進の総合的な推進を図るための基本的な事項を示し、平成25年度から平成34年度までの「二十一世紀における第二次国民健康づくり運動（健康日本21（第二次））」を推進するものである。

このように傷害の多い関節に対して、装具装着による効果を研究していくことは、ライフステージに応じた健やかで心豊かに生活できる活力ある社会を考えていく上で重要な課題といえる。

## 第2節 スポーツ用装具のメリット

生涯スポーツをすすめていく上で、傷害予防や再発予防は欠かせないものである。その対策としてスポーツ用装具があり、スポーツ用品市場においても多くの種類の商品が発売されている。

装具とは、日本工業規格（以下 J I S）において四肢・体幹の機能障害の軽減を目的として使用する補助機具と定義されている<sup>[6]</sup>。更にスポーツ用装具の目的は、予防、再発予防、および治療の3つに大別される<sup>[7]</sup>。予防用装具とは、捻挫などを全く経験していない選手が捻挫の防止のために使用する装具である。その装具は一部の競技で足関節捻挫の予防用に用いられているが、一般的にはほとんど使用されていない。再発予防用装具とは、捻挫等の既往があり、動揺性が残存する場合において、再度の受傷を予防するために使用される装具である。治療用装具とは、受傷後や靭帯再建術施行後のリハビリテーション期間中に可動域の一部を制限する目的で用いられる装具である。また競技スポーツではルールの制約があるため、硬性装具はほとんどなく、軟性装具が多く用いられる。

一方、同様の効果が得られる商品には、テーピングがあげられる。長尾らは足関節において6種類の装具とテーピングを比較し、固定性ならテーピングが最も高いと報告している<sup>[8]</sup>。このようにテーピングのメリットは、テープであることから個対応可能で、粘着力を持つため固定性が高いことがあげられる。しかしテーピングのデメリットは、使い捨てとなるため、都度テープが必要となり、トータルコストが高くことと、巻く技術を持つ施術者が必要であることがあげられる。

また近年、編機や縫製技術等の発展により、スポーツタイツもみられるようになった。William et al.によって、全身圧迫タイツがコントロールと比較し、高強度のレジスタンストレーニングの回復期において、運動持続時間の上昇、ベンチプレス動作パワーの上昇、疲労感の軽減、筋肉痛の軽減、浮腫の抑制、クレアチンキナーゼ（CK）の抑制に有効であったと報告されている<sup>[9]</sup>。このようにタイツのメリットは、広範囲をサポートし、伸張性の高い生地により、高いフィット感が得られることである。しかしタイツのデメリットは、価格が高い、使用途中での調節ができないことがあげられる。

市場にある他の商品と比較すると、装具は再装着が可能であり、トータルコストが低く、容易に装着の調節ができるメリットがあげられる。装具装着の調節によって装着圧力は変化していく。装具の機能は、制動や圧迫・保温・皮膚刺激の複数要素が組み合わされている。従って装具の身体に対する影響を検討していく上で、これらの装具機能の要素を分解して検証していくことは、より効果的な商品開発のために重要と考えられる。

そこで本論文では、装具のメリットである装着の調整による装着圧力の変化

に着目して研究を進めることとした。

### 第3節 スポーツ用装具に関する効果検証の現状

装具装着による身体への疼痛軽減の効果は、痛みが取れた等の主観評価が足関節<sup>[10]</sup>、膝関節<sup>[11][12]</sup>において報告されている。予防効果についても Tiggelen et al.によって、6週間における Anterior knee pain syndrome（以下 AKPS）の前向き無作為化試験の結果、装具装着の方がコントロールと比較して、AKPS の発症率を有意に抑えたと報告されている<sup>[13]</sup>。

装具装着による運動パフォーマンスへの効果は、牧原・早田ら<sup>[14]</sup>によって、捻挫既往歴のあるバレーボール選手に足関節装具を装着させた実験において、装具は裸足と比較し内反・底屈可動域が制動され、かつジャンプを中心としたパフォーマンスを向上させたと報告されている。西野・早田ら<sup>[15]</sup>によって、擬似的な足関節捻挫装置と心血管用 fluoroscopy を用いて、擬似足関節捻挫の動的解析を行ない、半硬具装着は動的傾斜角度を有意に減少させ、内反時間を延長させたと報告されている。

一方、装具装着による膝関節の効果については、大森らによって、高さ 30 cmからの片足着地時における膝関節運動について運動学的な評価を行ない、膝関節の伸展制動をもつ硬性装具は、脛骨の回旋量の減少がみられ、重心のブレが少なくしたと報告されている<sup>[16]</sup>。Yu et al. によって前十字靭帯（以下 ACL）損傷者のストップ-ジャンプ動作において、膝関節の伸展制動をもつ硬性装具は、着地時の膝屈曲角度が有意に増加したと報告されている<sup>[17]</sup>。Theoret and Lamontagne によって、膝関節の伸展制動をもつ硬性装具は、ACL 損傷患者のランニング中における膝関節の内外反および回旋運動の角度変化を小さくしたと報告されている<sup>[18]</sup>。このように膝関節硬性装具による効果は、報告されているが、軟性装具に関する報告は少ない。

軟性装具のメリットである装着の調整によって装着圧力は変化する。この装着圧力と身体への生理的効果に着目した研究では、細谷らによって、装具の装着圧と上腕の筋疲労の関係について報告されている。その報告では、筋収縮や筋血流量に影響を及ぼし筋疲労が軽減されるサポーターの装着圧は、15.5~20.6mmHg と報告している<sup>[19]</sup>。Yamada らによっても、運動中のスポーツ用弾性締付けグラデーショントッキングの効果について、運動中の筋疲労を軽減させ、運動後の浮腫を軽減させたと報告している<sup>[20]</sup>。早田ら<sup>[21]</sup>によって



も、段階的弾性ストッキング着用による下腿圧増加は下腿静脈コンプライアンスを上昇させ、静脈容量及び最大静脈環流量も増大させたと報告されている。これらの報告のように装着圧力に対して、筋疲労や静脈還流に関する報告は多くされている。しかし膝関節装具の装着圧力に対する運動パフォーマンスに関する研究は著者の猟書した範囲では少ない。

#### 第4節 スポーツ用装具開発における必要条件

スポーツ用膝関節装具は、多くのメーカーによって販売されている。装具開発には、「誰に」「どんな効果を」という商品コンセプトを立案し、「どんな方法で」という設計コンセプトに落とし込む必要がある。商品コンセプトには、ターゲットのニーズを把握するため、マーケティング調査が重要となる。その望まれる商品へ近づけることが、設計開発に望まれている。特にスポーツ業界をターゲットとした場合、「動きやすさ」や「発汗対策」は優先順位が高くなる。一方、設計コンセプトは、メーカーのシーズいわゆる生産技術に依存される。効果が得られる手段を、工数を少なく製造するかによって、購入しやすい製品価格になる。

欧米の装具業界は、激しい開発競争から十分な評価をしないまま市場に出してしまう傾向があると報告されている<sup>[22]</sup>。このことから、装具の「どんな効果を」については、主観評価や一部の医師による指示のままに開発を進めるため、何故その装具が効くのか、逆に効かないのかという科学的エビデンスは明確ではない。これらのことから設計コンセプトである身体への定量化された刺激方法と商品コンセプトである効果の関係を明らかにすること(図1)が、データに裏付けされた装具開発に繋がると考えられる。

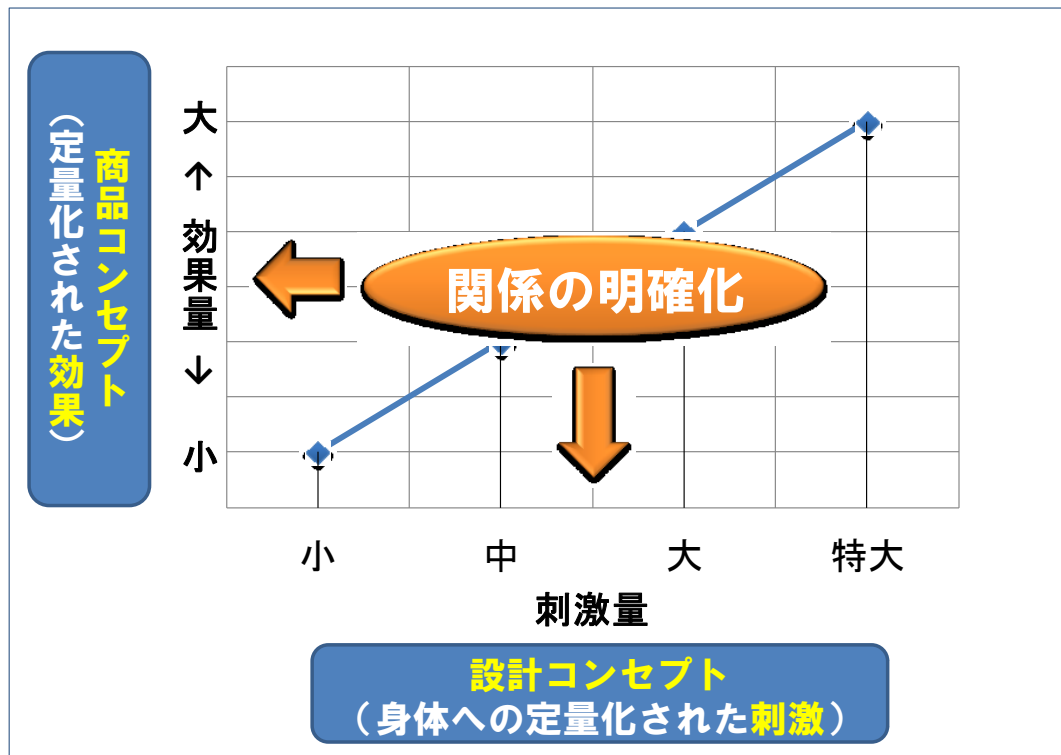


図 1. 設計コンセプトと商品コンセプト

## 第 5 節 研究目的と論文構成

そこで本研究では、膝関節装具の装着圧力と運動パフォーマンスの関係を検証することとし、新たなスポーツ用装具の提案をおこなうことを目的した。

本論文の構成は以下に示すとおりである。

第 2 章では、動きを制限しない装着圧力測定方法の確立を目的として、ラプラスの法則と実装着を比較した。

第 3 章では、膝関節装具の装着圧力の変化に対する主観的効果，運動学的効果，筋電図学的効果，運動力学的効果，中枢神経学的効果の検証をそれぞれ行った。

第 1 節では、膝関節傷害既往歴の有無における装着圧力変化に対する好みの主観的効果を検証した。第 2 節では、装着圧力変化に対するストップ-ジャンプ動作における膝関節角度を運動学的効果として検証した。第 3・4 節では装着圧力変化に対する最大筋力発揮時，最大下筋力発揮時における筋放電量を計測し，筋電図学的効果を検証した。第 5 節では，装着圧力変化に対する等速性筋トルク発揮を運動力学的効果として検証した。第 6 節では，装着圧力変化に対

するストップ-ジャンプ動作における膝関節トルクを運動力学的効果として検証した。第7節では、装着圧力変化に対する脊髄運動ニューロンの興奮性への影響を中枢神経学的効果として、検証した。

第4章では、第3章で得られた知見を総括し、その知見で得られた結果による新たなスポーツ用装具を提案した。

## 第 2 章

### 装着圧力測定方法の確立

## 第1節 装着圧力と装具重なり長さの関係（実験1）

### 第1項 背景

装着圧力の測定方法としては、圧力センサーを測定部位に貼付し、測定する方法が用いられている<sup>[23][24]</sup>。しかし、スポーツ現場において装着圧力の計測は、動きを制限しない測定方法を検討する必要がある。

Laplaceは18世紀から19世紀にかけて活躍したフランスの数学者・天文学者であり、「ラプラスの法則」（以下）の式で知られている。

$$P（圧迫圧）=T（張力）/r（半径）$$

このラプラスの法則にあてはめると、圧迫圧となる装着圧力と下肢曲面上にかかる装具の張力には正比例の関係が示されている。装着時における装具の重なり長さが長くなれば、装具の伸長率が長くなり、装具の張力が上昇する<sup>[25]</sup>。すなわち装具の重なり長さが長くなることによって、装具張力が上昇し、比例関係にある装着圧力も上昇することが推定できる。ラプラスにおける半径は、本論文では膝関節の周径を円周と仮定した場合の半径と想定することができる。被験者が同一の場合は、膝関節周径の半径がないため、装着圧力には変化がないと推定できる。しかし被験者間で比較すると、膝関節の周径が短い、つまり半径が小さい方が、装着圧力は高くなると予想される。

このように曲面の張力と圧較差の関係の法則である「ラプラスの法則」を利用できれば、装具材料の張力と装具の重なり長さから装着圧力が推定できると仮説立てをした。

### 第2項 目的

仮説を検証するために、装具装着による重なり長さの変化に対する装着圧力への影響を検証し、ラプラスの法則による計測値と実装着による計測値を比較することを実験1の目的とした。

### 第3項 方法

被験者は健常成人男性15名、女性13名の計28名（年齢 $19.9 \pm 3.5$ 歳、身長 $167.6 \pm 5.4$ cm、体重 $59.6 \pm 5.9$ kg、膝上10cm周囲径 $45.0 \pm 3.0$ cm、(Mean $\pm$ SD))であった。被験者には実験の趣旨を口頭にて説明し、同意を得た後に実験を実施した。

装着圧力の測定は、エアバッグ式による圧力センサー検出方式の携帯型接触圧力測定器「パームQ」（神奈川県；株式会社ケーブ社製）を用いた（図2）。

圧力測定部位は大腿部前面とし、約 10 cm<sup>2</sup>ある圧力センサーの中心が、膝蓋骨上 10 cmになるように設定し、その上から装具を装着した。装着圧力の結果は 5 つある圧力センサーから全てのデータを取得し、最大値および平均値を算出した。

装具はオープンタイプの膝関節用装具（岡山県；ダイヤ工業社製）を使用した。付属品については、装着圧力へ影響を考慮し使用しなかった。試技条件は装具がずれ落ちないところから、重なり長さを 1 cm 間隔で増加させ、被験者が自ら装着できる最大の範囲までとし、各重なり長さ条件において装着圧力の測定を行なった（図 3）。装具の重なり長さは、被験者により検脚の周囲径が異なるため、標準化するため装具装着による装具の伸長率を算出した。

統計処理は、エクセル統計 2010（東京都；㈱社会情報サービス）を用いて、装具の伸長率に対する装着圧力との関係については、Pearson の積率相関係数を算出し、有意性の検定を行った。有意水準は 5%とした。



図 2. 携帯型接触圧力測定器「パーム Q」と測定位置



図 3. 使用した装具と重なり長さの変化

#### 第 4 項 結果

本節の結果を表 1 に示した. 装具装着による重なり長さは, 10~25 cm の範囲であり, 各被験者の装具重なり長さを標準化した装具の伸長率は, 25.0~67.9% の範囲であった. 装具の装着による装着圧力の範囲は最大値が 3.3~70.9mmHg, 平均値が 3.3~40.5mmHg の範囲であった.

各被験者の装具重なり長さを標準化した装具の伸長率と装着圧力を Pearson の積率相関係数を算出し, 検定を行なった. その結果を図 4 に示した. 装具の伸長率に対して装着圧力の最大値 (図 4 : ◆) は, 相関係数が 0.69 ( $P<0.05$ ) と有意な中等度の正の相関となった. また 5 つの圧力センサーによる装着圧力の平均値 (図 4 : ■) は, 相関係数が 0.70 ( $P<0.05$ ) と有意な強い正の相関を示した.

表 1 各測定値の最小値及び最大値

Variable	Minimum	Maximum
Overlap Length (cm)	10	25
Tensile rate of Supporter (%)	25.0%	67.9%
Maximum of Wearing pressure (mmHg)	3.3	70.9
Average of Wearing pressure (mmHg)	3.3	40.5

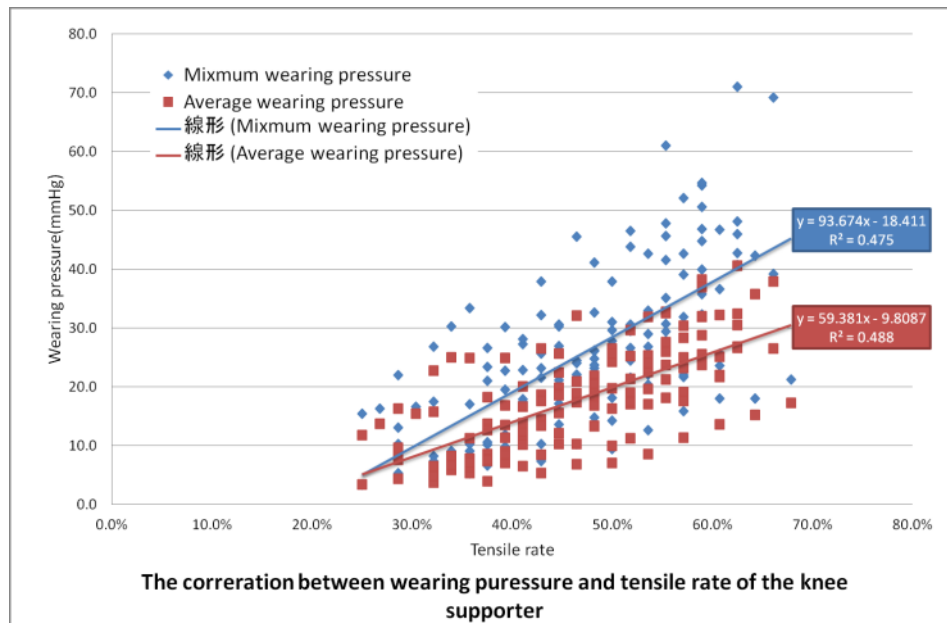


図 4. 装具装着時の装具伸長率と装着圧力の関係

#### 第 5 項 考察

各被験者の装具重なり長さを標準化した装具の伸長率と装着圧力には有意な正の相関関係が認められた。この結果から、装具の重なり長さを測定することにより、装着圧力を推定できることが示唆された。

更に装着圧力の相関係数は平均値（相関係数：0.70）が最大値（相関係数：0.69）より高かった。この結果は圧力測定器のセンサー 5 点での測定における平均値の方が、1 点での測定よりも、最大装具の伸長率との相関関係が強いことを示した。センサー 1 点では、大腿部骨や膝蓋骨の皮膚上突起がセンサーの近い個所にある場合、装着圧力は大きい値になると考察される。更に「ラプラスの法則」によれば、同じ張力の時には細い部分の装着圧力は高くなり、太い部分が低くなる。このため大腿部の形態が楕円形と想定した場合、長軸側は凸となるため、装着圧力が高くなる。そのため必ずしも円形でない形態部分を測定する場合は、複数個所に圧力センサーを設置し、測定する必要があると考察された。

本節の結果では、測定圧力 5 点センサーの平均値が 3.3~44.0mmHg の範囲であった。この装着圧力の最大値は、平井ら<sup>[25]</sup>の弾性ストッキングにおける測定結果と比較すると、医療用弾性ストッキングの規格における最高クラスと同等の圧力を示した。弾性ストッキングは装着圧力の調整はできないが、この機能を応用することで、全てのクラスが網羅できると推定される。しか



し装着圧力が高すぎると血流障害のリスクが考えられる．日本高血圧学会における最低血圧の正常値は 80mmHg であり<sup>[26]</sup>，今回の結果と比較して約 2 倍を示すことから，血流障害に対してのリスクは少ないと考えられた．

## 第 6 項 まとめ

スポーツ現場において装着圧力の検証をしていく上で，動きを制限しない測定方法を検討する必要がある．本節では，装具装着による重なり長さの変化に対する装着圧力への影響を検証し，ラプラスの法則による計測値と実装着による計測値を比較した．その結果，各被験者の装具重なり長さを標準化した装具の伸長率と装着圧力には有意な正の相関関係が認められた．この結果から，装具の重なり長さを測定することにより，装着圧力を推定できること【回帰式：装着圧力 =  $59.4 \times$  装具伸長率 - 9.8】が示唆された．

## 第 3 章

### 膝関節装具の装着圧力の変化に対する効果検証

装具装着による効果の定量化における視点は、主観的効果、運動学的効果、運動力学的効果、神経学的効果等の心理的な面から生理的な面まで及ぶと考えられる。膝関節の装具装着による効果がどの範囲までに及ぶのかを明確にすることは、商品コンセプトの効果指標を決定するために重要と考えられる。そこで各視点を網羅するために、以下の実験を行った。

## 第1節 膝関節傷害既往歴の有無における膝関節装具の装着圧力変化に対する装着圧力と好み尺度の関係（実験2：主観的検証）

### 第1項 背景

われわれの運動行動が円滑に行われるためには、さまざまな感覚受容器からの情報が不可欠である。体性感覚は、内臓と脳以外の身体組織に存在する受容器の興奮によって生じる感覚である。体性感覚のうち、運動感覚は、主として身体の筋、腱、関節周囲、皮膚などに存在する感覚受容器の興奮によって生じ、関節位置覚、運動覚、力覚などの複数の感覚を含む意味として使用される<sup>[27]</sup>。装具装着による装着圧力刺激に対しても、これらの感覚受容器が働いていると考えられる。

伊藤らによって、着圧レグウェアが心身に与える生理心理快適性に着目し、女子大学生でのノーマルレグウェアと比較した研究が報告されている。その結果、心理的快適性において、時間が経過すると着圧ソックスは通常のソックスより、有意に優れていた。また脚全体において、着圧パンストも通常のパンストに比べて快適に感じていたと報告されている<sup>[28]</sup>。この結果から女性は着圧を好むと推察される。しかし、この結果は、被験者に関する傷害既往歴の記載はなく、傷害既往歴を持つものが同様に装着圧力を好むとは限らない。

また膝関節の傷害には、骨折や靭帯、半月板損傷等の数多くの種類がある。特に前十字靭帯（以下 ACL）にはメカノレセプターが存在し、固有感覚受容器として重要な機能を有している<sup>[29]</sup>。Iwasa らは ACL 損傷膝での関節位置覚の低下を述べている<sup>[30]</sup>。このようなことから、傷害既往歴の有無によって、圧力に対する関する好みが変化するものと仮説立てをした。

ストレスや情動を定量的に計測、評価する手法の一つに主観調査がある。最近では、特に「好み」や「痛み」のような人間の感覚的な（連続的な）「量」を測定する場合において、より客観的にスケールを表現し調査する試みがな

されてきている。その調査方法の一つに Visual Analog Scale(以下 VAS)が挙げられる。VAS とは評点尺度の一つであり，近年医療文屋を中心に多数の適用例が見られ，その有用性が報告されている<sup>[31][32][33]</sup>。これらの報告はこういった感覚的・経験的な(連続的な)「量」を利用することが多い分野への VAS の適応を訴えている。

## 第 2 項 目的

本節では，膝関節における傷害既往歴の有無の被験者において，装具の装着圧力変化に対する好み尺度への影響を比較検討することを実験 2 の目的とした。

## 第 3 項 方法

本節の被験者は，膝関節に傷害既往歴がある 12 名(20.3±1.3 歳)と既往歴がない 16 名(19.6±4.4 歳)の 2 群とした。膝関節傷害既往歴は以下表に示した。

表 2 既往歴有群における既往歴

Subject No.	Injury	Medical history
1	Osgood-Schlatter disease	9 years
2	Patellar tendinopathy	3 years
3	Femoral Fracture	3 years
4	meniscal tear	3 months
5	meniscal tear	2 years 9 months
6	anterior cruciate ligament injury	1 years
7	anterior cruciate ligament injury	2 years
8	anterior cruciate ligament injury	2 years
9	anterior cruciate ligament injury	2 years 6 months
10	anterior cruciate ligament injury	4 years
11	anterior cruciate ligament injury	4 years
12	anterior cruciate ligament injury	5 years

膝関節装具を装着した際の装着圧力の測定は，第 2 章と同様の携帯型接触圧力測定器「パーム Q」(神奈川県；株式会社ケーブ社製)を用いた(図 2)。

装着圧力の好み尺度は、VAS（好き+；7点満点）を用いて測定した。被験者には尺度をはみ出さないで plot するように伝えた。

装具は第2章と同様のオープンタイプの膝関節用装具（岡山県；ダイヤ工業社製）を使用した。付属品については、装着圧力へ影響を考慮し使用しなかった。試技条件は装具がずれ落ちないところから、重なり長さを1cm間隔で増加させ、被験者が自ら装着できる最大の範囲までとし、各重なり長さ条件において装着圧力の測定を行なった（図3）。

統計処理は、エクセル統計2010（東京都；㈱社会情報サービス）を用いて、好み尺度が最高値となった場合における装着圧力を傷害既往歴の有無にてt検定を行った。また装着圧力と好み尺度の関係については、Pearsonの積率相関係数を算出し、有意性の検定を行った。有意差水準は5%未満とした。

#### 第4項 結果

好み尺度が最高値における装着圧力は、膝関節傷害既往歴有群（ $22.6 \pm 6.8$ mmHg）が、既往歴無群（ $14.9 \pm 7.6$ mmHg）と比較し、有意な高値（ $P < 0.05$ ）を示した（図5）。

また装着圧力と好み尺度の関係には、既往歴有群には有意な中程度の正の相関関係（相関係数：0.54， $P < 0.01$ ）がみられ、既往歴無群には有意な中程度の負の相関関係（相関係数：-0.41， $P < 0.01$ ）がみられた（図6）。

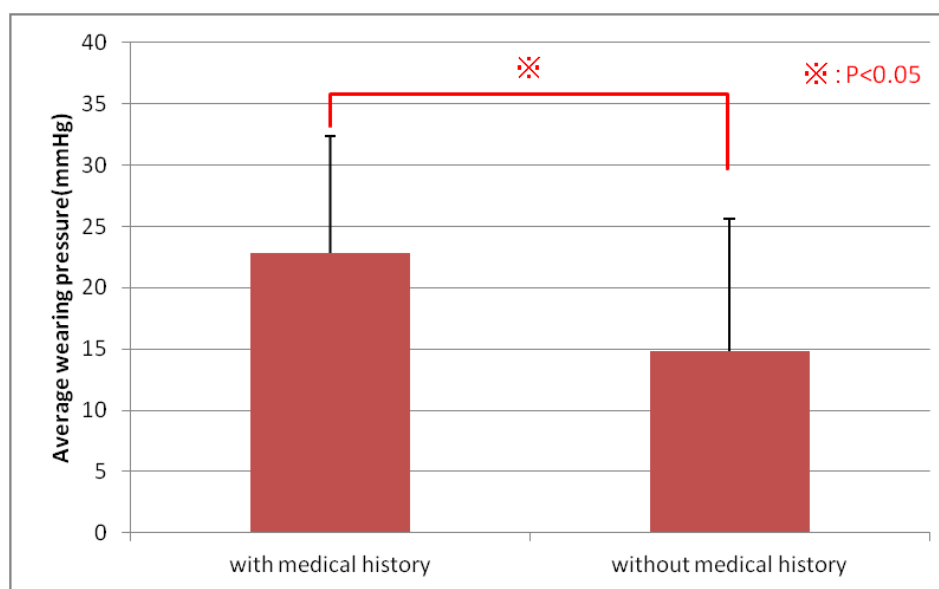


図5. 膝関節傷害既往歴の有無での好み尺度最高値における装着圧力

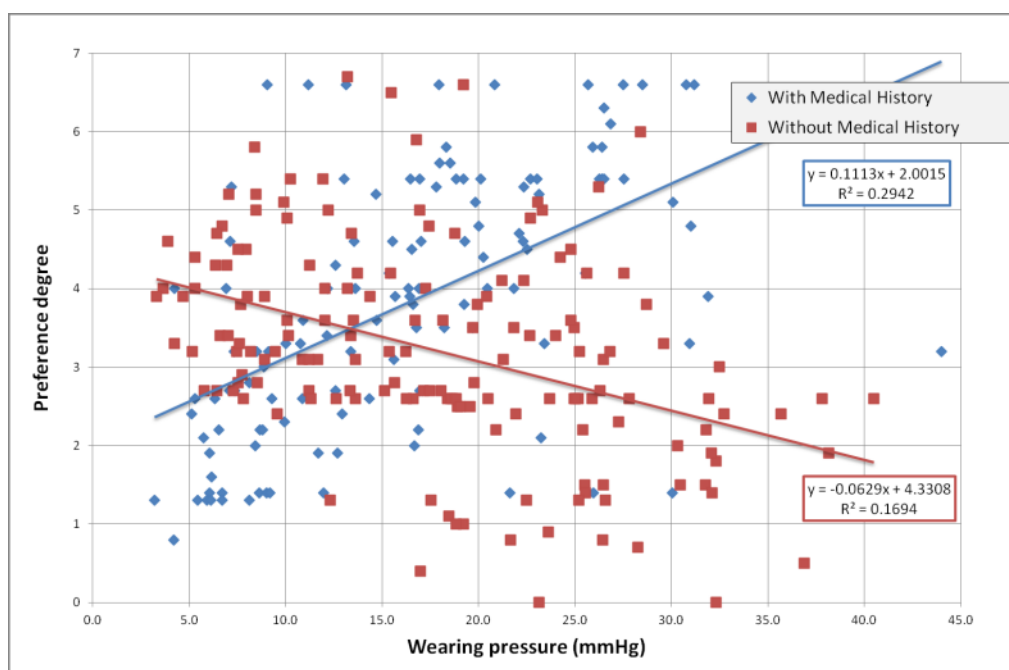


図 6 . 膝傷害既往歴の有無における装着圧力と好み尺度の関係

## 第 5 項 考察

本節の結果，膝関節傷害既往歴の有無により好み尺度が最高値となった場合の装着圧力の平均値に有意差が認められた．また傷害既往歴の有無により装着圧力に対する好みに対する相関関係も異なることが示唆された．

中川らは膝関節に傷害のない選手と ACL 再建した選手にて，突発性膝外反刺激を行ない，刺激からの筋反応を測定した．その結果，外側広筋，内側広筋，内側ハムストリングス，外側ハムストリングス全ての筋に，患側は健側と比較して筋反応時間に有意な遅延がみられたと報告している．またその遅延は装具を装着することにより有意に短縮した<sup>[34]</sup>．このことから，関節メカノレセプターの機能不全や上位中枢からの信号が原因となり，結果として筋反応時間の遅延が考えられる．そのことは装着圧力や皮膚刺激においても同様の理由が考えられ，そのため装具の装着圧力に対する閾値も傷害既往歴の有無によって異なると考察した．

また伊藤らは，着圧レッグウェアの生理心理的効果に関する研究を行ない，着圧レッグウェアがノーマルレッグウェアと比較し，好まれるという結果を報告している．これは本節の結果と異なる傾向を示しているように見える．しかし着圧パンストの大腿部における装着圧力は 15mmHg を示しており，ほぼ本節の傷害既往歴無群における好み尺度が最大となった時の装着圧力 ( $14.9 \pm 7.6$ mmHg) とほぼ同値を示している．以上のことから，傷害既往歴

無群は装着圧力を好み、その装着圧力は傷害既往歴有群が更に高いと推察された。

これらの結果により装具やレグウェアを商品化していく場合には、対象によって好み尺度が高くなるような設計する必要があると考えられた。

## 第6項            まとめ

前十字靭帯にはメカノレセプターが存在し、固有感覚受容器として重要な機能を有している。このことから傷害既往歴の有無によって、圧力に対する関する好みが異なると仮説立てをした。そこで本節では、膝関節における傷害既往歴の有無の被験者において、装具の装着圧力変化に対する好み尺度への影響を比較検討することを目的とした。好み尺度が最高値における装着圧力は、膝関節傷害既往歴有群が、既往歴無群と比較し、有意な高値を示した(図5)。

また装着圧力と好み尺度の関係には、既往歴有群には有意な中程度の正の相関関係がみられ、既往歴無群には有意な中程度の負の相関関係がみられた(図6)。これらの結果より、装具やレグウェアを商品化していく場合には、対象によって好み尺度が高くなるような設計する必要があると考えられた。

## 第2節 ストップ-ジャンプ動作における膝関節装具の装着圧力変化に

### 対する運動学的な影響（実験3：運動学的検証）

#### 第1項 背景

装具による制動・圧迫などの効果検証は、官能評価や生理学的な指標による評価は行なわれているものの、運動学的な指標による効果検証は多くない。

膝関節の代表的な障害である ACL 損傷の要因は接触時ではなく、非接触型着地動作やカッティング動作において多く発生すると報告されている<sup>[35]</sup><sup>[36]</sup>。しかし、スポーツではこのような動作が頻繁に行われている。更に Cochrane et al.は、着地時の膝関節屈曲角度が小さいと ACL 損傷のリスクが高くなると報告している<sup>[37]</sup>。Yu et al.は接地時における後方への地面反力は、膝関節の屈曲トルクを発生させ、ACL への負荷の要因となると報告している<sup>[17]</sup>。その外的からの膝関節屈曲トルクに対抗するため、身体内部では大腿四頭筋の収縮による膝関節伸展トルクが必要となる。従って、着地時の膝関節屈曲角度が小さい場合、大腿四頭筋による収縮力はより必要となり、ACL 損傷が予想される<sup>[38]</sup>。

近年、膝関節に対する負荷を調査する目的として、ストップ-ジャンプ動作を用いた研究が多く報告されている<sup>[35]</sup><sup>[37]</sup><sup>[39]</sup><sup>[40]</sup><sup>[41]</sup><sup>[42]</sup><sup>[43]</sup><sup>[44]</sup><sup>[45]</sup>。ストップ-ジャンプ動作は前方方向への加速に対して、急に両脚で止まり、直ちに垂直方向へ飛び上がる動作である。Lin et al.はストップ-ジャンプ動作において、伸展制限のある硬性装具が、ジャンプ前の接地時の膝関節角度を有意に屈曲させたと報告している<sup>[46]</sup>。しかしながら軟性装具におけるストップ-ジャンプ動作における効果検証はみあたらない。

#### 第2項 目的

そこで本節は、ストップ-ジャンプ動作において、膝関節装具の装着圧力変化に対する運動学的な効果検証を行なうことを実験3の目的とした。

#### 第3項 方法

被験者は健常な男子学生 10 名（年齢：22.1±4.3 歳，身長：174±4.7 cm，体重：67.2±4.1 kg）が参加した。被験者には測定に先立って本研究の目的，意義について説明し，測定参加への同意を得た。本研究に関しては川崎医療福祉大学倫理委員会の承認（第 HSS110004 号）を得た。



膝関節装具はオープンタイプの軟性装具（バリアスニー；岡山県；ダイヤ工業社製）を用いた（Fig. 3）. 装具は被験者の検測である右膝上 10 cm 大腿部周径により適応範囲の中央値に近いサイズを用いた. 装着圧力変化の条件は①装具無（Control）ならびに装具装着の重なり長さを変化させた②中圧（Middle pressure）, ③強圧（High pressure）の 3 条件とした. 試技条件の順序は被験者ごとに無作為に行なった.

装具装着時の重なり長さはメジャーにて測定した. その後, 重なり長さより装具伸長率を求め, ラプラスの法則を利用し, 第 2 章で得られた装具伸長率から装着圧力を推定する回帰式に当てはめ, 装着圧力を算出した.

ストップ-ジャンプ動作は, 3m の舗装路を助走し, 検測である右足・左足の順で止まり, その後両脚で鉛直上方向へ跳ぶ動作とした（図 7）. 被験者に対しては, できる限り早く助走し, 検測である右足をフォースプレート上で止め, できる限り高く跳ぶように指示をした. 被験者は練習を約 5 分間した後, 測定を行なった. 動作が成功した各条件 5 試技を分析に用いた.

三次元動作解析は, 被験者の身体特徴点に反射マーカを貼付し, ストップ-ジャンプ動作を行わせ, 高速度カメラ（IEEE1394b, ㈱フォーアシスト社）4 台にて 200frame/sec で撮影した. カメラ撮影と地面反力データは同期を行なった.

その動画を用い, ビデオ動作解析システム（Frame-DIASIV, ㈱DKH 社）にて三次元座標を算出した. 三次元座標には Butterworth low-pass digital filter<sup>[47]</sup>をかけた. ジャンプ高とジャンプ速度は, 左右転子点の midpoint より仮想された転子 midpoint の位置変化より算出した. この転子 midpoint の鉛直上方向の最高値をジャンプ高さとして評価した. また検測である右足の膝関節屈曲角度は, 脛骨点から転子点と脛骨点から外踝点のベクトルのなす角度より算出した.

統計処理は, エクセル統計 2010（東京都；㈱社会情報サービス）を用いて, 有意差検定には一元配置分散分析を用い, その後 Fisher の最小有意差法の多重比較を行なった.

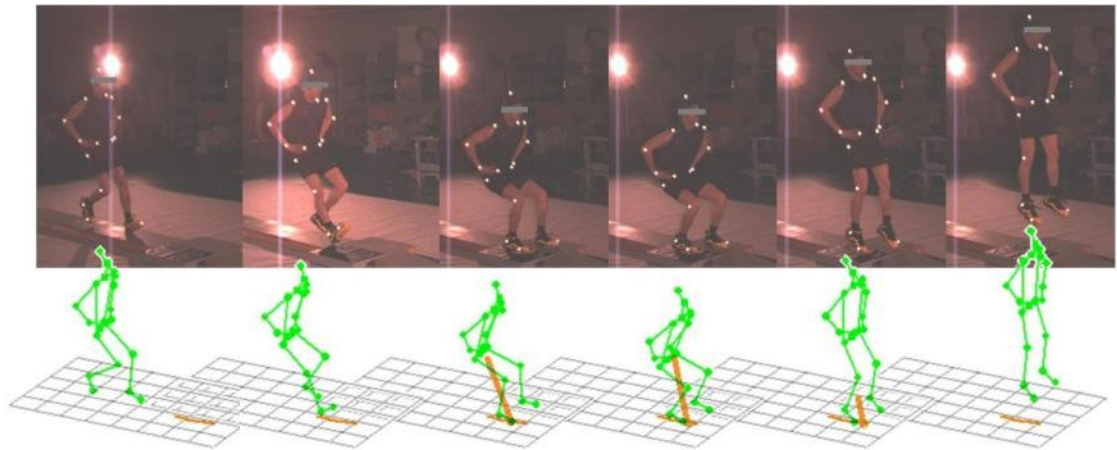


図7.ストップ-ジャンプ動作

#### 第4項 結果

図8にストップ-ジャンプ動作における転子 midpoint の高さ と膝関節屈曲角度の典型的なグラフを示した。図8の点線に示すように、ストップ時に転子 midpoint の高さが一番低くなり、膝関節屈曲角度は最大値を示した。

装具装着による重なり長さは、中圧条件  $12.1 \pm 2.6$  cm、強圧条件  $17.9 \pm 3.7$  cm であり、条件間に有意差が認められた。第2章で得られた回帰式より計算された装着圧力は、中圧条件  $6.7 \pm 5.0$  mmHg、強圧条件  $19.6 \pm 7.8$  mmHg であり、条件間に有意差が認められた。ジャンプ高は、装着無条件  $1.22 \pm 0.08$  m、中圧条件  $1.21 \pm 0.08$  m、強圧条件  $1.22 \pm 0.07$  m であり、有意差は認められなかった。ジャンプ速度についても、各条件間で有意な差は認められなかった(表3)。

踏切時の膝関節最大屈曲角度は、コントロール条件  $84.4 \pm 9.1^\circ$ 、中圧条件  $83.9 \pm 9.5^\circ$ 、強圧条件  $89.0 \pm 10.8^\circ$  であり、強圧条件はコントロール条件及び中圧条件と比較し、有意な高値を示した(図9)。

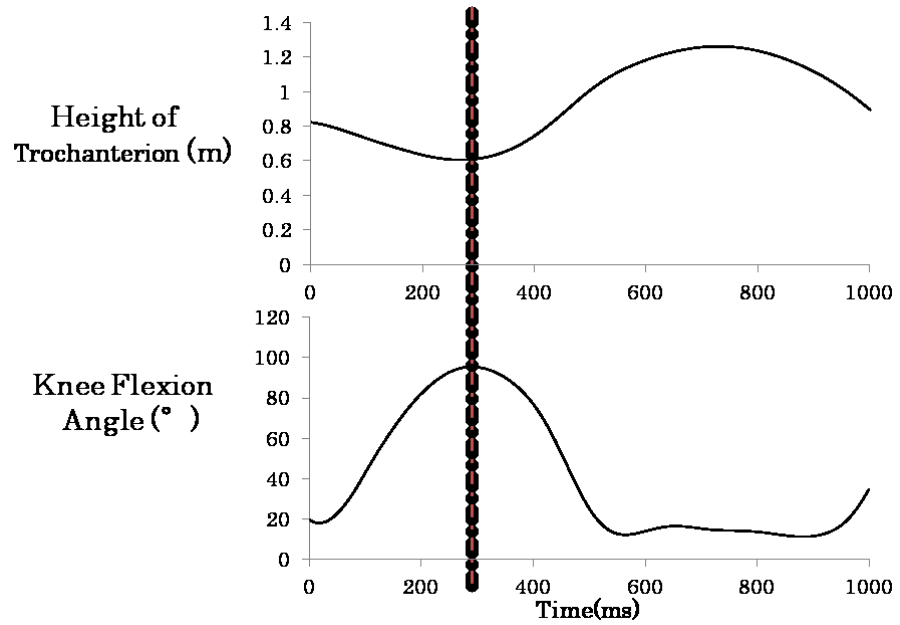


図 8 ストップ-ジャンプ動作における転子点高さ と膝関節屈曲角度の典型的なグラフ

表 3. 各条件における重なり長さ, 装着圧力, ジャンプ高さ とジャンプ速度

	control	Middle Pressure Supporter	High Pressure Supporter	
Overlap Length [cm]	Non	12.1±2.6	17.9±3.7	※
Wearing Pressure [mmHg]	Non	6.7±5.0	19.6±7.8	※
Peak Jump Height [m]	1.22±0.08	1.21±0.08	1.22±0.07	
Peak Jump Velocity [m·s <sup>-1</sup> ]	2.53±0.24	2.48±0.27	2.49±0.26	

Mean ± Standard Deviation

※Denotes a significant changes between Middle Pressure Supporter and High Pressure Supporter , with P<0.05

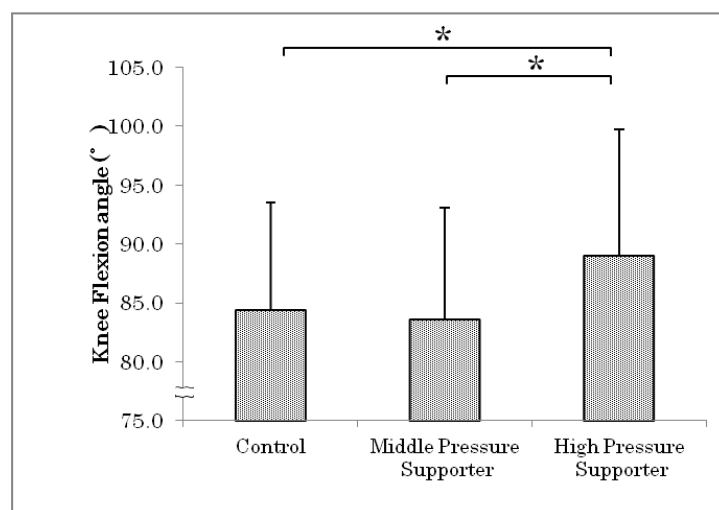


図 9 . 各条件における踏切時の膝関節最大屈曲角度

## 第5項 考察

本節では、軟性装具のメリットである装着調節に着目して、装具装着の重なり長さを変化させ、異なる装着圧力の試技条件を設定した。装具装着による重なり長さは、全ての条件間に有意差が認められた（表3）。装具装着による重なり長さの変化は、装具張力の変化となり、ラプラスの法則によって、装着圧力が変化することが推定できる。つまり試技条件において装着圧力は変化したと考えられる。

ストップ動作時の膝関節屈曲角度において、強圧条件は中圧条件とコントロール条件に対して有意な屈曲が認められた（図9）。これは Lin et al<sup>[46]</sup>が行なったストップ-ジャンプ動作における伸展制限のある硬性装具での膝関節角度の結果と同様であった。非接触型の ACL 損傷は、膝関節の屈曲角度が小さい場合にリスクが高いと報告されている<sup>[35]</sup>。従って、軟性装具であっても装着圧力の高い装具は ACL 損傷予防に貢献することが推察された。

また、ジャンプ高及びジャンプ速度においては、装着圧力条件間に差が認められなかった（表3）。このことは装着圧力が高くなったとしても、運動パフォーマンスを妨げることはないことを示唆した。

## 第6項 まとめ

本節では、膝関節用装具の装着圧力変化に着目し、助走からのストップ-ジャンプ動作を行ない、その際の着地及び踏切動作をバイオメカニクスの解析し、膝関節用装具の運動学的指標による効果検証を行なうことを目的とした。結果、ストップ動作時の膝関節屈曲角度において、強圧条件は中圧条件とコントロール条件に対して有意な屈曲が認められた（図7）。従い、軟性装具であっても装着圧力の高い装具は ACL 損傷予防に貢献することが推察された。

### 第3節 膝関節装具による装着圧力変化に対する

#### 実効筋力と筋電位への影響

#### (実験4：筋電図学的な効果検証)

#### 第1項 背景

装具とは、障害機能を回復させ、その低下を抑制するための器具器械であるが、装具装着による生体反応評価は多くなく、実際の効果は明確ではない。近年、熊本水頼<sup>[48]</sup>は2関節2自由度の運動に対して有効に貢献する拮抗二関節筋および拮抗一関節筋群の3対6筋出力分布は六角形で表現ができ、その筋力を機能別実効筋力として定義している(図10)。

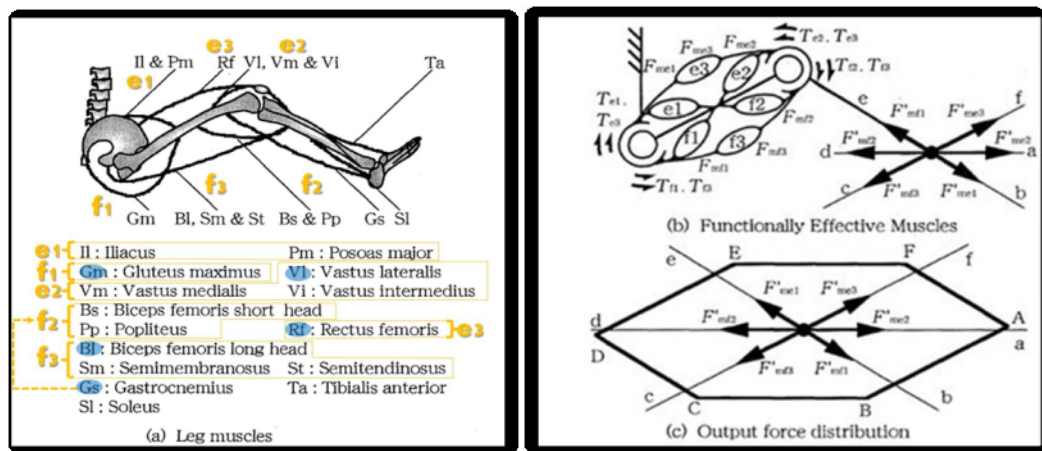


図10. 機能別実効筋群と機能別実効筋力機能評価

#### 第2項 目的

そこで本節では、膝関節装具の装着圧力変化に対する機能別実効筋力とその対象となる筋電位への影響を検討することを実験4の目的とした。

#### 第3項 方法

本節の被験者は健常な男子学生7名(年齢:  $20.4 \pm 1.1$  歳, 身長:  $173.6 \pm 4.8$  cm, 体重:  $66.3 \pm 4.4$  kg)とした。被験者には測定に先立って本研究の目的、意義について説明し、測定参加への同意を得た。本研究に関しては川崎医療福祉大学倫理委員会の承認(承認番号182)を得た。

膝関節装具はオープンタイプ装具を用い、装着圧力条件は、コントロール条件ならびに装具装着の重なり度合いを変化させ、弱圧条件、中圧条件、強圧条件の4条件であった。弱圧条件はずれ落ちない範囲で軽く装具装着した

ときとし、中圧条件は装具を自分の好みでつけさせたとき、強圧は験者が最大限装具を伸長した状態において装着したときとした。

機能別実効筋力評価は、筋力測定器 Cybex Norm を用い、股関節 90° 膝関節 105° の姿勢にて、等尺条件下で出力 6 方向 (cf: 股関節大転子⇔膝関節外側上果と並行, be: 膝関節外側上果⇔足関節外踝, ad: 股関節大転子⇔足関節外踝) に最大努力で足関節部に力を発生させたときのトルク (2 秒間) を測定した (図 1 1)。筋電図は、最大下等尺性筋力発揮中の大殿筋, 腓腹筋, 外側広筋, 大腿二頭筋, 大腿直筋における双曲誘導の表面電極法による活動電位を測定した。筋電図データは、トルクデータと同期し、1000Hz にてコンピュータに取り込んだ。筋電位データは、トルクデータのピーク値 10% になった時間から、ピーク後にピーク値 10% へ下がった時間を解析時間として、Root Mean Square (自乗平均平方根: 以下 RMS) を計算した。

統計処理は、エクセル統計 2010 (東京都; 株式会社社会情報サービス) を用いて、有意差検定には一元配置分散分析を用い、その後 Fisher の最小有意差法の多重比較を行なった。有意水準を 5% とした。



図 1 1. 筋力測定器 Cybex Norm での実験風景

#### 第 4 項 結果

各出力方向における筋活動は、大島らの報告<sup>[49]</sup>の通り、同様の協調活動パターンを示すことが確認できた。しかしながら、装具による圧力変化に対する筋力及び筋電図は、全ての出力方向において、データ間の有意な差は認められなかった。

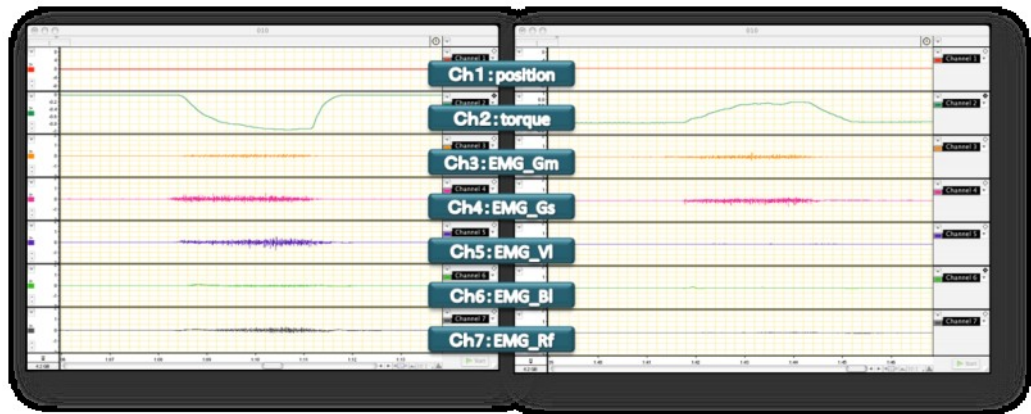


図 1 2 . 被験者 A の典型的な波形データ (左 : 方向 a, 右 : 方向 f )

表 4 . 装具装着圧力変化に対するト 6 方向のトルクデータ

Pressure \ Direction	a	b	c	d	e	f
Control	11.3±3.4	9.6±3.7	6.9±2.3	8.2±1.8	5.9±2.5	11.3±2.3
Low Pressure Supporter	10.5±2.5	8.6±2.9	6.0±2.5	7.3±1.3	6.5±1.5	11.5±1.4
Middle Pressure Supporter	11.9±3.4	8.2±2.1	6.7±2.9	7.5±1.3	6.1±1.0	10.3±2.4
High Pressure Supporter	11.8±3.0	9.7±2.9	6.2±3.2	8.0±1.7	5.6±1.5	10.1±1.9

(N/BW)



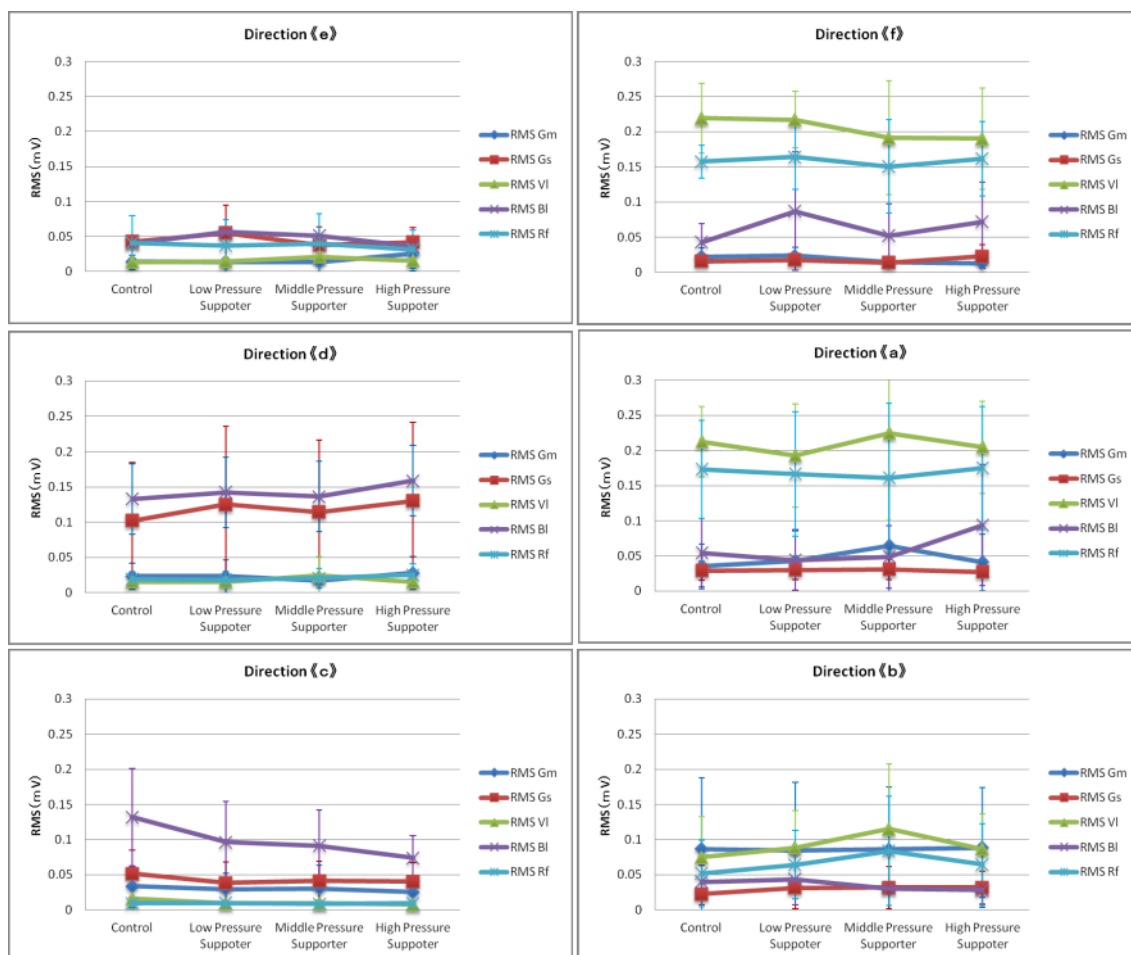


図 1 3 . 各方向における装具装着圧力変化に対する各筋の RMS  
 (Gm : 大臀筋, Gs:腓腹筋, VI : 外側広筋, BI : 大腿二頭筋, Rf : 大腿直筋)

### 第 5 項 考察

本節では、装具の重なり長さによって装着圧力を変化させた場合における筋力と筋電位を同時に測定し検討した。その結果、大島らの報告<sup>[49]</sup>と同様な機能別実行筋力がみられた。しかし、装着圧力の変化に対しては、全出力方向において筋力および筋電位共に有意な差は認められなかった。装着圧力の増加に伴い、筋出力が下がり、筋電位が増加すれば、運動を抑制していると判断できる。しかしながら、本結果からは、装着圧力の増加は、静的な運動に影響しないことを示唆した。

Ballard RE et al.は、発揮トルクが上がるとそのトルクを発揮している筋の内圧も正比例に上昇すると報告している<sup>[50]</sup>。最大筋力測定では、筋内圧が上昇するため、装具による圧力の影響がなくなることが推察されるため、最大下筋力での測定を検討する必要があると考察された。

また、被験者が傷害既往歴の無い被験者であり、靭帯損傷など傷害をおうと筋力や固有位置覚の低下がみられ、その機能補うため装具やテーピングが



使われ、パフォーマンスを向上させるとの報告<sup>[30] [34]</sup>もあり、傷害既往歴を持つ被験者にて検討する必要もあると思われた。

## 第6項            まとめ

健常な成人男子7名を対象とし、膝関節装具の装着圧力変化に対する機能別実効筋力とその対象となる筋電位への影響を検討した。その結果、圧力に対する筋への影響はなく、締め付け強い装具が静的な運動を妨げないと推察できた。

## 第 4 節 膝関節の傷害既往歴者における装着圧力変化に対する

### 最大下筋出力への影響

#### (実験 5 : 筋電図学的検証)

##### 第 1 項 背景

第 3 節では健常者において膝関節装具の装着圧力変化に対して静的な最大筋力測定を行ったが、試技条件間に有意な差は認められなかった。

Ballard RE et al.は、発揮トルクが上がるとそのトルクを発揮している筋の内圧も正比例に上昇すると報告している<sup>[50]</sup>。最大筋力測定では、筋内圧が上昇するため、装具による圧力の影響がなくなることが推察されるため、最大下筋力での測定を検討する必要があると推察される。

また、被験者が傷害既往歴の無い被験者であり、靭帯損傷など傷害をおうと筋力や固有位置覚の低下がみられ、その機能補うため装具やテーピングが使われ、パフォーマンスを向上させるとの報告<sup>[30] [34]</sup>もあり、傷害既往歴を持つ被験者にて検討する必要があると思われた。

##### 第 2 項 目的

そこで本節では、膝関節障害の既往歴のある被験者を最大下筋出力時において、膝装具の装着圧力変化に対し、積分筋電図を指標として検討することを実験 5 の目的とした。

##### 第 3 項 方法

被験者は膝関節傷害既往歴のある男子学生 5 名(年齢:21.4±1.1 歳, 既往歴:2.8±0.8 年)とした。被験者には測定に先立って本研究の目的, 意義について説明し, 測定参加への同意を得た。本研究に関しては川崎医療福祉大学倫理委員会の承認(承認番号 182)を得た。

装着圧力の条件はコントロール条件及び, 装具装着の重なり度合いを変化させた弱圧条件・中圧条件・強圧条件の 4 条件とし, 膝傷害既往歴のある「患側」と既往歴のない「健側」を測定した。

筋力発揮は, 筋力測定器 Cybex Norm を用い, 股関節 90°・膝関節 105°の姿勢にて, 等尺条件下で被験者に足関節部を「押方向」(股関節大転子→足関節外踝の方向)における最大筋力を測定した。次に最大下等尺性筋力発揮方法は, Cybex Norm にて最大筋出力の 60%をモニタに表示させ筋出力を統一

しながら、2秒間維持させた(図11)。

筋電図は、最大下等尺性筋力発揮中の大殿筋、腓腹筋、外側広筋、大腿二頭筋、大腿直筋における双曲誘導の表面電極法による活動電位を測定した。筋電図データはトルクデータと同期し、1000Hzにてコンピュータに取り込んだ。筋電図解析は、目標筋出力80%の時間を算出し、その時間における各筋電図のRMSを算出し、最大筋力時の筋電図RMSに対する割合を計算した。

統計処理は、エクセル統計2010(東京都; 株式会社社会情報サービス)を用いて、有意差検定には一元配置分散分析を用い、その後Fisherの最小有意差法の多重比較を行なった。膝関節傷害既往歴の有無における周囲径と押方向の最大筋力の比較には、t検定を用いた。有意水準を5%とした。

#### 第4項 結果

各試技条件における装着圧力変化は装具の重なり長さを変化させることにより条件を作成した。その結果、重なり長さは、中圧条件と高圧条件以外の全ての試技条件間に有意差が認められた。また第2章で得られた回帰式より計算された装着圧力は、コントロール条件と弱圧条件以外の全ての試技条件間に有意差が認められた(表5)。

最大筋力に対する筋電図RMSの割合は、装着圧力変化に対して、有意差が認められなかった(図14)。

一方、健側と患側を比較した結果、膝上10cm周囲径、最大筋力に有意差は認められなかった(表6)。外側広筋は中圧条件において有意な差が認められた(図15)。大臀筋には装着圧力間に有意差が認められなかったが、装具装着の有無で異なる傾向を示した(図16)。

表5. 各条件における重なり長さ, 装着圧力

	Control	Low Pressure Supporter	Middle Pressure Supporter	High Pressure Supporter	
Overlap Length (cm)	0±0	6.8±2.0	12.1±2.4	15.1±2.2	*
Wearing Pressure (mmHg)	0±0	1.8±1.8	10.9±2.7	17.7±2.9	§

Mean ± Standard Deviation

\*Denotes a significant changes between Control and Low Pressure Supporter, Middle Pressure Supporter, High Pressure Supporter, between Low Pressure Supporter and Middle Pressure Supporter, High Pressure Supporter, with P<0.05

§Denotes a significant changes between Control and Middle Pressure Supporter, High Pressure Supporter, between Low Pressure Supporter and Middle Pressure Supporter, High Pressure Supporter, between Middle Pressure Supporter and High Pressure Supporter, with P<0.05

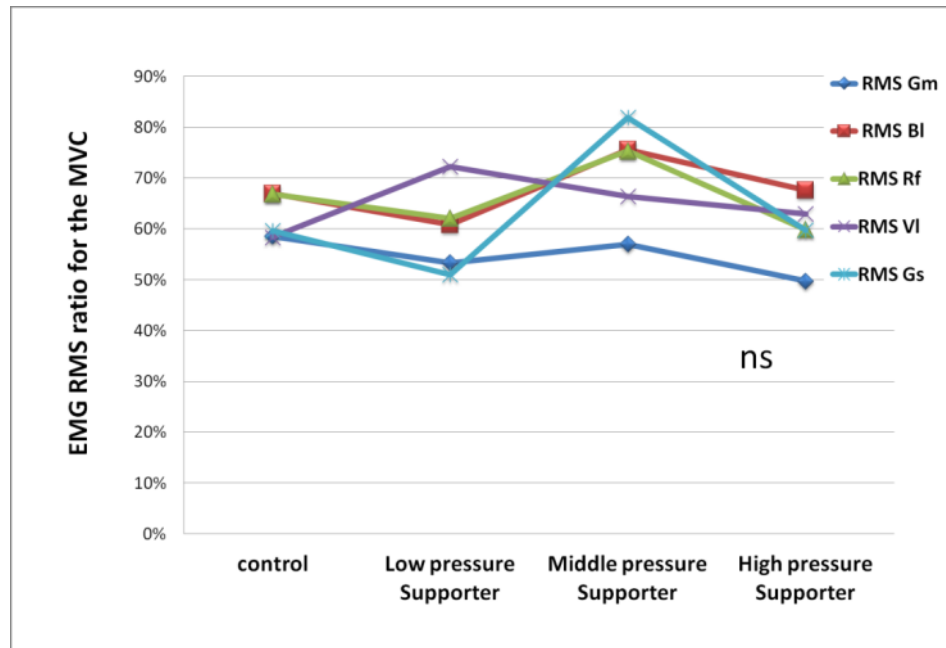


図 1 4 . 患側における装着圧力変化に対する筋電図 RMS

表 6 . 膝関節傷害既往歴の有無における周囲径と押方向の最大筋力 (ns)

	With medical history	Without medical history
circumference(cm)	45.2±3.7	45.9±3.0
Maximum Voluntary contraction(Nm)	154.2±31.8	164.2±13.7

Mean ± Standard Deviation

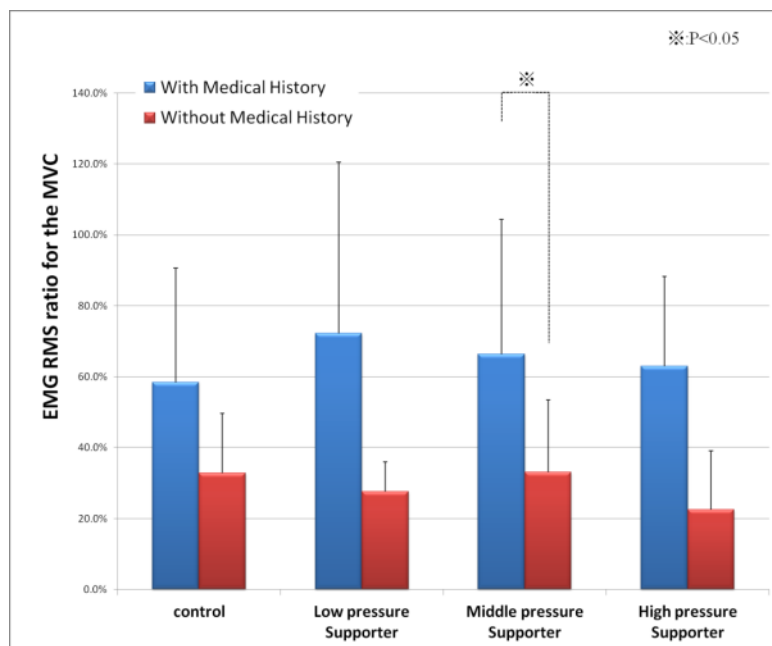


図 1 5 . 押方向における外側広筋の筋電図 (RMS) における健・患側比較

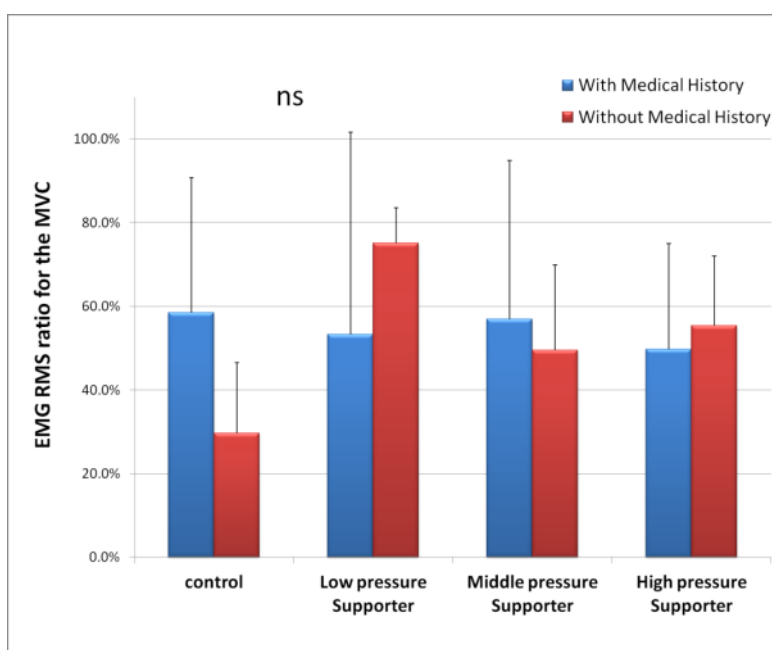


図 1 6 . 押方向における大臀筋の筋電図 (RMS) における健・患側比較

### 第 5 項 考察

押方向筋出力は、股関節伸展と膝関節伸展によって行われる。最大筋力に対する筋電図 RMS 割合は、重なり長さ変化に対して、有意差は認められなかった (図 1 0)。このことは、既往歴有において装着圧力に対する筋出力については変化がないことが示唆された。

一方、患側と健側の比較では、外側広筋において最大筋出力の筋放電量に対して、全ての装着圧力条件において、患側 60%、健側 30%を示した（図 1 1）。そして外側広筋の中圧条件では、患側は健側と比較し有意に高値を示した（ $P<0.05$ ）。また大殿筋においては、コントロールでは患側は健側より大きい傾向を示していたが、装具装着によってその傾向がみられなくなった（図 1 2）。以上のことから、患側では再発を防ごうとして、膝関節周辺の筋力発揮が大きくなり、また大殿筋では装具装着によって股関節依存の押方向筋出力が逆の傾向を示した。このことによって、装具装着によって膝関節伸展を補う股関節伸展の寄与が小さくなったと推察した。

## 第 6 項            まとめ

膝関節の傷害既往歴のある被験者において、膝関節装具の装着圧力変化に対する最大筋力 60%の筋力発揮時における筋電図を指標として検討した結果、重なり長さ変化に対し、患側・健側共に有意差はなかった。

また患側・健側を比較すると外側広筋の筋電位は、装具装着に関係なく、患側 60%、健側 30%を示し、大殿筋の筋電位は、装具装着により患側と健側が変わらなくなる傾向がみられた。

## 第5節 膝関節装具の装着圧力変化に対する等速性発揮トルクへの影響

(実験6：動力的検証)

### 第1項 背景

膝関節における筋力発揮への効果は、硬性装具 (Functional Knee Brace) について多く報告されている<sup>[51][52][11][53]</sup>。Beynnon et al.は前十字靭帯再建者において、等尺性発揮筋力での硬性装具有無に差はなかったと報告している<sup>[51]</sup>。Warming & Jørgensenは前十字靭帯損傷者に対する硬性装具とプラセボ装具を用いて等速性 ( $60 \cdot 180\text{deg}^\circ / \text{s}$ ) の発揮トルクを調査した結果、有意な効果が認められなかったと報告している<sup>[53]</sup>。更に Birmingham et al.は、前十字靭帯再建者において、等速性 ( $90\text{deg}^\circ / \text{s}$ ) の発揮トルクを調査した結果、硬性装具は装着無条件より有意に低かったと報告している<sup>[52]</sup>。これらの報告より硬性装具については筋力への影響は少ないと推察できる。

一方、軟性装具やテーピングの膝関節における筋力への影響については、Aktas & Baltaciは、キネシオテーピング貼付が等速性 ( $180\text{deg}^\circ / \text{s}$ ) の伸展トルクを有意に増加したと報告し、言及はしていないが、キネシオテーピングと軟性装具の組合せも同様の傾向を示している<sup>[54]</sup>。西村と市橋は、健常者の大腿部へ装具装着と大腿部後面へ伸縮テーピングを貼付し、膝屈曲筋力を測定した結果、等尺性収縮と高速域等速性求心性筋力 ( $360\text{deg}^\circ / \text{s}$ ) において、伸縮性テーピングはサポーターと装着無条件に対し有意な高値を示したと報告している<sup>[55]</sup>。

川島ほかは膝屈伸筋の単独出力より運動能力と相関があるといわれるスクワット出力と短関節運動での膝屈筋・伸筋出力には高速域において有意な相関がみられたと報告しており<sup>[56]</sup>、実際の運動を考慮すると高速域での測定が重要と考えられる。しかしながら高速域における膝関節に装着した装具の筋力への影響を検討した研究は著者の猟書した範囲では少ない。

### 第2項 目的

そこで本節では、膝関節装具装着の装着圧力変化に対する等速性屈曲・伸展運動中における発揮トルクへの影響を検証することを実験6の目的とした。

### 第3項 方法

被験者は、健常な女子学生9名 (年齢： $20.8 \pm 1.2$ 歳，身長： $155.0 \pm 4.8$ cm，

体重：55.8±5.3 kg) が参加した。被験者には測定に先立って本研究の目的、意義について説明し、測定参加への同意を得た。本研究に関しては環太平洋大学倫理委員会の承認（通知番号6号）を得た。

試技条件は、コントロール条件、装具弱圧条件、装具強圧条件の3条件で行なった。

各条件の膝関節可動域は、最大伸展角度は仰臥位安静時、最大屈曲角度は伏臥位で力を抜いた状態における膝関節を屈曲時、角度計を用いて測定した。

筋トルク測定は、筋力測定器 Cybex Norm（埼玉；メディカ㈱）を用い、股関節 90deg の座位姿勢にて、300deg/sec の等角速度で、動作範囲は伸展を 90→0deg、屈曲を 0→90deg とした。筋トルク発揮は、膝関節伸筋群のコンセントリックのトルク発揮（以下、伸筋コンセントリック）とエキセントリックのトルク発揮（以下、伸筋エキセントリック）を1セットのプロトコールとし、練習1セット、本番2セット行った。本番2回に測定したピークトルクの平均値を最大発揮トルクの指標とした。

統計処理は、エクセル統計 2010（東京都；㈱社会情報サービス）を用いて、有意差検定には一元配置分散分析を用い、その後 Fisher の最小有意差法の多重比較を行なった。有意水準を5%とした。

#### 第4項 結果

装具装着時の重なり長さは、装具弱圧条件が 6.1±1.8 cm、装具強圧条件が 15.6±3.0 cm であり、条件間に有意差が認められた。第2章で得られた回帰式より求めた装着圧力も、装具弱圧条件が 4.6±2.2mmHg、装具強圧条件が 19.0±6.7mmHg であり、全ての条件間で有意差が認められた（表7）。

各試技における膝関節可動域を表す最大屈曲角度、最大伸展角度を図17に示した。最大屈曲角度において、強圧条件はコントロール条件と比較し可動域が有意に小さかった。最大伸展角度では、強圧条件はコントロール条件に対し可動域が有意に小さかった。

等速性運動中における膝関節伸筋群の発揮トルクの結果を図18に示した。伸筋コンセントリックには条件間での有意差は認められなかった。一方、伸筋エキセントリックにおいて装具強圧条件は、コントロール条件に対し、有意な高値を示した。

膝関節屈筋群の発揮トルクにおいては、コンセントリックとエキセントリックに条件間での有意差は認められなかった。



表 7. 各試技条件における重なり長さ, 装着圧力

	Control	Low Pressure Supporter	High Pressure Supporter	
Overlap Length (cm)	0±0	6.6±0.6	12.2±1.2	※
Wearing Pressure (mmHg)	0±0	4.6±2.2	19.0±6.7	※

Mean ± Standard Deviation

※Denotes a significant changes between Control and Low Pressure Supporter , High Pressure Supporter, between Low Pressure Supporter and High Pressure Supporter, with P<0.05

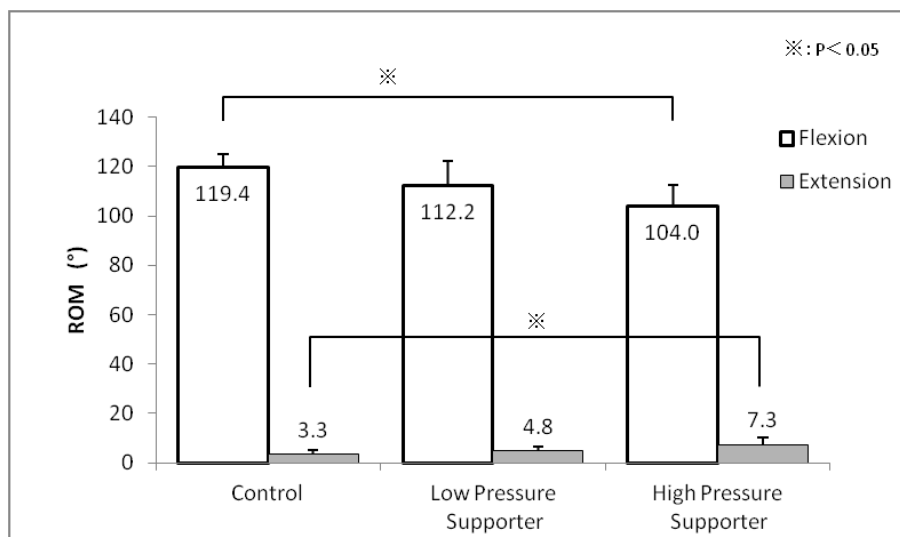


図 1 7 . 各試技条件における膝関節可動域

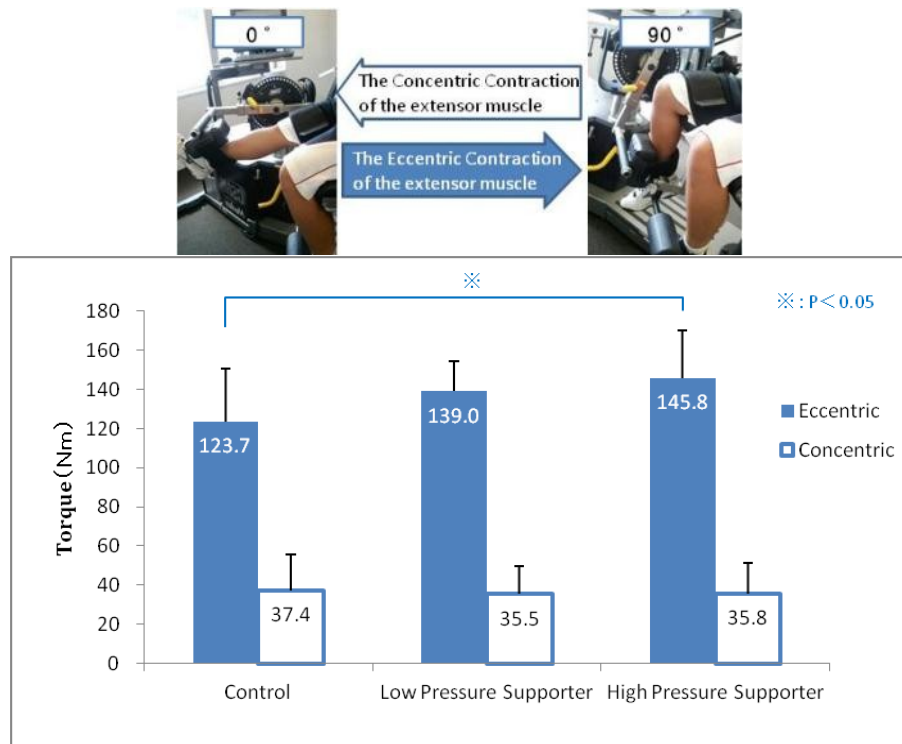


図 18. 膝関節伸筋群における発揮トルク

#### 第 5 項 考察

膝関節可動域は最大屈曲角度と最大伸展角度の差として考えることができる。その結果、膝関節可動域は、装具強圧条件は、コントロール条件と比較して最大屈曲角度、最大伸展角度共に有意差が認められ、装具強圧条件との安静時における制動効果が確認できた。さらに装具の装着圧力変化に着目するとコントロール条件（最大屈曲角度と最大伸展角度の差：116.1°）、弱圧条件（107.4°）、強圧条件（96.7°）の順に狭くなる傾向がみられたことから、装着圧力が上昇するにつれて安静時の可動域が制動される傾向が示唆された。

伸筋群の発揮トルクは、伸筋エキセントリックにおいて、装具強圧条件がコントロール条件と比較し、有意な増加した。これは、装具強圧条件が膝関節可動域の最大屈曲角度において最小であったことと併せると、強く伸長された装具素材の張力が膝関節伸展力として働いていると考えられる。その装具素材の張力が発揮トルクへ補助的な役割を果たしたと示唆された。装具弱圧条件においても同様な傾向がみられおり、素材の張力が発揮トルクへ影響すると考察した。

三浦らは装着圧の高い弾性ストッキングは裸足と比較すると腓腹筋附着

部の立ち上がり角度が有意に大きくなったと報告している。同報告で幅跳びが踝丈ソックスと比較し有意に長くなるという報告もあり、装着圧が下肢筋形態に何らかの影響を与えていると考察している<sup>[57]</sup>。膝関節伸筋群である大腿四頭筋は羽状筋が多い。装具の装着圧力を増加させることにより、その羽状角を膝蓋腱と一直線に近づけると予想される。その腱に伝わる力を大きくされた状態で遠心性収縮を行なったため、伸筋エキセントリックが大きくなったのではないかと推察する。更に前十字靭帯再建者に治癒1年間スリーブサポーターを使用し、受動的な膝運動の抵抗閾値が改善した<sup>[51]</sup>との報告もある。すなわち装具による装着圧力が、固有位置覚へ影響している可能性も考えられ、本節の高速域等速度運動についても影響が推察される。本節では言及できないが、このように装具の要素と筋形態学な効果、そして神経生理学的な効果の検証も今後の課題と考える。

Warming and Jørgensenは前十字靭帯損傷者において等速度運動時には2種類のブレースとプラセボブレースを比較した結果、有意差は認められなかったと報告した<sup>[53]</sup>。一方、Birmingham et al.は前十字靭帯再建者に装具の有無による等速性屈曲運動での発揮トルク計測では、装具有は装具無と比較し有意な低値を示したと報告している<sup>[52]</sup>。これらの報告より、被験者の状態により、効果も異なることが推察される。今後は被験者の症状を考慮した再発予防に向けた検討も課題と考える。

## 第6項 まとめ

膝関節における筋力発揮への効果は、硬性装具 (Functional Knee Brace) について多く報告されている<sup>[51] [52] [11] [53]</sup>。しかし高速域における膝関節に装着した装具の筋力への影響を検討した研究は著者の猟書した範囲では少ない。そこで本節では膝関節へ装具圧力変化に対する等速性屈曲・伸展運動中の発揮トルクへの効果検証を目的とした。膝関節装具の装着圧力変化に対する膝関節伸展・屈曲運動中の発揮トルクは、筋力測定器を用い、等角速度 ( $300^{\circ}/\text{sec}$ ) にて測定した。結果、膝伸展筋群のエキセントリック発揮トルクにおいて、強圧条件はコントロール条件と比較して有意な差がみられた。膝関節装具は装着圧力を増加により、伸張性発揮トルクへ補助的な役割を果たすと考察した。

## 第6節 膝関節装具の装着圧力変化における

### ストップ-ジャンプ動作中の関節トルクへの影響

(実験7：動力的検証)

#### 第1項 背景

第2節において、ストップ-ジャンプ動作における膝装具の運動学的効果について、装着圧力を高めると、ジャンプ直前の膝関節屈曲角度が大きくなることが明らかになった。そのことは装着圧力変化に対して関節トルク出力が異なるためであり、特に膝関節トルクに装具がどのように影響しているかを詳細に検証していくことで、新たな装具開発に繋がっていくと考えられる。

#### 第2項 目的

そこで本節では、膝関節装具の装着圧力変化に対するストップ-ジャンプ動作中の膝関節トルクへの影響を検証することを実験7の目的とした。

#### 第3項 方法

本節は健常な男子学生10名(年齢:  $22.1 \pm 4.3$  歳, 身長:  $174.0 \pm 4.7$  cm, 体重:  $67.2 \pm 4.1$  kg)が参加した。被験者には測定に先立って本研究の目的、意義について説明し、測定参加への同意を得た。本研究に関しては川崎医療福祉大学倫理委員会の承認(第HSS110004号)を得た。

装着圧力変化は、コントロール条件・装具装着の重なり長さを変化させ、中圧条件・強圧条件の3条件とした。地面反力は右足がジャンプ直前に接地する場所にフォースプレートを置き、1000Hzにて地面反力データを記録した。動画は被験者の身体特徴点に反射マーカを貼付し、地面反力データと同期し、ストップ-ジャンプ動作を高速度カメラ4台にて200frame/secで撮影した。その動画を用い、3次元ビデオ動作解析システムFrame-DiasIV(株DKH:東京)にて三次元座標を算出した。同システムにて、三次元座標にはButterworth low-pass digital filterをかけ、地面反力データをインポートし、剛体リンクモデルは阿江のモデルを用いて膝関節の伸展トルク、外転トルクを算出した。

統計処理は、エクセル統計2010(東京都;株社会情報サービス)を用いて、有意差検定には一元配置分散分析を用い、その後Fisherの最小有意差法の多重比較を行なった。有意水準を5%とした。

#### 第4項 結果

各試技条件における装具の重なり長さは、全ての条件間で有意差がみとめられた。第2章で得られた回帰式より求めた装着圧力も、全ての条件間で有意差が認められた。一方、地面反力データは鉛直成分・助走後方成分ともに、装具圧力変化において変化がなかった（表8）。

ストップ-ジャンプ動作における膝関節屈曲角度と膝・足関節の伸展トルク並びに外転トルクの典型的なグラフを図19に示した。点線は膝関節屈曲角度のピーク時間を示す。膝関節は最大屈曲前つまりストップ動作中に膝関節トルクが主に発揮され、ジャンプ動作には足関節トルクが大きく発揮された。

膝関節伸展トルクのピーク値は、コントロール条件と比較し、中圧条件と強圧条件が有意に高値を示した（図20）。

表8. 各試技条件における重なり長さ，装着圧力，地面反力

	control	Middle Pressure Supporter	High Pressure Supporter	
Overlap Length (cm)	0±0	12.1±2.6	17.9±3.7	※
Wearing Pressure (mmHg)	0±0	6.7±5.0	19.6±7.8	※
Peak Ground Reaction Force(Fz) (N·BW <sup>-1</sup> )	2.82±1.11	2.78±1.22	2.77±1.29	
Peak Ground Reaction Force(Fy) (N·BW <sup>-1</sup> )	0.81±0.18	0.78±0.23	0.82±0.23	

Mean ± Standard Deviation

※Denotes a significant changes between Middle Pressure Supporter and High Pressure Supporter , with P<0.05

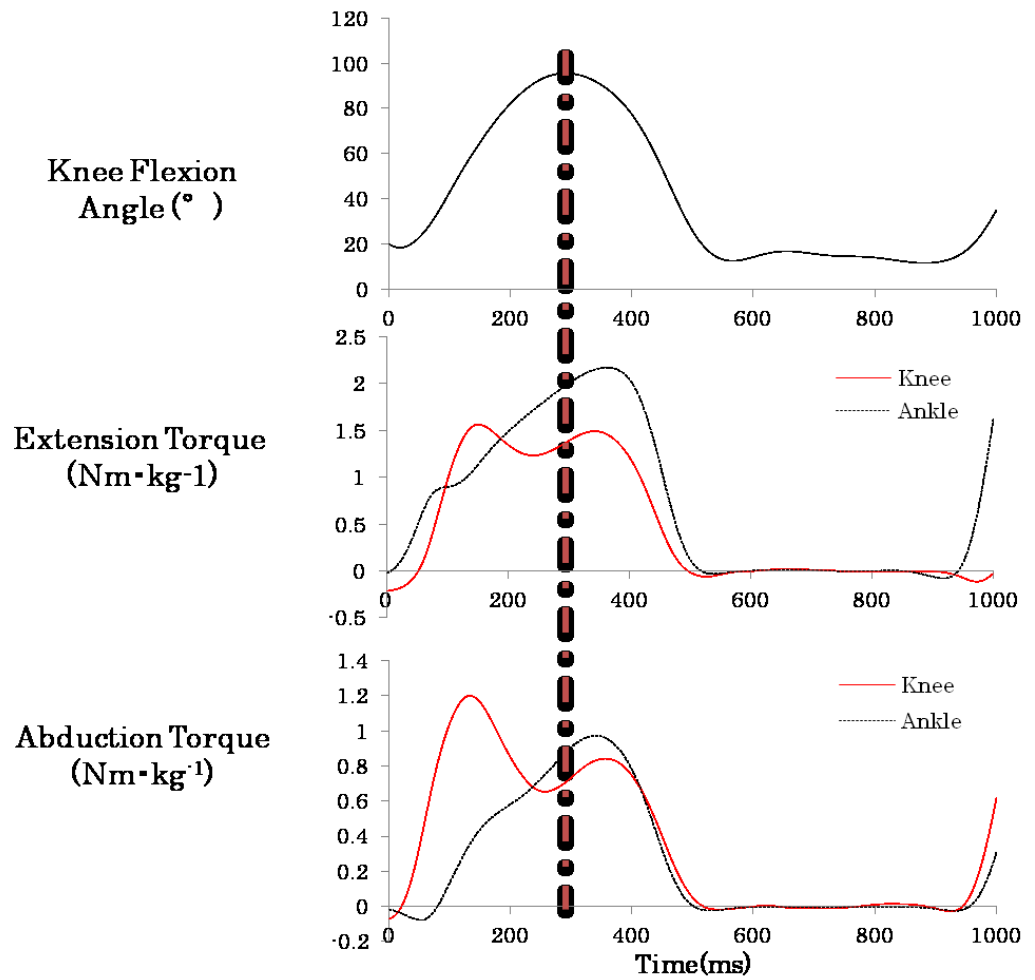


図 19 ストップ-ジャンプ動作における膝関節屈曲角度と膝・足関節の伸展トルク並びに外転トルクの典型的なグラフ

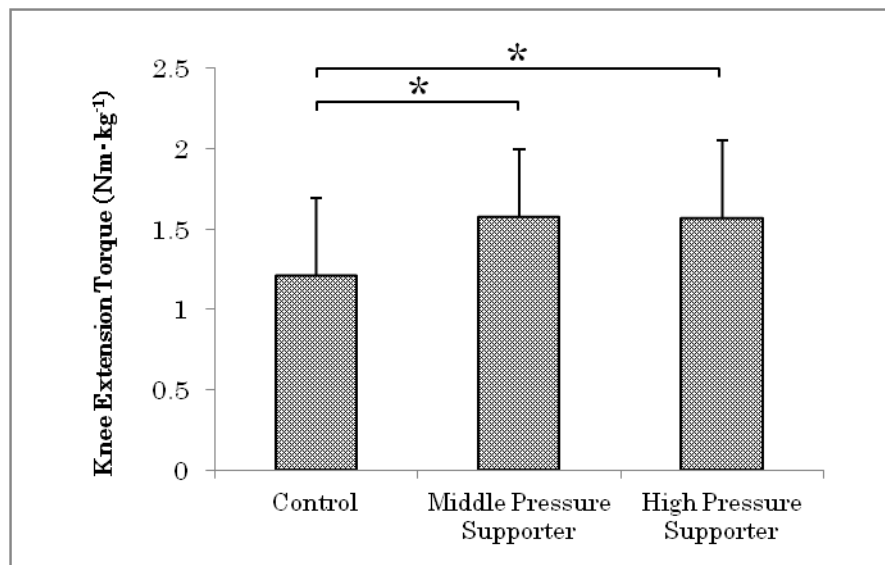


図 20. ストップ-ジャンプ動作における膝関節伸展トルク

## 第5項 考察

膝関節伸展トルクにおいて、強圧条件と中圧条件はコントロール条件と比較し、有意な高値を示した(図20)。ストップ動作時の膝関節屈曲角度において、強圧条件は中圧条件とコントロール条件に対して有意な屈曲が認められた(Fig. 4)。これは Lin et al.<sup>[46]</sup>が行なったストップジャンプ動作における伸展制限のある硬性装具での膝関節角度の結果と同様であった。これらの結果から、膝関節の伸展トルク発揮だけでなく、伸展制限や装具張力の強さによる物理的な装具の剛性がストップ動作時に影響し、膝関節屈曲角度を大きくしたと考えられる。非接触型の ACL 損傷は、膝関節の屈曲角度が小さい場合にリスクが高いと報告されている<sup>[35]</sup>。従って、軟性装具であっても装着圧力の高い装具は ACL 損傷予防に貢献することが推察された。

一方、ストップ動作時における地面反力後方成分のピーク値には各条件間で有意差が認められなかった(表7)。Lin et al.は硬性装具によるストップ-ジャンプ動作において、地面反力後方成分のピーク値は伸展制限に関係なく装具無と比較し有意に減少したと報告している<sup>[46]</sup>。硬性装具は左右に支柱を有しており、軟性装具と比較して座屈強度が高いと考えられる。Yu et al.はストップ動作における股関節の屈曲角速度が大きくなるにつれて、地面反力後方成分のピーク値が低くなると報告している<sup>[17]</sup>。装具の座屈強度が強いほど、地面反力の後方成分であるストップが接地後直ぐにかけやすくなり、ピーク値が低くなるのではないかと推察される。そのため、軟性装具は支柱がないことによって座屈強度が弱く、コントロール条件と差がなかったと考察する。このようなことから、本研究では膝関節角度及び関節トルクを中心に検討したが、足関節や股関節との連動や、地面反力の最大時における各パラメータについて今後検討が必要であると考えられた。

地面反力の鉛直成分については、条件間での差がみられなかった(表7)。Lin et al.の硬性装具を用いた実験も同様であった。つまり、ジャンプを運動パフォーマンスとしてみると装具装着の装着圧力を変化させたとしても、動きを妨げるような影響はないと考えられる。健常者においては、同様な結果が報告されている<sup>[58][59]</sup>。一方、Birmingham et al.は前十字靭帯再建者が装具を装着することにより膝関節屈曲筋力が減少したと報告している<sup>[52]</sup>。Warming and Jørgensen は、前十字靭帯損傷者において等速度運動時に2種類のブレースとプラセボブレースを比較した結果、有意差は認められなかった

と報告している<sup>[53]</sup>。このように傷害既往歴のある被験者に対する見解は一致しておらず、再発予防への効果も検討していく必要がある。

## 第6項            まとめ

第2節において、ストップ-ジャンプ動作における膝装具の運動学的効果について、装着圧力を高めると、ストップ時において膝関節屈曲角度が大きくなることが示唆された。そこで本節では、膝関節装具の装着圧力変化に対するストップ-ジャンプ動作中の膝関節トルクへの影響を明確にすることを目的とした。結果、膝関節伸展トルクにおいて、強圧条件と中圧条件はコントロール条件と比較し、有意な高値を示した(図20)。従って、軟性装具であっても膝関節伸展トルクが増加し、ACL損傷予防に貢献することが示唆された。



## 第7節 膝関節装具の装着圧力変化に対する脊髄運動ニューロン興奮性への影響（実験8：中枢神経生理学的検証）

### 第1項 背景

固有受容器や外受容器からの刺激はそれぞれ特有の反射効果を生じさせ、特に圧受容器などの皮膚の感覚受容器は脊髄の外受容器反射に関係する<sup>[29]</sup>といわれる。このような脊髄運動ニューロン興奮性の評価方法として、H反射法があげられる。H波の名は発見者のHoffmannに由来しており、深部腱反射に対応する電位である。H波は電気刺激により直接Ia繊維を刺激し、これが脊髄でシナプスを介して前角ニューロンを興奮させる結果出現する電位である。臨床検査の方法としては、最大H波振幅と最大M波振幅の比（H/M比）で、痙性が強い人、脊髄性の興奮性が増大している人では腱反射の亢進と同じ理由でH/M比も大きくなる。逆に末梢神経障害ではこの比が低下する<sup>[60]</sup>。

圧迫という機械的刺激に対する脊髄運動ニューロン興奮性に対する研究は、近年報告されている。三浦らは、健常者における下腿部へのカフによる圧迫10・30・50・100mmHgで1・3・5分間加えた場合の脊髄運動ニューロン興奮性を報告している。その結果、30mmHg以上かつ3分以上の圧迫条件は、コントロール条件と比較し、脊髄運動ニューロン興奮性を有意に抑制させたと報告している<sup>[61]</sup>。更にRobichaud, J.A. et al.も、下肢へのエアースプリントによる5分間圧迫（36.7~40.8mmHg）の結果、健常者及び脳血管障害を持つ被験者において、ヒラメ筋の脊髄運動ニューロンの興奮性は抑制されたと報告している<sup>[62]</sup>。

またJ. M. Softon et al.によって、足関節装具の有無における立位および内反動揺刺激に対する長腓骨筋の脊髄運動ニューロンの興奮性への調査が報告されている。結果、全ての条件において、有意な差は認められず、装具の中中枢神経学的な効果は検証されなかった<sup>[63]</sup>。

これらの報告は、エアースプリントによる圧迫や足関節装具による効果検証であり、膝関節装具装着による脊髄運動ニューロン興奮性について報告は見当たらない。

### 第2項 目的

そこで本節では、膝関節装具による装着圧力変化に対する脊髄運動ニュー

ロン興奮性への影響について明らかにすることを実験8の目的とした。

### 第3項 方法

被験者は健常な男子学生6名（年齢：21.3±1.5歳，身長：173.8±6.9cm，体重：67.0±7.7kg）とした。

誘発筋電図は24℃に設定した静かな部屋で1名ずつ測定を行った。姿勢は腹臥位，股関節0度，枕を使用し膝関節屈曲20度，かつ足関節軽度底屈位の姿勢で行った。電極抵抗値が5Ω以下になるよう皮膚処理を行い，脛骨粗面と内踝を結ぶ中点で脛骨内側のヒラメ筋上に活性電極(G1)，内踝近位部のアキレス腱に基準電極(G2)を設置した。アースは刺激と記録電極の間に設置した（図21）。基準値を求める為に圧迫のない状態で膝窩部の脛骨神経を1Hzで電気刺激を加え，M波最大振幅(Mmax)・H反射最大振幅(Hmax)の測定を行った<sup>[60]</sup>。

試技条件は，コントロール条件・装具装着の重なり長さを変化させ中圧条件・強圧条件の3条件とした。重なり長さはメジャーにて測定した。装具装着は5分間の休憩をあげ，ランダムな順で行った。

統計処理は，エクセル統計2010（東京都；㈱社会情報サービス）を用いて，有意差検定には一元配置分散分析を用い，その後Fisherの最小有意差法の多重比較を行なった。有意水準を5%とした。



図 21. 実験風景

### 第4項 結果

各試技条件における装具の重なり長さは，全ての条件間で有意差がみとめられた。第2章で得られた回帰式より求めた装着圧力も，全ての条件間で有意差が認められた（表9）。

一方，装具装着による装着圧力変化に対して脊髄運動ニューロン興奮性への影響は有意な差がみられなかった（図 2 2）。

表 9 . 各試技条件における重なり長さ， 装着圧力

	Control	Low Pressure Supporter	High Pressure Supporter	
Overlap Length (cm)	0±0	6.6±0.6	12.2±1.2	※
Wearing Pressure (mmHg)	0±0	4.0±1.7	12.1±4.1	※

Mean ± Standard Deviation

※Denotes a significant changes between Control and Low Pressure Supporter , High Pressure Supporter, between Low Pressure Supporter and High Pressure Supporter, with P<0.05

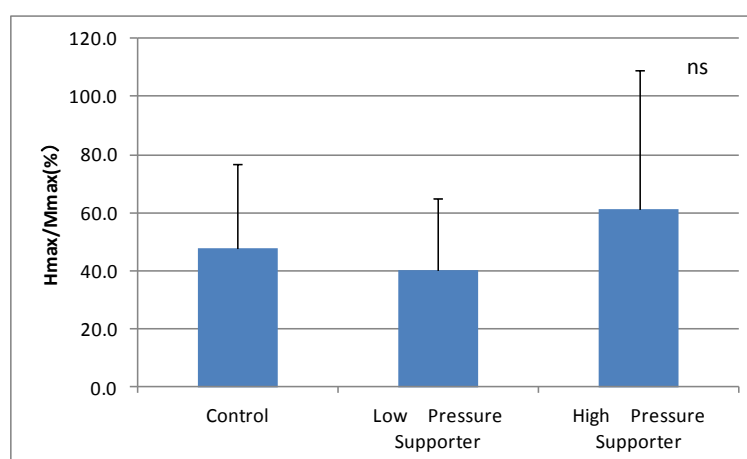


図 2 2 . 装着圧力変化に対する脊髄運動ニューロン興奮性

#### 第 5 項 考察

本節の結果から，膝関節装具の装着圧力が増加しても，脊髄運動ニューロン興奮性への影響はないことが示唆された．三浦らの報告<sup>[61]</sup>と比較すると，装具装着での装着圧力が強圧条件においても 30mmHg に満たなかったため，脊髄運動ニューロン興奮性への影響は与えなかったと考察した．Robichaud, J.A. et al. による，健常者及び脳血管障害を持つ被験者でのヒラメ筋の脊髄運動ニューロンの興奮性は抑制されたと報告も，下肢へのエアースプリントによる 5 分間圧迫は 36.7~40.8mmHg であった<sup>[62]</sup>．このことから，装具装着による装着圧力以上でないと脊髄運動ニューロン興奮性の抑制は起こらないと推察された．

また大坂らは，体重免荷歩行におけるヒラメ筋の H 反射を調査し，トレッ

ドミル歩行，体重免荷歩行前後で H/M 比は有意に減少したと報告している<sup>[64]</sup>。本節では静的な状態での測定を行なったが，実際の動きを想定し，動的な状態における影響を検討することも今後の課題と考えられた。

青木・香川は，変形性膝関節症をもつ被験者に装具装着により位置覚の改善がみられたと報告した<sup>[65]</sup>。関節位置覚の改善の要因は関節圧迫による筋紡錘や皮膚などの触圧覚受容器からの求心性情報の増加が考えられる。しかし脊髄運動ニューロン興奮性の抑制へ効果が得られるためには，関節位置覚改善情報より多くの情報が必要になるのではないかと推察された。今後は関節位置覚と脊髄運動ニューロン興奮性の関係についても検討していく必要があると考察した。

## 第 6 項            まとめ

三浦らによって，3分以上且つ 30mmHg 以上の圧迫条件は，コントロール条件と比較し，脊髄運動ニューロン興奮性を有意に抑制させたと報告されている<sup>[61]</sup>。しかしながら装具の装着圧力変化に対する脊髄運動ニューロン興奮性を検証した研究は見当たらない。そこで本節では，膝関節装着圧力変化に対する脊髄運動ニューロン興奮性への影響を明らかにすることを目的した。結果，装具の装着圧力変化に対して，脊髄運動ニューロン興奮性は変化が認められなかった。脊髄運動ニューロン興奮性の抑制には 30mmHg 以上の圧迫が必要であると考察した。

## 第 4 章

### 結論

## 第1節 総括

生涯スポーツをすすめていく上で、傷害予防や再発予防は欠かせないものである。その対策としてスポーツ用装具があり、そのメリットは再利用が可能であり、トータルコストが低く、容易に装着の調節ができることである。そこで本論文では、膝関節装具の装着圧力に対する運動パフォーマンスを明確にすることとし、新たなスポーツ用装具開発の提案をおこなうことを目的とした。

第2章では、動きを制限しない装着圧力測定方法の確立することを目的として、重なり長さの変化に対する装着圧力への影響を検証し、ラプラスの法則と実装着を比較した。その結果、装具重なり長さから算出した装具の伸長率に対して装着圧力には、有意な相関関係を示した。このことから重なり長さによって装着圧力を推定できるようになった。

第3章では、膝関節装具の装着圧力の変化に対する効果検証を行なった。検証結果のまとめを表10に示す。主観的な効果を検証した第1節では、装着圧力変化に対して膝関節傷害既往歴の有無によって好みは異なることが示唆された。更に第4節では、膝関節傷害既往歴の有無によって最大筋力の60%において、筋活動が異なる傾向を示し、装具装着によって膝伸展を補う股関節伸展の寄与が小さくなると推察された。

また、筋電図学的な効果を検証した第3節においては、装着圧力の変化は静的な最大運動の筋活動へ影響しないことを示唆した。中枢神経学的な効果を検証した第7節も装着圧力変化に対して脊髄運動ニューロン興奮性への影響はみられなかった。

一方、運動学的な効果を検証した第2節では、ストップ-ジャンプ動作での踏切時の膝関節屈曲角度において、強圧条件は装着なし条件や中圧条件に比べて大きい値を示した。これは装着圧力を高めることにより、膝関節における左右の安定性が高まり、膝関節の屈曲角度を大きくし、ストップ時の衝撃を緩衝しやくしたと考えられた。運動力学的な効果を検証した第6節では、第2節と同動作であるストップ-ジャンプ動作での下肢関節トルクを解析し、装具装着によって、ストップ動作が膝関節伸展トルクの発揮によって行われ、衝撃緩衝動作が下肢関節の連動によって行われやすくなったと考察された。更に第5節では、等速性の発揮トルクは、伸筋エキセントリックにのみにおいて、コントロール条件と比較し、装具強圧条件に有意差が認められたことから、伸張性筋力発揮には装具の材質やその伸長量が張力つまり筋トルクへ補助的な役割を果たすと考察された。

表 10. 第 3 章における膝関節装具装着圧力の増加に対する検証結果

節	第 1 節	第 2 節	第 3 節	第 4 節	第 5 節	第 6 節	第 7 節
実験 No.	実験 2	実験 3	実験 4	実験 5	実験 6	実験 7	実験 8
効果	主観的な効果	運動学的な効果	筋電図学的な効果		動力学的な効果		中枢神経生理学的な効果
パラメータ	好み尺度 (VAS)	膝関節屈曲角度	筋放電量 (筋トルク)	筋放電量	発揮トルク	関節トルク	脊髄運動ニューロンの興奮性
測定	静的	動的	静的	静的	動的	動的	静的
健常者への効果		ストップ動作における膝関節屈曲角度が増加	等尺性収縮時の筋放電は変化なし.		伸筋エキセントリックの発揮トルク増加	ストップ動作での膝伸展トルクが増加.	脊髄運動ニューロン興奮性は変化なし
傷害既往歴有への効果	傷害既往歴の有無により, 好みが変わった			傷害既往歴の有無によって, 主働筋が変わった			

## 第 2 節 科学的根拠に基づくスポーツ用装具の提案

第 3 章では、膝関節装具の装着圧力の変化に対する効果検証を行なった。主観的な効果を検証した第 1 節では、装着圧力変化に対して膝関節傷害既往歴の有無によって好みは異なることが示唆された。更に第 4 節では、膝関節傷害既往歴の有無によって最大筋力の 60%において、筋活動が異なる傾向を示し、装具装着によって膝伸展を補う股関節伸展の寄与が小さくなると推察された。これらのことから、傷害既往歴の有無によって装着圧力への好みや同一動作における筋選択発揮が異なる傾向が推察された。本研究では膝関節傷害既往歴の有無においてのみ比較を行ったが、骨折と靭帯損傷等の障害の内容によって細かく分類し、装着圧力に対する影響を検証していく必要があると推察される。上記を更に検証していくことにより、今までは身体寸法によるサイズでのみスポーツ用装具を選択してきたが、今後は傷害既往歴を考慮した設計を行ない、更に快適でかつ効果的なスポーツ用装具の開発ができると考察された。

また膝関節装具の装着圧力の変化に対して、静的な状態では影響せず、動きを伴う場合に効果が確認されることが示唆された。このことにより、スポーツ

用装具の設計においては商品コンセプトに要求される動作をできる限りシミュレーションし、設計目標値を決定する必要があると考察された。また装具の各素材特性も通常の JIS 規格での測定ではなく、動きの速度に合わせた粘弾性特性を把握して、材料を選択していく必要がある。サポートを必要としない場合には全く作用せず、サポートが必要な場合のみサポートができる素材の開発及び設計が今後のスポーツ用装具に必要なことと考えられる。

運動学的な効果を検証した第 2 節では、ストップ-ジャンプ動作での踏切時の膝関節屈曲角度において、強圧条件は装着なし条件や中圧条件に比べて大きい値を示した。これは装着圧力を高めることにより、膝関節における左右の安定性が高まり、膝関節の屈曲角度を大きくし、ストップ時の衝撃を緩衝しやぐしたと考えられた。運動学的な効果をした第 6 節では、第 2 節と同動作での下肢関節トルクを解析し、装具装着によって、ストップ動作が足関節外転トルクではなく、膝関節伸展トルクの発揮によって行われ、衝撃緩衝動作が下肢関節の連動によって行われやすくなったと考察された。更に第 5 節では、等速性の発揮トルクは、伸筋エキセントリックにのみコントロール条件と比較し、装具強圧条件に有意差が認められたことから、伸張性筋力発揮には装具の材質やその伸長量が張力つまり発揮トルクへ補助的な役割を果たすと考察された。

以上の実験結果から、装着圧力の効果は膝関節屈曲動作中に確認された。つまり通常使用では装着圧力をかけず、効果が発揮しやすい膝関節屈曲時にのみ装着圧力がかかる装具の開発が提案できるようになったといえる。開発案は以下の 2 案を提案する (図 2 3)。

### ①アクチュエータを利用した装具 (図 2 3 左)

近年人工筋肉といわれるようなアクチュエータと呼ばれる素材が開発されている。アクチュエータは電流を入力することで運動を発生させることができ、動力装具を目指して素材開発が進んでいる。

本論文で得られた知見から、膝関節屈曲時に大腿部への圧迫をかける必要がある。開発案としてはこのアクチュエータを有効利用することにより実現できる。膝関節膝窩部にスイッチを設置し、膝が曲がることでスイッチが入る仕組みを作る。アクチュエータは大腿部へ周径方向に設置する。膝関節が屈曲し、通電することにより、アクチュエータが収縮し、圧迫がかけられる仕組みを作る。電源、耐久性、コスト面が課題になることが考えられるが、今後開発できる可能性は高いと推察された。



②縦方向の伸長を圧迫に利用する装具（図 2 3 右）

この開発案は現状実現可能な素材を用いて実現が可能である。方法は膝関節が屈曲するときは膝関節前面が伸長されることを利用する。この膝関節前面に大腿部周径方向と一体となったベルトをカンに通しておく。膝関節屈曲による縦方向の引張により、周径方向の圧迫を加えることができるようになる。この開発案は設計で実現が可能と考察する。更に試作品による設計イメージを図 2 4 に示した。

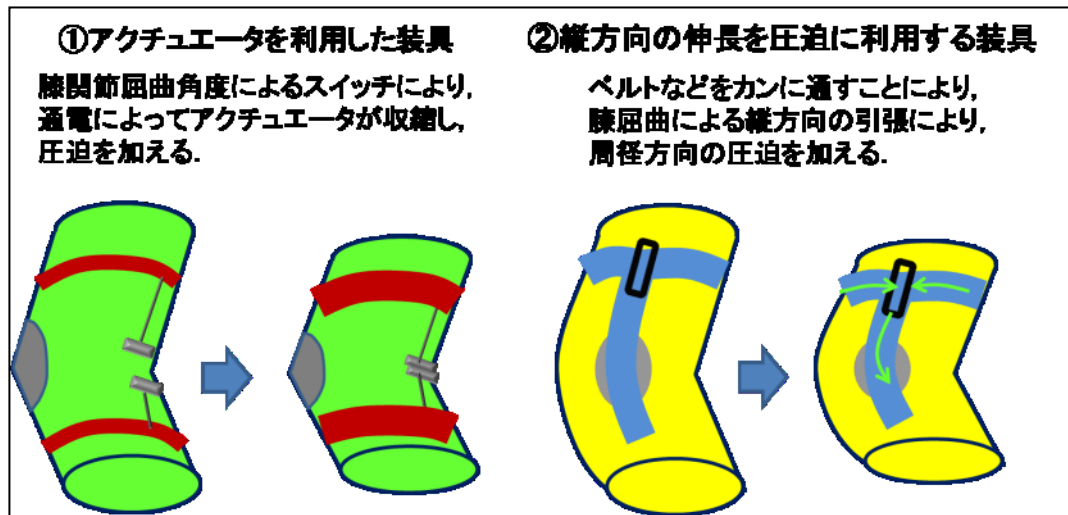


図 2 3 . 定量化されたスポーツ用装具の提案

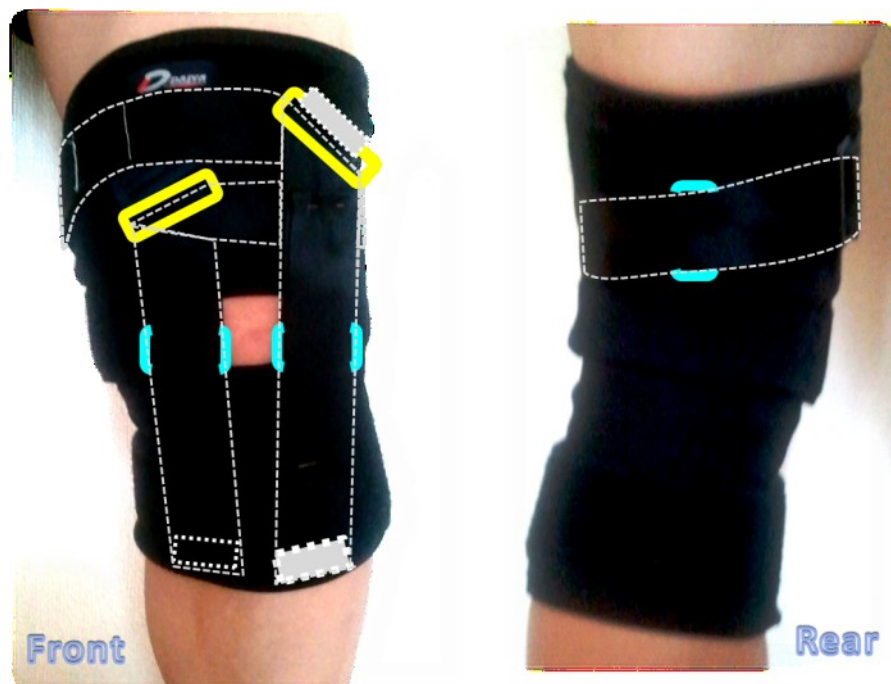


図 2 4 . ②縦方向の伸長を圧迫に利用する装具 設計イメージ

### 第3節 結語

本論文は、膝関節装具の装着圧力変化に対する多面的な効果を検証した。その結果、装着圧力の増加に伴い、膝関節屈曲動作時における膝関節屈曲角度と膝関節伸展トルク、膝関節の伸筋に対するエキセントリック動作中の発揮トルクにおいて、効果が確認できた。これらの知見により、通常使用時（伸展時）には装着圧力は小さく、屈曲動作時に適正な装着圧力が作用する2つのスポーツ用膝関節装具を提案した。

## 参考文献

- [1] M. Majewski, H. Susanne , S. Klaus: Epidemiology of athletic knee injuries: A 10-year study. *The Knee.*, Vol.13, No.3, pp. 184-188, 2006.
- [2] 吉田真 , 長瀬左代子: 北翔大学体育系学生団体におけるスポーツ外傷・障害調査 2007-2008. *北翔大学生涯スポーツ学部研究紀要*, Vol.1, pp. 41-49, 2010.
- [3] 飯出一秀, 簀戸崇史 , 井上陽子: 大学スポーツ選手におけるスポーツ外傷・障害の現状と対策. *環太平洋大学研究紀要*, No.4, pp. 127-132, 2011.
- [4] 上向貫志, *スポーツ心理学*, 東京都: 福村出版, 2000, pp. 226-237.
- [5] 辰巳智則 , 中込四郎: スポーツ選手における心理的受容に関する研究. *スポーツ心理学研究*, Vol.26, pp. 46-57.
- [6] 日本工業標準調査会, JIST0101 福祉関連機器用語 [義肢・装具部門] , 2012/10/22.
- [7] 福林徹: 総論 スポーツ用装具の現状. *臨床スポーツ医学*, Vol.17, No.1, pp. 61-63, 2000.
- [8] 長尾光城, 馬淵博行, MichealKREMENIK, 長尾憲樹, 松枝秀二 , 柚木脩: 足関節内反捻挫における各種装具, テーピングの有効性の検討. *川崎医療福祉学会誌*, Vol.11, No.2, pp. 319-323, 2001.
- [9] K. J. William, F. D. Shawn, B. Comstock, M. Fragala, J. Earp, C. Dunn-Lewis, J. Ho, G. Thomas, G. Solomon-Hill, Z. Penwell, M. Powell, M. Wolf, J. Volek, C. Denegar , C. Maresh: Effects of a whole body compression garment on markers of recovery after a heavy resistance workout in men and women. *J Strength Cond Res.*, Vol.24, No.3, pp. 804-14, 2010.
- [10] M. Twellaar, J. Veldhuizen , F. Verstappen: Comparison of long-term results of functional treatment methods with adhesive tape and bandage ("brace") and stability measurement. *Ankle sprains.*, Vol.96, No.9, pp. 477-82., 1993.
- [11] S. T. Hurley, M. G. Hatfield, W. Stanish , C. Hubley-Kozey: Is there a dose response for valgus unloader brace usage on knee pain, function, and muscle strength?. *Arch Phys Med Rehabil.* , Vol.93, No.3, pp. 496-502, 2012.
- [12] D. A. Jessee, M. Gourley , M. T. Valovich: Bracing and taping techniques and patellofemoral pain syndrome. *Journal of Athletic Training*, Vol.47, No.3, pp. 358-9, 2012.

- [13] V. D. Tiggelen, E. Witvrouw, P. Roget, D. Cambier, L. Danneels , R. S. Verdonk: Effect of bracing on the prevention of anterior knee pain-a prospective randomized study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.*, Vol.12, No.5, pp. 434-439, 2004.
- [14] 牧原由紀子, 福林徹, 若山章信, 今丸好一郎, 三浦隆, 岩田奈穂子 , 早田剛: スポーツ用足関節装具評価 : 第 1 報 : パフォーマンス面からの検討. . *日本臨床スポーツ医学会誌*, Vol.12, No.1, pp. 49-57, 2004.
- [15] 西野章江, 福林徹, 石井朝夫, 三浦隆 , 早田剛: 足関節捻挫の動的解析 : Giving-way 台を用いて. . *日本臨床バイオメカニクス学会誌*, Vol.25, pp. 321-326, 2004.
- [16] 大森豪, 西野勝敏, 田中正栄 , 古賀良生: 成長期スポーツ選手の装具を考える\_医師の立場から膝前十時靭帯損傷に対する膝伸展制動装具の効果. *臨床スポーツ医学*, Vol.25, No.7, pp. 767-771, 2008.
- [17] B. Yu, D. Herman, J. Preston, W. Lu, D. Kirkendall , W. Garrett: Immediate effects of a knee brace with a constraint to knee extension on knee kinematics and ground reaction forces in a stop-jump task. *Am J Sports Med.*, Vol.32, No.5, pp. 1136-43, 2004.
- [18] D. Theoret , M. Lamontagne: Study on three-dimensional kinematics and electromyography of ACL deficient kneeparticipants wearing a functional knee brace during running. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.*, Vol.14, No.6, pp. 555-563, 2006.
- [19] 細谷聡, 野上悟, 斉藤健治 , 金井博幸: サポーターの装着圧と伸縮性が上腕の筋疲労に及ぼす生理的効果. *日本感性工学会論文集*, Vol.8, No.2, pp. 279-283, 2009.
- [20] M. Yamada: The Effect of Sports Elastic Compression Gradation Stockings During Exercise. *埼玉圏央リハビリテーション研究会雑誌*, Vol.7, No.1, pp. 62-65, 2007.
- [21] 早田剛, 三浦隆, 岩寄徹治 , 宮地元彦: 段階的弾性ストッキング着用による下腿圧増加が下腿静脈コンプライアンスを増加させる. *体力科学*, Vol.55, No.4, pp. 421-428, 2006.
- [22] 斉藤明義, 布袋屋浩, 根岸慎一, 元島清香 , 森恭一: 部位別スポーツ用装具の実際 1.膝関節. *臨床スポーツ医学*, Vol.17, No.1, pp. 65-75, 2000.

- [23] A. Miyatsuji, T. Matsumoto, S. Mitarai, T. Kotabe, T. Takeshima , S. Watanuki: Effects of Clothing Pressure Caused by Different Types of Brassieres on Autonomic Nervous System Activity Evaluated by Heart Rate Variability Power Spectral Analysis. *Journal of PHYSIOLOGICAL ANTHROPOLOGY and Applied Human Science*, Vol.21, No.1, pp. 67-74, 2002.
- [24] T. Tsunokawa, T. Takeda , S. Tsubakimoto: The analysis of pressure distribution at a foot during breaststroke kicking motion. *Suiei Suichu Undo Kagaku*, Vol.13, No.1, pp. 22-28, 2010.
- [25] 平井正文: 弾性ストッキングの臨床応用ーとくに伸縮性・伸び硬度および Laplace の法則についてー. *静脈学*, Vol.18, No.5, pp. 239-245, 2007.
- [26] 日本高血圧学会: 高血圧治療ガイドライン. 2 2009. [オンライン]. Available: [http://www.jhf.or.jp/a&s\\_info/guideline/kouketuatu.html](http://www.jhf.or.jp/a&s_info/guideline/kouketuatu.html).
- [27] 金子文成: 運動感覚機能の向上は運動機能の向上に結びつくか. *バイオメカニズム学会誌*, Vol.31, No.4, pp. 196-200, 2007.
- [28] 伊藤綾野, 細谷聡, 清水義雄 , 武田大輔: 着圧レグウェアの生理心理的効果に関する研究. *日本感性工学論文集*, Vol.8, No.2, pp. 285-289, 2009.
- [29] 安達伸生 , 越智光夫: 前十字靭帯損傷・再建膝の評価--固有感覚能 (特集 前十字靭帯損傷の治療戦略--エビデンスに基づく診断と治療). *臨床スポーツ医学*, Vol.28, No.1, pp. 13-17.
- [30] J. Iwasa, M. Ochi, N. Adachi, M. Tobita, K. Katsube , Y. Uchio: Proprioceptive improvement in knees with anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Orthop Relat Res*. No.381, pp. 168-76., 2000.
- [31] 志. 渡邊 , 有. 松本: 情報スキルの定量的解析における Visual Analog Scale の活用. *バイオメディカル・ファジィ・システム学会誌*, Vol.13, No.1, pp. 57-62, 2011.
- [32] 渡邊志, 安形将史 , 秋田谷研人<sup>[他]</sup>: Visual Analog Scale による不快音聴取時の主観評価と心拍変動解析との相関. *バイオメディカル・ファジィ・システム学会誌*, Vol.14, No.1, pp. 19-26, 2012.
- [33] 稲岡正裕, 米延策雄, 山本利美雄 , 多田浩一: 養護学校教職員と製造業従事者の腰痛の比較 V A S , P Dによる腰痛の定義の導入. *日本腰痛学会雑誌*, Vol.7, No.1, pp. 79-88, 2001.
- [34] 中川菜保, 福林徹, 宮永豊, 下条仁士 , 白木仁: 神経一筋機能における筋ブ

レースの有用性. *臨床スポーツ医学*, Vol.26, No.7, pp. 871-876, 2009.

- [35] B. Boden, D. GS, J. Jr. Feagin , W. Jr. Garrett: Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics.* , Vol.23, No.6, pp. 573-8, 2000.
- [36] D. Kirkendall , W. J. Garrett: The anterior cruciate ligament enigma. Injury mechanisms and prevention. *Clinical Orthopedics and Related Research.*, Vol.372, pp. 64-68, 2000.
- [37] J. Cochrane, D. Lloyd, A. Buttfield, H. Seward , J. McGivern: Characteristics of anterior cruciate ligament injuries in Australian football. *J Sci Med Sport.*, Vol.10, No.2, pp. 96-104, 2007.
- [38] G. DeMorat, P. Weinhold, T. Blackburn, S. Chudik , W. Garrett: Aggressive quadriceps loading can induce noncontact anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med.*, Vol.32, No.2, pp. 477-83, 2004.
- [39] A. Benjaminse, A. Habu, T. Sell, J. Abt, J. Myers, F. FH , S. Lephart: Fatigue alters lower extremity kinematics during a single-leg stop-jump task. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.*, Vol.16, No.4, pp. 400-7, 2008.
- [40] C. Brown, D. Padua, S. Marshall , S. Guskiewicz: Hip kinematics during a stop-jump task in patients with chronic ankle instability. *J Athl Train.* , Vol.46, No.5, pp. 461-7, 2011.
- [41] J. Chappell, B. Yu, D. Kirkendall , W. Garrett: A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jumptasks. *Am J Sports Med.*, Vol.30, No.2, pp. 261-7, 2002.
- [42] J. Chappell, R. Creighton, C. Giuliani, B. Yu , W. Garrett: Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump: risks for noncontact anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med.* 2007 Feb;35(2):, Vol.35, No.2, pp. 235-41, 2007.
- [43] B. Dai, C. Sorensen, T. Derrick , J. Gillette: The effects of postseason break on knee biomechanics and lower extremity EMG in a stop-jumptask: implications for ACL injury. *J Appl Biomech.* , Vol.28, No.6, pp. 708-17, 2012.
- [44] S. Edwards, J. Steele, J. Cook, C. Purdam , D. McGhee: Lower limb movement symmetry cannot be assumed when investigating the stop-jump landing. *Med Sci Sports Exerc.*, Vol.44, No.6, pp. 1123-30, 2012.
- [45] D. Herman, P. Weinhold, K. Guskiewicz, W. Garrett, B. Yu , D. Padua: The

- effects of strength training on the lower extremity biomechanics of female recreational athletes during a stop-jump task. *Am J Sports Med.*, Vol.36, No.4, pp. 733-40, 2008.
- [46] C. Lin, H. Liu, W. Garrett , Y. B: Effects of a knee extension constraint brace on selected lower extremity motion patterns during a stop-jump task. *J Appl Biomech.*, Vol.24, No.2, pp. 158-65., 2008.
- [47] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, New York: John Wiley & Sons, 1990.
- [48] 熊本水頼, 運動制御とリハビリテーション, 医学書院, 2008.
- [49] 大島徹, 藤川智彦 , 熊本水頼: 一関節筋および二関節筋を含む筋座標系による脚の機能別実効筋力評価 : 出力分布からの機能別実効筋力の推定. *精密工学会誌*, Vol.67, No.11, pp. 1824-1828, 2001.
- [50] R. Ballard, D. Watenpaugh, G. Breit, G. Murthy, D. Holley , A. Hargens: Leg intramuscular pressures during locomotion in humans. *J Appl Physiol.*, Vol.84, No.6, pp. 1976-81., 1998.
- [51] B. Beynon, G. L , R. MA.: The effect of bracing on proprioception of knees with anterior cruciate ligament injury. *J Orthop Sports Phys Ther.* , Vol.32, No.1, pp. 11-15, 2002.
- [52] T. Birmingham, J. Kramer , A. Kirkley: Effect of a functional knee brace on knee flexion and extension strength after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arch Phys Med Rehabil.*, Vol.83, No.10, pp. 1472-5, 2002.
- [53] T. Warming , U. Jørgensen: The effect of bracing on extension strength in patients with ACL insufficiency. *Scand J Med Sci Sports.* , Vol.8, No.1, pp. 14-9, 1998.
- [54] G. Aktas , G. Baltaci: Does kinesiotaping increase knee muscles strength and functional performance?" .
- [55] 西村純 , 市橋則明: テーピングおよびサポーターが膝屈曲筋力に与える影響. *理学療法京都*, Vol.32, pp. 92-93, 2003.
- [56] 川島敏生, 川島昭彦, 三ツ木豊 , 栗山節郎: スポーツ選手に対する運動療法と装具 (整形外科疾患 : スポーツ障害を中心に). *理学療法学*, Vol.19, No.3, pp. 282-285, 1992.



- [57] 三浦隆, 岩寄徹治, 山田睦雄: スポーツ選手に対しての機能性ストッキング. *臨床スポーツ医学*, Vol.29, No.7, pp. 715-721, 2012.
- [58] D. Quammen, N. Cortes, L. B. Van, S. Lucci, S. Ringleb, J. Onate: Two different fatigue protocols and lower extremity motion patterns during a stop-jump task. *J Athl Train.*, Vol.47, No.1, pp. 32-41, 2012.
- [59] C. Milner, C. Westlake, J. Tate: Test-retest reliability of knee biomechanics during stop jump landings. *J Biomech.*, Vol.44, No.9, pp. 1814-6, 2011.
- [60] 木村淳, 幸原伸夫, 神経伝導検査と筋電図を学ぶ人のために, 第2版第2刷編, 文京区, 東京都: 株式会社 医学書院, 2012.
- [61] 三浦和, 黒澤和生, 廣瀬真人: 圧迫が血流とヒラメ筋脊髄運動神経興奮性に与える抑制効果. *理学療法科学*, Vol.26, No.6, pp. 773-776, 2011.
- [62] J. A. Robichaud, J. Agostinucci, D. V. Linden: Air-splint pressure effect on soleus muscle alpha motoneuron reflex excitability in subjects with spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil*, Vol.77, No.8, pp. 778-82, 1996.
- [63] J. M. Sefton, C. A. Hicks-Little, D. M. Koceja, M. L. Cordova: Effect of inversion and ankle bracing on peroneus longus Hoffmann reflex. *Scand J Med Sci Sports*, Vol.17, No.5, pp. 539-46, 2007.
- [64] 大坂裕, 小原謙一, 藤田大介, 石田弘, 吉村洋輔, 渡邊進: 体重免荷歩行によるヒラメ筋 H 反射と下肢筋電図への影響. *川崎医療福祉学会誌*, Vol.19, No.2, pp. 297-301, 2010.
- [65] 青木修, 香川真二: 重度変形性膝関節症患者の膝関節位置覚に対する装具療法の効果. *理学療法科学*, Vol.23, No.4, pp. 491-494, 2008.
- [66] 阿江通良, 藤井範久, スポーツバイオメカニクス 20 講義, 朝倉書店, 2002.
- [67] 西村典子, 中村豊, 有賀誠司, 麻生敬, 恩田哲也, 宮崎誠司: スポーツ選手の傷害調査. *東海大学スポーツ医科学雑誌*, Vol.15, pp. 60-66,, 2003.
- [68] 西野仁雄, 柳原大, 運動の神経科学—基礎から応用まで., 有限会社 NAP, 2001.
- [69] 早田剛, 岡秀郎, 宮川健: 膝関節等速性発揮トルクに対する装具及びテーピングの効果. *環太平洋大学紀要*, No.6, 2012.
- [70] 中林紘二, 兒玉隆之, 水野健太郎, 池田拓郎, 甲斐尚仁, 福良剛志, 甲斐悟: 振動刺激による下腿三頭筋の筋緊張抑制効果—H/M 比を用いた筋緊張の経

時的解析一. *理学療法科学*, Vol.26, No.3, pp. 393-396, 2011.

- [71] D. Theoret , M. Lamontagne: Study on three-dimensional kinematics and electromyography of ACL deficient kneeparticipants wearing a functional knee brace during running. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.*, Vol.14, pp. 555-563, 2006.
- [72] 小宮山洋子: 厚生労働省告示第四百三十号. 10 7 2013. [オンライン]. Available: [http://www.mhlw.go.jp/bunya/kenkou/dl/kenkounippon21\\_01.pdf](http://www.mhlw.go.jp/bunya/kenkou/dl/kenkounippon21_01.pdf).
- [73] 船瀬広三: ヒトの脊髄運動ニューロン興奮性の評価とその運動制御研究への応用. *日本運動生理学雑誌*, Vol.9, No.1, pp. 1-19, 2002.
- [74] 豊田則成: 学生アスリートは怪我をどう物語るのか?. *びわこ成蹊スポーツ大学 研究紀要*, No.4, pp. 123-135, 2007.

## 謝 辭

本研究を遂行するにあたり、今後の方向性を含めて、有益な御教示を賜りました川崎医療福祉大学医療技術学部健康体育学科 長尾光城教授に心から感謝いたしますとともに、厚く御礼申し上げます。

本研究を遂行するにあたり、論文の執筆にあたって具体的に有益な御教示を賜りました川崎医療福祉大学医療技術学部健康体育学科 小野寺昇教授に心から感謝いたしますとともに、厚く御礼申し上げます。

本研究の実験を行うにあたり、験者ならびに被験者としてご協力いただいた川崎医療福祉大学大学院医療技術学研究科健康体育学専攻 土田泰聖氏、川崎医療福祉大学医療技術学部健康体育学科 宮川ゼミの卒業生の皆様ならびに在校生の皆様、環太平洋大学体育学部体育学科 岡ゼミの卒業生の皆様ならびに在校生に心から感謝いたしますとともに、厚く御礼申し上げます。

本研究を遂行するにあたり、終始懇切なる御指導ならびに御校閲を賜りました川崎医療福祉大学医療技術学部健康体育学科 宮川健教授に心から感謝いたしますとともに、厚く御礼申し上げます。

最後に、私の研究生生活を様々な面で支えてくれた数多くの先輩、同僚、知人、そして私の家族に心より感謝致します。