

2025年臺灣國際科學展覽會

優勝作品專輯

作品編號	100007
參展科別	工程學
作品名稱	利用體外測試方法探討生醫水凝膠與材料表面 附著性質之關聯 Investigation of the relationship between biomedical hydrogels and surface adhesion properties using in vitro testing methods
就讀學校	臺北市私立復興實驗高級中學
指導教師	方旭偉 彭黃銘
作者姓名	彭毓喬 黃嘉誼
關鍵詞	<u>水凝膠、表面附著性質、體外測試</u>

作者簡介



大家好，我們是私立復興實驗高中的黃嘉誼和彭毓喬，對自然科學有著共同的喜愛，很幸運的能夠在高中時期獲得了去實驗室做研究的機會。在研究過程中，非常感謝教授和學長姐們提供的指引並和我們討論研究內容。希望這次我們建立的體外測試方法能夠在未來被應用在生物醫學領域中，作為篩選適用的水凝膠的依據。

2025 年臺灣國際科學展覽會
研究報告

區別：北區

科別：工程學

作品名稱：

利用體外測試方法探討生醫水凝膠與材料表面附著性質之關聯

Investigation of the relationship between biomedical hydrogels and
surface adhesion properties using in vitro testing methods

關鍵詞：水凝膠、表面附著性質、體外測試

編號：

（編號由國立臺灣科學教育館統一填列）

Abstract

After many medical grade hydrogels have been injected into the human body, the human body's movement may cause the displacement of the medical grade hydrogels. Therefore, an in vitro test method is needed to test whether a newly developed hydrogel can really adhere to the human body, producing the most suitable hydrogel for different parts of the body. This study designed two vitro test methods to simulate the displacement of the hydrogel in the human body in both the angled and rotated flow states, in order to infer the changes of the hydrogel after its application into the body. In this study, two hydrogels with different viscosities and surfaces with different roughnesses, such as artificial skin, ceramics, and metal, were used to simulate different contact surfaces on different parts of the human body to investigate the adhesion properties of the hydrogel. Under the angled flow test, higher viscosity hydrogels hardly flow when ceramic and metal are fixed bevel at 30°, 45°, and 90°, while the flow rate of lower viscosity hydrogel increases as the angle increases. The roughness of ceramics is the highest; therefore, hydrogel has the strongest adhesion properties on its surface. In the rotated flow test, higher viscosity hydrogel is suitable for more stable walking conditions. The in-vitro test method designed by this experiment shows the difference in the adhesion properties of different hydrogels, suggesting that this test method can simulate the application of hydrogel in the human body.

摘要

醫療級水凝膠在注入人體後容易因運動行為而產生位移，因此需要體外測試方法來評估水凝膠的附著性，以製備適合不同部位使用的水凝膠。本研究設計兩種測試方法來模擬水凝膠在人體的斜角流動狀態和旋轉流動狀態的位移，藉此推斷水凝膠施打入體內後的變化。本研究採用兩種不同黏性的水凝膠和不同粗糙度表面如人工皮、陶瓷和金屬來模擬人體部位的接觸面，探討水凝膠的附著性質。斜角流動測試下，黏性高的水凝膠在陶瓷和金屬 30°、45° 及 90° 的斜角下幾乎不會流動，黏性低的水凝膠則會隨著角度的增加而流速加快。陶瓷粗糙度最高，水凝膠在其表面上附著性質較強。旋轉流動測試下，高黏性的水凝膠在模擬跑步時都具穩定性，而低黏性則只適用於較穩定的步行狀況。體外測試方法能區分不同黏性水凝膠的附著性質，說明此方法可作為篩選適用的水凝膠的依據。

壹、研究動機

水凝膠是一種能吸收大量水分的材料，因其柔軟、可塑性和生物相容性等優點，在生物醫學領域的應用廣泛，包括作為藥物載體、傷口敷料、關節潤滑劑和人工唾液等。在臨床應用中，水凝膠常面臨固定不易的挑戰，尤其在涉及關節的轉動、腸胃的蠕動、器官的移動，或是其他人體動態情形等。水凝膠可能因附著性質不足而從目標部位移位，降低水凝膠的療效，因此，為了確保水凝膠在臨床使用過程中能夠穩定附著，我們想透過研究來探索水凝膠在人體部位和醫療材料表面中的應用，並尋找有效評估水凝膠附著強度的方法。藥物載體水凝膠需要準確黏附在特定區域以確保藥物的釋放，敷料則需要穩定附著以促進傷口癒合並防止移位。同時，作為關節潤滑劑和人工唾液，水凝膠必須能夠在關節和口腔中保持穩定位置。水凝膠的附著性質不足可能導致移位問題，進而影響療效 (Sakamoto et al., 2018)。因此，我們希望通過研究探討不同配方水凝膠在人體不同部位及材料表面的附著性質，並建立體外測試方法來評估這些附著性質。透過採用兩種不同配方的水凝膠和多種模擬人體組織和醫療材料表面的材質進行測試，結果將為未來選擇適合不同應用部位的水凝膠提供參考價值。

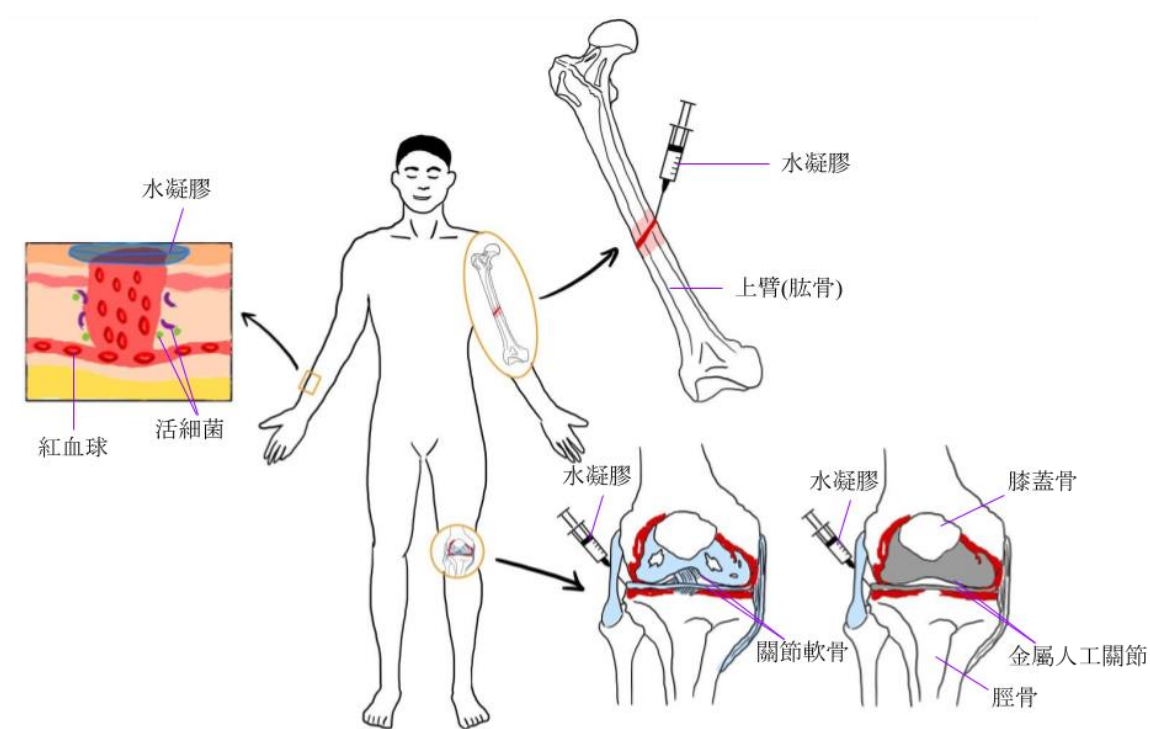


圖 1. 水凝膠應用於皮膚、骨骼、金屬表面示意圖（作者自行繪製）

貳、研究目的及文獻回顧

一、研究目的

生醫水凝膠的臨床運用中發現患者在施打水凝膠之後有固定不易的現象，而附著性質不足的水凝膠也容易導致水凝膠的移位。因此，我們想透過建立一個體外測試方法來評估水凝膠在不同體內環境和狀態下的附著性質和運動行為：

1. 斜角流動測試：模擬人體器官移動的不同角度
2. 旋轉流動測試：模擬人體關節的旋轉 a) 轉速 35 rpm 模擬走路 b) 轉速 180 rpm 模擬跑步

研究中我們採用不同接觸面材質當測量表面，模擬人體各部位的材質：

1. 人工皮：模擬人體皮膚
2. 氧化鋁板（陶瓷）：模擬骨骼和牙齒表面
3. 鈷鉻鉬合金：模擬人工關節

我們希望以此測試方法來評估水凝膠在實際臨床應用中的表現，以提高生醫水凝膠的應用效果。

二、文獻回顧

（一）水凝膠的性質及應用

水凝膠可以吸收和保留大量水分的特性使他們在醫療用途上廣泛。例如，水凝膠在施打入體內時能製造出一個能使人體組織再生的環境，使水凝膠在軟骨等再生能力有限的組織提供醫療效果 (Liu & Chen, 2024)。另外，水凝膠也可以作為藥物載體，將藥物準確的釋放在目標部位，改善一些傳統口服藥會引起的腸胃不適等缺點 (Zheng et al., 2021)。

目前現有的水凝膠可以根據所需而調整成具有各種不同性質，可以根據不同領域的具體需求進行調整。舉例來說，市面上的「佛柔美德」抗沾黏凝膠是一種流體性凝膠，為由聚環氧乙烷 (Polyethylene oxide, PEO) 與羧甲基纖維素 (Carboxymethyl cellulose, CMC) 混合氯化鈣與氯化鈉於無菌水中而成的無菌、可吸收、等滲透壓凝膠。此產品適合於後腰椎椎板切除術、腰椎椎板切開術或腰椎椎間盤切除術等術後用於硬膜外的傷口組織處，形成暫時性之機械屏障，分開相對應組織的表面。如此可減少疼痛、降低神經根病變、下肢虛弱以及術後組織沾黏的發生、範圍擴大及惡化程

度。水凝膠也可以根據其對外部刺激的響應能力分為靜態和動態，然後進一步做成感測器，用途十分廣泛 (Yang, 2022)。

(二)人工皮、陶瓷、及鈷鉻鉬合金的應用

人工皮通常用於較淺的小傷口或用於術後傷口恢復後期時使用，市面上的人工皮一般具有透氣、服貼、防過敏等優點。人工皮共有兩層，外層的 PU 薄膜具有防水、防菌、及透氣的效果，可以短暫的接觸到水並能避免傷口受到汙染；而內層為親水性敷料，裡面加入了能夠吸水膨脹並形成透明的黏稠膠液的 CMC。

氧化鋁陶瓷是一種以氧化鋁 (Al_2O_3) 為主的陶瓷材料，有著較高的傳導性、高機械強度、及耐高溫性。氧化鋁具有優良的生物相容性、生物惰性、穩定性、高硬度、及高耐磨性，因此成為製造人造骨、人工關節、及人工牙齒的理想材料。

醫用鈷鉻鉬合金具有良好的生物相容性和耐疲勞性、抗腐蝕性強、且綜合力學性能高，以此奠定其在口腔修復體和人工關節的製造領域的地位 (Takaichi et al., 2024)。另外，耐磨性會對手術的成功和植入體的壽命有著很大的影響。鈷鉻鉬合金作為口腔修復體和醫用植入體有著優異的耐磨性能，因此也使其在膝關節和髖關節等重負荷關節的骨科植入物中被廣泛應用。鈷鉻鉬合金中的鉬因降低了晶粒尺寸而使固溶體強化，以此提高此合金的力學性能；其次，鈷鉻鉬合金中的鉻顆粒能在表面形成具有保護性的氧化層，以此增加此合金的耐腐蝕性能。

(三)現有測試水凝膠適用性之方法及其存在缺點

目前最廣泛測試水凝膠在人體適用性的方法為動物實驗。在進行人體試驗之前，水凝膠通常會在動物模型中進行測試，以評估其在人體當中的性能。試驗中包含測試發炎反應、與周圍組織的整合，以及促進組織再生或癒合的整體效果 (Revete et al., 2022)。然而，動物實驗可能會引發許多倫理問題。其次，核磁共振造影 (MRI) 或螢光成像等技術也可以觀察水凝膠在施打入體內之後的分佈情形 (Cao et al., 2021)。雖然 MRI 可提供組織對比度的資訊，但可能會因為與周圍組織信號特性類似，難以將水凝膠與周圍組織區分開 (Dong et al., 2021)。而螢光成像可能會有其他人體組織自發螢光或在較厚的組織中穿透深度有限等問題 (Zhong et al., 2022)。

參、研究過程與方法

一、研究基礎架構圖

本次實驗架構圖如圖 2 所示，首先進行水凝膠的製備以及檢測水凝膠的基本性質，再來是檢測時所用的三種平面之粗糙度，最後再以本實驗設計的兩種體外測試方法來探討水凝膠的流動性質。

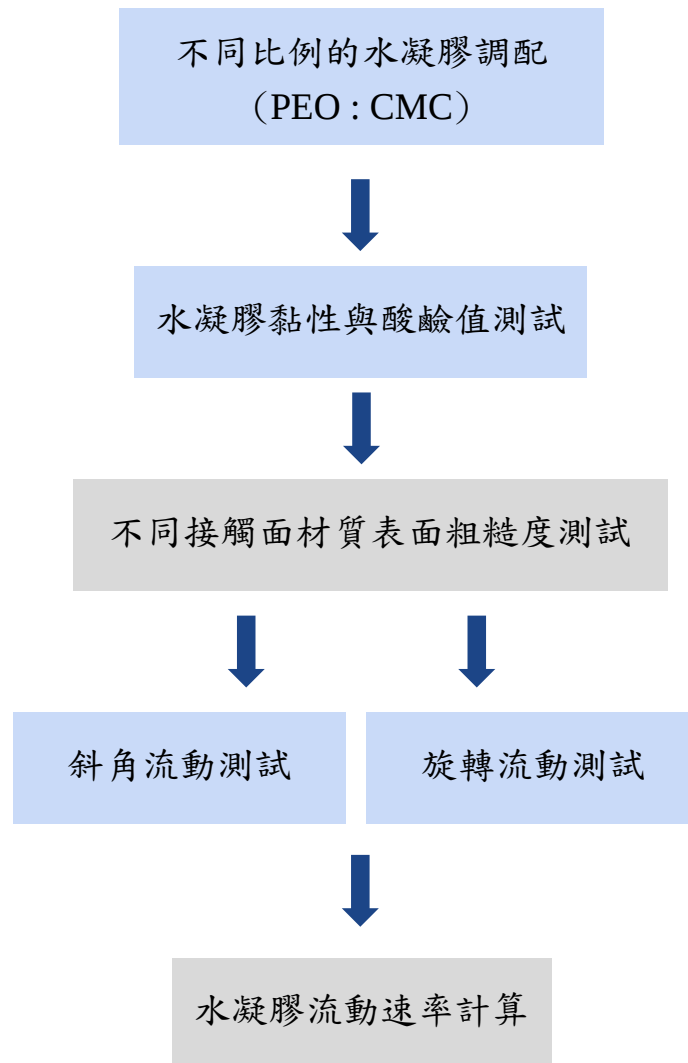


圖 2. 實驗架構

二、實驗方法

(一) PC28 及 PC73 水凝膠的製備

這次實驗所使用的水凝膠成分包括聚環氧乙烷 (Sigma, 分子量 400000 Da)、羧甲基纖維素 (2500~6000 cp)、無水氯化鈣 (CaCl_2) (AENCORE)，以及氯化鈉 (NaCl) (J.T. Baker)。我們共製備了兩種水凝膠，成分比例列在表 1。

表 1. 兩種水凝膠成分表

樣品	成分					
PEO-CMC	PEO:CMC (wt %)	PEO (g)	CMC (g)	CaCl ₂ (g)	NaCl (g)	ddH ₂ O (mL)
PC28	20 : 80	0.12	0.48	0.1	0.1	10
PC73	70 : 30	0.42	0.18	0.1	0.1	10

製備方法步驟如下：

1. 準備兩瓶樣品瓶，分別在瓶蓋上標注日期和要製作的水凝膠之代號（PC28 及 PC73）。
2. 分別在兩瓶樣品瓶內置入一粒攪拌子。
3. 將秤量紙斜角對折，放置在電子天平（Shimadzu, ATX224k）上，並將顯示克數的數字歸零。
4. 將秤量好的 CaCl₂ 倒入標注 PC28 的樣品瓶內。
5. 用吸量管將需要的 mL 數的水加入樣品瓶內。
6. 放置到轉速 300 rpm 的電磁加熱攪拌台（Thermo, SP88857100）上 30 秒，使 CaCl₂ 完全溶解。
7. 重複步驟三，並將秤量好的 NaCl 倒入標注 PC28 的樣品瓶內。
8. 放置到轉速 300 rpm 的電磁加熱攪拌台上 30 秒，使 NaCl 完全溶解。
9. 把電磁加熱攪拌台的轉速調至 750 rpm。
10. 重複步驟三，並將放在電磁攪拌器上的樣品瓶稍微傾斜，邊攪拌邊慢慢加入秤量好的 PEO。
11. 待樣品瓶內無白色顆粒，重複步驟三，並用同樣的方法將秤量好的 CMC 緩慢倒入。
12. 當攪拌至無法攪拌時，用藥勺將瓶內剩餘的白色顆粒碾碎。
13. 放入 4°C 冰箱內保存。

(二) 測量 PC28 及 PC73 之黏性

我們用流變儀對水凝膠進行黏性測試，探討了不同比例的 PEO 和 CMC 對體內環境的附著性質和運動行為的影響。本部分所使用的器材為 MCR 302e 流變儀 (Anton Paar, Austria)，並選用直徑為 25 mm 之平行板傳感器 (PP25) 量測水凝膠之黏性，詳細步驟如下：

1. 使用針筒將 1 mL 的水凝膠 (PC28 及 PC73) 置於載台，並將載台溫度設定為 25°C。
2. 將平行板傳感器下降至距離載台 1 mm 距離，並設定剪切速率為 1。
3. 啟動流變儀，每隔 10 秒紀錄黏性，PC28 及 PC73 分別紀錄 10 個點。

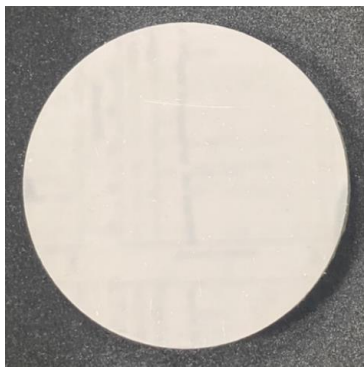
(三) 測量 PC28 及 PC73 之酸鹼值

1. 插上儀器電源線，按 ON/OFF 鍵開機。
2. 用洗滌瓶裝蒸餾水沖洗 pH 電極，並用面紙將之輕輕沾拭乾。
3. 將 pH 電極置入 pH 7.00 標準緩衝溶液，等待 2 分鐘後用洗滌瓶沖洗 pH 電極並將其用面紙輕輕沾拭乾。
4. 以和步驟三同樣的方法依序將 pH 電極置入 pH 4.00 標準緩衝溶液和 pH 10.00 標準緩衝溶液。
5. 以和步驟三同樣的方法依序將 pH 電極置入 PC28 及 PC73 水凝膠，並記錄兩者分別測量出的 pH 值。

(四) 不同接觸面材質粗糙度測試

利用型態分析雷射共軛焦兼白光干涉顯微鏡來測量不同材質（人工皮、陶瓷、鈷鉻鉬合金）的表面粗糙度。粗糙度的測量是使用型態分析雷射共軛焦兼白光干涉顯微鏡 (Keyence, 3D Surface Profiler VK-3000 series)，以物鏡 50 倍的倍率以及掃描頻率 125 Hz 及 7900 Hz，於視野範圍為 11-7398 μm 內進行拍攝。表 2 為三種接觸面材質的實際照片。我們測試了三種材質的波峰頂點算術平均曲率 (Spc)、表面性狀長寬比 (Str)，以及界面展開面積比 (Sdr) 來判斷其粗糙度。

表 2. 三種接觸面材質（作者自行拍攝）

		
氧化鋁板（科研市集）	人工皮（3M, 90022TPP-2）	鈷鉻鉬合金（聯合骨材）

（五）斜角流動測試

我們將書擋調整成三種不同角度，並在上面固定三種不同測試材質來觀察水凝膠流動速率。圖 3 為斜角流動測試的側視以及正視圖。

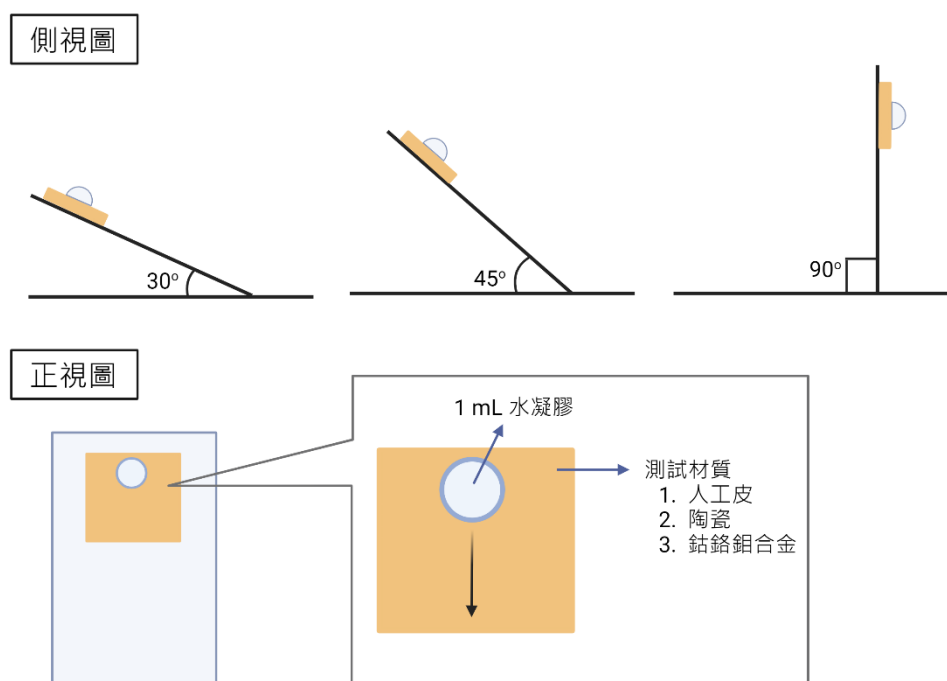


圖 3. 斜角流動測試示意圖（作者自行繪製）

實驗步驟如下：

1. 使用量角器測量，將書檔擠壓塑形以調整為不同角度(30°、 45°、 90°)。
2. 將測試材質固定在書檔朝外的一面。
3. 將 1 mL 的水凝膠滴在三種測試材質的最上端後，以尺量測材質上的水凝膠末端與材質最上端之距離，並記錄數據。
4. 等待五分鐘後，以尺量測材質上的 PC28 水凝膠末端與人工皮最上端之距離，並記錄數據。
5. 將步驟 8 的數據減去步驟 7 的數據，得出位移，並利用此公式計算流動速率：

$$\text{水凝膠流動速率 (cm/s)} = \frac{\text{水凝膠之位移 (cm)}}{\text{所花費的時間 (s)}}$$

(六)旋轉流動測試

圖 4 為旋轉流動測試的側視以及正視圖。

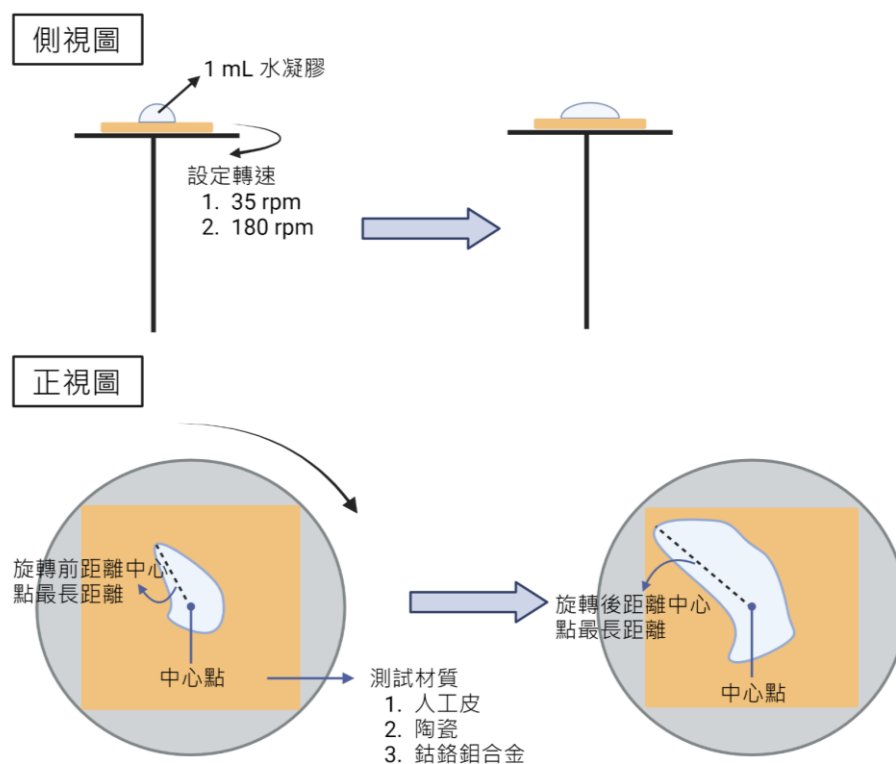


圖 4. 旋轉流動測試示意圖 (作者自行繪製)

實驗步驟如下：

1. 將旋轉塗佈機（宏誠科儀）設定在 35 和 180 rpm，並且設時 130 秒。
2. 將不同材質放置在旋轉塗佈機平面上。
3. 將 1 mL 的水凝膠滴在平面上。
4. 130 秒之後，觀察並記錄水凝膠在旋轉過後的位移和分佈情形。
5. 利用此公式計算水凝膠流動速率：

$$\text{水凝膠流動速率 (cm/s)} = \frac{\text{水凝膠距離中心點最大距離之位移 (cm)}}{\text{時間 (s)}}$$

肆、研究結果

一、水凝膠基本性質檢測

(一)測量 PC28 及 PC73 之黏性

為了製作不同黏性的水凝膠來應用在我們的斜面流動及平面旋轉測試方法中，我們加入不同比例的 PEO 及 CMC 在我們的兩組水凝膠內。如圖 5 顯示出 PEO : CMC 的比值較小的黏性會比較高，PC28 的黏性為 240.9 Pa•s，PC73 則是 11.0 Pa•s。

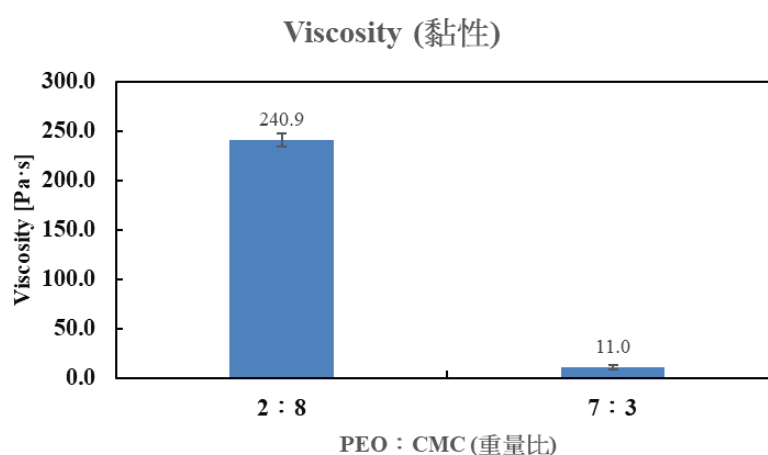


圖 5. PC28 與 PC73 的黏性

(二) 測量 PC28 及 PC73 之酸鹼值

經測試過後，PC28 及 PC73 兩種水凝膠的酸鹼值皆為中性偏鹼，分別為 pH 7.98 和 pH 7.92。

二、各材質表面粗糙度測試

表 3 為三種接觸面材質的表面粗糙度參數統整，人工皮為表面粗糙度最小的，陶瓷則是最大的。

表 3. 各接觸面材質的表面粗糙度參數

	人工皮	陶瓷	鈷鉻鉬合金
Spc (1/mm)	108.7056 ± 72.7907	7633.0818 ± 0.000	839.6752 ± 73.2784
Str	0.5455 ± 0.1688	0.5163 ± 0.0510	0.0076 ± 0.0013
Sdr	0.0015 ± 0.0011	1.6981 ± 0.1673	0.0164 ± 0.0033

以下為表 3 所顯示的表面粗糙度統整：

1. Spc: 人工皮和金屬的接觸點為圓弧，陶瓷則是接觸點尖（Spc 值越小表示與其他物體接觸的點帶有圓弧度，值越大就表示與其他物體接觸的點越尖）。
2. Str: 人工皮和陶瓷為異向性表面，金屬是等向性，說明金屬有經過拋光（Str 值接近 0 時表示有紋路，接近 1 時表示表面性狀沒有依循方向）。
3. Sdr: 陶瓷的表面較傾斜，而人工皮和金屬的表面較平坦（完全平坦表面，Sdr 為 0，若表面傾斜，Sdr 將變大）。

從三個表面粗糙度參數測試結果可以得知，表面粗糙度由大至小為：陶瓷、金屬、人工皮。

三、斜角流動測試

如圖 6 顯示，將 PC73 水凝膠滴在傾斜 30° 之人工皮時，其流動速率高出滴在陶瓷及鈷鉻鉬合金時流動速率大約為 0.08 cm/s。而將 PC73 水凝膠滴在傾斜 45° 之人工皮時，其流動速率高出滴在陶瓷及鈷鉻鉬合金時流動速率大約為 0.028 cm/s 和 0.062 cm/s。最後，將 PC73 水凝膠滴在傾斜 90° 之人工皮時，其流動速率高出滴在陶瓷及鈷鉻鉬合金時流動速率大約為 0.103 cm/s 和 0.248 cm/s。

如圖 6a 顯示，在陶瓷及鈷鉻鉬合金在不同角度流動速率皆為大約 0.0004 cm/s 情況下，將 PC28 水凝膠滴在傾斜 30° 之人工皮時，其流動速率高出滴在陶瓷及鈷鉻鉬合金時流動速率 0.0012 cm/s。然而，將 PC28 水凝膠滴在傾斜 45° 和 90° 之人工皮時，其流動速率高出滴在陶瓷及鈷鉻鉬合金時流動速率大約為 0.007 cm/s，說明角度的增加使水凝膠在人工皮上的流動速率變高，但對於其他測量材質則沒有顯著差異。

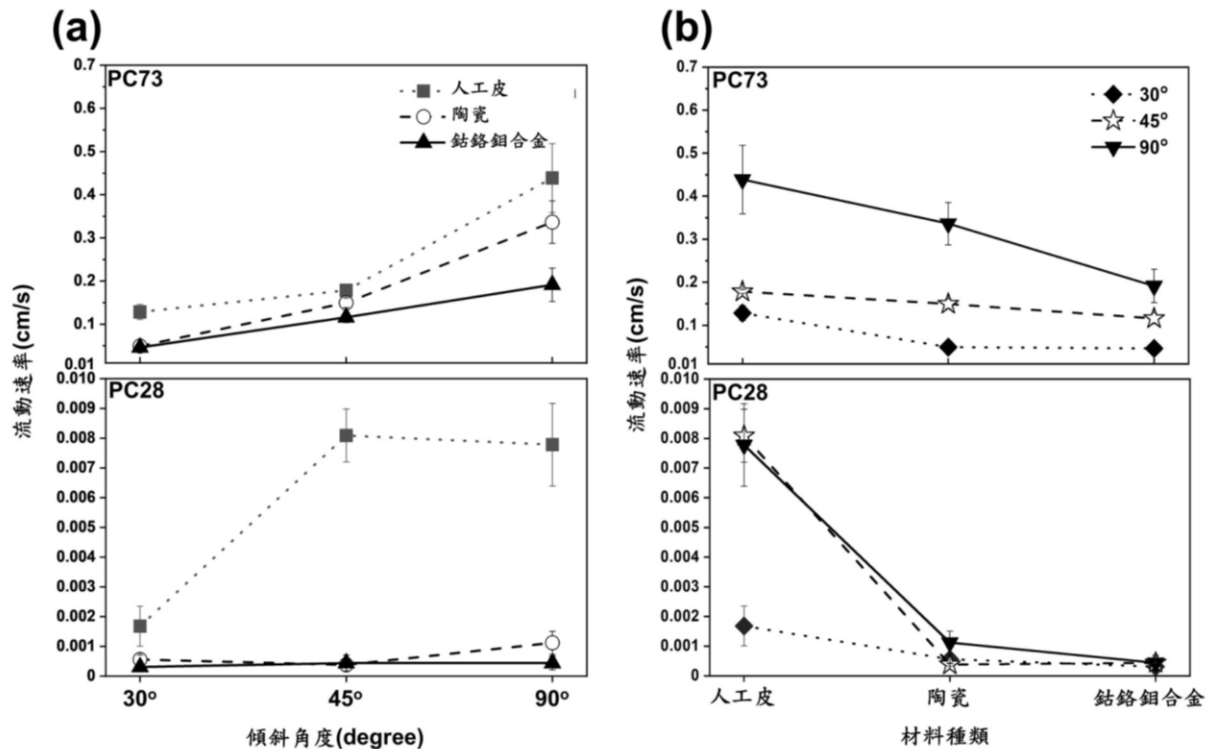


圖 6. (a) PC28 以 30°、45°、90° 在人工皮、陶瓷、鈷鉻鉬合金上平面流動之速率變化
(b) PC73 以 30°、45°、90° 在人工皮、陶瓷、鈷鉻鉬合金上平面流動之速率變化

陶瓷和人工皮之間的流速差距與鈷鉻鉬合金和人工皮之間的流速差距的差距從在 30° 時大約為 0.003 cm/s 到 45° 時大約為 0.03 cm/s 到 90° 時大約為 0.145 cm/s，說明角度的增加使 PC73 水凝膠在不同材質下的流速差異增加。

四、旋轉流動測試

圖 7 顯示在兩種轉速之下，180 rpm 轉速之下，PC73 在人工皮表面上的平均速率高於其他材質許多，而水凝膠在陶瓷表面上的流速是最小的。PC28 也是在人工皮表面上的平均速率皆高於其他材質，在 180 rpm 下高出將近於 0.001 cm/s，而水凝膠在陶瓷表面上的速率為最小。但是在 35 rpm 下，三種材質的流動速率沒有顯著的差別。

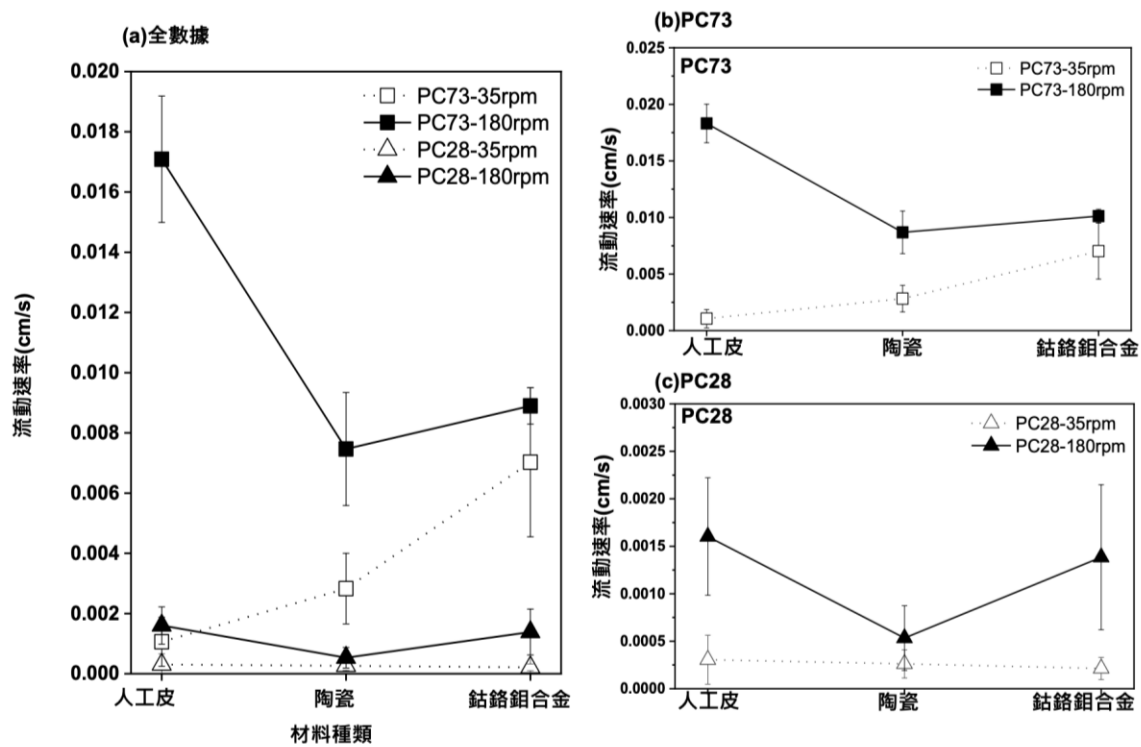


圖 7. PC28 在 35 rpm 和 180 rpm 轉速的位移速率

伍、討論

一、水凝膠黏性與 PEO : CMC 比例的關聯性

在「PC28 及 PC73 的黏性測量」的實驗中，當 PC28 因為 PEO : CMC 的重量比比值較低，水凝膠的黏性比 PC73 高許多。CMC 當中的羧基可以與 PEO 分子和其他 CMC 分子之間形成強氫鍵，因此當 PEO 含量較低時，CMC 分子之間的氫鍵作用力增加，進而增加水凝膠的黏性。另外，由於混合基質中的 CMC 具有高介電常數，當 CMC 的質量百分濃度降低時，水凝膠的介電常數也會降低。

二、水凝膠黏性的測量與剪切速率

PC28 與 PC73 皆是在剪切速率為 1 時測量的黏性。較低的剪率適用在較緩慢或低應變速率下的黏性行為。因此，測出的黏性越接近水凝膠的靜態黏度，顯示出水凝膠在穩定狀態下的流速。

三、水凝膠酸鹼值與在人體內的適用性

由實驗結果可知，兩種水凝膠因 pH 值相近而不會在施打入體內時產生因酸鹼值差異造成的不同生理反應，適合施打在人體內。人體一般正常血液 pH 值水平為 7.40，而我們測量的兩種水凝膠的 pH 值都與人體正常血液 pH 數值相近，說明兩種水凝膠皆適用於人體血液內。另外，十二指腸的 pH 值介於 7.0 到 8.5 之間，與人體正常血液 pH 數值相近，說明十二指腸為最適合兩種水凝膠注射的部位。反之，小腸和大腸的 pH 值皆介於 4.0 到 7.0 之間，而胃酸的 pH 值介於 1 到 2 之間。pH 值較低表示該身體部位偏酸性，且不適合將 PC28 及 PC73 兩種中性偏鹼的水凝膠注射於該部位。

四、材質的表面粗糙度對於水凝膠附著強度的影響

從兩種測試的結果顯示出 PC28 和 PC73 在人工皮上的流動速率最大。我們推論是因為人工皮的 S_{pc} 值在三種材料中最接近 0，代表人工皮與其他物體的接觸點是最為圓弧形的，所以使水凝膠在其表面上的附著性質最弱。另外，人工皮的 S_{dr} 值是三種材料中最小的，表示人工皮的表面結構最為精細，導致兩種水凝膠在人工皮上的流動速率最大。表 3 顯示在人工皮、金屬以及陶瓷當中，陶瓷的表面粗糙度最高，我

們推論這是造成陶瓷的流動速率較小的其中因素。表 3 也顯示在人工皮、金屬以及陶瓷當中，金屬有最低的表面性狀長寬比，說明其表面性狀長寬比為等向性，我們推論這是造成金屬流動速率最低的主要因素。

五、斜角流動測試之實際應用性

在「斜角流動測試」實驗當中，不論是在 30°、45° 還是 90° 的傾斜表面和每一種表面材質上 PC73 的流動速率都比 PC28 高出許多。其中，在人工皮上，PC73 與 PC28 的流動速率差距更為明顯，意味著在實際情況之下，PC73 在人體皮膚的傾斜表面上，會很快的就位移出原本的位置。隨著角度增大，像下流的水凝膠的重力作用增加，但黏性較高的水凝膠會降低其流速，使其在 90° 的傾斜角度下仍能附著。另外，此測試也顯示出 PC73 較不適合附著在材質表面接觸點平滑的材質上，與表面接觸點間的材質相比會更快速移位。

六、旋轉流動測試之實際應用性

「旋轉流動測試」的實驗中可以看出不論是在 35 rpm 或是 180 rpm 的轉速下，抑或是不同材質之下，PC73 的位移距離就比 PC28 還要大，而 PC73 流動的距離在 180 rpm 下更大。進而推測出 PC28 在運動狀態之下比 PC73 更加合適，因為 PC73 為黏性低的水凝膠，內部分子之間的吸引力較弱，更容易流動並在外力作用下位移更大。PC28 則黏性較高，有更強的分子間作用力，結構較穩定，位移距離會比較小。此測試也模擬出在跑步的時候水凝膠與材質表面的附著性質比較低，因此需要製備出附著性質更好的水凝膠來維持效用。

七、PC28 與 PC73 的附著性質比較

從圖 6 和圖 7 中可得知，PC73 在兩種測試中的位移速率範圍比 PC28 高出近 10 倍，說明黏性較低的水凝膠附著性質較低，在施打入體內後，不論是接觸到人體內的什麼材質，經過人體的運動狀態後都會快速移位。其中，若是接觸到類人體皮膚的材質，更容易快速移位。相較之下，PC28 更適用於人體內。

陸、結論與未來應用

一、結論

根據實驗結果及討論，我們將統整出的結論列點如下：

(一) 在水凝膠的製備過程中，我們利用不同的 PEO:CMC 比例來製備出兩種不同黏性的水凝膠。

(二) 從測量 PC28 及 PC73 水凝膠中可以看出，兩種水凝膠同樣有著中性偏鹼的性質，說明可以用於人體。

(三) 從「斜角流動測試」實驗中可以看出水凝膠在人工皮表面的流速比較快，因為其表面粗糙度較低，使水凝膠不易附著。在陶瓷和鈷鉻鉬合金上則流速較慢，代表水凝膠在骨骼和人體中金屬植入物上的附著性質最強。另外，黏性高的水凝膠在陶瓷和金屬 30°、45° 及 90° 的斜角下幾乎不會流動，然而，黏性低的水凝膠會隨著角度的增加而流速加快。

(四) 承上述，雖然在「斜角流動測試」實驗中水凝膠在人工皮表面的流速比較快，但從「旋轉流動測試」實驗中可以看出 PC28 及 PC73 水凝膠在走路的狀況下皆適用於人體內，而其他材質表面在走路和跑步狀態下皆只適用 PC28 水凝膠。

(五) 實驗中的兩種體外測試方法能測試出兩支不同的水凝膠的不同流速情形，並且看出其中差異，因此此測試方法能夠模擬出實際在人體裡施打的情形。

二、未來應用

從我們所設計的體外測試方法當中，可以看出水凝膠附著性質的差距對於水凝膠在不同表面上的流動速率以及旋轉的情形之下的流動速率，進而推斷出水凝膠實際在人體內遇到不同運動狀態之下是否真的具有期望的附著性質。未來可以設計出更多測試方法，例如酸鹼值或是人體體液對水凝膠的影響，來判定水凝膠遇到體內不同的酸鹼度或是體液時附著性質是否一樣，以更全面的判定一種新研發的水凝膠在人體內的使用情形。

柒、參考文獻

1. Sakamoto, N., Fukuma, E., Tsunoda, Y., Teraoka, K., & Koshida, Y. (2018). Evaluation of the dislocation and long-term sonographic detectability of a hydrogel-based breast biopsy site marker. *Breast Cancer*, 25(5), 575–582. <https://doi.org/10.1007/s12282-018-0854->.
2. Liu, B., & Chen, K. (2024). Advances in hydrogel-based drug delivery systems. *Gels*, 10(4), 262. <https://doi.org/10.3390/gels10040262>.
3. Zeng, N., Jiang, L., Miao, Q., Zhi, Y., Shan, S., & Su, H. (2021). *Journal of biomedical engineering*, 38(3), 609–620. <https://doi.org/10.7507/1001-5515.202011024>.
4. Yang, D. (2022). Recent advances in Hydrogels. *Chemistry of Materials*, 34(5), 1987–1989. <https://doi.org/10.1021/acs.chemmater.2c00188>.
5. Takaichi, A., Kajima, Y., Htat, H. L., & Wakabayashi, N. (2024). *Influences of different selective laser melting machines on the microstructures and mechanical properties of Co–Cr–Mo Alloys*. MDPI. <http://dx.doi.org/10.3390/app14156576>.
6. Revete, A., Aparicio, A., Cisterna, B. A., Revete, J., Luis, L., Ibarra, E., Segura González, E. A., Molino, J., & Reginensi, D. (2022). Advancements in the use of hydrogels for Regenerative Medicine: Properties and Biomedical Applications. *International Journal of Biomaterials*, 2022, 1–16. <https://doi.org/10.1155/2022/3606765>.
7. Cao, H., Duan, L., Zhang, Y., Cao, J., & Zhang, K. (2021). Current hydrogel advances in physicochemical and biological response-driven biomedical application diversity. *Signal Transduction and Targeted Therapy*, 6(1). <https://doi.org/10.1038/s41392-021-00830-x>.
8. Dong, Y. C., Bouché, M., Uman, S., Burdick, J. A., & Cormode, D. P. (2021). Detecting and monitoring hydrogels with medical imaging. *ACS Biomaterials Science & Engineering*, 7(9), 4027–4047. <https://doi.org/10.1021/acsbiomaterials.0c01547>.
9. Zhong, J., Zhao, T., & Liu, M. (2022). Fluorescence microscopic visualization of functionalized hydrogels. *NPG Asia Materials*, 14(1). <https://doi.org/10.1038/s41427-022-00376-6>.

【評語】100007

本作品討論水凝膠與材料表面附著性質之關聯。

1. 宜說明只選擇與比較 PC73 與 PC28 之原因。建議多嘗試幾種不同的比例配方，以便能得到更佳系統性的結果。
2. 水凝膠流動與轉動速率之量測精確性攸關實驗分析之成果，建議更具體說明。
3. 建議可以量測不同傾斜角下的接觸角（含前進與後退接觸角），可以更多的描述與表面的沾附。
4. 雖下列討論已被移除，但在說明書撰寫時應有清楚的論述：
 - a. 第 14 頁為何「人工皮和陶瓷為異向性表面」？為何 str 接近 0 表示有紋路且是等向性？
 - b. 同學討論到「當 CMC 的質量百分濃度降低時，水凝膠的介電常數也會降低」但介電常數與本作品欲探討的關連性為何？
 - c. 為何「人工皮的表面結構最為精細，導致兩種水凝膠在人工皮上的流動速率最大」，即「精細度」與「流動性」的因果關連為何？