

DTS 影像之幾何校正

一、簡介: 射束電腦斷層機台的造價昂貴，無法普及全台約 6500 家牙科診所。故現有的牙齒立體影像重建技術，有劑量高、解析度低、成本貴等三項缺點。

本計畫預計開發口腔內電腦斷層掃描技術。構想將面積較小且解析度高的 X 光影像感測器置放於口腔中，與口腔外的 X 光源進行相對旋轉運動。在小角度的 X 光掃描範圍內，進行較低密度的連續拍攝，以降低 X 光的劑量。並搭配有限角度 3D 多層式層析重建演算法，以低密度拍攝所取得的投影影像，重建出高解析度的單牙層析影像，以提供牙醫師在製作假牙的過程中所需的牙齒資訊。

3D 多層式層析斷層攝影術(digital tomosynthesis, DTS)是利用在有限角度內線性相對移動的 X 光管和影像接收器來獲取少量的投影影像，並利用此投影影像重建出清晰的焦平面附近影像的技術。此技術的優勢在於輻射劑量少，卻能重建出高解析度的影像，在醫療領域已有廣泛的應用，例如胸腔層析斷層攝影、乳房層析斷層攝影等。但在牙科領域，尚未有應用此技術的商品問世。故本計畫將改良傳統層析斷層攝影技術，發展新式的有限角度 3D 多層式層析影像重建演算使其能應用於口腔內單牙或多牙影像的重建。計畫前期，已完成解析式的層析影像重建演算法的開發，並利用 GATE 軟體完成了造影機台的蒙地卡羅模擬。計畫後期則著重在疊代式層析影像重建技術的發展，以及實體機台幾何校正演算法的研究與實現，甚至針對影像取樣時機台掃描範圍及密度做最佳化評估。

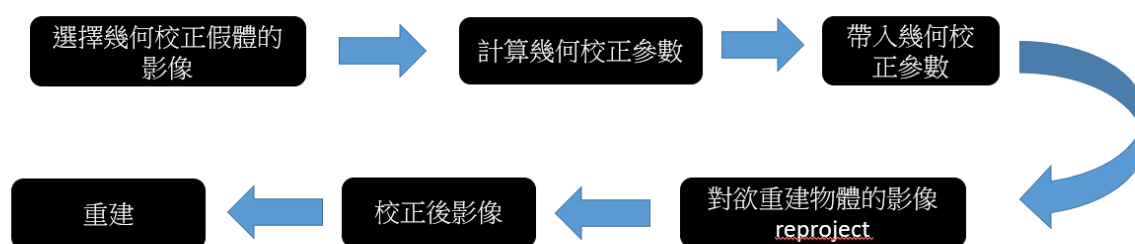
然而在斷層掃描的過程中，因為機台會有幾何誤差，可能會造成重建後的影像有假影的產生。幾何校正的進行，目的是用幾何的特性量測出正確機台的幾何誤差，而後在重建影像時代入幾何參數進而修正影像，以期能夠得到精確的重建影像。

二、研究方法及步驟

2-1 研究方法

幾何校正的過程主要有兩大步驟:(1)幾何參數的計算(2)reprojection。在幾何參數取得後，還必須對影像做reprojection，才能獲得有效的校正結果。校正的

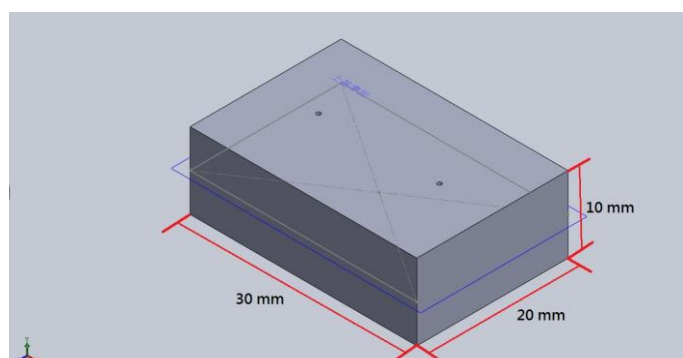
流程大致如下圖：



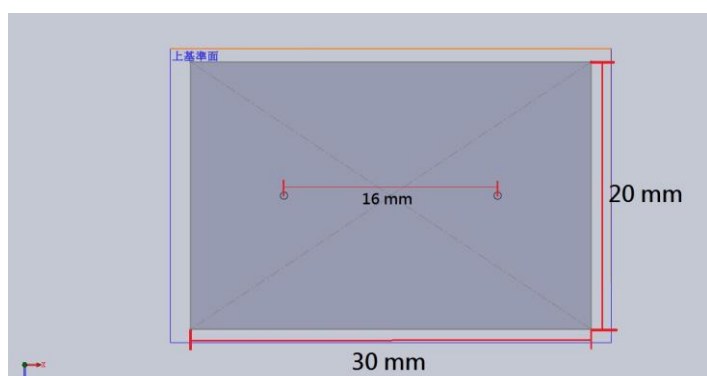
研究主要先對 Cone beam computed tomography (CBCT) 的幾何校正著手。再依據 DTS 與 CBCT 之間的幾何差異做修正，取得幾何校正的初步數學模式。CBCT 的幾何校正，接著再依據本計畫所設計的 DTS 機構的幾何特性再做進一步的修正。最後，將幾何參數代入，並將影像的幾何特性調整為與重建時的幾何特性相同，以利影像重建的進行。

(一)假體的設計：

為了取的校正時所需的條件，我們設計了一個雙鋼珠假體。此假體為一長方體，並在表面鑲嵌兩顆直徑為 0.5mm 的鋼珠。



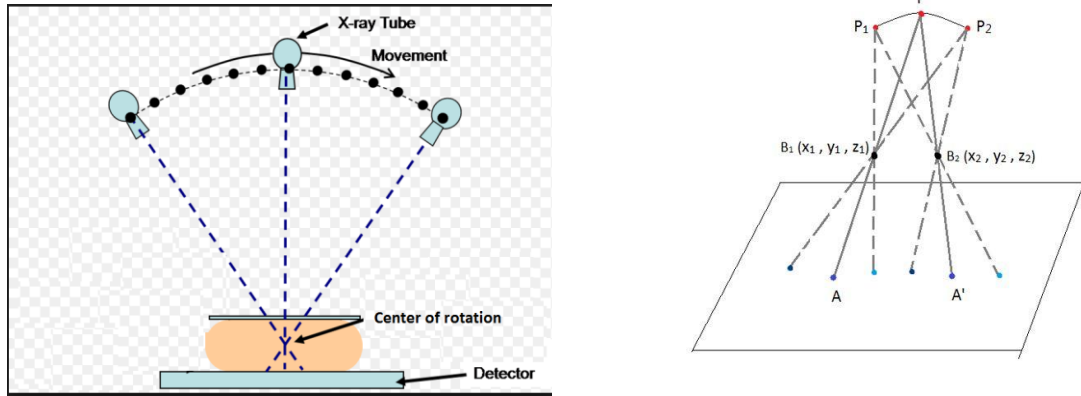
圖二、假體設計圖



圖三、俯視圖

(二)參數的計算:

參數的計算，主要是利用直線方程式求交點的方式來計算。再給定鋼珠點座標以及鋼珠投影點座標後，可建立出一個空間座標系。且此坐標系是符合造影時機器的幾何條件(距離、相對位置等...)



圖四、坐標系示意圖

再建立出坐標系後，根據鋼珠位置以及鋼珠投影點位置寫出直線方程式。最後再將得出的兩條方程式做聯立，解出交點，此交點的座標位置即是射源的真實位置。得出真實位置後，再以理想狀態計算射源位置，求出射源的理想位置，最後將上述兩步驟所取得的座標相減，即可獲得射源在三個座標軸方向(X、Y、Z)的偏移量。

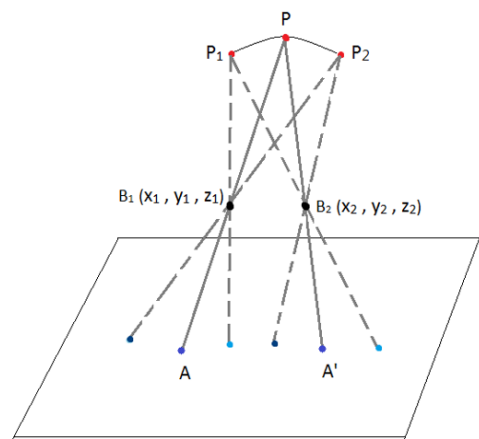
P: 射源理論位置

B_1 : 假體上鋼珠的位置

B_2 : 假體上鋼珠的位置

A: B_1 鋼珠的投影位置

A: B_2 鋼珠的投影位置



由於拍攝出的鋼珠位置不一定為水平，因此需乘上一個旋轉矩陣，將鋼珠投

影點的位置調整為水平，避免之後做出的直線為兩歪斜線，無法求出交點

$$\phi = \tan^{-1}\left(\frac{m_{AA'}}{m_{B_1B_2}}\right)$$

$$B'_1 = \begin{bmatrix} \cos \varphi & -\sin \varphi & 0 \\ \sin \varphi & \cos \varphi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times B_1$$

$$B'_2 = \begin{bmatrix} \cos \varphi & -\sin \varphi & 0 \\ \sin \varphi & \cos \varphi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times B_2$$

Step

列出兩直線方程式 L_1 、 L_2

$$L1: \overrightarrow{PA} \begin{cases} x = x_1 + \overline{(AB_1)}_x \cdot t \\ y = y_1 + \overline{(AB_1)}_y \cdot t \\ z = z_1 + \overline{(AB_1)}_z \cdot t \end{cases}$$

$$L2: \overrightarrow{PA'} \begin{cases} x = x_2 + \overline{(A'B_2)}_x \cdot s \\ y = y_2 + \overline{(A'B_2)}_y \cdot s \\ z = z_2 + \overline{(A'B_2)}_z \cdot s \end{cases}$$

令兩線交點為 P，則

$$\begin{cases} P' = A + \overline{AB_1} \\ P' = A' + \overline{A'B_2} \end{cases}$$

解聯立方程式得 $P'(x,y,z)$ ， P' 點座標即為射源的位置座標

Step 2. 求射源理論位置

1. 令射源(0 度位置)無幾何誤差時的為 $P(x_0, y_0, z_0)$

2. 利用旋轉矩陣計算不同角度的射源位置

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix}$$

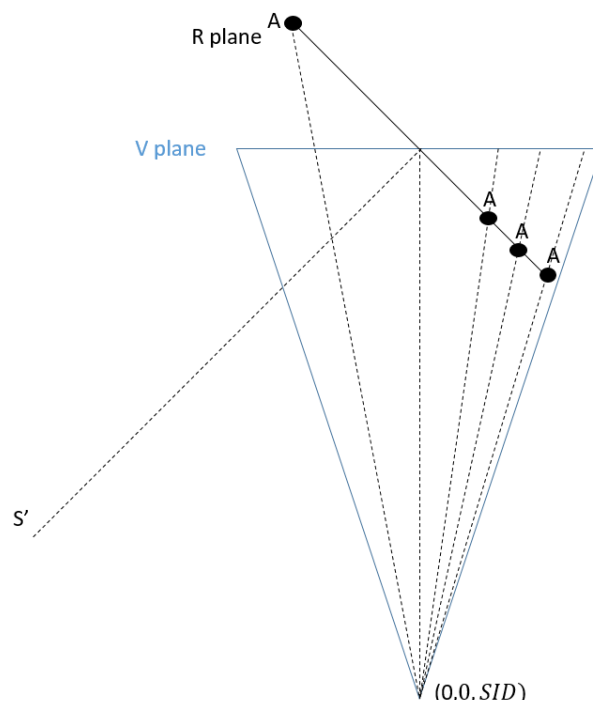
Step 3.計算水平及垂直位移

1.將步驟一級步驟二所得的各座標相減，計算出射源的位移量

(三) Reprojection:

在取得每張影像的偏移量後，將影像做 reprojection 的動作。此研究 reprojection 的方式也是參考 CBCT 的方式進行，再做出修改。Reprojection 主要有下列 4 的步驟:

1. V plane 上每一個 pixel 和 source 求線方程式
2. V plane 旋轉得 R plane
3. 1.的線方程式和 R plane 聯立得點 A
4. 點 A 旋轉回 V plane



圖五、reprojection 示意圖

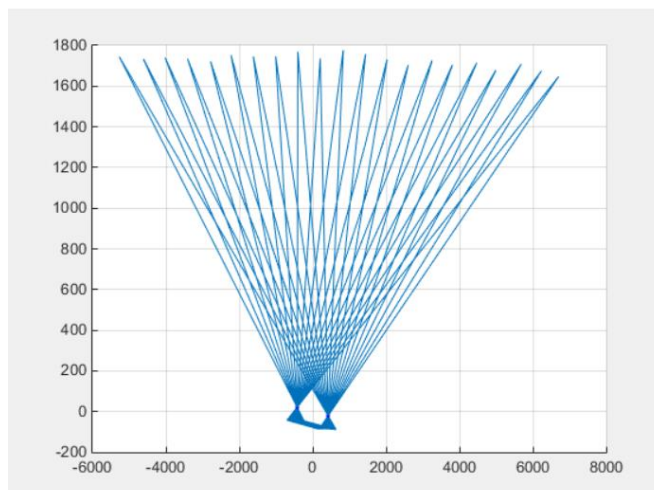
2-2.研究步驟

- 1.閱讀幾何校正相關的文獻
- 2.幾何校正演算法的設計與改良
- 3.幾何校正假體的設計
- 4.程式撰寫
- 5.檢驗校正結果
- 6.定量分析

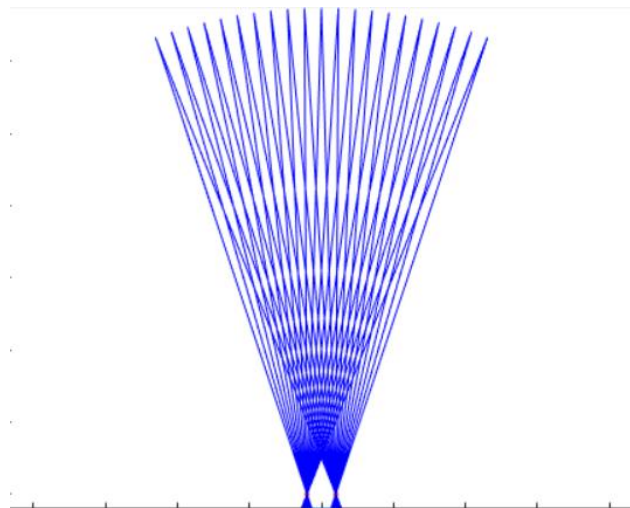
三、研究結果與討論

3.2 幾何校正

根據幾何校正演算法所計算出的 source 位置($-20^{\circ}\sim 20^{\circ}$)



圖一、source 實際位置



圖二、source 理想位置

由圖一圖二比較可看出，理論上射源軌跡應該要為一個圓弧狀，但實際上並非如此，且偏差量不小。

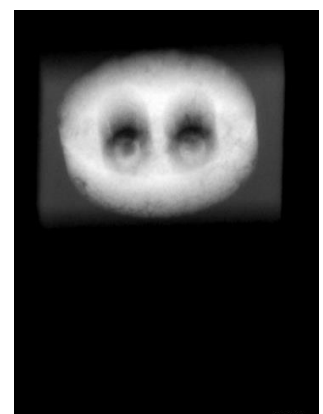
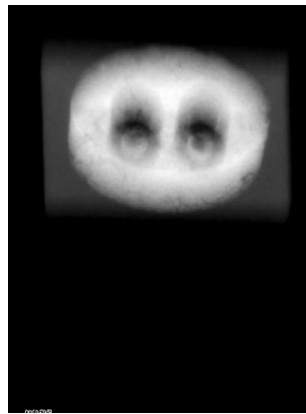
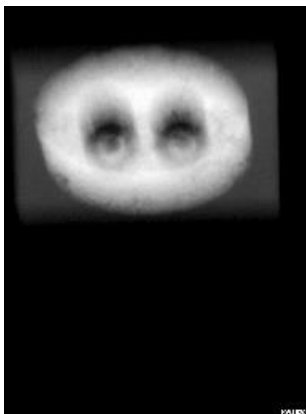
角度	x_shift	y_shift	z_shift
-20	-15.3245	-35.1039	-81.2821
-19	-13.7053	-36.1963	-78.3225
-18	-13.619	-36.2599	-80.0107
-17	-12.1666	-37.0244	-76.957
-16	-11.6575	-37.404	-76.9522
-15	-10.7748	-37.9656	-75.3089
-14	-10.3119	-38.1867	-75.2981
-13	-9.0977	-39.1465	-71.4301
-12	-8.3279	-39.9929	-68.8129

-11	-8.5921	-39.2466	-73.5026
-10	-8.2012	-39.4106	-73.4957
-9	-7.7811	-39.4051	-74.3934
-8	-6.9423	-40.5556	-68.8448
-7	-6.5168	-40.7265	-68.8437
-6	-6.2767	-40.6475	-69.3753
-5	-5.8736	-40.4605	-70.5993
-4	-5.4646	-41.3326	-66.5081
-3	-5.417	-42.8645	-58.7479
-2	-5.1748	-42.9443	-57.3375
-1	-4.5632	-41.5155	-64.4602
0	-4.4864	-42.0493	-61.8429
1	-4.3218	-42.1457	-60.8597
2	-4.604	-43.0312	-55.5083
3	-3.6217	-41.7466	-60.9334
4	-3.68	-41.7581	-60.0112
5	-4.0984	-42.5525	-55.8648
6	-2.9566	-41.4544	-60.1695
7	-4.2409	-42.8345	-52.5615
8	-3.3499	-41.9632	-55.7692
9	-3.7548	-42.147	-53.0371
10	-4.8296	-42.7494	-47.9744
11	-4.8813	-42.4667	-47.4115
12	-4.8747	-42.1346	-47.1202
13	-4.4923	-41.5063	-47.6672

14	-5.2109	-41.7841	-45.2464
15	-5.8421	-41.7577	-43.1232
16	-4.417	-40.6237	-46.4733
17	-5.2914	-40.7623	-43.6796
18	-3.9309	-39.7278	-46.45
19	-6.8655	-40.5499	-39.1628
20	-5.6606	-40.6372	-41.3069

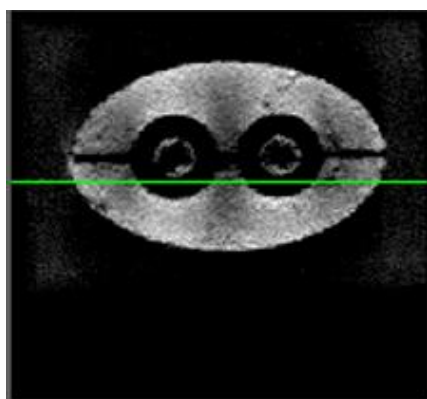
表一

表一為每個角度的 source 位置偏移量，將此參數代入做 reprojection，即可將影像校正。

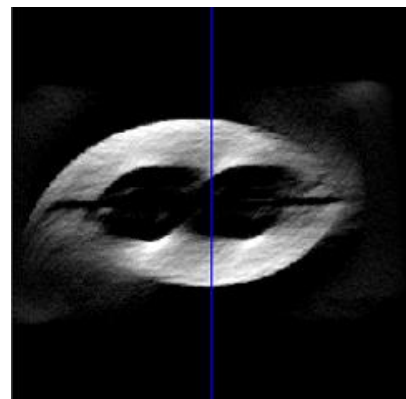


左起為未校正的影像，接著是將上表 41 個值取平均後 reprojection 後的影像，最後為 single-view 的 reprojection 的影像。

以下為重建後的結果

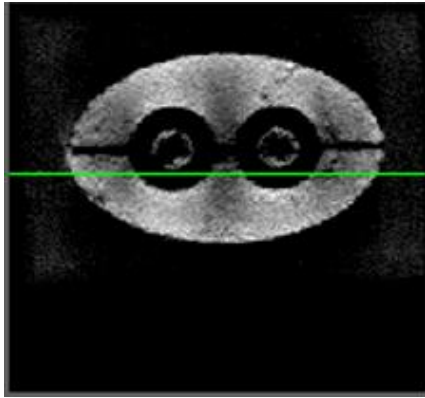


圖三、未校正

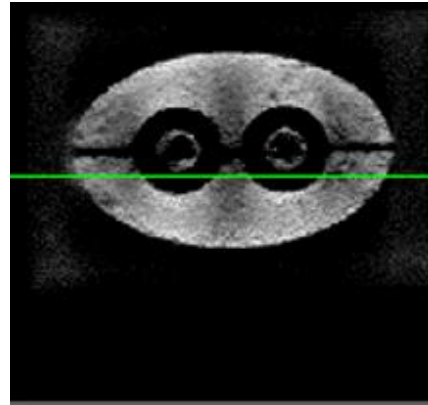


圖四、以平均值校正

比較上面結果，未校正的結果反而比較正後佳，猜測原因可能是，在每個不同角度的偏移量不進相同。再根據表一的數據，發現每個位置的偏移量相差甚大，所以利用平均值的方式未必適合。



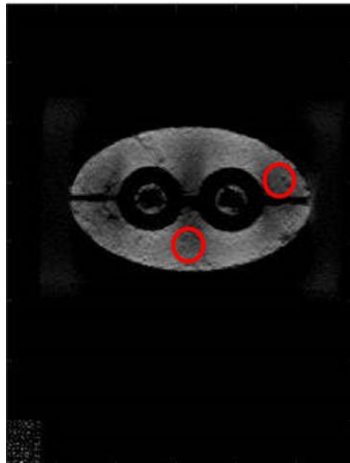
圖三、未校正



圖五、每個 view 分別校正

再次比較結果，可發現影像品質有確實提升，假影減少。

若將結果作定量分析，可得以下結果：



未幾何校正

Region 1

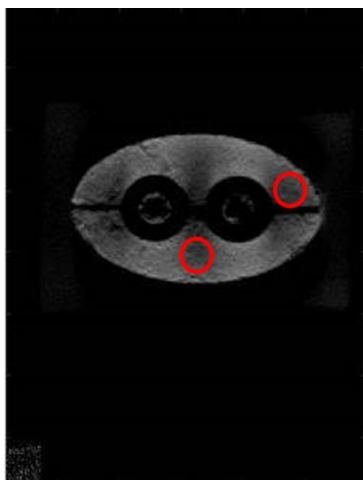
SNR=5.4095

CNR=5.1342

Region 2

SNR=4.4813

CNR=4.9584



幾何校正後

Region 1

SNR=5.6969

CNR=6.0485

Region 2

SNR=5.3519

CNR=5.4868

經由定量分析之後，確實可以看出影像品質有所提升，也可證明此方式是有效的，未來的目標將繼續改良，讓品質提升的程度更大。

參考文獻

- [1] Yao Yang, Liang Li*, Zhiqiang Chen, Ming Chang. Geometrical Calibration Method For X-ray Intra-oral Tomosynthesis
- [2] Yi Sun*, Ying Hou, Fengyong Zhao, Jiasheng Hu. A calibration method for misaligned scanner geometry in cone-beam computed tomography
- [3]