

APPLICATION OF 3D-PRINTING IN THE PROCESS OF TREATING CEREBRAL ANEURYSMS AFFECTING THE INTRACRANIAL ARTERIAL CIRCLE

■ Dott. Biccari Elia¹, Castellani Alessandro², Costantini Giacomo³, Fiacca Andrea⁴, Piergentini Marco¹

¹3DIFIC srl, ²NHS Lincoln County Hospital, ³Usl Umbria 1, ⁴Azienda Ospedaliera di Perugia

■ **KEYWORDS:** Magnetic Resonance, Susceptibility Magnetic, Breast, 3T, Specific Absorption Rate (SAR), Spectroscopy, SNR, BOLD.

ABSTRACT

In this study we wanted to analyse how additive manufacturing could bring benefit to the treatment of intracranial aneurysms. To be able to do so we segmented Magnetic Resonance Imaging (MRI) images, specifically we used images from a Time-Of-Flight (TOF) 3D sequence.

Once we obtained the virtual three-dimensional model from the diagnostic images, we proceeded to create a physical model through 3D-printing that was later used by the surgeon for a preoperative planning.

INTRODUZIONE

L'obiettivo di questo studio è valutare come le nuove tecnologie di manifattura additiva e digitalizzazione in medicina possano portare, o meno, un vantaggio alla pratica clinica.

In particolare siamo andati ad analizzare il caso di una paziente femmina di 66 anni con aneurismi cerebrali multipli. La paziente affetta da questa patologia per familiarità ha tenuto sotto controllo la propria situazione clinica con esami di RMN, fino a candidarsi per un intervento in elezione. Questo ci ha permesso di lavorare con le tempistiche congrue a questa tecnologia evitando così situazioni di emergenza/urgenza. Visti gli importanti traguardi che questa tecnologia sta avendo nel settore della medicina come dimostrato nello studio "Fabrication of cerebral aneurysm simulator with a desktop 3D printer." (1) e lo studio "Training model for cerebral aneurysm clipping" (2). Ci siamo decisi di impegnarci nel realizzare una replica anatomica che venisse usata per il planning pre operatorio.

MATERIALI E METODI

La paziente arruolata in questo studio è una paziente femmina di 66 anni con familiarità alla patologia aneurismatica, la sua situazione era già nota ed era sotto monitoraggio periodico. Gli esami diagnostici rivelano aneurismi cerebrali multipli, il più voluminoso di 12 mm di diametro massimo a carico del sifone carotideo di sinistra con colletto largo rispettivamente di 6 mm, inserito sul profilo antero-mediale del tratto sovraclinoideo. Evidenti altre due formazioni aneurismatiche, di circa 5 mm, sempre a carico del tratto sovraclinoideo del sifone di sinistra. Ulteriore sacca aneurismatica di 4 mm apprezzabile a carico della comunicante posteriore di destra (Fig. 1).

Riuscire a identificare l'esatta anatomia e i vari rapporti delle strutture interessate può risultare complicato (3)(4) Data la particolarità del caso e il desiderio di

testare le capacità della manifattura additiva qui nasce la decisione aggiungere alle immagini diagnostiche normalmente acquisite anche un modello realizzato con stampa 3D.

Le immagini utilizzate in questo caso sono state immagini di risonanza magnetica prodotte con un macchinario Philips Ingenia 3.0T dell'Azienda Ospedaliera Santa Maria della Misericordia di Perugia. Il protocollo d'acquisizione prevedeva l'esecuzione della sequenza angiografica Time Of Flight 3D (TOF 3D). Le immagini prodotte con questa sequenza sono state impiegate per la realizzazione del modello tridimensionale.

È bene precisare che gli studi TC sono quelli maggiormente utilizzati per ricostruire modelli virtuali da poi condurre a stampa (5), in quanto garantiscono una maggiore risoluzione spaziale rispetto a indagini di RMN. In questi casi risulta però complicato servirsi di esami Angio-TC (6) i quali, usati generalmente in situazioni di emergenza/urgenza con pazienti trattati nelle prime ore dopo l'esame, si ha a disposizione tempistiche operative brevi, che difficilmente permettono la produzione di modelli realizzati con stampa 3D.

Le sequenze di Angio-RM (7) si basano sulla saturazione dei tessuti stazionari così da rilevare un elevato contrasto tra quest'ultimi e i flussi vascolari. Le sequenze TOF, in particolare, impiegano Tempi di Rilassamento (TR) brevissimi di 25-40 ms, tempistiche che non permettono ai tessuti stazionari di recuperare completamente la loro Magnetizzazione Longitudinale (MML) provocando la formazione di una Magnetizzazione Trasversale (MMT) sempre più debole e, quindi, la composizione di un segnale sempre più scarso o nullo. Saturazione che non si verifica quando parliamo di fluidi in movimento perpendicolarmente alla sezione tomografica di acquisizione, con velocità sufficiente a rinnovare progressivamente la loro MML. Il sangue, prima del successivo impulso, esce



Figura 1 - Rappresentazione Angiografica A-P e L-L.

dallo strato mentre altro sangue non saturo prende il suo posto con massimo valore di MML. Queste peculiarità delle sequenze Angio-RM, l'utilizzo di una macchina di Risonanza a elevato campo magnetico e una matrice di ricostruzione 512x512, garantiscono una elevata intensità di segnale e di risoluzione, correlata ad un marcato contrasto tra la zona vascolare da studiare e la restante anatomia, proprietà che hanno reso precisa e intuitiva l'identificazione delle strutture ricercate nelle procedure di post-processing propedeutiche alla stampa.

Importante precisare che tecnica TOF 3D, la quale differisce dalla 2D, usata per lo studio venoso, proprio per una maggiore risoluzione spaziale. Mentre la tecnica 2D consiste nell'acquisizione sequenziale di singole sezioni contigue, di spessore variabile dai 1,5 a 4mm, la 3D rileva contemporaneamente dati da un intero volume di tessuto. Un flusso venoso, a causa della sua in-

feriore velocità, non riuscirà ad attraversare un volume di acquisizione senza saturare la propria MML che si traduce nella risposta di un segnale di scarsa intensità, successivamente problematico nella fasi di elaborazione necessarie per la realizzazione del modello stampato tridimensionalmente.

Una volta prodotto l'imaging desiderato, questo viene esportato in file dicom e successivamente importato in software di segmentazione, nel nostro caso Mimics (Mimics 20.0 - Materialise Technologielaan 15 3001 Leuven Belgium).

La segmentazione è la fase in cui, grazie all'ausilio di un software dedicato, si trasforma l'imaging planare in modelli tridimensionali, questo perché il software permette di identificare un intervallo di valori riconducibili ai medesimi delle strutture anatomiche di interesse.

Per le immagini di risonanza viene considerata la diversa intensità di segnale dei tessuti. Tutte le strut-

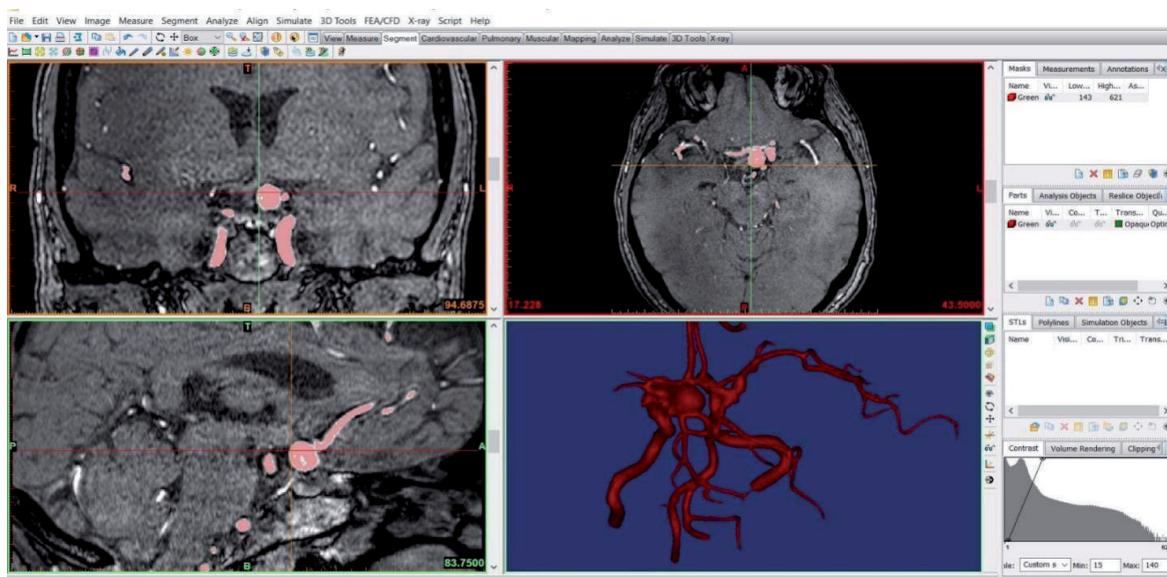


Figura 2 - Schermata del software di segmentazione

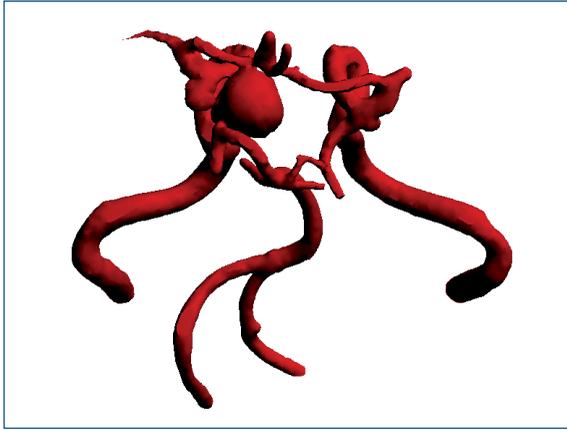


Figura 3 - Modello virtuale del circolo intracranico.



Figura 4 - FlashForge Dreamer.

ture con intensità all'interno della finestra impostata dall'operatore vengono esportate e convertite in un'unica struttura, visibile come un modello 3D virtuale, mentre tutte le altre vengono eliminate. Terminato il processo di segmentazione, Mimics permette di estrarre la superficie dell'oggetto prodotto e discretizzarla in forma di triangoli interconnessi (MESH) permettendo di esportare il file in formato STL (Solid Triangulation Language).

Ricavato il modello tridimensionale in formato STL si passa, utilizzando software CAD, alla fase di progettazione, dove si va a perfezionare e ottimizzare il modello 3D virtuale. Nel nostro caso sono state rimosse le ramificazioni arteriose periferiche non interessate

dalla patologia, concentrando l'attività sulla zona anatomica da trattare.

Una volta conclusa questa procedura si procede con l'esportazione del modello ottimizzato sempre in formato STL, il file così esportato viene subito importato nel software di stampa, chiamato anche software di slicing. Nel nostro caso abbiamo utilizzato il software FlashPrint (FlashPrint - FlashForge Corporation No.518, Xianyuan Road, Jinhua, Zhejiang, China) con il quale siamo andati ad orientare il modello sul piano di stampa nella posizione più adatta per consentirne la realizzazione, dopo averlo orientato si procede con la creazione dei supporti di sostegno per garantire la realizzazione del modello. I supporti si comporta-



Figura 5 - Modello del circolo intracranico a dimensioni 1:1.

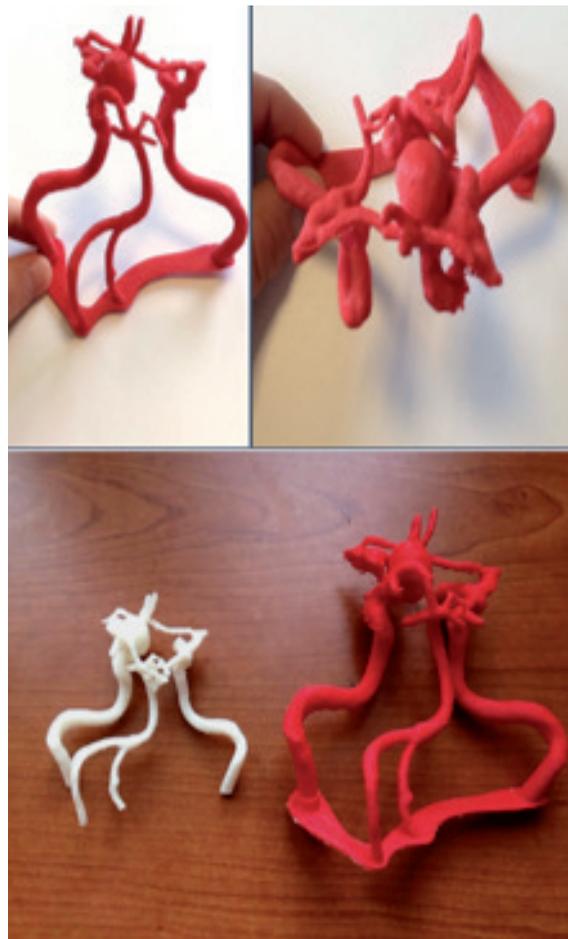


Figura 6 - Modello del circolo intracranico a dimensioni 1,5:1 (rosso) confrontato al modello 1:1 (bianco)

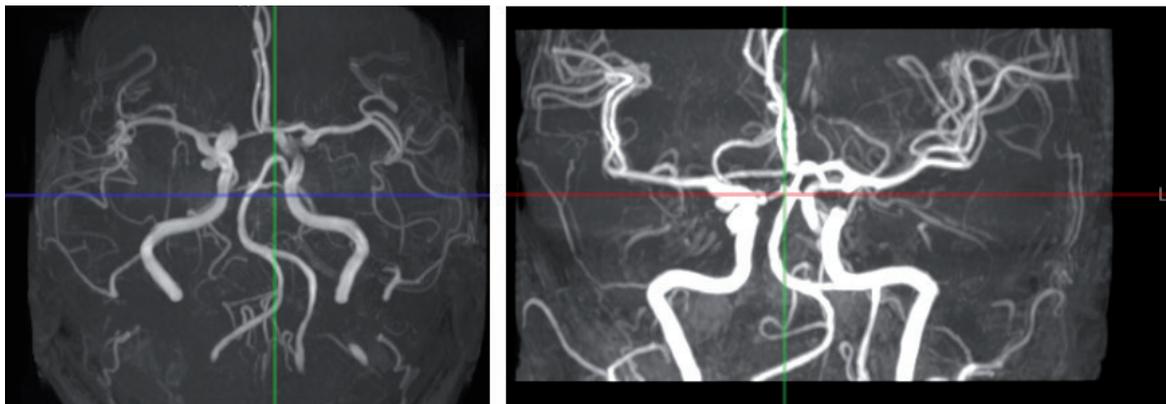


Figura 7 - Controllo in RMN TOF ad un anno dall'intervento.

no come l'impalcatura si comporta nei confronti di un edificio in costruzione, alla fine della realizzazione del modello vengono rimossi a mano o con utensili come forbici o pinze.

Una volta che si è soddisfatti del posizionamento e della creazione dei supporti si può procedere alla fase di stampa.

Il software di slicing invia tutte le informazioni alla stampante 3D (Dreamer - FlashForge Corporation No.518, Xianyuan Road, Jinhua, Zhejiang, China) la quale inizierà a produrre il modello progettato.

Il materiale che abbiamo deciso di utilizzare per produrre il modello tridimensionale è stato l'ABS.

Una volta conclusa la stampa si va a rimuovere l'oggetto dal piano di stampa, successivamente si rimuovono i supporti di stampa, l'oggetto così libero dalle strutture aggiuntive è pronto per essere utilizzato per fare planning pre operatorio.

Viste le dimensioni alquanto piccole del distretto si è deciso di ristampare il modello anche in scala di 1,5:1 per consentire al clinico di comprendere meglio i rapporti anatomici.

■ RISULTATI

I risultati ottenuti dall'impiego del modello nel planning pre operatorio sono diversi.

Abbiamo constatato che i tempi di elaborazione del modello ed il suo impiego sono compatibili con l'esame in elezione.

I modelli creati di dimensioni 1:1 e 1,5:1 sono serviti per poter vedere le condizioni cliniche del paziente a

dimensioni reali e successivamente più grandi, questo perché una volta stampato il distretto a dimensioni reali ci si è resi conto della sua dimensione reale e quindi si è deciso di magnificare il distretto per apprezzare meglio i rapporti.

Il modello tridimensionale è stato utile durante l'elaborazione del consenso informato, dove il paziente ha compreso a pieno la propria situazione e la tipologia di intervento a cui si sottoponeva e successivamente all'intervento ha potuto osservare la sua situazione.

Inoltre il modello ha permesso al medico di capire la situazione anatomica della paziente, con un solo colpo d'occhio e di riuscire a pianificare il miglior approccio terapeutico.

Inoltre il modello tridimensionale costruito con una stampante 3D a tecnologia FDM (8) non ha soddisfatto a pieno le aspettative dato che il modello non è risultato di una qualità costruttiva buona, sono ben visibili i layer delle diverse fette che costituiscono il modello ed i supporti che hanno sostenuto il modello durante le fasi di stampa hanno lasciato delle aderenze nei punti di giunzione compromettendo la più che totale realtà ed affidabilità del modello. Oltre a questo il materiale utilizzato per la stampa, ovvero, ABS ha fatto sì che il modello stampato non corrispondesse a pieno alle dimensioni del modello virtuale, portando con sé un errore di dimensione piccolo ma non quantificabile su tutti gli assi XYZ. Questa retrazione è tipica del materiale ABS che dopo venir fuso per essere deposto questo è sottoposto ad una retrazione non controllabile e questo fatto ha portato il nostro

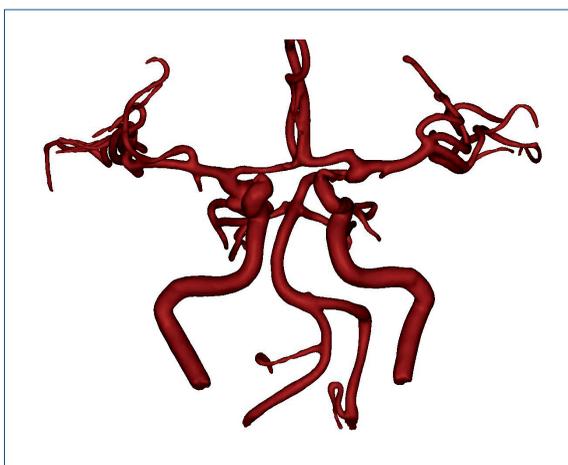


Figura 8 - circolo intracranico completo analizzato con sequenza TOF.

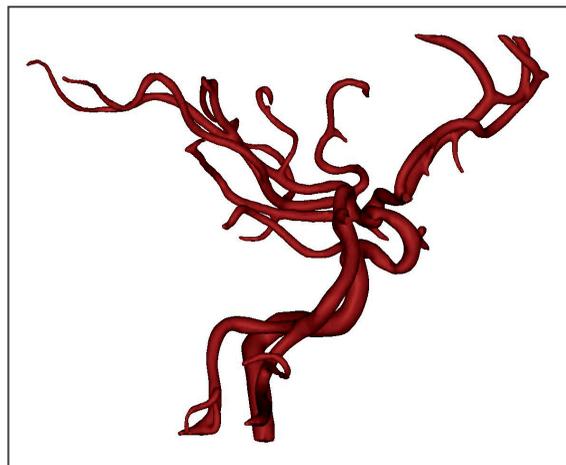


Figura 9 - porzione sinistra del circolo intracranico analizzato con sequenza TOF.

modello stampato ad avere delle misure discostanti, anche se di qualche mm, al modello virtuale.

■ DISCUSSIONI

In questo studio siamo rimasti soddisfatti dell'utilizzo di un modello realizzato con manifattura additiva e delle sue potenzialità infatti nonostante l'impiego di una tecnologia produttiva FDM non nota per la sua accurata precisione e risoluzione siamo riusciti ad impiegarlo sia nel consenso informato, sia nel planning pre operatorio.

Le diffuse non corrispondenze, con le dimensioni dell'anatomia del paziente, non hanno influito nella scelta della procedura. In futuro proveremo a ricostruire modelli tridimensionali di migliore qualità e precisione, sicuramente provando a passare a stampanti di altre categorie aventi una maggiore precisione.

Inoltre in questo caso l'ausilio di un modello tridimensionale ha permesso di ridurre il tempo di intervento ma per poter affermare che questo sia una co-

stante dobbiamo poter avere un numero maggiore di casi per poter dare un risultato statistico attendibile.

■ CONCLUSIONI

Concludendo possiamo dire che è stato utile utilizzare il modello stampato durante le fasi di comunicazione con il paziente e di planning pre operatorio, questo ha portato ad una più rapida comprensione della condizione della paziente ed ad un intervento pianificato con efficacia. Inoltre la paziente che si è sottoposta a studio ha effettuato un controllo ad un anno di distanza e le immagini dell'immagine 7 mostrano come la patologia sia stata trattata senza andare in contro a complicanze successive.

Dalle immagini soprariportate possiamo vedere come in questo caso l'aneurisma sia stato trattato con grande efficacia e con una completa risoluzione della patologia ripristinando il flusso sul sifone carotideo sinistro.

■ REFERENCES

1. Liu, Y., Gao, Q., Du, S., Chen, Z., Fu, J., Chen, B., ... & He, Y. (2017). Fabrication of cerebral aneurysm simulator with a desktop 3D printer. *Scientific Reports*, 7, 44301.
2. Tenjin, H., & Okano, Y. (2017). Training model for cerebral aneurysm clipping. *Interdisciplinary Neurosurgery*, 10, 114-118.
3. Weinstock, P., Prabhu, S. P., Flynn, K., Orbach, D. B., & Smith, E. (2015). Optimizing cerebrovascular surgical and endovascular procedures in children via personalized 3D printing. *Journal of Neurosurgery: Pediatrics*, 16(5), 584-589.
4. Ryan, J. R., Almeyty, K. K., Nakaji, P., & Frakes, D. H. (2016). Cerebral aneurysm clipping surgery simulation using patient-specific 3D printing and silicone casting. *World neurosurgery*, 88, 175-181.
5. Tam, M. D., Laycock, S. D., Brown, J. R., & Jakeways, M. (2013). 3D printing of an aortic aneurysm to facilitate decision making and device selection for endovascular aneurysm repair in complex neck anatomy. *Journal of Endovascular Therapy*, 20 (6), 863-867
6. Valverde, I., Gomez, G., Coserria, J. F., Suarez-Mejias, C., Uribe, S., Sotelo, J., ... & Gomez-Cia, T. (2015). 3D printed models for planning endovascular stenting in transverse aortic arch hypoplasia. *Catheterization and Cardiovascular Interventions*, 85 (6), 1006-1012.
7. Karmonik, C., Anderson, J. R., Elias, S., Klucznik, R., Diaz, O., Zhang, Y. J., ... & Britz, G. W. (2017). Four-Dimensional Phase Contrast Magnetic Resonance Imaging Protocol Optimization Using Patient-Specific 3-Dimensional Printed Replicas for In Vivo Imaging Before and After Flow Diverter Placement. *World neurosurgery*, 105, 775-782.
8. Chung, M., Radacsi, N., Robert, C., McCarthy, E. D., Callanan, A., Conlisk, N., ... & Koutsos, V. (2018). On the optimization of low-cost FDM 3D printers for accurate replication of patient-specific abdominal aortic aneurysm geometry. *3D Printing in Medicine*, 4 (1), 2.