

平成 30 年 6 月 23 日現在

機関番号：32657

研究種目：挑戦的萌芽研究

研究期間：2015～2017

課題番号：15K12561

研究課題名(和文)超音波診断装置を用いた気泡の画像化によるワイヤレス圧力センサシステムの基礎的研究

研究課題名(英文)Preliminary study of a wireless pressure sensor system by ultrasonographic imaging of bubbles

研究代表者

桑名 健太 (KUWANA, Kenta)

東京電機大学・工学部・助教

研究者番号：00593055

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 2,800,000円

研究成果の概要(和文)：本研究では圧力に応じて変化する気泡の固有振動数を超音波診断装置により計測することで環境の圧力を見積もる手法を提案し、提案システムの圧力計測原理となる気泡の固有振動数の圧力依存性の計測を行った。まず、気泡の圧力に対する固有振動数の変化がどの程度となるかを理論的に見積もった。その後、超音波造影剤を気泡として使用し、圧力の変化を、超音波診断装置におけるパルス波ドップラのドップラシフトとして計測できる可能性を確認した。

研究成果の概要(英文)：In this study, we propose an estimation method of the environmental pressure by measuring the eigenfrequency of bubbles with an ultrasonic diagnostic equipment. The method is based on that the eigenfrequency changes depending on the external pressure. First, it was theoretically estimated how the eigenfrequency of the bubbles varies with the external pressure. After that, we confirmed the possibility that the external pressure can be obtained as Doppler shift of pulse wave Doppler in ultrasonic diagnostic equipment by using the ultrasonic contrast agent as a bubble.

研究分野：医用システム

キーワード：圧力計測 気泡 超音波

### 1. 研究開始当初の背景

超音波診断装置の性能向上により、母胎内にいる胎児の状態の観察が可能となり、出生前に発症し、分娩時まで悪化する疾患があることがわかってきた。これらの疾患に対し、従来出生後に開始していた治療を胎児期に行うことで、出生後の障害を防ぐことが可能な症例が報告されてきている。一方で、胎児治療の対象となる患者は母胎内にあり、直接触れることができない。そのため、通常の生体情報計測装置の使用が難しいという問題がある。したがって、母胎内という外から直接触れることのできない環境にいる胎児の生体情報の計測方法が求められる。直接触れることのできない環境下での生体情報計測方法として、研究代表者らの研究も含め、体内への埋植を目指したワイヤレスタイプのセンサの研究が行われてきた[1-3]。体内へ導入するワイヤレスセンサに求められる課題として、生体情報が計測できること、生体適合性があること、安定した電力供給を行えること、確実な情報伝達を行えること、等があげられるが、これらの研究は生体情報が計測できるにとどまり、生体適合性、電力供給、情報伝達の確実性において課題が残っている。

### 2. 研究の目的

本研究では、母胎内という外から直接触れることのできない環境にいる胎児の生体情報計測に向け、超音波診断装置を用いた気泡の撮像によるワイヤレス圧力計測システムを提案 (Fig.1) し、提案システムの圧力計測原理となる気泡の固有振動数の圧力依存性の計測を目的とする。

### 3. 研究の方法

圧力に応じて変化する気泡の固有振動数を超音波診断装置により計測し、気泡の固有振動数のシフトから圧力を見積もる手法を提案する。超音波診断装置を利用することで、体内に埋植する圧力計測部に電源が不要となるうえ、センサの形状を確認しながら情報伝達が可能となるため、情報伝達の確実性が向上する。

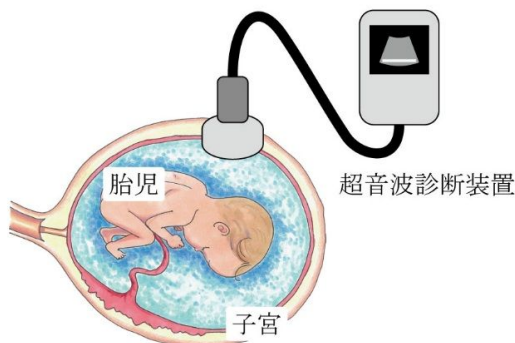


Fig. 1 超音波診断装置を用いた胎児の生体情報計測イメージ

本研究ではまず、気泡の圧力に対する固有振動数の変化がどの程度となるかを理論的に見積もった。その後、超音波造影剤 (ソナゾイド; 第一三株式会社) を気泡として使用し、圧力を印加した際の固有振動数の変化を超音波診断装置におけるパルス波ドップラのドップラシフトとして、計測可能かどうか実験を行った。

### 4. 研究成果

#### (1) 圧力に対する気泡の共振周波数変化

超音波造影剤 (気泡) が弾性領域での振動を行っているとは仮定した際の圧力変化に対する固有周波数の変化量と超音波診断装置におけるパルス波ドップラによる流速計測時のドップラシフト量を比較した。

本研究で用いた超音波造影剤は殻を持つ微小気泡であり、殻付の気泡の運動は、殻が座屈している状態、殻と気泡がともに収縮・膨張する弾性状態、気泡の膨張に殻がついていなくなり、殻が裂けて気泡がむき出しになっている破裂状態、殻も気泡も分解された崩壊状態の4つの状態に分けて考えられる[4]。弾性状態での気泡の固有振動数 $\omega_0$ は環境の圧力 $P_0$ の関数として

$$\begin{aligned} \omega_0 &= f(P_0) \\ &= \sqrt{\frac{3\kappa}{\rho_l R_0^2} \left( P_0 + \frac{4\chi}{3\kappa R_0} \right)} \end{aligned} \quad (1)$$

と表すことができる。ただし、 $\kappa$ : 比熱比 (通常1)、 $\rho_l$ : 生理食塩水の密度、 $R_0$ : 気泡の半径 (数 $\mu\text{m}$ )、 $\chi$ : 表面弾性定数 (1 N/m [4]) とする。

$\omega_0$ を大気圧 $P_a$ のまわりで直線近似すると、圧力の変化 $\Delta P$ が生じた場合の固有振動数の変化量 $\Delta\omega_0$ は

$$\begin{aligned} \Delta\omega_0 &= f(P_0) - f(P_a) \\ &= f'(P_a) \times \Delta P \\ &= \frac{1}{2} \sqrt{\frac{3\kappa}{\rho_l R_0^2}} \left/ \sqrt{P_a + \frac{4\chi}{3\kappa R_0}} \right. \times \Delta P \end{aligned} \quad (2)$$

で表される。式 (2)における $\Delta P$ の係数を $C_p$ とし、 $C_p$ に各値を代入すると $C_p = 10$  [rad/Pa·s]程度となる。

ここで、超音波診断装置におけるドップラシフト $f_d$  [Hz]と流速 $v$  [m/s]の関係は

$$f_d = 2v/c \times f_s \quad (3)$$

で表される[5]。ただし、 $c$ : 体内での音速 (1530 m/s)、 $f_s$ : 送信超音波の周波数とする。超音波診断装置で計測可能な流速の範囲は数十 mm/s ~ 数 m/s であり、送信超音波の周波数が数 MHz であることから、計測可能なドップラシフト $f_d$ を見積もると 10 Hz ~ 10 kHz 程度

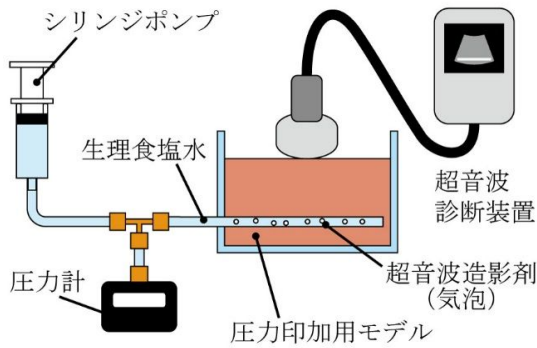


Fig. 2 超音波造影剤(気泡)への圧力印加用実験概要

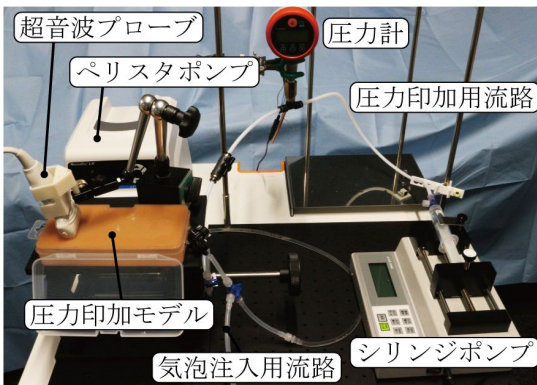


Fig. 3 試作した超音波造影剤(気泡)への圧力印加用実験系

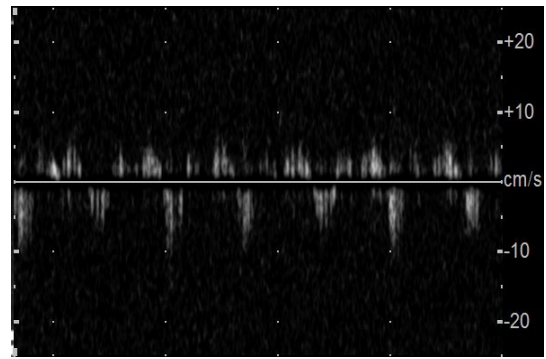
のオーダとなる。この周波数変化は、数 Pa ~ 数 kPa 程度の圧力変化による固有振動数変化に相当し、数 Pa ~ 数 kPa 程度の圧力変化を、超音波診断装置で計測できる可能性を確認した。

#### (2) 圧力に対するドップラシフトの計測

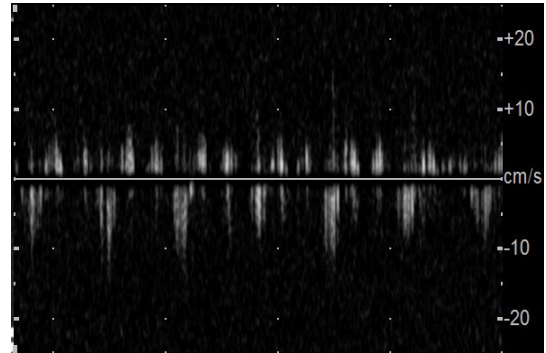
超音波造影剤の圧力に対する応答を評価することを目的とし、超音波造影剤を溶かした生理食塩水をチューブ内に流し、チューブ内の圧力を変化させた際の様子を超音波診断装置で撮像し、パルス波ドップラのドップラシフトを比較した (Fig. 2)。

超音波造影剤に圧力を印加する実験系として Fig. 3 に示す実験系を構築した。実験系は、ペリスタポンプにより内部の流体の流速が調整可能な圧力印加モデルを含む閉じた流路に対し、超音波造影剤注入用および圧力印加用の分岐流路をもつ構造となっている。圧力印加モデルとして、エコーガイド下穿刺シミュレータ (エコーショット! ; 八十島プロシード株式会社) を用い、超音波造影剤を溶かした生理食塩水で満たしたモデル内チューブを超音波診断装置により撮像・評価した。ペリスタポンプを 60 rpm で駆動することで流れを発生させ、この流路に対し、大気圧に対してゲージ圧で -10、0、10 kPa の圧力を印加し、パルス波ドップラによりチューブ内のドップラ信号を取得した。

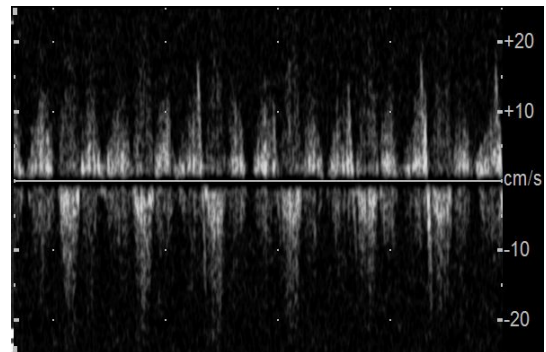
Fig. 4 (a-c) に結果を示す。Fig. 4 はパルス



(a) -10 kPa



(b) 0 kPa



(c) 10 kPa

Fig. 4 ドップラシフトに対応する計測領域の流速の時間変化

(a) -10 kPa、(b) 0 kPa、(c) 10 kPa

波ドップラのドップラシフトに対応する流速の時間変化を表したグラフで、横軸が時間、縦軸が評価部位の流速を表す。(a)、(b)、(c) はそれぞれ -10、0、10 kPa 印加した際の結果を示している。60 rpm でペリスタポンプを駆動していることからすべての圧力において周期的な信号が計測された。また、印加圧力が大きいほどドップラシフトに対応する流速が大きくなった。この結果は 4(1) で示した理論的検討と矛盾せず、圧力変化を流速の変化として計測できる可能性が示唆された。

今後は実験数を増やすとともに、理論値との比較を行い、胎児の生体情報計測システムとしてのシステム化をめざす。

#### <引用文献>

[1] 竹内 渉, 大木 智之, 荒船 龍彦, 小林 英

津子,神保 泰彦,佐久間 一郎,千葉 敏雄,  
檜原 克典,絵野 沢伸,波多 伸彦,土肥 健  
純,“胎児バイタルサインのテレモニタリ  
ングシステムの開発,”Journal of Japan Society of  
Computer Aided Surgery vol. 6, no. 3,  
pp.287-288, 2004 .

[2] Kenta Kuwana, Tetsuji Dohi, Yashushi  
Hshimoto, Kiyoshi Matsumoto, Isao Shimoyama,  
“Implantable telemetry capsule for monitoring  
arterial oxygen saturation and heartbeat,” 30th  
Annual International Conference of the IEEE  
Engineering in Medicine and Biology  
Society(EMBC2008), pp. 3204-3207, Vancouver,  
Canada, Aug. 20-24, 2008.

[3] 土肥 徹次,桑名 健太,橋本 康史,松本  
潔,下山 勲,“酸素飽和度および脈拍計測の  
ための埋め込み型無線計測デバイス,”ロボ  
ティクス・メカトロニクス講演会 2008,  
2A1-C19, 秋田, Jun. 6-7, 2008 .

[4] Philippe Marmottant, Sander van der Meer,  
Marcia Emmer, Michel Versluis, Nico Jong,  
Sascha Hilgenfeldt, D. Lohse , “A model for  
large amplitude oscillations of coated bubbles  
accounting for buckling and rupture,” J. Acoust.  
Soc. Am. , vol. 118, no. 6, pp. 3499-3505, 2005.

[5] 伊東 正安,望月 剛,“超音波診断装置,”  
コロナ社, 2002 .

## 5 . 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者に  
は下線)

〔雑誌論文〕(計 0 件)

〔学会発表〕(計 0 件)

〔図書〕(計 0 件)

〔産業財産権〕

出願状況(計 0 件)

## 6 . 研究組織

(1)研究代表者

桑名 健太 (KUWANA, Kenta)

東京電機大学・工学部・助教

研究者番号：00593055