

MODELLAZIONE RENE ARTIFICIALE

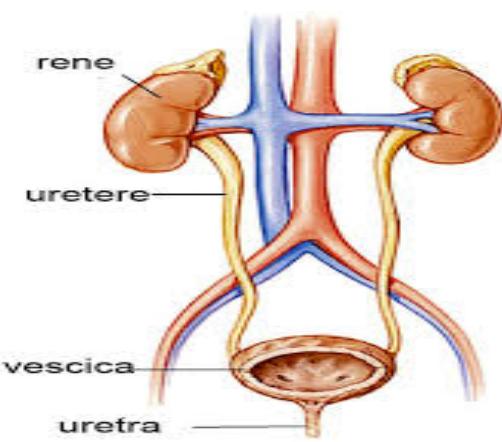
Matteo Federici

Lucia Orunesu

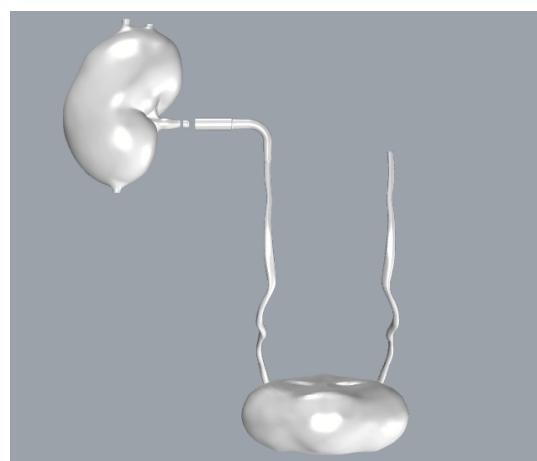
Alberto Trevisan

1 Introduzione

I reni sono responsabili della filtrazione del sangue dai prodotti di scarto del metabolismo e della rimozione dell'acqua in eccesso. Il filtrato viene poi trasportato nell'uretere per essere rimosso come urina. Attualmente, le opzioni terapeutiche principali per affrontare l'insufficienza renale includono il trapianto di rene e la dialisi. Il trapianto di rene, se disponibile, offre una soluzione permanente, ma spesso si trova ad affrontare sfide legate alla disponibilità di donatori compatibili e ai rischi associati all'intervento chirurgico e alla terapia immunosoppressiva post-trapianto. D'altra parte, la dialisi rappresenta una soluzione vitale per i pazienti con insufficienza renale cronica. Tuttavia, questo trattamento richiede sessioni regolari e prolungate che possono avere un impatto significativo sulla qualità della vita del paziente, oltre a rappresentare un onere finanziario e logistico considerevole. In risposta a queste sfide, il nostro progetto propone un'innovativa soluzione: un prototipo di rene artificiale realizzato utilizzando tecniche avanzate di mold & casting. Questo dispositivo mira a riprodurre parzialmente le funzionalità del rene naturale, consentendo al paziente di sottoporsi a sessioni di dialisi in modo meno frequente e più sporadico. L'approccio mold & casting offre vantaggi significativi in termini di produzione su larga scala e personalizzazione del dispositivo in base alle esigenze specifiche del paziente. Inoltre, l'utilizzo di materiali biocompatibili e tecnologie avanzate di ingegneria biomedica garantisce un'efficace e sicura integrazione del rene artificiale nel corpo umano. In definitiva, il nostro obiettivo è quello di offrire una soluzione innovativa e accessibile per migliorare la qualità della vita dei pazienti affetti da insufficienza renale, riducendo la dipendenza dalla dialisi e apriendo nuove prospettive nel trattamento di questa grave condizione medica.



(a) Sistema renale composto da reni, uretere e vescica.



(b) Rendering del progetto terminato contenente reni, uretere e vescica.

Figura 1: Confronto tra sistema renale umano e sistema renale artificiale.

1.1 Renne

Il rene è un organo pari e simmetrico situato a contatto con la parete muscolare posteriore della cavità addominale, ai lati della colonna vertebrale (tra T12 ed L3). Il rene destro, di solito, è leggermente più basso, dati i suoi rapporti con il lobo destro del fegato. È un organo retroperitoneale; ha colorito rosso bruno, consistenza dura, peso di 150-160 grammi, con asse verticale lungo 10-12 cm, diametro trasverso di 5-7 cm e diametro antero-posteriore di 3 cm. Presenta superficie liscia e regolare, mentre nel feto si presenta plurilobato.

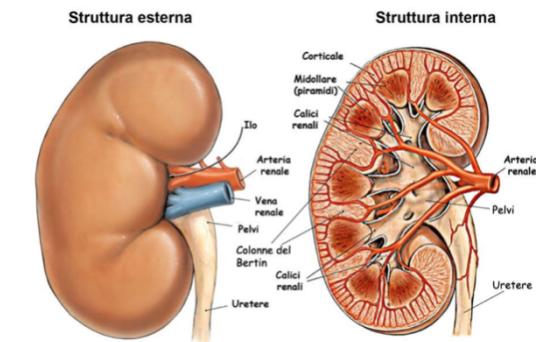


Figura 2: Renne nella sua interezza e sezionato.

1.2 Nefrone

Il nefrone è costituito dal glomerulo, una membrana relativamente porosa con diametro di 500 [Å] e lunghezza dei pori di 500 Å. Questi diametri consentono a una grande quantità di fluido di entrare nel sistema dei tubuli del nefrone, escludendo elementi del sangue. La velocità di filtrazione glomerulare (GFR), la quantità di fluido che scorre attraverso tutte queste membrane, è pari a 125-150 [ml/min]. Poiché il flusso sanguigno totale ai reni è pari a 1000-1200 [ml/min] (20-25% del flusso sanguigno totale) e il plasma rappresenta la metà del flusso sanguigno renale; quindi, il GFR rappresenta il 25% del flusso renale plasmatico. Il primo processo mediante il quale i reni producono urina è chiamato filtrazione glomerulare. Il sangue entra nel glomerulo ad alta pressione, costringendo le sostanze ad oltrepassare la barriera glomerulare (endotelio, membrana basale epitelio). Questa barriera agisce come un setaccio che permette alle particelle dal piccolo peso molecolare caricate negativamente di filtrare, mentre grandi molecole come le proteine plasmatiche, restano nel sangue. Il liquido filtrato prende il nome di ultrafiltrato (o pre-urina) e passa nel tubulo contorto prossimale. Tale processo è regolato da tre forze :

- pressione idrostatica intracapillare (P_{In}) : circa 55 [mmHg], favorisce la filtrazione;
- pressione oncotica (P_O) : circa 30 [mmHg] è proporzionale alla concentrazione proteica plasmatica, ostacola quindi la filtrazione;
- pressione idrostatica (P_{Id}) : della capsula di Bowman circa 15 [mmHg], come la precedente ostacola il processo di filtrazione in quanto la pressione del liquido proveniente dai capillari si trova in competizione con quella interna alla capsula di Bowman.

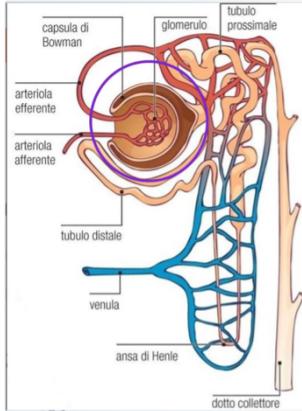


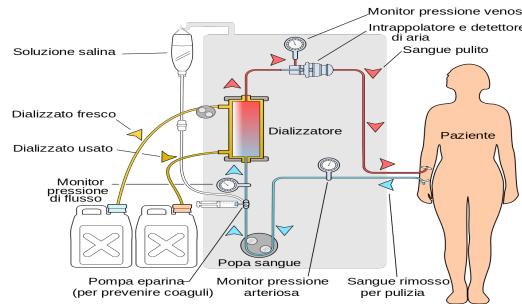
Figura 3: Nefrone.

1.3 Malattie renali

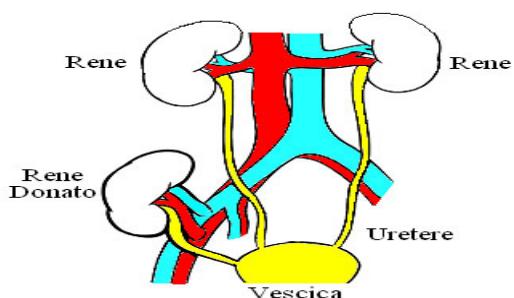
Quando le funzioni renali sono compromesse si parla di insufficienza renale, che può essere acuta o cronica. L'insufficienza renale acuta (IRA) è dovuta ad un improvviso e rapido deterioramento della funzione renale. Generalmente, questa condizione, se riconosciuta e trattata in maniera adeguata, può essere reversibile. L'insufficienza renale cronica (IRC), invece, è caratterizzata da una perdita permanente della funzione renale, che si sviluppa lentamente, nel corso di mesi o anni.

1.4 Soluzioni attuali

Quando la funzionalità renale è altamente compromessa il paziente può essere sottoposto a dialisi o al trapianto di rene. La dialisi è un processo fisico che permette di separare una o più sostanze discolte in un solvente con l'utilizzo di una membrana semipermeabile. Il meccanismo che sta alla base è il moto diffusivo delle sostanze: grazie alla differenza di concentrazione tra i soluti presenti nel liquido di dialisi e i soluti presenti nel sangue avviene lo scambio di sostanze e, quindi, l'organismo viene purificato. Inoltre, all'interno del liquido di dialisi possono esserci, in base a ciò che viene prescritto dal medico, sostanze che è necessario reintegrare, attraverso il medesimo processo. L'obiettivo è sostituire le funzioni renali e garantire, pertanto, l'eliminazione di urea e altre scorie metaboliche, l'equilibrio idroelettrolitico e acido/base. Esistono due tipi di dialisi: la dialisi peritoneale e quella extracorporea (o emodialisi). I tipici pazienti in dialisi cronica vengono sottoposti a dialisi tre volte a settimana per 4 ore a sessione. Il trapianto è una tecnica più efficace della dialisi però a differenza di essa sottopone il paziente ad una potente terapia immunosoppressiva per evitare il rigetto dell'organo. Inoltre un altro problema del trapianto riguarda la disponibilità di organi in quanto il numero di pazienti che ne necessitano sono nettamente superiori rispetto ai donatori.



(a) Schema della dialisi.



(b) Schema dell'impianto di un rene da donatore.

2 Rene artificiale

Questo progetto si pone come obiettivo quello di progettare una coppia di reni artificiali in grado di replicare approssimativamente le funzioni di un rene sano. Questa idea può essere resa possibile dal fatto che un individuo può sopravvivere con un solo rene funzionante. Il rene artificiale che abbiamo concepito è composto da una scocca esterna semi rigida realizzata in poli(uretano - urea)silossano ovvero SiPUU, all'interno della quale sfruttando la pressione arteriosa e la gravità verrà fatto circolare il sangue del paziente. La parte interna del dispositivo è una struttura complessa che massimizza la superficie di contatto tra il sangue e il dialisato, il fluido utilizzato nella dialisi. Grazie ai condotti dal diametro ridotto, si ottiene un aumento della pressione che favorisce lo scambio di ioni tra il dialisato e il sangue, aumentando così l'efficienza della clearance dei prodotti di scarto. In sintesi, il nostro progetto mira a offrire una soluzione innovativa che, pur richiedendo ancora la terapia di dialisi, consenta ai pazienti di gestire meglio la propria condizione e godere di una vita più libera e soddisfacente.

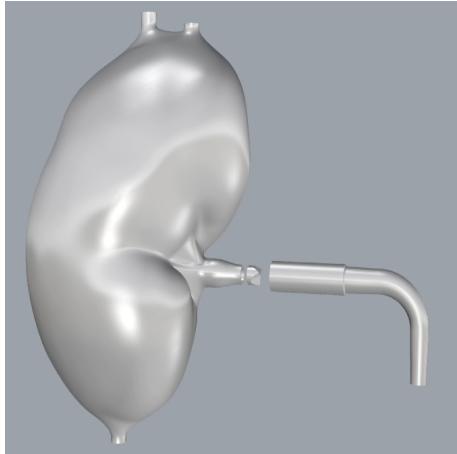
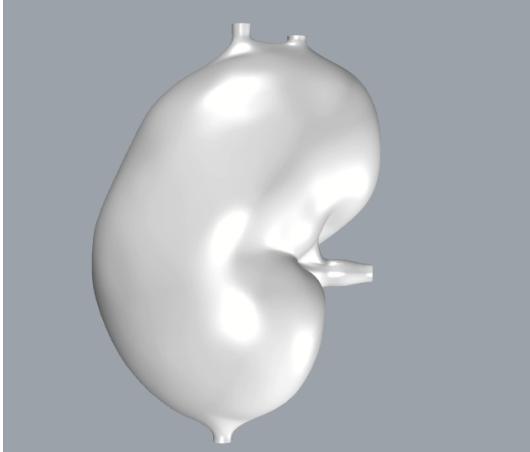


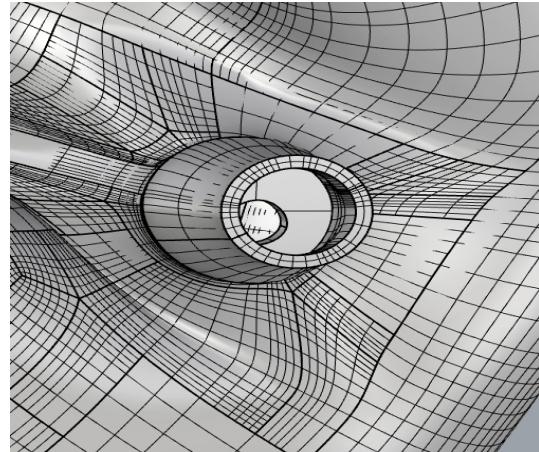
Figura 5: Rendering del rene e del condotto che lo collega con l'uretere.

2.1 Scocca rene

La scocca esterna del nostro dispositivo presenterà una geometria simile a quella del rene biologico, ma con l'aggiunta di tre fori supplementari sulla sua superficie. Due di questi consentiranno al sangue di entrare ed uscire sfruttando la forza di gravità, mentre il terzo foro nella parte superiore fungerà da punto di ingresso per il dialisato. Inoltre, sarà presente un foro laterale nella posizione dell'uretere per consentire al dialisato di defluire nella vescica per l'eliminazione fisiologica. La geometria del rene è stata ottenuta tramite segmentazione dei file DICOM derivati da tomografia computerizzata, permettendo così la personalizzazione del dispositivo. Il sangue, carico di sostanze di scarto, sarà convogliato nella parte superiore del dispositivo attraverso un catetere collegato all'aorta. Questo catetere avrà un diametro ridotto rispetto all'arteria renale, limitando l'afflusso di sangue ma mantenendo una pressione elevata per riempire il volume del dispositivo e incrementarne l'efficienza di pulizia. L'accesso inferiore, con un diametro inferiore rispetto alla vena renale, servirà per defluire il sangue parzialmente filtrato nella vena cava, riportandolo nel flusso ematico. La struttura esterna del dispositivo sarà realizzata in SiPUU, conforme alla normativa ISO 10993 per l'impiantabilità e prodotta tramite stampaggio ad iniezione dello stampo.



(a) Rendering della scocca esterna.



(b) Dettaglio del condotto che permette al dialisato di uscire e che si collegherà al condotto.

2.1.1 Materiale

Il SiPUU, un poliuretano elastomerico ampiamente impiegato negli impianti medici è noto per la sua applicazione nelle valvole cardiache, è stato selezionato per realizzare la scocca del rene artificiale in virtù delle seguenti caratteristiche:

- Modulo di Young e resistenza a trazione ottimali: Sintetizzato mediante un metodo di polimerizzazione modificato, il SiPUU presenta una variazione strutturale che incrementa il modulo di Young e la resistenza a trazione necessaria per resistere alle continue sollecitazioni dovute alla quotidianità dell'individuo, riducendo così il rischio di deformazione plastica durante l'uso.
- Resistenza all'ossidazione: Test in vitro hanno evidenziato la resistenza del polimero all'ossidazione, paragonabile al poliuretano Elast-Eon 2A che include del PDMS, conferendo così una maggiore protezione all'ambiente fisiologico.
- Buona trombogenicità: Il SiPUU si caratterizza per una bassa tendenza alla formazione di coaguli, avendo una struttura simile al tessuto biologico. Inoltre, presenta una stabilità biologica in vivo coerente con i risultati dei test in vitro.

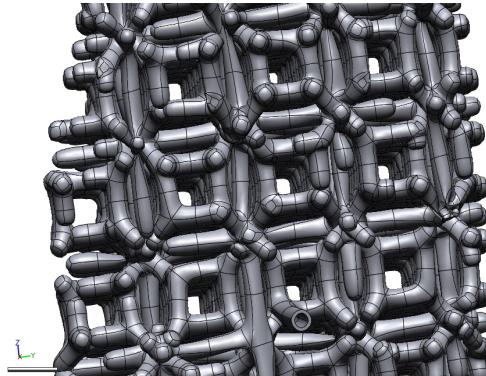
L'utilizzo del SiPUU come materiale per la scocca di un rene artificiale si profila quindi come una scelta promettente, garantendo una combinazione di proprietà meccaniche, biologiche e chimiche necessarie per una performance efficace e durevole del dispositivo.

2.2 Struttura interna

La struttura interna del nostro dispositivo sarà composta da una fitta rete di cannule porose connesse all'accesso superiore e a quello laterale con una disposizione spaziale a tesseract. La parte superiore della struttura sarà inserita nel foro della scocca così da permettere l'ingresso del dialisato. Quest'ultimo sarà collegato tramite un catetere ad una sacca esterna, a sua volta connessa ad una piccola pompa peristaltica commerciale, che permetterà di garantire una pressione costante all'interno del rene così da ottimizzare lo scambio ionico. Infine avremo un foro laterale nella posizione dell'inserzione dell'uretere che permetterà al dialisato di defluire nella vescica per essere così smaltito in maniera fisiologica.



(a) Rappresentazione della struttura interna a tesseract.



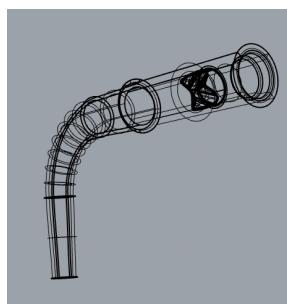
(b) dettaglio della struttura interna.

2.2.1 Materiale

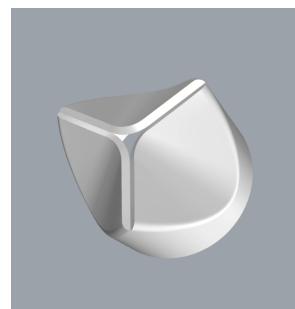
Come materiale è stato selezionato il polisolfone o polieteresolfone (o PSU PESU PES) è un materiale termoplastico ad elevata robustezza. Grazie alla sua biocompatibilità e alle grandi prestazioni, soprattutto in termini di ultrafiltrazione, viene utilizzato comunemente (insieme al PMMA) per la produzione di apparecchiature per dialisi (come i tubi capillari).

2.3 Condotto rene - vescica

Il condotto laterale ha il compito di indirizzare il dialisato verso la vescica attraverso l'uretere. Questo avviene grazie a una valvola trileaflet che si apre in modo controllato, sfruttando la differenza di pressione tra la vescica e l'interno del condotto, per evitare sovraccarichi sulla vescica. Inoltre, questa valvola trileaflet permette di mantenere una pressione costante all'interno della struttura per il dialisato. Un manometro esterno registra costantemente il valore di questa pressione, consentendo alla pompa di regolare il flusso del fluido in modo da mantenerlo costante, aggiungendo più dialisato se necessario.



(a) Rappresentazione in wireframe del condotto.



(b) rendering della valvola (usata solo per rappresentare l'apparato completo).

2.3.1 Materiale

Per il materiale del condotto si è preso spunto dal catetere vescicale a permanenza, ovvero un catetere uretrale di tipo Foley che può rimanere in sede anche per diversi mesi. Il materiale scelto quindi è silicone medicale, usato in altre applicazioni mediche vista l'ottima biocompatibilità e può essere lavorato per fusione nello stampo. Successivamente alla lavorazione viene sterilizzato con Ossido di Etilene (ETO).

2.4 Produzione

2.4.1 Produzione scocca esterna

La produzione della scocca esterna verrà eseguita all'interno dello stampo a due stadi, nel quale il volume interno del primo stadio dovrà essere preventivamente asportato tramite fresatura CNC. Il materiale (SiPUU) verrà poi colato all'interno dello con l'obiettivo di ottenere una struttura cava con spessore di 3mm data dalla presenza dell'anima poi idrosolubile in poliamminoammide (PAA) dove sarà alloggiata internamente la struttura interna.

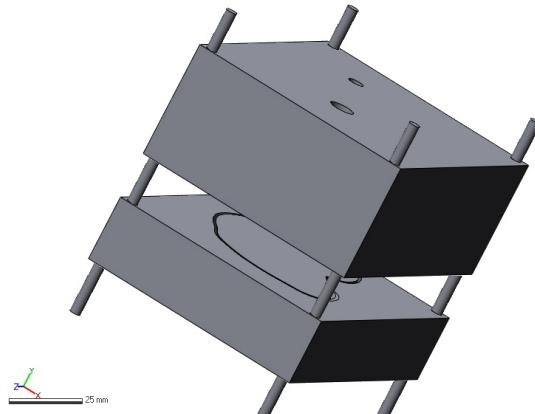


Figura 9: Stampo per la scocca esterna.

2.4.2 Produzione stampo per posizionamento interno

Per posizionare le cannule interne si è ritenuto conveniente alloggiare queste all'interno di uno stampo che verrà poi riempito di un polimero idrosolubile individuato nel PAA. Dopo aver colato il polimero e averlo lasciato solidificare si rimuoverà lo stampo, ottenendo quindi un rene con le dimensioni delle cavità interna.

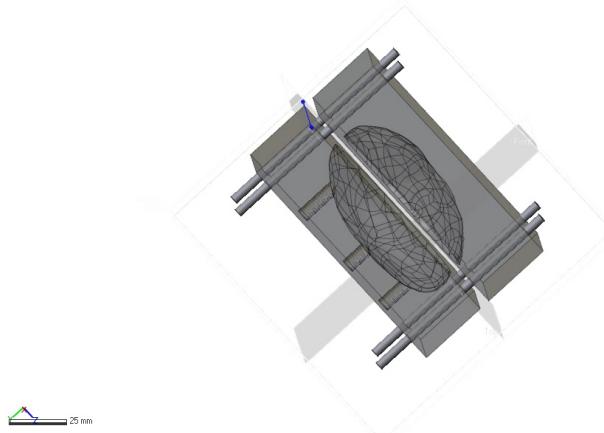


Figura 10: Stampo per il posizionamento della struttura interna.

2.4.3 Produzione cannule interne

Per la produzione delle cannule interne del rene, nelle quali passerà il sangue, si è scelto di procedere tramite stampaggio 3D vista la grande complessità della struttura. Viene scelta una macchina con un ugello sufficientemente piccolo in modo da poter realizzare con dettaglio la struttura. Per poter realizzare i pori verrà utilizzato l'elettroporazione.

2.4.4 Produzione condotto

Per la produzione del condotto rene - vescica è stato scelto il silicone platinico di tipo unrestricted che verrà poi colato nello stampo. infine la parte esterna dello stampo verrà sfilata per avere così un condotto cavo. Nel canale verrà poi inserita la valvola trileaflet.

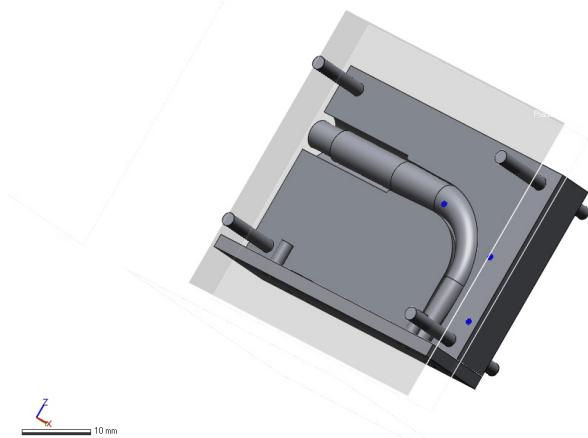


Figura 11: Stampo per il condotto (sezione).

2.4.5 Assemblaggio del rene

Per assemblare il rene si prendono le due metà della scocca esterna ottenute in precedenza, al cui interno verrà posizionato lo stampo in polimero idrosolubile contenente le cannule interne. Dopo aver unito le due metà della scocca in modo ermetico, si procede al risciacquo della struttura inserendo dell'acqua fisiologica corrente dai fori d'entrata degli innesti. Tale soluzione scioglierà il PAA ottenendo quindi a tutti gli effetti quello che sarà il rene.

3 Software utilizzati

3.1 3D Slicer

3D Slicer è un software open-source per l'analisi e la visualizzazione di immagini mediche e dati tridimensionali. È ampiamente utilizzato in ambito medico e scientifico per la segmentazione, la ricostruzione tridimensionale e l'analisi dei dati provenienti da diverse modalità di imaging, come la risonanza magnetica, la tomografia computerizzata e l'ecografia.

- Download sample data : CTA abdomen.
- Volumes : Th(M) 4-1325, W/L 70-40, questi parametri vengono impostati manualmente per aumentare il contrasto, in quanto sono state fatte diverse segmentazioni precedentemente non precise a causa dei livelli di grigio molto simili all'interno dell'immagine.

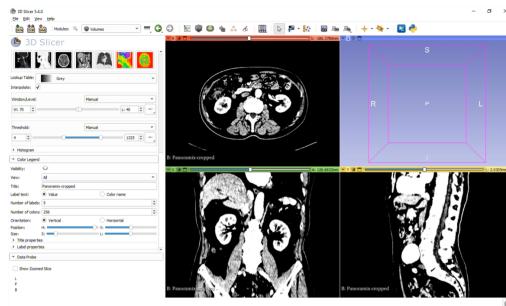


Figura 12: Schermata su 3D Slicer con "CTA abdomen" importato.

- Segmentation : th (65.15 / 217.48).

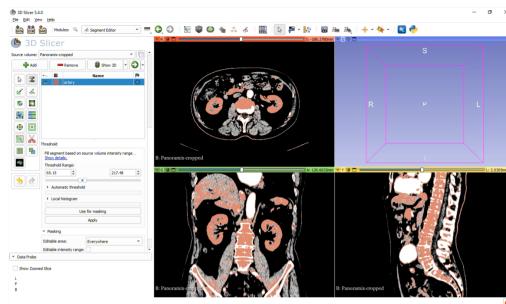


Figura 13: Segmentazione

- Scissors : erase outside in modo da isolare solo il rene di sx, per semplicità abbiamo lavorato solo su un rene.
- Islands : remove small islands.

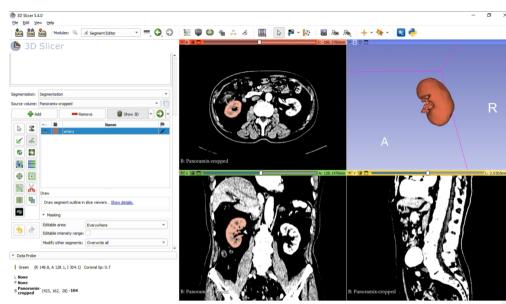


Figura 14: Segmentazione.

- Smoothing : (3.00 mm Gaussian).

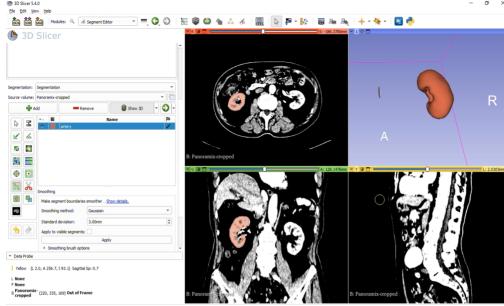


Figura 15: Rene segmentato e rappresentato in 3D.

- Paint : sphere 2% in modo da riempire gli spazi vuoti ed avere una geometria più semplice su cui lavorare



Figura 16: Processo in cui viene riempito il rene tramite il comando "Paint".

- Smoothing : 1.00 mm questo secondo smooth è servito per eliminare la forma delle sfere di riempimento.

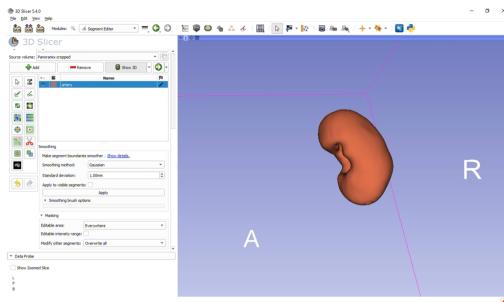


Figura 17: Rene completato.

- Infine è stato esportato il file .stl.

3.2 Rhino 7

È un software CAD per modellazione geometrica principalmente dedicato alla gestione di superfici a forma libera (Free-form surfaces, sculptured surfaces, organic surfaces). È molto diffuso nei settori dell'industrial design, della gioielleria, navale, stampi e nell'architettura digitale. Solitamente viene impiegato come strumento complementare. Rhino può creare, modificare, analizzare, documentare, renderizzare e animare curve, superfici (NURBS), solidi e mesh poligonali.

3.2.1 Modellazione rene

Inizialmente è stato importato il file di estensione .stl precedentemente segmentato tramite il software 3D Slicer. La mesh si presentava con un volume interno ed uno esterno dati dalla segmentazione (hollow body). I file sono stati successivamente convertiti in SubD per iniziare la modellazione del progetto.

1. Struttura interna

- E' stato implementato su Grasshopper il plugin IntraLattice per la generazione di forme complesse.
- Con quest'ultimo plugin è stata ricavata l'impalcatura con geometria a tesseract.
- sono stati creati due segmenti: il primo collega l'accesso superiore alla struttura e il secondo per il collegamento all'accesso laterale della struttura esterna
- la posizione dei segmenti è stata definita proiettando delle circonferenze in corrispondenza dei fori, di cui successivamente sarà definita la realizzazione.
- con il comando Multipipe, applicato sia ai segmenti che alla struttura, è stata creata la struttura delle cannule con l'opzione Cap, infine due estremità sono state aperte.
- Infine è stato eseguito il comando ThickenSurface che ha dato spessore alla struttura, ottenendo così un corpo solido chiuso.

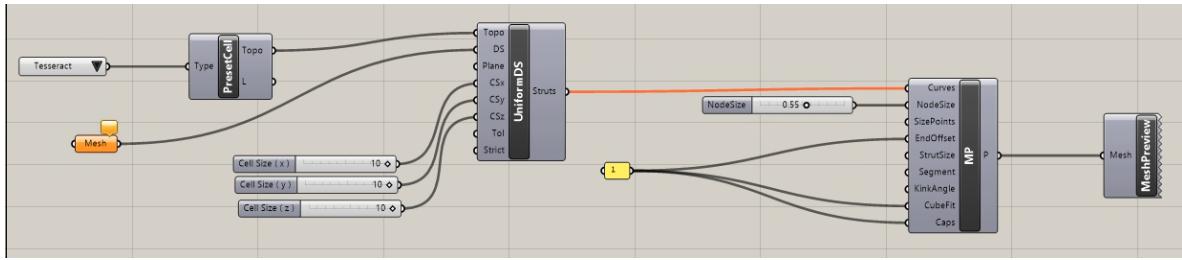


Figura 18: Schema a blocchi di Grasshopper.

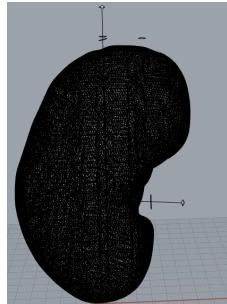


Figura 19: Interno del rene.

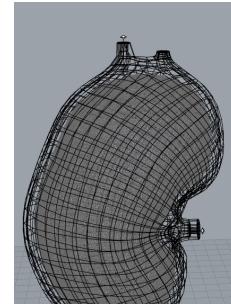
2. Scocca esterna

- La mesh esterna con il comando QuadMesh è stata convertita in SubD
- con il comando ExtractIsocurve (con direzione u-v) sono state estratte le curve delle posizioni dei successivi fori;
- Sono state create le circonferenze di diametro 2.5 mm per i fori superiori ed inferiori e 6 mm per il foro laterale
- è stata proiettata la curva con il comando ProjectCurve or ControlPoint

- sono state selezionate le facce della SubD attorno e all'interno delle circonferenze per poi essere eliminate
- con il comando Allign è stata allineata la superficie forata alle rispettive curve per creare così una superficie con i fori di diametro desiderato per creare gli accessi
- con il Gumble, selezionando le frecce ortogonali alla superficie in direzione z per i fori superiori ed inferiori e x per il foro laterale, sono state curvate le superfici in prossimità dei fori con direzione 1mm.
- sempre con lo stesso strumento, selezionando il comando Scale Z (per il foro superiore e inferiore) e Scale X (per quello laterale) sono state create estrusioni di 4 mm ciascuna, così da creare le giunture per tutti gli accessi al rene.
- è stato fatto un ThickenSurface in direzione esterna dello spessore di 3mm
- si è passati alla progettazione dell'interfaccia cannule-scozza esterna andando a posizionare dei cilindri in corrispondenza degli accessi per il dialisato e attraverso il comando WireCut sono stati forati in corrispondenza delle cannule utilizzando come curva la circonferenza delle cannule stesse



(a) Curve per il posizionamento dei fori.



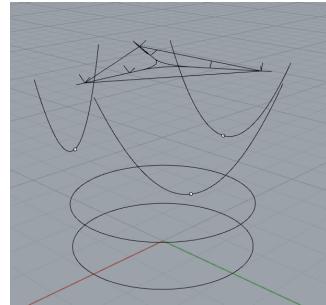
(b) Mesh della scocca esterna.

3. Valvola deflusso dialisato

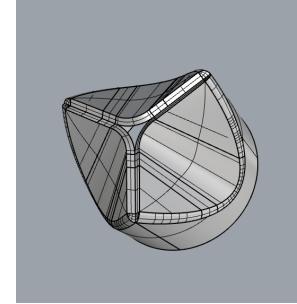
Questa valvola è stata creata per completezza del modello in quanto, nella nostra idea di progettata, essa viene acquistata esternamente, in base alle caratteristiche specifiche per ogni paziente (soprattutto emodinamiche).

- è stata creata, per la base della valvola, una circonferenza di 4 mm
- è stata divisa in 3 parti uguali di 120 deg l'una, per dare una direzioni ai leaflet
- sono state giunte i segmenti tra loro attraverso FilletCurves
- sono stati creati i segmenti che uniscono le estremità delle curve del profilo dei leaflet
- sono state create delle parabole in corrispondenza dell'intersezione segmento-curva
- con il comando Scale Z è stata creata la superficie cilindrica e con Trim è stata tagliata la superficie cilindrica.
- i profili superiori delle curve sono stati uniti col comando Join
- è stata creata una superficie con il comando Loft
- sono state unite col comando Join la superficie cilindrica e i 3 leaflet
- è stato fatto un ThickenSurface di 3 mm verso l'esterno per dare spessore
- sono state eliminate le facce contigue dei leaflet in quanto erano superfici aperte
- le facce sono state ricostruite col comando Sweep 2 Rails per la parte lineare e per gli spigoli è stato usato il comando Surface from Network Curves
- con il comando RemoveNakedEdges sono stati eliminati i punti critici che rendevano aperta la polisuperficie.
- la valvola è stata spostata in corrispondenza dell'accesso laterale

- sono stati estratti i bordi dell'accesso laterale e il bordo inferiore della valvola ed è stato effettuato il comando Blend
- la Blend risultante è stata ispessita
- è stata fatta la booleana tra la superficie Blend e la scocca esterna del rene
- è stato creato un cilindro (prendendo come centro quello della valvola) con diametro superiore a quello della valvola, inspessendolo con ThickenSurface in entrambe le direzioni
- è stata fatta un'unione booleana tra il cilindro e la valvola per avere un corpo unico.



(a) Curve che formeranno la valvola.

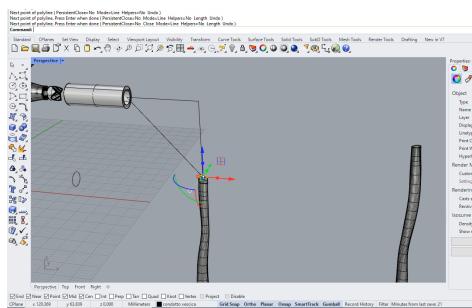


(b) rendering della valvola (usata solo per rappresentare l'apparato completo).

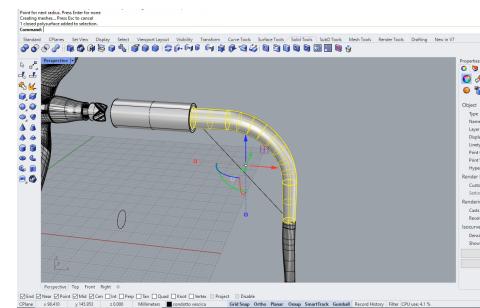
4. Condotto Rene - Vescica

Per la modellazione del condotto si è importata la mesh dell'uretere e della vescica per avere dei riferimenti anatomici precisi.

- è stata convertita la mesh in SubD con il comando QuadMesh
- sono stati eliminati porzioni dei condotti superiori dell'uretere
- è stato fatto un segmento che unisce due estremità del condotto per determinare quale era il centro dell'uretere.
- con un segmento si è unito il centro del condotto con il centro dell'uretere
- è stato creato un segmento ad angolo che unisce le estremità del segmento
- si è creata una giuntura con FilletCurve e con il comando Pipe si è formato il condotto curvilineo con estremità circonferenza interna del cilindro e circonferenza interna dell'uretere
- è stato ispessito con ThickenSurface
- è stata fatta una booleana con il cilindro ed è stato applicato il comando FilletEdge sul bordo cilindro-canale



(a) Costruzione del condotto.



(b) Costruzione del condotto.

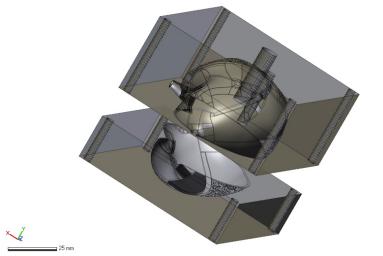
3.3 Geomagic Design X

Geomagic Design X è un software di reverse engineering sviluppato da 3D Systems. Questo strumento consente agli utenti di creare modelli CAD (Computer-Aided Design) precisi e dettagliati da oggetti fisici esistenti. Questo è utile in una varietà di settori, come l'ingegneria, il design industriale e la produzione, dove è necessario creare modelli digitali accurati di oggetti reali per scopi di progettazione, analisi o riproduzione.

3.3.1 Modellazione stampo scocca esterna del rene

Per modellare lo stampo con cui produrre la scocca esterna del rene si è partiti dal progetto modellato su Rhino. A partire da quello, infatti, è stato possibile esportare il solo rivestimento.

- si è esportato il file non come file .stl, ma come file .stp. Il motivo risiede nella successiva modellazione su Geomagic DesignX: esportandolo in .stl su Geomagic sarebbe apparsa una mesh che in seguito sarebbe dovuta essere trasformata in una superficie (tramite Exact Surface) e successivamente dando uno spessore. Il problema principale risiede nella geometria dell'oggetto, che rendeva molto imprecisa e bucata la superficie. Esportandolo in file .stp invece Geomagic non importava una mesh ma un Solid Body direttamente, permettendoci di avere una resa molto più precisa. .
- è stato fatto uno sketch rettangolare sul piano Top
- si è fatta un'estruzione tramite il comando Extrude (opposite directions), ottenendo così un parallelepipedo che funge da struttura per lo stampo.
- tramite l'operazione booleana di taglio effettuata tra il parallelepipedo (Target Body) e il rene (Tool Body) si è ottenuta la cavità per la scocca esterna del rene.
- utilizzando il piano Top si è proceduto al taglio dello stampo, ottenendo le due parti necessarie (utilizzando il comando Cut).
- sono stati eseguiti su una delle due superfici superiori dello stampo due sketch circolari, che successivamente sono stati estrusi fino ad arrivare alla cavità del rene.
- sono stati fatti quattro fori agli angoli per il fissaggio dello stampo, usando lo stesso metodo dei fori di collaggio.



(a) Stampo per la scocca esterna.



(b) Solid Body della scocca del rene.

3.3.2 Stampo posizionamento interno rene

Per posizionare l'interno del rene si è pensato, successivamente alla stampa 3D del reticolo interno, di posizionarlo all'interno di uno stampo e ricoprirlo di un polimero idrosolubile, situarlo all'interno della copertura e sciacquare il rene in soluzione fisiologica corrente, al fine di rimuovere il polimero. Per la modellazione dello stampo si è utilizzato il software Geomagic DesignX.

- si è importato il rene segmentato su Slicer in formato .stl
- si è creato un corpo solido tramite il comando Auto Surface presente nel menu Exact Surfacing scegliendo l'opzione Organic al posto di Mechanical.

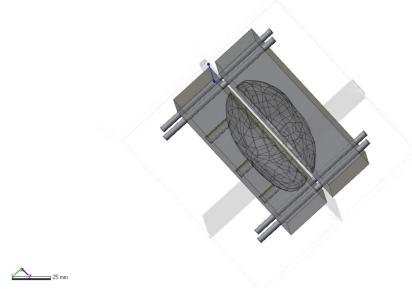
- si è duplicato il rene come indicato in precedenza
- si è scalato di un fattore 0.92 scegliendo come centro di scalatura il centro del corpo (Transform Body-Scale). Si è ottenuto così un rene che ha le stesse dimensioni dell'interno della struttura.
- è stato creato un piano parallelo al piano Right tramite il comando Plane con l'opzione Offset e distanziandolo fino ai pressi del rene (circa -31.5mm).
- sul piano appena creato (Plane1) si procede a disegnare uno sketch rettangolare che servirà come base per lo stampo.
- tramite il comando Extrude si crea l'estruzione.
- tramite Boolean Cut si crea la cavità all'interno del parallelepipedo estruso dove verrà colato il polimero
- si disegna un segmento tramite uno sketch in una delle superfici del parallelepipedo
- usando il comando Cut (target body lo stampo e tool body lo sketch) si divide il parallelepipedo cavo in due metà.

Si passa ora alla creazione di quattro fori di fissaggio dello stampo, posti ai quattro angoli dello stampo.

- si creano quattro sketch circolari di raggio 2 mm in una delle superfici superiori dello stampo
- si estrudono questi sketch fino a fuoriuscire dalla parte opposta
- si procede all'operazione booleana di Cut tramite l'apposito comando, creando così i quattro fori.



(a) Solid Body del rene.



(b) Stampo per il posizionamento interno del rene.

Procedendo alla stessa maniera vengono creati 3 fori di collaggio del diametro di 6mm (l'unica differenza nel procedimento è che l'estruzione verrà fatta usando in method Up to Surface scegliendo come superficie d'arrivo dell'estruzione l'intersezione dei due stampi).

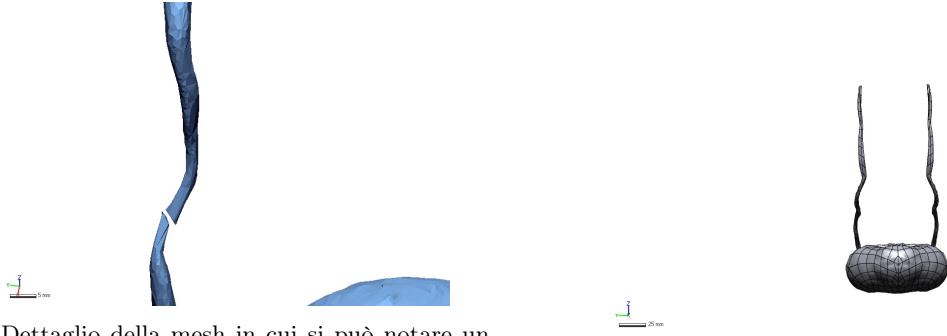
3.3.3 Creazione modello della vescica e dell'uretere

Per avere una rappresentazione globale del rene e del suo funzionamento si è scelto di inglobare l'uretere e la vescica. Per la modellazione, avvenuta su Geomagic DesignX, si è partiti dalla mesh (file .stl preso da SketchFab.com). L'obiettivo era avere un Solid Body che rappresentasse fedelmente il tratto in questione per poter modellare il condotto che collegasse il rene all'uretere in modo che anche questo fosse facilmente personalizzabile.

- si è importata la mesh e successivamente sono state eseguite delle operazioni per rendere la mesh, molto frastagliata e irregolare, più pulita e liscia.
- si è decimata la mesh col comando Decimate nel menù Polygons.
- è stata fatta l'operazione di Smoothing tramite l'omonimo comando nello stesso menù, scegliendo un livello del parametro poco oltre la metà (il che permette di rendere molto più liscia la mesh).
- tramite il comando Clean nella sezione Smart Brush si è pulita la mesh

- tramite Auto Surface in Exact Surface si è proceduto alla creazione del Solid Body.

Date alcune imperfezioni nella mesh iniziale (uno dei due ureteri era distaccato) si è preferito per finalità di rappresentazione, procedere alla creazione di un piano che dividesse il solido in due parti uguali (un piano di mezzeria) per dopo tagliare la vescica, cancellare la parte danneggiata e creare la sua copia speculare tramite il comando Mirror, unendo infine i due solidi tramite l'operazione booleana di unione.



3.3.4 Creazione stampo per condotto rene - vescica

Per procedere alla creazione dello stampo in questione si procede innanzitutto su Rhino. A partire dal progetto modellato su Rhino si è selezionata la parte interessata (il condotto) e si è esportata in estensione .stp per gli stessi motivi detti in precedenza.

- si è importato il file su Geomagic DesignX avendo quindi il condotto sotto forma di Solid Body.
- si è creato uno sketch sul piano Top, di forma rettangolare
- si è estruso tale sketch col comando Extrude, fino a ricoprire completamente il condotto. Cosa importante è che le parti finali del condotto siano tangenti al rettangolo, per permettere la formazione, dopo l'operazione booleana di taglio, di un corpo solido rappresentante l'interno del condotto.
- si prosegue con l'operazione Boolean Cut che permette di avere due corpi: un parallelepipedo cavo che rappresenta il negativo dello stampo e un corpo solido che è l'interno dello stampo. La distanza tra i due corpi corrisponde esattamente allo spessore del condotto.

Si prosegue alla modellazione dei fissaggi per la parte interna del condotto, al fine di mantenerla in posizione.

- su una delle superfici si disegnano tre sketch circolari di diametro 4mm
- si estrudono tramite Extrude (con metodo up to body e selezionando la parte interna del condotto).
- si prosegue con l'operazione booleana di unione.

Per facilitare l'apertura dello stampo e la produzione si esegue un taglio che divide a metà le due strutture e che permette di incollarle una volta stampate.

- Per permettere il giusto riempimento dello stampo ed evitare delle perdite di materiale una delle due basi viene chiusa tramite un'estruzione (realizzata tramite uno sketch rettangolare alla base) utilizzando l'altra come foro di collaggio.
- per fissare lo stampo si è ricorso a quattro fori disegnati nella parte superiore tramite quattro sketch circolari
- tramite Extrude con operazione di Cut si buca lo stampo

- per fissare l'estruzione inferiore (per chiudere la parte inferiore dello stampo) si è proceduto alla stessa maniera, stando attenti a non forare anche le cavità per realizzare lo stampo.



(a) Stampo per il condotto.

(b) Visione laterale dello stampo del condotto (foro di collaggio del materiale).

4 Commenti

MANSIONI

Federici Matteo : Rhino7 e 3D Slicer

Lucia Orunesu : 3D slices e Geomagic Design X

Alberto Trevisan : Geomagic Design X e 3D slicer

Ricerca Materiali eseguita da tutti i componenti del gruppo

Riferimenti bibliografici

- [1] Lawrence EL, Turner IG. Materials for urinary catheters: a review of their history and development in the UK. *Med Eng Phys.* 2005 Jul;27(6):443-53. doi: 10.1016/j.medengphy.2004.12.013. Epub 2005 Mar 17. PMID: 15990061.
- [2] Gallagher G., Padsalgikar A., Tkatchouk E., Jenney C., Iacob C., Runt J.; Environmental stress cracking performance of polyether and PDMS-based polyurethanes in an in vitro oxidation model; *Journal of Biomedical Materials Reserach Part B: Applied Biomaterials;* 2017; 105(6):1544-1558
- [3] Jenney C., Millson P., Grainger D. W.; Grubbs R., Gunatillake P., McCarthy S. J., Runt J., Beith J.; Assessment of a siloxane poly(urethane-urea) elastomer designed for implantable heart valve leaflets; *Advanced NanoBiomed Research;* 2021; 1(2): 2000032
- [4] Yakubov S. J., Wittel J., Johnson G.; CRT-700.20 Foldax TRIA TAVI: A novel-polymer trans-catheter aortic valve: Pilot chronic ovine model study; *JACC: Cardiovascular Interventions;* 15(4):S59-S60
- [5] Hemocompatible polyethersulfone/polyurethane composite membrane for high-performance antifouling and antithrombotic dialyzer Zehua Yin,^{1,2} Chong Cheng,^{1,2} Hui Qin,^{1,2} Chuanxiong Nie,^{1,2} Chao He,^{1,2} Changsheng Zhao^{1,2}
- [6] Ramada, D.L., de Vries, J., Vollenbroek, J. et al. Portable, wearable and implantable artificial kidney systems: needs, opportunities and challenges. *Nat Rev Nephrol* 19, 481–490 (2023).
- [7] C. Ursino, F. Russo, R.M. Ferrari, M.P. De Santo, E. Di Nicolò, T. He, F. Galiano, A. Figoli, Polyethersulfone hollow fiber membranes prepared with Polarclean®as a more sustainable solvent, *Journal of Membrane Science*, Volume 608, 2020, 118216, ISSN 0376-7388,
- [8] Eunjoo Koh, Yong Taek Lee, Development of an embossed nanofiber hemodialysis membrane for improving capacity and efficiency via 3D printing and electrospinning technology, *Separation and Purification Technology*, Volume 241, 2020, 116657, ISSN 1383-5866,
- [9] [https://sites.unimi.it/ECEA/ricerca/paa.html#:~:text=Le%20poliammidoammime%20\(PAA\)%20sono%20polimeri,gruppi%20ammidici%20e%20amminidi%20terziari](https://sites.unimi.it/ECEA/ricerca/paa.html#:~:text=Le%20poliammidoammime%20(PAA)%20sono%20polimeri,gruppi%20ammidici%20e%20amminidi%20terziari)