

表 題 せん断波伝搬を可視化させたエラストグラフィ color Doppler shear wave imaging による骨格筋弾性評価

論 文 の 区 分 博士課程

著 者 名 金谷裕司

担当指導教員氏名 竹下克志 教授

所 属 自治医科大学大学院医学研究科
専攻 地域医療学系
専攻分野 精神・神経・筋骨格疾患学
専攻科 整形外科学

2020年1月10日申請の学位論文

目次

I. はじめに	2
II. 目的	5
III. 対象と方法	5
IV. 結果	10
V. 考察	13
VI. 結語	23
VII. 引用文献	24
VIII. 謝辞	45

【はじめに】

組織内を伝搬するせん断波の伝搬速度を計測したり、圧迫時の組織のひずみを計測したりして、組織の硬さを評価するのがエラストグラフィと呼ばれる手法であり、近年このエラストグラフィを用いた組織弾性評価の報告が散見される。これらは「線維化の進んだ組織や悪性病変は正常組織よりも硬い」などといった大部分の医師にとっての「理学的所見上の」ないしは「感覚的な」コンセンサスを、定量的ないしは定性的に表示することで診断の補助に用いようとするもので、肝臓・乳腺・前立腺・甲状腺などの領域で臨床応用が先行している。

(1,2,3,4,5)

エラストグラフィは最近では骨格筋の評価にも用いられ、整形外科分野においては、理学療法の効果判定として、リハビリテーション運動負荷の前後における筋弾性値の変化を評価する試みや (6,7)、痛みと筋弾性値の関連に関する評価 (8,9) など多くの報告がみられるようになった。

現在臨床に用いられているエラストグラフィは MR エラストグラフィと超音波エラストグラフィの 2 者に大別される。前者は肝臓領域 (10)、後者は肝臓や乳腺領域を中心に開発・研究が行われてきたが、前者はコストがかかり、禁忌項目が多く、設置施設が少ないなどのデメリットも多いことから、簡便に検査ができる後者の方がより広く普及している (11)。

超音波エラストグラフィとして最初に実用化されたのは strain elastography である。この手法では超音波プローブによる用手的圧迫で、組織に歪みを生じさせ、その分布を映像化する。また歪みが大きければ柔らかく、小さければ硬いと解釈して定性的な評価を行う。定量性に欠けるが、乳腺領域においては、腫瘍部と正常周辺組織との相対的な比較が簡便にできるために広く用いられている

(4)。また近年は、生体内を伝搬するせん断波の伝搬速度：SWV (Shear Wave Velocity) の計測により、生体組織の弾性を評価する SWE (Shear Wave Elastography) が注目されている。本法は SWV が組織の弾性に規定されることを利用するもので、strain elastography などと比較して組織弾性の定量化が可能となり、Umehara らの報告によれば精度も高い (12)。

組織内にせん断波を発生させるための手法は複数実用化されており、現在最も用いられている SWE では超音波の音響放射力によりせん断波を発生させるが(13)、超音波照射部の組織温度上昇 (14,15) や、組織障害 (16) などの懸念があり、また現段階では装置自体が高価である、といった問題もある。

こうした状況の中、Yamakoshi らはせん断波を可視化できるエラストグラフィ：CD SWI (color Doppler shear wave imaging)を開発し、その有用性を報告してきた。(17,18,19) 本法では、小さな加振源を組織表面に当てて加振することで、組織内に連続したせん断波を生じさせる (図 1)。更に、一般的な医療用超音波

診断装置におけるカラードプラの PRF (Pulse Repetition Frequency) を基に、組織内を伝搬するせん断波の伝搬をモニター上で可視化し、その伝搬速度を推計する。以上により、特殊な装置を必要とせずに安全に低コストで組織の弾性を定性的および定量的に評価することが可能で、今後体表領域を中心とした臨床応用が期待できる。

そこで我々が注目したのは、脳血管障害、頭部外傷、脳性麻痺などによる上位運動ニューロン障害により生じる運動障害である痙縮といった病態である (20)。下肢に生じれば歩行能力を低下させ、上肢においても疼痛を生じたり、着衣を困難にし、介護の負担を増やしたり、ADL を下げることが言われている (21)。しかしこれら痙縮の評価にはゴールドスタンダードがなく、重症度や治療効果などの判定方法は多様である (22)。最も臨床的に使用されているのは MAS (Modified Ashworth scale) であるが (表 1)、検者の主観的な評価であり絶対評価にはならないことや、信頼性が低いことが指摘されている (23,24)。そこで、近年はエラストグラフィを用いた筋硬度の評価が痙縮に用いられる報告もあり (25)、CD SWI が利用できないか検討した。

【目的】

本研究の目的は、1) CD SWI と SWE との相互比較により CD SWI の精度および再現性評価を行うこと、2) 骨格筋の組織弾性評価における、再現性の評価を行うことにより、本法を運動器領域に臨床応用するための基礎的検討をすること、3) 臨床応用として、上肢痙縮症例の筋硬度を調査し、また痙縮の治療であるボツリヌス療法を行った前後での変化を調査することとした。

【対象と方法】

1. CDSWI と SWE との相互比較による CD SWI の精度および再現性評価

a) 測定対象

硬さの異なる 4 種類の内部均一な生体模擬ファントム（京都科学、Kyoto、Japan）。カルボキシメチルセルロースをそれぞれ、6.0 wt%、6.5 wt%、7.0 wt%、7.5 wt%含有を用い、CDSWI と SWE の相互評価による CD SWI の精度および再現性評価を行った。

b) SWE による計測

Aplio i800（Canon, Tokyo, Japan）を用いて、使用方法通りに各ファントム内の SWV を計測した。

c) CD SWI による SWV の発生と計測

対象となるファントムの中央部分に右手でプローブを保持し、1cm 離れた位置から左手で保持した加振器によりファントムを加振して、ファントム内にせん断波を発生させ SWV を計測した。(図 1)

d) 生体模擬ファントム内の SWV 測定方法と採用した計測値

ファントム内を伝搬するせん断波伝搬速度を浅層(0-2cm)と、深層(2-4cm)に分けて 5 回ずつ計測し、その中央値を計測値とした。計測は 2 人の検者(検者 i、検者 ii)で CD SWI と SWE の 2 機種を用いて行った。同様の計測を同条件で 3 日間行い、3 回分の計測値を得た。

計測は、あらかじめ 6.0 wt% のファントムを用い、SWE でのせん断波伝搬速度値によるキャリブレーションを行った。

2. 骨格筋組織の弾性評価における再現性の評価

a) 対象：当院整形外科外来を受診した 20 歳以上の患者で、且つ、上肢に症状や既往疾患の無い男性 24 人。年齢 20～26 歳(平均 22.6 歳)、身長 157～178 cm(平均 169.3 cm)、体重 53～71 kg(平均 64.5 kg)、BMI (Body mass Index) 19.5～24.8 kg/m² (平均 22.5 kg/m²)、利き腕は右が 23 人で左は 1 人であった(表 2)。

方法：1-c)の方法に従い、過去のエラストグラフィによる筋硬度評価の多い、

僧帽筋と上腕二頭筋（浅層筋肉）に加え、棘上筋と上腕筋（深層筋肉）内を伝搬する SWV を CD SWI で非利き手の筋肉を対象として測定した。

b) 僧帽筋（浅層筋肉）と棘上筋（深層筋肉）の同定と計測

椅子に座位で、前腕は手背を大腿中央に両手を乗せた前腕回外位の状態で行った。第 7 頸椎棘突起と、肩峰先端をマーキングして、この 2 点を直線で結んだ際の外側 1/3 の点で僧帽筋を同定し、同部位でその深部の棘上筋を同定した。超音波プローブを筋肉の長軸方向に平行に置き、その 1cm 体幹に近い内側部に加振器を置いて体表から筋肉を加振し、せん断波を励起させ計測を行った。

c) 上腕二頭筋（浅層筋肉）と上腕筋（深層筋肉）の同定と計測

ベッド上仰臥位で、手関節は手背をベッド上に乗せた前腕回外位の状態で行った。肘関節部の上腕二頭筋腱の遠位付着部と、烏口突起をマーキングして、この 2 点を直線で結んだ際の midpoint をマーキングして、上腕の真ん中に超音波プローブを置いた。B モードの長軸画像を見ながら、手関節を回内外させて、動きのある浅層筋肉を上腕二頭筋と同定し、その深部で、動きのない筋肉を上腕筋として同定した。超音波プローブを筋肉の長軸方向に平行に置き、プローブの 1cm 遠位に加振器を置いて、体表から筋肉を加振し、せん断波を励起させ計測を行っ

た。

d)筋肉内における SWV 計測方法

計測前に、プローブ位置と、加振器を微調整して、体表を圧迫せずに、筋肉内を伝搬するせん断波が明瞭に表示されるように保持する。その状態を維持して各筋肉内を伝搬する SWV を 5 回計測し、その中央値を計測値とした。計測は 2 人の検者（検者 i、検者 ii）で行い、同様の計測を同条件で 3 日間行い、3 回分の計測値を得た。

計測は図に示すような、可視化されたせん断波の表示が明瞭なものを採用し、波面が乱れているものは除外した（図 2）。

e)計測値の再現性と精度の評価

計測における再現性および信頼性として複数回測定したときの測定値の一致度を示す指標である級内相関係数 ICC（intra-class correlation coefficient）を調べた。

2 人の検者が日を変えて計測して得た 3 回分の計測値から、検者内信頼性 ICC（1, 1）を求めた。また、2 人の検査者が得た 3 回分の計測値の中の中央値から検者間信頼性 ICC（2, 1）を求めて評価した。

3. 上肢痙縮症例の筋硬度を調査し、ボツリヌス毒素療法を行った前後の評価

a) 対象: 脳血管障害発症後 1 年以上経過した後に、MAS が 1 以上 (表 1) の痙縮が残存している 8 例 (脳梗塞 5 例、脳出血 3 例、脳腫瘍術後 1 例)。発症からの経過期間は 2~7 年 (平均 4.5 年) であった。全症例男性で、年齢 43~73 歳 (平均 63.3 歳)、身長 154~172 cm (平均 163.8 cm)、体重 49~72 kg (平均 62.2 kg)、BMI 17.9~28.3 kg/m² (平均 23.3 kg/m²)、痙縮側は右が 3 例で左が 5 例であった。肘関節可動域は伸展-40~0 度 (平均肘伸展角度-15 度)、屈曲 120~160 度 (平均肘屈曲角度 145 度)、MAS 1 は 1 例、MAS 1+ は 4 例、MAS 2 は 3 例であった。(表 3)

方法: 健側と痙縮側の上腕二頭筋の筋硬度を CD SWI を用いて上記の方法に従って計測し、さらに治療として A 型ボツリヌス毒素製剤 (以下、BoNT-A) を投与した脳梗塞後の痙縮 3 例に対して、BoNT-A 投与前と、投与 1 か月、2 か月、3 か月における筋硬度の変化と MAS の変化を調査した。

この研究は自治医科大学臨床研究審査委員会により承認を得られており、被験者全員に十分な説明を行い、書面による同意を得ている。(倫理員会承認番号: 臨 A17-173)

統計

統計解析には IBM SPSS statistics 22 statistical software (IBM Japan, Tokyo, Japan) を用いた。

ICC の判定基準には Landies and Koch の分類 (26) を用いて、ICC の値が 0.0-0.2 : slight、0.21-0.40 : fair、0.41-0.60 : moderate、0.61-0.80 : substantial、0.81-1.00 : almost perfect とした。

また、t 検定を用いて $P < 0.05$ を有意差ありと判断した。

【結果】

1. CD SWI と SWE との相互比較による CD SWI の精度および再現性評価

各硬度の生体模擬ファントムの浅層と深層における CD SWI と SWE の計測値および、再現性を示す。(表 4,5)

浅層 (0-2cm)

CD SWI により得られた計測値は各硬度とも SWE と同等であった。またファントムの硬度が上がるにしたがって、CD SWI、SWE とともに SWV 値の上昇がみられた (表 4)。

また、検者内および検者間信頼性は CD SWI、SWE とともにいずれの計測においても almost perfect の高い信頼性が得られた（表 5）。

これらの結果から、ファントム浅層における計測では CD SWI の SWV は SWE と同等であり、精度および再現性は SWE と同程度で極めて良好であった。

深層（2-4cm）

浅層と同様に、CD SWI により得られた計測値は各硬度とも SWE と同等であった。またファントムの硬度が上がるにしたがって、2 機種ともに SWV の上昇が見られた（表 4）。硬度の低いファントムでは CD SWI、SWE とともに SWV のばらつきは同等であったが、硬度の高いファントムでは両者間で解離がみられ、7.0 wt % ファントムの SWV は、CD SWI で 3.09 ± 0.08 m/s に対して SWE で 3.17 ± 0.13 m/s、また 7.5 %ファントムでは CD SWI で 3.19 ± 0.04 m/s に対して SWE で 3.20 ± 0.19 m/s と CD SWI の方が SWE よりもばらつきが小さい傾向があった。検者内および検者間信頼性は 2 機種ともに高い信頼性が得られ、almost perfect であった（表 5）。

これらの結果から、ファントム深層における計測では、CD SWI の SWV は SWE と同等であり、信頼性も極めて良好であった。また硬度の高いファントムの計測において SWE では数値のばらつきが軽度みられたのに対し、CD SWI で

は高い精度が保たれていた。

2. 骨格筋組織の弾性評価における再現性の評価

CD SWI により測定した筋肉の SWV はいずれの計測においても 3.6~3.8 m/s 程度であり、過去に報告されているそれぞれ同じ筋肉の SWV と同等であった。(21,22,23)

しかし浅層筋肉である僧帽筋と上腕二頭筋の計測では、SWV の検者内および検者間信頼性は高く、almost perfect であったが、深層筋肉である棘上筋と上腕筋の計測では低下がみられ substantial であり、深層筋肉で再現性はやや下がる傾向があった(表 6)。

3. 上肢痙縮症例の筋硬度を調査し、ボツリヌス療法を行った前後の評価

8 例の痙縮側の上腕二頭筋における SWV は 4.42 ± 0.21 m/s で、健側の SWV は 3.63 ± 0.09 m/s であり ($P < 0.05$)、痙縮側の上腕二頭筋は健側と比較して有意に速かった。

また、3 例の脳梗塞後による痙縮肢の BoNT-A 投与前における上腕二頭筋の SWV は平均 4.41 ± 0.26 m/s であり、MAS は 3 症例ともに 1+であった。投与 1 か月後の SWV は 3.72 ± 0.21 m/s、投与 2 か月後は 4.30 ± 0.35 m/s、投与 3 か

月後は 4.50 ± 0.25 m/s であり、BoNT-A 投与 1 か月で SWV が低下傾向となり、2 か月後には投与前の値に戻る傾向があった。(図 3) SWV の経時的变化はみられたが、MAS は BoNT-A 投与後も全例 1+ のままであった。

【考察】

以前は組織弾性を定量化して評価することは不可能であったが、超音波エラストグラフィが開発され、簡便に組織弾性を定量的に評価することができるようになり、運動器領域においてもこれらを用いた報告は非常に多くなっている。CD SWI においても同様の評価が可能と考えられるが、本法は既存のエラストグラフィとは原理的に異なることを考慮して、まずは既存の SWE との比較を行い、精度及び信頼性について評価を行った。その結果、ファントム実験において CD SWI の計測値、精度、信頼性はいずれも SWE と同程度で、計測値としては妥当なものと考えられ、精度、信頼ともに高いことが確認できた。ただし、CD SWI を用いた計測でも、深層 (2~4 cm) において浅層よりもやや数値がばらつく傾向はあったが、計測された SWV の標準偏差は 0.01~0.03 であったため、誤差としては非常に小さく、生体で測定した場合に、この測定値の誤差が問題を生じる可能性は低いと考えられる。

Baumer ら (27) は ACUSON S3000 (Siemens, California, USA) の SWE を

用いて硬さの異なる 3 種類のファントムの SWV を計測し、2 人の検者で比較評価し報告している。その結果は、検者内信頼性は ICC(1, 1) 0.99、検者間信頼性は ICC(2, 1) 0.68 であり、自験例における CD SWI の計測は ACUSON S3000 の SWE と同程度の検者内信頼性で、検者間信頼性はより高かった。また 3 種類のファントムのうち、最小硬度のファントムにおける SWV は 1.55 ± 0.004 m/s であり、最大硬度のファントムの SWV は 3.97 ± 0.02 m/s であった。ファントムの硬度が上がるほど標準偏差が大きくなり、得られた計測値がばらつく傾向がみられたのは自験例と同様の結果であった。

これらは、一般に硬度の高い物質内の方が、伝搬するせん断波の振幅が大きくなるため、ファントム内でも反射波や、ノイズなど計測対象以外の波も大きくなり測定値に影響を与えたことが、硬度の高いファントムにおいて測定値のばらつきが大きくなった原因と考えられる。

また、Dillman ら (29) は我々の研究と同様、soft と hard の 2 種類のファントムを、測定深度別 (1.0, 2.5, 4.0 cm) に、2 種の SWE を用いて SWV を評価している。使用機種は ACUSON S3000 (Siemens, California, USA) と、Aixplorer (Supersonic Imaging, Aix-en-Provence, France) であった。検者内・検者間信頼性はいずれも ICC : 0.99 と almost perfect であったが、浅層 (1.0, 2.5 cm) と、深層 (4.0 cm) で SWV に有意差があったと報告している。それによれば

ACUSON S3000 を用いた際には、2 種類のファントム両方において、浅層（1.0, 2.5 cm）で計測された SWV が、深層（4.0 cm）の計測値よりも有意に高く（ $P < 0.0001$ ）、逆に Aixpolore を用いた際には、2 種類のファントム両方において、浅層（1.0, 2.5 cm）の方が、深層（4.0 cm）よりも有意に低かった（ $P < 0.0001$ ）。

浅層の SWV が高くなる要因としては、乳腺領域のエラストグラフィに関する研究で報告されている、プローブによる圧迫に伴う precompression の影響（30,31）が第一に考えられる。一般にプローブと測定対象との間に可能な限りゼリーを介在させることや、対象に可能な限り圧をかけないようにして検査することが対策とされるが、人間の手で検査をする以上は完全に precompression の影響をなくすことは難しいと思われ、プローブを厳格に把持でき、測定対象に圧がかからないように検査が可能となる機械などが必要と思われる。

一方、深層での SWV 値が高くなる要因としては、ファントムの自重の影響が考えられ、深層ほど表層部分の重量の影響が出やすく、高い SWV が得られたのではないかと考えられるが、このほか機種による測定部位や測定範囲・方法の違いなども要因として議論されている。

我々が本研究で評価に用いた CD SWI は、ファントム内を伝搬するせん断波を可視化することで、反射波やノイズの影響を受けにくい適切な測定部位の選択が可能となったことにより、過去に報告された SWE と同程度以上の精度、信

頼性が得られていると考えられる。

更に、組織の加振の周波数も調整することができるために、本来せん断波が減衰しやすい深部においても SWE に比べて精度が保たれていた理由であると推測される。

次に生体筋肉においては、僧帽筋における CD SWI の検者内信頼性 ICC (1, 1) は 0.91、検者間信頼性 ICC (2, 1) が 0.83 と高い信頼性が報告されている。
(17,18,19)

今回の CD SWI による評価では僧帽筋に加えて、新たに上腕二頭筋、棘上筋、上腕筋においても過去の SWE による報告と同程度の検者内および検者間信頼性を得ることができ、良好な信頼性と再現性が確認されたことで CD SWI で評価可能な筋肉を新たに見つけることができた。

特に、これまで報告されている筋より深部の筋肉においても良好な信頼性が得られているが、これは他の手法には無い本法の大きな利点である可能性がある。さらに本法では加振の周波数と振幅の調節が可能なことから、ファントム実験と同様にせん断波の減衰しやすい深部にも良好なせん断波伝搬が可能となり、さらに可視化により評価・測定すべき良好なせん断波を選択できることが CD SWI のメリットであると考えられる。

上腕二頭筋に関しては、Alfuraih ら (32) の報告がある。SWE である LOGIQ-

E7 (GE Healthcare, Milwaukee, USA) を用いて同筋を肘 90 度屈曲した状態で計測したところ、検者内信頼性は ICC : 0.91 (0.82-0.96) と高い信頼性が得られたことを報告している。また Chen(33)らは SWE である ACUSON S3000(Siemens, California, USA) を用いて、肘 30 度屈曲位と、完全伸展位で計測し検者内信頼性 ICC : 0.869-0.957、検者間信頼性 ICC : 0.935 と高い信頼性が得られたと報告している。いずれの報告も上腕二頭筋の長軸に沿ってプローブを平行に設置した計測方法であり、筋肉の短軸方向での計測よりも良好な信頼性が報告されている (34)。我々の CD SWI を用いた肘伸展位での筋肉計測においても、計測方向は長軸方向とすることで、明瞭なせん断波伝搬が観察され、なおかつ過去の報告と同程度の高い信頼性が得られたことから、骨格筋の弾性評価における計測方向としては、長軸方向とするのが適切と考えられた。

棘上筋に関しては、Roskopf ら (35) が ACUSON S3000 (Siemens, California, USA) を用いて、棘上筋に直角にプローブをあてた短軸方向の測定について報告している。それによれば検者内信頼性は ICC : 0.700-0.800、検者間信頼性は ICC : 0.894 と良好であった。しかし Kim (36) らによる Aplio 500 Platinum Series (Canon, Tokyo, Japan) を用いた報告では、棘上筋を含めた肩周囲筋肉の長軸方向と短軸方向の比較で、検者内信頼性は短軸で ICC:0.90、長軸で ICC:

0.96、検者間信頼性は短軸で ICC : 0.87、長軸で ICC : 0.97 と、やはり長軸方向の計測にて、より高い信頼性が得られている。筋肉はそもそも長軸方向に筋繊維が縦走しており、筋肉へのトルクの伝達も長軸方向に伝わりやすく、せん断波の伝搬に関しても長軸方向の方がスムーズに行われていること (37) が報告されている。自験例における CD SWI を用いた計測でも、長軸方向の方が乱れの少ないせん断波伝搬が確認されており、骨格筋の弾性評価における計測方向としてはやはり長軸方向とするのが適切と考えられる。また本法ではこうした状態を計測に際して確認できることも、計測精度・信頼性の高さに寄与している可能性がある。

今回の報告では、CD SWI が過去の報告と比較しても僧帽筋、上腕二頭筋、棘上筋の SWV 計測において高い信頼性を有していることが明らかになった。(表 7)

さらに、本法において上記筋肉と同様に良好な精度・信頼性が得られた上腕筋についてもこれまでの報告との比較による検討を試みた。上腕筋の役割は肘の屈曲や、上肢の安定性に関与しており (38)、肘の関節包と連続性をもつこともあるために、上腕筋の筋硬度が臨床的にどのような意義を持つのかは運動器診療に携わる医療者にとって非常に興味深いことと思われる。しかし、上腕筋の SWV の測定信頼性についての報告はほとんどみられなかった。上腕筋は上腕

二頭筋の深部に存在し、かつ上腕骨の直上に位置しているために波の反射の影響などを受けやすく、SWE を用いた計測では測定値がばらつきやすいことが報告されており (39)、これが上腕筋に関する報告が少ない原因の一つではないかと思われる。CD SWI 法では、上腕筋の ICC : 0.742~0.789 と比較的高い信頼性が得られており、上腕筋についても十分な評価が可能と考えられる。従来の SWE では精度・信頼性の高い計測が困難な上述の条件、すなわち深部にあって、かつ反射の強い骨の直上にある筋においても評価が可能な点は、従来法に勝る CD SWI の利点の一つと考える。

痙縮に関しては、Gao ら (40) は SWE である Acuson S3000 (Siemens, California, USA) を用いて、脳梗塞後に上肢の痙縮を生じた上腕二頭筋の筋硬度が健常側よりも硬度が高いことを報告した。健側と比較すると痙縮側の上腕二頭筋における SWV は約 0.9 m/s 程度数値が上昇していたと報告している。自験例でも約 0.8 m/s 程度の上昇があり、CD SWI を用いた値でも過去の報告と似た結果が得られた。また、Berenpas ら (41) によると健常者の上腕二頭筋と比較したときに、健側である非痙縮側の上腕二頭筋の硬度が高くなることも報告されている。自験例では、非痙縮側の上腕二頭筋 SWV : 3.63 m/s と、先に行った健常者の上腕二頭筋の SWV 値 : 3.76~3.80 m/s と大きな差はなくやや低かった。脳疾患症例の非痙縮側の筋硬度が高くなる原因として、健側の使用頻度が増えることで、

代償性に筋肉が肥大して硬度があがる事が考えられているが、今回の 3 例という少ない症例では高い ADL を維持している症例がなく、健常者の上腕二頭筋の SWV 値と、健側である非痙縮側の上腕二頭筋 SWV 値とに差がなかったのかもしれない。

また、BoNT-A の注射で痙縮した筋肉の硬度が変化することは、評価方法と、筋肉の部位は多様であるものの多数の報告がある (25,42)。自験例では 3 例の脳梗塞後の痙縮症例に BoNT-A 注射前後の上腕二頭筋の SWV を計測することができたが、3 例とも注射後 1 か月の時点で、注射前と比べて SWV 値の低下がみられた。しかし、注射後 2 か月の時点で注射前とほぼ同じ SWV 値になった (図 3)。また、MAS による評価では注射前後一定して 1+ のままであり、変化を評価することができなかった。

本邦では保険診療上、BoNT-A の注射には 3 か月以上の期間をあけることが必要である。

これは一般的に治療効果が約 3 か月間程度継続することが報告されているためであるが (43,44)、海外と日本では投与量の上限值も異なることや、ほとんどの注射は盲目的に行っており、どの筋肉にどれだけの量を注射したかは症例により異なる。また、本症例は 3 例とも過去に何度も BoNT-A を注射されており耐性化が生じている (45) 可能性も考えられる。BoNT-A 注射の効果持続時間

は症例により異なるために経時的な筋硬度の評価は必須であり、投与量や注射すべき筋肉の選択にエラストグラフィは必要と思われる。

脳血管障害後には 50%以上に痙縮が生じるという報告もあり (46)、リハビリテーションで改善しない場合には、BoNT-A が一般的な治療であり (47)、その治療効果や経時的変化を評価するために CD SWI による筋硬度評価は有用となる可能性があると思われる。

現在の運動器領域におけるエラストグラフィの他の臨床応用として、肩こりや、肩周囲痛、コンピューター使用前後や、ストレッチ前後などの評価としては、僧帽筋の筋硬度に関する報告が散見され (48,49,50)、肩腱板断裂や、腱板炎の評価 (51,52)、正常腱板筋の性質評価 (53) としては棘上筋の筋硬度測定報告が非常に多い。他にも、上腕二頭筋の筋硬度評価による、パーキンソン病の病勢評価 (54) や上腕二頭筋長頭腱との関係に関する評価 (55) など、多数の報告がある。これらの報告からは、エラストグラフィは診断補助だけでなく、治療効果判定にも有用で多くの利用方法があることがわかり、その有用性については非常に多くの報告がみられる。

上述したこれらの筋肉に対する計測についての CD SWI の再現性は、従来の SWE 法と比較して劣っておらず、本法を用いた今後の臨床応用には十分な期待

がもてると考えられる。

しかし今後の臨床応用にあたっては、深層筋肉である棘上筋・上腕筋では、浅層筋肉である僧帽筋・上腕二頭筋と比べてやや低い再現性となり、ファントム実験でも浅層と比べて深層において SWV 値のばらつきがみられやすかった点については十分に考察しておく必要がある。この理由として、上述した内容に加えてせん断波の減衰も原因のひとつに挙げられる。ある程度の加振周波数の調節は可能であるが、本法では体表からの加振により組織にせん断波を発生させることから、減衰のため深部では観察・測定するのに十分な振幅を有するせん断波が生じていない可能性があり SWV のばらつきの原因の一つになるものと推察される。SWV のばらつきは深度により影響を受けることが Milkowski らの報告でも知られている (56)。深度と SWV のばらつきに関する明らかな因果関係は現時点では不明であるが、CD SWI を用いる事でせん断波の伝搬そのものが可視化され、浅部から深部に向かうにつれてせん断波の伝搬にどのような変化がみられるか、あるいはせん断波の伝搬が可能な深度はどれほどかなどは今後の検討項目と考える。

本研究にはいくつかの Limitation がある。①基礎実験での被験者が若年者である点、②被験者が男性だけである点、③サンプル数が少なく統計的検討が困難で

ある点、④各筋肉が安静状態での測定である点、⑤上半身の筋肉で比較的皮膚と、筋肉圧が薄い部位での評価である点、⑥基本となる超音波装置の周波数次第で、可視化を可能とする加振周波数がわずかに変わる点などである。

しかし、本研究により本法の SWV 計測値の妥当性、精度および再現性のほか、本法の適応について明らかにすることができた。CD SWI はまだ開発段階にあり、本法における SWV の測定プロトコル熟成や、さらなる高精度化は今後の課題である。そのための改良、追加実験を今後も継続していく方針である。

【結語】

せん断波を可視化させたエラストグラフィである CD SWI の SWV 計測値は妥当なものであり、ファントム実験および生体の計測にて SWE と同等の高い測定精度・再現性が得られた。脳疾患後の痙縮肢の上腕二頭筋硬度は、健側と比較して有意に高かった。

精度・再現性は浅層筋肉よりやや劣るものの、CD SWI では従来は評価が困難であった深層筋肉の評価も可能と考えられた。

参考文献

1. Roulot D, Czernichow S, Le Clesiau H, Costes JL, Vergnaud AC, Beaugrand M • Liver stiffness values in apparently healthy subjects: influence of gender and metabolic syndrome • *J Hepatol* • 48: 606-613, 2008
2. Takemoto R, Nakamura M, Aoyagi Y, Fujino T, Yasutake K, Koga K, Yoshimoto T, Miyahara T, Fukuizumi K, Wada Y, Takami Y, Saitsu H, Harada N, Nakashima M, Enjoji M • Validity of Fibroscan values for predicting hepatic fibrosis stage in patients with chronic HCV infection • *J Dig Dis* • 10: 145-148, 2009
3. Cantisani V, Londise P, Di Rocco G, Grazhdani H, Gianotti D, Patrizi G, Medvedyeva E, Olive M, Fioravanti C, Giacomelli L, Chiesa C, Redler A, Catalano C, D'Ambrosio F, Ricci P • Diagnostic accuracy and interobserver agreement of quasistatic ultrasound elastography in the diagnosis of thyroid nodules. *Ultraschall Med* • 34: 238-253, 2015
4. Itoh A, Ueno E, Tohno E, Kamma H, Takahashi H, Shiina T, Yamakawa M, Matsumura T • Breast disease: clinical application of US elastography for diagnosis • *Radiology* • 239: 341-350, 2006
5. Pallwein L, Mitterberger M, Struve P, Pinggera G, Horninger W, Bartsch G,

- Aigner F, Lorenz A, Pedross F, Frauscher F • Real-time elastography for detecting prostate cancer: preliminary experience • *BJU Int* • 100: 42-46, 2007
6. Umehara J, Nakamura M, Nishishita S, Tanaka H, Kusano K, Ichihashi N • Scapular kinematic alterations during arm elevation with decrease in pectoralis minor stiffness after stretching in healthy individuals • *J Shoulder Elbow Surg* • 27: 1214-1220, 2018
 7. Akagi R, Tanaka j, Shikiba T, Takahashi H • Muscle hardness of the triceps brachii before and after a resistance exercise session: a shear wave ultrasound elastography study • *Acta Radiologica* • 56: 1487-1493, 2015
 8. Kuo WH, Jian DW, Wang TG, Wang YC • Neck muscle stiffness quantified by sonoelastography is correlated with body mass index and chronic neck pain symptoms • *Ultrasound Med Biol* • 39: 1356-61, 2013
 9. Vlaanderen E, Conza NE, Snijders CJ, Bouakaz A, De Jong N • Low back pain, the stiffness of the sacroiliac joint: a new method using ultrasound • *Ultrasound Med Biol* • 31: 39-44, 2005
 10. Mariappan YO, Glaser KJ, Ehman RL • Magnetic resonance elastography: a review • *Clin Anat* • 23: 497-511, 2010
 11. Samani A, Zubovits J, Plewes D • Elastic moduli of normal and pathological

- human breast tissues: an inversion-technique-based investigation of 169 samples • *Phys Med Biol* • 52: 1565-1576, 2007
12. Umehara J, Hasegawa S, Nakamura M, Nishishita S, Umegaki H, Tanaka H, Fujita K, Kusano K, Ichihashi N • Effect of scapular stabilization during cross-body stretch on the hardness of infraspinatus, teres minor, and deltoid muscles: An ultrasonic shear wave elastography study • *Musculoskeletal Science and Practice* • 27: 91-96, 2017
13. Nightingale K, McAleavey S, Trahey G • Shear-wave generation using acoustic radiation force: in vivo and ex vivo results • *Ultrasound Med biol* • 29: 1715-23, 2003
14. Nitta N, Ishiguro Y, Sasanuma H, Taniguchi N, Akiyama I • Experimental system for in-situ measurement of temperature rise in animal tissue under exposure to acoustic radiation force impulse • *Journal of Medical Ultrasonics* • 42: 39–46, 2015
15. Herman BA, Harris GR • Models and regulatory considerations for transient temperature rise during diagnostic ultrasound pulses • *Ultrasound Med Biol* • 28: 1217-24, 2002
16. Takayama N, Ishiguro Y, Taniguchi N, Akai K, Sasanuma H, Yasuda Y, Nitta

- N, Akiyama I • The effect of ultrasound with acoustic radiation force on rabbit lung tissue: a preliminary study • *Journal of Medical Ultrasonics* • 43: 481–485, 2016
17. Yamakoshi Y, Kasahara T, Iijima T, Yuminaka Y • Shear wave wavefront mapping using ultrasound color flow imaging • *Ultrason Imaging* • 37: 323-40, 2015
18. Yamakoshi Y, Nakajima T, Kasahara T, Yamazaki M, Koda R, Sunaguchi N • Shear Wave Imaging of Breast Tissue by Color Doppler Shear Wave Elastography • *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* • 64: 340-348, 2017
19. Yamamoto A, Yamakoshi Y, Ohsawa T, Shitara H, Ichinose T, Shiozawa H, Sasaki T, Hamano N, Yuminaka Y, Takagishi K • Shear wave velocity measurement of upper trapezius muscle by color Doppler shear wave imaging • *Journal of Medical Ultrasonics* • 45: 129-136, 2018
20. 有島英隆、松尾英明、北出一平、久保田雅史、松村真裕美、嶋田誠一郎、菊田健一郎。上肢痙縮治療の歩行に対する効果 • *Jpn J rehabil Med* • 55 : 484-488、2018
21. Thibaut A, Chatelle C, Ziegler E, Bruno MA, Laureys S, Gosseries O •

- Spasticity after stroke: Physiology, assessment and treatment • *Brain Inj* • 27 : 1093-1105, 2013
22. Bilston LE, Tan K • Measurement of passive skeletal muscle mechanical properties in vivo : Recent progress, clinical application, and remaining challenges • *Ann Biomed Eng* • 43 : 261-273, 2015
23. Bohannon RW, Smith MB • Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity • *Phys Ther* • 67: 207-207, 1985
24. Alibiglou L, Rymer WZ, Harvey RL, Mirbagheri MM • The relation between Ashworth scores and neuromechanical measurements of spasticity following stroke • *J Neuroeng Rehabil* • 5 : 18, 2008
25. Eby S, Zhao H, Song P, Vareberg GJ, Kinnick R, Greenleaf JF, An KN, Chen S, Brown AW • Quantitative evaluation of passive muscle stiffness in chronic stroke • *Am J Phy Med Rehabil* • 95 : 899-910, 2016
26. Landis JR, Koch GG • The measurement of observer agreement for categorical data • *Biometrics* • 33: 159-74, 1977
27. Baumer TG, Davis L, Dischler J, Siegal DS, van Holsbeeck M, Moutzouros V, Bey MJ • Shear wave elastography of the supraspinatus muscle and tendon: Repeatability and preliminary findings • *Journal of Biomechanics* • 53: 201-204,

201722. Andrew Phan, Juhyun Lee, Jing Gao • Ultrasound shear wave elastography in assessment of skeletal muscle stiffness in senior volunteers • *Clinical Imaging* • 58: 22-26, 2019
28. Ballyns JJ, Turo D, Otto P, Shah JP, Hammond J, Gebreab T, Gerber LH, Sikdar S • Office-Based Elastographic Technique for Quantifying Mechanical properties of Skeletal Muscle • *J Ultrasound Med* • 31: 1209-19, 2012
29. Dillman JR, Chen S, Davenport MS, Zhao H, Urban MW, Song P, Watcharotone K, Carson PL • Superficial ultrasound shear wave speed measurements in soft and hard elasticity phantoms: repeatability and reproducibility using two ultrasound systems • *Pediatr Radiol* • 45: 376-385, 2015
30. Lam AC, Pang SW, Ahuja AT, Bhatia KS • The influence of precompression on elasticity of thyroid nodules estimated by ultrasound shear wave elastography • *Eur Radiol* • 26: 2845–2852, 2016
31. Barr RG, Zhang Z • Effects on precompression on elasticity imaging of the Breast • *J Ultrasound Med* • 31: 895–902, 2012
32. Alfuraih AM, O'Connor P, Hensor E, Tan AL, Emery P, Wakefield RJ • The effect of unit, depth, and probe load on the reliability of muscle shear wave

- elastography: Variables affecting reliability of SWE • *J Clin ultrasound* • 46: 108-115, 2018
33. Chen J, O'Dell M, He W, Du LJ, Li PC, Gao J • Ultrasound shear wave elastography in the assessment of passive biceps brachii muscle stiffness: influences of sex and elbow position • *Clinical Imaging* • 45: 26-29, 2017
34. Chino K, Kawakami Y, Takahashi H • Tissue elasticity of in vivo skeletal muscles measured in the transverse and longitudinal planes using shear wave elastography • *Clin Physiol funct Imaging* • 37: 394-399, 2017
35. Roskopf AB, Ehrmann C, Buck FM, Gerber C, Fluck M, Pfirrmann CW • Quantitative Shear-Wave US Elastography of the Supraspinatus Muscle: Reliability of the Method and Relation to Tendon Integrity and Muscle Quality • *Radiology* • 278: 465-474, 2016
36. Kim K, Hwang HJ, Kim SG, Lee JH, Jeong WK • Can shoulder muscle activity be evaluated with ultrasound shear wave elastography? • *Clin Orthop Relat Res* • 476: 1276-1283, 2018
37. Gennison JL, Deffieux T, Mace E, Montaldo G, Fink M, Tanter M • Viscoelastic and anisotropic mechanical properties of in vivo muscle tissue assessed by supersonic shear imaging • *Ultrasound in med & Biol* • 36: 789-

801, 2010

38. Seiber K, Gupta R, MacGarry MH, Safran MR, Lee TQ • The role of the elbow musculature, forearm rotation, and elbow flexion in elbow stability: An in vitro study • *J Shoulder Elbow Surg* • 18: 260-268, 2009
39. Ewertsen C, Carlsen JF, Christiansen IR, Jensen JA, Nielsen MB • Evaluation of healthy muscle tissue by strain and shear wave elastography – Dependency on depth and ROI position in relation to underlying bone • *Ultrasonics* • 71: 127-133, 2016
40. Gao J, He W, Du LJ, Chen J, Park D, Wells M, Fowlkes B, O'Dell M • Quantitative Ultrasound Imaging to Assess the Biceps Brachii Muscle in Chronic Post-Stroke Spasticity: Preliminary Observation • *Ultrasound Med Biol* • 44: 1931-1940, 2018
41. Berenpas F, Martens AM, Weerdesteyn V, Geurts AC, van Alfen N • Bilateral changes in muscle architecture of physically active people with chronic stroke: A quantitative muscle ultrasound study • *Clin Neurophysiol* • 128: 115-122, 2017
42. Mathevon L, Michel F, Decavel P, Fernandez B, Parratte B, Calmels P • Muscle structure and stiffness assessment after botulinum toxin type A injection. A

- systematic review • *Ann Phys Rehabil Med* • 58: 343-350, 2015
43. Brandenburg JE, Eby SF, Song P, Bamlet WR, Sieck GC, An KN • Quantifying Effect of Onabotulinum Toxin A on Passive Muscle Stiffness in Children with Cerebral Palsy Using Ultrasound Shear Wave Elastography • *Am J Phys Med Rehabil* • 97: 500-506, 2018
44. Kerzoncuf M, bensoussan L, Delarque A, Durand J, Viton JM, Rossi-Durand C • Plastic changes in spinal synaptic transmission following botulinum toxin A in patients with post-stroke spasticity • *J Rehabil Med* • 47: 910-916, 2015
45. Munchau A, Filipovic SR, Oester-Barkey A, Quinn NP, Rothwell JC, Bhatia KP • Spontaneously changing muscular activation pattern in patients with cervical dystonia • *Mov Disord* • 16: 1091-1097, 2001
46. Persson CU, Holmegaard L, Redfors P, Jern C, Blomstrand C, Jood K • Increased muscle tone and contracture late after ischemic stroke • *Brain Behav* • 1: e01509, 2020
47. Gao J, Rubin JM, Chen J, O'Dell M • Ultrasound Elastography to Assess Botulinum Toxin A Treatment for Post-stroke Spasticity: A Feasibility Study • *Ultrasound Med Biol* • 45: 1094-1102, 2019
48. Ishikawa H, Muraki T, Morise S, Sekiguchi Y, Yamamoto N, Itoi E, Izumi S •

- Changes in stiffness of the dorsal scapular muscles before and after computer work: a comparison between individuals with and without neck and shoulder complaints • *Eur J Appl Physiol* • 117: 179-187, 2017
49. Leong HT, Hug F, Fu SN • Increased upper trapezius muscle stiffness in overhead athletes with rotator cuff tendinopathy • *PLOS one* • 11: e0155187, 2016
50. Kawczyński A, Mroczek D, Andersen RE, Stefaniak T, Arendt-Nielsen L, Madeleine P • Trapezius viscoelastic properties are heterogeneously affected by eccentric exercise • *J Sci Med Sport* • 21: 864-869, 2018
51. Lee SU, Joo SY, Kim SK, Lee SH, Park SR, Jeong C • Real-time sonoelastography in the diagnosis of rotator cuff tendinopathy • *J Shoulder Elbow Surg* • 25: 723-729, 2016
52. Demirel A, Baykara M, Koca TT, Berk E • Ultrasound elastography-based assessment of the elasticity of the supraspinatus muscle in impingement syndrome: does elastography has any diagnostic value? • *Clin Rheumatol* • 37: 1661-1665, 2018
53. Itoigawa Y, Sperling JW, Steinmann SP, Chen Q, Song P, Chen S, Itoi E, Hatta T, An KN • Feasibility Assessment of Shear wave Elastography to Rotator Cuff

- muscle • Clin Anat • 28: 213-218, 2015
54. Du LJ, He W, Cheng LG, Li S, Pan YS, Gao J • Ultrasound shear wave elastography in assessment of muscle stiffness in patients with Parkinson's disease: a primary observation • *Clin Imaging* • 40: 1075-1080, 2016
55. Sahan MH, Inai M, Burulday V, Kultur T • Evaluation of tendinosis of the long head of the biceps tendon by strain and shear wave elastography • *Med Ultrason* • 20: 192-198, 2018
56. Milkowski A, Garra BS, Hall TJ. Ultrasound shear wave speed (SWS) estimation in elastic phantoms: sources and magnitude of variability in a Quantitative Imaging Biomarker Alliance (QIBA) multicenter study • Radiol Soc N Am, 2013

図

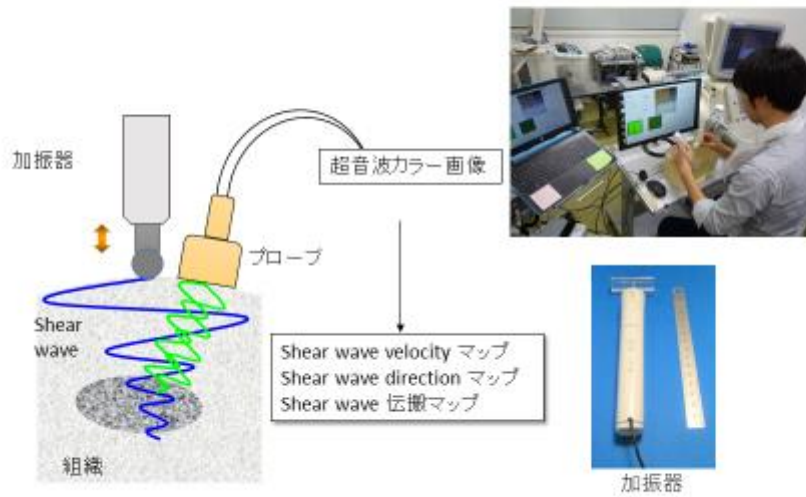


図 1. CD SWI の概要とこれを用いたせん断波伝搬速度の計測

本法では、生体表面に当てた小型の加振源により組織を加振し、組織内に連続したせん断波を生じさせる。その伝搬を超音波診断装置では一般的なカラードプ
ラにより可視化し、PRF (Pulse Repetition Frequency) を基に速度を推計する。

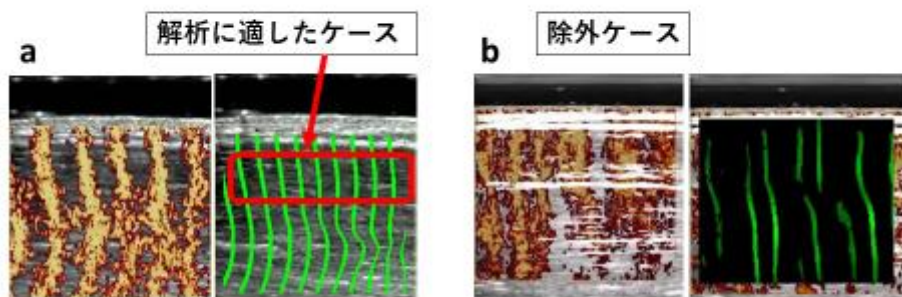


図 2. CD SWI によるせん断波伝搬画像の実際（ファントム実験）

- a) 解析に適したせん断波伝搬画像の例. ファントム内を伝搬するせん断波の伝搬が、整然と並ぶ、一様で滑らかな切れ目のない輝線群として明瞭に描出されている（左；カラードプラ像。右：カラードプラ像を模式化した虎縞様のせん断波伝搬図）。
- b) 解析に適さないせん断波伝搬画像の例. ファントム内を伝搬するせん断波は一様ではなく、不明瞭で途切れが目立つ（左；カラードプラ像。右：カラードプラ像を模式化した虎縞様のせん断波伝搬図）。

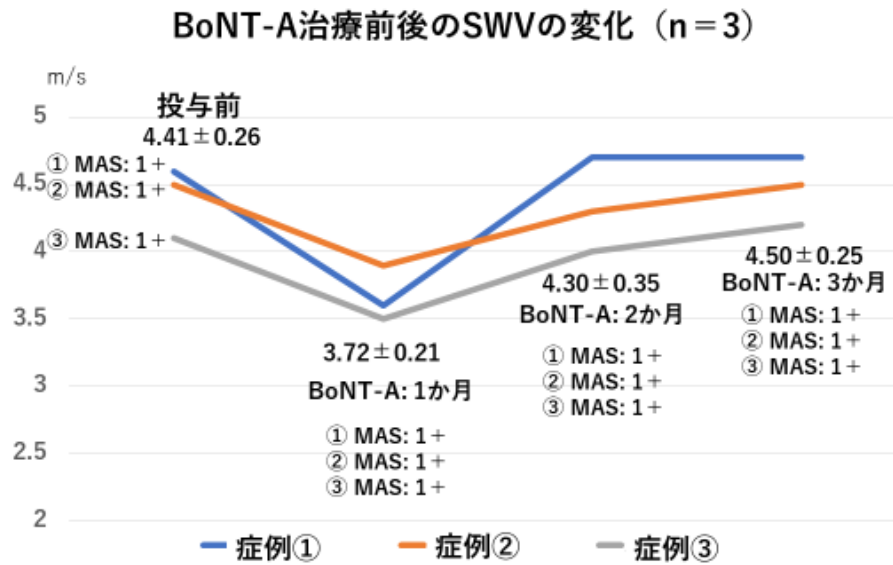


図 3. 上肢痙縮例に対するボツリヌス療法（BoNT-A）後に観察された SWV の経時的変化

脳疾患後の上肢痙縮例 3 例に対し、上腕二頭筋にボツリヌス療法（BoNT-A）

を行い、治療前後における SWV の経時的変化を観察した。

治療 1 か月後、全例で明らかな SWV の低下を認めたが、2 か月後以降は治療前と同程度に復するのが観察された。この間、MAS では 3 例いずれにも経時的変化を認めなかった。

表

表 1. Modified Ashworth Scale (MAS) による痙縮の評価方法

Modified Ashworth Scale (MAS)	
評価	内容
0	筋トーンの亢進なし。
1	軽度の筋トーン亢進がある。引っかかりとその消失、または屈曲・伸展の最終域でわずかな抵抗がある。
1+	軽度の筋トーンの亢進がある。明らかな引っかかり感があり、それに続くわずかな抵抗を可動域の1/2以下で認める。
2	よりはっきりとした筋トーンの亢進を全可動域で認める。しかし、運動は容易に可能。
3	かなりの筋トーンがある。他動運動は困難。
4	患部は硬直し、屈曲・伸展は困難

文献 (23) より

表 2. 健常成人の骨格筋弾性評価における対象者 (n=24) の背景

対象		
性別 (男性 / 女性)	24 / 0	
年齢 (歳)	20～26	(平均 22.6)
身長 (cm)	57～78	(平均 169.3)
体重 (kg)	53～71	(平均 64.5)
BMI (kg/m ²)	19.5～24.8 (平均 22.5)	
利き腕 (右 / 左)	23 / 1	

評価対象の筋：僧帽筋、棘上筋、上腕二頭筋、上腕筋

表 3. 脳疾患後の上肢痙縮症例 (n=8) の背景

脳疾患後の痙縮症例		
性別 (男性 / 女性)	8 / 0	
年齢 (歳)	43～73	(平均 63.3)
身長 (cm)	154～172	(平均 163.8)
体重 (kg)	49～72	(平均 62.2)
BMI (kg/m ²)	17.9～28.3 (平均23.3)	
痙縮側 (右 / 左)	3 / 5	
肘可動域角度 (度)		
伸展	-40～0	(平均 -15)
屈曲	120～160	(平均 145)
MAS		
	1:	1例
	1+:	4例
	2:	3例

表 4. 硬度の異なる生体模擬ファントム (n=4) を用いた CD SWI および SWE による SWV 計測結果

	SWV (m/s)	
	S (Superficial layer): 浅層 (0-2cm)	D (Deep layer): 深層 (2-4cm)
6.0 wt%	C: 2.71 ± 0.02 S: 2.71 ± 0.01	C: 2.64 ± 0.02 S: 2.91 ± 0.03
6.5 wt%	C: 2.98 ± 0.01 S: 2.90 ± 0.01	C: 2.91 ± 0.07 S: 3.07 ± 0.08
7.0 wt%	C: 3.03 ± 0.01 S: 3.05 ± 0.01	C: 3.09 ± 0.08 S: 3.17 ± 0.13
7.5 wt%	C: 3.26 ± 0.03 S: 3.20 ± 0.01	C: 3.19 ± 0.05 S: 3.20 ± 0.19
6.0 wt% phantom used for calibration		C (CD SWI) S (SWE)

表 5. CD SWI および SWE を用いた生体模擬ファントム (n=4)内の SWV 計測における級内相関係数 ICC による評価

	C (CD SWI) ICC (1, 1)	S (SWE) ICC (1, 1)	ICC(2, 1)
浅層 0-2cm	i : 0.976 ii : 0.990	i : 0.986 ii : 0.994	C : 0.996 S : 0.965
深層 2-4cm	i : 0.889 ii : 0.936	i : 0.897 ii : 0.960	C : 0.996 S : 0.990
	i : 検者1 ii : 検者2	C (CD SWI) S (SWE)	

浅層と深層に分けて級内相関係数 ICC (intra-class correlation coefficient)

で 2 機種を評価した。

検者内信頼性 ICC (1, 1)、検者間信頼性 ICC (2, 1)

表 6. CD SWI を用いた健常者骨格筋 (n=24) の SWV 計測結果と級内相関係数 ICC による評価

健常者における骨格筋のSWVとICC

	SWV (m/s)	ICC(1, 1)	ICC(2, 1)
僧帽筋	i : 3.65 ± 0.06	0.864	
	ii : 3.66 ± 0.08	0.924	0.923
上腕二頭筋	i : 3.76 ± 0.08	0.870	
	ii : 3.80 ± 0.07	0.913	0.885
棘上筋	i : 3.68 ± 0.20	0.796	
	ii : 3.70 ± 0.21	0.728	0.728
上腕筋	i : 3.78 ± 0.12	0.789	
	ii : 3.70 ± 0.21	0.742	0.777

健常者 (N = 24)

浅層筋は僧帽筋と上腕二頭筋、深層筋は棘上筋と上腕筋

級内相関係数 ICC (intra-class correlation coefficient) で各筋肉の信頼性を評価した。

検者内信頼性 ICC (1, 1)、検者間信頼性 ICC (2, 1)

表 7. CD SWI を用いた健常者骨格筋 (n=24) の SWV 計測における級内相関係数 ICC と SWE を用いた報告との比較

	ICC		
	CD SWI	過去の報告	参考論文
僧帽筋	0.864-0.924	0.994 0.87-0.97	Ishikawa et al (48) Leong et al (49)
上腕二頭筋	0.87-0.913	0.91 0.935-0.957	Alfuraih et al (32) Chen et al (33)
棘上筋	0.796-0.728	0.7-0.8	Roskopf et al (35)
上腕筋	0.789-0.742	報告なし	

健常者 (N = 24)

級内相関係数 ICC (intra-class correlation coefficient)

上腕筋の弾性測定値の信頼性報告はなかった

謝辞

本研究を進めるにあたり、指導教官の竹下克志教授からは多大な助言を賜りました。厚く感謝申し上げます。また、臨床検査医学教室の谷口信行教授、紺野啓准教授にも厚くお礼を申し上げ、感謝する次第です。

最後に、進んで被験者を務めてくれた方々にも感謝の意を表します。