

以多波長紫外吸收與資料驅動模型建立血液透析療程之線上尿毒素監測系統

An Online Uremic Toxin Monitoring System for Hemodialysis Based on Multi-wavelength UV Absorbance and Data-driven Model

張晉薰、陳怡婷、周鈺翔、張正東、林水龍、盧彥文

Jin-Xun Zhang, Yi-Ting Chen, Yu-Hsiang Chou, Chen-Dong Chang, Shuei-Liong Lin, Yen-Wen Lu

在精準醫療趨勢下，血液透析 (hemodialysis, HD) 需要更即時的線上監測工具，以支援透析品質評估並降低併發症風險。本研究提出一套的尿毒素監測系統，利用紫外光 LED 多波長光譜技術，量測透析廢液 (spent dialysate) 的吸光度，並結合病患生理特徵與透析機台參數，透過資料驅動模型，推估多項尿毒素濃度。為了提升臨床解釋性與通用性，本研究建立了廢液推估值與血中濃度之對照模型，使其能直接對應臨床指標。經由 9 位末期腎病 (end-stage renal disease, ESRD) 病患、共 30 次療程之臨床驗證，結果顯示血中 BUN、肌酸酐、尿酸及 β 2-微球蛋白的估測決定係數 R^2 分別達到 0.953、0.952、0.959 與 0.822，展現高度相關性。本系統能有效降低抽血負擔，並提供即時、個人化的多分子監測數據，具備臨床決策支援之高度潛力。

In the era of precision medicine, hemodialysis (HD) requires online monitoring tools that can provide patient-specific, in-session information to support timely assessment of dialysis adequacy and early surveillance of potential complications, while minimizing reliance on intermittent blood sampling. Here, we report a UV LED-based multi-wavelength spectrophotometry system that tracks absorbance changes in spent dialysate using a quartz flow cell, and integrates optical measurements with personalized patient characteristics and dialysis-machine parameters through a data-driven model to estimate multiple uremic toxins with improved cross-patient applicability and clinical interpretability. To facilitate clinical use, we further establish a mapping between dialysate-based estimates and serum concentrations, enabling direct comparison with routine laboratory metrics. Clinical evaluation on nine ESRD patients across thirty HD sessions demonstrated strong

agreement between estimated and reference serum concentrations, with R^2 values of 0.953 (BUN), 0.952 (creatinine), 0.959 (uric acid), 0.822 (β_2 -microglobulin), 0.853 (phosphorus), and 0.621 (potassium). These findings support a practical pathway toward patient-specific, near-real-time decision support for HD adequacy monitoring without increasing clinical workload.

一、從精準醫療到血液透析線上監測

1.1 精準醫療在透析照護中的定位與必要性

傳統上，醫療模式多採被動式策略，需要等待病灶明顯時，或臨床症狀出現後，才進行病理資料蒐集與治療決策。這種「反應式」模式在面對癌症、神經退化性疾病(如阿茲海默症)及慢性肝腎病變時，常因缺乏早期、持續性的生理特徵觀察，導致診斷和治療上的延後。相較之下，近年興起的精準醫療 (precision medicine) 概念，強調以個體差異為核心，將決策從「平均病人」導向「特定病人」，以優化癒後並減輕醫療負擔^(1, 2)。最近刊登在自然雜誌 (Nature) 的 Taiwan Precision Medicine Initiative (TPMI) 研究指出，精準醫療需建構並連結豐富臨床和明確疾病狀態的族群資料庫，才能使個體變異與治療反應，被系統性地驗證^(3, 4)。因此，現代醫學若要實現個人化、預測性與預防性之目標，必須搭配具備連續性的生理數據的監測能力，而透過線上 (inline/online) 定量收集生理資訊，會是精準醫療的必備工具，可以替醫師提供疾病起源分析與動態追蹤的關鍵依據。

在臺灣的公共衛生與疾病防治中，慢性腎臟病 (chronic kidney disease, CKD) 多年來是個極為嚴峻的課題。臺灣的末期腎病變 (end-stage renal disease, ESRD) 之發生率與盛行率，居於全球前兩名⁽⁵⁾。根據 2024 年統計，慢性腎臟病耗費之健保醫療支出超過 600 億元，為單一疾病支出之首⁽⁶⁾。隨著腎功能惡化，人體難以維持電解質與酸鹼值的恆定，容易誘發心血管疾病、貧血以及代謝性酸中毒等嚴重併發症。而當患者進展到重度腎功能不全時，便需要仰賴腎臟替代療法，以清除體內代謝廢物及多餘水分，以維持生命。在臺灣，高達 90% 的末期腎病變的患者會選擇血液透析進行治療，是種需每週三次、每次約四小時的高頻率治療。過程雖能有效移除毒素，也伴隨高度風險。臨床上，評估血液透析治療的效能 (e.g. 透析足量, Dialysis Adequacy) 的主要指標為「尿素清除指數 (Kt/V)」、「腎毒素清除率 (urea reduction ratio, URR)」，搭配其他臨床狀況檢驗。這類指標仰賴抽血檢測，不僅增加醫療人力成本，更造成身心上的負擔與不便。因此，發展非侵入式、能連續監測多種尿素素動態變化的線上感測技術，已成為在精準醫療在透析照護方面實現上不可或缺的關鍵。

1.2 與精準醫療接軌之生醫感測技術

要落實精準醫療，必須具備能即時、連續且精確取得生理資訊的感測技術，其發展主要有兩大技術路徑：

(1) 可攜式實驗室晶片 (lab-on-a-chip, LabChip)

利用微機電系統 (microelectromechanical systems, MEMS) 或軟微影 (soft lithography) 製程，將感測器、致動器、微流道整合於微小化的晶片。這一類技術如心臟器官晶片或灌流式三維細胞培養晶片，具備高通量檢測與低試劑需求優勢，適合用於藥物篩檢及模擬細胞天然微環境。透過微型設計，LabChip 能在體外重建器官功能，提供個人化醫療評估之重要平台。

(2) 床邊式／線上監測儀器 (bedside medical equipment)

相對於離散的單點篩檢，床邊式儀器強調在臨床療程中提供連續且即時的資訊。以血液透析為例，病患呈現高度異質性，傳統仰賴間歇性抽血的延遲回饋模式，難以反映療程中動態變化的清除效率與併發症風險。因此，研發能與透析機台整合、進行現場量測的設備，能在不增加病人負擔下捕捉療程內的動態趨勢，支援臨床端進行個人化處方調整與風險預警。

1.3 現行臨床監測模式之限制與未滿足需求

回到血液透析的臨床照護場景，病患之間的差異性更是扮演重要角色。透析病患的共病組合、殘餘腎功能、營養與代謝狀態、透析處方與透析器條件、以及對治療的耐受性與併發症風險，均可能在個體間呈現顯著差異。然而，現行臨床多仰賴間歇性抽血與檢驗分析為主：尿素氮、肌酸酐、尿酸、電解質與其他生化指標通常在透析療程前後的時間點採樣，再由檢驗流程回傳結果。此模式固然具備標準化與可比對性，但其本質屬於離散取樣、延遲回饋，難以反映療程中快速變動的清除效率、體液狀態與併發症風險訊號，導致臨床決策多在事後才進行修正，而非在療程進行時即時介入。

因此，現行監測血液透析照護的主要未能夠滿足需求可歸納為三點：第一，即時性不足，抽血檢驗多為固定時間點且存在回報延遲；第二，動態趨勢資訊不足，難以捕捉療程內清除效率與生理狀態的連續變化；第三，個人化可解讀性不足，在病患間具有高度差異性的情境下，單一或少量時間點的數值難以支撐精準化的臨床決策。這些缺口共同指向一個重要方向：發展可在不增加臨床負擔下取得連續訊號的線上監測方法，並能與個人化特徵整合，以提升 HD 照護的精準性與可介入性。

1.4 透析廢液作為非侵入監測訊號來源的轉譯價值

在「不增加抽血負擔」的前提下，本團隊以透析廢液 (spent dialysate) 作為線上監測訊號來源，作為實現精準醫療於血液透析照護上的其核心轉譯價值。將仍能連續追蹤療程內溶質移除動態，進而把監測從間歇式的血液檢驗，推進為可即時回饋的療程品質資訊。過去研究已證實可利用透析廢液的紫外光吸收 (UV absorbance) 進行分子濃度的線上量測，建立以光學訊號反映透析過程中毒素移除的概念⁽⁷⁾，並進一步將 UV 吸收訊號用於透析充分性指標之預估與分析^(8, 9)。這類方法的臨床意義在於：監測對象不必侷限於「某一次抽血的濃度」，而是能在整段療程中持續提供趨勢性的資訊，支援臨床即時調整與風險預警的需求。

透析廢液的 UV 吸收訊號往往主要由小分子量的分子 (e.g. 尿酸等) 所主導^(10, 11)，這些小分子在紫外波段具有較強吸收並與其濃度變化相關，因此可用於反映透析過程中某些尿毒素的移除。然而，僅以單一波長或單一吸收量作為監測指標，在多尿毒素推估上具有限制性，因為不同成分可能對同一波長吸光度有重疊貢獻，難以區分各成分的影響。此外，對於中大分子尿毒素如 β_2 -微球蛋白，單純 UV 吸收量測通常不足以直接反映其濃度變化⁽¹²⁾。因此，本研究採用多波段吸收特徵，結合模型整合分析，以捕捉不同分子對吸收訊號的貢獻差異，進而提升多尿毒素推估的準確度與臨床可解讀性。

二、研究目的與方法概述

2.1 研究目的與輸出定義

本研究旨在發展一套可應用於血液透析療程中的線上監測方法，以透析廢液作為非侵入式訊號來源，透過多波長紫外吸收量測取得連續資訊，並整合病患個人化特徵與透析機台參數，建立具臨床適用性的推估模型，用以掌握療程內多項尿毒素與電解質指標的變化趨勢。研究核心在於將既有以特定時間點抽血與事後回饋為主的監測模式，延伸為療程內可即時參考的資訊來源，以支援透析充分性評估與潛在併發症風險的早期判讀，並避免增加病患抽血負擔。

所開發的系統輸出分為兩個層級：第一層為透析廢液端之多種尿毒素與電解質濃度推估，涵蓋尿素氮 (urea nitrogen, UN)、肌酸酐 (creatinine, Cr)、尿酸 (uric acid, UA)、 β 2-微球蛋白 (β 2-microglobulin, β 2M)、磷 (phosphorus, P) 與鉀 (potassium, K) 等六項具臨床代表性的指標，用以反映療程內的變化趨勢；第二層則透過建立推估結果與血液中的濃度的對照關係，將系統輸出轉換為臨床上可參考的指標，以提升推估結果的可解讀性與可比性。

2.2 多波長吸收訊號與模型推估方法

本研究採用整合式推估架構，將透析廢液之多波長紫外吸收訊號，與病患個人化特徵及療程／透析機台參數共同納入模型分析，以同時保留可即時反映尿毒素變化的光學資訊，並處理跨個體與療程條件差異，提升模型的泛化能力。推估任務定義為多變量回歸問題，輸出涵蓋六項臨床相關指標。

在系統設計上，以 255、275 與 310 nm 三個波段之吸光度作為核心光學量測資料，並搭配病患與療程相關參數形成多來源特徵向量；同時透過統計分析、模型導向策略進行特徵篩選，以降低特徵維度並避免過擬合。推估模型採用支援向量迴歸 (support vector regression, SVR)，並以交叉驗證評估模型效能，同時比較不同特徵組合下的推估表現，作為後續臨床導入時在輸入複雜度與預測效能之間取舍的依據。

為評估各輸入特徵對模型推估任務之貢獻，本研究利用 F-test 方法對各特徵進行重要性分析。分析結果顯示，255 nm、275 nm 與 310 nm 三個波段之吸光度皆具有較高的重要性，顯示多波段紫外吸收訊號為模型建立之主要資訊來源。此外，為降低模型複雜度並避免過擬合，本研究進一步採用 backward elimination 搭配 wrapper approach 進行特徵篩選，逐步移除統計顯著性較低或與其他變數高度相關之特徵，最終保留對推估任務最具代表性的輸入變數。在特徵篩選後，最終模型主要由多波段吸收訊號及部分與透析條件相關之參數所組成，以兼顧模型預測能力與泛化性。

2.3 與臨床指標對照與驗證

為評估系統的臨床適用性，本研究建立透析廢液推估結果與血液中的尿毒素濃度之對照資料，並以臨床標準檢驗方法作為參考基準。透過此一設計，可驗證線上推估結果是否能合理反映療程中尿毒素移除的動態行為，並將系統輸出轉譯為臨床熟悉的血液中的濃度，提升結果的可解讀性與臨床可比性。整體而言，臨床對照不僅驗證模型的效能，也界定了系統輸出在臨床流程中的定位，奠定後續臨床驗證與實際應用的基礎。

三、線上監測系統與臨床驗證資料建置

3.1 系統概述與量測流程

圖 1 說明了本研究所開發之線上監測系統概述，紫外光源整合至透析廢液管路中，於血液透析療程進行期間，紫外光束穿越流經石英管流道的透析廢液。由於透析廢液中尿毒素濃度隨療程變化，透射光強度亦隨之改變；該透射光訊號經光電二極體量測後送入訊號處理模組，使系統得以於療程內持續進行光學監測。

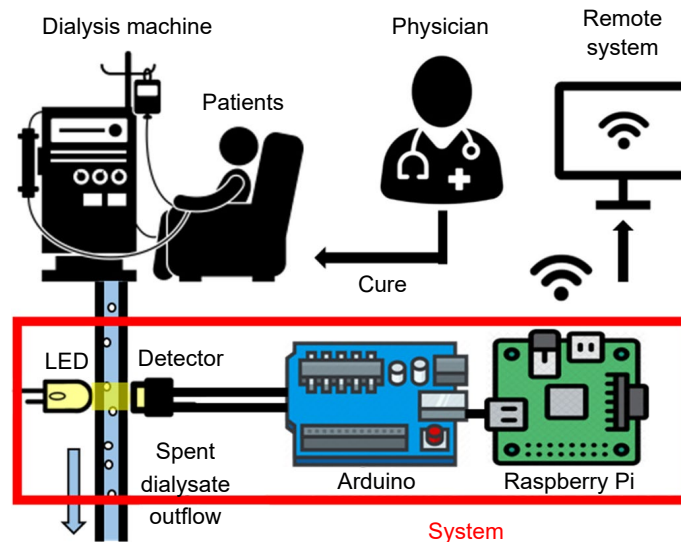


圖 1. 線上監測系統示意圖。

為兼顧臨床可行性與量測穩定性，我們在硬體中加入溫度控制與量測時間窗的設計，以降低光源輸出漂移 (light source drift) 與瞬時雜訊 (transient noise) 對於訊號的影響。在實際運作上，透過繼電器控制紫外光源的啟閉，使其於透析療程中以固定週期進行量測；每次光源開啟期間，系統以高頻率連續取樣並進行平均，將光學訊號彙整為單一個代表值輸出。同時，系統搭配冷卻模組，將光源操作溫度維持於 23–25 °C，以減少溫度變化引起的訊號飄移。

在臨床端的應用上，以「療程內連續監測並同步蒐集透析機台資訊」為設計原則：在約四小時的 HD 療程中，系統持續記錄三個光電二極體的資料，並彙整病患個人化特徵與透析機台參數，作為回歸模型之輸入。在建立模型前，資料先進行處理，形成可用的前處理資料集，再依統計與模型導向策略進行特徵篩選，保留對模型推估任務最具代表性的關鍵指標。

在模型實作上，本研究依前述流程將前處理後之特徵資料輸入回歸推估模型，並完成療程內多項尿毒素濃度之推估。模型效能之評估與驗證依循既定指標進行，其結果用以確認系統於實際臨床資料下之推估穩定性與可用性。為使系統輸出能與臨床檢驗結果進行對照，進一步建立在透析廢液中的尿毒素濃度端與其在血液中的實測濃度之轉換關係，將模型輸出轉為臨床常用參考指標，並以對照圖呈現推估結果與實測值之相關性。

3.2 臨床資料收集設計與倫理合規

臨床資料收集於國立臺灣大學醫院 (National Taiwan University Hospital) 血液透析中心進行，研究設計以「不改變既有透析流程」為前提。如圖 2(a) 所示，量測模組以旁路串接方式整合至透析廢液排放路徑，建立可用於系統驗證與模型訓練／測試之對照資料庫。圖 2(b) 微臨床配置，透析廢液由血液透析機與透析器 (dialyzer) 排出後，經由透析廢液出口導入光機電系統，再回流至透析廢液收集桶，以確保量測可反映療程進行中透析廢液組成之動態變化，同時維持臨床操作習慣與治療安全性不受影響。此外，系統內部之關鍵光學量測腔體採石英管流道，並整合紫外光源與紫外感測元件，為一次通過式吸收量測路徑，如圖 3(c) 所示。此外，系統內部之關鍵光學量測腔體採石英管流道，並整合紫外光源與紫外感測元件，為一次通過式吸收量測路徑，如圖 2(c) 所示。

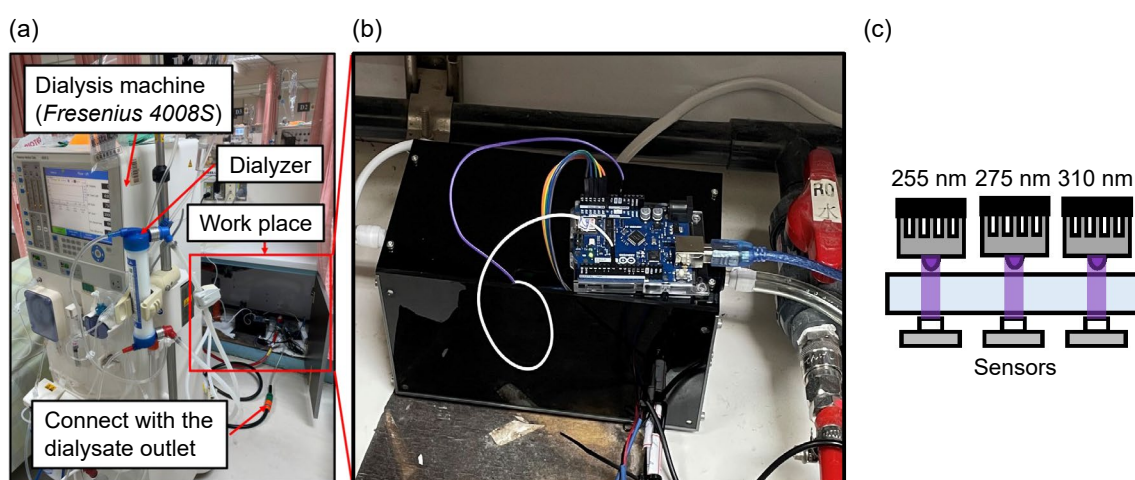


圖 2. 臨床場域之系統佈署與透析廢液量測路徑。(a) 血液透析設備配置，包括：透析機、透析器與透析廢液出口。(b) 系統於透析中心之實際放置位置與流路串接方式：透析廢液自出口導入光機電量測系統後，流向透析廢液收集區域⁽¹⁴⁾。(c) 光機電系統示意圖：UV LED 光源照射穿透石英管流道中的透析廢液，由紫外感測元件量測。

本研究共納入 9 位末期腎病受試者，累計完成 30 次透析療程。為了驗證量測系統的再現性，本研究針對相同受試者進行連續性的追蹤，每位受試者每週接受 3 次常規透析治療；這種在相似生理條件下的多次重複量測，能有效驗證系統處理複雜臨床樣本時的穩定性。在計算吸光度時，系統統一以「新鮮透析液」作為參考樣品校準電壓基準，確保每次實驗數據具備一致的物理基準點。

本研究的實驗進行時間為 2022 年 11 月至 2023 年 2 月，共納入 9 位末期腎病且接受每週三次常規血液透析之受試者，累計完成 30 次透析療程，並經 NTUH 研究倫理委員會審查核准 (IRB No.: 202105043RINA)。受試者於常規臨床情境下接受透析治療，資料採集同步涵蓋透析廢液與血液兩種檢體，以利建立非侵入訊號與血中濃度之對照關係。每次 4 小時透析療程中，透析廢液樣本於第 0、30、60、120、180、240 分鐘採集；血液樣本於第 0、60、240 分鐘採集，其中 0 分鐘定義為透析開始、240 分鐘定義為透析結束。

在對照檢測方面，尿素氮、肌酸酐、尿酸、磷與鉀採用 ADVIA Chemistry XPT 分析儀

量測； β 2-微球蛋白則以化學發光免疫分析系統 (Chemiluminescent Immunoassay, CLIA; DPC Immulite 2000 Xpi) 進行量測，作為臨床參考標準 (ground truth)。此以標準檢驗平台建立對照資料的設計，將提供後續模型效能評估與在透析廢液中的尿毒素濃度，推估其在血液濃度的分析所需基礎。

為確保系統量測結果的再現性，本研究以未使用／乾淨的透析液作為基質並加入不同濃度之尿毒素標準品進行測試，在每一濃度條件下進行 3–5 次重複量測。結果顯示，多波長紫外吸收訊號具有良好的量測穩定性，顯示本系統在控制光源與量測條件下具有良好的量測再現性。

3.3 資料品質控制與建模資料集形成

本研究在血液透析療程中，以系統連續量測透析廢液的多波長吸收訊號，形成原始資料庫。為確保資料能反映穩定且可解讀的生理狀態，在資料前處理階段，需針對量測訊號中的異常波動進行排除。如圖 3 所示，時序訊號中會出現週期性的劇烈震盪，此現象並非來自病理變化，而是由血液透析機 (Fresenius 4008S) 每 12.5 分鐘執行一次的自動自我檢查機制所致。該機制運作時會導入純透析液進行測試，進而稀釋廢液中的尿毒素濃度，導致量測到的吸光度暫時下降。本研究已於預處理階段將此類異常訊號識別為無效值並予以排除，且臨床樣本採集亦避開此時段，以防止稀釋效應干擾真實濃度的判讀。透過排除此類非目標因素干擾，可維持整體下降趨勢的清晰與穩定，進而確保 SVR 回歸模型能精確捕捉尿毒素清除的動力學特徵，提升模型的一致性與可比性。

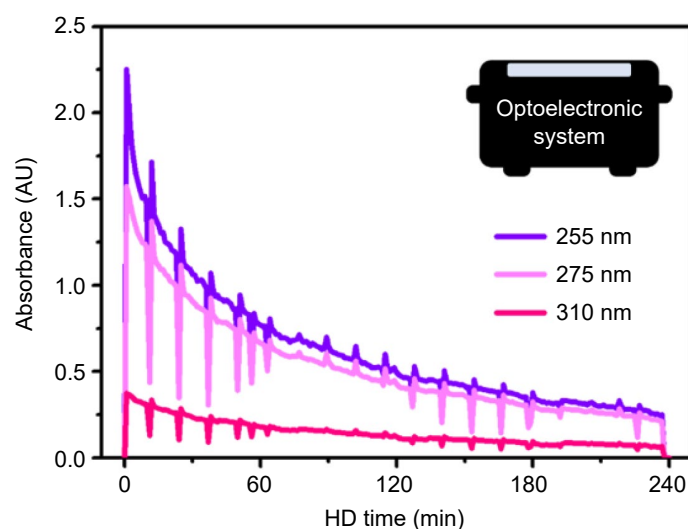


圖 3. 在血液透析療程中，透析廢液的紫外光吸收訊號之時間序列變化。圖中顯示三個不同波長的紫外光吸光度隨療程進行呈現一致的下降趨勢，反映尿毒素移除所造成的吸收特徵變化，顯示本研究所建構之光電式架構具備臨床線上吸收量測之可行性。

在完成排除與品質控管後，依不同目標尿毒素建立對應的建模資料集，並彙整各目標變項最終可用資料點數，以確保每一項推估任務均具備足夠的訓練與驗證基礎。最終資料點數分別為：尿素氮有 139 筆資料、肌酸酐有 146 筆資料、尿酸有 116 筆資料、 β 2-微球蛋白有 137 筆資料、磷有 141 筆資料、鉀有 136 筆資料，作為後續回歸式推估模型之訓練與效能評估資料來源，並於表 1 上總結資料點的數目。

四、討論與結論

本研究以透析廢液之紫外吸收訊號作為非侵入式監測依據，結合機器學習建立多尿毒素推估流程。首先，圖 3 顯示血液透析療程中，所獲得的透析廢液的紫外吸收訊號的變化。不同波長的紫外光吸光度 (absorbance) 皆呈現一致的時間趨勢，反映尿毒素隨著療程進行，而逐步移除所造成的吸收特徵值下降。此結果顯示，本研究開發出的光電式量測架構，可在臨床場域中，穩定取得透析廢液的線上吸收訊號，驗證其應用於療程內連續監測的可行性。

另外，圖中所見之週期性訊號波動主要來自透析機自動自我檢查程序所導致的短暫透析液稀釋效應，相關資料已於前處理階段予以辨識並排除，以避免對模型建立造成影響。

在取得穩定的紫外光吸收訊號後，我們進一步利用所建立之回歸模型，將透析廢液的光學特徵轉換為多項尿毒素相關指標的推估結果。該模型以透析廢液之多波長吸收訊號為主要輸入，並結合病患個人化特徵與透析機台參數，學習吸收訊號與尿毒素濃度之間的對應關係，使系統能在療程進行中同步推估多種指標的變化趨勢。

圖 4 顯示單次血液透析療程中，各項尿毒素濃度之實測值與模型推估結果隨時間的變化。在實測值以及模型推估的曲線有高度的關聯性，我們的模型可以合理地描述出在療程內濃度變化的整體趨勢。同時，為了評估模型效能，本研究導入平均絕對誤差 (mean absolute error, MAE) 與均方根誤差 (root-mean-square error, RMSE) 作為分析指標。針對整合個人化特徵之 SVR 模型，血液端預測之決定係數 (R^2) 分別為：BUN 的 R^2 數值為 0.974、MAE 為 1.168 mg/dL、RMSE 為 1.565 mg/dL。肌酸酐的 R^2 數值為 0.957、MAE 為 0.100 mg/dL、RMSE 為 0.157 mg/dL。尿酸的 R^2 數值為 0.970、MAE 為 0.080 mg/dL、RMSE 為 0.106 mg/dL。

若僅使用吸光度進行推估，不同受試者間的誤差會因體型與透析年資差異而顯著增大 (如 BUN 之 R^2 為 0.763)；但在納入個人化特徵後，系統跨實驗的估值差距得到有效控制，小分子尿毒素之 R^2 均提升至 0.95 以上，且透析充分性指標 Kt/V 之平均誤差僅為 1.3%。這證明透過模型整合個人化資訊，可將原本波動較大的訊號，轉變為具備臨床一致性與參考價值的推估資訊。

在圖 4 呈現單次透析療程中濃度變化的時間序列趨勢後，整體模型預測效能則以圖 5 所示之相關性分析 (R^2) 進行量化評估。當以迴歸模型將尿毒素在透析廢液的濃度，推估轉換為這些尿毒素對應在血液中的濃度，呈現良好相關係數：小分子尿毒素 (e.g. UN, Cr, UA) 的相關性最為突出，而中大分子與電解質 (e.g. β 2M, P, K) 具可用的對照關係但表現差異較大。此一差異反映不同分析物在透析過程中具有不同的動力學特性與跨膜傳輸機制；因此，若以臨床導入為目標，更合理的定位是將系統輸出分層呈現：對相關性高且可穩定估測者提供準定量濃度估測；對相關性較低者則以趨勢監測、異常提示或區間型判讀為主，以符合臨床對安全性與可解釋性的期待。

更進一步分析血液中尿毒素濃度的一致性 (圖 5)，其血液端實測值範圍顯著高於廢液端數據，此差異反映了血液透析中溶質由高濃度血液向低濃度透析液擴散之物理梯度。數據顯示小分子尿毒素如 BUN ($R^2 = 0.953$) 與肌酸酐 ($R^2 = 0.952$) 的估測表現最為突出，即便是在受試者生理條件 (如身高、乾體重、透析年資) 存在異質性的情況下，系統仍展現出極佳的泛化能力與量測精準度。另外，圖 5 所呈現之資料整合所有受試者與透析療程之量測結果，因此其濃度範圍較圖 4 所示之單次療程資料為廣。

相較於臨床常規使用之生化分析儀 (如 ADVIA Chemistry XPT)，其設計目標為提供高精度之定量分析並具有低偵測極限，本研究提出之系統定位為血液透析療程中的線上監測與

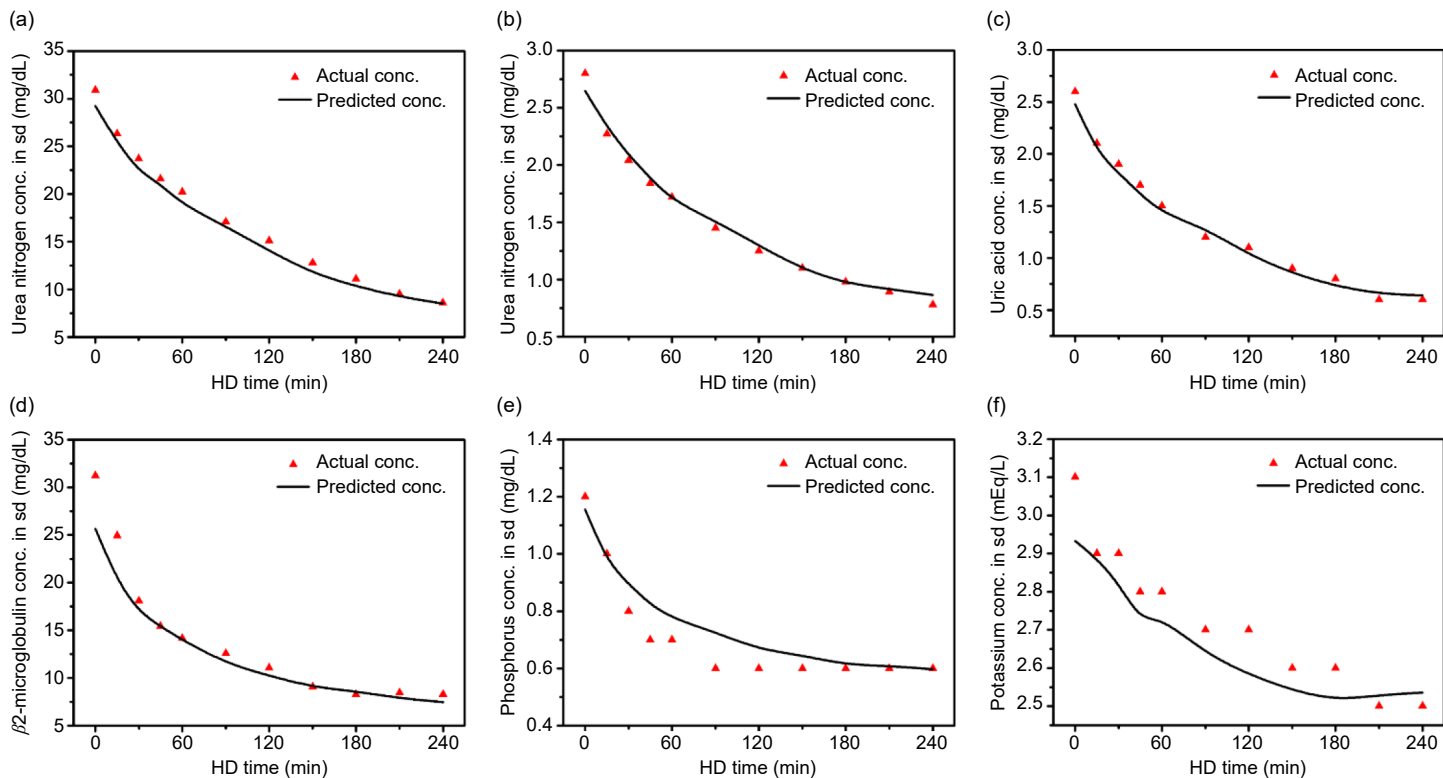


圖 4. 單次血液透析療程中多尿毒素濃度之實測與推估結果比較。各子圖呈現六項目標指標於血液透析療程 0–240 分鐘之時間序列，其中紅色標記為臨床樣本實測濃度，黑色曲線為模型推估濃度⁽¹³⁾。

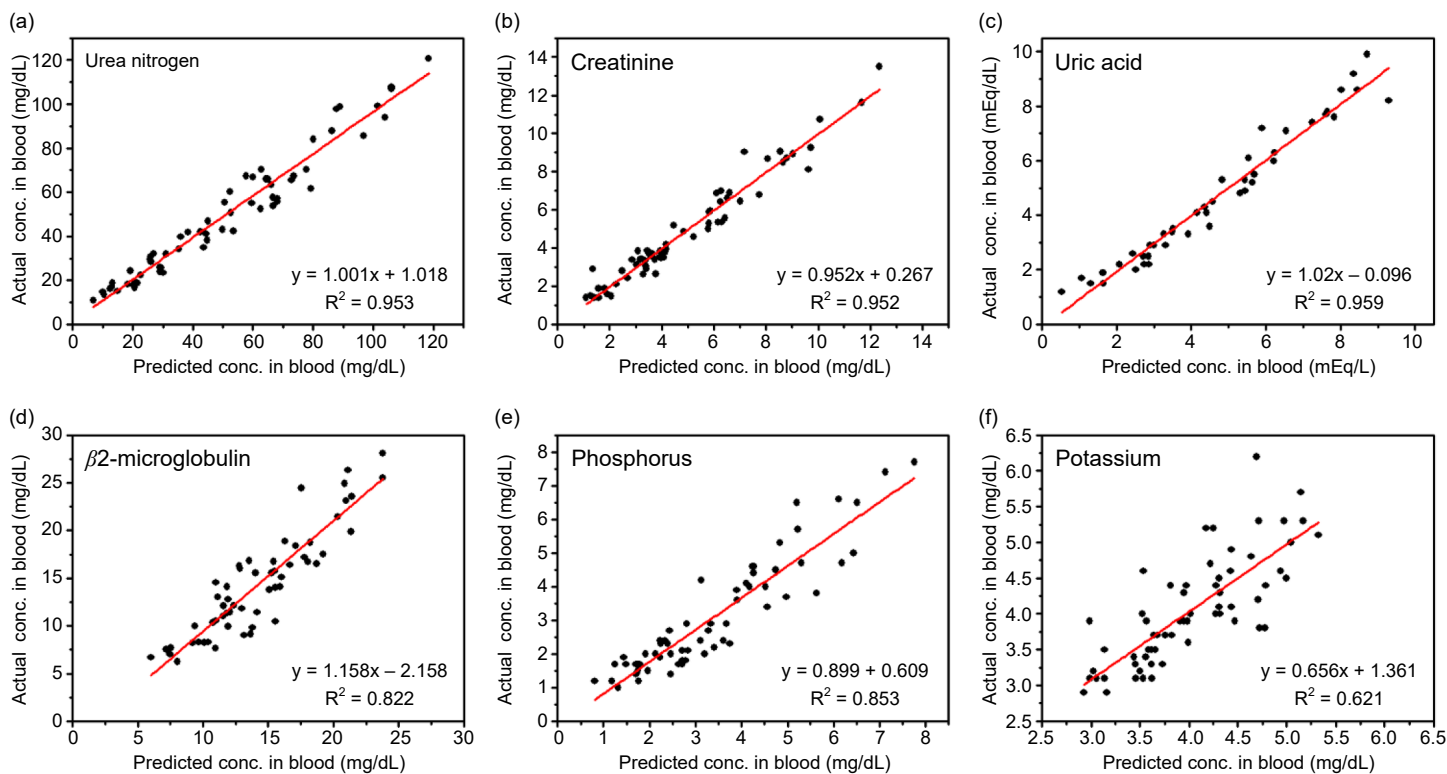


圖 5. 血液中尿毒素濃度之實測值與模型推估值一致性分析。各子圖呈現實測值與模型推估值之關係，並以線性迴歸線表示整體趨勢⁽¹³⁾。

濃度推估工具。其量測訊號來源為透析廢液的多波長紫外吸收特徵，並透過資料驅動模型建立吸收訊號與尿毒素濃度之對應關係。因此，本研究系統的性能評估主要著重於濃度推估準確度與趨勢追蹤能力，而非傳統分析化學意義上的偵測極限。臨床資料驗證結果顯示，小分子尿毒素如尿素氮、肌酸酐與尿酸的推估結果具有良好的相關性，顯示透過透析廢液光學訊號與資料模型整合，可在不增加抽血負擔的情況下提供療程內濃度變化的連續資訊。此類系統在臨床上的角色，主要為補充傳統抽血檢驗所無法提供的即時與連續監測能力。

儘管具備上述優勢，本研究仍有數項限制與後續發展方向討論如下。第一，樣本數與族群差異性需要擴充，並評估模型在不同透析器、流量設定與臨床狀態下的泛化能力。第二，透析廢液為複雜基質，吸收訊號可能受多種分子、氣泡、沉積與光路狀態影響，未來需更系統化的線上校正與品質控管，以降低長時間運作的訊號漂移風險。第三，臨床落地需進一步定義「可行動」的輸出規格，將監測結果與臨床處置(例如透析充分性調整、超濾策略與低血壓風險管理)建立更直接的連結，並驗證其是否能改善臨床結果與工作流程效率。

總結而言，本研究示範以多波長紫外吸收訊號結合機器學習進行多種尿毒素推估，並以其在血液中的濃度對照，驗證其轉譯可用性，提供一條由透析廢液非侵入式量測走向個人化、近即時監測之實作路徑。透過「吸收訊號為主、個人化特徵為輔」的整合架構，希望能在不增加抽血負擔的前提下，提供療程內連續監測資訊，作為透析充分性與風險監測的補充工具，並為血液透析精準醫療之即時決策支援奠定基礎。

參考文獻

1. F. S. Collins and H. Varmus, *New England journal of medicine*, **372** (9), 793, (2015).
2. E. A. Ashley, *Journal of the American Medical Association*, **313** (21), 2119 (2015).
3. G. L. Wojcik, "Taiwan invests in genetic resource for health," ed: Nature Publishing Group, (2025).
4. H.-C. Yang *et al.*, *Nature*, **648**, 117 (2025).
5. United States Renal Data System, "2025 USRDS Annual Data Report: Epidemiology of kidney disease in the United States," National Institutes of Health, National Institute of Diabetes and Digestive and Kidney Diseases, Bethesda, MD, (2025). Please refer to the website: <https://adr.usrds.org/2025>
6. 中央健康保險署醫務管理組, "2025 年全民健康保險醫療費用前二十大疾病," 健保署, 2025. Please refer to the website: <https://www.nhi.gov.tw/ch/dl-93117-44024d4030e94acba2df70f946706f74-1.pdf>
7. I. Fridolin, M. Magnusson, and L.-G. Lindberg, *The International journal of artificial organs*, **25** (8), 748 (2002).
8. F. Uhlin, I. Fridolin, M. Magnusson, and L.-G. Lindberg, *Nephrology Dialysis Transplantation*, **21** (8), 2225 (2006).
9. L. Zhang *et al.*, *The International Journal of Artificial Organs*, **45** (4), 351 (2022).
10. C. Donadio *et al.*, *Journal of Nephrology*, **27** (3), 331 (2014).
11. J. Arund, R. Tanner, F. Uhlin, and I. Fridolin, *Toxins*, **4** (10), 849 (2012).
12. C. Donadio *et al.*, *Blood Purification*, **40** (2), 109 (2015).
13. 王耀德, "多波長紫外光光電系統結合機器學習應用於線上監測血液透析療程," 國立臺灣大學, (2023).
14. 龔杭彥, "基於血液透析的光電系統暨決策輔助系統用於監測尿毒素物質濃度", 國立臺灣大學, (2025).

作者簡介

張晉薰現為國立臺灣大學生物機電工程所碩士生。

Jin-Xun Zhang is currently a M.S. student in Department of Biomechatronic Engineering at National Taiwan University.

陳怡婷為臺灣大學生理學研究所博士，現為臺大醫院腎臟科醫師及臨床助理教授。

Yi-Ting Chen received her M.D. from Chung Shan Medical University and her Ph.D. from the Institute

of Physiology, National Taiwan University. She is currently an Attending Physician in the Department of Nephrology at National Taiwan University Hospital and a Clinical Assistant Professor.

周鈺翔為國立臺灣大學生理研究所博士，現為國立臺灣大學醫學院副教授及臺灣大學醫學院附設醫院主治醫師。

Yu-Hsiang Chou received his Ph.D. in the Graduate Institute of Physiology from National Taiwan University College of Medicine. He is currently an Associate Professor in the Renal Division, Department of Internal Medicine at National Taiwan University College of Medicine and an Attending of the National Taiwan University Hospital.

張正東現為國立臺灣大學生物機電工程所碩士生。

Chen-Dong Chang is currently a M.S. student in the Department of Biomechatronic Engineering at National Taiwan University.

林水龍為國立臺灣大學臨床醫學研究所博士，現為國立臺灣大學生理研究所教授，臺大醫院腎臟科主治醫師。

Shuei-Liong Lin received his Ph.D. in Graduate Institute of Clinical Medicine from National Taiwan University. He is currently a Professor in the Graduate Institute of Physiology at National Taiwan University and a Visiting Staff in the Renal Division at National Taiwan University Hospital.

盧彥文為美國加州大學洛杉磯分校機械研究所博士，現為國立臺灣大學生物機電工程系教授。

Yen-Wen Lu received his Ph.D. in Mechanical and Aerospace Engineering from the University of California, Los Angeles. He is currently a Professor in the Department of Biomechatronics Engineering and Institute of Biotechnology at National Taiwan University.