應用於熱消融肝癌手術之導航手 術機器人

Navigation Surgical Robot of Thermal Ablation for Liver Cancer Surgery

王冠茹、邱緯翔、楊宗翰、許成彬、陳家進、杜翌群 Kuan-Ju Wang, Wei-Siang Ciou, Tsung-Han Yang, Cheng-Bin Xu, Jia-Jin Jason Chen, Yi-Chun Du

根據全球手術機器人的市場發展趨勢統計,目前外科手術機器人的經濟規模 2025 年將 上看 130億美元;另外根據世界衛生組織的報告指出,肝癌是全球致命癌症排名第二,如何 在手術中保留患者較多的肝臟以維持生命的需求,是目前臨床上相當重要的議題。目前熱消 融術對於小於2公分的腫瘤或多腫瘤的肝癌病患,是相當適合的治療方式之一,這樣的手術 方式相當適合利用導航手術機器人來輔助。本文除了對導航手術機器人進行簡介外,也以雙 手臂的肝癌熱消融導航手術機器人為例,介紹所需的機器視覺空間定位技術、交互式機械手 臂控制與超音波影像與熱消融資訊回饋等,並搭配假體展示成果。

According to statistics on the global market development trend of surgical robots, the current economic scale of surgical robots will increase to 13 billion U.S. dollars, showing its high development potential. On the other hand, according to a report from the World Health Organization (WHO), liver cancer is the second deadliest cancer in the world. How to preserve more livers during surgery to maintain life is a clinically important issue currently. At present, thermal ablation is one of the most suitable treatment methods for patients with tumors smaller than 2 cm or with multiple tumors. However, during the treatment, it is necessary to rely on preoperative analysis of Computed Tomography (CT), intraoperative machine vision and real-time ultrasound image analysis to assist the doctors in puncturing the correct position of liver tumor and performing thermal ablation. This surgical method is suitable for using navigation of robotic-assisted system to assist spatial positioning, and the system can also perform real-time ultrasound image analysis and information feedback of thermal ablation. In addition to an introduction to the navigation of robotic-assisted system, this article also takes the dual-arm robotic-assisted system of liver cancer thermal ablation as an example to introduce the required spatial positioning technology of machine vision, interactive robotic arm control and ultrasonic image feedback, etc., and will conduct a phantom experiment to show its results.

一、導航手術機器人簡介

根據 2020 年世界衛生組織 (World Health Organization, WHO) 在全球癌症報告中指出, 癌症是全球第二大死亡原因,其中第一名為肺癌,第二名為肝癌⁽¹⁾。此外,臺灣衛生福利 部 2020 年十大死因報告亦顯示,癌症的死亡人數與死亡率皆為十大死因之首,如圖 1 所示 ⁽²⁾。目前臨床診斷癌症時,透過病理切片可以精確的進行癌症判斷,然而考量到病人拒絕切 片因素下,透過臨床 X 光、驗血等數據,也可以在缺乏病理證據的情況之下做出癌症的診 斷依據,以便於提供醫師進行判斷。事實上,台灣在肝癌的診斷中有很大比例 (超過 80%) 是基於臨床診斷而非病理診斷⁽³⁾。

		死亡人婁	死亡率 (每十萬人口)				標準化死亡率 (每十萬人口)				
		109 年	較上年 増減 %	108 年 順位		109 年	較上年 増減 %	順位	1	09 年	較上年 増減 %
順位	所有死亡原因	173,067	-1.3			733.9	-1.3			390.8	-4.3
1	癌症	50,161	-0.1	1		212.7	-0.1	1		117.3	-3.3
2	心臟疾病 (高血壓性疾病除 外)	20,457	3.0	2		86.7	3.1	2		43.8	0.4
3	肺炎	13,736	-9.5	3		58.2	-9.5	3		26.4	-12.1
4	腦血管疾病	11,821	-2.9	4		50.1	-2.9	4		25.2	-5.4
5	糖尿病	10,311	3.2	5		43.7	3.2	5		22.0	-1.1
6	事故傷害	6,767	1.9	6		28.7	2.0	6		20.3	1.1
7	高血壓性疾病	6,706	7.2	7		28.4	7.3	7		13.4	3.9
8	慢性下呼吸道疾病	5,657	-10.2	8		24.0	-10.2	8		11.0	-12.6
9	 腎炎、腎病症候群及腎病變 	5,096	0.9	9		21.6	1.0	9		10.5	-2.3
10	慢性肝病及肝硬化	3,964	-6.5	10		16.8	-6.5	10		10.3	-7.8

圖 1.109 年臺灣十大癌症死亡人數、死亡率⁽²⁾。

臨床對於癌症除了手術切除外,針對不適合手術切除、單顆直徑 5 公分以下或是最 多 3 顆直徑 3 公分以下腫瘤,於特定情況下也可採用與外科手術切除效果相當的熱消融 (radiofrequency ablation, RFA) 進行治療,RFA 對於局部控制率可達 70% 至 90%⁽⁴⁾。治療過 程是先經由超音波影像系統進行導引,醫師根據回傳影像進行入針,將消融針穿刺至腫瘤位 置,隨後藉由針尖所釋放出的加熱能量,進行腫瘤組織破壞。該方法優勢在於降低術中併發 症機率並加快復原速度。近年來,肝臟腫瘤的微創手術 (minimally invasive surgery, MIS) 已 趨於成熟,且機器人輔助手術的案例也迅速增加^(5,6)。不難看出針對 RFA 和 MIS 的優點進 行整合,將有利於肝癌患者。MIS 中,腹腔鏡手術的成本較機器人手術來的低,但腹腔鏡 手術器械較為剛直,無法如人手腕般靈活轉彎,面對長在肝臟後葉的腫瘤,或是需要進行精 細手術的部分,如血管縫合及膽道重建等,具有多關節的機器手臂能使手術變得容易且更為 安全。因此,藉由機器手臂輔助手術,將醫師的雙眼與雙手延伸進入病人的體內,進行更精 細的手術,讓視野、靈敏度、準確度與穩定性大為提升,再加上術前手術路徑導航系統的定 位,將有助外科醫師在入侵人體程度最小的情況下執行更複雜的手術,這也是醫療機器人發 展的重要方向。根據《全球手術機器人市場發展趨勢》統計,全球外科手術機器人的規模約 為 45 億美元,至 2025 年將上看 130 億美元⁽⁷⁾。現行市面上多數手術導航系統,其定位大多 透過光學式或磁導式的裝置來進行空間相對座標的定位;然而,術中的病灶位置改變或是立 體定位系統操作不當時,常造成手術部位的空間位置導引產生偏差,如圖 2(a) 所示⁽⁸⁾。由於 手術機器人系統具有多軸活動角度,其高精度與高解析度的 3D 影像處理設備,依然有利於 醫師的組織定位和操作。從 1999 年開始 Intuitive Surgical 公司提供達文西 (da Vinci) 手術機 器人,並在 2000 年完成第一台通過 FDA 的腹腔鏡手術機器人。隨著 Intuitive Surgical 公司 達文西手術機器人日漸普及,不僅提高了醫生使用的信心,也讓後繼者持續開發出相關的手 術機器人,促使不同科別的手術機器人也陸續通過美國 FDA、歐盟 CE 認證或中國 CFDA 認證後,在歐美與亞洲國家之醫療院所的手術室中使用,如圖 2(b)所示⁽⁹⁾。



圖 2. (a) 一般微創腹腔鏡手術⁽⁸⁾; (b) 微創腹腔鏡手術機器人手術⁽⁹⁾。

綜觀上述,本文透過整合術前醫學影像資料、機器視覺空間定位與超音波影像回饋等技術,基於超音波機械人 (robotic ultrasound system, RUS) 之架構,以雙機械手臂進行肝癌熱消融導航手術機器人之建立,透過交互式機械手臂控制,能夠精準的執行由醫生在術前所規畫的手術路徑,實現更有效且安全的臨床肝癌熱消融手術。相關操作介面將一併整合為一使用者介面系統,在手術進行時提供即時影像導引及異常警示,如圖3所示。以下將針對各項關鍵技術進行說明。



圖 3. 系統架構圖。

二、機器視覺空間定位

在取得臨床術前影像資訊後,如何根據手術中病人腫瘤的真實位置,進行術前影像資訊 配對(空間註冊),是手術導航技術中相當重要一環。本文是採用非接觸式的視覺方法,不透 過標記物取得病人空間位置,而是透過病人 3D 表面特徵,結合機械手臂來進行空間註冊。 為了取得病人 3D 表面特徵,必須先掃描病人手術部位表面並重建出 3D 模型,該表面將同 時包含空間座標資訊。目前常用來重建物體的 3D 表面並且得到空間座標方法,主要有立體 視覺 (stereo vision)、結構光 (structure light) 與飛行時間測距 (time of flight, TOF) 三種方法。 立體視覺是透過兩個或兩個以上相機模組從不同的角度對同一物體拍攝影像,再進行三角定 位法等運算來取得與物體之間的距離資訊,如圖 4 所示。其中,距離資訊的計算方式為: *f * b/d*,其中 *b* 為左右相機間距;*f* 為相機焦距;*d* = *U_L* - *U_R*, *U_L* 和 *U_R* 為量測物體在左影 像與右影像上的位置⁽¹¹⁾。該方法的優點是省電且成本低,但缺點是準確度不高且容易受外 部光源干擾。立體視覺目前已廣泛應用在各種 3D 相機、AR/VR 頭戴式裝置、機器人等領 域,通常與結構光、飛行時間測距等方法混合使用。



圖 4. 立體視覺方法。

結構光則是一種主動式深度感測技術,基本零組件包含發射器 (projector)與相機模組 (RGB 或 IR)等。其中,發射器可能包含紅外線,藍光或者是可見白光。其原理是先對物 體發射特定圖案的光斑或是結構條紋,再經由相機模組來接收物體表面上的光斑圖案編碼 (light coding),進而利用三角原理計算出物體的三維座標,如圖 5 所示^(12, 13)。該方法優點在 於深度的準確高,但缺點則是僅適用於短距測量。

飛行時間測距也是一種主動式深度感測技術,其原理為透過紅外線折返的時間計算物體間的距離,進而得出 3D 景深圖。其基本零組件包括 IR 發射與接收器、RGB 相機模組和感光元件 (或感應陣列),如圖 6 所示⁽¹⁴⁾。該方法的優點為探測距離遠、掃描速度快、抗光干擾性佳,但也包含了準確度較低且體積過大等缺點。

綜觀上述,基於結構光方法可以得到較高的準確度,對於手術導航技術而言,提高 3D 表面特徵準確度,能夠強化後續空間註冊的可靠度。雖然量測距離較短,但是結合機器手 臂後,能夠更有彈性的調整量測距離。因此,本文採用的非接觸式視覺方法基於立體視覺



圖 5. 結構光視覺方法 (此圖例中發射器為結構條紋)。



圖 6. 飛行時間測距方法(14)。

結合結構光方式,以發射器投影光斑來重建病人 3D 表面特徵資訊並取得空間位置。由於結構光方法可以達到較高的準確度 (< 1 mm),整合機器手臂進行拍攝後,可以有較高的自由度以符合手術房空間配置並調整拍攝位置。此外,當視覺相機結合機器手臂,透過手眼校正(hand-eye calibration)的方式便可取得視覺與機械手臂之間的轉換關係,在手術中拍攝病人表面時,將視覺相機的空間資訊整合 CT 影像的 3D 顯示,轉換至機器手臂的空間資訊,取得病人真實世界座標資訊,如圖 7 所示。

三、交互式機械手臂控制與超音波影像回饋

本文之系統架構可分為六軸機械手臂系統、超音波影像系統與夾具機構設計三大項目。 所使用的六軸機械手臂由六顆不同位置的馬達驅動,每個馬達都能提供單一軸向的旋轉運動,從而使六軸機械手臂滿足三維空間中的六個自由度,足以提供常規超音波掃描使用。 本中所使用的超音波影像系統是採用 BenQ Medical 的 T-3300 (T-3300, BenQ Medical, Taiwan) 進行術前與術中的掃描,該系統提供清晰影像畫質、針頭顯影技術、高移動性及數位化智慧 管理。此外,整合觸控螢幕並支援智慧化的手勢操作,其輕巧靈活與快速開機的功能,不論



圖 7. 視覺相機與機械手臂間之空間轉換示意圖。

是在分秒必爭的急重症檢查、居家醫療或是與機器手臂進行整合應用,都具有高度的靈活性,以下將針對各個技術項目進行說明。

1. 超音波影像定位

在術前檢查中,超音波影像系統是普遍且常見的臨床檢測方法,優點在於即時性、非侵 入性、無輻射且成本相對較低。因此,它是醫療機構中被廣泛使用的醫療影像設備之一。雖 然超音波影像系統在臨床的使用率很高,但使用上依賴醫生的操作經驗。更重要的是,若要 較清晰的招音波成像,檢測渦程需要針對特定角度進行反覆施力(15)。由於常規的招音波檢 測在探頭掃描過程,需要醫師長時間固定力度握持並維持特定角度,除了容易因手部晃動 導致影像不清晰外,長期下來也容易造成職業傷害發生,例如醫師肩部疼痛⁽¹⁶⁾。目前,基 於 RUS 的整合應用適合用於改善上述問題,機器人系統具有的明顯優勢包含穩定性、高精 度、可重複性、靈巧性等等,可以有效改善 RUS 在影像擷取和控制方面的不足,提高超音 波影像檢測的效率^(17,18)。另一方面,近年來各種整合即時超音波影像的機械手臂也被廣泛 應用於不同科別的術前與術中檢查,基於機械手臂具有高度穩定性與系統重現性,使用上可 大幅降低人為誤差(19,20)。本文中,超音波影像系統主要工作為提供術前評估與術中即時成 像參考依據,藉由超音波影像、熱消融探針的空間座標計算並進行三維影像建立,並整合多 項資訊於螢幕上,例如量測角度、探頭施加壓力、最佳穿刺角度參考等。當熱消融探針到定 位之後,隨著探針溫度慢慢上升,可透過超音波影像即時觀察組織變化,並在使用者介面和 術前三維 CT 影像進行對比。有了快速成像系統後,便能將影像特徵導入 RUS 進行手術導 航,其執行重點包含 (1) 最佳穿刺角度計算;(2) 超音波影像處理;(3) 腫瘤定位。整合所使 用的消融針手臂的相關資訊,來判斷穿刺相關位置,並繪製虛擬立體圖像,進一步讓使用者 在使用消融針手臂時,可以很清楚知道消融針與超音波影像當下的相互關係。另一項重點在 於最佳穿刺角度的計算,由於腫瘤的大小、形狀都不一樣,要找到最佳的穿刺角度只靠單張 的超音波較為不足。因此,本文利用多角度的影像結果,進行立體肝臟結構重建,在利用邊 界圈選的方式求得腫瘤輪廓,並利用腫瘤的圓心作為特徵點,依此建立最佳穿刺點進而計算 出最佳穿刺角度;首先,假設消融針的尖頭座標為(X₀, Y₀, Z₀),而腫瘤的特徵點空間座標為 (X₁, Y₁, Z₁),兩點間的距離 S 為:

$$S = \sqrt{(X_1 - X_0)^2 + (Y_1 - Y_0)^2 + (Z_1 - Z_0)^2} / \lambda$$
(1)

其中為影像放大倍率,此時最佳穿刺角度、法線與水平線的夾角、分別如下:

$$\alpha = \tan^{-1} \frac{Y_1 - Y_0}{Z_1 - Z_0}$$

$$\beta = \tan^{-1} \frac{X_1 - X_0}{Z_1 - Z_0}$$
(2)

因此可以回推出最佳穿刺點(X_H, Y_H, Z_H)如下式:

$$X_H = X_0 + (Z_H - Z_0) \tan \beta$$

$$Y_H = Y_0 + (Z_H - Z_0) \tan \alpha$$
(3)

其中,Z_H 假設為不同的水平切面,也就是探針與腫瘤距離的水平分量。另外,由於掃瞄腫瘤的立體位置後,系統也會自動將超音波探頭以 45 度斜面,定位在腫瘤切面最大的位置,如此可以降低兩隻手臂運作時出現互相干擾的情況外,也能讓探針穿過腫瘤時,醫生能在影像上看到比較清楚的超音波投影,藉此確認取樣的正確性,術中超音波定位如圖 8 所示。



圖 8. RFA 術中超音波定位架構圖。

2. 超音波影像處理

為了有效掌握腫瘤位置並分析出合理的穿刺參考路徑,本文透過即時的超音波影像分析,將腫瘤位置與範圍進行圈選,提供系統手術路徑規劃之用。圈選的方法採用主動式輪 廓模型 (active contour model, ACM),該方法的基本架構是建立於圖像初始於一個閉合曲 線輪廓,該輪廓形狀可任意定義,但需確保目標物體完全包含在曲線內部。在設定初始邊 界後,經由能量函數調整該初始邊界,直到能量達到最小時,完成物體的邊界定義。經由 ACM 演算法計算後,即可得到正確邊界之目標圈選結果,如圖9所示。



圖 9. 主動輪廓模型 ACM 方法之圈選結果與使用者介面整合。

為了驗證虛擬影像融合介面的處理速度以及三維空間中的機械手臂定位解析度誤差, 本文透過模擬肝臟假體與 RFA 熱消融機台,實際進行內含腫瘤假體的穿刺實驗。透過空間 註冊完成肝臟假體註冊資訊後,依照腫瘤圈選取得模擬腫瘤位置,並將腫瘤空間座標回傳 至機械臂進行 RFA 穿刺路徑規劃以及實際穿刺測試。最後根據超音波影像結果標記出熱消 融結果,如圖 10 所示。

3. 壓力感測回授

機械手臂在近年發展下,因觸覺力回饋的限制而導致使用上受到局限,對於常規的超 音波檢查需要特定角度施加壓力的特性而言,機械手臂無法有效量化⁽²³⁻²⁵⁾。有鑑於此,本文 在壓力感測回授模組開發中,將壓力感測模組化並與現有技術之操作平台進行整合,其整 合之結構如圖 11 所示。透過模組化的壓力感測結構,可快速於機械手臂進行拆卸,在操作 過程中,系統便能依據回傳的下壓參數,即時進行適當的壓力修正並顯示於人機介面,提 供醫師在使用時觀察機械手臂控制超音波探頭的下壓力與當前影像對比。當施加壓力超過 預設閥值或不足時,能第一時間進行增加或減緩超音波探頭下壓力道,提高使用時的安全 性並確保病人舒適感。

4. 機器手臂定位與控制

本文使用協作式機器手臂 (collaborative robot) 簡稱 cobot 來進行開發, cobot 與工業型手 臂不同,是設計和人類在共同工作空間中有近距離互動的機器人。因此,對於和人類近距



圖 10. 整合 RFA 機台與虛擬影像融合介面進行模擬肝腫瘤熱消融手術。



圖 11. 超音波探頭整合壓力感測回授之夾具機構整合圖。

離互動以及周圍人類的安全保護,是 cobot 首要考慮的重要項目。特別是用於手術中,機器 手臂定位為輔助醫生與護士進行手術的裝置,加上肝癌手術需要高度穩定且為了防止肝臟受 到損傷,在系統與醫護人員間的合作與安全上的考量就非常重要,而這也是機器手臂定位 與控制需要考量的重點。如前述內容所提,本文以電腦視覺的方法定義手術中病人座標系 統,此視覺系統能夠以手眼校正 (hand-eye calibration) 技術取得之間的轉換關係。手眼校正 最早且完整的解決方法是採用兩步法 (two-stage calibration) 來取得視覺系統的座標系,以及 機器人末端校端器 (end-effector) 座標系之間的轉換關係式,再經由機械手臂運動學的座標系 轉換計算可以得到視覺系統的目標物體在手臂座標系下的位置關係。兩步法的概念是視覺系 統固定於機械手臂末端校端器後,拍攝一個固定的目標物體,針對影像徑向 (radial) 與切向 (tangential) 的失真,經由影像像素點的校正,得到正確的真實影像資訊。目標物體即可在視 覺系統座標系下建立新的完整座標系,這可由轉換矩陣知道兩者的轉換關係 T_P^C ,如圖 12(a) 所示。將機械臂移動到第二個位置,與前面相同方法建立座標轉換關係 T_P^{C1} ,由圖 12(b) 可 得知各個座標系的轉換關係,視覺系統座標為移後的轉換關係,可以由目標物體的 T_P^C 與 T_P^{C1} 推算求得,如下式:

$$T_{C^1}^C = T_P^C T_{C^1}^C \tag{4}$$

而機械手臂末端校正器具的位移前後轉換關係 T^t 為機械手臂系統中已知的資訊,進而可以 求得整體系統座標轉換關係並求解,如下式所示,即求得視覺系統與機械手臂末端關係。



$$T_{C^{1}}^{C}X^{1} = X^{1}T_{t^{1}}^{t}$$
(5)

圖 12. Hand-eye 校正轉換關係。

由機械手臂與視覺影像的技術結合應用於手術導航系統中,病人在手術的空間位置可以 經由視覺定位得到資訊,而前述手眼校正技術可以知道視覺影像座標和機械手臂末端座標的 轉換關係,如此依據座標轉換可以將病人的空間位置轉換到機械手臂基座座標系之下。得到 病人在手臂座標系下的空間資訊,之後依據病人術前的醫學影像,經由醫生專業的判斷與規 劃出的手術路徑,讓導引系統進行手術。由於手術過程中,腫瘤空間座標定位以及熱消融穿 刺針當前位置的準確度至關重要。

5. 實驗假體設計

為了驗證系統定位精準度,本文以自製 PVA (聚乙烯醇)凝膠假體進行定位精準度測 試。此凝膠假體是透過 CT 影像轉換成 3D 圖檔。並透過 3D 印表機製作模具後加以翻模製 造形成,根據圖 13(a) 的 CT 影像結果,可於門靜脈分岔的右側肝壁平行處畫出第一條線 (Line 1),在尾狀葉的肝最內側邊緣平行處畫出第二條線 (Line 2),最後在垂直於門靜脈和下 腔靜脈的第一條線與第二條線之間,標出第三條線 (Line 3) 並延伸到肝臟的右側邊緣。Line 1 和 2 (亦即 A 區段) 之間的距離即是尾狀葉的橫向直徑,沿右邊緣和 Line 1 (亦即 X 區段) 沿著 Line 3 的距離,便是右葉的橫向直徑靜脈和肝動脈的孔位置,如圖 13(b) 所示。透過這些結構的幾何特徵,能使仿生假體更加符合實際肝臟狀況,透過製作過程中的粉末比例調整軟硬度,使肝臟假體的彈性係數更貼近實體情況^(26,27),如圖 13(c)。最後,相關研究顯示,肝癌患者其腫瘤大小 (包含良性與惡性) 落在 0.69-15.2 cm 之間,其中又以 5 公分以下佔大多數⁽²⁶⁾。因此,本文利用置入水球的方式⁽²⁹⁻³¹⁾,在超音波影像中與假體肝臟產生對比,藉此 模擬一直徑 3 cm 的腫瘤,做為系統驗證與校正的基礎,如圖 13(d) 所示。



圖 13. (a) 腹腔假體 CT 影像、(b) 透過 CT 影像上之肝量測方法 進行 3D 建模、(c) 凝膠調製假體實體圖、(d) 假體超音波影像 與腫瘤位置。

在完成模擬肝臟假體與 3D 影像融合介面後,便可對熱消融穿刺針的固定點位進行定位 精準度測試,如圖 14(a)。為了取得肝臟假體的空間資訊與真實位置的參數,本文透過標準 治具與機器視覺進行空間位置註冊。在完成空間資訊註冊後,便可利用機械臂的路徑程式設 定,進行重複精度實驗。由於假體內的腫瘤位置為固定已知,在設定穿刺路徑後,便可根據 超音波即時影像結果,觀察並記錄穿刺精準度。在精準度測試實驗中,將依序由機械臂設定 45°、90°與 135°進行穿刺路徑測試,如圖 14(b)所示。整體而言,本文所提出的系統重複 精度的平均數據為 0.018 ± 0.009 mm;平均誤差落在 1.29 ± 0.29 mm。

四、結論

本文是一篇基於機器視覺空間定位技術、交互式機械手臂控制與超音波影像回饋等,以 雙協作型機械手臂為基礎,建立一肝癌熱消融導航手術機器人並搭配假體實驗驗證其系統準 確性。在技術細項包含系統本身的硬體架構、軟體開發介面以及產品效能之驗證的流程與步 驟。系統結合術前醫學影像資料與機器視覺定位等技術,利用機械手臂精準的執行由醫生在



圖 14. (a) 系統架構與標準治具固定肝臟假體; (b) 不同角度穿刺精準度測試。

術前所規畫之手術路徑,並可基於影像變化作出即時且更確切的判斷,達到有效且安全精準的進行臨床肝臟手術。這些操作的介面都將一併整合開發於系統介面內,來提供一種手術導引定位與導航,以期在手術進行時,提供即時影像導引及異常監控警示,提高效率外也能更可靠且安全的執行臨床肝臟手術。相關定位與影像融合資訊也是目前相關研究中,對於高自由度機器手臂整合即時超音波機器人的操控,扮演著相當關鍵的角色。

誌謝

本論文由科技部科學園區研發精進產學合作計畫輔助 (計畫編號 109A03A) 並感謝鈦隼 生物科技公司的設備支援,特此致謝。

參考文獻

- 1. 世界衛生組織 (2020), World Cancer Report, 檢索日期: 202108/06. Please refer to the website: https://www.iarc.fr/cards_page/world-cancer-report/
- 2. 衛生福利部 (2020), 109 年國人死因統計結果, 檢索日期: 2021/08/10. Please refer to the website: https://www.mohw.gov.tw/cp-5017-61533-1.html
- 3. 三軍總醫院 (2020), 癌症小常識. 檢索日期: 2021/08/10. Please refer to the website: https://www.tsgh.ndmctsgh.edu.tw/unit/10026/24291
- 4. Daniel R Wahl et al., Journal of Clinical Oncology, 34 (5), 452 (2016).
- 5. Charing Ching-Ning Chong et al., Digestive surgery, 37 (1), 65 (2020).
- 6. Giulio C Vitali et al., Surgical endoscopy, 30 (6), 2301 (2016).
- 7. Avatera 腹腔鏡微創手術機器人獲歐盟 CE 認證, 檢索日期: 2021/08/10. Please refer to the website: https://www.gbimonthly.com/2019/11/57339/

- 8. 腹腔鏡切除肝腫瘤, 檢索日期: 2021/08/09. Please refer to the website: https://vector.pixnet.net/blog/post/37306341
- 9. 達文西機器人助開刀!但自費價格上看 30 萬...醫籲納健保, 檢索日期: 2021/08/03. Please refer to the website: https://health.ettoday.net/news/1058226?redirect=1
- 10. Michael Woolman et al., Chemical science, 11 (33), 8723 (2020).
- 11. Luis R Ramirez-Hernandez et al., International Journal of Advanced Robotic Systems, 17 (1), 1729881419896717 (2020).
- 12. Zhaoxuan Dong et al., The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 111 (7), 1831 (2020).
- 13. Wenguo Li, Hao Li, H. Zhang, Optik, 207, 163882 (2020).
- 14. 3D 感測技術發展與應用趨勢,檢索日期: 2021/08/06. Please refer to the website: https://dahetalk.com/2018/03/11/%E3%80%90%E5%9C%96%E8%A7%A3%E3%80%913d%E6%84%9F%E6%B8% AC%E6%8A%80%E8%A1%93%E7%99%BC%E5%B1%95%E8%88%87%E6%87%89%E7%94%A8%E8%B6%A8 %E5%8B%A2%EF%BD%9C%E5%A4%A7%E5%92%8C%E6%9C%89%E8%A9%B1%E8%AA%AA/
- Ryu Nakadate et al., "Implementation of an automatic scanning and detection algorithm for the carotid artery by an assisted-robotic measurement system", 2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 18-22 Oct, 313 (2010).
- 16. Gill Harrison and Allison Harris, Ultrasound, 23 (4), 224 (2015).
- 17. Cinzia Freschi, The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 9 (4), 396 (2013).
- Bonakdar, I., Adaptive CMAC Neural Network Backstepping Control on a 2 DoF planar Manipulator in J-inverse Control Method (Master's thesis, Schulich School of Engineering), (2020)
- 19. Megha Kalia et al., International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, 15, 1225 (2020)
- 20. Yi-Chun Du, Jheng-Bang Shih, Ming-Jui Wu and Chung-Yi Chiou, Micromachines, 9 (2), 51(2018).
- 21. Felix von Haxthausen et al., Medical robotics for ultrasound imaging: current systems and future trends. *Current Robotics Reports*, **2**, 55 (2021).
- 22. Yi-Chun Du, Jheng-Bang Shih, Ming-Jui Wu, and Chung-Yi Chiou, Micromachines, 9 (2), 51 (2018).
- 23. Kuan-Ju Wang et al., Sensors, 21 (9), 2927 (2021).
- 24. Lingtao Yu, Yusheng Yan, Xiaoyan Yu, Yongqiang Xia, IEEE sensors journal, 18 (21), 8924 (2018).
- 25. Xiao Li, Thenkurussi Kesavadas, "Surgical robot with environment reconstruction and force feedback", 2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 17-21 July, 1861 (2018,).
- 26. Harbin, W. P., Robert, N. J., & Ferrucci Jr, J. T., Radiology, 135 (2), 273 (1980).
- 27. Tochukwu Ilione, Christopher C Ohagwu and Michael Promise Ogolodom, Health Science Journal, 13 (5), 1 (2019).
- 28. Natascha Platz Batista da Silva, et al., Ultraschall in der Medizin-European Journal of Ultrasound, 40 (2), 205 (2019).
- 29. Gregory J Gerling, Geb W Thomas, Human factors, 47 (3), 670 (2005).
- 30. Seokhee Jeon, Seungmoon Choi, Matthias Harders, IEEE Transactions on Haptics, 5 (1), 77 (2011).
- Hidekazu Kaneko, Hiroto Sano, Yasuhisa Hasegawa, Hiroshi Tamura, and Shinya S. Suzuki, *Learning & behavior*, 45 (2), 191 (2017)

作者簡介

王冠茹女士為國立成功大學生物醫學工程碩士,現為鈦隼生物科技公司技術長。

Kuan-Ju Wang received her M.S. in Biomedical Engineering from National Cheng Kung University. She is currently a CTO in Brain Navi Biotechnolog Co., Ltd.

邱緯翔先生為南臺科技大學電機工程博士,現為國立成功大學博士後研究員。

Wei-Siang Ciou received his Ph.D. in Department of Electrical Engineering from Southern Taiwan University of Science and Technology. He is currently a Postdoctoral Research Fellow in Biomedical Engineering at National Cheng Kung University. 楊宗翰先生為國立成功大學醫學系學士,現為成大醫學一般外科主治醫師。

Tsung-Han Yang received his B.S in School of Medicine from National Cheng Kung University. He is currently an Attending Physician (General Surgeon) at National Cheng Kung University Hospital.

許成彬先生現為國立成功大學生物醫學工程學系碩士生。

Cheng-Bin Xu is currently a M.S. student in Biomedical Engineering from National Cheng Kung University.

陳家進先生為美國范德比大學生物醫學工程所博士,現為國立成功大學生物醫學工程學系特聘教 授。

Jia-Jin Jason Chen received his Ph.D. from Vanderbilt University. He is currently a Distinguished Professor in Department of Biomedical Engineering at National Cheng Kung University.

杜翌群先生為國立成功大學生物醫學工程博士,現為國立成功大學生物醫學工程學系副教授。

Yi-Chun Du received his Ph.D. in Biomedical Engineering from National Cheng Kung University. He is currently an Associate Professor in Department of Biomedical Engineering at National Cheng Kung University.