



**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS AVANZADOS
DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**

UNIDAD ZACATENCO
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA
SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA

Modelo didáctico del Glomérulo,
para la enseñanza Médica.

Tesis que presenta

Carlos Lerma Magaña.

para obtener el Grado de

Maestro en Ciencias

en la Especialidad de

Ingeniería Eléctrica

Directores de la Tesis:

Dr. Arturo Minor Martínez

Dr. Mario Vázquez García

Ciudad de México.

Noviembre 2019



Dedico este trabajo de tesis:

*A la memoria de nuestro muy querido
Dr. David Elías Viñas.*

*Quien estuvo a cargo del laboratorio 12
de la sección de Bioelectrónica,
perteneciente al departamento de
Ingeniería Eléctrica del CINVESTAV
Hasta el año 2019.*



Agradecimientos

- Agradezco infinitamente al pueblo de México porque gracias a él, logré obtener la beca que me permitió continuar mis estudios de posgrado. Así mismo agradezco de suma manera:
- Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por el financiamiento proporcionado para mi formación académica y científica durante dos años de maestría.
- Al Centro de Investigación y de Estudios Avanzados (CINVESTAV) del Instituto Politécnico Nacional por los conocimientos técnicos y de investigación necesarios para alcanzar el objetivo de terminar este nivel y poder después retroalimentarlo a nuevas generaciones.
- A mis hijos por darme la fuerza emocional de continuar estudiando a mi avanzada edad.
- Al Dr. David Elías Viñas quien me otorgó todo su apoyo y quien en primera instancia me sugirió, dirigió y aprobó el presente trabajo de Tesis, así como una gran parte del financiamiento para su desarrollo.
- Al Dr. Arturo Minor Martínez no sólo por recibirme y tratarme como a uno más de sus alumnos (además de brindarme un excelente espacio de trabajo); sino también por orientarme y permitirme obtener la serie de conocimientos extra que me faltaban para lograr llevar a buen término el presente proyecto.
- Al Dr. Mario Vázquez García, quien con su infinita paciencia y amabilidad que lo caracterizan, me brindó los conocimientos sobre “fisiología de la nefrona” y en particular del “corpúsculo renal”, así como las pautas a seguir para las mejoras del proyecto.
- A todos los compañeros del laboratorio 12 de la sección de Bioelectrónica por su constante apoyo en todo momento. A Esteban, Néstor, Luis, Bernardo, Andrés, Sebastián, Luis Olmos, y con un especial agradecimiento a mi compañero y amigo Alfonso Márquez por la manufactura del enorme gabinete creado especialmente para el modelo glomerular, así como por sus valiosos consejos.
- A todos los compañeros del laboratorio 5 de la sección de Bioelectrónica por su enorme aceptación y apoyo ante la crisis que vivimos en el laboratorio 12 (por la pérdida de nuestro querido doctor David Elías Viñas). En especial a Juan Ramón Mota Carmona,



Reynaldo Manuel Rodríguez Reyna y Erick por mostrarme las técnicas y metodologías correctas para lograr la implementación de la interfaz gráfica.

- A mi exesposa por su paciencia, apoyo, tolerancia y comprensión.
- Y en general a todas aquellas personas que directa o indirectamente me ayudaron para lograr este objetivo tan importante en esta etapa de mi vida.

Muchas Gracias.



Contenido

Capítulo 1	1
Introducción.....	1
1.1 Prólogo.....	1
1.2 Reseña de trabajos previos y estado del arte	2
1.3 Antecedentes: Preliminares históricos.....	4
1.4 Objetivos.....	6
1.4.1 Objetivo general.....	6
1.4.2 Objetivos específicos.....	6
Capítulo 2	7
2.1. Fisiología renal. Introducción.....	7
2.2 Anatomía de los riñones.....	8
2.3 La nefrona.....	10
2.3.1 Formación de orina.....	12
2.3.2 Corpúsculo renal.....	13
2.3.3 Aparato yuxtaglomerular.....	15
2.3.4 Túbulos y segmentos tubulares.....	16
2.4 Filtración glomerular.....	18
2.4.1 Barrera de filtración.....	19
2.4.2 Fuerzas de Starling y presión neta de filtración.....	21
2.4.3 Las diferentes presiones dentro del corpúsculo glomerular.....	23
2.2.4 Tasa de filtración glomerular.....	27
2.2.5 Carga filtrada y depuración renal.....	27
2.4.6 Mecanismos de autorregulación.....	28
2.4.7 Porcentajes de la cantidad filtrada.....	31
2.5 Reabsorción y secreción tubular renal de sustancias.....	32
2.6 Generación de la gráfica de Presión de Ultrafiltración Neta contra segmento capilar.....	34
Capítulo 3	38
Desarrollo.....	38
3.1 Sinopsis.....	38



3.2 Simulador interactivo.....	41
3.3 Interfaz gráfica independiente.....	51
3.4 Ecuación de interpolación de la relación de fuerzas de Starling	56
3.5 Fenómeno de autorregulación.....	59
3.6 Interfaz de comunicación computadora-simulador.....	62
Capítulo 4.....	63
Pruebas y resultados.....	63
4.1 Pruebas.....	63
4.2 Resultados.....	64
4.3 Sobre la circuitería del modelo corpuscular.....	64
4.4 Sobre la Interfaz de comunicación.....	66
4.5 Sobre la Interfaz gráfica.....	66
Capítulo 5.....	69
Discusión.....	69
5.1 Alcance del proyecto.....	69
5.2 Análisis de pruebas realizadas.....	70
5.3 Conclusiones.....	71
5.4 Costo del modelo corpuscular.....	71
Capítulo 6.....	72
6.1 Expectativas a futuro.....	72
Capítulo 7.....	73
Referencias.....	73
Anexo 1.....	76
Anexo 2.....	82



Resumen

La enseñanza de la fisiología representa desde el punto de vista pedagógico, un reto mucho mayor del que normalmente se encuentra en otras asignaturas médico-biológicas, esto debido a que la fisiología involucra profundamente temas de otras disciplinas como lo son la física, la química y las matemáticas para entender como la interacción molecular y celular pueden modificar a los sistemas y al organismo mismo.

Esto significa que no se trata sólo de tener una excelente memoria, o de comprender la anatomía corporal humana a la perfección; sino también de desarrollar las capacidades analíticas, más allá de las relaciones causa-efecto en las funciones normales o durante las diferentes patologías que pudieran presentarse en el cuerpo humano; esto es, el buen entendimiento de aspectos científicos distintos como los relacionados a los principios físico-químicos y matemáticos con que operan los entes biológicos en general, pues finalmente la vida no se contrapone a éstos principios.

Y si a eso agregamos que, en particular, cuando se trata de la fisiología renal, los alumnos de las carreras médico-biológicas tienden a aumentar los índices de reprobación por diversas deficiencias en las materias antes mencionadas [1,2], resulta entonces sumamente complejo para el docente proporcionar a los estudiantes la información que realmente necesitan, sin demeritar el nivel explicativo de los fenómenos ocurridos en el sistema renal.

Con todo lo anteriormente expuesto, el presente proyecto tiene la intención de facilitar la enseñanza-aprendizaje de los aspectos referentes al evento de la filtración glomerular. Con el empleo de un simulador que incluye una interfaz gráfica y de control del sistema se pretende facilitar el aprendizaje concerniente a las presiones que determinan dicho filtrado glomerular.



Abstract

The teaching of physiology represents from a pedagogical point of view, a much greater challenge than is normally found in other medical-biological subjects, this because physiology deeply involves topics from other disciplines such as physics, chemistry and Mathematics to understand how molecular and cellular interaction can modify the systems and the organism itself.

This means that it is not just about having excellent memory, or understanding human body anatomy perfectly; but also to develop the analytical capacities, beyond the cause-effect relationships in normal functions or during the different pathologies that could occur in the human body; that is, the good understanding of different scientific aspects such as those related to the physical-chemical and mathematical principles with which the biological entities operate in general, since finally life does not contradict these principles.

And if we add that in particular, when it comes to renal physiology, students of medical-biological careers tend to increase the failure rates for various deficiencies in the aforementioned subjects [1,2], then it is extremely complex for the teacher to provide students with the information they really need, without demeriting the explanatory level of the phenomena that occurred in the renal system.

With all of the above, this project intends to facilitate the teaching-learning of aspects related to the event of glomerular filtration. With the use of a simulator that includes a graphic and system control interface, it is intended to facilitate learning concerning the pressures that determine said glomerular filtration.



Capítulo 1

Introducción

1.1 Prólogo

El aprendizaje de la fisiología es una tarea difícil que en gran parte se debe a que gran cantidad de conceptos dependen del entendimiento de otros términos y conocimientos previos, que, al no estar claros en la mente de los estudiantes de medicina, provocan un mayor grado de dificultad en la comprensión de ideas abstractas y/o concretas; mismas que son más fáciles de visualizar en imágenes y otros medios, que solo simplemente leerlas e imaginarlas.

Para un gran número de estudiantes de medicina, resulta complejo el estudio de la fisiología humana [1, 2 y 3], esto como resultado de múltiples factores como la falta de disciplina autodidáctica, dinámicas aburridas, material escaso y bajo entendimiento de conceptos previos clave, necesarios para la comprensión de los aspectos estudiados en un curso de fisiología.

Uno de los temas de fisiología más complejos es el estudio de la fisiología renal [4], ya que depende del conocimiento de múltiples conceptos que no sólo tienen que ver con biología humana y anatomía, sino también con temas de química, física y matemáticas.

Existen diversas técnicas para abordar este problema como son la incorporación de simulaciones, videos, y el uso de manipulativos (pequeños objetos que los estudiantes pueden manejar de una forma que mejore la comprensión conceptual) [5, 6], la enseñanza con estos elementos mejora el entendimiento y sirve como herramienta para profundizar los conceptos en el aprendizaje.



De entre las herramientas antes mencionadas, los simuladores tienen la ventaja de permitir observar e interactuar con un modelo específico referente al tema de estudio, logrando de esta forma aumentar el interés en los estudiantes.

En este trabajo se plantea el desarrollo de un simulador con el fin de enseñar un tema muy específico e importante de la fisiología renal: “La filtración glomerular”, un aspecto básico y necesario para los estudiantes de medicina en general y a partir del cual es más sencillo comprender otros conceptos.

El sistema consiste en un modelo a escala magnificada de un corpúsculo renal, en conjunción con una interfaz gráfica que permite entender el proceso fisiológico de la filtración glomerular de manera visual, y en el cual intervienen los fenómenos de presión osmótica e hidrostática para llevar a cabo la filtración. El sistema actúa de tal forma que se puede regular la tasa de filtración glomerular por medio de la manipulación en los cambios de presión mediante el mouse; oprimiendo botones y controles deslizables o bien empleando el teclado de la computadora para mostrar un efecto visual del comportamiento de las arteriolas aferente y eferente semejante al que ocurre en la fisiología.

1.2 Reseña de trabajos previos y estado del arte

En múltiples investigaciones se ha mostrado que una manera de atacar el problema es hacer que los estudiantes sean participativos y tengan recursos didácticos que les permitan observar e interactuar con las ideas manejadas en las diversas clases de fisiología renal. Los recursos didácticos permiten que los estudiantes mejoren su habilidad de entender conceptos difíciles, aunque esto no significa que sean un sustituto de libros y otros materiales necesarios para la preparación del médico.



En [1] y [5] se muestran algunas de las mejoras de usar animaciones y *simulaciones por computadora* como la ventaja de visualizar el fenómeno de cerca. Los autores muestran que el desempeño de los estudiantes mejora, aunque existen problemas dados por la naturaleza de los sistemas como, por ejemplo, distracción y pobre manipulación de la simulación en el sistema basado en multi-agentes, o simplemente poca disposición de estudiantes que tienen tendencia a aprender más rápido que el resto.



Figura 1.1 Simulación con sistema basado en multi agentes.

Del lado de los manipulativos y simuladores se tienen ideas como en [6, 9 y 10] en donde se desarrollan actividades que requieren materiales fáciles de conseguir y con una guía sencilla para comprender conceptos clave en la fisiología renal. Se menciona que al igual que las simulaciones, mejora la comprensión y despierta el interés, siendo esto último algo importante porque incita a los estudiantes a investigar el tema por cuenta propia y profundizar su conocimiento. Entre las desventajas que se pueden notar se aprecia el problema de falta de material y se puede inferir que no cualquier profesor estará dispuesto a llevar a cabo las actividades.



Figura 1.2 Manipulativo sencillo para entender células nerviosas y canales iónicos.

1.3 Antecedentes: Preliminares Históricos

Las primeras referencias al riñón y sus patologías se remontan al antiguo Egipto (1500 a.C.), pero fue Hipócrates de Cos (Grecia) (460-370 a.C.) el primero en conocer y describir diversos cambios macroscópicos sutiles de la orina, que reflejaban determinadas enfermedades específicas en diferentes órganos, fundamentalmente del riñón. Según Hipócrates, ningún otro sistema u órgano del cuerpo humano podía dar más información diagnóstica a través de la inspección como lo hacía el aparato urinario con la orina producida por el riñón enfermo. En el mismo sentido contribuyeron Areteo de Capadocia (120?-200? d.C.) y Galeno de Pérgamo (Asia) (130-200 d.C.), quienes ya trataban la orina sanguinolenta sin cálculos y la hinchazón del cuerpo generalizada, con mezclas de espárragos, apio, comino y pepino en forma de pócimas y ajos e higos cocidos en vino, respectivamente.

Después, y durante muchas centurias, otros médicos seguirían describiendo las enfermedades renales. No podemos obviar tampoco la técnica de la uroscopia, es decir, el estudio visual de las características de la orina, que fue progresivamente hipertrofiada y sobreutilizada en la Escuela de Salerno (Italia) (800-1400), y defendida por Hércules de Sajonia (Padua 1551-1607), que consideraba su utilidad basándose en que los cambios en la mezcla de los líquidos corporales (“humores”) se reflejarían en los cambios de color, turbidez y la presencia de sedimentos en la orina. Este cambio del estudio de la orina en vez del examen del pulso, el mayor signo de valor



diagnóstico de la Medicina Griega y Romana, fue el reflejo de la influencia de la Medicina Árabe. Es preciso recordar que en la segunda mitad del siglo XVII, tres italianos -Marcello Malpighi (1628-1694), Lorenzo Bellini (1643-1704) y Giovanni Baptista Morgagni (1681-1771) -aportaron el conocimiento histológico fundamental para comprender el funcionamiento renal. De esta manera, entró en la historia el término *glomerulus*. Sin embargo, poco a poco, y con el concurso lento y creciente de un buen número de investigadores, se fueron produciendo diversos avances, hasta que, a finales del siglo XVIII, se habían descrito ya los tres síndromes principales de la enfermedad renal: el síndrome nefrótico (Theodore Zwinger en Basilea, 1722), la nefritis aguda y la enfermedad renal crónica, que entrarían juntas en la historia de la mano de Richard Bright. En efecto, a principios del siglo XIX, el médico Richard Bright, de Bristol (Inglaterra) (1789-1858), fue el primero en relacionar la presencia simultánea de albuminuria, la hinchazón del cuerpo (hidropesía) y la lesión del parénquima renal, identificando así un nuevo tipo de enfermedad, que relacionaba signos clínicos con alteraciones químicas de la orina y cambios estructurales de los riñones. Por otro lado, no hay duda de que ha sido extraordinaria la contribución americana al estudio de la función renal normal y anormal y, así, podríamos distinguir el concepto de aclaramiento de Donald Dexter Van Slyke (quién concedió el descubrimiento inicial al francés Ambard), que fue la base para que más tarde, ya en 1937, Homer Smith desarrollara los métodos de medida de la filtración glomerular con inulina y el flujo plasmático renal con paraminohipúrico en su *The Physiology of the Kidney*. Este concepto de aclaramiento fue también básico para facilitar las investigaciones de Robert W. Berliner sobre la excreción de potasio y las de Robert F. Pitts acerca de los mecanismos de acidificación urinaria. Por aquel entonces, ya Alfred N. Richards había realizado sus estudios pioneros de micropunción de glomérulos de anfibios y demostrado el proceso inicial de la ultrafiltración en la formación de la orina y continuó sentando las bases de la reabsorción tubular, y Eli K. Marshall había demostrado la función secretora de los túbulos renales. Posteriormente, los laboratorios de fisiología renal fueron aportando importantes avances sobre las funciones endocrinas del riñón

Uno de los más importantes avances en el campo de la nefrología fue la introducción, a partir de 1950, de la biopsia renal percutánea. Ya a principios de siglo, George M. Edelbohl había



realizado en Nueva York (1904) biopsias renales mediante técnica quirúrgica. Más tarde, mediante punción percutánea con aguja gruesa y aspiración las llevaron a cabo Poul Iversen en Copenhague (1939) y Nils Alwall en Lund (Suecia) (1944), aunque sus experiencias no se publicaron hasta 1952, dos años más tarde de que Antonio Pérez-Ara, un patólogo del Hospital Militar de La Habana (Cuba), describiera la práctica de una biopsia renal percutánea en una revista local de poca difusión. Posteriormente, varios grupos siguieron su ejemplo [20].

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo general

Desarrollar un modelo didáctico manipulable y aumentado del corpúsculo renal que permita la comprensión del fenómeno de ultrafiltración glomerular de manera interactiva.

1.4.2 Objetivos específicos

- Crear un modelo tridimensional que posea profundidad y relieve, para captar la atención de los estudiantes.
- Establecer el control del mismo por medio de la computadora a través de una interfaz de comunicación.
- Generar pestañas de cálculo que permitan resolver las ecuaciones más significativas.
- Mostrar las gráficas más utilizadas en la explicación del fenómeno de ultrafiltración.



Capítulo 2

2.1 Fisiología renal. Introducción.

La fisiología renal es de gran interés en el área de fisiología humana debido a la gran cantidad de funciones vitales que llevan a cabo los riñones. Desde un punto de vista superficial, la función básica es remover desechos metabólicos del cuerpo, sin embargo, los riñones son órganos complejos que realizan funciones integradas como regular de manera dinámica el balance homeostático de los líquidos corporales.

La función renal se puede dividir en varias sub funciones [5, 11]:

1. Regulación del balance de agua y electrolitos.
2. Excreción de productos metabólicos de desecho.
3. Excreción de sustancias químicas y bio-activas extrañas que afecten la función del cuerpo
4. Regulación de la presión arterial.
5. Regulación de la producción de células rojas.
6. Regulación de producción de vitamina D.
7. Gluconeogénesis
8. Balance de ácido-base en la sangre
9. Secreción, metabolismo y excreción de hormonas y de sus metabolitos.
10. Excreción de sustancias ajenas al organismo como drogas y medicamentos.

Las funciones antes mencionadas se basan en el transporte de agua y solutos entre los riñones y la sangre que pasa a través de ellos. Los riñones remueven de la sangre los desechos solubles en agua y mantienen el volumen y composición del fluido extracelular.



2.2 Anatomía de los riñones

Los riñones son un par de órganos en forma de frijol que se ubican a cada lado de la columna vertebral, fuera de la cavidad peritoneal, muy cerca de la pared abdominal posterior. Se extienden desde el margen superior de la doceava vertebra torácica (T12), hasta la tercera vértebra lumbar (L3), posicionándose el riñón derecho ligeramente debajo del nivel del izquierdo. Cada uno pesa aproximadamente 150 g, y mide entre 10 - 11 cm de largo, 6 cm de ancho y 3 cm de profundidad.

De la forma de frijol, se distingue la superficie redondeada cóncava que mira hacia el lado correspondiente del cuerpo, y la superficie bidentada llamada *hilio*. A través del hilio pasan los vasos renales (arteria y vena renal), nervios y la parte ancha del uréter (*pelvis renal*), que transporta la orina del riñón a la vejiga. Cada uréter, está formado por estructuras en forma de embudo llamadas *cálices*, éstos se conforman a su vez, en *cálices menores* que están conectados a tejido hueco en forma de cono que en conjunto se les denomina *pirámides*. La punta de cada pirámide se llama *papila* y se proyecta hacia un cáliz menor. Los cálices colectan la orina formada por el tejido renal en las pirámides. Las pirámides se distribuyen de manera radial alrededor del hilio, con las papilas apuntando hacia el hilio y las bases hacia el exterior, la parte superior, inferior y el fondo del riñón [7].

Las paredes de los cálices, la pelvis y el uréter contienen elementos contráctiles que empujan la orina hacia la *vejiga*, donde se almacena hasta que se vacía en la *micción* proceso mediante el cual la vejiga urinaria se vacía cuando está llena. Se realiza en dos pasos. Primero, la vejiga se llena progresivamente hasta que la tensión en sus paredes aumenta por encima de un umbral; esto desencadena el segundo paso, que es un reflejo nervioso, llamado reflejo miccional, que vacía la vejiga o, si esto falla, provoca al menos un deseo de orinar. Aunque el reflejo miccional es un reflejo medular autónomo, centros presentes en la corteza cerebral o en el tronco del encéfalo pueden inhibirlo o facilitarlo [11].

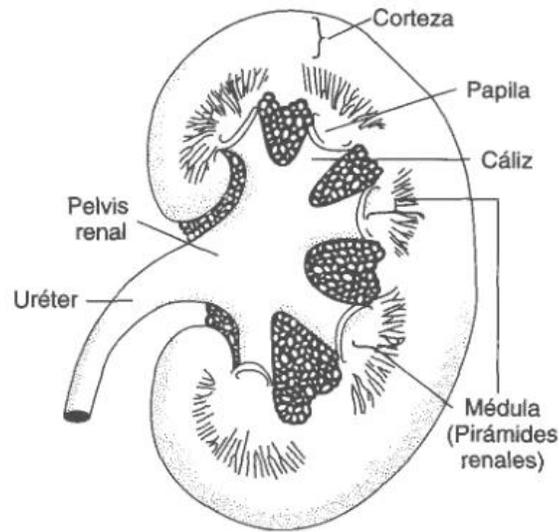


Figura 2.1 Corte de riñón humano.

La estructura del riñón se puede dividir en dos áreas: corteza renal (zona externa) y medula renal (zona interna). Ambas regiones contienen los tubos ascendente y descendente del asa de Henle, ductos colectores, vasos sanguíneos y nervios. La corteza renal es de aspecto granuloso, las bases de las pirámides son adyacentes a ésta y sólo en esta región hay corpúsculos renales; la medula renal se ubica debajo de la corteza renal y está compuesta racimos en forma de pirámides, cuyas puntas miran hacia el *seno renal* (interior del órgano).

La orina formada por el riñón se recolecta en la pelvis renal y luego fluye por el uréter hacia la vejiga, desde la que se elimina por la uretra.

Irrigación renal. El riego sanguíneo de los dos riñones es normalmente de alrededor del 22% del gasto cardíaco, o 1.100 ml/min. La arteria renal entra en el riñón a través del hilio y después se ramifica progresivamente hasta formar las *arterias interlobulares*, las *arterias arciformes*, las *arterias interlobulillares* (también denominadas *arterias radiales*) y las *arteriolas aferentes*, que acaban en los *capilares glomerulares*, donde se filtran grandes cantidades de líquido y solutos (excepto las proteínas plasmáticas) para comenzar la formación de orina [11], ver (fig. 2.2).

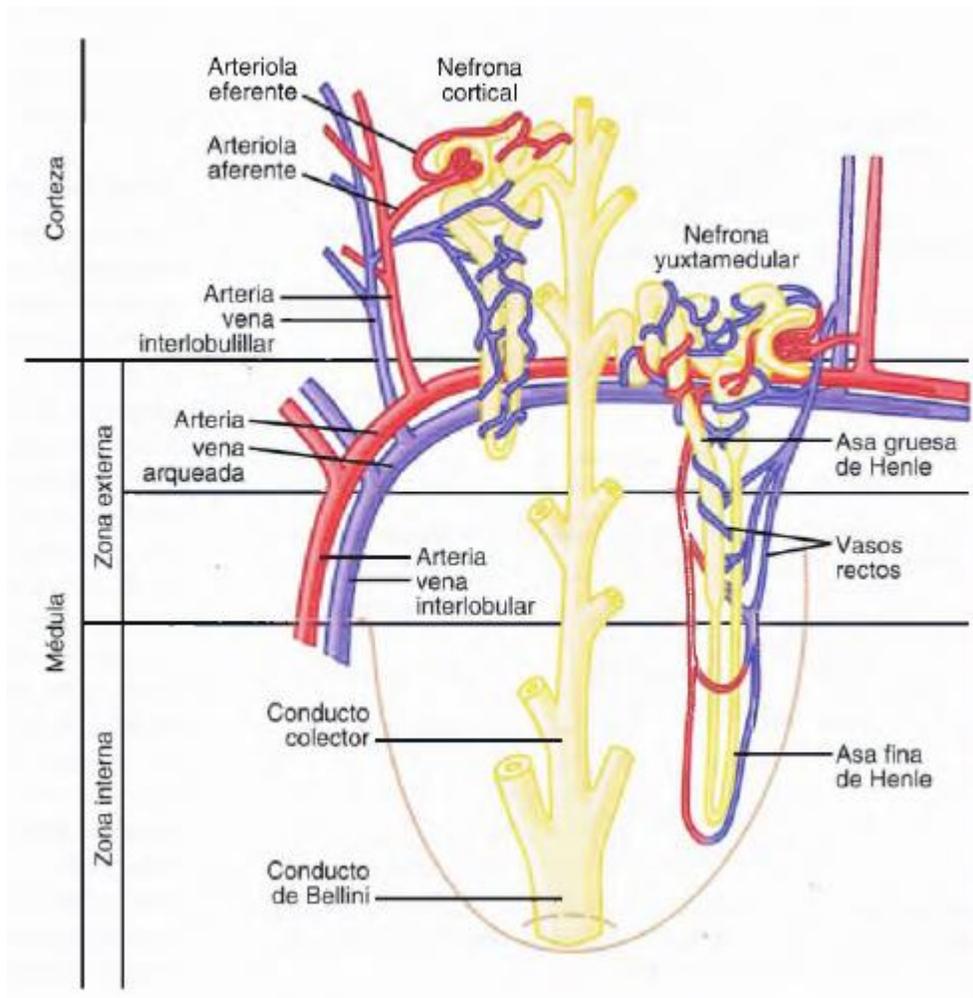


Figura.2.2 Esquema de las relaciones existentes entre los vasos sanguíneos y las estructuras tubulares, así como las diferencias entre las nefronas corticales y yuxtamedulares.

2.3 La nefrona

La nefrona es la estructura fundamental y funcional del riñón en dónde ocurre la formación de orina. Cada riñón humano contiene aproximadamente de 800 000 a 1 millón de nefronas [11].

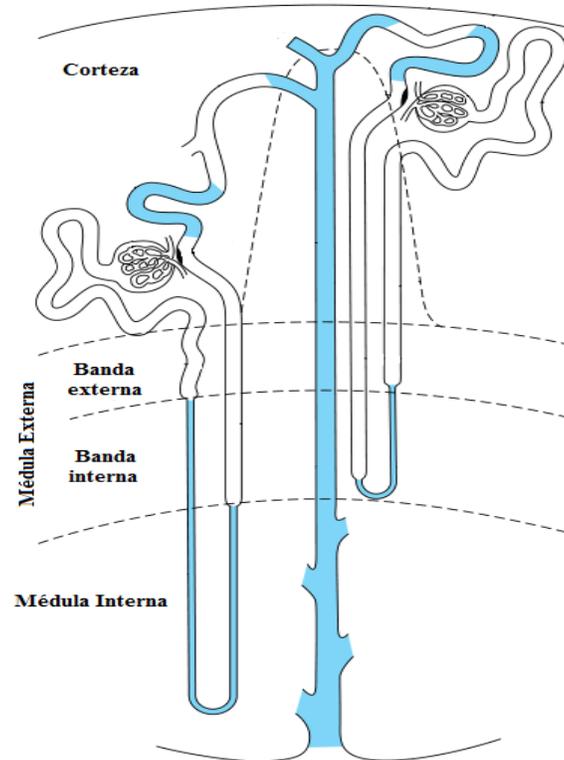


Figura 2.3 Nefrona yuxtamedular (izquierda) y cortical (derecha).

Las nefronas se componen de un corpúsculo renal esférico en donde se lleva a cabo la *filtración* y un sistema tubular que se extiende desde el corpúsculo renal, a través de un túbulo, hasta el tubo colector dónde el producto de múltiples nefronas es concentrado. El sistema tubular está comprendido por segmentos: el túbulo proximal, el asa de Henle, y el túbulo distal.

Hay diferentes tipos de nefrona que se distinguen por la localización de sus corpúsculos renales en la corteza (superficie, parte media y cerca de la médula renal). En general se distinguen las nefronas corticales y las yuxtamedulares (fig. 1.3). Las corticales, como su nombre indica, son nefronas muy cerca (1 mm) de la superficie de la corteza renal, además, se caracterizan por sus asas de Henle cortas, por otra parte, las nefronas yuxtamedulares tienen sus corpúsculos en el área donde se conectan la corteza y la médula renal, y a diferencia de las corticales, éstas tienen asas de Henle largas [7], ver (fig. 2.3).

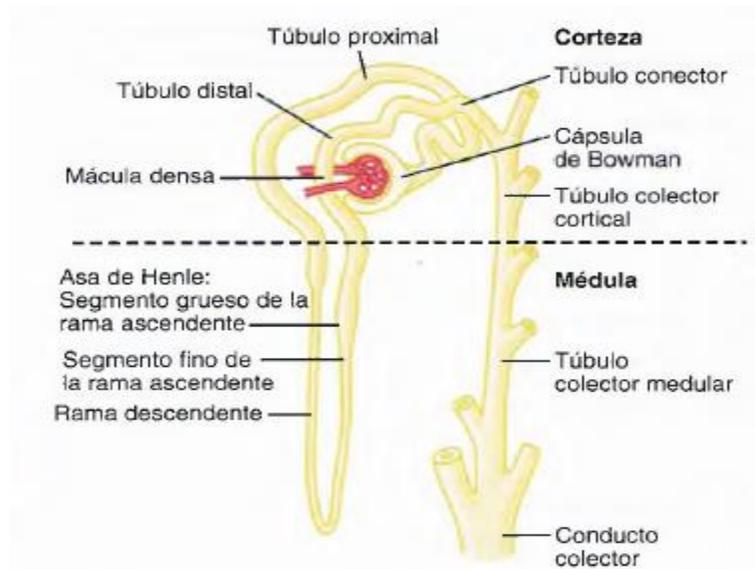


Fig. 2.4 Segmentos tubulares básicos de la nefrona. Las longitudes relativas de los diferentes segmentos tubulares no se dibujan a escala [11].

2.3.1 Formación de orina

La formación de orina, es el resultado de tres procesos renales: La filtración glomerular, la reabsorción de sustancias de los túbulos renales hacia la sangre y la secreción de sustancias desde la sangre hacia los túbulos renales. De forma matemática, la velocidad de excreción será:

$$\text{Vel. de excreción urinaria} = \text{Vel. de filtración} - \text{Vel. de reabsorción} + \text{Vel. de secreción.}$$

Nota: Cabe resaltar, que el riñón no puede regenerar nefronas nuevas. Por tanto, en la lesión, la enfermedad o el envejecimiento normal renal, hay una reducción gradual del número de nefronas. Después de los 40 años de edad, el número de nefronas funcionales suele reducirse alrededor de un 10% cada 10 años, de forma que a los 80 años muchas personas tienen un 40% menos de nefronas funcionales que a los 40 años. Esta pérdida no pone en peligro la vida porque los cambios adaptativos en el resto de las nefronas les permiten excretar las cantidades adecuadas de agua, electrolitos y productos de desecho [11] para mantener la homeostasis.



2.3.2 Corpúsculo renal

El corpúsculo renal es una estructura esférica que se compone del glomérulo y la cápsula de Bowman.

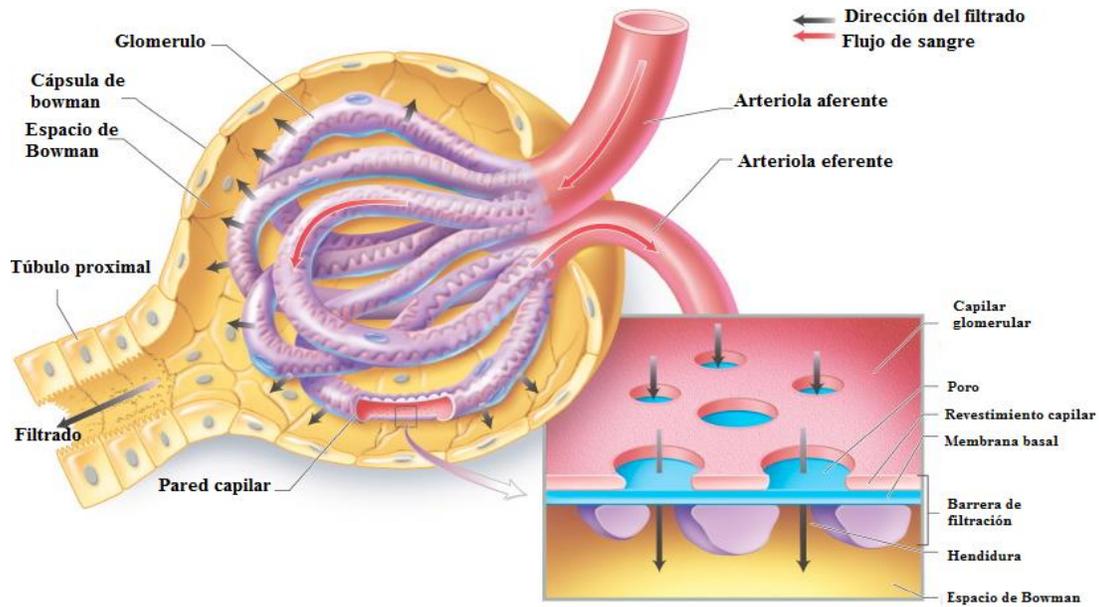


Figura 2.5 Corpúsculo glomerular y acercamiento a la barrera de filtración.

El glomérulo es un haz de entre 10 – 20 asas capilares [8] interconectadas rodeadas por una capsula hueca formada por una bicapa de tejido tubular, llamada capsula de Bowman.

La sangre entra y sale de la cápsula de Bowman por medio de las *arteriolas aferente y eferente*, respectivamente, que penetran en la superficie de la cápsula a través del polo vascular. Entre la cápsula de Bowman y el haz de capilares, hay un área llena de fluido llamada *espacio de Bowman* en donde se lleva a cabo la ultrafiltración. En el polo opuesto al vascular, la cápsula de Bowman tiene una abertura que lleva a la primera porción del sistema tubular (túbulo proximal).



En el corpúsculo renal, la barrera por donde las sustancias deben pasar para ser filtradas se compone de 3 capas: el endotelio capilar (mismo de los capilares del glomérulo), la membrana basal compuesta de proteínas (como colágeno IV y laminina), y una capa de células epiteliales.

La capa del endotelio capilar se caracteriza por la **fenestración** (que la hace ver como una rebanada de queso suizo) y la vuelve permeable a casi todo excepto por eritrocitos y plaquetas. La membrana basal no es una membrana en el sentido de bicapa lípida, sino, más bien se trata de una malla acelular de glicoproteínas y proteoglicanos. La tercera capa consiste en células epiteliales que yacen en la membrana basal. Estas células se llaman *podocitos*. Son diferentes a las células aplanadas que recubren la cápsula de Bowman. Los podocitos tienen una estructura en forma de pulpo, los apéndices que salen del podocito se denominan *pedicelos*, se extienden desde cada extremidad del podocito y están embebidos en la membrana basal. Los pedicelos de un podocito se entretajan con los pedicelos de un podocito adyacente formando una vía por la cual, una vez que el filtrado pasa por las células epiteliales y la membrana basal, viaja hacia el espacio de Bowman. Los pedicelos están recubiertos por una capa gruesa de material extracelular, que ocluye de manera parcial las hendiduras, y une a manera de puente a los pedicelos por medio de proyecciones delgadas llamadas diafragmas de hendidura.

Además de los podocitos y las células epiteliales, otro tipo de células llamadas células mesangiales, se ubican al centro del glomérulo muy alrededor de las asas capilares. Éstas células remueven material atrapado en la membrana basal, además, contienen microfilamentos que reaccionan a diversos estímulos de manera similar a las células de músculo liso vascular.

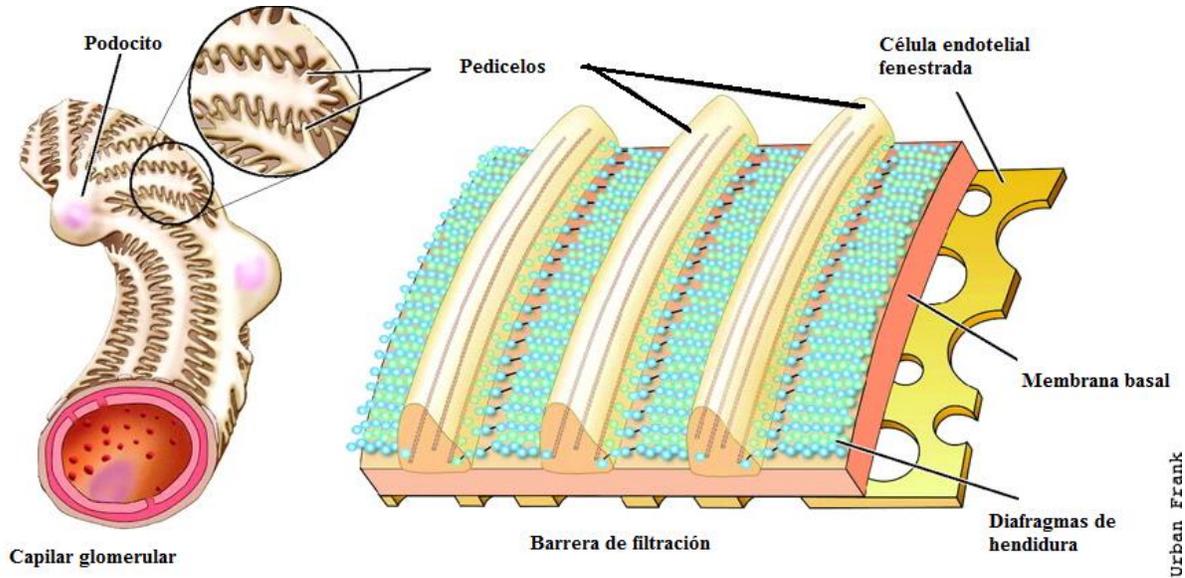


Fig. 2.6 Acercamiento a la barrera de filtración.

2.3.3 Aparato yuxtaglomerular

El aparato yuxtaglomerular es una estructura renal que regula el funcionamiento de cada nefrona. Se localiza en una zona de contacto entre la arteriola aferente que llega al glomérulo por el polo vascular, y el túbulo contorneado distal. Detecta las variaciones entre la presión de la sangre que llega al glomérulo por la arteriola aferente y la composición del filtrado final que sale de la nefrona.

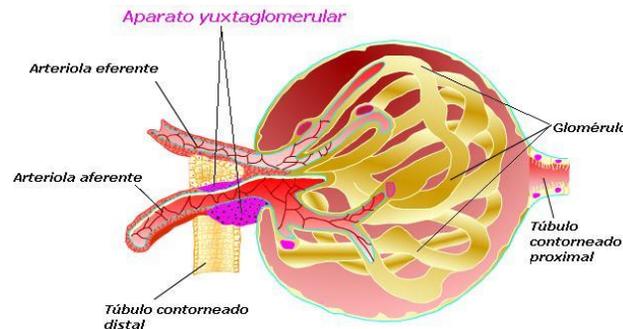


Figura 2.6.1 Aparato yuxtaglomerular



2.3.4 Túbulos y segmentos tubulares

Un sistema de túbulos que comienza desde la cápsula de Bowman y se extiende hasta el comienzo de una serie de conductos que dirigen la orina hacia un cáliz renal, está constituido por una capa de células epiteliales cuya estructura y características varía a lo largo de cada segmento del túbulo.

Los segmentos del sistema tubular son:

- Túbulo contorneado proximal
- Asa de Henle (rama gruesa descendente, rama delgada descendente, rama delgada ascendente, rama gruesa ascendente)
- Túbulo contorneado distal
- Ducto colector

Túbulo contorneado proximal

El túbulo contorneado proximal es un segmento enrollado, seguido por un segmento recto (túbulo recto proximal/rama gruesa descendente de Henle) que desciende hacia la médula en una trayectoria perpendicular en relación con la superficie del riñón. Éste segmento está conectado a la cápsula de Bowman y recibe el *ultrafiltrado* del espacio de Bowman. Las células cuboides que posee el túbulo proximal facilitan absorción y transporte.

La reabsorción de bicarbonato y la secreción de ácidos y bases orgánicos derivados de la sangre en el túbulo proximal regulan el pH del ultrafiltrado.



Asa de Henle

El asa de Henle es donde ocurre aproximadamente el 25% de reabsorción del NaCl y 15% del agua filtrada hacia el plasma. Las asas penetran a profundidades variables por el interior de la médula, cuyo intersticio reabsorbe diversas sustancias en los diferentes segmentos en los que se dividen éstas.

- La rama gruesa descendente también es llamada túbulo recto proximal y solo marca la parte donde el túbulo deja de estar enrollado.
- La rama delgada descendente es muy permeable al agua. Cuando el ultrafiltrado pasa a través de esta rama, pierde agua que es reabsorbida por el fluido intersticial [hiperosmótico] de la medula. La rama delgada descendente termina en un asa con forma de horquilla y a continuación el túbulo empieza su ascenso en paralelo con la rama descendente.
- La rama delgada ascendente es muy permeable a los solutos y el ultrafiltrado pierde solutos iónicos que son reabsorbidos por el intersticio de la medula renal. El epitelio de esta rama, a pesar de ser delgado al igual que en la rama descendente, son de características diferentes. Las asas cortas no tienen rama delgada ascendente y la rama gruesa ascendente se inicia en forma directa a partir del asa en horquilla
- La rama gruesa ascendente sube de nuevo hacia la corteza. El túbulo retorna hacia la cápsula de Bowman y transcurre entre las arteriolas aferentes y eferentes. Las células de la rama gruesa ascendente que se hallan más cerca de la cápsula de Bowman (entre las arteriolas aferente y eferente) son células especializadas que en conjunto se conocen



como *mácula densa*. Esta mácula marca el final de la rama gruesa ascendente y el principio del túbulo contorneado distal.

2.4 Filtración Glomerular

La filtración o ultrafiltración glomerular es el proceso mediante el cual el agua y solutos en la sangre dejan el sistema vascular al pasar a través de una barrera de filtración (membrana semipermeable) y entran al espacio de Bowman. El término *ultrafiltración* se refiere al uso de una membrana semipermeable capaz de separar selectivamente agua y componentes sólidos del plasma sanguíneo de forma rápida y relativamente abundante. El volumen del filtrado por unidad de tiempo se conoce como tasa de filtración glomerular, muy comúnmente identificado por sus siglas GFR (del inglés Glomerular Filtration Rate). En un hombre adulto, el GFR es de aproximadamente 180L/día (125 mL/min). Éste enorme número implica que el plasma sanguíneo (aproximadamente 3L en un adulto) es filtrado unas 60 veces al día permitiendo a los riñones excretar grandes cantidades de deshecho metabólico y mantener el balance homeostático en el organismo. Por otra parte, gracias a la reabsorción de agua, el organismo puede continuar con la filtración sin desechar el volumen total de agua en el cuerpo; que es de aproximadamente 40L y el cuál, de no ser por la reabsorción, sería expulsado en forma de orina en tan solo 30 minutos. No solo el agua es reabsorbida por el organismo, desechos metabólicos como la urea también son reabsorbido en mucho menor grado de modo que la mayor parte sean expulsado a través de la orina. Otros componentes como electrolitos y glucosa pueden variar en cuanto al grado de filtración y ser casi indetectables en la orina como en caso de la glucosa o ser componente común en pequeñas cantidades como el sodio [7].



Sustancia	Cantidad filtrada por día	Cantidad excretada	% Reabsorbido
Agua (L)	180	1.8	99.0
Sodio (g)	630	3.2	99.5
Glucosa (g)	180	0	100
Urea (g)	56	28	50

Tabla 1. Relación de cantidad filtradas por día, excretada y porcentaje reabsorbido de algunas sustancias presentes en la filtración renal.

2.4.1 Barrera de filtración

La barrera que permite la filtración, como se mencionó anteriormente, consta de tres capas (ver figura 1.2):

1. Pared del capilar glomerular (poros)
2. Membrana basal
3. Podocitos (hendiduras)

Pared del capilar glomerular

La pared capilar es una capa con el grosor de una célula, formada por células endoteliales aplanadas. Estas células están ahuecadas con poros ultramicroscópicos (~70 nm de diámetro) que la vuelven significativamente más permeable al agua que a solutos, en comparación a otros capilares del cuerpo. El peso molecular máximo de las sustancias que pueden pasar a través de esta pared capilar es de 70 kDa [8].



Se debe mencionar que el peso molecular es utilizado para facilitar el entendimiento del tema, aunque en la realidad la forma y el tamaño de la molécula son los factores determinantes. En el caso del espacio de Bowman, el tamaño máximo de la molécula que puede filtrarse es menor a 8 nm de diámetro.

Membrana basal

Esta capa es acelular y está compuesta por colágeno y glicoproteínas (fibronectina y laminina). Es una capa gruesa y debido a la presencia de glicoproteínas cargadas negativamente, repele proteínas aniónicas como la *albumina*. Estas cargas negativas pueden ser alteradas en enfermedades renales.

Podocitos

Los podocitos son células epiteliales dentro de la cápsula de Bowman. Como se mencionó antes, tienen apéndices llamados pedicelos que en conjunto con los pedicelos de podocitos adyacentes forman hendiduras que confieren a esta capa selectividad de tamaño. Es por esto que algunos componentes del plasma con tamaño molecular y carga adecuados pasa libremente a través de la barrera. Por otra parte, las proteínas plasmáticas, células sanguíneas y trombocitos no son filtradas, volviendo al diafragma de hendidura muy importante para evitar fuga de albumina.

En general la selectividad de a barrera depende del peso y carga de la molécula. La barrera de filtración del corpúsculo renal deja pasar libremente moléculas con peso menor a 7000 Da y filtra variablemente moléculas entre 7-70 kDa. Las macromoléculas cargadas negativamente no son filtradas a menos que haya un problema renal.



2.4.2 Fuerzas de Starling y presión neta de filtración

Para que se lleve a cabo la filtración es necesaria la intervención de una fuerza que “empuje” al fluido desde el capilar hacia el espacio de Bowman, esta fuerza en realidad es la suma de 4 presiones llamadas *fuerzas de Starling*, de las cuales, 2 son presiones hidrostáticas y las otras 2 son presiones osmóticas u oncóticas:

1. Presión hidrostática del capilar glomerular (P_G)
2. Presión osmótica del plasma (π_G)
3. Presión hidrostática en la capsula de Bowman (P_B)
4. Presión osmótica en la cápsula de Bowman (π_B)

La Presión de Filtración Neta (NFP –Net Filtration Pressure-) también conocida como Presión de Ultrafiltración Neta (P_{UF}) es la suma algebraica de las presiones hidrostáticas y osmóticas como se describe en la ecuación (1).

$$NFP = P_{UF} = (P_G - \pi_G) - (P_B - \pi_B), \quad (1)$$

Presión hidrostática

Partiendo del concepto básico de presión; fuerza ejercida sobre un área. La presión hidrostática (P) en los capilares se puede definir como aquella que es ejercida por un fluido sobre una membrana (pared capilar). La sangre que fluye a través del capilar ejerce una fuerza por toda el área de las paredes capilares, la fuerza con la que el fluido empuja a esta membrana depende de



la presión cardiaca (presión arterial) y de la resistencia de la pared capilar. Lo anterior se puede expresar en la ecuación (2).

$$Q = \frac{\Delta P}{R}, \quad (2)$$

donde:

Q = Flujo sanguíneo

ΔP = Cambio de presión en la pared capilar (presión arterial promedio menos presión en el órgano)

R = Resistencia al flujo sanguíneo del órgano

Además de la presión arterial y la resistencia del tejido, otras variables como la viscosidad, el tamaño del vaso y el volumen del fluido son importantes a considerar, sin embargo, permanecen relativamente constantes bajo condiciones fisiológicas normales.

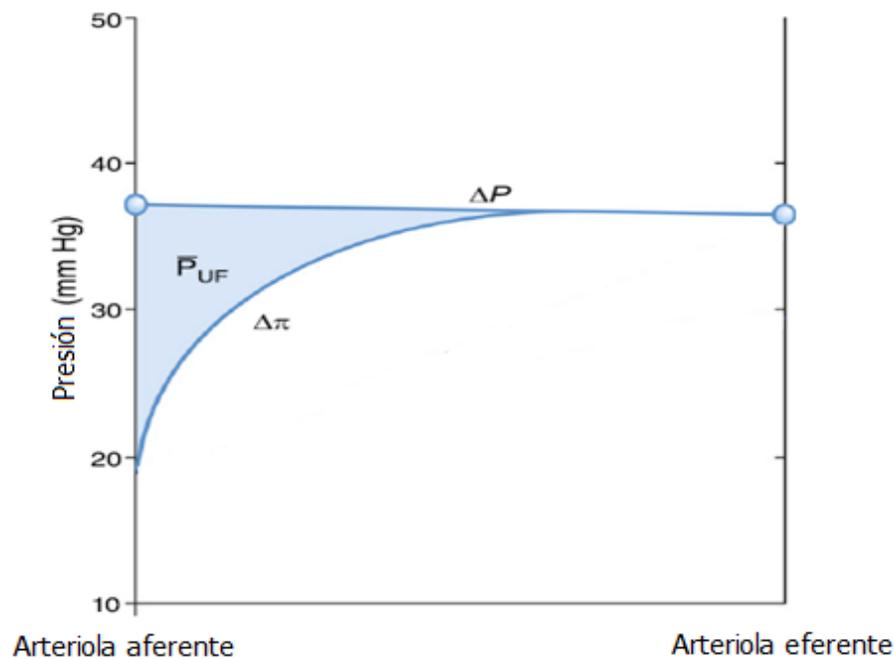


Figura 2.7 Relación de fuerzas de Starling contra segmento de capilar. Obtenida de [19].



Presión osmótica

La presión osmótica (π), es la medida de la tendencia de una solución para recibir agua por medio de osmosis. La osmosis es un fenómeno por el cual las moléculas de un solvente se mueven espontáneamente a través de una membrana semipermeable a una región con mayor concentración de soluto. Una membrana semipermeable es aquella que es selectiva al transporte de moléculas por medio de difusión, se puede ver como un filtro que sólo deja pasar ciertas moléculas o iones.

La sangre que pasa a través de un capilar, al tener una mayor concentración de proteínas y otros solutos provoca que haya un intercambio de agua con el espacio de Bowman, aquí, la pared capilar actúa como membrana semipermeable cuyas características se mencionaron en el subcapítulo 2.3.1.

2.4.3 Las diferentes presiones dentro del corpúsculo glomerular

Presión hidrostática en la pared capilar (P_G).

La presión hidrostática en la pared capilar (P_G) es equivalente a la presión sanguínea en el capilar, por lo que depende directamente de la presión arterial. En un capilar la presión es una fracción de la presión en la arteria, sin embargo, puede variar si se modifica el volumen sanguíneo o la resistencia de la pared capilar.

El sistema renal puede regular la GFR de tal manera que los cambios en la presión arterial no le afecten, esto es, al haber un aumento o decremento en la presión arterial, las arteriolas aferentes



y eferentes del glomérulo pueden dilatarse o contraerse (cambiando la resistencia) de modo que haya una presión ideal que mantenga la GFR en un valor constante. La vasodilatación de la arteriola aferente y la vasoconstricción de la arteriola eferente provoca un incremento del flujo sanguíneo (y por lo tanto de la presión hidrostática) en el glomérulo, lo que ocasiona un aumento en GFR. Del mismo modo, la vasoconstricción de la arteriola aferente y la vasodilatación de la arteriola eferente provocan un decremento de GFR.

Presión osmótica del plasma (π_G).

También llamada presión oncótica (π_G) debido a la composición del plasma, es una fuerza que comúnmente se le asocia con el concepto de “atraer”, ya que como se describió anteriormente, es una fuerza que atrae agua desde la cápsula de Bowman hacia el plasma que fluye por el glomérulo. La presión osmótica se opone a la filtración glomerular, de modo que al presentarse una disminución en la concentración de proteínas en la sangre (por alguna enfermedad) y por lo tanto disminución de la presión osmótica, habrá un incremento en GFR. En caso contrario, cuando hay un aumento en la concentración de proteínas, por ejemplo, en el caso de un flujo sanguíneo bajo, habrá un aumento de presión osmótica y por lo tanto se reducirá el GFR. Es importante mencionar que la presión osmótica en el capilar cambia a lo largo de su longitud. El agua se mueve fuera del espacio vascular a lo largo del glomérulo, dejando mayor concentración de proteínas y así elevando la presión osmótica en el capilar. Es principalmente por esto que el NFP va disminuyendo desde donde comienza hasta donde termina el capilar.

Presión hidrostática en la cápsula de Bowman (P_B)

La cápsula de Bowman, al estar llena de líquido también ejercerá una fuerza en la pared capilar que mira al interior de la cápsula. Al ser una variable física de oposición, un aumento de presión hidrostática significa una disminución de GFR.



Esta variable es de menor importancia desde el punto de vista fisiológico ya que normalmente no se ve alterada. La causa principal de que haya un aumento de presión dentro de la cápsula es por obstrucciones a lo largo del túbulo o alguna de las porciones externas del sistema urinario como el uréter o la vejiga (normalmente por litiasis renal).

Presión osmótica en la capsula de Bowman (π_B).

Idealmente las proteínas como la albumina no entran en la capsula de Bowman, por lo que esta variable se considera idealmente cero o un valor muy pequeño que es despreciable.

En algunas enfermedades, la membrana basal puede dañarse y volverse defectuosa dejando pasar proteínas, lo que resulta en un aumento del GFR.

Valores normales de P_{UF}

Como se describió anteriormente, de las presiones que intervienen en la P_{UF} , la presión osmótica de la cápsula de Bowman se desprecia, permitiendo reescribir la ecuación (1) de la siguiente forma:

$$P_{UF} = P_G - \pi_G - P_B , \quad (3)$$

En la literatura se pueden encontrar valores para las diferentes presiones que oscilan entre 15 – 60 mmHg, éstos valores son tan solo estimados de los verdaderos ya que nunca se han medido



directamente en humanos. Los valores aceptados son provenientes del perro, que se cree son similares al humano [7], aunque también se estiman valores en rata [21].

Fuerzas	Efecto en la filtración	Extremo aferente del capilar glomerular (mmHg)	Extremo eferente del capilar glomerular (mmHg)
Presión hidrostática del capilar glomerular (P_G)	Favorecer filtración	45	45
Presión osmótica del plasma (π_G)	Oponerse a la filtración	17.9	36.3
Presión hidrostática en la capsula de Bowman (P_B)	Oponerse a filtración	7.75	8.7
Presión osmótica en la cápsula de Bowman (π_B)	Favorece filtración	0	0
Presión de filtración neta (NFP) o (P_{UF})		19.35	0

Tabla 2. Valores estimados de fuerzas que intervienen en la filtración glomerular en humanos.

En la Tabla 2 se puede ver a la interacción y el origen de las presiones que interviene en la filtración glomerular.

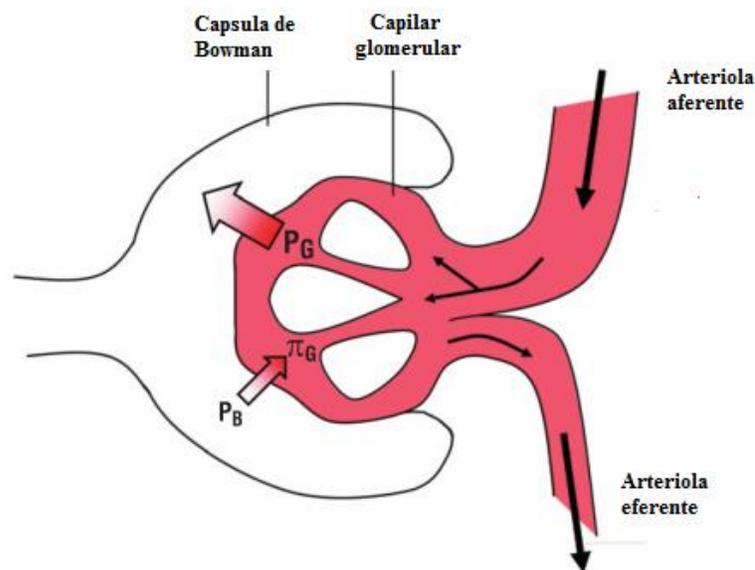


Figura 2.8 Fuerzas de Starling en el corpúsculo renal.



2.4.4 Tasa de filtración glomerular

La tasa de filtración en cualquier capilar del cuerpo incluyendo al glomérulo, se determina por dos factores: *la presión de filtración neta* (P_{UF}) y un *coeficiente de filtración* K_f . El coeficiente K_f depende del área de la superficie disponible para la filtración y de la permeabilidad del capilar, mismos que pueden sufrir cambios drásticos a causa de enfermedades o fármacos.

La tasa de filtración glomerular se puede expresar como:

$$GFR = K_f(P_G - \pi_G - P_B), \quad (4)$$

2.4.5 Carga filtrada y depuración renal

En la ecuación (4) el GFR se calcula a partir de las fuerzas que ejerce el fluido en el glomérulo y en la cápsula de Bowman, sin embargo, la filtración glomerular equivale a un volumen filtrado por unidad de tiempo y normalmente se expresa en ml/min que representa la eficiencia de la filtración. Clínicamente el GFR puede medirse utilizando una sustancia que pueda ser monitoreada y que sea filtrada libremente, esto significa que no debe ser procesada por la nefrona ni alterada por procesos fisiológicos. El metabolismo de la sustancia de prueba debe expresarse de tal manera que la masa filtrada sea igual a la masa excretada. El término depuración se refiere a la conservación de la masa de acuerdo al concepto de Fick [8].

Como se menciona en [5], una sustancia que cumple con este requisito es la inulina, con la que se puede expresar el GFR como en la ecuación (5); es decir, si



U_{in} = Concentración de inulina en la orina (mmol/mL)

V = Taza de flujo de orina (mL/min)

P_{in} = Concentración de inulina en el plasma (mmol/ml)

$$\text{Taza de depuración (GFR)} = \frac{U_{in} * V}{P_{in}}, \quad (5)$$

De lo anterior, el producto $U_{in} * V$ es conocido como carga filtrada y el cálculo puede aplicarse a otros componentes de la orina para conocer la cantidad de sustancia filtrada por unidad de tiempo (también encontrado comúnmente como mEq/L).

2.4.6 Mecanismos de autorregulación

Cuando el riñón recibe un flujo sanguíneo a presiones moderadas (90 a 220 mm Hg en el perro), la resistencia vascular renal varía con la presión, de manera que el flujo sanguíneo renal se mantiene relativamente constante [21]. Fig. 2.3.

Es de suma importancia para los riñones mantener el GFR a un nivel apropiado porque es la filtración glomerular se encarga de la excreción de agua y NaCl. Como el GFR se ve afectado por la presión arterial renal, un aumento de presión sanguínea provoca el incremento en la excreción de agua y NaCl, éste proceso se llama natriuresis por presión. Si los cambios en la presión arterial afectaran directamente a la presión capilar, habría variaciones grandes de GFR y a su vez podría dañar las delgadas paredes capilares del glomérulo.



El flujo sanguíneo renal varía muy poco ante cambios de presión arterial gracias a los mecanismos de auto regulación, en particular, se pueden separar en dos grupos:

- Procesos intrínsecos de autorregulación
- Factores extrínsecos y hormonales

Los procesos intrínsecos son aquellos que se oponen a cambios repentinos y mantienen la tasa de filtración glomerular y el flujo sanguíneo renal (RBF –Renal Blood Flow-) a niveles relativamente constantes [8]. Los dos mecanismos intrínsecos que intervienen en la regulación del GFR son:

- Mecanismo miogénico
- Mecanismo de retroalimentación yuxtaglomerular

Mecanismo miogénico

Si la presión arterial aumenta, la arteriola aferente se estira, al poseer músculo liso, es sensible a cambios en su forma e inicia una respuesta vasoconstrictora que aumenta la resistencia vascular y contrarresta el aumento de presión, de este modo mantiene la P_G en un rango de 50-60 mmHg.

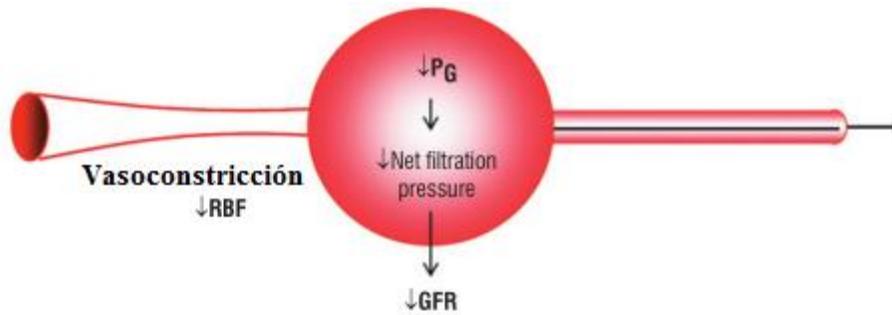


Figura 2.9 Efecto de vasoconstricción en la arteriola eferente por mecanismo miogénico. [5]

Mecanismo de retroalimentación yuxtaglomerular

El mecanismo por retroalimentación yuxtaglomerular depende de las células de la macula densa. La macula densa es el área entre el túbulo distal y las arteriolas aferente y eferente. Las células en esta región son sensibles al sodio y al cloruro y actúan como detectoras de concentración de sodio en el filtrado glomerular.

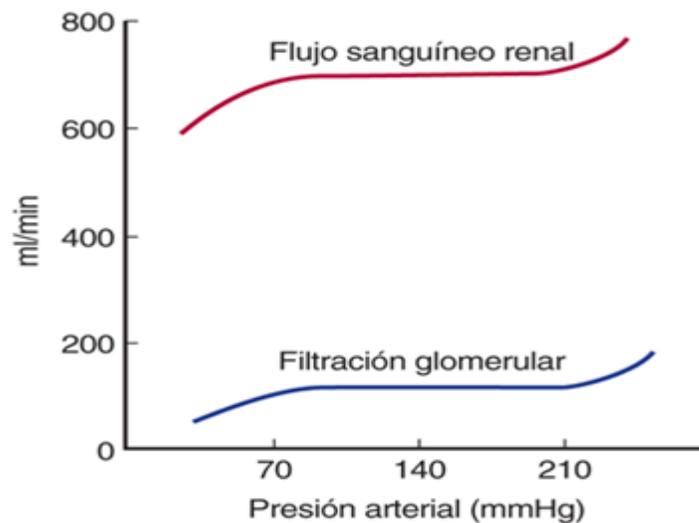


Figura 2.10 Auto regulación en los riñones. Obtenida de [21].



Cuando la GFR en nefronas individuales aumenta o disminuye, la cantidad de sodio que no logra ser reabsorbido en el túbulo proximal y el asa de Henle también varía proporcionalmente. En el recorrido del sodio a través del túbulo distal, el filtrado interactúa con las células de la macula densa de modo que liberan agentes transmisores que provocan vasoconstricción o vasodilatación en la arteriola aferente. Cuando hay un aumento en la concentración de sodio, se libera renina, que estimula angiotensina II y constriñe la arteriola aferente. De forma contraria, cuando la concentración de sodio es baja, se libera Prostaglandina y ocurre un efecto de vasodilatación.

2.4.7 Porcentajes de la cantidad filtrada de sustancias

En la siguiente gráfica, se muestra el transporte activo de muchas sustancias desde el líquido presente en el túbulo proximal.

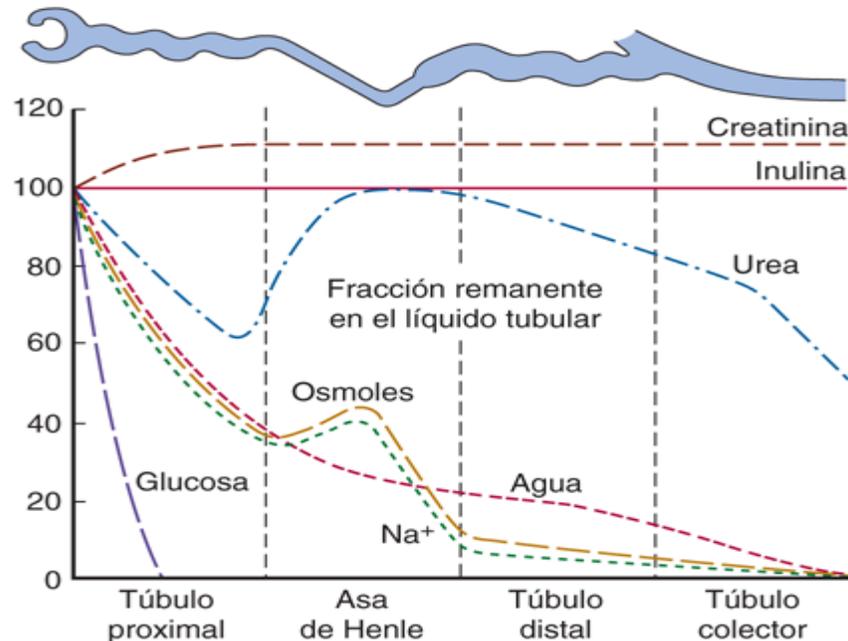


Figura 2.11 Cambios en el porcentaje de la cantidad filtrada de sustancias que permanecen en el líquido tubular en toda la longitud de la nefrona cuando hay presente Vasopresina [21].



2.5 Reabsorción y secreción tubular renal

Es importante mencionar que el presente tema no es explicado de forma detallada, debido a que sólo se presenta lo más significativo para entender lo que le ocurre a los principales líquidos provenientes del glomérulo.

A medida que el filtrado glomerular pasa por los túbulos renales, fluye de forma secuencial a través de sus diferentes partes (*el túbulo proximal, el asa de Henle, el túbulo distal, el túbulo colector* y, finalmente, *el conducto colector*) antes de eliminarse por la orina. A lo largo de este recorrido, algunas sustancias se reabsorben de manera selectiva en los túbulos volviendo a la sangre, mientras que otras se secretan desde la sangre a la luz tubular. Finalmente, la orina ya formada y todas las sustancias que contiene representan la suma de los tres procesos básicos que se producen en el riñón (la filtración glomerular, la reabsorción y la secreción tubular); así:

$$\text{Excreción Urinaria} = \text{Filtración Glomerular} - \text{Reabsorción tubular} + \text{Secreción Tubular} \quad (6)$$

Para muchas sustancias, la reabsorción tubular desempeña un papel mucho más importante que la secreción en lo que se refiere a su excreción final por la orina. Pero la secreción tubular es responsable de las cantidades significativas de iones de potasio e hidrógeno y de algunas otras sustancias innecesarias que aparecen en la orina [11].

La reabsorción tubular es cuantitativamente importante y selectiva. La intensidad con la que cada una de estas sustancias se filtra se calcula de la siguiente manera:

$$\text{Cantidad filtrada} = (\text{Tasa de filtración Glomerular}) \times (\text{Concentración Plasmática de la sustancia}) \quad (7)$$



Cuando se hace este cálculo, se supone que la sustancia se filtra libremente y que no está unida a las proteínas del plasma. Por ejemplo, si la concentración de glucosa en el plasma es de 1 g/l, la cantidad de glucosa que se filtra cada día es de unos 180 l/día x 1 g/l; o sea, 180 g/día. Como normalmente no se excreta nada de glucosa a la orina, la reabsorción de la glucosa también es de 180 g/día. Ver la tabla 3.

Por 24 h.					
Sustancia	Filtrada	Reabsorbida	Secretada	Excretada	Porcentaje Reabsorbido
Na ⁺ (meq)	26 000	25 580		150	99.4
K ⁺ (meq)	600	560 ^a	502	90	93.3
Cl ⁻ (meq)	18 000	17 850		150	99.2
HCO ₃ ⁻ (meq)	4900	4900		0	100
Urea (mmol)	870	460 ^b		410	53
Urea (g)	46.8	23.4		23.4	50
Creatinina (mmol)	12	1 ^c	1 ^c	12	
Creatinina (g)	1.8	0		1.8	0
Ácido úrico (mmol)	50	49	4	5	98
Glucosa (mmol)	800	800		0	100
Glucosa (g)	180	180		0	100
Solutos Tot. (mosm)	54 000	53 400	100	700	98.9
Agua (ml)	180 000	179 000		1 000	99.4

^a El ion potasio (K⁺) se reabsorbe y se excreta.

^b La Urea se desplaza hacia dentro y fuera de algunas porciones de la nefrona.

^c Secreción variable y probable de reabsorción de Creatinina en el ser humano.

Tabla 3. Cantidades filtradas, reabsorbidas, secretadas y excretadas de distintas sustancias por los riñones. Tabla expandida y combinada de [11] y [21].



2.6 Generación de la gráfica de Presión de Ultrafiltración Neta contra segmento capilar.

El desarrollo y la demostración de la gráfica de la figura 2.7, incluye la generación de un modelo matemático que parte de otros trabajos producidos con anterioridad [14] y cuyos datos más significativos son los siguientes:

La Presión de Ultrafiltración Neta (P_{UF}), implica la resolución de la ecuación:

$$\frac{d^2 Q}{dz^2} + \gamma C_0 Q_0 \left\{ \frac{A_1}{Q^2} + \frac{2A_2 C_0 Q_0}{Q^3} \right\} \frac{dQ}{dz} - \beta \gamma Q = 0, \quad (8)$$

La cuál debe satisfacer las siguientes

$$\text{condiciones iniciales: } \left\{ \begin{array}{l} Q = Q_0 \\ y \\ \frac{dQ}{dz} = -\gamma(P_0 - P_B) + \gamma(A_1 C_0 + A_2 C_0^2), \end{array} \right. \quad (9)$$

Cuya solución está dada por:

$$\frac{Q}{Q_0} = \cos h \sqrt{\beta \gamma} z - \left(\frac{P_0 - P_B}{Q_0 \sqrt{\frac{\beta}{\gamma}}} \right) \sinh \sqrt{\beta \gamma} z, \quad (10)$$

$$\frac{P - P_0}{Q_0 \sqrt{\frac{\beta}{\gamma}}} = \left(\frac{P_0 - P_B}{Q_0 \sqrt{\frac{\beta}{\gamma}}} \right) \cosh \sqrt{\beta \gamma} z - \sinh \sqrt{\beta \gamma} z, \quad (11)$$



Una inspección de estas soluciones sugiere que sería apropiado introducir las variables independientes y dependientes no dimensionales y los parámetros no dimensionales aplicados siguientes:

$$\frac{d^2\hat{Q}}{d\eta^2} + \left(\frac{\varepsilon}{\hat{Q}^2} + \frac{\delta}{\hat{Q}^3} \right) \frac{d\hat{Q}}{d\eta} - \hat{Q} = 0, \quad (12)$$

con las condiciones iniciales:

$$\left. \begin{aligned} \hat{Q} &= 1, \\ \frac{d\hat{Q}}{d\eta} &= -P^* + \varepsilon + \frac{1}{2} \delta, \end{aligned} \right\} \quad (13)$$

Donde:

Symbol	Meaning	Dimension	Typical units
A_1	First colloid osmotic pressure coefficient	$ML^{-1} T^{-2}$	dyne/cm ² or mm Hg
A_2	Second colloid osmotic pressure coefficient	"	"
A_p	Total pore area per glomerular capillary	L^2	cm ²
C	Non-dimensional plasma protein concentration averaged over capillary cross-section	0	—
C_0	Value of C calculated at the efferent end of the glomerular capillary	"	—
P	Intra-capillary hydrostatic pressure averaged over capillary cross-section	$ML^{-1} T^{-2}$	dyne/cm ² or mm Hg
P_0	Value of P calculated at the efferent end of the glomerular capillary	"	"
P_B	Hydrostatic pressure in Bowman's space. Considered to be constant	"	"
P_c	Characteristic pressure $P_c = Q_0 \sqrt{\beta/\gamma}$	"	"
\hat{P}	Non-dimensional intra-capillary hydrostatic pressure P/P_c	0	—
P^*	Value of \hat{P} calculated at afferent end of the glomerular capillary P_0/P_c	"	—
Q	Intra-capillary plasma volumetric flow-rate	$L^3 T^{-1}$	ml/sec
Q_0	Value of Q calculated at the afferent end of the glomerular capillary	"	"
q	Local ultrafiltration rate per unit length of glomerular capillary	$L^2 T^{-1}$	ml/sec/cm
z	Axial distance from afferent end of glomerular capillary to generic cross-section	"	cm
β	Pressure gradient/flow-rate coefficient $\beta = 128\mu/\pi d^4$	$ML^{-5} T^{-1}$	dyne sec/cm ⁶
γ	Permeability coefficient of glomerular capillary epithelium	$M^{-1} L^2 T$	cm ⁴ /dyne sec
δ	Second non-dimensional colloid osmotic pressure coefficient $\delta = 2A_2 C_0^2/P_c$	0	—
ε	First non-dimensional colloid osmotic pressure coefficient $\varepsilon = A_1 C_0/P_c$	"	—
η	Non-dimensional axial co-ordinate z/l_c	"	—

Variables obtenidas de [14]



Soluciones computacionales para la distribución del flujo axial y las presiones osmóticas hidrostáticas y coloidales intracapilares se han obtenido para varios valores de ε , δ , y P^* que son de los órdenes de convencionales. Los valores enteros de estas variables más cercanos a las estimaciones anteriores son $\varepsilon = 2$, $\delta = 4$, $P^* = 8$, y distribuciones de flujo y presión para estos casos se muestran en la figura.

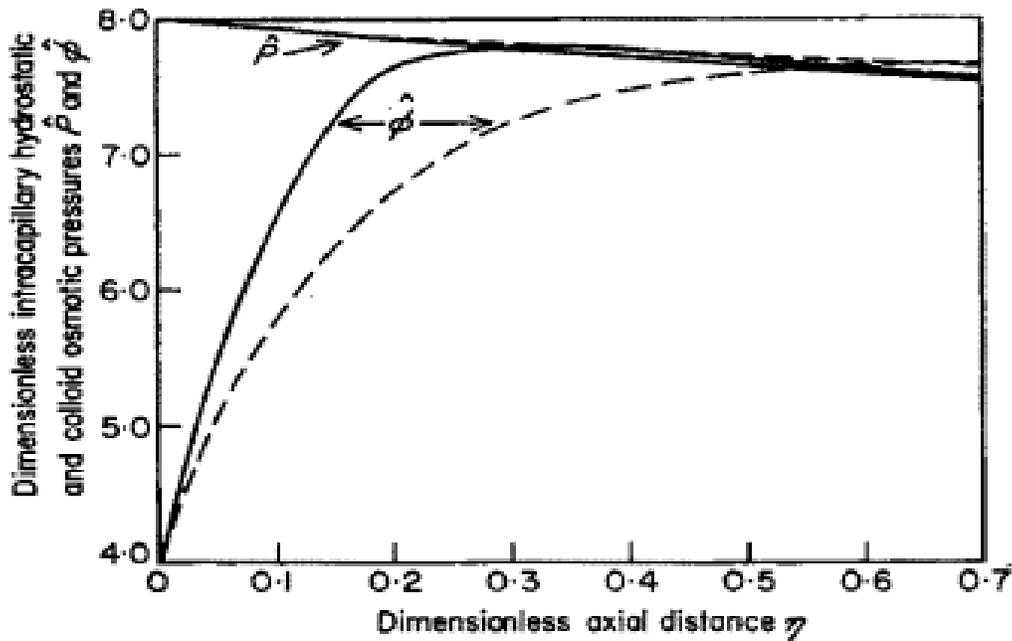


Figura 2.12 Gráfico obtenido de [14] que muestra las presiones hidrostática y osmótica coloidales transmembrana adimensionales en función de la distancia axial adimensional a lo largo del capilar glomerular ($\varepsilon = 2.0$, $\delta = 4.0$, $P^* = 8.0$). _____, solución numérica; - - - - -, solución aproximada.

(que es precisamente la gráfica de la fig. 2.7 demostrada por [14]). En trabajos posteriores, incluso en otros realizados por [18] se emplean modelos matemáticos más elaborados y complejos, enseguida se muestran sólo dos de las ecuaciones aplicadas durante el trabajo de [18]:



$$\nabla^2 \equiv \frac{\partial^2 p}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial p}{\partial r} + \frac{\partial^2 p}{\partial z^2} = 0. \quad (15)$$

$$\frac{\partial^2 v_z}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial v_z}{\partial r} + \frac{\partial^2 v_z}{\partial z^2} = \frac{\lambda}{a\mu} \left\{ A \sinh \frac{\lambda z}{a} + B \cosh \frac{\lambda z}{a} \right\} J_0 \left\{ \frac{\lambda r}{a} \right\}, \quad (16)$$

Estas son ecuaciones necesarias para la obtención de soluciones de los campos de presión y velocidad ocurrentes en el glomérulo y en la cápsula de Bowman.

Nota:

“Todas las expresiones generadas en este modelo demuestran el alto nivel matemático y físico de conocimiento requerido para el entendimiento de las complejas funciones realizadas por la nefrona, por lo que suele suceder que a un determinado número de alumnos de medicina se les complica la comprensión de dichos fenómenos. Así pues, **el objetivo fundamental del presente proyecto** es proporcionar un elemento auxiliar para el docente en la impartición de conocimientos generales pero claros, de manera simple pero significativa, con elementos prácticos pero interesantes, que den a los estudiantes de medicina la información medular de los sucesos ocurridos dentro y fuera del Glomérulo, y para que posteriormente los alumnos puedan abundar sobre estos temas, según las expectativas de cada uno”.



Capítulo 3.

Desarrollo

3.1 Sinopsis

Se propone un modelo electrónico digital visual en conjunción con una interfaz gráfica que permitan en conjunto observar el proceso de filtración glomerular, en el que también se puedan visualizar las fuerzas de Starling y variar los distintos parámetros que las modifican, para así manifestar los cambios en la tasa de filtración glomerular.

El sistema consiste en una tubería que simula la operación de un solo capilar glomerular, y que sobre el segmento se tiene una pared semipermeable. La parte semipermeable está inmersa en un contenedor que representa la cápsula de Bowman y en la cual ocurre la ultrafiltración. La intención de emplear un solo capilar glomerular para mostrar el proceso, es que de esta forma es posible tener una mejor visualización del fenómeno que si se colocara un asa de 2 o hasta de 20 capilares que impedirían observar lo que sucede en el interior de la cápsula de Bowman. Es importante decir que el presente proyecto se contempló de esta manera debido a que el extender el uso de los sentidos como la perspectiva en la visión dando profundidad o el empleo del tacto en sensaciones de relieve o rugosidad produce mejores sensaciones cognitivas a nivel pedagógico. Pues por ejemplo, el sentido del tacto más que cualquier otro se puede dividir en varias cualidades detectadas por separado, como presión, pinchazos, frotamiento, dolor, temperatura y vibración, [23]. Y es sumamente útil como elemento cognitivo para mejorar la enseñanza-aprendizaje.



Por otro lado, el sistema requiere de una interfaz gráfica para la cual se va a emplear el software Visual Studio con la plataforma C# para generarla. Esta interfaz pretende:

- Garantizar el control del funcionamiento del modelo glomerular electrónico dentro del corpúsculo renal.
- Mostrar las ecuaciones más utilizadas en los modelos matemáticos elementales.
- Establecer la posibilidad de modificar los parámetros de las ecuaciones.
- Probar distintos cambios en las presiones oncóticas e hidrostáticas.
- Mostrar las gráficas relacionadas a los modelos matemáticos.
- Visualizar resultados en función de los cambios realizados a los parámetros de las fórmulas.

Para realizar este proyecto se requiere:

- Un simulador interactivo a base de matrices de LED's RGB y sistemas de control de potencia para alimentarlas, en conjunción con:
- Una interfaz gráfica independiente, además de:
- Una interfaz de comunicación computadora-simulador.

En la siguiente figura, se observa un diagrama a bloques del sistema completo y en los párrafos subsecuentes se dará la descripción de los tres aspectos anteriores indicando además la importancia de cada uno de ellos.

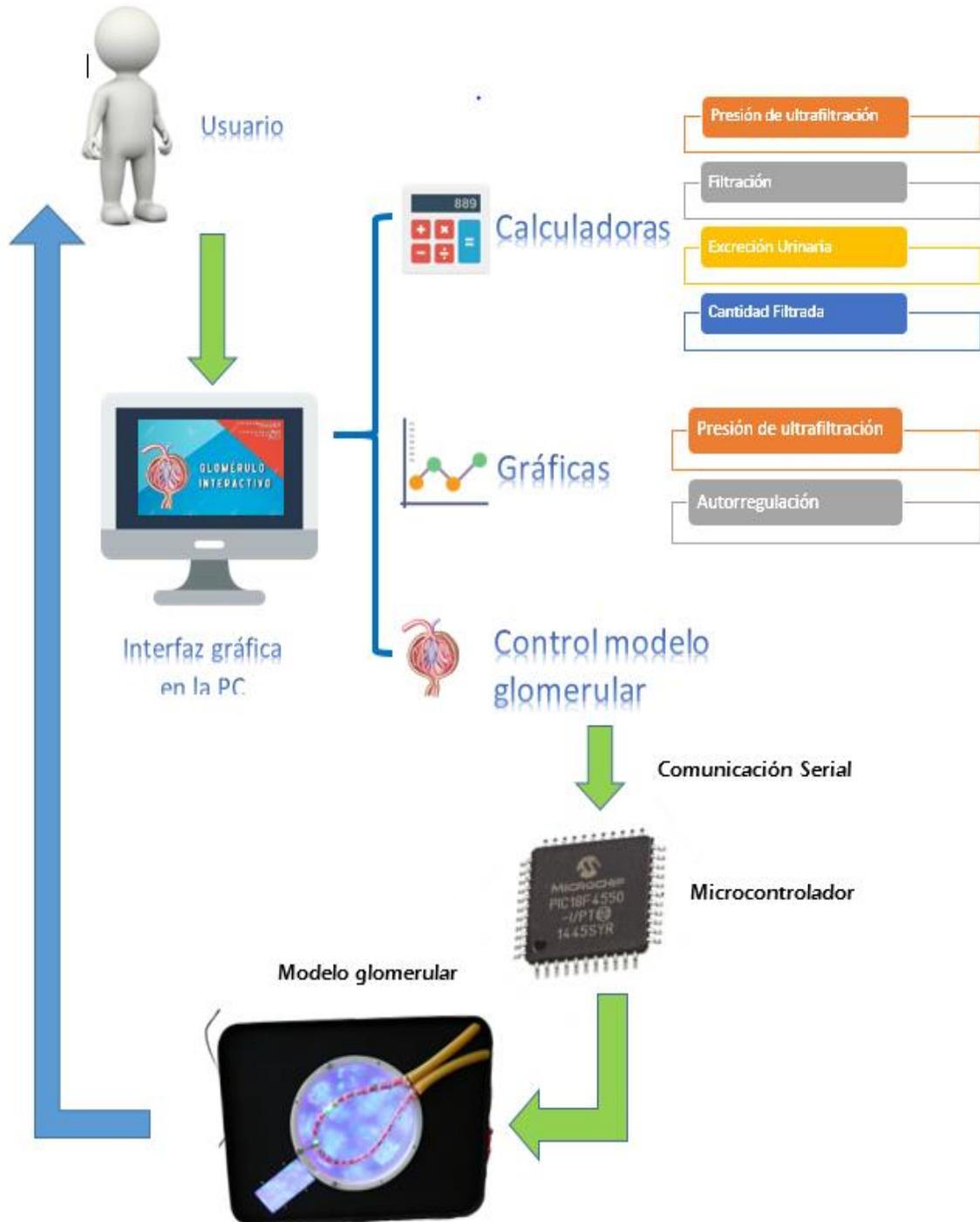


Fig. 3.1 Diagrama a bloques del sistema completo.



3.2 Simulador Interactivo

El simulador consiste de un modelo magnificado del corpúsculo renal, que como ya se mencionó con anterioridad está formado por:

- El glomérulo.
- La cápsula de Bowman.
- La salida al túbulo proximal.
- El conjunto de interfaces de control y de comunicación

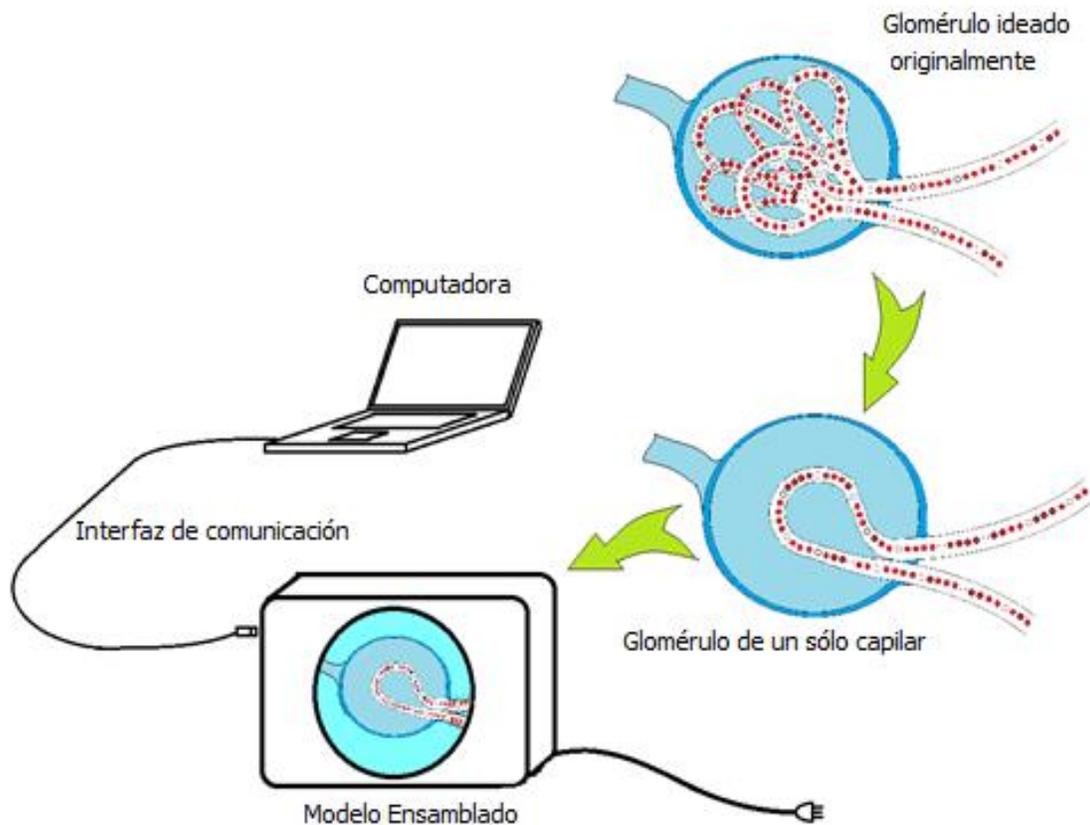


Figura 3.2 Imagen general del sistema en su conjunto.



Para lograr los efectos de flujo, se emplearon matrices de LED's RGB para los flujos en la cápsula de Bowman y LED's Rojos para la simulación del flujo plasmático. En el caso del flujo principal de la cápsula de Bowman, se utilizaron 19 matrices de "8x8" LED's RGB cada una, que suman: $64 \times 19 = 1216$ LED's y por ser RGB esta cantidad aumenta tres veces; es decir, **3648** LED's sólo para el flujo mencionado. Si sumamos los **60** LED's Rojos empleados para la simulación del flujo plasmático y otros $18 \text{ LED's RGB} \times 3 = 54$ para los efectos emergentes, esto da un total de **3762** LED's a controlar para la correcta visualización de los fenómenos ocurientes en el interior del corpúsculo renal.

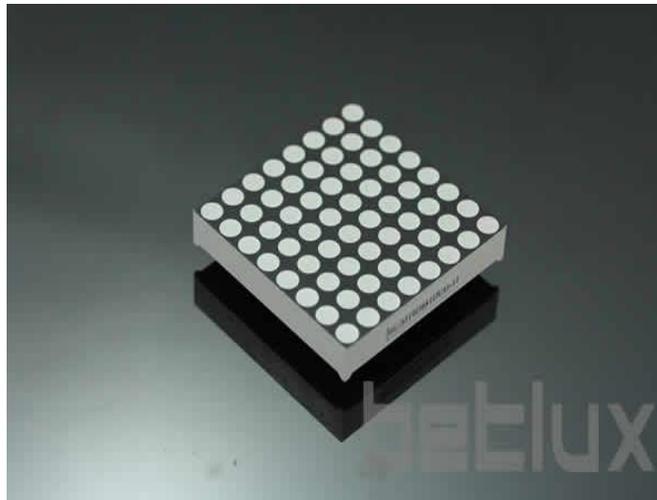


Figura 3.3 Imagen de una matriz RGB de 32 pines de tipo ánodo a renglón.

Parecía una tarea sencilla, pero para todo el sistema se requirieron más de 17 circuitos electrónicos entre los que destacan:

- Los circuitos de control PWM y secuenciales para los efectos de flujo y emergentes.
- Los circuitos "Drivers" de Potencia para el manejo correcto de los voltajes y corrientes necesarios para excitar los grupos de LED's.
- Las Fuentes de alimentación, que en su mayoría se diseñaron de bajo voltaje y alta corriente para mantener la eficiencia dentro de parámetros aceptables.



- El circuito de control principal para la gestión del sistema. Este circuito funciona como un decodificador /codificador para establecer un enlace entre el circuito de comunicación con la PC y el sistema en sí. De esta forma se garantiza un riesgo mínimo para:
- El circuito de comunicación con la PC vía USB y que está conformado por una placa Arduino-UNO que permite un enlace con la interfaz gráfica del proyecto.

La siguiente figura, muestra el diagrama a bloques de los circuitos empleados en el simulador del corpúsculo renal.

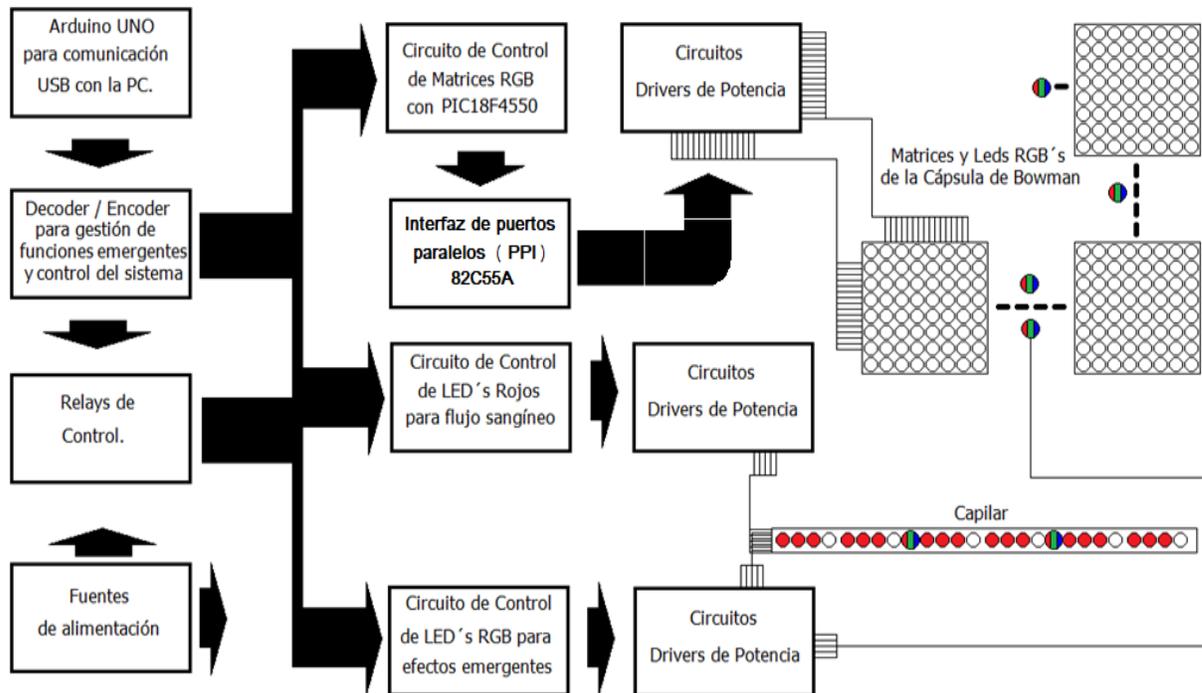


Figura 3.4 Diagrama a bloques para el control y gestión de efectos de flujo y emergentes aplicables a más de 3700 LEDs rojos, verdes y azules del modelo de cápsula de Bowman y capilar glomerular.



Los *efectos de flujo para la cápsula de Bowman*, en principio son tres:

- ***Efecto de flujo normal.*** Este emplea todos los LED's RGB de la cápsula de Bowman con control secuencial y PWM al mismo tiempo, sirve para otorgar tonos que van desde el cian (azul cielo), hasta tonos en verde y amarillo junto con violeta, sin efectos laminares sino más bien difusos. Fue así necesario para dar la apariencia de flujo principalmente constituido por agua., pues recordemos que este es el principal líquido presente en el ultrafiltrado glomerular (en color cian). Los otros tonos representan la presencia de partículas en suspensión dentro del ultrafiltrado, que es la primera separación importante a considerar.
- ***El efecto de flujo notorio.*** Realizado secuencialmente sin PWM. Este flujo permite al docente mostrar un flujo de tipo laminar para indicar la dirección y el sentido del mismo de manera notoria. El tono se ubica fundamentalmente en color azul.
- ***El efecto anómalo.*** Permitirá al docente explicar los cambios producidos durante la ultrafiltración, generados por diversas patologías. Emplea múltiples colores.

Siempre será posible a futuro, modificar los tipos de flujo, tanto anómalos como los laminares o notorios a gusto del profesor académico con pequeños cambios solicitados en la programación de los circuitos de control.

El *efecto de flujo de plasma* en el capilar está realizado con 60 LED's Rojos de 3 mm de diámetro que colocados en grupos de cuatro en cuatro, permiten (al ser controlados secuencialmente) realizar este fenómeno aparente. Dado que la velocidad de desplazamiento del



plasma dentro del capilar permanece relativamente constante debido a la autorregulación ocurrida en el interior, este efecto permanece inmutable en todo momento.

Los *efectos emergentes*, representan la parte más significativa en cuanto a cambios se refiere, pues estos efectos están realizados con la inserción de nueve LED's RGB ubicados aleatoriamente entre las matrices de la cápsula de Bowman y otros nueve LED's RGB ubicados en el interior del capilar. En total 54 LED's para controlar los distintos tonos especiales requeridos.

A saber, los tonos reproducibles son:

- Amarillos, Anaranjados, Verdes, Azules, Violetas, Blancos y Mixtos.

Y la correspondencia de estos tonos con las sustancias involucradas es:

- Proteínas, Glucosa, Urea, Agua, Inulina, Sodio y Mixtos.

Es importante mencionar que los efectos emergentes, además de ser controlados secuencialmente y por PWM, mantienen una sincronía en la aparición y desaparición de los tonos primeramente en el capilar y posteriormente en la cápsula de Bowman con la intención de mostrar el efecto de cómo se filtran (pasan) las partículas desde el primero hacia la segunda.

Todos estos elementos son controlables desde la interfaz gráfica realizada en Visual Studio con la plataforma C# de tal forma que el expositor o docente tienen el control del sistema para aplicarlo de acuerdo a sus criterios de enseñanza-aprendizaje y de acuerdo a las metodologías existentes.



Por último, se hace la indicación de que en todo momento, es posible el control del encendido y apagado de cada uno de los elementos del sistema de forma independiente; pues de esta manera se piensa que resulta más interactivo que si sólo se enciende todo el sistema a la vez.

En las siguientes figuras se muestran las fotografías del modelo magnificado del corpúsculo renal.



Figura 3.5 Imagen de la parte frontal del corpúsculo renal. En ella se aprecian el domo invertido de la cápsula de Bowman y el capilar glomerular.

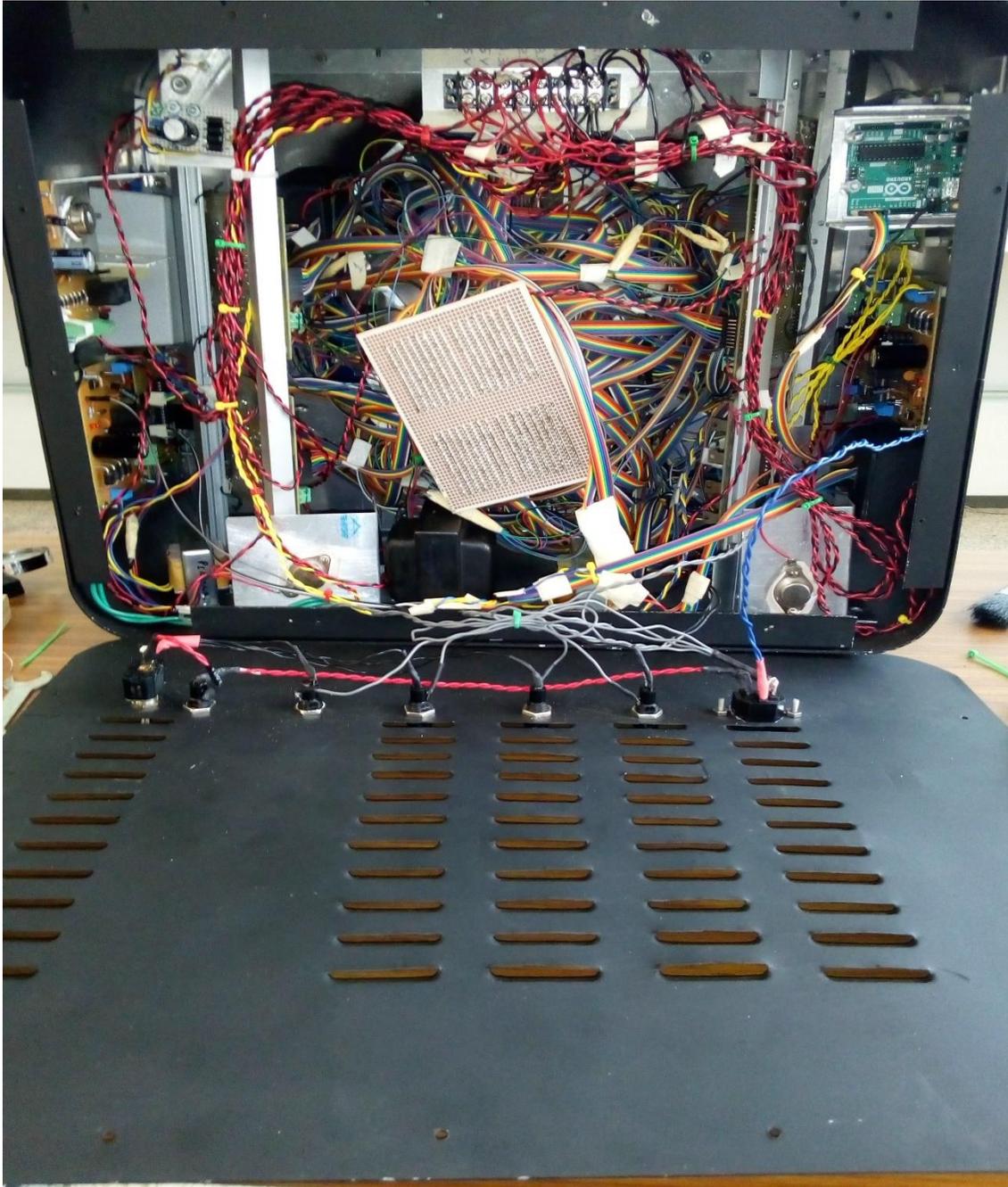


Figura 3.6 Fotografía de la parte posterior del gabinete, mostrando el interior en su conjunto con toda la circuitería involucrada en el control de los LED's RGB.

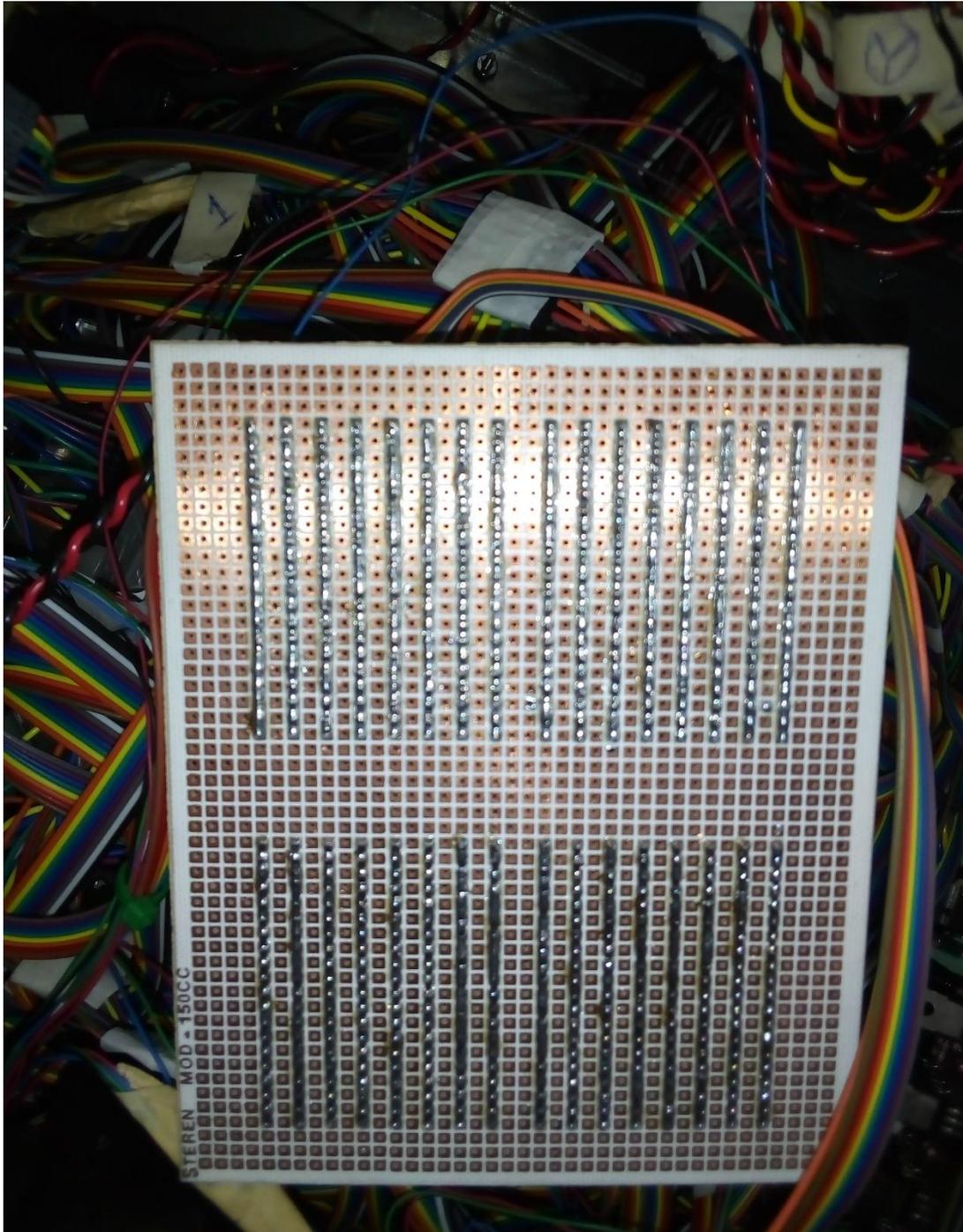


Figura 3.7 Imagen que indica la tarjeta de distribución de señales/potencia para el control de LED's de la cápsula de Bowman.



Figura 3.8 Fotografía que muestra la ubicación de la tarjeta Arduino-UNO. Para lograr la comunicación USB del sistema con la PC.

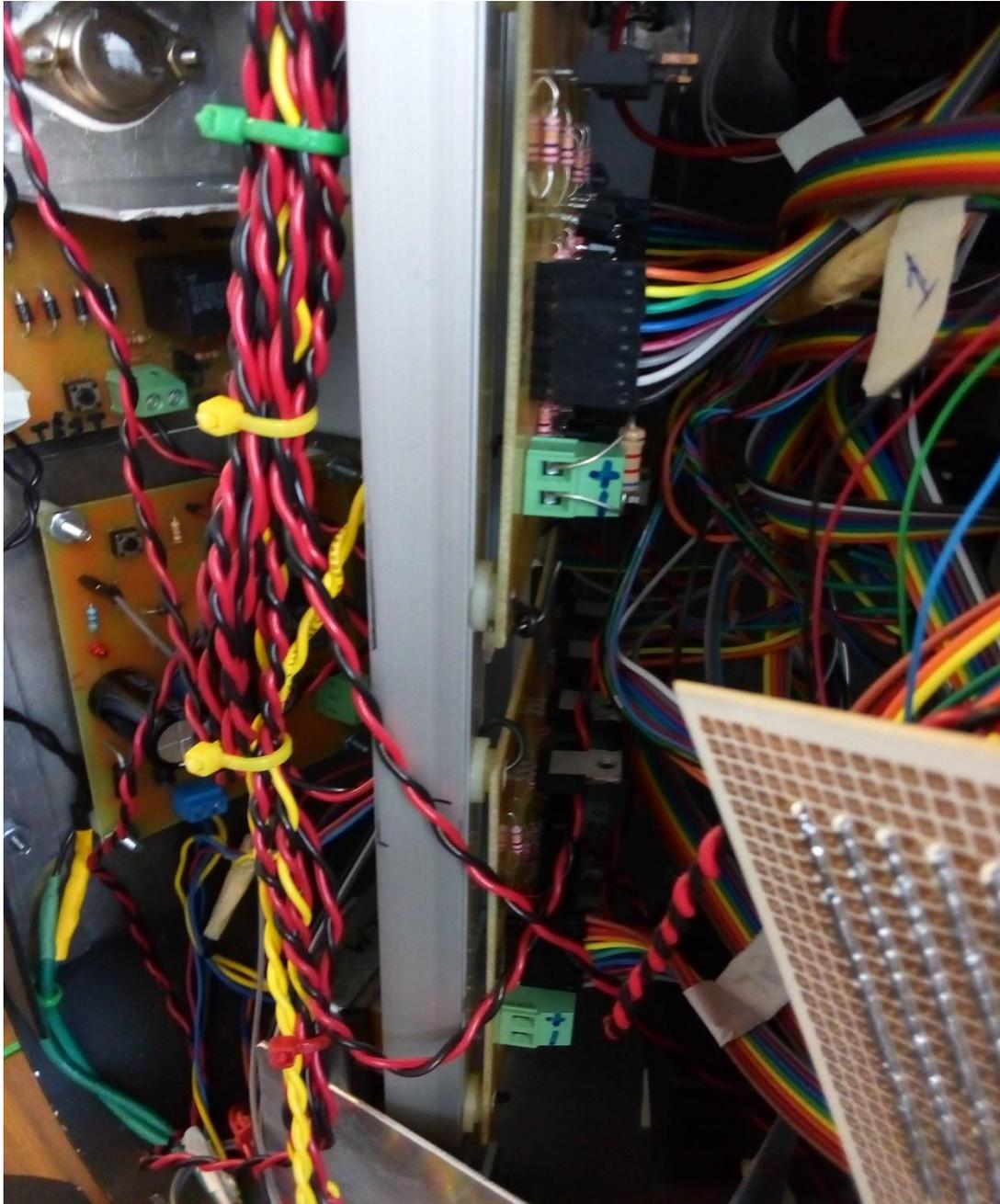


Figura 3.9 Esta imagen indica parte de los drivers de potencia, así como algunas fuentes de alimentación.



3.3 Interfaz Gráfica Independiente

La Interfaz Gráfica fue desarrollada en el entorno de Visual Studio en el lenguaje de programación de C# con la intención de:

- Lograr un control independiente entre el modelo magnificado del corpúsculo renal y el resto del sistema.
- Poder proveer al expositor o docente de herramientas de trabajo para la realización de cálculos y visualización de gráficas, presiones y otros parámetros necesarios para un mejor entendimiento de la operación del glomérulo entendido como el primer paso para la generación de la filtración del plasma sanguíneo.

Enseguida se muestra la pantalla de trabajo de la interfaz gráfica:

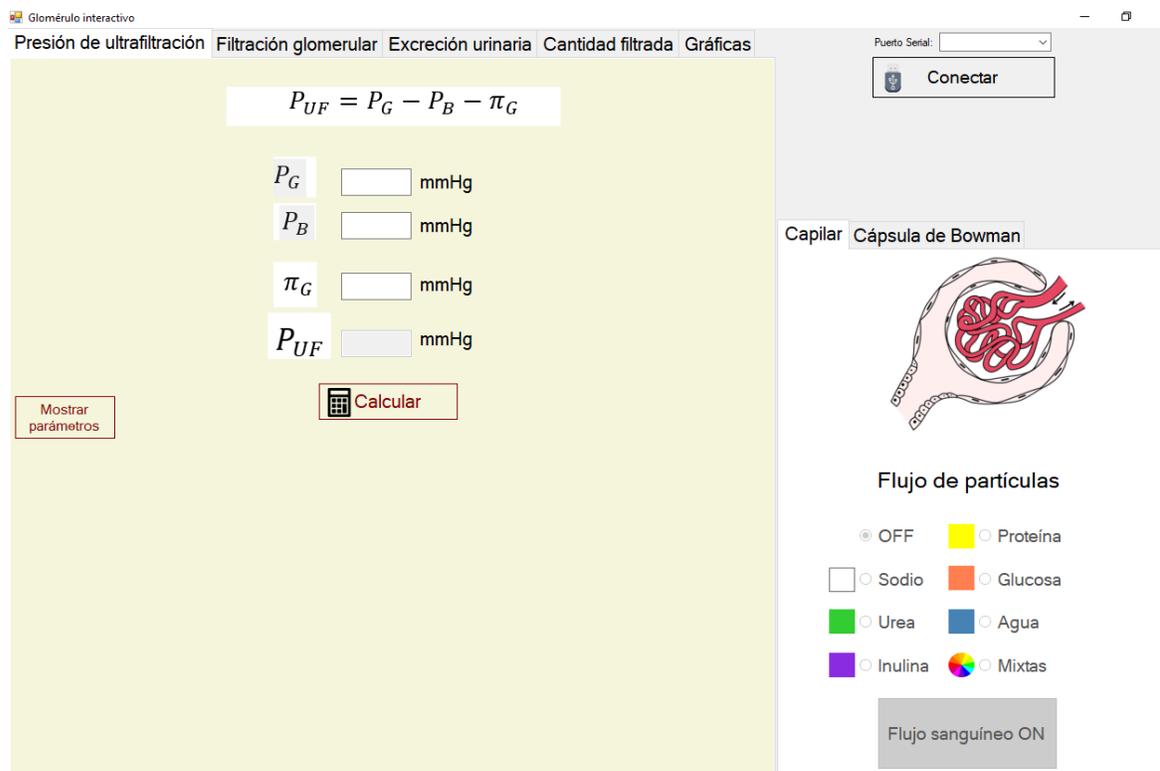


Figura 3.10 Ventana de trabajo de la interfaz global de operaciones.



Cada una de las pestañas permite acceder a las diferentes aplicaciones de cálculo, de graficación o de control necesarias para complementar al modelo glomerular. Las primeras cuatro pestañas en orden de izquierda a derecha representan calculadoras especializadas en la inserción de datos específicos para obtener los resultados pertinentes. La pestaña inmediatamente posterior a estas, permite visualizar las gráficas más utilizadas en la enseñanza de la filtración glomerular y por último, las pestañas ubicadas en la ventana de la derecha, permite establecer el control del modelo corpuscular en su totalidad vía esta interfaz gráfica. El diagrama de flujo del código de ejecución inicial, se muestra a continuación, Así como

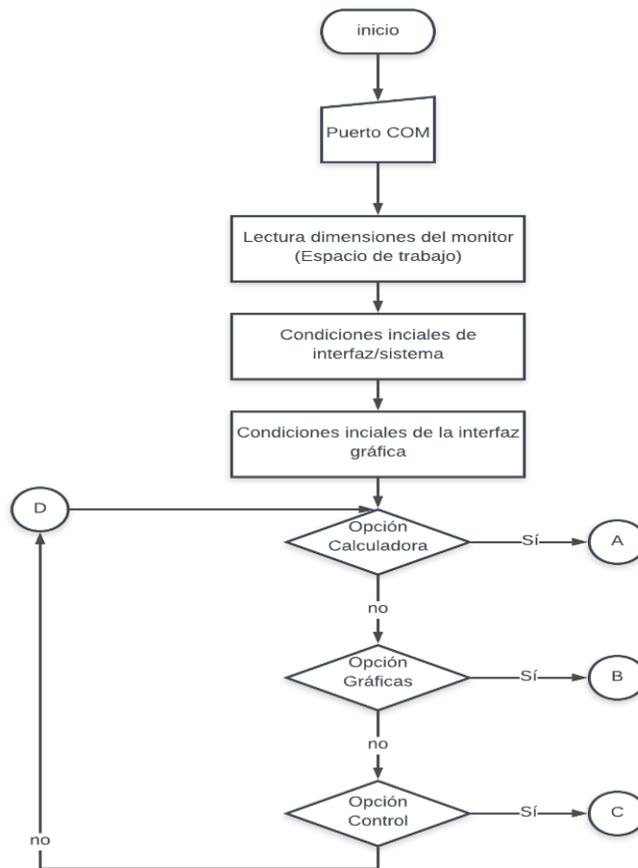


Figura 3.11 Diagrama de flujo del código empleado para inicializar la interfaz gráfica.



Glomérulo interactivo

Presión de ultrafiltración | Filtración glomerular | Excreción urinaria | Can

$$P_{UF} = P_G - P_B - \pi_G$$

P_G mmHg

P_B mmHg

π_G mmHg

P_{UF} mmHg

Mostrar parámetros

Calcular

Figura 3.12 Ventana de trabajo de la calculadora de Presión de Ultrafiltración Neta (P_{UF}).

Glomérulo interactivo

Presión de ultrafiltración | Filtración glomerular | Excreción urinaria | C

$$GFR = K_f P_{UF}$$

Presión arterial

P_{UF} mmHg

K_f ml/mmHg min

GFR ml/min

Mostrar parámetros

Calcular

Figura 3.13 Ventana de trabajo de la calculadora de Tasa de Filtración Glomerular (GFR).



Glomérulo interactivo

Presión de ultrafiltración Filtración glomerular Excreción urinaria C

$$E_U = GFR - R_T + S_T$$

GFR	<input type="text"/>	ml/min
R_T	<input type="text"/>	ml/min
S_T	<input type="text"/>	ml/min
E_U	<input type="text"/>	ml/min

Mostrar parámetros

Calcular

Figura 3.14 Ventana de trabajo de la calculadora de Excreción Urinaria (E_U).

Glomérulo interactivo

Presión de ultrafiltración Filtración glomerular Excreción urinaria Cantidad filtrada

$$T_{FS} = GFR C_{pS}$$

GFR	<input type="text"/>	l/día
C_{pS}	<input type="text"/>	g/l
T_{FS}	<input type="text"/>	g/día

Mostrar parámetros

Calcular

Figura 3.15 Ventana de trabajo de la calculadora de Cantidad Filtrada de una Sustancia (T_{FS}).



Enseguida se muestra la pantalla de trabajo de la pestaña de control interactivo del capilar glomerular.

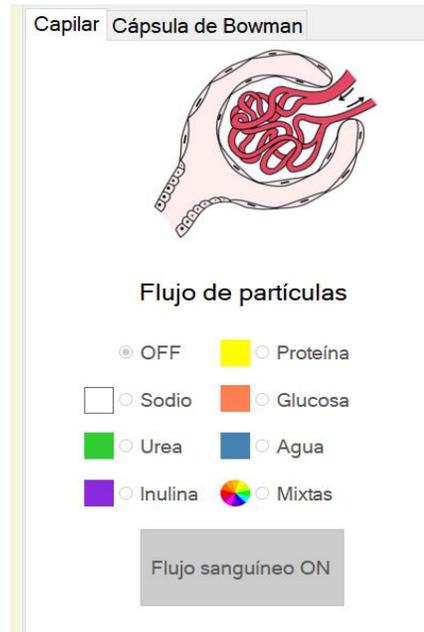


Figura 3.16 Ventana de control de la pestaña del capilar glomerular.

Y Ahora se muestra la pestaña para el control de la cápsula de Bowman.

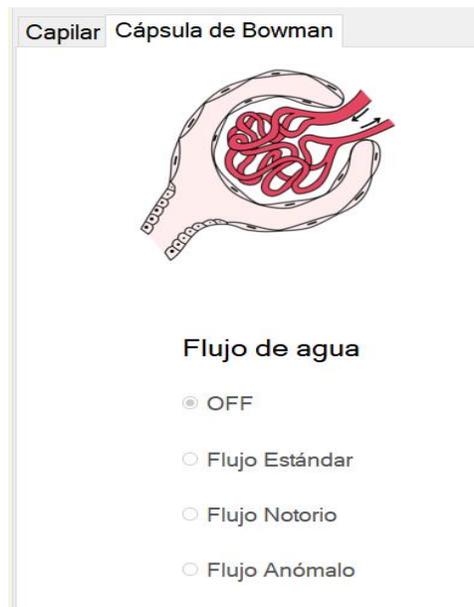


Figura 3.17 Ventana de control de la pestaña de la cápsula de Bowman.



El diagrama de flujo del código para el control del modelo se muestra en seguida.

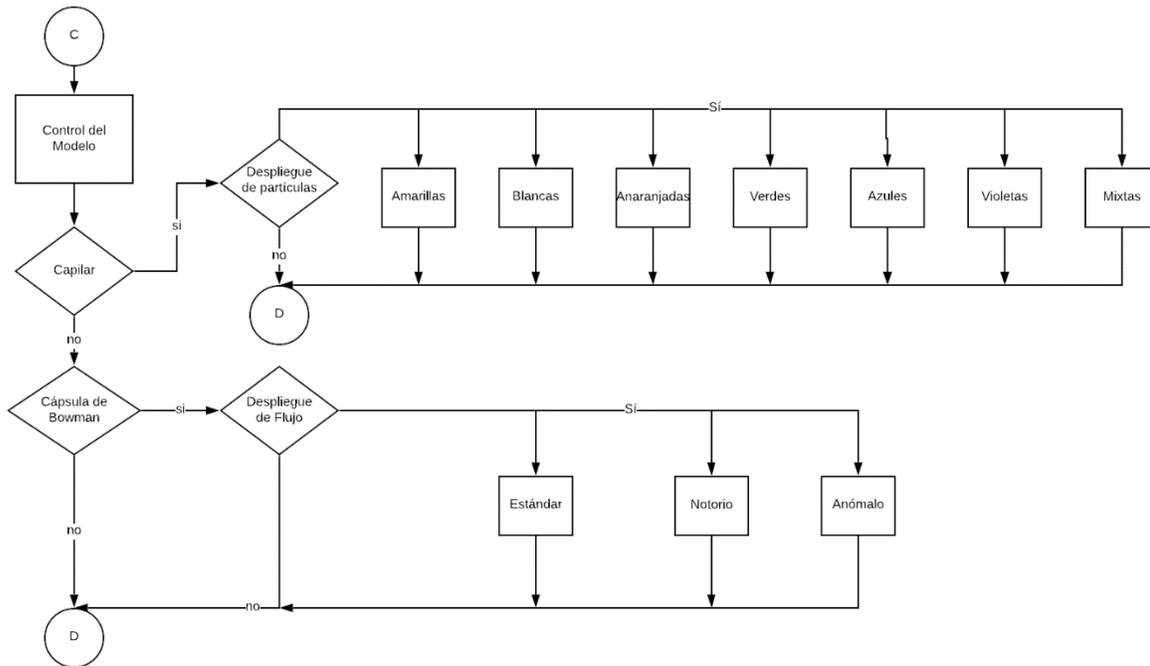


Figura 3.18 Diagrama de flujo del código de control para el modelo corpuscular.

3.4 Ecuación de interpolación de la relación de fuerzas de Starling

Dada la gráfica de la figura 2.7, se hace necesario obtener datos significativos de ella, pues aunque se cree que se acerca de manera muy próxima al comportamiento de la Presión de Ultrafiltración Neta (P_{UF}) de los seres humanos, es sabido que no se han podido reportar con precisión dichos datos dado que es imposible tomarlos de seres humanos *in vivo*. Como se mencionó con anterioridad, se aceptan como valores cercanos al humano los presentes en el perro, además de datos obtenidos de manera indirecta en los propios humanos. Con toda esta explicación, en seguida se describe la forma en que se generó la gráfica para Visual Studio.

- Se observó que la gráfica está compuesta de tres partes significativas. A saber, una función que consta de una parte con apariencia logarítmica y que posteriormente se



transforma en una sección recta, y otra función conformada por una simple recta con una ligera pendiente negativa. La primera función corresponde a la diferencia de presiones osmóticas coloidales y la segunda función corresponde a la diferencia de presiones hidrostáticas presentes en el corpúsculo renal.

- Primero se procedió a realizar una ampliación de la gráfica de la figura 2.7
- Enseguida se cuadrículó con incrementos de 1.5625 en el eje de las abscisas para el porcentaje, y en incrementos de 1.25 para el eje de las ordenadas que corresponde a las presiones en mmHg.
- Con las intersecciones se obtuvieron alrededor de cuarenta datos significativos para la parte logarítmica y dos para la recta, fig.
- Se consideraron sólo nueve de ellos incluyendo el “cero” (los que manifestaban cambios importantes en la pendiente de cada uno de esos datos en la gráfica)

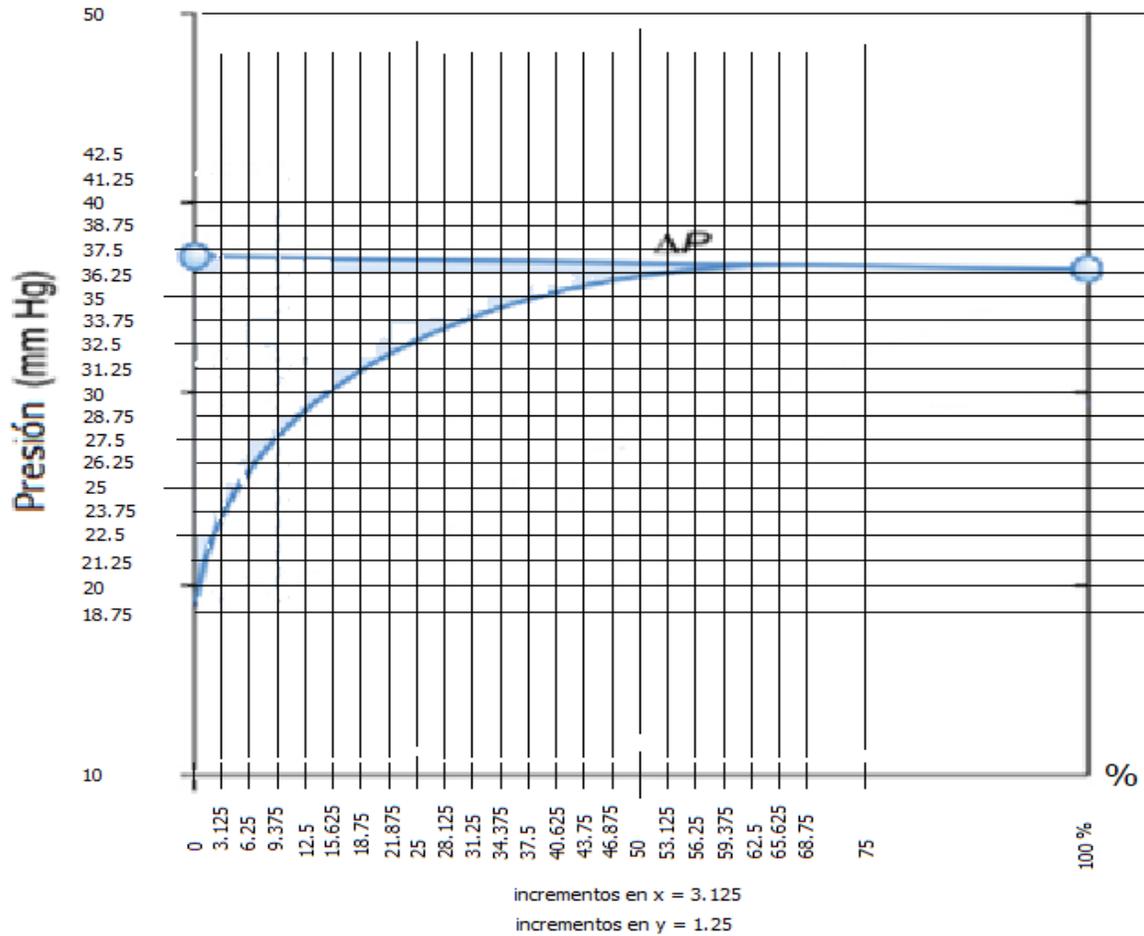


Figura 3.19 Cuadrículado empleado para obtener los datos significativos de la gráfica de la fig. 2.7

- Se aplicó una *interpolación de Lagrange* de octavo orden en el rango de 0 a 75%.
- Se estimó que a partir del 76% y hasta el 100% la curva se comportaba como una recta con pendiente negativa, por lo que para ese segmento se empleó la ecuación de la recta obtenida para la diferencia de presiones hidrostáticas de la misma figura 2.0 obtenida a su vez por el mismo método antes descrito para la parte logarítmica.
- Una vez obtenido el polinomio de octavo orden, se insertó en el código de C# de Visual Studio y se graficó.
- El resultado obtenido para el polinomio de octavo orden se muestra a continuación:



$$\alpha = f_1(x) = -\frac{40144904}{29383449554443359375}x^8 + \frac{120145969}{235067596435546875}x^7 - \frac{81675997}{1033264160156250}x^6 + \frac{435012907}{66128906250000}x^5 - \frac{8497911787}{26451562500000}x^4 + \frac{999360709}{105806250000}x^3 - \frac{216484349041}{1283782500000}x^2 + \frac{22938109}{11411400}x + \frac{179}{10} \dots\dots\dots (17)$$

- Y para el caso de la recta:

$$f_2(x) = -\frac{19}{2000}x + \frac{149}{4} \dots\dots\dots (18)$$

3.5 Fenómeno de autorregulación

En cuanto a la gráfica de la figura 2.10 referida a la autorregulación de los riñones, se tomaron puntos simples conformando la siguiente tabla y empleando la misma técnica del caso anterior.

Presión en mmHg	Flujo renal en ml/min	Flujo sanguíneo en ml/min
32	40	580
40	70	600
55	100	640
70	120	660
90	130	670
140	132	672
210	134	674
220	140	680
230	150	690
240	170	710

Tabla 4. Datos obtenidos desde la gráfica de Autorregulación empleando el mismo método que se usó en la gráfica de la fig. 3.18



Con los datos obtenidos, se consiguieron las siguientes ecuaciones de interpolación para obtener una función por tramos de cuatro curvas que son:

$$f(x)_3 = \begin{cases} 32 \leq x \leq 90, & -0.29x^2 + 5.1x + 4.4 * 10^2 \\ 89 \leq x \leq 140, & 0.04x + 6.7 * 10^2 - 9.5 \\ 139 \leq x \leq 210, & 0.028x + 6.7 * 10^2 - 7.8 \\ 209 \leq x \leq 0.035x^2 - 15x + 2.2 * 10^3 + 74.7 \end{cases} \dots \dots (19)$$

Los diagramas de flujo relacionados a los códigos de graficación y de calculadoras, se muestran respectivamente a continuación.

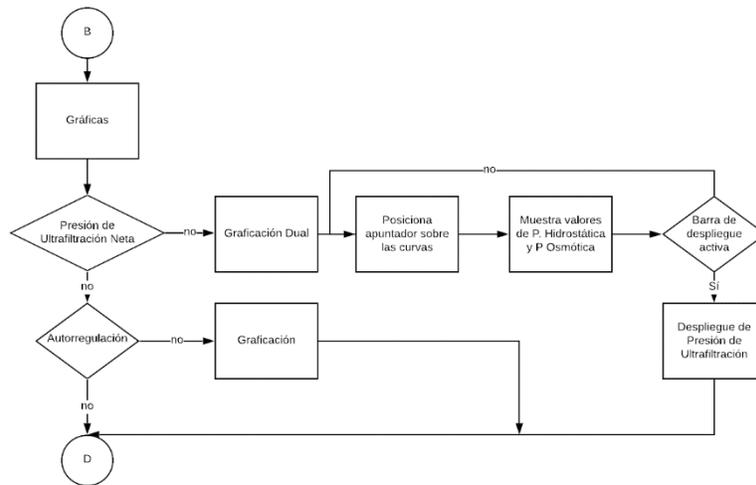


Figura 3.20 Diagrama de flujo del código para obtener las gráficas de Presión de Ultrafiltración Neta y de Autoregulación.

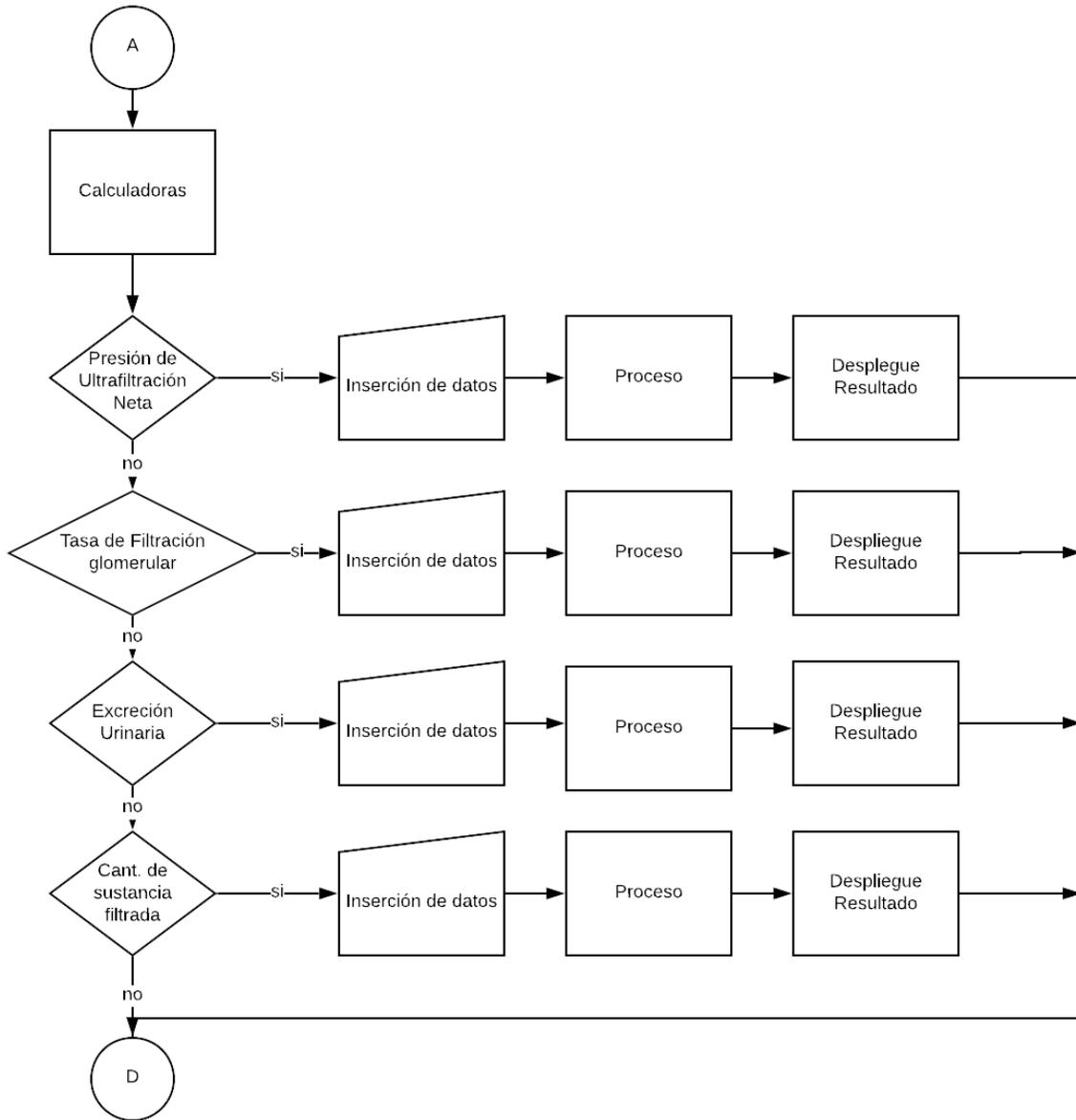


Figura 3.21 Diagrama de flujo relacionado al código de ejecución para las pestañas de cálculo de parámetros corpusculares.



3.5 Interfaz de comunicación computadora-simulador

Está conformada por la tarjeta Arduino-UNO que permite una comunicación vía USB hacia la PC. Esto da al sistema mayor flexibilidad que si sólo se emplearan interruptores y teclados matriciales para el control del mismo, fig. 3.22.



Figura 3.22 Imagen de la tarjeta Arduino UNO empleada como interfaz de comunicación con la PC.

El sistema permite enlazar la interfaz gráfica de Visual Studio con el IDE de Arduino y con ello vincularse a su vez con el modelo de corpúsculo renal. La tarjeta Arduino UNO permite realizar una conexión simple a través de la selección previa del puerto disponible de forma manual para la transmisión de los datos.



Capítulo 4

Pruebas y resultados

4.1 Pruebas

Las pruebas de operación del sistema fueron las siguientes:

- Se mantuvo encendido el equipo durante 72 horas, con intervalos en operación del control de una hora entre cada prueba por 6 horas continuas por día.
- Se inicializó la interfaz gráfica abriéndola y cerrándola continuamente.
- Se trabajó la interfaz gráfica por periodos aleatorios durante los 3 días.
- Se conectó y desconectó en numerosas ocasiones la interfaz de comunicación (cable USB) en ambos extremos.

La prueba realizada con la finalidad de emplear al Modelo como una herramienta pedagógica se hizo una sola vez con la ayuda del Dr. Mario Vázquez García, académico de la UNAM y experto en el tema fundamental de este proyecto de Tesis, estando presentes los alumnos del laboratorio 5 del Dr. Arturo Minor Martínez.



4.2 Resultados

Los resultados generales arrojados fueron los siguientes:

- La interfaz gráfica que involucra el control del corpúsculo renal, permite realizar los cambios necesarios en cualquier momento que se desee.
- El sistema electrónico funciona sin sobrecalentamientos, pues se procuró diseñar los controladores de potencia y las fuentes de alimentación de forma tal que la eficiencia se mantenga dentro de límites aceptables de operación de 28 a 35 °C.
- El empleo de la tarjeta Arduino como interfaz de comunicación, da la confianza de poder conectar a los equipos de cómputo sin mayores complicaciones.
- La interfaz gráfica generada en el entorno de Visual Studio 2019, en lenguaje C#, proporciona seguridad en la operación de la misma en un ambiente Windows y con la posibilidad de ejecutarlo de manera portable.
- La colocación del área de gráficas como un elemento independiente dentro de la interfaz gráfica, otorga la fácil visualización de las mismas en cualquier instante deseado.

4.2.1 Sobre la circuitería del Modelo Corpuscular.

El uso de múltiples fuentes de alimentación con órdenes de 1.15 a 5 Vcd y corrientes de hasta 3 A. producen potencias de trabajo bien determinadas por diseño, lo cual permite una eficiencia



térmica del 85 % aproximadamente y con el empleo de sendos disipadores conectados a un gabinete bien ventilado se logra mantener reducida la temperatura, apenas perceptible al tacto.

La utilización de pequeños gabinetes de plástico y de rieles verticales, garantiza una afectación mínima producida por el polvo acumulado sobre los circuitos microcontroladores con el paso del tiempo, así mismo, la separación de las etapas de potencia con respecto a los circuitos de control facilita la reparación en dado caso de ser necesario. También el montaje y desmontaje de las matrices de LED's vía la parte frontal, otorga una ventaja en el momento de dar mantenimiento preventivo o correctivo.

Se aseguró la correcta ubicación de los fusibles de seguridad y su apropiada conexión a la toma de corriente polarizada de la red, junto con la puesta a tierra de todo el gabinete para evitar cualquier choque eléctrico al usuario.

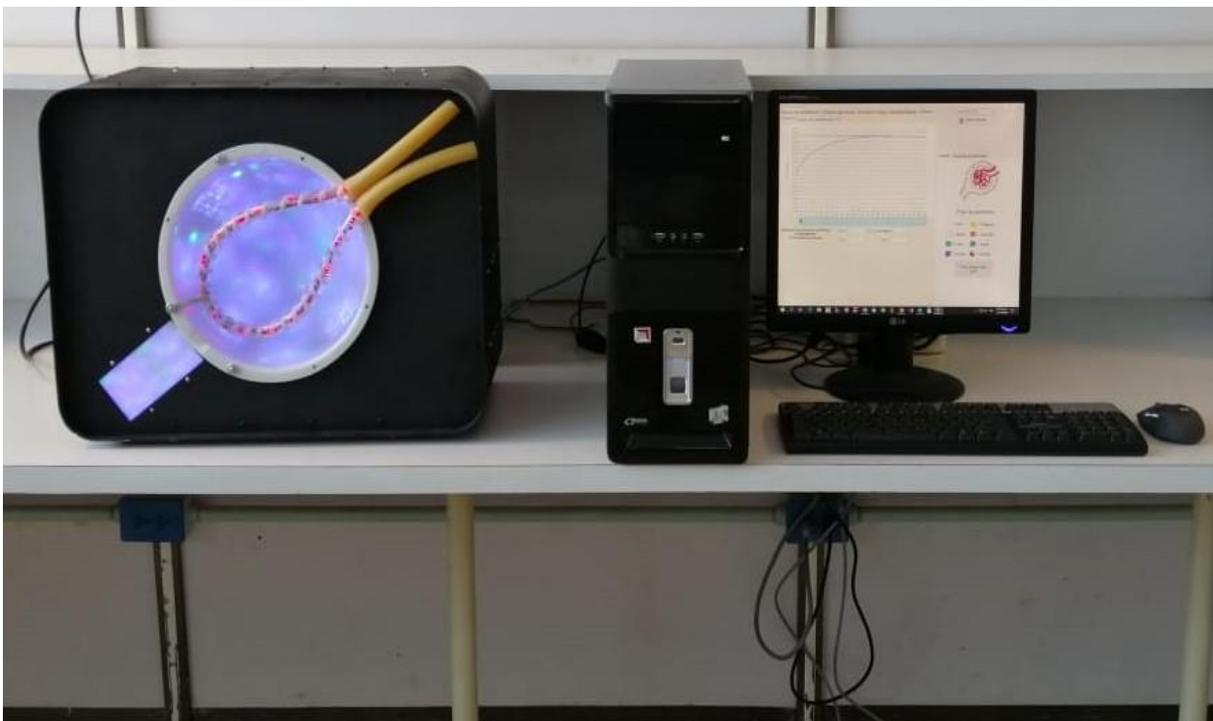


Fig. 4.1 Fotografía del sistema completo en operación.



4.2.2 Sobre la Interfaz de comunicación.

Como ya se mencionó, la interfaz está constituida por un cable USB y una tarjeta Arduino UNO, esto para lograr un rápido conexasión a cualquier equipo comercial y también para mantener un tipo de aislamiento eléctrico desde el equipo hacia la computadora pues la única conexión entre ellos es la tierra común de ambos circuitos, por lo que siempre hay múltiples etapas transistorizadas dentro del AVR de la tarjeta logrando una separación circuital que protege a la computadora de cualquier daño que pudiera producirse en alguna de las 17 tarjetas electrónicas del interior del gabinete del modelo glomerular.

La energía para alimentar el Arduino se provee desde la computadora de trabajo con los 5 Vcd y por medio del cable USB.

4.2.3 Sobre la Interfaz gráfica.

Esta trabaja correctamente con los tres modos de operación: El modo de calculadoras, el modo de graficación y el modo de control del modelo corpuscular. Se piensa que, como todo sistema, es perfectible, y por ende deberá cambiar de acuerdo a las expectativas de los expertos en el tema; pero también se cree que este proyecto representa una buena base pedagógica para transmitir la información relacionada con estos temas.

En particular, la parte correspondiente al fenómeno de **Presión de Ultrafiltración**, al combinar apropiadamente las ecuaciones 17 y 18, e introducirlas en el código de C#, se obtuvo la siguiente gráfica:

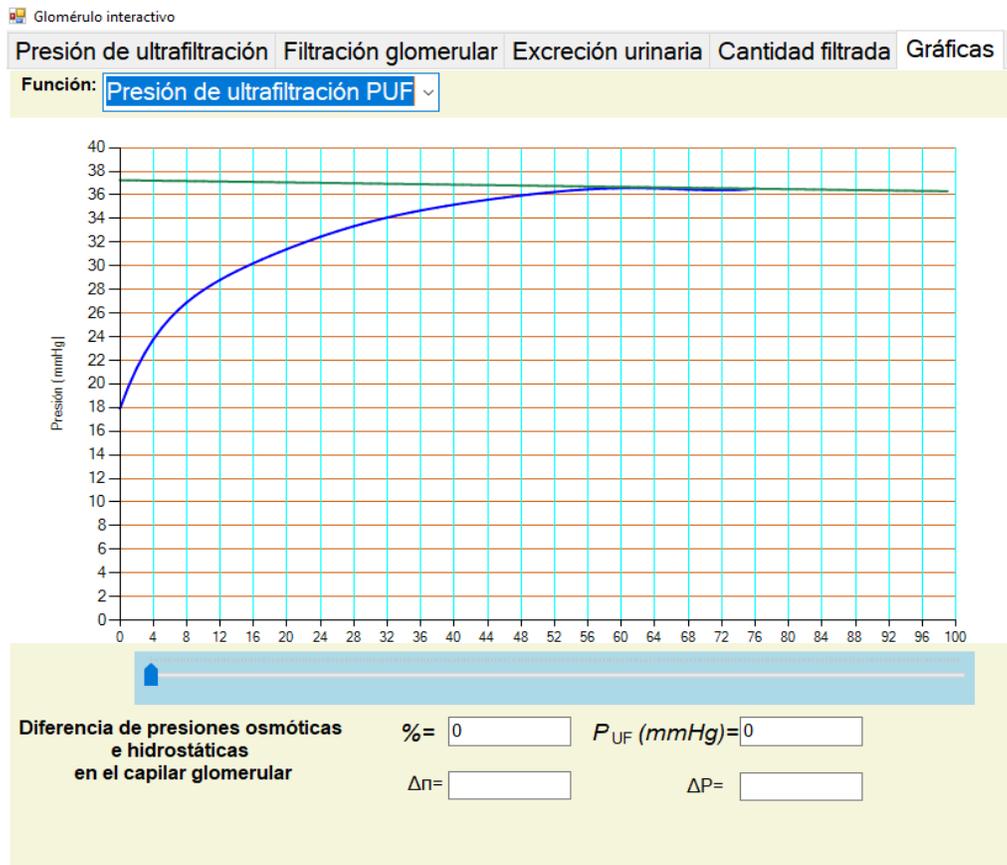


Figura 4.2 Imagen de la gráfica de P_{UF} en la pantalla de trabajo de C#.

Es importante mencionar que la barra de desplazamiento tiene una correspondencia unívoca con los datos mostrados en los recuadros inferiores de la “Diferencia de presiones osmóticas e hidrostáticas en el capilar glomerular”, esto permite retomar valores para insertarlos en los recuadros de las pestañas de calculadoras.

Para el fenómeno de autorregulación, el resultado de implementar las ecuaciones mostradas en (19) se presenta en la figura 4.3

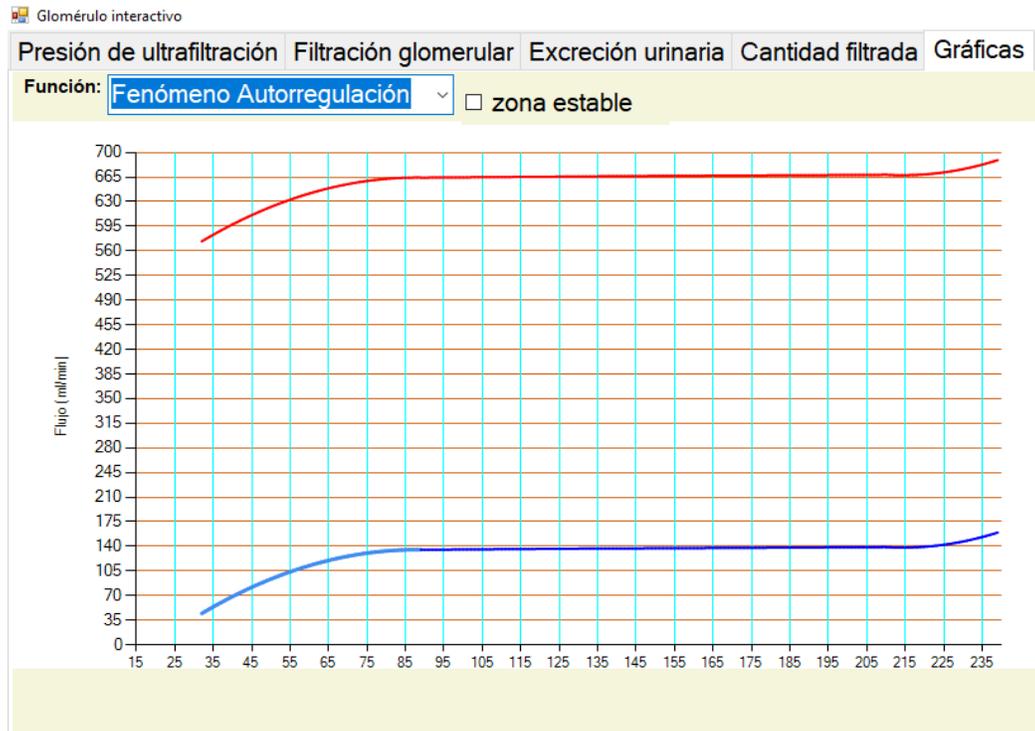


Figura 4.3 Imagen de la gráfica dual de la figura 2.10, obtenida a partir de los datos de la tabla

En ella se puede apreciar el botón que demuestra la zona de estabilidad en la autorregulación en los riñones, así como las gráficas de flujo sanguíneo y de tasa de filtración en colores rojo y azul respectivamente.

En esta gráfica no fue necesario agregar barra de deslizamiento, ya que lo más importante es mostrar la zona de estabilidad con un recuadro que se activa y desactiva a voluntad con el botón marcado como “zona estable”.



Capítulo 5

Discusión

En esta sección se analizan el alcance, las pruebas y los resultados del proyecto, así como los costos significativos del mismo.

5.1 Alcance del proyecto

Dado que el sistema completo está pensado para representar al glomérulo y cuando mucho al corpúsculo completo, resultaría imposible representar a los segmentos tubulares, así como a los procesos de reabsorción, secreción y excreción por medio del modelo desarrollado; sin embargo, cabe destacar que:

- Las pestañas de la interfaz gráfica sí incluyen cálculos simples relacionados con esos temas, sólo para tener un panorama más completo de lo que sucede al ultrafiltrado.
- La gran flexibilidad de la interfaz gráfica permite una rápida y mejorable escalabilidad en los grados de dificultad de las calculadoras y de las gráficas dinámicas más utilizadas en la fisiología renal.



5.2 Análisis de pruebas realizadas

La estructura sólida del gabinete y los detalles de diseño prometen gran durabilidad del equipo. Esto aunado a una interfaz que realizada para Windows 10, permite fácilmente modificarlo y escalarlo con otras calculadoras y gráficas interactivas.

Los comentarios positivos al sistema por parte de los alumnos del laboratorio 5, indican la bienvenida a una herramienta que puede ser rápidamente mejorada con la consideración de todas las sugerencias vertidas a futuro.

Las pruebas de operación del sistema en su conjunto demostraron su factibilidad para emplearlo como herramienta pedagógica en la enseñanza.

Es claro que hace falta la realización de pruebas ya con alumnos en el aula, además de ejecutar diversos análisis estadísticos para obtener resultados contundentes. Pero desafortunadamente, ello requeriría de mucho más tiempo del que hay disponible para la finalización de este proyecto, por lo que se deja al Dr. Mario Vázquez García (el experto en el tema) en conjunto con el Dr. Arturo Minor (el experto en sistemas biomédicos), su posterior valoración y solicitud de cambios útiles para la mejora del mismo.

La seguridad para el usuario es considerada en todo momento, pues se colocaron 5 fusibles de 0.8 A cada uno y se conectó a tierra el gabinete para evitar cualquier choque eléctrico.



5.3 Conclusiones

Las pruebas de operación del sistema en su conjunto demostraron su factibilidad para emplearlo como herramienta pedagógica de la fisiología glomerular.

No ha sido posible determinar si el sistema mejorará el aprendizaje de los alumnos, pero con las pruebas que posteriormente realizará el doctor Mario Vázquez será viable un análisis estadístico comparativo relacionando los índices de reprobación de años anteriores con los posteriores al empleo del modelo glomerular interactivo.

Se comprende con facilidad que el sistema es muy flexible en lo concerniente a la interfaz gráfica, por lo que sería muy sencillo realizarle mejoras al proyecto con un mínimo de esfuerzo y dedicación en la programación.

Entre las principales bondades de este sistema a nivel pedagógico con respecto a otros, es que la conjunción de los tres elementos principales (pestañas de cálculo, pestañas de graficación y pestañas de control) promete una gran aceptación por parte de los estudiantes de ciencias médico-biológicas.

5.4 Costo del Modelo Corpuscular

Se ha estimado el costo únicamente de los componentes del modelo ya que es relativamente complicado estimar los costos operativos y de diseño invertidos en la programación de la interfaz gráfica y del modelo en sí. Su valor se aproxima a los \$ 8,500.00 M.N., por lo que es posible que en próximas versiones, sólo se utilice software sin hardware.



Capítulo 6

6.1 Expectativas a futuro

Se pretende que en lo futuro se reemplace completamente el sistema electrónico de LED's por una serie de imágenes en movimiento dentro de la pantalla de la computadora, esperando con ello mejorar mucho en el costo de realización y sin complejos circuitos electrónicos que pudieran presentar fallos después de un cierto tiempo.

Además, ya no sería necesario ningún tipo de mantenimiento correctivo, que en estas circunstancias podría producir retrasos o hasta la imposibilidad de impartir la cátedra por fallas en el sistema electrónico.

Se espera que el modelo tenga una buena aceptación tanto de parte de los instructores como de los alumnos, pues es algo innovador en este campo de la medicina. Incluso, tal vez dé la pauta para la realización de otros modelos necesarios para la enseñanza médica.



Capítulo 7

Referencias

- [1] Raman Paranjape. “Multi-Agent Systems for Healthcare Simulation and Modeling: Applications for System”. University of Regina, Canada Asha Sadanand University of Guelph, Canada. Medical information science reference. Hershey • New York. 2010.
- [2] Diana Sturges, Trent W. Maurer, Deborah Allen, Delena Bell Gatch, and Padmini Shankar. “Academic performance in human anatomy and physiology classes: a 2-yr study of academic motivation and grade expectation”. Submitted 24 June 2015; accepted in final form 28 December 2015. *Adv Physiol Educ* 40: 26–31, 2016; doi:10.1152/advan.00091.2015.
- [3] Amie J. Dirks-Naylor. “An active learning exercise to facilitate understanding of nephron function: anatomy and physiology of renal transporters”. *Wingate University School of Pharmacy, Wingate, North Carolina*. Submitted 14 July 2016; accepted in final form 25 August 2016. *Adv Physiol Educ* 40: 469–471, 2016 doi:10.1152/advan.00111.2016.
- [4] Arthur J. Vander. “Some difficult topics to teach (and not to teach) in renal physiology”. *University of Michigan Medical School, Ann Arbor, Michigan 48109. volume 20 : number 1 – advances in physiology education – december 1998*.
- [5] Jody L. Gookin, Dan McWhorter, Shelly Vaden, and Lysa Posner. “Outcome assessment of a computer-animated model for learning about the regulation of glomerular filtration rate”. Submitted 25 January 2010; accepted in final form 8 April 2010. *Adv Physiol Educ* 34: 97–105, 2010; doi:10.1152/advan.00012.2010.
- [6] Johanna Krontiris-Litowitz “Using manipulatives to improve learning in the undergraduate neurophysiology curriculum”. Department of Biological Sciences, Youngstown State University, Youngstown Ohio 44555. Volume 27: Number 3 – Advances in Physiology Education – september 2003.
- [7] Douglas C. Eaton, John P. Pooler. “Vander’s Renal Physiology”. 7th Ed. Mc Graw Hill. A Lange Medical Book.
- [8] Sunita R. Deshmukh & Newton W. K. Wong. “The Renal System Explained. An illustrated core text”. Nottingham University Press. 2009.



- [9] Zane C. Giffen and Helena Carvalho. “Development of a manipulative for nephron physiology education”. *Virginia Tech Carilion School of Medicine, Roanoke, Virginia*. Submitted 5 August 2013; accepted in final form 19 January 2015. *Adv Physiol Educ* 39: 39–41, 2015; doi:10.1152/advan.00087.2013.
- [10] Kerry Hull. “Renal clearance: using an interactive activity to visualize a tricky concept”. *Department of Biology, Bishop’s University, Sherbrooke, Quebec, Canada*. Submitted 20 April 2016; accepted in final form 31 July 2016. *Adv Physiol Educ* 40: 458–461, 2016; doi:10.1152/advan.00059.2016.
- [11] Guyton & Hall. “Medical Physiology”. 12th edition. Elsevier Saunders. Student Consult.
- [12] John R. Pappenheimer. “Passage of Molecules Through Capillary Walls”, July 1953. From the Department of Physiology, Harvard Medical School.
- [13] W. M. Deen, C. R. Robertson, and B. M. Brenner. “A model of glomerular ultrafiltration in the rat”. Department of Chemical Engineering, Stanford University, Stanford 94305, Departments of Medicine, Veterans Administration Hospital, San Francisco 94121, and University of California, San Francisco, California 94122. *Am. J. Physiol.* 223(5): 1178-1193. 1972.
- [14] E. A. Marshall and E. A. Trowbridge. “A Mathematical Model of the Ultra-filtration Process in a Single Glomerular Capillary”. *Department of Applied Mathematics and Computing Science, University of She~eld, England. (Received 23 November 1973). J. theor. Biol.* (1974) 48, 389-412.
- [15] Joseph J. Feher and George D. Ford. “A simple student laboratory on osmotic flow osmotic pressure, and the reflection coefficient”. Department of Physiology , Medical College of Virginia, Richmond, Virginia 23298-0551. Vol. 13: Num.1 – Advances in Physiology Education. June 1995.
- [16] Barry M. Brenner, and H. David Humes. “Mechanis of Glomerular Ultrafiltration. The New England Journal of Medicine”. Downloaded from nejm.org at San Diego (UCSD) on March 24, 2016. From the NEJM Archive. Copyright © 2010 Massachusetts Medical Society. All rights reserved.
- [17] J. R. Pappenheimer, E. M. Renkin and L. M. Borrero. “Filtration, Diffusion and Molecular Sieving Through Peripheral Capillary Membranes. A Contribution to the Pore



Theory of Capillary Permeability”. From the Department of Physiology, Harvard Medical School, Boston Massachusetts.

[18] E. A. Marshall and E. A. Trowbridge. “Flow of a newtonian fluid through a permeable tube: The application to the proximal renal tubule”. Department of Applied Mathematics and Computing Science, University of Sheffield, England. Bulletin of mathematical biology volume 36, 1974.

[19] Martin R. Pollak, Susan E. Quaggin, Melanie P. Hoenig and Lance D. Dworkin. “The Glomerulus: The Sphere of Influence”. Clin J Am Soc Nephrol 9: 1461–1469, 2014. doi: 10.2215/CJN.09400913. Vol. 9 August, 2014.

[20] <https://www.revistanefrologia.com> › files › cap2. Historia de la Nefrología en España. 19. 2. Antecedentes históricos.

[21] Kim E. Barret, Susan M. Barman, Scott Boitano. “Ganong Fisiología Médica”. 23a. Ed., Heddwen L. Brooks.

[22] John K. Roberts, Charles W. Hargett, Alisa Nagler, Emma Jakoi, and Ruediger W. Lehrich. “Exploring student preferences with a Q-sort: the development of an individualized renal physiology curriculum”. Adv Physiol Educ. 4747902. 2015 Sep; 39(3): 149–157.

[23] Elif Aktaş Yanaş. Learning tactility from Bauhaus: Educational pedagogy of Lasyo Moholy-Nagy. Manchester School of Art Manchester Metropolitan University 02-05 September 2019.



Anexo 1.

Diagramas esquemáticos.

Notas:

- Debido a que los diagramas esquemáticos aquí presentados tienen gran semejanza con los diagramas restantes (17 en total), empleados para el desarrollo del modelo tridimensional del corpúsculo renal, solo se muestran los más importantes, para evitar repetibilidad en la circuitería.
- Para cualquier inquietud relacionada con los demás diagramas del modelo, favor de dirigirse al lab. 5 de la sección de bioelectrónica del departamento de Ingeniería Eléctrica.
- Enseguida se muestran 5 diagramas esquemáticos de la circuitería empleada en la sección de control y potencia de los LED's RGB de la cápsula de Bowman.

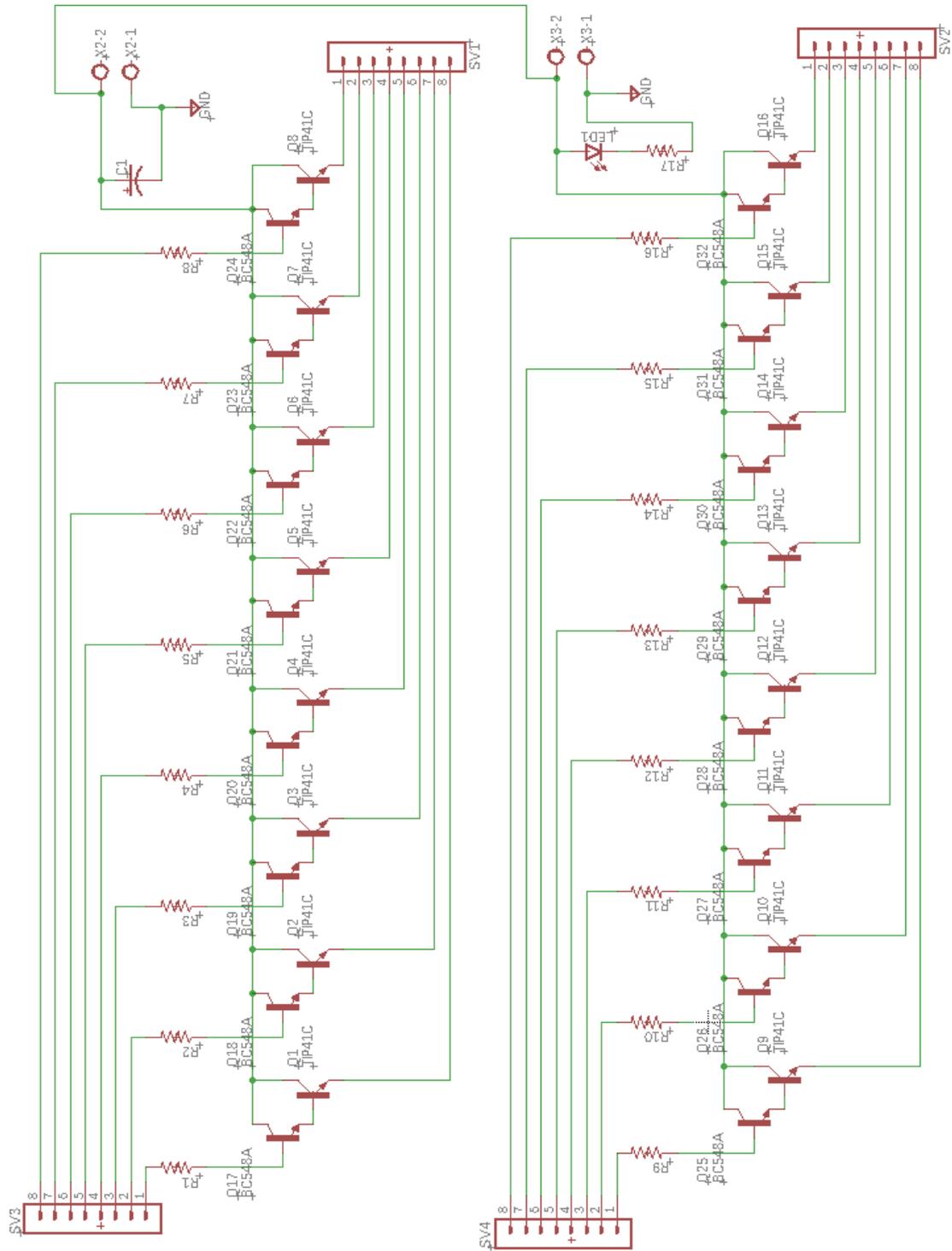


Diagrama esquemático 1. Etapas amplificadoras de potencia de entrada para los LED's RGB matriciales de la cápsula de Bowman.

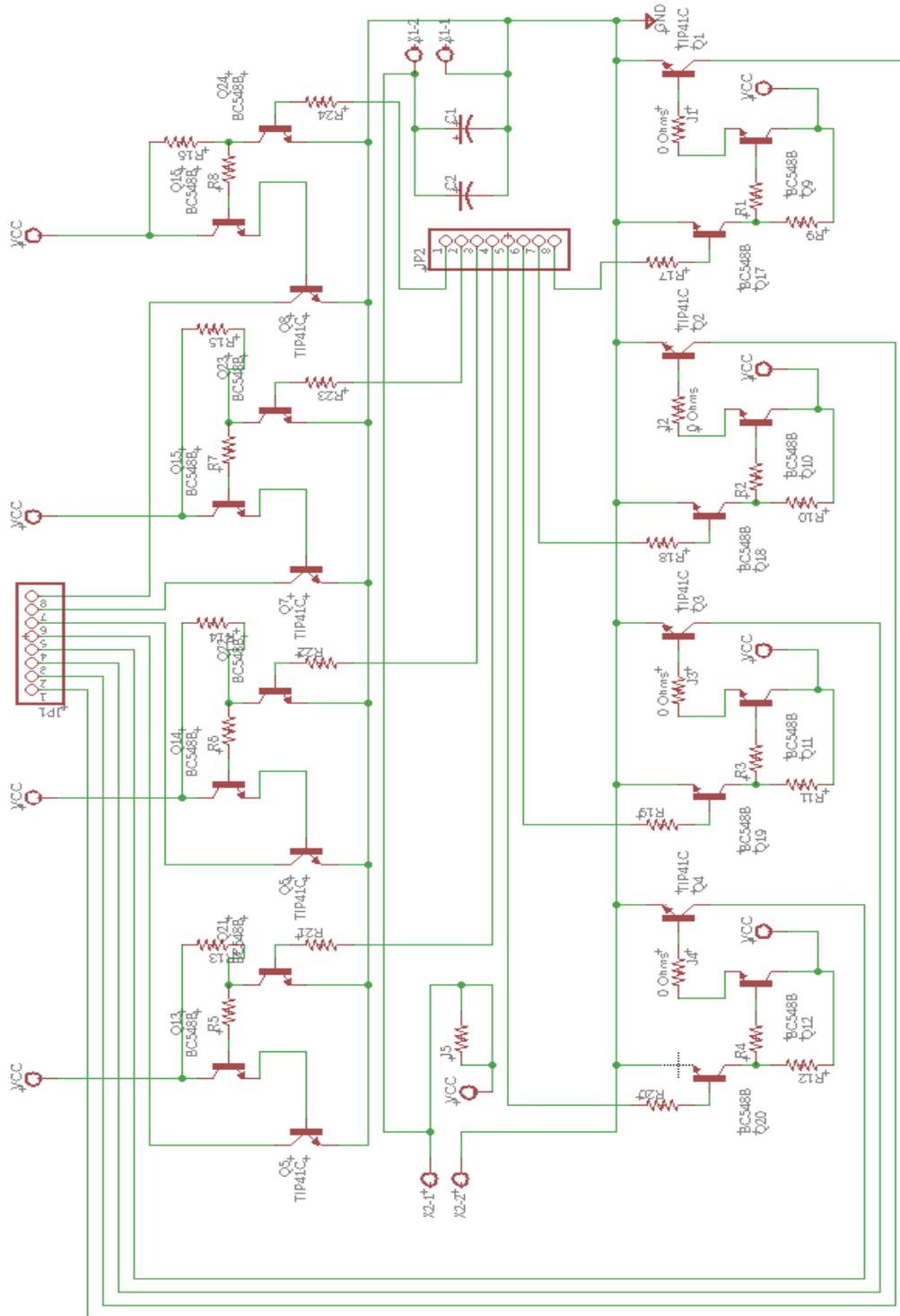


Diagrama esquemático 2. Etapas amplificadoras de potencia de salida para los LED's RGB matriciales de la cápsula de Bowman.

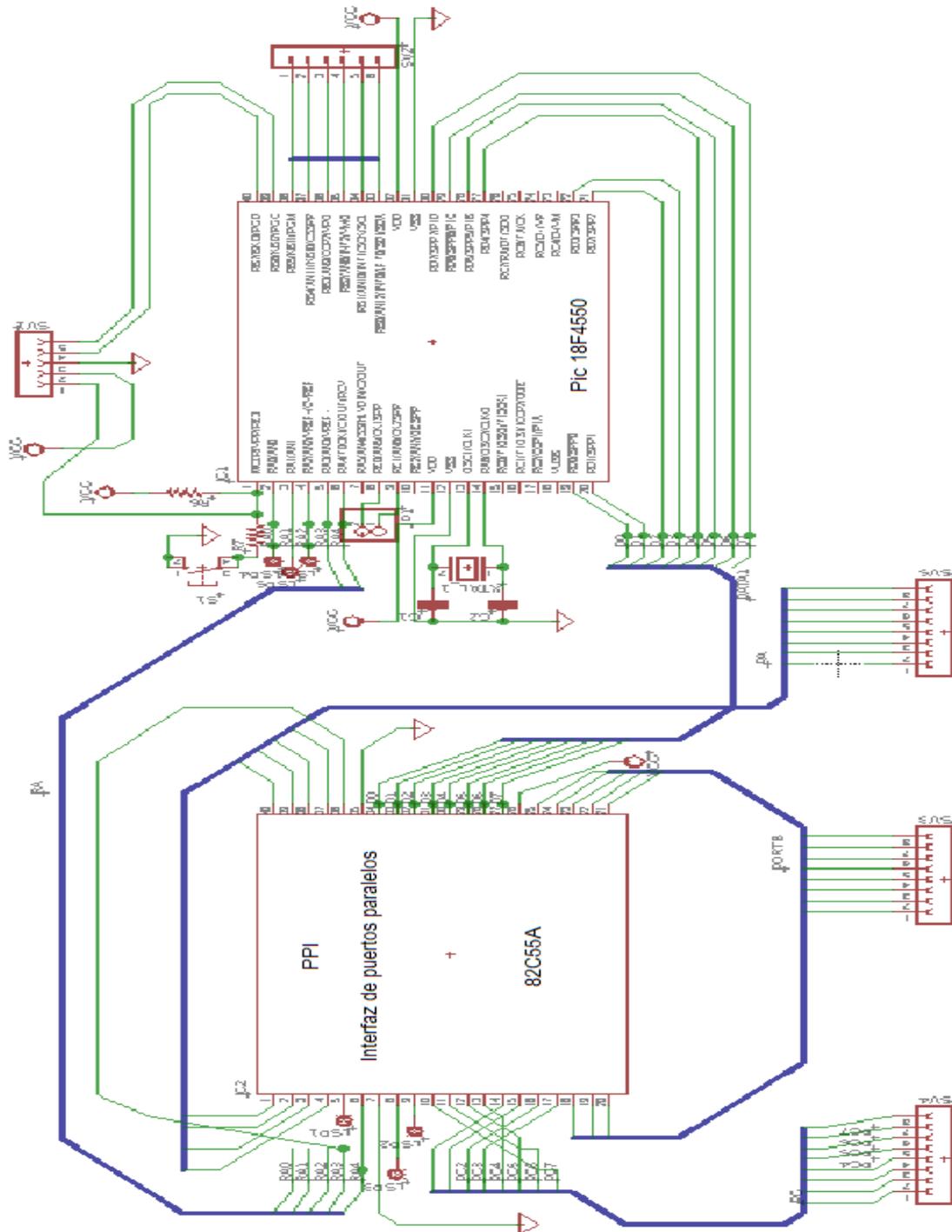


Diagrama esquemático 3. Etapa de control de los LED's RGB de la cápsula de Bowman.

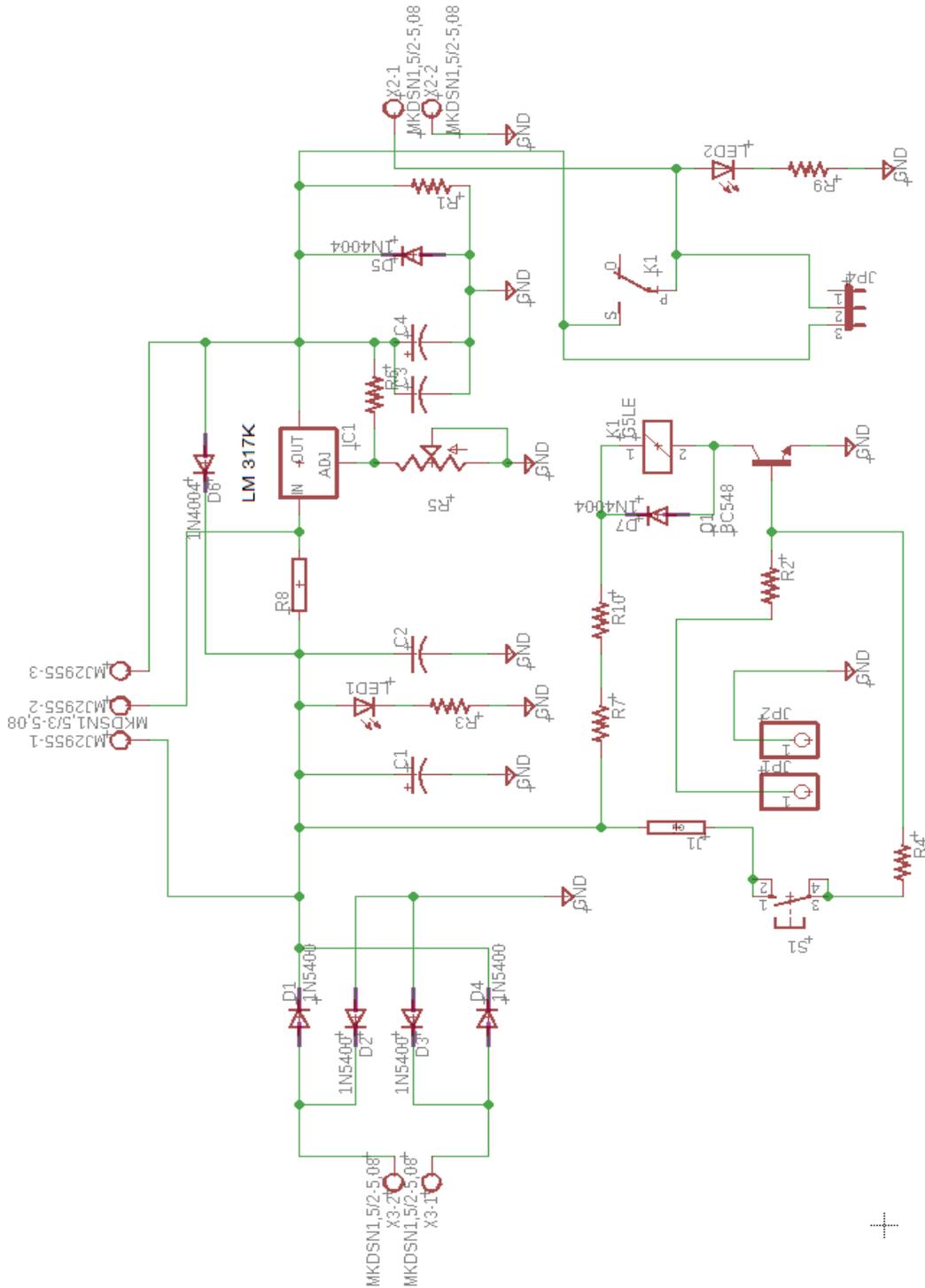


Diagrama esquemático 4. Fuente de alimentación ajustable, regulada y controlable por lógica TTL de 1.2 a 3.3 Volts y 3 Amperes de corriente máxima. Notas: No. 1. El transistor de potencia se conecta entre las terminales del lado izquierdo marcadas como MJ2955 1,2 y 3. No. 2 Los diodos de la etapa rectificadora tipo Puente (D1-D4) son de 3 Amperes pero se colocan dobles y en tandem para dar más capacidad de corriente.

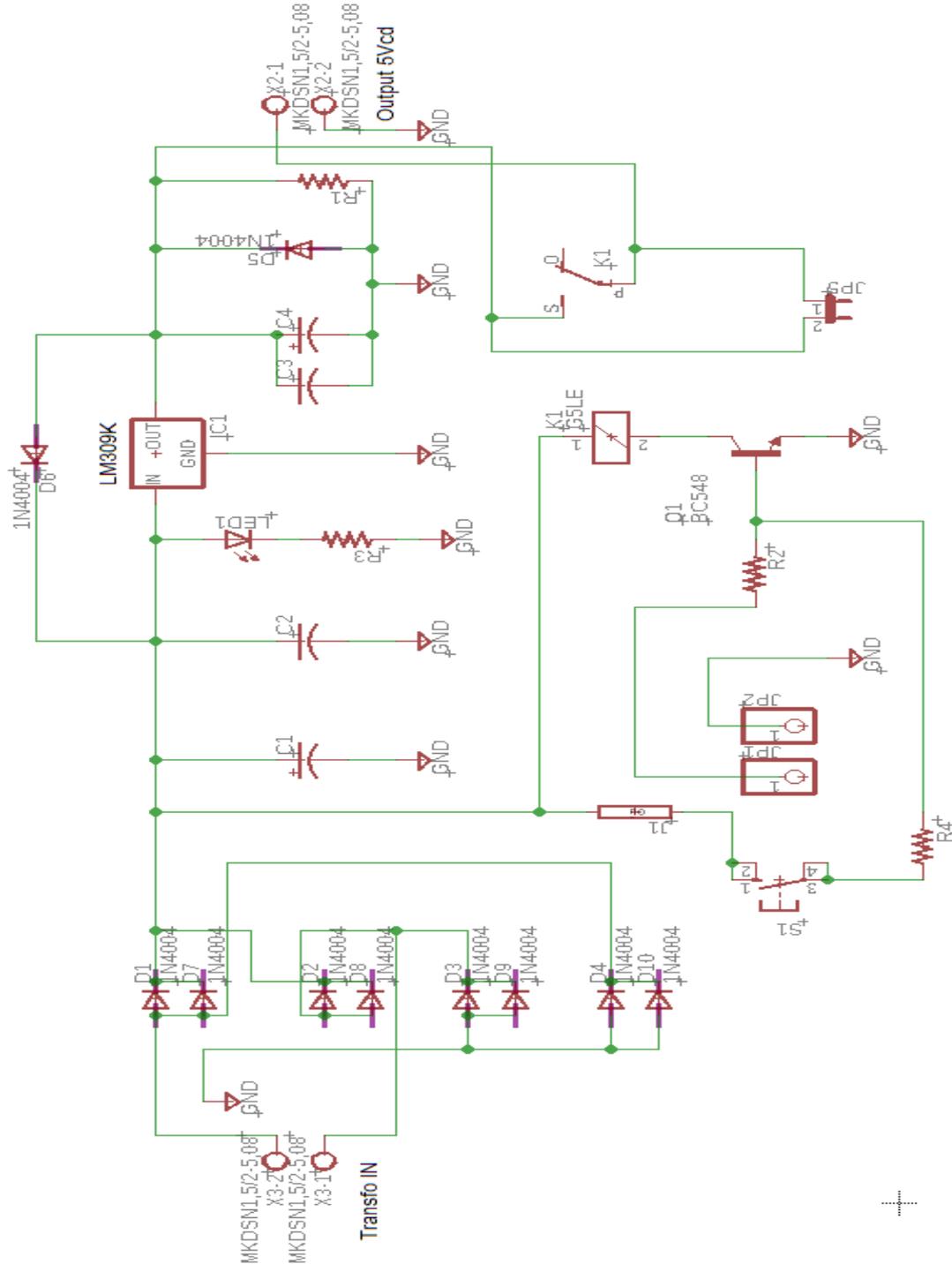


Diagrama esquemático 5. Fuente de alimentación regulada y controlable por lógica TTL de 5 Volts y 3 Amperes de corriente máxima. Nota: Los diodos D1 a D4 y D7 a D10 se sustituyeron por diodos de 3 Amperes de capacidad.



Anexo 2.

Código ensamblador.

Nota:

Debido a la semejanza de los códigos necesarios para el proyecto (pues se trata de múltiples circuitos secuenciales controlados por PWM personalizados) enseguida se muestra únicamente el código empleado para el flujo simulado en la cápsula de Bowman, por lo que podrá apreciarse que los demás códigos son semejantes a éste. Se otorga una disculpa por no incluirlos todos, pero estaríamos hablando de más de 500 hojas de impresión, sólo de los códigos.



```

////////////////////////////////////
// Programa para el control de la cápsula de Bowman
// Realizado en lenguaje Ensamblador.
// Para el PIC 18F4550
// Desarrollado para el Modelo Glomerular Interactivo.
////////////////////////////////////

```

```

        include "P18F4550.inc"
__HEAPSTART EQU 0x0000002B ; Start address of heap
__HEAPEND   EQU 0x000007FF ; End address of heap
gbl_status EQU 0x00000FD8 ; bytes:1
gbl_prodl  EQU 0x00000FF3 ; bytes:1
gbl_prodh  EQU 0x00000FF4 ; bytes:1
gbl_14_LSR EQU 0x00000005 ; bytes:4
gbl_float_detect_tininess EQU 0x0000001B ; bytes:1
gbl_float_rounding_mode EQU 0x0000001C ; bytes:1
gbl_float_exception_flags EQU 0x0000001D ; bytes:1
gbl_15_gbl_aSig EQU 0x00000009 ; bytes:4
gbl_15_gbl_bSig EQU 0x0000000D ; bytes:4
gbl_15_gbl_zSig EQU 0x00000011 ; bytes:4
gbl_15_gbl_aExp EQU 0x0000001E ; bytes:1
gbl_15_gbl_bExp EQU 0x0000001F ; bytes:1
gbl_15_gbl_zExp EQU 0x00000019 ; bytes:2
gbl_15_gbl_aSign EQU 0x00000020 ; bytes:1
gbl_15_gbl_bSign EQU 0x00000021 ; bytes:1
gbl_15_gbl_zSign EQU 0x00000022 ; bytes:1
gbl_15_gbl_zSigZero EQU 0x00000023 ; bytes:1
gbl_15_gbl_ret EQU 0x00000015 ; bytes:4
gbl_sppdata EQU 0x00000F62 ; bytes:1
gbl_sppcfg EQU 0x00000F63 ; bytes:1
gbl_sppeps EQU 0x00000F64 ; bytes:1
gbl_sppcon EQU 0x00000F65 ; bytes:1
gbl_ufrm EQU 0x00000F66 ; bytes:1
gbl_ufrm1 EQU 0x00000F66 ; bytes:1
gbl_ufrmh EQU 0x00000F67 ; bytes:1
gbl_uir EQU 0x00000F68 ; bytes:1
gbl_uie EQU 0x00000F69 ; bytes:1
gbl_ueir EQU 0x00000F6A ; bytes:1
gbl_ueie EQU 0x00000F6B ; bytes:1
gbl_ustat EQU 0x00000F6C ; bytes:1
gbl_ucon EQU 0x00000F6D ; bytes:1
gbl_uaddr EQU 0x00000F6E ; bytes:1
gbl_ucfg EQU 0x00000F6F ; bytes:1
gbl_uep0 EQU 0x00000F70 ; bytes:1
gbl_uep1 EQU 0x00000F71 ; bytes:1
gbl_uep2 EQU 0x00000F72 ; bytes:1
gbl_uep3 EQU 0x00000F73 ; bytes:1
gbl_uep4 EQU 0x00000F74 ; bytes:1
gbl_uep5 EQU 0x00000F75 ; bytes:1
gbl_uep6 EQU 0x00000F76 ; bytes:1
gbl_uep7 EQU 0x00000F77 ; bytes:1
gbl_uep8 EQU 0x00000F78 ; bytes:1
gbl_uep9 EQU 0x00000F79 ; bytes:1
gbl_uep10 EQU 0x00000F7A ; bytes:1
gbl_uep11 EQU 0x00000F7B ; bytes:1
gbl_uep12 EQU 0x00000F7C ; bytes:1
gbl_uep13 EQU 0x00000F7D ; bytes:1
gbl_uep14 EQU 0x00000F7E ; bytes:1
gbl_uep15 EQU 0x00000F7F ; bytes:1
gbl_porta EQU 0x00000F80 ; bytes:1
gbl_portb EQU 0x00000F81 ; bytes:1
gbl_portc EQU 0x00000F82 ; bytes:1
gbl_portd EQU 0x00000F83 ; bytes:1
gbl_porte EQU 0x00000F84 ; bytes:1
gbl_lata EQU 0x00000F89 ; bytes:1

```

```

gbl_latb EQU 0x00000F8A ; bytes:1
gbl_latc EQU 0x00000F8B ; bytes:1
gbl_latd EQU 0x00000F8C ; bytes:1
gbl_late EQU 0x00000F8D ; bytes:1
gbl_ddra EQU 0x00000F92 ; bytes:1
gbl_trisa EQU 0x00000F92 ; bytes:1
gbl_ddrb EQU 0x00000F93 ; bytes:1
gbl_trisb EQU 0x00000F93 ; bytes:1
gbl_ddrc EQU 0x00000F94 ; bytes:1
gbl_trisc EQU 0x00000F94 ; bytes:1
gbl_ddrd EQU 0x00000F95 ; bytes:1
gbl_trisd EQU 0x00000F95 ; bytes:1
gbl_ddre EQU 0x00000F96 ; bytes:1
gbl_trise EQU 0x00000F96 ; bytes:1
gbl_osctune EQU 0x00000F9B ; bytes:1
gbl_pie1 EQU 0x00000F9D ; bytes:1
gbl_pir1 EQU 0x00000F9E ; bytes:1
gbl_ipr1 EQU 0x00000F9F ; bytes:1
gbl_pie2 EQU 0x00000FA0 ; bytes:1
gbl_pir2 EQU 0x00000FA1 ; bytes:1
gbl_ipr2 EQU 0x00000FA2 ; bytes:1
gbl_eecon1 EQU 0x00000FA6 ; bytes:1
gbl_eecon2 EQU 0x00000FA7 ; bytes:1
gbl_eedata EQU 0x00000FA8 ; bytes:1
gbl_eeadr EQU 0x00000FA9 ; bytes:1
gbl_rcsta EQU 0x00000FAB ; bytes:1
gbl_txsta EQU 0x00000FAC ; bytes:1
gbl_txreg EQU 0x00000FAD ; bytes:1
gbl_rcreg EQU 0x00000FAE ; bytes:1
gbl_sprbrg EQU 0x00000FAF ; bytes:1
gbl_sprbrgh EQU 0x00000FB0 ; bytes:1
gbl_t3con EQU 0x00000FB1 ; bytes:1
gbl_tmr3l EQU 0x00000FB2 ; bytes:1
gbl_tmr3h EQU 0x00000FB3 ; bytes:1
gbl_cmcon EQU 0x00000FB4 ; bytes:1
gbl_cvrccon EQU 0x00000FB5 ; bytes:1
gbl_ccp1as EQU 0x00000FB6 ; bytes:1
gbl_eccp1as EQU 0x00000FB6 ; bytes:1
gbl_ccp1del EQU 0x00000FB7 ; bytes:1
gbl_eccp1del EQU 0x00000FB7 ; bytes:1
gbl_baudcon EQU 0x00000FB8 ; bytes:1
gbl_ccp2con EQU 0x00000FBA ; bytes:1
gbl_ccpr2 EQU 0x00000FBB ; bytes:1
gbl_ccpr2l EQU 0x00000FBB ; bytes:1
gbl_ccpr2h EQU 0x00000FBC ; bytes:1
gbl_ccp1con EQU 0x00000FBD ; bytes:1
gbl_eccp1con EQU 0x00000FBD ; bytes:1
gbl_ccpr1 EQU 0x00000FBE ; bytes:1
gbl_ccpr1l EQU 0x00000FBE ; bytes:1
gbl_ccpr1h EQU 0x00000FBF ; bytes:1
gbl_adcon2 EQU 0x00000FC0 ; bytes:1
gbl_adcon1 EQU 0x00000FC1 ; bytes:1
gbl_adcon0 EQU 0x00000FC2 ; bytes:1
gbl_adres EQU 0x00000FC3 ; bytes:1
gbl_adresl EQU 0x00000FC3 ; bytes:1
gbl_adresh EQU 0x00000FC4 ; bytes:1
gbl_sspcon2 EQU 0x00000FC5 ; bytes:1
gbl_sspcon1 EQU 0x00000FC6 ; bytes:1
gbl_sspstat EQU 0x00000FC7 ; bytes:1
gbl_sspadd EQU 0x00000FC8 ; bytes:1
gbl_sspbuf EQU 0x00000FC9 ; bytes:1
gbl_t2con EQU 0x00000FCA ; bytes:1
gbl_pr2 EQU 0x00000FCB ; bytes:1
gbl_tmr2 EQU 0x00000FCC ; bytes:1
gbl_t1con EQU 0x00000FCD ; bytes:1
gbl_tmr1l EQU 0x00000FCE ; bytes:1
gbl_tmr1h EQU 0x00000FCF ; bytes:1

```



```
gbl_rcon EQU 0x0000FD0 ; bytes:1
gbl_wdtcon EQU 0x0000FD1 ; bytes:1
gbl_hlvdcon EQU 0x0000FD2 ; bytes:1
gbl_lvdccon EQU 0x0000FD2 ; bytes:1
gbl_oscccon EQU 0x0000FD3 ; bytes:1
gbl_t0con EQU 0x0000FD5 ; bytes:1
gbl_tmr0l EQU 0x0000FD6 ; bytes:1
gbl_tmr0h EQU 0x0000FD7 ; bytes:1
gbl_fsr2l EQU 0x0000FD9 ; bytes:1
gbl_fsr2h EQU 0x0000FDA ; bytes:1
gbl_plusw2 EQU 0x0000FDB ; bytes:1
gbl_preinc2 EQU 0x0000FDC ; bytes:1
gbl_postdec2 EQU 0x0000FDD ; bytes:1
gbl_postinc2 EQU 0x0000FDE ; bytes:1
gbl_indf2 EQU 0x0000FDF ; bytes:1
gbl_bsr EQU 0x0000FE0 ; bytes:1
gbl_fsr1l EQU 0x0000FE1 ; bytes:1
gbl_fsr1h EQU 0x0000FE2 ; bytes:1
gbl_plusw1 EQU 0x0000FE3 ; bytes:1
gbl_preinc1 EQU 0x0000FE4 ; bytes:1
gbl_postdec1 EQU 0x0000FE5 ; bytes:1
gbl_postinc1 EQU 0x0000FE6 ; bytes:1
gbl_indf1 EQU 0x0000FE7 ; bytes:1
gbl_wreg EQU 0x0000FE8 ; bytes:1
gbl_fsr0l EQU 0x0000FE9 ; bytes:1
gbl_fsr0h EQU 0x0000FEA ; bytes:1
gbl_plusw0 EQU 0x0000FEB ; bytes:1
gbl_preinc0 EQU 0x0000FEC ; bytes:1
gbl_postdec0 EQU 0x0000FED ; bytes:1
gbl_postinc0 EQU 0x0000FEE ; bytes:1
gbl_indf0 EQU 0x0000FEF ; bytes:1
gbl_intcon3 EQU 0x0000FF0 ; bytes:1
gbl_intcon2 EQU 0x0000FF1 ; bytes:1
gbl_intcon EQU 0x0000FF2 ; bytes:1
gbl_prod EQU 0x0000FF3 ; bytes:1
gbl_tablat EQU 0x0000FF5 ; bytes:1
gbl_tblptr EQU 0x0000FF6 ; bytes:1
gbl_tblptrl EQU 0x0000FF6 ; bytes:1
gbl_tblptrh EQU 0x0000FF7 ; bytes:1
gbl_tblptru EQU 0x0000FF8 ; bytes:1
gbl_pc EQU 0x0000FF9 ; bytes:1
gbl_pcl EQU 0x0000FF9 ; bytes:1
gbl_pclath EQU 0x0000FFA ; bytes:1
gbl_pclatu EQU 0x0000FFB ; bytes:1
gbl_stkptr EQU 0x0000FFC ; bytes:1
gbl_tos EQU 0x0000FFD ; bytes:1
gbl_tosl EQU 0x0000FFD ; bytes:1
gbl_tosh EQU 0x0000FFE ; bytes:1
gbl_tosu EQU 0x0000FFF ; bytes:1
Wdt_Delay__00033_arg_delay EQU 0x00000024 ;
bytes:1
Wdt_Delay__00033_1_i EQU 0x00000025 ;
bytes:1
Wdt_Delay__00033_1_j EQU 0x00000026 ; bytes:2
Wdt_Delay__00034_arg_delay EQU 0x00000028 ;
bytes:1
Wdt_Delay__00034_1_i EQU 0x00000029 ; bytes:1
CompTempVar2177 EQU 0x00000024 ; bytes:1
delay_ms_00000_arg_del EQU 0x0000002A ;
bytes:1
delay_us_00000_arg_del EQU 0x0000002D
Provis EQU 0x00000030
var_mia EQU 0x00000027 ; byte
Int1Context EQU 0x00000001 ;
bytes:4
;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;; Main
ORG 0x00000000

GOTO _startup
ORG 0x00000008
GOTO interrupt
ORG 0x0000000C
n_microsegs
label_3mia
NOP
CALL delay_us_00000
DECFSZ var_mia
BRA label_3mia
RETURN
delay_us_00000
MOVLW 0x01
MOVWF delay_us_00000_arg_del
label01
DECFSZ delay_us_00000_arg_del, F
BRA label01
RETURN
; } delay_us function end
delay_ms_00000
; { delay_ms ; function begin
MOVF delay_ms_00000_arg_del, F
NOP
BNZ label1
RETURN
label1
MOVLW 0xF9
label2
ADDLW 0xFF
BTFSS STATUS,Z
BRA label2
NOP
DECFSZ delay_ms_00000_arg_del, F
BRA label1
RETURN
; } delay_ms function end
ORG 0x0000003A
Wdt_Delay__00034
; { Wdt_Delay_Ms ; function begin
CLRWF Wdt_Delay__00034_1_i
label3
MOVF Wdt_Delay__00034_arg_delay, W
CPFSLT Wdt_Delay__00034_1_i
RETURN
CLRWDWT
MOVLW 0x01
MOVWF delay_ms_00000_arg_del
CALL delay_ms_00000
INCF Wdt_Delay__00034_1_i, F
BRA label3
; } Wdt_Delay_Ms function end
ORG 0x000000A0
Wdt_Delay__00033
; { Wdt_Delay_S ; function begin
CLRWF Wdt_Delay__00033_1_i
label4
MOVF Wdt_Delay__00033_arg_delay, W
CPFSLT Wdt_Delay__00033_1_i
RETURN
CLRWF Wdt_Delay__00033_1_j
CLRWF Wdt_Delay__00033_1_j+D'1'
label5
MOVLW 0x03
SUBWF Wdt_Delay__00033_1_j+D'1', W
BNZ label6
MOVLW 0xE7
CPFSLT Wdt_Delay__00033_1_j
```



```

label6   BRA    label6
          BRA    label7
label7   BNC    label7
          BTFSS Wdt_Delay__00033_1_j+D'1',7
          BRA    label8
label7   MOVLW 0x01
          MOVWF Wdt_Delay__00034_arg_delay
          CALL  Wdt_Delay__00034
          INFSNZ Wdt_Delay__00033_1_j, F
          INCF  Wdt_Delay__00033_1_j+D'1', F
          BRA    label5
label8   INCF  Wdt_Delay__00033_1_i, F
          BRA    label4
; } Wdt_Delay_S function end
          ORG 0x0000F00
main
; { main ; function begin
          MOVLW 0x0F
          MOVWF gbl_adcon1
          MOVLW 0x08
          MOVWF gbl_ucfg
          BCF  gbl_pie2,5
          MOVLW 0x00
          MOVWF gbl_trisa
          MOVWF gbl_trisd
          MOVLW 0xC0
          MOVWF gbl_trisb
          MOVLW 0xF0
          MOVWF gbl_trise
          MOVLW 0x00
          MOVWF Provis
          MOVWF gbl_porta
          MOVWF gbl_portb
          MOVWF gbl_portd
          MOVLW 0x10
          MOVWF gbl_porta
          MOVLW 0x80
          MOVWF gbl_portd
          MOVLW 0x07
          MOVWF gbl_porta
          MOVLW 0x10
          MOVWF gbl_porta
          ;;;;;;;;;; INICIO SECUENCIA 1
label__1 MOVLW 0x10
          MOVWF Provis
label__2 DECFSZ Provis
          GOTO label__3
          GOTO label__4
label__3 ;;;;;;;;;; SECUENCIA UNO
          ;;;;;;;;;; Renglón # 1
          MOVLW 0x4A
          MOVWF gbl_portd
          MOVLW 0x04
          MOVWF gbl_porta
          MOVLW 0x10
          MOVWF gbl_porta
          MOVLW 0x01
          MOVWF gbl_portb
          MOVLW 0x01 ; 7 es aprox. 100 microseg.
          MOVWF var_mia ; Con 30 se nota un tono
;amarillo-anaranjado
          CALL n_microsegs
          MOVLW 0x00
          MOVWF gbl_portd
          MOVLW 0x06
          MOVWF gbl_porta
          MOVLW 0x10
          MOVWF gbl_porta
          MOVLW 0x01
          MOVWF gbl_portb
          MOVLW 0xFF
          MOVWF gbl_portd
          MOVLW 0x05
          MOVWF gbl_porta
          MOVLW 0x10
          MOVWF gbl_porta
          MOVLW 0x01
          MOVWF gbl_portb
          MOVLW 0x80 ;7 es aprox. 100 microseg.
          MOVWF var_mia
          CALL n_microsegs
          ;;;;;;;;;; SECUENCIA UNO
          ;;;;;;;;;; Renglón # 2
          MOVLW 0x5B
          MOVWF gbl_portd
          MOVLW 0x04
          MOVWF gbl_porta
          MOVLW 0x10
          MOVWF gbl_porta
          MOVLW 0x02
          MOVWF gbl_portb
          MOVLW 0x01
          MOVWF var_mia
          CALL n_microsegs
          MOVLW 0x00
          MOVWF gbl_portd
          MOVLW 0x06
          MOVWF gbl_porta
          MOVLW 0x10
          MOVWF gbl_porta
          MOVLW 0x02
          MOVWF gbl_portb
          MOVLW 0xFF
          MOVWF gbl_portd
          MOVLW 0x05
          MOVWF gbl_porta
          MOVLW 0x10
          MOVWF gbl_porta
          MOVLW 0x02
          MOVWF gbl_portb
          MOVLW 0x80 ; 7 es aprox. 100 microseg.
          MOVWF var_mia
          CALL n_microsegs
          ;;;;;;;;;; SECUENCIA UNO
          ;;;;;;;;;; Renglón # 3
          MOVLW 0x9E
          MOVWF gbl_portd
          MOVLW 0x04
          MOVWF gbl_porta
          MOVLW 0x10
          MOVWF gbl_porta
          MOVLW 0x04
          MOVWF gbl_portb
          MOVLW 0x01
          MOVWF var_mia
          CALL n_microsegs
          MOVLW 0x00
          MOVWF gbl_portd
```



```

MOVLW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x80 ; 7 es aprox. 100 microseg.
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
; SECUENCIA UNO
; Renglón # 4
MOVLW 0xF7
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x08
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x80
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVLW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x08
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x08
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x80 ; 7 es aprox. 100 microseg.
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
; SECUENCIA UNO
; Renglón # 5
MOVLW 0x25
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x01
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVLW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10

```

```

MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x80 ; 7 es aprox. 100 microseg.
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
; SECUENCIA UNO ;
; Renglón # 6
MOVLW 0xA9
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x20
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x40
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVLW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x20
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x20
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x80 ; 7 es aprox. 100 microseg.
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
; SECUENCIA UNO
; Renglón # 7
MOVLW 0xDC
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x40
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x01
MOVWF gbl_porte ;
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVLW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta

```



```

MOVW 0x40
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x01
MOVWF gbl_porte
MOVW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x40
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x01
MOVWF gbl_porte
MOVW 0x80 ; 7 es aprox. 100 microseg.
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
; SECUENCIA UNO
; Renglón # 8
MOVW 0x56
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x80
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x02
MOVWF gbl_porte
MOVW 0x3A ;
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x80
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x02
MOVWF gbl_porte
MOVW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x80
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x02
MOVWF gbl_porte
MOVW 0x80 ; 7 es aprox. 100 microseg.
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
; SECUENCIA UNO
; Phantom
MOVW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x80
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x04
MOVWF gbl_porte
MOVW 0x40
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x01
MOVWF gbl_porte
MOVW 0x80 ; 7 es aprox. 100 microseg.
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x80
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x04
MOVWF gbl_porte
MOVW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x80
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x04
MOVWF gbl_porte
MOVW 0x80 ; 7 es aprox. 100 microseg.
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
; Fin del Phantom ;
GOTO label_2
; SECUENCIA UNO FIN
; Inicio de la secuencia DOS ;
label_4
MOVW 0x10
MOVWF Provis
label_5
DECFSZ Provis
GOTO label_6
GOTO label_7
label_6
; SECUENCIA DOS
; Renglón # 1
MOVW 0x56
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x01
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x3A
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x01
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x3A
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x01
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x80 ; 7 es aprox. 100 microseg.
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs

```



```

// SECUENCIA DOS
// Renglón # 2
MOVW 0x4A
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x02
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x01
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x02
MOVWF gbl_portb
MOVW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x02
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x80 ; 7 es aprox. 100 microseg.
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs

```

```

// SECUENCIA DOS
// Renglón # 3
MOVW 0x5B
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x04
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x01 ;
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x04
MOVWF gbl_portb
MOVW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x04
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x80 ; 7 es aprox. 100 microseg.
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs

```

```

// SECUENCIA DOS
// Renglón # 4

```

```

MOVW 0x9E
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x08
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x01
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x08
MOVWF gbl_portb
MOVW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x08
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x80 ; 7 es aprox. 100 microseg.
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs

```

```

// SECUENCIA DOS
// Renglón # 5
MOVW 0xF7
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x80
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_portb
MOVW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x80 ; 7 es aprox. 100 microseg.
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs

```

```

// SECUENCIA DOS
// Renglón # 6
MOVW 0x25
MOVWF gbl_portd

```



```

MOVW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x20
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x01      MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x20
MOVWF gbl_portb
MOVW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x20
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x80      ; 7 es aprox. 100 microseg.
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
; SECUENCIA DOS
; Renglón # 7
MOVW 0xA9
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x40
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x01
MOVWF gbl_porte
MOVW 0x40
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x40
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x01
MOVWF gbl_porte
MOVW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x40
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x01
MOVWF gbl_porte
MOVW 0x80      ; 7 es aprox. 100 microseg.
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
; SECUENCIA DOS

```

```

; Renglón # 8
MOVW 0xDC
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x80
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x02
MOVWF gbl_porte
MOVW 0x01
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x80
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x02
MOVWF gbl_porte
MOVW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x80
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x02
MOVWF gbl_porte
MOVW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x80
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x80      ; 7 es aprox. 100 microseg.
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
; SECUENCIA DOS
; Phantom 2
MOVW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x80
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x04
MOVWF gbl_porte
MOVW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x80
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x04
MOVWF gbl_porte
MOVW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x80
MOVWF gbl_portb

```



```
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_porte
MOVLW 0x80 ; 7 es aprox. 100 microseg.

MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;; Fin del Phantom 2
GOTO label_5
;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;; SECUENCIA DOS FIN
;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;; INICIO SECUENCIA TRES
label_7
MOVLW 0x10
MOVWF Provis
label_8
DECFSZ Provis
GOTO label_9
GOTO label_10
label_9
;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;; SECUENCIA TRES
;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;; Renglón # 1
MOVLW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x01
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0xDC
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x01
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x01
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVLW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x01
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x80 ; 7 es aprox. 100 microseg.
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;; SECUENCIA TRES
;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;; Renglón # 2
MOVLW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x02
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x56
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x04

MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta

MOVLW 0x02
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x3A
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVLW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x02
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x01
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVLW 0x80
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;; SECUENCIA TRES
;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;; Renglón # 3
MOVLW 0x4A
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x01
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVLW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x01 MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVLW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x80 ; 7 es aprox. 100 microseg.
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;; SECUENCIA TRES
;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;; Renglón # 4
MOVLW 0x5B
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x08
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x01
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
```



```

MOV LW 0x00
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x06
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x08
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0x01 ;
MOV WF var_mia
CALL n_microsegs
MOV LW 0xFF
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x05
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x08
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0x80 ; 7 es aprox. 100 microseg.
MOV WF var_mia
CALL n_microsegs
//////////////////////////////////////////////////// SECUENCIA TRES
// Renglón # 5
MOV LW 0x9E
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x04
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0x01
MOV WF var_mia
CALL n_microsegs
MOV LW 0x00
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x06
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0x01
MOV WF var_mia
CALL n_microsegs
MOV LW 0xFF
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x05
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0x80 ; 7 es aprox. 100 microseg.
MOV WF var_mia
CALL n_microsegs
//////////////////////////////////////////////////// SECUENCIA TRES
// Renglón # 6
MOV LW 0xF7
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x04
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0x80 ; 7 es aprox. 100 microseg.
MOV WF var_mia
CALL n_microsegs
//////////////////////////////////////////////////// SECUENCIA TRES
// Renglón # 7
MOV LW 0x25
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x04
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x40
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0x01
MOV WF gbl_porte
MOV LW 0x01
MOV WF var_mia
CALL n_microsegs
MOV LW 0x00
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x06
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x40
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0x01
MOV WF gbl_porte
MOV LW 0xFF
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x05
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x40
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0x01
MOV WF gbl_porte
MOV LW 0x80
MOV WF var_mia
CALL n_microsegs
//////////////////////////////////////////////////// SECUENCIA TRES
// Renglón # 8
MOV LW 0xA9
MOV WF gbl_portd

```




```
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x02
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x02
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x80 ; 7 es aprox. 100 microseg.
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
////////////////////// SECUENCIA CUATRO
////////// Renglón # 3
MOVLW 0x56
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x3A
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVLW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x80 ; 7 es aprox. 100 microseg.
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
////////////////////// SECUENCIA CUATRO
////////// Renglón # 4
MOVLW 0x4A
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x08
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x01
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVLW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x08
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0xFF
MOVWF gbl_portd

MOVLW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x01
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
////////////////////// SECUENCIA CUATRO
////////// Renglón # 5
MOVLW 0x5B
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x01
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVLW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x80
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
////////////////////// SECUENCIA CUATRO
////////// Renglón # 6
MOVLW 0x9E
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x20
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x01
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVLW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x20
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0xFF
MOVWF gbl_portd
```




```

MOV LW 0x25
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x04
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x01
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0x01
MOV WF var_mia
CALL n_microsegs
MOV LW 0x00
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x06

MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x01
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0xFF
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x05
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x01
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0x80
MOV WF var_mia
CALL n_microsegs
// SECUENCIA CINCO
// Renglón # 2
MOV LW 0xA9
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x04
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x02
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0x40
MOV WF var_mia
CALL n_microsegs
MOV LW 0x00
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x06
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x02
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0xFF
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x05
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x02
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0x80
MOV WF var_mia
CALL n_microsegs
// SECUENCIA CINCO
// Renglón # 3
MOV LW 0xDC
MOV WF gbl_portd

MOV LW 0x04
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x04
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0x01
MOV WF var_mia
CALL n_microsegs
MOV LW 0x00
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x06
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x04
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0x04
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0xFF
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x05
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x04
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0x80
MOV WF var_mia
CALL n_microsegs
// SECUENCIA CINCO
// Renglón # 4
MOV LW 0x56
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x04
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x08
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0x3A
MOV WF var_mia
CALL n_microsegs
MOV LW 0x00
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x06
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x08
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0xFF
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x05
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x08
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0x80
MOV WF var_mia
// SECUENCIA CINCO
// Renglón # 5
MOV LW 0x4A
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x04
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10

```



```

MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x01
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVLW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x80 ; 7 es aprox. 100 microseg.
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
////////////////////// SECUENCIA CINCO
////////// Renglón # 6
MOVLW 0x5B
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x20
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x01
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVLW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x20
MOVWF gbl_portb
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x20
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x80
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
////////////////////// SECUENCIA CINCO
////////// Renglón # 7
MOVLW 0x9E
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x40
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x01
MOVWF gbl_porte
MOVLW 0x01

```

```

MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVLW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x40
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x01
MOVWF gbl_porte
MOVLW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x40
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x01
MOVWF gbl_porte
MOVLW 0x80
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
////////////////////// SECUENCIA CINCO
////////// Renglón # 8
MOVLW 0xF7
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x80
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x02
MOVWF gbl_porte
MOVLW 0x80
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVLW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x80
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x02
MOVWF gbl_porte
MOVLW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x80
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x02
MOVWF gbl_porte
MOVLW 0x80
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
////////////////////// SECUENCIA CINCO
////////// Phantom
MOVLW 0xFF
MOVWF gbl_portd

```




```

MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x80
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
;;;;;;;;;;;;;;;;;; SECUENCIA SEIS ;;;;;;;;;;;;;;;;;;
;;;;;;;;;;;; Renglón # 4
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0xDC
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x08
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x01
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVLW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x08
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x08
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x80
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
;;;;;;;;;;;;;;;;;; SECUENCIA SEIS ;;;;;;;;;;;;;;;;;;
;;;;;;;;;;;; Renglón # 5
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x3A
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVLW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_portb

MOVLW 0x80
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
;;;;;;;;;;;;;;;;;; SECUENCIA SEIS ;;;;;;;;;;;;;;;;;;
;;;;;;;;;;;; Renglón # 6
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x20
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x01
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVLW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x20
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x20
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x80
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
;;;;;;;;;;;;;;;;;; SECUENCIA SEIS ;;;;;;;;;;;;;;;;;;
;;;;;;;;;;;; Renglón # 7
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x40
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x01
MOVWF gbl_porte
MOVLW 0x01
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVLW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x40
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x01
MOVWF gbl_porte
MOVLW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta

```



```

MOV LW 0x40
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0x01
MOV WF gbl_porte
MOV LW 0x80
MOV WF var_mia
CALL n_microsegs
; SECUENCIA SEIS
; Renglón # 8
MOV LW 0x9E
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x04
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x80
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0x02
MOV WF gbl_porte
MOV LW 0x01
MOV WF var_mia
CALL n_microsegs
MOV LW 0x00
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x06
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x80
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0x02
MOV WF gbl_porte
MOV LW 0xFF
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x05
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x80
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0x02
MOV WF gbl_porte
MOV LW 0x80
MOV WF var_mia
CALL n_microsegs
; SECUENCIA SEIS
; Phantom
MOV LW 0xFF
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x04
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x80
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0x04
MOV WF gbl_porte
MOV LW 0xFF
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x06
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x80
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0x04

MOV WF gbl_porte
MOV LW 0xFF
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x05
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x80
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0x04
MOV WF var_mia
CALL n_microsegs
; Fin del Phantom 5
GOTO label_17
; SECUENCIA SEIS FIN
; INICIO DE LA SECUENCIA SIETE
label_19
MOV LW 0x10
MOV WF Provis
label_20
DECFSZ Provis
GOTO label_21
GOTO label_22
label_21
; SECUENCIA SIETE
; Renglón # 1
MOV LW 0x9E
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x04
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x01
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0x01
MOV WF var_mia
CALL n_microsegs
MOV LW 0x00
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x06
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x80
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0x01
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0xFF
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x05
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x80
MOV WF var_mia
CALL n_microsegs
; SECUENCIA SIETE
; Renglón # 2
MOV LW 0xF7
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x04
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x02

```



```

MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x80
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVLW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x02
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x02
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x80 ; 7 es aprox. 100 microseg.
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
; SECUENCIA SIETE
; Renglón # 3
; MOVLW 0x25

MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x01
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVLW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x80
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
; SECUENCIA SIETE
; Renglón # 4
; MOVLW 0xA9
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x08
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x40

MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
; SECUENCIA SIETE
; Renglón # 5
; MOVLW 0xDC
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x01
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVLW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x80
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
; SECUENCIA SIETE
; Renglón # 6
; MOVLW 0x56
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x20
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x3A
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs

```



```
MOVLW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x20
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x20
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x80
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
// SECUENCIA SIETE
// Renglón # 7
MOVLW 0x4A
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x40
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x01
MOVWF gbl_porte
MOVLW 0x01
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVLW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x40
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x01
MOVWF gbl_porte
MOVLW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x40
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x01
MOVWF gbl_porte
MOVLW 0x80
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
// SECUENCIA SIETE
// Renglón # 8
MOVLW 0x5B
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x80
MOVWF gbl_portb

MOVLW 0x02
MOVWF gbl_porte
MOVLW 0x01
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVLW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x80
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x02
MOVWF gbl_porte
MOVLW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x80
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x02
MOVWF gbl_porte
MOVLW 0x80
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
// SECUENCIA SIETE
// Phantom
MOVLW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x80
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_porte
MOVLW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x80
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_porte
MOVLW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x80
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_porte
MOVLW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVLW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVLW 0x80
MOVWF gbl_portb
MOVLW 0x04
MOVWF gbl_porte
MOVLW 0x80
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
// Fin del Phantom 5 ;
GOTO label_20
// SECUENCIA SIETE FIN
// INICIO DE LA SECUENCIA OCHO
```




```

CALL n_microsegs
;;;;;;;;;;;;; SECUENCIA OCHO
;;;;;;;;;;;;; Renglón # 5
MOVW 0xA9
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x40
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x80
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
;;;;;;;;;;;;; SECUENCIA OCHO ;;;;;;;;; Renglón
# 6
MOVW 0xDC
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x20
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x01
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x20
MOVWF gbl_portb
MOVW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x20
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x80
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
;;;;;;;;;;;;; SECUENCIA OCHO
;;;;;;;;;;;;; Renglón # 7

```

```

MOVW 0x56
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x40
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x01
MOVWF gbl_porte
MOVW 0x3A
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x40
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x01
MOVWF gbl_porte
MOVW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x40
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x01
MOVWF gbl_porte
MOVW 0x80
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
;;;;;;;;;;;;; SECUENCIA OCHO
;;;;;;;;;;;;; Renglón # 8
MOVW 0x4A
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x04
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x80
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x02
MOVWF gbl_porte
MOVW 0x01
MOVWF var_mia
CALL n_microsegs
MOVW 0x00
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x06
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x80
MOVWF gbl_portb
MOVW 0x02
MOVWF gbl_porte
MOVW 0xFF
MOVWF gbl_portd
MOVW 0x05
MOVWF gbl_porta
MOVW 0x10
MOVWF gbl_porta

```



```

MOV LW 0x80
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0x02
MOV WF gbl_porte
MOV LW 0x80
MOV WF var_mia
CALL n_microsegs
;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;; SECUENCIA OCHO
;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;; Phantom
;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;
MOV LW 0xFF
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x04
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x80
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0x04
MOV WF gbl_porte
MOV LW 0xFF
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x06
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x80
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0x04
MOV WF gbl_porte
MOV LW 0xFF
MOV WF gbl_portd
MOV LW 0x05
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x10
MOV WF gbl_porta
MOV LW 0x80
MOV WF gbl_portb
MOV LW 0x04
MOV WF gbl_porte
MOV LW 0x80 ; 7 es aprox. 100 microseg.
MOV WF var_mia
CALL n_microsegs
;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;; Fin del Phantom 8
GOTO label_23
;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;; SECUENCIA OCHO FIN
; } main function end
ORG 0x00000A00

_startup
MOV LW 0xD5
MOV WF gbl_14_LSR
MOV LW 0xC4

MOV WF gbl_14_LSR+D'1'
MOV LW 0xBB
MOV WF gbl_14_LSR+D'2'
MOV LW 0xDC
MOV WF gbl_14_LSR+D'3'
CLRF gbl_15_gbl_aSig
CLRF gbl_15_gbl_aSig+D'1'
CLRF gbl_15_gbl_aSig+D'2'
CLRF gbl_15_gbl_aSig+D'3'
CLRF gbl_15_gbl_bSig
CLRF gbl_15_gbl_bSig+D'1'
CLRF gbl_15_gbl_bSig+D'2'
CLRF gbl_15_gbl_bSig+D'3'
CLRF gbl_15_gbl_zSig
CLRF gbl_15_gbl_zSig+D'1'
CLRF gbl_15_gbl_zSig+D'2'
CLRF gbl_15_gbl_zSig+D'3'
CLRF gbl_15_gbl_aExp
CLRF gbl_15_gbl_bExp
CLRF gbl_15_gbl_zExp
CLRF gbl_15_gbl_zExp+D'1'
CLRF gbl_15_gbl_aSign
CLRF gbl_15_gbl_bSign
CLRF gbl_15_gbl_zSign
CLRF gbl_15_gbl_zSigZero
CLRF gbl_15_gbl_ret
CLRF gbl_15_gbl_ret+D'1'
CLRF gbl_15_gbl_ret+D'2'
CLRF gbl_15_gbl_ret+D'3'
CLRF gbl_float_rounding_mode
CLRF gbl_float_exception_flags
CLRF gbl_float_detect_tininess
GOTO main
ORG 0x00000B00

interrupt
; { interrupt ; function begin
MOV FF FSR0H, Int1Context
MOV FF FSR0L, Int1Context+D'1'
MOV FF PRODH, Int1Context+D'2'
MOV FF PRODL, Int1Context+D'3'
MOV FF Int1Context+D'3', PRODL
MOV FF Int1Context+D'2', PRODH
MOV FF Int1Context+D'1', FSR0L
MOV FF Int1Context, FSR0H
RETFIE 1
; } interrupt function end

END

```