

非侵襲超音波診断・治療統合 システムの加工性能評価

電気通信大学 小泉憲裕

内容

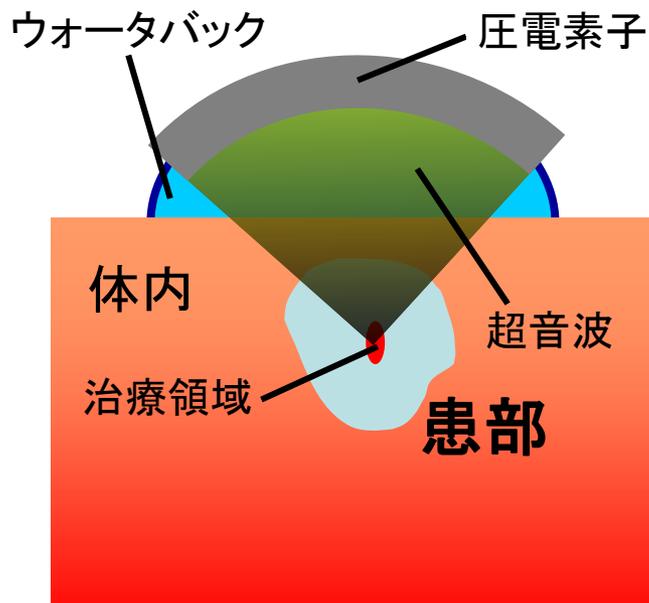
- ①はじめに
- ②システムの構成
- ③超音波画像によるロバストな結石追跡
- ④呼吸の周期情報と振動抑制フィルタを利用した結石追従精度の向上
- ⑤HIFUの加工性能
- ⑥おわりに
- ⑦将来課題

内容

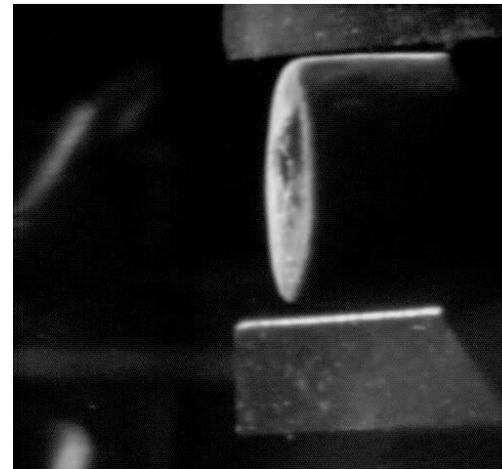
- ①はじめに
- ②システムの構成
- ③超音波画像によるロバストな結石追跡
- ④呼吸の周期情報と振動抑制フィルタを利用した結石追従精度の向上
- ⑤HIFUの加工性能
- ⑥おわりに
- ⑦将来課題

非侵襲超音波治療 (HIFU)

非侵襲超音波治療 (HIFU) とは？



強力集束超音波
(High Intensity
Focused Ultrasound)



結石の破壊



1997~

1038の臨床試験

HIFU TECHNOLOGY PTE LTD
14, Anumagam Road, #05-01, Teok Chiang Realty Building, Singapore (409961)
Tel: (65) 6298 2422 Fax: (65) 6291 985 Email: info@hifutech.com
Website: http://www.hifutech.com/

JC HIFU System (in China)

臨床応用

非侵襲超音波治療における課題



非侵襲超音波治療(HIFU)の問題点

呼吸・心拍等により超音波照射対象である患部が運動



解決策



患部の運動の補償が必要



目的

呼吸を中心とする患部の運動を補償するための結石動作追従手法の確立

目標精度: 1mm以下

コンセプト

コンセプト

本研究で提案する非侵襲超音波診断・治療統合システムとは、呼吸等により能動的に運動する患部を抽出・追従・モニタリングしながら、超音波を集束させてピンポイントに患部へ照射することにより、癌組織や、結石の破壊を、患者の皮膚表面を切開することなく非侵襲かつ低負担で行なおうとするものである

特徴

患者の皮膚を切開することなく、患部を直接、診断・治療するために、超音波診断画像を入力とするため、既存の研究にみられるように高速CCDカメラを利用できない。そこで、患部の運動の周期性に着目した追従精度の向上手法を提案している。結石が破碎されてもロバストに追従する画像処理アルゴリズム、プローブの生信号の利用による画像処理高速化にも特徴がある。

関連研究

超音波画像によるナビゲーション PD control, 25Hz

[1] P.M. Novotny, et al., "Real-Time Visual Servoing of a Robot Using Three-Dimensional Ultrasound," ICRA2007.

For guiding a surgical tool
患部の運動補償については扱っていない

複数トランスデューサによる焦点制御

[2] J. A. McAteer, et al., "The impact of the geometry of the lithotripter aperture on fragmentation effect at extracorporeal shock wave lithotripsy treatment," Urol Res, 2005.

高速CCDカメラによる患部の運動補償

開腹手術(侵襲的)!

[3] Y. Nakamura, et al., "Heartbeat Synchronization for Robotic Cardiac Surgery," ICRA2001. 955 fps CCDカメラ!

500 fps CCDカメラ!

[4] R. Ginhoux, et al., "Beating heart tracking in robotic surgery using 500 Hz visual servoing, model predictive control and an adaptive observer," Int. Conf. Robotics and Automation, 2004.

[5] A. Thankral, et al., "Surgical Motion Adaptive Robotic Technology (S.M.A.R.T): Tracking the Motion out of Physiological Motion," MICCAI 2001.

周期性に着目、実際のシステムは未実装!

衝撃波による結石破砕法

衝撃波による結石破砕



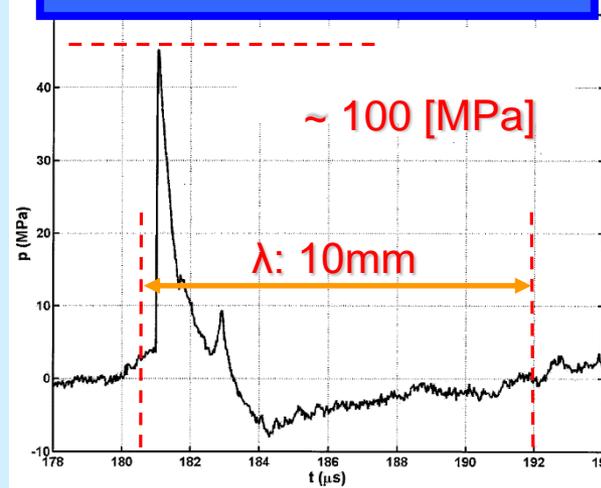
Lithotripter: Modulith®



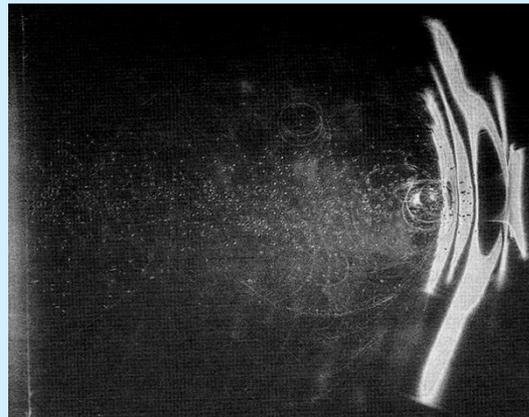
SW generator
(electromagnetic)

Images from *Storz Medical* homepage
(<http://www.storzmedical.ch>)

衝撃波とキャビテーション

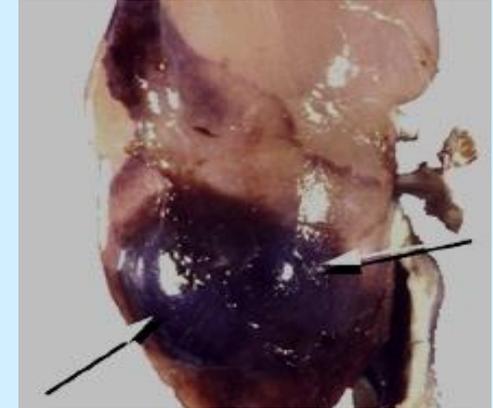


Zhu et. al., *Ultrason. Med. Biol.* 2002



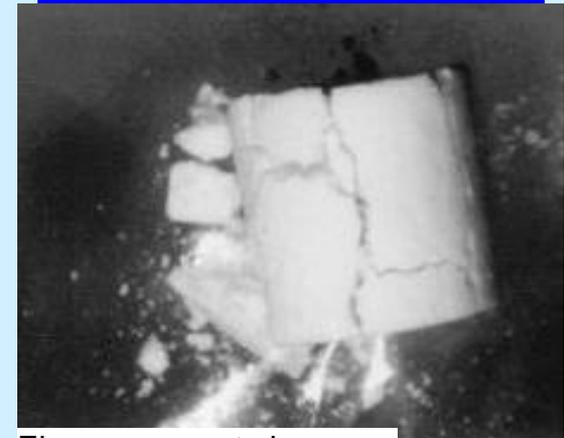
Carnell et al., *Phys. Med. Biol.*, 1993.

腎臓への侵襲



A.P. Evan et al., *Indiana Univ.*

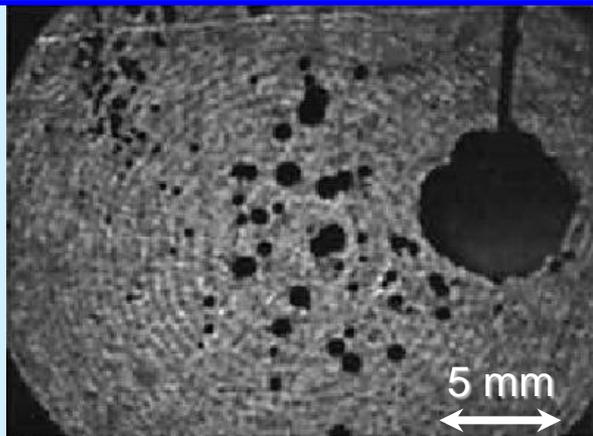
大きな破砕片



Eisenmenger et al.,
Ultrason. Med. Biol., 2001

キャビテーションの比較

従来型の衝撃波による結石破砕法におけるキャビテーション



(Zhu et. al., *Ultrason. Med. Biol.* 2002)



(Bailey et al. CIMU, Univ. Washington)

cm レベル

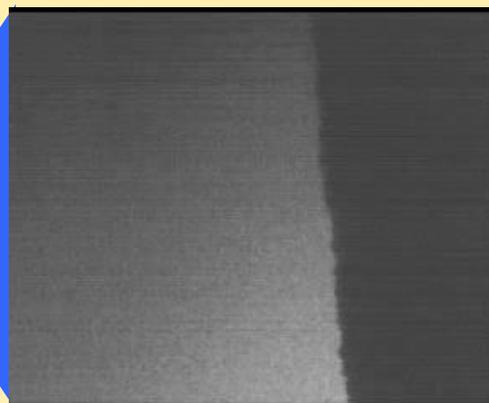
提案手法におけるキャビテーション

mm レベル



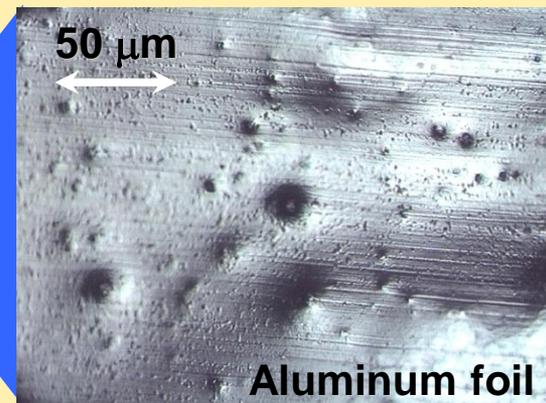
3 mm

US: 2.7 MHz



1 mm

US: 1.1 MHz

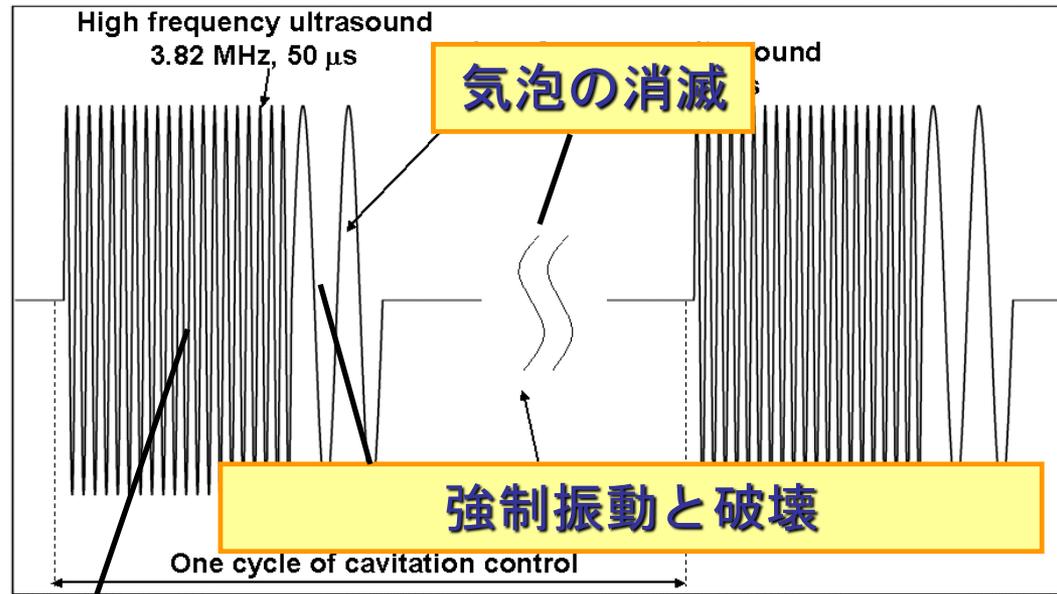


50 μm

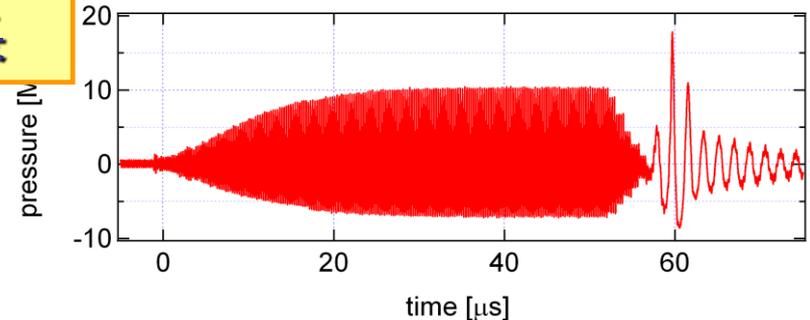
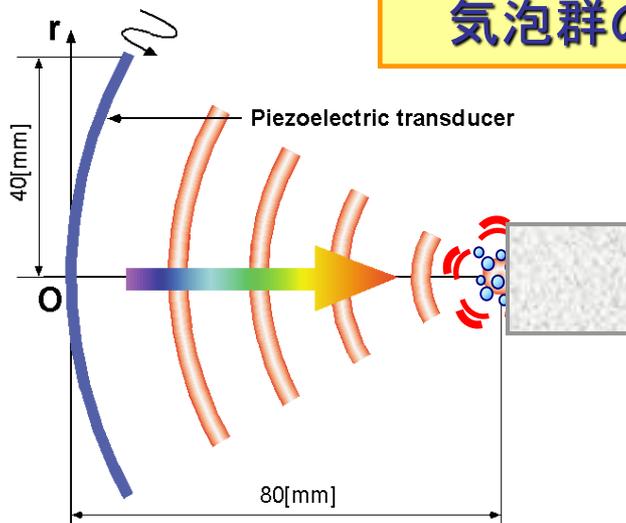
Aluminum foil

Cavitation Control Lithotripsy: CCL

クラウド・キャビテーションは最も破壊的な破碎手段



気泡群の発生と成長

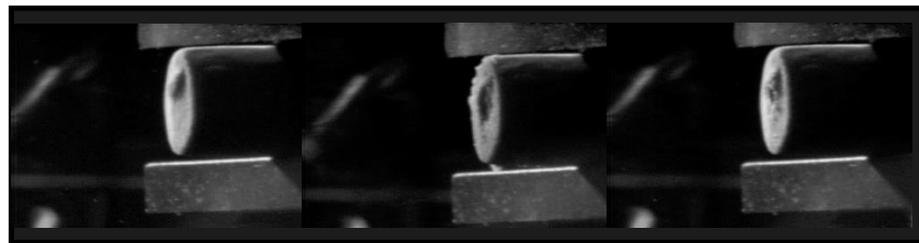
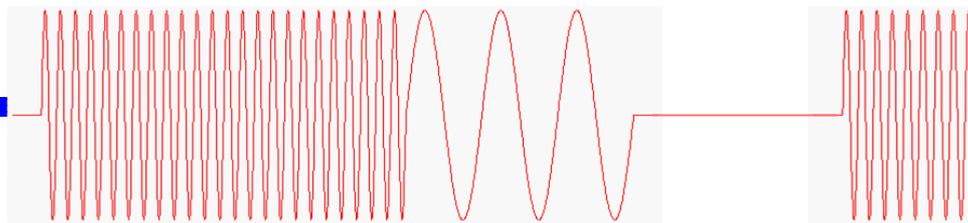
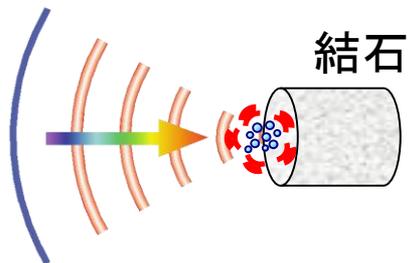


焦点の音圧

キャビテーション領域抑制による結石の破碎制御

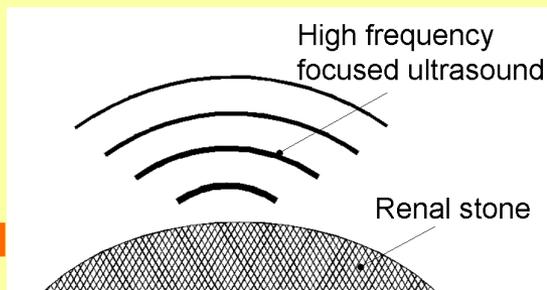
超音波結石破碎法の原理

集束超音波

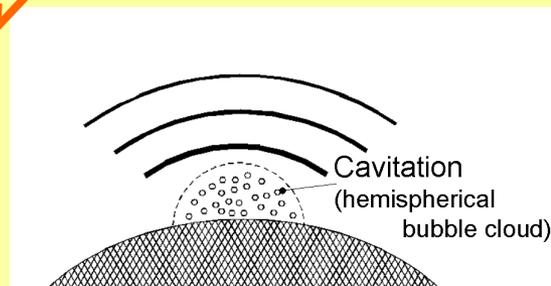


高周波超音波

1. 高周波超音波の照射

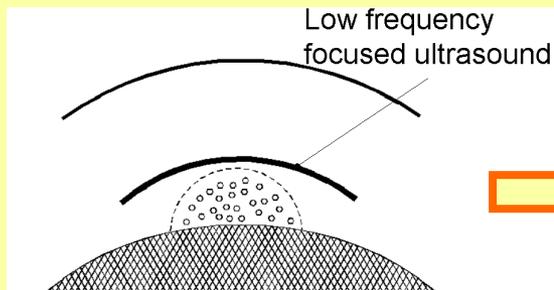


2. 気泡群の成長

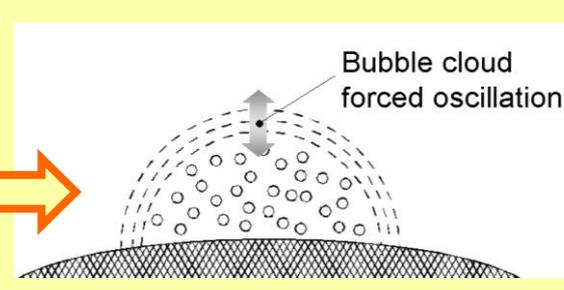


低周波超音波

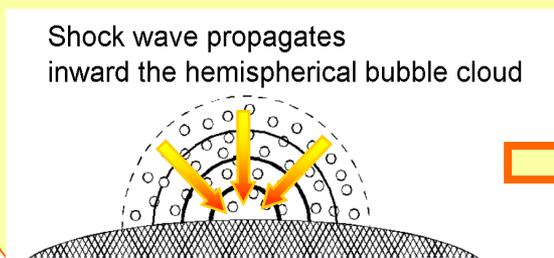
3. 低周波超音波の照射



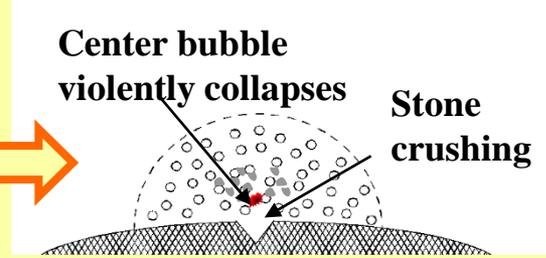
4. 気泡群の共振



5. 気泡群の崩壊

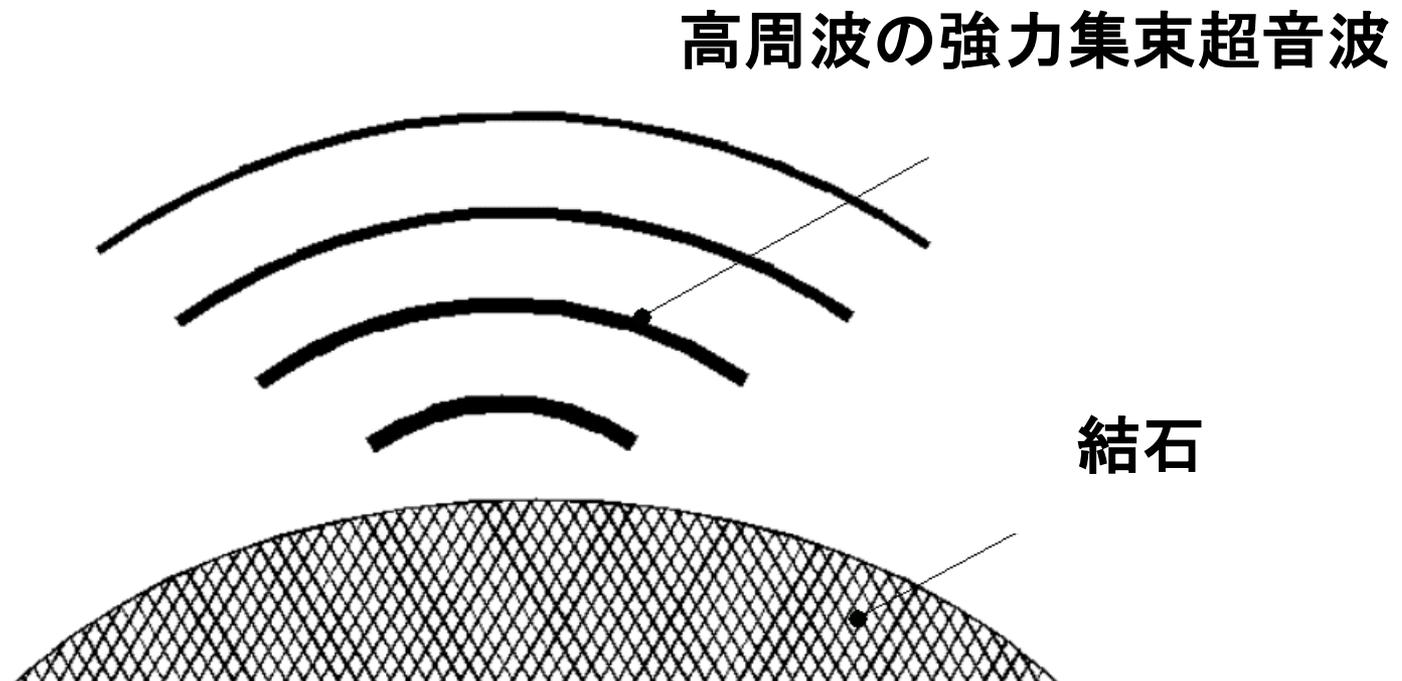


6. 結石の壊食



Cavitation Control Lithotripsy: CCL

1. 高周波超音波の集束



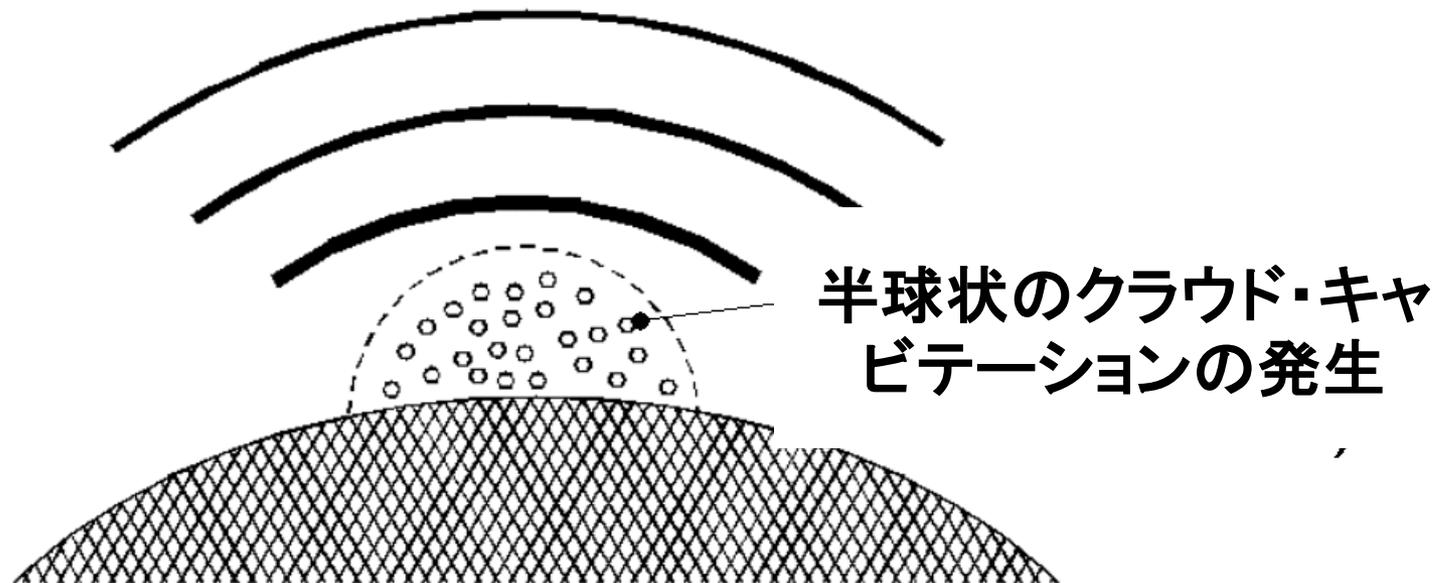
気泡群の発生 → 成長 → 共鳴 → 破壊 → 消滅

高周波

低周波

Cavitation Control Lithotripsy: CCL

2. 半球状のクラウド・キャビテーションの発生と成長

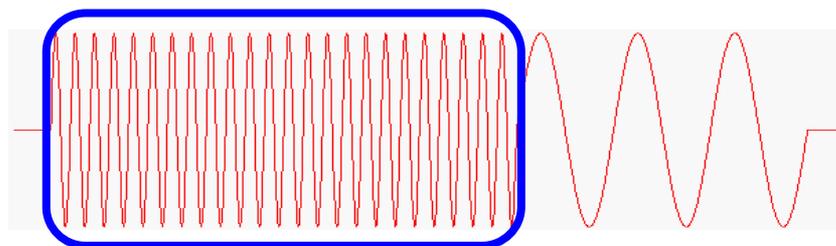
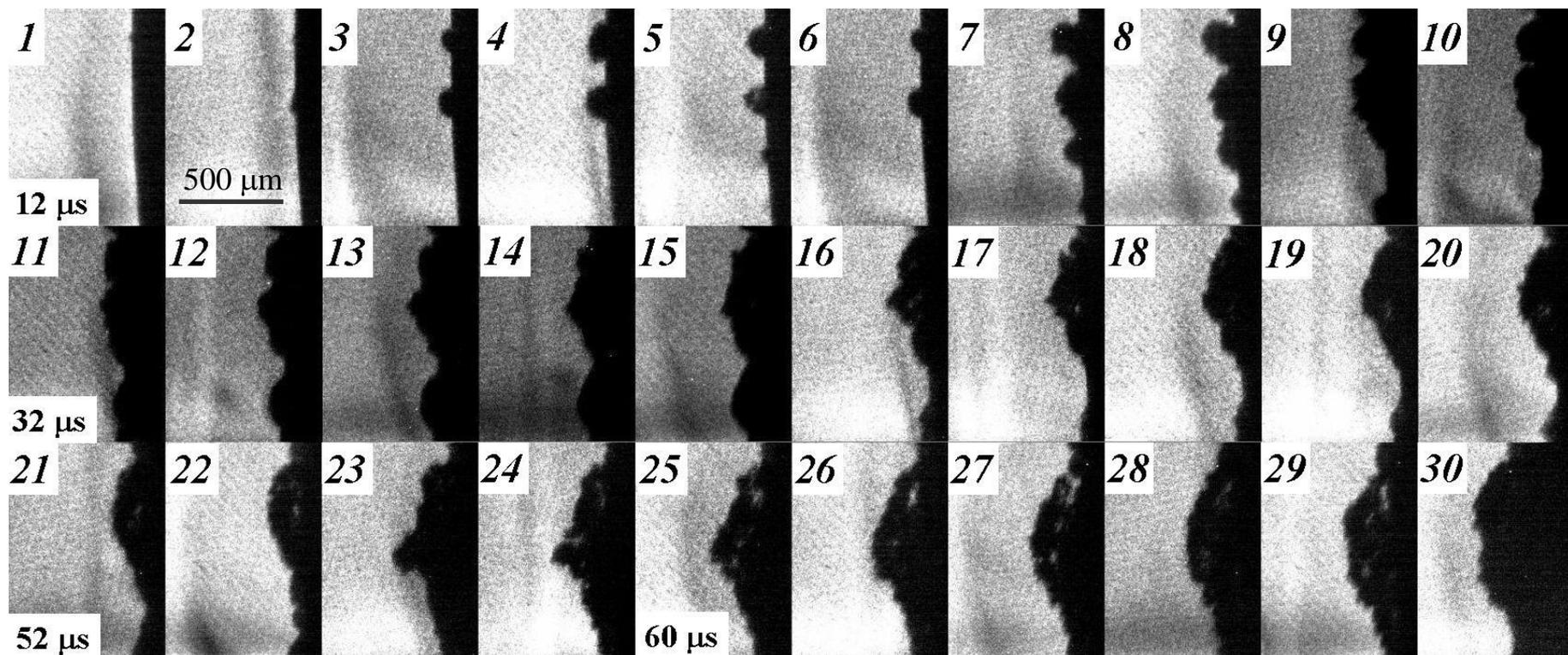


気泡群の発生 → 成長 → 共鳴 → 破壊 → 消滅

高周波

低周波

クラウド・キャビテーションの発生と成長

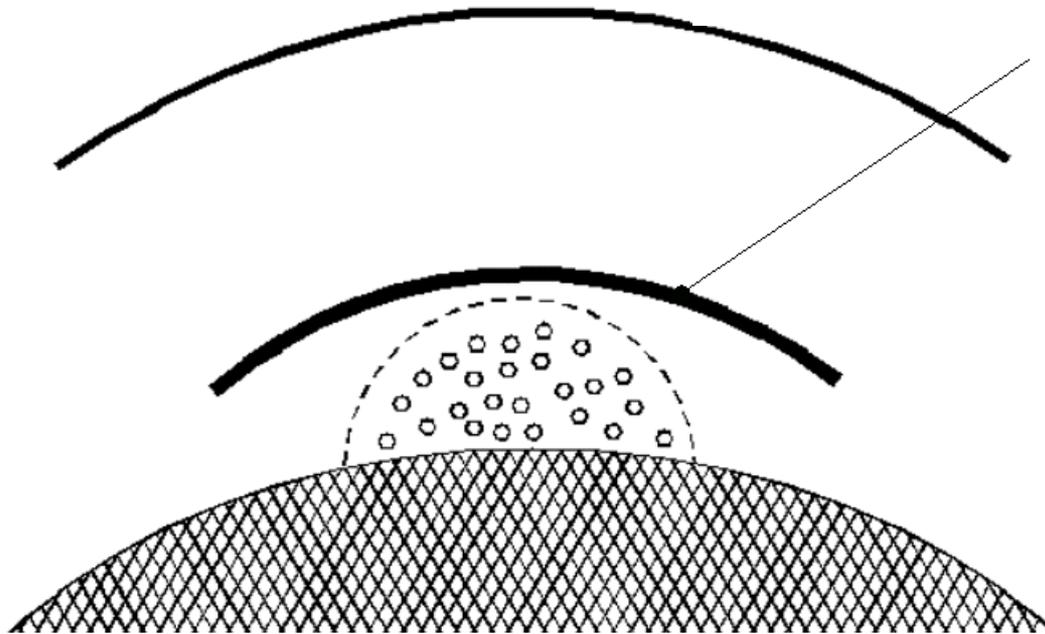


- 1.64MHz 500 cycles
- Exposure: 50 nsec
- Interframe: 4 μs

Cavitation Control Lithotripsy: CCL

3.低周波超音波の集束

低周波の強力集束超音波



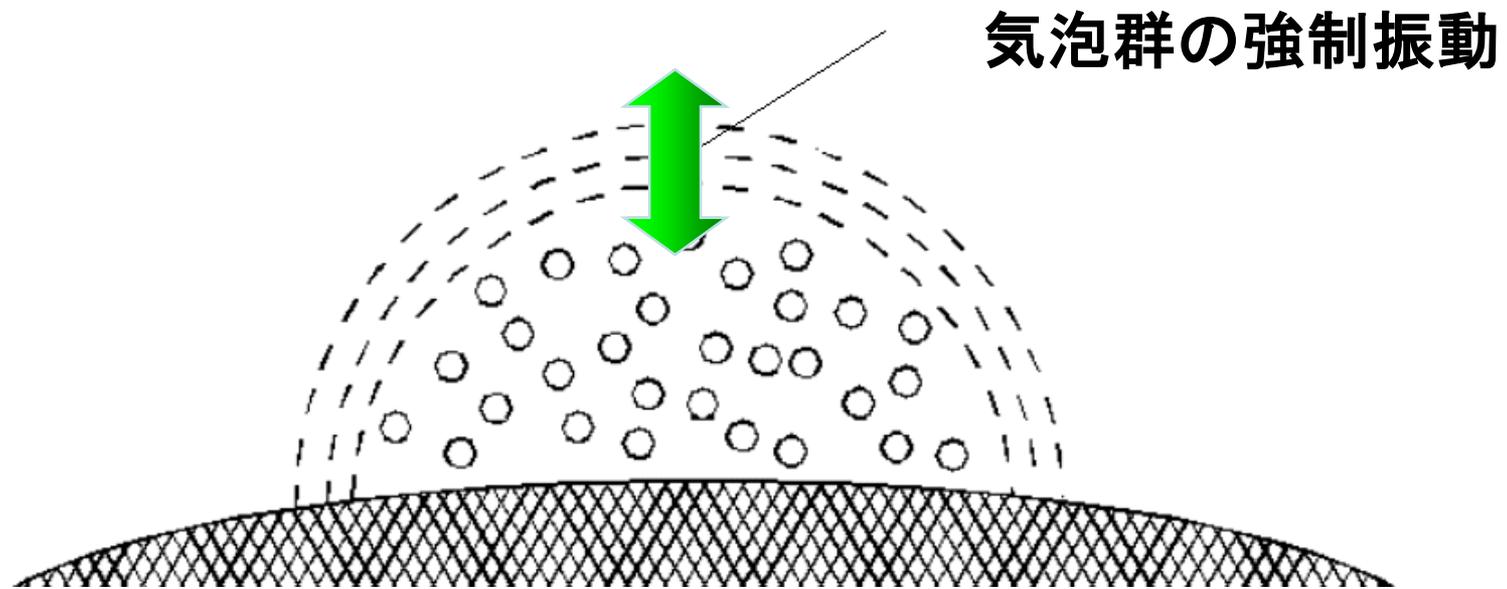
気泡群の発生→成長→共鳴→破壊→消滅

高周波

低周波

Cavitation Control Lithotripsy: CCL

4. 気泡群の強制振動

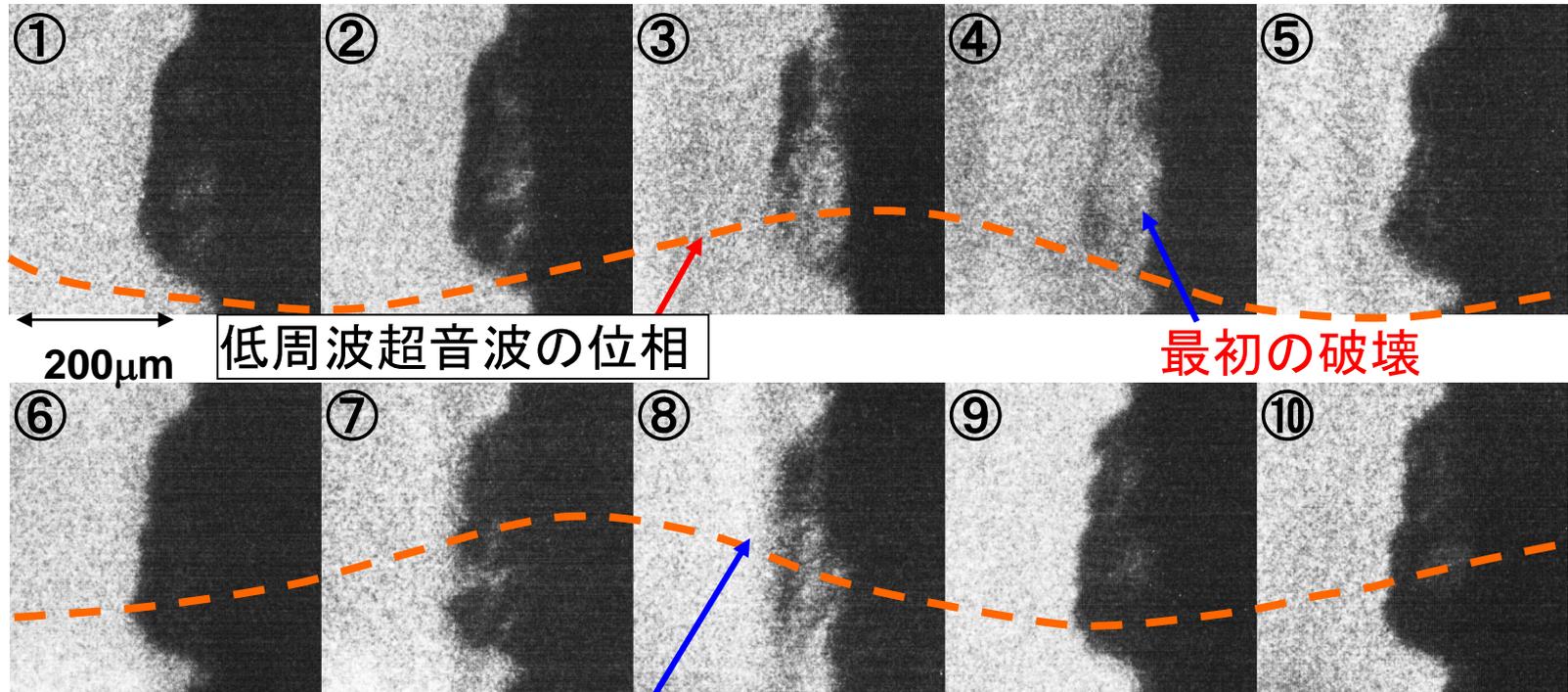


気泡群の発生→成長→**共鳴**→破壊→消滅

高周波

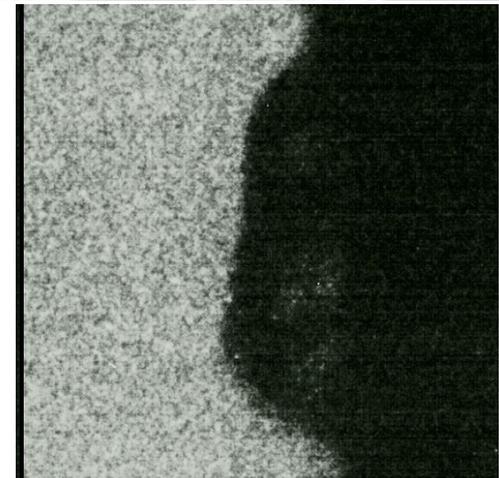
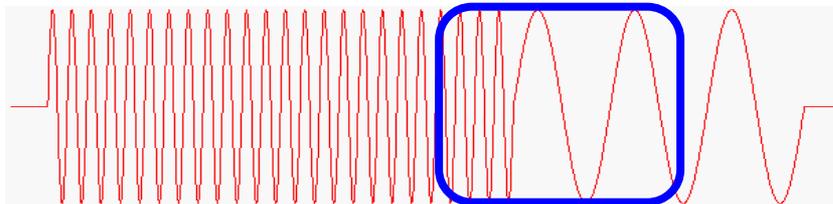
低周波

クラウド・キャビテーションの強制振動と破壊



2度目の破壊

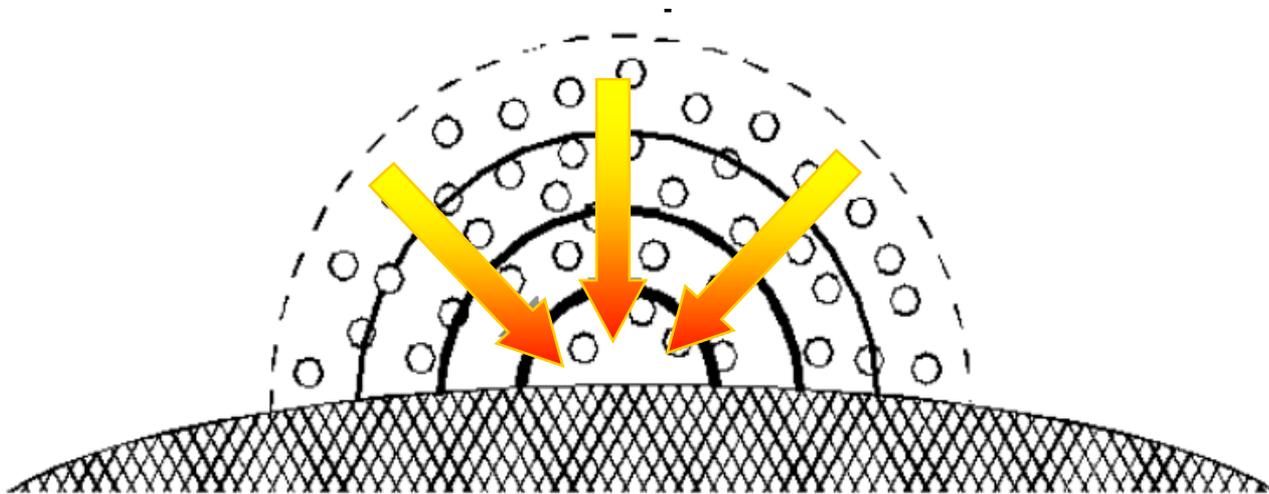
- 2.75 MHz 250 cycles + 545 kHz 5 cycles
- Exposure: 40 nsec
- Interframe: 275 nsec



Cavitation Control Lithotripsy: CCL

5. 衝撃波の伝播

衝撃波が半球状の気泡群の内部に伝播

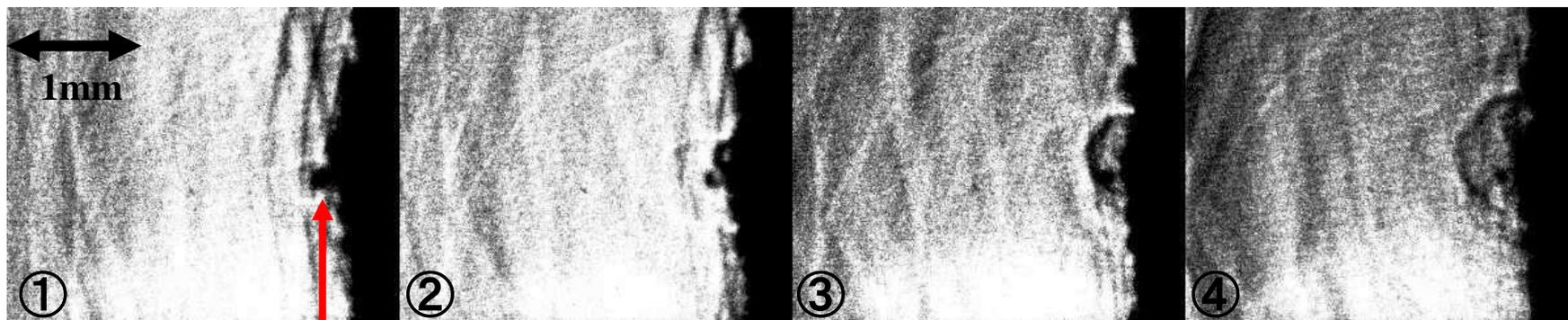


気泡群の発生→成長→共鳴→破壊→消滅

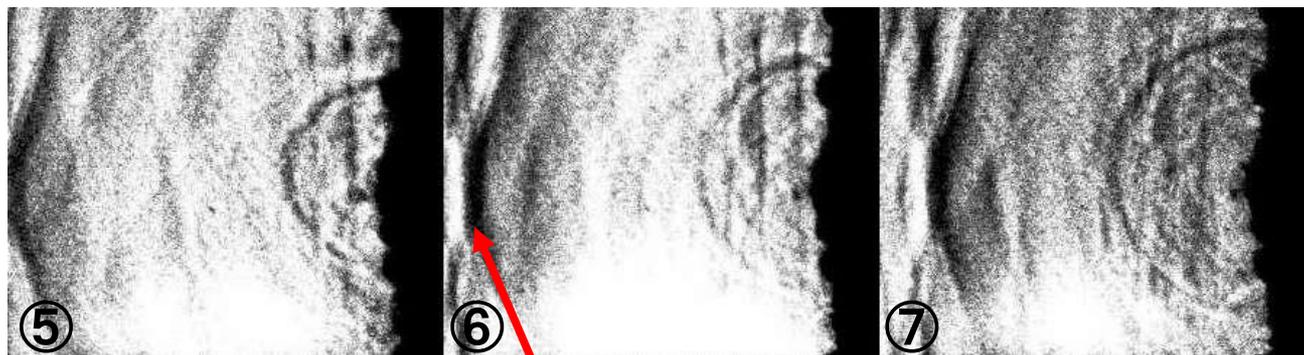
高周波

低周波

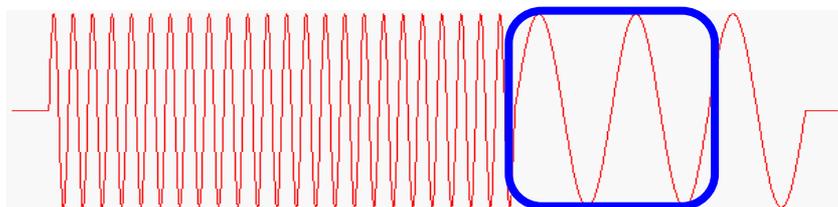
衝撃波の伝播



1サイクルめの低周波超音波



3サイクルめの低周波超音波



3.82 MHz 175 cycles + 545 kHz 5 cycles

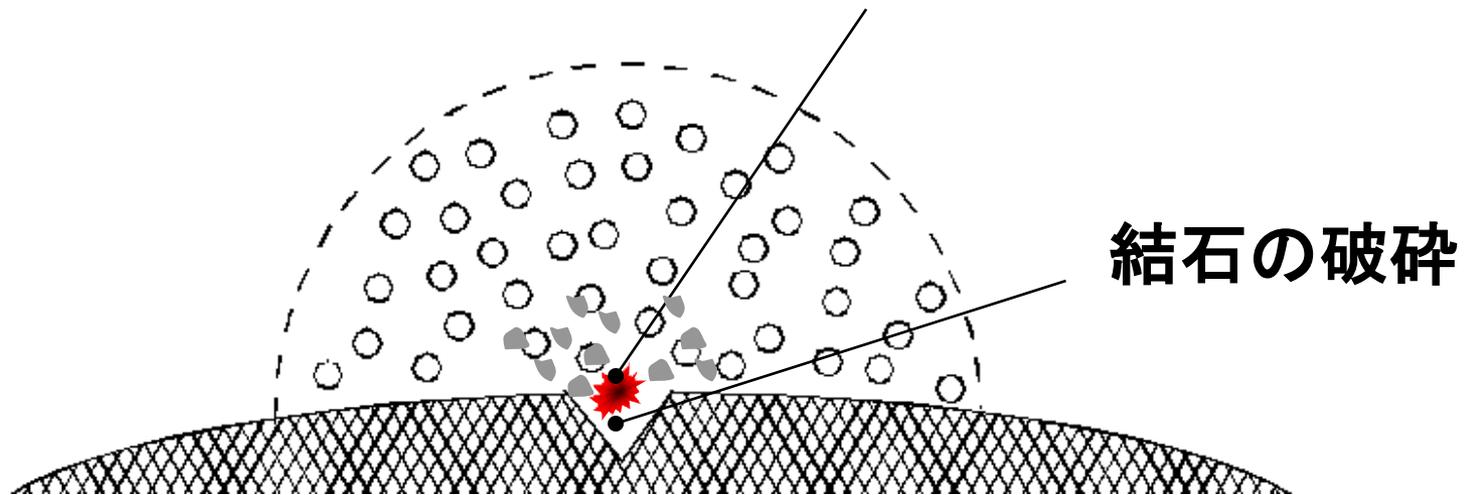
Exposure: 5 nsec

Interframe: 100 nsec

Cavitation Control Lithotripsy: CCL

6. 中心バブルの強力破壊

中心バブルの強力破壊



結石の破碎

気泡群の発生→成長→共鳴→破壊→消滅

高周波

低周波

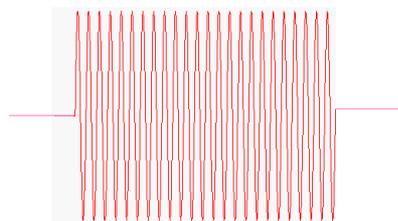
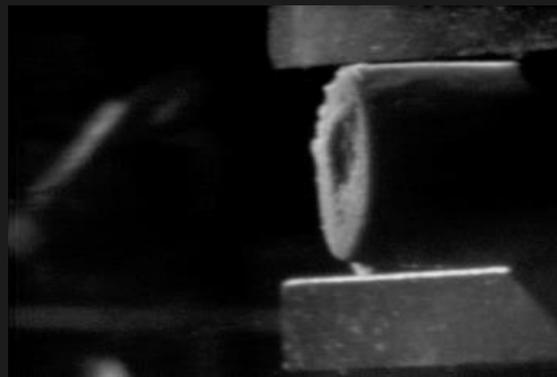
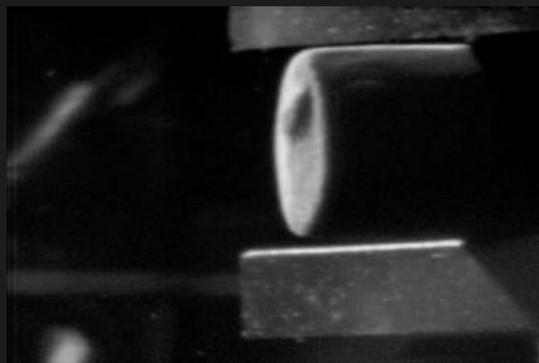
モデル結石の破碎

PRF: 20 Hz

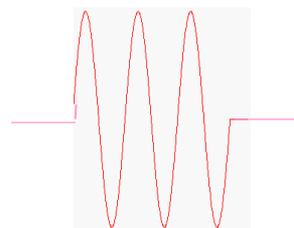
高周波

低周波

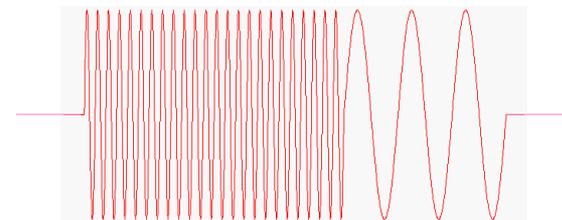
高周波+低周波



H: 3.8 MHz
200 cycles



L: 555 kHz
3 cycles

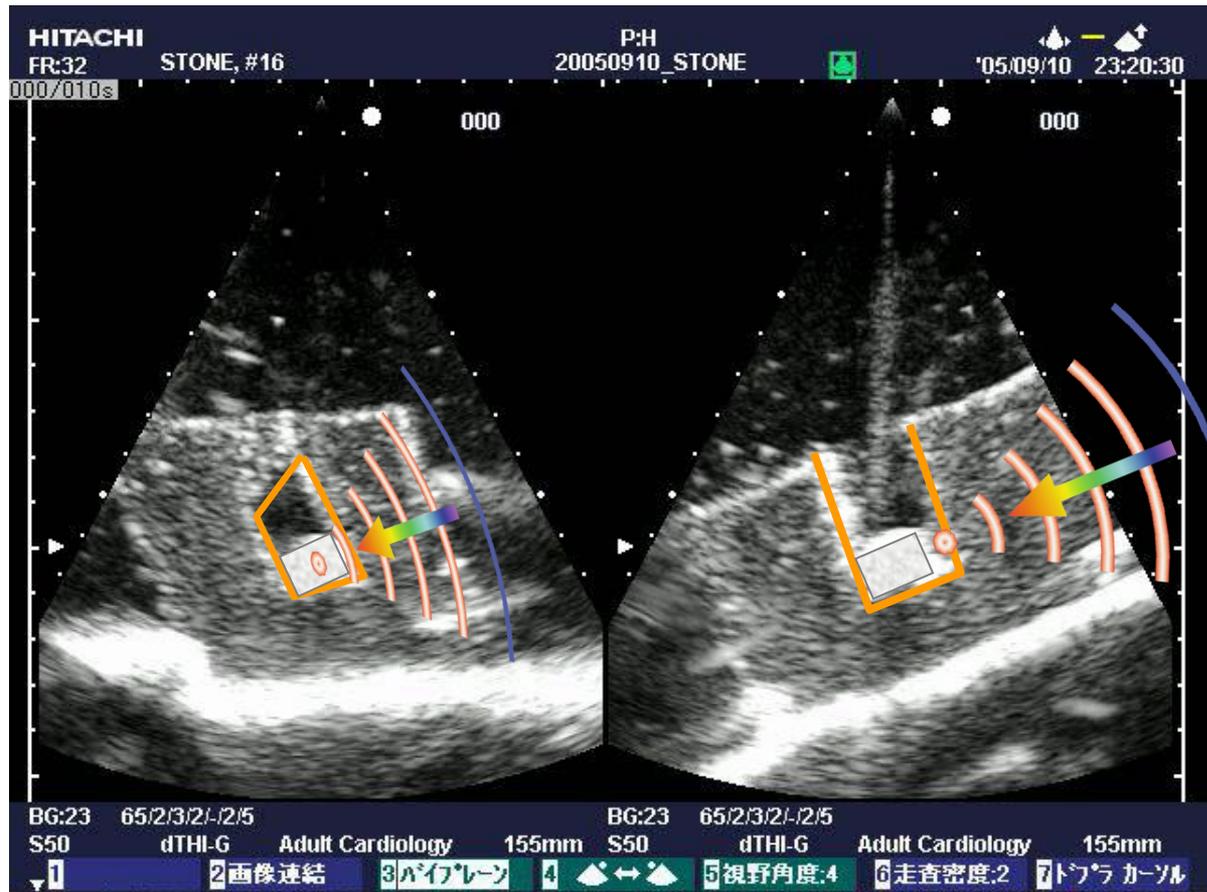
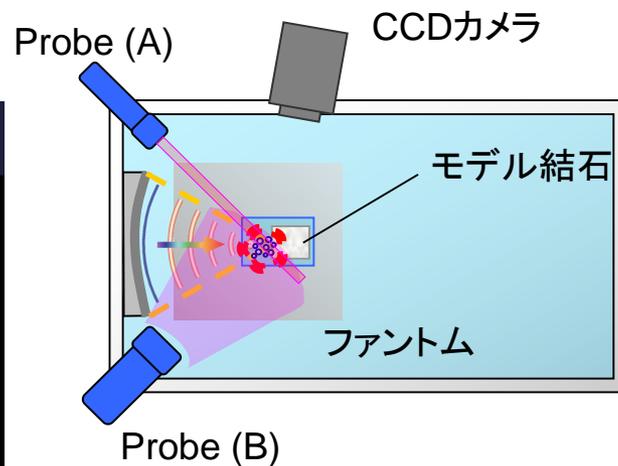


H + L

ファントム実験

Probe (A)

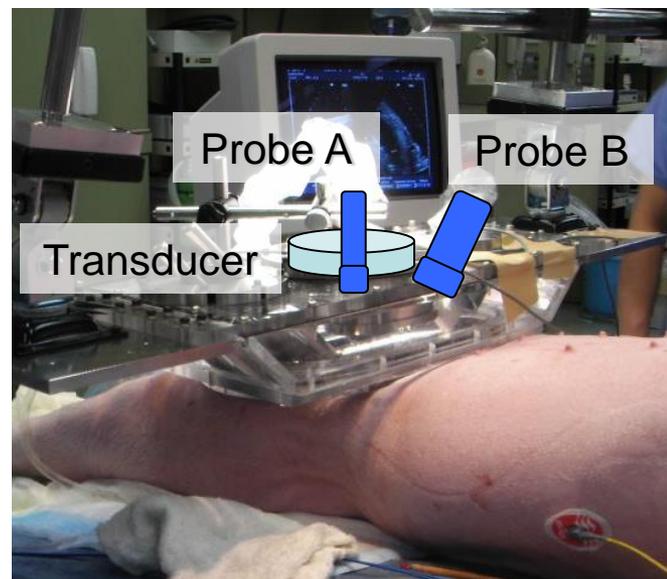
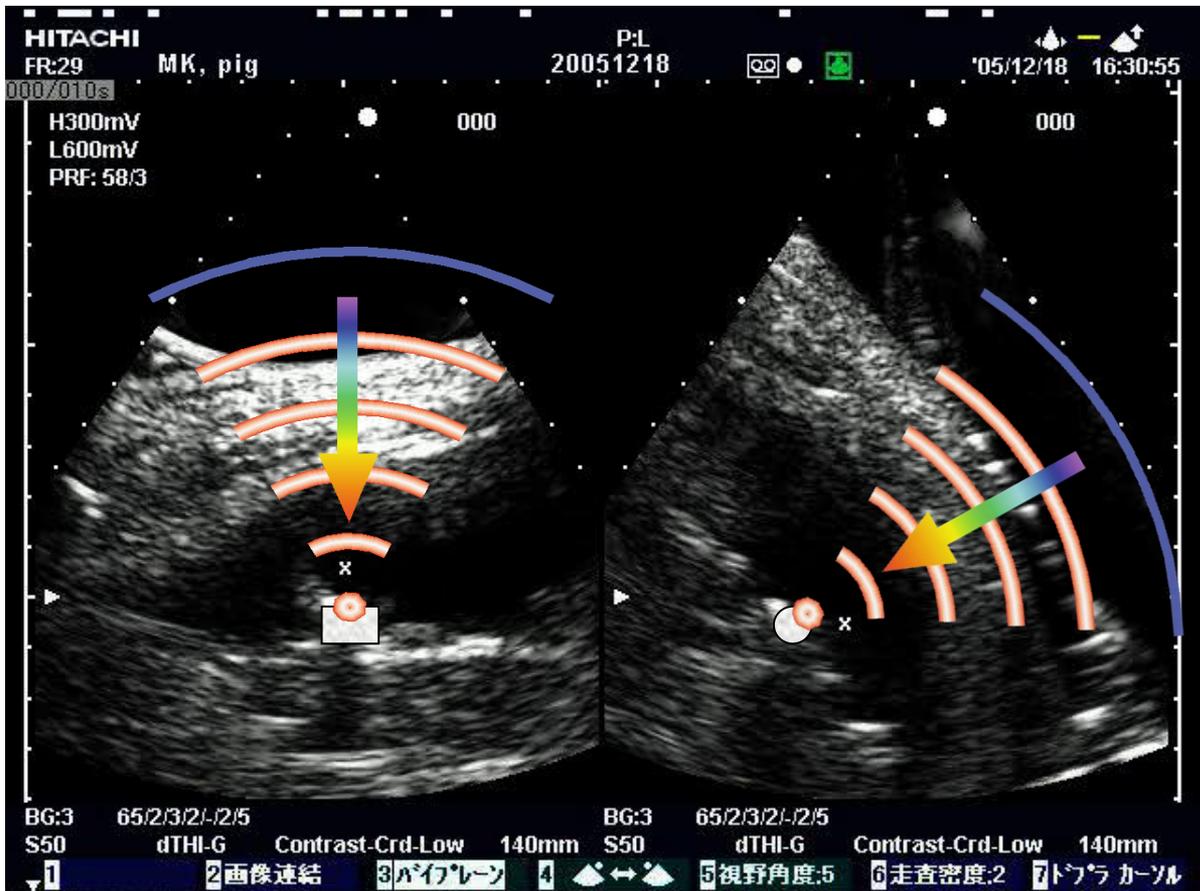
Probe (B)



動物実験

Probe A

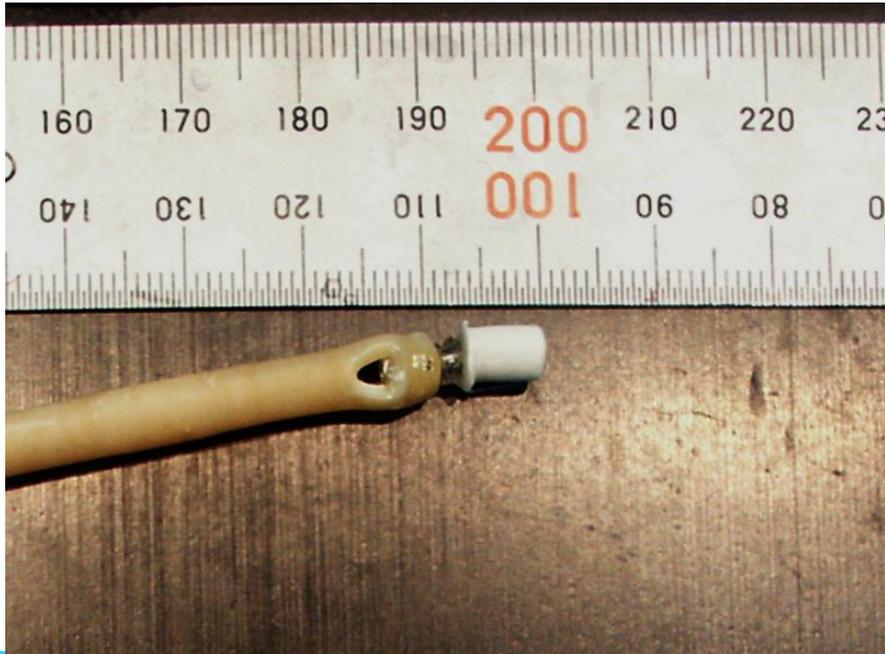
Probe B



動物(ブタ)実験
システム構成

超音波診断画像

結石破碎結果



治療前

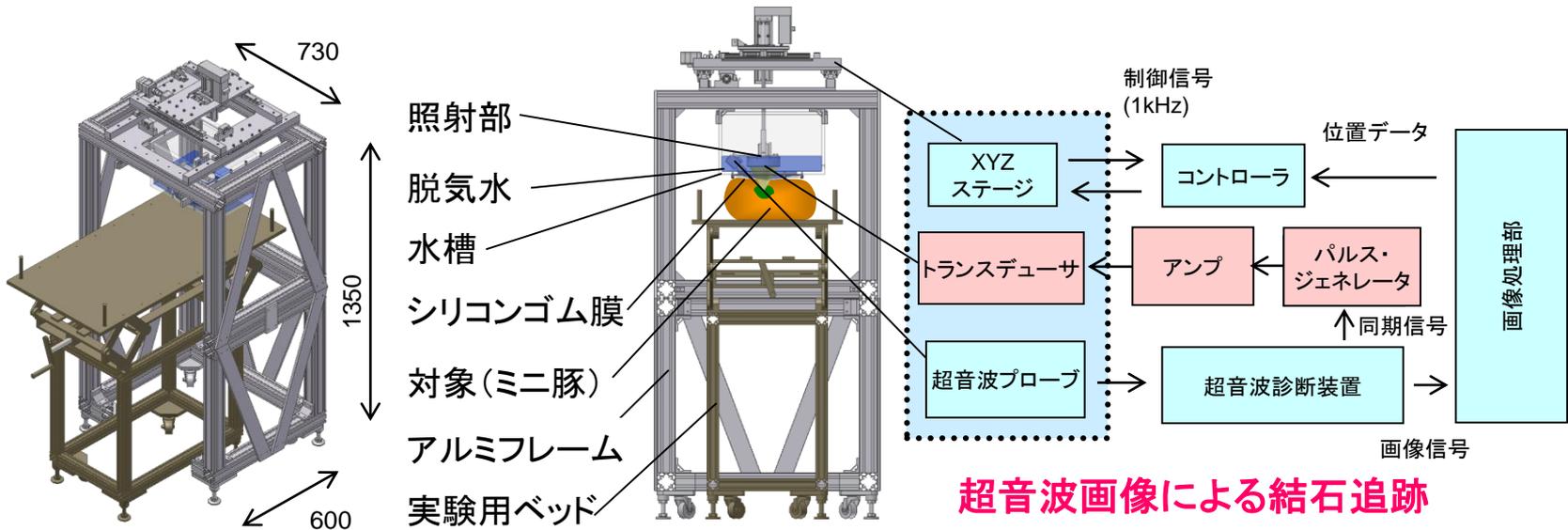


治療後

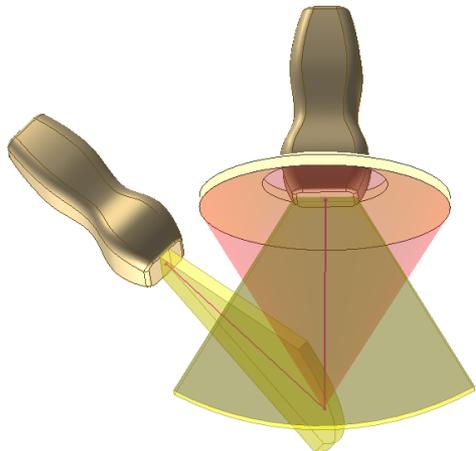
内容

- ①はじめに
- ②システムの構成
- ③超音波画像によるロバストな結石追跡
- ④呼吸の周期情報と振動抑制フィルタを利用した結石追従精度の向上
- ⑤HIFUの加工性能
- ⑥おわりに
- ⑦将来課題

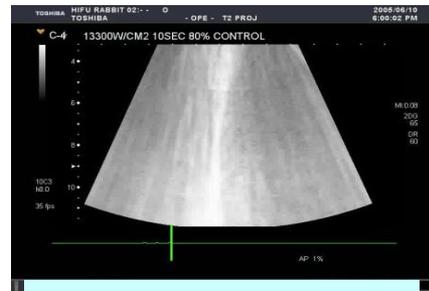
非侵襲超音波診断・治療統合システム



システム構成



スキャンする平面が互いに直交する2本のプローブ



同期信号なし



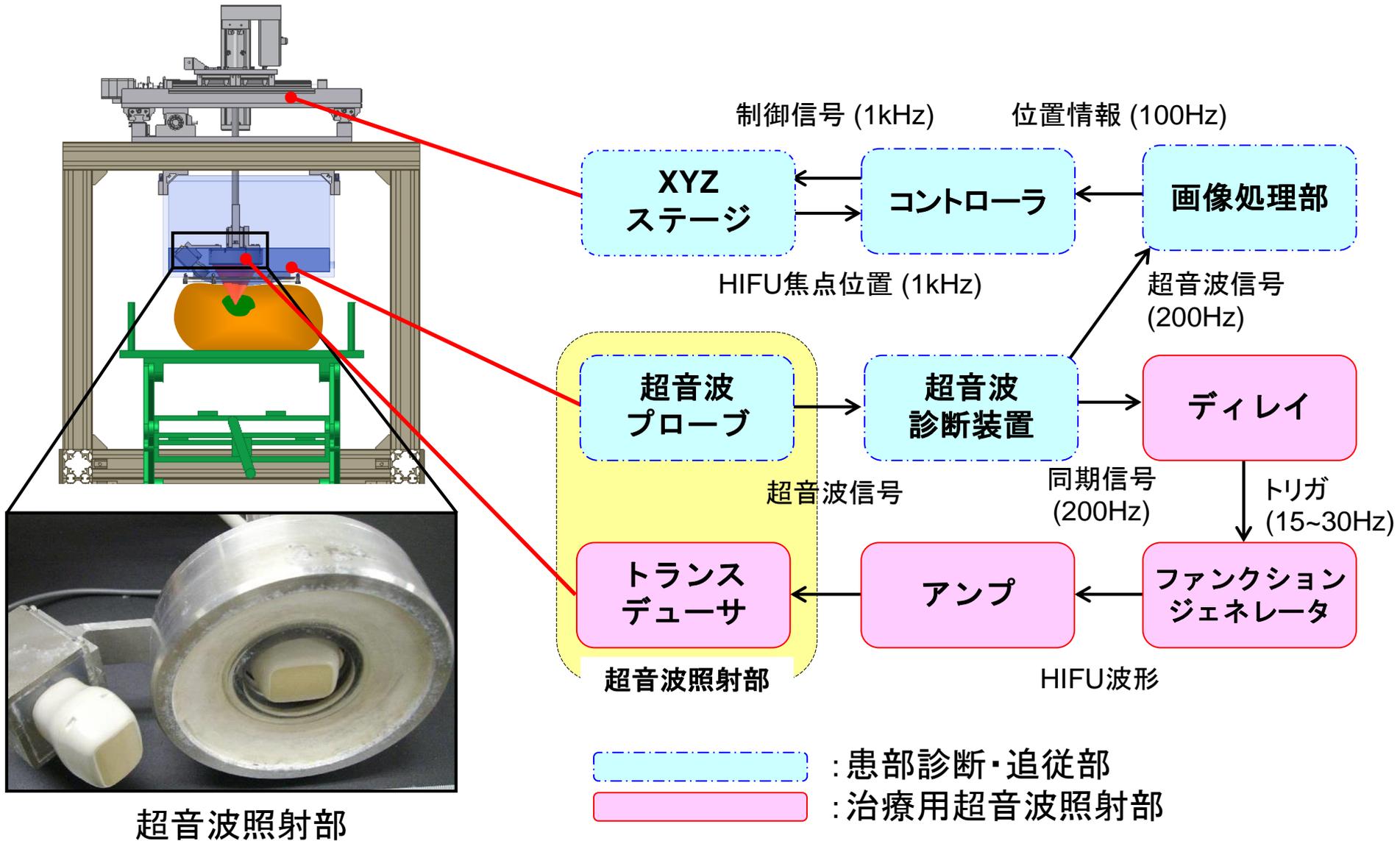
同期信号あり

照射用超音波と診断用超音波の非干渉化

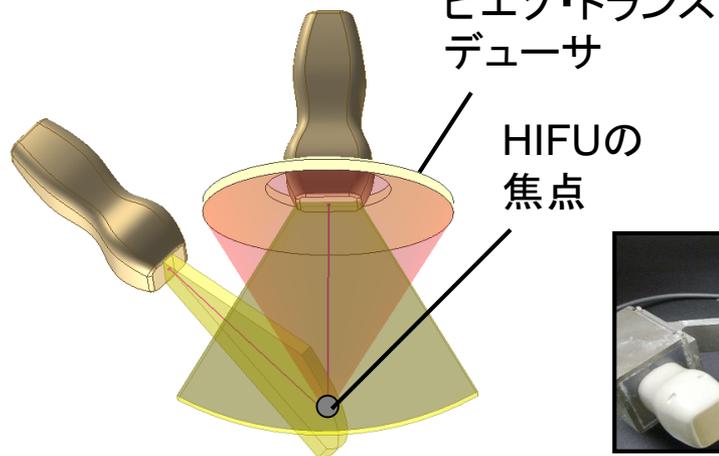
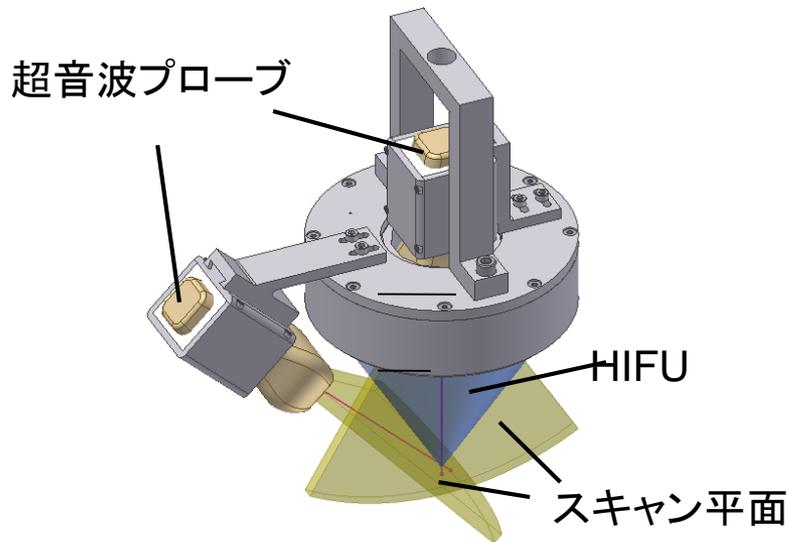


同期信号

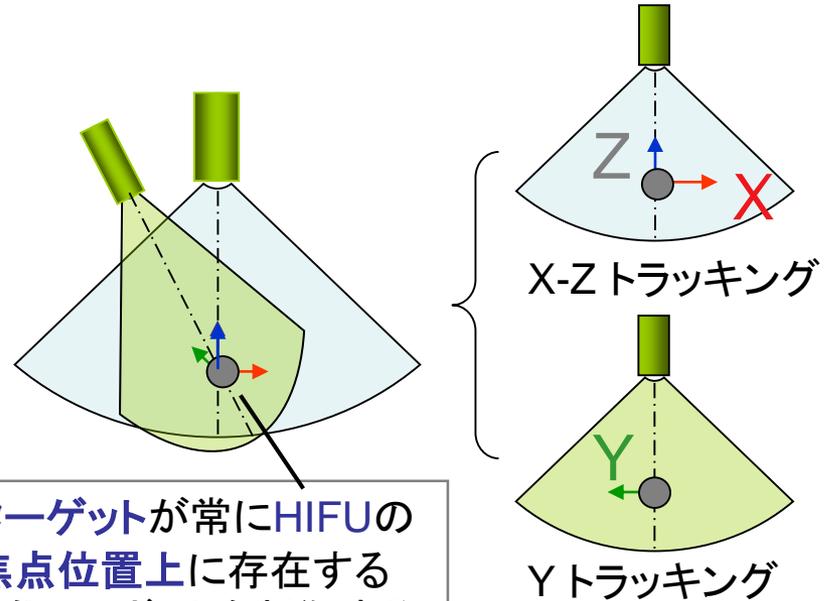
追従・破碎システム



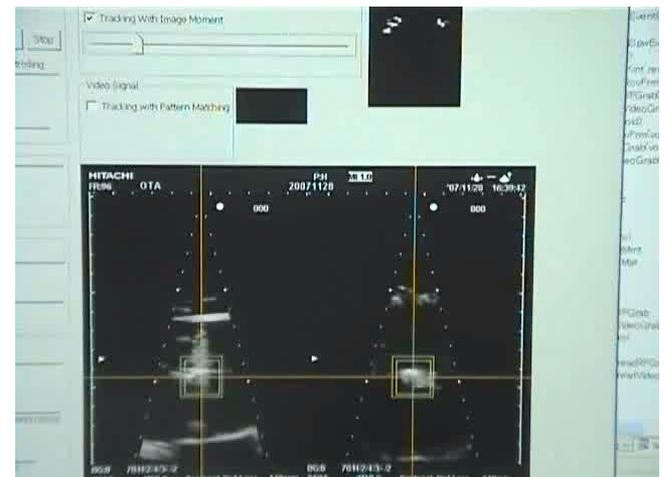
2本のプローブを用いた3次元追従



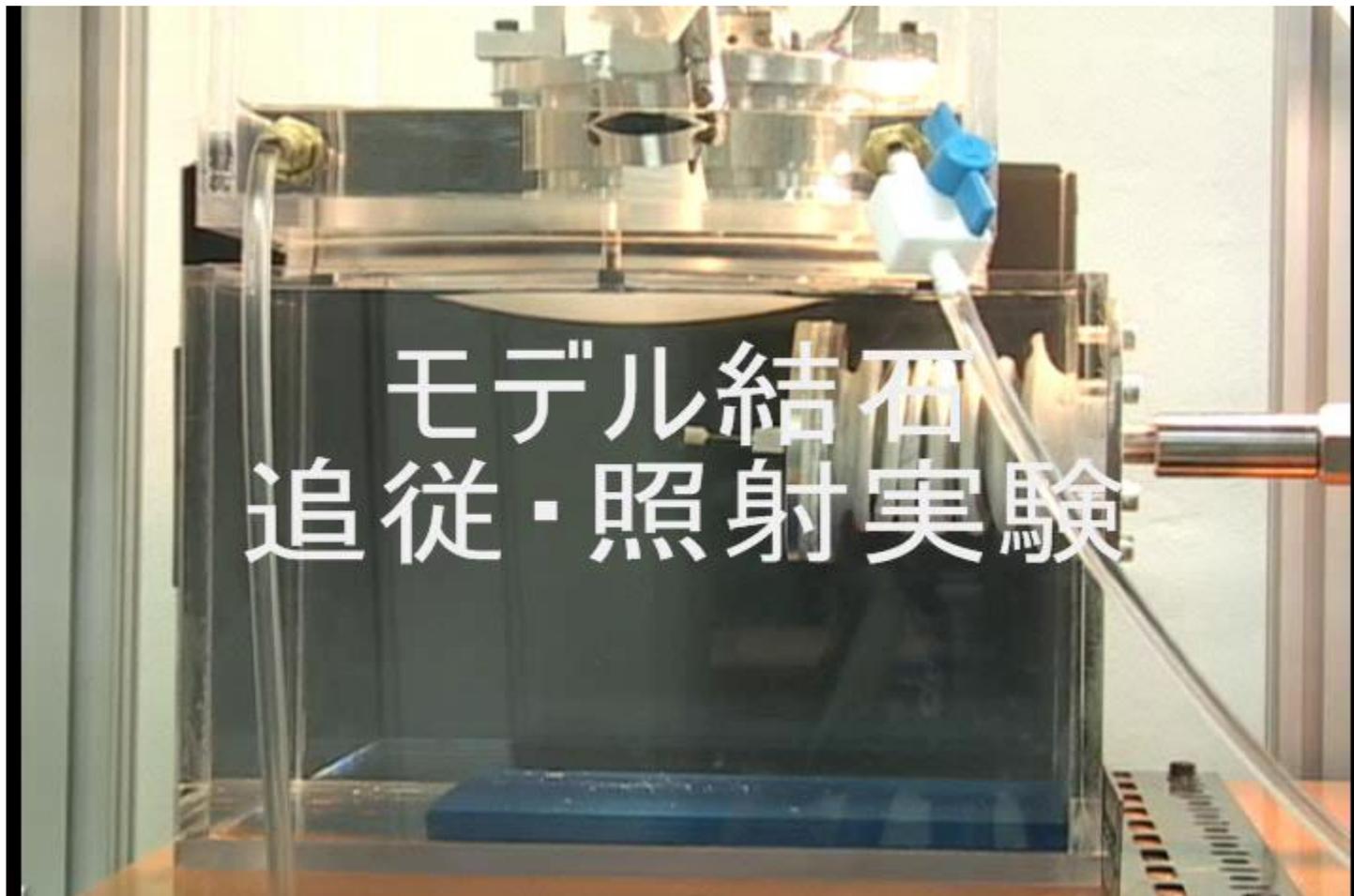
スキャンする平面が互いに直交する2本のプローブ



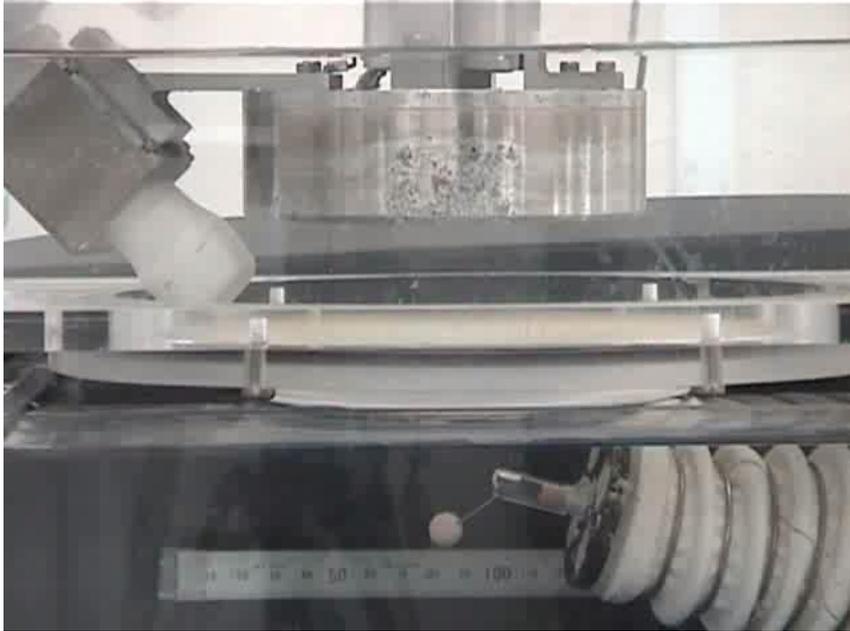
ターゲットが常にHIFUの焦点位置上に存在するようにロボットを制御する



非侵襲診断・治療統合システム



3次結石元追従実験



実験風景



超音波診断画像

3次元での追従が可能に！

運動する結石の画像追跡手法

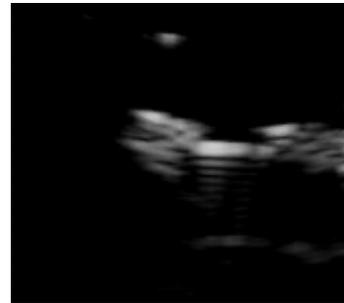
モーション・トラッキング手法

プロトタイプ

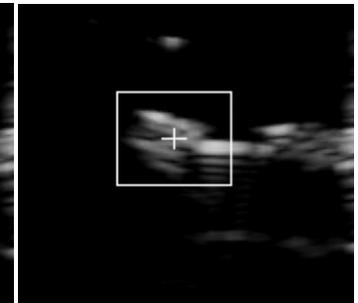
1. アナログ・ビデオ信号
2. フレーム・レート: 30Hz
3. テンプレート・マッチング法



結石
テンプレート



入力画像



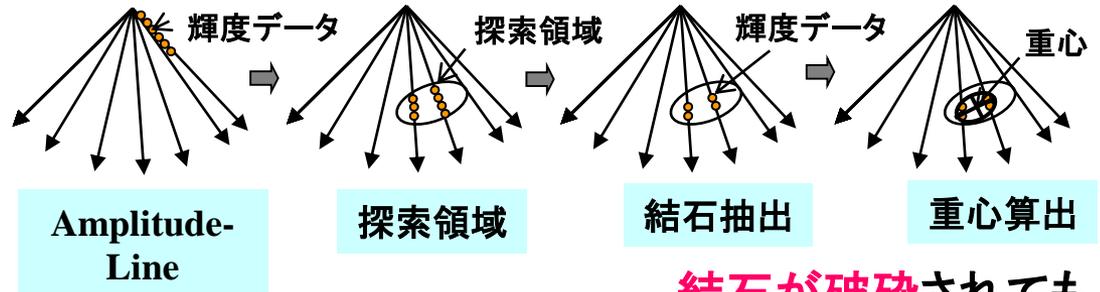
マッチング結果

結石の破碎にともない
入力画像が**変化**

改良手法

1. Radio Frequency (RF) 信号
2. フレーム・レート: 100Hz
3. モーメント法

現在の**追跡位置情報**を利用して
探索領域の最小化
フレーム・レートが向上



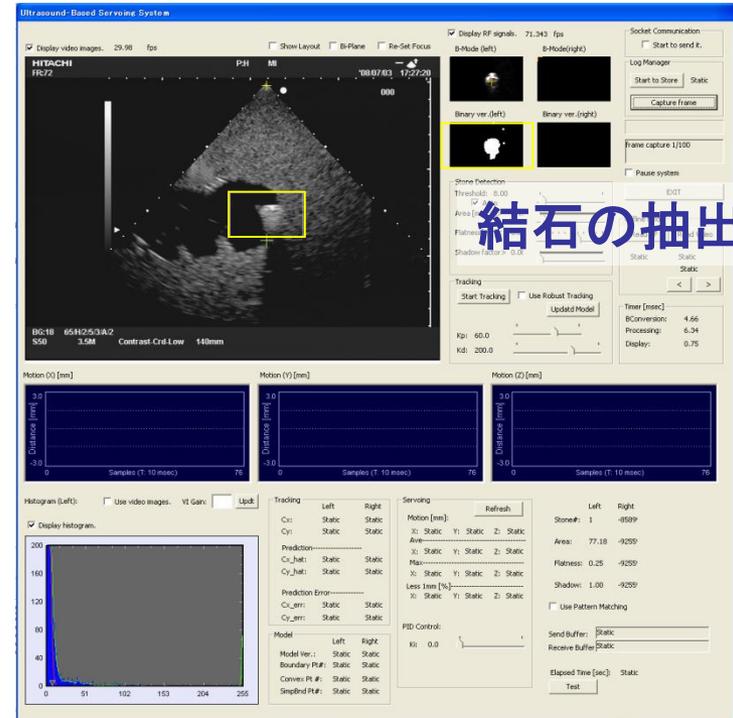
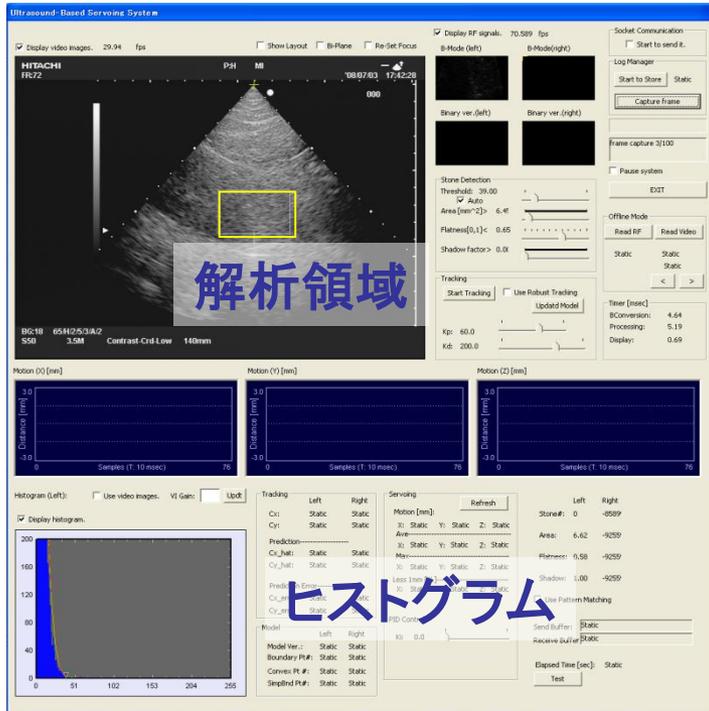
結石が**破碎**されても
ロバストに追跡

内容

- ①はじめに
- ②システムの構成
- ③超音波画像によるロバストな結石追跡
- ④呼吸の周期情報と振動抑制フィルタを利用した結石追従精度の向上
- ⑤HIFUの加工性能
- ⑥おわりに
- ⑦将来課題

結石の自動／半自動抽出

腎臓結石の音響インピーダンスが周囲の身体組織と比較して高いために、超音波画像上で**高い輝度**を有することを利用



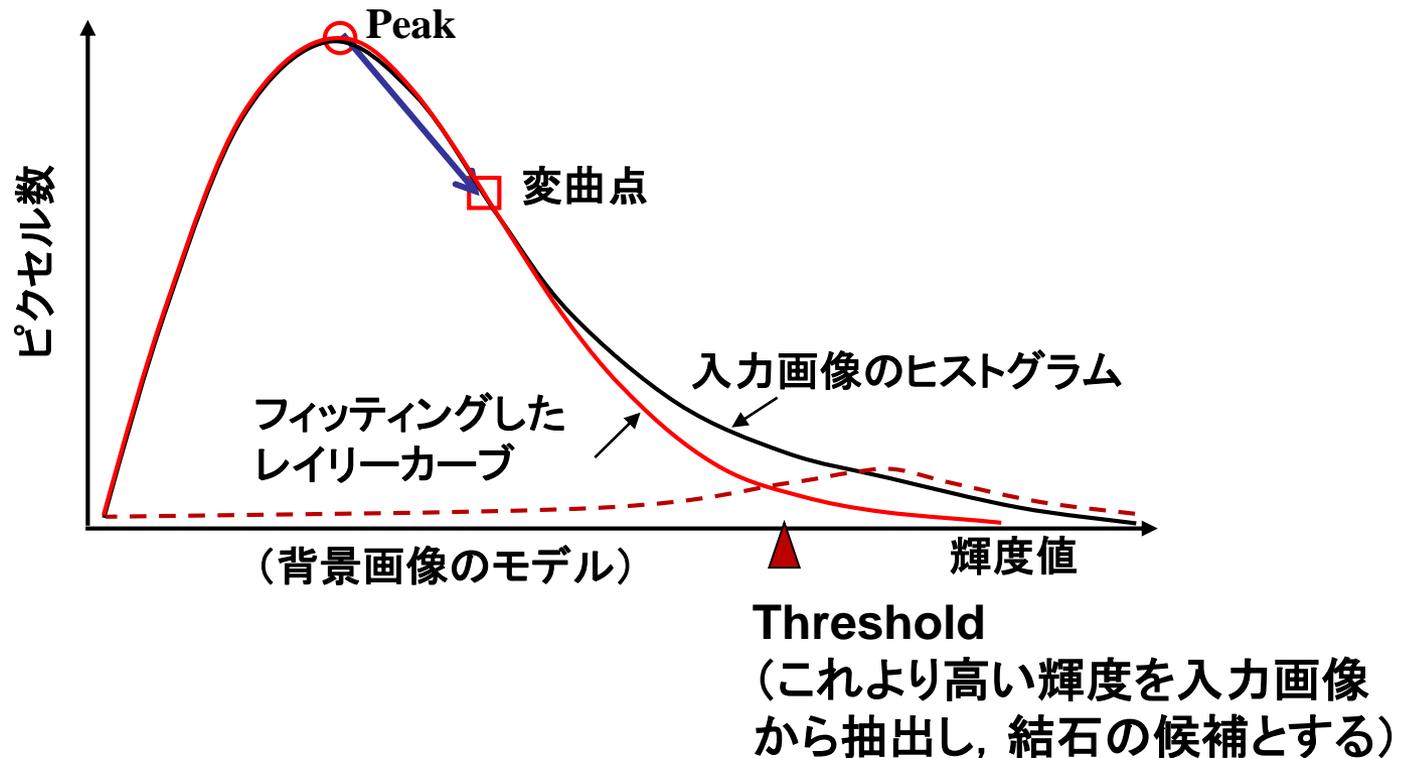
音響インピーダンスが周囲の身体組織と比較して高い

Table 1 Reflection coefficients in human abdomen

$R = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$	Blood	Fat	Muscle	Kidney	Water	Renal calculi
Blood	0	0.08	0.024	0	0.032	0.325 to 0.601
Fat		0	0.104	0.08	0.0482	0.395 to 0.650
Muscle			0	0.024	0.056	0.303 to 0.586
Kidney				0	0.0318	0.325 to 0.601
Water					0	0.353 to 0.621
Renal calculi						0

輝度のヒストグラムを利用した結石の自動抽出

レイリーカーブ(背景画像のモデル)を利用して輝度の高い結石との閾値を決定, 入力画像から結石を抽出

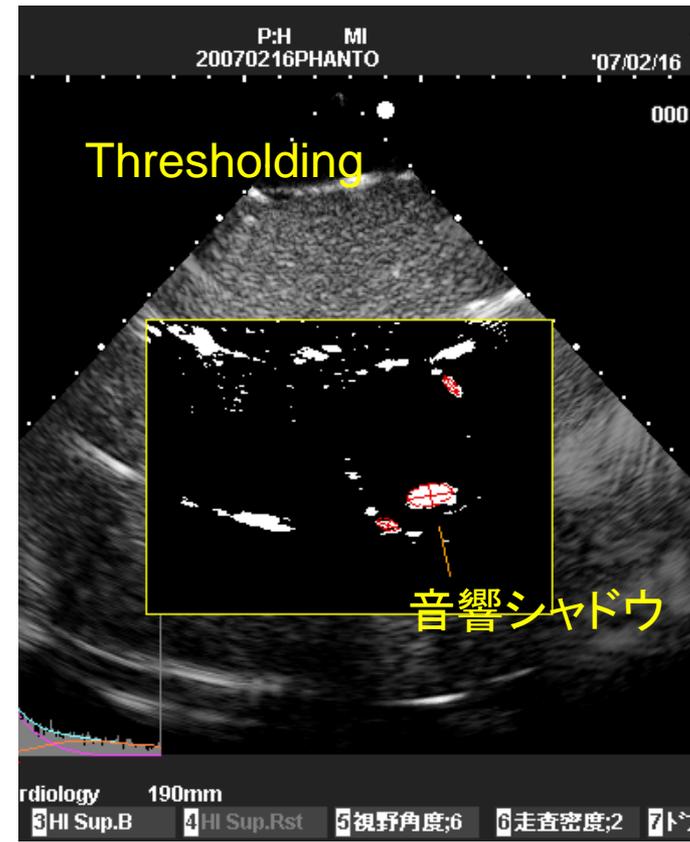
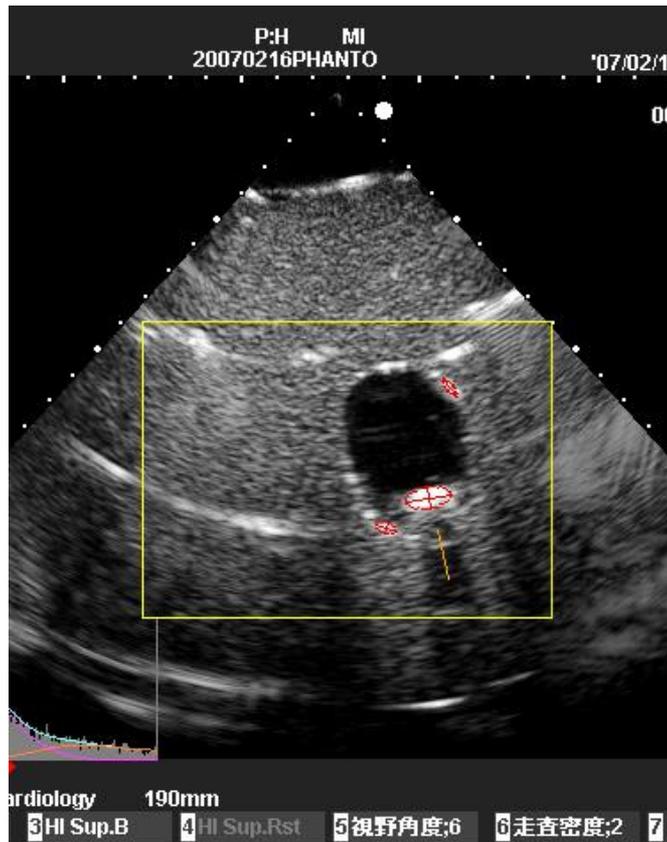


- 一般化レイリー・カーブ (σ, S, x_0)

$$f(x | \sigma, S, x_0) = \frac{x - x_0}{\sigma^2} \exp \frac{-(x - x_0)^2}{2S^2 \sigma^2}$$

結石の自動／半自動抽出

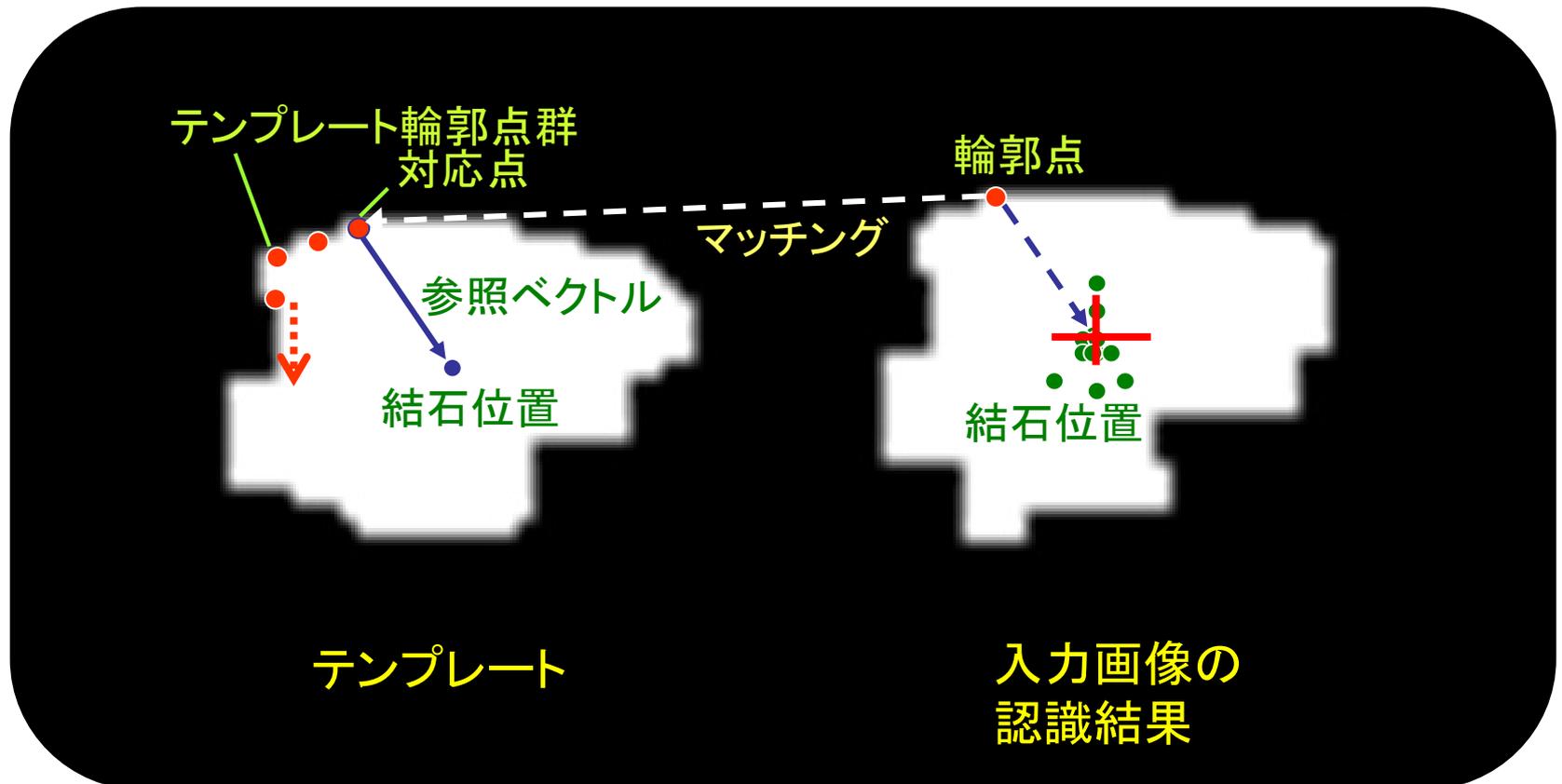
結石の後ろ側に音響シャドウ（放射状の影）
ができることを利用して、結石かどうかを判別



形状情報を利用した 結石のロバスト認識と位置の同定

輪郭情報を利用してロバストに結石位置を同定

結石の一部が気泡群に汚染されても、ロバストに結石位置を同定



内容

- ①はじめに
- ②システムの構成
- ③超音波画像によるロバストな結石追跡
- ④呼吸の周期情報と振動抑制フィルタを利用した結石追従精度の向上
- ⑤HIFUの加工性能
- ⑥おわりに
- ⑦将来課題

超音波画像による追跡の問題点

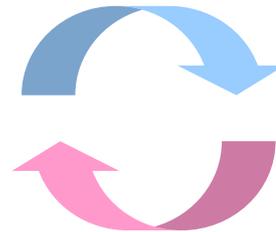


気泡群の発生なし



気泡群の発生による追従失敗

追従誤差の増大



追従誤差・気泡・振動による像の変化

- HIFUによる気泡の発生
- 機構部の振動発生



問題点と解決策

気泡群の発生による
追従失敗



振動の発生

呼吸の周期性を利用した制御系

ノッチフィルタを利用した振動抑制

フィードバックのみ



特に、高速動作部における追従誤差増大



呼吸の周期性に着目した
フィード・フォワード制御系による追従精度向上

機構部の共振周波数



振動の増幅



ノッチフィルタを制御系に導入し、振動抑制



問題点と解決策

気泡群の発生による
追従失敗



振動の発生

呼吸の周期性を利用した制御系

フィードバックのみ



特に、高速動作部における追従誤差増大



呼吸の周期性に着目した
フィード・フォワード制御系による追従精度向上

ノッチフィルタを利用した振動抑制

機構部の共振周波数



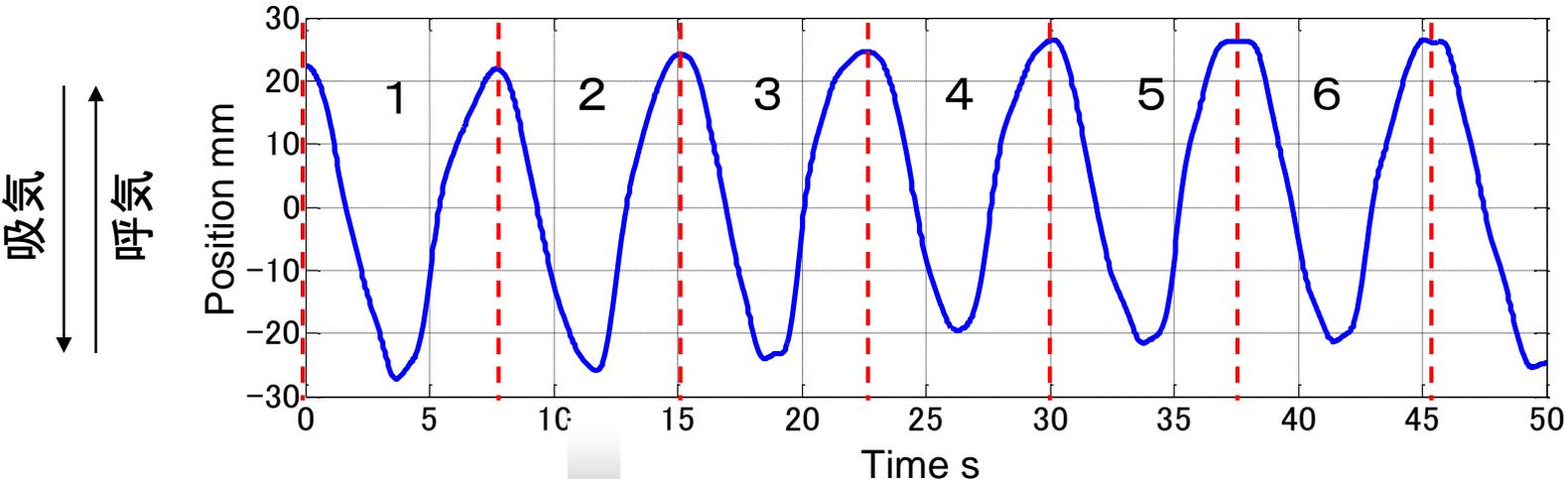
振動の増幅, 追従誤差増大



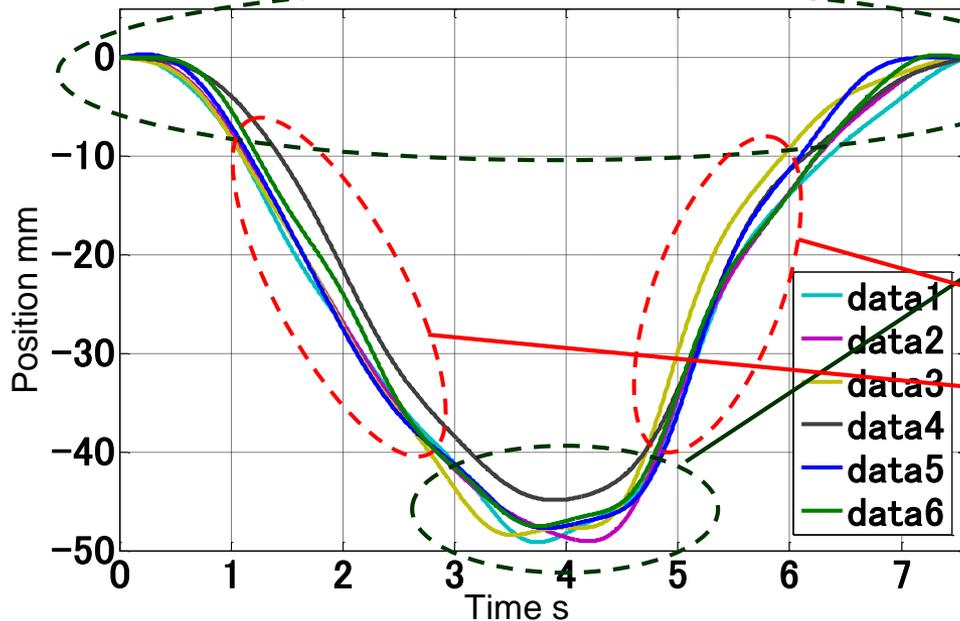
ノッチフィルタを制御系に導入し, 振動抑制

腎臓の動作特徴

腎臓の運動



Time s
一周毎に切断



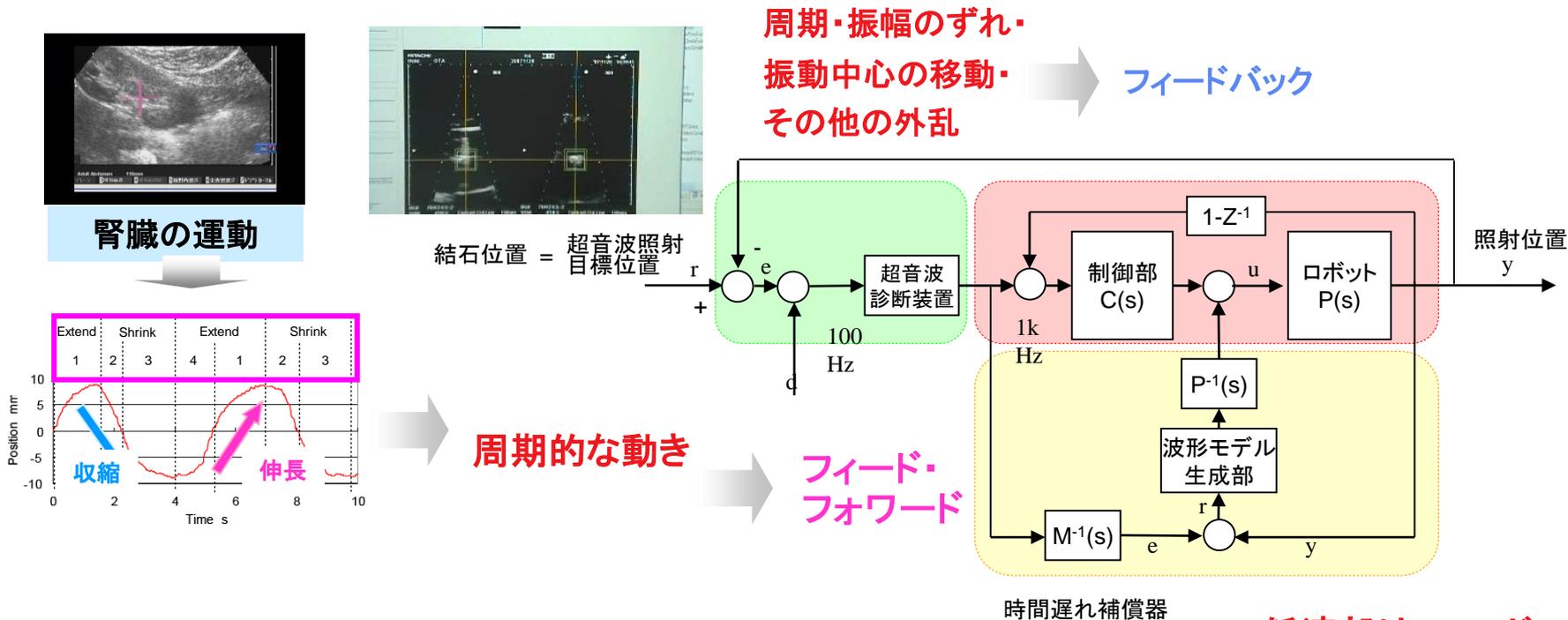
不一致
(低速部)

高い再現性
(高速部)

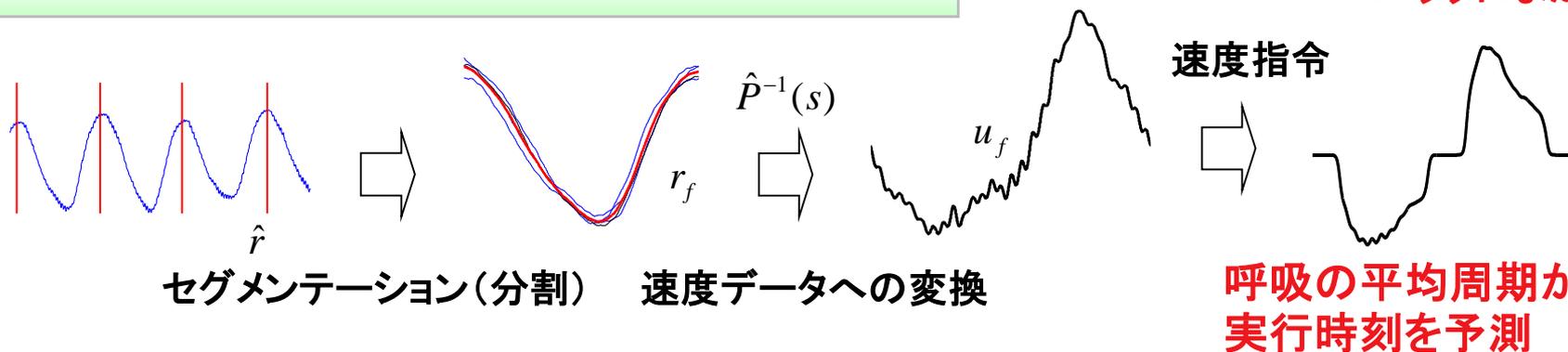


腎臓の運動

呼吸情報の周期性を利用した追従精度の向上

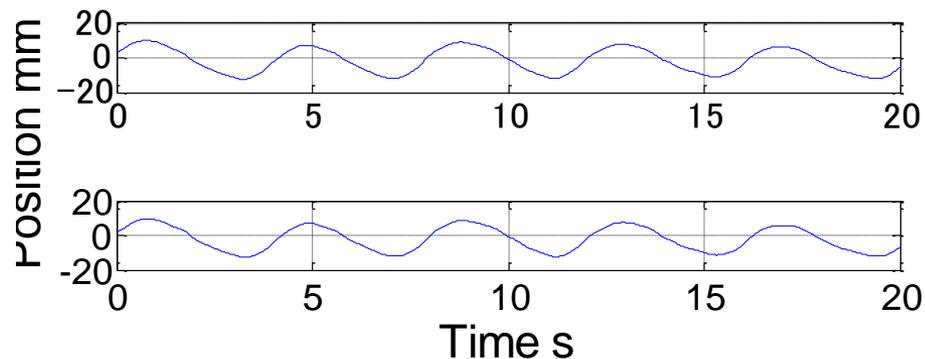
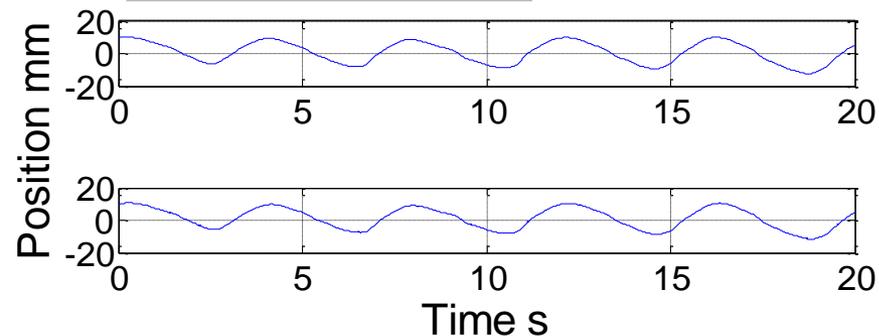


波形モデルのリアルタイム生成アルゴリズム

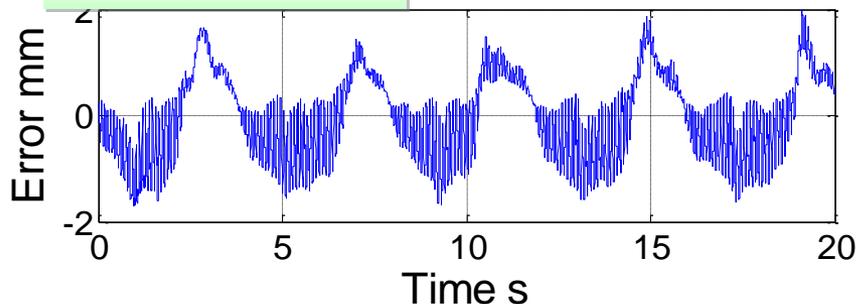


呼吸情報の周期性を利用した追従精度の向上

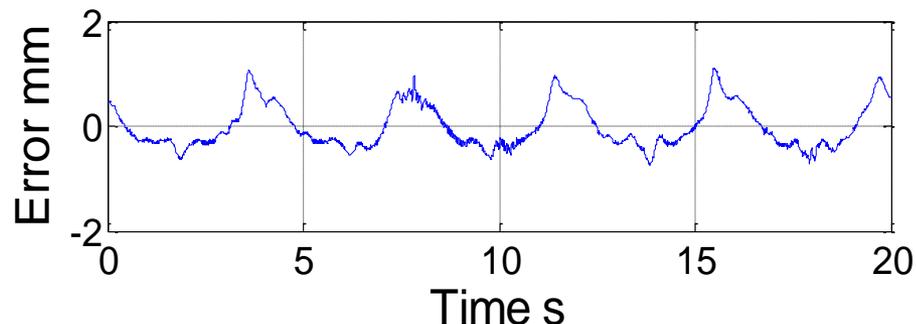
呼吸動作の入出力



追従誤差



フィードバック



提案手法

評価	FB	FB+FF
最大誤差 mm	1.99	1.15
平均誤差 mm	0.67	0.36
標準偏差 mm	0.42	0.21

追従性能が向上
 平均誤差0.3mm程度
 での追従を実現
 振動の除去を実現



問題点と解決策

気泡群の発生による
追従失敗



振動の発生

呼吸の周期性を利用した制御系

フィードバックのみ



特に、高速動作部における追従誤差増大



呼吸の周期性に着目した
フィード・フォワード制御系による追従精度向上

ノッチフィルタを利用した振動抑制

機構部の共振周波数



振動の増幅, 追従誤差増大

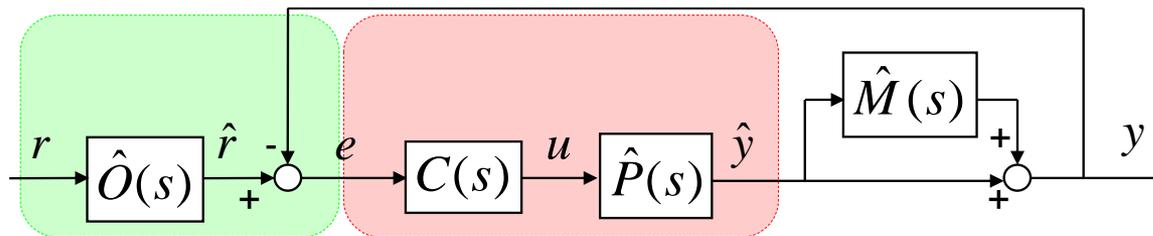


ノッチフィルタを制御系に導入し, 振動抑制

フィードバック制御系の構成

システムの簡略化

$$\hat{y} = y \quad \hat{O} = O$$



一巡伝達関数 $C(s)\hat{P}(s)(1+\hat{M}(s))$ としてフィードバック制御系を構築

コントローラ C

XYZ ステージ $P(s) = \frac{\omega_c}{s + \omega_c} \cdot \frac{1}{s} + d_p$ d_p : 外乱 $\omega_c \approx 1000$ (カットオフ周波数)

超音波診断装置 + 画像処理部 $\hat{O}(s) = \exp(-0.01s)$
 $O(s) = \hat{O}(s) + d_o$ d_o : 外乱

機構振動部 $M(s) = -\frac{s^2}{s^2 + 2\zeta\omega_n s + \omega_n^2} + d_m$

$\omega_n = 8.9 \times 2\pi$ (共振周波数) $\zeta = 0.11$ (減衰比) d_m : 外乱

e : 追従誤差

\hat{e}' : 追従誤差の計測値(100Hz)

\hat{r} : 追従対象位置の推定値

\hat{e}'' : 追従誤差の推定値(1kHz)

u : 制御量 (速度指令)

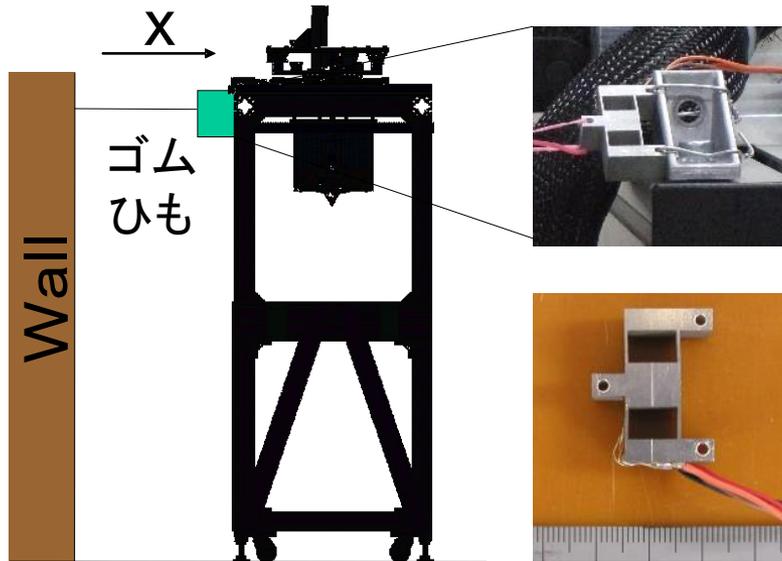
y : HIFU焦点位置

\hat{y} : HIFU焦点位置の計測値

\hat{y}' : HIFU焦点位置の推定値

コントローラ C を設計

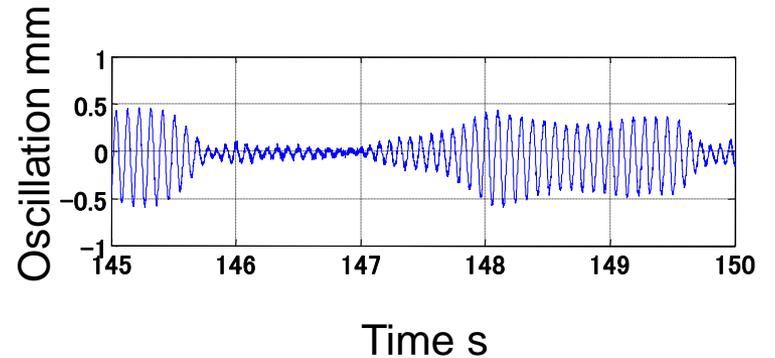
機構部の振動計測系の構築



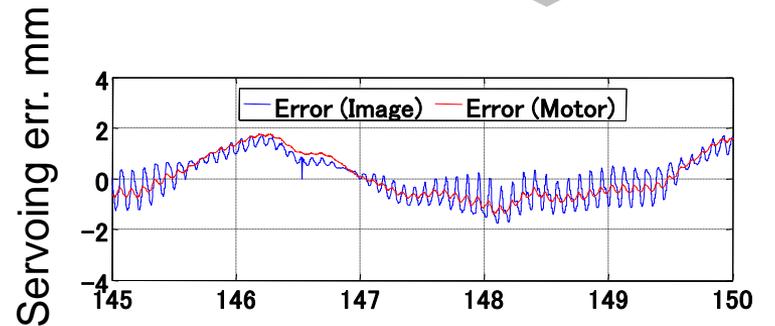
カセンサ

**振動の影響が
追従誤差に影響！**

機構部の振動



追従誤差

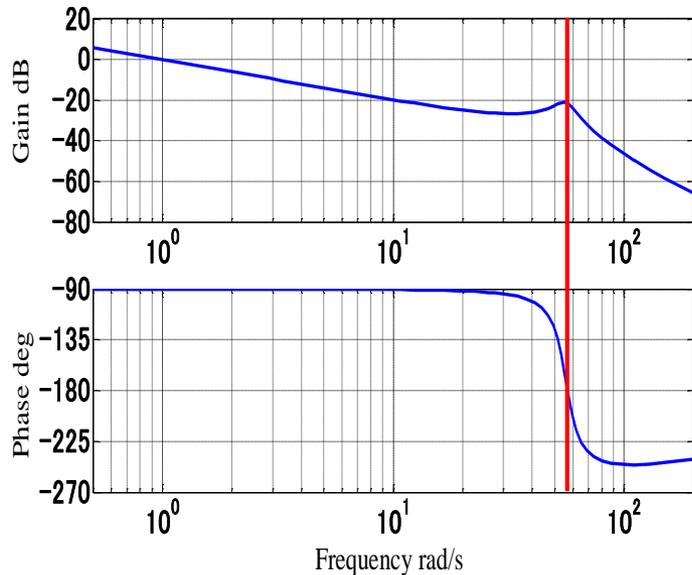


制御系への振動抑制フィルタの導入

機構振動部の同定

$$\hat{M}(s) = \frac{-s^2}{s^2 + 2\zeta\omega_n s + \omega_n^2}$$

$\zeta = 0.9$ $\omega_n = 8.9 \times 2\pi$
減衰係数 共振周波数



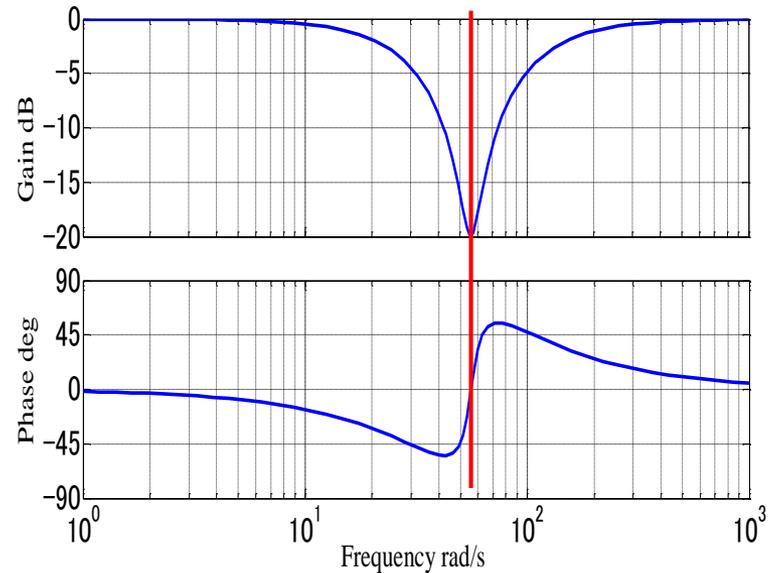
システムの周波数特性

$$F(s) = \frac{s^2 + 2d\zeta\omega_n s + \omega_n^2}{s^2 + 2\zeta\omega_n s + \omega_n^2}$$

$\zeta = 0.9$ $\omega_n = 8.9 \times 2\pi$ $d = 0.1$

$C(s) = C'(s)F(s)$ $C'(s)$ の設計

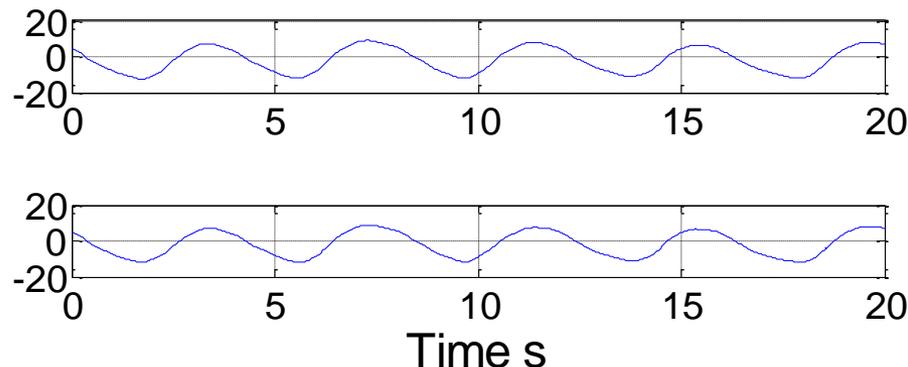
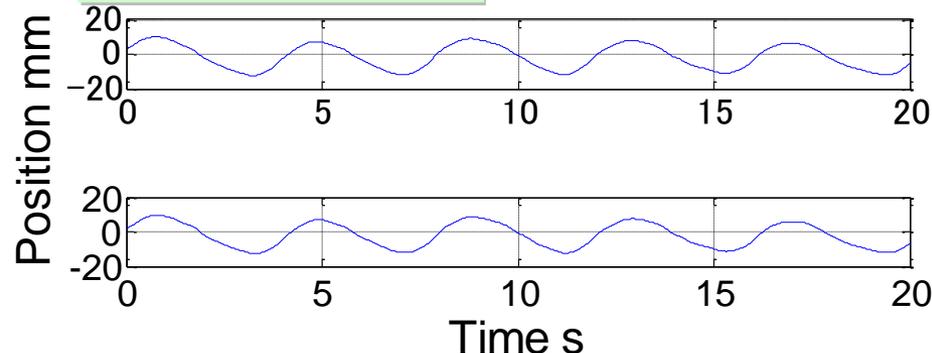
ノッチフィルタの導入



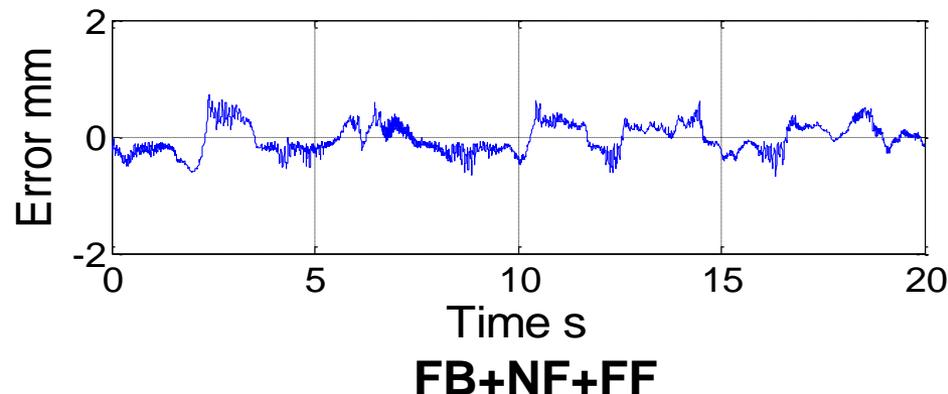
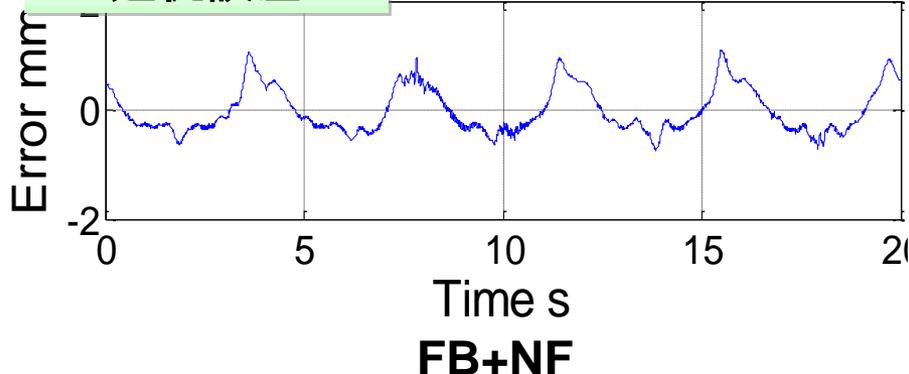
ノッチフィルタの周波数特性

振動抑制フィルタによる追従精度の向上

呼吸動作の入出力



追従誤差



評価	FB+NF	FB+NF+FF
最大誤差 mm	1.15	0.73
平均誤差 mm	0.36	0.22
標準偏差 mm	0.21	0.13

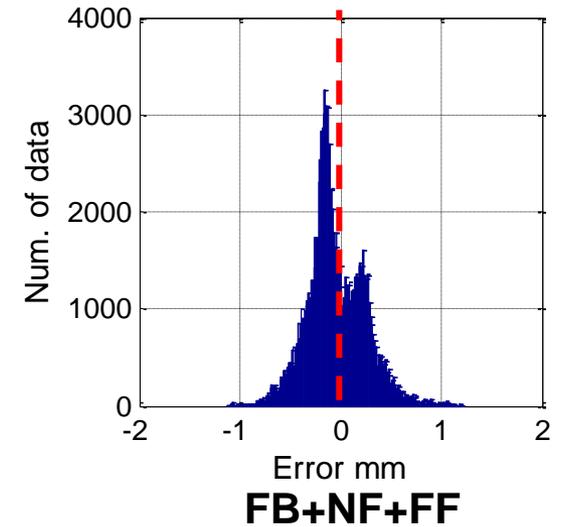
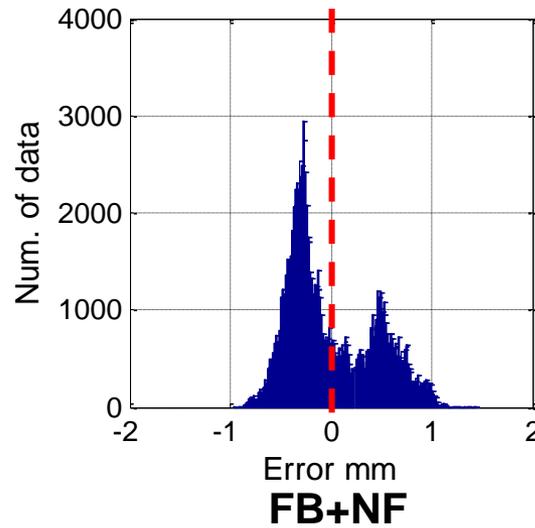
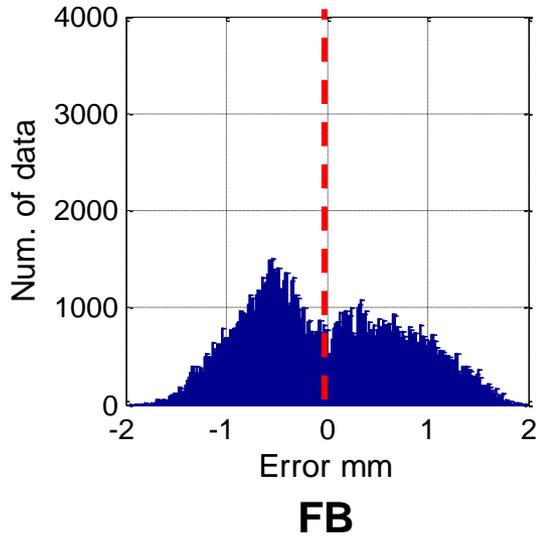
追従性能が向上
平均誤差0.2mm程度
での追従を実現

目標精度: 1mm以下

結石破碎実験結果

追従誤差分布

120 sの誤差の分布(総点数120,000)

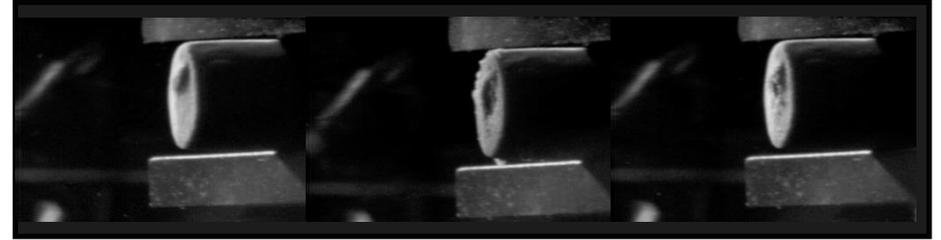
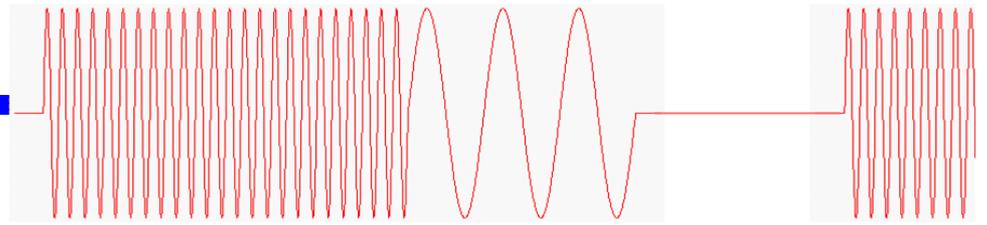
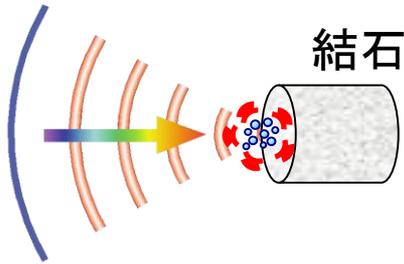


内容

- ①はじめに
- ②システムの構成
- ③超音波画像によるロバストな結石追跡
- ④呼吸の周期情報と振動抑制フィルタを利用した結石追従精度の向上
- ⑤HIFUの加工性能
- ⑥おわりに
- ⑦将来課題

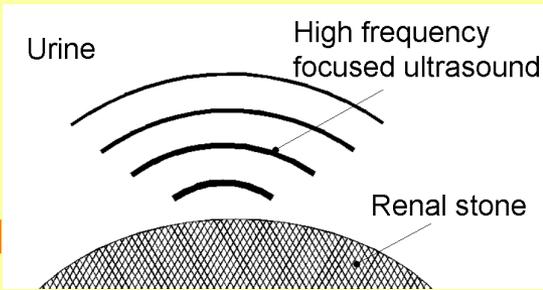
超音波結石破碎法の原理

集束超音波

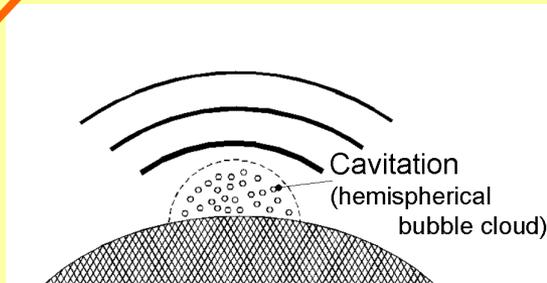


高周波超音波

1. 高周波超音波の照射

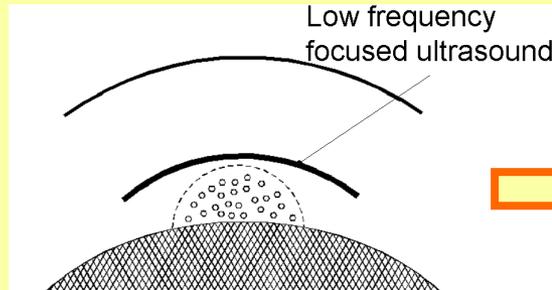


2. 気泡群の成長

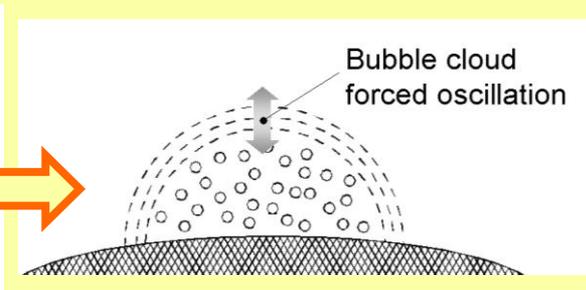


低周波超音波

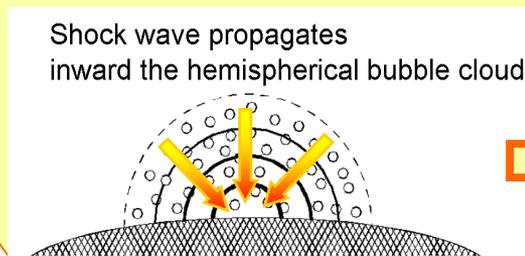
3. 低周波超音波の照射



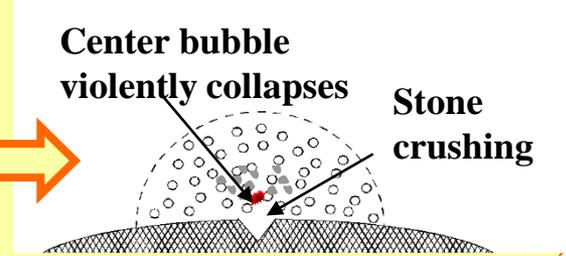
4. 気泡群の共振



5. 気泡群の崩壊



6. 結石の壊食

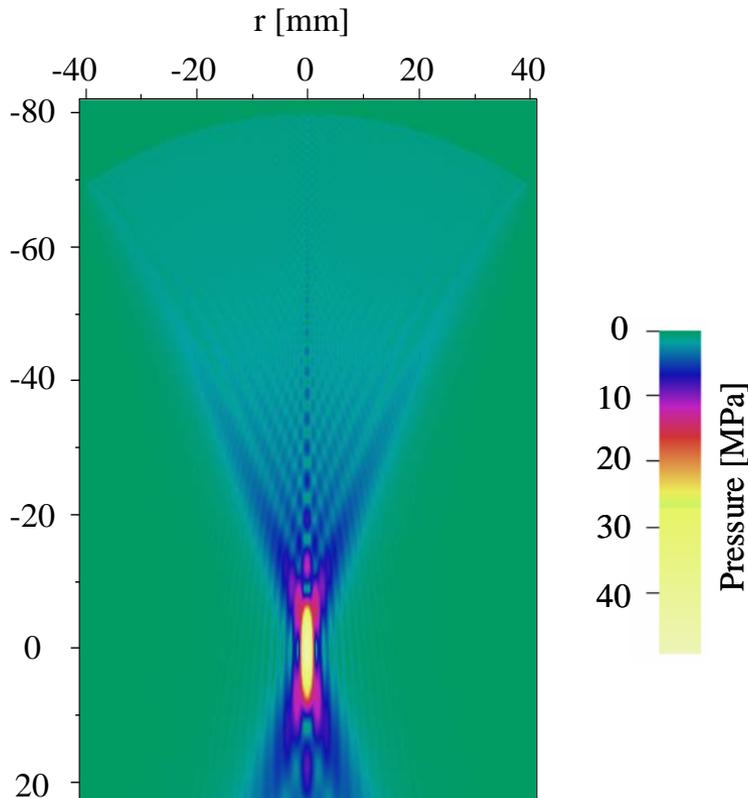


加工性能調査

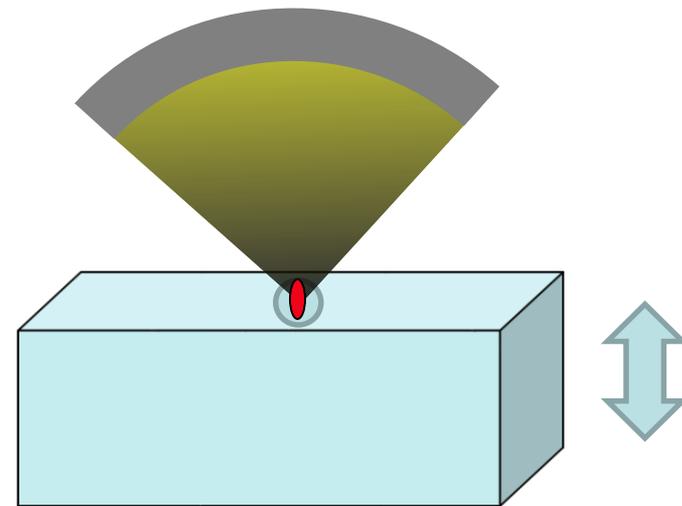
目的

CCCL(Cloud Cavitation Control Lithotripsy)法の**焦点の大きさ・形状**を調査し、**焦点位置による加工性能**を検証

焦点の大きさ・形状は？

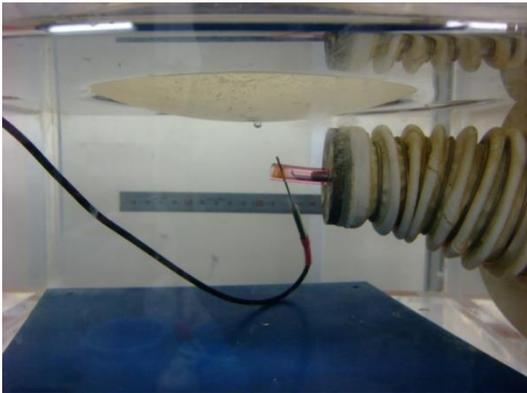


焦点の位置によって、加工性能はどのように変化するのか？

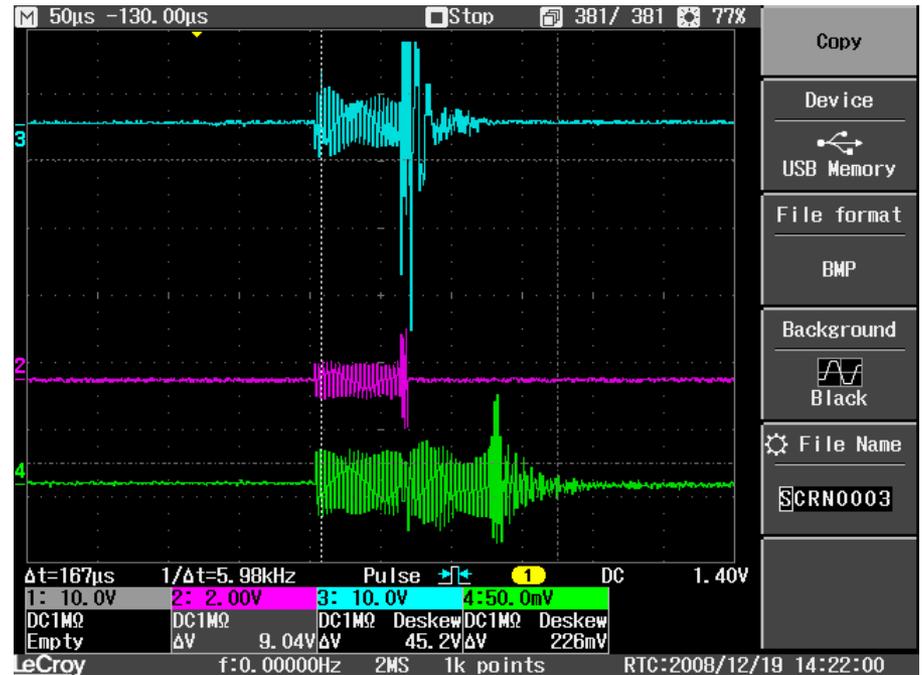


加工対象 (例:石膏など)

音圧の測定



ニードルハイドロフォン



青: トランスデューサのモニタ出力

赤: アンプの入力

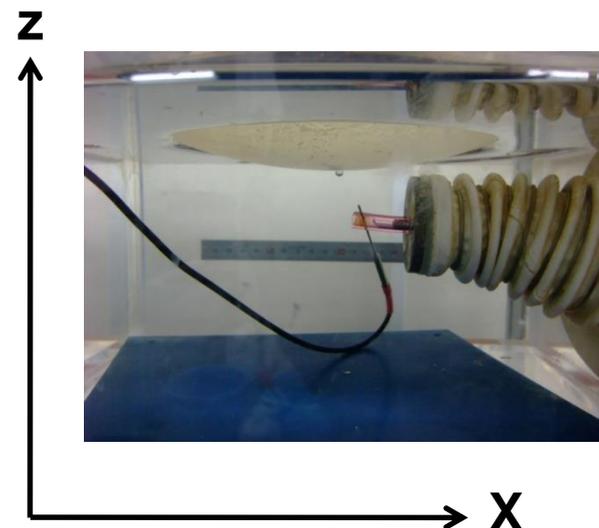
緑: 音圧センサの検出値

音圧測定

ニードルハイドロフォンを用いて焦点付近の圧力分布を測定する。

周波数	1.66 MHz
振幅(peak-peak)	2.0 V
サイクル数	100
パルス繰り返し周波数	19 Hz

	間隔	範囲
X方向	0.1mm	10mm
Z方向	0.1mm, 0.3mm	30mm



Z 方向

0.3mm × 45

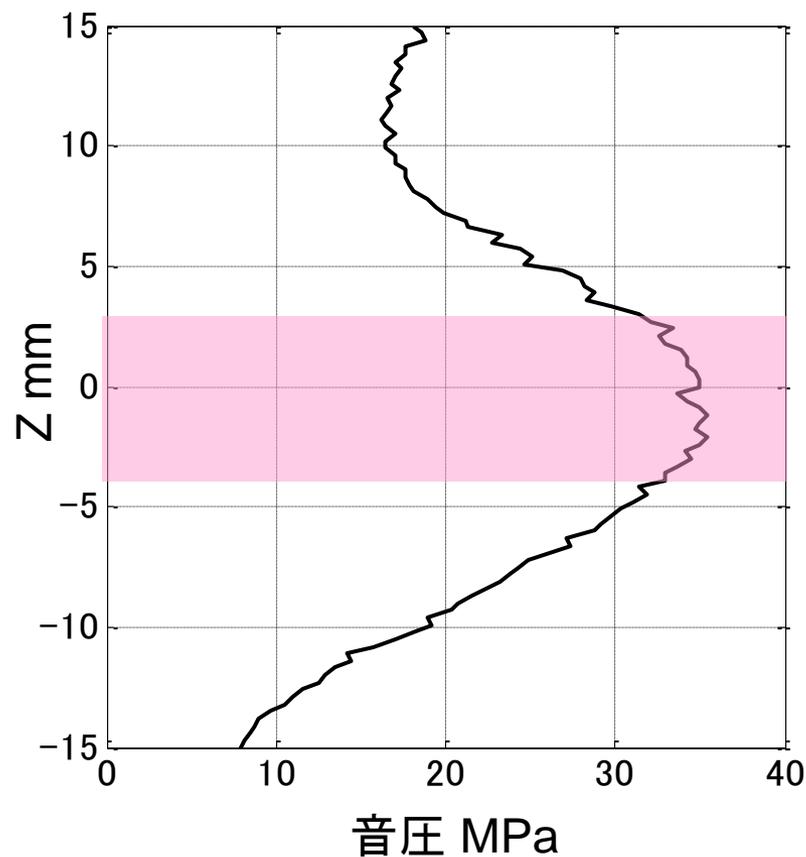
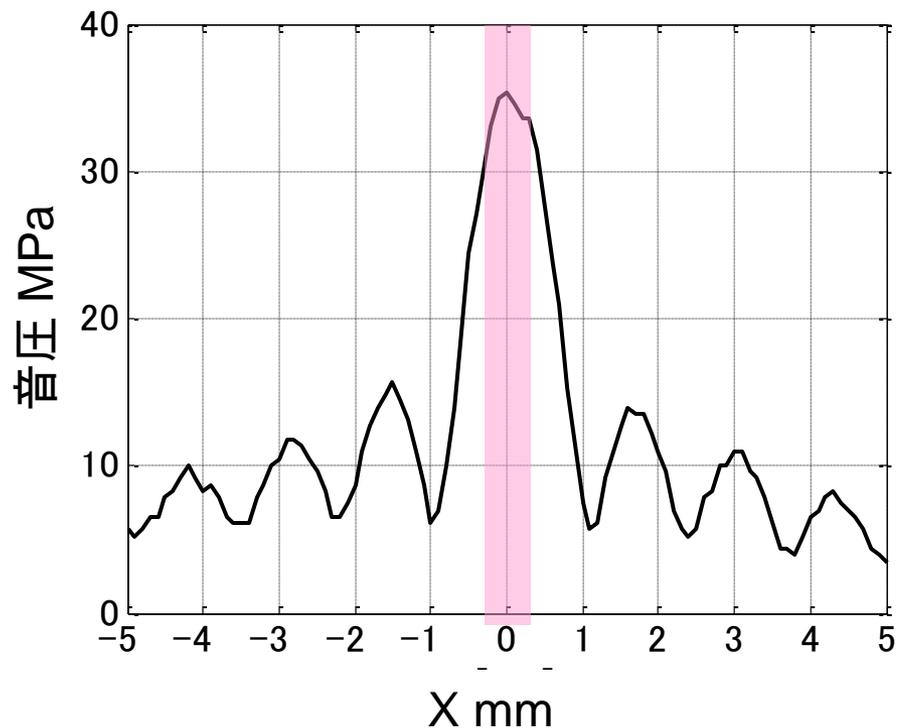
0.1mm × 30

0.1mm × 100

X 方向

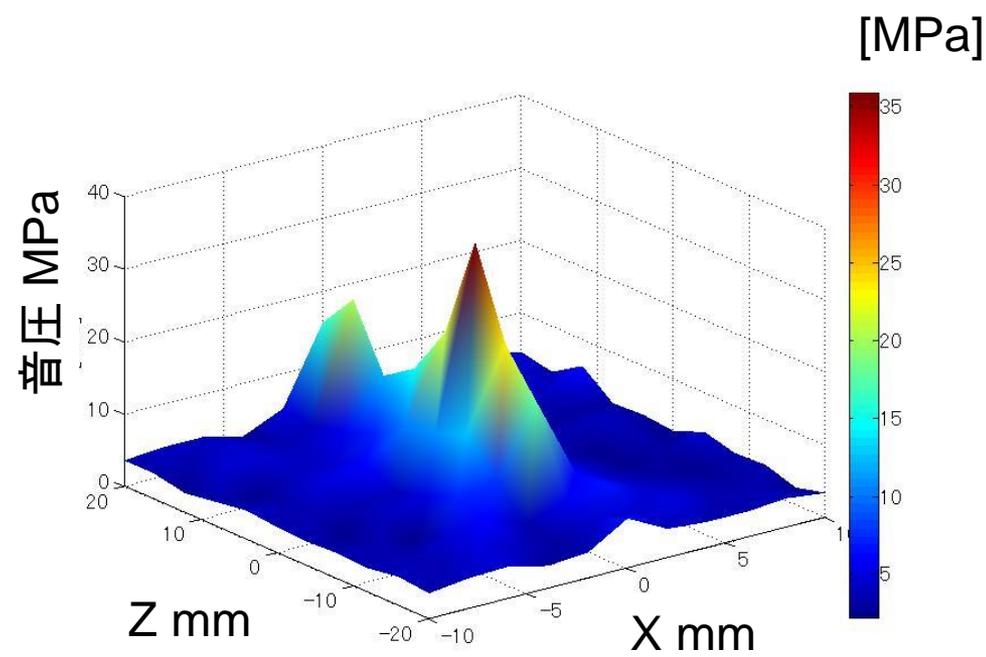
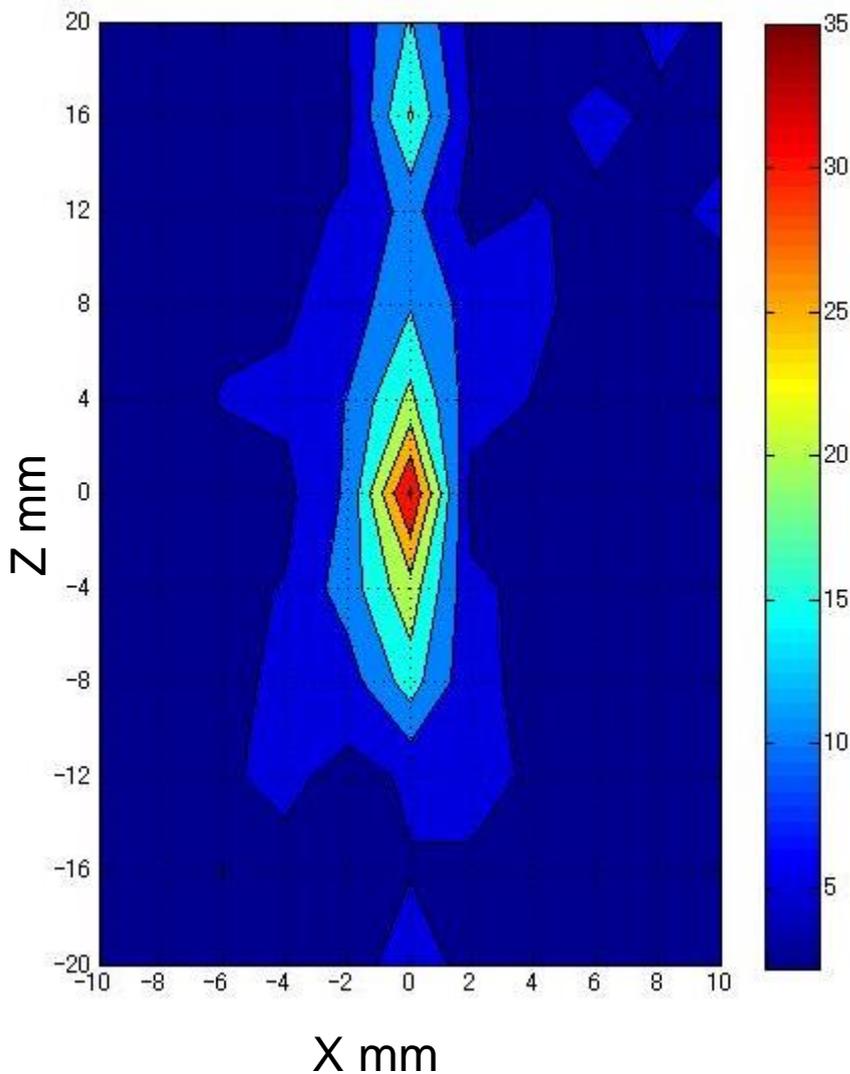
0.3mm × 45

音圧分布



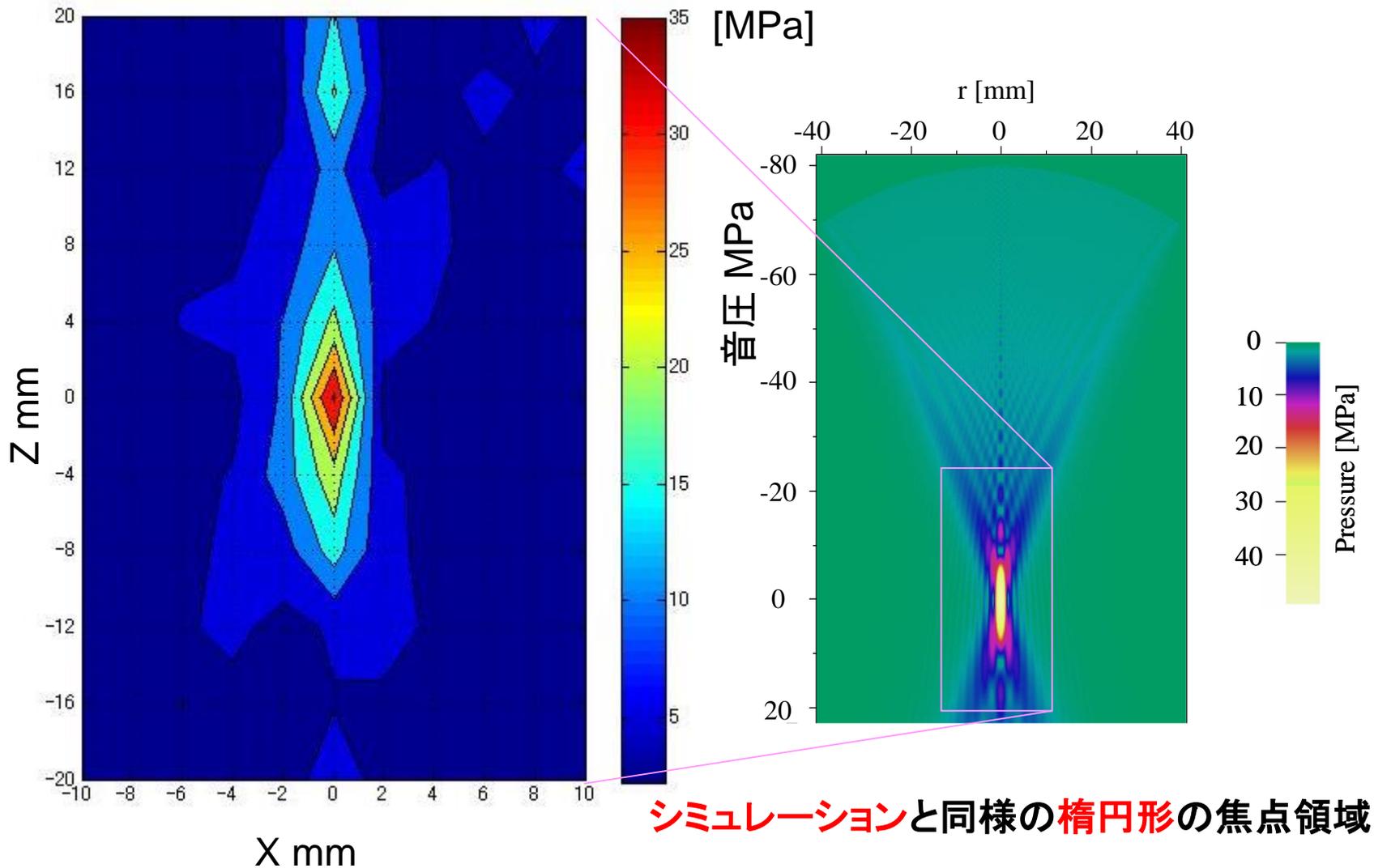
	Max	範囲(Maxの90%)
X方向	35.4MPa	-0.2mm~0.3mm
Z方向	35.4MPa	-4.5mm~2.7mm

音圧分布 (実際に計測)

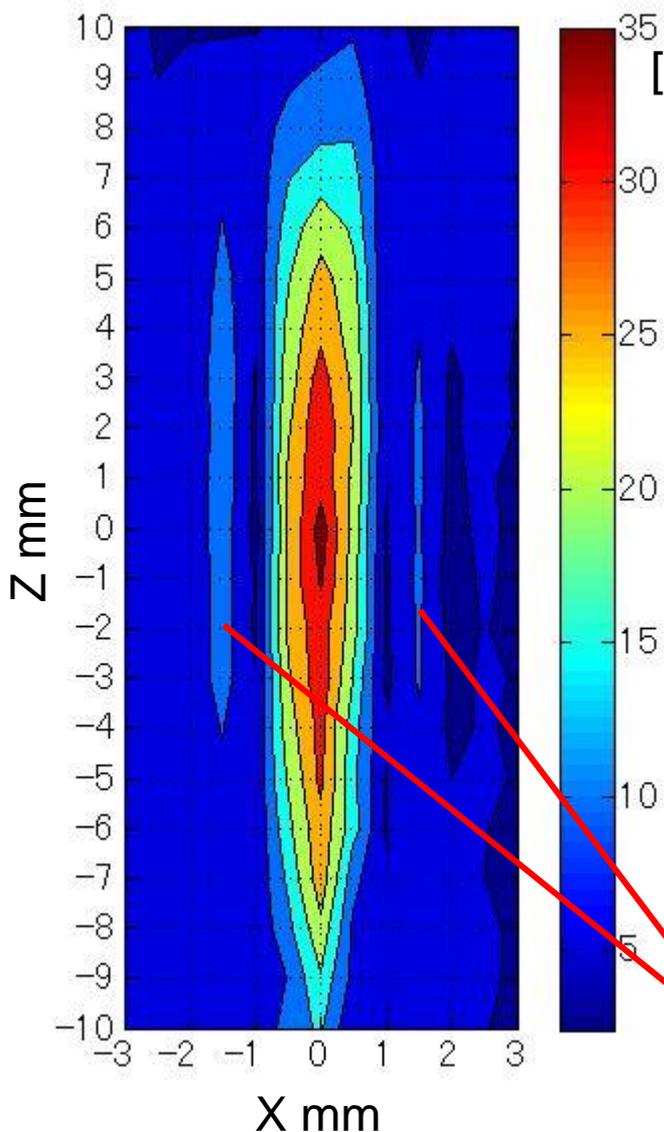


サンプリング間隔: 横2mm, 縦4mm

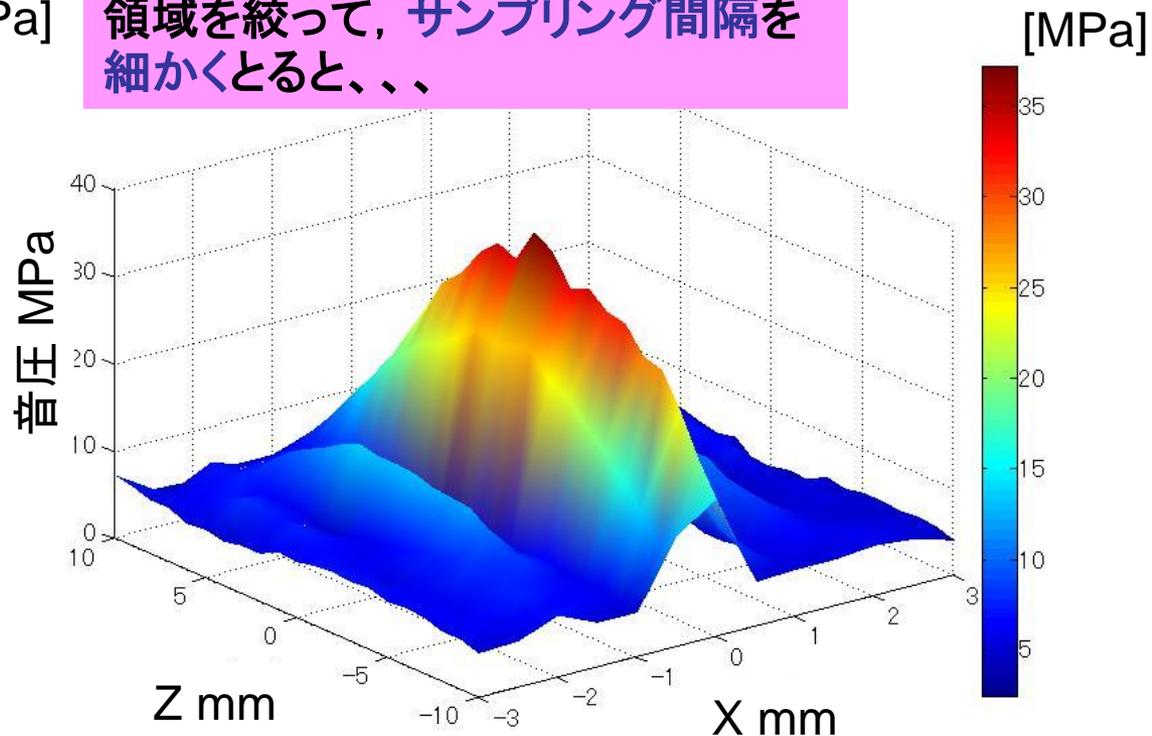
音圧分布 (実際に計測)



音圧分布 (実際に計測)



領域を絞って、サンプリング間隔を細かくとると、...

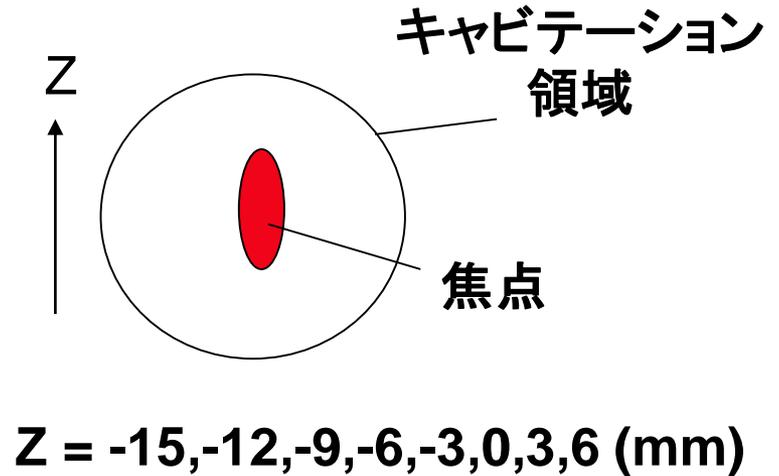
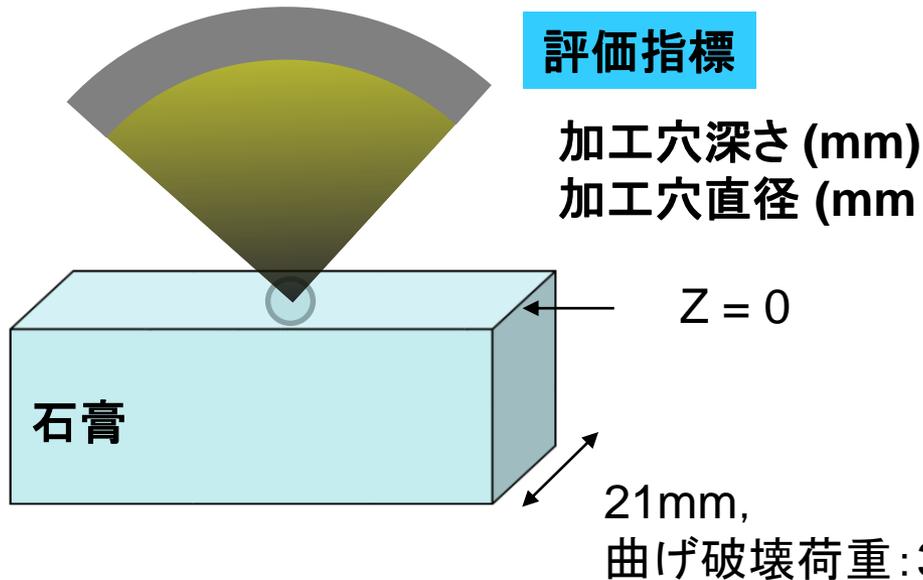


サンプリング間隔: 横0.5mm, 縦1mm

両脇に偽ピークが確認される
(同位相で強めあうところが存在する)

石膏による加工性能評価

対象: 石膏

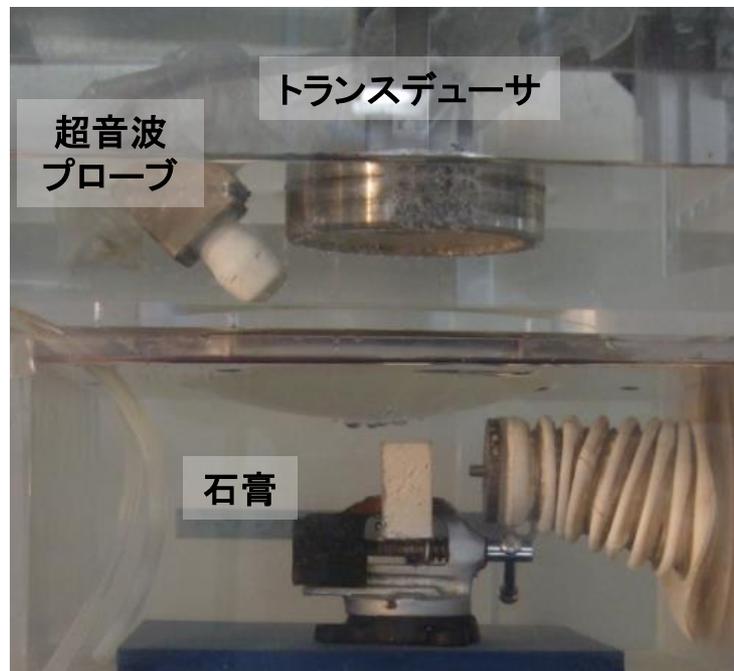


周波数	1.66 MHz, 550kHz
高周波の振幅(正圧, 負圧)	20.2MPa(+), 17.6MPa (-)
低周波の振幅(正圧, 負圧)	38.1MPa(+), 17.6MPa(-)
サイクル数	100, 3
パルス繰り返し周波数	19 Hz
時間	15分

実験風景

中央のプローブ
による超音波画像

側面のプローブ
による超音波画像



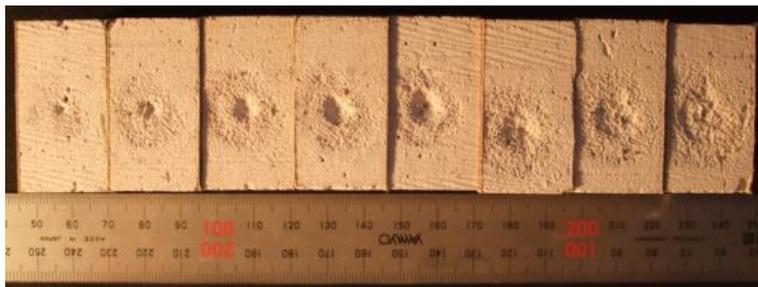
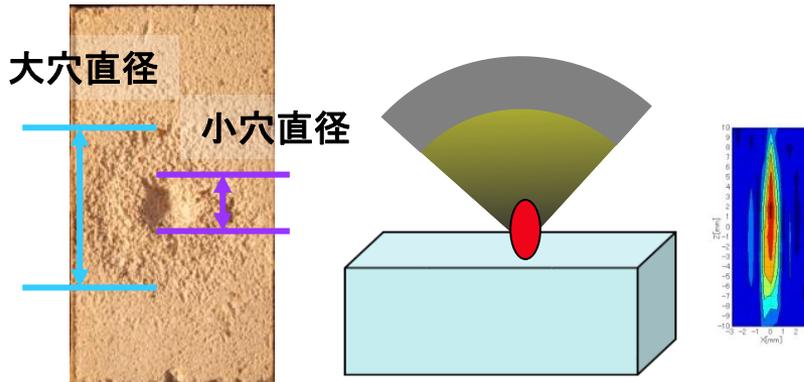
加工性能実験システム構成



加工性能実験中の超音波画像

焦点位置と加工性能

- 1 焦点が深部にあるほど穴径が大きくなる傾向にある
- 2 深部すぎると、小直径部と大直径部の区別が曖昧になる
- 3 焦点領域が縦長であるため、焦点を6mm程度、破碎対象の内部に設定したほうが深く削れる



	位置(mm)	小穴直径 mm	大穴直径 mm	穴深さ mm
1	6	3.2	12.2	0.88
2	3	4.4	16.3	1.19
3	0(焦点が加工対象の表面)	5.5	18.0	1.70
4	-3	6.5	17.4	1.81
5	-6	7.8	17.0	2.12
6	-9	8.3	19.1	1.97
7	-12	10.2	19.9	1.17
8	-15	11.5	21.1	1.10

内容

- ①はじめに
- ②システムの構成
- ③超音波画像によるロバストな結石追跡
- ④呼吸の周期情報と振動抑制フィルタを利用した結石追従精度の向上
- ⑤HIFUの加工性能
- ⑥おわりに
- ⑦将来課題

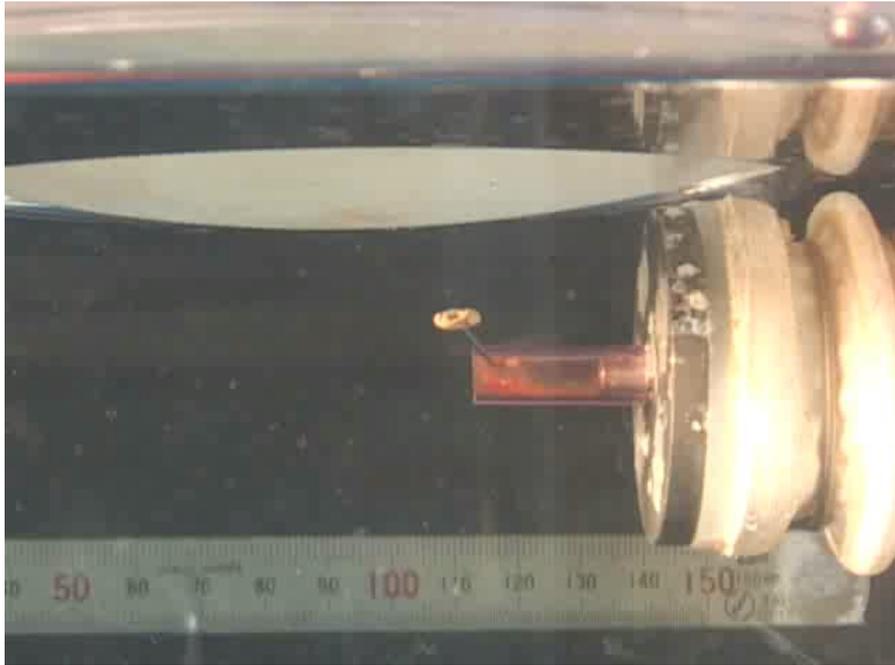
おわりに

- 1 強力集束超音波(HIFU)による結石破碎の**原理**を概説した
- 2 非侵襲超音波診断・治療統合**システムの概念と構成**について概説した
- 3 **超音波画像による追跡**の問題点を明らかにした
- 4 結石をロボストに追従するための**画像追跡**手法を提案した
- 5 **周期情報**を利用した**追従精度の向上**手法を提案した
- 6 HIFUの**加工性能**について概説した
- 7 モデル結石による**追従・破碎実験**によりシステムの有効性を示した

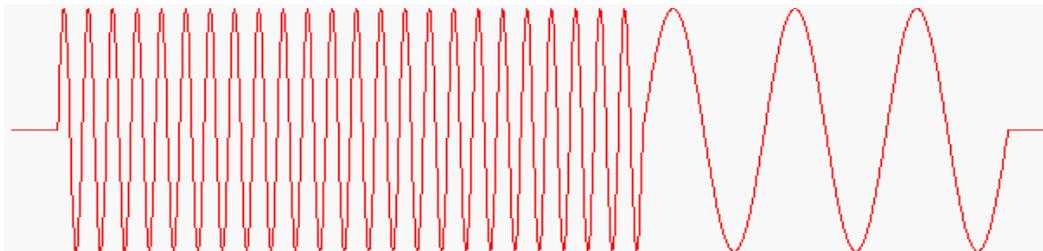
内容

- ①はじめに
- ②システムの構成
- ③超音波画像によるロバストな結石追跡
- ④呼吸の周期情報と振動抑制フィルタを利用した結石追従精度の向上
- ⑤HIFUの加工性能
- ⑥おわりに
- ⑦将来課題

実際の結石破碎



Waveform



High

Low

目的

実際のヒトの結石を破碎できるかを確認

条件

カルシウム結石

HIFU照射あり

高周波: 1.66MHz

低周波: 550kHz

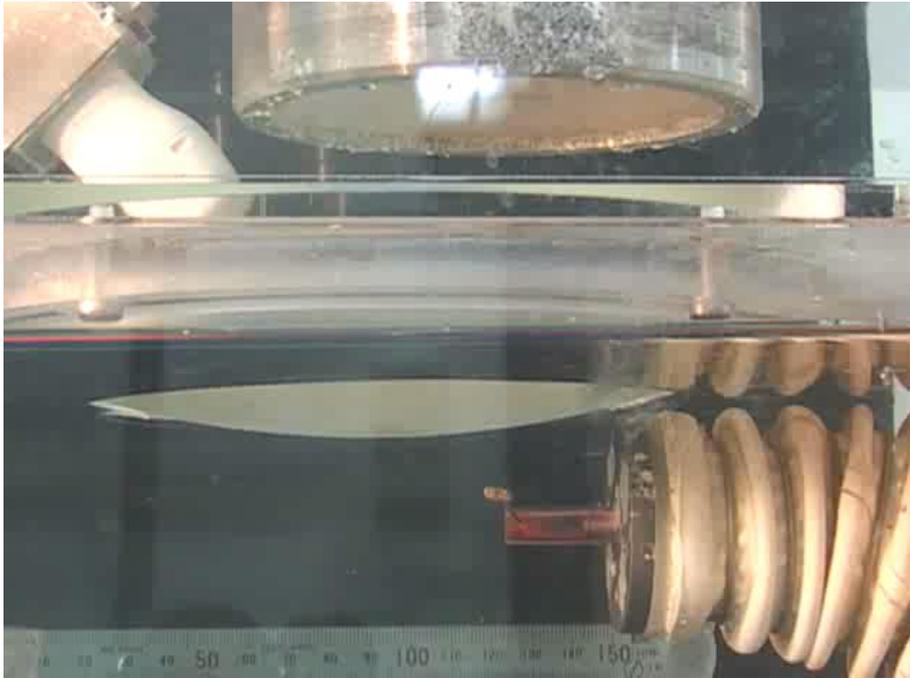
圧力振幅

高周波: 18MPa, 低周波: 25MPa

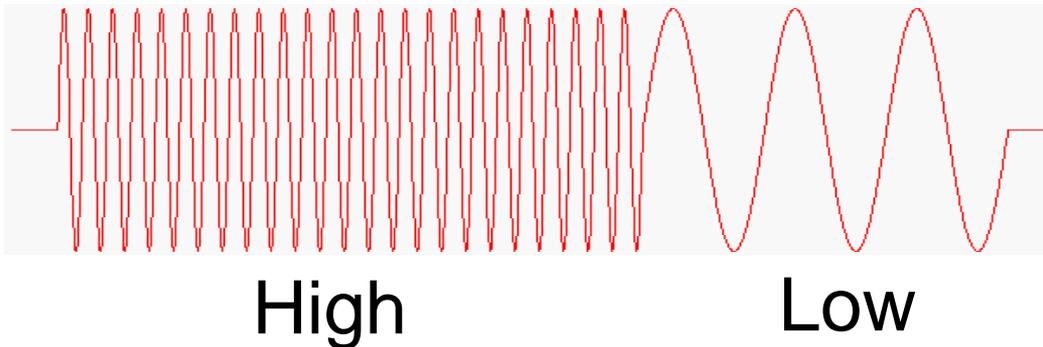
PRF: 19Hz

照射時間: 10min

実際の結石追従・破碎



Waveform



目的

実際のヒトの結石を追従・破碎できるかを確認

条件

カルシウム結石

FB制御のみ

HIFU照射あり

高周波: 1.66MHz

低周波: 550kHz

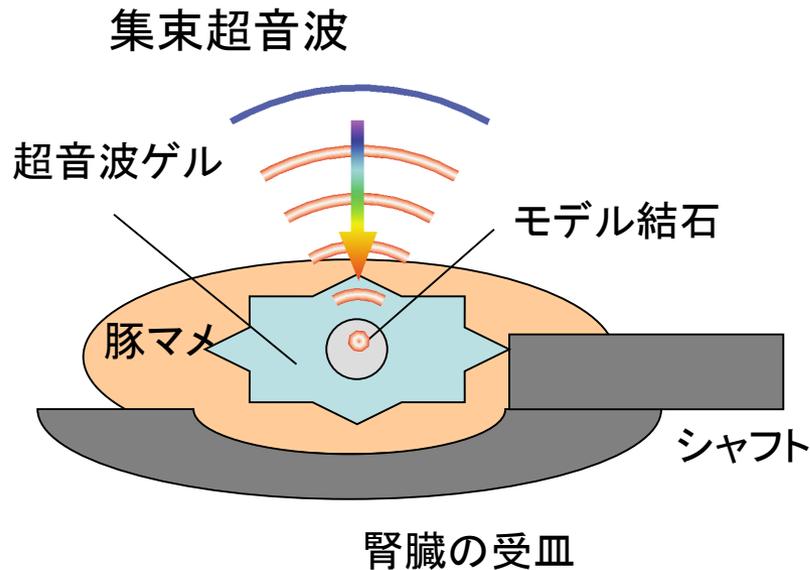
圧力振幅

高周波: 18MPa, 低周波: 25MPa

PRF: 19Hz

照射時間: 10min

豚の腎臓を利用したモデル構築



目的

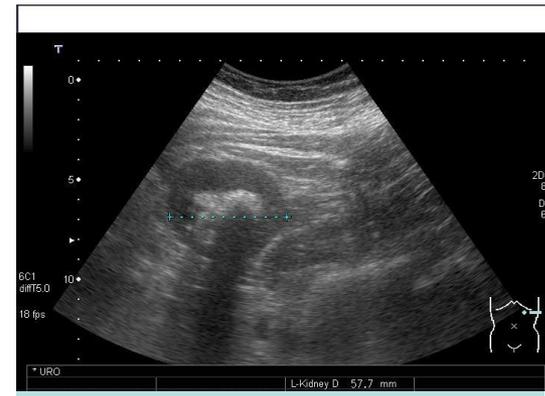
豚の腎臓中でモデル結石を追従・破砕できるかを確認

条件

豚の腎臓(豚マメ)を利用
超音波ゲルを腎臓内に詰める

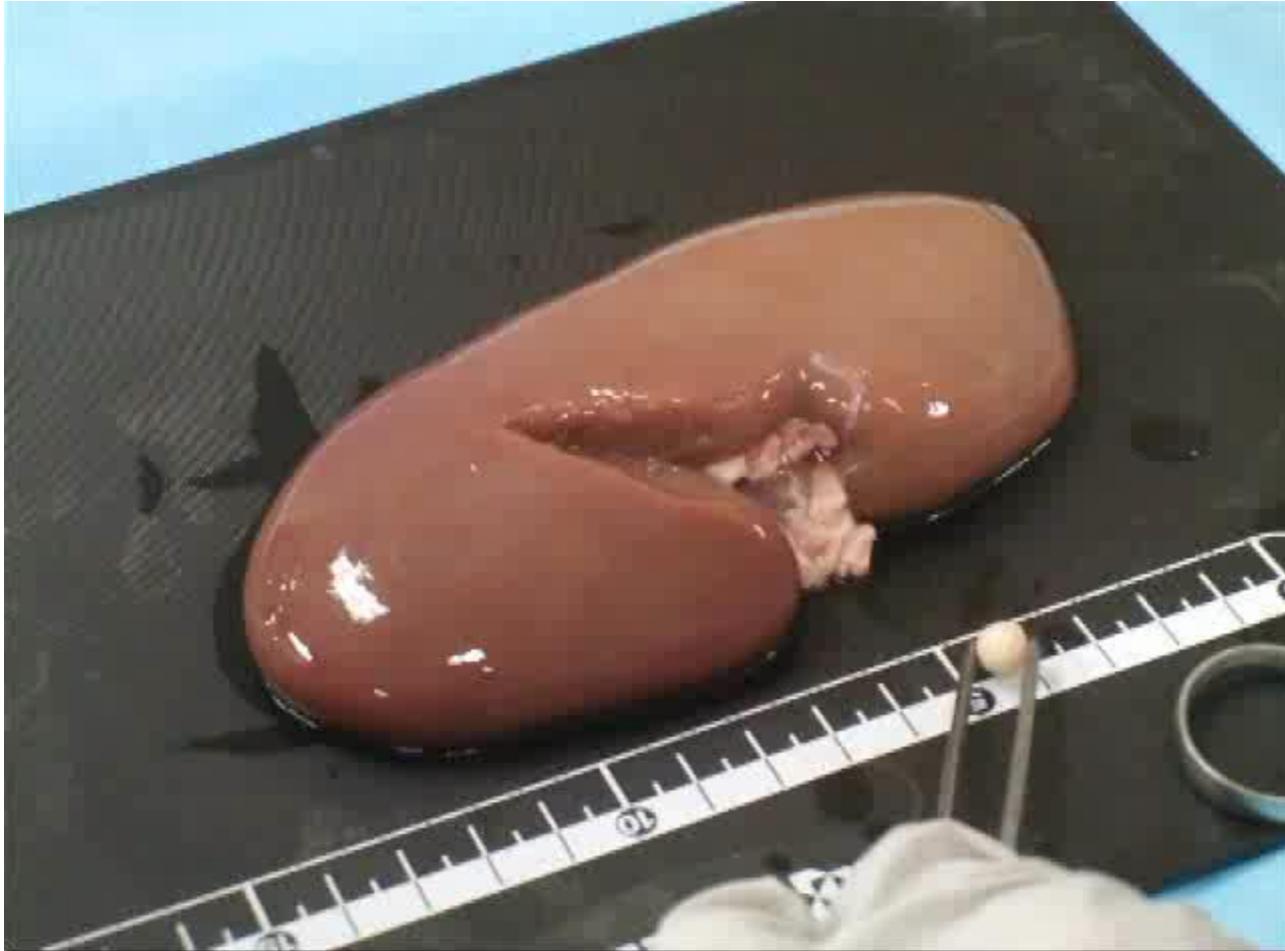


ヒト腎臓の動作



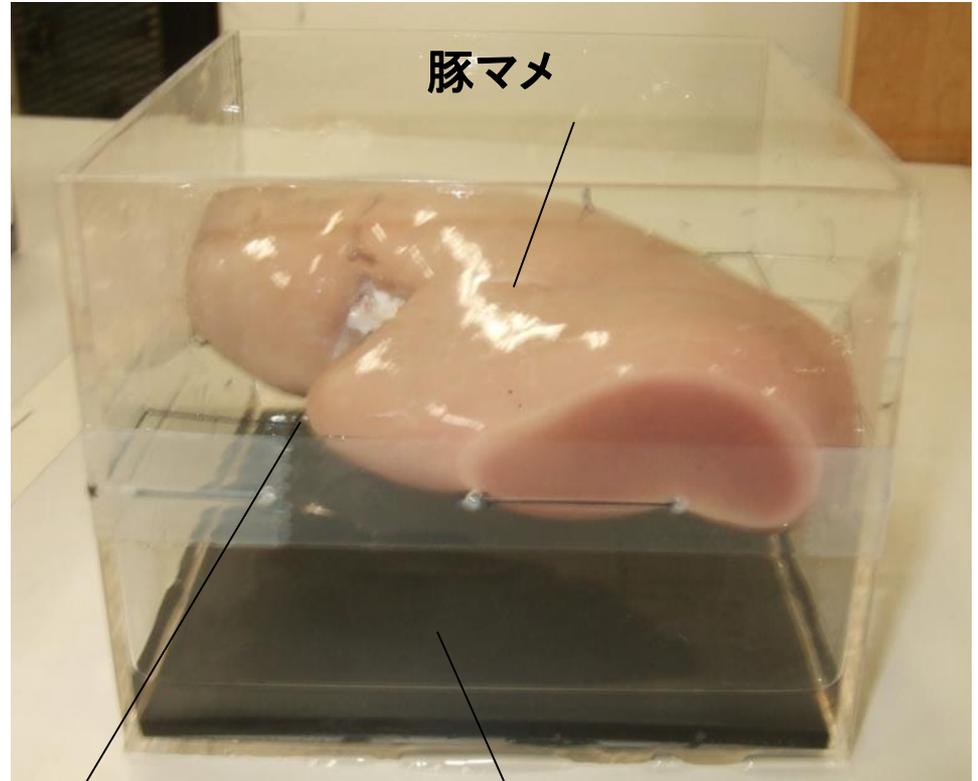
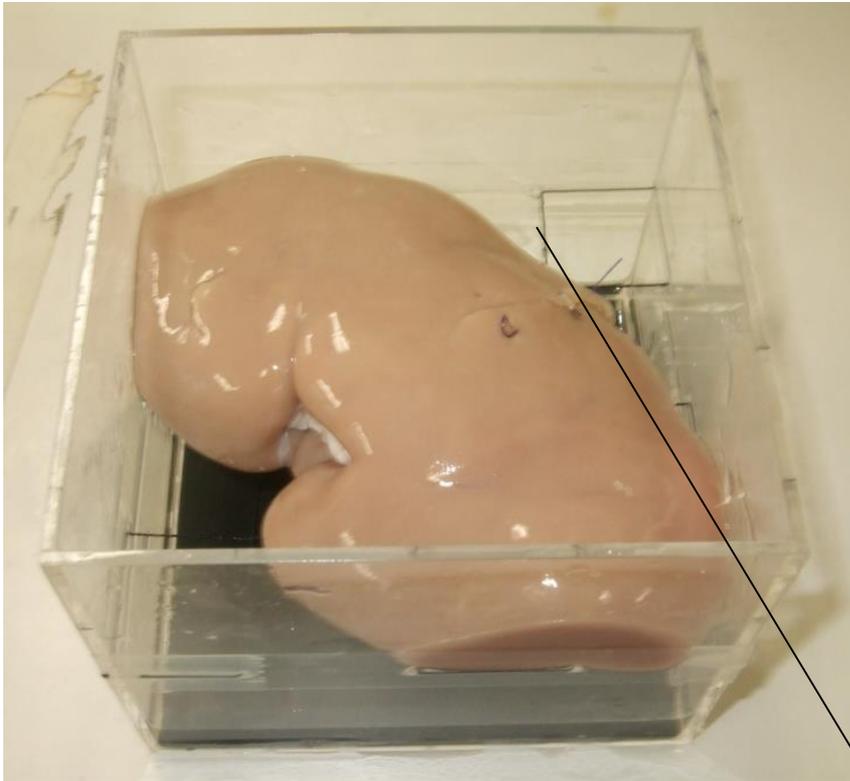
ヒトの腎臓結石

豚マメ実験モデルの構築



モデル結石を腎臓内(腎門部)に詰める

豚マメ実験モデルの構築



豚マメ支持・
固定用ネット

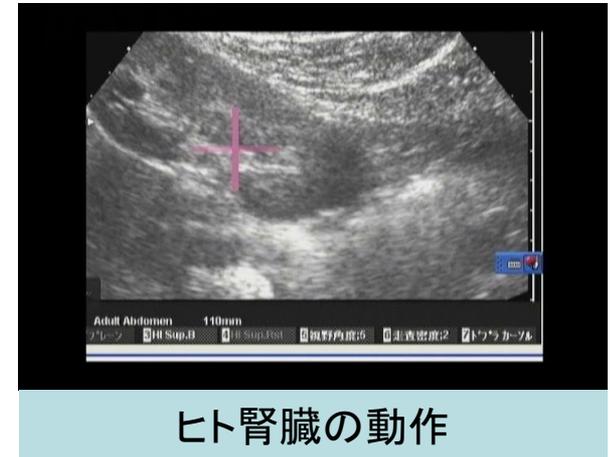
豚マメ

ゴム板(吸音材)

HIFUの照射



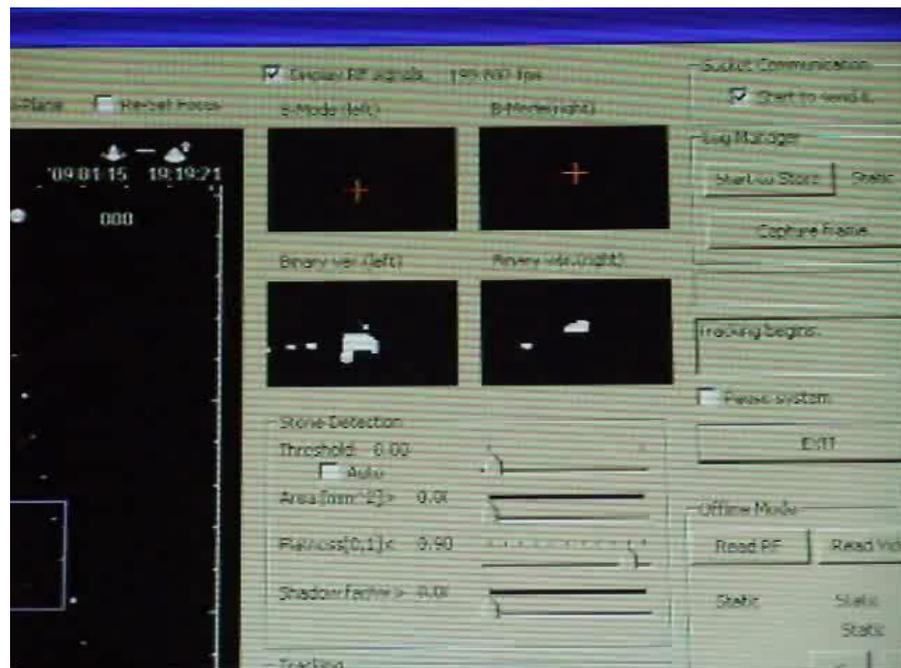
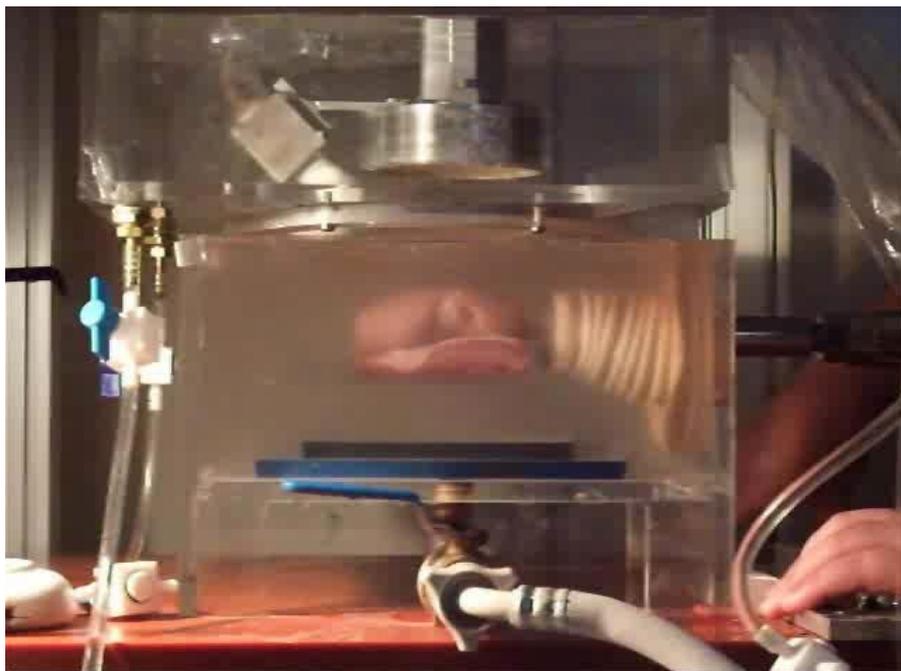
腎臓の下半分が見えづらい、、、



HIFU照射後に結石を取り出し



豚腎臓のin vivo追従実験



In vivoでの追従が可能に！