

博士論文

皮膚の機械的特性と身体運動との関連性について

The relationship between skin mechanical properties and body movement

東京農工大学 大学院工学府

応用化学専攻

山口 耕平

# 目次

略語	4
要旨	5
序論	8
1. 皮膚の生理学的機能：身体運動との関連を中心に	8
2. 皮膚の機能解剖学・形態・構造的特徴	13
3. 皮膚の機械的特性について	19
4. 体幹における脊椎の機能について：正常機能解剖から脊椎運動器疾患について	28
目的	35
引用文献	37
第1章 若年男性における体幹背部皮膚の機械的特性	44
要約	45
抄録	45
背景	45
方法	47
結果	50
論議	52
結論	54

引用文献	55
第2章 脊椎近傍皮膚機械的特性と体幹部脊椎運動学的特性との関係について	58
要約	59
抄録	59
背景	60
方法	62
結果	65
論議	71
結論	74
謝辞	75
引用文献	75
第3章 中位胸椎レベル体幹背部皮膚への伸張刺激による皮膚粘弾性の変化が坐位姿勢に与える影響	80
要約	81
抄録	81
背景	81
方法	84
結果	90
論議	94
結論	98
謝辞	98
引用文献	99
総括論議	104
謝辞	108
関連論文	109

## 略語

FA I: Fast Adapting I

FA II: Fast Adapting II

SA I: Slow Adapting I

SA II: Slow Adapting II

## 要旨

皮膚は身体之最表層に位置するため、日常において自らの身体として常に目の当たりにし、触れているという点でヒトの臓器のうち最も身近なものと言える。このように私たちに当たり前に存在している皮膚であるが、表面積約  $1.6 \text{ m}^2$ 、重量として人体最大の臓器とされ、生理学的機能として生命維持に関わる。そのため皮膚の  $1/3$  が喪失すると生命維持が困難となる。また皮膚機能の一つには触覚などの皮膚感覚の知覚が挙げられる。触圧覚や温痛覚などが一般的に広く知られている皮膚感覚であるが、皮膚感覚に基づく運動制御・姿勢制御にも関連すると考えられている。

医学における外科的な治療では、身体内部に介入するための第1歩は皮膚の切開であることがほとんどである。また運動器疾患や神経疾患の身体症状に対し外科的治療を用いず保存的治療を行う場合、理学療法士を中心としたセラピスト（治療家）による運動療法、徒手療法およびテーピング療法などは有効な手段である。これらの介入において、唯一治療者と対象者とが接する部位は皮膚である。この唯一の接点である皮膚について、あまりにも日常的でかつ視覚的に変化が少ない存在であるためか、多くのセラピストが無意識でいることが多いのが現状である。

皮膚を身体運動との関係で捉えた場合、その制御についても十分な理解が得られているとは言い難く、また関係性が少ないという報告もみられる。運動力学と関係する分野でも皮膚が研究対象とされることは少ない。このように皮膚が身体運動との関係において過小評価されること、さらには臨床的意識の対象となり難い最大の理由はその皮膚機械的特性（以下、物性）が生じる機序の複雑性にある。皮膚の主成分であるコラーゲンやエラスチンの動的な挙動は非常に複雑で単純化することが困難であり、さらにその特徴が身体部位によって異なることも理由の一つだろう。また皮膚の構造が平面的で表皮・真皮・皮下組織の三層構造であり、かつ皮膚より下層の骨や筋膜など様々な組織と解剖学的にリンクしているため、皮膚単体の力学的特徴を *in vivo* で評価することが非常に困難であることも、ヒト皮膚の力学的な機能に対する理解が進んでいない理由と言える。さらに運動力学的に顔面のような皮筋（表情筋）の存在する部位以外、受動組織であり能動的な反応がほとんどみられず、力学的に発生する力も筋・腱と比べると非常に小さくその影響度が少ないと考えられていることも挙げられる。そのため、身体運動との直接的な関係についての報告もほとんどみられない。これまで報告されているものは皮膚の瘢痕化など皮膚の病的な状態において皮膚物性に極端な変化が生じた場合の身体運動への影響を検討するものがほとんどであった。

しかし近年、測定機器の発達と皮膚に関連した研究の結果、徐々に力学的な機能が明らかとなりつつある。また、これまで骨格筋との関係では、狭義の筋膜つまりは深筋膜だけが取り上げられていたが、近年、皮下組織内の浅筋膜も含むファシアという概念が生まれ、ファシアが筋活動に対し補助的に関連していることから、学術的に皮下組織を運動器に含む見方が一般的になっている。そのた

め臨床的にもファシアに直接的に介入する技術や皮膚を操作することで身体機能を変化させるといった治療技術的介入方法や皮膚運動学という皮膚そのものを操作する治療概念なども提唱されている。しかし、このような皮膚の力学的特徴と身体運動の関連性に注目が集まる中、臨床的な介入方法に対するエビデンスとなるような基礎的な報告は上述のとおりほとんどみられない。

そこで本研究では、この皮膚の力学的特徴と身体運動との関係を示すため、皮膚の力学的特徴の一つである弾性・粘弾性に着目した。弾性は主に皮膚の復元力であり、粘弾性は皮膚の速度依存的な抵抗力である。これらの物性が身体運動に際し影響を及ぼし、また日常の身体運動により皮膚に対し繰り返される歪み刺激（伸張刺激）が皮膚物性を変化させる要因となり得ると仮説を立てた。本研究のテーマである皮膚物性の評価については、すべての論文で Cutometer<sup>®</sup>を使用した。Cutometer<sup>®</sup>は被験者の負担も少なく簡易的に皮膚の物性を測定可能な機器であり、物性に関する様々なパラメーターを提供することが可能な測定機器である。

また対象とする身体部位については、ヒトの身体部位のうち最大である体幹に焦点を当てた。体幹部はヒトの姿勢を決定する最大の身体部位であり、日常生活における四肢運動にも体幹運動が伴う。このような運動学的な観点から体幹の運動機能は非常に重要である。また腰痛や頸部痛は多くのヒトの日常生活に支障を生じ、これらの運動器疾患の多くが体幹の形状や運動機能と関連している。そうした医学的・臨床的な重要性からも体幹部の機能の詳細を明らかにすることは非常に有益なものと考えた。

第1章では、体幹背部皮膚物性の部位特性を調査した。体幹背部を20区分に区分けし、それぞれの区域における皮膚物性を評価し、比較した。非常にシンプルな研究デザインかつ内容ではあるが、これまで調査されたことがなく、身体運動との関連性を示す以前の前提として皮膚物性そのものを捉えることが重要と考えた。結果として体幹背部における内側-外側間および頭側-尾側でそれぞれ弾性・粘弾性について特徴的な分布がみとめられた。構造的に比較的平面と捉えられる体幹背部においても、部位によって物性の特徴に違いが存在することが明らかになったことは、皮膚と身体運動の関連性を示唆するものと考えられ、本研究をさらに深めるきっかけとなった。

続いて第2章では、第1章で示唆された体幹背部皮膚と体幹運動との関係性において、体幹固有の運動との関連を示すことを目的に研究を実施した。体幹固有の運動とは脊椎椎間関節運動であり屈伸・側屈・回旋の3軸（または3平面）上の動きである。今回は、3種の運動方向のうち特に日常生活で必要とされることの多い矢状面上の動き、屈伸運動との関連を調査した。この屈伸運動は運動方向として重力と密接な動きであるため、その動作の特徴は組織のストレスに直結する。そのネガティブな結果が上記の腰痛や頸部痛である。その脊椎の運動学的な特徴が皮膚物性の特徴として示されると予想した。また体幹背部皮膚との関連性においても屈伸運動における屈曲

は体幹運動のうち背部を最も伸張させる動きであることから、他の運動と比較しより強い影響が示されると考えた。

そこで第2章では体幹固有の運動と皮膚との関連性を調べるため、皮膚物性を分析する部位を脊椎近傍の皮膚とした。脊椎との物理的な位置関係だけでなく解剖学的な特徴により椎骨と皮膚の関連が強いことも脊椎近傍皮膚を選択した理由である。脊椎矢状面上の特徴を分析するための課題として静止立位、前屈および後屈を実施した。これらの運動課題における椎間関節の形状および可動域の結果と脊椎近傍皮膚との相関関係を解析した。結果として、皮膚物性測定部位とその周辺に位置する特定の脊椎椎間関節の運動学的特徴との関連が示された。研究実施に際した予測として、皮膚物性測定部位直下の椎間関節との強い関連が示されると考えた。しかし、予測に反し本研究では直下でなくその周辺の椎間関節との相関が示され、かつ特定の椎間関節にのみ関連が示された。この現象は皮膚の連続性や全身運動における体幹機能の詳細な関連性を捉える点で非常に興味深い結果であった。さらに物性を示すパラメーターのうち速度依存的なパラメーターで相関関係がみとめられたことは、身体運動との関連性をより示す結果と考えた。

第3章では第2章で得られた皮膚部位と脊椎の位置的関連性に基づいた介入研究を行った。第2章の結果として、第7胸椎周辺皮膚物性と一部の脊椎椎間関節の動的な特性との間に関連性が示された。しかし、第2章の時点でこの関連性がどのように影響を与えているかについては明らかにすることができなかった。そのため第3章ではテープを用いた脊椎周辺皮膚に対する操作介入により皮膚物性を変化させ、この時の脊椎運動の変化を捉えることでこの関連性を明らかにした。結果として、テープ貼付による第7胸椎周辺皮膚に対する皮膚伸張介入の結果、皮膚粘弾性が増加し、坐位姿勢における脊椎および骨盤のアライメントに有意な変化を生じた。本研究の結果は、皮膚粘弾性が坐位姿勢に影響を与えることを示す、これまで明らかとされていない新規性の高い結果と言え、皮膚操作および接触を伴う臨床的な介入方法に対するエビデンスの一部となり得ると考えた。また、第7胸椎周辺皮膚の粘弾性増加による姿勢変化の方向は、一般的に坐位不良姿勢と考えられているものを改善させる方向であったことから、本結果は臨床的に有用性の高いものであった。

これら3報の研究結果より、体幹背部皮膚機械的特性と脊椎運動との関係性が明らかとなった。皮膚と身体運動との明確な関係性が示されず、曖昧な捉え方を元に臨床的な介入が行われている現状において、本論文によりこれらの関係性の存在について再現性の高い研究方法を用い定量的な結果として明らかにすることができたと考える。

## 序論

本論文の目的は皮膚機械的特性と身体運動との関係性を明らかにすることである。この関係性は皮膚操作を伴う医学的な治療概念や治療方法のエビデンスの一部となると考える。本章では皮膚と身体運動との関わりを深める上で必要となる皮膚の基本的な機能、構造および機械的特性について述べる。また本論文で取り上げる全ての研究における皮膚機械的特性の測定は Cutometer<sup>®</sup> を使用しており、その原理についても報告する。

くわえて本研究の対象部位はすべて体幹部であることから体幹部の解剖学および運動学的特徴について検討する。さらにこの運動学的特徴の定量的な測定方法についても報告する。これらを元に本知見の医学的な活用について、体幹部に起こる運動器疾患の疫学的調査および原因を検討することにより本研究を運動器疾患と関連付けることの有用性について報告する。

### 1. 皮膚の生理学的機能：身体運動との関係を中心に

皮膚は身体最表層に位置し、身体と外界との境界線となり身体全体を包み込む。大きく分け表皮・真皮・皮下組織からなる三層構造であり、身体全体重量の 16 % 占める身体最大の臓器である。表皮は外界との境界線であることから、身体内部を保護するバリア機能を持つ。これは表皮の中でも角層の機能である。角層は表皮内の角化細胞が角化することにより形成され、バリア機能の他に水分の喪失および透過を防ぐことや紫外線などの化学的な刺激から生体を守る機能を持つ。この他にも表皮に存在するランゲルハンス細胞は免疫機能に関わる（清水, 2011）。

また最表層部として自らの身体と外界との関係性を捉えるために皮膚内には数多くの知覚神経に関連する受容器（レセプター）が存在している。このレセプターの機能により触覚・圧覚のみならず、身体運動の制御に関わる皮膚の伸張感覚や皮膚の滑走方向などの知覚も得られる。受容器全体として主に真皮に多く分布している（吉村, 2011）。

真皮の生理学的機能との関連として、分泌機能および体温調節機能が挙げられる。毛器官の毛根部は真皮に存在し、この毛根部には脂腺と汗腺が連絡している。脂腺から出る皮脂は皮膚の保湿に関わるだけでなく、汗に含まれる水分と混合・乳化し表皮をコーティングする。このコーティング膜は酸性であるため感染予防の効果を持つ。また体温調節機能もこの毛根部が関連し、高温時には汗腺から分泌された汗が体表で蒸発することにより熱を逃す。低温時は毛根部に接する立毛筋が収縮し毛孔部（毛穴）が塞がることで体内の熱が放散することを防ぐ。さらにこの毛器官は触覚機能も有し、知覚神経の補助的役割を持つ（清水, 2011）。



皮膚のうち最深層にある皮下組織は中性脂肪を蓄え、外力に対する緩衝の役割や保温機能の役割を持つ。

### **皮膚生理学的機能における皮膚感覚**

皮膚感覚はヒトの一般感覚（視覚・聴覚・味覚・嗅覚・体性感覚）のうちの一つである体性感覚に含まれる。体性感覚は一般的に身体感覚と呼ばれるものと同義として捉えられ、身体表層に生じる皮膚感覚と筋、腱および関節など身体深部に生じる感覚である深部感覚（固有感覚・自己受容感覚）が含まれる。

皮膚の最表層に位置し外的環境と接する表皮は発生学的には中枢神経と同じ外胚葉由来である。真皮・皮下組織は中胚葉由来である。皮膚感覚の進化をひも解いても、ゾウリムシのような中枢神経の存在しない原生動物の細胞膜にも触覚を知覚する機能がすでに備わっており、侵害刺激からの逃避や、移動中の障害物にぶつかった際に方向転換するなどの行動がみられる（藤井, 2008）。この機能は多細胞生物にも引き継がれ、現在のヒトの皮膚感覚と皮膚を介した反射的運動に至る。

皮膚感覚の主要なものである触圧覚は基本的に皮膚内にある固有受容器（メカノセプター）が皮膚に加えられる物理的刺激を感知することから始まる。この固有受容器は、反応する刺激の内容、分布の範囲や反応（順応）特性によって4種類に分類される（表1）。反応の速度によってFA（早い）/SA（遅い）に分けられ、さらに分布の範囲の明瞭・不明瞭でI/IIに分けられるため、FAI・FAII・SAI・SAIIの4種類となる。

皮膚にはこれらの触圧覚および振動覚の他に、ルフィニ終末を中心とした皮膚変位および伸張方向を知覚する受容器が存在し、深部感覚と合わせて機能することで精細な運動制御および姿勢制御が可能となると考えられている。これらの関係性を知る上で皮膚刺激を介した関節の錯覚実験は広く知られている（Benoni B et al., 1995; Benoni B et al., 2001; Collins DF and Prochazka A, 1996; Collins DF et al., 2005）。

また皮膚の伸張性については皮膚コラーゲン線維の走行の特徴や皮溝（皮膚にみられるシワよりさらに細かい溝）の構造的な特徴から異方向性が存在し、その結果として Langer line や Relaxed skin tension line 等が報告されている（Langer, 1978; Joodaki H and Panzer MB, 2018）。この皮膚伸張異方向性が運動により変化することや皮膚伸張感覚を司る受容器であるルフィニ終末がコラーゲン線維と並行して存在することが知られており（Gardner EP and Johnson KO, 2013）、皮膚伸張感覚及び伸張方向と運動制御に密接な関わりがあることが示唆される。

表1 皮膚メカノセプターの特徴（下条, 2002 の表を一部改変し作成）

	SA I	SA II	FA I	FA II
受容器	Merkel	Ruffini	Meissner	Pacinian
機能的特徴	強度検出 空間パターン検出 皮膚曲率検出	皮膚のひっぱり検出	速度検出 空間パターン検出 皮膚曲率変化検出	加速度検出 振動検出
順応性	遅い	遅い	早い	早い
受容野の境界	明瞭	不明瞭	明瞭	不明瞭
皮膚表面からの相対的な深さ	浅い	深い	浅い	深い
形状	卵円形	紡錘形	楕円形	楕円形
手掌面における神経支配密度	25 % (4250 本)	19 % (3230 本)	43 % (7310 本)	13 % (2210 本)
空間加算特性	なし	—	なし	あり
時間加算特性	—	あり	なし	あり
皮膚表面温度影響	あり	あり (100 Hz以上)	なし	あり
感覚発生に必要なパルス数	連続パルス	少しでは関与なし	単一パルス	連続パルス
触神経電気刺激による発生感覚	Pressure	—	Tapping (1 Hz) Flutter (10 Hz) Vibration (50 Hz)	Ticking/Vibration
周波数レンジ	0.4 -100 Hz	0.4 -100 Hz	10 - 200 Hz	70 - 1000 Hz
周波数最小閾値	10 $\mu$ m (50 Hz)	3 $\mu$ m (50 Hz)	6 $\mu$ m (40 Hz)	0.1 $\mu$ m (250 Hz)
刺激（皮膚変形）と応答（発火頻度）				
分布部位	表層深層	真皮・皮下組織（浅筋膜）、関節包、半月板、靭帯、骨膜、筋膜	手掌・足部の表皮深層から真皮	真皮深層から皮下組織

## **皮膚感覚と身体運動の関係性**

皮膚の運動制御や姿勢制御との関係についてもこれまであまり重要視されて来なかったものと思われる。これらの機能は、通常時にはみられることが少なく、外的環境の変化や機能低下による内的制御の異常事態が起こった際に出現するという特徴を持つ。このような縁の下の力持ち的特徴がこれまで注目されてこなかった理由とも考えられるが、恒常性の観点においてはリカバリー機能として非常に重要なものである。

## **皮膚反射**

皮膚の運動制御機能には皮膚反射が密接な関わりを持っている。これまで皮膚反射は侵害刺激から身体部位を遠ざけようとする脊髄レベルの原始的で回避的な屈曲反射（逃避反射）として捉えられることが多かった。しかし、近年反射による出力そのものが局面依存的、運動課題依存的および刺激強度依存的に変化することが報告され（小宮山, 1999）、運動との関連性が重要視されている。特に、歩行やステレオタイプな運動のリズムを制御するセントラルパターンジェネレーターは、皮膚反射の修飾を受けるため歩行時の足部皮膚刺激によりその刺激部位に対応した筋の筋活動に変化が起こる（中澤, 2003; 上林, 2009）。これは正常歩行における転倒や障害物の回避に関わると考えられているが、脊髄損傷や脳卒中後などの歩行障害に対するリハビリテーションにおいても臨床応用され、効果を上げている。

## **運動制御**

皮膚感覚と深部感覚からなる体性感覚と運動との関係性は関節運動感覚および位置感覚の錯覚実験によりすでに知られていた。この錯覚については深部感覚刺激として体表から腱に振動刺激を加えた場合、錯覚の程度が皮膚感覚刺激よりも大きかったことから、この関係性においては深部感覚の方が寄与しているとの考え方が主流であった（Burke D et al., 1976）。さらには皮膚感覚を消失させても、それ以前と同等の運動の質を維持できることなどからも皮膚感覚と運動との関係性は低いと考えられていた。（Goodwin GM et al., 1972; Hopper D, et al., 1997; Lariviere J, et al., 1994）

しかし、近年この分野においても皮膚感覚の重要性が再認識されつつある。前述した振動刺激を用いた実験においても、腱への刺激といえども実際には皮膚を介して行われたものであり、筋腱に刺激が加わらない程度の振動刺激を与えても運動錯覚が起こることが報告された（Benoni B, et al., 1995; Benoni B et al., 2001; Collins DF and Prochazka A, 1996; Collins DF et al., 2005）。さらに、この錯覚の実験については単関節における1軸性の動きに関するものであるが、関節の複合運動においても皮膚感覚が関節複合運動の軌跡をモニタリングしているという報告が得られている

(Aimonetti et al., 2007) 。さらには筋疲労時の皮膚刺激により運動パフォーマンスが改善するという報告もみられ (Csapo R and Alegre LM, 2014) 、皮膚機能の役割が恒常性を補償するためのリハビリ機能だと考えれば、前述の皮膚感覚消失実験でその他の機能が正常な状態であれば変化が出ないことは当然の結果とも言える。このように、(皮膚感覚が身体運動にとって重要であるという立場で) 最近の報告を検討すると皮膚感覚と運動との関連性が薄いと考えることについては再検討が必要と考える。

## 姿勢制御

姿勢制御は主に視覚、前庭感覚、皮膚感覚と固有受容器より生じる深部感覚（皮膚感覚と深部感覚を合わせて体性感覚）が関与し、これらの感覚入力の減少または知覚減少により重心動揺が増加することが知られている（図 1）。“ライトタッチ”の研究 (Baldan AM, 2014) は皮膚の姿勢制御機能において比較的知られている知見と思われる。これは静止立位保持課題において、身体を支えられない程度の触圧覚刺激を手指に加えることで、視覚情報入力減少や前庭機能低下による重心動揺の増加が低減する現象である。これは手指皮膚触覚により、姿勢保持に必要とされる内部環境情報（自己の身体情報）と外部環境情報のうち後者の入力が増加することによるものと考えられている。

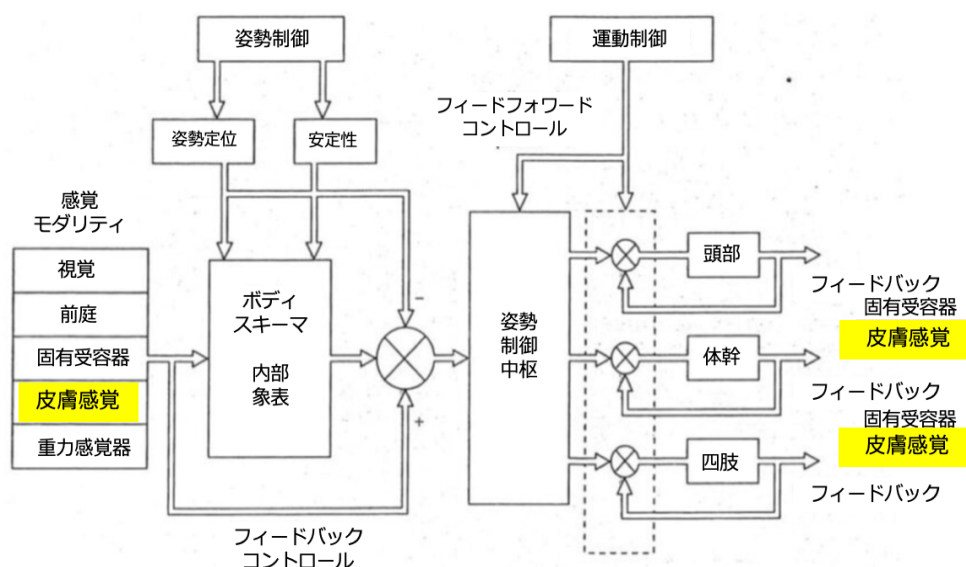


図 1 姿勢制御における皮膚感覚の関与 Massion J (1994) の図をもとに作成

また触覚刺激による効果に関しては、テープをアキレス腱部に貼付することで高齢者にみとめられる重心動揺や筋疲労にともなう重心動揺が減少する現象が報告されている（Lopes LM et al., 2014; Thedon T et al., 2011）。これは静止立位保持課題が足関節を支点とした倒立振り運動であり、足関節周囲皮膚の感覚入力の増加が、足関節位置・運動感覚情報の増加を生み立位保持機能の改善を促したものと考えられる。この知見は、高齢者の転倒予防などの観点はもちろんのこと、足関節捻挫後など運動器疾患に対しテーピングを足部に貼付する機会は多く、臨床応用に直接的な知見であり非常に興味深い。

## 2.皮膚の機能解剖学・形態・構造的特徴

皮膚は大きく分け表皮・真皮・皮下組織からなる三層構造（図2）であり、各層で構造、形態および機能が異なる。またそれぞれの層が単独で機能することではなく、複雑な構造によりそれぞれが関連性を持ちながら機能する。身体運動に伴う骨関節運動に適応するよう皮膚より深層の筋膜や骨との関連性もみとめられる。Herlin Cら（2015）はこの皮膚の複雑な三層構造を skin-subcutaneous complex（皮膚—皮下複合体）と呼び、その力学的パラメータは皮膚に存在するすべての組織（脂肪、コラーゲン、エラスチン）の力学的挙動、構造そして特に様々な層の関係性によって決まると述べている。本項では3層それぞれの構造及び機能的特徴およびその関係性について述べる。

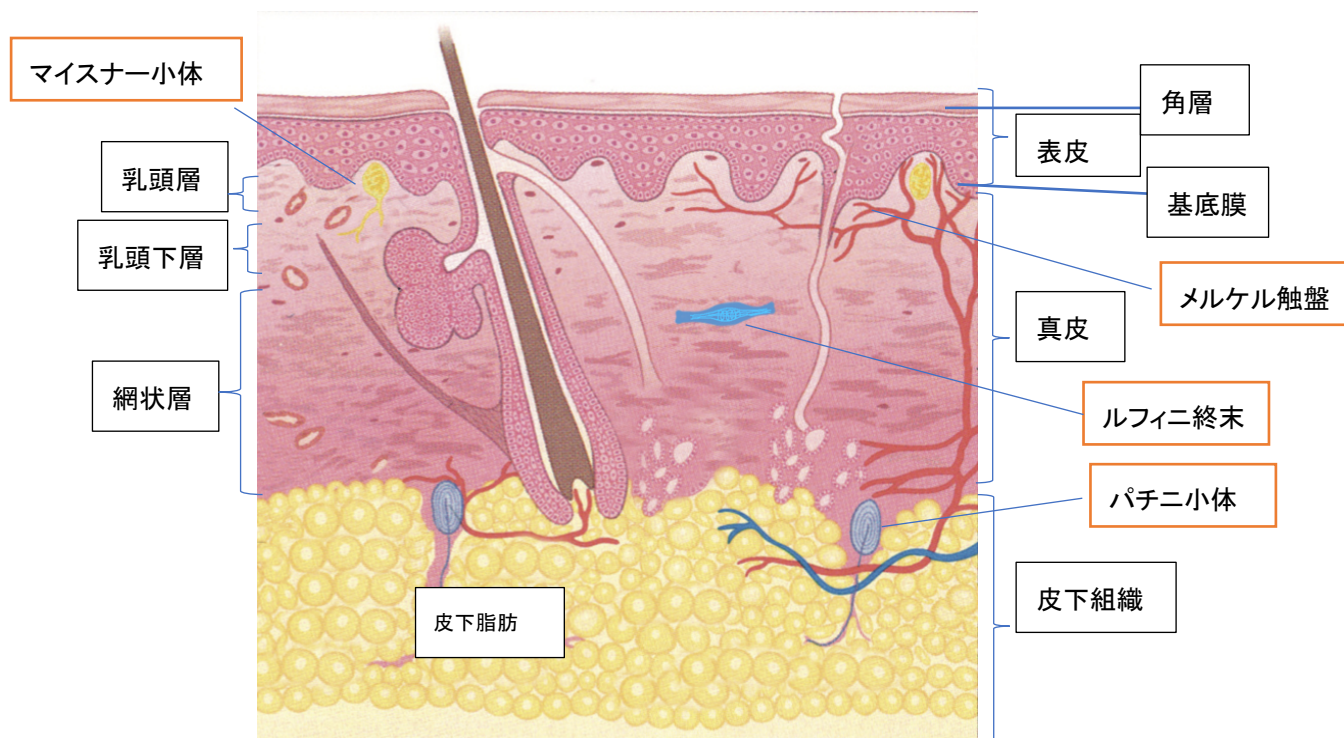


図2 皮膚断面図 Kolarsick PAら（2011）の図をもとに作成

## **表皮の構造**

表皮を構成する細胞は表皮ケラチノサイトである。この表皮ケラチノサイトは成熟度の異なる4種に分類され、奥（真皮側）から表面に向かって成熟（分化）しながら移行する。最下層は基底膜に接着して増殖と分化能の両方を有する1層の基底細胞である。基底細胞は有棘細胞に分化して有棘層をつくり、有棘細胞はさらに分化して顆粒細胞となる。顆粒細胞は脱核して角質細胞に分化し、最終的に皮膚から脱落するというターンオーバーを約45日間かけて常に繰り返す。表皮の成分ケラチノサイトは表皮そのものの引張強度を保ち、細胞接着により互いに結合し、細胞外マトリックスを介し、下層へ力を伝達する（清水, 2011）。この表皮特有の伝達機能は細胞骨格と細胞間マトリックスの特異的な組織化によると考えられている（Rubsamら, 2017）。そのため表皮と真皮は表皮基底膜の機能により密着し、真皮の乳頭と呼ばれる凹凸により強く連結しているため、これらにずれが生じることはない。

## **真皮の構造**

表皮の下層にある真皮は三層構造で乳頭層、乳頭下層、網状層からなり網状層が多くを占める。厚さは表皮の15~40倍である（清水, 2011）。真皮は、主体の細胞外マトリックス成分と細胞（メインは線維芽細胞）からなる。細胞外マトリックスには弾性線維なども含まれる。IおよびIII型コラーゲン主体の真皮細胞外マトリックスは、機械的強度をもたらすバスケット織りのような構造に配置されている（Ferguson and O'Kane, 2004）。そのため線維の走行に沿って働く張力に対しては抵抗力となり、伸展性が小さい。この作用により皮膚の形状が維持されるため、真皮内コラーゲンは皮膚の支持組織と考えられている。真皮内エラスチンは網状層においてコラーゲン線維束の間にほぼ均等に存在し体表に対して平行に走行する。乳頭層に近づくにつれ線維は細くなり走行は体表に垂直になる。主な機能として皮膚の弾力性に関わり、この弾力により皮膚は形状変化に対し元の形状に回復する。このように真皮に対する機械的ストレスは主にコラーゲン線維とエラスチン線維に分散される。エラスチン線維は、小さな応力とひずみ、および反動時の機械的拳動を決定し、一方大きな応力は、波状のコラーゲンネットワークを直線化することによって散逸し、皮膚を効果的に硬くする（Sherman et al., 2015）。真皮を創る線維芽細胞は、形態形成、損傷、線維化、および瘢痕化の際に結合組織マトリックスを合成・分泌・沈着させ、リモデリングする役割を担う（Jiang and Rinkevich, 2018）。

## **皮下組織の構造**

皮膚の最深層に位置する皮下組織の構造は人体の様々な部位で異なるが、基本構造は2層構造である。表層は superficial adipose tissue（SAT：表層脂肪組織）または、下層は deep

adipose tissue (DAT: 深層脂肪組織) と呼ばれる。これらの中には浅筋膜と呼ばれる線維膜も存在する。主に脂肪小葉と呼ばれる粒状の脂肪組織と糸状または膜状の線維組織 (後述: retinacula cutis network) で構成されている。また Nakajima et al. (2004) は、浅層では脂肪小葉が豊富なため外力に対して深部組織を保護していると考えられることから、防御性脂肪筋膜系 (protective adipofascial system: PAFS) と命名している。一方、深層は脂肪小葉が扁平で、部位によっては存在せず、筋膜は疎で断面では流れるような形態をしている。これにより PAFS を介して皮膚に可動性を与え、筋骨格の運動が皮膚に対して円滑に行われるための潤滑剤として働いていると考えられることから、潤滑性脂肪筋膜系 (lubricant adipofascial system: LAFS) と命名している。この基本二層構造も身体各部位の機能的要求に従って図 3 に示す 3 種類の構造に移行している。(今西, 2021)

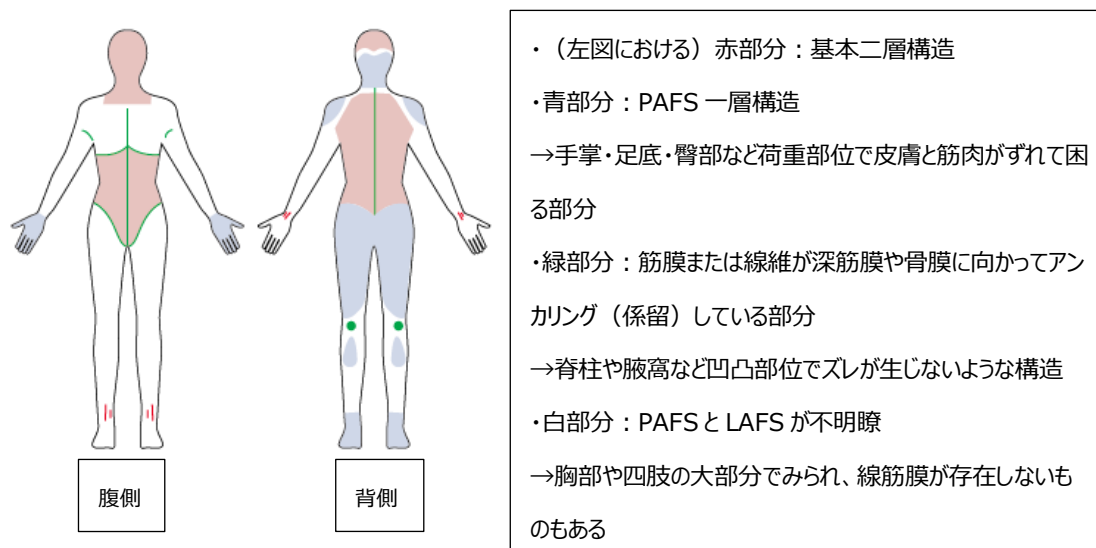


図 3 皮下組織の部位による構造的差異

今西 (2021) の図を元に作成

このように皮下組織の構造及び機能により皮膚は弾力性 (クッション性) に富み、“あらゆる方向”へ滑らせることが可能であり、この機能により皮膚が筋骨格系の運動などに対して自由に移動ができ、この移動性によって皮膚にある脈管・神経の損傷が避けられている (清水, 2011)。このように、身体運動における脈管神経へのストレス軽減を中心に捉えれば、この皮膚の移動・滑走は“自由”と捉えられるかもしれないが、実際にはヒト皮膚は身体運動に際し、“自由”でなく規則的に移動・滑走している。これは以下に述べる skin motion artifact の研究が示す。長期の関節の固定や不動、

術後術創部皮膚等による皮膚伸張性の低下など、この規則性の維持が困難となるような状況は身体の骨関節運動に影響を及ぼすことが予想される。この皮膚の規則的な移動性やその規則性の破綻につながる伸張性の低下は、以下で示す皮膚の機械的特性の特徴によると考えられている (Taylor, 2005)。本論文の以下で示す 3 報はこれら皮膚の機械的特性と身体運動との関連性を示す内容となっている。これまでこのような皮膚の機能解剖学的特徴が運動学的に関連するという知見は非常に少なかった。また近年、このように皮膚の最下層である皮下組織と筋膜との関連性から身体運動において皮膚の物理的な特徴が臨床的にも重要であることが示されてきている (Fukui, 2014; Myers, 2013; Jacobs, 2014)。

#### **Retinacula cutis 皮膚支帯 (Skin ligament 皮膚靱帯) について (図 4)**

皮下組織の内部では retinacula cutis superficialis (RCS : 浅部皮膚支帯) および retinacula cutis profundus (RCP : 深部皮膚支帯) と呼ばれる緻密なコラーゲン線維性隔壁が横断している。この retinacula cutis network (RCN : 皮膚支帯網) の内部では、ハチの巣のように薄い隔壁で区切られた脂肪小葉が形成されている。また retinacula cutis の一定の密度を伴うものが skin ligament (皮膚靱帯) と呼ばれ (Herlin C et al, 2015)、真皮の基底部とその下にある深層筋膜の表層線維を結ぶ線維束が、四肢および身体の残りの大部分に広く存在することが示された。Skin Ligament は、その構造と配置から、張力、回転トルク、重力に対抗するために皮膚を固定する役割を担っている (Moore and Dalley, 1999; Gratzner et al, 2001)。この機能により外力および身体運動により移動する皮膚が元の位置に戻ることが可能となる。Skin ligament の分布パターンは、部位特異性を示している (Nash LG et al., 2004)。頭部、頸部、体幹上部および側面、上肢および下肢の皮膚には、多数の Skin Ligament が存在する。これらの部位では皮膚の安定性が求められるためと考えられる。腹部、臀部、会陰部などの部位では、Skin Ligament のパターンは不規則で、Skin Ligament は少ないか存在しない。これらの部位は妊娠中や脂肪の蓄積により、より高い弾力性が必要とされ、皮膚の伸縮が起こる可能性がある。Skin Ligament の構造は、皮下脂肪の量、その下の筋肉、血管、神経、筋間隔壁の存在によって異なると考えられている。



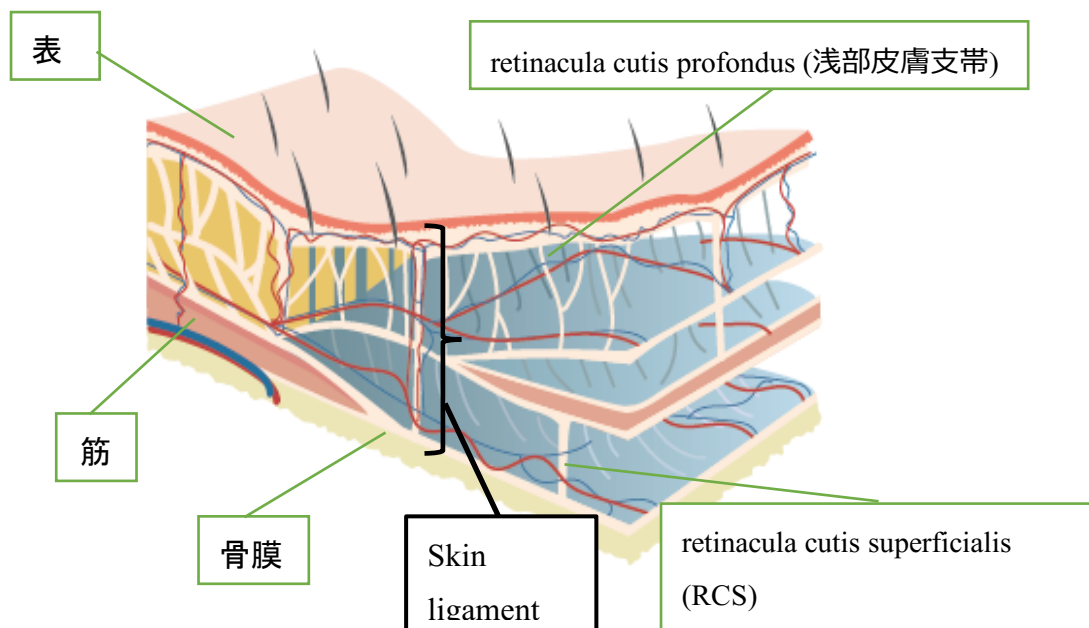


図 4 皮膚構造の中の Retinacula cutis

Herlin C, Chica-Rosa A, Subsol G, et al. (2015) の図を元に作成

### **Fascia (ファシア) について**

Fascia (以下ファシア) はこれまで解剖学的に筋膜と訳されてきた。また主に筋を包む深筋膜として捉えられることがほとんどであった。しかし、筋膜について全身を連続的に包む線維組織と捉える見方からファシアの定義が変遷し、その真皮-浅筋膜-深筋膜 (または骨膜) との強い構造的な関連からファシアの一部として皮下組織が含まれることとなった。現在のファシアの定義はまだ定説的なものではないが、2017 年には The Fascia Research Society が Fascia Nomenclature Committee (FNC) を設立し、その Fascia の解剖学的定義と機能的な定義を提唱した (以下に示す)。

*Proposed histological/anatomical definition, suggested by the FNC (Stecco and Schleip, 2016; Stecco et al., 2018)より引用*

*A fascia is a sheath, a sheet, or any other dissectible aggregations of connective tissue that forms beneath the skin to attach, enclose, and separate muscles and other internal organs.*

訳：ファシアとは、皮膚の下に形成され、筋肉や他の内臓を付着、包囲、分離する結合組織の鞘、シート、その他の解剖可能な集合体である。

*Proposed functional definition, suggested by the FNC (Adstrum et al., 2017)より引用*

*The fascial system consists of the three-dimensional continuum of soft, collagen containing, loose and dense fibrous connective tissues that permeate the body.*

*It incorporates elements such as adipose tissue, adventitiae and neurovascular sheaths, aponeuroses, deep and superficial fasciae, epineurium, joint capsules, ligaments, membranes, meninges, myofascial expansions, periosteal, retinacula, septa, tendons, visceral fasciae, and all the intramuscular and intermuscular connective tissues including endomysium/perimysium/epimysium.*

*The fascial system surrounds, interweaves between, and interpenetrates all organs, muscles, bones, and nerve fibers, endowing the body with a functional structure, and providing an environment that enables all body systems to operate in an integrated manner.*

訳) ファシアシステムは、軟質でコラーゲンを含み、緩くかつ密な繊維性結合組織の3次元連続体であり、生体に浸透している。

脂肪組織、外膜、神経血管鞘、腱膜、深筋膜、表筋膜、関節包、靭帯、膜、髄膜、筋膜拡張部、骨膜、網膜、隔膜、腱、内臓筋膜、筋内膜、筋間膜、上筋膜などの要素が含まれる。

ファシアシステムは、すべての臓器、筋肉、骨、神経線維を取り囲み、その間を織り成し、身体に機能的な構造を与え、すべての身体システムが統合的に動作できるような環境を提供する。

このようにファシアの身体全体における連続性から、近年皮膚を運動器として捉える見方が増えてきている (Ishida, 2015)。またこの浅筋膜層には感覚神経が豊富に存在しており (Suarez-Rodriguez V, et al., 2022)、この部位の滑走性が低下することにより疼痛が生じると考えられていることから、皮膚を治療対象とした治療概念や技術に関する報告が増えている (Fukui, 2014; Myers, 2013; Jacobs, 2014)。

### 3. 皮膚の機械的特性について

ヒト皮膚の機械的特性の代表的なものとして粘弾性、非線形性、異方性が挙げられる。これは皮膚の構造や皮膚に含まれる線維の性質や線維の走行により決定される。本項ではそのそれぞれの

特性について述べる。またこれらに加えて、皮下組織や筋膜の機能性より生まれる身体運動の際に生じる皮膚の移動・滑走性の特性についても述べる。

### **本研究における皮膚弾性および粘弾性の質的定義**

本論文における皮膚物性の質的な定義として、弾性を皮膚に力を加え形状を変化させた際、力を除去したのちに元の形状に戻る性質とする。粘弾性については、機械的な力を適用すると緩徐に変形し、機械的な力を除いてもこの変形が維持され、ある程度の遅れの後に元の位置に戻る性質と定義した。エラスチンは皮膚の弾力性に関わり、粘弾性はコラーゲンの架橋構造が関連し、また皮下組織にある retinacula cutis も粘弾性挙動に寄与している (Seyedet al., 2018)。この力学的特性は、人体の部位によって異なり、性別、人種、年齢など、多くの要因に依存する (Kuilenburg et al., 2013)。また粘弾性のうち粘性要素は皮膚線維ネットワークにおける高粘性のグリコサミノグリカンを含む間質液の特徴に起因する (Krusche T and Worret WI, 1995) と考えられており、Bell JS ら (2022) はこの粘性が持続的な伸張と関連することから、姿勢の変化のような緩徐な動きに対応する物性の可能性があると述べている。

### **非線形性**

人間の皮膚の基本的な力学的特性である。ヒトの皮膚は大きな変形を受けると非線形になる。一方、手指皮膚のような小さな変形に対しては線形モデルが適用される。図 5 (Mostafavi et al., 2022 より引用) は、軸方向の変形を受けた人間の皮膚の挙動を分類したものである。この図から、皮膚の変形は 3 つの領域に分類されることがわかる。これらの領域は、異なる変形に対する皮膚の線形および非線形の挙動を示している。領域 I の小さな変形では、人間の皮膚は線形材料として作用し、線維は整列している。一方、領域 II 以降では、皮膚は非線形挙動を示し、この領域で剛性が高くなり領域 III では線形に戻る。このように皮膚は機械的刺激に対しその刺激量に応じた抵抗力を示す。これにより皮膚の形状は大きな力が加わった際にも変形することなく元の形状に戻ることが可能となる。

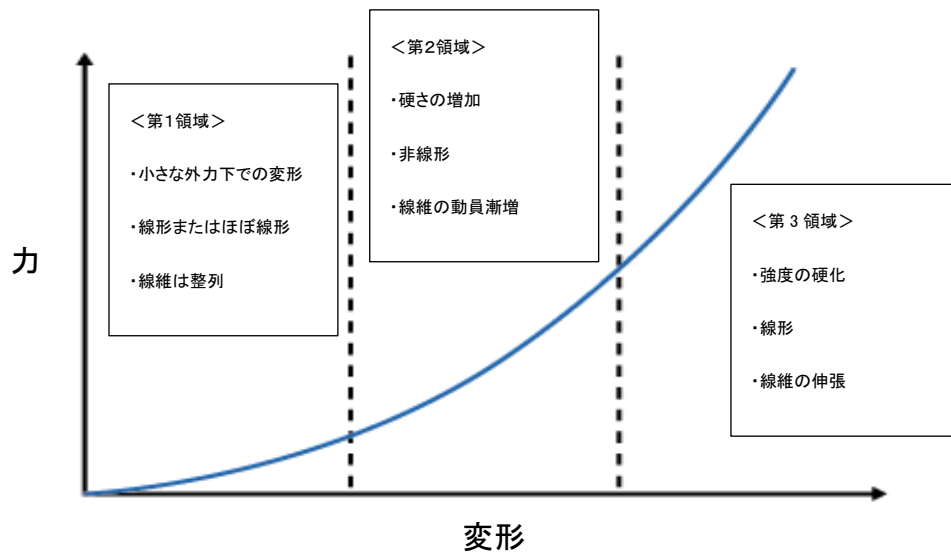


図5 皮膚の力に対する変形：非線型モデル

Mostafavi et al (2022) の図を元に作成

## 異方性

ヒトの皮膚の力学特性を決めるコラーゲンおよびエラスチンの配列・走行は身体全体で一定ではなく、各身体部位で特定の方向性を有していることが知られている (Carmichael SW, 2014)、そのため測定する皮膚部位の点ごとにその粘弾性の方向は異なる、この性質は異方性と呼ばれる。この異方性を初めて示したのは Langer (1978 : 図6) によるもので、死体皮膚にピック様のもの穴を開け、その穴が楕円になることでその皮膚にかかる弾性方向を調査したものである。現在では手術術創部の回復速度や美化を考慮する上で、皮膚切開方向を判断する基準の一つとして考えられている。その後 Borges により Relaxed skin tension line (Borges AF, 1984) も提唱されている。この異方性については数多くの研究がなされている (Ní Annaidh A, 2011; Chen ML, 2018; Ruvolo EC Jr, 2007)。一方で Jacquet E ら (2017) は対象となるヒト皮膚の機械的挙動の in vivo 測定に基づく結果として、この異方性には個人差があることを示し、個別的なアプローチが必要であることを述べている。この Jacquet E ら (2017) の研究の対象者は 18-57 歳であり、異方性における個別性は後天的なものと考えることができる。この異方性の個人特性は、皮膚粘性が姿勢と関連する可能性があることからその個人の姿勢の特徴との相関が予想され、この点についても皮膚機械的特性と身体運動との関連性が示唆される。

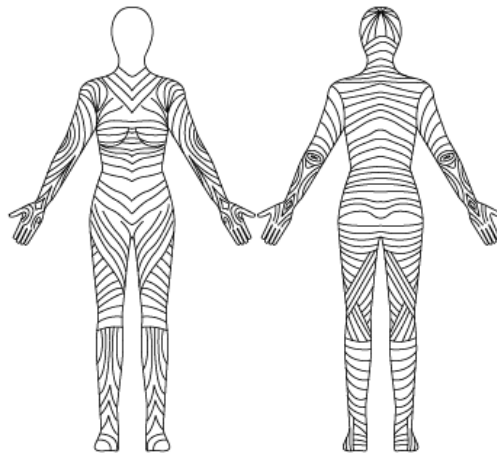


図 6 Langer Line

Langer (1978) の図を元に作成

### **皮膚滑走性 : skin motion artifact**

近年、関節運動の際に、関節周辺の皮膚が伸張されるだけでなく、一定方向に動くこと、さらにその滑走方向も身体部位および運動方向によって異なることが報告されている (Fukui, 2016; Fukui, 2017)。これまでの身体運動と皮膚動態との関連を示した報告は、体表より体幹部骨格の骨運動を判断する際に生じる軟部組織アーチファクト (soft tissue artefact) についての報告として知られていた (Zemp R et al, 2014; Cereatti A et al., 2006; Heneghan NR, Balanos GM, 2010; Kratzstein S, 2012)。このアーチファクトは動作解析装置モーションキャプチャのマーカーが、動作測定時に実際の骨指標からずれるため、実際の骨運動との誤差が生じる問題点として研究されていた。しかし、この点については捉え方を変えれば、実際の骨運動に対する皮膚の滑走性と捉えることも可能である。上記の通り、皮膚は皮下組織の滑走性により身体運動時に合目的的に移動することから、個別の関節運動に対する皮膚の滑走性の特性も身体運動にとって重要な要素であることが考えられる。このような視点においてこのアーチファクトの方向性を明らかにすることは身体運動の改善における介入方法の一助となり得ると考えられる。またこれらの身体運動に伴う皮膚の移動の特徴も皮膚各部位の機械的特性によると報告されている (Taylor, 2005) ことから、身体各部位の皮膚機械的特性の詳細な評価は皮膚と身体運動との関連性を示す上で非常に重要であると考えられる。本論文では、体幹背部に焦点を絞って検討を行なった。

## 皮膚弾性評価法

Sanders (1973) は Torsion method と呼ばれる皮膚を水平面上で捻った際の変位量を測定する方法を考案した (図 7)。

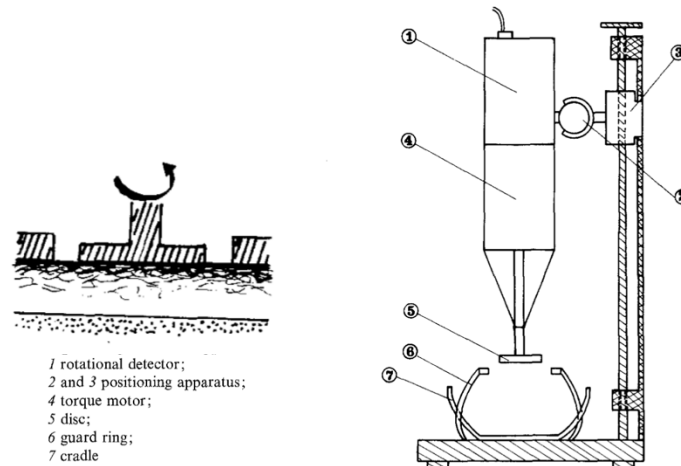


図 7 Torsion method (Sanders R, 1973) の図を元に作成

この方法によると、皮膚への一定のトルク (捻転力) に対する図 8 のような時間—皮膚変位グラフが得られる。またグラフ内には皮膚の物性における時系列的な特徴に基づいた区分が設定され、その区分における変形量から各パラメーターが算出される。

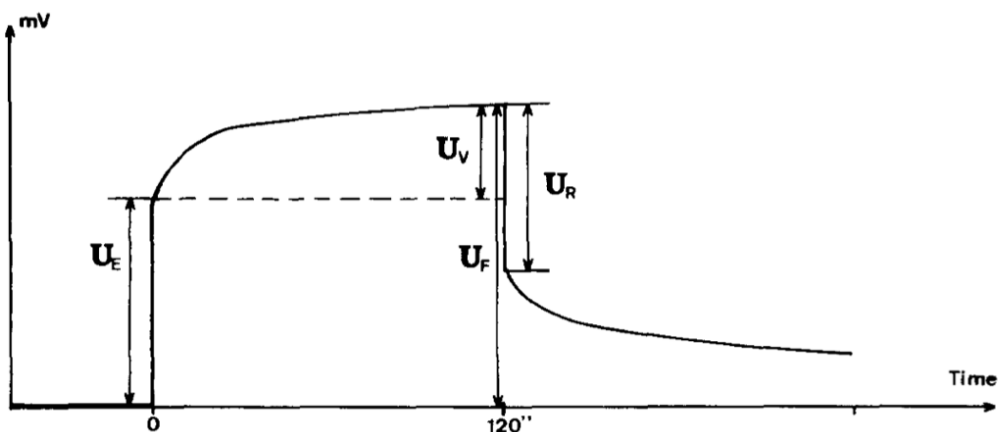


図 8 Torsion method 測定における皮膚変形曲線 (Sanders R, 1973 の図を元に作成)

その後、Suction method（吸引法）でも同様のグラフ曲線（図9）が得られることから、市販のCutometer<sup>®</sup>が広く臨床的にも利用され、経験的に踏襲・適用されている。

Cutometer<sup>®</sup>は、陰圧を使って皮膚を機械的に変形させることで、皮膚上層部の物性を測定する実験機器である。測定原理は吸引法に基づき、装置で陰圧を発生させると、プローブの開口部から皮膚が吸引され、所定時間経過後に解放される。この間プローブ内蔵の非接触光学式測定システムによって、プローブへの侵入深度が測定される。光学式測定システムは、光源と受光部、および2つのプリズムで構成されている。プリズムは向い合せに設置され、発光部から受光部へ光を投影する役割を果たす。皮膚の侵入深度によって光の強度が変わることで侵入深度を計測することができる（図10）。測定中、陰圧に対する皮膚の反発力（硬さ）および元の位置に戻る能力（弾力性）が、リアルタイムで曲線（図9）として表示される（侵入深度 [mm/時間]）。得られた曲線を利用して、必要な測定パラメーターを算出することが可能となる。計測には皮膚の硬さに応じて適切な口径のプローブを選択する。

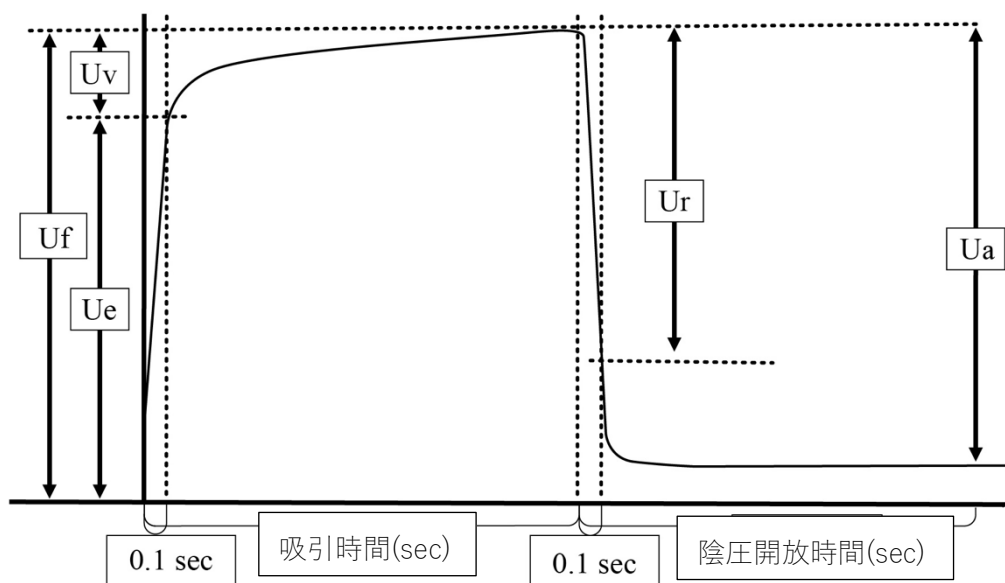


図9 Cutometer<sup>®</sup>測定における皮膚変形曲線

Ue: Skin extensibility; Uv: Delayed distension; Uf: Final deformation;

Ur: Immediate retraction; Ua: Maximum recovery

#### Cutometer<sup>®</sup>主要パラメーター

R0= Uf :皮膚の硬さ R2= Ua/Uf : 総弾力性 R5=Ur/Ue : 正味弾力性

R6=Uv/Ue : 粘弾性 R7=Ur/Uf : 弾性回復率

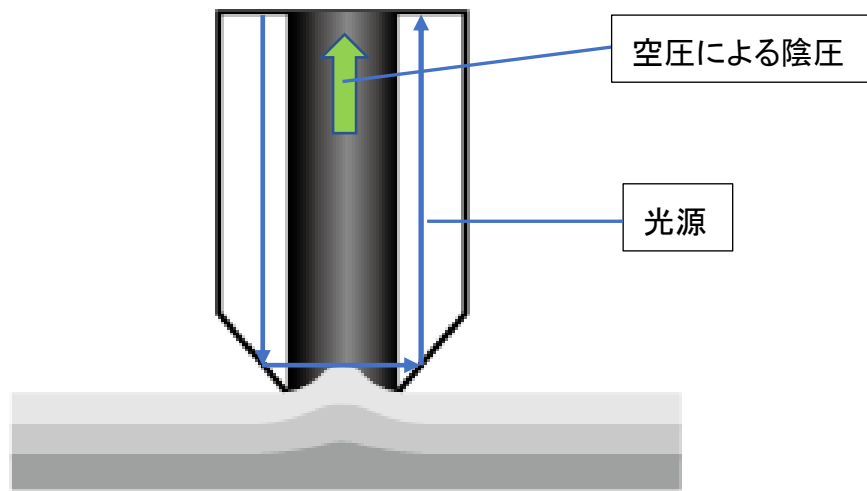


図 10 皮膚に密着させたプローブの開口部が皮膚を吸引し、その皮膚のプローブへの侵入深度を光学的に計測する Cutometer<sup>®</sup>原理 (インテグラル社製説明書を元に作図)

### 本論で Cutometer<sup>®</sup>を使う妥当性について

本論文の Cutometer<sup>®</sup>使用に対する予備的実験として、健康成人 10 名の第 7 胸椎棘突起周辺皮膚に対する Cutometer<sup>®</sup>測定を行った。結果として Sanders (1973) により報告された Torsion method より得られたグラフと同様の形状が全被験者 (図 11) にみられ、その結果 10 例の平均値においても同様の傾向が確認された (図 12)。

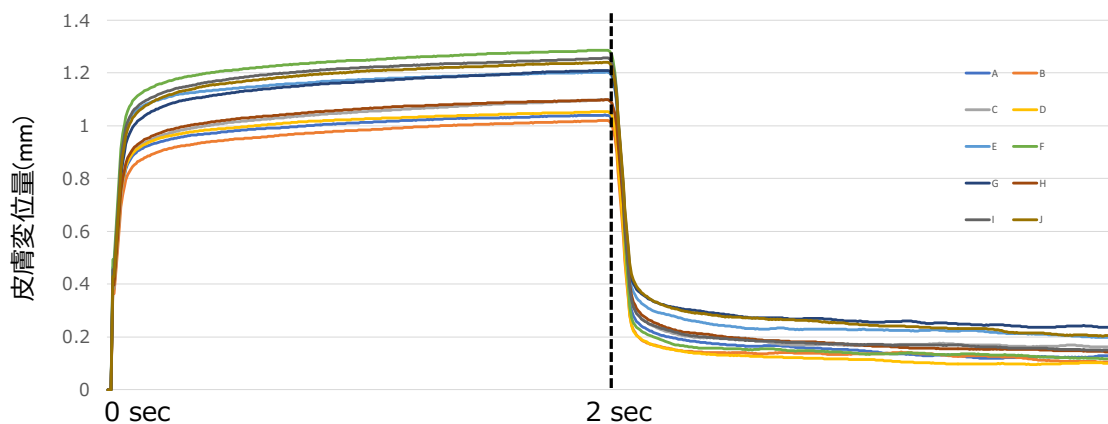


図 11 第 7 胸椎棘突起周辺皮膚 全 10 例キュートメーター測定値データ



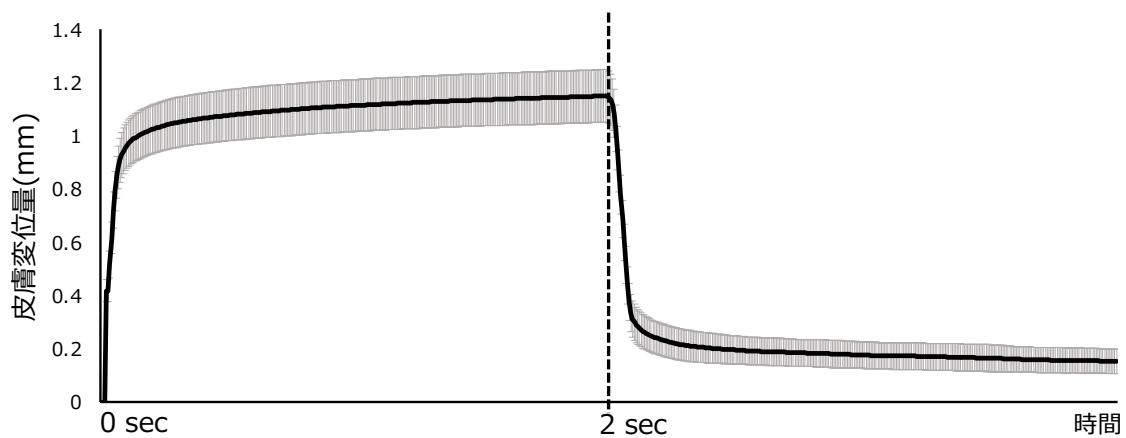


図 12 第 7 胸椎棘突起周辺皮膚に対する Cutometer<sup>®</sup>測定データ全 10 例の平均値および標準偏差

この Cutometer<sup>®</sup>より得られるグラフ区分（図 9）において、 $U_e$  は吸引開始から 0.1 秒後の皮膚の変位量を示し、皮膚弾性の特徴を示すと考えられている。またこの 0.1 秒以降の皮膚変形が緩やかになる部分は  $U_v$  であり、皮膚粘性の特徴を示すとされている。この特徴は、主に皮膚線維ネットワークにおける高粘性のグリコサミノグリカンを含む間質液の特徴に起因すると考えられている。 $U_r$  は陰圧開放から 0.1 秒後の皮膚変形回復量を示し、これも皮膚弾性と関連する指標である。吸引時および陰圧解放時の弾性要素については、コラーゲンおよびエラスチンの皮膚線維そのものの機能的特性が示されると考えられている。このように、この全測定結果に対し定型的に設定される 0.1 秒が皮膚弾性と粘性を便宜的に区分する役割となっている。また本論文で主に用いたパラメーター R6 は  $U_v/U_e$  より求められ、先行研究の多くで粘弾性の指標として用いられているが、算出式から考えると皮膚粘弾性における粘性要素の割合を示すものと考えられる。パラメーター R7 は  $U_r/U_f$  ( $U_f$  は吸引による最大変形量) より算出され皮膚の弾性回復率を示す。

また Cutometer<sup>®</sup> は非侵襲的で携帯性に優れていることから、医学や皮膚科学の臨床分野における主要な皮膚物性測定機器として知られている。そのため数多くの論文でこれらのパラメーターが物性の指標として用いられている。例えば、臨床的に皮膚粘性が増加する疾患であるリンパ浮腫 (Dobrev H, 2000)、火傷後などの癒痕組織 (Corr DT and Hart DA, 2013; Krusche T and Worret WI, 1995) や強皮症 (Dobrev H, 1998) を呈する皮膚に対する Cutometer<sup>®</sup> 測定結果において、粘性の指標となる R6 パラメーターは理論通り高値を示すと報告されている。また R7 は加齢による皮膚弾性の低下を示すパラメーターであることが知られている (Elsner P et al., 1990);

Piérard GE et al., 1998; Krueger N et al., 2011)。Clancy ら (2010) によればその他の皮膚物性測定装置は表皮に近い部位の皮膚物性測定に限られるのに対し、Cutometer®は皮膚全体の皮膚粘弾性の評価に敏感であると述べている。

またこのような臨床的な報告に対し、Cutometer®測定データそのものに対する検討として、完全弾性体の吸引実験 (Qu et al., 2016) がある。弾性率の異なる完全弾性体を2種の吸引力で吸引した結果が図13である。図13の通り、吸引および陰圧解放時の線形は直線的であり、吸引時プロットデータに対する相関係数は  $0.956 \pm 0.029$ 、陰圧解放時は  $0.991 \pm 0.006$  であったとしている。

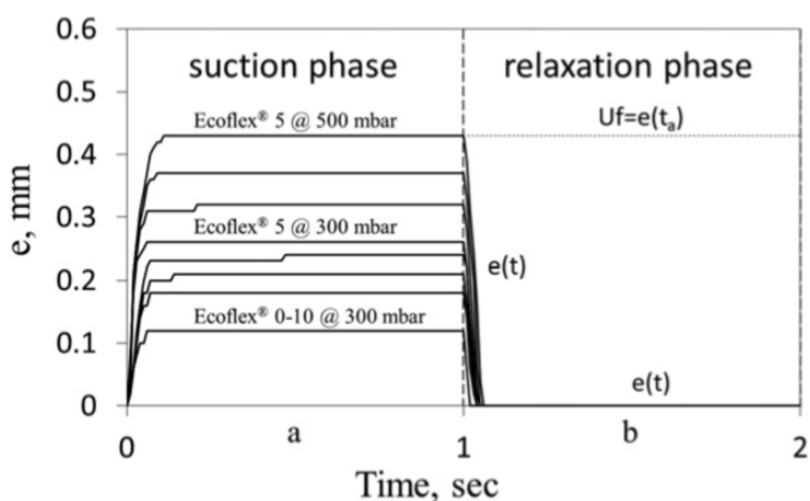


図13 弾性率の異なる完全弾性体の吸引時の反応と吸引圧の異なる場合の弾性体の反応について (Qu et al., 2016)

弾性においてはエラストグラフィ測定より得られた弾性率と Cutometer®弾性パラメーターである R7 の値は相関があるとの報告 (Liang and Boppart, 2010) もみられる。さらにはグラフ全体に対する精度の検証として、高解像度超音波診断装置による皮膚の医用画像から得られた有限要素モデルを用いたシミュレーションの報告 (Weickenmeier et al., 2015) があり、Cutometer®により実験的に観察された組織応答とシミュレーションにより数値的に予測された組織の応答と高い一致を示している (図14)。

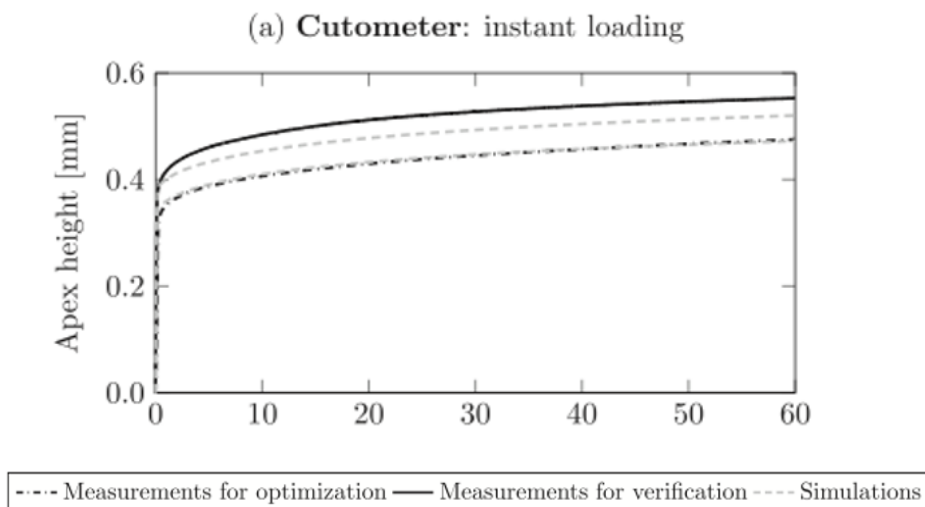


図 14 有限要素モデルによるシミュレーションと Cutometer<sup>®</sup>測定グラフによる一致 (Weickenmeier et al., 2015)

一方で、上述したこの Cutometer<sup>®</sup>測定結果に対し便宜的に皮膚弾性と粘性を区分する“0.1 秒”の設定については、先行研究の調査においても明確な根拠が示されておらず、Qu ら (2016) は皮膚の物性の特徴における“瞬間的な”変形に対する、経験的な設定としての 0.1 秒であると述べている。Qu ら (2016) は、各測定結果における弾性と粘性の変曲点 (inflection point) を算出する手法を提唱している。この手法を用いた 746 名 (4234 回の計測) の計測結果において、陰圧解放時の inflection point となる時間的な範囲は 0.1 から 0.19 秒であり、平均は 0.14 秒であったと述べている。いずれにせよ、物性の異なる組織によって構成されるヒト生体皮膚について、その弾性および粘性を厳密に区分することは困難である。したがって、本研究において Cutometer<sup>®</sup>を用いて計測した時系列データを用いた皮膚物性の区分による結果に対する表現方法としては、断定的な表現を控え、 $U_v$  を“粘性要素の指標となる部分 (または粘性要素を多く含む部分)”および  $U_r$  を“弾性要素の指標となる部分 (または弾性要素を多く含む部分)”とし、本論文全体においてこの定義に基づいて考察を行なった。

#### 4. 体幹における脊椎の機能について：正常機能解剖から脊椎運動器疾患について 脊椎および体幹の解剖学運動学

脊椎は7個の頸椎、12個の胸椎、5個の腰椎、1個の仙骨および尾骨からなる。脊椎全体の形状は湾曲し、頸椎は前弯、胸椎は後弯、腰椎は前弯形状である。脊椎の機能的特徴は主に椎間関節の形状による。これらの特徴により、頸椎、胸椎および腰椎の3次元上での可動性はそれぞれ異なる（図15）。

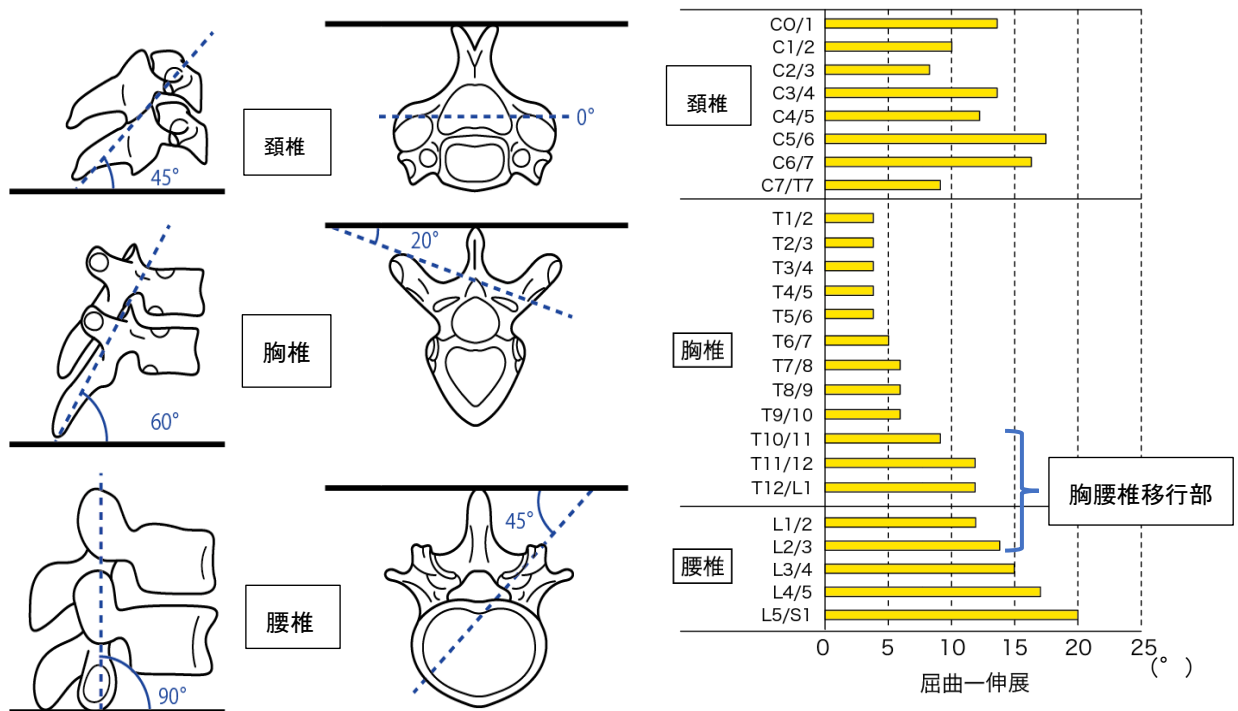


図15 椎骨の解剖学的特徴と矢状面上の各椎間関節の可動域

左図内の角度は各椎体椎間関節面の向きを示す。成田（2019）の図を元に作成

また胸椎と腰椎の間の脊椎は胸腰椎移行部（図15）と呼ばれ、構造的にも胸椎と腰椎の中間的な要素を持つ。脊椎全体として見た時、胸椎と腰椎の湾曲の変曲点であり、椎体にかかる圧力が強い部分と考えられ、脊椎圧迫骨折の好発部位としても知られている。

骨盤は矢状面上においては股関節を回転軸に前傾・後傾を行う。脊椎と骨盤は連結しているため骨盤前傾には腰椎前弯が、後傾には後弯が伴う。この現象は腰椎-骨盤リズムと呼ばれる。

### 体幹矢状面上運動における屈曲・伸展とその理解について

上下の脊椎が関節突起同士で連結することで生まれる椎間関節は3つの運動軸を持つため、矢状面上における屈曲－伸展、前額面上の左右側屈、水平面上での左右回旋が可能である。本研究では主に矢状面上の関節運動（図16）について評価を行なった。

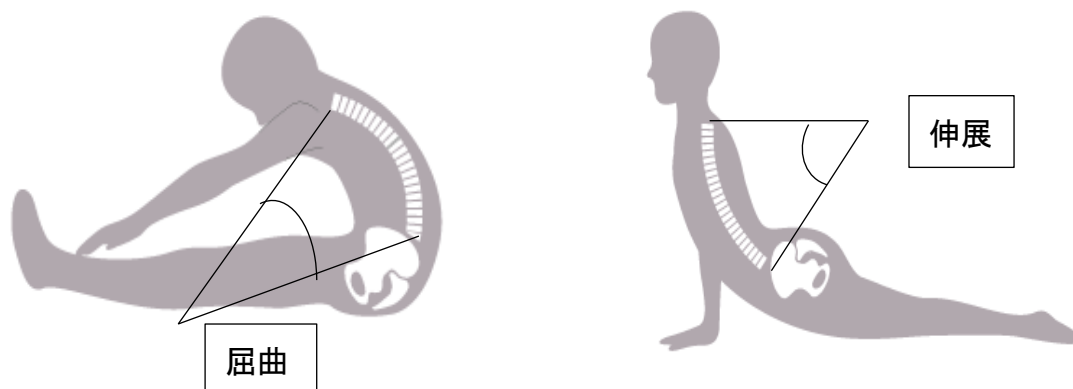


図16 脊椎矢状面上体幹運動における屈曲と伸展

運動学的にしばしば理解されにくいのが、表現として身体全体の運動方向を示す表現と実際に行われている個別の関節運動が異なる場合である。

表現例) 立位における体幹の後屈（後方への運動）に第6-7胸椎の屈曲が伴う。

またさらに関節運動の表現にはその関節の骨同士がなす相対的な“位置”を示す表現と関節の“運動方向”を示す表現が同時に使用されるため理解に困難が生じることがある。

表現例) 股関節 20° 屈曲位から伸展し、5° 屈曲位となった。(図17)

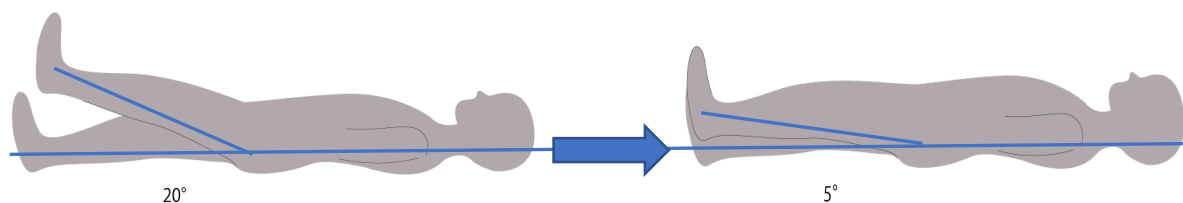


図17 股関節 20° 屈曲位から伸展し、5° 屈曲位となる動き

### **脊椎椎間に加わる機械的ストレス（図 18）**

胸腰椎移行部から腰椎部にかけては矢状面上における可動域がその他の脊椎と比べ大きい。また矢状面上運動は抗重力姿勢時には重力による荷重が加わる。この脊椎の運動学的動的特性と重力の影響が組み合わさることで、胸腰椎移行部から腰椎部にかけては運動器疾患の好発部位として知られている。脊椎の屈曲は脊椎前部に圧縮ストレスを生じるため椎体や椎間板へのストレスを生じ、胸腰椎移行部では椎体圧迫骨折、椎間板では椎間板ヘルニアの発生原因となり得る。一方、伸展は脊椎後部に圧縮ストレスを生じるため、椎間関節の変形を伴う変形性脊椎症や椎間孔の狭窄を伴う脊髄管狭窄症の発生原因となり得る。この他に脊椎アライメントと重力作用方向との関係で椎間関節に剪断力が加わる場合には、腰椎分離すべり症を発症する可能性が高まる。



図 18 運動時脊椎間に生じるストレス

### **腰痛・頸部痛について**

#### **腰痛の疫学**

国際的疫学調査において腰痛の生涯罹患率は 50 ～ 80 %と報告されている（Fatoye F et al., 2019）。日本の疫学調査では生涯罹患率は 83%（松平,2013）、2019 厚生労働省 国民生活基礎調査における主要疾患の有訴率では男性で腰痛が 1 位で 91.2 人（千人あたり）、女性は肩こりに次いで腰痛は 2 位で有訴率 113.3 人（千人あたり）であった。このように腰痛は日常で最も身近な運動器疾患であり、運動器疾患のうち腰痛が最も能力低下（disability）にインパクトを与えるとの報告もあり（Vos T et al., 2012）、全人類における社会的な問題である。

## **頸部痛の疫学**

2017年、頸部痛の世界的な年齢標準化有病率と発生率は、それぞれ10万人あたり3551.1人と806.6人である（Safiri S et al., 2017）。2016年調査の研究では154の疾患のうち、腰痛と頸部痛の医療費支出は、推定1345億ドルであり米国で最も高い医療費支出であった

（Dieleman JL et al, 2020）。また2012年の調査では首の痛みは2550万人のアメリカ人の欠勤の原因となっており、首の痛みにより平均11.4日間/年、欠勤している計算となる（Kazeminasab S et al., 2022）。

## **腰痛のリスクファクター**

腰痛には原因が明確な特異的腰痛と不明確な非特異的腰痛に分けられる。これらの内訳として特異的は全体の15%、非特異的腰痛は85%と報告されている（Deyo RA et al., 1992）。この特異的腰痛の原因としては、表2のようなものが挙げられる。日本人における非特異的腰痛の発症要因としては、生理的な年齢、性別、体重、喫煙や運動習慣などの生活習慣、職業などが挙げられる。このほかに社会心理的要因として、ストレスや不安、職場でのサポートややりがい、認知的側面が挙げられる。特に心理的社会的因子については病態の遷延化と関連していると考えられている（日本整形外科ガイドライン, 2019）。

一方、Suzuki Hら（2016）はこの非特異的腰痛の発生率については詳細な診断を行うことで22%まで減少したと報告しており、運動器に対する客観的で詳細な評価が難治性と呼ばれる非特異的腰痛の軽減に必要と述べている。この研究で特異的腰痛と分類されたものは、椎間関節性22%、筋筋膜性18%、椎間板性13%、狭窄症性11%、腰椎ヘルニア7%、仙腸関節性6%であった。これらは、日常における作業や姿勢の改善が関連しているとされている。長時間の坐位姿勢および不良姿勢（Baradaran MS et al., 2020）により腰痛の発生が誘発されることが知られている。坐位姿勢は立位姿勢と比べ骨盤後傾位となり易く、その結果椎体間に圧迫力が加わり、腰痛の発症要因となることが知られている。また長時間の立位姿勢や立位における屈みながら重いものを持つ作業なども主な発症要因である（Hasegawa T, 2018; Sorensen CJ et al., 2015）。

表 2 腰痛の原因別分類（腰痛診療ガイドライン 2019 表を元に作成）

1) 脊椎と周辺運動器由来 脊椎腫瘍 脊椎感染症 腰椎椎間板ヘルニア 腰部脊柱管狭窄症 腰椎分離すべり症 代謝性疾患（骨粗鬆症） 脊柱変形（側弯症） 非化膿性変性症疾患（強直性脊椎炎） 靭帯骨化 筋・筋膜性・椎間板性・椎間関節性・仙腸関節性・股関節性	2) 神経由来 脊髄腫瘍など 3) 内臓由来 腎尿路系疾患（腎結石など） 婦人科系疾患（子宮内膜症） 妊娠 4) 血管由来 解離性大動脈瘤など 5) 心因性 うつ病・ヒステリーなど 6) その他
---	---

### 頸部痛のリスクファクター

頸部痛は多因子による疾患と捉えられ、リスクファクターには大別して心理的要因と生理的要因に分けられる。心理的要因には、ストレス・不安・認知的側面・睡眠障害・社会的支持・パーソナリティ・行動内容などが挙げられる。生物学的要因には、頸部の神経筋骨格系疾患、自己免疫疾患、遺伝的要因、性別、年齢が挙げられる（Kazeminasab S et al., 2022）。このように頸部痛は生物学的要因がなく発症することもありうる疾患であり、この点については興味深い。このような側面は臨床における治療的観点においてこの頸部痛が難治性と捉えられている理由と言える。これらの大別した2要因両面に関わる具体的リスクファクターとしては姿勢が挙げられる。不良姿勢や持続的な姿勢、仕事や勉強中の姿勢は頸部痛の最も主要な因子と考えられている（Kim R et al., 2018; Jahre H et al, 2020）。一般的に頭部の前方偏位が頸部痛の特徴姿勢であり、この姿勢の根本には体幹部脊椎の後弯姿勢が関連していると考えられている。

### 体幹部不良姿勢による腰痛および頸部痛の病態

このように腰痛および頸部痛は、人類の社会生活における主要な問題と考えられる。一方その成因が複雑であるため、効果や治療成績はいまだに十分ではなく、その結果有病率は高い位置で推移したままとなっている。さらには近年のパソコンやスマートフォン使用頻度が劇的に増加していることはその発症率を高める要因となっている。また年齢は主要なリスクファクターの一つで現代の高齢化はやはり有病率の増加の要因である。

一方、腰痛および頸部痛の発生要因が非常に複雑なメカニズムであるなかで、治療者が臨床的な介入策として客観的に評価しうる指標に着目することは非常に重要であると考えられる。その客観的で明確なものの一つには姿勢が挙げられる。上記のとおり姿勢はそもそも腰痛および頸部痛の主要因の一つ（図 19）である。この姿勢改善を目的に理学療法士やセラピストなどの治療者は運動療法、徒手療法、テーピング療法および装具療法等の治療技術を利用している。これらの治療技



術のほとんどに身体操作が関わる。この身体操作は全て皮膚を介したものであり、本論文における研究結果はこの皮膚接触または操作におけるエビデンスの一助となるものと考えられる。本論文で示す姿勢の評価は脊椎の形状により評価した。その評価に用いたものが以下に述べるスパイナルマウス<sup>®</sup>である。

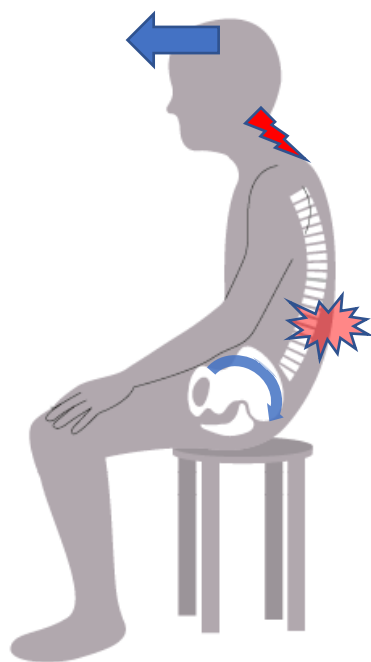


図 19 頸部痛や腰痛を生じる姿勢

頭位の前方シフトは頸部痛の典型的な姿勢であり、骨盤後傾による胸椎・腰椎の椎体前方へのストレスは腰椎ヘルニアや胸腰椎移行部圧迫骨折の原因となりうる

### **脊椎椎間関節角度測定器 スパイナルマウス<sup>®</sup>について**

スパイナルマウス<sup>®</sup>は3軸加速度センサーを用いて非侵襲的に脊柱の椎間関節角度を計測する装置である。知的再帰アルゴリズムにより、表面の形状から、その下にある脊柱の各椎体の相対的位置についての情報が局所の彎曲（後彎や前彎、または側屈）を考慮しつつ算定される。最終結果として、すべての椎体の正確な部分別の位置が背中表面の輪郭線上に各椎体の中心点を投影した形で明らかになる。さらに、同アルゴリズムは胸椎（Th）と腰椎（L）の全可動部の部分別角度、および矢状面骨盤位置（いわゆる骨盤の傾き）を算出する。スパイナルマウス<sup>®</sup>による曲率測定では、0.92-0.95の級内係数が決定されている（Post RB and Leferink VJ, 2004）。また脊椎 X 線写真と

の比較においてスパイナルマウス®より得られる角度については妥当性および信頼性が確認されている (Imagama S et al., 2013)。測定方法は、目的とする姿勢をとり脊椎棘突起上に沿うように第7頸椎から第3仙椎までスパイナルマウス®を移動させることで、その姿勢における第1胸椎から第1仙椎までの各椎間関節角度が得られる。測定値における正の値が屈曲角度であり、負の値が伸展角度を示す (図20)。

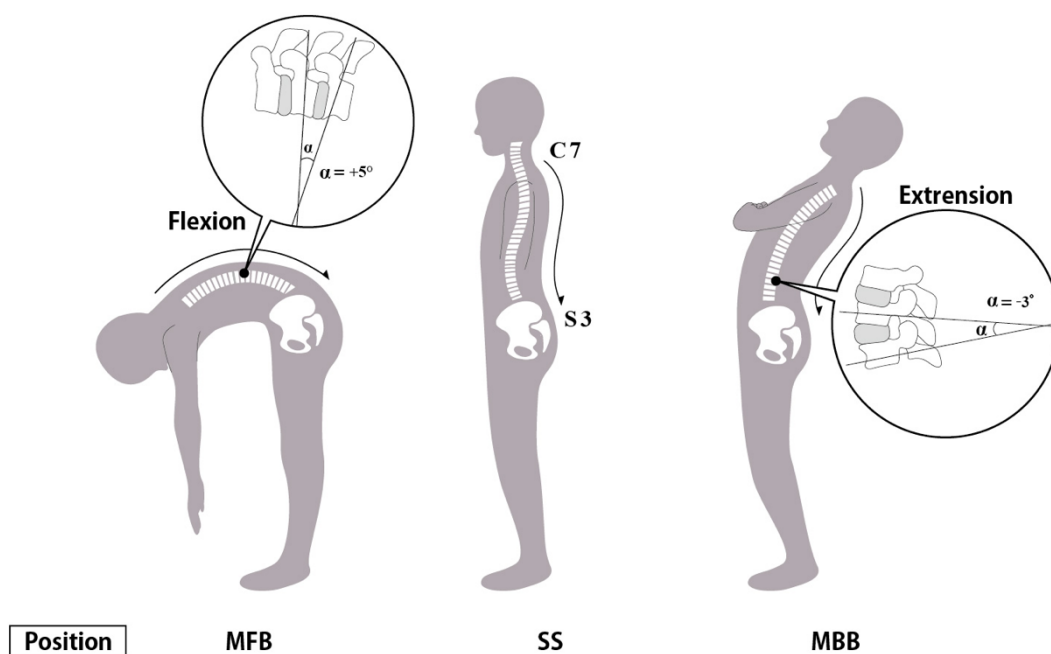


図20 スパイナルマウス®測定方法 (立位での前屈・後屈運動時の場合)

## 目的

本論文の最大目的は、“皮膚と身体運動との関連性を示す”ことである。現時点で考えられる皮膚と身体運動との関連性を示し得る皮膚機能は皮膚の力学的作用または皮膚感覚を中心とした神経生理学的機能である。これまで身体運動と皮膚神経生理学的機能の関連性については力学的作用との関連性に比べ、はるかに多く報告されている。一方力学的作用との関連については非常に少ないのが現状である。皮膚の機械的特性については、皮膚伸張に対する抵抗力には異方向性が存在し、身体部位で異なることが知られる。また皮膚の滑走性についても皮膚の機械的特性の関連により、身体各部の関節運動に際し皮膚は特定の方向へ滑走することが知られている。このように皮膚は身体運動に影響を与え得る特性を持つことがすでに知られているが、その身体運動との直接的関連性についてはまだ示されておらず、本論文ではこの関連性を明らかにすることを目的とした。

この最大の目的は、皮膚が全身に存在すること（全身を包むこと）、身体運動についても四肢関節を含めるとその運動パターンは無限に存在することから、本論文内でこの目的を達成することは現実的に困難であり、焦点を絞るべきと考え、本研究における対象を体幹部とした。また皮膚機械的評価は体幹背部、身体運動評価については脊椎椎間関節における矢状面上運動を対象とした。

体幹部に焦点を絞った理由として、

- ・身体を中心部位であり、四肢運動との関連も含め身体運動全般の特性を示す部位であること
  - ・身体形状において体積・表面積共に人体中最大であること
  - ・姿勢評価の決定要因として脊椎形状が最重要であること
  - ・脊椎矢状面上運動は抗重力下での生活において脊椎矢状面上の形状および運動の特性が様々な疾患と関連していること
  - ・抗重力下の日常生活において脊椎椎間関節運動は屈曲運動が主であることから、体幹部皮膚の中で最も伸張刺激に日常的にさらされているのが体幹背部であり、その刺激量の観点からその他の部位よりも機械的特性に特徴が示されると考えたため
  - ・体幹背部が形状的に比較的平面であることから、皮膚物性の評価において再現性を保ちながら、測定部位の細分化などが容易であること
- などが挙げられる。

この“皮膚と身体運動との関連性を明らかにすること”という最大の目的に対し、“体幹背部皮膚機械的特性と脊椎椎間関節運動との関連性を明らかにすること”を本論文の目的とした。この目的達

成に対し、以下に述べる 3 報の研究を行なった。上記した体幹部に焦点を絞った理由にあるように、この関連性を示すことは、ヒトの生活に伴う疾患の予防および改善につながることを予想されることから、本論文の有用性および公益性は高いものと思われる。

## 引用文献

- Adstrum S, Hedley G, Schleip R, Stecco C, Yucesoy CA. Defining the fascial system. *J Bodyw Mov Ther.* 2017;21(1):173-177.
- Baldan AM, Alouche SR, Araujo IM, Freitas SM. Effect of light touch on postural sway in individuals with balance problems: a systematic review. *Gait Posture.* 2014;40(1):1-10.
- Baradaran Mahdavi S, Riahi R, Vahdatpour B, Kelishadi R. Association between sedentary behavior and low back pain; A systematic review and meta-analysis. *Health Promot Perspect.* 2021;11(4):393-410.
- Bell JS, Hayes S, Whitford C, et al. Tropocollagen springs allow collagen fibrils to stretch elastically. *Acta Biomater.* 2022; 142:185-193.
- Benoni B. Edin and Nicolas Johansson..Skin strain patterns provide kinaesthetic information to the human central nervous system. *Journal of Physiology* ,1995; 487.1:243-251
- Benoni B. Edin. Cutaneous afferents provide information about knee joint movements in humans. *Journal of Physiology* ,2001; 531.1:289–297
- Borges AF. Relaxed skin tension lines (RSTL) versus other skin lines. *Plast Reconstr Surg* 1984; 73: 144-50.
- Burke D, Hagbarth KE, Löfstedt L, Wallin BG. The responses of human muscle spindle endings to vibration of non-contracting muscles. *J Physiol.* 1976;261(3):673-693.
- Csapo R, Alegre LM : Effects of Kinesio® taping on skeletal muscle strength-A meta-analysis of current evidence. *J Sci Med Sport.* 2014.
- Carmichael SW. The tangled web of Langer's lines. *Clin Anat.* 2014;27(2):162-168.
- Cereatti A, Della Croce U, Cappozzo A. Reconstruction of skeletal movement using skin markers: comparative assessment of bone pose estimators. *J Neuroeng Rehabil.* 2006; 3:7.
- Chen ML, Ruberti JW, Nguyen TD. Increased stiffness of collagen fibrils following cyclic tensile loading. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018; 82:345-354.
- Clancy NT, Nilsson GE, Anderson CD, Leahy MJ. A new device for assessing changes in skin viscoelasticity using indentation and optical measurement. *Skin Res Technol.* 2010;16(2):210-228.
- Corr DT, Hart DA. Biomechanics of Scar Tissue and Uninjured Skin. *Adv Wound Care (New Rochelle).* 2013;2(2):37-43.

- Deyo RA, Rainville J, Kent DL. What can the history and physical examination tell us about low back pain?. *JAMA*. 1992;268(6):760-765.
- Dieleman JL, Cao J, Chapin A, et al. US Health Care Spending by Payer and Health Condition, 1996-2016. *JAMA*. 2020;323(9):863-884.
- Collins DF, Prochazka A. Movement illusions evoked by ensemble cutaneous input from the dorsum of the human hand. *J Physiol*. 1996;496 (Pt 3):857-871.
- Collins DF, Refshauge KM, Todd G, Gandevia SC. Cutaneous receptors contribute to kinesthesia at the index finger, elbow, and knee. *J Neurophysiol*. 2005;94(3):1699-1706. Dobrev H. In vivo study of skin mechanical properties in scleredema of Buschke. *Acta Derm Venereol*. 1998;78(2):103-106.
- Dobrev H. Use of Cutometer to assess epidermal hydration. *Skin Res Technol*. 2000;6(4):239-244.
- Elsner P, Wilhelm D, Maibach HI. Mechanical properties of human forearm and vulvar skin. *Br J Dermatol*. 1990;122(5):607-614.
- Fatoye F, Gebrye T, Odeyemi I. Real-world incidence and prevalence of low back pain using routinely collected data. *Rheumatol Int*. 2019;39(4):619-626.
- Fukui T, Otake Y, Kondo T. Skin Movement Rules Relative to Joint Motions Clin Res Foot Ankle 2017, 5:2
- Fukui T: Skin taping (Hi-fu teiping). Publisher of Motion Medical “Undo to Igaku no Shuppansha), Japan. 2014; 4–8 (in Japanese).
- Fukui T, Otake Y, Kondo T. In which direction does skin move during joint movement?. *Skin Res Technol*. 2016;22(2):181-188.
- Gardner, E. P., and K. O. Johnson. Touch. In: Principles of Neural Science, edited by E. R. Kandel, J. H. Schwartz, T. M. Jessel, S. A. Siegelbaum, and A. J. Hudspeth. New York: McGraw Hill, 2013, 498–529.
- Goodwin,G.M., Mccloskey,D.I., Matthews,P.B.C.: The contribution of muscle afferents to kinesthesia shown by vibration induced illusions of movement and by the effects of paralyzing joint afferents; *Brain*, 1972;95(4) :705-748
- Gratzer J, Vokt CA, Brenner P. 2001. Morphological and functional interface between palmar plates of metacarpophalan-geal joints and intrinsic muscles of the hand. *Handchir Mikrochir Plast Chir* 33:299–309.
- Hasegawa T, Katsuhira J, Oka H, Fujii T, Matsudaira K. Association of low back load with low back pain during static standing. *PLoS One*. 2018;13(12)

- Herlin C, Chica-Rosa A, Subsol G, et al. Three-dimensional study of the skin/subcutaneous complex using in vivo whole body 3T MRI: review of the literature and confirmation of a generic pattern of organization. *Surg Radiol Anat.* 2015;37(7):731-741.
- Heneghan NR, Balanos GM. Soft tissue artefact in the thoracic spine during axial rotation and arm elevation using ultrasound imaging: a descriptive study. *Man Ther.* 2010;15(6):599-602.
- Hopper D, Whittington D, Davies J. Does ice immersion influence ankle joint position sense? [published correction appears in *Physiother Res Int* 1998;3(1):iii. Chartier JD [corrected to Davies J]]. *Physiother Res Int.* 1997;2(4):223-236.
- Imagama S, Ito Z, Wakao N, et al. Influence of spinal sagittal alignment, body balance, muscle strength, and physical ability on falling of middle-aged and elderly males. *Eur Spine J.* 2013;22(6):1346-1353.
- Ishida T et al.: Anatomical structure of the subcutaneous tissue on the anterior surface of human thigh. *OkajimSausbFcoultianAeonuast.tJispsnu.e, 9o2f (h1u)m: 1a-n6t,hMigahy,* 2015
- Jacobs D. *Dermo Neuro Modulating: Manual Treatment for Peripheral Nerves and Especially Cutaneous Nerves.* Tellwell, Victoria, 2014
- Jacquet E, Chambert J, Pauchot J, Sandoz P. Intra- and inter-individual variability in the mechanical properties of the human skin from in vivo measurements on 20 volunteers. *Skin Res Technol.* 2017;23(4):491-499.
- Jahre H, Grotle M, Smedbråten K, Dunn KM, Øiestad BE. Risk factors for non-specific neck pain in young adults. A systematic review. *BMC Muscu- loskelet Disord.* 2020;21(1):1–12.
- Jean-Marc Aimonetti et al. Ankle joint movements are encoded by both cutaneous and muscle afferents in humans. *J Physiol.* 2007;580.2 :649–658
- Joodaki H, Panzer MB. Skin mechanical properties and modeling: A review. *Proc Inst Mech Eng H.* 2018;232(4):323-343.
- J Lariviere, LR OSTERNIG, J LaRiviere, L. R. Osternig, LR Osternig. The effect of ice immersion on joint position sense. *J Sport Rehabil.* 3(1)58-67,1994
- Langer K. Anatomy and physiology of skin .1. Cleavability of cutis. *Brit J Plast Surg.* 1978; 31: 3–8
- Kazeminasab S, Nejadghaderi SA, Amiri P, et al. Neck pain: global epidemiology, trends and risk factors. *BMC Musculoskelet Disord.* 2022;23(1):26.

- Kim R, Wiest C, Clark K, Cook C, Horn M. Identifying risk factors for first-episode neck pain: a systematic review. *Musculoskelet Sci Pract.* 2018;33:77–83.
- Kratzenstein S, Kornaropoulos EI, Ehrig RM, Heller MO, Pöpplau BM, Taylor WR. Effective marker placement for functional identification of the centre of rotation at the hip. *Gait Posture.* 2012;36(3):482-486.
- Krueger N, Luebberding S, Oltmer M, Streker M, Kerscher M. Age-related changes in skin mechanical properties: a quantitative evaluation of 120 female subjects. *Skin Res Technol.* 2011;17(2):141-148.
- Krusche T, Worret WI. Mechanical properties of keloids in vivo during treatment with intralesional triamcinolone acetonide. *Arch Dermatol Res.* 1995;287(3-4):289-293.
- Liang X, Boppart SA. Biomechanical properties of in vivo human skin from dynamic optical coherence elastography. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2010;57(4):953-959.
- Lopes LM, Ueda LS, Kunzler MR, de Britto MA, Carpes FP. : Leg skin stimulation can be a strategy to improve postural control in the elderly. *Neuroscience Letters.* 562 60-62, 2014
- Massion J. Postural control system. *Curr Opin Neurobiol.* 1994;4(6):877-887.
- Moore KL, Dalley AF. 1999. Clinically oriented anatomy. 4th Ed. Philadelphia: Lippincott, Williams & Wilkins. Myers T; Introduction: laying the railbed. In: Anatomy trains: myofascial meridians for manual and movement therapists, 3ed, Churchill Livingstone, Sydney, 2013; 1–11
- Mostafavi Yazdi SJ, Baqersad J. Mechanical modeling and characterization of human skin: A review. *J Biomech.* 2022; 130: 110864.
- Nakajima H, Imanishi N, Minabe T, Kishi K, Aiso S. Anatomical study of subcutaneous adipofascial tissue: a concept of the protective adipofascial system (PAFS) and lubricant adipofascial system (LAFS). *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg.* 2004;38(5):261-266.
- Nash LG, Phillips MN, Nicholson H, Barnett R, Zhang M. Skin ligaments: regional distribution and variation in morphology. *Clin Anat.* 2004;17(4):287-293.



- Ní Annaidh A, Bruyère K, Destrade M, Gilchrist MD, Otténio M. Characterization of the anisotropic mechanical properties of excised human skin. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2012;5(1):139-148.
- Piérard GE, Henry F, Castelli D, Ries G. Ageing and rheological properties of facial skin in women. *Gerontology.* 1998;44(3):159-161.
- Post RB, Leferink VJ. Spinal mobility: sagittal range of motion measured with the SpinalMouse, a new non-invasive device. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2004;124(3):187-192.
- Rubsam M, Mertz AF, Kubo A, Marg S, Jungst C, Goranci-Buzhala G, et al. E-cadherin integrates mechanotransduction and EGFR signaling to control junctional tissue polarization and tight junction positioning. *Nat Commun* 2017;8: 1250.
- Ruvolo EC Jr, Stamatatos GN, Kollias N. Skin viscoelasticity displays site- and age-dependent angular anisotropy. *Skin Pharmacol Physiol.* 2007;20(6):313-321.
- Safiri S, Kolahi AA, Hoy D, et al. Global, regional, and national burden of neck pain in the general population, 1990-2017: systematic analysis of the Global Burden of Disease Study 2017. *BMJ.* 2020;368:m791.
- Sanders R. Torsional elasticity of human skin in vivo. *Pflugers Arch.* 1973;342(3):255-260.
- Seyed Jamaledin Mostafavi Yazdi, Kwang Soo Cho and Namcheol Kang : Characterization of the viscoelastic model of in vivo human posterior thigh skin using ramp-relaxation indentation test. *Korea-Australia Rheology Journal*,2018; 30(4), 293-307.
- Sherman VR, Yang W, Meyers MA. The materials science of collagen. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015;52:22-50.
- Sorensen CJ, Norton BJ, Callaghan JP, Hwang CT, Van Dillen LR. Is lumbar lordosis related to low back pain development during prolonged standing?. *Man Ther.* 2015;20(4):553-557.
- Stecco C, Schleip R. A fascia and the fascial system. *J Bodyw Mov Ther.* 2016;20(1):139-140.
- Stecco C, Adstrum S, Hedley G, Schleip R, Yucesoy CA. Update on fascial nomenclature. *J Bodyw Mov Ther.* 2018;22(2):354.
- Suarez-Rodriguez V, Fede C, Pirri C, et al. Fascial Innervation: A Systematic Review of the Literature. *Int J Mol Sci.* 2022;23(10):5674.
- Suzuki H, Kanchiku T, Imajo Y, Yoshida Y, Nishida N, Taguchi T. Diagnosis and Characters of Non-Specific Low Back Pain in Japan: The Yamaguchi Low Back Pain Study. *PLoS One.* 2016;11(8):e0160454.

- Taylor WR, Ehrig RM, Duda GN, Schell H, Seebeck P, Heller MO. On the influence of soft tissue coverage in the determination of bone kinematics using skin markers. *J Orthop Res.* 2005;23(4):726-734.
- Theдон T, Mandrick K, Foissac M, Mottet D, Perrey S. Degraded postural performance after muscle fatigue can be compensated by skin stimulation. *Gait Posture.* 2011;33(4):686-689.
- Van Kuilenburg, J., M.A. Masen, and E. van der Heide. Contact modelling of human skin: What value to use for the modulus of elasticity?, *Proc. Inst. Mech. Eng. Part J J. Eng. Tribol.* 2013;227, 349-361.
- Vos T, Flaxman AD, Naghavi M, et al. Years lived with disability (YLDs) for 1160 sequelae of 289 diseases and injuries 1990-2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010 [published correction appears in *Lancet.* 2013 Feb 23;381(9867):628.
- Zemp R, List R, Gülay T, et al. Soft tissue artefacts of the human back: comparison of the sagittal curvature of the spine measured using skin markers and an open upright MRI. *PLoS One.* 2014;9(4):e95426.
- 今西宣晶：PAFSとLAFS.理学療法ジャーナル 55 (4), 377-381, 2021
- 岩村吉晃: タッチ. P26-53, 医学書院, 東京, 2001
- 清水宏: 新しい皮膚科学 第2版. p1-36, 中山書店, 東京, 2011 上林清孝: 歩行時の体性感覚の影響(I)皮膚質脊髄路興奮性に与える影響. 国リハ研 30, 15-21, 2009
- 小宮山伴与志：運動評価と筋及び皮膚感覚受容器を介した反射について. バイオメカニクス学会誌 vol23, No3, p157-165 (1999)
- 下条 誠：皮膚感覚の情報処理. 計測と制御 41, 723-727, 2002
- 中澤公孝、赤居正美：ヒト脊髄歩行パターン発生器と脊髄損傷者の歩行、リハ医学、40、68-75, 2003
- 成田崇矢：脊柱理学療法マネジメント、メジカルビュー社、東京、2019
- 日本整形外科ガイドライン委員会：腰痛診療ガイドライン改定第2版、南光堂、東京、2019
- 藤井可：生物の侵害刺激受容について.先端倫理研究 3,42,2008
- 松平浩, 磯村達也:慢性疼痛の疫学調査 - 運動器疼痛に関わる疫学的な知見の紹介. ペインクリニック 34, S53-S61, 2013.

松平 浩, 磯村 達也, 岡崎 裕司ら: 日本人勤労者を対象とした腰痛疫学研究日職災医  
誌, 63:329–336, 2015

インテグラル社製 Cutometer<sup>®</sup>説明書, 2019

インデックス社製スパイナルマウス<sup>®</sup>技術情報, 2000

## **第 1 章**

### **若年男性体幹背部皮膚の機械的特性の評価**

## 要約

第1章では、体幹背部を詳細に区分し、その区部ごとの皮膚物性を評価した。これまで身体部位間での比較は報告されているが、身体部位内についての報告はみられない。体幹背部皮膚物性に部位特性があることを示し、皮膚の異方性や滑走性などに関する先行研究を背景にその理由を検討することで、皮膚物性と体幹部脊椎および四肢関節運動との関連が示唆された。

## 抄録

皮膚はコラーゲンやヒアルロン酸等の高分子線維を主材料とした物質からなり、機械的刺激に対する強固なバリア機能をもつ。一方、身体運動との関係において、皮膚の粘弾性や弾性は重要な機能的要素である。皮膚の主成分のうちコラーゲン線維は形状維持、エラスチンは弾性に関わる。これらの成分の含有率や線維の配列の結果、皮膚の物的な特徴は部位によって異なる。体幹部皮膚は人体最大であり、その機能は固有の体幹運動だけでなく四肢運動にも影響を及ぼす。今回の研究では、体幹背部の皮膚を詳細に区分し、それぞれの区域の物性評価を比較検討する。対象は若年男性15名（ $21.9 \pm 0.4$  歳）である。測定部位として体幹背部を上端から下端を5等分、左右端間を4等分に分けし、計20ブロックに区分し、Cutometer<sup>®</sup> MPA580を用い各区域の物性を測定した。

本研究の結果から、胸腰背部の皮膚において、弾性および粘弾性における特異的分布が存在することが示された。安静臥位における体幹背部の物性について、粘弾性は頭側より尾側で低く、内側より外側で低い傾向がみとめられた。弾性については内外側では外側で有意に高い傾向がみとめられた。本研究の知見は、体幹背部皮膚物性と体幹運動のみならず四肢運動との関連を示唆する結果と考えられる。

## 背景

皮膚は人体最大の臓器であり、成人皮膚の面積は約  $1.6 - 1.9 \text{ m}^2$  といわれている（Du Bois D and Du Bois EF, 1989）。また身体の最表層に位置し身体内部と外部との境界となり、メカニカルストレスからの保護、水分の保持、体温調節、免疫機能、感覚器としての役割など生命維持に必

要不可欠な種々の機能を有している。このメカニカルストレスからの保護については、伸張や圧縮ストレスなどの機械的刺激に対する皮膚の可逆的変形メカニズムによって得られる機能といえる (Pailler-Mattei C et al, 2008) 。このメカニズムは皮膚の弾性要素により行われるが、皮膚は本来のサイズの数倍まで伸張が可能であり、伸張された後も元々の物的な特性を維持した状態で本来のサイズに回復する (De Filippo RE and Atala A, 2002; Sanders JE et al, 1995; Silver FH, et al., 2002) 。この皮膚の伸張性は正常な関節運動において非常に重要な要素であり、反対に病的な状況下での皮膚の弾性または伸張性が低下した状態は関節可動域制限を生じる可能性が高い。火傷や術創部でおこる癒痕・ケロイドは、皮膚の伸張性および弾性低下を引き起こし関節運動の制限因子となる (Oosterwijk AM et al., 2017; Gabriel V, 2011) 。また動物実験ではこのような外傷がない場合においても長期関節固定により皮膚の伸張性低下が生じ可動域制限を引き起こすという報告もある (Tasaka A et al., 2016) 。

さらに近年、関節運動の際に、関節周辺の皮膚が伸張されるだけでなく、一定方向に動くこと、さらにその滑走方向も身体部位および運動方向によって異なることが報告されている (Fukui T et al., 2017; Fukui T et al., 2016) 。このことから皮膚の滑走性 (移動性) も関節運動にとって重要な要素であることが考えられる。またこれらの身体運動に伴う皮膚の移動の特徴も皮膚各部位の弾性特性によると報告されている (Taylor WR et al., 2005) 。このように身体運動に対する皮膚の関連性に着目した場合、皮膚の伸張性や滑走性に関わる物性を理解することが重要と考えられる。皮膚は主に表皮、真皮および皮下組織からなる3層構造であり、コラーゲンとエラスチンが主成分である。コラーゲンは主に身体の形状維持 (形の変わりにくさ) に、エラスチンは皮膚の弾性復元力に関与している。これらは真皮に豊富に存在しており、コラーゲンおよびエラスチンの配列・走行は身体全体で一定ではなく、各身体部位で特定の方向性を有していることが知られている (Stephen WC, 2014) 。そのコラーゲンおよびエラスチンの配列・走行を示したのが Langer line や Relaxed skin tension line 等 (以下 skin line) であり、現在では手術術創部の回復速度や美化を考慮する上で、皮膚切開方向を判断する基準の一つとして考えられている (Mariola P et al., 2013) 。

身体部位のうち最大を占める体幹部は体幹部固有の椎間関節や胸郭の運動だけでなく、上下肢運動にも関わるためヒトの全動作において重要な役割を果たす。体幹運動には屈伸・回旋・側屈の3軸上の運動があり、日常生活における歩行や前屈動作、リーチ動作など、ほとんどの動作でこれらの体幹運動が3次元的に組み合わされている。そのため体幹部皮膚は身体運動に際しさまざまな方向への伸張と滑走が要求されると考えられる。実際に体幹背部の skin line については頭尾側では異なり、胸椎レベルでは斜めまたは縦方向に、腰椎レベルでは水平方向に走行している (Paul SP, 2018) 。体幹部が関連する四肢運動と皮膚の動態との関係について考えた場合、上下肢運動に対しては体幹内側に比し体幹外側皮膚との関連性が大きいことが予想される。また体

幹頭尾側方向については胸椎レベルには胸椎だけでなく胸郭や肩甲骨が位置するため尾側にある腰椎部皮膚とは要求される伸張方向が異なることが予想される。これらの四肢運動に伴う体幹背部の部位的な伸張方向の差異は、この体幹部の skin line の特徴、さらには体幹背部の部位間での皮膚物性の違いに影響を与えていることが考えられる。

このように体幹固有の運動および四肢運動等において必要とされる皮膚動態については皮膚の物性が関与していると考えられる。一方で、この皮膚の物性と身体運動との関連を示した報告はみられない。上記の skin line は連続する皮膚の総合的な弾性方向を規定したものであり、同じ身体部位における詳細な部位の差異による物性の違いを示すものではない。またこれまでの皮膚物性についての報告は、加齢変化や病変部位について、および身体部位別の報告は散見される (Sano H et al., 2018; Ryu HS et al., 2008; Draaijers LJ et al., 2004) もの、身体部位内における詳細な部位の違いに伴う物性の変化を報告するような基礎的なデータは少ない (Ryu HS et al., 2008)。そのため各皮膚部位の特性と身体運動との関連性についても理解が得られていないのが現状といえる。

そこで本研究では、体幹背部に焦点を絞り物性評価を行った。測定部位として体幹背側を選択した理由は、体幹の形状が平坦であり、測定区域を定量的に分割できるため、四肢と比較して高い測定再現性を維持することが可能であるためであった。また、体幹の屈曲時の可動域は伸展時よりも大きく、体幹背側は屈曲時に伸展する部位であり、腹側よりも皮膚の機械的特性に強く影響すると考えられるため、背側を選択した。上記の体幹部特有の身体運動に関する特徴より、体幹背部を詳細に区分することでその各区域で皮膚物性に違いが示されると予想した。さらには皮膚物性には弾性だけでなく粘性要素も含まれるため、これらを組み合わせた粘弾性の要素も検討が必要である。運動力学的視点では皮膚の弾性に伴う張力が注目されることが多いが、受動組織として機械的刺激が加わった際の形の変わりにくさ (形の戻りにくさ) といった視点も重要と考えられる。特に腰部皮膚は腰痛との関連のように過剰な可動を抑制する必要性も存在するため運動に対する固定性や安定性が要求される部位であり、皮膚の粘性要素も関連が予想される。本研究では弾性要素と粘弾性要素それぞれについて一定の指標を用い比較検討を行なった。

## 方法

### 被験者

本研究の対象は背部の皮膚および体幹部運動器疾患の既往のない成人男性 15 名とし、年齢  $21.9 \pm 0.4$  歳、身長  $1.7 \pm 0.1$  m、体重  $69.8 \pm 10.4$  kg、BMI  $24.0 \pm 3.0$  であった。実験を開始するにあたり全ての対象者に本研究の目的、方法および実験内容を十分に説明し、実験に参加のための同意を

得た。なお本研究は、帝京科学大学における人を対象とする研究倫理審査委員会の承認を得て実施した（承認番号第 14041 号）

### 皮膚弾力性及び粘弾性測定方法

胸腰背部皮膚の測定には非侵襲的な皮膚物性計測機器である Cutometer<sup>®</sup> MPA580（Courage Khazaka 社製、Germany、以下 Cutometer<sup>®</sup>）および測定開口部 8mm 径のプロープ（以下プロープ）を用いた。Cutometer<sup>®</sup>による皮膚物性の測定原理としては陰圧によりプロープ先端の開口部から皮膚表面を一定時間複数回吸引し、その後吸引圧をゼロにすることにより吸引した皮膚を弛緩させ、開口部に配置されたプリズムを用いて皮膚の変形をモニタリングし、皮膚の弾力性、粘弾性など、皮膚の状態を示す複数の測定値が算出されるものである。なお本研究における測定パラメーターは、一定時間における吸引圧を設定可能な測定モードにて、吸引圧 400 mbar、吸引時間 2 秒間、弛緩時間 2 秒間の計 4 秒間を測定時間として設定した（図 1.1）。また、測定環境は室温  $26 \pm 2$  °C、湿度  $35 \pm 5$  %とした。

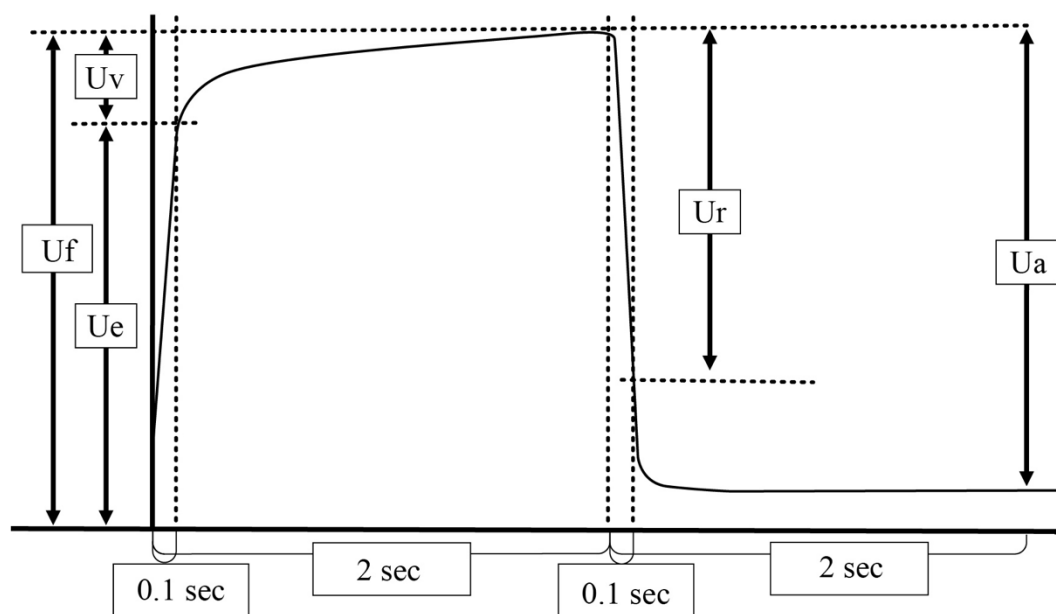


図 1.1 Cutometer<sup>®</sup>測定における皮膚変形曲線

Ue: Skin extensibility; Uv: Delayed distension; Uf: Final deformation;  
Ur: Immediate retraction; Ua: Maximum recovery

### Cutometer<sup>®</sup>パラメーター

R0= Uf:皮膚の硬さ R2= Ua/Uf : 総弾力性 R5=Ur/Ue : 正味弾力性  
R6=Uv/Ue : 粘弾性 R7=Ur/Uf : 弾性回復率



測定肢位については、被験者をトリートメントテーブル（酒井医療株式会社）上にて腹臥位とし、頭頸部を正中位、四肢は解剖学的肢位とした。測定部位は、両肩峰を結ぶ線を上端、両腸骨稜を通る上端および下端に垂直な線を左右端とし、上端から下端を5等分、左右端間を4等分に分けし、計20ブロックに区分（図1.2）した。測定部位における頭尾側については頭側より第1～5列とし、内外側については正中に近い2列を内側、正中から遠い2列を外側と定義した。なお測定は、各ブロックの中心付近にプローブを垂直に当て、測定順については各ブロックの中心付近をランダムに4回測定を実施し、その平均値を測定値として用いた。なお、本研究における測定は、Cutometer<sup>®</sup>による測定に熟練した同一検者が実施した。

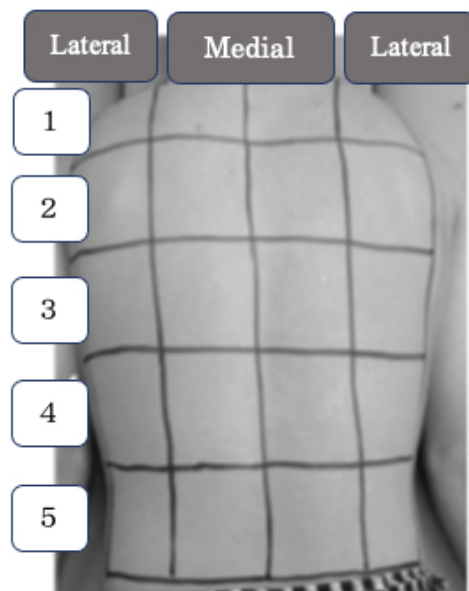


図 1.2 体幹背部皮膚測定区分

両肩峰を結ぶ線を上端、両腸骨稜を通る上端および下端に垂直な線を左右端とし、上端から下端を5等分、左右端間を4等分に分けし、計20ブロックに区分した

### 解析方法

Cutometer<sup>®</sup>測定値

Cutometer<sup>®</sup>を用いて測定された皮膚粘弾性の解析には、粘弾性のうち粘性要素の指標（以下、“粘弾性指標”とする）とされる R6、弾性の指標とされる R7 を用いた。R6 は 図 1.1 における  $Uv/Ue$  に

より算出され、吸引直後における皮膚の伸張に対する変位の遅れ（遅延的変位量）の割合であり、皮膚における粘弾的特性のうち粘性要素の割合を表すとされている（Khan BA et al., 2013）。また、R7 は 図 1.1 における  $U_r/U_f$  によって算出され、吸引により変形した皮膚において、吸引圧をゼロとした際に元の位置に戻る働きの程度を表している。R7 は皮膚の物性における弾性的特性を表すとされ、加齢による皮膚弾性の変化を評価する際の指標として用いられている（Khan BA et al., 2013）。

以上より本研究では、R6 を「皮膚の伸張に伴う粘弾的抵抗値」、R7 を「皮膚短縮時の弾性値」とした。なお、R6 は数値が高いほど粘弾性における粘性要素による力学的抵抗性が高いことを示し、R7 は数値が「1」に近いほど弾性が高いことを示している（図 1.1）

### 統計解析

本研究では、胸腰背部の皮膚における内外側および頭尾側の物性分布について、弾性要素および粘弾性要素の傾向を検討することを目的としている。そのため、粘弾性指標となる R6、弾性要素の指標となる R7 のそれぞれについて、Shapiro-Wilk 検定 ( $p > 0.05$ ) により変数の正規性を確認した後に、まず左右の内側および左右の外側を解析部位として、それぞれ加重平均して内側、外側における平均値を算出した。その後、内外側要因および 5 列の頭尾側要因について二元配置分散分析を実施し、有意となった主効果における差の検定については、内外側において対応のある t 検定を実施し ( $p < 0.05$ )、頭尾側においては 5 群について Tukey 法による多重比較検定 ( $p < 0.05$ ) を実施した。さらに、二元配置分散分析の場合は  $\eta^2$ 、t 検定の場合は Hedge's の  $g$  を用いて効果量を算出した。統計解析には SPSS21.0（日本 IBM）を採用し、各効果量の算出には Microsoft Excel を使用した。

## 結果

皮膚物性に関する測定値である R6 および R7 について、胸腰背部の各ブロックの平均値および標準偏差を 表 1.1 および 1.2 に示す。また R6 および R7 に対する二元配置分散分析の結果を表 1.1 および 1.2 に示す。結果として R6 ( $F [1, 140] = 50.05, p < 0.001, \eta^2 = 0.22$ ) および R7 ( $F [1, 140] = 8.63, p < 0.01, \eta^2 = 0.06$ ) とともに内外側要因にて有意な主効果がみとめられた。頭尾側要因については R6 にて有意な主効果 ( $F [4, 140] = 8.58, p < 0.001, \eta^2 = 0.15$ ) がみとめられ、R7 ( $F [1, 140] = 1.52, p = 0.199, \eta^2 = 0.04$ )ではみとめられなかった。交互作用については R6 ( $F [4, 140] = 0.76, p = 0.552, \eta^2 = 0.01$ ) および R7 ( $F [4, 140] = 0.73, p = 0.573, \eta^2 = 0.02$ ) どちらにおいてもみとめられなかった。内外側要因における t 検定の結果、R6 では内側に比し外側で有意に低値 ( $p < 0.001, \text{Hedge's } g = 1.06$ ) を示し、R7 では内側より外側で有意に高値 ( $p <$

0.01, Hedge's  $g = 0.48$ ) を示した。この結果から内側より外側において有意に粘弾性が低く、弾性については有意に高いことがわかった。R6 の頭尾側要因については高位胸背部から下位腰背部にかけて数値が低下していた。また頭尾側要因における多重比較については R6 では最も頭側である第 1 列と第 3~5 列、第 2 列と第 5 列の組み合わせでそれぞれ有意差がみとめられ、どの組み合わせにおいても尾側の部位で有意に低値を示したことから尾側の方が頭側に比し有意に粘弾性が低いことがわかった。

表 1.1 区分ごとの Cutometer<sup>®</sup>パラメータ-R6 値

区分	内側	外側	Mean $\pm$ SD
1	0.46 $\pm$ 0.07	0.35 $\pm$ 0.07	0.41 $\pm$ 0.06
2	0.41 $\pm$ 0.09	0.33 $\pm$ 0.06	0.37 $\pm$ 0.07
3	0.38 $\pm$ 0.08	0.31 $\pm$ 0.09	0.35 $\pm$ 0.10 †
4	0.37 $\pm$ 0.05	0.30 $\pm$ 0.07	0.33 $\pm$ 0.06 †
5	0.34 $\pm$ 0.05	0.28 $\pm$ 0.03	0.31 $\pm$ 0.04 †‡
Mean $\pm$ SD	0.39 $\pm$ 0.06	0.32 $\pm$ 0.05*	0.35 $\pm$ 0.05

R6 について二元配置分散分析を行った結果、内側-外側要因と頭側-尾側要因でそれぞれ有意な主効果がみられた。内側と外側の平均値の差を比較するための paired t-test において、\*は外側が内側に対し有意 ( $p < 0.001$ ) に高値であることを示す。頭側-尾側要因については、5 群の平均値の差を比較するために Tukey の多重比較検定を行い、†は区分 1 と 3-5 における統計的有意差  $p < 0.001$ 、‡は区分 2 と 5 における統計的有意差  $p < 0.01$  を示す。これらの変数について、内側-外側要因と頭側-尾側要因との間に有意な交互作用はみられなかった。

表 1.2 区分ごとの Cutometer<sup>®</sup>パラメーターR7 値

区分	内側	外側	Mean ± SD
1	0.69 ± 0.09	0.74 ± 0.09	0.71 ± 0.09
2	0.70 ± 0.09	0.76 ± 0.09	0.73 ± 0.08
3	0.70 ± 0.08	0.71 ± 0.08	0.71 ± 0.08
4	0.70 ± 0.08	0.71 ± 0.08	0.70 ± 0.08
5	0.72 ± 0.08	0.78 ± 0.06	0.75 ± 0.07
Mean ± SD *	0.70 ± 0.08	0.74 ± 0.09 *	0.72 ± 0.08

R7 について二元配置分散分析を行った結果、内側-外側要因に有意な主効果がみとめられた。内側と外側の平均値の差を比較するための paired t-test において、\*は外側が内側に対し有意 ( $p < 0.01$ ) に高値であることを示す。これらの変数について、内側-外側要因と頭側-尾側要因との間間に有意な交互作用はみられなかった。

## 論議

皮膚は身体全体を覆う人体最大の組織であり、皮膚の張力を主とした機械的特徴は身体運動に影響を与える。しかしこれまで Langer line (Mariola P et al, 2013) を代表として知られているように身体部位ごとの全体的な伸張特性についての報告は散見されるものの、身体部位をさらに詳細に分けその皮膚物性を捉えた報告はみられない。

今回の研究では、体幹部皮膚の身体運動との関連性を知る第一歩として、体幹背部部位別の皮膚物性について検討を行った。そのために体幹を頭尾側 5 分割、内外側 4 分割に分け、その皮膚物性についてそれぞれ比較した。本研究の結果から、安静臥位における体幹背部の物性について、粘弾性は頭側より尾側で低く、内側より外側で低い傾向がみとめられた。弾性については頭尾側方向では有意な差はみとめられず、内外側では外側で有意に高い傾向がみとめられた。本研究で用いた測定方法の特性より、本研究における粘弾性の性質は速度依存的な抗力（形の変わりにくさ）を、弾性は単位時間あたりの復元率（形の戻りやすさ）とした。よって本結果は体幹背側の尾側が相対的に形の変わり易い部位であり、体幹背部外側は相対的に形が変わり易かつ元に戻り易い場所であることを示した。

体幹のうち腰椎は脊椎関節運動の中では屈伸可動域が最も大きく回旋はほとんどみられない。一方胸椎全体の屈伸可動域は非常に少なく相対的に回旋可動域が大きい (Neumann DA, 2002)。これらは腰椎・胸椎それぞれの椎間関節の構造の特徴による。Zemp ら (2014) は、MRI を用いた研究により、体幹屈曲時において上部胸椎に比較して下部腰椎の皮膚が大きく偏位するとしている。この胸椎および腰椎レベルでの皮膚移動量の差は今回の結果との関連性が示唆される。本研究において、鉛直方向の体幹の分割は等間隔に 5 頭分としたが、上位 2 区画は胸椎 (3 区画目は胸腰椎移行部)、尾側から 2 区画が腰椎に相当すると考えられる。そのため本結果の体幹背側皮膚粘弾性における頭側と尾側間との有意な差はこれら胸椎および腰椎部の関節運動特性の違いを反映しているものと考えられる。

水平方向では、体幹外側が内側に比べ有意に粘弾性が低く、弾性が高いことがわかった。皮膚弾性については、音波の伝播速度を利用した計測機器を用いた研究にて、Langer line に沿った方向では皮膚弾性率が高いことが報告されている (Ruvolo EC Jr et al., 2007)。体幹背部の Langer line については、体幹外側の走行は全体的に水平方向に走行しており本研究結果と関連していると考えられる。

この皮膚物性の分布傾向はヒトの最も代表的な動作である上肢リーチ動作や歩行における上下肢運動との関連が示唆される。歩行などの反復動作ではアキレス腱に代表されるような受動組織の弾性力が利用されることが知られていて、エネルギー効率の観点において重要な要素と考えられている (Silder A et al., 2007)。リーチ動作や歩行には体幹運動が関連するためこの体幹外側皮膚の弾性力は運動力学における補助的な要素として捉えられるかもしれない。また上肢動作等においても、体幹外側の粘弾性の低さは動きやすさに、弾性は元の位置 (正中位) への戻りやすさに関連していると考えられる。

一方、体幹外側の粘弾性の低さは、他の部位に比べ運動に際し容易に伸張されることも同時に示す。この点は腋窩が癒痕の好発部位であることと関連していると思われる。癒痕性拘縮の原因である創傷の癒痕化は、その創傷部位の皮膚成分だけでなく、伸張刺激が関連していると考えられており (McNeely ML et al., 2010)、低粘弾性に伴う易伸張性は癒痕化の原因となりうる。臨床的な例として、乳癌に対する乳房切除術後の腋窩術創部癒痕が肩関節拘縮を引き起こすことが知られている (Harn HI et al., 2019)。

本研究の結果から、安静時における胸腰背部の皮膚には粘弾性および弾性における特異的分布が存在することが示された。この結果から、体幹背部の皮膚の弾力性や粘弾性は、脊髓の運動特性や体幹機能と関連していることが示唆された。これまでの身体運動と皮膚動態との関連を示した報告は、体表体幹部についての報告として (Zemp R et al., 2014; Cereatti A et al., 2006; Peters A et al., 2010; Heneghan NR and Balanos GM, 2010; Kratzstein S et al., 2012) が報

告されており、骨盤の側方移動に伴う下肢の皮膚滑走について検討したものが報告されている

(Fukui T et al., 2016)。これらの身体運動に伴う皮膚の移動の特徴は皮膚各部位の弾性特性によると述べられており (Kratzenstein S et al., 2012)、本研究において皮膚弾性に部位による差異がみとめられたことは、身体運動に対する皮膚物性の意味を捉える重要な知見といえる。

一方で関節の可動性が要求される部位において皮膚の粘弾性および弾性が高値または低値を示すのか、また体幹運動の三次元的特徴に対してどのように皮膚の粘弾性および弾性が影響を与えているのか、これらの物性の意味について本研究結果から述べることは困難である。この点については今後の課題でもあり、様々な身体運動時における胸腰背部皮膚伸張の程度や皮膚弾性および粘弾性が関連する皮膚動態を身体運動とともに解析することにより、皮膚の物性の機能的な意味や身体運動に与える影響について検討することが可能になると考えられる。また弾性と粘弾性に関しては皮膚の伸張度だけでなく時間的要素も含まれることから、本研究でこれらのパラメーターに部位特性がみとめられたことは、今後の研究において運動量や運動方向だけでなく運動スピードなどの質的要素も含めた検討が必要と考えられる。

また本研究の限界として、対象者は健常成人弾性であったことが挙げられる。そのため本研究の知見が女性や高齢者、障害を持つ人に適応となるかどうかについてはわからない。特に、年齢については、加齢により皮膚組成が変化することから、結果として本研究の知見と異なる可能性が考えられる。そのため今後の研究においてはこれらの点を明らかにする必要があると考える。

## 結論

本研究の結果から、胸腰背部の皮膚において、弾性および粘弾性における特異的分布が存在することが示された。安静臥位における体幹背部の物性について、粘弾性は頭側より尾側で低く、内側より外側で低い傾向がみとめられた。弾性については内外側では外側で有意に高い傾向がみとめられた。よって本結果は体幹背側の尾側が相対的に形の変わり易い部位であり、体幹背部外側は相対的に形が変わり易かつ元に戻り易い場所であることを示した。本研究の知見は、皮膚物性と体幹固有の運動のみならず四肢運動との関連を示唆する結果と考えられる

## 引用文献

- Cereatti A, Della Croce U, Cappozzo A. Reconstruction of skeletal movement using skin markers: comparative assessment of bone pose estimators. *J Neuroeng Rehabil.*, **3**, 7 (2006).
- De Filippo RE, Atala A. Stretch and growth: the molecular and physiologic influences of tissue expansion. *Plast Reconstr Surg.*, **109**, 2450 (2002).
- Draaijers LJ, Botman YA, Tempelman FR, Kreis RW, Middelkoop E, Zuijlen PP. Skin elasticity meter or subjective evaluation in scars: a reliability assessment. *Burns.*, **30**, 109 (2004).
- Du Bois D, Du Bois EF, *Nutrition*. A formula to estimate the approximate surface area if height and weight be known. **5**, 303 (1989).
- Fukui T, Otake Y, Kondo T, Skin Movement Rules Relative to Joint Motions. *Clin Res Foot Ankle.*, **5**, 2 (2017).
- Fukui T, Otake Y, Kondo T. In which direction does skin move during joint movement?. *Skin Res Technol.*, **22**, 181 (2016).
- Gabriel V. Hypertrophic scar. *Phys Med Rehabil Clin N Am.*, **22**, 301 (2011).
- Khan BA, Akhtar N, Braga VA. Anti-Aging Effects of *Hippophae rhamnoides* Emulsion on Human Skin. *Tropical journal of pharmaceutical research.*, **11**, 6 (2013).
- Harn HI, Ogawa R, Hsu CK, Hughes MW, Tang MJ, Chuong CM. The tension biology of wound healing. *Exp Dermatol.*, **28**, 464 (2019).
- Heneghan NR, Balanos GM. Soft tissue artefact in the thoracic spine during axial rotation and arm elevation using ultrasound imaging: a descriptive study. *Man Ther.*, **15**, 599 (2010).
- Kratzenstein S, Kornaropoulos EI, Ehrig RM, Heller MO, Pöppelau BM, Taylor WR. Effective marker placement for functional identification of the centre of rotation at the hip. *Gait Posture.*, **36**, 482 (2012).

- Mariola P, Monika L, Michał W. Age-dependent biomechanical properties of the skin. *Postepy Dermatol Alergol.*, **30**, 302 (2013).
- McNeely ML, Campbell K, Ospina M, Rowe BH, Dabbs K, Klassen TP, Mackey J, Courneya K. Exercise interventions for upper-limb dysfunction due to breast cancer treatment. *Cochrane Database Syst Rev.*, **16**, CD005211 (2010).
- Neumann, Donald A. *Kinesiology of the Musculoskeletal System, Foundations for Physical Rehabilitation*. 2002, St. Louis: Mosby.
- Oosterwijk AM, Mouton LJ, Schouten H, et al., Prevalence of scar contractures after burn: A systematic review. *Burns.*, **43**, 41 (2017).
- Pailler-Mattei C, Beca S, Zahouani H. In vivo measurements of the elastic mechanical properties of human skin by indentation tests. *Med Engin Phys.*, **30**, 599 (2008).
- Paul SP. Biodynamic excisional skin tension lines for surgical excisions: untangling the science. *Ann R Coll Surg Engl.*, **100**, 330 (2018).
- Peters A, Galna B, Sangeux M, Morris M, Baker R. Quantification of soft tissue artifact in lower limb human motion analysis: a systematic review. *Gait Posture.*, **31**, 1 (2010).
- Ruvolo EC Jr, Stamatias GN, Kollias N. Skin viscoelasticity displays site- and age-dependent angular anisotropy. *Skin Pharmacol Physiol.*, **20**, 313 (2007).
- Ryu HS, Joo YH, Kim SO, Park KC, Youn SW. Influence of age and regional differences on skin elasticity as measured by the Cutometer. *Skin Res Technol.*, **14**, 354 (2008).
- Sanders JE, Goldstein BS, Leotta DF. Skin response to mechanical stress: adaptation rather than breakdown--a review of the literature. *J Rehab Res Develop.*, **32**, 214 (1995).
- Sano H, Hokazono Y, Ogawa R. Distensibility and Gross Elasticity of the Skin at Various Body Sites and Association with Pathological Scarring: A Case Study. *J Clin Aesthet Dermatol.*, **11**, 15 (2018).



- Silder A, Whittington B, Heiderscheit B, Thelen DG. Identification of passive elastic joint moment-angle relationships in the lower extremity. *J Biomech.*, **40**, 2628 (2007).
- Silver FH, Seehra GP, Freeman JW, Devore D. Viscoelastic properties of young and old human dermis: A proposed molecular mechanism for elastic energy storage in collagen and elastin. *J Appl Polymer Sci.*, **86**, 1978 (2002).
- Stephen WC. The tangled web of Langer's lines. *Clinical Anatomy.*, **27**, 162 (2014).
- Tasaka A, Ono T, Ishikura H, Aihara K, Sato Y, Matsumoto T, Morifuji T, Oki S. Effects of skin stretching without joint movement on skin extensibility of rats. *J Phys Ther Sci.*, **28**, 2656 (2016).
- Taylor WR, Ehrig RM, Duda GN, Schell H, Seebeck P, Heller MO. On the influence of soft tissue coverage in the determination of bone kinematics using skin markers. *J Orthop Res.*, **23**, 726 (2005).
- Zemp R, List R, Gülay T, Elsig JP, Nexera J, Taylor WR, Lorenzetti S. Soft tissue artefacts of the human back: comparison of the sagittal curvature of the spine measured using skin markers and an open upright MRI. *PLoS ONE.*, **9** (2014).

## **第2章**

**脊椎近傍皮膚機械的特性と体幹部運動学的特性との関連に**

**ついて**

## 要約

第1章では体幹背部皮膚と体幹運動および四肢運動との関連性が示唆された。第2章では、この第1章の知見における体幹背部皮膚と身体運動との関連のうち、体幹固有の運動である脊椎椎間関節運動と皮膚物性との関連を明らかにすることを目的とした。そのため、皮膚物性を評価する部位を脊椎近傍の皮膚とし、脊椎椎間関節運動との局所的な関連性を示すこととした。体幹背部皮膚への伸張刺激は体幹屈曲時に生じることから、椎間関節運動における矢状面運動である立位前屈後屈運動との関連を検討した。これらの運動課題における椎間関節の形状および可動域の結果と脊椎近傍皮膚との相関関係を解析した。

## 抄録

皮膚は身体之最表層に位置し、日常における体動や接触による伸縮・滑走等様々な機械的ストレスにさらされている。しかし、それらに耐えるだけでなく、皮膚は形状を維持したまま機能も維持することが可能である。この皮膚の機能恒常性については、皮膚の機械的特性（以下皮膚物性）が関連している。皮膚の主成分のうちコラーゲン線維は粘弾性、エラスチンは弾性に関わる。この粘弾性により皮膚に特徴的な非線形引張-伸縮挙動が生じ、皮膚への変形刺激に対して強い抵抗を示す。また弾性は復元力に関与している。

体幹部特に脊椎近傍皮膚の皮膚物性は、脊椎との解剖学的関係性から日常の姿勢や反復動作の影響を受けると考えられる。そこで本研究では、体幹部を上・中・下3区分し、それぞれに設定した皮膚物性測定部位と静止立位時の椎間関節形状、前屈および後屈時の椎間関節可動量との相関係数を求めた。結果として、第7頸椎（以下C7）皮膚物性と第2・3胸椎（以下T2-3）椎間関節運動学的パラメーター（ $p < 0.05$ ）、T7皮膚物性と第9・10胸椎（以下T9-10）後屈時可動量（ $p < 0.05$ ）に有意な相関がみられた。また皮膚物性パラメーターにおいても動的なパラメーターと有意な相関がみられた。この結果より体幹背部脊柱近傍皮膚物性と脊椎の矢状面上の運動学的特徴に関連性が存在することが明らかとなった。

## 背景

皮膚は人体最大の臓器であり、成人皮膚の面積は約  $1.6 - 1.9\text{m}^2$  (Du Bois D and Du Bois EF, 1989) といわれている。また身体の最表層に位置し身体内部と外部との境界となり、メカニカルストレスからの保護、水分の保持、体温調節、免疫機能、感覚器としての役割など生命維持に必要な種々の機能を有している (Pailler-Mattei C et al., 2008)。また、身体運動の際には皮膚の機械的変化を皮膚内にあるメカノセプターが感知し、その感覚情報が運動制御に利用される (Shawn M et al., 2017)。これらの機能維持において皮膚の物性は重要である。

皮膚は身体の最表層に位置するため、日常における体動や接触による伸縮・滑走、骨などの内部組織からの圧縮等様々な機械的ストレスにさらされている。しかし、それらに耐えるだけでなく、皮膚は形状を維持したまま機能も維持することが可能である。この皮膚の機能恒常性については、皮膚物性が関連している。

ヒトの皮膚は、厚さ  $0.05 \sim 0.1 \text{ mm}$  の細胞層である表皮、厚さ  $0.5 \sim 5.0 \text{ mm}$  の真皮、皮下脂肪層からなる主要 3 層構造である (McGrath JA and Uitto J, 2010)。皮膚物性の要素には大きく、弾性および粘弾性があげられる。真皮は皮膚の機械的特性を決定し、その大部分はコラーゲン線維で構成されており (Kolarsick PA et al., 2011)、これが組織に粘弾性を与える。この粘弾性により皮膚に特徴的な非線形引張-伸縮挙動が生じ、皮膚への変形刺激に対して強い抵抗を示す段階まで徐々に剛性が増加することになる (Brown IA, 2006)。真皮の第二の主要な機械的構成要素はエラスチンであり、皮膚の弾性復元力に関与している (Kolarsick PA, et al., 2011; De Filippo RE and Atala A, 2002; Silver FH, 2002)。一方でこれら構成要素の病的な変化は皮膚物性の変化をもたらし、身体運動に影響を与えることが知られている。その代表的なものとして術創部の肥厚性瘢痕や自己免疫性炎症性疾患である全身性強皮症はコラーゲンの増殖や繊維化を伴い、結果として関節可動域制限の原因となる (Oosterwijk AM et al., 2017; Gabriel V, 2011; Wei J, 2011; Allanore Y et al., 2015)。このように皮膚物性の異常は身体運動に影響を及ぼすことが知られているが、身体形状や身体運動に対する正常皮膚物性の影響を示した研究はない。

日常における姿勢（身体形状）の特徴は最表層部位に位置する皮膚への直接的な刺激となり、基本姿勢である立位や坐位姿勢の特徴は体幹部皮膚への影響が大きい。また体幹部は、坐業の多くなった現代のヒトの四肢は末梢を固定されることが多く、それらと比し形状変化を生じやすい身体部位と言える。日常生活に起こる頸部痛 (Ariëns GA et al., 2001; Côté P et al., 2008; van der Windt D A, 2000) や腰痛 (Lis AM et al., 2007; Roffey DM et al., 2010) は姿勢の特徴が

原因となることが知られており、これらの症状を生む可能性のある特徴的な姿勢については、皮膚に対する刺激も通常と異なるかもしれない。また動作レベルにおいても日常生活動作のほとんどで体幹運動を伴う。またその体幹運動における脊椎運動の特徴はヒト個人で様々であり、脊椎の不良な動きの結果として腰痛や脊椎の圧迫骨折などが引き起こされることが知られている。一般的に日常生活における体幹運動については屈曲運動を伴うことが多く背部皮膚が伸張される機会が多いことが考えられる。この体幹運動の動的な特徴についても、日々の反復動作により繰り返される皮膚への伸縮刺激は皮膚物性に何らかの影響を与えることが考えられる。また皮膚物性が体幹運動に影響を与えている可能性も考えられる。これまで関節運動における皮膚ひずみの研究は膝

(Sednieva Y et al., 2019; Wessendorf AM and Dava JN, 2012) や足 (Domingues AR et al., 2011) などの単軸関節で行われているが、多軸関節である体幹部に関するものは Shawn らの報告 (Shawn M et al., 2017) がみられるのみで、体幹背部皮膚と脊椎の動態との関連性についての詳細な研究は行われていない。

そこで本研究では体幹背部脊柱近傍皮膚の物性と脊椎の矢状面上の形状および動的な特徴との関連性を調べた。皮膚物性の評価には、Cutometer<sup>®</sup>を使用した。本測定機器は非侵襲的で簡単に皮膚物性を測定するもので、粘弾性及び弾性それぞれの皮膚物性を別々に示すことが可能である (Kim MA et al., 2018; Oh JH et al., 2018)。

皮膚物性の評価に合わせて、脊椎椎間関節の形状および動的な特徴を把握するため、静止立位時における矢状面上アライメントおよび最大前屈・最大後屈を課題としその際の脊椎矢状面上角度を計測した。前屈および後屈動作は、脊椎疾患の評価に一般的に用いられ、脊椎可動性を把握する上で有用である。脊椎の形状および可動量の計測にはスパイナルマウス<sup>®</sup>を使用した。スパイナルマウス<sup>®</sup>は非侵襲的に簡便かつ正確に第 1 胸椎以下の椎間関節角度を計測可能な測定機器である。

これらのことから本研究の目的は、脊椎上の皮膚物性を捉え、それらと脊椎椎間関節の関節形状および関節運動との関連性を明らかにすることである。本研究の結果により、体幹背部皮膚、特にこれまでに調べられていない脊椎近傍皮膚の物性を知ることができる。さらにその皮膚物性が椎間関節の形状および動態とどのように関連しているかがわかる。これらがわかることで、これまで身体全体における正常皮膚の機械的特性と身体運動との関連が調査されていない中、まず体幹固有の形状および運動における体幹皮膚の機械的な関連性が示されることとなる。

## 方法

### 被験者

本研究の対象は背部の皮膚および体幹部運動器疾患の既往のない成人男性 17 名とし、年齢  $21.24 \pm 1.21$  歳、身長  $171.02 \pm 4.12$  m、体重  $60.29 \pm 6.77$  kg であった。実験を開始するにあたり全ての対象者に本研究の目的、方法および実験内容を十分に説明し、実験に参加のための同意を得た。なお本研究は、東京農工大学における人を対象とする研究倫理審査委員会の承認を得て実施した。（承認番号第 210302-0277 号）

### Cutometer<sup>®</sup>による皮膚生体力学特性計測

脊椎近傍皮膚の計測には非侵襲的な皮膚物性計測機器である Cutometer<sup>®</sup> MPA580（Courage Khazaka 社製、Germany、以下 Cutometer<sup>®</sup>）および測定開口部 8 mm 径のプローブ（以下プローブ）を用いた。Cutometer<sup>®</sup>による皮膚物性の測定原理としては陰圧によりプローブ先端の開口部から皮膚表面を一定時間複数回吸引し、その後吸引圧をゼロにすることにより吸引した皮膚を弛緩させ、開口部に配置されたプリズムを用いて皮膚の変形をモニタリングし、皮膚の弾力性、粘弾性など、皮膚の状態を示す複数の測定値が算出されるものである。なお本研究における測定パラメーターは、一定時間における吸引圧を設定可能な測定モードにて、吸引圧 400 mbar、吸引時間 2 秒間、弛緩時間 2 秒間の計 4 秒間を測定時間として設定した（図 1.1）。本研究ではより Cutometer<sup>®</sup>得られるパラメーター R2、R5、R6、R7 を用いて比較検討を行なった。このうち、弾性の指標となるパラメーターは R2、R5、R7 であり、皮膚粘弾性における粘性要素の指標（以下、“粘弾性指標”とする）となるパラメーターを R6 とした。

また、測定環境は室温  $26 \pm 2$  °C 湿度、 $35 \pm 5$  % とした。測定肢位については、被験者をトリートメントテーブル（ベガ株式会社ニューステラ 6）上にて腹臥位とし、頭頸部を正中位、四肢は解剖学的肢位とした。

Cutometer<sup>®</sup>測定による皮膚物性の測定部位は脊椎近傍皮膚を対象とし、体幹背部の中でも脊椎椎間関節運動の直接的な影響を受ける部位として脊椎近傍を採用した。この脊椎近傍皮膚における測定点については、まず体幹を上・中・下 3 部位に分け、各 3 部位の代表的な脊椎の骨指標を測定点とした。体幹部は脊椎そのものの形態的特徴から胸椎と腰椎に分けられ、それぞれで 3 次元的な運動学的特性（Neumann DA, 2002）が異なる。また胸椎部は各椎体の形態、さらに

は腰椎との連結、肋骨との連結および胸郭運動との関連から、上部胸椎と下部胸椎（胸腰椎移行部）に分けられる。これらの骨形態に伴う運動学的特徴を踏まえ3区分とした。またこれらの3区分における各測定点については、皮膚には連続性があり、凹凸により伸張・弛緩することから脊椎の身体形態的特徴である凹凸部（Hasegawa K et al., 2017; Shiraishi N et al., 2006）を測定点とした。まず脊椎全体の最凸部である第7胸椎棘突起を中部体幹皮膚の測定点、脊椎の最凹部である第4腰椎棘突起を下部体幹皮膚の測定点とした。上部体幹の測定点は第7頸椎棘突起とした。本研究におけるこれらの測定点を決定した理由については、これらが一般的な身体指標として広く知られており、測定に対する妥当性・再現性が高いことが挙げられる。C7棘突起の同定は頸椎屈曲時の頸椎の最大凸部とし、T7棘突起の同定は両肩甲骨下角を結んだ線と脊椎が交わる部位に最も近い棘突起、L4棘突起は両腸骨縷を結んだ線（jacobson線）と脊椎の交点（Shiraishi N et al., 2006）とした。なお測定は各測定部位にプローブを垂直に当て測定順についてはランダムに3回測定を実施し、その平均値を測定値として用いた。なお本研究における測定はCutometer<sup>®</sup>による測定に熟練した同一検者が実施した。

Cutometer<sup>®</sup>を用いて測定された皮膚物性の解析には、パラメーターR2、R5、R6、R7を用いた。R2、R5およびR7は弾性の指標となるパラメーターであり、R2はGross elasticityであり $U_a/U_f$ により算出（図1.1）、R5はNet elasticityで $U_r/U_e$ により算出（図1.1）、R7はElasticity portionで $U_r/U_f$ （図1.1）により算出された。R6は皮膚粘弾性指標となるパラメーターであり $U_v/U_e$ （図1.1）より求められた。

### スパイナルマウス<sup>®</sup>による脊椎キネマティクス計測

スパイナルマウスは3軸加速度センサーを用いて非侵襲的に脊柱の椎間関節角度を計測する装置である。スパイナルマウスによる曲率測定では、0.92-0.95の級内係数が決定されている（Post RB and Leferink VJ, 2004）。また脊椎X線写真との比較においてスパイナルマウスより得られる角度については妥当性および信頼性が確認されている（Imagama S, et al., 2013）

スパイナルマウス<sup>®</sup>の計測では、被験者は静止立位、立位前屈による最大前屈位、立位後屈による最大後屈位の3種類の肢位をとり、これら3種の姿勢において脊椎棘突起上に沿うように第7頸椎から第3仙椎までスパイナルマウス<sup>®</sup>を移動させることで、第1胸椎から第5腰椎までの各椎間関節角度を得た。被験者は前屈ではできる限り下方にリーチを行うように、後屈では腕を組み頭位を正中位に維持した状態でできる限り後方に身体を倒すように指示された。これら各姿勢における測定をそれぞれ3回行った。測定値における正の値が屈曲角度であり、負の値が伸展角度を示す。（図2.1）

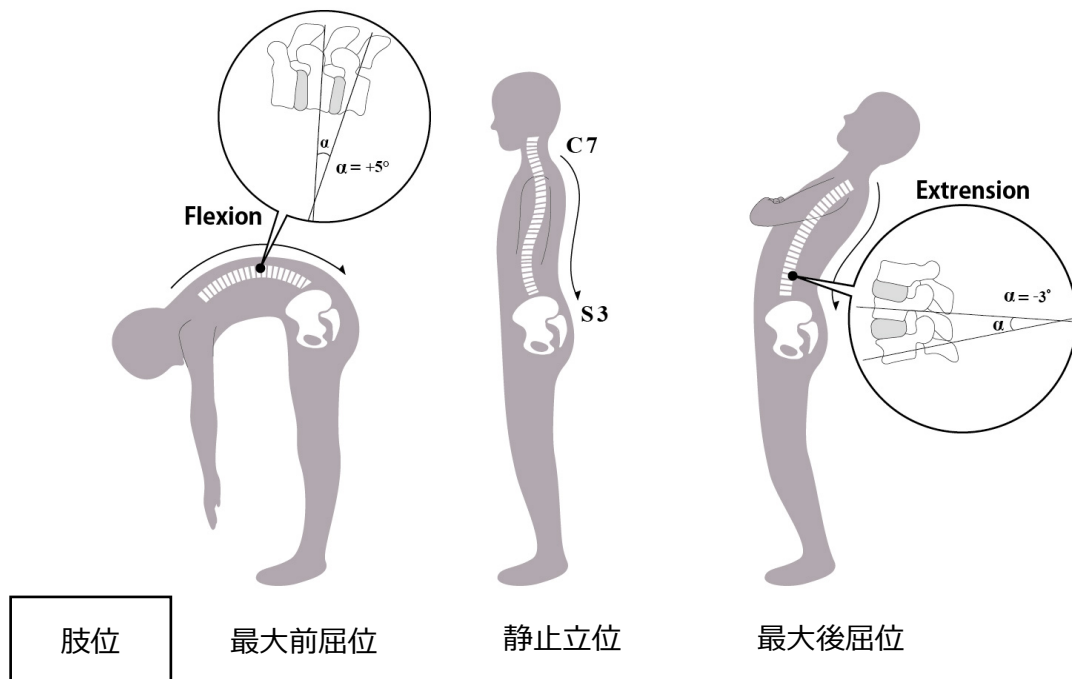


図 2.1 スパイナルマウス®測定における課題肢位

次に各椎間関節の可動量を分析するために最大前屈位の椎間関節角度から静止立位時の椎間関節角度を引いた値を前屈可動量、最大後屈位の椎間関節角度から静止立位時の椎間関節角度を引いた値を後屈可動量とし、それぞれ各椎間関節における値を得た。

### 統計解析

各パラメーターの値について Shapiro-Wilk 検定により正規性の有無を確認した。次に体幹脊椎近傍皮膚の物性における測定部位の違いの影響をみるため、皮膚物性パラメーターR2、R5、R6、R7において、測定部位を一要因とした一元配置分散分析を行った。測定部位に優位な主効果がみとめられた場合、Tukey 法による多重比較を行った。

さらに皮膚物性測定部位における各パラメーターの値と周辺椎間関節の運動学的パラメーターとの関連性を分析するため、C7、T7、L4それぞれの皮膚物性パラメーターR2、R5、R6、R7について各測定部位周囲の椎間関節の静止立位時椎間関節角度、前屈時運動量、後屈時運動量との相関関係を調べた。各測定部位周囲椎間関節とは、C7の皮膚物性に対してはT1-2、T2-3、T3-4、T4-5の4椎間関節、T7皮膚物性に対してはT5-6、T6-7、T7-8、T8-9、T9-10の5椎間関節、L4皮膚物性に対してはL1-2、L2-3、L3-4、L4-5の4椎間関節を示す。



これらの相関分析では Pearson correlation coefficient および Spearman's rank correlation coefficient を用いた。なお、統計処理には JASP v. 0.16.3 (Univ. of Amsterdam, Netherlands) を用いた。統計的有意確率は  $p < 0.05$  とした。

## 結果

### 皮膚物性について

皮膚物性パラメータR2、R5、R6、R7において、測定部位を一要因とした一元配置分散分析を行った。結果として  $R2(F(2,48) = 1.302, p = 0.281)$ 、 $R5(F(2,48) = 1.963, p = 0.152)$ 、 $R6(F(2,48) = 2.935, p = 0.063)$ 、 $R7(F(2,48) = 1.304, p = 0.281)$  であり、測定部位に有意な主効果はみられなかった。

### 脊椎運動学的特性

静止立位時の脊椎椎間関節角度については表 2.1 に示す。全体として胸椎は屈曲位、腰椎は伸展位であった。第 8・9 胸椎間が最も屈曲位 ( $4.84 \pm 1.81^\circ$ )、第 3・4 腰椎間が最も伸展位 ( $-7.39 \pm 2.29^\circ$ ) であった。

前屈 (図 2.2) では全椎間関節で静止立位からの屈曲がみられ、腰椎部での運動量が胸椎部に比べて大きく第 3・4 腰椎部で屈曲角度が最大 ( $15.49 \pm 2.19^\circ$ ) であった。

後屈 (図 2.2) では胸椎部の椎間関節では動きは少なく、第 6・7、第 7・8 および第 8・9 椎間関節を除き全体として静止立位から僅かに屈曲がみとめられた。腰椎部では全椎間関節伸展がみとめられ、第 4・5 腰椎における伸展角度が最大 ( $-4.73 \pm 2.54^\circ$ ) であった。

前屈・後屈共に第 2・3 胸椎椎間関節可動量については被験者間のばらつきが大きく、課題に対する動作パターンにおいて被験者の特徴を示す部位であった。

上部体幹部各椎間関節における静止立位時の関節角度と前屈および後屈時の運動量の相関関係については、前屈では T2-3 で有意な負相関 ( $r = -0.527, p < 0.05$ )、後屈では T1-2 ( $r = -0.523, p < 0.05$ )、T2-3 ( $r = -0.666, p < 0.01$ )、T3-4 ( $r = -0.753, p < 0.001$ ) と全てで負相関がみとめられた。

表 2.1 各課題肢位における椎間関節角度

椎間関節	静止立位 (°)	最大前屈位 (°)	最大後屈位 (°)
Th1-2	3.20 ± 3.23	6.59 ± 3.42	5.76 ± 2.79
Th2-3	4.37 ± 2.94	5.86 ± 3.00	5.43 ± 2.60
Th3-4	4.10 ± 1.99	4.88 ± 1.97	4.80 ± 1.25
Th4-5	3.61 ± 1.90	4.86 ± 1.76	4.20 ± 1.53
Th5-6	2.45 ± 1.37	5.39 ± 2.01	3.69 ± 2.16
Th6-7	3.67 ± 2.23	4.67 ± 1.44	3.33 ± 2.07
Th7-8	4.61 ± 2.02	5.12 ± 1.94	4.02 ± 2.01
Th8-9	4.84 ± 1.81	6.33 ± 1.62	4.45 ± 2.66
Th9-10	3.08 ± 1.40	6.65 ± 2.23	4.35 ± 2.52
Th10-11	1.78 ± 1.50	5.98 ± 1.58	1.90 ± 2.63
Th11-12	-0.10 ± 1.51	5.04 ± 1.61	-0.22 ± 2.76
Th12-L1	-1.29 ± 1.51	4.96 ± 1.90	-2.04 ± 3.41
L1-2	-2.39 ± 1.97	7.37 ± 2.09	-4.76 ± 3.59
L2-3	-5.35 ± 2.00	7.88 ± 2.23	-7.61 ± 2.50
L3-4	-7.39 ± 2.29	7.86 ± 2.27	-9.78 ± 1.52
L4-5	-4.63 ± 1.38	5.61 ± 1.27	-9.20 ± 3.03

値はすべて平均値 ± 標準偏差

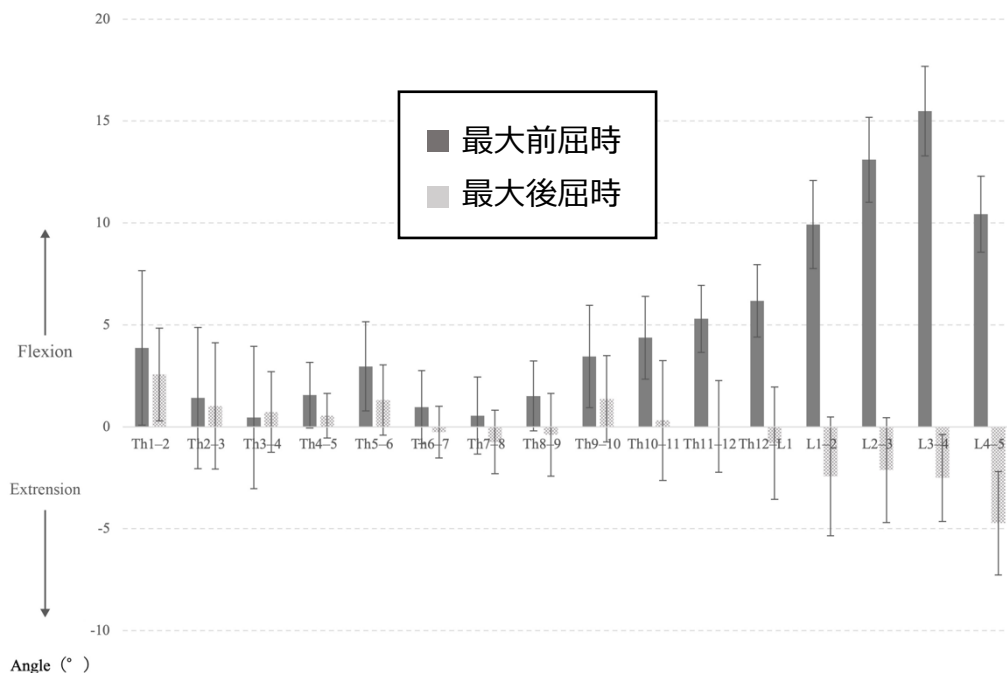


図 2.2 最大前屈時および最大後屈時の椎間関節可動量

### **皮膚物性と静止立位時脊椎形状の関連性について**

皮膚物性パラメータR2、R5、R6、R7と静止立位時の各椎間関節角度との相関分析の結果を示す。(表 2.2)

各部位の皮膚物性と静止立位時脊椎形状の関連性について、C7 皮膚物性パラメータ R2、R5、R7と T2-3 角度との間に有意な正相関がみとめられた。その他の皮膚部位では有意な相関はみられなかった。

### **皮膚物性と前屈時椎間関節可動量との関連性について**

皮膚物性パラメータR2、R5、R6、R7と前屈時の各椎間関節運動量との相関分析の結果を示す。(表 2.3)

各部位皮膚物性と前屈運動との相関については、C7 の R6 では T2-3 と正相関、R7 では T2-3 のみ負の相関がみられた。その他の皮膚部位では静止立位と同様、有意な相関はみられなかった。

### **皮膚物性と後屈時椎間関節可動量との関連性について**

皮膚物性パラメータRR2、R5、R6、R7と後屈時の各椎間関節運動量との相関分析の結果を示す。(表 2.4)

後屈では前屈と同様 C7 の R2 では T2-3 と負相関、R5 では T1-2 と負相関、R6 では T2-3 と正相関、R7 では T1-2 と T2-3 においてどちらも負相関がみとめられた。また後屈時のみ T7 のすべての皮膚物性と T9-10 椎間関節運動との相関がみられ、R6 以外の皮膚物性では正相関、R6 では負相関がみられた。

表 2.2 静止立位時の体幹 3 区分における皮膚物性と脊椎椎間関節角度との相関分析

静止 立位	C7 皮膚物性 × 上部体幹椎間関節				T7 皮膚物性 × 中部体幹椎間関節					L4 皮膚物性 × 下部体幹椎間関節			
	T1-2	T2-3	T3-4	T4-5	T5-6	T6-7	T7-8	T8-9	T9-10	L1-2	L2-3	L3-4	L4-5
R2	-0.17	0.71 **	-0.02	-0.27	-0.09	-0.08	0.01	0.28	-0.17	0.11	0.21	-0.18	-0.08
R5	0.22	0.57 *	-0.18	-0.17	0.22	0.32	0.08	0.32	0.09	0.04	0.15	-0.30	-0.14
R6	0.26	-0.38	0.22	0.06	-0.02	-0.03	0.15	-0.04	0.42	-0.22	-0.33	-0.09	0.07
R7	0.06	0.67 **	-0.28	-0.19	0.29	0.19	-0.07	-0.18	-0.21	0.11	0.23	-0.19	-0.13

表中の数値はすべて相関係数を示す。\* は統計的有意差 $p < 0.05$ 、\* \* は統計的有意差、 $p < 0.01$ を示す。

表 2.3 最大前屈位時の体幹 3 区分における皮膚物性と脊椎椎間関節運動量との相関分析

最大 前屈位	C7 皮膚物性 × 上部体幹椎間関節				T7 皮膚物性 × 中部体幹椎間関節					L4 皮膚物性 × 下部体幹椎間関節			
	T1-2	T2-3	T3-4	T4-5	T5-6	T6-7	T7-8	T8-9	T9-10	L1-2	L2-3	L3-4	L4-5
R2	-0.15	-0.29	0.22	-0.00	0.32	0.16	0.16	-0.33	0.38	-0.15	-0.17	0.05	-0.06
R5	-0.20	-0.46	0.44	0.06	0.30	-0.25	0.17	-0.19	0.21	-0.17	-0.18	0.21	0.03
R6	-0.30	0.54 *	-0.12	-0.04	-0.11	-0.26	-0.31	0.12	-0.35	0.16	0.00	0.03	-0.16
R7	-0.06	-0.61 *	0.45	0.04	0.11	0.03	0.31	-0.15	0.34	-0.17	-0.13	0.14	0.09

表中の数値はすべて相関係数を示す。\* は統計的有意差 $p < 0.05$ を示す。

表 2.4 最大後屈位時の体幹 3 区分における皮膚物性と脊椎椎間運動量との相関分析

最大 後屈位	C7 皮膚物性 × 上部体幹椎間関節				T7 皮膚物性 × 中部体幹椎間関節					L4 皮膚物性 × 下部体幹椎間関節			
	T1-2	T2-3	T3-4	T4-5	T5-6	T6-7	T7-8	T8-9	T9-10	L1-2	L2-3	L3-4	L4-5
R2	-0.07	-0.71 **	0.03	0.14	0.05	0.37	0.27	0.25	0.66 *	0.28	-0.17	0.15	-0.05
R5	-0.57 *	-0.28	0.29	0.05	0.27	0.20	0.45	0.24	0.57 *	0.11	-0.05	0.41	0.12
R6	0.05	0.63 *	-0.16	-0.01	0.17	-0.29	-0.47	-0.28	-0.64 *	-0.22	0.01	0.19	0.05
R7	-0.53 *	-0.55 *	0.29	0.01	0.02	0.29	0.48	0.31	0.72 **	0.15	-0.04	0.20	0.07

表中の数値はすべて相関係数を示す。\* は統計的有意差 $p < 0.05$ 、\* \* は統計的有意差、 $p < 0.01$ を示す。

## 論議

本研究では脊椎近傍皮膚の物性と脊椎の運動学的特性との関連性を調べた。皮膚物性については Cutometer<sup>®</sup>を用い、測定部位を C7・T7・L4 上皮膚とした。Cutometer<sup>®</sup>より得られたパラメータ R2、R5、R6、R7 を用いて比較検討を行なった。脊椎の運動学的特性を調べるために被験者は課題として静止立位を行い、加えて脊椎の矢状面上での動的特性を評価するために立位での最大前屈および最大後屈を行なった。これらより静止立位時の胸椎および腰椎各椎間関節の角度、前屈および後屈時の各椎間関節の可動量を得た。

### 皮膚物性について

結果として、皮膚物性については、計測部位である C7・T7・L4の間ではどの皮膚物性パラメータについても有意な差はみられなかった。これは Yamaguchi ら (2021) の研究と異なる結果であった。Yamaguchi ら (2021) は先行研究において、体幹背部を内外側 2 つ、頭尾側を 5 つに区分しそれぞれの皮膚物性について比較した。この研究結果として、頭尾側方向について弾性では有意な差はみられなかったものの、粘弾性については頭尾側方向で有意な差がみられ、頭側より尾側で粘弾性が低かった。この結果の違いについては脊椎近傍皮膚の解剖学的特徴の影響が考えられる。脊椎近傍皮膚と脊椎棘突起との間に他の組織が存在せず、皮膚支帯により棘突起と皮膚が垂直に連結されている (Nash LG et al., 2004)。そのため脊椎と脊椎近傍の皮膚との関連性は体幹背部のその他の部位と比べ強くその他の組織の影響が少なくなるため、体幹部のそのほかの部位よりも頭尾側間の部位の違いによる差が結果に生じにくいことが考えられる。

### 脊椎運動学的特性

静止立位時の脊椎の矢状面上における形状については、T8-9 間で最も屈曲位、L3-4 で最も伸展位となった。これらは先行研究 (Hasegawa K et al., 2017) で報告されている脊椎湾曲の頂点の部位に概ね近い結果となった。前屈および後屈についてはどちらも可動量では胸椎よりも腰椎の方が大きかった。

本研究における特徴的な結果として、一部の被験者で前屈時上部胸椎に静止立位から伸展運動を生じる現象がみられた (図 2.2)。この結果に対しては、前屈動作の課題特性が関連していると考えられる。今回の研究で用いた前屈動作では上肢の床 (下方) へのリーチ動作を伴わせた。前屈動作自体は脊柱全体で見ると屈曲動作であり、脊椎の下位ではその傾向がみとめられる。しかし上肢動作は胸椎との関連が強く、Hasebe et al., (2014) のスパイナルマウス<sup>®</sup>を用いた前屈動

作の研究においても胸椎の伸展傾向がみとめられ、この結果は上肢と胸椎の関連性による結果と述べられている。

後屈動作では腰椎では伸展動作により後屈方向への動きがみられたが、胸椎では全体として僅かな屈曲がみられる程度であった。これは後屈時の腰椎前弯に対する代償的なバランス反応

(Abelin GK, 2017) と思われる。立位における後方への重心移動に対する支持基底面は前方より狭く、腰椎前弯を中心とした後屈に対し胸椎の屈曲により重心の後方移動を制御していると思われる。

### **皮膚物性と脊椎運動学的特性との関連性について**

皮膚物性パラメーターと脊椎運動学的特性については特定の椎間関節で関連がみとめられた。

まず C7 皮膚物性については T2-3 椎間関節の形状及び動態と関連がみられた。静止立位では全弾性パラメーターと T2-3 椎間関節角度と正相関がみられたことから、T2-3 の椎間関節角度が屈曲位にある被験者ほど C7 皮膚弾性が強い傾向にあると言える。前屈および後屈における T2-3 の可動量についても C7 皮膚物性と関連がみられた。しかし弾性パラメーターについては静止立位が正相関なのに対し、前屈・後屈ともに負相関と逆の対応がみられた。これは静止立位の形状と前屈・後屈動作という課題との関連性によるものである。今回の研究では静止立位で T2-3 が屈曲位であればあるほど前屈・後屈時の T2-3 可動量が少ない傾向にあった。この前屈・後屈における T2-3 の動作特性が相関関係における逆の傾向を生じたものと考え。一方この結果は皮膚物性に対する脊椎の運動学特性において静的にも動的にも矛盾がないことを示す結果と言え、皮膚物性と身体運動との関連性を強く示す結果と捉えられる。

この結果における C7 と T2-3 という位置的な関係性については、T2-3 の各被験者の動作特性が関連していると考えられる。上述したように、この部位については被験者ごとに前屈および後屈時の関節運動が異なり、一部の被験者では伸展がみとめられる。この各被験者における T2-3 の動態が、周辺部位である C7 近傍の皮膚における機械的特性に表れていると考えられる。

C7 皮膚物性におけるパラメーター R6 については、静止立位では相関がみられなかったものの前屈・後屈時には正の相関がみられた。この結果は粘弾性という機械的特性 (Mostafavi Yazdi SJ and Baqersad J, 2022) に関連した結果と考えられる。粘弾性は動的な特性であり皮膚に動的な刺激が加わった際に示される皮膚物性と言える。本研究でも前屈および後屈時の Th2-3 と正相関がみとめられたことは、T2-3 屈曲可動量の高い被験者ほど粘弾性要素が高いことを示し、この粘弾



性は脊椎屈曲に対する皮膚の抵抗力でありコラーゲンによる形状維持機能の働きによる (Kolarsick PA et al., 2011; Brown IA, 2006) ものと考えられる。

C7 皮膚物性における弾性パラメーターR2・R5・R7 については、T2-3 各運動学的パラメーターとそれぞれ相関がみられ、全体として R7 についてはすべての運動学的パラメーターと相関がみられた。一方 R2・R5 における明らかな傾向はみられなかった。R7 は R2 と合わせて皮膚弾性の主要なパラメーターと考えられ (Khan BA et al., 2013) 、皮膚の厚みの影響を含まず皮膚が変形した後に瞬間的に元の形状に復元する能力である。そのため他のパラメーターと比較し単位時間あたりの皮膚復元力を示し、動的な要素が強いパラメーターと考える。そのため R7 のみ静止立位だけでなく前屈及び後屈動作でも相関がみられたことは、C7 から上部胸椎にかけての皮膚物性と身体運動との関連性を示す結果と考えられる。

後屈では T7 全ての皮膚物性と T9-10 の可動量との間に相関がみとめられた。傾向として弾性パラメーターでは正相関、粘弾性パラメーターとは負相関であり、T9-10 の屈曲可動量が大きい被験者ほど弾性が高く、粘弾性が低いという結果であった。またこの傾向は後屈時に T9-10 で伸展運動のみられる被験者では T7 周辺皮膚の粘弾性が相対的に高いといえる。

まず後屈のみ T7 全ての皮膚物性と T9-10 との間に相関がみられた理由として、後屈における腰椎前弯 (伸展) と T9 との密接な関係が挙げられる。Boulay らの研究 (Boulay C, et al., 2006) によると、T9 の矢状面上の傾斜は静止立位における腰椎前弯の形状を決める関連因子の一つとして示されている。このように T9-10 は腰椎前弯との強く関連する部位であり、後屈は腰椎前弯を強調する動きとなることから、T9-10 に被験者個人の動作特性が示されている可能性が考えられる。実際に、後屈時の脊柱形状において、上位椎間関節から T9-10 までは形状として平坦であるが、T9-10 を起点にそれ以下で急激な伸展方向への変化がみとめられる (表 2.1) 。この腰椎前弯に対する T9-10 の特殊性が今回の相関関係における結果に示された可能性が考えられる。

さらに T9-10 の後屈時可動量と T7 粘弾性の相関については、皮膚の力学的な機能が関連している可能性が考えられる。皮膚の特徴的な性質の一つである異方性 (Langer KJ, 1978; Joodaki H and Matthew BP, 2018) において、体幹部の粘弾性の作用方向は脊柱屈伸運動軸に対して平行であり、この部位の皮膚の粘弾的性質が高まることは特に伸展運動時の運動軸を支持および安定させる作用が考えられる。その結果 T7 の粘弾性の高い被験者ほど T9-10 伸展可動量が多くなる傾向を生じたと推測される。

また T7 皮膚物性が直下の T7 でなく T9–10 椎間関節可動量と関連し、C7 皮膚物性でも T2–3 椎間関節の運動学的特性と関連する理由として、体幹矢状面上運動における運動軸と皮膚の連続性が影響していると考えられる。一般的に皮膚に対する動的な刺激として伸張と圧縮が挙げられるが (Biggs LC et al., 2020)、屈伸軸直上皮膚が必ずしも最大伸張 (ひずみ) 部位となるとは限らない。皮膚には連続性が存在し、体幹は四肢関節と異なり単軸ではなく多軸の分節運動により屈伸が行われるため、体幹全体の運動軸を中心として皮膚物性測定部位より遠位も同時に動く場合、運動軸直上よりもその周辺皮膚の方に伸張刺激が加わることが起こりうると考える。また身体運動における皮膚ひずみの分布についてはまだ基礎となるような十分な知見が得られておらず

(Sednieva Y et al., 2018)、また単軸運動においても単純な反応を示さないことが知られている。この点については今後の検討が必要である。

L4 皮膚物性については周辺椎間関節との関連性はみられなかった。今回の動的課題において、腰椎部は胸椎部に比べ屈曲伸展共に可動量が大きい部位であったが、胸椎では相関がみられる中腰椎ではどの運動学的パラメーターについても相関はみとめられなかった。その理由として、腰椎部は身体形状として一般的に凹部であり、皮膚への伸張刺激は他部位に比べ生じにくい部分であることが考えられる。またこの結果は腰部の皮膚物性を決定する要因として腰椎椎間関節の運動学的な影響は少なく、筋、筋膜、内臓及び皮下脂肪など別の要因が存在することが示唆される。

このように本研究では体幹上部・中部・下部の皮膚物性測定点において、皮膚物性と脊椎のキネマティクスとの関連でそれぞれ特徴的な傾向がみとめられた。皮膚物性測定部直下の椎間関節ではなく周辺の椎間関節の動態と関連性がみられた結果は、皮膚の連続性と動作に対する身体の機械的特性との関連によるものと考えられる。この体幹部の運動学と機械的理解は、上述した日常生活における姿勢との関連により運動器疾患の治療の観点で重要性が高いと思われる。加えて医学以外にも衣料や繊維開発の分野にもつながるものと思われる。これまで皮膚歪みの研究は機能性ウェアの伸縮部位や強度との関連性につながるものとして研究されている (Vu LQ et al., 2022)。体幹部の運動学的理解は衣服の開発に欠かせないと考え、本研究のような多軸関節である体幹部における脊椎の関節運動の詳細と皮膚物性との関連性を示したものはこれまで行われおらず、本研究で示された知見は新規性の高いものと思われる。

## 結論

本研究において脊椎近傍皮膚の物性と脊椎椎間関節の形状および関節運動との間に関連がみとめられた。これまで皮膚物性と身体の運動学的特徴との関連を調べた報告はなく、本研究は新たな知見と言える。今回設定した三点の皮膚物性測定部位に対し、関連性がみとめられた部位は

C7 皮膚物性では T2–3 椎間関節の形状及び運動、T7 皮膚物性では T9–10 椎間関節運動でのみあり、非常に局所的な関係性であった。この局所的な関係性については非常に興味深い結果であったが、この意味については本研究においては不十分であり、今後脊椎近傍の皮膚の多点計測や、脊椎のそのものの運動学的特性の詳細に関する検討が必要である。また皮膚物性において粘弾性指標となる R6 や弾性の速度依存的で動的な特徴を示す R7 で椎間関節運動との関連がみとめられたことは、皮膚の身体運動の関連性を示す結果と考えられた。

## 謝辞

スパイナルマウス®を快くお貸しくださった文京学院大学理学療法学科大川氏に心より感謝いたします。

## 引用文献

- Abelin-Genevois K. Sagittal balance of the spine. *Orthop Traumatol Surg Res.*, 107,1S (2017)
- Allanore Y, Simms R, Distler O, Trojanowska M, Pope J, Denton CP, Varga J. Systemic sclerosis. *Nat Rev Dis Primers.*, 1, 15002 (2015)
- Ariëns GA, Bongers PM, Hoogendoorn WE, Houtman IL, van der Wal G, van Mechelen W. High quantitative job demands and low coworker support as risk factors for neck pain: results of a prospective cohort study. *Spine*, 26,1896 (2001)
- Biggs LC, Kim CS, Miroshnikova YA, Wickström SA. Mechanical Forces in the Skin: Roles in Tissue Architecture, Stability, and Function. *J Invest Dermatol.*, 140,284 (2020)
- Boulay C, Tardieu C, Hecquet J, Benaim C, Mouilleseaux B, Marty C, Prat-Pradal D, Legaye J, Duval-Beaupère G, Pélissier J. Sagittal alignment of spine and pelvis regulated by pelvic incidence: standard values and prediction of lordosis. *Eur Spine J.*, 415 (2006)

- Brown IA. A scanning electron microscope study of the effects of uniaxial tension on human skin. *Br J Dermatol.*, 89, 383 (2006)
- Côté P, van der Velde G, Cassidy J D, Carroll L J, Hogg-Johnson S, Holm L. W, Carragee E J, Haldeman S, Nordin M, Hurwitz E L., Guzman J, Peloso P M. Course and prognostic factors for neck pain in workers: results of the Bone and Joint Decade 2000-2010 Task Force on Neck Pain and Its Associated Disorders. *Spine.*, 33,60 (2008)
- De Filippo RE, Atala A. Stretch and growth: the molecular and physiologic influences of tissue expansion. *Plast Reconstr Surg.*, 109, 2450 (2002).
- Domingues, AR, Marreiros, SP, Martins, JM, Silva, MT, and Newman, DJ. Skin strain field analysis of the human ankle joint. *4º Congresso Nacional de Biomecânica.*, (2011)
- Du Bois D, Du Bois EF. A formula to estimate the approximate surface area if height and weight be known. *Nutrition.*, 5, 303 (1989).
- Gabriel V. Hypertrophic scar. *Phys Med Rehabil Clin N Am.*, 22, 301 (2011).
- Hasegawa K, Okamoto M, Hatsushikano S, Shimoda H, Ono M, Homma T, Watanabe K. Standing sagittal alignment of the whole axial skeleton with reference to the gravity line in humans. *J Anat.*, 230, 619 (2017)
- Hasebe K, Sairyo K, Hada Y, Dezawa A, Okubo Y, Kaneoka K, Nakamura Y. Spino-pelvic-rhythm with forward trunk bending in normal subjects without low back pain. *Eur J Orthop Surg Traumatol.*, 24,193 (2014)
- Imagama S, Ito Z, Wakao N, et al. Influence of spinal sagittal alignment, body balance, muscle strength, and physical ability on falling of middle-aged and elderly males. *Eur Spine J.*, 22, 1246 (2013)
- Joodaki H, Matthew BP. Skin mechanical properties and modeling: A review *Journal of engineering in medicine.*, 232,4 (2018)

- Khan BA, Akhtar N, Braga VA. Anti-Aging Effects of Hippophae rhamnoides Emulsion on Human Skin. *Tropical journal of pharmaceutical research.*, 11, 6 (2013).
- Kim MA, Kim EJ, Lee HK. Use of SkinFibrometer<sup>®</sup> to measure skin elasticity and its correlation with Cutometer<sup>®</sup> and DUB<sup>®</sup> Skinscanner. *Skin Res Technol.*, 244, 66(2018)
- Kolarsick PA, J Kolarsick MA, Goodwin C. Anatomy and Physiology of the Skin: Erratum. *J Dermatol Nurses. Assoc.*, 3, 203(2011)
- Langer KJ. Anatomy and physiology of skin .1. Cleavability of cutis. *Plast. Surg.*, 31, 3 (1978)
- Lis AM, Black KM, Korn H, Nordin M. Association between sitting and occupational LBP. *Eur Spine J.*, 16, 283 (2007)
- McGrath, JA, Uitto J. Anatomy and Organization of Human Skin, Rook's Textbook of Dermatology, Wiley-Blackwell. 2010, Oxford, UK.
- Mostafavi Yazdi SJ, Baqersad J. Mechanical modeling and characterization of human skin: A review. *J Biomech.*, 130 (2022)
- Nash LG, Phillips MN, Nicholson H, Barnett R, Zhang M. Skin ligaments: regional distribution and variation in morphology. *Clin Anat.*, 17,287 (2004)
- Neumann DA. Kinesiology of the Musculoskeletal System, Foundations for Physical Rehabilitation. 2002, St. Louis: Mosby.
- Oh JH, Oh IG, Park CH, Shin MK, Lee SR, Lee DH, Choi M, Jin SP, Yoon HS, Cho S, Chung JH. Deeper Wrinkle Formation and Less Melanin Production in Aged Korean Women with B Blood Type. *Ann Dermatol.*, 30,364 (2018)
- Oosterwijk A M, Mouton L J., Schouten H, Disseldorp L M, van der Schans C P, Nieuwenhuis M K. Prevalence of scar contractures after burn: A systematic review. *Burns.*, 43, 41 (2017).

- Paillet-Mattei C, Beca S, Zahouani H. In vivo measurements of the elastic mechanical properties of human skin by indentation tests. *Med Engin Phys.*, 30, 599 (2008).
- Post RB, Leferink VJM. Spinal mobility: sagittal range of motion measured with the SpinalMouse, a new non-invasive device. *Arch Orthop Trauma Surg.*, 124, 187 (2004)
- Roffey DM, Wai EK, Bishop P, Kwon BK. Causal assessment of awkward occupational postures and low back pain: results of a systematic review. *Spine J.*, 10,89 (2010)
- Sednieva Y, Bruyère-Garnier K, Naaim A, Viste A, Gras LL. Assessment of the thigh skin and fascia strains during knee flexion-extension: an ex-vivo study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.*, 22, S172 (2019)
- Shawn M Beaudette, Derek P Zwambag, Leah R Bent, Stephen HM Brown J. Spine postural change elicits localized skin structural deformation of the trunk dorsum in vivo. *Mech Behav Mater.*, 67, 31 (2017).
- Shiraishi N, Matsumura G. What is the true location of Jacoby's line? *Okajimas Folia Anat Jpn.*, 82,111 (2006)
- Silver FH, Seehra GP, Freeman JW, Devore D. The Importance of Collagen Fibers in Vertebrate Biology. *J Appl Polymer Sci.*, 86, 1978 (2002).
- van der Windt D A, Thomas E, Pope D P, de Winter A F, Macfarlane G J, Bouter L M, Silman A J. Occupational risk factors for shoulder pain: a systematic review. *Occup Environ Med.*, 57,433 (2000)
- Vu LQ, Kim H, Schulze L, Rajulu SL. Evaluating Lumbar Shape Deformation With Fabric Strain Sensors. *Human factors.*, 64,4 (2022)
- Wei J, Bhattacharyya S, Tourtellotte W. G, Varga J. Fibrosis in systemic sclerosis: emerging concepts and implications for targeted therapy. *Autoimmun Rev.*, 10, 267 (2011)
- Wessendorf, AM, Dava JN. Dynamic understanding of human-skin movement and strain-field analysis. *IEEE transactions on bio-medical engineering.*, 59,12 (2012)

Yamaguchi K, Atomi T, Tanaka K, Fujita-Ohto E, Shimizu M, Atomi Y. Biomechanical properties of the skin on the dorsal trunk in young men. *J. Fiber Sci. Technol.*,77,289 (2021)

### **第3章**

#### **中位胸椎レベル体幹背部皮膚への伸張刺激により生じる皮膚粘 弾性の変化が坐位姿勢に与える影響**



## 要旨

第3章では、第2章で得られた体幹背部皮膚部位と脊椎椎間関節との位置的関連性に基づいた介入研究を行う。第2章の結果として、体幹伸展運動の代表的な動きである立位後屈運動において第7胸椎周辺皮膚物性と特定の椎間関節との動的な特徴との間に相関関係が示された。この関係性において、皮膚物性変化が脊椎運動に与える影響について第2章で示すことは実験デザイン上困難であった。そこで第3章では、正常第7胸椎周辺皮膚の皮膚物性変化が脊椎椎間関節に影響を与えるかどうかを検討する。この研究における新規性は、皮膚物性を変化させるための介入方法にみられる。皮膚異方性を考慮したテープ貼付介入により体幹背部皮膚の粘弾的性質をコントロールすることが可能となることから、その第7胸椎周辺皮膚粘弾性の変化が坐位姿勢に与える影響を検討する。

## 抄録

体幹背部皮膚の粘弾性は脊椎椎間関節との部位特異的関係も示されているものの、脊椎運動に対するその力学的作用の影響は明らかとなっていない。本研究の目的は体幹背部中位胸椎周辺皮膚粘弾性の変化が坐位姿勢に与える影響を検討することである。参加者は健常成人男性18名であった。実験は無作為クロスオーバーデザインで行われ、非ストレッチテープ条件とストレッチテープ条件における安静坐位、最大骨盤前傾位および骨盤最大後傾位の3種の肢位における姿勢変化について比較検討を行なった。ストレッチテープ貼付方法は皮膚異方性を考慮し、選択的にT7周辺皮膚粘弾性を変化させるものであった。結果として、安静坐位で非ストレッチテープ条件と比較しストレッチテープ条件で有意に胸腰椎移行部と腰椎部が伸展位にシフト、骨盤部で有意に骨盤前傾位シフトを示した。これらの姿勢変化は身体部位間の相関分析の結果、皮膚操作が姿勢に変化を生じさせることが明らかとなった。この結果は、体幹背部皮膚粘に対する伸張刺激が坐位姿勢に影響を与えることを明らかにする先駆的な知見と言える。

## 背景

現代社会ではパソコンやゲーム機を用いた生活が主流となり、以前よりも坐位時間が増加している（Owen et al., 2010）。特に近年発生した covid-19 の感染による社会活動の制限はさらに身体不活動に伴う坐位時間増加に拍車をかけている（Woods JA et al., 2020）。坐位における姿勢の問題は、医学のみならず全世界の社会的問題と捉えられている腰痛（Baradaran et al.,

2021; Dzakpasu, F.Q.S. et al., 2021) および頸部痛 (Kim R et al., 2018; Jahre H, et al, 2020) との関連が示されている。これらは運動器疾患で最も主要なものであることから、多くの治療者はその姿勢の改善または予防方法として、徒手療法 (Coulter ID, et al., 2018; Hidalgo B, et al., 2017) 、テーピング (Nelson NL, 2016; Alahmari KA, et al., 2020) 、高機能ウェア (Avellanet M, et al., 2021) やサポーター (Bataller-Cervero AV, et al., 2020) などさまざまな方法を用いている。これらは全て皮膚接触が伴い、その操作は皮膚を介して行われるものである。これらの介入効果については、症状が有意に改善する報告もみられるが、変化のないもの (Coulter ID, et al., 2018; Nelson NL, 2016) 、さらには悪化する方法的報告 (Aarseth LM, et al., 2015; Kuling IA, 2016) も散見される。このように結果に一貫性がない理由については、第一に姿勢に関わる皮膚機能が十分に明らかにされていないことが挙げられる。皮膚と姿勢との関連において現在報告されているものとして、皮膚感覚を介した神経系要素と皮膚力学的要素が挙げられる。皮膚感覚に関しては、皮膚の古典的な機能として知られ、そのメカノセプターに対する介入実験については散見される (Benoni B et al, 1995; Benoni B et al, 2001; Collins DF and Prochazka A, 1996; Collins DF, et al., 2005) 。

一方、皮膚の力学的な機能については、皮膚の力学的特徴が複雑であること、また皮膚が受動組織であり、正常皮膚が身体運動に際し発生させる張力が運動の主要要素である筋と比べるとはるかに小さいことから、これまであまり重要視されなかった。しかし、近年筋膜から派生したファシアという概念が広まり、このファシアに皮膚の一部である皮下組織が含まれることから、皮膚の一部を運動器として捉える見方が示され (Ishida, 2015) 、運動機能障害に対する皮膚介入手技が報告 (Fukui, 2014; Myers, 2013; Jacobs, 2014) されている。しかし、これらの方法は、効果がみられるもののその作用機序などについて十分なエビデンスに基づくものはみられない。

このように皮膚機能が姿勢に影響を及ぼすことが推測される中で、皮膚の力学的な特徴が姿勢にどのような影響を及ぼすかを明らかにすることは、これらの作用機序や有効な介入方法を導く上で非常に重要である。そこで本研究では、体幹背部の皮膚の力学的特徴の変化が姿勢に与える影響を評価した。

皮膚の機械的特性のうち粘弾性はコラーゲンの機能である。皮膚を構成するコラーゲンの機能的特徴は皮膚の形状維持機能であり、張力方向に対する抵抗力である (Sherman et al., 2015) 。またコラーゲンの走行方向は身体各部位で異なるものの一定であり、その結果皮膚の粘弾性の作用方向はコラーゲンの走行方向と一致する (Carmichael SW, 2014) 。これは異方性と呼ばれ、皮膚の機械的特性の一つである。本研究では皮膚機械的特性を変化させるためにこの異方性を考慮しテープ貼付による介入を行なった。

これまでの研究はテープ貼付そのもの効果を見るものがほとんどでテープ貼付による正常皮膚における機械的特性の変化を捉えたものは少ない (Cimino SR et al., 2018)。そこで、今回のテープ介入方法は、脊椎上皮膚に直接介入することなく脊椎上皮膚の機械的特性を変化させることが可能で、またテープの物性そのものによる関節運動への影響を最小限に抑えることのできる方法を用いた。貼付部位およびそれに伴う皮膚への介入部位は1箇所限定し、第7胸椎（以下 T7）棘突起部周辺皮膚に焦点を絞った。この点を選択した理由としては、脊椎全体において最も凸の部分であり坐位姿勢においては最後方に位置すること (Hasegawa K et al., 2017)、身体バイオメカニクスにおいて重要とされる上半身の質量中心点がこの付近に存在すること (de Leva P, 1996; Pearsall DJ et al., 1996)、身体形状と合わせてこの点は一般的な身体ランドマークの一つとして知られており、実験上の妥当性・再現性が高い (Teoh DA et al., 2009) ことが挙げられる。

本研究では、皮膚粘弾性測定装置を用いテープ介入後の T7 棘突起部周辺における粘弾性を確認することにより、テープ操作による皮膚機械的特性の変化量を定量的に評価した。この評価はこれまでのテープ介入を用いた研究で行われていなかった点であり、本研究の新奇的な点である。効果が見られないと判断されたこれまでの報告では皮膚そのものに変化が生じていなかったことも可能性として考えられる。この点を定量的に確認するため本研究ではこの皮膚機械的特性の評価に用いられる Cutometer<sup>®</sup>を使用した。

合わせて皮膚機械的特性変化による姿勢の変化を分析するために矢状面上の脊柱の運動学的特性の変化を評価した。今回はこれらの評価を坐位で行った。前述したように、現代のヒトの生活ではパソコン作業が主要なものとなったため、坐位で過ごすことが多く、この坐位姿勢を良好に保つことが重要であると考えられる。坐位姿勢を決定する因子として、坐位における荷重部位である骨盤は坐位姿勢における最重要身体部位と言える。骨盤の過剰後傾位は“sacral sitting”や“slump sitting”とよばれ (Nairn BC et al., 2013) 不良姿勢の典型として知られている。また正常ヒト姿勢制御においては、頭位を垂直に保つことは自動的（反射的）に行われることから (Armstrong B et al., 2008)、脊柱の解剖学的特性上、脊椎の基部である骨盤のアライメントは姿勢の重要な決定因子の一つと言える。そのため姿勢を改善するエクササイズの中には様々な骨盤傾斜運動（チルティング運動）が含まれることが多い。そこで本研究では、テープ操作による体幹背部皮膚機械的特性の変化による脊椎の姿勢変化を分析するために安静坐位姿勢及び坐位骨盤最大前傾後傾位保持を課題とし、これらの肢位の脊柱矢状面上の椎間関節角度についてスパイナルマウスを用いて評価した。

これらの評価を元に、テープ貼付による体幹背部第7胸椎周辺皮膚機械的特性の変化が坐位姿勢に与える影響を検討することを目的に本研究を実施した。本研究の仮説として、体幹背部皮膚異方性を考慮したテープ貼付による作用として、まず T7 棘突起周辺皮膚の粘弾性が増加し形

状維持機能が賦活することから、坐位姿勢および骨盤後傾時には貼付部周辺の椎間関節の屈曲運動が抑制されると考える。さらに粘弾性の増加は運動軸の支持機能を発揮することも予想されることから、このテープ介入をきっかけに各肢位における脊椎全体の伸展運動が促進、骨盤前傾角度が増加する、または脊椎全体の形状が変化することも予想される。

これらの仮説検証に際し、本研究ではクロスオーバーデザインを採用した。これらの仮説を明らかにすることで、これまで明らかにされてこなかったヒト皮膚の機械的特性と姿勢との作用関係が明らかになる。本研究の結果で体幹背部テープ介入により皮膚機械的特性に変化が生じ、姿勢に何らかの変化が生じれば、皮膚の粘弾性（張力）変化は姿勢に影響を及ぼすことが示されることとなる。

## 方法

### 1. 実験方法・手順

本研究デザインにはクロスオーバーデザインを採用した。本研究のサンプルサイズは事前に G\*power 3.1 を用いて決定した。被験者は無作為に 2 グループに割り付けられ、被験者は計 2 日測定に参加した。グループ A 群は 1 日目非ストレッチテープ条件、2 日目ストレッチテープ条件の順で行い、グループ B 群は A 群の逆の順序で行なった。両日ともにベースラインの測定として、テープ貼付条件の前に“テープ貼付なし”条件（以下ベースライン条件）を計測した。各グループのウォッシュアウト期間は 7 日以上とした（図 3.1）。

課題は安静坐位保持、骨盤最大前傾位保持および骨盤最大後傾位保持とした。2 条件で各課題を実施、このときの椎間関節角度を計測した。加えてこれら 2 条件における第 7 胸椎周辺皮膚の皮膚力学的パラメーターを測定した。

### 2. 被験者

本研究の参加者は成人男性 18 名とし、年齢  $29.9 \pm 5.3$  歳、身長  $172.4 \pm 6.5$  cm、体重  $66.4 \pm 8.8$  kg であった。年齢が 20 歳から 40 歳で、1 年以内に背部皮膚障害と体幹の運動障害の既往がないことが参加基準であった。計測内容に対する配慮により、この研究には男性被験者のみが含まれた。除外基準は、皮膚の機械的特性に影響する皮膚疾患、股関節と脊椎の運動学に影響する筋骨格系疾患、中枢または末梢神経系疾患の診断がある場合とした。また、テープに対する過敏症の兆候を示す者も除外した。実験を開始するにあたり全ての対象者に本研究の目的、方法および実験内容を十分に説明し、実験に参加のための同意を得た。なお本研究は、東京農工大学における人を対象とする研究倫理審査委員会の承認を得て実施した（承認番号第 221102-0443 号）。

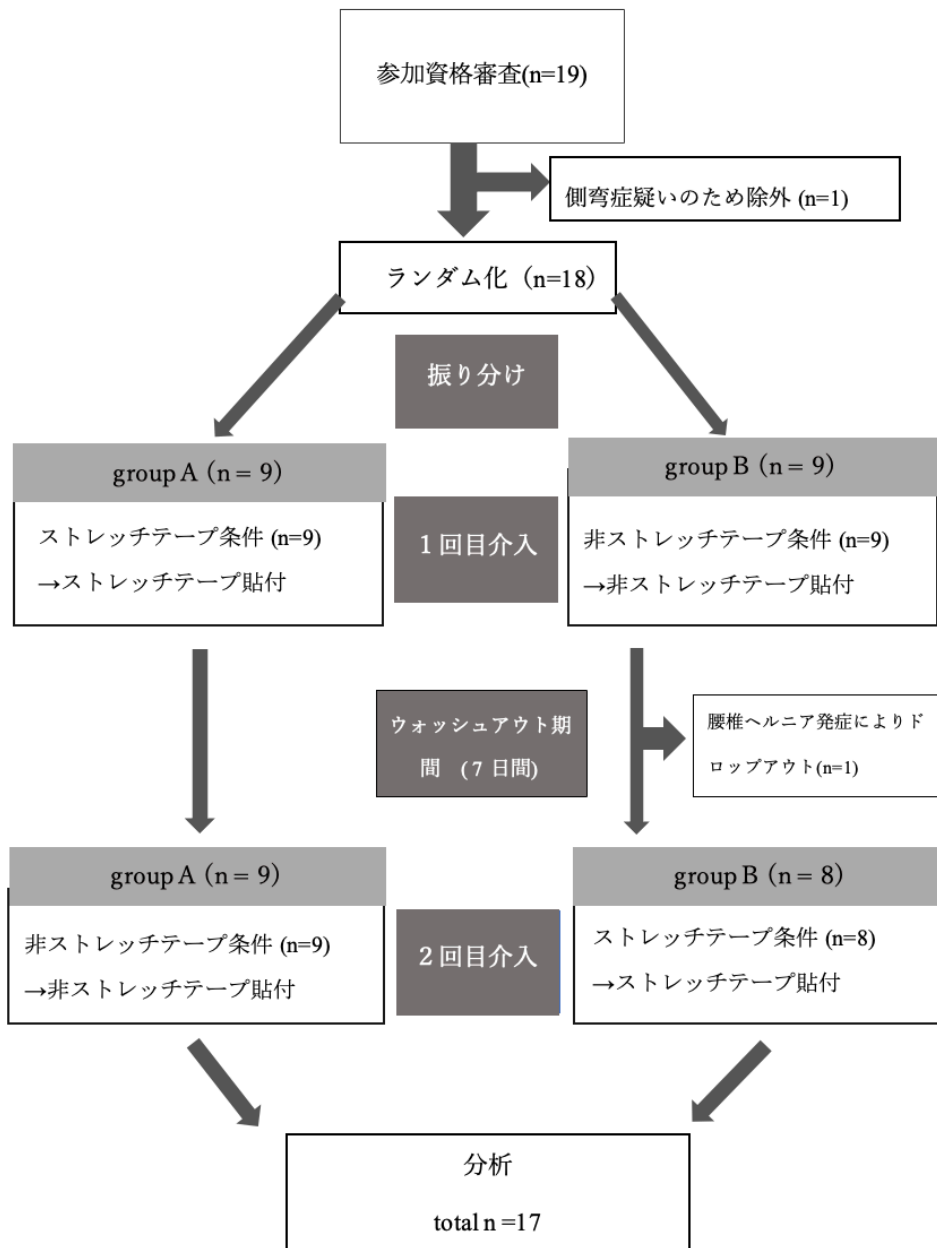


図 3.1 クロスオーバーデザインフロー

### 3. テープ貼付方法

#### “ストレッチテープ”貼付方法（図 3.2）

被験者をトリートメントテーブル（ベルmont社製）上にて腹臥位とし、頭頸部を正中位、四肢は解剖学的肢位とした。貼付部位は第 7 胸椎棘突起と同レベルの胸椎近傍脊柱起立筋膨隆部を起点とする。まず一端から 2 cm テープの台紙を剥がし、その剥がした部分をその第 7 胸椎近傍脊柱起立筋最膨隆部に貼付した。テープ貼付における高さの位置調整はテープの中心が第 7 胸椎棘突起と同じ高さとなるように事前に体表側及びテープ側にそれぞれマーキングし、その点が重なるよう貼付した。次に残りの未貼付部分の台紙をテープ全体から剥がし、未貼付部の一端を把持し、テープが全体 10 cm から 12 cm になるよう身体水平軸（脊椎に垂直）方向へ伸張しテープ全体を貼付した。この工程を左右同時に行った。実験 1 日あたりの貼付回数は左右 1 回 1 枚ずつで、貼付には 2 分程度の時間を要する。

この貼付方向はランゲルラインに沿ったもので、粘弾性に関連するコラーゲン線維の走行と一致する（Mostafavi SJ and Baqersad J, 2022）ことから、皮膚機械的特性のうち粘弾性を選択的に変化させることが予備実験により確認されていた。さらに貼付方向は本研究の課題における運動方向と垂直で運動軸と同方向のため、テープそのものによる運動方向への影響を生じにくいものとして設定した。

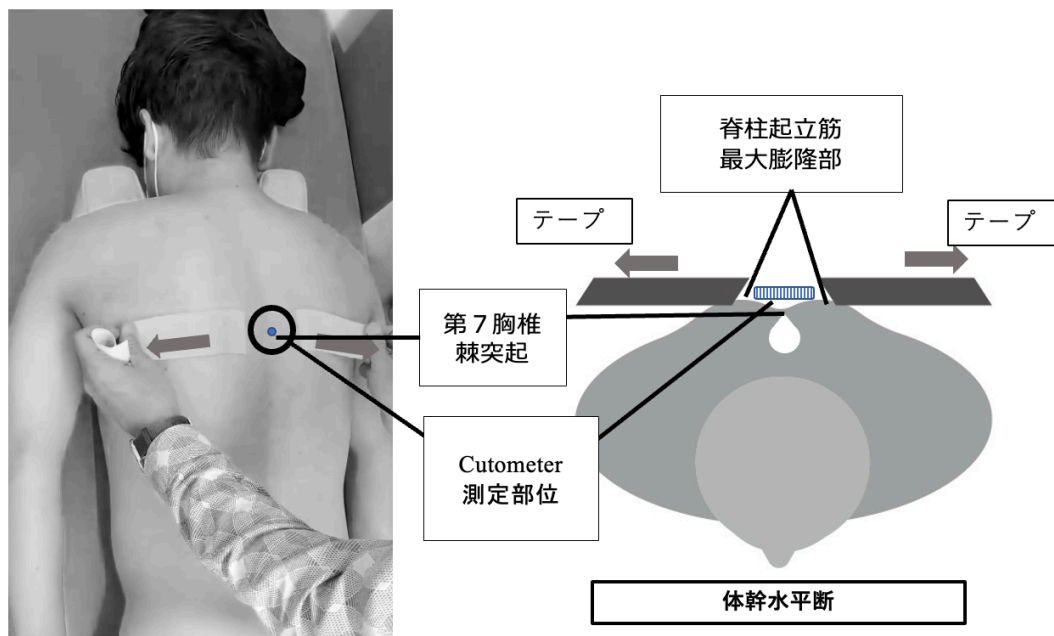


図 3.2 テープ貼付方法および Cutometer<sup>®</sup>測定部位

### “非ストレッチテープ”貼付方法

被験者をトリートメントテーブル（ベルモント社製）上にて腹臥位とし、頭頸部を正中位、四肢は解剖学的肢位とした。貼付部位は“ストレッチテープ”と同様であり、5 cm × 12 cm の伸縮テープを伸張せず長辺が身体水平軸（脊椎に垂直）になるよう貼付する。ストレッチテープ条件と条件設定を統一するため、非ストレッチテープ条件においてもテープ貼付には 2 分間かけて行うこととした。

## 4. 皮膚弾力性及び粘弾性測定方法

第 7 胸椎棘突起周辺皮膚の計測には非侵襲的な皮膚物性計測機器である

Cutometer<sup>®</sup>MPA580（Courage Khazaka 社製、Germany、以下 Cutometer<sup>®</sup>）および測定開口部 8 mm 径のプローブ（以下プローブ）を用いた。Cutometer<sup>®</sup>による皮膚物性の測定原理としては陰圧によりプローブ先端の開口部から皮膚表面を一定時間複数回吸引し、その後吸引圧をゼロにすることにより吸引した皮膚を弛緩させ、開口部に配置されたプリズムを用いて皮膚の変形をモニタリングし、皮膚の弾力性、粘弾性など、皮膚の状態を示す複数の測定値が算出されるものである。なお本研究における測定パラメーターは、一定時間における吸引圧を設定可能な測定モードにて吸引圧 400 mbar、吸引時間 2 秒間、弛緩時間 2 秒間の計 4 秒間を測定時間として設定した（図 1.1）。また、測定環境は室温  $24.5 \pm 0.8$  °C、湿度  $44.2 \pm 3.1\%$  とした。測定肢位については、被験者をトリートメントテーブル（ベルモント社製）上にて腹臥位とし、頭頸部を正中位、四肢は解剖学的肢位とした。Cutometer<sup>®</sup>測定の測定点は第 7 胸椎棘突起周辺皮膚とした（図 3.2）。第 7 胸椎棘突起の同定は、T7 棘突起の同定は両肩甲骨下角を結んだ線と脊椎が交わる部位に最も近い棘突起とした。同点を確認後、棘突起直上を除く周辺皮膚に対し、測定点が重ならないようランダムに 5 回測定を行った。5 回の測定値のうち、最大・最小値の試行を除き残りの 3 試行の値の平均値を測定値として用いた。測定は各測定部位にプローブを垂直に当てて行なった。なお本研究における測定は Cutometer<sup>®</sup>による測定に熟練した同一検者が実施した。

本研究では Cutometer<sup>®</sup>より得られる皮膚機械的特性の解析には、パラメーター R2、R6、R7 を用いた。R2 および R7 は弾性の指標となるパラメーターであり、R2 は Gross elasticity であり  $U_a/U_f$  により算出（図 1.1）、R7 は Elasticity portion で  $U_r/U_f$ （図 1.1）により算出された。R6 は粘弾性における粘性要素の指標（以下、“粘弾性指標”とする）であり  $U_v/U_e$ （図 1.1）により求められた。これらのパラメーター R2、R6、R7 について各条件間での比較検討を行なった。

各セッションの測定順序については、両日ともにベースライン条件測定を測定し、各セッションのテープ貼付条件におけるテープ貼付を実施、その後テープ貼付条件における Cutometer<sup>®</sup>測定を行った。

## 5. スパイナルマウスによる脊椎キネマティクス計測

スパイナルマウスは3軸加速度センサーを用いて非侵襲的に脊柱の椎間関節角度を計測する装置である。スパイナルマウスによる曲率測定では、0.92-0.95の級内係数が決定されている（Post RB and Leferink VJ, 2004）。また脊椎 X 線写真との比較においてスパイナルマウスより得られる角度については妥当性および信頼性が確認されている（Imagama S, et al., 2013）。

スパイナルマウスの計測では、被験者は安静静止坐位、坐位骨盤前傾運動による最大前傾位、坐位骨盤後傾運動による最大後傾位の3種類の姿勢を保持し、これら3種の姿勢において脊椎棘突起上に沿うように第7頸椎から第3仙椎までスパイナルマウスを移動させることで、第1胸椎から第1仙椎までの各椎間関節角度を得た（図3.3）。

坐位における座面高さについては坐位姿勢において両膝関節が屈曲90°、両大腿上面が床面と平行となるよう高さの調整を行なった。両手は大腿部に置くよう指示された。被験者は骨盤前傾位保持および後傾位保持にて頭位を正中位に保つため、実験開始時に設定した2m先の視線の定点を見るよう指示された。また前傾運動については、骨盤の前傾に際し体幹全体が前傾することの無いようできる限り頭頸部が垂直位を保持するよう指示された（図3.3）。課題実施の精度の安定化のために、各条件における測定前に骨盤最大前傾および最大後傾運動を計3往復の練習試行を実施し、課題実施方法の確認を行なった。またテープ貼付のための2分間の腹臥位保持の影響を除くためテープ貼付後、坐位に戻り、練習試行の実施を含めテープ貼付条件測定まで3分間の間隔を設定した。

本研究の課題である3姿勢に対し測定をそれぞれ3回計9回行った。測定はスパイナルマウスの測定に熟練した同一検者が実施した。課題の順序については安静坐位→骨盤前傾→後傾または安静坐位→骨盤後傾→骨盤前傾の2種類とし、どちらの順序で行うかをランダムに決定、3セット実施、測定を行った。測定より3姿勢における第1胸椎から第1仙椎までの各椎間関節角度が得られることから、3回の測定値を平均し、その値を椎間関節角度とし分析に使用した。ただし、本研究では頭位の正中化を視線で規定し、前傾運動では頭部と頸部の垂直位を条件とした。そのため上部胸椎についてはその条件設定の影響が生じることが予想されることからテープ条件間の比較にはT6-7より上位の椎間関節については対象とはせず、T6-7以下の椎間関節を対象とした。

本研究では脊椎キネマティクスの詳細を捉えるため、一般的な分類である胸椎、腰椎、骨盤の3部位で区分せず、胸腰椎移行部を含めた4部位で個別に評価した。胸腰椎移行部は、解剖学的にも椎体の構造において胸椎と腰椎の中間的な構造である（Neumann DA, 2002）ことが知られ、胸腰椎移行部に含まれるT11およびT12につながる肋骨は浮肋と呼ばれ、胸郭には連結していない。そのためT11・T12はその他の胸椎と比べ可動性が大きく椎間のストレスを生じやすい部分である。さらに脊椎全体の構造的特徴においても、胸腰椎移行部には脊椎弯曲の変曲点が含まれ、脊椎の圧縮ストレスが非常に高く、高齢者や骨粗鬆症症例における椎体圧迫骨折の好発部



位として知られている（Wood KB et al., 2014）。今回の課題である坐位骨盤前傾および後傾において、肋骨に連結する上位胸椎と比べ、胸腰椎移行部に反応が示される可能性があると考え身体区分に含めた。これにより本研究で用いる身体部位の区分として、T6-7 から T9-10 までを胸椎部、T10-11 から L2-3 までを胸腰椎移行部、L3-4 から L5-S1 までを腰椎部、骨盤部と定義した。これら各部位に含まれる椎間関節の合計を身体部位角度とし、各部位における角度について条件間での比較を行なった。胸腰椎移行部は最上部が T11 で最下部が L2 の区域に含まれる脊椎群を示し、脊椎バイオメカニクスにおいて構造的および機能的に特殊な部分と知られている（Wood KB et al., 2014）。本研究ではこの椎骨が含まれる椎間関節部を合わせて胸腰椎移行部と定めた。また骨盤部を除く 3 部位の角度については、測定値における正の値が屈曲であり、負の値が伸展を示す（図 3.3）。骨盤部については鉛直線を基準とし、鉛直線からの角度が正の値で前傾、負の値で後傾を示す。

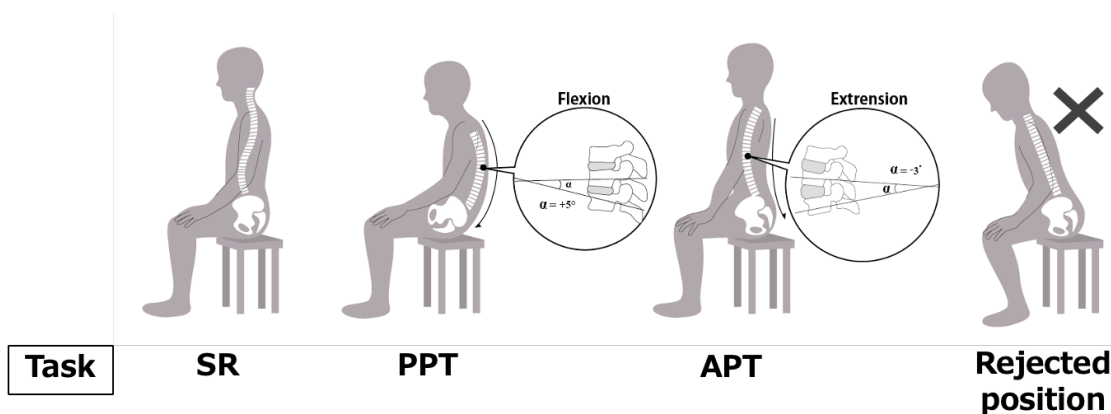


図 3.3 課題肢位

SR, 安静坐位; PPT, 最大骨盤後傾位; APT, 最大骨盤前傾位

右図は最大骨盤前傾位における注意すべき肢位

## 6. 統計解析

本研究における測定結果について、まず Shapiro-Wilk 検定 ( $p > 0.05$ ) により変数の正規性を確認し、正規性が認められた場合パラメトリック検定、認められなかった場合ノンパラメトリック検定を実施した。

機械的パラメータについては、データの標準化のため、全てのパラメータにおいてベースライン条件からの変化率（以下、変化率）の値を求め、この値を用い各パラメータについて非ストレッチテープ条件とストレッチテープ条件の 2 条件間で比較を行なった。脊椎キネマティクスパラメータについては、データの標準化のため、全てのパラメータにおいて“ベースライン条件からの変化量”（以下、変

化量) の値を求め、この値を用い各パラメーターについて非ストレッチテープ条件とストレッチテープ条件の2条件間で比較を行なった。標準化に用いたベースライン条件の値は、各テープ貼付条件の直前に行った同日のベースラインの値とした。加えて、両テープ条件下の各肢位における身体部位間の関係性を評価するため、角度変化に対する各身体部位間で相関分析を行なった。さらに皮膚粘弾性の変化による各肢位身体部位への影響を検討するため、皮膚粘弾性指標となるパラメーターR6 変化率と両テープ条件下各肢位における身体部位角度変化量との相関分析を行なった。

2条件間の統計的解析には Paired-samples t test または Mann-Whitney U Test を用いた。さらに、有意性の実用的な関連性を示す指標として、ペアの t 検定に対して Cohen's d を用いて効果量を算出した。各パラメーター間の相関分析には Pearson correlation coefficient および Spearman's rank correlation coefficient を用いた。なお、統計処理には JASP v. 0.16.3 (Univ. of Amsterdam, Netherlands) を用い、統計的有意確率は  $p < 0.05$  とした。

## 結果

### 1. T7 周辺皮膚機械的特性について (表 3.1)

表 3.1 に2条件における各パラメーターのベースラインからの変化量の値を示す。皮膚粘弾性指標となるパラメーターである R6 では、非ストレッチテープ条件とストレッチテープ条件 ( $p < 0.001$ ) において有意な差が認められ、ストレッチテープ条件において粘弾性要素の割合が増加した。弾性要素パラメーターである R2、R7 については2条件間での有意な差は認められなかった。

表 3.1 各 Cutometer®パラメーター値と非ストレッチ条件とストレッチ条件との t 検定の結果

皮膚生体力学的 パラメーター	非ストレッチ		ストレッチ		Effect size
	mean	± SD (%)	mean	± SD (%)	Cohen's d
R2	1.437	± 5.167	0.268	± 3.886	0.166
R6 *	-1.090	± 8.289	21.009	± 13.036	1.390
R7	2.721	± 8.017	-1.692	± 6.915	0.451

\* は統計的有意差  $p < 0.001$  を示す

### 2. 各肢位における脊椎キネマティクスについて

表 3.2、3.3 および 3.4 に各肢位における両条件に対するベースラインからの変化量を示す。結果として、安静坐位時における非ストレッチテープ条件とストレッチテープ条件の比較 (表 3.2) では、胸腰椎移行部 ( $p < 0.05$ )、腰椎 ( $p < 0.05$ ) および骨盤 ( $p < 0.01$ ) で有意差が見られ、胸

腰椎移行部および腰椎は伸展位へシフトし、骨盤は前傾方向へのシフトがみとめられた。また、骨盤最大後傾位（表 3.3）においても非ストレッチテープ条件とストレッチテープ条件の比較で骨盤（ $p < 0.05$ ）に有意さがみられ、ストレッチテープ条件で有意な前傾がみられた。骨盤最大前傾位（表 3.4）ではどの身体部位にも条件間での有意な差はみとめられなかった。

表 3.2 安静時座位における各身体部位角度のベースラインからの変化量について非ストレッチ条件とストレッチ条件との t 検定の結果

安静座位	非ストレッチ			ストレッチ			効果量
	mean	±	SD (°)	mean	±	SD (°)	Cohen's d
胸椎	-0.255	±	1.382	0.294	±	1.755	0.334
胸腰椎移行部 *	0.373	±	4.029	-2.353	±	2.895	0.609
腰椎 *	0.627	±	2.260	-1.059	±	2.762	0.588
骨盤†	-0.549	±	3.928	2.961	±	3.598	0.831

\*は統計的に有意な差  $p < 0.05$ 、†は統計的に有意な差  $p < 0.01$ であることを示す。

表 3.3 最大骨盤後傾位における各身体部位角度のベースラインからの変化量について非ストレッチ条件とストレッチ条件との t 検定の結果

最大骨盤後傾位	非ストレッチ			ストレッチ			効果量
	mean	±	SD (°)	mean	±	SD (°)	Cohen's d
胸椎	0.153	±	2.004	-0.078	±	2.864	0.075
胸腰椎移行部	0.176	±	1.542	-0.549	±	1.462	0.389
腰椎	0.031	±	1.294	-0.157	±	1.400	0.112
骨盤 *	-0.357	±	2.256	1.471	±	2.841	0.526

\*は統計的に有意な差  $p < 0.05$ を示す

表 3.4 最大骨盤前傾位における各身体部位角度のベースラインからの変化量について非ストレッチ条件とストレッチ条件との t 検定の結果

骨盤最大前傾位	非ストレッチ			ストレッチ			効果量
	mean	±	SD (°)	mean	±	SD (°)	Cohen's d
胸椎	-0.078	±	1.261	-0.627	±	2.257	0.265
胸腰椎移行部	0.059	±	2.349	-1.000	±	1.867	0.292
腰椎	0.176	±	2.470	-0.647	±	1.812	0.410
骨盤	0.471	±	3.444	2.529	±	3.281	0.449

表 3.5、3.6 および 3.7 に 3 肢位における両条件下、各身体部位間の角度変化量の相関分析結果を示す。ストレッチテープ条件下各肢位における身体部位間角度変化量の相関関係については、安静坐位（表 3.5）で胸腰椎移行部と腰椎との間に有意な正の相関（ $r = 0.745, p < 0.001$ ）、胸腰椎移行部と骨盤との間に有意な負の相関（ $r = -0.812, p < 0.001$ ）、腰椎と骨盤との間に有意な負の相関（ $r = -0.919, p < 0.001$ ）がみられた。骨盤最大後傾位（表 3.6）では、胸椎と骨盤時との間に有意な負の相関（ $r = -0.721, p < 0.001$ ）がみとめられた。骨盤最大前傾位（表 3.7）では相関がみられる部位はなかった。

非ストレッチテープ条件下では、安静坐位（表 3.5）で胸椎と腰椎との間に有意な負の相関（ $r = -0.595, p < 0.05$ ）、胸腰椎と骨盤との間で有意な負の相関（ $r = -0.733, p < 0.001$ ）、腰椎と骨盤との間で有意な負の相関（ $r = -0.688, p < 0.001$ ）、最大骨盤後傾（表 3.6）では全ての組み合わせで相関がみられず、最大骨盤前傾位（表 3.7）では胸椎と腰椎との間で有意な負の相関（ $r = -0.7, p < 0.01$ ）、胸椎と骨盤との間で有意な正の相関（ $r = 0.688, p < 0.01$ ）、腰椎と骨盤との間で有意な負の相関（ $r = -0.64, p < 0.01$ ）がみられた。

表 3.5 安静座位における各テープ条件下、T7 周辺皮膚物性パラメーターR6 の変化率と各身体部位角度変化量との相関および各身体部位間の相関関係

安静坐位	胸椎		胸腰椎移行部		腰椎		骨盤	
	非ストレッチ	ストレッチ	非ストレッチ	ストレッチ	非ストレッチ	ストレッチ	非ストレッチ	ストレッチ
R6	-0.403	-0.113	-0.138	-0.074	0.301	-0.238	-0.052	0.289
胸椎	—	—						
胸腰椎移行部	-0.057	-0.336	—	—				
腰椎	-0.595*	-0.467	0.134	0.745‡	—	—		
骨盤	0.347	0.258	-0.733‡	-0.812‡	-0.688†	-0.919‡	—	—

表中の数値はすべて相関係数を示す。\* は統計的に有意な差、 $p < 0.05$ 、† は統計的に有意な差  $p < 0.01$ 、‡ は統計的に有意な差  $p < 0.001$  を示す

表 3.6 最大骨盤後傾位における各テープ条件下、T7 周辺皮膚物性パラメーターR6 の変化率と各身体部位角度変化量との相関および各身体部位間の相関関係

最大骨盤後傾位	胸椎		胸腰椎移行部		腰椎		骨盤	
	非ストレッチ	ストレッチ	非ストレッチ	ストレッチ	非ストレッチ	ストレッチ	非ストレッチ	ストレッチ
R6	0.344	0.042	0.084	0.070	0.423	-0.103	-0.436	-0.078
胸椎	—	—						
胸腰椎移行部	0.030	0.210	—	—				
腰椎	-0.182	-0.159	-0.369	-0.174	—	—		
骨盤	-0.197	-0.721†	0.006	-0.297	-0.321	0.214	—	—

表中の数値はすべて相関係数を示す。† は統計的に有意な差  $p < 0.01$  を示す

表 3.7 最大骨盤前傾位における各テープ条件下、T7 周辺皮膚物性パラメーター-R6 の変化率と各身体部位角度変化量との相関および各身体部位間の相関関係

最大骨盤前傾位	胸椎		胸腰椎移行部		腰椎		骨盤	
	非ストレッチ	ストレッチ	非ストレッチ	ストレッチ	非ストレッチ	ストレッチ	非ストレッチ	ストレッチ
R6	-0.157	0.041	-0.183	-0.036	0.271	-0.399	-0.234	0.555*
胸椎	—	—						
胸腰椎移行部	-0.064	0.341	—	—				
腰椎	-0.700 <sup>†</sup>	-0.097	-0.150	-0.133	—	—		
骨盤	0.668 <sup>†</sup>	-0.356	-0.442	-0.253	-0.640	-0.441	—	—

表中の数値はすべて相関係数を示す。\* は統計的に有意な差  $p < 0.05$ 、†は統計的に有意な差  $p < 0.01$  を示す。

### 3. T7 周辺皮膚物性パラメーター-R6 と脊椎キネマティクスとの相関関係について

表 3.5、3.6 および 3.7 に両条件下 3 肢位における、T7 周辺皮膚物性パラメーター-R6 の変化率と各身体部位角度変化量の相関分析結果を示す。ストレッチテープ条件下の T7 周辺皮膚物性パラメーター-R6 の変化率と最大骨盤前傾位での骨盤角度変化量との間に正相関 ( $r = 0.555$ ,  $p < 0.05$ ) が認められた (表 3.7, 図 3.4)。その他の組み合わせにおいて変化量に相関はみとめられなかった。非ストレッチテープ条件においては全ての組み合わせで有意な相関はみられなかった。

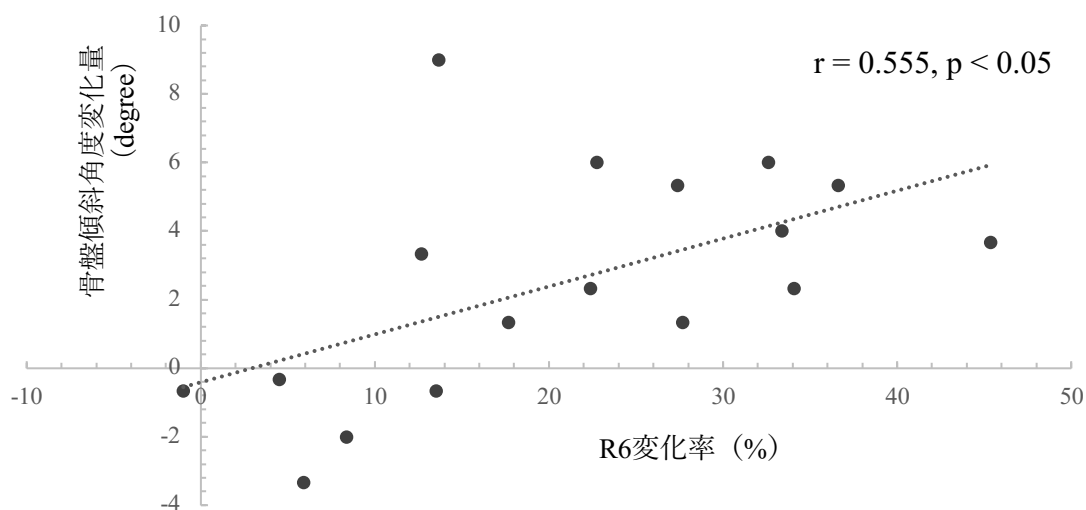


図 3.4 最大骨盤前傾位におけるストレッチテープ条件下での R6 の変化率と骨盤傾斜角の変化量との散布図

## 論議

### ストレッチテープ介入による皮膚機械的特性変化について

本研究における皮膚ストレッチテープによる皮膚機械的特性の変化については、弾性の指標となるパラメーターについては変化がなく、粘弾性指標である R6 の有意な増加が示された。これは本研究で用いた伸張方法による結果と考える。皮膚の主成分であるコラーゲンはおもに皮膚粘弾性と関連し、身体の形状維持機能を有する (Sherman VR, et al., 2015)。形状維持機能は、形の変わりにくさの指標とも言える。このコラーゲンの配列については身体部位で走行が異なることが知られている。これは異方性と呼ばれる皮膚特有の性質であり、身体全体の走行を示した Langer Line (Langer K, 1978) や Skin Tension Line (Borges AF, 1984) などが知られている。体幹背部におけるこの走行は身体軸に対して垂直であり、今回のストレッチテープはこの走行に沿った方向に伸張し貼付したことから、粘弾性の増加が示されたと考えられる。弾性パラメーターに変化がみられなかった点については、皮膚弾力を担うエラスチンの走行がコラーゲンと異なり、皮膚表層に近づくほどその走行が皮膚と垂直になる (Baumann L, et al., 2021) ことから、今回用いたテープ貼付方法による皮膚刺激方向が弾性を変化させるものでなかったことが考えられる。またエラスチンの力学的な抵抗性は小さく、主な抵抗性はコラーゲンの作用と考えられている (Biggs LC, et al., 2020)。

身体機能における皮膚粘弾性増加の影響として顕著なのは、コラーゲン異常増殖による皮膚の癒痕化 (Gabriel V, 2011) が挙げられる。この癒痕化に伴う皮膚伸張性の低下による関節可動域制限についてはこれまで数多くの報告 (Richard RL, et al., 2009; Stekelenburg CM, et al., 2015) がなされている。正常皮膚粘弾性変化についての論文には加齢による変化については散見され、日常の身体活動により皮膚の粘弾性に変化が生じるとの報告 (Nakagawa N, et al., 2021) もある中、正常状態における機械的特性の変化による身体運動への影響はこれまで示されていない。本研究ではこの正常皮膚における生体物理学的特性の変化による身体運動への影響を検討した。

### 皮膚粘弾性増加による脊椎キネマティクス変化について

今回介入として用いた伸縮テープによる体幹背部皮膚伸張は、周辺皮膚粘弾性の増加を引き起こし、その結果安静坐位姿勢における胸腰椎移行部および腰椎部の伸展位シフトと骨盤前傾位シフト、および骨盤後傾位姿勢における骨盤後傾抑制を生じた。皮膚伸張部位直下の胸椎部についてはどの肢位においても有意な変化はみられなかった。また本研究におけるベースラインからストレッチテープ条件にかけての皮膚物性パラメーター R6 変化率と身体部位角度変化量との相関分析において骨盤最大前傾位ではストレッチテープにより R6 の増加率が高い被験者ほど骨盤前傾角度

の増加量が高いことが示された。この相関分析の結果は、T7 周辺皮膚の粘弾性変化が骨盤の肢位に影響を与えること、さらには粘弾性の力学的作用の増加が骨盤の前傾位シフトへ促すことを示した結果と言える。しかし、この粘弾性要素の増加率と安静坐位姿勢および最大後傾姿勢の身体部位角度との間には相関はみられなかったことから、本研究における全ての姿勢変化が粘弾性という力学的作用によるものと説明することは難しい結果であった。

一方で、今回、ストレッチテープを T7 周辺に貼付した結果として姿勢変化を生じた結果は、T7 粘弾性の変化が骨盤アライメントに関係していることを示す結果と言える。この結果を生じるメカニズムとして、Harrison DE らの研究（2002）が関連づけられる。この報告は立位における胸郭前方移動と骨盤の前傾が関連していることを示している。胸郭と骨盤を剛体と捉えた体幹リンクモデル

（Rosario DH, et al., 2013）を適用すると、この立位の結果が坐位においても同様の傾向を生じることが予測される。今回の T7 へのストレッチテープによる胸郭の刺激は、結果としてどの姿勢においても胸椎の有意な角度変化（表 3.2-3.4）を生じることにはなかった中、R6 の増加とともに安静坐位と最大骨盤後傾位で骨盤前傾シフトまたは骨盤後傾抑制が生じたことは、この粘弾性増加による形状維持機能が空間座標上での胸郭の後方シフト抑制を生じさせたと考えられる。T7 の空間座標位置は上半身質量中心の高さと近いことが知られ（de Leva P, 1996; Pearsall DJ, 1996）、この部位に操作を加えることは体幹部の空間上変位を促すにおいて最も効率的な部分と言える。力学的に小さな力である皮膚粘弾性の増加が体幹部姿勢変化に影響を与える要因として、この T7 のバイオメカニクスの特徴との関連が考えられる。

また、この骨盤傾斜角度の変化と合わせて、ストレッチテープ貼付により安静坐位姿勢において胸腰椎移行部と腰椎部が伸展位にシフトする現象が見られた。この現象は、粘弾性変化による骨盤の前傾位シフトが要因となっていると考える。骨盤と腰椎は連結しており、これらの動的な関連性は腰椎骨盤リズム（Neumann DA, 2002）と呼ばれる。また胸腰椎移行部については Roussouly P らの研究（1976）では姿勢分類において骨盤と胸腰椎移行部の関連性が示され、Le Huec, J.C らの研究（2013）においても矢状面上の脊椎運動において骨盤傾斜に対し胸腰椎移行部が脊椎全体のバランスをコントロールしていることを示している。また本研究のデータにおけるストレッチテープ条件下の安静坐位で骨盤角度変化量と胸腰椎移行部および腰椎部の角度変化量との間に相関関係がみとめられたことからこれらの身体部位間の解剖学および運動学的関連性にとまなう姿勢変化と言える。骨盤最大後傾時の骨盤傾斜角度の変化量については、ストレッチテープ条件下で胸椎角度変化量との相関がみとめられ、骨盤傾斜角度変化量が前傾傾向の被験者ほど胸椎角度の変化量が伸展傾向であった。この相関は非ストレッチテープ条件では認められなかった。テープ貼付により胸椎伸展および胸郭前方移動方向への作用を生じ、胸郭と骨盤のバイオメカニカルな関係が強められたことを示す結果と言える。非ストレッチテープ条件でみとめられた最大骨盤前傾位

における身体部位間の相関がストレッチテープ条件下でみられなくなったことについては、非ストレッチテープ条件下でみられた胸椎と骨盤の有意な負の相関がストレッチテープ条件下で正相関に変化していることからストレッチテープ貼付による胸背部皮膚の粘弾性増加が骨盤前傾を促し、身体部位間の運動学的関連性に変化が生じた結果と思われる。

このように今回のストレッチテープによる介入は皮膚粘弾性に変化を生じ、結果として姿勢変化を引き起こし、運動学的パラメータの相関分析からもこの姿勢変化が身体バイオメカニクス的に矛盾のない（一貫性のある）変化であったことが示された。しかし、姿勢変化が認められた安静座位と骨盤最大後傾位では粘弾性変化率と相関がみとめられなかった点については、姿勢に対する皮膚粘弾性の力学的影響が十分に示される結果とは言えなかった。つまり今回の介入方法における力学的要素以外の影響が考えられる。その中で最も可能性が高いものとして皮膚感覚による神経系の影響が挙げられる。皮膚感覚を司る感覚受容器のうちルフィニ終末は皮膚伸縮の程度や方向を感知する受容器であり、その配列はコラーゲンと並行して走行していると考えられている（Beaudette SM, et al., 2017; Halata Z, 1977; Cobo R, et al., 2021; Fleming MS, Luo W, 2013）。上述したように、今回のテープ介入方法は皮膚異方性を考慮しコラーゲンに直接的に作用する方法であり、結果としてこのルフィニ終末も積極的に刺激する方法であったと推測される。皮膚感覚は関節運動の制御や姿勢制御に関連する。皮膚伸張刺激は関節位置覚に影響を及ぼすこと（Edin B, 2011; Collins DF, et al., 2005; Aimonetti JM, et al., 2012）が知られており、Martin BJら（2015）による研究では、振動刺激を利用した皮膚感覚介入により体幹の空間位置が変化することを示し、体幹皮膚の伸張情報は上半身の空間配置のマップを提供すると考えられ、上半身の内部位置決めシステムの役割を担う可能性がある」と述べている。このように今回のストレッチテープによる皮膚への伸張刺激が皮膚感覚に作用し、それに対応した胸郭の空間座標位置の前方移動を生じた結果が骨盤を中心とした姿勢変化を引き起こしたと示唆される。この点については皮膚への機械刺激を力学的要素と感覚要素に分ける、またはその生体に対する影響の程度を分けることが非常に困難であることから、実験デザインの検討を含め今後の課題と言える。

今回の研究では、T7 周辺皮膚粘弾性の増加が安静座位における胸腰椎移行部および腰椎部の伸展位シフトおよび骨盤前傾位シフト、および骨盤最大後傾位姿勢における骨盤前傾位シフトを生じた。この変化は、臨床的にも非常に重要な現象と言える。一般的に安静座位は立位と比べ骨盤後傾位、胸椎から腰椎にかけて後弯位（Claus AP, et al., 2016）となる。この姿勢がより強調されると頸部痛（Özer KD, Toprak CS, 2017）や腰痛（Alzahrani H, et al., 2022）の原因となることが知られている。また高齢者または骨粗鬆症患者では、胸腰椎移行部は椎体圧迫骨折の後発部位である。本研究で得られたストレッチテープ貼付による姿勢の変化が上記した脊椎運動器疾患の原因となる姿勢と反対であることから、本貼付方法はこれらの疾患の予防・改善に関連する



可能性がある。これまで多くの研究で姿勢変化を促す介入の効果が示されているが、これまでの姿勢改善に関する報告では、kinesio tapeのような専門的なテーピング技術を要するものや装具やサポーターのような道具を用いたものが多い。しかし、今回で用いた介入方法は非常にシンプルでテープの使用量も少ない有用性の高い介入方法と言える。不良姿勢や長時間の坐位はこれらの運動器疾患のみならず、循環器疾患、がん、2型糖尿病、精神疾患との関連も示されている

(Patterson R, et al., 2018; Kim KY, 2022)。腰痛・頸部痛を含め、これらは社会的・経済的な問題であり、今回の結果はこれらの解決の一助になると考えられる。また本研究ではこれまで示されることが非常に少なかったテーピング貼付による皮膚機械的特性の変化を定量的に捉えることができたことから、テーピング療法の作用機序における基礎的なエビデンスとなったといえる。

今回、最大骨盤前傾位において全ての身体部位角度変化量で2条件間に有意な差がみられなかった点については、本研究における被験者が健常成人であったことが挙げられる。骨盤の最大角度を条件とするこれらの課題において、今回の被験者の関節運動の最大値に変化の余地が少なかったと考えられることから、今回の結果が生じたと思われる。そのため、不良姿勢が関連する上記疾患群や、股関節や脊椎に制限を生じる疾患既往者や高齢者における結果については今回の結果と異なるものとなるかもしれない。この点については今後の検討課題と言える。

本研究では、T7周辺皮膚へのストレッチテープ貼付により皮膚粘弾性指標が有意に増加したことから、安静坐位姿勢の変化について力学的要因の可能性を中心に考察を行なった。自然な坐位における影響を評価するため、安静坐位において脊椎の形状について被験者にコメントすることはなかった。その結果、安静坐位姿勢の脊椎角度の結果についてはばらつきが大きくなった。そのため、ベースライン時の値を用いて各姿勢での標準化が必要となり、純粋な角度による比較が困難となった。この点については、口頭指示や環境設定など、安静坐位姿勢を統制するための条件設定が必要な可能性が挙げられる。

本研究のデータは、貼付後の即時的な反応を示したものであり、長期貼付による身体の順応や効果の持続時間などについては検討しておらず、引き続き検討の必要があると考えられる。現時点においては、テープを除去した後も効果が長期的に持続すると考え難いが、貼付期間中に運動を組み合わせることで、皮膚の適応や身体運動の学習効果により効果の持続が期待できるかもしれない。この点については今後のより発展的な研究が必要である。

また、今回計測したR6は、脊椎部位角度を測定した坐位ではなく、腹臥位のみで計測したものである。またスタティックなものであり、姿勢変化に伴ったダイナミックな評価ではない。伏臥位のみでなく、坐位姿勢変化時の皮膚力学的パラメーターを計測することができれば、より皮膚機械的特性と姿勢との関連性が示すことができた可能性がある。この点についても今後の研究に生かされるべきである。

最後に、本研究では1名の脱落者が出たことから、検出力が低下した点については考慮する必要がある。また本研究対象者は計測内容に対する配慮により男性のみであった。体幹背部皮膚の物性について性差が存在する可能性があるため、この点については今後の検討課題とする。

## 結論

本研究では、皮膚異方性を考慮した伸縮テープ貼付方法により T7 周辺皮膚の粘弾性を変化させ、安静坐位、坐位骨盤最大前傾位および骨盤最大後傾位の3肢位に対する影響を検討した。結果として、本研究で用いたストレッチテープ貼付方法は非ストレッチテープ貼付方法と比較し有意に皮膚粘弾性を増加させた。これは貼付方法において皮膚異方性を考慮したことにより、皮膚伸張が直接的にコラーゲンに作用することで生じた結果と考えられた。

この粘弾性変化による安静坐位姿勢に対する影響については、非ストレッチテープ条件とストレッチテープ条件との比較において、有意にストレッチ条件で胸腰椎移行部と腰椎部における伸展位シフトおよび骨盤前傾シフトが認められた。この現象について安静坐位姿勢における身体部位間の相関分析により、テープ皮膚操作が身体バイオメカニクスまたは運動学的に姿勢に変化を生じることが明らかとなった。

一方で、ストレッチテープ貼付による皮膚粘弾性の変化率と各肢位におけるストレッチテープ貼付による各身体部位変化量との相関分析においては、最大骨盤前傾位における骨盤部に相関が示されたのみで、安静坐位姿勢ではどの身体部位においても相関がみられず、この坐位姿勢変化がすべて皮膚粘弾性の力学的作用によるものとするには難しい結果となった。

本研究の結果については皮膚粘弾性の作用方向が皮膚感覚固有受容器のルフィニ終末の走行と関連していることから、今回の貼付方法がこの皮膚感覚を刺激したことによる影響も考えられる。本研究の結果の要因に対するこれらの可能性については、実験デザインを含めた今後の検討課題と言える。

## 謝辞

スパイナルマウス®を快くお貸しくださった文京学院大学理学療法学科大川氏に心より感謝いたします。

## 引用文献

- Aarseth LM, Suprak DN, Chalmers GR, Lyon L, Dahlquist DT. Kinesio Tape and Shoulder-Joint Position Sense. *J Athl Train*. 2015;50(8):785-791.
- Aimonetti JM, Roll JP, Hospod V, et al. Ankle joint movements are encoded by both cutaneous and muscle afferents in humans. *Exp Brain Res*, 2012, 221(2):167-176.
- Alahmari KA, Reddy RS, Tedla JS, et al. The effect of Kinesio taping on cervical proprioception in athletes with mechanical neck pain-a placebo-controlled trial. *BMC Musculoskelet Disord*. 2020;21(1):648.
- Alzahrani H, Alshehri MA, Alzhrani M, Alshehri YS, Al Attar WSA. The association between sedentary behavior and low back pain in adults: a systematic review and meta-analysis of longitudinal studies. *PeerJ*. 2022;10:e13127.
- Armstrong B, McNair P, Taylor D. Head and neck position sense. *Sports Med*. 2008;38(2):101-117.
- Avellanet M, Boada-Pladellorens A, Pages E, et al. A Comparative Study of a Novel Postural Garment Versus Exercise for Women with Nonspecific Cervical Pain: A Randomized Cross-over Trial. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2021;46(22):1517-1524.
- Bataller-Cervero AV, Rabal-Pelay J, Roche-Seruendo LE, et al. Effectiveness of lumbar supports in low back functionality and disability in assembly-line workers. *Ind Health*. 2019;57(5):588-595.
- Baradaran Mahdavi S, Riahi R, Vahdatpour B, Kelishadi R. Association between sedentary behavior and low back pain; A systematic review and meta-analysis. *Health Promot Perspect*. 2021;11(4):393-410.
- Baradaran Mahdavi S, Riahi R, Vahdatpour B, et al. Association between sedentary behavior and low back pain; A systematic review and meta-analysis. *Health Promot Perspect*, 2021, 11(4): 393-410.
- Baumann L, Bernstein EF, Weiss AS, et al. Clinical Relevance of Elastin in the Structure and Function of Skin. *Aesthet Surg J Open Forum*. 2021;3(3):ojab019.
- Beaudette SM, Smith SGVS, Bent LR, et al. Spine Posture Influences Tactile Perceptual Sensitivity of the Trunk Dorsum. *Ann Biomed Eng*, 2017, 45(12): 2804-2812.
- Benoni B. Edin and Nicolas Johansson. Skin strain patterns provide kinaesthetic information to the human central nervous system. *Journal of Physiology*, 1995; 487.1:243-251
- Benoni B. Edin. Cutaneous afferents provide information about knee joint movements in humans. *Journal of Physiology*, 2001;531.1:289-297

- Biggs LC, Kim CS, Miroshnikova YA, Wickström SA. Mechanical Forces in the Skin: Roles in Tissue Architecture, Stability, and Function. *J Invest Dermatol*. 2020;140(2):284-290.
- Borges AF. Relaxed skin tension lines (RSTL) versus other skin lines. *Plast Reconstr Surg* 1984; 73: 144-50.
- Carmichael SW. The tangled web of Langer's lines. *Clin Anat*. 2014;27(2):162-168.
- Cimino SR, Beaudette SM, Brown SHM. Kinesio taping influences the mechanical behaviour of the skin of the low back: A possible pathway for functionally relevant effects. *J Biomech*, 2018, 67: 150-156.
- Claus AP, Hides JA, Moseley GL, et al. Thoracic and lumbar posture behaviour in sitting tasks and standing: Progressing the biomechanics from observations to measurements. *Appl Ergon*, 2016, 53 Pt A: 161-168.
- Cobo R, García-Piqueras J, Cobo J, et al. The Human Cutaneous Sensory Corpuscles: An Update. *J Clin Med*, 2021, 10(2): 227.
- Collins DF and Prochazka A. Movement illusions evoked by ensemble cutaneous input from the dorsum of the human hand. *Journal of Physiology*. 1996; 496.3, 857-871
- Collins DF, Refshauge KM, Todd G, Gandevia SC. Cutaneous receptors contribute to kinesthesia at the index finger, elbow, and knee. *J Neurophysiol*. 2005;94(3):1699-1706.
- Coulter ID, Crawford C, Hurwitz EL, et al. Manipulation and mobilization for treating chronic low back pain: a systematic review and meta-analysis. *Spine J*. 2018;18(5):866-879.
- de Leva P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *J Biomech*. 1996;29(9):1223-1230.
- Dzakpasu, F.Q.S., Carver, A., Brakenridge, C.J. et al. Musculoskeletal pain and sedentary behaviour in occupational and non-occupational settings: a systematic review with meta-analysis. *Int J Behav Nutr Phys Act* **18**, 159 (2021)
- Fukui T. Skin taping (Hi-fu teiping). Publisher of Motion Medical “Undo to Igaku no Shuppansha), Japan. 2014; 4–8 (in Japanese).
- Edin B, Johansson N. Skin strain patterns provide kinaesthetic information to the human central nervous system. *J Physiol*, 1995, 487(1): 243-251.

- Fleming MS, Luo W. The anatomy, function, and development of mammalian A $\beta$  low-threshold mechanoreceptors. *Front Biol (Beijing)*, 2013, 8(4): 10.
- Gabriel V. Hypertrophic scar. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 2011, 22(2): 301-306.
- Halata Z. The ultrastructure of the sensory nerve endings in the articular capsule of the knee joint of the domestic cat (Ruffini corpuscles and Pacinian corpuscles). *J Anat*, 1977, 124(Pt 3): 717-729
- Harrison DE, Cailliet R, Harrison DD, Janik TJ. How do anterior/posterior translations of the thoracic cage affect the sagittal lumbar spine, pelvic tilt, and thoracic kyphosis?. *Eur Spine J*. 2002;11(3):287-293.
- Hasegawa K, Okamoto M, Hatsushikano S, et al. Standing sagittal alignment of the whole axial skeleton with reference to the gravity line in humans. *J Anat*. 2017;230(5):619-630.
- Hidalgo B, Hall T, Bossert J, Dugeny A, Cagnie B, Pitance L. The efficacy of manual therapy and exercise for treating non-specific neck pain: A systematic review. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2017;30(6):1149-1169.
- Imagama S, Ito Z, Wakao N, et al. Influence of spinal sagittal alignment, body balance, muscle strength, and physical ability on falling of middle-aged and elderly males. *Eur Spine J*. 2013;22(6):1346-1353.
- Ishida T, Takeuchi K, Hayashi S, et al. Anatomical structure of the subcutaneous tissue on the anterior surface of human thigh. *Okajimas Folia Anat Jpn*. 2015;92(1):1-6.
- Jacobs D. *Derma Neuro Modulating: Manual Treatment for Peripheral Nerves and Especially Cutaneous Nerves*. Tellwell, Victoria, 2014
- Jahre H, Grotle M, Smedbråten K, Dunn KM, Øiestad BE. Risk factors for non-specific neck pain in young adults. A systematic review. *BMC Musculoskelet Disord*. 2020;21(1):1–12.
- Kim KY. The Association between Working Posture and Workers' Depression. *Healthcare*, 2022, 10(3): 477.
- Kim R, Wiest C, Clark K, Cook C, Horn M. Identifying risk factors for first-episode neck pain: a systematic review. *Musculoskelet Sci Pract*. 2018; 33: 77–83.
- Kuling IA, Brenner E, Smeets JB. Proprioceptive Localization of the Hand Changes When Skin Stretch around the Elbow Is Manipulated. *Front Psychol*. 2016; 7: 1620.
- Langer K. Anatomy and physiology of skin .1. Cleavability of cutis. *Brit J Plast Surg* 1978; 31: 3–8

- Le Huec, J.C., Thompson, W., Mohsinaly, Y. et al.: Sagittal balance of the spine. *Eur Spine J*, 2019, 28:1889–1905.
- Martin BJ, Lee BC, Sienko KH. A cutaneous positioning system. *Exp Brain Res*, 2015, 233(4): 1237-1245.
- Mostafavi Yazdi SJ, Baqersad J. Mechanical modeling and characterization of human skin: A review. *J Biomech*. 2022, 130: 110864.
- Myers T. Introduction: laying the railbed. In: *Anatomy trains: myofascial meridians for manual and movement therapists*, 3ed, Churchill Livingstone, Sydney, 2013; 1–11
- Nairn BC, Chisholm SR, Drake JD. What is slumped sitting? A kinematic and electromyographical evaluation. *Man Ther*. 2013;18(6):498-505.
- Nakagawa N, Shimizu N, Sugawara T, et al. The relationship between habitual physical activity and skin mechanical properties. *Skin Res Technol*, 2021, 27(3): 353-357.
- Nelson NL. Kinesio taping for chronic low back pain: A systematic review. *J Bodyw Mov Ther*. 2016;20(3):672-681.
- Neumann, Donald A. *Kinesiology of the Musculoskeletal System, Foundations for Physical Rehabilitation*. 2002, St. Louis: Mosby.
- Owen N, Healy GN, Matthews CE, Dunstan DW. Too much sitting: the population health science of sedentary behavior. *Exerc Sport Sci Rev*. 2010;38(3):105-113.
- Özer Kaya D, Toprak Çelenay Ş. An investigation of sagittal thoracic spinal curvature and mobility in subjects with and without chronic neck pain: cut-off points and pain relationship. *Turk J Med Sci*. 2017;47(3):891-896.
- Patterson R, McNamara E, Tainio M, et al. Sedentary behaviour and risk of all-cause, cardiovascular and cancer mortality, and incident type 2 diabetes: a systematic review and dose response meta-analysis. *Eur J Epidemiol*, 2018, 33(9): 811-829.
- Pearsall DJ, Reid JG, Livingston LA. Segmental inertial parameters of the human trunk as determined from computed tomography. *Ann Biomed Eng*. 1996;24(2):198-210.
- Post RB, Leferink VJ. Spinal mobility: sagittal range of motion measured with the SpinalMouse, a new non-invasive device. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2004;124(3):187-192.
- Richard RL, Lester ME, Miller SF, et al. Identification of cutaneous functional units related to burn scar contracture development. *J Burn Care Res*, 2009, 30(4): 625-631.

- Rosario DH, Page A, Porcar R, et al. Measure of trunk 3D kinematics in sitting posture by stereophotogrammetry. Implications for seat design. URL: <https://www.researchgate.net/publication/237681187>, 2013.
- Roussouly P, Gollogly S, Berthonnaud E, et al. Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in the standing position. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2005;30(3):346-353.
- Sherman VR, Yang W, Meyers MA. The materials science of collagen. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2015; 52: 22-50
- Stekelenburg CM, Marck RE, Tuinebreijer WE, et al. A systematic review on burn scar contracture treatment: searching for evidence. *J Burn Care Res*, 2015, 36(3): e153-e161.
- Teoh DA, Santosham KL, Lydell CC, Smith DF, Beriault MT. Surface anatomy as a guide to vertebral level for thoracic epidural placement. *Anesth Analg*. 2009;108(5):1705-1707.
- Wood KB, Li W, Lebl DR, Ploumis A. Management of thoracolumbar spine fractures correction appears in *Spine J*. 2014 Aug 1;14(8): A18.
- Woods JA, Hutchinson NT, Powers SK, et al. The COVID-19 pandemic and physical activity. *Sports Med Health Sci*. 2020;2(2):55-64.
- Yamaguchi K, Atomi T, Tanaka K, et al. Biomechanical Properties of the Skin on the Dorsal Trunk in Young Men. *Journal of Fiber Science and Technology*, 2021, 77 (11): 289-295
- Yamaguchi K, Atomi A, Oyauchi M et al. The relationship between skin biomechanical properties around the spine and spinal kinematics of the trunk. *Journal of Fiber Science and Technology*, 2022, In Press.

## 総括論議

本論文では、皮膚と身体運動との関係性のエビデンスを示すことを最大の目的に、体幹部に焦点を絞り研究を行なった。結果として、体幹背部皮膚の物性と脊椎の椎間関節運動との関係性が示された。

第1章で体幹背部皮膚に物性の分布に特徴があることが示され、研究を進めることで、また第2章で体幹背部皮膚物性が、脊椎椎間関節運動における個人の特徴を示すことが明らかとなった。さらに第3章では体幹背部皮膚物性の変化が坐位姿勢に影響を及ぼすことを示し、体幹背部皮膚物性と体幹運動との関係性の一部が明らかとなった。

第1章は体幹背部皮膚を20区画に分割し、それら各区画の物性の特徴を評価した。内容は非常にシンプルなものであったが、区画ごとに物性に違いが認められ、その違いが何によるものかを考察することで皮膚と身体機能に何らかの関連があるという仮説を立てる妥当性について確信が得られた。

第2章は、体幹固有の運動を司る脊椎椎間関節運動の特徴と体幹背部脊椎近傍皮膚物性との関連を示すことで、第1章で得られた知見をより身体運動に近づけることができた。実験では脊椎の運動特性を評価するために立位前屈後屈運動を実施した。実験開始時点では体幹背部皮膚と脊椎椎間関節の運動との関係性は、測定皮膚部位直下の椎間関節で示されると仮説を立てたが、実際は測定皮膚部位と異なる部位で強い関係性が示された。この仮説の設定は著者自身の先入観によるもので、一連の研究を終えた現時点では非常に安易であったものと反省している。皮膚は身体において途切れることのない連続性を保つ。皮膚が包むものは椎間関節ではなく脊椎全体であり、さらには体幹に含まれる全てであるというこの当然の特徴に対する意識が足りなかった。今回みとめられた体幹背部脊椎近傍皮膚と脊椎椎間関節運動との関係性は、課題動作に対する個人の特徴を示す椎間関節部位と背部特定部位の皮膚物性との関係を示している。

皮膚は受動組織であるが故に、紛れのない純粋な反応を示す臓器とも言える。ヒトの動的な特徴を捉えることが非常に難しい中、身体之最表層にあり、静的で身体部位の中で最も評価しやすいと言える皮膚が身体運動の特徴を示す結果となったことは今後の皮膚機能評価の有用性にもつながると考える。今後の研究の進展により、臨床的には『この部位の皮膚の抵抗性が強い（粘弾性が高い）』ということは、こういう動きをし易い、またはし難い人のはず』と予測を立てることに利用できるのではないかと考える。

第3章では、第2章で得られた体幹背部皮膚物性と脊椎の運動学的特徴との関係に基づき、体幹背部皮膚の物性変化が坐位姿勢に与える影響を検討した。骨盤前後傾斜角度を変化させ



た坐位3肢位において、第7胸椎レベル背部皮膚を伸縮テープにより伸張させることで、皮膚物性における皮膚粘弾性が増加し、脊椎が伸展方向、骨盤が前傾方向へ有意にシフトした。この結果そのものは、これまで明らかにされなかった体幹背部皮膚伸張刺激により坐位姿勢変化が生じることを示す新たな知見といえる。

皮膚粘弾性はコラーゲンの性質により生じる皮膚の機械的特性であることを序論から第3章まで述べた。本論文では、この粘弾性を形状維持機能と捉えることで、力学的およびバイオメカニクス的な観点を中心に身体運動との関係性を考察した。特に皮膚コラーゲン線維の配向が身体各部で異なることによる皮膚の“異方性”という機械的特性を捉えることで身体運動との関係性を示すことができたと考える。第3章における皮膚伸張テープ貼付方法は、まさにこの異方性を考慮した方法であり、結果として積極的にこの粘弾性を変化させることができ、脊椎に対する直接的な力学的作用を加えることなく姿勢変化を生じさせることができたと考える。しかし、結果としては粘弾性そのものが直接的に姿勢に影響を与えるという関係性についてはわずかに示されたのみであった。

本研究では皮膚機械的特性の評価に Cutometer<sup>®</sup>を用いた。序論で述べたように、その測定方法およびデータ解析方法の限界から、皮膚物性に対する明確な区分に基づく評価が困難であった。そのような限界に対し、弾性および粘性という物性の異なる組織によって構成されるヒト生体皮膚について、その物性を詳細に評価する計測機器および解析手法の開発が待たれる。粘性要素が姿勢に関連する可能性があるという報告 (Bell et al., 2022) があることから、もし皮膚物性評価を弾性と粘性の詳細区分により行うことが可能となれば、今回明確にすることが困難であった皮膚機械的特性と身体運動の直接的な関係性を示すことが可能となるかもしれない。

一方でこの第3章で示された皮膚のテープ介入による姿勢変化は皮膚感覚受容器を介した神経系の影響であることが示唆された。今回示すことができなかった皮膚の神経系と身体運動の関係性においてもこのコラーゲンがキーポイントであると考えている。皮膚感覚受容器の一つであるルフィニ終末はコラーゲン線維と同方向に配列している。このルフィニ終末は皮膚の伸張方向を感知する受容器であり皮膚内の真皮だけでなく、皮下組織内浅筋膜、深筋膜、関節包、半月板、骨膜などの運動器にも存在している。この分布の特徴からもルフィニ終末が身体運動と非常に関連深い受容器であることが分かる。このルフィニ終末とコラーゲンの解剖学的関係性から、コラーゲンは伸張刺激による抵抗だけでなく、伸張を感知する機能も持つと言える。さらには序論で示した、皮膚の表皮から皮下組織、皮下組織から筋膜または骨膜までの階層的（縦断的）関連性については、皮膚が単純な横断的な伸縮や滑走だけでなく、コラーゲンを中心に細胞外マトリックスや皮膚支帯を介して、皮膚への機械的刺激を内部伝達にできる構造となっていること、さらには身体内部の運動器の動的な反応をセンシングできる構造となっていることは非常に興味深い。

ヒトの運動制御機能は各単関節運動を最適に行うことが役割でなく、無限にある単関節運動の組み合わせの中から最適なパターンを抽出・実施し、目的動作を達成することが最大の役割である。皮膚は連続性を持ち、身体の運動器全てを包むことから、関節運動の全てを網羅的にセンシングすることが可能である。本研究第2報で、体幹背部皮膚物性が皮膚直下の椎間関節運動と相関がみられず、被験者の動的な特徴が示される少し離れた部位の椎間関節と相関していたことは、この視点に関連していると思われる。ダイナミックかつ複合的に動く身体運動が、目的とする動作に見合ったものなのかどうかを外的環境と身体との関係性も合わせて照らし合わせる制御機構が皮膚には存在しているかもしれない。この点については現在においても皮膚のブラックボックス的な要素であり皮膚の複雑性を示すものであるが、非常に興味深いものであり今後の研究課題としたいと考えている。皮膚が身体最表層にあり唯一外的環境と接することが可能な臓器であるという、最もシンプルな皮膚の特徴がその役割を示唆しているのではないだろうか。

ここまで著者の予測まで含めた今後の展望を述べた。これまで皮膚は視覚的には当然のこと、構造的にも機能的にも平面的なもとして捉えられてきたと考える。本項で述べた他組織を含めた皮膚の構造的および機能的な階層性を示す上で、ファシアの概念は非常に合理的なものと言える。序論のファシアの定義で示した通り、様々な組織を含むファシアの概念は、結果として混乱を産んでいることも現状としてみられるが、この機能的役割を明らかにすることは今回の知見からも非常に重要であり、医学のみならず多くの学問分野の今後の課題と言える。

皮膚の操作が有用であることを示す数々の治療手技がこのファシアの概念における解剖学的・構造的知見をもとに報告されている。本論文の知見はこの解剖学的概念に皮膚の力学的・神経生理学的特徴を組み合わせ、機能的な性質を示すエビデンスの一助になるのではと考えている。

本論文著者は理学療法士であり、通常の臨床業務において身体操作を用い患者の治療にあたるのがほとんどである。これまでの臨床経験において体幹背部皮膚への操作が、身体操作の効率性において注目すべき点であることは実感していた点である。本論文では、第3報において中位胸椎レベル体幹背部への操作により臨床的に有意義な身体反応が生じることを示すことができたこと、また第1報から第3報の内容的関係性によりこの部位に着目すべき意義を示せたことは、著者個人としても本研究全体の有用性として実感している。

身体運動の改善を促すことで症状改善を目指す治療家のほとんどは患者の皮膚に触れることがほとんどである。さらには外科的手術の多くが皮膚切開を伴う。しかし、これまで医学のみならず身体運動関連分野全体で、身体運動に対する皮膚の関係性を示すことはほとんどなされてこなかった。そのため治療家のほとんどが無意識に皮膚に触れることがほとんどであったと思われる。今回示すことがで

きたこれらの実験結果については、治療家のこれまでの皮膚に対する意識に対し一石を投じることができたのではないかと考える。

## 謝辞

本研究は、本学大学院工学府応用化学専攻材料健康科学寄附講座 跡見順子客員教授、清水美穂客員准教授のご指導のもと行われたもので、お二人の支えがなければ完成に至ることはありませんでした。跡見順子先生が私の稚拙な研究にも関心を示してくださったことが私のモチベーションの根本でした。先生の衰えることを知らない知的好奇心に畏敬の念を覚えるばかりです。私の不真面目さにより生じた提出期限間近の右往左往に快く対応してくださった清水先生には感謝の言葉しかありません。研究準備や論文投稿に関わる全ての手続きについて細かくご指導いただいたことでここまで至ることができたと考えております。

また、本研究の全ての論文についてご指導いただいた杏林大学保健学部理学療法学科 跡見友章教授にも感謝申し上げます。同じ理学療法士である中、研究者としてご活躍されている先生のご指導を受け、研究データを扱うことに対し知識技術だけでなく覚悟が必要であることを先生とのやり取りで実感いたしました。中途半端な気持ちで取り組んでいた自らを恥じるとともに、先生のその意識の高さを肌で感じられたことは貴重な経験であります。

第2章・3章で用いたスパイナルマウス®は文京学院大学保健医療学部理学療法学科 大川孝浩氏よりお借りしたもので、快くご対応いただいたこと感謝いたします。

第2章のデータ計測でご協力いただいた跡見・清水研究室 跡見綾氏・大谷内正輝氏にも感謝申し上げます。お二人の計測データの面白さと正確さが私の論文執筆の支えとなりました。

跡見・清水研究室所属の大学院生の皆様に感謝申し上げます。夜遅くまで行われるミーティングでは、私は発言するよりも聞き手に回ることが多かったと思われませんが、博識な皆様の議論を伺えたことは本当に貴重な体験でした。特に帝京科学大学医療科学部理学療法学科 田中和哉氏にはお忙しい中、論文検索や論文内容に関しアドバイスいただいたこと感謝申し上げます。

職場のスタッフには論文執筆にあたり実験の協力だけでなく論文の校正等様々なアシストをいただいたこと、体調を気遣っていただけたこと感謝申し上げます。

最後に、この論文執筆を通して先生方、友人に応援していただけたこと、家族全員が支えてくれたことで自らが本当に恵まれた人間であることを実感しております。この場を借りて深く御礼を申し上げます。この場を借りて深く御礼を申し上げます。特に妻は専門分野であるデザイン技術を活かし、本論文の図表の作成に最大限実力を発揮し、内容の稚拙さを視覚的なわかりやすさでカバーしてくれました。本当に感謝の言葉しかありません。

## 関連論文

(1) Kohei Yamaguchi, Tomoaki Atomi, Kazuya Tanaka, Eri Ohto-Fujita, Miho Shimizu, Yoriko Atomi. Biomechanical Properties of the Skin on the Dorsal Trunk in Young Men, *Journal of Fiber Science and Technology*, 2021, 77 卷, 11 号, p. 289-295. doi: <https://doi.org/10.2115/fiberst.2021-0032>.

(2) Kohei Yamaguchi, Aya Atomi, Masaki Oyauchi, Miho Shimizu, Tomoaki Atomi, Yoriko Atomi. The relationship between skin biomechanical properties around the spine and spinal facet joint kinematics. *Journal of Fiber Science and Technology*, *accepted, In Press*.

(3) Kohei Yamaguchi Tomoaki Atomi, Miho Shimizu, Yoriko Atomi. Changes in skin viscoelasticity induced by stretch stimulation of the skin of the dorsal trunk at the level of the mid thoracic vertebrae affect sitting posture. *Journal of International Exercise Science*, *accepted, In Press*.