

The availability of three-dimensional finite
element model analysis of brachial plexus injury

(3次元有限要素法を用いた
腕神経叢損傷モデルの有用性)

氏名 三原 惇史

所属 山口大学大学院医学系研究科

医学専攻 整形外科分野

令和2年 5月

目次

1. 要旨	1
2. 研究の背景	2
3. 目的	4
4. 方法	5
(1) 3D-FEM モデル作成	5
(2) 解析条件	7
5. 結果	10
6. 考察	13
7. 結語	19
8. 謝辞	19
9. 参考文献	20

【要旨】

腕神経叢損傷は重篤な障害や後遺症を残すことが多い。我々は有限要素法を用いて脊椎や脊髄の3次元モデルを作成し病態解析を行ってきたが、脊椎、神経根、腕神経叢を一体とした有限要素法3次元モデルの報告はない。今回、腕神経叢モデルを作成し腕神経叢損傷の病態解析を行ったので報告する。

有限要素法を用いて脊椎、硬膜、神経根、腕神経叢、肋骨、肋軟骨、肩甲骨、鎖骨、上腕骨からなる3次元モデルを作成した。モデル作成ソフトはSynopsys社のSimpleware ScanIPを用いた。骨モデルはVisible Human Project (U.S. National Library of Medicine)のCT、MRI画像を基に、硬膜、腕神経叢モデルは解剖書などを参考にして作成した。臨床報告されている腕神経叢損傷の受傷機転を基に、JSOL社のLS-DYNAを用いて、頸部の後屈、頸部の側屈、頸部の回旋、上肢外転の4通りの挙動をモデルに加えた。それぞれの挙動に対して腕神経叢に加わるひずみを解析した。

頸部の後屈と側屈の際は、C5神経根と上神経幹にひずみが集中した。頸部の回旋では腕神経叢におけるひずみの集中は認められなかった。上肢の外転ではC7、C8神経根と下神経幹、中神経幹にひずみが集中した。

臨床的に腕神経叢損傷は上位型、下位型、全型の3通りに分類される。上位型は、強制的に頸部と上肢が反対方向に引き伸ばされると発生し、下位型は

上肢を強制的に挙上あるいは外転させると発生するとされる。全型はいずれの受傷機転でも発生することがあり、加わる力が強いほど発生しやすいとされる。今回の解析では頸部の後屈と側屈でひずみの集中は上位型損傷のパターンを示し、上腕の外転で下位型損傷のパターンを示した。本モデルは受傷機転と損傷型について臨床的な報告と一致していた。今後このモデルは様々な病態生理の解析の一助となり得る。

【研究の背景】

腕神経叢とは第 5 頸神経から第 8 頸神経 (C5-C8) と第 1 胸神経 (Th1) から構成される神経叢である。各神経がお互いに複雑に交差しながら、前斜角筋と中斜角筋の間を走行し、鎖骨、烏口突起の下方を通り、上肢へ向かう各末梢神経へと分枝する。腕神経叢は上肢の運動、感覚のほぼすべてを司っており、重症の腕神経叢損傷では片側上肢の完全麻痺など重度かつ永続的な身体障害を引き起こす危険性がある。腕神経叢損傷はラグビー、アメリカンフットボールなどのコンタクトスポーツ、交通事故、転落・墜落などの高エネルギー外傷で起こり得る。その受傷機転より好発年齢は 20 から 30 歳代の男性に多いとされており、重症腕神経叢損傷による患者の身体障害、心理的苦痛、社会経済的困難は計り知れない¹⁾。そのため、上肢機能の回復を目的とした様々な治療法が報告されてきた。具体的には筋腱移行術や副神経移植術などの治療法が一定の治療効果を示して

きたが、いずれの治療法においても完全な回復は困難と言わざるを得ない²。このように、しばしば重度な身体障害につながる損傷であるが故に、腕神経叢損傷はその予防が重要と考えられる。臨床的に腕神経叢損傷はその受傷機転により損傷部位が異なると報告されており、バイオメカニクスを用いた損傷メカニズムの解明は、腕神経叢損傷の予防方法を検討するうえで重要な知見になると考えられる。

バイオメカニクスとは生体力学の事であり、力学をもとに、生体の構造や機能、疾患や障害の病態を明らかにする学問である。身体の運動や動作の解析を行うことでスポーツやリハビリテーションの分野に用いられ、パフォーマンスの向上や障害発生の予防に役立てられている。循環器の領域では流体力学を用いて心臓や血管の中の血液の流れを解析することが行われている。整形外科の領域では主に運動器疾患や外傷の病態解析が行われ、病態の理解を深めることや、治療法の開発、生体工学との組み合わせで医療機器の開発にバイオメカニクスは取り入れられている。そのバイオメカニクスの分野で病態の解析を行う手段として、有限要素法（Finite element method ; FEM）がある。FEMはもともと工学分野で広く用いられており、機械や製品、またその部品に加わる応力や変形を求めるために考案された手法で、航空機や自動車の開発に用いられ、医学領域でも人工関節の開発に用いられてきた。近年、徐々に病態解析にも用いられる

ようになってきている。

FEM の理論について説明する。ある物質にかかる応力や変形を求めるためには、単純な形状の物であれば、材料力学に基づいた構造計算が行われるが、複雑な形状や構造を持つ物に適用するには計算が困難となってしまう。**FEM** は複雑な形状や構造を持つ構造体を、単純な形状の集合体となるまで分割し、全体で見れば高度な計算を、単純な形状に対して単純な計算を積み重ねることで、構造体全体の応力や変形を求める手法である。このように、ある構造体を複数の有限個の要素に分割するため、本手法は有限要素法と呼ばれ、各有限要素はメッシュと呼ばれる。3次元の構造体に **FEM** を用いる手法が 3次元有限要素法 (**3D-FEM**) であり、莫大な量の単純計算を繰り返すため、コンピュータを活用したシミュレーションソフトを用いて行われる。この **3D-FEM** の手法を、形状が複雑なヒトの体に用いることで、外力や変形が加わることで発生する様々な病態の解析に応用することが可能である。

【目的】

これまで **3D-FEM** を用いてバイオメカニクスのアプローチで腕神経叢損傷の損傷メカニズムを検討した研究は報告されていない。また、骨格や脊髄は各々、別々のモデルとして、様々な病態解明の研究として報告されているが³⁻⁵、脊椎などの骨格と脊髄や神経などの軟部組織が一つの複合 **3D-FEM** モデルとし

て報告された研究もない。本研究の第一の目的は脊椎、硬膜、神経根、腕神経叢、胸郭、上腕を一つの複合 3D-FEM モデルとして作成することである。第二の目的は、作成した 3D-FEM モデルの有用性を評価する目的に、臨床的に報告されている腕神経叢損傷の受傷機転の挙動をモデルに加え、その損傷パターンを解析し、モデルの結果と臨床報告が相関するかを評価することである。有用性が評価されることで、この 3D-FEM モデルは様々な病態解析に応用できる可能性を持つ。

【方法】

(3D-FEM モデル作成)

3D-FEM モデルは成人男性の CT、MRI を基に作成を行った。画像は Visible Human Project (U.S. National Library of Medicine, Bethesda, MD, USA) のものを用いた。これは、米国国立医学図書館が人体構造についてより良い知識を得ることを目的に制作した人体解剖画像であり、冷凍保存された成人男性、女性の体より得られた CT 画像、MRI 画像のデータセットが、研究目的に限り一般公開されている。モデル作成のためのソフトは Simpleware Scan IP (Synopsis, Mountain View, CA, USA) を用いた。

骨格モデルとして、第 2 頸椎から第 2 胸椎までの椎体、椎間板、第 1、2 肋骨と肋軟骨、胸骨、肩甲骨、鎖骨、上腕骨を CT、MRI 画像より作成した。

Simpleware Scan IP にて自動生成された 3D モデルから、自動生成では作成できなかった細かい部分を手作りで埋めていき、逆に過剰に作成された部分は削除していった。肋骨、肋軟骨、胸骨を胸郭として作成した理由は、モデルの作成の過程において、脊椎の運動特性が胸郭の有無によって変化することが分かったためである。最終的に完成したモデルで脊椎に強制角変位を加え、その挙動を解析する予定であったため、より現実に近い形で作成した。肩甲骨、鎖骨、上腕骨まで作成したのは、上肢の挙動も解析する予定であったためである。

脊柱管内の硬膜と各神経根の基部は MRI 画像より作成したが、下流の腕神経叢、末梢神経は画像からの生成が困難であった。そのため、C5 から Th1 の神経根を延長する形で、腕神経叢の解剖に準じて、手作業で神経根から神経幹までの範囲を詳細に作成し、腕神経叢を再現した。神経幹より先は末梢神経として上腕まで延長した。腕神経叢損傷の大半が神経根から神経幹までの領域で発生すると報告されているため⁶、この領域を正確にモデル化した。上腕まで延長された末梢神経は、上腕近位 1/3 のレベルで、筋肉を模した、上腕骨に固定された剛体板に固定された。硬膜は C2 レベルで脊椎に固定された。出来上がった 3 次元形状モデルは Simpleware Scan IP を用いて対称的にメッシュ作成が行われた。要素は 1 点積分四面体要素、総節点数 82,011、総要素数 285,694 となった (図 1)。

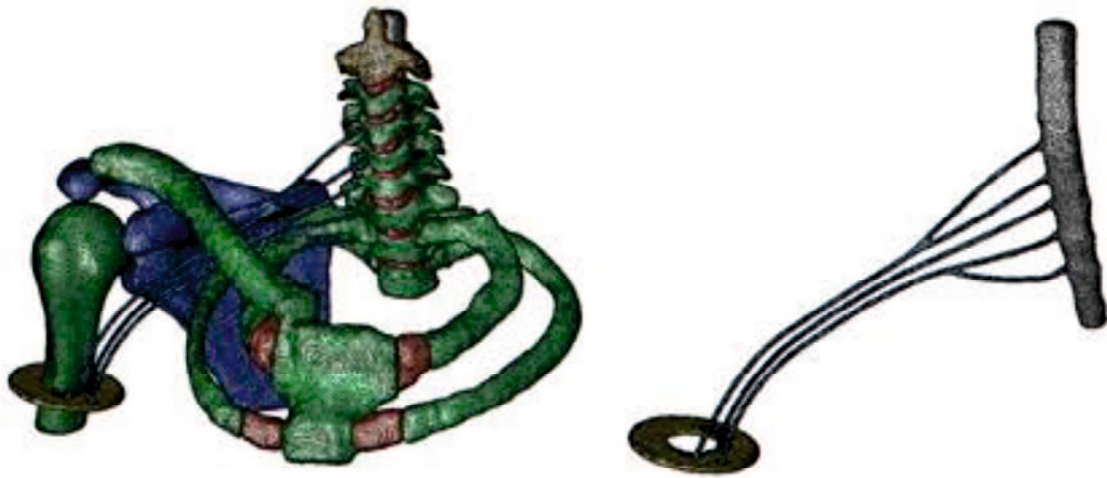


図 1 : 複合 3D-FEM モデル。頸椎、硬膜、腕神経叢、胸郭、上腕を作成した。腕神経叢は C5-Th1 の神経根を延長し、鎖骨上領域の神経幹までの領域を詳細に作成した。

完成した 3D-FEM モデルに対し、境界条件を Jvision (JSOL, Tokyo, Japan) を用いて設定した。本モデルの各コンポーネントの物性値（ヤング率、ポアソン比）は過去の文献より求められた値を参考に設定した（表 1）^{3,7,8,9}。

著者、年	コンポーネント	ヤング率	ポアソン比	参考文献
Imajoら、2009	骨	10,000	0.3	3
Imajoら、2009	椎間板	3.4	0.4	3
Nishidaら、2015	神経根、腕神経叢	2	0.4	7
Pal、2014	肋軟骨	10	0.4	8
Tencerら、1985	硬膜	129	0.4	9

表 1 : 各コンポーネントの物性値。

(解析条件)

解析には LS-DYNA (JSOL, Tokyo, Japan)を用いた。解析条件として、臨床的に報告されている腕神経叢損傷の受傷機転^{10,11}を参考に4通りの挙動の条件を設定した。解析条件1は頸椎の後屈、解析条件2は頸椎の側屈、解析条件3は頸椎の回旋、解析条件4は上腕の外転とした。それぞれの挙動において、硬膜、神経根、腕神経叢に加わるひずみを測定し、どの条件でどの領域に最も負荷がかかり、損傷を受けやすいか解析した。

解析条件1から3は、それぞれ、後屈、側屈、回旋方向への強制角変位を第2頸椎上部に加えることで頸椎の挙動を再現した。側屈と回旋は解析する腕神経叢と反対方向へ変位させた。この際、第2胸椎の下部、硬膜の下面、上腕骨の剛体板を完全拘束とした上で解析を行った。これらの部位を完全拘束で行った理由は、第2頸椎上部に強制角変位を加えた際に、モデル全体が挙動してしまふのを防ぐためであり、頸椎がそれぞれの挙動を現実世界に則した動きとなるようにするためである。解析条件1-3において、加えられた強制角変位はそれぞれ、Whiteらの文献から得られた、各方向への頸椎の可動域の最大値を参考に決定した¹²。解析条件1は後屈 33° 、解析条件2は側屈 23.5° 、解析条件3は回旋 25.5° とした。現実世界において、頸椎の動きでは胸椎は胸郭によって固定されているため動きはない。したがって、強制角変位の回転中心は解析条件1-3いずれにおいても第7頸椎の底部と定義した(図2)。

解析条件 4 では脊椎、肋骨、鎖骨、肩甲骨、硬膜の下面を完全拘束と設定し、上腕に外転 30° の強制角変位を加えた。加えた強制角変位を 30° とした理由は、Inman らが上腕外転 30° 以上から肩甲骨の上方回旋が継続して起こると報告していることから¹³、肩甲骨を完全拘束としているこの解析においては、肩甲骨が上方回旋する前までの角度としたためである。この解析条件の強制角変位の回転中心は肩甲上腕関節の中心とした(図 2)。

各解析条件において加えられた力の速度(V)は 10km/hr と決定した。力を加えた作用点から回転中心までの距離(r)を用いて、角速度(ω)は $V=r\omega$ の計算式より求められ、解析条件に設定した。

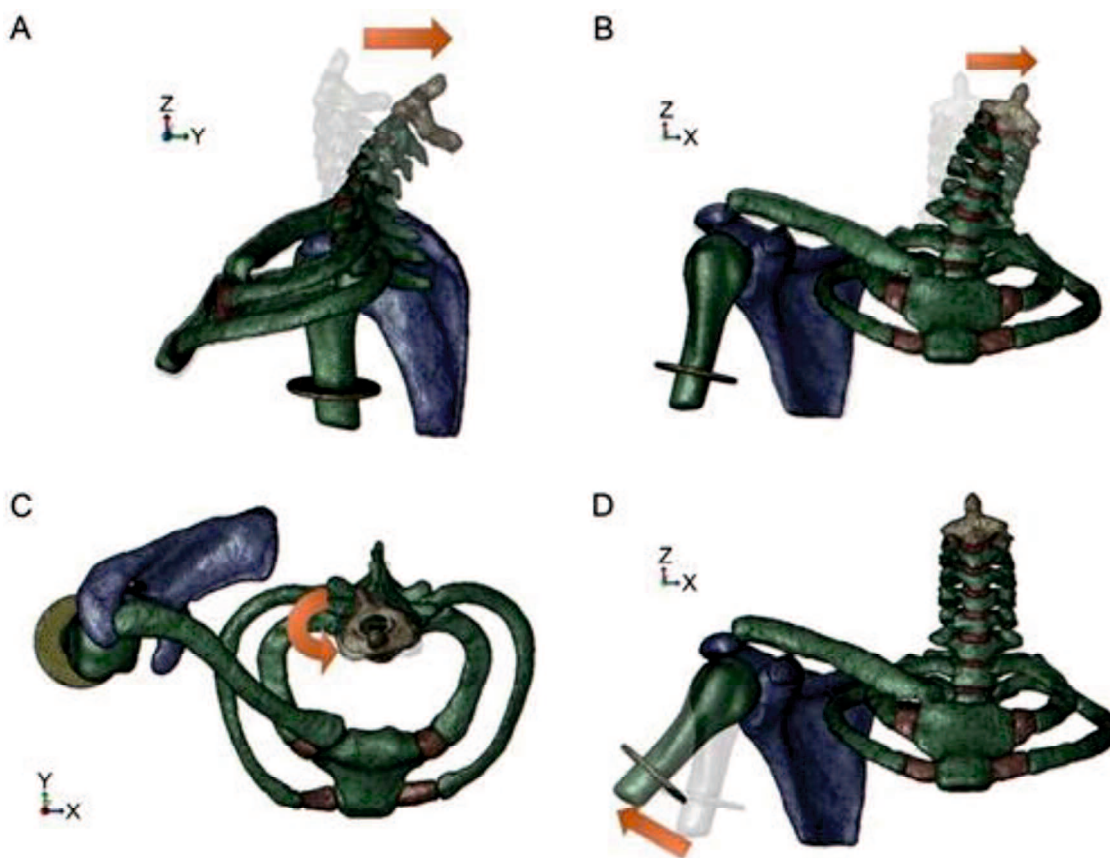


図 2：解析条件。A：解析 1。頸部後屈 33°。B：解析 2。頸部側屈 23.5°。C：解析 3。頸部回旋 25.5°。D：解析 4。上腕外転 30°。

上記 4 通りの挙動における腕神経叢への定性的な評価としてひずみの分布が、定量的な評価としてひずみの大きさが解析された。定性的な評価を行う上で、臨床的に報告されている腕神経叢損傷の閉鎖性損傷の受傷機転を理解する必要があり、解析 1-3 は臨床的に上位型(C5-7)腕神経叢損傷となりやすい挙動を再現しており、解析 4 は臨床的に下位型(C7-Th1)腕神経叢損傷となりやすい挙動を再現している^{10,11}。よって、解析 1-3 はいずれも C5-7 領域にひずみが集中し、解析 4 は C7-Th1 領域にひずみが集中するとの仮説を立てた。定量的な評価については、現在までに、どの程度のひずみが神経あるいは神経根に加わると神経損傷の症状が出現するか不明である。しかし、Singh らは神経根が破損するひずみ量は $30.8 \pm 8.4\%$ と報告し¹⁴、Galbraith らは巨大なイカの軸索の引張試験において、白質の軸索損傷は約 28%のひずみ量で発生すると報告しており¹⁵、本研究においては腕神経叢が損傷するひずみ量は約 30%と仮定した。

【結果】

図 3-6 に各解析における腕神経叢に加わるひずみの分布と大きさを示す。解析 1 では、ひずみは C5 神経根に集中していた。神経根と椎間孔の天井部との

接触がみられ、一か所におけるひずみの集中につながったと考えられた。最大ひずみ量は 21%であった (図 3)。

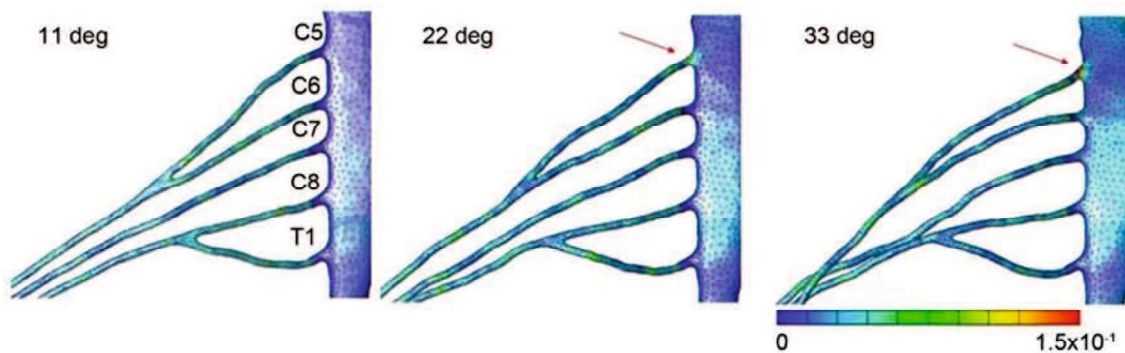


図 3 : 頸部後屈の結果。ひずみは C5 神経根に集中した。最大ひずみ量は 21%であった。

解析 2 では、ひずみは C5 神経根と上神経幹に集中していた。即ち、頸椎の側屈にて腕神経叢の上神経幹が引っ張られ、上神経幹全域にびまん性にひずみが加わったと考えられた。最大ひずみ量は 15%であった (図 4)。

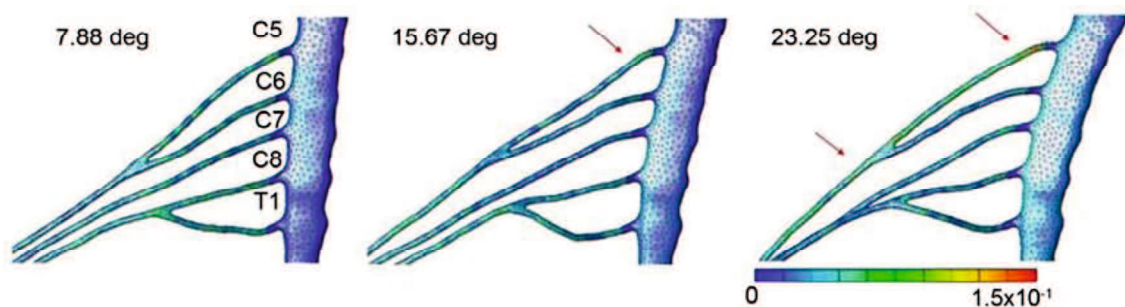


図 4 : 頸部側屈の結果。ひずみは C5 神経根と上神経幹に集中した。最大ひずみ量は 15%であった。

解析 3 では、ひずみの集中は見られず、頸椎の回旋単独では腕神経叢損傷を起しにくい挙動と考えられた (図 5)。

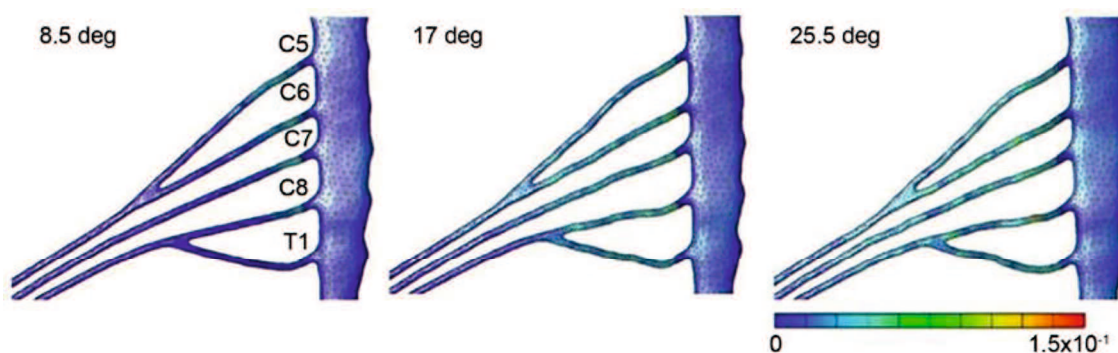


図 5 : 頸部回旋の結果。ひずみの集中は見られなかった。

解析 4 では、ひずみは下神経幹と C7 神経根、C8 神経根に集中した。また、他の挙動と比して、上神経幹、中神経幹を含む腕神経叢全域にもひずみが加わっていることがみられた。上腕の外転は中神経幹、下神経幹が引っ張られ、腕神経叢の下位領域にひずみが加わったと考えられた。最大ひずみ量は 16%であった (図 6)。

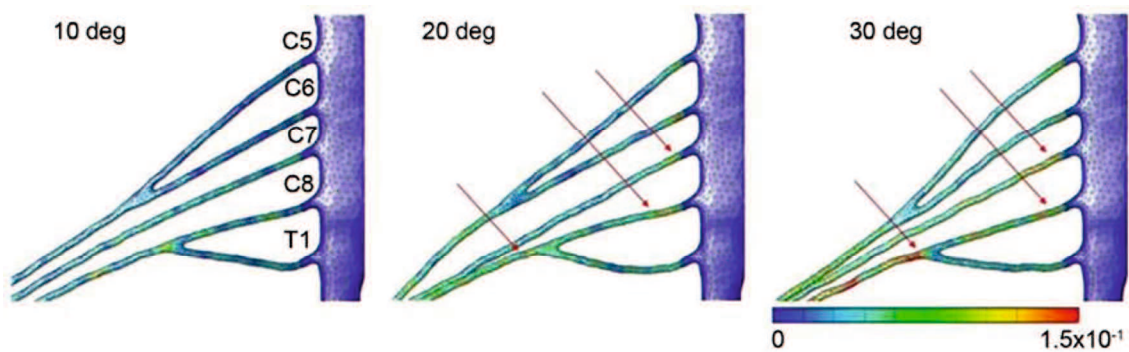


図 6：上腕外転の結果。ひずみは下神経幹と C7、C8 神経根に集中した。上、中神経幹にもひずみがみられた。最大ひずみ量は 16%であった。

【考察】

腕神経叢損傷は患者の重大な身体障害、心理的苦痛、社会経済的困難の原因となる。出産の際に発生する新生児の腕神経叢損傷を除くと、腕神経叢損傷の多くは若年の成人男性や思春期の男性に発生しており、その好発年齢は平均で 20-30 歳と報告されている。損傷の原因として、切創や銃創などによる開放性損傷、転落・墜落や激しいコンタクトスポーツ、交通事故などによる閉鎖性損傷があり、本邦では圧倒的に後者が多い。閉鎖性損傷では、その病的要因の種類として神経根レベルでの引き抜き損傷や腕神経叢の各レベルにおける神経の破断や引き伸ばし損傷が挙げられる^{10,11}。

Doi らは腕神経叢の完全な引き抜き損傷症例に対する筋移行術を報告し、患肢の運動機能回復における良好な治療成績を示した²。また Bertelli らは副神経移植にて肩関節の外転能力の回復に満足いく結果を報告した¹。しかし、このよ

うにさまざまな観血的な治療手段が報告されているが、重症腕神経叢損傷からの完全な回復は不可能であり、手術を行っても一定の身体障害の残存は免れない^{1,2,16}。故に腕神経叢損傷は受傷しないこと、予防することが重要となり、その受傷機転をバイオメカニクスで解析を行うことは、損傷を予防する手段を考えるうえで、新しい知見を見出すことができるかもしれない。

腕神経叢損傷の多くは閉鎖性損傷である。海外の報告でも閉鎖性損傷の割合は71-91%と報告されており^{17,18}、本邦ではその割合はもっと高いと考えられる。閉鎖性損傷の神経損傷の機序は牽引力によるものと圧迫によるものがあるが、95%が前者によるものである¹⁰。牽引力が加わることにより、引き抜き、破断、引き伸ばしによる損傷があらゆる組み合わせで腕神経叢全範囲において発生し得る。しかし、実際には特定の損傷パターンが多くみられるようであり、腕神経叢の鎖骨上領域は鎖骨後領域や鎖骨下領域よりも圧倒的に損傷頻度が高く(70-91%)^{6,10}、腕神経叢の中でも神経根、神経幹の中枢領域は神経索や神経束よりも損傷を受ける頻度が高いと言える。臨床的に、腕神経叢への牽引力は頭や頸が対側の肩、上肢から反対方向に強く動かされた時や上肢が強い力で頭上に外転挙上された際に発生するとされている。前者の挙動は腕神経叢の上位領域(C5-6 神経根、上神経幹)の損傷の原因となり(上位型損傷)、後者の挙動は腕神経叢の下位領域(C8、Th1 神経根、下神経幹)の損傷の原因となる(下位型

損傷)と臨床的には報告されている(図7)^{10,11,19}。また、カダバーを用いた実験においても同様の結果が示されている¹¹。全型損傷(C5-Th1全領域の損傷)に関しては受傷時の力が特に強いものに発生すると考えられ、Bertelliらは腕神経叢損傷の受傷型の発生頻度は全型が50%、上位型が47%、下位型が3%と報告している⁶。

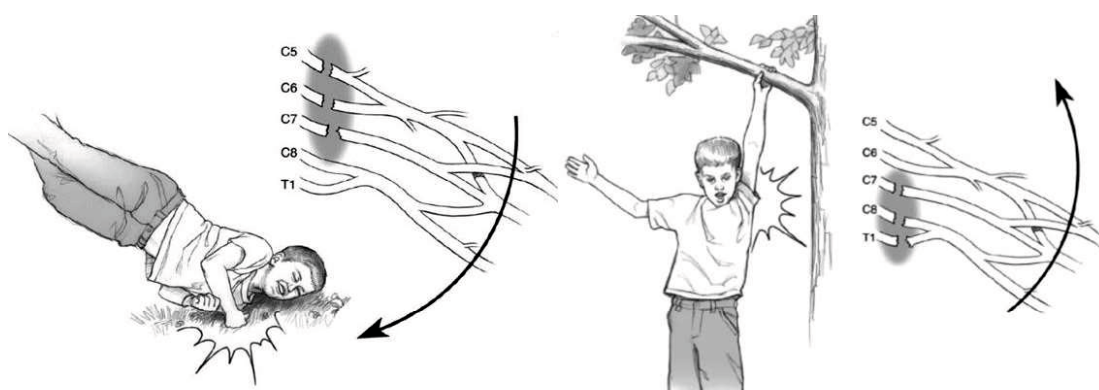


図7：腕神経叢損傷の受傷機転。左：上位型腕神経叢損傷。右：下位型腕神経叢損傷。(文献10より引用)

これらの知見を基に、作成した3D-FEMモデルを用いて解析を行った。本研究では臨床的に報告されている腕神経叢損傷の受傷機転を参考にモデルにストレスを加え、腕神経叢に加わるひずみを測定し、腕神経叢損傷の病態解析を行った。これまで先行研究として、Nishidaらは脊髄の3D-FEMモデルを用いて後縦靭帯骨化症や頸椎症性脊髄症などの病態解析を行ってきた^{4,5}。Imajoらは脊椎の3D-FEMモデルを用い、脊髄損傷の病態解析を行ってきた³。しかし、

これまで、脊椎、硬膜、神経根、腕神経叢に加え、上肢や胸郭までを含んだ複合 3D-FEM モデルの報告はなく、臨床状況を正確に再現する、本研究のような複合 3D-FEM モデルの報告はない。脊髄や骨などの単一臓器のみでなく、複数の要素を組み合わせた複合 3D-FEM モデルの作成し、なおかつそのモデルが臨床状況を正確に再現するものであることが本研究の目的である。

Nishida らや Kato らによる先行研究において、脊髄の 3D-FEM モデルの作成の際、脊髄の物性値として、ウシの脊髄の物性値が用いられた^{4,5,20}。これは、ヒトの新鮮な脊髄の物性値が現在まで報告されていないためである。物性値を求めるためには、基礎実験において引張試験を行う必要があるが、新鮮なヒトの脊髄の取得は現実的に不可能である。過去の文献においても有限要素法で脊髄の解析を行う際はウシの物性値が頻用されており、Li と Dai はヒトとウシは脳損傷や脊髄損傷において似た変化を示すため、ウシの物性値を用いることは合理的であるとしている²¹。本研究では、神経根の物性値としてブタの神経根のものを用了。これは脊髄と同様にヒトの新鮮な神経根の物性値の報告がないこと、ヒトの新鮮な神経根を採取して引張試験を行うことが不可能であること、また、現在までウシの神経根の物性値を求めた報告がないことからブタの神経根の物性値を用いることとした。実際、Olmaker らはブタの神経根とヒトの神経根は神経や血管の解剖が非常に似ていると報告しており、ブタの神経根の物

性値を用いることは合理的であると考えた²²。

本研究の解析において、頸部後屈と側屈は、頭部と頸部を対側の肩から引き離す動きを模しており、これらの動きの結果、上神経幹、C5、C6 神経根にひずみが集中した。これらの結果より腕神経叢の上位領域にけん引力がかかったと考えられ、上位型の腕神経叢損傷を引き起こしやすいと考えられた。臨床的な上位型腕神経叢損傷の受傷機転とモデルの結果が一致していると言える。上腕の外転挙上では、下神経幹と C7、C8 神経根にひずみが集中した。これらの結果より腕神経叢の下位領域にけん引力がかかったと考えられ、下位型の腕神経叢損傷を引き起こしやすいと考えられた。臨床的な下位型腕神経叢損傷の受傷機転とモデルの結果が一致していると言える。また、上腕外転挙上では、ひずみは下位領域につよく集中していたものの、他の挙動と比べて、上位領域を含めて腕神経叢全域にひずみが広がっていた。この結果は腕神経叢損傷において下位型損傷が極端に少なく、上位型損傷と全型損傷がほぼ同数程度にあることを裏付ける根拠となりうる。つまり、上腕外転・挙上の下位型損傷パターンのうち、加わった力が弱かった例が純粋な下位型損傷となり、その他は全型となっている可能性があると考えられるためである。頸部回旋ではひずみの集中は見られなかったが、他の 3 種類の挙動と比べて、頸部回旋では腕神経叢にかかるけん引力は少なく、然るべき結果と言える。全体として、本研究の 3D-FEM モデルは腕

神経叢損傷の臨床状況を正確に再現できたと考えられ、その有用性は示されたと言える。これらの結果より、腕神経叢損傷を引き起こしやすい状況において、頸部の後屈、側屈、上腕の外転・挙上を予防、抑制する手段を検討することが、腕神経叢損傷を予防していく手段となりえると考えられる。

本研究の限界を述べる。まず、腕神経叢損傷の際、どの程度のひずみがかわると実際に神経症状が出現するか不明であったため、本モデルで、定量的な評価をすることが不可能であった。そのため、本研究は定性的な評価のみについて論じている。次いで、上腕外転では 30° 以上の外転の評価ができていない。外転 30° 以上の解析を行うためには肩甲骨の上方回転を加える必要があり、より詳細な解析のために、本研究では固定とした箇所を将来的には動かせるようなモデル作成が必要となる。また、腕神経叢や頸椎周囲の筋肉や血管などの他の軟部組織をモデルに加えることで、より正確な結果を導き出す可能性を秘めている。最後に、本研究では神経の血流については評価しておらず、神経障害の主な原因となりえる神経の血流障害の評価が困難であることは本研究の限界点である。

これらの限界はあるものの、本研究の解析結果は従来、臨床的に報告されていた腕神経叢損傷の受傷機転を再現しており、全体的に、本研究の複合 3D-FEM モデルは腕神経叢損傷の病態をあらわすことができた。将来的に、本モデルに筋肉や血管などの軟部組織を加え、肩甲骨や鎖骨、胸郭など本研究では固定とした

箇所を連動して動くようなモデルへと改良し、頸椎や上腕のより複雑な挙動の解析や二つ以上の挙動を組み合わせた場合の解析などを行うことで、腕神経叢損傷の病態についてより詳しく理解を深めることができる可能性がある。腕神経叢損傷を予防するための研究に本モデルを応用できる可能性もある。また、腕神経叢損傷以外の頸椎疾患や頸椎損傷などの病態解析にも利用できると考えており、様々な病態解析に応用していくことを考えている。

【結語】

本研究では頸椎、硬膜、神経根、腕神経叢を含んだ複合 3D-FEM モデルを作成し、その有用性を評価するために臨床的に報告されている腕神経叢損傷の病態解析を行った。頸部後屈と側屈で上位型腕神経叢損傷の受傷パターンを示し、上腕外転挙上で下位型腕神経叢損傷の受傷パターンを示した。これらの結果より本モデルは臨床状況を正確に再現し得るモデルであることが示され、その有用性が示された。将来的に、本モデルは様々な病態解析に応用できる可能性を秘めている。

【謝辞】

本研究を進めるにあたり、山口大学大学院医学系研究科整形外科の西田周泰助教、坂井孝司教授、田口敏彦名誉教授には終始適切な御指導・御鞭撻を頂きました。ここに心より感謝の意を表します。並びに、本研究活動にあたり山口大学

工学部機械工学科の田川陽基氏、大木順司教授、陳献教授においては工学的な知見の助言を頂き、モデルの作成・解析において多大な貢献を頂きましたことを厚く御礼申し上げます。また、その他あらゆる面でご協力いただきました山口大学大学院医学系研究科整形外科の先生方、山口大学工学部機械工学科の先生方、大学院生の皆様に深く感謝いたします。最後になりましたが、私生活において、自らも同じ大学院生として研究し、医師として働きながらも、私をサポートし家庭を守ってくれた妻、元気を与えてくれた二人の子供たちに感謝いたします。

令和1年12月

三原 惇史

【参考文献】

- 1) Bertelli AJ and Ghizoni MF: Results of spinal accessory to suprascapular nerve transfer in 110 patients with complete palsy of the brachial plexus. J Neurosurg Spine 24: 990-995, 2016.
- 2) Doi K, Muramatsu K, Hattori Y, Otsuka K, Tan SH, Nanda V and Watanabe M: Restoration of prehension with the double free muscle technique following complete avulsion of the brachial plexus. Indications and

long-term results. *J Bone Joint Surg Am* 82: 652-666, 2000.

3) Imajo Y, Hiiragi I, Kato Y and Taguchi T: Use of the finite element method to study the mechanism of spinal cord injury without radiological abnormality in the cervical spine. *Spine (Phila Pa 1976)* 34: E83-E87, 2009.

4) Nishida N, Kato Y, Imajo Y, Kawano S and Taguchi T: Biomechanical analysis of cervical spondylotic myelopathy: The influence of dynamic factors and morphometry of the spinal cord. *J Spinal Cord Med* 35: 256-261, 2012.

5) Nishida N, Kanchiku T, Kato Y, Imajo Y, Yoshida Y, Kawano S and Taguchi T: Biomechanical analysis of cervical myelopathy due to ossification of the posterior longitudinal ligament: Effect of posterior decompression and kyphosis following decompression. *Exp Ther Med* 7: 1095-1099, 2014.

6) Bertelli JA, Ghizoni MF and Soldado F: Patterns of brachial plexus stretch palsy in a prospective series of 565 surgically treated patients. *J Hand Surg Am* 42: 443-446.e2, 2017.

7) Pal S: Mechanical Properties of Biological Materials. In: *Design of Artificial Human Joints & Organs*. 1st edition. Springer, New York, NY, pp23-40, c2014.

8) Tencer AF, Allen BL Jr and Ferguson RL: A biomechanical study of thoracolumbar spine fractures with bone in the canal. Part III. Mechanical

properties of the dura and its tethering ligaments. *Spine (Phila Pa 1976)* 10: 741-747, 1985.

9 Nishida N, Kanchiku T, Ohgi J, Ichihara K, Chen X and Taguchi T: Mechanical properties of nerve roots and rami radicales isolated from fresh pig spinal cords. *Neural Regen Res* 10: 1869-1873, 2015.

10) Moran SL, Steinmann SP and Shin AY: Adult brachial plexus injuries: Mechanism, patterns of injury, and physical diagnosis. *Hand Clin* 21: 13-24, 2005.

11) Coene LN: Mechanisms of brachial plexus lesions. *Clin Neurol Neurosurg* 95 (Suppl): S24-S29, 1993

12) White AA III and Panjabi MM: The basic kinematics of the human spine. A review of past and current knowledge. *Spine (Phila Pa 1976)* 3: 12-20, 1978.

13) Inman VT, Saunders JB and Abbott LC: Observations on the function of the shoulder joint. 1944. *Clin Orthop Relat Res*: 3-12, 1996.

14) Singh A, Lu Y, Chen C and Cavanaugh JM: Mechanical properties of spinal nerve roots subjected to tension at different strain rates. *J Biomech* 39: 1669-1676, 2006.

15) Galbraith JA, Thibault LE and Matteson DR: Mechanical and electrical

responses of the squid giant axon to simple elongation. *J Biomech Eng* 115: 13 22, 1993.

16) Liu Y, Lao J, Gao K, Gu Y and Zhao X: Functional outcome of nerve transfers for traumatic global brachial plexus avulsion. *Injury* 44: 655 660, 2013.

17) Dubuisson AS and Kline DG: Brachial plexus injury: A survey of 100 consecutive cases from a single service. *Neurosurgery* 51: 673-683, 2002.

18) Songcharoen P: Brachial plexus injury in Thailand: A report of 520 cases. *Microsurgery* 16: 35 39, 1995.

19) Soldado F, Ghizoni MF and Bertelli J: Injury mechanisms in supraclavicular stretch injuries of the brachial plexus. *Hand Surg Rehabil* 35: 51 54, 2016.

20) Kato Y, Kataoka H, Ichihara K, Imajo Y, Kojima T, Kawano S, Hamanaka D, Yaji K and Taguchi T: Biomechanical study of cervical flexion myelopathy using a three dimensional finite element method. *J Neurosurg Spine* 8: 436 441, 2008.

21) Li XF and Dai LY: Three dimensional finite element model of the cervical spinal cord: Preliminary results of injury mechanism analysis. *Spine (Phila*

Pa 1976) 34: 1140 1147, 2009

22) Olmarker K, Holm S, Rosenqvist AL and Rydevik B: Experimental nerve root compression. A model of acute, graded compression of the porcine cauda equine and an analysis of neural and vascular anatomy. Spine (Phila Pa 1976) 16: 61 69, 1991.