

# 癌治療デバイスによる加温分布評価用の乳房ファントムの開発

道山哲幸, 鎌野秀三

日大工・電気電子

## 【緒論】

ラジオ波またはマイクロ波帯域のエネルギーを利用した癌の治療法には、ハイパーサーミアや凝固療法がある。外科手術や投薬治療よりも弱侵襲性の特長を有するが、治療範囲の推定及び制御の課題が残されたままである。特にハイパーサーミアでは治療時における患部の温度を連続的に測定する技術が確立されていない。

そこで、加温範囲とその温度を定量的に計測することを目的とした模擬人体（ファントム）[1]の開発を研究している。従来は、主に生理食塩水を媒質とした物が使用されており、電磁波の生体影響や人体が通信に及ぼす影響の検証において、数値解析と良好に一致する結果が得られている。しかし、加温実験への応用では、複素比誘電率の温度依存性および蒸発が問題となる。本報告ではマイクロ波による乳癌治療を想定し、乳房の極低含水ファントムを開発した[2]。その複素比誘電率と、比熱及び熱伝導率を検証する。

## 【本論】

乳房は主に脂肪と複雑な乳腺で構成されているが、電磁波の波長に対し十分に小さいため、本報告では一様な組織とする。

そのファントムの組成を、表1に示す。媒質にSilicone oil (KE-106; 信越シリコーン)を用いる。さらに複素比誘電率の調整のために Graphite と BaTiO<sub>3</sub>を混合後、Resin Hardener (硬化剤)を入れて攪拌及び脱泡し、全体を硬化させる。Graphite と BaTiO<sub>3</sub>の球状粒は5~20 μm(直径)と小さく、本ファントムの複素比誘電率の周波数特性に影響しない。またファントムはゴム状のため、凝固

表1 乳房ファントムの組成

Material	Specific heat $c$ (J/g·°C)	Thermal conductivity $\kappa$ (W/m·°C)	Mixture ratio (%)
Silicone oil	1.5	0.15	55
Resin Hardener	1.5	1.5	5
Graphite	0.50	78-180	25
BaTiO <sub>3</sub>	0.50	6.0	15

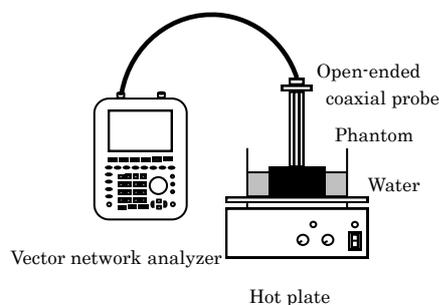


図1 測定システム

療法用のアンテナや生体深部の複素比誘電率を測定するプローブの刺入は可能である。そこで乳房ファントムの複素比誘電率（比誘電率 $\epsilon_r$ 、導電率 $\sigma$ ）の測定には、ネットワークアナライザ(ZVH, R&S®)による反射法[3]を用いた。測定点はファントムの表面と内部（表面から2cm）の10回平均である。

図1は、複素比誘電率の温度依存性の測定システムの概略を示す。

ファントムの複素比誘電率は、凝固療法で用いる周波数 ( $f=2.45\text{GHz}$ ) における複素比誘電率 ( $\epsilon_r=15.8$ ,  $\sigma=0.451(\text{S/m})$  [4]) である。

図2には参考のため周波数特性を、それぞれ示す。ただし、ファントムの温度  $t=21^\circ\text{C}$  (室温) である。2GHz以上の $\epsilon_r$ と $\sigma$ のばらつきは小さく、2.45GHzにおけるそれらの公称値との差異はそ

れぞれ 1.2%と 2.2%と十分に小さい。複素比誘電率の探索において、 $\epsilon_r$ と $\sigma$ の制御にはそれぞれ BaTiO<sub>3</sub>と Graphite が主を担っていることを確認した。

ファントムの温度依存性の測定では、上面以外を水に浸したファントムを、その底面からヒーターで加熱した (図 1 を参照)。測定点はファントム表面のみである。測定時の温度は加熱器の出力を調整し、上昇温度を一定にしている。

その結果を、図 3 に示す。ただし、 $f=2.45\text{GHz}$ 、加温温度  $t=21\sim 95^\circ\text{C}$  である。 $\epsilon_r$ は温度の上昇に伴ってほぼ直線的に減少し[4]、 $\sigma$ は  $60^\circ\text{C}$ 以上でばらつきながら僅かに上昇した。これは BaTiO<sub>3</sub>のキュリー温度 ( $120^\circ\text{C}$ )と Graphite の導電率温度依存性のためである。実験式は、最小二乗法により、

$$\epsilon_r = -0.0515t + 17.3 \quad (1)$$

$$\sigma = 7.36 \times 10^{-5} t^2 - 0.0104t + 0.651 \quad (2)$$

で表される。

マイクロ波凝固療法では、ファントムが  $60^\circ\text{C}$ 以上の高温になるため、この特性を考慮した加温特性の解析が可能になる。ただし、乳房組織の温度依存性を含めた公称値は不明である。

提案したファントムの熱定数は、比熱  $c=1.3 \pm 0.1 \text{ J/g}\cdot^\circ\text{C}$  (公称値:  $3.5 \pm 0.5$ , 測定: 示差走査熱量法), 熱伝導率  $\kappa=0.61 \text{ W/m}\cdot^\circ\text{C}$  (公称値:  $0.5$ , 測定: 非定常熱線法) であった。前者の公称値との差異は大きい。複素比誘電率と熱定数の両者を満たしたものは現在も開発されていない。

#### 【むすび】

マイクロ波による乳癌治療を想定した実験のための極低含ファントムの開発を行った。その結果として、複素比誘電率の目標値と等価で、かつ刺入性と耐温性に優れたファントムを開発した。また、保存性にも優れており、実験の再現性検証

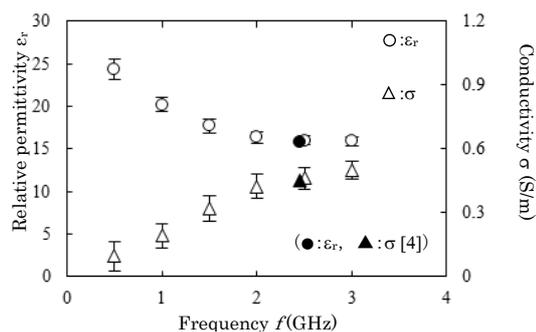


図 2 複素比誘電率の周波数特性

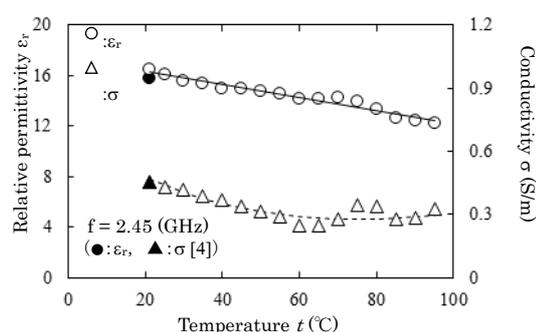


図 3 複素比誘電率の温度依存性

にも有効である。

高誘電体組織の極低含水ファントムの開発と、加熱実験用の電気特性と熱特性を模擬したファントムの実現が今後の課題である。

#### 【文献】

- [1] 伊藤公一, 河井寛記, 斎藤一幸, “生体等価ファントムの現状と今後の展望,” 信学論(B), vol.J85-B, no.5, pp.582-596, May 2002.
- [2] 道山哲幸, 二川佳央, 鍛野秀三, “癌治療デバイス用乳房ファントムの開発”. 信学論(C), vol.J99-C No.9, pp.458-459, Aug 2016.
- [3] M. Converse, E. J. Bond, B. D. Van Veen, and S. C. Hagness, “A Computational study of ultra-wideband versus narrowband microwave hyperthermia for breast cancer treatment,” IEEE Trans., vol.MTT- 54, no.5, pp.2169-2180, May 2006.
- [4] 道山哲幸, 二川佳央, 鍛野秀三, “刺入性の優れた終端開放同軸プローブによる半固体状媒質の複素誘電率測定,” 信学論(C), vol.J93-C, no.5, pp.167-174, May 2010.

# Active aging を支援する人に優しい診断治療機器の開発 — 生体計測用テラヘルツ波分光イメージングシステムの開発 —

四方 潤一  
日大工・電気電子

## 【緒論】

人体に無害で非侵襲のテラヘルツ波 (THz 波) は、分子の識別能力をも有する未開拓の電磁波であり、医工学等の新分野への応用が期待されている。本プロジェクトでは、THz 波を用いた超高感度・超高解像度のバイオイメージングシステムの開発を目的とする。

本年度は、光ファイバ接続型で小型・省電力の連続動作のテラヘルツ波光源である UTC-PD (Uni-Traveling Carrier Photodiode [1]) を用いた THz 波計測応用としてファブリ・ペロー干渉計による THz 波長の計測を行い、THz イメージング (2次元透過像計測) に成功した。また、高出力パルス動作の TPO (THz-wave Parametric Oscillator [2-5]) についてもファブリ・ペロー干渉計による THz 波長の計測を行い、さらに THz 分光計測にも成功した。

## 【連続テラヘルツ波の波長計測・イメージング実験】

UTC-PD から出力された微弱な THz 波を高感度に測定するため、THz 検出器に簡便な常温パイロディテクタを用いたロックイン検出系を構成した (図 1)。励起光の波長制御による THz 周波数設定と実際の THz 波周波数との関係を知るため、高比抵抗 Si ウェハを THz 波ミラーとするファブリ・ペロー干渉計 (図 2) を製作し、LabVIEW を用いた自動計測システムを構成して波長計測を行った。

図 3 は THz 波周波数を PC 上で 0.2~0.4THz に

設定したときの測定結果であり、設定周波数と測定周波数のよい一致を実験的に確認した。

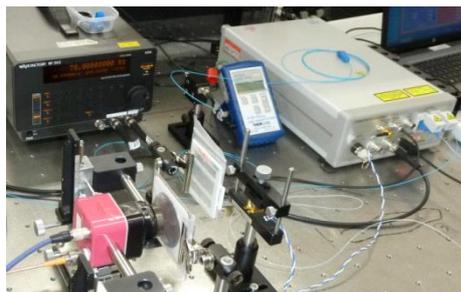


図 1 連続 THz 波光源 UTC-PD の光学実験系

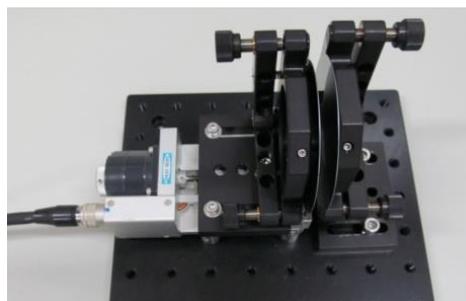


図 2 THz 帯ファブリ・ペロー干渉計

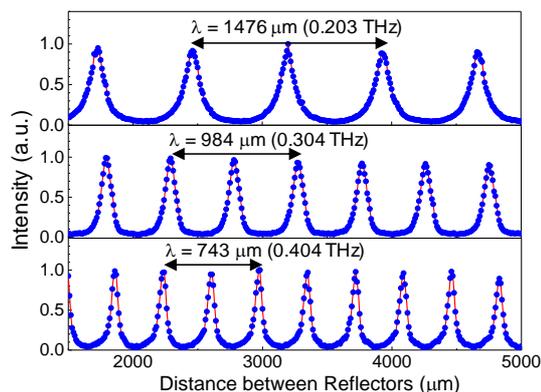


図 3 THz 波長の測定例

さらに本システムに 2 次元可動ステージを追加して LabVIEW 制御を行い、参照試料 (AgCl テストパターン) を用いて THz イメージング (2次元透過像) の実験を行った結果が図 4 である。回折理論から予

測されるように、THz 波周波数の上昇に伴って解像度の向上が観測され、THz 波イメージングシステムの正常動作を確認した。以上により、UTC-PD を用いた連続 THz 波による THz 波分光・イメージングシステムの基盤を確立した。

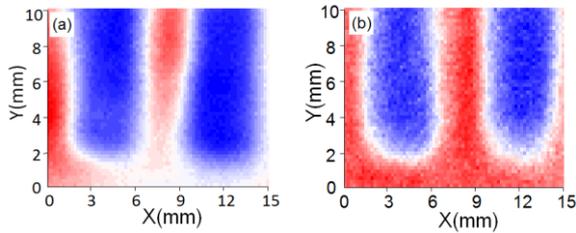


図4 種々の周波数を用いた THz イメージング例 (a) 0.2 THz (b) 0.3 THz

【テラヘルツ波パルスの波長計測と分光実験】

一方、昨年度までに高輝度なナノ秒 THz 波パルスが得られた TPO (図5) についても、THz 波計測の光学実験を進めた。まず TPO から出力された THz 波の波長を計測するため、ファブリ・ペロー干渉計 (図2) を用いた。その際、LabVIEW 自動計測システムにおいては、上記の連続 THz 波計測用から THz 波パルス計測用に変更したプログラム作成し、波長計測を行った。

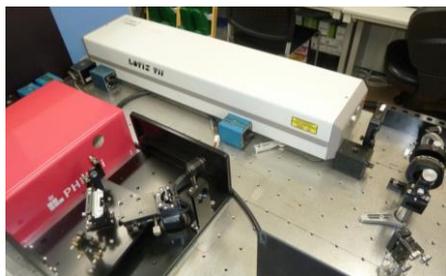


図5 パルス動作 TPO の光学実験系

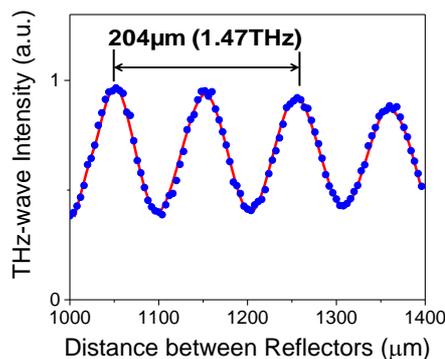


図6 パルス動作 TPO の波長測定例

励起レーザー光の入射角  $1.5^\circ$  において得られた測定結果が図6であり、THz 波長  $204\mu\text{m}$  ( $1.47\text{THz}$ ) を計測した。これより角度同調特性が位相整合条件と良く一致することが確認され、TPO の周波数掃引動作が高精度に行われていることを確認した。

これに基づき、TPO を THz 分光計測に応用した例が図7である。THz 波用光学フィルタ材料であるブラックポリプロピレンと紙を試料とする透過測定により、 $1.4\sim 1.8\text{THz}$  領域の透過スペクトルを得た。以上により、THz 波分光計測での正常動作を確認し、パルス動作 THz 光源である TPO を用いた THz 波分光システムの基盤を確立した。

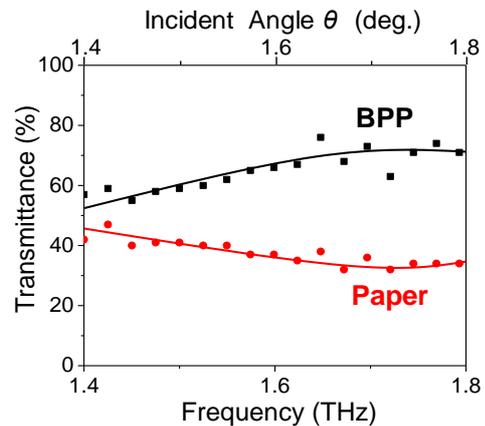


図7 TPO による THz 分光測定例

【結論】

本年度は、連続 THz 波光源である UTC-PD を用いた THz 波長計測・イメージングの応用研究を進め、基盤システムの構築に成功した。また、パルス動作 THz 波光源である TPO においても THz 波波長計測と THz 分光計測の応用研究を勧め、基盤システムの構築に成功した。これらの成果に基づき、今後は THz 波分光・イメージングシステムを生体計測に向けて発展させていく予定である。具体的には、連続 THz 波計測システムについては、高速変調制御による測定高速化をめざす。またパルス動作 THz 波計測システムについては、高速周波数可変動作・高出力特性を生

かした THz 断層画像計測を視野に入れ、生体計測に不可欠な反射光学系への発展をめざす。

### 参考文献

- [1] T. Ishibashi, S. Kodama, N. Shimizu, and T. Furuta, *Jpn. J. Appl. Phys.* **36**, 6263(1997).
- [2] J. Shikata, K. Kawase, K. Karino, T. Taniuchi, and H. Ito, *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.* **48**, 653 (2000).
- [3] H. Minamide, S. Hayashi, K. Nawata, T. Taira, J. Shikata, and K. Kawase, *J. Infrared, Millimeter, and Terahertz Waves* **35**, 25 (2013).
- [4] S. Hayashi, K. Nawata, T. Taira, J. Shikata, K. Kawase, and H. Minamide, *Scientific Reports* **4**, 5045 (2014).
- [5] Y. Takida, J. Shikata, K. Nawata, Y. Tokizane, Z. Han, M. Koyama, T. Notake, S. Hayashi, and H. Minamide, *Phys. Rev. A* **93**, 043836 (2016).

# 柔軟物表面に現れたくぼみ変形の記憶現象に関する研究

○横田 理(日大工・機械)

長尾光雄(日大工・機械)

## 1. 緒言

一定の荷重のもとで、粘弾性体の変形が時間とともに変化していくクリープ現象、およびリラクゼーション現象あるいはクリープ回復現象は、弾性的性質、粘性的性質、およびそれらを合わせ持つ粘弾性性質を示す。材料のクリープ挙動とその回復挙動の正確な評価には、瞬時的な負荷と除荷のシステム、および材料変形を瞬時に計測できるシステムの構築が必要になる。しかし、従来の試験方法は固体を荷重媒体として使用されているので、瞬時的な負荷・除荷、また瞬時の変形を計測できない場合がある。特に非常に短時間での繰り返し負荷・除荷において、負荷直後、および除荷直後の局所的変形挙動を捉えることは重要である。

本装置は、空気を一定時間連続して吹き付ける方法で、柔軟物表面への負荷と除荷を瞬時に行うことができ、またその表面に発生したくぼみは半導体レーザ光で計測するので、くぼみの直径や深さの寸法および形状を瞬時に計測できる。しかし、空気噴流を利用して柔軟物表面に繰り返し負荷させたときのくぼみ深さのクリープ挙動とその回復挙動の繰り返し履歴や記憶現象を測定した例は、著者らの知る限りでは報告されていない。

ここでは、空気噴流による繰り返し試験での結果、くぼみ深さの挙動が異なり、そのクリープおよびその回復挙動の記憶現象<sup>(1)</sup>について調べた。

## 2. 測定原理

柔軟物表面に発生したくぼみ深さの測定原理を図1に示す。柔軟物表面に空気噴流を吹き付けると、噴流圧力により柔軟物の表面は変形してへこむ。これを2次元形状記憶センサにより測定する。

## 3. 実験結果

図2には、人肌ゲル表面のくぼみ深さのクリープ挙動とその回復挙動を示す。負荷と除荷の保持時間は1 s、1サイクルを2秒とした波形である。

図2(a)は、繰り返し圧力を60 kPaと0 kPaに設

定した。くぼみ深さを示す図2(b)は、負荷サイクルに対応して、くぼみ深さは一定で、ほぼ同じ繰り返しパターンが得られた。しかし、負荷直後、および回復直後の波形は矩形波ではなく、非線形的な波形を示した。すなわち、人肌ゲルは、瞬間弾性変形と遅延弾性変形を併せ持つが、粘性流動は現われてない。図3には、負荷と除荷の繰り返し試験に対するスライムのくぼみ深さのクリープ

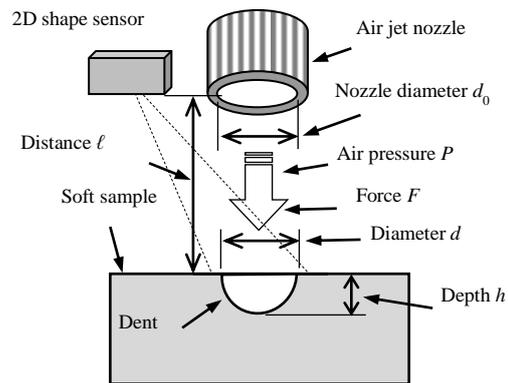
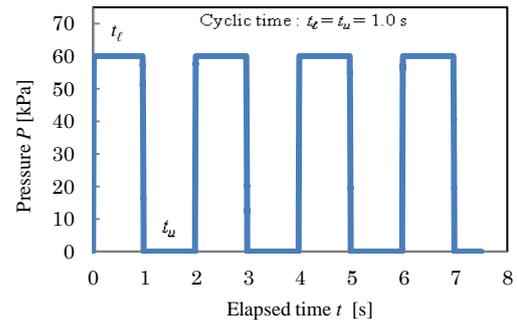
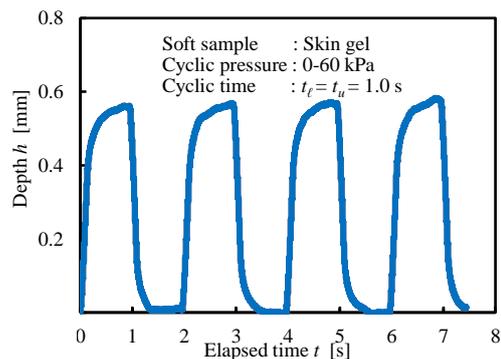


Fig.1 Measurement principle.



(a) Cyclic loading pattern at constant pressure.



(b) Creep and creep recovery of dent depth.  
Fig.2 Viscoelasticity property obtained by cyclic loading pattern (Skin gel).

挙動とその回復挙動を示した。なお、スライムは比較的軟らかい柔軟物のため、矩形波の繰り返し負荷パターンを最大圧力 20 kPa、最小圧力 0 kPa として、負荷と除荷の時間を  $t_\ell = t_u = 1$  秒の場合を示した。このときのスライムは、人肌ゲルの場合とは異なり、繰り返し負荷されることによりくぼみ深さは増加するが、次第に飽和に達する傾向にある。すなわち、1 次サイクルで生成されたくぼみ深さは、2 次サイクルではさらに深くなり、3 次、4 次サイクルと繰り返しが行われると、その深さは徐々に深くなるので、スライムは瞬間弾性変形、遅延弾性変形、および粘性流動変形が明確に現われている。したがって、人肌ゲルとスライムでは、繰り返し負荷によるくぼみ深さの挙動は異なることが示された。

次に、静的粘弾性の測定は、粘弾性体に荷重を与え、その変形量を観測する形で行われる。ここで、くぼみ深さの記憶現象が成り立つには、次の 3 項目を証明することである。現在のくぼみ深さが大きくなるのは、(1) 初めに加えた圧力が大きいとき、(2) 負荷した時間が長いほど、(3) くぼみ変形を受けて、次のくぼみ変形を受けるまでに時間が短いほど、の 3 つの現象である。ノズル圧力を 20kPa 及び 40kPa として、20 秒間のエアジェットをスライム表面に吹き付けた後、直ちに 20 秒間の吹き付けを止める。そのときの結果を図 4 に示す。図 4 より、20kPa の場合よりも 40kPa の方がくぼみの深さ曲線は大きく現れている。20 秒間のクリープ負荷では、瞬時にくぼみは曲線 OA なる深さが生成され、その後くぼみは徐々に A から B のように深くなる。荷重を除去すると、その深さは B から C のように急激に減少し、その後くぼみは徐々に減少し、C から D のように変化する。現在のくぼみ深さが大きくなるのは、① 20kPa よりも 40kPa の方である。② 加えた時間は OA' よりも OB' の方が長いので、くぼみ深さ

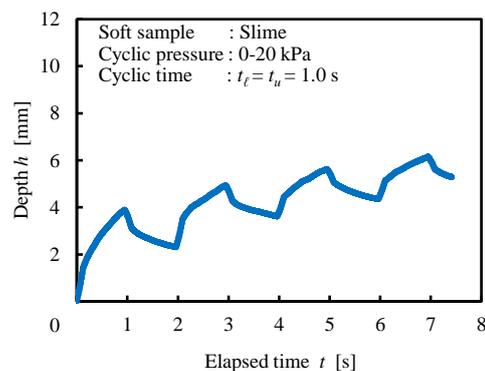


Fig.3 Viscoelasticity property obtained by cyclic step loading pattern (Slime).

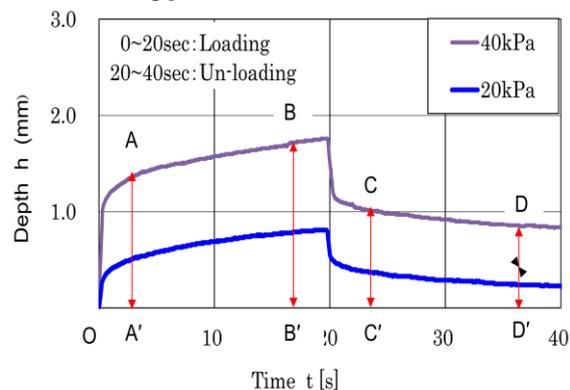


Fig.4 Viscoelasticity property obtained by monotonic step loading pattern (Slime).

は AA' よりも BB' の方が大きい。③以前に変形を受けたときから、次の変形を受けるまでに経過した時間、すなわち除荷し始めた 20 秒後からの時間経過が短いほどくぼみ深さは大きい。すなわち DD' よりも CC' の方がくぼみは深い。すなわち、①、②、および③より、スライムは記憶現象を検証できたが、人肌ゲルは記憶現象を有しない。なお、②と③の連続測定は、エアジェットにより瞬時の負荷・除荷が可能で、および瞬時のくぼみ計測が可能で、これが本装置の特長である。

#### 4. 結 言

- (1) スライムは記憶現象を有し、繰り返し数とともにくぼみ形状は大きくなる。
- (2) 人肌ゲルは記憶現象を有しない。

参考文献 (1) 横田, 長尾, 高木: 繰り返しエアジェット下に現れる柔軟物のくぼみ特性, 日本材料学会, 第 66 期学術講演会 (2017 年 5 月 28 日)

# 膝 OA 早期診断を目指した BJAS の開発に関する研究

長尾 光雄<sup>1)</sup>, 横田 理<sup>1)</sup>, (Kim Youngho<sup>2)</sup>)

<sup>1)</sup>日大工・機械, (<sup>2)</sup>Yonsei Univ.Bio.Eng)

## 1. 緒論

本研究において対象とする変形性膝関節症(以下, 膝 OA と略記;Osteoarthritis)は, 加齢, 肥満, 遺伝的因子, および力学的負荷など多くの要因が関与して発症する多因子疾患である. 特に力学的負荷は, 加齢に伴い関節軟骨の変性および破壊に関与し<sup>1)</sup>, 進展すると時には痛みも伴って歩行障害が起きる. また進行性の疾患でもあり治療による完治が望めないため, 予防医療の考えから疾患の発症や進行を早期に診断し, 膝 OA の進行を遅延する方法が求められている. そこで本研究では, 中高齢者の膝 OA 診断を目指した膝 OA 計測診断システム構築の研究を進めている<sup>2)4)</sup>. 膝 OA の進行過程において軟骨劣化に伴う硬化, 損傷による凹凸の発生が可動時のメカニカルな発音の要因と仮定し, この強さと軟骨損傷度の相関が分かれば膝 OA の進行度が推定でき, 診断に活かせると考えている. なお, 発音とは主に信号固有の時系列周波数特性を意味する.

本報では次の 3 点について報告する. 1 つ目は健康膝, スポーツ膝, および膝 OA 膝が屈伸した際の発音に特徴が表れるのか試験した. 次に, 膝関節屈伸可動時に発した強い信号の繰り返しを確認するためには, 屈伸の終始とその可動域角度を知る必要から角度計の性能試験を行った. 3 点目は発音形態が摺動面の凹凸形態と相関するものと想定しており, 人工的な凹凸形態と発音の形態を比較した.

## 2. 健康膝, スポーツ膝, および膝 OA 膝の発音

軟骨損傷度合の序列を健康膝, スポーツ膝, および膝 OA 膝と想定し, 発音もこれと相関すると想定した試験である.

**2.1 試験方法** 過去に継続的なスポーツ履歴を有しない 22 歳男性の膝関節を健康膝, スポーツ歴が長い 22 歳男性の膝関節をスポーツ膝, そして通院している 84 歳男性の膝関節を膝 OA 膝と呼び, 各被験者の協力により信号を計測した. 信号計測には骨関節音響センサ<sup>5)</sup>(以下, BJAS と略記;Bone-Joint Acoustic Sensor)を用いる. 膝関節の屈伸は, 負荷を与えない座位姿勢での自動屈伸と負荷を与える座位から立位への荷重屈伸である. 計測部位は, 膝蓋骨,

脛骨上端外側, および内側の 3 カ所とした. 解析周波数は 0~20[kHz]の範囲と, これを 7 分割した周波数範囲で実施した.

**2.2 信号の数値化** 屈伸 1 往復の信号を数値化した事例を図 1 に示す. 2.4~4.5[kHz], 横軸に時間 t[s], 左縦軸にパワースペクトル S [dBV], 右縦軸にイベント数 N [count]を示す. 数値化には, 信号(青線)の休止域を外した「しきい値」(赤線)を設け, これを超えた信号のイベント数を累積(以下, N 値と略記)している. その総数の大小が発音強度と相関すると考え, 摺動面抵抗や凹凸形態と関係しているものと予測している. この例の N 値は点線で示され, 総数は 326 となった. しきい値 TH は, 休止域信号の平均値 Avg. と標準偏差 SD から  $TH \approx Avg. + \alpha SD$  ( $\alpha = 2 \sim 5$ )として与えた.

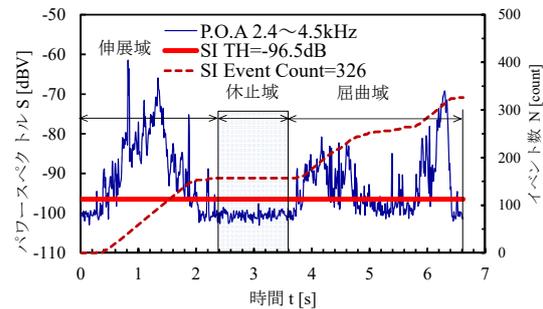


図 1 タイムトレンド信号の数値化

**2.3 周波数範囲 0~20[kHz]の数値化** 図 2 は 3 往復した信号を周波数(以下, f 値と略記) 0~20[kHz]の N 値を平均したもので, 横軸には 3 形態の左膝-脛骨上端内外側, 縦軸にイベント数 N [count]を示す. 3 形態に共通する点は荷重屈伸の N 値は自動屈伸の N 値より大きく, 膝 OA 膝の内外側の N 値は他の 2 形態の N 値より大きく, 自動では  $3.0 = 108/36$ , 荷重では  $4.5 = 361/108$  の差異が認められる. これに比べて他の 2 形態には N 値が小さく差異の特徴はない.

**2.4 周波数範囲を分割した数値化** 3 形態の摺動面形態に差異があれば, これに応じた周波数の発音が見込めると考えて, 先の f 値を図 3 の横軸に示す 7 段階に分けた N 値で比較した. 図 2 に示す 3 形態の判別が付かない脛骨上端内側のデータを対象として f 値を分割したものが図 3 であり, 上から健康

膝, スポーツ膝, および膝 OA 膝の順に並べた. 図中の破線の囲いは, N 値が大きい f 値の範囲である. 3 形態の差異を N 値の大小と f 値から比較する. 健常膝は 0.2~0.9kHz, スポーツ膝はこれに加えて 0.9~4.5kHz, 膝 OA 膝はスポーツ膝の f 値に加えて 4.5~10.0kHz で N 値が大きい. この事例から N 値が大きい f 値は, 健常膝では 0.2~1.0kHz, スポーツ膝は 0.2~4.5kHz, および膝 OA 膝は 0.2~10.0kHz の荷重屈伸時に発信が大きいことから, 摺動面の凹凸や硬軟の形態が異なっているものと想定する. 摺動面形態の特徴を N 値で比較するには, f 値の細分化と負荷を与えることが有効である.

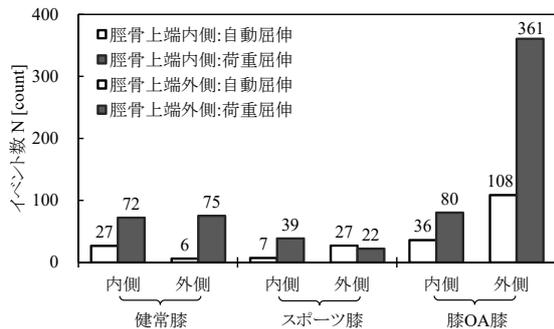


図2 左膝関節周波数範囲 0~20[kHz]の N 値

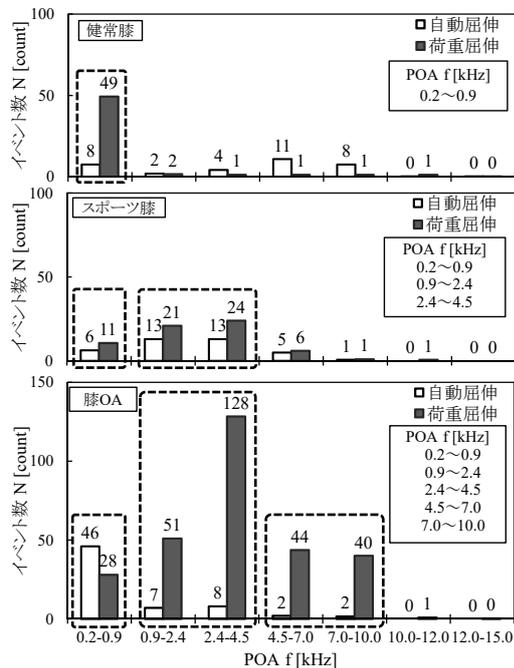


図3 左膝関節-脛骨上端内側の N 値

### 3. 膝関節角度計測用角度計の試験

膝関節屈伸の終始とその可動域角度を正確に知る必要性から角度計の試作を進めていたが, 市販のゴニオメーターと同様に有線のため, 被験者と験者への負担の軽減が課題になった. 臨床試験では無線化による操作が簡素な角度計が望まれており, 臨床で

使われている無線式角度計 2 台の精度を検証した.

**3.1 試験装置と方法** 検証の基準とした角度計はポテンションメータ(以下, 角度計 A と略記)であり, 測定精度は試験の結果から最大指示値  $340[\text{deg}] \pm 0.60[\text{deg}] (\pm 0.18\%)$  であった. 対象の角度計は図 4 に示す 3 軸ジャイロ無線式角度計<sup>7)</sup>(以下, 角度計 B と略記)である. 膝関節の可動域中心軸<sup>8)</sup>は一定ではなく, 角度の繰り返しによる再現が困難であるため, 角度計 A を回転中心軸とした幾何学的な下肢関節モデルを製作した. 図 5(a)は荷重屈伸の幾何モデルで(b)がこれを実現した角度計 A と角度計 B を付ける下肢モデルである. 角度計 B を検証する許容値は次のように定めた. 膝関節の屈伸動作は約 6 [s] で  $110[\text{deg}]$  可動する. 可動角度  $\theta_4$  では角度計 A の指示値の  $\pm 1[\%]$  とした  $\pm 1.1[\text{deg}]$  以内, 終始の再現性は初めの動き出し角度  $\theta=0[\text{deg}]$  を基準として往復繰り返しごとの動き出し角度  $\theta$  との差を  $\theta_{\text{rep}}$  とし, 角度計 A と同じ  $\pm 1.1[\text{deg}]$  とした. 次に角度計 A の終始時間との差を  $\Delta t_s, \Delta t_e$  とし, それぞれ  $\pm 0.2[\text{s}]$  以内とした. これらの許容要件において, 角度計 B の測定精度, 再現性, および時間差を検証した.

**3.2 角度計 A を用いた荷重屈伸試験** 紙面の都合で自動屈伸検証試験の詳細は省略するが, 結果は荷重屈伸に併記する. 図 5(a)には大腿骨部  $l_1=483[\text{mm}]$ , 脛骨部  $l_2=415[\text{mm}]$ , および足部  $l_3=83[\text{mm}]$  とした. 臨床の荷重屈伸では, 角度計 A の値を基準に足部を内側に  $\theta_1=20[\text{deg}]$  引き込み, 足部を床面に置くため, 膝関節の位置が角度  $\theta_2$  相当分下がる. 試験では(b)に示す  $\theta_2=0[\text{deg}]$  とした. この姿勢を試験開始位置とし,  $l_1$  を角度  $\theta_3$  持ち上げると  $l_2$  が連動し

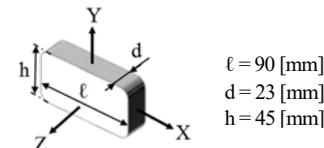
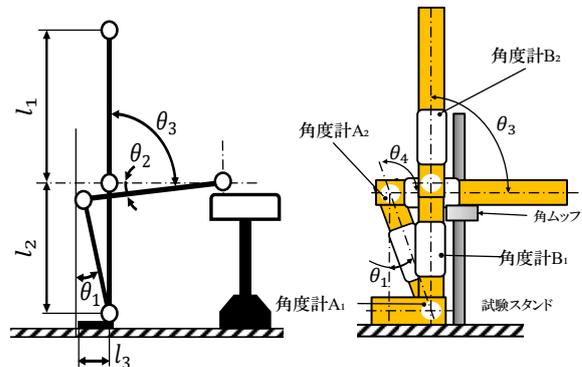


図4 角度計 B の 3 軸概略図<sup>7)</sup>



(a) 関節幾何学動作 (b) 角度計と関節動作  
図5 荷重屈伸下肢関節モデル装置概略図

$\theta_1$ が可動する. この動作を5往復の3回程繰り返す. 角度計 A と角度計 B の角度  $\theta_4$  は, 次の関係になる.

- 角度計 A ;  $\theta_4$ , ( $\theta_4$ は角度計 A<sub>2</sub>で測定)
- 角度計 B ;  $\theta_4 = \theta_1 + \theta_3$  ( $\theta_1$ -角度計 B<sub>1</sub>,  $\theta_3$ -角度計 B<sub>2</sub>)

角度計 B の試験は, 脛骨前面と脛骨外側面に取り付け, 測定軸方向の差異も検証した.

**3.3 荷重屈伸検証試験結果** 角度計 A に対する角度計 B の脛骨前面と脛骨外側面の結果を図6と図7に示す. 縦軸に角度  $\theta_4$ [deg], 横軸に時間  $t$ [s]を表し, 角度計 A(青太線)の1往復の時間間隔は信号の動き始めと動き終わりを基準とした. 次に評価項目の結果は平均値であり, 表1に $\Delta\theta_4$ と $\theta_{rep}$ , 表2に $\Delta t$ を示す. これらより, 脛骨前面の $\Delta\theta_4 = -10.5$ [deg], 脛骨外側面の $\Delta\theta_4 = -6.0$ [deg], 同じく $\theta_{rep}$ は14.0[deg]と3.8[deg]となり, 両方の許容値 $\pm 1.1$ [deg]を満足しなかった. 次に時間差 $\Delta t_s$ と $\Delta t_e$ も平均値であり, 脛骨前面で-2.1[s]と-2.4[s], 脛骨外側面では, 0.3[s]と-0.7[s]となり, 許容値 $\pm 0.2$ [s]を満足しなかった. ここで自動屈伸の場合, 可動角度 $\Delta\theta_2$ は脛骨前面で-2.6[deg], 脛骨外側面では-2.2[deg], 同じく再現性 $\theta_{rep}$ は0.7[deg]と0.8[deg]となる. 両方の許容値は $\pm 1.2$

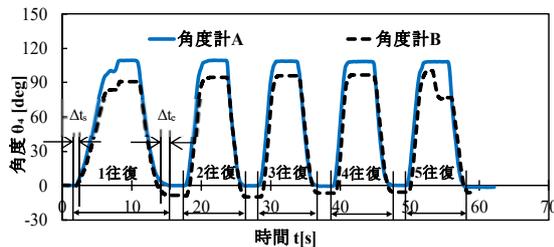


図6 脛骨前面位置の可動角度

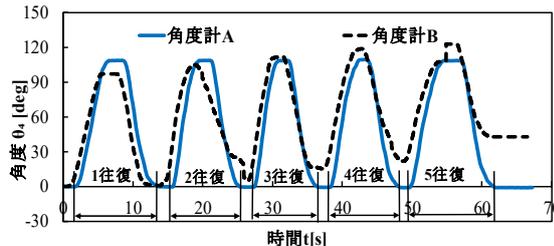


図7 脛骨外側面位置の可動角度

表1 角度の測定精度と再現性の評価

各取り付け位置の評価 (許容値:1.1[deg])				
角度計	可動角度 $\theta_{4, ave}$ [deg]		再現性 $\theta_{rep, ave}$ [deg]	
	脛骨前面	脛骨外側面	脛骨前面	脛骨外側面
A	108.5	108.8	0.3	0.1
B	97.5	102.8	14.0	3.8
差 $\Delta\theta_4 = B-A$	-10.5	-6.0	-	-

表2 動き始めと動き終わりの時間差

角度計Bの動き始めと動き終わりの時間差 (許容値:0.2[s])		
時間	脛骨前面	脛骨外側面
動き始め 差 $\Delta t_s, ave$ [s]	-2.1	0.3
動き終わり 差 $\Delta t_e, ave$ [s]	-2.4	-0.7

[deg]であり再現性 $\theta_{rep}$ は満足した. 次に時間差 $\Delta t_s$ と $\Delta t_e$ も, 脛骨前面で2.5[s]と2.7[s], 脛骨外側面では, 1.6[s]と0.1[s]となり, 許容値 $\pm 0.2$ [s]を満足することは困難である. これらの荷重屈伸試験と自動屈伸試験の結果より, 角度計 B は許容値の要件を満足していないため, 膝関節可動域測定には適していないことが分かった.

#### 4. 人口的な凹凸形態摺動面と発信

BJAS は膝関節の軟骨等を含む摺動面形態に応じた発信を捉えていると推定している. これを診断に活用するのであれば, 発信の位置やその摺動面形態の実態は信号から想定される必要がある. そこで, 人工的に製作した凹凸表面を用いた試験を進めており, BJAS では3~6mmの凹凸ピッチの位置や大きさの実態を計測している. ここでは, ピッチが1mm以下の凹凸が連続した場合の発信とピッチ, および速度との関係について試験した.

**4.1 試験装置と方法** 摺動試験装置の概略図を図8に示す. 往復移動テーブルに試験片を固定し, センサホルダーの一端はセンサホルダー支持台に固定されており, BJAS と AM(1軸加速度計, 以下, AMと略記)を取り付ける. AMはBJASの対照群の位置づけである.センサホルダー下部は接触子を取り付けられており, 接触子の径3/8inch, 硬度HV1850の硬質球体を取り付けられている. 接触子とセンサホルダーの質量4.0[N]で負荷を与え, 摺動させたときの信号を計測した. 往復移動条件は, 回数が4往復, 設定摺動速度25, 50, および67[mm/s], 両センサの信号はDSPに送りPCで信号処理と解析をする. 試験片は単目の鉄工やすりで荒目( $p=0.769$ mm), 中目( $p=0.588$ mm), および細目( $p=0.370$ mm)の3種類を用いた. 図9には, 球体がやすりの凹凸ピッチ上を摺動した際の上下方向変位 $x$ を幾何学的に求めており, それぞれ0.016, 0.009, および0.004[mm]となる. 図10は, 荒目のやすりで速度が25[mm/s]のタイムトレンド信号であり, 縦軸がスペクトルレベル $S$ [dB], 横軸が時間 $t$ [s]になっている.

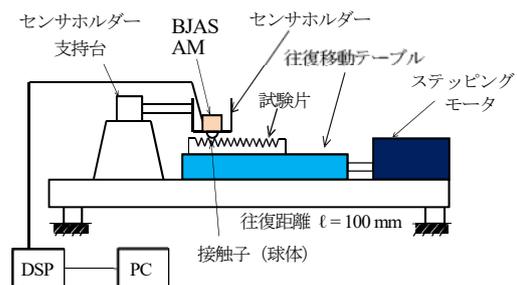


図8 摺動試験装置の概略図

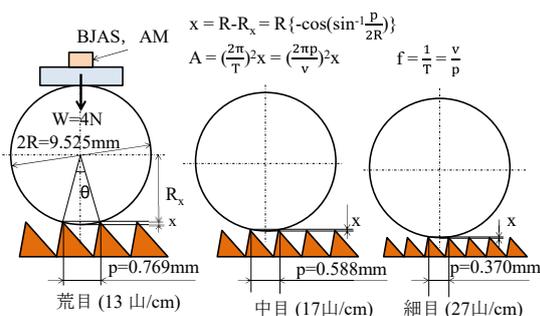


図9 球体とやすりのピッチからの上下変位 $x$

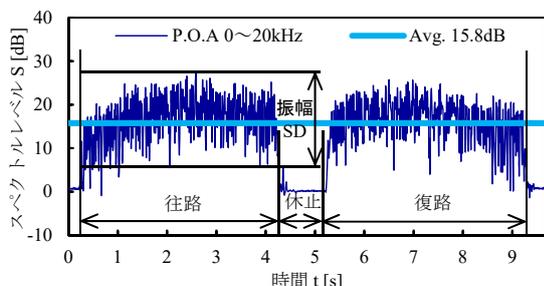


図10 タイムトレンド信号 (BJASの信号)

4.2 試験結果 速度と信号の強さの関係について、最小値 $S_0$ との $S/S_0$ 、 $v_0=25[\text{mm/s}]$ の $v/v_0$ の比で表しBJASとAMを図11と図12に示す。信号の強さ $S$ は図10の往復路時間の信号を往復回数から平均している。 $v/v_0$ と $S/S_0$ の関係を荒目やすりの実験式(図中破線)で示せば、その傾きがBJASでは1.98、対してAMは0.15となり、速度の変化に対する感度はBJASが約13倍となり優位である。次に、上下の加速度と信号振幅の関係については、最小値の $A_0$ と $SD_0$ との比で $A/A_0$ 、 $SD/SD_0$ で表し、BJASとAMを図13と図14に示す。信号振幅の大きさは、標準偏差 $SD$ で示している。図10に示す $SD$ は往復路時間内の振幅 $SD$ 内で求めた。 $A/A_0$ と $SD/SD_0$ の関係には相関性があり、荒目の変位は細目の約4倍、中目の約2倍程度大きいため、 $SD$ にもその違いが表れている。細目やすりの実験式(図中破線)で示せば、その傾きがBJASでは0.29、AMは0.13となり、加速度の変化に対する感度はBJASが約2倍となり優位である。ピッチが1mm以下の凹凸が連続した試験片からの感度について、対照群にAMを用いたBJASでは、速度変化の感度が約13倍、加速度の $SD$ では約2倍程度、BJASが優位であった。

## 5. 結論

本報では3点の進捗について報告した。これまでに分かった要点と今後について示す。

(1) 健常膝、スポーツ膝、および膝OA膝が屈伸した際の3形態をイベント数の大小で特徴づけるには、適正な周波数の分割と適正なしきい値を与えることにより、実現可能である。今後は、しきい値の与え方、分割数の適正化、およびこれらの効果の有無を

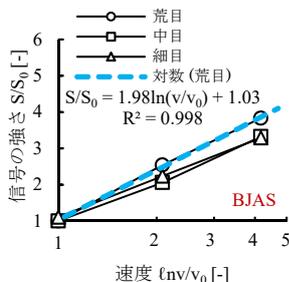


図11 BJASによる摺動速度と信号の強さ

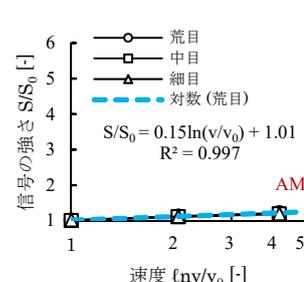


図12 AMによる摺動速度と信号の強さ

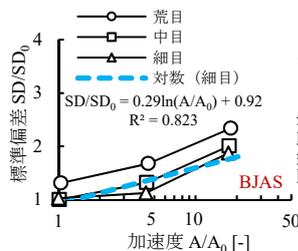


図13 BJASによる標準偏差と振動加速度

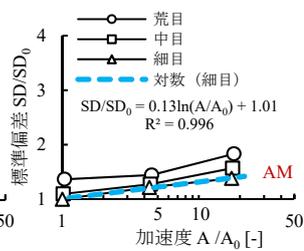


図14 AMによる標準偏差と振動加速度

確認するために、生活環境が異なる被験者の事例を増やす。

(2) 臨床現場で使われる無線式角度計2個を下肢関節モデルで試験したが、設定した許容値を超える誤差となり、対象とした角度計は本試験条件には適さないことが分かった。今後は、許容値を満足する仕様の無線式角度計を探し、適正を検証する。

(3) 1mm以下の細かい凹凸ピッチを有する3種類のやすり面に球体接触子を押し付けて、速度と信号の大きさ、およびピッチと上下変位からの加速度の大きさには正の相関を認めた。今後は、介在物が摺動面に介在した場合、介在物の大きさ、硬軟、および負荷の大きさ等が変化した条件に応じた、発信の形態とこれを示せる解析方法も検討する。

## 文献

- 1) 木藤 他7名, 変形性膝関節症 理学療法診療ガイドライン, (2011), p.273.
- 2) 日本大学: 生体音響センサ及び生体音響センサを用いた診断システム, WO2011/096419.
- 3) 長尾, 変形性膝関節症の予防診断支援システムを目指した臨床病気分類の信号解析, 第59回日本大学工学部学術研究報告会 講演要旨集, (2016), p.17/20.
- 4) 長尾, 横田: 変形性膝関節症の早期予防を目指した診断支援システム用センサの開発, 地域ケアリング, Vol.17, No.11, (2015), pp.50/54.
- 5) Nagao, Yokota et al., Frequency Response in Bone Joint Acoustic Sensor Development, Int. Jour. Tech. & Health Care, Vol.23, No.6, (2015), pp.715/727.
- 6) 長尾, 横田, 他2名: 膝OA予防診断を目指したBJASの開発, 第49回日本生体医工学会東北支部大会要旨集, (2015), p.24.
- 7) 酒井医療機器, マルチセンサ $\theta$ 取扱説明書, pp.16/17.
- 8) 中井, 動きの解剖学, 科学新聞社, (1995), pp.192/204.

# 尿失禁治療装置の開発

遠藤 拓<sup>1)</sup>, 山口 脩<sup>2)</sup>

1) 日大工・電気, 2) 日大工・生命

## 【緒論】

平成 26 年度に尿失禁防止のための人工括約筋を考案し、特許出願をした<sup>[1]</sup>。尿道周囲に巻いたシートを回転磁石で引っ張ることにより、尿道を圧迫し、尿を止め、尿失禁を防止するという原理である。この原理に基づく試作機を作製し、体の外から永久磁石を使って体内にある回転磁石を用いた人工括約筋尿を動作させ、尿を止めておく通常状態と排尿状態の 2 つの状態に変化させることができた。

通常、これらの状態遷移中には尿道から圧力がかかっている。そのため今回、状態遷移が可能な尿道圧力を調べたので報告する。

## 【回転磁石連結シート型人工括約筋の動作原理】

図 1 に回転磁石を用いた連結シート型人工括約筋の動作原理図を示す。尿道に巻くシートにはシートの長さ方向、つまり尿道の周方向にワイヤーが貫通しており、その先が回転磁石の回転軸に取り付けられている。回転磁石は互いに対面状態である時が静磁氣的に安定状態であるため、ワイヤーを引きながら回転する。ワイヤーが引っ張られることにより、尿道に巻かれたシートは縮むことになる。シートには厚さが他よりも極端に薄い部分を設けているため、この部分が変形して尿道を周方向から均一的に締め付けることになる。これが通常状態で図 1 中の左側の (a) の状態である。この際、くしゃみなどの突発的な尿道圧力変化があっても回転磁石の吸引力により、対面状態を保つことができるため、尿漏れを起こさずに済む。

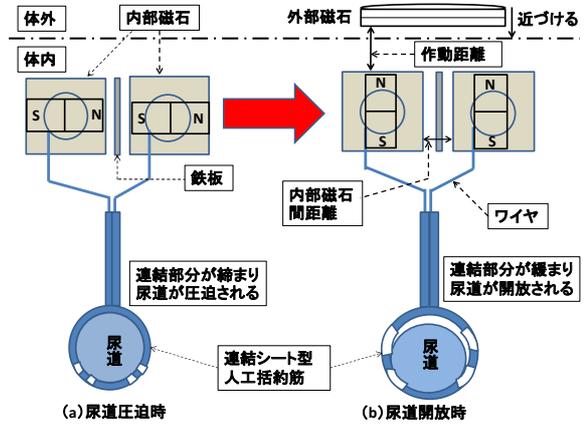


図 1 回転磁石シート型人工括約筋の動作

排尿時には (b) のように、体の外から外部磁石を近づけ、回転磁石の一方の極 (図では N 極) を引き付け、2 つの磁石を回転させる。これにより、ワイヤーが緩み、尿道が開放され、排尿可能となる。排尿終了後、外部磁石を遠ざける、もしくは外部磁石の極性を反対にすれば、回転磁石が対面状態に戻るよう回転し、ワイヤーが引っ張られることになり、尿道が圧迫され、(a) の状態に戻る。

外部磁石を近づけ、回転磁石が回転する距離を作動距離と呼び、皮膚、脂肪等を考慮し、30 [mm] を最低仕様条件とした。この作動距離は 2 つの回転磁石 (体外の外部磁石に対して、内部磁石と名付ける) の間の距離、内部磁石間距離を離すことで作動距離を長くすることができる。しかし、内部磁石間距離が長すぎると対面状態において尿道を締め付けておく力が弱くなってしまう。内部磁石間距離に対して、1 [N] の力でワイヤーを引いても対面状態を保てるか耐久試験を行った。実

表 1 内部磁石間距離に対する作動距離と耐久試験動作範囲

鉄板の種類	内部磁石間距離 (mm)									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
φ 4mm			○	○	○	○	○	○	○	○
φ 5mm			○	○	○	○	○	○	○	○
φ 6mm				○	○	○	○	○	○	○

際に使用する際には、作動距離と耐久試験の両方の仕様を満たす必要がある。これまでの研究で、内部磁石間に内部磁石と同じ直径で 1 [mm] 厚の鉄板を挟むと良いことが分かったため、鉄板を挟んだ状態で内部磁石間距離に対する作動距離および耐久試験の仕様を満たすかを調べた。表 1 に 3 種類 ( $\phi 4$  [mm],  $\phi 5$  [mm],  $\phi 6$  [mm]) の内部磁石に対して内部磁石間距離を変化させながら仕様を満たすか調べた結果を示す。網掛けが耐久試験を満たす範囲を表しており、○が作動距離の仕様を満たす範囲を表している。両方の仕様を満たすのは内部磁石が  $\phi 5$  [mm] のとき、内部磁石間距離が 3 [mm] 4 [mm] の時であることが分かった。

### 【圧力測定結果と考察】

通常時において、くしゃみなどの突発的な尿道圧力の変化に対して、尿道を締め付け続けなければ尿漏れを起こしてしまう。図 2 のように疑似尿道に見立てた風船に注射器から圧力をかけ、連結シートが緩んでしまう圧力を測定した。その結果、今回の注射器から与えることができる最大の圧力である 13 [Pa] まで尿道が解放することはなかった。このことから、突発的な尿道圧力の変化でも尿漏れを防ぐことができることが分かった。

次に、外部磁石を近付け、連結シートを開放状態にした後、尿道の圧力を上げていき、連結シートが緩む圧力を測定した。内部磁石間距離を 3 [mm] と 4 [mm] の 2 種類で 10 回測定した。平均がそれぞれ 6.8 [kPa], 6.6 [kPa] となり、6 [kPa] 台であった。開放を開始する圧力が高く、力むなどして、膀胱圧力を上げないと排尿できない可能性がある。そのため、開放開始圧力を下げる工夫を施す必要がある。

最後に、排尿後に尿を止める動作での圧力測定を行った。疑似尿道に圧力を加えたまま、外部磁石を反転して、尿道を締め付ける動作をさせ、連結シートが所望の動作をするか測定した。表 2(a) に内部磁石間距離が 3 [mm] の場合の結果、表 2(b) が 4 [mm] の場合の結果を示す。表中の“○”は所望の動作をしたことを表し、“△”は動いたが完全に締め付けることができなかったことを表し、“×”が全く動作しなかったことを表している。内部磁石間距離 3 [mm], 4 [mm] とともに、

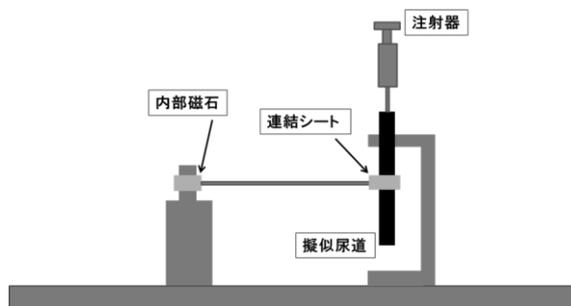


図 2 圧力測定装置の概略図

表 2 圧力印可状態での尿道締め付け実験

(a) 内部磁石間距離 3 [mm]

回数	圧力 [kPa]					
	0	0.1	0.2	0.3	0.4	0.5
1	○	○	○	○	△	×
2	○	○	○	○	○	×
3	○	○	○	○	△	×
4	○	○	○	○	△	×
5	○	○	○	○	△	×
6	○	○	○	○	△	×
7	○	○	○	○	△	×
8	○	○	○	○	△	×
9	○	○	○	○	△	×
10	○	○	○	○	△	×

(b) 内部磁石間距離 4 [mm]

回数	圧力 [kPa]					
	0	0.1	0.2	0.3	0.4	0.5
1	○	○	○	○	△	×
2	○	○	○	○	○	×
3	○	○	○	○	△	×
4	○	○	○	○	△	×
5	○	○	○	○	○	×
6	○	○	○	○	△	×
7	○	○	○	○	△	×
8	○	○	○	○	○	×
9	○	○	○	○	△	×
10	○	○	○	○	△	×

尿道に 0.4 [kPa] 以上の圧力がかかっていると尿道を締め付けることができなかった。通常の尿道圧は 1 [kPa] 程度であるため、このままでは尿を止めることができないことになる。今後、1 [kPa] 以上の圧力下でも締め付けられるような工夫をしていく必要がある。

### 参考文献

- [1] 発明の名称:人工括約筋, 発明者:遠藤 拓, 山口 脩, 遠藤 多恵子, 亀本 順志, 我妻 優, 出願日:平成 27 年 1 月 30 日, 特許出願公開番号:特開 2016-140457, 公開日:平成 28 年 8 月 8 日.