

## 圧迫性頸髄障害の発症メカニズム解明

## —悪化因子の検討—

市原和彦\*<sup>1</sup> 大木順司\*<sup>2</sup> 森田英隆\*<sup>2</sup> 宮崎誠也\*<sup>2</sup>  
桜本逸男\*<sup>3</sup> 河野俊一\*<sup>2</sup> 田口敏彦\*<sup>4</sup>

## 背景と目的

圧迫性頸髄障害を引き起こす疾患には頸髄症や後縦靭帯骨化症などがあり、骨棘や骨化靭帯による静的圧迫と、頸椎不安定性や黄色靭帯たぐれ込みなどの動的圧迫の組み合わせで症状が悪化するとされている。動的因子を把握することは非常に困難で、静的因子もその形状、圧迫期間などがさまざまなため、臨床症例で画像的に驚くほどの脊髄圧迫を示しながらも、臨床所見である脊髄症状がきわめて軽微な症例がある。動的、静的因子が症状悪化にどのように関与するかを調べるために、圧迫条件を変えた有限要素法を用いた脊髄内応力解析を行った。

## 方法

AbaqusV6.8 を使用し頸髄圧迫モデルを構築した。各要素の許容応力はこれまで報告した実験結果 (*J Neurotrauma* 2001, *J Neurosurg* 2003) から算出し、灰白質 0.043, 白質 0.027, 軟膜 3.0 Mpa と設定し、これ以上で組織障害が引き起こるとした。①前方静的圧迫形状モデル (後縦靭帯骨化症の形状を変化させる), ②前方圧迫速度モデル (頸髄症と急性脊髄損傷を比較), ③後方動的圧迫形状・部位モデル (黄色靭帯の大きさ, 部位を変化) の 3 モデルを検討した。

脊髄内応力解析は、有限要素法 (finite element method: FEM) の市販汎用ソフト AbaqusV6.8 (DASSAULT SYSTEMES SIMULIA CORP.) の 4 節点低減積分要素を用いた。

## 1. 要素分割

C5 レベルの脊髄断面写真に基づいて要素分割を行い、ウシ、ブタの引張試験で求めた脊髄灰白質、白質および軟膜の力学特性実験結果を導入した。生体内で脊髄が圧迫損傷される際、圧迫部には長軸方向に変位拘束がかかる。これは平面ひずみに近い状態であると考えられるため、二次元応力解析を行い相当応力で表示した。構成要素は脊髄白質、灰白質および軟膜で、軟膜については実験結果から後外側溝、後正中中隔、歯状靭帯へと 3 パーツに分割した (Fig. 1 a)。FEM モデルの全節点数は 3,873, 全要素数は 3,762 であり、脊髄前後径は 10 mm である。

## 2. 境界条件

X 軸と 25 度をなす剛体を設置し脊髄の後方を支える椎弓と想定した。脊髄を取り巻く軟膜の一部である歯状靭帯は X 軸方向と Y 軸方向に拘束した。圧迫前に脊髄が椎弓に接触する部位も X 軸方向と Y 軸方向に拘束した。

## 3. 圧迫条件

脊髄前方に骨棘または骨化靭帯を想定した平板剛体を作成し、脊髄を前方から後面へと Y 軸方向に移動させた。脊髄前面から骨棘の形状は FEM モデル簡略化の目的で、剛体と X 軸のなす角度  $\alpha$  と設定し、長さ 2 mm, 厚さ 1 mm とした。剛体の初期位置は、剛体が脊髄前面に接した位置とした。後方からの圧迫は、脊髄が椎弓と接触する部位に円状剛体が椎弓と垂直 (すなわち X 軸に対して 65 度の角度) に脊髄後面から中心部へ移動させ

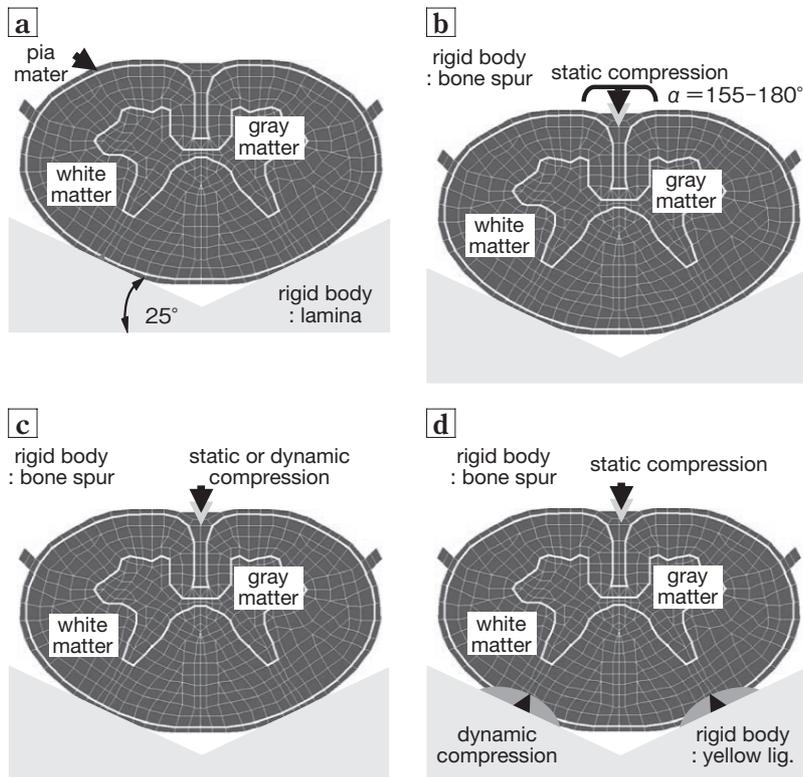
“Finite Element Analysis for Mechanisms of the Chronic Cervical Compressive Myelopathy”

Kazuhiko Ichihara, M. D.\*<sup>1</sup>, Junji Oki, M. D.\*<sup>2</sup>, Hidetaka Morita, M. D.\*<sup>2</sup>, Seiya Miyazaki, M. D.\*<sup>2</sup>, Itsuo Sakuramoto, M. D.\*<sup>3</sup>, Shunichi Kono, M. D.\*<sup>2</sup>, Toshihiko Taguchi, M. D.\*<sup>4</sup>

\*<sup>1</sup> NPO 法人日本運動器バイオメカニクス研究所 / 〒747-0814 防府市三田尻 3-8 [連絡先: 市原和彦]

Address reprint requests to: Kazuhiko Ichihara, M. D., Japan Orthopedics Biomechanics Institute, 3-8 Mitajiri, Hofu-shi, Yamaguchi 747-0814, Japan

\*<sup>2</sup> 山口大学工学部, \*<sup>3</sup> 徳山工業高等専門学校, \*<sup>4</sup> 山口大学医学部整形外科



**Fig. 1 FEM analysis model**

- a** : FEM analysis model before the compression to the spinal cord. FEM model using the mechanical character of the white matter, gray matter and pia mater.
- b** : The compression shape angles from the anterior of the spinal cord were changed from 155 to 180 degree.
- c** : The compression speeds from the anterior of the spinal cord were changed from 0.008 m/s to 2.22 m/s.
- d** : The sites and the forms of the dynamic compression to the spinal cord were changed. After the 20% static compression (compression rate : 0.008 m/s) to the spinal cord from anterior side, the dynamic compression (compression diameter : 3 mm or 6 mm) from posterior side was added. In addition, the position of the dynamic compression from posterior side was changed.

た。慢性圧迫速度は脊髓引張試験の引張速度と同じ 0.008 m/s を採用し、急性圧迫速度はボランティアむち打ち実験結果を参考にした 2.22 m/s と設定した。

1) 前方静的圧迫形状変更モデル (Fig. 1 b) : 後縦靭帯骨化症の骨化靭帯形状させて、脊髓内応力の変化を観察する。脊髓前面から剛体と X 軸のなす角度  $\alpha$  を 155~180 度まで変化させた。圧迫速度は 0.008 m/s で、圧迫量は 30% とした。

2) 前方圧迫速度変化モデル (Fig. 1 c) : 脊髓前面から剛体 ( $\alpha = 180$  度) を、静的圧迫速度 0.008 m/s と動的圧迫速度 2.22 m/s で圧迫量 30% まで圧迫し、頸髄症と急性脊髓損傷の状態を作成した。

3) 後方動的圧迫部位・形状変更モデル (Fig. 1 d) : まず脊髓前方から 20% の静的圧迫 (圧迫速度 0.008 m/s) を加えて脊柱管狭窄状態にし、そのうち、脊髓後方からの動的圧迫因子である黄色靭帯の大きさを 3 mm, 6 mm と変化させ後方圧迫を追加した。また圧迫中心部位を、後根侵入部よりも外側または内側へと変化させて、脊髓内応力の違いを観察した。いずれも圧迫総量は 30% である。

#### 4. 解析結果表示

脊髓を構成する要素の許容応力はそれぞれ異なるため、各部位の応力がその要素の許容応力を超えたときに

赤色で表示するようにした。各要素の許容応力は、白質の axotomy が約 0.28 ひずみで生じることから、その時の応力はわれわれの実験結果の 0.027 Mpa に相当し、これ以上で非可逆的組織障害が起こるとした。またわれわれの破断実験で、灰白質の破断は約 0.48 ひずみで生じたので、0.043 Mpa 相当で非可逆的組織障害が起こるとした。軟膜はわれわれの破断実験結果から、軟膜のなかで最も脆い組織である後外側溝の破断ひずみを採用し、3.0 Mpa 相当で軟膜が破断すると設定した。

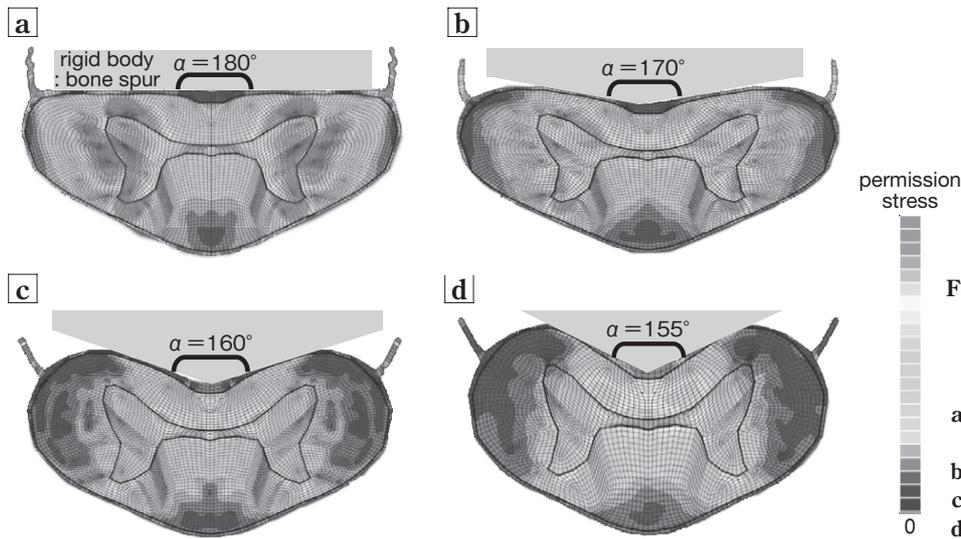
## 結果

### 1. 前方静的圧迫形状変更モデル (Fig. 2)

$\alpha = 180$  度の場合、脊髓灰白質内とその周囲の白質の応力は容易に上昇した (Fig. 2 a)。 $\alpha$  角が低くなれば応力上昇は低くなる傾向があり、 $\alpha = 160$  度では脊髓内上昇が一番低かった (Fig. 2 c)。しかし、さらに  $\alpha$  角が 155 度へ減少すると、前索の応力上昇がみられた (Fig. 2 d)。

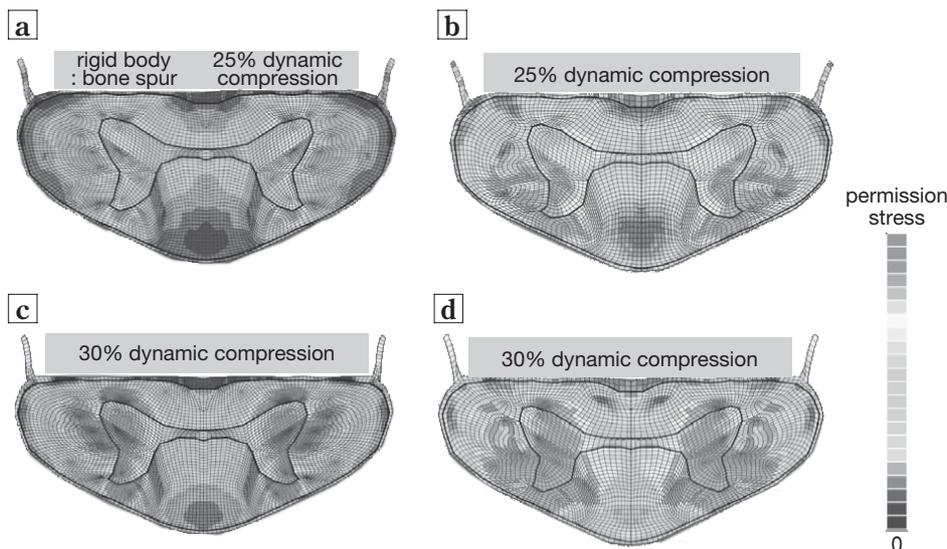
### 2. 前方圧迫速度変化モデル (Fig. 3)

25% の静的圧迫では脊髓内の応力は低かった (Fig. 3 a)。しかし 25% 動的圧迫では脊髓後方を中心に応力が上昇した (Fig. 3 b)。30% の静的圧迫では灰白質とその周囲の白質を中心に応力が上昇した (Fig. 3 c)。30% の動的圧迫では 25% に比較して灰白質の応力が急上昇し、側



**Fig. 2** The results of the FEM analysis after changing the shape of the compression from the anterior side.

- a : The angle ( $\alpha$ ) of the rigid body is  $180^\circ$
- b :  $\alpha$  is  $170^\circ$
- c :  $\alpha$  is  $160^\circ$
- d :  $\alpha$  is  $155^\circ$



**Fig. 3** The results of the FEM analysis after changing the compression rate from the anterior side.

- a : The 25% static compression model from anterior side.
- b : The 25% dynamic compression model from anterior side.
- c : The 30% static compression model from anterior side.
- d : The 30% dynamic compression model from anterior side.

索と後索の応力上昇範囲が拡大した (Fig. 3 d).

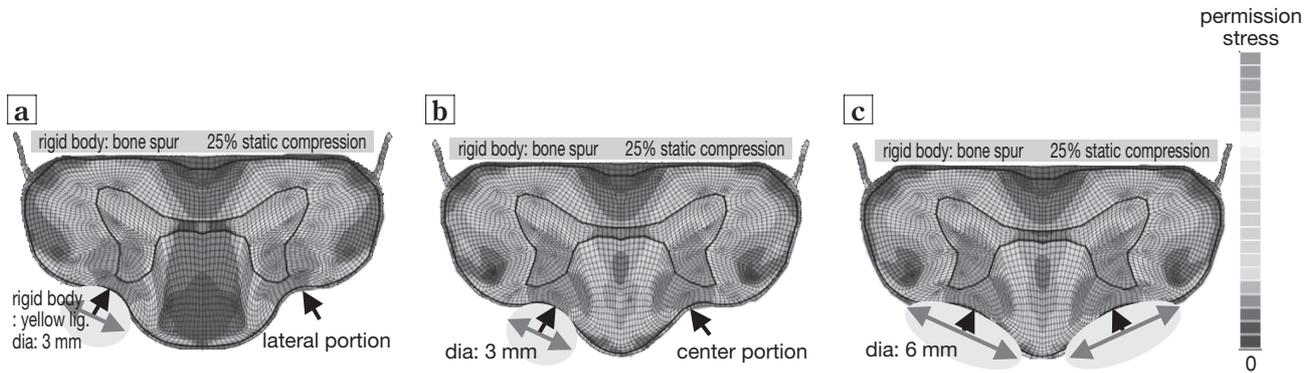
### 3. 後方動的圧迫部位・形状変更モデル (Fig. 4)

後方圧迫要素である黄色靭帯のたくれ込みの形状を直径 3 mm の円筒状剛体とした。円筒状剛体の中心部を後根侵入路よりも外側に配置したところ、後根侵入路、後角およびその周囲の側索、後索の一部の応力が上昇した (Fig. 4 a)。円筒状剛体の中心部を後根侵入路よりも内側に配置したところ、後根侵入路、後角およびその周囲の後索の一部の応力が上昇し、側索の応力は上昇しなかった (Fig. 4 b)。円筒状剛体の中心部を後根侵入路よりも内側に配置した状態で、円筒状剛体の直径を 6 mm に変更しても、3 mm とほぼ同様の応力上昇範囲、程度であった (Fig. 4 c)。

## 考 察

現在までにわれわれは脊髓力学特性を導入した脊髓圧迫 FEM 解析を行い、慢性脊髓圧迫では脊髓内圧は常に低く保たれることを報告してきた。これには脊髓の応力緩和現象が関与し、たとえ脊髓に対して高度な静的圧迫があっても脊髓内応力は上昇しにくいことを示している。これは脊髓が慢性的に骨性圧迫を受けている頸髄症モデルと考えられ、実際の臨床例でも画像的には驚くほどの脊髓圧迫を示しながらも、臨床所見である脊髓症状がきわめて軽微な症例があることを説明できる。その一方で本研究結果のように軽微な動的圧迫が加わると、脊髓内応力は急上昇する。

前方圧迫形状を変化させた結果から、脊髓を圧迫する形状が平坦なほど脊髓内応力は上昇しやすく、鋭角になるほど脊髓内応力上昇しにくかった。しかしその傾向は



**Fig. 4** The results of the FEM analysis after changing the shape and position of the compression from the posterior side.  
**a** : After the 20% static compression to the spinal cord from anterior side, the dynamic compression to the more lateral on the entry zone of the posterior nerve root was added.  
**b** : After the 20% static compression to the spinal cord from anterior side, the dynamic compression (compression diameter : 3 mm) to the more medial on the entry zone of the posterior nerve root was added.  
**c** : After the 20% static compression to the spinal cord from anterior side, the dynamic compression (compression diameter : 6 mm) from posterior was added.

$\alpha = 160$  度までで、それ以上では圧迫部直下の前索の応力が上昇した。これは骨棘や骨化靭帯の形状の違いが脊髄症状の程度を決定する因子であることを示唆している。圧迫後の脊髄形状から  $\alpha$  角が 180 度に近いものはトライアングル型に分類でき、 $\alpha$  角が減少するものはブーメラン型に分類できる。本研究結果からトライアングル型はブーメラン型よりも側索、後索障害が出現しやすいことや临床上、予後不良であることも説明できる。

前方圧迫速度を変化させた結果から、脊髄を前方から圧迫するにもかかわらず、脊髄後方の応力が上昇しやすく前索応力は比較的低いことは、脊髄灰白質の形状が応力分布に関与し、anterior sparing という現象が生じる可能性がある。また 25% 圧迫では静的圧迫と動的圧迫の脊髄内応力上昇の差を認めたが、30% では静的圧迫と動的圧迫の脊髄内応力上昇の差は顕著ではなくなった。圧迫量の総和が 30% 以上になれば圧迫速度、圧迫方向に関係なく、脊髄内応力は容易に許容応力を超え脊髄障害を引き起こす可能性が示唆され、Anderson や Somerson の報告に一致する。これは Ogino らが提唱する anteroposterior compression ratio が 40% 以上で予後不良とする報告に一致することがわかった。

後方動的圧迫部位を変えた結果から、後方圧迫要素である黄色靭帯の中心部位が外側であれば後索と同時に側索の応力が上昇しやすいことがわかった。頸髄症の自然

経過や病理学的検討から、脊髄障害は後索深部（上肢の後索）がまず障害され、その後、側索へと拡大することから、黄色靭帯の中心部位は、後根侵入路よりも内側に位置する可能性が高いことがわかった。また形状を変更した結果から、黄色靭帯のたぐれ込み幅は応力上昇に大きく関与していないことがわかった。

以上から、本 FEM シミュレーションの妥当性は高く、今後、各臨床例を忠実に反映させたシミュレーションを行い、臨床症状と比較することで、より精度を上げることが可能と考える。しかし本研究は脊髄内外の微小血流障害や脊髄変性などの時間的要素は考慮していないため、今後はこれらの要素を取り入れたシミュレーションが必要となる。

## 結 語

有限要素法を用いた圧迫性脊髄障害モデル解析を行い、現在までの臨床報告や病理学的研究結果をもとに考察した結果、症状を悪化させる因子を特定することができた。圧迫後の脊髄形状がブーメラン型よりもトライアングル型であること、圧迫速度が静的圧迫よりも動的圧迫であることが悪化因子であった。しかし圧迫総和が 30% 以上になれば、圧迫速度にかかわらず脊髄障害を引き起こすことがわかった。一方で後方圧迫形状や後方圧迫部位の影響は少なかった。