

可吸收骨板與金屬骨板於頸椎融合手術之有限元素分析

蔡明勳¹ 林建宇¹ 林修任¹ 曾永和¹ 江長蓉² 陳文斌¹

¹國立台北科技大學 製造科技所

²雙和醫院 骨科部

摘要

頸椎融合手術為治療頸椎退化疾病的手術方式之一，頸椎融合手術加入金屬骨板可提高穩定性與增加融合速率，但衍生出許多術後併發症。可吸收骨板隨著時間漸漸分解於人體，降低併發症產生。本研究建立 C3-C7 頸椎有限元素模型，分別加入金屬骨板以及改變骨板材料參數代表可吸收骨板隨時間漸漸降解於人體，分別探討對頸椎的生物力學影響，研究結果顯示，頸椎加入可吸收骨板其頸椎活動度會較接近正常頸椎，避免鄰近節退化情形發生。

關鍵字：頸椎融合手術、可吸收骨板、有限元素分析

一、緒論

椎間盤退化是現今頸椎病變的原因之一，治療椎間盤退化有許多手術方式。例如融合手術、人工椎間盤置換等等。頸椎融合手術加入金屬骨板可以增加穩定性，但伴隨著術後的併發症狀如鄰近節退化。可吸收骨是近來發展中骨板材質，本研究探討於融合手術中，於頸椎前方加入可吸收骨板對於頸椎的生物力學影響。

二、文獻回顧

許多過去的研究說明，頸椎融合手術在前方加入金屬骨板可以提高穩定性以及融合速率。[1]雖然已達到融合，但伴隨著併發症的產生，包含植入體的脫位以及鄰近節的退化。日常生活中產生的應力會發生在金屬骨板上所產生的應力遮蔽效應。[2]吞嚥困難是術後常見的併發症，其產生的原因是骨板以及螺絲釘會造成食道進行回縮動作時較困難。過去學者也有說明當病患接受頸椎融合手術，發現約 92%的病患會產生鄰近節退化[3]，其原因是融合手術加入金屬骨板會降低病患椎節的活動度，為了達到日常生活所需活動度，鄰近節會產生代償現象，進而產生鄰近節退化。融合手術不加入骨板，雖可消除應力遮蔽效應，但缺乏穩定性，植入體可能因未完全骨融合而塌陷。

使用可吸收骨板可以改善上述的缺

點，在手術後前期及中期可以給予頸椎穩定性，隨著時間演變，骨板降解在人體中，應力也漸漸轉移到癒合的組織。[4]

本研究建立人體 C3-C7 頸椎有限元素模型，並加入骨板和改變材料參數及體積，探討對於頸椎的生物力學影響，進而提供醫師進行手術時的參考依據。

三、材料方法

3.1 頸椎模型

本研究根據美國國立醫學圖書館 (National Library of Medicine, NLM) 所提供之電腦斷層影像 (Computerized Tomography, CT) 建構頸椎 C3-C7 椎節之有限元素模型。首先利用醫學影像處理軟體 Amira4.1 (Visage Imaging, Carlsbad, CA, USA) 圈選頸椎椎骨輪廓，生成頸椎薄殼元素模型，再匯入 Hyper Works 10.0 (AltairEngineering, Inc., Troy, MI) 以四節點四面體元素建構皮質骨、海綿骨及後骨元素，以八節點六面體元素建立纖維環與髓核，並參考椎間盤解剖學特徵，設定髓核與纖維環體積比為 40:60。環狀纖維排列方式與水平面夾角 30 度。利用有限元素前處理軟體 (ABAQUS 6.10, Simula Inc., US) 進行材料參數設定，所有材料性質設定均質、等向、線彈性之材料特性，材料參數則參考過去研究所提供參數如

表一[5]。模型包含五個活動元以及五條脊椎主要的韌帶，包含前縱韌帶、後縱韌帶、黃韌帶、脊間韌帶以及小面關節韌帶。韌帶參數參考過去文獻給予力量位移曲線 [5]

3.2 植體模型

第一組移除 C5-C6 前縱韌帶與後縱韌帶，椎間盤楊氏係數設定與皮質骨相同，代表植入物與椎骨以完全骨融合。分別加入金屬骨板，以及不加入骨板代表骨板已完全降解於人體。本研究參考市售生物可吸收頸椎骨板 (INION S-1 Biodegradable Anterior Cervical Fusion System, Inion Inc., Weston FL, USA) 之骨板尺寸 (25mm*19mm*2mm) 與骨釘尺寸 (長度 12mm；直徑 4.5mm) 設計，金屬骨板材料參數分別是鈦合金，楊氏係數為 110GPa，普松比為 0.3 不鏽鋼，楊氏係數為 220GPa，普松比為 0.3。第二組移除 C5-C6 纖維環，中間保留髓核體積設定楊氏係數 500MPa 代表手術初期放入的骨植入物，並在 C5-C6 椎骨加入可吸收骨板，可吸收骨板給予 100~3500MPa，普松比 0.3。不同楊氏係數代表骨板隨時間降解在人體中，模型如圖一所示。當骨板以完全降解於人體，則在模型不加入骨板，本研究活動度結果皆顯示前彎，因是人體主要活動方向。

3.3 邊界條件

接觸條件使用 (general contact)，給予 0.01 摩擦係數，其於接合部分設定黏合 (bonding)。參考 Panjabi 學者提出的複合試驗方式 (Hybrid test method) []。第一階段先給予於 C3 頸椎上終板前側 1/3 處給予 74N 之垂直負載以模擬人體頭部重量，固定 C7 椎體底部。給予完整組模型 1.8N-m 之扭矩模擬前彎、伸展、側彎與扭轉運動。第二階段為植體組的彎曲測試，以角度控制的方式，在 C3 椎體上方給予角度，使植體組與正常組以相同的總活動度進行彎曲運動。以此評估在相同的總活動度下，各植體對手術節與鄰近節之影響。

四、結果

4.1 模型驗證

在第一階段完整組所得活動度前彎加上後彎為 32.07° 側彎方向為 18° 軸向旋轉方向為 32.07° 皆與過去體外實驗文獻進行驗證，結果皆落在實驗範圍內，如圖 2 所示。

4.2 活動度

可吸收骨板與金屬骨板結果比較，當 C5-C6 椎間盤楊氏係數設定與皮質骨相同時，代表植入體已與椎骨完全骨融合。加入鈦合金骨板手術當節活動度為 0.04°，加入不鏽鋼骨板手術當節活動度為 0.04°，不加入骨板代表可吸收骨板已完全降解於人體，手術當節活動度為 0.11°。發現植體組與正常組 C5-C6 節的活動度 (1.81°) 比較都大幅降低，鄰近節的活動度則大幅增加，如圖 3 所示

本研究改變骨板楊氏係數，逐漸降低楊氏係數代表可吸收骨板隨時間降解於人體，探討對於各個椎節活動度的影響。當骨板楊氏係數為 3500MPa 降為 0MPa 時，C5-C6 節活動度由 0.42° 增加到 1.22°。最上端的鄰近節 C3-C4 節活動度由 2.88° 降低至 2.61°，上鄰近節 C4-C5 節活動度由 2.37° 降低至 2.1°，下鄰近節 C6-C7 節活動度由 2.49° 降低至 2.24°，可以發現當骨板楊氏係數越低，手術當節的活動度漸漸增加，對於鄰近節活動度的代償現象越逐漸降低，如圖 4 所示。

4.2 Von mises

探討金屬骨板與可吸收骨板對於整體頸椎的應力分佈，結果為給予第一組正常組與植體組 8.17° 前彎方向，如圖所示。發現加入金屬骨板，部分應力會產生在金屬骨板上，在螺釘與椎骨的接縫處也會有較高的應力。當可以收骨板完全降解於人體時，應力則落在骨植入物上，如圖 5 所示。

五、討論

本研究探討使用金屬骨板與可吸收

骨板進行比較。金屬骨板與可吸收骨板如結果所示，若模擬植入物與椎骨完全骨整合，植體組椎體手術當節的活動度都大幅降低，由於加入金屬骨板會限制手術當節的活動度。可吸收骨板雖已降解於人體，但植入體跟椎骨完全骨整合，勁度遠遠高於原本健康的椎間盤，故活動度也有所限制。應力分佈情形，發現加入金屬骨板，部分應力會發生在骨板上，造成應力遮蔽效應，對於這樣的結果會不利於骨組織的生長。金屬骨板的螺釘與骨板接縫處，以及螺釘與椎骨的接縫處會有較高應力，對於椎骨也是不好的影響。可吸收骨板完全降解於人體，應可以避免應力遮蔽效應的產生。

模擬骨板逐漸降低楊氏係數，代表可吸收骨板隨時間逐漸降解於人體。如結果所示，當楊氏係數為 3500MPa，植體當節的活動度最低，這能提供手術初期的穩定性。隨著時間骨板降解於人體，骨板楊氏係數降低，手術當節的活動度開始逐漸增加，對於鄰近節的代償現象也慢慢的減少，可避免鄰近節的退化。過去臨床實驗說明使用可吸收骨板並加入植入體，手術初期可以提供穩定度並防止植入體的脫位，隨著時間骨板降解在人體，以及植入體漸漸骨融合進而達到良好的臨床效果 [6]

六、結論與未來展望

頸椎融合手術室治療頸椎疾病的一種手術方式，使用金屬骨板衍生出需多病發症狀，如臨近節退化、螺絲以及骨板鬆脫，應力遮蔽效應等等，可吸收骨板可改善缺點，也可以避免如發生併發症需進行二次手術。本研究說明吸收骨板如以完全降解在人體，手術當節活動度較接近正常組，避免鄰近節退化。但本研究骨板、螺絲釘和骨植入體接觸都設為黏合，未來研究可以設定摩擦係數以更較接近實際臨床。

七、參考文獻

[1] H. H. Bohlman, S. E. Emery, D. B. Goodfellow, and P. K. Jones,

- "Robinson anterior cervical discectomy and arthrodesis for cervical radiculopathy. Long-term follow-up of one hundred and twenty-two patients," *J Bone Joint Surg Am*, vol. 75, pp. 1298-307, Sep 1993.
- [2] M. G. Kaiser, R. W. Haid, Jr., B. R. Subach, B. Barnes, and G. E. Rodts, Jr., "Anterior cervical plating enhances arthrodesis after discectomy and fusion with cortical allograft," *Neurosurgery*, vol. 50, pp. 229-36; discussion 236-8, Feb 2002.
- [3] J. Goffin, E. Geusens, N. Vantomme, E. Quintens, Y. Waerzeggers, B. Depreitere, F. Van Calenbergh, and J. van Loon, "Long-term follow-up after interbody fusion of the cervical spine," *J Spinal Disord Tech*, vol. 17, pp. 79-85, Apr 2004.
- [4] W. J. Ciccone, 2nd, C. Motz, C. Bentley, and J. P. Tasto, "Bioabsorbable implants in orthopaedics: new developments and clinical applications," *J Am Acad Orthop Surg*, vol. 9, pp. 280-8, Sep-Oct 2001.
- [5] Y. Duan, H. Zhang, S. X. Min, L. Zhang, and A. M. Jin, "Posterior cervical fixation following laminectomy: a stress analysis of three techniques," *European Spine Journal*, vol. 20, pp. 1552-1559, Sep 2011.
- [6] A. R. Vaccaro, J. A. Carrino, B. H. Venger, T. Albert, P. M. Kelleher, A. Hilibrand, and K. Singh, "Use of a bioabsorbable anterior cervical plate in the treatment of cervical degenerative and traumatic disc disruption," *Journal of Neurosurgery*, vol. 97, pp. 473-480, Nov 2002.

八、表格

Material	Element type	Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio
Cortical bone	4-node Tetra	12000	0.3
Cancellous bone	4-node Tetra	100	0.25
Posterior	4-node Tetra	3500	0.25
Endplate	8-node Hex	3500	0.25
Disc annulus	8-node Hex	3.4	0.4
Disc nucleus	8-node Hex	1.0	4.9
Annulus fibers	Rebar element	100	0.1
Titanium plate	4-node Tetra	110000	0.3
Stainless steel plate	4-node Tetra	220000	0.3
bioabsorbable bone plate	4-node Tetra	3500, 2000,1000, 500, 100,完全降解於人體	0.3

表 1 椎體材料參數

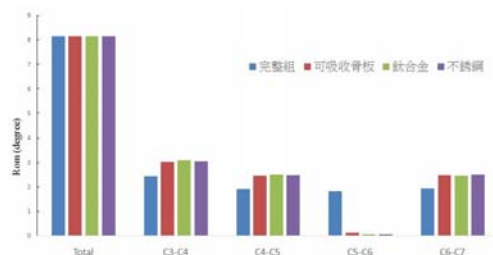


圖 3 頸椎分別加入金屬骨板與可吸收骨板活動度各椎節活動度

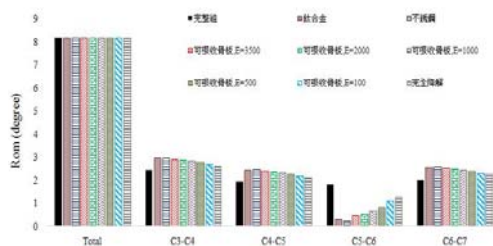


圖 4 可吸收骨板E值逐漸降低直到完全降解

九、圖片

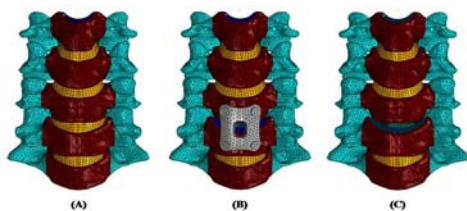
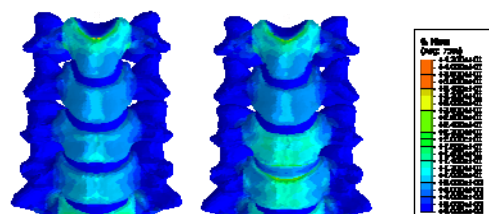
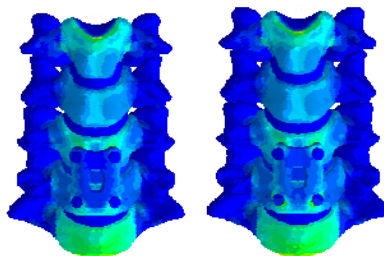


圖 1 (A)完整組 C3-C7 頸椎模型(B)植體組加入骨板(C)當可降解骨板完全降解於人體



正常組 可吸收骨板組



鈦合金骨板組 不銹鋼骨板組

圖 5 正常組與植體組 Von mises 應力圖

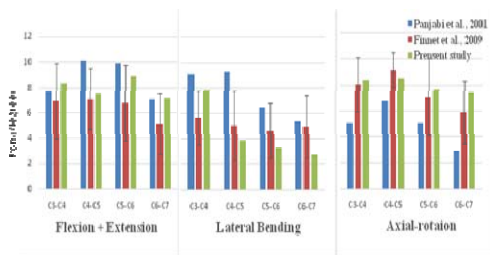


圖 2 完整組模型與過去體外實驗文獻驗證