

以衝擊量測試驗探討護膝吸振特性之研究

To Evaluate Energy Absorbability of Knee Pads by Impact Tests

黎文龍¹ 張智健²

國立台北科技大學 機械工程系 機電整合研究所

Email: wlli@ntut.edu.tw

摘要

在現代體育運動中，護膝的使用及種類是非常廣泛的。而大多數護膝是提供膝蓋支撐及保暖的功能。至於運動比賽所採用的護膝則是厚墊吸振型護膝，許多球類比賽甚至明文規定上場比賽一定要配戴此類護膝，以防止挫傷或撞擊。由於護膝廣泛的被使用，使得許多專業人士對於護膝是否能有效防止膝關節受衝擊受傷產生懷疑，但無論是國內的 CNS 或是專利，卻沒有一套標準的衝擊測試程序可以證實護膝的防護功能，本研究所探討的，是在於膝關節受到正向衝擊時，護膝是否能有效吸收其衝擊能量，達到保護膝關節目的的研究，研究過程中，先擬定出一套衝擊測試程序，對於往後護膝產品的設計或研究能有所幫助。

此外，本研究將使用六款不同類型的厚墊護膝作樣本測試，以人跌倒時膝蓋撞擊地面為假設，建立研究系統架構，並且推導出運動方程式。在模擬部分使用 SIMULINK 將運動方程式以方塊圖呈現，輸入系統參數得其模擬曲線結果，發現護膝之材質及厚度與之吸振特性有直接關係，材質愈硬，能量傳導特性佳，表示能量消耗小，若材質過軟，能量消耗時間短。所以材質之硬度並非愈硬愈好。而厚度卻是愈厚保護性愈好，但過厚，會影響膝關節動作，造成運動不便。實驗證實，價格較貴的護膝，並非是吸振能力最好的，可能是在於穿戴之舒適度的人因問題。

關鍵詞：膝關節、厚墊型護膝、正向衝擊。

1. 前言

膝蓋是支撐身體重量的關鍵。無論是上下樓梯，跑步，甚至是基本的走路，膝蓋皆會彎曲以吸收其衝擊力。而膝蓋更承受人體大部份的重量，一般而言，在平路上，膝關節承受體重四倍的壓力；而在下樓梯或是斜坡時，要承受體重七倍的重量的，更別說參與運動活動時膝蓋所需承受的負擔。

然而在運動傷害或交通事故當中，膝蓋受傷佔了相當高的比例。尤其在運動傷害中，膝關節受損代表的是行動不便，在生活作息上造成或多或少的困擾，也可能會使得運動時間縮減，嚴重的會結束一個運動員的運動生涯。而有關膝關節傷害，外傷與撞擊又最為常見，例如排球、籃球、柔道、足球等等。膝關節的運動創傷有的是較嚴重的骨折與脫位、韌帶斷裂與半月板損傷，而更多的是因慢性勞損引起的軟骨、韌帶、腱膜與滑囊等的損傷。前者處理不當常會導致殘疾，後者不及時治療往往會留下終身疼痛。膝關節的穩定系統主要依靠韌帶，但隨著年齡的增加，這部分軟組織會不斷的硬化漸

失彈性，自身原有的保護功能也漸漸減弱，不足以維持動態時關節的正常活動，這將導致膝關節不穩，長期下去必將導致膝關節軟骨、滑囊、韌帶等的損傷。

當膝關節出現疼痛、僵硬、膝內有喀察聲，表示著關節內部結構已有細微的改變，不能再維持正常的生理運動。體育運動中不正確的姿勢，過大的運動量，長期大負荷的跑、跳、急停、急轉，以及負重下蹲的動作都會對膝關節軟骨、韌帶、滑囊等造成傷害。有鑒於此，使得大家對於護膝的保護功能漸漸重視，認為護膝的正確應用可減少膝關節損傷的發生，以及護膝的防護功能對於預防膝關節因衝撞受傷是有效的。因此時常看到有人戴著護膝預防受傷或者減輕膝蓋活動時所產生的疼痛。然而，當護膝開始普遍使用，許多醫學專業的人士對於護膝的預防撞擊功能產生疑問以及爭議，本篇研究便是在於證實護膝對於衝擊防護所做的測試研究，描述護膝的生物力學功能，並擬定一套護膝之衝擊測試程序。

2. 數值模擬分析

本節主要為了模擬人體膝關節受到撞擊的衝擊響應，討論膝蓋骨(Patella)和護膝之衝擊特性，將膝關節與護膝系統離散化，並推導出系統之運動方程式。

2.1 建立數學模型

為模擬膝關節撞擊地面的動作，如圖 1，於是將人體下肢簡化，以卡氏座標為座標系統，成為圖 2 分析用示意圖。圖 2 中， h 為膝蓋離地板的高度， ϕ 則是小腿與 a_1 軸的夾角，繞 O 轉動， M 為膝蓋以下的集中質量， m 為護膝的質量。這些物理量在系統中， ϕ 為可變參數， h 、 M 為人體下肢，護膝質量 m ，尺寸屬於固定不可變動。

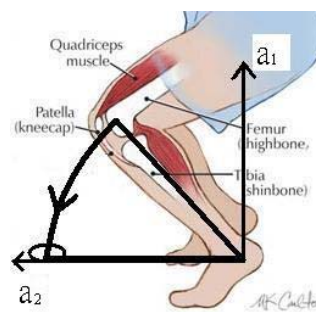


圖 1 人體下肢示意圖

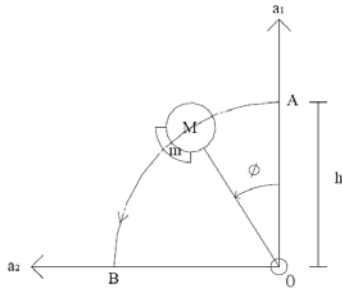


圖 2 數學離散化模型

1. 加速期：

以圖 2.2 為數學模型，使用卡氏座標為座標系統，則 M 、 m 之位置向量為：

$$\vec{r} = h\hat{e}_r \dots\dots\dots (1)$$

動能與位能：

$$T = \frac{1}{2}m\dot{r}^2 = \frac{1}{2}(M+m)(h\dot{\phi})^2 \dots\dots\dots (2)$$

$$V = -(M+m)gh(1-\cos\phi) \dots\dots\dots (3)$$

經由 Lagrange Equation 可得到本系統在 ϕ 方向之運動方程式：

$$(M+m)h\ddot{\phi} - (M+m)g \sin\phi = 0 \dots\dots\dots (4)$$

2. 碰撞期：

當膝蓋衝擊至地面瞬間，將此系統化為單自由度有阻尼之振盪示意圖，將系統分為三個部份，身體、護膝與地板，假設各部分皆有各自的 c 與 k 值，並藉由圖 4 推導接觸時之運動方程式。



圖 3 衝擊瞬間情況

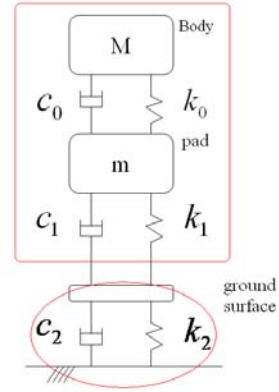


圖 4 分析示意圖

$$M\ddot{y}_0 + c_0\dot{y}_0 + k_0y_0 + Mg = k_0y_1 + c_0\dot{y}_1 \dots\dots\dots (5)$$

$$m\ddot{y}_1 + (c_0 + c_1 + c_2)\dot{y}_1 + \left(\frac{1}{\frac{1}{k_1} + \frac{1}{k_2}} + k_0\right)y_1 + mg = c_0\dot{y}_0 + k_0y_0 \dots\dots\dots (6)$$

將上面所求出之運動方程式，輸入電腦軟體 SIMULINK，以方塊圖呈現，進行模擬分析。

2.2 參數設定

參數意指系統模型中之可變數，參數設定的正確與否會影響模擬結果的準確性。依照實際狀況，如何設定較符合之參數是很重要的，這樣的模擬結果才有意義。本實驗模擬參數如表 1，其中 ϕ 角為衝擊質量與鉛直線的夾角，是模擬的控制變因，其模擬設定值為 15°、30°、45°、60°、75°，如表 2。而 h 為膝蓋與腳踝的距離，根據人體量測學，大約為 425mm，但為了使衝擊數據較明顯，伸長為 1000mm； M 為衝擊質量； m 為護膝質量； c_0 與 k_0 為衝擊質量鋁的阻尼係數與勁度； c_1 與 k_1 為護膝的阻尼係數與勁度；而 c_2 與 k_2 為地板的阻尼係數與勁度。

表 1 衝擊模擬各參數之設定

ϕ	h	M	c_0	k_0	c_2	k_2
變數	1.0 (m)	4.094 (kg)	10 (N/mm ²)	693663.658 (N/mm)	10 (N/mm ²)	9999999 (N/mm)

表 2 參數 ϕ 之設定

ϕ	75°	60°	45°	30°	15°
h (m)	0.295	0.5	0.707	0.866	0.966
E(J)	3.071	11.866	23.732	33.562	38.754

2.3 模擬結果

本研究模擬的重點，將觀察不同類型之護膝在各不同衝擊能量下，護膝之吸振特性。在此首先輸入樣本護膝 MZ-T1 物理參數 m 、 k_1 、 c_1 。 m 為 0.102kg；經由壓

縮測試得到曲線方程式 $y = 13.892e^{0.1176x}$ ，再對 x 作微分可得其斜率 k_f 為 $1.6337e^{0.1176x}$ ； c_f 先假設 3000N/mm^2 為參數代入，了解在不同 ϕ 角衝擊下護膝與膝蓋的振盪情況。以護膝樣本 MZ-T1 的特性輸入，結果如下：

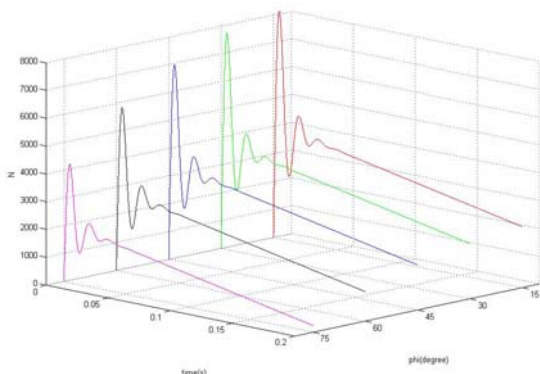


圖 5 MZ-T1 各角度模擬瀑布圖

2.4 模擬結論

就此款護膝之模擬結果來看，護膝與膝蓋的振盪情況，能量愈大，振盪次數愈多，且振幅擺動愈大，但在短時間振盪過後便緩慢的趨於平衡，表示阻尼效果佳，可是經由換算，膝蓋所受到的衝擊能量仍然很大，得再經由實驗部份做相互比較，推得總結。

3. 實驗與量測結果

要了解護膝的衝擊吸振特性，最好的實驗方法就是利用受試者的膝蓋套上護膝來做衝擊測試，最貼近真實狀況，所量測到的數據最為準確。但本實驗之衝擊能量不小，此法對受試者過於危險，畢竟不能為此實驗而毀了一個人的膝蓋。因此，將膝蓋受衝擊之真實狀況抽象化，擷取所要之特徵，製作一個類似此系統之物理實驗模型。實驗設備製作與流程如下。

3.1 實驗設備設計與製作

以圖 2 之數學模型為藍圖，本實驗使用 Solid Works 繪圖軟體建構所要之系統模型，此模型考慮到其結構強度以及不過重情況下，使用 6061 鋁合金為材料製作。而衝擊接觸部分之零件材料使用 SS41 保持強度，為了避免桿件的重量影響到質量中心，將桿件中空輕量化，使集中質量在衝擊模擬膝蓋上。並且桿件可以調整角度 ϕ ，軸心使用滾珠培林固定。

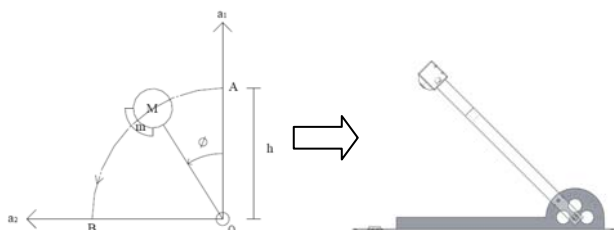


圖 6 實驗模型藍圖

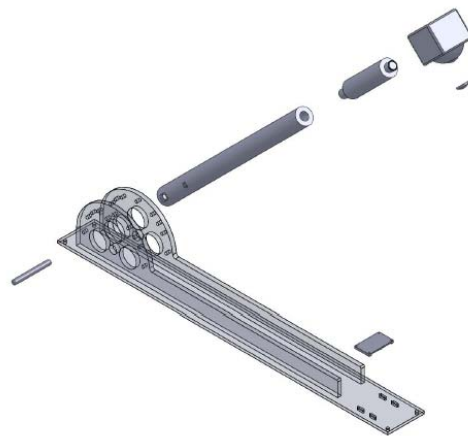


圖 7 試驗機爆炸圖

3.2 實驗設備介紹

本研究的實驗設備大致分為兩大部分，量測設備與實驗樣本。量測設備包括應變規、訊號擷取裝置 PCD-300A 與 PCD-30A 軟體，實驗樣本為 Mizuno 的 MZ-T1 型厚墊等六種不同類型之護膝。

表 3 護膝樣本資料

	硬度大小 次序	材質	厚度 (mm)
59ss-30201	2	Eva Foam	13
LP-607	6	PU Foam	20
Mueller	3	PU Foam	30
MZ-T1	4	Eva Foam	27.2
LP-609	1	PU Foam	30
59ss-76809	5	Eva Foam	38

3.3 實驗流程與架構

本實驗的主要目的，在於找出膝蓋在衝擊時所受到之力大小，並探討護膝的吸振特性。實驗採取的方式是設計一套衝擊試驗設備，並使用力感測器量測取得數據，因為力感測器之成本高，於是改使用應變規替代力感測器。桿件在特定角度自由落下衝擊護膝與模擬膝蓋，將應變規所量取到的訊號，傳至 PCD-300A 訊號擷取器，再經由電腦軟體 PCD-30A 作數據輸出處理，紀錄其應變量。再將應變量數據轉為 Excel 檔，經由運算處理為所要之單位輸出圖。

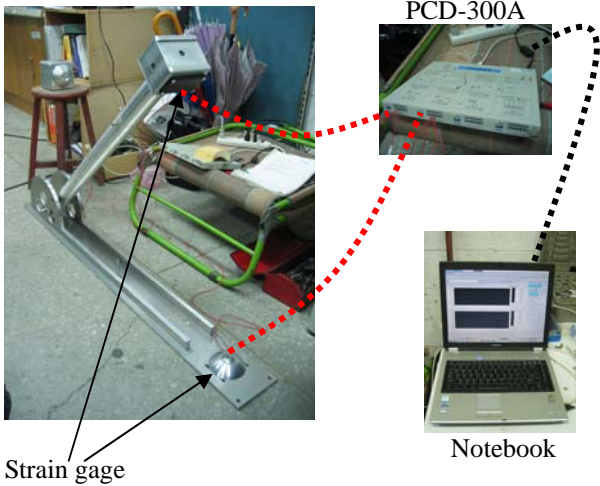


圖 8 實驗流程圖

3.4 實驗過程與討論

本實驗在 ϕ 角上取 75° 、 60° 、 45° 、 30° 、 15° 為實驗參數，衝擊物經運算後，集中質量 M 約為4.094公斤，將護膝放置在貼有應變規的模擬膝蓋上，讓衝擊物在以上角度自由釋放，衝擊護膝與模擬膝蓋，擷取模擬膝蓋上之數據。每個角度各重複衝擊五次，再將數據匯入Excel作後續整理，結果如圖所示。

如圖9所示，此圖代表各角度衝擊振盪的第一峰值的比較圖。由此圖明顯觀察出，在 ϕ 角 75° 衝擊能量小時，厚度較厚且有一定硬度的樣本，其吸振能力有顯著的差別，但在能量漸漸加大後，這差別就不再顯著。所以說在第二峰值時，因為能量較小，所以其能力差距顯著。

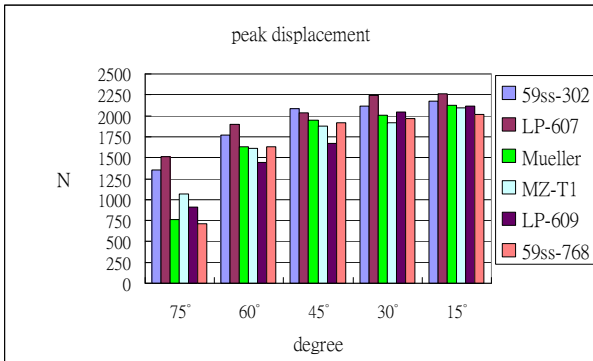


圖 9 第一峰值比較圖

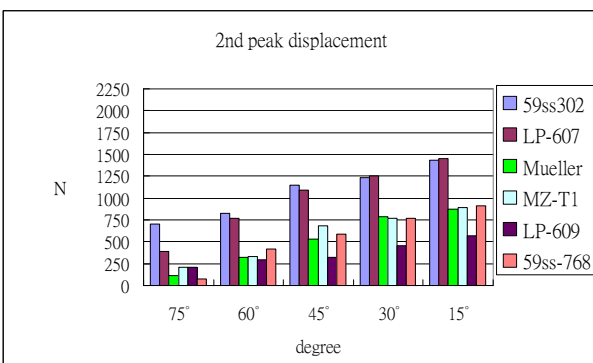


圖 10 第二峰值比較圖

而圖11~15是將各護膝樣本在各角度的振盪情況的峰值趨勢連線，這些圖可以呈現出樣本的能量消耗率的特性，並將這些數據整理，如表4。此表顯示出衝擊角度 ϕ 小時(75° 及 60°)，Mueller、MZ-T1、LP-609、59ss-768這些較厚的護膝樣本，其能量衰減率皆有70%以上，表示這些護膝的防護功能優異，確實能在這衝擊能量範圍內可以有效地保護膝蓋。

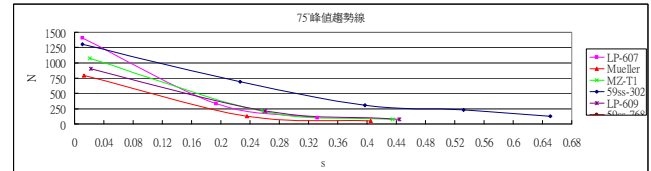


圖 11 75° 峰值趨勢圖

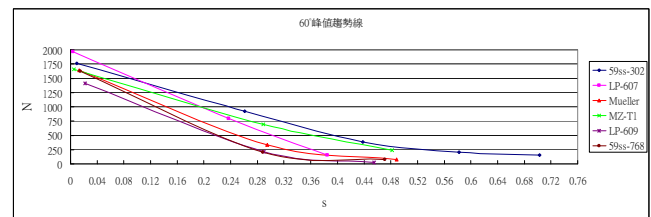


圖 12 60° 峰值趨勢圖

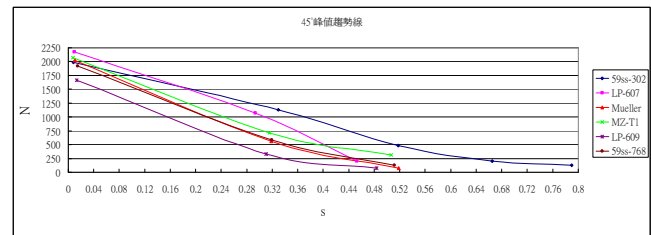


圖 13 45° 峰值趨勢圖

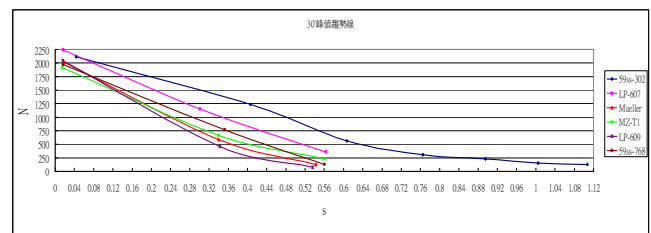


圖 14 30° 峰值趨勢圖

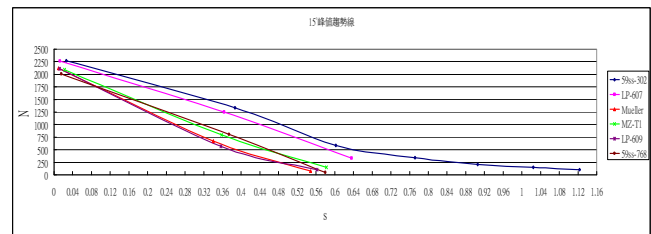


圖 15 15° 峰值趨勢圖

表 4 第一與第二衝擊能量衰減百分比

angle	75°	60°	45°	30°	15°
59ss-30201	48.02	53.36	44.73	41.40	34.15
LP-607	73.99	59.25	46.11	44.27	35.81
Mueller	84.90	80.11	72.66	60.74	58.93
MZ-T1	80.28	79.40	63.55	60.01	57.31
LP-609	76.82	79.26	80.36	77.50	73.13
59ss-76809	75.30	74.52	69.33	61.03	54.88

(單位：%)

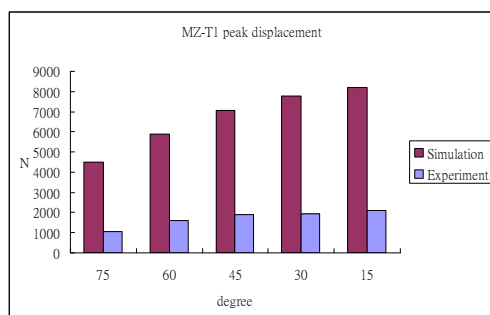


圖 16 MZ-T1 模擬實驗峰值比較圖

4. 結論

本研究在模擬與實驗中，發現護膝之材質及厚度與其吸振特性有直接關係。材質愈硬，能量傳導特性佳，表示能量消耗小；若材質過軟，能量消耗時間短。所以材質之硬度並非愈硬愈好。而厚度卻是愈厚保護性愈好，但過厚，會影響膝關節動作，造成運動不便。如何在保護膝關節與不影響動作之間取得平衡，也是本研究所要面對之問題。

就實驗數據方面，從第一峰值圖(圖 9)可以觀察到厚度與硬度都優異的樣本 Mueller，在衝擊能量小時，其吸振特性較其他樣本來得優異，但在能量逐漸加大時，其優異性便不再顯著，推測原因是因為能量和護膝的吸振能力範圍差距過大，相較之下使得阻尼效果已不再顯著。在能量衰減方面，從第一峰值力與第二峰值力的能量消耗來看(表 4)，材質較薄較軟之護膝，其每個角度之能量衰減率都很差。不過就本實驗數據來看，Mueller、MZ-T1、LP-609、59ss-768 這四款護膝在 75°及 60°較小能量衝擊下，其能量衰減率皆有 70%以上，確實可以給予膝蓋有效的保護。而圖 16，模擬與實驗的比較，數值之誤差原因在於護膝之參數預設和現實情況仍有差距，而峰值趨勢線來看，後期模擬的峰值曲線因為沒預設到上面所說的衝擊能量和護膝的阻尼效果差距過大導致吸振效果不顯著，所以呈較完美曲線，不像實驗的趨勢線至 30°後起伏便不大。

希望本實驗之結果可以給予避震用運動用品或膝關節的保護些許幫助，正如 Paul France[1]最後所說的，護膝不是沒功用，只是需要加以修改及加強，才能將護膝的功能完全發揮出來。

5. 參考文獻

- [1] E. Paul France & Lonnie E. Paulos, "In Vitro Assessment of Prophylactic Knee Brace Function," vol. 9, No. 4, Oct, 1990.
- [2] Kyu-Jung Kim, Kenton R. Kaufman, William P. Cooney, Kai-Nan An, "Biomechanical Efficiency of Wrist Guards as a Shock Isolator," vol. 128, Apr, 2006.
- [3] Jonathan C. Singer, Mario Lamontagne, "The Effect of Functional Knee Brace Design and Hinge Misalignment on Lower Limb Joint Mechanics," Aug, 2007.
- [4] Jaw-Lin Wang, Yen-Lin Lee, "The Effect of Knee Postures and Cushion in the Load Transmission of Impact Loading – An In Vitro Biomechanical Porcine Model," Aug, 2004.
- [5] Chang CH, Wang JL, Chung CH. "The acceleration attenuation properties of porcine, intact human and human knee joint after meniscectomy during compressive impact loading," Submitted for International Conference on Mechanics in Medicine and Biology (ICMMB), 2003.
- [6] Wang JL, Chung CH, Chiang CK, "How the external impact energy affects the internal kinetics of knee joint? The comparison of porcine and human knee joint," ASME International Mechanical Engineering Congress and R&D Expo (IMECE), 2003, Paper No. IMECE2003-42913.
- [7] Jaw-Lin Wang, Yen-Lin Lee, "The Shock Attenuation Properties of Straight Standing Knee Joints Using Different Shock Absorbers and Energy Inputs," July, 2003.
- [8] David A. Winter, John Wiley, "Biomechanics of Human Movement," 1979.
- [9] Jonathan C. Singer, Mario Lamontagne, "The Effect of Functional Knee Brace Design and Hinge Misalignment on Lower Limb Joint Mechanics," Aug, 2007.
- [10] Wang JL, Lee YL. The load transmission of knee joint during impact loading using different shock absorber and knee posture (膝關節受衝擊時使用不同的避振器與姿勢時之力傳遞), Taiwan Society of Biomechanics, Taiwan, ROC, 台灣生物力學學會學術研討會, 2002.
- [11] 王兆麟, 「膝關節受連續性衝擊時之動態測試分析以及以避震觀點評估與設計膝關節輔具與護具」, 國科會結案報告, NSC 89-2614-E-002-008, 2002/10。

To Evaluate Energy Absorbability of Knee Pads by Impact Tests

Wenlung Li, Chih-Chien Chang
National Taipei University of Technology
Institute of Mechatronic Engineering

ABSTRACT

The prophylactic knee brace are widely used in many sports. The most of knee braces provide the knees of athletes with warm and protection. The knee braces for competitions are knee pad types, and athletes compete in the games with the kind of knee pads in many game regulations. As a result of the knee pads are used widely, many professors have doubts about the knee pads can protect knee joints. There are researches about the absorb function of the knee pads be published. We want to study the knee pads whether can absorb the energy of impacts when knee joint be shocked by normal impacts, and attain to the aim about protecting knee joints. Try to frame a procedure for impact test, and hope to give helps for the designs and studies of knee pad products.

The study assume that the knee hit the ground when a human fall down, and set up the system of study, and calculate the equations of motion. Using SIMULINK to take the equations be showed by block diagrams, and get the results by inputting the parameters in the simulation. In the Experiments, we build a math model and design a impact test equipment. Acquiring the data by way of the shock, and compared with each data of the samples to get the conclusions.

We found the material and thickness of the pads are related to shock absorption in the simulations and experiments. If the material is hard, the energy conduction is high. By contraries, the material is soft, the time of the energy consume is short. The hardness of material is not better if harder. The thickness of pads is better if thicker. But it will interfere in the action of knees if pad is too thick. How to design the knee pads to protect knee joints effectively and not to interfere with the action of knees, we wish the study can give some helps to the knee pads productions in the future.

Keywords: Knee joint, Knee pads, Normal impact.