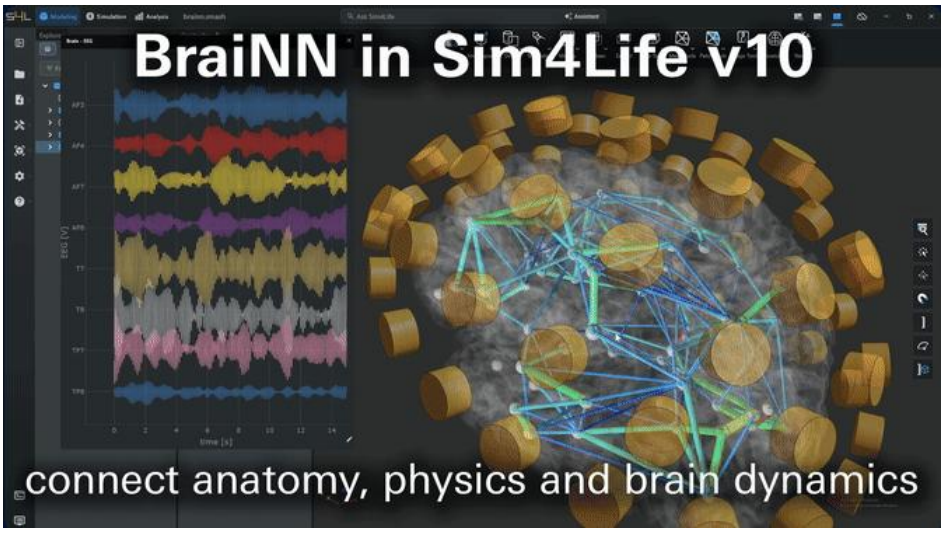
深入 BraiNN: 整合解剖結構、腦部動態、電磁場與腦電圖(EEG)的一站式模擬流程

本文翻譯自 IT'IS 基金會文章: Inside BraiNN: Anatomy, Dynamics, Fields, and EEG in One Workflow



1. 全腦尺度

頭皮腦電圖(EEG)主要反映大量神經元群體突觸後活動的總和，而非個別神經元的動作電位。**神經質量模型(neural mass model)以平均膜電位與放電率描述此尺度下的神經活動**，各神經元群體的活動則隨其自身的局部動力學及接收到的網路輸入而演變。虛擬癲癇病人(Virtual Epileptic Patient)也採用同類模型，在 The Virtual Brain 平台中模擬癲癇發作的動態過程[1, 2]。一項回溯性研究顯示，該模型估計的致癲癇網路與臨床判定結果相符，其中又以切除手術後不再發作的患者，其結果最為一致[3]。

BraiNN 支援兩種空間解析度。在**腦區層級的網路**中，每個解剖腦區由單一神經質量模型節點代表。在**皮質表面網路**中，皮質網格的每個頂點皆配置一個完整的模型節點，網格亦可依個人解剖結構建立。局部交互作用透過稀疏連接描述，其連接強度取決於沿皮質表面量測的測地距離；長程交互作用則沿用腦區層級的結構連接。這種方式既能保留腦區內的空間細節，也能維持腦區之間符合解剖結構的連接關係。

2. 神經質量模型

每個節點皆採用**描述皮質柱的 Jansen–Rit 模型**[6]，其中包含錐體投射神經元、興奮性中間神經元與抑制性中間神經元三類群體(求解器函式庫亦支援其他模型變體)。模型的狀態變數代表平均膜電位，並透過 S 型函數將膜電位轉換為放電率。節點的輸出，也就是錐體神經元群體所接收的興奮性與抑制性突觸後電位之差，會傳遞至其他節點；此輸出轉換為等效電流偶極後，也用於產生虛擬 EEG 訊號。

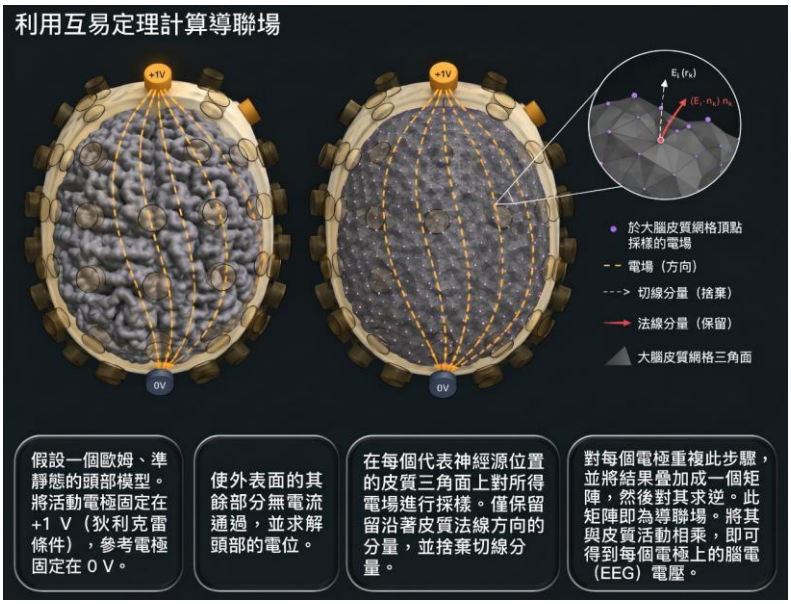
模型採用文獻中的標準參數設定[6]，並開放使用者調整關鍵參數：興奮性與抑制性突觸增益決定各皮質柱內興奮與抑制的平衡；全域耦合強度調節長程輸入的幅度；局部表面耦合強度控制相鄰皮質表面節點之間的交互作用；在隨機微分方程版本中，則另以雜訊縮放因子調整文獻所定義之雜訊結構的幅度[10]。藉由改變這些參數，研究人員可探討局部節律、跨腦區同步現象，以及模擬訊號對雜訊強度的敏感度。

3. 連接與傳導延遲

每個節點接收的長程輸入，是其他腦區輸出經時間延遲後的加權總和。在皮質表面網路中，各腦區的輸出則取自歸屬於該腦區之所有表面節點的錐體神經元輸出平均值。連接權重來自以擴散磁振造影纖維束追蹤重建的結構連接，傳導延遲則根據纖維束長度與假設的傳導速度計算；加權總和的整體幅度由全域耦合強度調節。

4. 從神經活動到 EEG

模擬的皮質活動依照導聯場矩陣(lead-field matrix)中的權重，對頭皮電位產生貢獻：每個皮質訊號源皆以垂直於局部皮質表面的等效電流偶極表示，再由此矩陣將偶極矩映射為電極電位。Sim4Life **利用 Plonsey 互易定理計算導聯場**[11]：在低頻電磁模擬中，依序於每個 EEG 電極與共同參考電極之間施加單位電流，並取所產生電場在各皮質頂點處、沿皮質表面法線方向的分量，作為該電極對應的導聯場權重。刺激電場與 EEG 導聯場的計算採用相同的頭部模型及電磁學原理，因此兩者具有一致的解剖結構、組織特性與座標系統。



利用互易原理計算導聯場(Lead Field)：在電極與參考電極之間施加單位電流，即可在頭部模型中產生電場。該電場在大腦皮質表面上的法向分量，可作為投影權重，將模擬的皮質活動轉換為對應電極所記錄的 EEG 訊號。此外，刺激電場也使用相同的頭部模型進行計算。

5. 從電場到模型輸入

刺激電場透過 $\lambda E_{\parallel}$ 耦合項作用於網路[7–9]: 將電場中平行於模型皮質柱方向(即垂直於皮質表面的方向)的分量，乘上各神經元群體專屬的係數 λ，再將結果作為電場誘發的極化量，加至各群體的平均膜電位。**在 V10.0 中，這項電場誘發的貢獻不隨時間變化**; 支援時變刺激的功能則規劃於未來版本推出。電場如何影響整個神經元群體的行為，目前仍是尚待解答的研究問題，因此這個耦合模型仍有待進一步探討。

6. 數值運算引擎

BraiNN 以 JAX 實作，將數值積分迴圈、網路耦合、隨機雜訊及監測功能一併編譯，使同一套模型定義可在 CPU、GPU 或張量處理單元(TPU)上執行。透過整合式陣列運算，系統可對所有節點進行向量化計算，也能批次處理不同的參數組合、初始條件或雜訊實現。

在 GPU 上，BraiNN 執行全腦模擬的速度可比常用的 CPU 模擬器快上數十倍至近百倍。預印本中的效能測試[5]，比較了在 NVIDIA RTX 3090 GPU 上執行的 BraiNN，以及在 32 核心 AMD Ryzen Threadripper 3970X CPU 上執行的 The Virtual Brain: 對於包含 68 個腦區的腦區層級網路，BraiNN 的速度約快 35 倍; 對於包含約 4,400 個節點的皮質表面網路，則約快 90 倍。當網路規模增加至 250 個腦區時，執行時間仍變化不大; 加入傳導延遲或採用批次模擬，也僅使執行時間略微增加，因此整批參數組合的模擬耗時，僅比單次模擬稍長。這讓過去因計算成本過高而難以進行的參數掃描、反應曲面探索與敏感度分析變得可行，也使 8.未來展望所述的參數擬合程序得以實現。

使用者**可切換確定性或隨機模式**，以選擇相應的求解方法。確定性模擬可採用前向 Euler 法、Heun 法、經典四階 Runge–Kutta 法或具自適應步長的 Tsit5 與 Dormand–Prince 時間積分法; 隨機模擬則可使用 Euler–Maruyama 法、隨機 Heun 法或高階分裂式 Runge–Kutta 法處理加性雜訊。選擇隨機模式後，使用者亦可調整雜訊縮放因子。

監測功能與數值積分的時間步長彼此獨立，因此可用較低的取樣率記錄各腦區的放電率、皮質訊號源活動及電極電位，而不影響數值積分過程。模擬預設採用 32 位元精度，亦提供 64 位元選項，以供驗證與敏感度研究使用。

7. V10.0 提供的功能

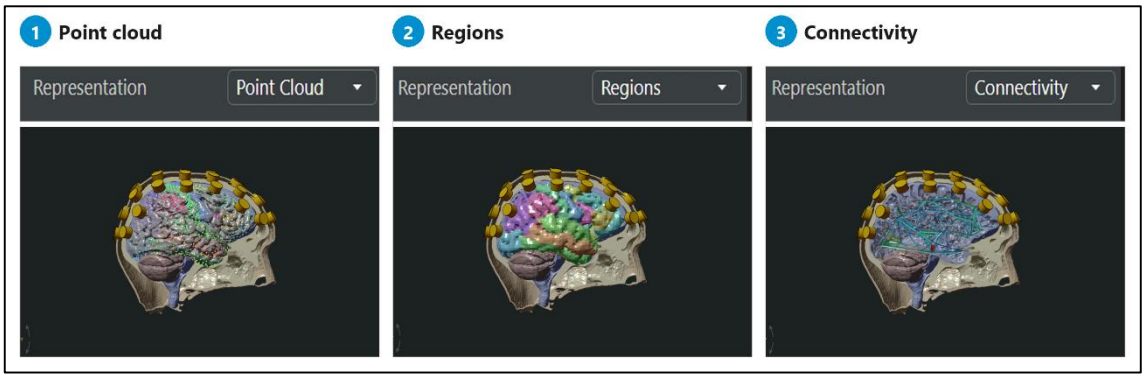
V10.0 提供完整的正向模擬流程，從解剖結構與神經動力學建模、刺激耦合，一直到 EEG 投影計

算，並整合預先定義的模型、可調整參數，以及與 Sim4Life 電場求解器直接串接的功能。

Sim4Life V10.0 中的 BraiNN 模擬工作流程 [V10.0 release news]

(1) 載入模型

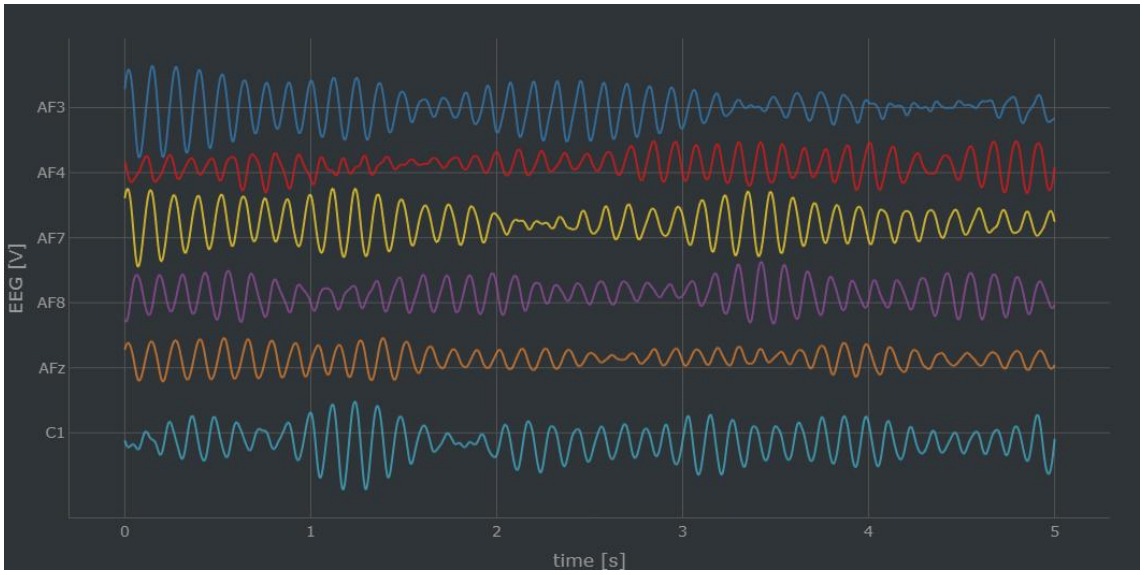
匯入教學範例提供的兩個檔案: 10-10 電極配置的人頭模型、BraiNN 神經網路定義檔。載入後，可依需求將神經網路呈現為點雲(Point Cloud)、腦區(Regions)或網路連結圖(Connectivity Graph)。



在 Sim4Life V10.0 中載入的全腦神經網路模型，可透過節點點雲或腦區方式呈現，並顯示其結構性連結關係。

(2) 執行靜息狀態網路模擬

建立 BraiNN 模擬，將神經網路模型拖曳至網路設定區，並使用預設參數執行模擬。此步驟旨在建立基準狀態(Baseline)，模擬神經網路在未接受外部刺激時的內在活動，以及相應的虛擬腦電圖(Virtual EEG)訊號。

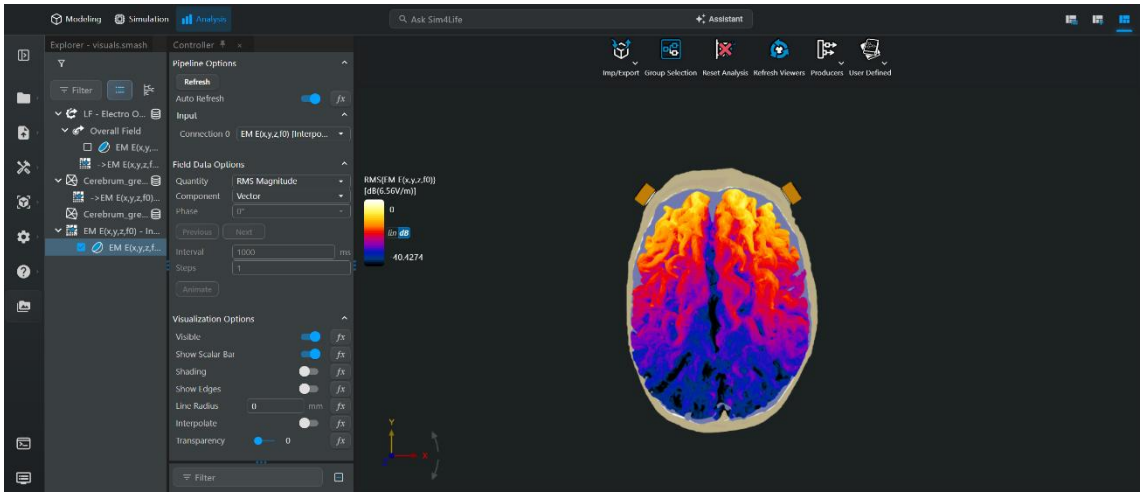


未施加刺激時的頭皮腦電圖模擬結果，呈現 10-10 電極系統中指定電極所量測的電位變化曲線。

(3) 計算電刺激場

在 10-10 電極系統中，選擇兩個額部電極 AF7 與 AF8，分別設定為經顱電刺激的陽極與陰極，並

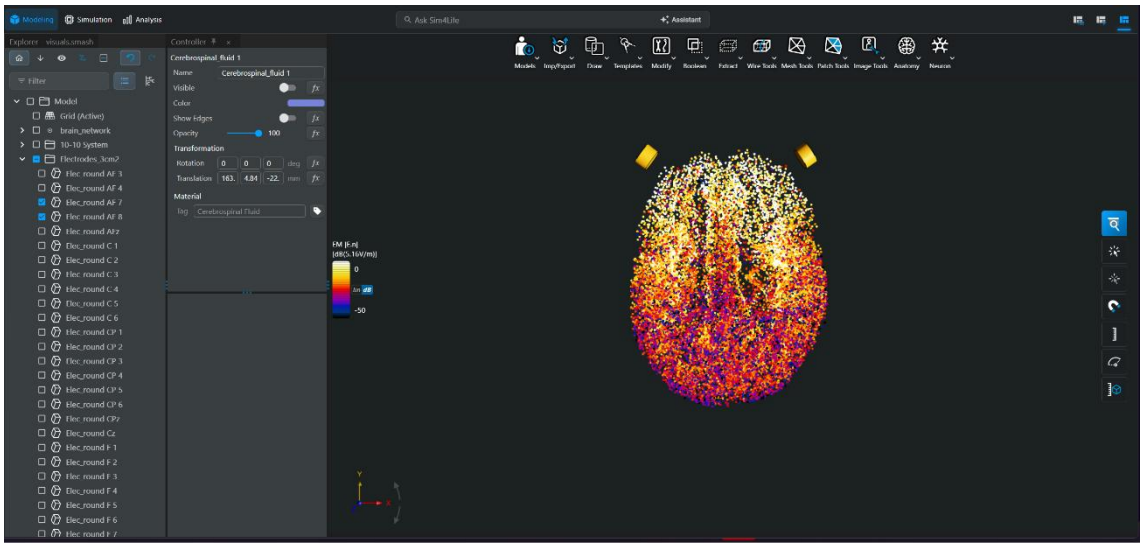
施加 +1 V 與 -1 V 的電壓(此處為示範用的任意設定值)。接著，使用 Sim4Life 的歐姆準靜態求解器進行電場計算。



透過 Sim4Life 的歐姆準靜態求解器，計算雙電極經顱電刺激配置所產生的電場分布。此計算使用與腦電圖導程場(EEG Lead Fields)相同的人頭模型。

(4) 將電場耦合至神經網路

將感測器擷取器(Sensor Extractor)所產生的整體電場結果，拖曳至 BraiNN 模擬中，將其設定為外部輸入源。BraiNN 採用 λE⊥ 耦合機制，在 Sim4Life V10.0 中，輸入的電場為時間上固定不變的訊號。



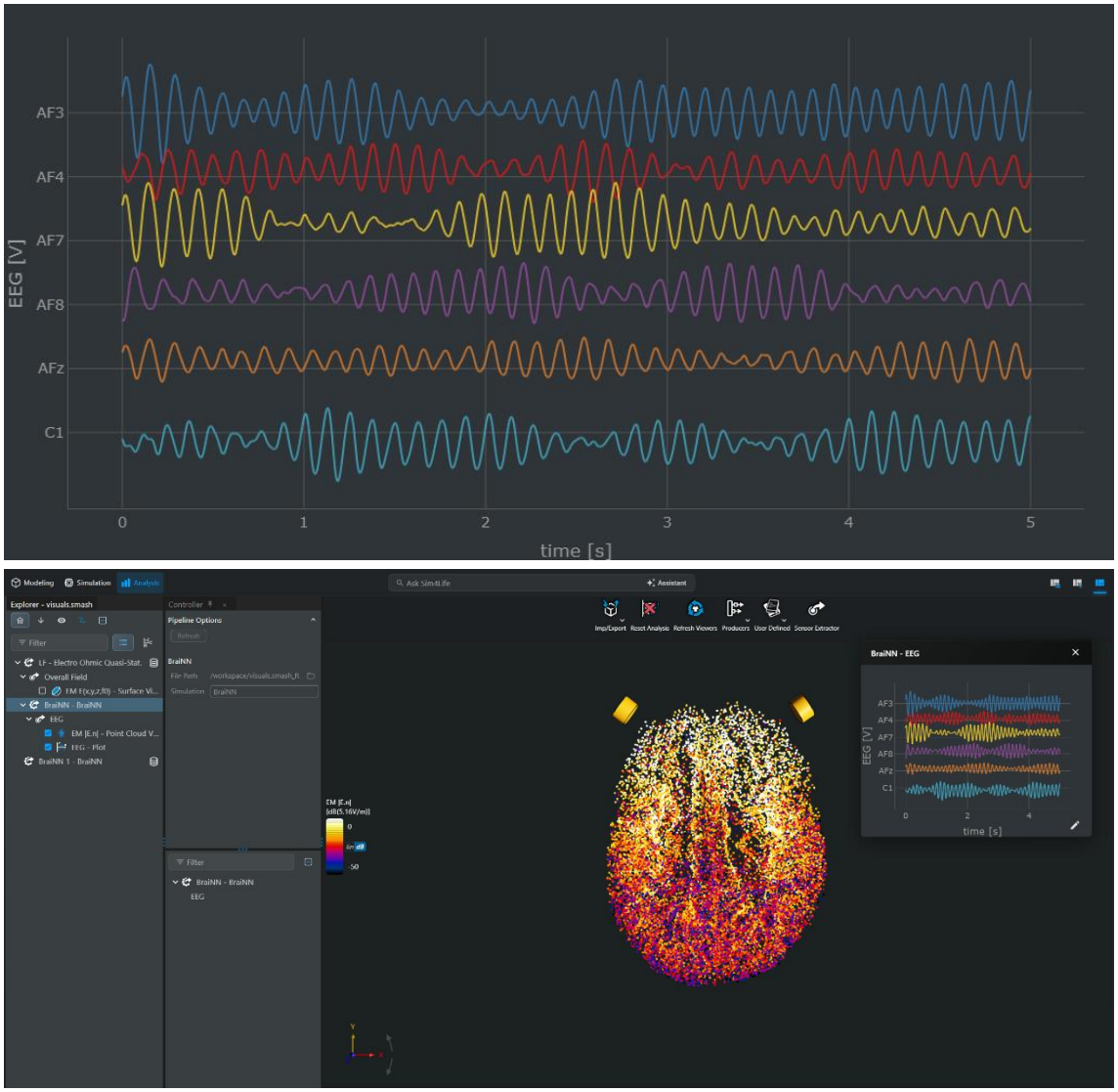
刺激電場中沿假設性皮質柱方向的分量強度，並以神經網路節點雲的方式呈現。

(5) 比較模擬結果

啟用電場耦合後重新執行模擬，並將兩次模擬所產生的腦電圖訊號繪製於同一圖表中，或比較兩者的頻譜差異，以評估電極配置所產生的模擬刺激效應。

為確保比較結果的可靠性，兩次模擬應維持相同的雜訊隨機種子，使結果差異能夠反映電刺激的影響，而非隨機雜訊變化所造成的差異。

此外，也可以調整電極配置、耦合強度、突觸增益或雜訊強度，進一步探索不同參數對神經網路反應的影響。



比較施加電刺激前後的模擬腦電圖(EEG)訊號，並呈現 10-10 電極配置下各電極所產生的訊號變化。

8. 未來展望

目前正規劃兩項以個人化為核心的擴充功能。第一項是**以影像為基礎的模型建立**：利用受試者的 T1 加權與擴散磁振造影(MRI)影像，建立頭部模型、皮質網格、結構連接與導聯場，使刺激電場、神經網路及模擬 EEG 均能反映該受試者的解剖結構。第二項是**以 EEG 為基礎的參數擬合**：透過貝葉斯最佳化調整神經質量模型的參數，使模擬 EEG 盡可能重現受試者的實際記錄[5]。這種擬合方式需要執行大量正向模擬，而這正是 BraiNN 運算速度最能發揮優勢之處。這兩項擴充功能將把已在癲癇病灶定位中展現的個人化建模能力[3]，進一步應用於腦刺激研究。

BraiNN 是用於研究全腦動力學與腦刺激的工具，解讀其結果時，應將上述模型假設納入考量。預

印本[5]提供了詳細的方法說明。Sim4Life V10.0 將此運算引擎與虛擬人口模型(Virtual Population)、基於影像的頭部模型、電場模擬器，以及視覺化與分析功能整合。因此，從解剖結構擷取、電場計算、網路建模，到虛擬 EEG 產生，皆可在同一個 Sim4Life 專案中完成，避免使用多套工具時可能出現的相容性與版本管理問題。

9. 參考文獻

[1] Sanz Leon P, et al. The Virtual Brain: A simulator of primate brain network dynamics. Front Neuroinform. 2013;7:10. https://doi.org/10.3389/fninf.2013.00010

[2] Jirsa VK, et al. On the nature of seizure dynamics. Brain. 2014;137(8):2210-2230. https://doi.org/10.1093/brain/awu133

[3] Wang HE, et al. Delineating epileptogenic networks using brain imaging data and personalized modeling in drug-resistant epilepsy. Sci Transl Med. 2023;15(680):eabp8982. https://doi.org/10.1126/scitranslmed.abp8982

[4] Wang HE, et al. Virtual brain twins for stimulation in epilepsy. Nat Comput Sci. 2025;5(9):754-768. https://doi.org/10.1038/s43588-025-00841-6

[5] Fasse A, et al. BraiNN: A modern simulator for clinically feasible personalized whole-brain network modeling. bioRxiv. 2026. https://doi.org/10.64898/2026.07.08.737156

[6] Jansen BH, et al. Electroencephalogram and visual evoked potential generation in a mathematical model of coupled cortical columns. Biol Cybern. 1995;73(4):357-366. https://doi.org/10.1007/BF00199471

[7] Molaee-Ardekani B, et al. Effects of transcranial direct current stimulation (tDCS) on cortical activity: a computational modeling study. Brain Stimul. 2013;6(1):25-39. https://doi.org/10.1016/j.brs.2011.12.006

[8] Merlet I, et al. From oscillatory transcranial current stimulation to scalp EEG changes: A biophysical and physiological modeling study. PLoS ONE. 2013;8(2):e57330. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0057330

[9] Kunze T, et al. Transcranial direct current stimulation changes resting state functional connectivity: A large-scale brain network modeling study. NeuroImage. 2016;140:174-187. https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2016.02.015

[10] Ableidinger M, et al. A stochastic version of the Jansen and Rit neural mass model: Analysis and numerics. J Math Neurosci. 2017;7:8. https://doi.org/10.1186/s13408-017-0046-4

[11] Plonsey R. Reciprocity applied to volume conductors and the ECG. IEEE Trans Biomed Electron. 1963;10(1):9-12. https://doi.org/10.1109/TBMEL.1963.4322775