

ACL 損傷の予防に向けて 開発した両脚弾性ストラップの着地姿勢に 対する制御効果 —片脚弾性ストラップとの比較—

Effects of postural control with a bilateral elastomeric leg strap for the prevention of ACL injury
—Comparison of the landing posture with unilateral elastomeric leg strap—

森下 聖*^{1,2}, 小柳磨毅*^{1,2}, 向井公一*³
成 俊弼*¹, 三浦大祐*⁴, 境 隆弘*⁵
木村佳記*^{1,2}, 越野八重美*^{1,2}, 中野和彦*⁶

キー・ワード : ACL injury prevention, Bilateral elastomeric leg strap, Three-dimensional motion analysis
ACL 損傷予防, 両脚弾性ストラップ, 三次元動作解析

〔要旨〕 (目的) ACL 損傷の予防に向けて開発した片脚弾性ストラップは, その発生機序である Knee-in の抑制効果を示したが, 体幹の側屈が増大した. そこで新たに考案した両脚弾性ストラップ装着による体幹と下肢関節角度の制動効果を, 片脚弾性ストラップとの比較から明らかにした.

(対象と方法) Knee-in を呈する女子大学生 11 名を対象とした. 両脚弾性ストラップ, 片脚弾性ストラップ, 装着なしの 3 条件における着地姿勢を比較した. 30cm 台からの片脚着地動作を 5 回実施し, 三次元動作解析装置 (Vicon Nexus) にて接地前 (-40ms), 接地時, 接地後 40~200ms (40ms 毎) における体幹の側屈と前傾角度, 遊脚側の股関節外転角度, 接地側の股関節外転・屈曲角度, 膝関節外反・屈曲角度および下腿前傾角度を計測し, 各条件間での比較を行った.

(結果) 両脚弾性ストラップは, 片脚弾性ストラップと装着なしに比べて体幹側屈角度が減少し, 遊脚側の股関節外転角度が増大した. 両脚弾性ストラップと片脚弾性ストラップは装着なしに比べ, 接地側の股関節外転角度が増大し, 膝関節外反角度が減少した. また, ストラップの装着により接地前と接地時の股関節と膝関節の屈曲および体幹と下腿の前傾角度が減少したが, 接地後 40ms 以降には差がなかった.

(結語) 考案した両脚弾性ストラップは, 片脚着地時に Knee-in と体幹側屈を抑制した.

- *1 大阪電気通信大学医療健康科学部理学療法学科
*2 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
*3 四條畷学園大学リハビリテーション学部リハビリテーション学科
*4 神戸大学医学部附属病院国際がん医療・研究センターリハビリテーション部門
*5 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
*6 西岡第一病院整形外科

Corresponding author : 中野和彦 (nakanospk@ybb.ne.jp)

はじめに

前十字靭帯 (anterior cruciate ligament : 以下, ACL) 損傷は, 頻発する重篤なスポーツ損傷として知られている¹⁾. 股関節の内転・内旋, 膝関節外反, 下腿の内側傾斜から成る Knee-in は非接触型 ACL 損傷の発生機序であり, 損傷側への体幹側屈は, ACL 損傷のリスクファクターである膝関節の外反モーメントを増加させる^{2~5)}. ACL 損傷は接

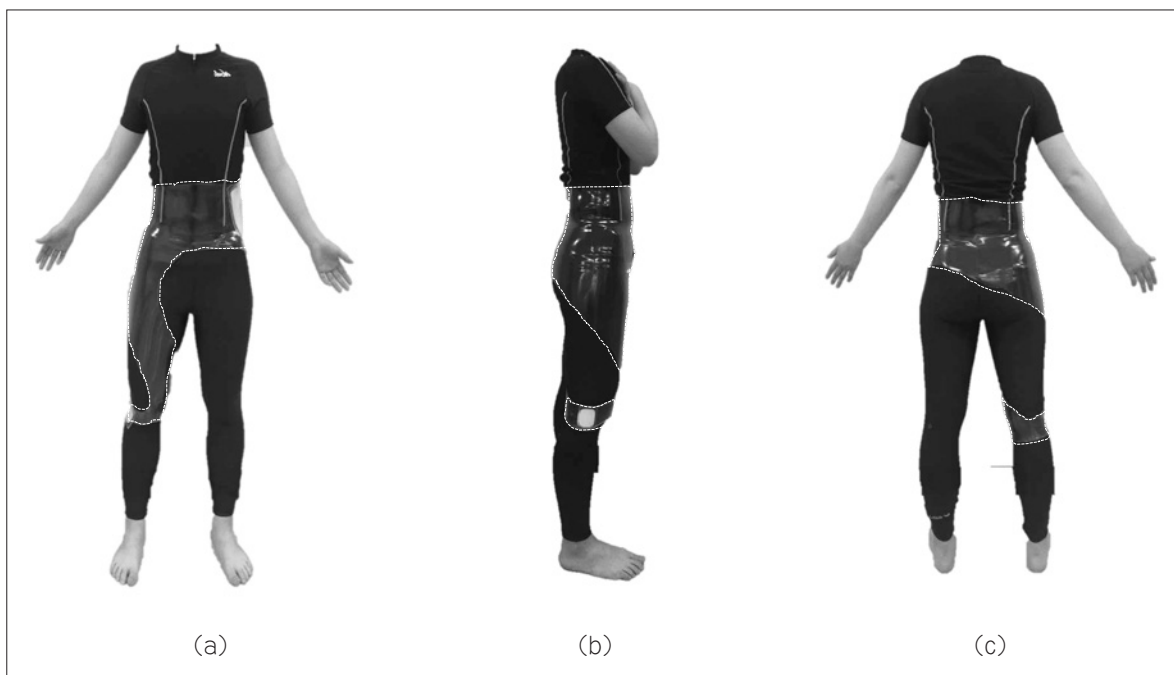


図1 片脚弾性ストラップ
(a). 前面 (b). 側面 (c). 後面

地後 40~80ms に発生することが多く⁶⁾，そのため予防には接地前からの予測制御戦略（フィードフォワード）が重要とされる⁷⁾．Greuel ら⁸⁾ は膝蓋大腿関節障害に対する Knee-in の抑制に向けて，大腿から下腿にかけて装着する螺旋型の S.E.R. Fstrap^{9,10)} や Powers™ strap¹¹⁾ を開発した．これらのストラップはランニングや片脚スクワット中の Knee-in を抑制したとされるが^{12,13)}，ACL 損傷の受傷機転となるジャンプ着地時の Knee-in に対する制御効果は不明であった．

我々はこれまでに着地動作における Knee-in の抑制を目的に，高い伸張性と弾性を有するストレッチ系エラストマーを素材とし，大殿筋と縫工筋の解剖学的な走行に近似させた片脚弾性ストラップを考案した（図1）．三浦ら¹⁴⁾ は2次元画像解析を用いて，考案した片脚弾性ストラップが S.E.R. Fstrap に比べて，片脚着地前後における Knee-in の距離指標¹⁵⁾ と主要因である股関節の内転や下腿の内側傾斜を抑制することを示した¹⁶⁾．しかし同時に片脚弾性ストラップは，接地側への体幹側屈を増大させる傾向にあった．また，これは二次元の距離尺度を用いた解析¹⁵⁾ であり，下肢関節の三次元的な制御効果の詳細は不明であった．そこで，ストラップによる接地側への体幹側屈の張力を分散させるために，両脚に装着する新たな弾性スト

ラップを考案した（図2）．本研究の目的は，両脚弾性ストラップ装着による体幹と下肢関節角度の制動効果を，片脚弾性ストラップとの比較から明らかにすることとした．

■ 対 象

対象は体幹と下肢に疾患の既往がなく，着地動作のスクリーニングテストにおいて医師（23年目）と理学療法士（32年目）の目視による判断で Knee-in を呈した，健康女子大学生 11 名とした．対象者の身体特性は，年齢 21.1 ± 1.7 歳，身長 161.0 ± 3.7 cm，体重 53.0 ± 8.6 kg であった．対象にはヘルシンキ宣言に則り，本研究の趣旨と内容を書面および口頭で説明し，同意を得られた者のみを対象として研究を開始した．本研究は四條畷学園大学倫理委員会の承認を得て実施した（番号 21-4）．

■ 方 法

1. 弾性ストラップ

片脚弾性ストラップは，伸張性と弾性を有する TPS シート（JIS 硬度タイプ E の硬度 15°，厚さ 2 mm，大きさ 100cm×50cm タナック社製）から，骨盤部（高さ 20cm）と連続するライン（幅 18cm）を切り出して作製した．ラインの走行は運動学的

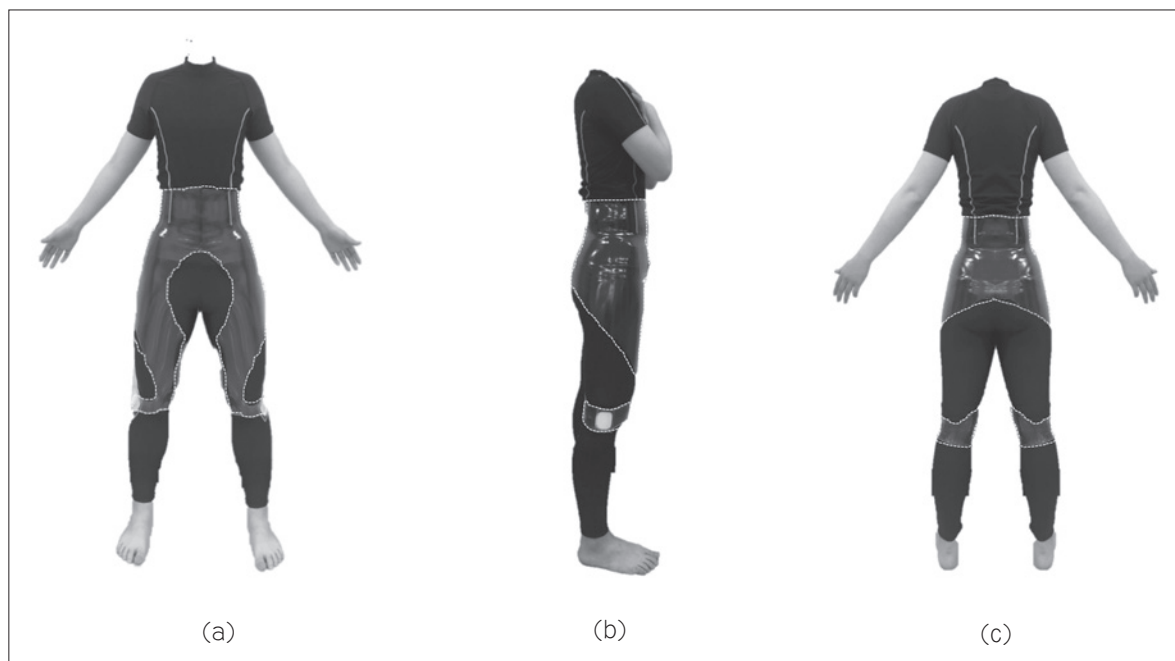


図2 両脚弾性ストラップ
(a). 前面 (b). 側面 (c). 後面

に Knee-in の抑制効果があるとされる，大殿筋と縫工筋に近似させた^{17,18)}。片脚弾性ストラップは，運動に影響を及ぼすライン縫製がないコンプレッションウェアの上から，骨盤帯を固定し，続いてライン部分を立位の股関節外旋位で，片脚の臀部から下腿前面に向かって螺旋方向に約 200% 伸張し，走行させた。最後に末端部を面ファスナーで下腿の外側部に固定して装着した (図 1)。

両脚弾性ストラップは，骨盤部から両脚に向かって片脚と同様のストラップを左右対称に装着した (図 2)。

2. 運動課題

30cm の台上から，装着なし，両脚弾性ストラップ装着，片脚弾性ストラップ装着の計 3 条件で，ランダムに以下の片脚着地を実施した。台上から片脚で踏み切り，同側で着地し，着地後は静止するように指示した。両手は腸骨稜を把持し，接地時に姿勢を安定させるために上肢を用いないように指示した。接地時の視線と足部の向きは指示をせず，接地後に足部を移動させた場合は失敗とした。片脚着地の練習試技を 2~3 回実施した後，5 回の成功例から 2~4 回目の 3 回分を計測データとして解析して平均値を算出した。

3. 測定方法

計測は，3次元動作解析装置 (Oxford metrix

社製 Vicon Nexus) と床反力計 (AMTI 社製 OR-6, サンプル周波数 1000Hz) を使用した。8 台の赤外線カメラにおけるサンプル周波数は 200Hz とした。身体指標は plug in gait full body AI (Oxford Metrics Ltd. 社製) モデルに準じて，左右前頭部，左右後頭部，胸骨柄，剣状突起，第 7 頸椎棘突起，第 10 胸椎棘突起，右肩甲骨，両側の肩鎖関節，上腕部，上腕骨外側上顆，前腕部，橈骨茎状突起，尺骨茎状突起，第 2 中手骨頭，上前腸骨棘，上後腸骨棘，大腿部，脛骨外側顆，下腿部，外果，踵骨，第 2 中足骨頭の計 39 点に赤外線マーカーを貼付した。分析項目は体幹の側屈と前傾角度，遊脚側の股関節外転角度，接地側の股関節外転・屈曲角度，接地側の膝関節内外反・屈曲角度，接地側の下腿前傾角度とした。下腿前傾角度は，脛骨外側顆と外果のマーカーを結ぶ直線の床面に対する角度とした。尚，床面に対して前方への傾斜を正とした。それぞれについて，接地前 (-40ms)，接地時，接地後 (40ms, 80ms, 120ms, 160ms, 200ms) の測定を行った。床反力鉛直成分が 10N 以上を記録したコマ数を接地時と定義した。

4. 統計解析

三次元動作解析装置により得られたデータは，解析ソフトウェア (VICON NEXUS 1.6.1 OMG

表 1 体幹と下肢関節角度の推移 (前額面)

関節角度 (°)	装着 条件	経過時間							
		接地前		接地時		接地後			
		-40ms	0ms	40ms	80ms	120ms	160ms	200ms	
接地側 体幹側屈	両脚	0.9±0.8* †	1.4±1.1* †	1.4±1.3* †	-0.3±1.6* †	0.0±1.9* †	-0.1±1.4* †	-0.1±1.6* †	
	片脚	11.4±1.0*	12.4±0.4*	11.6±0.4*	10.6±0.4*	8.9±0.3*	5.0±2.7	2.7±1.9	
	なし	6.0±0.9	6.2±0.8	6.5±0.8	5.7±0.6	3.5±1.4	3.8±1.4	2.9±1.2	
遊脚側 股関節外転	両脚	15.0±0.7* †	12.2±1.5* †	11.0±1.2* †	10.6±1.0* †	6.5±0.7* †	3.3±1.2* †	2.8±1.1* †	
	片脚	1.6±0.7	1.6±0.7	2.1±0.6	1.9±0.8	1.2±0.5	1.7±1.0	1.1±0.7	
	なし	1.4±0.7	1.9±0.8	1.8±0.8	1.4±0.9	1.5±0.6	1.3±0.5	1.4±0.5	
接地側 股関節外転	両脚	24.4±2.1*	23.8±2.5*	20.3±1.0*	15.7±0.6*	10.6±1.6*	9.8±0.6*	8.5±0.4*	
	片脚	22.3±3.6*	23.1±3.1*	18.1±1.1*	14.9±0.6*	10.4±0.4*	8.7±0.7*	7.2±1.0*	
	なし	11.0±0.9	10.6±2.0	10.7±2.0	8.6±1.4	5.8±1.7	3.9±2.1	1.7±1.1	
接地側 膝関節外反	両脚	-5.8±0.9*	-6.5±0.4*	-6.5±0.9*	-6.2±0.6*	-6.1±0.5*	-6.2±0.7*	-6.2±0.7*	
	片脚	-5.7±1.0*	-5.6±1.0*	-5.8±1.4*	-5.9±1.0*	-6.2±1.0*	-6.3±1.0*	-6.6±0.8*	
	なし	2.0±1.0	1.6±1.5	5.0±1.2	5.2±1.0	5.7±1.7	5.8±1.7	6.5±1.0	

平均値±標準偏差
 † p<0.05 片脚との比較
 * p<0.05 なしとの比較
 両側：両側弾性ストラップ 体幹側屈：接地側+, 遊脚側-
 片側：片側弾性ストラップ 股関節：外転+, 内転-
 なし：装着なし 膝関節：外反+, 内反-

社製)を用いて解析し,それぞれの体節間をオイラー角にて算出した.統計解析には統計ソフトEZR¹⁹⁾を用いた.各データは反復測定分散分析を行い,有意差が認められた要因に関して,多重比

較(Bonferroni法)を行った.有意水準は5%とした.

表 2 体幹と下肢関節角度の推移 (矢状面)

関節角度 (°)	装着条件	経過時間						
		接地前 -40ms	接地時 0ms	接地後				
				40ms	80ms	120ms	160ms	200ms
体幹前傾	両脚	6.0±3.1*	6.2±3.1*	14.3±3.6	17.0±3.1	18.9±2.7	20.8±2.7	22.3±2.8
	片脚	6.1±3.1*	6.3±3.0*	14.4±3.6	17.0±3.1	19.1±2.8	20.9±2.6	22.4±2.8
	なし	10.4±4.0	10.8±3.5	14.6±3.5	17.2±3.0	19.2±2.8	21.0±2.7	22.5±2.7
股関節屈曲	両脚	30.1±3.6*	30.1±3.7*	38.1±4.1	43.7±3.4	46.9±3.5	48.7±3.2	49.6±3.1
	片脚	30.1±3.7*	30.2±4.0*	37.9±4.2	43.6±3.4	47.5±3.3	48.5±3.3	49.9±3.3
	なし	35.1±4.2	35.5±4.3	38.5±3.8	43.0±3.6	46.7±3.5	47.5±3.4	49.4±2.8
接地側 膝関節屈曲	両脚	29.7±4.1*	30.1±3.6*	42.2±3.3	49.0±4.4	54.3±4.2	57.2±2.8	60.2±1.9
	片脚	29.3±4.1*	29.6±4.3*	42.2±3.7	49.0±3.7	53.5±3.5	57.3±2.3	60.7±1.8
	なし	38.1±4.2	38.2±3.7	42.8±4.7	48.8±3.4	54.1±3.4	57.1±2.4	60.4±2.6
下腿前傾	両脚	3.6±2.1*	3.9±2.0*	10.6±3.2	13.3±2.6	16.7±2.6	18.6±2.4	19.0±2.4
	片脚	3.7±2.1*	3.9±2.1*	10.7±3.1	13.5±2.6	16.7±2.7	18.7±2.5	19.0±2.4
	なし	6.6±3.2	6.8±3.2	10.8±3.0	13.4±2.5	16.7±2.7	18.9±2.5	19.3±2.5

平均値±標準偏差

両側：両側弾性ストラップ

*p<0.05 なしとの比較

片側：片側弾性ストラップ

なし：装着なし

結果

反復測定分散分析の結果、接地側の股関節と膝関節屈曲角度は、接地前と接地時に有意差があった。各装着条件下での体幹と下肢関節角度を表 1, 2 に示す。体幹側屈角度は、接地前(-40ms)、接地時、接地後 40ms, 80ms, 120ms において、片脚弾性ストラップが装着なしに比べて有意に増大し、両脚弾性ストラップは片脚弾性ストラップと装着なしに比べて全ての時期において減少した。遊脚側の股関節外転角度は全ての時期において、両脚弾性ストラップが片脚弾性ストラップと装着なしに比べて有意に増大した。接地側の股関節外転角度は全ての時期において、両脚弾性ストラップと片脚弾性ストラップが装着なしに比べて有意に増大した。また、接地側の膝関節外反角度は全ての時期において、両脚弾性ストラップと片脚弾性ストラップが装着なしに比べて有意に減少した。接地側の股関節と膝関節屈曲および体幹と下腿の前傾角度は接地前(-40ms)と接地時において、両脚弾性ストラップと片脚弾性ストラップが装着なしに比べて有意に減少したが、接地後(40ms以降)には差がなかった。

考察

本研究の結果から、新たに考案した両脚弾性ス

トラップは片脚弾性ストラップと同様に接地時の Knee-in を抑制し、同時に体幹側屈も抑制した。

片脚弾性ストラップが片脚着地前後の体幹を接地側へ側屈させたのに対し、両脚弾性ストラップは体幹側屈を抑制した。この要因として、弾性ストラップの素材特性が挙げられる。我々は予備的に実施した引張試験において、ストラップ素材と同質の切片(幅 80mm, 長さ 100mm)が 200% の伸長に対し、約 8N の張力を発揮することを確認した。この伸長により生じる素材の張力により、片側のみの弾性ストラップは体幹を側屈させたと考えられた。一方、新たに考案した両脚弾性ストラップは、骨盤部から下肢へ向かうラインの張力が両側から体幹に作用することで相殺され、体幹側屈を抑制したと考えられた。また、この張力により、遊脚側の股関節外転角度が増大したと考えられた(図 3)。体幹の接地側への側屈は膝関節の外反モーメントを増大させて ACL 損傷の発生要因となる²⁻⁵⁾ことから、体幹側屈を抑制した両脚弾性ストラップは、片側よりも安全な着地姿勢の獲得に貢献することが示唆された。

両脚弾性ストラップは片脚弾性ストラップと同様に、片脚着地前後に Knee-in の主な要因である股関節内転と膝関節外反を抑制し、両者の効果に差はなかった。これらは素材の弾性ととともに、大殿筋と縫工筋の解剖学的な走行に近似させた螺旋

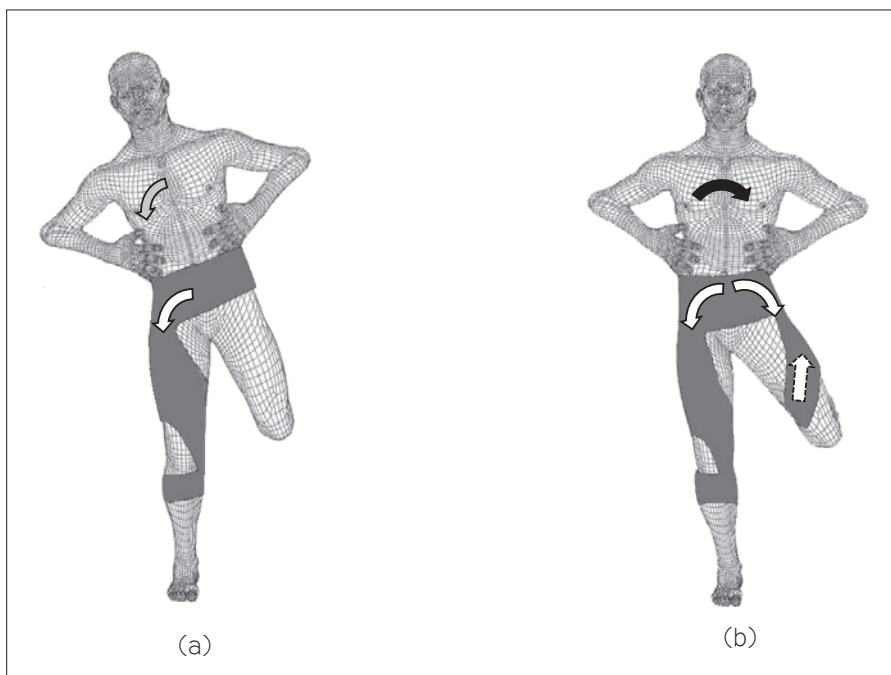


図3 弾性ストラップの体幹と下肢への作用
 片脚弾性ストラップ (a) は、ストラップの片側への張力 (⇔) により、着地側への体幹側屈が増大した (↷)。
 両脚弾性ストラップ (b) は、ストラップの張力が相殺され、体幹側屈を抑制した (⇔)。
 遊脚側への張力は、股関節の外転角度を増大させた (↶)。

のライン走行が、片脚着地動作中の股関節内転と内旋を抑制し、下降性の運動連鎖により、膝関節外反を抑制したと考えられた^{14,16)}。ACL 損傷は着地後早期に発生することから、予防には接地前からのフィードフォワードが重要⁷⁾とされる。考案した両脚弾性ストラップは、三次元動作解析から、接地前および接地直後から接地側の Knee-in の主要因である股関節内転と膝関節外反と共に体幹側屈を抑制したことを明らかにした。

一方で、両側と片側弾性ストラップは接地前と接地時における股関節と膝関節の屈曲および体幹と下腿の前傾角度は装着なしと比較して、有意に減少した。これは股関節軸の後方を通る大殿筋ラインが股関節の屈曲を抑制し、膝関節軸の前方を通る縫工筋ラインが膝関節の屈曲を抑制したと考えられた(図1)。いずれのストラップも接地前と接地時の体幹と下腿は前傾位であり、ACL 損傷が発生するとされる接地後 40ms 時⁶⁾、及びそれ以降には股関節と膝関節の屈曲角度および体幹と下腿の前傾角度に差はなかった(表2)。これより、ストラップの装着は ACL 損傷の危険性を高めないと考えられた。今後、フィードフォワードにより

さらに着地の安全性を高めるため、弾性ストラップには接地前から股関節と膝関節の屈曲により前傾姿勢を誘導するデザインの改良が必要と考えられた。

本研究は三次元動作解析装置を用いた関節運動に限定した解析であり、今後は、力学要素である膝関節の外反モーメントの検証が必要である。また、腹腔内圧を上昇させる可能性があるストラップの骨盤部分が体幹側屈運動へ及ぼす影響は不明であり、今後更なる検証が必要である。本研究では女子大学生を対象としたが、ACL 損傷はさらに若年層でも高率に発生するとされる²⁰⁾。今後は年齢を拡げ、アスリートを対象とした検証が必要である。

■ 結 語

我々が考案した両脚弾性ストラップは、片脚着地時に Knee-in と体幹側屈を抑制した。

謝 辞

本研究は、日本学術振興会科学研究費補助金 (21k11434) の助成を受けたものである。

利益相反

本論文に関連し、開示すべき利益相反はなし。

著者貢献

森下聖：Conceptualization (概念化), Data curation (データ管理), Formal analysis (正式な分析), Writing original draft (草稿の執筆), 小柳磨毅：Project administration (プロジェクト管理), Supervision (指導), 向井公一：Funding acquisition (資金獲得), Writing review & editing (原稿の見直しとエディティング), Resources (リソース提供), 成俊弼：Methodology (方法論), Investigation (調査), Writing review & editing (原稿の見直しとエディティング), 三浦大祐：Methodology (方法論), Investigation (調査), 境隆弘：Validation (検証), Visualization (可視化), 木村佳記：Validation (検証), Visualization (可視化), 越野八重美：Validation (検証), Visualization (可視化), 中野和彦：Project administration (プロジェクト管理), Supervision (指導)

文 献

- 1) 史野根生. スポーツ膝の臨床. 第2版第1刷. 金原出版; 15-39, 2014.
- 2) 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.* 2005; 33: 492-501.
- 3) Krosshaug T, Steffen K, Kristianslund E, et al. The vertical drop jump is a poor screening test for ACL injuries in female elite soccer and handball players a prospective cohort study of 710 athletes. *Am J Sports Med.* 2016; 44: 874-883.
- 4) Hewett TE, Torg JS, Boden BP. Video analysis of trunk and knee motion during noncontact anterior cruciate ligament injury in female athletes: lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. *Br J Sport Med.* 2009; 43: 417-422.
- 5) 小笠原一生, 古賀英之, 中前敦雄. ビデオ解析による非接触型前十字靭帯および内側副靭帯損傷時の膝モーメント推定と受傷メカニズムの物理的考察. *日本臨床スポーツ医学会誌.* 2013; 21: 131-142.
- 6) Koga H, Nakamae A, Shima Y. Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball. *Am J Sports Med.* 2010; 38: 2218-2225.
- 7) 古賀英之. ACL 損傷の受傷メカニズム. In: 古賀英之, 二村昭元, 齋田良知, 他(編). 予防に導くスポーツ整形外科. 文光堂; 25-32, 2019.
- 8) Greuel H, Herrington L, Liu A, et al. Influence of the Powers™ strap on pain and lower limb biomechanics in individuals with patellofemoral pain. *The knee.* 2019; 26: 1210-1219.
- 9) David W, Christa B. The effect of hip bracing on gait in patients with medial knee osteoarthritis. *arthritis.* 2012; 19: 1-7.
- 10) Poomsalood S, Hambly K. Does mcconnell tapping or the stability through external rotation of the femur (SERF) strap affect rearfoot plantar loading patterns during walking in healthy adults? *International journal of physiotherapy and research.* 2017; 11: 2314-2319.
- 11) Greuel H, Jones RK, Herrington L. The Powers™ strap modifies the hip internal rotation during the stance phase of running. *Gait Posture.* 2016; 49S: 84-85.
- 12) Herrington L. Effect of a SERF strap on pain and knee-valgus angle during unilateral squat and step landing in patellofemoral patients. *Journal of Sport Rehabilitation.* 2013; 22: 27-32.
- 13) Greuel H, Herrington LC, Liu A, et al. Does the Powers™ strap influence the lower limb biomechanics during running? *Gait Posture.* 2017; 57: 141-146.
- 14) 三浦大祐, 小柳磨毅, 向井公一, 他. ACL 損傷の予防に向けて開発した Elastomeric Strap の Knee-in 抑制効果—S.E.R.F. Strap との比較—. *スポーツ傷害 (J. sports Injury).* 2020; 25: 7-10.
- 15) Kagaya Y, Kawasaki W, Fujii Y, et al. Validation of two-dimensional motion analysis technique for quantifying dynamic knee valgus during a drop landing by comparing to three-dimensional analysis data. *Fitness Sports Med.* 2010; 59: 407-414.
- 16) 三浦大祐, 小柳磨毅, 向井公一, 他. ACL 損傷の予防に向けて開発した Elastomeric Strap の Knee-in 制動効果—二次元画像による着地動作の解析—. *日本臨床スポーツ医学会誌.* 2022; 30: 611-617.
- 17) Cannon J, Cambridge E, McGill SM. Anterior cruciate ligament injury mechanisms and the kinetic chain linkage: The effect of proximal joint stiffness

- on distal knee control during bilateral landings. J Orthop Sports Phys Ther. 2019; 49: 601-610.
- 18) Omi Y, Sugimoto D, Kuriyama S, et al. Effect of hip-focused injury prevention training for anterior cruciate ligament injury reduction in female basketball players: A 12-Year prospective intervention study. Am J Sports Med. 2018; 46: 852-861.
- 19) Kanda Y. Investigation of the freely available easy-to-use software 'EZR' for medical statistics. Bone Marrow Transplant. 2013; 48: 452-458.
- 20) Takahashi S, Okuwaki T. Epidemiological survey of anterior cruciate ligament injury in Japanese junior high school and high school athletes: cross-sectional study. Research in Sports Medicine. 2017; 25: 266-276.

(受付：2023年6月22日，受理：2023年11月1日)

Effects of postural control with a bilateral elastomeric leg strap for the prevention of ACL injury —Comparison of the landing posture with unilateral elastomeric leg strap—

Morishita, S.^{*1,2}, Koyanagi, M.^{*1,2}, Mukai, K.^{*3}
Song, J.^{*1}, Miura, D.^{*4}, Sakai, T.^{*5}
Kimura, Y.^{*1,2}, Koshino, Y.^{*1,2}, Nakano, K.^{*6}

^{*1} Department of Physical Therapy, Faculty of Medical Science and Health-Promotion, Osaka Electro-Communication University

^{*2} Division of Biomedical Engineering, Graduate School of Biomedical Engineering, Osaka Electro-Communication University

^{*3} Department of Rehabilitation, Faculty of Rehabilitation, Shijonawate Gakuen University

^{*4} Division of Rehabilitation Medicine, Kobe University Hospital International Clinical Cancer Research Center

^{*5} Department of Rehabilitation Science, Faculty of Allied Health Sciences, Osaka Health Science University

^{*6} Department of Orthopaedic Surgery, Nishioka Daiichi Hospital

Key words: ACL injury prevention, Bilateral elastomeric leg strap, Three-dimensional motion analysis

[Abstract] This study aimed to determine the effect of wearing bilateral elastomeric leg strap on the trunk and lower extremity joint angles comparison with unilateral elastomeric leg strap by the three-dimensional motion analysis. Eleven female university students with knee-in were selected for this study. The landing postures of the subjects were compared under three conditions: with a bilateral elastomeric leg strap, with a unilateral elastomeric leg strap, and without an elastomeric strap on one leg. The results of this study under each condition were compared, and the bilateral elastomeric leg strap was found to decrease the lateral bending of the trunk angle and increase the hip abduction angle on the swinging leg side compared to the unilateral elastomeric leg strap and without the elastomeric strap on the other leg. The bilateral elastomeric leg strap and the unilateral elastomeric leg strap increased the hip abduction angle of the landing side and decreased the knee valgus angle compared to those without the elastomeric strap. The bilateral elastomeric leg strap reduced the lateral bending of the trunk, and similar to the unilateral elastomeric leg strap, it reduced the landing-side hip adduction and knee valgus angles, which are factors affecting knee-in.