

## ミニ・レビュー —中村賞受賞者—

頸椎後縦靱帯骨化症の脊髄内応力解析  
静的圧迫と動的圧迫の検討

西田周泰

山口大学大学院医学系研究科整形外科学 宇部市南小串1丁目1-1 (〒755-8505)

Key words : 有限要素法, 後縦靱帯骨化症, 静的圧迫, 動的圧迫, 頸髄症

## 和文抄録

【目的】頸椎後縦靱帯骨化症 (OPLL) は進行すれば重篤な障害をもたらす。脊髄症発症のリスクとして、有効脊柱管前後径が減少するような静的圧迫が存在すると脊髄症を発症するリスクが高く、脊柱管径が広くとも椎間可動性を伴うような動的因子を伴う症例においても脊髄症が発症すると言われている。今回頸椎OPLLの静的圧迫と椎間可動性による動的圧迫を伴う頸椎OPLLに関して有限要素モデルを作成し、力学的に検討した。【方法】有限要素解析ソフトAbaqus /CAE を使用し、3次元脊髄モデルを作成した。脊髄前方に頸椎OPLLモデル、後方に頸椎椎弓モデルを設置、OPLLで脊髄に前後径10%、20%及び30%の圧迫を加えた。また、圧迫レベルでOPLLに不安定性があると想定し、OPLLを10%の圧迫を加えている状態で5°、10°及び15°屈曲方向に回旋変位を加えた。【結果】30%圧迫モデルでは、脊髄全体に応力上昇を認めたが、10、20%圧迫モデルでは脊髄内の応力上昇は軽度であった。また、軽度の静的圧迫であっても5°、10°、15°と屈曲が大きくなるにつれ脊髄内応力が上昇し、10°以上の可動性で30%圧迫モデルと同等の脊髄全体への応力上昇を示した。【考察】頸椎OPLLにおいて、静的因子と動的因子による症状発現が指摘されている。今回の解析から、脊髄径30%の圧迫で脊髄内への応力上昇を認めたことから、脊髄の静的圧迫が強

くなれば症状が発現する可能性が示唆された。一方動的因子を伴う10%の静的圧迫により脊髄内応力が上昇したことから、静的因子と動的因子が症状の発現に関与することが示唆された。静的圧迫が脊髄の10%以上で10°以上の椎間可動性を伴う症例では注意深い経過観察が必要であると考えられた。

## はじめに

現在様々な分野でコンピューターシミュレーションによる解析が行われており、モノ作り・開発には必須のツールになっている。医療分野においても、従来から人工関節や脊椎の解析に使用されてきたが、我々は脊髄を中心に有限要素法 (Finite Element Method ; FEM) を使用して様々な解析を行ってきた。今回この手法を用い脊髄症を発症する後縦靱帯骨化症について解析したので報告する。

頸椎後縦靱帯骨化症 (Cervical ossification of the posterior longitudinal ligament ; C-OPLL) は後縦靱帯が骨化を来し、骨化により脊髄や神経根が圧迫され症状が発現する疾患である。症状の発現には骨化した靱帯が脊柱管内を占拠して脊髄の圧迫が生じ症状が発現する静的圧迫と、責任椎間でOPLLの不連続性があり、可動性を伴うと脊髄症発症のリスクが高まる動的圧迫因子も要因として挙げられる。また、静的圧迫因子が軽度でも動的因子が大きい場合には脊髄症を発症し、静的動的圧迫因子は交互に作用して症状を発現する<sup>1-7)</sup>。今回、我々は有限要素法 (Finite Element Method ; 3D-FEM) 3

次元脊髓モデルを作成し、静的圧迫因子、動的圧迫因子及び静的動的圧迫因子合併例に関して、脊髓内応力に関して検証した。

## 方 法

FEM解析ソフトとしてThe ABAQUS 6.11 (Valley Street, Providence, RI, USA) を使用した。灰白質、白質及び軟膜からなる2椎体を想定した直径40mmの3次元FEM全周性脊髓モデルを作成した(図1)。軟膜・白質・灰白質の材料定数は、過去の牛脊髓応力緩和試験 長期静止データおよび文献を参考に設定した<sup>8, 9)</sup>。岩崎らは骨化パターンを台地型、山型にわけ、山型の骨化パターンでは椎弓形成の成績が劣ると報告している<sup>10)</sup>。山型のC-OPLLモデルを脊髓前方に設置した。OPLL中央を不連続部とし、椎間可動性に伴いこのレベルが動く想定した(図2)。脊髓後方には、C-OPLL症例のCTより求めた椎弓の座標をプロットし、骨性要素を作成した(図3)。OPLLと椎弓の材料定数は脊髓の影響を受けない硬い材質とした。このモデルの要素数は11,438、節点数は67,434であった。神経根や歯状韧带、硬膜などは計算を簡略化するため、考慮しないこととした。

静的圧迫モデルとして、OPLLより脊髓の前方から後方に向けて脊髓前後径の10, 20, 30%の圧迫を加えた(図4 A)。動的圧迫モデルとして、脊髓への圧迫がない状態で、椎体が屈曲する動きに合わせてC-OPLLの不連続部が5°, 10°, 15°屈曲方向に回旋するモデルを作成した(図4 B)。静的・動的圧迫合併モデルとして、脊髓に脊髓前後径10, 20%の圧迫を各々加えた状態で、椎体が屈曲するとそれに合わせてOPLLの不連続部が5°, 10°, 15°屈曲方向に回旋するモデルを作成した(図4 C)。計12の異なる解析を行った。

## 結 果

静的圧迫モデルでは、脊髓への圧迫の程度が増すにつれ、灰白質から前索・側索・後索へと応力が上昇した(図5 A)。

動的圧迫モデルでは、屈曲角度が増すにつれ、灰白質から前索・側索・後索へと応力が上昇した。特

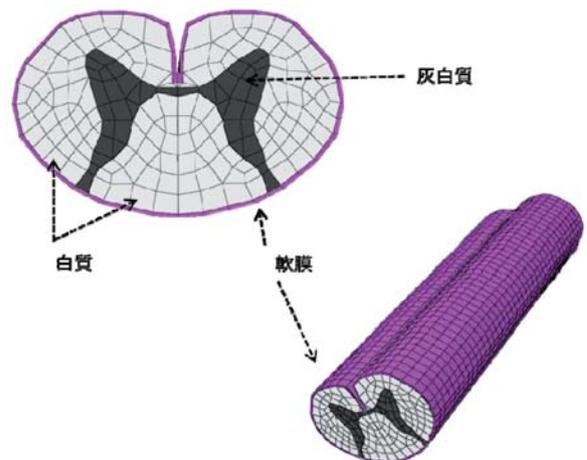


図1 灰白質、白質、軟膜からなるFEM脊髓モデル

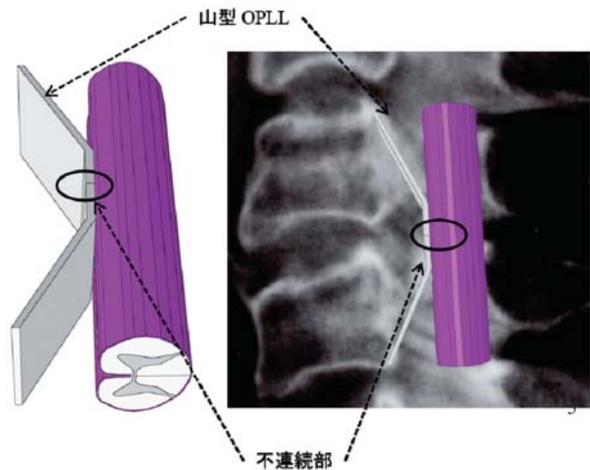


図2

脊髓前方に山型OPLLを配置。OPLLの中央には不連続部を設定。

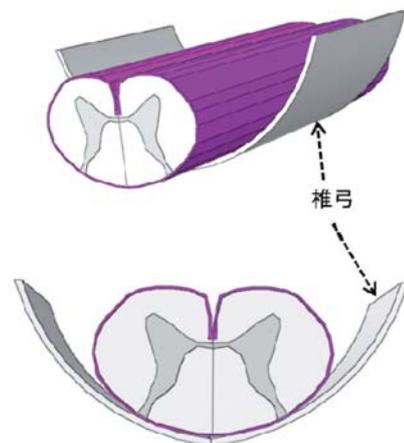


図3 椎弓モデル

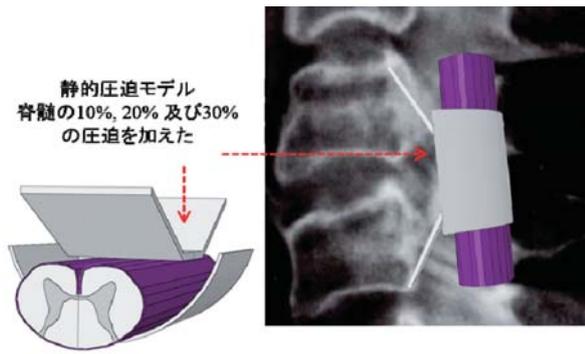


図4A 静的圧迫モデル  
OPLLにより脊髄の前方から後方に向けて脊髄前後径の10, 20, 30%の圧迫を加えた。

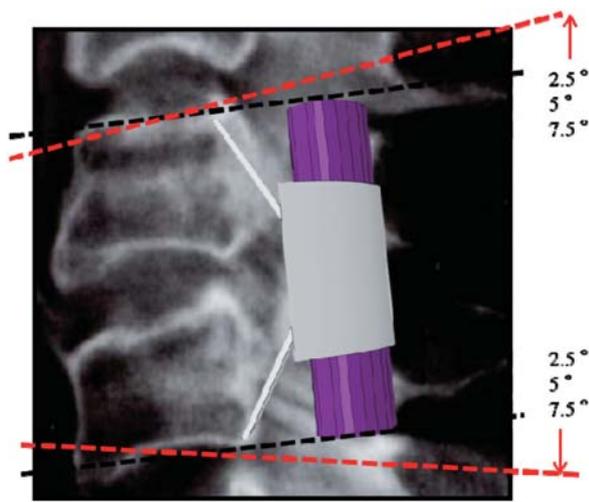


図4B 動的圧迫モデル  
椎体が屈曲する動きに合わせてC-OPLLの不連続部が5, 10, 15° 屈曲方向に回旋するモデルを作成した。

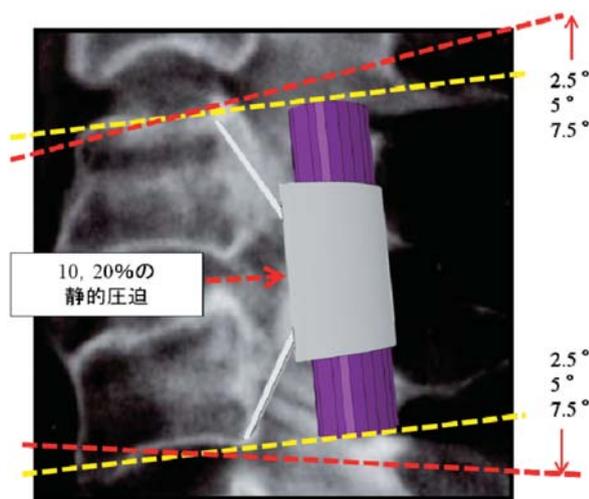


図4C  
静的・動的圧迫合併モデルとして、脊髄に脊髄前後径10, 20%の圧迫を各々加えた状態で、椎体が屈曲するとそれに合わせてOPLLの不連続部が5, 10, 15° 屈曲方向に回旋するモデルを作成した。

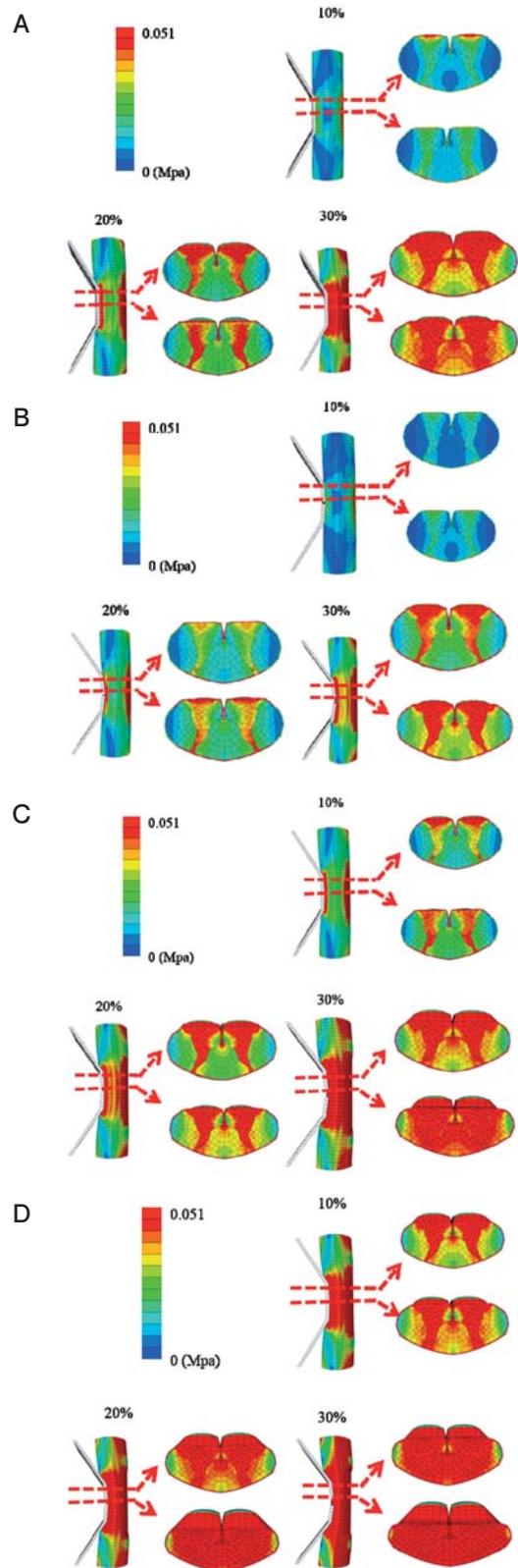


図5 応力分布図  
C-OPLLによる圧迫の中央部及び頭側部の応力図。静的圧迫の結果 (A), 動的圧迫の結果 (B), 静的圧迫 (10%) と動的圧迫のモデル (C) 及び静的圧迫 (10%) と動的圧迫のモデル (D)。

に不連続部での応力が上昇した (図5B)。

10%の静的圧迫に動的圧迫が加わったモデルでは、屈曲角度が増すにつれ静的圧迫のみに比べ特に10°以上の屈曲角度で脊髄の応力が軸位でも矢状面でも強く上昇した (図5C)。

20%の静的圧迫に動的圧迫が加わったモデルでは、屈曲角度が増すにつれ脊髄の応力が軸位でも矢状面でも強く上昇した (図5D)。屈曲角度が5°と軽度でも脊髄内応力は他のモデルに比べて応力が上昇していた。

## 考 察

C-OPLLで脊髄症を発症すると日常生活の質に大きく関わる。静的圧迫因子による脊髄症発症リスクとして、X線で有効脊柱管前後径が6mm以下、CTで8mm以下、OPLLの脊柱管占拠率が60%以上などの報告がある<sup>1, 10)</sup>。動的因子としては、Pincer Mechanismや責任椎間部可動域が大きいと予後不良という報告がある<sup>1-4)</sup>。脊髄症発症には、このような静的圧迫・動的圧迫単独ではなく、合併例が関与する。Azumaらは、脊髄症発症には有効脊柱管径と可動性が強く相関し<sup>6)</sup>、またMatsunagaらは、有効脊柱管径が6mm以上でも可動性が大きければ脊髄症が発症すると報告している<sup>7)</sup>。これらは圧迫が軽度でも椎間可動性を伴えば脊髄症が発症することを示唆している。今回の解析から静的圧迫の程度が大きくなれば、脊髄内応力は上昇した。また、静的圧迫がない状態でも椎間可動性によりOPLLの不連続部に動きが伴えば、脊髄内応力が上昇することが分かった。しかし各々単独の圧迫では脊髄内応力上昇程度は低く、静的圧迫のみでは圧迫程度が大きくならなくては症状が発現しない可能性が示唆された。また、動的因子のような不安定性があってもそれだけでは症状が発現しない可能性が示唆された。

Onoは圧迫性頸部脊髄症の脊髄病理を報告した<sup>12)</sup>。それは、①軽度の圧迫では側索変性が主体で、後索の脱髄は側索ほど一致しない。②前索は比較的保たれている。③圧迫と組織障害度はほぼ比例している。Itoらは高度な圧迫で灰白質と後索の腹外側が壊死脱落するとした<sup>13)</sup>。

通常一つの物質が圧迫を受ければ、圧迫物と接触している部分から応力が上昇するはずである。しか

し、頸髄症においてこれらの病態を考える際に中心部にある灰白質から変性しているということは、中心部にある灰白質と白質の物性が異なることが考えられる。この疑問をIchiharaらはウシ脊髄から灰白質と白質を採取して引張試験を行うことで、灰白質は白質より硬くて脆いことを証明することで説明した<sup>8)</sup>。このデータを使用してIchiharaらは2次元脊髄モデルを作成して応力解析を行った。また、Katoらは脊髄モデルをさらに発展させ、半切モデルではあるが3次元モデルを構築し、頸椎後縦靭帯骨化症や平山病の応力解析を行い、FEMモデルの有用性とさらなる可能性を証明している<sup>14-16)</sup>。しかしKatoらのモデルも半切脊髄モデルの平面に外力を加えるモデルで、周囲の組織の形状などを考慮するには至らなかった。著者らはこの脊髄半切モデルを発展させて脊髄全周モデルを作成して、頸椎後縦靭帯骨化症、頸椎症性脊髄症、胸椎後縦靭帯骨化症の応力解析を行った<sup>17-21)</sup>。これらの解析により、FEMモデルが脊髄の応力解析に有用なツールであることがより証明できた。

今回の解析において、静的圧迫が軽度でも、椎間可動性が大きくなれば、特に10°を超えると脊髄内応力が急速に上昇する可能性が示唆された。静的圧迫が20%であれば、椎間可動性が5°以上で脊髄全体に応力が上昇した。このことから、静的圧迫因子と動的圧迫因子が相互に関与して脊髄症が発症することがわかった。

この解析の限界として、神経根や硬膜、血流評価などがなされていない点、伸展時での黄色靭帯の関与を考慮していない、OPLLの不連続部が中央に設定されている点などが挙げられる。

## 結 論

今回脊髄の応力解析について、頸椎OPLLの静的圧迫、動的圧迫、静的動的合併モデルに関して検討を行った。静的圧迫、動的圧迫のみでも症状が発現するが、静的圧迫と動的圧迫が合併していれば脊髄内応力は上昇しやすく、症状が増悪しやすい可能性が示唆された。従って、静的圧迫が軽度でも椎間可動性が大きく不安定性を伴う場合には症状が増悪する可能性があり、注意が必要であることがわかった。

## 引用文献

- 1) Matsunaga S, Kukita M, Hayashi K, Shinkura R, et al. Pathogenesis of myelopathy in patients with ossification of the posterior longitudinal ligament. *J Neurosurg* 2002 ; **96** : 168-172.
- 2) Matsunaga S, Sakou T, Hayashi K, Ishidou Y, et al. Trauma-induced myelopathy in patients with ossification of the posterior longitudinal ligament. *J Neurosurg* 2002 ; **97** : 172-175.
- 3) Masaki Y, Yamazaki M, Okawa A, Aramomi M, et al. An analysis of factors causing poor surgical outcome in patients with cervical myelopathy due to ossification of the posterior longitudinal ligament : anterior decompression with spinal fusion versus laminoplasty. *J Spinal Disord Tech* 2007 ; **20** : 7-13.
- 4) Morio Y, Nagashima H, Teshima R, Nawata K. Radiological pathogenesis of cervical myelopathy in 60 consecutive patients with cervical ossification of the posterior longitudinal ligament. *Spinal Cord* 1999 ; **37** : 853-857.
- 5) Fujiyoshi T, Yamazaki M, Okawa A, Kawabe J, Hayashi K, Endo T et al. Static versus dynamic factors for the development of myelopathy in patients with cervical ossification of the posterior longitudinal ligament. *J Clin Neurosci*. 2010 ; **17** : 320-324.
- 6) Azuma Y, Kato Y, Taguchi T. Etiology of cervical myelopathy induced by ossification of the posterior longitudinal ligament : determining the responsible level of OPLL myelopathy by correlating static compression and dynamic factors. *J Spinal Disord Tech* 2010 ; **23** : 166-169.
- 7) Matsunaga S, Nakamura K, Seichi A, Yokoyama T, et al. Radiographic predictors for the development of myelopathy in patients with ossification of the posterior longitudinal ligament : a multicenter cohort study. *Spine* 2008 ; **33** : 2648-2650.
- 8) Ichihara K, Taguchi T, Sakuramoto I, Kawano S, et al. Mechanism of the spinal cord injury and the cervical spondylotic myelopathy : new approach based on the mechanical features of the spinal cord white and gray matter. *J Neurosurg* 2003 ; **99 (Sup)** : 278-285.
- 9) Tunturi AR. Elasticity of the spinal cord, pia and denticulate ligament in the dog. *J Neurosurg* 1978 ; **48** : 975-979.
- 10) Iwasaki M, Okuda S, Miyauchi A, Sakaura H, et al. Surgical strategy for cervical myelopathy due to ossification of the posterior longitudinal ligament. Part 1 : clinical results and limitations of laminoplasty. *Spine* 2007 ; **32** : 647-653.
- 11) Koyanagi I, Imamura H, Fujimoto S, Hida K, et al. Spinal canal size in ossification of the posterior longitudinal ligament of the cervical spine. *Surg Neurol* 2004 ; **62** : 286-291.
- 12) Ono K, Ota H, Tada K, Yamamoto T. Cervical myelopathy secondary to multiple spondylotic protrusions. A clinicopathologic study. *Spine* 1977 ; **2** : 109-125.
- 13) Ito T, Oyanagi K, Takahashi H, Takahashi HE, et al. Cervical spondylotic myelopathy. Clinicopathologic study on the progression pattern and thin myelinated fibers of the lesions of seven patients examined during complete autopsy. *Spine* 1996 ; **21** : 827-833.
- 14) Kato Y, Kanchiku T, Imajo Y, Kimura K, et al. Biomechanical study of the effect of the degree of static compression of the spinal cord in ossification of the posterior longitudinal ligament. *J Neurosurgery Spine* 2010 ; **12** : 301-305.
- 15) Kato Y, Kataoka H, Ichihara K, Imajo Y, et al. Biomechanical study of cervical flexion myelopathy using a three-dimensional finite element method. *J Neurosurgery Spine* 2008 ; **8** : 436-441.
- 16) Kato Y, Kanchiku T, Imajo Y, Ichinara K, et

- al. Flexion model simulating spinal cord injury without radiographic abnormality in patients with ossification of the longitudinal ligament : the influence of flexion speed on the cervical spine. *J Spinal Cord Med* 2009 ; **32** : 555-559.
- 17) Nishida N, Kato Y, Imajo Y, Kawano S, et al. Biomechanical study of the spinal cord in thoracic ossification of the posterior longitudinal ligament. *J Spinal Cord Med* 2011 ; **34** : 518-522.
- 18) Nishida N, Kato Y, Imajo Y, Kawano S, et al. Biomechanical analysis of cervical spondylotic myelopathy : The influence of dynamic factors and morphometry of the spinal cord. *J Spinal Cord Med* 2012 ; **35** : 256-261.
- 19) Nishida N, Kanchiku T, Kato Y, Imajo Y, et al. Biomechanical analysis of the spinal cord in Brown- Séquard syndrome. *Experimental and Therapeutic Medicine* 2013 ; **6** : 1184-1188.
- 20) Nishida N, Kanchiku T, Kato Y, Imajo Y, et al. Biomechanical analysis of cervical myelopathy due to ossification of the posterior longitudinal ligament : Effects of posterior decompression and kyphosis following decompression. *Exp Ther Med* 2014 ; **7** : 1095-1099.
- 21) Nishida N, Kanchiku T, Kato Y, Imajo Y, et al. Cervical ossification of the posterior longitudinal ligament : Biomechanical analysis of the influence of static and dynamic factors. *J Spinal Cord Med* 2015 ; **38** : 593-598.

## Cervical Ossification of the Posterior Longitudinal Ligament: Biomechanical Analysis of the Influence of Static and Dynamic Factors.

Norihiro NISHIDA

Department of Orthopedic Surgery, Yamaguchi University Graduate School of Medicine, 1-1-1 Minami Kogushi, Ube, Yamaguchi 755-8505, Japan

### SUMMARY

Cervical myelopathy of ossification of the posterior longitudinal ligament (OPLL) is induced by static factors, dynamic factors or a combination of both. We used a 3-dimensional finite element method to analyze the stress distributions of spinal cord of compression by OPLL. Experimental condition for spinal cord, lamina and OPLL with ossification. To simulate static compression, 10%, 20% and 30% anterior static compression of the AP diameter of the spinal cord was applied to the spinal cord by OPLL. To simulate dynamic compression, OPLL is rotated 5°, 10° and 15° to the flexion direction. To simulate static and dynamic compression, under 10% and 20% anterior static compression, OPLL is rotated 5°, 10° and 15° to the flexion direction. The stress distribution in the spinal cord increased following static compression and dynamic compression. In both of static compression and dynamic compression, more than static compression increases, more than stress distribution increases even mild range of motion. There is possibility that the symptoms appear just static compression and dynamic compression only. However, under static compression, the stress distribution increases with ROM of the responsibility level and this makes it very likely that symptoms will worsen.