

体外流れと腹部内部構造の弱連成数値シミュレーション

増田謙介¹⁾・平野公孝²⁾・菊地正憲²⁾

Weak Coupling-Numerical Simulation of Fluid-Structure Interaction about a Flow around an Abdomen and its Internal Structure

Kensuke MASUDA, Kimitaka HIRANO, Masanori KIKUCHI

Abstract

In numerical simulation of Fluid-Structure interaction (FSI) by a weak coupling system, a FLUENT software for a flow analysis and a MSC. Marc software for structural analysis are used. The weak-coupling system is the method that equations for a flow field and a structural field are solved separately. In this FSI system, a flow field is unsteady and another structural field is assumed as quasi-steady. Data of pressure and shear stress distributions and deformations are given each other as the boundary conditions on the surface of the body. Mechanical properties of materials, muscle, fat and skin for the human body are selected from the database of RIKEN in Japan. Various values of these mechanical properties are tried as the parameter study. Since deformations of materials are small, relations between stress and strain are linear Hook's laws. Periodic fluid forces acting a surface of a human body are induced vibration of internal structure of the abdomen.

Key Words:

Numerical Simulation, Fluid-Solid Interaction, Weak Coupling, Unsteady Flow, Abdomen, Metabolic Syndrome

1. はじめに

流れ場にある構造物は、流体からその表面に働く圧力やせん断応力を通して力を受け、変形する。一方、その変形が大きい場合には、逆に変形した構造物は流れ場にも大きな影響を及ぼす。これらは、流体 - 構造物の相互干渉に基づく連成解析の問題を構成する。

近年、図1に示すよう、メタボリック症候群に関連した問題として、大きな腹囲の人が流水プール内に入ったとき¹⁾に表面が揺れるという現象が報告されている²⁾。このような問題は、流れと構造物の相互作用を考慮し、連成問題として考える必要のある具

体的な事例である。

一方、汎用ソフトウエアの機能向上により、流体構造連成解析の機能を備えたソルバーも出てきたが、現状では複雑な条件での解析は難しい。連成問題を数値解析するためには、流れ解析と構造解析の両方



図1 流水中における体の揺れ¹⁾

1) 機械システム工学専攻大学院生

2) 機械システム工学教授

のソフトウェアに高水準の汎用性が求められ、かつシステムも複雑となっている³⁾。

本研究では、流れ解析のソルバーとして有限体積法によるFLUENTソフトウェア⁴⁾を、一方、構造解析のソルバーとして有限要素法によるMSC.Marcソフトウェア⁵⁾を用いて、流体 - 構造弱連成解析のシステムを構築する。ただし、流れ解析を非定常とし、一方、構造解析を準定常と近似化する。また、これにより、体外流れと腹部内部構造の弱連成解析を行い、腹部内部構造の挙動の特徴を解析する。

更に、バイオメカニクスの解析に関わる数値シミュレーションを適用する際に、生体材料、とりわけ *in vivo* の力学的な物性値の情報不足が指摘されている^{6), 7)}。ここでは、後述の理化学研究所のデータベースに示されている物性値を基準にしてパラメータスタディを行う。

2. 解析の方法

2.1 解析の支配方程式

流れの運動を支配する方程式は、連続方程式、ナビエ - ストークス運動方程式に加え、更に乱流モデルについてはRNG- $k\epsilon$ モデルを採用した。また、壁関数は非平衡壁関数を用いた。

本研究では、非定常問題を取り扱うため、流れ解析および構造解析の両方の支配方程式に、時間項を取り入れなければならない。しかし、構造解析に使用したMSC.Marcには、非定常外部境界条件に対する柔軟性がないため、変位法を用いた。また、人体構造物の構成方程式には、線形材料を仮定した。

2.2 解析対象

流れのモデルは、株式会社ジャパンアクアテック製のリハビリ用流水歩行装置「フローミル」とした⁸⁾。一方、腹部の構造物のモデルは、人体のCT画像を基本にして、腰椎4番中心の2次元断面で解析を行った。これは、腹腔内脂肪面積が150cm²以上の高蓄積群では、腰椎4番中心の断面が内臓脂肪体積をよく反映するためである⁹⁾。

本研究で使用した人体組織の力学的物性値は、理化学研究所および静岡県工業技術研究所が開発した身体組織物性値データベース¹⁰⁾から引用した。筋肉は、図3に示すようにひずみが0.7以上になると非線形の挙動を示す。一方、脂肪は、ひずみが0.05を超えるあたりから非線形の挙動を示す(図4)。また、皮



図2 フローミル 外観⁸⁾

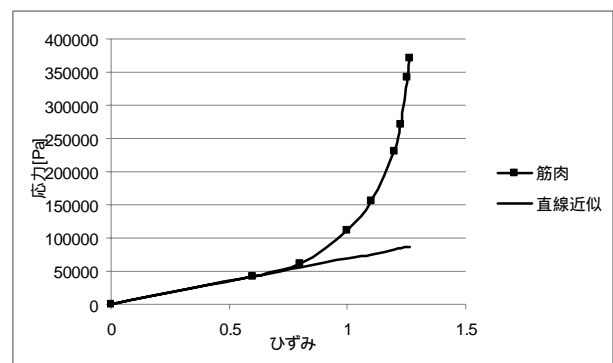


図3 筋肉(腹直筋)の応力 - ひずみ曲線

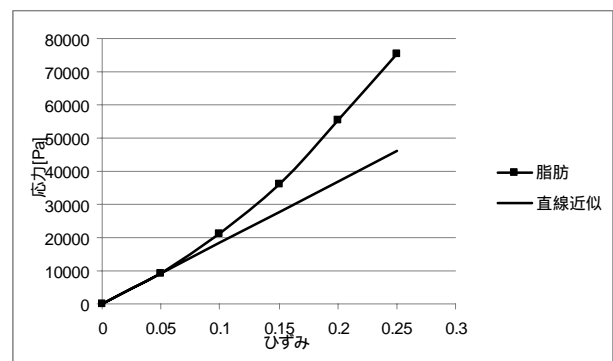


図4 脂肪(皮下脂肪)の応力 - ひずみ曲線

膚(30歳以上)のヤング率は0.85 MPaである。

2.3 数値解析モデルのメッシュ形成

解析モデルの形状は、CT(コンピュータ断層撮影)から取得したデータをもとに作成された。CTのデータはDICOM形式であるため、通常、工学分野の数値解析で使用される形状データへの変換は、図5に示すように何段階もの複雑な手順を経て実行される。また、TGridからMSC.Marcへのメッシュ出力はNastran形式で行われた。

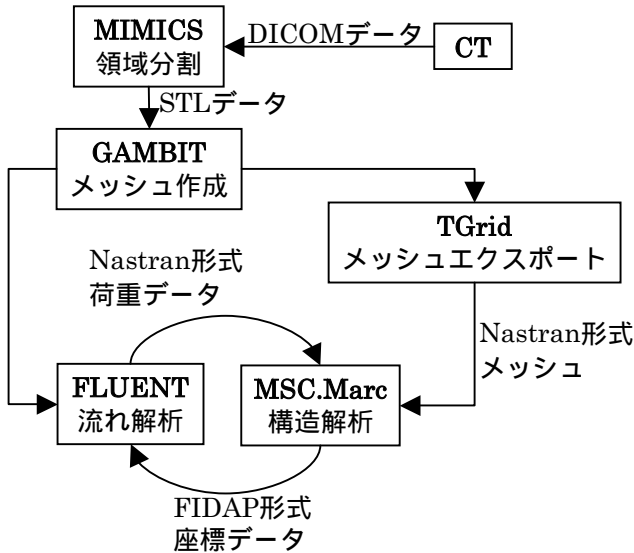


図5 解析システムにおける形状データの形式

2.3.1 流れ解析モデル 計算領域および要素分割を図6に示す。流れ場の要素数は、ダイナミックメッシュ領域(三角形要素)が29,918であり、その他の領域(四角形要素)は2,360である。また、図7に流れ解析の境界条件を示す。流体は20℃水(密度998.2 kg/m³、動粘性係数1.0064 × 10⁻⁶ m²/s)とした。

2.3.2 構造解析モデル 図8は、宮崎大学医学部の協力により撮影されたCT画像による人体の内部構造を示す。図(a)はCT画像であり、図(b)は脂肪、筋肉・内臓、皮膚の3つの組織に分けたモデリングを示す。ここでは、簡単のために筋肉と内臓を同じ組織として扱う。また、図9には、構造解析のメッシュ分割を示す。図(a)は全体メッシュ分割、図(b)は脂肪、図(c)は筋肉・内臓(以下、単に筋肉とする)、図(d)は皮膚のメッシュ分割を示す。総要素数は3,682であった。また、表1には、本解析で使用した密度、比重、ヤング率を示す。ここで、筋肉と脂肪のヤング率は直線近似のヤング率である。

生体材料を、表1のヤング率の線形材料と仮定して予備解析を行った結果、筋肉はひずみが0.7以下であったので線形材料と近似できることが分かった。一方、脂肪についてはひずみが0.05を超えてしまうため、非線形材料とする必要がある。しかしながら非線形材料モデルのオグデンモデルを用いて解析を行った場合に、応力分布が安定的に得られなかったため、ここでは構成方程式に線形関係を設定した。

生体物性値のパラメータスタディとして、はじめにデータベースの材料物性値をそのまま用いた場

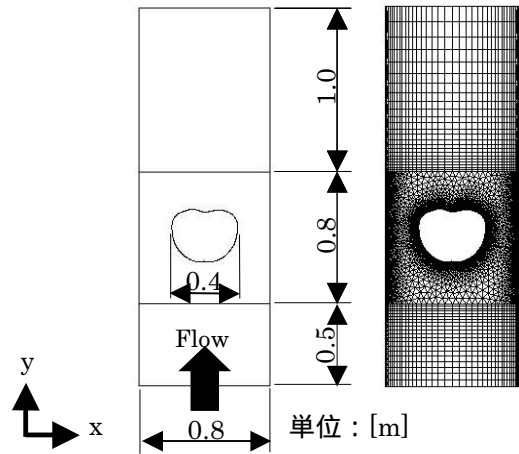


図6 流れ解析の計算領域および要素分割

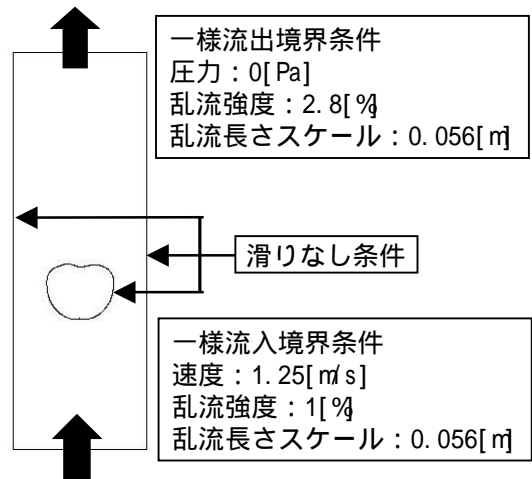
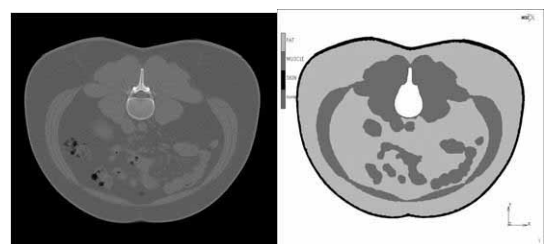


図7 流れ解析の境界条件



(a) CT画像 (b) 人体の内部構造

図8 CT画像からの体内組織のモデリング

率合を材料物性値セットAとする。次に、筋肉のヤング率をデータベース値の20倍にした場合を、材料物性値セットBとする。更に、筋肉のヤング率は20倍のまま、脂肪のヤング率を1/20にした場合を材料物性値セットCとする。また、特に変形が特徴的であった材料物性値セットCについて、詳細な弱連成解析の計算を行った。

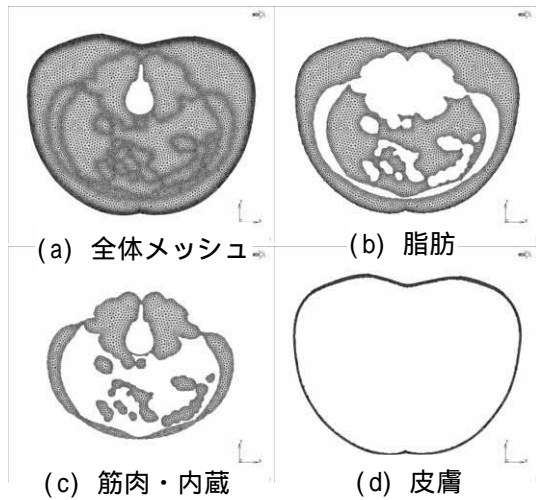


図9 構造解析用メッシュ

表1 人体組織の密度, 比重とヤング率

	密度(kg/ m ³)	比重	ヤング率(MPa)
水	998.2	1	
筋肉	1058	1.06	0.0675
脂肪	938	0.94	0.182
皮膚	938	0.94	0.85
骨			17000

3. 結果と考察

3.1 計算結果

3.1.1 弱連成解析手法の構築 図10に, 本研究の弱連成解析の手順を示す. はじめに, 変形していない初期の腹部形状周りの流れ場を, 非定常流れ場として解析する. 過渡期間の後に, 周期的な流れ場に達した段階で, その一周期を細かく分割する. 分割された各時刻において, 構造物の表面境界上の圧力およびせん断応力の分布が記録される. これらは, 図11に示すように構造物の荷重条件を与える.

次いで, この荷重条件の下で構造物の変形が解析される. ただし, Marcによる変形解析においては, 正確な非定常計算ができない. このため, 非定常翼理論で用いられる準定常の考え方⁶⁾が採用された. 即ち, 非定常効果は無視し, 各時刻においては定常とする取扱いであり, 以後, 準定常構造解析と表現する. このようにして構造物の形状が, 各時刻に対して定常計算される.

更に, 各時刻の変形された構造物の形状周りの流

れが非定常計算され, 新たに構造物境界面上の荷重が求められる. このようにして, 流れ場と構造解析の計算に関するイタレーションが進められる. ただし, 2回目以降の構造解析では, 流れ解析で得られた現在の荷重と一つ前のイタレーション時の荷重との差を構造物表面における境界条件として与える.

この流体-構造物の連成問題の簡易的な解析手法を, 弱連成解析と記すことにする.

また, 図12に, 弱連成解析におけるプログラムの実行およびデータの流れを示す. プログラムはC++言語で作成し, FLUENT内で使用されるUDF(ユーザー定義関数)として実行した. ただし, 太線の四角は, データファイル名とその形式を示す.

3.1.2 腹部周りの流れの解析 図13に, 変形していない初期の腹部形状周りの流れ中の等渦度線図

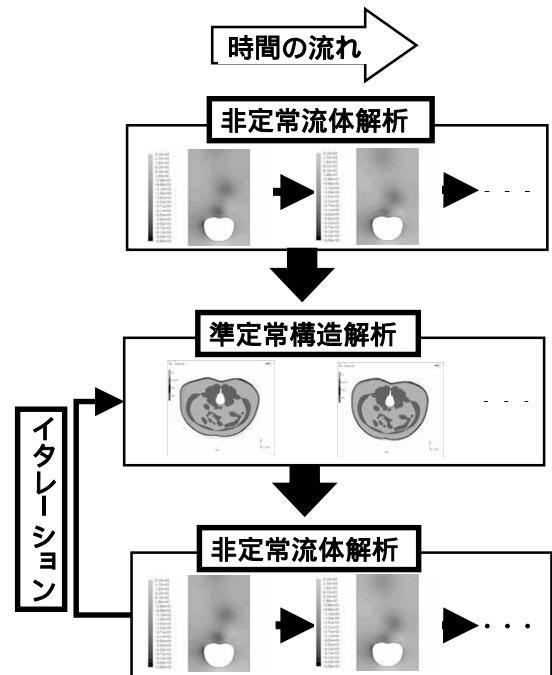


図10 弱連成解析の手順

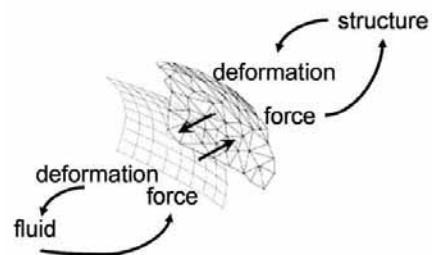


図11 流体-構造間で受け渡されるデータ⁴⁾

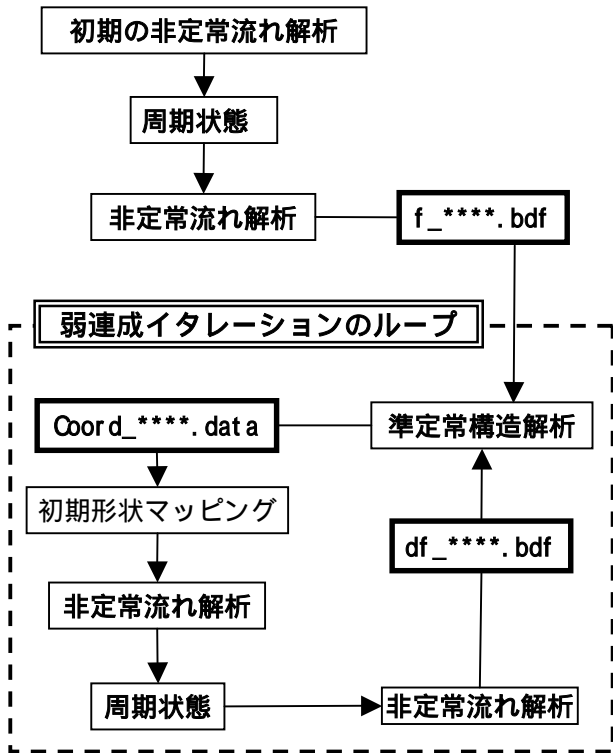


図12 プログラム実行とデータの流れ

を、時刻が 0[s] から 0.88[s] までの間を 0.11[s] 間隔で示す。カルマン渦の放出周期は 0.88[s] であり、これより時間分割は、0.01[s] とした。また、圧力の最大値は 2,120[Pa]、最小値は -5,932[Pa] であった。

3.1.3 腹部内部の構造解析 図13の初期形状の流れ解析において、最大荷重が腹部境界上にかかった時刻 ($t=0.64[s]$) の腹部構造の解析結果を図14～図16に示す。各図において、左図は変形、右図がひずみの分布である。左図の腹部の細線は、変形前の初期形状である。

図14は、材料物性値セットA（データベース値）に基づく構造解析の結果を示す。脂肪と皮膚のひずみはほぼ0であり、骨の周囲の筋肉において最大ひずみは0.27であった。また、図15に、材料物性値セットBの構造解析の結果を示す。ひずみの最大値が0.037で、全体的にひずみがかなり小さい結果となった。一方、図16には、材料物性値セットCの構造解析の結果を示す。主に脂肪のひずみが大きくなっており、ひずみの最大値は0.54であった。筋肉のひずみは0.1以下であった。

3.1.4 弱連成解析の結果 図17には、初期の腹部形状周りの流れ解析において、最大荷重がかかった時刻 ($t=0.64[s]$) における材料物性値セットCの生

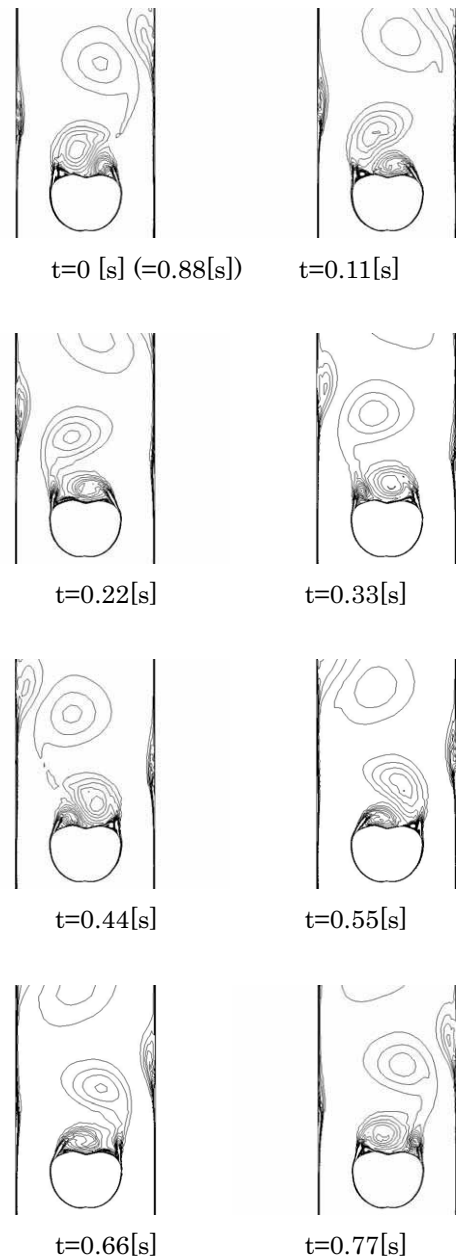


図13 腹部の初期形状周りの等渦度線図

体物性値に基づく弱連成解析結果を示す。左図は流れの圧力コンター図、右図が構造物のひずみコンター図である。計算の過程では、流れ場の周期回数が増えるたびに、腹部境界上の圧力の最大値と最小値も下がってきて、安定的周期状態が実現されていない。図17に示す3周期目における圧力として、その最大値は1,451[Pa]、最小値は-13,602[Pa]であった。特に体側面の近傍の圧力が低くなっており、腹部形状が引っ張られるように変形している。

3.2 考察

3.2.1 弱連成解析のシステムについて 流れ解析のソフトウェア FLUENT が持つ UDF 機能を用いるこ

とにより、構造解析ソルバーとの間で相互のデータ受け渡しのシステムが構築できた。しかしながら、弱連成解析を行った場合、時間の経過と共に変化する流れと構造の計算結果が、安定的な周期状態に達していない。

この原因としては、構造解析において各時刻間の応力およびひずみを引き継いでおらず、準定常の近似をなっていること、また、流れによる荷重が全て変形に使われてしまうこと等が考えられる。更に、変形前の初期の腹部形状に対する流れ場の解析から、現象の周期が固定されてしまうため、連成解析によって周期が変動する可能性を考慮できないこと等が挙げられる。

3.2.2 腹部内部構造の挙動解析について 理研のデータベースに掲載されている生体材料の物性値では、脂肪より筋肉のヤング率の方が小さくなっているため、主に筋肉がひずむ結果となった。これはデータベースの生体材料物性値が、*in vitro*の実験値であることが影響していると考えられる。本研究の解析結果から、生体材料の構成方程式として、筋肉はひずみが小さく線形材料と近似できるが、脂肪はひずみが大きい非線形として定義する必要があることが示された。

4. まとめ

数値シミュレーションにより、水流中に置かれた腹部の外部流れと内部構造の弱連成の特長を解析した。本研究で得られた主な結果を以下に示す。

- (1) FLUENTとMSC Marcのソフトウェアの機能を用いて、連成問題に適用するための簡易型のシステムを構築した。
- (2) その結果、生体材料の構成方程式に関して、筋肉

は線形材料として近似できるが、脂肪は非線形材料として定義する必要がある。

- (3) 理研のデータベースに基づく生体材料の物性値による結果では、脂肪より筋肉が主にひずむ結果となった。

参考文献

- 1) パンフレット、「流水浴」の特徴とその効果について、(株)ジャパンアクアテック。
- 2) 小倉理一、織田暢夫、酒井敏夫、流体による体表面揺れ刺激の効果について(その1)、第2回LST学会大会, pp. 219, 1968。
- 3) 大木伸浩, 春日悠, 他5名, 構造 - 流体インターフェイスツールの紹介と適用, Fluent CFD Conference 2005, 2005。
- 4) Fluent User's Guide
- 5) MSC Marc User's Guide
- 6) 田中英一, 山田宏, 計算生体力学における材料力学的解法と諸課題, バイオメカニズム学会誌, Vol. 28, No. 4, pp. 194, 2004。
- 7) N Braakman, Determination of the Passive Transverse Mechanical Properties of Skeletal Muscle under In Vivo Compression, MSc Thesis, TU/e, 2003。
- 8) パンフレット, 流水リハビリ装置 FLOWMILL, (株)ジャパンアクアテック。
- 9) 善積透, メタボリックシンドロームの診断とCT腹部脂肪分布評価の関係について, 日本放射線技術学会雑誌, 第63巻, 第3号, pp. 276, 2007。
- 10) 理化学研究所, 身体組織物性値データベース, <http://cfd-duo.riken.go.jp/cbms-mp/>
- 11) 東昭, 航空工学(), 裳華房, pp. 120, 1989。

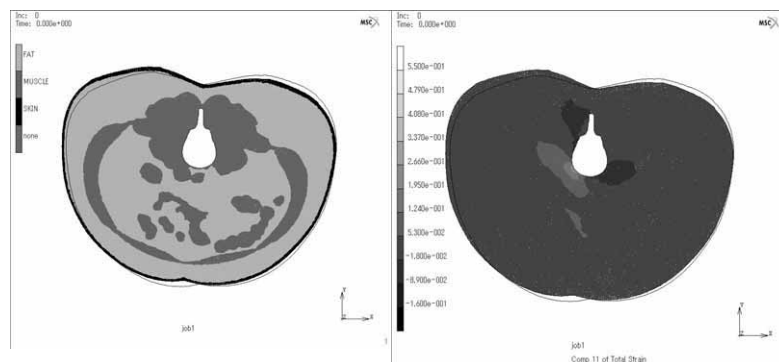


図14 材料物性値セットAの解析結果 (t=0.64[s])

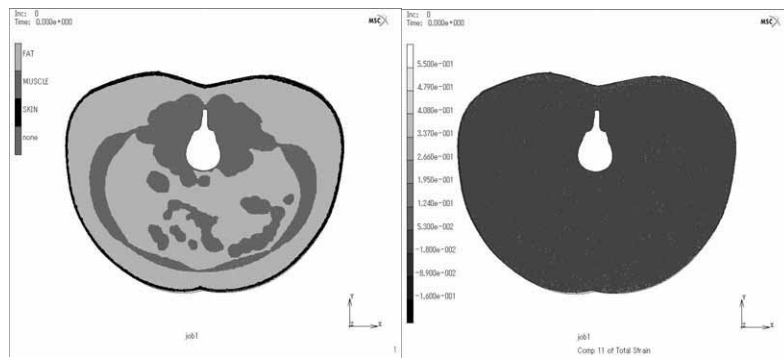


図15 材料物性値セットBの解析結果 (t=0.64[s])

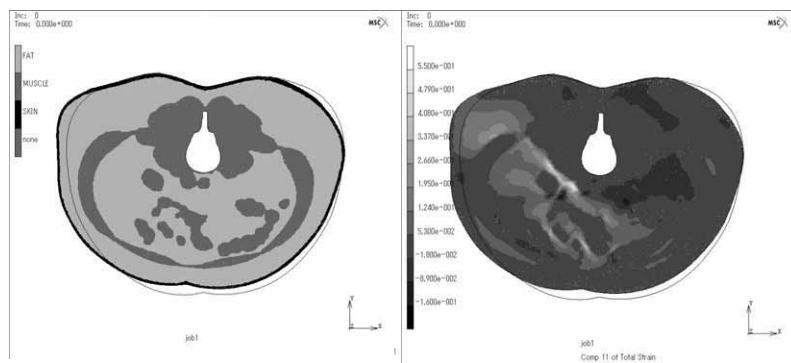
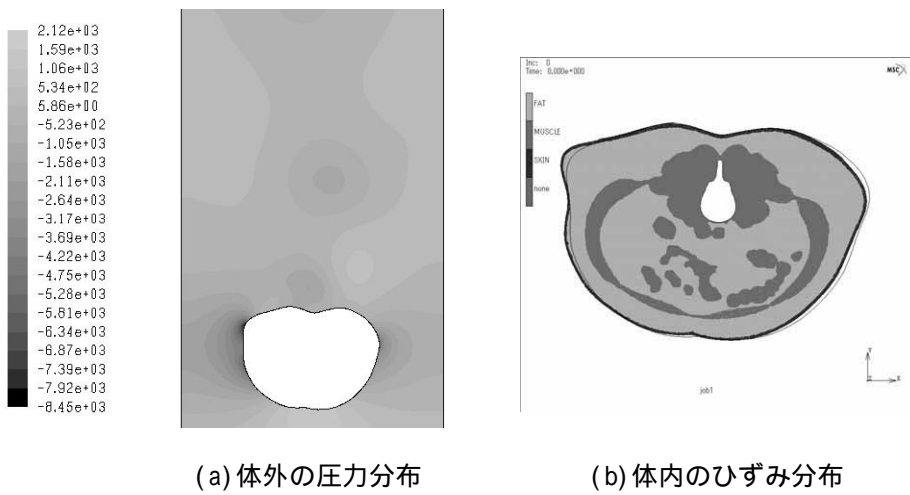


図16 材料物性値セットCの解析結果 (t=0.64[s])



(a) 体外の圧力分布

(b) 体内のひずみ分布

図17 材料物性値セットCに対する弱連成解析の結果(t=0.64[s])