

**科学研究費助成事業 研究成果報告書**

平成 29 年 6 月 12 日現在

機関番号：33801

研究種目：基盤研究(C) (一般)

研究期間：2013～2016

課題番号：25460916

研究課題名(和文) 生体表面の硬さ分布と硬結を画像として表示する計測機器の開発

研究課題名(英文) Development a hardness multipoint measurement system for understanding hardness distribution on biological body surfaces

研究代表者

有馬 義貴 (ARIMA, Yoshitaka)

常葉大学・健康プロデュース学部・教授

研究者番号：80309129

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,000,000円

研究成果の概要(和文)：本研究の目的は、鍼灸師が診断や治療で重視する身体の表面の硬さ・軟らかさの分布を視覚的に表示するためのシステムを開発することである。6種のシリコンゲル、硬結包埋モデル、乳癌触診モデルを複数の硬さ計とバネ強度で測定し、主軸プローブバネ強度4.90NのPEK-1が硬さの多点計測システムに最も適していると考えた。生体での応用では、前腕を測定部位として、異なる指の動きをしたときの硬さ分布の変化と約3mm幅の腱の硬さが描出できることを確認した。また、外側上顆炎を疑う患者の罹患筋の弛緩時硬度、収縮時と弛緩時の硬度差が左右非対称性であることが観察された。

研究成果の概要(英文)：The purpose of this study was to evaluate the hardness distribution of body surfaces, which are assessed by the acupuncturist during diagnosis and treatment in the clinic. Using several devices and spring strengths, we measured the hardness of six different gel sheets of acupuncture practice pads, as well as the hardness distribution of the induration-embedded and breast cancer palpation models. We determined that the most suitable combination for a multipoint hardness measurement system was the PEK-1 with a spring strength of 4.90 N in the main axis probe. In biological applications, we confirmed that changes in the hardness distribution and hardness of tendons with a width of about 3 mm can be measured using the forearm when different fingers move. In clinical applications, we observed that the contractile hardness and the hardness difference between contraction and relaxation of diseased muscles were asymmetrical in patients suspected of lateral epicondylitis.

研究分野：鍼灸学

キーワード：硬さ分布 硬さ計 生体表面の硬さ 硬さ計の開発

### 1. 研究開始当初の背景

病態を体表の反応形式で把握し、体表刺激を治療手段とする鍼灸療法では、診断・治療・効果判定のすべてに関連する凝りや硬結などの硬さ情報を重要視している。申請者は、これまでにヒトの触知覚動作を模する硬さ計を開発して硬さ情報の要素と変化要因を研究し、硬結検出には多点計測が重要であることや、痛みの自覚や月経周期の変化などの身体状況は硬さの分布形式に現れることを確認してきた。硬さ分布を把握する当初の方法は体表に描いた格子を指標として測定部を確認→計測→測定値の読取→記録を繰り返し、結果をコンピュータに入力して画像化する。そのため一定の時間を要する欠点があった。硬結検出や病態と硬さの分布形式との関連を追究するには、多点の硬さ計測が短時間で実施でき、かつ硬結描出能の高い機器が必要である。

### 2. 研究の目的

(1) 生体表面の硬さ分布の定量化に適する硬さ測定の方法を選択するために、外部解析システムを必要とせず、簡便に測定が可能な市販の硬さ測定器について、その特性をモデル実験で確認した。

(2) 硬さ評価基準となる接触部主軸バネについて、硬さ分布定量化に適するバネ強度を決定するために、①バネ強度の違いによる硬さの検出力、②硬結包埋モデルと乳癌触診モデル中の硬結・癌の描出力を確認した。

(3) 硬さの描出能と接触子の大きさとの関係を検討するために、開発した硬さ測定器による硬さ値、圧縮空気による微小点の硬さ測定が可能な非接触非破壊硬さ測定器による硬さ値、超音波断層画像による皮膚表面から腱膜までの距離とを比較した。

(4) 硬さ分布描出能について、異なる関節運動(収縮筋)時の硬さ分布の変化を確認した。

(5) 硬さの連続測定器の臨床活用を左右の硬さ分布の対称性と関節運動に伴う筋の硬さ変化に着目して検討した。

(6) 病態のメカニズム解明の一端として、疲労による筋の収縮時硬度と弛緩時硬度の硬度差の変化を骨格筋電気刺激(Electrical Muscle Stimulation; EMS) 生起疲労モデルで検討した。

### 3. 研究の方法

(1) 市販の硬さ測定器には①NEUTONE TDM-NA1 (TRY-ALL CO., LTD.; TDM)、②PEK-1 (IMOTO MACHINERY CO., LTD.; PEK)、③ ASKER Durometer Type F (KOBUNDHI KEIKI CO., LTD.; A-F)、荷重測定にはデジタルスケール KD-320 (TANITA CO.) を用い、硬さモデルに

は刺鍼練習台 V 型 (NISSIN ME DI CAL INDUSTRIES CO., LTD.) の 6 種のゲル (90×60×6mm) を 3 枚重ねて用いた。測定は角度調整式スタンド (GORODE21, THANKO CO.) の上で行い、水平面に対する台角度 0、12、23、35、45、60 度について各ゲルの硬さを 10 回測定し、測定時荷重は 0 度のみ測定した。測定時荷重は 6 種全ゲルの平均値と変動係数、各ゲルの平均値を求めた。硬さは、0 度における各ゲルの平均・変動係数・レンジ (平均の最大値から最小値を除算) を求めた。解析では測定器毎の各ゲルと角度別各ゲルの多重比較検定を行った。さらに、硬結包埋モデル (NAKAMURA BRACE Co. Ltd., 140×140×14mm) を多点測定して 3D 等高線図を作成した。

(2) 刺鍼練習台 V 型の硬さの異なる 6 種のシリコンゲルシート 3 枚重ねの硬さと測定時荷重を、主軸バネ強度 1.96N、2.94N、3.92N、4.90N、5.88N、6.86N、7.84N、8.82N、9.81N の PEK で各 10 回測定し、(1) と同様に比較した。次いで、硬結包埋モデルと乳癌触診モデル (Kyoto Kagaku Co., Ltd.) の硬さを主軸バネ強度 1.96N、4.90N、9.81N で多点測定し、2D 等高線分布図により比較した。

(3) 同様に刺鍼練習台 V 型の 6 種シリコンゲルシート 3 枚重ねの硬さを、圧出力 0.7、1.0、1.3、1.4、1.5、1.6kPa の非接触硬度計 (type1290, IMOTO MACHINERY CO., LTD.) と TDM で各 10 回測定し、(2) の PEK の結果を含めて、(1) と同様に比較した。次いで、左前腕背面の橈骨リスター結節と尺骨茎状突起とを結ぶライン上でトンネル III~V 部位を中心とする部位を音波診断装置 (F37, 日立アロカメディカル) で撮影し、2mm 間隔 10 点について非接触硬度計、の圧出力 1.5kPa、生体用組織硬度計主軸バネ強度 500g (4.90N) で測定した。

(4) 測定部位は左前腕部とし、肢位は掌側面では肩・肘関節屈曲 45 度で前腕背側を台に接触した状態、背側面では肩関節屈曲 45 度、肘関節屈曲 90 度で手掌面を台上に接触した状態とした。長軸測定は上腕骨内側・外側上顆から手関節横紋中央を結ぶ線の近位 3~15/24 の 13 点、短軸測定は長軸線を中央とした 5mm 間隔点の掌側 7 点、背側 9 点上とし、掌側は点間を加えた 13 点測定も行った。測定は掌側弛緩位と対立位、背側弛緩位と小指・中指・第 2~4 指伸展位で行い、結果は原波形、強度、等高線、3D 曲面グラフで表示した。また、背側近位点については超音波画像診断装置 (HITACHI ALOKA F37) による撮影結果とも比較を行った。

(5) 多回頻回の「だっこ」により発症し、疼痛誘発試験で明確な陽性反応が認められないが左上腕骨外側上顆炎が疑われる男性 (45

歳)を対象とし、罹患筋(長橈側手根伸筋)と対照筋(総指伸筋、橈側手根屈筋、前脛骨筋)における中間位と背屈・掌屈位の左右同部位の13もしくは15点を静的に測定し、罹患筋には動的な測定を試みた。

(6) 電気刺激装置は DELTA ZERO (NIHON MEDIX) を用い、前脛骨筋上の足三里下方1寸と条口に電極のテクノゲル DR-φ32 (清水化生品) を貼り、上巨虚を硬さの測定部位とした。電気刺激は  $20\mu s$  の二相性矩形波固定変調 120mA で漸増1、持続5、漸減1、休止5秒を20分間繰り返し、周波数20、60、100Hz の持続と休止時の硬さを測定し、収縮時、弛緩時、硬度差について1分毎平均値を求めた。測定は日を変えて各4回行った。

#### 4. 研究成果

(1) 荷重平均値とレンジは、TDM で 19.2 N と 35.0、PEK で 5.2 N と 55.6、A-F で 5.1 N と 24.5 であった。変動係数は TDM における軟らかい対象で他の数値と比較すると著明に大きく、TDM では最軟ゲルの測定ができなかった。また、A-F では 23 度以上で適切に測定ができなかった。各測定器の 0 度における 6 種ゲルの違いは PEK と A-F はすべての組合せで有意差があり、TDM では 1 組を除いて有意差が認められた。角度の違いでは TDM は 1 組で有意差があり、PEK は差がなく(角度の影響を受けない)、A-F は 12 度から有意差が認められた。硬結モデルの深部硬結の形状は PEK で明瞭だった。以上から、TDM と PEK ともに測定面の角度の影響を受けにくい特徴が確認され、TDM は筋などの比較的硬い対象の測定に適し、PEK は軟らかい対象から硬い対象まで弱い荷重で幅広く測定できることが確認され、硬さ分布の定量化には PEK の原理が適すると判断した。

(2) 3.0N 以下の測定荷重で測定ができるバネ強度 4.90N は、平均値が 51.4 で全測定レンジ 0~100 の中央値に近く、かつ測定レンジが最も広がった。硬結包埋モデルの硬結形状はバネ強度によらず描出できたが、乳癌触診モデルの癌は 4.90N での描出が優れていた。この結果から、硬さの多点計測システムの開発には主軸プローブのバネ強度は 4.90N が適すると判断した。

(3) 非接触硬度計は圧が高くなるにしたがいレンジと変動係数が大きくなる傾向が認められ、最も軟らかいゲル 2 種の検出は 1.5kPs が優れていた。生体用組織硬度計との比較では、ゲルの軟らかい順に 2 種と 4 種の 2 群に別れる様子が低バネ強度の測定結果に類似していた。生体応用では、非接触硬度計の測定結果では断層画像における皮膚から腱膜までの距離に近似し、開発した硬さ計は軟らかい組織の検出で骨に副筒が当たる部位で劣った。小さな硬結の描出では押圧式で

は対象物に変位を与える大きさが重要な要素なることを確認した。しかし、硬さの検出力の面と再現性を考慮すると一定の接触面積が必要だと考えた。

(4) 掌側では長掌筋の硬さ変化が全グラフに反映され、弛緩位の腱描出は短軸 13 点測定、対立位の筋描出は短軸 7 点測定が優れ、遠位の原波形には長掌筋腱と橈側手根屈筋腱の硬さが確認できた。背側では小指伸筋、総指伸筋の違いが捉えられていた。表現法は 3 次元曲面と等高線グラフの組合せは全体像、原波形は硬さの断面、強度グラフは硬さ焦点の移動の観察に有用と考えられ、硬さの評価はグラフ間の比較だけではなく同一グラフ内での比較が可能となり、約 3mm 幅の腱の存在が確認できた。また、測定密度が高ければ描出力が優れるが、一定動作でも同一筋収縮状態の維持が困難であるため対象に合わせた測定数の設定が重要だといえる。

(5) 中間位と背屈・掌屈位の硬さ分布は対照筋では左右対称性を示し、罹患筋では背屈位で左右非対称性であった。動的測定では患側の外側上顆から遠位 4、5、6cm で対側に比較して顕著に硬くなる変化が記録できた。硬さ分布の左右対称性は診察情報となり、動的測定は硬さの観察ポイントを決めるためのスクリーニングと治療変化の観察に有用である可能性が示唆された。しかし、疲労している筋では収縮時硬度と弛緩時硬度の硬度差が減少すると考える仮説と矛盾する硬度差の増大が患側で認められたことについては検討が必要である。

(6) 収縮時硬度と硬度差は 20、60、100Hz で微減、漸減、急速減少した。二元配置分散分析の交互作用、時間と周波数の主効果は、収縮時は全て有意、弛緩時は有意差なし、硬度差は全て有意だった。測定開始後 1 分間を基準とした多重比較検定では、収縮時は 20Hz で 5 分後、60Hz で 2 分後、100Hz で直後、硬度差は 20Hz で 5 分後、60 と 100Hz で直後から有意に減少し、弛緩時は有意な変化はなかった。筋疲労発生と硬さ変化の過程は筋の収縮様式で異なり、収縮時硬度の変化傾向は筋張力を指標とした報告と一致した。以上のことから、(5) の実験の被験者は筋疲労とは別の機序の検討が必要であることが示唆された。

#### 5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文] (計 1 件)

- ① 有馬 義貴、硬さ連続測定を臨床で活用するための試行的検討、常葉大学健康プロデュース学部雑誌、査読無、11 巻 1 号、2017、3-7

Permalink:<http://id.nii.ac.jp/1412/00001228/>

〔学会発表〕（計5件）

- ① Yoshitaka ARIMA, Trial of continuous tension monitoring in a clinical setting, The World Federation of Acupuncture-Moxibustion Societies, 2016. 11. 5-6, Tokyo/Tokuba (つくば市つくば国際会議場)
- ② 有馬 義貴, 硬さ連続測定を臨床で活用するための試行的検討～上腕骨外側上顆炎が疑われる症例から～、全日本鍼灸学会学術大会、2016年6月10～12日、北海道札幌市札幌コンベンションセンター
- ③ 有馬 義貴, 生体表面の硬さ分布を画像として表示する計測システムの開発～表現法と描出力の検討～、全日本鍼灸学会学術大会、2015年5月22～24日、福島県郡山市ビッグパレット福島
- ④ 有馬 義貴, 硬さ連続測定システムの開発、身体運動文化学会、2014年12月20日、静岡県浜松市アクトシティ浜松
- ⑤ 有馬 義貴, 多点計測型硬さ計の開発～先端主軸プローブのバネ強度の検討～、全日本鍼灸学会、2014年11月15～17日、愛媛県松山市ひめぎんホール

## 6. 研究組織

### (1) 研究代表者

有馬 義貴 (ARIMA, Yoshitaka)

常葉大学・健康プロデュース学部・健康鍼灸学科・教授

研究者番号：80309129

### (2) 研究分担者

犬塚 博 (INUZUKA, Hiroshi)

静岡大学・工学部・教授

研究者番号：80176411

### (3) 研究分担者

中澤 寛元 (NAKAZAWA, Hiroyuki)

常葉大学・健康プロデュース学部・健康鍼灸学科・教授

研究者番号：50387932