

2010年度 修士学位論文

電熱構造連成シミュレーション

2011年2月10日

大阪大学 大学院基礎工学研究科
田中 翔太

本論文は大阪大学大学院基礎工学研究科に
修士(工学) 授与の要件として提出した修士学位論文である.

主査： 大城 理

副査： 河原 源太

概要

計算機能力の飛躍的な向上によってシミュレーション技術は様々な分野にとって必要不可欠なものとなってきている。近年、特にシミュレーション技術の必要性が高まっている分野の一つに医療分野があり、例として人体に高周波電流を流すときに発生するジュール熱を用いて組織の切開を行う電気メスが挙げられる。理由は、電気メスによる切開シミュレーションは手術計画支援システムや手術トレーニングシステムへの応用が可能であるためである。電気メスによる切開シミュレーションには、電気伝導過程、熱伝導過程および構造変化の過程のモデリングが必要であると考えられる。しかし、従来手法では温度が 100°C に達した領域を切開領域と判定しており、構造変化の過程のモデリングが行われておらず、ヤング率、ポアソン比、破断応力値などといった物質の破壊に関わるパラメータをシミュレーションに反映できないという問題がある。本研究では、電気、熱に加え、破壊に関わるパラメータも考慮した物理法則モデリングを行うことで、電気メスによる切開を対象とした、連成シミュレーション手法を構築することを目的とした。

モデリング過程においては、電気メスによる切開が、熱膨張度の分布によって発生する応力である熱応力によって発生するという仮定をおいた。処理の手順としてはまず、電気メスが物体に接触した時刻以降における物体内の電流密度分布をラプラス方程式を用いて導出する。電流密度分布の導出後、電流密度分布から計算される内部発熱量の項を熱伝導方程式に組み込むことで物体の温度変化を計算する。電流密度および温度の計算に関しては物体を固体として考える。その後、熱膨張度の分布によって発生する熱応力を考える。電気メスによる切開現象において物体内の水分の水蒸気への相変化が重要な要素となるため、熱応力の計算過程においては、物体を固体と液体の混合体として捉え、物体内の水分の相変化も考慮した熱膨張度のモデリングを行うことによって計算を行う。計算された熱応力の最大値が、物質の破壊の基準である破断応力値を超えた領域を切開領域と判定し、再び物体を固体として捉え、判定された領域に構造変化を施すことで、一連の切開現象をモデリングする。数値計算に関しては有限要素法を用いる。

本手法に基づきシステムを構築し、シミュレーション実験を行ったところ、従来は考慮されていなかったヤング率、ポアソン比、破断応力値などといった破壊に関わるパラメータに基づく電気メスによる切開に関する物理法則モデリングが可能であることが示された。また、本手法の評価を行うために、実物の電気メスを用いて豚のレバーに切開を施す実験を行った。熱映像装置を用いて計測された切開進展時の物質の最高温度の時間変化を、実験結果とシミュレーション結果とで比較したところ、組織の温度が 100°C を越えてもさらに上昇し、その後 60°C 付近まで温度が下降するという温度変化が繰り返し起こるという点に類似性が見出され、本手法の優位性が示唆された。本手法により、引張り操作等により、物体にある程度の応力を与えた上から、電気メスによる切開を施すといった、臨床において一般的に用いられる手技の模擬も可能となるため、本手法は有効であると考えられる。

キーワード：電気メス、切開、ジュール熱、相変化、熱応力、連成シミュレーション

Abstract

Computer simulation is an essential tool in various fields. Especially, the demand of computer simulation in medicine has grown. The simulation focuses on, for example, an electro-surgical unit that utilizes Joule heat generated by radiofrequency current and cuts tissues, because simulation of cutting with an electro-surgical unit is significant to improve surgical planning or surgical training systems. To simulate cutting with an electro-surgical unit, a coupled modeling of electrical, thermal and mechanical behavior is needed. However, foregoing studies determine the cutting region using only temperature and have never proposed the physics-based modeling technique which considers Young's modulus, Poisson's ratio and breaking stress. The aim of this study is to propose the physics-based coupled modeling technique of cutting with an electro-surgical unit, and to construct the coupled simulation method based on the parameters.

The proposed method assumes that cutting with an electro-surgical unit is caused by thermal stress. The method firstly calculates the current density distribution using Laplace equation. Secondly, the method determines temperature distribution using the current density distribution and the heat conduction equation. When calculating the current density distribution and temperature distribution, the method treats the object as a solid. During cutting with an electro-surgical unit, phase transition from water to steam is a significant parameter. Thus, When considering thermal stress distribution, the object is treated as the mixture of solid and liquid. The method derives thermal stress distribution caused by water's heat expansion and volume expansion at vaporization and specifies cutting region based on calculated thermal stress. Once more, the method treats the material as a solid and structural change is applied to the cutting region of the object. The method uses finite element method in numerical calculation.

The simulation using the proposed method was performed. The result of the simulation showed that the proposed method could model cutting with an electro-surgical unit based on the Young's modulus, Poisson's ratio and breaking stress. To validate proposed method, the experiment using an electro-surgical unit and porcine liver was carried out. The comparison of simulation result and experimental result showed the similarity of temperature change, which was cyclic variation that maximum temperature rose to above 100 degree and dropped to about 60 degree on the thermogram, and superiority of the method. The method has effectiveness against the modeling of cutting with an electro-surgical unit, because it can simulate the cutting with the unit after the stress was applied to the object, which is generally used in surgery.

Keyword : Electro-surgical unit, Cutting, Joule heat, Phase transition, Thermal stress, Coupled simulation

目次

第1章 緒言	1
第2章 電気外科手術シミュレーション	3
2.1 電気メス	3
2.2 既存の電気外科手術シミュレーション	7
2.3 まとめ	10
第3章 電気メスによる切開に関する物理法則モデリング	11
3.1 手法概要	11
3.2 電流密度分布の計算手法	13
3.3 温度変化の計算手法	16
3.4 切開領域の特定	20
3.5 物体の構造変化	22
3.6 温度上昇に伴うパラメータ変化の考慮	23
3.7 数値計算手法	24
3.8 まとめ	32
第4章 システムの実装	33
4.1 シミュレーション	33
4.2 電気メスを用いた実験	41
4.3 まとめ	52
第5章 結語	53
謝辞	54
業績	55
参考文献	56

目 次

1.1	電熱構造モデリング	2
2.1	電気メス	3
2.2	電気メス使用時の電流の流れ	4
2.3	電気メス使用時の電流波形	4
2.4	メス先の接触部	5
2.5	メス先の種類	5
2.6	細胞膜の構造	6
2.7	各時刻における物体の温度分布	7
2.8	温度の時間変化	8
2.9	各時刻における物体の温度分布	9
2.10	切開シミュレーション	9
2.11	対象とするメス先	10
3.1	物体と電気メスの位置関係	11
3.2	処理の流れ	12
3.3	RC 回路としての近似	14
3.4	発熱量の時間変化	15
3.5	物体の微小要素	16
3.6	熱伝導の概念図	17
3.7	物体内部の微小要素	18
3.8	内部部分間の拘束によって発生する応力	20
3.9	微小立方体の体積膨張	21
3.10	切開の表現	22
3.11	差分法に用いる格子	24
3.12	有限要素法の際に用いる節点および要素	24
3.13	微小立方体に働く応力	25
3.14	変形状態	26
3.15	xy 平面への投影図	27
3.16	物体の分割	28
3.17	要素内の電位	29
3.18	メッシュの除去	32
4.1	シミュレーションに用いた仮想物体	33

4.2	電位分布	35
4.3	温度分布	36
4.4	温度の時間変化	36
4.5	熱応力の最大値の時間変化	37
4.6	熱応力分布	37
4.7	物体の構造変化	38
4.8	切開の進展の様子	39
4.9	切開の進展の様子	40
4.10	電流発生部	41
4.11	実験に使用した電気メス	41
4.12	回路図	42
4.13	計測風景	42
4.14	電圧 V_0 および電圧 V_1 (計測値)	43
4.15	ノイズを除去した結果	43
4.16	使用した熱映像装置	44
4.17	PC を用いた熱映像の記録	45
4.18	使用した電極	45
4.19	鉄電極の固定方法	46
4.20	熱映像装置で取得した画像	46
4.21	温度計測実験とシミュレーションの比較 (表示電力 30W)	47
4.22	温度計測実験とシミュレーションの比較 (表示電力 40W)	47
4.23	温度計測実験とシミュレーションの比較 (表示電力 50W)	48
4.24	切開進展時の温度分布	48
4.25	切開進展時の温度変化	49
4.26	動画から取得した音情報	49
4.27	電力 40W の場合	50
4.28	電力 50W の場合	50
4.29	切開進展時の温度変化 (シミュレーション)	51

表 目 次

4.1	対象物体の仕様	34
4.2	電位に関する境界条件	34
4.3	温度に関する境界条件	35
4.4	熱映像装置の仕様	44

第1章 緒言

計算機を用いて現実の現象を模擬し、現象の解析や予測を行うことを計算機シミュレーションと呼ぶ。計算機シミュレーションを活用することによって、世の中に存在するあらゆる自然現象を解析、予測し、応用することは、研究分野や産業界において欠くことのできないものであり、古くから数多くの研究が行われている [1–5]。特に計算機の飛躍的な性能向上に伴い、従来とは比較できない処理速度で詳細かつ膨大な計算が可能となり、計算機シミュレーションは、製造業をはじめとした各種産業において大きな期待が持たれている。

計算機シミュレーションでは、シミュレーションの対象とする物理現象の数値モデル化 (物理法則モデリング) を行うことができれば、複雑なシステムの構築を容易に行うことができ、システムの設定や動作の変更も、実際に行われる実験に比べ即座に反映させることができるため、対象とする自然現象の評価、解析の速度を飛躍的に高めることが可能である [6–8]。さらに評価、解析した結果をドライブシミュレータやフライトシミュレータに代表される対話型シミュレーションシステムへと応用することで、実地での訓練が困難な状況を想定した訓練の支援も行うことができるという利点もある [9–12]。以上のような利点を有する計算機シミュレーションは、自然現象を扱う多くの分野において、積極的な応用が試みられている。

例の一つが医療分野である。近年ますます高度化、効率化が進む現代医療において、新たな医療機器開発や、医師の診断法や治療法に関する意思決定、各治療に関する訓練は非常に重要である。診断や治療に用いられる医療機器は、光、音、熱、電磁気などによる複雑な物理現象が利用されているものが多々存在するが、計算機シミュレーションによってこうした複雑な物理現象の人体における特性をより詳細に解析、予測することができれば、治療計画支援や、新たな医療機器の開発へと繋がると考えられる。また、構築したモデルを、現在医療の分野で手術の訓練に利用されつつある VR (Virtual Reality) 手術シミュレータ [13–21] へと応用することで、効率的な訓練が可能になるという利点もあることから、近年、医療分野を対象とした様々なシミュレーション手法が研究されている [22–27]。

医療分野を対象としたシミュレーションの中でも、特に大きな恩恵をもたらすことができると考えられるのが、電気メスによる切開シミュレーションである [28–30]。理由は、電気メスでの切開時の出血が少ないことから臨床上の適用範囲が広く、また、内視鏡下の剥離手技などといった難しい手技も多く存在するためである。電気メスでの切開には、人体に高周波電流を流したときに発生するジュール熱を利用するため、シミュレーションにおいては、図 1.1 に示すように、電気伝導過程、伝熱過程および構造変化の過程のモデリングが必要であると考えられる。

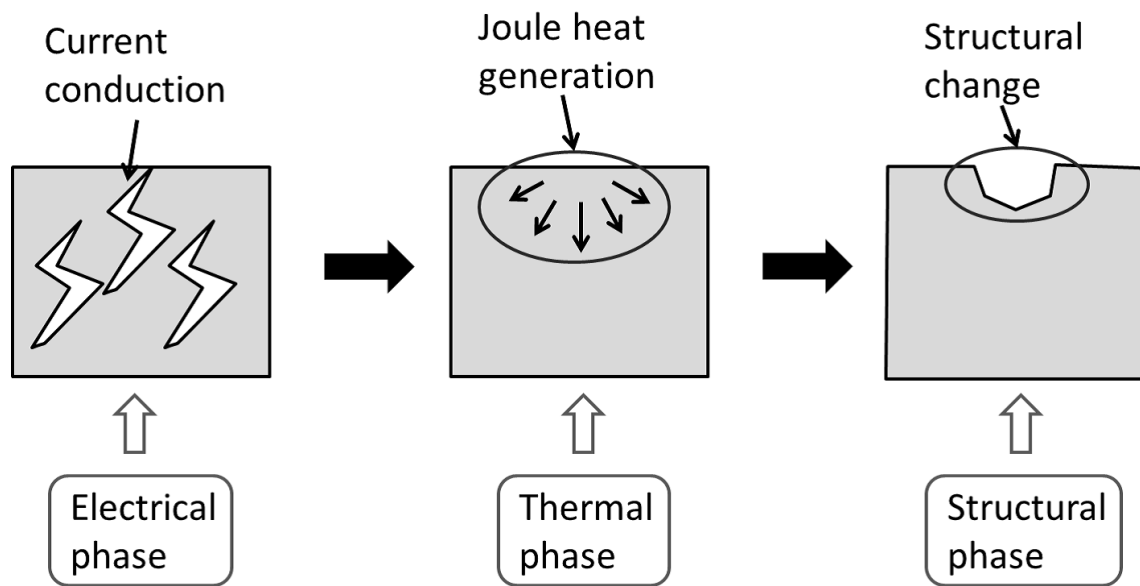


図 1.1: 電熱構造モデリング

しかし、従来手法 [31,32] では、温度が $100\text{ }^{\circ}\text{C}$ に達した領域を切開領域と判定しており、ヤング率、ポアソン比、破断応力値といった物質の破壊に関わるパラメータをシミュレーションに反映できず、構造変化の過程のモデリングが不十分であるという問題がある．実際の手術において電気メスを用いて切開を行う際には、電気メスのみで切開を行うことはほとんどなく、引張り操作などと並行して切開が施される．こうした手技を模擬するためには、応力値に基づき切開領域を判定するという構造変化の過程に関するモデリングが必要であり、考慮すべきパラメータが、ヤング率、ポアソン比、破断応力値である．本研究では、構造変化のモデリング過程において、従来考慮されていなかった破壊に関わるパラメータを用いて、応力値に基づき切開領域を判定する物理法則モデリングを行い、電気メスによる切開を対象とした、電熱構造連成シミュレーション手法を構築することを目的とする．

第2章 電気外科手術シミュレーション

本章ではまず、2.1 節にて、本研究で対象としている電気メスについて述べる。次に 2.2 節において既存の電気メスによる手技のシミュレーション (電気外科手術シミュレーション) を例示し、2.3 節でまとめを行う。

2.1 電気メス

本節では、本研究の解析対象となる電気メスについて述べる。電気メスとは、生体を負荷として高周波電流を流して、このときの負荷に発生する熱を利用して、切開作用、凝固作用を生じさせる医療機器である。電気メスは大きく分けてメス先の電極の数が一つのモノポーラ型、電極の数が二つのバイポーラ型に分類される。両電気メスを図 2.1 に示す。いずれの電気メスにおいても原理は同じであり、また切開にはモノポーラ型が用いられるため、以下ではモノポーラ型に限定して説明する。

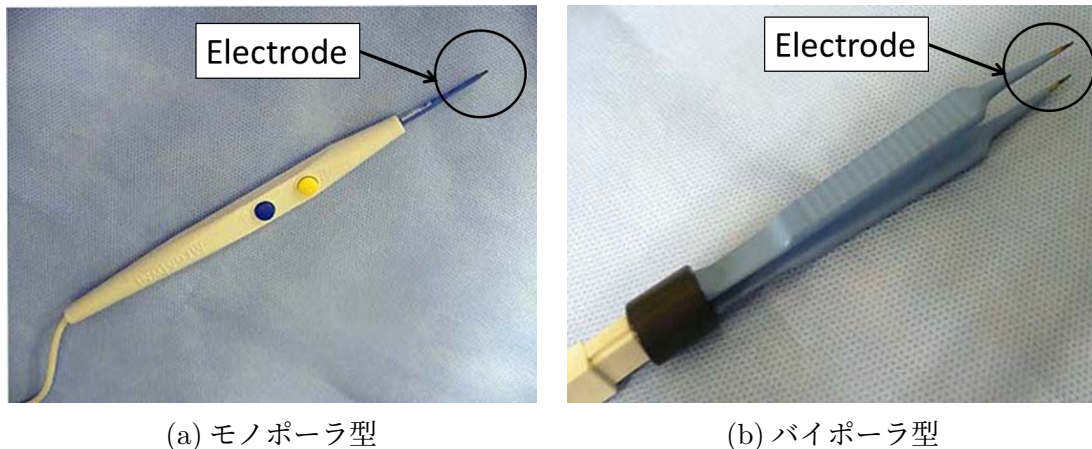


図 2.1: 電気メス [33]

2.1.1 切開の原理

電気メス使用時の電流の流れを図 2.2 に示す。広い面積で装着される電極 (対極板) とメス先電極を対にして、300kHz~5MHz の高周波電流を生体に通じさせる。流れる電流は 0.5A 程度に達する。電極との接触面積が大きく流れる電流密度の低い対極板側では大きな熱は発生せず、接触面積が小さく電流密度の高いメス先電極側では大きな熱が発生する。

メス先電極付近で発生した大きな熱が瞬時に細胞を 100°C 以上に過熱し、細胞内の水分を蒸発させることで、切開作用が生じる [34].

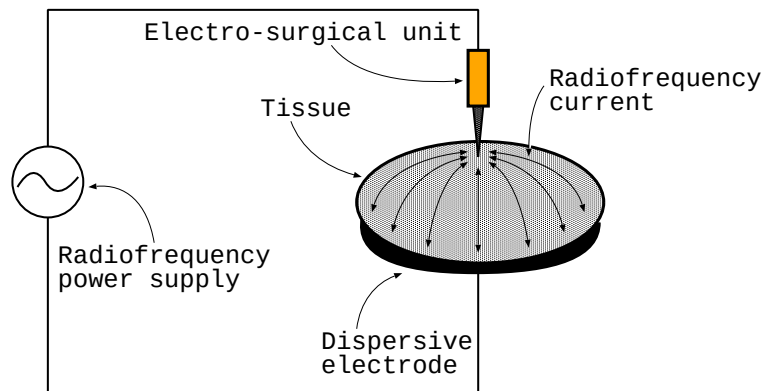


図 2.2: 電気メス使用時の電流の流れ

2.1.2 切開作用と凝固作用

実際の電気メスでの切開に際しては、熱は周辺の組織にも作用し、切開が生じた周辺部分は 70°C から 90°C に達するため、タンパク質や血液が熱によって変性し凝固する。組織の凝固に伴って、組織は縮み、近傍の毛細血管や微小血管が閉じるため、出血が抑制される。電流を連続的に流さず、短い時間で断続的に加え、物体の温度が 70°C から 90°C に留まるようにすると、水分の蒸発による組織切開は起こらず、熱によるタンパク質や血液の凝固のみが生じる。つまり、電気メスでは通電電流を調節することによってメス先部分の組織を切開あるいは凝固させることが可能である。図 2.3(a) は切開のための電流波形、図 2.3(b) は凝固のための電流波形である。

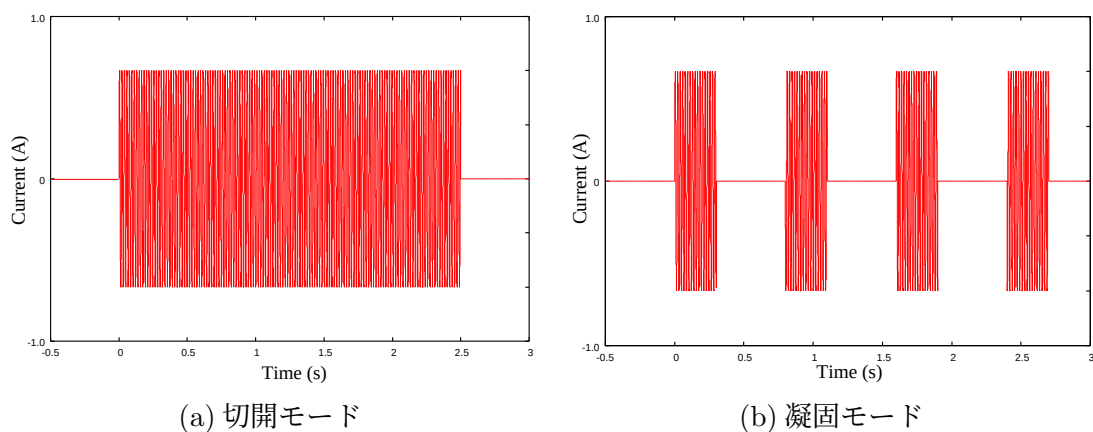


図 2.3: 電気メス使用時の電流波形

2.1.3 メス先の種類

電気メスのメス先の種類は、用途によって使い分けられる。大別すると、切開のみに用いるもの、切開と凝固に用いるもの、凝固と止血に用いるものの三つである。図 2.4 の接着部に接着する主なメス先の種類と用途を図 2.5 に示す。図 2.5 に示すように様々な種類があるが、使用頻度の高いものは図 2.5(c) のメス先である。

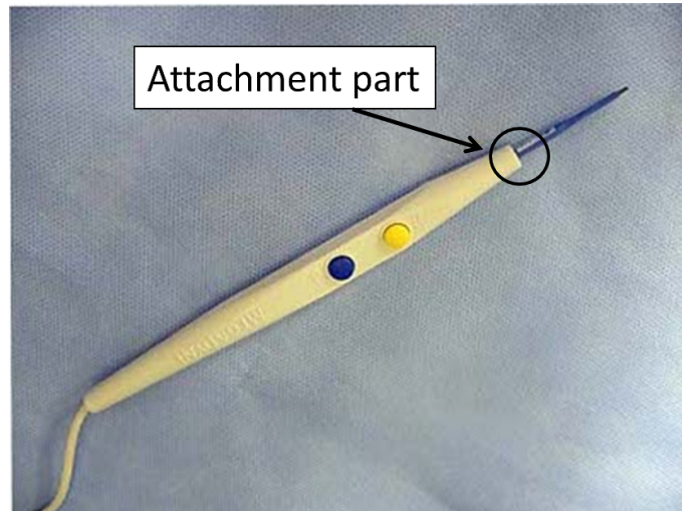


図 2.4: メス先の接触部

Electrode		Use
(a)		Cutting
(b)		Cutting
(c)		Cutting and coagulation
(d)		Cutting and coagulation
(e)		Coagulation and blood stanching

Site of attachment Electrode

図 2.5: メス先の種類

2.1.4 生体の神経筋に対する影響

生体の神経や筋肉に電流が流れると、細胞に電撃が生じる。電撃により、痛みやしびれなどといった症状が起こることもあり、また、電撃が心筋細胞で生じると、通常の収縮周期が乱され、非常に危険である。電撃が現れるのは、細胞の静止膜電位に、外部からの電流によって脱分極が起こり、膜電位が閾値を越えるからである [34]。つまり、電流値ではなく、電流によって細胞膜間に生じる電位差が問題となる。細胞膜の構造は図 2.6 に示すように、膜の外側が親水性、内側が疎水性となるように脂質分子が二層に密に並んだ状態をしており、また、タンパク質が表面に付着したり、膜を貫通するように存在している [35]。疎水性の部分は電気を通さないが、親水性の部分は電気を通すことができ、細胞膜の構造は二枚の電極が誘電体を挟み込んだコンデンサの構造になっている。細胞膜の厚さは、5~10nm と極めて小さいので、単位面積あたりの静電容量は大きくなり、値としては 1 mF/m^2 から、筋肉細胞では 10 mF/m^2 となる。細胞膜の静電容量を C 、交流電流の角周波数を ω 、電流を $I(t)$ 、虚数単位を j とすると、電流により細胞膜に生じる電圧は $I(t)/j\omega C$ となる。したがって交流電流の周波数が高くなると、0.5~1A 程度の大きな電流が流れても細胞膜に生じる電圧は低くなるため、細胞に電撃は生じず、熱傷が生じることになる。電気メスとは、以上の原理を応用した機器であるといえ、一般的には 300kHz~5MHz の周波数が用いられている。

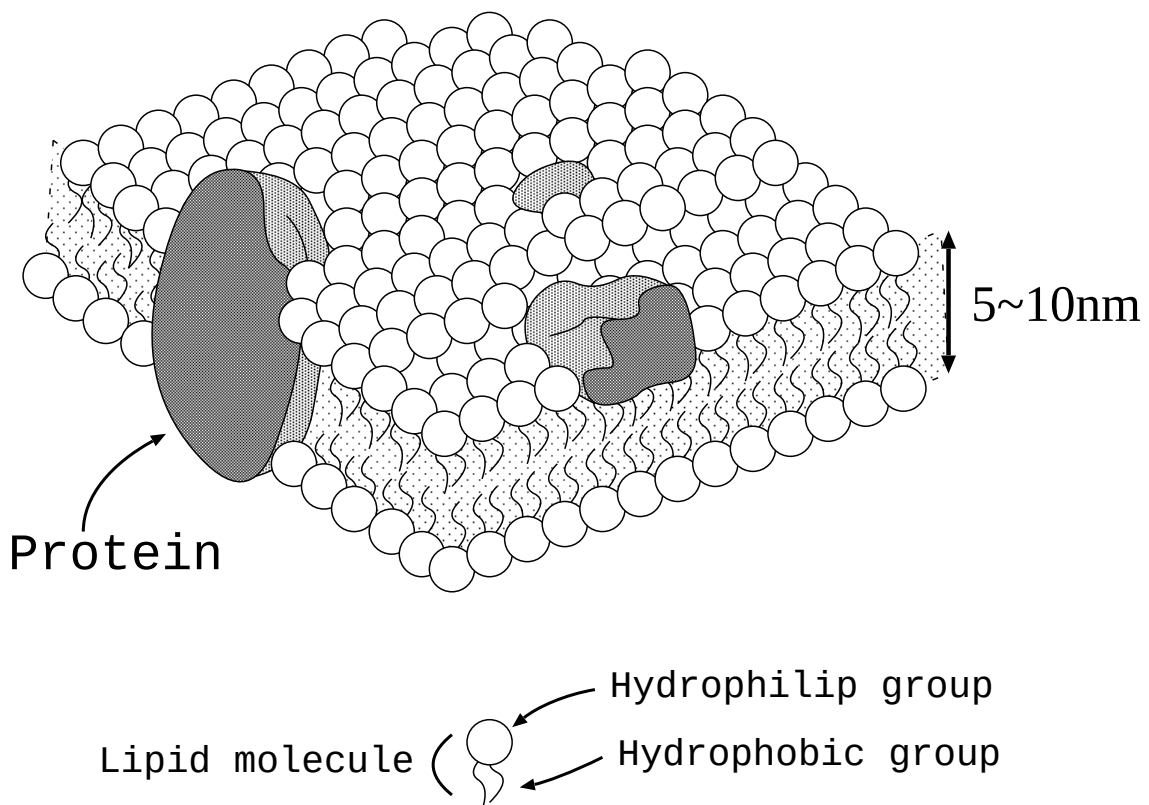


図 2.6: 細胞膜の構造

2.2 既存の電気外科手術シミュレーション

本節では、代表的な電気外科手術シミュレーションについて特徴をまとめる。

2.2.1 温度変化シミュレーション

Dodde ら [28] は機器開発支援を目的として、電気メス使用時の温度変化を式 (2.1)～式 (2.4) によってモデル化し、シミュレーション結果と、実際に電気メスを用いて得られた実験結果を比較することで、モデリングの妥当性を検証した。

$$\nabla^2 V = 0 \quad (2.1)$$

$$\mathbf{E} = -\nabla V \quad (2.2)$$

$$\mathbf{J} = \sigma \mathbf{E} \quad (2.3)$$

$$c\rho \frac{\partial T}{\partial t} = \lambda \nabla^2 T + \mathbf{J} \cdot \mathbf{E} \quad (2.4)$$

t は時刻, V は電位, $\mathbf{E}$ は電場, $\mathbf{J}$ は電流密度, T は温度, c , ρ , λ , σ はそれぞれ比熱, 密度, 熱伝導率, 導電率である. 式 (2.1)～式 (2.3) を用いて $\mathbf{J}$ および $\mathbf{E}$ を計算し, その後, 式 (2.4) を用いて物体の温度変化を計算する. 数値計算手法は有限要素法を用いている.

実験においては、物体の温度をサーミスタを用いて計測し、シミュレーション結果との比較を行っている. 図 2.7 に各時刻における温度分布のシミュレーション結果を, 図 2.8 にメス先電極から 1.0mm, 1.5mm, 3.0mm, 3.5mm 離れた位置の温度変化のシミュレーション結果 (図中では FEM), 実験結果 (図中では Exp) を示す.

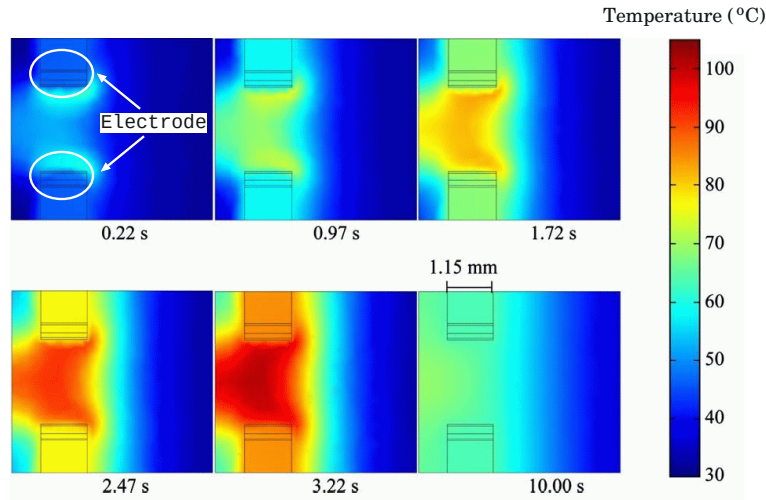


図 2.7: 各時刻における物体の温度分布 [28]

Dodde らの手法では、温度上昇に伴う凝固のモデリングが行われていないため、特にメス先近傍において誤差が大きくなるという問題がある。

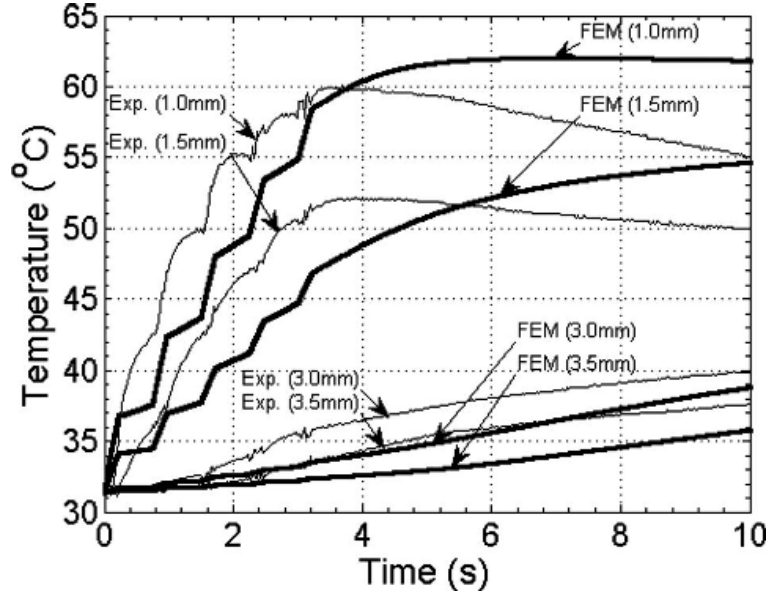


図 2.8: 温度の時間変化 [28]

2.2.2 凝固シミュレーション

生体組織の凝固はアレニウスの式を用いてモデリングを行う。凝固という現象を、正常組織から凝固組織への一次反応と仮定し、反応速度 k は以下のアレニウスの式に従うと考える。

$$k = A \cdot \exp\left(-\frac{H_a}{\kappa T}\right) \quad (2.5)$$

A は反応速度定数, H_a は反応に要する活性化エネルギーであり, 両定数は実験的に求めることが可能である。 κ は気体定数, T は絶対温度である。 反応は一次反応を仮定するため, 時刻 t における正常組織の濃度を $G(t)$ とすると以下の式が成り立つ。

$$\frac{\partial G(t)}{\partial t} = -A \cdot \exp\left(-\frac{H_a}{\kappa T}\right) G(t) \quad (2.6)$$

両辺を $G(0)$ で割ると式 (2.7) となる。

$$\frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{G(t)}{G(0)} \right) = -A \cdot \exp\left(-\frac{H_a}{\kappa T}\right) \frac{G(t)}{G(0)} \quad (2.7)$$

式 (2.7) を解くために, 式 (2.8) で定義される $\Omega(t)$ を考える。

$$\exp(-\Omega(t)) = \frac{G(t)}{G(0)} \quad (2.8)$$

$\Omega(t)$ を用いて式 (2.7) を変形すると式 (2.9) が得られ, 式 (2.10) により正常組織の濃度を計算することができる。

$$\frac{\partial \Omega(t)}{\partial t} = A \cdot \exp\left(-\frac{H_a}{\kappa T}\right) \quad (2.9)$$

$$\Omega(t) = \log \frac{G(0)}{G(t)} = \int_0^t A \cdot \exp\left(-\frac{H_a}{\kappa T}\right) d\tau \quad (2.10)$$

図 2.9 に Chang ら [29] のシミュレーション結果を示す．図 2.9 の茶色の領域が凝固領域であり，凝固領域は，不可逆な凝固の指標とされる $\Omega(t) > 1.0$ であることを示している．

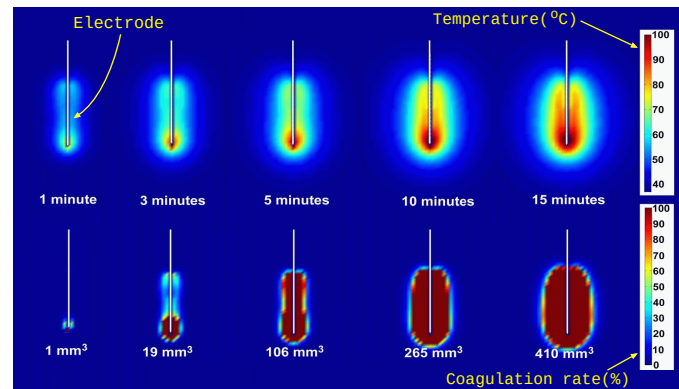


図 2.9: 各時刻における物体の温度分布 [29]

Chang らの手法では各時刻における温度分布のみならず，凝固領域を推定することが可能である．また，Chen ら [30] は支配方程式に血流の項を導入し，導入した血流の項を凝固量に比例して減少させることで，凝固が組織の物性値に与える影響をモデリングしている．

2.2.3 切開シミュレーション

電気メスによる切開シミュレーションに関する代表的な手法が Maciel [32] らの手法である．電気メスによる切開は，物体内の水分の蒸発によって引き起こされるため，Maciel らは物体の温度変化の計算後，温度が 100 °C 以上に達した領域のメッシュを取り除くことで切開を表現している．図 2.10 に Maciel らの手法による切開シミュレーションを示す．

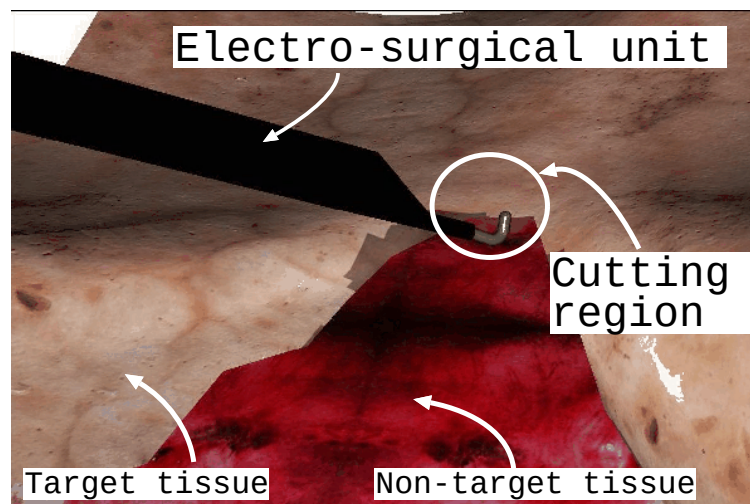


図 2.10: 切開シミュレーション [32]

Maciel らの手法では、ヤング率，ポアソン比，破断応力値などといった物質の破壊に関わるパラメータを考慮せずに，物体の温度のみを用いた切開領域の判定を行っている．つまり構造変化の過程の物理法則モデリングが不十分であるため，破壊に関わるパラメータをシミュレーションに反映することができないという問題を抱えている．

2.3 まとめ

本章では，電気メスおよび電気外科手術シミュレーションについて述べた．2.2 節で述べたように，既存の電気外科手術シミュレーションは，電気，熱の連成シミュレーションである．電気メスでの凝固手技においては，物質の構造がほとんど変化しないため，構造変化の過程のモデリングの必要性は低いと考えられるが，切開手技においては，組織に構造変化が生じるため，構造過程のモデリング，つまりヤング率，ポアソン比および破断応力値といった，物質に関わるパラメータをシミュレーションに反映させることのできるモデリングが必要であると考えられる．次章で提案手法について述べる．なお，本研究では，電気メスのメス先の形状は最も使用頻度の高いとされている図 2.11 の形状とする．

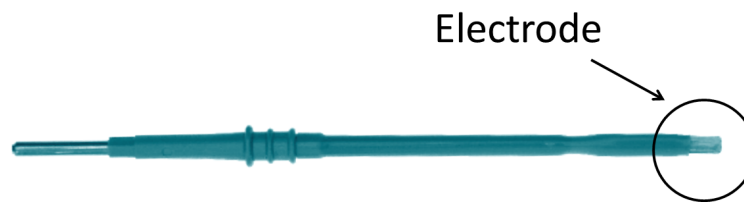


図 2.11: 対象とするメス先

第3章 電気メスによる切開に関する 物理法則モデリング

本章では、提案手法である「電気メスによる切開に関する物理法則モデリング手法」について述べる。提案手法は、電流密度分布の計算、温度分布の計算、熱応力に基づく切開領域の特定、幾何形状再構築計算の四つに分けられる。まず3.1節にて提案手法の全体像について記し、次に3.2節以降で各モデリング過程の詳細を記し、3.7節において数値計算手法について記し、最後に3.8節でまとめを行う。

3.1 手法概要

提案手法においては、物体が以下の図3.1のような回路に組み込まれており、時刻0において、物体がメス先電極に接触したと考える。以後、提案手法の説明は図3.1を用いて行う。

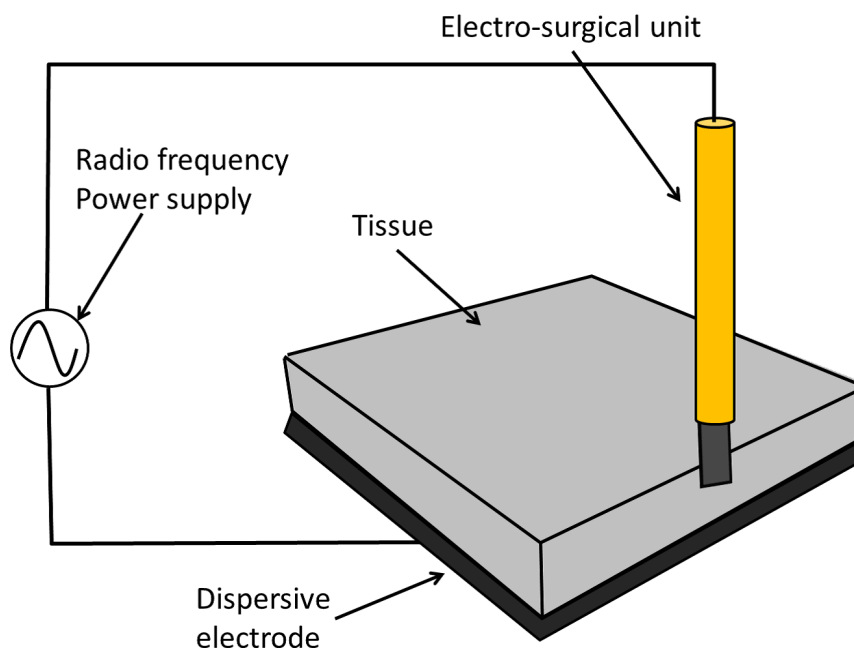


図 3.1: 物体と電気メスの位置関係

処理の流れ

提案手法の処理の流れを図 3.2 に示す。本手法では、電気メスによる切開が、熱膨張度の分布によって発生する応力である熱応力によって引き起こされるという仮定をおいた。まず、メスが物体に接触した時刻以降における物体内の電流密度分布を導出する (計算過程 1)。電流密度分布の導出後、電流密度分布から計算される内部発熱量の項を用いることで物体の温度変化を計算する (計算過程 2)。電流密度および温度の計算に関しては物体を固体として考える。その後、熱応力を考える。(計算過程 3)。熱応力の計算過程においては、物体を個体と液体の混合体として捉え、物体内の水分の気化も考慮したモデリングを行うことによって計算を行う。計算した熱応力の最大値が破壊の基準である破断応力値を越えていなければ、計算過程 2 に戻り、熱応力の最大値が破断応力値を越える時刻まで温度変化および熱応力を繰り返し計算する。そして、熱応力値が破断応力値を越えた領域を切開領域と判定し、再び物体を個体として捉え、判定された領域に構造変化を施す (計算過程 4)。以上の過程を繰り返すことで、一連の切開現象を表現する。

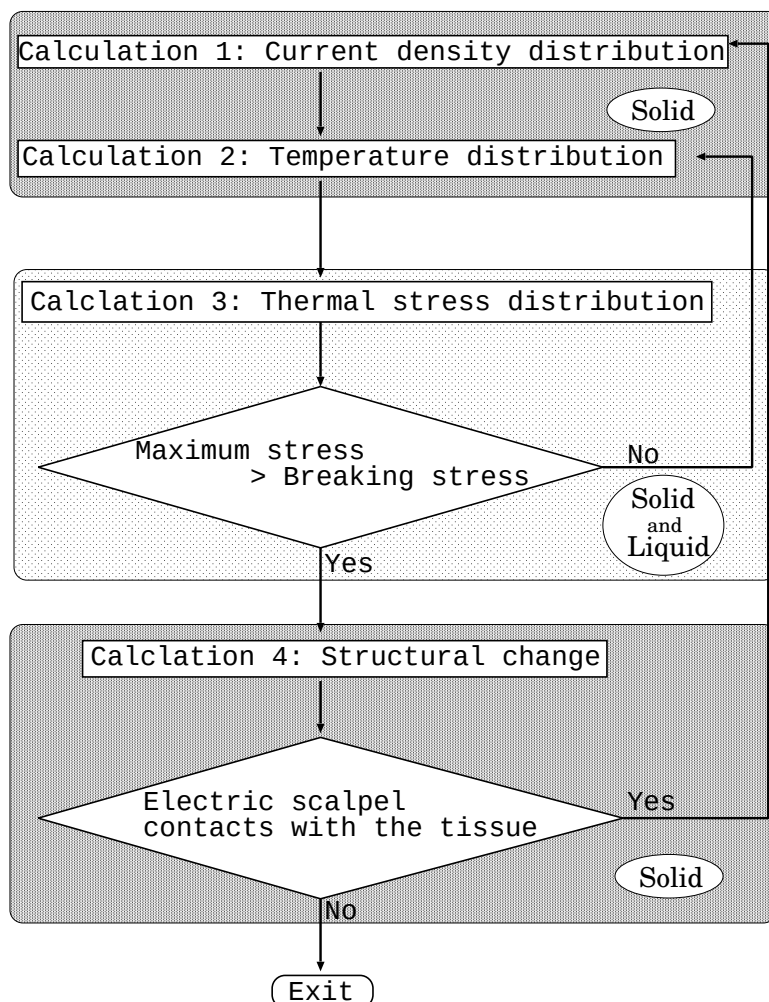


図 3.2: 処理の流れ

3.2 電流密度分布の計算手法

本節では、提案手法の最初の計算過程である電流密度分布の計算手法について述べる。

3.2.1 高周波電流の生体内における特性

物体内の電流密度分布の計算には、実際に電気メスで用いられる 300kHz～5MHz の高周波電流の生体内における特性を考える必要がある。以下、電磁波の生体内における伝播特性および過渡応答特性について述べる。

伝播特性

生体は電氣的に中性である [36]。電氣的に中性の媒質中の電磁場は、以下のマクスウェルの方程式に従う [37]。

$$\nabla \cdot \mathbf{E} = 0 \quad (3.1)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0 \quad (3.2)$$

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \quad (3.3)$$

$$\nabla \times \mathbf{B} = \mu\sigma\mathbf{E} + \mu\xi\frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} \quad (3.4)$$

$\mathbf{E}$, $\mathbf{B}$ は電場および磁場であり、 μ , σ , ξ は透磁率、導電率、誘電率である。式 (3.3) の回転を考え、式 (3.1)、式 (3.4) を考慮すると、電場に関しては式 (3.8) が成り立つ。

$$\nabla \times (\nabla \times \mathbf{E}) = \nabla \times \left(-\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \right) \quad (3.5)$$

$$\nabla(\nabla \cdot \mathbf{E}) - \nabla^2 \mathbf{E} = -\frac{\partial}{\partial t} (\nabla \times \mathbf{B}) \quad (3.6)$$

$$-\nabla^2 \mathbf{E} = -\frac{\partial}{\partial t} \left(\mu\sigma\mathbf{E} + \mu\xi\frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} \right) \quad (3.7)$$

$$\nabla^2 \mathbf{E} = \mu\sigma\frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} + \mu\xi\frac{\partial^2 \mathbf{E}}{\partial t^2} \quad (3.8)$$

同様に磁場に関しても、式 (3.9) が成り立つ。

$$\nabla^2 \mathbf{B} = \mu\sigma\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} + \mu\xi\frac{\partial^2 \mathbf{B}}{\partial t^2} \quad (3.9)$$

式 (3.8)、式 (3.9) が、媒質中の電流を考慮した波動方程式となる。式 (3.8) について、 xy 平面上に広がりを持ち、 z 軸方向に厚みをもつ導体内を電磁波が x 軸方向に伝播するときの解を考える。導体の表面からの z 軸方向の深さ D の場所に関する電場 $\mathbf{E}(D, t)$ は、式 (3.8) を解くことで、 $D = 0$ における電場を $\mathbf{E}_0$ として、式 (3.10) で与えられる。

$$\mathbf{E}(D, t) = \mathbf{E}_0 \exp \left(-\sqrt{\frac{\omega\mu\sigma}{2}} D + j \left(\sqrt{\frac{\omega\mu\sigma}{2}} D - \omega t \right) \right) \quad (3.10)$$

ω は角周波数, j は虚数単位である. したがって電場の振幅が $1/e$ (e はネイピア数) に減衰する深さ d (表皮深さ) は式 (3.11) で表される.

$$d = \sqrt{\frac{2}{\omega \mu \sigma}} \quad (3.11)$$

磁場に関しても同様の結果が得られる. 式 (3.11) は, 周波数が高くなるほど d は小さくなり, 電流が物体表面に局在して流れることを示している. この現象を表皮効果と呼ぶ.

電気メスに用いられる 300kHz~5MHz 周波数帯の場合, 人体の導電率 (0.1~0.7 S/m), 透磁率 ($4\pi \times 10^{-7}$ H/m) [38] を考慮すると表皮深さは 0.67~1.9m となる. 人体の大きさを考えると, 電気メスを用いる際は生体組織内においては表皮効果の影響は小さいとみなすことができる. つまり, 式 (3.8) の右辺第一項を考慮する必要はないと考えることができる.

過渡応答特性

生体組織の細胞膜がコンデンサの性質を持つため, 生体内の電流の計算においては電流の過渡応答特性を考慮しなければならない. 以下, 電気メスを用いる際の電流の過渡応答について述べる. 電気メス使用時の電流の過渡応答特性は, 細胞膜をコンデンサ, 細胞質を電気抵抗と考えることによって, 図 3.3 に示す回路の過渡応答特性として定性的に捉えることができる [40].

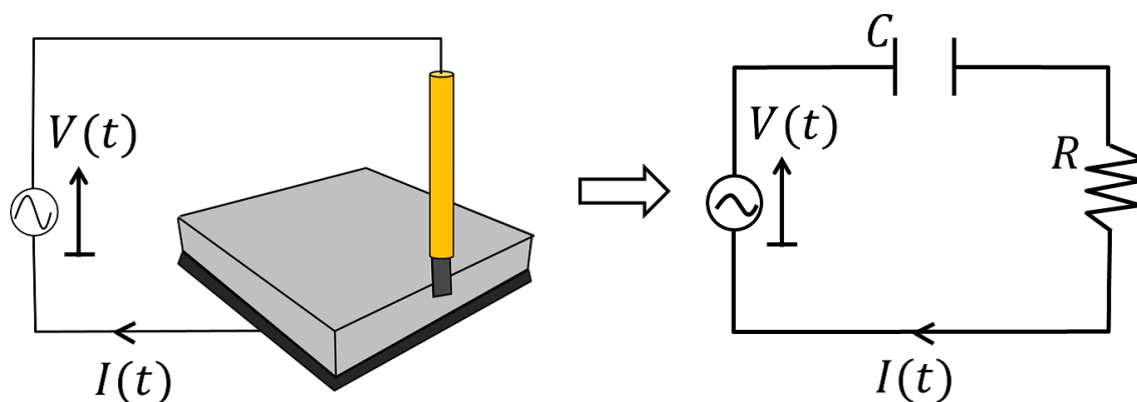


図 3.3: RC 回路としての近似

角周波数 ω , 初期位相 θ を用いて電源電圧 $V(t)$ を

$$V(t) = V_0 \sin(\omega t + \theta) \quad (3.12)$$

とすると, コンデンサに流れる電流 $I(t)$ は, 電気抵抗 R , コンデンサの静電容量 C として, 以下の式 (3.13) で表される.

$$I(t) = \frac{\omega CV_0}{\sqrt{1 + (\omega CR)^2}} \sin(\omega t + \theta + \phi) + \left\{ \frac{V_0}{R} \sin \theta - \frac{\omega CV_0}{\sqrt{1 + (\omega CR)^2}} \sin(\theta + \phi) \right\} \exp\left(-\frac{t}{CR}\right) \quad (3.13)$$

$$\phi = \frac{\pi}{2} - \tan^{-1}(\omega CR) \quad (3.14)$$

以下、式 (3.13)、式 (3.14) を用いて電気メスによる切開において重要な要素である、抵抗成分において発生するジュール熱の時間変化について考える。

電気メスに用いられる周波数帯は 300kHz～5MHz、生体組織の導電率は 0.1～0.7 S/m、細胞膜の誘電率は 5×10^{-10} F/m [38] であり、また、2.1 節で述べたように細胞膜の厚さは約 5～10nm であることを考慮すると、時定数 RC は最も大きいときで 7.10×10^{-2} s となる。 $RC = 7.10 \times 10^{-2}$ s, $RV_0^2 = 4.0$ J/s、電流の角周波数が 500 kHz の時の結果を図 3.4 に示す。図 3.4 中の ΔH は 10^{-10} J/s 程度である。したがって、最も時定数が大きくなる場合であっても、過渡応答を考慮する必要がないと考えることができる。つまり、コンデンサ成分を無視することができる。

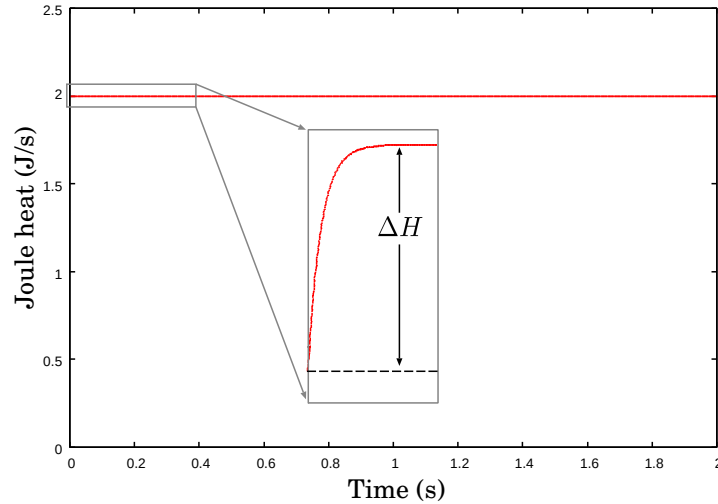


図 3.4: 発熱量の時間変化

3.2.2 直流近似

3.2.1 節で述べた伝播特性、過渡応答特性を考慮するため、本手法においては、物質をコンデンサ成分を無視した抵抗体として扱い、高周波電圧は、実効値で直流近似を行う [39]. 交流電圧の実効値 V_e と、交流電圧の振幅 V_m の関係は式 (3.15) で表される。

$$V_e = \frac{V_m}{\sqrt{2}} \quad (3.15)$$

3.2.3 電流密度分布の計算

3.2.1 節で述べた電氣的に中性の媒質中の電磁場の性質により，物体内の電場 $\mathbf{E}$ は式 (3.16) を満たす．また，物体内の電場と電位 V の関係は式 (3.17) で与えられる．式 (3.16) に式 (3.17) を代入することにより，式 (3.18) で表されるラプラス方程式が導かれる．

$$\nabla \cdot \mathbf{E} = 0 \quad (3.16)$$

$$\mathbf{E} = -\nabla V \quad (3.17)$$

$$\nabla^2 V = 0 \quad (3.18)$$

したがって電流密度分布の計算手順としてはまず，ラプラス方程式を解くことで，物体内部の電位分布を求め，さらに式 (3.17) を用いることで，物体内部の電場を計算する．計算された電場および式 (3.19) で表されるオームの法則を用いて物体内の電流密度 $\mathbf{J}$ を求める．

$$\mathbf{J} = \sigma \mathbf{E} \quad (3.19)$$

3.3 温度変化の計算手法

本節では，電流密度分布に基づく温度変化の計算手法について述べる．

3.3.1 内部発熱分布

図 3.5 のように，電流の流線 (電流密度 $\mathbf{J}$ の向き) と垂直な面積 ΔS の端面を持ち，長さ Δl の物体の微小要素内に発生するジュール熱を考える．

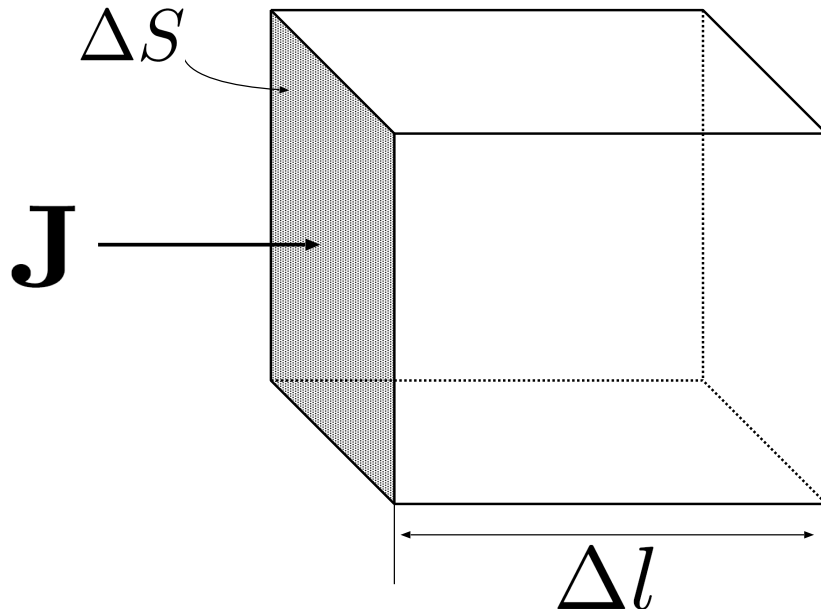


図 3.5: 物体の微小要素

微小要素内では導電率 σ は一様であると考えられるため、微小要素の抵抗 R は式 (3.20) となる。

$$R = \frac{1}{\sigma} \frac{\Delta l}{\Delta S} \quad (3.20)$$

流れる電流は $\mathbf{J}\Delta S$ であるから、単位体積あたりの発熱量を Q_v 、微小要素の体積を Δv とすると、微小要素内に発生するジュール熱 $Q_v\Delta v$ は式 (3.24) となる。

$$Q_v\Delta v = R(|\mathbf{J}|\Delta S)^2 \quad (3.21)$$

$$= \frac{1}{\sigma} \frac{\Delta l}{\Delta S} (|\mathbf{J}|\Delta S)^2 \quad (3.22)$$

$$= \frac{1}{\sigma} |\mathbf{J}|^2 \Delta l \Delta S \quad (3.23)$$

$$= \mathbf{J} \cdot \mathbf{E} \Delta v \quad (3.24)$$

3.3.2 温度分布

物体内部に熱が発生すれば、物体の温度が変化し、温度勾配に従い、熱が移動する。物質内部を熱が移動する現象を熱伝導といい、移動する熱量は物質の温度勾配に比例し、式 (3.25) で与えられる。[42]。 q は熱流束、 λ は熱伝導率、 T は温度である。つまり、図 3.6 に示す温度分布の場合、熱量は x 軸方向に移動する。式 (3.25) をフーリエの法則と呼ぶ。式 (3.25) の右辺の負の符号は、熱が温度勾配の負の方向に向かって流れることを意味している。

$$q = -\lambda \frac{\partial T}{\partial x} \quad (3.25)$$

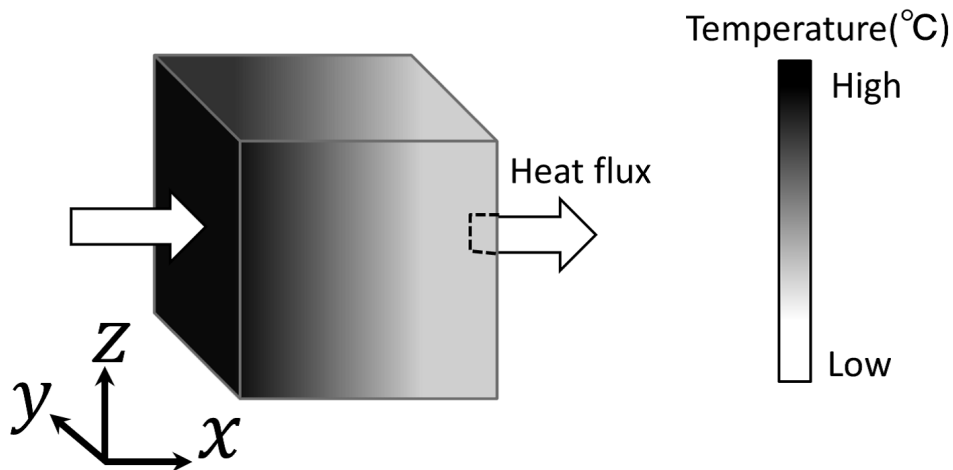


図 3.6: 熱伝導の概念図

次に、物体内部の図 3.7 に示されるような辺の長さがそれぞれ Δx , Δy , Δz の微小な直方体要素を考える．

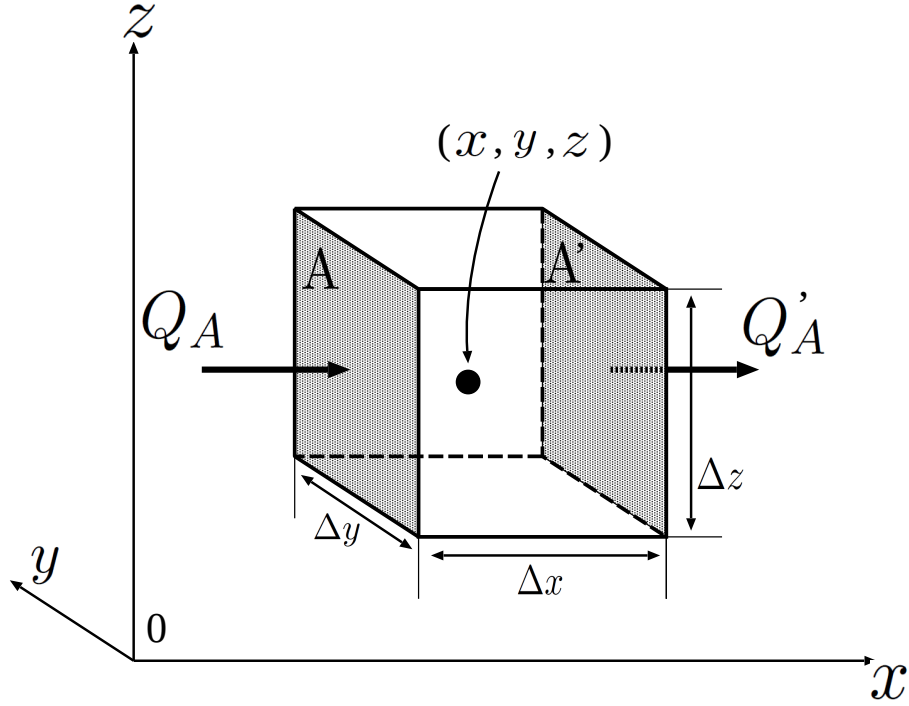


図 3.7: 物体内部の微小要素

直方体要素の中心点 (x, y, z) における x 軸方向の熱流束 $q(x)$ は、フーリエの法則に従い、式 (3.26) で表される．

$$q(x) = -\lambda \frac{\partial T}{\partial x} \quad (3.26)$$

したがって単位時間に面 A(面積 $\Delta y \Delta z$) より要素に入る熱量 Q_A は式 (3.27) となる．

$$Q_A = q \left(x - \frac{\Delta x}{2} \right) \Delta y \Delta z \quad (3.27)$$

式 (3.27) の、テーラー展開の第二項までの近似が、式 (3.28) である．

$$Q_A \simeq \left(q(x) - \frac{\partial q(x)}{\partial x} \frac{\Delta x}{2} \right) \Delta y \Delta z \quad (3.28)$$

同様に、面 A' より出る熱量 Q'_A は、式 (3.29) となる．

$$\begin{aligned} Q'_A &= q \left(x + \frac{\Delta x}{2} \right) \Delta y \Delta z \\ &\simeq \left(q(x) + \frac{\partial q(x)}{\partial x} \frac{\Delta x}{2} \right) \Delta y \Delta z \end{aligned} \quad (3.29)$$

x 軸方向の熱流により要素内に単位時間に蓄えられる熱量 ΔQ_x は、式 (3.30) で与えられる．

$$\begin{aligned} \Delta Q_x &= Q_A - Q'_A \\ &= -\frac{\partial q(x)}{\partial x} \Delta x \Delta y \Delta z \end{aligned} \quad (3.30)$$

式 (3.26) を式 (3.30) に代入することで式 (3.31) を得る.

$$\Delta Q_x = \frac{\partial}{\partial x} \left(\lambda \frac{\partial T}{\partial x} \right) \Delta x \Delta y \Delta z \quad (3.31)$$

同様にして y 軸, z 軸方向の熱流により蓄えられる熱量 ΔQ_y , ΔQ_z が求められる. したがって, 要素内に単位時間に蓄えられる熱量は式 (3.32) となる.

$$\Delta Q_x + \Delta Q_y + \Delta Q_z = \left[\frac{\partial}{\partial x} \left(\lambda \frac{\partial T}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\lambda \frac{\partial T}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(\lambda \frac{\partial T}{\partial z} \right) \right] \Delta x \Delta y \Delta z \quad (3.32)$$

また, 物体内部で単位体積, 単位時間あたり Q_v の発熱を考えると, 式 (3.32) および Q_v から得られる熱量が原因として要素内の温度が上昇するので, 熱量のつり合いにより次式を得る.

$$\begin{aligned} c\rho\Delta x\Delta y\Delta z\frac{\partial T}{\partial t} &= \left[\frac{\partial}{\partial x} \left(\lambda \frac{\partial T}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\lambda \frac{\partial T}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(\lambda \frac{\partial T}{\partial z} \right) \right] \Delta x\Delta y\Delta z \\ &+ Q_v\Delta x\Delta y\Delta z \end{aligned} \quad (3.33)$$

c は比熱, ρ は密度である. 両辺を $\Delta x\Delta y\Delta z$ で割ることで以下の三次元非定常熱伝導方程式が導かれる.

$$c\rho\frac{\partial T}{\partial t} = \left[\frac{\partial}{\partial x} \left(\lambda \frac{\partial T}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\lambda \frac{\partial T}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(\lambda \frac{\partial T}{\partial z} \right) \right] + Q_v \quad (3.34)$$

式 (3.34) は式 (3.24) も考えることで, 式 (3.35) と書ける.

$$c\rho\frac{\partial T}{\partial t} = \left[\frac{\partial}{\partial x} \left(\lambda \frac{\partial T}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\lambda \frac{\partial T}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(\lambda \frac{\partial T}{\partial z} \right) \right] + \mathbf{J} \cdot \mathbf{E} \quad (3.35)$$

微小要素内では λ は一定と考えられるため, 式 (3.36) が電気外科手術シミュレーションの際の温度変化に関する支配方程式となる.

$$c\rho\frac{\partial T}{\partial t} = \lambda \left(\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right) + \mathbf{J} \cdot \mathbf{E} \quad (3.36)$$

3.4 切開領域の特定

本節では切開領域の特定手法について述べる．切開領域は，熱膨張度の分布に伴い発生する応力である熱応力に基づき特定する．熱応力の計算に関しては，物体を単なる固体ではなく，個体と液体の混合体として捉え，温度変化に伴う物体内の水分の体積膨張度をモデル化することによって計算を行う．

3.4.1 熱応力

物体の温度変化に伴う膨張，収縮を熱膨張と呼ぶ．熱応力とは，「物体の温度が変化するとき，他の物体によって拘束され，熱膨張が妨げられた時に発生する応力，もしくは，温度分布が一様でない場合に，熱膨張率の違いにより生じた，物体自身の内部部分間の拘束によって発生する応力」である [44]．電気メスを使用する際には，メス接触部を中心とした一様でない温度分布となるため，後者の熱応力が発生していると考えられる．図 3.8 に後者の熱応力の概念図を示す．本手法では，水の熱膨張率の大きさおよび気化の際の体積膨張率の大きさに着目し，物体内の水分の挙動により発生する熱応力に基づき切開領域を特定する．

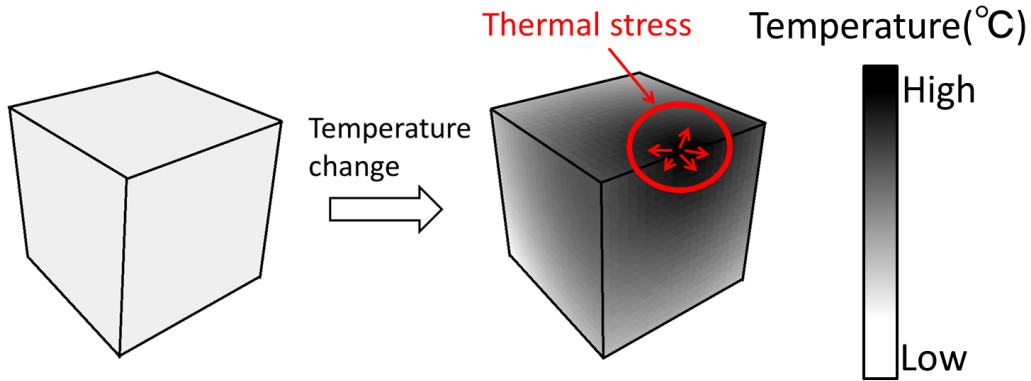


図 3.8: 内部部分間の拘束によって発生する応力

3.4.2 気化を考慮した熱膨張モデル

水は 100 °C 以上になると，気化熱が蓄えられ始める [45]．時刻 t における位置 $\mathbf{r} = (x, y, z)$ での温度を $T(\mathbf{r}, t)$ とすると，時刻 0 から時刻 t までに位置 $\mathbf{r}$ 近傍の水分が単位体積あたりに吸収した潜熱としての熱量 $q(\mathbf{r}, t)$ は式 (3.37) で表される．

$$q(\mathbf{r}, t) = \begin{cases} 0 & (T(\mathbf{r}, t) < 100) \\ c_w \rho_w \cdot (T(\mathbf{r}, t) - 100) & (T(\mathbf{r}, t) > 100) \end{cases} \quad (3.37)$$

c_w , ρ_w は水の比熱, 密度である. したがって水の気化熱を Q_w とすると, 位置 $\mathbf{r}$ 近傍における単位体積あたりの水の質量 M_{liq} と水蒸気の質量 M_{gas} の関係は式 (3.38) となる.

$$\frac{M_{gas}}{M_{liq}} = \frac{q(\mathbf{r}, t)}{Q_w - q(\mathbf{r}, t)} \quad (3.38)$$

水は気化の際, 体積が約 1200 倍となるので, 時刻 t における位置 $\mathbf{r}$ 近傍の水分の体積膨張度 $\Delta v(\mathbf{r}, t)$ は, 以下の式 (3.39) のように水の初期温度からの温度変化に伴う体積膨張度 $\Delta v_{liq}(\mathbf{r}, t)$ と, 水から水蒸気への相変化に伴う体積膨張度 Δv_{gas} の式 (3.38) より重み付きの和として与えることができる.

$$\Delta v(\mathbf{r}, t) = \frac{Q_w - q(\mathbf{r}, t)}{Q_w} \cdot \Delta v_{liq}(\mathbf{r}, t) + \frac{q(\mathbf{r}, t)}{Q_w} \Delta v_{gas} \quad (3.39)$$

$$\Delta v_{liq}(\mathbf{r}, t) = \beta \cdot \Delta T(\mathbf{r}, t) \quad (3.40)$$

$$\Delta v_{gas} = 1200 \quad (3.41)$$

β は単位温度あたりの水の体積膨張率, $\Delta T(\mathbf{r}, t)$ は位置 $\mathbf{r}$, 時刻 t における初期温度からの温度変化である. 熱応力を計算するには, 式 (3.39) で表される体積膨張に伴い生じるひずみ (熱ひずみ) を計算する必要がある, 熱ひずみは線膨張度 (長さの変化する割合) として与えることができる. 図 3.9 に示すように, 一辺の長さ L , 体積 v_0 の微小立方体が, 一辺の長さ $L(1 + \alpha)$, 体積 v' の立方体へと膨張したと考えると, 体積膨張度 Δv は線膨張度 (長さの変化する割合) α を用いて, 以下の式 (3.42) で表される [46].

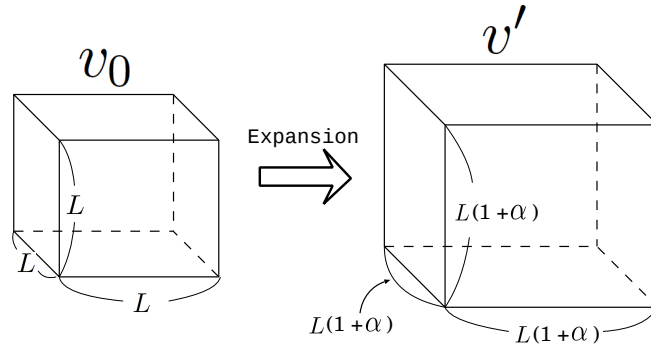


図 3.9: 微小立方体の体積膨張

$$\begin{aligned} \Delta v &= \frac{v' - v_0}{v_0} \\ &= \frac{L^3(1 + \alpha)^3 - L^3}{L^3} \\ &= (1 + \alpha)^3 - 1 \end{aligned} \quad (3.42)$$

したがって式 (3.43) を得る.

$$\begin{aligned}\alpha &= (1 + \Delta v)^{\frac{1}{3}} - 1 \\ &= \begin{cases} \frac{1}{3} \Delta v & (\Delta v \ll 1 \text{ のとき}) \\ (\Delta v)^{\frac{1}{3}} - 1 & (\Delta v \gg 1 \text{ のとき}) \end{cases} \end{aligned} \quad (3.43)$$

微小要素における体積膨張は等方的であると考えられること, 水の体積膨張率 β は $2.1 \times 10^{-4} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$ であることを考慮すると, 物体内の熱膨張に伴う熱ひずみは, 物体の含水率 w を用いて以下の式 (3.44)~式 (3.47) で計算することができる.

$$\begin{cases} \varepsilon_{xx} = w \cdot \left(\frac{Q_w - q(\mathbf{r}, t)}{Q_w} \cdot \frac{1}{3} \cdot \Delta v_{liq}(\mathbf{r}, t) + \frac{q(\mathbf{r}, t)}{Q_w} \left((\Delta v_{gas})^{\frac{1}{3}} - 1 \right) \right) \end{cases} \quad (3.44)$$

$$\begin{cases} \varepsilon_{yy} = \varepsilon_{xx} \end{cases} \quad (3.45)$$

$$\begin{cases} \varepsilon_{zz} = \varepsilon_{xx} \end{cases} \quad (3.46)$$

$$\begin{cases} \varepsilon_{xy} = \varepsilon_{yz} = \varepsilon_{zx} = 0 \end{cases} \quad (3.47)$$

ε_{xx} , ε_{yy} , ε_{zz} は垂直ひずみ, ε_{xy} , ε_{yz} , ε_{zx} はせん断ひずみである. 式 (3.44) および弾性体の変形に関する支配方程式である, つり合いの式, 変位-ひずみ関係式, 応力-ひずみ関係式を用いることで, 熱応力を計算することができる [47].

以上の方法で各時刻において熱応力を計算し, 計算した熱応力の最大値が破壊の基準である破断応力値を超えていなければ, 熱応力の最大値が破断応力値を超える時刻まで温度および熱応力を繰り返し計算する. 計算された熱応力値が, 破壊の基準である破断応力値を越えた領域を切開領域を判定する.

3.5 物体の構造変化

破壊領域の判定後, 物体に構造変化を施す. 電気メスの切開は, 水分の急激な蒸発により爆発的に壊れるとされているため, 提案手法では, 以下の図 3.10 に示すように, 計算された応力が応力値が破断応力値を超えた領域を取り除くことによって切開を表現する.

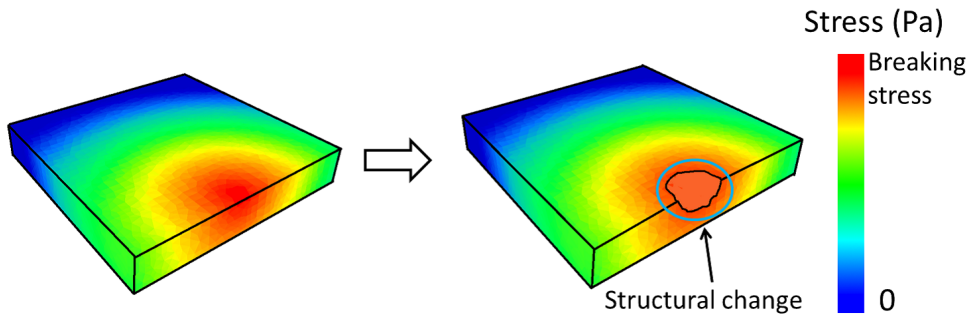


図 3.10: 切開の表現

3.6 温度上昇に伴うパラメータ変化の考慮

組織の温度の上昇に伴い、組織が凝固し変性するため、計算の際には物性パラメータの変化を考慮する必要がある。本研究では、温度計算に大きく寄与する導電率と、応力計算に大きく寄与するヤング率および破断応力値のパラメータ変化を考慮することとした。以下、パラメータ変化のモデリング手法について述べる。

3.6.1 パラメータ変化のモデリング手法

正常組織から凝固組織への変性は一次反応であり、2章で述べたように、時刻 t における正常組織の濃度 $G(t)$ はアレニウスの式を用いて式 (3.48) で表される。

$$\Omega(t) = \log \frac{G(0)}{G(t)} = \int_0^t A \cdot \exp\left(-\frac{H_a}{\kappa T}\right) d\tau \quad (3.48)$$

$\Omega(t)$ の値が増えるほど凝固組織の濃度が増えることを表しているため、本研究では導電率、ヤング率、破断応力値の時間温度依存性を式 (3.49)～式 (3.54) でモデル化する。 σ_d , σ_n はそれぞれ凝固組織、正常組織の導電率、 χ_n , χ_d はそれぞれ正常組織および凝固組織のヤング率、 Υ_n , Υ_d はそれぞれ正常組織および凝固組織の破断応力値である。

$$\Delta\sigma = \sigma_d - \sigma_n \quad (3.49)$$

$$\sigma(t, T) = \sigma_n + \Delta\sigma\{1 - \exp(-\Omega(t))\} \quad (3.50)$$

$$\Delta\chi = \chi_d - \chi_n \quad (3.51)$$

$$\chi(t, T) = \chi_n + \Delta\chi\{1 - \exp(-\Omega(t))\} \quad (3.52)$$

$$\Delta\Upsilon = \Upsilon_d - \Upsilon_n \quad (3.53)$$

$$\Upsilon(t, T) = \Upsilon_n + \Delta\Upsilon\{1 - \exp(-\Omega(t))\} \quad (3.54)$$

3.7 数値計算手法

本節では数値計算手法について述べる。数値計算の手法としては差分法と、有限要素法が考えられる。差分法は計算領域を図 3.11 に示す立方体型の格子で区切り、隣り合う格子に入りする物理量やエネルギー量の収支を計算する解析法である。構造が比較的単純であり、実装が容易であるという利点がある反面、図 3.11 の格子を規則的に配置する必要があるため、空間表現の柔軟性に欠けるという問題点がある。

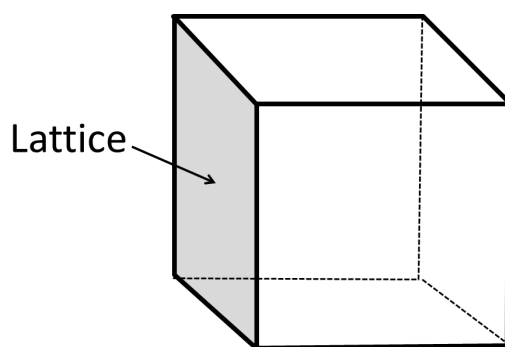


図 3.11: 差分法に用いる格子

有限要素法は計算量領域内に図 3.12 に示すような、任意の点 (節点) を設定し、節点で囲まれた範囲 (要素) 内の物理量および分布を計算する解析法である。図 3.12 は、一般的に使用される四面体要素によって立方体を分割した図を示している。有限要素法では、節点を任意に設定することができるため、図 3.12 に示す立方体のみならず、様々な形状への対応が容易であり、空間表現の自由度が高い計算手法であるといえる [48]。

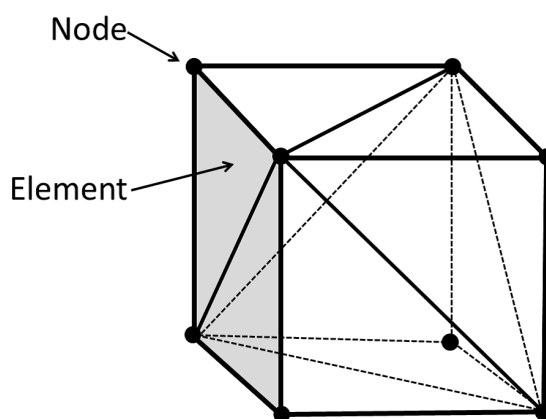


図 3.12: 有限要素法の際に用いる節点および要素

電気メスによる切開は、脂肪、筋肉、内蔵などといった様々な組織に用いられることから、本研究では、空間表現の自由度が高い有限要素法を採用する。

3.7.1 有限要素法

支配方程式

支配方程式は，電流密度，温度の計算に関しては以下のラプラス方程式 (式 (3.55)) および熱伝導方程式 (式 (3.56)) である．

$$\nabla^2 V = 0 \quad (3.55)$$

$$c\rho \frac{\partial T}{\partial t} = \lambda \nabla^2 T + \mathbf{J} \cdot \mathbf{E} \quad (3.56)$$

V は電位， T は絶対温度， $\mathbf{J}$ は電流密度， $\mathbf{E}$ は電場， c ， ρ ， λ はそれぞれ比熱，密度，熱伝導率である．熱応力計算に関してはつり合いの式，変位-ひずみ関係式，応力ひずみ関係式である．つり合いの式を式 (3.57)～式 (3.59) に示す．

$$\frac{\partial \tau_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial z} + F_x = 0 \quad (3.57)$$

$$\frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial z} + F_y = 0 \quad (3.58)$$

$$\frac{\partial \tau_{zx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zz}}{\partial z} + F_z = 0 \quad (3.59)$$

式 (3.57)～式 (3.59) は図 3.13 における，座標が (x, y, z) である点 P まわりの微小立方体に働く力のつり合いおよびモーメントのつり合いから導かれる．図 3.13 に示すように， τ_{xx} ， τ_{yy} ， τ_{zz} は垂直応力， τ_{xy} ， τ_{yz} ， τ_{zx} はせん断応力， F_x ， F_y ， F_z は x ， y ， z 方向に働く単位体積あたりの体積力である．

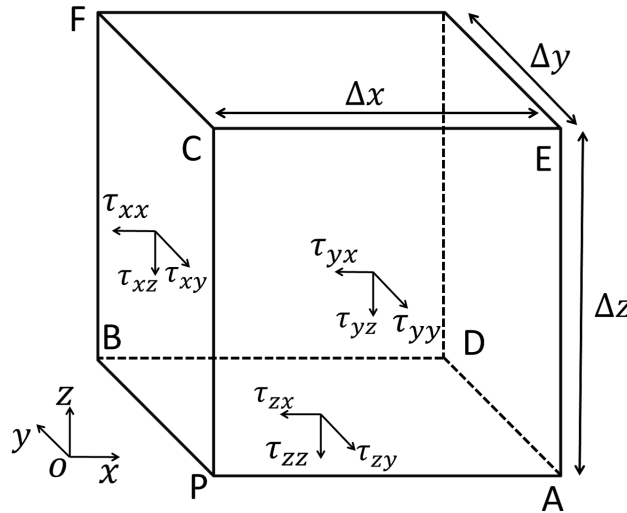


図 3.13: 微小立方体に働く応力

ひずみ-変位関係式を式 (3.60)～式 (3.65) に示す.

$$\varepsilon_{xx} = \frac{\partial u_x}{\partial x} \quad (3.60)$$

$$\varepsilon_{yy} = \frac{\partial u_y}{\partial y} \quad (3.61)$$

$$\varepsilon_{zz} = \frac{\partial u_z}{\partial z} \quad (3.62)$$

$$\varepsilon_{xy} = \frac{\partial u_y}{\partial x} + \frac{\partial u_x}{\partial y} \quad (3.63)$$

$$\varepsilon_{yz} = \frac{\partial u_z}{\partial y} + \frac{\partial u_y}{\partial z} \quad (3.64)$$

$$\varepsilon_{zx} = \frac{\partial u_x}{\partial z} + \frac{\partial u_z}{\partial x} \quad (3.65)$$

ε_{xx} , ε_{yy} , ε_{zz} は垂直ひずみ, ε_{xy} , ε_{yz} , ε_{zx} はせん断ひずみである. 式 (3.60)～式 (3.65) は図 3.14 に示す, 図 3.13 の応力状態に対応する変形状態を考えることで導かれる. 点 P, A, B, C が変形によって点 P', A', B', C' に移動したとする.

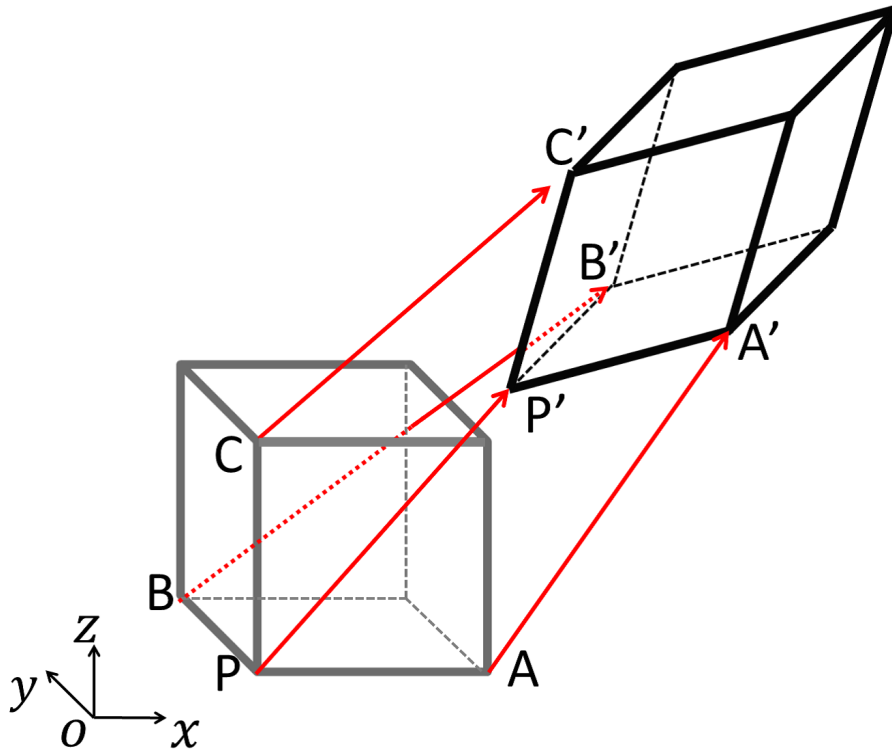


図 3.14: 変形状態

xy 平面に関しては図 3.15 に示す，図 3.14 の xy 平面への投影を考える．

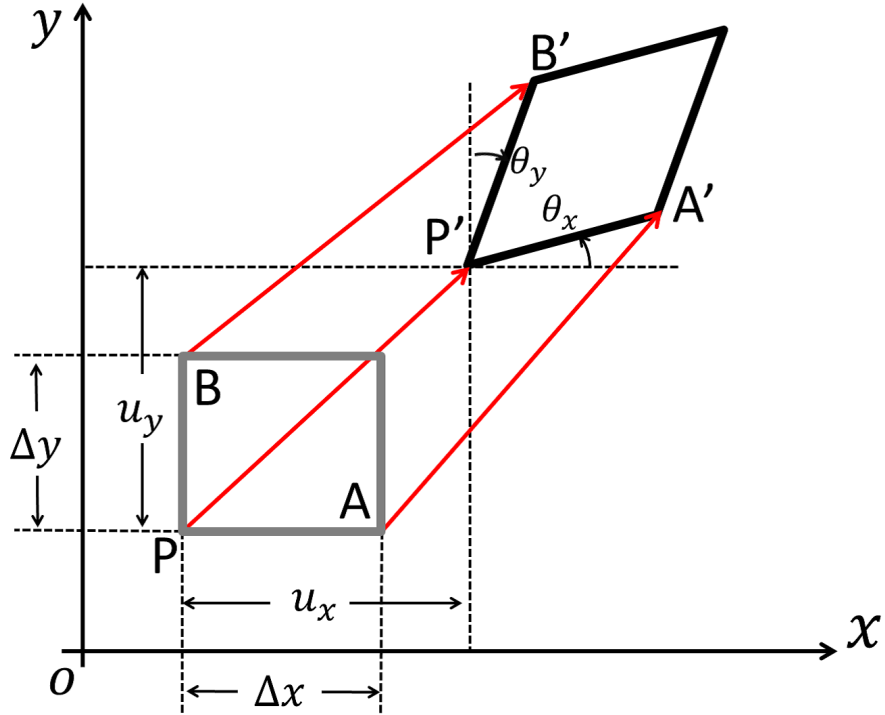


図 3.15: xy 平面への投影図

P の x 方向， y 方向への変位を u_x ， u_y ，PA と P'A' のなす角を θ_x ，PB と P'B' とのなす角を θ_y として，ひずみの定義に基づき計算することで式 (3.60) 式 (3.63) が導かれる． yz 平面， zx 平面に関しても同様である．

応力-ひずみ関係式を式 (3.66) に示す．

$$\begin{bmatrix} \tau_{xx} \\ \tau_{yy} \\ \tau_{zz} \\ \tau_{xy} \\ \tau_{yz} \\ \tau_{zx} \end{bmatrix} = [\mathbf{P}] \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} \\ \varepsilon_{yy} \\ \varepsilon_{zz} \\ \varepsilon_{xy} \\ \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{zx} \end{bmatrix} \quad (3.66)$$

[**P**] は式 (3.67) で表される応力-ひずみ行列である． χ はヤング率， ν はポアソン比である．

$$[\mathbf{P}] = \frac{\chi(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1 & \frac{\nu}{1-\nu} & \frac{\nu}{1-\nu} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{\nu}{1-\nu} & 1 & \frac{\nu}{1-\nu} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{\nu}{1-\nu} & \frac{\nu}{1-\nu} & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} \end{bmatrix} \quad (3.67)$$

有限要素法による支配方程式の離散化

有限要素法ではまず，対象物体を図 3.16 に示すように，有限個の要素に分割する．分割の際は，物体と電気メス接触部付近に関しては，電流密度，温度などの値の変化が大きいため細かく分割する．

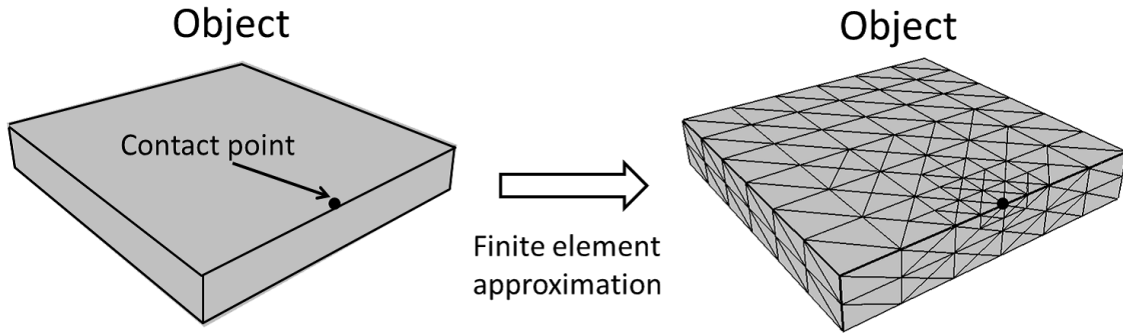


図 3.16: 物体の分割

要素に分割後，各要素に成立する方程式を導き，それぞれの方程式について対応する成分を重ね合わせの原理により，すべて足し合わせるにより，各支配方程式に関する有限要素式を導くことができる．式 (3.55)，式 (3.56) の有限要素式はそれぞれ式 (3.68)，式 (3.69) で表され，式 (3.57)～式 (3.66) の有限要素式である剛性方程式は式 (3.70) で表される．

$$[\mathbf{K}]\{\mathbf{V}\} = \{\mathbf{0}\} \quad (3.68)$$

$$\lambda[\mathbf{K}]\{\mathbf{T}\} + [\mathbf{\Gamma}]\left\{\frac{\partial \mathbf{T}}{\partial t}\right\} = \{\mathbf{F}\} \quad (3.69)$$

$$[\mathbf{\Psi}]\{\mathbf{u}\} = \{\mathbf{f}\} \quad (3.70)$$

節点数 N とすると, $[\mathbf{K}]$, $[\mathbf{\Gamma}]$ は $N \times N$ の正方行列であり, それぞれ熱伝導行列, 熱容量行列と呼ぶ. $\{\mathbf{V}\}$, $\{\mathbf{T}\}$, $\{\mathbf{F}\}$ は, 各節点における電位, 温度, 内部発熱量を縦に並べた N 次元のベクトルであり, それぞれ節点電位ベクトル, 節点温度ベクトル, 熱流束ベクトルと呼ぶ. また, $[\mathbf{\Psi}]$ は $3N \times 3N$ の正方行列であり剛性行列と呼ぶ. $\{\mathbf{u}\}$, $\{\mathbf{f}\}$ は各節点における x 方向, y 方向, z 方向の変位, 節点力を縦に並べた $3N$ 次元のベクトルであり, それぞれ節点変位ベクトル, 節点力ベクトルと呼ぶ [49].

電位および電流密度分布の計算手法

式 (3.68) に境界条件を与え解くことによって各節点における電位を計算する. 要素内部の電位に関しては, 式 (3.71) に示されるように各節点に対応する形状関数 N_{ei} と要素を構成する節点の電位 V_{ei} の積の和として表現される. e は要素の番号, T は転置を表す.

$$V_e(x, y, z) = N_{e1}V_{e1} + N_{e2}V_{e2} + N_{e3}V_{e3} + N_{e4}V_{e4} = \{N_e\}^T \{V_e\} \quad (3.71)$$

$\{N_e\}$, $\{V_e\}$ は次式で表される.

$$\{N_e\} = \begin{bmatrix} N_{e1} & N_{e2} & N_{e3} & N_{e4} \end{bmatrix}^T \quad (3.72)$$

$$\{V_e\} = \begin{bmatrix} V_{e1} & V_{e2} & V_{e3} & V_{e4} \end{bmatrix}^T \quad (3.73)$$

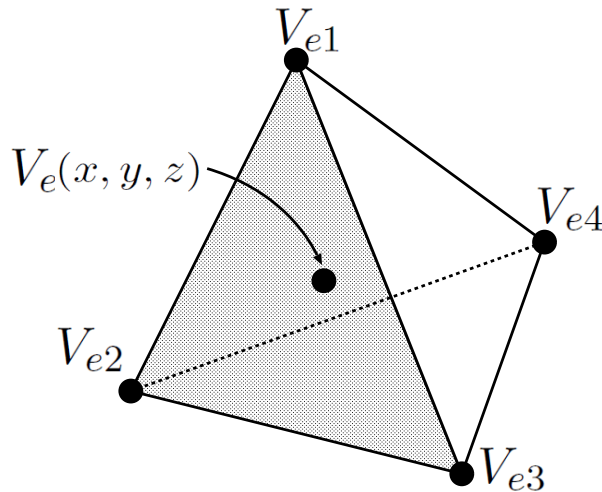


図 3.17: 要素内の電位

したがって要素 e における電場 $\mathbf{E}_e = (E_{ex}, E_{ey}, E_{ez})$ は式 (3.74)～式 (3.76) で計算することができる。

$$E_{ex} = -\frac{\partial V_e(x, y, z)}{\partial x} = -\left\{\frac{\partial N_e}{\partial x}\right\}^T \{V_e\} \quad (3.74)$$

$$E_{ey} = -\frac{\partial V_e(x, y, z)}{\partial y} = -\left\{\frac{\partial N_e}{\partial y}\right\}^T \{V_e\} \quad (3.75)$$

$$E_{ez} = -\frac{\partial V_e(x, y, z)}{\partial z} = -\left\{\frac{\partial N_e}{\partial z}\right\}^T \{V_e\} \quad (3.76)$$

電場の計算後、各成分に導電率 σ を乗じることで要素ごとの電流密度が計算される。

温度の計算手法

各要素ごとに計算した電場、電流密度を用いることで、式 (3.69) における熱流束ベクトル $\{\mathbf{F}\}$ を計算する。 $\{\mathbf{F}\}$ の計算後、温度の更新のために時刻 m における節点温度ベクトルを $\{\mathbf{T}\}^m$ とし式 (3.69) の時間項を陽解法を用いて離散化し、温度に関する初期条件および境界条件を考え、式 (3.78) により温度を更新していく。

$$\lambda[\mathbf{K}]\{\mathbf{T}\}^{m+1} + [\mathbf{C}]\frac{\{\mathbf{T}\}^{m+1} - \{\mathbf{T}\}^m}{\Delta t} = \{\mathbf{F}\} \quad (3.77)$$

$$\left(\lambda[\mathbf{K}] + \frac{[\mathbf{C}]}{\Delta t}\right)\{\mathbf{T}\}^{m+1} = \{\mathbf{F}\} + \frac{[\mathbf{C}]}{\Delta t}\{\mathbf{T}\}^m \quad (3.78)$$

熱応力の計算手法

要素 e における熱ひずみベクトル $\{\varepsilon\}_e$ とすると、 $\{\varepsilon\}_e$ は以下の式で計算する。

$$\begin{aligned} \{\varepsilon\}_e &= \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} & \varepsilon_{yy} & \varepsilon_{zz} & \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{yz} & \varepsilon_{zx} \end{bmatrix}^T \\ &= \{\alpha\}_{liq}\Delta T + \{\alpha\}_{gas} \end{aligned} \quad (3.79)$$

$\{\alpha\}_{liq}$, ΔT , $\{\alpha\}_{gas}$ は水の線膨張率 α を用いて以下の式 (3.80)～式 (3.82) で与えられる。

$$\{\alpha\}_{liq} = \begin{bmatrix} \alpha & \alpha & \alpha & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}^T \quad (3.80)$$

$$\Delta T = \{N_e\}^T \{T_e\} \quad (3.81)$$

$$\{\alpha\}_{gas} = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}^T \{N_e\}^T \{\alpha(T_e)\} \quad (3.82)$$

$\{T_e\}$, $\{A(T_e)\}$ は式 (3.83)～式 (3.85) で与えられる.

$$\{T_e\} = \begin{bmatrix} T_{e1} - T_0 & T_{e2} - T_0 & T_{e3} - T_0 & T_{e4} - T_0 \end{bmatrix}^T \quad (3.83)$$

$$\{\alpha(T_e)\} = \begin{bmatrix} \alpha(T_{e1}) & \alpha(T_{e2}) & \alpha(T_{e3}) & \alpha(T_{e4}) \end{bmatrix}^T \quad (3.84)$$

$$\alpha(T) = \begin{cases} 0 & (T < 100 \text{ }^\circ\text{C}) \\ \frac{c_w \rho_w \cdot (T - 100)}{Q_w} \cdot \left((\Delta v_{gas})^{\frac{1}{3}} - 1 \right) & (T > 100 \text{ }^\circ\text{C}) \end{cases} \quad (3.85)$$

c_w , ρ_w は水の比熱, 密度, Q_w は水の気化熱, Δv_{gas} は水から水蒸気への相変化に伴う体積膨張度, T_0 は物体の初期温度である. 各要素毎の熱ひずみベクトル $\{\varepsilon_e\}$ によって生じる節点力ベクトル $\{\mathbf{f}\}$ は式 (3.86) で表される. $[\mathbf{\Lambda}]$ は変位-ひずみ行列, $[\mathbf{P}]$ は応力-ひずみ行列である. v_e は要素 e の体積, Φ_e は要素 e 内での積分区間を表す.

$$\begin{aligned} \{\mathbf{f}\} &= \sum_e \int_{\Phi_e} [\mathbf{\Lambda}]^T [\mathbf{P}] \{\varepsilon_e\} dx dy dz \\ &= \sum_e [\mathbf{\Lambda}]^T [\mathbf{P}] \{\alpha\}_{liq} \frac{v_e}{4} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \{T_e\} \\ &\quad + \sum_e [\mathbf{\Lambda}]^T [\mathbf{P}] \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}^T \frac{v_e}{4} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \{\alpha\{T_e\}\} \end{aligned} \quad (3.86)$$

求めた節点力ベクトル $\{\mathbf{f}\}$ を用いて式 (3.70) で表される剛性方程式を用いて節点変位ベクトル $\{\mathbf{u}\}$ を計算し, 次式により各要素ごとの応力を計算する.

$$\begin{aligned} \{\tau_e\} &= \begin{bmatrix} \tau_{xx} & \tau_{yy} & \tau_{zz} & \tau_{xy} & \tau_{yz} & \tau_{zx} \end{bmatrix}^T \\ &= [\mathbf{P}][\mathbf{\Lambda}]\{\mathbf{u}_e\} \end{aligned} \quad (3.87)$$

計算された要素ごとの応力から, 式 (3.88) で表されるミーゼスの応力 σ_{VM} を計算する.

$$\sigma_{VM} = \sqrt{\frac{1}{2} \{ (\tau_{xx} - \tau_{yy})^2 + (\tau_{yy} - \tau_{zz})^2 + (\tau_{zz} - \tau_{xx})^2 + 6(\tau_{xy} + \tau_{yz} + \tau_{zx}) \}} \quad (3.88)$$

物体の構造変化の際の処理

計算したミーゼスの応力が破壊の基準である破断応力値を越えた領域を切開領域と判定し、切開領域と判定された要素を取り除く。要素を取り除いた後には物体の形状が変化するため、式 (3.68)～式 (3.70) における $[\mathbf{K}]$, $[\mathbf{\Gamma}]$, $[\mathbf{\Psi}]$ の行列の再構築計算を行う。

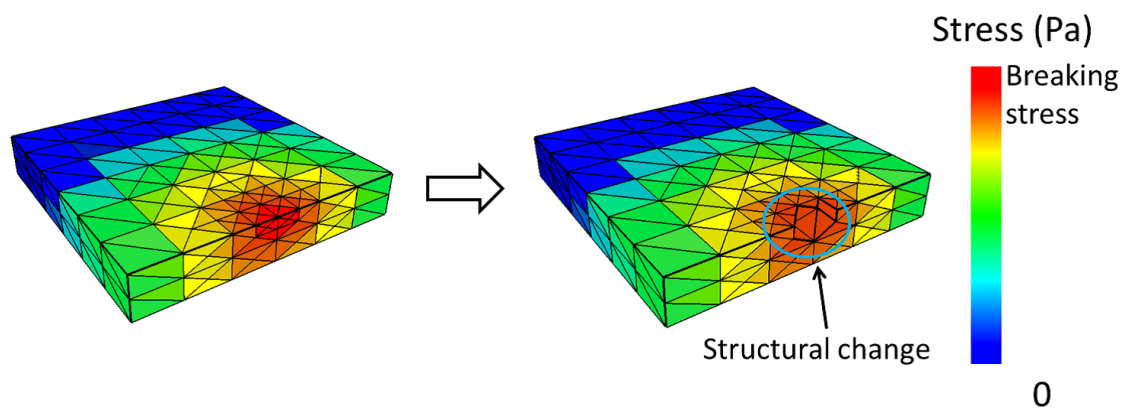


図 3.18: メッシュの除去

3.8 まとめ

本章では、導電率、熱伝導率などといった電気、熱パラメータに加え、従来手法では考慮されていなかったヤング率、ポアソン比、破断応力値といった破壊に関わるパラメータも考慮した電気メスによる切開に関する物理法則モデリング手法および数値計算手法について述べた。次章で本手法のシミュレーション結果について述べる。

第4章 システムの実装

本手法に基づき、電気メスによる切開のシミュレーションシステムを構築し、実装した。本章ではまず、4.1節でシミュレーション結果について述べる。次に4.2節で、シミュレーション結果と実験結果の比較を行い、最後に4.3節にてまとめを行う。

4.1 シミュレーション

本節では、本手法に基づき構築したシミュレーションシステムの実装結果について述べる。

4.1.1 対象物体

シミュレーションに用いた物体を図4.1に示す。また、表4.1に物体の仕様を示す。導電率、熱伝導率などといった各物性パラメータは、文献に記載されている値を設定した [51] ~ [54]。図4.1の物体は豚のレバーを模しており、物体表面上においてメス先電極と接触し、法線ベクトルが z 軸負の方向を向いている面上で対極板と接触していると考ええる。メス先および対極板の形状は、実験に用いた電気メス、対極板を参照し、メス先に関しては、縦4mm×横2mm×厚さ0.5mmの立方体型の形状、対極板に関しては半径40mmの円形であるとした。

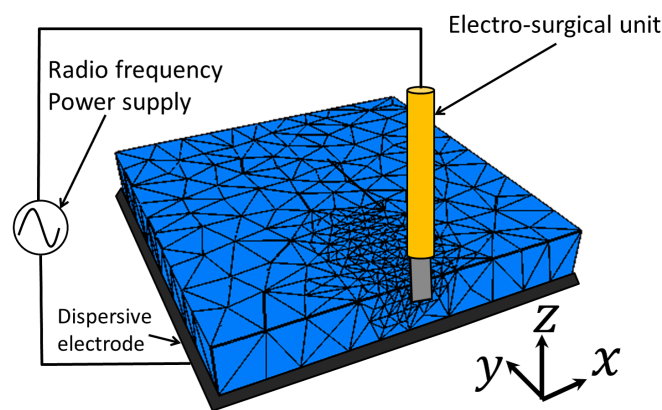


図 4.1: シミュレーションに用いた仮想物体

表 4.1: 対象物体の仕様

構成要素	四面体メッシュ
節点数	643
大きさ	100 mm × 100 mm × 10.0 mm
比熱 × 密度	$3.82 \times 10^6 \text{ J}/(\text{ }^\circ\text{C} \cdot \text{m}^3)$
熱伝導率	$0.502 \text{ W}/(\text{m} \cdot \text{ }^\circ\text{C})$
導電率 (正常組織)	0.144 S/m
導電率 (凝固組織)	0.100 S/m
ヤング率 (正常組織)	$4.75 \times 10^4 \text{ Pa}$
ヤング率 (凝固組織)	$2.68 \times 10^5 \text{ Pa}$
ポアソン比	0.400
水の線膨張率	$6.90 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$
物体の含水率	60.0 %
破断応力値 (正常組織)	$2.45 \times 10^4 \text{ Pa}$
破断応力値 (凝固組織)	$6.42 \times 10^4 \text{ Pa}$
反応速度定数	$7.39 \times 10^{39} \text{ s}^{-1}$
活性化エネルギー	$2.58 \times 10^5 \text{ J/mol}$

4.1.2 シミュレーション結果

電流密度分布

ラプラス方程式に表 4.2 に示す境界条件を与えることで物体の電位分布を計算した。電気メスと物体との接触点の電位に関しては、電力表示部を 50W にした際の、電気メス使用時の計測値の実効値として与えた。 $\mathbf{n}$ は境界面における外向き単位法線ベクトルである。物体の電位分布を図 4.2 に示す。図 4.2 の灰色の点はメスの接触点を表している。電位分布の計算後、電位の勾配を計算することにより、物体内の電場を計算し、計算した電場に導電率 σ を乗じることで電流密度分布を計算した。

表 4.2: 電位に関する境界条件

	電位
電気メスとの接触点	$V = 72 \text{ V}$
対極板との接触面に属する節点	$V = 0 \text{ V}$
その他	$\mathbf{n} \cdot (\sigma \nabla V) = 0$

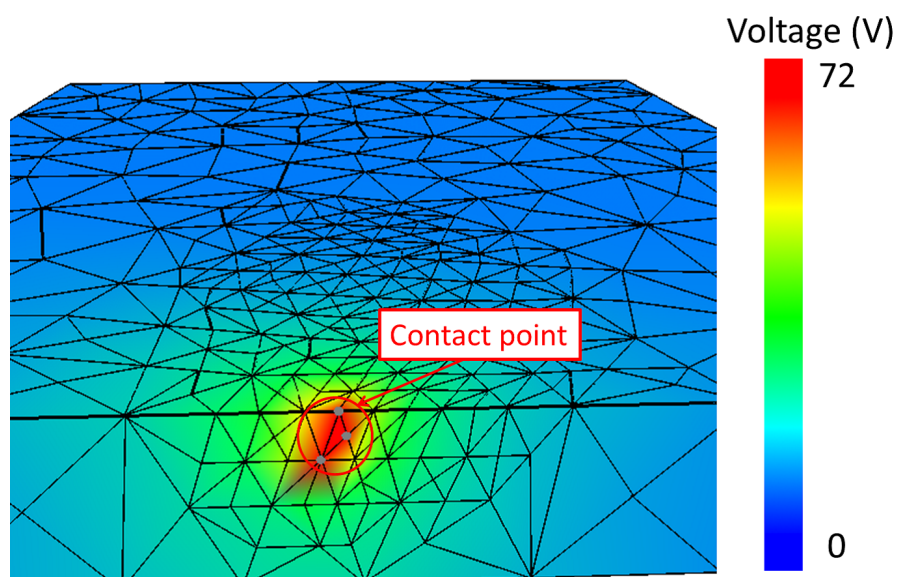


図 4.2: 電位分布

温度分布

電流密度と電場の内積によって計算した内部発熱分布を熱伝導方程式に組み込み表 4.3 に示す境界条件および生体の温度を考慮し物体の初期温度はすべて 30 °C であるという初期条件を与え物体の温度変化を計算した。温度更新の際の時間の刻み幅 Δt は、テレビのフレームレート 30fps を考慮して $\Delta t = 0.03 \text{ s}$ とした。点 M における温度が 100 °C を初めて超えた時刻における温度分布を図 4.3 に示す。

表 4.3: 温度に関する境界条件

	温度 (°C)
電気メスとの接触点	$\mathbf{n} \cdot (\lambda \nabla T) = 0$
対極板との接触面に属する節点	$\mathbf{n} \cdot (\lambda \nabla T) = 0$
その他	$\mathbf{n} \cdot (\lambda \nabla T) = 0$

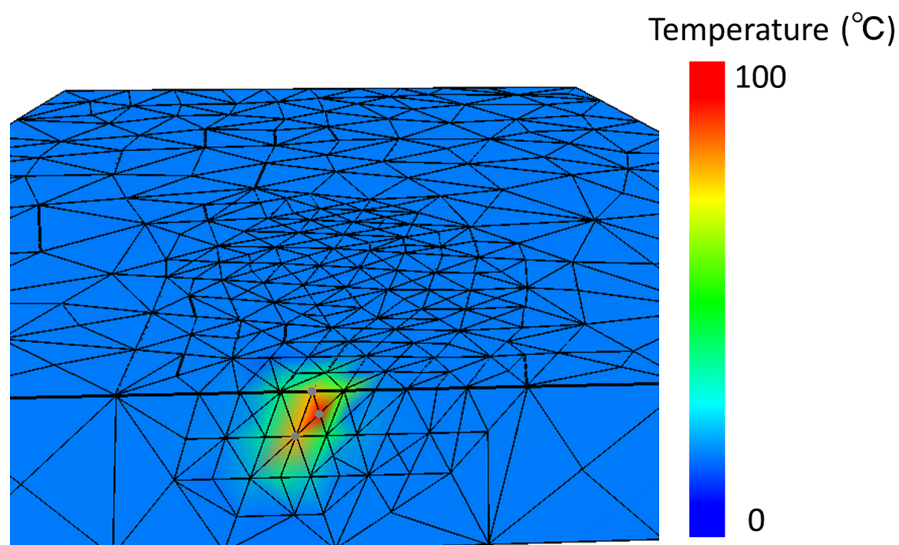


図 4.3: 温度分布

熱応力分布

提案手法に基づき各時刻における熱応力を計算した。温度の時間変化および各時刻における熱応力の最大値の時間変化を図 4.4, 図 4.5 に示す。図 4.5 は, 熱応力値の破断応力値に対する割合を表しており, 割合が 100% を越えることは, 熱応力値が破断応力値に達したことを表している。

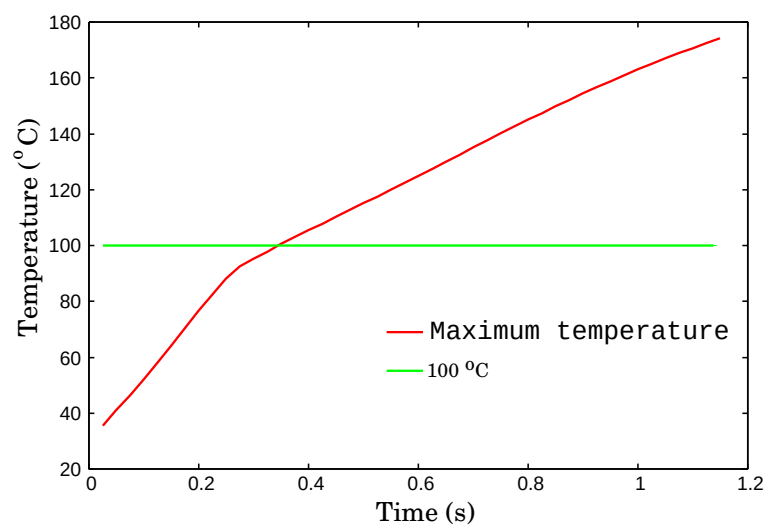


図 4.4: 温度の時間変化

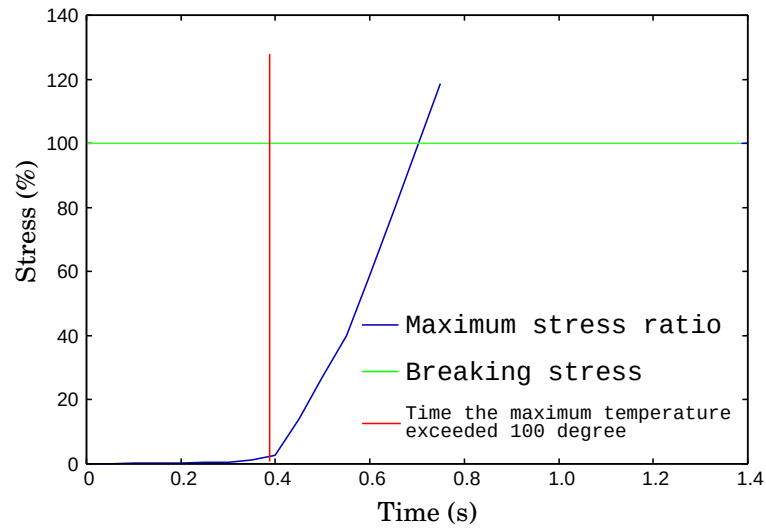


図 4.5: 熱応力の最大値の時間変化

図 4.4, 図 4.5 から, 温度が 100 °C を越えた時刻 ($t = 0.39\text{s}$) から, 熱応力値が急激に上昇し, 破断応力値に達することが確認され, 提案手法によって切開領域を特定できることが可能であることが分かった. 熱応力の最大値が破断応力値を超えた時刻における熱応力分布を図 4.6 に示す.

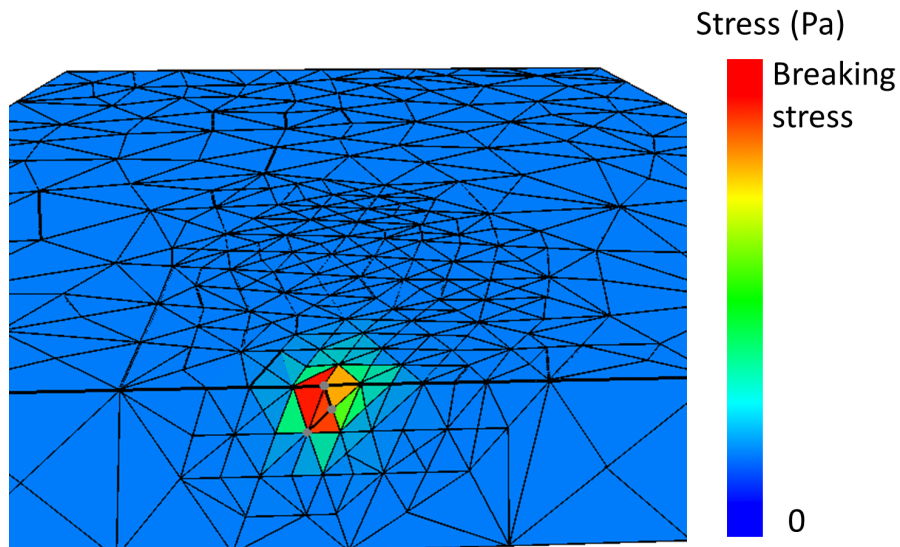
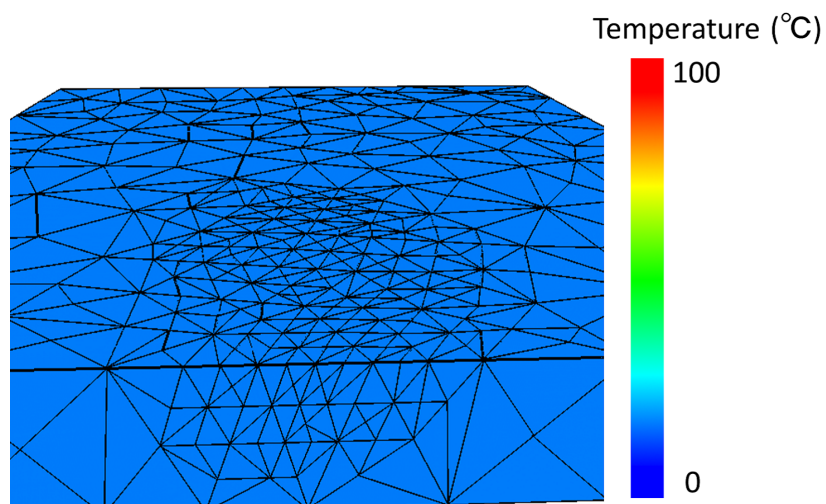


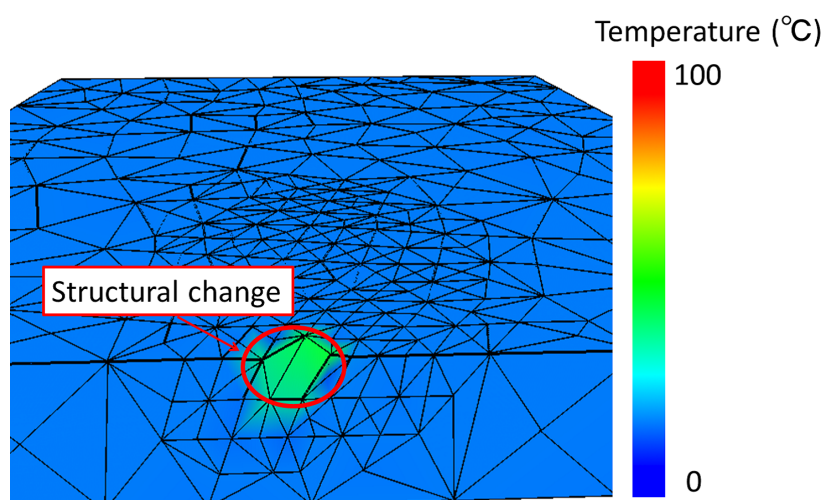
図 4.6: 熱応力分布

物体の構造変化

破断応力値を超えた領域のメッシュを取り除くことによって切開を表現した. $t = 0.0\text{ s}$ における物体の状態と, 構造変化が生じた後の物体の状態を図 4.7(a) および図 4.7(b) に示す.



(a) 構造変化前

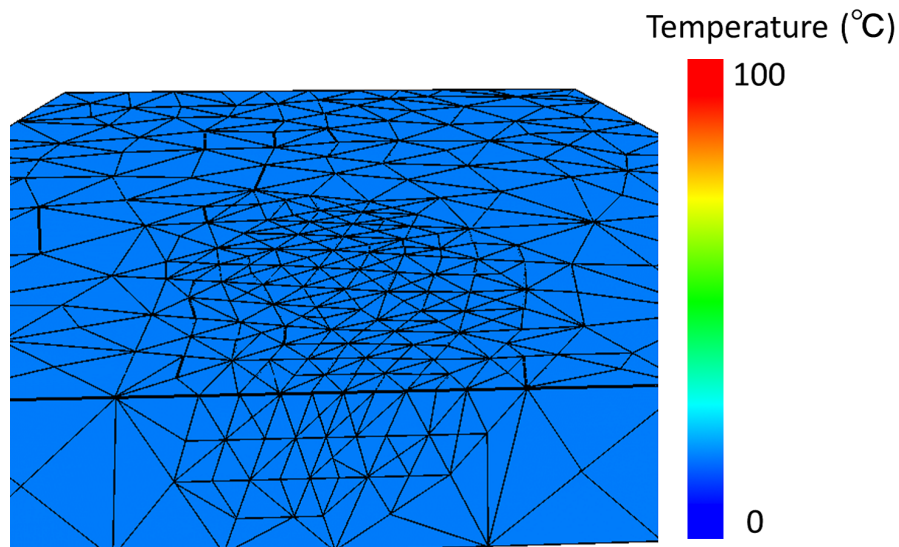


(b) 構造変化後

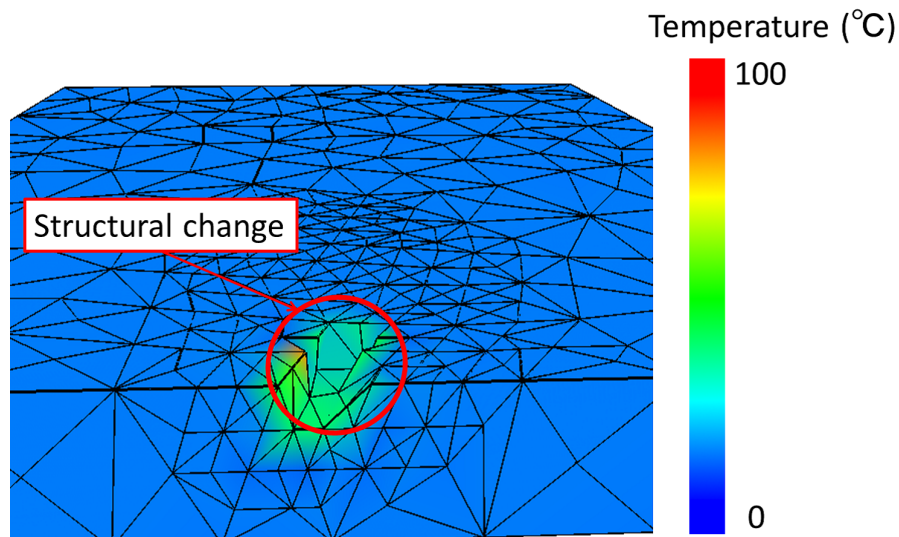
図 4.7: 物体の構造変化

切開の進展

以上の操作を繰り返すことによって、切開の進展を模擬した。結果を図 4.8～図 4.9 に示す。物質に構造変化が生じた際に、メス先進行方向にメス先が移動可能な領域が存在した際にメス先が移動するものとした。

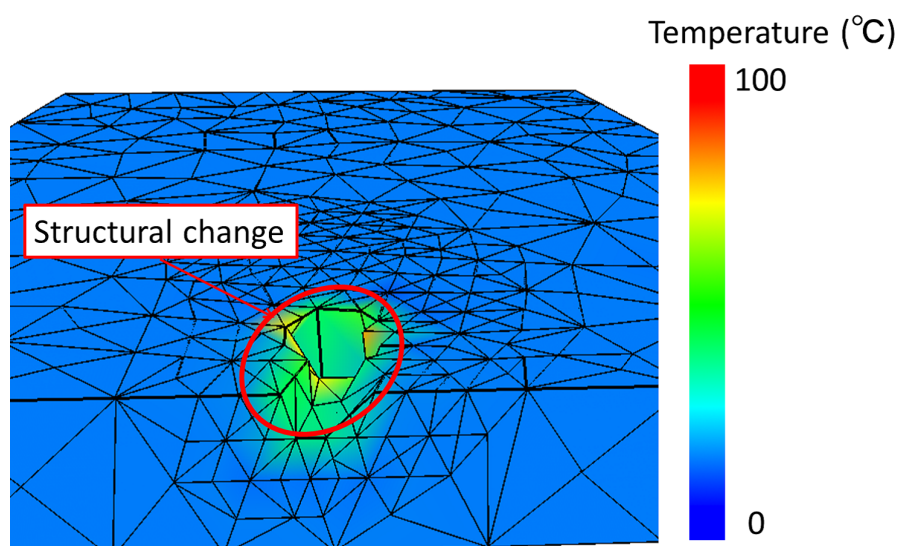


(a) $t = 0.0\text{s}$

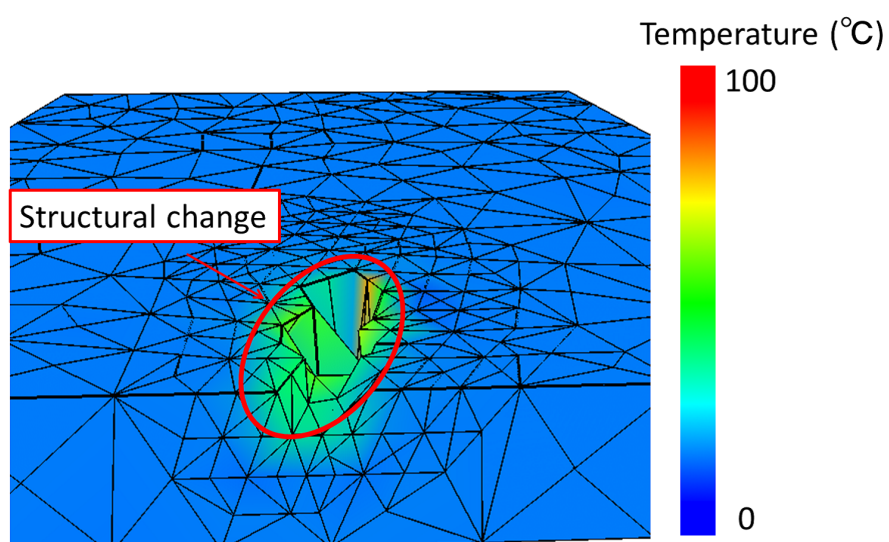


(b) $t = 1.0\text{s}$

図 4.8: 切開の進展の様子



(a) $t = 3.0\text{s}$



(b) $t = 5.0\text{s}$

図 4.9: 切開の進展の様子

4.2 電気メスを用いた実験

4.1 節で述べたシミュレーション結果を評価するために、豚のレバーに電気メスで切開を施す実験を行った。本節では実験結果について述べる。

4.2.1 使用した電気メス

実験に用いた電気メスの電流発生部を図 4.10 に示す。切開の際に使用する部位は図 4.10 に示す，電力調整部，メス先との接続部，対極板との接続部の三つである。

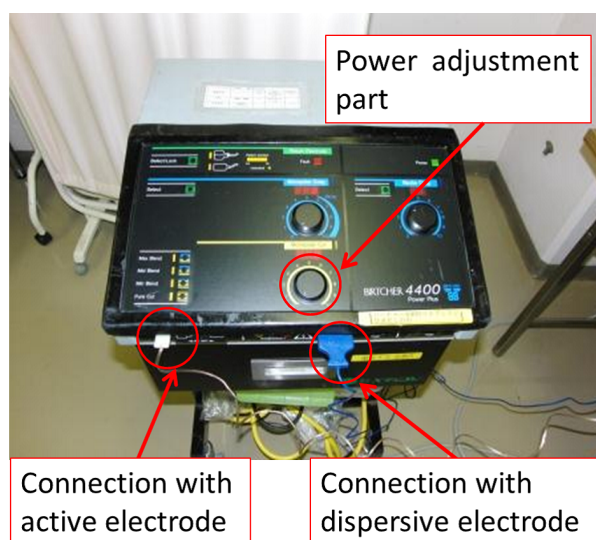
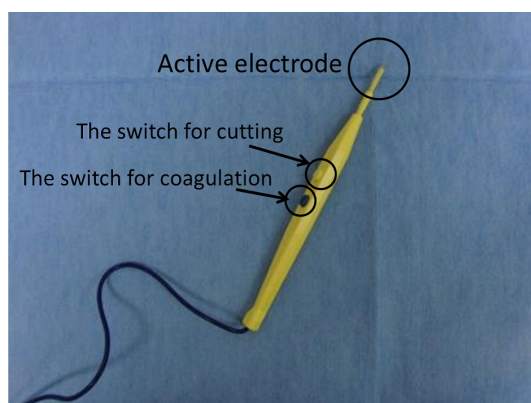


図 4.10: 電流発生部

また，用いたメス先電極を図 4.11 に示す。図 4.11(a) に示すスイッチを押すことで電流が流れる仕組みになっている。



(a) メス全景



(b) メス先拡大図

図 4.11: 実験に使用した電気メス

4.2.2 実験の種類

行った実験は以下の三つであり、各計測において電流発生部に設定した最大電力の値を括弧内に示す。

1. メス先電極と対極板間の電圧と電流の計測 (3W)
2. 切開時の温度上昇過程の計測 (30W, 40W, 50W)
3. 切開時の温度計測 (50W)

4.2.3 電極間の電流電圧計測

本手法における高周波電流の直流近似の妥当性を検証するために、図 4.12 に示す回路を用いて電圧 V_0 と電圧 V_1 の同時計測を行い、試料(豚のレバー)に流れる電流と生じる電圧の位相差の有無を調べた。抵抗を使用した理由は、電流の計測のためである。計測風景を図 4.13 に示す。抵抗 R_c には、定格電力 20W、抵抗値 100Ω のセメント抵抗を用いた。

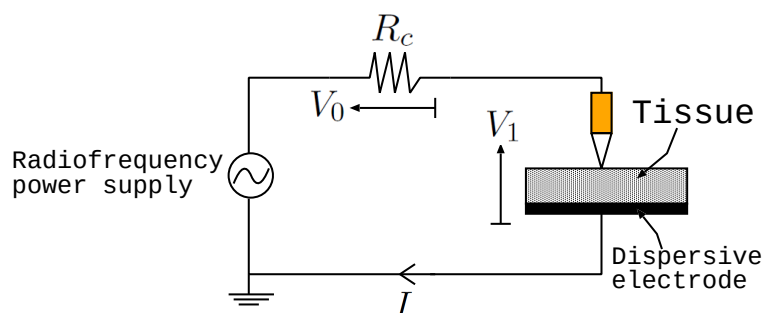


図 4.12: 回路図

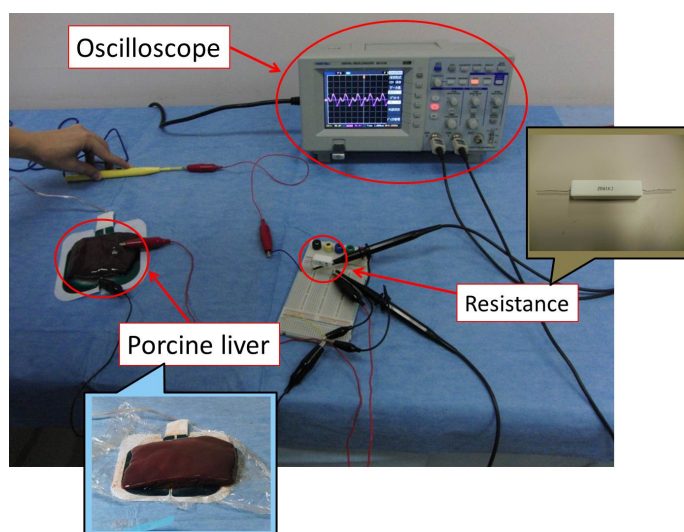


図 4.13: 計測風景

計測結果を図 4.14 に示す．電気メスに用いられる周波数は 300kHz～5MHz であるため，周波数 5MHz 以上の成分はノイズであると考えられる．周波数 5MHz 以上の成分を除去した結果が図 4.15 である．図 4.15 より，試料に流れる電流と生じる電圧の位相差は極めて小さいことが分かる．図 4.15 の結果は，本実験で使用した電気メスを用いて試料に電流を流した際には，試料は抵抗体として扱うことができることを示しており，本手法の高周波電流の直流近似の妥当性が示された．

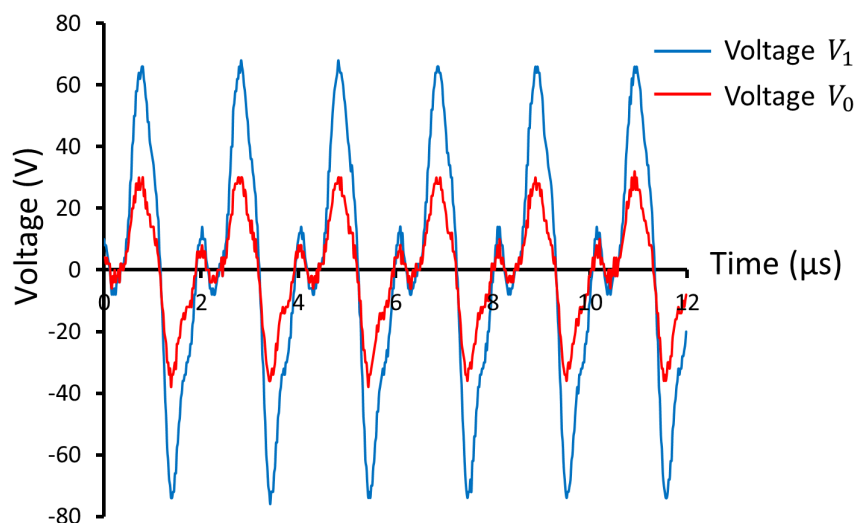


図 4.14: 電圧 V_0 および電圧 V_1 (計測値)

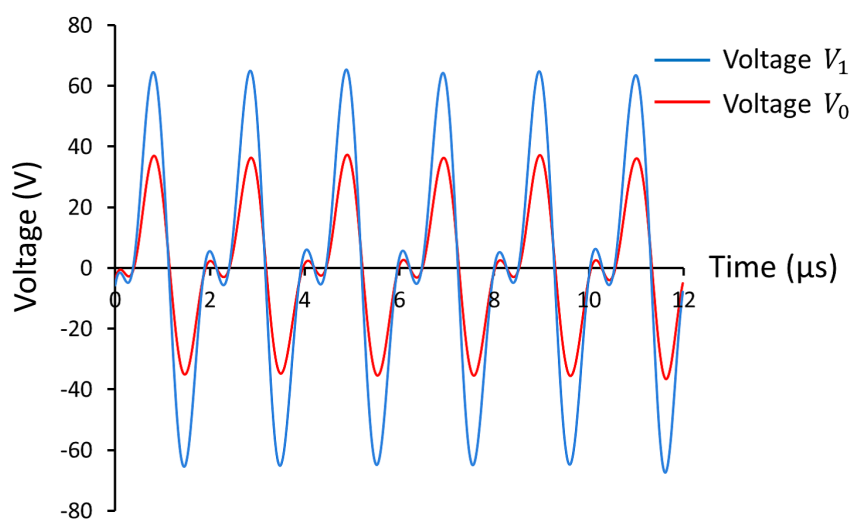


図 4.15: ノイズを除去した結果

4.2.4 温度上昇過程の計測実験

メス先電極を物体上のある一点に一定時間接触させた際の，温度変化を測定し，シミュレーション結果と比較した．

熱映像装置

提案システムにおける温度計算の評価を行うために，熱映像装置を用いて温度の計測を行った．用いた熱映像装置の仕様および外観を表 4.4 および図 4.16 に示す．

表 4.4: 熱映像装置の仕様

製品名	日本アビオニクス社製 TVS-200
表示画素数	横 320 × 縦 240 ピクセル
表示フレーム数	60 fps
最小温度分解能	0.1 °C
測定温度範囲	-20 ～ 300 °C



図 4.16: 使用した熱映像装置

熱映像装置による温度計測の原理について簡単に述べる．物体は，物体自身の温度により定まる波長範囲のエネルギーを電磁波の形で放出する．温度が常温から数百 °C 程度の場合，放出される電磁波の波長は赤外線領域である $0.7\mu\text{m} \sim 10\mu\text{m}$ 程度である．物体の温度を T とすると放出されるエネルギー q は，式 (4.1) で与えられる．

$$q = \delta \times \zeta \times T^4 \quad (4.1)$$

δ はステファン・ボルツマン定数， ζ は物体の放射率である．式 (4.1) で表されるエネルギー q を，赤外線検出素子で検出し，エネルギーの強さに応じた電気信号に変換することで，温度が計測される．熱映像装置では，赤外線検出素子をアレイ状に配列することで，装置の視野内の温度分布を表示する．

熱映像の記録方法

熱映像の記録に関しては、熱映像記録ソフトをインストールしたPCと熱映像装置をつなぎ、PC上でキーボード入力を行うことで記録を行うことができる。図4.17に熱映像の記録風景を示す。

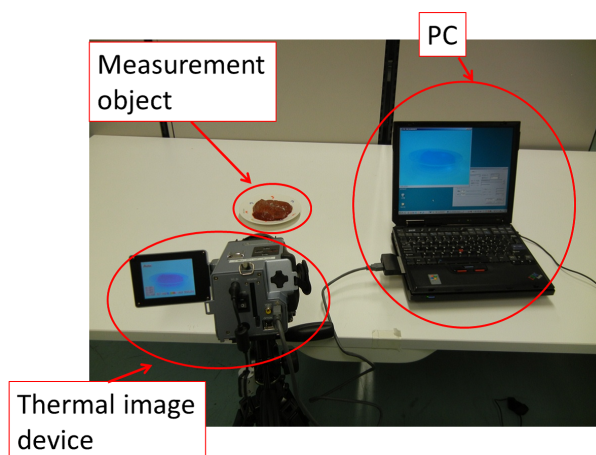


図 4.17: PC を用いた熱映像の記録

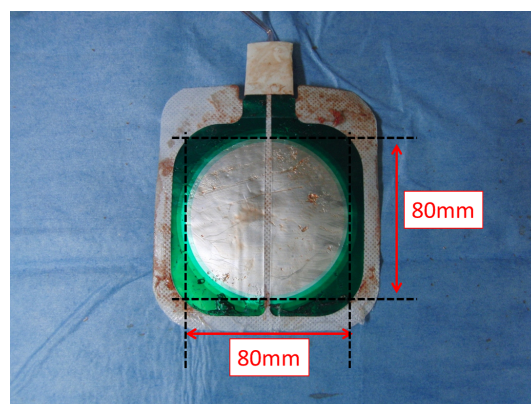
PC 上で行うことのできる主な操作は、記録時間の設定、記録ファイル名の設定、記録の開始、記録の終了の四つである。

実験条件

図 4.11 に示すメス先電極を用いた場合、メス先電極と試料との接触面積が小さいため、極めて短い時間で切開が生じ、また、温度の広がりも非常に小さく、熱映像装置での計測が困難であるため、代わりに、図 4.18(a) に示す一辺 4mm の正六角形を底辺とした正六角柱型の鉄を用意し、電極として使用した。対極板に関しては、4.18(b) に示す直径 80mm の円形の対極板を用いた。



(a) 鉄電極



(b) 対極板

図 4.18: 使用した電極

また、電極の位置を固定するために、図 4.18(b) に示すように、割り箸、本立て、ワニ口クリップを用いて電極を固定した。試料は、縦 100mm×横 100mm×厚さ 10mm の大きさに加工したものをを用いた。放射率 ϵ は物質によって異なるため、熱映像装置を用いた温度計

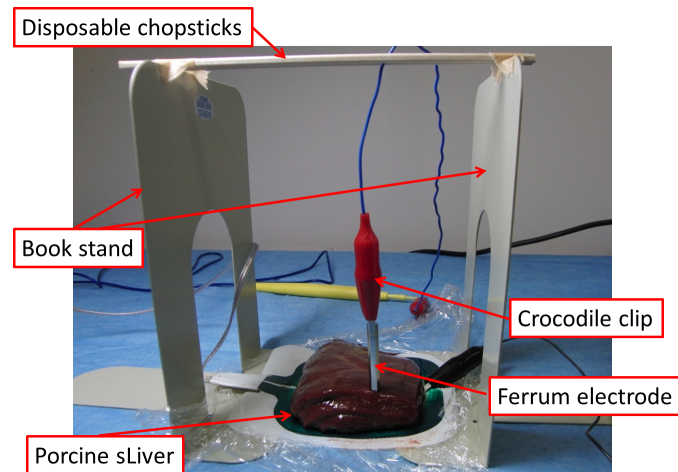


図 4.19: 鉄電極の固定方法

測の際には、計測対象の放射率を熱映像装置に入力する必要がある。本実験では、接触式温度計を用いて試料表面の温度を計測し、同時に取得された熱映像上から計測点の温度を読み取り、熱映像上に表示される温度計と試料の接触点の温度と、温度計の温度が一致する放射率の値を探索した。探索された放射率の値は 0.96 であったため、本実験で使用する試料である豚のレバーの放射率は 0.96 であるとした。

シミュレーション結果との比較

以上の条件で試料に 8 秒間通電し、通電の間熱映像装置を用いてフレームレート 60fps で熱映像を記録した。計測データのフォーマットにしたがって、各画素の温度を算出することで各フレームごとの温度分布を取得した。図 4.20 に熱映像装置で計測した画像の一例を示す。

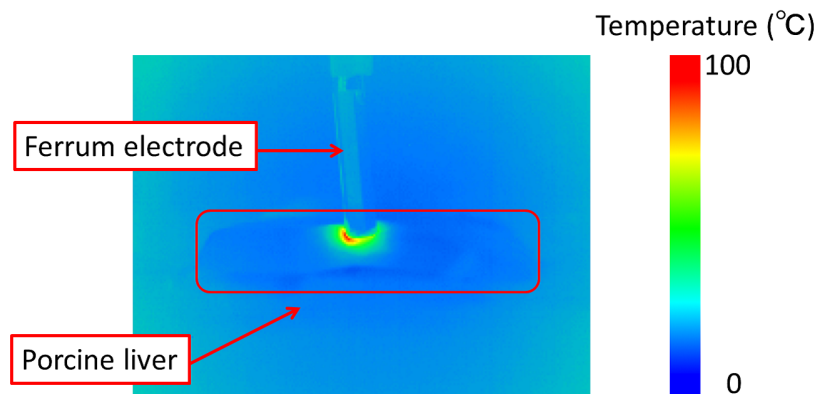


図 4.20: 熱映像装置で取得した画像

また、温度計測実験の結果とシミュレーション結果の比較を図 4.21～図 4.23 に示す。図 4.21～図 4.23 の実験データに関しては、熱映像装置で取得した各フレームの最大温度の時間変化を示しており、シミュレーションデータに関しては、電極を接触させ、熱映像装置と同様の視点から描画した場合に視野内に存在する物体表面の最高温度の時間変化を示している。

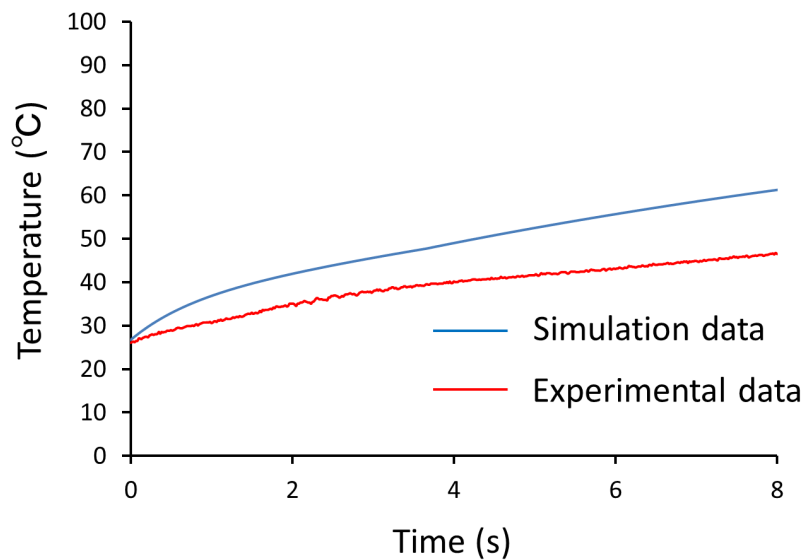


図 4.21: 温度計測実験とシミュレーションの比較 (表示電力 30W)

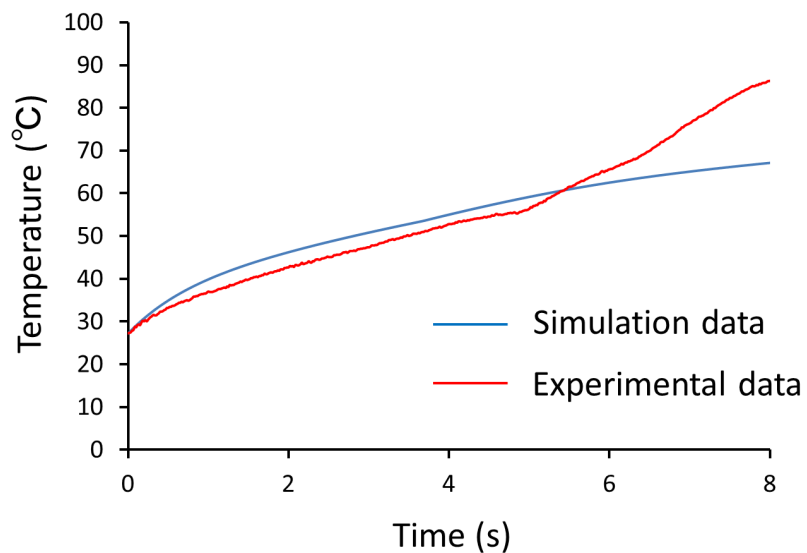


図 4.22: 温度計測実験とシミュレーションの比較 (表示電力 40W)

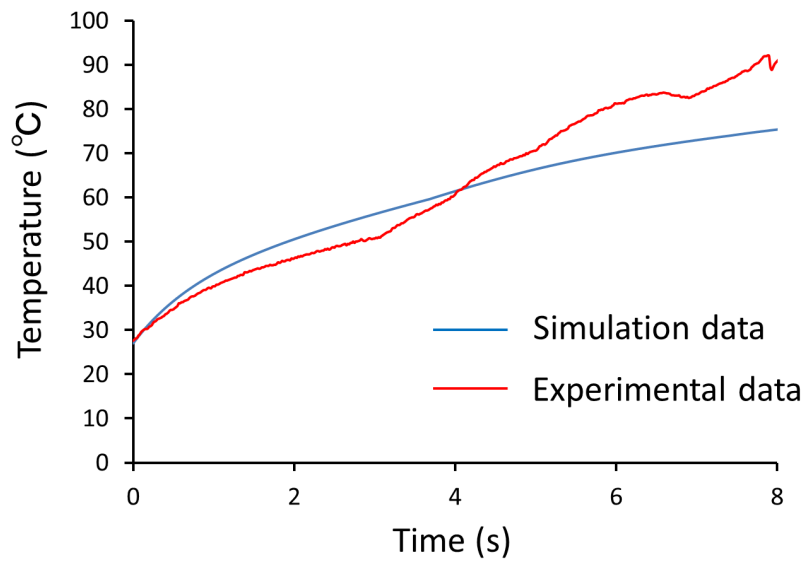


図 4.23: 温度計測実験とシミュレーションの比較 (表示電力 50W)

図 4.21～図 4.23 に示すように、物体の温度が 60 °C 程度までの範囲においては、シミュレーション結果と温度計測実験の結果との良好な一致がみられた。しかし、60 °C より温度が高くなると、シミュレーションにおいては、導電率が凝固に伴い低くなるため、温度上昇は穏やかになるが、温度計測実験の結果では、温度上昇度が大きくなっており、誤差が増大していく結果となった。

4.2.5 切開時の温度計測

本手法では、熱応力値に基づき切開領域を判定しているため、シミュレーションにおいては図 4.4、および図 4.5 に示すように、切開時の物体の最高温度は 100 °C を越えるという結果になっている。温度が 100 °C に到達した領域を切開領域と判定している従来手法との比較を行うため、図 4.11 に示す電気メスを用いて切開進展時の温度を計測した。熱映像装置で取得した画像を図 4.24 に、切開進展時の最高温度の時間変化を図 4.25 に示す。

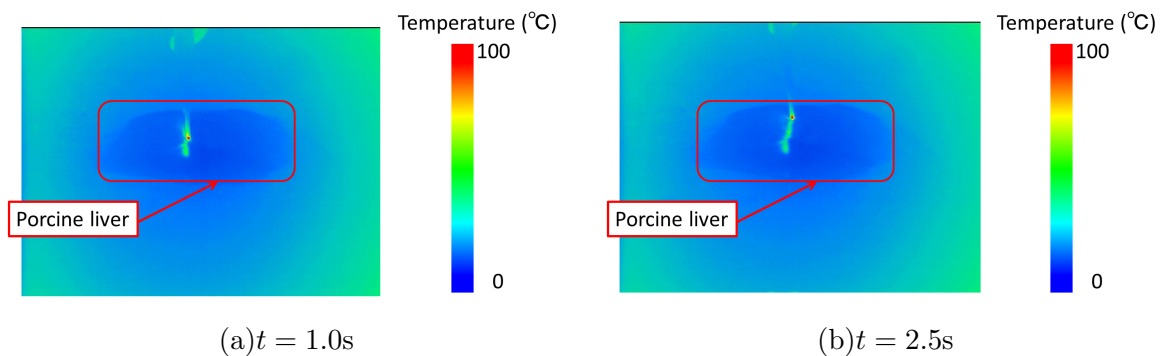


図 4.24: 切開進展時の温度分布

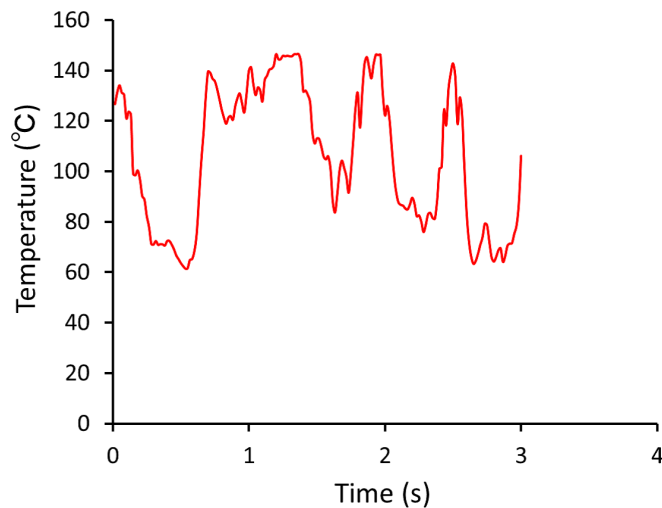


図 4.25: 切開進展時の温度変化

図 4.24, 図 4.25 に示す結果から, 電気メスによる切開時には, 物体の最高温度が 100°C を越えていることが確認され, 温度のみでは切開は判定できないことが示唆された.

100°C 以上で切開が生じていることを確認するために, 温度上昇計測時と同様の鉄電極を用いて切開発生時の温度計測を行った. 熱映像装置で温度計測を行うと同時に動画を撮影し, 両者を照らし合わせることで切開時の温度を決定した. 実験で用いた電気メスを使用する際, 通電時には連続的な高い音が生じるため, 撮影した動画をコマ送りで再生し, 通電時に電流発生部から生じる音が発生し始めた時刻を通電開始時間とした. また, 事前に行った予備実験において, 図 4.18(a) に示す鉄電極を用いた場合, 切開発生時には, 非常に大きな音が発生することがわかったため, 大きな音が発生した際に切開が生じていると判定することとした. 動画から音情報を取得した結果を図 4.26 に示す. 図 4.26 に示す音情報を用いることで切開までに要する時間を算出した.

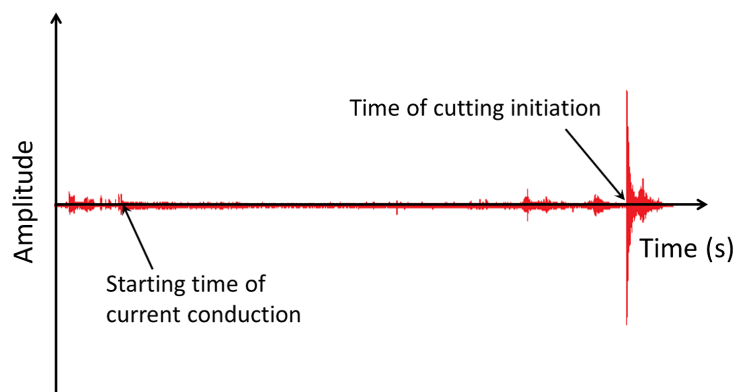


図 4.26: 動画から取得した音情報

電気メスの電流発生部における電力が 40W の場合および 50W の場合において実験を行った。結果を図 4.27 および図 4.28 に示す。ともに (a) は動画から取得した音情報、(b) は熱映像装置で取得した各フレームの最大温度の時間変化を示している。

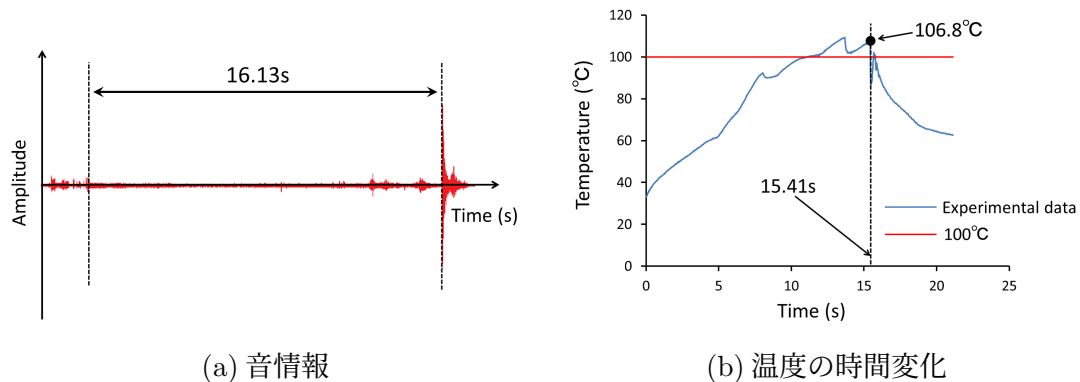


図 4.27: 電力 40W の場合

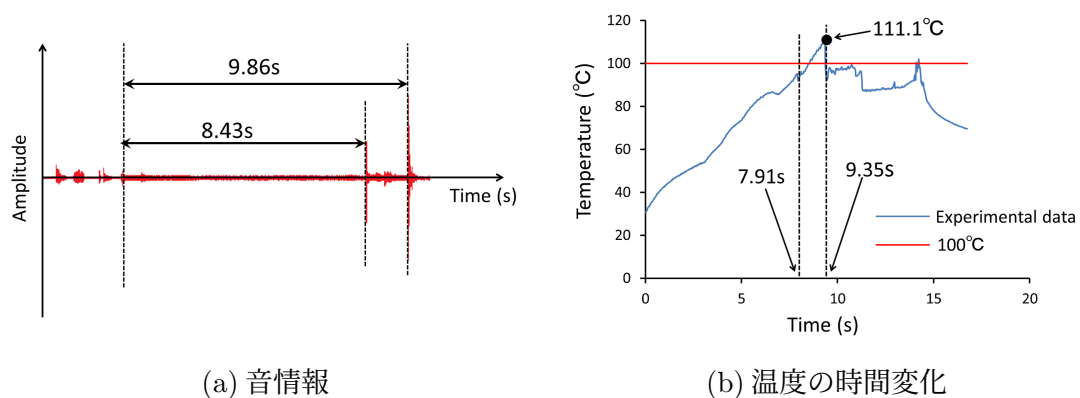


図 4.28: 電力 50W の場合

図 4.27(b) および、図 4.28(b) に示す、温度が急激に下降している時刻と、動画の音情報 (図 4.27(a) および図 4.28(a)) から推定した切開までに要する時間がほぼ一致し、切開時の温度が 100 °C を越えていることを確認することができた。ともに 0.5s 程度の誤差が生じているが、通電のスイッチを押す時間と、熱映像装置で画像を取得する際のキーボード入力を一致させることができなかったためであると考えられる。

また、本手法に基づき切開の進展を模擬した際の組織の最高温度の時間変化を図 4.29 に示す。

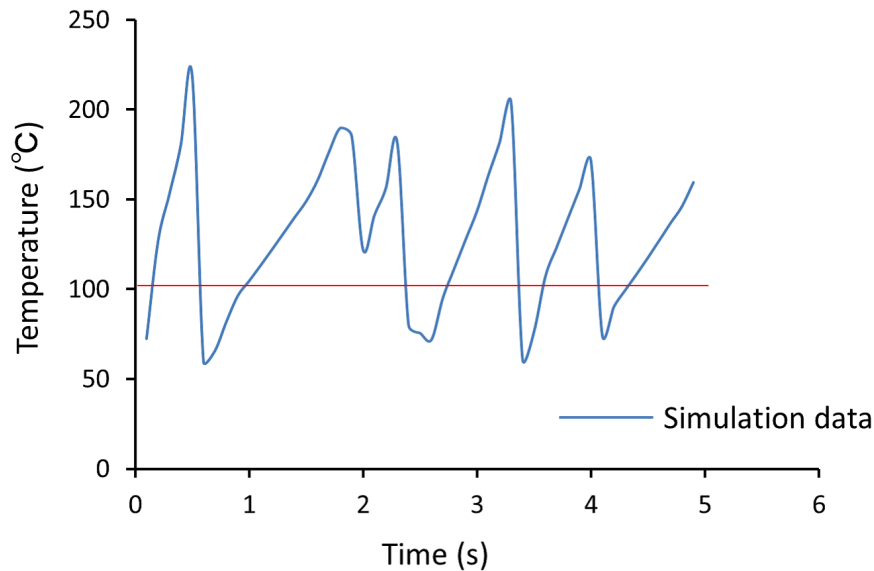


図 4.29: 切開進展時の温度変化 (シミュレーション)

組織の温度が 100 °C を越えてもさらに上昇し、その後 60 °C 付近まで下降し、再度 100 °C 以上までの温度上昇、60 °C 付近までの温度下降を繰り返している点は、図 4.25 の波形と類似している点であることが分かる。従来手法では温度 100 °C を切開領域と判定しているため、シミュレーションにおいては図 4.25 のような最高温度が定期的に 100 °C を越えるような波形は取得することができない。しかし本手法においては、水分の気化により発生する応力値に基づき切開領域を判定しているため、図 4.29 のような図 4.25 に類似した波形を取得することができた。以上の結果は構造変化のモデリング過程における本手法の優位性を示唆していると考えられる。

4.3 まとめ

本章では、提案モデルを実装し、実験結果とシミュレーション結果を比較することで本手法の評価を行った結果について述べた。シミュレーションの結果、メス接触部付近の急激な温度変化および熱応力集中を確認することができ、従来は考慮されていなかったヤング率、ポアソン比といった材料力学パラメータや破壊に関わるパラメータを考慮した物理法則モデリングが可能であることが分かった。

実物の電気メスを用いた実験の結果、電気メスによる切開が100 °Cを越えていることを確認することができ、温度のみでは切開領域を判定できないことが示唆された。さらに、切開進展時の物質の最高温度の時間変化を、実物の電気メスを用いた実験の結果とシミュレーション結果とで比較したところ、組織の温度が100 °Cを越えてもさらに上昇し、その後60 °C付近まで温度が下降するという温度変化が繰り返し起こるという点に類似性を見出すことができた。図4.29の波形は温度100 °Cを切開領域と判定している従来手法では得ることのできない波形であるため、構造変化の過程のモデリングに関して本手法の優位性が示唆された。本手法では、応力値に基づき切開領域を判定しているため、引張り操作等により、物体にある程度の応力を与えた上から、電気メスによる切開を施すといった手技の模擬も行うことができ、事前に与える応力の大小による現象の変化も計算可能である。手術において電気メスを用いて切開を行う際には、電気メスのみで切開を行うことはほとんどなく、引張り操作などと並行して切開が施されることから、本手法は有効であると考えられる。

温度計測実験からわかるように、温度の上昇度や最高温度、最高温度に到達するまでの時間に、実験結果とシミュレーション結果との間に誤差が観察された。4.2.4節の実験において観察された温度の上昇度の相違に関する要因の一つとして、電気メスの電圧特性を考慮していないことが挙げられる。実験に使用した電気メスによって発生する電圧は、負荷抵抗に依存するとされており、シミュレーションにおいては、入力電圧は一定であるという単純な設定をしていたために生じた誤差であると考えられる。誤差の低減のためには温度上昇時の物体の導電率の変化に伴う電圧の変化を、電気メスの仕様に伴いモデリングを行う、もしくは切開進展時の電圧を何かしらの方法で計測し、計測結果をシミュレーションに考慮するなどといったことが必要であると考えられるが、用いた電気メスの詳細な仕様を把握することができず、また切開進展時の電圧計測方法に関しても考案することはできなかった。最高温度や最高温度に到達するまでの時間の相違に関しては、シミュレーションにおいて、メスの移動に伴う応力発生を考慮していないことであったり、個体と液体を区別せずに、気化に伴う水分の体積膨張を直接物質の体積膨張として扱っていることが主要因であると考えられる。

第5章 結語

本研究では、電気メスによる切開に関する連成シミュレーション手法を構築した。電気メスによる切開シミュレーションのためには、電気伝導過程、伝熱過程および構造変化の過程のモデリングが必要であると考えられる。しかし従来手法では、温度が 100 °C に達した領域を切開領域と判定しており、構造変化の過程のモデリングが行われておらず、ヤング率、ポアソン比、破断応力値といった物質の破壊に関わるパラメータをシミュレーションに反映できないという問題があった。本研究では、電気、熱に加え、破壊に関わるパラメータも考慮した物理法則モデリングを行った。

本研究では電気メスによる切開が物体内の水分の蒸発に伴う熱応力の急激な上昇によって引き起こされると仮定をおき、モデリングを行った。処理の手順としてはまず、物体の電流密度分布を考え、内部発熱分布を計算し、熱伝導方程式を解くことで物体の温度変化を計算した。温度変化の計算後、物体内の水分の気化も考慮した熱膨張に伴う熱応力を計算し、計算された熱応力に基づき切開領域を判定した。

本手法に基づくシミュレーションの結果、本手法により、破壊に関わるパラメータに基づく電気メスによる切開に関する物理法則モデリングが可能であることがわかった。また、実物の電気メスを用いて切開を施す実験を行い、実験結果とシミュレーション結果を比較した結果、組織の温度が 100 °C を越えてもさらに上昇し、その後 60 °C 付近まで温度が下降するという温度変化が繰り返し起こるという点に類似性を見出すことができた。見出された類似性は、100 °C を切開領域と判定している従来手法では得ることのできない波形であるため、構造変化の過程のモデリングに関して本手法の優位性が示唆された。

本手法により、従来手法では考慮することのできなかつた物体の硬さ、壊れやすさの指標である、ヤング率、ポアソン比、破断応力値といったパラメータを電気メスによる切開シミュレーションに反映させることが可能となった。また、本手法では応力値に基づき切開領域を判定しているため、引張り操作等により、物体にある程度の応力を与えた上から、電気メスによる切開を施すといった手技の模擬も行うことができ、事前に与える応力の大小による現象の変化も計算可能であると考えられる。さらには手術シミュレーションシステムや手術トレーニングシステムへの応用も期待される。

謝 辞

本研究は大阪大学基礎工学研究科 大城研究室で行いました。

大城研究室には、学部四回生の頃から三年間お世話になりましたが、ここでの三年間は私にとって大きく成長できた三年間でした。研究活動を通して、未知なる問題に対する取り組み方、難しさ、そして楽しさを身を以って学ぶことができたと思います。このような研究活動の機会を与えて頂いた大阪大学大学院基礎工学研究科 大城理教授に深く感謝致します。大城先生との議論の間では常に自身の無知さ加減を痛感しましたが、その時の悔しさを糧に日々尽力することができました。

大城研・河原研合同ゼミにおいて、貴重なご意見をいただき、また、本稿の副査を引き受けて頂いた大阪大学大学院基礎工学研究科 河原源太教授に感謝致します。

ゼミ等で終始適切な指導をして頂きました大阪大学基礎工学研究科 井村誠孝准教授に感謝します。実験に用いるサーモグラフィを用意していただいたことにも重ねて御礼申し上げます。

研究を進めるにあたって多くの相談にのって頂き、本稿の執筆に関しても丁寧に御指導して頂きました大阪大学基礎工学研究科 黒田嘉宏助教に感謝致します。評価実験の段取りを行って頂いたり、また、何度も実験に付き合ってください誠に有難うございました。

学部生の頃から修士二回生の前期まで論文の書き方等様々な面でサポートして頂いた山梨大学医学工学総合研究部 鍵山善之助教に感謝致します。

評価実験の際に用いる電気メスを貸していただいた、西宮市立中央病院の滝内秀和医師に感謝致します。

最後になりましたが、共に切磋琢磨してきた大城研究室の学生の皆様に感謝します。

業 績

- 国内発表

田中 翔太, 黒田 嘉宏, 井村 誠孝, 鍵山善之, 大城 理 : 電気メスによるジュール熱の発生-伝達モデリング, 第 52 回 自動制御連合講演会論文集, Vol. 52, pp. 52-57, 豊中 (2009)

田中 翔太, 黒田 嘉宏, 井村 誠孝, 鍵山善之, 大城 理 : 電気メスによる物体の構造変化モデリング, 第 54 回 システム制御情報学会研究発表講演会論文集, Vol. SCI10, pp. 198-199, 京都 (2010)

田中 翔太, 黒田 嘉宏, 井村 誠孝, 鍵山善之, 大城 理 : 電気メスによる切開シミュレーションを目的としたモデリング手法, 第 10 回 VR 医学会学術大会抄録集, p. 28, 京都 (2010)

田中 翔太, 黒田 嘉宏, 井村 誠孝, 大城 理 : 電気メスによる切開シミュレーション手法の評価, 第 50 回日本生体医工学会大会, 東京 (2011), 発表予定

- その他

田中 翔太, 黒田 嘉宏, 井村 誠孝, 鍵山善之, 大城 理 : 電気メスによる切開に関する物理法則モデリング, 河原研・大城研 合同ゼミ, 豊中 (2010)

参考文献

- [1] K. Vafaia and C.L. Tien : Boundary and inertia effects on flow and heat transfer in porous media, International Journal of Heat and Mass Transfer, Vol.24, Issue 2, pp. 195-203, 1981
- [2] H. Martin : Heat and mass transfer between impinging gas Jets and solid surfaces, Advances in Heat Transfer, Vol 13, pp. 1-60, 1977
- [3] S.D.M. Hasan, J.A.V. Costa and A.V.L. Sanzo : Heat transfer simulation of solid state fermentation in a packed-bed bioreactor, Biotechnology Techniques, Vol 12, No. 10, pp. 787-791, 1998
- [4] B. Ali and K. George : Simulation of heat and momentum transfer in complex microgeometries, Thermophysics and Heat Transfer, Vol 8, No.4, pp. 647-655, 1994
- [5] V. Manthaa, R. Chaudharya, S. Pala, S. Gouraia, P.S.S. Murthya, S.N. Sahasrabudhea, G. Biswasb, A.K. Dasa and P. Satyamurthy : Intense heat simulation studies on window of high density liquid metal spallation target module for accelerator driven systems, Heat and Mass Transfer, Vol 49, Issues 19-20, pp. 3728-3745, 2006
- [6] 永沢 栄, 吉田 貴光, 寺島 伸佳, 田村 郁, 平 光一 : 有限要素法によるレーザー溶接のシミュレーション, 日本歯科理工学会, Vol.2, No.2, p.159, 2006
- [7] Y.B. Ivanov, I.N. Mishustin, V.N. Russkikh and L.M. Satarov : Simulation of a quantum phase transition of polaritons with trapped ions, Physical review. C, Nuclear physics, Vol 80, Issue 6, pp 1-8 , 2009
- [8] H. Li, R. Luo, K.Y. Lam : Modeling and simulation of deformation of hydrogels responding to electric stimulus, Vol. 40, Issue 5, pp. 1091-1098, 2007
- [9] X. Yana, M. Abdelaty, E. Radwana, X. Wanga and P. Chilakapatia: Validating a driving simulator using surrogate safety measures, Accident Analysis and Prevention, vol. 40, Issue 1, pp. 274-288, 2008
- [10] D.L. Roenker, G.M. Cissell, K.K. Ball, V.G. Wadley and J.D. Edwards: eed-of-processing and driving simulator training result in improved driving performance, Human Factors, Vol. 45, Issue 2, pp.218-233, 2003

- [11] J.A. Yesavage, M.S. Mumenthaler, J. L. Taylor, L. Friedman, R. OHara, J. Sheikh, J. Tinklenberg and P.J. Whitehouse : Donepezil and flight simulator performance: Effects on retention of complex skills, Vol. 59, Issue 1, pp. 123-125, 2002
- [12] R.T. Hays, J.W. Jacobs, C. Prince and E. Salas : Flight simulator training effectiveness - A meta-analysis, Military psychology, Vol. 4, Issue 2, p. 63, 1992
- [13] U. Kuhnappel, H. Cakmak and H.Maab : Endoscopic Surgery Training Using Virtual Reality and Deformable Tissue Simulation, Computer and Graphics, Vol.24, Issue 5, pp. 671-682, 2000
- [14] J. Berkley, G. Turkiyyah, D. Berg, M. Ganter and S. Weghost : Real-time Finite Element Modeling for Surgery Simulation - an Application to Virtual Suturing ,IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, Vol.10, No. 3, pp. 314-325, 2004
- [15] J. Berkley, S. Wedghorst, H. Gladstone, G. Raugl, D. Berg and M. Ganter : Banded Matrix Approach to Finite Element Modeling for Soft Tissue Simulation, Virtual RealityResearch Development and Application, Vol.4, Issue 3, pp. 203-212, 1999
- [16] M. Sedef, E. Samur and C. Basdogan : Real-Time Finite-Element Simulation of Linear Viscoelastic Tissue Behavior Based on Experimental Data, IEEE Computer Graphics and Applications, Vol.26, Issue 6, pp. 58-68, 2006
- [17] C. Basdogan, S. De, J. Kim, M. Muniyandi, H. Kim and M.A. Srinivasan : Haptics in Minimally Invasive Surgical Simulation and Training, IEEE Computer Graphics and Applications, Vol.24, Issue 2, pp. 56-64, 2004
- [18] K. Hirota and T. Kaneko : Haptic Representation of Elastic Objects, Teleoperators and Virtual Environments, Vol.10, Issue 5, pp. 525-536, 2001
- [19] S.P. DiMaio and S.E. Salcudean : Interactive Simulation of Needle Insertion Models, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.52, Issue 7, pp. 1167-1179, 2005
- [20] W. Wu and P.A. Heng : A hybrid condensed finite element model with GPU acceleration for interactive 3D soft tissue cutting, Computer Animation and Virtual Worlds, Vol.15, Issue 3, p. 219, 2005
- [21] D.T. Woodrum, P.B. Andreatta, R. K. Yellamanchilli, L. Feryusa, P. G. Gauger, and R. M. Minter : Construct validity of the LapSim laparoscopic surgical simulator, The American journal of Surgery, Vol.191, Issue 1, pp28-32, 2006
- [22] S.C. Jiang and X.X. Zhang : Dynamic modeling of photothermal interactions for laser-induced interstitial thermotherapy: parameter sensitivity analysis, Lasers in Medical science, Vol. 20, No. 3-4, pp. 122-131, 2005

- [23] D. Zhu, Q. Luo, G. Zhu and W. Liu : Kinetic thermal response and damage in laser coagulation of tissue, *Lasers in Surgery and Medicine*, Vol. 31, Issue 5, pp. 313-321, 2002
- [24] M. Dong, B.K. Wan, L.X. Zhang and H. Yong :Theoretical modeling study of the necrotic field during high-intensity focused ultrasound surgery, *Medical Science Monitor*, Vol. 10, Issue 2, pp. 19- 23, 2004
- [25] N.M. Fried, Y.D. Sinelnikov, B.B. Pant, W.W. Rovers and S.B. Solomon : Noninvasive vasectomy using a focused ultrasound clip: thermal measurements and simulations, *IEEE transactions on bio-medical engineering*, Vol. 48, Issue. 12 pp. 1453-1459, 2002
- [26] J.C. Lin and W. Yu-Jin : The cap-choke catheter antenna for microwave ablation treatment, *IEEE transactions on bio-medical engineering*, Vol. 43, Issue 6, pp. 657-660, 2002
- [27] S. Pisa, M. Cavagnaro, P. Bernardi and J.C. Lin : A 915-MHz antenna for microwave thermal ablation treatment: physical design, computer modeling and experimental measurement, *IEEE transactions on bio-medical engineering*, Vol. 48, Issue 5, pp. 599-601, 2001
- [28] R. E. Dodde, S.F. Miller, J.D. Geiger and A.J. Shih : Thermal-Electric Finite Element Analysis and Experimental Validation of Bipolar Electrosurgical Cautery, *Journal of Manufacturing Science and Engineering*, Vol 130, Issue 2, 021015, 2008
- [29] I.A. Chang and U.D. Nguyen : Thermal modeling of lesion growth with radiofrequency ablation devices, *BioMedical Engineering OnLine*, 2004
- [30] C.R. Chen, M.I. Miga, R.L. Galloway : Optimizing Electrode Placement Using Finite-Element Models in Radiofrequency Ablation Treatment Planning, *Biomedical Engineering*, *IEEE Transactions on* Vol 56, Issue 2, pp. 237-245, 2009
- [31] S. Cotin, H. Delingette and N. Ayache : A hybrid elastic model for real-time cutting, deformations and force feedback for surgery training and simulation, *The Visual Computer*, Vol 16, No.8, pp. 437-452, 2000
- [32] A. Maciel and S. De : Physics-based Real Time Laparoscopic Electrosurgery Simulation, *Medicine Meets Virtual Reality 16*, J.D.Westwood et al.(eds).IOS Press:Amsterdam, pp. 272-274, 2008
- [33] <http://or-nurse.seesaa.net/article/21976211.html>
- [34] 木村 雄治 : 医用工学入門, コロナ社, 東京, 2001

- [35] B. Alberts, D. Bray, A. Johnson, J. Lewis, M. Raff, K. Roberts and P. Walter :
Essential cell biology, Garland Publishing, New York and London, 1999
- [36] 大森 豊明 : 生体物理刺激と生体反応, フジ・テクノシステム, 東京, 2004
- [37] 櫛間 良弘 : 電磁気学, オーム社, 東京, 2002
- [38] I.P. Herman : Physics of the Human Body, NTS, 東京, 2010
- [39] J.D. Doss : Calculation of electric fields in conductive media, Medical Physics, Vol 9,
Issue 4, pp. 566-573, 1982
- [40] 吉岡 芳夫 : 過渡現象の基礎, 森北出版, 東京, 2004
- [41] 佐川 弘幸, 本間 道雄 : 電磁気学, シュプリンガー・フェアラーク東京, 東京, 1997
- [42] 菊地 義弘, 松村幸彦 : 伝熱学 -基礎と要点-, 共立出版, 東京, 2006
- [43] E.J. Berjano : Theoretical modeling for radiofrequency ablation: state-of-the-art and
challenges for the future, BioMedical Engineering OnLine, 2006
- [44] 藤野勉 : 熱伝導と熱応力, 培風館, 東京, 1972
- [45] 宮下 精二 : 熱力学の基礎, サイエンス社, 東京, 1995
- [46] 谷下 市松 : 蒸気工学, 裳華房, 東京, 1984
- [47] 萩原 國雄 : 材料力学考え方解き方, 東京電気大学出版局, 東京, 2010
- [48] 日本計算工学会流れの有限要素法研究委員会 : 有限要素法による流れのシミュレーショ
ン, シュプリンガー・フェアラーク東京, 東京, 1998
- [49] 三好 俊郎 : 有限要素法入門, 培風館, 東京, 1994
- [50] 岸 正彦 : 構造解析のための有限要素法実践ハンドブック, 森北出版, 東京, 2006
- [51] C. Gabriel, S. Gabriel and E. Corthout : The dielectric properties of biological tissues,
Physics in Medicine and Biology, Vol.41, No.11, pp. 2231-2249, 1996
- [52] S.H. Oh, B.I. Lee, E.J. Woo, S.Y. Lee, T.S. Kim, O. Kwon and J.K. Seo : Electrical
conductivity images of biological tissue phantoms in MREIT, Physiological Measure-
ment, Vol.26, No.2, pp. 279-288, 2005
- [53] J.W. Valvano, J.R. Cochran and K.R. Diller : Thermal conductivity and diffusiv-
ity of biomaterials measured with self-heated thermistors, International Journal of
Thermophysics, Vol.6, No.3, pp. 301-311, 1985
- [54] 池田 研二, 島津 英昭 : 生体物性/医用機械工学, 秀潤社, 東京, 2000