

1. はじめに

人間の眼の水晶体はその形状を変形させることで焦点距離を調整している. このメカニズムを利用して, 従来のカメラに用いられているレンズとは異なる機械的駆動部分のないレンズが報告されており, 代表的なものとして液体レンズ[1,2]や粘弾性ゲルレンズが挙げられる[3-6]. 一般的に, これらのレンズにおいて変形形状を維持するためには, 連続した電力供給が必要となる. Taniguchi らは紫外線硬化樹脂を用いたレンズを開発しており, 超音波により未硬化状態の樹脂形状を変化させ, 変形形状を保った状態で紫外線を照射してゲルを硬化させることによってレンズアレイを作製した[7]. この手法では超音波の振幅や周波数を調整することで, レンズ形状を制御することが可能であるが, レンズ硬化後にその形状を再び変化することはできない.

そこで本研究では, チキソトロピー性流体に着目した[8,9]. チキソトロピーとは流体にせん断応力を加えることで, その粘度が時間的に変化する性質であり, 現在化粧品や塗料などにも応用されている. 提案手法では, まず超音波によってチキソトロピー性流体の粘性を低下させ, 同時に超音波の放射力によって表面形状を変形させる. 変形後に超音波照射を止めると流体の粘性は徐々に回復することから, その変形形状を電力供給なしで維持することができる. 今回特に, 超音波によるチキソトロピー性流体のゲル変形形状の時間変化について実験的に検討した.

2. 実験方法

疎水性フュームドシリカ (AEROSIL, Evonik) 0.7g とシリコンオイル (KF-96, 信越化学工業) 9.3 g を混合して混合比率 7%のチキソトロピーゲルを作製した. Fig. 1 に作製した超音波振動デバイスの外形を示す. 矩形ガラス基板 (60×10×1 mm³) の両端に矩形圧電超音波振動子 (10×10×1 mm³, PZT, C-213, 富士セラミックス) を1つずつエポキシ樹脂で接着した. 振動子間のガラス基板上に厚さ 0.9 mm の作製したチキソトロピーゲル (0.25 g) を塗布した. 各振動子に共振周波数である 71 kHz の同相連続正弦波信号を入力し, ガラス基板に共振たわみ振動を発生させた. 基板に発生するたわみ振動により, ゲル表面には音響放射力が作用して変形する. ゲル表面形状の時間変化をレーザー変位計 (LT-9000, KEYENCE) で観測した.

3. 実験結果

ゲルを塗布しない状態で超音波振動デバイスの振動子に周波数 74 kHz の同相連続正弦波信号を入力し, ガラス基板にたわみ振動を励振させた. Fig. 2 はレーザードップラ振動計で測定したガラス基板中央部, $y = 5\text{mm}$ の位置の振動振幅分布を表している. ガラス基板上には基板中央 ($x = 30\text{ mm}$) を中心とした半波長約 7 mm の格子状のたわみ振動が発生していることが確認できる. 電圧 5 V_{pp} 駆動時における最大振動振幅は 7 nm であった. ゲル表面に作用する音響放射力はゲル内に発生する音圧に依存するため, Fig. 2 に示した振動分布と相関が高いと考えられる. Fig. 3 は 20 V_{pp} 駆動時におけるチキソトロピーゲルの表面形状を表しており, 縦軸は非駆動時の平坦状態からのゲルの変位を表している. また, 電圧駆動開始から十分に時間が経過し, 定常状態におけるゲル表面の形状 (図中 US ON) と電圧駆動を止めた後の形状の時間変化を表している. ゲルの形状はその間隔が約 7 mm の周期的な凹凸形状であり, これは基板に発生するたわみ振動の半波長にほぼ等しく, ゲルの変位分布は基板の振動分布と相関が高い.

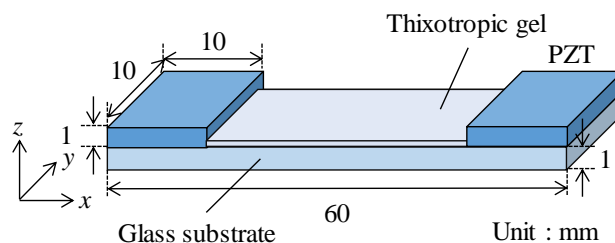


Fig. 1 Configuration of the ultrasound device.

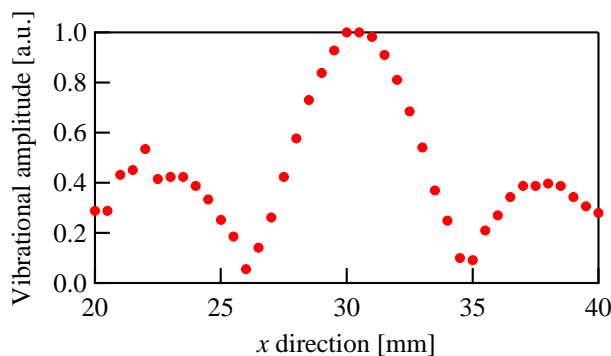


Fig. 2 Vibrational amplitude of the ultrasound device at 74 kHz.

基板長手方向中心部分 ($x = 30 \text{ mm}$) におけるゲルの変位の時間変化を Fig. 4 に示す. $t = 0 \text{ [s]}$ において電圧駆動を開始しており, ゲル表面に音響放射力が働くことにより, ゲルの変位は時定数 4 s で急激に上昇した. その後電圧駆動を続けると, 音響放射力とゲルに働く重力と表面張力が釣り合う位置 ($230 \text{ }\mu\text{m}$) までゲルの変位はゆっくりと増加しながら漸近する. 次に $t = 1200 \text{ [s]}$ において電圧駆動を止めると, ゲルに働く音響放射力も止まることから, ゲルの変位は時定数 8 s で急激に減少し, 変位は $115 \text{ }\mu\text{m}$ に漸近した. すなわち, 電圧駆動を止めた後もチキソトロピーゲルの変形形状を最大変位の約 50% を維持できた (本稿ではこれを維持率と定義する). また, ゲルの粘性は数~数十 s の時間スケールで変化すると予想される. 本条件におけるゲルの表面温度をサーモグラフィで測定したところ, 温度上昇はおよそ $1 \text{ }^\circ\text{C}$ であった. このことから, ゲルの粘性低下について, 超音波減衰に伴う発熱の寄与は比較的小さいと考えられる.

超音波振動によってゲルの粘性は一時的に減少すると考えられることから, 振動子にパルス信号を入力することで, ゲルの表面形状を初期状態に戻すことを試みた. 上記実験と同様に, 20 V_{pp} の駆動電圧によってゲルを変形させた後, 駆動電圧を止める代わりにパルス信号を入力した. 使用したパルス信号は, 周波数 71 kHz , 駆動電圧 $20 \sim 100 \text{ V}_{pp}$, パルス持続時間 1 ms (約 72 周期), パルス繰り返し周波数 10 Hz である. Fig. 5 はパルス信号の駆動電圧を 0 から 100 V_{pp} まで変化した際のゲル変位の維持率を示している. 低電圧入力時にはゲルの維持率は非駆動時 (Fig. 4) と変わらず 50% 程度であり, パルス駆動による影響はほとんど観測されなかった. 一方で, 80 V_{pp} 以上の駆動電圧の場合には, 維持率は目的とは逆に増加した. このことは, 電圧増加と共にパルス信号によって発生する音響放射力が増加し, ゲル変位の維持率を増加させたことを意味している.

次に, 71 kHz での連続駆動後のパルス信号として, 振動子の厚み共振である周波数 2.16 MHz を用いて同様の実験を行った. 入力電圧は 50 V_{pp} , パルス持続時間 5 ms , パルス繰り返し周波数 10 Hz のパルス信号を用いてゲルの表面形状の時間変化を測定した (Fig. 6). 同条件における超音波非駆動時の結果 (Fig. 4) と比較して, 超音波照射時にはゲルの最大変位は約 $260 \text{ }\mu\text{m}$ であったが, パルス信号に切り替えることによって, その 1 分後のゲルの表面形状は急激に初期状態に戻りつつある. Fig. 7 は基板中央部のゲル変位の時間変化である. パルス信号入力 30 分後には変位は $20 \text{ }\mu\text{m}$ (7%) まで戻っており, ゲル形状は初期状態に近づいた. 超音波非駆動時と比較した場合のゲルの応答速度の違い

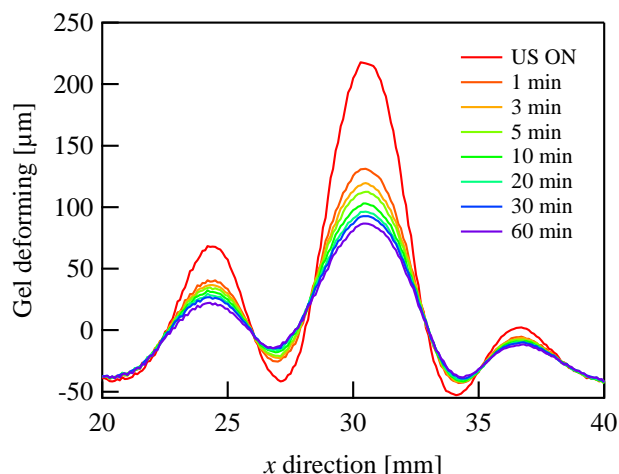


Fig. 3 Temporal change in the cross-sectional profiles of the thixotropic gel film.

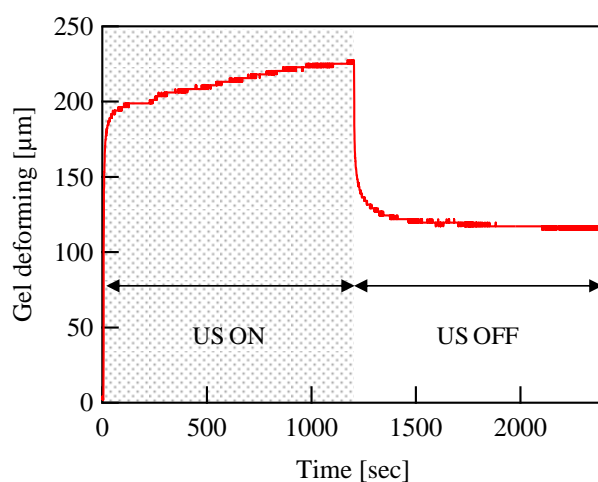


Fig. 4 Change in the displacement on the gel surface with respect to time.

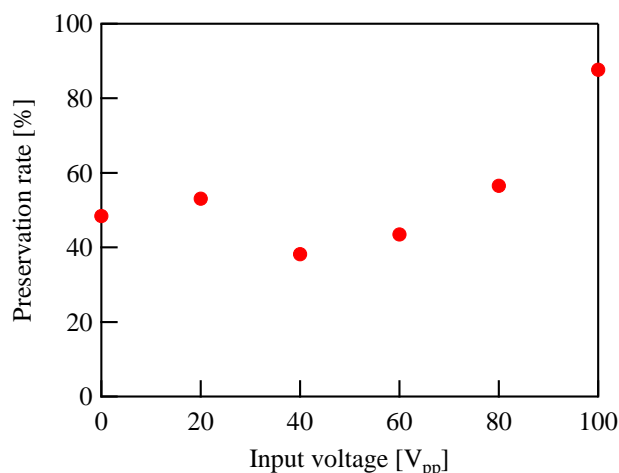


Fig. 5 Preservation rate of the gel deforming as a function of input voltages.

(Fig. 4 と Fig. 7) は，超音波振動の過渡応答や，ゲルの物性に関する音響的周波数特性に関係すると考えられ，今後更なる検討が必要である。

4. おわりに

本研究では，超音波照射によるチキソトロピーゲルの粘性制御および表面形状制御について検討した．作製した超音波振動デバイス上にゲルを塗布し，デバイス上にたわみ定在波を励振させることで，音響放射力をゲル表面に作用させた．ゲルの粘性の時間変化により，ゲルの表面形状を維持できた．また，高周波パルスを用いることで，変位したゲル表面を初期状態に近づけることができた．

謝辞

本研究の一部は江野科学振興財団による研究助成によって行われた．ここに謝意を表する．

文 献

- [1] C. B. Gorman, H. A. Biebuyck, and G. M. Whitesides, "Control of the Shape of Liquid Lenses on a Modified Gold Surface Using an Applied Electrical Potential across a Self-Assembled Monolayer", *Langmuir*, vol. 11, pp. 2242–2246 (1995).
- [2] B. Berge, and J. Peseux, "Variable focal lens controlled by an external voltage: An application of electrowetting", *Eur. Phys. J. E.*, vol. 3, pp. 159–163 (2000).
- [3] D. Koyama, R. Isago and K. Namamura, "Ultrasonic variable-focus optical lens using viscoelastic material", *Appl. Phys. Lett.*, vol. 100, p. 091102 (2012).
- [4] D. Koyama, R. Isago, and K. Nakamura, "Compact, High-speed variable-focus liquid lens using acoustic radiation force", *Opt. Express*, vol. 18, pp. 25158–25169 (2010).
- [5] D. Koyama, Y. Kashihara, M. Hatanaka, and K. Nakamura, "Movable optical lens array using ultrasonic vibration" *Sens. Actuators A, Phys.*, vol. 237, pp. 35–40 (2016).
- [6] D. Koyama, M. Hatanaka, K. Nakamura, and M. Matsukawa, "Ultrasonic optical lens array with variable focal length and pitch", *Opt. Lett.*, vol. 37, pp. 5256–5258 (2012).
- [7] S. Taniguchi, D. Koyama, K. Nakamura, and M. Matsukawa, "Fabrication of an optical lens array using ultraviolet light and ultrasonication", *Ultrasonics*, vol. 58, pp. 22–26 (2015).
- [8] J. Mewis, and N. J. Wagner, "Thixotropy", *Adv. Colloid Interface Sci.*, no. 147–148, pp. 214–227 (2008).
- [9] H. A. Barnes, "Thixotropy – a review", *J. Non-Newton Fluid Mech.*, vol. 70, pp. 1–33 (1997).

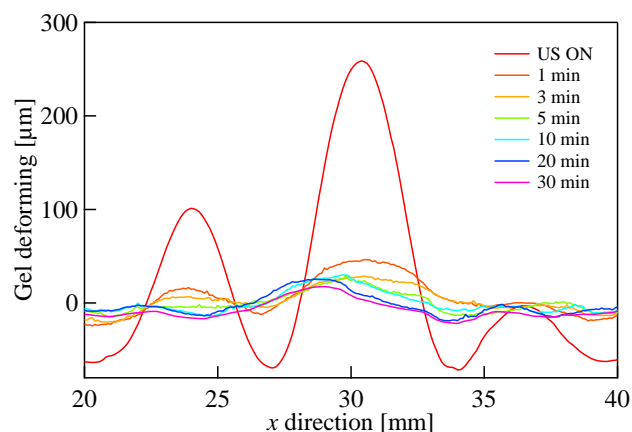


Fig. 6 Temporal change in the cross-sectional profiles of a thixotropic gel film when using the pulsed signal at 2.16 MHz.

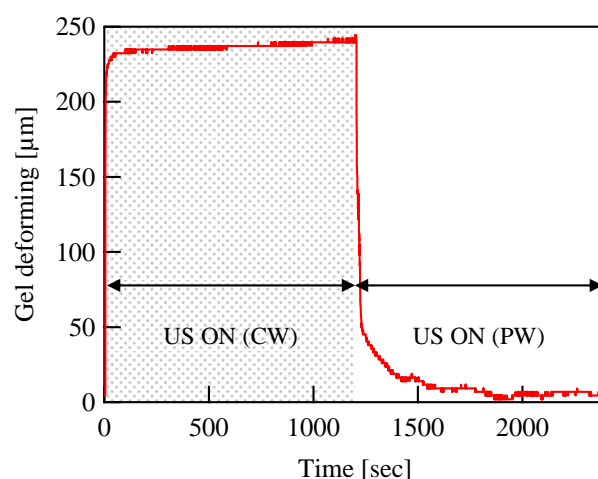


Fig. 7 Change in the displacement on the gel surface with respect to time when using the pulsed signal at 2.16 MHz.