

2023年6月1日(木)

会場F

OS22 バイオメカニクス、衝突安全、予防安全

**[F-08] OS22 バイオメカニクス、衝突安全、予防安全
(1)**

座長:岩井 信弘(SOLIZE株式会社)

13:15 ~ 14:15 会場F (2F 中会議室 202B)

[F-08-01] 自動車サイドシル断面の最適設計*弓削 康平¹、田村 龍太郎¹、和田 有司² (1. 成蹊大学、2. 東京工業大学)

13:15 ~ 13:30

[F-08-02] 剛性・衝突・NVHの複数性能要件を満たし質量最小化を目的とする複数材料トポロジー最適化手法
寺田 栄¹、*和田 有司²、弓削 康平³、和田 尚美¹、木崎 勇¹、橋田 光二¹ (1. マツダ株式会社、2. 東京工業大学、3. 成蹊大学)

13:30 ~ 13:45

[F-08-03] 弾性体と粘弾性体からなる構造物の振動問題に対するトポロジー最適設計*三浦 鴻太郎¹、宮川 季²、弓削 康平² (1. 弘前大学、2. 成蹊大学)

13:45 ~ 14:00

[F-08-04] CT画像に基づく代替動物大腿部有限要素モデルを用いた皮下出血の発生メカニズム解析*寺門 仙太郎¹、杉浦 隆次¹、西本 哲也¹ (1. 日本大学)

14:00 ~ 14:15

OS22 バイオメカニクス、衝突安全、予防安全

**[F-09] OS22 バイオメカニクス、衝突安全、予防安全
(2)**

座長:和田 有司(東京工業大学)

14:30 ~ 15:30 会場F (2F 中会議室 202B)

**[F-09-01] Azure Kinectを用いた人体のマーカーレス
モーションキャプチャについて***山田 貴史¹、岡田 七海¹、江見 心¹、近藤 甲斐¹ (1. 津山工業高等専門学校)

14:30 ~ 14:45

[F-09-02] 上気道内液滴付着における蒸発の影響*宮川 泰明¹、大久保 祐汰¹、城田 農¹ (1. 弘前大学)

14:45 ~ 15:00

[F-09-03] Flow-diverter Stent留置術における基礎手法の留置特性評価*大倉 慈和¹、河野 亮太¹、渡邊 大¹、藤村 宗一郎²、高尾 洋之³ (1. 芝浦工業大学、2. 東京理科大学、3. 東京慈恵会医科大学)

15:00 ~ 15:15

[F-09-04] 自己拡張型大腸ステントによる閉塞性大腸癌の拡張シミュレーション*須賀 一博¹、國井 美里¹、松田 明久² (1. 工学院大学、2. 日本医科大学)

15:15 ~ 15:30

OS22 バイオメカニクス、衝突安全、予防安全

[F-08] OS22 バイオメカニクス、衝突安全、予防安全 (1)

座長:岩井 信弘(SOLIZE株式会社)

2023年6月1日(木) 13:15 ~ 14:15 会場F (2F 中会議室 202B)

[F-08-01] 自動車サイドシル断面の最適設計

*弓削 康平¹、田村 龍太郎¹、和田 有司² (1. 成蹊大学、2. 東京工業大学)

13:15 ~ 13:30

[F-08-02] 剛性・衝突・NVHの複数性能要件を満たし質量最小化を目的とする複数材料トポロジー最適化手法

寺田 栄¹、*和田 有司²、弓削 康平³、和田 尚美¹、木崎 勇¹、橋田 光二¹ (1. マツダ株式会社、2. 東京工業大学、3. 成蹊大学)

13:30 ~ 13:45

[F-08-03] 弾性体と粘弾性体からなる構造物の振動問題に対するトポロジー最適設計

*三浦 鴻太郎¹、宮川 季²、弓削 康平² (1. 弘前大学、2. 成蹊大学)

13:45 ~ 14:00

[F-08-04] CT画像に基づく代替動物大腿部有限要素モデルを用いた皮下出血の発生メカニズム解析

*寺門 仙太郎¹、杉浦 隆次¹、西本 哲也¹ (1. 日本大学)

14:00 ~ 14:15

自動車サイドシル断面の最適設計

Topology Optimization of a Cross Section of a Vehicle Side Sill

弓削康平¹⁾, 田村龍太郎¹⁾, 和田有司²⁾

Kohei Yuge, Ryutaro Tamura and Yuji Wada

1) 成蹊大学理工学部システムデザイン学科 (〒180-8633 東京都武蔵野市吉祥寺北町3-3-1)

2) 東京工業大学 科学技術創成研究院 (〒226-8503 神奈川県横浜市緑区長津田町4259)

In this paper topology optimization of a side sill, which is a longitudinally extending in a lower portion of a vehicle was conducted for crashworthiness. The side sill was assumed to have a uniform cross section and two dimensional optimization based on the SIMP method considering elasto-plastic deformations was employed. A multi-stage approach to reduce the material was used to obtain a thin-walled structure. It was shown that multi-loading conditions are important to obtain a good design since they induce contacts between the walls in a cross section

.Key Words : Crash Analysis, Topology Optimization

1. はじめに

近年、電気自動車の普及が進み、今後世界的に電気自動車市場が急速に伸びていくと推測されている。電気自動車は板状で幅のあるバッテリーが床下に設置されていることが多いため、側面衝突の際に横バッテリーが変形や破損が起こることで、発火や故障が発生し、さらなる事故を招く危険性がある。したがって、自動車フレームにおいて横側を構成し、乗車時のステップとして使用するだけでなく、車体の捻じれや横方向からの衝突から内部を保護する乗員保護をする役割があるサイドシルを、従来製品より変形を抑え、さらに衝撃吸収に優れた形状に設計する必要がある。

2. 密度法によるトポロジー最適化

最適化には寸法最適化、形状最適化、トポロジー最適化といった種類がある。本研究では、穴の数や形状などの形態全てを設計できるトポロジー最適化を、密度法を用いて行った。

トポロジー最適化のために利用する密度法とは、設計材料の密度そのものを設計変数とする方法である。これによって最適化部材の穴の数、形状などの形態全てを操作することが可能である。密度法では部材のヤング率は式(1)に示すように部材の密度のべき乗に比例すると定義する。

$$E_i = \rho_i^p E_0 \quad (1)$$

ここで、 ρ_i は各要素の密度比($0 < \rho_i < 1$), p は修正係数, E_i は各要素のヤング率, E_0 は初期ヤング率である。

本研究では修正係数 $p=3$ として設定している。

図-1に、密度法のイメージ例として、許容最適設計領域に赤色の矢印方向に荷重条件を与え、50%の体積（体積一定を制約条件とする）で、与えられた荷重条件に対して剛性を最大化する最適化を行った結果を示す。

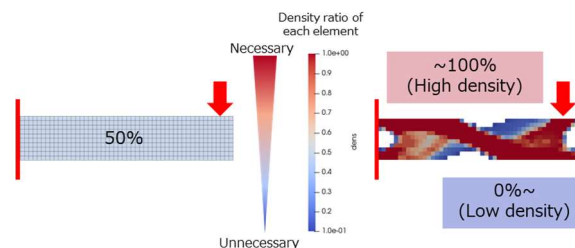


図-1 密度法イメージ

密度法では、最適設計領域内の部材を要素に区切り、要素一つ一つに密度を定義する。内部で構造の剛性に寄与する箇所は高密度に（赤色に近づく）、逆に剛性に寄与しない箇所は密度が低くなり（青色に近づく）、オレンジ色や水色の中間密度箇所はやがて消失し、剛性の高い構造物の形状が得られる。

3. ポール側突最適化モデル

本研究では、ボールにサイドシルが衝突する流れを簡素化するために、衝突モデルをX軸に関して90°回転させ、速度を持たせたボールがサイドシルモデルに衝突するように設定した。また、サイドシルが自動車の前後方向に押し出し加工されることを条件として加えた。つまり自動車の前後方向に一樣な断面のサイドシルの設計を実施した。図-2にこの条件の概略を示す。

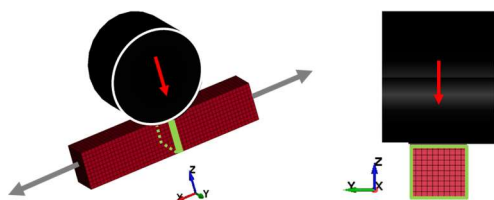


図-2 サイドシルのボール側突モデル

図-2に示される通り、サイドシルの中心部分の変位が最大となるため、中心部分を二次元Y-Z断面として切り取り解析を行った。この有限要素二次元サイドシルのボール側突モデルの寸法、要素数を図-3、表-1に示す。

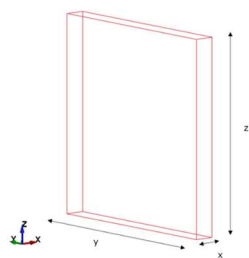


図-3 二次元サイドシルモデル

表-1 二次元サイドシル衝突モデルの寸法と要素数

	Length[mm]	Number of elements
x	10	1
y	100	100
z	100	100

ボールの速度として、国土交通省「電柱等との側面衝突を模擬した衝突試験乗員保護基準」^[1]を参考に、32[km/h]を用いた。剛体壁を32[km/h]つまり8.889[mm/ms]で、解析時間4.0[ms]間サイドシルモデルに衝突させ、35[mm]の強制変位を与えた。以上の条件から、本研究に用いた二次元サイドシルの剛体衝突モデルの基本形を図-4の通り設定した。

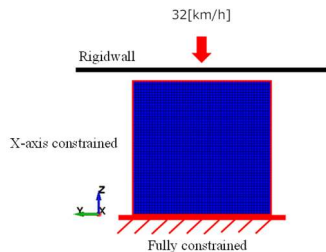


図-4 二次元サイドシル剛体衝突モデル

二次元サイドシル衝突モデルの下面は完全拘束をし、また下面より上部はX軸拘束をしてX方向に曲げを受けない構造に設定した。サイドシルの材料には7000系アルミニウム合金を用いた。物性値を表-2に示す。

表-2 アルミニウム合金 7000 系物性値

Mass Density [kg/mm ³]	Young's modules [GPa]	Poisson' ratio	Yield stress [kN/mm ²]
2.7e-6	70	0.33	0.341

最適結果の評価に関しては、トポロジー最適化によって得られた最適形状と密法によって振り分けられた各要素の密度比、衝突吸収エネルギーを視覚化するため、剛体壁がサイドシルモデルから受ける反力と、サイドシルモデル上面の-Z方向への変位を荷重変位曲線として示した。

4. 複数荷重同時衝突最適設計

(1) 多段階最適化

多段階最適化とは、例を挙げると初期密度50%をモデルに与え、その最適化で大まかな形状に導出されたモデルを、初期の材料定数を振り分けることで均質化し、更にそのモデルに初期密度50%を与え最適化をすることで、初期モデルの25%のモデルに最適化をしていく手法である。これを繰り返すことにより、初期密度が高くして安定した解析で薄肉構造に設計できるという特徴がある。一気に要素を削ると低密度帯がごっそり無くなってしまいうという問題を解決できると考え、衝突最適計算には多段階最適化を用いた。多段階最適化のイメージ図を図-5に示す。

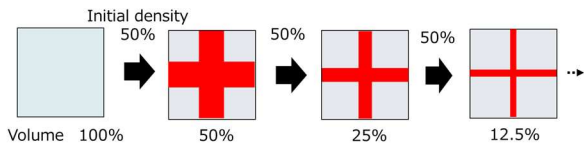


図-5 多段階最適化イメージ

(2) 最適化条件

複数荷重同時最適計算になるため、目的関数は、各荷重条件に重みづけをし、無次元和として扱う。設計変数は、密度法を用いた各要素の密度比とする。制約条件は、体積一定である。目的関数、設計変数、制約条件を表-3にまとめる。

表-3 最適化条件

Object function	Design variable	Constraints
maximize θ $\theta = \sum_{i=1}^{N_i} w_i \frac{E_i}{E_{i1}}$ w_i : Weight of each load case E_i : Total energy of each load case E_{i1} : Total energy of 1st step	$0 < \rho_i < 1$ ρ_i : Density ratio of each element	subject to $\int (\rho - \bar{\rho}) dV = 0$ $\bar{\rho}$: Initial density

衝突荷重条件としてモデル(I)とモデル(II)の2パターンを示す。まずモデル(I)は、構造として必要な要素が下面まで繋がる要素の生成を目的として、剛体壁衝突の衝突条件(1)と、サイドシルモデルと剛体壁の接触面に下向き(-Z方向)に1[N/mm]の1様分布荷重を加えた荷重条件(2)の2つの荷重条件を設定した。この2つの衝突荷重条件

を図-6に示す。

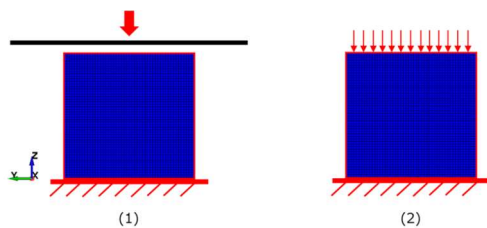


図-6 衝突荷重条件(モデル(I))

静荷重によるサイドシルモデルへの影響が、剛体壁衝突と比較して小さいため、荷重条件の重みとして、 $w_1=1.0$, $w_2=5.0$ と設定した。

また、モデル(II)は、モデル(I)の衝突荷重条件に加え、サイドシルモデル上部の左端に-Y方向に1[N]加えた荷重条件(3)、サイドシルモデル上部の右端に+Y方向に1[N]加えた荷重条件(4)の4つの荷重条件を設定した。この4つの衝突荷重条件を図-7に示す。

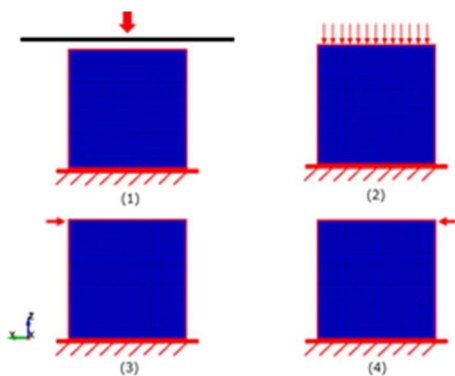


図-7 衝突荷重条件(モデル(II))

また、荷重条件の重みとして、 $w_1=1.0$, $w_2=5.0$, $w_3=5.0$, $w_4=5.0$ と設定した。

(3) 最適化結果

a) モデル(I)

図-8, 図-9に、得られた最適形状と密度分布、荷重変位曲線を示す。

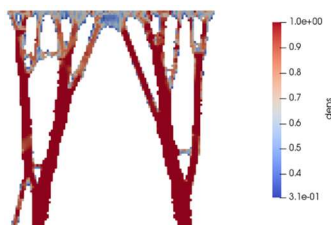


図-8 最適形状と密度分布

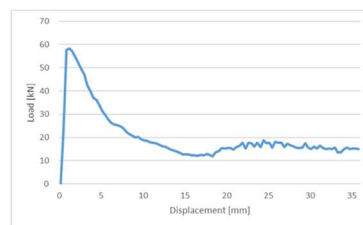


図-9 荷重変位曲線(モデル(I))

b) モデル(II)

図-10, 図-11に、得られた最適形状と密度分布、荷重変位曲線を示す。

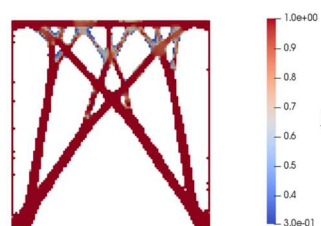


図-10 最適形状と密度分布

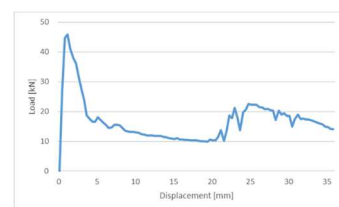


図-11 荷重変位曲線(モデル(II))

(4) 考察

モデル(I)に関して、図-8から、太い二本の柱と上部に要素が集まった箇所にZ軸に長い穴が空くことで、要素削減に成功したことが分かる。また、上面の要素は低密度に分布し強度が低いことが分かった。図-9では、足が細くなったためか、衝突初期に反力最大となりその後変位10[mm]周辺まで急激に減少するということが見られた。しかし衝突終盤の変位18[mm]から反力が若干上昇している。これは大きく空いた穴が潰れることで、要素同士の接触が引き起こされ、反発が起ることで反力が上昇したためと考えられる。

モデル(II)に関して、図-10から、サイドシルモデル全体にクロスする梁とその梁を支える小さな梁が多く発生したことが分かる。また上面は高密度に分布した。モデル左右には縦に柱構造が見られた。図-11より、衝突初期に反力最大となりその後変位4[mm]まで急激に減少しその後は緩やかに減少したことが分かる。しかし衝突中盤の変位20[mm]から反力が急激に上昇している。これは左右の柱構造と全体のクロス構造が中心に向かって潰れ、要素同士の接触が引き起こされ、反力が上昇したためと考えられる。

以上のように横からの荷重を与えることで衝突吸収エネルギーが上昇する形状の生成に成功した。

5. 非接触領域複数荷重同時衝突最適計算

(1) 非設計領域

非設計領域とは、最適化において選択した要素に密度を振り分けず初期材料のままにしておくことで、最適化を行っても要素削減されない領域である。これは機械設計において、ねじ穴や他部品との接合部分など構造として残さなければいけない領域を設定する際に有効である。

本章では、二次元サイドシルモデルの周囲に幅3[mm]の囲いを非設計領域として設けた。したがって二次元サイドシルモデルの寸法と要素数は、表-4に示すようにY方向とZ方向を106[mm]、106分割とした。

表-4 二次元サイドシル衝突モデルの寸法と要素数

	Length[mm]	Number of elements
x	10	1
y	106	106
z	106	106

(2) 最適化条件

非設計領域として二次元サイドシルモデルの周囲に幅3[mm]の囲いを設定し、Y方向の梁の生成を狙って、剛体壁衝突の衝突条件(1)、サイドシルモデル上部に一様分布荷重を加えた荷重条件(2)、サイドシルモデル上部の左端に-Y方向に1[N]加えた荷重条件(3)、サイドシルモデル上部の右端に+Y方向に1[N]加えた荷重条件(4)、サイドシルモデル中部の左端に-Y方向に1[N]加えた荷重条件(5)、サイドシルモデル中部の右端に+Y方向に1[N]加えた荷重条件(6)の6つの荷重条件を設定し、表3と同じ最適化条件で複数同時最適化した。

また、静荷重によるサイドシルモデルへの影響が、剛体壁衝突と比較して小さいため、荷重条件の重みとして、 $w_1=1.0$, $w_2=5.0$, $w_3=5.0$, $w_4=5.0$, $w_5=5.0$, $w_6=5.0$ と設定した。初期密度50%で最適化回数200回の多段階最適化を3度行った。この6つの荷重条件を図-12に示す。

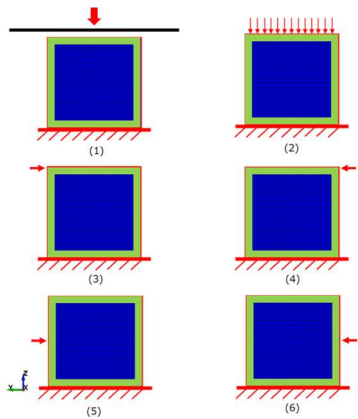


図-12 衝突荷重条件

(3) 最適化結果

図-13、図-14に、得られた最適形状と密度分布、荷重変位曲線を示す。

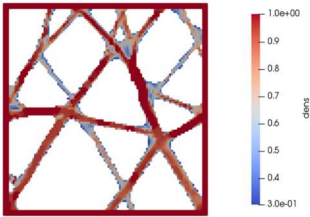


図-13 最適形状と密度分布

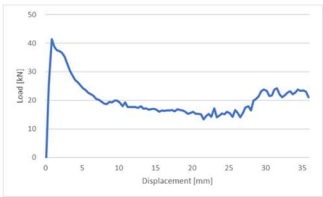


図-14 荷重変位曲線

(4) 考察

図-13から、三角形要素が多く見られる結果となった。また、中部に荷重を与えたことから、中部から下部にかけての梁構造が増加したことが分かる。図-14より、衝突初期に反力最大となりその後変位10[mm]まで緩やかに減少し、その後は一定になり、衝突終盤の変位27[mm]から反力が上昇していることが分かる。これは、斜めに発生した三角構造が潰れ、出現した梁と柱が上下左右に接触したためZ方向に強い構造になったからと考える。非設計領域を設け、複数の荷重を加えることで、設計領域内全体に要素を作り出すことに成功した。それにより、反力の発生を高めたまま、さらに反力を上昇させる構造に設計できた。

6. 結論

本研究では、サイドシル断面の二次元モデルに対して衝突吸収エネルギーが最大化するようにトポロジー最適化を行う方法について検討し、その妥当性について検証した。

サイドシルに剛体壁が衝突する際のエネルギー吸収量が最大化するようにトポロジー最適化を試み、静的な荷重に対する最適化と衝突最適化の複数目的関数に対する最適化を実施するとともに、使用材料を少しずつ減らしていく多段階最適化を行うことにより、薄板のサイドシルを設計できた。また、最適化に使用する静的荷重の数と方向を増やすことにより、サイドシル内部の壁面に接触を発生させエネルギー吸収量を上げることに成功した。

参考文献

[1] “電柱などの側面衝突の乗員保護基準の新設等について”。国土交通省ホームページ。2015.6.15。
https://www.mlit.go.jp/report/press/jidosha07_hh_000177.html

13:30 ～ 13:45 (2023年6月1日(木) 13:15 ～ 14:15 会場F)

[F-08-02] 剛性・衝突・NVHの複数性能要件を満たし質量最小化を目的と
する複数材料トポロジー最適化手法

寺田 栄¹、*和田 有司²、弓削 康平³、和田 尚美¹、木崎 勇¹、橋田 光二¹ (1. マツダ株式会社、2. 東京工業大学、3. 成蹊大学)

弾性体と粘弾性体からなる 構造物の振動問題に対するトポロジー最適設計

Topology Optimization for Frequency of a Structures Composed of
Elastic and Viscoelastic Materials

三浦鴻太郎¹⁾, 宮川季²⁾, 弓削康平³⁾

Kotaro Miura, Toshi Miyakawa and Kohei Yuge

1) 博(工) 弘前大学 大学院理工学研究科 助教

(〒036-8561 青森県弘前市文京町3, E-mail: k-miura@hirosaki-u.ac.jp)

2) 修(工) 成蹊大学 理工学研究科

(〒180-8633 東京都武蔵野市吉祥寺北町3-3-1, E-mail: dm216317@cc.seikei.ac.jp)

3) 工博 成蹊大学 理工学部 教授

(〒180-8633 東京都武蔵野市吉祥寺北町3-3-1, E-mail: yuge@st.seikei.ac.jp)

In this study, topology optimization of the frequency for two materials composed of elastic and viscoelastic parts is presented. We conducted the two-step optimization for elastic and viscoelastic materials with objective functions for minimizing dynamic compliance and maximizing dissipation energy, respectively. The two-step optimization method is demonstrated on several examples under different frequency loading conditions.

Key Words : Elastic-viscoelastic structure, Topology optimization, Frequency response problem, Complex modulus

1. 緒 言

3Dプリント技術をはじめとして生産技術の向上に伴い、力学的観点から設計の指針を提案してくれるトポロジー最適設計技術が昨今のモノづくりをする上で重要なものになってきている。機械設計をする上で共振による破壊は事故につながる可能性があり、振動問題を熟慮することが重要である。制振材料としてゴム材料などに代表される粘弾性特性を有する材料が利用される。

粘弾性体の振動問題に対するトポロジー最適化に関する研究は、Liuら[1]が均質化法を用いて粘弾性体の周期微細構造を設計対象として、固有振動数の実部と虚部の比で表されるモード減衰係数を最大化する最適化を行っている。Delgado and Hamdaoui[2]はレベルセット法を用いて、Liuらと同様にモード減衰係数を最大化する最適化を行っている。

粘弾性体の振動問題に対するトポロジー最適化に関する研究例は少なく、未だに知見は十分とは言えない。また、実際の構造物においては強度を担保する鋼材などの材料（弾性体）と制振材料（粘弾性体）を組み合わせ使用されることが一般的である。そこで本研究では、弾性体、粘弾性体の二材料を用いた振動問題に対するトポロジー最適化を行う。弾性体と粘弾性体にはそれぞれ動的コンプライアンス最小化と散逸エネルギー最大化（Takezawaら[3]）の目的関数を設定して、二段階に分けた最適化を行

い、粘弾性体の振動問題に対しての有用性を検証することを目的とする。

2. 粘弾性体に対する密度法

線形粘弾性体の応力ひずみ関係式であるBoltzmannの履歴積分は次式で表される。

$$\sigma(t) = \int_{-\infty}^t \left(k(t-\tau) \cdot \frac{\partial \varepsilon(\tau)}{\partial \tau} \right) d\tau \quad (1)$$

ここで、 $\sigma(t)$, $\varepsilon(t)$, $k(t)$ はそれぞれ、応力、ひずみの時間応答、緩和関数である。式(1)をLaplace変換して、Laplace変換変数を $s = i\omega$ とすることで次式のようになる。 i , ω はそれぞれ虚数と角周波数である。

$$\sigma^* = E(i\omega)\varepsilon^* \quad (2)$$

ここで、 σ^* と ε^* はそれぞれ応力とひずみの複素振幅であり、 $E(i\omega)$ は複素弾性率であり、粘弾性体の周期振動に対する応答を表しており、

$$E(i\omega) = i\omega * k(i\omega) \quad (3)$$

となる。式(2)は弾性体の静力学問題からのアナロジーによって、弾性体の静的問題におけるヤング率を $E(i\omega)$ に置き換えることで、粘弾性体の振動問題の解析を行うことができる。

本研究では、材料表現法としてSIMP (Solid Isotropic

Material with Penalization)法を用いる。また、アナロジーによって弾性体のヤング率を複素弾性率に置き換えることで粘弾性材料特性を次式で規定する。

$$E(i\omega) = \rho^p E_0(i\omega) \tag{4}$$

式(4)におけるペナルティ乗数 p は3を使用する。本研究では、Fig.1に示す粘弾性固体の挙動を表す最も基本的なモデルである標準線形固体モデル（三要素モデル）を使用した。このモデルは平衡状態を表すバネ要素 E_{eq} と、バネ要素 E_1 と粘性を表すダッシュポット η_1 を直列につないだMaxwellモデルを並行につなげたものである。標準線形固体モデルに対応した緩和関数は次式で表される。

$$k(t) = E_{eq} + E_1 e^{-\frac{t}{\tau_1}} \tag{5}$$

複素弾性率は次式で表される。

$$E(i\omega) = E_{eq} + \frac{E_1(\tau_1\omega)^2}{1+(\tau_1\omega)^2} + i \frac{E_1\tau_1\omega}{1+(\tau_1\omega)^2} \tag{6}$$

式(6)の実部と虚部の比を損失正接と呼び、粘弾性体の材料特性としての位相差を示している。本研究で使った標準線形固体モデルでは、特定の周波数帯域では損失正接が大きくなり、それ以外の部分では位相差がなく弾性的挙動を示す。

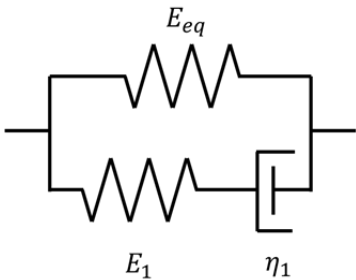


Fig.1 Standard linear solid model (three-element model).

3. 解析モデルと解析条件・最適化問題の設定

解析モデルをFig.2に示す。二次元矩形モデルの左端を完全拘束し、先端に垂直方向に周期荷重を与える。解析モデルの詳細はTable1にまとめる。弾性体、粘弾性体の材料定数はTable2に示す。粘弾性体の効果を反映させるため弾性体は鉄鋼で設計領域内の90%削減し、粘弾性体のポリマー材は80%削減するよう設定した。

有限要素法によって離散化された系の運動方程式は次式で与えられる。

$$(-\omega^2 M + K)U = F \tag{7}$$

ここで、 M, K, U および F はそれぞれ質量マトリックス、剛性マトリックス、変位振幅ベクトルおよび節点外力振幅ベクトルである。粘弾性体の場合には、剛性マトリックスが虚部を持つ複素剛性マトリックスとなる。

本研究では、弾性体と粘弾性体にそれぞれ動的コンプ

ライアンス最小化、散逸エネルギー最大化する目的関数を設定した。弾性体の目的関数は次式で表される。

$$\text{Minimize } \theta = |U(\omega) \cdot F(\omega)|^2 \tag{8}$$

粘弾性体の目的関数はTakezawaら[3]が定義した複素動的コンプライアンスを用いることで散逸エネルギーの最大化を行った。

$$\text{Maximize } \text{Im}[I_d] = \text{Im}[U^*(\omega) \cdot F(\omega)] \tag{9}$$

ここで、上付きの*は複素共役転置を表している。設計変数は各要素の密度比 ρ_i であり、制約条件は最適化後の体積 V が最適化前の体積 V_0 を超さないように次式の通りに設定した。

$$\begin{aligned} \text{Subject to } V - V_0 &\leq 0, \\ 0 < \rho_i &< 1 \end{aligned} \tag{10}$$

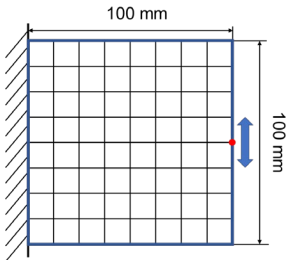


Fig.2 Simulation model for the optimization.

Table1 Details of the finite element model	
Size [mm]	100 × 100
Number of elements	40 × 40
Amplitude of load [N]	1

Table2 Material constants of the model		
	Steel (Elastic)	Polymer (Viscoelastic)
Density ratio	0.10	0.20
Young's modulus (E_{eq}) [MPa]	210×10^3	3×10^3
Young's modulus (E_1) [MPa]	/	17×10^3
Poisson's ratio		0.40
Density [g/cm ³]	7.8×10^{-9}	1.12×10^{-9}
τ_1	/	0.1

4. 最適化手順

本研究では弾性体と粘弾性体それぞれの最適化を二段階に分けて行った。二段階最適化の行程をFig.3に示す。弾性体の配置を行った後、密度比が十分に小さい値を下回った要素で占められた空隙部分を設計領域に設定して、粘弾性体の配置を行う。

最適化アルゴリズムには、OC (Optimality Criteria) 法を用いている。

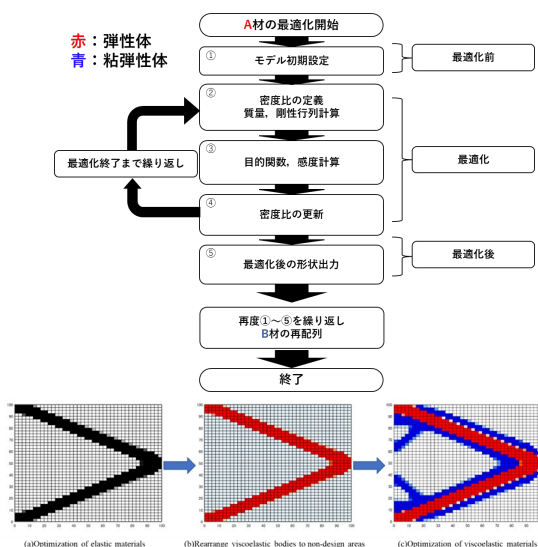


Fig.3 Procedure of two-step topology optimization.

5. 最適化結果・考察

本研究で使用した粘弾性モデルと材料特性の設定から得られる損失正接をFig.4に示す。Fig.4(a)が式(6)から計算される複素弾性率の実部 E' と虚部 E'' を示し、Fig.4(b)が損失正接を示している。0.6 Hz付近で損失正接が最大となることから、目的関数を評価する周波数を0.6 Hzとした。そのときの最適化結果をFig.5に示す。荷重の先端付近では弾性体の外側に大きく粘弾性体が配置され、反対に固定端付近では弾性体の内側に集中して粘弾性体が配置された結果となった。散逸エネルギーを最大化することにより、局所的に粘弾性体が配置されたと推測する。

Fig.4(b)より損失正接が最も高い値から半減する4 Hz、ほぼ0に等しくなる40 Hzでの最適化も同様に行い、位相差と周波数の関係について考察する。Table3に目的関数、トポロジー形状、荷重点の変位と荷重振幅の位相差 (U の虚部 / U の実部) の比較を示す。

形状に関して0.6 Hzには見られなかった固定端付近で孔が発生した。先端付近での粘弾性体の厚みが若干減ってはいるが、弾性体の外側に付着する形で粘弾性体が配置された。周波数が高くなるほど位相差と損失正接の値も下がっていることが分かる。荷重点での位相差は0.6 Hzのときに最も大きくなっていて、損失正接の影響が大きく現れていることが分かる。

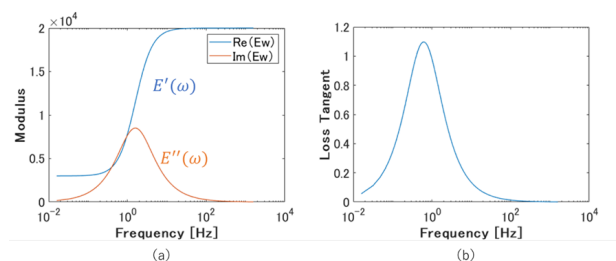


Fig.4 Loss tangent of viscoelastic model.

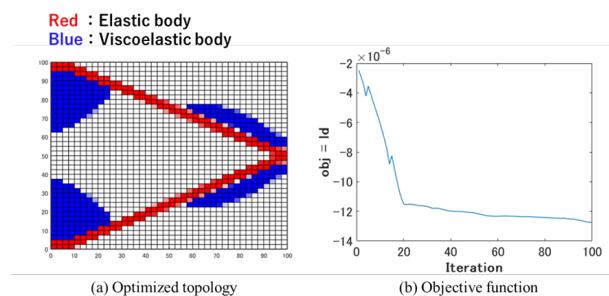


Fig.5 Optimized topology (0.6 Hz).

Table3 Comparison with the results for different frequencies load (0.6, 4 and 40 Hz)

	Objective function	Optimized topology	Phase difference
0.6 Hz			 0.73
4 Hz			 0.20
40 Hz			 0.05

6. 結 言

本研究では、弾性体と粘弾性体からなる構造物の振動問題に対するトポロジー最適設計を行った。

弾性体と粘弾性体にはそれぞれ動的コンプライアンス最小化と散逸エネルギー最大化の異なる目的関数を設定して二段階最適化を実施した。その結果、粘弾性特性としての位相差を表す損失正接が最適設計に反映され、明瞭なトポロジーを得ることに成功した。

参考文献

- [1] Liu, Q., Ruan, D. and Huang, X.: Topology optimization of viscoelastic materials on damping and frequency of macrostructures, *Comput. Methods in Appl. Mech. Eng.*, Vol.337, pp.305-323, 2018.
- [2] Delgado, G. and Hamdaoui, M.: Topology optimization of frequency dependent viscoelastic structures via a level-set method, *Appl. Math. Comput.*, Vol.347, pp.522-541, 2019.
- [3] Takezawa, A., Daifuku, M., Nakano, Y., Nakagawa, K., Yamamoto, T. and Kitamura, M.: Topology optimization of damping material for reducing resonance response based on complex dynamic compliance, *J. Sound Vib.*, Vol.365, pp.230-243, 2016.

CT画像に基づく代替動物大腿部有限要素モデルを用いた皮下出血の発生メカニズム解析

Occurrence mechanism of soft tissue bruise injury used by porcine thigh finite element model

寺門仙太郎¹⁾, 杉浦隆次²⁾, 西本哲也³⁾

Sentaro Terakado, Ryuji Sugiura and Tetsuya Nishimoto

1) 日本大学大学院 工学研究科 (〒963-8642 福島県郡山市田村町徳定字中河原1, E-mail: cese21001@g.nihon-u.ac.jp)

2) 博(工) 日本大学 工学部 教授 (〒963-8642 福島県郡山市田村町徳定字中河原1, E-mail: sugiura.ryuui@nihon-u.ac.jp)

3) 博(工) 日本大学 工学部 教授 (〒963-8642 福島県郡山市田村町徳定字中河原1, E-mail: nishimoto.tetsuya@nihon-u.ac.jp)

Limitation of mechanical inputs on human-robot interaction should be clarified for human safety. In vivo impact test assuming human-robot interaction has been conducted using live porcine and drop weight impact tester in order to obtain bruise injury criteria. As a results, bleeding was found to occur at the part of adipose tissue and muscle. In this study, 3-dimensional finite element analysis were conducted on porcine thigh finite element model based on CT images. Moreover, bruise injury mechanism was discussed by comparing analytical results with experimental results.

Key Words : Personal Care robot, Bruise Injury, Soft Tissue, Finite Element Analysis

1. 緒言

生活支援ロボットは、少子高齢化による介護人材の不足を補う手段として、介護現場等での活躍が期待されている。この生活支援ロボットの安全設計および運用のためには、ロボットがヒトに危害を加えないとする出力エネルギーの制限値を明らかにする必要がある。

Fujikawaら[1,2]およびSugiuraら[3,4]は、ヒトとロボットが接触した際に発生する皮下出血に着目し、代替動物を用いたIn vivo衝撃実験による出血耐性評価を行っている。本研究では、代替動物のCT画像に基づいて構築した有限要素モデルを用いた3次元有限要素解析を行い、皮下出血の発生メカニズムを明らかにする。

2. In vivo衝撃実験とその結果

Fujikawaら[1,2]およびSugiuraら[3,4]は、図1に示す落錘型およびMarmarou型[5]衝撃試験機を用いてIn vivo衝撃実験を行った。これらの試験機は、重錘質量 $m[\text{kg}]$ と落下高さ $h[\text{m}]$ の組み合わせにより供試体に衝撃を負荷する機構となっている。供試体には、ヒトとブタの皮下組織構造が類似しているという報告[6]に基づいてブタを選定した。衝撃負荷部位は、代替動物の前・側腹部および大腿部の2部位を選定した。この衝撃負荷部位を図2に示す。供試体に衝撃を負荷した後に、衝撃箇所を採取し、HE染色を施した。これにより、出血(血管外に漏出した赤血球)の有無の特定を行った。この染色観察例を図3に示す。出血の有無の調査の結果、出血は脂肪組織および筋肉層に好発することがわかった。また、大腿部は、腹部よりも出血発生に要するエネルギーが極めて低く、大腿部は腹部に比べて出血しやすいことが明らかになっている[3]。

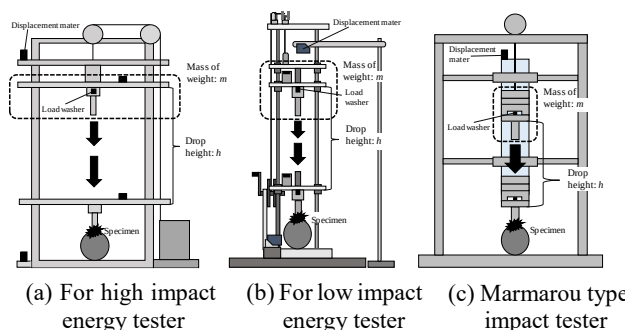
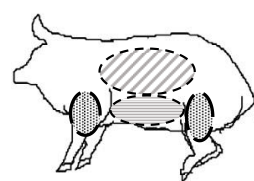


Fig.1 Schematic illustration of the drop weight impact tester



Shading: Anteroventral Oblique line: Chest Point cloud: Extremities

Fig.2 Schematic illustration of the impact area

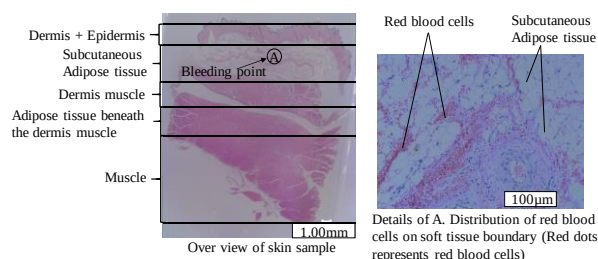


Fig.3 Observational results of hematoxylin eosin stains

この実験は、承認番号 AP15EN001-2 号および

AP19CEB001-3号として、日本大学より動物実験の了承を得ている。

3. 代替動物大腿部を対象とした有限要素解析

本研究では、腹部に比べて出血耐性値が低く、出血しやすい大腿部を対象とした3次元有限要素解析を行い、衝撃による皮下出血の発生メカニズムを明らかにする。

(1) 代替動物大腿部有限要素モデルの構築

代替動物大腿部有限要素モデルを構築するために、代替動物大腿部のCT撮影を行った。このCT撮影には、Revolution ACT (GE HealthCare, IL, USA)を用い、スライス厚さは1.25mm、画像サイズは512×512とした。このCT画像の一例を図4に示す。CT撮影によって得られた394枚のCT画像から皮膚、脂肪、筋肉、骨の3次元形状を3D-Slicer [7]を用いて抽出した。抽出した3次元形状に基づいて、メッシュをHypermesh (Altair, Troy, MI, USA)を用いて生成した。構築した代替動物大腿部有限要素モデルを図5に示す。このモデルの総節点数は281467、総要素数は1428650である。ここで、実験時の代替動物大腿部固定台を再現するために、剛体床を設置している。インパクトモデルは、実際の衝撃実験に用いたインパクトの形状を模しており、先端形状は直径25mm、先端にR2.5mmが施されている。なお、インパクトモデルと骨は軟組織と比較して十分に剛性が高いことから剛体とした。

(2) 構成則

代替動物大腿部有限要素モデルにおける皮膚、脂肪、筋肉の構成則には、Ogdenモデル[8]とProny級数を組み合わせた一般化Maxwellモデルを用いた。OgdenモデルとProny級数は式(1)、(2)でそれぞれ定義される。

$$W = \sum_{i=1}^N \frac{2\mu_i}{\alpha_i} \left(\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3 \right) \quad (1)$$

$$g(t) = g_{\infty} + \sum_{i=1}^N g_i \exp\left(-\frac{t}{\tau_i}\right) \quad (2)$$

ここで、 W はひずみエネルギー密度関数[J/m³]、 λ は主伸比[-]、 μ_i [Pa]および α_i [-]は材料定数、 g_i は緩和係数[-]、 τ_i は緩和時定数[s]である。式(1)における μ_i 、 α_i は著者らの先行研究[9]と同様のものとし、式(2)における g_i および τ_i はHiguchiら[10]の報告に基づいて決定した。皮膚・脂肪・筋肉の質量密度は 1.0×10^{-6} kg/mm³とし[11]、ポアソン比は非圧縮性を仮定して0.499と一定とした。

(3) 解析条件

解析条件は、モデル化した実部位に与えた実験条件に基づき、質量2[kg]のインパクトモデルが初速度2.89[m/s]で強制落下するものとした。なお、解析にはPAM-CRASH ver. 17.5 (ESI Group, Paris, France)を用いた。

4. 解析結果

解析より得られた荷重変位特性を実験結果と合わせて図6に示す。図6より、解析における荷重および変位は実験



Fig.4 CT image of porcine thigh

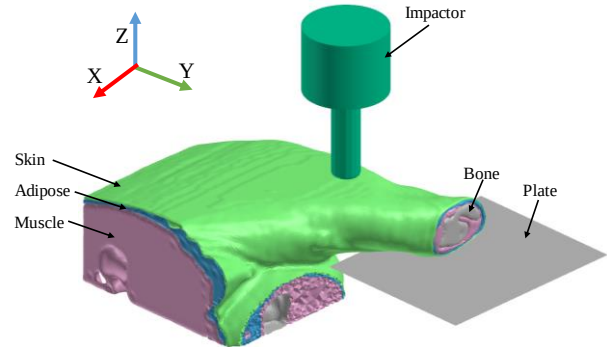


Fig.5 Porcine thigh finite element model

結果よりも高い値を示すが、本研究で構築した有限要素モデルは実験結果を概ね再現していると考えられる。

図7に示す断面位置における相当応力分布と相当ひずみ分布を図8、9にそれぞれ示す。図8は相当応力が最大値を示す時刻付近である16.8ms時の相当応力分布、図9は相当ひずみが最大値を示す時刻付近である20.2ms時の相当ひずみ分布をそれぞれ示している。図8より、高相当応力域はインパクト直下の皮膚層であることがわかった。また、図9より、高相当ひずみ域はインパクト下の筋肉層であることがわかった。

5. 考察

本解析で参照した実験結果における出血箇所は、図3に示すように脂肪組織であることを確認している。本解析結果において、高相当応力域は皮膚層であるが(図8)、皮膚層を除いた際の高相当応力域は脂肪層である。このため、高相当応力域と出血箇所は対応関係にあることが考えられる。しかし、衝撃実験において、出血が筋肉層に生じた実験結果も多数存在する。また、出血箇所と高ひずみ域の対応関係も報告されていることから[9, 10]、衝撃による皮下出血の評価において、応力とひずみで評価可能な条件範囲を明らかにする必要があると考えられる。

6. 結言

本研究では、衝撃による皮下出血の発生メカニズムを明らかにするために、代替動物のCT画像に基づいて構築した有限要素モデルを用いた3次元有限要素解析を行った。この結果、高相当応力域はインパクト直下の皮膚層であり、高相当ひずみ域はインパクト下の筋肉層であることがわかった。衝撃による皮下出血の発生箇所は脂

肪組織および筋肉層であり、皮下出血の評価において、応力とひずみで評価可能な条件範囲を明らかにする必要がある。

参考文献

- [1] Fujikawa, T. et al.: Critical Contact Pressure and Transferred Energy for Soft Tissue Injury by Blunt Impact in Human-Robot Interaction, *Proc. ICCAS 2017*, pp.867-872, 2017.
- [2] Fujikawa, T. et al.: Marmarou-type Impact Tests to Investigate Criteria for Avoiding Bruises in Extremities by Human-Robot Contact, *Proc. IEEE ISR 2021*, pp.297-300, 2021.
- [3] Sugiura, R. et al.: Soft Tissue Bruise Injury by Blunt Impact in Human-Robot Interaction - Difference of Tolerance between Chest and Extremities, *Proc. ICCAS 2019*, pp.792-797, 2019.
- [4] Sugiura, R. et al.: *In vivo* impact tests assuming human-robot contact to evaluate soft tissue bruise injury tolerance, *Mechanical Engineering Journal*, Vol.9, No.6, DOI: 10.1299/mej.22-00153, 2022.
- [5] Marmarou, A. et al.: A new model of diffuse brain injury in rats: Part I: Pathophysiology and biomechanics, *J. neurosurgery*, Vol.80, No.2, pp.291-300, 1994.
- [6] Sullivan, T. P. et al.: The pig as a model for human wound healing, *Wound repair and regeneration*, Vol.9, No.2, pp.66-76, 2001.
- [7] Gering, D. T. et al.: An integrated visualization system for surgical planning and guidance using image fusion and interventional imaging, *Proc. MICCS*, Vol.99, pp.809-819, 1999.
- [8] Ogden, R. W.: Large deformation isotropic elasticity - on the correlation of theory and experiment for incompressible rubberlike solids, *Proc. R. Soc. Lond. A*, Vol.326, pp.565-584, 1972.
- [9] 寺門, 他: *In vivo* 衝撃実験と有限要素解析による皮下出血の発生メカニズム, 日本機械学会 第33回バイオフロンティア講演会講演予稿集, 1D20, 2022.
- [10] Higuchi, Y. et al.: Development of a porcine thigh finite element model for evaluating the soft-tissue injuries caused by blunt impacts during human-robot interactions, *Proc. IEEE ISR 2021*, pp.301-305, 2021.
- [11] Sakai, S. et al.: Study on Impact Loading and Humerus Injury for Baseball, *J. Computational Science and Technology*, Vol.2, No.4, pp.609-619, 2008.

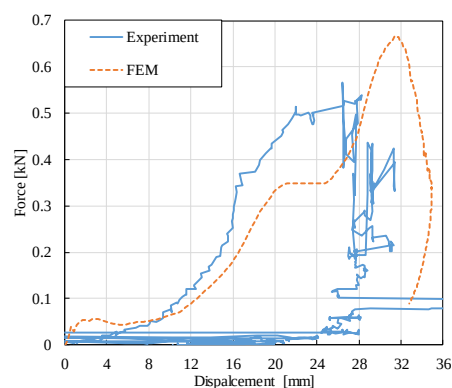


Fig.6 Force-displacement curve

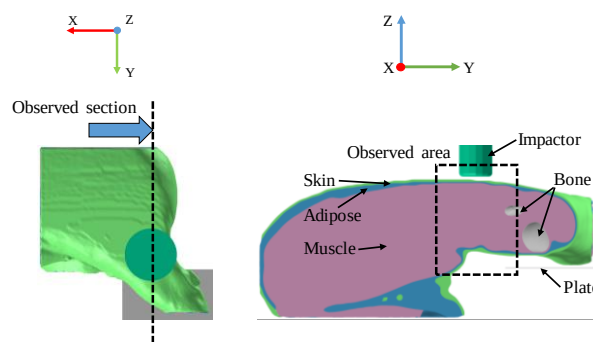


Fig.7 Observed section and area

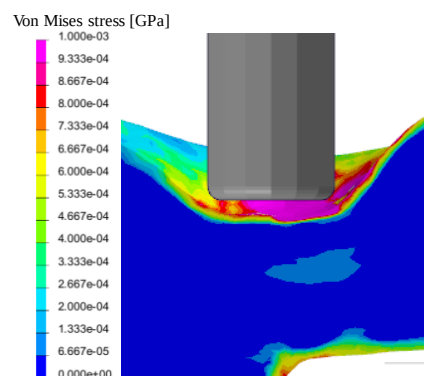


Fig.8 Contour maps of von Mises stress of porcine thigh finite element model at 16.8ms

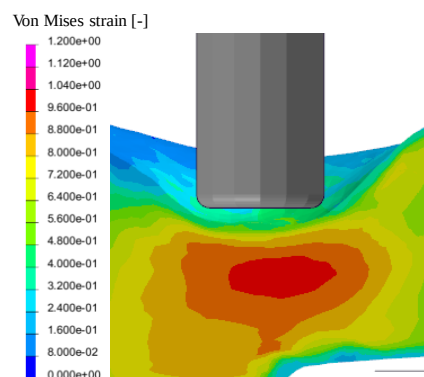


Fig.9 Contour maps von Mises strain of porcine thigh finite element model at 20.2ms

OS22 バイオメカニクス、衝突安全、予防安全

[F-09] OS22 バイオメカニクス、衝突安全、予防安全 (2)

座長:和田 有司(東京工業大学)

2023年6月1日(木) 14:30 ~ 15:30 会場F (2F 中会議室 202B)

[F-09-01] Azure Kinectを用いた人体のマーカーレスモーションキャプチャについて

*山田 貴史¹、岡田 七海¹、江見 心¹、近藤 甲斐¹ (1. 津山工業高等専門学校)

14:30 ~ 14:45

[F-09-02] 上気道内液滴付着における蒸発の影響

*宮川 泰明¹、大久保 祐汰¹、城田 農¹ (1. 弘前大学)

14:45 ~ 15:00

[F-09-03] Flow-diverter Stent留置術における基礎手法の留置特性評価

*大倉 慈和¹、河野 亮太¹、渡邊 大¹、藤村 宗一郎²、高尾 洋之³ (1. 芝浦工業大学、2. 東京理科大学、3. 東京慈恵会医科大学)

15:00 ~ 15:15

[F-09-04] 自己拡張型大腸ステントによる閉塞性大腸癌の拡張シミュレーション

*須賀 一博¹、國井 美里¹、松田 明久² (1. 工学院大学、2. 日本医科大学)

15:15 ~ 15:30

Azure Kinectを用いた人体の マーカースレスモーションキャプチャについて

Marker-less Motion Capture for Human Body
Using Azure Kinect

山田貴史¹⁾, 岡田七海²⁾, 江見心²⁾, 近藤甲斐²⁾

Takafumi Yamada, Nanami Okada, Kokoro Emi, Kai Kondo

1) 博(工) 津山工業高等専門学校 准教授 (〒708-8509 岡山県津山市沼624-1, E-mail: tkyamada@tsuyama-ct.ac.jp)

2) 津山工業高等専門学校 総合理工学科 学生

Markerless motion capture of human body was conducted using Azure Kinect. As a result, a clear difference in form between beginners and experts in track and field was observed. The 3D coordinates of each joint were also obtained for skeletal recognition, but the accuracy of this data needs to be verified before it can be used for human motion analysis.

Key Words : Kinect, Marker-less, Motion capture

1. はじめに

モーションキャプチャを行うためには、体の表面にマーカを取りつけた特別なスーツを着用し、複数のカメラでステレオ撮影する必要がある。そのため、屋外で自然な状態(体を拘束されない状態)での撮影は困難であった。

そこで、本研究では、元々ビデオゲーム機のジェスチャーコントローラーとして開発されたMicrosoft Kinectの最新版であるAzure Kinectを用いて、マーカを付けずに屋外でモーションキャプチャを行った。

Azure Kinectは、ToF方式のデプスカメラであり、高精度のデプスデータを容易に取得することが可能である。本研究では、Azure KinectとBody Tracking SDKを用いて、屋外での陸上競技時の運動の様子を計測し、上級者と初級者のフォームの違いについて検討を行うとともに、骨格認識における各関節の3次元座標も取得し、その運動解析の可能性について考える。

2. Azure Kinectについて

図1にAzure Kinectのカメラ本体を示す。最大の特徴は、ToF方式のデプスカメラであることである。ToF (Time of Flight)方式とは、撮影の際にカメラから被写体に対して、赤外線を発射し、往復に要する時間から、被写体までの距離を計測する方法のことである。

図2に実際の計測結果を示す。カメラから被写体までの距離の分布を表しており、カメラに近い方が青く、遠い方が赤く表示されている。このように、カメラと物体表面までの距離の分布が1/10 mmの精度で得られることから、この情報をモーションキャプチャに用いて、陸上競技時の運動の様子を解析しようと考えた。この方法では、体表にマーカを付ける必要がなく、またステレオ撮影を

する必要もないことから、PCとKinect 1台だけを用いて、屋外で計測することが可能である。



Fig. 1 Azure Kinect

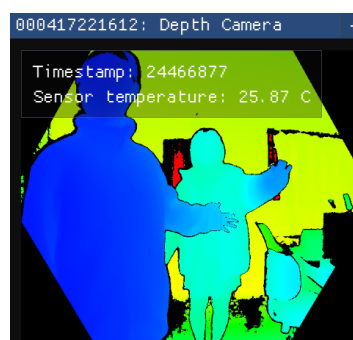


図2 Azure Kinectによる深度画像

図3は、Azure Kinect Body Tracking SDKを用いて、骨格認識を行った結果である。このSDKはKinectにより取得されたデプスデータから人間の骨格構造を検出し、それぞれの骨格の位置を推定することができる。球で表示されている関節位置は、カメラの位置を原点とする3次元座標で記録されるので、30fpsのフレームレートでしか撮影できないものの、詳細な運動の様子を解析することが可能である。また、最大で6人までの骨格を同時に認識することができるので、複数人が同時にプレーするような競

技においても計測が可能である。

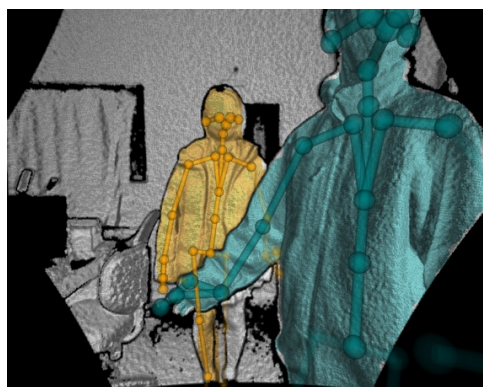


図3 Body Tracking SDKによる骨格認識結果

3. 結果と考察

図4はKinectによって撮影し、Body Tracking SDKにより骨格認識を行った際の、屋外におけるハードルジャンプ時の陸上競技初級者と上級者と初級者のフォームの違いについて比較である。上級者の方が、肘や膝の上げ方が大きいことが分かる。

図5は、KinectによるRGB画像と、Body Tracking SDKによる骨格認識を行った際に得られた、各関節の3次元座標である。1/1000 mmのオーダーまで計測が行われているが、これらの精度について、今後確認を行うことが必要である。

4. まとめ

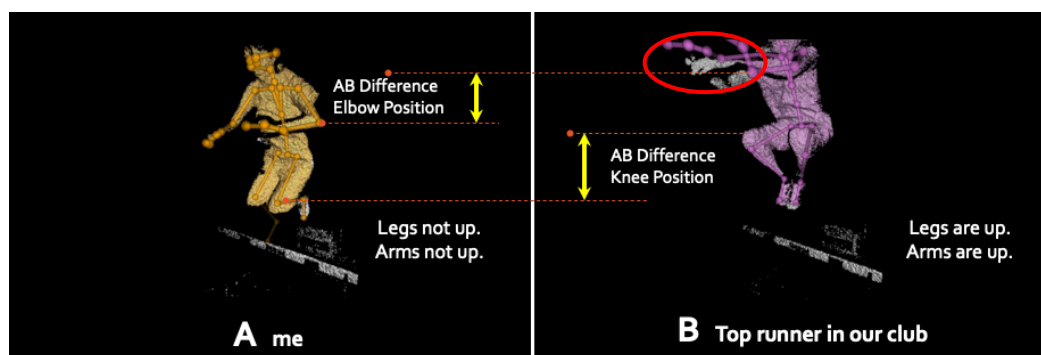
これまでに明らかになったことについて、以下にまとめる。

- ハードルジャンプについて、初級者と上級者について、肘と膝の上げ方に違いがあることが、骨格認識の結果より明らかとなった。
- 骨格認識の際の各関節の3次元座標を取得できたが、詳細な人体の運動解析のためにはその精度の確認が必要である。

謝辞: データの取得に際し、適切な助言や、ご協力をいただいた津山工業高等専門学校陸上部顧問原田寛治教授をはじめ、部員の方々に感謝申し上げます。

参考文献

- [1] V. Pterneas (2022). Mastering the Microsoft Kinect. Apress.
- [2] K. Yoshimoto and M. Shinya (2022). Use of the Azure Kinect to measure foot clearance during obstacle crossing: A validation study. PLoS ONE 17(3): e026215.
- [3] Królikowska A, Maj A, Dejne M, Prill R, Skotowska-Machaj A, Kolcz A. Wrist motion assessment using Microsoft Azure Kinect DK: A reliability study in healthy individuals [published online as ahead of print on September 22, 2022]. Adv Clin Exp Med. 2023.
- [4] J. A. Albert, V. Owolabi, A. Gebel, C. M. Brahms, U. Granacher and B. Arnrich. Evaluation of the Pose Tracking Performance of the Azure Kinect and Kinect v2 for Gait Analysis in Comparison with a Gold Standard: A Pilot Study. Sensors 20 (18) 5104.



(a) body tracking data of beginner

(b) body tracking data of expert

Fig. 5 Comparison of body tracking data between beginner and expert



(a) body tracking data of beginner

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N
1	1.41E+08	-96.8722	188.4753	582.684	-83.0904	21.73139	584.1861	-68.5603	-111.14	579.0119	-66.7325	-313.786	598.7603	-39.8
2	1.41E+08	-94.9572	189.3005	588.7639	-81.5871	25.81927	586.4088	-72.689	-105.016	587.8433	-63.1278	-304.375	591.8376	-37.6
3	1.41E+08	-79.8645	187.0623	584.2465	-72.466	24.6284	581.2413	-71.0419	-105.223	587.5966	-53.2394	-302.956	590.4512	-37.5
4	1.41E+08	-69.442	209.6874	581.6051	-62.4816	41.6754	579.6219	-60.8366	-92.6122	585.8492	-52.2781	-296.876	595.8243	-26.5
5	1.41E+08	-84.2173	188.7511	581.1096	-73.0528	26.12239	580.3602	-65.0101	-103.945	581.5702	-55.4201	-301.935	589.322	-30.1
6	1.41E+08	-85.2491	187.6029	580.5557	-73.9529	25.01956	579.5626	-65.6181	-105.005	580.1964	-54.1017	-302.91	586.2264	-29.1
7	1.41E+08	-97.214	189.1646	585.293	-80.7359	25.41038	582.2463	-69.3197	-105.687	583.2819	-49.7829	-304.941	576.7661	-26.1
8	1.41E+08	-114.342	181.5517	630.0977	-96.698	20.18091	633.1042	-85.2316	-108.881	640.8163	-66.826	-305.187	628.058	-43.3
9	1.41E+08	-116.11	179.2873	646.9667	-99.2145	17.40175	648.265	-88.2118	-112.08	655.2149	-68.5296	-308.102	634.5347	-45.0
10	1.41E+08	-114.182	169.5562	649.8658	-97.0874	12.91938	651.7719	-87.3447	-112.283	661.7507	-71.6282	-302.851	647.3049	-48.0
11	1.41E+08	-115.008	166.2058	653.1297	-100.186	9.403512	655.7874	-92.8121	-115.757	667.6003	-84.5693	-306.976	656.9368	-59.7
12	1.41E+08	-116.142	152.3519	672.7128	-102.892	1.680732	672.5987	-100.259	-118.146	688.604	-84.4052	-299.666	662.5698	-62.0
13	1.41E+08	-127.625	147.0286	673.5834	-110.07	-3.12021	678.1896	-102.363	-122.554	695.3818	-85.9514	-304.461	672.6987	-63.5
14	1.41E+08	-129.197	149.1565	677.3143	-114.058	-3.85554	682.2908	-108.497	-125.407	700.1876	-94.4548	-311.101	681.0057	-71.0

(b) body tracking data of expert

Fig. 5 Comparison of body tracking data between beginner and expert

14:45 ～ 15:00 (2023年6月1日(木) 14:30 ～ 15:30 会場F)

[F-09-02] 上気道内液滴付着における蒸発の影響

*宮川 泰明¹、大久保 祐汰¹、城田 農¹ (1. 弘前大学)

Flow-diverter Stent留置術における基礎手法の留置特性評価

Evaluation of Placement Properties of Basic Techniques in Flow-diverter Stenting

大倉慈和¹⁾, 河野亮太²⁾, 渡邊大³⁾, 藤村宗一郎^{4,5)}, 高尾洋介^{5,6,7)}

Yoshio Ohkura, Ryota Kouno, Dai Watanabe, Soichiro Fujimura and Hiroyuki Takao

- 1) 芝浦工業大学大学院 理工学研究科 (〒113-0023 埼玉県さいたま市深作307, E-mail: nb22106@shibaura-it.ac.jp)
- 2) 芝浦工業大学 システム理工学部 (〒113-0023 埼玉県さいたま市深作307)
- 3) 工博 芝浦工業大学 システム理工学部 教授 (〒113-0023 埼玉県さいたま市深作307)
- 4) 工博 東京理科大学 工学部 (〒125-8585 東京都葛飾区新宿6-3-1)
- 5) 東京慈恵会医科大学 総合研究センター 先端医療情報技術研究部 (〒105-8461 東京都港区西新橋3-25-8)
- 6) 医博 東京慈恵会医科大学 脳神経外科学講座 准教授 (〒105-8461 東京都港区西新橋3-25-8)
- 7) 東京理科大学大学院 工学研究科 (〒125-8585 東京都葛飾区新宿6-3-1)

Flow-diverter stenting is one of the cerebral aneurysm treatments. The results of the Japanese clinical trial were not good when compared with other clinical trials. The cause is thought to be the deployment technique. Therefore, we evaluate basic deployment techniques in this study. For that reason, we performed a stent placement simulation using the finite element method on a virtual blood vessel model. And then we report on the results of investigating the change in porosity.

Key Words : Flow-diverter, Flow diversion, Deployment technique, Cerebral aneurysm

1. 緒言

脳動脈瘤とは脳の血管が風船のように膨らむ脳血管障害の一つである。この治療法の1つにFlow-diverter Stent (以降、FDSと記す) と称される金属ワイヤを円筒状に編み込んだデバイスを使用し、カテーテルによって血管内から治療を行うFlow-diverter Stent留置術がある。この術式では、脳動脈瘤のネック (根本) 部分を覆うようにFDSを留置するが、効果的な治療結果を得るためには適切なサイズの選定と留置しなければならないことが報告されている。

例えば、Oishiらは海外臨床試験であるPUFS試験と同様の評価項目を設けて行った国内臨床試験の成績について調査し、完全閉塞に関係する主要評価項目において、海外に比べ国内の臨床試験成績が大幅に低い要因がFDSの過伸長であると推察している[1]。NakayamaらはCFD解析からいくつかのstrandパターンによって瘤内の血流速度およびWSS (Wall Shear Stress) が13%増加した例を確認し、脳動脈瘤の破裂について示唆している[2]。これらの問題に対し、FDSを適切に留置する手法として、Maらにより実験的および解析的方法から提案されたPush-Pull手法がある[3]。また、我々はPush-Pull手法を定量的に管理しやすくしたAccordion手法を提案しており、閉塞性向上には貢献するものの、基礎的な留置に着目した考察を深めているわけではない[4]。FDSの留置特性を解明するためには基礎手法によるFDSの留置の特性を解明する必要がある。

これらの状況を鑑み、本研究では、FEMを用いた数値解析により基礎手法の角度付仮想血管に対するFDS留置を実施し、血流抑制性の変化について評価および考察を行った結果について報告する。

2. 方法と条件

(1) 基礎留置手法

FDS留置の基礎手法として、図1に示すカテーテルの引抜きとFDSの押し出しを同時に行う方法がある。この手法は安定的にFDSを留置することが可能である。

(2) 解析条件

FEM解析にはLS-DYNAを用い、動的シミュレーションを実施する。時間の離散化にはFDSによる非線形接触が考えられるため、陽解法を使用する。陽解法では中心差分法を使用し、解析中の時間増分はLS-DYNAにより自動的に算出された時間増分の0.9倍を使用する。

(3) 留置条件

仮想血管に対して無負荷時の径が3.75mmと4.75mmのFDSを用いて基礎手法による留置を実施する。このとき、FDSの押し出し量は留置前と留置後のFDSの軸方向長さの差を利用し決定をする。

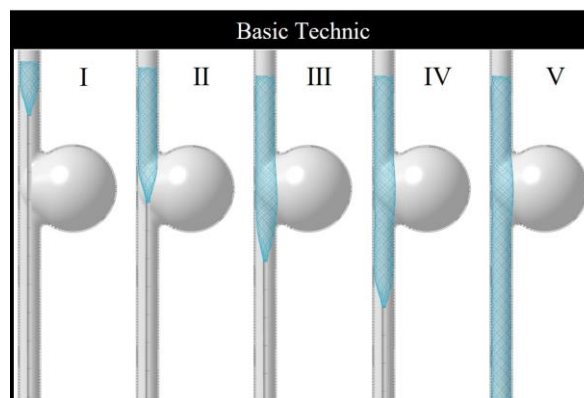


Fig.1 State of deployment by base technic.

(4) モデリング

a) 仮想血管モデル

各モデルの寸法および材料特性と物性を表1に示す。実際の内頸動脈の径を参考に角度付仮想血管を作成した。作成した仮想血管モデルの概念図を図2に示す。血管を人工的に作成したため、壁面の凹凸などの再現はされないものの、血管の角度によるFDSの変化が単純化され、留置手法と角度によるPorosityの変化がより明確になると考えられる。仮想血管は角度 α を150°とし、脳動脈瘤のネック径を10.5mm、血管内径を3.5mmと設定した。一点積分のsolid要素によってモデル化している。

b) Flow-diverter Stentモデル

本研究では36本のCo-Ni合金ワイヤと12本のPt-W合金ワイヤを編み込んだbraided型のFDSをモデル化している。そのため、編み込み工程が発生するが、strandを関数化し取り扱うことで編み込みの工程を省略している。これにより、関数からメッシングを行い、Hughes-Liuのbeam要素によってモデル化している。

c) カテーテルモデル

本研究ではカテーテルで使用されるガイドワイヤに関しては省略し、カテーテルの挿入は強制変位を用いている。そのため、カテーテルは完全積分のshell要素で作成した。

(5) 評価方法

脳動脈瘤のネック部に被るstrandの面積と血流抑制効果には相関性があるとされている[3]。これより、本研究ではFDSの疎密についての評価を式1に表すPorosityで評価する。Porosityとは単位面積あたりの隙間率を指し、金属被覆率との和が100%となる。すなわち、Porosityが低い

ほど金属被覆率が上昇し、脳動脈瘤へ流れ込む血流の流入抑制につながる。

計測方法は、解析後のデータからFDSのみを取り出し背景を白、FDSを黒に2値化させ、2次元表示を行う。これを画像として出力し測定範囲の面積比から割合を算出する方法で計測を実施した。

$$Porosity = \frac{Non\ Metal\ Coverage\ in\ the\ Area}{Small\ Area\ of\ Stent} \times 100$$

(1)

3. 結果

解析結果と計測したPorosityと金属被覆率の区間平均値を図4に示す。結果からFDSが展開されていることが確認できる。また、3.75mmに比べ、4.75mmは表示径時の軸方向長さは等しいものの、留置後の軸方向の長さが等しいわけではないことが確認できる。詳細な部分では、strandにより構成されるひし形の長手方向に関して、3.75mmではA、Bどちらも軸方向に比べ、円周方向に長いのに対して、4.75mmではCにおいて正方形に近い形状をしており、Dでは、円周方向に比べ、軸方向に長いことが分かる。次にPorosityに関しては、3.75mmではAが75.9%、Bが74.4%に対して、4.75mmではCが81.3%、Dが82.1%であった。3.75mmと4.75mmのPorosityの比較では総じて3.75mmのFDSのPorosityが低いことが確認された。また、3.75mmのAとBの比較ではネック部のPorosityが高いのに対し、4.75mmのCとDの比較ではDの区間が高いことが確認され、Porosityの低下に矛盾が見られた。

Table 1 Physical properties of the model.

	Stent (36 strands) 3.5 x 35 / 4.5 x 35	Stent (12 strands) 3.5 x 35 / 4.5 x 35	Catheter	Blood-vessel
Material model [·]	Elastic	Elastic	Elastic	Rigid
Number of elements [elements]	9504 / 3168	10116 / 3372	22400	36493
Density [kg/m ³]	8250	21340	7000	-
Young's modulus [Pa]	2.3 x 10 ¹¹	2.3 x 10 ¹¹	3.0 x 10 ⁹	-
Poisson's ratio [·]	0.30	0.40	0.49	-

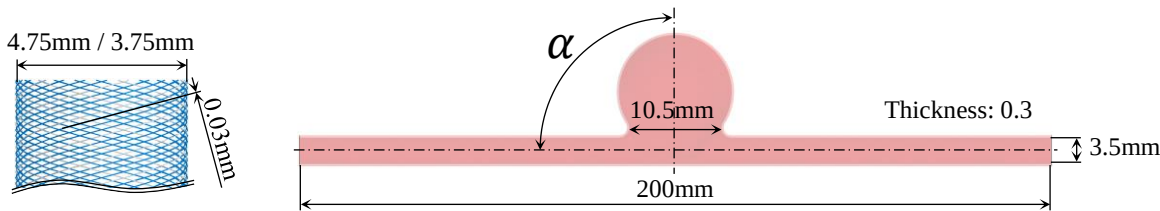


Fig.2 Model dimensions (left: FDS, right: virtual blood vessel).

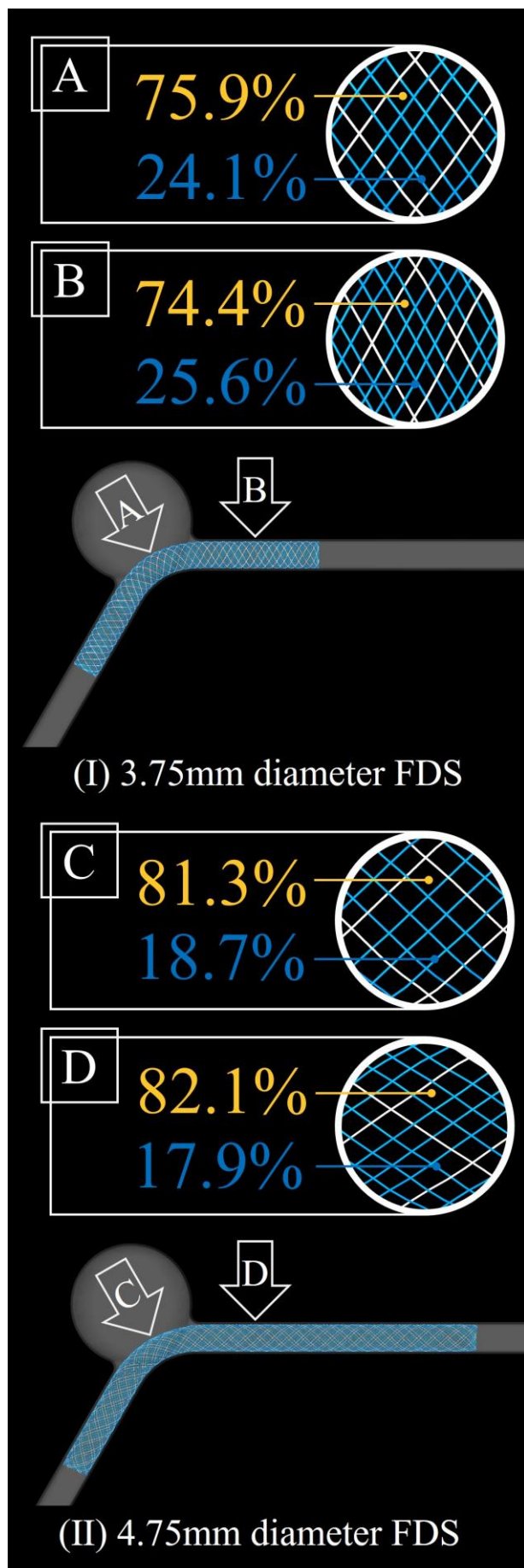


Fig.3 Analysis results and PMS (Porosity Measurement System) measurement results.

4. 考察

展開後の形状から、仮想血管のためFDSの押出し量を予測できたことにより、脳動脈瘤のネック部に対して基礎手法による留置ができていいると考えられる。また、FDSの軸方向長さはstrandの長さに依存しており、編み込まれている構造により、同じ血管径に対して留置したとき差が発生したと言える。Strandが構成するひし形の方角に関しては、Shapiroらの直線円管を用いたin vitro研究でも同様の傾向が見られたことから本研究の解析がin vitro実験を再現できていることが分かる[5]。この理由として、軸方向の長さでも述べているように、strandが編み込まれることで座屈せずに軸方向へ伸縮することができていると考えられ、Cではstrandによるひし形の剛性が高い状態で角に接触することにより、親血管より脳動脈瘤側への展開量が減少し、Porosityが低下したと示唆される。

5. 結言

本研究ではFEM解析を用いて基礎手法によるFDSの留置シミュレーションを実施した。

結果から、FDS径の選択により、増加することが確認されていたPorosityの減少が確認された。これは、strand角度による剛性の違いによるものであり、血管に強く接触することによる効果であると考えられる。

今後、血流方向に対するひし形の向きへの影響を検討していくとともに、FDSの編み込みにより剛性が高まる問題として血管への密着性が悪くなることが考えられる。そのため、有限要素法による血流解析によりFDS周りの詳細な検証が必要である。

参考文献

- [1] Hidenori Oishi, et al.: Report of Flow Diverter Clinical Trials in Japan, Int J. of Neuroendovascular Therapy, Vol. 11, pp.214-132, 2017.
- [2] Toshio Nakayama and Makoto Ohta, Several stent struts increase blood flow speed in cerebral aneurysm, The 5th International Stent Symposium, p.27, 2008.
- [3] D. Ma et al. : Enhanced Aneurysmal Flow Diversion Using a Dynamic Push-Pull Technique: An Experimental and Modeling Study, AJNR Am J Neuroradiol, pp.1-7, 2014.
- [4] 大倉 慈和, 他: Flow-diverter Stent 留置術における in silico実験を用いたAccordion留置手法の検討, 日本機械学会 バイオフロンティア講演論文集, 2022.
- [5] M. Shapiro, et al.: Variable Porosity of the Pipeline Embolization Device in Straight and Curved Vessels: A Guide for Optimal Deployment Strategy, American Journal of Neuroradiology, pp.727-733,2014.

15:15 ～ 15:30 (2023年6月1日(木) 14:30 ～ 15:30 会場F)

[F-09-04] 自己拡張型大腸ステントによる閉塞性大腸癌の拡張シミュレーション

*須賀 一博¹、國井 美里¹、松田 明久² (1. 工学院大学、2. 日本医科大学)