村山嘉延¹⁾ 1)日大工・電気電子

1. はじめに

未成熟卵子を体外で排卵状態まで培養する体 外成熟 (in vitro maturation: IVM) 技術は、マ ウスにおいて卵成熟ならびにそれに続く発生の メカニズムの解明に用いられる。加えて本来個体 形成に寄与しない未成熟卵からも卵子を得るこ とが可能となるので、ヒト不妊治療への応用も期 待される。しかし、不十分な IVM は、受精能、 活性化能、胚発生、妊娠率、胎子の分娩時体重、 流産率等様々な影響を及ぼす。卵子が正常に成熟 したかを判断するときに、核の成熟はその形態か ら容易に判断することができるが、細胞質の成熟 を顕微鏡下で観察することはできない。卵子成熟 の指標となるものの一つに、卵子・卵丘細胞複合 体 (cumulus-oocute complex: COCs) の形態評 価があるが、卵操作のために卵丘細胞を剥離した 後に IVM を行った卵子は、さらにその成熟を判 断することが困難となる。卵子の周りを取り囲ん でいる卵丘細胞は、卵子の細胞質成熟をコントロ ールし、その機能が排卵を誘起し、かつ受精に際 しても重要な役割を果たす。しかし、未成熟卵子 である GV 卵子に、核置換および精子や遺伝子の 細胞質内注入といったマイクロマニピュレーシ ョンを行う際には、卵丘細胞が操作の妨げとなる ので、卵丘細胞を剥ぐことは避けられない。卵丘 細胞を裸化した GV 卵子は、卵成熟や、それに続 く胚発生に影響を及ぼす危険性を考慮する必要 がある。そこで本実験では、マイクロタクタイル センサ (MTS) を用い、マウス単為発生卵の発 生過程および IVM における成熟過程における硬 度変化を明らかにすることを目的とした。

2. 実験方法と結果

【未成熟卵子の採卵および体外成熟】

供試動物は、BDF1 系雌マウス 7~8 週令を用 いた。未成熟な卵核胞期 (germinal vesicle: GV) の卵子は、10IU の妊馬血清性性腺刺激ホルモン

(pregnant mare's serum gonadotorophin: PMSG)を腹腔内投与46~48時間後、Hepes緩 衝 aMEM 中で卵巣から卵胞を27Gの注射針でか きさくことにより採取した。実験には、実体顕微 鏡下で卵丘細胞が緊密に付着し、卵細胞質の均一 な卵丘-卵子複合体 (cumulus-oocyte complexes : COCs)のみを用いた(図 3-2-1)。IVM 過程で MTS 測定を行った未成熟卵子の COCs は、測定 の妨げとなるので、採卵直後に 0.1%ヒアルロニ ダーゼ添加 aMEM により卵丘細胞を裸化し、 3mg/ml BSA 添加 aMEM 培地中で 37℃、5% CO2、95%air の条件下で培養をおこなった。成 熟過程で MTS 測定を行わなかった卵子について は、COCs のまま同条件下で IVM を行った。

【体内成熟卵子の採取、人為的活性化、体外成熟】

第2減数分裂中期(metaphaseⅡ:MⅡ)の卵
 子は、PMSG 10IU を供試マウスに腹腔内投与
 48時間後にヒト絨毛性性腺刺激ホルモン

(human chorionic gonadotropin:hCG) 5IU を 投与することにより得た。hCG 投与 12~18 時間 後に卵管膨大部より採卵した COCs (図 9) は M2 で洗浄後、0.1%ヒアルロニダーゼ添加 M2 に より卵丘細胞を裸化した。得られた卵子は洗浄後 10mM SrCl₂、5 μ g/ml サイトカラシン B (CB) 添加 Ca²+ free KSOM で 2.5 時間、5 μ g/ml CB 添加 KSOM で 3.5 時間、計 6 時間人為的活性化 処理を行った。

処理後の卵子は、実体顕微鏡下で前核形成を確 認することにより活性化状況を調べた。このとき、 2 前核 1 極体 (2PN1PB) が観察された卵子のみ を活性化卵とし、KSOM 中で 37℃、5% CO2、 95%air の条件下で発生培養を行った。

【実験1】人為的活性化とZP弾性

塩化ストロンチウムを用いて人為的活性化処 理を施したマウス卵子の単為発生における弾性 率の変化を調べた。卵子および胚は MII、前核 期(pronuclei: PN)、2 cell、および桑実胚 (compaction morula: CM)の各発生ステージ において弾性率を測定した。測定した結果を図1 に示す。活性化にともない、PN期には有意に弾 性率が増加した。



【実験 2】裸化卵子の体外成熟過程における ZP 弾性率変化

マウス裸化卵子の体外成熟およびそれに続く 単為発生の各ステージにおいて弾性率を測定し た。COCsは、0.1%ヒアルロニダーゼ添加 aMEM により卵丘細胞を裸化し、3mg/ml BSA 添加 αMEM 培地中で 37℃、5% CO2、95% air の条件 下で体外培養(IVM)をおこなった。GV 期から、 卵核胞崩壊 (germinal vesicle breakdown : GVBD)、第1減数分裂中期(metaphase I:M I)、第1減数分裂後期(anaphase I:AI)-終期(telophase I:TI)、および MⅡまでの各 成熟過程における弾性率の測定は、IVM 過程で それぞれ行った。ステージが明確ではない卵子は、 測定後 Hoechst33342 で核を染色することによ り減数分裂のステージを調べた。測定した結果を 図2に示す。マウス卵子の弾性率は、卵子成熟過 程において有意に減少した。



図2. 裸化卵子の体外成熟過程における ZP 弾性 率変化

【実験3】卵丘細胞の付着状態と ZP 弾性

マウス卵子の GV 卵子採卵時における卵丘細 胞の付着状態が違う卵子の硬さを調べた。未成熟 卵子に付着している卵丘細胞の状態に応じて、卵 丘細胞が緊密に接着しているもの(+)、卵丘細 胞が一部剥離しているもの(±)、および卵丘細胞 の付着が殆ど見られないもの(-)の3区に分け て測定した。測定した結果を図3に示す。



図3. 卵丘細胞の付着状態と ZP 弾性

採卵時の卵丘細胞付着状態による GV 卵子の 硬さによる統計学的な差は見られなかったが、卵 丘細胞の付着が悪い状態であるほど、ZP 弾性率 が高い傾向を示した。

【実験 4】体内および体外成熟卵の ZP 弾性

マウス卵子の成熟の違いによる MII 卵子の硬 さの違いを調べた。過剰排卵処理によって得られ た体内成熟 (*in vivo*) 由来卵子および GV 期に採 卵し、体外成熟 (*in vitro*) 由来卵子を、ヒアル ロニダーゼ処理後に硬度測定を行った。測定した 結果を図4に示す。



図4. 体内および体外成熟卵の ZP 弾性

3.まとめ

本実験において、ストロンチウムを用いて活性 化処理を施したマウス卵子は、通常受精と同じよ うに透明帯硬化が起きているという結果を得た。 しかしながら、卵丘細胞を裸化して IVM を行っ た卵子は、形態学的に成熟卵と同様であっても、 同様に活性化処理をおこなっても透明帯硬化が 起こらなかった。このことから、卵丘細胞裸化卵 子の IVM では、細胞質ならびに透明帯の成熟が 不十分なのではないかと考えられる。実験2にお いては、卵成熟に伴い卵子硬度が軟化するという ことが力学的に明らかになったが、実験3におい て卵丘細胞の付着が弱い細胞ほど ZP 硬化の傾向 がみられたことから、成熟による ZP 軟化が不純 分であったか、あるいは表層顆粒の分泌が起こり ZP 硬化した可能性が考えられる。最後に、in vivo 成熟した卵子透明帯の弾性率が 18.5kPa まで軟 化したのに対し、in vitro 成熟した卵子透明帯は 28.8kPa であり有意に高い結果を得た。

本研究の結果から、卵丘細胞を裸化した GV 卵 子は、卵成熟や、それに続く胚発生に影響を及ぼ す危険性を考慮する必要があると同時に、卵子成 熟の過程が受精後の受精卵品質に影響を及ぼす 可能性があることが示唆すされた。

加えて、卵子の成熟度を判断するときに、核の 成熟は形態学的に判断できるが、細胞質の成熟を 顕微鏡下で観察することはできない。本研究結果 は卵操作のために卵丘細胞を剥離した後に IVM を行った卵子の品質を評価できる可能性を示唆 している。 円筒同軸型電極によるマイクロ波ハイパーサーミア

〇道山 哲幸 鍬野 秀三(日大工・電気)

1. はじめに

現在のラジオ波(RF)ハイパーサーミア(周波数 f = 8MHz,加温時間t = 60min)は、化学療法や放 射線療法と併用される非侵襲治療法の一つであ る[1]。一対の同径あるいは大小電極で人体を挟 み、RFを照射して患部を直接加温する。しかし ながら、深部加温のために電極が大型になり、意 図しない場所で加温されることがあった。さらに 目標温度に達するために大電力を必要とし、医療 従事者への電磁界影響が懸念されるなど、問題も 多く残されていた。

我々は本プロジェクトにおいて、治療範囲の制 御を目的とした分散電極法を提案し、頭部を含む 生体深部の局所選択的加温の実現を試みている [2]。これにより大径電極の深部加温を保持し、 分散電極側を低減するなど、選択的加温の改善を 実現してきた。またこれを頭部に応用する検証を 行い、脳腫瘍の治療の可能性を示唆した。しかし ながら、従来の周波数では脂肪過熱が十分に解決 できていない。

抜本的な改善のため、我々はリング型電極を提 案した[3]。これは人体を挟まず、中心電極の径 に依存した治療を実現した。しかしながら非侵襲 温度測定は十分に考慮されていない。

本研究では、円筒同軸型電極を提案し、加温分布を検証する。

2. 本論

図1に数値解析のモデルと寸法を示す。ただし、 (a)zx 面、(b)ixy 面 (z = 0)である。筋肉モデル (260mm×260mm×130mm)、脂肪モデル(20mm)の 上部に中心円筒同軸 D_1 を配置し、外部円筒同軸 の内径を 209.7mm で配置する。また電極と脂肪 の間には、Bolus (300mm×300mm×50mm、温度 $T_{Bolus} = 15 \ ^{\circ}$ C)を配置する。入力電力 $P_{in} = 500W$ 、 $f = 430 \ MHz$ とし、数値解析には、有限積分法



図 1 Simulation model (a)*xy*-plane(center section), (b)zx-plane(top)

表 1 Dielectric Property (f=430MHz) [4]

	Permittivity	Conductivity	Density	
model	Er	σ	ρ	
		[S/m]	[kg/m ³]	
Fat	5.56	0.042	911	
Muscle	56.9	0.804	1041	
Bolus	83	0.004	1000	

表 2 Thermal Property[4]

組織	比熱	熱伝導率	血流	血流	
	$C_{ m p}$	К	係数	温度	
	[kJ/°C•kg]	[W/m⋅°C]	b	$T_{\rm b}$	
			[W/m ³]	[°C]	
脂肪	2348	0.21	0.51	33	
筋肉	3421	0.49	0.91	37	
Bolus	15 °C(一定)				

(MW-Studio: Dassault Systems)を使用した。加温 のための熱源である比吸収率 SAR は、

$$SAR = \frac{\left|J\right|^2}{2\rho\sigma} \qquad [W/kg] \tag{1}$$

で計算する。ただし、導電率 σ 、密度 ρ 、電流密度Jである。さらに温度は生体の熱輸送方程式として、

$$\rho \cdot C_p \frac{\partial T}{\partial t} = \kappa \cdot \nabla^2 T + \rho \cdot SAR - b(T - T_b)$$
(2)

で算出する。ただし、比熱 C_p 、熱伝導率 κ 、各組織の温度 Tである。なお、本モデルは生体の特徴を考慮して及び血流温度 T_b 、血流係数 b とする。

表1および表2はそれぞれ組織の電気特性およ

び熱特性を示す[4]。ただし、Bolus はインピーダ ンスマッチングと過熱抑制のため、水(15℃一定) を用いる。

図 2 に zx-plane の温度分布を示す。ただし、(a) は提案型(f = 430MHz)、(b)は従来型(f = 8MHz)で ある。それぞれ位置 P_o の温度(t = 60min)は、(a) で T = 77.0 °C、(b)で T = 44.1 °Cとなった。提案型 において、加温範囲は円筒同軸の外径程に広がっ ており、かつ筋肉モデルの中心まで加温されてい る。これに対し、従来型は中心電極の直径に依存 しており、加温範囲も筋肉と脂肪の境界に集中し ている。

図3に P_{in} に対する加温特性を示す。ただし、 中心の円筒同軸の直径を変えており、その他の解 析条件は図2と同様である。その結果t = 60min の温度は提案型の $P_{in}=100$ Wのとき目標温度 42.5°Cに達しており、従来型の500Wと等しい。

図4に経時変化に対する加温特性を示す。ただ し、解析条件は図2と同様である。提案型では5 分ほどで P。の温度が 42.5℃に達している。これ に対し、従来型では12分後に目標に達しており、 治療時間が短縮できる。

3. むすび

本研究では円筒同軸型電極を提案し、430MHz を用いた加温を検証した。その結果、従来型に比 べ、加温範囲の拡大、深部加温の実現、入力電力 の低減を示唆した。中心電極を同軸形状にしたこ とにより、最大加温位置の非侵襲温度測定が容易 になることを示した。また、医療従事者に対する 電磁波エネルギーの生体影響を低減することが 可能になる。

今後は、精密人体モデルでの解析を検証し、実 機の試作を計画する。さらに治療中の電磁界環境 の評価を実験的に行う予定である。

【文献】

- [1] 平岡 他: Hyperthermia manual, 医療科学社, 1999.
- [2] 道山 他: 信学総大(通信), B-4-16, Mar. 2015.
- [3] 道山他:平 29 東北連大, B-4-16, Aug. 2017.
- [4] IT'IS Database for thermal and electromagnetic parame-ters of biological tissues web site, http://www.itis.ethz.ch /virtual-population/tissueproperties/overview/



 \boxtimes 2 Theamal distribution (zx-plane, y=0)(a) proposed, (b) conventional ($D_1 = 60$ mm, $P_{in} = 500$ W, t = 60 min)



Input power vs. temperature of P_0 (a) proposed, (b) Conventional ($D_1 = 60$ mm, ($P_{in} = 500$ W, t = 60 min)



 \boxtimes 4 Heating time vs. temperature of P_0 (D_1 =60mm, P_{in} = 500W)

[謝辞]

研究に協力頂いた株式会社庄内クリエート工業の小 田秀一氏、村上拓也氏に感謝する。

Active aging を支援する人に優しい診断治療機器の開発 ー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 テラヘルツ波光源である UTC-PD (Uni-Traveling Carrier Photodiode [1])を用いた THz 波計測の高 速化のため、1.5µm 帯光変調器を導入して励起用 半導体レーザ光の高速変調を検討した。また、前 年度に構築したビーム走査型イメージング計測 システムを THz 波計測に発展させるため、THz 波ビーム径に合わせた大口径のガルバノスキャ ナを導入し、システム動作の安定化を検討した。 さらに高解像 THz イメージングに向け、極微細 の THz 波ビームを生成する表面プラズモン共振 器の数値解析・動作実証実験を検討した。

【連続テラヘルツ波光源励起用半導体レーザの 高速変調実験】

UTC-PD から放射される連続 THz 波を高感度 に測定するためには、THz 波に強度変調をかけて ロックイン検出することが不可欠であり、 UTC-PD に入力する1.5µm帯2波長励起光に強度 変調を与えればこれを達成できる。昨年度はDFB 半導体レーザ(DFB-LD)の電流変調を検討し、 1.5µm帯2波長光にkHzオーダの強度変調に成功 したが、消光比は最大で1.8dB に留まっていた。 そこで本年度は、UTC-PD 光学系への 1.5µm 帯動 作光変調器(BATi VOAP402HP-4455) 導入を検 討した(図 1)。



図1 外部変調器を用いた UTC-PD の光学実験系

外部変調器の導入に先立ち、従来の低速変調 (光ファイバ増幅器の 70Hz 電流変調)を用いて UTC-PD からの THz 波出力を測定した結果、0.1 ~2THz 領域の THz 波の検出に成功し、ダイナミ ックレンジ約 30dB を得た(図 2)。



図2 UTC-PD からの THz 波出力特性

次に光ファイバ・電気配線系および駆動回路の 準備を行い、外部変調器を導入した UTC-PD 光 学系を構築した(図 1)。1.5μm 帯 2 波長光の出 力を PIN フォトダイオードでモニタした結果、 図 3 に示すように 100Hz~1kHz の変調周波数に おいて高い消光比(約13dB以上)を得ることに 成功した。これより、高速 THz 波検出への基盤 を得た。



【ガルバノ制御高速イメージングシステム】

THz 波イメージングの高速化には、ビーム走査 型のイメージングが必須であり、昨年度は基礎シ ステムを構築した。これを THz 波イメージング システムへと発展させるため、本年度は THz 波 ビーム径 (10mm) に対応した大型ガルバノスキ ャナを導入し、光源 (半導体レーザ)のビーム径 を 10mm に調整してビーム走査型のイメージン グシステムを構成した (図 4)。



図4 ガルバノスキャナを用いたビーム走査型 イメージングシステム

こでまで横(X軸)方向のビーム走査に用いる 制御電圧に鋸波形を使用していたが、原点復帰の 際に X 軸ミラーが振動し、横方向の画像の乱れ につながることが分かった。そこで、図5に示す ように画像取得(+X 方向)の走査では線形に電 圧を増加させ、最大値に到達した後は正弦波形状 の電圧を用いて緩やかに原点復帰することによ り、X 軸ミラーの振動抑制を図った。



図5 X 軸制御に用いた電圧波形

システム全体の動作確認を行うため、半導体レ ーザ光とテスト試料を用いた 2 次元透過イメー ジング測定を行った。ここでガルバノスキャナに は X,Y 軸ともに 0.9~+0.9V の制御電圧を与え、 2.5mm×2.5mmの領域でビーム走査を行った。図 6 は文字の付近で 90 点×60 点で測定した透過像 であり、5 分以内の計測時間で像歪みの少ない安 定した画像が得られた。このシステムにおいて、 光源を THz 波光源に置き換え、光学素子を THz 波用のものに変更すればビーム走査型の高速 THz イメージングが可能となる。



図6 ビーム走査型2次元イメージングの測定例

【ガルバノ制御高速イメージングシステム】 微小開口の周囲に円形回折格子を付した表面 プラズモン共振器は回折限界を超える極微細の THz 波ビームを生成し、超高解像度の THz イメ ージングを実現する「THz 帯スーパーレンズ」と しての応用が注目されている。我々は世界に先駆 けて THz 帯の表面プラズモン共振器の開発に成 功している[2, 3]。このデバイスは集束イオンビ ームで凹凸加工したステンレス基板に金薄膜を 付して作製した。



図7 THz 帯表面プラズモン共振器デバイス

図 8 は THz 帯表面プラズモン共振器を透過す る THz 波(1.5THz)の電磁場強度を解析した結 果であり、開口付近での局所的な電場集中と微細 な THz 波ビーム放射を確認した。その際、共振 器面内で共振する表面プラズモンは、励振方向

(X 軸方向)に偏った部分的な領域での共振し、 自由伝搬する THz 波の電場強度も X 軸方向に顕 著であることを確かめた。さらに本共振器への THz 波入射角特性を解析し、有限の入射角におい て透過ピーク(共鳴周波数)がスプリットし、角 度変化に応じて連続的にピーク位置がシフトす る現象を新たに見出した。



図8 デバイスを透過する THz 電磁場の解析結果

これを実証するため、これまでに開発してきた 周波数可変 THz 波光源[4-7]を用いて THz 帯透過 スペクトルの入射角依存性を測定した結果、図9 に示すように角度に依存したレベルスプリット を初めて観測することに成功した[8-10]。



図9 THz帯透過スペクトルの測定結果

【結論】

本年度は、THz 波光源である UTC-PD の高速 変調の研究を進め、kHz オーダの高速変調と高い 消光比を得た。また高速 THz 波イメージングに 不可欠なビーム走査型イメージングシステムの 基盤を構築し、システム動作の安定化を達成した。 さらに高解像 THz イメージングに不可欠な THz 波ビーム制御デバイスの解析と動作実証実験に も成功した。以上の成果から、人体に無害で非侵 襲な 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基盤を得た。

参考文献

- T. Ishibashi, S. Kodama, N. Shimizu, and T. Furuta, Jpn. J. Appl. Phys. 36, 6263(1997).
- [2] K. Ishihara, T. Ikari, H. Minamide, J. Shikata, K. Ohhashi, H. Yokoyama, and H. Ito, Jpn. J. Appl. Phys. 44, L929 (2005).
- [3] K. Ishihara, K. Ohashi, T. Ikari, H. Minamide, H. Yokoyama, J. Shikata, and H. Ito, Appl. Phys. Lett. 89, 201120 (2006).
- [4] J. Shikata, K. Kawase, K. Karino, T. Taniuchi, and H. Ito, IEEE Trans. Microwave Theory Tech.

48, 653 (2000).

- [5] H. Minamide, S. Hayashi, K. Nawata, T. Taira, J. Shikata, and K. Kawase, J. Infrared, Millimeter, and Terahertz Waves 35, 25 (2013).
- [6] S. Hayashi, K. Nawata, T. Taira, J. Shikata, K. Kawase, and H. Minamide, Scientific Reports 4, 5045 (2014).
- [7] 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).
- [8] 四方潤一,時実 悠,南出泰亜,電子情報通信学会ソサイエティ大会 (2018).
- [9] 時実 悠,四方潤一,南出泰亜,理研シンポジ ウム第6回光量子工学研究 (2018).
- [10] 時実悠,四方潤一,瀧田佑馬,南出泰亜,レ ーザー研究 47 (2019), in press.

横田 理¹⁾ 長尾 光雄²⁾ 1)日大工・上席研究員 2)日大工・機械

1 緒 言

塗り薬には、主としてクリーム、 軟膏、 ローション がある.軟膏は水分よりも油分が多く含まれている ので、乾燥しやすい部位に適している。クリームは 油分よりも水分が多く含まれているので、軟膏より 延びる性質があり、サラッとしている.またローシ ョンの主成分は水分であるので、薬液は拡がりやす い性質を有する。塗り薬の塗り心地,接着剤や塗料の 塗布性など、製品の定量的評価方法として,粘弾性特 性の試験は有効である.柔軟物の粘弾性の測定手法は 応力,あるいはひずみを与え,その応答を測定する方 法が一般的である.応力,あるいはひずみの与え方で 静的測定と動的測定に大別される.動的測定は,与え る応力あるいはひずみを周期的に変化させ,それに対 する応答を計測するので、測定時間が短いこと、与え る応力あるいは、ひずみが小さいことから広く用いら れている.動的測定には、ずり測定と引張圧縮測定が あるが、これらはプレートや測定ヘッドなどの治具 を介しての測定となり、また柔軟物ごとに適切な治具 を選択する必要があること,柔軟物表面の粘着性,ま たは付着性により測定が困難となることなどの問題 が挙げられる.

試作機¹⁾は,負荷媒体として固体の治具ではなく, 空気噴流を用いる.空気噴流による正弦片振り荷重 を繰返し加え,柔軟物表面に生じたくぼみ深さの測定 を行い,荷重とくぼみ深さのヒステリシスループ,ひ ずみエネルギーの評価を試みた.

2 正弦的荷重におけるくぼみ深さ変化

図 1 に示す正弦的に変化する片振り荷重を柔軟物 表面に加えると,式(1)になる.

$$F = F_{max}(1 + \sin\omega t) \tag{1}$$

柔軟物が粘弾性体である場合の波形は、くぼみ深 さは荷重に対して 0<δ [deg]<90 の範囲で位相ずれの 波形を示すので、くぼみ深さは式(2)になる.

$$h=h_{\max}\{1+\sin(\omega t-\delta)\}$$
(2)

式(1)と式(2)の時間 t[s]を消去・整理すると,式(3)になる.

$$\begin{split} h_{max}{}^{2}x^{2} - 2\cos\delta F_{max}h_{max}xy \\ + F_{max}{}^{2}y^{2} - (\sin\delta)^{2}F_{max}{}^{2}h_{max}{}^{2} = 0 \quad (3) \\ \text{ここで, } x, y を式(4), 式 (5) のように置換する \\ x = F_{max} - F \quad (4) \\ y = h_{max} - h \quad (5) \end{split}$$

式(3)は、式(6)を満たすので、楕円になる.

 $h_{max}^{2}F_{max}^{2} - (\cos \delta F_{max}h_{max})^{2} > 0$ (6)

ここで, 完全粘性体 δ=90[deg]では円, 完全弾性 体 δ=0[deg]では直線を示す.

図 2 の全ひずみエネルギーU[N・m], 損失エネルギ ー U_{loss}[N・m], 弾性ひずみエネルギーU_{storage}[N・m] すると

$$\mathbf{U} = \mathbf{U}_{\text{storage}} + \mathbf{U}_{\text{loss}} \tag{7}$$



図1 正弦的荷重におけるくぼみ深さ変化







3 測定原理および実験条件

図 3 には試作機の測定原理を示す. コンプレッサ から供給された圧縮空気は、レギュレータおよび,圧 カセンサにより調整されて、ノズルを通して柔軟物 に吹き付けられる. このとき、柔軟物の表面に生じ たくぼみの深さ h[mm]を、レーザ変位計によって測 定する. 空気噴流によって生ずる荷重 F[mN]は柔軟 物下部に設置したロードセルによって測定される. ノズルロ径 d=2.5[mm]、ノズル先端から柔軟物表面 の噴射距離 ℓ =15[mm]、ノズル内圧 P=0[~]20[kPa]、 負荷・除荷サイクルを t=10[s]とした.なお負荷・除荷 の繰返し数は 10 回とし、100[s]まで測定した.

4 実験結果および考察

本実験では,金属用補修剤,寒天,絹豆腐,および 市販のハンドクリーム 2 種類(ハンドクリーム A, B とする)の計 5 種類の柔軟物の動的粘弾性特性を調 べた.測定直前に各柔軟物の表面温度は室温と同じ 22±2[℃]とした.

図 4 にハンドクリーム A の荷重およびくぼみ深さ の時間変化を示す. くぼみ深さは吹き付け開始直後 から 6.5[s]にかけて大きく増加し,6.5~10.7[s]に かけて減少している. その後、くぼみ深さは増減を繰 り返しながら徐々に最大くぼみ深さを増させていく が,すべての測定時間を通して最大くぼみ深さの包絡 線は増加傾向にあった.図5にハンドクリームAの荷 重とくぼみ深さの関係を示す.繰り返し回数ごとに塑 性変形が小さくなるためヒステリシスループの幅は 狭くなり,楕円へと形状が近づいていく.しかしなが ら,完全な楕円にはならず,最大のくぼみ深さはルー プが描かれるごとに僅かに増加している.このように 試作機による測定結果から,柔軟物ごとに異なるヒス テリシスループを得ることもできた.なお、楕円の長 短径と短半径の比率について定義する必要があると 考える.

ヒステリシスループの面積より繰り返し数ごとの 損失エネルギーを求めた.図 6 に金属用補修剤,ハン ドクリーム A,ハンドクリーム B,絹豆腐,寒天の繰り 返し数ごとの損失エネルギーを示す.1 回目の損失エ ネルギーはハンドクリーム A が最も大きく,続いて金 属用補修剤,ハンドクリーム B,寒天,絹豆腐の順に小 さくなった.2 回目以降ではいずれの材料も損失エネ ルギーは1回目より減少しているが,減少の割合は柔 軟物ごとに異なった.2回目以降の損失エネルギーの 大きさは,金属用補修剤が最も大きく,続いてハンド クリーム A,ハンドクリーム B,絹豆腐,寒天の順に小 さくなり,1回目の結果とは異なる序列となった.繰 返し数 3 回以上になると,それらの序列に変動はな く,損失エネルギーの値もほぼ一定であった.



図6 繰返し荷おける損失エネルギーの変化

5 結 言

正弦波空気噴流による粘弾性体への測定結果を以 下に示す.

- (1) 繰返し正弦波荷重を吹き付けることで、安定した楕円のヒステリシスループが描かれた.
- (2) 各種柔軟物の損失エネルギーも測定できた.

参考文献

 長尾,山田,横田:空気噴流による正弦波負荷下での柔軟物の動的粘弾性挙動,日本材料強度学会誌52-1,pp.3~9(2018).

変形性膝関節症(膝 OA)早期診断を目指した 計測支援システム構築に関する研究;センサと計測方法の開発

〇長尾 光雄¹⁾, 酒谷 薫²⁾, 横田 理³⁾ 1)日大工・機械 2)日大工・電気電子 3)日大工・上席研究員

【背景·目的】

人の健康寿命は健康志向, 医療や福祉のサポート により延伸傾向にある一方、これらに関わる予算増 加対策は国家的重要な施策の柱に掲げられており、 様々な策定により進められている 1,2). 対策の基本 は,自らの意志で二足歩行できる身体づくりであり, 特に筋骨格系や神経系の維持は運動器系の自立には 不可欠である. その中で酷使される膝関節は加齢や 高齢になれば自然と変形しながら機能が衰退するた め,下肢運動器系のダメージが大きく,歩行障害に 陥るリスクが高くなる³⁾. 運動機能症候群(ロコモ ティブシンドローム)に陥らず、歩行を維持するた めにも、これらを早期から診断可能にする計測シス テムが望まれる. 早期からの予防や機能回復は自立 した歩行が見込めるため、財政的負担の軽減や生活 の質 (QOL) の向上にもなる. その代表的な変形性 膝関節症(膝 OA)は後退性疾患のため、これの早期 治療を目指した計測支援システムの構築を提案する ^{4),5)}. これには, 非侵襲で無痛の小型センサ, 診断用 エビデンス分類の策定,および計測場所を選ばない 計測システムの開発を目指した.

【早期診断計測支援システムの構想 4),5)】

Fig.1には、主に院外のどこの場所でも計測できる 例である. 骨関節音響センサ (Bone Joint Acoustic Sensor)^のは皮膚表面に貼り付けるため非侵襲無痛 である. Fig.1 において, 医師①は受診者②に各種セ ンサ③を装着して、座位の姿勢から自動・荷重屈伸 した信号を取得する. これの信号パターンと症例デ ータベースの信号パターン④と⑤により照合一致さ せ、問診等と総合して、医師は診断⑥を下す.これ により受診者は予防や早期治療が開始される構想で ある.この中で、研究対象は症例データベース●と ④の信号パターンや数値化とつなぎ合せる必要があ る. そのためには、②の2に関わる信号をセンサ③ を介して取得した信号に対して,特徴化,数値化, およびパターン化の手法を提案し、これを臨床研究 で検証する必要がある.本研究において、第一には ③による②と④に関わる屈伸信号の定量化, 第二に は屈伸時の膝関節周りと関節面に対する静力学と動 力学のバイオメカニクス,第三には臨床研究から② の②に対応する③から④の特徴化とパターン化の可 能性を試みた.成果報告では,次の3点を採り上げ る.③による②と④に関わる屈伸信号の定量化,同 じく屈伸時の膝関節周りの力学,②の②に対応する ③から④を検討した臨床研究について述べる.



Fig.1 Configuration of measurement diagnosis support system for knee OA disease screening; ex, outside hospital.

【屈伸信号の数値化と特徴化"】

膝関節面の摺動抵抗は摺動組織の変性や衰退で変 わり、これを BJAS は計測している. Fig.2 の下段に 示す青色線 S が Fig.1 の③より得た屈伸の STFT 処 理したタイムトレンド表示である.数値化の対象と する屈伸信号の取り出しは、網掛けの休止 Pause に 対して太い赤色線の「しきい値 TH」で「排除」する 方法である. それは休止域信号を用いて桃色破線の 平均値(Avg.)と標準偏差(SD)から, TH≧Avg.+ αSD(α=3)で排除した. 屈伸は上段に示す水色線の屈 伸角度と同期させ、数値化の試みは次の休止域条件 (1) から(4) に TH を与え, 最適な条件を検証し た. (1) は伸展 Ext., (2) は屈曲 Flex., (3) は1回 の屈伸、および(4)はすべての屈伸 All bend とし て、THもこれと同様に与え、最適であった方法は(4) All bend であった. Fig.2 は (1) の伸展 Ext., の例で あり、N 値は右縦軸として TH を超えた信号 S の積 算した太い橙色線で示した.このN値が摺動抵抗の 大きさを代表すると推測した.

【膝関節面の力学^{8),9)}】

(1) 静力学⁸⁾ Fig.3 に示す膝蓋大腿関節力 PFJF と脛骨大腿関節力 TFJF を推定することは,膝蓋大腿関 節面 PFJC や脛骨大腿関節面 TFJC のストレス状態が 推測できる. 下肢膝関節周りの筋骨格系幾何学リンク モデルの重心 $B_c \ge B_f$ から, Fig.3 の α_j 周りに誘発され る下肢伸展の力とモーメントは主に大腿四頭筋の張力 $T_f \ge 膝蓋腱の張力 T_t$ の合力 PFJF によって発生する. こ のとき, T_t により脛骨が大腿骨に押し付ける力 TFJF も



Fig.2 Digitization of the knee bending with the pause region as the threshold; ex, event count of knee extension.







Table 1 Relationship between PFJF and TFJF

by knee joint internal angle 03.					
Item	Sit-to-	-stand	Deep bending		
θ_3 [deg]	73~180	B _m ratio	29~180	B _m ratio	
$\theta_{\rm r} [\rm deg]$	55~162	73 [kg]	0.6~72	73 [kg]	
PFJF _{max} [N](a)	1609	2.2	3910	5.5	
TFJF _{max} [N]	1,080	1.5	1946	2.7	
0.5 TFJF _{max} [N](b)	545	0.8	973	1.2	
(a) / (b)	3.0		4.0		

同時に発生し、この伸展は骨格筋の収縮によって誘発 される. Fig.4 と Table 1 には、体重 B_m =73kg とした事例 である. 関節内角 θ_3 =73~180deg において、PFJF の最 大値は θ_3 =73deg で 1609N、体重比は 2.2 倍になる. 0.5TFJF の最大値も 545N で体重の 0.8 倍になる. 立位 の PFJF は 0.5TFJF の 3.0 倍以上の関節力が働く. 深 い屈曲 θ_3 =29deg では、2.2 倍が 5.5 倍に達する.

(2) 動力学 9 Fig.3 の大腿部と下腿部に付けた IMU の角速度 ω から加速度 $\alpha(t)$ を得て,重心 $B_c \ge B_f$ の慣性力より動力学T(t)得て、二つのPFJF(t)とTFJF(t) を求め, これを体重比 Br とした PF と TF で表し, 微分時間,屈伸テンポ 30 と 60b/m, 錘 20kg の有無 による荷重屈伸の最大瞬発力を Table 2 で整理した. その中で錘なし,座位からの伸展,テンポ30と60b/m の動力学 B_rPF)と静力学 B_rを Fig.5 に示す. この図に おいて, 破線で示した静力学 PFJF の B_r=2.2 倍は, 伸展の微分時間 ARV100, ARV50, および 5ms のよ うに短時間ほど衝撃的な力が初期に発生しており、 テンポ 60 は 30 の 5.5~4.6 倍に達する. PFJC や TFJC に与えるメカニカルストレスを抑制するには、衝撃 的な負荷を避ける行動や減量、および筋力の向上で ある. 伸展 Ext.では屈曲 Fle.の 2~5 倍以上の瞬発力 が働く. 例えば, Ext*2, テンポ 60 の Br(PF)=95 では 6,935kg が瞬間的に働く計算となる.

Table 2 Kinetic joint force, Br:Weight ratio(Bm=73 kg).



【臨床研究】

(1) 被験者 当該病院臨床研究倫理委員会承認を 得て膝関節信号計測にご協力いただいた実績数を Table 3 に示す.71 才代が約 40%,その前後が約 20% となり,71 才代前後は全体の約 80%であった.50 才 代から膝関節を含む下肢に何らかの違和感を自覚し 始めていることが分かる.

Sex	Num	Age							
		21~	31~	41~	51~	61~	71~	81~	91~
Male	45	1	0	3	4	8	22	7	0
Female	56	0	0	1	8	10	19	16	2
Total	101	1	0	4	12	18	41	23	2
	%	1.0	0	4.0	11.9	17.8	40.6	22.7	2.0

Table 3 Number of subjects in clinical research.

(2) 膝関節の信号を N 値で表現 健常,高齢, および膝 OA¹⁰⁾の3タイプを想定した左膝関節の自 動-No load と荷重-Loaded で屈伸した信号を N 値で 表し、相対比較するために対象の総和 Total N=1951 で3タイプごとの①~③の比率 Nsf%]で標準化し、こ れを Fig.6 に示す. 被験者の特徴について, 健常は 24 才男性でスポーツ歴なし、高齢は66才女性で左股関 節から脹脛外側に鈍痛あり,膝 OA は83 才女性で進 行が K-L グレードⅡ相当,両膝の膝蓋骨外側に痛み と腫れが有り、歩行では右側に杖を用いる. BJASの 計測部位は脛骨上端外側顆の①、内側顆の③、およ び膝蓋骨の②である.3 タイプの共通点は、関節力 が増す荷重の N_s値が高く膝 OA 膝は顕著である. Table 1 から②の PFJF は①と③の TFJF の約3倍高 く, ②の N_{sr}値も高齢膝で 9, 膝 OA 膝で 24 と高値 である. 一方, 健常膝の②は3 であり①と③の N_s値 と変わらず低値であるため、PFJCの機能は他の2タ イプより健全と推測する.膝 OA 膝の①の 19 は③の 約5倍もあり、左右に偏りがある.これは、右膝関 節痛による杖を使用するため、負荷が左膝関節側に 偏り①の TFJC が衰退,若しくは X 脚が疑われる.



(3) 診断しきい値の提案 3タイプを診断するし きい値は、荷重のN値を基本とする.健常膝では② が①と③の0.8~1.3倍、また自動の0.8~1.2倍、さら に①と③が相互に0.6~1.6倍である.高齢膝も②が① と③の小さいN値の2.0~3.0倍、また②は自動の 2.5~4.0倍、さらに①が③の1.5倍以上ではX脚、反 対に③が①の1.5倍以上ではO脚を疑う.膝OA膝 でも②が①と③の小さいN値の3.0倍以上、また② は自動の3.0倍以上、さらに①が③に対して、また は③が①に対して2.0倍以上ではX脚やO脚または 下肢筋骨格系の歪み、若しくは筋力低下を疑う.

(4)左右膝関節の差異 膝関節左右の信号は固有の形態を示す.3タイプの中で高齢膝を取り上げ,右膝関節は Fig.7(a),左膝関節は Fig.6の中央に示す.比較のため N_{st}は Fig.6の総 N 値 1951 に対する比率で表示する.左下肢に痛みがあり,N_{st}値も高値になった事例である.左右の差異は荷重の①と②で表れており,右関節は左関節に比べて N_{st}値が低く関節面状態は良好と見られるが,左関節②の N_{st}値が高いため PFJC 状態は右関節より衰退を認める.右関節の③は左関節③と同等であるが①と②より高値のため,脛骨内側の負荷が高くなる O 脚を疑う.このよに,体幹や下肢筋骨格系の歪みによる TFJC 左右のストレスに差異が生まれ,これが①と③の関節面衰退の差異に進展したと推測する.

(5) 伸展と屈曲の差異 次に座位からの自動と荷 重について Fig.6 に示す高齢膝②の N_{sr}値が3と9に 相当する屈伸3回の N_{tr}値を Fig.7(b)に示し,膝蓋骨 に作用する伸展と屈曲の関節力を推測する. N_{tr}は自 動と荷重の総N値に対する各比率を表す. ②の自動 屈伸の負荷は,静力学から下腿の自重を引き戻す屈 曲の負荷が下腿の自重伸展に比べて僅かに高い. 屈 曲 No load-Fle.の N_{tr}値は,伸展 No load-Ext.の約3倍 になり静力学と一致する.一方,荷重では Fig.5 より 伸展初期の瞬発力が強く働くため,自動とは反対





に、荷重伸展 Load-Ext.が荷重屈曲 Load-Fle.の約 1.5 倍に達し動力学とも一致する. N 値には関節面状態 とストレスの振る舞いが関わっている.

(6) 周波数特性による信号の特徴化 Fig.6のN 値はしきい値を超えた数のため、その比率による判 別には意義はある.しかし、(2) で提案した条件に 満たない被験者に対する診断精度を高める工夫が必 要である.そこで信号の周波数特性に着目し、1/3 オ クターブバンド分析したN値で試みた.対象はFig.6 の荷重屈伸した3タイプ②の3(N値68)、9(N値 168)、および24(N値460)を分析して、これを総 和 3936の比率 N_{sr}値として Fig.8に示す.上位3番 目までの Δ fは、健常膝では0.8~1.25kHz 帯、これに 対して高齢膝は1.6~2.5kHz 帯,陸OA膝は1.0~1.6kHz 帯、および 6.3~8.0kHz 帯となる.このように3タイ プの診断精度は、Fig.6 と Fig.8 で提示した手法と適 切なしきい値、および問診等から向上する.



【早期診断計測支援システム実用化の道】

(1)活用する立場のニーズ Fig.1 の構想におい て、①要精密検査是非のスクリーニング、および進 展の診断が可能である. ②院内外どこでも計測が可 能であり場所の制限はない. ③小型軽量で可搬性が 良い. ④受診者と計測者の負担が少ない. ⑤問診項 目には医師の要求も含まれ分かり易い設問である.

(2)診断確度向上のニーズ これには、①臨床デ ータを蓄積し、スクリーニングのしきい値精度を向 上させるアルゴリズムの開発を進める. ②N 値の抽 出方法と医師の診断方法を標準化し、相互の整合確 度を高める. ③これには統計的な手法を進化させる.

(3) 将来の展望 Fig.1 のデータベースが充実され、人工知能 AI を活用した迅速で確度の高い診断 に発展進化する. その先には携帯端末や IoT を活用 した早期診断計測が身近になり、トータル・ヘルス ケアのチェック・システムへと進化する. これが国

の施策である地域包括ケアシステム制度とリンク連携しつつ,高齢者と共に持続可能な地域社会構築につながる.

(4) アクティブエイジングと環境整備 少子高 齢化が進む地方の経済活動や人的活力を維持する要 は、アクティブエイジングな高齢者が増えることで ある.そのためには、自立二足歩行の維持と向上が 可能なトータル診断やトータル予防、誰もが気軽に 楽しく活用できる諸々の環境整備が急がれる.

【謝辞】

平成 26 年度から平成 30 年度の期間には,次の 方々のご助言とご協力により研究を推進することが できた.臨床研究では平野雄三認定理学療法士(脳 卒中)(南東北春日リハビリテーション病院),計測 やデータ整理では菊地達彦氏(日本大学大学院)や 各年度の卒業研究生,力学モデルと解析では見坐地 一人教授(生産工学部-数理情報工学科),統計デー タの解析ではキムヨンホ教授(延世大学-健康科学 部),この他に信号解析技術の助言をいただいた方々, ここに記して謝意を表する.

【文献】

- 厚生科学審議会地域保健健康増進栄養部会,次期 国民健康づくり運動プラン策定専門委員会:「健康 日本21(第2次)の推進に関する参考資料,③高 齢者の健康(2012),75.
- 2) 厚労省: 第三期医療費適正化計画(2018~2023 年 度) について, 医療費適正化基本方針, 概要.
- 3)長尾:直立二足歩行に進化した故の悩みと智慧、 ニュースレター特集記事、日本機械学会バイオエ ンジニアリング部門, No.47(2018.9), 6.
- 4) 日本大学:特許 No.5754689 号, 2015, (WO2011 / 096419, 2011).
- 5) 長尾: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, 臨時増刊号,17-11,北隆館(2015.10),50.
- Nagao M.: Frequency Response in Bone Joint Acoustic Sensor Development, Techn. and Healt. Care,23(2015), 715.
- 7) 長尾: BJAS により計測した膝関節屈伸信号の定 量化, LIFE2016(2017.9), 3E1-7.
- Paul G.J.Maquet : Biomechanics of the Knee, Springer-Verlag (1984), 58.
- 9)長尾:膝関節における屈伸の動力学的関節力;表面EMGと角速度から推測,日本機械学会第31回バイオエンジニアリング講演会,No.16-76 (2018.12),1B-21.
- Dagyeong C. : Knee Acoustic Emission Characteristics of the Healthy and the Patients with Osteoarthritis Using Piezoelectric Sensor, Sensors and Materials, 38-8(2018), 1629-1641.

遠藤 拓¹⁾,山口 脩²⁾

1)日大工・電気電子 2)日大工・生命応用

【緒論】

加齢や事故などにより括約筋の機能が弱まり、 尿失禁をしてしまう患者が日本で 300 万人とも 400 万人とも言われている。このうち重度の場合 には体内に人工括約筋を埋め込み、ポンプなどの 機械で排尿を補助している。従来の人工括約筋は ポンプを駆動させる電池を年一回交換する手術 を行わなければならず、負担が大きかった。そこ で本研究室では磁石を用いて半永久的に使用で きる人工括約筋の提案をしてきた。最近では、図 1 に示したように、尿道の周りを周方向に移動し て尿道を圧迫・緩和する、回転磁石連結シート型 人工括約筋^[1]を作製し、圧迫・開放の動作をする ことを確認した。

【回転磁石連結シート型人工括約筋の動作原理】 図1に回転磁石連結シート型人工括約筋の動 作原理を示す。体内には尿道の周りを3層構造の シートが巻いてある。このシートの中間層に紐が 通っており、一部が最下層1枚のみになる個所が ある。紐が引っ張られることにより最下層のみの 部分が折れ曲がり、隣り合う3層部分が連結する。 これにより尿道を周囲から圧迫し尿を止めてお く仕組みである。これらの引っ張り力は体内に留 置している2つの内部磁石の回転により実現す る。内部磁石は互いに対面状態となるように回転 する。この際、紐を軸に巻きつけながら回転させ れば、尿道を圧迫する状態とすることができる。 次に排尿時の動作を説明する。(b)のように体の 外から外部磁石を内部磁石を引き付ける方向で 近付ける。内部磁石は紐を緩めながら回転するた め、尿道の圧迫をといて開放状態となり、排尿が できる。最後に、外部磁石の極性を変えれば(磁 石を反対にすれば)内部磁石は対面状態に戻り、 その後外部磁石を外しても対面状態を保持する のである。

これまでの研究で、連結シートが破損してしま う、尿道に圧力がかかっている状態で排尿を止め る、膀胱圧が上がっていない状態で尿道を開放す るといった、緊急事態での動作に不備があること が分かった。 これらの状態に遷移するためには 連結シートが尿道の表面を滑らないとならない が、実際は連結シートと尿道の摩擦が大きく、滑 らかに動かないことが動作不備の原因と考えた。

そこで今回は、連結シートではなく液体を管に 通して、それが膨らむことによって尿道を圧迫す る仕組みを考えた。



型人工括約筋の改良】

連結シート型括約筋はシートと尿道の間の摩 擦が問題であった。そこで、シートの中を液体が 通る経路を作製し、それが膨らむことによって尿 道を圧迫させることを考えた。作製した括約筋の 写真を図2に示す。連結シート型と同様、尿道に 巻きつけるため、シートの横方向が尿道の周方向、 縦が尿道の長さ方向となる。尿道を周囲から圧迫 するにはシートの横方向に経路があれば良いの だが、一ヶ所で抑えることにより、尿道の血流障 害がおこることを懸念し、複数回蛇行するような 経路を考えた。写真の B の部分に注目して欲しい。 作製したシートは2種類ある。6回蛇行するもの を6流路型(a)と呼び、その倍の3回蛇行する ものを3流路型(b)と呼ぶことにする。このBの 流路へ液体を送り込むのは A の部分の膨らみで ある。この部分を潰すと液体が B の部分に送られ、 B の部分が膨らむという仕組みである。ここで、 A, B 両部分以外が膨らむのは効率が悪い。そこで、 途中の部分には厚めのフィルムを貼り、A 部分の 変形分が全て B の部分の変形に使われるような 工夫をした。



図2_流路型シ_{工括約筋}

次にAの部分を押す機構を説明する。磁石を用 いてポンプ機能を実現するには、シートのAの部 分を磁石と磁性体で挟む形式が簡単である。Aの 左端から右端に向かって押すようにすれば効率 よくBの部分へ液体を送ることができる。そこで、 図3のようにこれまで通りの回転磁石の機構は そのままにして、回転磁石の外周の一部に磁性体 を配置し、それらの間にシートのAの部分を挟む ようにした。また、磁性体にはバネ性を持たせた。 これにより対面状態(通常状態(a))の時、磁性 体は引き付けられ易く、平行状態(排尿(b))の 時は引き付け難くなる。通常状態では尿道からの 圧力があっても通常状態を保持しなければなら なく、排尿時にはBの部分の液体がAの部分へ戻 ってこなければならないためである。

【結果及び考察】

3回流路のシートに赤色に染色した水を注入し たところ2.8[m1]まで入った。その後、A部分 を指で押したところ、フィルムを貼った部分は膨 らまず、Bの部分が膨らんだ。しかし、目で見て 膨らみが分かるほどではなく、反射光が変化した 程度であった。入れた水の量が少なすぎたため



図3 回転磁石型ポンプの構成図 と考えている。回転磁石を用いたポンプを作製し た。磁性体バネとして、0.08[mm]と0.15[mm]の2 種類を用いて、外部磁石を近付けたときの作動距 離測定の実験を行った。外部磁石として小さい順 に ϕ 23[mm] × 25[mm], 30[mm] × 30[mm] × 20[mm],

 $\phi 50[mm] \times 10[mm] の 3 種類を使った。結果を表 1$ に示す。作動距離の目標は 30[mm]とする。 $0.08[mm]では<math>\phi 50[mm] \times 10[mm]$ の一番大きな磁 石の時に 32.7[mm]と仕様を満たした。0.15[mm] では一番磁石の他に 30[mm] $\times 30[mm] \times 20[mm]$ の 磁石でも仕様を満たした。しかし、一番小さな磁 石ではどちらも仕様を満たすことができなかっ た。携帯することを考えると外部磁石はなるべく 小さい方が好ましい。従って、更なる工夫が必要 である。

巻きつけ部分、回転磁石部分のそれぞれが動作 することは確認できたが、組み合わせて所望の動 作をするかは、まだ確かめていない。今後確認を し、動作に不備がある場合は改善していく予定で ある。

表1 作動距離測定結果

	バネ0.08mm	バネ0.15mm
$\Phi23 \times 25 \text{mm}$	15.7mm	19.6mm
$30 \times 30 \times 20$ mm	28.7mm	30.6mm
$\Phi50 imes10$ mm	32.7mm	34.6mm
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.