



6-1-1995

The Development of Non-Invasive Lumbar Spinal Mobility Transformation Model and Assessment Tools for Clinical Applications

MY LEE

WK Chiou

YH Lee

WJ Chen

YH Lin

Follow this and additional works at: <https://rps.researchcommons.org/journal>



Part of the [Rehabilitation and Therapy Commons](#)

Recommended Citation

LEE, MY; Chiou, WK; Lee, YH; Chen, WJ; and Lin, YH (1995) "The Development of Non-Invasive Lumbar Spinal Mobility Transformation Model and Assessment Tools for Clinical Applications," *Rehabilitation Practice and Science*: Vol. 23: Iss. 2, Article 9.

DOI: <https://doi.org/10.6315/3005-3846.1956>

Available at: <https://rps.researchcommons.org/journal/vol23/iss2/9>

This Original Article is brought to you for free and open access by Rehabilitation Practice and Science. It has been accepted for inclusion in Rehabilitation Practice and Science by an authorized editor of Rehabilitation Practice and Science. For more information, please contact twpmrscore@gmail.com.

非侵入式腰椎活動能力評估模式開發研究

李明義 *邱文科 *李永輝

陳文哲 *林燕慧

本研究係針對腰椎活動能力評估方法進行探討，重點在於 1.比較侵入與非侵入式腰椎活動能力之評估方法 2.建立、驗證與應用非侵入式腰椎活動能力評估模式，以利臨床評估下背功能。第一階段為了比較侵入與非侵入式衡量腰椎活動能力之差異，研究中共收集了24位志願者參與實驗，在矢狀面於直立、最大彎曲與最大伸展姿勢下，利用X光(侵入式)與動作分析系統(非侵入式)測量受試者背部皮表標記之座標值。經比較發現侵入與非侵入式腰椎活動能力之評估結果有顯著差異，這些差異與脊椎骨L1到S1長度差、L4部位脂肪厚度等體位測量因子有關，因此建議透過適當的評估轉換模式以減少非侵入式腰椎活動能力之衡量誤差，提高其臨床實用價值。本研究的第二階段是考慮背部表皮與體內腰椎位置測量結果之非線性差異，建立數學轉換模式。模式之建立係利用15位受試者X光片標記座標值，以非線性迴歸方式建立評估轉換模式，再以7位受測者之X光片為資料與22位受試者之動作分析資料，分別驗證並應用評估模式。研究結果顯示，轉換模式無論在迴歸的判定係數、腰椎體絕對位置、腰椎角度、活動能力及腰椎活動貢獻度的預測誤差等均有理想的評估能力。

關鍵詞：腰椎活動能力(lumbar spinal mobility)，轉換模式(transformation model)，腰椎能力(spinal mobility assessment)

前言

利用生物力學模式計算腰椎活動度和受力狀況時，常需預測腰椎關節點之座標位置(尤其是L5/S1)以及其彎曲角位置或角度。文獻顯示脊椎系統受傷時，腰椎活動能力有明顯的改變[1,2]，特別是當其中某腰椎關節受傷時，不論是腰椎的活動能力或其活動貢獻度，都與病因有明顯相關。然而目前國內對腰椎活動能力評估研究非常有限，很多生物力學研究須引用外國模式，而且國內也未建立正常者腰椎活動能力的資料庫，供臨床評估腰椎活動能力之異常比對和參考。除此，利用X光與電腦輔助系統是目前衡量腰椎活動能力最通用的辦法[3,4]。然而使用X光攝影系統

只適合於靜態姿勢、二度空間與特殊檢查環境，加上放射線對人體有害(侵入式)，使得腰椎活動能力的衡量受到很多限制[5]。為了避免X光的侵入傷害，光學電子衡量系統也常被使用作為評估腰椎活動能力的方法[6]。此種系統是利用皮膚的標記資料(非侵入式)，間接估算其腰椎關節活動能力。然而皮表標記所估算出來之腰椎活動能力曲線與實際腰椎曲線，仍有相當差異[7]。

有鑑於腰椎活動能力有助於臨床評估下背功能，而X光攝影檢查雖然可信度高，但是放射劑量對人體有害；相反的，光學系統對人體無害，但是需要利用適當的轉換模式來減少間接估算的誤差。因此在兼顧

投稿日期：84年2月20日 覆審日期：84年6月21日 接受日期：84年10月4日

台灣長庚醫學暨工程學院機械工程學系，*台灣工業技術學院工業管理研究所，**台灣長庚醫院骨科
***台灣長庚醫院復健科

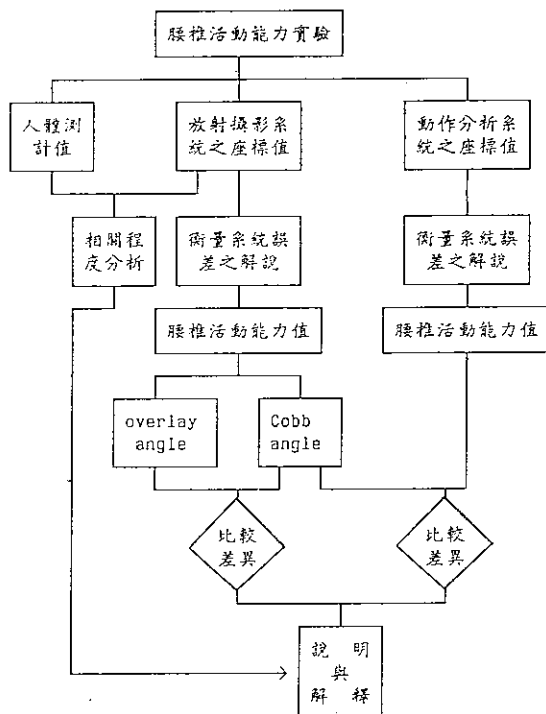
抽印本索取地址：李明義，長庚醫學暨工程學院機械工程學系，桃園縣龜山鄉文化一路259號

電話：(03) 3283016 轉 5904

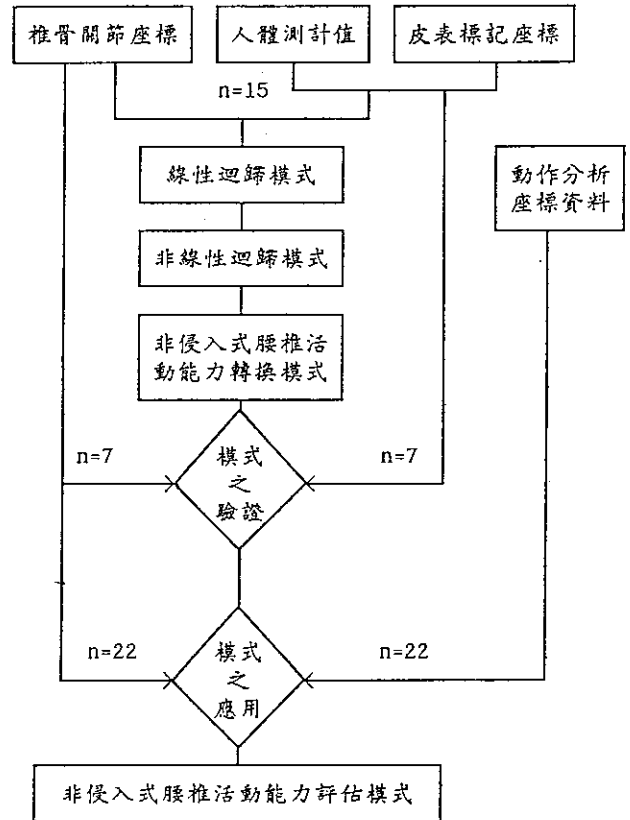
安全與精確評估之衝突目標下，唯有建立有效的評估轉換模式，才能使非侵入式衡量方法適用於臨床腰椎活動能力的評估與診斷。因此本研究首先利用X光攝影和運動分析光學影像處理二種方法進行侵入式與非侵入式腰椎活動能力評估比較，進而考慮二種測量結果之非線性差異，建立非線性轉換模式，最後利用實際量測資料驗證非侵入式方式在臨床評估腰椎活動能力的適用性。

材料與方法

本研究將分兩階段進行。首先比較侵入式與非侵入式腰椎活動能力評估方法之差異，其方法是：(a)以實驗方法同步取得X光和動作分析資料，據以瞭解二種腰椎活動能力衡量方法之差異；(b)利用X光量測資料，比較 Cobb angle 與 overlay angle 二種角度定義方法所計算而得之腰椎活動能力之差異；(c)比較侵入式與非侵入式測量資料，計算出腰椎活動能力之差異並進行相關分析(研究架構如圖一)。至於第二階段在建立、驗證並應用非侵入式腰椎活動能力評估模式方面，其研究步驟包括(a)利用非線性迴歸分析方法，發展由背部標記座標轉換至腰椎活動曲線之模式；(b)使用X光攝影資料驗證轉換模式，並評估腰椎位置、角度、活動能力與各腰椎關節之活動貢獻度之預測誤差；(c)使用動作分析資料及發展之轉換模式，評估腰椎位置、角度、活動能力與活動貢獻度之預測誤差(研究架構如圖



圖一、腰椎活動能力衡量辦法



圖二、非侵入式腰椎活動能力評估模式的架構圖

二)。

腰椎活動能力衡量方法之比較

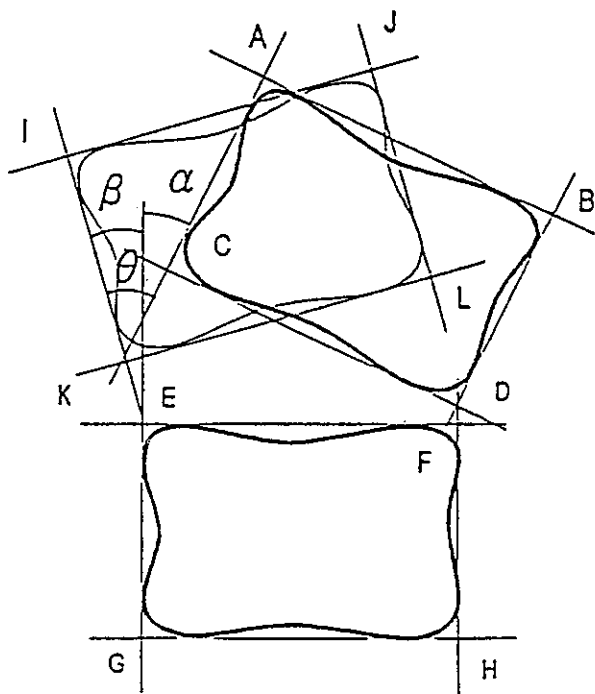
目前的腰椎活動能力衡量系統大致可分為侵入式(invasive)與非侵入式(noninvasive)兩種。侵入式衡量系統包括X光放射攝影(radiography)、電腦斷層掃描(computed tomography)與磁共振造影(magnetic resonance imaging)等。非侵入式衡量系統包括傾角器(inclinometer)、腰椎活動監視器(lumbar motion monitor)、彎曲尺規(flexible ruler)、全身外形攝影系統(integrated shape imaging system)與光電造影系統(opto-electronic system)等。茲將各種方法之特性分別簡述如下：

(一)X光攝影

雖然動態放射攝影(cineradiography)可看出骨骼動態活動情形，適合於腰椎活動能力的評估。但其所須高劑量的輻射環境對人體傷害甚大，使其應用受到限制。近年來許多研究利用X光片重疊(film overlay 如圖三所示)方式來計算腰椎關節活動角度〔8,9〕。表一摘錄了探討矢狀面腰椎活動能力與活動貢獻度之文獻。

(二)電腦斷層掃描與磁共振造影

電腦斷層掃描可提供攝影部份橫切面的影像，以補充X光放射攝影之不足。雖然它能在低幅射量的情



圖三、Overlay angle之腰椎角度定義方式

境下，完成動態影像資料的蒐集。但插針引入顯影物質仍屬侵入式，因此電腦斷層掃描並無法取代傳統X光攝影[10]。然而磁振造影之特點為影像對比可直接調整，而且其高敏感度可利於分辨臨床上之症狀。

(三)傾角器

傾角器可分為單式與雙式(可同時放在二個受測部位)二類，一般來說其設計都很輕巧，但其精確度通常不高[11,12]。使用傾角器評估腰椎能力時多採用Cobb angle的定義方式(如圖四所示)。

(四)腰椎活動監視器

為了彌補傾角器精確度不高，只能試用於靜態測量之缺點，Marras[13]發展出一套可連續衡量腰椎活動能力的儀器。它的設計原理是利用T座上三條鋼絲位置的變化，透過電位訊號轉換，推算出腰椎活動角位移、活動角速度和角加速度等參數。

(五)彎曲尺規

彎曲尺規係一種長約40公分有撓度、可彎曲的軟管[14-16]，測量時可將它直接貼附於腰椎外皮表，在被動的最大彎曲與伸展姿勢，由軟管的曲度來測量腰椎活動曲度。至於活動角度之計算是類似Cobb angle定義方

表一、矢狀面腰椎關節活動能力與活動貢獻度之文獻整理

過去的相關文獻	樣本	活動能力	活動腰椎活動度貢獻度(%)				
			L1-L2	L2-L3	L3-L4	L4-L5	L5-S1
Clayson等人	26	81	15.6	19.6	19.7	21.9	23.2
Froningand Frohman	30	66	13.6	16.7	19.7	24.2	25.8
Pearcy等人	11	70	18.6	20.0	18.6	22.8	20.0
Yamamoto等人	10	54	15.7	16.8	17.4	22.5	27.6
Hayes等人	59	53	13.2	17.0	18.9	24.5	26.4
Dvorak等人	41	77	15.5	18.9	19.9	23.7	22.0
Gracovetsky等人	40	54	15.1	20.4	22.4	21.1	21.0

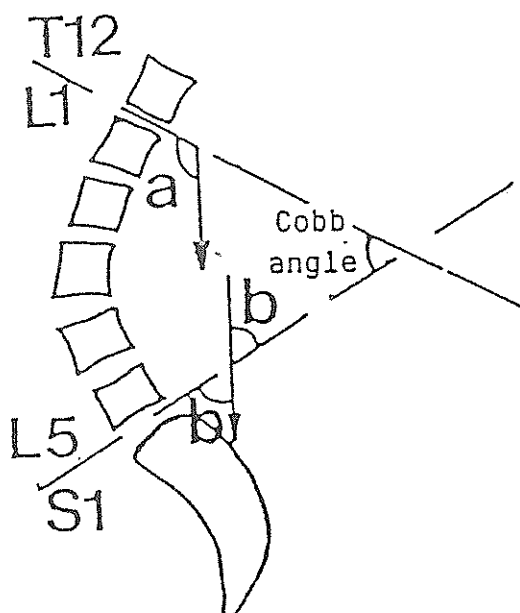
式，當腰椎的兩端點(L1和S1)標記在尺規上後，利用等間隔均分方法，預估曲線上中間點(L2-L5)的可能位置，再由各中間點切線中垂線計算腰椎活動角度。

(六)全身外形影像系統

係利用波紋攝影(Moire photographs)與電腦錄影系統連線，透過投影燈之移動，由攝影機將投影燈在受測者身上投影產生之水平波紋記錄下來，再利用數學模式將其轉換成四次多項式曲線，但使用此法前必須先以人工觸摸方式確定腰椎解剖位置，並利用黑色紙張作為標記，該系統之主要缺點是受試者的姿勢需良好的控制，並需有效減少人為判定腰椎骨骼解剖位置之誤差。

(七)光電測量系統

使用光學電子量測系統測量皮表標記的座標值，已由Stokes和Towle[17,18]兩人證實。目前市面上常用之光電測量系統有Expert Vision、Spine Trak、CODA-3、Vicon與Spinoscope等五種。Expert Vision 與Spine Trak係利用投射燈將身上反光球的影像利用攝影機、錄影機和分析軟體轉換成相對之座標資料。CODA-3主要用在步態分析，它用發射扇形光束，由受試者身上貼附之反光標記傳回反射光，再利用光感應螢幕加以偵測。Vicon系統是將頻閃光源(stroboscopic light)附在3D攝影機的外框，亮光發射與攝影同步進行，利用受試者身上貼附之反光膠布標記，收集並轉換腰椎活動

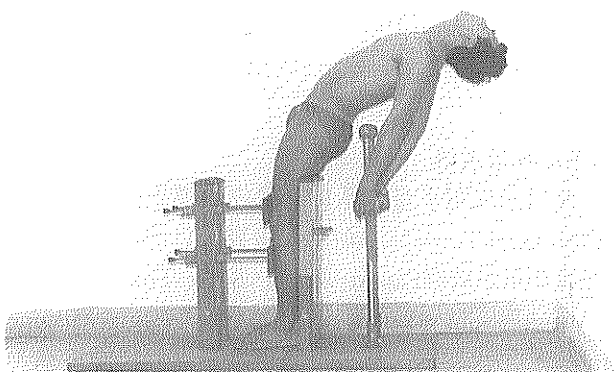


圖四、Cobb angle之腰椎角度定義方式

姿勢。Spinoscope則是專為分析脊椎活動能力所設計的系統。該系統是利用紅外線發光標記沿著脊突貼附於表皮上，再利用攝影機進行動態活動度之資料蒐集。

實驗量測方法、程序與結果

24 名受測者加入實驗測量，測量之姿勢分別為站立時軀幹直立(neutral)、最大彎曲(flexion)與伸展(extension)等三種。圖五為實驗中所用之固定裝置以避免受試者髖與膝關節轉動。



圖五、膝關節固定裝置

測量進行步驟為：

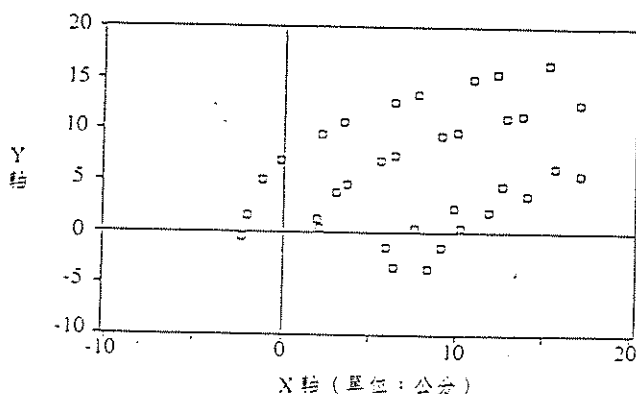
(a)解剖位置標記與人體測計值測量：

由骨科醫師以觸摸方式，確定受試者腰椎關節點

(L1~L5,S1)之解剖位置，並貼上顯影與反光標記。再由護理人員量測受試者的身高、腹厚、腰圍、L1到S1長度、體重與L4部位脂肪厚。

(b)三種姿勢的X光攝影：

利用3M雙面膠將六個鉛條(0.3×.03×1cm)固定在受試者L1, L2, L3, L4, L5, S1之腰椎位置皮表，X光機與對焦檔板距離80公分，在維持受試者矢狀面姿勢30秒下，同時取得X光與動作分析攝影資料。至於X光片資料點數位化程序係利用Hyper Space Digitizing System將三張受試者姿勢X光片重疊轉換成數位座標如圖6所示，每張X光片有34個需要數位化轉換。



圖六、利用數位化系統轉換後的X光資料

(c) 動作分析實驗：

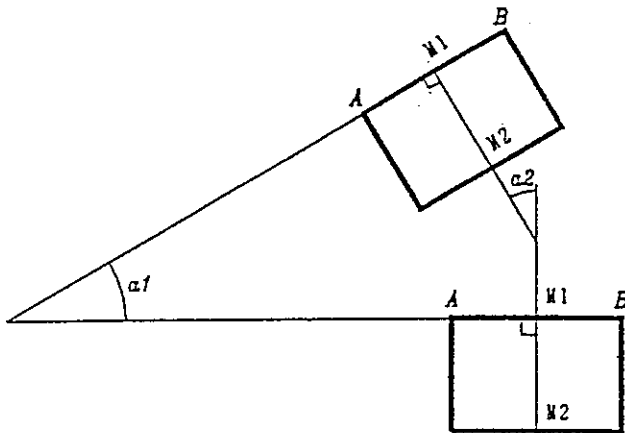
利用 Expect Vision Vp110 動作分析系統(包括電視、攝影機、工業用錄放影機、影像監視器、影像處理機、386電腦及列表機等)來記錄受測者在三種姿勢之皮表標記座標。其操作過程係利用攝影機以60Hz 之速度快速拍攝，經過影像數位化轉換，計算出各影像點的中心位置，並建檔於電腦。

(d) 比較 Cobb angle 與 overlay angle 之計算差異：

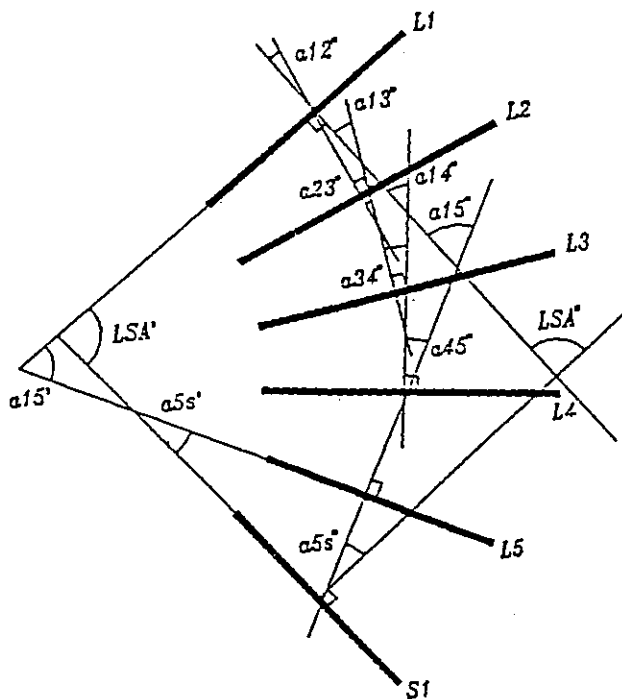
為了比較不同腰椎活動能力角度定義方式對轉換模式之影響，圖七中所示為 Cobb angle 與 overlay angle 之計算方式。至於整體腰椎角度 (lumbo-sacral angle, LSA) 是由五段腰椎關節之角度組合而成(圖八)，由此亦可分別算出各段腰椎關節之相對活動貢獻度。表二所示為利用 Cobb angle 和 overlay angle 所計算方式出之腰椎活動能力，使用配對 t 檢定，其差異值介於0.02~0.17度，因此並無顯著差異(P>0.05)。

(e) 比較侵入式(X光)與非侵入式(動作分析)腰椎活動能力評估之差異：

為比較侵入與非侵入式量測方法所估算之腰椎活動能力，以 Cobb angle 定義方式的腰椎活動能力計算結果，將L1-L3, L3-L5與L1-S1三個腰椎關節彙總如表三。除了L1-L3關節外，動作分析系統所得之活動能力



圖七、兩種腰椎角度定義方式



圖八、個別腰椎角度與整體腰椎角度之關係

均較X光攝影結果為低，使用配對 t 檢定發現差異非常顯著($P < 0.01$)。

非侵入式腰椎活動能力評估轉換模式之建立與驗證

(1) 模式之建立

由前節動作分析及X光量測資料，利用 Pearson 積差相關分析發現皮表標記座標：L1-S1 長度差和 L4 脂肪厚度與腰骨位置相關，因此選定為轉換(迴歸)模式中的自變項。而腰椎位置座標則為因變項。利用 15 位受試者皮表標記座標建立三次項迴歸方程式如下：

$$\text{椎骨座標} = b_{13} * (\text{皮表座標})^3 + b_{12} * (\text{皮表座標})^2 + b_{11} * (\text{皮表座標}) + b_2 * (\text{L1-S1 長度差}) + b_3 * (\text{L4 脂肪厚度}) + b_0$$

表2、兩種角度定義方式之腰椎活動能力比較

活動範圍	腰椎關節	Cobb angle Mean ± S.D.	overlay angle Mean ± S.D.	兩者差異
直立到彎曲	L1-L2	5.97 ± 3.8	5.95 ± 3.7	0.02
	L2-L3	11.76 ± 3.7	11.72 ± 3.9	0.04
	L3-L4	14.18 ± 2.7	14.12 ± 2.6	0.06
	L4-L5	18.31 ± 3.5	18.26 ± 3.6	0.05
	L5-S1	12.77 ± 4.4	12.62 ± 4.3	0.15
直立到伸展	L1-L2	0.88 ± 1.9	0.86 ± 1.8	0.02
	L2-L3	2.46 ± 2.7	2.43 ± 2.5	0.03
	L3-L4	3.42 ± 2.6	3.37 ± 2.7	0.05
	L4-L5	2.67 ± 2.2	2.70 ± 2.1	-0.03
	L5-S1	5.78 ± 3.5	5.75 ± 3.6	0.03
彎曲到伸展	L1-L2	6.85 ± 5.1	6.82 ± 5.2	0.03
	L2-L3	14.22 ± 3.9	14.18 ± 3.8	0.04
	L3-L4	17.60 ± 3.7	17.52 ± 3.9	0.08
	L4-L5	20.98 ± 4.2	20.94 ± 4.1	0.04
	L5-S1	18.55 ± 5.3	18.38 ± 5.4	0.17

樣本數 n=24

使用配對 t 檢定，均無顯著差異($P > 0.05$)

表3、兩種衡量系統之腰椎關節活動能力比較

活動範圍	腰椎關節	放射攝影 Mean ± S.D.	動作分析 Mean ± S.D.	兩者差異
直立到彎曲	L1-L3	17.73 ± 4.1	18.25 ± 4.9	-0.52
	L3-S1	45.26 ± 6.2	40.97 ± 8.5	4.29**
彎曲到伸展	L1-S1	62.99 ± 7.2	59.22 ± 8.9	3.77**
直立到伸展	L1-L3	3.34 ± 1.8	3.15 ± 2.7	0.19
	L3-S1	11.87 ± 2.6	8.04 ± 3.5	3.83**
伸展到彎曲	L1-S1	15.21 ± 3.0	11.19 ± 4.6	4.02**
彎曲到伸展	L1-L3	21.07 ± 4.5	21.40 ± 5.2	-0.33
	L3-S1	57.13 ± 6.7	49.01 ± 8.8	8.12**
伸展到彎曲	L1-S1	78.20 ± 7.9	70.41 ± 9.6	7.79**

樣本數 = 24

** 使用配對 t 檢定，有非常顯著差異 ($P < 0.01$)

(2) 模式之驗證

利用 7 位受試者的 X 光攝影資料代入上述迴歸模式轉換，利用腰椎位置、角度、活動能力與活動貢獻度之計算結果加以驗證其有效性，並分別估算模式預測之誤差。

(a) 腰椎位置之預測誤差：

表四彙總了利用轉換模式推算腰椎位置的轉換誤

差，由表中明顯地可看出姿勢方面以伸展姿勢的誤差最大，在腰椎關節方面以 L5 與 S1 兩節誤差最大，至於椎骨位置則無明顯差異。

表四、放射攝影資料腰椎位置轉換誤差分析 (n=7,單位為公分)

腰椎關節	椎骨位置	直立姿勢 Mean±S.D.	彎曲姿勢 Mean±S.D.	伸展姿勢 Mean±S.D.
L1	A	.375±.332	.361±.321	.399±.356
	B	.369±.326	.347±.308	.379±.337
L2	A	.402±.355	.371±.330	.437±.392
	B	.381±.336	.356±.315	.403±.361
L3	A	.453±.441	.401±.356	.491±.443
	B	.394±.349	.374±.332	.431±.388
L4	A	.433±.385	.518±.464	.578±.524
	B	.454±.402	.451±.402	.469±.424
L5	A	.418±.373	.641±.671	.661±.606
	B	.534±.474	.599±.537	.533±.485
S1	A	.470±.425	.461±.410	.648±.596
	B	.443±.396	.459±.412	.642±.592
L1	C	.371±.328	.352±.313	.387±.345
	D	.375±.331	.353±.312	.398±.354
L2	C	.389±.344	.360±.319	.417±.373
	D	.401±.353	.361±.320	.428±.382
L3	C	.426±.376	.382±.339	.455±.409
	D	.473±.419	.383±.340	.469±.422
L4	C	.479±.426	.516±.420	.512±.464
	D	.448±.398	.520±.423	.623±.507
L5	C	.512±.376	.628±.523	.620±.566
	D	.533±.397	.670±.562	.806±.734

A, B 是椎骨上端之二點; C, D 是椎骨下緣之二點

(b) 腰椎角度之預測誤差:

利用 Cobb angle 和 overlay angle 定義方式分別計算角度轉換之誤差值可由表五所示。另外使用配對 t 檢定，發現彎曲時 L5-S1 與伸展時 L4-L5、L5-S1，兩種角度定義模式之角度轉換誤差有非常顯著差異。

(c) 腰椎活動能力之預測誤差:

利用 Cobb angle 和 overlay angle 所計算轉換之活動能力結果如表六所示。

(d) 腰椎活動貢獻度之預測誤差:

如表七所示，表中結果很清楚可看出其轉換後與實際的差異很小，例如當姿勢由直立到彎曲時為 -0.49% 到 0.60% 之間。

(3) 模式之應用

利用前驗證過之迴歸轉換模式，以22位受試者動作分析資料加以應用，並依預測出之腰椎位置、角度、活動能力及活動貢獻度分別計算其預測之誤差。

(a) 腰椎位置之預測誤差:如表八所示

(b) 腰椎角度之預測誤差:如表九所示

(c) 腰椎活動能力之預測誤差:如表十所示

(d) 腰椎活動貢獻度之預測誤差:如表十一所示

表五、放射攝影資料腰椎角度轉換誤差分析 (n=7,單位為度)

矢狀面姿勢	腰椎關節	Cobb angle Mean±S.D.	overlay angle Mean±S.D.	兩者差異
直立	L1-L2	0.06±0.10	0.06±0.10	0.00
	L2-L3	0.10±0.11	0.11±0.12	0.01
	L3-L4	0.14±0.10	0.15±0.13	0.02
	L4-L5	0.16±0.13	0.14±0.12	-0.02
	L5-S1	0.17±0.11	0.23±0.14	0.06
彎曲	L1-L2	0.05±0.08	0.05±0.07	0.00
	L2-L3	0.06±0.09	0.06±0.10	0.00
	L3-L4	0.13±0.11	0.11±0.10	-0.02
	L4-L5	0.34±0.23	0.35±0.25	0.01
	L5-S1	0.44±0.28	0.91±0.36	0.47**
伸展	L1-L2	0.08±0.10	0.09±0.11	0.01
	L2-L3	0.13±0.14	0.14±0.13	0.01
	L3-L4	0.23±0.18	0.24±0.21	0.01
	L4-L5	0.43±0.22	0.74±0.30	0.31**
	L5-S1	0.72±0.51	1.51±0.79	0.79**

** 使用配對 t 檢定，有非常顯著差異 (P<0.01)

表六、放射攝影資料腰椎活動能力轉換誤差分析 (n=7,單位為度)

矢狀面活動範圍	腰椎關節	Cobb angle Mean±S.D.	overlay angle Mean±S.D.	兩者差異
直立到彎曲	L1-L2	0.05±0.08	0.05±0.09	0.00
	L2-L3	0.07±0.09	0.07±0.10	0.00
	L3-L4	0.13±0.11	0.13±0.11	0.00
	L4-L5	0.32±0.20	0.23±0.18	-0.09
	L5-S1	0.30±0.18	0.54±0.27	0.24**
直立到伸展	L1-L2	0.07±0.10	0.07±0.09	0.00
	L2-L3	0.11±0.10	0.12±0.11	0.01
	L3-L4	0.17±0.15	0.19±0.17	0.02
	L4-L5	0.28±0.21	0.42±0.32	0.14 *
	L5-S1	0.42±0.29	1.14±0.54	0.72**
彎曲到伸展	L1-L2	0.06±0.10	0.06±0.10	0.00
	L2-L3	0.09±0.13	0.09±0.12	0.00
	L3-L4	0.17±0.16	0.17±0.17	0.00
	L4-L5	0.44±0.30	0.52±0.36	0.08
	L5-S1	0.56±0.46	1.48±0.71	0.92 **

* 使用配對 t 檢定，有顯著差異 (P<0.05)

** 使用配對 t 檢定，有非常顯著差異 (P<0.01)

表七、放射攝影資料腰椎活動貢獻度轉換誤差分析 (n=7)

矢狀面 活動範圍	腰椎 關節	腰椎關節活動度		腰椎關節活動貢獻度(%)		差異
		轉換	實際	轉換	實際	
直立 到 彎曲	L1-L2	5.91	5.97	9.40	9.48	-0.08
	L2-L3	11.84	11.76	18.83	18.67	0.16
	L3-L4	14.04	14.18	22.32	22.51	-0.19
	L4-L5	18.66	18.31	29.67	29.07	0.60
	L5-S1	12.44	12.77	19.78	20.27	-0.49
直立 到 伸展	L1-S1	62.89	62.99	100.00	100.00	—
	L1-L2	0.80	0.88	5.35	5.79	-0.44
	L2-L3	2.34	2.46	15.62	16.17	-0.55
	L3-L4	3.23	3.42	21.56	22.49	-0.93
	L4-L5	2.36	2.67	15.75	17.55	-1.80
彎曲 到 伸展	L5-S1	6.25	5.78	41.72	38.00	3.72
	L1-S1	14.98	15.21	100.00	100.00	—
	L1-L2	6.71	6.85	8.62	8.76	-0.14
	L2-L3	14.18	14.22	18.21	18.18	0.03
	L3-L4	17.27	17.60	22.18	22.51	-0.33
L4-L5	L4-L5	21.02	20.98	26.99	26.83	0.16
	L5-S1	18.69	18.55	24.00	23.72	0.28
	L1-S1	77.87	78.20	100.00	100.00	—

表八、動作分析資料腰椎座標轉換誤差分析 (n=22, 單位為公分)

腰椎關節	椎骨位置	直立姿勢 Mean ± S.D.	彎曲姿勢 Mean ± S.D.	伸展姿勢 Mean ± S.D.
L1	A	.588 ± .671	.454 ± .511	.571 ± .642
	B	.578 ± .663	.437 ± .496	.546 ± .621
L2	A	—	.485 ± .576	—
	B	—	.467 ± .560	—
L3	A	.732 ± .744	.543 ± .536	.744 ± .742
	B	.625 ± .649	.513 ± .509	.680 ± .685
L4	A	—	.724 ± .776	—
	B	—	.653 ± .713	—
L5	A	—	.950 ± .949	—
	B	—	.815 ± .838	—
S1	A	.704 ± .728	.673 ± .716	.989 ± .944
	B	.673 ± .699	.668 ± .713	.978 ± .936

A, B是椎骨上端之二點; C, D是椎骨下緣之二點

表九、動作分析資料腰椎角度轉換誤差分析 (n=22, 單位為度)

腰椎關節	直立姿勢 Mean ± S.D.	彎曲姿勢 Mean ± S.D.	伸展姿勢 Mean ± S.D.
L1-L2*	0.93 ± 1.06	0.26 ± 0.54	0.80 ± 0.99
L2-L3	—	0.32 ± 0.70	—
L3-L4**	1.12 ± 1.38	0.41 ± 0.51	1.87 ± 1.78
L4-L5	—	0.59 ± 0.88	—
L5-S1	—	0.62 ± 0.84	—
L1-S1	1.64 ± 1.43	1.25 ± 1.37	1.79 ± 1.53

* 直立與伸展姿勢之角度為 L1-L3

** 直立與伸展姿勢之角度為 L3-S1

表十、動作分析資料腰椎活動能力轉換誤差分析 (n=22, 單位為度)

腰椎關節	直立/彎曲 Mean ± S.D.	直立/伸展 Mean ± S.D.	彎曲/伸展 Mean ± S.D.
L1-L3	0.76 ± 0.98	0.86 ± 1.17	0.74 ± 0.86
L3-S1	1.31 ± 1.45	1.49 ± 1.46	1.69 ± 1.66
L1-S1	0.56 ± 1.72	0.63 ± 2.06	0.95 ± 2.14

表十一、動作分析資料腰椎活動貢獻度轉換誤差分析 (n=22, 單位為度)

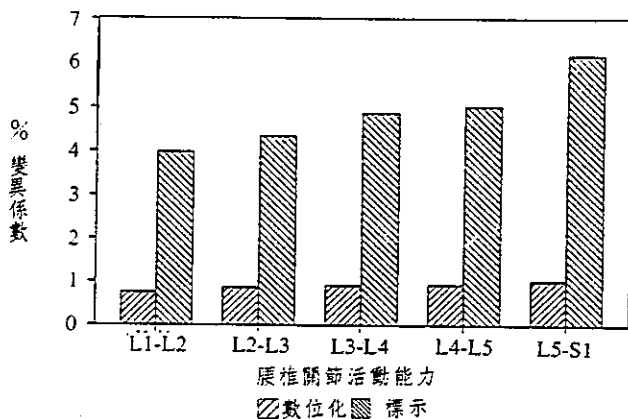
矢狀面 活動範圍	腰椎關節	腰椎關節活動能力		腰椎關節活動貢獻度(%)		差異
		轉換	實際	轉換	實際	
直立 到 彎曲	L1-L3	16.81	17.73	27.80	28.15	-0.35
	L3-S1	43.65	45.26	72.20	71.85	0.35
直立 到 伸展	L1-S1	60.46	62.99	100.0	100.00	—
	L1-L3	2.38	3.34	18.90	21.96	-3.06
彎曲 到 伸展	L3-S1	10.21	11.87	81.10	78.04	3.06
	L1-S1	12.59	15.21	100.00	100.00	—
L1-L3	L1-L3	19.19	21.07	26.27	26.94	-0.67
	L3-S1	53.86	57.13	73.73	73.06	0.67
L1-S1	L1-S1	73.05	78.20	100.00	100.00	—

討 論

1. 侵入式與非侵入式腰椎活動能力評估方法比較

由於放射攝影資料需要用以建立轉換模式, 因此資料的正確性就顯得相當重要。一般來說放射攝影資料的誤差來源, 有觸摸誤差 (palpative error)、透視誤

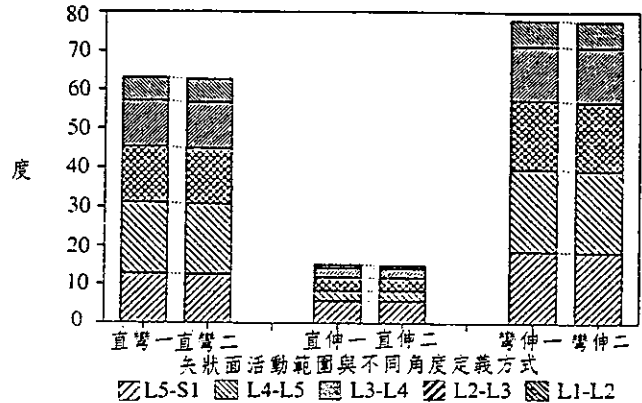
差 (perspective error)、平行誤差 (parallax error)、標示誤差 (marking error) 與數位化誤差 (digitizing error)。觸摸誤差，一直是身體移動研究者的主要困擾[19]，如Gracovetsky 等人之建議[2]，此類誤差應被控制在 0.5公分以內。在本研究，透過腰椎骨科醫師的協助，已有效控制此誤差，只有兩位受試者的皮表標記與脊椎座標之差異超過 0.5 公分，被剔除(正確率達 91.7%，22/24)。在本研究，X 光機與腰椎的距離為 40 公分，Sicards and Gagnon[20] 也證實透視誤差在 X 光機與腰椎距離的 4% 以內，因此本研究的此類誤差將不會超過 1.6 公分。平行誤差，主要是受到身體的旋轉或位置的改變[21]，本研究採用自行設計的固定裝置，當下肢被固定，加上有引導彎曲與伸展之設計，應該可以克服移動與旋轉的問題。標示誤差與數位化誤差，出現在數位化轉換過程，本研究以變異係數來表達這兩類誤差，其中標示與數位化的平均變異係數為 4.88%，0.89% (如圖九所示)，這與 Panjabi 等人[22]的結果 4.41%，0.98% 相近，因此標示是數位化轉換過程的主要誤差來源。



圖九、X光片影像轉換為數位資料之誤差分析

不論是使用 overlay angle 或 Cobb angle 的腰椎角度定義方式，理論上計算出來的腰椎活動能力應相同。以實際放射攝影資料算出的腰椎活動能力亦證明無誤，說明了非侵入式衡量結果的正確性，應該不會受到角度定義方式的影響。另外在腰椎活動能力方面，L1-L2 明顯低於 L4-L5 或 L5-S1 (如圖十所示)。為驗證此現象是否合理，將腰椎活動能力的資料轉換成相對的貢獻度(腰椎活動能力/整體腰椎活動能力×100%)。由表一中可知腰椎活動貢獻度之評估多採彎曲到伸展姿勢，可以看出腰椎活動貢獻度方面，L1-L2 最低，L4-L5 或 L5-S1 較高。不過各腰椎活動貢獻度，所有的研究，都有其不同的比率；而不是如Potvin 等人 (1991) 所說的固定比率 (13.2, 13.2, 21.0, 29.0,

23.6%)。由於 Clayson 之研究與本研究的受試者為年輕的女性，因此整體的腰椎活動能力(81與 78.2度)，高於其他男性或混合受試者的結果(53與 77度)。另外 Dvorak等人[4]與本研究的實驗姿勢多採被動式，加上本研究使用膝關節固定裝置，這些都是整體的腰椎活動能力提高的原因。

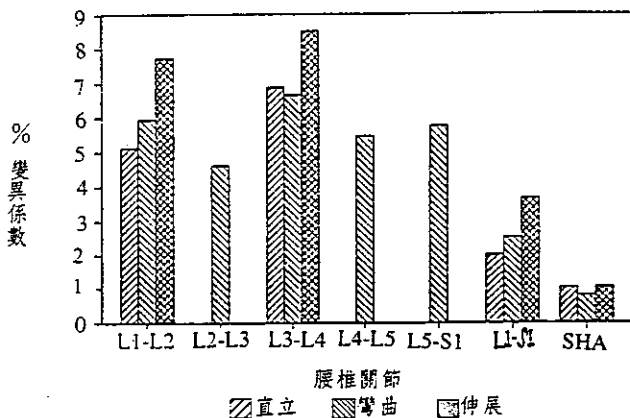


圖十、放射攝影系統之腰椎活動能力

本研究初選的六個人體測計變項，與腰椎座標間有不同程度的相關係數。其係數按降冪排列分別為 L1-S1 長度差 (0.3304)、L4 脂肪厚 (0.2893)、腰圍 (0.1516)、腹厚 (0.1417)、體重 (0.088) 與身高 (0.0651)，這當然不如皮表標記位置與腰椎位置的相關係數 (0.7572)。L1-S1長度差、L4 脂肪厚，與部分的腰椎位置(約各佔 0.33=29/88 與 0.24=32/132)有顯著的相關。至於何以會有 33% 與 24% 的比率與腰椎位置的顯著相關，仔細分析後發現這可能與姿勢或座標有關。因為在直立與伸展姿勢下，腰椎位置的 X 座標與 L1-S1 長度差的相關較高，腰椎位置的 Y 座標與 L4 脂肪厚的相關較高。而在彎曲姿勢下，腰椎位置的 Y 座標與 L1-S1 長度差的相關較高，腰椎位置的 X 座標與 L4 脂肪厚的相關較高。所以 X 座標與寬度有關(直立或伸展時的 L4 脂肪厚，與彎曲時的 L1-S1 長度差)，而 Y 座標與高度有關(直立或伸展時的 L1-S1 長度差，與彎曲時的 L4 脂肪厚)，這是相當合理的現象。在腰椎關節方面，通常在 L5 或 S1 之座標的相關程度較高，雖然並無文獻對此加以探討，但若從腰椎活動貢獻度，也許可以解釋。在本研究各腰椎活動貢獻度依序分別為 8.76, 18.18, 22.51, 26.83, 23.72，L4-L5 與 L5-S1 的活動高於其他腰椎關節，顯示 L5或 S1 的活動度對人體測計值有較大的相關空間。

使用非侵入式衡量法時，常有研究使用再測信度表達其品質[23,24]。本研究採用動作分析系統，其腰

椎角度的變異係數在 2.01%-8.52% 之間，軀幹角度的變異係數則在 0.79%-1.04% 之間，顯示該系統對於較大範圍的關節角度衡量(如軀幹角度)，優於較小範圍的腰椎角度衡量(如圖十一所示)。至於再測信度的品質與 Gill 等人的結果 (6.0%-12.4%) 相比較，發現其值仍相當合理。在本研究中發現在活動能力方面，雖然動作分析系統與放射攝影有顯著相關 ($r=0.6843$)，但是兩者仍有差異存在。由人體測計值與腰椎座標之相關分析，發現 L1-S1 長度差與 L4 脂肪厚可能是造成差異的主因[20]。當然考慮人體測計值之影響後，建立轉換模式可有效減少非侵入與侵入衡量結果之差異。



圖十一、動作分析系統之重複性分析

2. 非侵入式腰椎活動能力轉換模式之建立與驗證

根據文獻，Sicard and Gagnon [9] 假設各腰椎關節有固定的腰椎長度比率 (L1=18.9%, L2=20.1%, L3=20.4%, L4=20.5%, L5=20.1%, S1=20.1%)，因此只要能預測腰椎的長度，就能推算出各關節的長度。同時只要能觸摸出其中某關節脊突(通常是 L5)，就能推算出其他的關節脊突位置。但是其預測腰椎長度的判定係數只有 50%，而且各腰椎關節的腰椎長度百分比也會因人而異，使得他們在預測腰椎關節點時，還需要使用如腰椎曲線重組等複雜的程序才能得到結果。本研究則摒棄前述假設，同時兼顧個人差異的情況下，選擇三種姿勢的所有關節點座標進行個別預測。若以座標點的預測誤差來看，本研究與 Sicard and Gagnon 的結果平均都在 0.5 公分左右，但 Sicard and Gagnon 角度的預測誤差約 2 度左右，高於本研究的平均 0.2 度，顯示本模式適用於角度或活動能力的轉換。

在不同角度定義方式的轉換誤差方面，由於 overlay angle 需要先計算兩中點 (M1, M2)，而 S1 關節只能得到 M1 點，另一點 M2 需由 A, B 兩點求中垂線

後方能獲得。也因如此，所以 overlay angle 定義方式的 S1 關節座標的預測誤差，與 L5-S1 關節角度、活動能力、活動貢獻度的預測誤差，高於 Cobb angle 定義方式的轉換誤差。由 Cobb angle 定義方式的模式可用以轉換腰椎關節座標、關節角度、活動能力與活動貢獻度等，只要能克服脊突位置的觸摸誤差(在 0.5 公分以內；尤其是 S1)，則本模式將可被廣泛應用。當本研究加入生物力學模式[25]後便能評估工作時的腰椎負荷，例如在計算足底反作用力時，必須先定義身體的重心才能算出作用力矩，而身體的重心通常在 L4/L5 或 L5/S1 的位置[26,27]。利用本模式以非侵入方法自皮表座標值即可預測 L4/L5 或 L5/S1 的位置，預測誤差約為 0.8 公分。在過去估計這兩點的座標，需將腰部橫切面正規化或使用電腦斷層掃描[28]，因為皮膚與脂肪的影響，此種技術的變異達 1.5 公分。角位置或角度也是計算關節反作用需要的參數，本模式的預測誤差約 0.6 度。一般非侵入式技術在這方面的衡量誤差都很高[29]，因此利用本模式預測腰椎負荷，將能提高生物力學模式的評估能力。

腰椎活動能力是診斷下背痛的有效方法[1,2]，Mayer 等人[30]也發現正常者與下背痛患者的腰椎活動能力有顯著差異。本模式的腰椎活動能力預測誤差約 0.4 度，Stokes 等人[15]發現用非侵入技術衡量腰椎活動能力時，其誤差高達 3.87 度，利用本模式將非侵入資料轉換後的腰椎活動能力，其誤差在 1 度以內，由此說明本模式將有助於利用非侵入方式衡量腰椎活動能力。

診斷脊椎側彎 (scoliosis) 時需測量脊椎曲度，由於本模式僅適用於腰椎部位的轉換，因此只能提供腰椎曲度，這是本模式的限制之一。另外評估動態的腰椎活動能力，也是本模式無法完成的部分，當然在透過 3-D 系統與動態姿勢的測量，將可修正本模式以適用動態環境。當然腰椎活動能力的研究工作應繼續，才能使其應用的更加普遍。

結 論

本研究以 24 位受測者同步收集放射攝影與動作分析的標記座標，並且在直立、最大彎曲與最大伸展等三個矢狀面姿勢，透過腰椎活動能力的計算與比較，在比較侵入式與非侵入式評估方法方面所獲得之結論為：

- (1) Cobb angle 與 overlay angle 兩種角度定義方式，所計算的腰椎活動能力並無差異。
- (2) L1-L2 的腰椎活動貢獻度最低，L4-L5 或 L5-S1 通

常都較高，但其比率並非固定。

- (3) 動作分析系統適用於大範圍的關節角度衡量(如軀幹角度)，至於小範圍的腰椎角度衡量則應審慎。
- (4) L1-S1 長度差與 L4 脂肪厚度，可能是造成兩種系統(放射攝影與動作分析)衡量腰椎活動能力差異的主因。
- (5) 亟需發展腰椎活動能力的轉換模式，以減少非侵入與侵入法所衡量腰椎活動能力之差異。

另外利用15位受測者之放射攝影標記座標與人體測計值，建立非線性的腰椎活動能力評估模式，並以放射攝影標記座標(七位受試者)及動作分析標記座標，(二十二位受試者)，驗證腰椎位置轉換誤差、角度轉換誤差、活動能力轉換誤差與活動貢獻度轉換誤差，所獲得之結論為：

- (1) 預測變項除了皮表標記的座標外，另外還須選擇 L1-S1 長度差、L4 脂肪厚度以增加轉換模式之預測精確度。
- (2) 轉換模式包含許多非線性(三次項)的迴歸方程式，第一組的 72 個迴歸方程式，其判定係數介於 62.43% 與 99.86% 之間(平均為 86.41%)，而殘差在 0.0153 與 0.1860 之間(平均為 0.0822 公分)。第二組的 60 個迴歸方程式，其判定係數介於 50.41% 與 99.65% 之間(平均為 86.45%)，殘差在 0.0118 與 0.1706 之間(平均為 0.0792 公分)。
- (3) 腰椎位置的轉換誤差，在姿勢方面，以伸展時的誤差較大，在腰椎關節方面，以 L5 與 S1 的誤差較大，至於椎骨位置，則無顯著差異。
- (4) Cobb angle 定義方式的轉換誤差，無論是角度或活動度，均比 overlay angle 定義方式的低。
- (5) 雖然在 Cobb angle 定義方式下，須要由 72 個迴歸方程式來預測，但是資料分析上只需輸入六個皮表標記座標，而這些迴歸方程式可寫成套裝軟體，因此使用上相當簡單。
- (6) 放射攝影資料的角度轉換誤差，在直立、彎曲與伸展姿勢時，依序分別為 0.126, 0.204, 0.318 度。動作分析資料的角度轉換誤差，則依序為 1.25, 1.64, 1.79 度。
- (7) 放射攝影資料的活動能力轉換誤差，在直立到彎曲、直立到伸展、彎曲到伸展時，依序分別為 0.174, 0.210, 0.264 度；動作分析資料的活動度轉換誤差，則依序為 0.56, 0.63, 0.95 度。
- (8) 利用腰椎活動度轉換模式，來預測腰椎活動的貢獻度，不論使用放射攝影或動作分析的資料，其預測誤差都低於 4%。

參考文獻

1. Dvorak J, Panjabi MM, Novotny JE, et al. : Clinical validation of functional flexion-extension roentgenograms of the lumbar spine. *Spine* 1991; 16: 943-50.
2. Gracovetsky S, Pawlowsky M, Newman N, et al.: Database for approximating normal spinal motion derived from noninvasive measurements. *Spine* 1994 (publication in progress).
3. Clayson SJ, Newman IM, Debevec DF. : Evaluation of mobility of hip and lumbar Vertebrae of normal young women. *Arch Phys Med Rehabil* 1962; 43: 1-8.
4. Dvorak J, Panjabi MM, Chang DG, et al.: Functional radiographic diagnosis of the lumbar spine: Flexion-extension and lateral bending. *Spine* 1991; 16: 562-71.
5. Stokes IAF, Bevins TM, Lunn RA. : Back surface curvature and measurement of lumbar spinal motion. *Spine* 1987; 12: 355-61.
6. Gracovetsky S, Kary M, Levy S, et al. : Analysis of spinal and muscular activity during flexion/extension and free lifts. *Spine* 1990; 15: 1333-9.
7. Bethune DD, Broekhoven LH, Kung E, et al.: Statistical method for evaluating human thoracolumbar spinal curves in the sagittal plane: A preliminary report. *Arch Phys Med Rehab* 1986; 67: 590-4.
8. Hanley EN, Matteri RE, Frymoyer JW: Accurate roentgenographic determination of lumbar flexion. *Clin Orthop Rel Res* 1976; 115: 145-8.
9. Penning L, Wilmink JT, VenWoerden HH: Inability to prove instability: A critical appraisal of clinical radiological flexion extension studies in lumbar disc degeneration. *Diagn Imag Clin Med* 1984; 53: 186-92.
10. Alker G: Neuroradiology of cervical spondylotic myelopathy. *Spine* 1988; 13: 850-3.
11. American Medical Association Guidelines to the Evaluation of Permanent Impairment, 3rd ed. Chicago: AMA Press 1991.
12. Nordin M, Hultman G, Philipsson R, et al: Dynamic measurements of trunk movements during work tasks; in *The Ergonomics of working*

- postures. Corlett N, Wilson J, Manencia I, eds. London: Taylor & Francis 1986: 74-81.
13. Marras WS, Sommerich CM: A three dimensional motion model of loads on the lumbar spine, Part 1: Model structure. *Human Factors* 1991; 33: 123-37.
 14. Burton AK: Measurement of regional lumbar sagittal mobility and posture by means of a flexible curve. in: *The ergonomics of working postures*. Wilson J and Corlett N, eds. London; Taylor & Francis 1986: 92-9.
 15. Stokes IAF, Bevins TM and Lunn RA: Back surface curvature and measurement of lumbar spinal motion. *Spine* 1987; 12: 355-61.
 16. Tillotson KM and Burton AK: Noninvasive measurement of lumbar sagittal mobility: An assessment of the flexicurve technique. *Spine* 1991; 16: 19-34.
 17. Stokes IAF : Relationships between movements of vertebrae and adjacent skin markers and sections of the back. *Annual Report No.4*, Headington, Oxford, UK: Oxford Orthopaedic Engineering Center 1977; 44-3.
 18. Towle JA: The Precise Measurement of knee joint kinematics as an aid in clinical assessment. *Clin Biomech* 1986; 1: 214-5.
 19. Simmonds M, Kumar S: Health care ergonomics Part 1: The fundamental skill of palpation. *Int J Ind Ergonomics* 1993; 11: 135-43.
 20. Sicard C and Gagnon M: A Geometric model of the lumbar spine in the sagittal plane. *Spine* 1993; 18: 646-58.
 21. Plamondon A, Gagnon M: Evaluation of Euler's angles with a least squares method for the study of lumbar spine motion. *J Biomed Eng* 1990; 12: 143-9.
 22. Panjabi M, Chang D, Dvorak J: An analysis of errors in kinematic parameters associated with in vivo Functional Radiographs. *Spine* 1992; 17: 200-5.
 23. Gill K, Krag MH, Johnson GB, et al: Repeatability of four clinical methods for assessment of lumbar spinal motion. *Spine* 1988; 13: 50-3.
 24. Salminen JJ, Maki P, Oksanen A, et al: Spinal mobility and trunk muscle strength in 15-year-old schoolchildren with and without low-back pain. *Spine* 1992; 17: 405-11.
 25. Anderson CK, Chaffin DB, Herrin CD, et al : A biomechanical model of the lumbosacral joint during lifting activities. *J Biomech* 1985; 18: 571-84.
 26. Morris JM, Lucas DB et al: Role of the trunk in stability of spine. *J Bone Joint Surg* 1961; 43A: 567-73.
 27. Schultz AB and Andersson GBJ: Analysis of load on the lumbar Spine 1981; 6: 76-82.
 28. McGill SM and Norman RW: Partitioning of the L4-L5 dynamic moment into disc, ligamentous, and muscular components during lifting. *Spine* 1986; 11: 666-78.
 29. Tillotson KM and Burton AK: Noninvasive measurement of lumbar sagittal mobility: An assessment of the flexicurve technique. *Spine* 1991; 16: 29-34.
 30. Mayer TG, Tencer AF, Kristoferson S, et al : Use of noninvasive techniques for quantification of spinal range-of-motion in normal subjects and chronic low-back dysfunction patients. *Spine* 1984; 9: 588-95.

The Development of Non-Invasive Lumbar Spinal Mobility Transformation Model and Assessment Tools for Clinical Applications

MY Lee, *WK Chiou, *YH Lee,
WJ Chen, *YH Lin

Lumbar spinal flexion and extension motion was measured radiographically and from the back surface curvature (using motion analysis system) for evaluating lumbar spinal mobility (LSM). Twenty-four volunteers participated in this study and underwent lateral spinal radiographs and photographs in three postures (neutral, flexion and extension). The lumbar sacral angles (LSA) and the angles of each vertebral segment were obtained both from skin surface curvature and picture of X-ray. The results showed that the LSA and LSM remained the same either calculated based on Cobb angle or overly angle definition. To transform skin marker coordinates into corresponding vertebral body coordinates, a third order regression model was developed. The proposed transformation model demonstrated high coefficient of determination (mean=84.05%) between transformed positions and actual positions in all vertebral bodies. Based on this model, global LSA and intersegmental spinal mobility were recalculated and compared with results from X-ray measurement data. The results showed that the inter-vertebral lumbar spinal mobility could be obtained with errors ranging from 0.06 to 0.62 degrees. The results of this study indicated that in addition to the total motion in region of lumbar spine, we are able to discriminate the contribution of intersegmental spinal mobility through way of "non-invasive" measurement.

key words: lumbar spinal mobility, transformation model, spinal mobility assessment

Department of Mechanical Engineering, Chang Gung College of Medicine and Technology

*Graduate Program in Industrial Management, National Taiwan Institute of Technology

**Department of Orthopedic Surgery, Chang Gung Memorial Hospital

***Department of Rehabilitation Medicine, Chang Gung Memorial Hospital