POLITECNICO DI TORINO

Corso di laurea magistrale in Ingegneria Biomedica

TESI DI LAUREA MAGISTRALE

FEASIBILITY STUDY FOR IN-LINE MIXER FOR PROPORTIONING DIALYSATE



Prof. Vallan Alberto Ing. Puviani Fabrizio

> Laureando Ceccarelli Giada

Torino, marzo 2020



Abstract

Scopo di questa tesi è la definizione di un modello matematico stabile per valutare l'efficienza di una determinata geometria di mixer e, quindi, la geometria ottimale da utilizzare nella strumentazione da dialisi con determinati valori di flusso, pressione, temperatura...

La definizione di un modello matematico è necessaria poiché, vista la varietà di condizioni di funzionamento, una progettazione empirica richiederebbe una mole di lavoro molto elevata e porterebbe a risultati incerti.

Condotto uno studio sui miscelatori presenti in commercio e svolta una valutazione sulle caratteristiche tecniche e su un loro possibile utilizzo in un macchinario per dialisi sono stati scelti quelli di maggior interesse.

Con il programma SolidWorks, sono state realizzate le geometrie da analizzare. Per quanto riguarda le misure iniziali delle geometrie, si scelgono dei valori consoni al sistema in cui il mixer dovrebbe essere integrato.

Essendo un modello matematico una rappresentazione quantitativa di un fenomeno naturale, il suo scopo è quello di rappresentare, nella maniera più dettagliata possibile, un fenomeno.

Partendo, quindi, da dati del mondo reale, è stato formulato, con il software Ansys, un modello matematico che lo rispecchi il più possibile.

Attraverso la risoluzione di tale modello si è giunti ad una seria di conclusioni matematiche che, mediante oggettive interpretazioni, hanno condotto a previsioni sui risultati reali. Ci si è soffermati soprattutto su due grandezze fondamentali per una

classificazione dei miscelatori: caduta di pressione causata dal mixer e qualità di miscelazione. Con lo studio si è cercato di minimizzare queste due quantità.

Considerato il mixer con elementi elicoidali quello che porta a migliori risultati ne è stato stampato un prototipo che ha permesso di effettuare dei test per confermare gli effettivi risultati ottenuti tramite simulazione.

Confermata l'efficacia di tale modello matematico, il mixer è stato testato anche su Flexya, macchinario per emodialisi.

In questo contesto, è stata dimostrata la buona performance sia del miscelatore, quanto del modello matematico.

Si è, quindi, definito un modello matematico robusto che permetta di fare previsioni corrette.

Sommario

Scopo di questa tesi è la definizione di un modello matematico stabile per valutare l'efficienza di una determinata geometria di mixer e quindi, in conclusione, la geometria ottimale da utilizzare nella strumentazione da dialisi con determinati valori di flusso, pressione, temperatura...

La definizione di un modello matematico è necessaria poiché, vista la varietà di condizioni di funzionamento, una progettazione empirica richiederebbe una mole di lavoro molto elevata e porterebbe a risultati incerti.

Il flusso logico di lavoro seguito è quello riportato di seguito:

- 1. Creazione modello matematico: attraverso il software Ansys CFX è stato definito il modello matematico che, a partire dai dati del mondo reale, lo rispecchi nella maniera più dettagliata possibile.
- 2. Modellazione mixer: con il software Solidworks sono state costruite le geometrie dei miscelatori di interesse per l'analisi.
- 3. Verifica modello matematico: il modello matematico è stato utilizzato nelle analisi con i diversi tipi di mixer per ottenere dati di confronto.
- 4. Prototipo 3D: è stato scelto il modello di mixer che porta a risultati migliori e ne è stato stampato un prototipo.
- 5. Validazione modello: il modello matematico è stato validato attraverso test pratici con il prototipo stampato che hanno confermato i risultati di simulazione.
- 6. Modello utilizzabile per la progettazione/ottimizzazione dei sistemi esistenti.

Questo documento si compone di 9 capitoli:

- 1. **Introduzione:** capitolo introduttivo all'argomento di tesi dove si riporta il motivo che rende tale progetto importante.
- Dialisi: capitolo che introduce al mondo della dialisi riportandone i concetti fondamentali quali le cause che conducono un paziente al trattamento dialitico, spiegazione e differenziamento tra le varie tipologie di dialisi e illustrazione del circuito idraulico di un macchinario per emodialisi.
- 3. **Miscelatori:** capitolo in cui si analizza lo stato dell'arte dei miscelatori statici. È stata fatta una ricerca sui miscelatori statici presenti in commercio individuandone le caratteristiche di interesse per questo progetto in modo da identificare quelli più consoni per questo campo di applicazione.
- 4. **Equazioni fluidodinamica:** capitolo che riporta le equazioni della fluidodinamica alla base dello studio.
- 5. **Ansys CFX:** capitolo di introduzione al software Ansys CFX per fluidodinamica computazionale. Si sono riportati, con le relative spiegazioni, tutti i passaggi necessari per la costruzione del modello matematico.
- 6. Analisi fluidodinamica: capitolo che riportata la definizione del modello matematico e i risultati dell'analisi fluidodinamica dei diversi miscelatori. Il modello matematico è stato applicato alle diverse geometrie scelte precedentemente e si sono ottenuti i risultati utili al confronto.
- 7. **Test pratici:** capitolo di descrizione dei test pratici per validare il modello matematico. Sono riportati i test studiati ad hoc per validare i risultati di interesse ottenuti tramite simulazione.
- 8. **Test su macchina:** capitolo sui test effettuati direttamente su macchina. In questo caso si ottengono risultati utili per ulteriori analisi e considerazioni.
- **9. Conclusioni:** capitolo che ripercorre velocemente tutti gli step che hanno portato ai risultati e alle considerazioni finali. Si riportano, inoltre, a partire dal risultato raggiunto, future applicazioni e migliorie da apportare al modello.

Indice

Ab	bstract	III
Soi	ommario	V
1.	INTRODUZIONE	1
2.	· · · · · · ·	
2	2.1 PATOLOGIE RENALI	5
2	2.2 TIPI DI DIALISI	5
	2.2.1 Emodialisi	6
	2.2.1.1 Emodialisi standard (EDS) [13]	8
	2.2.1.2 Emofiltrazione (HF)	
	2.2.1.3 Emodiafiltrazione (HDF)	
	2.2.1.4 Apparecchiature per emodialisi cronica	
	2.2.1.4.1 Dializzatore	
	2.2.1.4.2 Parte idraulica delle apparecchiature del circuito dialisat	
	2.2.1.4.3 Il circuito del sangue	
	2.2.2 Dialisi peritoneale	28
3.	MISCELATORI	31
3	3.1 STATIC MIXER	
	3.1.2 Stato dell'arte dei miscelatori statici	
	3.1.2.1 Design aperto con eliche	33
	3.1.2.2. Design aperto con lame	39
	3.1.2.3 Lastre ondulate	42
	3.1.2.4.Design multistrato	44
4.	FLUIDODINAMICA – EQUAZIONI	46
4	4.1 EQUAZIONI DI NAVIER_STOKES	46
	4.1.1 Conservazione della massa	
	4.1.2 Bilancio della quantità di moto	
_	4.2 FLUSSO TORBULENTO	
	4.2.1 Modello a due equazioni	
	4.2.1.1 Modello k-ε	
	4.2.1.2 Modello k-ω	
	4.2.1.3 Modello k-ω shear stress transport (STT)	
5	ANSYS CFX	5 <i>0</i>
	5.1 GEOMETRIA E GENERAZIONE MESH	
	5.2 SETUP DEL SISTEMA	
	5.3 SOLVER	
	5.4 DOST DROCESSING	

ь.	ANALIS	SI FLUIDODINAMICA	59
6.	.2 AN	ALISI CFX MIXER ATTUALE	59
	6.2.1	Geometria e mesh	60
	6.2.2	Setup del sistema	63
	6.2.3	Solver	74
	6.2.4	Post processing	75
6.	.3 AN	ALISI CFX MIXER CON ELICA	80
	6.3.1. G	eometria e mesh	81
	6.3.2 Se	tup del sistema	85
	6.3.3 Sc	lver	91
	6.3.4 Pc	st processing	92
6.	.4 AN	ALISI CFX INDIAN MIXER	100
	6.4.1	Geometria e mesh	100
	6.4.2	Setup del sistema	102
	6.4.3	Solver	107
	6.4.4	POST PROCESSING	108
6.	.5 CC	MMENTI	115
7.	TEST P	RATICI	117
7.	.2 TE	ST CADUTA DI PRESSIONE	117
7.	.3 TE	ST QUALITÀ MISCELAZIONE	119
	7.3.1	Potenziostato	119
	7.3.1 7.3.2	Potenziostato Descrizione test	
	,		122
	7.3.2 7.3.3	Descrizione test	122 124
	7.3.2 7.3.3 7.3.3.	Descrizione test	122 124 124
	7.3.2 7.3.3 7.3.3. 7.3.3.	Descrizione test Risultati 1 Tubo vuoto	122 124 124 126
8.	7.3.2 7.3.3 7.3.3. 7.3.3. 7.3.3.	Descrizione test Risultati 1 Tubo vuoto 2 Mixer	122 124 124 126
	7.3.2 7.3.3 7.3.3. 7.3.3. 7.3.3.	Descrizione test Risultati 1 Tubo vuoto 2 Mixer 3 Grafici e considerazioni	
8.	7.3.2 7.3.3 7.3.3. 7.3.3. 7.3.3. 7.3.3.	Descrizione test Risultati 1 Tubo vuoto 2 Mixer 3 Grafici e considerazioni	122 124 126 128 131
8. 8.	7.3.2 7.3.3 7.3.3. 7.3.3. 7.3.3. TEST S .1 TEST C	Descrizione test Risultati 1 Tubo vuoto 2 Mixer 3 Grafici e considerazioni U MACCHINA CONFIGURAZIONE ATTUALE	122 124 126 131 132
8. 8.	7.3.2 7.3.3 7.3.3. 7.3.3. 7.3.3. TEST S .1 TEST (.2 TE .3 TE	Descrizione test Risultati 1 Tubo vuoto 2 Mixer 3 Grafici e considerazioni CONFIGURAZIONE ATTUALE ST CONFIGURAZIONE ATTUALE PIÙ MIXER	122124126128131132133
8. 8. 8.	7.3.2 7.3.3 7.3.3. 7.3.3. 7.3.3. TEST S .1 TEST C .2 TE .3 TE .4 CC	Descrizione test Risultati 1 Tubo vuoto 2 Mixer 3 Grafici e considerazioni UMACCHINA CONFIGURAZIONE ATTUALE ST CONFIGURAZIONE ATTUALE PIÙ MIXER	122124126128131132132133



Capitolo 1

1. INTRODUZIONE

In Italia circa il 7% della popolazione è affetta da insufficienza renale cronica. [1] Sono diverse le cause che portano i pazienti a raggiungere lo stato terminale dell'insufficienza renale tra cui diabete, ipertensione e specifiche malattie renali come le pielonefriti e le glomerulonefriti. [2]

La dialisi, nel corso della sua storia, grazie a ricerche sia in campo tecnologico che in campo clinico, sta maturando verso una personalizzazione e un'ottimizzazione dei trattamenti nel singolo paziente.

Nei pazienti cronici, è una terapia che può comportare complicazioni ed effetti collaterali sia durante il trattamento che nel periodo inter-dialitico. Tra le principali complicanze ipotensione e ipertensione.

L'ipotensione intra dialitica (IDH) è quella più frequente in quanto, in media, si verifica nel 30% delle sedute [3], provocando nel paziente sintomi sia nel breve che nel lungo termine: vertigini, malessere generale, crampi, sudorazione, affaticamento, nausea, vomito, svenimenti.

Risulta molto importante riuscire a prevenire l'ipotensione per evitare questi sintomi, dannosi per il paziente e impegnativi per lo staff medico.

Sono stati condotti diversi studi per capire quali siano le variabili indicatrici dell'insorgere di questo fenomeno ma, ad oggi, non è stato trovato un singolo parametro sul quale agire ma ne esistono diversi [4]. Si è, quindi, pensato di tenerli monitorati con opportuni sistemi di controllo.

Le variabili in stretta relazione con l'insorgenza di IDH sono la temperatura del sangue, la concentrazione della soluzione dialitica e il volume ematico; risulta pertanto implicita l'importanza di monitorarle durante il periodo pre dialitico e inter dialitico.

Nell'emodialisi a biofeedback i sistemi di monitoraggio e di biofeedback permettono di controllare ed influenzare l'andamento di queste variabili e, in questo modo, durante la seduta dialitica, sono in grado di prevenire e minimizzare le cadute pressorie ed i sintomi ad esse correlati.

Il sistema di biofeedback [5] consente di variare i parametri del trattamento di dialisi in base alla risposta fisiologica del paziente. Viene fatto un confronto tra i parametri provenienti dalla macchina e i dati pazienti e, in base ai risultati, vengono eseguite variazioni dei parametri. A loro volta, le modifiche dei parametri macchina modificano la risposta fisiologica del paziente, e il ciclo si ripete per tutto il trattamento.

Proprio per questo aspetto, l'idea di tale progetto di tesi è di una certa importanza. Essendo che i parametri macchina variano velocemente in base alla risposta fisiologica del paziente, il miscelatore deve essere tale da riuscire a garantire una corretta miscelazione in un tempo consono in quanto, il periodo di transitorio per raggiungere i corretti valori di miscelazione potrebbero portare ad allarmi della macchina e, di conseguenza, a far calare il rendimento della seduta dialitica.

Capitolo 2

2. DIALISI

La dialisi è un trattamento che riproduce artificialmente alcune funzioni dei reni.

I reni sono organi escretori e possono essere visti come dei filtri. Le loro funzioni principali sono: [6]

- 1. rimuovere dal sangue le sostanze di scarto, trasformarle in urina da convogliare nella vescica e poi all'esterno;
- 2. regolare il contenuto di acqua nel corpo aiutando a mantenere in equilibrio le sostanze chimiche del corpo.

Ogni giorno i reni [7] sono in grado di depurare circa 170 litri di sangue e di produrre, circa, un litro e mezzo di urina.

Simili a spugne, fanno parte delle vie urinarie superiori. Se si prende una sezione del rene, figura 2.1, si nota che è costituito da milioni di minuscoli filtri chiamati nefroni. In ognuno di essi possiamo riconoscere un polo vascolare, nel quale scorre il sangue da filtrare, ed una porzione tubolare in cui si raccoglie il filtrato.

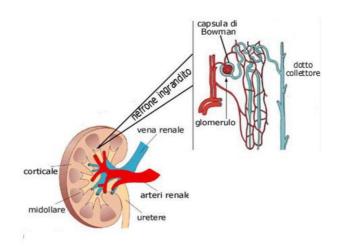


Figura 2.1: sezione del rene [8]

La parte vascolare è formata dall'arteriola afferente, che si dirama come un gomitolo in una fitta rete di capillari chiamata glomerulo: è qui che avviene la filtrazione glomerulare, che dà origine al filtrato o preurina.

Successivamente il sangue conferisce in un altro vaso, l'arteriola efferente. Diversamente dal restante circolo sanguigno, i capillari renali danno origine ad arteriole e non a venule poiché nel glomerulo non si ha passaggio da sangue arterioso a sangue venoso ma avviene una "setacciatura".

Il sangue filtrato viene raccolto in una struttura chiamata capsula di Bowman da cui si origina una serie di tuboli per una lunghezza complessiva di 5 centimetri. All'estremità del tubolo collettore viene raccolta l'urina. Quanto detto sopra è rappresentato nella figura 2.2.

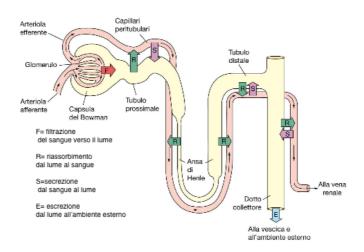


Figura 2.2 : funzionamento nefrone [9]

2.1 PATOLOGIE RENALI

Molte malattie possono danneggiare i reni portandoli a non svolgere più la loro funzione depurativa con il risultato che il nostro organismo finisce per intossicarsi. In questo caso i valori di urea [10] e creatina nel sangue aumentano e le caviglie tendono a gonfiarsi. Spesso la pressione arteriosa elevata (ipertensione) o il diabete danneggiano i reni; ci sono, però, anche altre malattie che colpiscono esclusivamente i reni (glomerulonefriti), le vie urinarie (calcolosi) e malattie ereditarie (malattia renale policistica).

Ci sono malattie che guariscono se diagnosticate e curate precocemente, altre invece compromettono progressivamente il funzionamento dei reni.

Quando i reni perdono quasi completamente la loro funzione l'organismo si intossica perché le scorie, i sali e l'acqua si accumulano e possono causare un insieme di disturbi definito uremia. Con l'inizio tempestivo della terapia sostitutiva della funzione renale (dialisi e/o trapianto) è possibile evitare che insorgano o si aggravino questi disturbi che altrimenti porterebbero alla morte.

I nefrologi considerano la dialisi peritoneale, l'emodialisi e il trapianto renale come opzioni diverse ma integrate nel trattamento dell'insufficienza renale [11]; da adottare in momenti successivi della vita della persona secondo le esigenze della stessa.

2.2 TIPI DI DIALISI

Ci sono due tipi principali di dialisi:

- 1. Emodialisi
- 2. Dialisi peritoneale

Con entrambe il sangue della persona intossicata dall'uremia viene filtrato attraverso una membrana. Con quest'ultima viene messo a contatto con un liquido (soluzione di dialisi) in cui passano i sali, le scorie e l'acqua che devono essere eliminati e, dal liquido, vengono assunte sostanze per correggere l'eccessiva acidità del sangue.

2.2.1 Emodialisi

Per quanto riguarda l'emodialisi si possono distinguere diverse metodiche tra cui, le principali:

- Emodialisi standard (HD)
- Emofiltrazione (HF)
- Emodiafiltrazione (HDF)

Per riprodurre la filtrazione renale, l'emodialisi rispetta i principi di diffusione e di ultrafiltrazione.

Per diffusione, figura 2.3, si intende il fenomeno fisico secondo cui un soluto presente in concentrazioni diverse in due soluzioni separate da una membrana semipermeabile passa dalla soluzione a concentrazione maggiore a quella a concentrazione minore. La differenza di concentrazione tra le due soluzioni si definisce gradiente di concentrazione. La diffusione continua finché questo gradiente non viene eliminato ed è regolata dalla legge di Fick:

$$N = -DA \frac{dc}{dx}$$

Dove:

- N: numero di moli di soluto che diffondono nell'unità di tempo [mol/sec];
- D: coefficiente di diffusione del soluto nel solvente [cm²/sec];
- A: superficie attraverso la quale avviene la diffusione [cm²];
- $\frac{dc}{dx}$: gradiente di concentrazione di soluto tra due punti.

II termine preceduto dal segno meno sta ad indicare che la concentrazione del soluto va equilibrandosi e quindi che il gradiente di concentrazione diminuisce durante il processo.

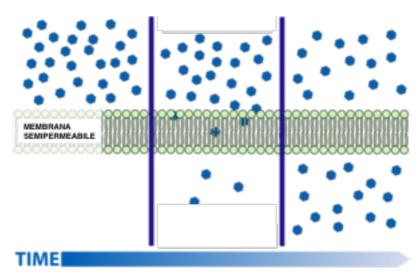


Figura 2.3: diffusione [48]

L'ultrafiltrazione [12] è il fenomeno fisico della separazione di acqua plasmatica dai soluti proteici attraverso una membrana semipermeabile. Indica, quindi, una tecnica dialitica per la rimozione dei fluidi corporei in eccesso mediante l'applicazione di tale principio. Di norma la rimozione di liquidi per ultrafiltrazione viene eseguita nel contesto del trattamento emodialitico (ultrafiltrazione dialitica) ma può anche essere da esso indipendente (ultrafiltrazione isolata).

Il trasporto di acqua attraverso la membrana dialitica avviene quando c'è un gradiente di pressione osmotica e/o idraulica transmembrana.

Durante il trattamento emodialitico l'acqua plasmatica viene ultrafiltrata creando nel liquido di dialisi una pressione idraulica negativa rispetto al sangue. Il flusso di acqua, per effetto di trascinamento, sarà accompagnato da un flusso di soluti plasmatici di dimensioni compatibili con la porosità della membrana poiché le membrane semipermeabili usate in dialisi sono anche parzialmente permeabili ai soluti. Il trasporto dei soluti al seguito del flusso d'acqua è definito trasporto convettivo o convezione. Questo trasporto è importante per i soluti di più alto peso molecolare, scarsamente rimossi per diffusione, specialmente se è piccolo il loro volume di distribuzione come nel caso della B2- microglobulina. La rimozione convettiva legata all'ultrafiltrazione dialitica deve essere tenuta, in ogni caso, in considerazione nel bilancio di massa di ogni tipo di soluto.

2.2.1.1 Emodialisi standard (EDS) [13]

Consiste nel trattamento del sangue del paziente in circolazione extracorporea tramite un dispositivo (dializzatore) costituito da fibre capillari semipermeabili e una soluzione a contenuto elettrolitico analogo all'acqua plasmatica che scorre all'esterno delle fibre. La porosità della membrana di cui sono costituite le fibre consente alle molecole di acqua e ai soluti di basso peso molecolare di passare dal compartimento ematico a quello del liquido di dialisi, mentre i soluti di maggiori dimensioni quali le proteine e le cellule ematiche restano trattenute all'interno del compartimento ematico. Nella figura sottostante, figura 2.4, viene riportato lo schema a blocchi di questa tecnica.

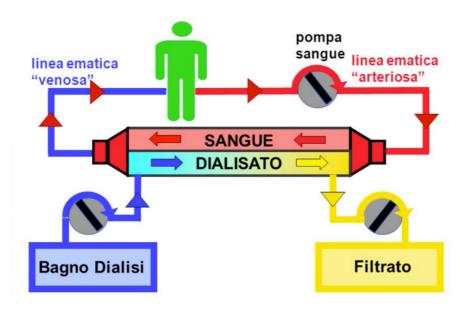


Figura 2.4: schema a blocchi emodialisi standard [14]

Nell'emodialisi tradizionale il trasporto dei soluti attraverso la membrana, figura 2.5, avviene sfruttando prevalentemente forze diffusive e, solo in minima parte, forze convettive.

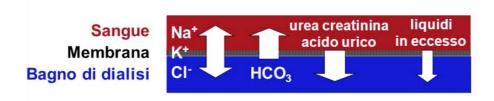


Figura 2.3: trasporto soluti attraverso la membrana per diffusione [14]

La diffusione è particolarmente efficace nell'estrazione di soluti a basso peso molecolare, ma non per le tossine di elevato peso molecolare: ad esempio per sostanze come la B2 microglobulina è praticamente nulla.

2.2.1.2 Emofiltrazione (HF)

L'emofiltrazione [15] è un trattamento sostitutivo dell'insufficienza renale basato sul principio della convezione. La convezione indica il trasporto dei soluti a seguito dell'ultrafiltrazione dell'acqua plasmatica.

Questa tecnica funziona proprio come il rene, filtra e poi riassorbe.

Per il trattamento vengono impiegate membrane semipermeabili ad alta permeabilità idraulica. Si effettua un'ultrafiltrazione esercitando un'alta pressione idrostatica sul sangue a contatto con una membrana ad elevata permeabilità. Si sfruttano forze convettive e si ottiene un ultrafiltrato costituito da acqua plasmatica e da quelle sostanze che hanno dimensioni tali da poter attraversare la membrana utilizzata.



Figura 2.4: meccanicsmo di filtrazione e riassorbimento emofiltrazione [14]

Per asportare quantità soddisfacenti di soluto è necessario ottenere grandi quantità di ultrafiltrato e, anche in funzione del calo peso che si intende realizzare è indispensabile infondere un certo quantitativo di fisiologica. L'infusione può avvenire prima del dializzatore (pre-diluizione), figura 2.7, o dopo del dializzatore (post-diluizione) [16], figura 2.8.

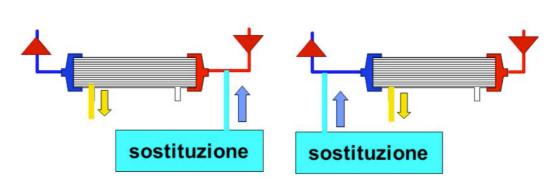


Figura 2.5: pre- diluizione [14]

Figura 2.6: post_diluizione [14]

Nella figura sottostante, figura 2.9, viene riportato lo schema a blocchi di questo trattamento.

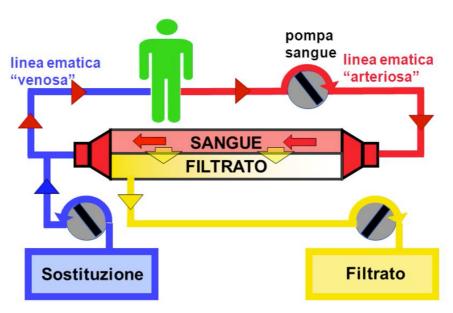


Figura 2.7 : schema a blocchi emofiltrazione [14]

2.2.1.3 Emodiafiltrazione (HDF)

Consente di beneficiare allo stesso tempo dei vantaggi dell'emodialisi e dell'emofiltrazione sfruttando le proprietà diffusive del dializzatore e l'attuazione di una convezione molto elevata [17]. Con questa tecnica si sottraggono elevate quantità di acqua plasmatica, che vengono in parte reintegrate con l'infusione di liquidi di sostituzione, come per l'HF, ma con volumi di scambio minori, mentre la depurazione dei soluti a basso peso molecolare viene ottenuta col contemporaneo passaggio di liquidi di dialisi attraverso il filtro.

In figura 2.10 viene riportato lo schema di questa tecnica.

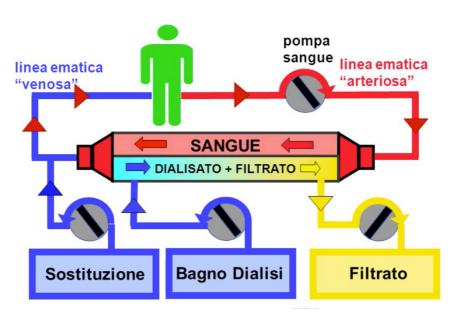


Figura 2.8: schema a blocchi emodiafiltrazione [14]

In EDF vengono scambiati grandi quantitativi di fluidi, risulta quindi necessario un sistema per il controllo dell'ultrafiltrazione in grado di determinare un calo ponderale del paziente lineare nel tempo. Si possono distinguere sistemi di controllo manuali o automatici.

Sistemi di controllo manuali

È sufficiente un monitor in single-pass, un letto bilancia e una pompa per infusione dei liquidi di sostituzione. Il volume di ultrafiltrato, che dipende dalle caratteristiche di ultrafiltrazione del dializzatore scelto e dalla pressione transmembrana applicata, viene

regolato bilanciando manualmente la pompa di infusione. Il calo ponderale può essere seguito solo sul letto bilancia e la pressione di transmembrana deve essere variata manualmente in base alle prestazioni del filtro. La tecnica è caratterizzata da rischi di inadeguata infusione o ultrafiltrazione.

Sistemi di controllo automatici

Controllo automatico dell'ultrafiltrazione e monitor per l'EDF più perfezionati e dotati di controllo automatico sia dell'ultrafiltrazione che della velocità di reinfusione della soluzione di sostituzione. Il sistema di controllo dell'ultrafiltrazione può essere di tipo volumetrico, gravimetrico, flussimetrico o indiretto, basato cioè sulla velocità della pompa di ultrafiltrazione ed il controllo sulla infusione può essere esercitato con sistemi analoghi.

2.2.1.4 Apparecchiature per emodialisi cronica

Lo schema a blocchi di un'apparecchiatura per dialisi, figura 2.11, può essere suddiviso in tre parti:

- Dializzatore, all'interno del quale scorrono il sangue e la soluzione dializzante separati da una membrana semipermeabile.
- La macchina vera e propria che produce la soluzione dializzante, a controllarne la composizione e l'idoneità, a metterla in movimento alla pressione desiderata nonché al prelievo del sangue dal paziente e alla sua restituzione.
- Collegamenti essenzialmente idraulici tra i due compartimenti.

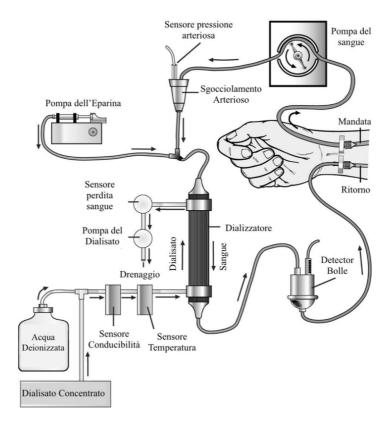


Figura 2.9: circuito macchina emodialisi [18]

Un'apparecchiatura per emodialisi può essere funzionalmente scomposta in:

- 1) Circuito del dialisato [19], figura 2.12, le cui funzioni sono:
 - riscaldamento dell'acqua necessaria alla preparazione della soluzione dializzante
 - degasazione dell'acqua di preparazione
 - miscelazione dell'acqua con il o i concentrati
 - controllo dell'idoneità della soluzione dializzante
 - impostazione e regolazione del flusso della soluzione dializzante
 - esegue e controlla l'ultrafiltrazione
 - segnala le eventuali perdite di sangue
 - provvede allo scarico della soluzione dializzante usata.

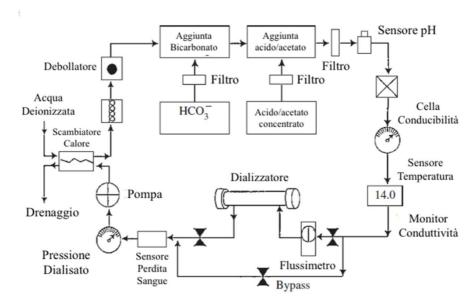


Figura 2.10 :schema circuito del dialisato [19]

- 2) circuito ematico [19], figura 2.13, le cui funzioni sono:
 - prelievo del sangue dal paziente
 - invio al dializzatore con il flusso richiesto
 - controllo della pressione di aspirazione a monte della pompa sangue
 - controllo assenza aria nella linea di ritorno al paziente
 - monitoraggio della pressione di restituzione

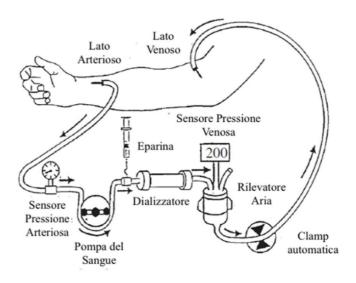


Figura 2.11 :schema circuito ematico [19]

2.2.1.4.1 Dializzatore

Il dializzatore [20], figura 2.14, è un filtro costituito da una membrana che consente scambi diffusivi e convettivi tra sangue e dialisato; è uno scambiatore di massa. Per dializzatore si intende un qualunque dispositivo che riceve sangue dal paziente, ne modifica qualitativamente e quantitativamente la composizione e poi lo restituisce al paziente stesso.

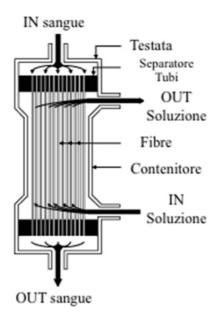


Figura 2.12 : dializzatore [21]

Il flusso di sangue che arriva al dializzatore (Q_{bi}) sarà uguale a quello che ne esce (Q_{bo}) meno la quota trattenuta che corrisponde ai fluidi sottratti al paziente per ristabilire il bilancio idrico e viene indicata come flusso di ultrafiltrazione (Q_{UF}) .

$$Q_{UF} = Q_{bi} - Q_{bo} (mL/min)$$

2.2.1.4.2 Parte idraulica delle apparecchiature del circuito dialisato

RISCALDAMENTO E DEGASAZIONE DELL'ACQUA NECESSARIA ALLA PREPARAZIONE DELLA SOLUZIONE DIALIZZANTE. [22]

Il riscaldamento dell'acqua di preparazione è necessario per evitare condizioni di ipo o ipertermia. La soluzione deve essere portata ad una temperatura prossima a quella del sangue, comportandosi il filtro come uno scambiatore di calore. L'acqua viene riscaldata a una temperatura di 1-2°C superiore a quella del sangue in modo da compensare le perdite di calore verso l'ambiente (ad esempio dipendente dalla lunghezza dei tubi di mandata della soluzione al dializzatore e la temperatura esterna). Si dovrebbe comunque evitare di scaldare direttamente la soluzione dializzante perché la miscelazione fra acqua di preparazione e concentrato, se effettuata a temperatura ambiente e non costante, dà luogo a difformità di risultati in quanto la preparazione avviene con un controllo sulla conducibilità e la conducibilità è funzione della temperatura. Se cambia la temperatura, di conseguenza cambia anche la conducibilità quindi, per essere accurati nel proporzionamento acqua/concentrati è importante farlo a temperatura nota e costante. Questa temperatura è usata per calibrare tutti i sensori della macchina.

L'acqua di preparazione a temperatura e pressione ambiente contiene circa 30 mL/L di aria disciolta con la stessa percentuale relativa dei gas dell'aria cui è stata esposta. Sottoponendo l'acqua a riscaldamento e a pressioni inferiori a quelle dell'ambiente l'aria si separa in microbolle che coalescono a livello della membrana del dializzatore provocando un'embolia gassosa che ne può ridurre in modo sostanziale le caratteristiche di scambio, tramite una riduzione di aria funzionalmente attiva. Infatti, la superficie della membrana occupata dall'aria non è disponibile agli scambi né per diffusione né per convezione e la presenza di aria può provocare rischi di embolia nel sangue. È questo il motivo per cui l'acqua viene degasata sottoponendola a una pressione negativa molto spinta ed allontanando le bolle d'aria che si liberano. Nella pratica, nei macchinari Bellco, la degasazione viene ottenuta tramite una strozzatura e una pompa in modo che si formi una pressione negativa che permetta la liberazione dell'aria disciolta. Una volta separata, l'aria viene fatta uscire attraverso un apposito sfiato prima che abbia la possibilità di disciogliersi nuovamente nell'acqua.

MISCELAZIONE DELL'ACQUA CON IL O I CONCENTRATI [22]

Adesso che l'acqua di alimentazione è stata riscaldata e degasata deve essere miscelata con il o i concentrati.

I sistemi di miscelazione possono essere divisi in volumetrici e conducimetrici.

Sistemi di miscelazione volumetrici

Sono costituti da due pompe fra di loro in rapporto volumetrico prestabilito. Generalmente sono pompe a pistoni. Ad ogni colpo della pompa vengono spinti un volume di acqua e un volume di concentrato in rapporto fisso tra di loro. I due fluidi vengono quindi concentrati dando luogo alla soluzione dializzante. La concentrazione della soluzione risultante non può avere una precisione superiore a quella dei concentrati. Delle regolazioni sono permesse manipolando il volume pompato di acqua e concentrato ma si tratta di interventi di tipo meccanico in quanto è necessaria regolare la corsa di uno o di entrambi i pistoni. Il sistema volumetrico però riconosce l'acqua e il concentrato solo sotto un punto di vista quantitativo ma non qualitativo e quindi può preparare una soluzione dializzante con proporzioni esatte ma anche completamente errata.

Sistemi di miscelazione conducimetrici

In questi sistemi una pompa regola la quantità di concentrato da miscelare all'acqua di preparazione, pilotata da un sensore di conducibilità che misura in continuo la concentrazione della soluzione dializzante preparata confrontandola a quella impostata e quindi accelerando o rallentando la velocità.

Di conseguenza un sistema di miscelazione conducimetrico consente una precisione molto maggiore di quello volumetrico, permette una facile variazione della concentrazione finale della soluzione, ha una precisione superiore a quella dei concentrati ma può non essere in grado di discriminare fra concentrato e soluzione salina disinfettante o tra diversi tipi di concentrato.

I sistemi di miscelazione conducimetrici sono molto precisi a condizione che il concentrato sia quello prescritto e che le sonde siano mantenute pulite. Le pompe utilizzate sono solitamente di due tipi: peristaltiche o a membrana.

Le pompe peristaltiche, figura 2.15, sono costituite da almeno due rulli che comprimono un set elastico contro una parte fissa provocando il movimento del fluido.

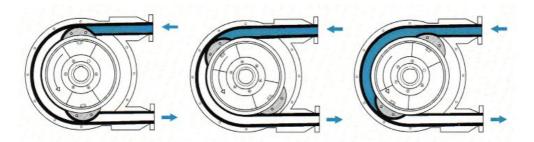


Figura 2.13: funzionamento pompa peristaltica [23]

Quelle a membrana, figura 2.16, invece, sono costituite da una membrana elastica all'interno di un involucro e mosse da un alberino generalmente montato su un biellismo.

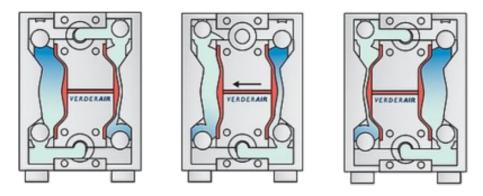


Figura 2.14: funzionamento pompa a membrana [24]

Prima e dopo della pompa viene posta una valvola di non ritorno che lascia passare il liquido in una sola direzione evitando il reflusso.

Quando l'alberino spinge la membrana, il fluido concentrato viene spinto nella sua direzione, quando invece solleva la membrana viene aspirato dalla tanica.

CONTROLLO DELL'IDONEITÀ DELLA SOLUZIONE DIALIZZANTE [22]

Per verificare, in tempo reale, che la soluzione dializzante sia qualitativamente corretta i controlli che possono essere effettuati sono relativi alla temperatura e alla conducibilità. La titolazione conducimetrica è la tecnica comunemente utilizzata sia come controllo che, in alcuni casi, per guidare direttamente il sistema di miscelazione acqua concentrato.

Misura l'attività ionica di una soluzione. Nella soluzione in esame vengono immersi due elettrodi e viene imposta una tensione tra questi. Si viene a creare in questo modo un campo elettrico che comporta la migrazione degli ioni verso i rispettivi elettrodi, mentre la misura della corrente conta le cariche che giungono agli elettrodi.

L'attività ionica della soluzione è proporzionale alla corrente elettrica misurata, in controparte, però dipende da altri tanti fattori come il numero di ioni in soluzione, la loro capacità di muoversi in libertà senza formare una molecola neutra ricombinandosi, la mobilità, la temperatura o la velocità di ogni singolo ione.

La misurazione ottenuta con questo sistema risulta comunque molto accurata e la cellula conducimetrica che contiene gli elettrodi è semplice e robusta e non necessita di particolari tarature.

L'errore in questa misurazione può derivare da una composizione sbagliata del concentrato. È un errore di tipo variabile e non quantitativamente determinabile.

Un'altra causa d'errore può essere rappresentata dalla presenza di residui di soluzioni sterilizzanti nel circuito di preparazione della soluzione dializzante prima della misurazione o dall'utilizzo di acqua non trattata sufficientemente. Anche questo errore non è quantitativamente determinabile.

Un errore prevedibile è legato, invece, alla temperatura. Infatti, la mobilità ionica varia in funzione della temperatura. Questa variazione può essere minimizzata lavorando a temperatura più costante possibile.

È per questo che il sistema prevede di effettuare la miscelazione acqua concentrato a valle di un sistema riscaldante che garantisca temperature costanti.

IMPOSTAZIONE E REGOLAZIONE DEL FLUSSO DELLA SOLUZIONE DIALIZZANTE [22]

Per quanto riguarda la regolazione e il controllo del flusso della soluzione dializzante le macchine prevedono, generalmente, la presenza di un flussimetro e di un eventuale organo di regolazione manuale (non presente nelle macchine che lavorano a flusso costante).

CONTROLLO DELL'ULTRAFILTRAZIONE [22]

Per il controllo dell'ultrafiltrazione è importante una perdita di peso omogenea durante il trattamento; per questo motivo si è cercato di trovare una soluzione soddisfacente e automatica del problema.

I sistemi individuati possono essere suddivisi in due categorie che si differenziano per la presenza o meno del ricircolo della soluzione dializzante.

Nei sistemi con ricircolo la soluzione dializzante è contenuta in un volume chiuso dal quale viene prelevato liquido fresco e nel quale viene rimesso liquido proveniente dal dializzatore che contiene ultrafiltrato. Ad intervalli di tempo regolari la soluzione viene rinnovata ma è inevitabile una miscelazione e una contaminazione tra la soluzione in ingresso e quella in uscita.

Nei sistemi senza ricircolo, invece, i due flussi sono tenuti separati. Per misurare l'entità dell'ultrafiltrato si utilizzano tecniche volumetriche e gravimetriche per entrambe le categorie mentre, per i soli sistemi senza ricircolo, si usano tecniche tachimetriche.

I sistemi senza ricircolo a misurazione tachimetrica misurano separatamente il flusso della soluzione dializzante in ingresso e in uscita dal dializzatore con dispositivi adatti ed elaborano i segnali per valutare l'entità dell'ultrafiltrato per differenza di misura.

I dispositivi di questo genere più utilizzati sono il flussimetro di Coriolis e quello elettromagnetico.

Il flussimetro di Coriolis, figura 2.17, è caratterizzato, generalmente, da due tubi a forma di U messi in vibrazione da un sistema elettromagnetico nel punto centrale.

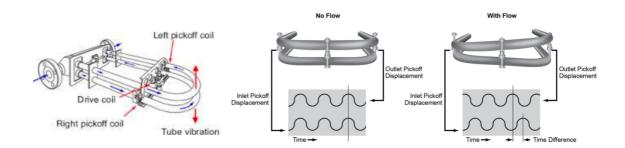


Figura 2.15: flussimetro di Coriolis

Le due braccia risponderanno vibrando in opposizione di fase e in misura proporzionale al flusso che scorre nel tubo. È possibile collegare il flussimetro di mandata al filtro con quello di ritorno ottenendo così un segnale pari alla differenza dei due flussi.

In questo modo si ottiene la massa effettiva del fluido e questo rappresenta il principale vantaggio del sistema, in controparte gli svantaggi sono rappresentati dalla tecnologia piuttosto sofisticata per la realizzazione del tubo e dalla possibilità che gli agenti chimici utilizzati per la pulizia possano intaccarne le saldature.

Il flussimetro elettromagnetico, figura 2.18, è, invece, costituito da un magnete all'interno del quale è posto un tubo dove viene fatto scorrere il liquido. Due elettrodi sono posti sulla parete del tubo, in modo che, il liquido scorrendo provoca una tensione elettrica proporzionale alla velocità del fluido stesso.

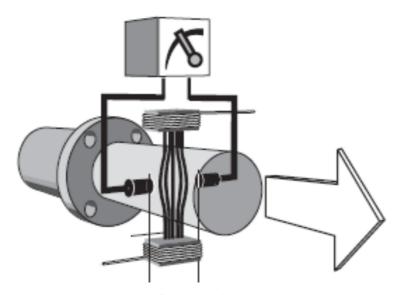


Figura 2.16: flussimetro elettromagnetico

Questo sistema risulta robusto e prevede un'estrema semplicità costruttiva però, risulta poco preciso in quanto la velocità misurata non corrisponde esattamente al flusso se il movimento dei filetti fluidi non è uniforme. La misura, inoltre, può essere alterata da bolle d'aria o depositi.

CONTROLLO PERDITE EMATICHE [22]

Poiché le perdite ematiche, anche se molto rare, portano dal punto di vista clinico a conseguenze gravi, è necessario che sulla linea di uscita della soluzione dializzante venga posto un sensore in grado di rilevarle.

Il sensore, normalmente, è costituito da una sorgente luminosa che invia ad una cellula fotoelettrica il proprio fascio di luce attraversando la linea di uscita della soluzione dializzante

Un abbassamento dell'intensità del raggio luminoso ricevuto dalla cellula rappresenta la presenza di sangue nella soluzione, provocando un segnale utilizzato per arrestare la pompa sangue e quella di ultrafiltrazione e fornire all'operatore un allarme acustico e ottico.

È opportuno che il rilevatore di perdite ematiche possa essere tarato su varie sensibilità poiché non tutte le perdite rilevate hanno la stessa importanza clinica.

La sensibilità deve essere tale da non risentire del passaggio di bolle d'aria che possono dar luogo a falsi segnali di allarme avendo una rifrazione diversa da quella della soluzione dializzante. Per ovviare a questo inconveniente viene inserito generalmente un ritardatore sul circuito di segnalazione.

ALLONTAMENTO SOLUZIONE UTILIZZATA

L'ultima parte del circuito idraulico a valle del dializzatore e, in generale, della macchina è costituita dallo scarico.

Lo scarico può essere fonte di inquinamento endotossinico e batterico. Per impedirlo,lo scarico, alla sua estremità distale, deve versare liberamente in un pozzetto predisposto e non essere direttamente collegato a nessuna tubazione.

2.2.1.4.3 Il circuito del sangue

In questo paragrafo si descrive il complesso necessario per il prelievo del sangue, il suo invio al filtro e il recupero da questo, e la restituzione al paziente con i relativi controlli. Il circuito del sangue può essere diviso in cinque parti:

- 1. prelievo del sangue e mantenimento del flusso
- 2. controllo pressione di aspirazione
- 3. controllo assenza aria nel circuito
- 4. controllo pressione di rientro
- 5. pompe di infusione dell'anticoagulante.

L'accesso vascolare [25]utilizzato per il prelievo e il ritorno del sangue al paziente è costituito dalla fistola artero-venosa interna, figura 2.19.



Figura 2.17: fistola artero-venosa [26]

Per mantenere il flusso voluto all'interno del dializzatore è necessaria una pompa-sangue. I sistemi impiegati per il mantenimento del flusso ematico sono due: quelli a due aghi, che prevedono vie diverse per il prelievo e la restituzione del sangue, e quelli monoago che prevedono la stessa via per le due funzioni.

Sistemi a due aghi

In questo caso con un ago nel versante arterioso della fistola artero-venosa si provvede al prelievo del sangue che, dopo il passaggio nel dializzatore, con un secondo ago nel versante venoso dell'accesso vascolare viene restituito al paziente.

Il flusso è garantito da una pompa-sangue di tipo peristaltico.

La pompa peristaltica è costituita da un settore circolare fisso e rigido (statore) su cui appoggiano dei tubi elastici. Questi tubi vengono schiacciati da un rotore dotato di rulli contro lo statore e contemporaneamente il rotore ruota nella direzione in cui si vuole avere il flusso.

Sistemi monoago

Il circuito ematico che prevede due distinti accessi vascolari, uno per il prelievo e uno per la restituzione del sangue e quindi due diverse punture della fistola può comprometterne la durata. Nel caso di tratto pungibile della fistola poco esteso la durata dell'accesso vascolare può essere prolungata utilizzando un sistema di prelievo-restituzione del sangue attraverso un solo ago.

Questa metodica è realizzabile con tre diverse tecniche: ago coassiale, pompa unica e commutazione con clamps elettromeccaniche, con doppia pompa.

L'ago coassiale e costituito da due aghi, uno all'interno dell'altro in modo che i flussi di aspirazione e restituzione possano essere mantenuti separati.

Le notevoli dimensioni dell'ago esterno aumentano il traumatismo alla fistola e, inoltre, il sistema comporta un mescolamento fra il sangue in aspirazione e quello in rientro, proporzionale alla distanza fra la punta dei due aghi e al flusso della fistola artero-venosa. Per ovviare a questo inconveniente si possono utilizzare aghi a doppio lume, in cui la punta dell'ago interno può scorrere e sopravanzare quella dell'ago esterno.

Il sistema con pompa unica prevede un solo ago di calibro collegato tramite un raccordo ad Y alle linee arteriosa e venosa, la cui apertura e chiusura vengono comandata alternativamente.

Il sistema, invece, che prevede l'utilizzo di due pompe, una di aspirazione e una di restituzione e funzionalmente analogo a quello con clamps ma permette di ottenere risultati migliori in quanto la pompa di ritorno consente di ridurre il tempo del ciclo di restituzione e, di conseguenza, aumenta il valore medio del flusso ematico all'interno del dializzatore a parità di flusso durante il ciclo di aspirazione.

Le ultime due tecniche descritte sono le più utilizzate ma provocano continue e cospicue variazioni della pressione nel circuito ematico del dializzatore. Questo risulta un problema quando si desiderano basse pressioni transmembrana in relazione a membrane ad elevata permeabilità idraulica.

CONTROLLO PRESSIONE ASPIRAZIONE

Sulla linea arteriosa a monte della pompa è, generalmente, previsto un sensore di pressione in grado di agire sulla pompa stessa arrestandone il funzionamento o riducendone il numero di giri.

Questo perché quando il flusso ematico fornito dalla fistola artero-venosa è inferiore a quello determinato dal numero di giri della pompa vengono a crearsi per degasazione microbolle e schiuma.

Esistono due tipi diversi di sensori per questo scopo.

Il primo è costituito da un polmoncino elastico che viene inserito sulla linea arteriosa, stretto da due pareti rigide e che in condizioni normali preme su un interruttore.

Se la pressione nella linea scende sotto un certo valore il palloncino si restringe, il microinterruttore viene rilasciato provando l'arresto della pompa e un allarme.

Il sistema è poco affidabile e influenzato dalla temperatura e dall'elasticità delle pareti del polmoncino.

Il secondo sistema è, invece, costituito da un manometro che misura la pressione effettiva nella linea arteriosa. A differenza del precedente è molto affidabile e preciso e consenta di intervenire sulla pompa sangue rallentandone il numero di giri anziché arrestarla, segnalando all'operatore che il flusso ematico effettivo si sta riducendo rispetto a quello impostato.

Il manometro è un trasduttore di pressione di tipo elettronico costituito, a sua volta, da una membrana elastica su cui sono poste delle resistenze elettriche.

La membrana si deforma allungandosi o accorciandosi per effetto della pressione del sangue: questo provoca variazioni di valore delle resistenze. Il segnale proveniente da queste variazioni e opportunamente amplificato è utilizzato per la misurazione dei valori di pressione.

Per evitare il contatto tra il sangue e la membrana del trasduttore viene aggiunta un'ulteriore membrana di separazione di materiale idrofobo.

CONTROLLO ASSENZA ARIA NEL CIRCUITO EMATICO

Nonostante il corretto intervento dei dispositivi sopradescritti può accadere che nel sangue si liberi aria per un fenomeno di degasazione. È anche possibile una penetrazione accidentale di aria attraverso fessurazioni presenti nella linea arteriosa: ad esempio a

causa di una cattiva tenuta del raccordo ago-linea o di una perdita a livello di un manicotto per la somministrazione di eparina o del mal serraggio di un tappo di un raccordo di iniezione.

Il sangue, prima del rientro al paziente, viene fatto passare attraverso una camera di gocciolamento in cui l'aria si separa e può essere spurgata. In questo modo si evita che l'aria arrivi al paziente tramite linea venosa con rischio di fenomeni embolici.

La macchina deve essere provvista di un sensore che avverta l'operatore quando il contenuto di aria nella camera diventa eccessivo. I sensori utilizzati per questo scopo sono di due tipi: capacitivi e ad ultrasuoni.

Quelli di tipo capacitivo prevedono due elettrodi che vengono appoggiati all'esterno della camera di gocciolamento; questi due elettrodi costituiscono le armature di un condensatore. Quando un condensatore viene posto in un circuito assorbe una potenza proporzionale alla quantità di acqua contenuta tra le sue armature. In questo modo è possibile sapere la quantità di sangue nella camera di gocciolamento e quando questa scende al di sotto di una certa soglia prestabilita. Il segnale così generato può essere utilizzato per far intervenire una clamp elettromeccanica che occluda la linea venosa e per arrestare la pompa sangue isolando così il paziente dal circuito extracorporeo.

Il sistema risulta piuttosto sicuro e adattabile a camere di diverse dimensioni purchè vengano effettuate regolazioni e tarature opportune a inizio seduta.

La validità dei sistemi capacitivi tende ad annullarsi nel caso in cui sia presenta schiuma compatta.

I sensori ad ultrasuoni sono costituiti da un emettitore che invia un fascio di ultrasuoni attraverso la camera di gocciolamento e da un ricevitore posto dal lato opposto. Se la camera è piena di sangue l'ultrasuono si propaga normalmente e arriva al ricevitore; in caso contrario, se incontra una bolla d'aria si interrompe e si genera un segnale che può essere usato, anche in questo caso, per fra intervenire una clamp elettromeccanica ed arrestare la pompa sangue.

Questi ultimi sono sistemi molto sicuri che però, tendono ad andare in allarme anche con la presenza di una piccola bolla d'aria clinicamente irrilevante o per un'imperfetta aderenza della camera all'emettitore e/o al ricevitore o anche per una variazione del materiale utilizzato per la costruzione delle camere di gocciolamento.

Rilevatori di aria basati sullo stesso principio degli ultrasuoni sono utilizzati anche direttamente sulla linea venosa piuttosto che sulla camera di gocciolamento. Il funzionamento è lo stesso ma il sistema viene tarato per generare un segnale solo dopo il passaggio di un certo numero di bolle d'aria in una certa dimensione in un determinato intervallo di tempo.

CONTROLLO PRESSIONE DI RIENTRO

La pressione nella linea venosa al rientro al paziente viene misura con un manometro uguale a quello utilizzato per la misurazione della pressione nella linea arteriosa a monte della pompa sangue. I valori riscontrati sono direttamente proporzionali al flusso di sangue, alla viscosità, al calibro e alla lunghezza della linea venosa, al calibro e alla lunghezza dell'ago e dei suoi raccordi, alla pressione che si ha nella fistola artero-venosa e, inversamente proporzionale al dislivello tra il pelo libero nella camera di gocciolamento e l'ago venoso. I limiti di allarme del manometro vengono impostati direttamente dall'operatore in base ai valori elencanti precedentemente.

È importante che quando si aziona l'allarme la pompa sangue si arresti in modo da evitare sovrappressione nel circuito ematico con la possibilità che qualche membrana si rompa, che qualche raccorda si disconnetta o che vengano o formarsi ematomi perivascolari se la variazione di pressione è sostenuta dalla fuoriuscita dell'ago.

POMPE DI INFUSIONE DELL'ANTICOAGULANTE

La somministrazione continua di anticoagulante durante la seduta emodialitica è vantaggiosa rispetto a quella ad intermittenza evitando la perforazione multipla dei manicotti sulle linee ematiche, il controllo continuo degli orari di somministrazione e permette un controllo migliore della coagulazione.

Per la somministrazione dell'eparina possono essere utilizzate due tipi di pompe: peristaltica e a siringa.

Le prime non sono in grado di fornire una precisione molto elevata e funzionano con lo stesso principio delle pompe sangue.

Quelle a siringa sono costituite da un motore che spinge, tramite un sistema a vite senza fine, una leva che fa avanzare, a sua volta, il pistone di una siringa a una desiderata velocità. Questa seconda pompa, rispetto alla peristaltica in cui la tenuta è affidata

unicamente alla corretta pressione dei rulli sullo spezzone pompante, è in grado di offrire maggiori garanzie di corretto funzionamento sia in presenza di pressioni negative che di pressioni positive anche elevate.

2.2.2 Dialisi peritoneale

Questa metodologia filtra il sangue in maniera diversa rispetto all'emodialisi.

La dialisi peritoneale [27] sfrutta come membrana dializzante il peritoneo, figura 2.

20, facendo così avvenire il processo di depurazione del sangue all'interno dell'organismo stesso.

Questo è possibile grazie all'ampia vascolarizzazione del peritoneo.

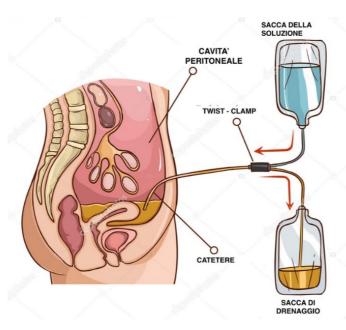


Figura 2.18: dialisi peritoneale

Il peritoneo è una membrana sottile e quasi trasparente che riveste la superficie interna della cavità peritoneale e parte di quella pelvica e quindi tutti gli organi viscerali interni.

È composta da due strati:

- peritoneo parietale, più esterno, riveste la superficie interna della parete della cavità peritoneale
- peritoneo viscerale, più interno, che copre i visceri e li stabilizza all'interno della cavità peritoneale.

La cavità o cavo peritoneale è la zona che viene a formarsi tra i due strati, all'interno della quale c'è un liquido con azione lubrificante che permette ai due strati di scorrere l'uno sull'altro, facilitando il movimento degli organi addominali.

Rispetto all'emodialisi, la peritoneale è fisiologicamente meno stressante, non richiede un accesso vascolare, può essere fatta in casa e permette ai pazienti una maggiore flessibilità. Richiede però un maggior coinvolgimento da parte del paziente.

Si hanno portate di flussi sicuramente inferiori rispetto all'emodialisi e quindi l'equilibrio dei soluti viene raggiunto molto più lentamente ma poiché la clearance idroelettrica è in funzione del tempo di contatto e la dialisi peritoneale viene eseguita quasi in maniera continua, l'efficacia, in termini di rimozione dei soluti è equivalente a quella ottenuta con l'emodialisi.

La dialisi peritoneale utilizza una soluzione "detergente" chiamata dialisato per ripulire il sangue da rifiuti e liquidi in eccesso.

Il liquido di dialisi è composto prevalentemente da destrosio ed elettroliti.

Quando si inizia il trattamento, il dialisato che si trova all'interno di sacche viene fatto fluire attraverso un catetere all'interno dell'addome. Quando la sacca sarà vuota, verrà staccata, chiuso il catetere in modo che il paziente possa muoversi e continuare a svolgere normali attività. Il dialisato dovrà essere fatto "riposare" nell'addome per un determinato lasso di tempo che viene definito tempo di sosta. Questo tempo varierà da paziente a paziente e sarà stabilito dal medico.

Dopo qualche ora di permanenza in addome il liquido di dialisi si satura (cioè assorbe la massima quantità di acqua e sostanze tossiche) e dovrà essere rinnovato periodicamente. Infatti, quando il tempo di sosta è finito, il dialisato utilizzato sarà fatto drenare nella sacca vuota e sostituito con nuovo dialisato. Il processo di drenaggio e inserimento di nuovo dialisato viene definito scambio. Ogni scambio richiede solitamente tra 30 e 40

minuti. Questa operazione di scambio può essere effettuata durante il giorno manualmente oppure durante la notte con l'ausilio di una macchina.

Capitolo 3

3. MISCELATORI

La miscelazione è un processo in cui due o più componenti vengono fisicamente messi in contatto per creare un sistema omogeneo. Il sistema di miscelazione può essere un sistema monofase o multifase e i componenti coinvolti nell'operazione possono essere miscibili o immiscibili l'uno nell'altro (solidi, liquidi e gas).

Per quanto riguarda i sistemi di miscelazione può essere fatta una prima distinzione tra miscelatori statici e miscelatori dinamici.

I miscelatori dinamici sono costituiti da parti mobili quali rotatori o agitatori e sono alimentati da motori elettrici. L'energia elettrica del motore viene convertita in energia meccanica rotativa.

I miscelatori statici, invece, non prevedendo l'utilizzo di parti mobili, utilizzano la differenza di pressione o l'energia cinetica e potenziale del fluido per far avvenire il flusso.

I miscelatori statici prevedono la divisione, il taglio, la rotazione, la torsione, l'accelerazione, la decelerazione e la ricombinazione dei flussi di fluido. [28]

La miscelazione dinamica viene utilizzata soprattutto quando il flusso è turbolento. Nelle zone di flusso laminare e per fluidi altamente viscosi, i miscelatori dinamici richiedono un'enorme quantità di potenza per miscelare il fluido e questo li rende una scelta costosa rispetto ai miscelatori statici.

Quando si ha un fluido altamente viscoso, in una regione di flusso laminare, i miscelatori statici rappresentano l'alternativa più valida in quanto richiedono mena potenza e offrono prestazioni migliori rispetto ai dinamici [29].

I miscelatori statici sono spesso preferiti anche quando il sistema di miscelazione deve essere posto in uno spazio ridotto.

In questo studio si è concentrata l'attenzione su miscelatori statici visto il campo in cui deve essere utilizzato: deve essere inserito in un flusso laminare e poiché si cerca di ridurre le dimensioni è sicuramente più adatto rispetto ad un miscelatore dinamico.

3.1 STATIC MIXER

In commercio sono presenti diversi tipi di miscelatori statici ma la scelta del tipo ottimale è veramente complessa. Ne esiste una vasta gamma che soddisfa i criteri base per la qualità di miscelazione ma, è necessario ottimizzare le caratteristiche in base alle proprietà del materiale e al regime di funzionamento del miscelatore. Il mixer "ottimale" è, quindi, fortemente dipendente dal tipo di soluzioni che devono essere miscelate. La miscelazione è, infatti, fortemente influenzata dalla forma e dalla dimensione delle particelle, dalla densità e dalla viscosità della soluzione.

La qualità della miscelazione può essere migliorata modificando forma, dimensione e numero di elementi all'interno del tubo di miscelazione.

I parametri di input che influiscono maggiormente sulle prestazioni di miscelazione, e in particolare sulla caduta di pressione sono il numero di elementi del mixer e la velocità dei flussi.

La dimensione dei mixer varia da un minimo di circa 5mm di diametro a un massimo di circa 6 m.

3.1.2 Stato dell'arte dei miscelatori statici

I miscelatori statici vengono maggiormente utilizzati per miscelare fluidi con viscosità e densità diverse.

Generalmente nel circuito idraulico in cui viene inserito il mixer statico vengono usate delle pompe esterne per creare il flusso di fluido all'interno del mixer.

Il momento del fluido viene convertito in energia meccanica di miscelazione statica a scapito della caduta di pressione.

Infatti, essendo i miscelatori statici privi di elementi in movimento la miscelazione dipende esclusivamente dal movimento dei flussi che vengono, in base alla geometria interna del mixer, ruotati, attorcigliati, divisi e ricombinati.

La principale conseguenza del miscelatore statico è la caduta di pressione che esso comporta ed è proprio l'energia fornita dalle pompe esterne che viene persa in termini di caduta di pressione.

Dal punto di vista ingegneristico, un miscelatore statico ideale è quello che porta alla miscelazione desiderata con una caduta di pressione minima.

Di seguito sono brevemente descritti i principali modelli di miscelatori statici.

3.1.2.1 Design aperto con eliche

I miscelatori statici aperti con eliche sono caratterizzati da un elemento di miscelazione elicoidale inserito all'interno di un tubo. L'elemento di miscelazione comporta una divisione del flusso per qualsiasi combinazione di liquidi, gas o solidi e una completa miscelazione radiale. Vengono utilizzati sia per flussi laminare, transitori che turbolenti [30].

Per quanto riguarda la produzione di questi mixer può essere fatta una distinzione:

l'elemento di miscelazione può essere fissato alla parete interna dall'alloggiamento oppure può essere facilmente rimosso dall'alloggiamento stesso.

Gli elementi fissi del miscelatore possono creare schemi di divisione di flusso e miscelazione radiale

 Divisione del flusso: nel flusso laminare, il materiale in questione si divide sul bordo anteriore di ciascun elemento e segue i canali creati dalla forma dell'elemento. Ad ogni elemento successivo, i due canali sono ulteriormente divisi, con aumento esponenziale della stratificazione. Il numero di striature prodotte è 2n dove n indica il numero di elementi del mixer.



Figura 19: divisione di flusso

 Miscelazione radiale: nel flusso turbolento o laminare, la circolazione roteale di un materiale attorno al proprio centro idraulico in ciascun canale del miscelatore provoca una miscelazione radiale del materiale.

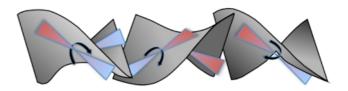


Figura 20: miscelazione radiale

In commercio si possono distinguere diversi tipi di miscelatori statici con struttura interna ad elica:

1. NORITAKE MIXER

Nella figura sottostante è riportato il Noritake static mixer [31].



Figura 21: Noritake static mixer

Gli elementi di miscelazione sono delle piastre rettangolari ruotate di 180 gradi. Ogni elemento a sua volta è ruotato di 90° rispetto al precedente. La lunghezza di base di ciascun elemento è 1,5 volte il diametro.

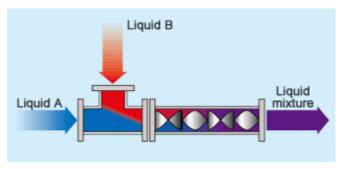


Figura 22 : sezione Noritake static mixer

Il fluido scorre lungo le pareti interne dell'elemento a spirale spostandosi dalla parte centrale del cilindro alle pareti e dalle pareti alla parte centrale in modo da essere miscelate durante il passaggio.

La direzione di rotazione dei fluidi cambia in ciascun elemento, ricevendo una rapida inversione della forza inerziale, che agita e miscela il liquido.

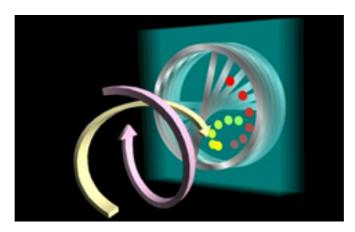


Figura 23 : rotazione dei fluidi

2. CHEMINEER MIXER

Tutti i miscelatori statici serie KM di Kenics [32] sono caratterizzati da un elemento di miscelazione elicoidale brevettato che fa muovere il flusso radialmente verso le pareti del tubo e poi verso il centro.

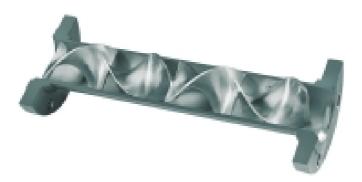


Figura 24: miscelatore KM di Kenics

Anche in questo caso l'alternanza di elementi destro e sinistro provoca l'inversione di velocità e la divisione del flusso aumentando, inoltre, l'efficienza di miscelazione.

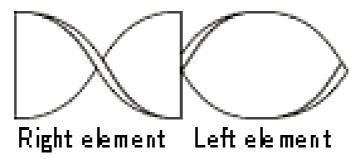


Figura 25: sezione miscelatore KM di Keniks

Vengono utilizzati sia con flussi laminari, di transizione e turbolenti.

Caratteristiche tecniche:

• Misure: 3/16 "a 120"

Materiale: acciaio al carbonio, 304, 316, lega 20, Monel 400, Hastelloy C-276 e
 B2 / 3, titanio, nichel 200, Inconnel 600/625, PTFE, PVC, CPVC, FRP e altri materiali per soddisfare le varie esigenze.

• Geometria: limitata a tubi tondi

• Tipi di ritenzione: saldati, rimovibili, sigillati

3. KOFLO MIXER

Koflo [33] produce una linea di miscelatori statici sanitari per alimenti e bevande. Tutti i miscelatori statici sanitari sono realizzati in acciaio inossidabile 316L.

Il design elicoidale è particolarmente adatto per applicazioni di miscelazione ad alta viscosità. Il miscelatore è disponibile in configurazioni a 6 e 12 elementi in base alla portata e alla viscosità. Per soddisfare le esigenze critiche della maggior parte delle applicazioni sanitarie, gli elementi interni e l'alloggiamento sono lucidati a 20 Ra o migliore finitura sanitaria. Le finiture Lower Ra sono disponibili su elementi per miscelatori sanitari per applicazioni ultracritiche / farmaceutiche.



Figura 26: miscelatore elicoidale Koflo

L'azienda Koflo stessa garantisce:

- Miscelazione ottimale per flussi laminari o ad alta viscosità
- Design a bassa perdita di pressione
- Miscelazione omogenea su ampi intervalli di flusso

Koflo fornisce un range di diametri tra 1/2 "- 6".

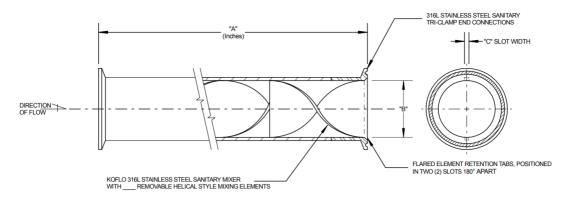


Figura 3.27: sezione miscelatore elicoidale Koflo

4. SK MIXER- OMORIS

Il miscelatore statico elicoidale OMORIS [34] è un miscelatore statico a struttura elicoidale, economico con capacità di miscelazione moderate.

È particolarmente adatto per applicazioni in flussi turbolenti e laminari di piccolo diametro in cui il compito di miscelazione è semplice e dove le caratteristiche di bassa caduta di pressione e una struttura geometrica aperta sono le migliori per l'applicazione.

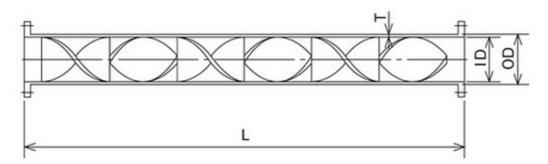


Figura 28: sezione miscelatore elicoidale Omoris

OD: diametro miscelatore statico elicoidale (10mm-500mm)

DH: diametro idraulico

L: lunghezza statica

È applicabile a viscosità ≤ 106 CP, permette miscelazione liquido-liquido, solido-liquido.

3.1.2.2. Design aperto con lame

Anche in questo tipo di geometria la miscelazione si ottiene dividendo e deviando i flussi di fluido in ingresso.

Il principale vantaggio degli SM con design a lama aperta è che, nelle applicazioni a flusso turbolento, migliora la dispersione casuale di flussi secondari.

1. HEV MIXER

Chemineer ha sviluppato un miscelatore statico dal design a lama aperta. È noto come miscelatore statico ad alta efficienza HEV [35].

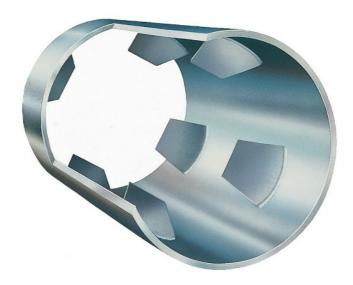


Figura 29: miscleatore HEV

L'HEV offre perdite di pressione inferiori del 75% rispetto ad altri miscelatori statici convenzionali e può gestire qualsiasi processo turbolento di miscelazione del flusso indipendentemente dalle dimensioni o dalla forma. La miscelazione viene eseguita da strutture a vortice controllate generate dalla geometria a linguetta brevettata a profilo ribassato, che fornisce una miscelazione uniforme limitando la lunghezza del miscelatore a meno di 1-1/2 diametri di tubo.

Le applicazioni tipiche del miscelatore statico HEV includono tutti i processi di miscelazione liquido-liquido a bassa viscosità e miscelazione gas-gas. HEV può essere facilmente configurato per sezioni trasversali non circolari, fornendo un'efficace miscelazione additiva in luoghi non adatti ai miscelatori statici tradizionali. È particolarmente adatto per i processi in fase gassosa in cui la perdita di pressione e la lunghezza sono fondamentali.

2. **WESTFALL 3050**

Questo miscelatore statico [36] è caratterizzato da quattro palette con geometria affusolata e curva progettata con precisione e saldate all'interno del tubo.

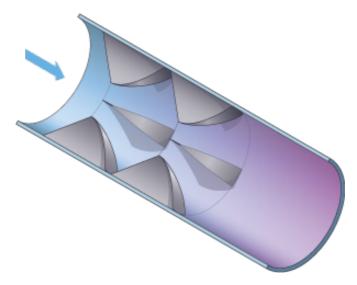


Figura 30: miscelatore Westfall 3050

Hanno lo scopo di invertire il flusso per miscelare rapidamente liquidi o gas. L'aggiunta di un secondo stadio di palette allineate a valle della prima fila crea vortici aggiuntivi che si sovrappongono in un effetto intrecciato.

Le versioni piccole di questo mixer (da 3/8 "a 5" o da 0,95 cm a 12,7 cm), che sono troppo piccole per la fabbricazione personalizzata, sono ora realizzate tramite stampa 3D e incollate all'interno di un tubo.

3. KOFLO MIXER

Oltre al modello ad elica visto precedentemente, Koflo fornisce un modello in cui gli elementi di miscelazione sono delle lame.



Figura 31 : miscelatore Koflo con lame

L'elemento brevettato offre la migliore capacità di miscelazione di Koflo efficiente per applicazioni a flusso turbolento combinata con una minima perdita di pressione (prevalenza). Gli elementi Koflo Blade sono disponibili in più configurazioni:

- Design standard: consigliato per la maggior parte delle applicazioni. La configurazione standard di Koflo offre la migliore combinazione di capacità di miscelazione, perdita di pressione e lunghezza complessiva.
- Design con perdita di pressione bassa: per applicazioni in cui la perdita di pressione ridotta è un requisito fondamentale. Perdita di carico inferiore rispetto agli elementi di design standard.
- Design con perdita di pressione ultra bassa Per applicazioni in cui la perdita di pressione inferiore è fondamentale per la progettazione del sistema.
- Design high-mix: per applicazioni con spazio limitato che richiedono il mixaggio
 Koflo migliore in una lunghezza complessiva più breve

A differenza del modello con elementi ad elica questa configurazione è più adatta per applicazioni a media viscosità.

3.1.2.3 Lastre ondulate

Tra i miscelatori presenti in commercio a lastre ondulate i principali sono:

1. SMV MIXER

Per intensificare il trasferimento di massa tra fluidi immiscibili, Koch Engineering-Sulzer ha sviluppato un miscelatore a lastre ondulate [37].



Figura 32: miscelatore lastre ondulate Sulzer

È utilizzato in regime di flusso turbolento e di transizione. Il miscelatore SMV è costituito da piastre corrugate che formano canali aperti e intersecanti in cui il flusso è suddiviso in molti flussi secondari.

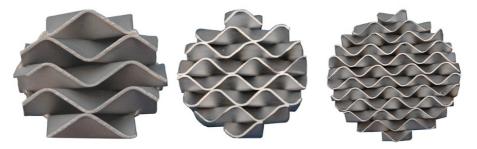


Figura 33: lastre piane corrugate

È un miscelatore statico in linea ad alte prestazioni in grado di miscelare liquidi a bassa viscosità, miscelare gas, disperdere liquidi immiscibili e creare dispersioni gas-liquido con un altissimo grado di miscelazione in breve tempo.

3.1.2.4. Design multistrato

Gli elementi di design multistrato dividono ripetutamente il flusso del fluido in diversi strati e li distribuiscono su tutta la sezione trasversale del tubo. Un grande vantaggio di questo tipo di design è che può mescolare viscosità estremamente elevata e / o rapporti volumetrici molto elevati di fluidi.

1. SMX MIXER

Sulzer ha sviluppato e brevettato i miscelatori SMX e SMX plus [38] basati su questo design. La miscelazione viene eseguita in breve tempo con un grado di miscelazione molto elevato.

Il miscelatore SMX standard ha assunto per molti anni la prima posizione nella miscelazione di liquidi viscosi. Grazie alla continua ricerca di ulteriori sviluppi è nata la nuova rivoluzionaria generazione di miscelatori SMX plus.



Figura 34: miscelatore SMX

Il miscelatore SMX plus si distingue per l'omogeneizzazione più efficiente con circa il 50% della normale caduta di pressione.

Questa drastica riduzione della caduta di pressione comporta numerosi vantaggi per gli utenti. A seconda dell'applicazione, ad esempio, si possono utilizzare pompe più piccole con un consumo di energia inferiore o eventualmente progettare miscelatori molto più

piccoli portando a dimensioni ridotte dell'intera pianta. La possibilità di eseguire un servizio di miscelazione con un mixer più piccolo e ridurre i tempi di permanenza può essere vantaggioso nei casi in cui la degradazione del prodotto è un problema.

Capitolo 4

4. FLUIDODINAMICA – EQUAZIONI

La fluidodinamica è la branca della dinamica che studia i flussi di fluidi con le relative forze di impatto.

Il flusso di fluido è descritto dalle equazioni di Navier-Stokes che descrivono il modo in cui sono correlate velocità, pressione, temperatura e densità del fluido del flusso.

4.1 EQUAZIONI DI NAVIER STOKES

Le equazioni di Navier_Stokes [39] sono costituite dall'equazione di continuità, che esprime il principio di conservazione della massa, e dall'equazione di bilancio della quantità di moto.

Sono equazioni differenziali parziali che non hanno una risoluzione analitica definita e sono quindi risolte numericamente.

4.1.1 Conservazione della massa

La conservazione della massa afferma che la massa contenuta all'interno di un volume di controllo fissato V varia nel tempo solo a causa di flussi di massa attraverso la frontiera S. In forma integrale questo principio può essere espresso con la seguente equazione:

$$\frac{d}{dt} \int_{V(t)} \rho dV = -\int_{S} \rho \mathbf{v} \cdot \mathbf{n} \, dS$$

la derivata temporale a primo membro può essere portata nell'integrale essendo il volume di controllo fissato nello spazio e supponendo il campo di velocità derivabile e applicando il teorema di Gauss:

$$\int_{V} \left[\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \mathbf{v}) \right] dV = 0$$

in forma differenziale:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \mathbf{v}) = 0$$

4.1.2 Bilancio della quantità di moto

L'equazione di bilancio della quantità di moto deriva dalla seconda legge della dinamica e afferma che la variazione della quantità di moto in un volume di controllo V fissato è causata dall'azione delle risultanti delle forze esterne.

Si può scrivere:

$$\frac{d}{dt} \int_{V} \rho v dV = - \int_{S} \rho v (v \cdot n) dS + \int_{V} \rho F dV + \int_{S} n \cdot T dS$$

dove:

- il primo integrale a secondo membro rappresenta il flusso convettivo di quantità di moto
- F è un campo vettoriale, rappresenta le forze di volume che agiscono sul fluido
- T è il tensore degli sforzi che esprime le forze superficiali.

Ponendo l'equazione di bilancio della quantità di moto in forma differenziale si ottiene:

$$\frac{\delta \rho \mathbf{v}}{\delta t} = -\nabla \cdot (\rho \mathbf{v} \mathbf{v}) + \rho \mathbf{F} + \nabla \cdot \mathbf{T}$$

dove T, tensore degli sforzi, in un fluido Newtoniano, è linearmente legato a D, tensore della deformazione:

$$T = -p + 2\mu D$$

dove:

- p è la pressione,
- μ è il coefficiente di viscosità dinamica del fluido
- e $\mathbf{D} = \frac{1}{2} (\nabla \mathbf{v} + \nabla \mathbf{v}^T)$ è il tensore della velocità di deformazione.

Sostituendo all'interno dell'equazione di bilancio della quantità di moto

$$\frac{\delta \rho \mathbf{v}}{\delta t} = -\nabla \cdot (\rho \mathbf{v} \mathbf{v}) - \nabla p + \rho \mathbf{F} + \nabla \cdot (2\mu \mathbf{D})$$

Essendo:

$$\nabla \cdot (\rho \boldsymbol{v} \boldsymbol{v}) = \rho \boldsymbol{v} \cdot \nabla \boldsymbol{v} + \boldsymbol{v} \nabla \cdot (\rho \boldsymbol{v})$$

ed utilizzando l'equazione del bilancio di massa:

$$\rho \frac{d\mathbf{v}}{dt} = -\nabla p + \rho \mathbf{F} + \nabla \cdot (2\mu \mathbf{D})$$

se si pone l'attenzione ai soli fluidi incomprimibili ed isotermi, dove μ è costante, si ricavano le equazioni di Navier_ Stokes:

$$\begin{cases} \nabla \cdot \boldsymbol{v} = 0 \\ \rho \frac{d\boldsymbol{v}}{dx} = -\nabla p + \rho \boldsymbol{F} + \mu \nabla^2 \boldsymbol{v} \end{cases}$$

4.2 FLUSSO TORBULENTO

Il flusso di fluido può essere distinto in flusso turbolento o flusso laminare.

Ci sono alcune caratteristiche principali che permettono di identificare i flussi come turbolenti o laminari.

La turbolenza si verifica quando un parametro non lineare come il numero di Reynolds supera un valore critico e si osserva un comportamento imprevedibile nel flusso.

$$Re = \frac{\rho v D}{\mu}$$

dove:

- ρ è la densità (Kg/m³)
- v è la velocità del flusso (m/s)
- D è il diametro del condotto (m)
- μ è la viscosità dinamica (Pa s)

_

In base al valore assunto dal numero di Reynolds si può distinguere il tipo di flusso.

REGIME LAMINARE Re < 2000REGIME di TRANSIZIONE 2000 < Re < 4000REGIME TURBOLENTO Re > 4000

Sebbene la turbolenza sia spesso identificata come casuale, il campo di velocità conserva massa, quantità di moto ed energia.

Nel caso turbolento il flusso è caotico, casuale e irregolare. Ciò si riscontra anche nelle fluttuazioni irregolari osservate in variabili dipendenti come temperatura, pressione, velocità ecc, anche quando sono implementate condizioni al contorno stabili.

Un flusso turbolento è inoltre caratterizzato da strutture vorticose.

La dissipazione dell'energia viene osservata nel flusso turbolento mediante il trasferimento non lineare di energia tra i vortici, dai vortici più grandi a quelli più piccoli e l'energia dei vortici più piccoli viene quindi convertita in energia interna.

Per descrivere un flusso turbolento e prevedere il suo effetto sono utilizzati diversi modelli.

I modelli di turbolenza si ottengono risolvendo le equazioni di continuità e di Navier-Stokes.

Durante la risoluzione delle variabili dipendenti si osserva un problema di chiusura, ovvero avere un numero di incognite maggiore del numero di equazioni. Ciò porta a diversi modelli di approssimazione, i cosiddetti modelli di turbolenza.

I diversi modelli di turbolenza sono modelli algebrici, modelli a una equazione, modelli a due equazioni e modelli di stress di Reynold.

I valori istantanei delle variabili dipendenti come temperatura, velocità, pressione sono tutti divisi in due parti, una parte media e una parte fluttuante.

In questo lavoro di tesi verranno presi in considerazione modelli a due equazioni. [40] [41]

4.2.1 Modello a due equazioni

Il modello di turbolenza a due equazioni è uno dei modelli più utilizzati per la sua capacità di fornire un buon compromesso tra precisione e sforzo numerico.

Questo modello ha lo scopo di risolvere due equazioni di trasporto al fine di ottenere qualità turbolente; energia cinetica solitamente turbolenta e scala di lunghezza turbolenta.

L'assunto di Boussinesq mette in relazione il tensore di stress di Reynolds con i gradienti di velocità attraverso la viscosità turbolenta e viene implementato in questi modelli. [42]

4.2.1.1 Modello k-ε

In questo modello a due equazioni le due variabili di trasporto risolte sono k, energia cinetica turbolenta e ε , dissipazione turbolenta [43].

Si presume per questo modello che la viscosità della turbolenza sia associata all'energia cinetica di turbolenza e alla dissipazione della turbolenza dalla seguente equazione:

$$\mu_t = C_\mu \rho \frac{k^2}{\varepsilon}$$

Le equazioni di trasporto utilizzate per risolvere le variabili di trasporto k e ϵ sono le seguenti:

$$\frac{\partial(\rho k)}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\rho U_j K \right) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] + P - \rho \varepsilon + P_{kb}$$

$$\frac{\partial(\rho\varepsilon)}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_{j}} \left(\rho U_{j} \varepsilon \right) = \frac{\partial}{\partial x_{j}} \left[\left(\mu + \frac{\mu_{t}}{\sigma_{\varepsilon}} \right) \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_{j}} \right] + \frac{\varepsilon}{k} \left(C_{\varepsilon 1} P - C_{\varepsilon 2} \rho \varepsilon \right)$$

Dove:

P è la produzione di turbolenza dovuta alle forze viscose e si ricava da

$$P = \tau_{ij} \, \frac{\partial U_i}{\partial x_i}$$

$$C_{\varepsilon_1} = 1,44$$

$$C_{\varepsilon_2} = 1,92$$

$$C_{\mu} = 0.09$$

$$\sigma_{\varepsilon} = 1.3$$

$$\sigma_k = 1.0$$

sono i coefficienti di chiusura [44].

4.2.1.2 Modello k-ω

In questo modello le variabili di trasporto risolte sono k, energia cinetica di turbolenza e ω , il tasso di dissipazione della turbolenza. Questo modello è una versione più accurata del modello standard k- ϵ che fornisce un trattamento vicino alla parete per il numero di Reynolds basso senza coinvolgere complesse funzioni di smorzamento non lineare.

Si presume per questo modello che la viscosità della turbolenza sia associata all'energia cinetica di turbolenza e al tasso di dissipazione della turbolenza dall'espressione:

$$\mu_t = \rho \frac{k}{\omega}$$

Le equazioni di trasporto utilizzate per risolvere le variabili di trasporto k e ω sono le seguenti:

$$\frac{\partial(\rho k)}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_{i}} \left(\rho U_{j} K \right) = \frac{\partial}{\partial x_{i}} \left[\left(\mu + \frac{\mu_{t}}{\sigma_{k}} \right) \frac{\partial k}{\partial x_{j}} \right] + P - \beta' \rho k \omega$$

$$\frac{\partial (\rho \omega)}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\rho U_j \omega \right) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\omega} \right) \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \right] + \alpha \frac{\omega}{k} P - \beta \rho \omega^2$$

Dove:

P è la produzione di turbolenza dovuta alle forze viscose e si ricava da

$$P = \tau_{ij} \; \frac{\partial U_i}{\partial x_j}$$

$$\alpha = \frac{5}{9}$$

$$\beta = 0.075$$

$$\beta' = 0.09$$

$$\sigma_{\omega} = 0.5$$

$$\sigma_k = 0.5$$

sono i coefficienti di chiusura [44].

4.2.1.3 Modello k-ω shear stress transport (STT)

Il modello SST cerca di prendere il meglio dai due modelli.

In questo modello [45] i modelli standard k- ϵ e k- ω vengono sommati dopo essere stati moltiplicati per una funzione di fusione progettata in modo tale che vicino alle pareti sia uguale a uno e attivi il modello k- ω e sia uguale a zero lontano dalle pareti attivando il modello k- ϵ .

Le equazioni di trasporto utilizzate per risolvere le variabili di trasporto k e ω in questo caso sono:

$$\frac{\partial(\rho k)}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\rho U_j K \right) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] + P - \beta' \rho k \omega$$

$$\frac{\partial(\rho\omega)}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_{j}} \left(\rho U_{j}\omega\right) = \frac{\partial}{\partial x_{j}} \left[\left(\mu + \frac{\mu_{t}}{\sigma_{\omega}}\right) \frac{\partial\omega}{\partial x_{j}}\right] + \alpha \frac{\omega}{k} P - \beta \rho \omega^{2} + 2\left(1 - F_{1}\right) \frac{\rho\sigma_{\omega 2}}{\omega} \frac{\partial K}{\partial x_{j}} \frac{\partial\omega}{\partial x_{j}}$$

Dove:

$$2 (1-F_1) \frac{\rho \sigma_{\omega 2}}{\omega} \frac{\partial K}{\partial x_i} \frac{\partial \omega}{\partial x_i}$$

è il termine derivato di cross-diffusione e F₁ è una funzione di fusione [46].

Capitolo 5

5. ANSYS CFX

Per fluidodinamica computazionale (CFD) si intende l'insieme dei metodi numerici per risolvere l'insieme di equazioni differenziali parziali della fluidodinamica. Il sistema di equazioni risulta spesso complicato e risolvibile, analiticamente, solo per sistemi di flusso molto semplici.

La fluidodinamica si basa su legge di tipo conservativo, nel dettaglio conservazione di massa, momento lineare ed energia di un sistema.

Il metodo di risoluzione più utilizzato è il Finite Volume Techinique: la regione di interesse viene divisa in piccole sotto-regioni chiamate volumi di controllo.

Le equazioni vengono discretizzate e risolte per ogni volume di controllo. In questo modo si ottiene un'approssimazione del valore di ogni variabile ad un punto specifico in tutto il dominio.

In questo progetto per l'analisi fluidodinamica è stato utilizzato il software Ansys.

Un'analisi fluidodinamica con Ansys [47] è schematizzata in quattro passaggi principali:

- 1. Creazione geometria e definizione mesh (Geometry / Mesh)
- 2. Definizione fisica del modello (Setup-CFX Pre)
- 3. Risoluzione problema CFD (Solution-CFX Solver)
- 4. Visualizzazione risultati (Result-CFX Post)

5.1 GEOMETRIA E GENERAZIONE MESH

Il primo passo in una simulazione CFD è definire la geometria del problema che corrisponderà al volume di fluido che verrà simulato. Dopo che la geometria è stata definita deve essere trasformata in una mesh computazionale. La mesh è la rappresentazione della geometria che il solver successivamente potrà utilizzare. Consiste di elementi e nodi che connettono le facce degli elementi. Ansys si basa sui nodi e, per ognuno di esso, assegna un valore alle variabili. Il metodo numerico implementato nel solver agirà su ciascun nodo individualmente e in maniera iterativa risolverà le equazioni nella geometria. Per quanto riguarda la mesh sono disponibili diverse forme di elementi in uno spazio tridimensionale: volumi tetraedrici a 4 facce, volumi esaedrici a 6 facce e piramidi a 5 facce. In una singola mesh possono esserci elementi di tipo differente. La forma tetraedrica è generalmente preferita perché può essere creata automaticamente con dei programmi. Lo step di generazione mesh è la parte più intensa del progetto CFD. Per definire una mesh buona occorre avere una qualità degli elementi piuttosto alta (valore di average vicino ad 1). Il valore su cui si può agire è la dimensione degli elementi; diminuendo questo valore si avrà un numero di elementi maggiori che permetterà un'analisi più precisa a discapito di un costo computazionale nettamente maggiore. Si può optare anche per un infittimento degli elementi solo in alcune zone di maggior interesse, dove magari si vuole concentrare maggiormente lo studio (ad esempio con l'opzione di refinement).

5.2 SETUP DEL SISTEMA

Dopo la fase di generazione della mesh, l'utente deve decidere quali equazioni differenziali parziali devono essere risolte, ovvero quali fenomeni di flusso modellare. L'utente deve inoltre dichiarare determinati parametri del modello, ad es. la viscosità e la densità dei fluidi simulati e indicare le condizioni al contorno. Per una simulazione transitoria, ovvero una simulazione che considera la derivata del tempo e quindi può modellare i fenomeni di flusso nel tempo, l'utente deve anche stabilire le condizioni

iniziali per la simulazione. È quindi necessario definire anche una dimensione del passo temporale, nonché un orario di fine della simulazione, ovvero per quanto tempo deve essere simulato il sistema. Il contrario di una simulazione transitoria è una simulazione allo stato stazionario, che modella solo fenomeni di flusso statico, ad es. velocità che non dovrebbero cambiare nel tempo.

Le condizioni al contorno devono essere indicate per ciascun contorno. In una geometria le opzioni più comuni sono ingresso, uscita, apertura, parete, simmetria o periodicità. Per gli ingressi e le uscite, sono indicate le velocità o le pressioni. Le aperture funzionano in modo simile, ma i fluidi possono entrare e uscire dalla geometria attraverso di essi.

Per le pareti, le due condizioni al contorno più utilizzate sono la parete antiscivolo e la parete a scorrimento libero. Nella parete antiscivolo la velocità è zero in tutte le direzioni; nelle pareti a scorrimento libero, le velocità tangenziali non sono necessariamente zero, ma lo è il gradiente di velocità normale alla superficie. Ciò significa che un fluido non può entrare o uscire attraverso una parete a scorrimento libero, ma anche che non può essere accelerato o decelerato da esso nella direzione tangenziale. Ciò significa anche che le sollecitazioni di taglio sulle pareti a scorrimento libero sono zero per impostazione predefinita, il che può essere interpretato come se un fluido che si muove parallelamente a una parete non "percepisce" la sua presenza. D'altra parte, per una parete antiscivolo, un fluido che si muove vicino alla parete "sentirà" una forza che agisce su di essa.

Le pareti a scorrimento libero sono spesso una buona scelta ai confini non fisici presenti solo per chiudere una geometria.

Le ultime due condizioni al contorno menzionate, ovvero simmetria e periodicità, possono essere entrambe utilizzate per ridurre il tempo di calcolo per una simulazione diminuendo il numero di nodi in una geometria simulata. La condizione al contorno di simmetria funziona come uno specchio immaginario e la periodicità rotazionale può essere usata per simulare un sistema con simmetria rotazionale attorno ad un asse.

5.3 SOLVER

In questo passaggio il solutore applica i metodi numerici alla mesh per trovare soluzioni ai sistemi di equazioni selezionati. Richiede il minimo input da parte dell'utente, ma è anche il passaggio che può richiedere più tempo in un progetto CFD. Il tempo impiegato da una simulazione dipende fortemente dalla complessità del problema (ad esempio il numero di equazioni da risolvere), il numero di nodi nella mesh e la potenza del computer disponibile per l'attività. Una volta che il solutore è in esecuzione, è possibile per l'utente vedere come si sta sviluppando la soluzione monitorando i residui dalle iterazioni della soluzione. È disponibile un residuo per ogni variabile modellata (ad esempio velocità nella direzione x, pressione, temperatura) e nodo. Il residuo è una misura degli squilibri per quella variabile nella fase della soluzione corrente. Più piccolo è lo squilibrio, migliore è il valore variabile che corrisponde alle equazioni differenziali a cui il risolutore sta cercando di adattarlo. I valori dei residui sono anche normalizzati dai valori effettivi della variabile che rappresentano.

Nel corso di una simulazione, i residui dovrebbero diminuire verso lo zero e una pratica comune è quella di arrestare le simulazioni a un determinato valore di soglia. Se i residui in una simulazione non diminuiscono ma fluttuano attorno a un valore relativamente alto, significa che il solutore non riesce a trovare una soluzione con l'attuale configurazione del modello. Le possibili ragioni sono molte, ad esempio errori puri nell'impostazione della simulazione o una qualità della mesh troppo bassa. Può verificarsi anche quando non è possibile trovare una soluzione stabile, ovvero quando il flusso è effettivamente transitorio.

5.4 POST PROCESSING

Al termine, il solutore crea un file di risultati contenente tutti i valori delle variabili di sistema in ciascun nodo. Questi risultati possono essere utilizzati come ipotesi iniziale per simulazioni successive o postelaborati e interpretati dall'utente. Nel modulo di postelaborazione è possibile visualizzare il valore di tutte le variabili di sistema su linee, piani e volumi definiti dall'utente. La post-elaborazione consente anche diversi calcoli sulle variabili di sistema, come calcolare i loro valori medi.

Una parte importante della post-elaborazione è giudicare l'indipendenza mesh di una simulazione.

Indipendenza dalla mesh significa che le caratteristiche importanti nel risultato di una simulazione non cambiano significativamente per una mesh diversa, quindi per investigare questo, le simulazioni dovrebbero essere ripetute più volte con mesh diverse.

Capitolo 6

6. ANALISI FLUIDODINAMICA

L'obiettivo di questo lavoro di tesi è quello di ottenere un modello matematico robusto per individuare il tipo di miscelatore da utilizzare nelle strumentazioni da dialisi.

Individuati i principali miscelatori disponibili in commercio, con l'utilizzo del Software Ansys, si è iniziata una prima analisi fluidodinamica che prevede la miscelazione di acqua deionizzata e soluzione satura di bicarbonato.

6.2 ANALISI CFX MIXER ATTUALE

Per primo è stato studiato il comportamento dell'attuale miscelatore usato nei macchinari per dialisi Bellco: si tratta di un miscelatore a T completamente riempito di piccole sfere. Dispone di due ingressi, uno per ogni flusso di fluido e un'unica uscita a miscelazione avvenuta.

I due flussi di fluido all'interno del miscelatore diventano turbolenti e nel punto in cui si scontrano inizia la miscelazione.

Il problema principale di questo miscelatore è quello di portare ad un caduta di pressione molto elevata.

Con la simulazione di flusso che verrà riportata in seguito si sono, principalmente, voluti valutare caduta di pressione causata dal mixer e qualità della miscelazione.

In Ansys, lo schema di base con il quale ci troviamo a lavorare è il seguente (figura 6.1).

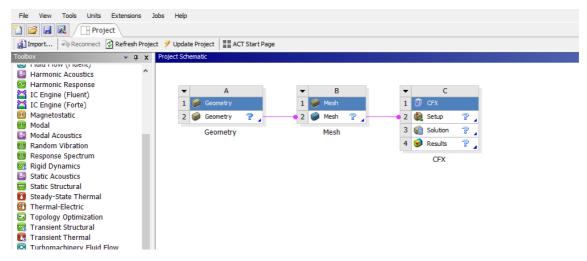


Figura 6.1: schermata Ansys

6.2.1 Geometria e mesh

Con il software SolidWorks è stata creata la geometria del miscelatore. Nelle figure sottostanti, figura 6.2 e figura 6.3, viene riportata la geometria e una sezione di questa dalla quale è possibile percepire la presenza delle sferette.

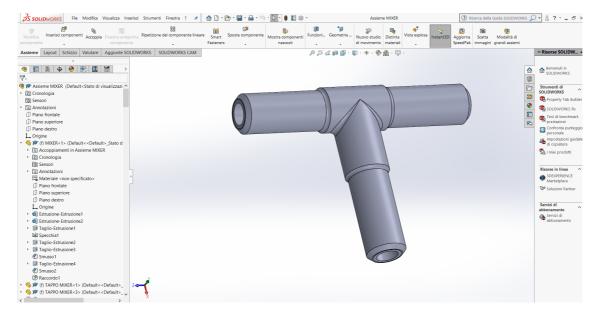


Figura 6.2: geometria Solidworks mixer con sferette

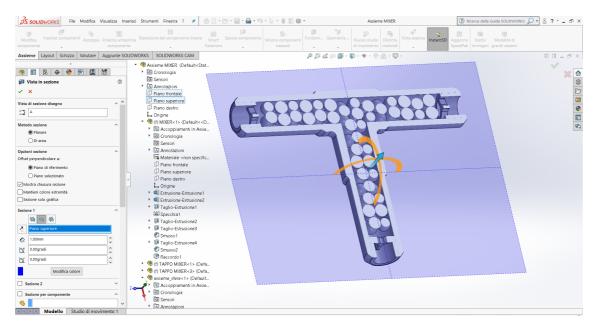


Figura 6.3: sezione mixer con sferette

La seguente geometria è stata caricata in Ansys e, con il programma SpaceClaim, è stato creato il dominio fluido di tale miscelatore (figura 6.4). Sarà proprio il dominio fluido, il soggetto dell'analisi fluidodinamica.

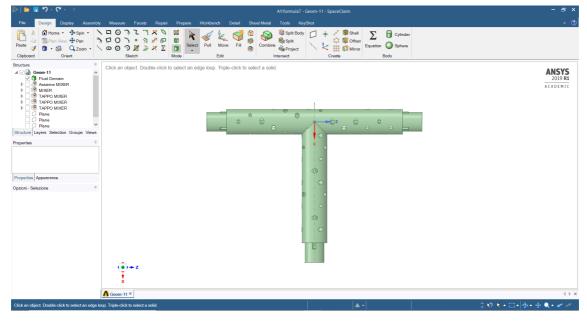


Figura 6.4: dominio fluido

Inserita la geometria, il passo successivo è la definizione della mesh. Di questa, è stato effettuato uno studio di convergenza. Nella modellazione ad elementi finiti, generalmente una mesh più fine produce una soluzione più accurata ma, in controparte, il tempo necessario per l'elaborazione aumenta. Quello che è stato fatto è creare una mesh con il minor numero ragionevole di elementi possibile e analizzare il modello; ricreare una mesh con un numero maggiore di elementi ed eseguire nuovamente l'analisi. Si è deciso di creare tre mesh differenti e confrontare i risultati delle analisi cercando un compromesso tra numero di elementi della mesh, quindi costo computazionale e, buoni risultati dell'analisi.

Nell'immagine sottostante, figura 6.5, è rappresentata la mesh e sono evidenziati misura degli elementi, qualità della mesh e numero di elementi. Si è optato per una mesh con elementi tetraedrici.

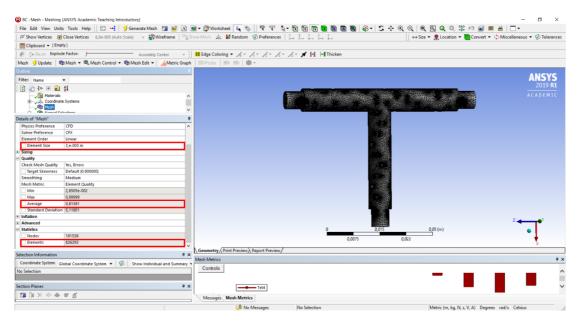


Figura 6.5: mesh mixer con sfere

In questo momento vengono definite anche le varie sezioni (figura 6.6): sono stati definiti i due ingressi, inlet 1 e inlet 2, l'uscita, outlet, e la parete esterna, wall. Tale definizione sarà indispensabile durante il settaggio dei parametri.

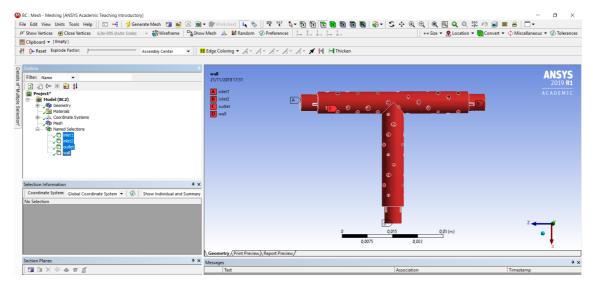


Figura 6.6: Named Selections: (A) inlet 1 (B) inlet2 (C) outlet (D) wall

6.2.2 Setup del sistema

In questo passaggio vengono settati i parametri del sistema.

Nella figura sottostante, figura 6.7, viene riportata la schermata iniziale del CFX_Pre.

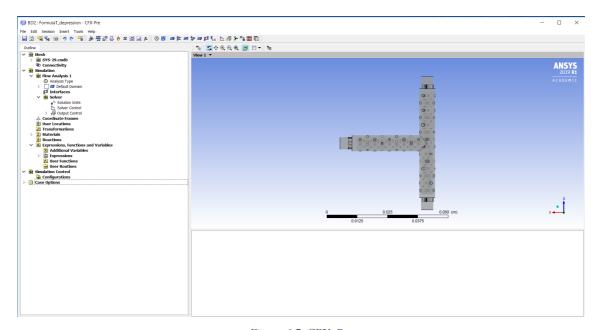


Figura 6.7: CFX_Pre

Nella sezione *Materials*, è possibile trovare una lista di materiali già presenti nel database, modificarne le proprietà oppure definire nuovi materiali e le loro proprietà.

Per questo studio, è necessaria l'acqua, presente già nel database, ed è necessario creare altri due materiali: la *Solution* costituita da acqua e bicarbonato e la *Total Solution* costituita a suo volta da acqua e Solution.

Per la definizione della *Solution* è stato prima definito il *Bicarbon Solid:* materiale costituito da particelle solide. Sono stati inseriti i valori per quanto riguarda le proprietà quali massa molare, densità, capacità termica specifica.

Nella tabella sottostante vengono riportati i valori di tali grandezze relativi al bicarbonato.

MASSA MOLARE	84,007 g/mol
DENSITÀ	2200 g/m ³
CAPACITÀ TERMICA SPECIFICA	87,60 J/mol/K

Ansys dà la possibilità di creare in Espression delle variabili con i relativi valori in modo di non riportare ogni volta i valori ma solo il nome della variabile.

Nella figura 6.8 viene riportata la definizione del nuovo materiale *Bicarbon Solid*.

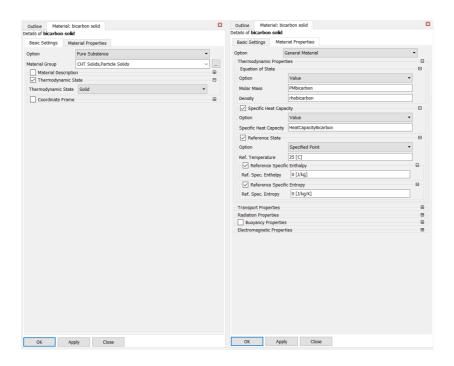


Figura 6.8: definizione Bicarbon Solid

La solution è stata definita come miscela a composizione fissa, costituita da water e bicarbon solid.

Per la definizione di una miscela è necessario inserire anche la mass fraction di ciascun componente. In questo caso, trattandosi di una soluzione satura di bicarbonato, si è scelta una mass fraction di 0,12 per il *bicarbon solid* e, rispettivamente, 0,88 per la *water*. La miscela è stata impostata come una miscela ideale.

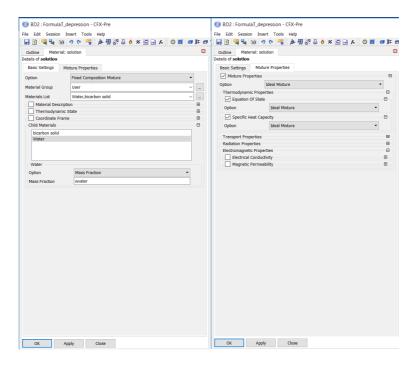


Figura 6.9: definizione Solution

La *Total Solution* è, invece, stata definita come una miscela a composizione variabile. Indica la soluzione che verrà utilizzata per valutare lo stato di miscelazione nei vari punti del mixer, per questo è stata definita come una miscelazione a composizione variabile.

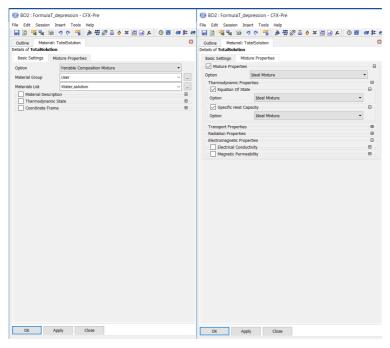


Figura 6.10: definizione Total Solution

Definiti i *Materials* necessari, si procede con il settaggio dei parametri di sistema. Per prima viene impostata un'analisi di tipo stazionario e, successivamente, viene definito il dominio fluido, figura 6.11 e figura 6.12.

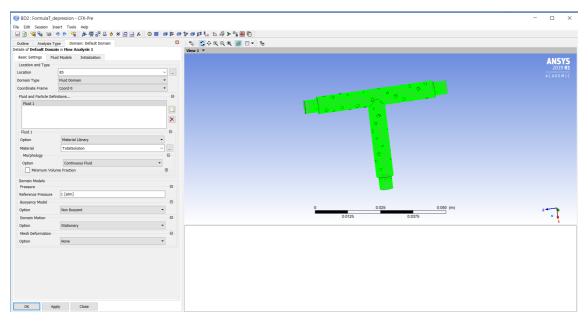


Figura 6.11: definizione dominio fluido, Basic Setting

È stato impostato un dominio fluido costituito, come si nota dalla figura 6.11, dal Fluido 1. Il fluido 1 è stata scelto dalla libreria di materiali e, in particolare, è stato scelto la TotalSolution precedentemente definita.

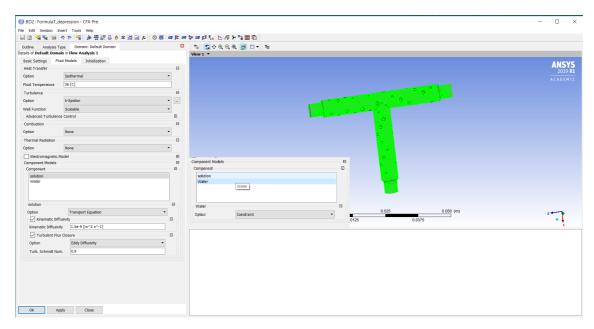


Figura 6.12: definizione dominio fluido, Fluid Models

È stata impostata una temperatura del fluido di 36°C, temperatura che hanno i flussi di fluido utilizzati nei macchinari per dialisi.

Si sono settati anche parametri riguardanti le componenti del dominio fluido. In questo si hanno la *Solution* e la *Water*. Per la *Solution* si sono imposti valori di diffusività cinematica pari a 1,5 e⁻⁹ m² s⁻¹ e di Turbolence Schmidt Number pari a 0,9; la *Water* è stata, invece, considerata come Constraint.

Il passo successivo prevede la definizione delle condizioni al contorno: in questo caso specifico i contorni considerati sono i due ingressi, rispettivamente inlet1 e inlet2, uscita, outlet e parete, wall.

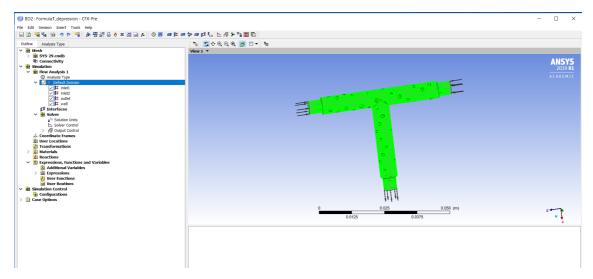


Figura 6.13: condizioni la contorno

Per ogni nuova condizione al contorno inserita, è necessario specificare il tipo di contorno considerato e la locazione specifica.

Si riportano di seguito le condizioni al contorno di questo caso:

• Inlet 1, figura 6.14. Si tratta di un ingresso, inlet, posizionato sulla sezione Inlet 1 precedentemente definita.

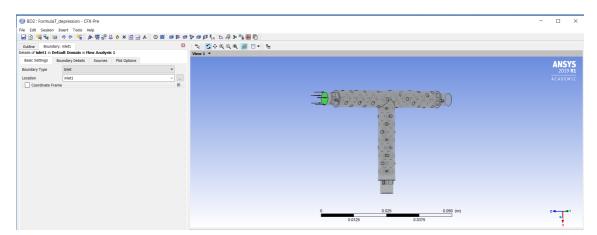


Figura 6.14: boundary conditions, inlet1

Per la definizone di questa condizione al contorno si è deciso di specificare la velocità normale del flusso, figura 6.15.

Dai dati reali si sa che la portata in questa sezione è pari a 500 mL/min e che la sezione conisderata ha un diametro pari a 4,9 mm.

Essendo la velocità media sulla sezione espressa come:

$$V = \frac{Q}{A}$$

dove:

- Q è la portata
- A è la sezione

è stata settata una velocità normale pari a 0,44 $\frac{m}{s}$.

È necessario aggiungere specifiche anche sulle componenti del flusso, espresse in mass fraction: la mass fraction della *Solution* è pari a 0 poiché in questo ingresso entra solo *Water*.

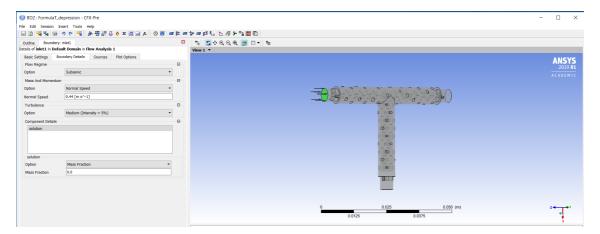


Figura 6.15: boundary conditions, inlet1

• Inlet 2, figura 6.16. Anche in questo caso si tratta di un ingresso, posizionato nella sezione Inlet2 precedentemente definita.

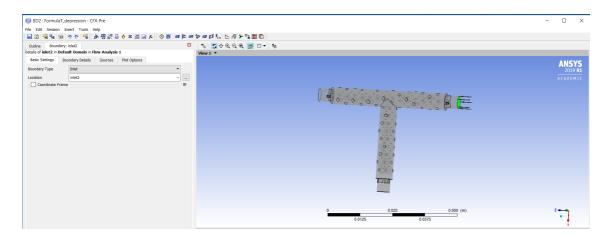


Figura 6.16: boundary conditions, inlet2

Anche per la definizone di questo ingresso si è deciso di specificare la velocità normale del flusso, figura 6.17.

Dai dati reali la portata in questa sezione è pari a 4 mL/min e la sezione considerata ha un diametro pari a 4,9 mm: è stata, quindi, settata una velocità normale pari a 0,0035 $\frac{m}{s}$. In questo caso la mass fraction della *Solution* è pari a 1 poiché l'inlet2 è relativo all'ingresso della soluzione satura di bicarbonato.

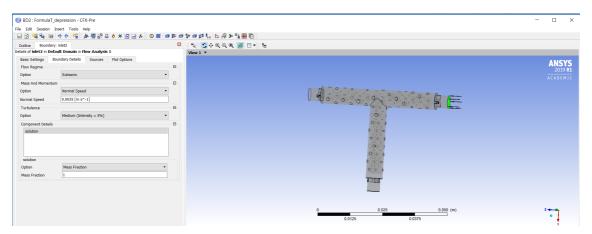


Figura 6.17: boundary conditions, inlet2

 Outlet, figura 6.18. Si tratta di un'uscita localizzata nella sezione outlet precedentemente definita.

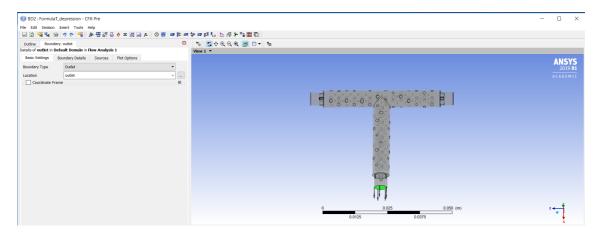


Figura 6.18: boundary conditions, Outlet

La macchina sulla quale è utilizzato questo tipo di miscelatore lavora in depressione, la pompa di mandata è posizionata dopo il miscelatore. Per questo motivo la pressione in uscita al miscelatore avrà un valore negativo e, come da valori reali, è stata settata pari a -175 mmHg, figura 6.19.

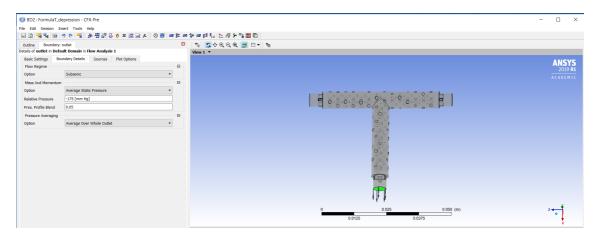


Figura 6.19: boundary conditions, outlet

• Wall, figura 6.20. Questa boundary condition è riferita a tutta la superficie esterna del mixer.

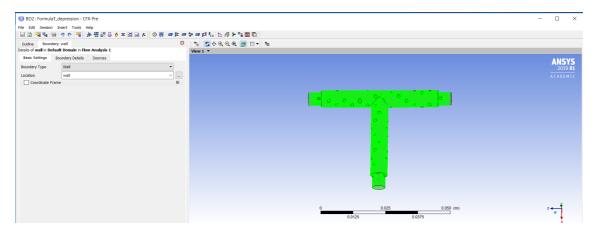


Figura 6.20: boundary condition, wall

È stata settata la condizione di No Slip Wall, ovvero di parete antiscivolo, quindi la velocità del flusso alle pareti sarà pari a 0 e, per quanto riguarda la rugosità, è stata settata una parete liscia, figura 6.21.

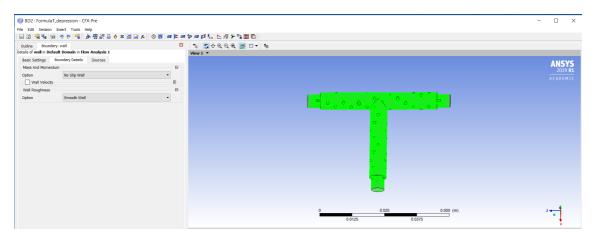


Figura 6.21: boundary conditions, wall

Per ultimo, vengono settati valori per determinare la fine dell'analisi da parte del Solver: viene impostato un valore per il massimo numero di iterazioni e un valore di soglia per quanto riguarda i residui. Come detto precedentemente, nel corso di una simulazione, i residui dovrebbero diminuire verso lo zero ma è una pratica comune quella di arrestare le simulazioni a un determinato valore di soglia. L'analisi del Solver si arresterà quando il valore di soglia dei residui viene raggiunto. Quando i residui in una simulazione non diminuiscono ma fluttuano attorno a un valore relativamente alto, significa che il solutore

non riesce a trovare una soluzione con l'attuale configurazione del modello e, in tal caso, la simulazione si arresta raggiunto il massimo numero di iterazioni impostate.

In questo caso, figura 6.22, si è impostato un massimo numero di iterazioni pari a 15000 e un valore di soglia dei residui pari a 1e⁻⁹.

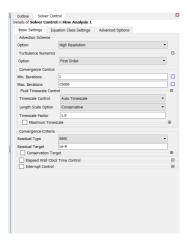


Figura 6.22: Solver Control

6.2.3 Solver

In questo passaggio il solutore applica i metodi numerici alla mesh per trovare soluzioni ai sistemi di equazioni selezionati. È possibile vedere come si sta sviluppando la soluzione monitorando i residui dalle iterazioni della soluzione. È disponibile un residuo per ogni variabile modellata e per ogni nodo.

Nella figura 6.23 sono rappresentati i residui; in questo caso la simulazione è stata arrestata manualmente in quanto i residui di tutte le variabili hanno raggiunto un valore stabile e piuttosto basso.

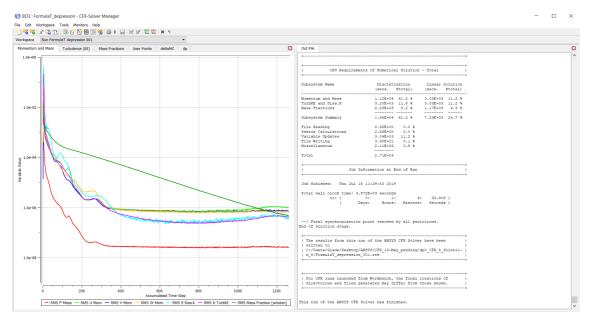


Figura 6.23: Solver

6.2.4 Post processing

In questa fase è possibile visualizzare il valore di tutte le variabili di sistema su linee, piani e volumi definiti dall'utente e, inoltre, sono possibili calcoli sulle stesse.

Le variabili che più interessano questo studio sono la perdita di pressione che comporta il miscelatore e la qualità della miscelazione.

La qualità della miscelazione viene valutata attraverso il delta di concentrazione della soluzione nella sezione di uscita, Outlet, del miscelatore.

$$\Delta_{miscelazione} = (maxVal(solution. Mass Concentration)@outlet $$ - minVal(solution. Mass Concentration)@outlet)$$

Più basso sarà questo valore, più omogenea sarà la miscelazione in uscita dal miscelatore. Nella figura 6.24 viene riportato il contour plot relativo alla pressione nel piano centrale del mixer.

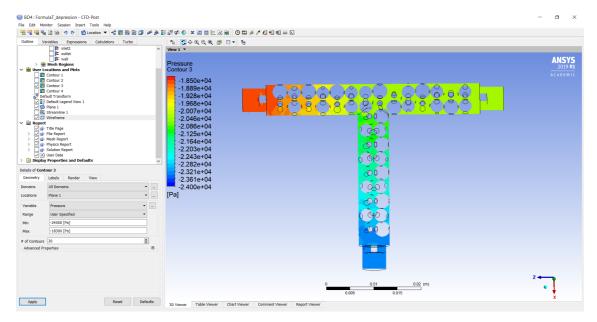


Figura 6.24: contour plot pressione

La pressione minima la si ha all'uscita del mixer ed ha un valore pari a - 23726,1 Pa, valore impostato dall'utente nelle condizioni al contorno. Si ricorda che la pressione all'interno del mixer ha sempre valori negativi perché, in questa simulazione, sta lavorando in depressione.

Nelle figure sottostanti si riportano i contour plots relativi alla pressione nelle sezioni di inlet1, inlet2 e outlet.

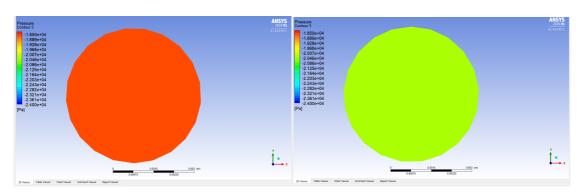


Figura 6.25: contour plot pressione inlet1

Figura 6.26: contour plot pressione inlet2

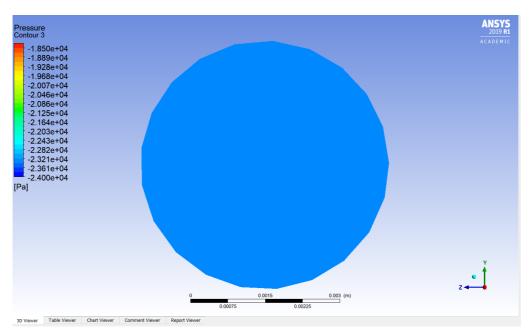


Figura 6.27: contour plot pressione outlet

Le sezioni sono uguali, la pressione di uscita è stata imposta e sono state imposte le velocità di ingresso, sia per l'inlet 1 che per l'inlet 2. Si ha una pressione maggiore nell'inlet 1, dove l'acqua scorre a velocità più alta e si ha una pressione minore dove la soluzione di bicarbonato scorre a velocità più bassa rispetto all'acqua.

Nella sezione expression del Solver è possibile calcolare dei valori di proprio interesse. In questo caso, risulta interessante conoscere la caduta di pressione causata dalla presenza del miscelatore in un circuito idraulico.

Conoscendo il valore di pressione agli ingressi e all'uscita, la perdita di carico può essere calcolata come:

$$\Delta P = (P_{inlet1} + P_{inlet2}) - P_{outlet}$$

Cioè come la somma della pressione ai due ingressi dalla quale viene sottratta il valore di pressione all'uscita.

La caduta di pressione di questo mixer è pari a circa 15000 Pa, ovvero 0,15 Bar, con queste condizioni di ingresso.

Per quanto riguarda invece la qualità di miscelazione, nelle figure sottostanti vengono riportati i contour plot relativi alla concentrazione di soluzione nelle varie sezioni di interesse.

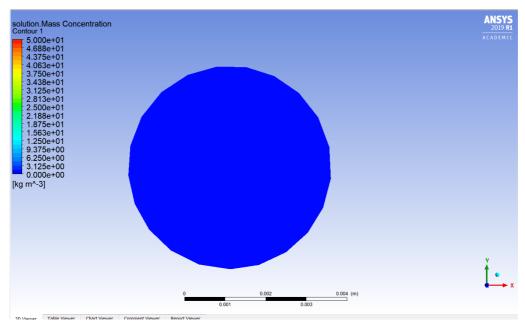


Figura 6.28: contour plot solution.mass concentration inlet 1

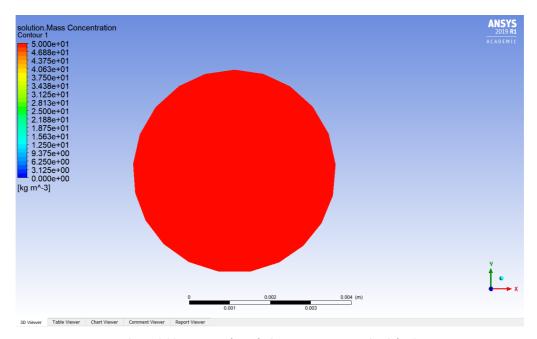


Figura 6.29: contour plot solution.mass concentration inlet 2

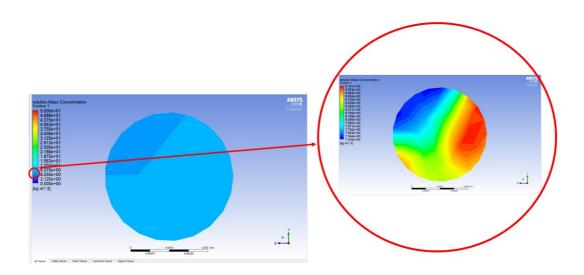


Figura 6.30: contour plot solution.mass concentration outlet

Dalla figura 6.28 si nota che la concentrazione della soluzione all'inlet 1 è omogenea e pari a 0, infatti in questo ingresso entra solo acqua; al contrario, dalla figura 6.29, si vede che la concentrazione della soluzione è altissima.

All'uscita, figura 6.30, la concentrazione della soluzione si è abbassata di molto rispetto all'inlet 2, dove era al massimo ma, a differenza dell'inlet 1, si percepisce la presenza.

Focalizzandosi su un range di concentrazione più ristretto si percepesce la non totale omogeneità della soluzione in uscita: la miscelazione è avvenuta ma non in maniera del tutto omogenea.

Dalla figura 6.31 si è in grado di sapere il valore massimo e il valore minimo di concentrazione sulla sezione di uscita e in questo modo è possibile, tramite la formula precdente, avere una stima della qualità di miscelazione.

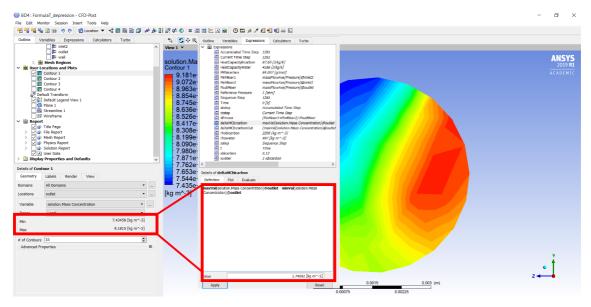


Figura 6.31

Si ha un delta di miscelazione pari a 1,75 $\frac{Kg}{m^3}$. Questo valore risulterà utile per un'analisi qualitativa sui vari miscelatori.

6.3 ANALISI CFX MIXER CON ELICA

La stessa analisi è stata condotta con il mixer elicoidale. Si tratta di un tubo vuoto riempito con una serie di eliche unite e ruotate di 90° l'una rispetto all'altra. Avendo il mixer un solo ingresso, si è pensato, per l'analisi, di precedere al mixer un raccordo a T in modo da avere due ingressi distinti per i due fluidi da miscelare.

Nella figura 6.32 è rappresentata la geometria di base utilizzata per l'analisi.

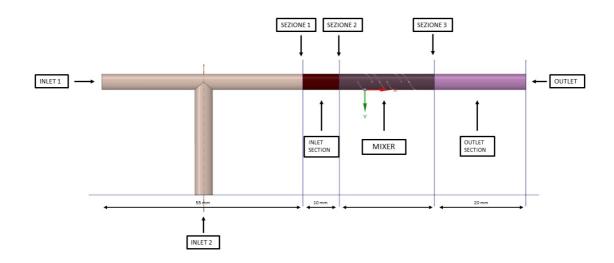


Figura 6.32: geometria analisi mixer

Nel raccordo a T sono posizionati i due ingressi. Si è pensato di cambiare la posizione degli ingressi: prima gli ingressi giacevano sulla stessa linea quindi i due flussi si scontravano tra di loro per poi cambiare direzione; in questo caso si è deciso di cambiare la posizione dell'inlet 2 in modo che la direzione del flusso d'acqua sia la direzione principale e, da un ingresso in direzione perpendicolare, arrivi il secondo flusso con velocità più bassa.

L'inlet section rappresenta la porzione di tubo necessaria per connettere il raccordo a T con il mixer e l'outlet section rappresenta una porzione di tubo necessaria per studiare la miscelazione in una sezione distaccata dalla fine del mixer in modo da avere un flusso meno turbolento.

6.3.1. Geometria e mesh

Il mixer elicoidale è un tubo vuoto riempito con elementi elicoidali ruotati di 90° l'uno rispetto all'altro. Il diametro interno del tubo è di 5mm.

Nella figura 6.33 viene riportata la geometria della singola elica.



Figura 6.33: piano frontale, destro e superiore elica

Nella figura 6.34 la geometria dell'assieme di eliche. Si è studiato il caso di un miscelatore a 6 eliche.

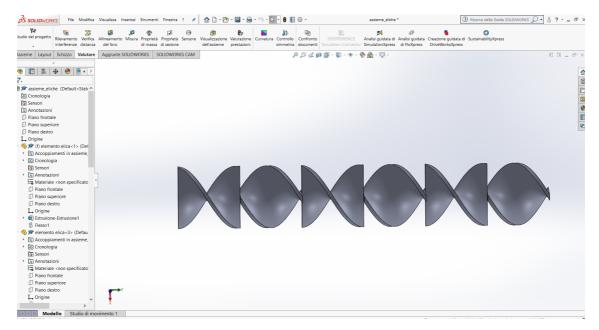


Figura 6.34: assieme eliche

Nella figura 6.35 una sezione interna del miscelatore.

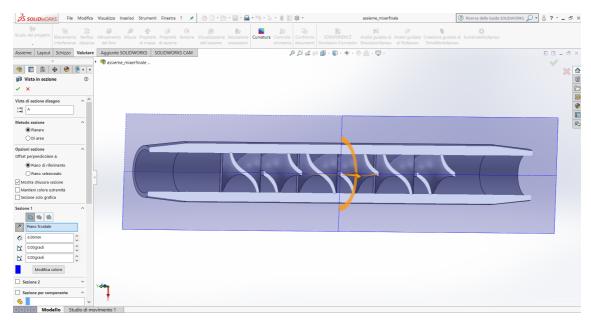


Figura 6.35: sezione interna mixer

Come nel caso precedente è stato creato il dominio fluido e successivamente è stata definita la mesh. Nelle immagini sottostanti vengono riportati questi passaggi.

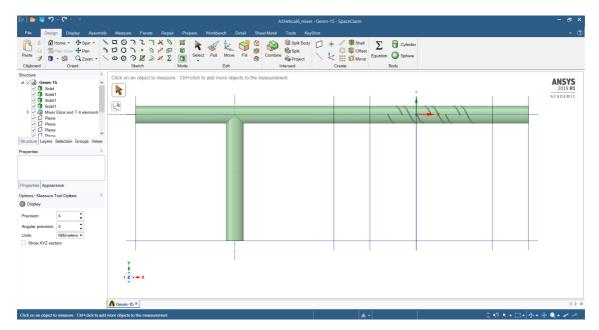


Figura 6.36: dominio fluido

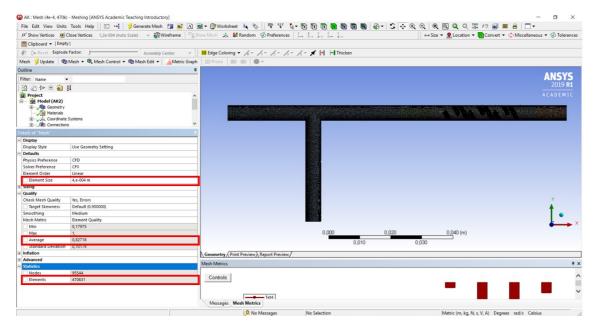


Figura 6.37: mesh

È stato inserito un refinement nelle pareti degli elementi elicoidali. Permette di perfezionare la mesh in una determinata porzione. In questo caso si è deciso di perfezionare la mesh nelle pareti delle eliche in modo da avere risultati più precisi proprio all'interno del mixer.

Per quanto riguarda la definizione delle sezioni, figura 6.38, in questo caso sono state definite anche le sezioni di interfacciamento tra le varie parti con il nome intNL dove N indica il numero dell'interfaccia (da 1 a 3) e L indica a quale elemento appartiene (A elemento più a sinistra e B elemento più a destra).

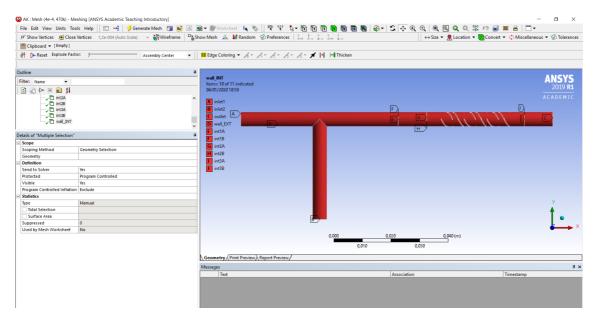


Figura 6.38: named Selection

6.3.2 Setup del sistema

Il sistema è stato settato allo stesso modo del caso precedente in quanto lo scopo è quello di confrontare due differenti mixer nella stessa analisi.

Come al caso precedente, per primo sono stati definiti i *Materials* quindi *Bicarbon Solid*, *Solution* e *Total Solution*.

Successivamente è stata impostata un'analisi di tipo stazionario e definito il dominio fluido.

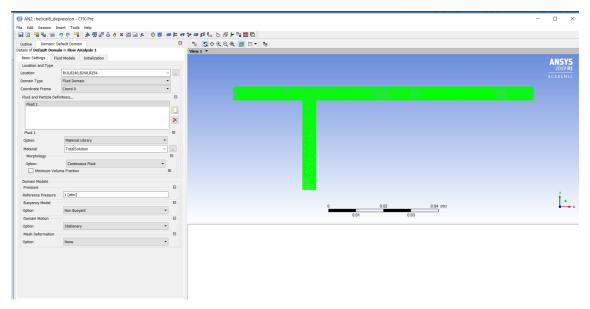


Figura 6.39: definizione dominio fluido, Basic Setting

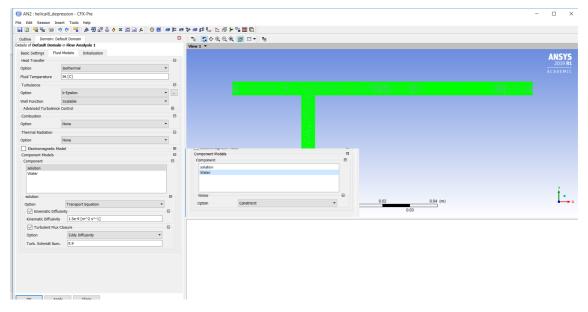


Figura 6.40: definizione dominio fluido, Fluid Model

Anche le condizioni al contorno sono le stesse del caso precedente; in questo caso, però, si fa una distinzione tra wall interna e wall esterna: entrambe definite come No Slip Wall.

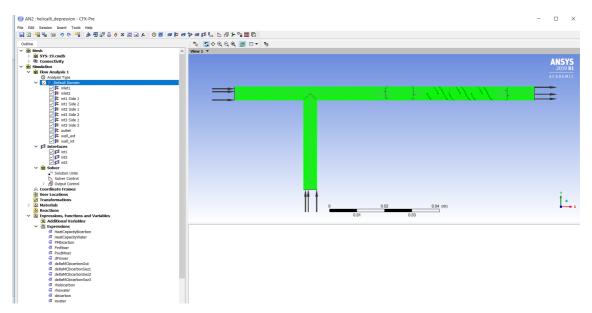


Figura 6.41: condizioni al contorno

Di seguito, si riportano velocemente le condizioni al contorno:

Inlet 1.

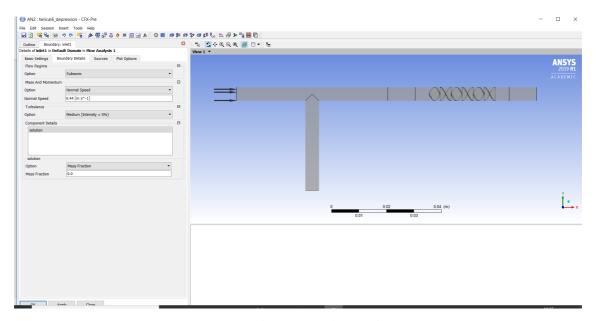


Figura 6.42: boundary conditions, inlet1

Per lo stesso principio enunciato al caso precente, è stata setatta una velocità normale pari a $0,44 \, \frac{m}{s}$.

La mass fraction della *Solution* è pari a 0 poiché in questo ingresso entra solo *Water*.

• Inlet 2.

Dai dati reali la portata in questa sezione è pari a 4 mL/min e la sezione considerata ha un diametro pari a 4,9 mm: è stata, quindi, settata una velocità normale pari a 0,0035 $\frac{m}{s}$. La mass fraction della *Solution* è pari a 1 poiché l'inlet2 è relativo all'ingresso della soluzione satura di bicarbonato.

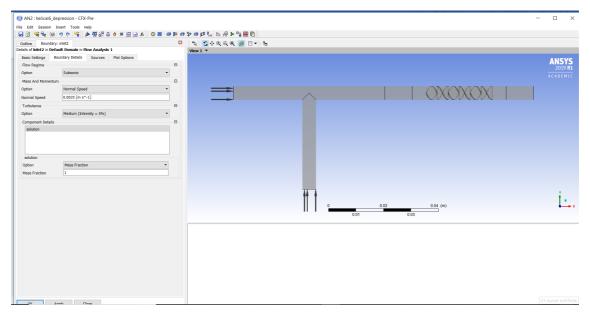


Figura 6.43: boundary conditions, inlet2

• Outlet.

Si sta lavorando in depressione, la pompa di mandata è posizionata dopo il miscelatore. La pressione in uscita al miscelatore avrà un valore negativo e, come da valori reali, è stata settata pari a -175 mmHg.

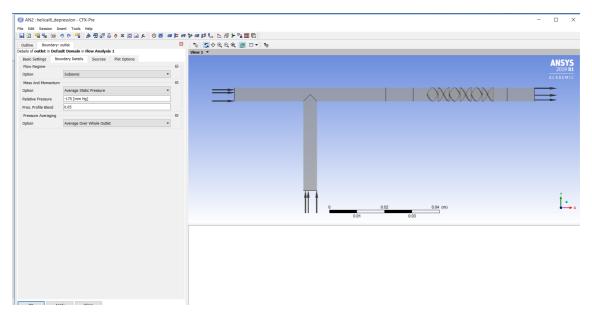


Figura 6.44: boundary conditions, outlet

Wall_ext.

Questa boundary condition è riferita a tutta la superficie esterna del mixer. È stata settata la condizione di No Slip Wall, ovvero di parete antiscivolo, quindi la velocità del flusso alle parate sarà pari a 0 e per quanto riguarda la rugosità è stata settata una parete liscia.

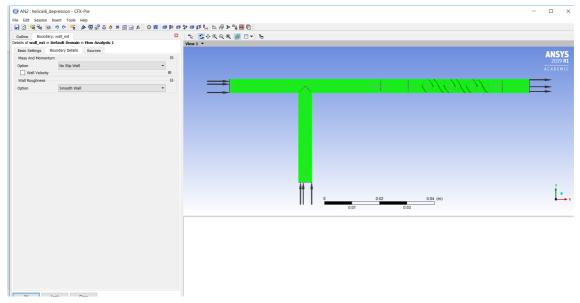


Figura 6.45: boundary conditions, wall_ext

Wall int.

Questa boundary condition è riferita a tutta la superficie interna del mixer. Anche in questo caso è stata settata la condizione di No Slip Wall e parete liscia.

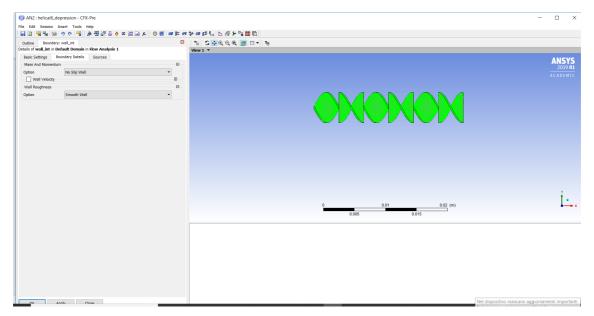


Figura 6.46: boundary conditions, wall_int

In questo caso oltre alle boundary conditions sono state impostate anche le interfacce. Le interfacce sono tre: una tra il raccordo a T e il tubo, una tra il tubo e il mixer, e una tra il mixer e il tubo finale. Le interfacce risulteranno utili per avere informazioni aggiuntive in sezioni intermedie.

Per ogni interfaccia viene specificato il tipo, in questo caso fluido-fluido, la posizione, utilizzando le interfacce definite con la mesh (intNL) e viene impostata un'interfaccia di tipo conservativo per quanto riguarda massa e momento.

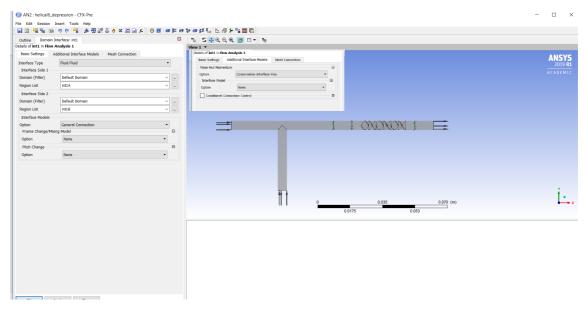


Figura 6.47: definizione interfacce

Infine, si è impostato un massimo numero di iterazioni pari a 15000 e un valore di soglia dei residui pari a 1e⁻⁹.

6.3.3 Solver

Nella figura 6.48 sono rappresentati i residui.

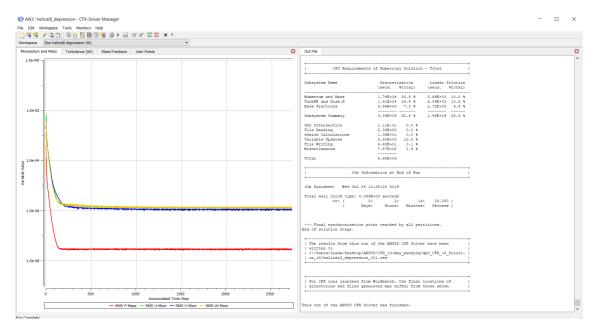


Figura 6.48: solver

Si nota che dopo un certo numero di iterazioni i residui raggiungono un valore stabile ed è quindi possibile fermare la simulazione.

6.3.4 Post processing

Le variabili che più interessano questo studio sono, come al caso precedente, la perdita di pressione che comporta il miscelatore e la qualità della miscelazione.

Nella figura 6.49 viene riportato il contour plot relativo alla pressione nel piano centrale del mixer.

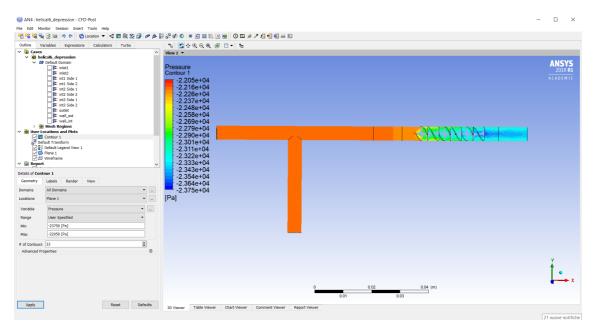


Figura 6.49: contour plot pressione

Anche in questo caso la pressione minima la si ha all'uscita del mixer ed ha un valore pari a - 23722,2 Pa, valore impostato dall'utente nelle condizioni al contorno. Si ricorda che la pressione all'interno del mixer ha sempre valori negativi perché, in questa simulazione, sta lavorando in depressione. Differentemente dal caso precedente, si può già notare che il range di pressione è molto più piccolo e che, quindi, la caduta di pressione dovuta al mixer non è elevata. Si nota che il raccordo a T e la porzione di tubo non

influiscono molto sulla caduta di pressione trattandosi di tubi vuoti con sezione non variabile.

Nelle figure sottostanti si riportano i contour plots relativi alla pressione nelle varie sezioni.

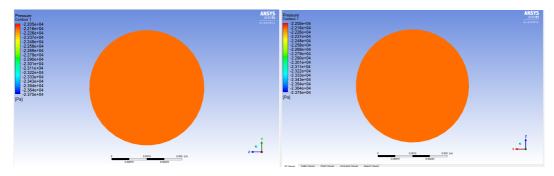


Figura 6.50: contiur plot pressione inlet1 e inlet 2

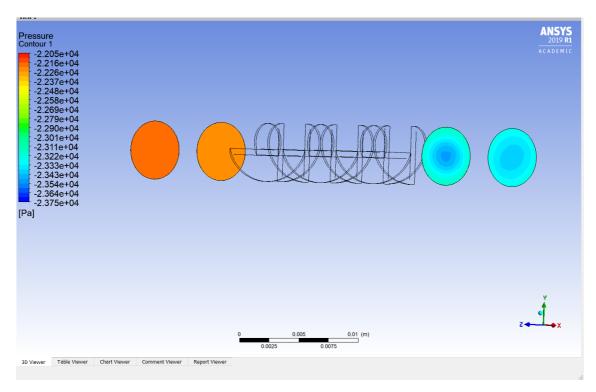


Figura 6.51: contour plot pressione sezioni mixer

Si nota che la pressione nelle sezioni di ingresso e nella prima sezione di uscita dal raccordo a T sono circa uguali, con una caduta di carico trascurabile. La caduta di carico più significativa si ha a cavallo del mixer. Per avere un'idea quantitativa di tale perdita si

può calcolare la differenza tra la pressione nella sezione 2 (sezione in ingresso del mixer) e la sezione 3 (sezione di uscita al mixer).

$$\Delta P = (P_{inMixer} - P_{outMixer})$$

Dove:

- $P_{outMixer}$ è la pressione nella sezione di uscita del mixer
- $P_{inMixer}$ è la pressione nella sezione di ingresso del mixer

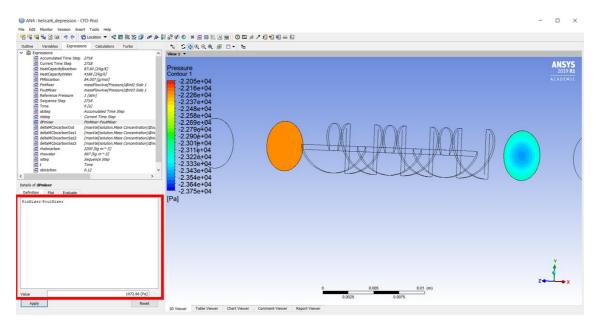


Figura 6.52: expression caduta di pressione mixer

La caduta di pressione di questo mixer è pari a circa 1073 Pa, ovvero 0,01 Bar, con queste condizioni di ingresso. Si tratta di una perdita di carico circa 15 volte più piccola rispetto a quella con il mixer attualmente utilizzato.

La qualità della miscelazione viene valutata attraverso il delta di concentrazione della soluzione nella sezione di uscita, Outlet, del miscelatore.

$$\Delta_{miscelazione} = (maxVal(solution. Mass Concentration)@outlet - minVal(solution. Mass Concentration)@outlet)$$

Più basso sarà questo valore, più omogenea sarà la miscelazione in uscita dal miscelatore.

Nelle figure sottostanti vengono riportati i contour plot relativi alla concentrazione di soluzione nel piano centrale e nelle varie sezioni di interesse.

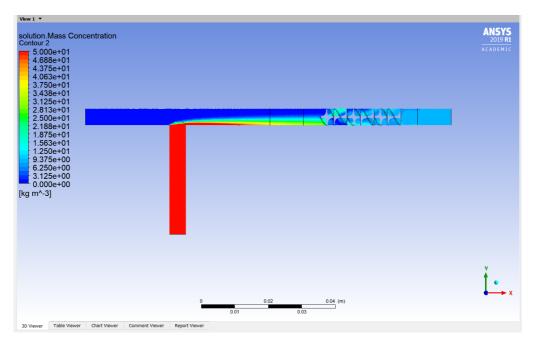


Figura 6.53 : contour plot concentrazione soluzione piano centrale

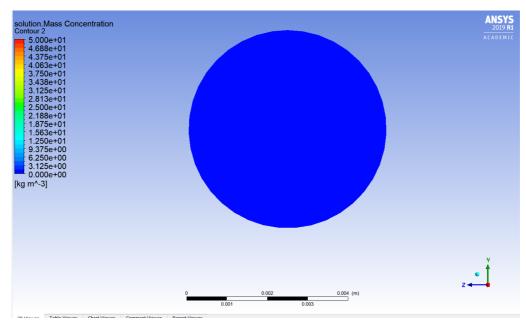


Figura 6.54: contour plot solution.mass concentration inlet 1

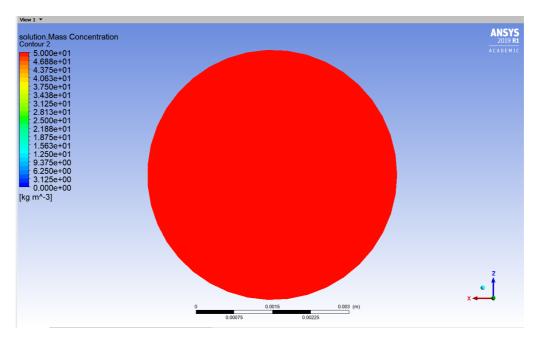


Figura 6.55: contour plot solution.mass concentration inlet 2

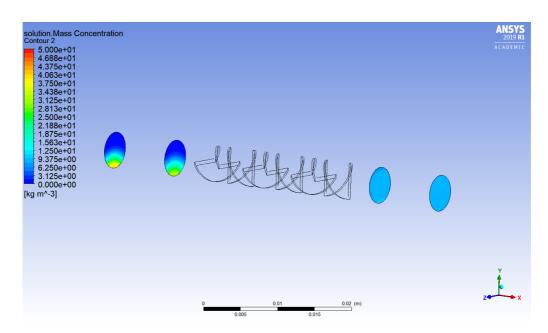


Figura 6.56: contour plot concentrazione soluzione sezioni

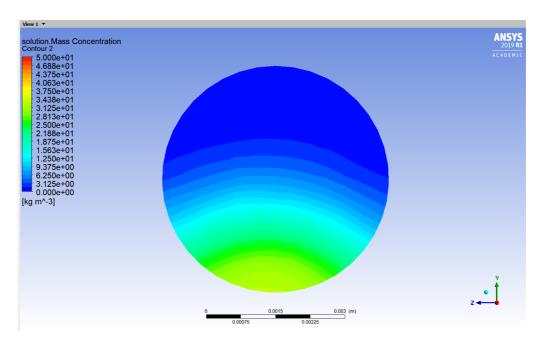


Figura 6.57: contour plot concentrazione soluzione sezione prima del mixer

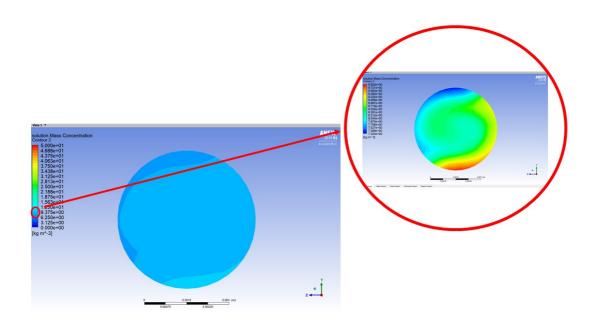


Figura 6.58: contour plot solution.mass concentration sezione dopo del mixer

Dalla figura 6.54 si nota che la concentrazione della soluzione all'inlet 1 è omogenea e pari a 0, infatti in questo ingresso entra solo acqua; al contrario, dalla figura 6.55, si vede che la concentrazione della soluzione è altissima.

Osservando invece la concentrazione della soluzione nella sezione prima e dopo il mixer si osserva che, grazie alla presenza di quest'ultimo, la distribuzione della soluzione nella sezione diventa molto più omogenea. Mentre prima del miscelatore si nota ancora la presenza di acqua nella parte superiore della sezione e la presenza di soluzione piuttosto concentrata nella parte inferiore, analizzando la sezione in uscita, sempre nello stesso range di concentrazioni, si ha una soluzione più omogenea. Focalizzandosi su un range di concentrazioni molto più ristretto, si è in grado di vedere in che modo la soluzione si distribuisce nella sezione.

Nella figura 6.59 si vede il valore massimo e il valore minimo di concentrazione sulla sezione prima del mixer ed è possibile, tramite la formula precedente, avere una stima della qualità di miscelazione.

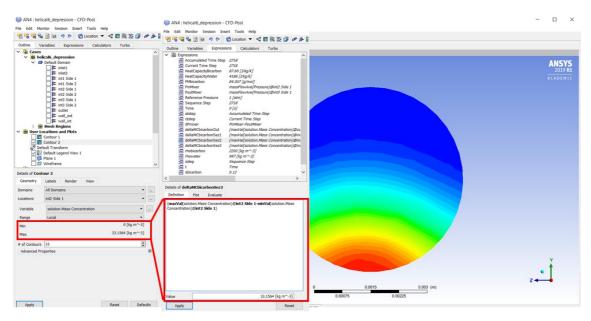


Figura 6.59: delta di concentrazione prima del mixer

Prima del miscelatore si ha un delta di concentrazione pari a circa $33 \frac{Kg}{m^3}$. Nella sezione si vedono delle zone dove è presente acqua e nella parte inferiore della sezione si ha una concentrazione piuttosto alta di soluzione. Il delta è ancora piuttosto alto e, infatti, sono ancora ben visibili le due zone distinte.

Nella figura 6.60, la stessa analisi è stata fatta nella sezione in usicta dal mixer.

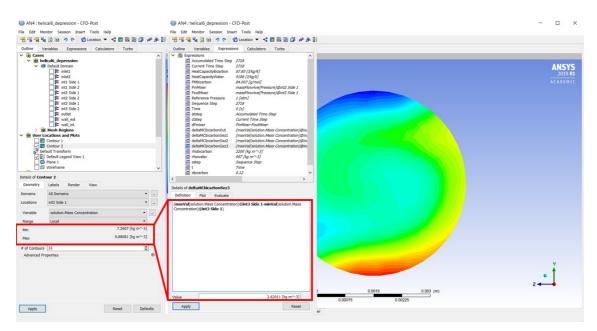


Figura 6.60: delta di concentrazione dopo del mixer

Nella sezione di uscita del miscelatore si ha un delta di concentrazione pari a circa 2.63 $\frac{Kg}{m^3}$. Quindi, con l'inserimento del miscelatore, il delta di concentrazione è diminuito di un fattore di circa 12.

6.4 ANALISI CFX INDIAN MIXER

La stessa analisi è stata fatta con un altro tipo di miscelatore. Si tratta di un miscelatore già stampato a nostra disposizione che si basa sul principio di Venturi. Si ha inizialmente una sezione circolare di 5 mm per un tratto lungo 10 mm. Il diametro poi aumenta fino a 21 mm e si mantiene costante per un tratto lungo 16 mm per poi tornare a 5 mm. Nel tratto di tubo con diametro maggiore si hanno quattro pale incatenate tra loro che costituiscono l'elemento di miscelazione. Il tratto allargato di tubo permette di diminuire la velocità di flusso ma di aumentare la pressione. Questo sarà sicuramente un vantaggio per la caduta di pressione.

6.4.1 Geometria e mesh

Avendo a disposizione il modello di mixer stampato è stata ricostruita la geometria del miscelatore da utilizzare per l'analisi.

Anche in questo caso si è deciso di seguire il modello utilizzato nel caso precedente: precedere il mixer con un raccordo a T in modo da avere i due ingressi separati.

La figura 6.61 riporta il dominio fluido necessario per la definizione della mesh.

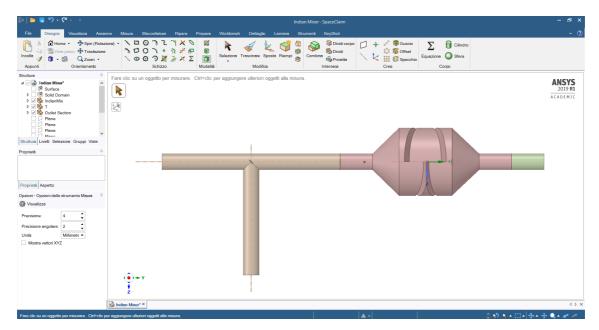


Figura 6.61: dominio fluido

In figura 6.62 è rappresentata la mesh e sono evidenziati misura degli elementi, qualità della mesh e numero di elementi. Si è optato per una mesh con elementi tetraedrici. Anche in questo caso è stato inserito un refinement negli elementi interni al mixer per avere un'analisi più accurata nelle zone dove avviene la miscelazione.

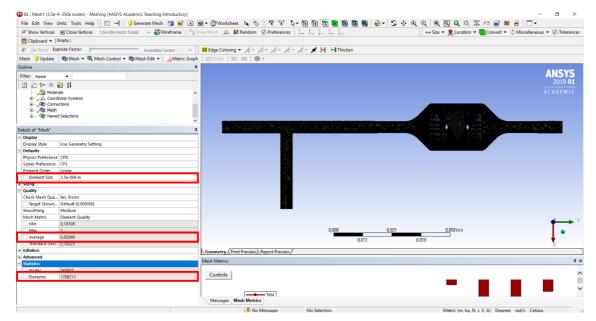


Figura 6.62: mesh

Come fatto precedentemente, sono state definite le sezioni di interfacciamento tra le parti, utili per avere risultati anche nelle zone intermedie.

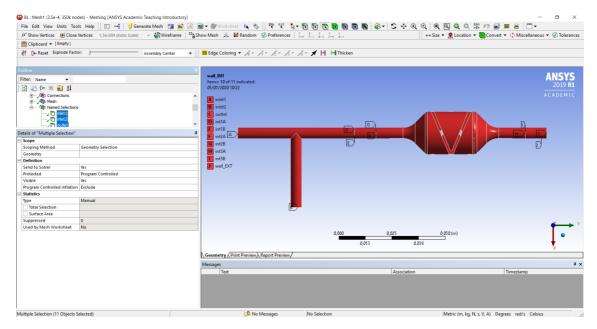


Figura 6.63: definizione sezioni

6.4.2 Setup del sistema

Il sistema è stato nuovamente settato allo stesso modo del caso precedente.

Sono stati, inizialmente, definiti i *Materials* quindi *Bicarbon Solid*, *Solution* e *Total Solution*.

Successivamente è stata impostata un'analisi di tipo stazionario e definito il dominio fluido.

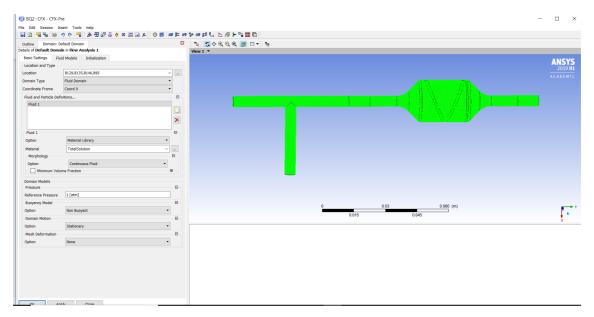


Figura 6.64:definizione dominio fluido, Basic Setting

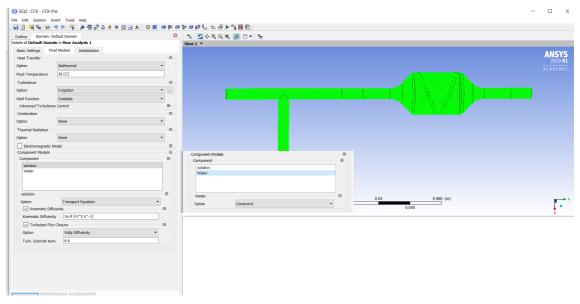


Figura 6.65: definizione dominio fluido, Fluid Model

Le condizioni al contorno sono le stesse del caso precedente:

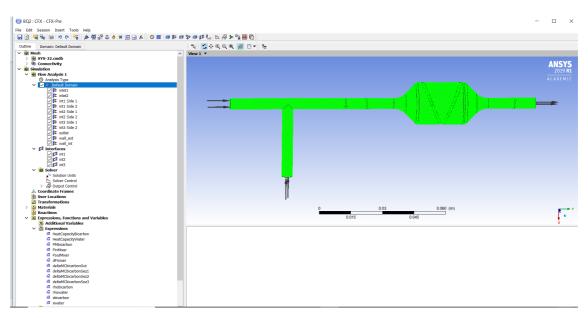


Figura 6.66: condizioni al contorno

• Inlet 1: è stata settata una velocità normale pari a $0,44 \frac{m}{s}$.

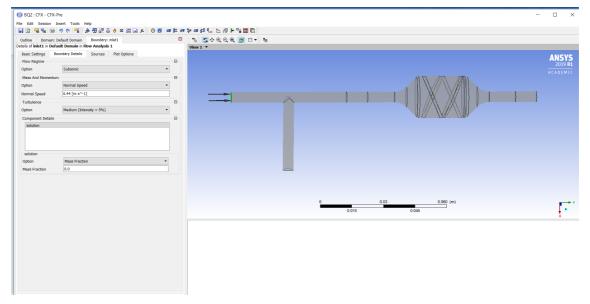


Figura 6.67: boundary conditions, inlet1

La mass fraction della *Solution* è pari a 0 poiché in questo ingresso entra solo *Water*.

• Inlet 2: si è settata una velocità normale pari a $0,0035 \frac{m}{s}$.

In questo caso la mass fraction della *Solution* è pari a 1 poiché l'inlet2 è relativo all'ingresso della soluzione satura di bicarbonato.

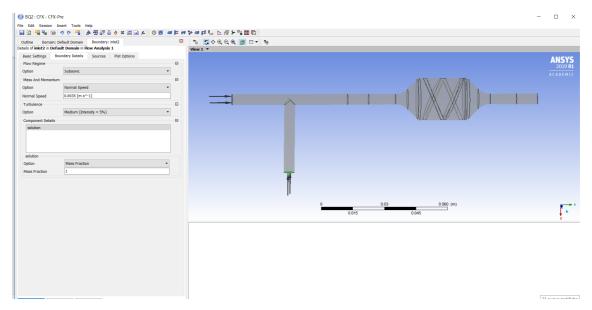


Figura 6.68: boundary conditions, inlet2

• Outlet: la pressione in uscita al miscelatore è stata settata pari a -175 mmHg.

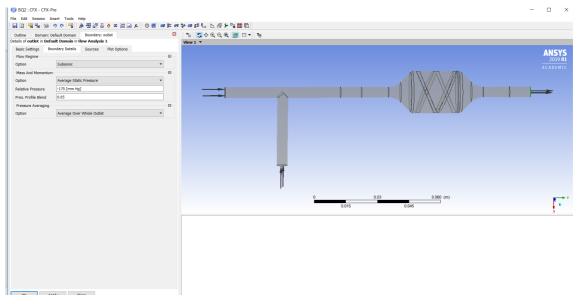


Figura 6.69: boundary conditions, outlet

• Wall_ext e Wall_Int

Per entrambe è stata settata la condizione di No Slip Wall e parete liscia.

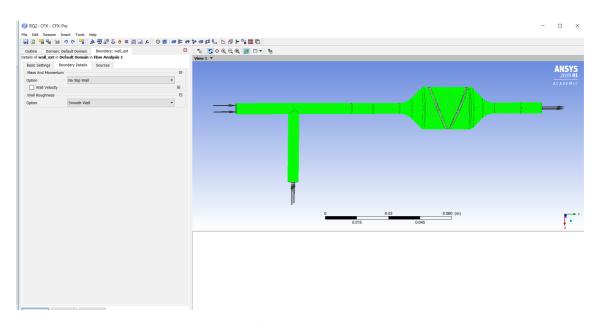


Figura 6.70: boundary conditions, wall_ext

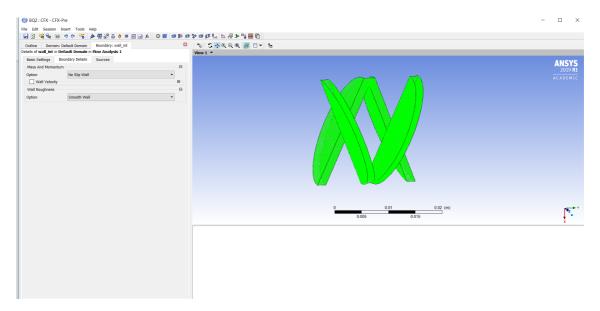


Figura 6.71 : boundary conditions, wall_int

Infine, si è impostato un massimo numero di iterazioni pari a 15000 e un valore di soglia dei residui pari a 1e⁻⁹.

6.4.3 Solver

Nella figura 6.72 sono rappresentati i residui.

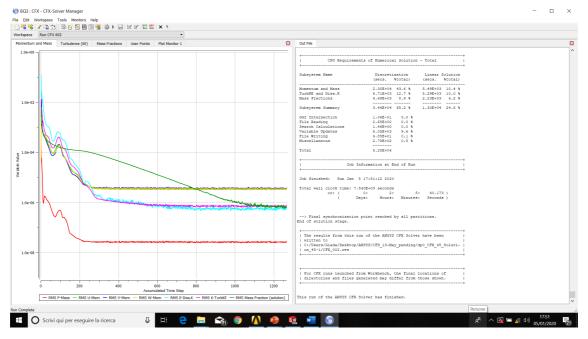


Figura 6.72: solver

Si nota che dopo un certo numero di iterazioni i residui raggiungono un valore stabile ed è quindi possibile fermare la simulazione.

6.4.4 POST PROCESSING

Nella figura 6.73 viene riportato il contour plot relativo alla pressione nel piano centrale del mixer.

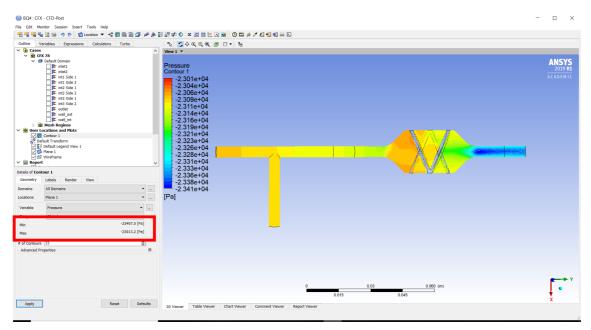


Figura 6.73: contour plot pressione

Se si osservano, nel riquadro rosso, i valori di pressione minima e massima si nota che si somigliano molto. Questo mixer introduce una perdita di carico molto bassa. Bisogna, d'altro canto, tenere in considerazione il fatto che il volume di flusso considerato è nettamente maggiore rispetto a quello dei casi precedenti.

Nelle figure sottostanti si riportano i contour plots relativi alla pressione nelle varie sezioni.

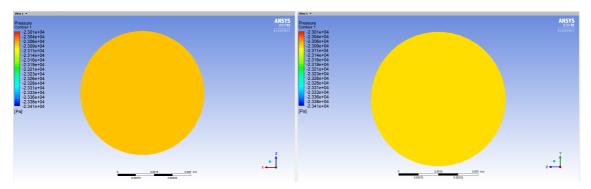


Figura 6.74: contiur plot pressione inlet1 e inlet 2

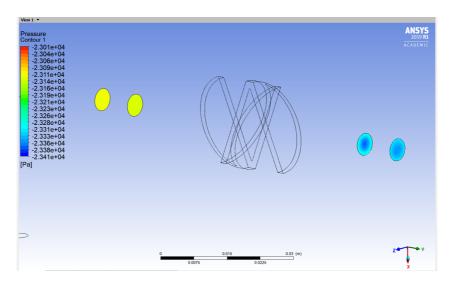


Figura 6.75: contour plot pressione sezioni mixer

Per avere un'idea quantitativa di tale perdita si può calcolare la differenza tra la pressione nella sezione 2 (sezione in ingresso del mixer) e la sezione 3 (sezione di uscita al mixer).

$$\Delta P = (P_{inMixer} - P_{outMixer})$$

Dove:

- ullet $P_{outMixer}$ è la pressione nella sezione di uscita del mixer
- $P_{inMixer}$ è la pressione nella sezione di ingresso del mixer

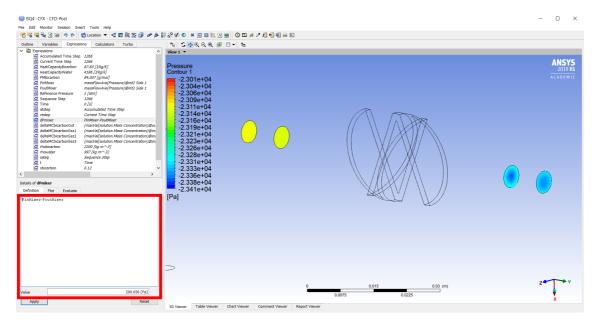


Figura 6.76: expression caduta di pressione mixer

La caduta di pressione di questo mixer è pari a circa 200 Pa, ovvero 0,002 Bar, con queste condizioni di ingresso. Si tratta di una perdita di carico quasi trascurabile.

La qualità della miscelazione viene valutata attraverso il delta di concentrazione della soluzione nella sezione di uscita, Outlet, del miscelatore.

Più basso sarà questo valore, più omogenea sarà la miscelazione in uscita dal miscelatore. Nelle figure sottostanti vengono riportati i contour plot relativi alla concentrazione di soluzione nel piano centrale e nelle varie sezioni di interesse.

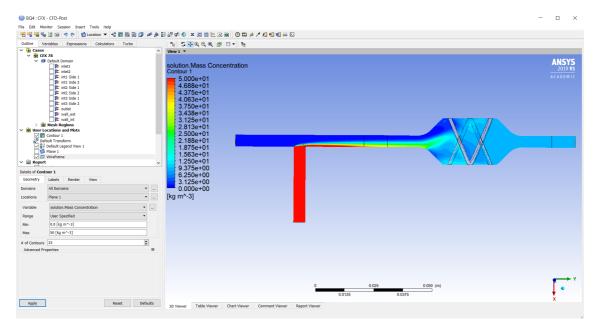


Figura 6.77 : contour plot concentrazione soluzione piano centrale

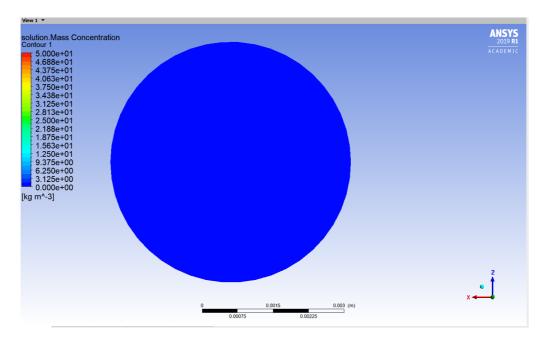


Figura 6.78: contour plot solution.mass concentration inlet 1

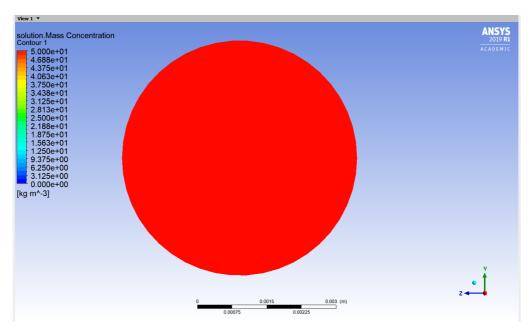


Figura 6.79: contour plot solution.mass concentration inlet 2

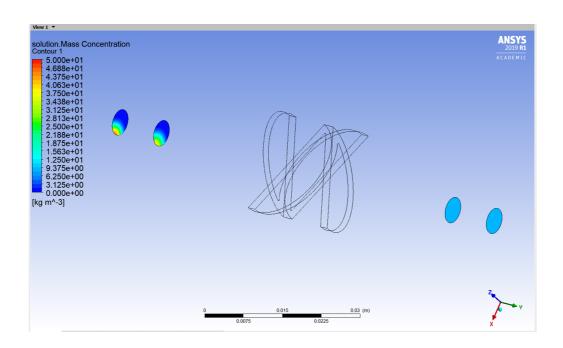


Figura 6.80: contour plot concentrazione soluzione sezioni

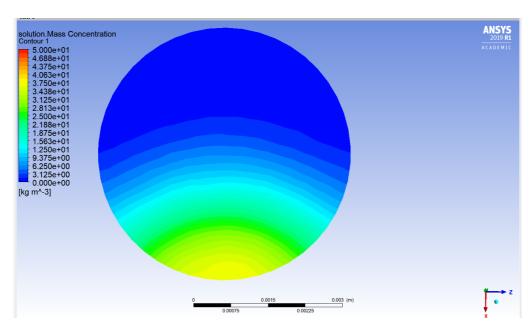


Figura 6.81: contour plot concentrazione soluzione sezione prima del mixer

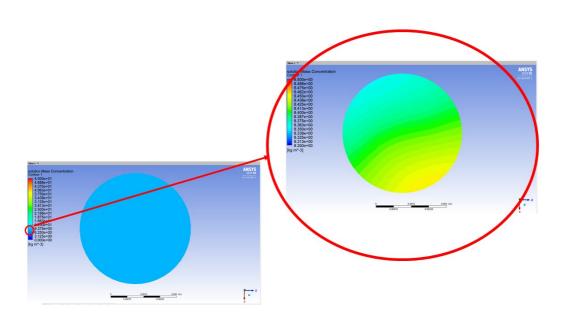


Figura 6.82: contour plot solution.mass concentration sezione dopo del mixer

La concentrazione della soluzione all'inlet 1 è omogenea e pari a 0 mentre all'inlet 2 è altissima.

Confrontando la sezione prima e dopo il mixer si osserva che la distribuzione della soluzione nella sezione diventa più omogenea. Mentre prima del miscelatore si nota

ancora la presenza di acqua nella parte superiore della sezione e la presenza di soluzione piuttosto concentrata nella parte inferiore, analizzando la sezione in uscita, sempre nello stesso range di concentrazioni, si ha una soluzione più omogenea. Focalizzandosi su un range di concentrazioni molto più ristretto, si è in grado di vedere in che modo la soluzione si distribuisce nella sezione.

Nella figura 6.83 è riportato valore massimo e il valore minimo di concentrazione sulla sezione prima del mixer ed è possibile, tramite la formula precedente, avere una stima della qualità di miscelazione.

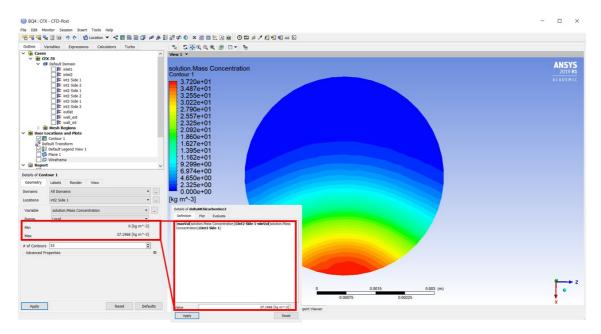


Figura 6.83 : delta di concentrazione prima del mixer

Prima del miscelatore si ha un delta di concentrazione pari a circa $37 \frac{Kg}{m^3}$. Nella sezione si vedono delle zone dove è presente acqua e nella parte inferiore della sezione si ha una concentrazione piuttosto alta di soluzione. Il delta è ancora piuttosto alto e, infatti, sono ancora ben visibili le due zone distinte.

Nella figura 6.84, la stessa analisi è stata fatta nella sezione in usicta dal mixer.

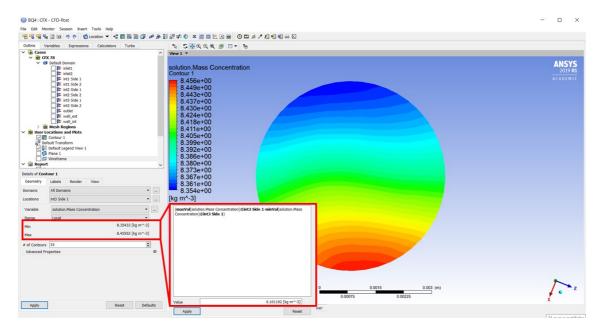


Figura 6.84: delta di concentrazione dopo del mixer

Nella sezione di uscita del miscelatore si ha un delta di concentrazione pari a circa $0.10 \frac{\kappa g}{m^3}$.

6.5 COMMENTI

Il modello matematico è stato utilizzato per confrontare tre diversi tipi di miscelatori nelle stesse condizioni di flusso.

Il primo analizzato è quello utilizzato attualmente nelle strumentazioni da dialisi Bellco, nel dettaglio Formula. Nel macchinario Flexya non viene invece utilizzato, in quanto, lavorando quest'ultima in depressione, e causando il miscelatore una caduta di pressione significativa, la pompa va in cavitazione.

Il secondo mixer preso in considerazione, è quello con elementi elicoidali. Dall'analisi è risultato apportare una perdita di carico nettamente inferiore e una qualità di miscelazione confrontabile.

Si è deciso di analizzare anche il mixer basato sull'effetto Venturi. In azienda sono presenti due modelli di questo mixer. Ne è stata ricostruita la geometria e ne è stato analizzato il funzionamento. È il miscelatore che dà risultati migliori. Apporta una perdita di carica quasi trascurabile e permette una miscelazione con un delta di concentrazione quasi nullo. D'altro canto questo miscelatore ha un volume fluido nettamente superiore

rispetto agli altri due analizzati quindi, i risultati non sono correttamente confrontabili con gli altri due perché è normale che la perdita di pressione sia inferiore in quanto, anche nella parte con le pale, la sezione non si restringe particolarmente. Inoltre, la geometria piuttosto significativa, potrebbe essere causa di problemi nel suo inserimento all'interno di un macchinario di dialisi con spazio interno ridotto.

La tabella sottostante è riassuntiva dei risultati ottenuti.

MIXER	ΔP _{mixer} [Pa]	$\Delta C_{solution} \left[\frac{\kappa g}{m^3} \right]$
Mixer con sfere	15000	1,75
Mixer con elementi elicoidali	1073	2,63
Mixer effetto Venturi	200	0,10

Miscelatori del tipo multistrato e a design aperto con lame non sono stati presi in considerazione perché ritenuti non adatti in questo campo di applicazione. Sono miscleatori che potrebbero creare problemi nel momento della pulizia e della sterilizzazione in quanto alcuni parti potrebbero essere difficili da raggiungere dal flusso di fluido.

Altri fattori che giocano un ruolo fondamentale nella scelta del miscelatore sono i costi di produzione: si deve cercare di ottenere un buon compromesso tra qualità e costo. Inoltre è da considerarsi anche il metodo di stampaggio per la produzione e quindi il materiale da utilizzare.

Fatte queste considerazioni, si è proceduto con la stampa 3D del miscelatore con elementi elicoidali.

Sono stati eseguiti dei test per valutare il corretto funzionamento del mixer e la validazione del modello matematico.

Capitolo 7

7. TEST PRATICI

Per uno studio qualitativo dei miscelatori, i parametri sui quali si è concentrata maggiormente l'attenzione nell'analisi numerica sono: caduta di pressione che comporta la presenza del miscelatore e qualità della miscelazione in uscita dal miscelatore.

Per valutare la qualità della miscelazione, come si è visto prima, si sono considerati valore massimo e valore minimo di concentrazione della soluzione nella sezione trasversale al flusso in uscita dal mixer. Da questi, è stata calcolata la variazione di concentrazione nella sezione.

Per validare i risultati ottenuti tramite simulazione numerica sono stati effettuati dei test pratici.

7.2 TEST CADUTA DI PRESSIONE

Per quanto riguarda la caduta di pressione è semplicemente stata misurata attraverso l'utilizzo di sensori di pressione. È stato utilizzato un banco di prova. La figura 7.1 riporta la parte di interesse del circuito idraulico utilizzato per questo test.

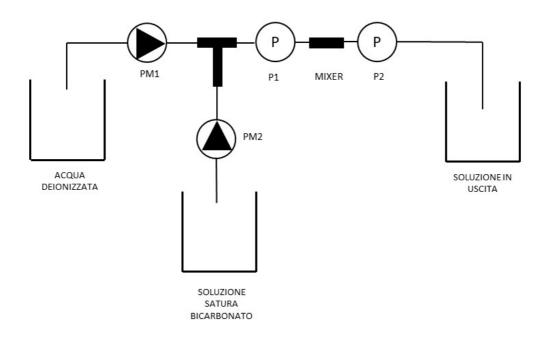


Figura 7.1: circuito idraulico test pressione

Si è utilizzata una soluzione satura di bicarbonato all'inlet 2 e acqua deionizzata all'inlet 1. Sono state utilizzate pompe peristaltiche e, per evitare l'effetto non continuo di tali pompe, sono state posizionate, prima del raccordo a T, due camere di gocciolamento. Si sono impostati valori di flusso pari a 500 mL/min per l'acqua deionizzata e pari a 4

mL/min per la soluzione di bicarbonato.

I valori di pressione misurati dai due sensori di pressione risultano necessari per il calcolo della caduta di pressione dovuta alla presenza del miscelatore. Effettuando una sottrazione tra i valori ottenuti dai due sensori di pressione, si ottiene un valore mediato di circa 15 mmHg, pari a circa 2000 Pa. È un valore più alto rispetto a quello ottenuto in simulazione, ma dobbiamo tenere in considerazione che nel caso reale la pressione non viene misurata nella sezione più prossima al mixer ma sono necessari dei tubi di interconnessione tra le varie componenti. Inoltre le giunzioni di tali tubi, tra di loro o tra le componenti, potrebbero causare ristringimenti o dilatazioni che comportano variazioni nella pressione. Risulta, comunque, un valore confrontabile a quello ottenuto in simulazione.

Lo stesso test è stato effettuato sostituendo il mixer elicoidale con il mixer riempito di sferette; in tal caso la caduta di pressione è nettamente più elevata come si era visto dalla simulazione. Si ottiene un valore di caduta di pressione mediato di circa 150 mmHg, pari a circa 20000 Pa, 0,2 bar. Anche in questo caso risulta un valore poco più alto rispetto a quello ottenuto con la simulazione ma confrontabile. Si devono sempre tenere in conto le motivazioni enunciate prima.

7.3 TEST QUALITÀ MISCELAZIONE

Per la valutazione della qualità di miscelazione è stato utilizzato un potenziostato.

7.3.1 Potenziostato

Un potenziostato è un hardware elettronico necessario per controllare una cella a tre elettrodi : elettrodo di riferimento, elettrodo di lavoro ed elettrodo ausiliario.

Si consideri la cella di elettrolisi riportata in Figura 7.2 dove: E è l'elettrodo di lavoro, ER elettrodo di riferimento; CE il controelettrodo con cui E scambia corrente.

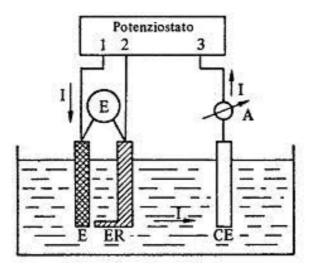


Figura 7.2: funzionamento potenziostato

L'elettrodo di riferimento presenta un potenziale di elettrodo stabile e ben determinato, indipendente dall'intensità di corrente che attraversa la cella elettrochimica in cui si trova. L'elettrodo di riferimento è "idealmente non polarizzabile": per rendere trascurabile il passaggio di corrente attraverso tale elettrodo deve essere inserito in un circuito ad alta impedenza.

L'elettrodo di lavoro è l'elettrodo sul quale avviene la reazione di interesse. È direttamente responsabile della misura. In relazione al fatto che la reazione sull'elettrodo sia una riduzione o un' ossidazione, l'elettrodo di lavoro può essere considerato catodico o anodico.

L'elettrodo ausiliario, spesso chiamato anche controelettrodo, è un elettrodo con lo scopo di garantire il flusso di corrente attraverso la cella elettrochimica. Viene utilizzato per assicurare che la corrente non circoli attraverso l'elettrodo di riferimento, il che influenzerebbe il potenziale dell'elettrodo di riferimento.

Questi elettrodi vengono collegati al potenziostato, cioè ad un generatore di corrente a 3 morsetti, atto a fornire un valore di corrente fra E e CE, tale che la tensione fra E ed ER abbia un valore prefissato. Nella figura 7.3 viene riportato lo schema a blocchi del potenziostato.

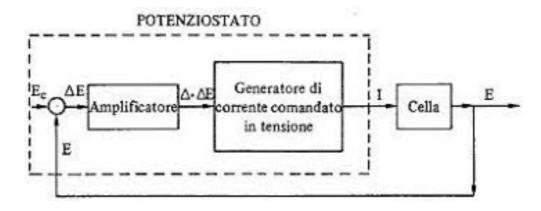


Figura 7.3: schema a blocchi potenziostato

Il potenziale V dell'elettrodo (rispetto al riferimento utilizzato) è confrontato con una tensione campione Vc mediante un apparato atto a fornire un segnale proporzionale alla differenza (V - Vc) = DV. Questo segnale, amplificato, è trasmesso ad un generatore di corrente comandato in tensione, il quale agisce sulla corrente I in maniera tale da far

variare V fino ad annullare la differenza (V - Vc). Un amperometro in serie alla cella consente di leggere il valore di I per ogni valore imposto V = Vc del potenziale dell'elettrodo.

Utilizzando il potenziostato si possono costruire le caratteristiche i = i(V) con valori della densità di corrente misurate in corrispondenza ad ogni valore imposto del potenziale V.

Nel dettaglio è stato utilizzato il potenziostato/galvanostato Autolab PGSTAT204 di Metrohm. Lo strumento include un potenziostato / galvanostato di base con una tensione di conformità di 20 V e una corrente massima di 400 mA.

Il potenziostato può essere espanso in qualsiasi momento con un modulo aggiuntivo.

In questo caso, avendo necessità di utilizzare 4 elettrodi di lavoro, è stato integrato con un mux- multiple cells/multiple electrodes.

La serie di moduli MUX consente di eseguire esperimenti elettrochimici su più celle o più elettrodi di lavoro, in sequenza. Nel dettaglio si aveva a disposizione un MUX.SCNR16. Quest'ultimo viene utilizzato per il multiplexing della connessione dell'elettrodo di lavoro dell'Autolab. Ciò consente misurazioni sequenziali su celle che condividono lo stesso elettrodo di riferimento e ausiliario ma elettrodo di lavoro diverso.

Per controllare tutti gli strumenti e gli accessori Autolab è stato utilizzato il software di elettrochimica di Metrohm Autolab, NOVA.

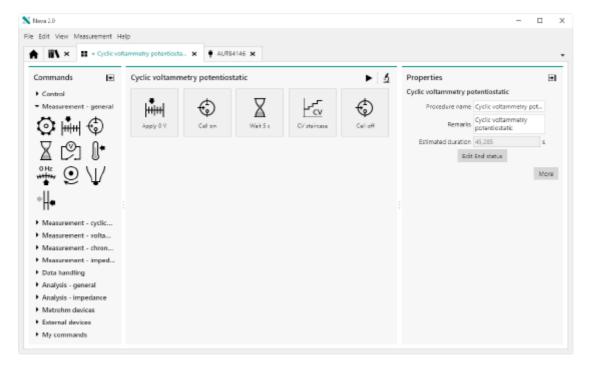


Figura 7.4 : interfaccia Nova

7.3.2 Descrizione test

L'idea di base di questo test è quella di utilizzare il potenziostato con 4 elettrodi per misurare la corrente in quattro punti distinti in una sezione, trasversale alla direzione di flusso, più prossima possibile all'uscita del mixer.

Il test è stato ripetuto sia con il mixer elicoidale sia con un tubo vuoto delle stesse dimensioni del mixer.

Anche in questo caso è stata utilizzata acqua deionizzata per l'ingresso 1 e soluzione satura di bicarbonato per l'ingresso 2.

È stata utilizzata una pompa peristaltica come pompa di mandata all'inlet 1 ed è stata inserita una camera di gocciolamento per evitare il flusso non continuo dato dalla pompa peristaltica. All'inlet 2, invece, la soluzione è stata iniettata tramite siringa in maniera continua.

Per inserire i 4 elettrodi in uscita dal mixer è stata disegnata, con il software SolidWorks, e poi stampata, una struttura che permettesse di contenere gli elettrodi e permettesse loro la misura della corrente in 4 punti del flusso a 90°.

Nella figura sottostante viene riportata la struttura stampata per l'inserimento degli elettrodi.

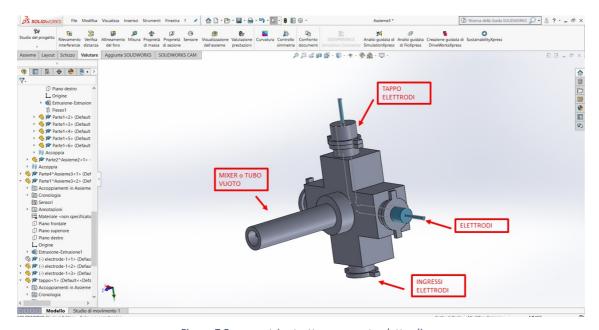


Figura 7.5: geometria struttura supporto elettrodi

Si tratta di una struttura che prevede l'inserimento di 4 elettrodi, bloccati tramite il tappo. La struttura viene collegata con il mixer in modo che, il flusso di fluido, una volta uscito dal miscelatore, passa nella sezione interna a tale struttura dove, come si vede dalla sezione in immagine 126, si trovano le punte degli elettrodi che misureranno la corrente in 4 punti a 90° l'un l'altro sulla stessa sezione.

Il diametro interno della sezione circolare interna alla struttura è uguale al diametro interno del miscelatore.

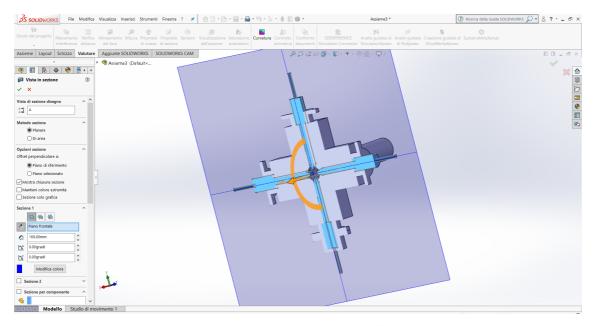


Figura 7.6: sezione struttura supporto elettrodi

L'elettrodo di riferimento è stato invece posizionato prima del mixer.

Nella figura 7.7 è riportata una foto rappresentante questa parte di banco.

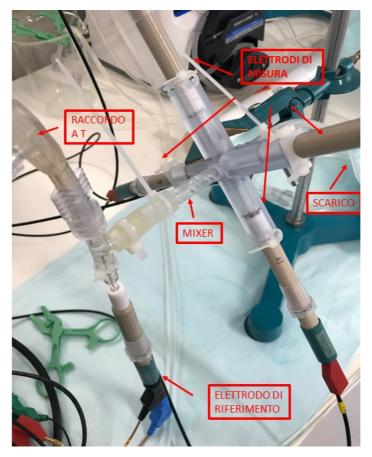


Figura 7.7

Quello che ci si aspetta è avere delle correnti misurate dai quattro elettrodi circa uguali quando il test viene eseguito con il miscelatore: in questo caso la soluzione in uscita dovrebbe essere ben miscelata, di conseguenza la corrente letta nei 4 punti dovrebbe essere la stessa. Nel caso di tubo vuoto invece i quattro elettrodi dovrebbero leggere dei valori di corrente differenti in quanto, essendo la soluzione non miscelata, in base alla concentrazione di soluzione in quel punto, viene letto un valore di corrente differente. Per entrambi i test è stata imposta una tensione di 4V.

7.3.3 Risultati

7.3.3.1 Tubo vuoto

Di seguito vengono riportati i risultati per quanto riguarda il test eseguito con il tubo vuoto al posto del miscelatore.

Le tabelle sottostanti riportano i valori letti da ogni elettrodo.

	CAN	IALE 1		CANALE 2				
	POTENZIALE	CORRENTE		POTENZIALE CORRENTE				
Time	(V)	(A)	corr. Time (s)	Time	(V)	(A)	corr. Time (s)	
2,39992	4,00146	0,00017	0	3,41076	3,99994	0,000244	0	
2,49992	4,00055	0,000176	0,1	3,51076	4,00116	0,000234	0,1	
2,59992	4,00085	0,000185	0,2	3,61076	4,00085	0,00022	0,2	
2,69992	4,00055	0,000175	0,3	3,71076	4,00055	0,000197	0,3	
2,79992	4,00085	0,00016	0,4	3,81076	4,00085	0,000176	0,4	
2,89992	4,00024	0,000148	0,5	3,91076	4,00085	0,000172	0,5	
2,99992	4,00116	0,000147	0,6	4,01076	4,00085	0,000182	0,6	
3,09992	4,00024	0,000152	0,7	4,11076	4,00085	0,000193	0,7	
3,19992	4,00116	0,000164	0,8	4,21076	4,00055	0,000192	0,8	
3,29992	4,00116	0,000167	0,9	4,31076	4,00116	0,000205	0,9	

	CAN	IALE 3		CANALE 4			
	POTENZIALE	CORRENTE			POTENZIALE	CORRENTE	
Time	(V)	(A)	corr. Time (s)	Time	(V)	(A)	corr. Time (s)
4,42159	4,00116	0,000319	0	5,43243	4,00055	0,00031	0
4,52159	4,00238	0,000298	0,1	5,53243	4,00208	0,000257	0,1
4,62159	4,00177	0,00026	0,2	5,63243	4,00085	0,000228	0,2
4,72159	4,00238	0,000224	0,3	5,73243	4,00208	0,000217	0,3
4,82159	4,00116	0,000217	0,4	5,83243	4,00177	0,000221	0,4
4,92159	4,00085	0,000224	0,5	5,93243	4,00085	0,000236	0,5
5,02159	4,00055	0,000238	0,6	6,03243	4,00116	0,000232	0,6
5,12159	4,00024	0,00024	0,7	6,13243	4,00116	0,000245	0,7
5,22159	4,00055	0,000257	0,8	6,23243	4,00116	0,000259	0,8
5,32159	4,00055	0,000258	0,9	6,33243	4,00085	0,000246	0,9

Di seguito vengono riportati il valore medio di corrente per ogni canale, il valore massimo e i valori normalizzati.

<c> (A)</c>					C_{max}	(A)	
Ch 1	Ch2	Ch 3	Ch4	Ch1	Ch2	Ch3	Ch4
0,000164	0,000202	0,000253	0,000245	0,000185	0,000244	0,000319	0,00031
	<c> norm</c>	nalized (-)		C _{max} normalized (A)			
Ch1	Ch2	Ch3	Ch4	Ch1	Ch2	Ch3	Ch4

Dove <C> è il valore medio di corrente, per ogni canale, C_{max} è il valore massimo di corrente per ogni canale. <C> normalized è il valore medio di corrente normalizzato al massimo dei valori medi. C_{max} normalized è invece il valore C_{max} normalizzato al massimo valore dei C_{max} .

7.3.3.2 Mixer

Di seguito vengono riportati i risultati per quanto riguarda il test eseguito con il miscelatore.

Le tabelle sottostanti riportano i valori letti da ogni elettrodo.

CANALE 1				CANALE 2			
	POTENZIALE	CORRENTE			POTENZIALE	CORRENTE	
Time	(V)	(A)	corr. Time (s)	Time	(V)	(A)	corr. Time (s)
1,65991	4,00055	0,000216	0	2,67074	4,00116	0,000227	0
1,75991	4,00146	0,000222	0,1	2,77074	4,00116	0,000239	0,1
1,85991	4,00055	0,000241	0,2	2,87074	4,00055	0,00025	0,2
1,95991	4,00146	0,000249	0,3	2,97074	4,00055	0,00024	0,3
2,05991	4,00116	0,000246	0,4	3,07074	4,00085	0,000226	0,4
2,15991	4,00146	0,000224	0,5	3,17074	4,00085	0,000196	0,5
2,25991	4,00055	0,000198	0,6	3,27074	4,00146	0,000176	0,6
2,35991	4,00085	0,000177	0,7	3,37074	4,00085	0,000169	0,7
2,45991	4,00085	0,000174	0,8	3,47074	3,99994	0,000184	0,8
2,55991	4,00085	0,000179	0,9	3,57074	4,00055	0,000192	0,9

CANALE 3				CANALE 4			
	POTENZIALE	CORRENTE			POTENZIALE	CORRENTE	
Time	(V)	(A)	corr. Time (s)	Time	(V)	(A)	corr. Time (s)
3,68158	4,00116	0,000243	0	4,69242	4,00116	0,000248	0
3,78158	4,00085	0,000254	0,1	4,79242	4,00024	0,000244	0,1
3,88158	4,00055	0,000248	0,2	4,89242	4,00146	0,000219	0,2
3,98158	4,00146	0,000228	0,3	4,99242	4,00024	0,000199	0,3
4,08158	3,99994	0,000197	0,4	5,09242	4,00177	0,000173	0,4
4,18158	4,00085	0,000173	0,5	5,19242	4,00085	0,000164	0,5
4,28158	4,00146	0,000174	0,6	5,29242	4,00085	0,00017	0,6
4,38158	4,00116	0,000176	0,7	5,39242	4,00055	0,000189	0,7
4,48158	4,00055	0,000185	0,8	5,49242	4,00024	0,000194	0,8
4,58158	4,00055	0,000196	0,9	5,59242	4,00116	0,000206	0,9

Di seguito vengono riportati il valore medio di corrente per ogni canale, il valore massimo e i valori normalizzati.

	<c:< th=""><th>> (A)</th><th></th><th colspan="4">C max (A)</th></c:<>	> (A)		C max (A)				
Ch1	Ch2	Ch3	Ch4	Ch1	Ch2	Ch3	Ch4	
0,000213	0,00021	0,000207	0,000201	0,000249	0,00025	0,000254	0,000248	
	<c> normalized (-)</c>				C max normalized (A)			
Ch1	Ch2	Ch3	Ch4	Ch1	Ch2	Ch3	Ch4	
1,00	0,99	0,98	0,94	0,98	0,98	1,00	0,98	

Dove <C> è il valore medio di corrente, per ogni canale, C_{max} è il valore massimo di corrente per ogni canale. <C> normalized è il valore medio di corrente normalizzato al massimo dei valori medi. C_{max} normalized è invece il valore C_{max} normalizzato al massimo valore dei C_{max} .

7.3.3.3 Grafici e considerazioni

I grafici sottostanti riportano:

- i valori di corrente media normalizzata, confrontando i valori del test con tubo vuoto e test con mixer;
- i valori di corrente massima normalizzata confrontando sempre i valori dei due test.

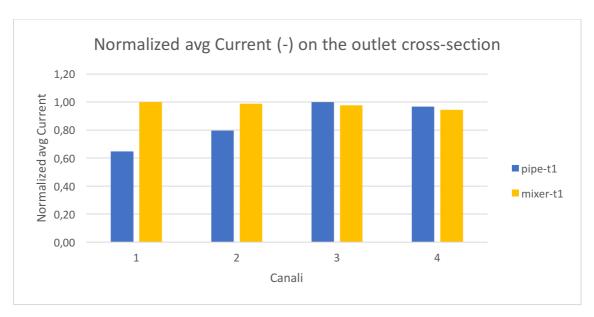


Figura 7.8: corrente media normalizzata

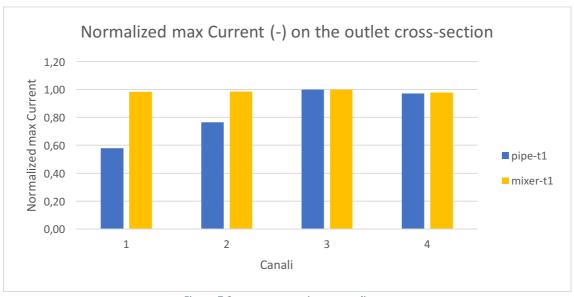


Figura 7.9: corrente massima normalizzata

I risultati ottenuti tramite questo tipo di test sono molto significativi. Analizzando, infatti, i valori numerici di corrente ottenuti in entrambi i test si osserva che si hanno valori di corrente circa uguali nei 4 canali per quanto riguarda il test con il mixer e valori più discordanti nel test con il tubo vuoto. Questi risultati sono meglio osservabili nei grafici sopra riportati.

Le colonne gialle indicano i valori relativi alla corrente nei 4 canali nel test con il mixer; le colonne blu i valori di corrente relativi al tubo vuoto. I valori ottenuti rispecchiamo quello che era stato previsto. Utilizzando il miscelatore, i due flussi in ingresso riescono a miscelarsi e, infatti, la corrente letta nei 4 punti di analisi nella sezione in uscita dal mixer è circa la stessa. Utilizzando un tratto di tubo vuoto, al posto del miscelatore, i due flussi non riescono a miscelarsi bene: infatti i valori di corrente letti con gli elettrodi nella stessa sezione sono discordanti tra di loro.

Quelli riportati sotto sono altri grafici significativi degli stessi risultati che aiutano meglio a comprendere i valori letti proprio nei punti specifici della sezione.

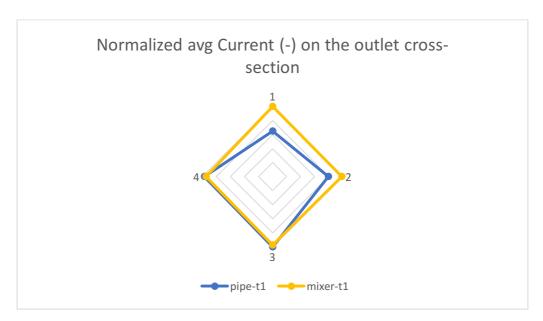


Figura 7.10: corrente media normalizzata

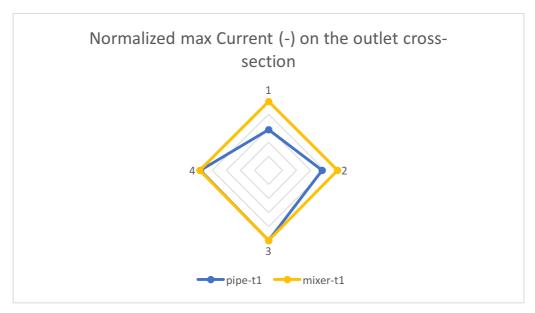


Figura 7.11 : corrente massima normalizzata

Si nota che le linee gialle seguono quasi perfettamente il quadrato, in quanto si hanno valori circa uguali per i quattro punti di analisi. Le linee blu, rappresentanti il caso di tubo vuoto, invece, non disegnano il quadrato avendo valori molto diversi nei quattro punti di analisi.

Capitolo 8

8. TEST SU MACCHINA

Verificati perdita di carico e corretta miscelazione, il miscelatore è stato direttamente testato in macchina; nel dettaglio è stato testato su Flexya.

Flexya grazie al design a tre pompe e il software avanzato consente di eseguire la maggior parte dei trattamenti di emodialisi oggi disponibili per soddisfare le esigenze terapeutiche di ciascun paziente.

Poiché l'attuale miscelatore a disposizione, quello riempito con sferette, apporta una perdita di pressione troppo alta, mandando in cavitazione la pompa, la miscelazione avviene attraverso un lungo tratto di tubo aggiunto dopo il raccordo a T dove si ha lo scontro tra i due flussi di fluido. L'immagine 8.1 mostra la parte di circuito idraulico relativa alla miscelazione.

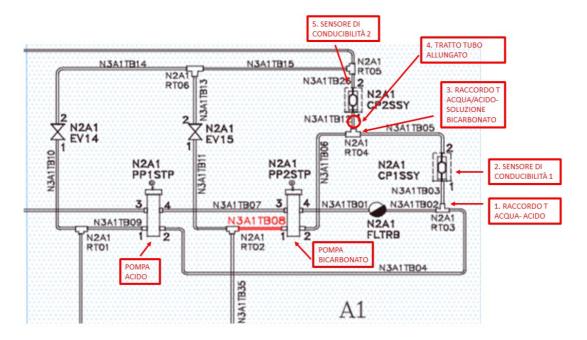


Figura 8.1: circuito idraulico miscelazione

Nella macchina la miscelazione viene controllata attraverso le sonde di conducibilità. Conducibilità e concentrazione sono direttamente proporzionali; è stato, allora, impostato un valore di conducibilità che, una volta raggiunto e diventato stabile, rappresenta la corretta miscelazione dei fluidi. Questo valore è impostato a 14 S ± 5%. Quando il valore di conducibilità rientra all'interno di questo intervallo di valori, la macchina è pronta per il trattamento. È stato impostato anche un altro valore di soglia, pari a 15S, oltre il quale la macchina va in errore e non è più possibile continuare con il trattamento.

Sono stati eseguiti diversi test per valutare il modo in cui la stabilità, e quindi la corretta miscelazione, viene raggiunta. Sono stati eseguiti test sia con l'utilizzo che senza l'utilizzo del miscelatore.

8.1 TEST CONFIGURAZIONE ATTUALE

Il primo test effettuato è stato senza apportare alcuna modifica al circuito idraulico. Quindi è stata fatta partire la macchina ed è stato avviato il processo di preparazione che termina quando la conducibilità risulta stabile e con un valore che rientra nei valori di soglia.

L'immagine sottostante riporta la configurazione degli ingressi come da circuito idraulico.

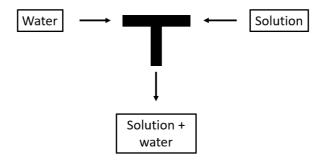


Figura 8.2: configurazione ingressi test1

Nel circuito idraulico i due ingressi si scontrano tra di loro per poi seguire in direzione perpendicolare.

Analizzando i dati del DataLog di macchina, di seguito viene riportato il grafico che mostra il comportamento della conducibilità in funzione del tempo.

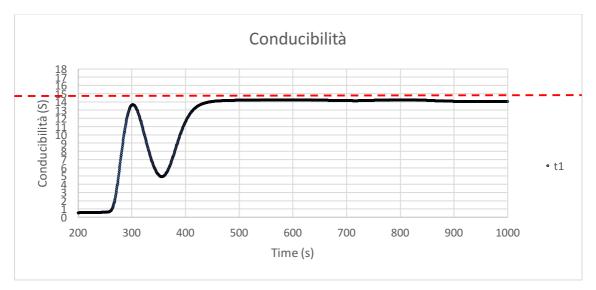


Figura 8.3 : grafico conducibilità nel tempo

La conducibilità si stabilizza dopo una prima fluttuazione, non superando mai il valore di soglia di 15S.

8.2 TEST CONFIGURAZIONE ATTUALE PIÙ MIXER

Il secondo test è stato fatto sempre mantenendo inalterato il circuito idraulico con la sola aggiunta del miscelatore elicoidale.

L'immagine sottostante riporta la configurazione del test.

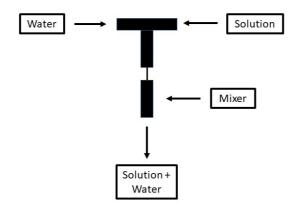


Figura 8.4: configurazione ingressi test 2

È stata condotta anche un'analisi in Ansys con questa configurazione.

L'immagine 8.5 ne riporta la geometria.

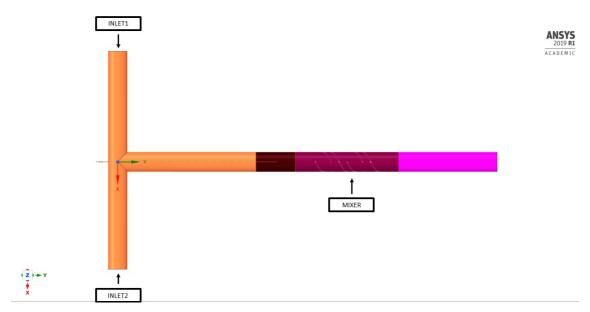


Figura 8.5: geometria nuova configurazione

L'analisi Ansys è stata condotta allo stesso modo delle analisi precedenti (figura 8.6).

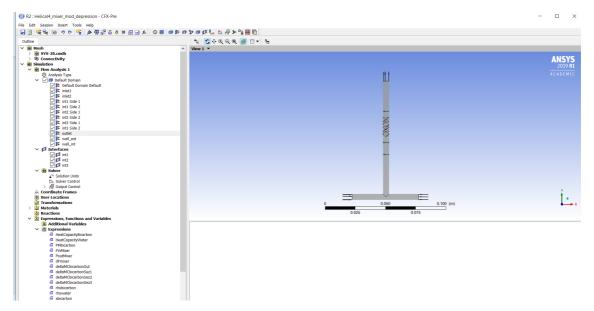


Figura 8.6: setup del sistema

Di seguito si riportano i risultati ottenuti.

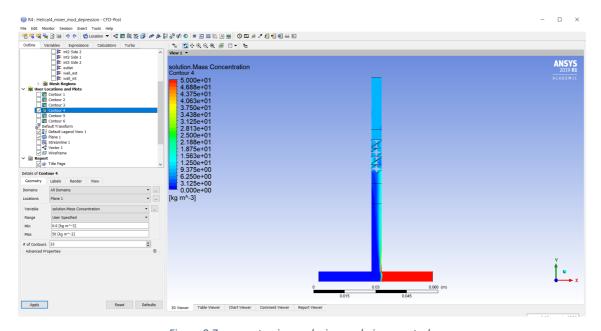


Figura 8.7: concentrazione soluzione nel piano centrale

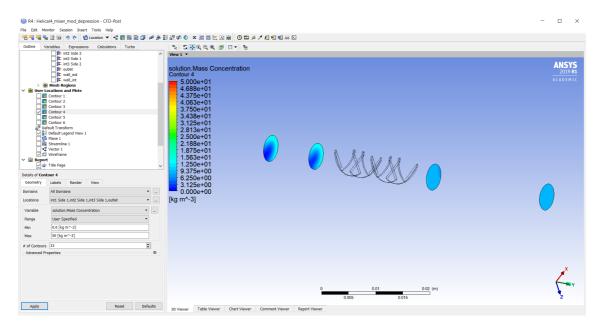


Figura 8.8: concentrazione soluzioni sezioni intermedie

Se si restringe il range di concentrazioni, si riesce ad avere un risultato più significativo dell'azione del mixer (figura 8.9).

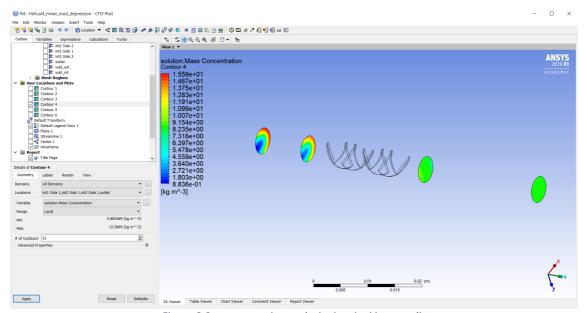


Figura 8.9: concentrazione soluzioni sezioni intermedie

Quello che però più ci interessa è andare a fare un confronto quantitativo, con l'altra configurazione di ingressi, per quanto riguarda i valori di concentrazione.

Nella figura 8.10 viene riportata la concentrazione nella sezione precedente il miscelatore con il rispettivo delta di concentrazione.

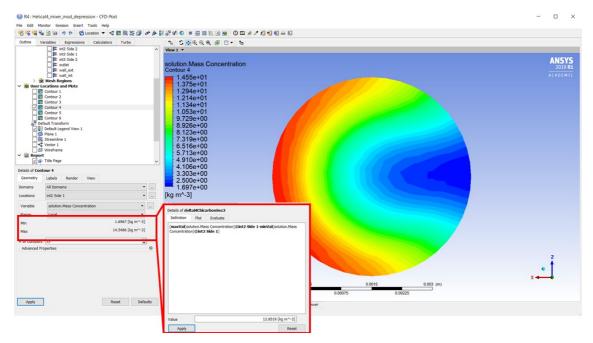


Figura 8.10: concentrazione soluzione sezione precedente al miscelatore

Il delta di concentrazione nella sezione prima del miscelatore risulta molto più basso rispetto all'altra configurazione. Questo perché, scontrandosi i due flussi di ingresso, quello della soluzione che ha una velocità nettamente inferiore, risulta "bloccato", e quindi, passa una quantità di soluzione minore rispetto all'altra configurazione, dove la soluzione dell'ingresso 2 viene trasportata dal flusso a velocità maggiore dell'ingresso 1. Si ricorda che il delta di concentrazione in questa sezione, per l'altra configurazione, è di circa $33 \frac{Kg}{m^3}$, invece in questo caso è di circa $13 \frac{Kg}{m^3}$.

Nella figura 8.11 viene, invece, riportata l'analisi della sezione dopo il miscelatore.

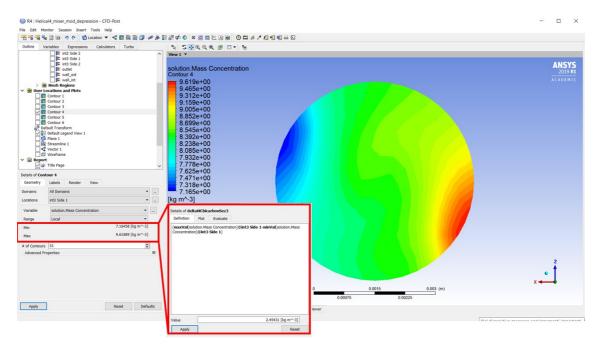


Figura 8.11: concentrazione soluzione sezione dopo il mixer

Nella sezione subito dopo il miscelatore il delta di concentrazione non varia molto rispetto all'altra configurazione di ingressi: in questa configurazione si ha un delta di 2.45 $\frac{Kg}{m^3}$ mentre nell'altra di circa 2.60 $\frac{Kg}{m^3}$. Per quanto riguarda, invece, proprio il valore massimo e il valore minimo della concentrazione della soluzione sono confrontabili. Di seguito viene riportato il grafico che mostra il comportamento della conducibilità in funzione del tempo.

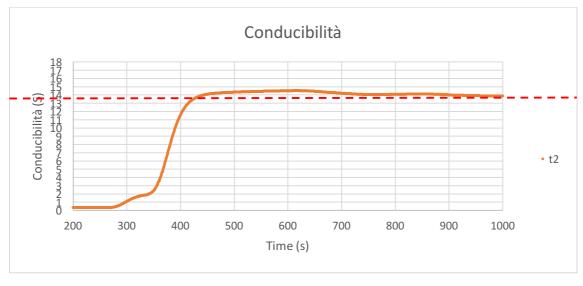


Figura 8.12: grafico conducibilità nel tempo

La conducibilità si stabilizza circa nello stesso arco temporale, però con l'utilizzo del mixer viene eliminata la prima fluttuazione e il valore massimo viene raggiunto gradualmente.

8.3 TEST ROTAZIONE INGRESSI

In questo test l'idea è stata quella di ruotare gli ingressi in modo da non avere uno scontro tra i due flussi ma avere un trasporto del flusso secondario dal flusso primario. È stato previsto anche l'utilizzo del miscelatore.

L'immagine sottostante riporta la configurazione degli ingressi per questo test.

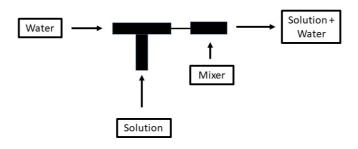


Figura 8.13: configurazione ingressi test3

Come visto dal confronto fatto nel test precedente, con questa configurazione degli ingressi, nella sezione prima del mixer si ha una concentrazione della soluzione maggiore, in quanto, con questa configurazione nel punto di incontro tra i due ingressi, riesce a passare più soluzione. Ci si potrebbe, quindi, aspettare un valore di conducibilità più alto rispetto alla configurazione in cui i due flussi di fluido si scontrano.

Di seguito viene riportato il grafico che mostra il comportamento della conducibilità in funzione del tempo.

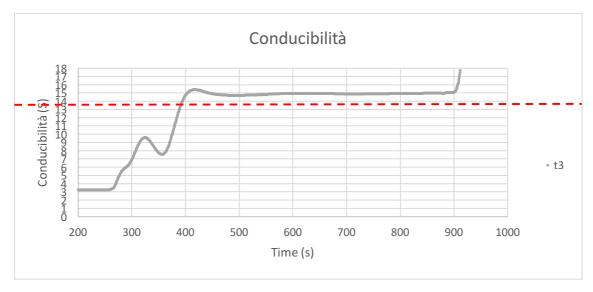


Figura 8.14: grafico conducibilità nel tempo

Come previsto, la conducibilità raggiunge subito un valore troppo alto, e la macchina non permette di continuare il trattamento.

8.4 CONSIDERAZIONI

Nell'immagine sottostante viene riportato il grafico della conducibilità in funzione del tempo per tutti e tre i casi.

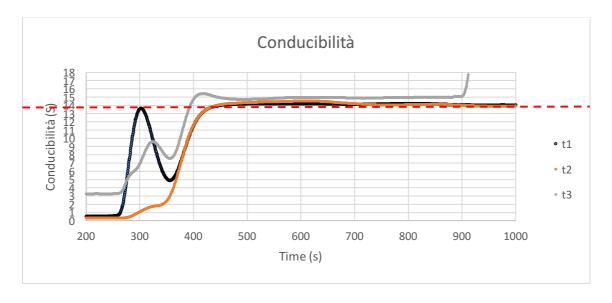


Figura 8.15: conducibilità nel tempo (test 1, test 2, test3)

Riportando su uno stesso grafico i risultati di tutti i test si può avere un'idea più chiara.

La linea nera e la linea arancione descrivono il comportamento della conducibilità nel tempo con la stessa configurazione degli ingressi, con l'unica differenza che nel secondo test, linea arancione, è stato utilizzato anche il mixer. L'andamento della conducibilità è simile una volta che si è stabilizzata. Il tempo impiegato per la stabilizzazione è lo stesso; l'unica differenza si ha negli istanti di tempo precedenti la stabilizzazione. Nel caso senza mixer la conducibilità ha delle fluttuazioni; viceversa, utilizzando il miscelatore, il valore di conducibilità aumenta gradualmente senza fluttuazioni. Questo può risultare positivo ed evitare dei picchi che, in alcuni casi, potrebbero superare il valore massimo di soglia e mandare quindi in allarme la strumentazione.

La linea grigia, invece, rappresenta l'andamento della conducibilità nel tempo nel caso in cui vengano invertiti gli ingressi.

Come era stato previsto dalla simulazione si ha un passaggio di soluzione maggiore, quindi la concentrazione della soluzione sarà più alta con questa configurazione e, di conseguenza, sarà più alta la conducibilità. Infatti, la macchina va in allarme in quanto viene superato il valore di soglia.

Focalizzando l'attenzione nell'intervallo di valori consentiti per la conducibilità (14 S \pm 5%) si può vedere che, quando la conducibilità ha raggiunto il suo livello stabile, sia per il test 1 che per il test 2, non supera mai i valori di soglia ma si mantiene all'interno dell'intervallo consentito.

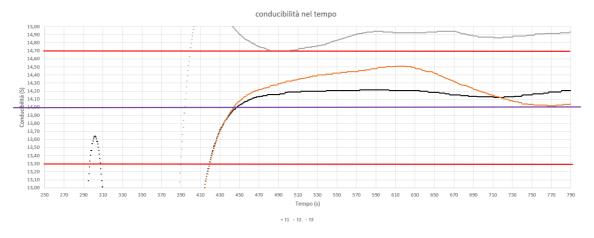


Figura 8.16: conducibilità nel tempo

Il miscelatore ha apportato migliorie negli istanti antecedenti la miscelazione consentendo un aumento della conducibilità graduale; inoltre, non ha causato difficoltà per quanto riguarda la caduta di pressione. Infatti, la macchina, non ha mai dato problemi di cavitazione quando stava lavorando con il mixer inserito nel circuito idraulico.

Capitolo 9

9. CONCLUSIONI

Scopo di questa tesi lo studio di un miscelatore in linea, da utilizzare in strumentazione per dialisi e, nel dettaglio, di un modello matematico per la scelta di un miscelatore ideale, in base a determinate condizioni di utilizzo.

In primis è stato condotto uno studio sui miscelatori presenti in commercio. Da una valutazione sulle caratteristiche tecniche e su un possibile utilizzo in un macchinario per dialisi sono stati scelti quelli di maggior interesse.

Dopo questo studio prettamente teorico, la parte sperimentale del progetto: la definizione di un modello matematico.

Essendo un modello matematico una rappresentazione quantitativa di un fenomeno naturale, il suo scopo è quello di rappresentare, nella maniera più dettagliata possibile, un fenomeno.

Partendo da dati del mondo reale, è stato formulato, con il software Ansys, un modello matematico che lo rispecchi il più possibile.

Attraverso la risoluzione di tale modello si è giunti a una seria di conclusioni matematiche che, mediante oggettive interpretazioni, hanno condotto a previsioni sui risultati reali. Ci si è soffermati soprattutto su due grandezze fondamentali per una classificazione dei miscelatori: caduta di pressione causata dal mixer e qualità di miscelazione. Con lo studio si è cercato di minimizzare queste due quantità.

Considerato il mixer con elementi elicoidali quello che porta a migliori risultati ne è stato stampato un prototipo che ha permesso di effettuare dei test per confermare gli effettivi risultati ottenuti tramite simulazione.

Confermata l'efficacia di tale modello matematico, il mixer è stato testato anche su Flexya, macchinario per emodialisi.

In questo contesto, è stata dimostrata la buona performance sia del miscelatore, quanto del modello matematico. L'utilizzo del miscelatore ha apportato migliorie nella preparazione della macchina, evitando fluttuazioni nella conducibilità che, in alcuni casi, potrebbero causare problemi mandando in allarme la macchina. Durante questi test è stato riutilizzato anche il modello matematico per testare nuove configurazioni di ingressi. I risultati ottenuti tramite simulazione si sono confermati nel test.

Si può quindi concludere che il modello matematico è un modello piuttosto robusto che permette di fare delle previsioni corrette.

In questo lavoro di tesi è stato utilizzato, infatti, per due diversi scopi: in primis per la classificazione di diversi modelli di miscelatore e, in un secondo momento, per lo studio di diverse configurazioni di ingressi.

Si potrebbe pensare di consolidare ulteriormente il modello, magari aggiungendo una lista di *Materials* più ampia e più accurata in modo da poterlo utilizzare per lo studio di miscelazione di diversi fluidi.

Per quanto, invece, riguarda il miscelatore, sono stati effettuati ulteriori studi ed ulteriori test su macchina: variazione del numero di elementi elicoidali all'interno del miscelatore e diametro delle sezioni di ingresso. Queste analisi hanno condotto a dei risultati che potrebbero essere utilizzati per studi futuri e ci dimostrano la trasversalità dell'utilizzo del modello per diversi tipi di analisi. In base alle esigenze che ci si trova davanti si possono condurre studi differenti, utilizzando il medesimo modello, ottenendo risultati plausibili ed affidabili.

10. Bibliografia

- [1] D. C. M. R. L. N. C. P. L. D. C. A. I. L. Z. C. G. L. C. G. V. D. G. S. De Nicola L1 e A.-S. R. Group., «Prevalence and cardiovascular risk profile of chronic kidney disease in Italy: results of the 2008-12 National Health Examination Survey.,» *Nephrology Dialysis Transplantation*, n. 30, pp. 806-814, 2015.
- [2] A. Santoro, «La personalizzazione della terapia emodialitica: la dialisi non è una lavatrice,» *Giornale Italiano di Nefrologia,* Vol. %1 di %2-, n. -, pp. -, 2017.
- [3] F. G. J. E. F. M. F. M. G. L. A. C. a. S. M. B. Katherine E. Lynch, «Sodium Modeling to Reduce Intradialytic Hypotension during Haemodialysis for Acute Kidney Injury in the Intensive Care Unit,» in *nephrology*, -, Sydney Tang, 2016, pp. 870-877.
- [4] F. E. M. E. Santoro A1, «Biofeedback-driven dialysis: where are we?,» *Contrib Nephrol,* n. 161, pp. 199-209, 2008.
- [5] M. F. M.A. Perniola, *meccanismi di biofeedback e nuove tecniche dialitiche: lo stato dell'arte,* Riccione, 2011.
- [6] G. M. Preminger, «manuale MSD,» 2019. [Online].
- [7] G. S. B. M. L. D. M. G. P. P. P. P. Emodialisi e dialisi peritoneale, Milano: McGraw Hill , 2001.
- [8] D. D. P. Pierluigi, «Il rene Anatomia funzionale e fisiologia del rene. Il rene come organo per la regolazione dei liquidi corporei e l'escrezione di sostanze di rifiuto.,» luglio 2012.
- [9] U. d. Chieti, «Il sistema urinario,» [Online]. Available: https://elearning.unich.it/pluginfile.php/22392/mod_resource/content/1/15%20Sist.urinario.pdf.
- [10] G. Bertelli, «Uremia: Urea nel Sangue,» My personal Trainer: salute, 2019.
- [11] M. Pareschi, trattamenti dialitici e dispositivi prodotti da Bellco, Mirandola (MO), 2019.
- [12] E. P. G. R. S. D. M. M. A. C. A. C. Enrico Fiaccadori1, «Ultrafiltrazione ed emofiltrazione nel paziente cardiologico,» *Il Pensiero Scientifico*, 2020.
- [13] M. J.F, «Replacement of renal function by dialysis,» 1996.
- [14] I. D. Accomasso, «LE TERAPIE CONTINUE DI SOSTITUZIONE RENALE,» 2015.

- [15] L. I., «Principles and practice of hemofiltration and hemodiafiltration,» Ledebo I., 1998.
- [16] G. Sau, «EMOFILTRAZIONE IN PRE- E IN POST-DILUIZIONE,» 2012.
- [17] F. Aucella, «EMODIAFILTRAZIONE CON REINFUSIONE ENDOGENA (HFR),» 2012.
- [18] [Online]. Available: http://medical-dictionary.thefreedictionary.com/.
- [19] M. M., «The basics of hemodialysis equipment. Hemodialysis International,» 2005.
- [20] M. Costantino, «Dispense del corso di Progettazione di sistemi di supporto alla vita,» *P.d. Milano,* 2011.
- [21] [Online]. Available: http://biomed.brown.edu/.
- [22] M. M., «The basics of hemodialysis equipment. Hemodialysis International,» 2005.
- [23] «DEBEM,» [Online]. Available: https://www.debem.com/it/funzionamento-pompa-peristaltica/.
- [24] «VERDER, passion for pumps,» [Online]. Available: https://www.verderliquids.com/it/it/pompe-per-principio/pompe-a-doppio-diaframma/come-funzionano-le-pompe-a-diaframma/.
- [25] B. M., «Fistola artero-venosa radio-cefalica distale per emodialisi nel paziente anziano: valutazione dei risultati ottenuti con l'utilizzo della tecnica microchirurgica,» *Tesi di Dottorato in scienze nefrologiche e uro-andrologiche*, 2012.
- [26] [Online]. Available: http://www.mayoclinic.org/.
- [27] M. J.F, «Replacement of renal function by dialysis.,» Springer, 1996.
- [28] J. Gyenis, «"Motionless mixer in bulk solids treatment- A review", » vol. 20, n. 20, 2020.
- [29] T. L. D. D. V. a. H. P. A. Ghanem, «"Static mixers: Mechanisms, applications, and characterization methods A review", "Chem. Eng. Res. Des, vol. 92, n. 2, 2014.
- [30] T. Gieseke, « "An Evaluation of the Hydrodynamics Mechanisms Which Drive the Performance of the Westfall Static Mixer", » US Naval Undersea Warfare Center and Westfall Manufacturing, 2016.
- [31] «Noritake,» [Online]. Available: https://www.noritake.co.jp/eng/products/eeg/middles/detail/83/.
- [32] «Chemineer,» [Online]. Available: https://www.chemineer.com.
- [33] «Koflo,» [Online]. Available: https://www.koflo.com.
- [34] «Omoris,» [Online]. Available: http://www.omorismixer.com/product-detail/omoris-sk-static-mixer-element/.

- [35] «Chemineer,» [Online]. Available: https://www.chemineer.com/products/kenics/hev-mixers.html
- [36] «Westfall,» [Online]. Available: http://westfallstaticmixers.com/wp-content/uploads/2016/04/3050-CATALOG-.pdf.
- [37] «Sulzer,» [Online]. Available: https://www.sulzer.com/en/shared/products/static-mixer-smv.
- [38] «Sulzer,» [Online]. Available: https://www.sulzer.com/en/shared/products/static-mixer-smx-plus.
- [39] V. Andrea, «VALIDAZIONE DI UN MODELLO MULTIFASE PER L'ANALISI CFD DELLO SCAFO DI UNA NAVE,» 2014.
- [40] I. M. C. D. R. D. Pijush K. Kundu, Fluid Mechanics, 5th Edition a cura di, 2012.
- [41] [Online]. Available: http://www.tfd.chalmers.se/~lada/postscript_files/kompendium_turb.pdf.
- [42] [Online]. Available: http://orange.engr.ucdavis.edu/Documentation12.1/121/CFX/xthry.pdf.
- [43] J. H. P. C. T. Bardina, «"Turbulence Modeling Validation, Testing, and Development",» NASA Technical Memorandum 110446, 1997.
- [44] [Online]. Available: http://www.fem.unicamp.br/~im450/palestras%26artigos/ASME_Tubulence/cds13workbook.pdf.
- [45] [Online]. Available: https://www.sharcnet.ca/Software/Fluent6/html/ug/node487.htm.
- [46] [Online]. Available: http://turbmodels.larc.nasa.gov/sst.html.
- [47] Ansys- CFX Theory Guide, Ansys.
- [48] «Science for Passion,» [Online]. Available: https://www.scienceforpassion.com.
- [49] «Westfall,» [Online]. Available: http://westfallstaticmixers.com/wp-content/uploads/2016/04/3050-CATALOG-.pdf.