

2025年臺灣國際科學展覽會 優勝作品專輯

作品編號	100014
參展科別	工程學
作品名稱	以卵黃細胞模擬紅血球在血管中之流動表現與 潛在應用價值

就讀學校	高雄市立高雄女子高級中學 高雄市立高雄高級中學
指導教師	林孝正 何姿穎
作者姓名	黃品禎 蔡鎔宇

關鍵詞	<u>細胞運動、數學建模、形變</u>
-----	---------------------

作者簡介



我們是高雄女中、高雄中學一年級的黃品禎和蔡鎔宇。我們在國中時第一次接觸科展。在珍貴的過程中，我們學到很多課本外的知識，對於追根究柢的慾望日漸提升。我們熱愛科學研究、熱愛尋找問題並解決的過程，更熱愛和志同道合的夥伴討論，激發出意想不到的火花。希望我們的研究能夠實踐，提供更有效率的疾病篩檢方便及時治療。

2025 年臺灣國際科學展覽會
研究報告

區別：南區

科別：工程科

作品名稱：以卵黃細胞模擬紅血球在血管中之流動表現
與潛在應用價值

關鍵詞：細胞運動、數學建模、形變

編號：

摘要

本研究以塑膠水管、雞卵細胞搭配不同液體黏度，建置出七種生理情境，並藉由蒐集卵黃形變狀態、速率、側截面積，建構紅血球在血管中流動表現的模型，希望能達到預測生理情境的效果。研究的最後，我們使用 Python 撰寫程式，協助自動追蹤卵黃的最大瞬時速率與當下的側截面積。本研究發現卵黃會因流動速率的變化產生相對形變避免破裂；當模擬正常微血管時含有 0.03% 酒精，流動速率會提高；當模擬緊張型微血管時含有 0.5% 酒精，流動速率較接近正常微血管。另外，模擬微血管中的卵黃若在流動時受到阻力，比表面積會增加，但在小動脈模擬中卻相反；在模擬緊張型微血管時，隨著管內液體黏度上升，卵黃出現最大瞬時速率的位置離心臟越遠。

We use plastic tubes, chicken egg cells, and aqueous solutions of varied viscosity to mimic seven different physiological conditions. By collecting data on changes in dimensions such as shape, velocity, and profile of cross-sectional area of the eggs, we can construct a model of red blood cell flow in blood vessels, which we hope can predict physiological outcomes. At the end of our study, we use python compiler to code a program to assist us in tracking maximum instantaneous velocity and automatically calculating the profile of cross-sectional area at that moment. We find that change of flow rate causes relative deformation, which prevents rupture. At 0.03% alcohol in the simulated micro vessels, flow velocity of the egg yolk increases. At 0.5% alcohol in the simulated arteriole, flow velocity of the egg yolk approaches normal. In addition, if the flow of egg yolk is resisted, specific surface area increases in the simulated tonically constricted micro vessels but decreases in the simulated arteriole. During stimulation of tonically constricted micro vessels, as the viscosity of the liquid in the tube increases, the location of the maximum instantaneous velocity of the egg yolk moves farther from the heart.

壹、前言

記得國中第一版生物 4-2「人體內的心血管系統」，有提到紅血球在動脈、靜脈、微血管中的流動速率，以及紅血球在失去細胞核之後體積變小、攜氧量提升。紅血球失去細胞核的主要原因有兩點：一是縮小體積，容納更多血紅素，提高攜氧量；二是因細胞核有僵硬的結構，若保留細胞核則不利紅血球變形。本實驗中，我們將探討卵黃細胞在不同生理情況的微血管及小動脈中的運動速率，以及在不同運動速率下的形變情形，希望能找出細胞在運輸過程中速率與形變間的關聯性，並以實驗結果證明之。

限於實驗倫理，我們無法在生物體中改變血液黏度或酒精濃度來調節其生理狀態，並觀測各種不同生理情況下的血球變化。而且，紅血球體積極小，不利於觀察與分析其形狀變化；血液的變因太過複雜難以掌控，因此我們決定將紅血球和血管等比例放大，並使用放大版的血液流動模型進行實驗，藉此純化變因及方便後續的分析。為了找到體積較大、適合模擬紅血球且便於觀測的物體，並考量細胞內大小不同的胞器在細胞遷移的同時亦在細胞質內運動，且胞器的大小及類型會導致其進行運動的方式有所不同，因此細胞流動非一般「水球」可代替的。在查閱文獻之後，得知曾有科學家將人體血球細胞轉為卵細胞的成功案例（Daniel Oberhaus, 2018）而鳥類的卵細胞又是體積最大的動物細胞，利於本實驗的觀察與分析，所以最終決定以雞卵黃細胞模擬紅血球。

由於力對物體的影響分為形變與運動速率兩種，根據血流動力學，當液體穩定流過長管道時，管壁施加摩擦力，加上液體內部黏滯力，在管道上形成流速梯度。其中，靠近管壁的流體靜止不動，流速在管到中心最高，此為層流現象。血液中的流速梯度同時對物體的形變和流動速率產生影響，是故實驗中我們觀察到的卵黃形變狀態和運動方向相同，皆朝向疏馬達端。其中，卵黃的形變會呈現中間最凸而愈往管壁則愈趨平緩的趨勢。這特性使卵黃在受力時可能同時產生速率與形狀的改變，滿足我們模擬的細胞條件，並讓本實驗具有可行性。

我們將 0.74%生理食鹽水增稠至 4cP、8cP、12cP 來模擬正常的血液（人體標準的血液黏度為 4~15cP），16cP 模擬飲食高脂高糖、水分攝取量少、運動不足、嗜菸酒、壓力過大等造成血液黏稠的生理情況（姜，2018）再加入酒精使溶液的酒精濃度達到酒駕超標濃度 0.03%及人體可承受的酒精量最大值 0.5%；利用矽力康營造出血液長期處於高度黏稠狀態而產生的環狀堵塞情形，並將壓克力直管由細到粗組裝來模擬人體長期處於高壓緊張狀態而導致的輸入端變細、輸出端變粗的緊張型微血管。

本實驗的主要目的是藉由將卵黃放置於透明直管內模擬紅血球在微血管及小動脈中的運動過程，並蒐集相關參數進行建模。數學建模是將實際問題轉換為數學模型以求解（林，2004）。以往關於紅血球形態變化的文獻多著重於靜態數據差異，而細胞在運動過程中的形變也需被量化。參考 Sam Wood 於 2021 年的研究，我們希望能量化不同生理情況下雞卵黃細胞的形變數據，建構出流動模型方程式。在研究的過程中，我們使用多種軟體分析，例如：利用 Tracker 收集運動速率、IC Measure 分析對應之截面積、Teachable Machine 判斷形變。在研究的最後，我們撰寫了一個能自動分析卵黃的流速和截面積的程式。此程式會讀取實驗影片，通過影像處理計算卵黃的形變和速度，並藉由選擇第二大瞬時速率替代被遮蔽的流速來處理可能的遮擋問題。它還能自動調整 HSV 範圍，根據不同卵黃樣本的顏色，抓取更準確的 HSV 值，增加分析結果的準確性。

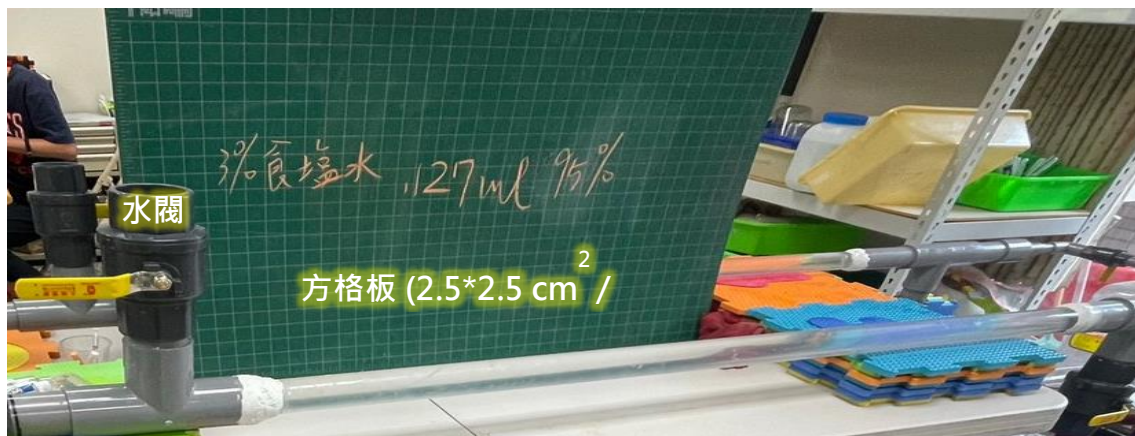
現今科技已可藉由血管檢測儀在無須進行侵入性採血的方式下，觀測到人體血管內紅血球的流動情形。倘若能利用此技術，將人體的血液流動情形數據化（如側截面積、細胞運動速率等），再與本實驗所建構之紅血球運動模型做比對，即可推知血管是否處於各種生理情況對應的血液，並進一步給予相對應的飲食指引，或甚至提供未來在疾病預防有別於過往的新思維。

綜上所述，本研究的目的是「了解雞卵黃細胞在七種生理情況下的流動表現，並建構卵黃於管狀裝置之形變與流動速率之模型」。據此，擬出待答問題如下：

- 一、探討最適合模擬紅血球流動型態的卵黃細胞
- 二、探討卵黃產生形變的樣貌
- 三、探討卵黃在血管流動過程中最大瞬時速率與形變之關係
- 四、探討卵黃在血管流動過程中平均最大瞬時速率與對應側截面積之關係
- 五、比較卵黃在正常型微血管和緊張型微血管中的形變與最大瞬時速率之差異
- 六、建構卵黃在血管流動中之平均最大瞬時速率和對應側截面積之數學模式
- 七、Tracker 和 Jupyter 分析速率效果之比較
- 八、利用 Jupyter 帶入所建構之模型，反推其黏度

研究設備及器材

一、架設血管模擬裝置 (以下六張圖由作者拍攝)



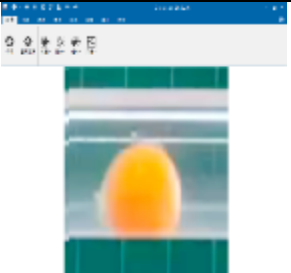
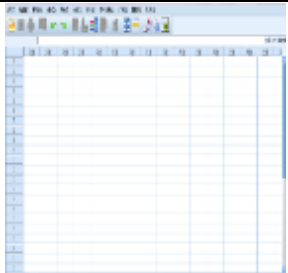
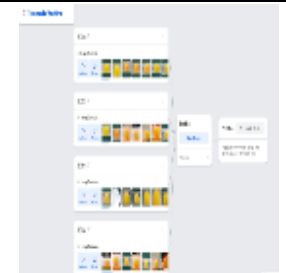
抽水馬達	流速器	硬質膠合劑
		

二、配置 20 公升 0.74% 之生理食鹽水 (酒精、CMC 增稠劑的配置方法如研究方法所述)

大容器	蒸餾水	1000ml 定量瓶	電子秤
食鹽	洗滌瓶	酒精	CMC 增稠劑

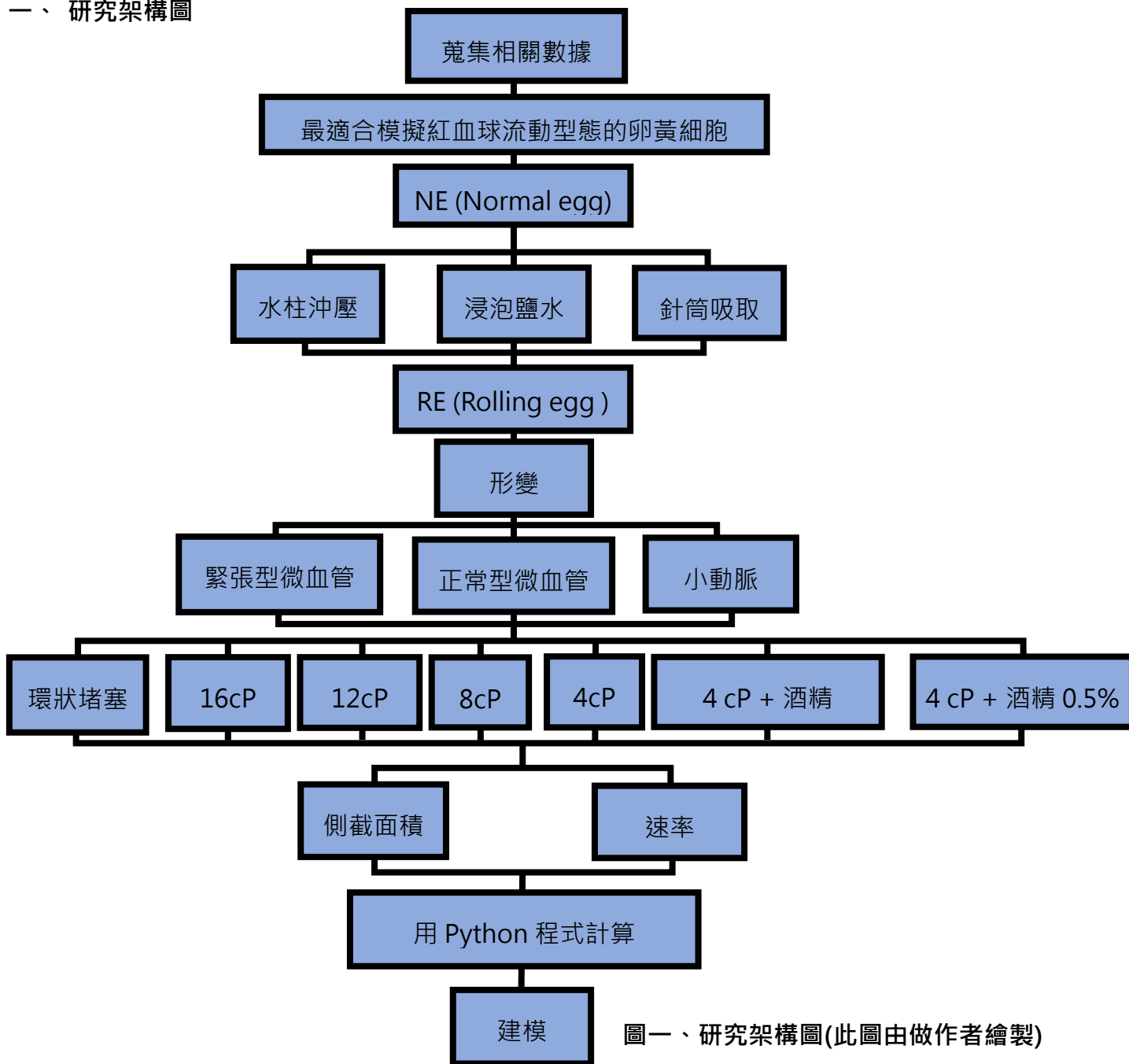


三、軟體分析(以下四張圖皆為軟體的使用者介面截圖)

Tracker	IC Measure	Spss 26.0	Teachable machine
			

貳、研究過程及方法

一、研究架構圖



二、名詞解釋

- (一) Normal egg：一般市售雞卵黃（以下報告裡簡稱 NE）。
- (二) Rolling egg：浸泡 3.4%食鹽水 8 小時的雞卵黃（以下報告裡簡稱 RE）。
- (三) 緊張型微血管：前段管徑變細，中段正常，後段管徑變寬。
- (四) 側截面積：卵黃流動時面對攝影鏡頭那側面積。

三、研究方法

(一) 配置 20 公升對應生理情況的模擬血液

1. 取一大容器，測量並標記 20 公升刻度線。
2. 使用黏度計，計算出對應濃度所需的增稠劑量。黏度杯說明書中顯示出相同體積之不同黏度液體完全滴漏所需的時間曲線。經過換算後得出欲配置黏度與需添加之 CMC 重量為： $\frac{150}{11} \cdot [\text{欲配置之黏度 (Viscosity, cP)}]$ 公克。
3. 秤取所需黏度對應的 CMC 量與 148 克食鹽。
4. 將 CMC 經由篩子進入大容器中，同時迅速攪拌，使增稠劑更快更均勻的溶於水中。

(二) 配置各種生理情況對應的模擬血液（酒精、增稠劑）

1. 模擬血液中含有達到酒駕超標濃度含量的血液酒精濃度 0.03%：量取 7.6mL 的酒精，加入 20 公升 4cP 0.74%之生理食鹽水中。
2. 模擬可承受的酒精量最大值，血液酒精濃度 0.5%：量取 127ml 的酒精，加入 20 公升 4cP 0.74%之生理食鹽水中。
3. 將生理食鹽水中加入 CMC 增稠劑，模擬飲食高脂高糖、水分攝取量少、運動不足、嗜菸酒、壓力過大等造成血液黏稠的生理情況（姜，2018）。量取欲配置黏度對應量的 CMC 增稠劑、148 克食鹽，溶解步驟如「配置 20 公升模擬血液」。

四、架設實驗設備

(一) 設計血管模擬裝置

1. 一般生理情況之微血管與小動脈

文獻中顯示微血管管腔典型直徑為 5 μm 管壁厚度 1 μm ；小動脈管腔典型直徑為 20 μm 管壁厚度為 15 μm ；紅血球長徑為 6.5 μm （Aaronsoon，2020）。我們分析在管中流動的卵細胞截面積，利用方格板（2.5*2.5 cm^2 / 格）作為校正比例尺，計算得卵黃長徑為 4.4cm。

我們想設計出等比例放大的血管裝置模型，故計算出與卵黃大小相對應的管徑。計算得出適合的微血管及小動脈直徑後，配合市售的壓克力管徑大小，我們定義模擬微血管直徑大小約為 5cm；小動脈直徑約為 7cm。

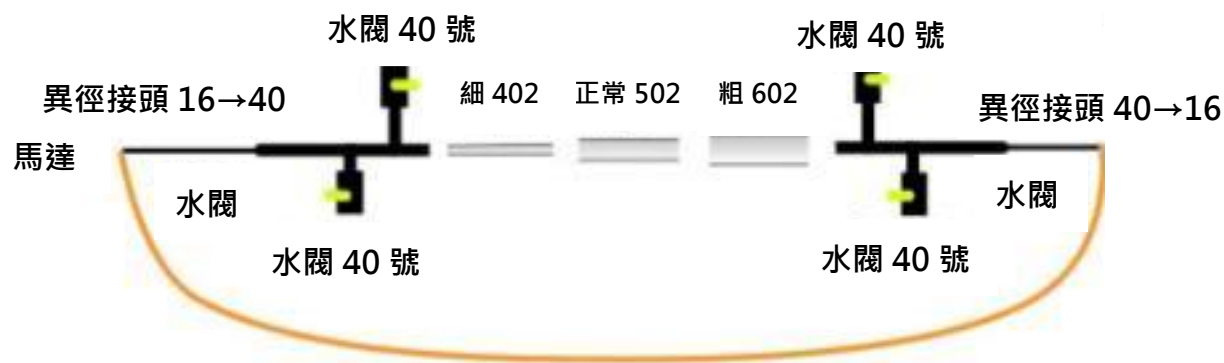
表一、卵黃與市售壓克力管規格之換算比例對照表(以下兩表由作者使用 EXCEL 設計)

市售壓克力管規格	內徑	適合模擬的類型
402	$4-0.2 \times 2 = 3.6$	細微血管
502	$5-0.2 \times 2 = 4.6$	正常微血管
503	$5-0.3 \times 2 = 4.4$	
602	$6-0.2 \times 2 = 5.6$	小動脈/粗微血管
703	$7-0.3 \times 2 = 6.4$	
803	$8-0.3 \times 2 = 7.4$	
903	$9-0.3 \times 2 = 8.4$	
1003	$10-0.3 \times 2 = 9.4$	

2. 人體處於緊張狀態下的微血管（輸入端變細—收縮，輸出端變粗—擴張）

模擬類型	對應市售規格	內徑
收縮型微血管	402	36mm
正常微血管	502	46mm
舒張型微血管	602	56mm

3. 緊張型微血管設計圖(此圖為實際架設實驗裝置前作者電繪設計圖)



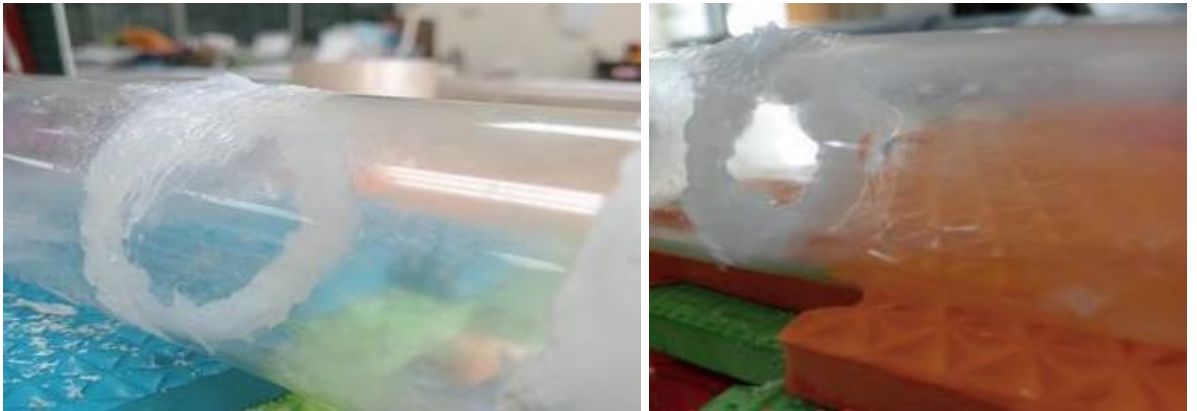
(二) 組裝血管模擬裝置

1. 以硬質膠合劑連接灰色水管與水閥（PVC）。
2. 將透明壓克力管與灰色水管連接後，以防水修補土覆蓋在連接處。
3. 將模擬裝置中一端連接抽水馬達，待管內充滿模擬血液且高度在水閥中達約 8 分滿後，關閉馬達，開啟上水閥，投入卵黃（若管內未充滿足夠高度之生理食鹽水，則卵黃容易因壓力差而破裂）。
4. 開啟馬達（本實驗皆使用檔次 120；流量 = 15145 L/H），使卵黃在受到馬達給定的沖力下在管內流動，以錄影及人工觀察紀錄。
5. 將拍攝後的影片使用軟體分析卵黃的形變與流速變化，並加以統計分析。

(三) 模擬血管環狀堵塞(以下兩圖於填充矽利康後由作者所拍攝)

1. 確認其餘實驗皆完成後，將壓克力管上方鋸切開口，使注射筒得以伸入管內。
2. 選擇矽利康作為模擬血管環種堵塞的原因：

- (1) 便於塑型，可依需求做出對應的形狀。
- (2) 有些許彈性，與脂肪特性相似。
3. 將注射筒內填充矽利康後伸入壓克力管中，環繞管壁一周填充矽利康（如圖二）



圖二、模擬各種生理情況對應的血液為環狀阻塞，左圖模擬小動脈、右圖模擬微血管

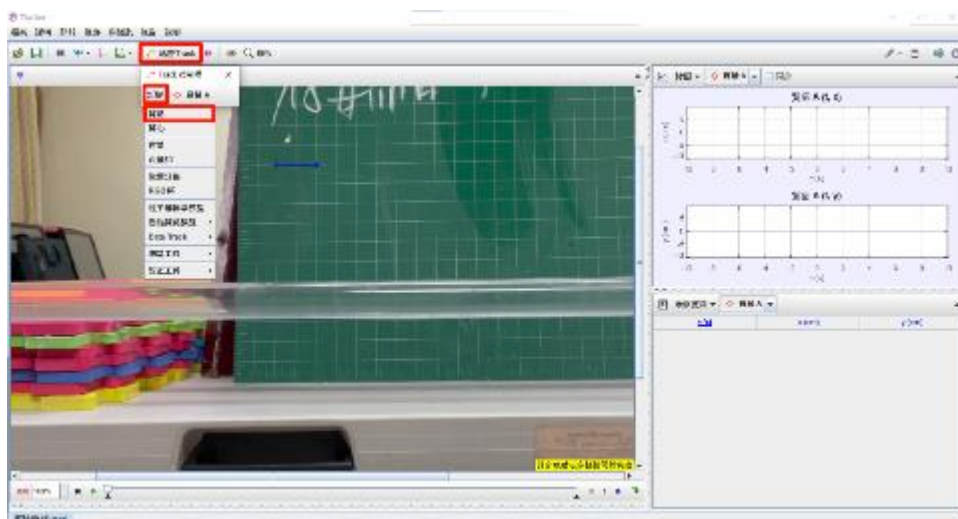
(四) 測量卵黃的體積（排水法）

1. 取一 1000 毫升量筒，盛裝生理食鹽水至 200 mL 刻度線。
2. 傾斜量筒，使卵黃滑入量筒，並沒入水中。
3. 取一微量滴管，一次加 1 mL，加水至下一個刻度線（量筒刻度讀值）。

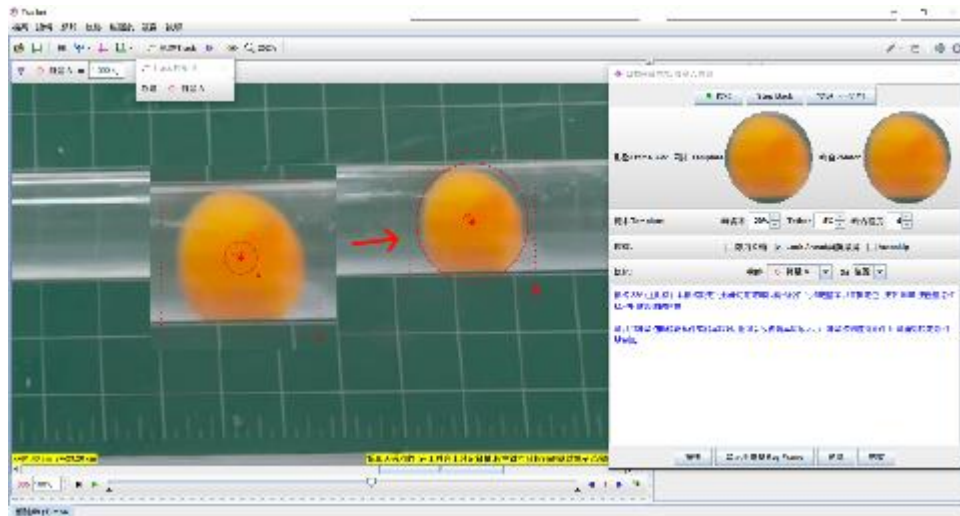
$$V_{\text{卵黃}} = \text{量筒刻度讀值} - V_{\text{微量滴管}} - 200 \text{ mL} \dots\dots (1)$$

(五) 以 Tracker 軟體測量卵黃移動的速率(以下皆為 Tracker 的使用者介面截圖)

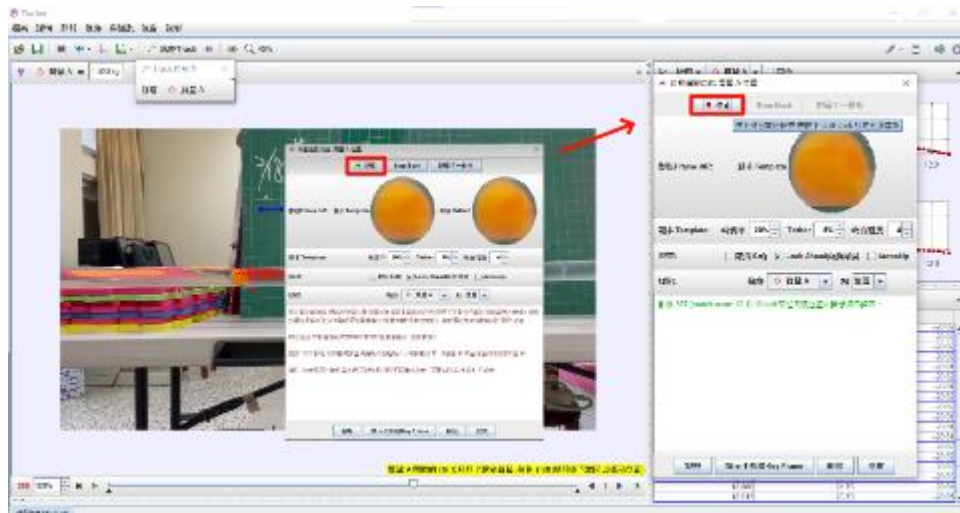
1. 上傳影片至 Tracker。
2. 設定單位為 cm。
3. 點選「校正桿」取兩格長度，並設定比例尺 5cm（墊板每格邊長為 2.5cm）。
4. 點按「軌跡」→「新增」→「質點」，鍵盤按下 ctrl+shift，鼠標定位到欲追蹤對象(若軟體因周邊環境干擾，無法定位，則按鍵盤 shift，採取手動定位方式)



5. 欲追蹤對象產生圓框，拉動右下角圓點，調整圖形至略大於卵黃，使之最符合欲追蹤之圖形。



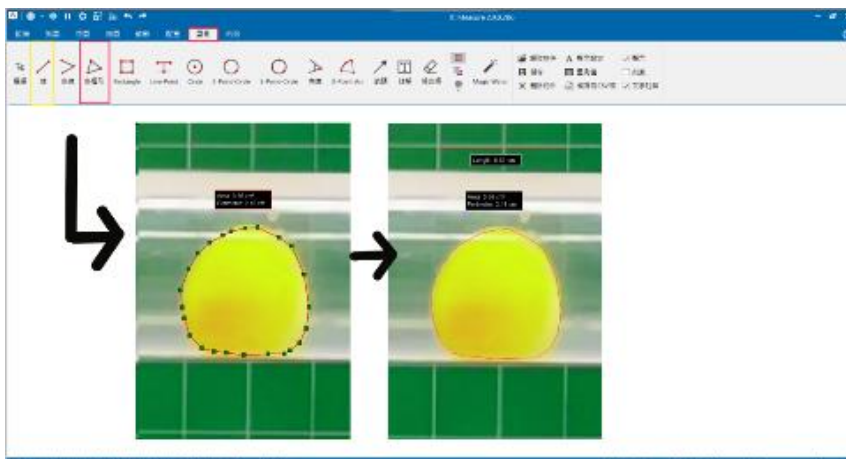
6. 點選「搜尋」後，觀看影片撥放直到卵黃流動結束後，點選「停止」。



7. 點選「表格資料」，將 x、y 參數取消，新增 v(cm/s)參數。
8. 將資料轉至 Excel，以利用 Max 公式，找出後續分析所需之瞬時最大速率 V_{max} ，及其對應秒數，並劃記出來待後續分析使用。
9. 回到 Traker 軟體，定位到 V_{max} 的對應秒數並截圖後，待用 IC Measure 分析卵黃側截面積。

(六) 以 IC Measure 軟體測量卵黃側截面積(以下皆為 IC Measure 使用者界面截圖)

1. 從所拍攝之實驗影片中，擷取一張含有比例尺的卵黃照片(每格邊長為 2.5 公分)。
2. 照片上傳至 IC Measure 進行分析。
- 3.



- (1) 點選「量測」「多邊形」。
- (2) 將卵黃置於畫面中心，向前滾動滑鼠放大到 700 倍以上。
- (3) 沿著卵黃邊緣〔定義為黃色色塊與他色色塊交接處〕，最後連成封閉圖形。
- (4) 點選「線段」取得兩格方格作為比例尺。
- (5) 由於軟體本身只會單以兩格方格作為比例尺，但不會轉算兩格方格之邊長為 5 cm，因此藉由 IC Measure 得到數據後，會再用 Excel 進行一次校正。

(七) 利用 Teachable machine 軟體進行數據分析比對

1. 依比例建置一血管模型，在其中放入卵黃，使之流動並拍攝。
2. 將所有拍攝到的影片畫面，搭配實驗記錄，進行人工歸納出四種卵黃形變狀態。
3. 開啟 teachable machine 並分出四個類別，分別為形變 1、2、3、4。
4. 為訓練軟體能學習各形變圖形的定義，用人工方式找出符合形變之對應圖片的卵黃並截圖。
5. 在 4 組類別至少放入 10 組符合形變之對應卵黃照。
6. 將上述卵黃照放入對應的編號中，並重複此動作。
7. 再次訓練軟體。
- (1) 將實驗截自影片的相關卵黃照，經人工判別後放入軟體分析。
- (2) 重複前一步驟直到分析符合度可以大於 80%。
8. 將從各影片蒐集到欲分析之圖片均上傳軟體分析。
9. 經軟體相似比對後，定義相似度占比最大者，即為此圖片之形變狀態編號。

(八)利用 Jupyter 撰寫一個可以自動分析速率與截面積的程式

(以下為設計程式後，於 Jupyter 的呈現。包含程式內容和操作結果)

1. 計算最大瞬時速率和截面積

我們原本有撰寫一個抓取影片中最大瞬時速率位置的幀圖片。然而在抓取緊張型微血管的最大瞬時速率幀圖片時，可能抓到被粗細交接口連接處所遮蔽的照片，導致截面積分析錯誤，故撰寫此程式以求改善此問題並抓取第二大瞬時速率以替代之。

如果圖片不清楚改抓第二大瞬時速率的時間點

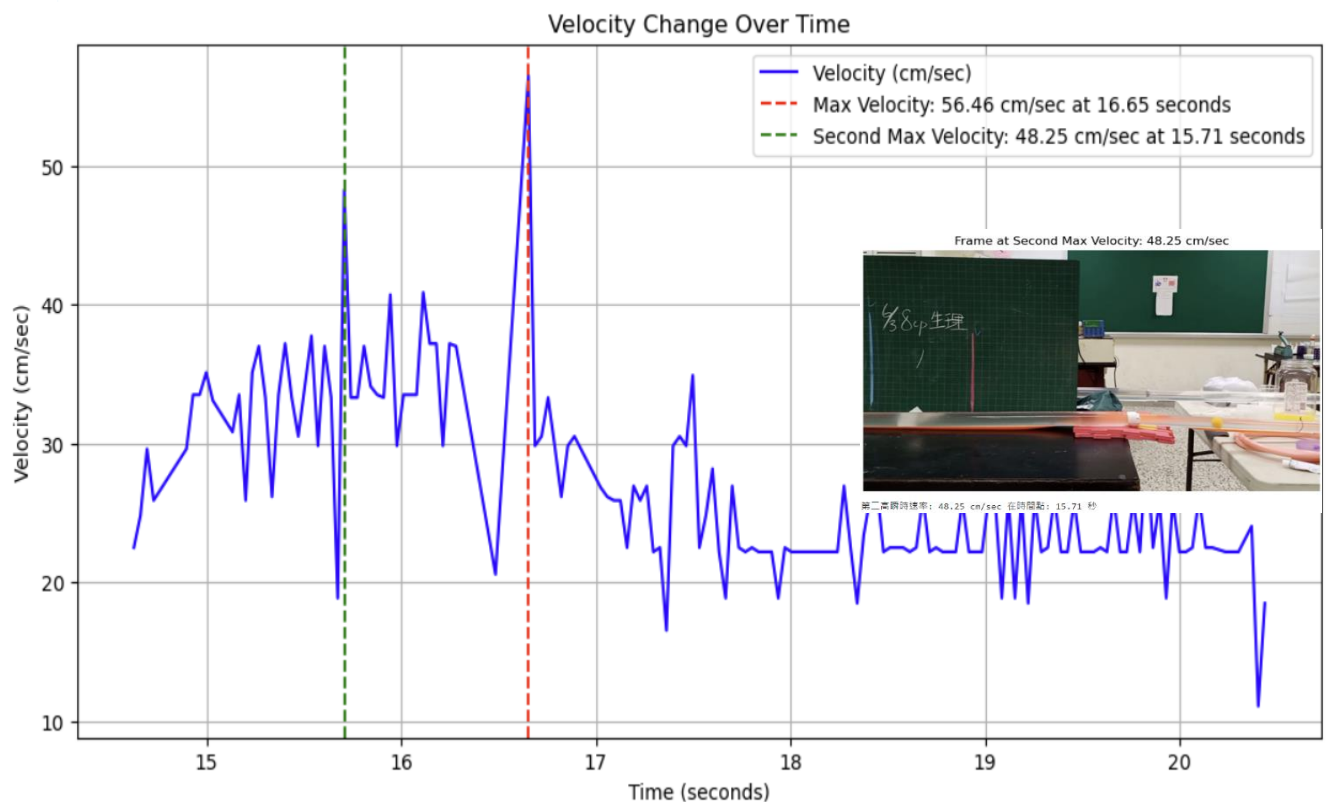
```
# 找出第二大瞬時速率的時間點
second_max_velocity_idx = yolk_df['velocity_cm'].nlargest(2).index[1] # 取前兩個最大值，並選擇第二個
second_max_velocity = yolk_df['velocity_cm'].iloc[second_max_velocity_idx] # 使用 cm 單位
second_max_velocity_time = yolk_df['time'].iloc[second_max_velocity_idx]

# 根據第二大瞬時速率的幀數提取幀圖片
second_max_frame_number = int(second_max_velocity_time * fps)

# 重新打開影片以提取第二大瞬時速率對應的幀圖片
cap = cv2.VideoCapture(video_path)
cap.set(cv2.CAP_PROP_POS_FRAMES, second_max_frame_number) # 設置到第二高速度的幀數
ret, second_max_frame = cap.read() # 讀取該幀
cap.release()

# 繪製速率變化圖
plt.figure(figsize=(12, 6))
plt.plot(yolk_df['time'], yolk_df['velocity_cm'], label='Velocity (cm/sec)', color='blue') # 使用厘米顯示
plt.title('Velocity Change Over Time')
plt.xlabel('Time (seconds)')
plt.ylabel('Velocity (cm/sec)') # 修改標籤
# 使用厘米顯示
plt.axvline(x=max_velocity_time, color='red', linestyle='--', label=f'Max Velocity: {max_velocity:.2f} cm/sec at {max_velocity_time:.2f} seconds')
# 使用厘米顯示
plt.axvline(x=second_max_velocity_time, color='green', linestyle='--', label=f'Second Max Velocity: {second_max_velocity:.2f} cm/sec at {second_max_velocity_time:.2f} seconds')
plt.legend()
plt.grid()
plt.show()

# 顯示第二大瞬時速率對應的幀圖片
plt.figure(figsize=(8, 8))
plt.imshow(cv2.cvtColor(second_max_frame, cv2.COLOR_BGR2RGB))
plt.title(f'Frame at Second Max Velocity: {second_max_velocity:.2f} cm/sec') # 使用 cm 單位
plt.axis('off') # 隱藏坐標軸
plt.show()
```



2. 截面積分析程式內容

```
## 選擇要抓截面積的幀
select_frame = second_max_frame

# 將最高速率幀轉換為 HSV 色彩空間
hsv_frame = cv2.cvtColor(select_frame, cv2.COLOR_BGR2HSV)

# 創建遮罩，只保留黃色部分
mask = cv2.inRange(hsv_frame, lower_yellow, upper_yellow)

# 尋找遮罩中的輪廓
contours, _ = cv2.findContours(mask, cv2.RETR_EXTERNAL, cv2.CHAIN_APPROX_SIMPLE)

# 設定輪廓面積的下限和上限 (根據蛋黃的大小進行過濾)
min_area = 500 # 小於 500 的輪廓會被過濾
max_area = 1000 # 大於 1000 的輪廓會被過濾，根據需要調整

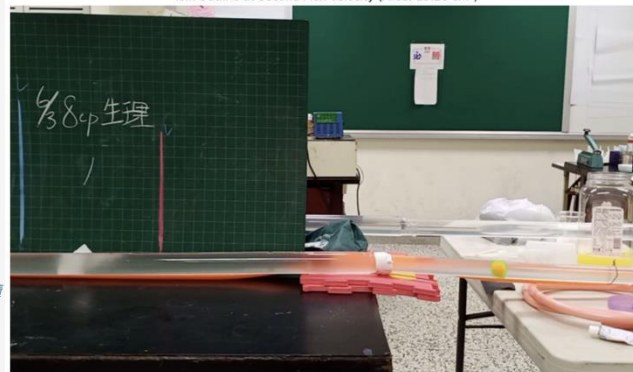
# 過濾並選擇符合條件的輪廓
for contour in contours:
    area = cv2.contourArea(contour)
    if min_area < area < max_area:
        # 繪製輪廓 (外框)
        cv2.drawContours(select_frame, [contour], -1, (0, 255, 0), 1)

        # 計算輪廓面積
        yolk_area_px = area # 像素
        yolk_area_cm2 = yolk_area_px / 64 # 轉換為平方厘米
        print(f"蛋黃的截面積為: {yolk_area_cm2:.2f} cm²") # 輸出平方厘米的面積

# 顯示畫上蛋黃外框的圖片
plt.figure(figsize=(12, 12))
plt.imshow(cv2.cvtColor(select_frame, cv2.COLOR_BGR2RGB))
plt.title(f'Yolk Outline at Second Max Velocity (Area: {yolk_area_cm2:.2f} cm²)') # 使用平方厘米單位
plt.axis('off') # 隱藏坐標軸
plt.show()
```

蛋黃的截面積為: 13.20 cm²

Yolk Outline at Second Max Velocity (Area: 13.20 cm²)



(九) 抓取更準確的 HSV 值

為因應卵黃的個體顏色差異（受類胡蘿蔔素濃度影響），撰寫此程式以求在所有不同的個體分析中，都能更準確的抓準目標，而不會量測到其他顏色相近的質點。

```
import os
```

```
# 打印當前工作目錄
print(os.getcwd())
```

```
# 讀取影片
cap = cv2.VideoCapture(video_path)

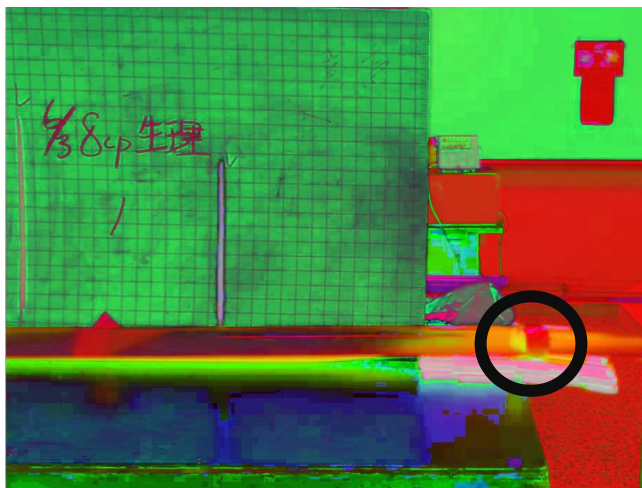
# 創建一個列表來存儲蛋黃的座標和時間
yolk_data = []

# 定義蛋黃的 HSV 顏色範圍

from matplotlib import pyplot as plt

image = max_frame
HSV = cv2.cvtColor(image, cv2.COLOR_BGR2HSV)
def getpos(event, x, y, flags, param):
    if (event == cv2.EVENT_LBUTTONDOWN):
        print(HSV[y, x])
cv2.imshow("imageHSV", HSV)
cv2.imshow("image", image)
cv2.setMouseCallback("imageHSV", getpos)
cv2.waitKey(0)
```

```
[ 16 224 228]
```



1. 將鼠標移置目標物上，並按下左鍵，輸出欄中即會出現此物體的 HSV 值（如上圖）。

肆、研究結果

前導實驗、建立研究對象雞卵黃的基本資料。

為了比較原始卵黃與經過處理的卵黃之截面積與體積，因此先將購買來的卵黃記錄下平均截面積與平均體積。

(一) 平均截面積

將市售雞卵黃放置於培養皿中，擺放比例尺後拍照，再以 IC Measure 軟體估測卵黃，結果顯示市售卵黃平均截面積為 $16.14 \pm 1.17 \text{ cm}^2$ 。

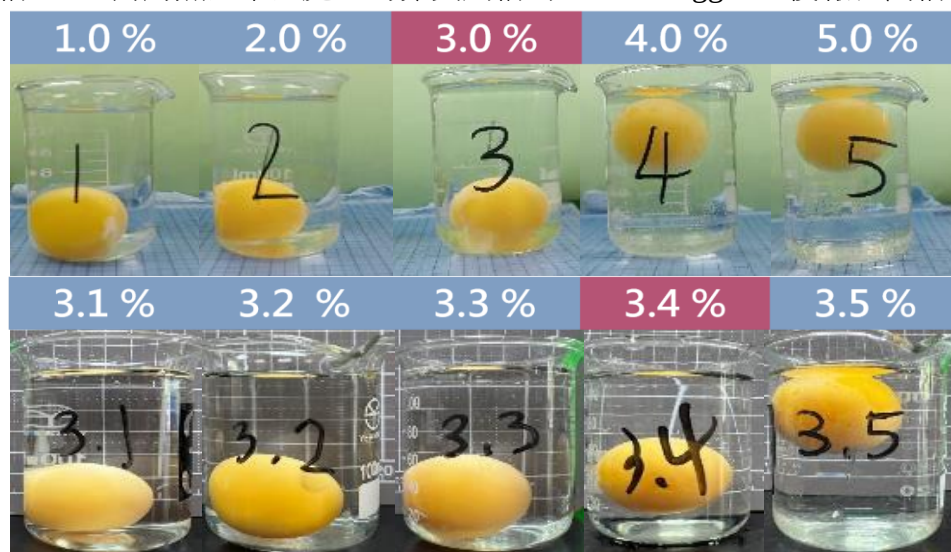
(二) 平均體積

將市售雞卵黃放置於 1000ml 量筒中量測體積，結果顯示市售卵黃平均體積為 $18.17 \pm 2.01 \text{ cm}^3$ 。

一、最適合模擬紅血球運輸型態的卵黃

(一) 使卵黃在運動過程中產生轉動現象(以下表格與照片由作者拍攝)

人類的紅血球在血管中流動時會有旋轉的情況發生。為了讓卵黃在流動時旋轉，我們嘗試使用以下方式，包括使用極細針筒直接抽取卵黃；在卵黃膜上戳一小洞後，用細水柱沖壓出一點卵黃；配置一系列梯度鹽水（如圖三）等，最終我們發現，將卵黃浸泡 3.4% 食鹽水 8 小時後，卵黃放入模擬血管系統流動時，便能如紅血球般呈現旋轉的狀態，更接近真實的人類紅血球。故本實驗後續模擬都採用經 3.4% 食鹽水浸泡 8 小時之卵黃，因為經過此處理的卵黃在流動時會出現旋轉，因此稱為 Rolling Egg，之後報告簡稱 RE，而對照組未經處理的卵黃則稱為 Normal Egg，之後報告簡稱 NE。

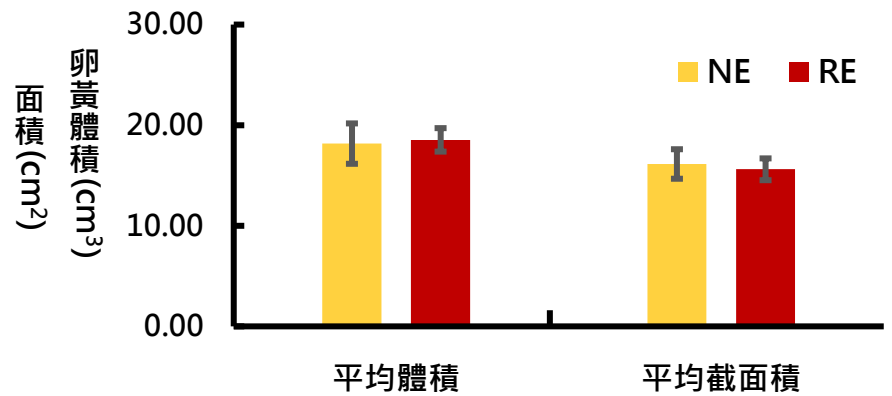


圖三、將卵黃浸泡至一系列濃度的鹽水



圖四、將卵黃浸泡 3.4% 食鹽水

8 小時後測量體積及截面積



圖五、兩種蛋的平均體積與截面積比較圖

☆ 小結：卵黃經浸泡 3.4% 食鹽水 8 小時前後體積與截面積皆無顯著差異，但可使卵黃細胞如紅血球般運動旋轉，更貼近模擬紅血球的運動狀態。

二、 卵黃產生形變的樣貌

藉由人為觀測影片，我們發現卵黃在模擬血管裝置中，大致可歸為四種形變類型，如同月相中的盈凸月和弦月般，如表一。我們將拍攝的影片中，符合這四種形變類型的畫面擷取出來，並訓練 Teachable machine 軟體比對形變，直至相似度達 80% 以上。

表二、卵黃產生形變的樣貌

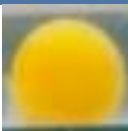
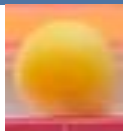
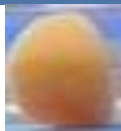
形狀編號	1	2	3	4
名稱定義	近乎滿月型	80%盈凸月型	60%盈凸月型	弦月型
示意圖				
月相 (舉例)				
實際拍攝				

(月相圖擷取自均一教育平台，實際拍攝圖由作者自行拍攝)

三、 探討卵黃在血管流動過程中最大速率與形變程度之關係

定義出卵黃的四種形變狀態後，我們希望在拍攝的影片找出各生理情況下，出現該形變階段的 $\overline{V_{max}}$ 與平均側截面積。如前言所述，卵黃本身是一個實體，當受到阻力而產生形變時會拉扯卵黃膜，而組成卵黃膜的物質不會突然增加或減少。而本實驗模擬血管的壓克力管皆為圓柱體，在管壁四周觀測到的形變約略相同，因此藉由一側的截面積推估卵黃前後的形態變化。

(一) NE (未經過處理的市售雞卵黃) 置入生理食鹽水(下圖接擷取自實驗中所錄製的影片)

形變編號	1	2	3
平均最大瞬時速率 (cm/s)	15.99±2.05	38.32±1.60	35.10±2.89
平均截面積 (cm ²)	17.32±2.57	19.71±2.25	14.87±2.09
對應圖片			

(二) RE (浸泡 3.4% 食鹽水 8 小時後的市售雞卵黃) 置入生理食鹽水

形變編號	1	2	3
平均最大瞬時速率 (cm/s)	36.83±4.26	34.87±2.04	36.60±1.33
平均截面積 (cm ²)	14.52±1.13	13.91±1.77	14.35±1.68

(三) RE 置入酒精濃度 0.03% (酒駕超標濃度)

形變編號	1	2	3
平均最大瞬時速率 (cm/s)	24.62±3.35	32.76±1.21	29.50±1.99
平均實際截面積 (cm ²)	15.03±1.21	14.80±1.17	15.41±1.21

(四) RE 置入酒精濃度 0.5% (人體可承受酒精量的最大值)

形變編號	1	2	3
平均最大瞬時速率 (cm/s)	17.74±0.38	37.73±1.82	22.99±0.68
平均實際截面積 (cm ²)	13.73±0.89	14.57±1.56	14.39±1.26

(五) NE 置入 CMC 增稠劑 (16cP)

形變編號	1	2	3
平均最大瞬時速率 (cm/s)	21.40±3.76	26.99±3.10	25.30±0.88
平均實際截面積 (cm ²)	13.34±0.81	13.39±0.99	12.81±0.53

(六) RE 置入 CMC 增稠劑 (16cP)

形變編號	1	2	3	4
平均最大瞬時速率 (cm/s)	25.34±2.44	27.28±1.51	21.02±1.13	16.56±1.61
平均實際截面積 (cm ²)	14.29±0.99	17.07±0.52	17.21±1.45	16.19±1.40

(七) RE 置入緊張微血管 4cP

形變編號	1	2
平均最大瞬時速率 (cm/s)	39.55±3.12	41.09±3.34
平均實際截面積 (cm ²)	13.06±2.16	12.75±1.92

(八) RE 置入緊張微血管 8cP

形變編號	1	2	3	4
平均最大瞬時速率 (cm/s)	40.19±1.90	33.67±1.03	34.90±1.90	36.97±3.45
平均實際截面積 (cm ²)	17.41±0.91	17.12±1.41	23.87±4.71	16.33±0.74

(九) RE 置入緊張微血管 12cP

形變編號	1	2	3
平均最大瞬時速率 (cm/s)	32.62±2.87	31.24±2.50	32.16±1.24
平均實際截面積 (cm ²)	16.50±0.21	18.07±1.64	17.38±1.74

(十) RE 置入緊張微血管 16cP

形變編號	2	3
平均最大瞬時速率 (cm/s)	20.59±1.78	24.89±3.75
平均實際截面積 (cm ²)	24.27±1.38	17.59±2.12

(十一) RE 置入緊張微血管酒精 0.03% (酒駕超標濃度)

形變編號	1	2
平均最大瞬時速率 (cm/s)	41.82±2.10	39.71±3.29
平均實際截面積 (cm ²)	14.91±1.27	15.85±1.32

(十二) RE 置入緊張微血管酒精 0.5% (人體可承受的酒精量最大值)

形變編號	1	2
平均最大瞬時速率 (cm/s)	36.98±2.92	40.60±2.28
平均實際截面積 (cm ²)	16.96±1.35	14.95±0.77

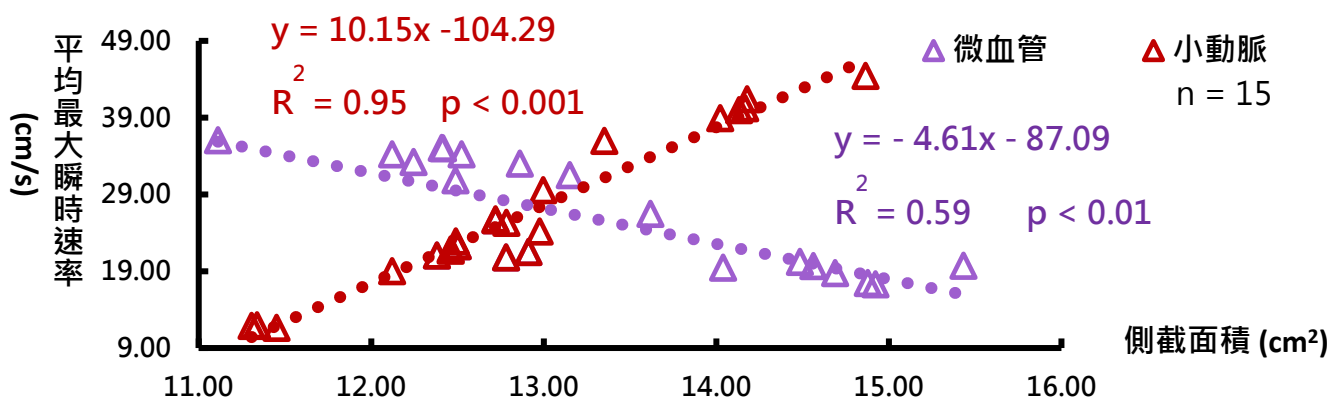
四、 探討卵細胞在血管流動過程中平均最大瞬時速率與對應側截面積之關係

(以下五張圖表皆由作者使用 EXCEL 製作)

以上述方式使用 Tracker 和 IC Measure 軟體蒐集所有影片中的數據後，接著計算出 RE 在各個生理狀態下的模擬中，平均側截面積對 $\overline{V_{max}}$ 的回歸估計式。

(一) 對照組：以 4cP 生理食鹽水模擬血液

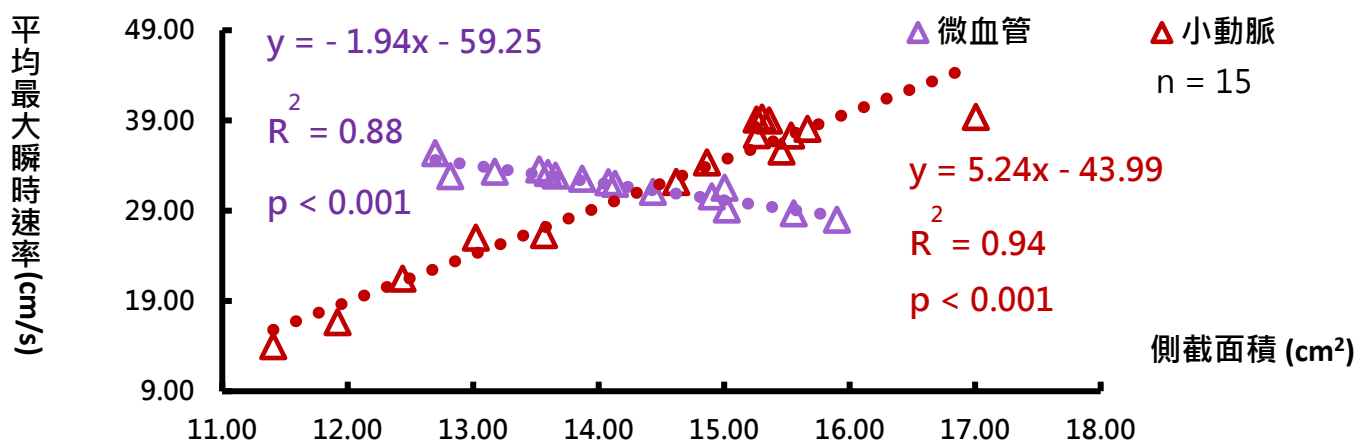
圖六結果顯示，在模擬微血管中，RE 的平均側截面積越大，平均最大瞬時速率就越小；在模擬小動脈中，RE 的平均側截面積越大， $\overline{V_{max}}$ 就越大。



圖六、微血管與小動脈中，RE 側截面積與平均最大瞬間速率之線性關係比較圖

(二) 生理情況一：酒精濃度 0.03% (酒駕超標濃度，血液黏度=4.00cP) 的狀態

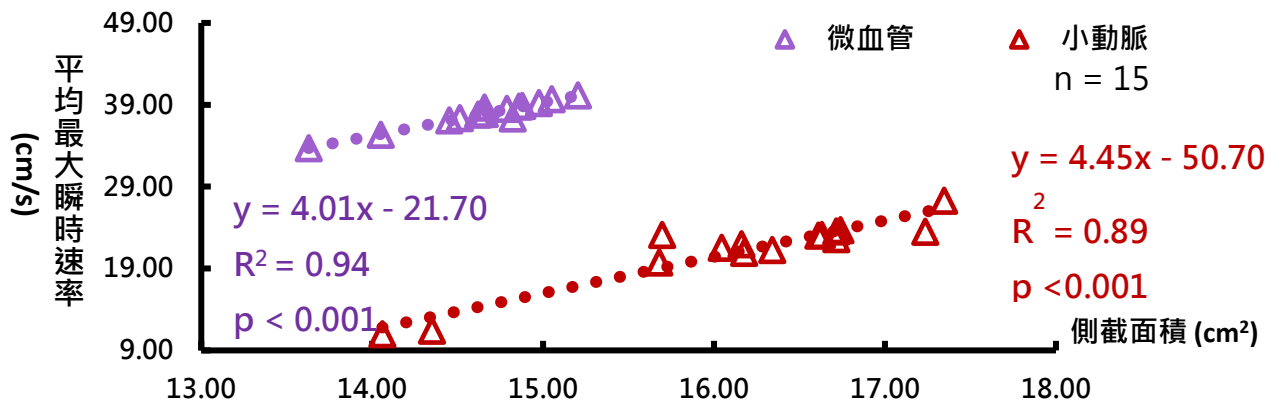
圖七結果顯示在模擬微血管中，RE 的平均側截面積越大， $\overline{V_{max}}$ 就越小；在模擬小動脈中，RE 的平均側截面積越大， $\overline{V_{max}}$ 就越大。我們也發現在此情境下，不論是模擬微血管或小動脈中，RE 的 $\overline{V_{max}}$ 下限都較對照組提升不少。



圖七、微血管與小動脈中，RE 面對酒精濃度 0.03%之各種生理情況對應的血液，側截面積與平均最大瞬間速率之線性關係比較圖

(三) 生理情況二：酒精濃度 0.5% (人體可承受酒精量的最大值)

圖八顯示，RE 在模擬微血管與小動脈的酒精濃度 0.5% 情境中，RE 的平均側截面積越大， $\overline{V_{max}}$ 就越大。我們推測，隨著酒精濃度增加，細胞質逐漸固化，這也是疫情期間用酒精殺菌的原理。酒精濃度 0.5%，雖不到讓細胞質固化死亡，但卻影響了細胞運動能動性 (Cell Motility)。因此，在這個生理情境中，RE 不論在模擬微血管還是小動脈中，側截面積的範圍都較生理情況一、二集中。同時在模擬微血管中，RE 的 $(V_{max})^-$ 下限較對照組提升許多；而在模擬小動脈中則相反。

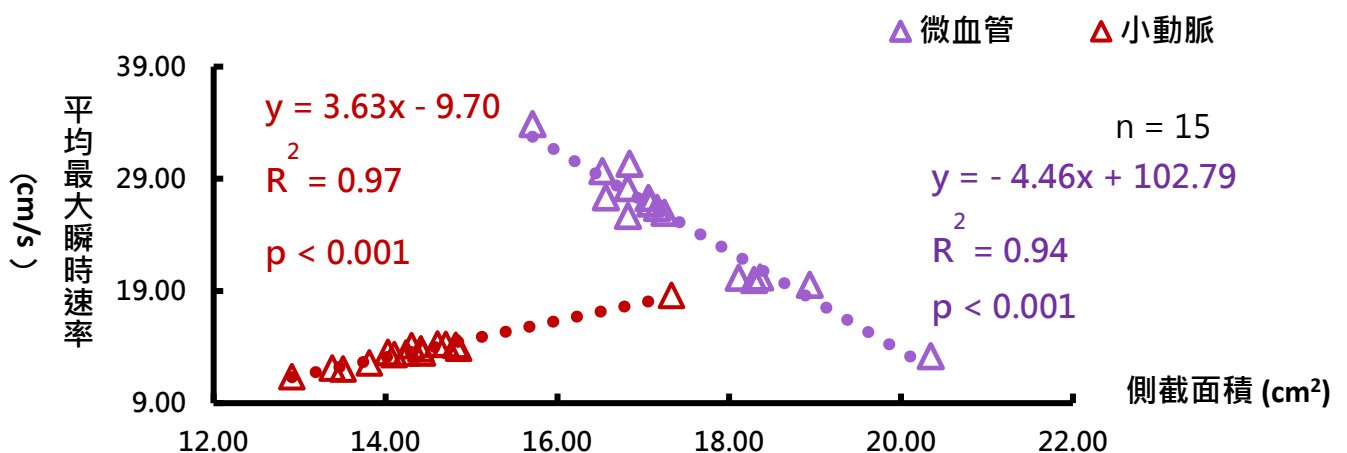


圖八、微血管與小動脈中，RE 面對酒精濃度 0.5% 之各種生理情況對應的血液，

側截面積與平均最大瞬間速率之線性關係比較圖

(四) 生理情況三：CMC 增稠劑 (模擬人體血液黏度標準上限，16cP) 的狀態

圖九顯示在模擬微血管中，RE 的平均側截面積越大， $\overline{V_{max}}$ 就越小；在模擬小動脈中則相反。同時我們也觀察到 RE 在模擬微血管中的側截面積都集中在 17cm^2 ，模擬小動脈則集中在 $14\text{cm}^2 \sim 15\text{cm}^2$ ，顯示較高黏度會促使卵黃呈現必要形變。在此情境下，模擬微血管中 RE 的 $\overline{V_{max}}$ 上限略小於對照組；模擬小動脈中，RE 的 $\overline{V_{max}}$ 上限則降低非常多。

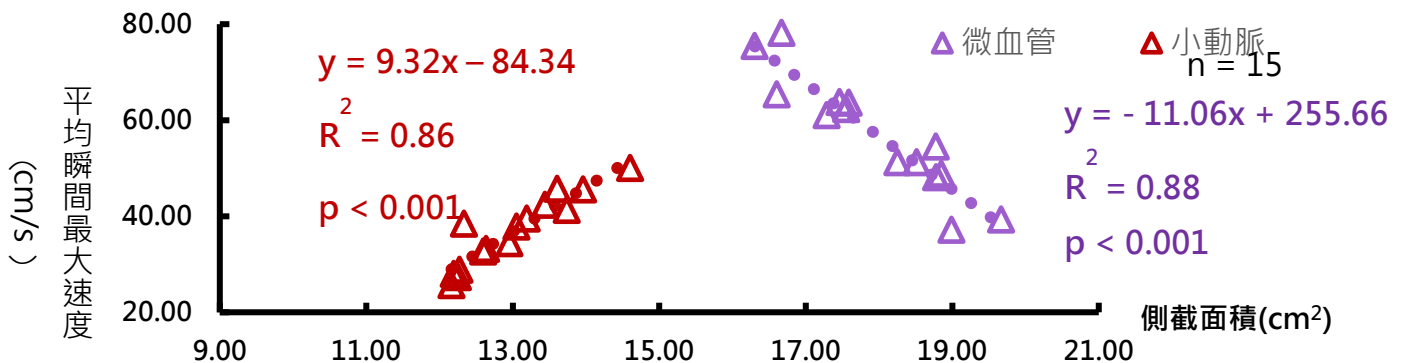


圖九、微血管與小動脈中，RE 面對血液濃稠之各種生理情況對應的血液，

側截面積與平均最大瞬間速率之線性關係比較圖

(五) 生理情況四：血管環狀堵塞

因目前實驗裝置的侷限，卵黃通過堵塞處會破裂，故本實驗模擬紅血球在堵塞前之運動狀態。圖十顯示，在模擬微血管中，RE 的平均側截面積越大，平均 $\overline{V_{max}}$ 就越小；在模擬小動脈中則相反。在此生理情境中，RE 在模擬微血管中的側截面積集中在 $17\text{ cm}^2 \sim 19\text{ cm}^2$ ，模擬小動脈則與對照組差不多。模擬微血管中，RE 的 $\overline{V_{max}}$ 上限較對照組上升最多；而模擬小動脈中，RE 的 $\overline{V_{max}}$ 則與對照組差不多，顯示環狀阻塞對模擬微血管的影響較小動脈大。



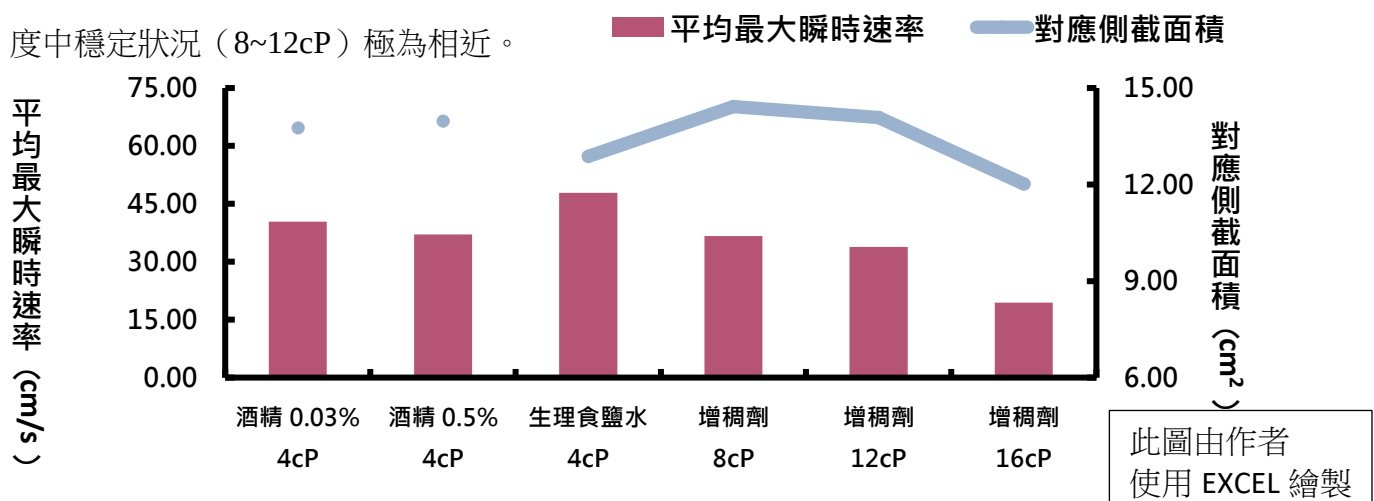
圖十、微血管與小動脈中，RE 面對血管堵塞之各種生理情況對應的血液，側截面積與平均最大瞬間速率之線性關係比較圖

五、比較卵黃在正常微血管和緊張型微血管中的形變 與平均最大瞬時速率之差異

模擬緊張型微血管的粗細，由近心臟端至疏心臟端，依序為：收縮微血管（細）→正常微血管→擴張微血管（粗）。我們觀察到當流體黏度增加時，細胞在運動過程中達 V_{max} 的對應位置，有向後推移的趨勢。

(一) 緊張微血管在不同黏度時，卵黃平均最大瞬時速率與對應側截面積之關聯性

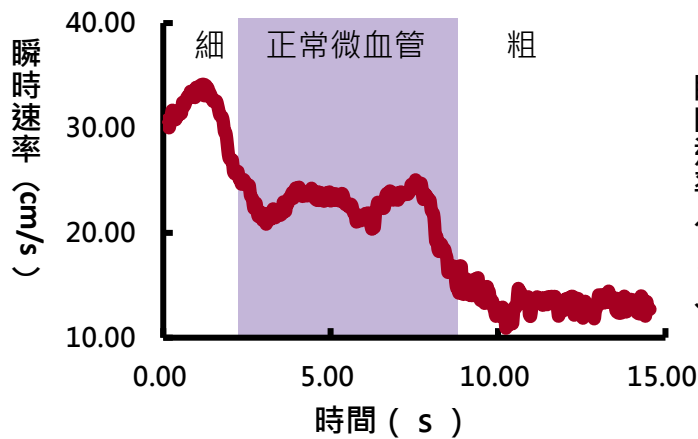
圖十一結果顯示，在此模擬情境下，當血液黏度處於 8cP 和 12cP 時，卵黃 $\overline{V_{max}}$ 的對應側截面積大小差異不大。當血液含有酒精 0.5% 時，卵黃 $\overline{V_{max}}$ 與對應側截面積和標準黏度中穩定狀況（8~12cP）極為相近。



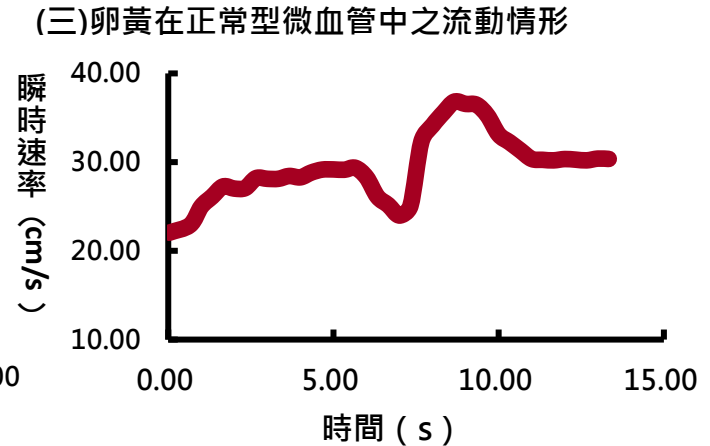
圖十一、緊張狀態下微血管在不同黏度時平均最大瞬時速率與對應側截面積之關聯性

(二) 卵黃在緊張型微血管中之流動情形(以下兩圖皆為作者使用 EXCEL 所繪製)

圖十二是將卵黃置於 4cP 的緊張微血管中流動，並以 Tracker 分析所得之各時間點速率。由 v-t 圖得知此卵黃最大瞬時速率發生的位置在細微血管與正常微血管的連接處。同上所述，在緊張微血管的模擬中，卵黃發生最大瞬時速率的位置有隨著血液黏度增加而往疏馬達端推移的趨勢，故 12cP、16cP 發生最大瞬時速率的位置皆發生在正常微血管。



圖十二、雞卵黃在緊張型微血管中流動



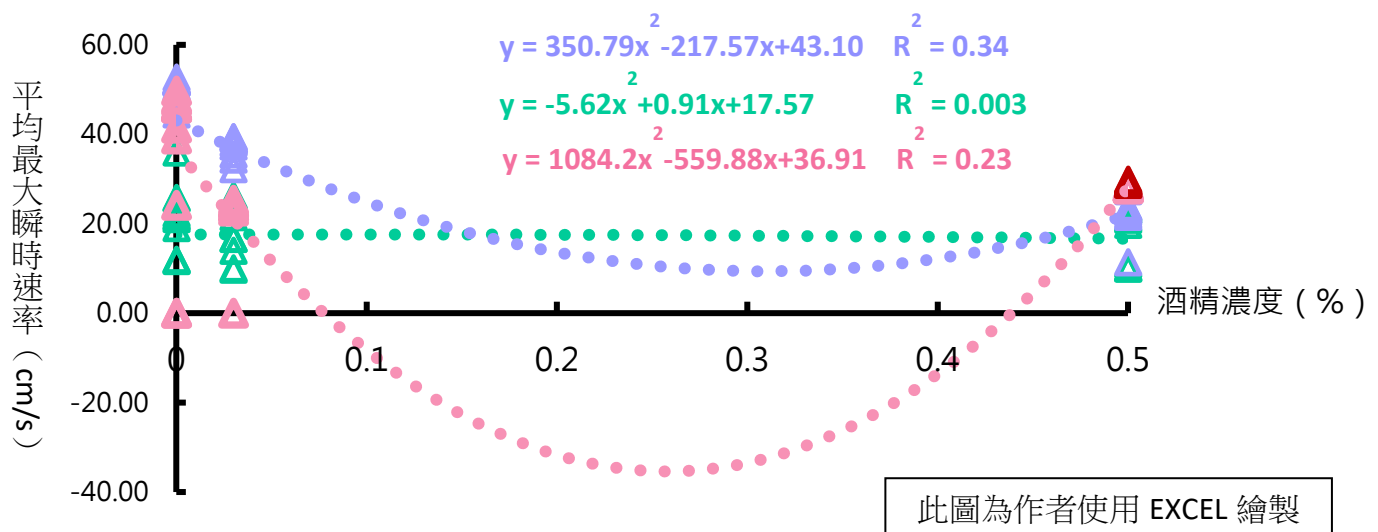
圖十三、卵黃在正常微血管中流動之 v-t

六、建構卵黃在血管流動中之平均最大瞬時速率和對應側截面積之數學模式

本實驗將七種生理情境分成酒精濃度及黏度變化兩大類，藉由 $\overline{Vmax}$ 和對應側截面積的變化，分別建立在模擬小動脈、正常型微血管和緊張型微血管流動時的數學模式。

(一) 建構卵黃在不同酒精濃度之生理情況下之小動脈流動中平均最大瞬時速率之數學模式

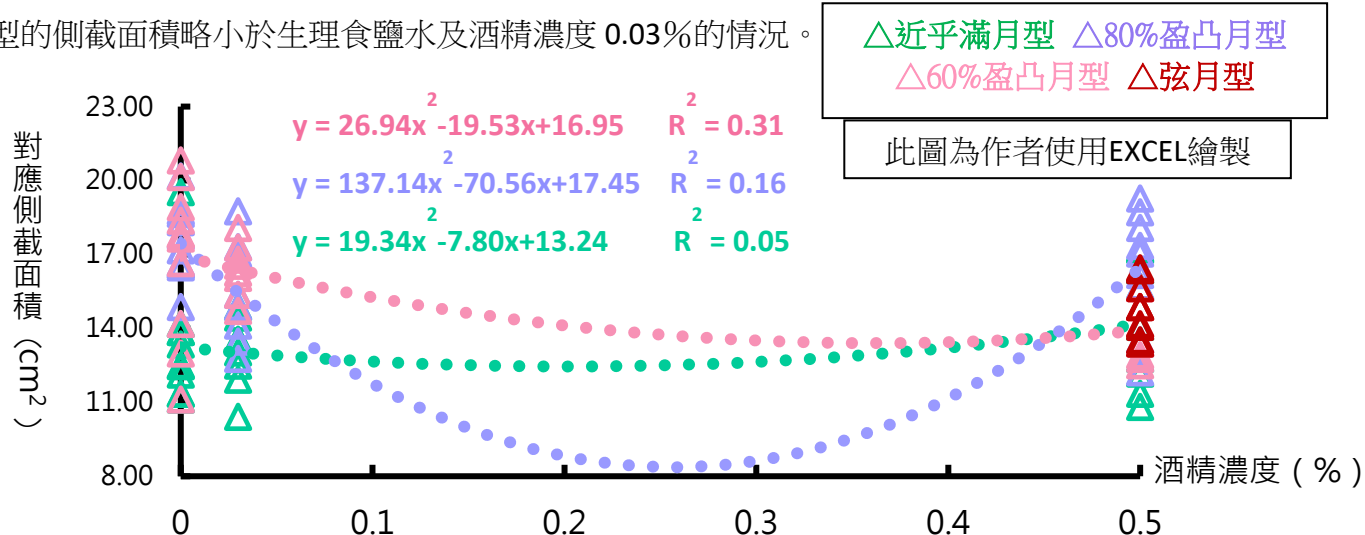
圖十四顯示，在酒精濃度 0.5% 時因細胞質微固化所以流速梯度無法將卵黃壓至凹陷，細胞膜上組成物質往四周擠壓，呈現形變 4。形變 4 是四種形變中，正向截面積最大的型態，故出現形變 4 後卵黃速率便開始下降。



圖十四、建立不同酒精濃度狀態下的小動脈中，卵黃形變編號與平均最大瞬時速率之模型

(二) 建構卵黃在不同酒精濃度之生理情況下之小動脈流動中對應側截面積之數學模式

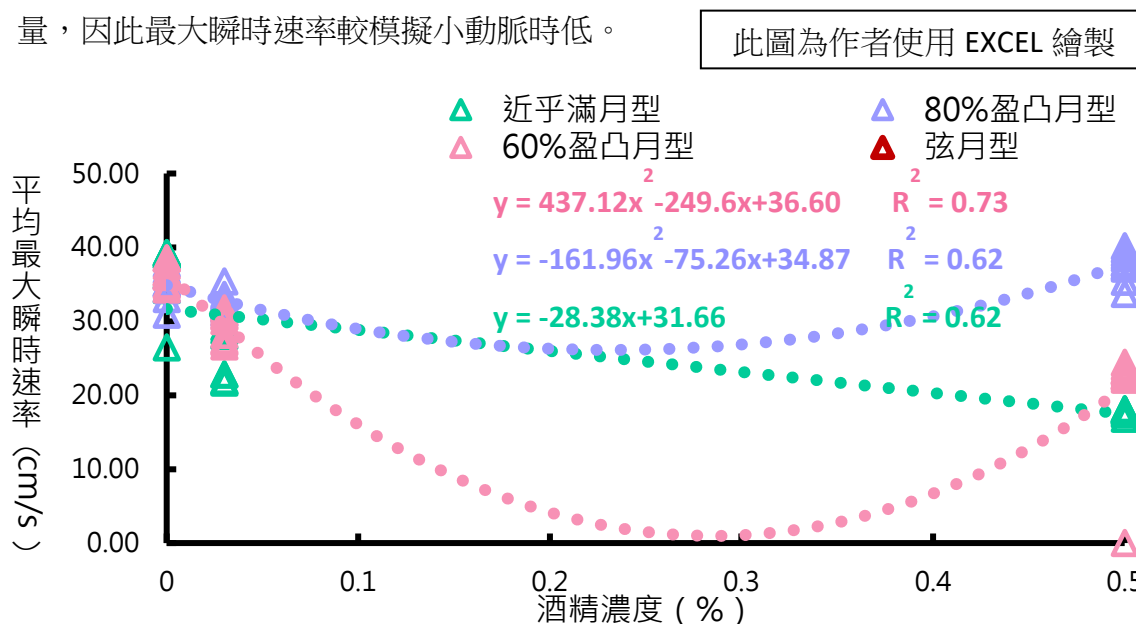
根據圖十五的結果，我們推測在生理食鹽水及酒精濃度 0.03% 中由於細胞質微固化不顯著，後方的流速梯度可以將卵黃壓至凹陷，所以有部分構成細胞膜的物質被壓入此凹陷中，但凹陷幅度並不大，即為 60% 盈凸月型；在酒精濃度 0.5% 時由於細胞質微固化的影響所以後方的流速梯度無法將卵黃壓至凹陷而被壓平，構成細胞膜的物質往四周膨脹，但平面圖看來，60% 盈凸月型的側截面積略小於生理食鹽水及酒精濃度 0.03% 的情況。



圖十五、建立不同酒精濃度狀態下的小動脈中，卵黃形變編號與側截面積之模型

(三) 建構卵黃在不同酒精濃度之生理情況下之正常型微血管流動中平均最大瞬時速率之數學模式

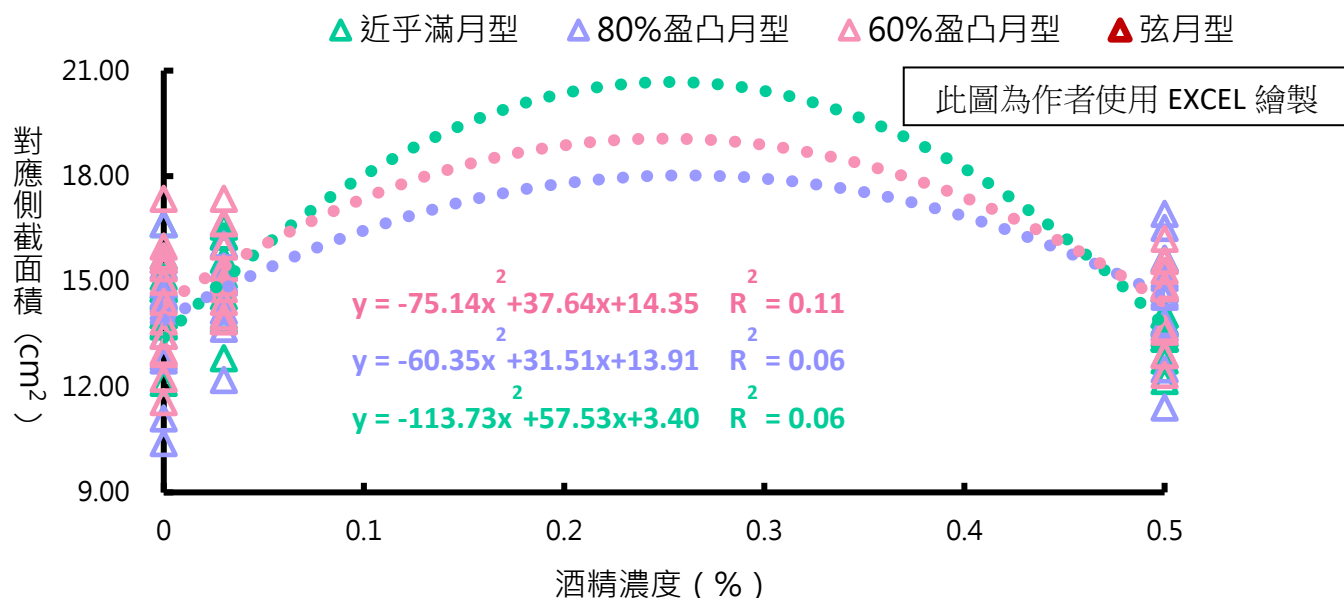
圖十六結果顯示，由於模擬微血管的管徑更接近卵黃長徑，在酒精濃度 0.5% 時的 60% 盈凸月型，構成細胞膜的物質往四周膨脹的同時，也更容易與管壁產生碰撞，消耗能量，因此最大瞬時速率較模擬小動脈時低。



圖十六、建立不同酒精濃度狀態下的微血管中，卵黃形變編號與平均最大瞬時速率之模型

(四) 建構卵黃在不同酒精濃度之生理情況下之正常型微血管流動中對應側截面積之數學模式

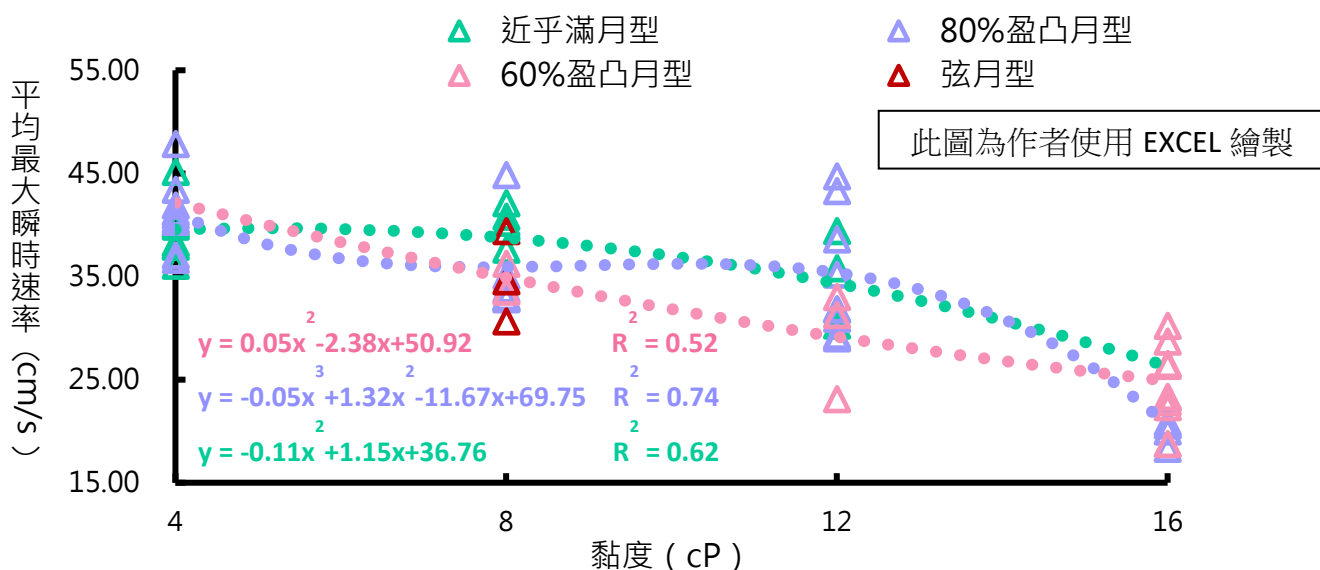
在圖十七可以觀察到，由於管徑的限制，此時卵黃的側截面積在三種情境中，變化都不大，尤其是含有酒精的模擬血液中卵黃受到微固化影響，數據都較生理食鹽水集中。



圖十七、建立不同酒精濃度狀態下的微血管中，卵黃形變編號與對應側截面積之模型

(五) 建構卵黃在四種血液黏度之生理情況下之緊張型微血管流動中平均最大瞬時速率之數學模式

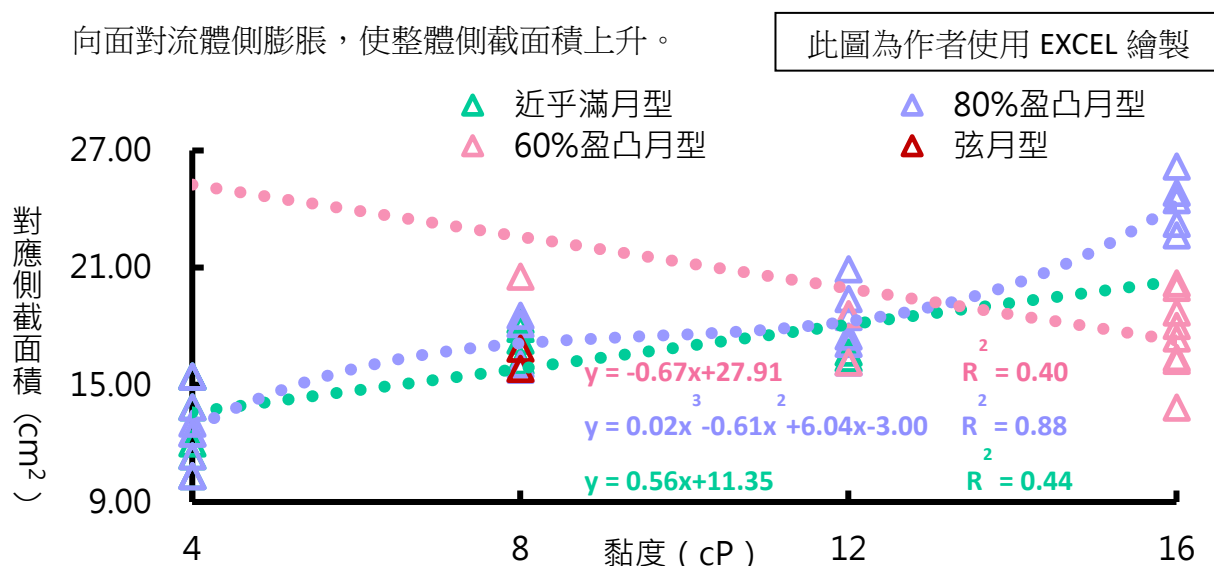
在圖十八模擬緊張型微血管的模型顯示，當模擬血液添加增稠劑至黏度為 8cP 的環境時，卵黃才會出現弦月型，其餘黏度更高的環境也無法出現此型態。在此結果也能發現，隨著黏度增加，各型變的 $\overline{V_{max}}$ 也隨之下降。



圖十八、建立不同黏度狀態下的緊張微血管中，卵黃形變編號與側截面積之模型

(六) 建構卵黃在四種血液黏度之生理情況下之緊張型微血管流動中對應側截面積之數學模式

在 60%盈凸月形中可以發現，側截面積在 4cP 到 8cP 間有產生增加的現象，認為是卵黃內部本身有往外抵抗流體的力，而 4cP 發生在細微血管中，其往外抵抗流體的力受管壁的限制，只能呈現到 60%盈凸月，且側截面積相較其他三種小。在 8cP 和 12cP 中，皆在正常微血管中流動，故其側截面積較為穩定。而在 16cP 時，其最大瞬時速率發生的位置又更往後推移，較接近正常微血管和舒張微血管的交接處而受負壓影響導致正向面對流體側膨脹，使整體側截面積上升。



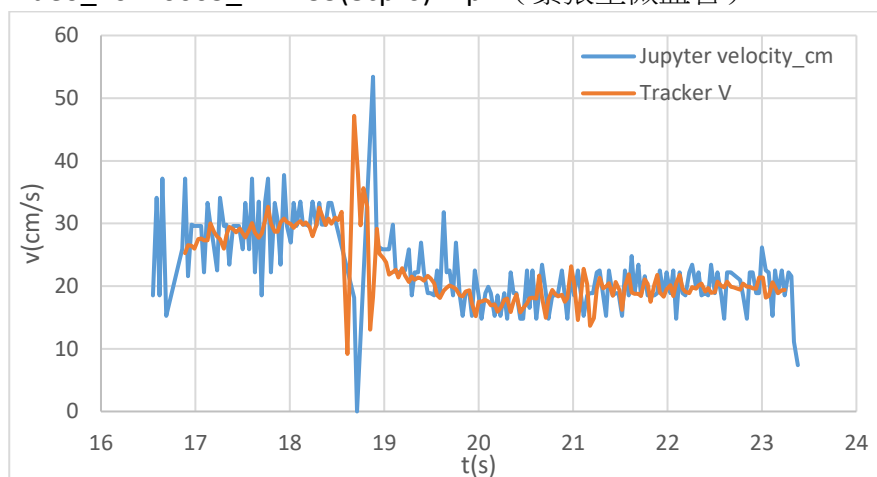
圖十九、建立不同黏度狀態下的緊張微血管中，卵黃形變編號與側截面積之模型

七、Tracker 和 Jupyter 分析速率效果之比較

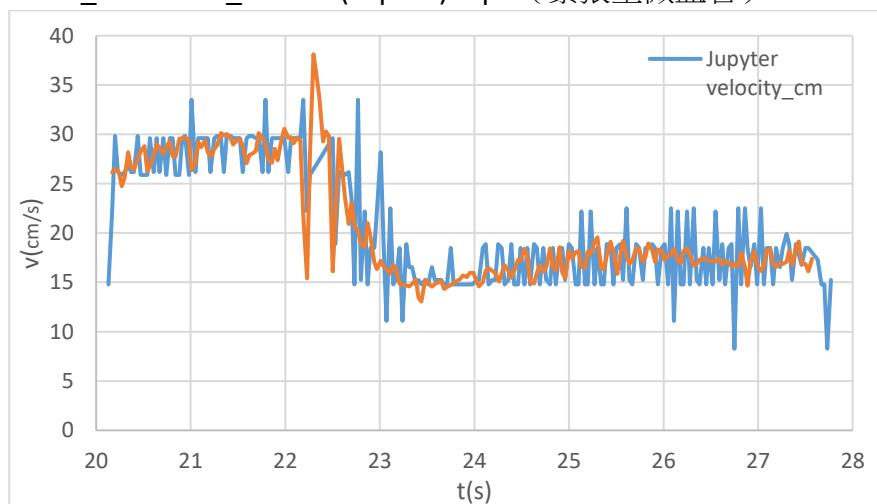
在真實情況中，卵黃在水管中的運動應有一定的變換週期。受流速梯度影響後，先變成流線型而速率增加，導致其正向截面積變大而阻力增加，流速變慢，並持續受流速梯度作用而重複此循環。不論經 Tracker 抑或是 Jupyter 分析的結果，都在每幀內有震盪。事實上卵黃若在如此之短的時間內（一秒有 30 幀）產生 5cm/s 之大的速度變化，卵黃很容易破裂，因此我們認為在時間差極小的情形下，速度的震盪應視為量測誤差。據此，Tracker 相較 Jupyter 的震盪幅度較小，較為準確，不過在分析最大瞬時速率上，則以 Jupyter 為佳（若用 Tracker 分析，則當卵黃在緊張型微血管的粗管交接處因被硬質接合劑遮擋，需人工抓點，而 Jupyter 則是將進入遮蔽區和出遮蔽區的當下速率直接相連。在分析上，即便經 Tracker 所抓的最大瞬時速率為正確但在遮蔽區內，我們仍須將影片拉至卵黃出遮蔽區的當下來判斷形變）考量到分析時間，Jupyter 明顯比 Tracker 快，因此對於需要大量數據來建模的我們選擇以 Jupyter 為主要分析工具，並以 Tracker 為輔，在時間和準確度的追求中取得平衡。

(一)Tracker 和 Jupyter 的速率疊圖比較（以下兩張圖表截圖自 Jupyter 使用者介面之輸出）

video_20240603_122255(8cp-6).mp4（緊張型微血管）



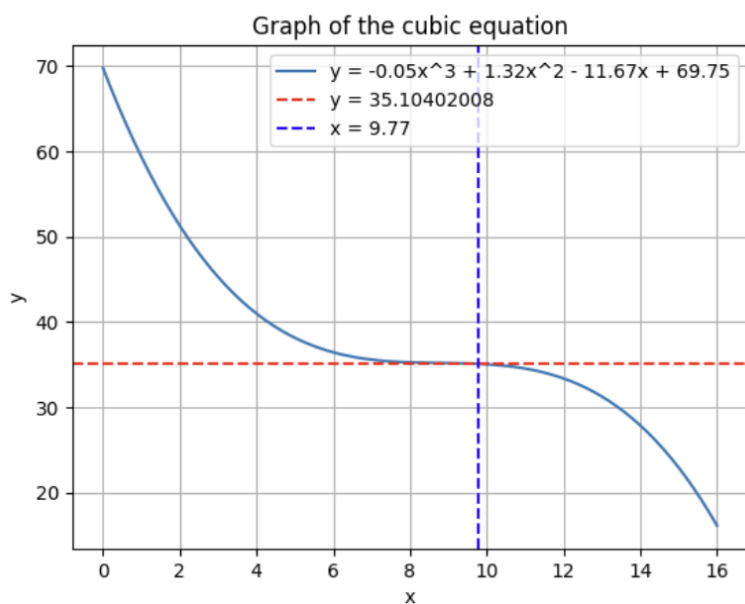
video_20240605_154923(8cp-13).mp4（緊張型微血管）



八、利用 Jupyter 帶入所建構之模型，反推其黏度（緊張型微血管）

影片名稱	形變	最大瞬時速率(cm/sec)	Vmax
video_20230605_154923.mp4	2	33.507391	42.12

The value of x for $y = 35.10402008$ is approximately: 9.765713740788359



(左圖擷取自 Jupyter 的操作結果)

在這項測試中，真實黏度為 8cp，而經過 Jupyter 的程式（如下圖）運算後，求出可能解。

在人體中，血液的正常黏稠度是 4~16cp（水的黏稠度為 4cp），因此我們以此為上下界，讓程式執行時輸出合理的解（三次方程式可能在一個 y 有 3 個對應的 x 值）

伍、討論

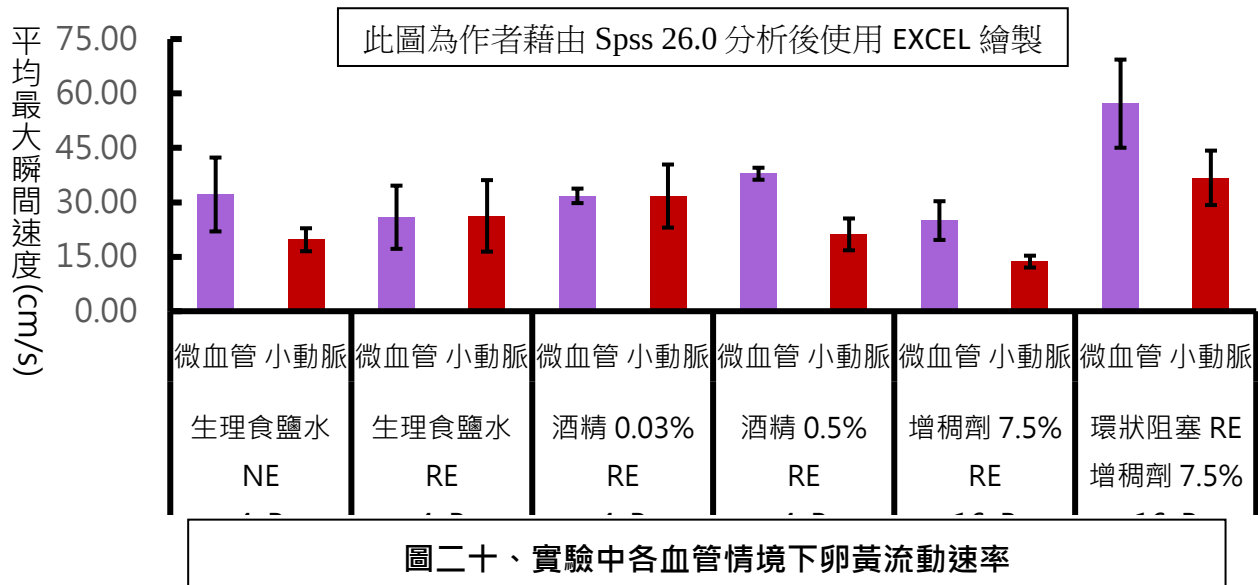
由圖六~八結果顯示，在模擬正常型微血管中，RE 的平均側截面積越大， $\overline{Vmax}$ 就越小；在模擬小動脈中，RE 的平均側截面積越大， $\overline{Vmax}$ 就越大，僅在含有 0.5%酒精的狀況下，模擬微血管和小動脈中側截面積與 $\overline{Vmax}$ 的關係才呈現一致的變化，我們推測這是由於酒精濃度高到足以使細胞質微固化現象限制其本身的形變。因此，也可以在含有 0.5%濃度酒精的情境下觀察到，RE 的 $\overline{Vmax}$ 下限較對照組提升許多，顯示 RE 此時在模擬微血管中流動速率遠超過對照組（4cP 生理食鹽水的環境），這現象在真實人類心血管系統中並不利於物質交換；而模擬小動脈中，RE 的 $\overline{Vmax}$ 上限則較對照組下降許多，此現象在真實人類心血管系統中有可能造成紅血球聚集、提高血液黏度，不利於紅血球進入微血管。根據中文百科的資料，當血液中的酒精濃度大於 0.5%時，便有中毒及致死的可能，其原因之一或許便是此現象造成的。

而在含有 0.03%酒精的情境下，不論模擬微血管或小動脈中，RE 的 $\overline{Vmax}$ 下限較對照組皆略有提升，此現象雖有利於真實人類心血管系統中紅血球在小動脈的流動，卻仍會影響紅血球在微血管中的物質交換，若發生在腦部微血管，可能促使大腦缺氧。根據中文百科的資料，人體血液在含有 0.03%酒精的情況下，會產生鬆弛、快樂的反應，但同時也會使抑制力下降，影響專注力。因此依據台灣道路交通安全規則第 114 條規定，血液中酒精濃度達 0.03%以上，不得駕車。

當模擬血液的黏度到達人體血液黏度上限的 16cP 時，圖八的結果顯示 RE 在模擬微血管和小動脈中，側截面積的範圍皆集中在某些區域，且有較對照組略大的現象，顯示較高的模擬血液黏度也會促使卵黃呈現必要之形變。在血管環狀堵塞情境中，由圖九的結果可以觀察到 RE 在模擬微血管中的側截面積都集中在比對照組大的區域， $\overline{Vmax}$ 上限的上升幅度也最多；模擬小動脈中，不論是側截面積還是 $\overline{Vmax}$ 則與對照組差不多，顯示環狀阻塞對模擬微血管的影響比較大。

緊張型微血管則是模擬微血管靠近小動脈側因為緊張導致收縮、靠近小靜脈側因為血液回流不佳導致堵塞，使這端因血液沉積擴大的情境。圖十結果顯示，在此模擬情境下，卵黃流動的 $\overline{Vmax}$ 依然會受到黏度增加的影響產生下降趨勢；平均對應側截面積則在 4cP 的情境中較小，這是因為此時卵黃發生最大瞬時速率的位置在細微血管中。當血液黏度增加為 8cP 和 12cP 時，卵黃發生最大瞬時速率的位置往後推移至正常粗細的微血管中，平均對應側截面積也隨之增加。但黏度在 16cP 時，平均對應側截面積又變小了，我們推測，這是由於形變 3 在此生理情境中的對應側截面積較小，因此與其他形變的對應側截面積一起平均時，便拉低數據。由圖十一、十二可見卵黃在 4cP 的正常微血管模擬中，同樣時間內的流動

速率變化和緊張形微血管呈相反趨勢。此現象發生的原因可能是因為緊張型微血管的末段管徑較正常型微血管粗的原因，在流體力學的影響下使模擬血液黏性阻力變大。我們推測，當真實人類心血管系統中血液黏度越大，緊張型微血管中段（正常管徑段）遭受的血流壓力會比正常微血管大，或許更容易破損。在 DMX980 微循環檢測儀說明書中提到，緊張型微血管容易出現在高血壓、動脈硬化及頭痛患者的指甲近皮側。



在圖二十可以發現，當模擬血液具有酒精時，無論酒精濃度多少均會使卵黃的(Vmax)顯著高於正常情況下的 RE 組 ($p < 0.001$)。然而一般情況下，微血管是進行物質交換的地方，過快的血流速是不利的；在本實驗中，馬達經由模擬血液傳遞能量對細胞作功，細胞亦對流體作功並同時受到流體施予的反作用力，故其前端截面積增加、側截面積減少而減緩流速。但由於酒精進入細胞後，會與細胞質作用產生微固化，進而細胞形變受限，導致形變失敗。另實驗過程中亦發現當細胞質微固化後，細胞失去形變可塑性後，細胞反而較容易破裂。此現象若發生在真實人體心血管系統中，大量紅血球破裂，即為溶血性貧血（紀朗明，1989）。

由圖十四~十九建構出的模型，側截面積的 R^2 相較其他低。而本實驗的應用價值是希望結合血流觀測技術拍攝我們的微血管中紅血球的運動形態，在血管中影響紅血球的運動速率的變因較為單純且較好觀測。而造成紅血球的形變原因較多，且紅血球的形變較難定義，在測量時也會發生較多誤差，所以我們透過蒐集紅血球的運動速率所推估出來的生理情況會相較採用側截面積更為精準，本實驗所建構的模形中速率的 R^2 較大 (≥ 0.5)，而在生物學的角度中，因為存在個體間的差異性，所以 R^2 在 ≥ 0.5 時的可信度和準確度都是可被接受的。

隨著科技之發展日新月異，顯微鏡已非高不可攀的產品，甚至無須有任何特殊透鏡，僅用智慧型手機就可取代科學顯微鏡的功能。本實驗已成功建立細胞形變狀態與運動速率之模型（圖十七~二十），期盼未來能取得人體紅血球在多種血液各種生理情況對應的血液下

的攝影畫面，進一步套模，以評估其準確性。以圖十一所建立之微血管對應的側截面積建模為例，若欲得知其紅血球運動狀態下的血管內部遭遇何種各種生理情況對應的血液，則可利用血管觀測儀，取得紅血球運動畫面，藉由軟體判讀其形變編號，選擇適用的模型後，代入此時紅血球的運動速率，所得 x 即為血液對應的各種生理情況。

在本實驗中，因受限於器材與實驗操作，故此項模擬有其限制，以下列舉 5 項：

1. 因器材的限制，壓克力管沒有如血管般的彈性。在本實驗中，有提到人處於緊張狀態時的微血管會有輸入端變細，輸出端變粗的現象，對此，我們只能改變不同壓克力管的管徑來模擬，而無法做出有肌肉鬆緊程度不同所造成的改變。
2. 實驗中，為方便分析，再設計與組裝模擬系統時，都採用壓克力直管，沒有彎曲。雖與人體有差異，但在本實驗中，因目的僅為找出速率、截面積與形變的關係，故直管對流速造成的影響在速率中呈現，在形變與截面積上亦有對應的改變，故不影響趨勢的推估。
3. 實驗中為方便操作，只將管子橫放，而沒有討論直立的血管。而正常人體中，血管縱橫交錯，容易受到外在影響。如：地心引力……等。
4. 在小動脈模擬中，為了方便觀察與分析，我們一次只投入一顆卵黃，但在實際情形中，紅血在小動脈中，單位時間截面積內，有不只一顆紅血球通過。
5. 馬達輸出血流與心臟搏動有差異，心臟的舒張與收縮，有不同的血壓對應，而馬達輸出的流量則固定。為改善此限制，我們嘗試撰寫程式設定一分鐘內輸出高低電位的次數來模擬心臟的搏動，但因馬達的開啟或關閉會延遲，而無法使其在單位時間內輸出與設定頻率相同的次數

陸、結論

1. 卵黃受流體推力與黏度影響其流動速率，進而產生形變，以避免流動過程中破裂。
2. 在模擬正常型微血管中，當血液含有酒精，會使微血管中卵黃流動速率變快。
3. 在模擬緊張型微血管中，12cP 和 16cP 的黏度 $\uparrow$ 最大瞬時速率位置與馬達距離 $\uparrow$ ，因此能量不足以產生弦月型。
4. 當卵黃流動受到阻力，模擬微血管中之卵黃會改變其形態，使比表面積變大，而動脈則相反。
5. 當模擬微血管在緊張狀態時，卵黃流動的最大瞬時速率發生位置會隨血液黏度增加而愈往疏心臟端推移。

柒、參考文獻資料

Jiliang Hu, Somaye Jafari, Yulong Han, Alan J. Grodzinsky, Shengqiang Cai, and Ming Guo (2017) Size-and speed-dependent mechanIcal behavior in living mammalian cytoplasm. Proceedings of the National Academy of Sciences,114 (36) , p.9529-9534.

Sam Wood (2021) Research finally reveals ancient universal equation for the shape of an egg ,
From: https://blog.xuite.net/yahoo_32454/twblog/132639023

Zuodong Chen, Tong Xing, Jiaolong Li, Lin Zhang, Yun Jiang, and Feng Gao (2022) Oxidative stress impairs the meat quality of broiler by damaging mitochondrial function, affecting calcium metabolism and leading to ferroptosis. Animal Bioscience 35 (10) : 1616–1627.

王昱力、葉昱陽、陳明展（2013）以模型實驗模擬血管繞道手術後之流場變化。第 53 屆中華民國科學展覽會高中組生物科作品說明書。

吳明誠、曾博昶、黃資喻、張珮瑜（2002）酸鹼性、溫度對蛋的影響及應用。第 42 屆中華民國科學展覽會國中組生活與應用科學科作品說明書。

卓朕煒、張育睿、鄭牧庭（2004）神鬼奇航—海盜船對血液流動的影響。第 53 屆中華民國科學展覽會高中組物理科作品說明書。

林國源（2004）第一章數學建模概論。2022 年 9 月 10 日，取自：
<https://ir.nctu.edu.tw/bitstream/11536/77889/6/351106.pdf>

陳宣瑜、劉兆真、許睿哲、邱彥仁（2010）鰭中有軌—改良課本「觀察小魚血液流動」實驗與發展測量血液流速方法。第 50 屆中華民國科學展覽會高中組生物科作品說明書。

順億化工（年份不詳）CMC 化學質與介紹。2022 年 10 月 13 日，取自：
https://www.sese.tw/product?pid_for_show=3492

蔡柏彥、張逸銘、陳勁揚（2011）。微管道之表面張力研究—幾種變因之探討。第 51 屆中華民國科學展覽會高中組物理科作品說明書。

鄭玉希（2005）。由心血管超音波影像之動態分析研究主動脈硬化。2005 臺灣國際科展醫學與健康科學科作品說明書。

鄭玉希（2007）。以彈性體模型評估心血管疾病之新方法初探。2007 臺灣國際科展工程學科作品說明書。[香港第 40 屆聯校科學展覽;赫伯特胡佛青年工程獎：第一名]

紀朗明(1989)。酒精及單鏈卵磷脂對人類紅血球細胞模生物物理特性的影響[未出版之碩士論文]。國立清華大學。

酒精的效應（2023 年 7 月 21 日）。載於中文百科。<https://www.newton.com.tw/wiki/血液酒精濃度/13136865#酒精的效應>。載於維基百科。URL

Philip I.Aaronson, Jeremy P.T Ward, Michelle J. Connolly (2020) The Cardiovascular System at a Glance Fifth Edition.

姜佑民，2018。如果檢查確認血液黏稠。起新診所電子週報。

【評語】 100014

此一作品藉由卵黃形變狀態、速率、側截面積之觀察，期望建構紅血球在血管中流動表現的模型。

1. 本作品與先前參展作品主要加入了以 Jupyter 撰寫自動分析速率與截面積的程式，並改變了壓克力管管徑，使得數據與先前有所差異。
2. 建議可以把先前的數據涵蓋進來一起呈現，可以有更多的資料點比較不同時期實驗的變異性，以及實驗條件對整體趨勢的影響。
3. 針對研究方法與實驗設計有完整論述，但體積之量測是否具一致性?量測如何克服雜訊?另外，於不同條件下卵黃移動與紅血球運輸之關聯性可加強說明。
4. Tracker 和 Jupyter 所得到的速率圖有相當的差異，應討論其原因並評估其準確度。