

アクティブ虚血ダイナミクスのシミュレーション

浪間 一希 王 忠奎 平井 慎一
立命館大学 ロボティクス学科 平井研究室
滋賀県草津市野路東 1 - 1 - 1
rr004047@se.ritsumeai.ac.jp

要旨

本研究では、アクティブ虚血ダイナミクスのシミュレーションを目的とする。アクティブ虚血ダイナミクスとは、虚血ダイナミクスを能動的に引き起こすことである。虚血とは、皮膚や臓器などに力を加えたとき一時的に血流量が低下することである。虚血部分の沈み込み量・面積の時間的变化に着目して組織の活性度や病巣の有無を評価する方法が提案されている [1]。皮膚などの変形を再現するのに有効な三要素モデルによりシミュレーションを行ない、その有用性を示す。また、このシミュレーションにおいて、虚血部分の沈み込み量・面積をそれぞれ定義し、実験結果と比較する。

1 はじめに

肌表面などの赤みを帯びた部分に力を加えたときに白色に変化する現象がおきる。これは血管が外力により圧迫され、血流量が一時的に低下するためである。この状態から外力を除去すると再び血流が正常となり、最終的に元の色に戻る。これを虚血といい、肌表面に限らず、臓器においても観測されうる。そのため、この虚血ダイナミクスを能動的に引き起こして観測することによって、組織の活性度などを調べることができる。ここで、能動的に力を印加・除去した際の虚血ダイナミクスのことを、アクティブ虚血ダイナミクスと呼ぶ。アクティブ虚血ダイナミクスの観測には、直接観測部を押す方法と間接的に観測部を押す方法の二通りが考えられる。前者では、痛みや接触による感染症などの恐れがあるため、空気圧や水圧などで間接的に観測部を押す後者のほうが臨床的に有利である。また、皮膚の表面的な変形計測 [4] では、血流量の変化や皮下組織の変形の影響を調べるのは困難である。そこで、本稿では空気圧を利用した金子らによる皮膚の変形計測実験 [1] をもとに、FEM による皮膚断面の変形シミュレーションにより評価を行なう。

2 実験の概要

本節では、金子らによる実験 [1] を紹介する。Fig.1 に実験装置の概要を示す。指腹部の変形計測は、空気圧弁を用いて行なわれた。圧力印加系は高速電磁弁、電磁弁コントローラ、空気圧タンク、PC により構成される。また、データ取得系は高速カメラ、レーザ変位センサ、PC により構成される。直径 1 mm の空気圧ノズルから 10 mm 離れた指先に 0.05 MPa の圧力を 0.5 s のあいだ印加し、除去する。圧力印加時の指先の変形量はレーザ変位センサで測定し、虚血面積は高速カメラで得た画像を画像処理して求める。これらの実験を、指の表面温度を 16.2 °C、36.2 °C の二つの条件で実験を行っている。

3 実験結果と考察

実験により計測された変位量と虚血面積を、それぞれ 16.2 °C のときと、36.2 °C のときで比較した。それぞれの温度条件による変位量を Fig.2、虚血面積を Fig.3 に示す。

実験結果より、立ち上がり・圧力印加中・立ち下がり・圧力開放後の四つの部分において次のことがいえる。

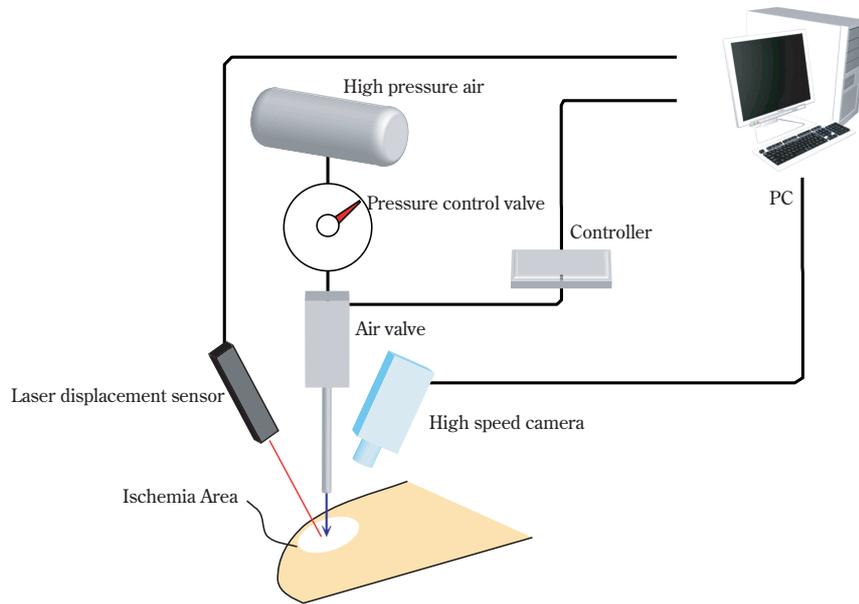


Fig. 1: Overview of experiment

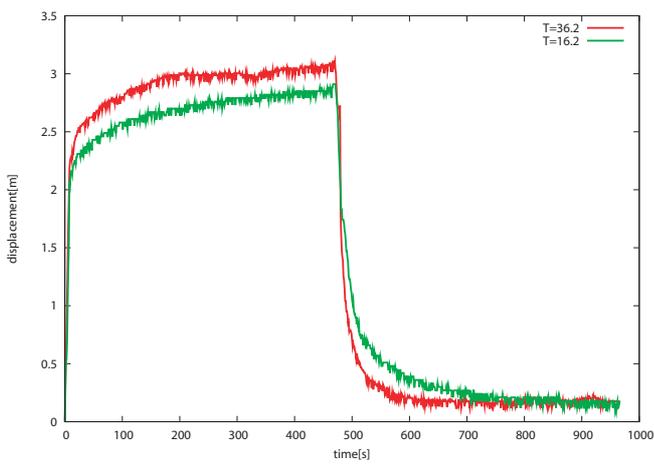


Fig. 2: Experimental displacement

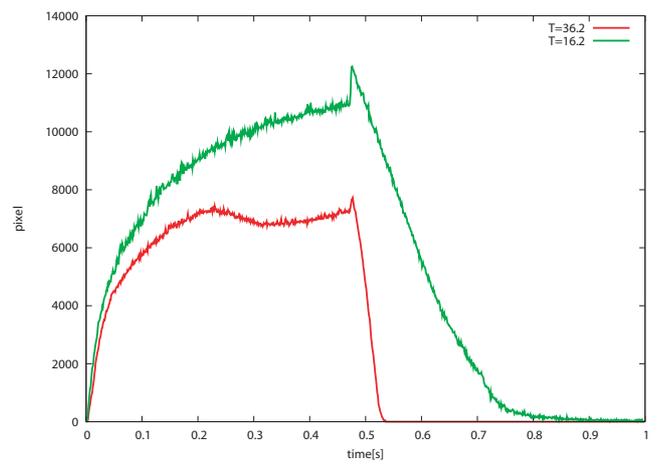


Fig. 3: Experimental ischemia area

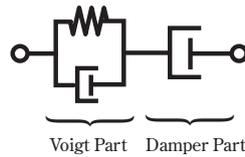


Fig. 4: Three element model

- 立ち上がり
表面温度によらず変位量はほぼ同じである．虚血面積は 36.2 °C のときの方が小さい．これより，36.2 °C のとき，真皮層の粘性力が小さいといえる．
- 圧力印加中
変位量は 36.2 °C のときの方が小さい．また，虚血面積も 36.2 °C のときの方が変化量が小さい．これより，36.2 °C のとき，真皮層の弾性力が大きいといえる．
- 立ち下がり
表面温度によらず変位量はほぼ同じである．虚血面積は 36.2 °C のときの方が小さい．これより，36.2 °C のとき，真皮層の粘性力が小さいといえる．
- 圧力開放後
変位が残留することがわかる．したがって，皮膚が塑性変形をおこしているといえる．また，この残留変位量は表面温度によらずほぼ同じである．これより，36.2 °C のとき，真皮層の塑性変形が小さいといえる．

4 変形シミュレーションの概要

本節では，アクティブ虚血ダイナミクスを表すモデルとして，二次元三要素長方形物体を提案する．Fig.5 に示すように，幅 10 mm，高さ 4 mm，奥行 1 mm の物体に，中央部から外力を印加する．それぞれ表皮層 1 mm，真皮層 1 mm，皮下組織 2 mm と設定した．横・縦方向のエッジ数はそれぞれ 20 個，8 個，各エッジの幅は 0.5 mm である．これにより，各三角形要素を構成するノード数は 189 となる．また，皮膚の変形シミュレーションは二次元三要素有限要素モデルにより行なった．

三要素モデルとは，Fig.4 に示すように粘弾性変形を示すフォークト部と，塑性変形を示すダンパー部によって構成されている．このモデルにより，生体組織などの柔軟物の変形における，微小な塑性変形を表現することができる．そして，ヤング率 E とポアソン比 ν を表皮・真皮・皮下組織の各層に適用した．これらのヤング率 E とポアソン比 ν は，前野らの実験 [2] により得られた値で設定した．また，粘性率 C_1 は三通りの異なる値を設定した．塑性変形を示す C_2 は実験結果との比較により設定した．このモデルで設定したシミュレーションパラメータを Table 1 に示す．前野らの実験結果によると，ヤング率 E の比率は表皮，真皮，皮下組織において約 8:5:2 であり，136000 N/m²，80000 N/m²，34000 N/m² のときに測定結果と一致しているとされる [2] ため，シミュレーションでこれらの値を設定した．粘性率 C_1 ， C_2 はこれまでのところ，実験結果等がないので以下のように適当な値で設定した． C_1 は，表皮，真皮，皮下組織ともに 200 N/m²·s，400 N/m²·s，800 N/m²·s の三通りの値でシミュレーションした． C_2 は，これまでの実験結果とシミュレーションとの比較より残留変位が近づくように設定した．以上により設定したモデルの中心部に，0.05 MPa の圧力を 0.5 s のあいだ印加し，除去する．

モデルの最上部中心点 N_p の変位量を Fig.6 に示す．また，真皮層の要素の初期面積から 98 % に変形したときの要素数をカウントして虚血部面積を設定した．これは，表皮層に血管が通っていない為，皮膚が白く見えるのは主に真皮層に存在する血流と考えられる為である．このときの虚血部面積を Fig.7 に示す．

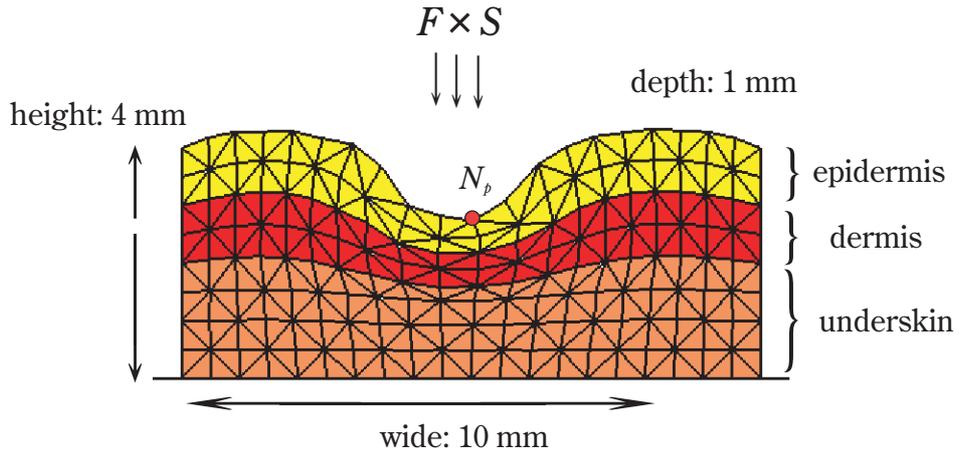


Fig. 5: 2D FEM skin deformation model

Table 1: Simulation parameters

	Dermis	Epidermis	Underskin
Young's modulus: E [N/m ²]	136000	80000	34000
Poisson's ratio: ν	0.48	0.48	0.48
Viscous modulus: C_1 [N/m ² ·s]	*	*	*
Viscous modulus: C_2 [N/m ² ·s]	300000	300000	300000

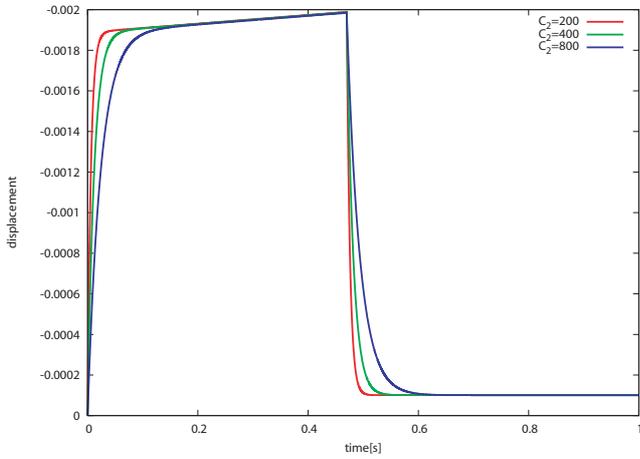


Fig. 6: Displacement graph

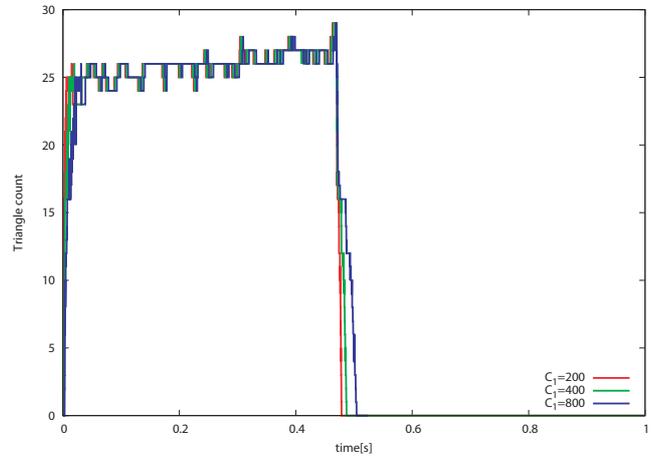


Fig. 7: Ischemia triangle count graph

5 実験結果とシミュレーションとの比較

虚血部変位において、実験結果 Fig.2 とシミュレーション結果 Fig.6 の比較により、三要素モデルによって皮膚の変形における残留変形が表現できることがいえる。虚血部面積において、実験結果 Fig.3 とシミュレーション結果 Fig.7 の比較により、粘性を上げていくことによって圧力開放時の傾きが上がるので、対応できることがわかる。また、どちらの結果においても粘弾性が非線形であることが推測でき、線形を前提としているシミュレーションでの再現性が低いことがいえる。

6 おわりに

本論文では、アクティブ虚血ダイナミクスの指標である虚血部変位と虚血部面積において、実験とシミュレーションを比較し、考察した。結果として、塑性を含めた皮膚の変形を三要素モデルで表せることがいえた。また、実際の皮膚の粘弾性が非線形であり、シミュレーションの再現性が低下している。このような微小変形においても、非線形粘弾性を考慮したシミュレーションを行なう必要がある。今後は、非線形粘弾性を考慮してシミュレーションを行ない、再現性を高める必要がある。ゆえに、変形量に応じたパラメータをシミュレーションに用いる必要がある。また、そのための三要素モデルのパラメータ同定法についても検討していく必要がある。

参考文献

- [1] Makoto KANEKO, Tomohiro MIZUTA, Akihide SHIBATA, and Mitsuru HIGASHIMORI, Osaka University, *Active Ischemia Dynamics toward Medical Diagnosis*, The SICE Journal of Control, Measurement, and System Integration, 94-100(2007)
- [2] Takashi MAENO, Kazumi KOBAYASHI and Nobutoshi YAMAZAKI, *Relationship between Structure of Finger Tissue and Location of Tactile Receptors*, JSME international journal. Series C, Mechanical systems, machine elements and manufacturing, vol.41(1998)
- [3] Seiji Tomokuni, Yuuta Sugiyama, and Shinichi Hirai, *Construction of Virtual Rheological Objects Computable in Realtime*, TVRSJ Vol.8 No.3(2003)
- [4] Atsushi WATANABE, Hiroko KOBAYASHI, Tomoki OKUDA, Iwao KAWASUMI, Hideaki SHIMAZU, *Fundamental Study of a Non-contact Measurement of the Viscoelastic Property of the Body Surface Tissue*, Transactions of the Japanese Society for Medical and Biological Engineering, vol.43 No.1(2005)