

彈射衝擊下飛行員頭部動態響應之研究

彭正平^{1*} 鄧作樑²

¹陸軍專科學校 動力機械工程科

²修平技術學院 機械工程學系

摘 要

本研究將人體模擬成 15 個剛體的人體坐姿模型，並以不同的連接機構連接而成多剛體系，利用肯氏(Kane)及休士頓(Huston)發展的多體動力學分析理論，推導出人體數學模型受到外力作用時的肯氏動力學方程式，並建立一個三度空間人體衝擊動力學模型，並配合自行撰寫的人體運動的電腦計算分析程式，針對飛行員於彈射逃生時人體頭部的動態反應模擬與分析。為了驗證所建構人體衝擊動力學模型的準確性，模擬的動態響應並與 Perry 之實驗數據進行比較，藉以探討飛行員緊急逃生彈射的安全性，以評估彈射時的各種載荷是否會造成飛行員的損傷，並為彈射座椅的最佳化設計提供依據。

關鍵字：衝擊，人體模型，多體動力學，頭部動態響應

Study of Dynamic Response of the Pilot's Head during Ejection Events

Cheng-Ping Peng^{1*} and Tso-Liang Teng²

¹*Department of Power Mechanical Engineering, Army Academy R.O.C*

²*Department of Mechanical Engineering, Hsiuping University of Science and Technology*

ABSTRACT

This study develops a three-dimensional 15-segment seated human body model which the segments interconnected with joints. The dynamical equations of motion of the mechanical structure are based on Kane's equations as formulated by Huston and Passarello. A three-dimensional human impact dynamics model is established. These equations are then coded into a computer program and solved using fourth-order Runge-Kutta methods. This study focuses on the dynamic response of the pilot's head and neck during ejection events. To confirm the accuracy of the proposed human dynamics model, the current results are compared with Perry experimental data. The results obtained herein contribute to efforts to analyze pilot escapes injury and optimize ejection seat design.

Keywords: vertical impact, human model, multibody dynamics, head dynamics response

文稿收件日期 100.3.21; 文稿修正後接受日期 100.9.26; *通訊作者

Manuscript received March 21, 2011; revised September 26, 2011; * Corresponding author

一、前言

由於人體是為一複雜且脆弱的生物組織體，人的特性隨時會因外在環境的作用影響而有所改變，甚至會因受到外力的衝擊作用下，而造成人體某部位或器官組織的不適或損傷等情形；例如：船艦於惡劣海象下航行時，受到垂向的不規則加速度與角加速度運動，可能造成人員發生眩暈之現象，出現嘔吐、頭重腳輕、重心不穩等不舒服的症狀；人體受到爆震波時，則可能造成內臟組織破裂，甚至於死亡的情形發生。戰機失事時，飛行員由戰機座艙中彈射出後受風力撞擊時，產生之衝擊力若超出人體的承受範圍，可能造成人體腦部及頸椎的損傷、內臟器官組織的破裂、脊椎及四肢的骨折等情形發生；車輛於顛簸路面上或行經坑洞路面時，常產生劇烈的振動，造成乘員不舒服或嘔吐的現象；車輛事故中，車內的乘員因受到高速的撞擊下，而導致人體受到嚴重的傷害，甚至造成死亡。因此，瞭解在各種不同的運動環境中的人體生物動態響應是必要的，進而研發及設計各式的安全、保護設備或裝置，使人體損傷程度降到最低，一直是生物力學領域中的主要研究目標。

衝擊是一個瞬間動態的過程。一般而言，衝擊力具有較高的峰值和較短的持續時間之特性，這種衝擊力作用於人體可能會造成人體器官和組織的損傷，例如：衝擊造成顱腦及頸椎的損傷、內臟器官破裂損傷等。在載人太空船的發射、返回著陸以及戰鬥機飛行員緊急彈射、開傘過程等的衝擊是不可避免的。隨著現代科技的發展及飛機性能的提昇，飛行頭盔作為平台安裝新式的瞄準或夜視裝置後，附屬裝置會使得飛行員頭盔系統的重量增加，重心位置的改變，且人體頸椎比較細小，其承受能力有限，作用於頸部的壓力、橫切力及旋轉力隨之增加[1]。頭盔系統的重心位置變化還可能影響到頭盔的佩戴及舒適性[2]。頸部是人體生理結構中十分重要的一個部位，然而也是極其容易受傷的部位。頸部具有向上支撐頭顱重量，向下連接身體軀幹的重要功能。頸部是頭部活動的樞紐，頸椎幫助頸部屈伸及旋轉，完成頭部上下運動或左右旋轉的動作。飛行員在正常飛行中，由於頸部的肌肉要保持頭部的平

衡，頸肌疲勞就會發生；並且長時間佩戴頭盔執行任務以及在衝擊、振動和彈射逃生過程中受到的負荷，改變了人體頭部穩定的力學平衡狀態，因為頭盔質量特性的改變，增加了頸椎的受力，相應地增加了彈射時頸部損傷的機率[3]。這些問題對飛行員操控飛機、執行任務及彈射逃生時有負面作用及影響。根據相關的文獻[4,5]指出，頸椎損傷危險因素包括 G_x 、 G_y 及 G_z 的負荷、頭戴裝備、肌肉狀態、頸部活動以及高負荷工作狀態等，其中以高 G 環境最容易引起頸椎損傷。目前大多認為 $+G_z$ 作用及頭盔是引起頸部損傷的主要原因，因為在 $+G_z$ 的作用時，頭盔的重量會成倍增加，飛行員的頸部承受較大的力，尤其在連續飛行時極易因過度運動而引起頸肌疲勞，進而導致頸部損傷[1-5]。如何採取有效的防護措施保護飛行員免受衝擊的傷害是醫學界和工程部門頗受關心的重要課題。

人體運動系統是個多因素、多變量的大系統，涉及到骨骼、肌肉、神經等多個子系統，而且各系統間相互影響、相互作用，進一步加劇了系統的複雜性和研究的難度[6-8]。因此，合理地描述人體運動系統為研究者首當其衝的問題。許多專家學者根據各自所研究的主要問題和目標，從不同的角度對人體進行不同程度地合理簡化，構建了多種類型的人體運動分析模型[9,10]。隨著運動環境的不同及分析對象的差異，人體運動分析模型的複雜程度也有所不同，因此，如何以一個簡單、快速且有效的方法，來建立一套人體運動的分析模型，就成為人體動態反應分析與研究的重要工作。

由於建構人偶模型的過程十分複雜，以有限元素法來進行人體於垂向運動下的生物動態響應評估，不僅需要精確的人體數學模型，亦需求得人體數學模型中相關的物理參數，且評估人體於各種運動下之生物動態響應的過程較為繁鎖、模擬運算的時間冗長。從物理學或生理學的角度來看，人體是一個複雜的多體系統，並且人體的骨骼框架有一定的剛性。人體在忽略受力產生形變的情況下，可將人體模擬成有限個剛體銜接組成的多剛體系統 (Multi-Rigid-Body System)。因此，本論文利用肯氏[11]及休士頓[12]所發展的多體系統動力學法為理論基礎，來建立一個三維的多體系統人體模型，並且將其推導過程以 FORTRAN 程

式語言撰寫適於電腦求解的運算法則，及以四階朗奇-庫達積分方法，計算系統動態方程式的變數（位移、速度、加速度）的數值解，以進行飛行員緊急逃生彈射時之動態響應分析。

本研究為了驗證所建構人體衝擊動力學模型的準確性，但因無法獲知彈射座椅中頭枕及靠背的物理與幾何特性參數，故不考慮彈射座椅參數對人體衝擊的影響，模擬飛行員於緊急逃生彈射時的頭部動態響應並與 Perry[13]之實驗數據進行比較。另外，亦探討對飛行員因添加附屬裝備而增加頭盔系統的重量，不同的頭盔重量對頭頸部所造成的影響程度。透過對人體衝擊動力學模型的研究，有助於預測衝擊對人體的響應，並控制和減少衝擊對人體的損傷。對於人體衝擊動力學模型的研究的目的在於探討飛行員遇險時彈射的安全性，以評估彈射時的各種載荷是否會造成飛行員的損傷，並為彈射座椅的最佳化設計提供依據。

二、多體系統人體模型

2.1 人體衝擊動力學模型的建立

本文所建立的人體衝擊動力學模型是由 15 個剛體組成的人體坐姿模型。並將模型其分支的狀態加以編號，如圖 1 所示。而描述人體坐姿模型的 15 個剛體中，其中手肘部 ($B_4 - B_5$ 、 $B_6 - B_7$)，膝部 ($B_{10} - B_{11}$ 、 $B_{13} - B_{14}$)，及腳踝部 ($B_{11} - B_{12}$ 、 $B_{14} - B_{15}$) 為鉸鏈式接頭 (Hinge Joint)，其餘接點則為球窩式接頭 (Ball-and-Socket Joint)。鉸鏈式接頭主要由一維旋轉方向變數所組成，而球窩關節式接頭是由三維相關旋轉方向變數所組成，各關節連接的角度皆有一定旋轉角度的限制，而各關節的運動皆以彈簧及阻尼器來模擬真實人體關節的肌肉及韌帶組織等物理特性，使得人體模型能作合理的運動。

本文同時利用“低階編號物體排列法”(Lower body arrays) [14]，首先將人體模型依序加以編號，此模型中的任何一剛體均有一編號較低的相鄰剛體，稱為“低階編號剛體”，並以 $L(k)$ 來表示 B_k 的相鄰低階編號剛體。連續取 n 次低階編號剛體，則以 $L^n(k)$ 來表示。如此可將圖 1 的人體模型以低階編號排列，獲得各剛體的分支如表 1。由此表即可瞭解及描述人體衝擊動力學模型的相關幾何構成。

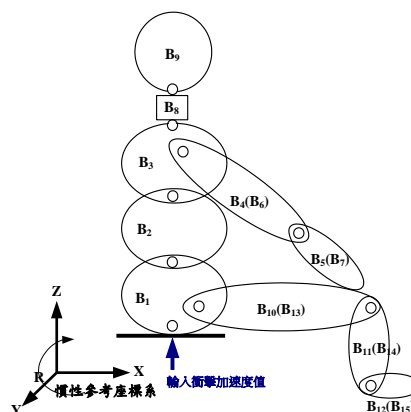


圖 1. 人體坐姿模型

2.2 人體衝擊動力學模型的運動方程式

將人體模擬成以 15 個剛體的人體坐姿模型，並受到一交叉雙肩式及膝部安全帶的拘束，置於模擬一垂直彈射座椅的參考座標系中，形成一多剛體系統的人體衝擊動力學模型，如圖 2 所示。同時以 54 個廣義座標的變數 x_l ($l=1, \dots, 54$) 來描述運動狀況。一般可將廣義座標的線性組合定義為廣義速率 y_l ($y_l = \dot{x}_l$)，並作為系統的獨立變數。在本研究中我們採用相對速度及相對角速度為廣義速率，作為多體系統運動方程式基本參數。

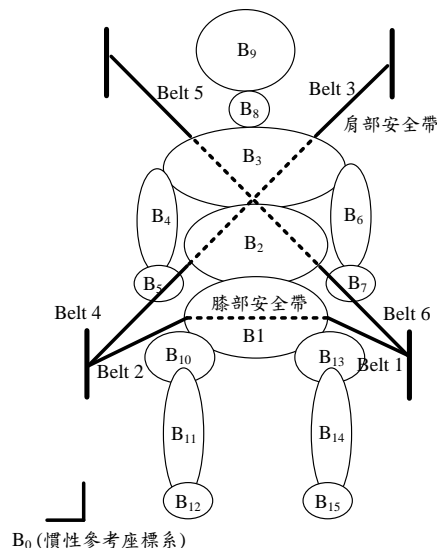


圖 2. 人體衝擊動力學模型

人體模型的運動描述包含各剛體的角速度、角加速度、質心速度及質心加速度。茲考慮多體系統中的一個典型物體 B_k ($k=1, \dots, 15$) 於慣性座標的角速度 $\bar{\omega}_k$ ，及質心速度 \bar{v}_k 其表示式如下：

表 1. 人-座椅模型的低階序號陣列 [14]

剛體編號 K	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
L ¹ (K)	0	1	2	3	4	3	6	3	8	1	10	11	1	13	14
L ² (K)	0	0	1	2	3	2	3	2	3	0	1	10	0	1	13
L ³ (K)	0	0	0	1	2	1	2	1	2	0	0	1	0	0	1
L ⁴ (K)	0	0	0	0	1	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0
L ⁵ (K)	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

$$\tilde{\omega}_k = \omega_{klm} \dot{x}_l \mathbf{n}_{om} \quad (1)$$

$$\tilde{v}_k = v_{klm} \dot{x}_l \mathbf{n}_{om} \quad (2)$$

式中 \mathbf{n}_{om} ($m=1,2,3$) 代表固定於慣性座標 (inertia reference frame) 的基底向量。 v_{klm} 和 ω_{klm} 分別為物體 B_k 於慣性座標系 R 上質心 G_k 的偏速度及偏角速度分量。分別對(1)式及(2)式微分，則物體 B_k 於慣性座標系 R 上的角加速度 $\tilde{\alpha}_k$ 及質心加速度 \tilde{a}_k 分別為：

$$\tilde{\alpha}_k = \frac{d\tilde{\omega}_k}{dt} = (\omega_{klm} \ddot{x}_l + \dot{\omega}_{klm} \dot{x}_l) \mathbf{n}_{om} \quad (3)$$

$$\tilde{a}_k = \frac{d\tilde{v}_k}{dt} = (v_{klm} \ddot{x}_l + \dot{v}_{klm} \dot{x}_l) \mathbf{n}_{om} \quad (4)$$

另外，可由(3)及(4)式很容易得到此 54 個廣義座標的偏角速度 ω_l^k 及偏速度 v_l^k ，即為廣義座標 x_l 方向之單位向量，其表示如下：

$$\omega_{klm} \mathbf{n}_{om} = \frac{\partial \omega_k}{\partial y_l} = \frac{\partial \alpha_k}{\partial \dot{y}_l} = \omega_l^k \quad (5)$$

及

$$v_{klm} \mathbf{n}_{om} = \frac{\partial v_k}{\partial y_l} = \frac{\partial a_k}{\partial \dot{y}_l} = v_l^k \quad (k=1,2,\dots,15; l=1,2,\dots,54; m=1,2,3) \quad (6)$$

人體模型在垂直彈射的過程中，各部份的慣性力(inertia forces)，可由一通過各剛體質心 G_k 的慣性單力 F_k^* 及一慣性力偶 T_k^* 代表，其中：

$$F_k^* = -m_k a_k \quad (k \text{ 非和式指標}) \quad (7)$$

$$T_k^* = -\tilde{I}_k \cdot \alpha_k - \omega_k \times (\tilde{I}_k \cdot \alpha_k) \quad (8)$$

(7)式及(8)式中 m_k 為剛體 B_k 的質量， \tilde{I}_k 為剛體 B_k 相對於其質心的慣性張量 (tensor)。而肯式動力方程式中，對應廣義座標 x_l 的廣義慣性力 (generalized inertia forces) F_l^* 即為：

$$F_l^* = \sum_{k=1}^{15} \left(F_k^* \cdot \frac{\partial v_k}{\partial y_l} + T_k^* \cdot \frac{\partial \omega_k}{\partial y_l} \right) = F_k^* \cdot v_l^k + T_k^* \cdot \omega_l^k \quad (k=1,\dots,N; l=1,\dots,n; m=1,2,3) \quad (9)$$

人體模型在垂直彈射時，各部份所受的作用力(active forces)，包括重力及來自彈射座椅、安全帶等外力，可由一等效力系所取代。各剛體的等效力系包括一通過質心 G_k 的單力 F_k 及一力偶 T_k 。則肯氏動力方程式中，對應廣義座標 x_l 的廣義作用力 (generalized active forces) F_l 即為：

$$F_l = F_k \cdot \left(\frac{\partial v_k}{\partial \dot{x}_l} \right) + T_k \cdot \left(\frac{\partial \omega_k}{\partial \dot{x}_l} \right) = F_k \cdot v_l^k + T_k \cdot \omega_l^k \quad (k=1,\dots,N, l=1,2,\dots,54) \quad (10)$$

由(9)式及(10)式，利用 d'Alembert's principle，可得 54 個運動方程式：

$$F_l + F_l^* = 0 \quad (l=1, 2, \dots) \quad (11)$$

並將(1)~(10)式代入(11)式，則可得統御方程式：

$$a_{lp} \dot{y}_p = f_l \quad (l, p = 1, \dots) \quad (12)$$

式中 a_{lp} 和 f_l 分別為

$$a_{lp} = m_k v_{klm} v_{kpm} + I_{kmz} \omega_{klm} \omega_{kpz} \quad (k=1,\dots,15; l=1,\dots,54; m, z=1,2,3) \quad (13)$$

及

$$f_l = F_l - (m_k v_{klm} \dot{y}_{kpm} y_p + I_{kmz} \omega_{klm} \dot{\omega}_{kpz} y_p + e_{rms} I_{ksc} \omega_{klm} \omega_{kqr} \omega_{kpc} y_q y_p) \quad (k=1,\dots,15; l, p, q=1,\dots,54; m, r, s, z=1,2,3) \quad (14)$$

式中 I_{kmn} 為 B_k 對於固定在慣性空間 R 中單位向量的質量慣性矩的分量； F_l 為施加於系統的廣義作用力； e_{rsm} 為排列陣列的元素。

(14)式即為模擬人體衝擊動力學模型的統御方程式。由於這些聯立的一次常微分方程式中，其係數是已知的物理參數及廣義座標的代數關係，可以用矩陣型式表示。所以我們以適當的起始值及加速度值解此方程

式，即可獲得人體模型系統動態方程式的數值解。

三、數值計算分析程序

本論文利用肯氏-休士頓的多體系統動力學理論，來推導獲得人體模型的統御動力方程式，如(14)式。這些聯立的常微分方程式中，其係數都可以用矩陣的形式來表示，因此能夠很容易的將其程式化。對於廣義座標導數所組成的一階非線性常微分方程組，可以利用數值積分法對時間積分，以得到下一個時刻系統的廣義座標、廣義速度等數值。重覆的對時間積分直到時間到達所設定的終止時間。本文中使用的數值積分法是四階的朗奇-庫達法，此數值方法具有容易程式化、時間間隔可以任意調整，及只要知道初始值即可進行積分的優點。

本論文中，將一階非線性常微分方程組改變為適合數值積分求解的形式，並且利用 FORTRAN 程式語言撰寫適於電腦求解的運算法則，以計算人體模型系統動態方程式的數值解，進而模擬出整個系統於運動環境下人體各肢體的動態行為反應。其電腦程式架構流程圖，如圖 3。

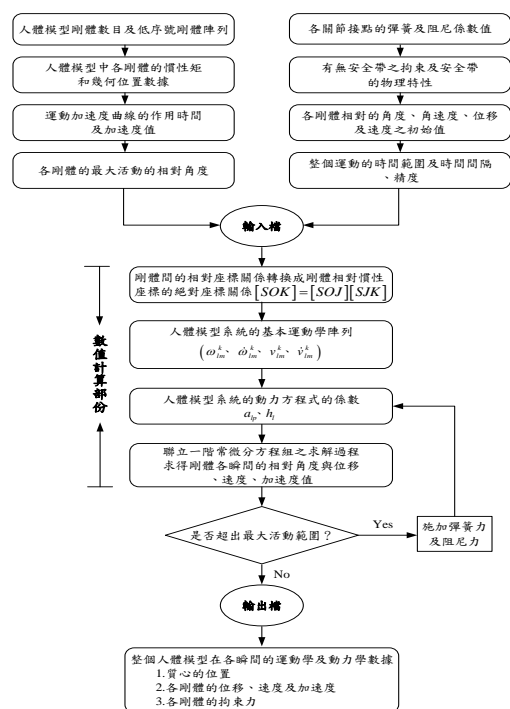


圖 3. 人體運動模擬程式的電腦流程圖

電腦程式的計算分析程序包括使用者

自行輸入的資料、數值計算部份及輸出動態結果資料等三大部份，分述如下。

3.1 使用者需自行輸入的資料

- (1)人體模型的剛體數目及低序號剛體陣列。
- (2)人體模型中各剛體的幾何位置和慣性數據資料。
- (3)運動加速度曲線的作用時間及加速度值。
- (4)各剛體的最大活動的相對角度。
- (5)各關節接點的彈簧及阻尼係數值。
- (6)有無安全帶之拘束及安全帶的物理特性。
- (7)各剛體相對的角度、角速度、位移及速度之初始值。
- (8)整個運動的時間範圍及時間間隔、精度。

人體模型中各肢體物理和幾何特性參數資料是根據 Kaleps 及 Whitestone [15]針對 Hybrid III 人偶肢段慣性及幾何特性的量測資料所建立，其內容包括各肢體的質量及轉動慣量、質心及參考點位置向量等，分別如表 2、表 3 及表 4 所示。各接點的運動則以彈簧及阻尼來模擬真實人體關節的肌肉及韌帶組織等物理特性。事實上，由於人體關節活動是屬於非線性的行為，這些彈簧及阻尼的參數值十分難以決定及獲得。本論文參考有關 Hybrid III 剛性人偶數值模型中各接點的彈簧及阻尼之參數值[16,17]，並經實例的模擬與驗證後，而來獲取人體模型最佳的搭配參數值。安全帶拘束系統主要以交叉雙肩四點式安全帶，將其個別連接至座椅及人體上，如圖 2 所示。其每條皮帶的連接位置向量及彈簧係數[18,19]，分別如表 5 所示。

3.2 數值計算部份

- (1)各剛體於局部與慣性參考座標系統間的座標轉換。
- (2)計算求得運動學的係數陣列 $(\omega_{lm}^k, \dot{\omega}_{lm}^k, v_{lm}^k, \dot{v}_{lm}^k)$ 。
- (3)計算求得統御方程式的係數 a_{lp}, f_l 。
- (4)聯立一階常微分方程組之求解過程。

表 2. 人體模型的質量及轉動慣量值 [15]

肢體部位	質量(kg)	轉動慣量值(kg-mm ²)		
		I _{xx}	I _{yy}	I _{zz}
頭部	4.5	59000	24000	22100
頸部	1.22	2900	2900	900
胸部	17.52	295600	231400	195600
腰部	2.22	900	6700	2300
骨盆	20.16	277200	146300	136300
大腿	6.22	68700	66900	12000
小腿	3.28	757000	76100	4500
腳掌	1.25	800	5900	5500
上臂	2.09	11600	11200	1200
前臂	2.31	13400	12700	800
總重	75.92			

表 3. 人體模型的質心及參考點位置向量 [15]

剛體編號	肢體部位	質心位置向量 ¹ (m)			參考點位置向量 ² (m)		
		X	Y	Z	X	Y	Z
1	骨盆	0.026	0	-0.079	0	0	0
2	腰部	0.033	0	0.072	0	0	0.132
3	胸部	0.029	0	0.162	0.065	0	0.318
4	右上臂	0.138	0	0	0	0.187	0.216
5	右前臂	0	0	0.123	0.263	0	0
6	左上臂	0.138	0	0	0	-0.187	0.216
7	左前臂	0	0	0.123	0.263	0	0
8	頸部	0	0	0.063	0	0	0.124
9	頭部	0.006	0	0.0028	0.03	0.189	0.260
10	右大腿	0.253	0	0	0	0.08	-0.03
11	右小腿	0	0	-0.171	0.42	0	0
12	右腳掌	0.067	0	0	0	0	-0.416
13	左大腿	0.253	0	0	0	-0.08	-0.003
14	左小腿	0	0	-0.171	0.42	0	0
15	左腳掌	0.067	0	0	0	0	-0.416

¹ 對應於固定在 B_k 上的單位向量 ² 對應於固定在相鄰低序號剛體 B_j 上的單位向量

3.3 輸出動態結果資料

模擬運算的輸出結果為人體模型相對於慣性座標系 R 的各剛體質心及接點的位移、速度、加速度；相關的角位移、角速度、角加速度、安全帶的拉力等數據。由這些數據中即可瞭解整個系統中人體各肢體的運動情

形。

四、彈射衝擊下之飛行員頭部動態響應分析

4.1 實例分析

表 4. 人體模型中各剛體間接點的彈簧及阻尼係數 [16,17]

B_k	肢體名稱	彈簧係數		阻尼係數	
		k_0 (N/rad)	k_1 (N/rad)	C_0 (Ns/rad)	C_1 (Ns/rad)
2-1	腰部-骨盆	122500	0	175000	3500000
3-2	胸部-腰部	122500	0	175000	3500000
4-3	左上臂-胸部	70000	0	175000	1750000
5-4	左前臂-左上臂	7000	0	7000	35000000
6-5	右上臂-胸部	70000	0	175000	1750000
7-4	右前臂-右上臂	7000	0	7000	35000000
8-7	頸部-胸部	115000	0	175000	3500000
9-4	頭部-頸部	115000	0	175000	3500000
10-9	左大腿-骨盆	70000	0	17500	1750000
11-2	左小腿-左大腿	7000	0	7000	35000000
12-11	左腳掌-左小腿	7000	0	7000	35000000
13-12	右大腿-骨盆	70000	0	17500	1750000
14-2	右小腿-右大腿	7000	0	7000	35000000
15-14	右腳掌-右小腿	7000	0	7000	35000000

表 5. 安全帶中各皮帶的連接位置向量及彈簧係數 [18,19]

皮帶編號	彈簧係數 (kN/m)	連接至人體的位置向量(m)			連接至座椅的位置向量 (m)		
		X	Y	Z	X	Y	Z
Belt 1	1330	0.10	0.17	0.08	-0.10	0.24	-0.10
Belt 2	1330	0.10	-0.17	0.08	-0.10	-0.24	-0.10
Belt 3	315	0.10	0.17	0.08	-0.47	0.20	0.83
Belt 4	315	0.10	-0.17	0.08	-0.47	-0.20	0.83
Belt 5	315	0.10	-0.17	0.08	-0.47	-0.20	0.83
Belt 6	315	0.10	0.17	0.08	-0.47	0.20	0.83

本實例係依據 Perry[13]於美國空軍研究實驗室，以垂直減速器(Vertical Deceleration Tower, VDT)利用 14 名受試者和 3 個 ATB(Articulated Total Body)人偶進行了一系列衝擊試驗，試驗目的在於垂直彈射逃生時，進行 ATB 實驗人偶與受試者間的頭、頸部動態響應之比較，藉以改良 ATB 實驗人偶頭頸部關節的機械及物理特性。試驗時受試者配戴標準式頭盔，其重量為 1.36 kg，頭部的加速度是讓受試者嘴內及人偶頭內安置三軸向加速度和角加速度計測量，三軸載荷測力器掛於座椅上，頭部支架後和椅背。六軸載荷測力器懸掛於人偶頭部來收集力和力矩數據。

人體試驗時座椅衝擊加速度是半正弦波

型式的垂向衝擊波，其峰值高達+10 G_z，其衝擊加速度曲線如圖 4 所示。本研究使用自行建立的三維多體系統人體模型，研究飛行員緊急逃生彈射時受到 10 G 的垂直衝擊加速度作用下，其頭部在垂直(z 軸)、水平(x 軸)及旋轉(R_y)三個方向的動態響應，分析結果並與 Perry 之實驗數據進行比較，以驗證所建構人體衝擊動力學模型的準確性。另外，進一步探討對飛行員因添加附屬裝備而增加頭盔系統的重量，不同的頭盔重量對頭頸部所造成的影響程度。

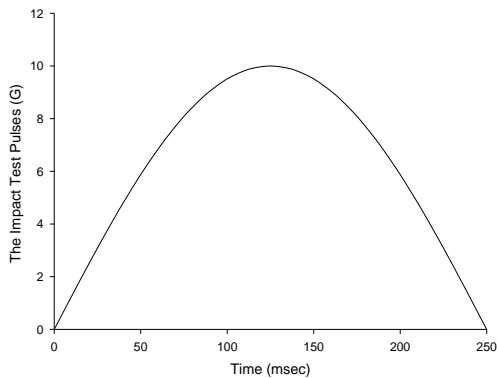


圖 4. 半正弦波型式的垂向衝擊加速度曲線

4.2 分析模型

彈射衝擊下之飛行員多體系統模型是將人體模擬成以 15 個剛體的坐姿模型，並受到一交叉雙肩式及膝部安全帶的拘束，置於模擬一垂直彈射座椅的參考座標系中，形成一多剛體系統的人體衝擊動力學模型。本實例中，因骨盆及大腿部位受到安全帶的拘束作用，且不考慮彈射座椅參數對人體衝擊的影響，因此假設骨盆與彈射座椅為緊密接觸，而將施於座椅 +10Gz 的衝擊加速度直接施於骨盆的部位，以及人體模型是處於一無靠背支撐的正坐式姿態下，如圖 2 所示。由於無法獲知佩戴頭盔後，頭部的轉動慣量及重心位置等數據。本研究僅在人體模型中頭部的重心位置加上頭盔的重量與改變頭盔的重量來進行模擬與分析。

4.3 結果與討論

圖 5~7 是其頭部在矢狀平面中垂直(z 軸)、水平(x 軸)及旋轉(R_y)三個方向的模擬結果與 Perry 的衝擊試驗的比較情形，圖中 Perry 實驗數據的曲線為多名受試者反應的平均值。從圖 5 中可看出，在垂直方向的人體頭部所受到的衝擊加速度，實驗值與模擬結果的峰值分別約為 -12 G 及 -16.87 G 值，且發生在約 87.5 及 125 msec 處。另外，從圖 6 中可看出在水平方向所產生的頭部加速度振幅較小，且略有點振盪的情形。而在圖 7 中，可看出旋轉(R_y)方向的頭部角加速度曲線有明顯地急劇上下振盪的情形，即表示頭部受到衝擊作用後產生向前或向後擺甩的動作。從以上的結果比較發現，雖然模擬結果與 Perry 實驗值的峰值

大小及發生時間並不盡相同，但在反應的趨勢上已頗為吻合。

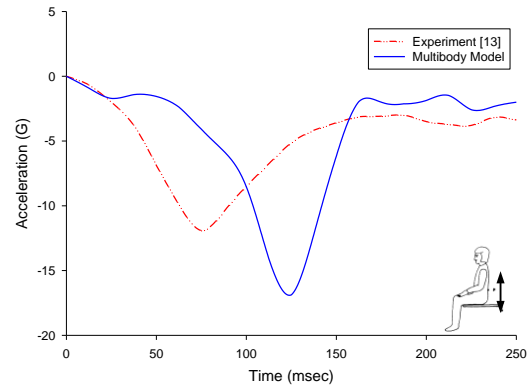


圖 5. 彈射衝擊下頭部垂直(z 軸)方向加速度曲線

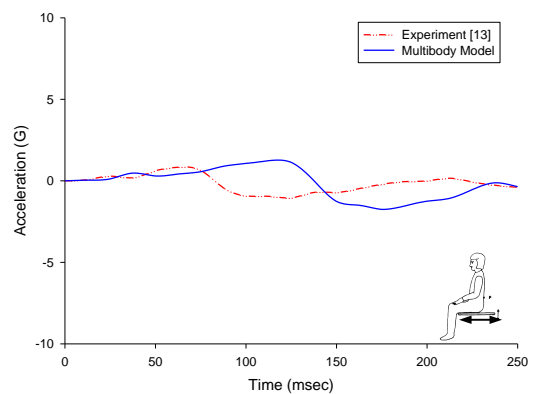


圖 6. 彈射衝擊下頭部水平(x 軸)方向加速度曲線

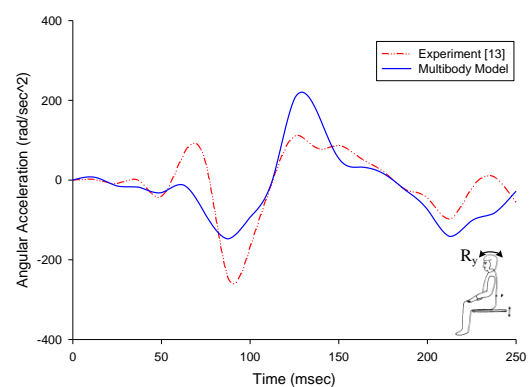


圖 7. 彈射衝擊下頭部旋轉(R_y)方向角加速度曲線

其次，在確定了模型的正確性後，接著進一步探討頭盔重量的改變對頭部所造成的損傷程度，其人體模型頭部的重量由原來的 1.36 kg 增加至 2.04 kg，而其他模擬環境的參

數沒有改變。圖 8~11 是模擬兩種不同的頭盔重量時頭部的動態響應的情形。從圖 8 中可看出，隨著頭盔重量的增加，在垂直方向所產生的頭部加速度有減低的趨勢；但在圖 9 中水平方向的頭部加速度則有增加的現象。從圖 10 和圖 11 中發現在旋轉(R_y)方向，佩戴 2.04 kg 重的頭盔者所產生的角加速度峰值較佩戴 1.36 kg 頭盔者為小，但所產生頭部旋轉的角度則是頭盔重量較重者大於頭盔重量較輕者。由於高 Gz 值的衝擊過載和頭盔質量特性相互作用下，飛行員的頭盔重量和它的重心位置改變，將使飛行員的頭部產生過度伸張(Hyperextension)或過度彎曲(Hyperflexion)，此作用常造成頸部損傷，輕者如頸肌拉伸或撕裂，重者如頸椎骨折[2,3,13,20]。從本研究可得知，在缺乏椅背的保護作用下，佩戴重量較重的頭盔者較容易造成頭-頸部的損傷發生。

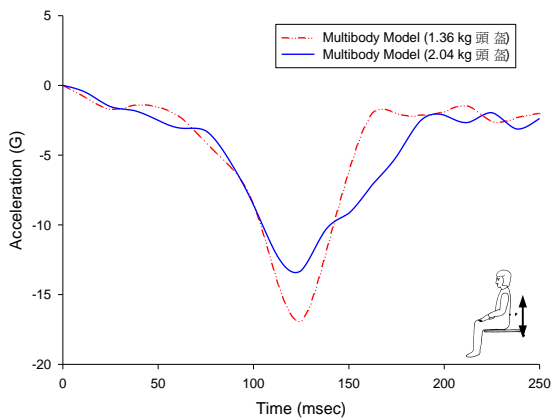


圖 8. 佩戴不同重量的頭盔，頭部垂直(z 軸)方向加速度之比較圖

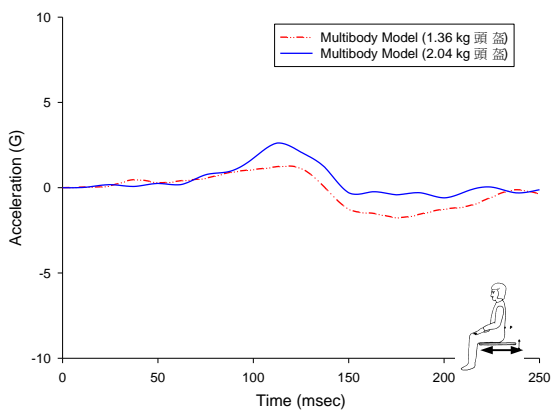


圖 9. 佩戴不同重量的頭盔，頭部水平(x 軸)方向加速度之比較圖

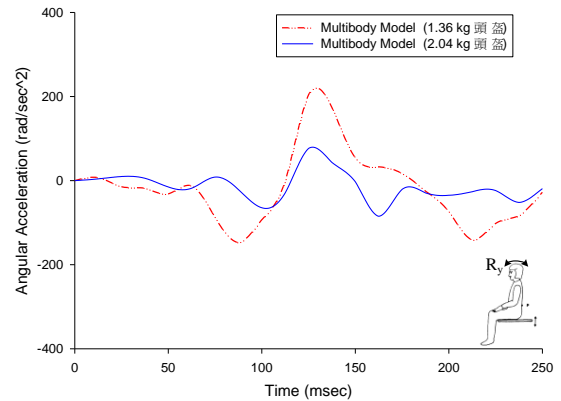


圖 10. 佩戴不同重量的頭盔，頭部旋轉(R_y)方向角加速度之比較圖

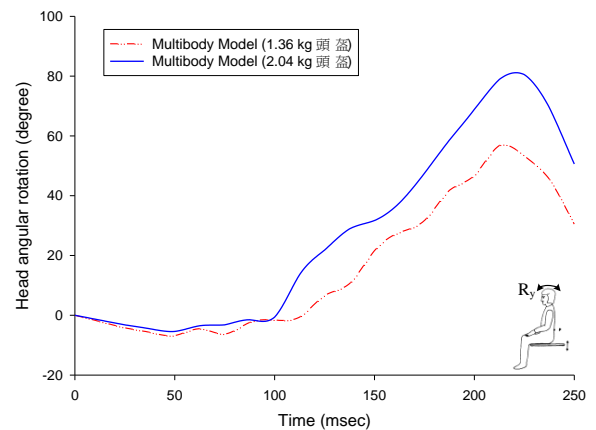


圖 11. 佩戴不同重量的頭盔，頭部 R_y 方向旋轉角度之比較圖

五、結 論

在本研究著重於實驗方法的模擬與比較，以驗證所建構多體系統模型在人體模擬的正確性及分析程序的準確性。綜合本研究成果分述如下：

- (1) 本文所建構多體系統模型雖然與實驗結果的動態反應數值上有一定的誤差，但在反應趨勢上卻相當吻合，因此，本研究確能提供一個衝擊測試數值模擬分析工具。
- (2) 本研究中所建立的多體系統人體模型及電腦數值分析程序是非常適合人體動態響應分析之研究，並且利用肯氏-休士頓的多體系統動力學方法所花費的計算時間及成本亦較低，因此多體系統動力學法是為一個種較為簡單且快速的分析方法。
- (3) 在缺乏椅背的保護作用下，飛行員佩戴重

量較重的頭盔者比較容易造成頭頸部的過度伸展或過度彎曲的情形發生。

- (4)由於彈簧及阻尼的係數是影響整個人體動態響應的最主要因素，必須求取更精確地肌肉運動收縮所產生力量的彈簧及阻尼係數。但其人體關節部位的物理參數獲得困難，因此，未來必須藉由動物或人體實驗以獲得更精確的人體機械及物理性質。
- (5)本研究的模擬與分析中，將人體所受的運動加速度曲線視為一平滑曲線，且利用有限個資料點來模擬該曲線，與實際的運動加速度曲線有所差異，因此造成輸出結果的部份誤差產生。
- (6)未來實例的應用分析中，可將座椅的椅背、頭枕及彈射逃生時風力的作用等因素列入考慮，以能更有效模擬出真實的撞擊環境。
- (7)本研究所撰寫的人體分析程式，在執行時必須依文字的格式及數值的型態來輸入其各項資料數據，未來可改成人性化的 GUI 圖形使用者界面方式，讓使用者可更加方便操作與使用。
- (8)本文中的電腦模擬程式可針對不同的運動或動作建立相對應的多體系人體模型，也就是可將人體模型的剛體數目予以增加或減少，來模擬人體運動受外力作用的動態反應，並且可依不同大小體型的人體參數(各肢段的質量、質心位置及幾何特性等)輸入計算來進行模擬與分析。

參考文獻

1. 柳松楊，“高 G 載荷下飛行員頸部的損傷及防護”，*航天醫學與醫學工程*，Vol.11，No.4，pp.310-312，1998。
2. 吳明磊、卜佛平，“飛行員頭盔重心要求”，*中華航空航天醫學雜誌*，Vol.19，No.2，pp.138-144，2008。
3. 吳明磊、馬春生、劉威、岳卉，“彈射時裝置顯示器頭盔對人體的生物力學效益”，*中華航空航天醫學雜誌*，Vol.16，No.4，pp.267-271，2005。
4. 耿喜臣、金朝，“高性能戰鬥機飛行員高 +Gz 綜合防護進展”，*中華航空航天醫學雜誌*，Vol.13，No.1，pp.61-65，2002。
5. 杜匯良、黃世霖、張金換、馬春生，“+Gx 和 +Gz 復合衝擊下人體頭部響應的實驗分析”，*中國臨床康復*，Vol.7，No.2，pp.197-215，2003。
6. 劉炳坤，“衝擊損傷生物力學研究進展”，*航天醫學與醫學工程*，Vol.9，No.5，pp.381-384，1996。
7. 汪芳子、由廣興、崔建，“不同衝擊力作用下人體動力學響應特性研究”，*航天醫學與醫學工程*，Vol.7，No.4，pp.226-272，1994。
8. 顏璘娟、楊智春、羅亨存，“坐姿人體的衝擊動力學響應分析”，*振動與衝擊*，Vol.29，No.9，pp.151-155，2005。
9. 余新剛、劉華、楊嘉陵，“人體衝撞耐受性分析中的數值模型”，*航空學報*，Vol.29，No.2，pp.373-378，2008。
10. 裘藝、魏文儀，“人體衝擊生物力學的研究進展和方法評述”，*體育科研*，Vol.26，No.4，pp.62-65，2005。
11. 徐力、郭巧、陳海英，“虛擬人體運動系統建模方法研究”，*系統仿真學報*，Vol.16，No.8，pp.1789-1793，2004。
12. Kane, T. R., “Dynamics of nonholonomic system”, *ASME J. appl. Mech.* Vol. 28, pp. 574-578, 1961.
13. Perry, C. E., Rizer, A., and Smith, J., Anderson, B., “Biodynamic Modeling of Human Neck Response During Vertical Impact,” Vol. 27, No.3, pp.328-334, 1997.
14. Huston, R. L. 原著，黃世疇譯，*多體系系統動力學(Multibody Dynamics)*，國立編譯館，台北，1995。
15. Kaleps and Whitestone, J., “Hybrid III Geometrical and Inertial Properties”, SAE Paper No. 880638, 1988.
16. *LifeMod 運動生物力學分析軟體使用手冊*，MSC Software，2004 版
17. LS-DYNA 3D V.960 Keyword User Manual, 1998.
18. 周明輝，*車輛碰撞時車內乘員之動態模擬*，碩士論文，逢甲大學機械研究所，台中，1994。
19. 朱健源，*汽車後撞中人體動態反應模擬*，碩士論文，成功大學醫學工程研究所，台南，1994。
20. Perry, C. E., “The Effects of Headrest

Position and Helmet Weight on Human Dynamic Response During +Gz Impact Acceleration,” SAFE Journal, Vol. 31, No. 1, pp.1-12, 2003.

21.