

電腦模擬技術與醫療執行

—以腰椎融合術為例—

陳建宏^{1*} 鄔詩賢² 徐懋仁³

本研究以電腦模擬技術討論腰椎第二節到第四節（L2-L4）接受三種不同類型之脊椎融合術，包括前位融合、後側位融合以及後位融合，在不同坐姿傾角時，融合部位上下方椎間盤內最大應力變化，以瞭解融合術對脊椎動力學之影響。本文以多孔媒體有限元素理論為分析基礎，輔以醫學影像處理及數值方法計算椎間盤應力。研究顯示，三種常用融合術中，腰椎施以後位融合術最符合生物力學原則；而此種模擬技術更有助於醫療品質之提昇。

關鍵詞：模擬技術，腰椎融合，有限元素法

前 言

脊椎融合術是臨床上一種常被用來固定脫位骨節的方法，在針對脊椎變形的復位矯正手術時，可以協助維持脊椎內固定器所達成的矯正。自從1911年Albee^[1]發明融合術後，此方法已被廣泛的運用於治療各種脊椎疾病，諸如損傷、畸形及退化等。其作用是以去除退化或不穩定的脊椎骨節，以達到減輕疼痛及恢復脊椎穩定的目的。然而臨床報告指出，融合術的施行有加速受固定骨節之鄰近骨節退化的趨勢。這鄰近骨節術後所發生的病變，已是臨床上日漸增加的一個問題。Lee^[2]針對18個術後平均八年半產生鄰近椎間盤病症的病患做了一項研究，他認為這類病症的發生可能是由於融合時鄰近

骨節的運動方式改變所致。而若進一步配合脊椎內固定器的使用，將使得受融合骨節的硬度增加以及旋轉中心的位移，進而導致相鄰骨節的應力增加。學者Hsu等人^[3]則以30個病例的情形做了一項報告。這30個病例的融合情形都很成功，卻在長時間後導致相鄰骨節椎間盤的崩潰。他們發現植入內固定器的病患在平均5.3年後，比沒有使用內固定器平均9.9年的病患，有更快而明顯的退化現象。早期Caldwell^[4]和Spurling^[5]認為脊椎融合術對處理下背痛並沒有明顯的效果，但後來Frymoyer^[6]則指出脊椎融合術可以在腰椎椎間盤病症的處理上有些幫助。這一個重要的主題，目前我們所能瞭解的，大都是來自臨床上的智識。Casey^[7]等人利用人體腰椎進行實驗，先將脊椎骨節固定，然後在脊椎軸向上給予負載，做為探討椎骨融合前後對鄰近

¹ 中山醫學院物理治療學系助理教授

² 國立中興大學機械工程學系教授

³ 國立中興大學機械工程研究所

* 通訊作者：陳建宏

通訊地址：402台中市南區建國北路一段110號中山醫學院物理治療學系 電話：(04)24739595轉4503

骨節影響的實驗。這些實驗數據再經由一個數學模式來分析，在鄰近運動骨節上，應力有明顯增加的現象。然而，學者Yang^[8]以相同的模式做實驗，當施以壓伸負載（compression-tension loading）時，鄰近骨節上卻未發現有應力增加的現象。另外，Ha等人^[9]在體外試驗的模式上施以腰椎融合術，他們發現鄰近骨節的運動量有明顯增加。種種文獻顯示，以體外試驗進行脊椎融合術對鄰近骨節影響性的研究，將隨著負載形式或是骨節數的多寡及位置而有不同的結果，亦產生不同的解讀。

因此，以更接近人體內部型態之研究方式而獲得的脊椎動力學結果將可更為人們接受。最早以探針深入活體椎間盤內，量測盤內壓力的是學者Nachemson^[10]，但這種方式是一種侵入性之行為，其侵入過程多多少少影響了原先的壓力狀態，同時，近年來也尚未發現有其他學者進一步運用此方法探求脊椎融合術對鄰近椎間盤內壓力的影響。

由於模擬技術在近幾年已悄悄的改變醫療行為，更被大量的使用於研究人體對於醫療方式與器材的反應，以提供更佳的醫療品質。基於此，本文乃採用最新的模擬技術，建構出完整脊椎廿四段骨節模式，並施以體重形式之負載，以更接近人體內部狀態之模式進行有限元素法分析，得到脊椎融合術後對鄰近椎間盤內部應力之影響。

材料與方法

脊椎是一種多孔彈性結構（poro-elastic structure），為一兩相（phase）性材料，又稱為多孔媒體（porous media）。其由可變形的固體骨架（solid skeleton）及充滿於骨架孔隙中的飽和流體所組成。因此整個脊椎體之力學行為是由固體架構和流體交互作用的結果。

多孔媒體理論

在多孔媒體中，固體骨架的位移向量表示為 \underline{u} ，液體位移向量表示為 \underline{U} ；而穿過固體骨架且平行座標軸 i ($i=X, Y, \text{或} Z$) 的液體體積位移可表示為 nU_i ，其中 n 為孔隙率，定義為液體體

積佔多孔媒體體積的比例。多孔媒體元素中孔隙內的液體相對於固體骨架的位移，定義為 \underline{w} 。 w_i 表示為元素內的孔隙中的液體在 i 軸向上穿過垂直於該軸的多孔媒體表面的位移量。因此，實際的液體位移是 $\underline{U} - \underline{u}$ 或是 $\underline{U} - \underline{u} = (1/n) \underline{w}$ 。可表示為：

$$\underline{w} = n (\underline{U} - \underline{u}) \quad (1)$$

在兩相結構中，應變是同時發生在固體的骨架以及液體上；其中固體的應變向量為 $\underline{e} = [L] \underline{u}$ ， $[L]$ 為應變—位移矩陣。

液體體積應變（fluid volumetric strain）為 $\zeta = [\nabla] \underline{w}$ ，代表多孔媒體單位體積中的液體體積變化，此值為一個純量，且微分運算子

$$[\nabla] = [L]^T [m]，其中 [m]^T = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}。$$

多孔媒體中任一個位置的力場都由固體總應力 σ 與孔隙中的液體壓力 π 所組成。總應力定義為多孔媒體上單位面積的作用力；而液體壓力定義為液體單位面積上的作用力。此外還有一特別的參數 α ，定義為多孔媒體中固體骨架的可壓縮性（compressibility），定義為 $\alpha = 1 - K_S / K_T$ 。其中 K_S 為多孔媒體的體積彈性係數（bulk modulus of the solid matrix），此係數描述固體中含有液體時的整體彈性係數。 K_T 為固體骨架體積彈性係數（bulk modulus of the solid skeleton matrix），此係數僅描述純固體的彈性係數，不考慮液體反應。則多孔媒體的總應力（total stress）可描述為固體骨架上的應力和液體作用在固體上的應力和，表示如下：

$$\underline{\sigma} = [D] \underline{e} + \alpha \pi [m] \quad (2)$$

上式中 $[D]$ 為全洩性勁度矩陣（fully drained elasticity matrix），此矩陣為完全不含任何水分的固體矩陣，即沒有任何液體效應。 $[D]$ 可表示為：

$$[D] = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1-\nu & \nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & 1-\nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & \nu & 1-\nu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} \end{bmatrix}$$

其中 E 為楊氏係數 (Young's modulus)， ν 為蒲松比 (Poisson's ratio)。而流體應變定義為 (π / Q_f)，其中 Q_f 為液體體積彈性係數 (bulk modulus of fluid)。本研究考慮的靜流 (hydrostatic case) 情況下， Q_f 為一個常數。此時多孔媒體的應變源有兩個：(1)液體體積應變 ζ ，(2)固液體交互作用下額外的應變 $\alpha [m]^T \underline{e}$ 。因此液體應變為二者之和：

$$\pi = \alpha Q_f [m]^T \underline{e} + Q_f \zeta \quad (3)$$

將式(3)代入式(2)，則固體總應力可表示為

$$\underline{\sigma} = ([D] + \alpha^2 Q_f [m][m]^T) \underline{e} + \alpha Q_f \zeta [m] \quad (4)$$

在固相平衡方面，多孔媒體之平衡方程式為

$$[L] \underline{\sigma} = (1-n) \rho_s \ddot{\underline{u}} + n \rho_f \ddot{\underline{U}} \quad (5)$$

其中 $[L] \underline{\sigma}$ 為作用在多孔媒體單位體積上之總慣性力， ρ_s 為固體骨架密度 (density of solid skeleton)，代表固體骨架每單位體積之質量； ρ_f 為流體密度 (density of fluid)，代表孔隙中的液體每單位體積之質量。為多孔媒體每單位體積中的骨架質量， $(1-n) \rho_s \ddot{\underline{u}}$ 為作用於多孔媒體每單位體積之固體骨架慣性力， $n \rho_f \ddot{\underline{U}}$ 為作用於多孔媒體每單位體積之液體慣性力，其中 $n \rho_f$ 為多孔媒體每單位體積中液體質量。

多孔媒體之總勢能 (total potential energy) 為 $\Pi = W_p + U$ ，其中 U 為應變能 (strain energy)， W_p 為由外力所形成的勢能 (potential of the applied load)。依據勢能靜止原理 (principle of stationary potential energy)，並假設變分時力量為定值 $W_p = -W$ (W 為慣性力所作的功)，因此我們可得最小勢能：

$$\delta \Pi = \delta W_p + \delta U = \delta U - \delta W = 0 \quad (6)$$

由式(5)右邊可得慣性力所作之功的變分：

$$\delta W = \int \delta \underline{u}^T (1-n) \rho_s \ddot{\underline{u}} dV + \int \delta \underline{U}^T n \rho_f \ddot{\underline{U}} dV \quad (7)$$

再將式(1)代入得

$$\delta W = \int \delta \underline{u}^T (\rho_s \ddot{\underline{u}} + \rho_f \ddot{\underline{w}}) dV + \int \delta \underline{w}^T [(\rho_f/n) \ddot{\underline{w}} + \rho_f \ddot{\underline{u}}] dV \quad (8)$$

其中整體密度 $\rho = (1-n) \rho_s + n \rho_f$ ，定義為

多孔媒體每單位體積的質量。由式(5)右邊可得系統之應變能變分為：

$$\delta U = \int \delta \underline{e}^T \underline{\sigma} dV \quad (9)$$

再引進內插函數 $[N_u]$ 、 $[N_w]$ ，可得到節點的位移向量：

$$\underline{u} = [N_u] \{\underline{u}\}, \quad \underline{w} = [N_w] \{\underline{w}\} \quad (10)$$

其中 $\{\underline{u}\}$ 、 $\{\underline{w}\}$ 為節點上的位移向量，又

$$\underline{e} = [L] \underline{u} = [L] [N_u] \{\underline{u}\} = [B_u] \{\underline{u}\} \quad (11)$$

將式(8,9,10,11)代入式(6)並對其偏微可得

$$\frac{\partial \Pi}{\partial \{\underline{u}\}^T} = \int [B_u]^T \underline{\sigma} dV - \int [N_u]^T \rho_s \ddot{\underline{u}} dV - \int [N_u]^T \rho_f \ddot{\underline{w}} dV = 0 \quad (12a)$$

$$\frac{\partial \Pi}{\partial \{\underline{w}\}^T} = - \int [N_w]^T \left[\frac{\rho_f}{n} \ddot{\underline{w}} + \rho_f \ddot{\underline{u}} \right] dV = 0 \quad (12b)$$

式(12a)即為多孔媒體平衡狀態時之有限元素平衡方程式，式(12b)則為剛體 (rigid body) 運動方程式，重新整理式(12a)可得

$$\int [B_u]^T \underline{\sigma} dV = \int [N_u]^T \rho_s \ddot{\underline{u}} dV + \int [N_u]^T \rho_f \ddot{\underline{w}} dV = 0 \quad (13)$$

在液相平衡方面，廣義達西定律 (general Darcy's law) 為

$$\underline{q} = -k (\nabla p)$$

其中 k 為滲透率 (permeability)， \underline{q} 為液體流動速率，定義為滲透截面上單位面積液體流動速率；而 p 為液壓。亦即 $\underline{q} = \underline{w}$ 、 $\pi = -p$ 。上式可改寫為

$$\underline{w} = k ([\nabla] \pi - \rho_f \ddot{\underline{U}}) \quad (14)$$

亦即

$$n (\ddot{\underline{U}} - \ddot{\underline{u}}) = k ([\nabla] \pi - \rho_f \ddot{\underline{U}})$$

$$(1/k) \ddot{\underline{w}} = [\nabla] \pi - \rho_f \ddot{\underline{U}}$$

在依前述的勢能靜止原理與變分，可得到由液壓梯度和慣性力所作的功分別為

$$\delta \{\underline{w}\}^T [B_w]^T \pi dV \quad (15)$$

$$\begin{aligned} \int \delta \underline{U}^T \rho_t \underline{\ddot{U}} dV_t &= \int \left(\frac{1}{n} \delta \underline{w}^T \underline{u}^T \right) \rho_t \left(\frac{1}{n} \underline{\dot{w}}^T + \underline{\ddot{u}} \right) dV_t \\ &= \rho_t \int \left(\frac{1}{n^2} \delta \underline{w}^T \underline{\dot{w}} + \frac{1}{n} \delta \underline{w}^T \underline{\ddot{u}} \right. \\ &\quad \left. + \frac{1}{n} \delta \underline{u}^T \underline{\dot{w}} + \delta \underline{u}^T \underline{\ddot{u}} \right) dV_t \end{aligned} \quad (16)$$

前面提過，液體體積應變式表示為 $\zeta = [\nabla]^T \underline{w}$ ，將該式改寫為 $\zeta = [B_w] \underline{w}$ 。其中

$$[B_w] = [\nabla]^T = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial x} & \frac{\partial}{\partial y} & \frac{\partial}{\partial z} \end{bmatrix}, \text{ 且 } \underline{w} = [N_w] \{\bar{w}\}$$

則液體應變能為

$$\int \delta \underline{\dot{w}}^T k^{-1} \underline{\dot{w}} dV = \delta \{\bar{w}\}^T \int [N_w]^T k^{-1} \underline{\dot{w}} dV \quad (17)$$

將式(15,16)及 $dV_t = n dV$ 代入式(6)，並對其偏微分得：

$$\begin{aligned} \frac{\partial \Pi}{\partial \{\bar{w}\}^T} &= \int [B_w]^T \pi dV - \int [N_w]^T \left(\frac{1}{n} \rho_t \right) \underline{\dot{w}} dV - \\ &\quad - \int [N_w]^T \rho_t \underline{\ddot{u}} dV - \int [N_w]^T k^{-1} \underline{\dot{w}} dV = 0 \end{aligned}$$

重新整理可得

$$\begin{aligned} \int [B_w]^T \pi dV &= \int [N_w]^T \left(\frac{1}{n} \rho_t \right) \underline{\dot{w}} dV + \int [N_w]^T \rho_t \underline{\ddot{u}} \\ &\quad + \int [N_w]^T k^{-1} \underline{\dot{w}} dV \end{aligned} \quad (18)$$

式(13)及式(18)即為兩相結構之有限元素運動方程式。

本研究中是以 von Mises 應力作為判斷材料破壞的準則。在固體骨架上 von Mises 應力的計算方式為：

$$\begin{aligned} \sigma'_{vm} &= \sqrt{\frac{1}{2}(\sigma'_x - \sigma'_y)^2 + \frac{1}{2}(\sigma'_y - \sigma'_z)^2 + \frac{1}{2}(\sigma'_z - \sigma'_x)^2} \\ &\quad + 3\tau'_{xy}{}^2 + 3\tau'_{yz}{}^2 + 3\tau'_{zx}{}^2 \end{aligned} \quad (19)$$

其中 σ'_{vm} 稱為 von Mises 有效應力 (effective stress)，以後所有的計算結果都將以該應力來討論。

脊椎有限元素模式

將正常人腰椎第五節之電腦斷層掃描影像，經影像處理步驟、節點鋪設法等，建立出單一

脊椎運動骨節之基本腰椎第五節三維有限元素模式 (圖1) [11]。單一骨節模式有2144個節點，以及1362個八點六面體實體元素。依此為基本骨節對已有的脊椎曲線進行鑲嵌，即可獲得不同坐姿傾角下完整脊椎24節有限元素模式 [12]。

元素材料性質方面，由於脊椎各部位組織均包含固液兩相的交互作用效應，在脊椎運動骨節的五種組織中，由於緻密骨、海綿骨和端板所含的液體量都非常少，因此液體體積比例 (或是孔隙率 n) 均取為0.2；而在椎間盤部份的兩種組成，髓核及纖維環均為0.7。而五種組織的固體骨架均有相同的壓縮性 α ，其值為0.9。其餘的多孔材料性質，比如整體模數 Q ，是由液體含量和固體骨架壓縮性計算出來的。這些材料性質詳見鄔詩賢之論著 [13-15]。在脊椎椎體 (vertebral body) 內不含液體的各組織 (緻密骨、海綿骨和端板)，其楊氏係數是引用 Belytschko 在1973年經由實驗所得到的結果 [16]。其餘組織的楊氏係數是以多孔彈性體角度所探討出來的 [14]。在脊柱後側的各韌帶效應是藉由彈性常數為150 N/cm的軸向彈簧來模擬 [17]。椎體後側平面關節則模擬為與緻密骨相同的材料組織。其餘詳細的多孔彈性體材料參數如表1所示。

在模式中，所給予的負載條件為由體重所計算出的相對力量，並分配到相對的骨節上 [11]；所給予的邊界條件為第五腰椎 (L5) 下方完全固定。

脊椎融合模式

為瞭解脊椎融合後，對鄰近上下椎間盤之應力影響，本研究共模擬三種不同的融合方式：前位融合 (anterior fusion)、後側位融合 (posterolateral fusion) 和後位融合 (posterior fusion) (圖2)，其相對之有限元素模式如圖3 [18]。

由於人體不可能靜止不動，因此本研究討論在坐姿時，上半身軸線與垂線有一小範圍之活動 (椅背與鉛垂線夾 0° 、 5° 、 10° 、 15° 、 20° 等五種狀態) 時，腰椎第二節到第四節 (L2-L4) 接受三種不同融合方式，融合部位上下方椎間盤內最大 von Mises 應力變化。

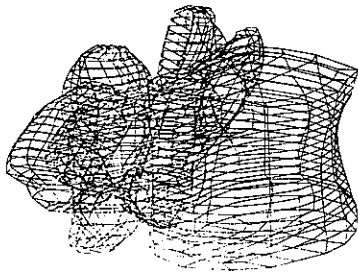
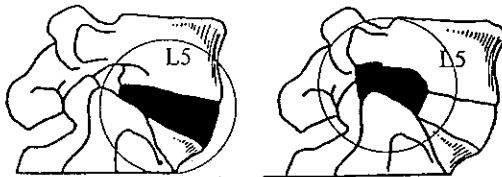
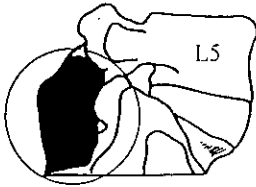


圖 1 單一骨節（第五腰椎）之有限元素模式



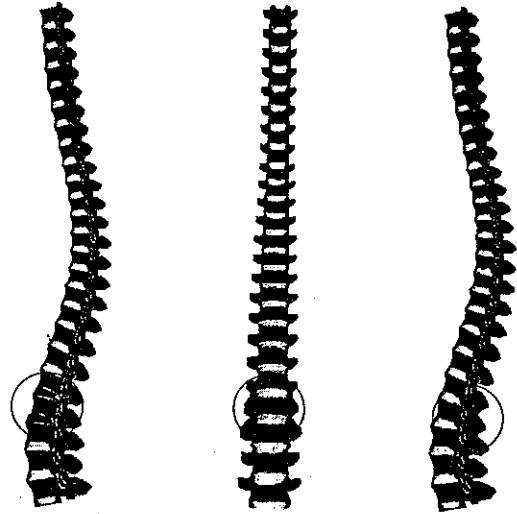
(a) 前位融合

(b) 後側位融合



(c) 後位融合

圖 2 三種不同類型之脊椎融合方式



(a) 前位融合

(b) 後側位融合

(c) 後位融合

圖 3 在所建立之完整脊椎模式中加以改變為三種不同融合模式。每一有限元素模式均含51456個節點（6自由度／點）與32768個元素。

表 1 脊椎運動骨節各組織之多孔彈性材料參數

Part	Overall Density Kg/m ³	Fluid Density Kg/m ³	Permeability m ⁴ /N/sec	Compressibility
Cortical	418.3	0.0	0.0	0.0
Endplate	418.3	0.0	0.0	0.0
Cancellous	418.3	0.0	0.0	0.0
Annulus	1061.0	1000.0	.35E-15	0.9
Nucleus	1342.0	1000.0	.35E-15	0.9
Part	Fluid Compr. Nt/cm ²	Young's Modulus Nt/cm ²	Porosity m ³ /m ³	Poisson Ratio
Cortical	0.0	33000	0.2	0.25
Endplate	0.0	33000	0.2	0.25
Cancellous	0.0	1750	0.2	0.25
Annulus	2200.0	142	0.7	0.45
Nucleus	27.0	2.012	0.7	0.45

結 果

圖4顯示，腰椎第二節到第四節接受三種不同融合方式時，隨著座椅傾斜角度的變化，融合部位上下椎間盤內最大應力變化有明顯不同。圖中橫軸代表不同的脊椎融合方式與鄰近椎間盤部位，前位融合方式以字母A表示，後側位融合方式以字母AL表示，後位融合方式以字母P表示；而受融合骨節上方椎間盤，即L1-L2間之椎間盤以字母U表示，受融合骨節下方椎間盤，即L4-L5間之椎間盤以字母L表示。縱軸代表與正常脊椎同部位椎間盤應力相較下之最大 von Mises 應力變化。很明顯的，三種融合方式以後位融合對鄰近椎間盤最大應力的影響最小；而後側位融合方式則使得鄰近椎間盤最大應力明顯增加很多，不管是鄰近上方或是鄰近下方。

在不同坐姿傾角時，脊椎曲線受到椅背之影響而後仰，隨著後仰角度的加大，鄰近椎間盤最大應力與椎間盤部位和融合方式有顯著不同。以前位融合方式而言，在鄰近上方的椎間盤（AU）最大應力隨後仰角度增加而增加，但卻使下方椎間盤（AL）最大應力逐漸減小；而後側位融合方式，在上下方的椎間盤（PLU和PLL）最大應力均越來越大；後位融合時，上方椎間盤（PU）最大應力均減小，而下方椎間盤

（PL）則由減壓逐漸變大為增壓。

討 論

比較三種融合方式發現，前位融合和後側位融合普遍使鄰近椎間盤的有效應力增加；而後位融合在脊椎小角度後仰（ $< 15^\circ$ ）時，最大應力值減小，重要的是，不管上方或是下方椎間盤之最大應力的改變量均很小，這對於鄰近椎間盤的壽命是正面的。

與正常狀態之脊椎椎間盤應力比較而言，若以盡量不影響原先之應力狀態為判斷依據時，則座椅的傾角在 10° 左右的傾角是較適當的。這角度如以習知由水平線算起時，則為 100° 左右。此乃因為過度的應力減小，依能量不滅觀點，在椎間盤減小的應變能可能轉移到其他組織上，使得該組織應力增加。由生物力學觀點而言，最大應力的增加可能使該椎間盤產生破壞。因此，當我們以模擬方式探討臨床醫療行為時，常與原先正常情形作為比較原則，以接近原狀態之處理為選擇依據。

為了探討臨床上脊椎融合術後，鄰近椎間盤常發生的退化現象，本文以多孔媒體有限元素法計算出脊椎各部位之應力分佈狀態。所據以分析比較的是如式(19)所示之 von Mises 應力，該應力計算已包含了三方向正向應力和三方向

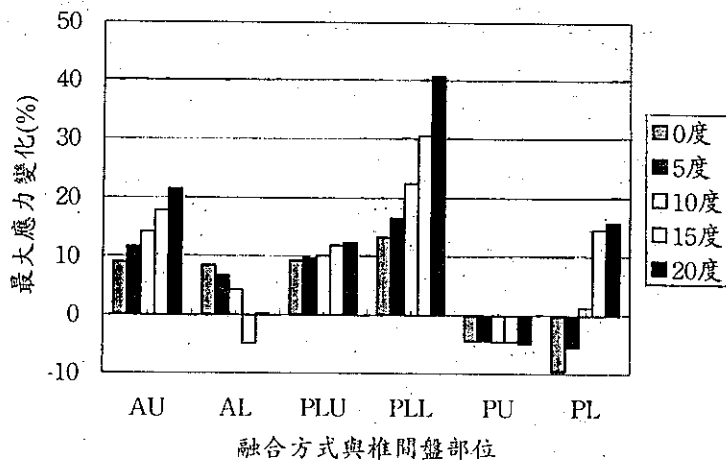


圖4 不同融合方式與坐姿傾角對鄰近椎間盤最大有效應力之影響

剪應力之整體效應（有效應力），對於微變形之脊椎組織探討其破壞應力是非常適當的。由於在脊椎的組成中，以椎間盤最難以接受不正常應變能。故在受力不當下臨床上常發生椎間盤脫出或是破裂之現象。因此本文就腰椎部分骨節施以三種不同融合方式時，單獨討論鄰近椎間盤最大應力（有效應力）之改變比例。當然，在不同融合方式甚至不同坐姿傾角時，椎體上之緻密骨、海綿骨、平關節等部位應力亦有所改變，但這些組織材料均較能承受應變能，因此本文並未就這些組織之應力狀態作進一步討論。同時，在不同部位，例如，胸椎、或是胸腰椎等部位接受這三種融合方式是否仍具有相同結果，亦不在討論之內，此乃因為施行的骨節區段常有所不同，本文僅以最常發生的下背痛腰椎部分來加以討論。未來若需進一步建立一個完整資料庫體系時，亦可整合此電腦模擬系統，由醫師或研究人員鍵入所欲施行融合的骨節區段，則以此多孔媒體理論所分析出之應力分佈狀態，將有助於提供一適當之醫療建議。但我們仍必須強調，醫療行為之效果仍依賴於長期之追蹤與觀察，在五年甚至更長的時間有時才能看出該項醫療行為的優劣。以電腦模擬技術作為教育與訓練、或是術前準備等，都是一時代趨勢；甚至可能徹底改變醫療專業人員的工作方式。而此模擬技術的另一項優點則是，避免使患者被實驗性的接受可能不佳的醫療方式；也使醫療專業人員無須暴露在危險的環境中。除了避免醫病雙方的可能危險，節省研究成本也是一重要原因。畢竟電腦模擬技術可以輕易的改變或修正內部參數，而不需耗費重覆體外試驗的高成本。當理論基礎愈臻完備，則其與實際狀況也愈為接近，電腦模擬技術也就愈容易被接受。

結 論

本文以電腦模擬技術探討腰椎接受不同融合方式後的結果，結果顯示在所探討的三種方式中，腰椎施以後位融合術最符合生物力學原則；除此之外，本文以多孔媒體有限元素法所建構出的模擬系統，對於研究、教學、甚至術

前模擬等，都有莫大的助益。

參考文獻

1. Albee FH: Transactions of a portion of the tibia into the spine for Pott's Disease. *J Am Med Assoc* 1911; 57: 885.
2. Lee CK: Accelerated degeneration of the segment adjacent to a lumbar fusion. *Spine* 1988; 13: 375-377.
3. Hsu KY, Zucherman J, White A, et al.: Deterioration of motion segments adjacent to lumbar spine fusions. Presented at the Annual Meeting of the North American Spine Society, Colorado Springs, Colorado, July 24-27, 1988.
4. Caldwell GA and Sheppard WB: Criteria for spinal fusion following removal of protruded nuclear pulposus. *J Bone Joint Surg* 1948; 39A: 1971.
5. Spurling RG and Grantham EG: Ruptured lumbar discs in lower lumbar region. *Am J Surg* 1948; 75: 140.
6. Frymoyer JW, Hanley E, Howe J, et al.: Disc excision and spine fusion in the management of lumbar disc disease. A minimum ten-year follow-up. *Spine* 1978; 3: 1.
7. Casey K, Lee CK, Norshir A, et al.: Lumbosacral spinal fusion: A biomechanical study. *Spine* 1984; 9: 9574-9581.
8. Yang SW, Langrana NA and Lee CK: Biomechanics of lumbosacral spinal fusion in combined compression-torsion loads. *Spine* 1986; 11: 937-941.
9. Ha KY, Schendel MJ, Lewis JL, et al.: Biomechanical analysis of adjacent segment motion and facet load for a canine lumbosacral immobilization model. *Advances in Bioengineering* 1991; 20: 267-268.
10. Nachemson A and Morris JM: In vivo measurements of intradiscal pressure. *J Bone Joint Surg* 1964; 46A: 1077-1091.

11. 陳建宏：數值模擬法對於人體脊椎及股骨生物力學問題之研究。私立中原大學應用物理研究所博士論文，民國八十六年。
12. Wu JSS, Chang WH, Chen JH, et al.: Spinal models generated with solid elements. *Chinese J Med Biol Eng* 1996; 16; 343-365.
13. Wu JSS: Dynamic analysis of poroelastic finite element models of rhesus spinal motion segments by the mixed procedure. *Proc National Science Council ROC* 1988; 12(6): 385-399.
14. Wu JSS, Huang JC, Lee CM, et al.: Derivation of the physical parameters of spinal motion segment based on porous medium theory. *J Biom Eng Soc ROC* 1986; 6(1): 55-66.
15. Wu JSS, Huang JC, Lee CM, et al.: Dynamic analysis of axi-symmetric finite element models of spinal motion segments under anti-symmetric loads by a mixed procedure. *J Biom Eng Soc ROC* 1986; 6(3): 157-181.
16. Belytschko T, Andriacchi T, and Schultz AB: Analog studies of forces in the human spine: mechanical properties and motion segment behavior. *J Biomech ASME* 1973; 6: 373-383.
17. Schultz AB, Wanick DN, Berkson MH, et al.: Mechanical properties of human lumbar spine motion segment. Part I: response in flexion, extension, lateral bending and torsion. *J Biomech Eng ASME Tran* 1979; 101: 46-52.
18. 徐懋仁：三維多孔媒體破損後附加支撐結構之有限元素分析。國立中興大學機械工程研究所碩士論文，民國八十八年。

Computer Simulations and Medical Practice —Study of Lumbar Fusion—

J.H. Chen¹, J.S.S. Wu², M.J. Hsu³

Using the finite element (FE) methods, this study sought to understand the kinetic behaviors in the human spine. Three kinds of fusions, the anterior, the posterolateral and the posterior, which practiced in the lumbar spinal segments L2 to L4 were investigated. FE models were built with the medical images, and the numerical simulation techniques were based on the porous medium theory. Inclination of the spine in various seating angles was also taken into consid-

eration. In this study, variations on the highest failure criterion on von Mises stresses in intervertebral discs adjacent to the fused segments were inspected and compared. Results revealed that among the three fusions posterior fusion treatment of the lumbar spine is most correlated with the biomechanical rules. Moreover, the techniques used here were found to be very helpful in evaluating the preoperative condition and will no doubt improve future medical doing.

Key words: Simulation Technique, Lumbar Fusion, Finite Element Method

¹ Department of Physical Therapy, Chung-Shan Medical & Dental College

² Department of Mechanical Engineering, National Chung-Hsing University

³ Department of Mechanical Engineering, National Chung-Hsing University

Add: No. 110, Sec. 1, Chien-Kuo N. Road, Taichung 402, Taiwan, R.O.C. Tel: 886-4-24739595 ext 4503