

頸部血流計測用ロボットシステム
に関する研究

Study on a Robotic Carotid Blood Flow
Measurement System

2012年2月

早稲田大学大学院 先進理工学研究科
生命理工学専攻 バイオ・ロボティクス研究

中楯 龍

Ryu Nakadate

適 要

本論文では、医用超音波診断の一つである Wave Intensity の計測精度を向上させ、計測に要する時間を短縮するためのロボットシステムの構築について論じた。

超音波診断は、他の医用画像検査様式と比べ、低浸襲、低コストによる簡便さのメリットがある一方、プローブと呼ばれる超音波送受信機を検査技師が手に持ち、検査部位にピンポイントで当てる必要があることに起因するデメリットが存在する。これらのデメリットは、以下のように、ロボットにプローブを把持させることに加えて、プローブ操作を自動化することが効果的な解決手段となりうる。

第一に、検査部位の決定が検査者に委ねられているため、再現性を保証する手段が無い。ロボットが自動的に検査部位を決定すれば計測再現性の向上が期待される。

第二に、1日に多数の患者を診断する超音波検査は検査技師の身体的負担を強いものであるが、ロボットが人に代わってプローブの操作を行うことで、この負担を軽減することが期待される。

第三に、一部の超音波診断手法では数十秒から数分間、同一断面を観察する手技が求められるが、プローブを持つ検査者の手や患者の動きにより観察位置がずれてしまうことがある。ロボットがこのずれを自動的に補正する機能を持たせることにより改善が見込まれる。

第四に、所望の画像を得るためには熟練したプローブ操作技術が必要であり、非熟練者による検査は計測精度の低下と計測時間の長大化を招くが、熟練者の技術をロボットの動作に移植することで、非熟練者でも熟練者と同様の検査ができることが期待される。

第五に、無医村など熟練技師の不在地域において診療サービスを提供するために、ロボットにプローブを把持させたマスタスレーブ式の遠隔診断の研究が、過去多数行われているが、そこでは通信遅延などによる操作感の劣化を克服することが主な課題とされている。その解決手段として、遠隔操縦による診断の一部または全部を自動化することは有効であると考えられる。

このように、ロボットによる超音波診断の自動化には様々なメリットがある。しかしながら、ロボットで超音波診断を行う研究は、前述のマスタスレーブ式のロボットでの遠隔診断を目的とするものが多く、画像を認識しながら検査部位を能動的に探しに行く手法を開発し生体に適用した例はこれまでに無い。超音波画像は不鮮明でノイズが多く含まれるため、一般的な画像処理の技術をそのまま適用することが難しく、生体組織の認識が困難であることがその理由として挙げられる。本研究では、対象臓器である血管の解剖学的な特徴に基づく画像認識アルゴリズムを構築し、リアルタイムで頸動脈およびその内膜組織を検出することにより、ロボットによる頸動脈上へのプローブの自動位置決めを実現した。さらに2次元断面である超

音波画像情報を用いた3次元方向への追従アルゴリズムを提案し、世界で初めて生体への適用可能性を示した。これらの要素技術は、本研究の目的以外にも様々な応用が期待されるものである。

超音波診断の様々な検査様式の中で、本論文では頸動脈における Wave Intensity の計測を対象とする。Wave Intensity は動脈硬化などの循環器系疾患を早期に発見することが期待されている指標であり、超音波診断装置で頸動脈の径と血流速の連続データ約 10 秒程度計測し、それぞれの時間微分の積を取ることで算出される。これにより、心臓と血管を一つのシステムとして分析ができる様々な指標が得られる。この計測には非常に狭い計測点へプローブを一定時間当て続ける必要があり、検査者の手や患者の動き、さらに拍動による血管の動きが計測精度を低下させる。それゆえ検査者には集中力が要求され、計測時間も長いため、身体的、精神的な負担が多い。また、超音波診断装置上での設定項目が多く、非熟練者がプローブの位置決めに集中すると設定ミスが発生し易い。また、現在 Wave Intensity 計測の熟練者数は限定的である。このように、Wave Intensity 計測にはロボットによるプローブ把持とその自動化が有効な前述の 5 点がそのまま当てはまる。

本研究の目的は、Wave Intensity の計測精度を改善し、検査者負担を軽減するためのシステムを構築することである。まず Wave Intensity 計測誤差の発生要因を網羅的に検討した。血管を円筒と仮定し、プローブの位置、角度等のずれ量、血管の心拍に伴う各方向への移動速度等、考える誤差要因を全てリストアップし、それらが Wave Intensity の計測誤差に与える影響度を幾何学的なモデリングにより定量的に明らかにし、予備実験にてそのモデルを追認した。

その結果得られた知見に基づき、ロボットに必要な機能を実装した。具体的には、超音波ビームと頸動脈のなす角度、および頸動脈上の計測点が計測再現性に影響することから、計測点までプローブを自動誘導する機能を開発した。血管が深い位置にある患者の場合は計測ノイズが増大することからプローブで圧迫を加えるという熟練者の手技をロボットにも実装した。プローブを計測点に誘導後、患者の動きにより血管壁の輝度が失われてしまうことが計測誤差につながることから、患者が動いても、最適な計測点にプローブを自動的に復帰させる機能を開発した。これら機能の有効性を評価試験で示した。

本論文の構成は以下の通りである。

第 1 章では、本研究の背景、目的について述べた。医療ロボットの先行研究例を挙げ、ロボットの自律性と人間の能力に対する付加能力の 2 軸で分類することを試み、その中での本研究の位置づけと意義を示した。

第 2 章では、Wave Intensity の定義やその計測手法の詳細を説明し、その計測の問題点について述べた。前述のとおり、Wave Intensity 計測の問題点は、計測誤差発生による再現性低下と、計測時間の長大化である。それらの原因を明らかにするために、血管円筒モデルにより、各種誤差要因が Wave Intensity 計測値に与える理論的誤差を求め、実験によりそのモデルを検証した。これにより、Wave Intensity 計測誤差、

計測時間長大化の要因を網羅的に分析し明らかにし、それらを改善するためのロボットの要求仕様を示した。

第3章では、本研究で使用するロボット WTA-2R のハードウェアについて述べた。本ロボットは超音波診断装置のプローブを把持して微小な位置決めを行うことを目的に開発された。エンドエフェクタにおける剛性、動作精度を確保するため、マニピュレータ部は能動 6 自由度を直動パラレルリンク機構で構成され、その最適化設計には遺伝的アルゴリズムが用いられた。本研究の目的はこのロボットを自動制御で動作させることであるが、例外に対応できるよう、MEMS センサを用いた 6 自由度の入力が可能なコントローラを装備し、遠隔操作方式の操作を可能とした。内製のモータドライバ、力センサについて触れ、医療ロボットにおいて特に重要な安全対策についても記した。本ロボットを用いた位置決め精度実験において、0.06[mm] の精度を達成した。

第4章では本ロボットによるプローブ位置決めの自動化について述べた。Wave Intensity の計測点は超音波画像中の複数の特徴を用いて確認されるため、それらの特徴に応じた個別の画像認識アルゴリズムが必要である。具体的には頸動脈長軸断面、内膜、頸動脈の角度等の画像認識アルゴリズムを開発した。また、計測点を探すためのプローブ軌道を設計した。サンプル画像 51 枚に対し、頸動脈の認識率は前壁 93%、後壁 100%、内膜長さの自動認識と目視計測の相関係数は前壁で 89%、後壁で 93%を達成した。

第5章では、患者の動きに追従するアルゴリズムの開発について述べた。超音波画像の法線方向への追従動作を実現するために、追従直前にロボットで頸部をスキャンすることで取得した 3D 画像データ内で現画像のマッチングを行うことで現在位置を推定する手法を提案し、実験によりその有効性と WI 計測への適用の限界を示した。

第6章では、本ロボットシステムの評価試験を行った。15名の被験者に対する Wave Intensity 計測を、熟練技師および非熟練技師がフリーハンド、ロボット（遠隔操作モード）、ロボット（自動位置決めモード）のそれぞれで行い、計測誤差、所要時間を比較した。その結果、熟練技師ではロボットによる計測誤差、所要時間の良化は限定的である一方、非熟練技師では自動位置決めモードを使用した時に特に顕著にロボットによる計測誤差、所要時間の良化が見られ、熟練技師のフリーハンドと同程度の計測誤差、所要時間が達成された。これらにより、本論文で提案するロボットの自律化の有用性が示された。

第7章では結論として以上の研究成果を総括すると共に、本研究の発展性について言及した。

以上より、本ロボットシステムが Wave Intensity の計測精度向上および計測時間短縮に有用であることを示した。

目 次

適 要.....	i
目 次.....	v
図の目次.....	vii
表の目次.....	xii
記号の説明.....	xiii
第 1 章 序論	1
1.1 本研究の背景.....	1
1.2 本研究の目的.....	4
1.3 関連する先行研究と本研究の位置付け.....	4
1.4 本研究の意義.....	19
1.5 本論文の構成.....	20
1.6 まとめ.....	21
第 2 章 Wave Intensity 計測およびその計測における問題点分析	22
2.1 本章の目的.....	22
2.2 超音波診断について.....	22
2.3 Wave Intensity について.....	27
2.4 Wave Intensity 計測誤差モデルによる誤差要因の検討.....	38
2.5 考察.....	68
2.6 まとめ.....	69
第 3 章 頸部超音波診断ロボットシステム WTA-2R の開発	70
3.1 本章の目的.....	70
3.2 基本構想・要求仕様.....	70
3.3 パラレルリンクマニピュレータ.....	74
3.4 自重補償機構付きパッシブサポートアーム.....	80
3.5 MEMS センサを内蔵したコントローラ.....	81
3.6 6 軸位置制御モータドライバ.....	82
3.7 力センサ.....	83
3.8 安全対策.....	89
3.9 評価試験.....	96
3.10 考察.....	97
3.11 まとめ.....	98

第 4 章 血管認識アルゴリズムを用いた位置決め自動化	100
4.1 本章の目的	100
4.2 要求仕様	100
4.3 ロボットによるプローブ自動位置決め工程設計	101
4.4 画像認識アルゴリズム	105
4.5 プローブ軌道設計	111
4.6 M モードの情報を用いた血管壁輝度最大化	114
4.7 評価試験	116
4.8 考察	118
4.9 まとめ	118
第 5 章 画像フィードバックを用いた患者動き補償	119
5.1 本章の目的	119
5.2 要求仕様	119
5.3 Out-of-plane 追従の手法と性能	120
5.4 評価試験	125
5.5 M モードを利用した追従アルゴリズム	126
5.6 考察	128
5.7 まとめ	128
第 6 章 評価試験	130
6.1 本章の目的	130
6.2 試験の目的, 方法	130
6.3 自動位置決め成功率	131
6.4 WI 計測再現性の検証	133
6.5 測定に要する時間の検証	134
6.6 考察	136
6.7 まとめ	137
第 7 章 まとめと展望	139
7.1 結論	139
7.2 今後の展望	141
参考文献	145
謝 辞	155
研究業績	157

図の目次

Fig. 1.1	Age pyramid of population in Japan.....	2
Fig. 1.2	National medical expenditure and its ratio to national income	3
Fig. 1.3	Causes of death in Japan.....	3
Fig. 1.4	UBC robot.....	8
Fig. 1.5	Otelo robot.....	9
Fig. 1.6	TER robot	10
Fig. 1.7	Univ. of Tokyo robot for shoulder inspection.....	10
Fig. 1.8	Masuda's parallel link slave robot	11
Fig. 1.9	Shibaura Institute of Tech.'s master-slave robot.....	11
Fig. 1.10	Hippocrate	12
Fig. 1.11	SSSA's 5-DOF robot for brachial artery inspection	12
Fig. 1.12	HIFU target position control using two ultrasound probes	13
Fig. 1.13	Univ. Tokyo 5-DOF manipulator for the brachial artery inspection	13
Fig. 1.14	Aloka's auto-scanner for breast cancer inspection.....	14
Fig. 1.15	Categorization of the current medical robot researches	16
Fig. 1.16	Example of the literature of the IMT and plaque segmentation	18
Fig. 1.17	Example of the literature of the IMT segmentation.....	18
Fig. 1.18	Example of the commercially available IMT segmentation software.	19
Fig. 1.19	Structure of the thesis	21
Fig. 2.1	Ultrasound diagnostic system, probes, example of the ultrasound image. 22	22
Fig. 2.2	M-mode, color Doppler in the carotid artery.....	25
Fig. 2.3	The measurement of the FMD at brachial artery.	26
Fig. 2.4	Example of the contrast enhanced image by micro-bubble.....	27
Fig. 2.5	Recordings of the WI measurement	28
Fig. 2.6	Comparison between the pressure and the diameter of the human carotid artery	29
Fig. 2.7	An example of the reflection wave of an ultrasound pulse.	30
Fig. 2.8	Beams for the ET and color Doppler shown in the WI mode display.....	31
Fig. 2.9	WI analysis mode display.....	32
Fig. 2.10	WI is measured at the common carotid artery.....	33

Fig. 2.11	The intima can be observed only when the probe is at the exact center of the carotid artery	34
Fig. 2.12	The clinical set-up for WI measurement.	34
Fig. 2.13	An example of the display for WI mode	36
Fig. 2.14	Type of the displacements of probe	38
Fig. 2.15	The model for the effect of the displacement in x axis on the measurement of the diameter by ET	39
Fig. 2.16	Measurement point of the blood flow velocity.....	41
Fig. 2.17	U_{max} profile in the 1D cross section of the CCA	42
Fig. 2.18	U_{max} profile in the 2D cross section of the CCA	42
Fig. 2.19	U_{max} profile averaged over vertical axis y	43
Fig. 2.20	dU/dt_{max} in the 1D cross section of the CCA.	44
Fig. 2.21	U_{max} actual measurement.....	44
Fig. 2.22	dU/dt_{max} actual measurement.....	45
Fig. 2.23	Displacement of the probe.....	45
Fig. 2.24	WI actual measurement from 3 subjects.....	46
Fig. 2.25	The model for the effect of the artery movement in x axis on the measurement of the diameter by ET	47
Fig. 2.26	The principal of the subpixel estimation.....	48
Fig. 2.27	Example of the movement of the artery caused by the heart beat.....	49
Fig. 2.28	The model for the artery movement by the heart beat (in x axis) and its effect for the Doppler sonography	50
Fig. 2.29	The model for the artery movement by the heart beat (in y axis) and its effect for the Doppler sonography	51
Fig. 2.30	The angle of the ultrasound beam for color Doppler and ET	52
Fig. 2.31	Effect of the error in Doppler beam angle on measurement of the WI	53
Fig. 2.32	Effect of the error in Doppler beam angle on measurement of U , dU/dt	53
Fig. 2.33	Error in Yaw angle between the Probe and artery	54
Fig. 2.34	Effect of the Yaw angle between the Probe and artery on measurement of U , dU/dt , WI	55
Fig. 2.35	ET tracking point and the sound wave	56
Fig. 2.36	Simulation of the refraction wave	57
Fig. 2.37	How ET tracking point jumps	57
Fig. 2.38	The angle of the Doppler beam	58

Fig. 2.39	Definition of the diameter of inner/outer sides of the artery wall	59
Fig. 2.40	The difference of dP/dt between the measurement in outer and inner wall.	60
Fig. 2.41	Effect of the distance from sinus	61
Fig. 2.42	Noise in dU/dt	61
Fig. 2.43	Comparison of the noise on dU/dt measured by freehand /using robot	64
Fig. 2.44	Depth of the artery in the ultrasound image	65
Fig. 2.45	The relationship of the color Doppler condition and depth of the artery ...	65
Fig. 2.46	The comparison of the color Doppler condition between pressed / not pressed by probe	66
Fig. 2.47	The time consumption during WI measurement. Freehand unskilled, 3 consecutive measurements total.....	68
Fig. 3.1	System overview of the WTA-2R	71
Fig. 3.2	Coordinate of the probe	72
Fig. 3.3	Manipulator part of the WTA-2R.....	74
Fig. 3.4	The model of the 6 DOF linear-type parallel link mechanism.....	75
Fig. 3.5	Details of the linear actuator and link mechanism	75
Fig. 3.6	Flow chart of the GA.....	77
Fig. 3.7	Calculated workspace of the manipulator and target workspace.	78
Fig. 3.8	Detail of the kinematic model of the parallel link manipulator.....	78
Fig. 3.9	Block diagram of the manipulator control.....	80
Fig. 3.10	DOF configuration of the support arm	81
Fig. 3.11	The joystick type controller	82
Fig. 3.12	6 axis position control motor driver	83
Fig. 3.13	CONNEX 500 TM (Objet Geometries Ltd.)	84
Fig. 3.14	Photo-reflector and circuit diagram.....	85
Fig. 3.15	Relationship between the output voltage of photo-reflector and distance to reflective material	85
Fig. 3.16	2-axis force sensor	86
Fig. 3.17	Force sensor drawing by CAD	87
Fig. 3.18	The result of the linearity test.....	88
Fig. 3.19	The result of the inter-axis interference test	88
Fig. 3.20	The result of the hysteresis test	88
Fig. 3.21	Signal flow in the whole system of WTA-2R.....	90

Fig. 3.22	Risk analysis result by FTA.....	90
Fig. 3.23	Safety relay circuit.....	92
Fig. 3.24	Torque limiter	92
Fig. 3.25	Probe holder which has no sharp edge	93
Fig. 3.26	Singular position.....	93
Fig. 3.27	The cover of the link part	93
Fig. 3.28	The procedure of the experiment.....	97
Fig. 3.29	Experimental results of probe positioning test	98
Fig. 4.1	Target image which is ready for the WI measurement	101
Fig. 4.2	The ROI used for the detection of probe fitting to the skin.....	106
Fig. 4.3	Carotid artery detection algorithm	107
Fig. 4.4	Detection of the short section of the carotid artery	109
Fig. 4.5	Intima detection algorithm.....	110
Fig. 4.6	Irreguler posture of the probe and its resultant image.....	112
Fig. 4.7	Internal jugular vein is pressed by the probe.....	113
Fig. 4.8	Probe trajectory during intima searching.....	114
Fig. 4.9	Brightness of the artery wall in M-mode.....	115
Fig. 4.10	ET measurement result	116
Fig. 4.11	Example of the error detection of near wall	117
Fig. 4.12	Intima length observed by manual and image processing algorithm	117
Fig. 5.1	Proposed method of out-of-plane motion detection	121
Fig. 5.2	Image of an upper extremity and its frame differentials at P=0.1mm, 1.0mm	122
Fig. 5.3	Comparison of SSD between phantom, longitudinal /short section of upper extremity	123
Fig. 5.4	Comparison of SSD and noise level.....	124
Fig. 5.5	SSD between the recorded images and current frame moved toward x axis	124
Fig. 5.6	The position error during the visual servoing on the upper extremity.....	125
Fig. 5.7	Score of the image clearness with and without visual servoing.....	126
Fig. 5.8	M mode in the WI mode display	127
Fig. 5.9	Tracking result of the visual servoing in M mode.....	128
Fig. 6.1	Experimental set-up.....	131
Fig.6.2	WI measurement error. Unskilled sonographers	133

Fig.6.3	WI measurement error. Skilled sonographer	134
Fig.6.4	Time consumption of the WI measurement.....	136

表の目次

Table 1.1	Number of the articles related to “Robot” and “Medical + Robot”	2
Table 1.2	Category of the surgical robot and its commander	7
Table 1.3	Category of the robot assisted ultrasound diagnostic system	15
Table 2.1	Diameter measurement error	41
Table 2.2	Displacement of the probe and U_{max} measurement error	43
Table 2.3	How much the movement velocity of the artery by heart beat changes the measurement of dD/dt , $W1, W2$	47
Table 2.4	Movement of the artery, measurement results	49
Table 2.5	Error in Dopplar angle and the mesaurement error of U	51
Table 2.6	$U, dU/dt$ measurement error by Yaw angle	54
Table 2.7	Simple regression analysis of which explanatory variable is noise of dU/dt	62
Table 2.8	Multiple regression analysis of which objective variable is noise of dU/dt	63
Table 3.1	Target workspace of the manipulator	72
Table 3.2	The comparison between serial link and parallel link mechanism	73
Table 3.3	Specification of the manipulator part of the WTA-2R	74
Table 3.4	Risk analysis result by FMEA	90
Table 3.5	Implemented functions list for safety	95
Table 6.1	Success rate of the automated positioning	132

記号の説明

第 2 章

WI	Wave Intensity
W1	WI の 1st Peak
W2	WI の 2nd Peak
NA	WI の Negative Area
P	血圧
U	血流速
D	血管径
$dP/dt, dU/dt, dD/dt$	血圧, 血流速, 血管径の時間微分
D_0	本来の血管径
D_1	血管中心からずれたときに観測される血管径
e	本来の血管径 D_0 と観測された血管径 D_1 の誤差率
e'	本来の血管径の時間微分 dD_0/dt と観測された血管径 dD_1/dt の時間微分の誤差率
U_{max}	流速の 1 心拍内の最大値
dU/dt_{max}	流速の時間微分の 1 心拍内の最大値
v	血管の短軸方向移動速度
U_1	拍動動きが無い時の検出方向血流速
U_2	拍動動きが有る時の検出方向血流速
U_{min}	流速の 1 心拍内の最小値
V	血流速のドプラビーム方向成分
θ_Y	血管とプローブの Yaw 軸角度ずれ
θ_s	ドプラビームの送信角度
θ	ドプラビームと流速方向が実際になす角度
θ_{ref}	ドプラビームと流速方向がなす角度の超音波診断装置内での設定値
$\Delta\theta$	θ_{ref} と θ の差
λ	送信超音波の波長
S	血管壁の断面積

D_o	血管外径の 1 心拍内最小径
ΔD_o	血管外径の 1 心拍内最大径, 最小径の差,
D_i	血管内径の 1 心拍内最小径
ΔD_i	血管内径の 1 心拍内最大径, 最小径の差
x_o	外径の変化量,
x_i	内径の変化量
ΔP	最高, 最低血圧の差
$U_i(t)$	i 拍目の流速
E	dU/dt のノイズ
$U'_i(t)$	i 拍目の流速波形の微分
$\bar{U}'(t)$	5 拍分の流速の微分の平均波形
$\bar{U}'_{\max}, \bar{U}'_{\min}$	$\bar{U}'(t)$ の最大, 最小値

第 3 章

x_{bi}, y_{bi}	ベースプレート上のリンク座標 $i=1..3$
x_{ei}, y_{ei}	可動プレート上のリンク座標 $i=1..3$
L	リンク長
h_i	直動アクチュエータの位置 $i=1..6$
h_i	直動アクチュエータの位置 $i=1..6$
h_i	直動アクチュエータの位置 $i=1..6$
f	GA の評価関数
r_a	ベースプレート中心-ジョイント間距離の最大値
r_b	可動プレート中心-ジョイント間距離の最大値
T_{ave}	必要モータトルク平均
k_1, k_2, k_3	GA の評価関数のゲイン
α_i	ユニバーサルジョイントの角度 $i=1..6$
β_i	球面軸受の角度 $i=1..6$
τ_i	直動アクチュエータの発生力 $i=1..6$
$ Q_i Q_j $	2 本のリンク間距離 $i=1..6, j=1..6$
O, C, P	ベースプレート, 可動プレート, プロブ端面中心

$O\text{-}xyz, C\text{-}x_r y_r z_r, P\text{-}x_p y_p z_p$	ベースプレート, 可動プレート, プローブにそれぞれ固定された座標系. 以後, ベクトルの左肩の添え字にて座標系を示す.
A	直動アクチュエータとベースプレートの接続点
M	直動アクチュエータとリンクの接続点
B	リンクと可動プレートの接続点
l_i	リンクベクトル $i=1..6$
${}^0\mathbf{R}_p$	プローブ端面の姿勢指令値を表す回転行列
\mathbf{R}	可動プレートの姿勢を表す回転行列
$\mathbf{R}_x(\cdot)$	x 軸周りの回転行列
ξ	可動プレート座標からみたプローブ端面の角度
$\dot{\mathbf{X}}$	プローブ端面の速度指令値ベクトル
\mathbf{X}	プローブ端面の位置姿勢指令値ベクトル
\mathbf{H}	直動アクチュエータの位置指令値ベクトル
$\dot{\mathbf{H}}$	直動アクチュエータの速度指令値ベクトル
$\mathbf{H}_{\text{encoder}}$	直動アクチュエータの位置センサ値ベクトル
J	ヤコビ行列
I	計測しているモータ電流
E	モータ印加電圧
W	モータ回転数
R	モータ電機子抵抗
K	モータ逆起電力定数

第 4 章

$I(x, y)$	ピクセル (x, y) の輝度
T_f	輝度閾値
$m \times n$	画像サイズ
B	抽出された線分の集合
y_0, y_l	抽出した線分の上端, 下端の y 座標
$\text{min}L$	血管径の下限に相当する閾値
Penalty	頸動脈抽出の評価値
$y_l(i)$	抽出した i 番目の線分の下端の y 座標,
gap	隣り合う線分の下端の y 座標の差の閾値

A	画面中の頸動脈短軸内腔に設ける追従点
g_{NW}, g_{FW}	輝度の勾配. 添字の NW は前壁, FW は後壁を指す
α	頸動脈探索時にプローブを回転させる角度
β	明瞭な頸動脈と判定するためのペナルティの閾値
γ	明瞭な頸動脈と判定するためのペナルティの閾値として用いる過去の最小ペナルティに加えるアローワンス
N	Mモードの情報を用いた血管壁輝度最大化において輝度の二乗の合計を計算するピクセル数
W	Mモードの情報を用いた血管壁輝度最大化での探索幅

第 5 章

L	予め記録する 3D データのスキャン間隔
N	予め記録する 3D データのフレーム数
$D(k)$	現在プローブが得ている画像と, k 番目のフレーム間輝度差分二乗
$I_k(x, y)$	k 番目のフレーム中のピクセル(x, y)の輝度
$I_c(x, y)$	現フレーム中のピクセル(x, y)の輝度
k_{match}	$D(k)$ を最小とするフレーム番号
P	追従目標点からの相対的な現プローブ位置
$v(t)$	プローブに与える速度指令値
α	フィードバックゲイン
β	画像処理による時間遅れ
T	サンプリングタイム

第 6 章

FH	フリーハンド
R	ロボット (遠隔操作モード)
RA	ロボット (自動位置決めモード)

第1章 序論

- 1.1 本研究の背景
- 1.2 本研究の目的
- 1.3 関連する先行研究と本研究の位置付け
- 1.4 本研究の意義
- 1.5 本論文の構成
- 1.6 まとめ

本章では、本研究の背景、目的について述べた後、関連研究を俯瞰しその中での本研究の位置付け、特色について示す。最後に本論文の構成について述べる。

1.1 本研究の背景

近年の社会の高齢化は、患者人口の増加と労働人口の減少をもたらし、国民一人当たりの医療費負担の増加が懸念されているが[1] [2] (Fig. 1.1, Fig. 1.2), その解決の一手段としてロボット技術が注目されている。これまでに実用化されているロボットの市場はその殆どが産業用ロボットであり、医療を含むサービスロボットの実用化はまだ少ないのが現状である[3] [4]。医療分野へのロボットの応用は1980年代後半から例が見られ[5]、近年この分野の研究が盛んに進められるようになってきている。特に2000年の後半からロボットに関する論文数に占める医療ロボットの論文数の割合が増加している (Table 1.1)。

そのような中、日本人の死因の3割は心疾患、脳血管疾患等の循環器系疾患によるものである[6] (Fig. 1.3)。循環器系疾患を引き起こす主要な原因として動脈硬化が挙げられ、これを早期に発見し治療することは臨床医療において重要な課題である。動脈硬化を含めた循環器系の状態を診断する指標として Parker, Jones ら[7] によって提唱され、菅原・仁木ら[8] によって改良された Wave Intensity (WI) という指標がある。WI は医用超音波診断装置を用いて頸動脈の血圧と血流速を非侵襲的に計測し、それらの時間微分の積により導出される指標であり、循環器系の状態変化に鋭敏であるため、新しい血行力学の指針として注目されている。

WI の計測には、超音波画像の単一フレームではなく、時系列データを取得する必要があるため、超音波診断装置のプローブを頸動脈上の計測点に一定時間当て続ける必要がある。しかし、プローブを持つ検査者の手の動きや患者の動きなどにより、プローブが計測点から外れやすく、計測再現性の低下の招き、また計測のやり直し

による計測時間の長大化が問題であった。これらはプローブのマニピュレーションに起因する問題であり、ロボットによる解決が有効であると考えられた。

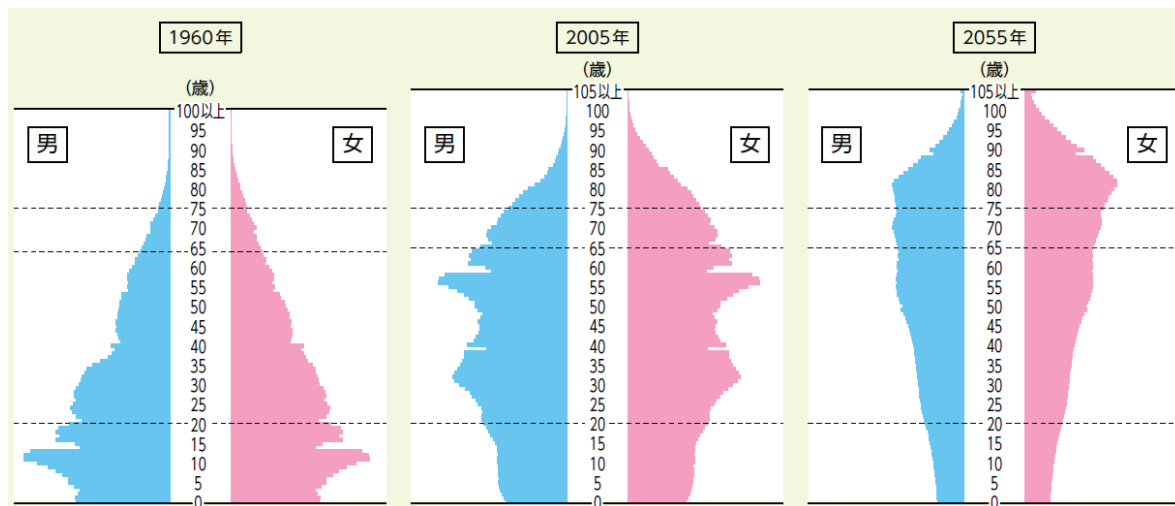


Fig. 1.1 Age pyramid of population in Japan
(Ministry of Health, Labour and Welfare, 2011)[1].

Table 1.1 Number of the articles related to “Robot” and “Medical + Robot”. This is searching result by keywords “Robot” and “Medical Robot” in IEEE Xplorer Digital Library.

Year	A) Medical +Robot	B) Robot	A/B
1930-1959	0	3	0%
1960-1969	0	6	0%
1970-1979	3	92	3%
1980-1989	50	4152	1%
1990-1999	477	20375	2%
2000-2004	863	15789	5%
2005-2009	2837	32614	9%
2010-2011	1103	13116	8%

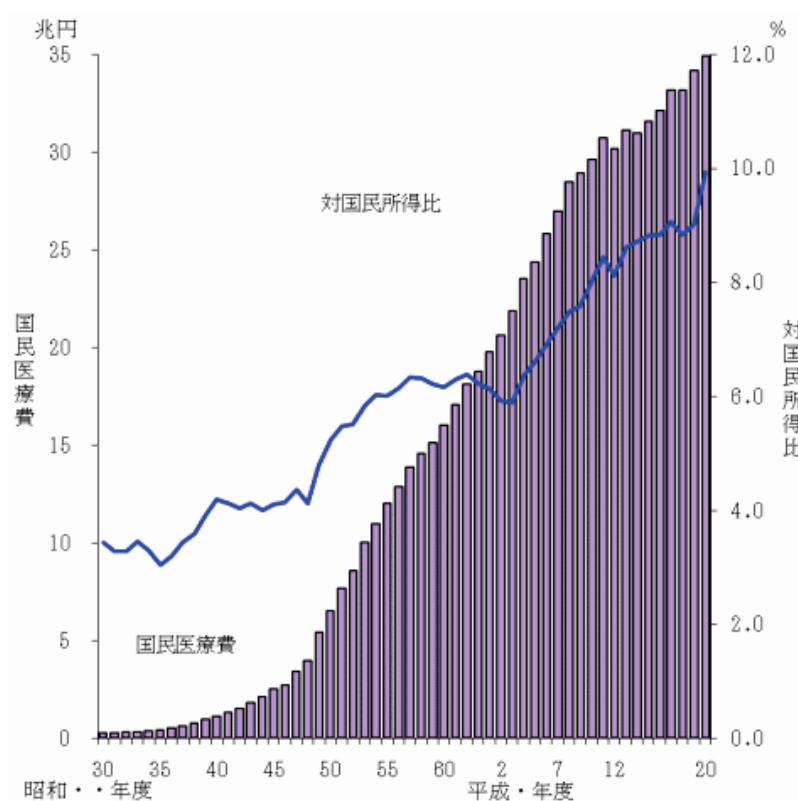


Fig. 1.2 National medical expenditure and its ratio to national income (Ministry of Health, Labour and Welfare, 2010)[2] .

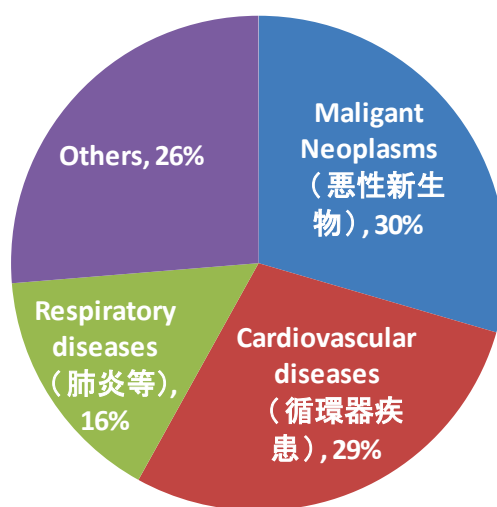


Fig. 1.3 Causes of death in Japan (2011, Ministry of Health, Labor and Welfare)[6] .

1.2 本研究の目的

本研究の目的は、WI 計測の精度・再現性向上と医師負担の軽減をロボットシステムにより実現することである。WI 計測の精度・再現性を損なう原因として、

1. プローブを持つ検査者の手の動き、
2. 患者の動き、

が考えられた。前者については計測点にプローブを固定するプローブ保持具があれば解決できるが、後者については都度ずれを修正する機能が必要となる。技師負担の要因としては、プローブの微小な位置決めに時間を要し、これをプローブの位置がずれる都度繰り返す必要があることが挙げられていた。計測点への位置決めを自動で行う機能があればこれを解決することができると考えられた。

以上より、本ロボットシステムに求められる要件は、

- a) 計測点への微小な位置決め動作が可能なプローブ保持ロボット
- b) 自動で計測点までプローブを移動させる機能、
- c) 計測点のずれに対して自動的にプローブの位置を修正する機能、

の 3 つであり、本研究ではこれらの実現を目指した。次節にて詳述するが、これまでの医療ロボットの研究の多くは、ロボットに指示を出すのは医師であるのに対し、本研究では医療ロボットに自律的な動作を行わせることに特色がある。

1.3 関連する先行研究と本研究の位置付け

本研究は医療ロボットに関するものである。まず医療ロボットを、研究例の多い手術用ロボットとその他のロボットに分けてそれぞれについて先行研究例を挙げる。それらを、ロボット動作への医師の意思の介在度（すなわちロボットの自律性）、およびそのロボットによる人の機能の拡張の程度、の 2 軸で分類することを試みる。その後で、本研究で具体的に開発する超音波診断用ロボット、頸動脈の画像認識アルゴリズム、超音波画像を用いたビジュアルサーボ、の 3 分野について、先行研究を詳説する。

1.3.1 手術用ロボット

手術の分野でロボットを利用する効用として下記 8 点が考えられる。(1)-(4)は文献 [9] の中で挙げられているものであり、それらでは分類しにくい事例があるため (5)-(8)を筆者が加えた。

- (1)人ではできない精密な動作を行わせる (Steady hand)
- (2)人の入れない空間で人の代わりに動作を行わせる (Access)

- | | |
|-------------------------|-----------------------------------|
| (3)術具の操作範囲を制限する | (Virtual wall) |
| (4)執刀医の第3の手となる. | (3 rd hand) |
| (5)プログラムされた繰り返し動作を正確に行う | (Accurate trajectory) |
| (6)患者や臓器の動き/変形をキャンセルする | (Motion/deformation compensation) |
| (7)遠隔地で医師の動作を再現する | (Tele-operation) |
| (8)医師の作業の一部または全部を自動で行う | (Automation) |

近年急速に導入事例が増加している da Vinci (Intuitive Surgical 社) は内視鏡手術用のマスタスレーブロボットである[10] . 執刀医は操作台の 3D ディスプレイを覗き込みながらマスタマニピュレータを操作し, 人間の手の届かない腹腔内でスレーブマニピュレータが医師の操作を再現するものである. 執刀医の手の動きをスケールダウンして鉗子で再現するため微細な施術が可能である. また, 手ぶれをキャンセルすることができる. これは(1)と(2)に該当する.

(1)にはペン型把持部の先に駆動針を付け, 加速度センサで検出した手ぶれを補償する網膜手術用の Micron[11] (Carnegie Mellon University), や同じく網膜手術用で, カセンサを利用した Steady Hand Robot (John Hopkins University)[12] , マスタスレーブ型の 6 自由度パラレルリンク型ロボット(東京大学)[13] などの例が挙げられる.

また, (2)には放射線区域内での手術や, MRI 内での手術[14] など, 外科医がアプローチできない場所での手術を目的としたロボットが該当する.

ROBODOC[15] [16] (Integrated Surgical Systems 社) は股関節・膝関節置換手術において骨を正確に切削するためのロボットである. 術前に画像診断により切削部位を医師が 3D CAD で指定し, ロボットにプログラムするとその通りに自動的に削るものである. これは(5)に相当する. CyberKnife[17] は産業用ロボットに放射線発生源を持たせ, 放射線を多方向から患部に当てる放射線治療用のロボットである. これも(5)に相当する.

同様に膝関節の整形を行うロボットである Acrobot[18] は, ROBODOC と同様に術前の画像診断による掘削部位の計画を行うが, 術中のロボットの操作は外科医が行う. 事前計画で定めた範囲外に術具が出ようとするとロボットがそれを阻止する. 外科医の掘削技術を尊重しつつ, 術中の安全をロボットが確保するものである. これは(3)に相当する.

Aesop[19] は内視鏡手術において内視鏡を把持するロボットである. 内視鏡手術の術中に, 執刀医の両手は鉗子を持つため塞がっており, 通常は第3者が内視鏡(カメラ)を持たなくてはならない. これを行うロボットである. 音声コマンドにより

内視鏡の位置を調整することができる。これは(4)に該当する。

(6)の事例としては、心臓の動きに合わせて術具を動かし、相対的に停止しているようにして冠動脈手術などをやりやすくするもの[20]，超音波を多方向から患部に照射して経皮的に治療を行う集束超音波（HIFU）治療においてターゲットを追従する研究[21][22]などが挙げられる。

(7)の遠隔地手術については、内視鏡手術用ロボット ZEUS を用いた米仏間での実験[23] や、荒田らの日-タイ間での実験[24] 等が挙げられる。

(8)の事例については、医師の置き換えのみを目指した研究はあまり見られない。手術支援ロボットの目的として第一に掲げられるのは患者の QOL 向上であり、医療ロボットには医師ができない作業をすることが望まれているからである[25]。また、能動的にロボットが作業を行うためには刻々と変わる環境を認識して的確な判断をする必要があり、医師の技術と医学知識をロボットに移植する必要があるが、患部を視覚情報から間違いなく見分けることでさえ、現状の技術では難しい。これを現在のロボット技術で早期実現することは当面不可能である。但し、要素技術の研究は多数なされており、例えば、医用画像の認識技術はコンピュータ診断の分野で多数の研究がある[26]。ロボットに部分的に自律的な動作をさせることを目標とした研究例としては、穿刺に関するものが多くみられ、肝臓の変形をシミュレーションして自動的に穿刺経路を決定するもの[27]，静脈穿刺の際の突き抜け防止を目的とするもの[28]，乳腺への穿刺を超音波ガイド下で自動的に行うもの[29]等が存在する。これらは現在医師ができていた作業の置き換えではあるが、医師にとって難しい作業が可能なロボットを目指している点で、(6)にも分類できる。以上の分類を Table 1.2 にまとめた。この分類を、ロボットの動作軌道を決定する主体 (Commander) が医師であるかロボットであるかで分けると、(3)(6)(8)を除いて、全て医師の意思に基づいて動作するロボットであることが分かる。また、(3)(6)についても、ロボットは外科医が執刀し易いように補助をしているだけで、実際の執刀は医師の意思で行うものであることを考えると、自律的に動作を行う手術ロボットの例は非常に少ないと言える。

Table 1.2 Category of the surgical robot and its commander.

Category	Commander	Example
(1)Steady hand	Surgeon	da Vinci, Micron, etc
(2)Access	Surgeon	da Vinci, MRI compatible robot
(3)Virtual wall	Surgeon /Computer	Acrobot
(4)3 rd hand	Surgeon	Aesop
(5)Accurate trajectory	Surgeon	ROBODOC, CyberKnife
(6)Motion/deformation compensation	Surgeon /Computer	Heart surgery, Needle insertion , HIFU
(7)Tele-operation	Surgeon	ZEUS
(8)Automation	Computer	Needle insertion

1.3.2 診断用ロボット

次に、診断の分野におけるロボットの応用について概観する。診断の様式を以下のように分ける。

- a) 問診
- b) 触診
- c) 聴診
- d) 生検(血液採取など)
- e) 画像診断(レントゲン, CT, MRI, 内視鏡, 超音波)

問診についてはロボットではないが、医師の判断を補助することを目的としたエキスパートシステムの研究例がある[30]。触診については、古くから研究がなされ、加藤らの乳がん触診ロボット[31] [32] や Dario らの触診ロボット[33] などの例があるが、現状はセンシング方法と反力データの解析方法の研究が主体であり、体表上のどの位置を触診するかまで能動的に判断して触診を進めてゆくロボットは見られない。聴診については[34] にマニピュレータ先端に取り付けたカメラの画像を基に聴診器を患者に当てるロボットが描かれているが、コンピュータが画像認識をして聴診器を誘導する機能は実現していない。

画像診断の中で、レントゲン, CT, MRI はマニピュレートする余地が無く、画像から病変を自動検出する画像処理の研究は見られるが、ロボットの活用の余地はあまり無い。内視鏡については大腸内を走行して内視鏡を誘導するロボットが提案さ

れており[35][36]，大腸内の画像認識に関する研究[37]も見られるが，自律的に移動する研究はまだ見られない。

超音波診断は，画像取得のためにプローブを体表上で動かし探索するという手技が必要であるため，ロボットの活躍の余地が大きい分野である．次節でその先行研究について述べる．

1.3.3 超音波診断用ロボット

S. E. Salcudean ら British Columbia 大学 (UBC)のグループは，頸動脈超音波診断のためのロボットを開発した[38]．6 自由度を有し，カウンターバランスを用いた自重補償がなされており，1 軸に平行リンク機構を用いて回転 3 自由度がプローブ先端で直交する機構となっている (Fig. 1.4a)．このロボットを用いて，頸動脈短軸断面の輪郭抽出，それによる超音波画像断面内のビジュアルサーボ (Fig. 1.4b) および 3 次元データの構築 (Fig. 1.4c)，さらに遠隔診断の実験 (Fig. 1.4d) を行っている [39] ．

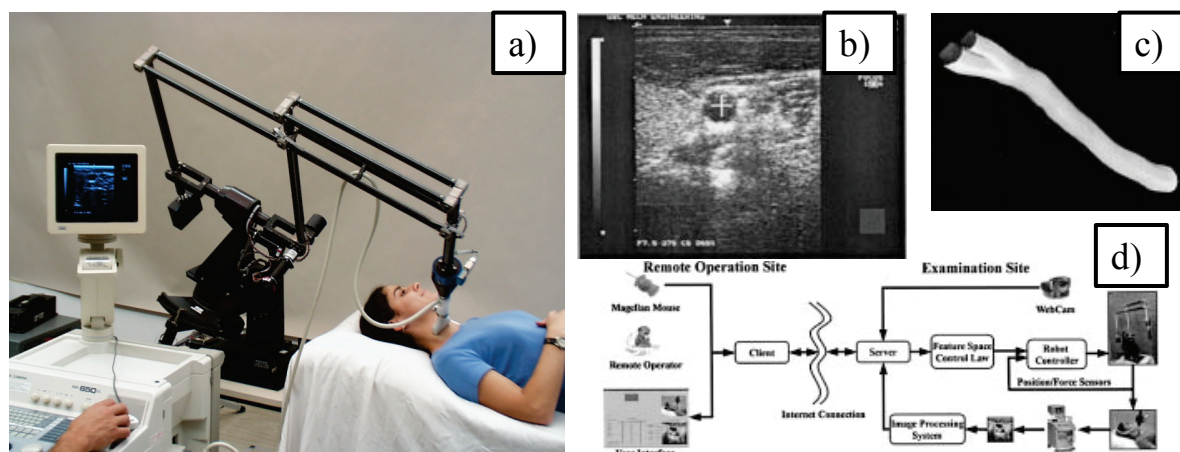


Fig. 1.4 a) UBC robot, b) Visual servoing of cross section of the carotid artery, c) 3D data acquisition, d) tele-ultrasound experiment.

フランス Orleans 大学のグループは，腹部の遠隔超音波診断を目的としたロボット Otelo[40][41][42][43][44]を開発している (Fig. 1.5a)．プローブ先端で交差する回転 3 軸を直交させず，Fig. 1.5c の様に配置することで，患者の腹部の上に乗せることができる程度に小型のロボットを実現している．このロボットを用いて遠隔診断システムを構築している (Fig. 1.5d)．Fig. 1.5b のロボットが robosoft 社から市販されている[45] ．

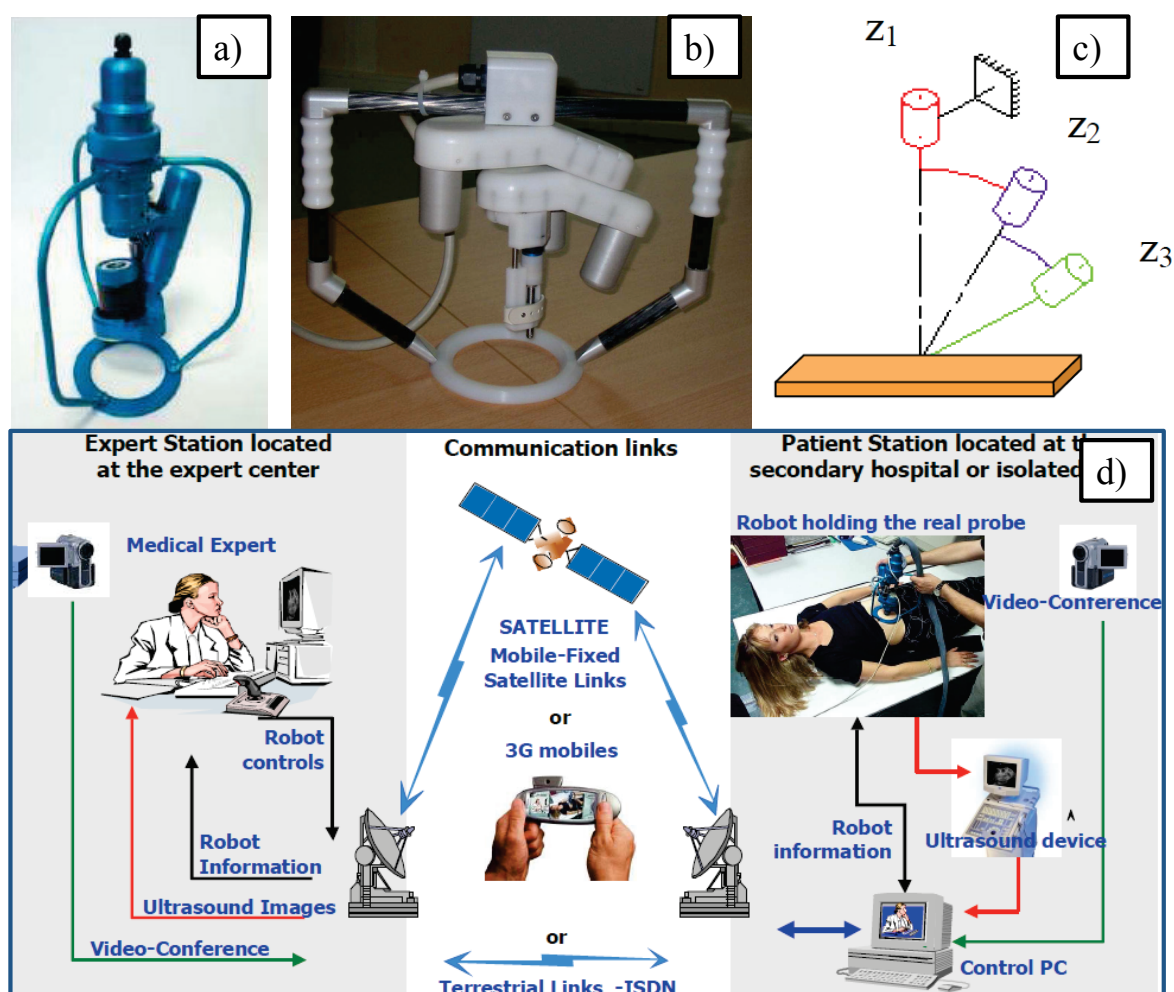


Fig. 1.5 a) Prototype of the Otelo robot, b) Commercial version, c) Kinematic design, d) tele-ultrasound experiment.

同じくフランス Vilchis ら[46] [47] [48] は腹部遠隔超音波診断用ロボット TER (Fig. 1.6) を開発し、遠隔診断実験を行っている。このロボットの回転3軸とプローブ押しつけ方向の並進1軸はシリアルリンク機構であるが、体表上の移動はベルトで引っ張ることで行う。

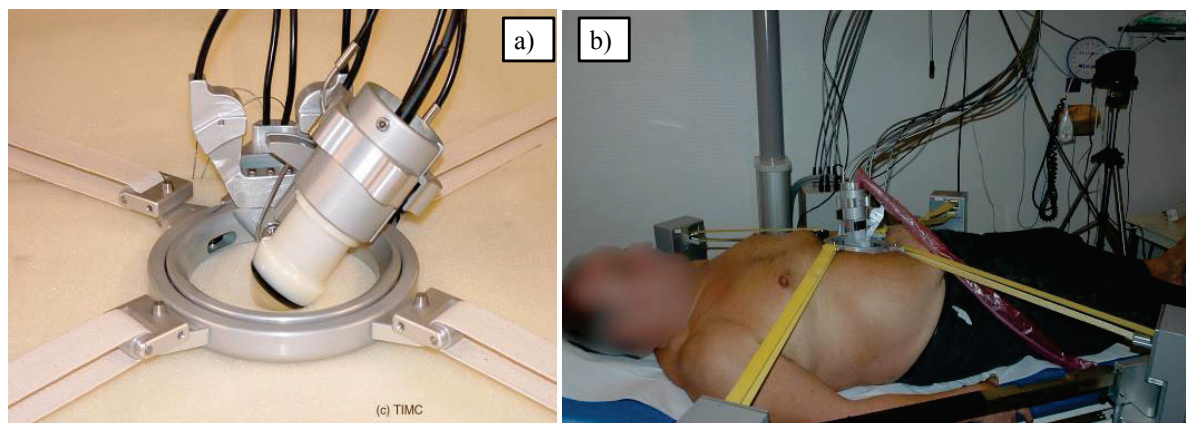


Fig. 1.6 a) The end-effector of the TER robot , b) The TER robot in use.

また Vilchis らは下肢静脈の超音波診断を目的としたアーチ型の関節を持つ TERMI[49] を開発している。

東京大学の光石・小泉ら[50] [51] は肩の遠隔超音波診断を目的としたアーチ型の関節を持つロボットを開発し、遠隔診断実験を行った (Fig. 1.7)。

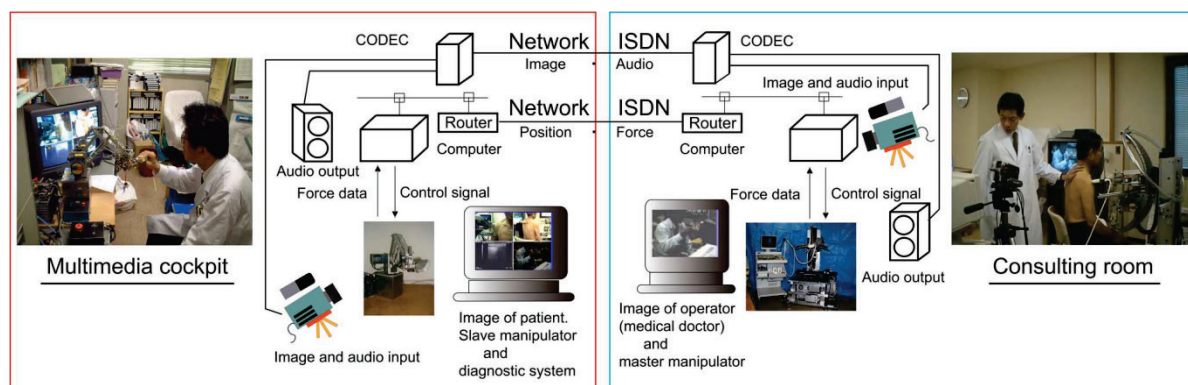


Fig. 1.7 Univ. of Tokyo robot for shoulder inspection.

東京農工大学の梶田ら[52] [53] [54] [55] は、パンタグラフ型の平行リンク機構を用いて腹部遠隔診断用ロボットを開発している (Fig. 1.8). このロボットを用いて、救急車内にスレーブロボットを置いた遠隔診断実験を行った[53] .



Fig. 1.8 a) Masuda's parallel link slave robot , b) tele-operation examination in the ambulance, c) cable driven haptic device.

芝浦工業大学の小山ら[56] [57] は、アーチ型関節を有する腹部遠隔超音波診断用のマスタスレーブ式ロボットを開発した (Fig. 1.9).

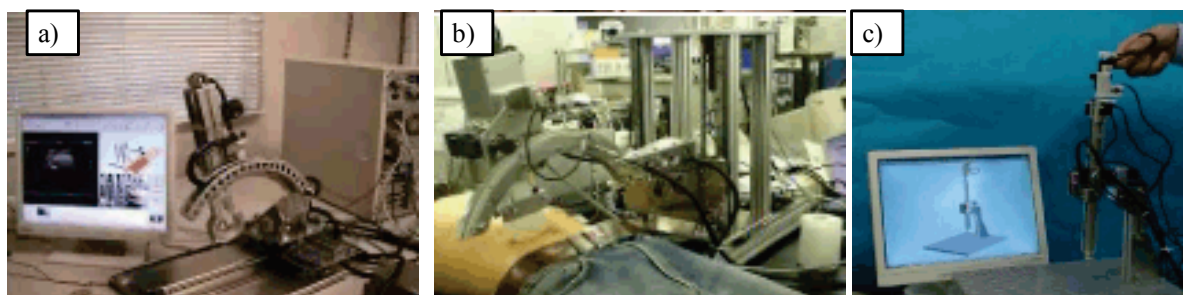


Fig. 1.9 Shibaura Institute of Tech.'s master-slave robot.

静岡大学の伊藤ら[58] は腹部遠隔超音波診断用のスレーブロボットを開発している。ベッドを覆う大型のアーチ型のレールをロボットが走行する方式を採用している。

早稲田大学の岩田, 伊藤ら[59] [60] は救急医療を目的とした, 大動脈診断用の遠隔超音波診断用の遠隔操作型ロボットを開発している。遠隔診断とともに, 出血箇所特定を自動的に行うことを目指している。

これまでに挙げた研究は主に遠隔操作を目的とし, 研究の焦点はロボットの機構と操作性の向上である。ロボットの機構については, プロブの先端を機械的な回転中心とする工夫を施しているロボットが多く, 梶田のパンタグラフロボット以外は全てこのタイプである。機械的な回転中心を設けずとも, 制御によってプロブ先端中心の回転動作を与えることが可能であるが, それにもかかわらず機械的な回転中心を設けるのは剛性を低くできることが理由と推察される。操作性の向上については, 力覚のフィードバック, インピーダンス制御の導入, 軌道の補完など様々な工夫が導入されている。これ以降は, 遠隔診断以外を目的とした超音波診断用ロ

ボットの先行研究に付いて述べる。

Pierrot [61] [62] (フランス LIRMM) らは頸動脈の3次元データ取得のため、6自由度シリアルリンクマニピュレータ (Fig. 1.10a) をもつ Hippocrate を開発した。遠隔操作、力制御等を実装し、Fig. 1.10b のような頸動脈3次元データを取得した。

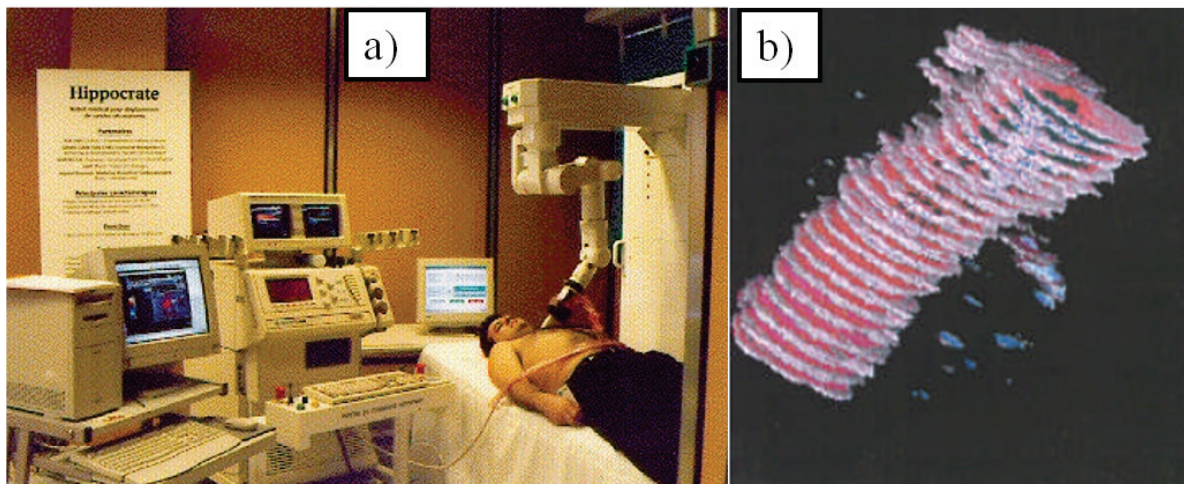


Fig. 1.10 a) System overview of the Hippocrate, b) 3D data acquisition.

イタリア Scuola Superiore Sant'Anna (SSSA) の Solazzi ら[63] は、5自由度の上腕動脈の超音波診断用のロボットを開発した (Fig. 1.11)。カウンターウェイトを用いた自重補償を行い、2リンクを平行リンク機構としている。微小な位置決め後にプローブを同じ場所に保持し続けることが目的である。2本のジョイスティックでそれぞれ位置と姿勢を操作する遠隔操作型のロボットである。



Fig. 1.11 SSSA's 5-DOF robot for brachial artery inspection.

東京大学の光石・小泉[21][22]らは、胆嚢を対象とした収束超音波（HIFU）治療を行うための位置決めロボットを開発している（Fig. 1.12）。この位置決めには、超音波プローブ2本を直交させて用い、3次元の追従動作を実現している。しかし市販の超音波診断装置では複数のプローブを同時に扱えないため、この手法には特殊な超音波診断装置が必要となる。

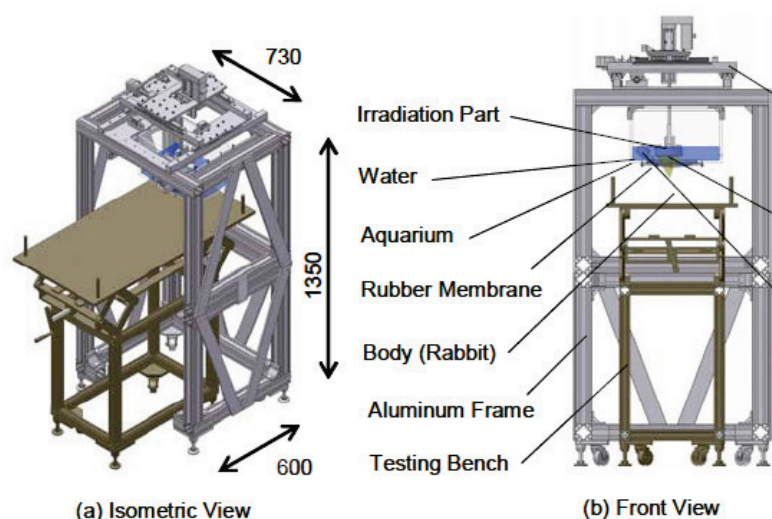


Fig. 1.12 HIFU target position control using two ultrasound probes.

東京大学の佐久間・池田ら[64]は、上腕動脈の超音波検査を目的とした、アーチ型関節を含む5自由度を有するロボット（Fig. 1.13）を開発し、超音波画像からの血管認識による自動位置合わせに取り組んでいるが、ロボットの動作は自動ではない。



Fig. 1.13 Univ. Tokyo 5-DOF manipulator for the brachial artery inspection.

Lessard[65][66]らは、患者の全身をカバーする可動範囲を有する超音波診断用ロ

ボットのデザインを提案している．ベッド脇のレール上をロボットが走行することにより全身をカバーする設計となっている．3D スキャンを行うことが目的として述べられている．しかし実際のロボットはまだ公表されていない．

日立アロカメディカル株式会社の伊藤[67] は，乳がん検診用の自動スキャンロボットを開発した (Fig. 1.14)．プローブは並進2自由度を有し，予め定められた軌道を移動しながら水槽を介して乳腺の超音波画像を取得する．



Fig. 1.14 Aloka's auto-scanner for breast cancer inspection.

Mallapragada らは，乳腺の穿刺を超音波ガイド下で行うロボットシステムを開発した[29]．超音波の2次元断面内で穿刺ターゲットである腫瘍を認識し追従することができる．超音波画面の法線方向への動きによりターゲットを見失った場合は，プローブを前後に往復させて探す動作が組み込まれている．しかしファントムでの実験しか示されていない．

仏 INRIA の Krupa らはプローブをロボットに持たせて患者の動きを6自由度で追従する手法を提案した[68]．2次元断面である超音波 B モード画像から3次元の動きを得るためには，画面の法線方向の動きを検出しなくてはならない．2枚の平行な断面画像間の相違度と断面間の距離が相関すること，すなわち距離が遠いほど画像間の違いが大きくなることを利用して，目標断面からの距離が測定できる[69]．しかし，距離の正負が特定できない．これを特定するため，目標断面を2枚設け，それぞれの断面からの距離を比較することで正負を特定し，平面内の動き追従と合わせて6自由度の追従をファントムで実証した．しかし，生体への適用結果が示されていない．同グループの Mebarki[70] らは，超音波画像中の臓器の輪郭情報を用いて，所望の断面にプローブを移動する手法を提案した．しかし，超音波画像中での輪郭検出は非常に難しい．水槽中での実験で有効性を示したが，生体内での実験

は示されていない。

以上、超音波診断支援ロボットの先行研究について俯瞰した。それらは以下のよう
に分類できる。

- (1)プローブの微小な位置決め、保持を目的としたもの (Steady hand)
- (2)医師の代わりにプローブで対象を捕捉し続けるもの (3rd Hand)
- (3)3D データ取得や一定範囲のスキャンを目的としたもの(Accurate trajectory)
- (4)患部の追従を目的としたもの (Motion compensation)
- (5)遠隔診断を目的としたもの (Tele-diagnosis)

これらを前述の手術支援ロボットの分類に当てはめたものを Table 1.3 に示す。

Table 1.3 Category of the robot assisted ultrasound diagnostic system.

Category	Commander	Example
(1)Steady hand	Sonographer	SSSA, Sakuma
(2)3 rd Hand	Computer	Mallapragada
(3)Accurate trajectory	Sonographer	UBC, Aloka, Lessard, Hippocrate
(4)Motion compensation	Computer	UBC,HIFU, INRIA,
(5)Tele-diagnosis	Sonographer	UBC, Orleans, Vilchis, Univ Tkyo, Univ Agri. Tech. Tokyo, Shibaura, Iwata
(6)Automation	Computer	Mallapragada

1.3.4 自律性と付加能力による分類

本研究の柱の一つは、プローブ把持ロボットに自律的な位置決めをさせて、検査者の手を解放することであり、もう一つは人間では難しい患部追従機能を持たせることである。本研究の位置付けを明確にするため、以上見てきた手術、診断、超音波診断用ロボットを以下の2軸で分類することを試みた。

- A) 自律性：ロボット動作軌道の決定に、医師の意思がどの程度介入するか。完全な自律は環境認識、医学知に基づく判断を行い、動作軌道を生成するものであり、医師が操作するものは自律性無し、となる。ロボットが医師の操作を支援、制限するものはその間に位置する。
- B) 付加能力：人間の能力にどの程度付加能力を与えられるか。医師の作業の代替のみを目的としたロボットはこれがゼロとなる。

Fig. 1.15 に分類を示す.

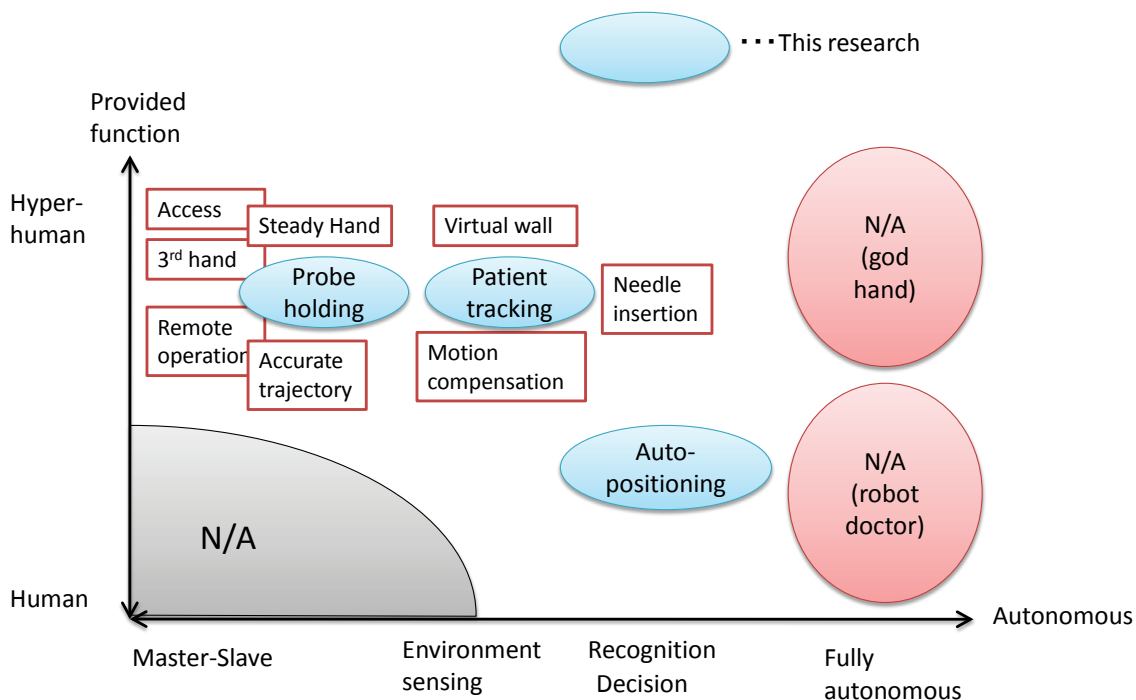


Fig. 1.15 Categorization of the current medical robot researches, by provided function level and autonomous level.

自律性の軸では、多くの医療ロボットが自律性の無い側に位置することが分かる。マスタスレーブ式をはじめ、事前に軌道計画を医師が立てるものなども自律性の無い側に分類した。中間に位置するのが軌道をロボットが制限する **Virtual Wall** と患部追従のための軌道をロボットが付加する **Motion compensation** である。これらにおいては主たる動作は医師が命令し、副次的な動作をロボットが付加している。3rd Handのうち、医師が操作する **Aesop** は自律性なし、ロボットが能動的に患部を探してプローブを患部上に保持する **Mallapragada** らのロボットは自律性有り、と分類した。

付加能力の軸では、医師の作業の代替をその目的としたもの以外は付加能力有り、となる。そうでなければ研究の意味が無いためである。

Fig. 1.15 の中で、右下部分は医師に代わって作業を行うロボット、右上部分はさらにゴッドハンドを持つ自律ロボットとなる。この実現にはまだ相当な時間を要するが、図の左側と右側をつなぐ部分の研究が少ない。

本研究の位置を同図中、青で示した。自動位置決めは自律性あり、付加能力無し、追従機能は自律性が中間、付加能力有りの領域に位置する。ロボットでプローブを把持することはフリーハンドによる手ぶれを抑えることになる。これは **Steady Hand**

の機能であり、自律性なし、付加能力ありに位置する。

1.3.5 超音波画像中の血管認識

本研究で開発する超音波画像の認識アルゴリズムの目的は、第4章で後述するが、頸動脈長軸断面の検出と、頸動脈壁の内膜の明瞭度の評価である。

頸動脈の検出については血管径の自動計測を目的とした研究がある。野方らは、頸動脈壁の輝度を最大化、内腔の輝度を最小化するように2本の平行な2次曲線を頸動脈壁にフィッティングさせた[71]。非線形最適化法による最適化に時間がかかるため、最初の1フレームで血管を抽出したあとは、前フレームのパラメータから探索を始めることによって最適化の時間削減を計った。しかし、本研究では頸部を探索中に突然出滅する頸動脈を検出する必要があるため、この方法は適さない。Matsakou[72]らはHough変換と動的輪郭法を用いて頸動脈壁を検出する方法を提案したが、1フレームの計算時間に40[s]かかるため、ロボット制御には使えない。

内膜の検出については頸動脈のIMT (Intima-Media Thickness:内膜中膜複合体厚)の自動計測に関するものが多数存在する。IMT計測は健康診断など(現状、頸動脈エコーはオプションであることが多い)で動脈硬化の評価に使用される診断であり、超音波画像で頸動脈の長軸断面を明瞭に描出した上で、外膜中膜の境界から内膜の内縁までの厚みを計測するものである。外膜と内膜を明瞭に領域分けするアルゴリズムが要求され、様々な画像処理の手法が提案されている。それらの一部を列挙する。Liangらは輝度・勾配をファジーで評価し計算方法にDP (Dynamic Programming)を使用した[73]。Liguoriらは勾配の極値より境界候補を抽出し、連続するピクセル同士をつなげる方法を提案した[74]。M. Gutierrezらは勾配より境界候補を抽出し、境界候補点をジョイントとみなし、ジョイント間にリンクを設けた力学モデルの両端を左右に引っ張るという手法を提案した[75]。C. P. Loizouらは、勾配で抽出した境界候補にスネークを適用した[76]。Delsantoらは、勾配の極値で抽出した境界候補にスネークを適用するとともに、ファジー、k-means法により閾値を能動的に変化させ、プラークの検出を可能とした[77][78] (Fig. 1.16)。DestrempesらはEMアルゴリズムを適用することにより、高精度な境界抽出を実現した[79] (Fig. 1.17)。また、IMT自動計測ソフトは商品化されており、例えばソフトメディカル社のIntimaScopeや(Fig. 1.18)、さらに各社の超音波診断装置に搭載されている。しかし、これらは明瞭に内膜が描出された単一フレームの画像処理を前提としており、本研究で要求される、リアルタイム処理が可能でかつ、内膜が描出されていないことも検出必要というアルゴリズムとは目的が異なる。例えば、[77]は1フレームの処理に20[s]、[79]は24[s]の時間を要する。ロボットが超音波プローブを操作して頸動脈を能動的

に探し出し、明瞭な超音波画像を描出するという研究は過去見当たらない。

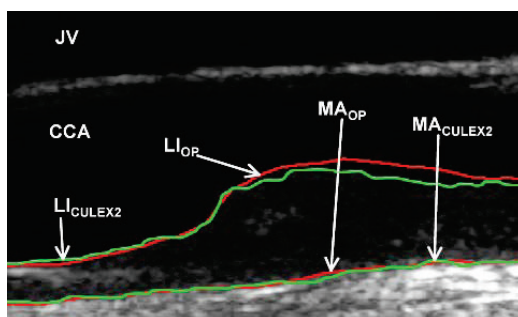


Fig. 1.16 Example of the literature of the IMT and plaque segmentation[78].

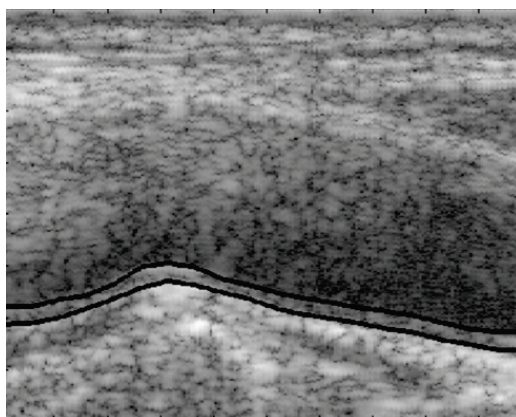


Fig. 1.17 Example of the literature of the IMT segmentation[79].



Fig. 1.18 Example of the commercially available IMT segmentation software.

1.4 本研究の意義

超音波診断は、他の医用画像検査様式と比べ、低浸襲、低コストなどのメリットがある一方、プローブと呼ばれる超音波送受信機を検査技師が手に持ち、検査部位にピンポイントで当てる必要があることに起因するデメリットが複数存在する。これらのデメリットは、以下のように、ロボットにプローブを把持させることに加えて、プローブ操作を自動化することが効果的な解決手段となりうる。

第一に、検査部位の決定が検査者に委ねられているため、再現性を保証する手段が無い。ロボットが自動的に検査部位を決定すれば計測再現性の向上が期待される。

第二に、1日に多数の患者を診断する場合などの超音波検査は技師の身体的負担を強いるものであるが、ロボットが人に代わってプローブの操作を行うことで、この負担を軽減することが期待される。

第三に、一部の超音波診断手法では数十秒から数分間、同一断面を観察する手技が求められるが、プローブを持つ検査者の手や患者の動きにより監察位置がずれてしまうことがある。ロボットがこのずれを自動的に補正する機能を持たせることにより改善が見込まれる。

第四に、所望の画像を得るためには熟練したプローブ操作技術が必要であり、非熟練者による検査は計測精度の低下と計測時間の長大化を招くが、熟練者の技術を

ロボットの動作に移植することで、非熟練者でも熟練者と同様の検査ができることが期待される。

第五に、無医村など熟練技師の不在地域において、診療サービスを提供するために、ロボットにプローブを把持させたマスタスレーブ式の遠隔診断の研究が、過去多数行われているが、そこでは通信遅延などによる操作感の劣化を克服することが主な課題とされている。その解決手段として、遠隔操縦による診断の一部または全部を自動化することは有効であると考えられる。

このように、ロボットによる超音波診断の自動化には様々なメリットがある。しかしながら、ロボットで超音波診断を行う研究は、前述のマスタスレーブ式のロボットでの遠隔診断を目的とするものに偏っており、検査部位を認識しながら能動的にプローブを操作する手法の研究はこれまでに行われていない。従って本研究によってその事例を提案することには意義が大きい。

1.5 本論文の構成

前述の通り、本論文では、WI計測精度の向上と計測時間短縮を達成するためのロボットシステムについて論ずる。本論文の構成は以下の通りである (Fig. 1.19)。

第2章では、WI計測の既知の問題点が計測誤差、計測時間長大化であることを示したうえで、それらの要因を血管のモデル化および実験により網羅的に検証し、明らかにした。その結果から問題点を改善するためにロボットに要求される機能について示した。第3章では、本研究で使用するロボット WTA-2R のハードウェアおよびその安全対策について述べた。第2章で示したロボットに求められる機能を、第4章 (プローブ位置決め自動化)、第5章 (患者の動きに追従するアルゴリズム) で提案した。第3章のハードウェアと、第4章のソフトウェアを統合したシステムを用いた評価試験について第6章で述べ、第7章で結言を述べる。

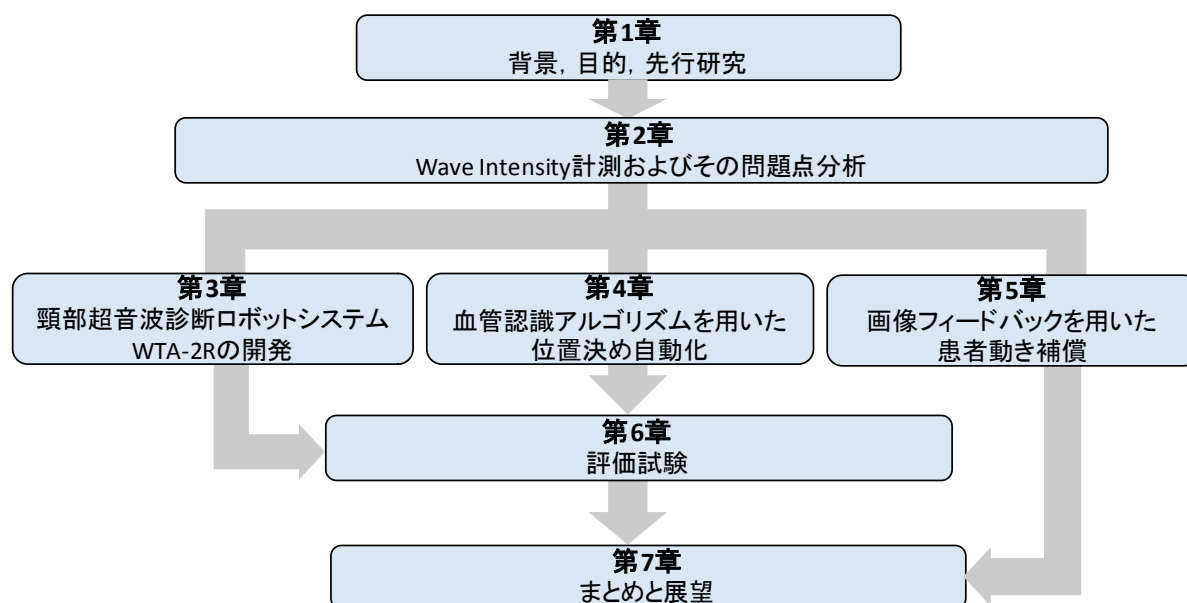


Fig. 1.19 Structure of the thesis.

1.6 まとめ

本章では以下に付いて述べた.

- 本研究の背景, 目的を述べた.
- 先行研究を俯瞰してその中で本研究の位置付けをすることにより, これまでの研究に無い本研究の独自性が医療ロボットの自律化にあることを示した.
- 最後に本論文の構成について説明した.

第2章 Wave Intensity 計測およびその計測における問題点分析

- 2.1 本章の目的
- 2.2 超音波診断について
- 2.3 Wave Intensity について
- 2.4 Wave Intensity 計測誤差モデルによる誤差要因の検討
- 2.5 考察
- 2.6 まとめ

2.1 本章の目的

第1章では超音波診断にロボットを適用する意義について述べた。本章では、本論文が対象とする Wave Intensity について、まず超音波診断の基礎的事項を説明したのち、その定義、計測手法について詳説する。その後、本研究で解決すべき Wave Intensity の計測誤差、計測時間長大化の発生要因について、幾何学モデルによる理論的な検討と実験による検証を網羅的に行う。その結果に基づき、ロボットに実装すべき機能を最後に示す。

2.2 超音波診断について

Wave Intensity の計測手法について述べる前に、まず超音波診断の原理、種類、手法について一般的な説明を付す[80][81]。

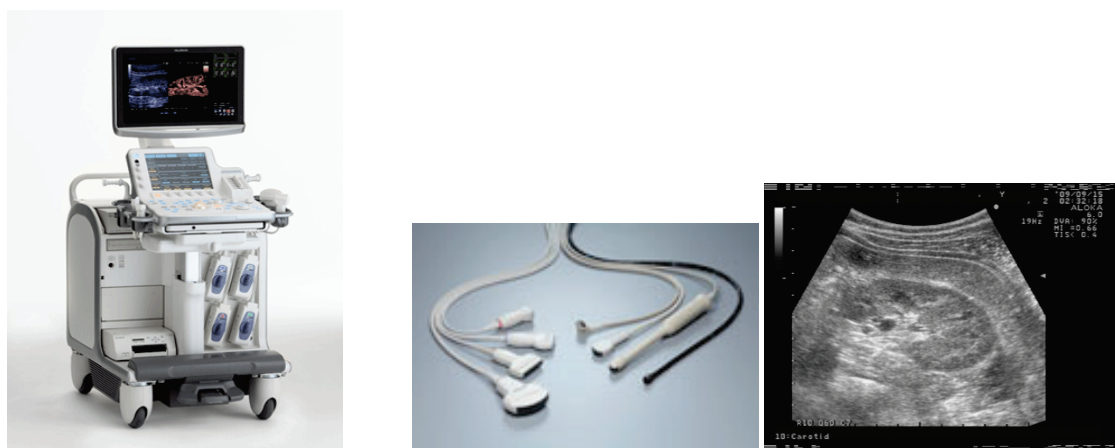


Fig. 2.1 (Left) Ultrasound diagnostic system, (Mid) Probes, (right) Example of the ultrasound image.

2.2.1 原理

体表から体内に向けて超音波パルスを送信すると、体内組織の音響インピーダンスの差の大きいところで反射が起きる。体内での音速をほぼ一定（約 1530[m/s]）と仮定すると、超音波パルスが体内を往復して戻る時間は、その距離に比例する。超音波パルスを送信後、横軸に時間を取って反射波をプロットすると、超音波パルスが通った経路の組織形状を反映した 1 次元情報が得られる。これは A モード表示と呼ばれる。この包絡線を輝度として表示し、超音波パルスの送信位置をわずかにずらしながらこの 1 次元輝度画像を並べて表示すると、体内の 2 次元断面画像が得られる。これは B モード表示と呼ばれる。送受信位置をずらすために、音波発生素子（圧電素子が用いられる）が多数並べて配置される。さらに、超音波パルスを一定間隔で送受信すると動画が得られ、組織の動きが観察可能となる。一般的には、弱い反射波の分解能を高めるため、反射波強度を対数変換して輝度情報としている。Fig. 2.1 に一般的な超音波診断装置の外観、超音波送受信機（プローブと呼ばれる）、超音波画像の例を示す。

一般的な診断には体内の組織を画像で把握できる B モードが多用されるが、B モードの他にドプラ、M モード、また最近では 3 次元表示などの表示様式がある。

ドプラは、Dopplar 効果を利用して血流速を測定する手法である。超音波パルスが血流によって反射されると、Dopplar 効果によってその周波数が変化する。この変化を計測して流速を測定するものである。これを多数の点で計測し、血流の方向と速度によって色分けし B モード画面に重ねて表示したものはカラードプラと呼ばれ、循環器系の検査に用いられる。血流の向きが超音波ビームの方向と垂直の時は計ることができない。

M モードは輝度変換された A モードの 1 次元画像情報を、横軸に時間を取って連続表示したものである。拍動によって周期的に運動する心臓や血管を M モードで表示すると、その変位量が観察しやすくなる。

3 次元表示は、B モード画像をさらに奥行き方向に位置をずらしながら取得し、3 次元の輝度情報を得て表示するものである。奥行き方向へ位置をずらす方法には、プローブを機械的に往復させるものと、音波発生素子を面状に並べるものがある。

2.2.2 プローブの種類

一般的な超音波診断装置に装備されているプローブには、リニア型、コンベックス型、セクタ型の 3 種類があり、音波送受信素子の並び方と送信周波数に違いがある。超音波は周波数が高いほど（波長が短いほど）得られる画像の解像度が高くな

る一方、周波数が高いと体内での透過率が悪くなり体表から遠い部位が観察できなくなる。Fig. 2.1 (中央) に各種プローブの例を示す。

リニア型プローブは、音波送受信素子を直線状に並べたもので、送信周波数が高く設定されている。本研究の対象である頸動脈や乳房など、比較的体表に近い(40[mm]程度まで)限られた部位を、高い解像度で観察する目的で用いられる。

コンベックス型プローブは、音波送受信素子を扇形上に並べたもので、超音波パルスを扇形に発するため、腹部など広い部位を観察するのに適している。

セクタ型プローブは、リニア型と同じく素子の配列は直線状であるが、狭い範囲に収められており、さらに複数の素子の音波発生タイミングをずらすことによって超音波パルスの送信方向を扇形にする。これにより、鳩尾(みぞおち)や肋間からの心臓観察など、狭い間口からの観察に適している。

その他に、棒状の経膈用プローブ、内視鏡の先に付ける小型の経食道用プローブ、血管内にカテーテルで挿入するカテ先プローブ、術中に直接内臓に当てるため指で挟んで把持できる形状とした術中プローブなどが存在する。

3D プローブは3次元画像を得るためのもので、前述の通り、機械的にプローブを往復させるタイプ(メカニカルスキャン)と、音波発生素子を面状に並べるもの(マトリックスアレイ)が存在する。後者については、執筆時点でセクタ型が市販されているが、リニア型では実現していない。

2.2.3 他の医用画像モダリティとの比較

超音波診断は音波を用いるため、放射線を用いるレントゲンやCTに比べると低浸襲である。内視鏡は検査に苦痛が伴うが、経皮的に検査する超音波診断は殆ど苦痛を与えない。CT, MRIでは撮像にかかる時間が長く、リアルタイムな動画は得られない一方、超音波では30[Hz]程度のフレームレートが得られる。また、CT, MRIが1台あたり数億円の導入コストであるのに対し、超音波診断装置は数百～数千万円であり、コストメリットがある。また小型であり、ベッドサイドでの検査も可能である。

従って、体内の画像観察を行うモダリティの中で超音波診断の長所は、低浸襲、低コストという手軽さと、そのリアルタイム性により臓器の運動を観察できる、という点にあると言える。

一方で、超音波画像の解像度は他モダリティに比較すると低く、さらにアーチファクトと呼ばれるノイズが混入する。例えば、輝度の高い組織の下方の輝度が高くなる「多重反射」や虚像が現れる「鏡面反射」「サイドローブ」などがアーチファクトの例である。アーチファクトを避けるためには例えばプローブの位置と姿勢を変

えて、超音波ビームの入射経路を変えてみるのがなされる。さらに、このアーチファクトを逆に利用した病変検出方法も存在する。超音波は消化器に含まれる気泡を通過できないため、消化器は観察が難しい。これに対処するため、プローブで腹部を圧迫することによりこの気泡を排除するという方法も存在する。これらのように、超音波診断には、読像の難しさとともにプローブ操作についても熟練した技術と経験が必要とされる。

2.2.4 超音波検査の対象部位、種類

超音波検査の対象部位は多岐にわたり、代表的なものは腹部内臓（肝臓、腎臓、膵臓、胆嚢等）、心臓、血管等であるが、そのほかにも乳腺、骨格、胎児、卵巣、前立腺、脳や、脂肪、筋肉に応用する例もある。

腹部検査は一般的な成人健康診断にも取り入れられており、主にコンベックスプローブを用いてBモード画像から各臓器の病変の有無を確認する。

心臓検査（心エコーと呼ばれる）は、セクタ型プローブを用い、Bモードによる弁膜などの組織形状の観察に加え、周期的に動いている物体の変位やサイズを計測するためには最大値/最小値を観測する必要があるため、Mモードを活用する（Fig. 2.2 左）。また、心機能の計測には血流が重要であるため、ドプラが活用される。

血管検査では、狭窄や血管壁の肥大などの病変を検査する。主な動脈のうち表皮に近く観察し易い頸動脈の検査が普及しており、リニア型プローブを用い、血管壁厚の測定や、カラードプラによる血流領域の確認（Fig. 2.2 右）などが行われる。

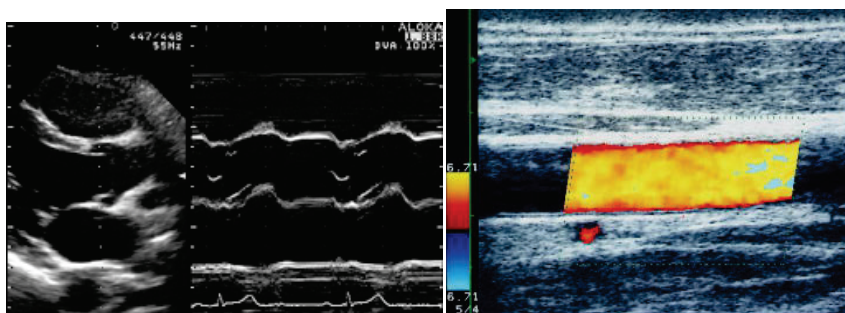


Fig. 2.2 (left) example of cardiac M-mode, (right) example of the color Dopplar in the carotid artery.

2.2.5 超音波検査の検査者

超音波検査を行うには医師または臨床検査技師等（以下、技師）、診療放射線技師、看護師等のいずれかの資格が必要である。技師は超音波画像を取得し所見を医師に提出するところまでで、診断行為は医師が行う。特に総合病院では超音波診断用の

部屋が用意され、技師が画像取得を行い、医師がそれを見て診断を行う分業体制となっている場合が多い。

2.2.6 長時間のプローブ保持を必要とする診断

これまでに挙げた一般的な超音波診断では、プローブを保持する検査者の手のぶれが問題となるほど正確な位置決めや長時間保持が必要となることは少ないが、ここでは、長時間のプローブ保持、あるいは正確なプローブ保持が要求される類の超音波検査の例について紹介する。

(1) Flow-mediated dilation (FMD)計測 [82]

血流に刺激されて血管拡張物質を発生する血管内皮の機能を評価するため、上腕動脈にて血流を5分間止め、解放した後の血管径の変化を計測するものである。約10分間、上腕動脈の中心軸に正確にプローブを当て続ける必要がある (Fig. 2.3)。これが僅かでもずれると、観測される血管径がその影響を受けてしまう。

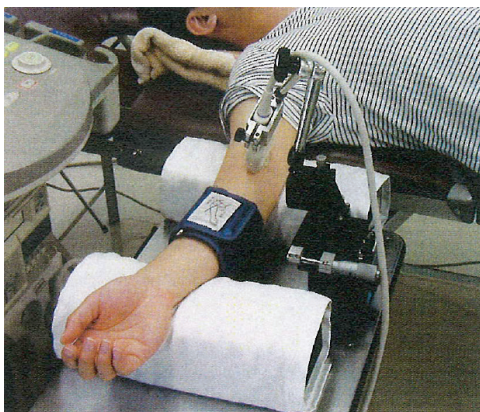


Fig. 2.3 The measurement of the FMD at brachial artery.

(2) 造影超音波 [83]

マイクロバブルと呼ばれる微小な気泡を血管内に注入することにより、この気泡が超音波画面上で高輝度に描出され (これを造影と呼ぶ)、通常では見えない微小血管の分布が観察可能となる (Fig. 2.4)。腫瘍の周辺には血管が引き込まれることを利用して、肝腫瘍の検査などに使用される。造影の観察にはプローブ位置の精度はさほど要求されないものの、5-10分程度同じ断面にプローブを保持し続ける必要がある。

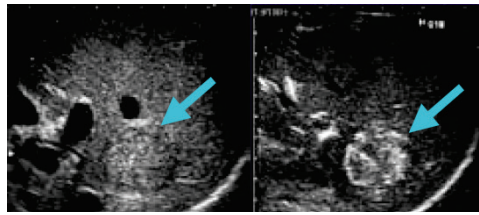


Fig. 2.4 Example of the contrast enhanced image by micro-bubble. (left) before injection of micro bubble, (right) after injection.

(3) Wave Intensity 計測

本研究の対象である。次節にて詳説する。

2.3 Wave Intensityについて

2.3.1 Wave Intensityの定義

節では本研究の対象である Wave Intensity (以下 WI) の定義, 原理に付いて説明する[8] [84] [85] [85] [86] [87] [88] [89] . WI の定義は式(2.1)によって与えられる.

$$WI = \frac{dP}{dt} \frac{dU}{dt} \quad (2.1)$$

ここで, P は動脈のある点における血圧, U は同じ点における血流速, dt は時間微分を表す. 動脈内の波動には, 心臓から抹消に向かう前進波と, 末梢から反射して心臓に向かう後退波がある. 前進波は心臓の働きによるものであり, 後退波は末梢血管系の反射によって発生する. このように分けることにより, 心血管系の相互作用がより明らかになる. WI は次のような性質を持っている.

WI>0 のとき, 前進波が優勢

WI<0 のとき, 後退波が優勢

前進波には, 心臓が血液を積極的に押し出そうとして, 血圧, 流速ともに増大させる場合と, 心臓が血液を積極的に引き戻そうとして, 血圧, 流速ともに減少させる場合がある. 後者の現象は, WI 測定によって初めて明らかになったものである. その様子を WI で定量的に計測することによって, 心臓機能の異常が発見できる. 後退波が優勢のときは, 心臓が押し出した血液が反射波により押し返されて流速が減少する一方, 血圧は上昇する. これを WI で計測することによって, 末梢血管の抵抗の評価ができる. このように, WI には心血管機能に関する豊富な情報が含まれる. 次節にて述べるように, WI の計測は非侵襲で行えることに重要な意義がある. 従来は血圧波形を得るためにはカテーテルによらざるを得なかった.

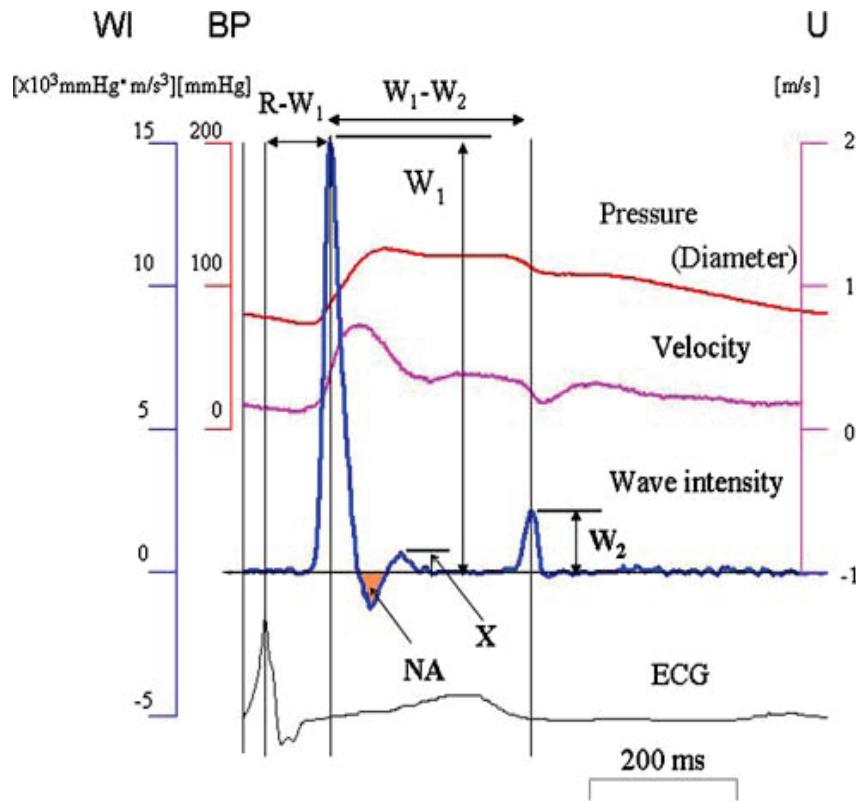


Fig. 2.5 Recordings of the WI measurement[88].

WI は心拍周期毎に同じパターンを繰り返す時間関数である． WI の計測例を Fig. 2.5 に示す． WI 波形の中から主な指標として，以下の3つが用いられる．

- W1: 駆出初期に現れる正の最大値 (1st peak)
- W2: 駆出後期に現れる正の極大値 (2nd peak)
- NA: 駆出中期に現れる，負の WI の積分値 (Negative area)

これらの指標に関連する心機能が明らかにされている． W1 は左室圧最大上昇率 ($\max dP/dt$) との明確な相関が，イヌにカテーテル圧力計を挿入して行った実験，およびカテーテル検査を受けた患者より得たデータにより認められており，心収縮性の指標として使えることが示されている． W2 は左室等容弛緩期の圧低下の時定数との負の相関が，カテーテル検査を受けた患者より得たデータにより示されている．従って，W2 を左室の弛緩特性の指標として用いることができる． NA は WI の性質より反射波の大きさを表しており，末梢抵抗の指標として用いることができる． 高血圧症群において，頸動脈で測定した WI の NA が有意に高いことが示されている．

このように，WI は心臓と血管系を個別にではなく，それらの相互作用を評価するものである． 上記指標の他にもいくつかの応用例が報告されている． 今後も応用例

の開発と、計測例の蓄積により、WI 指標と疾患の関係がより明らかになることが期待される。

2.3.2 Wave Intensityの計測原理

WI を超音波診断装置により非侵襲で計測する手法は、菅原、仁木らと日立アロカメディカル株式会社によって開発された[90]。WI の定義式より、血圧と血流速の時系列データが必要である。さらに、時間微分を行うため、サンプリングタイムを十分に短くする必要がある。WI の計測は、主要な動脈のうち表層に近い総頸動脈（以下、図表中では CCA: common carotid artery）で行われる。菅原は超音波で経皮的に測定した頸動脈径の拍動変化と、カテーテル血圧計で測定した血圧波形がほぼ相似になることを示した[91] (Fig. 2.6)。

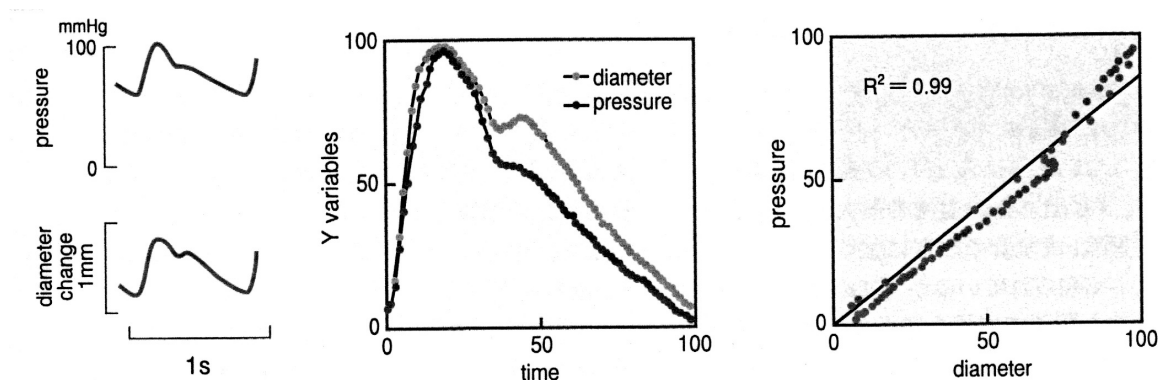


Fig. 2.6 Comparison between the pressure and the diameter of the human carotid artery [91]. Middle, superimposition of the pressure and diameter-change waveforms. The vertical scale is amplitudes of both waveforms adjusted so that peak amplitudes are 100. The horizontal scale is normalized so that one cardiac cycle is 100. Right, instantaneous relationships between the pressure and diameter.

これにより、カテーテル血圧計を挿入せずとも経皮的に血管径を測定することで血圧波形を取得することが可能となった。血管径の拍動変化は 0.2-0.8[mm]程度の微小な変化である。これを超音波で計測する手法である「エコートラッキング」(以下、ET) を日立アロカメディカル株式会社が開発した。B モードの画像情報から血管径を測定しようとしても、B モード画像のフレームレートが遅く、さらに超音波の波長が最小でも 0.15[mm] (10MHz プローブの場合) 程度であるため解像度が十分でない。B モードの 2 次元画像を得るために、多数の超音波パルス位置をずらしながら順番に送受信することが行なわれている。1 回の送受信にかかる時間は音速によって決まり、早くすることができない。このため B モードのフレームレートは上限

が制限される．一方，ET 法では，頸動脈の中心を通過する 1 本の超音波ビームのみで血管径を計測するため，1[kHz]のサンプリングレートを実現している．前述の A モードと同じ要領で超音波パルスを送信し，反射波を時間軸でプロットすると組織の変化に応じた 1 次元の反射波波形が得られる．この反射波は血管壁で振幅が大きくなる．一定間隔（1[kHz]）で超音波パルスを送信すると，拍動による血管壁の移動に応じて反射波波形全体が平行移動する．この移動量の検出精度は，反射波受信のサンプリングタイムによって決まり，波長の 1/16 の精度が達成されている．反射波波形の移動の検出は，血管壁に相当する波のゼロクロス点を追従点に定め，次のサンプリングタイムにおいてその点を開始点として前後にゼロクロス点を探索することによって行われる（Fig. 2.7）．

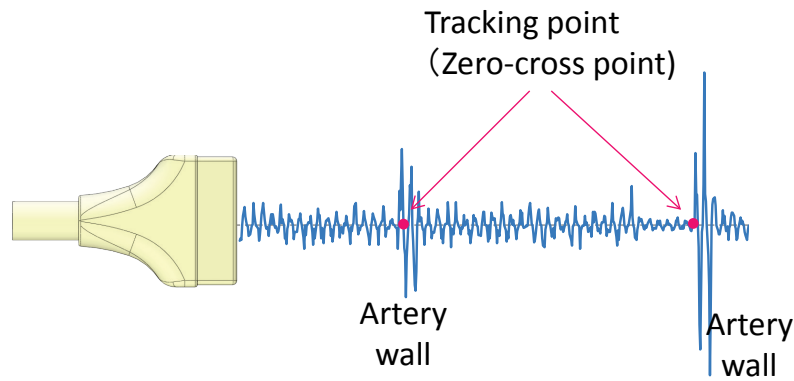


Fig. 2.7 An example of the reflection wave of an ultrasound pulse.

このようにして得られた血管径の波形の最大径と最小径を，カフ型血圧計で測定した上腕の最大血圧と最低血圧に置き換えて線形補完することにより血圧波形に変換する．

血流速度の計測はカラードプラで行う．同様に高サンプリングレートを達成するために，血管中心を通過する一本の超音波ビームのみを用いる．血管壁の近くと中心では流速が異なるため，両血管壁に挟まれた領域（サンプルボリュームと呼ばれる）の流速平均を使用する．Fig. 2.8 に ET とカラードプラの超音波ビームを示す．

ET のための超音波ビームとカラードプラのための超音波ビームは別々に送信される．カラードプラの超音波ビームと血管のなす角度 θ はゼロに近いほど良いが， $\theta = 60[\text{deg}]$ 程度までは許容される．この角度は検出した血流速度に定数 $1/\cos \theta$ を乗じることによって補正を行っても，誤差が大きすぎない限界角度とされている．一方で頸動脈は表皮とおおよそ平行に走っている．プローブを斜めに押しつけて角度

をつけることができるが、10[deg]-15[deg]程度が限界である．そこで、カラードプラの超音波ビームの送信方向を 20[deg]程度傾け、超音波ビームの頸動脈への入射角度が 60[deg]程度となるようにしている．ET の超音波ビームは、正確な血管径を測定するために頸動脈壁と垂直になっている必要がある．そのため、頸動脈が傾いた分、ET の超音波ビームの送信角度を調整することができるようになっている．

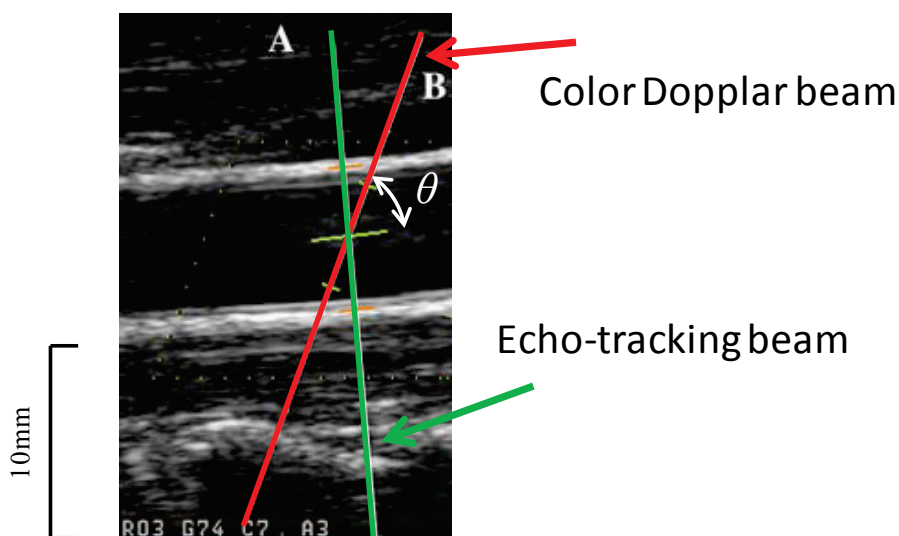


Fig. 2.8 The beams for the ET and color Dopplar shown in the WI mode display.

以上で血圧波形と流速波形の計測原理を説明した．得られた血圧・流速波形のノイズおよび呼吸変動を減らすため、5 心拍分の波形の同期加算平均を取る．記録された波形から 5 心拍を選ぶ作業は検査者が行う．同期加算のため、ECG を同時に計測しておき、ECG の R 波のピークを基準に各心拍の切り出しを行う．同期加算においては時間軸の伸縮を行わない．同期加算平均後の血圧波形，流速波形をそれぞれ平滑化微分法[92] で微分し、かけ合わせることで、WI が求まる．Fig. 2.9 に血管径 D ，血流速 U ，ECG の生データ，および選択した 5 拍とその加算平均，WI 値の例を示す．

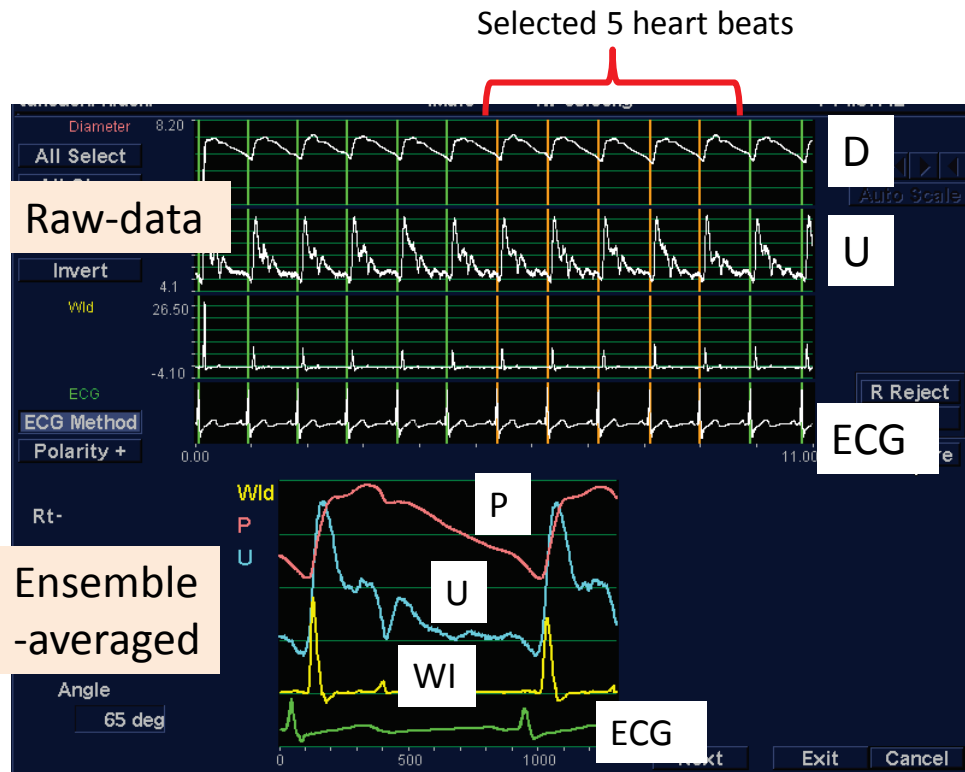


Fig. 2.9 WI analysis mode display.

得られた WI 波形より，最大値を $W1$ ，駆出後期に現れる極大値を $W2$ とし， $W1$ と $W2$ の間に現れる負の WI の積分値を NA とする．これらは計算機内で自動的に計算される．

2.3.3 Wave Intensityの計測点

WI は総頸動脈の頸動脈洞(総頸動脈が内頸動脈と外頸動脈に分岐する点)から 20[mm]心臓側に寄った点で計測する．これは頸動脈洞付近で発生する乱流の影響を避けることが目的である．

プローブは頸動脈の長軸断面（長軸とは，Fig. 2.10 のように血管に平行な断面を差す）が得られる姿勢，すなわち血管と平行とし，その断面が血管の中心を通る位置に正確に置く．長軸断面では血管の中心軸が B モード画像からは特定できない．血管の中心を通る断面を B モード画像で表示すると，血管壁に最も垂直に近い角度で超音波ビームが当たるため，血管壁の層状組織である内膜が描出される(Fig. 2.11)．動脈壁は外側から外膜，中膜，内膜の 3 層構造をなしており，超音波断層画像中では一般に外膜，内膜が高輝度(白色)，中膜が低輝度(黒色)で描出される．超音波ビームが血管壁に垂直に当たっていないと描出が不鮮明となり，一般に外膜しか描出さ

れない。このため、内膜が見えていれば超音波ビームが血管壁に垂直に当たっており、それは血管径が最大となる血管中心を捕らえていると、臨床ではみなしている [93]。これで Fig. 2.10 の並進 x, z 軸, 回転 y 軸が決まる。並進 y , 回転 x 軸については定めがなく、明瞭な画像を得るために検査者が異方向から観察したり、プローブを押しついたりすることができる。回転 z 軸は、前述の通り血管の B モード画像中での傾きが 10° となるように定める。

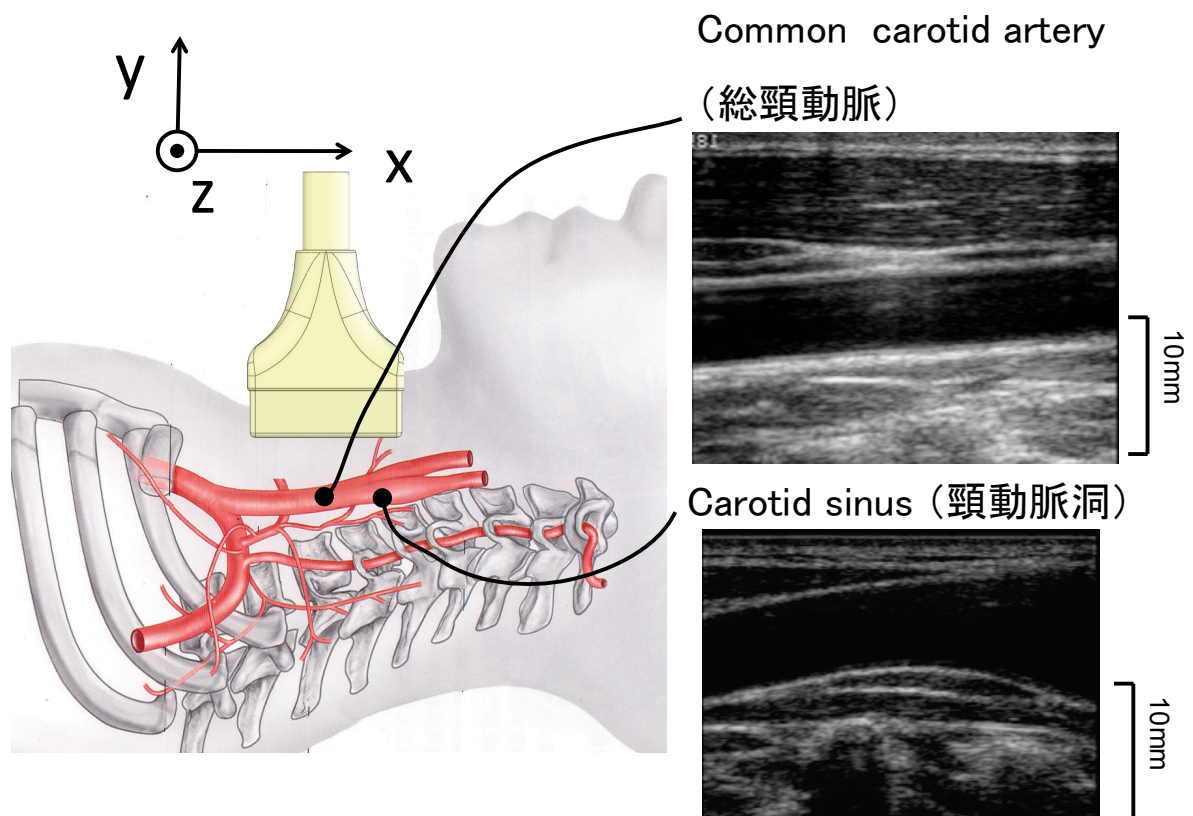


Fig. 2.10 WI is measured at the common carotid artery.

Intima(内膜) observation

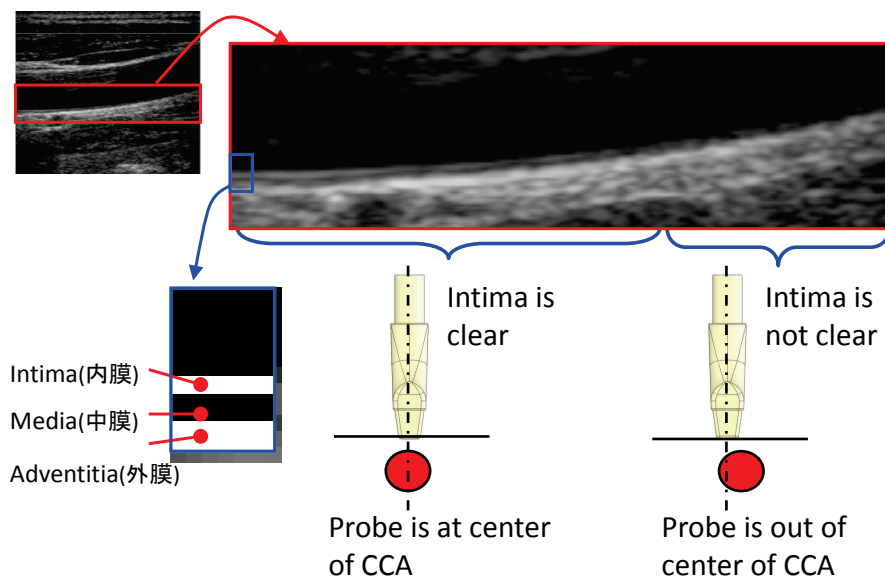


Fig. 2.11 The intima can be observed only when the probe is at the exact center of the carotid artery.

2.3.4 Wave Intensityの計測手順

本節では WI 計測のために必要な作業を説明する. WI 計測には多数の工程が存在する. 計測準備開始から, 計測終了までの全ての作業について, その詳細を時系列で以下に示す. Fig. 2.12 に実際の WI 計測の様子を示す.

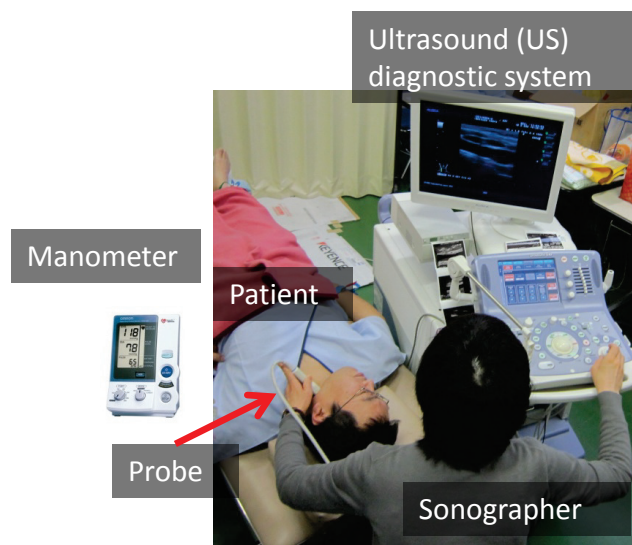


Fig. 2.12 The clinical set-up for WI measurement.

A. 準備

- 1) 患者を仰臥位でベッドに寝かせる。左頸動脈にプローブを当てやすい様に、顔は斜め右約 30° に向いてもらう（左頸動脈を計測する場合）
- 2) 患者を 10 分間安静にする。
- 3) 超音波診断装置の電源を入れる
- 4) 超音波診断装置で患者情報を入力する。
- 5) ECG 電極を患者に装着する。
- 6) 血圧計のカフを患者の腕に装着する
- 7) プローブまたは患者頸部にゼリーを塗る
- 8) プローブを使ってゼリーを頸部に広げる

B. プローブ位置決め

- 9) プローブを頸部にあて、B モードにて短軸を表示してなぞり、頸動脈のおおよその位置を把握する。短軸断面とは、血管を輪切りにした断面である。このとき狭窄がないか等の一般的な診断も行う。
- 10) 把握した頸動脈のおおよその位置を参考に、長軸断面を探して B モード画像中に明瞭に描出する。
- 11) B モード画像を見ながら頸動脈洞を探し、そこから 20[mm]心臓側の点が B モード画像の中心に位置するようにプローブを移動する。
- 12) 超音波診断装置を WI 計測モードに切り替える。WI 計測モードでは B モードと M モードの画面が左右に分かれて表示され、切り換えられるようになっており、B モード側をアクティブにする。Fig. 2.13 に WI モード時の画面を示す。
- 13) 超音波診断装置のコンソールパネルで、レンジ（拡大倍率）および ET ビーム角度を設定する。
- 14) B モード画像を見ながら、頸動脈が ET ビームと垂直になるようにプローブの傾きを調整する。
- 15) B モード画像を見ながら、内膜が明瞭に見えるようにプローブの位置を微調整する。
- 16) そのままプローブを保持する。

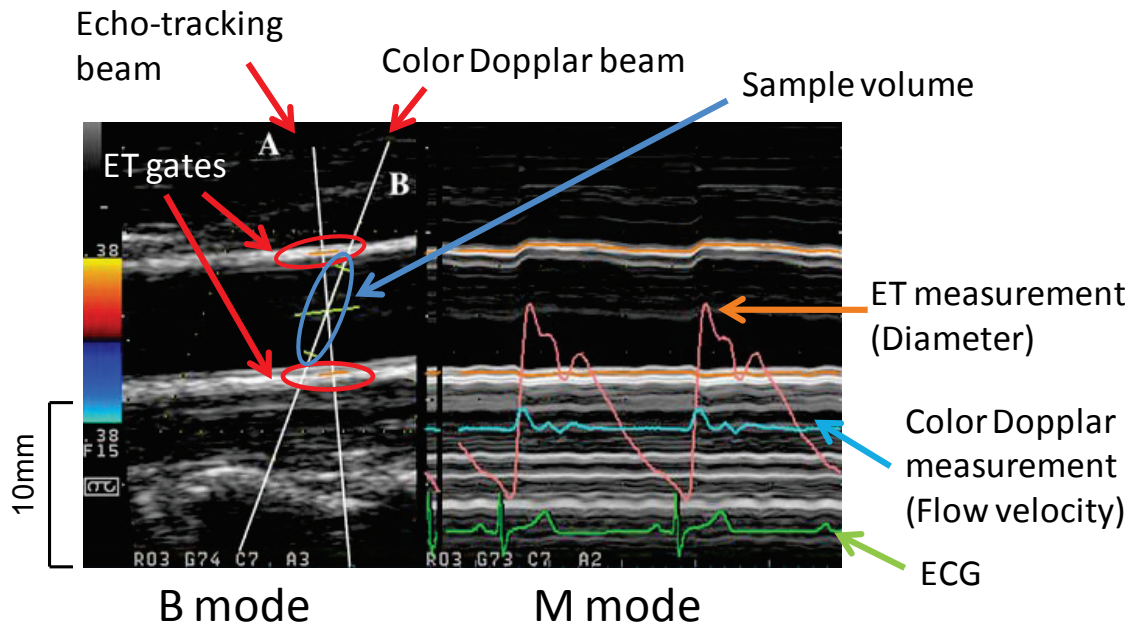


Fig. 2.13 An example of the display for WI mode[88].

C. 各種設定

17) 超音波診断装置のコンソールパネル上で B モード画像を見ながら，以下の操作をする

- a) カラー Doppler の計測領域（サンプルボリュームと呼ばれる）を，両血管壁に重ならない範囲で最大にする．
- b) カラー Doppler の計測レンジを，計測値が飽和しない最小レンジに設定する．
- c) ET のトラッキングゲート 2 つ（Fig. 2.13 左）をトラックボールで画像中の上下の血管壁の中膜-外膜境界にそれぞれ合わせる
- d) カラー Doppler のカラー表示に欠けが多くないかを確認し，欠けの少ない状態（色のりが良い，という）にする．欠けが多い場合は流速が正確に計測できていない可能性がある．

これらの作業中，内膜の明瞭度が低下したら再度プローブの位置を微調整する

18) M モード画面（Fig. 2.13 の右半分）に切り替える．

M モード画面には，ET ビーム線上の 1 次元の輝度情報を，横軸に時間を取って表示されている．右端まで来ると，再度左端に戻る．この画面に，ET ゲートの位置，血管径，流速，ECG が重畳表示され，輝度データと同期して画面左から右方向へスイープを続ける．

- a) カラー Doppler の計測レンジを，計測値が飽和しないレンジに設定する．飽和

している場合、Mモード画面に表示される流速のグラフ (Fig. 2.13 右, "Color Dopplar measurement") の頂点が欠けること、またカラードプラの色が赤から青 (またはその逆) に反転することから判定できる。

- b) Bモードと同様にカラードプラの色のりが悪くないかを確認する。
- c) プローブのずれにより血管壁の輝度の低下が発生すると Mモード上でそれが判定できるので、プローブの位置を微調整する。
- d) ET が安定的に血管壁に追従すると、拍動毎に均一な血管径波形 (Fig. 2.13 右, "ET measurement") が得られるが、そうならない場合は、均一な血管径波形が得られるまで ET のトラッキングゲートの位置およびプローブの位置を微調整する。プローブや患者が動いていたり、血管壁の輝度が下がったりすると ET が安定しない。

D. データ取得

ET 波形が拍動毎に均一になったら、そのまま 10 秒間プローブを保持する。

- 19) データ取得ボタンを押す。直前 10 秒間の ET, ドプラ, ECG データが保存される。
- 20) 血圧計の計測スタートボタンを押す。
- 21) プローブを患者から離す
- 22) WI 解析画面に切り替える (Fig. 2.9)
- 23) 超音波診断装置に最高最低血圧を入力し、記録したデータより、波形がなるべく均一な連続 5 心拍を選択。
- 24) WI 計算結果を保存する。

以上を要約すると、下記の通りである。

1. プローブを計測点に合わせる
2. 超音波診断装置のコンソールパネルにて多数の設定を行う
3. ET の波形が安定するまで ET ゲート, プローブ位置の微調整を行う
4. ET 波形が安定したら, データを記録し, 解析を行う

2.3.5 Wave Intensity計測の問題点

WI 計測の問題点は以下の通りである。

- a) 計測再現性が悪い
- b) 計測に時間がかかる

WI の各指標は前述の通り、他の計測では得られない有意義な心血管系の評価が得

られるものであるが、臨床の場で普及するためには、計測再現性を改善して信頼性を高めるとともに、医療コストに影響する計測時間を短縮する必要がある。

計測再現性の悪い理由は、測定点の範囲が非常に狭く、プローブを持つ手の動きおよび患者の動き、さらに拍動による頸動脈の動きによって計測中に測定点がずれてしまうことにあると考えられている。計測時間の長大化については、前述の通り計測の手順における必要な作業がもともと非常に多いことに加え、計測点が動くことにより ET が安定せず、これが安定するまでプローブの位置の微調整と ET ゲート位置設定のやり直しを繰り返す時間が長くなることが理由として考えられた。

2.4 Wave Intensity計測誤差モデルによる誤差要因の検討

WI 計測に誤差を生じる考えうる要因を列挙し、それぞれの要因が WI 値に与える誤差量の理論値をモデル化により求め、一部については実験を行って検証した。以下、要因を列挙し、対応する節番号を併記した。 D は径、 P は血圧、 U は流速を表す。

A. プローブのずれによる理論的な計測誤差	$D, dD/dt$	$U, dU/dt$
1) 血管中心からのプローブのずれ (Fig. 2.14 左)	2.4.1	2.4.2
2) 拍動による血管の動き (x 軸方向) (Fig. 2.14 左)	2.4.3	2.4.5
3) 拍動による血管の動き (y 軸方向) (Fig. 2.14 左)	2.4.4	2.4.6
4) ドプラ入射角ずれ (Fig. 2.14 中央)	N/A	2.4.7
5) ヨー軸の回転ずれ (Fig. 2.14 右)	N/A	2.4.8

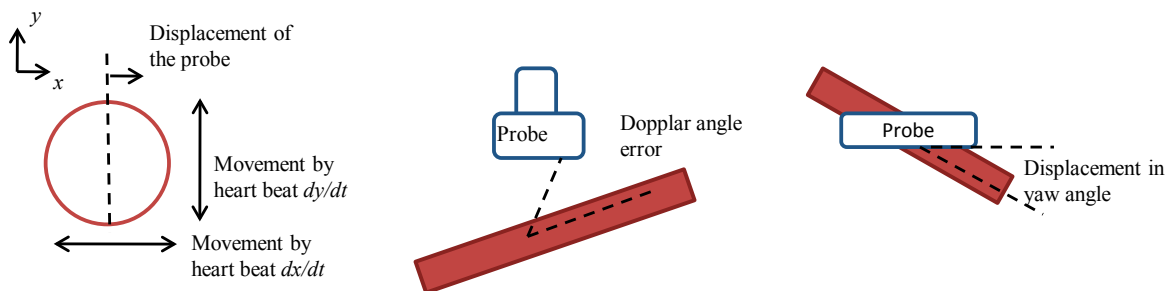


Fig. 2.14 Type of the displacements of probe.

ずれの種類について Fig. 2.14 に図示した。以上については、血管を円柱と仮定してモデル化し、ずれ量とそれが P , dP/dt , U , dU/dt に与える誤差の関係式を導き、通常起こりうる範囲のずれ量が通常の WI 計測誤差と比較してどの程度大きな誤差の要因となりうるかを検証した。

B. 計測が成り立たなくなる要因

上記の検討は血管径や流速の計測自体は正常にできているという仮定に基づくものであるが、プローブのずれが大きいと ET やドプラがうまく機能せず、そもそも正確な値を計れないことが多い。以下に、ノイズや計測ミスの発生要因を列挙した。

	$D, dD/dt$	$U, dU/dt$
6) ET ゲート飛び	2.4.9	N/A
7) ドプラビーム振り角度	N/A	2.4.10
8) VelRange(流速レンジ)	N/A	2.4.11
9) サンプルボリューム	N/A	2.4.12

C. その他のずれによる計測誤差

10) ET ゲート位置(内径/外径)	2.4.13	N/A
11) 計測点(頸動脈洞からの距離)	2.4.14	2.4.14
12) カラー Doppler 色のりと計測点深さ	N/A	2.4.16
13) プローブの押圧とカラー Doppler 色のり	N/A	2.4.17

これらそれぞれについて P , dP/dt , U , dU/dt の 4 つに与える影響を検討する。WI で使用するのは dP/dt , dU/dt の方で、 P , U は直接使用しないが、計測中に目視で観測できるのは P, U の方であるので、合わせて検討した。

2.4.1 血管中心からのプローブのずれ x による D , dD/dt への影響

血管中心から x だけずれた位置で ET を行った際に、観測される血管径 D および径変化 dD/dt の誤差を計算した。Fig. 2.15 に血管を円柱と仮定したモデルを示す。

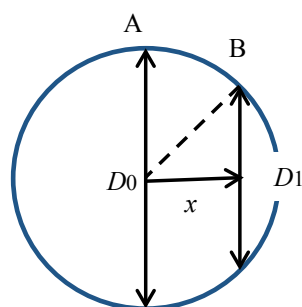


Fig. 2.15 The model for the effect of the displacement in x axis on the measurement of the diameter by ET.

本来の直径を D_0 とすると、中心から x だけずれたときに観測される直径 D_1 は次式で表される。

$$D_1 = 2\sqrt{\left(\frac{D_0}{2}\right)^2 - x^2} \quad (2.2)$$

誤差率 e は次式の通りである。

$$e = \frac{D_1}{D_0} - 1 = \frac{2\sqrt{\left(\frac{D_0}{2}\right)^2 - x^2}}{D_0} - 1 \quad (2.3)$$

次に、時間微分 dD_1/dt について検討するために、式(2.2)を D_0 , D_1 について時間微分する。

$$\frac{dD_1}{dt} = \frac{D_0}{2\sqrt{\left(\frac{D_0}{2}\right)^2 - x^2}} \frac{dD_0}{dt} \quad (2.4)$$

誤差率 e' は次式の通りである。

$$e' = \frac{dD_1/dt}{dD_0/dt} - 1 = \frac{D_0}{2\sqrt{\left(\frac{D_0}{2}\right)^2 - x^2}} - 1 \quad (2.5)$$

ずれ量 x に対する理論的誤差率を、式(2.3),(2.5)より求め、Table 2.1 に示した。一般的な血管径より $D_0=8.0[\text{mm}]$ とした。 e , e' はほぼ同一の値となった。内膜が消失しない短軸方向のずれは 0.5mm 程度であり、それ以上のずれはないと仮定すると、短軸方向ずれによる誤差は 1% 以下となる。従って、短軸方向にずれていることによる血圧波形 P および dP/dt への影響は小さいと言える。これは、従来考えられてきた、プローブが血管中心をとらえていないために観測される血管径の精度が悪化する、という仮説とは異なる結果となった。

Table 2.1 Diameter measurement error.

Displacement x [mm]	Error e ($D_0=8\text{mm}$)	Error e' ($D_0=8\text{mm}$)
0.0	0.0%	0.0%
0.1	0.0%	0.0%
0.2	-0.1%	0.1%
0.3	-0.3%	0.3%
0.4	-0.5%	0.5%
0.5	-0.8%	0.8%
0.6	-1.1%	1.1%
0.7	-1.5%	1.6%
0.8	-2.0%	2.1%
0.9	-2.6%	2.6%
1.0	-3.2%	3.3%

2.4.2 血管中心からのプローブのずれ x による $U, dU/dt$ への影響

計測点のずれによる流速への影響を検討するためには、血管内の流速分布がわかっている必要がある。そこで、まず流速分布を実測によって求め、その流速分布より計測点のずれによる流速計測値の理論的变化を求めた。

A. U についての検討

血管中心からのプローブのずれ量 x により観測される流速が変化するかを検討した。まず血管断面内での流速分布を求めた。WI モードでカラードプラのサンプルゲートを最少の 0.5 [mm] に絞り、長軸(垂直軸 y を測定)、短軸(水平軸 x を測定)の両方で、Fig. 2.16 の各点(直径の4分の1毎に設定)にてWIを5秒間計測し、得られた流速波形 U から5拍分を加算平均し、最大流速 U_{max} を求めた。短軸ではドプラ入射角が長軸での計測時と同じ 60 [deg] になるようにフリーハンドでプローブを傾けた。大雑把な計測ではあるが、おおよそ長軸と同様の値が得られた。

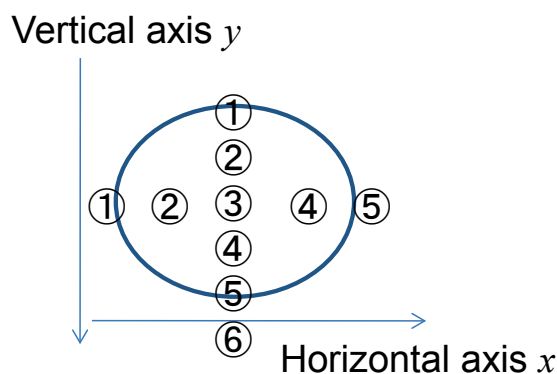


Fig. 2.16 Measurement point of the blood flow velocity.

結果を Fig. 2.17 に示す．水平軸では左右対称であったが，垂直軸では分布がやや後壁寄りであり，後壁の外側に若干はみ出していた．

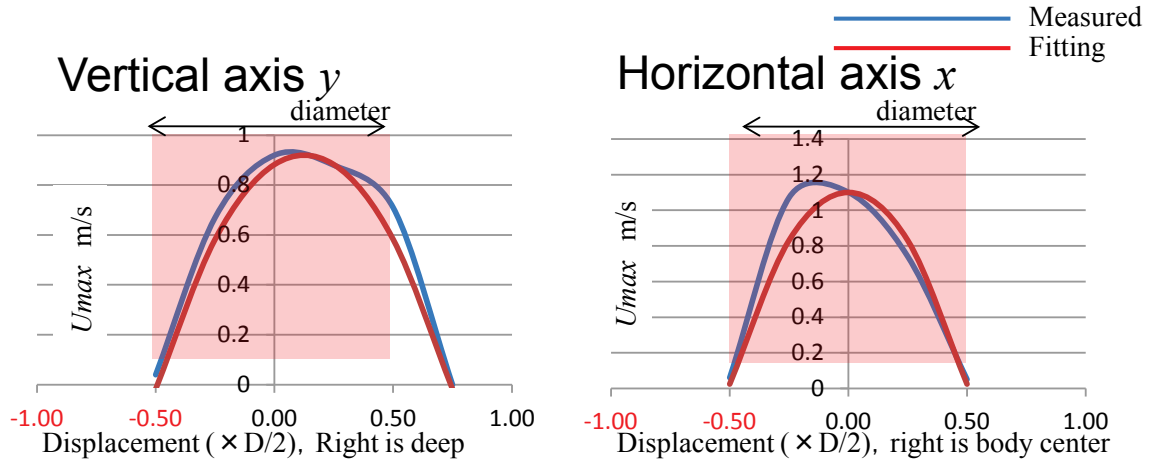


Fig. 2.17 U_{max} profile in the 1D cross section of the CCA, vertical axis (left), horizontal axis (right).

垂直，水平軸それぞれを放物線近似し，その放物線から 2 次曲面を得た．流速等高線を Fig. 2.18 に，2 次曲線近似式を式(2.6)，式(2.7)に，2 次曲面近似式を式(2.8)に示す．

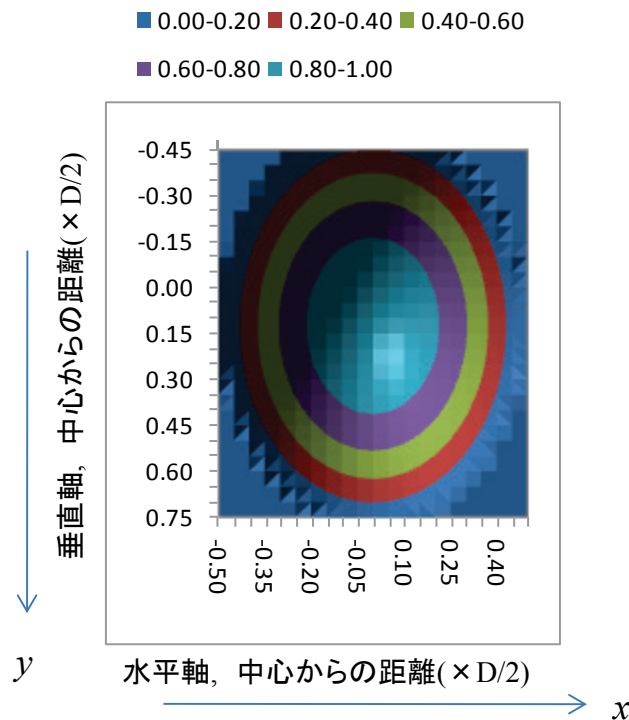


Fig. 2.18 U_{max} [mm] profile in the 2D cross section of the CCA.

2 次曲線近似式

$$U_{\max} = 0.92 - 4.3x^2, (y = 0) \quad (2.6)$$

$$U_{\max} = 1.1 - 2.4(y - 0.125)^2, (x = 0) \quad (2.7)$$

2 次曲面近似式

$$U_{\max} = 1.0 - \frac{x^2}{a^2} - \frac{(y - 0.125)^2}{b^2}, U_{\max} > 0, a = 1/\sqrt{4.3}, b = 1/\sqrt{2.4} \quad (2.8)$$

WI 計測で使うのは流速を垂直軸方向に積分してサンプルボリューム幅で割った平均流速である。2 次曲面より、各水平軸点における平均流速を求め、Fig. 2.19 に示した。中心点の流速からの誤差率を Table 2.2 に示す。例えば 0.7[mm]ずれて 6%の誤差となった。

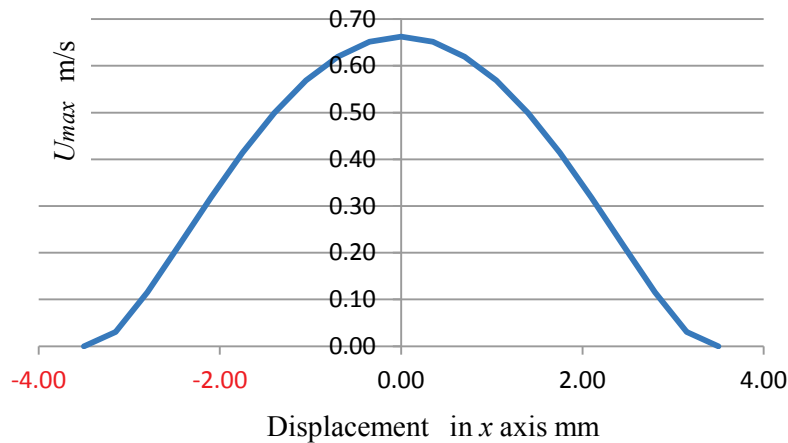


Fig. 2.19 U_{\max} profile averaged over vertical axis y .

Table 2.2 Displacement of the probe and U_{\max} measurement error.

Displacement in x axis [mm]	U_{\max} m/s	Error
-1.05	0.57	-14%
-0.70	0.62	-6%
-0.35	0.65	-2%
-0.00	0.66	0%
0.35	0.65	-2%
0.70	0.62	-6%
1.05	0.57	-14%

以上の検討結果を、被験者 1 名の実測にて検証した。内膜明瞭な長軸断面を注意深く得て、サンプルボリュームを血管径いっぱいに拡大し、WI モードで 5 拍を取得して加算平均した。次に、内膜がぎりぎり見えるか見えないかの状態になるようにプローブの位置を血管中心からずらし、同様のデータを取得し、これを 3 回繰り返した。結果、内膜明瞭時に比べ、内膜不明瞭時は流速が約 15%減少した (Fig. 2.21)。理論値よりもその程度は大きいですが、モデルと同様の傾向を確認した。

B. dU/dt についての検討

上記と全く同じ手順で、最大流速のかわりに最大 dU/dt を用いて 2 次元の分布を求めた (Fig. 2.20)。結果、断面の中央付近でフラットな分布となり、少々のはずれでは dU/dt は変化しない結果となった。被験者 1 名にて、サンプルボリュームを血管径いっぱいに拡大して実測した結果を Fig. 2.22 に示す。 U と異なり、 dU/dt の場合は計測点のずれの影響を受けない結果となった。

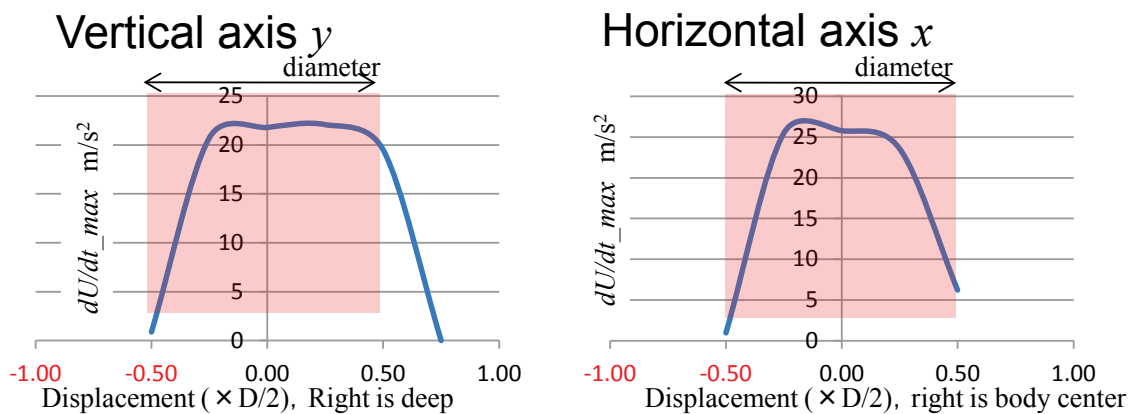


Fig. 2.20 dU/dt_{max} in the 1D cross section of the CCA.

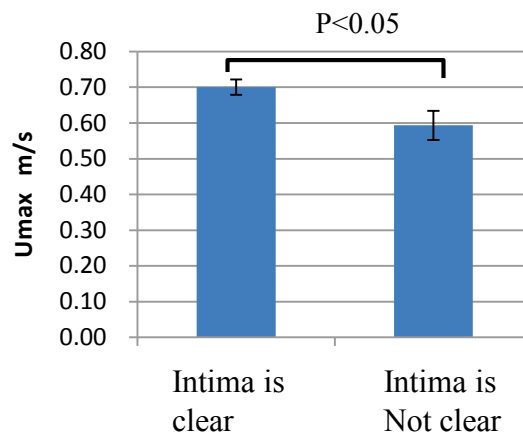


Fig. 2.21 U_{max} actual measurement.

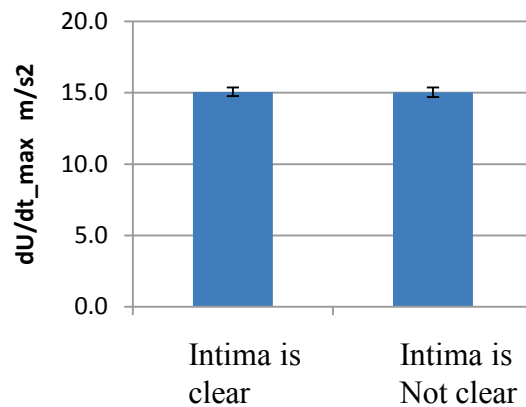


Fig. 2.22 dU/dt_{max} actual measurement.

以上より，径 D も流速 U も，微分した場合はプローブの血管中央からのずれによる影響をさほど受けない，という結果となった．ただし，以上の検討は計測が成立していることが前提であり，プローブのずれによるノイズ増大，計測失敗などの影響については別途検討する．

C. WI 測定値への影響

血管中心からプローブが 0.5,1.0[mm]ずれたときの WI 測定値への影響を被験者 3 名で調べた．

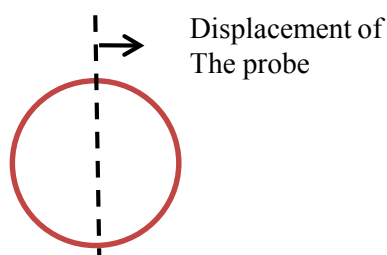


Fig. 2.23 Displacement of the probe.

・実験内容

ロボットで WI を計測した．

被験者 3 名(age22-26, 健常男性)

計測点

- ①内膜が明瞭な長軸断面

②そこからプローブを 0.5[mm]ずらした地点

③同じく 1.0mm ずらした地点

計測順 ①→②→③→①→②→③→①→②→③

①②③それぞれ 3 回の平均と SD を求め, Fig. 2.24 にプロットした.

血圧測定は 1 回のみとした.

プローブの移動距離はロボットへの指令値とした.

・結果

測定地点による WI 各指標への明瞭なバイアスは確認されなかった (測定誤差の方が大きい).

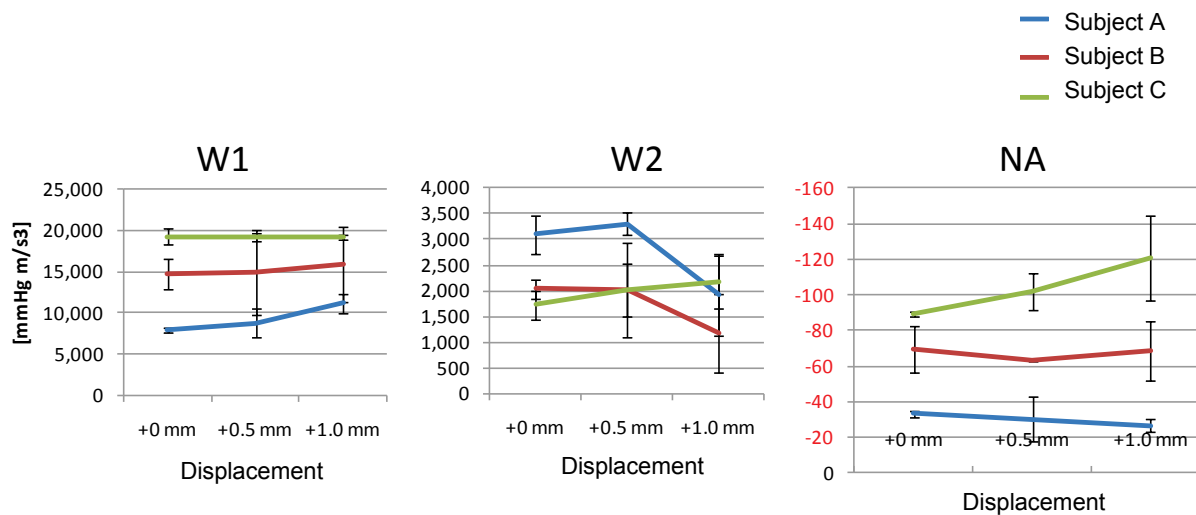


Fig. 2.24 WI actual measurement from 3 subjects.
(W1:1st Peak, W2:2nd Peak, NA:Negative area)

2.4.3 拍動による血管の動きの dD/dt への影響 (x軸方向)

前節までは静的なずれについての検討であったが, 本節では血管の移動を伴う動的なずれについて検討する. そもそも ET 中に拍動による短軸方向の動きが大きいと, トラッキングゲート飛びが起きる可能性が高いが, トラッキングは正常にできたとして, 観測される dD/dt がどの程度変化するかを検討した. 2.4.1 節と同様のモデルにて, x を時間 t の関数として, トラッキング位置が速度 $v=dx/dt$ で移動する際の dD/dt に与える影響を計算した.

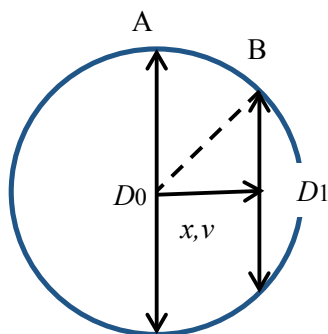


Fig. 2.25 The model for the effect of the artery movement in x axis on the measurement of the diameter by ET.

血管の移動速度 v により発生する理論的な dD/dt を求める。本来の直径を D_0 とすると、 x だけずれたときの直径 D_1 は式(2.2)と同様に次式となる。

$$D_1 = 2\sqrt{\left(\frac{D_0}{2}\right)^2 - x^2} \quad (2.9)$$

この時間微分をとると次式となる。

$$\frac{dD_1}{dt} = \frac{-2x}{\sqrt{\left(\frac{D_0}{2}\right)^2 - x^2}} v, \quad v = \frac{dx}{dt} \quad (2.10)$$

Table 2.3 How much the movement velocity of the artery by heart beat changes the measurement of dD/dt , W1,W2.

Displacement x [mm]	Change in dD/dt ($\times v$)	Measurement Error ($v=3.4\text{mm/s}$)	
		W1	W2
0.0	0%	0%	0%
0.1	-5%	-3%	-4%
0.3	-15%	-10%	-13%
0.5	-25%	-16%	-21%
1.0	-52%	-33%	-43%

上式より、プローブの血管中心からのずれ x が大きいほど、拍動動き速度 v による影響が大きいことが分かる。

$D_0=8.0$ [mm]のとき、拍動動き速度 v の何%が dD/dt に変換されるかを計算し Table

2.3 の 2 列目に示した．実際の拍動動き速度 v は 18 名の被験者より計測した最大値が 3.4[mm/s]であった（計測方法は後述）．一方で，比較すべき dD/dt として比較的値の小さい W2 の時の dD/dt を選ぶと，同被験者の平均で 2.6[mm/s]である．ずれ x が 0.3[mm]のとき， dD/dt は本来の値より $0.15v=0.51$ [mm/s]だけ変化することになり，これは約 21%の誤差に相当する，影響は比較的大きいことが示唆された．W1 の場合の比較すべき dD/dt を W1 周辺で表れる dD/dt_{max} とし，同被験者群の平均 5.3[mm/s]を適用して Table 2.3 に示した．

拍動動きによる血管の短軸方向ずれ計測

本節および次節以降の検討において，血管の拍動による移動量，移動速度等のデータが必要になる．そこで短軸の拍動による移動量を，B モード画像の録画データより計測した．最初のフレームにおける血管断面をテンプレートとするマッチングによってその後の位置を検出する．少ない場合 2 ピクセル程度の移動しか観察されないため，サブピクセル推定を行い，実数で位置を検出した．サブピクセル処理の概要は Fig. 2.26 に示す．マッチしたピクセルおよびその前後 2 ピクセルにおける相違度を図のようにプロットし，この 3 点を通る放物線を求め，その頂点を検出位置とするものである．

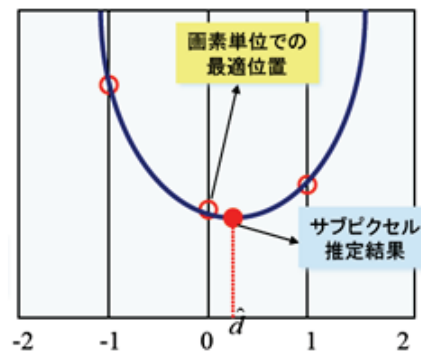


Fig. 2.26 The principal of the subpixel estimation.

頸動脈短軸の拍動による移動の例を Fig. 2.27 に示す．なお 1 ピクセルは約 0.1[mm]である．移動速度を平滑化微分[92] で，さらにその平滑化微分で加速度を求めた．18 名の被験者よりロボットで保持したプローブで短軸の動画を記録した．その動画を用い，5 秒間の移動距離，最大速度，最大加速度を測定した．結果を Table 2.4 に示す．

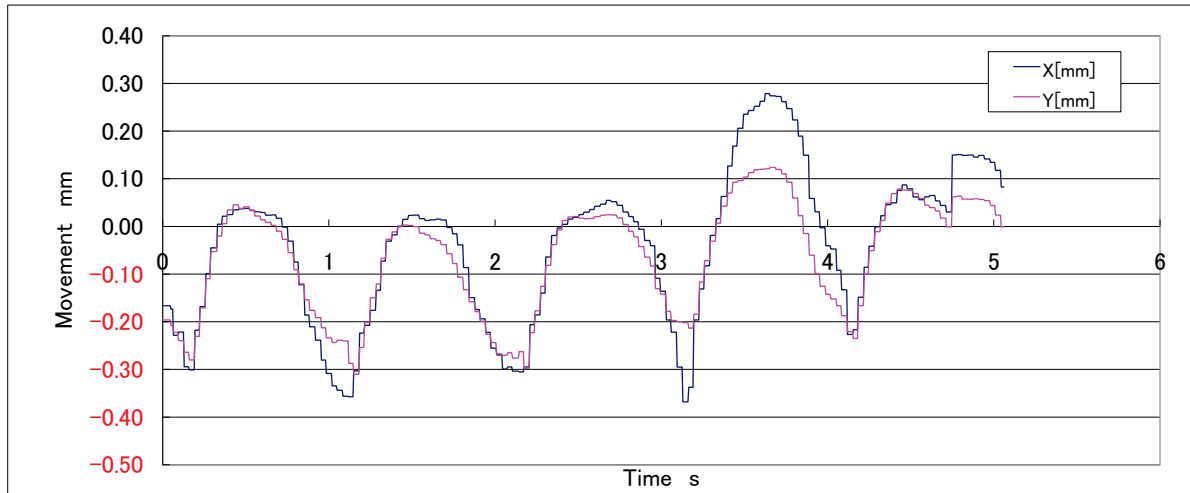


Fig. 2.27 Example of the movement of the artery caused by the heart beat.

Table 2.4 Movement of the artery, measurement results.

n=18	Max. velocity mm/s		Max. acceleration mm/s ²		Max. Distance mm	
	x	y	x	y	x	y
Max.	3.4	2.1	85	50	0.74	0.62
Avg.	1.9	1.2	37	21	0.40	0.32
SD	0.9	0.4	19	10	0.18	0.13

2.4.4 拍動による血管の動きの dD/dt への影響 (y軸方向)

鉛直方向への血管の拍動動きの影響については、ET が正常にできていれば無いものと考えられる。

2.4.5 拍動による血管の動きの dU/dt への影響 (x軸方向)

拍動動き速度 v およびその加速度が U , dU/dt に与える影響を検討した。まず短軸水平方向 x への動きモデルを Fig. 2.28 に示す。プローブと血管が完全に平行になっている場合は影響を受けない。

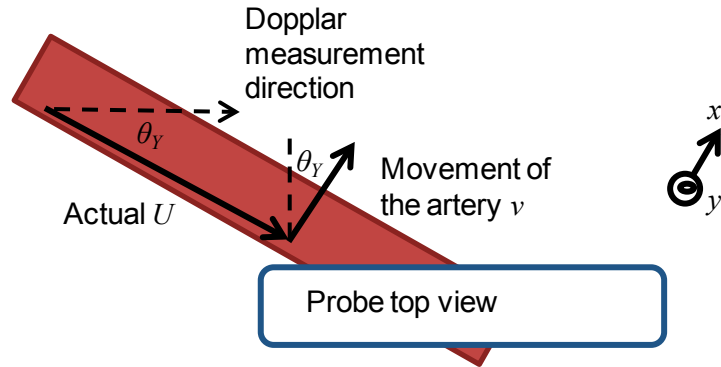


Fig. 2.28 The model for the artery movement by the heart beat (in x axis) and its effect for the Doplar sonography.

実際の血流速を U 、拍動動きが無い時の検出方向血流速を U_1 、拍動動きが有る時の検出方向血流速を U_2 とすると、下記が成り立つ。

$$U_1 = U \cos \theta_Y \quad (2.11)$$

$$U_2 = U_1 + v \sin \theta_Y \quad (2.12)$$

両辺の微分を取ると、次式が求まる。

$$\frac{dU_2}{dt} = \frac{dU_1}{dt} + \frac{dv}{dt} \sin \theta_Y \quad (2.13)$$

すなわち、プローブと血管のヨー軸が θ_Y だけずれている時、 U および dU/dt はそれぞれ v および dv/dt に $\sin \theta_Y$ を乗じた分だけ変化する。

A. U に与える影響

被験者 22 名より実測した血流速最小値 U_{min} の平均は、0.107[m/s]、一方でそのうち 18 名より実測した x 方向の血管の拍動動き速度 v は最大でも 0.0034[m/s] である。 $\theta_Y = 5[\text{deg}]$ として U のずれ量は、0.28% となり、無視できるほど小さい。

B. dU/dt に与える影響

同 22 名より実測した W2 時の dU/dt 平均は、6.6[m/s²]、一方で dv/dt は最大でも 0.085[m/s²] である。 $\theta_Y = 5[\text{deg}]$ として U のずれ量は、0.11% となり、無視できるほど小さい。 $\theta_Y = 20[\text{deg}]$ としても、ずれ量は 0.5% 程度である。

2.4.6 拍動による血管の動きの dU/dt への影響 (y軸方向)

前節の検討を短軸垂直方向 y について検討した. 式の出については前節と全く同じであり, θ_y を $60[\text{deg}]$ に置き換えた状態と等しい.

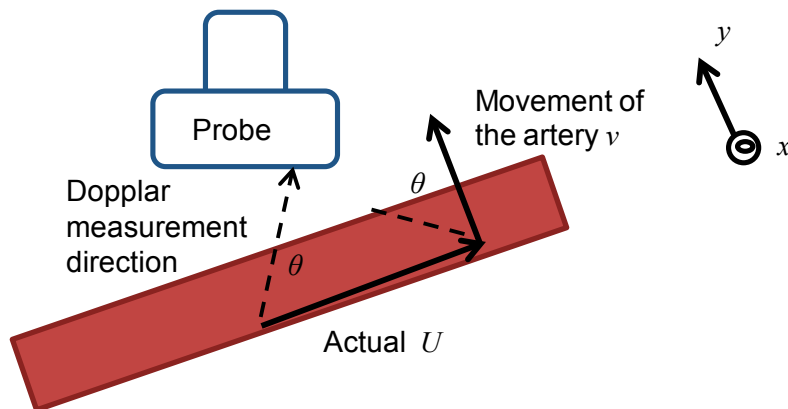


Fig. 2.29 The model for the artery movement by the heart beat (in y axis) and its effect for the Dopplar sonography

$\theta=60[\text{deg}]$, $v, dv/dt$ を x 軸から y 軸に変更して, 前節と同様に計算すると U に与える誤差率が 1.7% , dU/dt に与える誤差率が 0.66% となり, 依然影響は小さい.

2.4.7 ドプラ入射角度ずれ

ドプラで検出する速度は血流速度のドプラビーム方向成分 V であるので, ドプラビームと流速方向のなす角度 θ で補正して, 血流方向の流速を $U=V/\cos\theta$ として求めている. 超音波診断装置内での設定値 θ_{ref} と, 実際の超音波ビームと血管のなす角度が一致しないと流速計測値に誤差が発生する. ずれを $\Delta\theta$ とすると誤差を含む流速は $V/\cos(\theta+\Delta\theta)$ である. $\theta=60[\text{deg}]$ のときの $\Delta\theta$ と誤差の関係を Table 2.5 に示す.

Table 2.5 Error in Dopplar angle and the mesasurement error of U .

$\Delta\theta$ deg.	Error %
0	0%
1	3%
2	6%
3	9%
4	12%
5	15%
6	19%
7	22%

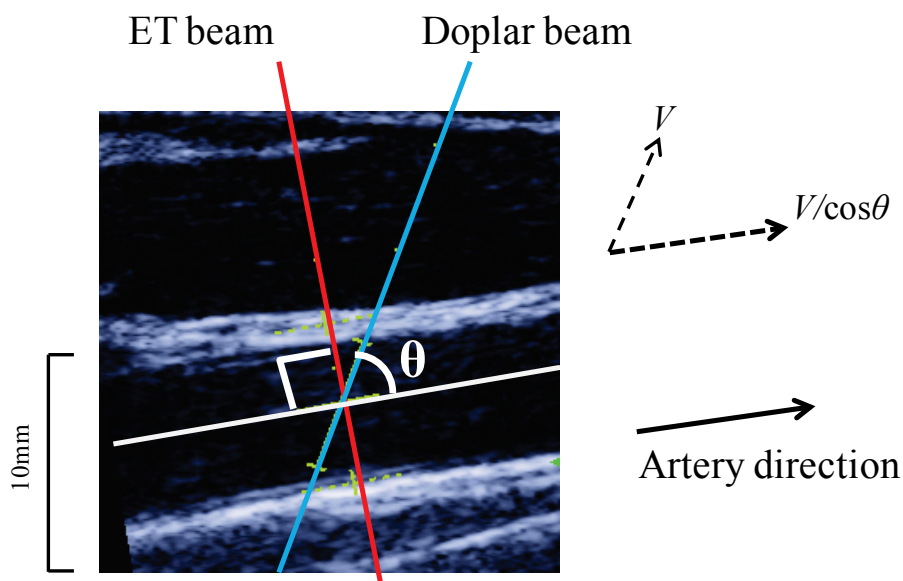


Fig. 2.30 The angle of the ultrasound beam for color Dopplar and ET.

僅か 3deg のずれで流速に 9%の大きな誤差が発生することになり、影響は大きい。 θ が 60[deg]を超すと $\Delta\theta$ による計測誤差が急激に大きくなる。一般にドプラエコー検査の時には $\theta \leq 60[\text{deg}]$ とするのが良いと言われている[81]。以上の検討は dU/dt についても同様である。

ドプラ入射角設定値と、実際の入射角のずれによる WI 測定値への影響を被験者 3 名で調べた。ずれの生成はプローブを回転させる代わりに超音波診断装置側の設定角度 θ_{ref} を変更した。内膜が明瞭な長軸断面を得て、ドプラ入射角が 60[deg.]になるようにロボットでプローブを固定した後、プローブ不動のまま超音波診断装置のツマミを回して流速検出方向を +5[deg.], +10 [deg.]に変更して WI を測定した。これを 3 回繰り返して、それぞれ 3 回の平均と標準偏差を求め、Fig. 2.31 にプロットした。結果、WI において、ずれとともに WI 値が増大する明瞭な傾向が確認された。これはモデルによる仮説 (Table 2.5) を裏付けるものである。

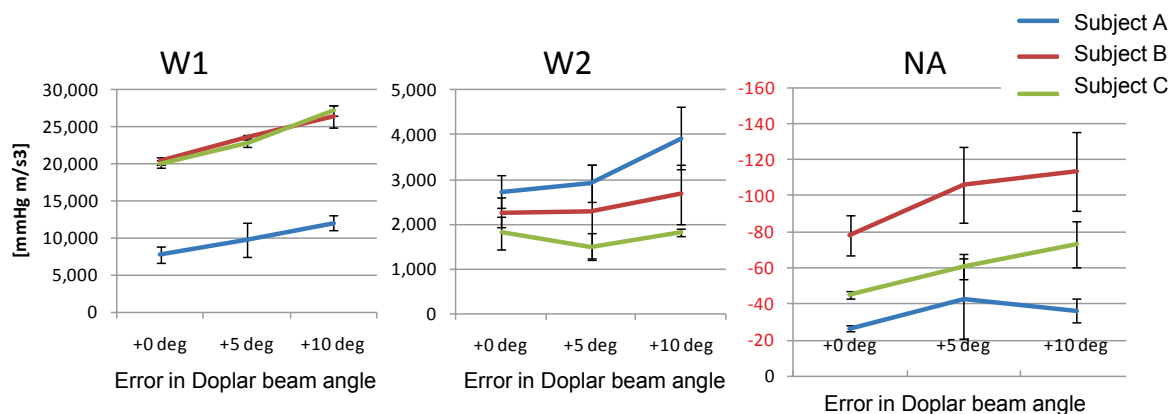


Fig. 2.31 Effect of the error in Doplar beam angle on measurement of the WI

Fig. 2.32 に U_{max} , dU/dt_{max} の計測結果を示す。W1 と同様の傾向が見られた。

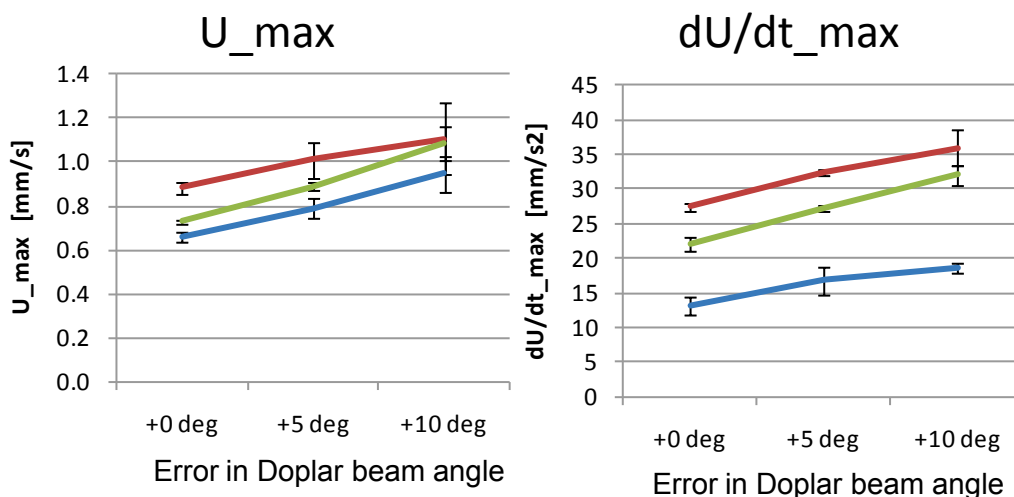


Fig. 2.32 Effect of the error in Doplar beam angle on measurement of U , dU/dt .

ET ビームが血管壁に精度よく垂直にあたっていれば自動的にドプラ角度は血管軸方向を向くため、ドプラ角度の調整は基本不要である。ET ビームを血管壁に垂直に当てるのは、高輝度で明瞭な血管壁画像を得るためにも重要である。よってツマミで設定角度 θ_{ref} を変更してしまうのではなく、プローブの当て方を調整して $\Delta\theta$ を無くすようにするのが良いと考えられる。

2.4.8 ヨー軸の回転ずれ

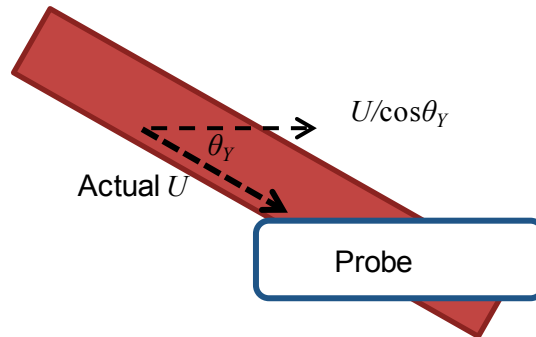


Fig. 2.33 Error in Yaw angle between the Probe and artery.

プローブが血管と平行になっていない時も同様にドプラ計測誤差が発生する。本来の流速を U とすると誤差は $U/\cos\theta_Y$ であり、 dU/dt についても同様に $1/\cos\theta_Y$ だけ変化する。Table 2.6 に誤差率を表記した。ずれ 10[deg] までは流速でせいぜい 1% の誤差であり、10% のヨー軸周りずれがあれば目視でわかる程度なので、あまり問題とならない誤差と考えられる。

Table 2.6 $U, dU/dt$ measurement error by Yaw angle.

θ_Y deg.	Error %
0	0.0%
2	-0.1%
4	-0.2%
6	-0.6%
8	-1.0%
10	-1.5%
12	-2.2%
14	-3.1%
16	-4.0%
18	-5.1%
20	-6.4%

血管にプローブが沿っていない (Fig. 2.33 の Yaw 軸ずれが 5[deg.], 10[deg.]) ときの WI 測定値への影響を被験者 3 名で調べた。ロボットでプローブを把持し、内膜が明瞭でプローブと血管が同一平面に収まるように長軸断面を得て固定する。そこからプローブを Yaw 軸周りに 5 [deg.], 10 [deg.] 回転させて、内膜が明瞭になるように微調整し、それぞれの断面で WI を計測した。これを 3 回繰り返す、それぞれ 3

回の平均と標準偏差を求め、Fig. 2.34 にプロットした。プローブの Yaw 軸回転角はロボットへの指令値とした。結果、ずれによる WI 各指標への明瞭なバイアスは確認されなかった（測定誤差の方が大きい）。

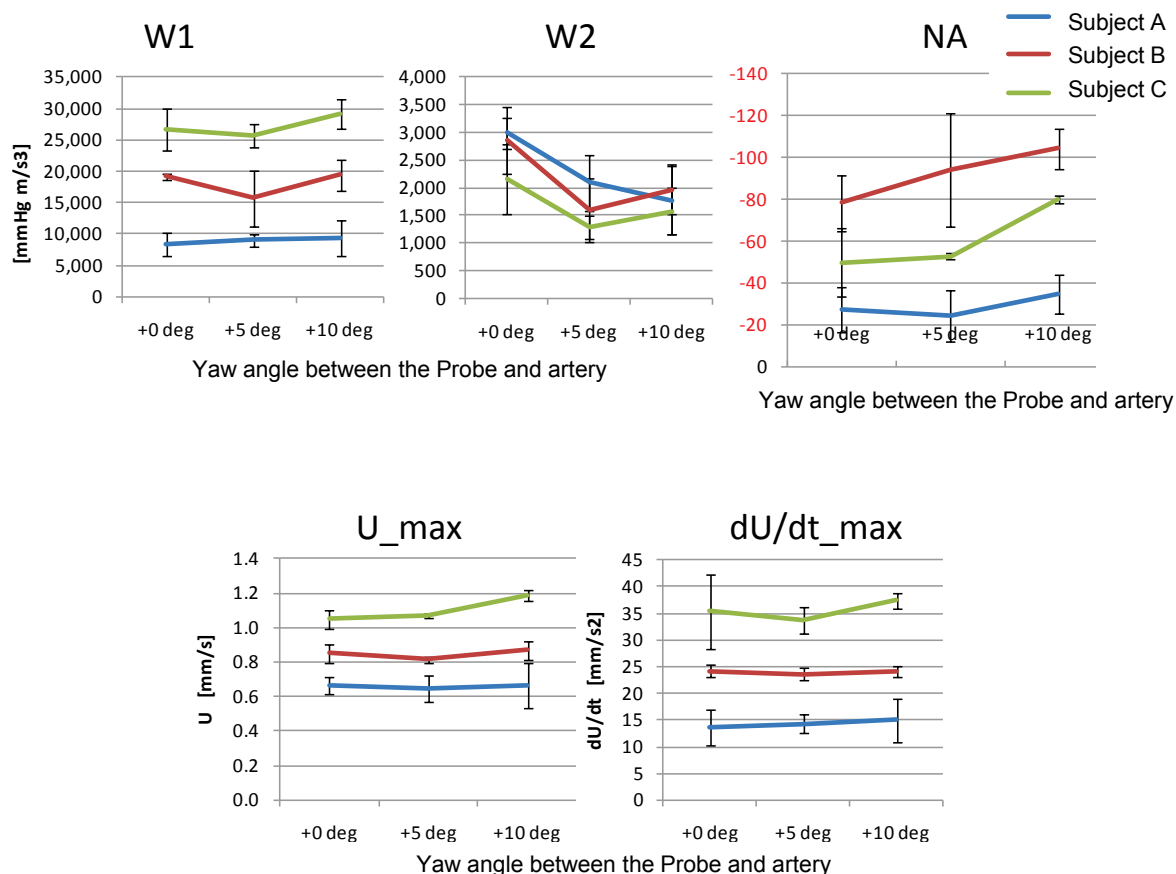


Fig. 2.34 Effect of the Yaw angle between the Probe and artery on measurement of U , dU/dt , WI

2.4.9 ET のトラッキングゲート飛び

WI 測定に時間がかかる一つの要因は、血管径波形がなかなか安定しないことがあり、試行錯誤で ET のトラッキングゲート位置を変えてみる必要があることである。これは ET のトラッキングポイントの「飛び」が起きているからである。この飛びが画面上で見えない程度に発生すると、WI 計測誤差につながる。

短いパルス波を照射して得られる反射波を横軸に時間をとってプロットすると、遠い組織からの反射波は遅く帰ってくるため、深さ方向 1 次元の組織プロファイルが得られる。この反射波波形のあるひとつのゼロクロス点を追従することで、ET が行われる。

まず、組織の深さ方向(拍動による)動きが早すぎて、飛びが起きる可能性について

検討する．体内での音速 1530[m/s]，超音波周波数 10[MHz]より波長 $\lambda=0.153$ [mm]である．Fig. 2.35 のように波長の 1/4 (=隣のゼロクロス点までの距離の 1/2) の移動が 1 サンプルタイム内で起きると，飛びが起きる．サンプルタイム (ST) 1[ms]よりトラッキング対象物の許容速度は $\lambda/4 \times (1/ST)=38$ [mm/s]となる．

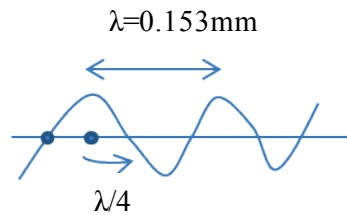


Fig. 2.35 ET tracking point and the sound wave

被験者 22 名より計測した dD/dt の最高は 11.9[mm/s]，平均は 5.3[mm/s]であった．これは前後壁の相対速度であるが，前壁を動かないものと仮定する（プローブを押しつけた時などにありうる）．結果，約 3 倍の安全率があり，拍動速度による飛びが起きることは考えにくい．

次に，組織の深さ方向と垂直，すなわち，プローブや患者の微動や血管の拍動ずれが ET に与える影響を検討する．このようなずれは，ET ビームライン上の組織プロファイルの変化を招き，反射波波形が変化することにより飛びが起きると予想される．反射波波形のシミュレーションにより飛びの起こる様子を検討してみた．

送信パルス波は，サイン波，周波数一定(10[MHz])，1 波長，振幅は中央が 1，両端がゼロになるよう $[0-\pi]$ 間の三角関数で補正した(Fig. 2.36 左)．反射物となる模擬組織を 1[μm]の 1 次元メッシュで作成し，各メッシュに反射率を格納した．全てのメッシュより反射パルス波を作成し，時間をずらしながら振幅を合計し，合成波形を作成した(Fig. 2.36 中央)．模擬組織は，幅 10[μm]の三角波を 12 点，振幅を適当に散らばせて作成し，そのうち半分を移動できるようにした．組織全体が並行移動する場合は反射波波形も平行移動するだけであるが，組織プロファイルが変わると反射波波形が連続的に変化し，波の出滅が起きる．

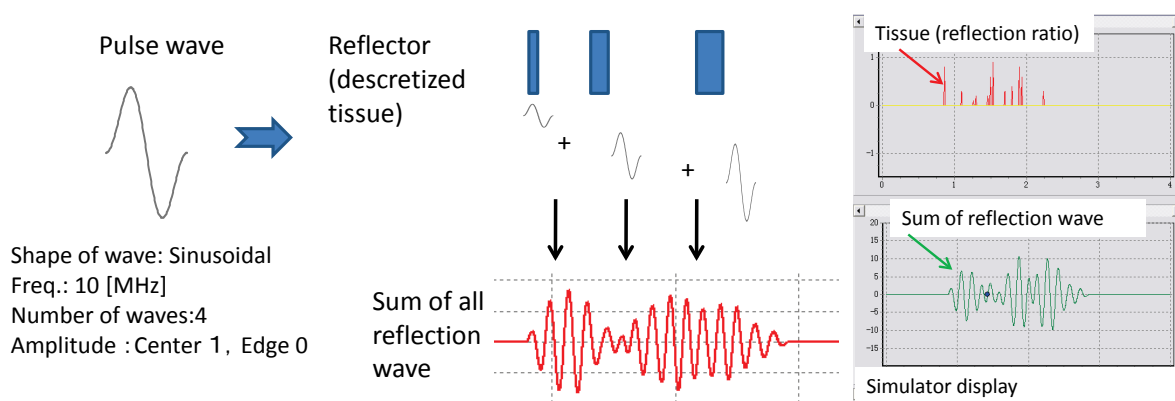


Fig. 2.36 Simulation of the refraction wave

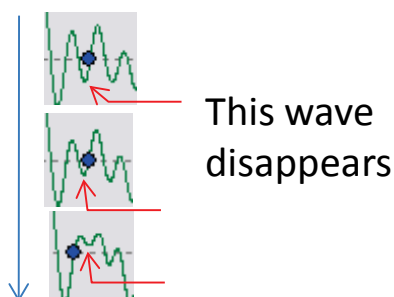


Fig. 2.37 How ET tracking point jumps

組織プロファイルの変化に伴い、波の頂点がゼロレベルを跨ぐことが観察された。Fig. 2.37 にその様子を示す。このときトラッキングポイントが隣の山に移る。移動量は隣の山の高さによるが、最大で $\lambda/2 = 0.07[\text{mm}]$ となり、拍動による径変化 $0.2\text{-}0.8[\text{mm}]$ の10-30%に相当する。瞬間的な径変化は dP/dt 波形の正負が突然入れ替わる効果を持ち、W1,W2,NAの近辺でこれが起きるとその計測は失敗となる。また、山の消失に至らなくても、波形の変化によりトラッキングポイントが高速に移動することが観察された。これはP波形の安定を妨げる。山の消失は、複数の反射波が合成されている付近（高輝度領域の内側）で起きやすく、低輝度領域との境目（エッジ）で起きにくい。また、血管壁がまだら模様を描出されている部分は患者の動きにより輝度プロファイルが変わりやすいため、飛びが起きやすい。血管壁の輝度が不均一に描出されるのは、輝度の低い時が多く、ETビームを血管壁にできるだけ垂直に当てて高輝度に描出することが重要と考えられる。

以上より、下記が示唆された。

- 組織プロファイルの変化が反射波の山の消失をもたらし飛びが起きる
- 血管壁をなるべく高輝度に描出する方が飛びが起きにくい。

- ・血管壁の高輝度部位の中央よりエッジの方が飛びが起きにくい。

2.4.10 ドプラビーム振り角度

ドプラの方向は血管となす角度を 60 [deg]以下に納めるよう、鉛直方向から Fig. 2.38 の θ_s だけ角度を付けている。この角度を変化させてカラードプラの「色のり」を調べたところ、15-20[deg]の間以外は色のりが悪くなることが観測された。WI 計測の熟練者である医師も同じく、15-20[deg]の間が良いとコメントしている。なお、ドプラビーム方向をこの範囲に設定すると、ET ビーム方向は 10-15[deg]となり、15[deg]は難しいので自動的に 10[deg]が最適となる。

この範囲以外に設定しないよう、マニュアル等で対応することが考えられる。

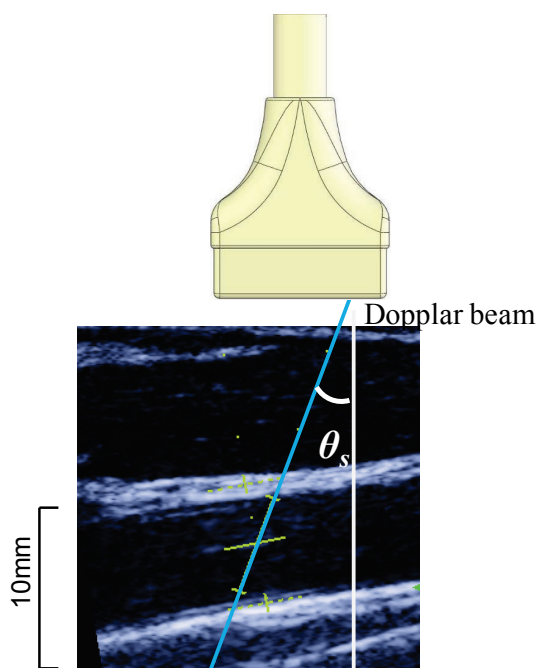


Fig. 2.38 The angle of the Dopplar beam

2.4.11 VelRange (流速レンジ)

カラードプラを利用するときは血流速の計測レンジ設定を被験者によって変える必要がある。設定が小さいと折り返しと呼ばれる飽和が発生し、逆に設定が大きいと微小流速がゼロに貼りついてしまう。設定忘れを無くすよう、マニュアル等で対応することが考えられる。

2.4.12 サンプルボリューム

サンプルボリュームとは、カラードプラによる血流速計測の平均をとる範囲のことであり (Fig. 2.13), 血管の中心と血管壁付近の異なる流速をなるべく広くカバーするように血管径一杯に設定する. 設定が小さいと U 波形にノイズが乗り, $W2$, NA など微小なピークをつぶしてしまう. 設定忘れを無くすよう, マニュアル等で対応することが考えられる.

2.4.13 ETトラッキングゲートの位置

経験上, および前述の反射波シミュレーションより ET ゲートは高輝度部位のエッジに設定するのが良い. 血管壁は厚みをもった高輝度域として描出されることが多い. よって, 前後壁それぞれに2つのエッジがあり, その選択により dP/dt 値に影響が出るかを検討した. なお, 内膜上でもトラッキングできるが, 内膜は出滅しやすいので, ここに合わせるのは得策ではない. 血管断面を Fig. 2.39 のように定義し, 断面積 S は径の伸縮によらず一定と仮定する. D_o は外壁の最小径, D_i は内壁の最小径, S は壁の面積 (定数), x_o は外壁径の変化量, x_i は内壁径の変化量である.

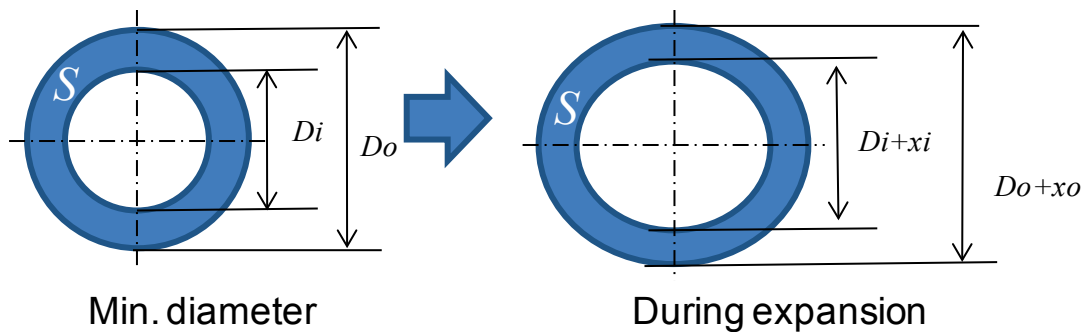


Fig. 2.39 Definition of the diameter of inner/outer sides of the artery wall.

内径と外径の速度の関係式を導出する. 断面積 S が一定である条件より,

$$S = \frac{\pi}{4} (D_o^2 - D_i^2) = \frac{\pi}{4} ((D_o + x_o)^2 - (D_i + x_i)^2) \quad (2.14)$$

x_o について解いて,

$$x_o = -D_o + \sqrt{D_o^2 + x_i^2 + 2D_i x_i} \quad (2.15)$$

両辺を微分して,

$$\frac{dx_o}{dt} = \frac{x_i + D_i}{\sqrt{(x_i + D_i)^2 + (D_o^2 - D_i^2)}} \frac{dx_i}{dt} \quad (2.16)$$

これを次式により dP/dt についての式に直す.

$$\frac{dP_o}{dt} = \frac{\Delta P}{\Delta D_o} \frac{dx_o}{dt} \quad (2.17)$$

$$\frac{dP_i}{dt} = \frac{\Delta P}{\Delta D_i} \frac{dx_i}{dt} \quad (2.18)$$

但し, ΔD_o は外径の最大径, 最小径の差, ΔD_i は内径の最大径, 最小径の差, ΔP は最高, 最低血圧の差である. ここで, ΔD_o は ΔD_i で表せて,

$$\Delta D_o = \sqrt{D_o^2 + x_i^2 + 2D_i x_i} - D_o = \sqrt{D_o^2 + \Delta D_i^2 + 2D_i \Delta D_i} - D_o \quad (2.19)$$

となる. 速度変化率は(2.18), (2.19), (2.20)より, 以下となる.

$$\begin{aligned} \therefore \frac{dP_o}{dt} / \frac{dP_i}{dt} - 1 &= \frac{\Delta D_i}{\Delta D_o} \frac{dx_o}{dt} / \frac{dx_i}{dt} - 1 \\ &= \frac{\Delta D_i}{\sqrt{D_o^2 + \Delta D_i^2 + 2D_i \Delta D_i} - D_o} \frac{x_i + D_i}{\sqrt{(x_i + D_i)^2 + (D_o^2 - D_i^2)}} - 1 \end{aligned} \quad (2.20)$$

内径 $D_i=7.0$ [mm], 外径 $D_o=8.8$ [mm] (1 被験者より実測), $\Delta D_i=0.9$ [mm] (22 名から得た最大変位)のときの速度変化率(dP/dt の誤差%)を Fig. 2.39 に示す. せいぜい 1-2% の差であり, トラッキングポイントの選択による計測誤差への影響は少ないことが示唆された.

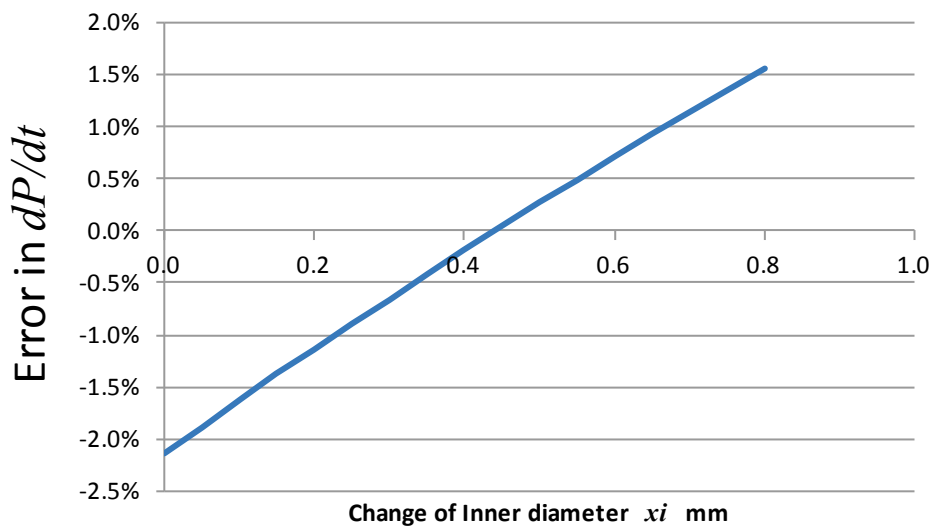


Fig. 2.40 The difference of dP/dt between the measurement in outer and inner wall.

2.4.14 計測点（頸動脈洞からの距離のずれ）

計測点の基準である「頸動脈洞(Sinus)から 20mm」がずれていたときの影響を被験者4名で実測した。ロボットでプローブを固定し、頸動脈洞から 20mm 地点を中心とし、長軸方向に①0mm, ②+10mm (心臓方向), ③-10mm (末梢方向) ずらした3点での WI 計測を, ①②③の順に3周行った。それぞれ3回の平均と標準偏差を求め, 結果を Fig. 2.41 にプロットした。プローブの移動距離はロボットへの指令値とした。結果, NA 値が頸動脈洞からの距離に大きく依存することが判明した。



Fig. 2.41 Effect of the distance from sinus to the measurement point on the measurement of the WI

2.4.15 dU/dt 波形ノイズ

dU/dt 波形のノイズが与える影響について検討した。W1 をつける収縮初期にノイズはあまり見られないが, 収縮後期の dU/dt 波形にノイズが見られるケースがある。その様子を Fig. 2.42 に示す。

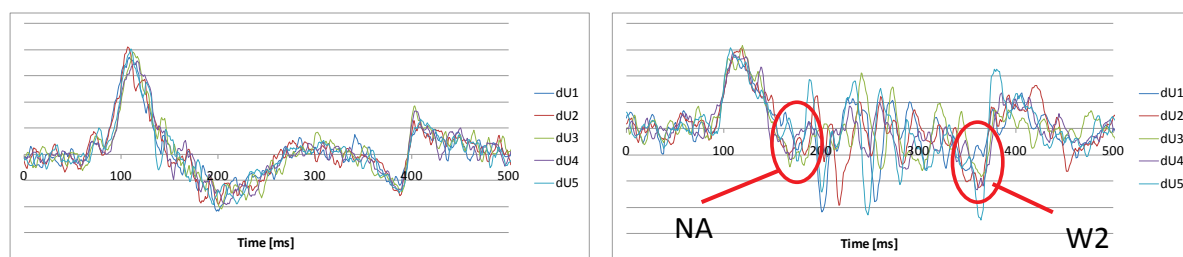


Fig. 2.42 Noise in dU/dt , (left) example of small noise, (right) example of large noise.

これらは, 同期加算平均前の 5 拍分の流速 U 波形を各々微分したものである。左はノイズの少ない例, 右はノイズの多い例で, W2, NA を形成する時相の dU/dt 波形

がノイズに埋もれてしまっていることが分かる．このノイズを，5 拍分の dU/dt 波形の同期加算平均からの二乗誤差の和を正規化することで，定量化した．計算式は下記の通り． ECG の R 波ピークを起点として，500[ms]内の波形を対象とした．

$$\bar{U}'(t) = \frac{1}{5} \sum_{i=1}^5 U'_i(t) \quad (2.21)$$

$$E = \frac{1}{(\bar{U}'_{\max} - \bar{U}'_{\min})} \sqrt{\frac{1}{5} \frac{1}{500} \sum_{i=1}^5 \sum_{t=1}^{500} \{U'_i(t) - \bar{U}'(t)\}^2} \quad (2.22)$$

ただし， $U'_i(t)$ は i 拍目の流速波形の微分である．各計測サンプルに付き 3 回の計測が行われるので，その最大値を使用した．

68 サンプル(各サンプルは 3 回の WI 計測の変動誤差，被験者 22 名からのべ 34 回の計測をロボットとフリーハンドの両方で行った)について，このノイズを説明変数とし，WI 主要係数および dP/dt , dU/dt の変動誤差を目的変数とする単回帰分析を各々について行い，回帰係数の検定を行った．結果 (Table 2.7)，ノイズは dU/dt に影響し，それが W1,W2 の誤差につながる可能性が示された．

Table 2.7 Simple regression analysis of which explanatory variable is noise of dU/dt

Objective variable (Coefficient of variation)	t-test on regression coefficient p-value
W1	3%
W2	0.7%
NA	8%
$dP/dt _{t=t}W1$	12%
$dU/dt _{t=t}W1$	0.005%
$dP/dt _{t=t}W2$	10%
$dU/dt _{t=t}W2$	0.001%

次に同サンプル 68 例に対し，ノイズを発生させると考えられる各種要因を数値化し，ノイズを目的変数とする重回帰分析を行った．

各種要因の数値化方法は下記の通り．

- 1) 「カラードプラの色のみ」は WI 計測中に画像を保存した 60 例について，目視で○×判定し，○をゼロ，×を 1 とした．×は 22 例であった．
- 2) 「血管深さ」は，WI 計測中に画像を保存した 60 例について，トラッキングゲート中央のピクセル座標からその深さを求めた．
- 3) サンプルボリュームは設定忘れが 3.5[mm]なので，3.5[mm]を 1,その他

- (4.5-6.0[mm]) をゼロとした. 68 例中 3.5[mm]であったのは 16 例であった.
- 4) 「U 波形レンジ過大」は最低流速付近がゼロに張り付いているもので、波形より目視で確認した.
 - 5) 「U 波形飽和 (折り返し)」は最高流速付近が計測レンジ外に出るもので、波形より目視で確認した.

Table 2.8 Multiple regression analysis of which objective variable is noise of dU/dt

Explanatory variable	t-test on regression coefficient p-value
色のり color (bad=1, ok=0)	0.8%
血管深さ Depth of the artery	4.8%
サンプルボリューム Sample volue (3.5mm=1, other=0)	27%
被験者年齢 Age	16%
最大最少流速差 $U_{max}-U_{min}$	7%
径の拍動変化 $D_{max}-D_{min}$	96%
U 波形レンジ過大 Too wide range of U (too wide=1)	0.03%
U 波形飽和 Saturation of U (saturated=1)	5.2%

結果、カラードプラの色のり、血管深さ、U 波形レンジ過大、U 波形飽和、が有意にノイズレベルに影響した。サンプルボリュームの設定忘れはさほど影響しなかった。色のりが悪いまま WI 計測しても良い結果が出ないことが示唆された。

また、被験者毎にロボットとフリーハンドで測定した結果を用い、それぞれの dU/dt のノイズの相関をプロットしてみたところ、ノイズの多い被験者はロボットでもフリーハンドでも同じように多かった (Fig. 2.43)。よって、測定のしやすさが患者に依存することが示された。

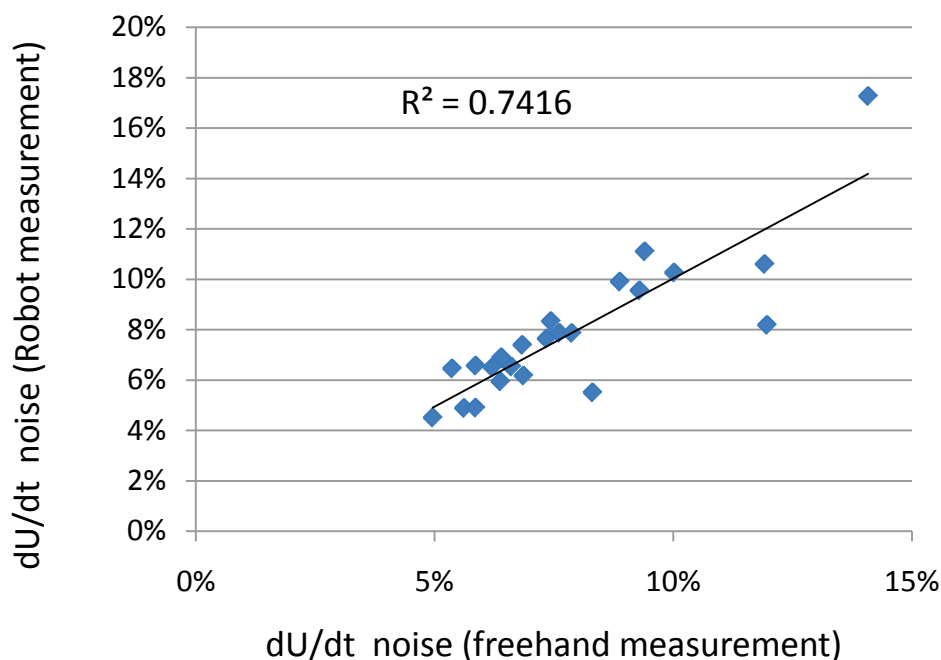


Fig. 2.43 Comparison of the noise on dU/dt measured by freehand /using robot

2.4.16 色のりと計測点深さ

色のりに影響を与える要因は、ドプラビーム振り角(振りすぎると流速検出が鈍る)、血管への入射角(平行に近いほうが良い)、流速レンジ(低いほど感度良くなるが、飽和しないよう注意)等が挙げられるが、これらは他の拘束条件によって決まってしまう。他の要因としてプローブと血管の間の組織による音波減衰が考えられる。計測点の深さを画像から計測し、色のりとの関連を調べた。データサンプルおよび血管深さ[mm]の測定方法は前節と同様である。

まず、測定者が熟練者であるときと非熟練者であるときに分け、血管深さの平均を求めた。Fig. 2.44 に結果を示す。有意な差が見られ、熟練者の方が浅い位置で計測していることが分かった。これはすなわち、プローブで押圧を加えているものと考えられる。

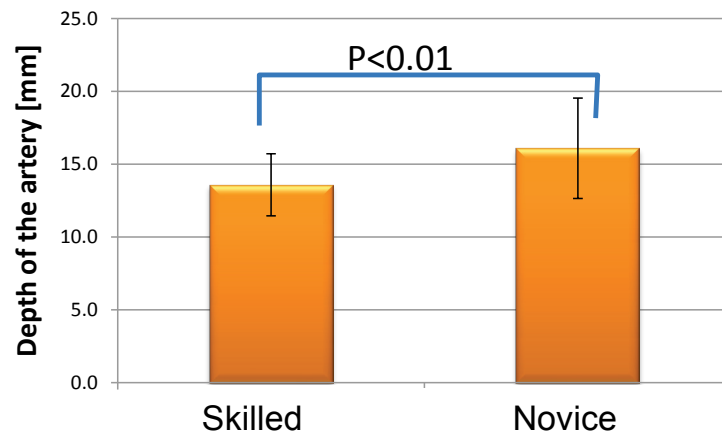


Fig. 2.44 Depth of the artery in the ultrasound image

次に，同データサンプルをドプラ色のりの良し悪しの2グループに分け，血管深さの平均を比較した．結果を Fig. 2.45 に示す．

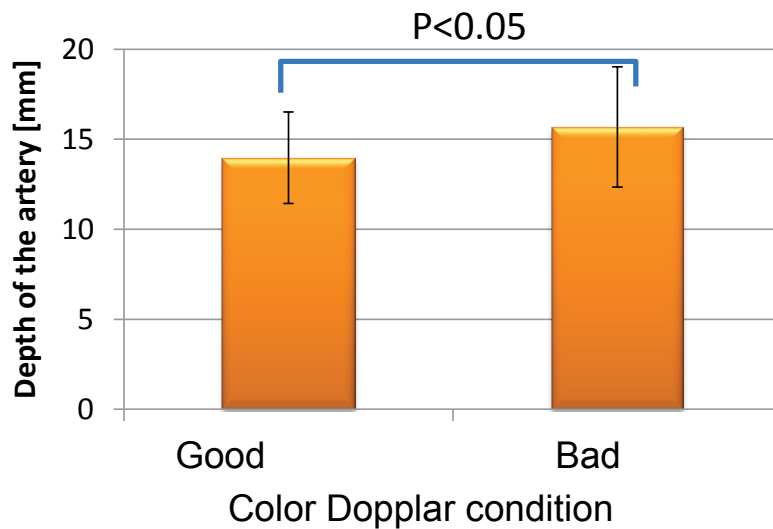


Fig. 2.45 The relationship of the color Dopplar condition and depth of the artery

有意な差が見られ，深い位置で計測すると色のりが悪くなる可能性が示された．プローブ押しつけが WI 計測に重要であることが示唆された．

2.4.17 プローブ押圧による計測安定化

押圧による WI 計測への影響は，①血管の深い人の「ドプラ色のり」が改善される，②拍動による動きを減少させる，の2点と考えられる．このうち①について，

血管の深い被験者 1 名の，押圧有り無しによるドプラ色のりを調べたところ，明確な差が出た． Fig. 2.46 上段は押圧なし，下段は 350[gf]で押圧を加えたときの画像である．特に Trial1,2 にて上段より下段の色のりがよいことが確認された．

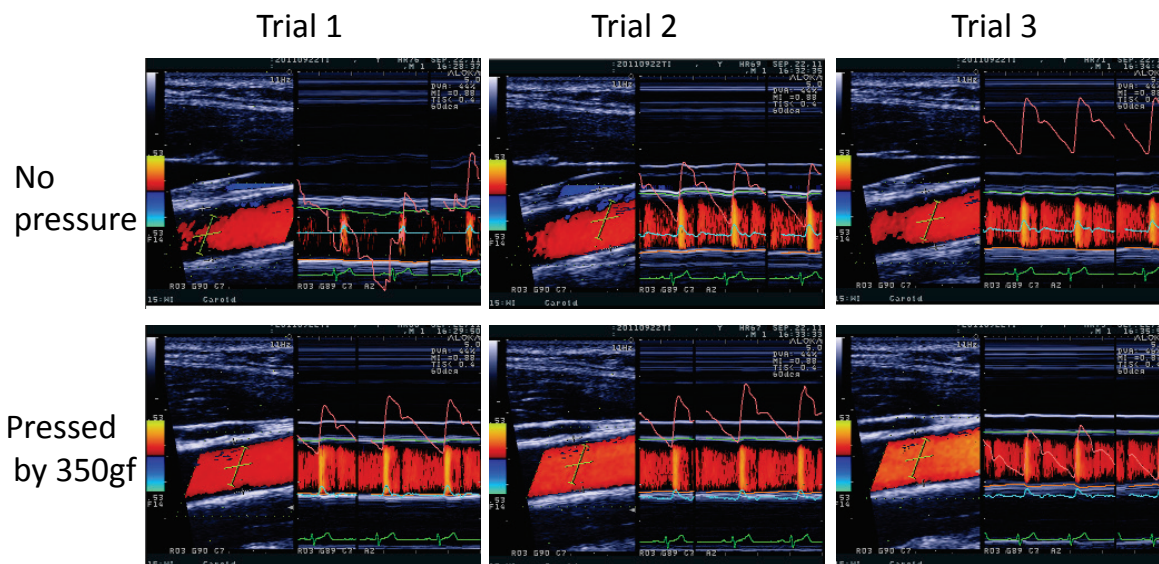


Fig. 2.46 The comparison of the color Dopplar condision between pressed / not pressed by probe during the measurement on a subject whose artery appears in deep position.

2.4.18 計測誤差要因と対策

これまで述べてきた WI 計測誤差に影響与える要因の分析結果を以下にまとめた． dD/dt ， dU/dt への影響度合いを大小で表示した．N/A は影響のないものである．

A. プローブのずれによる理論的な計測誤差	dD/dt	dU/dt
1) 血管中心からのプローブのずれ	小	小
2) 拍動による血管の動き (x 軸方向)	大	小
3) 拍動による血管の動き (y 軸方向)	N/A	小
4) ドプラ入射角ずれ	N/A	大
5) ヨー軸の回転ずれ	N/A	小
B. 計測が成り立たなくなる要因		
6) ET ゲート飛び	大	N/A
7) ドプラビーム振り角度	N/A	大
8) VelRange(流速レンジ)	N/A	大

9) サンプルボリューム	N/A	大
C. その他のずれによる計測誤差		
10) ET ゲート位置(内径/外径)	小	N/A
11) 計測点(頸動脈洞からの距離)	大	大
12) カラー Doppler 色のりと計測点深さ	N/A	大
13) プローブの押圧とカラー Doppler 色のり	N/A	大
14) 血管壁の輝度とトラッキングエラー	大	N/A

これらのうち、「ドプラ入射角ずれ」、「頸動脈洞からの距離」は、ロボットに自動的に位置決めをさせることで、再現性を持たせることが可能と考えられる。「色のりと計測点深さ」については、色のりの悪い被験者の場合にプローブで押圧を加える機能をロボットに持たせることで解決することが考えられる。「ドプラビーム振り角度」、「流速レンジ」、「サンプルボリューム」はいずれも設定忘れがなければ問題の無い項目であるが、プローブの操作に集中するとこれらを忘れてしまうケースが、多数の計測中、僅かに混入し、計測誤差平均を上昇させる。ロボットを検査者が操縦する場合でも同様の問題が生ずる。ロボットにプローブ位置決めを自動的に行なわせれば、検査者に余裕が生まれ、操作ミスを減少させられる。また、合わせて非熟練者向け設定マニュアルを用意することが効果的と考えられる。「血管壁の輝度」は血管中心をプローブで捉えられていれば維持できるものであるが、計測中に検査者または患者の動きにより失われてしまうことが多い。ロボットに追従機能をもたせることで解決が可能と考えられる。「拍動による血管の動き」については臨床ではプローブで押圧をかけることが行われている。これと同等の機能をロボットに持たせることで解決が可能と考えられる。

これらの対策を以下にまとめた。

計測誤差要因	その発生要因	対応策
1) 拍動血管動き (x 軸)	拍動	プローブで押圧を加える
2) ドプラ入射角ずれ	プローブ角度ずれ	自動位置決め
3) 頸動脈洞からの距離	プローブ位置ずれ	自動位置決め
4) ET 計測不成立	手・患者動き	ロボットで把持(Steady Hand) 壁輝度の自動最大化
5) ドプラ計測不成立	血管深さ	プローブで押圧を加える
6) その他設定不良	設定ミス	マニュアル整備

2.4.19 計測時間長大化の要因

非熟練技師2名が6名の被験者に対してフリーハンドで行ったWI計測時間をFig. 2.47に示す。図中、Data processingは取得したデータの解析を超音波診断装置上で行う時間であり、ここはロボットによって短縮する余地は無い。Probe manipulationはプローブで頸動脈を探し出し、明瞭な長軸断面を得るところまで、Adjusting ET gatesは、ETによる血管径の計測が安定するまでETゲートを動かしたりプローブ位置を微調整したりして試行錯誤している時間である。ドプラの色より改善を試みている場合もここに含まれる。この結果より、フリーハンド計測の場合は殆どの時間、ETゲート調整を行っていることが分かる。これは前節で述べた、ET計測不成立、ドプラ計測不成立に対する対応策を取ることで、計測波形の早期安定化が図れるものと考えられる。従って、計測時間短縮のための対応策は、計測精度向上のための対応策と重なる。

一方、Probe Manipulationの部分は、ロボット化することにより何らかのインターフェースを通してプローブを操作する作業が新たに生じる。この労力を取り除くためには、プローブ位置決めを自動化することが望ましい。これについては次章末の実験で再度触れる。

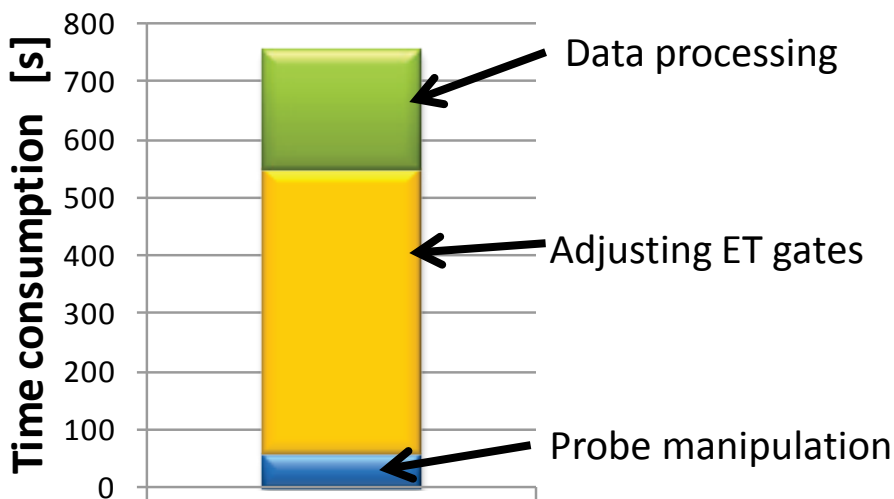


Fig. 2.47 The time consumption during WI measurement. Freehand unskilled, 3 consecutive measurements total, the average of n=12

2.5 考察

Wave Intensityの計測誤差の発生要因については、測定点が血管中心からずれることにより計測される血管径が変化すること、などが言われてきた。しかし、幾何モ

デルおよびいくつかの予備実験で検証してみると、計測点のずれが Wave Intensity の構成要素である dD/dt , dU/dt に影響を与えるケースは限定的で、

- a) 拍動による血管の動き (x 軸方向) : dD/dt に影響
- b) ドプラ入射角ずれ : dU/dt に影響
- c) 計測点(頸動脈洞からの距離) : NA に影響

の3点のみという結果になった。b)については超音波診断の基本事項であり、改めて注意するまでもないが、c)については新たな知見が得られた。頸動脈洞からの距離が NA に影響するのは、NA が頭部からの反射波の強さを反映した指標であるためと考えられる。頭部末梢から計測点までの距離はせいぜい 100-200[mm]程度であるので、例えば計測点の 5[mm]のずれは 2.5-5%に値する。

また、Wave Intensity の算出には血管径、断面平均流速の時間微分が用いられる。血管径、断面平均流速の計測にバイアスが乗っていても、時間微分すると消えてしまう。これが Wave Intensity の誤差に与える要因を直感的に理解することを難しくしているが、本章の検討によってその理解を深めることができた。

Wave Intensity の計測誤差の発生要因として、計測点ずれによる理論的な誤差は上述の通り限定的であったが、ET ゲート飛び、色のり等、計測が成り立たなくなることによって平均誤差が増大するケースが多々あることが示され、これらへの対応をロボットに組み込むことが重要であることが分かった。

2.6 まとめ

本章では以下の点について論じた。

- a) 超音波診断, Wave Intensity について説明した。
- b) 本研究で解決すべき Wave Intensity の計測誤差, 計測時間長大化の発生要因について、幾何学モデルによる理論的な検討と実験による検証を網羅的に行った。
- c) その結果, 計測誤差要因として重要なものは、拍動による血管の水平方向の動き, ドプラ入射角ずれ, 頸動脈洞からの距離のずれ, 血管壁の描出不鮮明, 血管深さ, であることが示唆された。
- d) これらの検討結果に基づき, ロボットに実装すべき機能を示した。

第3章 頸部超音波診断ロボットシステム

WTA-2R の開発

- 3.1 本章の目的
- 3.2 基本構想・要求仕様
- 3.3 パラレルリンクマニピュレータ
- 3.4 自重補償機構付きパッシブサポートアーム
- 3.5 MEMSセンサを内蔵したコントローラ
- 3.6 6軸位置制御モータドライバ
- 3.7 カセンサ
- 3.8 安全対策
- 3.9 評価試験
- 3.10 考察
- 3.11 まとめ

3.1 本章の目的

本章では、第2章末で述べた計測精度向上に必要な機能を実装するための、プローブを把持するロボットの開発、システム構成について述べる。まず初めに超音波診断用ロボットに必要なシステムの構成要素を挙げ、そのうち主要な要素であるマニピュレータの機構の選定理由について述べる。続いて構成要素毎の設計詳細について説明したのち、プローブの位置決め精度に関する実験・考察を最後に述べる。

3.2 基本構想・要求仕様

3.2.1 システム構成

本システムの全体構成をFig. 3.1に示す。プローブを把持するロボットと超音波診断装置（Pro Sound SSD-6500, 日立アロカメディカル株式会社）、制御用コンピュータ、ジョイスティックコントローラからなる。ロボットには能動6自由度を持つパラレルリンク型プローブ把持マニピュレータと、そのマニピュレータを患者近くで保持するための、受動6自由度をもつシリアルリンク型アームが含まれる。本システムは画像情報を基に自動でプローブ位置決め動作を行うことを前提としているが、例外発生時等に対応可能とするため、6自由度の入力が可能なコントローラを備えてい

る。ロボットの台座にはキャスターとフロアロックが装備され、可搬かつ地面に固定可能である。

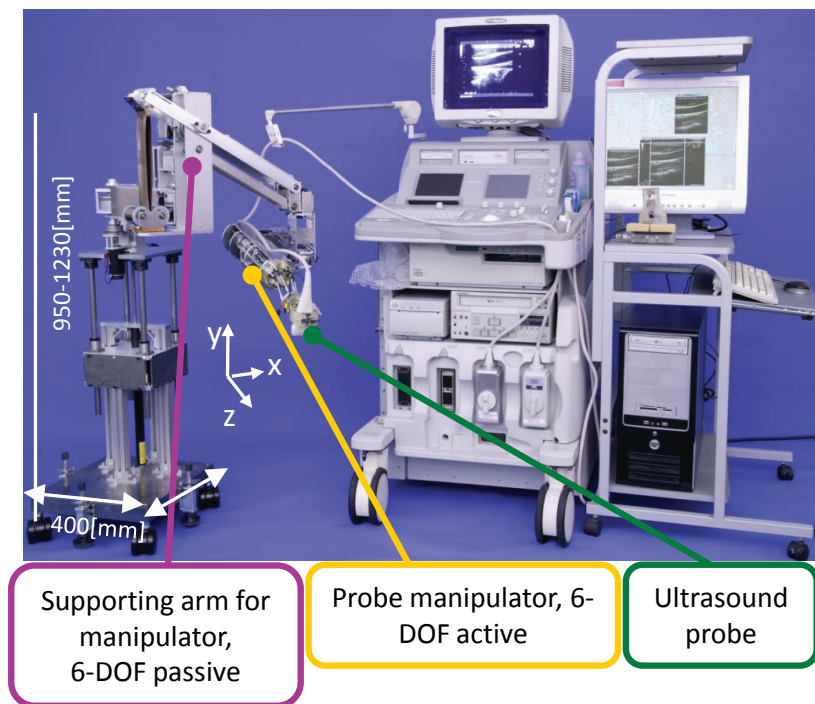


Fig. 3.1 System overview of the WTA-2R.

3.2.2 要求仕様

マニピュレータに要求される仕様を列挙する。

- a) 微細な位置決めが可能であること。頸動脈の長軸断面にて、血管中心からずれることによって内膜が見えなくなるまでの距離は0.5[mm]である。従って、これ以下の位置決め能力が必要である。但し、絶対精度や繰り返し位置決め精度で0.5[mm]を達成する必要は無く、目標点からの位置誤差を計測しながら誘導した結果、目標点から0.5[mm]内にプローブ端面を維持し続けることができればよい。
- b) 可動範囲を満たすこと。上記のようにずれがあっても1[mm]以下の程度なので、計測点周りのみであれば、可動範囲は微小範囲で良い。しかし、大雑把に頸部に置かれたプローブを計測点までロボットが誘導するという使い方をする場合、探索範囲を可動範囲がカバーする必要がある。医師へのヒアリングにより、要求稼働範囲をTable 3.1に示す通りに決定した。6軸ロボットの可動範囲は、位置3軸と姿勢3軸の両方を決める必要がある。ここでは、Table 3.1右欄に示された回転3軸の可動角が、常に到達可能な範囲としてTable 3.1左欄の可動範囲を規定した。

Table 3.1 Target workspace of the manipulator.

Translational axis [mm]		Rotational axis [deg]	
x	± 10	pitch	± 7.5
y	± 10	roll	± 5.0
z	$0 \sim -10$	yaw	± 10.0

- c) 安全性が担保されていること。医療機械であるため、安全性は重要である。
- d) 自由度数は以下の検討より6自由度とした。

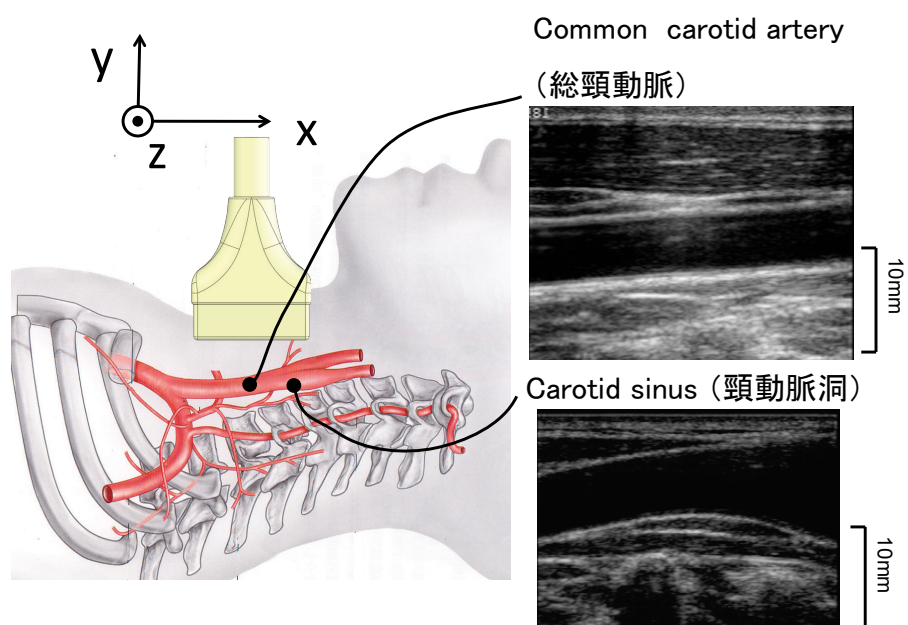


Fig. 3.2 Coordinate of the probe (Fig. 2.10 recalled).

2.3.3節にて説明したWI計測点の要件より、

- 1) 血管長軸断面の中心線を超音波断面で捕捉する必要があるため、並進 z 軸と回転 y 軸が必要である。
- 2) 頸動脈洞から20[mm]心臓寄りの点を計測点と定めているため、並進 x 軸の微調整が必要である。
- 3) Bモード画像中での頸動脈の傾きを10[deg.]とする必要があるため、回転 z 軸の調整が必要である。
- 4) プローブで押圧を加える必要があるため、並進 y 軸の移動が必要である。

5) 回転x軸については、短軸検査のときに、プローブ端面を頸部表皮に密着させるために必要である。

以上より、6軸の能動自由度が必要である。

3.2.3 パラレルリンクの特徴

1.3.3節で挙げた血管の超音波診断を対象としたロボットの先行研究は Hippocrate[61] [62] , UBC Robot[38] [39] , SSSA Robot[63] , 東大上腕血管計測用[64] の4例である、いずれもシリアルリンク機構を採用しており、能動可動部のサイズが大きい。頸動脈の検査は大きな可動範囲は不要である一方、マニピュレータの剛性と高い精度が必要である。シリアルリンク機構とパラレルリンク機構の比較をTable 3.2にまとめた[94]。

Table 3.2 The comparison between serial link and parallel link mechanism.

	Serial link	Parallel link
Force generation at end-effector	Small	Large
Stiffness at end-effector	Small	Large
Weight of moving part	Large	Small
Size of the robot (multi-DOF)	Large	Small
Workspace	Large	Small
Forward kinematics	Easy	Difficult
Inverse kinematics	Difficult	Easy

多他自由度のシリアルリンク機構の場合、各リンクのたわみと各関節のバックラッシュが自由度数分蓄積されてエンドエフェクタに現れる。これを避けるために剛性を高くするとその重量により、ベースに近い関節のモータトルクを大きくする必要があり、結果としてコンパクトなロボットの設計が難しい。ロボットのサイズがエンドエフェクタの重量によって決定されるため、要求稼働範囲が小さいメリットを取り込めない。前述の要求仕様の通り、可動範囲は小さくても良いが、位置決め精度が高い、すなわち剛性が高い、さらにコンパクトである、という仕様を満たすには、Table 3.2よりパラレルリンク機構の方が向いている。そこで、本研究ではパラレルリンク機構を採用し、Fig. 3.3の6自由度プローブ把持ロボットを開発した。パラレルリンク機構には、Stewart-Gogh型[95]、直動型、回転型が存在する[94]。このうちStewart-Gogh型はリンク内に直動アクチュエータを配置することでリンク間干渉

により可動範囲が制限されるため、小型化に問題が生じる。直動型のアクチュエータが1次元内での動作であるのに対し、回転型は片持ち梁を振り回す2次元内での動作となるため、ロボット内にスペースが大きくなり、これも小型化の障害となる。そこで、直動アクチュエータを同一方向に平行に配置するタイプの平行ロボットを作成した。

マニピュレータはコンパクトに仕上がったが、マニピュレータを患者頸部付近に固定する必要がある。ベッドに直接固定する機構が可能であれば最も小型になると考えられたが、臨床で用いられているベッドには様々な型があるため、共通の固定具を作成することは断念し、スタンドアロン型のマニピュレータ保持台を開発した。

3.3 平行リンクマニピュレータ

3.3.1 諸元

Table 3.3にマニピュレータの諸元を示す。

Table 3.3 Specification of the manipulator part of the WTA-2R.

Parameter	Value
Size (W x H x L)	96 x 74 x 384 - 443 [mm]
Weight	2.9 [kg]
Force at the end-effector	1.0 [kgf]
DOF	6
Power supply	DC 24V
Motor	DC motor Maxon RE-max24

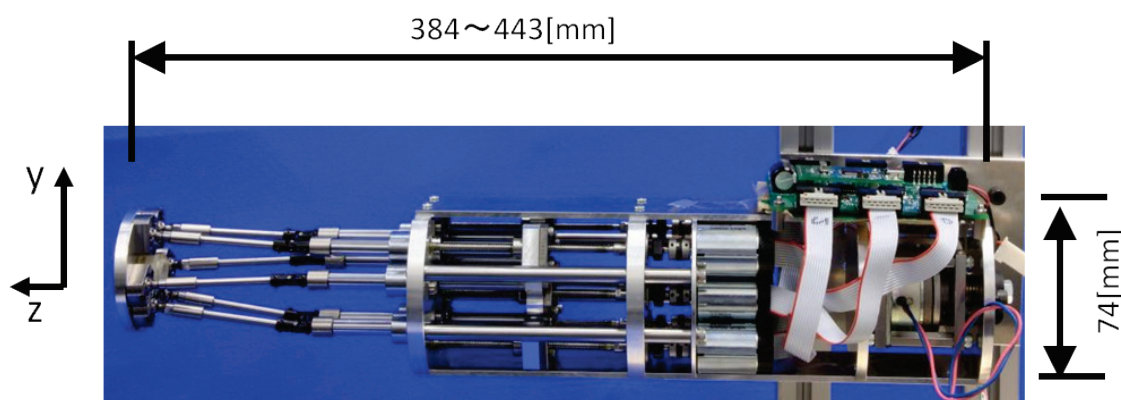


Fig. 3.3 Manipulator part of the WTA-2R.

直動平行リンク機構は、地面に対して固定されるベースプレートに、6個の直動アクチュエータ垂直に取り付け、エンドエフェクタを接続する可動プレートと直動アクチュエータを6本のリンクでそれぞれ接続した構成である (Fig. 3.4) .

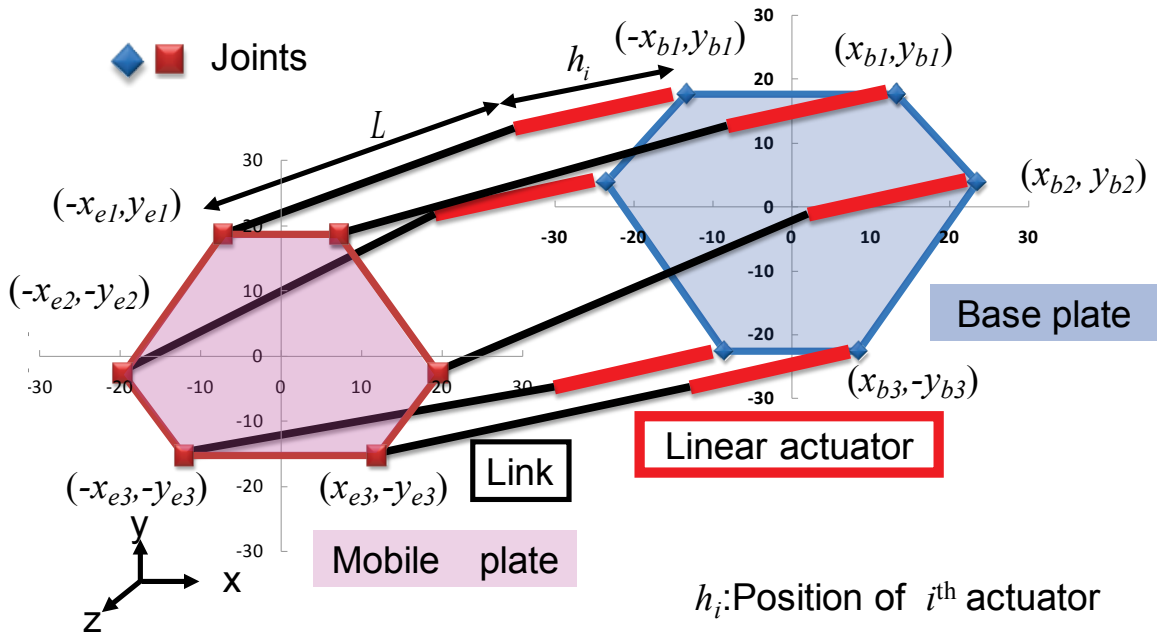


Fig. 3.4 The model of the 6 DOF linear-type parallel link mechanism.

直動アクチュエータは、DCモータ、ボールねじ、ボールスプラインから構成した。リンクの片端を3自由度、もう片方の端を2自由度の関節で可動プレートと直動アクチュエータにそれぞれ連結する必要がある。3自由度の関節には球面軸受 (ヒハイト精工) , 2自由度の関節にはユニバーサルジョイント (ミヨシ機械) を用いた。構成をFig. 3.5に示す。ボールねじの可動範囲は60[mm], 球面軸受, ユニバーサルジョイントの可動角は45[deg], ボールスプラインシャフトの径は8[mm]である。

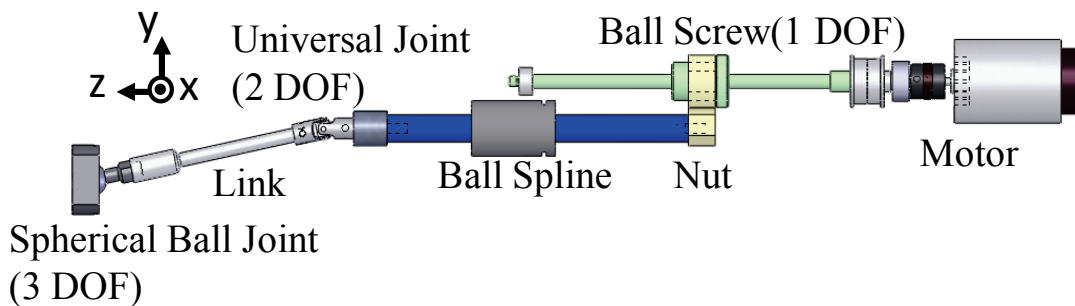


Fig. 3.5 Details of the linear actuator and link mechanism.

3.3.2 設計手法

要求仕様である可動範囲およびエンドエフェクタでの発生力を満たす、最小サイズの機構を設計したい。設計パラメータは、アクチュエータの出力トルク、各関節の配置、リンク長である。アクチュエータ選定はロボットサイズに影響するので、体積比出力が大きいことを条件に選定し、Maxon motor社のRE-max24に決定した。関節の配置は、ベースプレートと直動アクチュエータの接続点の (x,y) 座標を6点、エンドプレートとリンクの接続点の (x,y) 座標を6点決める必要がある (Fig. 3.4)。左右対称という拘束条件を入れても、全部で12次元の解空間となり、モンテカルロ法[96]による全数探索は非効率である。特異点の存在により、解空間は不連続かつ非単調増加/減少となるため局所解、最急降下法などの勾配を用いた探索は不適である。そこで局所解のある最適化問題に強い遺伝的アルゴリズム(GA)[97] [98] を用いた。染色体を上記の6個の x, y 座標とし、ベースプレート、可動プレートが小さく (xy 座標のノルムの最大値 r_a, r_b が小さい)、必要モータトルク平均 T_{ave} が小さいほど評価値が高くなる評価関数を設けて各個体を評価した。但し、要求可動範囲を満たさないもの、必要トルク τ_i がモータの停動トルクを超えるものは評価値をゼロとした。可動範囲、必要トルクの計算は、6次元の動作空間を約6万点に離散化し、総当たり方式で行った。突然変異、選択、淘汰の結果残った個体があれば、リンク長を短くして再試行を繰り返した。GA計算の流れをFig. 3.6に示す。結果、リンク長70[mm]にて最小個体が得られ、マニピュレータ断面サイズは74x96[mm]となった。得られたリンク配置から計算で求めた可動範囲をFig. 3.7に示す。Fig. 3.7は、要求可動角を3軸とも満たす可動範囲を、 $x-y$ 平面でスライスしたものである。要求可動範囲を満たしていることが分かる。

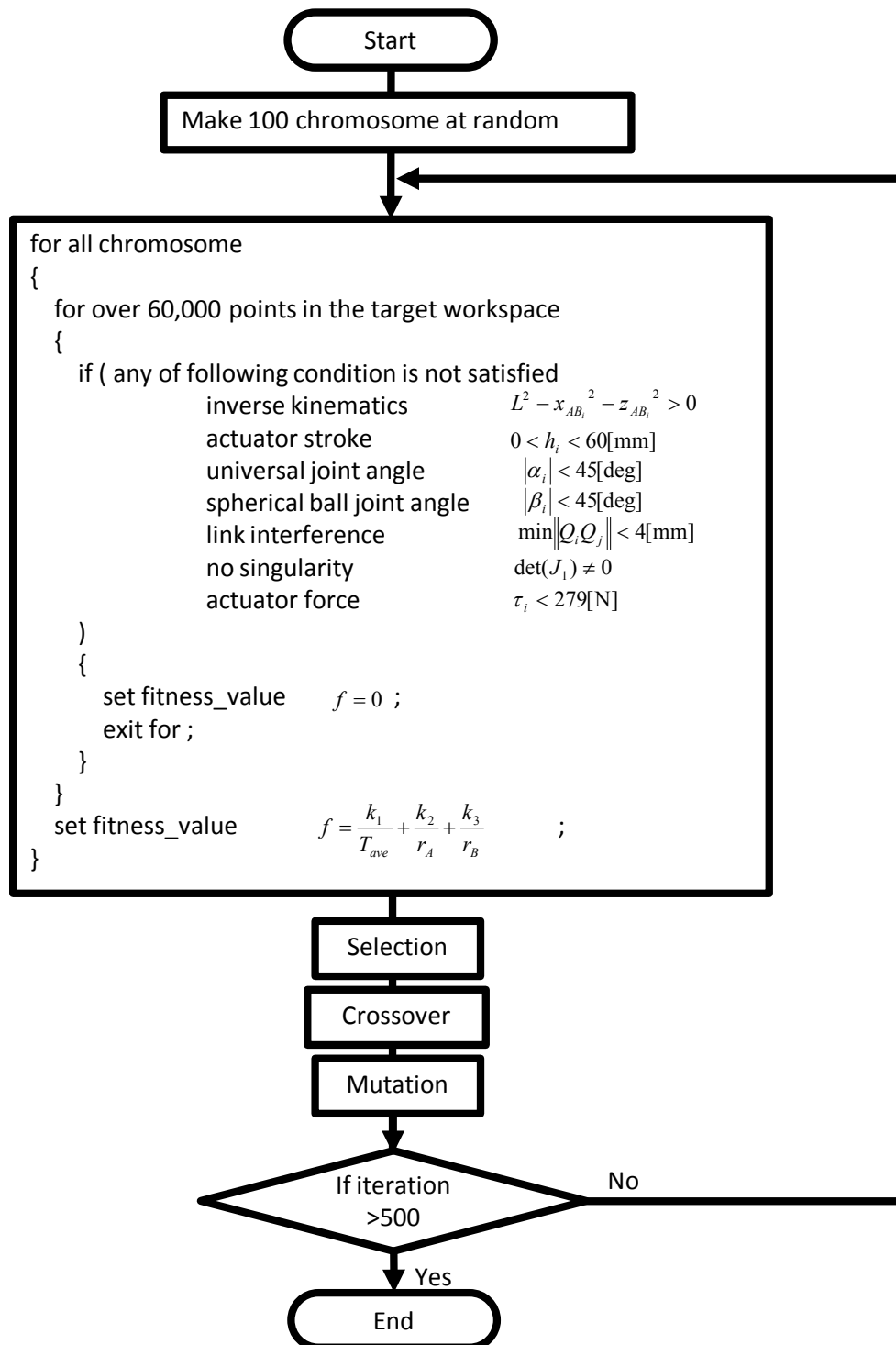


Fig. 3.6 Flow chart of the GA.

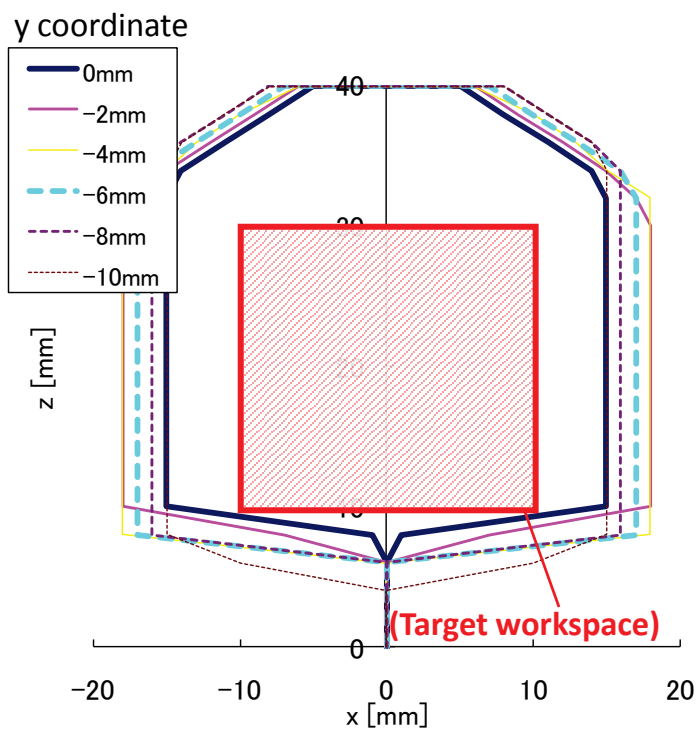


Fig. 3.7 Calculated workspace of the manipulator and target workspace.

3.3.3 逆運動学

プローブ端面に固定された座標系 P で指令値を作成し、逆運動学を解いて各直動アクチュエータを位置制御する。

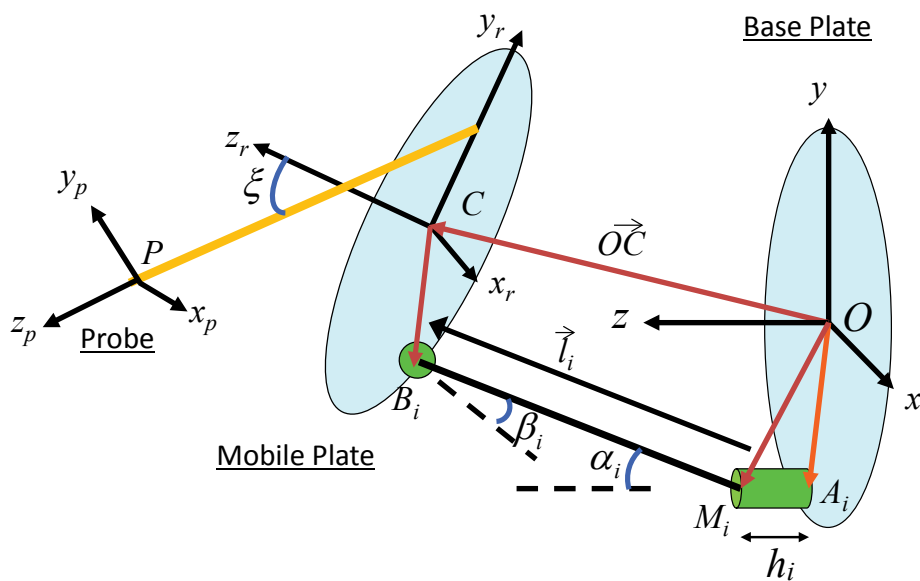


Fig. 3.8 Detail of the kinematic model of the parallel link manipulator

Fig. 3.8に6自由度直動型パラレルリンクの機構モデルを示す。A点にて直動アクチュエータがベースプレートに固定されており、M点、B点にてリンクが直動アクチュエータと可動プレートにそれぞれ3,2自由度の関節を介して接続されている。全ての直動アクチュエータはベースプレートに垂直に配置される。ベースプレート、可動プレート、プローブにそれぞれ座標系 O - xyz , C - $x_r y_r z_r$, P - $x_p y_p z_p$ を設け、以下ベクトルの左肩の添え字にて座標系を示す。逆運動学は次のようにして導かれる。

${}^0\overrightarrow{OA_i}$, ${}^C\overrightarrow{CB_i}$ は既知のデザインパラメータである。 $i=1..6$ はリンク番号を表す。

${}^0\overrightarrow{OC}$, \mathbf{R} はそれぞれ、可動プレートの位置および姿勢を表す回転行列であり、指令値として与えられる。すなわち、式(3.1)で与えられる ${}^0\overrightarrow{A_i B_i}$ は既知である。

$${}^0\overrightarrow{A_i B_i} = [x_{AB_i} \quad y_{AB_i} \quad z_{AB_i}]^T = -{}^0\overrightarrow{OA_i} + {}^0\overrightarrow{OC} + \mathbf{R} {}^C\overrightarrow{CB_i} \quad (3.1)$$

また、 $l_i = [x_{l_i} \quad y_{l_i} \quad z_{l_i}]^T$ とおくと、リンク長 L は定数で、

$$L = \sqrt{x_{l_i}^2 + y_{l_i}^2 + z_{l_i}^2} \quad (3.2)$$

である。この2つの条件から直動アクチュエータの変位量 h_i が次式で導かれる。幾何関係より

$${}^0\overrightarrow{A_i M_i} = {}^0\overrightarrow{A_i B_i} - l_i \quad (3.3)$$

すなわち、

$$[0 \quad 0 \quad h_i]^T = [x_{AB_i} \quad y_{AB_i} \quad z_{AB_i}]^T - [x_{l_i} \quad y_{l_i} \quad z_{l_i}]^T \quad (3.4)$$

(3.4)より、 $x_{AB_i} = x_{l_i}$, $y_{AB_i} = y_{l_i}$, $h_i = z_{AB_i} - z_{l_i}$ であり、これらと式(3.2)より、

$$h_i = z_{AB_i} - \sqrt{L - x_{AB_i}^2 - y_{AB_i}^2} \quad (3.5)$$

と逆運動学が求まった。

プローブ端面の位置指令値 ${}^0\overrightarrow{OP}$ ・ 姿勢指令値 ${}^0\mathbf{R}_p$ から ${}^0\overrightarrow{OC}$, \mathbf{R} が式(3.6), 式(3.7)によって求まる。 ${}^P\overrightarrow{PC}$, ξ はそれぞれ可動プレート座標からみたプローブ端面の位

置, 角度であり, 定数である.

$$\mathbf{R} = {}^0\mathbf{R}_p \mathbf{R}_x(-\xi) \quad (3.6)$$

$${}^0\overrightarrow{OC} = {}^0\overrightarrow{OP} + {}^0\mathbf{R}_p {}^P\overrightarrow{PC} \quad (3.7)$$

3.3.4 制御手法

プローブ端面の位置・姿勢指令値から逆運動学により $h_1 \dots h_6$ を求め, 下記条件を満たした場合のみアクチュエータに位置指令を送る.

条件1 逆運動学解が存在する ($\det(J) \neq 0$)

条件2 $h_1 \dots h_6$ が直動アクチュエータの可動範囲である.

条件3 ユニバーサルジョイントの角度 α_i が可動角内である.

条件4 球面軸受の角度 β_i が可動角内である.

条件5 どの2本のリンク間距離 $|Q_i Q_j|$ もリンク径以下である (接触しない).

制御用PC内で逆運動学の解を求め, 各アクチュエータの位置指令を生成する. モータドライバ内のマイコンが位置制御を担っており, PCから送られた位置指令を達成する. 制御ブロック線図をFig. 3.9に示す.

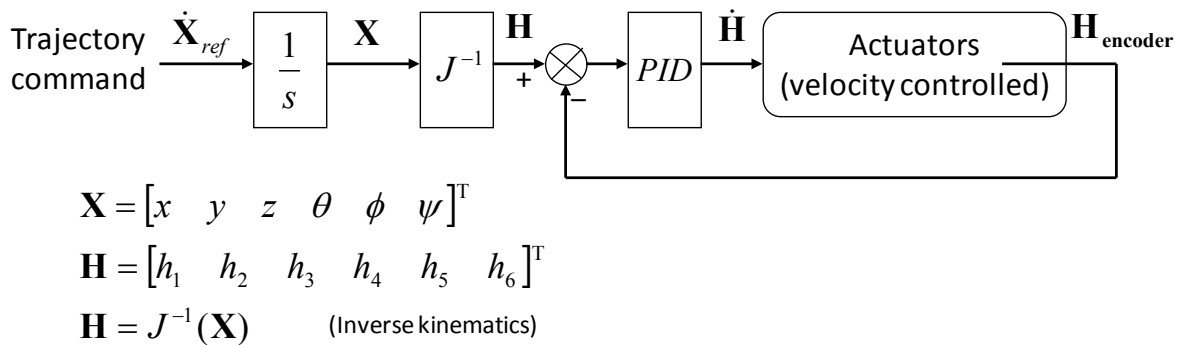


Fig. 3.9 Block diagram of the manipulator control

3.4 自重補償機構付きパッシブサポートアーム

マニピュレータを患者の頸部近くで保持するため, 6自由度のシリアルリンク機構を採用した. 全関節に電磁ブレーキ (ERS-175L/FMF, ERS-260L/FMF, シンフォニアテクノロジー株式会社) を装備し, ボタン一つで固定解除ができるようになっている. 電磁ブレーキは通電時に開放, 電源オフ時に固定されるため, 停電時の事故リスクが小さい. 検査者はマニピュレータ部を掴んで任意の位置に移動ができるようになっている. プローブを含めたマニピュレータの重量が約3[kg]あるが, 手で掴

んで移動させる際にその重量検査者にを感じさせないため、自重補償機構を装備している。自由度配置図をFig. 3.10に示す。

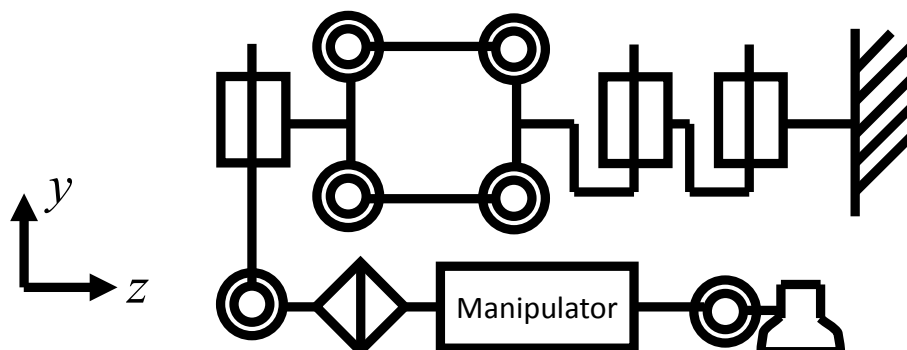


Fig. 3.10 DOF configuration of the support arm.

3.5 MEMSセンサを内蔵したコントローラ

マニピュレータの6自由度を同時に人間が操作するのは難しく、直感的に操作ができるインターフェースが必要である。そのため本システムは、超音波診断技師が普段検査するのと同じ感覚で操作できることを狙ったプローブ型の把持部を有するジョイスティックコントローラを備えている。土台部と把持部がユニバーサルジョイントで結合されており、把持部の傾き2軸(Roll, Pitch 軸, 軸名は Fig. 3.11 に記載)をジャイロと加速度センサで検出する。Yaw 軸まわりの回転は土台部と把持部の間に挿入されたポテンシオメータで検出する。並進 x, z 軸は PC のマウスに使用されているレーザマウスセンサが検出し、並進 y 軸は、土台部と把持部の距離を反射型フォトインタラプタで検出する。各センサ信号は内蔵のマイコンに読み込まれ、マイコンから USB ケーブルで接続された PC に送られる。ジャイロと加速度センサを併用するのは、加速度センサは鉛直方向の基準となる重力加速度を検出する一方、把持部の動作中に並進加速度まで検出してしまうこと、ジャイロの検出する角速度は積分すると角度になり、並進加速度の影響を受けないが、基準となる角度が定まらないこと、およびオフセットの僅かなずれが積分されると大きな誤差となるため、2つのセンサのそれぞれの長所が現れる帯域を合わせることで、角度検出性能を向上させることが目的である。

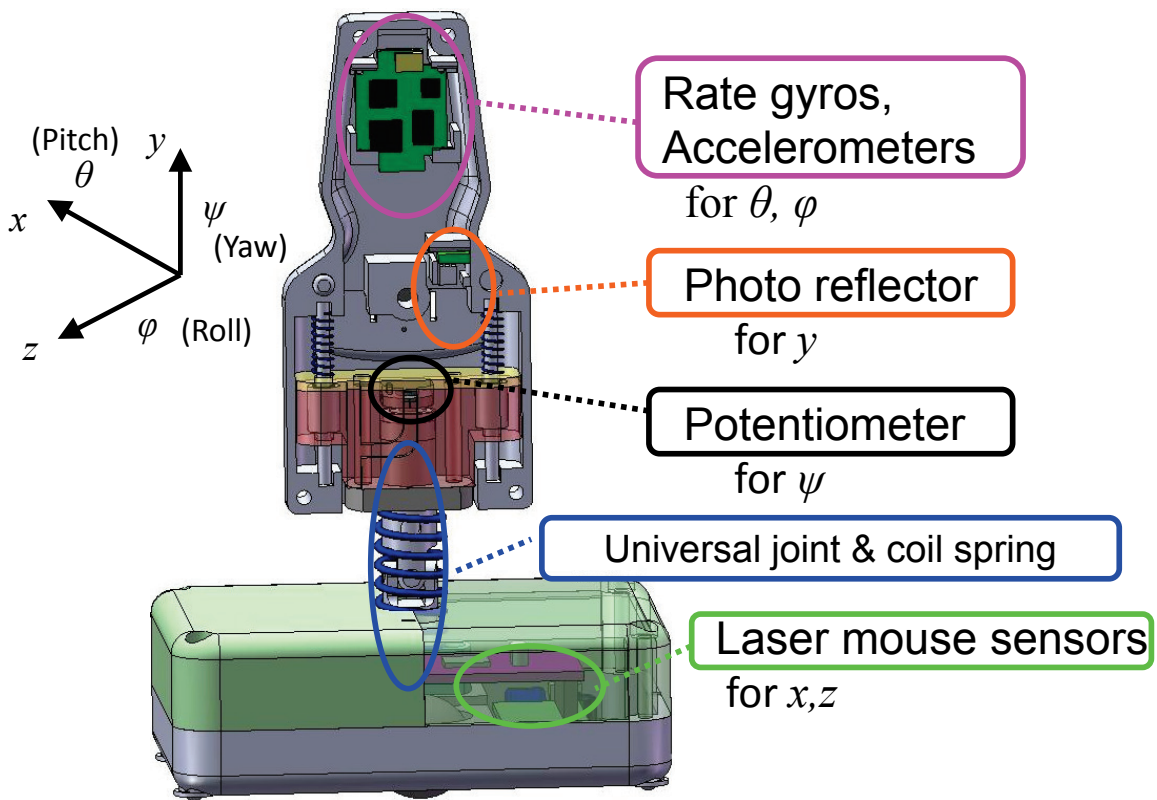


Fig. 3.11 The joystick type controller

3.6 6軸位置制御モータドライバ

マニピュレータに使用されている6個のDCモータを駆動するためのモータドライバを構成するには、軸数分のモータアンプ、エンコーダカウンタ、およびPCとのインターフェース等が必要であり、これらを市販品で構成すると大きな回路ボックスが出来上がり、マニピュレータが小型でもシステム総体としてのサイズが大きくなる。また、配線の数が多くなるため、メンテナンスの手間が増え、システムの信頼性も損なわれる。そこで、ワンチップマイコンを用い、小型のモータドライバ回路を内製した。要求仕様は、DCモータを6軸分、位置・速度・電流制御ができること、PCとの接続が容易であること、使用中のモータに必要な電力供給が可能であること、小型であることである。サイズについては、マニピュレータの幅96[mm]内に収まることとした。

使用しているDCモータは連続電流0.3[A]、ピーク電流1.2[A]と小出力であるため、1チップに2回路が入っているHブリッジICを3個使用し、マイコンで生成する6軸分のPWMを与えた。エンコーダのカウンタは同マイコン内蔵のハードウェアカウンタと、I/Oポートに入力するA/B相信号をソフトウェアでカウントする方式を併用した。シャント抵抗とオペアンプで構成した電流センサをモータに直列に挿入

し、電流制御を実装した。逆起電力から各モータの回転速度を推定して速度制御を実装し、位置制御のインナーループとした。PC とのインターフェースにはマイコン内蔵の USB 接続機能を利用した。これらにより、基板サイズ 80x100[mm]の小型なモータドライバが実現した。Fig. 3.12 のように、マニピュレータに直接載せることで、モータケーブル配線を最小限に抑えることに成功した。モータドライバが原因となる誤動作は、開発以降執筆までの2年間で一度も見られない。

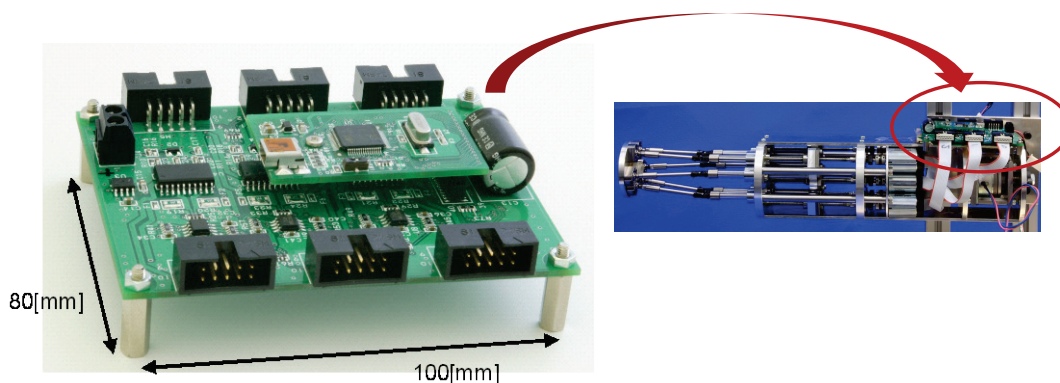


Fig. 3.12 6 axis position control motor driver

3.7 カセンサ

次章で後述する自動運転におけるプローブの皮膚接触検知は画像情報を利用しているため、そこに力センサは必要ない。しかし、2.4.17 節で述べたように、プローブで頸部を圧迫することによって WI 計測精度が高まる被験者が存在することから、頸部からプローブへの反力を検出して押圧一定制御を実装することとした。また、プローブが顎に当たったことが検出できると安全面でのメリットがあるため、皮膚からプローブへの反力 (Fig. 3.2 中, y 軸の並進力) および、顎からの反力 (Fig. 3.2 中, x 方向の並進力) の 2 軸が検出できる力センサを装備することとした。

3.7.1 設計構想

本ロボットはプローブにプローブ端面を回転中心とする回転運動を与えるため、プローブ端面での可動範囲を大きくするには、可動プレートからプローブ端面までの距離ができるだけ短い方が良い。そこで、プローブホルダと一体成型した薄型力センサを内製した。

多軸力覚センサの構成は、取付部を有する入力軸と、同じく取付部を有する出力軸が弾性体 (起歪体) を介して接続され、起歪体の変形またはそれ起因する入力軸と出力軸の相対距離を何らかの方法で計測する、というものである。

起歪体の素材は1.弾性変形する2.変形量がロボットの関節の動きに比べて無視できるほど小さい、という要件を満たす必要がある。形状は、軸間干渉が少ないものが良い。起歪体の変位の計測方法としてはひずみゲージが主流であり、他に静電容量の変化を計測するもの[99]，反射光光量の変化を計測するもの[100][101]，カメラで起歪体の模様変化を撮影するもの[102]などが挙げられる。内製を前提とし、小型の多軸力覚センサを製作する場合、起歪体を金属で構成するとその削り出しが難しい。そこで、本研究では3D樹脂成型機（3Dプリンタ：CONNEX 500TM，Objet Geometries Ltd.）（Fig. 3.13）を利用し、起歪体をゴム素材として一体成型することを試みた。

変位検出方法のうち、ひずみゲージ式は電位変化が小さいため外部に専用のアンプが必要となり、システム全体で見ると低コスト、小型にならない。一方、光センサは概して出力が大きく、外付けアンプが不要、かつノイズが少なく、例えばマイコンのADコンバータ端子に直接入力することが可能、さらに小型、低コストである。そこで本研究では光センサを用いることとした。



Fig. 3.13 CONNEX 500TM (Objet Geometries Ltd.)

3.7.2 光センサの特性

入力軸と出力軸間の変位計測には反射型フォトインタラプタ（フォトリフレクタ）を使用した。入手が容易なものの中でサイズの小さいものを選択した（SG-105，コーデンシ）。フォトリフレクタの外観，サイズ，検出回路を Fig. 3.14 に示した。外付けアンプ無しで直接出力電圧を利用するには，フォトリフレクタと反射板間の距離変化に対して出力が鋭敏に反応するのが良い。反射光量は反射板の素材や色によって変わってくるため，1.コピー用紙，2.3Dプリンタの樹脂(白)，3.金属(0.05mm厚シムテープ)の3つの素材について次の実験をした。マイクロメータでフォトリフレクター反射板間距離を測定しながら，反射板がフォトリフレクタ表面に密着している状態（距離=0[mm]）から徐々に離してゆきその間の出力電圧を測定した。結果を

Fig. 3.15 に示す. 反射率はコピー紙とシムテープで高く, 一方で樹脂は低かった. 紙は耐久性に問題があるため, シムテープを反射板として用いることにした. また, フォトリフレクタのデータシート上の焦点距離は 0.8[mm]であるが, この右側(焦点距離以上)で距離を測定しようとする, 例えば出力フルレンジの 8 割を使うには, 変位 3[mm]を与える必要があり, 大きすぎる. 一方左側では, 100[μm]程度で済む. そこで, 距離の検出にはフォトインタラプタの焦点距離の内側を使用することにした.

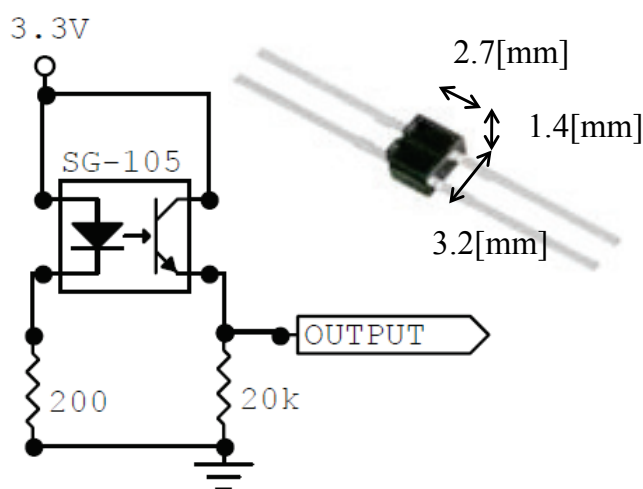


Fig. 3.14 Photo-reflector and circuit diagram

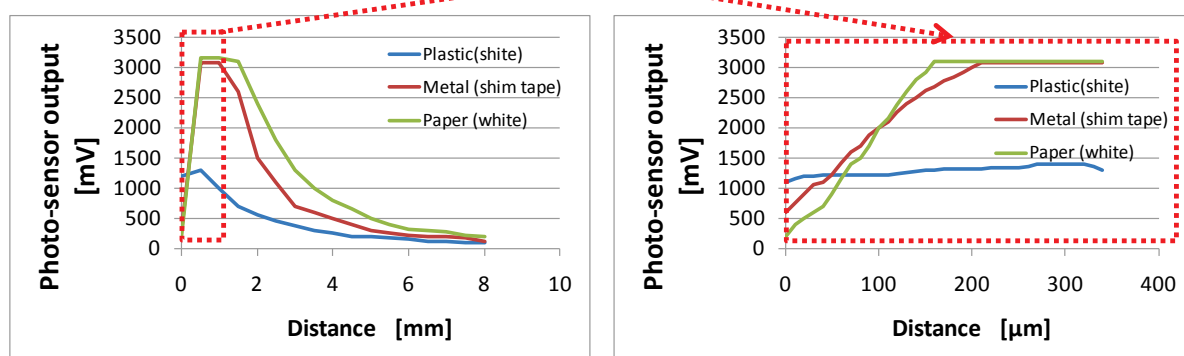


Fig. 3.15 Relationship between the output voltage of photo-reflector and distance to reflective material

3.7.3 起歪体の選定・設計

起歪体として 3D プリンタのゴム素材 (Tango Plus) を使用した. 起歪体の形状は

薄板状とし、せん断歪みによって x, y 軸の変位が発生するようにした。プローブホルダの断面一杯 (20×22 [mm]) を使って起歪体断面とした。起歪体の厚みは本研究で検出対象とする x, y 軸方向の変位がフォトフレクタの検出範囲になるべく一致するように数種類の厚みを試し、 1.0 [mm] とした。

3.7.4 変位検出部の設計

出力軸に反射板を円弧状に配置することで、 z 軸周りの回転が反射板—フォトフレクタ間距離に影響を与えないようにした。反射板に使用した 0.05 [mm] 厚のシムテープは、工作用はさみで切断でき、瞬間接着剤で樹脂に接着が可能であるので、加工は容易であった。

フォトフレクタ一つにつき一つの固定台を設け、位置の微調整ができるようにした。前述の通り、 100 [μm] 以下の変位を計測するため、組付ただけではオフセットが偏ってしまう。従って、フォトフレクタの位置の微調整ができる機構を備えていることが重要であった。入力軸はプローブホルダそのものとし、その断面に直接起歪体を貼りつけた。出力軸にねじを通すため、入力軸と起歪体にねじ頭が入る貫通穴を空けた。センサ全体の外観とサイズを Fig. 3.16 に、CAD 図を Fig. 3.17 に示す。センサ部の厚みは 7 [mm] となった。

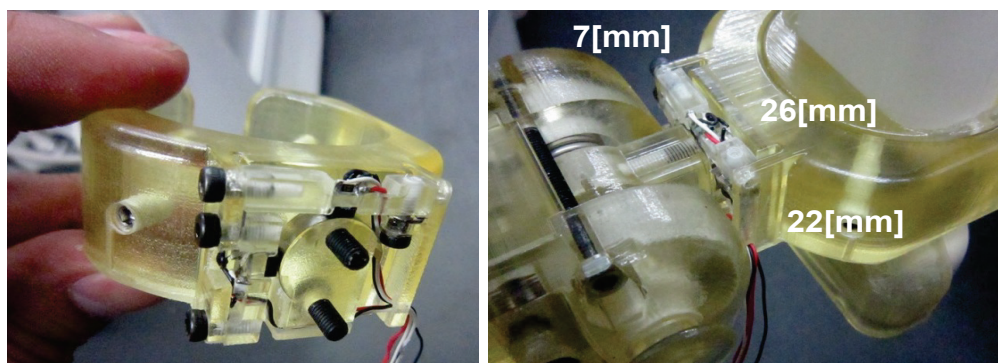


Fig. 3.16 2-axis force sensor

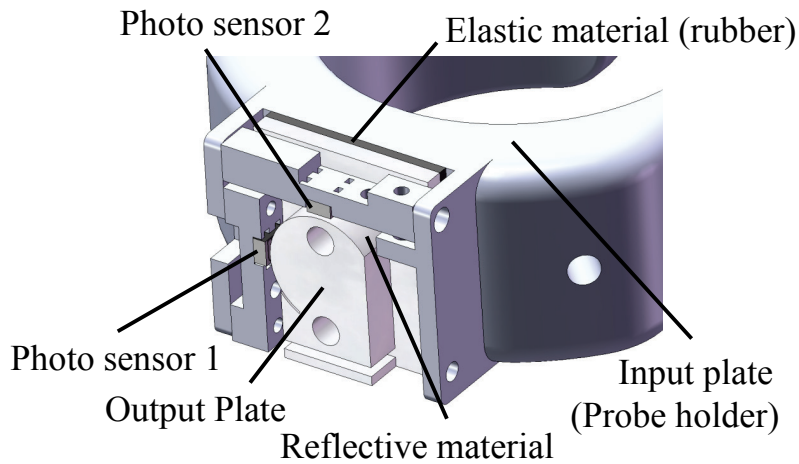


Fig. 3.17 Force sensor drawing by CAD

3.7.5 性能試験

開発した力センサの入力 y 軸をフォースゲージでゆっくり押し込むことを 5 回繰り返し、同期的に取得したフォースゲージの出力と力センサの出力を Fig. 3.18 にプロットした。おおむね線形となった。次に y 軸方向、 x 軸方向に順次外力を加え、 x , y 軸の両方の検出力を Fig. 3.19 にプロットした。 xy 軸の検出力の分離ができていることが確認された。一方問題点として、ゴム樹脂のヒステリシスによる応答遅れがあることが判明した。500[gf]の荷重を 5[s]の間、連続して加えた後、荷重を一気に解放した後の検出力を Fig. 3.20 に示す。一次遅れ曲線の形状を示した。時定数を初期値の 63%回復点として計測してみると、約 150[ms]であった。従って、本素材を起歪体として使用する限り、本研究での用途のように比較的ゆっくりとした動作のロボットへの応用に限定される。

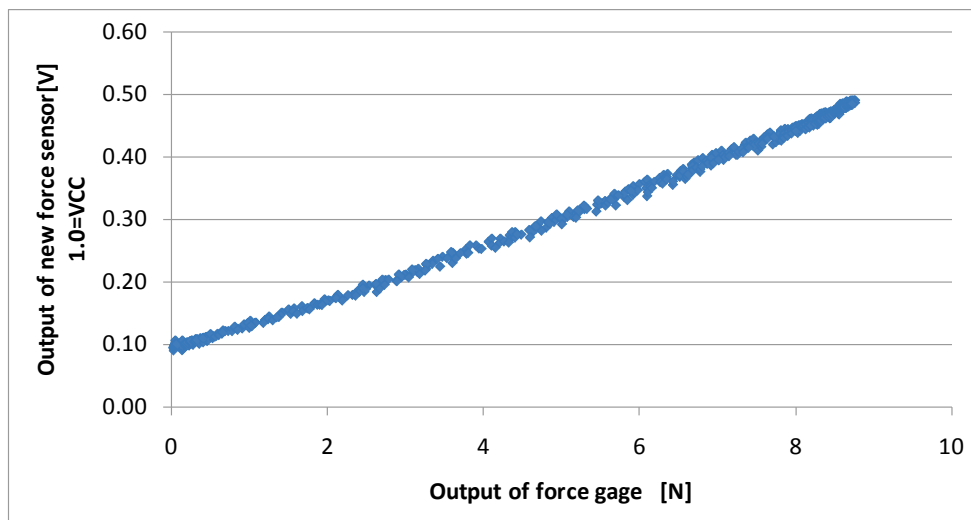


Fig. 3.18 The result of the linearity test.

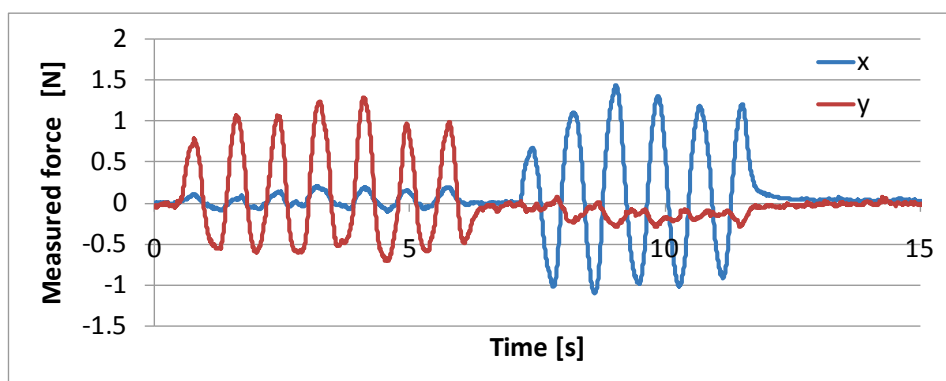


Fig. 3.19 The result of the inter-axis interference test.

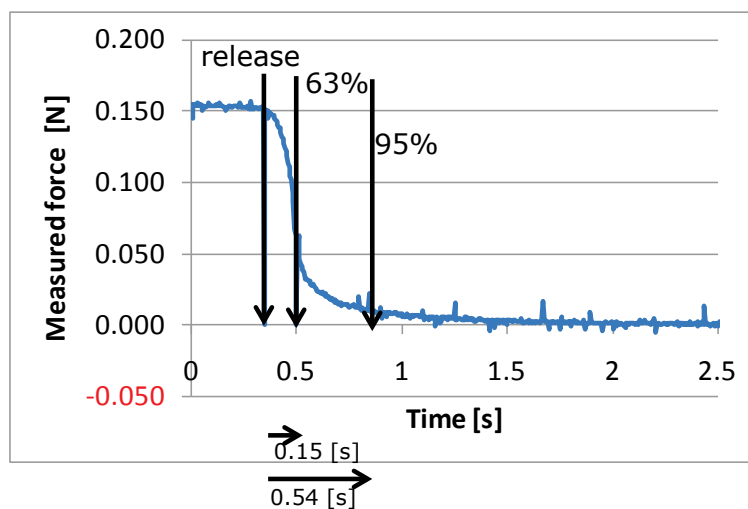


Fig. 3.20 The result of the hysteresis test.

3.8 安全対策

医療用ロボットにとって、患者に対する安全性の確保は重要である。特に製品化の段階でこれがネックとなって先に進まないことが多い。本節では本ロボットシステムの安全対策について論ずる。医療用ロボットの安全対策については、過去より研究があり、包括的な解説は[103] に詳しい。超音波診断用ロボットの安全対策の例としては[61][104] などの例がある。[104] ではソフトウェア開発などに用いられる UML (Unified Modeling Language) のリスク分析への応用が提案されている。本研究では産業製品のリスク分析として普及している FMEA の手法を用いた。

3.8.1 FMEAによるリスク解析

工業製品などのリスクマネジメントに用いられる確立した手法である、FMEA (Failure Mode and Effect Analysis) を用いてリスク解析を行った。FMEA を簡潔に説明すると、システム内の個々の構成要素が故障したときに、その故障の種類により起こりうるリスクをリストアップし、その生起確率とリスクの大きさをランク付けしてゆくものである[103]。漏れの無いよう、まず全ての信号の流れを図示したシステム全体図を作成し(Fig. 3.21)、各々の信号について誤信号が流れたときの影響を網羅的に検討した。合わせて、FTA (Fault Tree Analysis) によるリスクのスクリーニングを行い、その結果を FMEA に反映した。FMEA をボトムアップ型のリスク解析手法とすると、FTA はトップダウン型と言われ[103]、結果として起こるリスクを最上位に掲げ、その発生要因を順次下位に展開し木構造を作る手法である。たとえば本研究では、最上位が「患者に危害を加える」であり、その要因は「プローブホルダが患者を異常な力で圧迫・打撃する」であり、その下位要因は「モータドライバの異常」「PC が異常指令」・・・などと続く(Fig. 3.22)。

結果、42 項目のリスクが洗い出され、それぞれについて対策を行った。Table 3.4 に FMEA によるリスク解析の一部を示した。講じた対策のうち主要なものを次節以降に列挙する。

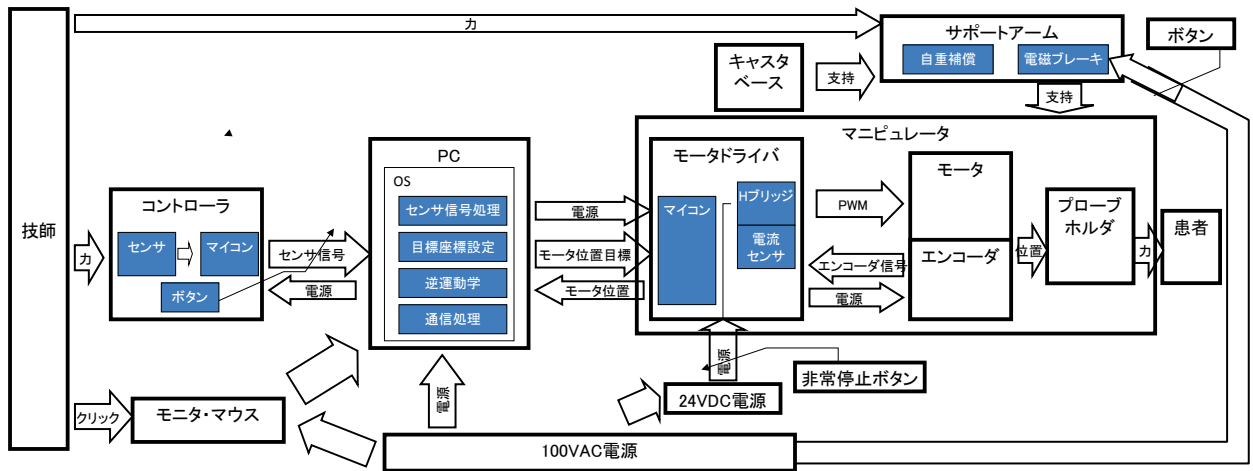


Fig. 3.21 Signal flow in the whole system of WTA-2R

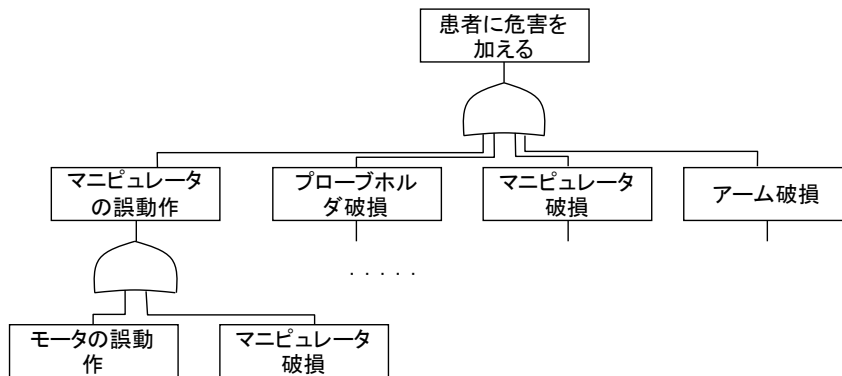


Fig. 3.22 Risk analysis result by FTA (part).

Table 3.4 Risk analysis result by FMEA (part).

FTMA		リスク解析表		対策前			対策			対策後		
構成単位	故障モード	起こりうる危険		重大さ	発生頻度	リスクレベル				重大さ	発生頻度	リスクレベル
エンコーダ	カウントしない	モータが最大出力を発生し続ける	その結果、プローブ把持部が患者を圧迫または打撃する	高	中	中	エンコーダから求まる回転速度と、電流センサから求まる(擬似タコジェネ)回転速度を比較し、差異が閾値以上のとき緊急停止する。	低	中	低		
モータドライバ内 マイコン	フリーズする	PWM信号を出し続けたままフリーズするとモータが直前の出力を維持し続ける	その結果、プローブ把持部が患者を圧迫または打撃する	高	中	中	マイコンのウォッチドッグタイマ機能を利用して、異常時にPWM出力を停止する。マイコンからシリアル#をPCに送出し、一定間隔以上、更新されなければPCから警告を発する。	低	中	低		
モータドライバ その他	故障	モータが最大出力を発生し続ける	その結果、プローブ把持部が患者を圧迫または打撃する	高	中	中	位置指令値と現在位置の偏差が閾値以上のとき、緊急停止する。	低	中	低		
PC	USB通信が遮断された後、再開する	モータが新指令位置まで最高速で移動する。	その結果、プローブ把持部が患者を圧迫または打撃する	高	中	高	PCから送信されるシリアル#をマイコンにて受信し、一定間隔以上、更新されなければ緊急停止する。	高	低	低		
モータドライバ内 マイコン	フリーズしない	モータが最大出力を発生し続ける	その結果、プローブ把持部が患者を圧迫または打撃する	高	中	中	位置指令値と現在位置の偏差が閾値以上のとき、緊急停止する。	低	中	低		

3.8.2 エンコーダ故障対策

モータに付いている光学式 2 相エンコーダが故障し信号が更新されなくなると、位置指令値を達成しようとしてドライバがモータに電流を流しても位置誤差が減少せず、結果モータは最大出力で回転し続けることになる。実際にマニピュレータを動作させながら、エンコーダケーブルを切断してみたところ、エンドエフェクタが高速に動き始めることが確認された。この現象は、位置誤差が小さい時でも起きるため、センサ故障を検出する方法として位置誤差に閾値を設定する方法では不十分である。センサを 2 個並列に使用し（ダブルセンサ）、両者の出力の差が閾値を超えた段階でセンサ故障を判定する方法が考えられるが、ダブルセンサを用いるとマニピュレータ本体が大型化してしまい、それを支えるアーム部も大きくせざるを得なくなる。そこで、モータドライバにて計測しているモータ電流を用いてモータの回転速度を求め（疑似タコジェネと呼ばれる）、これをエンコーダで求めた速度と比較することによりエンコーダ故障検知することとした。計測しているモータ電流 I と印加電圧 E は既知であるため、モータ回転数 w は式(3.8)で求まる。

$$E=IR+Kw \quad (3.8)$$

但し、 R は電機子抵抗、 K は逆起電力定数である。

以上を実装し、マニピュレータ移動中にエンコーダケーブルを切断したところ、暴走する前に停止を確認した。

3.8.3 PC-モータドライバ間通信異常検知

PC-モータドライバ間の通信が途絶えた場合、位置指令値が更新されないだけなので、マニピュレータは同じ位置姿勢を保持し続け、すぐに患者に危害が及ぶわけではない。しかし、通信が途絶えた後に復帰してしまうと、PC からマイコンに送られる位置指令が連続的でなくなり、途絶えている間に移動すべき距離を一瞬で移動しようとする。このリスクを排除するため、PC からシリアル番号を一定時間毎にモータドライバに送り、この信号の間隔が閾値を超えるか、シリアル番号が不連続となった時点で、マイコンがモータドライバを自動的に **Disable** にするようにした。安全対策後、マニピュレータ稼働中に USB ケーブル中の信号線を切断したところ、マニピュレータの動作停止を確認した。

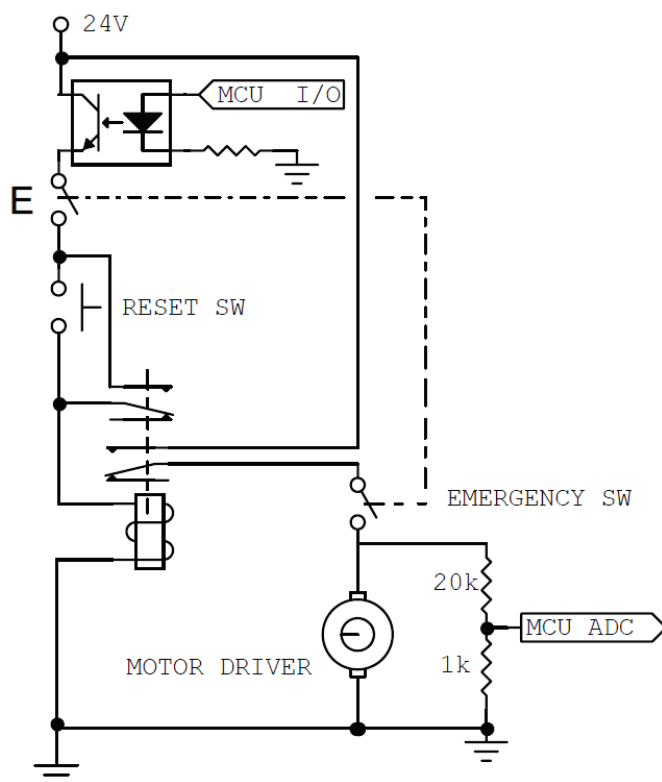


Fig. 3.23 Safety relay circuit

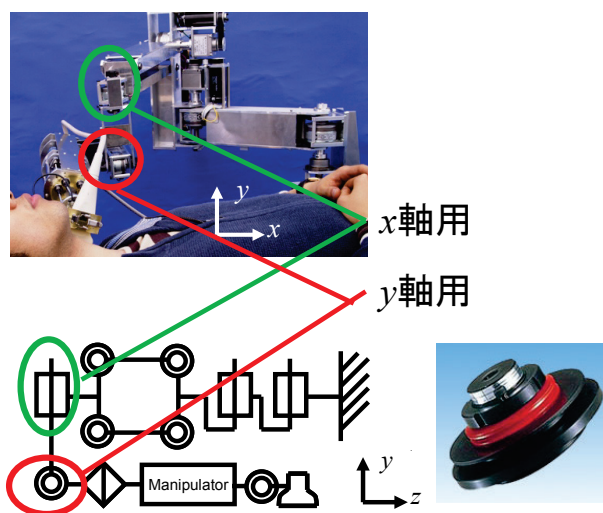


Fig. 3.24 Torque limiter

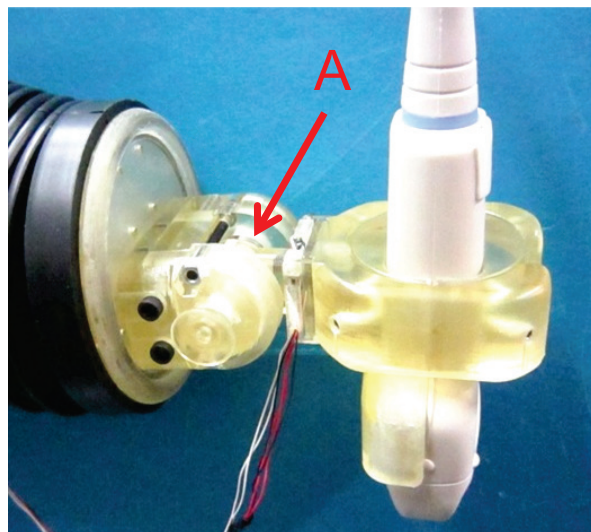


Fig. 3.25 Probe holder which has no sharp edge

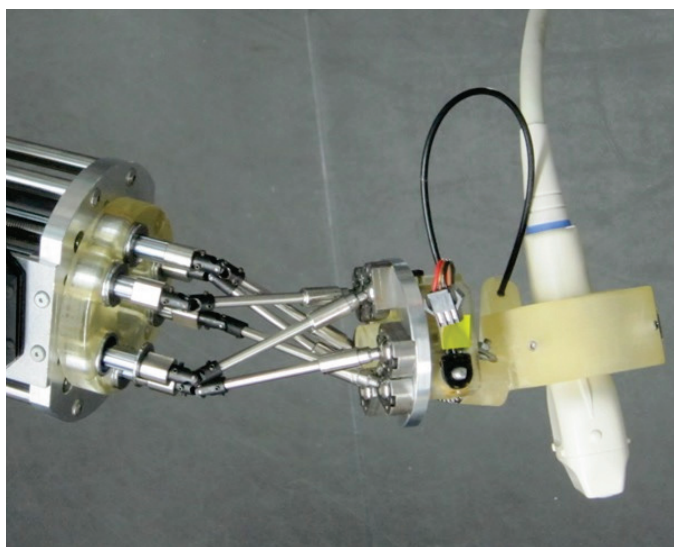


Fig. 3.26 Singular position



Fig. 3.27 The cover of the link part

3.8.4 モータドライバ故障検知

モータドライバはマイコンで制御されているが、このマイコンが故障やバグにより動作停止に陥ったことを検出するため、マイコンから PC に一定間隔で信号を送り、この信号の間隔が閾値を超えた時点で、PC から別のマイコンで制御されるリレーをオフにしてマニピュレータの電源を落とす。また、各マイコンにはウオッチドッグタイマを実装している。

3.8.5 安全リレー

ロボットには緊急停止スイッチが付いているが、緊急停止後誤ってスイッチをオンにしてしまうと、自重で下方に移動したエンドエフェクタが最高速で元の位置に戻ろうとする。このリスクは短時間の停電などでも起こりうる。これを回避するため、安全機械で一般に用いられる安全リレー回路 (Fig. 3.23) を電源ラインに挿入し、一度通電が遮断されたら、PC から制御するリレーをオンにしてさらに別途設けたリセットスイッチを押さないで再起動しないようにした。冗長にはなるが、モータドライバ内にて位置誤差が閾値を超えないかを監視している。

3.8.6 トルクリミッタ

前節までの対策は誤動作を防止するための対策であるが、万が一誤動作が起きた場合でも怪我をしないよう、なるべく患者に近い部位にセーフティーネットを張っておくことは重要である。誤動作によりプローブで患者に異常な力を加えるとロボットの関節が折れ曲がり、力を逃がすよう、Fig. 3.24 に示すパッシブアームの 2 関節にトルクリミッタ (TGB-08, ツバキエマソン) を挿入し、さらにプローブホルダの付け根 (Fig. 3.25 の A で示す位置) にばねとギヤで構成したトルクリミッタを挿入した。

3.8.7 指はさみ防止カバー、特異点防止

マニピュレータの 6 本のリンク内に患者またはオペレータが誤って指を差し込み、挟まれて怪我をするリスクを排除するため、カバーを取り付けた。パラレルリンク機構の場合、可動部にまげ、ねじれの他に伸縮を伴う。その部位のカバーにはこれらの動きに対して柔軟でかつ、耐久性と強度が求められる。ゴム製のじゃばらホース (FK-1672, 扶桑ゴム産業) が効果的であった。また、本パラレルリンクマニピュレータにはねじれ特異点 (Fig. 3.26 左に示す) が存在し、稼働中に自らこの姿勢に陥ることは無いが、起動時にねじれていると自ら初期姿勢にたどり着けない。電源

オフ時にこの姿勢に陥らない対策が必要であったが、このゴムカバーが適度な弾性を有しており、ねじれを防止する役割を持たせた (Fig. 3.27)。

3.8.8 鋭角な突起のないプローブホルダ

正常時に患者に接触するのはプローブ端面のみであるが、それ以外で異常動作時に最初に患者に接触するのはプローブホルダである。鋭角な突起の無い様設計し、3D プリンタで造形した (Fig. 3.25)。

3.8.9 破断予定面

鋭角な突起のないプローブホルダであるが、破損時に鋭角な断面が発生すると危険である。この対策として、プローブホルダの回転軸ケースの内側に、わざと強度の弱い部位をつくり、外から触れない部位が最初に破断するようにした。通常の外力では壊れず、プローブホルダ先端に異常な外力を加えたときに最初に壊れることを実験により確認した。

3.8.10 安全対策のまとめ

以上説明した項目も含め、本研究で講じた安全対策の一覧を Table 3.5 に示す。

Table 3.5 Implemented functions list for safety

危険	対策
エンコーダ故障	エンコーダから求まる回転速度と、電流センサから求まる(擬似タコジェネ)回転速度を比較し、差異が閾値以上のとき緊急停止する。
電流センサ故障	位置指令値と現在位置の偏差が閾値以上のとき、緊急停止する
マイコンフリーズ	マイコンのウォッチドッグタイマ機能を利用し、異常時にPWM出力を停止する。
マイコンフリーズ	マイコンからの信号が一定間隔以上更新されなければ警告表示 & 緊急停止
リンク部破損、リンク部に指を差込み挟まれる	患者に近いリンク部を覆うじゃばらカバーをつけ、部品が落下しないようにする
AC100V, DC24V電源の異常電圧	各モータにヒューズを挿入する
停電、プローブが自重で下降する	プローブケーブルをマンピュレータ上方で固定し、ケーブルの自重がプローブにかからないようにする。
DC24V電源供給ストップ後、再開	安全リレー回路により停電後に自動復帰しないようにする。
PCフリーズ、USB通信遮断	PCから送信されるシリアル#をマイコンにて受信し、一定間隔以上、更新されなければ緊急停止する
コントローラ異常	プローブの最高移動速度にプログラム中で上限を設ける
操作者コントローラ操作ミス	トルクリミッタをアーム関節に装備する プローブにトルクリミッタを設ける
操作者PC操作ミス	開始、停止ボタン以外は操作できないようにする
電磁ブレーキを誤って解除してマンピュレータ落下	電磁ブレーキ解除ボタンを小さく埋め込み型とし、マンピュレータを掴まないと押せないようにする
マンピュレータのボールねじ部に指を差込み挟まれる	マンピュレータのボールねじ部を覆うハードカバーを付ける
アームの関節に指を挟む	危険表示により操作者に注意喚起する
操作者、第3者がロボットに衝突する、ベース破損	フロアロックを設け、動きにくいようにする
プローブホルダの破断断面で怪我をする	破断予定面を設ける
プローブホルダが患者にあたる	突起部位のない設計とする
ベース破損、第三者がベースに当たる	トルクリミッタをアーム関節に装備する
感電	胴体を接地する、3点式コンセントを用いる

3.9 評価試験

本ロボットの要求仕様である，プローブ位置決め誤差0.5[mm]以内を検証するため，実験を行った．

3.9.1 実験条件

表面から約10[mm]の深さに針を挿入したファントムに超音波診断装置のプローブを当てると，Fig. 3.28のように針の断面が白い点として描出される．プローブを動かすことによって，この点を画面上の指定された場所に誘導する試験を，ロボットとフリーハンドで行った．ロボットは前述のジョイスティック型コントローラを被験者が操作する．

- 1) 被験者： 医療従事者3名（医師1名，臨床検査技師2名），医療非従事者3名
- 2) グループ分け：
 - (Group 1) 医療従事者（3名）がフリーハンドで行う
 - (Group 2) 医療非従事者（3名）がフリーハンドで行う
 - (Group 3) 医療非従事者（3名）が本ロボットシステムを用いて行う．
ロボットの動作軸を x 軸とする．軸名は（Fig. 3.1）参照．
 - (Group 4) 医療非従事者（3名）が本ロボットシステムを用いて行う．
ロボットの動作軸を z 軸とする．この場合プローブは y 軸周りに90[deg]回転させる．
- 3) 実験手順： Fig. 3.28左に実験手順を示す．Bモード画面上に2本の縦ラインが引いてある（Fig. 3.28右）．被験者はまず右側のラインより右側に白い点を出す．ここで実験開始となる．被験者はできるだけ早く白い点を左側のライン上に位置するよう，プローブを操作する．被験者の参考のため，左側のラインから白い点までの距離が自動的に計測され，画面状に示される．左右のライン間隔は5[mm]，1ピクセルは0.05[mm]に相当する．被験者は白い点が右ラインに乗って安定したところで，OKの合図を出し，そこから30秒間，ライン上に白い点を維持するよう試みる．実験開始からOKの合図を出すまでの所要時間，およびOKの合図を出してから30秒間の最大ずれを計測する．これを3回ずつ行い，そのグループ内平均を求めた．

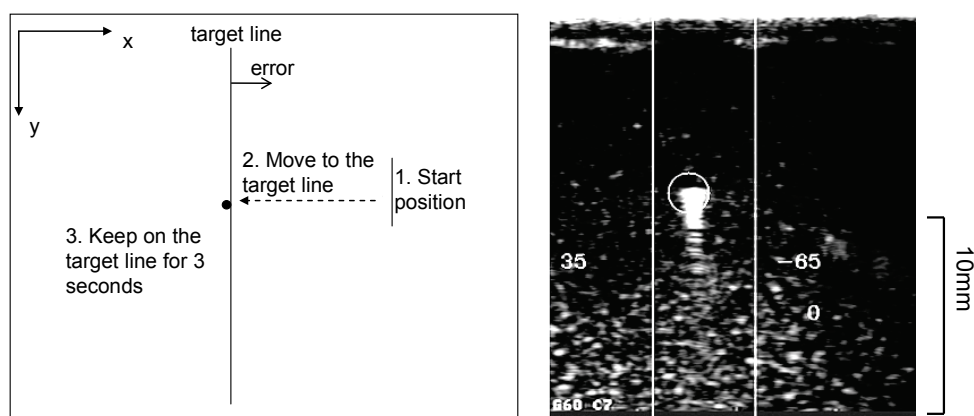


Fig. 3.28 (left) The procedure of the experiment to verify the accuracy of the positioning and (right) actual screen image.

3.9.2 結果

Fig. 3.29に結果を示す. ずれ量は, フリーハンドの場合0.27-0.29[mm]であったが, ロボット使用の場合は0.05-0.06[mm]となり, ロボットの位置決め精度の優位性が示された. フリーハンドの場合のずれ量について医療従事者と非従事者間では差が見られなかった. 一方位置決めまでの時間はロボットの方が長くなった. ロボット使用の場合, x 軸を使った場合より z 軸を使った場合の方が所要時間は短くなった. いずれの場合も, ロボットの位置決め精度は要求仕様を満たした.

3.10 考察

前節の実験において, ロボットで x 軸より z 軸を使った場合の方が早く位置決めできるのは, z 軸の動きの場合全てのアクチュエータが同一の動きをするため, 軌道が安定することが理由と考えられる.

位置決めに要する時間については, 当然インターフェースの良し悪しの影響を受ける. マスタスレーブ式のロボットの操作インターフェース(マスタコントローラ)についてはそれ自体で一つの研究分野になるほど様々な研究がなされている. 本研究では, 計測再現性の向上のため自動位置決めに取り組むため, 時間短縮についてはインターフェースの操作性向上を追うのではなく, ロボットによる自動によって達成する方針で研究を進めることとした.

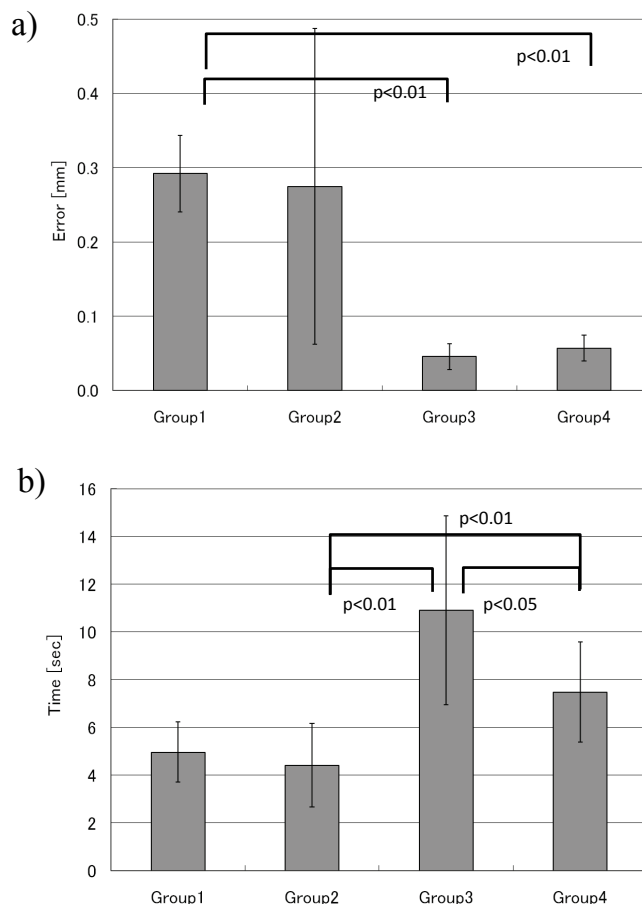


Fig. 3.29 Experimental results of probe positioning test. a) Position error during the subjects try to hold probe at the target point for 30[s], b) Time consumption for moving the probe from start line to target line.

3.11 まとめ

本章では以下の点について論じた.

- WI 計測用のロボットシステムの設計・開発について論じた.
- 本研究の対象である頸部超音波検査に適した直動型パラレルリンク機構を採用し、コンパクトな小型の 6 自由度マニピュレータを実現した.
- その他のシステム構成要素である、マニピュレータ保持用アーム、コントローラ、モータドライバ、力センサ等についてその概要を述べた.
- 包括的な安全設計について論じた.
- ファントムを用いた試験により、要求仕様である 0.5[mm]以内の位置決め精度を達成していることが示された.
- 一方で、位置決めに必要な時間はロボットを用いるよりもフリーハンドの方が

早い傾向が示された。

第4章 血管認識アルゴリズムを用いた位置決め自動化

- 4.1 本章の目的
- 4.2 要求仕様
- 4.3 ロボットによるプローブ自動位置決め工程設計
- 4.4 画像認識アルゴリズム
- 4.5 プローブ軌道設計
- 4.6 Mモードの情報を用いた血管壁輝度最大化
- 4.7 評価試験
- 4.8 考察
- 4.9 まとめ

4.1 本章の目的

第2章では、WIの各指標のうち特にNAが計測点の位置の影響を受けること、第3章ではプローブの位置決めにはフリーハンドよりコントローラで操作するロボットの方が時間がかかることを示した。計測点の位置決め再現性を得るためには、操作者に何らかのガイドラインを示すか、ロボットが自動的に位置決めを行い人手の介入を排除することが考えられる。また、ロボット操作に時間がかかる点については、インターフェースの改良、またはロボットに自動運転をさせて人手による操作を排除してしまうことが考えられる。これらをまとめて解決するため、本研究ではロボットによる位置決め自動化を試みる。本章では画像処理を用いた具体的な位置決め自動化の手法について提案する。

4.2 要求仕様

プローブの位置決めをロボットが自動で行うためには、頸部表皮を認識し、プローブと表皮の接触を保ち、頸動脈を超音波画像から認識しながらプローブ軌道を生成することが可能なアルゴリズムが必要である。

2.3.3節「WIの計測点」で述べたように、WI計測点は以下の画像が得られる点である。(Fig. 4.1).

- ① 頸動脈の長軸断面が明瞭に描出されている。
- ② 頸動脈洞（総頸動脈が内頸動脈と外頸動脈に分岐する点）から20[mm]心臓側に寄った位置が画面の中央に表示されている。
- ③ 頸動脈が水平から10[deg]の傾きをもって表示されている。

- ④ 内膜が明瞭に描出されている。

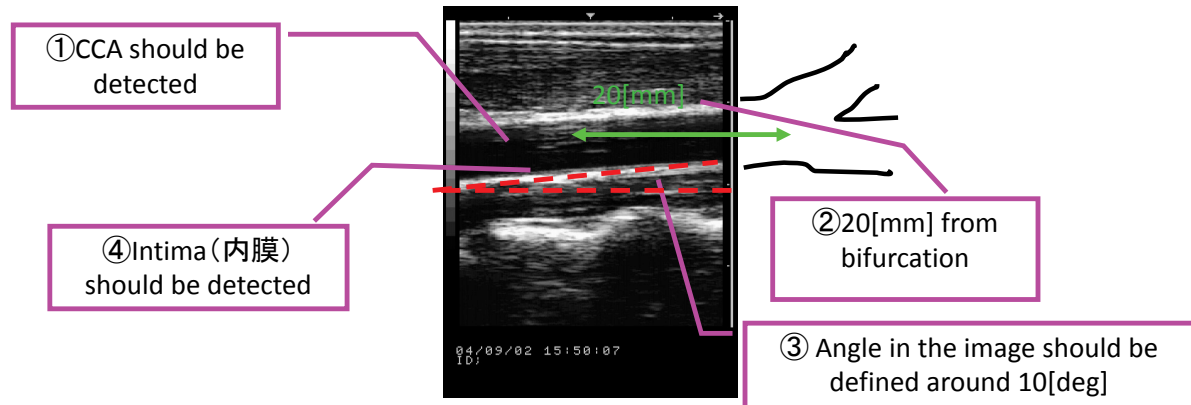


Fig. 4.1 Target image which is ready for the WI measurement.

要求仕様は、「ロボットを頸部にセットしてスタートボタンを押した後は、人手の介入無く自動的にプローブを移動させ、上述①-④を満たす画像を探索、描出することである。

4.3 ロボットによるプローブ自動位置決め工程設計

2.3.4 節「Wave Intensity の計測手順」に示した WI 測定工程のうち、プローブ位置決めに関する部分である B.「プローブ位置決め」9)~16)をロボットにより自動化する。その手順を以下のように設計した。

4.3.1 頸動脈洞検出

上述の WI 計測点の要件①③④については必然的に長軸断面（プローブと血管が平行）を得ながらプローブ位置の調整を行うことになる。一方②では頸動脈洞の位置の検出が必要となるが、これを長軸断面で行う場合には以下の問題点が生じることが予備実験の結果分かっている。

- 1) 頸動脈洞の形態上の特徴は血管径が総頸動脈に比べ増大していることであり、これを検出するためには血管径の計測が必要である。しかし、頸動脈洞付近は血管壁が明瞭でないことが多く、長軸では径の変化を正確に検出できない例がある。血管壁が明瞭に描出されるためには、超音波ビームが血管壁になるべく垂直に入射する必要があるが、頸動脈洞では血管壁が大きく湾曲するため、超音波ビームが均等な角度で入射しないことがその理由である。
- 2) 顎を大きく上げないと頸動脈洞が見えない被験者が稀にいる。頸動脈洞の位置

が頭頂部寄りにある場合、長軸断面で観察しようとする、プローブの端が顎に当たり、観察できない。このケースは多くは無いが、存在する。

- 3) 頸動脈洞が膨らまない被験者が稀にいる。頸動脈洞の長軸断面では多くの場合血管径の増大が観察されるが、総頸動脈の中心軸 (x 軸, 軸名は Fig. 2.10 参照) 周りの角度により血管径が変化しないことがある。

これらの問題を解決する手法はいくつか考えられるが、いずれの問題も短軸断面 (プローブと血管が垂直) で頸動脈洞を観察することで解決される。そこで、頸動脈洞の検出は短軸断面で、かつ計測者が目視で行うこととした。この作業は将来的には自動化できる可能性がある。頸動脈洞にプローブを短軸で合わせた後は、ロボットでプローブを z 軸方向に 20[mm] 移動させれば上述②の要件が満たされる。なお、最終的に必要となるのは長軸断面のため、プローブを y 軸周りに 90 度回転させる必要がある。本研究においては手動で回転することとし、プローブを 90 度回転させる能動自由度の実装は将来の課題として残した。

4.3.2 頸動脈長軸検出・内膜明瞭化

上述の WI 計測点の要件④の「内膜が明瞭に描出されている」位置を頸部からいきなり探すのは難しく、まずは頸動脈長軸を明瞭に描出することが必要である。頸部から頸動脈長軸を探し出すには、一定範囲をプローブで全探索すればよいが、前節の工程にて頸動脈短軸断面が得られているため、これを利用する。頸動脈短軸中心を画像から検出すれば、これを画像の中心 (すなわちプローブ開口部中央下) にもってこることが可能である。その時点でプローブを y 軸周りに 90 度回転させると、中央が明瞭で左右端が不明瞭な頸動脈長軸断面が得られることになるので、頸動脈長軸を画像認識してプローブの左右端の微調整を行う。短軸中心の認識は、本研究では最初の 1 フレームのみ人が PC 画面中の短軸内腔クリックすることにより指示することとしたが、この作業は将来的に自動化できる可能性がある。

WI 計測点の要件④の「内膜が明瞭に描出されている」を画面幅一杯に実現させるには、頸動脈とプローブが平行になっている必要がある。WI の計測は超音波診断装置の WI モードにて行われるが、このモードでは画面幅が 20[mm] 弱と狭く、頸動脈とプローブが平行になっているかどうか判別できない。そこで、まずは画面幅が広い B モード (35[mm]) にて y 軸周りの回転と z 軸並進方向の位置決めにより、内膜を画面幅一杯に描出することで頸動脈とプローブを平行にし、WI モードでは z 軸並進方向の微調整のみを行えば良いようにした。

4.3.3 血管角度

上述の WI 計測点の要件③の「頸動脈が水平から 10[deg]の傾きをもって表示」を実現するには、血管角度を画像から認識し、プローブを z 軸周りに回転させればよい。但し、前節の B モードで内膜を明瞭化する工程は、血管壁に超音波ビームが垂直に入射する状態でないと内膜が見えないことがあるため、画面に対し水平の状態で行い、WI モードに切り替え後（超音波ビームにも角度がつく）、角度を 10[deg]にすることとした。

4.3.4 その他

1) 画像中の障害物

WI モードでは、血管内腔に ET のトラッキングゲートやサンプルボリューム、ドプラのカラー等が重畳表示される (Fig. 2.13) ため、これらが画像処理による頸動脈認識の障害になる。超音波診断装置側を改造すればこれらを取り除くことが可能であるが、本研究では手動でトラックボールやスイッチを操作し、一時的に画面隅に移動させることとした。

2) 静脈判別

頸動脈と頸静脈は隣り合っているため、頸静脈を誤検知してしまうことがある。長軸断面の外見は似ており、画像から判別することが難しい。一方で、内圧の差から、外圧により径が変化するのは頸静脈のみである。そこで、血管長軸を描出後にプローブで押圧を加え、径の変化から静脈を判別することとした。

3) 皮膚との接触維持

超音波画像を得るには、プローブと皮膚の接触を維持する必要がある。プローブが皮膚から浮くと画面端が黒く欠けることから、これを検知してプローブを z 軸周りに回転させることとした。

4.3.5 全工程設計

以上の検討をまとめ、ロボットによるプローブ自動位置決め工程の全体を以下のように設計した。【】内は、動作の主体を示す。

- 1) 【検査者】B モードにて短軸で頸動脈洞入口を表示させてマニピュレータ固定
- 2) 【検査者】短軸内腔をクリック、スタートボタンを押す
- 3) 【ロボット自動】プローブを 20mm 心臓方向に移動後、短軸中心を画像中心に合わせる

- 4) 【検査者】プローブを 90 度回転させ（長軸になる）スタートボタンを押す
- 5) 【ロボット自動】血管を検出，押して静脈判定，左右端を明瞭にする．
- 6) 【ロボット自動】血管の角度を水平にする．
- 7) 【ロボット自動】内膜を明瞭にする．
- 8) 【検査者】WI モードに切替え，ゲートマーカを画面隅に寄せ，ドプラ off
- 9) 【ロボット自動】血管を検出，血管角度を 10 度に傾け，内膜を明瞭にする

上記のうち，4)は本研究でロボットに実装されていないプローブ y 軸周り 90[deg] 回転の能動自由度を実装することにより，自動化可能である．8)は超音波診断装置のインターフェースを改造することで，自動化可能である．すなわち，1)2)を検査者が行った後は，完全自動でプローブ位置決めが可能となりうるアルゴリズムとなっている．

また，2.3.4 節「Wave Intensity の計測手順」に示した WI 測定工程のうち，プローブ位置決め後の C.「各種設定」中にプローブがずれた際に微調整を行う必要があり，次の工程を設けた．

- 10) 【検査者】画像が不鮮明になった場合，必要に応じ調整ボタンを押す
- 11) 【ロボット自動】M モードの情報を用いて，血管壁を明瞭に描出する

2.4.18 節で示した計測精度向上のための対策の一つ，「プローブで押圧をかける」については，3.7 節で開発したプローブホルダ一体型力センサを用いて，上記の工程中常に約 200[gf]の押圧を付加することとした．

4.3.6 必要となる画像処理，プローブ軌道

以上の工程に必要なとなる画像認識およびプローブ動作を以下に示す．

A. 必要とされる画像処理

- 1) 画像欠け判定：プローブ端面と皮膚表面が平行でない場合，プローブの一部が皮膚から浮いてしまい超音波画像に欠けが生じる．この場合プローブの姿勢を修正して皮膚に密着させる必要があるため，画像中に欠けがないかを判定する機能を用意する．
- 2) 頸動脈明瞭度評価関数：頸動脈が画像中に存在するかを判定，プローブを頸動脈に平行にするために必要である．
- 3) 頸動脈短軸中心検出：短軸中心を画面の中心に自動誘導するために必要である

- 4) 角度, 径検出: 超音波画像中の血管の角度を $10[\text{deg}]$ にするために角度の計測が必要である. また, 後述の静脈検出で血管径変化の情報を使用するため, 血管径を測定する.
- 5) 内膜明瞭度評価関数: 内膜をできるだけ鮮明に描出する方向にプローブを誘導するため, その鮮明度を評価する必要がある.

B. 必要とされるプローブ動作

- 1) 短軸中心調整: 短軸中心を画面の中心に自動誘導する動作
- 2) プローブ姿勢修正: 超音波画像の左右いずれかに欠けがあり, プローブ端面が皮膚表面と平行でないと判断されたときの姿勢修正のためのプローブ軌道である.
- 3) 頸動脈探索: 頸動脈が鮮明でない場合, すなわちプローブと平行でないか, 血管中心からプローブがずれているかの場合は鮮明化のためプローブ位置・姿勢の調整を行う.
- 4) 静脈検出: 頸静脈を間違えて検出してしまうことがあるため, プローブで圧迫して血管径変化を観測し, 変化が大きければ内圧の小さい静脈であると判定する.
- 5) 角度調整: 画像中の血管角度が $10[\text{deg}]$ になる様にまでプローブを回転させる.
- 6) 内膜探索: 微小範囲を探索し, 内膜が最も明瞭に描出される位置でプローブを止める機能である.

4.4 画像認識アルゴリズム

前節で定義された, 必要な画像処理の手法について以下, 順に記す.

4.4.1 画像欠け判定

プローブ端面の左端または右端が皮膚表面から浮いてしまうと, 超音波画像の左端または右端に断層画像が現れず, その部分は黒く表示される. これを検知するため, 画像の左右端の輝度を検出する. 浮いたときに欠ける幅の最小値に合わせ, 画面を横に9分割し, Fig. 4.2に示す各領域内の平均輝度を求め, 平均輝度が閾値より小さければその部分の画像が欠けている, と判定することとした. プローブ端面の近くは常に高輝度領域が存在し, 深い(画面下方)領域は甲状軟骨(喉仏)にプローブが当たったときに超音波が固い軟骨表面で遮られてしまうため, 低輝度で描出される. このため画面をさらに上下4分割し, 上から2段目のみを判定に使用することとした.

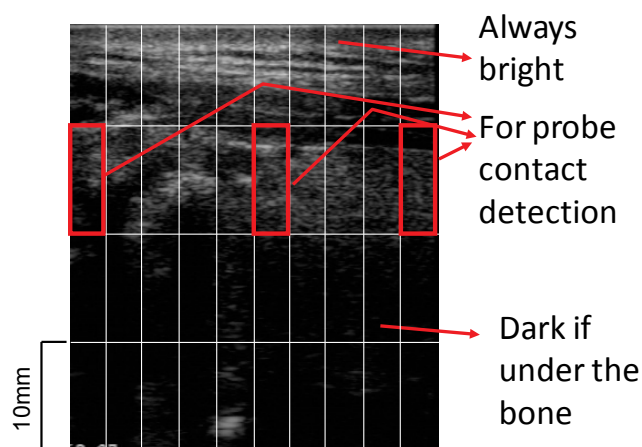


Fig. 4.2 The ROI used for the detection of probe fitting to the skin.

$$f = \sum_{y=\frac{n}{4}+1}^{\frac{n}{2}} \sum_{x=\frac{m(i-1)}{10}+1}^{\frac{mi}{10}} I(x,y) \quad (4.1)$$

$\left(\begin{array}{l} x,y: \text{ピクセルの}x,y\text{座標} \\ i: \text{左から}i\text{番目の領域} \\ I(x,y): \text{ピクセル}(x,y)\text{の輝度} \\ m,n: \text{画像サイズ} \end{array} \right)$

4.4.2 頸動脈明瞭度評価関数

頸動脈長軸断面は、低輝度に描出される血管内腔が高輝度に描出される2本の血管壁に挟まれた形で描出される。高輝度領域をたとえば輝度に閾値を適用して抜き出そうとすると、血管壁以外の高輝度領域をしばしば検出してしまう。一方、事前実験の結果ではフラットな低輝度の領域は血管内腔以外には現れなかった。そこで、低輝度領域を検出する方針でアルゴリズムを構築した。画面サイズを $m \times n$ 、横軸を x 、縦軸を y とする。

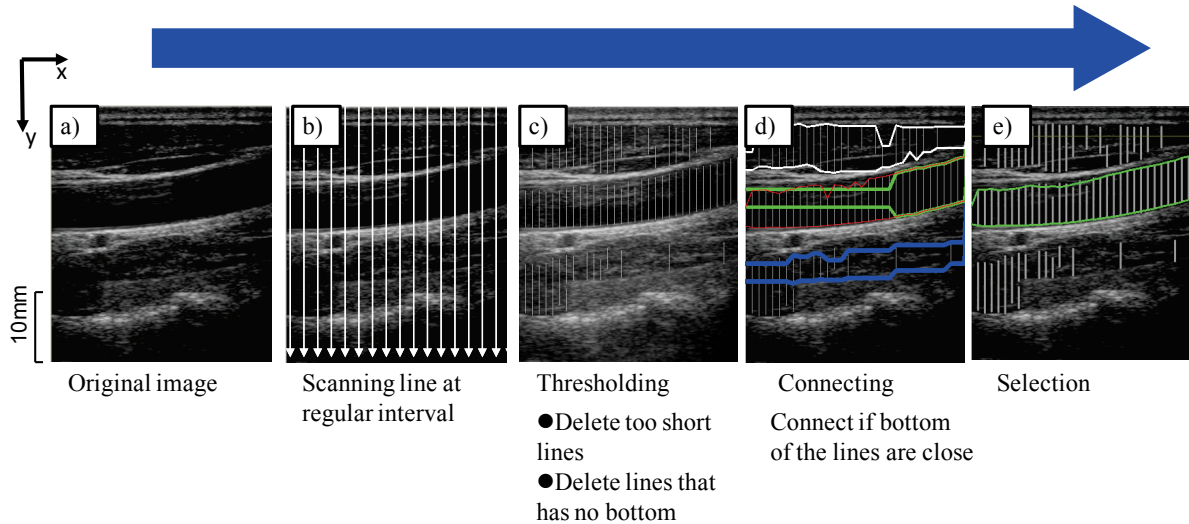


Fig. 4.3 Carotid artery detection algorithm.

まずスペckルノイズを低減するため、平滑化フィルタを適用する (Gaussian, $\sigma=3.7$ ピクセル). 画面を縦にスキャンすれば必ず頸動脈につきあたるはずであるから、画面に鉛直なライン (走査線) を上端から下端まで調べ、輝度が閾値以下となる区間を抽出する (Fig. 4.3b). 閾値には各走査線上のピクセルの平均輝度を用いた. 抽出された区間のうち、一般的な頸動脈直径に比べ短すぎる線分 (ノイズによるもの)、および画面の下端に接するもの (甲状軟骨下で超音波の届かない領域など) を除外する. 計算コスト削減のため走査線は10ピクセル間隔で設けた. この結果、線分の集合 B (式(4.3)) が抽出される (Fig. 4.3c).

$$B = \left\{ (x, y) : \begin{cases} I(x, y) < \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n I(x, j) \\ x = 10i, i = 1, 2, \dots, \frac{m}{10} \\ y_1 - y_0 > \min L, y_0 < y < y_1, y_1 \neq n \end{cases} \right\} \quad (4.2)$$

ただし、 $I(x, y)$ はピクセル (x, y) の輝度 (0~255), y_0, y_1 はそれぞれ抽出した線分の上端、下端の y 座標, $\min L$ は血管径の下限値より小さい閾値である.

次に、抽出された線分の横方向の連続性を調べる. 隣り合う走査線に属する抽出

線分の下端の y 座標の差が閾値以下であれば、連続しているとみなす。下端とするのは超音波画像の性質上、下側の血管壁（後壁という）の方が明瞭であるためである。閾値は血管走行の水平からの角度が約60[deg]までを許容する値とした。連続している線分を同一グループに入れ、複数のグループを作成する (Fig. 4.3c)。このとき、欠けている区間数を式(4.4)によりペナルティーとしてカウントする。

$$Penalty = \sum_{i=1}^{m-1} p_i, \left\{ \begin{array}{l} p_i = 1 : |y_1(i+1) - y_1(i)| \geq gap \\ p_i = 0 : |y_1(i+1) - y_1(i)| < gap \\ \text{or if there is no } y_1(i+1) \end{array} \right\} \quad (4.3)$$

ただし、 $y_1(i)$ は抽出した i 番目の線分の下端の y 座標、 gap は隣り合う線分の下端の y 座標の差の閾値である。ペナルティーが最小となるグループを選び、各線分の上端、下端同士を結び、スムーズ化することで、血管壁が抽出される。抽出された血管壁をFig. 4.3eに示す。

頸動脈長軸が明瞭に描出されているかの判定は、このペナルティーを評価関数として閾値を適用することにより行う。

4.4.3 頸動脈短軸中心検出

短軸検出方法の例は先行研究[39][105]等があり、その一つ[105]を使用した。アルゴリズムの詳細は以下の通りである。頸動脈短軸検出の様子をFig. 4.4に示す。

- 1) 画面中の頸動脈短軸内腔に追従点Aを設ける
- 2) 追従点Aから30[deg]毎のスポークを延ばし、輝度が閾値を超えた点で止める。閾値は試行錯誤で決定(輝度のレンジ0-255に対し、40)。
- 3) 全スポーク長の平均±SD以内に収まらないスポークは除外する。
- 4) 残ったスポークの外端にフィットする楕円（最小2乗近似）を検出結果とする
- 5) 楕円の中心を次のフレームの追従点Aとする

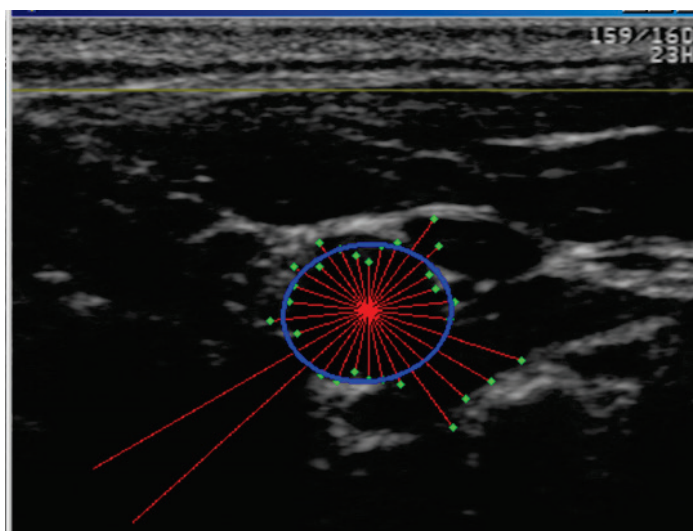


Fig. 4.4 Detection of the short section of the carotid artery

この手法によれば、輪郭の抽出精度はあまりよくないが、見失うことは非常に少ない。最初に1回内腔をクリックし、追従開始点を教示することが必要であるが、これは将来的に自動化できる可能性がある。

4.4.4 角度，頸動脈径検出

4.4.2 節の手法にて抽出した頸動脈壁より，最小二乗法による近似直線を求め，水平からの角度を求める。また，上下の頸動脈壁間の距離の平均より，直径を算出する。

4.4.5 内膜明瞭度評価関数

内膜の検出は頸動脈の中心をプローブが捉えているかを判定するために必要である。ここでは内膜輪郭の正確な検出は不要である代わりに，内膜の明瞭度が評価できるリアルタイムアルゴリズムが必要である。動脈壁は内側から内膜（高輝度域）—中膜（低輝度域）—外膜（高輝度域）の薄い層状をなし，超音波画像中では2重の白いラインとして描出される。よって，縦方向に走査して高輝度-低輝度-高輝度のパターンを探せば良い。しかし，ノイズを含めこのパターンは画像中のいたるところに存在する。

内膜をつぶしてしまわない程度の軽い平滑化フィルタ（Gaussian, $\sigma=1.3$ ピクセル）をかけてノイズを減らし，さらに探索するROI（region of interest）を血管壁周辺に絞り込むこととした。前節の方法にて検出した血管壁のうち，後壁はほぼ血管壁に沿った輪郭が検出されるが，前壁（画像中，上側の壁）は血管壁からやや内腔に入っ

た輪郭となってしまうことが観測された。これは超音波画像の特性で、高輝度の物体の下方に高輝度の影が現れるためである（多重反射と呼ばれる）。前壁の輪郭抽出結果を実際の血管壁に近づけるため、前節で用いた閾値 T_f を1ずつ増加させながら前節のアルゴリズムを繰り返す。すると輪郭抽出結果が血管壁に近づいてゆくが (Fig. 4.5a), 閾値が大きすぎると血管外に突き抜けてしまい、ペナルティー値が増大する。30回繰り返し、ペナルティー値が増加する直前の輪郭を採用する。抽出された血管壁輪郭の上下10 ピクセルをROI とした(Fig. 4.5b中の細線)。ROI 中で全ての x について血管内部から外側に向って鉛直方向に、輝度勾配のうち正の値を式(4.5), 式(4.6)により探索してゆく。

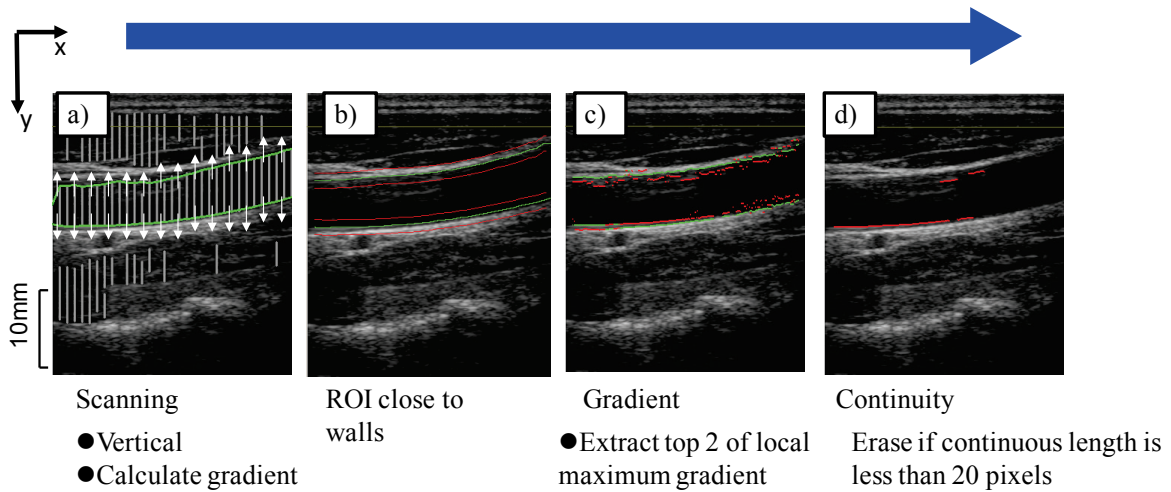


Fig. 4.5 Intima detection algorithm

$$g_{NW} = \begin{cases} I(x, y+1) - I(x, y) & | I(x, y+1) - I(x, y) \geq 0 \\ 0 & | I(x, y+1) - I(x, y) < 0 \end{cases} \quad (4.4)$$

$$g_{FW} = \begin{cases} I(x, y-1) - I(x, y) & | I(x, y-1) - I(x, y) \geq 0 \\ 0 & | I(x, y-1) - I(x, y) < 0 \end{cases} \quad (4.5)$$

ただし g_{NW} , g_{FW} は勾配, 添字の NW は前壁 (Near Wall), FW は後壁 (Far Wall) を指す。前後壁それぞれ, 全ての x について勾配の極大値のうち上位 2 点をプロットする。この 2 点は, 内膜が明瞭に見えている区間では 2 本の明瞭なライン, 内膜が不明瞭な区間では外膜に相当する 1 本の明瞭なラインと, 散乱した点をなす(Fig. 4.5c)。抽出した 2 点を内側と外側に並べ替え, 横方向への連続性を調べる。8 近傍連結していれば連続とみなし, 連続である区間の長さに閾値 (30 ピクセルとした) を設けて内膜を抽出し, 抽出された区間の長さの合計を画面幅で割って内膜明瞭度

のスコア[%]とした。内膜抽出結果を Fig. 4.5d に示す。図中、実際の内膜と対比できるように内膜抽出結果は内腔寄りにずらして示している。

4.5 プローブ軌道設計

一連の動作を行うために必要とされるにプローブ軌道について以下、順に記す。

自動位置決め開始前のマニピュレータのセッティングは、4.3.5節の通り、プローブが短軸の姿勢で、頸動脈洞入口上に位置するように行われる。ここでスタートボタンが押される。

4.5.1 短軸中心調整

短軸画像を得たまま、プローブを心臓側へ20[mm]並進移動させる。その間、短軸中心を認識し続ける。20[mm]移動した後、短軸中心が画面中央から画面幅の±5%(1.8[mm])内に収まるまでプローブをz軸方向に並進移動させる。その後、検査者がプローブをy軸周りに90度回転させ長軸断面を得る。

4.5.2 プローブ姿勢修正

プローブを90度回転させた直後はプローブと皮膚の間に隙間ができることがある。また、頸動脈を探索する動作中にも同様のことが起こりうる。プローブを皮膚に密着させるため、画像欠け検出アルゴリズムにより、画面の右端の欠けを検出したらプローブを画面欠けがなくなるまで回転させる。左端が欠けていたら同様に逆に回転させる。左右、中央とも欠けていた場合は、プローブを押下し、皮膚へ接触させる。

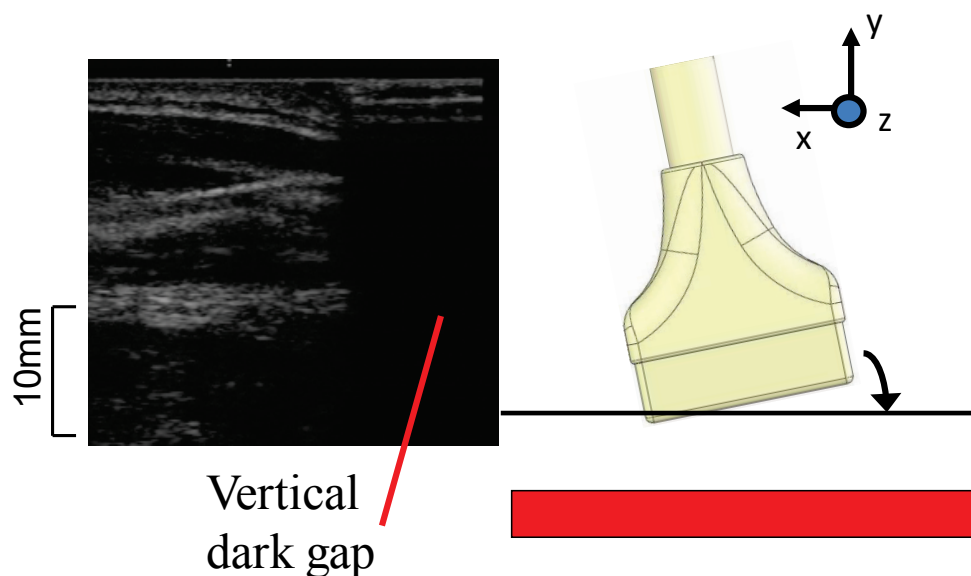


Fig. 4.6 Irregular posture of the probe and its resultant image.

4.5.3 頸動脈探索

4.5.1節の工程にてプローブを90度回転させた後は、プローブ中心は頸動脈の真上にあり、プローブの左右端のみがずれている状態になっていることになる。そこで、プローブを頸動脈と平行にするために、まずy軸周りの回転軸を、頸動脈明瞭度評価関数により合わせる。

- 1) プローブをプローブ中心を軸としてy軸周りに α [deg]往復回転させる。
- 2) ペナルティー値が閾値 β 以下になれば明瞭な頸動脈と判定し終了
- 3) 往路中のペナルティー値の最小値を記録しておく。
- 4) 復路中、記録した最小値 $+\gamma$ が再現されたところで最明瞭であると判定し終了。
- 5) 復路を終えて終了しなければ1)に戻る

α は ± 6 [deg], β は画面幅の20%, γ は画面幅の5%とした。

同様のアルゴリズムを、z軸並進方向に適用し、並進方向のずれを修正する。

4.5.4 静脈検出

頸動脈のすぐ隣に頸静脈 (IJV) が走っており、超音波画像中、似た外観で描出されるため、誤検知してしまうことがある。静脈の内圧は動脈に比べて低く、経皮的に圧迫すると静脈はつぶれて径が変化する。そこで、前節の工程にて血管を明瞭に描出した直後、プローブを5[mm]押下して血管を一時的に圧迫し、圧迫前後で血管径 (検出した前後壁の間隔平均) の変化が閾値 (20%とした) 以上あれば静脈とみなすこととした (Fig. 4.7)。静脈が検知された場合は、通常頸動脈は頸静脈の内側

に位置するので、プローブを体幹方向へ10[mm]移動させて静脈を消したあと、±10[mm]の範囲で前節のz軸並進方向の探索を行う。

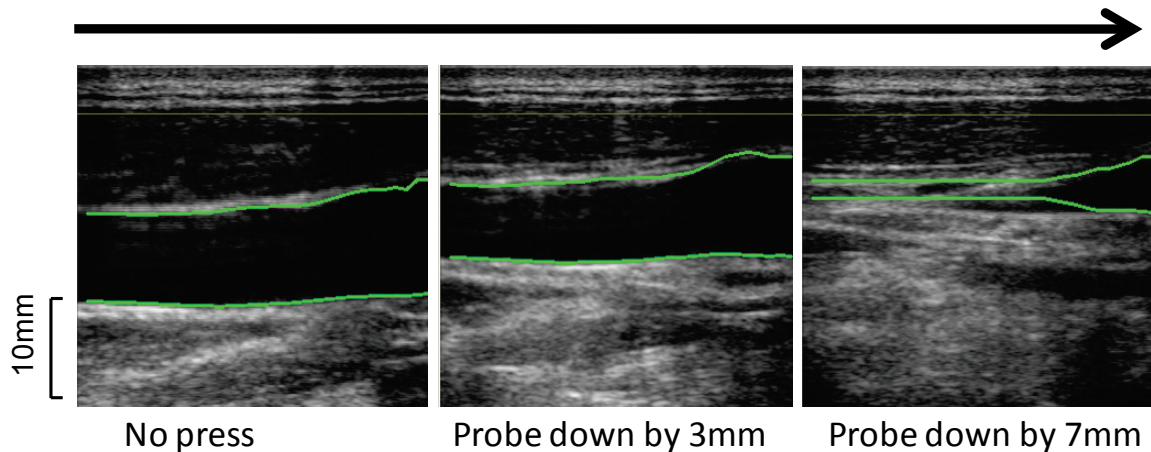


Fig. 4.7 Internal jugular vein is pressed by the probe. The diameter changes according to the pressure.

4.5.5 角度調整

検出した角度と目標角度との差でフィードバックをかけ、プローブの回転角を調整する。目標角度±10%に入れば終了、とした。角度調整中に頸動脈を見失ったら小範囲を再探索し、自動的に復帰するようにする。

4.5.6 内膜探索

内膜が明瞭に見える位置へのプローブ位置の調整は次の通りに行う (Fig. 4.8)。

Bモードの場合 (4.3.5節の工程7)

内膜明瞭度スコアを、画面を左右に3等分しそれぞれの領域について算出しておく。

- 1) プローブをプローブの右端中心にy軸周りに往復回転させる。
- 2) 往路中の内膜明瞭度スコア (左1/3) の最大値を記録しておく。
- 3) 復路中、記録した最大値-20% が再現されたところで停止
- 4) 但し、頸動脈明瞭度のペナルティーが閾値を超えた場合は4.5.3節の頸動脈探索に戻る。
- 5) 同様の動作をプローブ左端中心の回転、内膜明瞭度スコア (右1/3) を使用して行う。
- 6) 往復幅を小さくして再度1)-5)を行う。

往復幅は、初めが±5[deg], その後±1[deg]とした。

WIモードの場合（4.3.5節の工程9）

同様の手順を、z軸並進についてのみ行う。往復幅は±1.5[mm]とした。

内膜明瞭度スコアの最大値は全体をスキャンするまで不明であること、また、皮膚をプローブが引きずることにより往路と復路で位置の再現性が得られないことから、上記の手順が効果的であった。

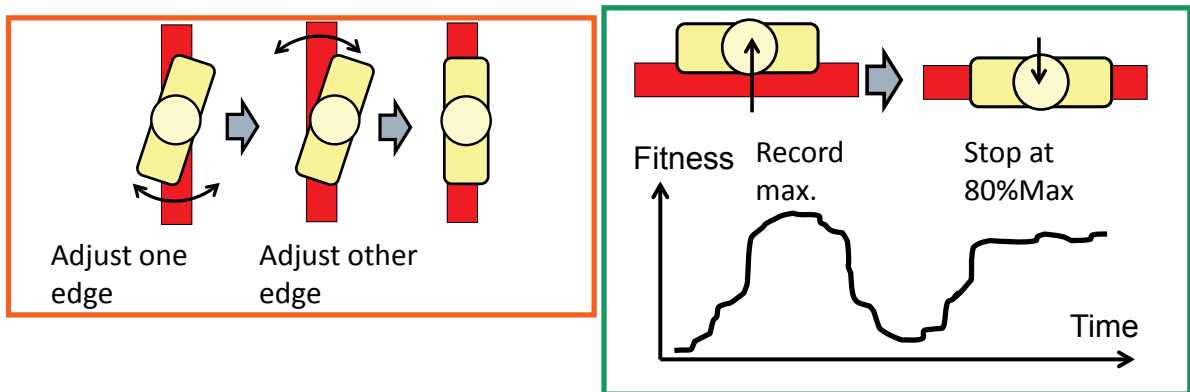


Fig. 4.8 Probe trajectory during intima searching

4.6 Mモードの情報をを用いた血管壁輝度最大化

以上の自動位置決め機能は、2次元情報であるBモード画像の取得が前提であった。WIモードでは、2.3.4節で説明したようにBモードとMモードが画面の左右に現れ、さらにWI計測中は画面左側のBモードがフリーズして使えない。このとき右側のMモードのみが動く。この時点で患者が動くと、Mモード中の血管壁の輝度が下がるため、検査者はMモード中の血管壁の輝度を監視しながら輝度が下がったら（Fig. 4.9中、①）プローブを適当に動かして元の輝度（Fig. 4.9中、②）を維持するようにしている。この動作をロボットに実装し、血管壁が滲んだらワンクリックで最適点に戻るようにした。

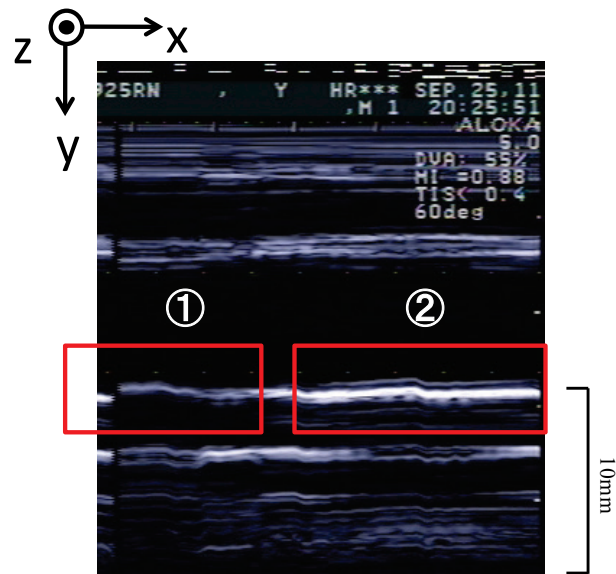


Fig. 4.9 Brightness of the artery wall in M-mode

Mモード中では1次元の輝度情報が横軸に時間を取ってスイープを続けており、この最新の更新位置の右側に低輝度のギャップが現れるため、これを検出し、1次元の輝度情報を得る。以下の手順で血管壁の輝度を評価し、その最大化を行う。

- 1) 左側のBモード画面にて、抽出した頸動脈前後壁のy座標平均値(血管中心)を求め、探索開始点とする。
- 2) Mモード画面にて、最新の1次元輝度データを抽出する
- 3) 1次元輝度データを探索開始点から下方に向かって探索し、輝度が初めて閾値以上となる点を抽出する。(後壁上端)
- 4) 後壁上端から下方Nピクセル分の範囲の輝度の二乗の合計を計算し、評価値とする。
- 5) 同様に前壁についても3)4)を行い、評価値を前後壁で平均する。
- 6) 開始ボタン押下後、プローブを $-W/2[\text{mm}]$ 戻し、 $W[\text{mm}]$ 進めながら評価値の最大値を保存し、 $-W[\text{mm}]$ 戻りながら保存した最大値の80%が再現された地点でプローブを止める。N=20ピクセル、 $W=4.0\text{mm}$ とした。

明瞭な血管壁画像を得てから、外乱としてロボットで1mmプローブを移動ずらし、本機能を実行する実験を被験者1名に対して行った。Fig. 4.10上段の3波形は、1[mm]ずらした状態からETを始めた場合のET(血管径)波形で、拍動毎の波形が均一になっていない。同図下段の3波形は、1[mm]ずらした状態から本機能を実行することによって血管壁輝度を回復した後、ETを始めた場合のET波形である。波形が安

定化していることが確認された。

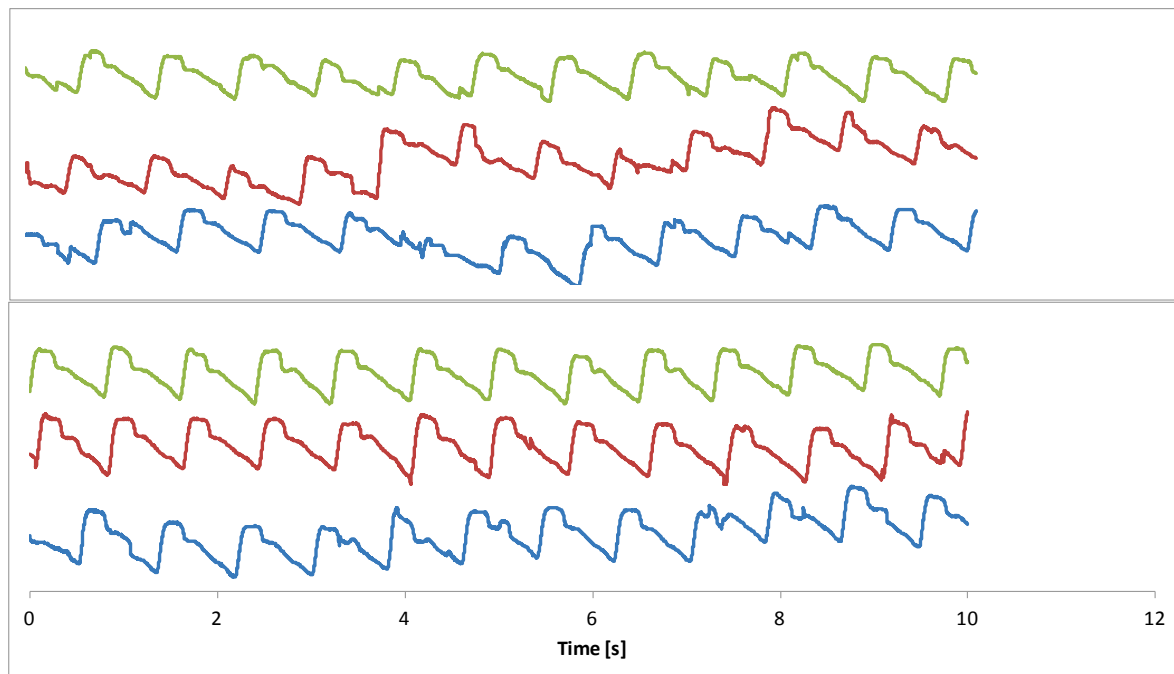


Fig. 4.10 ET measurement result. (top) the probe position is out of the center of the CCA by 1[mm] (bottom) after excuting the function described in this section.

4.7 評価試験

4.4 節にて提案した各アルゴリズムのうち、画像から頸動脈を認識するアルゴリズム、および内膜の明瞭度を評価するアルゴリズムについて、その性能を検証した。自動位置決めが機能するかの検証については、第 6 章で述べる。

15 名の健常被験者(20-60 代, 男 13 女 2) より取得した 57 枚の頸動脈超音波画像に対し、本章で提案した頸動脈検出アルゴリズムと内膜明瞭度評価アルゴリズムを適用し、目視での検出結果と比較した。

4.7.1 頸動脈検出

<試験内容> 自動検出アルゴリズムで認識した頸動脈壁の正常認識された区間の長さを画面幅で割って認識率とし、57枚のサンプル全ての平均を求めた。

<結果> 認識率は、前壁で93%、後壁で100%となった。

<考察> 前壁で誤認識があるのは、超音波診断装置の特性で前壁の内腔側の境界は不明瞭になりやすいことが原因である。後壁で100%の認識ができていたので、プローブ軌道生成に必要な頸動脈の検出は全例で成功していると言える。誤認識の影

響は、内膜探索のROI設定に影響を及ぼすため、その区間は内膜検出率が悪くなることである。誤認識の例をFig. 4.11に示す。

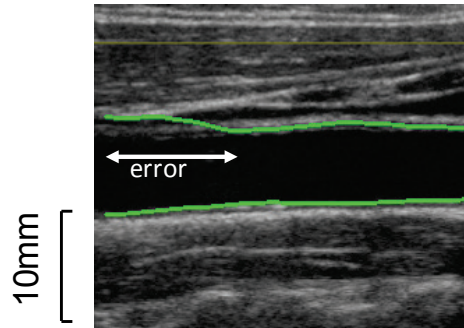


Fig. 4.11 Example of the error detection of near wall.

4.7.2 内膜明瞭度評価

<試験内容> 各サンプル画像について内膜明瞭度評価アルゴリズムと目視の両方で内膜が描出されている区間の長さ（画面中の幅）を求め、相関係数を求めた。目視での確認は著者行い、医師に確認を受けた。

<結果> 目視で確認した内膜ラインの長さを縦軸、自動検出された内膜ラインの長さを横軸にとり、Fig. 4.12にプロットした。相関係数は前壁0.89、後壁0.93と、強い相関関係が示された。

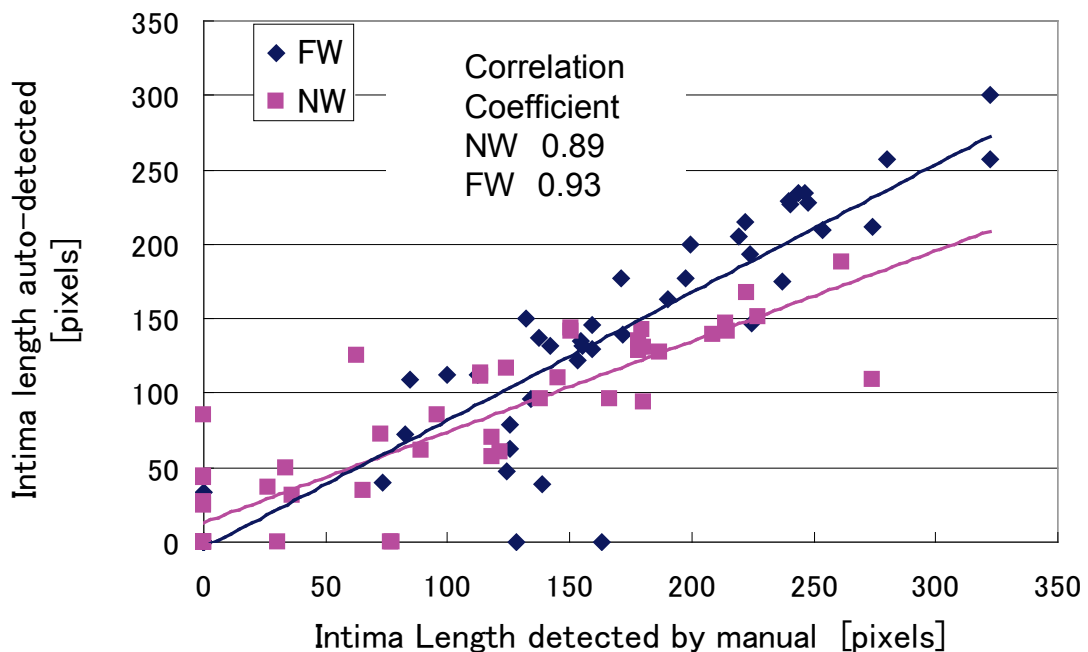


Fig. 4.12 Intima length observed by manual and image processing algorithm.

4.8 考察

頸動脈の超音波画像の認識の方法を設計するにあたり、画像処理で一般的に行われるような、フィルタを画面全体に適用してゆく手法は有効では無い。輝度値の低い内腔を抽出するには二値化や、エッジ抽出フィルタなどが考えられるが、生体組織に対しては、ノイズの影響があり、多数の誤検出が発生してしまう。

本研究で設計した頸動脈検出アルゴリズムは、臓器の形態情報（必ず画面の左端と右端を横切る、高輝度域に低輝度域が挟まれる）を画像上の特徴量に変換し、まず広く候補領域を抽出した上で、空間的な連続性を用いて絞り込む、という手法を用いた。

例えば単純な 2 値化では、血管の走行はタテではなくヨコである、という事前情報を用いることができず、タテ方向の勾配の振幅が非常に大きく閾値の設定余裕が大きいというメリットを生かせない。

評価試験における検出率は 100%に至らないが、本研究での画像処理の使用形態はリアルタイム処理であり、1 フレームの認識に失敗しても、連続する多数のフレームで成功すればよい。また、輪郭の正確な抽出は必要無く、プローブを最適点に誘導するためには明瞭度を評価できさえすればよい。ロボットの動作に組み込んだ最の有効性については、第 6 章にて検証する。

4.9 まとめ

本章では以下の点について論じた。

- a) プローブ位置決め自動化について述べた。
- b) 頸動脈長軸断面、内膜、頸動脈の角度などの各種画像認識アルゴリズムをそれぞれ開発し、その画像情報を利用したプローブ軌道生成法について提案した。
- c) サンプル画像 51 枚に対し、頸動脈の認識率は前壁 93%、後壁 100%、内膜長さの自動認識と目視計測の相関係数は前壁で 89%、後壁で 93%を達成した。

第5章 画像フィードバックを用いた患者動き補償

- 5.1 本章の目的
- 5.2 要求仕様
- 5.3 Out-of-plane 追従の手法と性能
- 5.4 評価試験
- 5.5 Mモードを利用した追従アルゴリズム
- 5.6 考察
- 5.7 まとめ

5.1 本章の目的

第4章で述べた自動位置決め機能により、プローブの計測点への位置決めを完了し、所望の超音波断層画像を得た後は、患者の動きに対する追従が必要となる。WI計測には数分間かかる一方、僅かな患者の動きで内膜は消失してしまう（すなわち血管中心からプローブがずれる）ためである。前章で開発したアルゴリズムは血管周辺の微小範囲をスキャンして、血管の明瞭度を画像処理により検出し、最も明瞭に見える位置でプローブを止める、というものである。しかしこの方法ではずれに対しリアルタイムにプローブが追従するのではなく、ずれが閾値を超える都度、スキャンを行う必要が生じるため追従には適さない。本章では患者の動きや拍動による血管の動きによるずれにプローブを追従させる手法について提案する。まず2次元画像情報を用いた追従手法についてその安定性を示し、次いでWI計測に必要な1次元情報による追従手法を提案し、その有効性と限界を示した。

5.2 要求仕様

患者はベッド上で仰臥位を取っているため、患者の頭部は Fig. 2.10 中の並進 x,y 軸方向に拘束されている一方で、頭部が x 軸周りに回転することにより頸動脈の位置は並進 z 軸方向にずれることがある。計測中に患者が意図的に動くことはないが、無意識のうちにずれてしまう $1[\text{mm}]$ 以下の僅かな動きが問題となる。過去の予備実験から、内膜が明瞭に観察される z 軸方向の許容幅は $0.5[\text{mm}]$ 程度であることが分かっている。また、患者の首を目に見える程度に左右に振った時でも頸動脈の位置のずれは $2[\text{mm}]$ 程度である。そこで本システムでの追従機能の要求仕様を並進 z 軸 1 軸で、最大振幅 $2[\text{mm}]$ 程度、解像度 $0.5[\text{mm}]$ 以下で追従できることとした。

5.3 Out-of-plane 追従の手法と性能

5.3.1 手法

一般的な超音波プローブで得られる画像は体内の断面，すなわち 2 次元画像であるため，その断面に平行な方向への目標追従は比較的容易に実装できる[39] [54] が，断面の法線方向（Out-of-plane motion と呼ぶ）への目標追従は難しい．本研究で対象とする血管中心への追従は，Out-of-plane motion である．垂直に交わる 2 本のプローブによる 3 次元追従[21] [22] が提案されているが，一般的な超音波診断装置は 2 本のプローブを同時に扱えない．また，ボリュームデータを直接取得可能な 3D プローブによって取得した時系列データを事後解析する方法が考えられるが，頸動脈検査に使われるリニアタイプの 3D プローブは執筆時点で存在しない．フレーム間のスペックルパターンの相関よりプローブ移動距離を求める手法が，主にフリーハンド 3D スキャンを目的に提案されている[69]．しかしこの方法は，プローブの移動方向が特定できない．[68] は同様の画像間相関を用い，2 枚の参照面からの距離を比べることで，移動方向を特定する方法を提案し，ロボットを用いたビジュアルサーボをファントム上で実証したが，実際の生体組織に適用した実験結果が示されていない．そこで本研究では，Out-of-plane ビジュアルサーボの新しい方法を提案し，実際の生体組織上での実験によりその有効性を実証する．

本研究で提案する手法は，追従目標点周辺の 3D 画像データをあらかじめ記録しておき，現在プローブが得ている画像と記録済みの 3D 画像データ間にてブロックマッチングを行い，プローブの位置を検出するものである．以下にそのアルゴリズムを示す．Fig. 5.1 にその概要を図示した．

1. 追従目標点（前章のアルゴリズムによって位置決めされた点）を中心とする微小範囲をロボットによりスキャンし，一定間隔 L で平行な断層画像を N フレーム分記録する．
2. （ビジュアルサーボ開始） 現在プローブが得ている画像と，記録した全ての画像との間のフレーム間差分二乗を式(5.1)により求める．

$$D(k) = \sum_{x,y \in ROI} \{I_k(x,y) - I_c(x,y)\}^2, k = 1 \dots N \quad (5.1)$$

ただし $I_k(x,y)$ は Fig. 5.1 において左から k 番目のフレーム中の， $I_c(x,y)$ は現フレーム中のピクセル (x,y) の輝度，ROI は計算対象とする関心領域である． $D(k)$ を最

小とするフレーム番号を k_{match} とすると、追従目標点からの相対的な現プローブ位置 P は式(5.2)で求められる。

$$P = \left(k_{match} - \frac{N}{2} \right) L \quad (5.2)$$

3. 位置制御は1軸（並進 z 軸）で構成し、比例制御，および画像転送による時間遅れの影響を軽減するためスミス補償にて構成した。プローブに与えるべき速度指令値 $v(t)$ は式(5.3)により求める。

$$v(t) = \alpha \left((0 - P) - \sum_{\tau=t-\beta/T}^{t-1} v(\tau) T \right) \quad (5.3)$$

t は(離散) 現在時刻， α はフィードバックゲイン， β はむだ時間， $(0 - P)$ は位置誤差（目標値ゼロ）， T はサンプリングタイムである。

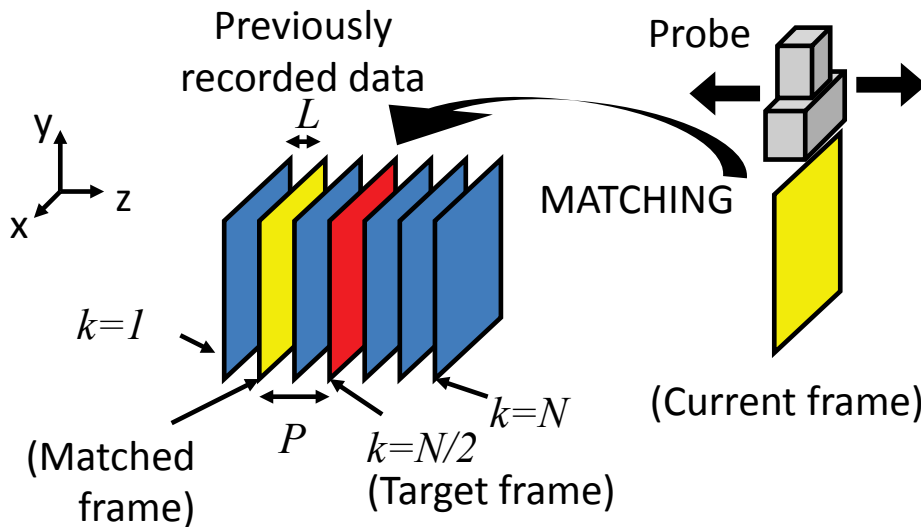


Fig. 5.1 Proposed method of out-of-plane motion detection

5.3.2 フレーム間差分分析

超音波画像にはスペックルと呼ばれる斑点状のノイズが広がっている。スペックルは完全にランダムなノイズではなく断面に固有のパターンを持ち、プローブの移動とともに変化する。スペックルの粒径（1-2[mm]）より小さなフレーム間距離は、主にこのスペックルパターンの変化により検出される。一方フレーム間距離がスペ

ックルの粒径より大きくなると、スペックルパターン同士の相関は無くなるが、組織形状の相関は残るため、プローブの大きな動きに対しても検知は可能である。

Fig. 5.2 に前腕部の超音波断層画像のフレーム間輝度差分を示す。Fig. 5.2a)はオリジナル画像、Fig. 5.2b)はフレーム間距離 0.1 [mm]の地点での画像とオリジナル画像との輝度差分画像、Fig. 5.2c)は同じく 1.0 [mm]の地点での差分画像である。差分画像は暗いのでコントラスト調整している。距離の近い Fig. 5.2b)では Fig. 5.2a)との相違がほぼスペックルパターンのみ、一方 Fig. 5.2c)では組織形状が優勢となっていることが分かる。

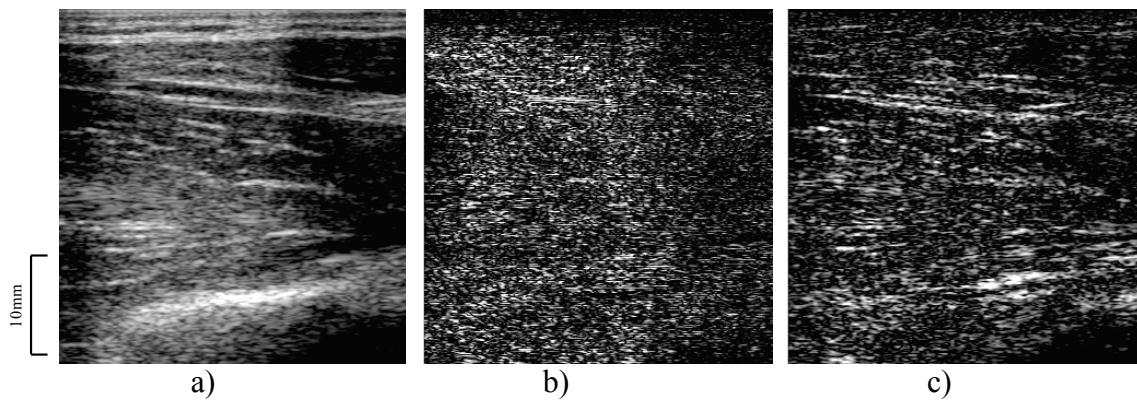


Fig. 5.2 a) Original image of an upper extremity, b) frame differential at $P=0.1\text{mm}$, c) frame differential at $P=1.0\text{mm}$

5.3.3 フレーム間距離と画像相関

ファントム、前腕短軸（筋繊維を横切る断面）、前腕長軸（筋繊維と平行な断面）を対象とし、フレーム間距離を 0.0 [mm]から 8.0 [mm]まで変化させたときのフレーム間の輝度二乗差分 D を Fig. 5.3 にプロットした。画面全体のサイズ 322 x 377 ピクセルに対し ROI を画面中央 200 x 100 ピクセルとした。1 ピクセルは約 0.1 x 0.1 [mm]に相当する。ファントムの場合、画像として現れるのはスペックルパターンのみである。約 1.2 [mm]の地点を過ぎると距離と D 値との相関が無くなった。前腕長軸の場合約 3.6 [mm]、前腕短軸の場合 7.2 [mm]まで相関がみられた。長軸の場合、筋繊維と画像断面がほぼ平行のため、プローブを **Out-of-plane** 方向にわずかに動かすだけで画像が早く動き、その分 D 値が早く飽和してしまうことが原因と考えられる。この結果より、もちろん組織形状によるが、少なくとも 3 [mm]程度までの追従誤差であれば許容されうることが示唆された。

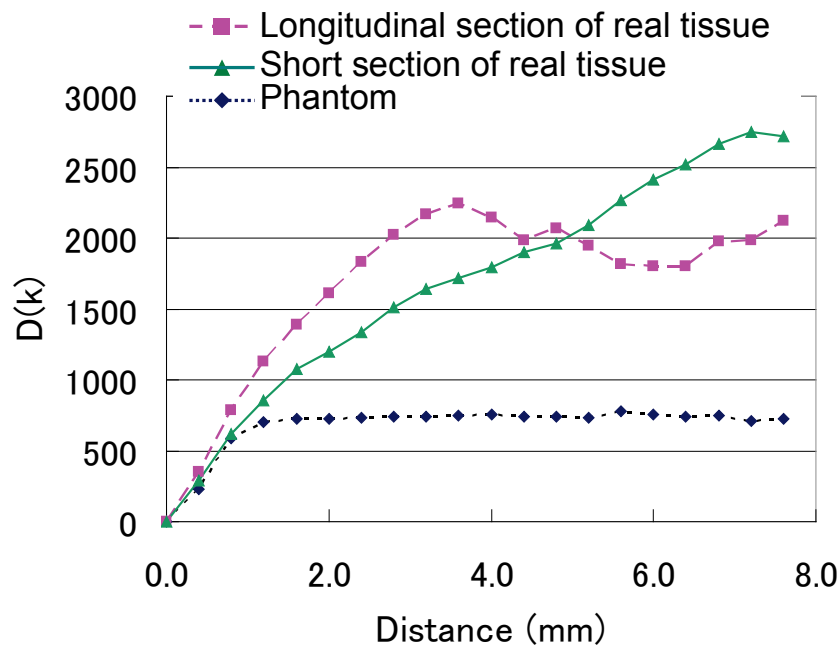


Fig. 5.3 Comparison of SSD between phantom, longitudinal section / short section of upper extremity.

5.3.4 ノイズと距離分解能分析

画像ノイズや生体組織の変形、他軸方向へのずれなどから、提案手法においてベストマッチするフレームの輝度二乗差分 $D(k_{match})$ は完全にはゼロにはならない。前腕にプローブを静止状態で固定し、腕を極力動かさないように気をつけながら開始時のフレームと現フレーム間の D 値を数秒にわたり計測したところ、 D 値は最大で 150 程度であった。これをノイズとみなすと、最初に記録する N 枚のフレーム中、隣り合うフレーム間の D 値の差がこのノイズレベル以下の場合、正確なマッチングができない。Fig. 5.4 は、前腕長軸での微小なフレーム間距離と D 値との関係を計測し 10 回平均をとったものである。ノイズレベル 150 は距離約 0.15 [mm] に相当することから、これが本提案手法の最小距離分解能と考えられる。

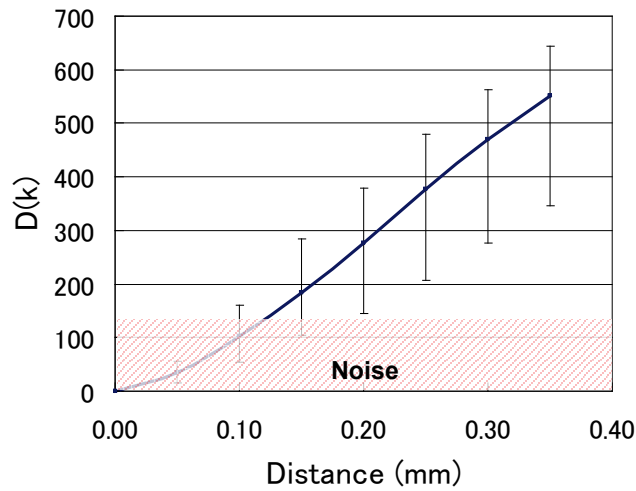


Fig. 5.4 Comparison of SSD and noise level. Longitudinal section of upper extremity. Average / max. / min. of 10 scans.

5.3.5 横方向のずれ限界

制御軸 (z 軸) と別の方向, ここでは x 軸方向のずれがブロックマッチングにどう影響するかを調べた. スキャン時, $L=0.1$ [mm] で $N=20$ 枚のフレームを記録し, プロローブを $k=10$ の位置に戻した後, x 軸方向に dx 移動させたときの現画像と記録した全フレーム間の D 値を記録した. 結果を Fig. 5.5 に示す. $dx=0,1,2$ [mm] までは明瞭な $k_{match}=10$ が観測されており, $dx=4$ [mm] がマッチングできる限界となった. 多少の外乱には耐えられることが示された.

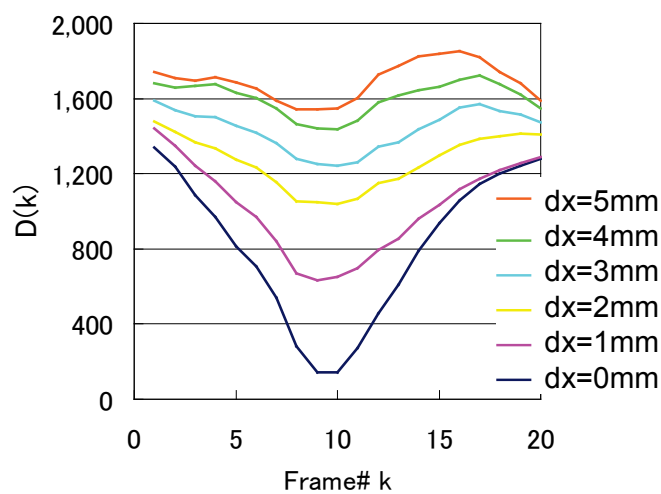


Fig. 5.5 SSD between the recorded 20 images and current frame moved toward x axis. Longitudinal section of upper extremity, $L=0.1$ mm.

5.4 評価試験

提案手法をロボットに実装し、健常者1名の前腕と頸部に対して追従実験を行った。13MHz リニアプローブを使用し、超音波診断装置(Pro Sound II SSD-6500SV, アロカ株式会社)から、NTSC 信号で出力される B モード画像をビデオキャプチャ (PicPort Color, Leutron Vision) で PC(Core i7, 3.3GHz) に取り込む。画像処理には OpenCV を用いた。キャプチャ画像サイズは 640x480 ピクセル, そのうち超音波画像領域は 322x377 ピクセル, ROI は 200x100 ピクセルである。追従前にスキャンするフレームは $N=20$, $L=0.2[\text{mm}]$ とした。PC は画像処理とロボット制御の両方を行い, フレームレートは 28 [fps] となった。

5.4.1 前腕長軸追従実験

Out-of-plane 追従アルゴリズムの性能検証のため, 既知の運動をする生体組織に対する追従実験を行った。頸部に既知の運動を与えることが難しいため, 本実験では可動テーブルに乗せやすい前腕を追従の対象として選定した。モータ駆動の 1 軸テーブルに健常者 1 名(20 代, 男) の前腕を固定し, 長手方向に平行にプローブを当て, テーブルに z 軸方向 0.2[Hz], 振幅 5[mm] のサイン波を与えた。ROI は 200x100 ピクセル, 追従前にスキャンするフレームは $N=20$, $L=0.2[\text{mm}]$ とした。テーブルの位置はモータのエンコーダより, プローブの位置はマニピュレータのエンコーダより取得した。Fig. 5.6 に結果を示す。追従誤差は約 1[mm] となった。安定した追従性能が示された。

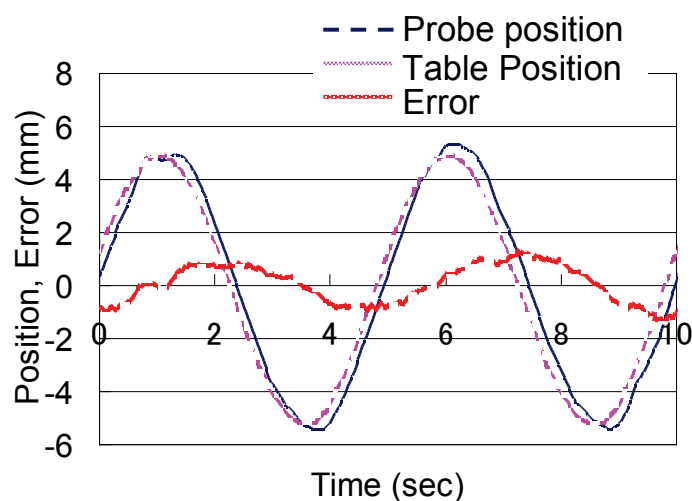


Fig. 5.6 Comparison of the Position of the table and probe and the error during the visual servoing on the upper extremity.

5.4.2 頸動脈追従実験

頸動脈の場合、拍動に伴い画面全体が血管を境に上下にシフトするため、記録した各フレームの ROI を上下 10 ピクセル分拡大した領域を探索領域とするテンプレートマッチングを行い、最も一致した位置のフレーム間二乗差分を $D(k)$ として用いた。

頸動脈の明瞭な長軸断面が得られる位置にプローブを手動で移動させた後、ビジュアルサーボを入れた場合と入れない場合で、頸動脈の明瞭度を記録した。4.4.5 節で述べた手法にて、血管中心にプローブが当たっているときのみ観測される血管壁の層状組織(内膜)を画像処理により抽出し、この長さ÷画面の横幅を頸動脈の明瞭度として使用した。結果を Fig. 5.7 に示す。ビジュアルサーボ無し(ロボットは不動)は患者のわずかな動きにより明瞭度が徐々に下降しているのに対し、ビジュアルサーボ有りでは開始時の明瞭度が約 1 分維持されており、さらに 60-70 [sec] 付近で約 2 [mm] の外乱を頭部に加えても明瞭度が維持された。Fig. 5.7 において、マニピュレータ位置が 0-60 [sec] の間、わずかにシフトしている (58 秒間で 0.6 [mm]) のは患者の微動に追従している様子、60-70 [s] の間、約 2 [mm] 往復しているのは患者頭部に加えた外乱に追従している様子を示している。

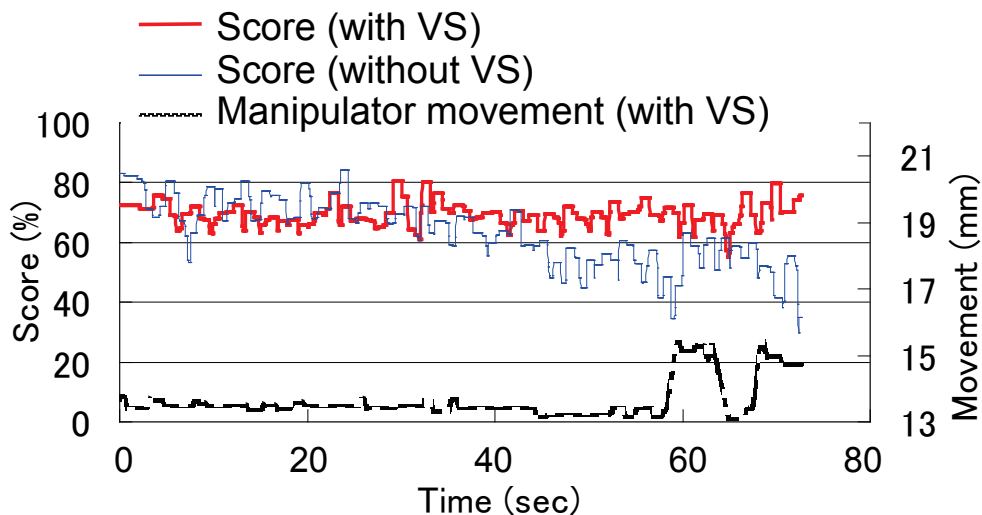


Fig. 5.7 Score of the image clearness with and without visual servoing of the carotid artery.

5.5 Mモードを利用した追従アルゴリズム

ETのみを計測する場合は、計測中にBモード画像が得られるため、本機能が有効に働くと思われるが、ドプラを含めたWI計測中は、画面左側のBモードがフリー

ズし、右側の M モードのみが動く。よって、予め 3D スキャンして取得した B モード画像を用いた画面奥行き方向のビジュアルサーボは、WI 計測中は使用できない。本機能を WI 計測に適用するためには、M モードの 1 次元輝度情報を用いたマッチングを行う必要がある。M モード画面は、ET ビーム上の 1 次元の輝度データを横軸に時間軸をとって表示したものである (Fig. 5.8)。よって 1 次元輝度データであれば常に直近の画像が得られる。これを用いてビジュアルサーボを構成してみた。しかし、追従方向と別の方向(画面の左右方向)の僅かなずれにより、輝度パターンが変化してしまうために、十分な安定性が得られない。また、3D データを取得する際、ET ゲート等が画像中に重畳表示されており、これがテンプレートマッチングの妨げとなる。しかし、以下の条件において、追従に成功する例が見られた。

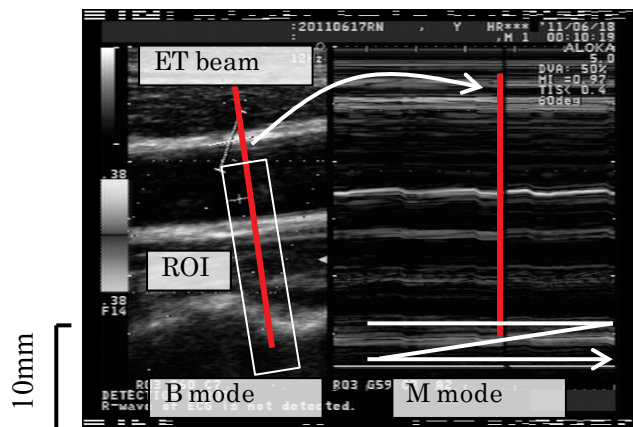


Fig. 5.8 M mode in the WI mode display.

- 1) 探索範囲の幅を B モード画面幅とせず、ET ラインの周辺に絞り込む。Fig. 5.8 中の白四角のように探索範囲を設ける。画面の奥行き方向でマッチングを行いたいのに、B モード画面幅全体でマッチングを行うと、マッチングする点が画面の左右に飛ぶ。これを避けるため、ET ラインを中心とする縦長の領域に探索範囲を設定する。但し、患者が動くため、多少は幅を持たせる必要がある。
- 2) 前後壁の両方に探索範囲がかぶらないようにする。頸動脈の場合は拍動により血管中央を境に画面上部と下部が反対方向に動くため。
- 3) フィードバックゲインを低くする。マッチングする点は探索範囲のあちこちに飛ぶものの、平均すると現在位置を推定できている。短時間の間違ったマッチングの影響を受けないようプローブは低速で動作させる。

Fig. 5.9 に成功例を示す。追従動作時のプローブ位置を示したものである。開始 20

秒, 40 秒, 80 秒後にそれぞれ患者頭部に外力を加え, 左右に振った. 結果, 前 2 者は追従したが, 3 回目の外乱時に, 追従対象を見失い発散した.

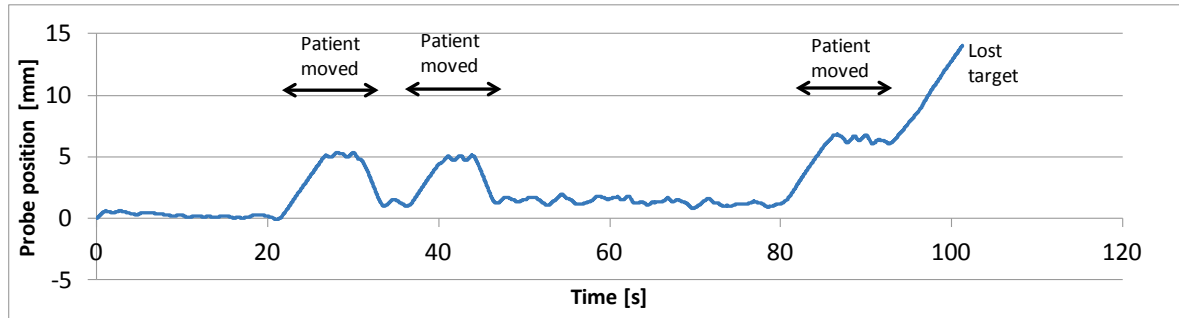


Fig. 5.9 Tracking result of the visual servoing in M mode.

5.6 考察

5.3 節で述べたように, 超音波画像における **Out-of-Plane** 追従については先行研究ではファントムに適用した例があるが, 生体で成功した例が無い. その中で本研究では 5.4.2 節の実験結果の通り, 非常に安定した追従性能を生体で発揮している. 本研究と先行研究の差は, 用いている情報量の差であると考えられる. 先行研究では, 用いる 2 次元画像はせいぜい目標断面とその隣の 2 枚だけであるが, 本研究では 3 次元データとして大量の情報を記録してから追従動作を開始する.

テンプレートマッチングの手法は画像の変形に弱いという性質を持つ. 似ている画像であっても, 例えば縮尺が僅かにでも違えば全く別の画像として認識されてしまうのがこの手法である. しかし, 本研究の手法では, 多数の画像との間でテンプレートマッチを行い, 相対的に最も適合する画像を選出する. 臓器の変形があっても相対的な適合度の順位は保存されるため, 安定した動作が持続すると考えられる.

上述の通り 2 次元画像を用いた場合は安定した追従動作が達成されたが, WI 計測時に利用できる 1 次元情報での追従動作は十分な安定性を得るに至らなかった.

5.7 まとめ

本章では以下の点について論じた.

- 画像情報のみを用いてプローブを患者の動きに追従させる手法を提案し, 実験によりその有効性を示した.
- 生体組織に対する実験の結果, テンプレートとして 2 次元情報を用いる場合は外乱に対して頑健に追従することが確認された.
- Out-of-plane** 方向の追従動作を生体で実現したのは本研究が初めてであり, 様々

な応報が期待される。

- d) WI計測への適用には1次元情報しか用いることができず、実用に十分な安定性が確保できないが、一応の追従動作を行わせることに成功した。

第6章 評価試験

- 6.1 本章の目的
- 6.2 試験の目的, 方法
- 6.3 自動位置決め成功率
- 6.4 WI 計測再現性の検証
- 6.5 測定に要する時間の検証
- 6.6 考察
- 6.7 まとめ

6.1 本章の目的

本章では、第3章で述べたロボットのハードウェアに、第4章で述べた自動位置決め機能を実装し、これを用いて医療従事者による実際の WI 計測を行うことにより、本研究の提案手法が WI 計測再現性向上、計測時間短縮に有効であるかを検証する。

6.2 試験の目的, 方法

- a) 目的 : WI 測定用ロボットの有用性評価
WI 計測精度, 計測時間を, 下記間で比較する.
 - A フリーハンド
 - B ロボット (遠隔操作モード)
 - C ロボット (自動位置決めモード)
- b) 被験者 : 計 15 名 age 38.2 ± 12.6 全て男性健常者 (会社員, 学生)
- c) 検査者 : 計 4 名
 - (A) 熟練者 (医師)
 - (B) 非熟練者 3 名 (臨床検査技師)
- d) 使用器材 : 超音波診断装置 Prosound SSD-6500
血流計測用ロボット WTA-2R
血圧計 HEM-907 (オムロン)
- e) 試験手順 :
 - 1) WI 計測を下記 ABC で各 3 回連続計測. ロボット計測では, 計測毎にプローブを患者から離し, ロボットを初期位置にリセットした.
A フリーハンド

- B ロボット（遠隔操作モード）
C ロボット（自動位置決めモード）
- 2) 被験者毎に ABC の順を入れ替えた．(A→B→C と C→B→A)
なお，全被験者，左頸動脈で計測．毎回血圧を測定した．
- f) 全試行回数 19 例 x 3 回
g) 評価内容： 連続計測 3 回の変動係数（標準偏差÷平均）および連続計測 3 回の計測時間合計



Fig. 6.1 Experimental set-up.

6.3 自動位置決め成功率

4.3.5 節で示した自動位置決め工程のうち，ロボットが自動で行う部分は 3)5)6)7)9)である．これらそれぞれの工程においてロボットが正常終了する成功率を Table 6.1 に示す．なお，試験日程の前半（10 例）の結果を用いて画像処理等のパラメータチューニングを行い，後半の試験を行ったため，パラメータチューニング後の試験 9 例のみを集計した．

Table 6.1 Success rate of the automated positioning. The numbers are corresponding to the numbers in the sub-section 4.3.5.

	Short section 3)	Longitudinal section adjustment 5)6)7)	Longitudinal section adjustment in WI mode. 9)	All 3)5)6)7)9)
Patient 1	3/3	2/3	1/3	1/3
Patient 2	3/3	3/3	2/3	2/3
Patient 3	3/3	2/3	2/3	1/3
Patient 4	3/3	3/3	3/3	3/3
Patient 5	3/3	3/3	3/3	3/3
Patient 6	3/3	2/3	3/3	2/3
Patient 7	3/3	1/3	3/3	1/3
Patient 8	3/3	3/3	2/3	2/3
Patient 9	3/3	2/3	3/3	2/3
Total	27/27	21/27	22/27	17/27
Total (%)	100%	78%	81%	63%

まず、短軸中心の追従は 100%成功であった。長軸での頸動脈の認識、角度調整、内膜明瞭化は約 80%の成功率、また WI モードでの角度調整、内膜明瞭化も同様に約 80%の成功率となった。全体通しでの成功率は、前述の成否が重複しない例もあるため、約 60%となった。

失敗例の要因として下記の様な例があった。

- a) 目視では頸動脈が見えているのに、ロボットが検出せず、探索ループ入り
- b) まだ頸動脈壁が明瞭になっていないのに、明瞭と認識して終了
- c) マニピュレータの可動範囲外に出ようとした
- d) 頸動脈を静脈と誤認識して再探索

なお、長軸断面において、特に画像幅が短くなる WI モードでは、「上下を高輝度のラインで挟まれた低輝度領域」が血管以外に現れることがあり、これを誤検知することが予備実験の結果判明していたので、誤検知したことを PC 画面上で確認した場合に、血管内腔を PC 画面上でクリックして教える機能を、救済策として付加した。成功数のうち、画面上で長軸内腔をクリックして教えた回数はこのべ 7 回であった。

Mモードで血管壁を明瞭化する機能は、全試行 57 回（19 例 x 3 回）中、16 例で使用。内 14 回が成功、1 回不成功（血管を見失い）、1 回は検査者より前壁が不明瞭とのコメントがあった。

6.4 WI計測再現性の検証

試行毎に連続計測 3 回の変動誤差(平均 \pm SD)をもって計測ばらつきの指標とした。WIの主要指標である、W1(1st Peak), W2(2nd Peak), NA (Negative area)の3つについて、それぞれ変動係数を求め、フリーハンド、ロボット（遠隔操作モード）、ロボット（自動位置決めモード）の3通りの計測手法間で比較した。非熟練者の結果を Fig.6.2, 熟練者の結果を Fig.6.3 に示す。全試行 19 例のうち、自動位置決めに失敗し、再試行も失敗した 2 例は除外した。

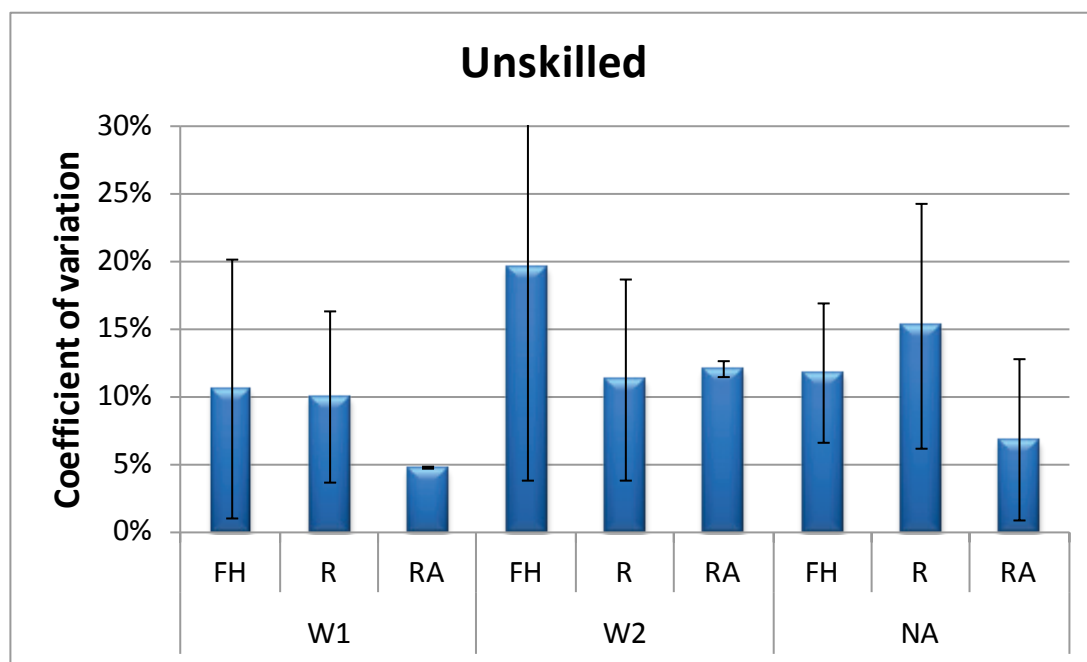


Fig.6.2 WI measurement error (coefficient of variance). Unskilled sonographers.
FH=Freehand, R=Robot remote-controlled, RA=Robot automated. (n=2)

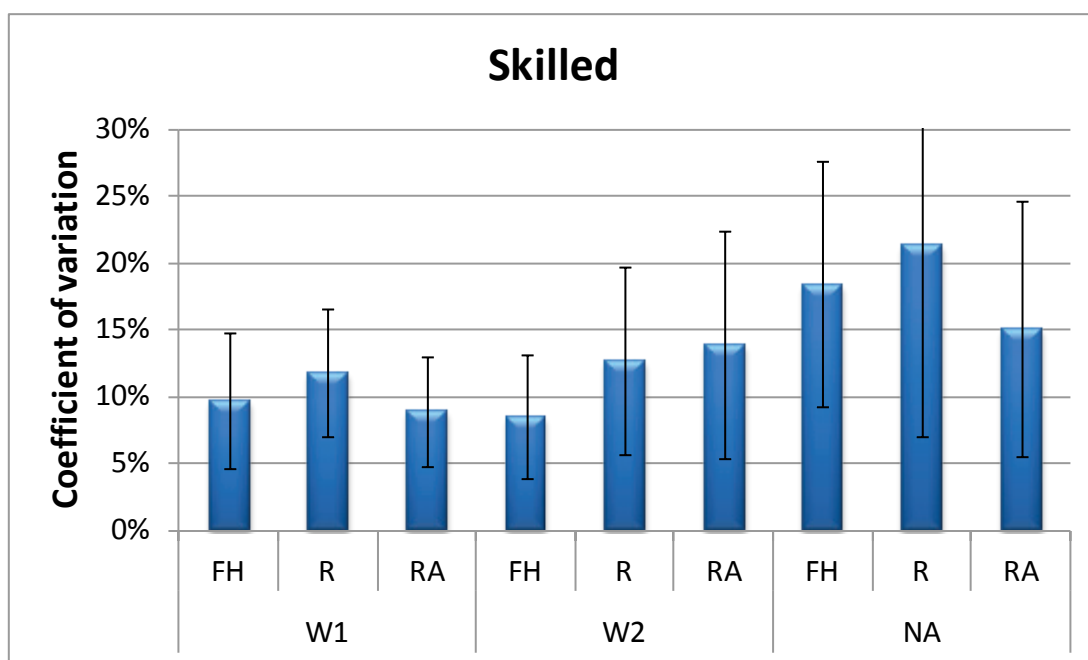


Fig.6.3 WI measurement error (coefficient of variance). Skilled sonographer. FH=Freehand, R=Robot remote-controlled, RA=Robot automated. (n=15)

各群のばらつきが大きく、群間の統計的な有意差はいずれも認められなかったが、以下の傾向が見られた。

- 1) フリーハンドとロボット（遠隔操作モード）を比較すると、熟練者で W1, W2, NA の全て、非熟練者で NA について、ロボットの方が再現性が悪化するという結果となった。
- 2) 一方、ロボットの遠隔操作モードと自動位置決めモードを比較すると、熟練者、非熟練者ともに自動位置決めモードの方に優位性が見られ、その差は非熟練者において大きい。
- 3) 非熟練者では、W1, W2, NA の全てにおいて、ロボット（自動位置決めモード）の再現性がフリーハンドよりも良化した。

総じて、熟練者ではロボットの計測再現性に対する寄与は限定的であるが、非熟練者ではロボットを自動位置決めモードで使用するにより、計測再現性が良化する傾向がみられた。

6.5 測定に要する時間の検証

各試行における連続計測 3 回の合計所要時間を計測し、非熟練者、熟練者それぞれについてフリーハンド、ロボット（遠隔操作モード）、ロボット（自動位置決めモード）の 3 通りの計測手法間で比較した。

時間計測は、記録した計測風景のビデオを再生して行い、プローブを操作している時間、および超音波診断装置を操作している時間（ゲート合わせ）に分けて集計した。以下の基準で開始、終了時間を決定した。（FH：フリーハンド、R：ロボット（遠隔操作モード）、RA：ロボット（自動位置決めモード））。

A) プローブを操作している時間(Probe manipulation)

FH：プローブが患者頸部に初めて触った瞬間～B)の開始

R： マニピュレータの電磁ブレーキを解除した瞬間～B)の開始

および、B)の中で検査者がコントローラに触れている時間

RA： マニピュレータの電磁ブレーキを解除した瞬間～B)の開始

B) 超音波診断装置を操作している時間（Gate setting）

FH： 超音波診断装置のモードを切り替えた瞬間～データ取得ボタンを押す瞬間

R： WIモードに切り替えた瞬間～データ取得ボタンを押す瞬間

RA： 自動位置決めが終了した瞬間～データ取得ボタンを押す瞬間

全試行 19 例のうち、自動位置決めに失敗したものについては、失敗した時点から再試行を行い、正常動作に復帰したもののうち、失敗に要した時間を分離できるものについては、その分を減じて集計に含めた。失敗に要した時間を分離できなかった 5 例は除外した。結果を Fig.6.4 に示す。

”Probe manipulation”は、プローブを動かして位置決めしている時間、”Gate setting”は超音波診断装置のコンソールパネルを操作している時間である。

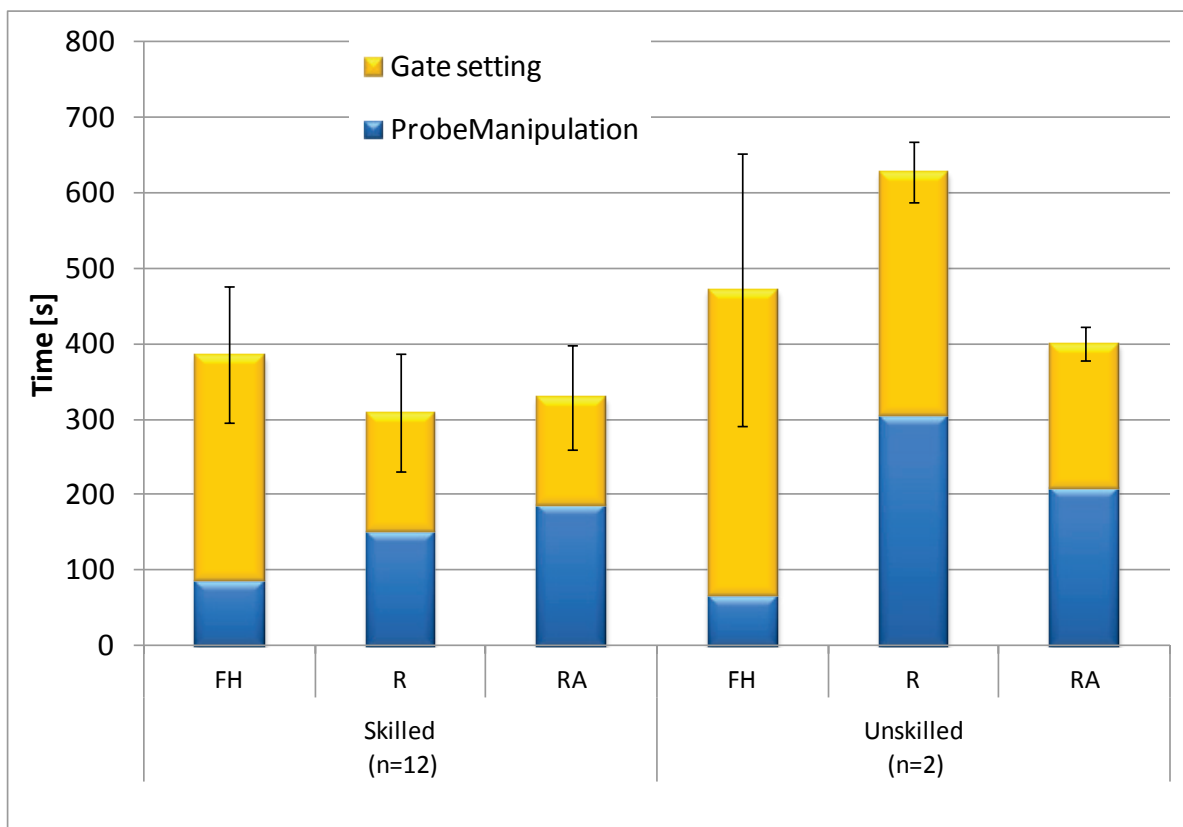


Fig.6.4 Time consumption of the WI measurement. Total of three consecutive measurements. FH=Freehand, R=Robot remote-controlled, RA=Robot automated.

群間の統計的な有意差はいずれも認められなかったが、以下の傾向が見られた。

- 1) フリーハンドに比べ、ロボットを遠隔操作モードで用いると、熟練者では時間短縮し、非熟練者では時間が増大する、という結果となった。
- 2) ロボットを自動モードで用いると、遠隔操作するのに比べ、熟練者ではあまり時間が変わらないのに対し、非熟練者では大幅な時間短縮が見られた。

6.6 考察

ロボットを使用した計測において、遠隔操作モードと自動位置決めモードを比較すると、計測誤差、所要時間ともに、熟練技師では差があまり見られない一方、非熟練技師では自動位置決めモードによる良化が顕著であった。この理由としては、熟練技師はロボットの遠隔操作にも熟練しており、非熟練技師はロボット操作も初心者であったことが考えられる。熟練技師はロボットを自由に操れるため、自動化しなくても早く検査ができるが、非熟練技師はロボットの操作に手間取るため、自動化した方がメリットが現れやすい。

本実験結果から帰結すべき結論は、以下の点が示唆されたことである。

- 1) ロボットシステムを用いることで、WI計測の時間短縮、再現性向上が見込まれる。
- 2) ロボットの操作に熟練していないと、そのメリットを十分に享受できない。
- 3) ロボットに自動モードが備わっていれば、ロボット操作への熟練が不要となる。すなわち、自動化されたロボットを用いることにより、本来熟練が必要な WI の計測が、非熟練者でもできるようになる可能性が示された。

なお、計測位置の影響を受けやすいのは、2.4.14 節で述べた予備実験の結果から NA であることが分かっている。期待通り、今回の試験により、自動位置決めによる NA の計測精度の向上が確認された。

M モードで血管壁を明瞭化する機能については、便利であるとの評価を全ての検査者より得た。しかし、稀に輝度最大点と内膜明瞭点が異なるとの指摘があり、明瞭度の評価関数に改良の余地が残った。

自動位置決め成功率については、まだ高いとは言えないが、実験室外で不特定多数の被験者に対して一定の正常動作を確認できたことは意義が大きい。

自動位置決めにおいて誤作動する要因のうち頻度の高いものは下記の 1)2) である。また、生体を対象とするシステム全般に言えることであるが、100 人に対して正常に動作しても 101 人目で失敗するということがありうる。それらに対する対策については以下の通り考えられる。

- 1) 明瞭な血管を見逃すことがある・・・明瞭度の評価関数・閾値の見直し
- 2) 可動範囲の問題・・・y 軸周りの回転可動（冗長）軸を追加
- 3) その他被験者毎に現れる新たな問題・・・被験者試験の積み重ね・例外処理手順を予め組み込む。

6.7 まとめ

本章では以下について論じた。

- a) 第3章（ハードウェア）、第4章（ソフトウェア）で述べたロボットシステムを用い実際の WI 計測を行うことで本システムの有用性評価を総合的に行った。
- b) その結果、ロボット計測による WI 計測の時間短縮、再現性向上は、ロボット操作の習熟度によること、また、ロボットに自動モードが備わっていれば、ロボット操作への熟練が不要となることが示唆された。
- c) 自動化されたロボットを用いることにより、本来熟練が必要な WI の計測が、非熟練者でもできるようになる可能性が示された。
- d) 自動位置決め成功率については、自動位置決めの各ステップにおいて 80%以

上, 通しでは 63%となった.

第7章 まとめと展望

7.1 結論

7.2 今後の展望

本章では第1章から第6章までで論じたことの総括を行い、本研究の今後の展望について記す。

7.1 結論

本論文では、Wave Intensity の計測精度を向上させ、計測に要する時間を短縮するためのロボットシステムの構築について論じた。この目的を達成するために、まずは計測精度を劣化させ、計測時間を長大化させる要因を、網羅的な分析により明らかにし、それらを解決するためにロボットに求められる機能を示した。それらの機能の構築法について提案し、開発した上で、その有効性を実際の WI 計測による評価試験において検証した。

評価試験において、自動化されたロボットを用いることにより、本来熟練が必要な WI の計測が、非熟練者でもできるようになる可能性が示された。現状、WI 計測機能が内蔵された超音波診断装置は市販されているものの、WI 計測の熟練者は数えられるほどしかいない。従って本ロボットシステムの活躍の余地は大きいと言える。

第1章にて示したように、医療ロボットの先行研究、現行研究において、自動化を目的とした研究は非常に少ない。医療ロボット研究の方向性として患者の QOL 向上を目指し、医師の能力の拡張を目的とする方向と、医師負担の軽減のためロボットによる自動化を目的とする方向の2つがあり得るとすると、後者は環境認識等、実用化に至るまでの技術的な課題が多く道程が長い。前者は実用化に至る研究も多数なされているのに対し、後者はその基礎研究でさえあまり見られない。適用対象を限定した上で、一つのまとまった自動化システムの構築法について一例を示し、さらに、研究室外にて第3者の技師に使用してもらい、不特定多数の被験者に対して生体での動作を確認した本研究の意義は大きい。

以下に、本論文の内容を章ごとにまとめた。

第1章では、本研究の背景、目的について述べた。医療ロボットの先行研究例を挙げ、ロボットの自律性と人間の能力に対する付加能力の2軸で分類することを試み、その中で本研究の位置づけと意義を示した。

第2章では、Wave Intensity の定義やその計測手法の詳細を説明し、その計測の問題点について述べた。前述のとおり、Wave Intensity 計測の問題点は、計測誤差発生による再現性低下と、計測時間の長大化である。それらの原因を明らかにするために、血管円筒モデルにより、各種誤差要因が Wave Intensity 計測値に与える理論的誤差を求め、実験によりそのモデルを検証した。これにより、Wave Intensity 計測誤差、計測時間長大化の要因を網羅的に分析し明らかにし、それらを改善するためのロボットの要求仕様を示した。

第3章では、本研究で使用するロボット WTA-2R のハードウェアについて述べた。本ロボットは超音波診断装置のプローブを把持して微小な位置決めを行うことを目的に開発された。エンドエフェクタにおける剛性、動作精度を確保するため、マニピュレータ部は能動6自由度を直動パラレルリンク機構で構成され、その最適化設計には遺伝的アルゴリズムが用いられた。本研究の目的はこのロボットを自動制御で動作させることであるが、例外に対応できるよう、MEMS センサを用いた6自由度の入力が可能なコントローラを装備し、遠隔操作方式の操作を可能とした。内製のモータドライバ、力センサについて触れ、医療ロボットにおいて特に重要な安全対策についても記した。本ロボットを用いた位置決め精度検証実験において、0.06[mm]の精度を達成した。

第4章では本ロボットによるプローブ位置決めの自動化について述べた。Wave Intensity の計測点は超音波画像中の複数の特徴を用いて確認されるため、それらの特徴に応じた個別の画像認識アルゴリズムが必要である。具体的には頸動脈長軸断面、内膜、頸動脈の角度等の画像認識アルゴリズムを開発した。また、計測点を探すためのプローブ軌道を設計した。サンプル画像51枚に対し、頸動脈の認識率は前壁93%、後壁100%、内膜長さの自動認識と目視計測の相関係数は前壁で89%、後壁で93%を達成した。

第5章では、患者の動きに追従するアルゴリズムの開発について述べた。超音波画像の法線方向への追従動作を実現するために、追従直前にロボットで頸部をスキャンすることで取得した3D画像データ内で現画像のマッチングを行うことで現在位置を推定する手法を提案し、実験によりその有効性とWI計測への適用の限界を示した。

第6章では、本ロボットシステムの評価試験を行った。15名の被験者に対するWave Intensity 計測を、熟練技師および非熟練技師がフリーハンド、ロボット（遠隔操作モード）、ロボット（自動位置決めモード）のそれぞれで行い、計測誤差、所要時間を比較した。その結果、熟練技師ではロボットによる計測誤差、所要時間の良化は限定的である一方、非熟練技師では自動位置決めモードを使用した時に特に頸

著にロボットによる計測誤差，所要時間の良化が見られ，熟練技師のフリーハンドと同程度の計測誤差，所要時間が達成された．これらにより，本論文で提案するロボットの自律化の有用性が示された．

以上より，本ロボットシステムが Wave Intensity の計測精度向上および計測時間短縮に有用であることを示した．

7.2 今後の展望

7.2.1 本研究の将来的な課題

本研究で残した主な課題は下記のとおりである．

a) 検査者の身体的，精神的疲労の定量的計測

本ロボットを WI 計測に使用することで期待されるメリットには，本研究で論じた計測再現性の向上と計測時間の短縮の他に，「検査者の身体的，精神的疲労の大幅な減少」が挙げられる．評価試験において全ての検査者より，ロボットを用いた場合は疲労感が全く違うというコメントを得た．フリーハンドの計測では自分の呼吸も邪魔になる程度の正確なプローブ保持が必要であり，筋肉疲労と共に精神手的な疲労を検査者にもたらす．これがロボットの場合は少なくとも筋肉疲労は無くなり，失敗することが少なくなることで精神的な疲労も少なくなると考えられる．この疲労感を定量的に測定すれば，ロボットを使用するメリットを主張する有力な材料となるはずである．しかし，疲労感の定量的な測定は難しく，本研究では着手しなかった．現状ではロボットの効用が過小評価されていることになるため，疲労感の定量的な測定は重要である．

b) 自動位置決めスピード

自動位置決め中のプローブの移動速度や，探索幅については，安定動作を優先させるため，最適化していない．より多数の被験者実験が必要となるが，これを最適化することで，ロボットの自動化による計測時間はさらに短縮される．

c) 例外への対応，半自動化

自動位置決め画像処理，探索軌道等の改良を繰り返せば，成功率は改善されてゆくと思われるが，たとえ 99%まで成功率が高まっても，生体に対するシステムは必ず例外が発生する．例外発生時の対処方法をシステムに組み込んでおくのが良い．

d) ジェリー補充装置

超音波診断では，プローブと皮膚の間にエコージェリーと呼ばれるゲル状の液体を塗布する．主成分は水であり，空気膜があると音響インピーダンスが急激

に変化し超音波が透過しないので、この空気膜を除去するために必要である。このジェリーが少なくなると、補充しなくてはならないため、ロボットで計測するときは、初めに多めにジェリーを塗布している。ジェリーをプローブの脇から補充する機構をロボットが備えていれば、初めにジェリーを塗布する手間、途中で補充が必要になるリスクが減る。

e) 超音波診断装置側の改良

WI 計測の工程数は、例えばフリーハンドでは 2.3.4 節の通り、24 工程もある。その間、超音波診断装置のボタンやトラックボールの操作を多数行う必要があるが、そのうちの一部は自動化により時間短縮の余地がある。ロボットとは関係ないところではあるが、WI 計測の時間短縮という目的のためには重要であり、かつ本研究の画像処理の一部を利用できる部分もあるため、下記列挙する。番号は、2.3.4 節中の番号に相当する。

13) 画像レンジ（拡大倍率）の設定：

→画像中の頸動脈を検出しているため、その情報を用いて B モード画像の下端からはみ出ない範囲で最大のレンジに自動設定することが可能である。

13) ET ビーム角度の設定：

→画像中の頸動脈の角度を検出しているため、それと垂直になるように ET ビームの角度を自動設定することが可能である。

17) カラー Doppler の計測領域（サンプルボリューム）を両血管壁に重ならない範囲で最大にする：

→画像中の頸動脈壁を検出しているため、その情報を用いて自動設定が可能である。

17) , 18)-a) カラー Doppler の計測レンジを、計測値が飽和しない最小レンジに設定する：

→飽和の有無を、流速波形のピークが単峰か双峰かにより検出し、飽和しないレンジに自動設定することが可能である。

17) -c) ET のトラッキングゲート 2 つ (Fig. 2.13 左) をトラックボールで画像中の上下の血管壁の中膜-外膜境界にそれぞれ合わせる：

→画像中の頸動脈壁を検出しているため、その情報を用いて ET ゲートの初期位置を自動設定することが可能である。

17) -d) , 18)-b) カラー Doppler のカラー表示に欠けが多くないかを確認し、欠けの少ない状態（色のりが良い、という）にする：

→新たな画像処理により、カラー部分の面積を検出して色のりが悪い場合に「正常に計測できません」という警告を出すことが可能である。

- 19) データ取得ボタンを押す。直前 10 秒間の ET, ドプラ, ECG データが保存される :
- ET 波形が拍動毎に均一になった状態が 10 心拍連続したことを検出したらデータ取得ボタンが自動的に作動するようにすることが可能である。心拍毎の ET 波形は ECG データによって切り出し可能であるので, このアルゴリズムは比較的容易に実装できる。
- 23) 記録波形より, 波形がなるべく均一な連続 5 心拍を選択 :
- 上記と同様に均一性を全ての連続 5 心拍で検証し, 自乗誤差の最も小さいグループを抽出することで自動選択が可能である。

7.2.2 本研究の応用

①超音波自動検査の他の臓器への拡張

超音波診断における自動化に必要なのは, プローブを皮膚と密着させながら皮膚上を移動させる手法, 対象臓器を超音波画像から認識する手法, 診断のためのプローブ軌道設計, それらを実装するためのロボット機構と安全の確保であり, これらは対象臓器が変わっても同じである。従って, 他の臓器に対する超音波診断の自動化は, 本研究で開発された技術の延長線上にある。本研究では頸動脈を対象としたため, プローブの押圧制御が腹部などに比べて単純であり, 可動範囲が狭いためロボットの可動部が比較的小さく, 安全面での対策が取りやすい。また, 血管は超音波画像中での認識が比較的容易な臓器の部類に属す。このように他臓器の自動診断は難易度が高いが, 本研究に示された枠組みの中で, 画像処理等の要素技術を積み重ねることで達成可能な範囲にあると考えられる。本論文執筆時点で, 肝臓の自動検査に関する研究を開始している。

②一般の頸動脈超音波検査 (内膜中膜複合体厚測定, プラーク検出等)

第 4 章で提案した内膜のリアルタイム認識アルゴリズムは, 頸動脈エコー検査で必ず行われる IMT (内膜中膜複合体厚) 計測の自動化への応用が考えられる。現在一般的には内膜が明瞭に描出された静止面を取得し, その画面上で計測したい距離の両端をトラックボールで指定することで IMT を計測している。一部の機種では静止画面上で, 自動的にこれを計測するものがある。これをリアルタイムで行うことにより, 例えばロボットがプローブの当て方を変えながら最大の IMT を探す, という計測が可能になる。既に内膜の検出ができているのであるから, 多少の改造でこれらは実現すると思われる。

プラークの検出に本研究の内膜検出アルゴリズムを適用するのには, 限界がある

と思われる。本研究のアルゴリズムは、頸動脈壁を含むなるべく狭い範囲内で内膜を探すことにより、誤検出を避けている。プラークは肥大化した内膜であり、その厚みは本研究で設定する「狭い範囲」に収まらない可能性が高い。

③3次元追従技術

第5章で提案したビジュアルサーボによる追従技術は、2.1.6節に示した、長時間の同一断面プローブ保持を必要とする診断である、FMD計測や集束超音波（HIFU）治療中の患部移動追従への応用が考えられる。

このアルゴリズムは、3次元データ内での2次元断面の位置の検出と、位置誤差をゼロにするロボット動作の2つから成る。前者の技術のみを利用し、予め取得しておいた3次元の体内データ内でのプローブナビゲーションに使用することが考えられる。本論文執筆時点で、前診断時に取得した断面へのプローブの誘導アルゴリズムに関する研究をスタートさせている。

このように本研究は極めて発展の余地が大きい研究である。

参考文献

- [1] 厚生労働省, “平成23年版 厚生労働白書: 第1章第3節 人口増加社会から人口減少社会への転換”, 2011.
<http://www.mhlw.go.jp/wp/hakusyo/kousei/11/dl/01-01.pdf>
- [2] 厚生労働省, ”報道発表資料平成20年度国民医療費の概況”, 2010.
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-iryohi/08/kekka1.html>
- [3] 荒井裕彦, “次世代ロボットに関する市場調査・市場予測の比較と分析”, 第26回日本ロボット学会学術講演会予稿集, 3A1-9, 2009.
- [4] 経済産業省, ”技術戦略マップ2010(ロボット分野)”, 2010.
- [5] Francis, P. and Winfield, H. N., “Medical Robotics: The Impact on Perioperative Nursing Practice”, *Urologic Nursing*, Vol. 26, No.2, pp. 99-108, 2006.
- [6] 厚生労働省, “平成22年人口動態統計月報年計(概数)の概況”, 2011.
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/jinkou/geppo/nengai10/>
- [7] K.H. Parker, C.J.H. Jones, “Forward and backward running waves in the arteries: analysis using the method of characteristics”, *ASME Journal of Biomechanical Engineering* Vol. 112, pp. 322–326, 1990.
- [8] 菅原基晃ほか, “新しい循環動態解析の指標:Wave Intensity”, *循環制御* Vol. 20, pp. 90-97, 1999.
- [9] G. D. Hager, A. M. Okamura, P. Kazanzides, L. L. Whitcomb, G. Fichtinger, and R. H. Taylor, “Surgical and interventional robotics: Part III, surgical assistance systems,” *IEEE Robotics & Automation Magazine*, Vol. 15, No. 4, pp. 84–93, 2008.
- [10] S.Gary, J.Guthart, J.K.Salisbury, “The Intuitive Telesurgery System: Overview and Application,” in *Proceedings of the 2000 IEEE International Conference on Robotics & Automation*, pp.618-621, 2000.
- [11] C. Riviere, J. Gangloff, and M. de Mathelin, "Robotic compensation of biological motion to enhance surgical accuracy," in *Proceedings of IEEE*, Vol. 94, No. 9, pp. 1705–1716, 2006.
- [12] Ben Mitchell, John Koo, M.D., Iulian Iordachita, Peter Kazanzides, Ankur Kapoor, James Handa, M.D., Gregory Hager, and Russell Taylor, “Development and Application of a New Steady-Hand Manipulator for Retinal Surgery”, in *Proceedings of the 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp.623-629, 2007.

- [13] 中野泰佳, 杉田直彦, 上田高志, 玉置泰裕, 光石 衛, “網膜硝子体手術支援マニピュレータの開発”, 第 26 回日本ロボット学会学術講演会論文集, 1K1-08, 2008.
- [14] 平澤賢太, 大浦光宏, 小林洋, 岸宏亮, 岡本淳, 藤江正克, "MRI 対応手術補助ロボットの開発—小型穿刺マニピュレーター—", 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'06 講演論文集, pp.2A1-A009, 2006.
- [15] S.Cohan, “ROBODOC achieves pinless registration,” *Industrial Robot*, Vol.28, No.5, pp.381-386, 2001.
- [16] R. H. Taylor, H. A. Paul, P. Kazanzides, B. D. Mittelstadt, W. Hanson, J. F. Zuhars, B. Williamson, B. L. Musits, E. Glassman, and W. L. Bargar, “An image-directed robotic system for precise orthopaedic surgery,” *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, Vol. 10, No. 3, pp. 261–275, 1994.
- [17] R.F.Young, S.Jacques, R.Mark, ”Gamma knife radiosurgery for thalamotomy in parkinsonian tremor: a five-year experience”, *Journal of Neurosurgery*, Vol. 88, pp.1014-1049, 1998.
- [18] M. Jakopec, F. R. Y. Baena, S. J. Harris, P. Gomes, J. Cobb, and B. L. Davies, "The hands-on orthopaedic robot "acrobot": Early clinical trials of total knee replacement surgery," *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, Vol. 19, No. 5, pp. 902–911, 2003.
- [19] D. R. Uecker, C. Lee, Y. F. Wang, and Y. Wang, "Laboratory Investigation:Automated Instrument Tracking in Robotically Assisted Laparoscopic Surgery," *Computer Aided Surgery*, Vol. 1, No. 6, pp. 308–325, 1995.
- [20] 中村仁彦, 岸宏亮, 岡田昌史, “高速度カメラを用いた心拍動同期とそれを用いた心臓外科手術支援ロボットシステム”, *日本ロボット学会誌*, Vol.21, No.4, pp.451-459, 2003
- [21] 小泉憲裕, 太田耕平, 李 得熙, 吉澤 晋, 伊藤 陽, 葭仲 潔, 松本洋一郎, 光石 衛, ”非侵襲超音波診断・治療統合システムにおける要求機能の分解と再構築”, 第 25 回日本ロボット学会学術講演会予稿集, 1J28, 2007.
- [22] Deukhee Lee, Norihiro Koizumi, Kohei Ota, Shin Yoshizawa, Akira Ito, Yukio Kaneko, Yoichiro Matsumoto and Mamoru Mitsuishi, ”Ultrasound-based Visual Servoing System for Lithotripsy”, in *Proceedings of the 2007 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 877-882 2007.
- [23] J. Marescaux, J. Leroy, M. Gagner, F. Rubino, D. Mutter, M. Vix, S. E. Butner and M. K. Smith, "Transatlantic robot assisted telesurgery", *Nature*, Vol. 413, pp. 379-380,

- 2001.
- [24] Jumpei Arata, Hiroki Takahashi, Phongsan Pitakwatchara, Shin'ichi Warisawa, Kazuo Tanoue, Kozo Konishi, Satoshi Ieiri, Shuji Shimizu, Naoki Nakashima, Koji Okamura, Yuichi Fujino, Yukihiro Ueda, Pornarong Chotiwan, Mamoru Mitsuishi and Makoto Hashizume, "A remote surgery experiment between Japan and Thailand over Internet using a low latency CODEC system", in Proceedings of the 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.953-959, 2007.
- [25] 中辻 隆徳, 橋爪 誠, "外科医の求めるロボットハンド, バイオメカニズム学会誌", Vol.32, No.3, pp.125-129, 2008.
- [26] K. Doi, "Computer-aided diagnosis in medical imaging: Historical review, current status and future potential, " Computerized Medical Imaging and Graphics, Vol. 31, pp.198-211, 2007.
- [27] Y. Kobayashi, A. Onishi, H. Watanabe, T. Hoshi, K. Kawamura, M. Hashizume and M. G. Fujie, "Development of an Integrated Needle Insertion System with Image Guidance and Deformation Simulation, " International Journal of Computerized Medical Imaging and Graphics (CMIG), Vol.34, No.1, pp. 9-18, 2010.
- [28] 小林 洋, 洪 在成, 濱野 竜太郎, 橋爪 誠, 岡田 薫, 藤江 正克, "中心静脈カテーテルを支援する血管穿刺支援マニピュレータの開発", 電気学会論文誌C, Vol. 131, No. 4, pp.870-879, 2011
- [29] V. Mallapragada, N. Sarkar, and T. K. Podder, "Toward a Robot-Assisted Breast Intervention System", IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Vol.16, No. 6, pp.1011-1020, 2011
- [30] 津村宏, "問診型医療診断支援システムの開発", 情報処理学会論文誌, Vol. 31, No.1, pp.98-105, 1990.
- [31] 加藤一郎, 小金沢鋼一, 高西淳夫, "乳ガン自動触診ロボット・WAPRO-4", 日本ロボット学会誌, Vol.5, No.2, pp.102-108, 1987.
- [32] Ichiro Kato, Koichi Koganezawa and Atsuo Takanishi, "Automatic breast cancer palpation robot: WAPRO-4, " Advanced Robotics, Vol.3, No.4, pp.251-261, 1989.
- [33] Paolo Dario and Massimo Bergamasco, "An Advanced Robot System for Automated Diagnostic Tasks Through Palpation", IEEE Transactions on Biomedical Engineering. Vol. 35, No. 2, pp.118-126, 1988.
- [34] Pipatthana Phatiwuttipat, Waree Kongprawechon, Kanokvate Tungpimolrut, Sumeth Yuenyong, "Cardiac Auscultation Analysis System with Neural Network and SVM Technique", in Proceedings of the 8th International Conference on Electrical

- Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology (ECTI-CON), pp.1027-1030, 2011.
- [35] I. Kassim, L. Phee, W.S. Ng, Feng Gong, P. Dario, C.A.Mosse, "Locomotion techniques for robotic colonoscopy," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, Vol.25, No.3, pp.49-56, 2006.
- [36] 鶴川源也, 木下純一, 鹿内真樹, 石井裕之, 伊藤加寿子, 小西晃造, 植村宗則, 大平猛, 家入里志, 富川盛雅, 田上和夫, 橋爪誠, 高西淳夫, "逆ねじ型推進機構を用いた内視鏡ロボットに関する研究 -推進力を最大化させるためのフィン・リードおよびモータ配置の検討-", 第 28 回日本ロボット学会学術講演会予稿集, 3K1-4, 2010.
- [37] S.J. Phee, W.S. Ng, I.M. Chen, F. Seow-Choen, B.L. Davies, "Automation of colonoscopy. II. Visual control aspects," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, Vol.17, No.3, pp.81-88, 1998.
- [38] S.E. Salcudean, G. Bell, S. Bachmann, W.H. Zhu, P. Abolmaesumi, P.D. Lawrence, "Robot-assisted diagnostic ultrasound — design and feasibility experiments", in *Proceedings of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'99)*, in: C. Taylor, A. Colchester (Eds.), *Lecture Notes in Computer Science*, Springer, 1999, pp. 1062–1071.
- [39] P. Abolmaesumi, S.E. Salcudean, W.-H. Zhu, M.R. Sirouspour, S.P. DiMaio, "Image-guided control of a robot for medical ultrasound", *IEEE Transactions on Robotics and Automation* Vol. 18, No.1, pp. 11–23, 2002.
- [40] C. Delgorge, F. Courreges, L.A. Bassit, C. Novales, C. Rosenberger, N. Smith-Guerin, C. Bru, R. Gilabert, M. Vannoni, G. Poisson, Pierre Vieyres, "A tele-operated mobile ultrasound scanner using a light-weight robot", *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* Vol. 9, No.1, pp. 50–58, 2005.
- [41] L. Al Bassit, G. Poisson, P. Vieyres, "Kinematics of a dedicated 6 DOF robot for tele-echography", in *Proceedings of the 11th International Conference on Advanced Robotics*, pp. 906–910, 2003.
- [42] Cristina Cañero, Nikolaos Thomos, George A. Triantafyllidis, George C. Litos, and Michael Gerassimos Strintzis, "Mobile Tele-Echography: User Interface Design", *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, Vol. 9, No. 1, pp.44-49, 2005.

-
- [43] Arnaud Capri, Tahar Slama, Gwenael Charron, Aicha Fonte, Nicole Vincent, Pierre Vieyres, "A mechatronic tele-operated system for echography using visual navigation assistance and a model based bilateral predictive control", in Proceedings of the IEEE International Symposium on Industrial Electronics, pp. 3144-3149, 2007.
- [44] L. Nouaille, N. Smith-Guérin, G. Poisson and P. Arbeille, "Optimization of a 4 dof tele-echography robot", in Proceeding of the 2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp.3501-3506, 2010.
- [45] robosoft, http://www.robosoft.com/eng/sous_categorie.php?id=1035
- [46] A. Vilchis, P. Cinquin, J. Troccaz, A. Guerraz, B. Hennion, F. Pellissier, P. Thorel, F. Courreges, A. Gourdon, G. Poisson, P. Vieyres, P. Caron, O. Merigeaux, L. Urbain, C. Daimo, S. Lavallee, P. Arbeille, M. Althuser, J.-M. Ayoubi, B. Tondu, S. Ippolito, TER, "A System for Robotic Tele-Echography", in: W.J. Niessen, M.A. Viergever (Eds.), in Proceedings of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'01), Lecture Notes in Computer Science, Springer, pp. 326–334, 2001.
- [47] A. Vilchis, J. Troccaz, P. Cinquin, K. Masuda, and F. Pellissier, "A New Robot Architecture for Tele-Echography," IEEE Transactions on Robotics and Automation, Vol.19, No.5, pp.922-926, 2003.
- [48] J.J. Banihachemi, E. Boidard, J. L. Bosson, L. Bressollette, I. Bricault, P. Cinquin, G. Ferretti, M. Marchal, T. Martinelli, A. Moreau-Gaudry, F. Pellissier, C. Roux, D. Saragaglia, P. Thorel, J. Troccaz, A. Vilchis, "TER: a robot for remote ultrasonic examination. Experimental evaluations, in Telesurgery", Sajeesh Kumar, Jacques Marescaux (Ed.), pp.91-99, 2008.
- [49] A.Vilchis-González, J.C.Avila-Vilchis and A.García-Torres, "TERMI Robot, in Proceedings of the Fourth Congress of Electronics, Robotics and Automotive Mechanics", pp.464-469, 2007.
- [50] N. Koizumi, S. Warisawa, M. Nagoshi, H. Hashizume, M. Mitsuishi, "Construction methodology for remote ultrasound diagnostic system", IEEE Transactions on Robotics Vol. 25, No. 3, pp. 522–538, 2009.
- [51] 小泉 憲裕, 津田 太司, 割澤 伸一, 橋詰 博行, 光石 衛, "遠隔超音波診断システムの開発と遠隔実験", 精密工学会誌, Vol.68, No.11, pp.1425-1430, 2002.
- [52] K. Masuda, E. Kimura, N. Tateishi, K. Ishihara, "Three dimensional motion mechanism of ultrasound probe and its application for tele-echography system", in

- Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp. 1112–1116, 2001.
- [53] 梶田晃司、加藤央明、野本悠香梨、渡辺弘樹、原田博司、竹内良平、”パンタグラフ型超音波診断ロボットの軽量化と走行する救急車－病院間での遠隔診断実験”，第23回日本ロボット学会学術講演会論文集, 2J17, 2005.
- [54] 青木，金子，小山田，高地，梶田：”パラレルリンク型超音波検査ロボットによるプローブ走査支援システムの開発”，電気学会論文誌C, Vol. 130, No. 3, pp.433-441, 2010.
- [55] 小澤賢一，大籠研介，堀口智洋，金子健太，青木悠祐，梶田晃司，”ピポット点の可変機能を有する力覚付き操作インターフェースの開発”，第50回自動制御連合会講演会論文集, pp.574-576, 2007.
- [56] 安部崇裕，小山浩幸，米田隆志，山本紳一郎，”遠隔超音波画像診断のためのロボットシステムの開発”，日本機械学会関東支部第2回埼玉ブロック大会講演会講演論文集, pp.95-96,2006.
- [57] 望月一哉，小山浩幸，米田隆志，山本紳一郎，”遠隔超音波画像診断のためのロボットシステムの開発”，日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会講演概要集 2A1-L03, 2009.
- [58] 伊藤 友孝，飯塚 啓，大川原 康仁，大嶋 竜太郎，若杉 直矢，”遠隔医療診断ロボットシステムの構築－安全に配慮した診断ロボットシステムの試作・検討－”，日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会講演概要集 2A1-M06, 2009.
- [59] K. Ito, S. Sugano, and H. Iwata : "Wearable Echography Robot for Trauma Patient," Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp. 4794-4799, 2010.
- [60] 伊藤慶一郎，朝山智史，鶴田功一，菅野重樹，岩田浩康，”血流量測定のための変動血管対応型ビジュアルサーボシステムの開発”，日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会講演概要集, 2P1-C03, 2011.
- [61] F. Pierrot, E. Dombre, E. Degoulange, L. Urbain, P. Caron, S. Boudet, J. Gariepy, J.-L. Megnien, ”Hippocrate: a safe robot arm for medical applications with force feedback”, Medical Image Analysis, Special Issue on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, Vol. 3, No. 3, pp. 285–300, 1999.
- [62] E. Degoulange, L. Urbain, P. Caron, S. Boudet, J. Gariepy, J.-L. Megnien, F. Pierrot, E. Dombre, ”HIPPOCRATE: an intrinsically safe robot for medical applications”,

- in Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp. 959–964, 1998.
- [63] M. Solazzi, A. Frisoli, M. Bergamasco, E. Sotgiu, "Kinematic design of a gravity compensated robot for device for ultrasound examination and assessment of endothelial dysfunction", in Proceedings of the 12th IFToMM World Congress, 2007.
- [64] 池田優, 小林英津子, 佐久間一郎, 山下優子, 望月剛, 伊藤貴司, 宮田哲郎, 吉栖正生, "血管内皮機能検査自動化システムに関する研究", 2009年度精密工学会春季大会学術講演会講演論文集, pp. 39-40, 2009.
- [65] S. Lessard, P. Bigras, I.A. Bonev, "A new medical parallel robot and its static balancing optimization", Journal of Medical Devices, Vol. 1, pp. 272–278, doi: 10.1115/1.2815329, 2007.
- [66] S. Lessard, P. Bigras, I.A. Bonev, S. Briot, V. Arakelian, "Optimum static balancing of the parallel robot for medical 3D-ultrasound imaging", in Proceedings of the 12th IFToMM World Congress in Mechanism and Machine Science, A568, 2007.
- [67] 伊藤壽夫, "乳癌超音波自動検診用システムについて", 医用画像情報学会雑誌, Vol.23, No.2, 2006.
- [68] A. Krupa, G. Fichtinger, and G. D. Hager, "Real-time motion stabilization with B-mode ultrasound using image speckle information and visual servoing," the International Journal of Robotics Research, special issue on Medical Robotics, Vol. 28, No.10, pp. 1334-1354, 2009.
- [69] R. W. Prager, A. H. Gee, G. M. Treece, C. J. C. Cash and L. H. Berman : "Sensorless freehand 3-D ultrasound using regression of the echo intensity, " Ultrasound in Medicine and Biology, Vol.29, No. 3, pp.437-446, 2003.
- [70] R. Mebarki, A. Krupa, F. Chaumette, "Modeling and 3D local estimation for in-plane and out-of-plane motion guidance by 2D ultrasound-based visual servoing," in Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.319-32, 2009.
- [71] Y. Kawamura, Y. Yokota, F. Nogata, "Estimation of carotid diameter with heartbeat on longitudinal B-mode ultrasonic images," in Proceedings of the 30th Annual International IEEE EMBS Conference, pp.3142-3145, 2008.
- [72] A. I. Matsakou, S. Golemati, J. S. Stoitsis and K. S. Nikita, "Automated detection of the carotid artery wall in longitudinal Bmode images using active contours initialized by the Hough transform", in Proceedings of the 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS, pp. 571-574, 2011.

- [73] Q. Liang, I. Wendelhag, J. Wikstrand, T. Gustavsson, "A Multiscale Dynamic Programming Procedure for Boundary Detection in Ultrasonic Artery Images," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol.19, No.2, pp.127-142, 2000.
- [74] C.Liguori, A. Paolillo, A. Pietrosanto, "An Automatic Measurement System for the Evaluation of Carotid Intima-Media Thickness, " *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, Vol.50, No.6, pp.1684-1691, 2001.
- [75] M. Gutierrez, PE Pilon, SG Lage, L. Kopel, RT. Carvalho, SS. Furuie, "Automatic Measurement of Carotid diameter and Wall Thickness in Ultrasound Images," *IEEE Computers in Cardiology*, pp.359-362, 2002.
- [76] C. P. Loizou, C. S. Pattichis, M. Pantziaris, T. Tyllis, A. Nicolaides, "Snakes based segmentation of the common carotid artery intima media," *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol.45, pp.35-49, 2007.
- [77] S. Delsanto, F. Molinari, P. Giustetto, W. Liboni, S. Badalamenti, "CULEX-Completely User-independent Layers EXtraction: Ultrasonic Carotid Artery Images Segmentation," in *Proceedings of the IEEE 27th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 6468-6471, 2005.
- [78] S. Delsanto, F. Molinari, P. Giustetto, W. Liboni, S. Badalamenti, J.S. Suri, "Characterization of a Completely User-Independent Algorithm for Carotid Artery Segmentation in 2-D Ultrasound Image," *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, Vol.56, No.4, pp.1265-1274, 2007.
- [79] F. Destrempe, J. Meunier, M. Giroux, G. Soulez, G. Cloutier, "Segmentation in Ultrasonic B-Mode Images of Healthy Carotid Arteries Using Mixtures of Nakagami Distributions and Stochastic Optimization," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol.28, No.2, pp.215-229, 2009.
- [80] 学校法人自治医科大学, 超音波のページ “第 20 章超音波走査”
<http://www.fujita-hu.ac.jp/~sfujii/satuei/satuei20.html>
- [81] 東芝メディカルシステムズ株式会社, "Dr. Sono の公開講座「超音波の基礎」”,
<http://www.toshiba-medical.co.jp/tmd/library/lecture/index.html>
- [82] 岡田孝, "血管の微小変位計測とその応用—eTRACKING—", *心エコー*, Vol. 11, pp. 936-941, 2006.
- [83] 田中幸子, 三栖弘三, 福田順子, 高倉玲奈, 高野保名. "新しい超音波造影剤ソナゾイドによる肝腫瘍の診断—EUB-8500 を用いた造影 US の実際—". *MEDIX*, Vol. 47, pp. 22-26, 2007.

- [84] 菅原基晃, 仁木清美, 大手信之, "イメージで理解する心エコー・ドプラ・循環力学", 文光堂, 2011
- [85] C.J.H. Jones, M. Sugawara, R.H. Davis, Y. Kondoh, K. Uchida, K.H. Parker, Arterial Wave Intensity: Physical Meaning and Physiological Significance, in: S. Hosoda, T. Yaginuma, M. Sugawara, M.G. Taylor, C.G. Caro (Eds.), "Recent Progress in Cardiovascular Mechanics", Hanwood Academic Publishers, Chur, Switzerland, pp. 129–148, 1994.
- [86] 菅原基晃・仁木清美, "wave intensity とは", 心エコーVol.2 No.6, pp482-489, 2001.
- [87] 仁木, 菅原: "最新の循環器画像診断心臓と血管の干渉-Wave Intensity による評価", 成人病と生活習慣病, vol. 38, no. 1, pp. 65-74, 2008.
- [88] M. Sugawara, K. Niki, N. Ohte, T. Okada, A. Harada, "Clinical usefulness of wave intensity analysis", Medical and Biological Engineering and Computing, Vol. 47, pp. 197–206, doi:10.1007/s11517-008-0388-x, 2009.
- [89] K. Niki, M. Sugawara, K. Uchida, R. Tanaka, K. Tanimoto, H. Imamura, Y. Sakomura, H. Koyanagi, H. Kasanuki, "A noninvasive method of measuring wave intensity, a new hemodynamic index: application to the carotid artery in patients with mitral regurgitation before and after surgery", Heart Vessels, Vol. 14, pp. 263–271, 1999.
- [90] A. Harada, T. Okada, M. Sugawara, K. Niki, "Development of a non-invasive real-time measurement system of wave intensity", in Proceedings of IEEE Ultrasonics Symposium, pp. 1517–1520, 2000.
- [91] M. Sugawara, K. Niki, H. Furuhashi, S. Ohnishi, S. Suzuki, "Relationship between the pressure and diameter of the carotid artery in humans", Heart Vessels, Vol. 15, pp. 49-51, 2000.
- [92] A. Savitsky and M.J.E. Golay, "Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures", Analytical Chemistry, Vol. 36, No. 8, pp. 1627–1639, 1964.
- [93] K. Niki, M. Sugawara, D. Chang, A. Harada, T. Okada, R. Sakai, K. Uchida, R. Tanaka, C. E. Mumford, "A new noninvasive measurement system for wave intensity: evaluation of carotid arterial wave intensity and reproducibility", Heart Vessels, vol.17, pp.12–21, 2002
- [94] 日本ロボット学会編, "2.5 パラレルメカニズム", 新版ロボット工学ハンドブック, コロナ社, pp. 295-301, 2005

- [95] D. Stewart, "A platform with six degrees of freedom", Institution of Mechanical Engineers, London, UK 180, Vol. 15, pp. 371–386, 1965.
- [96] S. Raychaudhuri, "Introduction to Monte Carlo simulation", in Proceedings of 2008 Winter Simulation Conference, pp. 91–100, 2008.
- [97] H.J. Holland, "Adaptation in Natural and Artificial Systems: An Introductory Analysis with Applications to Biology", Control and Artificial Intelligence, 2nd ed. MIT Press, Cambridge, 1992.
- [98] L.J. Eshelman, J.D. Schaffer, "Real-coded genetic algorithms and interval schemata", Foundation of Genetic Algorithms II, pp. 187–202, 1993.
- [99] 鈴木 信人, " 静電容量の変化を使用した 6 軸力覚センサ(トピックス)", 日本機械学会誌, Vol. 113, No. 1105, pp.979, 2010.
- [100] 広瀬 茂雄, 米田 完, " 光学式変位センサと力センサ", 日本ロボット学会誌, Vol. 6, No. 9, pp. 910-911, 1991.
- [101] Y. Noh, A. Shimomura, M. Segawa, H. Ishii, J. Solis, A. Takanishi, K. Hatake, "Development of Tension/Compression De-tetection Sensor System Designed to Acquire Quantitative Force Information while Training the Airway Management Task," IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, pp. 1264-1269, 2009.
- [102] 小坂部 康介, 森 大祐, 以後 直樹, 星野 聖, " 光学式力覚センサの小型化", 映像情報メディア学会技術報告, Vol. 33, No. 40, pp. 1-3, 2009.
- [103] P. Kazanzides: "Safety Design for Medical Robots," in Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS, pp. 7208-7211, 2009.
- [104] J. Guiochet et al. "Integration of UML in Human Factors Analysis for Safety of a medical robot for tele-echography," in Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp.3212-3217, 2003.
- [105] David C. Wang, Roberta Klatzky, Bing Wu, Gregory Weller, Allan R. Sampson, and George D. Stetten, "Fully Automated Common Carotid Artery and Internal Jugular Vein Identification and Tracking Using B-Mode Ultrasound", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 56, No. 6, pp.1691-1699, 2009.

謝 辞

本研究を進めるにあたり、多大なご指導とご教示を賜りました早稲田大学理工学術院 高西淳夫教授に、深く感謝し心より御礼申し上げます。

修士課程から現在に至るまで、研究活動だけでなくあらゆる面において、温かく熱心なご指導とご激励を賜りましたこと、重ねて御礼申し上げます。そして本論文をまとめるにあたり、貴重な御時間を割いていただいた上、適切なお指導ご意見を賜りました早稲田大学理工学術院 梅津光生教授、藤江正克教授、東京女子医科大学、姫路独協大学名誉教授の菅原基晃先生、東京都市大学の仁木清美先生、東京女子医科大学の伊関洋先生に深く感謝いたします。

本論文は、筆者の修士課程および博士後期課程における研究成果をまとめたものであり、機械工学、ロボット工学、医工学、人間工学、福祉工学の各分野の先生方から数え切れないほどのご助言を頂きました。とりわけ、東京女子医科大学、姫路独協大学名誉教授の菅原基晃先生、東京都市大学の仁木清美先生、東京女子医科大学の斎藤明子先生には多くのご指南を頂きました。高西淳夫研究室の Jorge Solis 先生（現カールスタッド大学）には学会投稿論文の執筆ご指導を頂きました。また、機械工学的観点から適切なお助言を頂きました機械工学科の諸先生方および生命理工学専攻の諸先生方、早稲田大学ヒューマノイド研究所の諸先生方に深い感謝の意を表します。

本論文の大部分は、日立アロカメディカル株式会社様と早稲田大学高西淳夫研究室の共同研究の成果です。このようなテーマを与えて頂いたこと、長期間にわたり共同研究を継続して頂いたこと、都度適切なお助言を頂いたこと、被験者試験にご協力頂いたことに対し、日立アロカメディカル株式会社の原田烈光様、岡田孝様、小川宏治様、皆川栄一様、市川宗貴様に感謝いたします。

そして、研究を共に遂行した、高西淳夫研究室血流計測班の徳永泰明氏（2009年修士課程卒、現東芝株式会社）、大信田克哉氏（2010年修士課程卒、現東芝テック株式会社）、松永宜樹氏（現早稲田大学修士課程2年）、石井隆史氏（現早稲田大学修士課程1年）、Ammar Safwan Bin Mustafa 氏（現早稲田大学学部4年）に、心より感謝いたします。

また、本研究に際し多大なご協力を頂きましたソリッドワークス・ジャパン株式会社様、ST マイクロエレクトロニクス様、有限会社エフテック様、ヒーハリスト精

工株式会社様，ニッタ株式会社様，株式会社寺畑商会様，日本電計株式会社様，マクソンジャパン株式会社様に深い感謝の意を表します。

さらに，研究生活を支えてくださいました高西研究室秘書の太田久子女史，伊藤輝美女史に厚く御礼申し上げます。そして，これまで楽しく研究室生活を共にした高西研究室の諸先輩方，同輩，後輩方に感謝いたします。

そして，学会等で御会いたした折に議論に御付合いいただきご意見を頂きましたすべての研究者の皆様，関係者の皆様に感謝いたします。

最後に，筆者の研究活動を常に応援し，支えてくれた家族，すべての友人達に心より感謝いたします。

2011 年 2 月
中楯 龍

研究業績

種 類 別	題 名	発表・発行掲載誌名	発表・発行年月	連名者(申請者含む)
1. 論文				
○	頸部血流計測ロボットシステムの開発 — 画像情報を用いた超音波プローブの自動位置決め・追従 —	日本ロボット学会誌 Vol. 29, No. 7, pp. 626-633	2011年9月	中楯 龍 Jorge Solis 小川 宏治 菅原 基晃 仁木 清美 高西 淳夫
○	Development of a Robotic-Assisted Carotid Blood Flow Measurement System	Mechanism and Machine Theory, Vol. 46, No. 8, pp. 1066-1083	2011年5月	中楯 龍 松永 宣樹 Jorge Solis 高西 淳夫 皆川 栄一 菅原 基晃 仁木 清美
○	Out-of-Plane Visual Servoing Method for Tracking the Carotid Artery with a Robot-Assisted Ultrasound Diagnostic System	Proceedings of the 2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA2011), pp. 5267-5272	2011年5月	中楯 龍 Jorge Solis 高西 淳夫 皆川 栄一 菅原 基晃 仁木 清美
	Implementation of an Automatic Scanning and Detection Algorithm for the Carotid Artery by an Assisted-Robotic Measurement System	Proceedings of the 2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS2010), pp. 313-318	2010年10月	中楯 龍 Jorge Solis 高西 淳夫 皆川 栄一 菅原 基晃 仁木 清美 斎藤 明子
	Development of the Ultrasound Probe Holding Robot WTA-1RII and Implementation of an Automated Scanning Method based on Ultrasound Image Feedback	Proceedings of the 18th CISM-IFTOMM Symposium on Robot Design, Dynamics, and Control (RoManSy2010), pp. 359-366	2010年7月	中楯 龍 Jorge Solis 高西 淳夫 菅原 基晃 仁木 清美 皆川 栄一
	Workspace analysis and design	Proceedings of Part H:	2010年4月	Giuseppe

種 類 別	題 名	発表・発行掲載誌名	発表・発行年月	連名者(申請者含む)
	improvement of a carotid flow measurement system	Journal of Engineering in Medicine, vol. 224, no. 11, pp. 1311-1323	月	Carbone 中楯 龍 Jorge Solis Marco Ceccarelli 高西 淳夫 皆川 栄一 菅原 基晃 仁木 清美
	Development of Assisted-Robotic System Designed to Measure the Wave Intensity with an Ultrasonic Diagnostic Device	Proceedings of the 2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS2009), pp. 510-515	2009 年 10 月	中楯 龍 宇田寿人 平野博晃 Jorge Solis 高西 淳夫 皆川 栄一 菅原 基晃 仁木 清美
	Development of a Robotic Carotid Blood Measurement WTA-1RII:Mechanical Improvement of Gravity Compensation Mechanism and Optimal Link Position of the Parallel Manipulator based on GA	Proceedings of the 2009 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM2009), pp. 717-722	2009年7 月	中楯 龍 宇田寿人 平野博晃 Jorge Solis, 高西 淳夫 皆川 栄一 菅原 基晃 仁木 清美
	Design Improvements On A Carotid Blood Flow Measurement System	Proceedings of the 5th International Workshop on Computational Kinematics (CK2009), pp. 283-290	2009年5 月	Giuseppe Carbone 中楯 龍 Jorge Solis Marco Ceccarelli 高西 淳夫 皆川 栄一 菅原 基晃 仁木 清美
2. 講演	頸部血流計測ロボットシステム WTA-2R の開発 - 臨床応用のための安全設計 -	第 29 回日本ロボット学会学術講演会予稿集, 3C1-8	2011年9 月	中楯 龍 高西 淳夫 小川 宏治 菅原 基晃 仁木 清美

種 類 別	題名	発表・発行掲載誌名	発表・発行年月	連名者(申請者含む)
	3Dプリンタと光センサを用いた小型2軸力覚センサの開発	第29回日本ロボット学会学術講演会予稿集, 3L2-1	2011年9月	中楯 龍 高西 淳夫 小川 宏治 菅原 基晃 仁木 清美
	フレーム間ブロックマッチングを用いたプローブ保持ロボットによる3D自動追従	日本超音波医学会第84回学術集会, 84-基P-007	2011年5月	中楯 龍 Jorge Solis 菅原 基晃 仁木 清美 小川 宏治 高西 淳夫
	頸部血流計測ロボットシステム WTA-2R の開発 直動平行リンクマニピュレータの小型化と位置決め精度向上	第28回日本ロボット学会学術講演会予稿集, 3K1-7	2010年9月	松永 宜樹 大信田 克哉 中楯 龍 Jorge Solis 小川 宏治 菅原 基晃 仁木 清美 斎藤 明子 高西 淳夫
	頸部血流計測ロボットシステム WTA-2R の開発 — 超音波画像の法線方向へのビジュアルサーボ —	第28回日本ロボット学会学術講演会予稿集, 3K1-6	2010年9月	中楯 龍 Jorge Solis 小川 宏治 菅原 基晃 仁木 清美 高西 淳夫
	プローブ保持ロボットによる頸動脈断層画像の自動探索アルゴリズムの開発	日本超音波医学会第83回学術集会, 83-A-020	2010年5月	中楯 龍 Jorge Solis 高西 淳夫 菅原 基晃 仁木 清美 小川 宏治 皆川 栄一
	頸動脈超音波断層画像のロボットによる自動探索	第18回日本コンピュータ外科学会大会, 09(VIII)-40	2009年11月	中楯 龍 Jorge Solis 皆川 栄一 菅原 基晃 仁木 清美 高西 淳夫

種 類 別	題 名	発表・発行掲載誌名	発表・発行年月	連名者(申請者含む)	
3. その他 (賞)	頸部血流計測ロボットシステム WTA-2 の開発 - 小型ベースおよび腹部計測へ適用可能な新アームの設計・製作 -	第 27 回日本ロボット学会学術講演会予稿集, 1H2-03	2009 年 9 月	大信田 克哉 徳永 泰明 中楯 龍 皆川 栄一 菅原 基晃 仁木 清美 斎藤 明子 高西 淳夫	
	頸部血流計測ロボットシステム WTA-1RⅡ の開発 - 自重補償機構と GA を用いた最適リンク配置 -	第 26 回日本ロボット学会学術講演会予稿集, 1K1-02	2008 年 9 月	中楯 龍 宇田 寿人 平野 博晃 皆川 栄一 菅原 基晃 仁木 清美 高西 淳夫	
	Finalist for Best Student Paper Award	IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM2009)	2009 年 7 月	中楯 龍 宇田 寿人 平野 博晃 Jorge Solis 高西 淳夫 皆川 栄一 菅原 基晃 仁木 清美	
	(特許)	超音波診断システム, 超音波診断装置用ロボット, 及びプログラム	特願 2010-198404	2010 年 9 月	高西 淳夫 中楯 龍 大信田 克哉 松永 宜樹 原田 裂光 小川 宏治
		超音波診断システム, 超音波診断装置用ロボット, 及びプログラム	特開 2011-104191	2009 年 11 月	高西 淳夫 中楯 龍 大信田 克哉 松永 宜樹 原田 裂光 小川 宏治
		超音波診断装置, 超音波診断装置用のプローブ状態検出装置及びプログラム	特開 2011-104194	2009 年 11 月	高西 淳夫 中楯 龍 大信田 克哉 松永 宜樹 原田 裂光

種 類 別	題名	発表・発行掲載誌名	発表・発行年月	連名者(申請者含む)
(著書)	ロボット工学テキスト 第1章8節 ”超音波診断装置 補助ロボットシステム WTA-2”, 第7章 ”シミュレーション” 担当	株式会社 JAPANROBOTECH	2011年1 月	小川 宏治 早稲田大学 高西淳夫研 究室, 計 15 名
(論文)	Development of an inverted-pendulum type mobile robot for education purposes	Proceedings of the the First IFToMM Asian Conference on Mechanism and Machine Science (Asian-MMS 2010), 250021	2010 年 10 月	Jorge Solis Przemyslaw Kryczka 竹崎 裕記 木下 純一 中楯 龍 飯田 文也 高西 淳夫
	Development of Robot Assisted Measurement System for Abdominal Ultrasound Diagnosis	Proceedings of the 3rd IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob 2010), pp. 367-372	2010年9 月	中楯 龍 徳永 泰明 Jorge Solis 高西 淳夫 皆川 栄一 菅原 基晃 仁木 清美 斎藤 明子
	Development of the Two-Wheeled Inverted Pendulum Type Mobile Robot WV-2R for Educational Purposes	Proceedings of the 2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS2009), pp. 2347-2352	2009 年 10 月	Jorge Solis 中楯 龍 吉村 勇希 濱 雄一郎 高西 淳夫
	Introduction of Mechatronics to Undergraduate Students Based on Robotic Platforms for Education Purposes	Proceedings of the 2009 IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication (Ro-Man2009), pp. 693-698	2009年9 月	Jorge Solis 中楯 龍 山本哲郎 高西 淳夫
	Development of Mechatronic Systems for Education Purpose	Proceedings of the 2009 IEEE/ASME	2009年7 月	Jorge Solis 中楯 龍

種 類 別	題 名	発表・発行掲載誌名	発表・発行年月	連名者(申請者含む)
(講演)	to Introduce Robot Technology Principles	International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM2009), pp. 911-916		山本哲郎 高西 淳夫
	超音波診断装置による肝臓領域の自動走査制御系の構築の試み	第 29 回日本ロボット学会学術講演会予稿集, 3C1-7	2011 年 9 月	石井 隆史 中楯 龍 小川 宏治 斎藤 明子 菅原 基晃 仁木 清美 高西 淳夫
	画像情報を用いた超音波プローブの 3 次元ナビゲーション	第 20 回日本コンピュータ外科学会大会, 11 (IX)-42	2011 年 11 月	石井 隆史 大信田 克哉 中楯 龍 高西 淳夫 小川 宏治 斎藤 明子 菅原 基晃 仁木 清美
	教育用二輪型倒立振子ロボットの開発 —Waseda Wheeled Vehicle No.2 Refined の機構設計および制御実装—	日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2010, 1P1-G19	2010 年 6 月	Przemyslaw Kryczka 中楯 龍 Jorge Solis 高西 淳夫
	教育用自律 2 輪倒立振子ロボットの開発—機構の設計および制御の実装—	第 27 回日本ロボット学会学術講演会予稿集, 2J2-04	2009 年 9 月	中楯 龍 木下 純一 竹崎 裕記 Jorge Solis 高西 淳夫
教育用二輪型倒立振子ロボットの開発—Waseda Wheeled Vehicle No.1 の機構設計—	日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2009 , 1A2-A20	2009 年 5 月	中楯 龍 山本 哲郎 Jorge Solis 高西 淳夫	