# 超音波検査における走査動作補助機器への

## 搭載を目的としたプローブ加圧機構の開発

電気・化学専攻 医用工学領域 2281239 小林 雄人

## (主查:森 晃 教授 副查:桃沢 愛 准教授, 京相 雅樹 教授)

## 1. 緒言

画像診断は疾患部位の特定や性質、進行程度を検査する方法であり、身体を切開す ることなく内部の状態を知ることが可能である。そのため、疾患の早期発見だけでは なく、治療を実施する際の方針立案や予後の予測に対し極めて重要である[1]。中でも、 超音波検査は超音波の反射特性を利用した検査方法である。被験者の身体に影響を及 ぼさないことから、コンピュータ断層撮影(CT: Computed Tomography)検査や磁気共鳴 (MR: Magnetic Resonance)検査と比較して侵襲性が低く、検査における受診制限がない。 そのため、胎児診断から外科治療に至るまでの幅広い領域で使用される。また、リアル タイムな画像描出による組織の位置変化や動態の把握が可能であり、他の画像診断に おける短所を克服している。一方、現行の検査においても加圧を伴った検査者による 手動のプローブ走査が行われている。そのため、明瞭な画像を取得する際、プローブを 保持する検査者の手部や腕部、検査中の姿勢を維持する腰部への負担が挙げられる。 また、手動走査では検査者やその技量に大きく依存し、画像取得に関わるプローブ情 報の取得が困難である。特に,同一箇所の走査であってもプローブの加圧強弱の変化 により, 取得される画像は変化する。したがって, 画像の再現性は低いといえる。以上 の課題に対して、検査におけるプローブ動作を機械的に補助することで明瞭な画像取 得時の検査者への負担軽減と画像再現性の向上が可能と考える。

本研究では手動走査におけるプローブ動作を再現し,全自動での超音波検査を実現 する走査動作補助機器の設計を行う。中でも,明瞭な画像取得において加圧の強弱に 直接関与するプローブの押し込み動作に着目し,検査者の身体的負担の改善と画像再 現性の向上が期待できる加圧機構を開発する。

最終目標としては,補助機器を使用した検査方法の確立による遠隔や在宅といった 検査者と患者が異なる空間で実施可能な超音波検査の実現を目指す。本稿では,走査 動作補助機器の設計と加圧機構部の設計,機能試験機の製作,機能試験機による加圧 目標範囲の設定について述べる。

## 2. 走査動作補助機器の設計

## 2.1 想定する補助機器を使用した検査

現行の超音波検査は一般に、医師や技師といった検査者による問診、検査範囲の操作による画像取得、画像の読影、検査結果の通知という流れで実施される<sup>[2]</sup>。本検査フローを基に、走査動作補助機器の使用を想定した検査の流れを検討した。図1に想定する検査全体のフローを示す。



図1より,想定する検査は検査前に医師や検査者による問診を実施し,患者の身体 情報の取得,補助機器による検査対象範囲の画像取得,画像の読影,検査結果の通知と いった流れである。なお,本検査における身体情報の取得から画像取得までの時間は 従来の検査を参考に10~30分程度を目安とした<sup>[2]</sup>。想定する検査では従来の検査と異 なり,画像取得前に3Dスキャナを使用して患者の全身をスキャンする必要がある。本 工程は患者の身長や体格,走査を行う体表面上の凹凸状態などを身体情報としてデー タ化することが目的である。本データを使用することで,患者ごとの身体的特徴に合 ったプローブ動作が可能となる。また,検査者が異なる場合でも患者に合った走査方 法や手順を実施するため,画像再現性の向上につながると考える。以上のような検査 の実施が可能な走査動作補助機器を設計する。

2.2 補助機器全体の設計とコンセプト

図2に設計した走査動作補助機器のイメージを示す。



図 2 (a)より,設計した補助機器はフレーム部に接続したプローブ動作部が可動し, 検査中のプローブ動作を再現する。プローブ動作部は走査動作部と加圧動作部で構成 され,それぞれ手動走査における腕部の範囲的な動作と手部の精密な動作を再現する。 手動走査における動作を基に走査動作は2自由度,加圧動作は5自由度で実施する。 本補助機器は患者の胴部を全体的に覆う形状であるため、一度の走査動作で連続し た画像取得が可能である。特に、手動走査では困難であった一定加圧を維持した状態 での走査やプローブを回り込ませる動作が可能となる。また、機械的に動作を再現す るため、プローブ位置や角度、加圧といった画像取得に関わる情報を記録する。本機能 により、画像再現性の向上やより明瞭な画像が取得可能となる。そのため、経過観察に おける病変部や同一組織/器官を対象とした動態比較を行う上で有用性が高いと考える。 くわえて、プローブ動作を機械的に再現することにより、患者と検査者が離れていて も画像の取得が可能である。したがって、検査空間の分離による患者の精神的負担の 軽減が見込める。

図2(b)より,想定する検査では,患者は機器が設置された検査ベッド上で走査範囲 を露出し臥位姿勢をとった状態で安静にする。本状態で補助機器がプローブを動作さ せ,画像取得を行う。なお,本検査は医療機関における定期的な検診や病変部と疑われる 箇所の初期検査,経過観察など比較的緊急性の低い日常レベルのものを対象とする。これ により,超音波検査における画像取得のスクリーニング化を図る。

## 3. 加圧機構の開発

## 3.1 超音波検査における加圧

超音波検査において明瞭な画像を取得する場合,加圧を伴った走査が要求される<sup>[5]</sup>。 加圧を実施する主な理由として,検査対象である組織/器官との物理的な距離を縮める ことが挙げられる。腹部において画像を取得する場合,プローブから検査対象までの 距離や皮下脂肪などの周囲組織からの影響により取得画像が不明瞭となる傾向がある。 特に,周囲組織が重複していると画像の取得が困難となる。本状態において加圧を実 施するとプローブ先端が検査対象に近づくため,画像を明瞭化することが可能である。 また,プローブ先端全体を体表面に密着させることが挙げられる。プローブには超音 波を送受信する素子が内蔵されており,先端形状に沿って配置されている。そのため, 体表面に密着することでプローブが反射した超音波を受信しやすくなり,明瞭な画像 が取得される。したがって,走査動作補助機器を使用した超音波検査においても、プロ ーブの押し込み動作による体表面への加圧が必要である。以上より,補助機器におい て明瞭な画像取得に十分な加圧の実施が可能な加圧機構を開発する。

#### 3.2 加圧機構の設計と機能試験機の製作

走査動作補助機器へ搭載する加圧機構では、手動走査における手部での押し込み動 作を行う。様々な組織/器官を対象とした検査での使用を考慮し、本機構にはプローブ の精密な押し込み動作による加圧の微調整が求められる。また、検査中に患者の体動 の発生による画像の不明瞭化が懸念される。そのため、プローブの可動範囲を十分に 取ることで患者に対応する必要がある。したがって、目標可動範囲を 100[mm]程度と 設定する。くわえて、体動による体表面の上下動作に追従するため、プローブの加圧状 態と非加圧状態の素早い切り替えが必要である。以上の要求事項を基に加圧機構の設 計を行った。図3に設計した加圧機構のイメージを示す。



図3より,設計した加圧機構はモータによりボールスクリューを回転させ,ボール ねじとアダプタの直動動作に伴ってプローブの押し込み動作を行う。本機構の動作は ボールねじの位置変化を利用しているため,プローブの位置調整よる加圧の微調整が 可能である。また,プローブを加圧機構に固定するアダプタは検査毎のプローブの切 り替えを考慮し,取り外しと交換による各種プローブへの対応が可能である。上記の 加圧機構の設計を基に機能試験機を製作した。図4に製作した機能試験機を示す。



図4より,製作した機能試験機は加圧機構と同様,モータの回転によりプローブの 加圧を行う。動力の伝達にはギアとチェーンを使用しており,動作の応答性が高く,バ ックラッシが発生しない。特に,本試験機におけるプローブの加圧/非加圧状態はボー ルスクリューの回転方向に依存する。そのため,モータ回転方向の変更による加圧状 態の素早い切り替えが可能である。なお,機構の内部構造及び部品配置について,加圧 機構ではモータやギア,チェーンといった駆動系部品をプローブ先端(患者体表面)方向 に配置している。一方,試験機ではギア径とチェーンの干渉を考慮し,駆動系部品やボ ールスクリュー,ボールねじ,リニアガイドといった移動系部品の配置を変更してい る。本試験機では加圧機構と機能が共通する部品を使用しているため,構造上の動作 における乖離性はない。

#### 3.3 機能試験機による加圧機構の動作検証

設計した加圧機構において想定する加圧が実施可能であるか,機能試験機を使用して検証する。図5に動作検証における機器接続イメージを示す。



図5 動作検証における機器接続イメージ

図5より,機能試験機のモータ-エンコーダユニットの端子をモータドライバに接続 し、モータへ電源を投入することで動作検証を行った。制御プログラムは既存のもの を使用し、ドライバに接続されたスイッチによりモータの回転方向を切り替えた。

検証における一連の加圧動作において,各構成部品同士の干渉や接触などは確認さ れなかった。また,ボールスクリューやギア軸の歪み,タイミングチェーンの張力を原 因とした動作停止なども確認されなかった。したがって,本試験機において押し込み 動作による加圧の実施は可能であったため,加圧機構においても可能であると考える。

#### 4. 機能試験機を使用した加圧機構における加圧目標範囲の設定

#### 4.1 反力測定の目的と測定方法の検討

超音波検査において明瞭な画像取得を達成するには、体表面への確実な加圧が必要 である。手動走査では検査者が描出される画像を確認しながら感覚で加圧を行ってい るため、走査中の加圧の程度が不明確である。これに対して本研究では、プローブ先端 にかかる体表面からの反力に着目し、走査中に描出される画像が明瞭になった時点の 反力を測定することで画像の見え方と反力の関係性を明確化することが可能である。 また、測定した反力とプローブの可動範囲との関係から、加圧の定量化が可能と考え る。したがって、機能試験機のアダプタにロードセルを搭載し走査中の反力の測定を 行うことで、設計した加圧機構における加圧目標範囲を設定する。

#### 4.2 画像取得対象

現行の超音波検査の中でも腹部を対象とした検査では、プローブの加圧に起因した 不明瞭な画像が取得されやすい。理由として、肝臓や膵臓などの消化器官や筋肉、脂肪 といった組織が多数存在すること、検査対象が比較的深い位置に存在することが挙げ られる。したがって、腹部における明瞭な画像取得には、プローブに対する十分な加圧 が必要である。特に、脊柱に沿った位置に存在する腹部大動脈は、プローブから最も離 れた深部に位置する。くわえて、本動脈は心拍と同期して拍動するため、明瞭な画像取 得には安定した加圧を伴った走査が必要である。以上より、腹部大動脈の明瞭な短軸 画像を取得した際の反力を測定する。本対象走査時の反力を測定することで、体表面 に対する十分な加圧目標範囲の設定が可能と考える。

#### 4.3 測定条件と測定方法

本実験では、4名の被験者に協力いただいた。支持フレームに固定した機能試験機に ワイヤレスリニアプローブ viewphii-US2 10[MHz]とロードセル LUR-A-50NSA1 (KYOWA)を固定し、仰臥位姿勢で安静状態の被験者腹部における測定位置に配置する。 本状態で被験者の体表面に対し、試験機によってプローブを垂直に動作させ加圧を行 う。このとき、被験者に息を深く吸い止めるよう指示する。被験者が呼吸を停止した状 態で、描出される画像を確認しながら徐々に加圧を強める。対象である腹部大動脈の 血管壁全体が描出された時点の画像を明瞭な画像と定義し、取得が確認された時点の 反力を測定する。以上を各被験者3回ずつ実施する。表1に画像取得条件を示す。

GAIN (dB)	DR (dB)	DEPTH [mm]	FOCUS
57	81	80	deep

表1 画像取得条件

なお, コンベックスプローブによる走査では加圧をしない状態で明瞭な画像が取得 されてしまったため,本実験ではリニアプローブを使用して画像を取得する。

#### 4.4 実験結果

図 6 に被験者ごとの明瞭な画像取得時の反力,図 7 に加圧前後における被験者ごとの各組織層の厚さの差を示す。



図6 被験者ごとの明瞭な画像取得時の反力



図7 加圧前後における被験者ごとの各組織層の厚さの差

図 6 より, 被験者 4 名における明瞭な画像取得時の反力は最小で 2.23[N], 最大で 11.5[N]であった。また, 被験者 D における明瞭な画像取得時の反力は測定回毎に最大 で 0.39[N]の差があり, 他の被験者と比較してばらつきがわずかであった。一方, 被験 者 C において測定された画像取得時の反力は最もばらつきが大きく, 測定回毎に最大 で 5.26[N]の差があった。

図7(a)より,被験者4名における加圧前後の皮下脂肪層の厚さ変化は最小で0[mm], 最大で4.0[mm]であった。また,被験者Aにおいては測定回毎のばらつきが最も大き く,最大で2.0[mm]の差があった。一方,図7(b)より,加圧前後の腹直筋層の厚さ変化 は最小で0.4[mm],最大で3.8[mm]であった。くわえて,被験者Cにおいては測定回毎 のばらつきが最も大きく,最大で1.8[mm]の差があった。

#### 4.5 考察

図6より,被験者Cは,被験者ごとの反力測定値とばらつきが著しく大きくかった。 これは画像取得において呼吸を停止した際,腹直筋が収縮したことにより外乱が発生 したことが原因と考える。また,図6及び図7より,被験者Bと被験者Dは加圧によ る皮下脂肪層及び腹直筋層の厚さ変化が小さく,明瞭な画像取得時の反力は比較的小 さかった。これは腹部大動脈直上における各層が薄く,血管とプローブの物理的な距 離が比較的近いためであると考える。一方,被験者Aと被験者Cは画像取得時の反力 が比較的大きかった。また,被験者Aについては皮下脂肪層の厚み変化,被験者Cに ついては腹直筋層の厚み変化が最大であった。各層が厚い場合,血管とプローブの距 離が遠くなるため,超音波ビーム到達が十分に到達しない。そこで,プローブの距 し込 みによる強い加圧を実施することで,プローブと血管を近づける。このとき,各層が加 圧をしていない状態に戻ろうとするため,反力が大きくなると考える。したがって,反 力の大きさは,皮下脂肪層と腹直筋層の厚さに依存すると考える。

図6より,皮下脂肪層及び腹直筋層が薄い被験者Bでは反力が2.23[N]であった。本 測定値以上の反力が発生する加圧であれば,各層が薄い患者における腹部大動脈の明 瞭な画像が取得可能であると考える。また,各層が比較的厚い被験者Cでは反力が最 大11.5[N]であった。本被験者の反力測定値の平均は8.53[N]であったため,9.0[N]程度 の反力が発生する加圧を実施することで明瞭な画像取得が可能であると考える。以上 より,実際の走査での体動などを考慮し,加圧目標範囲を2.0[N]~9.5[N]と設定する。

#### 5. 結言

本稿では、走査動作補助機器の設計と加圧機構部の設計、機能試験機の製作、機能試 験機による加圧目標範囲の設定について述べた。設計した走査動作補助機器では、手 動走査におけるプローブ動作を再現し、全自動での超音波検査を実現することで課題 解決を図る。また、明瞭な画像を取得する上で重要な加圧動作を行う加圧機構の設計 と機能試験機による機構の動作検証を行った。くわえて、腹部大動脈を対象とした加 圧目標範囲を設定した。これにより、検査者や走査技量に依存しない画像取得が可能 になると考える。

今後は加圧目標範囲を満たし明瞭な画像の取得が可能となるような加圧機構の制御 を構築する。また,腹部大動脈以外の対象において明瞭な画像が取得可能な反力を測 定し,検査部位に応じた加圧目標範囲を設定する。

## 参考文献

- [1] 国立がん研究センター 希少がんセンター, 画像診断について https://www.ncc.go.jp/jp/rcc/treatment/diagnostic imaging/index.html, 2022.9.23
- [2] 国立研究開発法人国立循環病研究センター,生理機能検査室,検査の詳細, https://www.ncvc.go.jp/hospital/section/treatment/laboratorymedicine/physiofunction/detail17/, 2024.1.14
- [3] 一般社団法人日本超音波検査学会,標準化委員会,走査法標準化, https://www.jss.org/committee/standard/01.html, 2023.5.12