村山嘉延1)

1) 日大工・電気電子

1. はじめに

日本生殖医学会ガイドラインによると、ヒト生 殖補助医療(ART)において受精卵移植を行う場 合には、体外受精した受精卵(胚)からひとつだ け良質な胚を選ぶ必要がある。良好な胚を選ぶに あたり、現状では、胚の分割スピードや形態評価 などによる、主観的な評価法が用いられているが、 いずれも術者の主観的判断であり、工学的手法を 取り入れた客観的定量化評価法に期待が寄せら れている。一方で、私はこれまで、MTS を用いて 受精前後の卵子透明帯の弾性率変化を客観的に 数値化することにより、卵の品質評価が可能であ るとの成果を得ている。MTS の安全性については、 これまでにマウスをモデルとし、行動学的異常・ 形態異常を含めた5世代継代繁殖試験や、産仔の 染色体検査などの、最も肝心な産仔安全性試験を 行ってきたが、異常は認めていない。しかし、MTS 技術をヒト ART に応用するにあたり、さらに胚発 生への安全性を確かめる必要がある。

MTS による弾性率測定は超音波共振子を用い た接触インピーダンス測定を原理としており、 100kHz 前後の周波数で微弱に超音波振動するガ ラス針の先端を卵子に対して接触させる。超音波 の波長より十分に小さな接触面積からの音波伝 搬により、卵子透明帯表層にエバネッセント超音 波が発生すると考えられており、エバネッセント 超音波は伝搬距離に応じて急速に減少する。超音 波卵子に変形は無く機械的な損傷は無いと考え られるが、それでもエバネッセント超音波振動に よる細胞の成長における影響は明らかにされて いない。

そこで、MTS 透明帯弾性率測定が胚発生に及ぼ す影響について、マウス体外受精胚を用い検討し た。胚発生における MTS の安全性試験を行うため、 MTS 測定が胚発生に影響を与えると思われる、以 下の二つの点について着目した。

①ガラス針の接触、超音波暴露などのMTS そのものと、温度・外気暴露時間・培養液等の測定環境の変化

②エバネッセント超音波の影響があるならば、ど の発育ステージにおいて影響を受けやすいのか 以上について、胚盤胞の品質評価法の1つである 胚盤胞到達率と胚盤胞平均細胞数を指標として、 安全性を検討した。

2. 実験方法

実験区:MTSの接触や超音波暴露が胚発生に影響を及ぼすのか検討するため、MTS測定時に、チャンバー内に投入した複数の卵を、MTSを接触させる測定群と、MTSを接触させない擬似測定群の2つに分け調査した。他の条件は同一とした。MTS 測定はMII(MetaphaseII)期、(第二減数分裂中期)、PN期(前核期)、2cell期(2細胞期)、CM期(桑実胚期)の各ステージで1回ずつ行い、MII 測定区、PN測定区、2cell測定区、CM測定区とした。通常の媒精・培養したものをコントロールとした。

チャンバー作成:容器に透明シリコン:KE-106 (信越化学工業株式会社) 100g を量り取り、シ ンナー:CAT-RG 10g を加え撹拌した。裏面に型 紙を貼り付け、5mm の厚さに印をつけた 10cm シ ャーレに分注し、固まるまで数日間静置した。シ リコンを型どおりに切り抜き、MTS 挿入口が直線 状に並び、かつ開口部が最小になるよう、シリコ ナイズして撥水加工したスライドガラスに載せ、 上からカバーガラスを載せた。オートクレーブも しくは EOG ガス滅菌を施した後に使用した。

MTS 測定:測定は既法に従い行った。卵測定の 前に、ヤング率の換算式を求めるために 4,6,8% 濃度のゼラチン(SIGMA G2625)の測定を行い、 校正を行った。図1にMTSによりエバネッセント 超音波を照射している様子を示す。圧電セラミッ クの超音波駆動電圧は100mV 程度と小さく、ガラ ス針先端の振動や細胞内粒子の振動攪拌などは 観察されない。



図1. MTS によるエバネッセント超音波暴露

精子調整:成熟雄マウスを頚椎脱臼により安楽 死させ、エタノール消毒の後、下腹部を切開し、 精巣上体尾部を取り出した。精巣上体尾部に眼科 バサミにて数箇所切り込みを入れ、精子を精子用 メディウム(媒精培地と同一)200μ1 ドロップ 中に懸濁させ、2時間前培養した。その後、血球 計算盤(THOMA)を用いて、精子懸濁液を最終濃 度が2×105/ml となるように200μ1の媒精用ド ロップに調整した。

卵子採取・媒精:6~8週例BDF1雌マウスにPMSG (妊馬血清性性腺刺激ホルモン: SIGMA G4877) (10IU)を投与し、48時間後にhCG(ヒト絨毛性性 腺刺激ホルモン : SIGMA C0684) (5IU)を投与して 過排卵処理を行った。MII 測定用卵は、hCG 投与 15 時間後に頚椎脱臼にて雌マウスを安楽死させ、 エタノール消毒後に腹部を切開し、卵管を取り出 した。シャーレ中のミネラルオイル (REPROLINE 451202) 下にて 1ml 針付シリンジ (TOP) を用い て膨大部を裂き、卵・卵丘細胞複合体(cumulus oocyte complex:COC) を採取したのちに、ヒア ルロニダーゼ (SIGMA H4272) を用いて卵丘細胞 を除去した。MTS 測定後に 20 µ 1 TYH ドロップへ 移し媒精を行った。他の卵は hCG 投与 17 時間後 に採取し、精子調整済みの媒精用ドロップに移し 媒精した。

発生・培養: 媒精 6 時間後、ピペッティングに て卵丘細胞を除去し、第 2 極体もしくは 2 前核を 有するものを受精卵 (PN) とし、受精を確認した。 その後、初期胚培養用メディウムに移し替え、測 定もしくは継続培養した。培養は 37.0 $^{\circ}$,5% CO2 in air, 湿度飽和条件下の CO₂ インキュベーター で行った。媒精 48 時間後に後期胚培養用メディ ウムに移し替え、媒精 96 時間後に胚盤胞到達し たものの数を算出し、106 時間後にヘキスト染色 (Hoechst 33342) を行い、総細胞数をカウント した。

培養液:精子調整及び媒精にはTYH(株式会社 三菱化学ヤトロン)を用い、初期発生培地には I-2メディウム、後期発生培地には I-3メディウ ムを用いた。

3. 実験結果

各区における胚盤胞到達率は、MII 測定区にお いて 46.3%(19/41)、MII 擬似測定区において 38.9%(15/35)、MII コントロールにおいて 38.9% (7/18)、PN 測定区において 86.0%(43/50)、PN 擬 似測定区において 78.0%(39/50)、2cell 測定区に おいて 85.0%(34/40)、2cell 擬似測定区において 70.0%(28/40)、CM 測定区において 97.8%(44/45)、 CM 擬似測定区において 77.8%(35/45)、コントロ ールにおいて 84.4%(130/154)であった。

平均細胞数±S.D. (n)は、MII 測定区において 60.7±21.8(20)、MII 擬似測定区において 58.7 ±11.7(9)、MII コントロールにおいて 74.3± 22.0(7)、PN 測定区において 61.3±17.8(40)、PN 擬似測定区において 59.1±17.7(36)、2cell 測定 区において 50.3±13.4(27)、2cell 擬似測定区に おいて 51.8±12.6(26)、CM 測定区において 72.1 ±24.2(37)、CM 擬似測定区において 76.1± 28.1(31)、コントロールにおいて 98.8± 35.3(110)であった。

胚盤胞到達率において、CM 群にのみ測定群と 擬似測定群の間に有意差が見られ、測定群のほう が高い結果となった。また、CM 測定区とコント ロールの間に有意差が見られ、CM 測定区のほう が高い結果となった。異なったステージ間での有 意差はなかった。胚盤胞平均細胞数において、す べての測定ステージにおいて、測定群と、擬似測 定群との間に有意差はみられなかった。しかし、 すべての測定ステージにおいて、測定群・擬似測 定群ともにコントロール区よりも平均細胞数が 有意に少ない結果となった。また、平均細胞数は、 すべてのステージ区においても有意に異なり、 2cel1 区において最も低い結果となった。



図2. MTS 測定群、疑似測定群、コントロール群 における胚盤胞到達率

4. まとめ

MTS 接触やエバネッセント超音波暴露による 胚発生への負の影響は、胚盤胞到達率・胚盤胞細 胞数ともに認められなかった。面白いことに、MII 期および CM 期においては、MTS によるエバネッ セント超音波振動に暴露した方が、コントロール 群に比べて胚盤胞到達率が1.19倍、1.16倍と高 い結果を得た。エバネッセント超音波暴露が卵子 の成長において何かしら良い影響を与えている とすると非常に興味深い。

しかし、コントロールと比較して、測定群・擬 似測定群ともに胚盤胞細胞数が少なかったこと は、MTS 測定作業に伴う外気への暴露や温度など の環境変化が原因である可能性がある。その影響 は 2 cell 期卵において顕著であった。よって、MTS 測定を行うにあたり、測定時の卵を取り巻く環境 を適した状態に改善することが、MTS の安全性を さらに高めるためにも重要であると考えられる。

リング装荷型電極を用いたハイパーサーミアの温度解析

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(8MHz)によるハイパーサーミ アは化学療法や放射線療法などと併用が可能で あり、癌の進行度に関係なく頭部以外の部位で治 療が可能である[1].その手法は一対型の電極で 人体ごと患部を挟み、人体を 42℃程度に加温す る.加温分布の制御として我々は先に、短径の電 極を複数配置した分散電極法を提案している[2]. 大径電極の深部加温を保持したまま、分散電極側 の加温の低減を数値解析で評価し、実用性を示唆 した.しかし、脂肪の過熱抑制、浸透深度の向上、 非侵襲温度測定法との併用など、多くの課題が解 決されていない。

本研究ではこれらをすべて解決する可能性をも つ、リング装荷型電極を検証する。

2. 本 論

図1に、リング装荷型電極の概略図を示す。た だし、(a)はxy面、(b)はzx面(y=0)である。フ アントム(筋肉(300mm×300mm×150mm)、脂肪(厚 さ20mm一定))の上部に中心電極(直径 E_D)を配置 し、その周りにリング電極幅 RE_w 、を中心電極と の間を間隔 Gap で配置する。また、電極と脂肪 の間には、 Bolus (340mm×340 mm×50mm、温 度 $T_B = 20$ °C)を配置する。数値解析には、有限積 分法のソフトウェア(MW-Studio:CST)を用いる。 入力電力 $P_{in} = 1.0$ kW、周波数f = 8 MHz とし、熱 源となる比吸収率 SAR は、

$$SAR = \frac{|J|^2}{2\rho\sigma}$$
 (W/kg) (1)

で求める。ただし、導電率σ[S/m]、密度ρ[kg/m³]、 電流密度J[A/m²]である。温度は生体の熱輸送方 程式:



表1 電気特性(f=8MHz)

	比誘電率	導電率	組織密度
組織	\mathcal{E}_{r}	σ	ρ
		[S/m]	[kg/m ³]
脂肪	32.73	0.0508	911
筋肉	203.0	0.608	1090
Bolus	83	0.255	1000

表 2 熱特性[3]

	比熱	熱伝導率	血流	血流係数
組織	$C_{ m p}$	к	$T_{\rm b}$	b
	[kJ/ºC·kg]	$[W/m \cdot \circ C]$	[°C]	$[W/m^3]$
脂肪	2348	0.21	33	0.51
筋肉	3421	0.49	37	0.91
Bolus	PTC (20 °C)			

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

で求める。ただし、比熱 $Cp [kJ/\mathbb{C} \cdot kg]$ 、熱伝導率 $\kappa [W/m \cdot \mathbb{C}]$ 、試料温度 $T \mathbb{C}$ 、さらに人体の特徴を 考慮して熱拡散率 $b [W/m^3 \cdot \mathbb{C}]$ 、及び血流係数 $T_b \mathbb{C}$ を定める。

図 2 に、x ang(y = 0)の温度分布を示す。ただし、 $E_D = 60 mm$ 、 $RE_w = 20 mm$ 、t = 60 min とし、(a) は Gap = 39.1 mm、(b)は Gap = 74.9 mm である。 (a)において、P 点の温度は 46.8℃で 42.5℃に達し ている。さらに(b)では 55.8℃となり、(a)よりも 高い。ファントムの表面から 42.5℃までの深度を



mm,

f = 8 MHz, Pin= 1.0kW, t = 60 min) (a)Gap = 39.1 mm, (b) Gap = 74.9 mm

加熱深度と定義すると、(a)は 31 mm、(b)は 40 mm ほどであった。また、x 方向への加温範囲を SAR が最大となる位置から半値となる距離と定義す ると、(a)(b)で同じ範囲だった。中心電極の大き さが一定の場合、入力電力で x 方向への加温範囲 が調整できることを示唆している。よって、Gap で加温範囲と加温量を調整できることがわかる。 図 3 に、リング電極と中心電極の相関による温度 特性を示す。中心電極とリング電極の面積比の関 係は温度分布において反比例となっていること がわかる。図 4 に、P 点の温度上昇の経時変化を 示す。ただし、解析条件は図 2 と同じである。 Bolus の影響により開始 1~2 分ほど温度は上昇し



図3 リング電極と中心電極の相関による温度特性 ($R_D=230$ mm、f=8 MHz、 $P_{in}=1.0$ kW、t=60 min)



図 4 P 点の温度上昇の経時変化 (*E*_D = 60 mm、 *f* = 8 MHz、 *P*_{in}= 1.0 kW *RE*_w = 20 mm)

ないが、10分程度で目標温度に到達することが わかる。解析中は電気特性が変化しないため、必 要電力、加温温度、温度上昇時間の関係を検証す る必要がある。

3. むすび

本研究ではリング装荷型電極による加温分布 を数値解析し、片側からの深部加温の実現を示唆 した。組み合わせによって従来よりも入力電力を 低減できることを示唆した。今後は電極サイズの 最適化とマイクロ波による加温を検証する予定 である。

【文献】

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

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 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 波計測の高速化を目的として励起用半導体レー ザ光の高速変調を行った。また、高出力パルス動 作の TPO(THz-wave Parameteric Oscillator [2-5]) について周波数掃引や光源の出力校正を含むシ ステムの自動制御化を行い、THz分光の自動計測 にも成功した。さらに、THzイメージングの高速 化のため、ガルバノスキャナの自動制御によるビ ーム走査型イメージング計測システムを構築し、 光イメージングにおいて測定時間の大幅な短縮 化にも成功した。

【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】

図1はUTC-PDからのTHz波を高感度に測定 するためのロックイン検出系である。励起半導体 レーザ光に強度変調をかけてUTC-PDに入力す るとTHz波に強度変調をかけることができる。 その際、強度変調の速さ(変調周波数)がロック インアンプによるTHz波計測の迅速性を決める。 図2(a)は従来用いてきた半導体光増幅器 (EDFA)の電流変調による半導体レーザ光の強度変調波形であり、EDFAの応答の遅さ(~10 ms) がボトルネックとなって100 Hz以上の強度変調が不可能であった。

そこで本年度は、3 桁程度応答の速い(~10μs) 半導体レーザ(DFB-LD)の電流変調実験を行っ た。その結果、まず10 kHz の変調で図 2(b)のよ うに鋭い立上り・立下りを有する変調波形が得ら れた。さらに、変調周波数を 50~100 kHz に上げ



図1 連続 THz 波光源 UTC-PD の光学実験系



図 2 励起半導体レーザ光の強度変調波形 (a) 従 来の低速変調 (70Hz) (b) 10 kHz 変調 (c) 50 kHz 変調 (d) 100 kHz 変調

ても、図 2(c)および図 2(d)のように、少し応答の 遅れが出始めているものの、THz 波の強度変調に 十分な光変調波形が得られた。これにより、THz 波計測の時間を飛躍的に(3 桁レベルで)短縮化 することに見通しを得た。

【テラヘルツ波パルス光源の自動制御とテラヘ ルツ分光実験】

高輝度なナノ秒THz波パルスを得てHz波分光 計測にも成功しているTPO(図3)についても、 周波数掃引や出力校正の自動化を含むTHz波自 動計測システムの構築を進めた。

まず角度同調型の TPO において周波数掃引の 要となるガルバノスキャナについて、偏向角の入 力電圧依存性を精密に測定し、線形に近い特性 (0.258deg/V)であることを明らかにした(図 4(a))。 さらに THz 波発生部の LiNbO₃結晶の位相整合角 (角度同調特性)を計算し(図 4(b))、上記の測 定結果を自動制御プログラムに取込み、THz 波の 周波数掃引を自動化した。さらに、THz 波検出器 (常温パイロ素子)からの出力信号を、ディジタ



図3 パルス動作 TPO の光学実験系



ナの電圧制御特性 (b) LiNbO3の位相整合角

ル・オシロスコープを通して PC に自動取込む制 御プログラムを追加し、パルス間でばらつく THz 波出力の校正を自動で行える機能を実現した。

この自動制御プログラムを用いて THz 波出力 の周波数依存性を自動計測した結果が図 5(a)で ある。1.2~2.0THz 領域で THz 波出力を連続的に 計測することに成功し、1.5THz 付近で最大出力 を得た。これにより、THz 分光計測に必要な周波 数掃引と THz 波出力測定を含む自動計測動作を 確認した。

これに基づき、参照試料(THz 波フィルタ材 料:紙、および散乱体:布)を用いて THz 分光 の自動計測を行った結果が図 5(b)である。測定デ ータを図 5(a)の出力特性で規格化し、1.3~1.8THz 領域で連続的な透過スペクトルを得ることに成 功した。



図 5 TPO の自動計測結果 (a) THz 波出力の周波 数依存性 (b) THz 分光測定例

【ガルバノ制御高速イメージングシステムの構 築】

これまでの THz 波イメージング応用では、試 料走査型のシステムを用いてきたが、1 万画素 (100 点×100 点) レベルの計測を行うと、計測 時間に数時間を要する問題点があった。これを高 速化するためには、ビーム走査型のシステムを構 築することが必須である。しかし、THz 波領域で 用いるビームスキャナには光波とは違った困難 があり、THz 帯で透明でかつ、周波数依存性が少 ないことが要求される。

そこで本年度は、この要求を満たすビームスキ

ャナとして2軸のガルバノスキャナに着目し、これを自動制御するシステムを構築した(図6)。



図 6 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

本システムは、光波領域でも使用できるため、 本年度はまず半導体レーザを用いてその動作を 評価した。まず1次元のビーム走査を行い、焦点 位置付近のビーム径をナイフエッジ法により測 定した結果が図7である。測定されたビーム径

(23µm)は理論値(19µm)に近く、測定が妥当 であることが確かめられた。



図 7 ナイフエッジ法による最小ビーム径の測 定結果

さらにこのシステムを 2 次元の透過イメージ ングに応用した例が図 8 である。測定では、ガラ ス基板上の金属パターン(図 8 左側)を測定試料 に用い、ガラス基板を透過する光信号のマッピン グを行った。得られた結果が図 8 (右側)であり、



図8 ビーム走査型2次元イメージングの測定例

1 万画素(100 点×100 点)の透過測定の所要時 間は数分であり、従来の 1/100 以下の計測時間で 鮮明な画像が得ることに成功した。

ただし、円弧状のビーム走査によるイメージン グを反映して、画像の4隅付近は歪みが生じるこ とが確かめられ、走査範囲が大きい場合には画像 の補正が必要である。この補正機能を制御プログ ラムに付与し、高速 THz 波イメージングの実現 を図っていく予定である。

【結論】

本年度は、連続 THz 波光源である UTC-PD の 高速変調の研究を進め、従来の 100Hz 以下の低 速変調動作から、3 桁高い 100kHz までの高速変 調に成功した。また、パルス動作 THz 波光源で ある TPO の周波数掃引と出力補正の機能を含め た完全自動化を行い、THz 分光の自動計測に成功 した。さらに、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、システムの正常動作を確認した。これ らに基づいて、実用性と高性能を兼ね備えた THz 生体計測の実現を目指して、システムを完成させ ていく予定である。

参考文献

- 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).

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

食品や化粧品のような柔軟物の測定は,静的ある いは動的に負荷(または変形)を与えることにより, それらの粘弾性挙動が調べられる.動的粘弾性の測 定は,時間の経過とともに周期的に変化する荷重 (またはひずみ)を与え,そのひずみ(または荷重) を計測することにより得られる.この方法は静的粘 弾性測定と比較して,測定に要する時間が短いこと に加え,与える負荷(ひずみ)が小さいことから, 破損による物性の変化が起きにくいので,柔軟物へ の動的粘弾性測定が広く用いられている.しかし, 現在用いられている粘弾性測定装置は,固体のプラ ンジャを柔軟物に接触させることで負荷を行うため, 柔軟物の粘着力や付着力により,測定が困難となる 場合がある.さらには,柔軟物に合わせたプランジ ャを選択するので,測定条件を揃えることが難しい.

開発した試作機⁽¹⁾では,負荷媒体は固体のプラン ジャではなく,空気噴流を用いて柔軟物表面にくぼ みを発生させ,そのくぼみ深さをレーザ変位センサ により測定する.ここでは,くぼみ深さ変化の動的 粘弾性挙動を測定・評価したので報告する.

2. 動的粘弾性挙動の測定原理

動的粘弾性挙動の負荷を空気噴流 F(t)で行い, それを式(1)のように柔軟物表面に吹き付ける.

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

このときの柔軟物表面のくぼみ深さの時間的変化 は、柔軟物が完全弾性体である場合には図1に、完 全粘性体の場合には、図2のように δ =90[deg]の 位相差の波形が示される.柔軟物が粘弾性体の場合 のくぼみ深さは 0< δ [deg]<90 の範囲内で波形が示 される.このときのくぼみ深さの波形は、式(2)の ように表される.

 $h(t) = h_{max} |sin(\omega t - \delta)| = |h_1 sin(\omega t) - h_2 cos(\omega t)|$

 $h_1 = h_{max} \cos \delta$, $h_2 = h_{max} \sin \delta$ (2)

ここで,フックの法則が成り立つときの弾性率を 複素弾性率E*とし,複素数をiとする,

$$E^* = E' + iE$$
(3)

(4)

E'[N/m]は貯蔵弾性率,E''[N/m]は損失弾性率であり,損失正接 $tnn \delta$ は式(4),あるいは図3に示される.

 $E'' / E' = tan \delta$







Fig.2 Relationship between dynamic load and dent depth for viscous body.



Storage modulus E' [N/m]



3. 実験装置および実験条件

図4には試作機の概略図を示す. 圧縮空気をノズ ル先端から柔軟物に吹き付ける. 柔軟物表面に生じ たくぼみ深さ h[mm]は,変位センサ受光部で測定さ れる. 圧縮空気による荷重 F[mN]は柔軟物下部のロ ードセルにより測定される. ノズル内径 d=2.5[mm], ノズル先端から柔軟物表面の距離0=15[mm], ノズ ル圧 P=0~25[kPa]として,負荷・除荷サイクルは t=0~5[s]の範囲で圧力上昇,t=5~10[s]の範囲で 圧力低下させる.

4. 実験結果および考察

寒天, 絹豆腐, ウレタンゲル,および市販のハン ドクリーム 2 種類(それぞれハンドクリーム A, B とする)の計 5 種類の柔軟物について,動的粘弾性 特性の試験を行った.ここで,測定直前の試料の表 面温度は室温と同じ 22±2[℃]とした.

図5に寒天の荷重とくぼみ深さの時間変化を示す. 1.5~2.0[s]における荷重の増加は、バルブが開いた際に、管路内の残留圧縮空気が噴き出すためであり、粘弾性特性の評価には影響しない.くぼみ深さは吹き付け開始から t=5.1[s]まで増加し、それ以降は減少に転じる波形を示した.このとき F_{max} と h_{max} の位相差 δ は 2.4[deg]であった.

図6にはウレタンゲルの荷重とくぼみ深さの時間 変化を示す.くぼみ深さは吹き付け開始から時間 t=5.9[s]まで増加を続け,それ以降は減少に転じた. F_{max} と h_{max} の位相差 δ は 21.3[deg]であった.ウレ タンゲルは寒天に比べ,最大くぼみ深さ h_{max} が現れ るのが遅いため, δ の値が大きくなるので,柔軟 物ごとに異なる波形が得られたことが分かる.

図7には、寒天、ウレタンゲル、絹豆腐、ハンド クリーム A、およびハンドクリーム B の貯蔵弾性率 と損失弾性率の関係を示す. E[']は、絹豆腐が最も 大きく、次いでハンドクリーム B、ハンドクリーム A、寒天、ウレタンゲルの順であった.このことか ら、絹豆腐は最も硬く、ウレタンゲルは最も軟らか いと評価できる. E[']は、ハンドクリーム A が最も 大きく、次いでハンドクリーム B、絹豆腐、ウレタ ンゲル、寒天の順であるので、ハンドクリーム A は 最も粘りが大きく、寒天は最も粘りが小さいと評価 できる. tan δ については、ハンドクリーム A が最 も大きく、次いでウレタンゲル、ハンドクリーム B、 絹豆腐、寒天の順であった.これらのことから、ハ ンドクリーム A は最も粘性的な柔軟物であり、寒天 は最も弾性的な柔軟物であると評価できる.

以上の結果より,空気噴流を利用した本試作機は, 各種柔軟物の動的粘弾性挙動が評価できる.

5. 結 言

- (1) 試作機による空気噴流で負荷するくぼみ深さ の時間経過で,動的粘弾性特性が測定できる.
- (2)5 種類の異なる柔軟物において,貯蔵弾性率, 損失弾性率,及び損失正接が評価できた.



Fig.7 Relationship between storage modulus and loss modulus for each sample.

参考文献

 (1) 横田 理:特別講演「粘弾性評価における計測技術の新 展開」,精密工学会東北支部,(2017 年 10 月 14 日)

変形性膝関節症(膝 OA)の早期診断を目指した研究 — 屈伸信号の定量化・膝関節の力学・臨床研究 —

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

【緒論】

人の健康寿命は栄養,運動,および健康志向によ り延伸して喜ばしいことであるが,その一方で二足 歩行である人は,加齢に伴い身体バランス能力の低 下と共に,運動,反射,判断,言語,思考,および 歩行等の機能低下が避けられない現実にある.日常 の歩行機能維持には,下肢の運動機能が深く関り, 膝関節で発症する変形性膝関節症(膝 OA)も例外 ではなく,特に一度発症すると遅延治療や人工関節 置換術等で凌いでいる.発症時期に個人差はあるが, 発症の予防や発症後の遅延診療は,運動機能やQOL の維持につながり,アクティブエイジング社会¹)に 貢献する.これを目指した膝 OA 計測診断支援シス テム²の構築に関わる研究を進めている. 昨年度までに得られた研究成果を以下に報告する.

【計測診断支援システムの構想2】

Fig.1 において, 医師①は受診者②に計測センサ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①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, これを検証する必要が ある.

本報では、(1)③による②と④に関わる屈伸信号



Fig.1 Concept of measurement and diagnosis support system.

の定量化,(2)同じく屈伸時の膝関節周りの力学,
 (3)②の②に対応する③から④を検討した臨床研究の一端について述べる.

【研究成果】

(1) 屈伸信号の定量化^{3,4)}

膝関節の軟骨では、変性から摩耗に進展すること で摺動抵抗が増大し、これに応じたメカニカルな発 信が起きていると仮定しており、診断情報が得られ ると考えている。Fig.2 下段に示す青色線 S が PS レ ベルで屈伸させた際の STFT 処理したタイムトレン ド表示である. 屈伸の信号を取り出すために網掛け の休止 Pause に対して太い赤色線の「しきい値 TH」 で「排除」する方法検討した. その方法は、網掛け た休止信号の桃色破線の平均値(Avg.)と標準偏差

(SD) から、TH \geq Avg.+ α SD (α =3)で表した. しきい 値の屈伸は、上段の水色線で示した屈伸角度と同 期した(1) 伸展 Ext., (2) 屈曲 Flex., (3) 1回の屈 伸、およびすべての屈伸(4) とした4分類、Avg.と SD は休止の安定した信号で与えた. これら4分類 に対応した TH の Avg.と SD は、さらに①から④の 方法で与えた. ①は解析者の見た感覚、②は休止、 ③は②の安定した信号、④はすべての休止信号を対 象とした③による方法である. このように(1) から (4)に応じた①から④の組合せの中から信頼できる 組合せを検証した. Fig.2 は(1) 伸展の例であり、 TH を超えた信号 S は右縦軸により Event 数として



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



カウント積算され太い黒色線で示せる.

23 才健常膝関節左膝蓋骨荷重屈伸の例を Fig.3 に 示し,効果的な TH の与え方を考察する. 左縦軸は N 値,右縦軸は④の TH と(1)から(4)および① から③までの TH との差ΔTH である. ここで図中

(1) の伸展と (2) 屈曲の加算値は (4) の屈伸の N 値と同じである必要があり, ④は 23+25=48 と一致 するが, ①から③はΔTH の大きさ分だけ一致しな い. 信頼できる TH はすべての屈伸を対象とした (4) の④の方法であった.

(2) 膝関節の力学

膝蓋大腿関節面 PFJC や脛骨大腿関節面 TFJC の 相対運動では、メカニカルストレスに即したメカニ カルな発信が期待できる. 膝関節に作用する膝蓋大 腿関節力 PFJF ⁵⁾と脛骨大腿関節力 TFJF の大きさを 推定することは、発信から関節面のストレス状態を 推測するのに役立つ. そこで, Fig.4 %に示す上半身 と下肢の膝関節周りの筋骨格系を幾何学リンクモデ ルに置き換えて、膝関節屈伸角度から PFJC と TFJC に及ぼす PFJF と TFJF を求めて,発信形態を推測し た. Fig.4 は左側面において,座位の姿勢を起点とし た自動屈伸 NW と荷重屈伸 W のリンクモデルと記 号である. それぞれ, 足関節 α_i, 膝関節 α_i, および 股関節 α_c. 屈伸は太い実線で示した座位を基準に, NW は細い破線,およびWは太い破線で示す.大腿 部リンク長さは l₁=400mm, 下腿リンク長さが ℓ2=380mm,および上半身リンク長さℓ3. 立ち易いよ うに θ_1 =20deg 引き込むと ℓ_1 は θ_2 下がり,可動域角 度は $\theta_3=73\sim180$ deg と θ_4 であり θ_3 は膝関節内角とし た. 体重 B_m=60kg, 自重は上半身 B_c=40.7kg, 大腿 部 B_f=12.0kg, および下腿部 B_t=5.6kg で表し⁷, B_fと B_t はリンク中央に設定し、 B_c はNWでは座面にあり、 W では重心線 α_{tc} 上に設定した.

PFJFとTFJFの導出では、Fig.4の α_i 周りのリンク により誘発される力とモーメントを推定するため、 その構成要素をFig.5 に示す.同図(b)の α_i を回転中 心とした下肢伸展は主に大腿四頭筋の張力 T_f とモー メントアーム r により膝蓋骨を経由して下腿に付着 した膝蓋腱の張力 T_i の合力 PFJF によって行われる. この合力は関節内角 θ_3 の大小で α_i 周りのモーメント アーム長も変わる.このとき、 T_i により脛骨が大腿 骨に押し付ける力 TFJF も同時に発生し、 θ_3 による T_i の大きさと連動している.これらは筋肉の張力に よって誘発され、これが PFJC と TFJC に同時に機能 することで伸展は可能になる.以下に導出した力の 式を示す.

$T_{\rm f} \cdot \mathbf{r} = \mathbf{B}_{\rm c} \ell_2 \sin \theta_1 + \mathbf{B}_{\rm f} \cdot \ell_1 / 2 \cdot \cos \theta_4$	(1)
$T=T_f=T_t$	
$PFJF = \{2T^2(1+\cos\theta_r)\}^{0.5}$	(2)
$TFJF = T\cos\theta_{ir} + (B_c \sin\theta_1 + B_f \sin\theta_4)$	(3)

WのPFJFとTFJFについて示し、NWは省略する.Fig.5(b)のWの α_i 周りのモーメントT·rは式(1)、Fig.4の実線で示す座位の姿勢から腰部を椅子から浮かすためには、自重により発生する点 α_i の右回り









のモーメントに対抗する PFJF が膝蓋骨を押し込む ことで、座位からの伸展モーメントが誘発される. 関節内角 03=73~180 deg, 式 (2) と式 (3) より求め た結果を Fig.6 に示し、Table 1 には体重 Bm との比率 も求めた. 横軸の 03 は完全屈曲時に 0 deg, 左縦軸か ら PFJF の最大値は θ₃ = 73 deg にて 1340 N 以上, こ れの体重比は右縦軸から約 2.3 倍になる. 0.5TFJF の 最大値も同じく 455 N で体重の約 0.8 倍の力が発生 している. 立ち上る PFJF は 0.5TFJF の約 2.9 倍以上 の力が働く. θ3=2π の直立ではすべての自重が重心 線上に並ぶためモーメントアームは0(ゼロ)とな り、PFJF=0N, 0.5TFJF は関節上部の自重を支える 129 N となる. 同表には深く屈曲した場合も表し、 約2.3 倍が2倍の約5.7 に達する. これらには屈伸時 の瞬間的な加速度や衝撃力の項,および PFJC と TFJC の接触応力分布の変化は含まない.



Table 1 Relationship between PFJF and TFJF, single knee.

Item	Sit-to-	-stand	Deep bending	
θ_3 [deg]	73~180	B _m ratio	29~180	B _m ratio
θ_r [deg]	55~162	60 [kg]	0.6~72	60 [kg]
PFJF _{max} [N]	1340	2.3	3330	5.7
TFJF _{max} [N]	910	1.5	1650	2.8
0.5 TFJF _{max} [N]	455	0.8	830	1.4

(3) 臨床研究

<u>1) 被験者数</u> 計測対象者は,協力病院の外来 63
 例,同じくトレーニングジム会員 17 例である.

2) 解析事例・その1 一例として,年齢 66 歳, 体重 60 kg の女性,自覚症状は両膝に腫れ感,右下 肢に異常はなく,左下肢には股関節から大腿部内側, および脹脛に掛けて痛みを感じている.2 年前に腰 椎椎間板ヘルニアの施術療法を受け通院しており, 日常生活には支障がない. Fig.4 の座位の姿勢におい て, Fig.5(a)の膝蓋骨, 脛骨内外側顆の3ヶ所から NW とWの3回繰り返した信号を取得した.信号は0~20 kHz, TH は採用した方法で行い, 繰り返した屈伸の 平均N値で表した. その結果が Fig.7 である.

両膝関節において,中央が膝蓋骨,左右が脛骨外 側・内側を表し,2本の棒グラフの左右はNWとW を並べて示し,N値の最大最小も表す.両膝関節の 共通点はNWよりWのN値が高く,膝蓋骨は脛骨 内外側よりN値が高い.これは膝関節の力学で示し た PFJF が TFJF の約 2.9 倍大きいため,これに相応 してN値も大きくなったと推測する.

右膝関節(a)の脛骨内側の N=72 は外側の 8 倍,膝 蓋骨の 1.8 倍になる.左膝関節(b)では PFJF と TFJF の大きさと相関した N 値であるが,総 N 値は右膝関 節の約 2.5 倍になる.関節面状態と負荷の作用が左 右で異なっていると推測する.次に,左下肢に神経 系の痛みと歩行時の違和感を愁訴している(b)の膝 蓋骨は(a)の約4倍となり,痛みと N 値の関連を認め る.参考までに,Fig.8 には 22 歳の男性で継続的な 運動履歴を有しない健常な左膝関節の N 値を(a)に 示す.これの場合も NW の膝蓋骨は高値であるが, W の 3 点間には N 値の差異は現れていないため,関 節面を含む下肢筋骨格等の構成要素が健常であれば, 大きい PFJF が膝蓋骨に作用しても,この高齢者の ように高い N 値にはならない.







<u>3) 解析事例・その2</u> その1ではFig.3で提案したN値は周波数帯0~20kHzを対象としたが、これを分割することで周波数とN値の特徴を確かめた. Fig.9にはFig.7の荷重屈伸W左右のN値を示す. 横軸は3点の7分割周波数を示す.

 ・<u>右膝関節</u> Fig.7 の 3 点に対応した Fig.9 の N 値 が大きい周波数帯を眺める. 脛骨内側 N=72 は 0.2~0.9 kHz で N=138, 膝蓋骨 N=41 は 4.5~10.0 kHz で N=74, 脛骨外側 N=9 は 0.9~2.4 kHz で N=43 であ る. PFJF が大きい PFJC では高い周波数帯の発信, TFJF が小さい TFJC では低い周波数帯の発信を推測

する. この被験者は W の脛骨内側の信号が 0.2~0.9 kHz に集中しており、ミクリッツ線が膝関節内側を とおる内反変形や筋力の衰えが疑われる.

 ・<u>左膝関節</u> 同じく,膝蓋骨 N=168 は広く 0.9~10.0
 kHz で N=277, 0.9~2.4 kHz では N=127 と特に多い, 脛骨外側 N=75 も広く 0.2~7.0 kHz で N=172, 脛骨内 側 N=67 は 0.9~4.5 kHz で N=114 である. PFJC や TFJC の異常な状態は,高い f 値と高い N 値に表れ ることが分かった.また,膝関節痛と N 値の関係に は個体差を認めた.

・健常な膝関節 Fig.8(a)のWには3点間の差異は認めないが、(b)からも高いN値は0.2~0.9 kHzに





集中し、3点の差異はなく、高いf値の発信は認めない.これとFig.9からは、高齢者の関節面摺動状態に応じたf値の範囲やN値の大小が様々な形態で表れていることが容易に推測されるため、これらの情報は膝OAならびに診断技術に活かせる.

【結言】

昨年度までの研究成果の要約を以下に述べる.

(1) 膝関節から計測した時系列信号の数値化には, 複数のしきい値を提案しその検証から有効な方法が 提案できた.

(2) 座位から屈伸する膝関節周りの力学を下肢筋骨 格系モデルから推定し,関節面に働くメカニカルス トレスとメカニカルな発信の因果関係が示せた.信 号の個体差はイベント数と周波数特性に表れる.

(3)臨床研究からは診断に関わる解析の工夫,およ び蓄積されつつあるデータから診断に活用する工夫 が必要であり、今後は関係者と相談しながら進め、 計測診断技術または支援技術の開発を目指す.

【謝辞】

平成 29 年度も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),データ整理では菊地達彦氏(日本大 学大学院),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),および統計データ 解析ではキムヨンホ教授(延世大学-健康科学部), ここに記して謝意を表する.

【参考文献】

- 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) 日本大学:特許 No.5754689 号,2015, (WO2011 / 096419, 2011).
- 3) 長尾, 菊地, 他2: BJAS により計測した膝関節屈 伸信号の定量化, LIFE2016, (2017.9), 3E1-7.
- 4)長尾,菊地,他2:膝関節可動域角度計の性能と バイオメカニクス,2017日本設計工学会秋季研究 発表講演会,(2017.10),151.
- 5) Paul G.J.Maquet : Biomechanics of the Knee, Springer-Verlag, (1984), 58.
- 6)長尾,菊地,他5:膝関節音響センサを用いた膝 関節屈伸信号を力学モデルから考察,2018日本設 計工学会四国支部研究発表講演会,(2018.3).
- 7) 嶋田, 有馬:筋骨格系のキネオロジー, 医歯薬出版, (2016.10.15), 95.

尿失禁治療装置の開発

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、尿道括約筋が正常な動 作が出来なくなる場合がある。重度な場合は、人 工括約筋の埋め込み手術となる。市販の人工括約 筋は尿道に巻いたカフにポンプで液体を流して 圧迫し、カフの液体をリザーバに戻すことで尿道 を緩和している。このため、ポンプの電池を交換 するための手術も必要となり、患者の負担は大き い。

そこで、本研究では体外からの磁石で体内の 磁石を駆動することにより、半永久的に使用でき る人工括約筋を考案した^[1]。図1に動作原理を示 す。尿道の周りに三層構造(図2参照)をしたシ ートを巻きつけ、その一部を一層のシートだけに なるようにしておく。2層目を通してあるワイヤ ーが引かれることにより、一層だけの部分が変形 し、隣のシートを連結する。これにより、シート 自体が短くなり、尿道を周囲から圧迫することが できる仕組みである。ワイヤーの先は回転する2 つの磁石の回転軸に取り付けられており、通常は 内部磁石が対面状態で固定化され、ワイヤーを牽 引している状態となる(図1(a)参照)。次に排尿 時の説明をする。図1(b)のように、体の外から 外部磁石を近付け、内部磁石を回転させる。2つ の磁石は平行状態となり、その回転により、ワイ ヤーが伸ばされた状態となる。これにより、連結 シートの間の一層部分が引き伸ばされ、尿道の圧

迫を解き、排尿可能となる。

昨年の研究では通常状態でのくしゃみなどに よる急激な圧力変化にどこまで耐えられるか、尿 道に圧力がかかっていない状態でも尿道を開放 できるか、逆に尿道に圧力がかかっている状態で も尿道を圧迫することができるか、の3つの状態 での圧力測定を行った。それぞれ、平常時での耐 久圧力の実験、低圧力下での開放実験、高圧力下 での圧迫実験と呼ぶ。昨年の実験では2つ目及び 3つ目の圧力下での動作において、所望の値が得 られなかった。そこで、連結シートの改良を行 い、再度3つの圧力測定を行ったので報告する。

【改良した連結シート】

図2に従来の連結シートとその破損個所の図 を示す。シートの中を通っているワイヤーはシー トの中央で玉止めされている。濃い色の部分は3 層構造であり、白い部分は1層のみの部分である。



図1 連結シード型人工括約筋の動作原理



図2 従来の連結シートとその破損個所

ここで、ワイヤーが左右に引っ張られることによ って白い部分が変形し、濃い部分が隣同士で連結 する。ここで問題が起こった。右の四角枠のよう に3層構造が玉止めによって破壊され、剥離して しまった。そこで、ワイヤーを一本にし、玉止め による破壊を防いだ。このままでは連結しないた め、玉止めしていた部分とワイヤーを接着した。 これにより、高い圧力をかけても連結シートが破 損しなくなった。

【結果及び考察】

平常時での耐久圧力の実験を行った。内部磁石 を対面状態にして、尿道を圧迫状態にした後、疑 似尿道に圧力を印可して、どこまで耐えられるか を測定した。玉止め型では 10 回測定の平均で 14.2 k Pa まで耐え、ワイヤーー本型では倍近く の 28.0 k Pa まで耐えることができた。このため、 くしゃみなどの突発的な膀胱圧上昇でも尿道の 圧迫状態は維持できることが分かった。

次に低圧力下での開放実験を行った。尿意を催 していなくとも外部磁石によって尿道を開放で きるようにするには、尿道の圧力が2kPa以下で も開放動作ができることが望まれる。測定の結果 を表1に示す。平均で6.6kPaの圧力をかけなけ れば、開放動作が始まらず、2kPaには程遠い結 果となってしまった。昨年の玉止め型の結果も平 均が6.6kPaであったことから、一本型にしたこ とによる効果は無かったと言える。

最後に高圧力下での圧迫実験を行った。これは、 排尿中に尿を止めなければならない事態に陥っ た時に、確実に尿を止められるかの確認実験であ る。目標としては 5kPa の圧力下でも閉まって欲 しい。表2に測定結果を示す。目標の 1/10 の圧 力である 0.5kPa の圧力下でも動作に支障が出て、 "△"という評価となってしまった。

今後は、開放のおける圧力の低下と圧迫におけ る圧力の上昇を目指し、連結シートを改良してい く予定である。

【結論】

連結シートを改良し、動作時の破損がない新し い人工括約筋を作製することができた。この新し い人工括約筋において、圧力下で3つの動作の確 認を行った。一つ目は、通常時における突発的な 圧力上昇への耐久圧力である。従来型の約2倍の 圧力まで耐えることができた。2つ目は低圧力下 での開放圧力測定である。結果は6kPaとなり、 従来と変わらない値であった。しかも、目標の2 kPaにも届かなかった。最後が高圧力下での圧 迫圧力測定である。目標の5kPaの1/10である 0.5kPaでも動作に不安があることが分かった。 今後は、連結シートを改良して、それぞれの目標 圧力に近付ける予定である。

表1 低圧力下での開放実験結果

1 <u>-</u>	
測定回数	圧力[kPa]
1	5.4
2	7.4
3	6.6
4	6.6
5	6.3
6	6.5
7	7.1
8	6.7
9	6.6
10	7.1
平均	6.6

表2 高圧力下での圧迫実験結果

测空回数	圧力[kPa]					
测正凹翼	0	0.1	0.2	0.3	0.4	0.5
1	0	0	0	0	Δ	Δ
2	0	0	0	0	0	Δ
3	0	0	0	0	Δ	Δ
4	0	0	0	0	Δ	Δ
5	0	0	0	0	Δ	Δ
6	0	0	0	0	Δ	Δ
7	0	0	0	0	0	Δ
8	0	0	0	0	Δ	Δ
9	0	0	0	0	Δ	Δ
10	0	0	0	0	Δ	Δ

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.

新しい癌治療用マイクロ波同軸アンテナの放射効率の改善

〇鍬野 秀三 道山 哲幸 (日大工・電気)

1. まえがき

マイクロ波を用いた癌治療法(加温:約60℃, 時間:数分)は,手術の補助手段として,有効で ある[1].特に外国では,低侵襲の特長のみなら ず,乳房温存の観点から,乳癌に対するマイクロ 波治療法の臨床研究とその治療報告が多い [2]-[4].しかしアンテナの場合,細長い加温分布 のため,球状に近い初期の癌患部のみを選択的に 加温できない欠点があった.そのため,口腔部用 として研究が行われてきた[5].

当研究室では,新しいチョーク埋込み型マイク ロ波同軸アンテナを開発し,その優れた球状加温 特性を数値解析と模擬肝臓モデル(単一組織)お よび乳癌、乳房(二組織)モデル実験で明らかに してきた[6].アンテナの特性として,優れたイン ピーダンス特性を合わせ持つことが望ましい.

本研究では,乳癌を対象として提案の同軸アン テナのインピーダンス特性を数値解析し,そのア ンテナの内導体径を変えることで放射効率の改 善を試みる.

2. 本 論

提案のチョーク埋込み型マイクロ波同軸アン テナの構造(中心断面(z-x))を,図1に示す.ただ し,(a)は全体,(b)はチョーク部(拡大)を表し,針 部はセラミック(比誘電率 $\epsilon_1=9.8$)-銅の2層構造, 内外導体間はテフロン(比誘電率 $\epsilon_2=2.1$)である. 同軸の中心径を D,スロット幅を W,チョーク の長さと調整長をLと*l*で表す.乳房組織は主に 脂肪と乳腺のため使用周波数 f=2.45GHz におけ るそれらの平均の比誘電率と導電率を $\epsilon_3=15.8$ と $\sigma_3=0.451$ S/m,癌部のそれらを $\epsilon_4=53.4$ と $\sigma_4=1.84$ S/m とする.この熱定数については,表1のアン



図1 提案のチョーク埋込み型マイクロ波同軸 アンテナの構造(中心縦断面); (a)全体, (b)チョーク部

表1 アンテナ材料と乳房および癌部の熱定数

	ρ [kg/m³]	c [J/kg∙K]	к [W/m∙K]	A [W/m ³]
Copper	8930	0.39	401	-
Teflon	2200	1.0	0.2	-
Ceramic	3800	0.88	25	-
Breast Tumor	1069 1182	2279 3049	0.306 0.496	350 5500



図2 乳房内アンテナのSuの周波数特性(W=2mm)

テナ材料と乳房および癌部の熱定数にまとめて 示す[7].数値解析には,CST MW-Studio(電磁界; 有限積分法,熱;熱伝導方程式の差分法)を用い た.乳房領域は直方体(x×y×z=20mm×20 mm×78mm)である.

乳房内アンテナの S_{II} (S パラメータ)の周波数 特性を,図2に示す.実線と点線はチョークの有 無を表す.f=2.45GHzにおいて、チョーク有とチ ョーク無の各 S_{II} は-2.6 dB および-5.3dB であり、 それらの放射効率ηは、26%および46%であった。 球状加温を目標としたことにより、放射効率が改 悪されていたことを示している.

図3は、乳房内アンテナのS₁₁の周波数特性を 示す.ただし、実線と点線は中心軸径 D=1.2mm と 0.51mm(従来)の場合を表し、W=2mm, L=18mm, *l*=3mm である.S₁₁および放射効率ηは -6.7dB および 28% であり、D=1.2mm のときのほ うが高い.

アンテナ(W=2mm)を刺入した中心縦断面(z-x 面)における乳房内の加温分布を,図4に示す. ただし,(a)と(b)はそれぞれ D=1.2mm と 0.51mm (従来)の場合を表し,癌部の直径:16mm,加温時 間 t=120s,入力電力 P=20W,外気と乳房の温度 T_a=24℃と T_b=37℃である.D=1.2mm のときの高 加温は正常組織部にも及んでいる.これは癌細胞 を残さない意味で有益である.

3. むすび

先に提案したマイクロ波同軸アンテナを用い て,乳癌の加温特性および放射効率を数値解析し た.その結果,軸方向の加温が従来のアンテナの それよりも著しく抑制され,本アンテナは乳癌治 療に優れていることを明らかにした.

今後は,解剖学的乳房モデルによる解析とファ ントム実験を行う予定である.



図3 乳房内アンテナのS11の周波数特性(W=2mm)



(a) D=1.2mm, (b) D=0.51mm, f=2.45GHz, P=20W

参考文献

- K. Saito et al.: IEEE Trans., vol.MTT-54, no.8, pp. 3443-3449, Aug. 2006.
- [2] C. Brace: IEEE Pulse, pp.28-38, Sept./Oct. 2011.
- [3] R. Shama et al.: Surg. Oncol. Clin. N. Am., vol.20, pp.317-339, Apr. 2011.
- [4] S. van Esser et al.: World J. Surg., vol.31, pp. 2284-2292, 2007.
- [5] K. Saito et al.: IEICE Trans. Electron., vol.E86-C, pp. 2482-2487, Dec. 2003.
- [6] T. Wakaki, et al.: IEICE Commns. Exp. Vol.6. no.7, pp.425-428, Jul.2017.
- [7] M. Converse et al.: IEEE Trans., vol.MTT-54, no.5, pp. 2169-2180, May 2006.