

原著

エラストマー素材の硬度と伸長量がモデル肘の外反制動トルクに及ぼす影響

松本光平^{1*}, 田中則子¹, 境隆弘², 成俊弼¹, 森下聖¹,
福與千鶴³, 池上慶篤³, 平田海³, 木村佳記¹, 小柳磨毅¹

¹ 大阪電気通信大学 健康情報学部 健康情報学科 理学療法学専攻

² 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

³ 日本シグマックス株式会社

要旨

【緒言】我々は野球肘の予防を目的に、スチレン系エラストマー (Thermoplastic styrene elastomer; TPS) を素材とした、弾性肘サポーターを考案した。しかし、TPS の硬度と伸長量が、肘外反制動に及ぼす影響は不明である。本研究の目的は、TPS の硬度と伸長量がモデル肘の外反運動に対する制動トルクに及ぼす影響を明らかにすることとした。

【方法】モデル肘をトルク試験機に取り付け、他動的な外反運動に対して TPS が発揮する制動トルクを計測した。計測は 4 条件の TPS 硬度 (5, 15, 20, 30) と 3 条件の伸長量 (1 倍, 2 倍, 3 倍) を組み合わせた 12 条件で実施した。統計処理には、Kruskal-Wallis 検定と Bonferroni 補正による比較を行った (有意水準 5%)。

【結果】外反運動に対する TPS の最大外反制動トルク (単位: Nm, 伸長量 1 倍/2 倍/3 倍の順) は、硬度 5: 0.22/0.28/0.33, 硬度 15: 0.23/0.40/0.52, 硬度 20: 0.25/0.58/0.80, 硬度 30: 0.25/0.76/1.16 であった。伸長量 1 倍の硬度 20 と硬度 30 間を除いて、TPS は硬度と伸長量が大きくなるに従って、最大外反制動トルクが有意に増加した ($p < 0.05$)。

【結論】TPS の硬度が高く、伸長量が大きいほど、モデル肘の外反運動に対する最大外反制動トルクは増加した。

受付日 2025 年 3 月 14 日

採択日 2025 年 6 月 13 日

*責任著者

松本光平

大阪電気通信大学 健康情報学部

健康情報学科 理学療法学専攻

E-mail:

m-kohei@osakac.ac.jp

キーワード

スチレン系エラストマー

モデル肘

肘外反制動トルク

はじめに

野球肘は野球選手に高頻度で発生する障害であり、中でも投球側の肘関節内側の疼痛を訴える割合が高い^{1, 2)}。野球肘の発生群は非発生群よりも投球中の肘外反トルクが大きい³⁾ことが報告されており、投球動作中の肘関節への過剰な力学的負荷が障害発生の主な原因であると考えられている。肘外反トルクは後期コッキング期に最大⁴⁾となり、肘内側部の軟部組織への伸長ストレスを増大させ、骨軟骨障害や靱帯損傷などを惹起する。彌富ら⁵⁾は、上腕骨内側上顆下端障害が生じると、腕尺関節の裂隙距離が増大し、肘外反動揺性が増加すると報告している。外反動揺性の増加は、肘内側部痛⁶⁾や尺側側副

靱帯損傷の発生⁷⁾、疼痛期間の長期化⁸⁾と関連すると報告されている。そのため、野球肘の予防や障害からの安全な投球再開のためには、投球時の肘外反トルクを軽減する必要がある。肘外反ストレスを軽減する外的支持として、テーピングや装具が挙げられる。しかし、テーピングはテープの張力や定着性の持続力⁹⁾、長時間の貼布に伴う皮膚障害、繰り返し使用によるコストの課題がある。また、支柱付き装具は初期制動力の不足^{10, 11)}や、その重量によるパフォーマンスの阻害¹²⁾等の課題がある。そこで、今高ら¹³⁾はスチレン系エラストマー (Thermoplastic styrene elastomer; 以下、TPS) 素材のみから成る、支柱構造のない弾性肘サポーター (Elas-

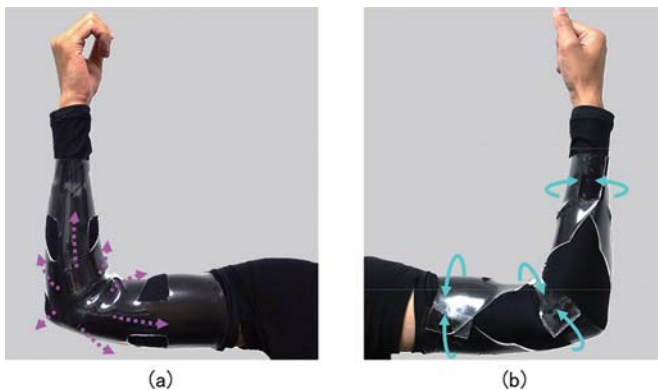


図 1. Elastomeric Elbow Supporter; EES

(a). 内側面 (b). 外側面

上腕骨内側上顆を中心に放射状に伸長し、外側で面ファスナーにより固定して装着。

点線の矢印は、伸長方向を示す。

実線の矢印は、固定部位を示す。

tomeric Elbow Supporter；以下、EES)を考案した(図1)。TPSは高い弾性を有する素材¹⁴⁾であり、伸長による引張力に対して引張応力を発揮し、引き裂き強度も高い特性がある。EESは上腕骨内側上顆を中心に上腕近位および前腕遠位へ放射状に予備的に伸長して装着することにより、肘外反負荷時に腕尺関節裂隙幅の開大を制動する¹³⁾ことが確認されている。しかし、検証に用いたEESはJISタイプE硬度30のTPSで作製した一種類のみであり、TPSの弾性に関与する硬度や伸長量が制動効果に及ぼす影響は不明である。身体特性やパフォーマンスの変化が大きい成長期に頻発する野球肘の予防や、リハビリテーションの回復段階では、肘関節に加わる外反負荷に対する制動力を適切に調整する必要がある。そこで、本研究の目的は、モデル肘を用いた実験によって、TPSの硬度と伸長量が肘外反負荷に対する制

動トルクに及ぼす影響を明らかにすることとした。なお、本稿における硬度はJIS K 6249に準拠し、タイプEデュロメータを用いて測定された。タイプEは柔らかい材料に対して適用される硬度測定法であり、0~100の相対的な数値で表記される(数値が大きいほど硬いことを示す)。

材料と方法

・モデル肘(表面:シリコン、内部:ABS樹脂、図2)

TPSの内外反制動性を評価するためにモデル肘を開発した。モデル肘は、上腕および前腕を模した2つのセグメントが90°屈曲位で連結し、内外反方向にのみ可動できる。この角度は投球時の肘外反トルクが最大となる後期コッキング期の肘関節角度に基づき設定した¹⁵⁾。上腕は固定され、前腕の回転動作により、肘関節の内外反を模した動きを再現する。内外反動作は、設定した角度・角速度で制御可能であり、内外反動作時に生じたトルクを計測できる。

・実験条件

TPSの試験片を、モデル肘を構成する上腕セグメントおよび前腕セグメントの内側間隙に試験片の中央が位置するように配置し、関節軸に対して垂直となるように調整したうえで、テープを用いてモデル肘の内側部に強固に装着した。装着したTPS試験片の寸法は、伸長量に関わらず幅40mm、長さ80mm、厚み2mmに統一した(図3)。計測は、TPSの硬度(5, 15, 20, 30)と伸長量(1倍:自然長, 2倍:自然長の2倍, 3倍:自然長の3倍)の組み合わせによる12条件で実施した。動作は外反0°~10°(モデル肘の内側間隙幅:外反0°で9mm, 外反10°で13mm)、内外反角速度を10°/秒とし、75回反復させた。なお、設定した角度・角速度はモデ

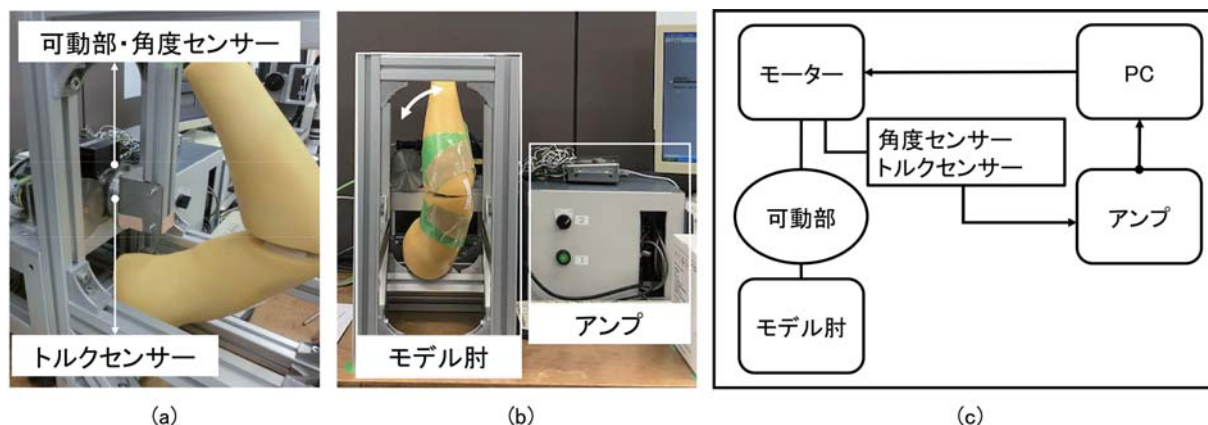


図 2. モデル肘

(a). モデル肘の背面 (b). モデル肘の正面 (c). システムの概略図
作製した右肘関節のモデル

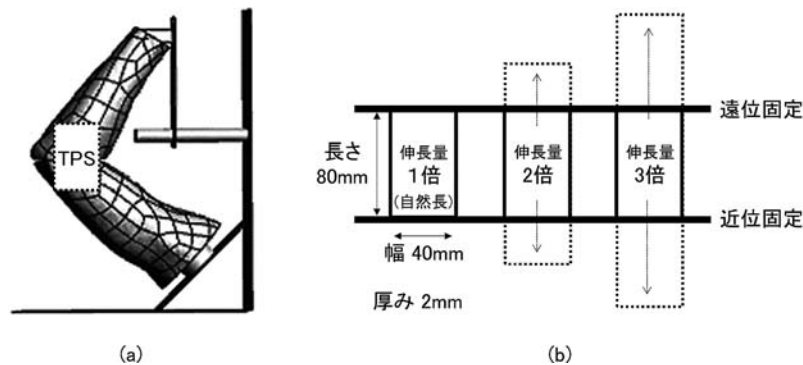


図 3. TPS 装着方法

(a). モデル肘の内側面 (b). TPS の予備的な伸長量
TPS はモデル肘の内側に装着。伸長量に関わらず、近位と遠位をテープで強固に固定。

ル肘が安定して運動可能であることを確認できた条件であり、反復回数は全日本軟式野球連盟が定める学童野球における投球数制限ガイドライン（1日 70 球以内）¹⁶⁾を基準に設定した。

・データ解析

解析対象は、計測値が安定して記録されている 6 回目から 75 回目の 70 回分の内外反トルクとした。得られた各条件の内外反トルクから、TPS 非装着時の外反角度 0° 時点の外反トルクを引いた値を外反制動トルクと定義し、外反運動 1 回ごとの最大外反制動トルクを算出した。

・統計解析

Shapiro-Wilk 検定（有意水準 5%）によって、データの正規性を確認した。各 TPS の硬度の違い（硬度 5, 15, 20, 30）および伸長量の違い（1 倍, 2 倍, 3 倍）による最大外反制動トルクの比較には Kruskal-Wallis 検定を用い、有意差が認められた場合には Bonferroni 補正を行った Mann-Whitney U 検定により多重比較を実施した。解析にはいずれも統計ソフト IBM SPSS statistics

27.0.1 を用い、有意水準は 5% とした。

結果

TPS の硬度と伸長量の異なる条件で計測した最大外反制動トルクの結果を表 1 に示す。

硬度の異なる条件における比較では、Kruskal-Wallis 検定により、伸長量 1 倍, 2 倍, 3 倍のいずれの条件においても有意差が認められた ($p < 0.05$)。伸長量 1 倍における多重比較の結果、硬度 5 と比較して、硬度 15, 20, 30 の最大外反制動トルクはいずれも有意に増加した ($p < 0.001$)。また、硬度 15 と比較しても、硬度 20, 30 の最大外反制動トルクは有意に増加した ($p < 0.001$)。一方、硬度 20 と硬度 30 の間には有意差は認められなかった ($p = 0.077$)。伸長量 2 倍および 3 倍の条件においては、すべての硬度の条件間で最大外反制動トルクに有意差が認められた（すべて $p < 0.001$ ）。いずれの条件においても硬度 $5 < 15 < 20 < 30$ の順に最大外反制動トルクは増加した。

次に、TPS の伸長量の異なる条件における比較では、

表 1. TPS の硬度と伸長量による最大外反制動トルクの比較

		硬度				備考
		5	15	20	30	
伸長量	1 倍	0.22 (0.21-0.22) ^a	0.23 (0.23-0.23) ^a	0.25 (0.24-0.25) ^a	0.25 (0.25-0.25) ^a	5vs15, 15vs20 : 有意差あり ($p < 0.001$) 20vs30 : 有意差なし ($p = 0.077$)
	2 倍	0.28 (0.28-0.29) ^b	0.40 (0.40-0.40) ^b	0.58 (0.58-0.58) ^b	0.76 (0.75-0.76) ^b	5vs15, 15vs20, 20vs30: 有意差あり ($p < 0.001$)
	3 倍	0.33 (0.33-0.33) ^c	0.52 (0.52-0.52) ^c	0.80 (0.80-0.80) ^c	1.16 (1.15-1.17) ^c	5vs15, 15vs20, 20vs30: 有意差あり ($p < 0.001$)

表は中央値（四分位範囲）を示す。単位：Nm。

Kruskal-Wallis 検定と Mann-Whitney U 検定（Bonferroni 補正）による多重比較を実施（有意水準 5%）。

備考には同一伸長量（同一行）における多重比較の結果を示す。

同一硬度（同一列）で異なる上付き文字（a, b, c）の条件間には有意差があることを示す（すべて $p < 0.001$ ）。

Kruskal-Wallis 検定により、各硬度 (5, 15, 20, 30) のいずれも有意差が認められた ($p < 0.05$)。多重比較の結果、すべての硬度条件において、伸長量 1 倍 $<$ 2 倍 $<$ 3 倍の順に最大外反制動トルクは増加した (すべて $p < 0.001$)。

考察

成¹⁷⁾らの先行研究において、TPS の試験片は引張試験に対し、予備的な伸長量の増加に伴い引張応力が増大したと報告した。また、TPS を素材とした膝関節サポーターは、モデル膝における内旋運動や脛骨前方引き出しに対する制動力を発揮し^{17~19)}、さらに骨盤から下肢を螺旋周回するストラップは、生体膝における着地動作の Knee-in を抑制すると報告されている^{20~22)}。EES については生体肘において肘外反ストレスに対する関節裂隙の開大を抑制し、連続投球によって生じる肘外反動揺性も抑制すると報告されている^{13, 23)}。このように、TPS 素材を用いたサポーターは関節運動に対する制動力を発揮することが明らかにされている。しかし、TPS の硬度および伸長量と関節運動に対する制動力との関係は不明であり、障害予防や回復を目的とした段階的な調整は難しかった。そこで、本研究は生体肘への装着に向けて、TPS 試験片の硬度を 4 条件、伸長量は 3 条件の計 12 条件に設定し、これらの条件がモデル肘の外反運動に対する制動トルクに及ぼす影響を調査した。

本研究の結果、TPS のいずれの硬度においても、モデル肘の外反運動に対する最大外反制動トルクは、伸長量が多い方が有意に大きかった。この結果から、予備的に伸長を加えた TPS 試験片は、伸長量の増加に伴って最大外反制動トルクが増大することが明らかとなった。

伸長量の増加に伴い最大外反制動トルクが増加した要因として、TPS の弾性が挙げられる。弾性体は伸長されると自然長に戻ろうとする応力を発揮し、その応力は伸長量に比例する²⁴⁾とされている。本研究ではモデル肘の内側部に TPS 試験片を装着しており、これが肘外反運動によって伸長され、外反運動に拮抗する応力として外反制動トルクを発揮したと考えられた。さらに、予備的な伸長量の増加に伴い、TPS 試験片がより大きな引張応力を発揮し、最大外反制動トルクを増加させたと考えられた。EES が肘外反運動に対する高い制動力を発揮するためには、予備的に伸長を加える必要が示唆された。

TPS の硬度増加も最大外反制動トルクを増加させた。素材の弾性変形を利用して測定された硬度²⁵⁾は、高いほど変形しにくい。そのため、肘外反運動に抵抗する応力

は硬度が高まるほど大きくなり、最大外反制動トルクが増加したと考えられた。伸長量 1 倍条件における硬度 20 と硬度 30 間では有意な外反制動トルクの変化が認められなかったことから、肘外反制動トルクを高めるためには、これらの硬度では、TPS を予備的に自然長より伸長する必要があると考えられた。一方、伸長量 1 倍条件でも硬度 20 と硬度 30 は、硬度 5 や硬度 15 よりも最大外反制動トルクは大きく、さらに伸長量 2 倍や 3 倍の条件では、硬度の増加により最大外反制動トルクが増加する傾向が認められた。これらの結果から、TPS の硬度増加は最大外反制動トルクを増加させる傾向があると示唆される。

本研究の知見は、野球肘の発生要因として考えられている肘外反トルクを軽減するための装具開発において、重要な基礎データである。弾性を有する TPS を肘内側部に装着することで、投球中の肘外反トルクを軽減できる可能性が示唆された。さらに、TPS の硬度を高めることや予備的に伸長を加えて装着することで、その効果がより高まる可能性が示された。これらの結果は、EES を生体に装着する際の適正な硬度や予備的伸長量、走行などを検討する際に応用できると考えられた。

本研究の限界として、各条件において 1 回のみの計測結果を採用していることが挙げられる。しかし、繰り返し精度の高い運動のプログラムと計測が可能な装置を用いた結果であり、今回の反復回数ではデータのばらつきが極めて小さく、外反制動トルクはほぼ一定に保たれていたことから、信頼性は担保されていると考えられる。次にモデル肘は実際の投球動作における肘関節の運動範囲や運動速度、関節の運動連鎖を再現できていない。特に内外反角速度が $10^\circ/\text{秒}$ と低速であることは、実際の投球動作の運動速度と大きな乖離がある。そのため、投球動作中に発生する肘外反トルクに対し、本研究結果の最大外反制動トルクの値は相対的に低値を示したと考えられる。これは現時点でのモデル試験機を用いた研究の限界である。しかし、生体における肘外反トルクは逆動力学に基づく推定値であることに比較して、本研究のモデル運動で生じた外反制動トルクの実測値は、条件別に絶対値を比較できる点では信頼性が高い。モデル試験機の運動速度を実際の投球動作に近い速度で検討することが可能となれば、より大きな制動トルクを検出できる可能性があるため、今後の検討課題としたい。また、本研究では肘関節の運動範囲を外反 $0^\circ \sim 10^\circ$ に設定したが、実際の投球動作中の外反角度は、現時点では明確に定量化されていない。今回設定した運動範囲が妥当であるかについては慎重に解釈する必要がある。したがって、今後は異なる外反角度での外反制動トルクを検討する必要



がある。続いて、本研究は TPS 試験片での検証であり、EES の放射状の構造や実際の装着方法とは条件が異なる点も限界として挙げられる。さらに、一般的に用いられているテーピングや装具との比較を行っていないため、TPS 素材または EES が従来の方法と比較してどのような点で優れているのかを明確に示すことができていない。これらの限界から、今後は EES を用いたモデル肘による検証や、生体での肘外反運動に対する素材の硬度や伸長量による制動性の変化を検証する必要がある。また、テーピングや装具と比較し、EES の社会実装に向けた有用性を示す必要があると考えられる。

利益相反

開示すべき利益相反はない。

謝辞

本研究は科学研究費助成事業の助成（基盤研究 C, 22 K11594）を受けて実施した。

文献

- 1) 全日本野球協会, 日本整形外科学会, 運動器の 10 年・日本協会:平成 28 年度中学野球(軟式・硬式)実態調査 報告書. 2017.
- 2) Sakata J, Nakamura E, Suzukawa M, et al.: Physical risk factors for a medial elbow injury in junior baseball players, A prospective cohort study of 353 players. *Am J Sports Med* 45(1): 135-143, 2017.
- 3) Anz AW, Bushnell BD, Griffin LP, et al.: Correlation of torque and elbow injury in professional baseball pitchers. *Am J Sports Med* 38(7): 1368-1374, 2010.
- 4) Fleisig GS, Andrews JR, Dillman CJ, et al.: Kinetics of baseball pitching with implications about injury mechanisms. *Am J Sports Med* 23: 233-239, 1995.
- 5) 彌富雅信, 鶴田敏幸, 小松智・他: 野球競技者の肘関節内側上顆下端障害と肘関節の形態・機能について. *日本肘関節学会雑誌* 22(2): 64-67, 2015.
- 6) Sasaki J, Takahara M, Ogino T, et al.: Ultrasonographic Assessment of the Ulnar Collateral Ligament and Medial Elbow Laxity in College Baseball Players. *The journal of bone and joint surgery*, 84(4): 525-531, 2002.
- 7) Shanley E, Smith M, Mayer BK, et al.: Using stress ultrasonography to understand the risk of UCL injury among professional baseball pitchers based on ligament morphology and dynamic abnormalities. *Orthop J Spots Med* 6(8), 2018. Article 232596711878884. doi:10.1177/2325967118788847
- 8) 宇良田大悟, 古島弘三, 貝沼雄太・他: 肘関節外反不安定性評価としての超音波検査による ring-down artifact の有用性ー高校野球選手における前向き調査ー. *日本肘関節学会雑誌* 27(2): 288-292, 2020.
- 9) Alt W, Lohrer H, Gollhofer A: Functional properties of adhesive ankle taping neuromuscular and mechanical effects before and after exercise. *Foot Ankle Int* 20: 238-245, 1999.
- 10) Pierrat B, Oullion R, Molimard J, et al.: Characterisation of in-vivo mechanical action of knee braces regarding their anti-drawer effect. *The Knee* 22: 80-87, 2015.
- 11) 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(3): 113-120, 2002.
- 12) 松本秀男: スポーツ用装具の目的と選び方. *臨床スポーツ医学* 40(9): 888-891, 2023.
- 13) 今高康詞, 鳴尾龍一郎, 福田明雄・他: 新しい素材を用いた野球肘予防装具の制動効果. *スポーツ障害(J. sports Injury)* 24: 40-42, 2019.
- 14) 山本政嗣: 特論講座 ゴムの工業的合成法 第 15 回 スチレン系エラストマー. *日本ゴム協会誌* 90(4): 206-209, 2016.
- 15) Calabrese GJ: Pitching mechanics, revisited. *Int J Sports Phys Ther* 8(5): 652-660, 2013.
- 16) 公益社団法人 全日本軟式野球連盟 HP. 入手先: <https://jsbb.or.jp> (閲覧日: 2025 年 4 月 30 日)
- 17) 成俊弼, 小柳磨毅, 森下聖・他: ACL 不全膝に向けて開発した Elastomeric Knee Brace の内旋制動効果ーモデル膝による螺旋ストラップを加えた力学的特性ー. *臨床バイオメカニクス* 42: 275-280, 2021.
- 18) 成俊弼, 小柳磨毅, 向井公一・他: ACL 不全膝に向けて開発した Elastomeric Knee Brace の力学的評価ーモデル膝の前方引き出しに対する制動力ー. *臨床バイオメカニクス* 41: 143-148, 2020.
- 19) 成俊弼, 小柳磨毅, 森下聖・他: ACL 不全膝に向けて開発した弾性膝装具(Elastomeric Knee Brace)制動力ー膝モデルによる軟性装具との比較ー. *臨床バイオメカニクス* 44: 75-80, 2023.
- 20) 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 制動効果ー二次元画像による着地動作の解析ー. 日



- 本臨床スポーツ医学会誌 30(3) : 611-617, 2022.
- 21) 森下聖, 小柳磨毅, 向井公一・他: 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-. 日本臨床スポーツ医学会誌 32(2) : 247-254, 2024.
- 22) 向井公一, 小柳磨毅, 三浦大祐・他: ACL 損傷の予防に向けて開発した片側弾性ストラップの Knee-in 制動効果-三次元による着地動作の解析-. 日本臨床スポーツ医学会誌 32(3) : 459-466, 2024.
- 23) 今高康詞: 野球肘に対する肘外反動揺性の定量評価と肘装具の制動効果-超音波診断装置を用いた検証-. 運動器理学療法 超音波フロンティア Vol.2: 70-76, 文光堂, 2022.
- 24) 日本ゴム協会編集委員会: 入門講座 やさしいゴムの物理 第1講 ゴムの物理入門. 日本ゴム協会誌 80(1) : 25-31, 2007.
- 25) 日本ゴム協会編集委員会: ゴム関連技術 探訪 硬さに迫る. 日本ゴム協会誌 71(3) : 161-167, 1998.

Original article

Effects of elastomer hardness and elongation on elbow valgus restraining torque using an elbow model

Kohei Matsumoto^{1*}, Noriko Tanaka¹, Takahiro Sakai², Junpil Song¹, Satoshi Morishita¹, Chizuru Fukuyo³, Yoshiatsu Ikegami³, Kai Hirata³, Yoshinori Kimura¹, Maki Koyanagi¹

¹ Course of Physiotherapy, Department of Health Informatics, Faculty of Health Informatics, Osaka Electro-Communication University

² Department of Rehabilitation Science, Faculty of Allied Health Sciences, Osaka Health Science University

³ Nippon Sigmax Co., Ltd.

ABSTRACT

【Introduction】

We devised an elastic elbow supporter made of thermoplastic styrene elastomer (TPS) to help prevent throwing injuries and facilitate a safe return to pitching after injury. However, the effects of TPS hardness and elongation on valgus restraining torque have not been clarified. Therefore, this study aimed to investigate the effects of TPS hardness and elongation on valgus restraining torque using an elbow model.

【Methods】

The elbow model was attached to a torque tester, and the valgus restraining torque exerted by the TPS against passive valgus motion was measured. TPS (40 mm in width and 80 mm in length) was attached to the medial side of the elbow model. Measurements were performed under 12 conditions, combining four levels of TPS hardness (5, 15, 20, and 30) with three levels of elongation (1×, 2×, and 3×). The movement was performed with a valgus angle of 10° and varus/valgus angular velocity of 10°/s for 75 repetitions. Statistical analysis was performed using the Kruskal-Wallis test and Bonferroni correction, with a significance level of 5%.

【Results】

The maximum valgus restraining torques (Nm) exerted by the TPS against valgus motion with 1×/2×/3× elongation were 0.22/0.28/0.33 for hardness 5, 0.23/0.40/0.52 for hardness 15, 0.25/0.58/0.80 for hardness 20, and 0.25/0.76/1.16 for hardness 30. Except for the 1× elongation between hardness levels 20 and 30, the maximum valgus restraining torque exerted by the TPS increased significantly as the hardness and elongation increased ($p < 0.05$).

【Conclusion】

The maximum valgus restraining torque against valgus motion in the elbow model increased with increasing TPS hardness and elongation.

Key words: thermoplastic styrene elastomer, elbow model, elbow valgus restraining torque