

行政院國家科學委員會補助專題研究計畫成果報告

※※※※※※※※※※※※※※※※※※※※※※※※※※※※※※

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

※※※※※※※※※※※※※※※※※※※※※※※※※※※※※※

計畫類別：個別型計畫

計畫編號：NSC 89－2614－E－002－008

執行期間： 90年 8月 01日至 91年 10月 31日

計畫主持人：王兆麟

本成果報告包括以下應繳交之附件：

- 赴國外出差或研習心得報告一份
- 赴大陸地區出差或研習心得報告一份
- 出席國際學術會議心得報告及發表之論文各一份
- 國際合作研究計畫國外研究報告書一份

執行單位：國立臺灣大學醫學暨工學院醫學工程學研究所

中華民國 91 年 10 月 31 日

行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

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

The Analysis of Continuous Impact Dynamics of Knee and Evaluation and Design of Knee Orthoses & Prophylactic Knee Brace Regarding to Shock Absorption Capability

計畫編號：NSC 90-2314-B-002-365

執行期限：90年08月01日至91年10月31日

主持人：王兆麟 臺灣大學醫學暨工學院醫學工程學研究所

中文摘要

在日常生活中，膝關節隨時承受著各種不同的靜態（如站立），與動態（如行走、跑步）的載荷。一般認為膝關節中的退化性疾病和骨骼中的應力破壞是反覆式衝擊的結果。而膝關節護、輔具常用來保護膝關節，增加穩定度，以避免其受到傷害。膝關節輔具（Knee Orthoses, KO）是提供膝關節受到傷害後，維持膝關節基本的穩定度。而膝關節護具（Prophylactic Knee Brace, PKB）則是提供運動員從事運動時，避免受到運動傷害。雖然使用人與使用時機都不一樣，然而其設計原理大致都是以增加關節前後向，與側向的支撐為主。關於輔具或護具的生物力學實驗，可分靜態與動態兩類。靜態實驗，一般測其結構剛性。動態實驗，一般則以機構學與動力學出發，測其運動範圍及動力反應。以避震觀點為出發的設計或研究，在護、輔具上似乎還不多。如果我們在設計護、輔具時能以吸震觀點出發，必能製造出更能保護膝關節的產品。

Abstract

The knee joint is under all kinds of loading such as static loading (e.g., standing), and dynamic loading (e.g., walking and running) during daily activities. It is well acknowledged that the degenerated knee disease is the results of stress fracture and repetitive impact. The knee orthoses (KO) is hence designed to provide the stability of injured knee joint, while the prophylactic knee brace (PKB) is designed to protect the athletes from sports injury. Although the user and application are both different, the

basic principle of KO and PKB is the same, i.e., to enhance the support of the knee in the sagittal and lateral direction. Nevertheless, the shock absorption capability of devices was rarely well thought-out. The biomechanical experiment of KO and PKB includes the static and dynamic test. The focus of the static study is the stiffness test, while the dynamic study is the kinetic or kinematic test. The study of the effect of shock absorption is also rarely seen in literature. Therefore we proposed to study the shock absorption behaviour of knee joint, and the protection provided by KO and PKB. With the experience we build, we can design a better KO and PKB devices in respect to the function of shock absorption.

研究計劃的背景

在日常生活中，膝關節承受了人體大部份的重量，他隨時承受著各種不同的靜態（如站立），與動態（如行、跑步）的載荷。在動態的載荷中，因為運動時膝關節中關節面接觸的時間很短，往往會造成瞬間巨大的力量。俱估計，在運動時膝關節所承受的衝擊負荷，是人體重量的五到十倍。而一般也認為膝關節中的退化性疾病和骨骼中的應力破壞是反覆式衝擊的結果（Radin 1973, 1978, Simon 1972）。膝關節中承載負荷及吸收衝擊的元件有股骨、脛骨、半月板軟骨等等。其中以半月板軟骨對衝擊的吸收最為重要。半月板軟骨會產生變形以吸收膝關節所承受的外力，並可產生適當的滑移以減輕人體運動時膝關節所承受的衝擊。一般用來保護膝關節避免

其受到震動傷害的是以軟鞋跟與護膝為主。軟的鞋跟可以吸收大部分縱向振動，而理想的膝關節輔具與護具則應該可以吸收來自側向與前後向，甚至是部分的縱向的振動。

膝關節輔具與護具的功能與出發點並不一樣，輔具基本上是提供膝關節受到傷害後，維持膝關節基本的穩定度。而護具則是提供運動員從事運動時，避免受到運動傷害，雖然使用人與使用時機都不一樣，然而其原理大致都是以增加關節前後向與側向的支撐為主，鮮少以避震觀點為考量。對於使用輔具的病患而言，雖然其運動量不及正常人，振動的考量似乎不大，但我們也發現需要穿戴膝關節輔具的病患，其足部肌肉的反應也不若正常人，因此其肌肉吸收振動能力也變差。從此一觀點來看，我們若能增加現有輔具的吸震功能，相信對病患是有正面幫助的。至於膝關節護具的使用，一直以來就有正反不同的見解，持正面立場者認為他增加關節的穩定度，持反面立場者認為他限制了膝關節的運動。然而無可置疑的是這類護具使用者，其膝關節隨時不停的承受巨大的衝擊力，如果我們在設計輔具時能以吸震觀點出發，必能設計出更能保護膝關節的產品。關於輔具或護具的生物力學實驗，可分靜態與動態兩類。靜態實驗者，一般測其結構剛性。動態實驗者，一般以機構學與動力學出發，測其運動範圍及動力反應。以避震觀點出發的研究，在輔具上似乎還不多，但在護具應用上，則有少量文獻探討 (Erickson 1993, France 1990)，但大都著重在側向的吸震能力，對前後向以及縱向方向的避震能力探討似乎較缺乏。衝擊力對膝關節的影響的研究，可從兩方面進行，一是實驗的驗證分析，二是數學模型的建立與推導。至於其應用上，最常看到的就是實施半月板切除術以及人工全膝關節置換術後，病患行走時，膝關節的吸收衝擊能力的骨科研究，以及足部「踢」的動作對膝關節的影響的運動醫學研究。至於膝關節輔具與護具的研究則較少。

有關膝關節的衝擊動態試驗，可分為人體與動物的死體與活體實驗兩類。Fukuda (2000) 使用豬的膝蓋為樣本，討論

受衝擊時軟骨下骨，以及 diaphysis 在不同的姿勢 (Neutral, varus, valgus) 以及切除半月板或軟骨後所受的衝擊壓力。他們發現在半月板切除後，當膝蓋內翻時，內側軟骨下骨的壓力升高了 4.0~5.2 倍，當膝蓋外翻時，外側軟骨下骨的壓力則升高了 2.2~3.4 倍。Zhang (1999) 使用兔子的膝蓋研究衝擊力的大小和衝擊平面與關節軟骨受傷關係，他們發現傷害的嚴重程度和衝擊平面有較大的相關性，和衝擊力的相關性較小。但如果衝擊力量超過 500N 後，無論衝擊平面為何，都會有明顯的嚴重傷害。Hoshino (1987, 1989) 使用了二十個人體膝關節死體試樣，由股骨頭施力，在脛骨側測量經由膝關節所傳遞過來的力量。他發現當半月板移除後，所傳遞的力量是完整膝關節的 121%，當膝關節完全用人工膝關節代替後，所傳遞的力量增加為完整膝關節的 180%，因此他認為人工全膝關節已經失去或部份失去了膝關節所應有的吸收衝擊的能力，這樣的高瞬間衝力會造成疏松骨與置入物間的微破壞，長期如此會造成界面的鬆動。Voloshin (1983) 在正常人及做過膝關節手術病患的足部置放加速規，他也發現經過半月板切除術後的病患，其膝關節振動吸收的能力比正常的膝關節少了 20%，會增加病患日後產生退化性關節炎的機率。Repo (1977) 研究了 43 個人體膝關節死體試樣，他發現在應力 25 MPa 以下時，即便應變到了 20-30%，也不會有骨細胞的死亡或是結構的破壞。France (1990) 使用了可以測得 ACL 和 MCL 的機械膝關節模型，去測試 6 種不同的膝關節護具在側撞時對膝關節 ACL 和 MCL 的保護情形。他發現膝關節護具的確可以減少膝關節內韌帶遭受撞擊時所承受的力量，但卻無法達到預期的安全係數。他因此建議：膝關節護具不應廢除不用，但同時也應該再加強其支撐能力。Erickson (1993) 則使用死體的膝關節去測試膝關節護具對 ACL 和 MCL 的保護效果。他發現當側撞發生時，膝關節護具能保護 MCL，但卻不能保護 ACL。

在諸多的研究論文中所使用的衝擊機構，多屬於重錘自由落方式。衝擊面與試樣間並無減震裝置，這是為什麼大部份的實驗結果，其衝擊接觸時間都短至

2-10 ms。這樣的高速衝擊固然可以模擬因車禍所引起的意外傷害，但卻忽略了因行走，跑步，甚至是球類運動時，足踝所提供的避震效果，因此並不適合模擬因該類活動所引起的衝擊效果。所以本研究計劃希望能夠模擬較長的衝擊接觸時間(50-100 ms)，以步態分析的觀點來看，是歸類於 loading response phase，也就是從開始接觸到第一個峰值的載荷情形(Perry 1992, p39)，我們也希望能了解衝擊接觸時間長短對膝關節的影響。此外，我們發現文獻上幾乎所有的研究都是針對單一次衝擊做分析，對連續式衝擊所引起的效果做深入的探討的則相當有限，因此我們擬提供一機構可以做連續性的衝擊。

有關膝關節的衝擊動態數學模型，Engin 的研究群從 1981 年起發表了一系列有關膝關節的衝擊動態數學模型(Engin et al. 1981, 1982, 1983, 1991, 1992, 1993, Moinzadeh et al. 1983, Tumer & Engin 1993)。他們從簡單的現象模型開始，一直做到較複雜的解剖模型。最近的研究是 Tumer 和 Engin 在 1993 年發表的論文，該研究建

帶、後十字韌帶、脛側副韌帶、腓側副韌帶、橫韌帶的二維膝關節數學解剖模型。經由該模型他們發現在微小的前踢動作時

Lindbeck (1983) 利用一兩個擺錘的模型，來分析腿部受衝擊時的運動。這個分析模擬一個踢的動作，在足部施以一個衝擊的負荷，並測量下肢的初速度及末速度，來估計在膝關節的衝擊反應。

衝擊測試在身體各個關節、組織的研究非常多，比如脊椎的爆裂破壞、頸椎鞭繩性傷害、韌帶的撕裂傷害、頭部的破撞、胸部肺臟的測試分析及研究等等。在日常生活中的行走、跑步、跳躍、踢踏等運動，在在都是屬於膝關節衝擊的力學行為，相關的研究也頗豐富，雖然衝擊時的邊界條件，以及初始條件並不是都定義的很清楚(Frankel 1980, Fukuda 2000, Hefzy 1988, Nisell 1985, Newberry 1997, Roby 1991, Zhang 1999)。即便如此，有關於膝關節輔具或護具的衝擊測試或衝擊分析的研究，相對起來並不多(Albright 1995, Erickson

1993, France 1990)。

研究方法

由於本計劃原本為三年計畫，但經審查後僅給予一年的資助。因此本研究著重在分析膝關節受衝擊時之動力學行為。本實驗使用十隻豬膝關節為試樣。使用台大醫工所所研發之衝擊試驗機做測試，實驗所使用的衝擊重量為 12.2 與 16.2 kg，撞擊高度為 30 與 40 mm，撞擊接觸時間為 20, 40 與 60 ms。我們擷取膝關節的軸向力(Faxial)，前後向力(Fpost)與彎距(Flex)，股骨與脛骨在前後向與側向的加速度 (FemurSag, TibiaSag, FemurLat, TibiaLat)。我們利用多變項線性迴歸將以上變數與衝擊重量，撞擊高度，撞擊接觸時間與膝關節彎曲角度的關係計算出來。

Table 1: The linear regression equations of maximum value of dependent variables (InpFaxial, Faxial, Fpost, Flex, FemurSag, TibiaSag, FemurLat, TibiaLat) with respect the impact Mass (M, kg), Height (H, mm), Contact Time (C, ms), and Knee Posture (KP, KP=1 for 10 degree flexion, KP=2 for full extension)

InpFaxial(N) =	-239	+58.1 M	+17.0 H	-15.4 C	+326 KP
Faxial(N) =	-165	+57.8 M	+19.4 H	-14.2 C	+431 KP
Fpost(N) =	106	+4.18 M	+2.27 H	-4.11 C	+24.1 KP
Flex(Nm) =	79.0	+3.96 M	+2.00 H	-1.47 C	-47.3 KP
FemurSag(g) =	14.2	+0.741 M	+0.415 H	-0.636 C	+1.07 KP
TibiaSag(g) =	-10.5	+1.80 M	+0.766 H	-0.425 C	-6.32 KP
FemurLat(g) =	2.03	+0.530 M	+0.241 H	-0.274 C	+0.21 KP
TibiaLat(g) =	2.00	+0.861 M	+0.211 H	-0.239 C	-2.80 KP

All equations' p-values are less than 0.001.

結果

線性迴歸的結果見表一。我們發現較高的衝擊重量與高度會增加力量與加速度，但是較長的接觸時間則會減少這些物理量，這些迴歸後的方程式可以很快的計算出輸入能量與膝關節物理反應的關係，比方說每增加 1Kg 的衝擊質量就會增加 58N 的軸向力，4N 的前後向切力以及 4Nm 的彎矩。當膝關節完全正直時比起 10 度彎曲的膝關節，其軸向力增加 431N 前後向力增加 24N，但是彎矩減少 47NM。本實驗的結果可以用來做為運動用品與膝關節保護

裝置的設計參考。

限制與未來的展望

由於本研究使用豬膝關節為試樣，因此與人的豬膝關節有所差異，希望將來能使用人的豬膝關節做測試。此外本研究僅完成分析膝關節受衝擊時之動力學行為。希望將來能完成膝關節輔具或護具的衝擊測試或衝擊分析的研究。

參考文獻

1. Albright JP, Saterbak A, Stokes J., Use of knee braces in sport. Current recommendations. *Sports Medicine*. 20(5):281-301, 1995 Nov.
2. Engin AE, and Moeinzadeh MH, Dynamic modelling of human articulating joints, *Mathematical Modelling*, 4: 117-141,1983.
3. Engin AE, and Moeinzadeh MH, Modelling of human joint structures, AFMRL Report, AFAMRL-TR-81-1117, 1982.
4. Engin AE, and Moeinzadeh MH, Two-dimensional dynamic modelling of human joints, *Developments in Theoretical and Applied Mechanics*, edited by T.J. Chung and G.R. Karr, 11: 287-296,1981.
5. Engin AE, and Tumer ST, An innovative approach to the solution of highly nonlinear dynamics problems associated with joint biomechanics, *ASME Biomechanics Symposium*, edited by R.L. Spilker and M.H. Friedman, AMD, 120:225-228, 1991.
6. Engin AE, and Tumer ST, Improved dynamic model of the human knee joint and its response to impact loading on the lower leg. *Journal of Biomedical Engineering*, 115: 115-143, 1993.
7. Engin AE, and Tumer ST, On the applicability of the classical impact theory the dynamics of human joints. *Engineering Systems Design and Analysis*, PD-Vol. 47-2: 67-73, 1992.
8. Erickson AR, Yasuda K, Beynon B, Johnson R, Pope M., An in vitro dynamic evaluation of prophylactic knee braces during lateral impact loading. *American Journal of Sports Medicine*. 21(1):26-35, 1993.
9. France EP, Paulos LE. In vitro assessment of prophylactic knee brace function. *Clinics in Sports Medicine*. 9(4):823-41, 1990.
10. Frankel VH, and Nordin M, *Basic Biomechanics of the Skeletal System*, Lea & Febiger, Philadelphia, 1980.
11. Fukuda Y et al. Impact load transmission of the knee joint influence of leg alignment and the role of the meniscus and articular cartilage. *Clinical Biomechanics* 15: 516-521, 2000.
12. Hefzy MS, and Grood ES, Review of knee models, *Applied Mechanics Reviews*. 41(1): 1-13, 1988.
13. Hoshino A, Wallace WA, Impact absorbing properties of the human knee, *Journal of Bone and Joint Surgery*. 69B(5):807-811, 1987.
14. Hoshino A, Wallace WA, Impact absorbing properties of the human knee, *Journal of the Japanese Orthopaedic Association*. 63(1):67-74, 1989.
15. Lindbeck L, Impulse and moment of impulse in the leg joints by impact from kicking, *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, 105:108-111,1983.
16. Moinzadeh MH, Engin AE, and Akkas N., Two-dimensional dynamic modelling of human knee joint, *Journal of Biomechanics*, 16(4): 253-264, 1983.
17. Newberry WN, Zukosky DK, Haut RC. Subfracture insult to a knee joint causes alterations in the bone and in the functional stiffness of overlying cartilage. *Journal of Orthopaedic Research*, 15:450-455, 1997.
18. Nisell R, Mechanics of the knee—A study of joint and muscle load with clinical applications, *Acta Orthopædica Scandinavica*, 56s (216): 1-42, 1985.
19. Perry J, *Gait analysis: Normal and pathological function*. Slack Incorporated, 1992.
20. Radin EL et al., Effect of Repetitive impulsive loading on the knee joints of rabbits. *Clinical Orthopaedics and related research*, 288-193, 1978
21. Radin EL, Parker HG, Pugh JW, Steinberg RS, Paul IL, Mose RM. The response of joints to impact loading. Relationship between trabecular microfractures and cartilage degeneration. *J Biomechanics*. 6:51-7, 1973.
22. Repo RU, Finlay JB. Survival of articular cartilage after controlled impact. *Journal of Bone and Joint Surgery* 59A: 1068-1076, 1975.
23. Roby CT et al. Osteoarthrotic changes after acute transarticular load: an animal model. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 73-A (7): 990-1001, 1991
24. Simon SR, Radin EL. The response of joints to impact loading. In vivo behavior of subchondral bone. *Journal of Biomechanics* 5:267-72, 1972.
25. Thompson RL, Oegema TR, Lewis JL, Walheer L., 1991 Osteo-arthritic changes after acute transarticular load. *Journal of Bone and Joint Surgery* 73A:990-1001, 1991.
26. Tumer ST, Engin AE, Three-body segment dynamic model of the human knee. *Journal of Biomedical Engineering*. 115(4A):350-6, 1993.
27. Voloshin AS, Wosk J, Shock absorption of meniscectomized and painful knee: a comparative in vivo study. *Journal of Biomedical Engineering*. 5(2):157-61, 1983.
28. Zhang H, et al. Damage to rabbit femoral articular following direct impacts of uniform stresses: an in vitro study. *Clinical Biomechanics* 14: 543-548, 1999.