



UNIVERSIDAD DE MÁLAGA



INGENIERÍA DE LA SALUD, BIOMÉDICA

Modelado y Diseño mediante Dinámica de Sistemas de Forrester  
del Sistema de Control del Proceso de Hemodiálisis

Modeling and Design by Forrester's System Dynamics of the  
Hemodialysis Process Control System

Realizado por  
REBECA MUÑOZ GUTIÉRREZ

Tutorizado por  
FRANCISCO JAVIER FERNÁNDEZ DE CAÑETE RODRÍGUEZ

Departamento  
INGENIERÍA DE SISTEMAS Y AUTOMÁTICA  
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

MÁLAGA, SEPTIEMBRE 2020





UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA



ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA INFORMÁTICA  
GRADUADA EN INGENIERÍA DE LA SALUD, BIOMÉDICA

**MODELADO Y DISEÑO MEDIANTE DINÁMICA DE  
SISTEMAS DE FORRESTER DEL SISTEMA DE  
CONTROL DEL PROCESO DE HEMODIÁLISIS**

**MODELING AND DESIGN BY FORRESTER'S  
SYSTEM DYNAMICS OF THE HEMODIALYSIS  
PROCESS CONTROL SYSTEM**

Realizado por  
**Rebeca Muñoz Gutiérrez**

Tutorizado por  
**Dr. D. Francisco Javier Fernández de Cañete Rodríguez**

Departamento  
**Ingeniería de Sistemas y Automática**

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA  
MÁLAGA, SEPTIEMBRE DE 2020

Fecha defensa: Octubre de 2020



# Resumen

La hemodiálisis es el proceso de filtrado de la sangre realizado a pacientes con insuficiencia renal. Tanto el líquido acumulado como las sustancias tóxicas (urea, ácido úrico) e iones son extraídos del paciente, mientras que se añaden otros iones beneficiosos como el calcio. Este intercambio de sustancias se produce a través de un filtrado en un dializador. El proceso de hemodiálisis depende de una serie de parámetros que se ajustan durante la sesión a la que se somete el paciente de forma manual, produciendo en ocasiones un desequilibrio en el proceso que deriva en complicaciones como cefalea, hipotensión arterial, vómitos y náuseas, entre otros. Sin embargo, si se pudieran controlar dichos parámetros de forma más eficiente y automática se evitarían estos síntomas en el paciente, y es lo que se pretende en este Trabajo de Fin de Grado.

Para ello, en primer lugar se modelará el proceso de hemodiálisis utilizando Diagramas Causales que establecerán relaciones causa-efecto entre variables del proceso y a partir de estos, utilizando la Dinámica de Sistemas de Forrester, se desarrollarán diagramas de flujo que muestran la dinámica del proceso de hemodiálisis de una forma más explícita, y se usará el programa de software libre OpenModelica; el cual permite simular el modelo realizado del proceso y someterlo a diferentes condiciones.

Posteriormente, utilizando la misma metodología se desarrollará un controlador tipo proporcional-integral (PI) que actuará para corregir la diferencia entre el perfil de volumen a eliminar en el paciente y el volumen medido, y se ajustarán los parámetros del controlador para diferentes perfiles de tratamiento de hemodiálisis.

**Palabras clave:** hemodiálisis, OpenModelica, Dinámica de Sistemas de Forrester, diagrama causal, controlador PI.



# Abstract

Hemodialysis is the blood filtering process performed in patients with kidney failure. Both accumulated fluid and toxic substances (urea, uric acid) and ions are extracted of the patient, while other beneficial ions such as calcium are added. This exchange of substances occurs through filtering in a dialyzer. The hemodialysis process depends on a series of parameters that are adjusted during the session to which the patient undergoes manually, sometimes producing an imbalance in the process that leads to complications such as headache, hypotension, vomiting and nausea, among others. However, if these parameters could be controlled more efficiently and automatically, these symptoms would be avoided in the patient, and this is what is intended in this Final Degree Project.

To do this, firstly, the hemodialysis process will be modeled using Causal Diagrams that will establish cause-effect relationships between process variables and from these, using Forrester's System Dynamics, flow diagrams will be developed that show the dynamics of the hemodialysis process in a more explicit way, and the OpenModelica free software program will be used; which allows to simulate the model of the process performed and subject it to different conditions.

Subsequently, using the same methodology, a proportional-integral type controller (PI) will be developed that will act to correct the difference between the volume profile to be eliminated in the patient and the volume measured, and the controller parameters for different hemodialysis treatment profiles shall be adjusted.

**Keywords:** hemodialysis, OpenModelica, Forrester's System Dynamics, causal diagram, PI controller.





# Índice General

Resumen.....	1
Abstract .....	1
Índice General.....	1
Índice de Figuras.....	3
1. Introducción.....	1
1.1. Objetivos.....	1
1.2. Estado del Arte.....	1
1.3. Justificación del Trabajo de Fin de Grado.....	2
1.4. Estructura de la memoria .....	3
2. Hemodiálisis .....	5
2.1. Fundamentos biológicos. El sistema urinario .....	5
2.2. Enfermedad renal.....	7
2.3. Funcionamiento de la hemodiálisis.....	9
2.3.1. La física tras el proceso de hemodiálisis .....	12
3. Sistemas de control .....	15
3.1. Introducción.....	15
3.2. Diseño de un sistema de control .....	15
3.3. Controlador P .....	16
3.4. Controlador PI.....	16
3.5. Controlador PD .....	17
3.6. Controlador PID .....	17
3.7. Ajuste de parámetros del controlador PID .....	18
3.7.1. Ajuste mediante prueba-error .....	18
3.7.2. Ajuste experimental .....	18
3.7.3. Autoajuste del controlador.....	19
3.8. Elección de controlador.....	19
4. Dinámica de Sistemas .....	21
4.1. Introducción a la Dinámica de Sistemas .....	21
4.2. Diagramas Causales .....	22
4.3. Diagramas de Forrester.....	24
5. Modelado de la Hemodiálisis .....	29

<b>5.1. Modelado matemático .....</b>	<b>29</b>
5.1.1. Dializador .....	29
5.1.2. Sodio extracelular .....	30
5.1.3. Volúmenes .....	30
5.1.4. Urea .....	31
<b>5.2. Diagrama causal .....</b>	<b>32</b>
5.2.1. Sodio extracelular .....	32
5.2.2. Volúmenes .....	32
5.2.3. Urea .....	33
5.2.4. Diagrama general .....	33
<b>5.3. Implementación en OpenModelica .....</b>	<b>34</b>
5.3.1. Modelo completo .....	34
5.3.2. Sodio extracelular .....	35
5.3.3. Volúmenes .....	35
5.3.4. Urea .....	38
<b>6. Modelado del controlador .....</b>	<b>43</b>
6.1. Modelado matemático de un PI .....	43
6.2. Diagrama Causal del controlador PI .....	44
6.3. Implementación en OpenModelica .....	45
6.4. Ajustes de parámetros del control PI .....	45
<b>7. Experiencias y resultados .....</b>	<b>47</b>
7.1. Procedimiento habitual .....	47
7.2. Uso del controlador con entrada lineal .....	50
7.3. Experiencias con el controlador .....	53
7.3.1. Extracción exponencial .....	54
7.3.2. Extracción con descansos .....	57
7.3.3. Perturbación externa .....	60
<b>8. Conclusiones .....</b>	<b>65</b>
<b>Bibliografía .....</b>	<b>67</b>
<b>Apéndice A .....</b>	<b>71</b>
<b>Sodio extracelular .....</b>	<b>71</b>
<b>Volumen extracelular .....</b>	<b>71</b>
<b>Volumen intracelular .....</b>	<b>71</b>
<b>Urea .....</b>	<b>71</b>
Componente $K_d$ .....	71
Urea extracelular .....	71
Urea intracelular .....	72

# Índice de Figuras

Figura 1: Desarrollo anatómico del riñón derecho en un corte frontal. (Tortora & Derrickson, 1997).....	6
Figura 2: Esquemización de la distribución de los líquidos corporales, su compartimentación y las membranas (Tortora & Derrickson, 1997).....	7
Figura 3: Esquema de una fístula intravenosa (izquierda) e imagen real externa de la misma (derecha). (“Hemodiálisis   NIDDK,” n.d.) .....	10
Figura 4: Esquemización del proceso de hemodiálisis.....	11
Figura 5: Esquema de un dializador capilar mostrando los flujos existentes durante el proceso. ....	11
Figura 6: Procesos de difusión y convección esquematizados. ....	13
Figura 7: Diagrama de bloques de un sistema de control en lazo cerrado. ....	15
Figura 8: Efecto de los controladores presentados.....	17
Figura 9: Diagrama causal abierto.....	23
Figura 10: Diagrama causal cerrado o con bucles de realimentación.....	23
Figura 11: Bucle de realimentación positiva.....	24
Figura 12: Bucle de realimentación negativa.....	24
Figura 13: Analogía hidrodinámica de un sistema compuesto por tres niveles.....	25
Figura 14: Símbolos que conforman los Diagramas de Forrester .....	26
Figura 15: Diagrama de Forrester con un retraso y las ecuaciones que lo modelan .....	27
Figura 16: Diagrama causal del modelado de sodio extracelular .....	32
Figura 17: Diagrama causal del modelado de volúmenes.....	33
Figura 18: Diagrama causal del modelado de la urea .....	33
Figura 19: Diagrama causal completo del proceso de hemodiálisis.....	34
Figura 20: Modelado del proceso de hemodiálisis completo en OpenModelica .....	34
Figura 21: Modelado del subsistema de sodio extracelular .....	35
Figura 22: Modelado del subsistema de volúmenes .....	36
Figura 23: Modelado del subsistema de volumen extracelular.....	37
Figura 24: Modelado del subsistema de volumen intracelular .....	37
Figura 25: Modelado del subsistema de la urea en OpenModelica .....	38
Figura 26: Modelado de $K_d$ con la toma de decisión en función de los flujos de entrada. ....	39

Figura 27: Modelado de las ecuaciones a seguir por $K_d$ cuando los flujos de entrada son iguales.....	39
Figura 28: Modelado de las ecuaciones a seguir por $K_d$ cuando los flujos de entrada son diferentes .....	40
Figura 29: Modelado del subsistema de urea extracelular .....	40
Figura 30: Modelado del subsistema de urea intracelular .....	41
Figura 31: Diagrama Causal de un controlador PI.....	44
Figura 32: Modelado del controlador PI con OpenModelica.....	45
Figura 33: Volumen total del paciente en una sesión habitual .....	48
Figura 34: Variación en una sesión habitual del volumen extracelular (arriba) y del volumen intracelular (abajo).....	48
Figura 35: Variación en una sesión habitual de la concentración de sodio extracelular .....	49
Figura 36: Variación en una sesión habitual de las concentraciones de urea.....	50
Figura 37: Señal de consigna lineal y respuesta del proceso ante entrada lineal....	51
Figura 38: Valores ante entrada lineal del ratio de ultrafiltración por acción del controlador.....	51
Figura 39: Variación ante entrada lineal del volumen extracelular (arriba) y del volumen intracelular (abajo).....	52
Figura 40: Variación ante entrada lineal de las concentraciones de sodio extracelular (arriba) y de urea (abajo) .....	53
Figura 41: Señal de consigna similar a la exponencial negativa y respuesta del proceso de hemodiálisis en el primer perfil.....	54
Figura 42: Variación en el primer perfil del ratio de ultrafiltración por la acción del controlador.....	55
Figura 43: Variación en el primer perfil del volumen extracelular (arriba) y del volumen intracelular (abajo).....	56
Figura 44: Variación en el primer perfil de la concentración de sodio extracelular (arriba) y de las concentraciones de urea (abajo) .....	57
Figura 45: Señal de consigna lineal con descansos y respuesta del proceso de hemodiálisis en el segundo perfil.....	58
Figura 46: Variación en el segundo perfil del ratio de ultrafiltración por la acción del controlador .....	58
Figura 47: Variación del volumen extracelular (arriba) y del volumen intracelular (abajo) para el segundo perfil .....	59
Figura 48: Variación en el segundo perfil de las concentraciones de sodio extracelular (arriba) y de urea (abajo) .....	60
Figura 49: Señal de consigna lineal y respuesta del proceso de hemodiálisis para el tercer perfil .....	61
Figura 50: Variación en el tercer perfil del ratio de ultrafiltración a causa del controlador.....	61

Figura 51: Variación en el tercer perfil del volumen extracelular (arriba) y del volumen intracelular (abajo) .....	62
Figura 52: Variación en el tercer perfil de las concentraciones de sodio extracelular (arriba) y de urea (abajo).....	63



# 1

## Introducción

### 1.1. Objetivos

En el presente Trabajo de Fin de Grado se pretende cumplir con los siguientes requisitos:

- Modelar el proceso de hemodiálisis a través de la Dinámica de Sistemas y los Diagramas Causales y de Forrester, haciendo uso del software libre OpenModelica.
- Controlar el proceso de hemodiálisis a través de un controlador PI.
- Experimentación y simulación con diferentes perfiles para demostrar el correcto funcionamiento del sistema junto con el controlador
- Interpretación de los resultados obtenidos en los diferentes perfiles de tratamiento.

### 1.2. Estado del Arte

A miles de personas se les diagnostican problemas renales, y cada año este número aumenta. Dado que no siempre es posible corregir los daños producidos en el sistema renal o realizar un trasplante, se recurre a la hemodiálisis, proceso que suple la insuficiencia renal y al que recurren miles de personas.

En este proceso, se eliminan líquido y sustancias tóxicas como la urea y el ácido úrico del cuerpo del paciente, además de aportar iones beneficiosos como el calcio. A esto se le llama a grandes rasgos “el filtrado de la sangre”. Esta filtración y adición de sustancias tiene lugar en una membrana artificial que contiene el dializador, la cual actúa en función de unos parámetros hemodinámicos. El ajuste de estos parámetros se realiza de forma manual en función de los valores medidos

sobre el paciente y cómo se sienta el mismo, pudiéndose provocar efectos secundarios no deseados como cefalea, hipotensión arterial, náuseas y vómitos. (Lorenzo Tapia, 2011; Lorenzo & López Gómez, 2018; National Kidney Foundation, n.d.) Dichos efectos se podrían evitar si se consigue realizar un control preciso y automático de los parámetros hemodinámicos y por tanto se pretende estudiar el modelo dinámico de la hemodiálisis y realizar un control automático sobre el mismo.

Se han desarrollado diferentes metodologías de modelado del proceso de hemodiálisis, en base a ecuaciones cinético-matemáticas (Baigent, Unwin, & Yeng, 2001) o ecuaciones cinético-hemodinámicas (Cavalcanti, Cavani, Ciandrini, & Avanzolini, 2006; Cavalcanti & Marco, 2000).

Para estudiar el modelo dinámico en fisiología se han utilizado Diagramas Causales porque permiten establecer relaciones de influencia causa-efecto entre las variables del proceso, facilitando su comprensión por parte del personal sanitario. A partir de estos diagramas y aplicando la Dinámica de Sistemas de Forrester se crearán diagramas de flujo, los cuales representan de forma más explícita la dinámica que sigue el sistema, pues se utilizan términos de variables de nivel, de flujo, auxiliares, etc. (Aracil & Gordillo, 1997) y a través de ellos se pueden obtener las ecuaciones dinámicas que modelan el proceso. En (Fernandez de Cañete, Pimentel, Barbancho, & Luque, 2019) se muestra el modelado del sistema cardiovascular y en (Aguilar Pérez, n.d.) de la diabetes tipo 1, pero no sólo se pueden modelar procesos fisiológicos, también los efectos y evolución de una pandemia pueden ser explicados de esta forma (Homer & Hirsch, 2006).

El control automático se pretende realizar sobre variables controladas como son el volumen de líquido total y el perfil de volumen deseado durante la hemodiálisis mediante el ajuste de parámetros del controlador PI (Ogata, 2003). En (Santoro & Mancini, 1997; Santoro, Mancini, Paolini, Spongano, & Zucchelli, 1994) podemos encontrar diferentes ejemplos de casos en el que ha sido necesario controlar variables mediante control automático durante el proceso de hemodiálisis.

### **1.3. Justificación del Trabajo de Fin de Grado**

Se decide realizar este Trabajo de Fin de Grado porque la hemodiálisis es un tratamiento habitual para muchas personas que en consecuencia sufren los efectos secundarios de la misma, y se mejoraría su bienestar durante y después de la sesión si se realiza un control adecuado de las variables hemodinámicas.



Además, se sabe que la ingeniería biomédica cumple un papel importante en el desarrollo de la medicina, pues facilita y permite el avance en el campo médico aportando no solo instrumental, sino también otras soluciones y caminos a los nuevos problemas que surgen. A pesar de ello, siempre ha existido un problema de comunicación entre ambos campos, pues son especialistas en el propio pero se desconoce una gran parte del ajeno, y esto supone una dificultad a la hora de desarrollarse conjuntamente.

Por ello, en este Trabajo el control del proceso de hemodiálisis se realizará aplicando la Dinámica de Sistemas de Forrester. Esta metodología permite modelar un sistema a través de relaciones causa-efecto, lo cual proporciona una fácil comprensión del funcionamiento del sistema a personas ajenas al campo de la ingeniería, facilitando así trabajar juntos en un mismo proyecto a personal informático y sanitario, aportando opiniones y soluciones.

#### 1.4. Estructura de la memoria

La estructura de la memoria se encuentra dividida en ocho capítulos principales:

- **Capítulo 1:** Es el capítulo relativo a la introducción, donde se expone la justificación y los motivos de este Trabajo de Fin de Grado.
- **Capítulo 2:** Se realiza una revisión fisiológica y anatómica del sistema afectado por patología, cuyas funciones son compensadas por el proceso de hemodiálisis, el cual se quiere modelar. Dicho proceso también es desarrollado.
- **Capítulo 3:** En este capítulo se realiza una revisión e introducción a los sistemas de control, el diseño de los mismos y explicación de los diferentes tipos más comunes en el campo de la Ingeniería.
- **Capítulo 4:** Se introduce la Dinámica de Sistemas, el origen y la necesidad de la misma, además de explicar los Diagramas Causales y de Forrester, que se encuentran estrechamente relacionados.
- **Capítulo 5:** Este capítulo se basa en exponer y explicar los pasos seguidos para conseguir modelar el proceso de hemodiálisis a través de Diagramas de Forrester en OpenModelica, comenzando por el modelado matemático y pasando por los Diagramas Causales.
- **Capítulo 6:** Se explica por qué se ha elegido un controlador PI para esta situación y se muestra el modelado matemático del mismo y cómo se ha implementado en OpenModelica a través de Diagramas de Forrester.
- **Capítulo 7:** Se muestra el correcto funcionamiento del controlador y del modelo, así como la simulación con diferentes perfiles de volumen para comprobar el correcto funcionamiento. Se realiza también una discusión de los resultados obtenidos.

- **Capítulo 8:** Es el último capítulo, donde se aclaran las conclusiones obtenidas en este Trabajo de Fin de Grado y se sugieren posibles líneas futuras.

# 2

## Hemodiálisis

### 2.1. Fundamentos biológicos. El sistema urinario

Una de las principales funciones del aparato urinario es el control del mantenimiento de una constancia en la composición y propiedades del medio interno del organismo, siendo este fenómeno conocido como homeostasis. Esto es posible gracias a los cambios en la composición de la sangre, el pH, el volumen y la presión, además de la expulsión de desechos y la secreción de hormonas.

El aparato urinario se compone de dos riñones, dos uréteres, la vejiga y la uretra, siendo los riñones el órgano en el que se filtra el plasma sanguíneo, los desechos son convertidos en orina, la cual es almacenada en la vejiga y expulsada del cuerpo a través de la micción.

Está claro que el riñón es uno de los principales órganos excretores y su unidad funcional es la nefrona. En las nefronas se realiza el filtrado del plasma sanguíneo, además de la reabsorción y la adición de otras sustancias beneficiosas. Las sustancias no reabsorbidas serán excretadas saliendo de la nefrona a través del conducto colector, el cual llega al uréter, que conduce hasta la vejiga, donde se expulsará cuando se alcance una cantidad suficiente. En la Figura 1 se puede observar la anatomía del riñón.

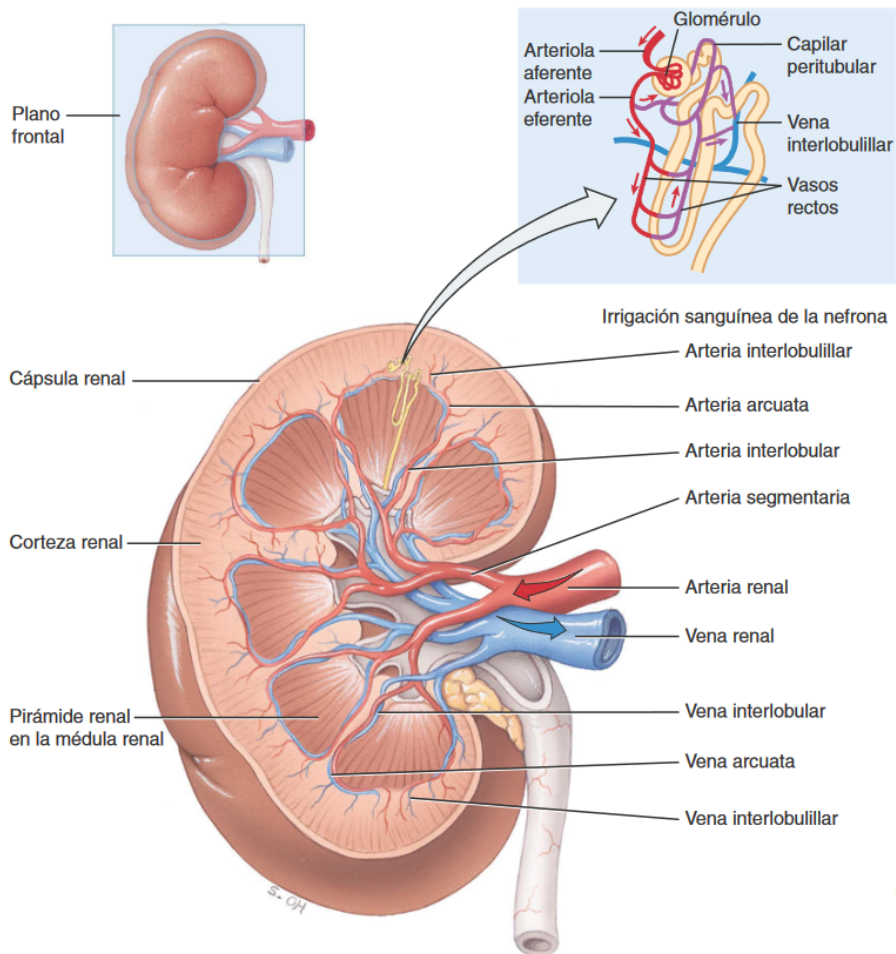


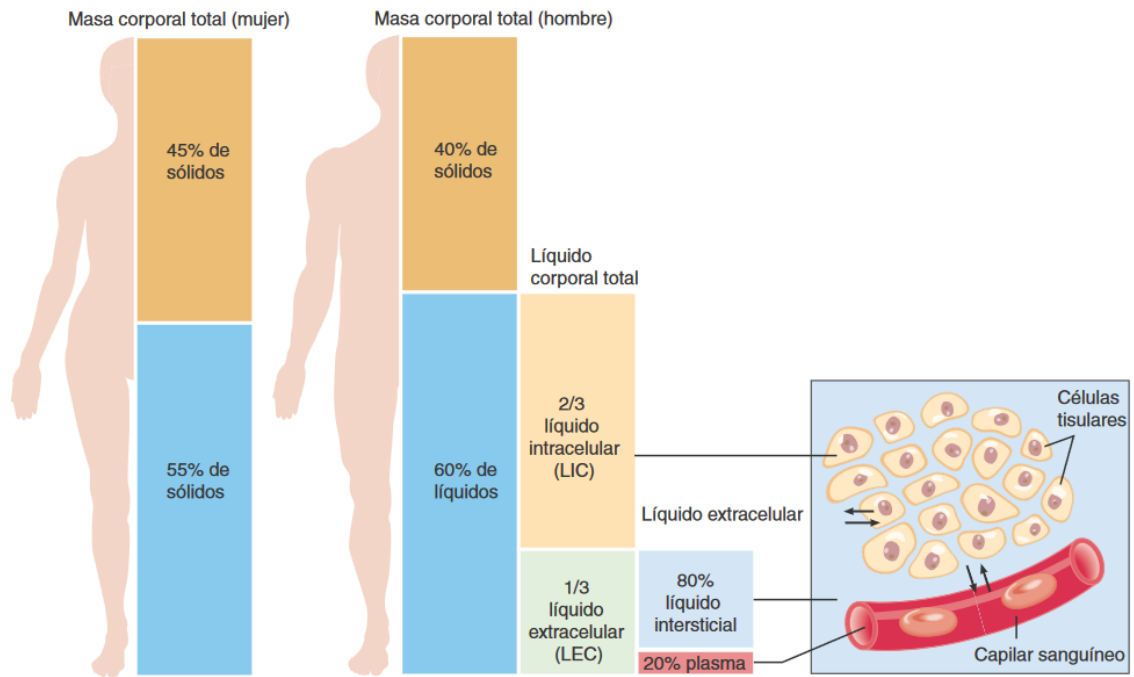
Figura 1: Desarrollo anatómico del riñón derecho en un corte frontal. (Tortora & Derrickson, 1997)

Los líquidos corporales que filtra el riñón se encuentran distribuidos en el cuerpo en diferentes compartimentos, los cuales se encuentran separados por membranas semipermeables (permeabilidad selectiva). Por ello podemos diferenciar (Figura 2):

- Líquido intracelular
- Líquido extracelular, el cual se distribuye en:
  - Líquido intersticial, el cual rellena los espacios entre células y tejidos.
  - Plasma, existente en los vasos sanguíneos.

La existencial diferenciada de dos tipos de líquidos corporales hace que existan dos membranas que los separen en sus correspondientes compartimentos (Figura 2):

- Membrana plasmática: Separa el líquido intracelular del líquido intersticial existente en el líquido extracelular.
- Paredes de los vasos sanguíneos: Separan el plasma del líquido intersticial que se puede encontrar en el líquido extracelular.



(a) Distribución de sólidos y líquidos corporales en una mujer y un hombre adulto promedio (b) Intercambio de agua entre los compartimentos de líquido corporal

Figura 2: Esquemización de la distribución de los líquidos corporales, su compartimentación y las membranas (Tortora & Derrickson, 1997).

Los líquidos corporales anteriormente mencionados tienen una diferente cantidad de solutos disueltos en ellos, y el mantenimiento estable del valor de estas concentraciones es primordial para la tonicidad de las células y que no surjan problemas. En definitiva, que se cumpla la homeostasis.

De todos los solutos disueltos, uno de los más importantes es el cloruro de sodio (NaCl), que en la reacción adecuada se descompone en ion positivo de sodio ( $\text{Na}^+$ ) e ion negativo de cloro ( $\text{Cl}^-$ ); que participan en las reacciones ácido-base del organismo, en el transporte de sustancias a través de membrana y también participan en el movimiento muscular. Por ello, un desajuste de los mismos puede tener graves consecuencias. (Tortora & Derrickson, 1997)

## 2.2. Enfermedad renal

Las enfermedades renales son también conocidas como insuficiencias renales, ya que los problemas que genera un funcionamiento incorrecto del riñón son muy notables dada su importante actividad para el organismo. Para que una enfermedad renal se llegue a considerar insuficiencia debe de afectar al funcionamiento del riñón en al menos un 15%.

En función del grado de pérdida de funcionalidad se considerará insuficiencia renal aguda (IRA) o crónica (IRC):

- Insuficiencia renal aguda (IRA): La alteración en las funciones del riñón sucede de forma repentina, por lo que no se producen síntomas graves y es más complicado de detectar. Si se prolonga en el tiempo puede derivar en insuficiencia renal crónica, pero si se detecta a tiempo el problema se puede revertir y volver a conseguir un funcionamiento correcto del riñón.
- Insuficiencia renal crónica (IRC): Se desarrolla cuando hay insuficiencia renal prolongada en el tiempo, cuyos daños son graves. La función del riñón empeora progresivamente.

Cabe destacar de que en el caso de que uno de los dos riñones de problemas, se puede vivir perfectamente con uno solo, pero debe trabajar a pleno rendimiento y si no se cuida es más probable que se desarrolle una insuficiencia renal en él. En el caso de que sólo se tenga un riñón y este no funcione como se espera, se puede optar por sesiones de hemodiálisis o en el peor de los casos el trasplante. Cualquiera que sea el tratamiento elegido por el paciente, éste debe cambiar su estilo de vida, crear hábitos saludables y planificar sus actividades para que las sesiones médicas referentes a su enfermedad tengan un espacio en su vida. (“Qué es la insuficiencia renal,” n.d.)

La insuficiencia renal puede llegar a ser un problema importante ya que el riñón al no "filtrar" la sangre provoca una acumulación de desechos y toxinas en el organismo que a determinadas cantidades pueden resultar perjudiciales y se detectan sencillamente en un análisis de sangre:

- Urea: Este desecho proviene de la descomposición de proteínas y por tanto depende directamente de lo que comemos. Su concentración habitual en sangre es de 40 mg/dl. Una elevación de este valor puede provocar náuseas e incluso vómitos y, en el caso de niveles muy altos, alteraciones del nivel de conciencia (uremia). Por ello lo habitual es disminuir el consumo de proteínas en la dieta cuando se detecta una insuficiencia renal.
- Creatinina: Su nombre completo es creatinina sérica, y es un residuo de la masa y la actividad muscular, cuyo valor habitual en mujeres se encuentra por debajo de 0.96 mg/dl y en hombres debe ser inferior a 1.3 mg/dl. Un aumento de la misma hace que el porcentaje de funcionamiento renal disminuya. Pueden darse picos tras intensos periodos de actividad física.
- Potasio: Es un mineral que ayuda al correcto funcionamiento del corazón y los músculos principalmente; debiéndose mantener en un rango de valores muy estrictos (3.5 - 5.5 mEq/l), pues una disminución o aumento puede tener consecuencias muy graves. Principalmente proviene de la dieta.

- Albúmina sérica: Es la proteína más abundante en el plasma sanguíneo. La produce el hígado y su principal función es transportadora (de hormonas, vitaminas, enzimas...) además de controlar el flujo de líquido del torrente sanguíneo. Debe permanecer entre 3.5 - 5 g/dl. Si baja de estos niveles puede producir edemas.
- Calcio: Es un mineral muy importante ya que favorece tener unos huesos lo suficientemente fuertes, además de poder contraer los músculos. Su valor debe permanecer entre los 8.5 - 10.8 mg/dl.
- Vitamina D: Esta vitamina es activada en el riñón, y un valor óptimo debe superar los 30 ng/dl. Una deficiencia de esta vitamina provoca deterioro en los huesos y raquitismo en los niños.
- Colesterol: Es una grasa que se encuentra en la sangre. Es ingerida en la alimentación y también la produce nuestro organismo. Se recomienda que sus niveles se encuentren por debajo de 200 mg/ml para evitar problemas cardíacos y circulatorios.
- Ácido úrico: Es un desecho producido por el metabolismo de purinas (al degradar el ADN, en procesos como la muerte celular), y es filtrado por los riñones. Los niveles a los que debe encontrarse con 2.4 - 6 mg/dl en mujeres y 3.4 - 7 mg/dl en hombres. Aun aumento excesivo del ácido úrico puede provocar gota (artritis en las articulaciones) y/o cálculos renales. (“Interpretando los análisis del riñón,” n.d.; “Nivel de ácido úrico elevado - Mayo Clinic,” n.d.)

### **2.3. Funcionamiento de la hemodiálisis**

Como se ha comentado anteriormente, es muy común que un paciente con insuficiencia renal opte por realizar sesiones de hemodiálisis, pues es un proceso rutinario y poco invasivo que aporta al paciente más beneficios que desventajas.

Este proceso se realiza cuando se necesita suplir la función del riñón, por lo que realizará funciones similares: filtración de la sangre, depuración de toxinas y regulación de los volúmenes corporales.

Para ello, el sanitario debe crear un acceso vascular en el brazo del paciente, el cual puede ser de tres tipos: una fístula arteriovenosa (AV), un injerto AV, un catéter. La finalidad de este acceso es crear una zona que sea capaz de soportar las agujas empleadas en el proceso de hemodiálisis, así como su flujo e intercambio de sangre y el resto de fluidos que participan en el proceso.

El procedimiento más común es el de fístula arteriovenosa (AV), ya que permite un mayor y mejor flujo de sangre para la diálisis, es menos probable que se infecte

o forme coágulos y tiene una duración más prolongada en el tiempo en comparación con los otros accesos anteriormente nombrados. El proceso se realiza de forma ambulatoria con anestesia local. En la Figura 3 se puede observar un esquema de una fístula arteriovenosa (AV) a la izquierda y a la derecha una imagen real externa de la misma. Se aprecia el engrosamiento de los vasos sanguíneos, necesario para que estos puedan soportar las agujas y la presión del proceso de hemodiálisis durante las sesiones. (“Hemodiálisis | NIDDK,” n.d.; National Kidney Foundation, n.d.)

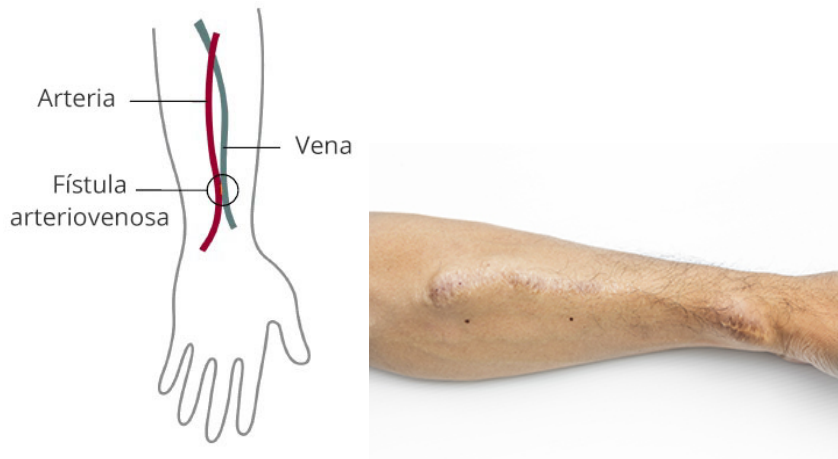


Figura 3: Esquema de una fístula intravenosa (izquierda) e imagen real externa de la misma (derecha).  
 (“Hemodiálisis | NIDDK,” n.d.)

Una vez creado el acceso, el sanitario inserta dos agujas: una para extraer la sangre sucia y otra para introducir la limpia (ya filtrada). El paciente deberá recibir una sesión dos o tres veces por semana y en caso de sentir malestar durante el proceso deberá comunicarlo al personal sanitario para que ajusten los parámetros necesarios y revertirlo. (Lorenzo Tapia, 2011)

La mayor parte del proceso de filtrado se realiza en el dializador, conocido también como "riñón artificial". En la Figura 4 se puede observar una esquematización del proceso.



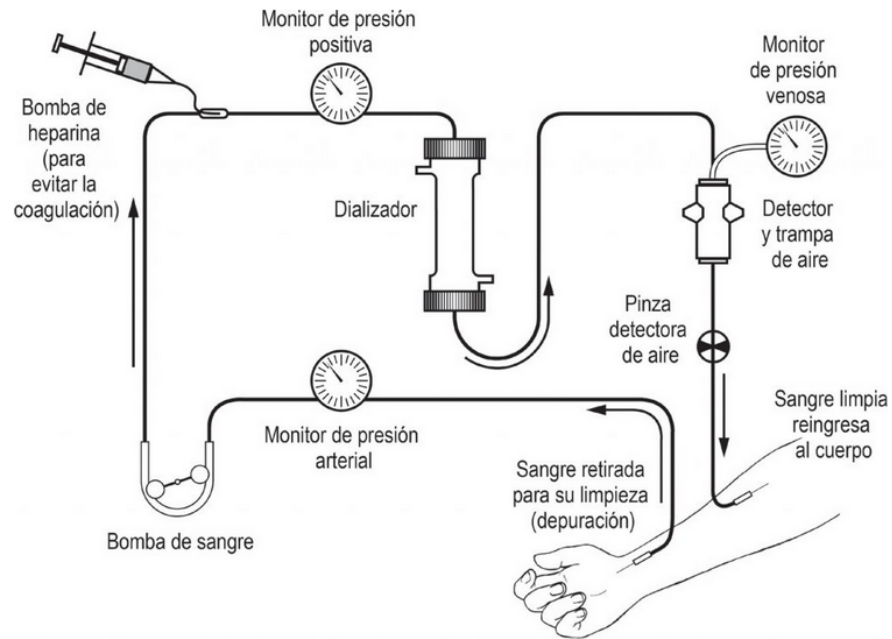


Figura 4: Esquemización del proceso de hemodiálisis.

En el dializador, la sangre atraviesa unas fibras huecas muy finas, actuando como un capilar semipermeable por el que fluye la sangre del paciente. Por fuera de estos capilares fluye el líquido de la diálisis en sentido contrario. La pared de estos capilares que forman el dializador constituyen la membrana dializante. A través del proceso de ósmosis la sangre es filtrada. En la Figura 5 se puede observar el esquema de un dializador capilar. (Lorenzo Tapia, 2011; Rodríguez Sola, Fortes Díaz, & Mellado Portero, n.d.)

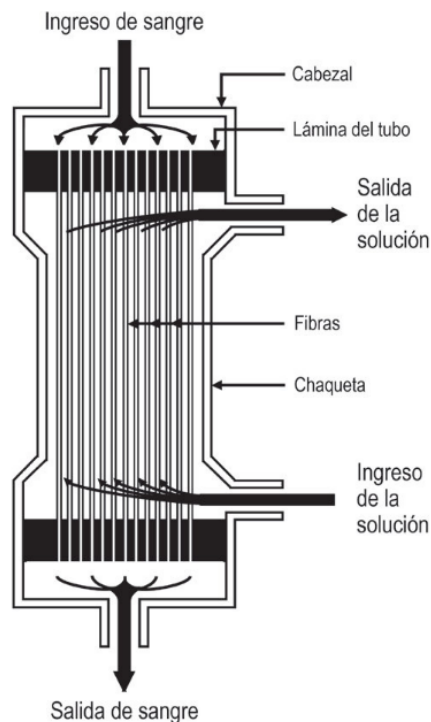


Figura 5: Esquema de un dializador capilar mostrando los flujos existentes durante el proceso.

### 2.3.1. La física tras el proceso de hemodiálisis

En una sesión de hemodiálisis priman dos mecanismos físicos que regulan las funciones realizadas: la difusión o transporte por conducción y la ultrafiltración o transporte por convección. Figura 6.

- Difusión o transporte por conducción: Es el principal mecanismo del transporte de solutos. Se produce por diferencia de transporte de concentración entre compartimentos. Principalmente sucede en el dializador. Este flujo depende de:
  - *Gradiente de concentración*: Es la diferencia de concentración entre la sangre y el líquido del dializador de un soluto concreto (aplicable a cada soluto de interés).
  - *Coefficiente de transferencia de masas del dializador (KoA)*: Este coeficiente resulta del producto de la permeabilidad del dializador ( $Ko$ ) por la superficie ( $A$ ). Sus unidades son mL/min y se define por la resistencia a difusión de cada soluto en los tres componentes del filtro (sangre, membrana y líquido del dializador). Por ello, el  $KoA$  nos aporta la eficacia del dializador: su máxima capacidad en extraer solutos. Este coeficiente lo aporta el fabricante y es propio de cada dializador. Se puede calcular como:

$$KoA = \frac{Q_b * Q_d}{Q_b - Q_d} * \ln \frac{1 - \frac{K}{Q_b}}{1 - \frac{K}{Q_d}} \quad (2.1)$$

donde  $Q_b$  es el flujo sanguíneo,  $Q_d$  es el flujo de diálisis y  $K$  el aclaramiento.

- Ultrafiltración (UF) o transporte por convección: Es el principal mecanismo de transporte de agua (agua plasmática) a través de la membrana, acompañada de algunos solutos que puedan atravesarla. Este transporte es realizado por la diferencia en el gradiente de presiones entre compartimentos. El ultrafiltrado es el líquido extraído de la sangre mediante la membrana a través de este proceso. Su función es eliminar el líquido retenido durante el tiempo de interdiálisis. Es definido por:

$$UF = SC * C_b * K_{UF} * PTM \quad (2.2)$$

Es decir, la ultrafiltración ( $UF$ ) es el producto del coeficiente de cribado ( $SC$ ), la concentración sanguínea de soluto  $C_b$ , el coeficiente de

ultrafiltración  $K_{UF}$ , y la presión transmembrana ( $PTM$ ). (Lorenzo & López Gómez, 2018)

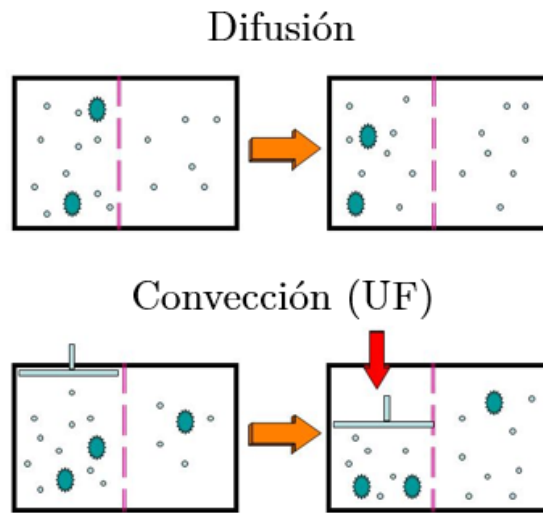


Figura 6: Procesos de difusión y convección esquematizados.



# 3

## Sistemas de control

### 3.1. Introducción

Los sistemas de control realimentados también son conocidos como sistemas de control en lazo cerrado, cuya función es el funcionamiento automático de un proceso a través de la variable consigna y la variable controlada con objeto de reducir la divergencia y así mismo evitar el efecto de las perturbaciones al sistema de control (Figura 7). (Fernández de Cañete, Galindo, & Moral, 2011; Kuo, 1996; Ogata, 2003)

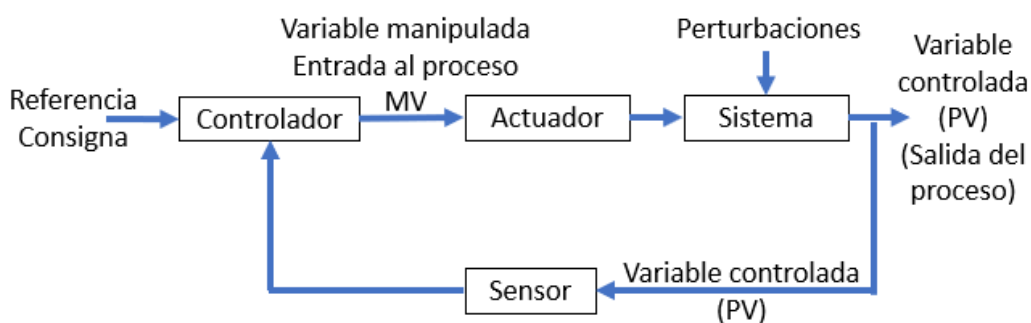


Figura 7: Diagrama de bloques de un sistema de control en lazo cerrado.

### 3.2. Diseño de un sistema de control

A la hora de diseñar un controlador es necesario conocer qué se desea hacer con el sistema a controlar y qué especificaciones de diseño se exigen en términos de velocidad de respuesta, de precisión, etc. En el caso presente la finalidad del controlador será que el volumen de líquido total del paciente varíe y se establezca de forma correcta entre los valores deseados en función tanto de las características

físicas del mismo como los parámetros establecidos al inicio de la sesión de hemodiálisis; y así evitar los efectos secundarios que se suelen sufrir de forma rutinaria en estas sesiones sin necesitar la intervención constante del personal sanitario.

Actualmente se utiliza el controlador PID, formado por tres acciones de control que poseen: la proporcional (P), la integral (I) y la derivativa (D). Esto quiere decir que el controlador actúa de forma proporcional al error (componente P), a su integral (error acumulado, componente I) y a su derivada (variación en el error). (Kuo, 1996)

Sin embargo, existen diferentes sistemas de control alternativos, y en función de las características que estos no ofrezcan se apostará por utilizar uno u otro para nuestro control.

### 3.3. Controlador P

Un controlador de tipo P es aquel cuya acción de control es proporcional a la señal de error  $e(t)$ . Por tanto, la señal  $u(t)$  que obtendremos será:

$$u(t) = K_p * e(t) \quad (3.1)$$

donde  $K_p$  es un valor en función del cual se obtendrá la respuesta y corresponde a la acción proporcional.

### 3.4. Controlador PI

Un controlador PI aúna dos acciones de control, la proporcional y la integral. Esto quiere decir que el controlador no sólo actuará de forma proporcional al error, sino que también tendrá en cuenta el error acumulado. La señal de control  $u(t)$  es:

$$u(t) = K_p * e(t) + K_i \int_{-\infty}^t e(t) dt \quad (3.2)$$

$$K_i = \frac{K_p}{T_i} \quad (3.3)$$

siendo  $T_i$  el tiempo integral. Dado que la acción proporcional no elimina el error en procesos estacionarios, la acción integral hace que la señal de salida cambie hasta conseguir que el error sea cero.

### 3.5. Controlador PD

En un controlador PD, además de la acción proporcional se utiliza la derivativa, la cual es útil para suavizar los cambios bruscos a la salida, evitando de esta forma las oscilaciones. Esto es posible ya que se tiene en cuenta la variación del error, y es una acción anticipativa característica del controlador. La señal de control  $u(t)$  correspondiente es:

$$u(t) = K_p * e(t) + K_d \frac{d}{dt} e(t) \quad (3.4)$$

$$K_d = K_p * T_d \quad (3.5)$$

siendo  $T_d$  el tiempo derivativo.

### 3.6. Controlador PID

El controlador PID reúne las tres acciones de control anteriormente citadas y es uno de los más utilizados en las aplicaciones industriales de la ingeniería. Su señal de control  $u(t)$  es:

$$u(t) = K_p * e(t) + K_i \int_{-\infty}^t e(t) dt + K_d \frac{d}{dt} e(t) \quad (3.6)$$

$$K_i = \frac{K_p}{T_i} ; K_d = K_p * T_d \quad (3.7)$$

Las variables tomarán los valores que le asignemos para que se cumpla el control siguiendo las especificaciones deseadas.

En la Figura 8 se puede observar el efecto de los diferentes controladores.

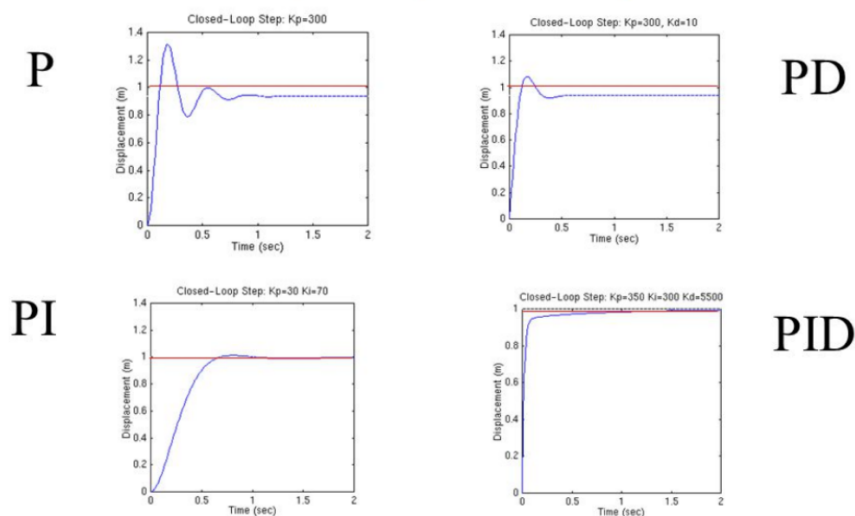


Figura 8: Efecto de los controladores presentados.

### 3.7. Ajuste de parámetros del controlador PID

Son tres los métodos más comunes de ajuste de controladores PID:

- Ajuste mediante prueba-error.
- Ajuste experimental con métodos como Ziegler-Nichols, Skogestad o Aproximación de MIGO (AMIGO).
- Autoajuste del controlador.

#### 3.7.1. Ajuste mediante prueba-error

El ajuste de prueba-error se basa en el efecto de cada parámetro del PID en la respuesta del sistema en bucle cerrado, y se ajusta teniendo en cuenta las anotaciones de la siguiente tabla:

Respuesta en bucle cerrado	Tiempo de subida	Sobreoscilación	Tiempo de establecimiento	Error en régimen estacionario
$K_p$	Disminuye	Crece	Sin cambios	Disminuye
$K_i$	Disminuye	Crece	Crece	Se elimina
$K_d$	Sin cambios	Disminuye	Disminuye	Sin cambios

Tabla 1: Anotaciones a seguir para el ajuste prueba-error

El procedimiento para ajustar los parámetros del controlador con este método es el siguiente:

1. Obtener la respuesta del sistema en bucle abierto y ver mejoras necesarias.
2. Añadir un control P para mejorar el tiempo de subida.
3. Añadir un control D para la mejora de la sobreoscilación.
4. Añadir un controlador I para eliminar el error estacionario.
5. Ajustar cada ganancia  $K_p$ ,  $T_i$  y  $T_d$  hasta obtener una respuesta en bucle cerrado satisfactoria en base a la tabla anterior.

#### 3.7.2. Ajuste experimental

La aplicación de estos métodos tienen la limitación de que sólo se pueden aplicar si el sistema es estable en régimen estacionario o integrativo.

El más conocido es el método de Ziegler-Nichols pero existen otros métodos como el Skogestad o AMIGO.



El método de Ziegler-Nichols y de Skogestad realizan un proceso similar, pues ambos aproximan el sistema a uno de primer orden e introducen un retraso en el mismo, para después ajustar los parámetros del controlador utilizando las reglas de diseño características del método correspondiente.

Sin embargo, el método AMIGO calcula los parámetros del controlador usando bucle abierto, dominio de tiempo, y optimización de la ganancia integral. (Åström & Hägglund, 2006; Skogestad, 2003)

### **3.7.3. Autoajuste del controlador**

Existen controladores que se adaptan a las modificaciones en el sistema. Es decir, sólo es necesario configurar el controlador una vez, pues si se producen cambios en los parámetros del sistema que queremos controlar el controlador lo detectará y adecuará sus parámetros en consecuencia.

## **3.8. Elección de controlador**

En este TFG se ha elegido desarrollar un controlador PI dado que la acción derivativa provoca una respuesta sobre el volumen muy rápida con una alta ultrafiltración, y el paciente sufriría hipotensión, náuseas, calambres, etc.



# 4

# Dinámica de Sistemas

## 4.1. Introducción a la Dinámica de Sistemas

La Dinámica de Sistemas se desarrolla alrededor de los años cincuenta por parte de Jay Wright Forrester en el MIT (Massachusetts Institute of Technology). Originalmente la idea era que la teoría de control y realimentación pudieran ser utilizadas en otras ramas del conocimiento que no fueran necesariamente técnicas, como es el caso de las Ciencias Sociales, representando un sistema mediante una metáfora de la hidrodinámica y abstrayendo así las ecuaciones no lineales que lo componen. Esto también ha sido de utilidad en las relaciones médico-técnicas, pues gracias a este método un ingeniero puede transmitir situaciones de complejidad matemática y técnica a alguien que no necesariamente tenga esa formación, como lo es un médico. De esta forma ambos pueden entenderse y llegar a una solución ante un problema de forma más rápida y cómoda. (Lagarda & Ernesto, 2011)

No se puede hablar de la Dinámica de Sistemas sin antes aclarar qué se entiende como sistema, pues tiene diferentes acepciones. Generalmente, se conoce como sistema el modo o la forma en la que se realiza algo, por ejemplo, resolver un problema. Pero el concepto que tomamos de sistema aplicado a la Dinámica de Sistemas es el de objeto dotado de una determinada complejidad, formado por partes coordinadas que interactúan entre sí pero que globalmente forman una unidad. Ejemplos de sistema son: sistema económico, planetario, ecológico, etc.

Algo característico de los sistemas es que poseen una identidad que mantienen a lo largo del tiempo y en diferentes entornos. Esto se debe a que a pesar de las diferentes interacciones que realizan las partes que lo componen, un sistema siempre tendrá un fin. (Aracil & Gordillo, 1997)

Las influencias dadas entre los elementos de un sistema se representan en forma de Diagramas Causales, los cuales son diagramas donde se expresan las relaciones causa-efecto dentro de un sistema.

Para desarrollar un modelo de forma correcta en base a la Dinámica de Sistemas se deben seguir una serie de pasos:

1. Identificación del problema: En este primer paso se debe acotar con claridad el problema, reuniendo información del mismo e identificando todas las variables que puedan intervenir dentro del sistema. Una vez realizado, deben marcarse las variables que puedan considerarse elementos dentro del sistema, es decir, aquellas que variarán con el tiempo; además de localizar las estructuras de realimentación.
2. Modelado cualitativo: Se realiza una hipótesis causal, la cual determinará las relaciones e influencias entre los elementos del sistema. En este punto es donde obtendremos un Diagrama Causal que graficará el funcionamiento hipotético del sistema, sin tener en cuenta el tiempo ni la magnitud de las variables que intervienen.
3. Modelado cuantitativo: A partir de la fase anterior de modelado y analizando con detenimiento el sistema, se alcanza el modelado cuantitativo, formado por Diagramas de Forrester que abstraen el modelado matemático del mismo y por tanto engloban las ecuaciones que rigen el sistema. Es importante señalar que no se debe dar por finalizado el Diagrama Causal hasta no finalizar el de Forrester, pues podrían rectificarse algunas relaciones que previamente se habían pasado por alto.
4. Evaluación y análisis del modelo: Se comprueba la validez del modelo. Esto puede realizarse comprobando si la lógica empleada en el mismo es correcta y aplicando experiencias cuyo resultado es conocido y analizarlas por si en caso de error fuera necesario modificar relaciones o variables en el modelo cualitativo. (Morlán Santa Catalina, 2010)

## **4.2. Diagramas Causales**

Como se ha mencionado anteriormente los Diagramas Causales expresan las relaciones causa-efecto entre los elementos de un sistema, proporcionando información hipotética sobre su funcionamiento y desarrollo, de tal forma que se pueda identificar la estructura que sigue dicho sistema.

Estos diagramas están formados por variables cuya relación de influencia se representa mediante flechas. Si la influencia es positiva la punta de la flecha tendrá un signo positivo y viceversa. Por tanto, si las relaciones de  $A$  hacia  $B$  se dan en el mismo sentido, la influencia de  $A$  sobre  $B$  será positiva. Si la influencia fuera en distinto sentido, sería negativa:

$$A \rightarrow^+ B \quad ; \quad A \rightarrow^- B$$

En función de la estructura que siga el Diagrama Causal pueden clasificarse en:

- Diagramas abiertos (Figura 9)

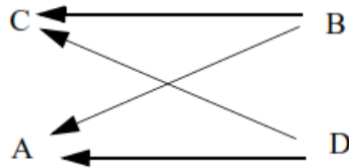


Figura 9: Diagrama causal abierto

- Diagramas cerrados o con bucles de realimentación (Figura 10)

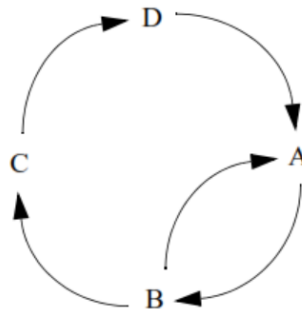


Figura 10: Diagrama causal cerrado o con bucles de realimentación

Se identifican dos tipos como bucles de realimentación:

- *Bucles con realimentación positiva*: Este tipo de bucles son conocidos por el efecto "bola de nieve" que producen, pues cuando el valor de una variable se incrementa, el resto de variables también lo hacen, representando un comportamiento de crecimiento. Estos bucles se dan cuando no tienen ninguna relación negativa o tienen un número par de ellas. (Figura 11)

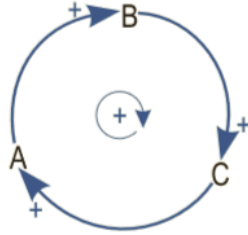


Figura 11: Bucle de realimentación positiva

- *Bucles de realimentación negativa*: Se caracterizan por tener un número impar de relaciones negativas. Aportan equilibrio al sistema. (Figura 12)

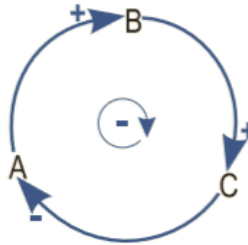


Figura 12: Bucle de realimentación negativa

Es común encontrar en los Diagramas Causales ambos tipos de bucles de realimentación. (Claudio Perissé, 2020)

### 4.3. Diagramas de Forrester

El Diagrama de Forrester, característico de la Dinámica de Sistemas, corresponde al modelado cuantitativo del problema, donde se deducen las ecuaciones matemáticas que lo rigen y validarán al modelo. En resumen, las influencias representadas en un Diagrama Causal, serán expuestas más detalladamente en un Diagrama de Forrester. (Morlán Santa Catalina, 2010)

Las variables de un Diagrama de Forrester se clasifican en tres tipos: variables de nivel, de flujo y auxiliares.

Para comprender el uso y funcionamiento de estas variables se utiliza como analogía un sistema hidrodinámico. Se va a ejemplificar con un sistema formado por tres depósitos con tres niveles  $N_1$ ,  $N_2$  y  $N_3$  que acumulan y pierden líquido (Figura 13).

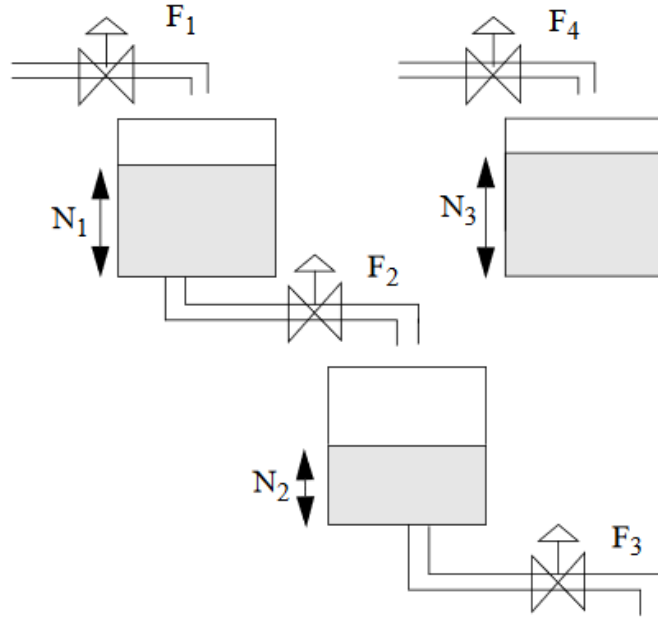


Figura 13: Analogía hidrodinámica de un sistema compuesto por tres niveles

Estas variaciones en el nivel de los depósitos son producidas por los flujos  $F_1$ ,  $F_2$ ,  $F_3$  y  $F_4$  siendo el caudal de los flujos controlados por válvulas que actúan en función del nivel de los depósitos. (Morlán Santa Catalina, 2010) Gracias a esta analogía se puede representar el sistema como ecuaciones de primer orden:

$$\left. \begin{aligned} \frac{dN_1}{dt} &= F_1 - F_2 \\ \frac{dN_2}{dt} &= F_2 - F_3 \\ \frac{dN_3}{dt} &= F_4 \end{aligned} \right\} \quad (4.1)$$

Los flujos son controlados mediante variables auxiliares en función de las variaciones en los niveles, por lo que son representados mediante la expresión:

$$F_i = f_i(N_1, N_2, N_3, N_4) \text{ siendo } i = 1, \dots, 4 \quad (4.2)$$

Con  $f_i$  como función lineal que expresa el funcionamiento de las válvulas. Además, el cálculo de  $F_i$  puede realizarse mediante pasos intermedios con variables auxiliares  $A_i$  de la siguiente forma:

$$A_1 = \Phi_1(N_1, N_2) \quad (4.3)$$

$$A_2 = \Phi_2(A_1, N_3) \quad (4.4)$$

$$F_1 = \Phi_3(A_2) \quad (4.5)$$

Y además esta analogía se puede perfeccionar incluyendo variables exógenas  $E$  que definan los flujos  $F_i$ :

$$F_i = f_i(N_1, N_2, N_3, E) \quad (4.6)$$

Esto lleva a la conclusión de que los sistemas de ecuaciones de primer orden se pueden representar perfectamente a través de la analogía de la hidrodinámica, creando de esta forma Diagramas de Forrester que los representen; y por ello se puede deducir un sistema de ecuaciones de un diagrama y crear un diagrama a partir de un sistema de ecuaciones.

Existe una simbología concreta utilizada en el diseño de Diagramas de Forrester que nos permite identificar con claridad los tipos de variables que hemos definido anteriormente, mostrados en la Figura 14.

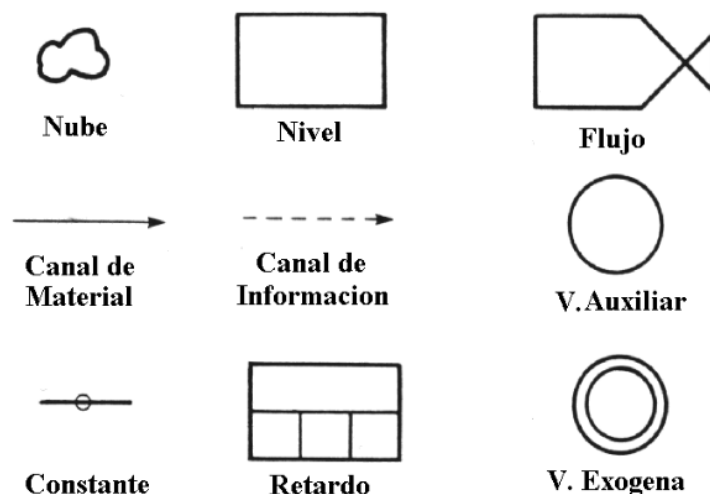


Figura 14: Símbolos que conforman los Diagramas de Forrester

A continuación, se introducirán estos símbolos:

- Variables de nivel: Son variables de estado, las cuales cambian con el tiempo en función de los flujos de entrada y salida. Se corresponden con los depósitos vistos en la analogía hidrodinámica.
- Variables de flujo: Representan el flujo, la actividad, el movimiento. Son las variables que hacen cambiar el valor de las variables de nivel. El valor de las variables de flujo depende del valor de las variables de nivel en combinación con otras variables exógenas, creando una función lineal que define el comportamiento del flujo.



- Variables auxiliares: Envuelven cálculos intermedios que definen las variables de flujo, por lo que estarán compuestas por combinaciones matemáticas de las variables exógenas y de estado de los niveles. Esto facilita la comprensión y definición de la variable de flujo.
- Fuentes y sumideros (nubes): Un flujo puede tomar la materia desde otro flujo de salida de otro nivel o desde una fuente de materia (de infinita capacidad), en este caso las nubes. Cuando se tiene un flujo de salida cuya materia no está conectada a otro nivel, esta se conecta con un sumidero que se considera de capacidad infinita.
- Retrasos: Estos son producidos por la acumulación de materia que debe fluir por el sistema. Figura 15. (Claudio Perissé, 2020)

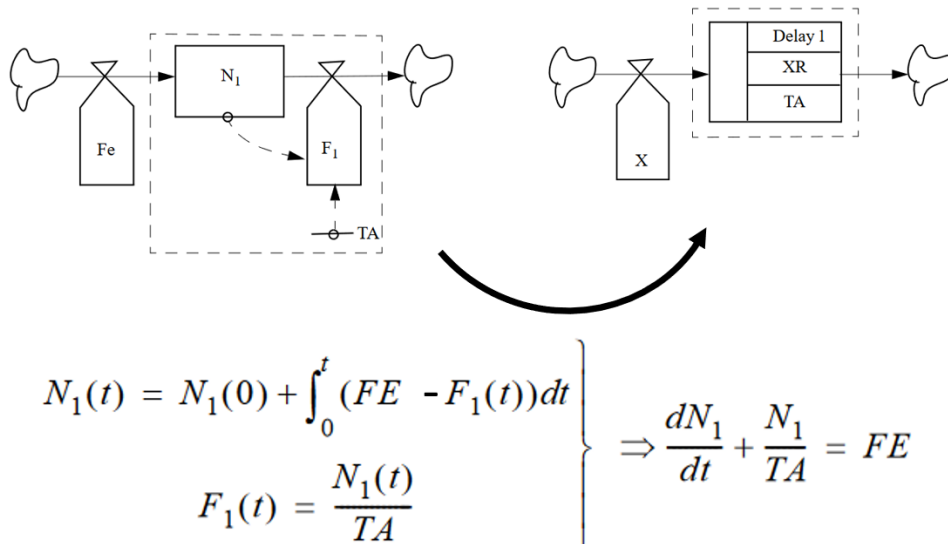


Figura 15: Diagrama de Forrester con un retraso y las ecuaciones que lo modelan



# 5

## Modelado de la Hemodiálisis

### 5.1. Modelado matemático

En este apartado se explicará el modelo matemático de la hemodiálisis que se ha utilizado para simular dicho proceso y estudiarlo. Este modelo ha sido extraído del trabajo (Baigent et al., 2001).

#### 5.1.1. Dializador

Como se presentó anteriormente, en el dializador se encuentran cinco flujos:

- Relativos a la sangre
  - Entrada de sangre en el dializador,  $Q_{bi}$
  - Salida de sangre en el dializador,  $Q_{bo}$
- Relativos al líquido dializante
  - Entrada de dializante,  $Q_{di}$
  - Salida de dializante,  $Q_{do}$
- Relativo a la ultrafiltración
  - Flujo de ultrafiltración,  $Q_{UF}$

y estos se encuentran relacionados de la siguiente forma:

$$Q_{bo} = Q_{bi} - Q_{UF} \tag{5.1}$$

$$Q_{do} = Q_{di} + Q_{UF} \tag{5.2}$$

Observando estas ecuaciones se llega a la conclusión de que el flujo de entrada de sangre es mayor que el de salida, debido a las pérdidas producidas por la ultrafiltración, la cual transporta líquido al otro lado de la membrana del dializador, que después es eliminado por el líquido dializante de salida.

### 5.1.2. Sodio extracelular

El sodio es un componente celular muy importante en el organismo dada su participación en múltiples funciones, como se ha comentado anteriormente en esta memoria. Sin embargo, en el proceso de hemodiálisis, el papel más importante que jugará para nosotros será el de la regulación de volúmenes corporales.

El modelado de sodio es bicompartimental, pues se debe diferenciar el sodio intracelular del extracelular pues cada uno es utilizado de forma diferente por el organismo. Tanto es así que las variaciones de sodio intracelular se consideran insignificantes a causa de la capacidad celular de mantener dicho nivel constante gracias a las bombas de ATP que se encuentran en la membrana celular. Debido a esto, se presenta la ecuación de la variación de sodio extracelular, y para calcular el sodio intracelular se dividirá la cantidad de sodio por el volumen intracelular.

La ecuación para el sodio extracelular viene dada por:

$$\frac{d(C_{Na}^{EC} * V_{EC})}{dt} = D * (C_{Na}^d - C_{Na}^{EC}) - Q_{UF} * C_{Na}^{EC} \quad (5.3)$$

donde se tiene que:

- $C_{Na}^{EC}$  es la concentración de sodio en el líquido extracelular.
- $C_{Na}^d$  es la concentración de sodio en el líquido dializante.
- $V_{EC}$  es el volumen extracelular.
- $D$  es la dialisancia del dializante al sodio.
- $Q_{UF}$  es el flujo de ultrafiltración.

El transporte de sodio a través de la membrana artificial del dializador está definido por la diferencia de concentraciones, siendo estas quienes definirán el sentido del flujo. Además, existe una pérdida de sodio debido a la ultrafiltración.

### 5.1.3. Volúmenes

Los volúmenes corporales también se dividen en dos compartimentos: el extracelular y el intracelular. Los cambios en esos volúmenes son definidos por las variaciones de volúmenes de agua (los líquidos son incompresibles).

Las variaciones de los volúmenes en el proceso de hemodiálisis son definidas por las siguientes ecuaciones:

$$\frac{d(V_{EC})}{dt} = k * (C^{EC} - C^{IC}) - Q_{UF} \quad (5.4)$$

$$\frac{d(V_{IC})}{dt} = -k * (C^{EC} - C^{IC}) \quad (5.5)$$

siendo las variables presentadas:

- $V_{EC}$  es el volumen extracelular.
- $V_{IC}$  es el volumen intracelular.
- $C^{EC}$  es la concentración de solutos activos en el espacio extracelular.
- $C^{IC}$  es la concentración de solutos activos en el espacio intracelular.
- $Q_{UF}$  es el flujo de ultrafiltración.
- $k$  es el parámetro de transporte de agua a través de la membrana.

De nuevo, se pierde volumen debido a la ultrafiltración.

#### 5.1.4. Urea

Debido a la insuficiencia renal la urea es uno de los productos que se acumulan y es importante tener un correcto control de la misma así como su eliminación. También en este apartado se debe tener en cuenta la urea extracelular y la intracelular.

Las variaciones en la urea son representadas por las siguientes ecuaciones:

$$\frac{d(V_{EC} * C_u^{EC})}{dt} = G - k_d * C_u^{EC} + k * (C_u^{IC} - C_u^{EC}) \quad (5.6)$$

$$\frac{d(V_{IC} * C_u^{IC})}{dt} = -k * (C_u^{IC} - C_u^{EC}) \quad (5.7)$$

conociéndose  $k_d$  como:

$$k_d = \begin{cases} Q_b * Q_d * \frac{e^{\frac{KA}{Q_b}} - e^{\frac{KA}{Q_d}}}{Q_d * e^{\frac{KA}{Q_b}} - Q_b * e^{\frac{KA}{Q_d}}} & \text{si } Q_b \neq Q_d \\ \frac{KA * Q_b}{KA + Q_b} & \text{si } Q_b = Q_d \end{cases} \quad (5.8)$$

Las variables que se encuentran en estas ecuaciones se corresponden con:

- $V_{EC}$  es el volumen extracelular.
- $V_{IC}$  es el volumen intracelular.
- $C_u^{EC}$  es la concentración de urea extracelular.
- $C_u^{IC}$  es la concentración de urea intracelular.
- $G$  es la generación fisiológica de urea.
- $k_d$  es la constante de aclaramiento de la urea.
- $k$  es el coeficiente de transporte difusivo de masas.
- $KA$  es el coeficiente de transferencia de masas.
- $Q_b$  es el flujo de sangre.
- $Q_d$  es el flujo de líquido dializante.

(Baigent et al., 2001)

## 5.2. Diagrama causal

Se van a desarrollar los Diagramas Causales de cada una de las ecuaciones del proceso de hemodiálisis.

### 5.2.1. Sodio extracelular

En la Figura 16 se presenta el Diagrama Causal correspondiente al compartimento de sodio extracelular.

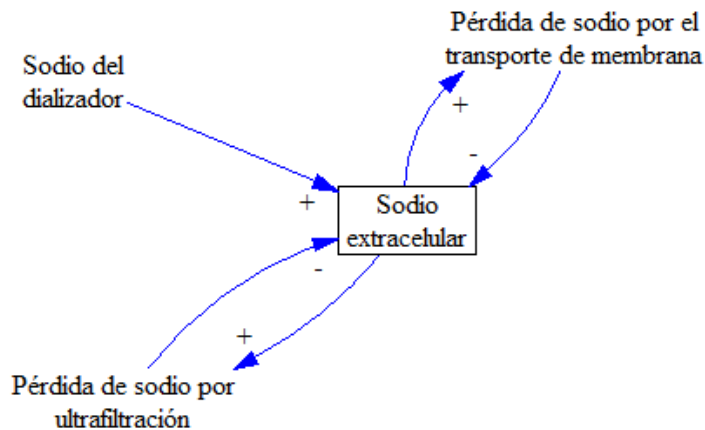


Figura 16: Diagrama causal del modelado de sodio extracelular

### 5.2.2. Volúmenes

En la Figura 17 se tiene el Diagrama Causal correspondiente al modelado de volúmenes en el proceso de la hemodiálisis.

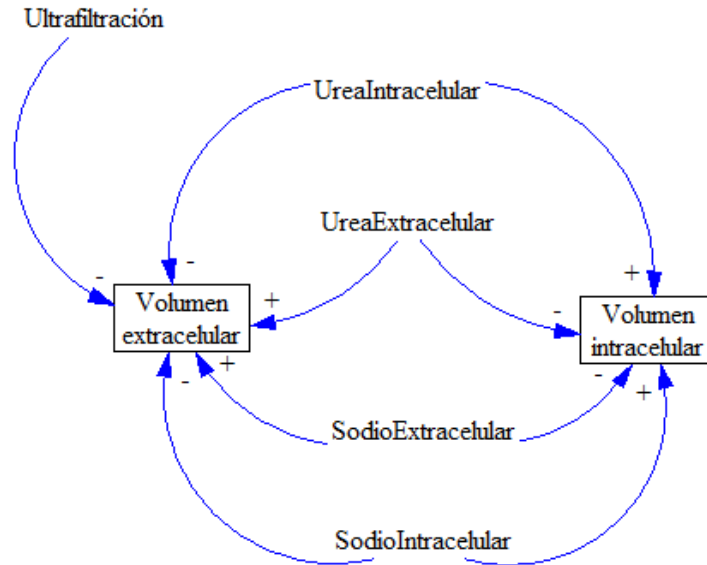


Figura 17: Diagrama causal del modelado de volúmenes

### 5.2.3. Urea

En la Figura 18 se puede observar el Diagrama Causal que corresponde a las variaciones de urea en el proceso de hemodiálisis.

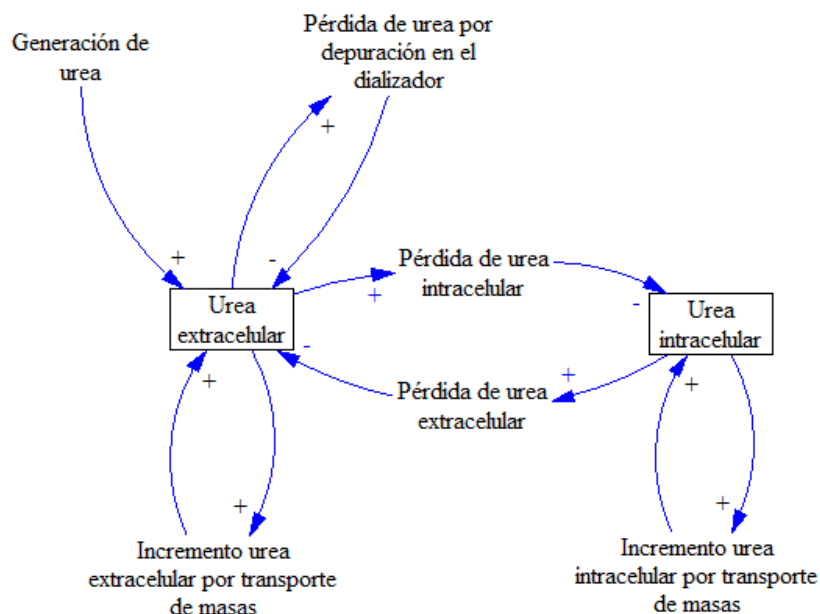


Figura 18: Diagrama causal del modelado de la urea

### 5.2.4. Diagrama general

En este diagrama se representa el diagrama de influencias del sistema completo que compone el proceso de hemodiálisis, donde interactúan todas las partes entre sí. Figura 19.

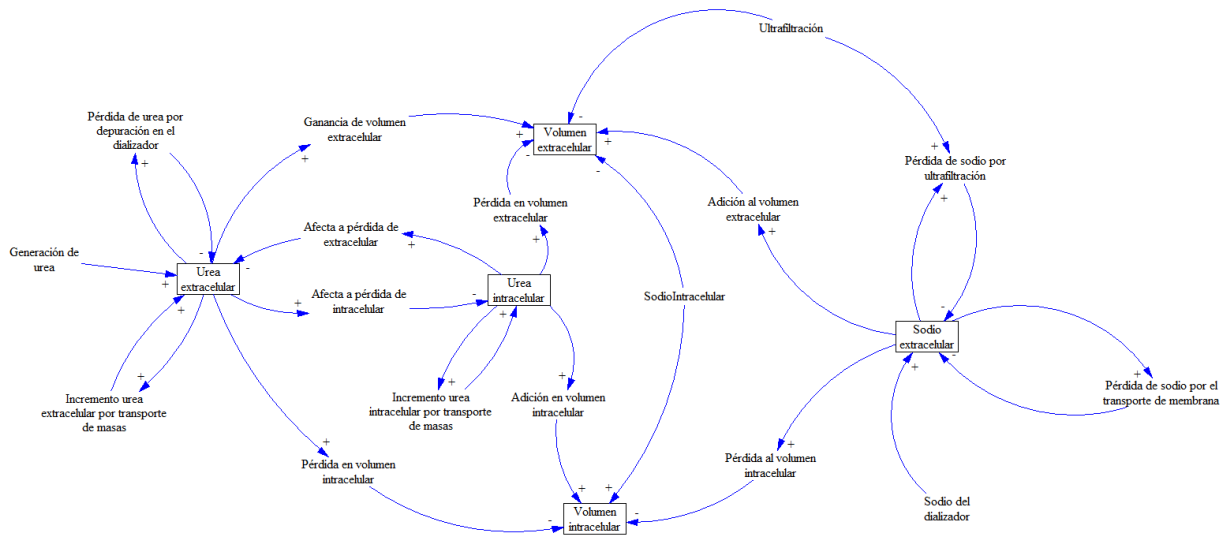


Figura 19: Diagrama causal completo del proceso de hemodiálisis

### 5.3. Implementación en OpenModelica

A continuación, se presentará cómo se ha implementado el proceso de hemodiálisis en el entorno de simulación OpenModelica, el cual permite recrear procesos a través de Diagramas de Forrester empleando la Dinámica de Sistemas, por los que la simbología utilizada será la presentada anteriormente en la Figura 14.

#### 5.3.1. Modelo completo

En el modelado completo de la hemodiálisis (Figura 20) se pueden observar tres grandes subsistemas: sodio, volúmenes y urea. Cada uno de ellos será expuesto posteriormente.

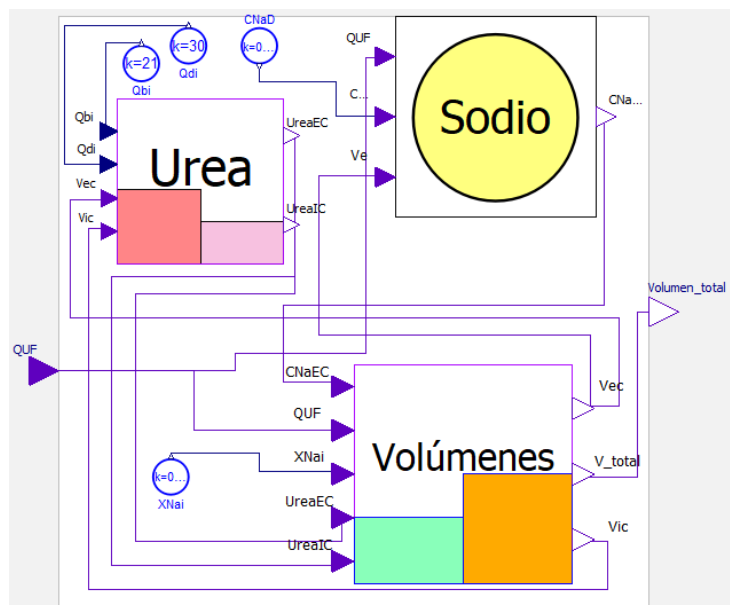


Figura 20: Modelado del proceso de hemodiálisis completo en OpenModelica



En la Figura 20 se observa el modelado completo y que la entrada del mismo es el flujo de ultrafiltración  $Q_{UF}$  y la salida el volumen total, ya que en función de la respuesta del paciente el control ajustará la ultrafiltración.

### 5.3.2. Sodio extracelular

El modelado del subsistema de sodio (Figura 21) consta de tres entradas y una salida:

- Entradas:
  - Flujo de ultrafiltración,  $Q_{UF}$ .
  - Concentración de sodio en el líquido dializante,  $C_{NaD}$ .
  - Volumen extracelular,  $V_e$ .
- Salida:
  - Concentración de sodio extracelular,  $C_{NaEC\_out}$ .

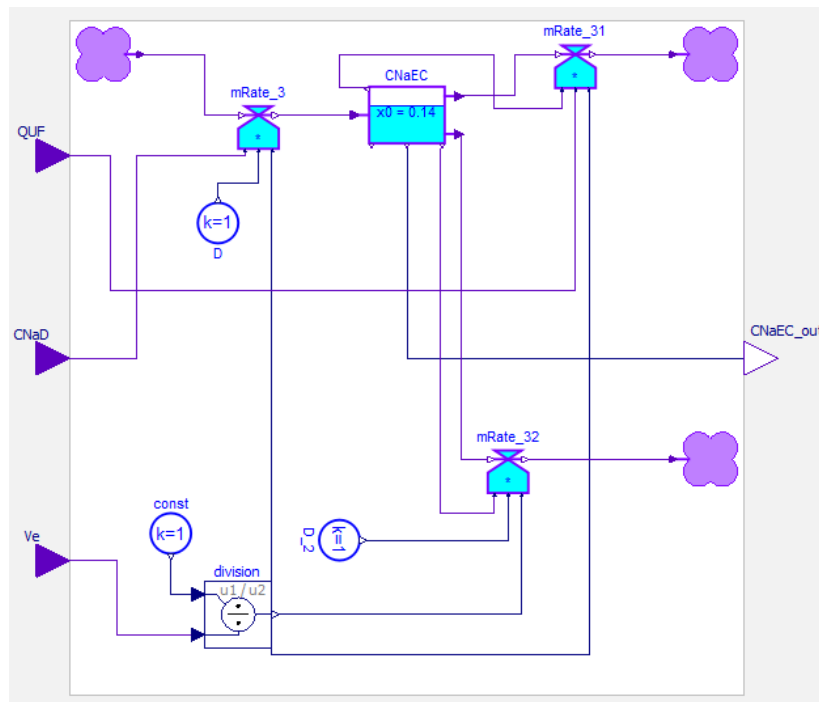


Figura 21: Modelado del subsistema de sodio extracelular

### 5.3.3. Volúmenes

El subsistema de los volúmenes (Figura 22) está formado a su vez por otros dos subsistemas, el volumen extracelular y el volumen intracelular. Este subsistema de volúmenes consta de cinco entradas y tres salidas:

- Entradas
  - Concentración de sodio extracelular,  $C_{NaEC}$ .
  - Flujo de ultrafiltración,  $Q_{UF}$ .

- Cantidad molar de sodio intracelular,  $X_{Na_i}$ .
- Concentración de urea extracelular,  $Cu_{EC}$ .
- Concentración de urea intracelular,  $Cu_{IC}$ .
- Salidas
  - Volumen extracelular,  $Ve_{out}$ .
  - Volumen total,  $V_{total}$ .
  - Volumen intracelular,  $Vi_{out}$ .

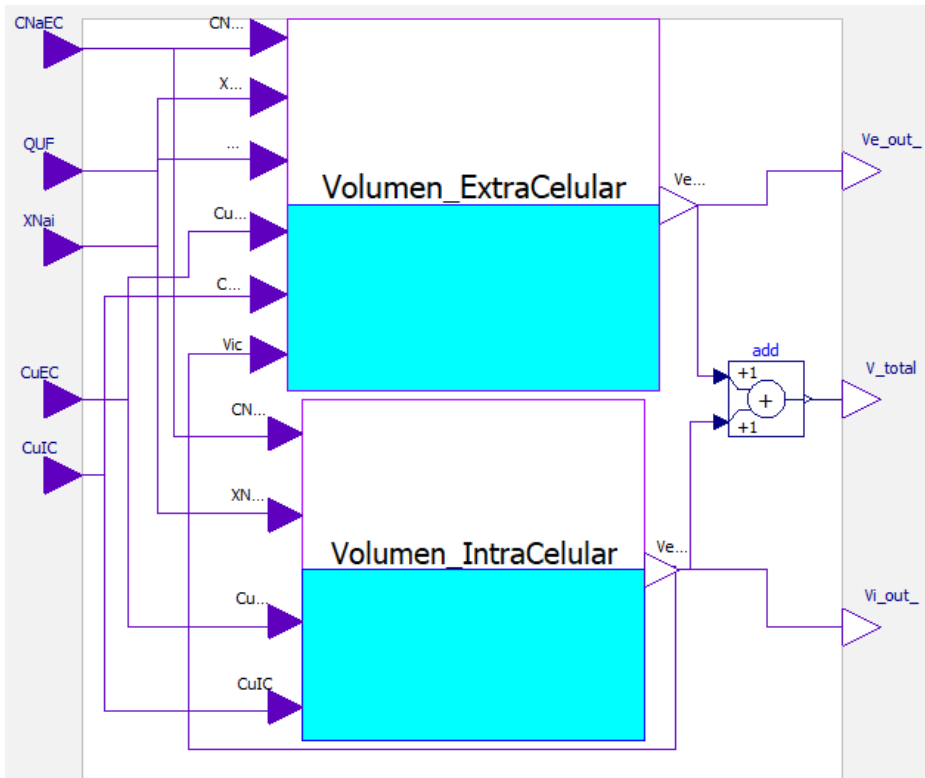


Figura 22: Modelado del subsistema de volúmenes

### 5.3.3.1. Volumen extracelular

En el caso del modelado del subsistema de volumen extracelular (Figura 23), se tienen seis entradas (las entradas anteriores de volúmenes y además el volumen intracelular) y una salida, el volumen extracelular.

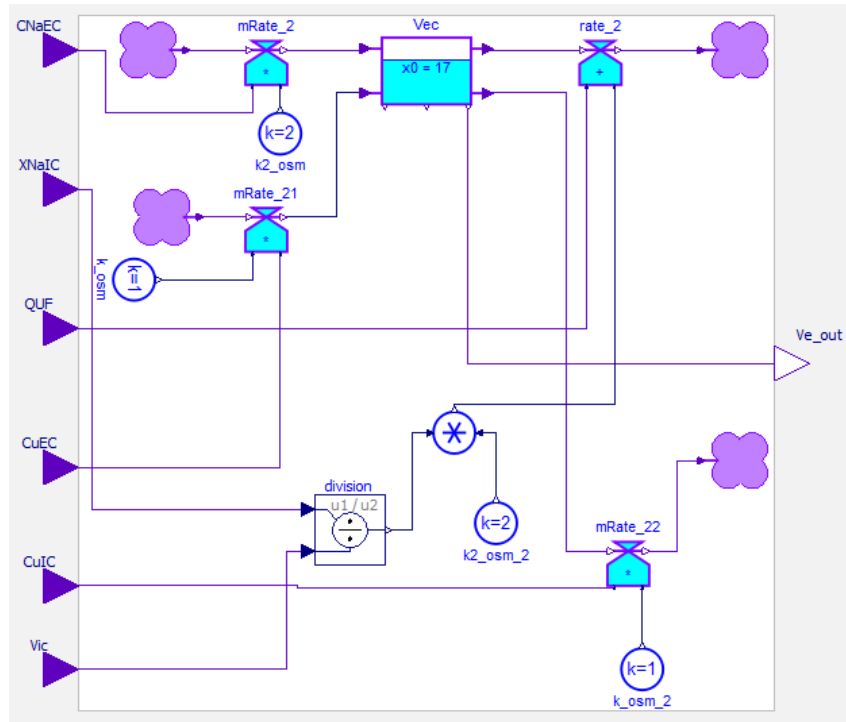


Figura 23: Modelado del subsistema de volumen extracelular

### 5.3.3.2. Volumen intracelular

En el modelado del volumen intracelular (Figura 24) se tienen cuatro entradas (las mismas que en el subsistema de volúmenes salvo la ultrafiltración, pues no es necesaria) y una salida, el volumen intracelular.

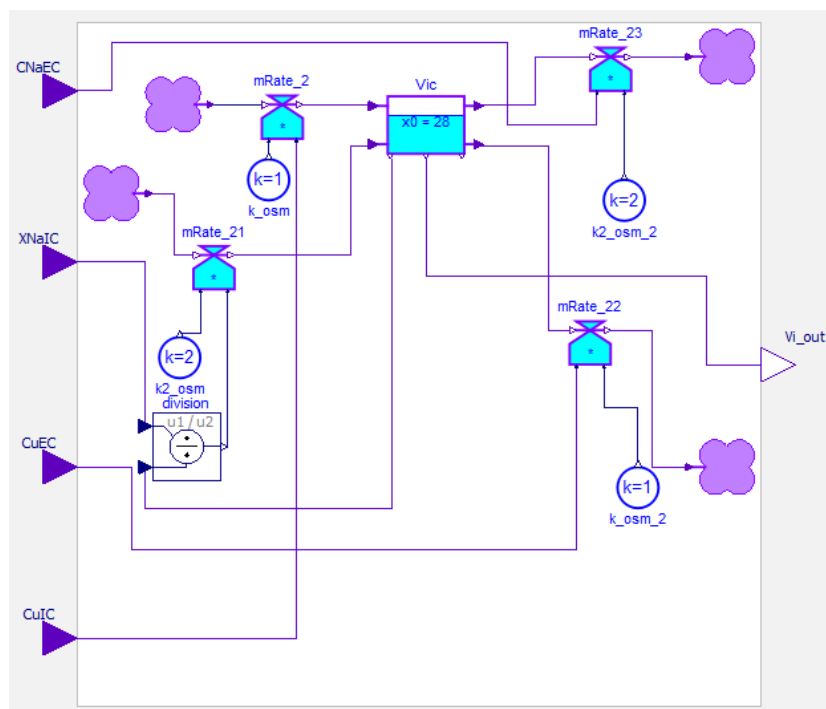


Figura 24: Modelado del subsistema de volumen intracelular

### 5.3.4. Urea

El modelado de la urea (Figura 25) se compone de tres subsistemas: la urea extracelular, la urea intracelular y la componente  $K_d$ , que como se mencionaba anteriormente es el coeficiente de aclaramiento de la urea, el cual varía en función de los flujos de sangre y de líquido dializante.

El modelado de la urea consta de cuatro entradas y dos salidas:

- Entradas
  - Flujo de entrada de sangre en el dializador,  $Q_{bi}$ .
  - Flujo de entrada de líquido dializante,  $Q_{di}$ .
  - Volumen extracelular,  $V_{ec}$ .
  - Volumen intracelular,  $V_{ic}$ .
- Salidas
  - Concentración de urea extracelular,  $UreaEC$ .
  - Concentración de urea intracelular,  $UreaIC$ .

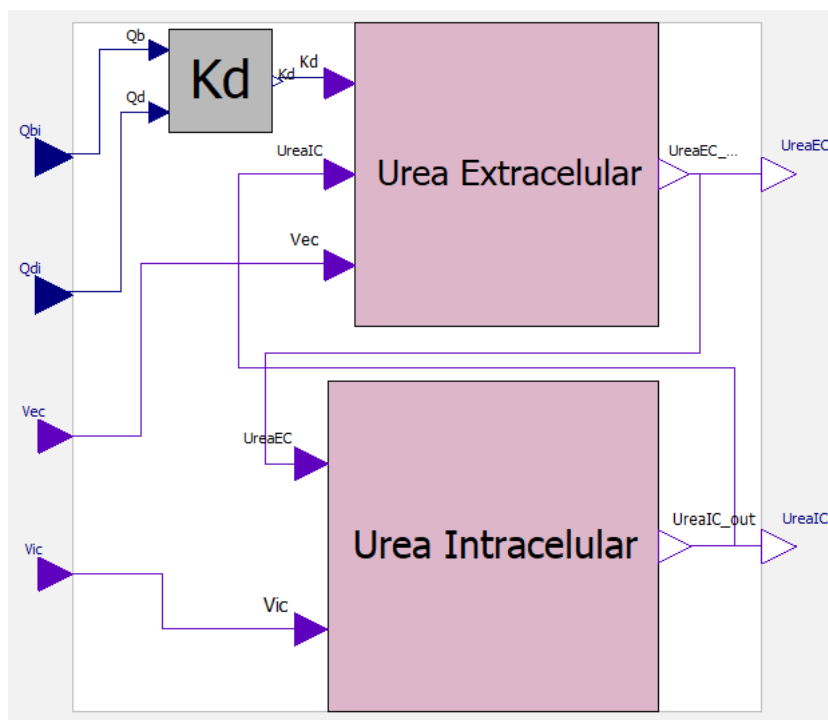


Figura 25: Modelado del subsistema de la urea en OpenModelica

#### 5.3.4.1. Coeficiente $K_d$

El modelado de  $K_d$  (Figura 26) depende de los flujos de entrada de sangre y de líquido dializante. Si estos flujos son iguales se siguen unas ecuaciones (Figura 27) y si son diferentes otras (Figura 28). Estas ecuaciones han sido mostradas

anteriormente. Por ello, la entrada serán dichos flujos y la salida el valor final de  $K_d$ .

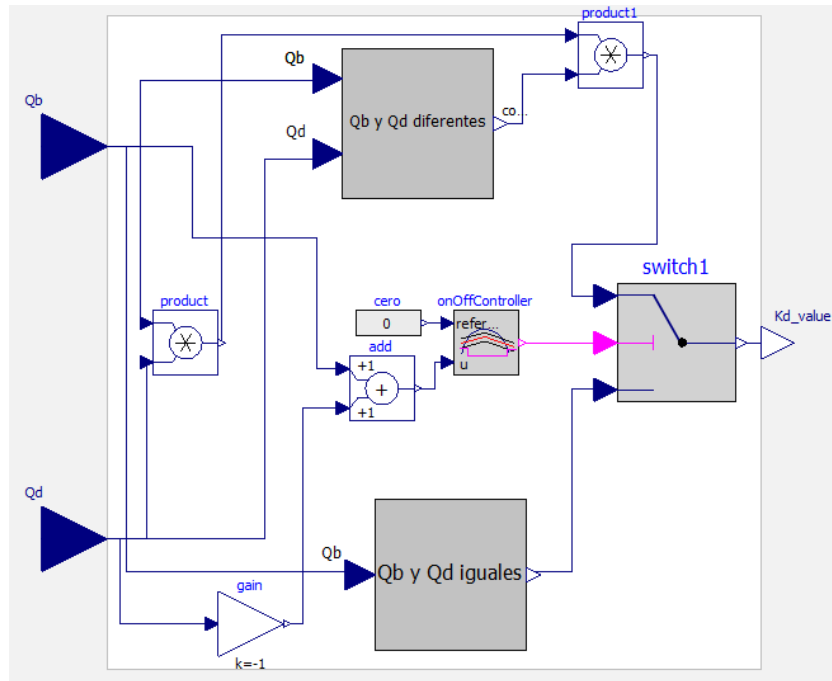


Figura 26: Modelado de  $K_d$  con la toma de decisión en función de los flujos de entrada.

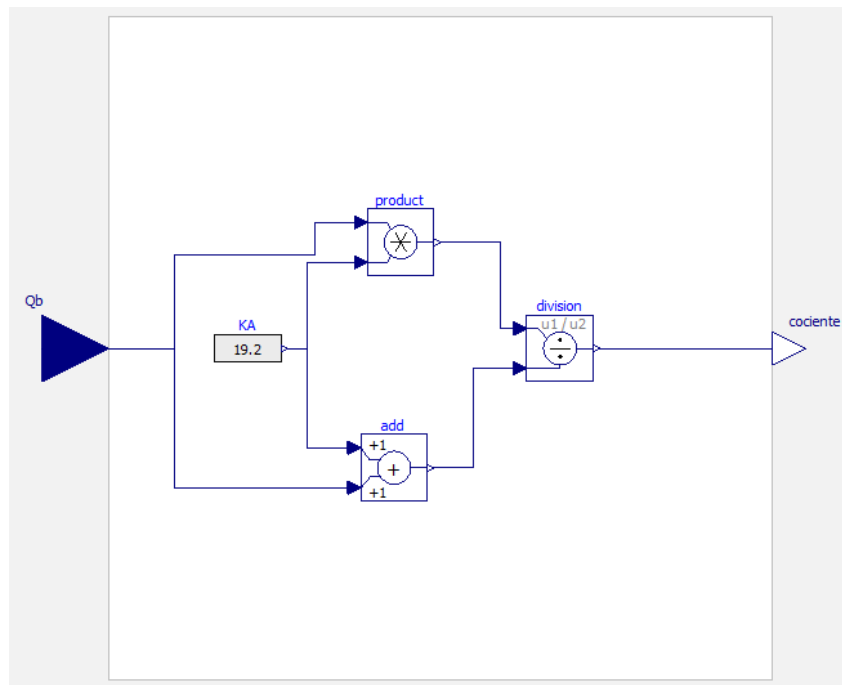


Figura 27: Modelado de las ecuaciones a seguir por  $K_d$  cuando los flujos de entrada son iguales

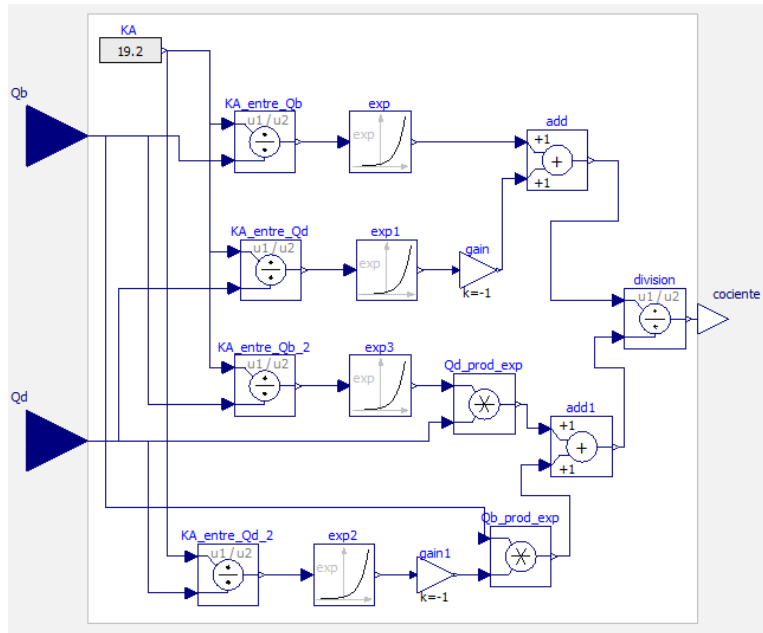


Figura 28: Modelado de las ecuaciones a seguir por  $K_d$  cuando los flujos de entrada son diferentes

### 5.3.4.2. Urea extracelular

En el caso de la urea extracelular (Figura 29) se tienen tres entradas y una salida.

- Entradas
  - Coeficiente de aclaramiento de la urea,  $K_d$ .
  - Concentración de urea intracelular,  $UreaIC$ .
  - Volumen extracelular,  $Vec$ .
- Salida
  - Concentración de urea extracelular,  $UreaEC\_out$ .

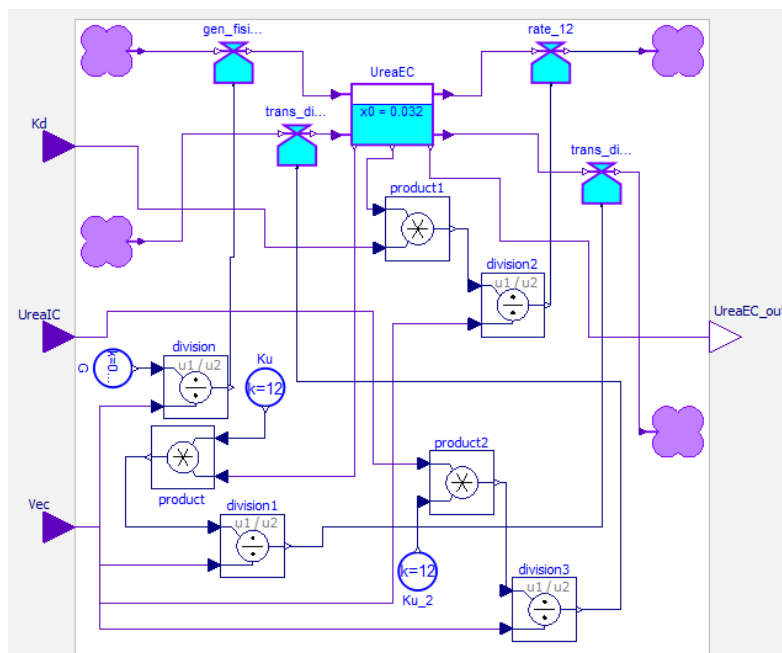


Figura 29: Modelado del subsistema de urea extracelular

### 5.3.4.3. Urea intracelular

Para el modelado de la urea intracelular (Figura 30) se tienen dos entradas y una salida.

- Entradas
  - Concentración de urea extracelular,  $UreaEC$ .
  - Volumen intracelular,  $Vic$ .
- Salida
  - Concentración de urea intracelular,  $UreaIC\_out$ .

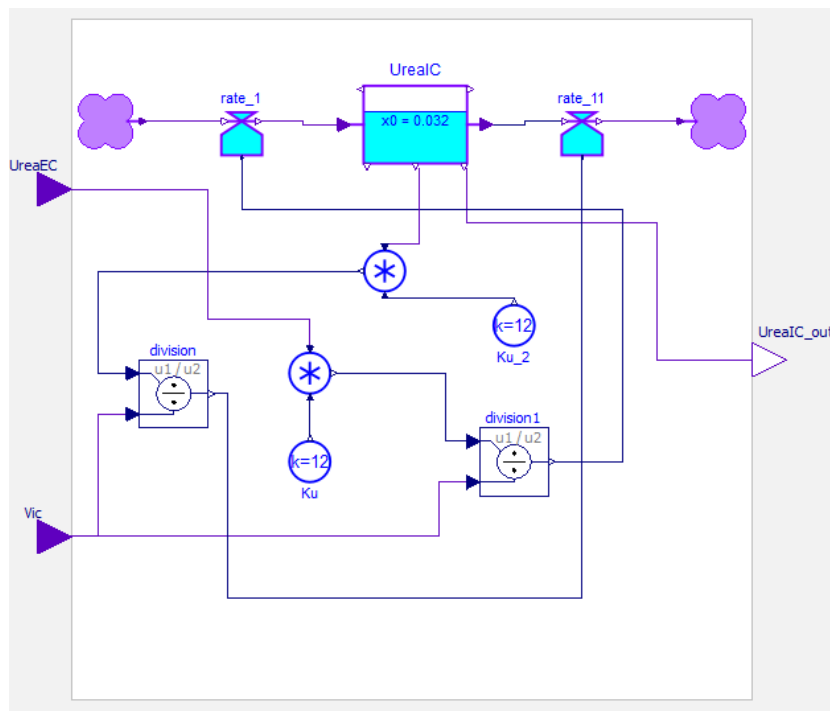


Figura 30: Modelado del subsistema de urea intracelular





# 6

## Modelado del controlador

Los controladores PID actúan satisfactoriamente ante procesos lentos, donde no se producen perturbaciones o estas son poco acusadas. Sin embargo, los controladores PI responden bien a diferentes procesos más variables, como el control de flujo, presión o velocidad. Dadas estas características y teniendo en cuenta que controlaremos el flujo de ultrafiltración, se ha elegido diseñar un PI.

### 6.1. Modelado matemático de un PI

Como se ha visto anteriormente, la señal de control  $u(t)$  de un controlador PI se corresponde con:

$$u(t) = K_p * e(t) + K_i \int_{-\infty}^t e(t)dt \quad (6.1)$$

$$K_i = \frac{K_p}{T_i} \quad (6.2)$$

donde  $e(t)$  es el error,  $K_p$  es el coeficiente de la acción proporcional y  $K_i$  el coeficiente de la acción integral, el cual equivale al componente proporcional ( $K_p$ ) dividido por el tiempo integral ( $T_i$ ).

Sabemos que el error  $e(t)$  es la diferencia entre la señal proporcionada como referencia ( $y_r$ ) y la señal de salida del sistema ( $y$ ):

$$e(t) = y_r - y \quad (6.3)$$

Además, debemos considerar:

$$I = \int_{-\infty}^t e(t)dt \rightarrow \frac{dI}{dt} = e(t) = y_r - y \quad (6.4)$$

Podemos reescribir la señal de control como:

$$u(t) = K_p * e(t) + K_i * I \quad (6.5)$$

De esta forma se ve más claramente que el controlador recibe el error, y gracias a la componente proporcional y a la integral devuelve una señal que lo corrige.

## 6.2. Diagrama Causal del controlador PI

A continuación, se presenta el Diagrama Causal correspondiente a un PI (Figura 31).

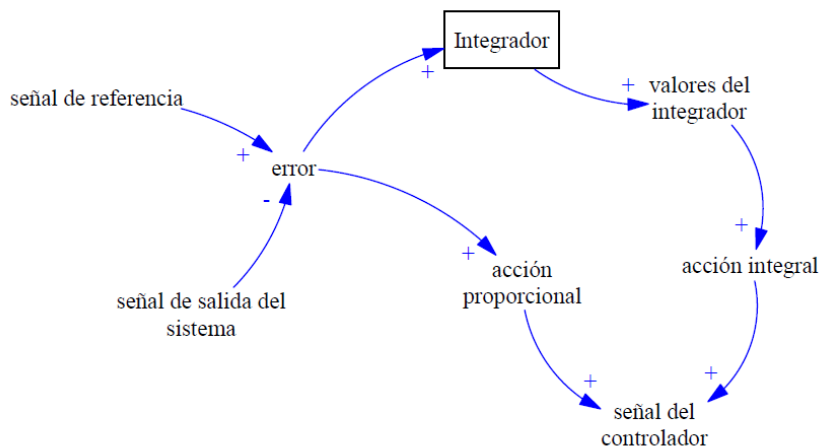


Figura 31: Diagrama Causal de un controlador PI

Se observa que el integrador tiene como flujo de entrada la señal de error, pues como se ha visto en las ecuaciones debe integrarla para tener un control del error acumulado. Los valores obtenidos por el integrador junto al coeficiente de la acción integral formarán una parte de la salida, la cual sumada al error junto a la acción proporcional nos da la señal de salida del controlador.

### 6.3. Implementación en OpenModelica

A partir del Diagrama Causal se ha desarrollado el Diagrama de Forrester del controlador PI, como se puede ver en la Figura 32.

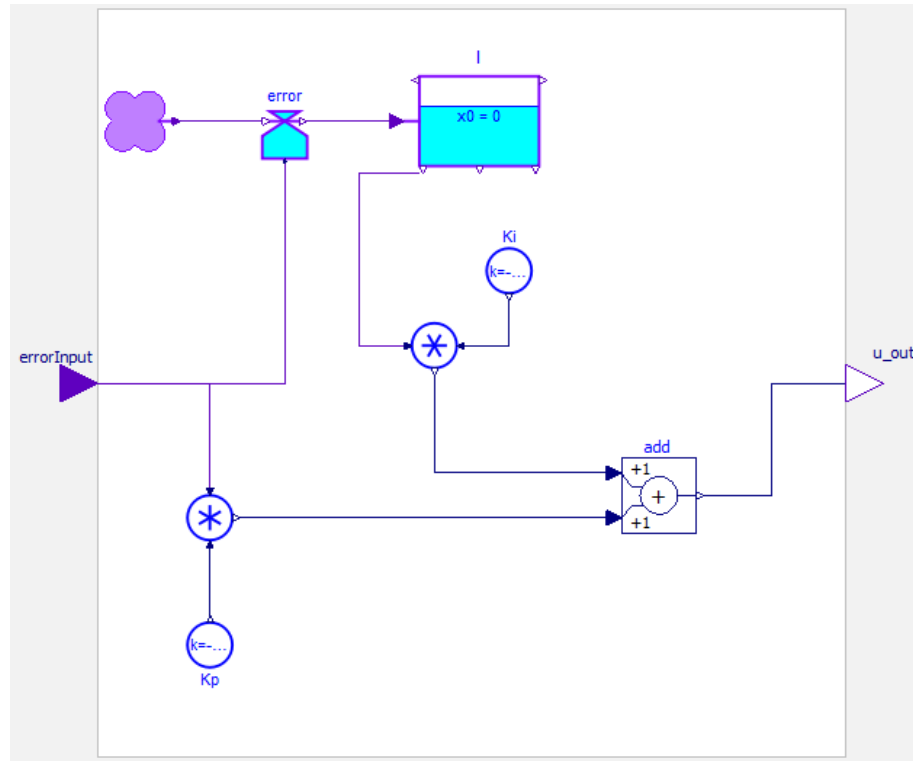


Figura 32: Modelado del controlador PI con OpenModelica

Como se esperaba, el controlador recibe la señal del error como entrada y devuelve la señal de control necesaria para rectificarlo.

Esta señal de error participa en el flujo de entrada de la integral, anteriormente llamada  $I$ , puesto que se realiza la integral del error. Los resultados de la integral son multiplicados por el coeficiente de la acción integral  $K_i$ , y este resultado se suma a la multiplicación de la señal de error por el coeficiente de la acción proporcional  $K_p$ . El resultado de dicha suma se corresponde con nuestra señal de control  $u(t)$ .

### 6.4. Ajustes de parámetros del control PI

Para realizar el ajuste de los valores del controlador, se ha realizado un ajuste de prueba-error, dado que nuestro sistema no cumple con los requisitos de estabilidad necesarios para aplicar métodos experimentales. Se han obtenido los siguientes valores para los coeficientes proporcional e integral:

- $K_p = -9.74$
- $K_i = -22.5$

Estos valores son calculados de acuerdo a los parámetros del sistema de hemodiálisis, por lo que será necesario recalcularlos si se desea aplicar el proceso de hemodiálisis a otro paciente, pues el controlador que se ha diseñado no tiene la capacidad de autoajustarse. Además, ambas ganancias son negativas ya que se necesita generar un flujo de ultrafiltración negativo para extraer la sangre del paciente.

# 7

## Experiencias y resultados

### 7.1. Procedimiento habitual

Se pretende simular cómo serían los resultados de una sesión rutinaria de hemodiálisis con parámetros predefinidos, es decir, sin utilizar un controlador en el proceso. Para ello, debemos establecer los valores del paciente que definirán nuestros parámetros y la duración de la misma.

En este trabajo, se tomará un paciente de 75 kg, con un peso en seco de 72 kg. Esto quiere decir que a lo largo de la sesión de hemodiálisis el paciente perderá 3 litros de volemia, lo que significa que si su volumen total de líquido es de 45 litros, al final de la sesión será de 42 litros, lo que equivale al 60% de su peso en seco. Estableceremos las sesiones de hemodiálisis en una duración de 5 horas, en las que extraerán gradualmente 3 litros, con una tasa de ultrafiltración de 0.6 l/h.

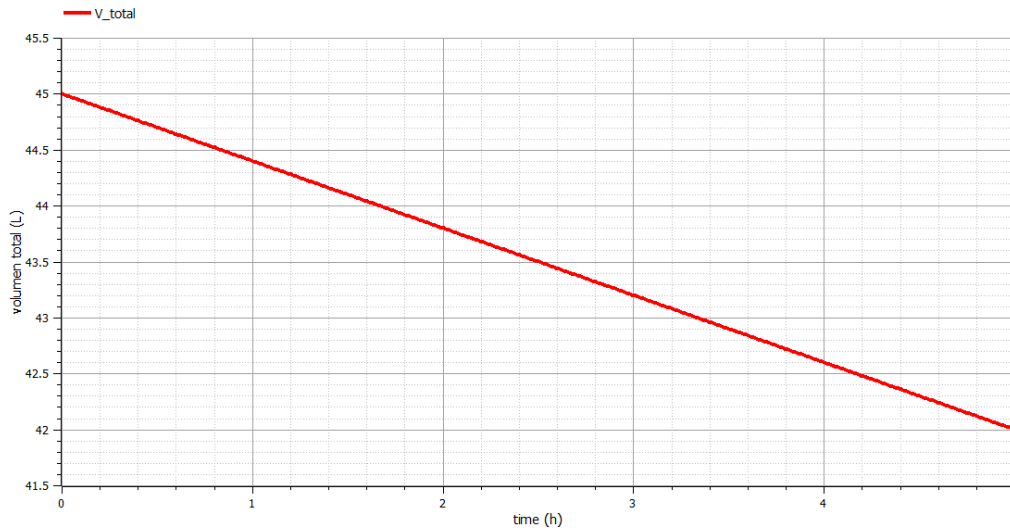


Figura 33: Volumen total del paciente en una sesión habitual

En la Figura 33 se aprecia cómo el paciente pierde esos 3 litros a lo largo de las 5 horas de sesión de forma gradual. Vamos a observar cómo han variado el resto de parámetros.

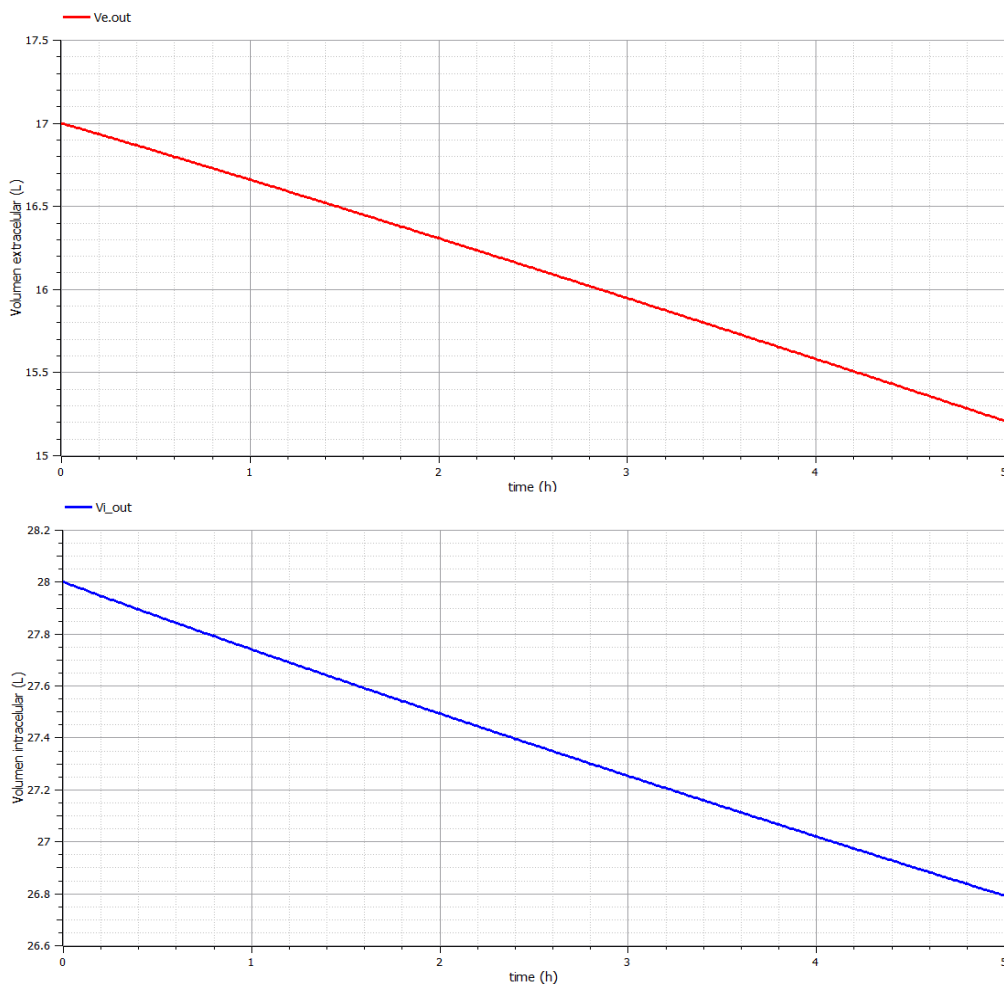


Figura 34: Variación en una sesión habitual del volumen extracelular (arriba) y del volumen intracelular (abajo)

En la Figura 34 se observa dónde se produce dicha pérdida de volumen. Al inicio de la sesión el paciente tenía 17 litros como volumen extracelular, y 28 litros como intracelular. Al finalizar, perdió 1.8L pertenecientes al volumen extracelular y 1.2L del intracelular, que suman 3L perdidos en total. Por tanto, la sesión finalizó con 15.2L en el volumen extracelular y 26.8L en el intracelular.

En cuanto al sodio, en la Figura 35 se puede observar cómo la acumulación existente (debido a la insuficiencia renal se tenía originalmente una concentración de 0.14 mol/L) va disminuyendo hasta alcanzar un valor más óptimo de 0.121 mol/L.

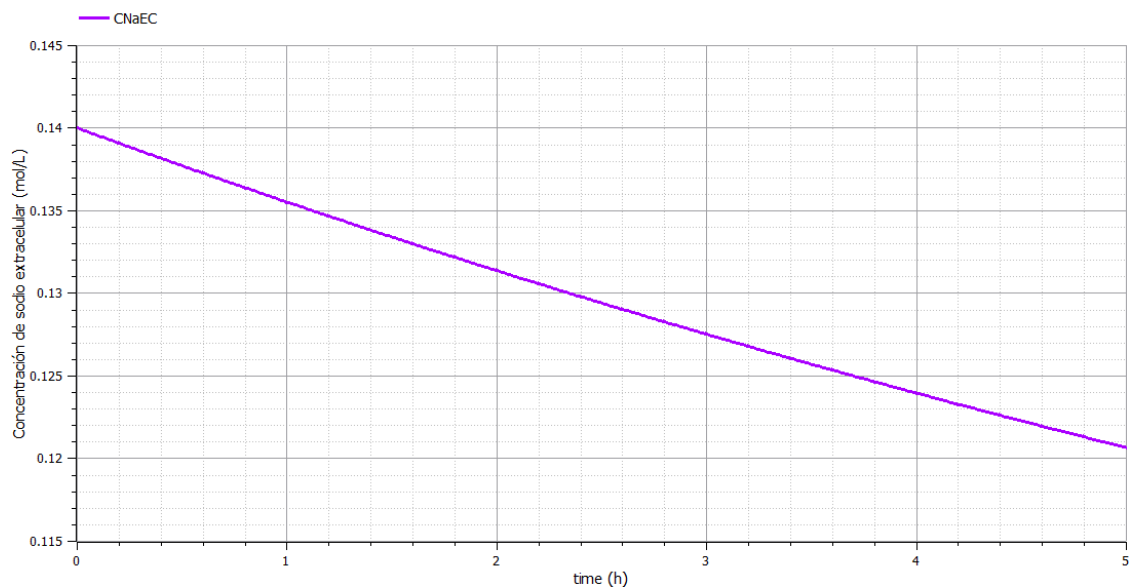


Figura 35: Variación en una sesión habitual de la concentración de sodio extracelular

En cuanto a la variación en la concentración de urea (Figura 36) se muestra que la urea extracelular se elimina de forma más rápida que la intracelular. Este fenómeno se debe a que el proceso de hemodiálisis afecta en primer lugar a el compartimento correspondiente a los volúmenes extracelulares.

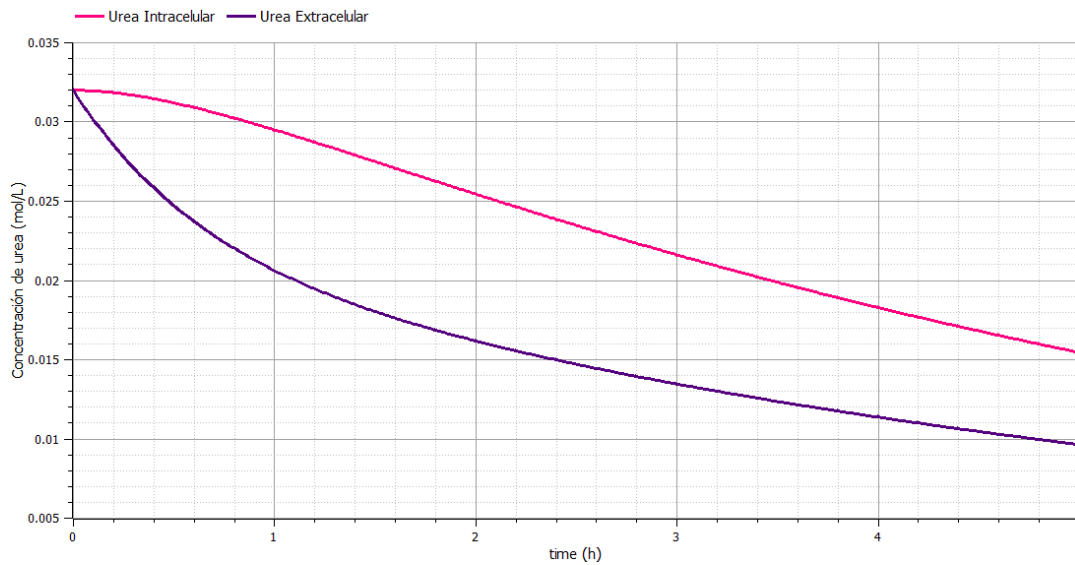


Figura 36: Variación en una sesión habitual de las concentraciones de urea

Al inicio de la sesión ambas concentraciones de urea tienen el mismo valor, pero conforme se desarrolla la sesión de hemodiálisis, disminuyen hasta alcanzar 0.01 mol/L para la extracelular y 0.015 mol/L para la intracelular.

## 7.2. Uso del controlador con entrada lineal

A continuación se implementará el controlador PI diseñado. Dicho controlador tiene como entrada la señal de error existente entre la consigna que se quiere seguir y la respuesta del proceso de hemodiálisis. Dado que se pretende modificar el ratio de ultrafiltración para controlar el proceso, la salida del controlador será el valor de ultrafiltración necesario para corregir dicha señal de error. Es necesario limitar los valores dados por el controlador, pues el ratio de ultrafiltración no debe ser inferior a cero ni superior a 1.5 L/h por la seguridad y bienestar del paciente.

En la Figura 37 se puede observar la consigna que se quiere seguir junto con la respuesta obtenida por el sistema: Se ha realizado un buen control dado que la respuesta sigue bien la consigna y se consigue el objetivo de reducir el volumen a 42L en la quinta hora de sesión.



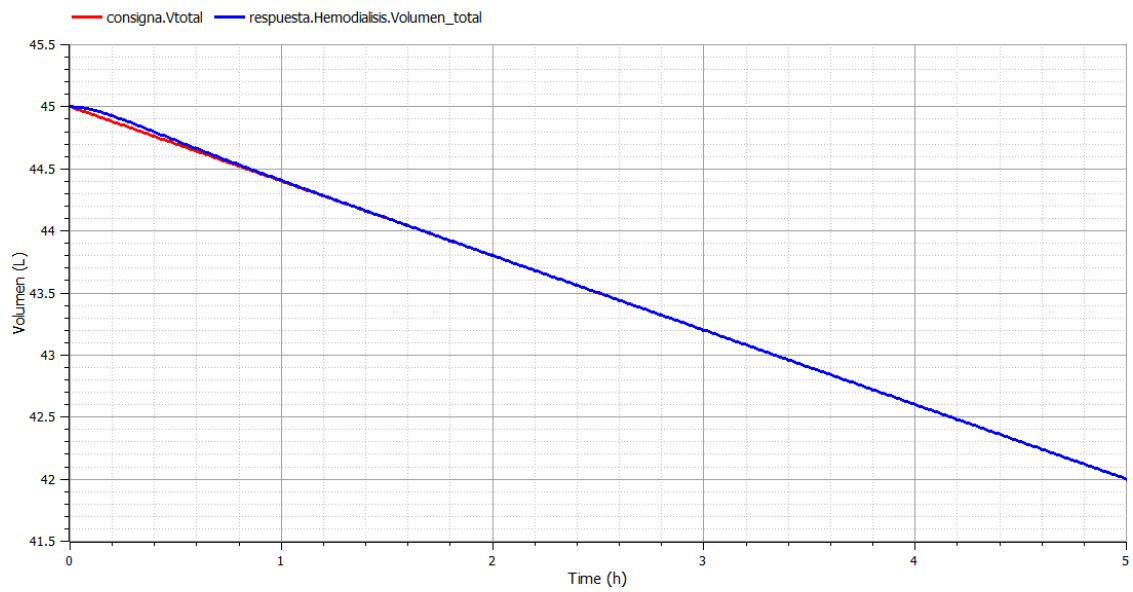


Figura 37: Señal de consigna lineal y respuesta del proceso ante entrada lineal

En la Figura 38 se ha graficado los valores de ultrafiltración aportados por el controlador para el proceso.

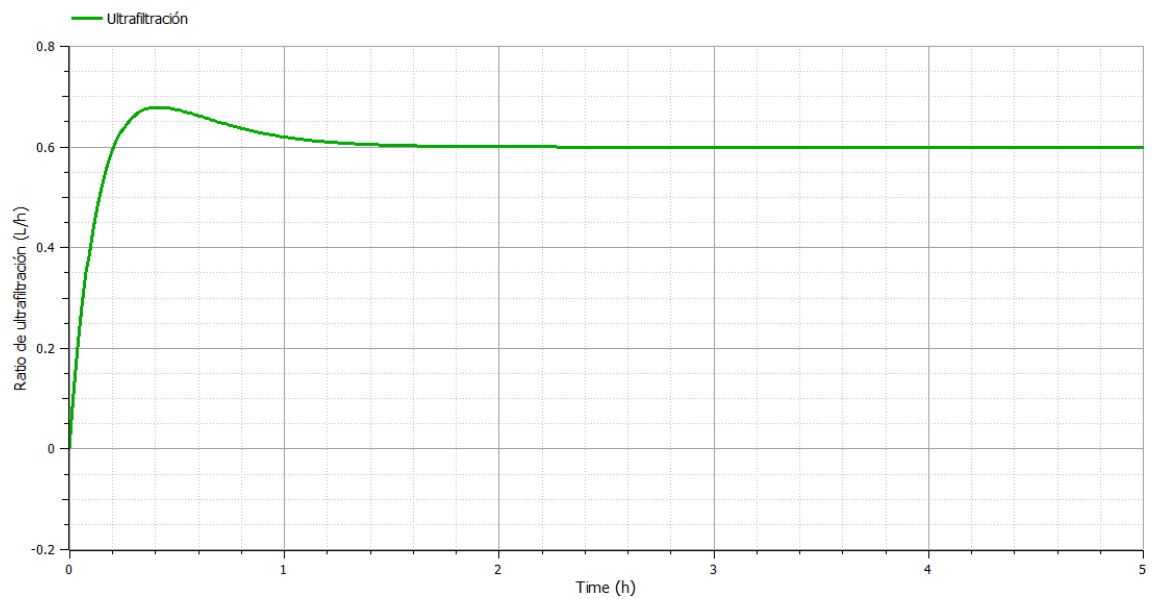


Figura 38: Valores ante entrada lineal del ratio de ultrafiltración por acción del controlador

En las Figuras 39 y 40 se muestran las variaciones en los volúmenes extra e intracelulares, además de la variación en las concentraciones de urea (extra e intracelular) y sodio extracelular.

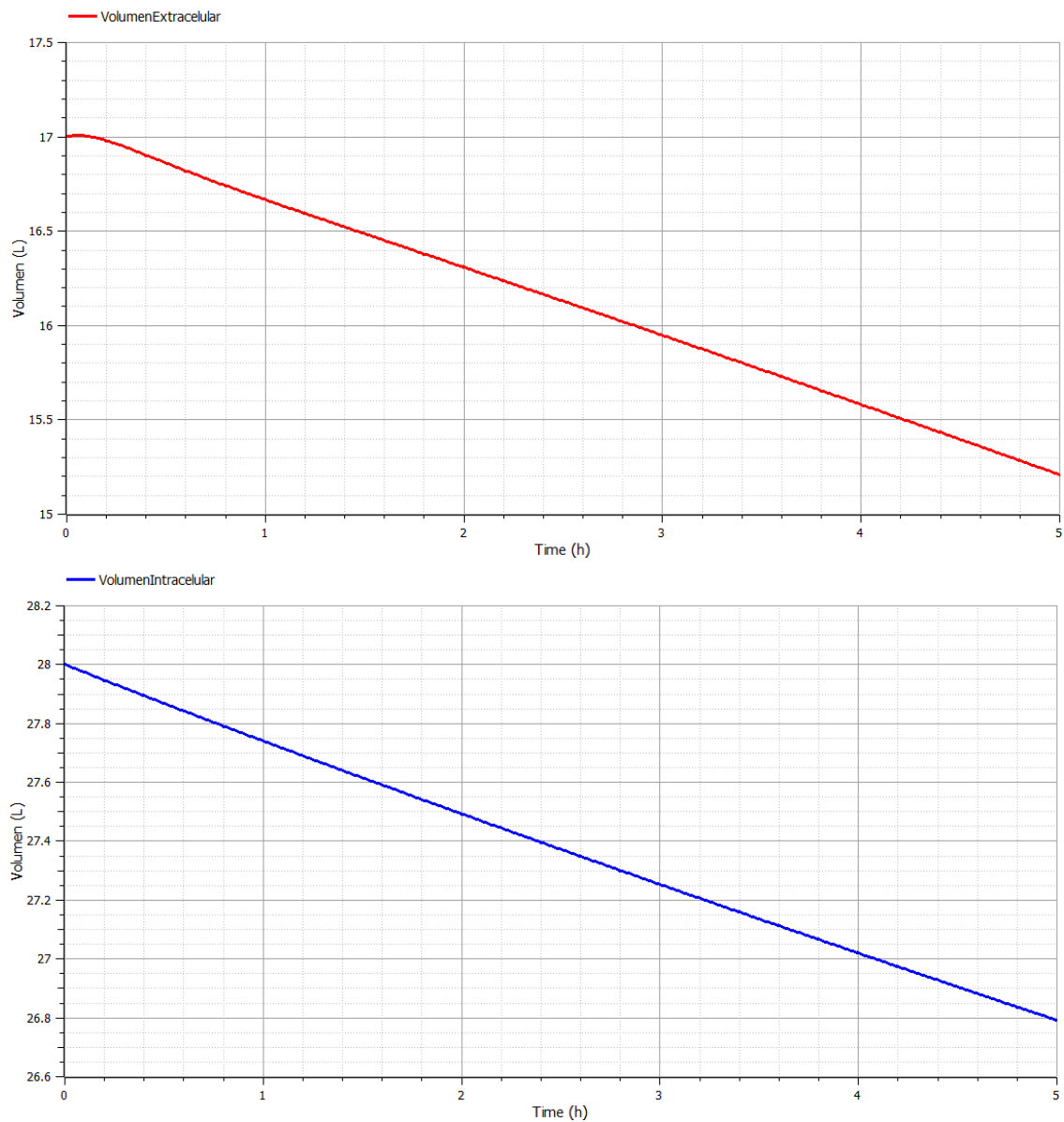


Figura 39: Variación ante entrada lineal del volumen extracelular (arriba) y del volumen intracelular (abajo)

La variación en los volúmenes es correcta, algo que se esperaba dado que el volumen total ha seguido la señal de referencia correctamente gracias a los valores de ultrafiltración aportados por el controlador. De la misma forma, se esperan resultados similares en las concentraciones de urea y sodio.

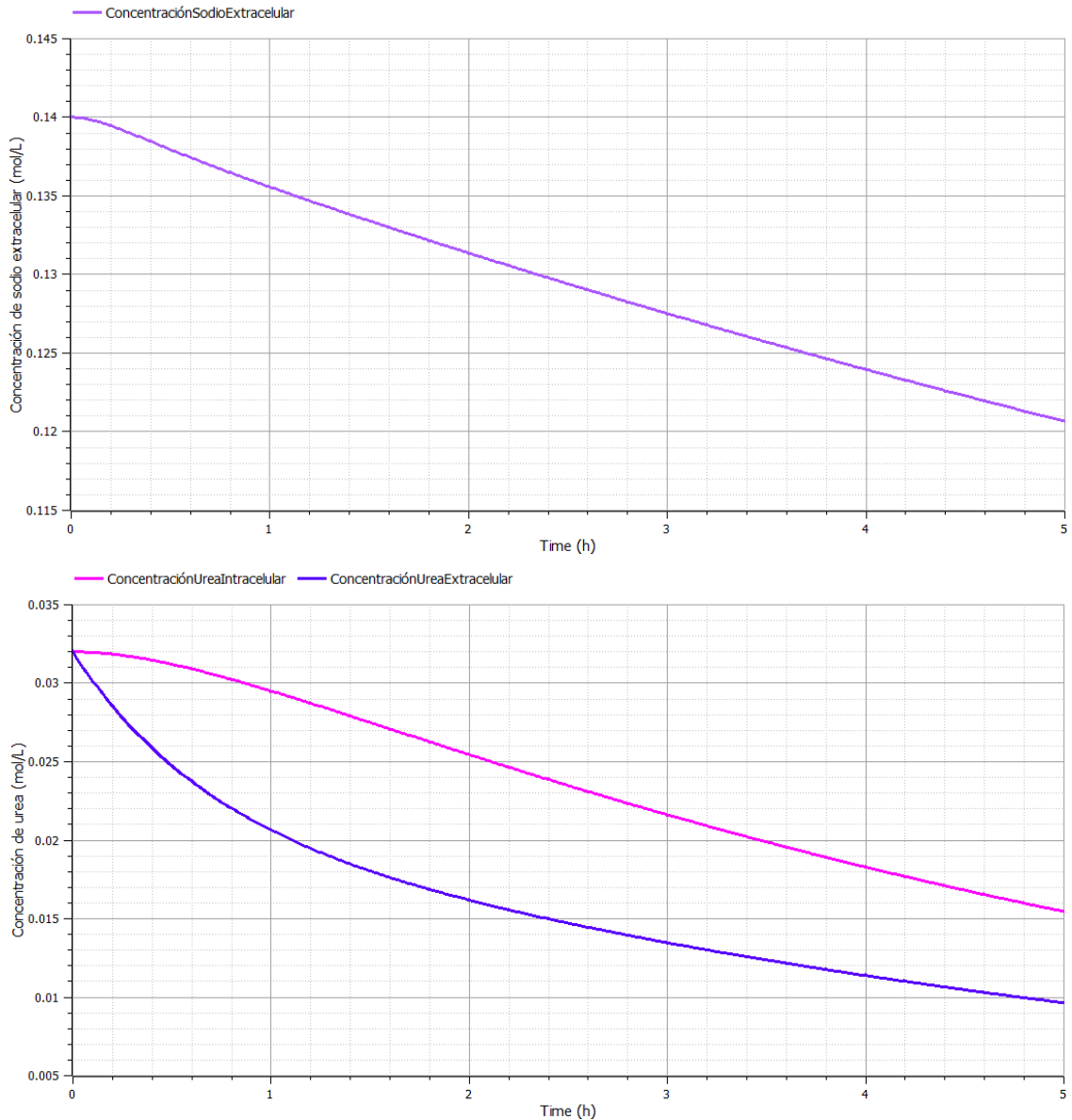


Figura 40: Variación ante entrada lineal de las concentraciones de sodio extracelular (arriba) y de urea (abajo)

De nuevo, los valores obtenidos para las concentraciones de sodio y urea son muy similares a las obtenidas anteriormente sin controlador en una sesión ideal de hemodiálisis.

### 7.3. Experiencias con el controlador

En este apartado se pretende simular el proceso de hemodiálisis con tres perfiles diferentes para comprobar el correcto funcionamiento del controlador diseñado y cómo responde a las diferentes situaciones. Para ello, se plantean tres perfiles:

1. Extracción exponencial: En este perfil se pretende extraer el líquido al paciente de la forma más parecida a una exponencial negativa, puesto que

la mayor parte de líquido es extraída al inicio de la sesión y está demostrado que esto reduce notablemente el malestar y los efectos secundarios en el paciente.

2. Extracción escalonada: Para este perfil se procederá con una extracción lineal marcada por periodos de descanso donde no se extraerá líquido. Esto maximiza en gran medida el bienestar del paciente durante la sesión.
3. Perturbación externa: Este perfil se basa en el caso hipotético de que una vez iniciado el proceso de hemodiálisis de forma lineal, el paciente decida ingerir líquido en un momento de la sesión, con la intención de que el controlador actúe y se consigan extraer los tres litros de líquido objetivo.

### 7.3.1. Extracción exponencial

Una extracción de sangre similar a la exponencial negativa resulta muy beneficiosa ya que se reducen muchos síntomas molestos en el paciente al realizarse la mayor parte de la extracción en el inicio de la sesión. Para simularlo, se crea una señal de entrada con forma de exponencial negativa, la cual comenzará en un volumen de 45L y a las cinco horas de 42 L. Esta señal y la obtenida en la respuesta de hemodiálisis se muestran en la Figura 41.

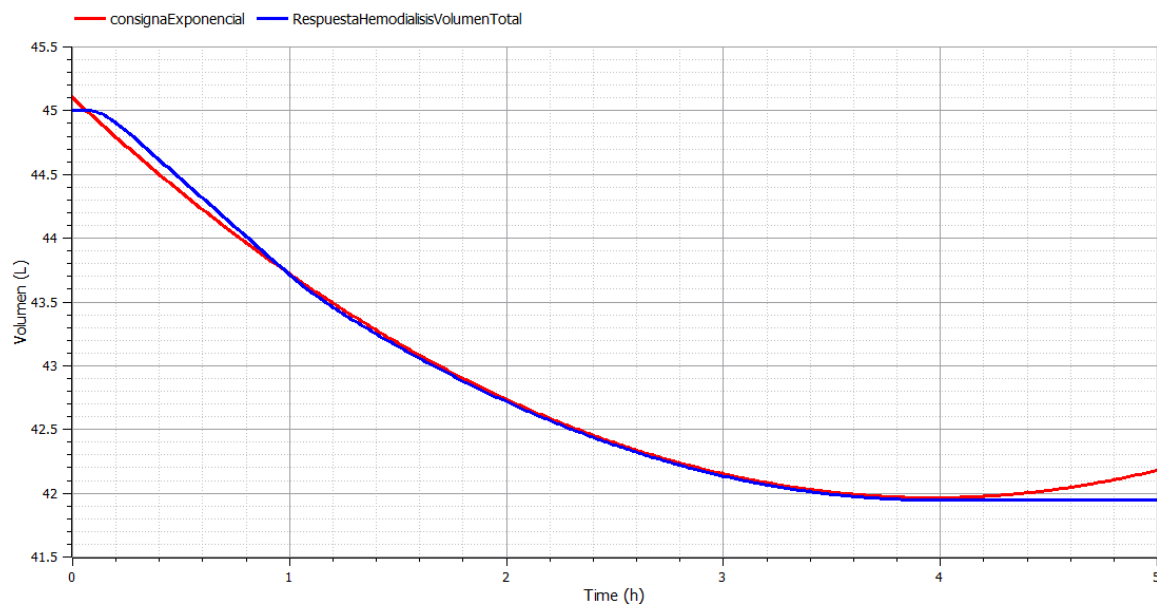


Figura 41: Señal de consigna similar a la exponencial negativa y respuesta del proceso de hemodiálisis en el primer perfil

Se obtiene una buena respuesta por parte del sistema, resultando esto muy beneficioso para el paciente, ya que al realizar en la primera hora y media una extracción de dos litros, la cantidad restante se extrae en tres horas y media, lo que aporta una mejor adaptación al paciente.

Vamos a observar en la Figura 42 cómo ha variado el ratio de ultrafiltración gracias a la acción del controlador, lo que ha permitido seguir la consigna fielmente.

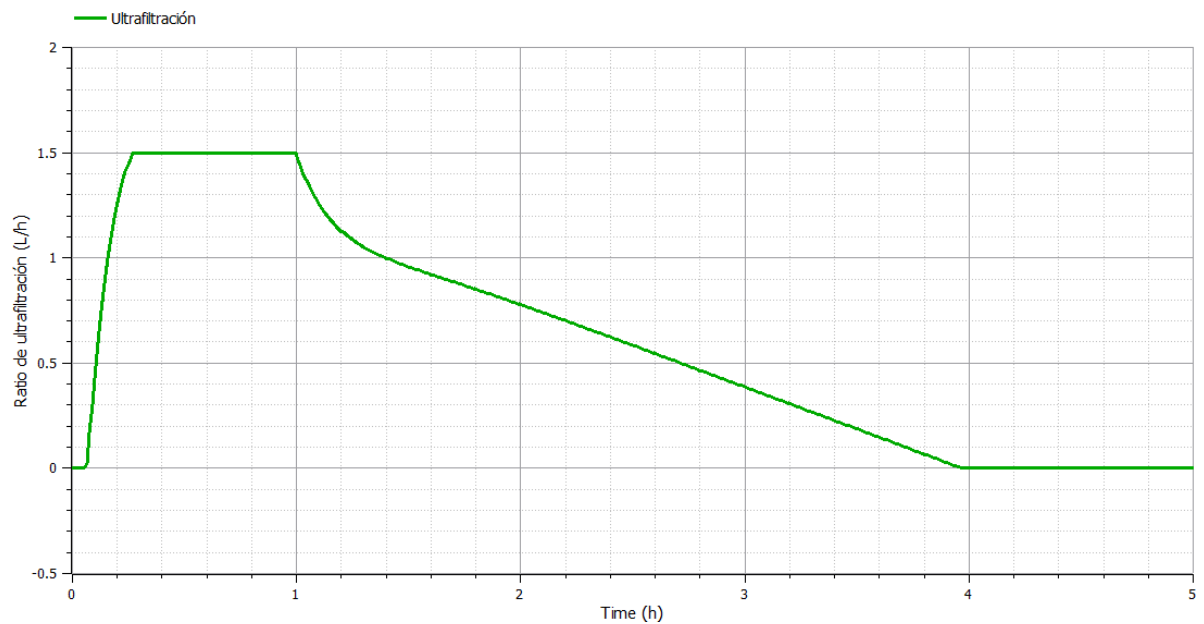


Figura 42: Variación en el primer perfil del ratio de ultrafiltración por la acción del controlador

En esta Figura 42 podemos ver cómo se ha saturado por el límite superior e inferior el ratio de ultrafiltración. La saturación superior se debe a que en el inicio de la sesión se ha requerido una rápida extracción, por lo que ha sido necesario extraer el máximo posible, para después minimizar el valor de la ultrafiltración hasta que, cerca de la cuarta hora este toma el valor de cero, es decir, se detiene la extracción; aportando al paciente un periodo de asimilación de la sesión y mejorando así su bienestar.

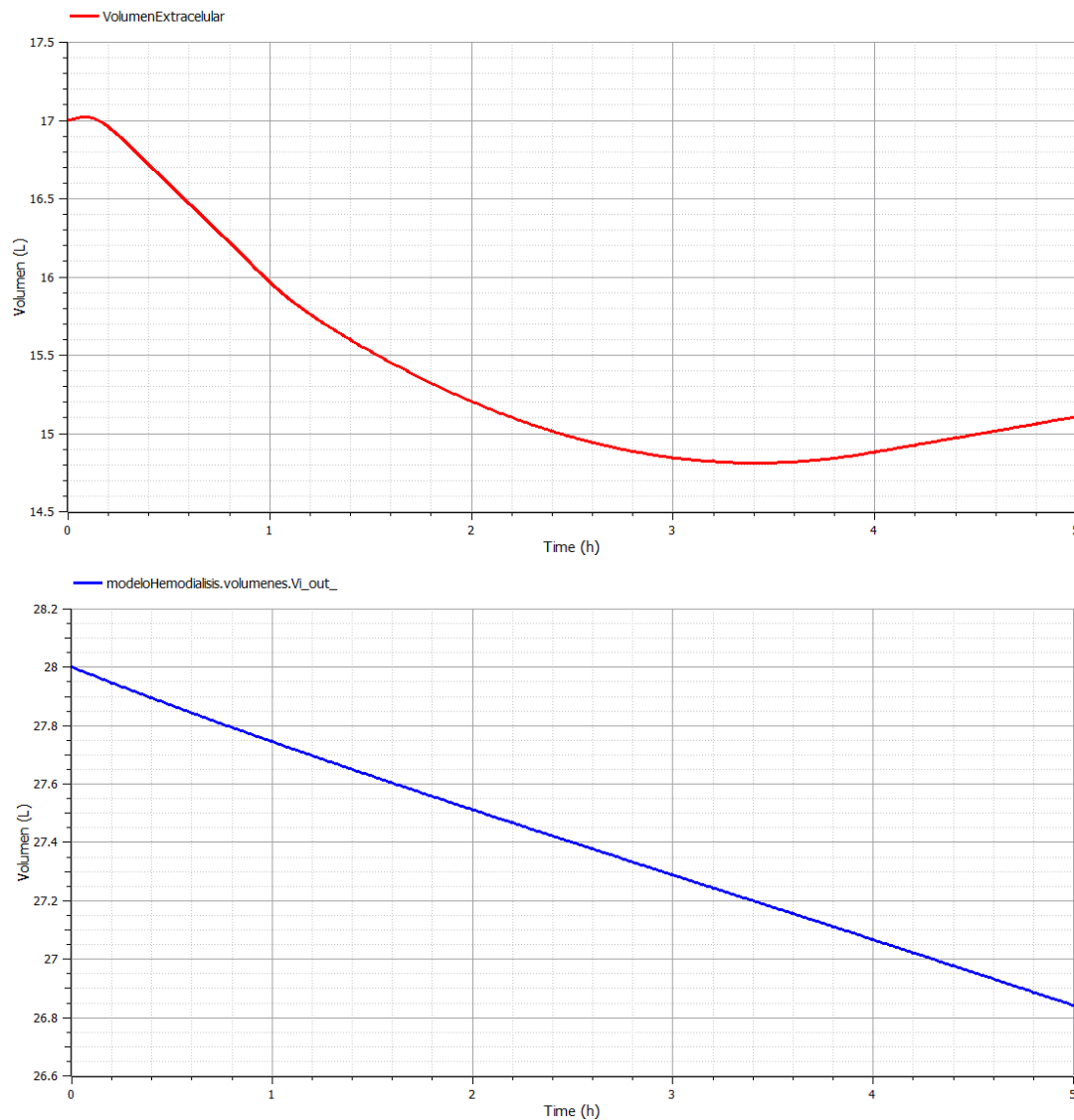


Figura 43: Variación en el primer perfil del volumen extracelular (arriba) y del volumen intracelular (abajo)

En la Figura 43 se tienen las variaciones del volumen extracelular e intracelular. Existe un gran contraste entre ambas gráficas, pues la variación del volumen extracelular es muy notable respecto a los resultados anteriores, pero la variación del volumen intracelular es prácticamente inexistente. Gracias a este resultado se deduce que la variación de la ultrafiltración afecta mucho más al volumen extracelular que el intracelular. Esto puede verse en las ecuaciones, pero es mucho menos visual.

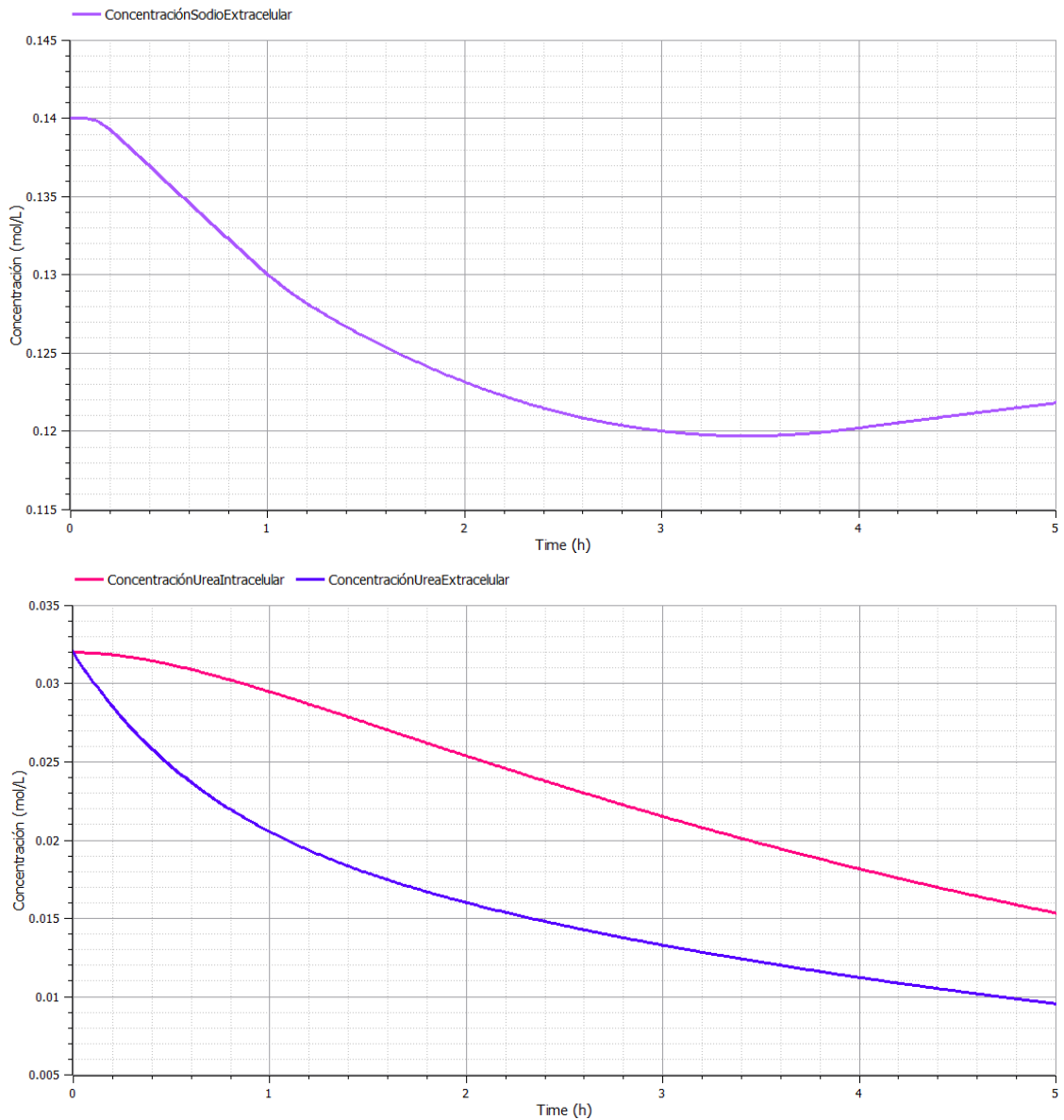


Figura 44: Variación en el primer perfil de la concentración de sodio extracelular (arriba) y de las concentraciones de urea (abajo)

En la Figura 44 podemos ver cómo la concentración de sodio extracelular se ha visto muy afectada por las variaciones en la ultrafiltración, puesto que esta influencia es muy directa. En cambio, la variación en las concentraciones de urea apenas se han visto afectadas, ya que la ultrafiltración les afecta de forma más indirecta.

### 7.3.2. Extracción con descansos

En la extracción con descansos se pretende dar periodos de descanso al paciente de forma que le resulte más confortable la sesión de hemodiálisis. Se realizarán cuatro descansos de media hora, empezando y terminando por ellos. Por tanto, se harán tres extracciones de un litro en un periodo de una hora cada uno. Esta será

nuestra señal de referencia. En la Figura 45 se puede observar cuál ha sido la respuesta del sistema ante dicha consigna.

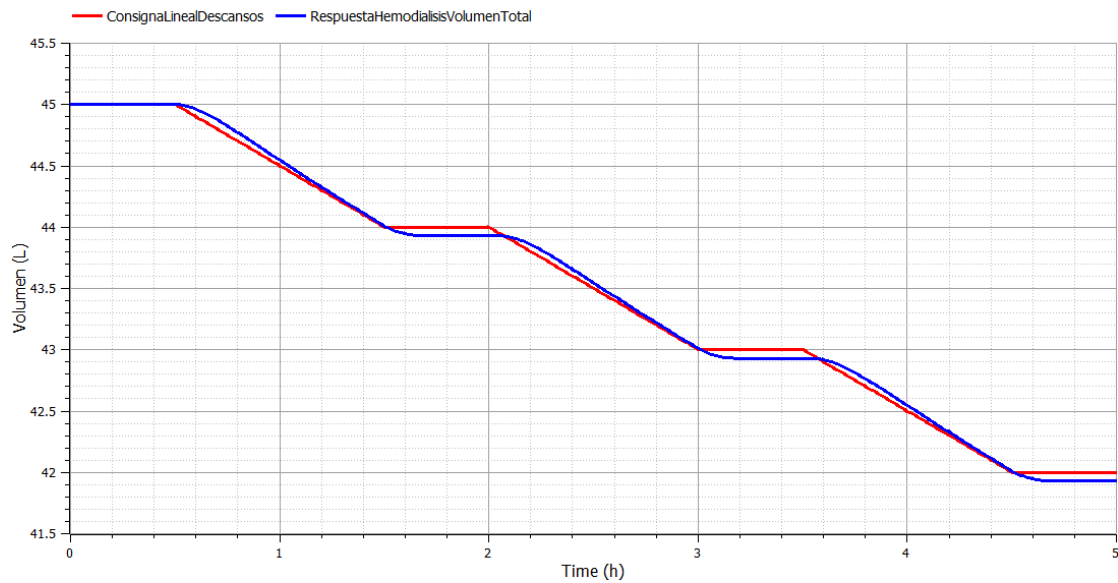


Figura 45: Señal de consigna lineal con descansos y respuesta del proceso de hemodiálisis en el segundo perfil

Las variaciones en la ultrafiltración (Figura 46) se caracterizan por estar compuesta por tres periodos con una ultrafiltración igual a cero que corresponden a los momentos de descanso, viéndose la ultrafiltración incrementada cuando era necesario extraer líquido para cumplir con la señal de referencia proporcionada.

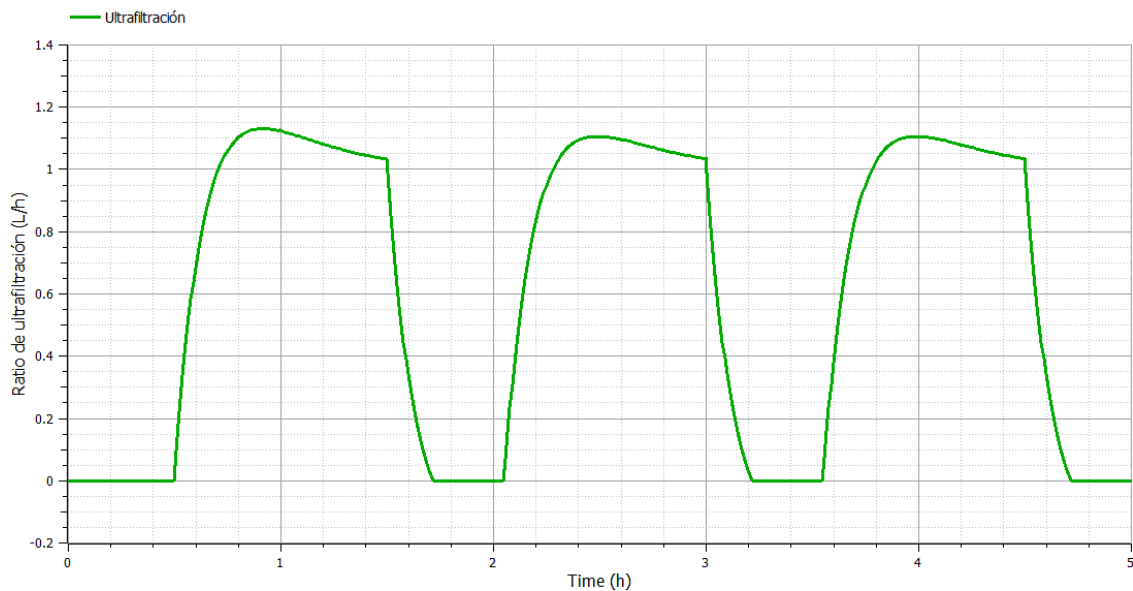


Figura 46: Variación en el segundo perfil del ratio de ultrafiltración por la acción del controlador

En la Figura 47 se muestra cómo han variado los volúmenes extracelular e intracelular a lo largo de esta sesión. Tal y como se esperaba existe una clara diferencia entre ambas gráficas, pues el volumen extracelular se ve más afectado



por la acción de la ultrafiltración que el volumen intracelular, el cual apenas cambia respecto a los resultados obtenidos anteriormente.

Además, se puede apreciar que en los periodos correspondientes a los descansos, la concentración de sodio extracelular y de volumen extracelular no se mantiene, sino que aumenta. Esto se debe al intercambio entre compartimentos, pues aunque se detenga la ultrafiltración sigue existiendo transporte de solutos entre compartimentos.

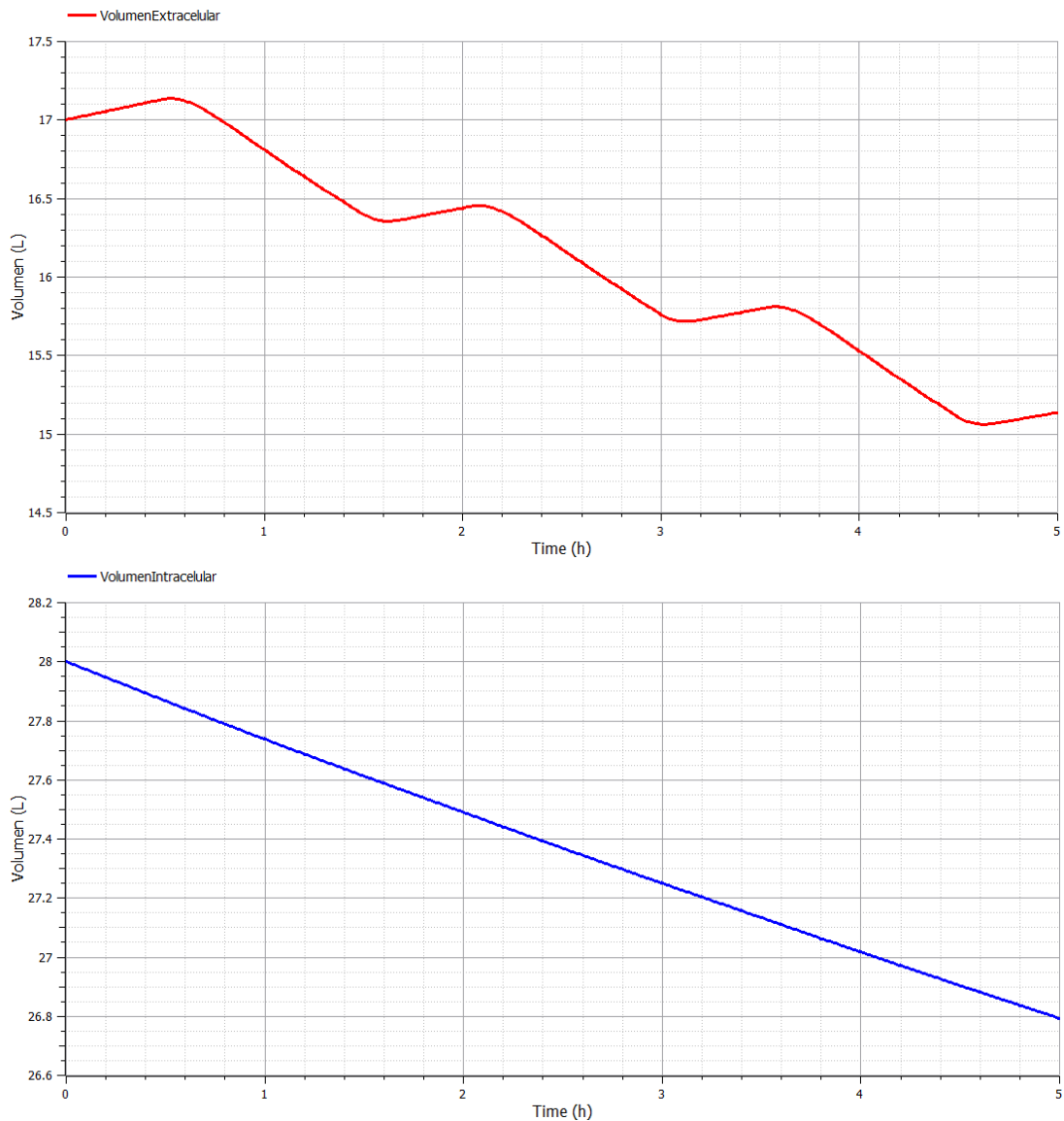


Figura 47: Variación del volumen extracelular (arriba) y del volumen intracelular (abajo) para el segundo perfil

En la Figura 48 podemos apreciar cómo la concentración de sodio varía aportando a los resultados una señal muy similar a la proporcionada como consigna. Como se ha mencionado anteriormente, el sodio se encuentra directamente relacionado con el ratio de ultrafiltración, por lo que esta respuesta era esperada. En cuanto

a las concentraciones de urea, no se ven excesivamente afectadas por las variaciones de la ultrafiltración.

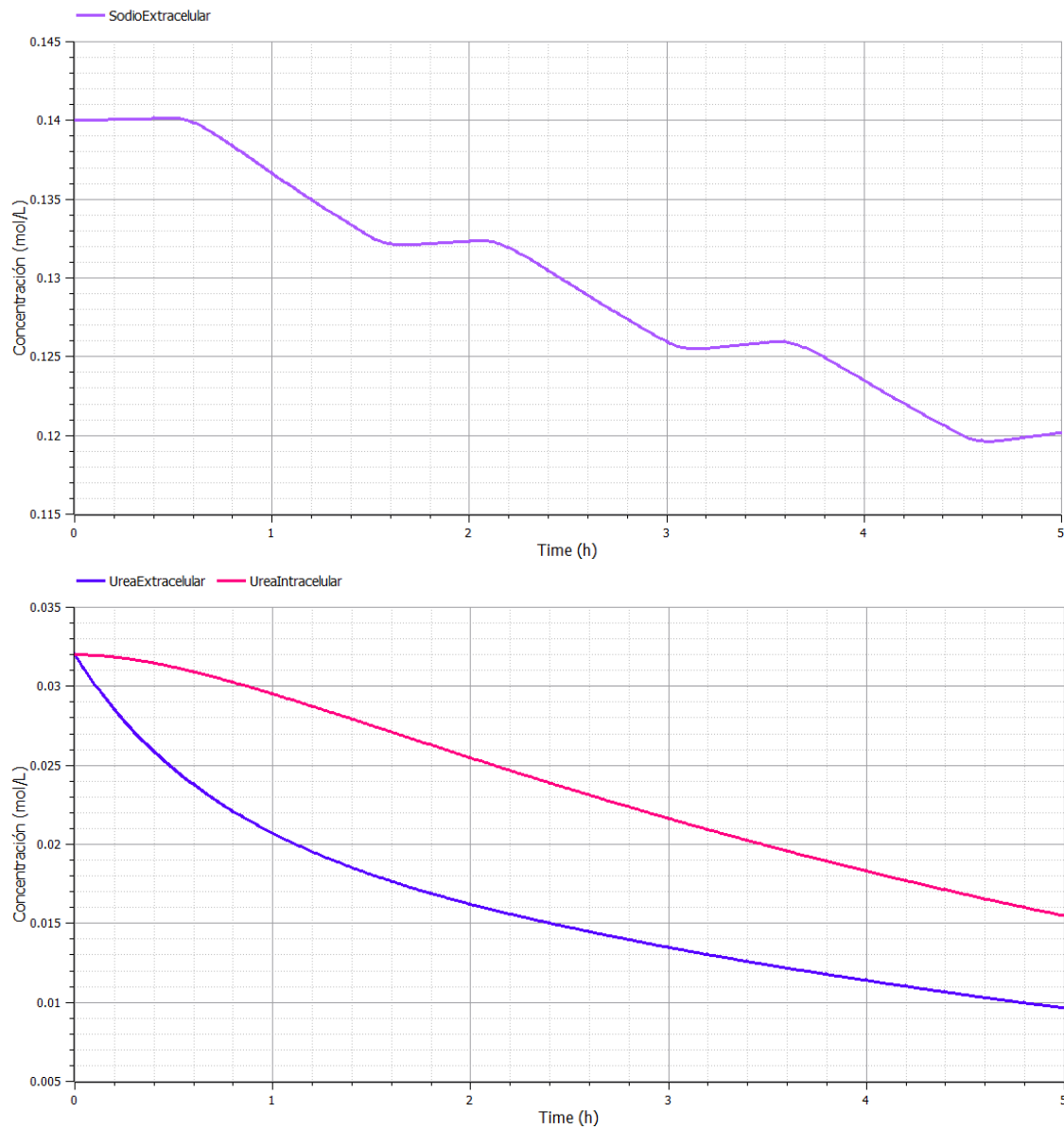


Figura 48: Variación en el segundo perfil de las concentraciones de sodio extracelular (arriba) y de urea (abajo)

### 7.3.3. Perturbación externa

En este caso, el paciente indica al personal sanitario que no ingerirá líquido durante la sesión, por lo que los parámetros de la hemodiálisis son los establecidos en el proceso habitual y se espera crear una extracción lineal de tres litros de líquido en cinco horas que durará la sesión. Sin embargo, cerca de la hora de haber comenzado la sesión, el paciente recibe visita e ingiere medio litro de líquido. En la situación habitual, el paciente marcharía a casa con un exceso de medio litro en su cuerpo, lo que no es óptimo para pacientes con insuficiencia renal; pero

gracias al controlador el paciente finalizará la sesión con un volumen de líquido adecuado.

Para simular este caso, creamos una consigna de tipo rampa descendente con la que se desea realizar una extracción de tres litros en cinco horas. Alrededor de la hora de sesión añadimos la perturbación, mostrándose la señal de referencia (consigna) y la obtenida en el proceso de hemodiálisis en la Figura 49.

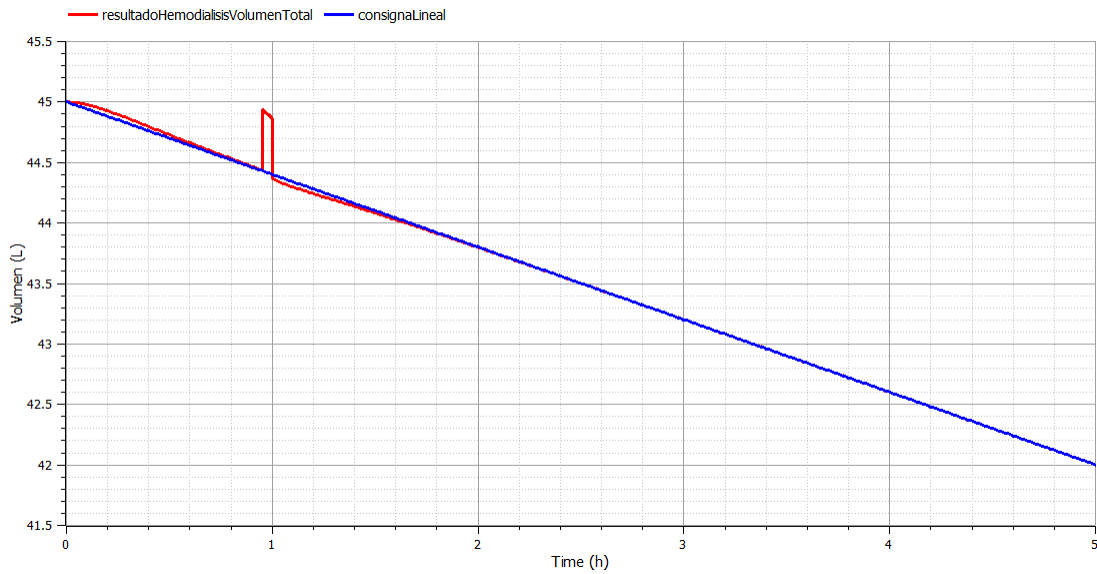


Figura 49: Señal de consigna lineal y respuesta del proceso de hemodiálisis para el tercer perfil

Se observa una anomalía en la respuesta del sistema, debido a la ingesta del líquido. A pesar de ello, el controlador reconoce el error y ajusta el ratio de ultrafiltración para que a las cinco horas se haya extraído toda la cantidad necesaria: Tal y como se puede observar el paciente termina con 42 L, es decir, se han extraído los 3 L requeridos y el extra que ha ingerido durante la sesión.

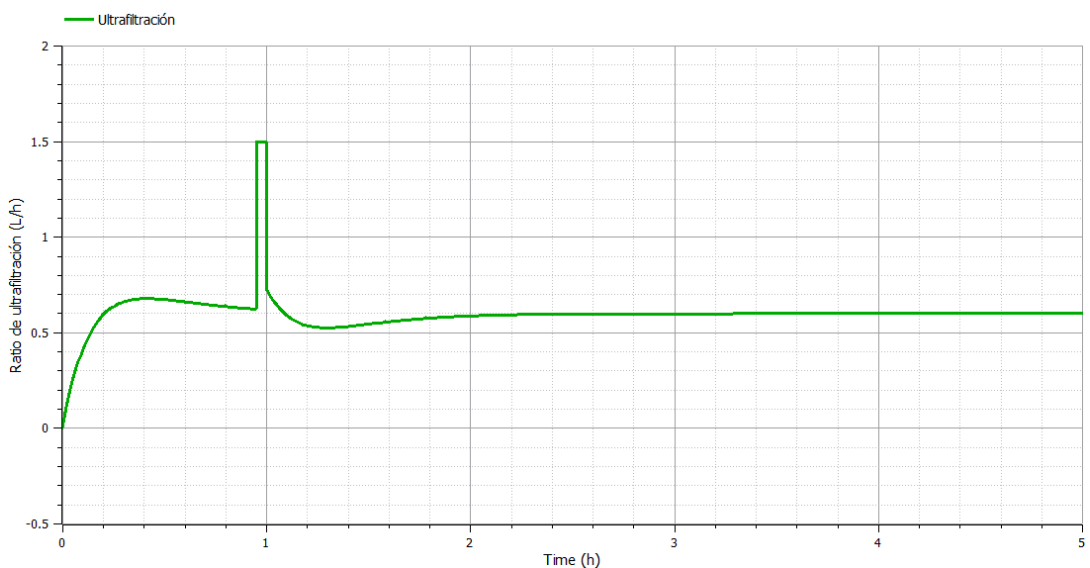


Figura 50: Variación en el tercer perfil del ratio de ultrafiltración a causa del controlador

En la Figura 50 se observa cómo el controlador ha ajustado los valores de la ultrafiltración para seguir la consigna de entrada y minimizar el error. A la hora de comenzar la sesión de hemodiálisis se produce una saturación en el límite superior, ya que es el momento en el que el paciente ingiere medio litro de líquido de forma inesperada. Sin embargo, una vez corregida dicha alteración, el controlador reconduce los valores de la ultrafiltración para conseguir la extracción deseada de líquido y que el paciente termine con 42 L.

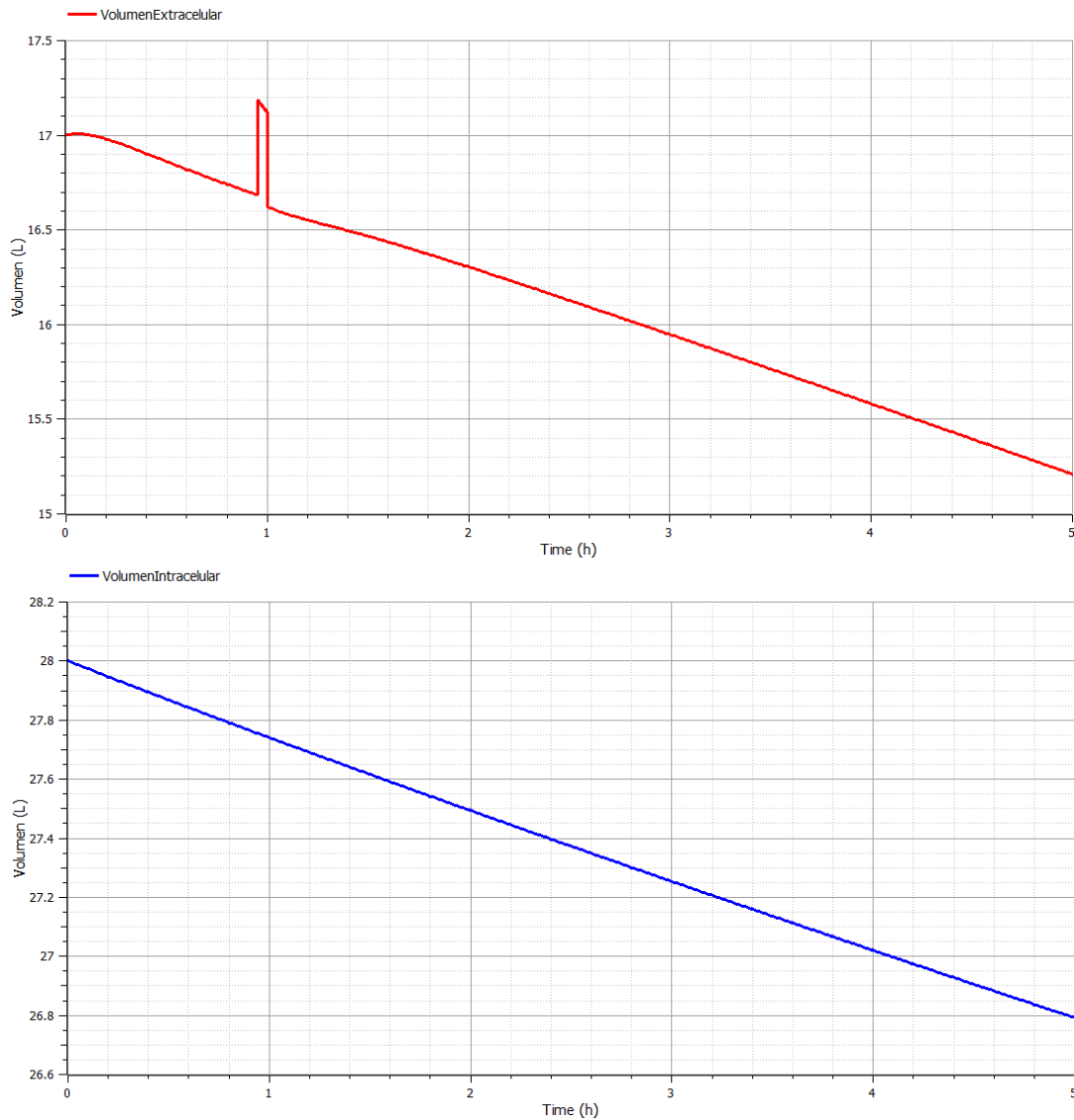


Figura 51: Variación en el tercer perfil del volumen extracelular (arriba) y del volumen intracelular (abajo)

De nuevo, los cambios debidos a la variación del ratio de ultrafiltración se aprecian en el volumen extracelular y no en el intracelular (Figura 51), tal y como se esperaba. Cuando el paciente ingiere el líquido se produce una alteración en el volumen extracelular, aumentando medio litro. Después es corregida por los cambios en la ultrafiltración.

En la Figura 52 se pueden ver las variaciones en las concentraciones de sodio extracelular y urea. Como era de esperar, la variación en la concentración de sodio sí se ve afectada por la ingesta de líquido, pues ha sido necesario rectificar el ratio de ultrafiltración y como se ha visto con anterioridad, el sodio extracelular es sensible a dicha variación. Sin embargo, las concentraciones de urea varían de la forma esperada, pues la relación con el ratio de ultrafiltración es más indirecta.

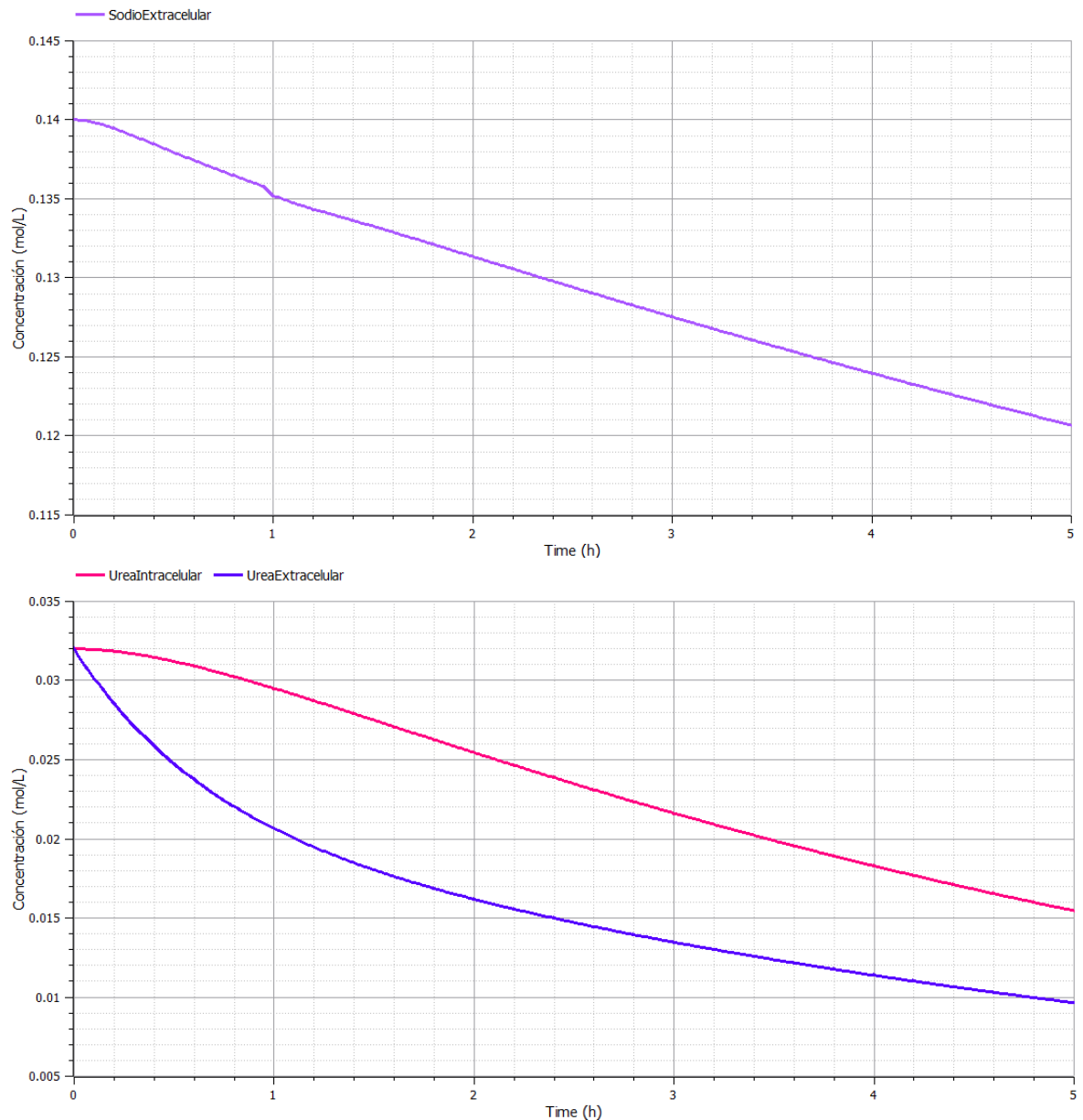


Figura 52: Variación en el tercer perfil de las concentraciones de sodio extracelular (arriba) y de urea (abajo)





# Conclusiones

Los principales objetivos de este Trabajo de Fin de Grado eran modelar mediante la Dinámica de Sistemas de Forrester el proceso de hemodiálisis y el control automático, permitiendo así controlar las variables hemodinámicas. Además, otro fin era simular diferentes perfiles para estudiar la respuesta del sistema una vez implementado el controlador y una discusión de los resultados obtenidos. Todo esto ha sido realizado a través del software OpenModelica y se han obtenido los resultados satisfactorios expuestos en esta memoria.

Las principales ventajas de utilizar este software de simulación han sido que no se ha necesitado un trato físico ni experimental con ningún paciente durante la sesión de hemodiálisis, por lo que se ha diseñado un controlador y no se han sufrido posibles riesgos humanos. Otra ventaja es la posibilidad de modelar el proceso y el controlador a través de la Dinámica de Sistemas de Forrester, cuya intención es modelar a través de relaciones causa-efecto, por lo que el personal sanitario no tiene la necesidad de adquirir conocimientos especialmente técnicos para comprender el funcionamiento del modelo, y todo ello gracias al software empleado.

Es importante destacar que el modelado realizado en este Trabajo de Fin de Grado no deja de ser una aproximación, puesto que el proceso de hemodiálisis al formar parte de un proceso fisiológico adquiere una complejidad mucho mayor. En consecuencia, sería de interés que en un futuro trabajo se aumentara la complejidad del proceso o se realizase un control multivariable para asemejarlo aún más a lo que supone realmente el proceso de hemodiálisis. Dicho control multivariable podría realizarse sobre la variación en la composición del líquido

dializante, variaciones en el flujo de la sangre e incluso experimentar con el funcionamiento utilizando otro tipo de controladores.

Otra línea de trabajo futura a proponer sería realizar un control adaptativo del proceso de hemodiálisis. Esto quiere decir que no sea necesario ajustar el controlador cada vez que el paciente (y por tanto los parámetros de la hemodiálisis) cambien, pues existiría una adaptabilidad por parte del controlador en función de los parámetros de los pacientes, y en consecuencia, de la máquina de hemodiálisis.



# Bibliografía

- Aguilar Pérez, N. (n.d.). *Modeling of diabetes based on causal diagrams*. Retrieved from <https://riuma.uma.es/xmlui/bitstream/handle/10630/12984/NataliaAguilarPerezMemoriaTFG.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- Aracil, J., & Gordillo, F. (1997). *Dinámica de sistemas*. Madrid: Alianza Editorial.
- Åström, K. J., & Hägglund, T. (2006). *Replacing the Ziegler-Nichols Tuning Rules*.
- Baigent, S., Unwin, R., & Yeng, C. C. (2001). Mathematical Modelling of Profiled Haemodialysis: A Simplified Approach. *Journal of Theoretical Medicine*, 3(2), 143–160. <https://doi.org/10.1080/10273660108833070>
- Cavalcanti, S., Cavani, S., Ciandrini, A., & Avanzolini, G. (2006). Mathematical modeling of arterial pressure response to hemodialysis-induced hypovolemia. *Computers in Biology and Medicine*, 36(2), 128–144. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2004.08.004>
- Cavalcanti, S., & Marco, L. (2000). Numerical simulation of the hemodynamic response to hemodialysis-induced hypovolemia. *Artificial Organs*, 23, 1063–1073.
- Claudio Perissé, M. (2020, January 26). Dinámica de sistemas: sus enunciados básicos. Retrieved September 16, 2020, from CyTA website: [http://www.cyta.com.ar/biblioteca/bddoc/bdlibros/dinamica\\_sistemas/dinamica\\_sistemas.htm#\\_Toc30882502](http://www.cyta.com.ar/biblioteca/bddoc/bdlibros/dinamica_sistemas/dinamica_sistemas.htm#_Toc30882502)
- Fernández de Cañete, J., Galindo, C., & Moral, I. G. (2011). *System Engineering and Automation*. <https://doi.org/10.1007/978-3-642-20230-8>
- Fernandez de Cañete, J., Pimentel, V., Barbancho, J., & Luque, A. (2019). System dynamics modelling approach in Health Sciences. Application to the regulation of the cardiovascular function. *Informatics in Medicine Unlocked*, 15, 100164. <https://doi.org/10.1016/j.imu.2019.100164>

- Hemodiálisis | NIDDK. (n.d.). Retrieved September 3, 2020, from <https://www.niddk.nih.gov/health-information/informacion-de-la-salud/enfermedades-rinones/insuficiencia-renal/hemodialisis#prepara>
- Homer, J. B., & Hirsch, G. B. (2006, March). System dynamics modeling for public health: Background and opportunities. *American Journal of Public Health*, Vol. 96, pp. 452–458. <https://doi.org/10.2105/AJPH.2005.062059>
- Interpretando los análisis del riñón. (n.d.). Retrieved September 3, 2020, from <https://www.riojasalud.es/ciudadanos/catalogo-multimedia/nefrologia/interpretando-los-analisis-del-rinon>
- Kuo, B. C. (1996). *Sistemas de control automático*. Pearson Educación.
- Lagarda, A., & Ernesto, M. I. (2011). *Introducción a la Dinámica de Sistemas*.
- Lorenzo Tapia, F. (2011). *Tcae en hemodiálisis*. Editorial Publicaciones Vértice.
- Lorenzo, V., & López Gómez, J. (2018). Principios físicos en Hemodiálisis. *Nefrología Al Día*, 355–367. Retrieved from <http://www.revistanefrologia.com/es-monografias-nefrologia-dia-articulo-principios-fisicos-hemodialisis-188>
- Morlán Santa Catalina, I. (2010). *Modelo de dinámica de sistemas para la implantación de tecnologías de la información en la gestión estratégica universitaria*. Retrieved from <https://dialnet.unirioja.es/servlet/tesis?codigo=22079&info=resumen&idoma=SPA>
- National Kidney Foundation. (n.d.). HEMODIÁLISIS. Retrieved November 26, 2019, from <https://www.kidney.org/es/atoz/content/hemodialysis>
- Nivel de ácido úrico elevado - Mayo Clinic. (n.d.). Retrieved September 3, 2020, from <https://www.mayoclinic.org/es-es/symptoms/high-uric-acid-level/basics/definition/sym-20050607>
- Ogata, K. (2003). *Ingeniería de control moderna*. Pearson Educación.
- Qué es la insuficiencia renal. (n.d.). Retrieved September 3, 2020, from <https://www.riojasalud.es/ciudadanos/catalogo-multimedia/nefrologia/que-es-la-insuficiencia-renal>

- Rodríguez Sola, D., Fortes Díaz, D., & Mellado Portero, J. J. (n.d.). Calidad de vida en el paciente con Insuficiencia Renal Crónica - Ocronos - Editorial Científico-Técnica. Retrieved September 8, 2020, from <https://revistamedica.com/calidad-de-vida-paciente-con-insuficiencia-renal-cronica/>
- Santoro, A., & Mancini, E. (1997). Biofeedback in blood volume regulation during hemodialysis. *Nefrologia*, *17*, 56–60.
- Santoro, A., Mancini, E., Paolini, F., Spongano, M., & Zucchelli, P. (1994). Automatic Control of Blood Volume Trends during Hemodialysis. *ASAIO Journal*, *40*(3), M419–M422. <https://doi.org/10.1097/00002480-199407000-00033>
- Skogestad, S. (2003). Simple analytic rules for model reduction and PID controller tuning. *Journal of Process Control*, *13*(4), 291–309.
- Tortora, G. J., & Derrickson, B. (1997). *Principios de Anatomía y Fisiología* (13th ed.).



# Apéndices

## Apéndice A

Este apéndice reúne los datos utilizados en OpenModelica para modelar al paciente con las características especificadas en la memoria.

### **Sodio extracelular**

$D = D_2 = 1$  //Es el parámetro de dialisancia del dializador

$CNaEC\ x0 = 0.14$  //Concentración inicial de sodio extracelular (mol/L)

### **Volumen extracelular**

$k_{osm} = k_{osm\_2} = 1$  //Constante intercompartimental de transporte de agua

$k2_{osm} = k2_{osm\_2} = 2$  //Constante intercompartimental de transporte de agua

$Vec\ x0 = 17$  //Valor inicial del volumen extracelular (L)

### **Volumen intracelular**

$k_{osm} = k_{osm\_2} = 1$  //Constante intercompartimental de transporte de agua

$k2_{osm} = k2_{osm\_2} = 2$  //Constante intercompartimental de transporte de agua

$Vic\ x0 = 28$  //Valor inicial del volumen intracelular (L)

### **Urea**

#### **Componente $K_d$**

$KA = 19.2$  //Coeficiente de transferencia de masa

#### **Urea extracelular**

$G = 0.01$  //Tasa de generación fisiológica de urea (mol/h)

$ku = ku_2 = 12$  //Coeficiente de transporte difusivo de masas

$UreaEC\ x0 = 0.032$  //Concentración inicial de urea extracelular (mol/L)

## Urea intracelular

$ku = ku\_2 = 12$  //Coeficiente de transporte difusivo de masas

UreaIC x0 = 0.032 //Concentración inicial de urea extracelular (mol/



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA | **uma.es**

E.T.S de Ingeniería Informática  
Bulevar Louis Pasteur, 35  
Campus de Teatinos  
29071 Málaga

E.T.S. DE INGENIERÍA INFORMÁTICA