

第一章 序論

1-1 前言

醫療用細微針的種類很多，主要分為外科用細微針（西方醫學）與傳統用細微針（中醫）。外科用細微針由於使用目的的不同，在針的外觀形狀與圓弧角度設計上各有不同，Figure 1為各種不同的針型圖示。1/4圓弧針適用於眼科，3/8圓弧針適用於腱膜、膽腔、腦膜及肌肉等部位，1/2圓弧針用於口腔及鼻腔等。以針尖尖刃分類可分為扁針與圓針，或稱為切針（Cutting needle）和非切針（Noncutting needle），切針的針尖經過研磨，針刃可以切開肌肉的組織或較厚的真皮組織。傳統醫療用細微針主要為針灸針，針體粗細長短各有不同，適合淺刺、深刺、留針、溫針之用。針灸針由於治療的目的與外科用針不同，針的外形及特性也有所不同，目前針尖外形以圓錐斷面的直針居多，針灸時微針穿刺病患的肌肉皮膚，主要目的在於留針止痛，有麻醉的效果，還有治療疾病、減肥等等功效。

針灸治療源遠流長，自古中國人就已經使用砭石壓按穴位治病，以竹筒拔罐，進而使用金屬針（金針、銀針），到現代改用無菌丟棄型的不鏽鋼針及手法的刺激改由電針替代等。近代科學發達，也發展許多診斷儀器，如良導絡測量儀、耳穴探測儀、手針足針儀、脈波測量儀、舌影像儀等，均是運用針灸經絡學說加以發揮，作為中醫現代診療儀器的基礎。如今，針灸的治療效果，已被世界衛生組織所肯定，目前被世界衛生組織公認有效的針灸治療病症共有43種（包含神經麻痺症、偏頭痛、哮喘、胃及十二指腸潰瘍...等多種）。近年來，世界各國均開始重視中國醫學，歐美各國人民在現代醫學治療效果不佳時，找尋替代療法，其中最廣為民眾接受的便是針灸治療。針刺治療本身是一種侵入性之物理治療，經由針刺對組織的傷害，誘導局部的組織反應（包括神經反射，體液因子、免疫路徑、內分泌系統、淋巴血管反應），達到治病的目的。針灸醫療最重要的醫療器材就是針灸針，針灸針品質的優劣，直接影響治療效果及病患的感受，本研究針對針灸針的幾何外觀與機械和電氣性能進行研究評估，以作為針灸針之設計、製造與性能改善的參考。

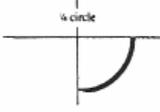
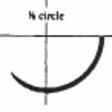
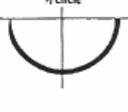
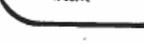
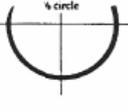
Shape	Typical Application	
	Eye	
	Aponeurosis Biliary tract Dura Eye Fascia Gastrointestinal tract Heart Muscle	Nerve Perichondrium Periosteum Peritoneum Pleura Tendon Urogenital tract Vessels
	Biliary tract Dermis Eye Gastrointestinal tract Muscle Nasal cavity Oral cavity	Pelvis Peritoneum Pharynx Pleura Pulmonary tract Subcutaneous fat Urogenital tract
	Skin Because of difficulty of use, this needle finds little application today	
	Nasal cavity Oral cavity Pharynx Skin, Keith Urogenital tract	
	Nasal cavity Oral cavity Pelvis Urogenital tract, primary application	

Figure 1 Surgical needle shape

1-2 針灸針的發展與針灸針的選擇

針與灸是兩種不一樣的醫療方法，針是金屬，用作針刺治療，灸是以燃燒艾草進行灸療。兩者都是循經選穴進行治療，因人與症狀的不同的關係，有時會使用兩種方法進行治療，故合稱為「針灸」，針灸最主要的工具就是針灸用的針。

針在皇帝時代『內經』就有提到，最早發現的石鍼、骨鍼、銅鍼等為商代的遺跡，到了戰國時代，銅鐵器鑄造技術發達，針的材料以鐵為居多，加上醫緩、扁鵲等名醫的倡導，針灸技術風靡於民間，到了東漢華佗時，更專精於以針灸麻醉，針灸針的使用成了日後重要的中醫治療的手段，Table 1 為針灸針的發展史〔1〕。

Table 1 Development history of needle for acupuncture

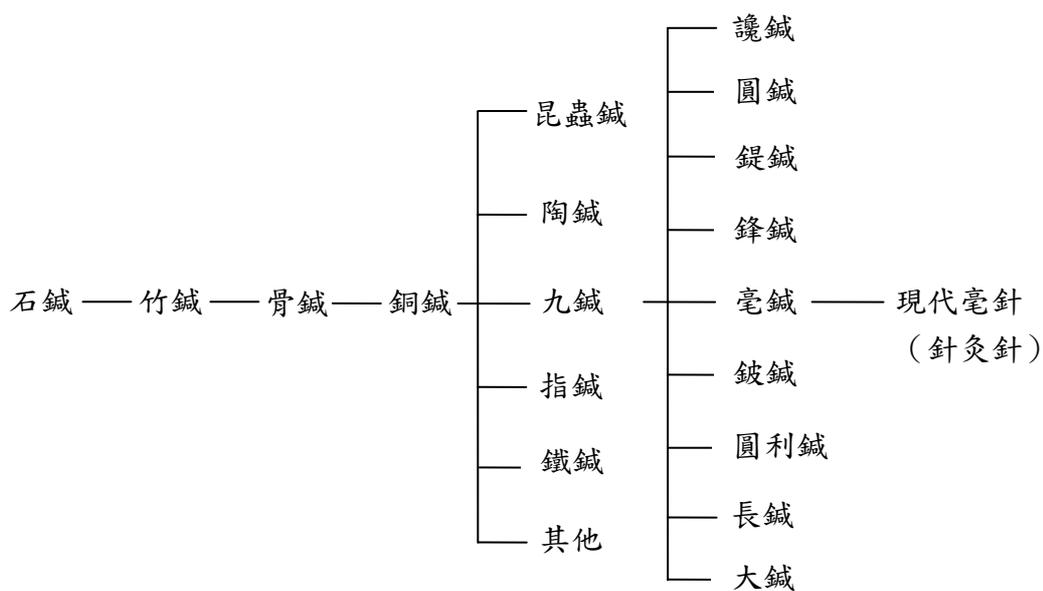


Table 2 Needle classification

鑱針	圓針
鍤鍼	鋒鍼
毫鍼	鈹鍼
圓利鍼	長鍼
大鍼	現代毫針 (針灸針)

Table 2 為九鍼的針體外觀圖形，以下為九鍼的外觀特點與用途 [1]：

鑱鍼：頭大末銳，平半寸，長一寸六分，用于熱病放血。

圓鍼：鍼頭卵圓形，用以按摩肌肉。

錐鍼：鍼頭如黍粟之銳，用于按永得氣。

鋒鍼：刃有三面，狀似三稜，用以放膿。

毫鍼：狀如蚊之喙，可以留鍼止痛。

鈹鍼：末端劍鋒，用以放深部大膿。

圓利鍼：大如牛毛，又粗又圓，用治急性病。

長鍼：針利身細，以治深部痛症。

大鍼：尖銳，身圓，用以放水。

現代毫針（針灸針）：內經稱微鍼，適用於淺刺、深刺、留針、溫針。

針灸針的構造分為五大部分，如 Figure 2 所示：

針尖（又稱為針芒）：針的前端較鋒利的部位。

針身：針尖與針柄之間的部位。毫針的長短、粗細規格主要是以針身而定。

針根：針身與針柄連接的部位。

針柄：在針身後面，一般用鋁絲或銅絲纏繞而成，呈螺旋狀，用來拿針施力的位置。

針尾：針柄末端，一般用鋁絲或銅絲纏繞而成，呈原筒狀，是溫針裝置艾絨的地方。

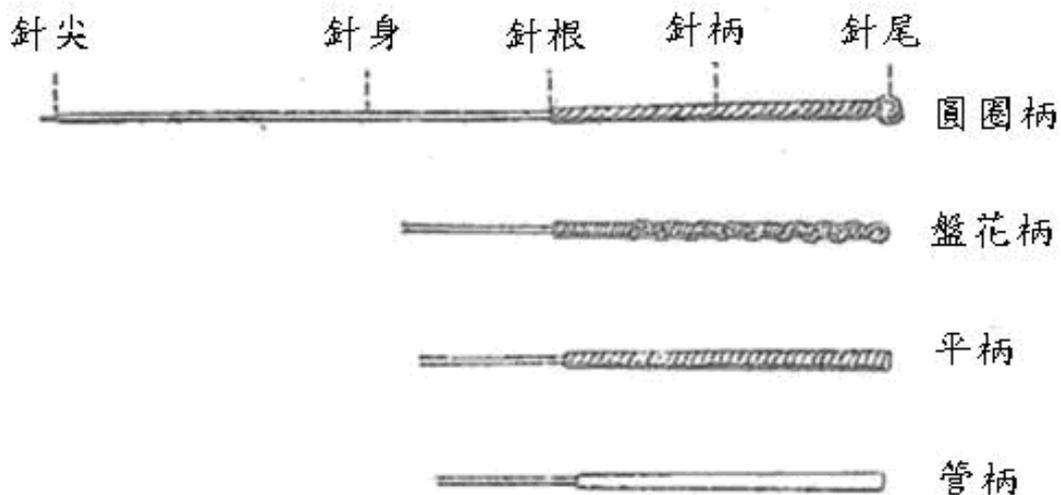


Figure 2 Needle structure

針灸針的材質現在大多使用不鏽鋼來製造，因為不鏽鋼針具有較佳的硬度、彈性與韌性，並有防鏽、耐熱，與人體的組織皮膚相容性佳等優點，而鐵針與普通鋼針，容易氧化生鏽，金針與銀針則是價格較昂貴且質地較軟，操控上也比較不容易，因此在針灸針的選擇上需要注意以下幾點：

- (1) 針尖需要圓而不鈍，不宜太尖銳，並需要注意是否有倒勾及毛邊不整齊現象。
- (2) 針身需要挺直、光滑、堅韌也富有彈性，並注意不可有生鏽、斑剝、曲折等等情況。
- (3) 針跟部位要牢固，如有剝蝕損傷則容易折斷。
- (4) 針柄部位以金屬絲纏繞緊密均勻，方便捻針用，不宜太長或過短。

1-3 針刺療法的應用與療效〔2〕

針刺的目的，是調整人體內部臟腑間的平衡與生理機能的正常運作，使氣血循環順暢，去除人體引發的疾病。針灸的手法有五種：進針、退針、捻針、搗針、留針。進針，就是使針穿過皮下肌肉的手法，進針一方面探索穴道，另一方面探索到穴位後，為了加強刺激，可以將針繼續往下前進。退針，將針往上提的一種動作。捻針，將針左右來回捻轉的過程，當針刺到穴位發生感覺時，為了加強刺激，可以繼續向下捻進，捻的快刺激越強，但過度刺激容易引起暈針，應特別小心。搗針，為了增加刺激強度的一種對針上下提搗的動作。留針，當針進入皮下組織一定深度時，為了延長刺激時間的一種動作。

在臨床施針時，掌握正確的角度、方向及深度是針刺操作過程的重要注意事項。當針刺同一個穴位，如果角度、方向及深度不同，得到的感應與療效將會有明顯的不同。針刺的熟練程度，與掌握恰當的針刺角度、方向和深度有密切的關係。臨床上針刺穴位的角度、方向和深度應該要以穴位的特點來決定，但還要兼顧病人的體質、病情等不同情況而定。

1. 角度：針刺的角度，根據穴位的部位及所要達到的組織等情況來考慮，後者是決定針刺方向的重要因素，所以針刺的角度必須必須要有一定的方向，如斜刺、向上、橫刺或向下等。此外，針刺的角度的

不同還必須配合不同針具的使用，如 Figure 3 所示。

- (1) 直刺：一般針刺角度與皮膚呈 90° 或接近垂直的角度刺入，常用於肌肉豐厚的穴位，在使用三棱針、皮膚針等針具時也可採用直刺。
- (2) 斜刺：應用範圍最廣，一般與皮膚呈 $40^\circ\sim 60^\circ$ 角刺入皮膚，適用於骨骼邊緣及不適合深刺的穴位。
- (3) 橫刺：又稱沿皮刺，施針時將針橫臥，一般與皮膚呈 15° 夾角刺入，多用於頭部皮肉較淺薄的穴位。

2. 深度：進針時深度必須恰當，不同部位、組織的疾病對針刺深度各有不同的要求。《素問·刺要論》中指出：“病有浮沈，刺有淺深，各至其理，無過其道”，意思就是說要根據不同的深淺組織及病情的需求來決定針刺的深度。此外，針刺的深淺也與感應的強弱有關，一般而言，刺得深感應強，刺得淺感應弱，因此，對於體弱或容易暈針的病人施針時針刺深度就不宜太深。另外，身體內部重要臟器的穴位，針刺過深也容易造成內臟損傷，必須慎重。

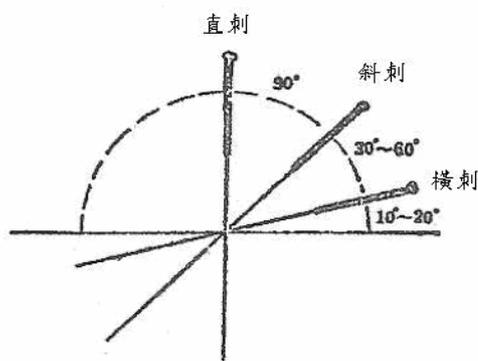


Figure 3 The angle of needle insert

針灸針規格，如列舉的 Table 3，依長短與粗細的不同所整理出來目前常用的針，長者可達 150mm，短則只有 13mm，用於身體上的一般較長，長針用於針刺肥厚組織或深部，如刺臀部，較淺的部位用中長針，淺刺如耳部、指部用短針，更淺或留針時用皮膚針。目前針灸師所用的針灸針，多選用直徑 0.2-0.3mm 的針灸針，較細的針灸針適用於皮膚肌肉較薄的部位，較粗的針灸針用於皮膚較厚的部位及需要刺激的病患。

Table 3 Needle diameter and length specification

Gauge Chinese/Japan	30/8	32/5	34/4	36/3	38/2	40/1	42/01	44/02
Diameter (mm)	0.30	0.25	0.22	0.20	0.18	0.16	0.14	0.12
Needle length	13,25,40,50,65,75,100,125,150							

針灸時，在正確的穴位上扎針不會感覺痛，也不會流血。針灸的療效是以是否「得氣」而定，所謂「得氣」亦稱針感，是指將針刺入俞穴後所產生的經氣感應。當這種經氣感應產生時，施針者會感到針有徐和或沈緊的感覺；同時受針者也會在施針部位有酸、麻、脹、重等感覺。針灸時是否「得氣」是治針灸有療效的一個重要指標，因此影響「得氣」的因素有哪些？除了與針灸師施針的技巧有關之外，是否與針灸針本身的性質有關也是值得研究的重要範圍。

1-4 研究動機與目的

醫療用品及器材的優劣，直接影響治療的效果及病患的感受，設計不良及製造品質不佳的針灸針在使用時，輕者在穿刺皮膚組織時，造成病患的刺痛不舒服，重者針尖斷裂留於皮膚組織及血管內，對生命將造成威脅，因此針灸針的品質優劣，將嚴重影響治療的安全性及舒適性。

針灸針之特性受到針的材料、尺寸、針尖外形等諸多因素的影響，針的製造過程、加工方式、及熱處理等也會影響到針的機械特性。本論文的研究目的即對於目前醫療用針灸針機械與電氣性能等參數進行研究，提供一種量化的依據，作為針灸針的設計與製造改良的參考。

第二章 文獻回顧

過去對於醫療用針的研究主要集中在外科用針（縫針）方面，對於針的幾何外形及機械性能等特性都有進行研究探討。傳統醫學上的針灸，雖然在醫學上的重要性漸漸被肯定，但是關於針灸針的機械性質方面的研究卻很少。因此對於針灸針的多種機械性質、電氣性能與外觀形狀尺寸等特性能夠提出量化有系統的研究，將是本論文的重點。

2-1 醫療用細微針的幾何外形與機械性能

較鋒利的針可以減少穿刺皮膚所需要的力量，同時也可以減輕患者的刺痛感。對於鋒利度的評估，一般都以穿刺力量的大小來決定。在 Thacker 等人[3]的研究中利用針穿刺過薄膜（人造合成薄膜 Medpar 1220^R,3M），紀錄針尖穿刺薄膜所需要的最大力量決定針的鋒利度大小，針徑大小、製造過程（針的表面粗糙度）、製造方法都是決定針的尖銳度的重要決定要素。在 Thacker 等人[4]的研究中指出手術針在選擇上其延展性是一個重要參數，因此材料選擇不鏽鋼合金 ASTM(American Society for Testing Materials) 45500。Abidin 等人[5]的研究中指出針的抗彎強度是一項很重要的參數，針的外觀尺寸及製造方法是影響降伏強度與彎矩的重要決定因素。Tribble 等人[6]的研究中使用材料不鏽鋼合金 ASTM 45500，設計一種新的血管縫合手術用針-複合曲率針，這種針有兩個不同的曲線半徑，且在前段有漸縮弧度針尖的筆直針身。這種針有很強的抗彎及抗破壞能力，使外科醫生手術時可以順利將針通過血管壁，並可以有效控制插入深度及長度，因此針的抗彎強度及抗破壞能力也是影響針好壞的因素之一。

近年來，Robert 等人[7]的研究中提到有彈性的針穿刺入組織時，由於針尖的不對稱就會使針彎曲，因此設計一種可以改善這樣情況的針，並使針易於掌控及治療效果變好。Okamura 等人[8]在的研究中說明手術用針穿刺軟組織的力量模型對於手術過程而言是一個很重要的模擬過程，找出針穿刺的力量模型，並經由此力量模型用於牛的肝臟做實驗，並使用矽橡膠做實驗探討針尖斜角與針徑對穿刺力量的影響，得到針徑越大所需要的穿刺力量越大（針與組織表面的摩擦力增大）的結論。M. D. O'Leary 等人[9]的研

究中探討針穿刺軟組織時的穿刺力量與摩擦力及針的幾何外型的關係，利用矽橡膠作為穿刺材料研究發現，針的斜角影響抗彎強度，針徑較小的針摩擦力較小，但容易彎曲，針徑越大摩擦力越大，穿刺力量也越大。

在針灸針的專利部分，2001 年在 Kato kuniko[10]的專利-Treating needle of titanium-containing material 中，提供廣泛應用且安全的醫療用鈦金屬針頭，具有高度抗腐蝕性及良好的生物相容性，因此在人體不產生太大的副作用，在高溫的消毒並經由紫外線觸媒照射後，有良好的抗菌殺毒的特性、良好的熱阻與能量傳遞的特性，其技術圖形列於 Figure 4。

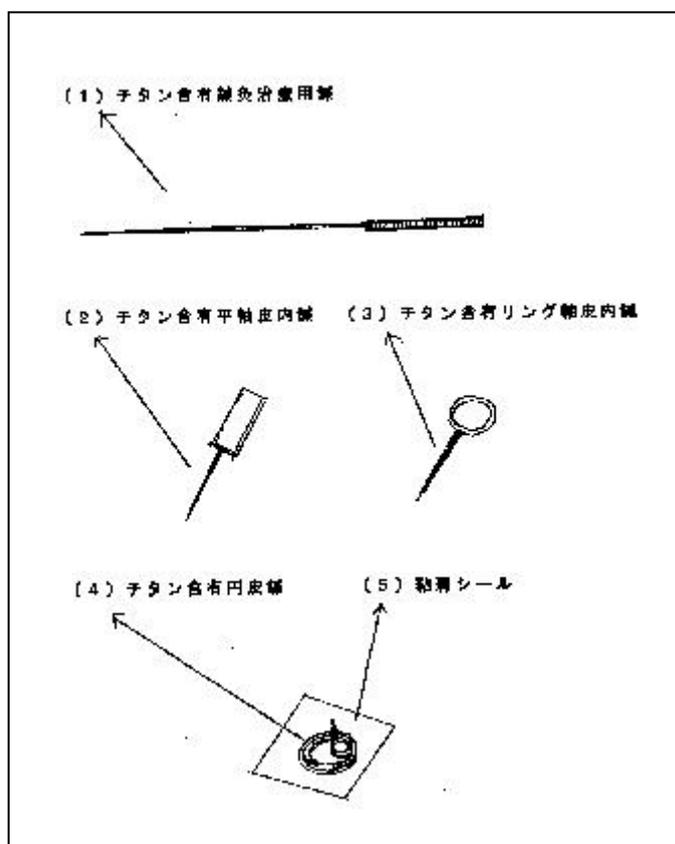


Figure 4 Patent 1-Treating needle of titanium-containing material

2002 年 Kuno toshikazu[11] 的專利- Needle for acupuncture 中指出，為了減少針穿刺皮膚時病人的刺痛感，在針體的針尖漸縮及針尖圓弧的部位做特別設計，改善疼痛感，其設計圖形為 Figure 5。

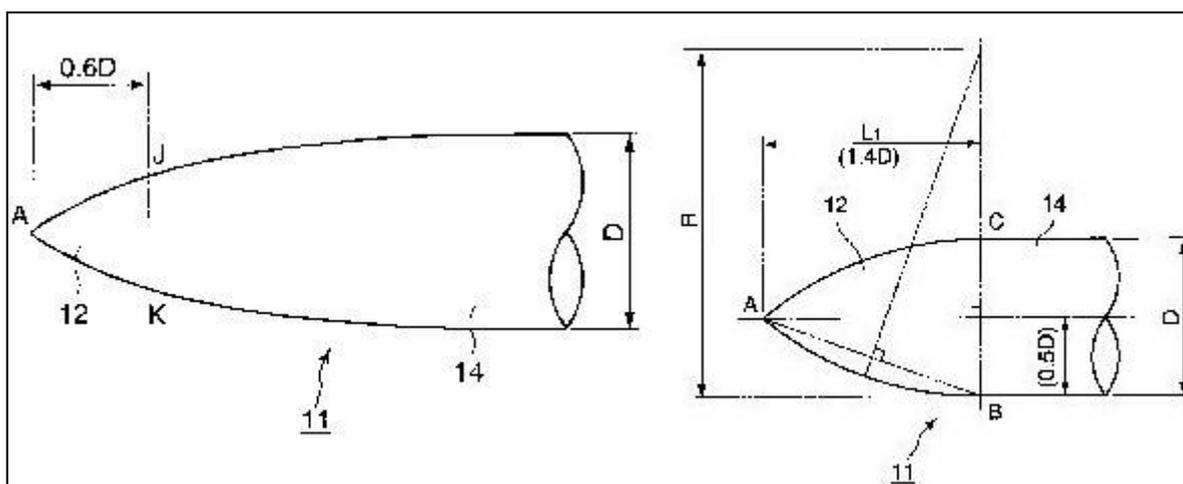


Figure 5 Patent 2-Needle for acupuncture

2003 年在 Ito daisuke [12] 的專利- Acupuncture and moxibustion needle 中表示，為了減少針穿刺皮膚時的血流量，在針體的中心平行位置挖槽來改善，其設計圖形為 Figure 6。在同年，Ito daisuke [13] 的專利- Acupuncture and moxibustion needle 又說明，為了避免針體施力受扭力而造成彎曲，在針柄的位置加以設計來提高針體的抗彎能力，其設計圖形為 Figure 7。亦於同年，在 Ito daisuke [14] 的專利- Acupuncture and moxibustion needle 中指出，為了做出一種穿刺不痛的針，發明一種利用矽油擴散現象當作潤滑油和改善體液留住的情況的針，解決的方法就是在針頭的表面做出許多的槽，槽的深度和寬度皆 $1\ \mu\text{m}$ ，槽的方向和針的中心線平行，其設計圖形為 Figure 8。

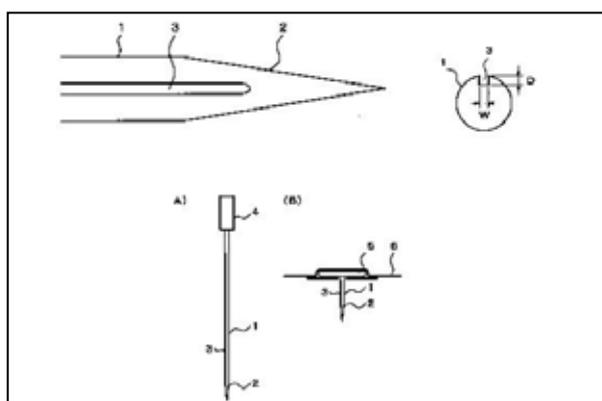


Figure 6 Patent 3-Acupuncture and moxibustion needle

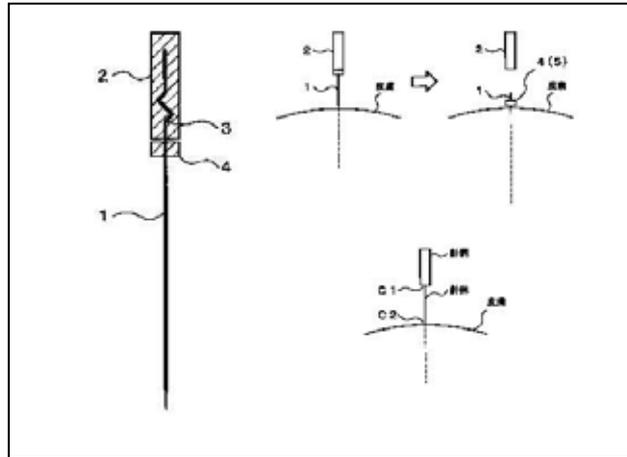


Figure 7 Patent 4-Acupuncture and moxibustion needle

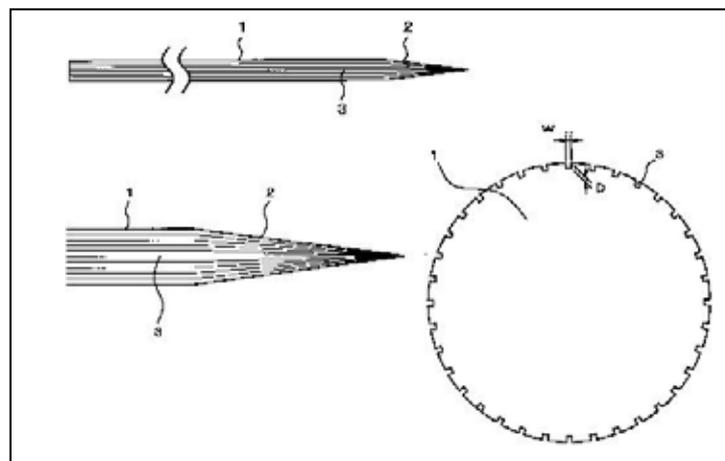


Figure 8 Patent 5-Acupuncture and moxibustion needle

2003，在 Lee yong hee [15]的專利- Manufacturing method of coated needle for intramuscular stimulus treatment implement，為了降低針穿刺時的病人所感到疼痛，在針的表面鍍上一種碳氟化物，進而降低穿刺時的摩擦力，其設計圖形為 Figure 9。2005 年[16] KOTANI YOSHIKAZU 的專利-Therapeutic acupuncture needle，為了使針可以沿著耳朵輪廓插入耳朵上的穴道，設計一種特別外型的針灸針，其設計圖形為 Figure 10。

綜合以上多種研究可以歸納出針的特性受到許多因素影響，如針身材料的化學組成、製造過程、加工方法、外觀形狀尺寸等，都是影響細微針好壞的重要因素。

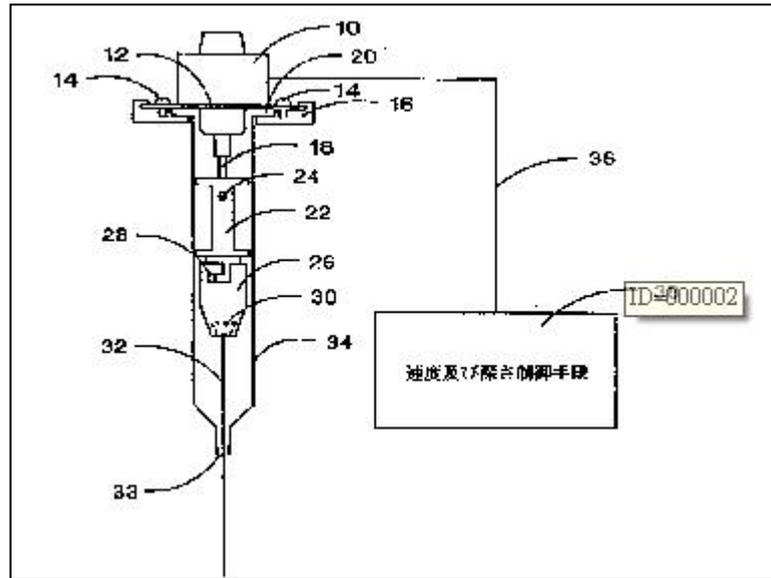


Figure 9 Patent 6-Manufacturing method of coated needle for intramuscular stimulus treatment implement

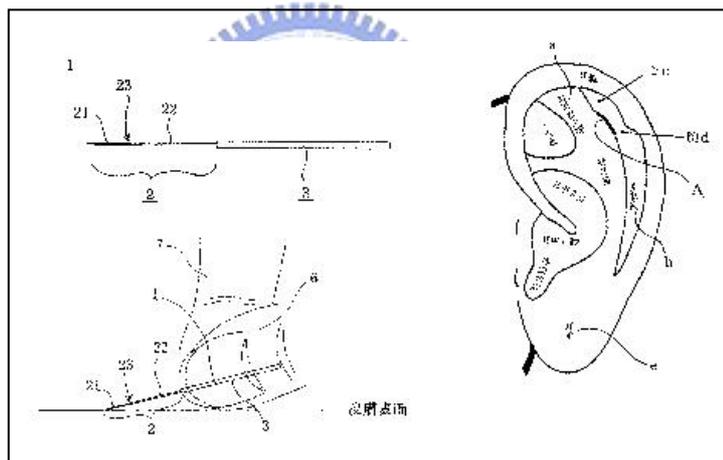


Figure 10 Patent 7-Therapeutic acupuncture needle

2-2 醫療用針的材料研究

在中國古代已經有醫療用針，其材料有石英、竹、骨等，針材的取用非常廣泛，在莊育民[1]編著的”中國鍼灸發展史”中有使用鉗夾蜜蜂當針刺點穴以及利用水蛭置於竹管中當針吸取瘀血、跋毒氣等。隨著時代的進步，在 Thacker 等人[3]的研究與 Abidin 等人[5]的研究及 Tribble 等人[6]的研究中利用不鏽鋼合金 ASTM 45500 製作針，發現可以有較高的抗彎及抗破壞能力。

目前市面上的針灸針大多採用不鏽鋼材質，為了避免接觸感染，目前大多數的針灸針經過無菌包裝處理，用後可立即丟棄。在 Yanagihara 等人[17]的文獻中提到在針灸針表面塗上矽，可以降低針與皮膚表面的摩擦，降低病人的疼痛感，然而在針的表面塗上矽，是否會對皮膚產生過敏或不適等症狀，仍有待研究與觀察，因此針的材料研究也是未來研究的一項重要課題。

日本大阪一所大學科學家[18]發現，得知蚊子叮人之所以無痛，是由於蚊子的口器呈鋸齒狀，如 Figure 11 所示，鋸齒狀的口器和皮膚組織接觸的面積較小，減少了對於神經的刺激，所以產生的疼痛感就大大降低。而傳統注射器的針頭表面是光滑的，金屬會直接與皮膚接觸，進而引起疼痛感。2002 年 12 月，為了模仿蚊子口器穿刺這種效應，日本科學家研製一種模仿蚊子口器的醫用針頭，這是迄今為止最細小的針頭，其直徑僅為 60 微米。試驗證實，注射時幾乎無任何刺痛感，而藥液仍能暢通無阻地被注射入人體。這種蚊口針頭的工作原理與蚊子叮人相仿，他們使用二氧化矽製程，長度為 1 毫米，而注射器總長度只有 0.1 毫米，這些針上的鋸齒厚度僅有 1.6 微米。但是科學家也承認，目前的微型針頭很脆，針頭末端常常會折斷在血管裡，這有可能導致血栓形成和致命的併發症，因此這個缺點需要再改進完善。

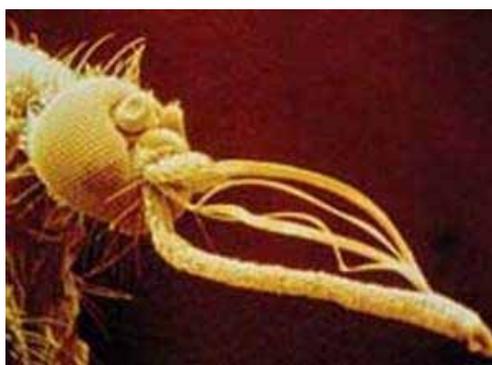


Figure 11 Mosquito mouth [18]

2004 年 4 月科技時代雜誌報導[19]，美國喬治亞理工學院（Georgia Institute of Technology）的研究人員可能很快就能做出一種不會痛的替代

品，叫做「微針頭」(microneedle)，如 Figure 12 所示。這些小得幾乎看不到的針，是用矽、金屬、玻璃或可生物分解聚合物製作的，可以小到比一般的皮下注射針頭還要小 500 倍，根據喬治亞理工學院微針頭研究計畫主研究員馬克普勞史尼茲 (Mark Prausnitz) 的說法，這已經小到不足以刺激神經末端。把 400 支這樣的針頭埋在一個貼布上，就能溫和地刺穿皮膚，讓持續性釋放的藥物 (像是胰島素這種藥物，因為裡面含有大型蛋白質分子，所以無法自行穿透皮膚細胞) 穿透過皮膚，或者，如果把單一個微針頭附在針筒上，就能直接把藥物送到癌症細胞。預計在未來五年內就能看到這種無痛針。

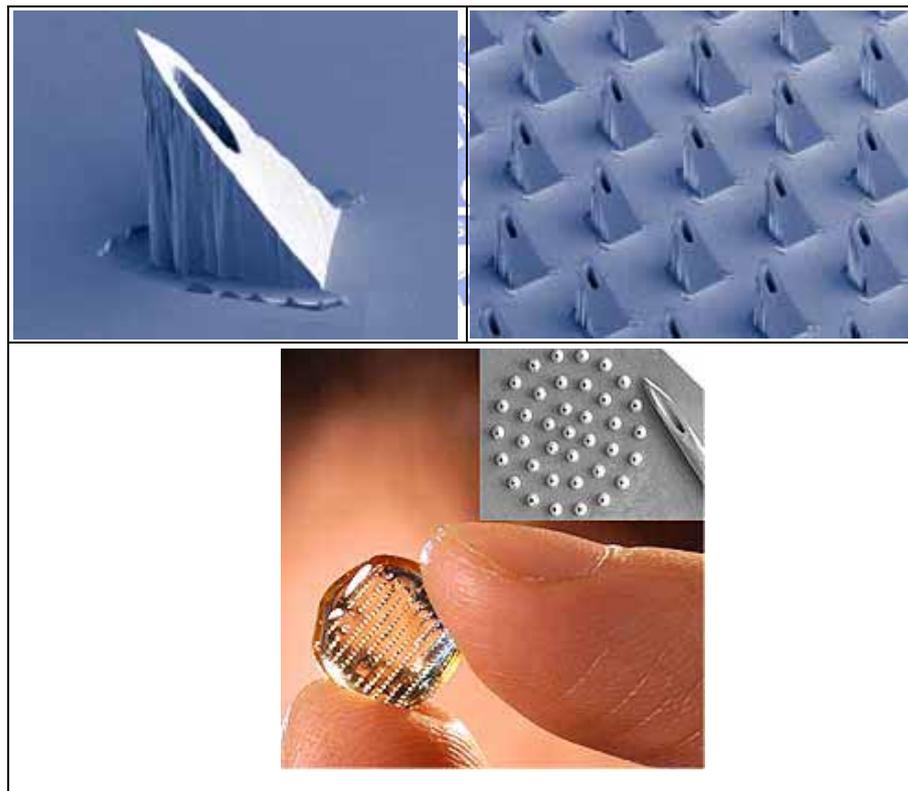


Figure 12 Micro needle[19]

2-3 「氣」與針灸治療之「得氣」現象

在中國的醫學上「氣」是非常玄奧的觀念，在魏凌雲[20]所著的”針灸科學與技術”一書裡有提到可以把「氣」當成是「生命場」，是一種能量，可以傳遞，可以存在，而他所表現出來的，就是生命的活力。作者以一種克里安照相術（Kirlian photography-照相的原理相當於物理上的電暈放電，也就是物質受到高電場的影響而游離化，因游離化而放光）與觀察腦波來研究貓的針灸，發現在未針刺前，貓的爪每一個都是閉合的，當針刺曲泉穴（膝蓋後側）後，所有光圈，都朝一個方向張開，好像有一股氣流要沖出去的樣子，將針拔出後，所有光圈又自動合攏，用電刺激同一個穴位，發現情況相同，可見「氣」流僅與刺激有關，與刺激的方式無關，如 Figure 13 所示。

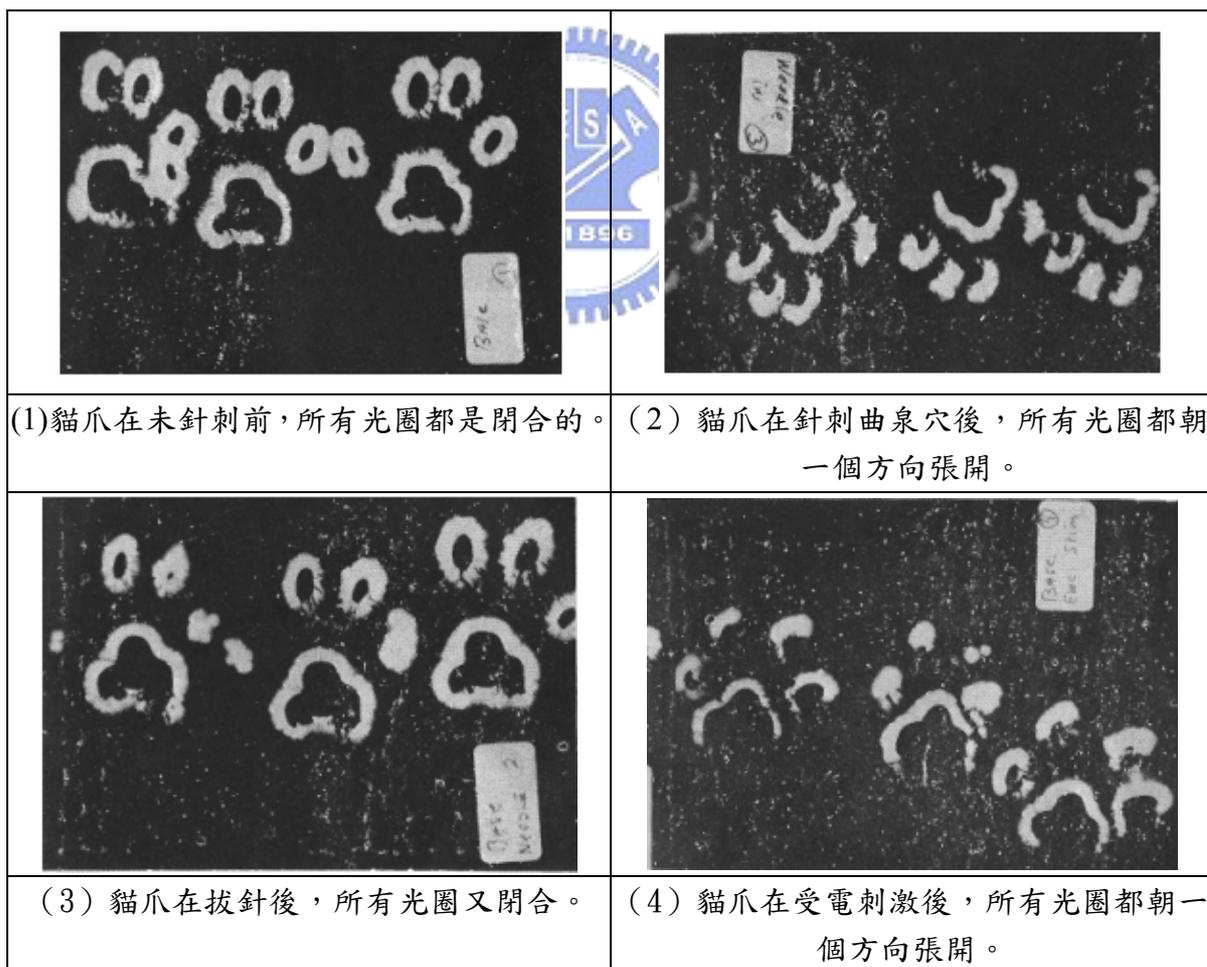


Figure 13 Kirlian photography[20]

2005 年台大工程科學與海洋工程學系主任許文翰，利用先進科學計算及顯像技術，建立氣血交換模型，首度證實氣道存在人體。許文翰認為，穴道是人體微血管、神經、淋巴管最密集之處，一組肌細胞形成的空隙加上微血管、神經、淋巴管便組合成一個「經絡小體」；一個穴位點是由數十萬個經絡小體組成，「氣」與「血」在穴位點附近經由經絡小體產生交互作用。並指出中醫裡所謂的「氣」，其實就是細胞間隙的帶電組織液，在經絡小體中，血液經由微血管動脈端送至組織間（氣的通道）以便營養細胞，一部分循著氣的通道往下一個穴道流動，一部分經由微血管靜脈端及淋巴管送回心臟。穴道附近微血管密集交錯形成的氣道是人體氣血交換處，針灸穴道將使氣道的流動量爆增三倍，從每分鐘四·一二公分增加到十二·一八公分，使氣血循環加速。此成果證實血為氣之母、氣滯血淤及氣行血行等中醫生理現象確實存在[21]。

在 Helene 等人[22] [23]的文獻中提到「得氣」是針灸時有療效的一個重要依據，「得氣」時包含針感的特徵，也就是病患的感覺與施針者的感覺，施針者在針灸過程有得氣時，會發現針有被下拉及有阻力增加的感覺，經由實驗發現，在針體有旋轉的情況下比針體沒有旋轉時的拔針拉力來的大，推斷針旋轉時將機械訊號傳遞到細胞，改變細胞的形狀，進而產生得氣的現象產生療效。

第三章 實驗設備與方法

3-1 實驗流程圖

針灸用針的特性受許多因素影響，除了材料的化學組成外，製程、加工方法及熱處理的方法不同，都會導致材料顯微結構的改變，進而造成不同的強度 (strength)、剛性 (stiffness)、硬度(hardness)、延展性(ductility) 及表面粗糙度(surface roughness)等。針徑、長徑比、斷面形狀、針尖圓度、段口等幾何形狀的變化，也有重要的影響。在電氣性能方面，目前尚無文獻說明，本論文也將電氣性能進行實驗並探討其與針灸針的特性之關係。本實驗將各個影響的因子，分成幾何外型、機械性能及電氣性能等，實驗規劃圖如 Figure 14 所示。

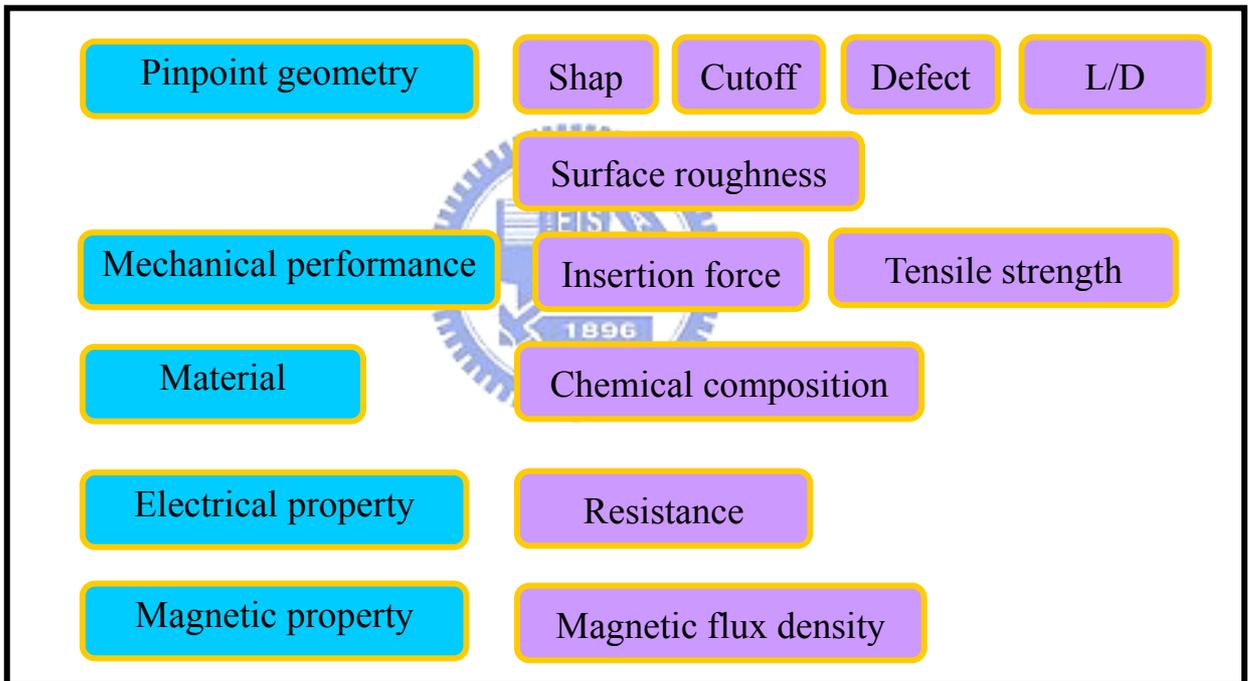


Figure 14 Scope of the experiments

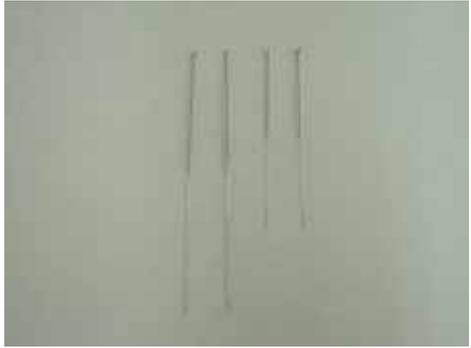
3-2 實驗試件材料與種類

以市售的六種廠牌不同的針型進行實驗量測觀察與比較。其中廠牌以 A ~F 作為分類，依針長由大致小排列，其規格與尺寸及針型外觀列於 Table 4。

Table 4 Needles used in the experiments

No.	Manufacturer	Needle shape	Needle Length (mm)	Needle Diameter (mm)
A1	SEIRIN		40	0.18
A2	SEIRIN		40	0.20
A3	SEIRIN		40	0.25
B1	KINGLI		13	0.18
B2	KINGLI		13	0.20
B3	KINGLI		25	0.20
B4	KINGLI		40	0.20
B5	KINGLI		50	0.20
B6	KINGLI		60	0.20
B7	KINGLI		75	0.20
C1	CARBO		25	0.20
C2	CARBO		25	0.22
C3	CARBO		40	0.22
C4	CARBO		40	0.25

Table 4 Needles used in the experiments (Continue 1)

No.	Manufacturer	Needle shape	Needle Length (mm)	Needle Diameter (mm)
D1	VINCO		13	0.20
D2	VINCO		25	0.20
E1	AcuMaster		13	0.16
E2	AcuMaster		25	0.20
E3	AcuMaster		25	0.22
E4	AcuMaster		40	0.25
F1	華壹		25	0.20
F2	華壹		25	0.22
F3	華壹		40	0.25
F4	華壹		40	0.22

3-3 實驗設備與方法

3-3-1 針尖幾何外形

(1) 幾何外形量測

(1-1) 實驗設備

所使用的設備為 SEM (Scanning Electron Microscope) 和 OM (Optical Microscope) ，其機台規格及型號如下：

SEM(掃瞄式電子顯微鏡)：

廠牌：HITACHI

機型：S-4000

電壓：Vacc (Acceleration voltage) : 0.5~30kv

Vext(Emission extracting voltage) : 0~6.5kv

電子槍：冷場發射式電子源

解析度：1.5nm

放大倍率：20~30 萬倍

OM (光學顯微鏡)：

廠牌：Operating Manual

Axioskop 40 Pol/40 A Pol Polarizing Microscope

物鏡：X2，X5

目鏡：X10

放大倍率：20 倍、50 倍

(1-2) 實驗方法

將針灸針以丙酮清洗後，截取適當長度，置於載台上放入 SEM 與 OM 下，即可進行幾何外形觀察，可得到針尖外形、針尖缺陷、針尖斷口、及針尖長徑比等多項觀察結果。長徑比的部分是以光學顯微鏡將針尖部位放大 20 倍拍攝後，將針尖至針身部位分成 20 等分，每等分 0.1mm，量取分隔點的針徑與針長，Figure 15 為示意圖。

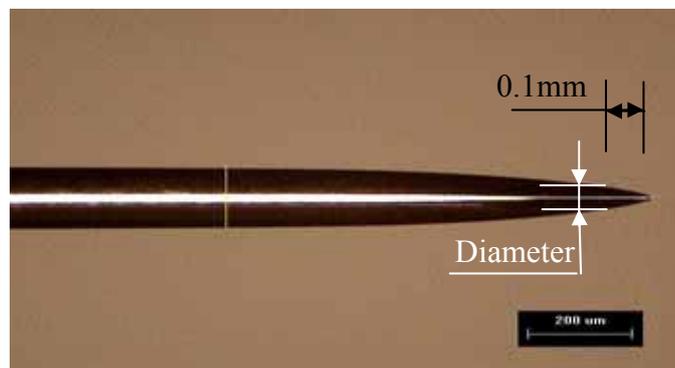


Figure 15 Length/radius ratio

(2) 表面粗度量測

(1-1) 實驗設備

Figure 16 為非接觸式三次元顯微鏡量測設備- μ -SCAN，將雷射光束打到針體表面進行粗糙度量測，求得針的 Ra 值。

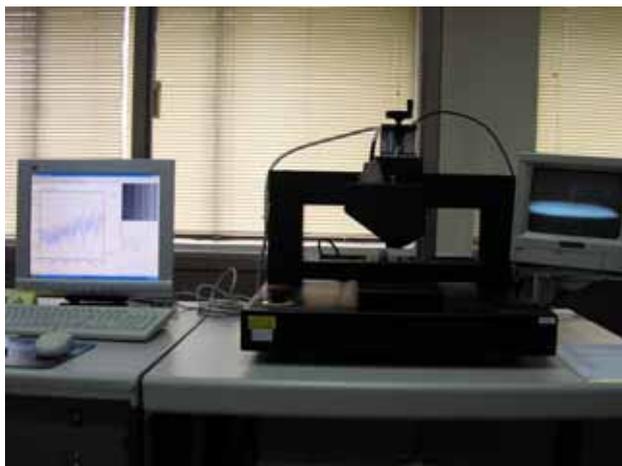


Figure 16 μ -SCAN

(1-2) 實驗方法

將針灸針以黏土固定水平放置，利用雷射光束（大小為 $1\mu\text{m}$ ），量測兩段的粗糙度，第一段為針尖，第二段為針身。針尖部位雷射光束掃瞄距離取 0.15mm ，針身部位雷射光束掃瞄距離取 0.5mm ，針尖與針身部位各測量 3 次，紀錄其 Ra 值並取平均值來進行比較。

3-3-2 機械性能研究

(1) 穿刺力實驗

穿刺力量測的目的在於比較不同類型的針灸針，在穿刺皮膚時所需要的力量。在 Nock [24] 等人的研究中設計一種穿刺實驗的儀器並進行實驗，結果發現利用丁基橡膠作為穿刺的材料，其研究得到的結果是與穿刺真正的皮膚的結果是相似的。參考此文獻的實驗設備，規劃本實驗的穿刺力實驗架構。經由實驗可得到位移-力量曲線圖，找出穿刺的最大力量，比較不同廠牌的針穿刺的結果。

(1-1) 實驗設備

實驗設備的架構上分為硬體規劃與軟體，實際完成圖如 Figure 17 所示。Figure 18 為硬體與軟體溝通流程圖，Figure 19 為電路規劃設計圖，Figure 20 為實驗機台總完成圖。

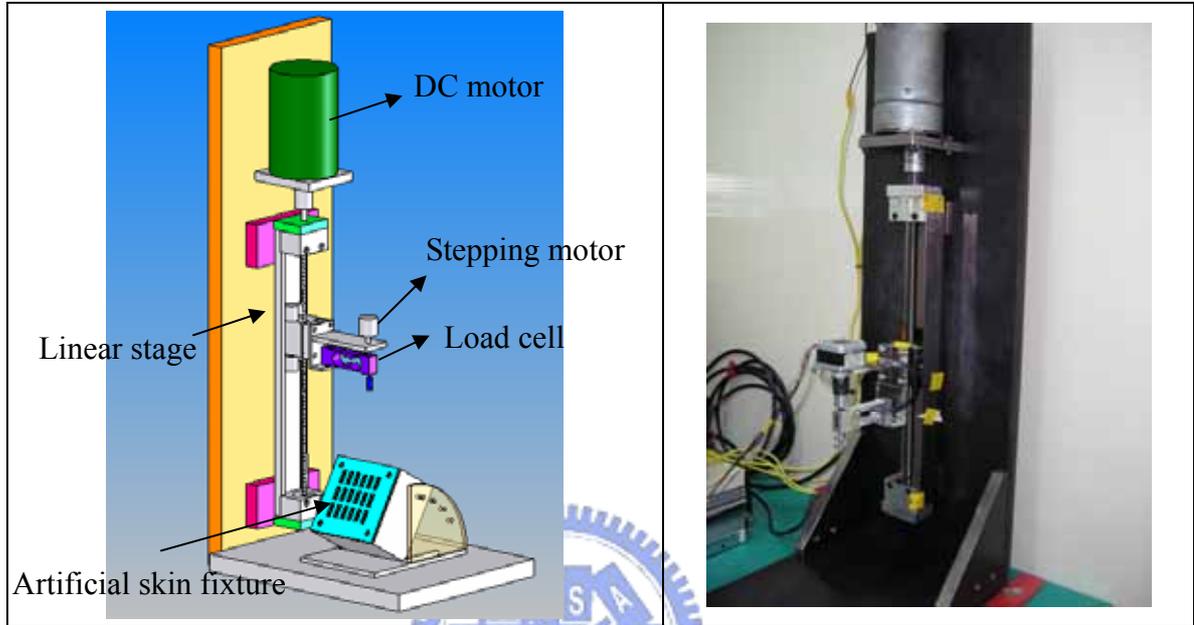


Figure 17 Insertion force measure equipment

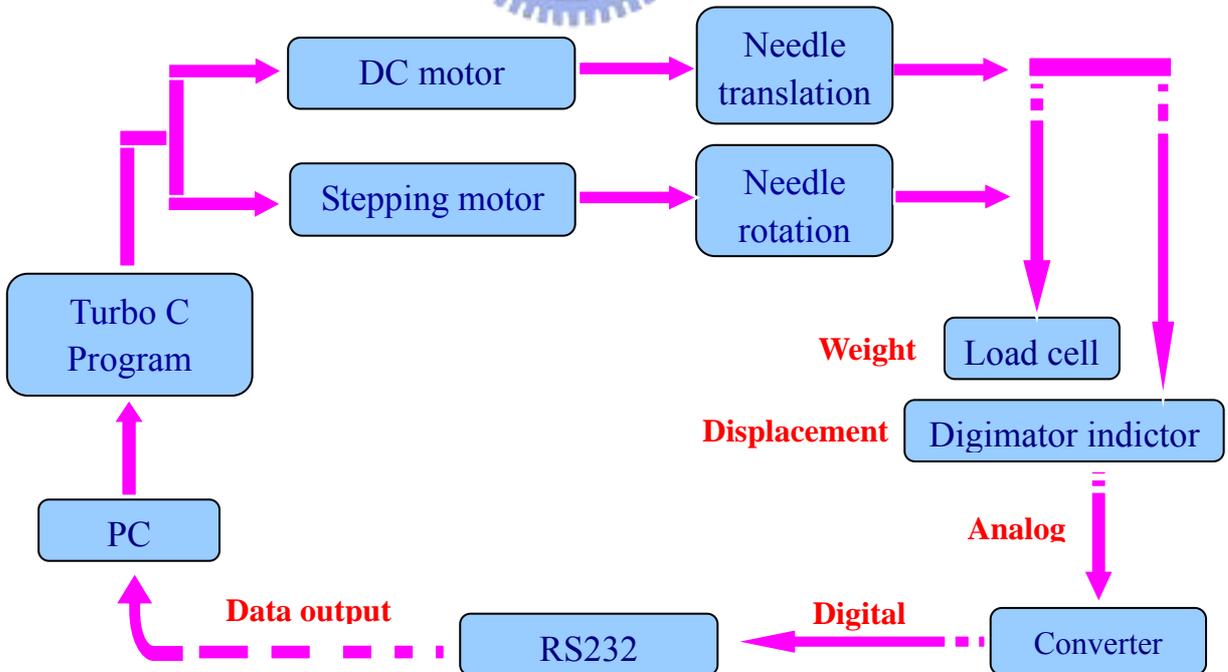


Figure 18 Arrangement of experimental apparatus

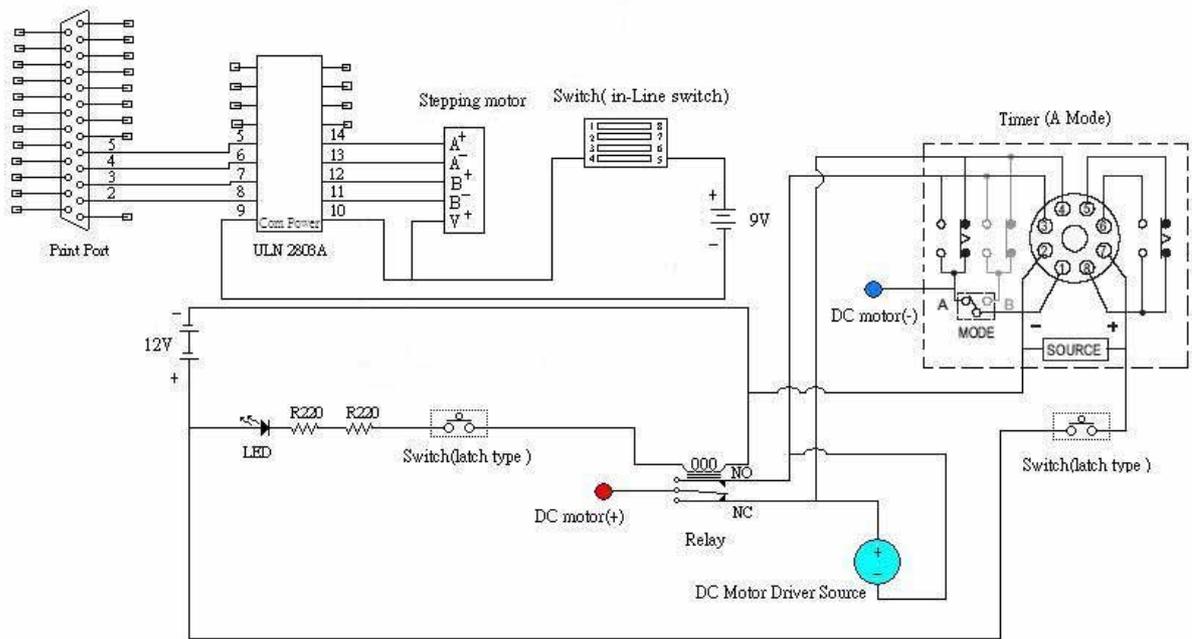


Figure 19 Insertion force measure circuitry



Figure 20 Set up of insertion force measure equipment

硬體的部分

包含：

- (a) 線性模組
- (b) Load cell：Figure 21 為其外觀，可測量拉壓力。
- (c) 重量顯示器
- (d) 可控制轉速 DC 馬達（含馬達控制箱）-驅動線性模組使針產生直線運動。
- (e) 可調整角度之夾膜裝置-分為底座、兩片夾膜板、調整角度裝置。
Figure 22 為夾膜板，設計有三種，鑽孔大小直徑為 5mm 及 8mm，及 5x15mm 的長條狀挖槽，長條狀挖槽設計主要針對夾膜板傾斜穿刺。夾膜板主要功能為確保穿刺時，實驗的材料其張力一樣，夾膜裝置如 Figure 23 所示。
- (f) 小型步進馬達-使針可以左右旋轉，達到針灸時捻針的效果。
- (g) 固定針頭與 Load cell 的夾持裝置-將注射針筒的前端塑膠頭擷取適當長度切割後裝於 Load cell 的受力位置並固定，並將不同號數的注射針頭的針體拔除，作為固定針灸針用，經篩選後選擇的注射針頭號數分為 18 與 21 號最適當，如 Figure 24 所示。
- (h) 固定步進馬達與 Load cell 的裝置
- (i) 線性模組與 Load cell 的連結裝置-連接壓克力板以螺絲固定。
- (j) 數位式量表 (Digimotor indicator)-量測位移用，如 Figure 25 所示。
- (k) 電腦
- (l) 不鏽鋼中空管-可將肉切成適當的圓桶狀，放入夾磨裝置中進行穿刺。



Figure 21 Load cell



Figure 22 Artificial skin fixture

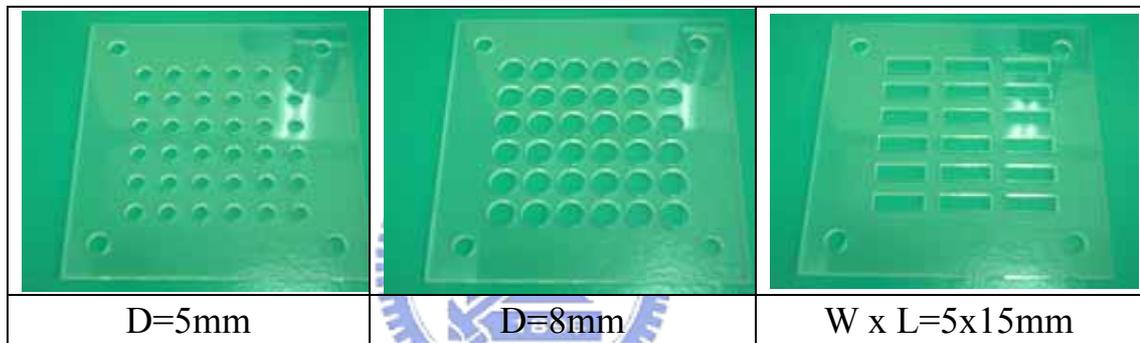


Figure 23 Artificial skin holding plate



Figure 24 Needles fixture



Figure 25 Digimotor indicator

(1-2) 實驗材料

- (a) 人工皮膚（親水性敷料）：尺寸 10mm×10mm，厚度 0.5-0.6mm，如 Figure 26 所示（具有防水透氣、美化傷口、吸收滲液的功能，適用於一般擦（裂）傷、刀傷、一般燙傷、破皮等），將其裁切成適當大小，以夾膜板固定，如 Figure 27 所示。
- (b) 豬肉切塊(里肌肉)：利用不鏽鋼中空管將豬肉切成直徑 60mm 的豬肉塊，厚度分別為 40mm，置於夾膜裝置中，以一片夾膜版固定，如 Figure 28 所示。
- (c) 豬肉-五花肉（瘦肉+肥肉）：切為直徑為 60mm，厚度為 40mm，置於夾膜裝置中，以一片夾膜版固定，如 Figure 29 所示。



Figure 26 Hydrocolloid dressing(Artificial shin)

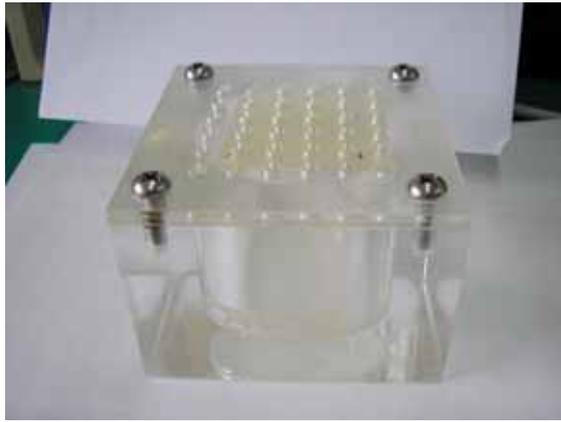


Figure 27 Hydrocolloid dressing fixture

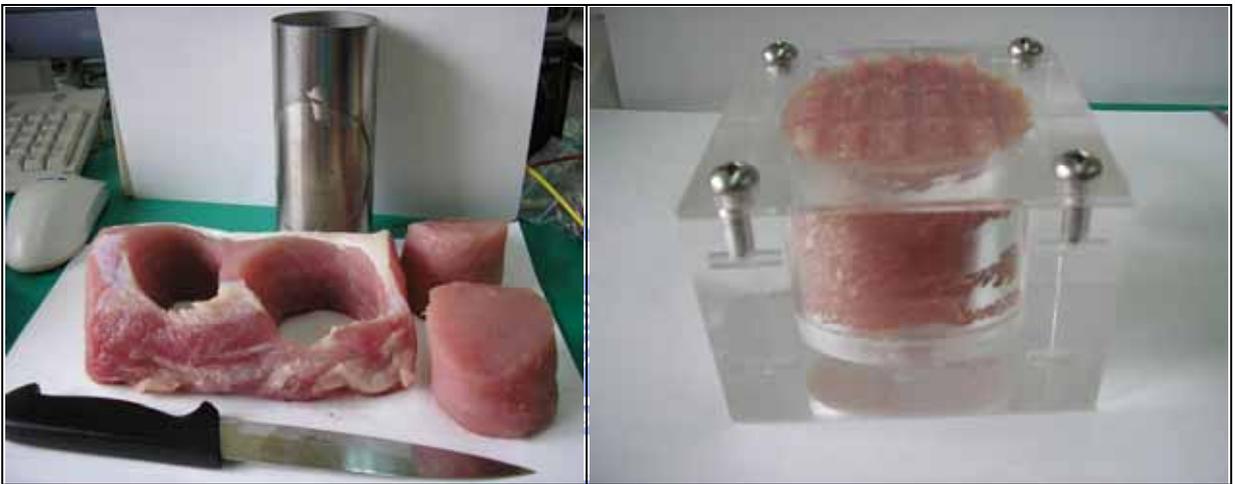


Figure 28 Pork tenderloin cut off and fixture

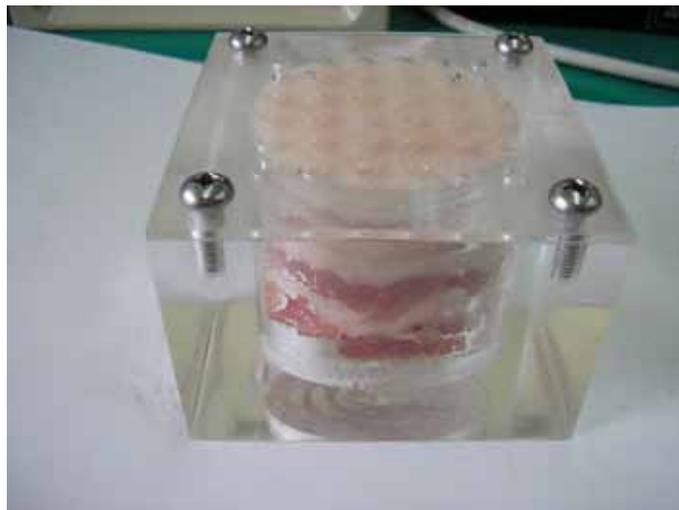


Figure 29 Pork belly in the fixture

(1-3) 實驗方法

儀器做位移與荷重，位移部分直接歸零，力量部分以保特瓶裝水（總重量 500g）進行校正，Figure 30 為其校正過程，解析度為最小刻度/最大秤重=1/500，Load cell 的感測類似彈簧，有兩個方向的受力狀態，設定為受壓的時候，力量為正值，受拉時，力量為負值。經過校正後，當穿刺機台靜止時，Load cell 的誤差在 0.7g 之內，當機台穿刺速度越快，則誤差值也越大，當速度為 20mm/sec 時誤差變大為 5g，而當固定速度時，其誤差則隨著位移（穿刺深度）變大而有變大的趨勢，穿刺深度達到最大深度 35mm 的時候，誤差量為 4.2g，當穿刺深度較小時，誤差量則為 2.47g。當針體有旋轉的情況下，旋轉的誤差量為 1g 以內。



Figure 30 Force calibration

將針灸針以注射針套筒固定後，與 Load cell 相連接，穿刺速度由可控制的 DC 馬達來控制，穿刺速度控制為 18mm/s，將其過程視為等速，為了模擬實際針灸針穿刺皮膚的情形，在針的上頭接一個小型步進馬達，小型步進馬達的旋轉利用電腦程式控制來達到針灸針左右旋轉進入穿刺材料，步進馬達每走一步為 1.8° ，轉一圈一共 200 步，控制步進馬達正轉 8 步，再逆轉 8 步，以每一步 0.05sec 的速度，因此以正逆轉 $36^\circ/\text{sec}$ 的速度達到針的左右旋轉，由於針灸的目的及兼顧病人的體質、病情等不同情況，穿刺角度及深度各有不同，調整夾膜裝置的角度即可完成角度變化，當角度有變化時，穿刺深度依調整的角度變化而有差異，穿刺時為了避免針體未刺入材料就產生挫曲 (buckling)，穿刺時加避免挫曲套筒，Figure 31 為避

免挫曲套筒，一根針採取穿刺一次及丟棄的原則，以免多次穿刺造成實驗的不準確性。由於穿刺過程的力量為微小力量，應該要避免振動及外界干擾等等因素。

本實驗材料選擇人工皮膚進行穿刺，乃由於選擇一種均質的材料作定量的分析較有科學性。並使用生理材料-豬肉進行穿刺，裁切成適當圓桶狀，其尺寸恰好可以放於夾膜裝置的中空圓柱內，於上方以夾模版加壓固定，達到施力平均的目的，主要研究不同材料與穿刺力的關係。

每種實驗作四次，經由實驗可得到位移-力量曲線圖，找出曲線圖重現性較高者，再找出穿刺最大力量最大者進行比較，比較不同的針穿刺的結果。

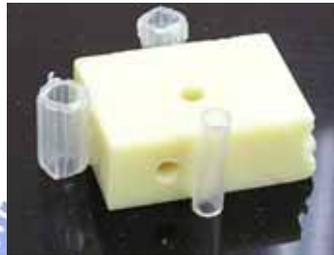


Figure 31 Needle sleeve

(2) 拉伸強度

(1-1) 實驗設備

使用微電腦拉力試驗機，其機台外觀如 Figure 32 所示，荷重範圍為 200kg 以下，由於本機器夾頭無法夾持細小的針，因此配合此機器另外加工一組夾頭，並搭配兩組手握夾頭夾持針，如 Figure 33 所示。

(1-2) 實驗方法

拉伸試驗是一種普遍且方便的材料試驗法，材料受到漸增的軸向荷重時，許多基本的機械性質可由此試驗獲得，本試驗中觀察應力-應變曲線，分析材料的抗拉強度大小及彈性限等等性質。美國 ASTM 規定圓形試桿之 $G/D=4$ ，Table 5 為圓棒狀拉伸試片規格[25]。

由於本實驗材料-針灸針，其長度與針徑太小，夾持不容易，且規格超出標準試片的規格，因此在針的兩端 1cm 處做記號，作為拉伸的位置。先將另外加工的夾頭以螺旋鎖緊的方式固定於拉伸機器的上下夾頭處，再將

手握夾頭將針鎖緊固定。機台設定拉伸速度為 2mm/min，拉伸距離為 50mm，每種牌子的針各做三次，取力量值最大者，在將其換算成應力-應變圖，再進行分析。



Figure 32 Universal testing machine



Figure 33 Chuck and handle keeper

Table 5 Specifications for sample of tension test[25]

	標準試片	小型試片（比例於標準型）			
	12.5mm	8.75mm	6.25mm	4.00mm	2.50mm
G-標距長	50±0.10	35.0±0.10	25.0±0.10	16.0±0.10	10.0±0.10
D-直徑	12.5±0.25	8.75±0.18	6.25±0.12	4.00±0.08	2.50±0.05
R-內圓角半徑	>10	>6	>5	>4	>2
A-減縮斷長	>60	>45	>32	>20	>16

3-3-3 材料-化學成分分析

(1-1) 實驗設備

使用 SEM-EDS（場發射掃描式電子顯微鏡-能量分散光譜儀），其機台規格如下：

設備名稱：高解析度場發射掃描式電子顯微鏡(High Resolution Field-Emission Scanning Electron Microscope)

廠牌與機型：JEOL /JSM-6500F

主要規格：

解像力:1.5 nm @15KV

加速電壓: 0~30 KV

放大倍率: 10x~500K x

二次電子成像(SEI)、背散射電子成像(BSI)、能量分散光譜儀(EDS)、電子背向散射繞射儀(EBSP)

功能：

表面微細結構觀察、成份定性與定量分析、結晶方位分析、微區晶相圖像、晶軸及反晶軸圖像

(1-2) 實驗方法

將針裁切成適當長度（約 10mm），以丙酮浸泡清除表面污垢其雜質，

放於 SEM 中進行成分分析。

3-3-4 電性量測

(1) 電阻量測

反抗電荷流動的阻力稱為電阻 (resistance, 簡稱 R), 電阻的單位為歐姆 (Ω), 某一物體之電阻大小與下列四項因素有關:

- (a) 構成電阻的材料特性
- (b) 物體的長度
- (c) 物體的截面積
- (d) 溫度

當溫度不變時, 材料的電阻與水流的阻力相似, 因此電阻值 R 與其長度 l 成正比, 與其截面積 A 成反比, 其關係是如式 (1):

$$R = \rho \frac{l}{A} \dots\dots\dots (1)$$

比例常數 ρ 為單位長度, 單位截面積之電阻, 稱為電阻係數 (resistivity), 其單位為 $\Omega \cdot m$ 或 $\Omega \cdot cm$ 。實際上所有電阻都是非線性的, 因導體的電氣特性受溫度等環境的影響, Figure 34 表示電阻之電壓-電流曲線。

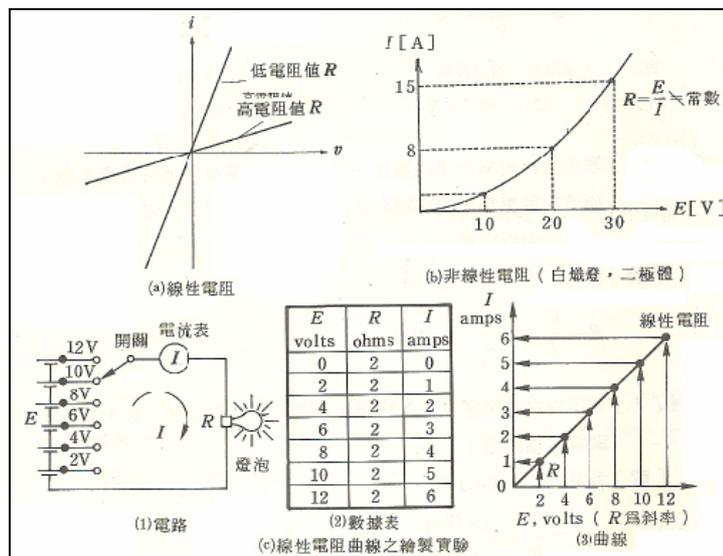


Figure 34 Voltage-current curve

(1-1) 實驗設備

使用精密型三用電表進行電阻值量測，其規格如下：

Display: 3 1/2 digit, 4000 count

電壓 DCV: 400mV, 4V, 40V, 400V, 1000V

電壓 ACV: 4V, 40V, 400V, 750V

電流 DCA/ACA: 4mA ~ 400mA

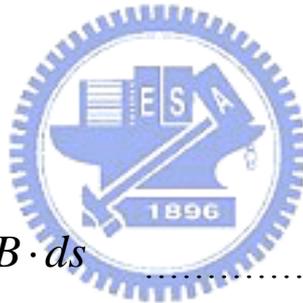
電阻 Ohms: 0.1Ω ~ 400Ω

(1-2) 實驗方法

室溫下，將每一根針進行裁剪，以游標卡尺從針尖量測長 10mm，再以尖嘴鉗將針剪斷，以鱷魚夾夾取針進行量測，一端夾取針尖位置，一端夾取針尾端的位置，經由量表讀取量測之電阻值，每根針量取 3 次，計算平均值。

3-3-5 磁性量測

(1-1) 實驗設備



$$\text{(磁通量)} \quad \phi = \int_s B \cdot ds \dots\dots\dots (2)$$

磁力強度可用「磁通密度」來分別。通過某一定面積之所有磁力線總數即稱為磁通量(Magnetic flux)，B 稱為磁場之磁通密度 (Magnetic flux density) 或磁感 (Magnetic induction)。在垂直於磁場方向的平面上，單位面積內之磁通量稱之為磁通密度，單位為韋柏/平方米，但用韋柏/平方米為 B 的單位常嫌之過大，因此在工程上常用屬於 C.G.S，電磁單位之 B 的單位高斯 (Gauss)。1 韋柏/平方米 = 10⁴ 高斯，地球表面之磁場約為 1/2 高斯，最大電磁鐵所生之 B 值通常為 10⁴ 高斯。磁通密度越大者，表示磁力強度越大，本實驗利用高斯計量測針的磁通密度，比較磁通密度大小，分析針的磁性特質，Figure 35 為高斯計。

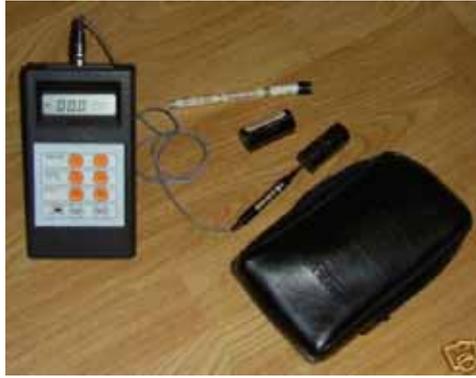


Figure 35 Gauss meter

(1-2) 實驗方法

以探測棒垂直於針體表面沿針體掃瞄，讀取最大磁通密度值，各測量 5 次，紀錄並取平均值進行比較。



第四章 實驗結果與討論

4-1 針尖外形

經由光學顯微鏡量測出來的針尖長度與針徑的結果，將其畫成針尖外形，如 Figure 36 所示，比較不同廠牌而針長與針徑相同的針，每隔 0.1mm 的距離，觀察其針徑變化量，越靠近針尖，如果直徑變化量越大（針尖縮所比），表示針尖較圓鈍，反之，則針尖越尖銳，因此可以分別出針尖外形為尖銳或圓鈍。比較其直徑變化至最大直徑的位置，如果位置距離針尖較遠，可以判別針尖屬於較細長。

比較結果發現，在最大量測位置內（距離針尖 2.0mm 處）達到最大針徑的有 A2、A3、E2、E4，此兩種針針尖距離較短，其中 A 型針針尖較尖銳；而 E 型針較圓鈍。

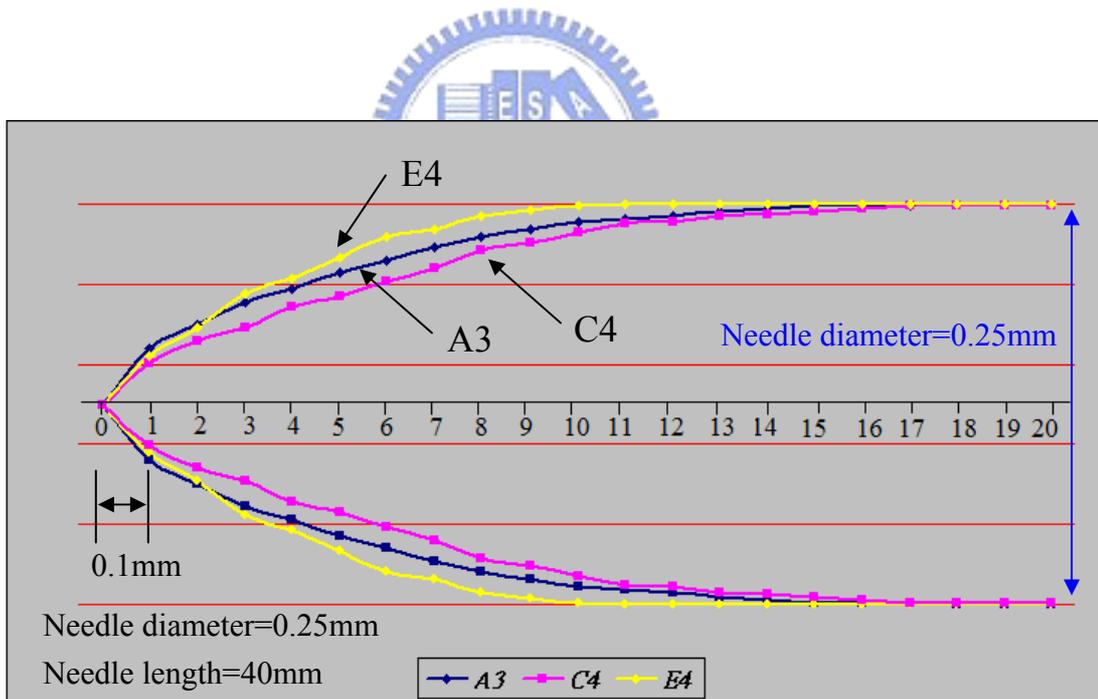


Figure 36 Needle shape

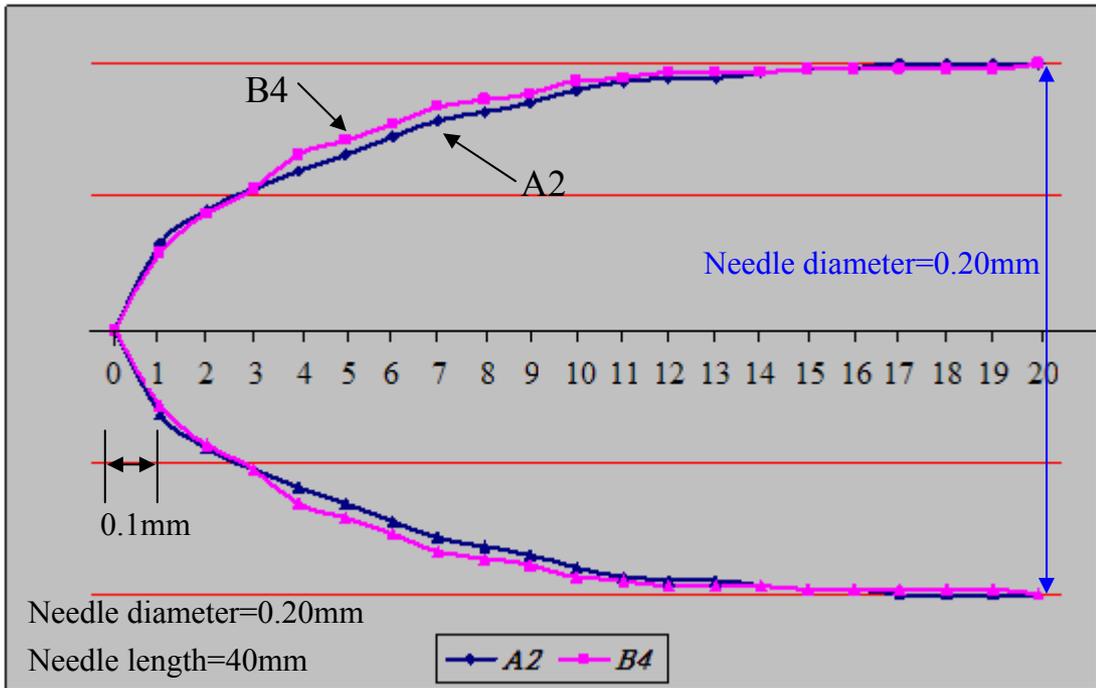


Figure 36 Needle shape(Continue 1)

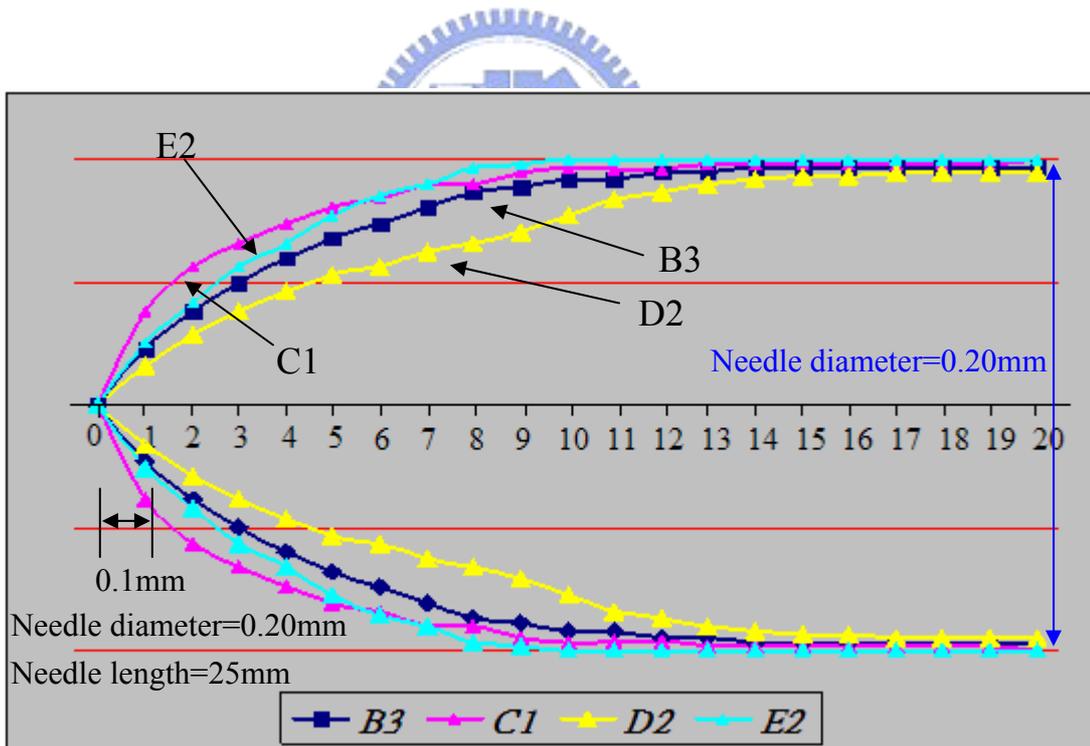


Figure 36 Needle shape(Continue 2)

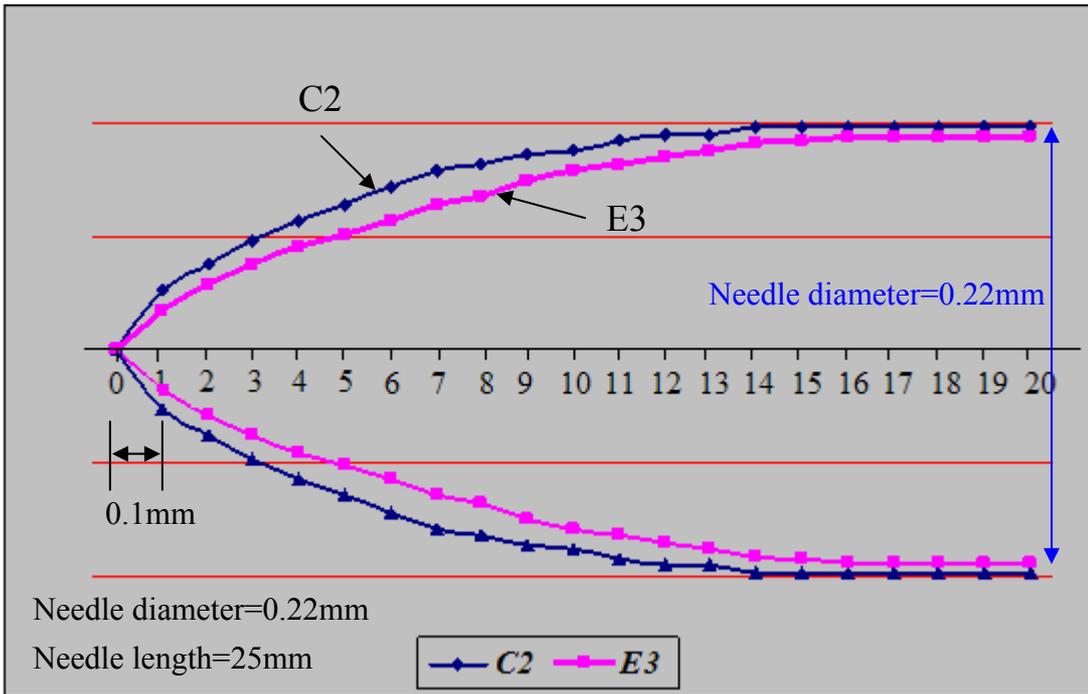


Figure 36 Needle shape(Continue 3)

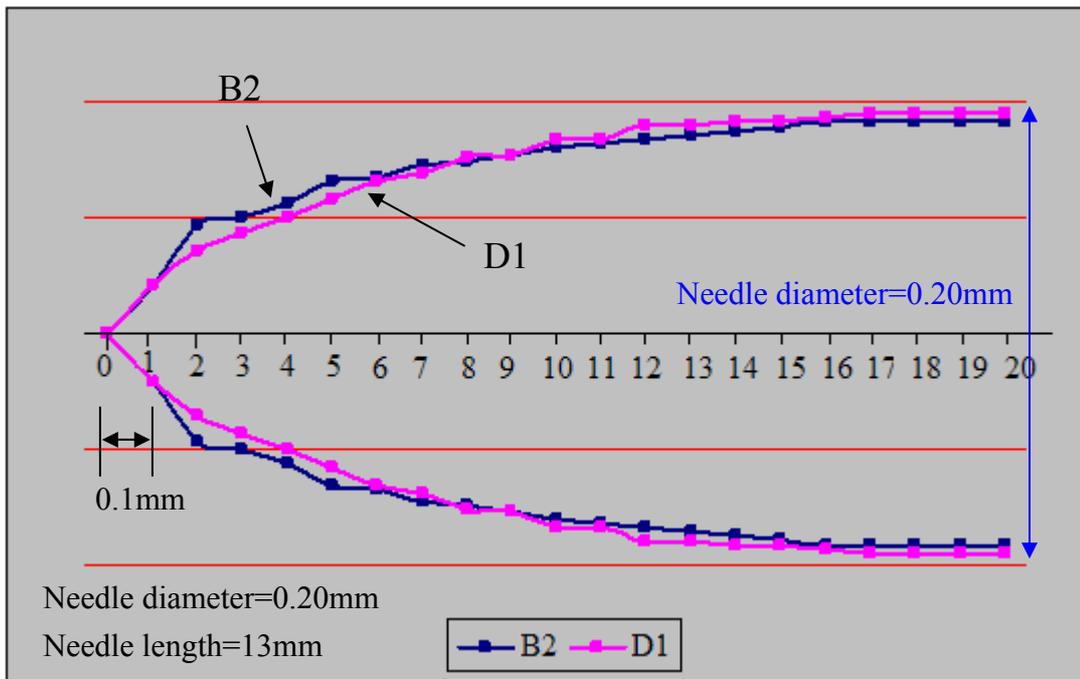


Figure 36 Needle shape(Continue 4)

4-2 針尖斷口

針尖的斷口即為在製造時針與針分開的位置，製作良好的針灸用針其斷口部位通常需要經過拋光加工，針灸針在穿刺皮膚時，會有捻針過程，如果斷口尺寸越小，可以減輕針灸師所需要施加的力量，對病患而言所產生的傷口也會較小，如果斷口部位凹陷較小且較平滑，也比較不會有污垢藏留，減低傷口感染或發炎等現象。

針尖斷口如 Figure 37 所示，觀察針尖斷口的圖形發現，C 型針其針尖斷口最小，且沒有凹陷等現象，十分平滑，E 型針其針尖斷口也較小，其斷口有輕微的凹陷現象，A 型針其斷口直徑約 $3\sim 5\mu\text{m}$ ，其斷口凹陷深度較淺，B 型針斷口直徑約 $5\sim 30\mu\text{m}$ ，其斷口凹陷深度較深，而且此種針針尖斷口不規則，有突出與凹陷的斷口，D 型針斷口直徑約 $3\sim 6\mu\text{m}$ ，其斷口凹陷深度較深，且斷口面明顯粗糙且不平滑，E 型與 F 型針斷口直徑約 $10\mu\text{m}$ 以下，其斷口凹陷深度較深，且斷口面明顯粗糙且不平滑。

綜合以上觀察結果得知，針尖斷口呈現橢圓形狀，C 型針在針尖斷口直徑大小，凹陷深淺與斷口表面粗糙等等觀察，都優於其他廠牌的針，此品牌的針在針尖的研磨工作做的十分徹底，因此其斷口情況相當良好；A 型針的針尖斷口也較小，且斷口附近表面也比較光滑沒有缺陷或刮痕。

4-3 針尖表面缺陷

由於針尖面積很小，若遭硬物碰撞撞擊針尖容易產生倒勾、彎曲、針尖外形不整齊等等的缺陷問題，如果針尖沒有經過特別處理或研磨，這些缺陷將會表現在針尖上，且可能造成病患的傷害。

針尖缺陷越多，凹陷刮痕部位越大容易造成污垢殘留，對於病患而言，則容易產生傷口感染與發炎等等情況。觀察 Figure 38 可以發現 A 型針針尖部位形狀比較圓滑有規則沒有倒勾等不良現象，表面顯然也比較光滑沒有刮痕及缺陷，B 型針針尖形狀不規則有倒勾彎曲現象，且表面刮痕多；C 型針表面也有少量刮痕與凹陷缺口；D、E 與 F 型針表面刮痕非常多。

A 型針的針尖表面缺陷、刮痕明顯比較少，而其他針型針尖部位形狀比較不規則，也有許多刮痕且表面不平滑，缺陷凹孔也比較多。因此在針尖

外觀上來比較，A 型針針尖品質比較好。

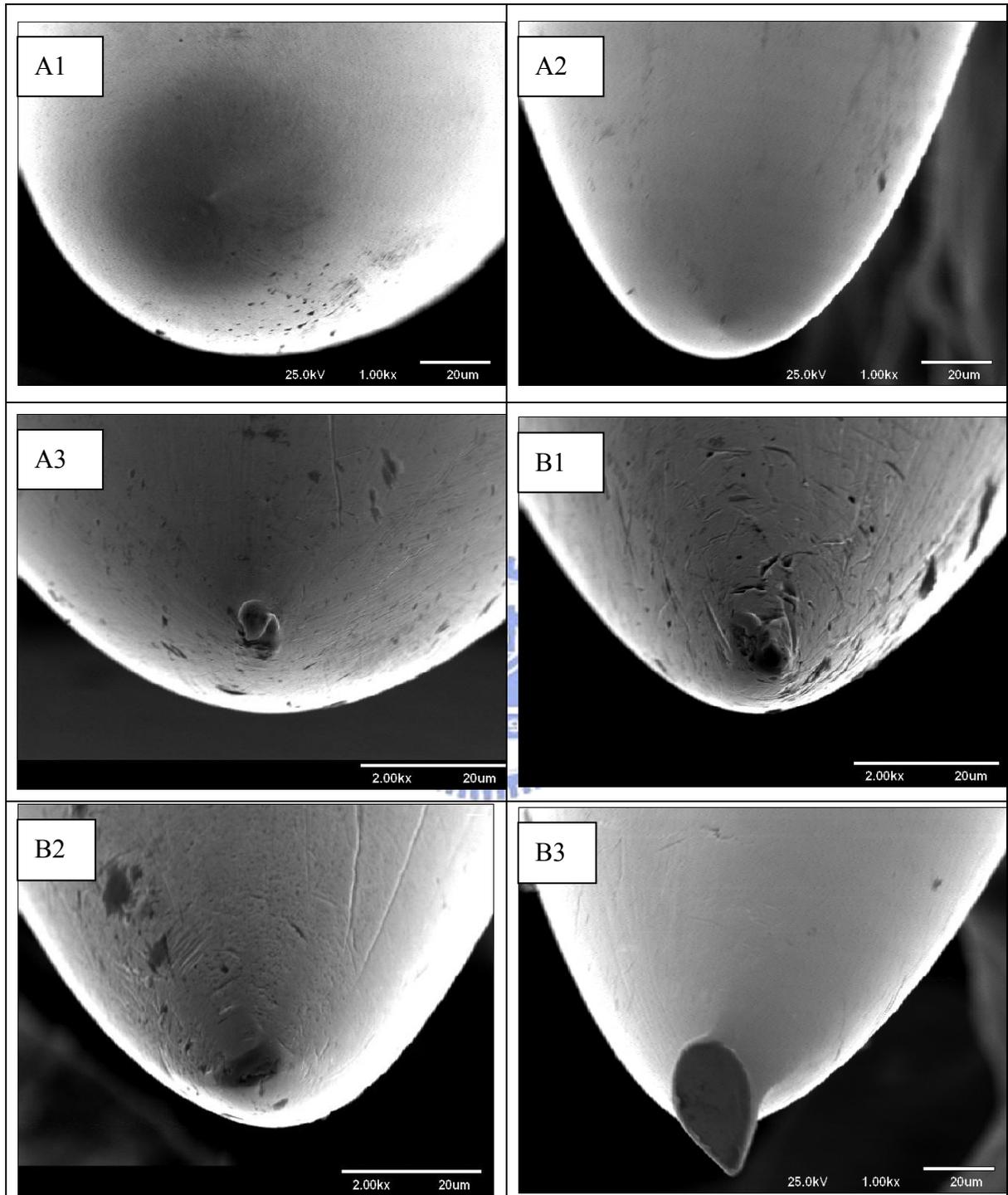


Figure 37 Needle points

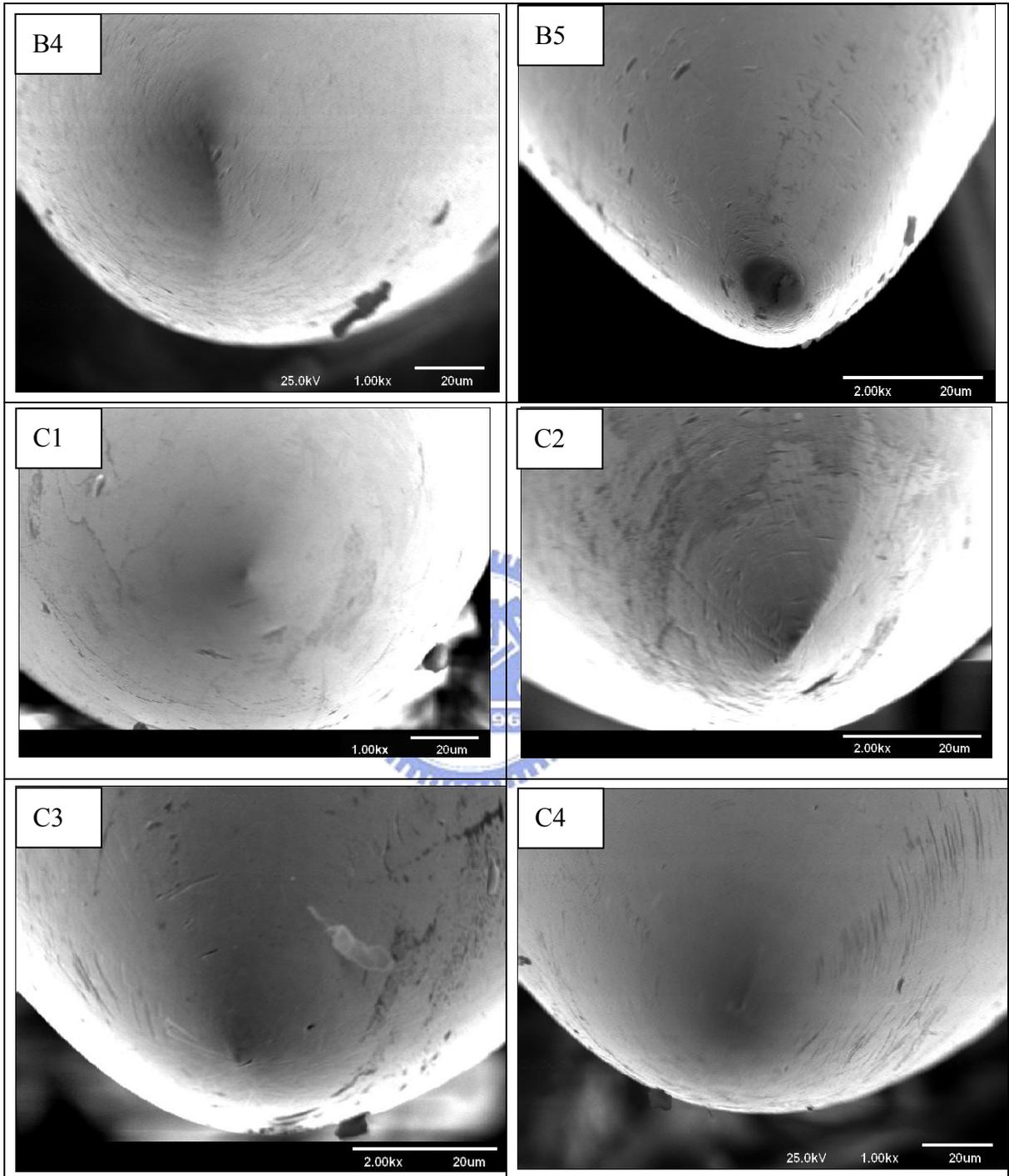


Figure 37 Needle points(Continue 1)

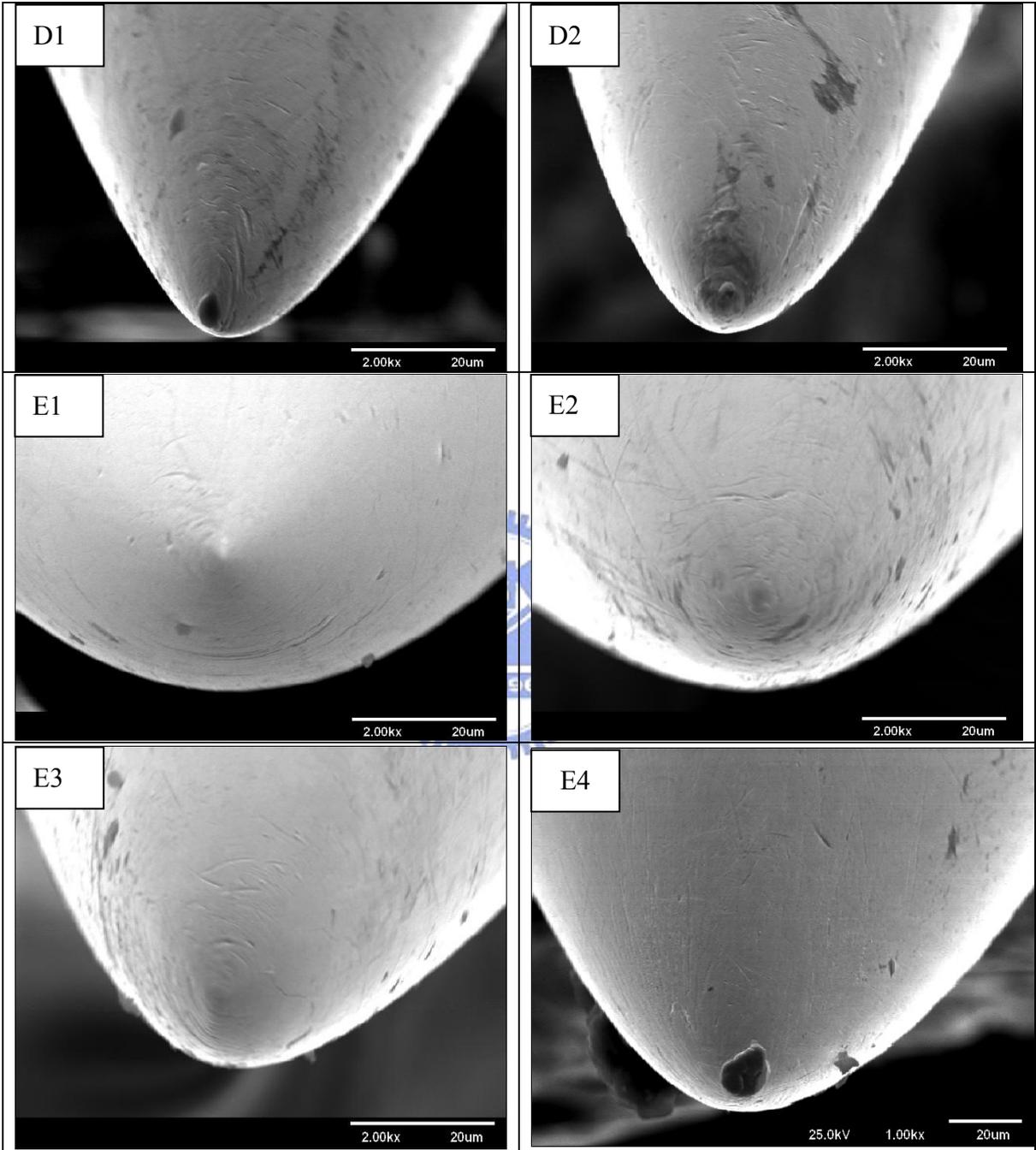


Figure 37 Needle points(continue 2)

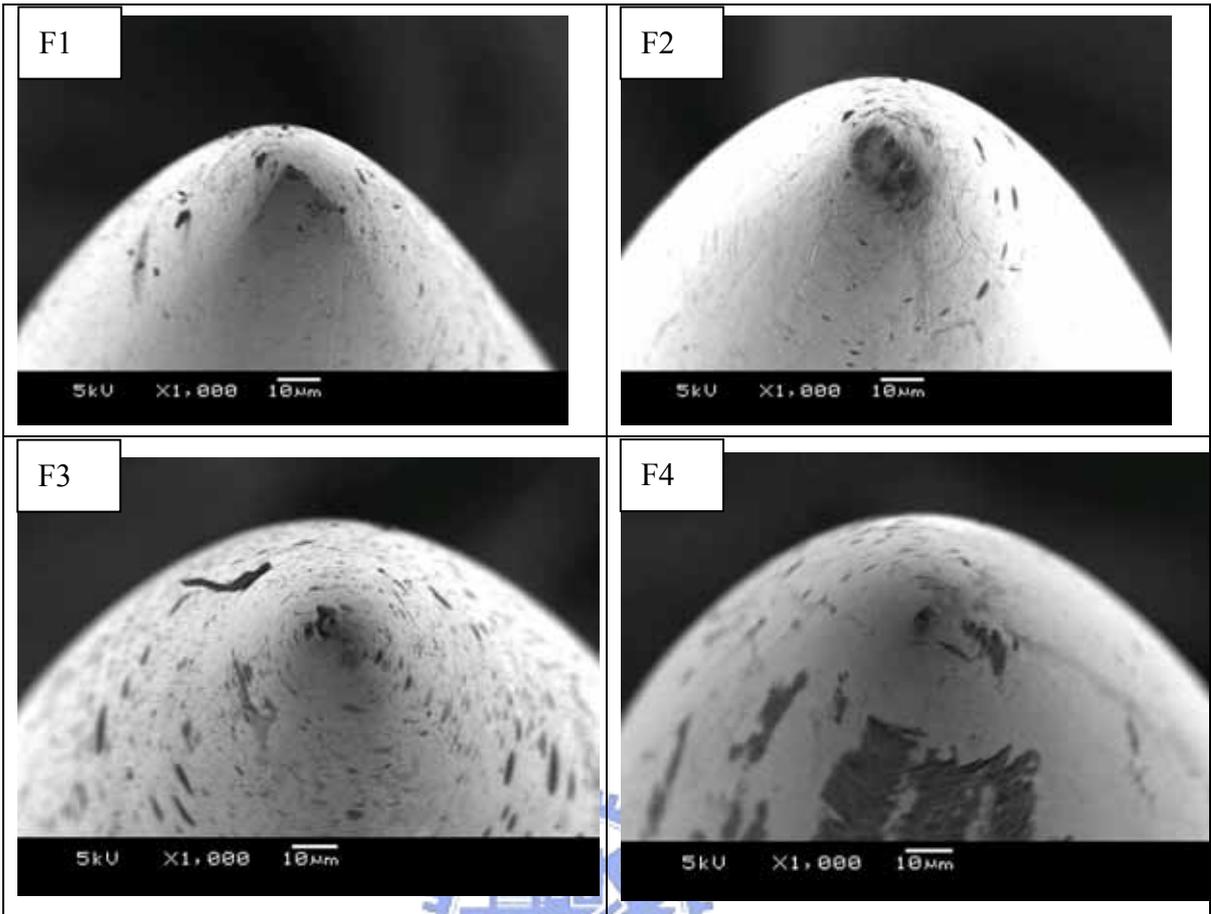


Figure 37 Needle points(continue 3)

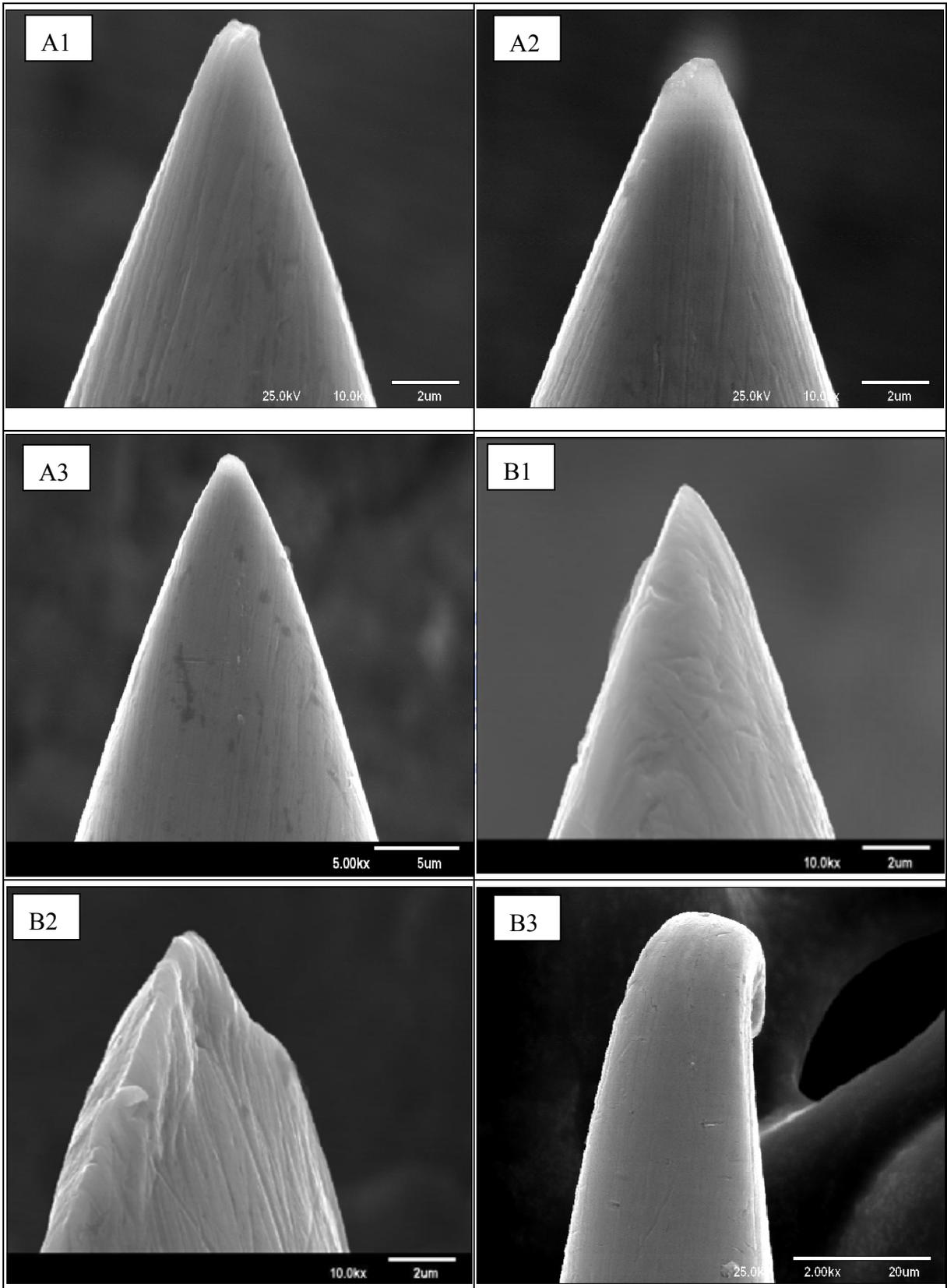


Figure 38 Pinpoint defects

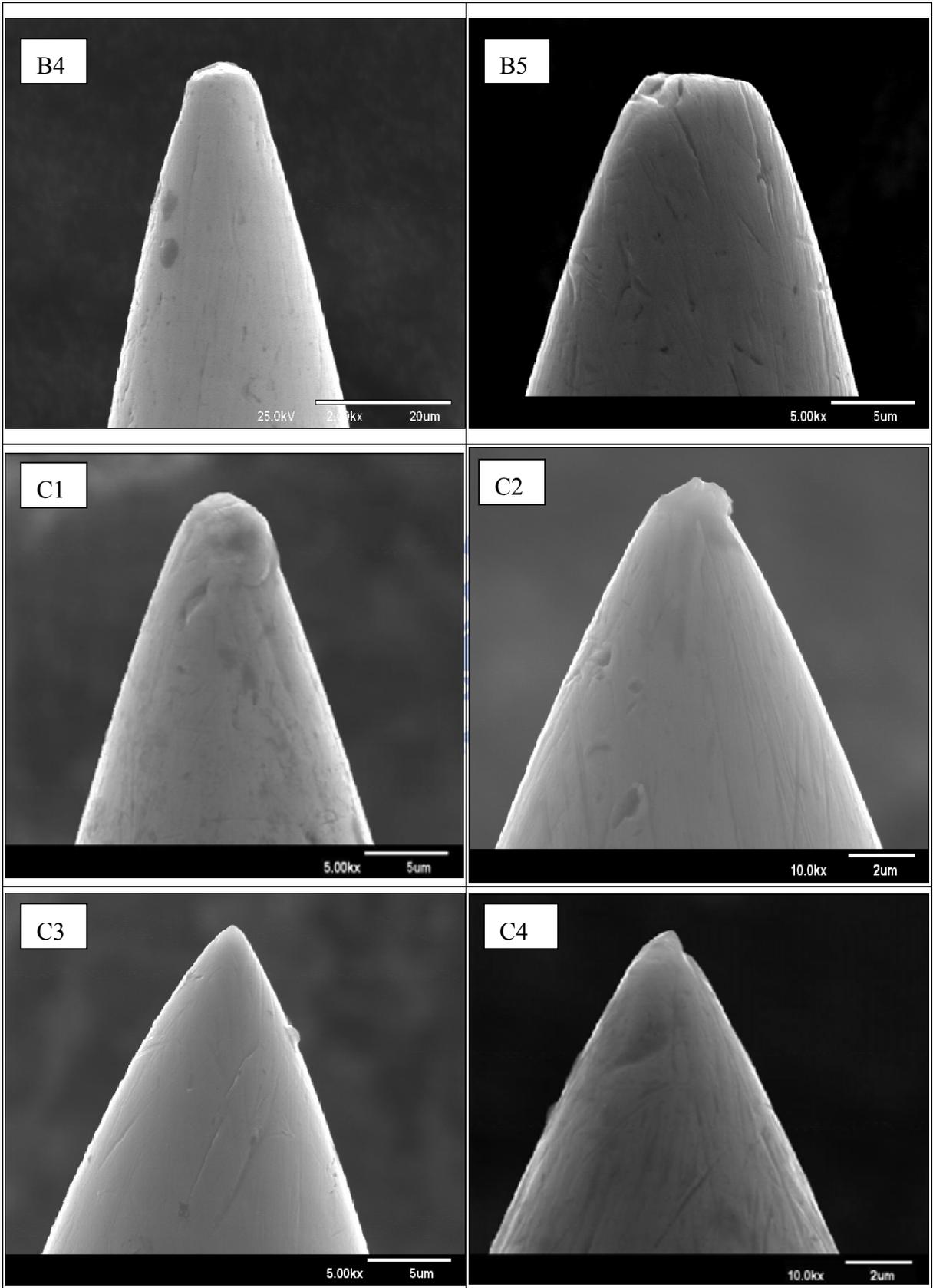


Figure 38 Pinpoint defects(continue 1)

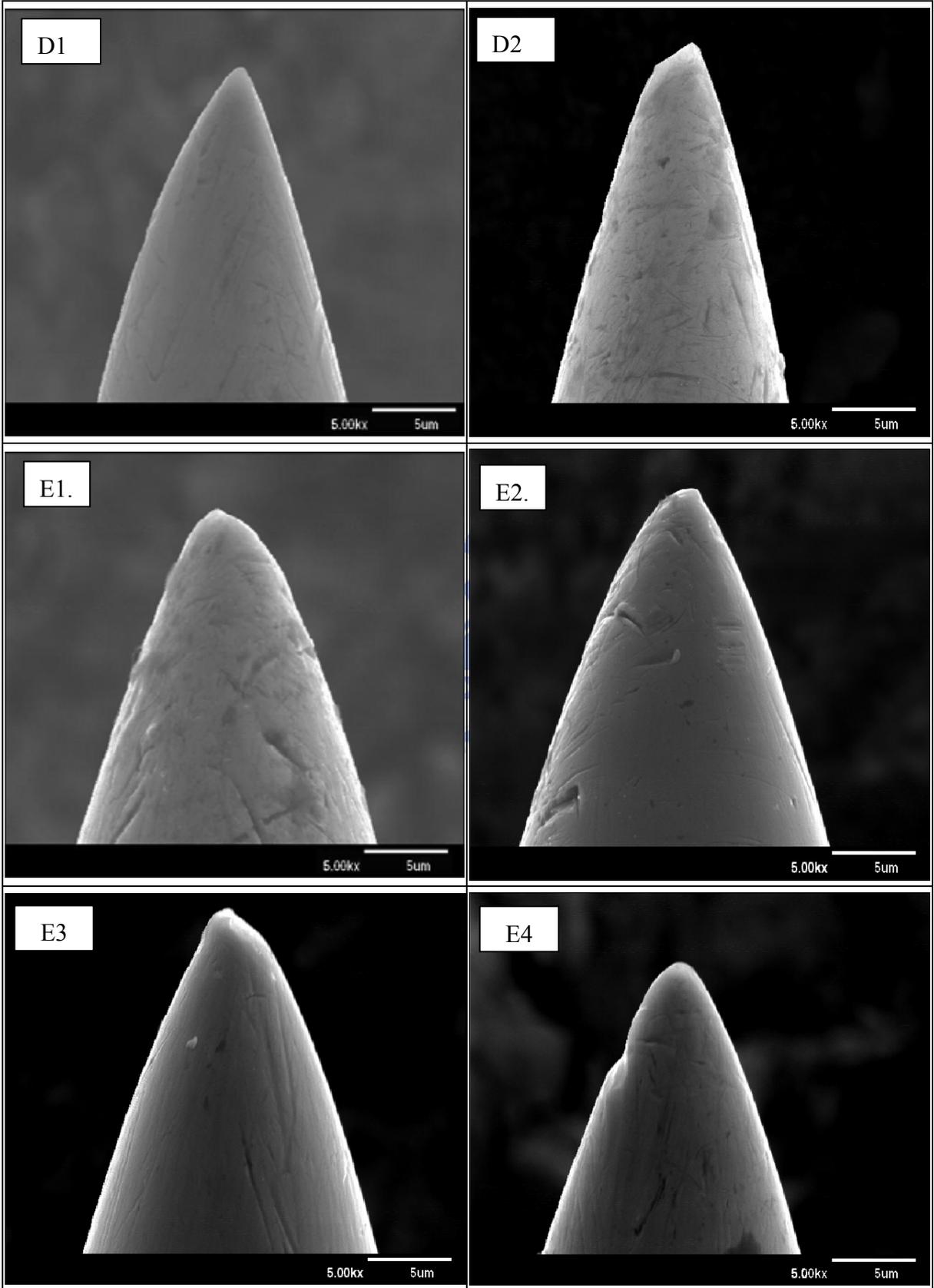


Figure 38 Pinpoint defects(continue 2)

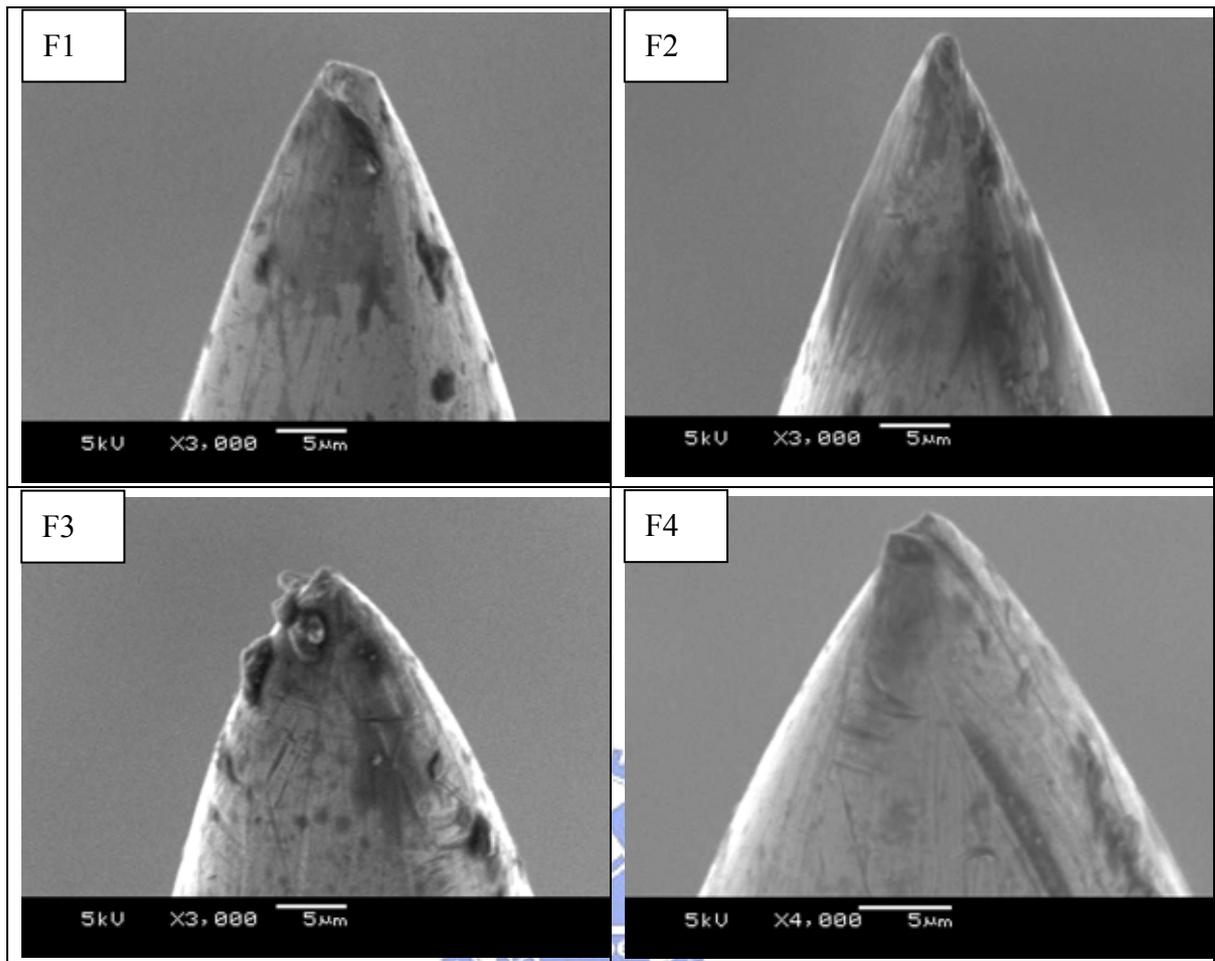


Figure 38 Pinpoint defects(continue 3)

4-4 表面粗度量測

經由實驗結果整理於 Table 6，將其整理成圖形於 Figure 39（針尖表面粗度）、Figure 40（針身表面粗度），實驗結果得知：

- (1) 針尖粗糙度 Ra 值最大為 B6 針，最小值為 C1 針；針身粗糙度 Ra 值最大為 E2 針，最小為 C4 針。
- (2) 整體而言，A 型與 C 型針這兩種品牌的針粗糙度最小，初步判斷這兩類型的針其製造技術可能比較優良且品質管理較佳，而目前醫療師在使用上也偏好此兩類型的針灸針。
- (3) 大多數的針其針尖部分的粗糙度比針身粗糙，只有 A3 針與 E1 針針尖的表面粗糙度比針身的表面粗糙度小，由此推斷大多數廠牌的針在研磨針尖的時候，可能造成其他刮痕，或是研磨不完全，才使得

針尖比較粗糙。

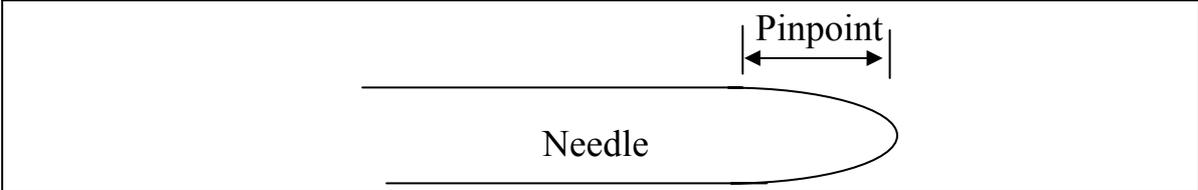
4-5 針尖長徑比

對於過於細長的柱子，往往在應力未達到降伏或極限應力之前突然發生橫向撓曲的現象，使柱子失去承受載重的能力，此現象稱為挫曲 (buckling)。在 Trier 的研究中指出，較大的長徑比對負荷比較敏感，特別是長-徑比大於 8:1 的情況下，穿刺時針體容易產生彎曲及挫曲的現象。將針尖部位量測到的長度與直徑列為 Table 7 進行比較。將同長度與同直徑的針進行比較，結果發現：

針尖長徑比在較短的長度達到 8:1，就有可能產生挫曲，與針尖外形相互比對發現，容易產生挫曲的針其針尖部位長度較長且尖銳，或是針尖部位較短且尖銳者，因此越尖銳的針，越容易產生挫曲。

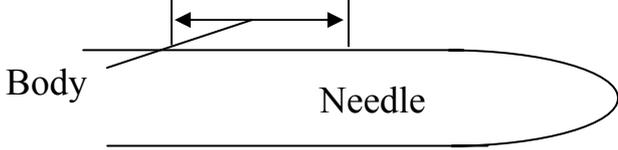


Table 6 Needle roughness



Type	Pinpoint	Ra (μm)			Ra
					Average (μm)
A1		0.546	0.594	0.550	0.563
A2		0.752	0.654	0.556	0.654
A3		0.278	0.226	0.347	0.2837
B1		0.970	1.019	0.985	0.9913
B2		2.117	2.130	2.255	2.1673
B3		0.689	0.628	0.649	0.6553
B4		0.963	1.172	1.141	1.183
B5		0.603	0.712	0.559	0.6247
B6		3.876	3.667	3.084	3.542
B7		1.107	0.838	0.931	0.6253
C1		0.121	0.096	0.092	0.103
C2		0.119	0.116	0.119	0.118
C3		0.311	0.361	0.334	0.3353
C4		0.243	0.252	0.278	0.2577
D1		0.139	0.148	0.250	0.179
D2		2.349	2.639	3.198	2.7287
E1		0.295	0.357	0.321	0.3243
E2		2.316	2.851	2.858	2.675
E3		3.026	3.161	3.440	3.209
E4		0.582	1.342	0.785	0.903
F1		0.5	0.55	0.5	0.517
F2		0.21	0.18	0.19	0.193
F3		0.29	0.30	0.33	0.31
F4		0.49	0.54	0.55	0.53

Table 6 Needle roughness(continue 1)

					
Type	Body	Ra (μm)			Ra Average (μm)
A1		0.505	0.457	0.495	0.4857
A2		0.402	0.414	0.453	0.423
A3		0.347	0.377	0.538	0.4207
B1		0.634	0.594	0.660	0.6239
B2		1.392	1.298	1.409	1.3663
B3		0.200	0.225	0.230	0.2183
B4		0.329	0.341	0.310	0.3267
B5		0.576	0.586	0.613	0.5917
B6		0.866	0.691	0.690	0.749
B7		0.519	0.463	0.542	0.508
C1		0.116	0.124	0.122	0.1207
C2		0.132	0.123	0.139	0.1313
C3		0.197	0.205	0.365	0.2557
C4		0.132	0.106	0.105	0.1143
D1		0.117	0.118	0.133	0.1227
D2		0.791	0.731	0.673	0.7317
E1		0.486	0.452	0.430	0.456
E2		2.524	2.110	2.313	2.3157
E3		1.165	1.123	1.188	1.1587
E4		0.569	0.520	0.596	0.5617
F1		0.34	0.30	0.32	0.32
F2		0.31	0.36	0.33	0.33
F3		0.141	0.165	0.2	0.17
F4		0.25	0.21	0.22	0.23

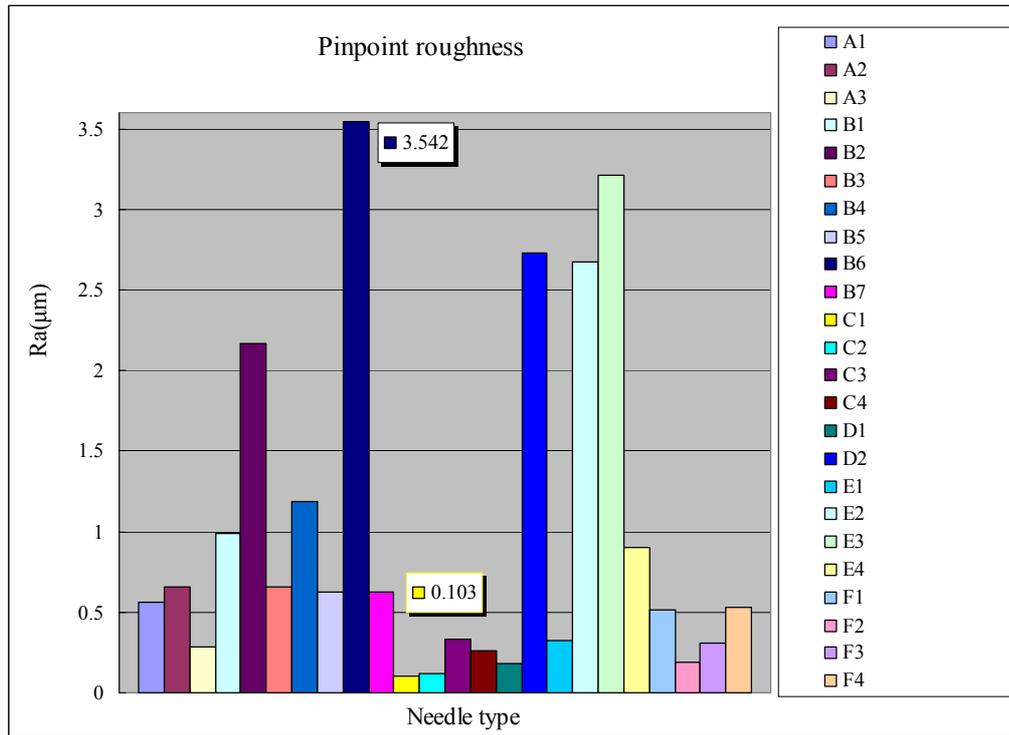


Figure 39 Needle pinpoint roughness

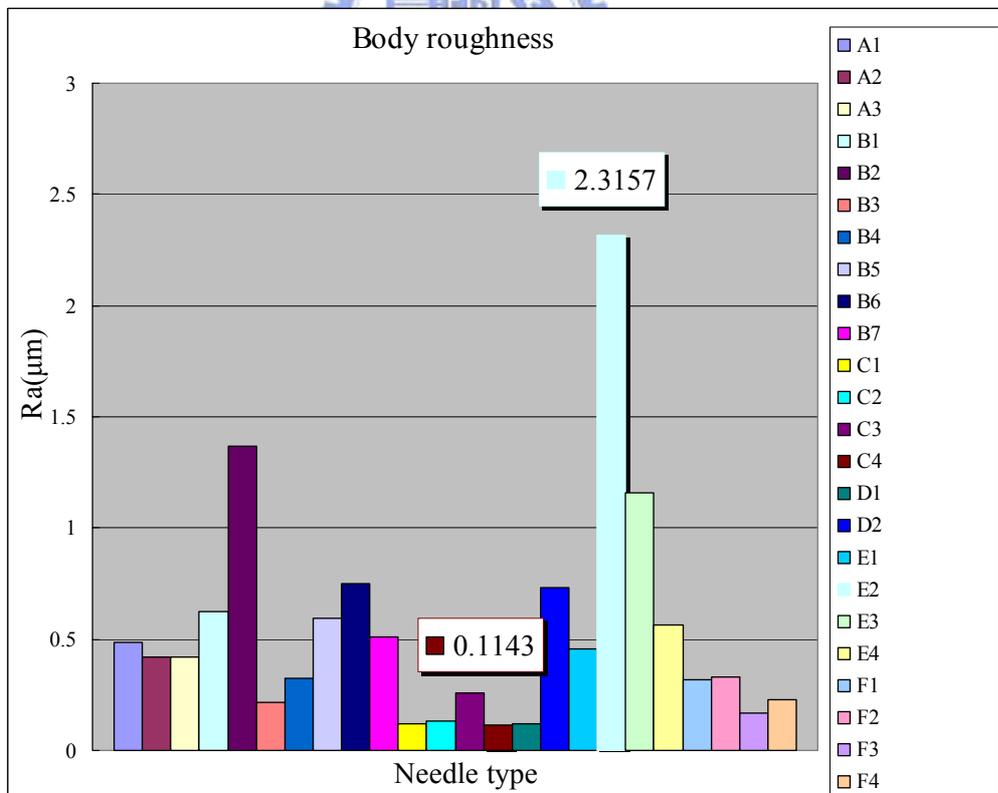
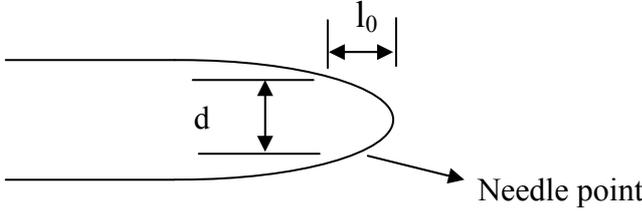


Figure 40 Needle body roughness

Table 7 Length/diameter ratio

				
Needle length(mm)	l_0/d			
	A2	B4		
1.5	7.647989	7.647989		
1.6	8.157854	8.157023		
Needle length(mm)	A3	C4	E4	
1.9	7.6	7.674597	7.6	
2.0	8	8.078523	8	
Needle length(mm)	B2		D1	
1.3	7.62866		/	
1.4	8.063587			
1.5	/			
Needle length(mm)	B3	C1	D2	E2
1.4	/		7.639003	/
1.5	7.775647	7.647989	8.043758	/
1.6	8.294023	8.157854	/	
Needle length(mm)	C2		E3	
1.6	/		7.774538	
1.7	7.890828		8.260447	
1.8	8.354994		/	

4-6 穿刺力

(1) 人工皮膚：

Figure 41 中未穿刺前力量歸零，針往下穿刺與人工皮膚相接觸後，力量逐漸增加，此時由於人工皮膚富有彈性，因此人工皮膚產生彈性變形，施加壓力給針，力量為正值，隨著穿刺深度的增加，人工皮膚的變形量增大，針的受力也逐漸變大，當力量超過人工皮膚的彈性限時，人工皮膚的變形量達到最大，此時針尖刺破人工皮膚，刺破以後力量出現短暫水平的狀態，如圖中指標 1 的位置（穿刺深度約 3~6mm），當針再繼續往下穿刺，人工皮膚的變形量又增加，針的受力有人工皮膚的彈力及針與人工皮膚之間的摩擦力，且針徑也變大，因此摩擦力也變大，此時力量逐漸上升（圖中指標 1~2 之間）。

圖中指標 2 的位置（穿刺深度約 15~20mm），出現一個最大穿刺力量，此時人工皮膚已經達到最大塑性變形，且針徑也早達到最大值，此時的摩擦力達到最大值，因此摩擦力與人工皮膚的彈力使針的受力達到最大值，通過峰值以後力量漸漸趨於一個新的水平，此時人工皮膚變形不再增加，因為針徑已經固定最大值，穿過人工皮膚的接觸面積固定，摩擦力也不再增加。

圖中指標 3 的位置是針停止不再往下穿刺的時候，此時人工皮膚的變形漸漸恢復，針的受力也越來越小，然而皮由於受壓而變形且與針是緊密接觸，人工皮膚仍然有些許變形未回復，因此針仍然有受力，因此有正值的力量存在。

圖中指標 4 所指的下段曲線表示針向上拔出的狀態，此時的力量為負值，表示針被下拉的情況，其力量有些許的不規則變化，原因可能為針與皮之間有黏著拉扯的現象。

圖中指標 5 的地方（位移 0mm 的地方），此時針已經拔出原本開始穿刺的位置，然而，拔針過程人工皮膚隨著針往上拔出而產生變形，形成帳棚現象，如 Figure 42 所示，因此呈現力量沒有歸零的狀態。

比較同型針的直徑大小與穿刺力量的關係，A 型針的針長均為 40mm，A1 針徑為 0.18mm，A2 針徑為 0.20mm，A3 針徑為 0.25mm，

由圖形可看出其力量分佈，A1 由於針徑較小，穿刺的力量也較小，針徑隨之變大，力量也變大。

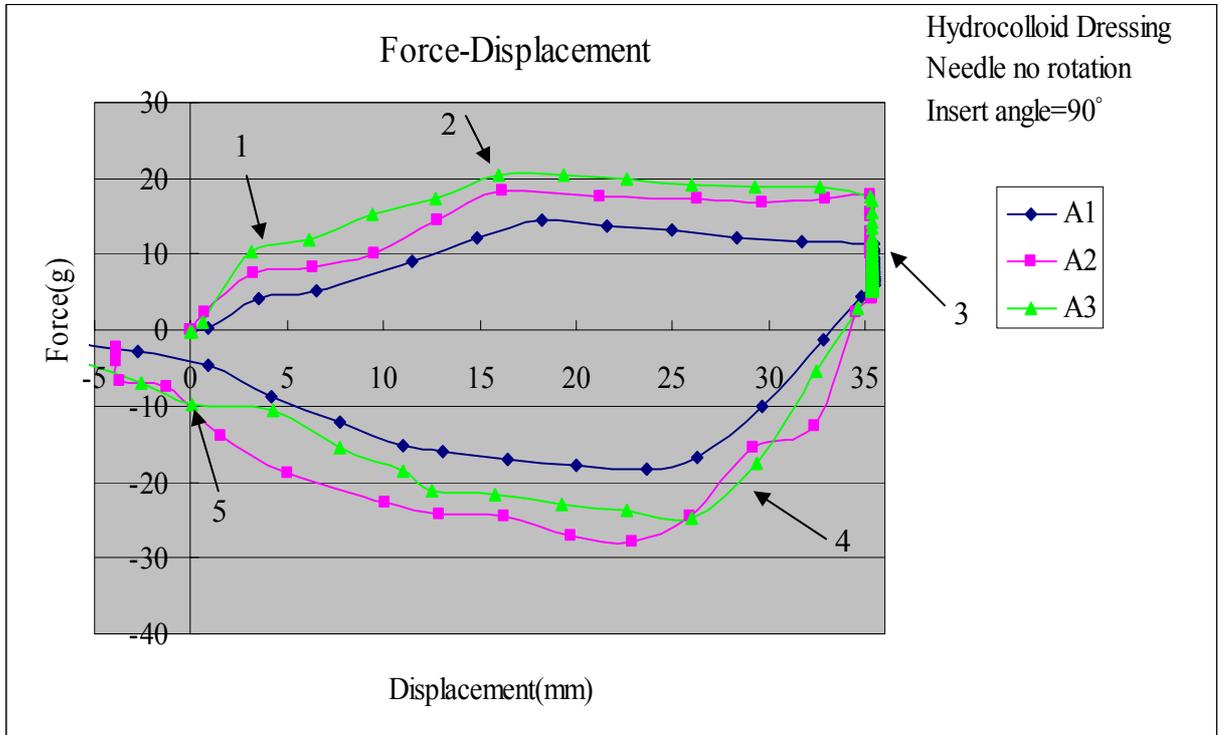


Figure 41 Force-displacement curve for insertion test (A type-hydrocolloid dressing)

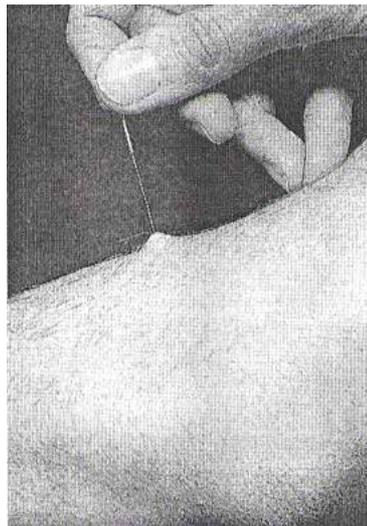


Figure 42 Tenting of skin

Figure 43 為三種廠牌的針穿刺人工皮膚的位移-力量圖形，每種針各實驗四次，取最大穿刺力量的平均值進行比較，列於 Table 8，A3 的平均最大穿刺力量最小，其次是 E4，需要最大穿刺力量為 C4，而通過最大穿刺力量後，A3 的力量變化不大，趨於水平沿展，而 C4 與 E4 的曲線則力量下降曲線較明顯，而由於 C4 的針尖細長比最早達到 8:1，因此穿刺時可能產生挫曲，因此 C4 的最大穿刺力量大於 E4。其最大穿刺力量發生的位置各有所不同，其原因受表面粗度、長徑比不同、針尖外型等等因素影響，E4 的針尖部位屬於較短而圓鈍，因此比較早達到最大穿刺力量，E4 在達到最大穿刺力量以後，由於 E4 的表面粗度大於 C4，針與人工皮膚摩擦，因此力量大於 C4，針拔出以後，針受人工皮膚往下拉，有負值的力量，以 A3 力量較小，C4 與 E4 的向下拉力較大，兩者力量趨近於其最大穿刺力量。由於 A3 與 E3 的最大穿刺力量皆小於 C4，是否由於兩者的針尖外形偏短有助於穿刺，此推斷為假設性的可能。

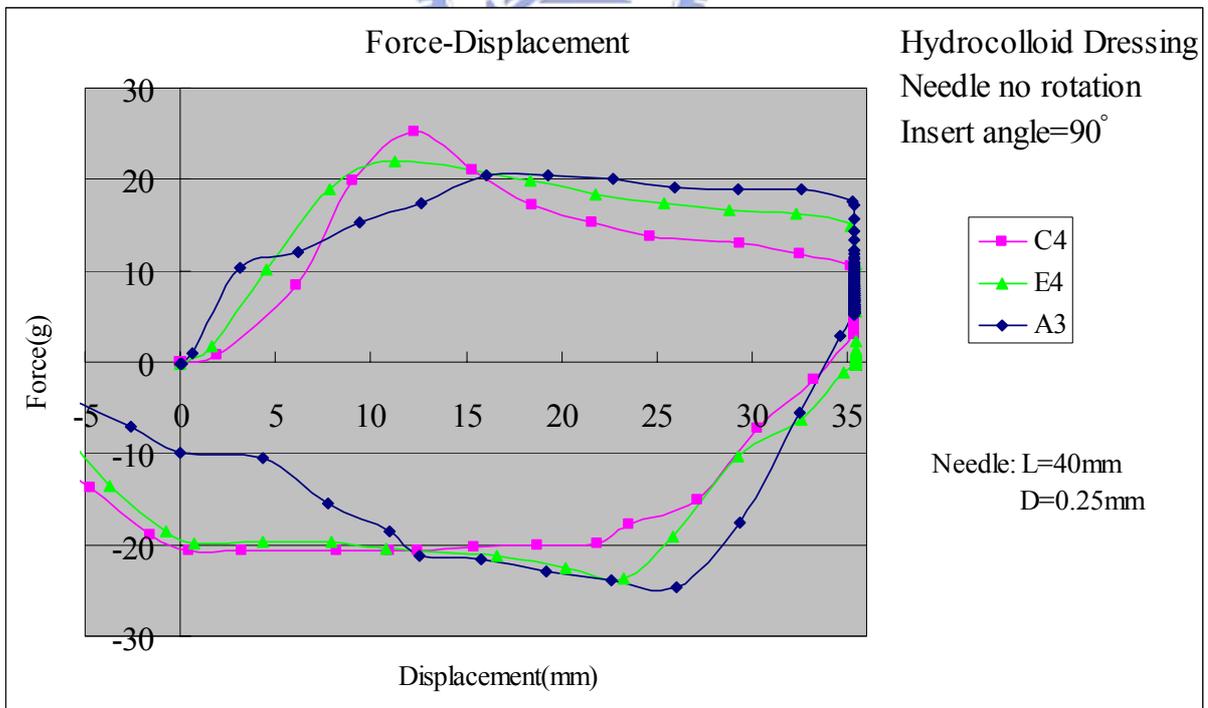


Figure 43 Force-displacement curve for insertion test (A, C and E type-hydrocolloid dressing)

Table 8 Average max insertion force
(A, C and E type-hydrocolloid dressing)

Needle	Length	Diameter	Average
			Max insertion force(g)
A3	40	0.25	20.03
C4	40	0.25	23.53
E4	40	0.25	21.15

Figure 44 為 A2 與 B4 穿刺人工皮膚的位移-力量圖形，兩者平均最大穿刺力量相差不大，而 B4 在通過最大穿刺力量後，力量明顯變化較大，而 A2 的變化較小。B4 的針尖部位較長且圓鈍，當針尖接觸到表面以後，力量逐漸變大，人工皮膚達到最大變形量的時候，人工皮膚被刺破，力量馬上變小趨於水平，針拔出的時候，B4 針身部位的表面粗糙度較小，因此 B4 受人工皮膚的向下拉力略小於 A2。

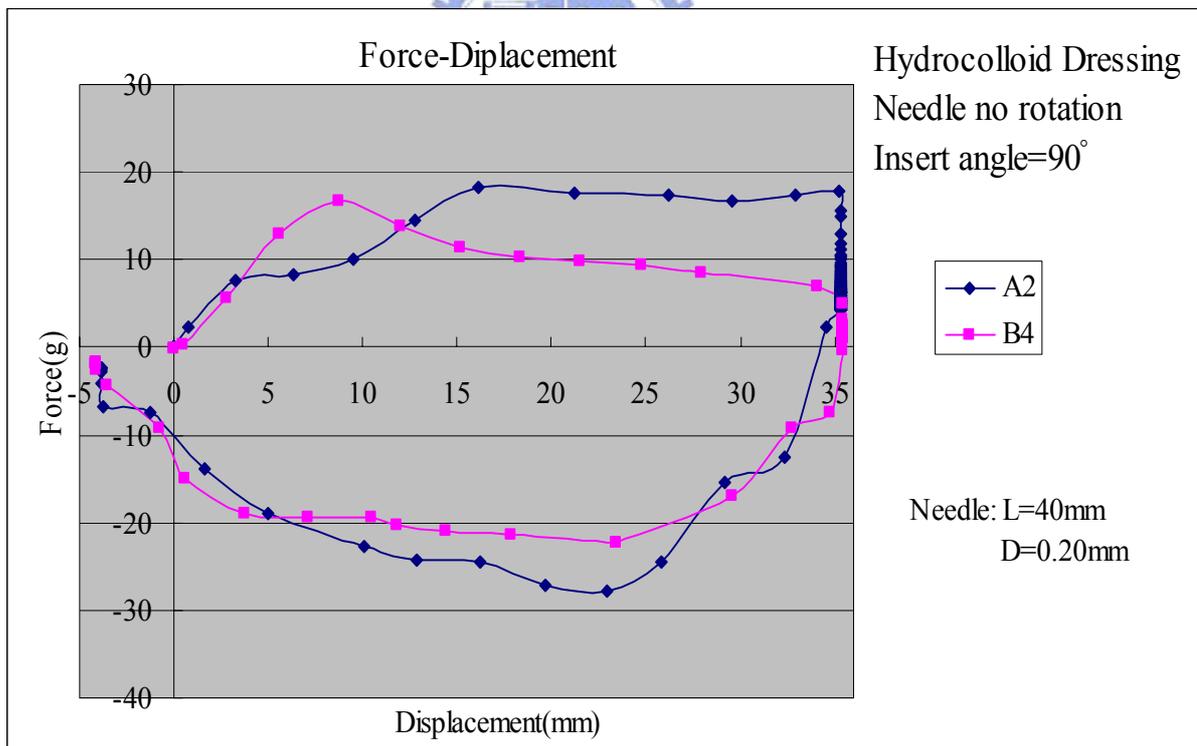


Figure 44 Force-displacement curve for insertion test
(A and B type-hydrocolloid dressing)

(2) 豬肉-里肌肉：

(a) 穿刺角度不同，針無旋轉，實驗結果如 Figure 45~50 所示：

Figure 45~47 為穿刺里肌肉的位移-力量曲線，由於豬肉以人工夾模裝置固定，隨著穿刺深度越深，力量也會變大，比較三種牌子的針（A3、C4、E4），比較穿刺的平均最大穿刺力量，儘管穿刺角度有所不同，發現最大穿刺力最小的為 A3。

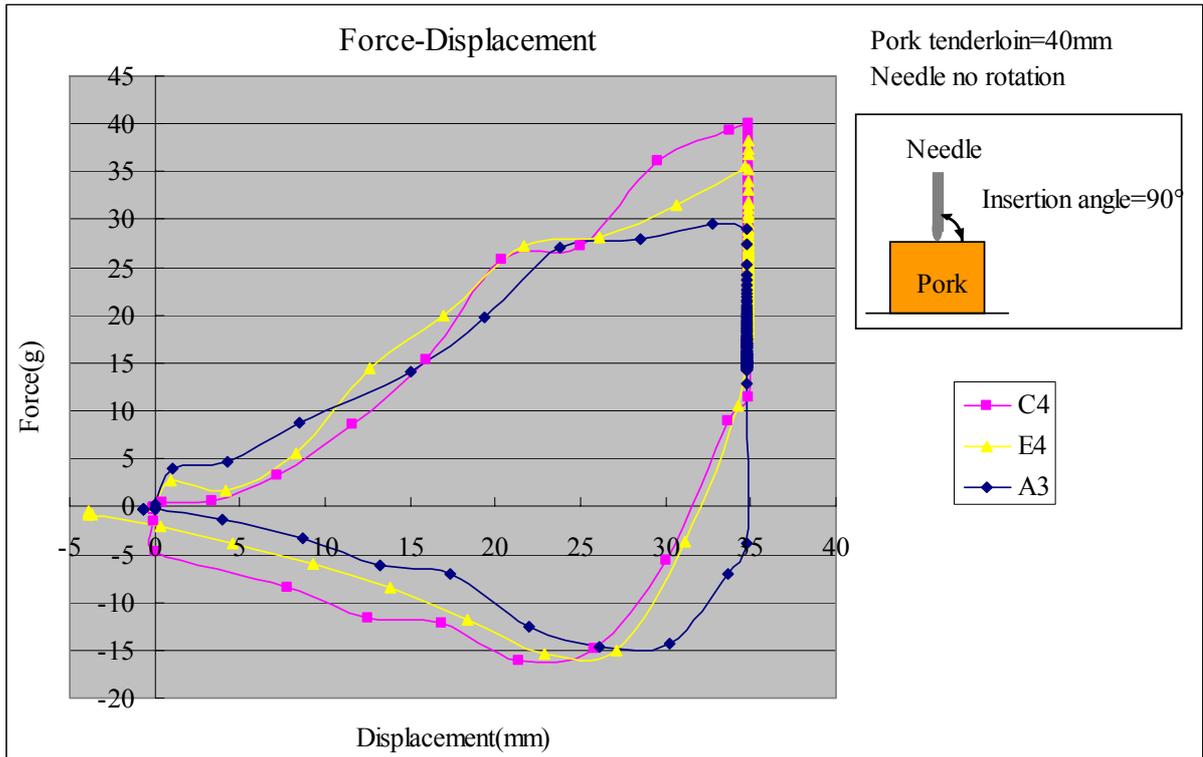


Figure 45 Force-displacement curve for insertion test (A, C and E type-pork tenderloin –insertion angle=90°)

Table 9 Average max insertion force (A, C and E type- pork tenderloin –insertion angle=90°)

Needle	Length	Diameter	Average
			Max insertion force(g)
A3	40	0.25	31.5
C4	40	0.25	40.1
E4	40	0.25	37.15

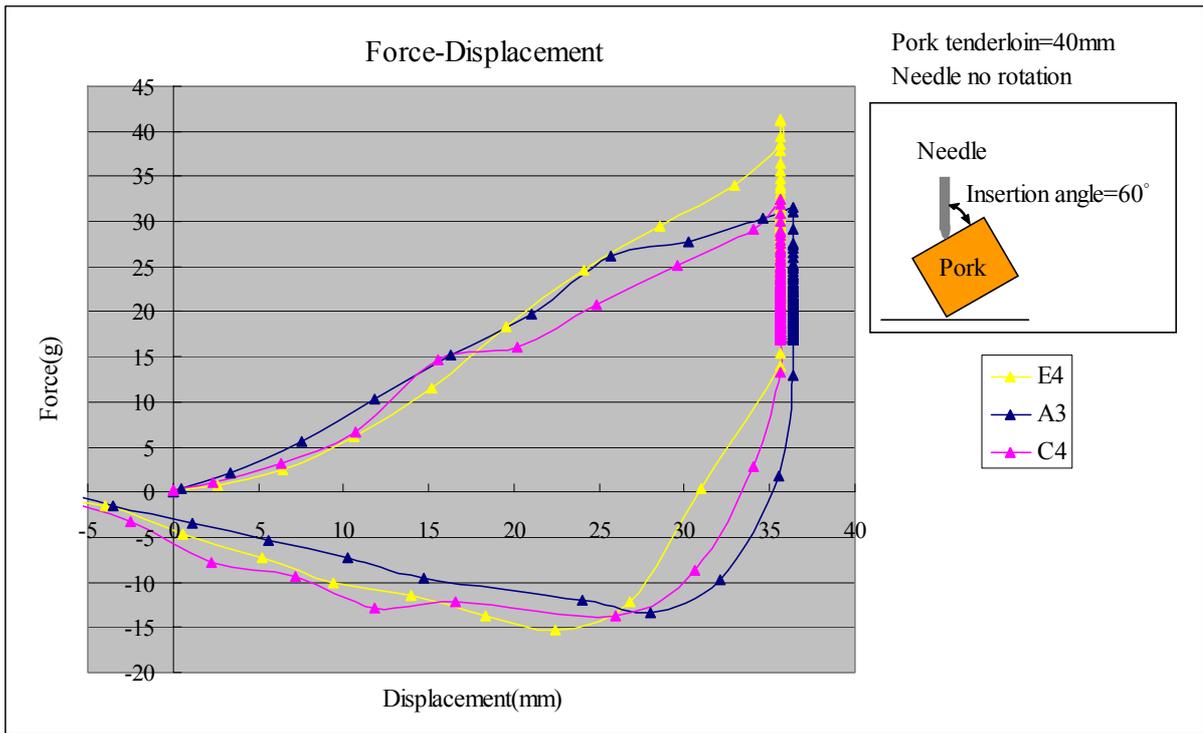


Figure 46 Force-displacement curve for insertion test (A, C and E type-pork tenderloin –insertion angle=60°)

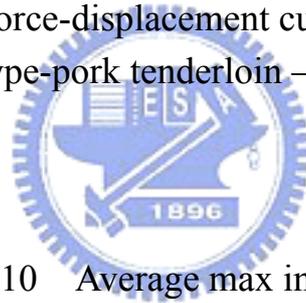


Table 10 Average max insertion force (A, C and E type- pork tenderloin –insertion angle=60°)

Needle	Length	Diameter	Average
			Max insertion force(g)
A3	40	0.25	31.2
C4	40	0.25	34.75
E4	40	0.25	35

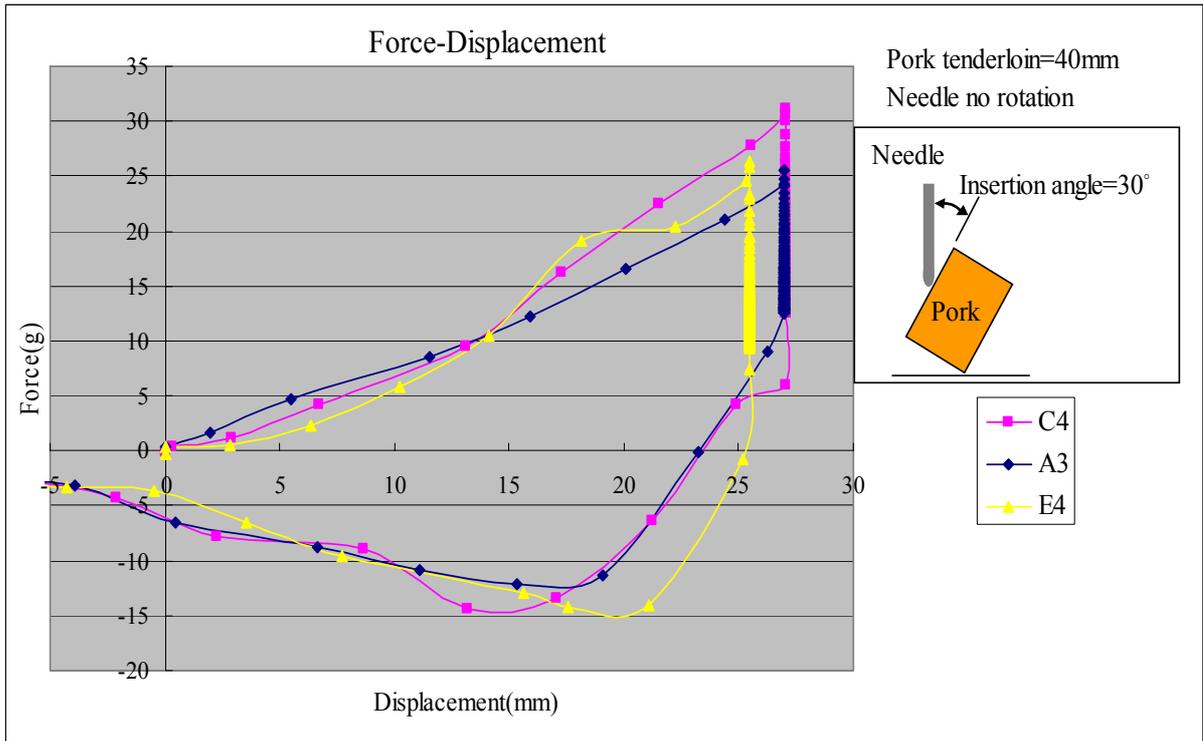


Figure 47 Force-displacement curve for insertion test (A, C and E type-pork tenderloin –insertion angle=30°)

Table 11 Average max insertion force (A, C and E type- pork tenderloin –insertion angle=30°)

Needle	Length	Diameter	Average
			Max insertion force(g)
A3	40	0.25	25.25
C4	40	0.25	40
E4	40	0.25	26.7

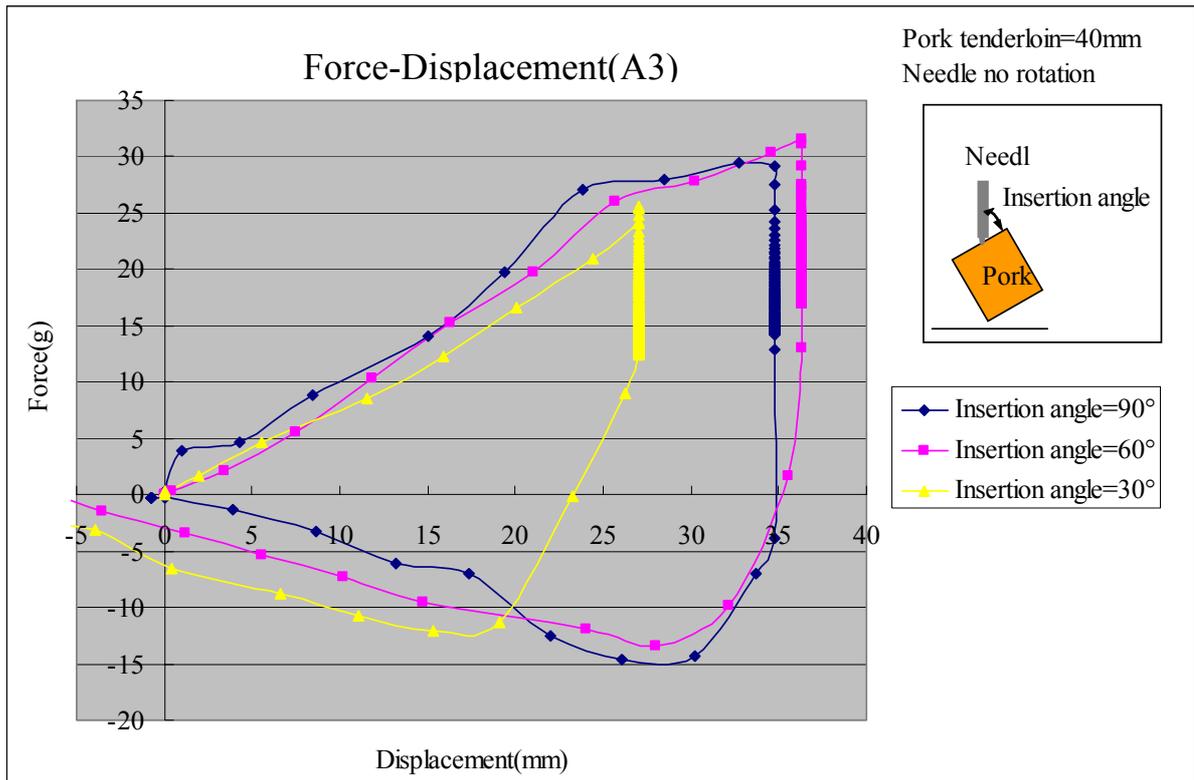


Figure 48 Force-displacement curve for insertion test (A type-pork tenderloin –different insertion angle)

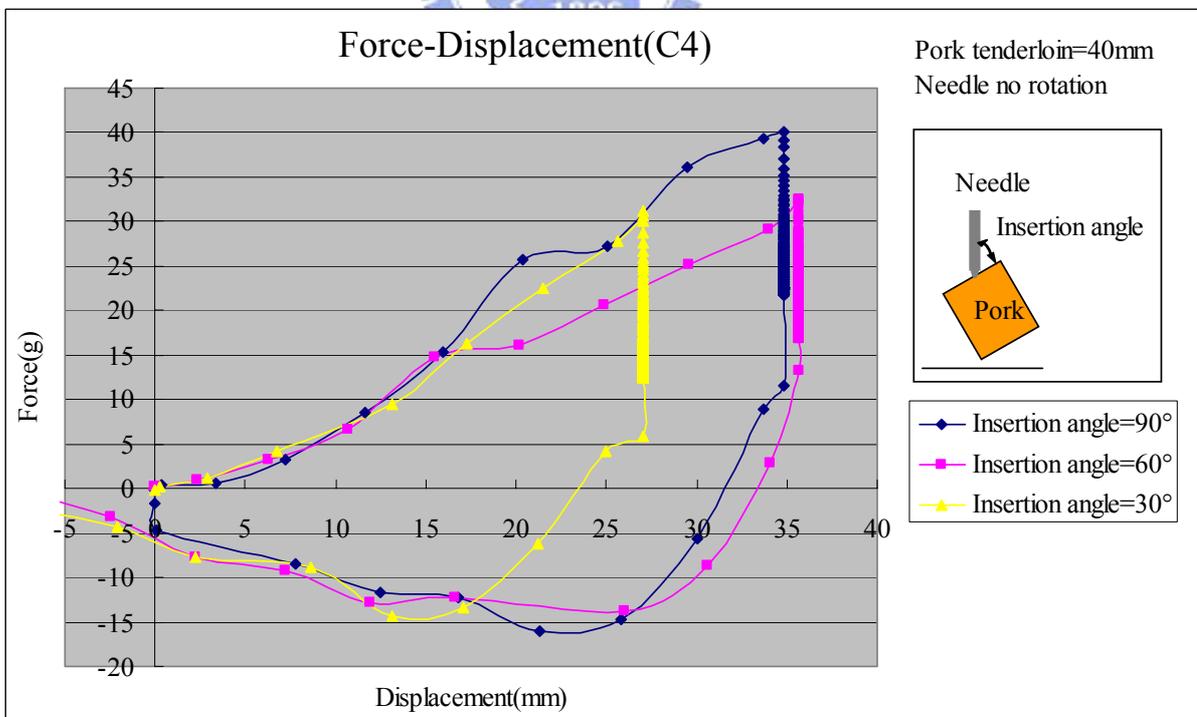


Figure 49 Force-displacement curve for insertion test (C type-pork tenderloin –different insertion angle)

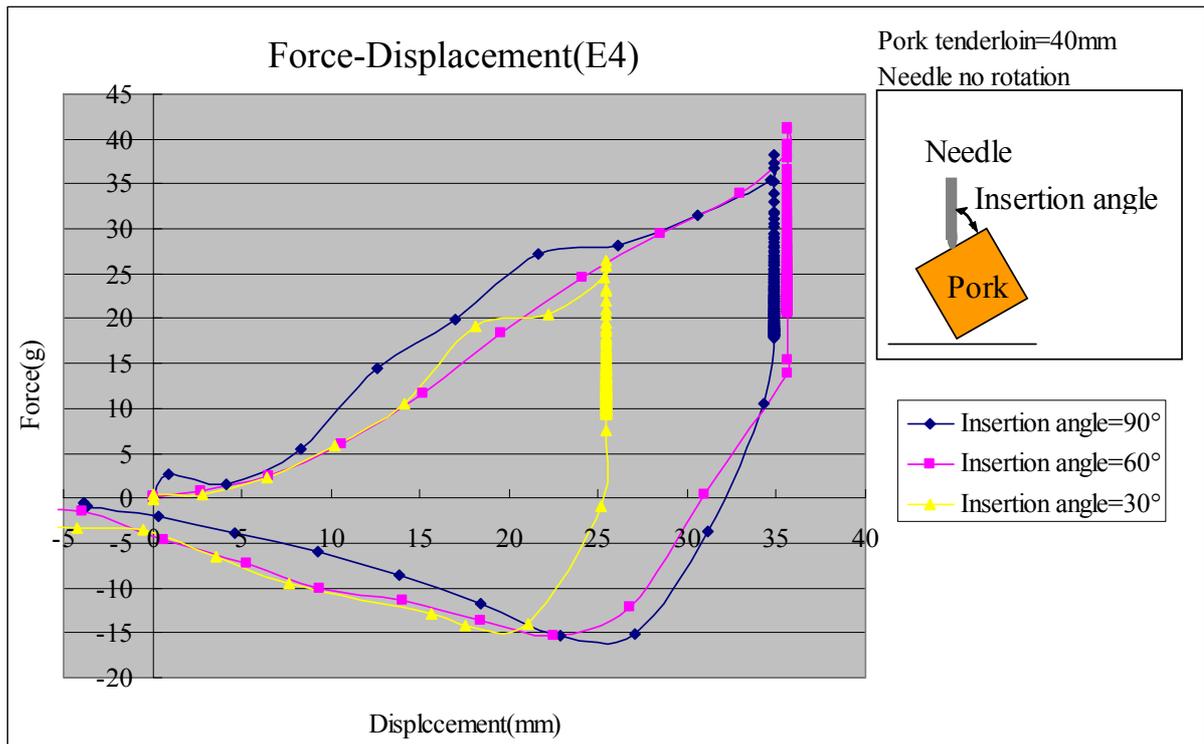


Figure 50 Force-displacement curve for insertion test (E type-pork tenderloin –different insertion angle)

Figure 45 中的 E4 在剛開始穿刺的時候，可能剛好刺到豬肉內的微小細筋，由於細筋的韌性較大，因此刺到的反彈力量也較大，針通過細筋以後，力量瞬間變小，隨著越往下刺，力量又逐漸爬升。

觀察同一種針的穿刺角度變大其穿刺力量變化情形，大致上可以觀察出針與豬肉的穿刺夾角越小，力量有變小的趨勢，不過差異性不大，其原因可能為 (1) 邊界效應所造成，當豬肉放置的傾斜角越大，造成的邊界效應更為明顯，因此造成力量的不同；(2) 當傾斜角度越大，針穿越的豬肉皮膚層較少，因此造成力量有較小的趨勢。

(b) 穿刺角度相同 (垂直穿刺)，針無旋轉，實驗結果如 Figure 51~53 所示：

(b-1) L=40mm，D=0.20mm (A2 與 B4)：A2 的平均最大穿刺力最小，B4 的針尖屬於較長且圓鈍，其表面缺陷也較多，表面粗度大於 A2，因此在前段穿刺過程中，力量皆大於

- A2；A2 的表面粗度較小，拔針過程中力量變化也較小。
- (b-2) L=40mm，D=0.25mm (A3、C4 與 E4)，如 Figure 45 所示：發現 A2 的平均最大穿刺力最小。
- (b-3) L=25mm，D=0.20mm (B3、C1、D2 與 E2)：其平均最大穿刺力相差值不大，觀察圖中的 D2，可以發現穿刺過程中其力量變化量較大，原因為 D2 的針尖外形屬於較長且尖銳且其針身與針尖表面粗度差異大，因此隨著穿刺深度越深，與豬肉接觸的面積也越來越大，摩擦力也越大，因此穿刺過程中，力量呈現往上爬升的趨勢。E2 的針尖屬於短且圓鈍，其針尖與針身表面粗度都比較大，因此力量是最大，而由於針尖與針身表面粗度相差不多，因此力量是漸漸增加，穿刺過程中力量變化量不大。
- (b-4) L=25mm，D=0.22mm (C2 與 E3)：兩者的平均最大穿刺力量差異不大，兩者的針尖皆屬於長度較長，而 E3 的表面粗度較大，因此穿刺過程中，E3 的力量較大。

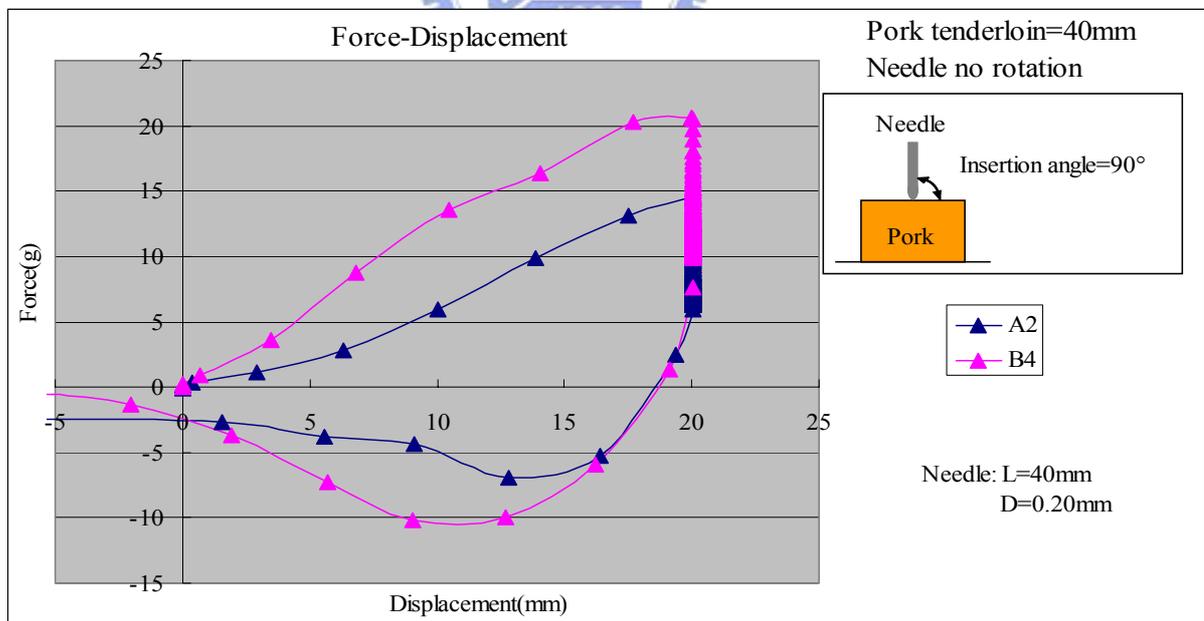


Figure 51 Force-displacement curve for insertion test (A and B type-pork tenderloin –insertion angle=90°)

Table 12 Average max insertion force
(A and B type- pork tenderloin –insertion angle=90°)

Needle	Length	Diameter	Average
			Max insertion force(g)
A2	40	0.20	13.425
B4	40	0.20	21.05

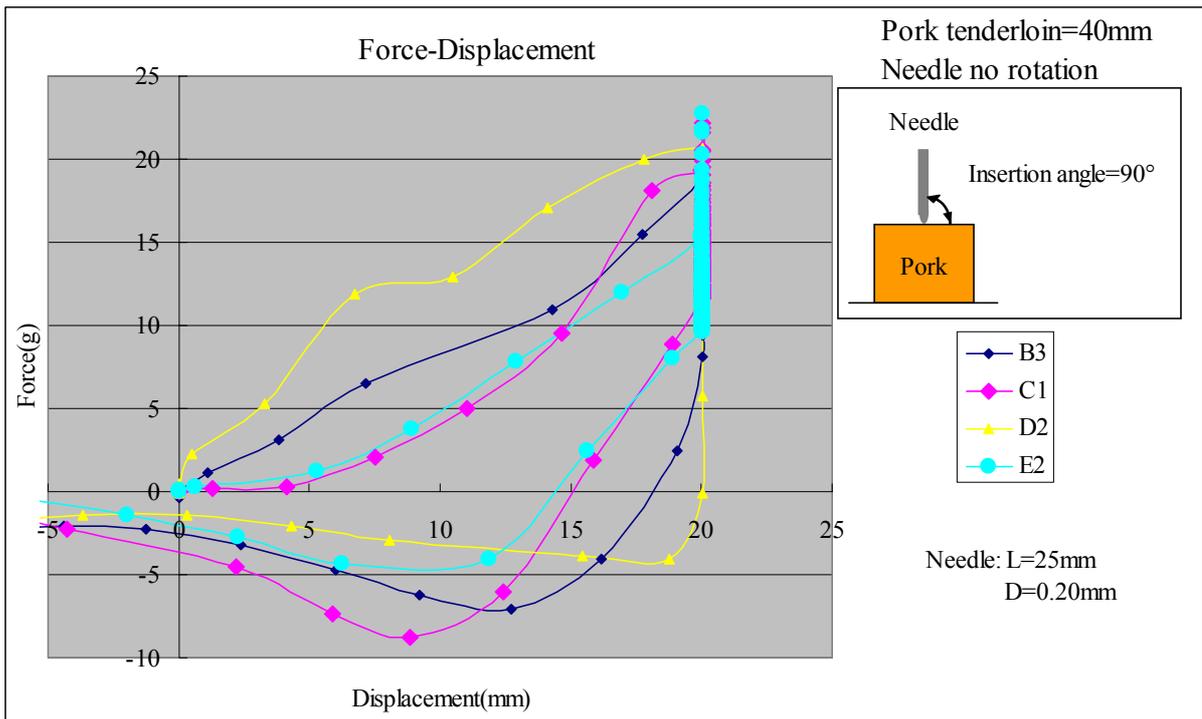


Figure 52 Force-displacement curve for insertion test
(B,C,D, and E type-pork tenderloin –insertion angle=90°)

Table 13 Average max insertion force
(B,C,D and E type- pork tenderloin –insertion angle=90°)

Needle	Length	Diameter	Average
			Max insertion force(g)
B3	25	0.20	19.975
C1	25	0.20	18.95
D2	25	0.20	19.73
E2	25	0.20	19.57

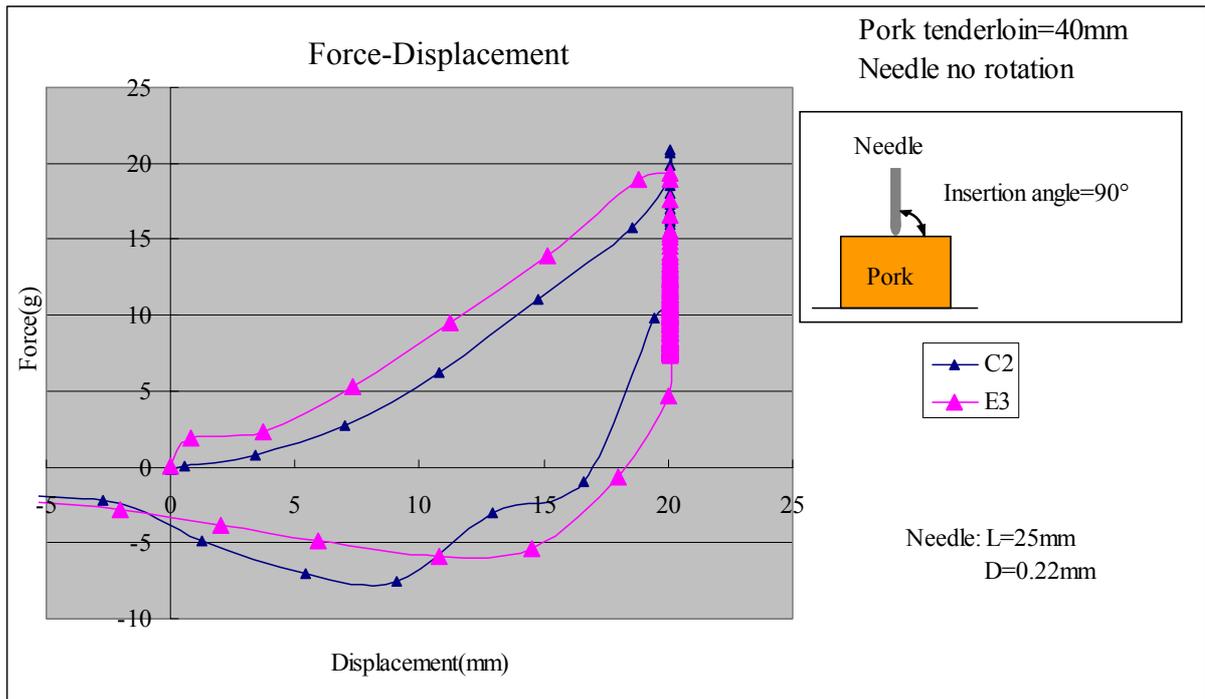


Figure 53 Force-displacement curve for insertion test (C and E type-pork tenderloin –insertion angle=90°)

Table 14 Average max insertion force (C and E type- pork tenderloin –insertion angle=90°)

Needle	Length	Diameter	Average
			Max insertion force(g)
C2	25	0.22	21.15
E3	25	0.22	19.375

(c) 穿刺角度相同（垂直穿刺），針有旋轉，實驗結果如 Figure 54～55 所示：

比較針有旋轉與無旋轉的情況下的最大穿刺力量，針無旋轉的時候，三者曲線很類似，但由於 E4 的針尖與針身表面粗糙度都較大，因此最大穿刺力量也較大；針有旋轉的時候最大穿刺力量較大，力量都有明顯較大的趨勢，力量變大的原因有：(1) 當針有旋轉的時候，由於針旋轉與豬肉的摩擦也增加了，因此力量也變大；(2) 在實驗中已經相當注意夾持針身保持針的垂直性，避免夾針時造成針身傾斜，

此因素扣除人為造成的誤差，有可能的原因是可能有的針本身製造的關係，即使夾頭部位是垂直固定，而針身部位仍然有頃斜不直，因此旋轉時針身左右擺動，造成力量有加大的現象。

A3 與 C4 的表面粗糙度都較小，因此針旋轉時，可能造成針有滑移現象，因此力量有水平階段的部分，而 E4 的針尖與針身表面粗糙度差異較大，因此有明顯的力量突然增加量變大的過程。

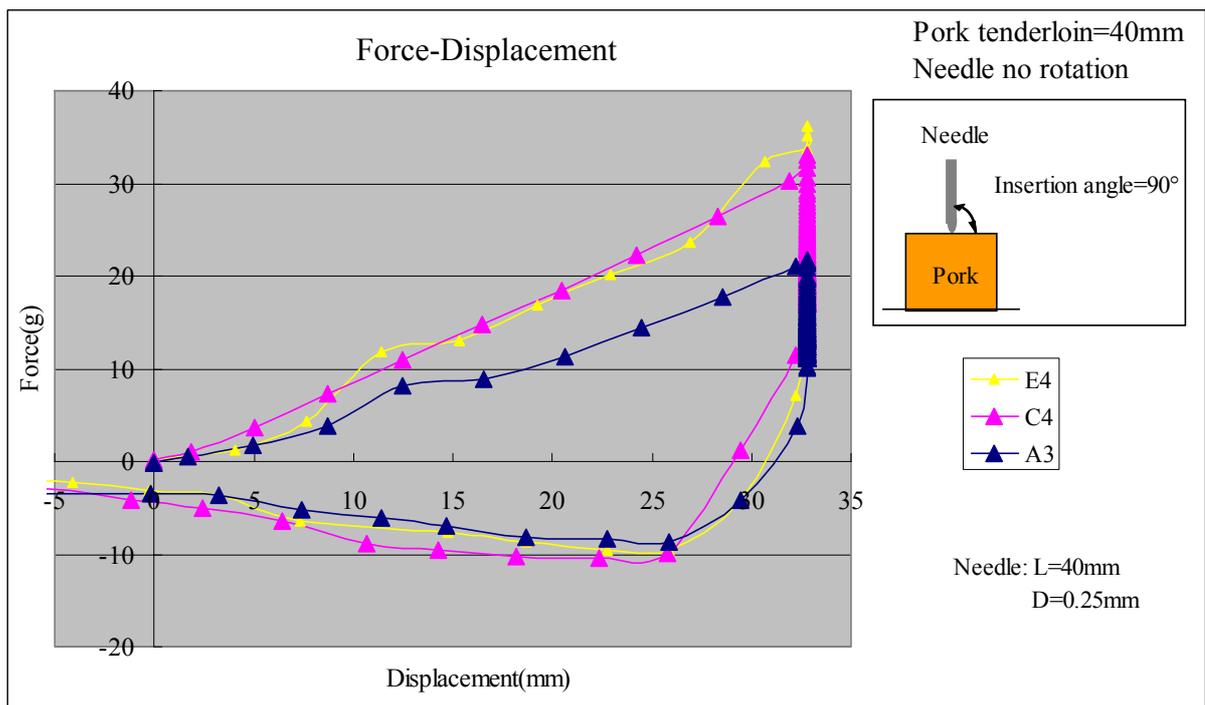


Figure 54 Force-displacement curve for insertion test (Pork tenderloin –insertion angle=90°, needle no rotation)

Table 15 Average max insertion force (A, C and E type- pork tenderloin –needle no rotation)

Needle	Length	Diameter	Average
			Max insertion force(g)
A3	40	0.25	21.17
C4	40	0.25	32.8
E4	40	0.25	29.1

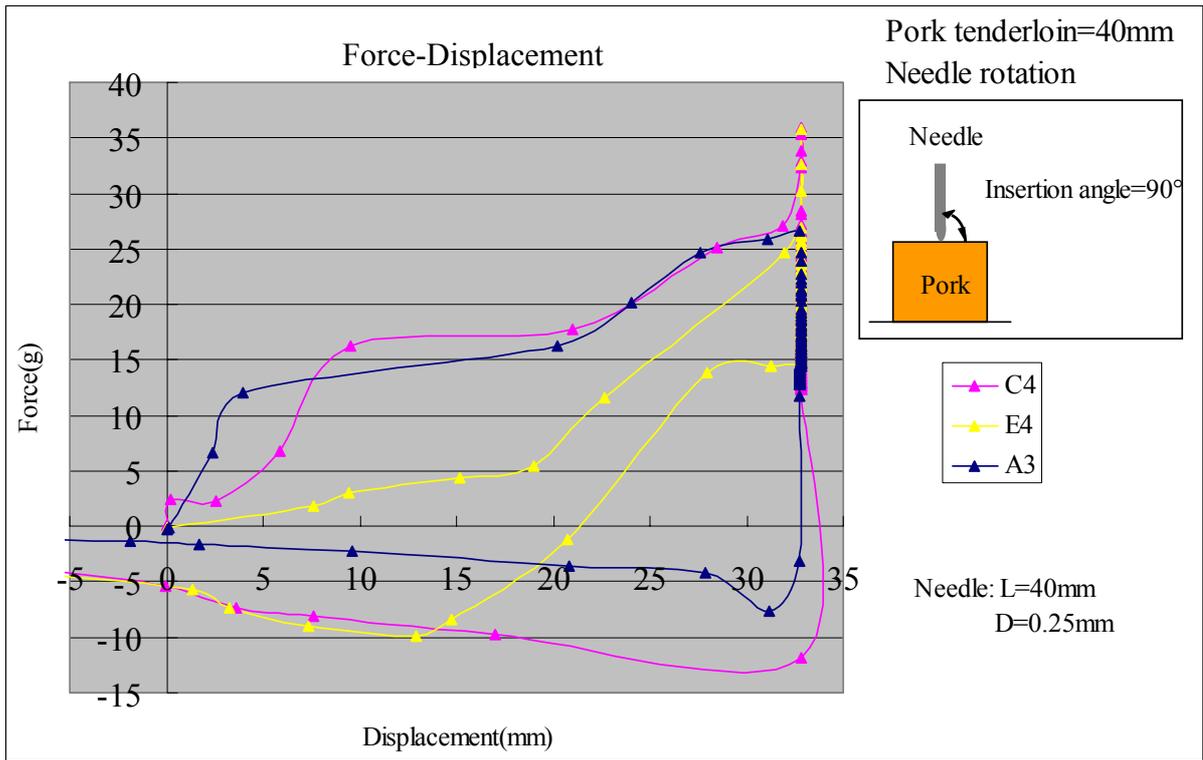


Figure 55 Force-displacement curve for insertion test (Pork tenderloin –insertion angle=90°, needle rotation)

Table 16 Average max insertion force (A, C and E type- pork tenderloin –needle rotation)

Needle	Length	Diameter	Average
			Max insertion force(g)
A3	40	0.25	26.85
C4	40	0.25	35.6
E4	40	0.25	33.15

(3) 豬肉-五花肉：

實驗結果 Figure 56，前 10mm 為肥肉的部分，由於 10mm 以後的肌肉組織較不均勻，因此只分析前半段分佈較均勻的肥肉部分，由曲線圖可以看出，A3 穿刺肥肉所需要的力量最小，其次為 C4，E4 需要最大的力量才可能穿刺過肥肉。

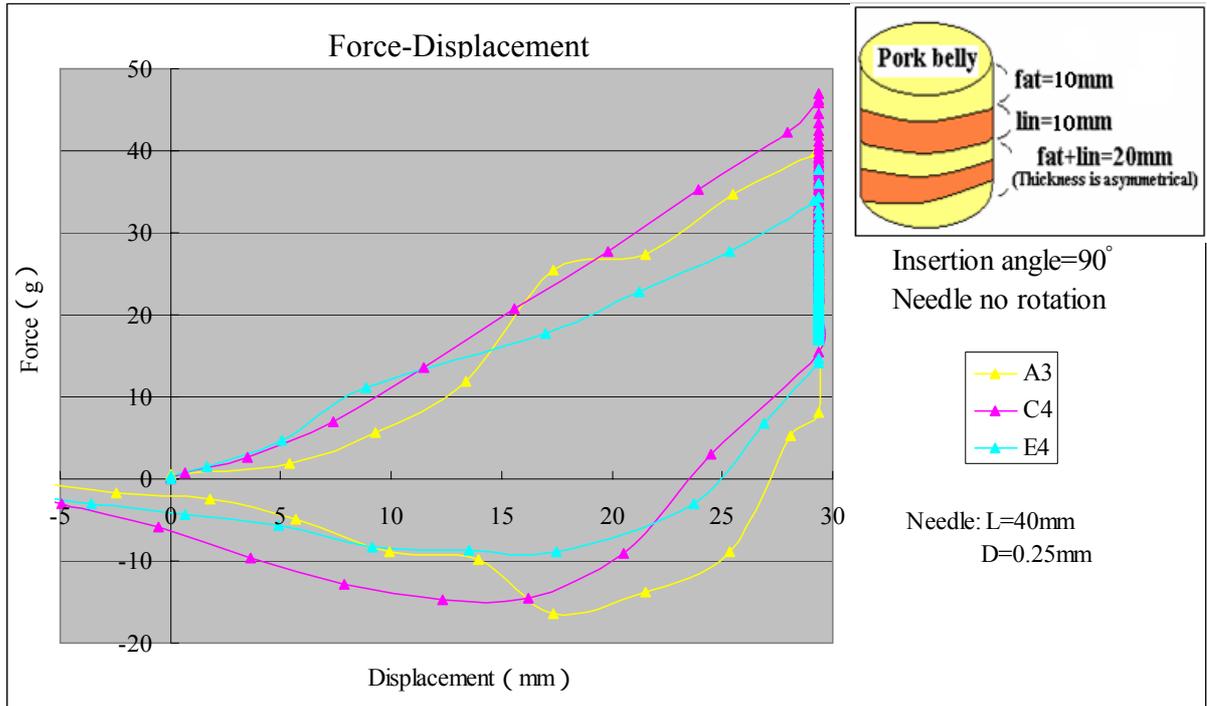


Figure 56 Force-displacement curve for insertion test
(Pork belly –insertion angle=90°)

實驗結果 Figure 57~59，比較穿刺里肌肉與五花肉的穿刺力量，五花肉的部分由於前 10mm 均為均勻肥肉部分，因此比較前 10mm 的穿刺力量，因為 A3 與 C4 的表面粗糙度較小，因此穿刺過程 A3 與 C4 的穿刺力量也較小，穿刺五花肉的肥肉部分所需要的力量比穿刺里肌肉所需要的力量小，尤其是 A3，其力量差異較大，穿刺肥肉所需要的最大力量為 6g，而在同樣 10mm 處穿刺里肌肉所需要的力量為 11g，而穿刺肥肉時，其力量較為均勻上升沒有較大的起伏，而穿刺里肌肉時，曲線明顯有起伏的變化，由於里肌肉本身組織較為堅硬，且放於夾模裝置內，深度越深其組織被侷限於緊密的空間中，針在穿刺時，導致於組織越加緊密，因此穿刺的深度越

深，力量也越大，而力量突然趨於變小又再度爬升，如 Figure 59 的 E4 穿刺里肌肉的情況，其原因可能為剛好針刺到筋的部位，筋的韌性較大，較不容易穿刺，等到針通過筋以後，力量又變大，而針持續在往下穿刺，越往下的組織越緊密，因此力量持續變大。

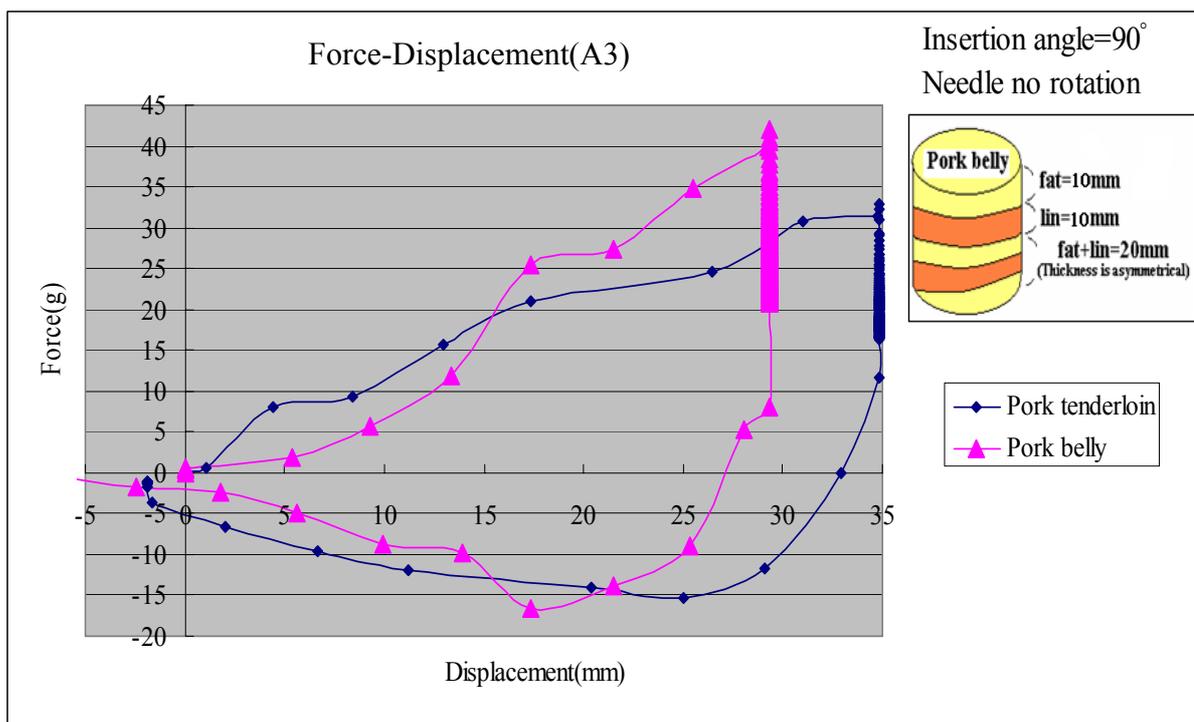


Figure 57 Force-displacement curve for insertion test (Pork tenderloin and belly –A3)

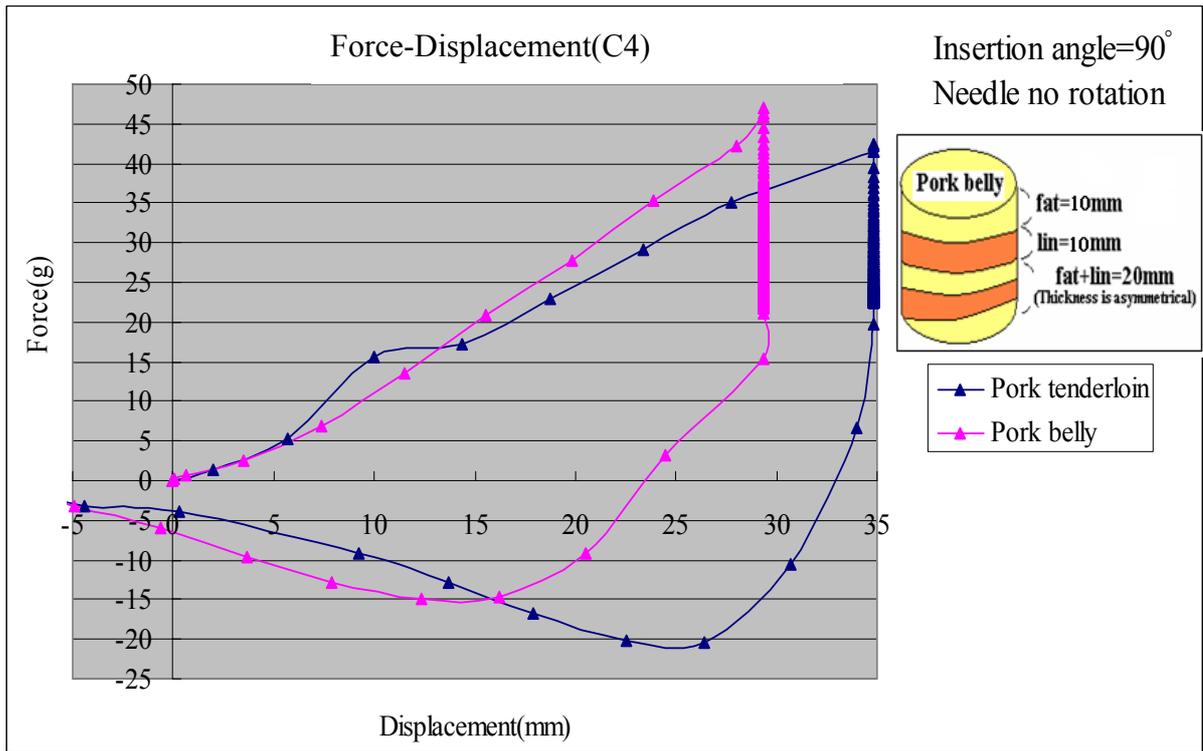


Figure 58 Force-displacement curve for insertion test (Pork tenderloin and belly –C4)

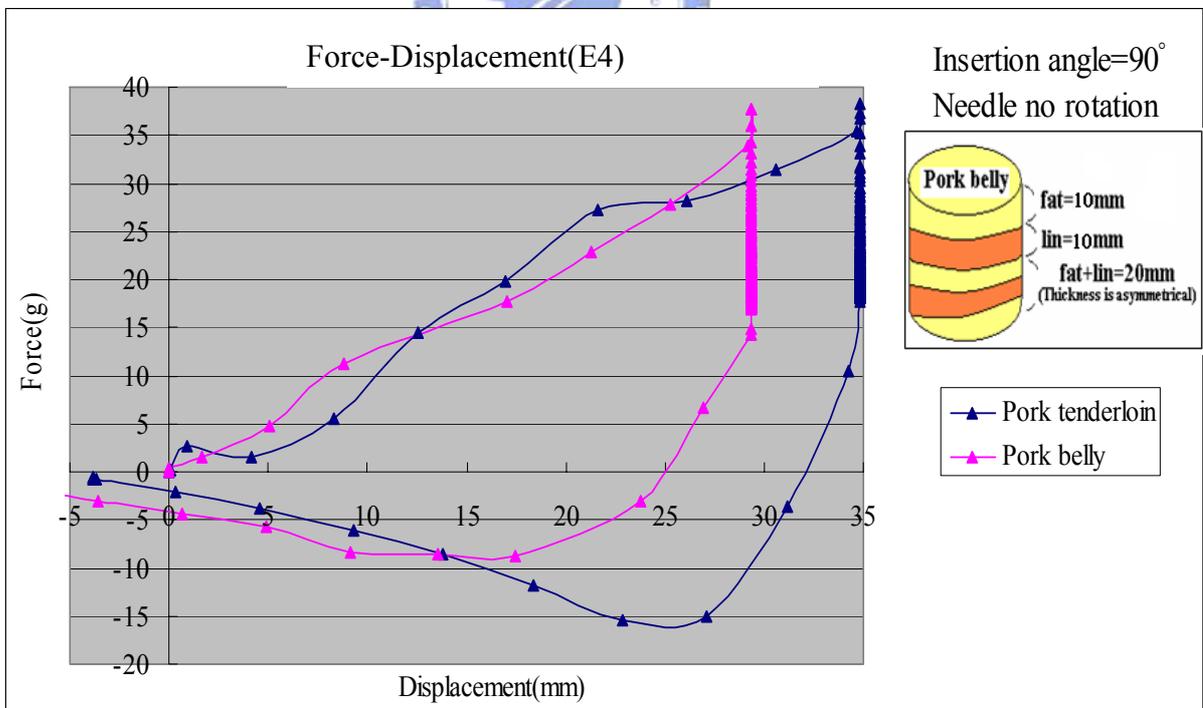


Figure 59 Force-displacement curve for insertion test (Pork tenderloin and belly –E4)

穿刺人工皮膚時，由於厚度較薄，所需力量較小，但由於人工皮膚富有很大的黏性與彈性，在穿刺時，容易影響受力狀況。穿刺肥肉所需要的力量比穿刺瘦肉的力量小，由於肥肉比較柔軟且沒有筋，因此比較容易穿刺，而里肌肉的部分由於全為瘦肉，且有微小的細筋分佈，因此需要的穿刺力量較大且較不容易穿刺。

影響穿刺力量的因素有很多，如：針尖外形、表面粗度、針尖長徑比等等，A、C、E 三種真的比較結果得知，A 與 C 型針的表面粗度都較小，但由於針尖外形的設計不同，造成穿刺力量結果不一樣，A 型針針尖的設計為較短而尖銳型，其實驗結果為最大穿刺力量最小，因此針尖外形的設計對穿刺力量的影響甚大。

4-7 化學成分分析

使用 SEM-EDS (場發射掃描式電子顯微鏡-能量分散光譜儀) 主要做成分的定性、半定量分析，因此此成分分析表僅能提供參考，含碳量部分由於在實驗的載台上黏有碳膠 (導電用)，因此分析出來的成分十分不準確，此項可忽略，實驗結果列於 Table 17，目前針灸針的材料大多數以不鏽鋼製造居多，對照 Table 18[26]的不鏽鋼材料的化學成分，進行其材料化學分析。

在碳鋼中加入鉻 (Cr) 其結晶粒會變得微細，且增加耐蝕性，若將含鉻量提高，則其耐蝕性會增大，不鏽鋼依其成分可分為鉻系不鏽鋼及鉻鎳系不鏽鋼。

鉻系不鏽鋼：鋼的耐蝕性是由於鉻的添加而有顯著的改善，其原理乃是在鋼的表面生成氧化鉻，覆蓋在整個表面產生保護作用，使內部不再被侵蝕，然而遇到能侵蝕氧化膜的酸類，例如：稀硫酸、鹽酸等等，則失去其耐蝕能力。依組織不同分為麻田散鐵型與肥粒鐵型，麻田散鐵型不鏽鋼其含鉻量 11.5~14%，含碳量 0.15% 以下，有磁性、機械性質良好、價廉，但耐蝕性低，有時加入鎳來提高機械性質，或加入矽鈦來防止薄板、小零件的硬化，主要鋼種有 AISI 501,410,414,416,420,431。肥粒鐵型不鏽鋼含鉻量 16~18%，含碳量 0.15% 以下，淬火不會硬化，但是常溫加工時會硬化，具有強磁性，熱膨脹大，熱傳導約為軟鋼的 1/2 倍，電阻係數則為軟鋼的 5

~6 倍，此種鋼很脆，耐蝕性高，特別耐於硝酸、醋酸等，易於焊接，主要鋼種有 AISI 430,430F(F 為易削鋼),442,446。

鉻鎳系不鏽鋼：鉻系不鏽鋼對於硫酸、鹽酸等非氧化性酸無耐蝕性，為了改善此缺點，加入對非氧化性酸有耐蝕性的元素：Ni、Mo、Cu 等，同時提高含鉻量，其成分為 Cr 16~26%，Ni 6~22%，C<0.15%，而標準成分為 Cr 18%，Ni 8%，即所謂一般的 18-8 鋼。其組織為沃斯田鐵，因此稱為沃斯田鐵型不鏽鋼，不能淬火硬化，因質軟易於加工，在低溫或高溫具有很優良的機械性質，非磁性，耐蝕性最優良，有時會添加 Ti、Mo、Co、W 來提高其切削性，主要鋼種有 AISI 301,302,303,310,316,321,347 等。

結果 Table 17 與 Table 18[26]對照，由 4-9 節中發現針灸針為有磁性的材料，且化學成分含含鉻量 16~18%，因此推斷針灸針屬於肥粒鐵型不鏽鋼。由下一節測得的拉伸強度對照 Table 19[27][28]，發現各為不同的材料，A 型針有兩種類別，A3 為 AISI 436L，A2、C、D、E 為 AISI 430，B 為 AISI 409L。



Table 17 Chemical composition of Needles

Element Needle type	Weight %							Total
	C	Mn	Si	Cr	Ni	Fe	Al	
A2	5.74	-	-	17.85	7.83	67.09	-	100
A3	5.39	-	0.76	16.52	8.39	67.60	-	100
B	6.33	-	0.54	18.15	8.02	66.97	-	100
C	7.15	1.55	0.61	17.88	8.39	64.41	-	100
D1	6.64	1.94	0.87	18.06	8.25	64.25	-	100
D2	6.14	-	0.61	17.96	8.97	66.32	-	100
E1	8.67	-	0.83	17.60	7.37	62.15	0.86	100
E2	6.26	-	0.69	18.18	8.92	65.94	-	100
E3	5.36	1.80	0.84	17.10	8.70	66.20	-	100

Table 18 Chemical composition of ferritic stainless steels [26]

Ferritic stainless steels (chemical analysis %,max. unless noted otherwise)								
Type	C	Mn	P	S	Si	Cr	Mo	Other
405	0.08	1.00	0.040	0.030	1.00	11.50/14/50		0.10/0.30 Al
409	0.08	1.00	0.045	0.045	1.00	10.50/11.75		6 x C/0.75Ti
429	0.12	1.00	0.040	0.030	1.00	14.00/16.00		
430	0.12	1.00	0.040	0.030	1.00	16.00/18.00		
430F	0.12	1.25	0.060	0.15	1.00	16.00/18.00	0.60 ^a	
430F Se	0.12	1.25	0.060	0.060	1.00	16.00/18.00		0.15Se(min.)
434	0.12	1.00	0.040	0.030	1.00	16.00/18.00	0.75/1.25	
436	0.12	1.00	0.040	0.030	1.00	16.00/18.00	0.75/1.25	5Xc/0.70Cb+Ta
442	0.20	1.00	0.040	0.030	1.00	18.00/23.00		
446	0.20	1.50	0.040	0.030	1.00	23.00/27.00		0.25N

Table 19 Chemical composition of ferritic stainless steels[27]

Type	Chemical composition (%)				Mechanical performance			
	C	Cr	Mo	other	Heat Treatment	Tensile strength (N/mm ²)	Elongation (%)	Hardness HB
409L	≤0.03	17.0~19.0	-	Ti6xC%~0.75	A	≥360	≥25	≤162
410L	≤0.03	11.0~13.5	-	-	A	≥360	≥22	≤183
430	≤0.12	16.0~18.0	-	-	A	≥450	≥22	≤183
430J1L	≤0.025	16.0~20.0	-	Nb8(C%+N%)~0.8Cu0.30~0.80	A	≥390	≥22	≤192
436L	≤0.025	16.0~19.0	0.75~1.25	Ti · Nb · Zr8x(C%+N%)~0.8	A	≥410	≥20	≤217

鉬不銹鋼（磁性 436L），此材料加入少量的鈦和鉬元素，具有優良的防腐性能，同時還擁高效的導熱性及導磁性。超越常規複合鍋在使用時容易氧化和導熱性能不良的不足，且具有良好的焊接性能，所以材料應用範圍廣泛。鉬不銹鋼（磁性 436L）含鎳量極低，對人們飲食健康安全有進一步的保障。從節能、環保、安全、健康等方面滿足了人們的要求。除此以外，鉬不銹鋼（磁性 436L）的密度為 7.73g/cm^3 ，在材料使用方面可以較 304 節省約 2.6%，降低產品成本[29]。

AISI 436L 此種不銹鋼具有以下特性[29]：

1. 具有強防腐力（Good Anticorrosive Performance）
2. 熱效力高（Good Heating Effect）
3. 導磁性強（Good Magnetic Conductivity）
4. 良好焊接性能（Good Weldability Performance）

4-8 抗拉強度

由 Figure 60 中的應力應變曲線發現，B 型針在應力值 37.9kg/mm^2 已被拉斷，A 型針在應變為 0.3-0.4 之間應力值達到 43.8 kg/mm^2 、 49.7 kg/mm^2 被拉斷，D 型針最慢被拉斷，在應力值為 59.5kg/mm^2 才被拉斷，最富有延展性。

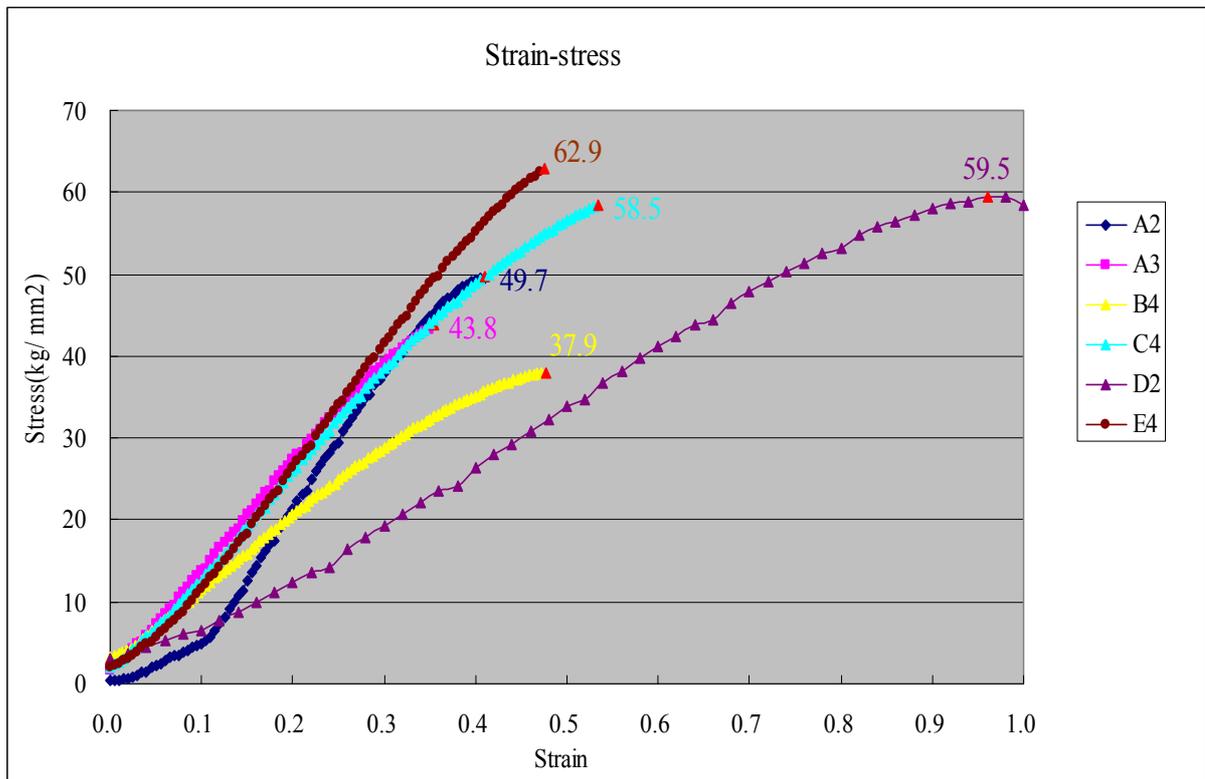


Figure 60 Strain-stress behavior for acupuncture needles

4-9 電阻量測

實驗結果於與 Table 20 與 Figure 61。經由實驗結果得知：

- (1) A 型針的電阻值最高，C 型針電阻值最低，其中又以 A2 的電阻最高 2.03Ω，以 C4 的電阻值最低 1.03Ω。
- (2) 所有針的電阻平均值為 1.46Ω，大多數的針電阻值高於平均值。
- (3) A 型針電阻值高於平均電阻值，C 型針的電阻值偏低，C1~C4 全部電阻值低於平均電阻值，其餘的針型電阻值高低不均。

4-10 磁性量測

由 Figure 62 實驗結果得知，磁通密度皆很小，測量得知幾乎小於 1 gauss，只有四種針磁通密度高於 1 gauss。因此大多數的針磁場強度都很小。磁通密度較高者，磁場強度較強，比較針長與針徑相同的針，五種類型的針，磁通密度大小分佈不均，整體而言，C 型針的磁通密度最小。

Table 20 Resistance for needles

All needles	Resistance (Ω)			Resistance (Ω)
A1	1.8	2.0	2.2	2.0
A2	2.2	1.9	2.0	2.03
A3	1.7	1.8	2.0	1.83
B1	1.8	1.5	1.6	1.63
B2	1.7	1.5	1.9	1.7
B3	1.5	1.6	1.5	1.53
B4	1.8	1.6	1.7	1.7
B5	1.3	1.2	1.4	1.3
B6	1.2	1.4	1.1	1.23
B7	1.4	1.5	1.5	1.47
C1	1.1	1.1	1.2	1.13
C2	1.3	1.3	1.3	1.3
C3	1.2	1.2	1.2	1.2
C4	1.0	1.1	1.0	1.03
D1	1.3	1.4	1.5	1.4
D2	1.6	1.5	1.6	1.57
E1	1.6	1.3	1.5	1.47
E2	1.8	1.5	1.6	1.63
E3	1.4	1.2	1.3	1.3
E4	1.2	1.2	1.2	1.2

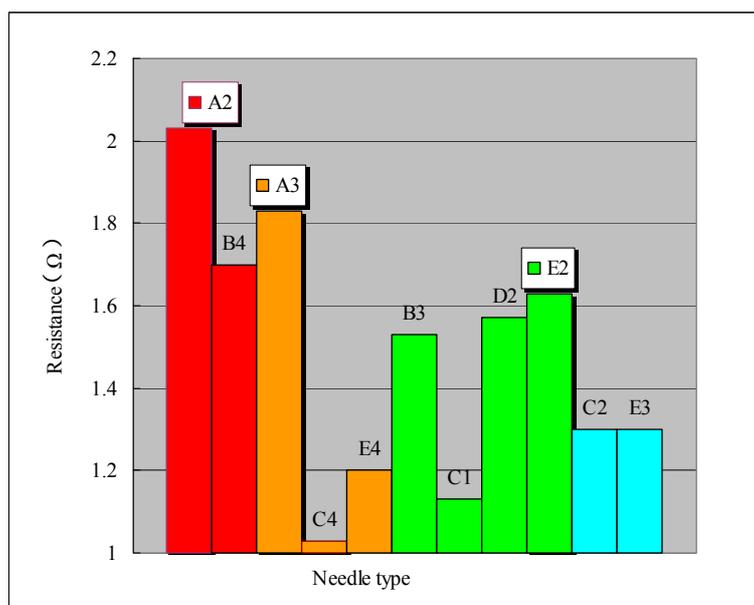


Figure 61 Needle resistance for all needles

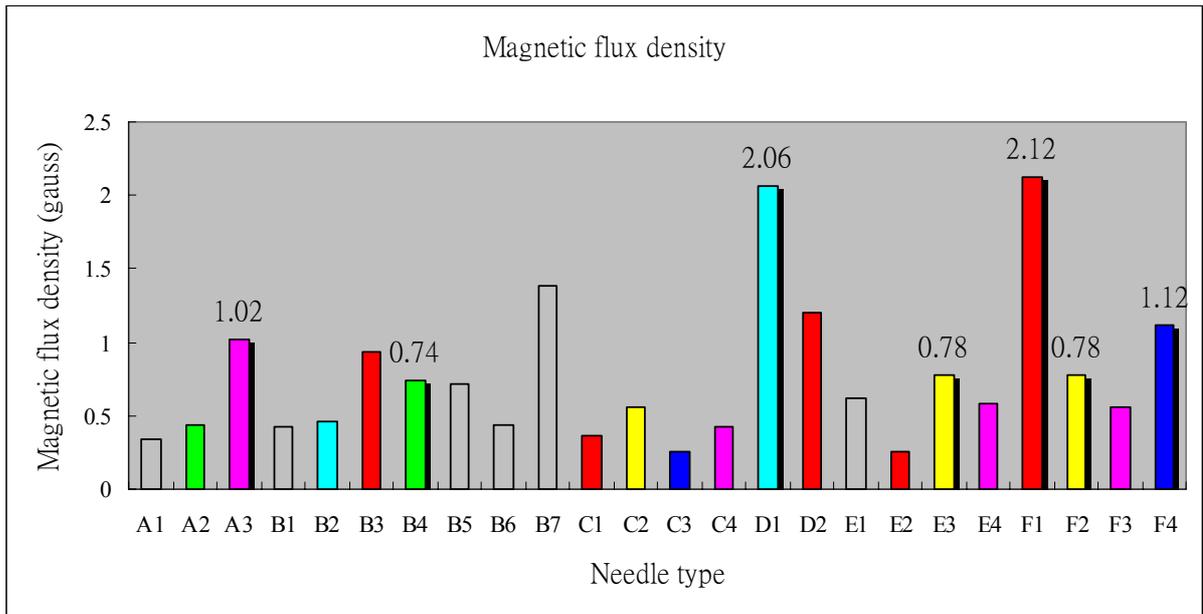


Figure 62 Needle magnetic flux density



第五章 結論

5-1 實驗結果總論

針灸針的品質優劣，將嚴重影響治療的安全性及舒適性。針灸針之特性受到針的材料、尺寸、針尖外形等諸多因素的影響，針的製造過程、加工方式、及熱處理等也會影響到針的機械特性。本論文中經由實驗中找出較佳針灸用針。

針灸的療效是以是否「得氣」而定，所謂「得氣」亦稱針感，是指將針刺入俞穴後所產生的經氣感應。當這種經氣感應產生時，施針者會感到針有徐和或沈緊的感覺；同時受針者也會在施針部位有酸、麻、脹、重等感覺。本論文中這方面沒有得到其他結果，然而，在針的材質上有所不同與經由實驗得知針灸針具有磁性、電阻的特性，這些因素是否對於得氣有影響，目前為止並不明瞭，這些都將是未來討論的重要課題。

針灸針的市場調查，其結果如下：

1. 針灸針無痛—指針灸針品管和使用的操作設計兩方面，針身必須潔淨，針尖有良好的弧度（適當的長徑比）進針。
2. 不能斷針—針柄和針身不能折斷，否則針灸針會留在病人身上。
3. 針灸針要有韌性—彈性佳。
4. 最好能導電—有些針灸師是用電針儀將電針夾夾在針柄上面，日本針無法做到。因為第一是塑膠針柄，變通法是夾在針身上面。第二是針身塗了 Silicon，無法導電。

在本文中第一章也有提到針灸針在選擇上所需要注意的事項，與市場調查的結果是相符的。根據本論文作實驗得到的結果可以發現，選擇一種較佳的針灸用針，其針體表面粗度要小，表面缺陷要少，其針尖外形不可以太細長尖銳，要有適當的長徑比，而穿刺力量是針尖鋒利度的一個指標，較佳的針灸針其穿刺力量較小，針尖幾何外形、表面粗度、長徑比與針灸針的製作過程及加工方法、材料等等都會影響穿刺力量的大小。實驗結果發現較佳的針灸針具有磁性以及較高電阻的特性，其是否會影響針灸時的治療效果，至目前為止並不明瞭，還有其他因素會影響治療效果嗎？以此將做為未來研究的一項重要課題。

5-2 未來工作

- (1) 穿刺實驗過程中，發現以豬肉作為穿刺材料仍然有不安定的因素，因此應該尋找更均質的材料作為穿刺用。
- (2) 穿刺實驗中的穿刺速度對於穿刺力的影響未討論，未來要在這方面進行實驗與討論。
- (3) 本論文中的穿刺實驗以注射針的塑膠頭部作為夾持針灸針用，使用前必須先將塑膠頭部的注射針取下，其過程麻煩費時，使用過程也相當費時，應該找尋最佳的夾針裝置。
- (4) 針灸針的材質一直在改善，其對於針灸的療效是否有影響？針對針灸針的新素材進行開發研究。
- (5) 針灸時的「得氣」現象被視為有療效的指標，而針灸針對於「得氣」的效果一定有影響，未來應該對於活體進行針灸穿刺實驗，研究出可以產生療效的針灸針。
- (6) 本論文中發現針有磁性，其磁力大小對於針灸的療效有何影響？未來需要配合「得氣」現象詳加討論。



參考文獻

- [1] 莊育民編著，中國鍼灸發展史，著者出版，民國六十七年。 Historical Review of the Development of the Chinese Acupuncture. YU-MIN CHUANG , D.B.M. (YU-MING CHONG) DR. OF CHINESE ACUPUNCTURE.9.
- [2] 戴新民著，針灸學，八版，台北市，啟業書局有限公司，民國七十四年。
- [3] John G. Thacker, George T. Rodeheaver, Michael A. Towler, Richard F. Edlich, and Charlottesville Virginia, " Surgical needle sharpness ", The American Journal of surgery, vol.157, pp. 334-339, 1989.
- [4] Michael R. Abidin, Michael A. Towler, Geoffrey D. Nochimson, John G. Thacker, Richard F. Edlich, and Charlottesville Virginia, " New quantitative measure for surgical needle ductility",Annals of Emergence Medicine, vol.18, pp.117-121,January 1989.
- [5] Michael R. Abidin, Michael A. Towler, George T. Rodeheaver, John G. Thacker, Robert W. Cantrell, and Richard F. Edlich," Biomechanics of curved surgical needle bending", J. Biomed. Master: Applied Biomaterials,vol.23,No.A1, pp.129-143,1989.
- [6] Curtis G. Tribble, Felice P. Moody, Pierre Girard, Michael A. Towler, Walter Mcgregor, Kenneth T. Bellian, Richard F. Edlich, " A New, Compound-Curved Needle for Vascular Surgery ",The American surgeon, vol.58,pp.458-462,August 1992.
- [7] Robert J. Webster III, Noah J. Cowan, Gregory Chirikjian, and Allison M. Okamura," Nonholonomic Modeling of Needle Steering ",Presented at the 9th International Symposium on Experimental Robotics, Singapore,pp.18-24,June 2004.
- [8] Allison M. Okamura*, Member, IEEE, Christina Simone, and Mark D. O’Leary, " Force Modeling for Needle Insertion Into Soft Tissue ",IEEE

- Transactionson Biomedical Engineering, No 10, Vol. 51, October 2004.
- [9] M. D. O’Leary, C. Simone1, T. Washio, K. Yoshinaka, and A. M. Okamura, " Robotic Needle Insertion: Effects of Friction and Needle Geometry ",Proceedings of the 2003 IEEE International Conference on Robotics & Automation Taipei, Taiwan, September 14-19, 2003.
- [10] KATO KUNIKO, Treating needle of titanium-containing material, Publication No. 2001 - 299873.
- [11] KUNO TOSHIKAZU, Needle for acupuncture, Publication No. 2002-000696.
- [12] ITO DAISUKE , Acupuncture and moxibustion needle, Publication No. 2003-116962.
- [13] ITO DAISUKE, Acupuncture and moxibustion needle, Publication No.2003-116961.
- [14] ITO DAISUKE, Acupuncture and moxibustion needle, Publication No.2003-116960.
- [15] LEE YONG HEE, Manufacturing method of coated needle for intramuscular stimulus treatment implement, Publication No.2003-225281.
- [16] KOTANI YOSHIKAZU, Therapeutic acupuncture needle, Publication No. 2005-052554.
- [17] Mokoto Yanagihara, Toshiki Fujii, Nobuhiko Wakamatu, Hiroshi Ishizaki, Teruaki Takehara, and Kiyoshi Nawate," Silicone granuloma on the entry points of acupuncture, venepuncture and surgical needles ",Journal of cataneous pathology, No.27,Vol.6,pp.301-305,2000.
- [18] 科技時代雜誌網站 <http://www.popsci.com.tw/>
- [19] 科技日報 <http://health.big5.enorth.com.cn/>
- [20] 魏凌雲著，鍼灸科學與技術，初版，台北市，中華出版，民 76 年。
- [21] Yahoo!奇摩健康生活 <http://tw.health.yahoo.com/>

- [22] Helene M. Langevin, David L. Churchill, James R. Fox, Gary J. Badger, Brian S. Garra and Martin H. Krag, " Biomechanical response to acupuncture Needling in humans", Journal of Applied Physiology, vol.91,No.6,pp.2471-2478,2001.
- [23] Helene M. Langevin, David L. Churchill, and Marilyn J. Cipolla, " Mechanical signal through connective tissue : a mechanism for the therapeutic effect of acupuncture",The FASEB Journal, vol.15, pp.2275-2282,October 2001.
- [24] Ian Nock, BEng, Robert Parkin, BSc, PhD, CEng, MIEE, FIMechE, and Brian Dalay, BEng, " An investigation of the force-time characteristics of needle insertions into Isobutene-Isoprene(Butyl) rubber bungs used in the pharmaceutical industry ",Trans Inst MC,vol.15,No.2,pp.81-86,1993.
- [25] 林樹均等著，材料工程實驗與原理，初版，台北市，全華出版，民79年。
- [26] Kenneth G. Budinski, Engineering materials : properties and selection, 4th ,edition,Prentice-Hall,Inc,1979.
- [27] <http://www.tmxw.com/gtzz/jintai/>
- [28] Alternate ,The science and engineering of materials, Wadsworth, 1984.
- [29] <http://www.yiuheng.com/>
- [30] 牛頓雜誌網站 <http://www.newton.com.tw/>
- [31] 百拇醫藥網站 <http://www.100md.com/>
- [32] 吳惠平著，鍼灸學概要，台北市，臺灣商務出版，民81年[三刷]。
- [33] 魯貴珍、李約瑟著，周輝政、洪榮貴譯，針灸：歷史與理論，台北市，聯經出版，民84。
- [34] 吳啟岳著，金屬材料，台北市，三民書局，民74[修訂版]。
- [35] 中國材料科學學會，鋼鐵材料手冊，台北市，英杰企業有限公司，民87[修訂版]。

- [36] 日本專利搜尋網站,<http://www.jpo.go.jp/>
- [37] 王伯平,「針灸用針之生化機械性能研究」,國立交通大學,碩士論文,民84。
- [38] 方景亮,「醫用注射針頭之生化機械性能研究」,國立交通大學,碩士論文,民86。

