

UNIVERSIDAD DE EXTREMADURA
ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES

**MODELO Y CONTROL DE UN
NANOROBOT CAPAZ DE NAVEGAR EN EL
SISTEMA CIRCULATORIO HUMANO**

**TRABAJO PRESENTADO PARA OPTAR AL TÍTULO DE
GRADO EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA INDUSTRIAL Y AUTOMÁTICA
POR
TRAVER BECERRA, JOSÉ EMILIO**

BADAJOS, 17 DE NOVIEMBRE DE 2015

TRABAJO FIN DE GRADO

AUTOR:

TRAYER BECERRA, JOSÉ EMILIO

DIRECTOR O DIRECTORES:

VINAGRE JARA, BLAS MANUEL

TRIBUNAL DE EVALUACIÓN:

MONTANERO FERNÁNDEZ, JOSÉ MARÍA

ALONSO SÁNCHEZ, FRANCISCO JAVIER

TEJADO BALSERA, INÉS

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. Objeto	1
1.2. Estructura del proyecto	1
2. MICROROBOTS EN EL SISTEMA CIRCULATORIO	3
2.1. Microrrobots	3
2.1.1. Fuentes de energía	3
2.1.2. Técnicas de fabricación	5
2.1.3. Sensores	7
2.1.4. Estrategias y métodos de control	7
2.1.5. Simuladores	8
2.2. Microrrobots en medicina	9
2.2.1. Detección y tratamiento de Cáncer	9
2.2.2. Diagnóstico y Tratamiento de Diabetes	9
2.2.3. Transportadores de Oxígeno	9
2.2.4. Fagocitos Artificiales	10
2.2.5. Coagulante Artificiales	10
2.2.6. Reparación de células	10
2.2.7. Tratamiento de Aterosclerosis	10
2.2.8. Microherramientas	10
2.3. Microrrobots en el sistema circulatorio	11
3. CONDICIONES DEL ENTORNO	12
3.1. Dominio micrométrico	12
3.1.1. Inercia y Dinámica de los Fluidos	12
3.1.2. Fuerzas de rozamiento y arrastre	14
3.1.3. Deformación	14
3.1.4. Fuerzas de atracción y repulsión	15
3.1.5. Fuerzas interatómicas	17
3.1.6. Óptica	18
3.1.7. Efectos cuánticos	18
3.2. Fluidos No-Newtonianos - Reología	18
3.2.1. La sangre	20
3.3. El carácter pulsante del sistema circulatorio	22
4. ROBOTS NADADORES	24
4.1. Propulsión	24
4.1.1. Propulsión autónoma	24
4.1.2. Propulsión inducida	25
4.1.3. Comparación de métodos ABF: rígido o flexible	28
4.2. Flagelo Bacteriano Artificial (ABF)	30
4.2.1. Flagelo artificial rígido	30
4.2.2. Flagelo artificial flexible	31
4.3. Biomimesis de los peces	36
4.3.1. Modelo de propulsión del movimiento Carangiform	37
4.3.2. Modelo cinemático de la cola	38
4.3.3. Actuadores distribuidos	40
4.3.4. Modelo hidrodinámico	40
4.3.5. Modelo cinemático del pez	42
4.4. Emulación de la dinámica de los peces	43
4.4.1. Modelo cinemático de la cola	43
4.4.2. Modelo cinemático del pez	47
4.5. Navegación	47

5. NUESTRO ROBOT	50
5.1. Prototipo	50
5.2. Bancos de prueba	52
6. CONCLUSIÓN	55
7. BIBLIOGRAFÍA	56
ANEXOS	59
A. MOTORES BROWNIANOS	59
A.1. Introducción	60
A.2. Movimiento	61
A.3. Ecuación de Langevin	62
A.4. Movimiento en un campo de fuerzas	63
A.5. Características	65
A.5.1. Pérdida de acoplamiento	65
A.5.2. Condiciones de desarrollo de los motores Browniano	65
B. NOMENCLATURA	67

1 INTRODUCCIÓN

Los últimos logros conseguidos a microescala y en la tecnología han disparado la demanda de microsistemas, especialmente en aplicaciones de fabricación, médicas, telefónicas, entre otras. Debido al auge vivido en los últimos años, el campo de la microrrobótica ha experimentado un gran impulso en su desarrollo e investigación. Los *Microrobots* constituyen el centro de esta nueva tecnología, a pesar de su escaso desarrollo ya poseen un gran potencial, con gran relevancia en aplicaciones de diagnósticos y tratamientos de mínima invasión, estudios biológicos o de ingeniería biomédica, microfluidos, nanofabricación, entre otras posibles aplicaciones.

La microrrobótica es una disciplina neófita de la ingeniería que se basa en el diseño y fabricación de *Microrobots* y que requiere de la comprensión de la micro-física, las técnicas de fabricación y las innovadoras estrategias de control que permitan la propulsión y navegación de estos dispositivos. Así mismo, es primordial conocer cuáles son las limitaciones y factores físicos que caracterizarán el modo de funcionamiento de los *Microrobots* y las cualidades necesarias para lograr su movimiento y navegación por el sistema circulatorio.

Una de sus aplicaciones más importantes es la medicina, puesto que encierra todo un abanico de posibilidades como por ejemplo, la realización de intervenciones quirúrgicas, ofreciendo mecanismos de mínima invasión y con ello, una mejor recuperación para el paciente. Sin embargo, no todo son ventajas, como se observará a lo largo del proyecto; trabajar a la escala micrométrica implica grandes retos en todos los campos científicos, además de un cambio de paradigma. Las técnicas empleadas a nivel macroscópico no funcionan en este nuevo entorno, ya que las leyes de Newton comienzan a perder importancia frente a la física cuántica y los sistemas estocásticos. Por lo que es necesario investigar y entender esta nueva perspectiva.

¿Pero si los métodos actuales no son válidos, como serán capaces los *Microrobots* de navegar por el cuerpo? La respuesta se encuentra en los propios microorganismos y bacterias que recorren nuestro cuerpo segundo a segundo, que son capaces de propulsarse por sí mismos, y al mismo tiempo captar la energía necesaria del medio para su supervivencia.

Ante lo expuesto, el objeto de este proyecto es el análisis del modelo y control de los *Microrobots* capaces de navegar por el sistema circulatorio, y evidenciar las premisas necesarias para profundizar en este campo que abre una vía de investigación y tratamiento de enfermedades que hasta ahora se encuentran muy acotadas.

1.1 Objeto

Los objetivos principales de este proyecto son:

- 1 Establecer las bases de estudio y conceptualización del modelado y control de los *Microrobots*.
- 2 Explicar las necesidades básicas y requerimientos para el correcto funcionamiento de los *Microrobots*.
- 3 Analizar los *Microrobots* capaces de navegar por el sistema circulatorio.
- 4 Emular el movimiento de los *Microrobots* a escala macroscópica.
- 5 Poner de manifiesto las premisas necesarias para profundizar en la microrrobótica.
- 6 Ser el inicio de una nueva línea de investigación en el Departamento de Ingeniería Electrónica, Eléctrica y Automática de la Universidad de Extremadura.

1.2 Estructura del proyecto

Para lograr asentar una base sólida, fuente de futuros proyectos, el proyecto se encuentra estructurado en cuatro capítulos.

En el segundo capítulo se describe el estado del arte de los *Microrobots*, sus posibles aplicaciones médicas, y cuáles son los primeros acercamientos de esta tecnología en el sistema circulatorio. Sin embargo, para poder llevar a cabo la multitud de aplicaciones que se plantearán, y entender el comportamiento que deben adoptar, es necesario conocer cuáles son las condiciones a las que se encontrarán sometidos los *Microrobots* y los inconvenientes que deberán afrontar. Por ello, el tercer capítulo se centra en explicar las características y factores que deben tenerse en cuenta cuando se desea trabajar a dimensiones del orden de los micrómetros, magnitudes comparables a las de una células o bacterias. También se aborda cuál es comportamiento que adquiere un fluido, como la sangre, que constituirá su entorno de trabajo.

Después de conocer las limitaciones y beneficios que proporciona trabajar en el sistema circulatorio a nivel celular, el capítulo cuarto aborda las diferentes alternativas de propulsión y navegación que pueden adoptar los *Microrobots*. Se presentarán los métodos de propulsión más destacados, y se estudiará como reproducirlos a escala macroscópica, para facilitar su comprensión.

Por último, en el quinto capítulo, a partir de los conocimientos adquiridos durante el desarrollo del trabajo se propondrán las características que deberá presentar un prototipo de *Microrobot* a escala, y como podrían ser los bancos de prueba donde emular las condiciones del entorno y realizar mediciones que aporten una información útil y sirva de precedente.

2 MICROROBOTS EN EL SISTEMA CIRCULATORIO

Los últimos logros conseguidos en la microtecnología, los avances tecnológicos y el aumento de la demanda de nuevos microsistemas para aplicaciones en medicina, biotecnología, microfabricación y microsensores, creando pequeños robots capaces de acceder a espacios inaccesibles hasta ahora, tales como el cuerpo humano, han impulsado el campo de la microrrobótica ampliando las capacidades de interacción y exploración a escalas inferiores a las milimétricas.

La microrrobótica es una disciplina de la ingeniería de diseño y fabricación de *Microrobot*, también denominados como nanoids, nanites, nanomachines o nanomites. No hay una definición estandarizada que describa el término *Microrobots* pero es comúnmente aceptado englobar a todos aquellos robots cuyo tamaño se comprende desde las decenas de los nanómetros hasta las unidades de los milímetros. Otros criterios consideran únicamente aquellos capaces de acceder a lugares inferiores a los milímetros. En este trabajo se considera como *Microrobots* aquellos robots cuyos tamaño es del orden de $0,1 - 100 \mu\text{m}$, dimensiones que caracterizarán las fuerzas del entorno y las capacidades que deberán presentar los robots.

Aunque la microrrobótica aún se encuentra en una fase muy temprana de su evolución, ya existe una fuerte influencia de sus capacidades en estudios biológicos o de ingeniería biomédica, microfluidos, microfabricación, aplicaciones militares y aplicaciones médicas, donde los *Microrobots* podrán distribuir antibióticos, curar enfermedades, reparar tejidos dañados o eliminar coágulos que obstruyan el flujo sanguíneo, entre otras muchas aplicaciones.

2.1 Microrobots

Mediante el desarrollo de la microtecnología e investigación en las micromáquinas se pretende conseguir las técnicas y conocimientos necesarios para diseñar y fabricar *Microrobots* capaces de manipular la materia a escala micrométrica, es decir, máquinas del tamaño 80 veces menos el diámetro del pelo humano. Sin embargo, esta simple tarea está sujeta a numerosos impedimentos, ausentes a nivel macroscópico, donde la fuerza dominante es la inercia, mientras que el movimiento de los *Microrobots* estará influenciado por las fuerzas superficiales en las que se incluyen fuerzas de adhesión, arrastre y viscosas [1]. Por debajo de las decenas de las micras, efectos como el movimiento Browniano (ver Anexo A) y las interacciones químicas darán una descripción estocástica del movimiento [2]. Por otro lado, las dimensiones que presentarán los *Microrobots* implican nuevos retos en la fabricación, fuentes de alimentación y actuadores, aspectos que tienen múltiples soluciones en los robots tradicionales, pero carentes de ellas en los *Microrobots*.

Esta nueva tecnología ofrecerá grandes beneficios en una gran multitud de aplicaciones, sobre todo en medicina, donde los *Microrobots* revolucionarán por completo este campo. Sin embargo, el diseño y control de robots a escala micrométrica implican grandes dificultades como el desconocimiento físico de este nuevo entorno, el comportamiento de estos sistemas ante perturbaciones externas, las limitaciones energéticas, los tipos de actuadores, los medios de fabricación y la dificultad de observar, localizar y controlar estos pequeños robots.

En los siguientes apartados se detallan los principales aspectos que deben considerarse para la implementación de los *Microrobots* y los avances más relevantes alcanzados en la comunidad científica.

2.1.1 Fuentes de energía

En primer lugar se tratará el factor más importante en cualquier organismo o sistema, los medios de obtención de energía, ya que puede llegar a considerarse el principal obstáculo para lograr *Microrobots* operativos. Hay una gran variedad de planteamientos sobre cómo obtener la energía y cuál puede ser su fuente de emisión (interna o externa). La definición de esta característica es incluso más importante que en los robots tradicionales, pues la forma de extraer la energía dará lugar a una serie de limitaciones que favorecerán un modo de funcionamiento u otro, y las aplicaciones que podrán realizar.

Por lo general, la energía requerida por los *Microrobots* será del orden de los nanovatios (nW) [2], nivel insignificante en comparación con los robots macroscópicos, pero sigue siendo demasiado alta para una

fuentes de energía propia, lo que hace necesario buscar otras alternativas. Dentro de la gran variedad de formas con las que obtener la energía y proporcionarla a los sensores y actuadores, se distinguen dos grandes categorías [3]: "Power Onboard" y "Transmitted Power".

Dentro de la categoría "Power Onboard" los métodos más simplistas se basan en almacenar la energía justa y suficiente para realizar las operaciones definidas en el periodo de tiempo estimado [4]. Las fuentes de energía que encajan con esta característica son las baterías de corriente continua. Sin embargo, debido a las dimensiones en las que deben fabricarse, no llegaría a proporcionar la suficiente energía y supondría un aumento de peso que al mismo tiempo produciría una mayor demanda de potencia. Los últimos avances permitirían utilizar baterías "Thin-film", que difieren de las tradicionales en sus métodos de fabricación, ya que éstas emplean las mismas técnicas de fabricación que los circuitos electrónicos. Una alternativa menos sofisticada son sus análogos en potencia, los condensadores, los cuales presentan un índice de potencia-peso mucho mayor.

Otros investigadores apuestan por la incorporación de electrodos, que usando los electrolitos presentes en la sangre permitan producir energía, o a través de fuente de calor del cuerpo humano. Este método limita la navegación de los *Microrobots* hacia trayectorias con gradientes de temperatura positivos que aseguren un suministro constante de energía. Un ejemplo de esto es la generación de energía como resultado del efecto *Seebeck*, producido cuando dos metales diferentes están unidos y se encuentran a diferentes temperaturas generando una diferencia de potencial. El inconveniente de los gradientes de temperatura es solventado con una de las alternativas de mayor controversia, la extracción de energía de radioisótopos. El rechazo de los pacientes a introducir en sus cuerpos pequeñas dosis de sustancias radiactivas, a pesar de asegurar su facilidad para proteger la sustancia y evitar posibles contactos con el cuerpo humano, es el principal motivo de descarte de esta alternativa.

Propuestas más complejas sugieren utilizar la energía desprendida en reacciones exotérmicas, basadas en generar una reacción de estas características al combinar la sangre con pequeñas dosis de activador almacenado en los *Microrobots*, o aprovechar las propias reacciones metabólicas del cuerpo humano, tales como la combinación de oxígeno y glucosa, sustancias que se encuentran en gran abundancia. Este último método es el preferido por la mayoría de la comunidad científica, pues permite la utilización de una fuente de energía abundante que permite descuidar relativamente la eficiencia energética.

Sin embargo, las últimas investigaciones se enfocan en los "NanoGenerators", mecanismos que permiten obtener pequeñas cantidades de energía a partir de las vibraciones o presiones generadas en el entorno [5]. Su funcionamiento se basa en el efecto piezoeléctrico, es decir, al producir pequeñas deformaciones sobre el material se generan diferencias de potencial que pueden ser utilizadas directamente o almacenadas.

Con objeto de reducir las limitaciones impuestas por los métodos anteriores, y evitar un diseño a una escala sumamente pequeña, surgen las técnicas "Transmitted Power", que consisten en transmitir la energía de forma inalámbrica a través de equipos externos que produzcan las excitaciones necesarias en el medio o en los *Microrobots*, de forma que ellos puedan transformar las excitaciones en energía.

El transporte de energía por medios cableados no se plantea dado su inviabilidad, pues limita los recorridos de navegación y requiere un mayor esfuerzo de control para evitar posibles atascos. Así mismo, implica un riesgo añadido en la salud del paciente, quien pudiera padecer problemas de circulación o reaccionar de forma inesperada. Por esta razón, la única forma de suministrar la energía, frente a las técnicas "Power Onboard", es a través de sistemas inalámbricos, capaces de propagarse por el aire, los tejidos humanos y la sangre. Respecto a esta metodología destacan principalmente tres planteamientos: energía por inducción, óptica o acústica.

La transferencia de energía por inducción hace uso de los campos magnéticos para inducir pequeñas corrientes eléctricas en el circuito eléctrico de los *Microrobots*, que deberán tener un receptor con forma de espiral. La principal ventaja que presenta es su facilidad de escalado, pues requiere un diseño sencillo. La energía capaz de transmitir dependerá en gran medida del campo magnético generado, el diseño del transmisor y receptor (dimensiones), y la distancia entre ellos. Estos dos últimos parámetros jugarán un

papel crítico pues la potencia transmitida es inversamente proporcional al cuadrado de esta distancia y directamente proporcional a la raíz cuadrada de la dimensión del receptor.

Una segunda alternativa es capturar la radiación de los rayos de luz y convertirla en energía eléctrica. Un ejemplo de la viabilidad de este planteamiento es la energía que se puede extraer de la luz solar, para un espacio abierto es de $1,3 \text{ kW/m}^2$ y 1 W/m^2 en una zona cerrada, aunque habrá lugares del sistema circulatorio en los que la radiación recibida sea insuficiente para el correcto funcionamiento. Otras de sus limitaciones son los bajos niveles de tensión y corriente que se obtienen.

El último planteamiento consiste en obtener energía a partir de vibraciones acústicas generadas por una fuente externa, y que serán transmitidas a través del cuerpo. El concepto utilizado para obtener la energía es análogo a los “NanoGenerators”, pero en este caso las vibraciones no son las proporcionadas por el entorno sino aquellas generadas desde el exterior con un sonar ultrasónico, por ejemplo. Respecto al receptor puede utilizarse elementos piezoeléctricos o magnetostrictivos.

2.1.2 Técnicas de fabricación

La fabricación de robots tradicionales utiliza una gran variedad de materiales y máquinas para realizar todo tipo de operaciones, además de incorporar los mecanismos, fuentes de energía y sensores necesarios. Sin embargo, esta forma de trabajar no es extensible a la microescala por lo que es necesario buscar alternativas que se adapten a la microfabricación. Gracias a los avances de las últimas décadas en la fabricación electrónica, que constantemente está en investigación, se han desarrollado nuevas herramientas y técnicas que permiten trabajar a escalas cada vez menores. Las principales técnicas de fabricación están limitadas a dos dimensiones de cientos de micras y un espesor del rango de las micras a los nanómetros. Sin embargo, con la aparición de los Sistemas Microelectromecánicos (MEMS), se desarrollarán nuevos procesos de fabricación en las tres dimensiones del espacio y con tamaño más inferiores [1].

Aunque actualmente existen una gran cantidad de métodos que permiten trabajar en dimensiones próximas a la escala nanométrica, algunos de ellos recogidos en la Tabla 2.1, las últimas metodologías e investigaciones se están centrando en el autoensamblaje molecular. Un claro ejemplo es la creación de nanotubos de carbono (CNT).

A continuación se destacarán los métodos de microensamblado, autoensamblado y deposición, para más información consultar [2] y [6]. También se citarán los materiales más adecuados para la fabricación de estos pequeños robots.

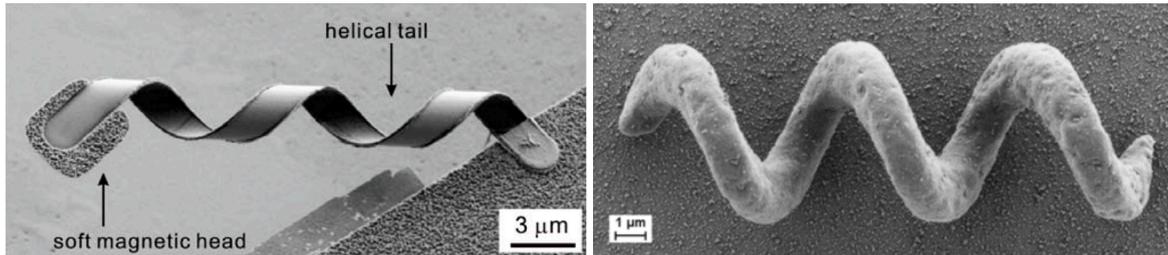
Tabla 2.1 Tecnologías de fabricación. Fuente [1]

Tecnología	Mínima escala
Fotolitografía	>30 nm
“Electron Beam” Litografía	4-5 nm
Nanolitografía	~ 10 nm
Microscopio de sonda de barrido (SPM)	~ 3 nm
“Reactive-ion etching” (RIE)	>50 nm
“Focused ion Beam” (FIB)	>30 nm

Las técnicas de fabricación por deposición o máscaras consisten en emplear las tecnologías ya desarrolladas para la fabricación de componentes electrónicos, basadas en la deposición consecutiva de materiales para una construcción por capas o a través de máscaras que permitan el grabado selectivo en materiales fotosensibles.

Uno de los métodos innovadores en el diseño de componentes nanométricos y micrométricos es “Soft lithography”. La diferencia de esta tecnología con otras es que emplea moldes flexibles ofreciendo una mayor libertad en el diseño. Sin embargo, la técnica que sigue siendo pionera en este campo es la tecnología MEMS, con la que se logró realizar un Flagelo Artificial (ABF) en 2009 (ver Figura 4.22a), que

es uno de los modelos de propulsión propuestos en el apartado 4.1. Dos años después se desarrollaron nuevas estructuras como la mostrada en la Figura 2.1b. Este tipo de tecnología desempeñará un papel importante tanto en el diseño de herramientas como el desarrollo de componentes que formen estos pequeños sistemas, gracias a la versatilidad que ofrece para estructuras tridimensionales.



(a) Flagelo Artificial (ABF), con cabeza magnetizada y cola helicoidal. Fuente [6] (b) Flagelo Artificial (ABF), compuesto por polímero magnetizado. Fuente [6]

Figura 2.1

Las diferentes tecnologías de fabricación citadas permiten obtener de forma relativamente sencilla el diseño final de los *Microrobots*, pero las funcionalidades tridimensionales de estos diseños están muy limitadas. Para lograr diseños que ofrezcan características más optimizadas se opta por el microensamblado, es decir, se construyen las diferentes partes de la estructura y posteriormente son acopladas de forma manual. El inconveniente que presenta esta metodología es la precisión que alcanza, del orden de $100 \mu\text{m}$, y que dependerá en gran medida del sistema de manipulación, además de las horas de trabajo que conlleva.

Una alternativa al microensamblado y la fabricación 2D es el autoensamblado, donde la fuerza de interacción entre las diferentes partes de la estructura causa su propia unión. En la Figura 2.2 se muestra un ejemplo del resultado obtenido por esta técnica. En comparación con la técnicas de microensamblado, el autoensamblado puede realizarse a menor escala y en un periodo de tiempo más corto.

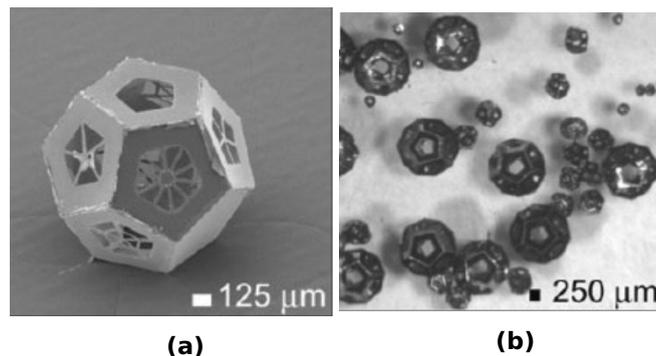


Figura 2.2 Poliedro 3D fabricado mediante autoensamblado. Fuente [2]

El elemento principal para la fabricación será el carbón, intentado crear estructuras cristalinas como la del diamante [1]. Dependiendo del tipo de aplicaciones que desarrollen y de cómo naveguen o sean controlados se emplearán diferentes materiales. En el caso de utilizar mecanismos en los que el campo magnético desempeñe un papel importante se escogerán materiales como níquel, hierro, cobalto o cualquier aleación que los incorpore. Respecto al comportamiento eléctrico puede ser aislado mediante una fabricación con polímeros o conducido con superficies conductoras. Finalmente, la estructura que se consiga deberá ser robusta para poder operar en un entorno viscoso, y al mismo tiempo flexible, con objeto de proporcionar total libertad de movimiento.

En aplicaciones biológicas o médicas donde los *Microrobots* naveguen por las cavidades del sistema circulatorio, la biocompatibilidad será un factor determinante, pues una vez introducidos en el cuerpo humano

tendrán que evitar ser detectados por el sistema inmunológico u ocasionar cualquier tipo de reacción [1]. Este campo aún no ha recibido la suficiente atención y apenas se han realizado investigaciones que profundicen en él, pero ya existen algunas ideas de cómo solventar el problema de la biocompatibilidad. En primer lugar es necesario utilizar materiales biocompatibles, requisitos que no cumple la mayoría de los elementos utilizados para la fabricación de *Microrobots*, sobre todo los materiales metálicos. En segundo lugar se requiere prevenir su inhabilitación por parte del sistema inmunológico (fagocitos) a partir mecanismos físicos o protocolos de actuación. La mejor opción para evitar cualquier ataque o reacción del sistema inmunológico, ya que en algunas situaciones no es posible encontrar los materiales adecuados, es recurrir la superficie con sustancias o elementos biocompatibles, como polímeros o Glicocalix, que minimiza la formación de coágulos de sangre, adsorción y bioactividad.

Respecto a la estructura será más fácil evitar la reacción del cuerpo humano cuanto más suave sea la superficie, y su estructura molecular se aproxime a la del diamante. En el supuesto de que estas medidas no fueran suficientes en una situación específica y fueran neutralizados por los fagocitos, tendrían que inducir el proceso de exocitosis (expulsión de las sustancias ingeridas).

2.1.3 Sensores

Para que los *Microrobots* puedan llevar acabo las acciones indicadas será necesario que estén equipados con una serie de sensores que les permitan identificar el entorno y localizar las células objetivo o ubicación de destino. Hay una gran variedad de opiniones sobre la forma y utilidad que deberán tener, aunque todas ellas coinciden en el empleo de sensores químicos, sistemas ópticos o visión artificial [4]. Además de estos sensores algunas estrategias de control plantean incorporarán sistemas de comunicación interna para establecer una red de comunicación entre los *Microrobots* [7].

Con la incorporación de sensores químicos se podrán identificar los obstáculos y las células objetivo durante la navegación, gracias a la caracterización de las concentraciones químicas monitorizadas. Esta misma información, de gran valor médico, podrá ser transmitida al exterior. Los sistemas ópticos son empleados en una gran variedad de aplicaciones en robots terrestres aunque para entornos líquidos su rango de operación se encuentra limitado. Hay sensores adaptados a las características del medio como los laser "rangerfinders", pero presentan el inconveniente de que su alta potencia de trabajo pueda excitar las moléculas que se encuentren relativamente cercanas.

Respecto al sistema de visión artificial, constituiría una gran característica, pues permitiría observar el mundo a escala micrométrica y el funcionamiento del cuerpo humano desde una nueva perspectiva, además, de abrir un amplio abanico de posibilidades para el control de navegación e identificación. Sin embargo, las herramientas y avances actuales todavía no han alcanzado a diseñar una cámara de tales dimensiones, y que disponga de la calidad suficiente para poder reescalar las imágenes sin una excesiva pérdida de información. Este método no sólo implica la complejidad del sistema de visión artificial, sino también una compleja red de comunicación entre el exterior y los *Microrobots*, para transferir la información capturada con la cámara y recibir las órdenes de control.

2.1.4 Estrategias y métodos de control

En este apartado se tratarán las diferentes estrategias de búsqueda e identificación que podrán desempeñar estos pequeños robots, así como las diferentes metodologías de navegación [8]. La forma de aplicar estas técnicas estará íntimamente relacionada con el método de propulsión implementado, que serán comentados posteriormente en el capítulo 4, aunque estos mecanismos para determinadas técnicas se limitarán a un plano auxiliar, es decir, el torrente sanguíneo actuará como principal impulsor y la navegación artificial adquirirá el control cuando se detecte el objetivo, corrigiendo la trayectoria, o cuando las perturbaciones del medio provoquen la pérdida del objetivo.

Para desarrollar las formas de actuación y búsqueda se tomará como base el comportamiento de los microorganismos biológicos, que se mueven hacia las fuentes de energía (nutrientes) y se alejan de la zonas con sustancias peligrosas. Estos microorganismos presentan una serie de sensores naturales que les permiten detectar dónde se ubican los nutrientes y generar la señal de control correspondiente para desplazarse

hacia ellos. Cuanto mayor es la concentración detectada, mayor será la velocidad de desplazamiento, y si durante el recorrido hay una alta concentración de sustancias nocivas se realiza una corrección de la trayectoria. Estas serán las premisas de las que partirá el funcionamiento de los *Microrobots*, es decir, una técnica basada en búsqueda por "Polling".

La conversión del modelo biológico a un entorno artificial se traduce en el empleo de sensores químicos que determinen la dirección del movimiento mediante el muestreo y análisis de la sangre. A continuación se detallan los principales métodos de búsqueda e identificación de las células:

- Aleatorio: los robots recorren el sistema circulatorio a través del flujo sanguíneo hasta localizar su objetivo, como consecuencia de las perturbaciones del entorno (ruido Browniano), sin ningún tipo de perturbación externa hasta llegar al lugar de destino.
- Seguidor de gradientes: los *Microrobots* navegan por la sangre y al mismo tiempo monitorizan las concentraciones de E-cadherin. Cuando el nivel sea lo suficientemente alto modificarán la trayectoria hacia los gradientes positivos de concentración. La dirección de avance será estimada mediante pequeños movimientos en direcciones aleatorias y a una velocidad proporcional al cambio de la concentración. Si las estimaciones realizadas no se corresponden con los niveles medidos para un determinado número de muestras o el nivel de concentración desaparece, se considerará un fallo de medida y los *Microrobots* entrarán en un estado de ahorro de energía para desplazarse con el movimiento de la sangre.
- Seguidor de gradientes con avisador: el método de actuación es igual que el anterior pero además, cuando alcancen el objetivo emitirán una señal (acústicas o química) para ayudar al resto de *Microrobots* a localizar, más fácilmente, la zona objetivo.

Esta última técnica implica también una red de comunicación, que sería una de las cualidades más idóneas para mejorar el comportamiento de los *Microrobots* pues permitiría la formación de grupos de trabajo. También supondría la adicción de más sensores para poder generar y detectar múltiples señales.

Respecto a las técnicas de control más estudiadas se basan principalmente en el empleo de dos algoritmos: "Evolutionary Decision" y "Neural Motion". En el primer método se pretende realizar un trabajo cooperativo con diversos grupos de *Microrobots*. Una tarea global será dividida en subtareas repartidas entre los diferentes grupos. Para poder llevar a cabo correctamente los objetivos que se les marcan a cada uno, deberán interactuar entre ellos y reaccionar de forma conjunta a los estímulos del entorno a través de un conjunto de acciones predefinidas. La implementación de este tipo de control se realiza a través de algoritmos genéticos. Respecto al segundo método, se basa en una red estocástica anticipativa. Con este tipo de algoritmos se obtiene un conjunto de datos asociados, que proporcionan la información relativa al esfuerzo que deben realizar los *Microrobots* para alcanzar los destinos y llevar a cabo las acciones definidas.

2.1.5 Simuladores

Las herramientas de simulación juegan un papel crucial en el desarrollo de este nuevo campo, ya que permiten entender y comprender la dinámica de los *Microrobots* en un entorno poco familiar. Gracias a las simulaciones se puede realizar la comparación entre diferentes estrategias de control, técnicas de propulsión y otra gran variedad de parámetros, aprovechando las debilidades y fortalezas de cada una para desarrollar nuevas metodologías.

El software más destacado es el *Nanorobots Control Design* (NCD), que fue desarrollado para este fin específico y proporciona una simulación gráfica y analítica del comportamiento de los *Microrobots*, para el entorno caracterizado en el capítulo 3. Otras herramientas son Matlab, Fluent y Comsol donde las simulaciones se realizan a través de modelos matemáticos. En el caso de Fluent y Comsol es posible conocer la dinámica del flujo sanguíneo sin la necesidad de aplicar ningún tipo de modelo, especificando una serie de parámetros (viscosidad, número de Reynolds, etc.) y las condiciones de contorno.

2.2 Microrobots en medicina

Uno de los objetivos que se espera alcanzar con la microtecnología y los *Microrobots* es introducirlos como si de un submarino se tratará en el torrente sanguíneo, como ilustraba el famoso largometraje *Fantastic Voyage* para realizar una cirugía de mínima invasión. Desde el punto de vista científico y conceptual permitirán profundizar en los conocimientos, a nivel microscópico, de las células y las reacciones del cuerpo humano a diferentes estímulos, e incluso, el funcionamiento del propio cerebro humano observando la respuesta inmediata a estímulos y reacciones del cuerpo.

Respecto a una visión más práctica y cotidiana podrán ser utilizados para el suministro de fármacos de forma localizada, consiguiendo tratamientos más efectivos y con un periodo de actuación más corto, monitorización de la concentraciones de nutrientes o ayuda a los agentes inflamatorios (leucocitos) para conseguir una recuperación más rápida de los tejidos dañados.

Estas son algunas de las aplicaciones que podrían realizarse con esta nueva tecnología aunque existen planteamientos más arriesgados que aseguran poder tratar cualquier tipo de enfermedad, desde problemas del corazón hasta el cáncer, localizando y tratando tumores, o incluso aumentar la resistencia el sistema inmunológico, erradicando algunas enfermedades.

En futuras décadas el principal apoyo de la medicina se desplazará desde la ciencia médica a la ingeniería médica. Sin embargo, el empleo de estas nuevas tecnologías ponen en duda los límites de la ética en este campo. El Dr. Richard Thompson, profesor de filosofía ética [4], dice que la herramienta más importante es la comunicación, y que es primordial para la sociedad que las organizaciones médicas y los gobiernos discutan ahora la microtecnología y nanotecnología, mientras la industria aún está en la infancia. En los siguientes apartados se abordarán las aplicaciones más destacadas en el campo de la medicina [4].

2.2.1 Detección y tratamiento de Cáncer

El desarrollo de los *Microrobots* puede proporcionar grandes avances en el diagnóstico y tratamiento del cáncer. Pueden ser de gran ayuda realizando tratamiento más óptimos, ya que los actuales se basan en radioterapias o quimioterapias que a menudo destruyen más células sanas que afectadas.

Los *Microrobots* deberán ser capaces de distinguir los diferentes tipos de células (malignas o sanas) a través del antígeno que difiere para cada célula. Para ello se recurrirá a sensores químicos que, además de identificar el tipo de células, sean capaces de detectar los diferentes niveles de E-caderin y Beta-catenin existentes en la fase primaria y la metástasis, pudiendo así emplear estrategias de localización descentralizadas. Los *Microrobots* médicos destruirán las células que únicamente pongan en peligro la salud del paciente, y será con herramientas específicas o la inyección localizada de medicamentos.

Un ejemplo de este tipo de robot puede ser los **Pharmacyte**, que serían capaces de realizar un reparto preciso y exhaustivo de los fármacos necesarios para cada célula.

2.2.2 Diagnóstico y Tratamiento de Diabetes

El transporte de glucosa en el flujo sanguíneo es importante para mantener correctamente el metabolismo humano pues su correcto nivel es la clave para diagnosticar y tratar la diabetes. Con la ayuda de sensores químicos se podrá determinar si el paciente necesita una inyección de insulina o cualquier otro medicamento prescrito.

Uno de los objetivos será mantener la concentración de glucosa dentro de unos márgenes, además la información captada por los *Microrobots* podría ser transmitida posteriormente por radiofrecuencia a un teléfono o cualquier otro dispositivo, informado así al paciente de su estado, o para posteriores diagnósticos.

2.2.3 Transportadores de Oxígeno

Respirocyte es un glóbulo rojo artificial que contiene un pequeño tanque donde almacena oxígeno y dióxido de carbono a grandes niveles de presión. La función de estos *Microrobots* consiste en detectar los niveles de presión de oxígeno y dióxido de carbono cuando transcurra por los capilares pulmonares. En función de estos niveles se bombeará el gas que se encuentre en menor proporción y absorberá el de

mayor presión parcial. Los *Respirocyte* imitan la acción de los glóbulos rojos pero estos serán capaces de distribuir más oxígeno por unidad de volumen que una célula natural.

2.2.4 Fagocitos Artificiales

Microbivore es un fagocito artificial cuya función será imitar a los reales, es decir, patrullará el flujo sanguíneo en busca de patógenos para neutralizarlos. Los *Microbivore* después de ser introducidos por vía intravenosa desinfectarán todo el cuerpo en una hora o menos, considerando incluso las mayores infecciones. Esto implicaría grandes avances en la medicina actual ya que podría erradicar numerosas enfermedades y evitar el contagio de aquellas más peligrosas.

2.2.5 Coagulante Artificiales

Clottocyte es una plaqueta artificial que transporta una pequeña malla que al entrar en contacto con el plasma se disuelve en una membrana pegajosa que evita el derrame de sangre, además de suministrar los componentes necesarios para acelerar la coagulación. El autor de este *Microrobot*, Robert A. Freitas Jr. [1] asegura que son 1000 veces más rápidos que los mecanismos coagulantes naturales del cuerpo humano.

Sería de gran utilidad en los pacientes con heridas superficiales o internas que produjeran grandes hemorragias, ya que aumentaría considerablemente el tiempo disponible para realizar cualquier tipo de intervención, sobre todo en pacientes hemofílicos.

2.2.6 Reparación de células

Chromalloyte es una hipotética célula artificial reparadora capaz de reemplazar cromosomas pertenecientes a cualquier tipo de célula. Revertiendo así los efectos de una enfermedad genética o cualquier otro tipo de afección codificada en los genes. El método de actuación consistiría en localizar aquellas células dañadas, introducirse en ellas, examinarlas e identificar su actividad. Una vez conocido la función de la célula se procedería a repararla. Finalizado el proceso, el *Chromalloyte* volvería al flujo sanguíneo en búsqueda de nuevas células dañadas.

Mediante una correcta organización de los *Microrobots* se lograría restaurar desde células hasta tejidos u órganos por completos.

2.2.7 Tratamiento de Aterosclerosis

La aterosclerosis consiste en la acumulación de placas sobre las paredes del corazón y las arterias, originando que el paso de sangre por estas zonas se reduzca, dificultado el flujo sanguíneo. Los riesgos que ocasiona este tipo de afección son el bloqueo de las arterias por la formación de coágulos, o que el desprendimiento de las placas obstruyan vasos sanguíneos más pequeños. Estos bloqueos privarán a los tejidos de sangre y oxígeno, ocasionando daños o incluso la gangrenación de los tejidos. Es uno de los motivos más comunes de ataque cardíaco o de accidente cerebrovascular.

El objetivo de los *Microrobots* consistiría en localizar las zonas afectadas por esta afección, detectar las placas adheridas, desprenderlas, y descomponerlas a un tamaño lo suficientemente pequeño para que puedan circular por la sangre sin provocar obstrucciones en los sucesivos vasos sanguíneos de menor tamaño.

2.2.8 Microherramientas

Se ha comentado que los *Microrobots* deberán incorporar una serie de sensores que les permitirán detectar e identificar las células que son objeto de su misión, además de los que se requieran para su navegación.

Pero también deben incorporar las herramientas que les faciliten completar satisfactoriamente sus objetivos, las cuales deberán ser incluso más pequeñas que los propios robots. En este apartado se describen brevemente las principales herramientas que pueden ser utilizadas para las aplicaciones anteriores.

- **Almacén de fármacos**, secciones huecas dentro de los robots para albergar pequeñas dosis de fármacos, para poder liberar la dosis exacta cuando se localice la herida o infección. Aunque la cantidad almacenada será despreciable, aplicada directamente en la zona afectada puede ser más efectiva que los tratamientos tradicionales, los cuales confían en el sistema circulatorio para llevar la medicación a la zona afectada.
- **Sondas y cuchillas** para romper obstrucciones o desprender las placas adheridas a las paredes de los tejidos. Mecanismos que permitan agarrar y desmenuzar las plaquetas desprendidas o los bloques fragmentados, ya que si su tamaño no fuera lo suficientemente pequeño podrían generar más problemas que los beneficios que se esperaban obtener.
- **Generador de microondas o señales ultrasónicas** para destruir las células cancerígenas, ya que la ruptura de las células malignas podrían liberar sustancias que propagasen aún más la enfermedad. El empleo de microondas o señales ultrasónicas sintonizadas adecuadamente, romperían los enlaces químicos, matando así las células sin romper sus paredes.
- **Electrodos** que matarían las células cancerígenas generando una corriente eléctrica a través de ellas, aumentando su temperatura hasta producir su muerte.
- **Lasers** lo suficiente potentes para quemar y vaporizar materias nocivas como plaqueta en las arterias, células cancerígenas o coágulos de sangre.

2.3 Microrobots en el sistema circulatorio

Los *Microrobots* dentro del sistema circulatorio podrán ser utilizados como una herramienta más dentro de la medicina actual. Permitirán alcanzar lugares inaccesibles para las herramientas actuales, abriendo nuevas vías de investigación y tratamiento de enfermedades que hasta ahora se encontraban muy acotadas. Serán capaces de detectar las enfermedades antes de que éstas puedan producirse o extenderse por el resto del organismo, ya que tendrán acceso a las células que originan las afecciones del organismo.

Las principales investigaciones, como en la Universidad de Monash [9], se enfocan en el gran potencial de los *Microrobots* para aplicaciones cardiovasculares, en las cuales deberán navegar por el sistema circulatorio en búsqueda de la causa de la enfermedad. Por otro lado, Corea del Sur destina sus recursos de investigación al tratamiento de cáncer con *Microrobots* [10], capaces de detectar las células cancerígenas mediante sensores químicos y atacarlas directamente con fármacos. Otros grupos de investigación, en cambio, enfocan sus esfuerzos al tratamiento de la aterosclerosis, donde el objetivo será destruir las placas adheridas a las paredes de las arterias. Este mismo comportamiento y funcionalidad podrán ser empleados para eliminar coágulos de sangre que dificultan la circulación.

Sin embargo, la inyección de los *Microrobots* en el sistema circulatorio aún implican grandes retos en las etapas de diseño, fabricación y control. Estos pequeños robots presentarán un tamaño similar al de las células, dimensiones que únicamente son capaces de proporcionar las técnicas de fabricación ya comentadas en el apartado 2.1.2. Las técnicas de control también desempeñarán un papel fundamental en su trabajo, ya que serán estas las que permitan navegar por el sistema circulatorio y localizar las zonas indicadas mediante actuadores externos o en su propia programación. Cualquier fallo que se cometa durante la navegación o durante el desarrollo de las tareas puede desembocar en graves lesiones e incluso la muerte del paciente, como consecuencia de la ruptura de algún vaso sanguíneo o la reacción del sistema inmunológico, comportamiento que es diferente para cada paciente.

3 CONDICIONES DEL ENTORNO

El mundo microscópico se encuentra gobernado por las mismas leyes físicas que en el nivel macroscópico. Sin embargo, la interpretación e importancia que tienen los fenómenos a tales dimensiones son radicalmente diferentes, ya que la magnitud de las fuerzas son por lo general dependientes del tamaño del objeto al que afectan. Las estructuras tendrán tamaños próximos a las células por lo que la suposición del continuo pierde su validez y es necesario profundizar en el comportamiento de los fluidos y como las acciones externas les afectan [11]. Además la física cuántica comienza a ser la causa y explicación de ciertos fenómenos, así como la incertidumbre, cuyos efectos comienzan a tener importancia [2], sobre todo en la escala nanométrica.

Es fácil de observar la relevancia que adquieren las diferentes fuerzas que actúan sobre un cuerpo según la escala que se considera. Los insectos son un claro ejemplo de ello, pues poseen habilidades que no son posibles a escalas mayores, como aquellos capaces de caminar por la superficie del agua.

3.1 Dominio micrométrico

En un entorno micrométrico las dimensiones son tan reducidas que un objeto puede considerarse confinado en único punto. La consecuencia directa de esta afirmación es el aumento del índice área-volumen, es decir, los efectos originados por fenómenos superficiales toman un primer plano en el análisis de fuerzas. Los efectos de la gravedad serán despreciables frente al rozamiento, las fuerzas de adhesión y fuerzas viscosas. Estas variables jugarán un papel fundamental para determinar los de modelos propulsión. Respecto a los conceptos cinemáticos se deberá asumir una escasa magnitud del número de Reynolds (Re).

Para posteriores análisis se asume que todas las dimensiones son proporcionales a una magnitud característica L , pudiendo expresar su volumen como $\sim L^3$, y el área $\sim L^2$.

3.1.1 Inercia y Dinámica de los Fluidos

Uno de los aspectos más interesantes en el movimiento de los *Microrobots* es la ausencia de la inercia, pues sus efectos son prácticamente despreciables. Su relativa magnitud y las fuerzas debidas a la viscosidad dan lugar a un medio dominado por un bajo número de Reynolds, lo que constituye una de las claves para el diseño de los sistemas de propulsión.

Una forma de clasificar y caracterizar los tipos de flujo desarrollados es a través del número de Reynolds, el cual es una medida de los efectos inerciales respecto a las fuerzas viscosas, que viene denominado por la siguiente ecuación:

$$Re = \frac{\rho V L}{\mu} \quad (3.1)$$

donde ρ es la densidad, V es la velocidad y μ es la viscosidad dinámica. Para las dimensiones que se abordan, fluidos típicos como el agua¹ tienen un número de Reynolds del orden de 0, 1 o inferior.

Para números de Reynolds inferiores a la unidad el tipo de flujo desarrollado es conocido como flujo Stokes, caracterizado por su lento desarrollo alrededor de un cuerpo [12]. La importancia de que un fluido pueda englobarse en esta clasificación, se comprende con la analogía de que una persona intente nadar en una piscina de miel, las fuerzas inerciales son despreciables frente a la viscosidad del medio. Mediante la ecuación de Navier-Stokes, es posible demostrar que la fuerza de arrastre es proporcional a la velocidad, y que únicamente un cuerpo se puede mover por la acción de una fuerza externa:

$$\rho \left(\frac{d\vec{V}}{dt} + \vec{V} \cdot \nabla \vec{V} \right) = -\nabla p + \mu \nabla^2 \vec{V} + \vec{F} \quad (3.2)$$

¹El agua tiene una densidad de $\rho = 997 \text{ kg/m}^3$ y una viscosidad dinámica $\mu = 8,90 \cdot 10^{-4} \text{ Pa} \cdot \text{s}$, para 25°C [12]

El término izquierdo de la ecuación (3.2) representa la inercia, que puede considerarse nula como se ha explicado anteriormente. La ecuación resultante es (3.3), la cual describe los tipos de fluidos comentados:

$$\nabla P = \mu \nabla^2 \vec{V} + \vec{F} \quad (3.3)$$

De la ecuación (3.3) se extrae que el flujo de Stokes es independiente del tiempo, y por lo tanto el flujo desarrollado será el mismo para cualquiera que sea su velocidad. Además el flujo será reversible, es decir, un movimiento contrario al ya realizado conducirá a las condiciones iniciales [11] [13]. El problema resultante de ello es que se requieren mecanismos flexibles o rotatorios para generar el movimiento, es decir, aquellos que realicen un movimiento “no-recíproco”.

En la Tabla 3.1 se muestra una comparación del número de Reynolds para diferentes escalas y fluidos. El objetivo de esta comparación es distinguir cuáles son las condiciones necesarias para conseguir las características de un fluido a escala micrométrica, pero a una escala algo superior, del orden de los milímetros, permitiendo así emular el entorno en el que navegarán los *Microrobots* en futuros experimentos.

Tabla 3.1 Comparación del número de Reynolds para diferentes fluidos y longitudes características. Fuente [12]

Escala	Fluido	L (m)	$\rho(25^\circ C)(Kg/m^3)$	V (m/s)	$\mu(25^\circ C)(Pa \cdot s)$	Re
Micro	Agua	$100 \cdot 10^{-6}$	997	10^{-3}	$8,90 \cdot 10^{-4}$	0,1120
Mili	Agua	$1 \cdot 10^{-3}$	997	0,1	$8,90 \cdot 10^{-4}$	112,02
Mili	Miel	$1 \cdot 10^{-3}$	1360	0,1	0,4	0,34
Mili	Aceite	$1 \cdot 10^{-3}$	960	0,1	0,65	0,1476
Mili	Aceite de silicona	$1 \cdot 10^{-3}$	960	0,1	100	0,00097

Otra de las implicaciones que supone encontrarse en un entorno predominado por bajos números de Reynolds es que el “movimiento recíproco” da lugar a un desplazamiento prácticamente nulo. En otras palabras, si los *Microrobots* realizan un determinado movimiento para propulsarse y vuelven a realizarlo en sentido contrario, el resultado obtenido es encontrarse en la misma posición (flujo reversible). El carácter predominante de las fuerzas viscosas provocan la cancelación de los efectos cuando el movimiento es simétrico. En la Figura 3.1 se muestran dos situaciones donde se distingue entre un movimiento recíproco y no recíproco. Será únicamente este segundo el que genere la propulsión de los *Microrobot*.

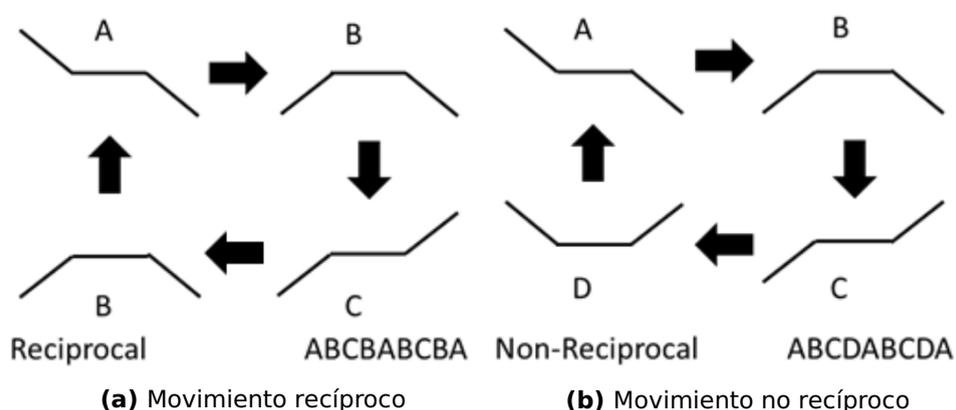


Figura 3.1 Tipo de movimiento. Fuente [12]

El motivo por el cual un movimiento recíproco no permite desplazamiento se ejemplifica en la siguiente situación. Considérese una persona que intenta navegar en una piscina donde el agua ha sido sustituida por miel, y el elemento que tiene para propulsarse es un remo. En el caso de que éste fuera rígido, cada impulso generado al remar sería anulado por el siguiente movimiento (considerando que el remo no sale

de la piscina) que volvería a la posición inicial, y por lo tanto no habría desplazamiento. En un movimiento no recíproco no todas las fuerzas son compensadas por el siguiente movimiento, sino que hay una fuerza resultante que provoca el desplazamiento, como se observa en la Figura 3.2. El “movimiento no recíproco” se obtendría a partir de un remo flexible que genera un movimiento asimétrico.

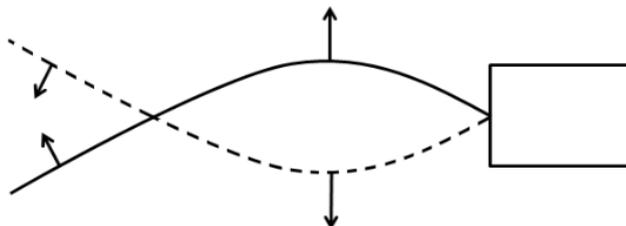


Figura 3.2 Movimiento no recíproco con un “remo flexible”. Fuente [12]

Exactamente un movimiento asimétrico es necesario para lograr dirigir el movimiento Browniano. La importancia del movimiento no recíproco se refleja directamente en el “*Feynman’s ratchet*” (Trinquete de Feynman). En el Anexo A se profundiza sobre este concepto, el movimiento Browniano.

La viscosidad es otro factor de gran importancia. Define la resistencia de un fluido a ser deformado bajo la acción de un esfuerzo tangencial. Esta propiedad física se encuentra definida por el enlace entre moléculas. Matemáticamente se puede definir como el cociente entre la fuerza tangencial y la resistencia del fluido a dicho movimiento.

Las principales consecuencias de encontrarse en un ambiente viscoso son las pérdidas del comportamiento líquido para asumir las características propias de un sólido, aumentado así las fuerzas de rozamiento existentes en el desplazamiento [1]. Este efecto también se evidencia en la Tabla 3.1 donde se muestra cómo los fluidos con una mayor viscosidad presentan un número de Reynolds más bajo, indicando que el flujo estará gobernado por las fuerzas viscosas.

3.1.2 Fuerzas de rozamiento y arrastre

Las fuerzas de rozamiento a escala micrométrica representan un papel crucial para el movimiento de los *Microrobots*, pues cualquier variación del área de contacto, la carga o la velocidad implican un gran cambio en el coeficiente de rozamiento, dificultando el cálculo de su magnitud [1]. La fricción por lo tanto será función de los parámetros anteriores.

Una de las peculiaridades de los fluidos es que la fuerza de arrastre sobre una esfera (diámetro d) puede ser calculada a través de la función lineal (3.4), conocida como la Ley de Stokes, que es válida para fluidos con $Re < 1$ [12] [11]. Para alcanzar la relación expresada se ha utilizado como modelo una esfera pero también es extensible a cuerpos no esféricos utilizando un radio equivalente, pues la forma del cuerpo es menos importante cuanto menor es el número de Reynolds. De la ecuación citada es posible afirmar que la velocidad es inversamente proporcional a la viscosidad del medio, para todos los demás parámetros constantes.

$$F_{drag} = 3\pi\mu dV_s \quad (3.4)$$

3.1.3 Deformación

El concepto de rigidez es cuestionable en el dominio micrométrico. Las estructuras o mecanismos micrométricos, al contrario a los cuerpos sólidos, presentan una constante elástica muy pequeña. Esto implica una alta sensibilidad a cualquier esfuerzo externo, y susceptibilidad a las deformaciones locales.

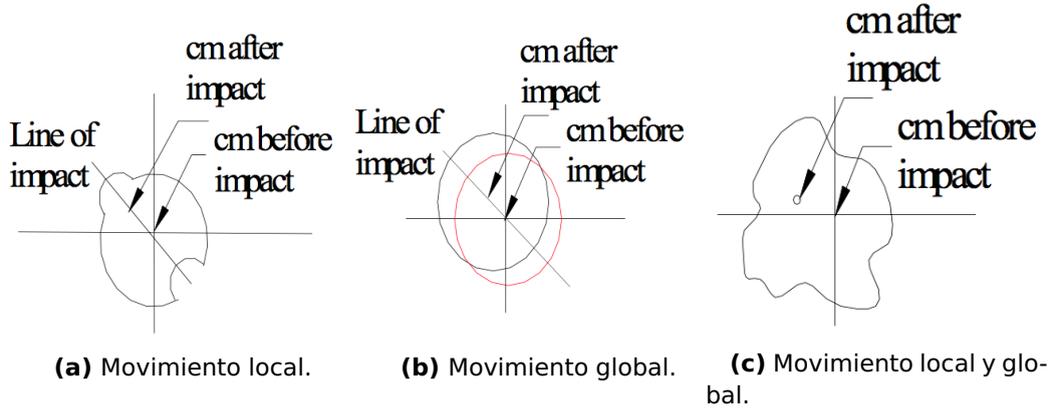


Figura 3.3 Deformación de una micropartícula. Fuente [1]

Los efectos de una pequeña constante de elasticidad, considerando una micropartícula que recibe impactos aleatorios de su entorno, se traducen en dos efectos principalmente. La micropartícula manifestará una deformación local (ver Figura 3.3a) cuando reciba un impacto, dando lugar al desplazamiento de su centro de masas como causa de la deformación. En segundo lugar, considerando únicamente el movimiento global de la micropartícula, es decir, no hay deformaciones locales, se produciría un desplazamiento con motivo de la energía cinética absorbida durante el impacto (ver Figura 3.3b). La suma de ambas contribuciones resultará en una deformación local y un desplazamiento global. Este fenómeno se repetirá de forma continua en el tiempo como causa del movimiento aleatorio de las partículas.

3.1.4 Fuerzas de atracción y repulsión

Las fuerzas electrostáticas son consideradas tanto a nivel macroscópico como microscópico, pero es su repercusión la que varía en función de las dimensiones consideradas [11]. Para entender la importancia que adquieren estas fuerzas, en primer lugar se describirá la fuerza electrostática entre dos láminas paralelas y posteriormente se realiza el análisis de sus efectos a dimensiones micrométricas.

La capacidad generada por dos superficies separadas por un dieléctrico es definida en (3.5), donde A denota el área de las láminas, x la distancia de separación entre ellas, ϵ es la constante dieléctrica (permitividad) y U la diferencia de potencial entre las dos superficies.

$$C = \epsilon \frac{A}{x} \quad (3.5)$$

Cuando ambas láminas son sometidas a una diferencia de potencial se comienza a almacenar energía debido a la presencia de un campo eléctrico en su interior. La energía acumulada se encuentra definida por la siguiente relación:

$$W = \frac{1}{2}CU^2 \quad (3.6)$$

La fuerza de atracción entre las placas se expresa como la derivada de la energía acumulada respecto a la distancia de separación entre las superficies ($F = \frac{dW}{dx}$), aunque la fuerza generada es constante, es posible distinguir dos situaciones, cuando la carga sea constante o la tensión es constante. Para dichas situaciones la fuerza ejercida puede expresarse como se muestra en las ecuaciones (3.7) y (3.8), respectivamente.

$$F_U = \frac{\epsilon AU^2}{2x^2} \quad (3.7)$$

$$F_Q = \frac{Q^2}{2\epsilon A} \quad (3.8)$$

Teniendo en cuenta las consideraciones realizadas al principio de este capítulo, respecto a la magnitud característica y la aproximación del área y volumen de los *Microrobots*, así como que $x \sim L$, se puede asumir que la fuerza F_U es constante para variaciones de la magnitud característica y F_Q es inversamente proporcional al cuadrado ($\sim L^{-2}$). Esta última fuerza presentará una mayor repercusión conforme se reduzca la escala.

Por otro lado, los efectos electromagnéticos han dado lugar a grandes debates en la comunidad científica debido a las discrepancias de opiniones, aunque dichas opiniones pueden ser correctas dependiendo de la escala a la que hayan sido examinadas y cuantificadas.

Sea considerada una fuerza entre dos imanes idénticos con una magnetización M , un volumen ν , separados una distancia x y alineados respecto a sus ejes. El campo magnético creado por un imán, empleando el modelo de dipolos puntuales, se puede expresar como:

$$H(x) = \frac{M\nu}{2\pi x^3} \quad (3.9)$$

siendo la magnitud de atracción/repulsión del otro imán (3.10), donde μ_0 es la permeabilidad del espacio entre los imanes. Respecto a dicha magnitud cabe destacar que la magnetización del imán permanece constante a cualquier escala, pues es una propiedad intrínseca.

$$F_m = \mu_0 M\nu \left| \frac{\partial H}{\partial x} \right| = \frac{2\mu_0 M^2 \nu^2}{2\pi x^4} \quad (3.10)$$

Al igual que para las fuerzas electrostáticas, considerando las mismas suposiciones de la magnitud características para una separación de los imanes (x) constante, se obtiene que la fuerza electromagnética es realmente débil, proporcional a $\sim L^6$. Sin embargo, cuando la distancia entre imanes no es constante y es proporcional a las dimensiones de la magnitud característica L , dicha fuerza presenta una mayor relevancia $\sim L^2$. Aunque si se considera la unidad de fuerza por volumen (F_M/ν), esta sería mucho mayor, del orden de $\sim L^{-1}$.

Respecto a las fuerzas intermoleculares, son de especial interés ya que siempre están presentes y su repercusión aumenta conforme las dimensiones se reducen, este es el caso de las fuerzas de Van der Waals. Para comprender su influencia en los *Microrobots*, éstos se considerarán como una esfera de radio r , inmersa en un entorno infinito para simplificar su análisis.

$$F_{vdW} = \frac{Hr}{8\pi x^2} \quad (3.11)$$

Las fuerzas de Van der Waals están determinadas por la expresión (3.11), donde x es la distancia de separación y H es la constante de Hamaker que depende del tipo de material, aunque típicamente se encuentra en el orden de $10^{-21} - 20^{-20} J$. La repercusión de esta fuerza es proporcional a $\sim L^{-1}$, es decir, cuanto menores sean las dimensiones, mayor será su importancia respecto a otras. También cabe mencionar las tensiones superficiales creadas entre la esfera y el medio como consecuencia de que los *Microrobots* se encuentran sumergidos en un fluido con un alto grado de humedad.

En la Figura 3.4 se ilustran los efectos de cada una de las fuerzas analizadas en comparación con la gravedad y las dimensiones consideradas. Los ejemplos empleados para analizar las características de las distintas fuerzas también son mostrados en la parte superior derecha, donde se indica que la separación entre los materiales es αr , donde α es un factor de ponderación que permitirá observar la variación de los efectos ante pequeñas variaciones de la magnitud característica.

La figura mencionada anteriormente informa que la fuerza dominante para dimensiones superiores a la unidad ($r > 1$) es la gravedad, mientras las fuerzas magnéticas se convierten en las dominantes para valores inferiores a la unidad ($r < 1$), hasta 10^{-6} donde las fuerzas electrostáticas comienzan a tomar una mayor relevancia en comparación con las magnéticas.

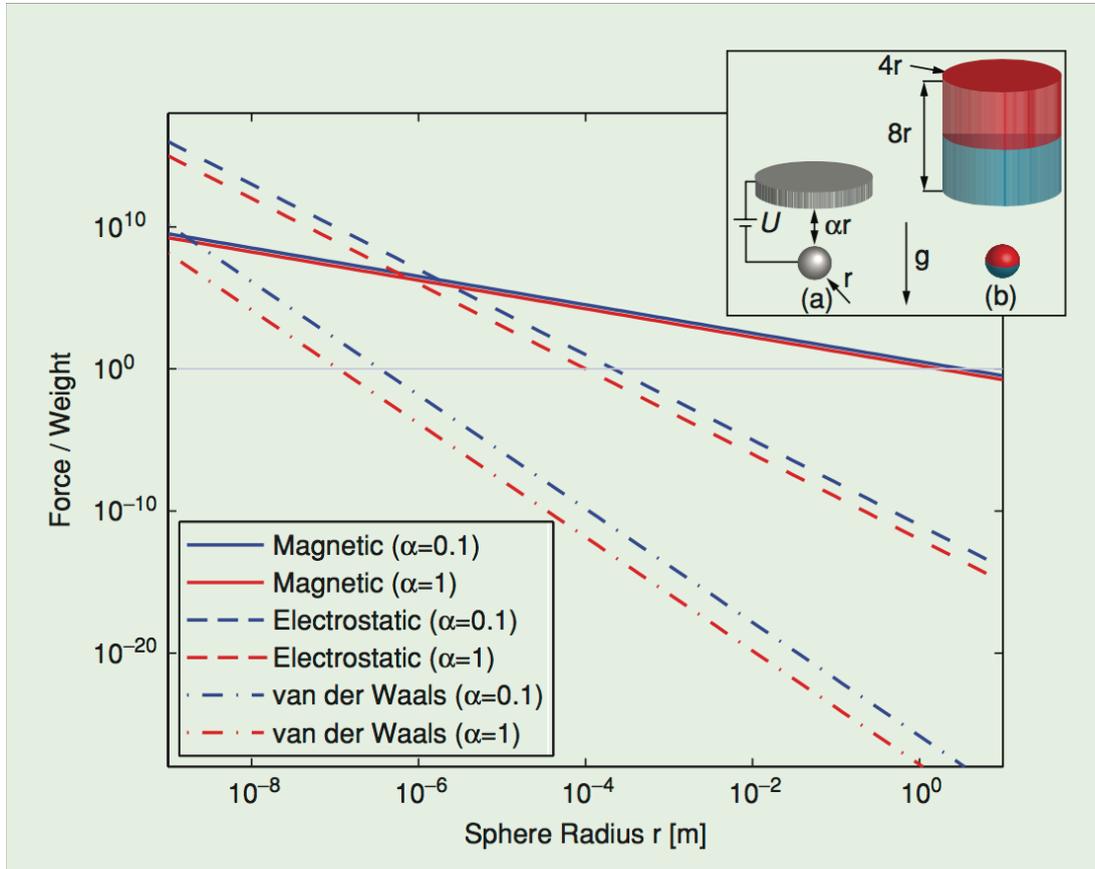


Figura 3.4 Efectos del escalado de las fuerzas de atracción frente a la gravedad. Para esta representación se han utilizado valores típicos ($\rho = 6,7 \times 10^{13} \text{ kgm}^3$, $U = 100 \text{ V}$, $M = 1,1 \times 10^6 \text{ A/m}$). Fuente [11]

Respecto a las fuerzas de Van der Waals su contribución es mayor que la gravedad para dimensiones inferiores a 10^{-7} , y sigue aumentando conforme se reduce la escala. Ante cambios del factor α los resultados obtenidos son análogos, aunque varían los límites anteriormente comentados hacia valores superiores.

3.1.5 Fuerzas interatómicas

Considerando la fuerza de Van der Waal entre dos moléculas con una separación r entre ellas [14], su interacción viene dada por :

$$E(r) = -\frac{A}{r^n} + \frac{B}{r^m} \tag{3.12}$$

donde A y B son constantes del tipo de elemento que se esté considerando (molécula). Por ejemplo, para el Argón $A = 8 \times 10^{-77} \text{ Jm}^6$ y $B = 1,12 \times 10^{-133} \text{ Jm}^{12}$.

La fuerza neta de Van de Waals se define mediante la siguiente ecuación:

$$F_{vdW} = -\frac{dE}{dr} \tag{3.13}$$

siendo r la magnitud característica.

La relevancia de las fuerzas de atracción (término positivo de (3.12)) es $\sim L^{-7}$, mientras que las fuerzas de repulsión (término negativo de (3.12)) alcanza una importancia relativamente superior, del orden de $\sim L^{-13}$.

Es evidente que las repercusiones de estas fuerzas a nivel macroscópico son imperceptibles.

3.1.6 Óptica

Las principales limitaciones de los métodos ópticos son debido a la difracción de la onda. Cuando una onda de longitud λ es proyectada sobre un elemento (de dimensiones L) aparece el efecto de divergencia sobre la onda reflejada [14]. El ángulo de divergencia es, aproximadamente:

$$\beta \approx \frac{\lambda}{L} \quad (3.14)$$

Por lo tanto $\beta \sim L^{-1}$.

Cuando un elemento es irradiado con lentes de apertura fija ($NA = \mu \sin \beta$, donde μ es el índice de refracción), la resolución es determinada por el diámetro mínimo de la zona irradiada, el cual es definido por el criterio de Rayleigh que se enuncia a continuación:

$$L = \frac{2\lambda}{\pi \mu \sin \beta} \quad (3.15)$$

Por simplicidad, se puede aproximar $\mu \sin \beta$ a la unidad, obteniendo que la resolución es aproximadamente igual a la mitad de la longitud de onda del haz de luz proyectado. Para un color que se encuentra en medio del espectro visible como la luz verde, λ es de 550 nm, por lo que la resolución de un microscopio óptico debería ser de 300 nm.

Sin embargo, esta resolución aún no es suficiente, ya que si desea alcanzar dimensiones inferiores a los 100 nm es necesario usar otro tipo de fuente con una longitud de onda tal y como los haces de electrones. Pero aún estamos lejos de desarrollar una tecnología que permita proyectar rayos de luz con tal longitud de onda, aunque comienzan a investigarse microscopios electrónicos de transmisión (TEM) capaces de visualizar las columnas de átomos en los cristales.

3.1.7 Efectos cuánticos

Cuando el tamaño de los elementos comienza a ser cada vez más pequeño, los efectos cuánticos comienzan a tomar relevancia y tener repercusión [14], aunque en la mayoría de las situaciones presentan efectos a nivel eléctrico. Estos efectos deben tenerse en cuenta cuando la longitud de onda del elemento es cercana a la del electrón.

Bajo estas condiciones ciertas nanopartículas denominadas como puntos cuánticos, se comportan como si fueran átomos pero a una escala mayor. Estos sistemas a veces también son referenciados como sistemas de dimensión cero (0-D). Cálculos de mecánica cuántica indican que el nivel electrónico es discreto, tal y como en un átomo, al contrario que un elemento sólido en el cual los niveles energéticos están agrupados en bandas de energía.

3.2 Fluidos No-Newtonianos - Reología

En el apartado anterior se han enunciado las principales propiedades y características de trabajar a una escala micrométrica. Sin embargo, aún no se ha realizado ninguna mención de cómo el cambio de dimensiones afecta al comportamiento y propiedades de los fluidos, sobre todo en el caso que nos aborda, la sangre. Aunque muchas de sus propiedades son similares al agua, éstas son calculadas a partir del supuesto de que el fluido es homogéneo, criterio que pierde su validez a unas dimensiones tan reducidas [15]. A tal escala, las fuerzas externas que actúan sobre el fluido modifican sus propiedades provocando que se comporte como un fluido no-Newtoniano. Así pues, para conocer las características de la sangre a nivel micrométrico es necesario conocer previamente cuáles son las características y propiedades que definen los fluidos

No-Newtonianos.

Los fluidos no-Newtonianos se diferencian de los Newtonianos en que la viscosidad es variable en función de las fuerzas aplicadas, así como la deformación que sufre en cada instante de tiempo [16] [17]. Los fluidos no-Newtonianos pueden clasificarse, en una primera instancia, en tres tipos:

- 1 Comportamiento independiente del tiempo.
- 2 Comportamiento dependiente del tiempo.
- 3 Viscoelásticos.

Los *fluidos independientes del tiempo* se caracterizan en que las tensiones tangenciales dependen únicamente de la velocidad de deformación. Dentro de esta categoría se pueden distinguir cuatro nuevos tipos de fluidos, cuyo comportamiento se esquematiza en la Figura 3.5.

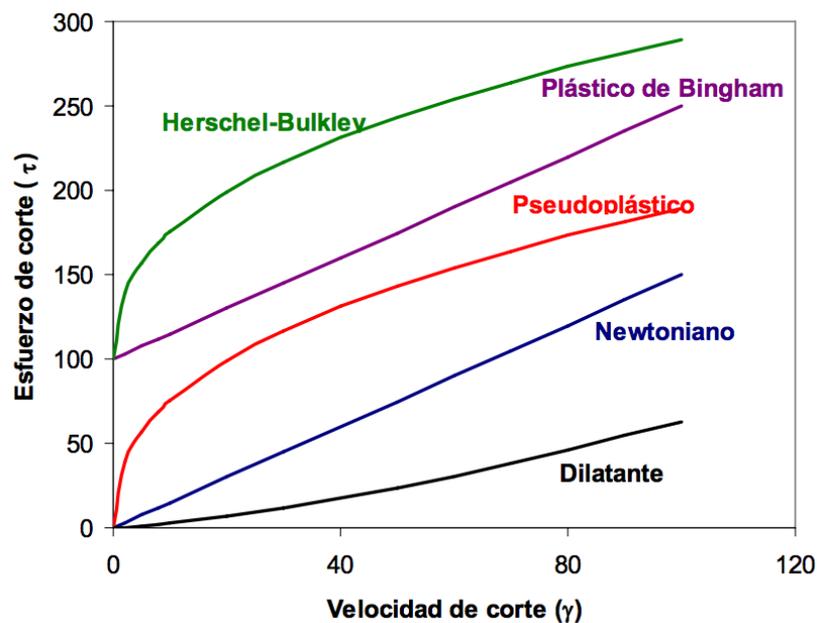


Figura 3.5 Fluidos no-Newtonianos, comportamiento independiente del tiempo. Fuente [16]

- **Plástico ideal o de Bingham:** son aquellos fluidos que para tensiones tangenciales inferiores a un valor característico presentan un comportamiento elástico. Para tensiones superiores se pueden tratar como si fuera un fluido Newtoniano. Este valor característico está determinado por dos constantes: la tensión tangencial de fluencia (tensión a partir de la cual el fluido modifica su comportamiento), y el coeficiente de viscosidad plástica.
- **Fluidos pseudoplásticos:** son aquellos fluidos en los que la deformación no se produce a partir de una tensión de fluencia, pero la viscosidad es alta para bajas velocidades de deformación y decrece con el incremento de la velocidad del esfuerzo tangencial (velocidad de corte), hasta alcanzar un valor constante.
- **Dilatantes:** al igual que los pseudoplásticos, no tienen una tensión de fluencia inicial y su viscosidad aumenta conforme se incrementa la velocidad, esto es debido a que comienzan a aparecer esfuerzos de interacción sólido-sólido.

Los *fluidos dependientes del tiempo* tienen un comportamiento más complejo de describir que los anteriores, ya que la viscosidad aparente no depende únicamente de la velocidad de deformación, sino también del tiempo durante el cual actúa la tensión tangencial. Dentro de este tipo de existen dos categorías:

- **Fluidos tixotrópicos:** son fluidos que se distinguen en que la tensión tangencial disminuye con el tiempo. Otra característica de los tixotrópicos es que cuando se les aplica una tensión tangencial creciente dan un curva cerrada similar a un lazo de histéresis.
- **Fluidos reopécticos:** son fluidos que, al contrario que los anteriores, la tensión tangencial aumenta con el tiempo.

Por último, los *fluidos viscoelásticos* exhiben propiedades elásticas y viscosas, el más simple es aquel que desde el punto de vista de la viscosidad se comporta como newtoniano y en lo referente a su elasticidad sigue la ley de Hooke, es decir, hasta una cierta tensión recupera su forma original. Para un flujo estacionario el comportamiento es análogo a un fluido Newtoniano. Sin embargo, al variar la tensión tangencial comienzan a manifestarse los efectos elásticos.

3.2.1 La sangre

La sangre está formada por glóbulos blancos, rojos y plaquetas que se encuentran suspendidos en el plasma (solución acuosa de proteínas, moléculas orgánicas y minerales) [18]. El plasma representa el 55 % del volumen de la sangre, y éste a su vez el 8 % del peso del cuerpo. Los glóbulos rojos tiene un tamaño aproximado de $7 - 5 \mu\text{m}$ de diámetro y $2 \mu\text{m}$ de espesor. Las plaquetas, en cambio, tienen un diámetro inferior $2 - 4 \mu\text{m}$.

La cantidad de partículas dentro del plasma causa que el comportamiento de la sangre sea no-Newtoniano. Si los esfuerzos son lo suficientemente altos, la sangre exhibirá un comportamiento Newtoniano. Sin embargo, si estos se encuentran por debajo de unas determinadas condiciones, no es posible ignorar el comportamiento no-Newtoniano.

El origen de los efectos no-Newtonianos radica en la microestructura corpuscular. La sangre es un fluido predominantemente pseudoplástico (ver Figura 3.6) ya que es la cualidad con mayor impacto en su comportamiento, especialmente en condiciones de flujo estacionario o en regímenes de baja deformación. Este comportamiento surge como consecuencia de la desagregación de los glóbulos rojos ante el aumento de los esfuerzos tangenciales. A su vez también es la causa de un comportamiento tixotrópico, pero no es tan predominante, ya que también depende de otro tipo de factores, como la deformación tangencial o axial.

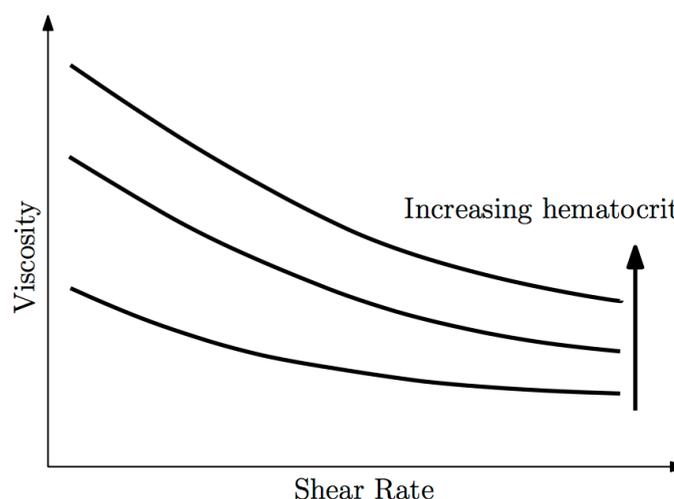


Figura 3.6 Dependencia de la viscosidad de la sangre humana en función de los esfuerzos, y diferentes niveles de hematocrito. Fuente [18]

También se evidencia una naturaleza viscoelástica. Las propiedades viscoelásticas proceden de los glóbulos rojos, que se distinguen por su destacada deformabilidad elástica, asociada con la habilidad de agregar

formas tridimensionales conocidas como rouleaux. Los efectos viscoelásticos se magnifican por el carácter pulsante del flujo sanguíneo.

Respecto al carácter tixotrópico es un comportamiento transitorio pero el carácter pulsante del flujo prolonga sus efectos en el tiempo, de la misma forma ocurre con los efectos viscoelásticos. Su influencia respecto a otras propiedades es relativamente menor, pudiendo llegar a ignorarse en algunas situaciones. Sus repercusiones son más pronunciadas cuanto menor es el esfuerzo tangencial. Una de las dificultades que presenta su cuantificación, es la sensibilidad a la composición de la sangre, por lo que su comportamiento variará para diferentes individuos y condiciones biológicas.

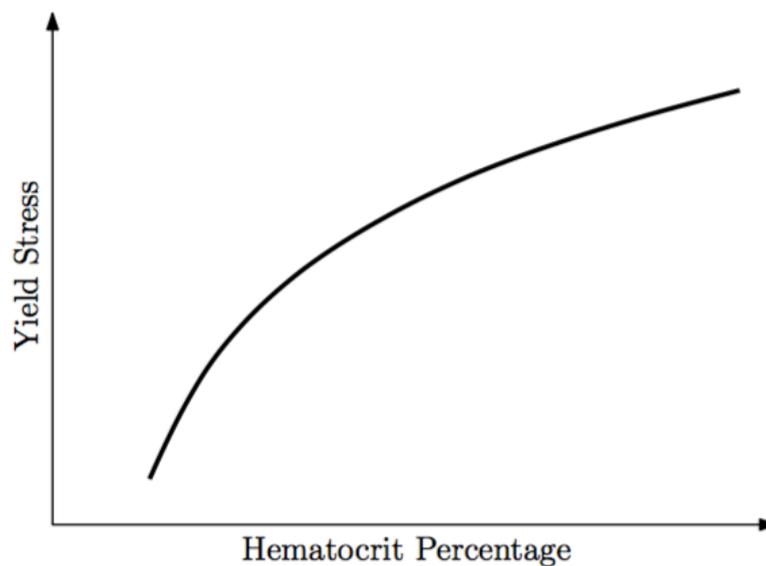


Figura 3.7 Tensión de fluencia en función de los niveles de hematocrito. Fuente [18]

Otros estudios también indican la presencia, en determinadas condiciones, de una tensión de fluencia. Ésta se encuentra directamente relacionada con la concentración de proteínas de fibrinógeno contenidas en el plasma y el nivel de hematocrito. En la Figura 3.7 se muestra la dependencia de esta tensión en función del nivel de hematocrito. En ella se observa que para valores críticos del nivel de hematocrito la tensión desaparece o es despreciable. La tensión de fluencia contribuye a la coagulación de la sangre después de una herida o lesión, aunque también puede ayudar a la formación de coágulos de sangre (trombosis) y la obstrucción de las venas en algunos casos. No tiene una importancia significativa en aquellos vasos sanguíneos relativamente grandes, pero sí en los capilares.

Una vez llegado a este punto es comprensible entender la complejidad del comportamiento de la sangre y por lo tanto la dificultad de realizar un único modelo que lo identifique. El modelo que intente reflejar el comportamiento de la sangre, en el sistema circulatorio, deberá tener en cuenta sus características y la relevancia de cada una de ellas.

Un único modelo no puede contemplar todas las complejidades de la sangre, por lo que se hace necesario utilizar diferentes modelos para representar todas las características. Los modelos presentarán diferencias significativas y por lo tanto conducirán a resultados diferentes, debido a su complejidad y capacidad para abordar los diferentes fenómenos. En la Tabla 3.2 se recogen los modelos utilizados en [18] para describir la sangre como fluido no-Newtoniano.

Tabla 3.2 Modelos de fluidos no-Newtonianos comúnmente usado para describir la sangre. La nomenclatura utilizada es descrita en el Anexo B. Fuente [18].

Modelo	Ecuación	Propiedad no-Newtoniana
Carreay-Yasuda	$\mu = \mu_{\infty} + \frac{\mu_0 - \mu_{\infty}}{[1 + (\lambda \dot{\gamma})^{\alpha}]^{\frac{1-n}{\alpha}}}$	Pseudoplástico
Casson	$\tau^{1/2} = (k \dot{\gamma})^{1/2} + \tau_0^{1/2}$	Tensión de Fluencia
Power law	$\tau = k \dot{\gamma}^n$	Pseudoplástico
Cross	$\mu = \mu_{\infty} + \frac{\mu_0 - \mu_{\infty}}{1 + \lambda \dot{\gamma}^m}$	Pseudoplástico
Herschel-Bulkley	$\tau = k \dot{\gamma}^n + \tau_0$	Pseudoplástico, Tensión de Fluencia
Oldroyd-B	$\tau + \lambda_1 \tau^{\nabla} = \mu_0 (\dot{\gamma} + \lambda \dot{\gamma}^{\nabla})$	Viscoelasticidad
Quemada	$\mu = \mu_p \left(1 - \frac{k_0 + k_{\infty} \sqrt{\dot{\gamma}/\dot{\gamma}_c}}{2(1 + \sqrt{\dot{\gamma}/\dot{\gamma}_c})} \phi \right)^{-2}$	Pseudoplástico
Yeleswarapu	$\mu = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty}) \frac{1 + \ln(1 + \lambda \dot{\gamma})}{1 + \lambda \dot{\gamma}}$	Pseudoplástico
Bingham	$\tau = k \dot{\gamma} + \tau_0$	Tensión de Fluencia
Eyring-Powell	$\mu = \mu_{\infty} + \frac{(\mu_0 - \mu_{\infty}) \sinh^{-1}(\lambda \dot{\gamma})}{\lambda \dot{\gamma}}$	Pseudoplástico
Ree-Eyring	$\tau = \tau_c \sinh \frac{\mu_0 \dot{\gamma}}{\tau_c}$	Pseudoplástico

Como se ha mencionado anteriormente, la mayoría de las propiedades no-Newtonianas son debidas a la microestructura de la sangre y particularmente a la concentración, distribución y propiedades mecánicas de los glóbulos rojos.

3.3 El carácter pulsante del sistema circulatorio

Se han mencionado las propiedades de la sangre como un fluido estático, propiedades que se verán modificadas cuando se apliquen las fuerzas externas. Sin embargo, cuando los *Microrobots* sean sumergidos dentro del sistema circulatorio no estarán en un entorno estacionario, sino que éste estará sometido a una fuerza externa periódica, es decir, las contracciones del corazón que impulsan la sangre por todo el sistema circulatorio.

El flujo sanguíneo deberá tratarse como un flujo pulsante cuyas variaciones en magnitud y frecuencia son diferentes de un vaso sanguíneo a otro. Esto repercutirá en gran medida en las fuerzas viscosas y, a su vez, en la dinámica de los *Microrobots*, cuyo movimiento y navegación se encuentra determinado en gran medida por estas fuerzas como se verá posteriormente. Aunque en un principio la velocidad del fluido puede resultar beneficioso desde el punto de vista del movimiento y ahorro energético, esto no es así para todas las situaciones.

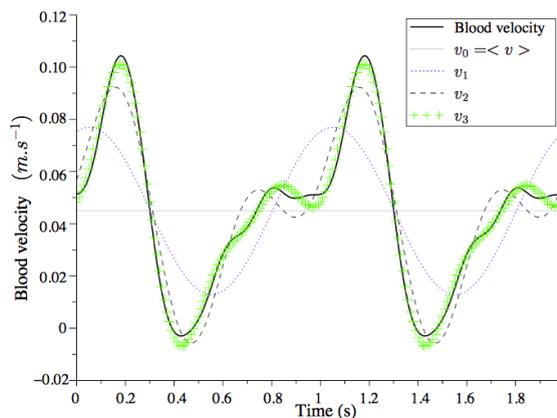


Figura 3.8 Velocidad de la sangre. v_0 significa la velocidad media, y v_i los diferentes términos de la descomposición de la serie de Fourier. Fuente [19]

Como se puede observar en la Figura 3.8 la velocidad que adquiere la sangre para un periodo de tiempo es muy fluctuante. Esto implica que, en determinados instantes de tiempo, el movimiento de los *Microrobots* será favorecido y para otros será contrarrestado como consecuencia del cambio de sentido del flujo.

La principal dificultad de encontrarse en un flujo pulsante, como la sangre, es que su velocidad es desconocida en todo momento [19], Siendo necesario calcular su valor mediante medición directa, indirecta (a partir de las variables ya conocidas) o estimación. Los dos primeros métodos son los más adecuados pero sólo proporcionarán una información local de la zona donde se obtenga la medición y no referente al comportamiento global, por lo que es una medida de precisión relativa que en muchos casos puede no ser suficiente. Algunos de los dispositivos utilizados para cuantificar la velocidad de la sangre son ultrasonidos o MRI (*Magnetic resonance imaging*), que hacen uso del efecto Doppler para determinar la velocidad. El inconveniente de ambas herramientas es la dependencia de los resultados con la orientación de los sensores, la escasa tolerancia a las perturbaciones y la pérdida de precisión cuando los *Microrobots* profundizan por el sistema circulatorio.

Respecto a la estimación de la velocidad, es necesario un modelo dinámico que defina el comportamiento cinemático de la sangre [20], además de un sistema de procesamiento de imágenes para reconstruir las variables no medidas. La ventaja de esta alternativa es una precisión constante, independiente de la zona en la que se encuentren los *Microrobots*, aunque la precisión conseguida será función del modelo utilizado y el sistema de procesamiento de imágenes. Pero presentará una gran inmunidad al ruido y las perturbaciones externas.

El modelo más utilizado para representar la velocidad de la sangre es el de Womersley [20], que consiste en una serie de Fourier, como se mostró en la Figura 3.8.

4 ROBOTS NADADORES

En capítulos anteriores se ha hablado de las herramientas y sensores necesarios que los *Microrobots* deberán incorporar para desempeñar algunas de sus aplicaciones, así como las características del medio en el que se encontrarán. Pero aún no se ha comentado nada acerca de cómo proporcionarán el empuje necesario para desplazarse por el sistema circulatorio. Este capítulo se centrará en las técnicas de propulsión que actualmente se encuentran en investigación, y los métodos de guiado y navegación de los *Microrobots*. Además, se abordarán las principales diferencias entre los métodos propuestos y la forma de reproducir su comportamiento a escala macroscópica, dejando abierta su implementación hardware para futuros proyectos.

4.1 Propulsión

En primer lugar se tratarán las diferentes metodologías de propulsión, así como los mecanismos o dispositivos necesarios para llevarlas a cabo. Se distinguen principalmente dos formas de propulsión: autónoma o inducida. Aunque el tipo de propulsión estará íntimamente ligado a la aplicación a desempeñar y las zonas de trabajo, en la primera metodología se incorporarán los mecanismos necesarios para esquivar obstáculos y desplazarse de forma autónoma. Mientras que la segunda se basará en dispositivos externos que permitan provocar el movimiento en estos pequeños robots. Como se verá posteriormente, esta última técnica consiste, principalmente, en la generación de campos eléctrico o electromagnéticos.

4.1.1 Propulsión autónoma

El desarrollo de mecanismos de propulsión autónomos tiene su base en el movimiento natural de los microorganismos [11], los cuales son una prueba de la gran utilidad que pueden aportar los *Microrobots*, además de evidenciar un sistema capaz de navegar en un entorno de las características ya mencionadas. La propia naturaleza ofrece una gran variedad de técnicas aunque destacan principalmente tres tipos: las células eucariotas, procariontas y *Paramecium*.

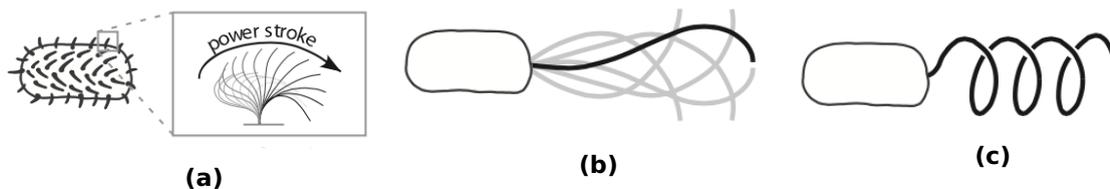


Figura 4.1 Formas de propulsión autónoma de los microorganismos. Fuente [21]

El desplazamiento de los *Paramecium* consiste en un mecanismo de agarre y propulsión. Su funcionamiento se asemeja a la acción de un remo en una barca (ver Figura 4.1a). Para empujar la barca, se hace uso del remo por su parte más ancha, y se retorna a la posición inicial por la zona de mínima oposición al flujo, es decir, por la zona más estrecha, asegurando que el movimiento realizado es “no recíproco”.

Las células eucariotas (Flagelo Bacteriano Artificial (ABF) flexible) presentan una especie de apéndice flexible con forma de látigo, denominado flagelo. Este tipo de células consiguen desplazarse por la sangre gracias al movimiento periódico realizado por el flagelo flexible (ver Figura 4.1b), que genera la fuerza de empuje (“movimiento no recíproco”) necesaria para desplazarse. Una de las grandes dificultades de este tipo de mecanismo, y el anterior, es su implementación física, ya que imitar estos comportamientos a escala micrométrica es complejo. Las principales vías para abordar este inconveniente es utilizar un único actuador en un extremo del flagelo, o un modelo más simplificado con un conjunto de actuadores distribuidos [3]. Respecto a los actuadores, los más idóneos para esta función serían piezoeléctricos, que estarían unidos a los segmentos del flagelo provocando su vibración o flexión. Cuanto mayor sea el número de actuadores utilizados mejor será el comportamiento obtenido, y más próximo al ideal. Al mismo tiempo que se tendrá la capacidad de implementar movimientos más complejos, la dificultad del control también

se verá incrementada.

Por otro lado, el flagelo de las bacterias (células procariotas, Flagelo Bacteriano Artificial (ABF) rígido) tiene un funcionamiento diferente, similar al de un sacacorchos (ver Figura 4.1c). Algunas bacterias incluso poseen varios flagelos para obtener una mayor propulsión. La implementación de este modelo se basaría en la sustitución del flagelo flexible por una estructura rígida que no presente deformaciones como consecuencia del movimiento.

También es posible producir reacciones químicas en el organismo para conseguir la propulsión [2]. Los *Microrobots* lograrían desplazarse a partir de la energía desprendida en la reacción. Un planteamiento que aplica esta metodología es provocar un flujo constante de moléculas de oxígeno a partir de una reacción originada en el interior de un cilindro, donde se depositarían los elementos (Ti-Fe-Au-Pt) necesarios para reaccionar con el agua de la sangre y producir moléculas de oxígeno, las cuales serán expulsadas a presión por el cilindro creando la fuerza de empuje. Este cilindro estará acoplado a los *Microrobots* a través de una articulación que permita su orientación en cualquier dirección para dirigir la dirección del movimiento.

Las técnicas planteadas implican altas dificultades para su implementación, pues se basan principalmente en utilizar actuadores propios como motores piezoeléctricos o de corrientes continuas que permitan controlar la posición del flagelo, o la velocidad de rotación según corresponda. Por otro lado, se requerirá un suministro de energía continuo que, como se ha visto anteriormente, también conlleva diversas dificultades. Además del impedimento añadido al diseñar no sólo los *Microrobots*, sino también los motores miniaturizados, provocando que su comportamiento se desvíe o difiera en gran medida de su homólogo a gran escala, lo que hace necesario estudiar de nuevo su comportamiento.

4.1.2 Propulsión inducida

La alternativa a los métodos anteriores consiste en la generación de campos eléctricos o electromagnéticos que provoquen aceleraciones en los *Microrobots*, pudiendo así controlar su movimiento y trayectoria [21] [22]. Aunque el concepto es sencillo, su implementación conlleva diversos inconvenientes que aún deben ser estudiados y abordados. Para poder controlar partículas metálicas tan reducidas es necesario ubicar el generador de campos magnéticos cerca de los *Microrobots* y únicamente permitiría controlar una dirección, en aquel sentido que se induzca el campo magnético. La solución a estos primeros inconvenientes se encuentra en una máquina de imagen por resonancia magnética (MRI), que es capaz de generar un campo magnético en cualquier dirección y con la magnitud necesaria para conseguir la propulsión.

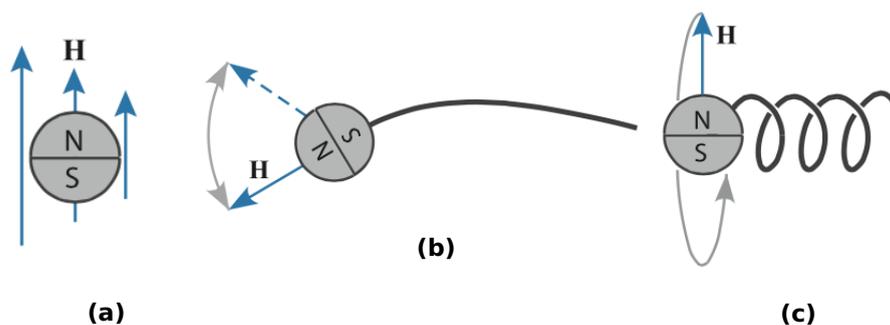


Figura 4.2 Formas de propulsión inducida. El *Microrobot* es ilustrado como un imán.
Fuente [21]

Los métodos más destacados e investigados actualmente pretenden imitar las formas de movimientos de los microorganismos (ver Figura 4.1) pero a través de la generación de campos magnéticos. Entre ellos destacan el movimiento con gradientes de campos magnéticos y el Flagelo Bacteriano Artificial (ABF) rígido o flexible.

El primer método consiste simplemente en empujar un cuerpo a través de la sangre mediante la generación de gradientes magnéticos, tal y como se ilustra en la Figura 4.2a. Aunque este método es totalmente válido y efectivo en ciertas ocasiones, no es propiamente un método de propulsión, ya que no utiliza el entorno (fluido) en el que se encuentra como herramienta para generar su movimiento, únicamente es impulsado.

Cuando el *Microrobot* es empujado en un entorno, con un bajo número de Reynolds, alcanza de forma casi instantánea su velocidad máxima. Para ese instante la fuerza de arrastre (3.4) igualará a la fuerza aplicada por el campo magnético. Bajo la suposición de un campo magnético constante y el cuerpo correctamente orientado con el gradiente magnético, la fuerza ejercida sobre este es:

$$F = \mu_0 \nu |M| (\nabla |H|) \quad (4.1)$$

donde μ_0 es la permeabilidad del medio, ν el volumen del cuerpo, M es la magnetización y H el campo magnético.

La principal ventaja de este método es que permite un diseño plano, que reduce las fuerzas necesarias respecto a una superficie esférica.

En 2011 un grupo de investigación de Escuela Politécnica de Montreal [23] realizó un experimento poniendo en práctica esta metodología. El experimento consistía en inyectar en conejos un grupo de microportadores para suministrar fármacos en la Arteria Hepática, con el objetivo de alcanzar el hígado. Con la correspondiente programación del MRI los microdispositivos fueron dirigidos hacia su destino mediante la adaptación automática de los gradientes magnéticos. Se logró alcanzar la Arteria Hepática y suministrar los fármacos transportados. Los resultados de la investigación fueron totalmente satisfactorios y supusieron un impulso en el desarrollo e investigación de los *Microrobots*, sobre todo en el tratamiento de enfermedades. Aunque los dispositivos utilizados aún no están capacitados para alcanzar tumores ocultos en una red de capilares más pequeños, como el de mama o colon, pues se requieren robots de menores dimensiones aún.

El siguiente método, esquematizado en la Figura 4.2c, surge de la dificultad de escalar un motor y sus respectivos mecanismos. La idea consiste en realizar una estructura con "hélices" helicoidales, y que sea una fuerza externa la que genera el par sobre el cuerpo para lograr un movimiento rotatorio. Este movimiento será el encargado de generar el movimiento de traslación. En función del sentido del campo magnético, el desplazamiento podrá ser en un sentido u otro. Esta misma hélice puede ser diseñada con diferentes estructuras, múltiples hélices, por ejemplo, con el propósito de obtener diferentes comportamiento o movimientos.

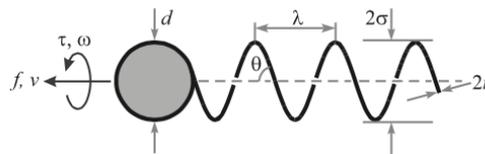


Figura 4.3 Definición de parámetros de un *Microrobot* por propulsión de flagelo artificial rígido (ABF). Fuente [21]

Considerando los parámetros representados en la Figura 4.3, el movimiento puede describirse matemáticamente mediante las relaciones indicadas en (4.2), donde ω es la velocidad angular, ν la velocidad lineal, T es el par aplicado y F es la fuerza ejercida en la dirección de avance. Los coeficientes que definen la relación entre la variable son calculados a partir de los parámetros de diseño ilustrados en la Figura 4.3, y los coeficientes de arrastre, dependientes del medio y la morfología del robot.

$$\begin{bmatrix} F \\ T \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a & b \\ b & c \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \nu \\ \omega \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

La ecuación (4.2) representa un modelo simplificado en una única dimensión, donde el movimiento rotatorio es descrito únicamente en la dirección principal. El modelo es extensible a las tres dimensiones conside-

rando las fuerzas restantes de forma análoga y los coeficientes obtenidos serían matrices de dimensiones de 3x3. Los parámetros que determinan la relación entre las variables son coeficientes basados en la geometría del flagelo y las fuerzas viscosas, en base a la teoría de fuerza de resistencia (RFT) [22].

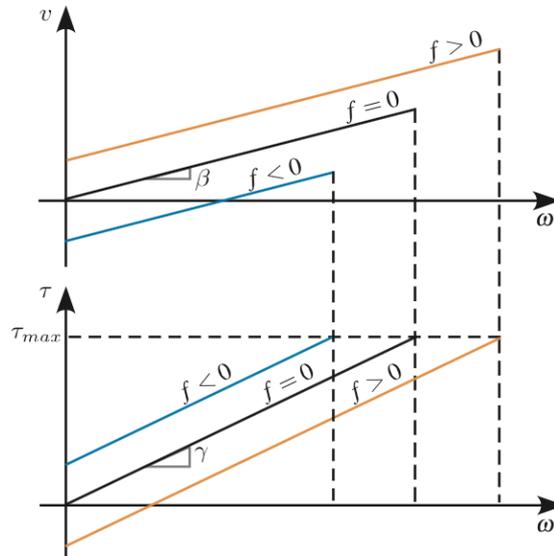


Figura 4.4 Comportamiento cualitativo de la propulsión para un Flagelo Artificial (ABF). Fuente [21]

En la Figura 4.4 se realiza una análisis cualitativo donde se observa cómo la velocidad crece linealmente hasta alcanzar una frecuencia máxima. A partir de esta frecuencia, el par entregado por el campo magnético no es lo suficiente elevado para mantener la orientación de los *Microrobots* alineada con el campo aplicado impidiendo el aumento de la velocidad. La frecuencia máxima es alcanzada cuando el par de arrastre supera el par aplicado por el campo magnético. Por lo tanto, la frecuencia máxima se puede calcular a partir de (4.3) donde se evidencia la influencia del diseño, la geometría y la viscosidad del medio, a través de los coeficientes a, b y c .

$$\omega_{max} = \frac{a}{ac - b^2} T_{M_{max}} \quad (4.3)$$

La viscosidad es directamente proporcional a los coeficientes anteriores, por lo que para un medio con una mayor viscosidad (suponiendo los demás parámetros constantes) la frecuencia máxima se reduce en la misma proporción. En otras palabras, la máxima velocidad es inversamente proporcional a la viscosidad del medio.

Este método ofrece una gran variedad de ventajas tal y como se verá posteriormente, pues permite un control de sentido simple y sencillo, entre otras características.

La propulsión por Flagelo Artificial flexible consiste en provocar un movimiento oscilatorio periódico en el flagelo (*traveling wave*) a través de un campo magnético. Para que este movimiento se produzca, el campo magnético debe ser variable en el tiempo, con el objeto de conseguir un cambio de orientación continua de la parte fija del *Microrobots*, movimiento que transmitirá al flagelo en forma de oscilación. El cambio constante de dirección es debido al par resultante de las fuerzas magnéticas, que orienta las partículas magnetizadas en la dirección del campo. Este tipo de propulsión es muy efectivo en entornos con un bajo número de Reynolds, incluso más que el movimiento helicoidal. Sin embargo, un flagelo flexible implica una gran complejidad en el análisis de su comportamiento, es por ello que carece de modelos que lo definan fielmente. Los modelos más cercanos al comportamiento se basan en aproximaciones [21] de pequeña

deformación.

Las oscilaciones del flagelo serán causadas como consecuencia del cambio periódico de la dirección del campo magnético, dirección hacia la cual los *Microrobot* intentarán orientarse. El continuo cambio de dirección provocará que las mayores oscilaciones del flagelo se encuentren en la zona más próxima a la unión del cuerpo, decreciendo dicha amplitud conforme se aleja de la fuente de origen de la oscilación (el cuerpo).

El diseño es relativamente simplista, pero su implementación presenta diversas dificultades, como decidir cuál es el material más adecuado para su fabricación, ya que no se ha realizado ningún prototipo que permita obtener unas conclusiones específicas. Otro ejemplo es la longitud adecuada del flagelo, pues una longitud demasiado pequeña desembocaría en un comportamiento rígido, y por lo tanto un movimiento recíproco que impediría la capacidad de navegación y desplazamiento. Por el contrario, una excesiva flexibilidad y longitud también implicaría un desplazamiento menor debido a que aumentaría las fuerzas de arrastre que son relativas a la propulsión, y la fuerza resultante se reducirá como consecuencia de un movimiento más propenso a ser recíproco que a no serlo.

El empleo de campos magnéticos frente a los métodos de propulsión autónoma elimina la necesidad de replicar motores a escalas sumamente pequeñas o emplear una gran cantidad de actuadores, entre otras ventajas. Pero los efectos nocivos que provocan la exposición continua de los pacientes a flujos magnéticos son un factor que propicia la investigación de las técnicas de propulsión autónoma ya que son menos invasivas. Aunque los campos magnéticos inferiores de 8 T se consideran que no son perjudiciales, la continua exposición del individuo provoca el aumento de temperatura de los tejidos. Por otro lado, esta metodología impondrá restricciones en los parámetros de diseño y materiales debido a las limitaciones de los generadores.

Respecto a la propulsión por campos eléctricos, se basa en producir la flexión de una lámina metálica [2]. El desplazamiento de los *Microrobots* se lograría debido al cambio periódico del campo eléctrico, que provocaría el continuo movimientos de la lámina. Este tipo de propulsión inducida también es aplicable para un Flagelo Bacteriano Artificial Rígido, donde el movimiento rotatorio sería generado a través de un campo eléctrico.

Otra forma de inducir la propulsión de los *Microrobots*, con independencia de cualquier tipo de campo magnético o eléctrico, es a través de la transferencia energética por luz. El concepto de este tipo de propulsión es utilizar la energía transportada por un rayo de luz, tal como los rayos X. La energía extraída del foco de luz sería utilizada para aumentar la temperatura de un mecanismo cuya dilatación y contracción provoca el desplazamiento.

4.1.3 Comparación de métodos ABF: rígido o flexible

De los diferentes métodos explicados anteriormente, destacan los dos primeros pues presentan un coeficiente de rendimiento prácticamente idéntico y superior a los otros propuestos. A continuación se realizará una comparación entre ambos métodos destacando las principales diferencias y similitudes entre ellos para una propulsión inducida, así como las principales ventajas e inconvenientes que los caracterizan. Para esta comparación se deberán considerar las limitaciones intrínsecas de cada uno de los métodos, y establecer unas mismas condiciones de funcionamiento iniciales [21]. En los aspectos cinemáticos se considerará que ambos métodos están sometidos al máximo par.

Para el mecanismo de propulsión por un flagelo flexible la velocidad máxima se obtiene a partir de la expresión (4.4), donde l es la longitud del “flagelo” y ξ_{\perp} es el coeficiente de rozamiento viscos perpendicular.

$$\nu_{max} = \left(\frac{1}{\xi_{\perp} l^2} \right) T_{M_{max}} \quad (4.4)$$

Partiendo del supuesto de que todos los parámetros se mantienen constantes y el máximo par entregado es proporcional al volumen del dispositivo, se puede determinar que la velocidad es escalada con el tamaño de los *Microrobots* en la proporción $\sim l$, y que ésta es inversamente proporcional a la viscosidad del fluido,

al igual que con el otro método propuesto.

En el caso de la propulsión por flagelo rígido, la velocidad máxima está definida por (4.5) y de nuevo, la velocidad máxima es escalada con el tamaño del robot en la proporción $\sim l$.

$$\nu_{max} = \left(\frac{b}{b^2 - ac} \right) T_{M_{max}} \quad (4.5)$$

Así pues se concluye que la efectividad de propulsión de ambos métodos es la misma, es decir, los dos presentarán las mismas dificultades para navegar. Sin embargo, en las ecuaciones anteriores no se contempla la frecuencia de rotación. Para conseguir una velocidad máxima constante en el flagelo flexible [21] es necesario que:

$$\omega_{max} = \frac{\kappa}{\xi_{\perp}} \left(\frac{5,2}{l} \right)^4 \quad (4.6)$$

Asumiendo que κ varía como $\sim l^4$, la frecuencia de rotación es independiente de la escala. Aunque si se varía la longitud del flagelo sin cambiar la sección, entonces la frecuencia también es dependiente de la escala en la relación $\sim l^{-4}$. Por lo tanto una disminución de longitud repercutiría en un aumento de la frecuencia óptima de navegación.

Respecto a la técnica para un flagelo artificial rígido, la máxima frecuencia que se puede alcanzar se encuentra determinada por el par máximo, en función de la expresión (4.3), donde se observa que para este modelo la frecuencia es totalmente independiente de la escala.

La frecuencia óptima para la propulsión mediante el método de un flagelo artificial rígido está afectada por la contribución de T_{max} (la intensidad de campo y la magnetización del material), mientras que un flagelo flexible es completamente independiente del par. Esto indica que una reducción de la fuerza del campo magnético, reducirá la frecuencia de rotación y por lo tanto el avance. Estos inconvenientes pueden ser deseables en determinadas circunstancias.

También cabe destacar la posibilidad de combinar los beneficios del empuje por gradientes magnéticos con algunos de los dos métodos comparados, en otras palabras, obtener un movimiento mientras se consigue una rotación al mismo tiempo. Este método híbrido presenta aún mayores ventajas, ya que permitiría utilizar los propios mecanismos de movimientos como herramientas, obteniendo una forma más eficiente de trabajar.

Los *Microrobots* que emplean la técnica de flagelo artificial rígido presentan grandes beneficios en el uso de aplicaciones médicas, dentro de los cuales destacan:

- El cambio de sentido de navegación se logra de forma fácil y sencilla, sólo requiere invertir el sentido de rotación del campo magnético.
- El flagelo rígido permite una navegación sin cambiar de forma significativa su dinámica, lo que no ocurre con un flagelo flexible debido a su deformación que estará condicionada al movimiento que realice en cada instante, además de suponer un aumento de la fuerzas viscosas, que siempre reducen el rendimiento.
- Este tipo de propulsión ofrece la posibilidad de ser controlado con campos magnéticos no uniformes.

Desde un punto de vista independiente del modo de propulsión, el flagelo bacteriano artificial ofrece la posibilidad de ser utilizado como una herramienta que ayude a los *Microrobots* durante su misión por el sistema circulatorio. En un flagelo rígido el carácter rotatorio puede ser empleado como un elemento perforador o separador, pero su eficiencia no será óptima sino se realiza un diseño de la superficie menos suave y con determinadas rugosidades. En el caso concreto de la eliminación de placas de ateroma, estas rugosidades favorecen un mejor agarre que contribuya a su ruptura.

Para este mismo fin, el flagelo flexible es más versátil respecto a uno rígido por su modo de funcionamiento, que hace posible utilizarlo como herramienta de dos formas diferentes. Una primera forma en la que es necesario un contacto directo del flagelo (manipulación directa), y una segunda opción donde el contacto es realizado de forma indirecta a través del medio (manipulación indirecta). En la eliminación de placas de ateroma, el primer método consiste en excitar a los actuadores para aquella señal de control que produce una vibración, y no movimiento. Esta vibración será transmitida a las placas y con ello se conseguiría su fragmentación. El inconveniente que surge como consecuencia del continuo contacto del flagelo con las placas de ateroma es el desgaste, que conducirá a la ruptura del flagelo y, posteriormente, posibles riesgos de salud en el paciente. Este impedimento es solventado con la segunda forma de actuación, la manipulación por contacto indirecto. Esta segunda forma hace referencia al medio como nexo de unión entre el flagelo y las placas de ateroma con el fin de que el mismo comportamiento del flagelo, utilizado para desplazarse, puede ser empleado para cambiar las condiciones de presión en un entorno relativamente cercano a las placas provocando su fragmentación.

Ambas técnicas han sido enfocadas como herramientas para el caso concreto de la eliminación de placas de ateroma, pero son también aplicables a otra gran variedad de casos, como la eliminación de coágulos de sangre.

4.2 Flagelo Bacteriano Artificial (ABF)

En el presente apartado se pondrán de manifiesto, a través de simulación, los dos principales métodos de propulsión autónoma planteados, concretamente el generado a partir de un flagelo artificial rígido y un flagelo flexible. Además de discutir sus resultados para diferentes parámetros geométricos de diseño.

4.2.1 Flagelo artificial rígido

Como se ya se ha comentado en el capítulo 4.1, la propulsión a través de un flagelo artificial rígido es una de las técnicas más destacadas por su simplicidad desde el punto de vista del control y la fabricación. Como se ilustró en la Figura 2.1, ya se han realizado prototipos a escala que han permitido extraer una gran cantidad de información para su estudio, aunque su implementación fuera realizada desde una perspectiva de propulsión inducida.

El sistema de ecuaciones que define este movimiento es el expresado en la ecuación (4.7), donde k_E define el factor de amplitud de envolvente que se realiza al comienzo de la unión entre el flagelo y la cabeza, y $\xi \in [0, L]$, donde L es la longitud del flagelo a lo largo del eje principal [32].

$$\begin{cases} X(\xi) &= \xi \\ Y(\xi) &= \sigma[1 - e^{(-k_E^2 \xi^2)}] \cos(\lambda\xi - \omega t) \\ Z(\xi) &= \sigma[1 - e^{(-k_E^2 \xi^2)}] \sin(\lambda\xi - \omega t) \end{cases} \quad (4.7)$$

Mediante este conjunto de relaciones es posible apreciar la forma de movimiento del flagelo desde su unión con el cuerpo hasta el final de su longitud.

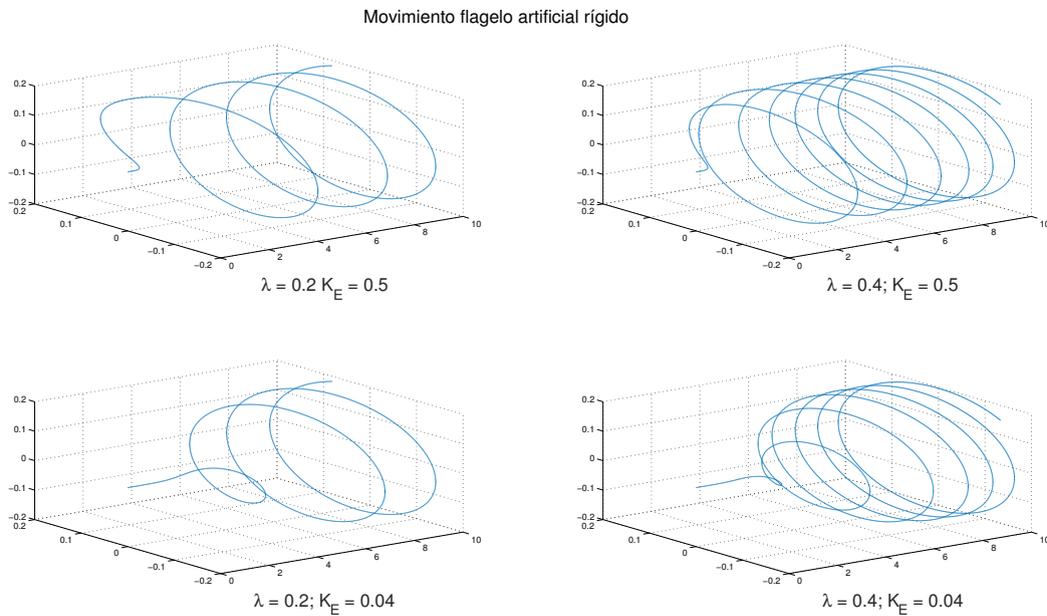


Figura 4.5 Trayectoria de movimiento flagelo artificial rígido

En la Figura 4.5 se muestran diversas formas en las cuales puede desarrollarse el movimiento, en función de los principales parámetros de diseño: la longitud de onda, la máxima amplitud y el coeficiente que define la forma de unión entre el cuerpo y el flagelo. En otras palabras, el movimiento únicamente se encontrará definido por la propia construcción del flagelo, independientemente del campo magnético al que se encuentre sometido o la velocidad de rotación transmitida, ya que esto sólo influirá en la velocidad de avance.

En las representaciones anteriores se observa principalmente la influencia del parámetro λ y el factor K_E . Su correcta elección determinará la velocidad que pueden alcanzar los *Microrobots*, ya que de estos dependerán las fuerzas viscosas y la efectividad del par aplicado por el actuador. Parámetros a partir de los cuales se derivan los coeficiente de la expresión (4.2). De las mismas simulaciones se extrae que las fuerzas de arrastre serán inferiores cuanto menor sea el coeficiente K_E , pues el crecimiento de la envolvente del flagelo será más suave, originando una menor sección de oposición la flujo. Respecto a λ , destaca por su influencia en el diseño, pues se encontrará limitado por las técnicas fabricación.

4.2.2 Flagelo artificial flexible

La propulsión mediante un flagelo flexible fue el otro método más destacado, que consiste en provocar una vibración en el flagelo a través del actuador que excite uno de sus extremos o mediante un conjunto de actuadores distribuidos. Serán precisamente las oscilaciones del flagelo la causa del origen del movimiento.

Las ecuaciones que gobiernan el movimiento de los *Microrobots* son derivadas del análisis hidrodinámico del flagelo de una bacteria [33], las cuales se muestran a continuación, aunque previamente se ha realizado una serie de consideraciones para simplificar el análisis:

- 1 El flagelo debe presentar una sección circular.
- 2 Las excursiones del flagelo se encuentran contenidas en un único plano.
- 3 La inercia es despreciable.
- 4 La amplitud de las oscilaciones es lo suficientemente pequeña para poder considerar únicamente las fuerzas perpendiculares al eje de principal.

Las consideraciones uno y dos se evidencian en las propias bacterias, cuyo movimiento es la causa de este análisis. Respecto a la tercera suposición, se encuentra corroborada para unas dimensiones sumamente pequeñas y el entorno en donde se desarrolla el movimiento, caracterizado por bajos números de Reynolds, como se ha comentado en apartados anteriores. Por último, la cuarta consideración es totalmente válida dado las dimensiones de los *Microrobots*, aunque no se comete ningún gran error si las excursiones fueran mayores.

Existen dos fuerzas principales que actúan sobre el flagelo que determinan la forma y la velocidad de propagación de las ondas a través de él: las fuerzas elásticas, las cuales tienden a enderezarlo, y las fuerzas viscosas, que se oponen al movimiento.

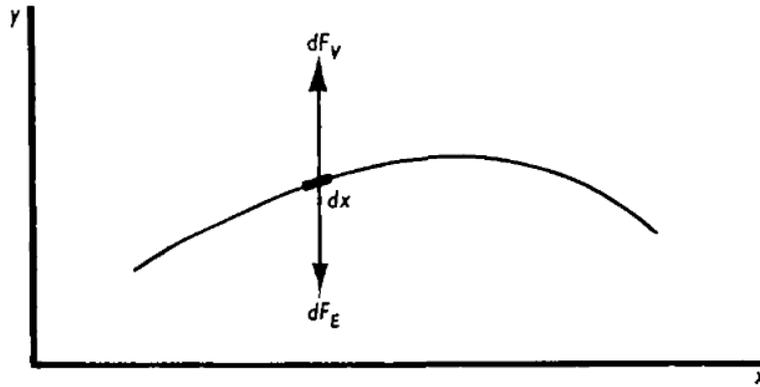


Figura 4.6 Fuerzas actuando sobre un elemento infinitesimal del flagelo flexible. Fuente [33]

La fuerza elástica dF_e a la que se encuentra sometido un elemento infinitesimal, en base a *Euler-Bernoulli beam theory*, se expresa en la ecuación (4.8).

$$dF_E = -EI(x) \frac{\partial^4 y}{\partial x^4} dx \quad (4.8)$$

donde E es el módulo de Young e I el momento de inercia. Por otro lado, las fuerzas viscosas se pueden calcular a través de la expresión de la fuerza de arrastre para un cilindro, inmerso en un entorno con bajo número de Reynolds.

$$dF_v = \frac{4\pi\nu}{2 - \log Re} \frac{\partial y}{\partial t} dx \quad (4.9)$$

donde ν es la viscosidad del fluido. Aunque dicha relación no es estrictamente lineal, pues el número de Reynolds es función de $\frac{\partial y}{\partial t}$. Pero para bajos números de Reynolds, la variación del coeficiente de (4.9) es muy lenta respecto este, por lo que se puede considerar constante durante la mayor parte del movimiento, sin cometer un gran error. Únicamente cuando la velocidad sea cercana a cero, dicha aproximación no será válida. Sin embargo, las fuerzas dF_E y dF_v también son cercanas a cero, por lo que el error cometido también será insignificante.

El balance de ambas fuerzas permite calcular la expresión diferencial que determina el movimiento del flagelo ecuación (4.10). Para la resolución de esta expresión será necesario establecer una serie de condiciones y restricciones iniciales [34].

$$EI(x) \frac{\partial^4 y}{\partial x^4} = \frac{4\pi\nu}{2 - \log Re} \frac{\partial y}{\partial t} \quad (4.10)$$

Para un cuerpo esférico que se encuentra unido el flagelo, las condiciones y restricciones iniciales son para

$x = 0$:

$$y = 0 \quad (4.11)$$

$$\frac{\partial y}{\partial x} = G \sin(\omega t) \quad (4.12)$$

donde G es la amplitud de la oscilación. Para $x = L$ se obtienen las siguientes condiciones y restricciones, que son resultado de la desaparición del momento de flexión y las fuerzas tangenciales al final de la longitud del flagelo:

$$\frac{\partial^2 y}{\partial x^2} = 0 \quad (4.13)$$

$$\frac{\partial^3 y}{\partial x^3} = 0 \quad (4.14)$$

La solución de la ecuación diferencial en base a las condiciones y restricciones iniciales planteadas es:

$$y = Gl_0 e^{i(\omega t + \frac{\pi}{4})} \left(\frac{2}{2 + 2 \cos(\phi) \cosh(\phi)} \right) (\sin(\theta) + \sinh(\theta) + \sin(\phi) \cosh(\phi - \theta) - \cos(\phi) \sinh(\phi - \theta) - \cosh(\phi) \sin(\phi - \theta) + \sinh(\phi) \cos(\phi - \theta)) \quad (4.15)$$

$$l_0 = \frac{-EI(2 - \log(Re))}{4\pi\nu\omega}$$

$$\theta = \frac{x}{l_0} (0'92 - 0'38i)$$

$$\phi = \frac{L}{l_0} (0'92 - 0'38i)$$

Las siguientes simulaciones, con las que se estudiará este tipo de movimiento, se han realizado con los parámetros físicos recogidos en la Tabla 4.1, los cuales son orientativos y cercanos a unos valores reales.

Tabla 4.1 Parámetros de Simulación

Parámetros	Expresión/Valor	Descripción
Re	10^{-2}	Número de Reynolds
ν	10^{-3} (Ns/m ²)	Viscosidad
ω	100 (rad/s)	Frecuencia de rotación
G	$4 \cdot 10^{-9}$	Amplitud de la oscilación
A	10^{-22} (Nm ²)	Producto EI
L	$10 \cdot l_0$	Longitud del flagelo.

A continuación, en la Figura 4.7 se representa el movimiento del flagelo en el plano X-Y, donde el eje x es la dirección de desplazamiento y el eje Y la amplitud de las oscilaciones.

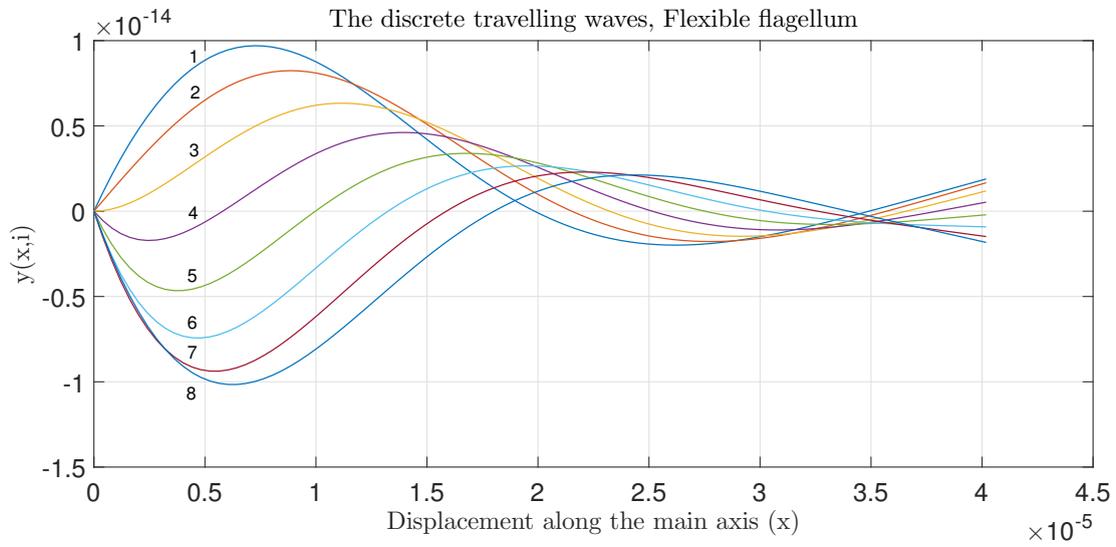


Figura 4.7 Movimiento del flagelo flexible.

En esta primera simulación se verifica que el movimiento generado es “no recíproco”, aunque la longitud para la que se ha realizado la simulación es excesiva, ya que las fuerzas generadas en el primer y segundo lóbulo se compensarán, siendo la última parte la que genera una fuerza de desplazamiento más significativa.

Una característica relevante de este método es el cociente entre la longitud del flagelo y la longitud característica $\frac{L}{l_0}$, que define el comportamiento oscilatorio, en otras palabras, determina la facilidad con la que la oscilación es propagada por el flagelo. En la siguiente simulación (ver Figura 4.8) se muestra la forma de movimiento para distintas longitudes del flagelo.

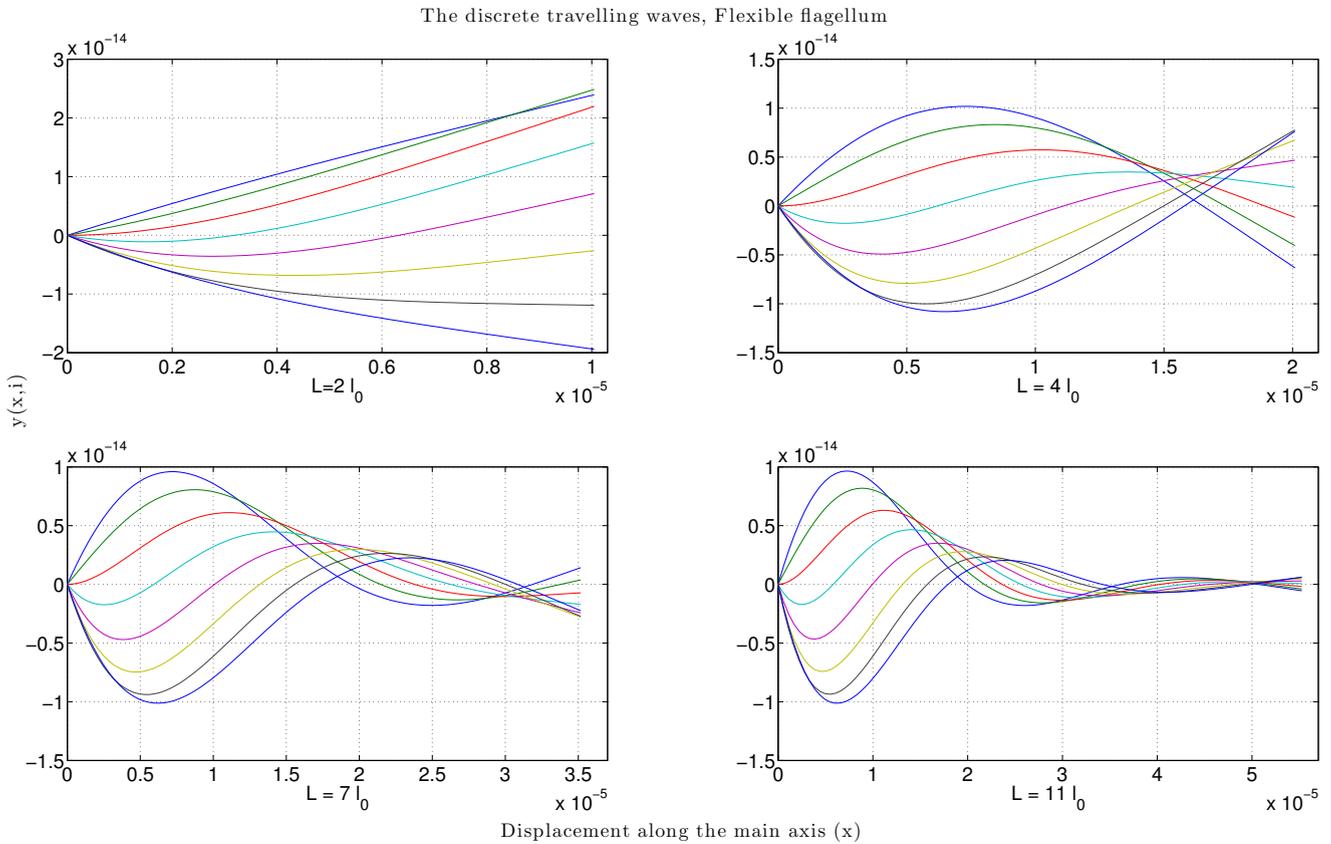


Figura 4.8 Influencia de la longitud del flagelo

En la simulación se corrobora lo comentado en la descripción del método donde se mencionaba que tanto grandes longitudes como pequeñas afectarían a la propulsión y por tanto a la velocidad de los *Microrobots*, llegando incluso a impedir el desplazamiento. Para una longitud igual a la longitud característica, el flagelo se comporta de forma totalmente rígida. Recordando lo mencionado en el apartado 3.1.1 y la dinámica del trinquete de Feynman descrito en el Anexo A, el movimiento generado sería simétrico y las fuerzas se compensarían, es decir, un movimiento recíproco con el cual no se alcanzaría ningún tipo de desplazamiento, los *Microrobots* permanecerían prácticamente en la misma posición. Es evidente por tanto que la longitud del flagelo deber ser superior a la longitud característica l_0 para conseguir desplazar los *Microrobots*.

Para una relación superior al cociente indicado, el movimiento oscilatorio del flagelo es completamente diferente a la que se acaba de comentar pues se evidencia el carácter flexible y su similitud con el tipo de movimiento realizado por las bacterias u otras células (ver Figura 4.9).

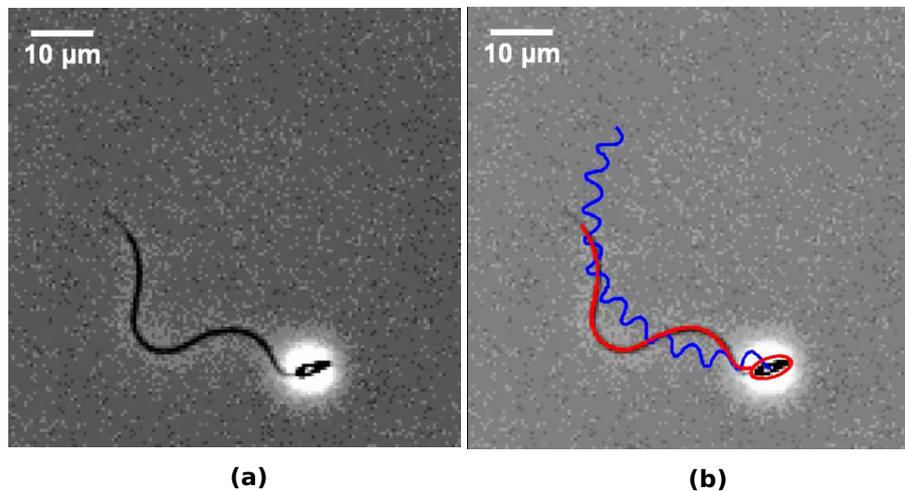


Figura 4.9 Movimiento del flagelo de un espermatozoide. De color rojo se encuentra resaltado el flagelo. Mientras el color azul indica el recorrido realizado como consecuencia del movimiento del flagelo. Fuente [35]

Para longitudes relativamente próximas a la característica, se evidencia la flexibilidad del flagelo que genera un movimiento asimétrico (“movimiento no recíproco”) logrando así el desplazamiento del *Microrobot*. Conforme aumenta la proporción $\frac{l}{l_0}$, la fuerza resultante que ocasiona el movimiento disminuirá y con ella el desplazamiento. A partir de este punto, entra en juego la rapidez con la que se reproduzcan las oscilaciones del flagelo (“frecuencia de aleteo”), pues dependerá de ella el avance que se consiga, a pesar de que la longitud sea mayor o menor. Para una longitud superior, la resolución de avance es mayor que para una longitud relativamente inferior, es decir, para una misma frecuencia de oscilación y un alto coeficiente de $\frac{l}{l_0}$, el desplazamiento será menor que el caso opuesto lo cual puede ser favorable para contrarrestar únicamente las perturbaciones del medio y mantenerse en una ubicación permanente. Aunque con las longitudes grandes se alcanzará también un comportamiento “recíproco” inhabilitando la capacidad del *Microrobot* para desplazarse.

Con estas simulaciones se afirma la validez del modelo para definir el movimiento de propulsión de los *Microrobots*. Además, se pone de manifiesto la importancia de la longitud del flagelo, que determinará si se genera un movimiento recíproco o no. La longitud será un parámetro de gran relevancia durante la etapa de diseño y se deberá establecer mediante una relación de compromiso entre la longitud y la frecuencia de las oscilaciones. También cabe destacar que dicha longitud en ciertas ocasiones se encontrará limitada por el tipo de aplicación.

4.3 Biomimesis de los peces

El sistema equivalente a escala macroscópica de los microorganismos navegando por un medio líquido, son los *Peces*. Debido a la similitud de ambos organismos, se estudiará la forma de propulsión de los peces, con el objetivo de conocer su dinámica e implementación para hacer extensibles estos conocimientos a las técnicas de propulsión citadas anteriormente. Como se verá a lo largo del siguiente apartado la velocidad de avance de los *Peces*, estará determinada por la frecuencia de oscilación de la cola y su longitud.

Los peces adquieren su capacidad de navegar por el agua gracias al movimiento que realizan con su cuerpo, aletas y cola. Imitando su movimiento se consigue alcanzar una eficiencia del 80 % en comparación con los métodos clásicos, basados en la propulsión con hélices y movimientos rotatorios, para los que se obtenía una eficiencia del 40-50 %. La rapidez y maniobrabilidad de los peces depende del tipo de movimiento de la cola, y del empuje generado por esta.

Los objetivos que se pretenden alcanzar con el modelado y simulación de un *Pez robotizado* que replique la propulsión de un pez real son:

- 1 Simular el modelo hidrodinámico y comprender la relación entre el movimiento y los parámetros de control de la cola (*flagelo*).
- 2 Desarrollar y simular un algoritmo de control que permita imitar el movimiento de propulsión de los peces, y sea extensible para la propulsión por un flagelo artificial flexible.

En comparación con las simulaciones tradicionales, simular un *Pez robotizado* implica unas dificultades añadidas como consecuencia del entorno en el que se trabaja, el agua. Dado que se trata de un fluido incompresible cualquier movimiento producido por el robot será transmitido al medio y viceversa. Este será uno de los factores claves ya que el entorno se caracteriza por la absorción de la energía proporcionada por los movimientos (fuerzas viscosas). Con objeto de simplificar el estudio de dicho movimiento, en una primera instancia, partiremos de las siguientes premisas:

- 1 El medio en el cual navegará el *Pez robotizado* es un fluido cuasi-estacionario.
- 2 La única fuerza viscosa considerada es la fuerza de arrastre originada durante el movimiento del *Pez*.

4.3.1 Modelo de propulsión del movimiento Carangiform

Según la ictiología, la mayoría de los peces nadan doblando su cuerpo en forma de onda (“**traveling wave**”), cuya amplitud se incrementa suavemente a lo largo de su cuerpo [24]. Este tipo de movimiento es denominado “*body and caudal fin*” (BCF). Para este tipo de navegación se distinguen diferentes categorías clasificadas en función de la longitud y amplitud de la onda generada por el movimiento de la cola: *anguilliform*, *subcarangiform*, *carangiform* y *thunniform*. Los peces englobados en la clasificación *anguilliform* realizan una gran ondulación sinusoidal en la que se encuentra implicada todo el cuerpo, como es el caso de las anguilas. En el movimiento *carangiform* las oscilaciones se limitan a los dos últimos tercios del cuerpo, además, ofrece una mayor rapidez a pesar de disminuir la agilidad.

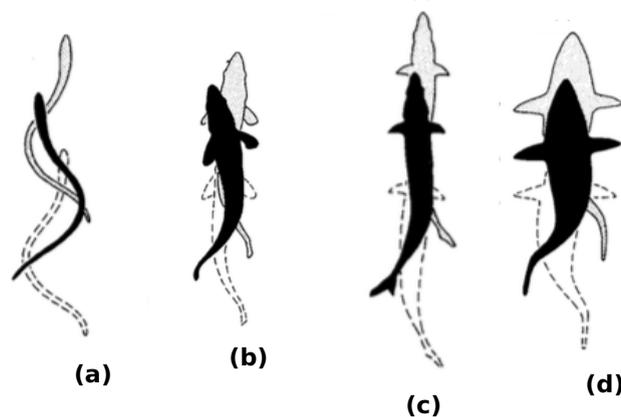


Figura 4.10 Movimientos BCF. (a) *Anguilliform* (b) *Subcarangiform* (c) *Carangiform* (d) *Thunniform*. Fuente [24]

La dinámica que se estudiará es la proporcionada por el movimiento *carangiform*, que muestra grandes similitudes con la técnica de propulsión por flagelo artificial flexible. En este tipo de movimiento se pueden distinguir dos partes claramente diferenciadas: la cabeza (cuerpo rígido) y la cola (cuerpo flexible) como se puede observar en la Figura 4.11, donde se realiza una representación más detallada del movimiento. La parte flexible del *Pez robotizado* consistirá en un cuerpo formado por varios segmentos de diferentes longitudes, que se encuentran enlazados mediante actuadores. Estos actuadores servirán como uniones entre los segmentos y permitirán controlar sus posiciones relativas. Será precisamente el movimiento conjunto de estas uniones las que imiten el movimiento de un pez real y por lo tanto, las que generen la fuerza de empuje necesaria para moverse.

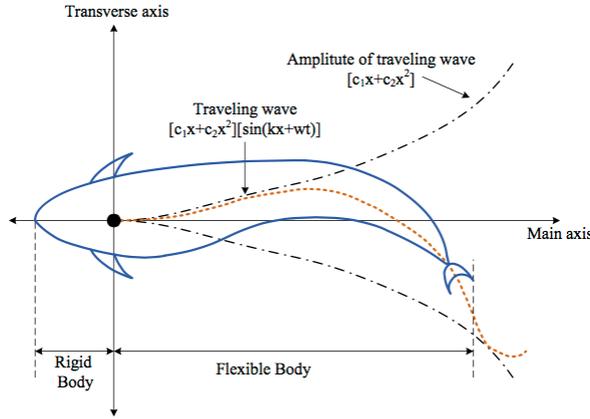


Figura 4.11 Ilustración del movimiento *Carangiform*. Fuente [25]

La forma planteada para imitar el movimiento de los peces refuerza la perspectiva comentada sobre la propulsión con flagelo flexible a partir de actuadores distribuidos, debido a la similitud de ambos sistemas.

4.3.2 Modelo cinemático de la cola

El control de desplazamiento dependerá principalmente del tipo de movimiento que realicen las articulaciones, y por lo tanto la cola. El movimiento de la cola puede ser descrito como una onda a partir de la función (4.16), sugerida originalmente por Lighthill. Dicha función recoge el tipo de movimiento *Carangiform* realizado desde el punto de unión de la parte fija hacia el final del cuerpo, según [25], [26] y [27].

$$y_{cola} = (x, t) = (c_1x + c_2x^2) \sin(kx + \omega t) \quad (4.16)$$

El conjunto de parámetros $E = \{c_1, c_2, k, \omega\}$ son los elementos clave para definir la cinemática de la cola del pez, donde x es el desplazamiento sobre el eje principal, c_1 y c_2 son respectivamente coeficientes lineales y cuadráticos de la amplitud de la onda realizada. El factor $K = \frac{2\pi}{\lambda}$ representa el número de onda del cuerpo, siendo λ la longitud de onda, $\omega = 2\pi f$ es la frecuencia de la onda generada, f es la frecuencia de aleteo y t es el tiempo.

Un pez real tiene decenas de vertebras que pueden ser interpretadas como mini-uniones que se adaptan a la forma de onda. Esto proporciona que la cola imita fielmente el movimiento descrito en (4.16). Sin embargo, replicar mecánicamente este sistema implicaría grandes costes energéticos y económicos, entre otros factores como la eficiencia. Un número más reducido de segmentos también permite realizar este movimiento aunque con un grado de precisión inferior. Realizando las modificaciones y rectificaciones necesarias, la ecuación (4.16) puede ser discretizada como se muestra en (4.17), donde se evidencia la independencia del tiempo y la frecuencia de oscilación f es determinada por el tiempo de discretización.

$$y_{cola} = (x, i) = (c_1x + c_2x^2) \sin(kx - \frac{2\pi}{M}i) \quad i \in [0, M - 1] \quad (4.17)$$

En esta ecuación, i es la variable de discretización de la onda y M es su resolución. En la Figura 4.12 se muestra la dinámica recogida por la ecuación (4.17) para los siguientes parámetros $M = 18$, $c_1 = 0,1$, $c_2 = 0,05$ y $k = 13,6$.

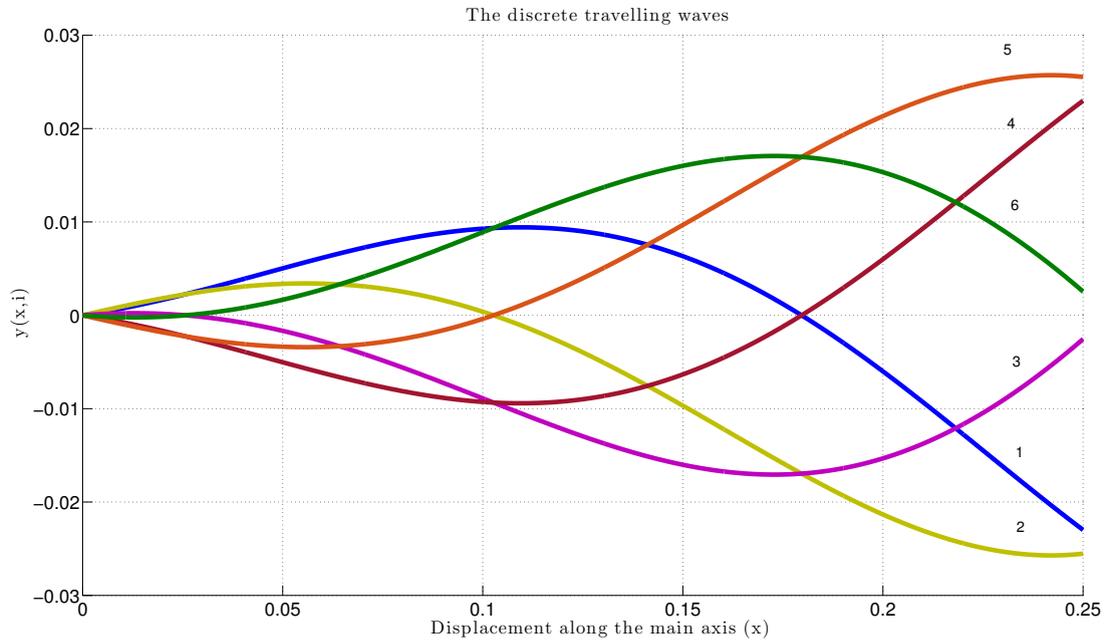


Figura 4.12 Discretización del movimiento *carangiform*

La parte flexible del pez, modelada por varios segmentos enlazados a lo largo del eje principal, sólo permite un único grado de libertad, la rotación de los segmentos respecto al eje de unión. A partir de la longitud (l), el número de segmentos (N) y la función discretizada (4.17) es posible obtener las coordenadas de cada uno de los segmentos ($[(x_i, y_j), (x_{i-1}, y_{j-1})]$) para cada instante de tiempo. Con esta información es posible conseguir los ángulos de unión (Θ_j) de cada una de las articulaciones, para cada instante de discretización i . Finalmente, se obtendrá un conjunto de ángulos agrupados en una matriz de N segmentos y M instantes de discretización, $\Theta[N][M]$. En este conjunto de datos se encuentra de forma implícita la dinámica del *Pez robotizado* para alcanzar una velocidad máxima, que generará la fuerza necesaria para igualar las fuerzas que se oponen al movimiento. En la Figura 4.13 se muestra el resultado de obtener los ángulos de unión para un conjunto de cuatro segmentos y un determinado instante de discretización. Se evidencia una suave imitación del movimiento mostrado en la Fig 4.12.

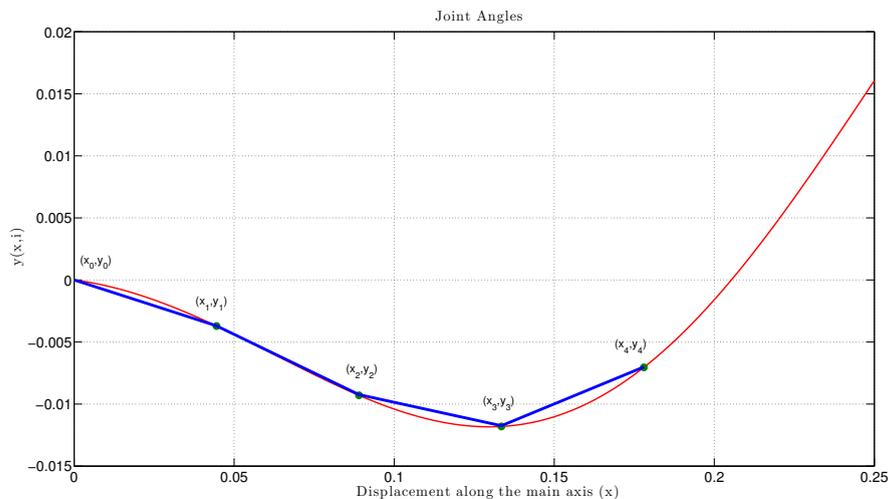


Figura 4.13 Ejemplo de aproximación del movimiento *Carangiform*

4.3.3 Actuadores distribuidos

Mediante la discretización de la ecuación (4.16) y posteriores cálculos matemáticos, se obtiene la posición absoluta de cada uno de los segmentos que conforman la cola. Para alcanzar estas posiciones es necesario dotar a cada unión con un actuador que permita motorizar las uniones. Los motores escogidos y el control realizado para alcanzar los respectivos ángulos también constituyen un factor relevante en la consecución del movimiento, pues la fuerza de propulsión generada, la velocidad y por lo tanto la dinámica del *Pez*, se encontrarán influenciadas en gran medida por la capacidad de los actuadores de seguir la onda discretizada (ver Figura 4.13).

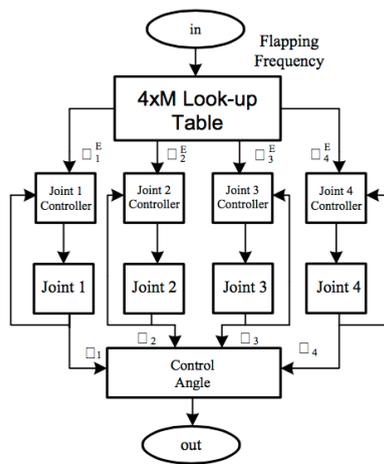


Figura 4.14 Modelo cinemático de los enlaces. Fuente [25]

Con el objetivo de minimizar las interferencias que pueden ocasionar la dinámica de los motores en la dinámica del movimiento, se optará por realizar un control realimentado exclusivo para cada uno de los enlaces. En la Figura 4.14 se esquematiza el control realizado sobre los actuadores, para un número de cuatro enlaces. El flujo de control consiste en calcular la matriz de ángulos que contiene de forma intrínseca la dinámica del *Pez*, a partir de la frecuencia de oscilación f , y utilizar esta información como referencia. Según la posición actual y la referencia deseada, un compensador generará la señal de control necesaria para alcanzar la referencia.

Llegados a este punto, cabe mencionar la importancia que presentan los actuadores como los piezoeléctricos, cuya base de funcionamiento consiste en deformar un determinado material cuando es excitado a una frecuencia específica. El empleo de este tipo de motores permitirían escalar los modelos propuestos a dimensiones sumamente pequeñas. Con este tipo de actuadores es posible realizar dos configuraciones, la primera de ellas consistiría en sustituir los pequeños motores que gobiernan la posición de cada uno de los eslabones por piezoeléctricos. La segunda opción se basa en utilizar un único actuador situado en un extremo. Cuando se produzca su excitación, las deformaciones producidas serán transmitidas a la cola de tal forma que se genere la forma de onda buscada. Esta técnica implica grandes retos ya que requiere la adecuada sintonización del actuador para provocar las deformaciones correctas. No obstante, presenta la ventaja de un menor consumo energético, unas dimensiones inferiores y menor número de elementos mecánicos, entre otros aspectos.

4.3.4 Modelo hidrodinámico

Las fuerzas que actúan durante el desplazamiento del *Pez robotizado* son: el peso, la presión y el empuje, en el plano vertical, respecto al plano horizontal son: la fuerza de propulsión y de arrastre.

Para el modo de navegación propuesto anteriormente, *carangiform*, el modelo hidrodinámico relacionado con la fuerza de propulsión se encuentra asociado al método de masa-añadida. El agua que se encuentra

en la parte posterior del pez, experimenta aceleraciones como consecuencia del movimiento de la cola, es decir, cambia su velocidad. Esto causa la aparición de una fuerza F_R en sentido contrario a la aceleración en la cola. La fuerza F_R se constituye de dos componentes: una fuerza lateral F_L y la fuerza de propulsión F_T que contribuye al avance del pez.

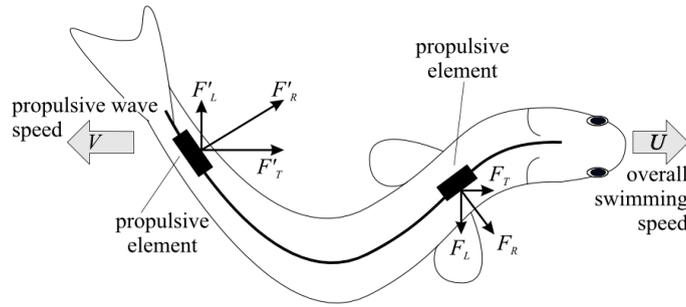


Figura 4.15 Propulsión generada por el método de masa-añadida en un movimiento BCF. Fuente [24]

La máxima velocidad V_{max} será alcanzada cuando la fuerza de propulsión iguale a la fuerza de arrastre. A partir de ese instante, el *Pez robotizado* mantendrá una velocidad constante. La fuerza de arrastre (D_v) puede ser calculada a partir de la siguiente ecuación:

$$D_v = \frac{1}{2} C_f S V^2 \rho \quad (4.18)$$

donde C_f es el coeficiente de arrastre, que depende del número de Reynolds, S es la superficie mojada, V es la velocidad de avance y ρ es la densidad del medio.

Para cuerpos flexibles es evidente pensar que el arrastre viscoso aumenta respecto a un cuerpo sólido debido a que el movimiento de la cola produce el desprendimiento de la capa límite, y los movimientos laterales dan lugar a un incremento de los gradientes de velocidad que se traducen en mayores esfuerzos tangenciales. El coeficiente de arrastre puede calcularse a partir de $1,328Re^{-0,5}$ y $0,074Re^{-0,2}$, según [25]. Tomando como referencia [26] el coeficiente de arrastre es calculado como la suma de los anteriores coeficientes, siendo por lo tanto:

$$C_f = 1,328 \left(\frac{LV}{\nu} \right)^{-0,5} + 0,074 \left(\frac{LV}{\nu} \right)^{-0,2} \quad (4.19)$$

En base a la ecuación (4.21), se puede calcular la máxima velocidad y por lo tanto la máxima oposición al movimiento $D_{v,max}$ a partir de (4.19). Cuando la velocidad sea constante, la fuerza de propulsión igualará a la resistencia de arrastre lo que implica:

$$F_T = \frac{1}{2} C_{f,max} S V_{max}^2 \rho \quad (4.20)$$

Un parámetro que permitirá determinar la frecuencia de aleteo óptima para alcanzar la máxima velocidad en función del movimiento de la cola es el número de Strouhal. Durante el avance de los peces a una velocidad específica, su trayectoria genera una estela escalonada de vórtices discretos con sentidos alternos, como causa del movimiento oscilatorio de la cola. Uno de los principales parámetros que caracteriza la estructura de tales estelas es el número Strouhal.

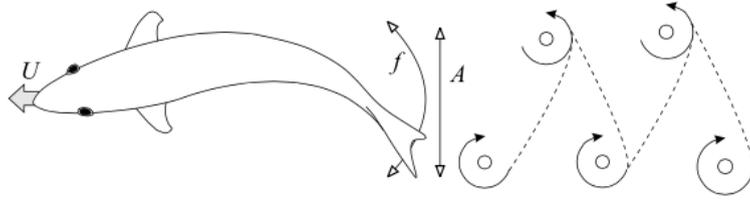


Figura 4.16 Número de Strohal. Estela de vórtices. Fuente [24]

Este factor adimensional es utilizado al mismo tiempo como un parámetro de diseño orientativo para alcanzar un alto nivel de eficiencia en el movimiento. Cabe destacar el carácter orientativo, ya que es un parámetro experimental y no una variable que el diseñador puede alterar. A pesar de ello, datos experimentales permiten afirmar que la eficiencia de la navegación disminuye conforme se incrementa el número de Strohal [28]. Para un movimiento BCF es definido como:

$$St = \frac{fA}{V} \tag{4.21}$$

donde f es la frecuencia de oscilación citada anteriormente, $A = 2(c_1x + c_2x^2)|_{x=cola}$ es la máxima amplitud de la oscilación realizada por la cola. El número de Strohal se encuentra definido (en base a datos experimentalmente) dentro de un rango específico para velocidades constantes, concretamente entre $[0, 25 - 0, 40]$, que determinan el movimiento desde un pez hasta el de un delfín.

4.3.5 Modelo cinemático del pez

En el modelo hidrodinámico del *Pez robotizado* la fuerza de propulsión F_T puede ser calculada exclusivamente por el vector de parámetros E considerando únicamente las fuerzas que actúan en el plano horizontal (fuerza de arrastre y propulsión) [25] [26], pudiendo calcular por lo tanto la aceleración como:

$$a_t = \frac{F_{ty} - D_v}{m} \tag{4.22}$$

donde F_{ty} es la componente de la fuerza de propulsión en la cabeza del pez, $F_{ty} = F_T \cos(\theta_d)$. Siendo θ_d el ángulo de desviación, definido como el ángulo entre la cabeza y la línea central de las oscilaciones (denominada como eje de desviación). Cuando la navegación se realiza con una trayectoria recta, $\theta_d = 0$, para las demás situaciones $\theta_d \neq 0$.

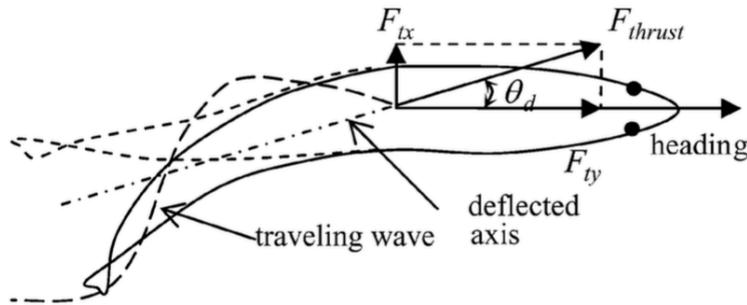


Figura 4.17 Modelo cinemático. Fuente [26]

La navegación y guiado del *Pez robotizado* para seguir diferentes trayectorias, consistirá en controlar el ángulo correspondiente a los primeros segmentos. El ángulo de desviación θ_d puede ser interpretado como un nivel de "offset" desde el punto de vista del movimiento y control, permitiendo modificar la dirección de avance. El ángulo que deben girar los motores será pues la suma de esta desviación y el indicado en la matriz $\Theta[N][M]$, y el nuevo vector de posición que define el estado de la cola $\Theta = \theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4$.

$$\theta_1 = \theta_{1T} + \frac{\theta_d}{2}, \theta_2 = \theta_{2T} + \frac{\theta_d}{2}, \theta_3 = \theta_{3T}, \theta_4 = \theta_{4T} \quad (4.23)$$

donde $\theta_{1T}, \theta_{2T}, \theta_{3T}, \theta_{4T}$ es la posición obtenidas por la onda discretizada (4.17).

4.4 Emulación de la dinámica de los peces

En este apartado se estudiará la dinámica de movimiento *carangiform* y como este puede hacerse extensible a la técnica de propulsión por flagelo artificial flexible. Se describirá el proceso para llevar a cabo la simulación de un *Pez robotizado*, y se destacarán las principales diferencias y similitudes con el modelo anterior.

4.4.1 Modelo cinemático de la cola

Se comenzará describiendo la metodología desarrollada para discretizar en el espacio, el modelo presentado en el capítulo 4.3 que ya fue discretizado respecto al tiempo en la expresión (4.17). En la Figura 4.13 ya se mostró un ejemplo de como la cola del *Pez robotizado* podría imitar el movimiento de un pez real, a través de una estructura compuesta por un número finito de eslabones, los cuales podrían rotar unos respecto a otros. Es precisamente esa rotación la que se desea conocer de tal forma que, al aplicar la orientación correspondiente de cada uno de los eslabones, se obtenga como resultado la forma de onda buscada. La traducción de estos conceptos a una expresión algebraica, utiliza como puente las ecuaciones trigonométricas, es decir, calcular los ángulos en base a su propia definición:

$$\begin{aligned} (x_j, y_j) &= y_{cola}(l_i, j) \\ \theta_{ij} &= \tan^{-1} \left(\frac{y_j - y_{j-1}}{x_j - x_{j-1}} \right) \end{aligned} \quad (4.24)$$

donde i representa el número del eslabón y j el instante de discretización para el intervalo de tiempo definido. Además se asumen unas condiciones iniciales nulas, es decir, $(x_0, y_0) = (0, 0)$. Realizando los cálculos matemáticos correspondientes para cada uno de los eslabones $i \in [0, N]$ y $j \in [0, M]$, se obtiene, como se comentó en el apartado 4.3.2, una matriz $\Theta[N][M]$ que representa la dinámica del *Pez robotizado* de forma implícita. Aplicando de forma secuencial los ángulos calculados para cada uno de los eslabones, se obtendría un movimiento similar al realizado por un pez con el que se alcanzaría el empuje necesario para desplazarse, y lograr la velocidad máxima definida por la ecuación (4.21). Los parámetros utilizados para las siguientes simulaciones se encuentran recogidos en la Tabla 4.2.

Tabla 4.2 Parámetros de Simulación

Parámetros	Expresión/Valor
Superficie mojada (S)	6 (m ²)
Densidad del agua (ρ)	1000 (Kg/m ³)
Longitud	0,8 (m)
Amplitud lineal (c_1)	0,8
Amplitud cuadrática (c_2)	0,05
Resolución de discretización (M)	18
Número de onda (k)	13,6

En la Figura 4.18 se muestran los ángulos que deben alcanzar los diferentes segmentos para cada instante de discretización, obtenidos para una “frecuencia de aleta” de 2 Hz. La variación de los ángulos permite observar como se produce un avance en la orientación de los segmentos consecutivos y posteriormente su disminución. Esta información indica la existencia de un “movimiento no-recíproco” y la dinámica que deben realizar cada uno de los eslabones. Una vez completado el periodo de tiempo correspondiente la frecuencia, la secuencia de movimientos se repite.

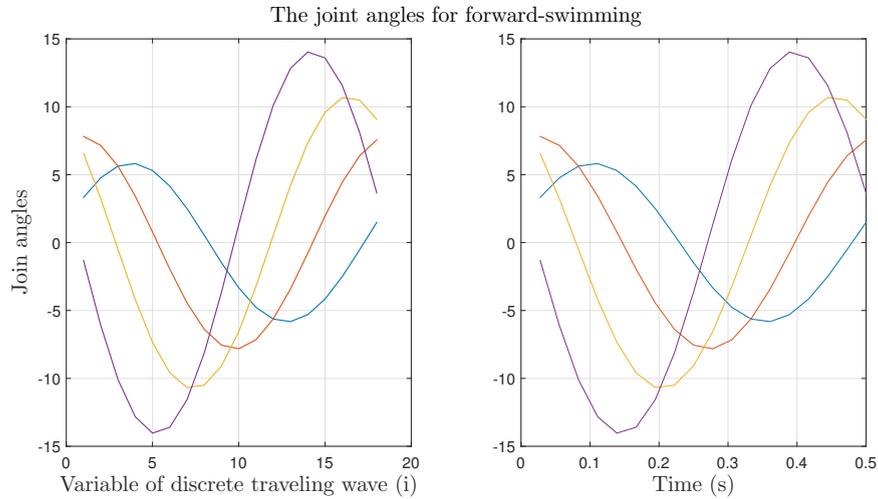


Figura 4.18 Ángulos de unión de los segmentos que conforman la cola del *Pez robotizado*

Una vez conocidos los ángulos, es posible simular el movimiento del *Pez robotizado* de forma discreta en el tiempo y en el espacio, es decir, se puede representar un movimiento discretizado en una secuencia de pasos para una cola formada por un conjunto de segmentos. Serán estos parámetros los que definan la precisión del movimiento y su similitud con el movimiento real ya que, para un mayor número de segmentos y paso de discretización, las variaciones serán más suaves y continuas.

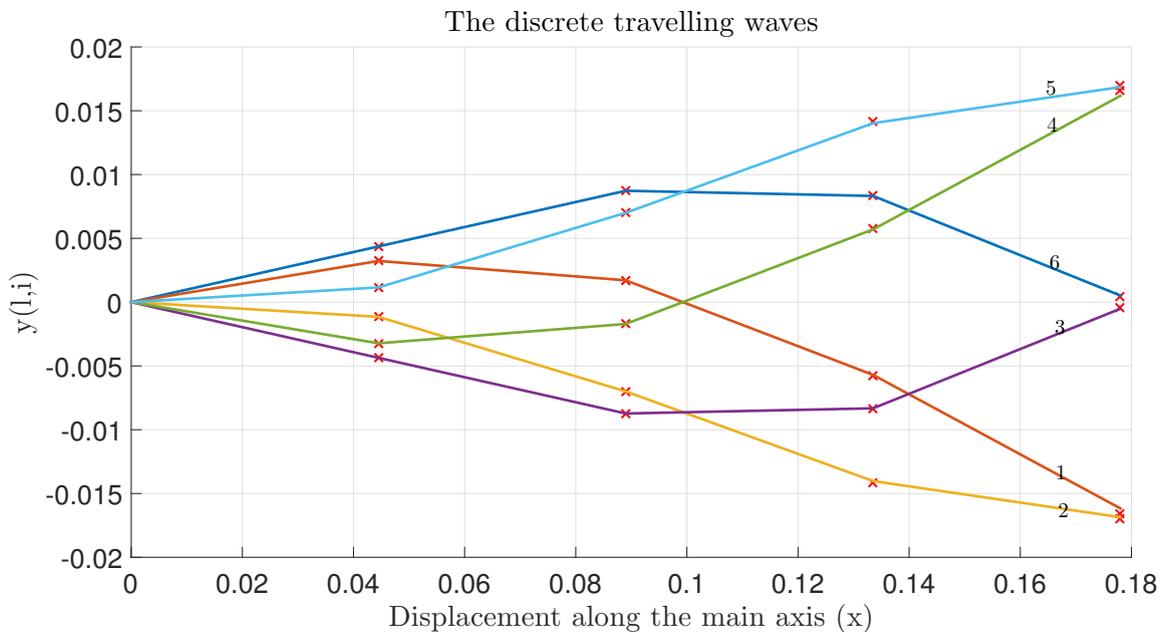


Figura 4.19 Movimiento discretizado del *Pez robotizado*

Sin embargo, la representación anterior solo indica el movimiento ideal que deben realizar los actuadores. No proporciona ninguna cuantificación del esfuerzo realizado para seguir esa dinámica o los impedimentos impuestos por el entorno que se opondrán a dicho movimiento y, a su vez al desplazamiento originado como consecuencia de este. Es evidente pensar que el par ejercido por cada actuador será mayor conforme este se encuentre más cerca del inicio de la cola, debido a que el volumen de fluido que debe desplazar es mayor. Sin embargo, este también dependerá de las posiciones relativas de los eslabones posteriores.

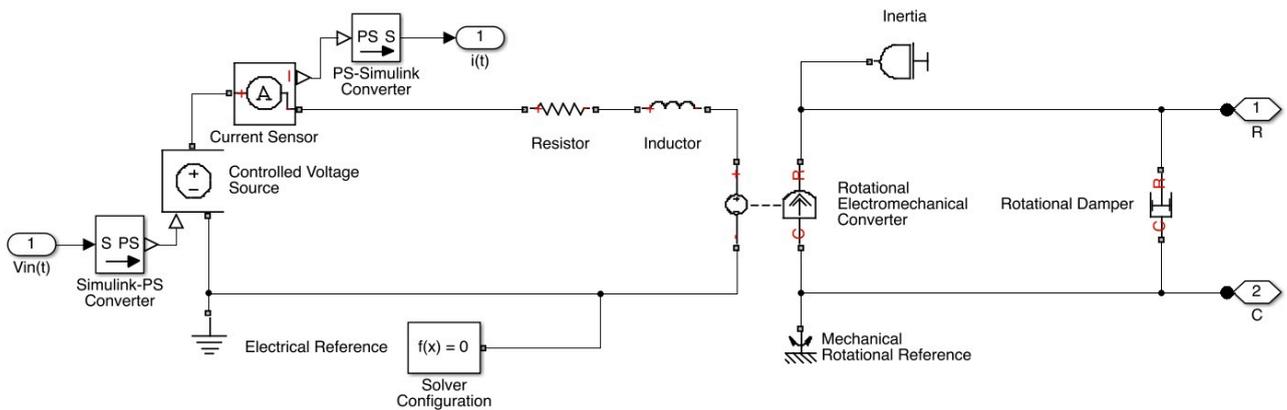
Para poder caracterizar y cuantificar este movimiento es necesario, en primer lugar, simular la dinámica de

los actuadores y posteriormente tratar su conjunto como un único sistema, que habrá que excitar adecuadamente para generar el movimiento descrito en la Figura 4.19. Para realizar la simulación de los actuadores se han escogido los parámetros de un motor comercial con unas dimensiones muy reducidas, exactamente de 10 mm y 4 mm de longitud y diámetro, respectivamente. Estos parámetros son recogidos en la Tabla 4.3.

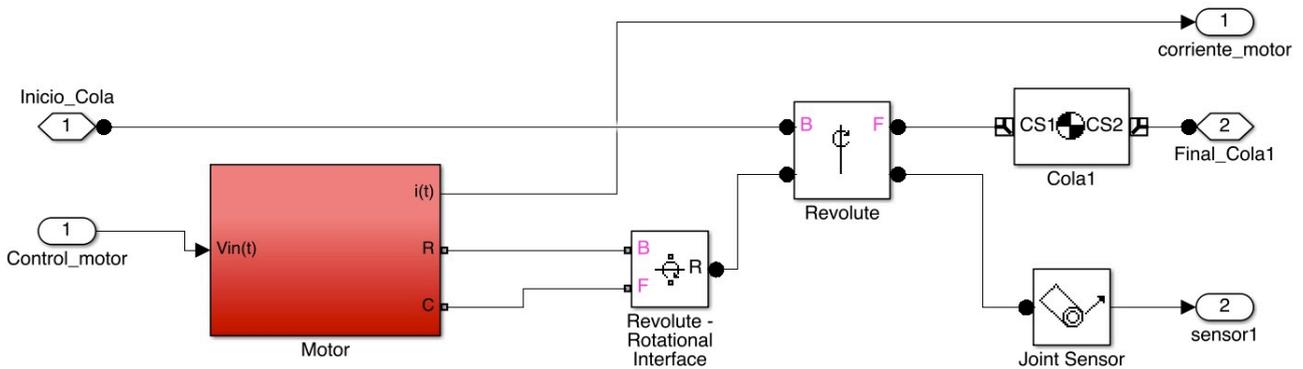
Tabla 4.3 Parámetros de simulación del motor

Parámetro	Valor nominal
Tensión nominal	3 V
Resistencia interna	6,45 Ω
Inductancia interna	0,023 mH
Constante de par	0,784 mNm/A
Constante de velocidad	12200 rpm/V

El modelo de la cola se ha realizado con el módulo *Simmechanics* de Simulink, basado en la creación de un cuerpo articulado, donde cada articulación se encuentra gobernada por un motor que definirá su posición respecto a una referencia global. En la Figura 4.20 se esquematiza el modelo del motor, y el prototipo de eslabón.



(a) Esquema de simulación motor.



(b) Esquema de conexión motor eslabón.

Figura 4.20 Esquema de simulación Simmechanics

Para controlar los actuadores se ha seguido el diagrama de bloques mostrado en la Figura 4.18, donde

la señal de control procede de un control realimentado que compara la posición actual con la posición de referencia y proporciona la señal de control en consecuencia. En la Figura 4.18 ya se representaron los ángulos de referencia para una frecuencia de aleteo de 2 Hz, que serán utilizados en las siguientes simulaciones.

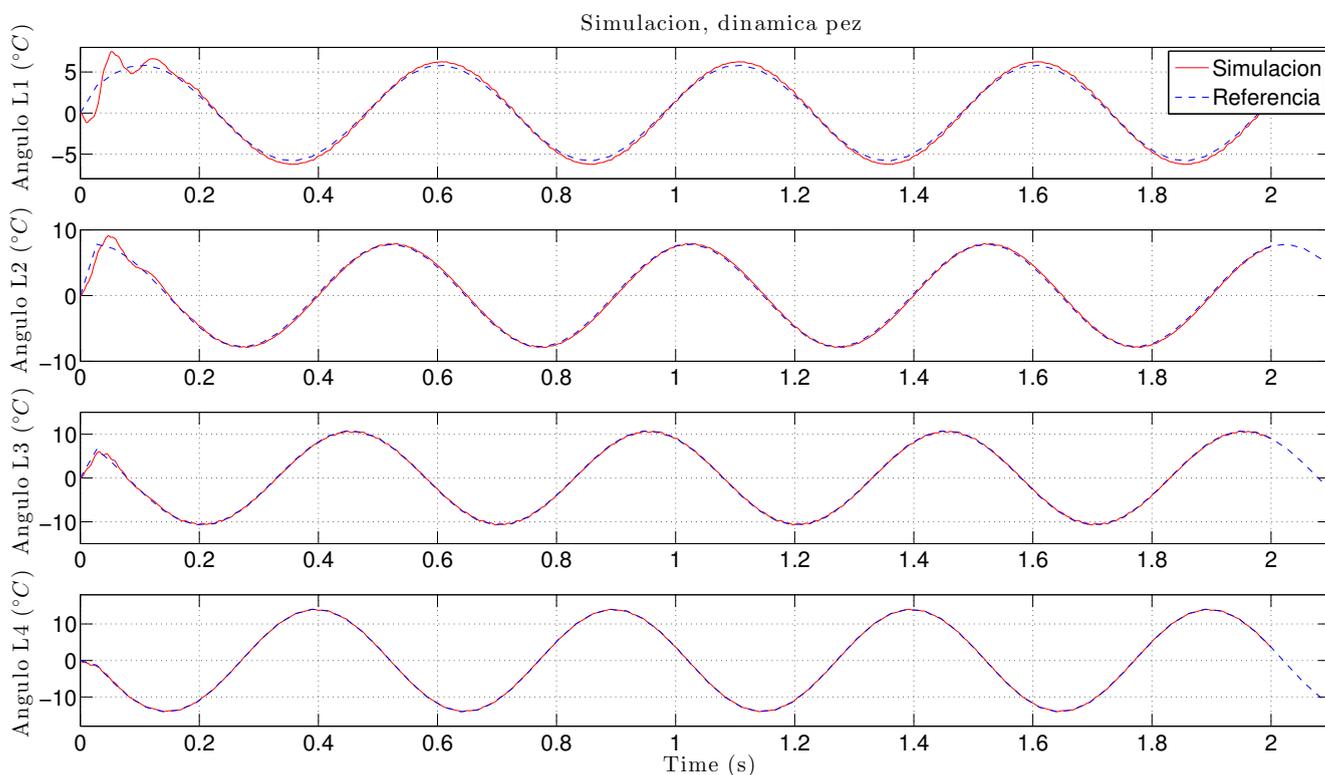


Figura 4.21 Dinámica cola del pez.

El entorno en el cual se simula el movimiento del pez es el aire, aunque se ha dotado de una mayor inercia a los eslabones para compensar esta carencia. El medio de simulación difiere relativamente de las propiedades comentadas en el capítulo 3, pero permite tener una noción de su dinámica y cuales son los principales factores influyentes. En la Figura 4.21 se comparan los ángulos de referencia de cada uno de los motores, con su salida. El controlador empleado para que el sistema se adapte a la dinámica contenida en la matriz $\Phi[M][N]$ es un compensador en adelanto. De estos resultados se puede extraer, en una primera instancia, las siguientes conclusiones:

- 1 La dinámica de cada motor se encuentra afectada por la dinámica de cada uno de los motores y eslabones que soporta. Aspectos que se verán reforzados en un entorno viscoso.
- 2 Para que los actuadores sean capaces de seguir la dinámica marcada es necesario utilizar un controlador que aumente la rapidez del sistema. Sin embargo esto implica un gran esfuerzo de control y potencia, pues la velocidad de movimiento es inversamente proporcional a la viscosidad del medio. Por lo tanto uno de los criterios de fabricación será incorporar actuadores con una gran capacidad de reacción.
- 3 Las simulaciones afirman la factibilidad de extender el modelo propuesto a la técnicas de propulsión por flagelo artificial flexible, con actuadores distribuidos.

Como se menciona en la tercera conclusión, el mecanismo descrito para realizar el movimiento de un pez es extensible a la técnica de propulsión ABF con un flagelo flexible, dada las grandes similitudes de ambos

movimientos. Por otro lado ofrece, la versatilidad de utilizar una señal de referencia discretizada en el tiempo (control digital).

4.4.2 Modelo cinemático del pez

En el apartado 4.3.5 se plantearon las ecuaciones necesarias para conocer la velocidad máxima alcanzada por el movimiento descrito. Aplicando un proceso iterativo en el que se considera la evolución de las diferentes variables y unas condiciones iniciales nulas, se obtiene la velocidad máxima que deberá mantenerse si se repite el movimiento de forma periódica. Respecto a la navegación, se indicó como el ángulo θ_d influía en la fuerza de empuje y, por tanto, como la velocidad se verá afectada cuando se realice un cambio de trayectoria. El grado de afección será proporcional al coseno del ángulo θ_d .

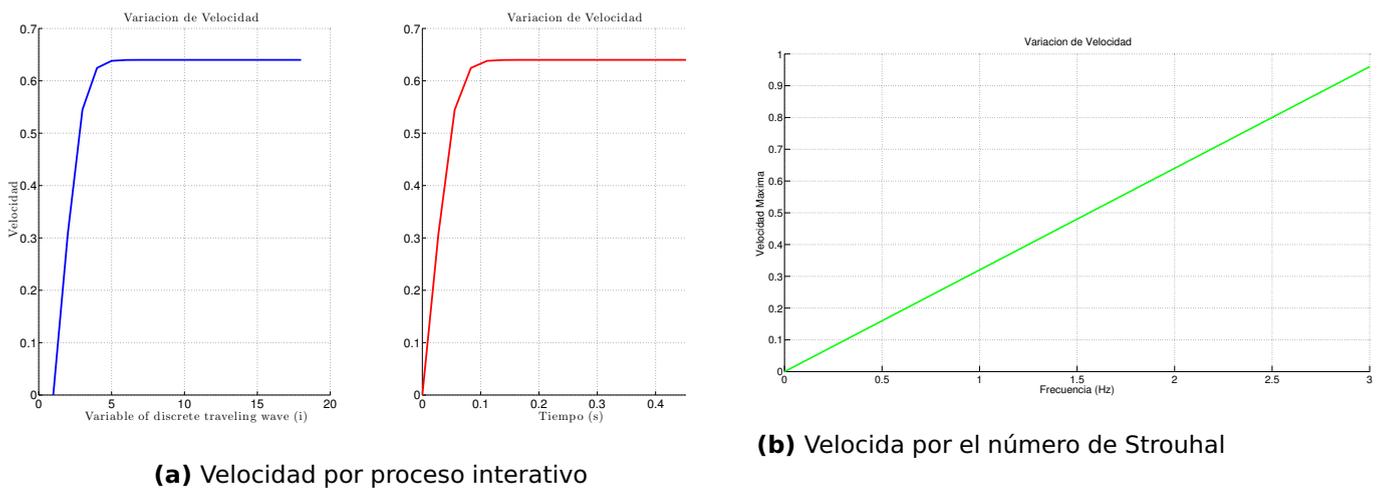


Figura 4.22 Velocidad final, movimiento del pez

En la Figura 4.22 se muestra la velocidad máxima que se alcanzará con el movimiento ilustrado en la Figura 4.13, calculada a partir del proceso iterativo comentado (ecuación (4.22)). Esta misma información es posible obtenerla a través del número de Strouhal (4.21) que es un parámetro experimental que relaciona la velocidad, “frecuencia de aleteo” y amplitud de las oscilaciones. Por lo que este parámetro puede ser utilizado como un factor de diseño que proporcione una orientación sobre la magnitud de las variables.

4.5 Navegación

Una vez es conocido cómo los *Microrobots* conseguirán desplazarse por el sistema circulatorio, el siguiente paso es conocer como guiar su movimiento por la compleja red de arterias, venas y capilares. No basta poder desplazarse en un entorno viscoso como la sangre, además es necesario navegar por el cuerpo y localizar aquellas zonas que sean objetivos de las actividades encomendadas.

Los principales métodos planteados, y que actualmente se encuentran en investigación, proponen el empleo de campos magnéticos para redirigir el movimiento o estructuras de comunicación maestro-esclavo, indicando para cada instante de tiempo cuál es la corrección de trayectoria que deben realizar. Aunque esta última propuesta es menos abordada frente a un control por flujos magnéticos, que constituye un método más sencillo en una primera instancia.

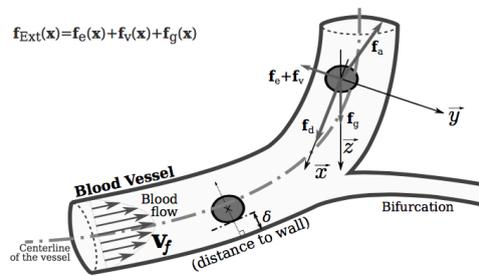


Figura 4.23 Modelo de navegación de los *Microrobots*. F_a es la fuerza de control, F_d representa la fuerzas viscosas debidas al fluido y F_{ext} hace referencia todas las fuerzas externas. Fuente [29]

Existen diferentes criterios que establecen como realizar la corrección de la trayectoria, aunque todos ellos tienen como base común la aplicación de algoritmos de búsqueda de posibles trayectorias y el uso de funciones de coste para seleccionar el camino óptimo (entre los que destaca el algoritmo “Fast Marching Method”). Las funciones de costes son obtenidas del resultado de modelar los *Microrobots* como una esfera y determinar las fuerzas que actúan sobre ellos (ver Figura 4.23). Las fuerzas que deben ser vencidas para lograr mantener la dirección y sentido deseado son: las fuerzas viscosas, fuerzas Van der Waals, fuerzas electrostáticas, las fuerzas de rozamiento y las perturbaciones. Estas fuerzas deberán considerarse en base a los factores que fueron comentados en el apartado 3.1. En el modelo además se considera la fuerza de control, cuya contribución tendrá que anular aquellas componentes que se opongan al movimiento deseado.

En el término de perturbaciones se agrupan diversos factores cuyos parámetros cambian durante la propia navegación, y afectarán a la eficiencia del método de control [30], alguno de ellos son:

- El carácter pulsante del flujo sanguíneo, tal y como se comentó en la apartado 3.3.
- Los tiempos de reacción de los *Microrobots* frente a los cambios de la señal de control o los flujos magnéticos, que estarán directamente relacionado con el tipo de propulsión implementada.
- Las limitaciones propias del método de propulsión implementado. En el caso de un control magnético se encuentra limitado por el intervalo de magnitudes en los que puede generar las fuerzas. Además, un mismo sistema como un MRI no puede realizar simultáneamente las acciones de propulsión y navegación, por lo que es necesario recurrir a procesos de concurrencia.
- La frecuencia máxima de muestreo y procesamiento de los sistemas de medición, limitarán la eficiencia del control realimentado y la magnitud mínima de error. Provocando así la necesidad de aplicar modelos de control predictivos, para reducir la inestabilidad del sistema de navegación.

El control de trayectoria también implica conocer en todo momento la ubicación del objeto que se desea guiar, el lugar por el que debe desplazarse y la interacción de las fuerzas citadas en cada momento [31]. Pero no siempre es posible medir todas las variables del sistema y cuantificar la evolución de las reacciones que implican el movimiento de los *Microrobots*, pues no se disponen de las herramientas adecuadas o las medidas están distorsionadas. Es por esta razón por la que se recurre a establecer estrategias de control que incorporen un observador que permita determinar las variables internas en función de la salida del sistema, tales como la posición y la velocidad. Estos parámetros pueden ser medidos con grabaciones ópticas de rayos X o ultrasonidos, y el adecuado procesamiento de imágenes en tiempo real [2].

Otras alternativas para determinar la posición y la trayectoria es a través del propio campo electromagnético con un conjunto de sensores ubicados en los *Microrobots*, que permitan cuantificar la distancia entre el generador y el sensor. Esta metodología ofrece la posibilidad de reutilizar la tecnología actual de los hospitales (MRI) al mismo tiempo que se aplica la tecnología mas avanzada, sin necesidad de grandes inversiones.

Anteriormente se mencionaba que las estrategias de control se basan en aplicar funciones de costes donde los parámetros a minimizar son: el esfuerzo realizado para corregir la trayectoria, las fuerzas generadas por el generador de campos magnéticos, establecer el recorrido más corto, entre otros parámetros. La forma de aplicar este control también puede ser interpretada de diferentes formas:

- **Navegación por corrección continua**, la trayectoria de los *Microrobots* es corregida en todo momento por la fuente de control. Este tipo de control tiene una mejor adaptación a los mecanismos de propulsión inducidos, donde el cambio de trayectoria es logrado con la corrección de la propulsión y las fuerzas inducidas.
- **Navegación por corrección discreta**, la fuerza de control sólo actuará en los momentos en los que sea preciso desviar el rumbo tomado por el *Microrobot*. Este tipo de control se limita a indicar a los *Microrobots* cuál es la dirección en la que deben avanzar, sin influir en ningún otro factor relacionado con el movimiento.

En la situación del *Pez robotizado* la navegación sería controlada, como se comentó en el apartado anterior, a partir de la posición de los primeros actuadores que determinan la orientación de la parte fija del robot respecto al movimiento de la cola.

5 NUESTRO ROBOT

En este último capítulo se planteará cuál es nuestra visión del diseño de los *Microrobots* y cuales son las características que deberán cumplir para lograr navegar por el sistema circulatorio. Con el objetivo de abrir nuevas vías de investigación en este campo, se describirá un posible prototipo con el cual estudiar las técnicas de propulsión ABF flexible. Además, se aportarán bancos de pruebas que imiten las condiciones y características impuestas por un fluido a escala micrométrica, pero para un entorno macroscópico, en base a la información aportada en el capítulo 3.

5.1 Prototipo

Para determinar cuál sería la morfología más adecuada de los *Microrobots*, en primer lugar, es necesario definir cuál es su fuente de energía y método de propulsión. En este proyecto se ha optado por realizar un estudio más detallado de los métodos de propulsión autónoma, concretamente de la técnicas de propulsión ABF con flagelo flexible. Respecto a la forma de obtención de energía se propone utilizar los mecanismos que aprovechan la energía circulante en el propio entorno, es decir, mecanismos que puedan transformar las perturbaciones de la propia sangre en energía. Las técnicas más innovadoras están basadas en el “efecto piezoeléctrico”, denominadas “NanoGenerators”, cuyo funcionamiento fue brevemente descrito en el apartado 2.1.3.

El motivo de seleccionar este tipo de propulsión es la versatilidad que esta ofrece en su gran variedad de aplicaciones, algunas de las cuales ya fueron comentadas. El movimiento es conseguido para un determinado conjunto de frecuencias de vibración, como es evidente, no todas las frecuencias provocan el comportamiento necesario para el desplazamiento, es decir, un “movimiento no recíproco”. Para aquellas frecuencias en las que el movimiento es recíproco se consigue la vibración del flagelo o un desplazamiento insignificante, característica que puede ser utilizada como herramienta. Es por esta cualidad por la que se propone este tipo de propulsión frente a otras, pues posibilita dos métodos de funcionamiento. El primer método enfocado a la propulsión, y el segundo como herramienta para desempeñar las actividades encomendadas. Respecto al método de obtención de energía, es el más indicado para una de propulsión autónoma, ya que durante la propia navegación puede extraer energía, creando así un sistema autosuficiente. Aunque siempre serán necesarias fuentes de energía auxiliares para situaciones críticas o condiciones de partida.

Después de concretar que elementos son necesarios para desplazarse y obtener la energía, es posible tener una mejor idea de como sería la morfología de los *Microrobots*. Según las condiciones citadas en el apartado 2.1.2, donde se recomendaba una superficie suave, la opción que mejor se adapta es un cuerpo con forma cilíndrica que evita cualquier tipo de cambio abrupto en el diseño, como las aristas. Este diseño permitirá al mismo tiempo albergar en su interior los mecanismos necesarios para obtener la energía, generar el movimiento e incluso empaquetar aquellos dispositivos necesarios para establecer una comunicación con el exterior o que permitan capturar señales externas para la navegación. En la Figura 5.1 se ilustra de forma sencilla de como podría ser el diseño de estos pequeños robots. En la ilustración se aprecian varios flagelos para la propulsión, y una cápsula donde se incorpora el actuador, la electrónica y la fuente de energía.

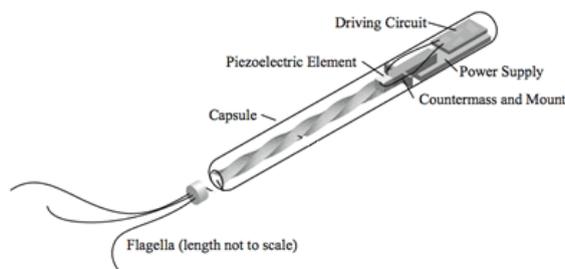


Figura 5.1 Diseño futuros *Microrobots*. Fuente [36]

Otra de las grandes inquietudes que surgen a la hora de determinar la forma de los *Microrobots* son sus dimensiones, aunque este parámetro está íntimamente influenciado por el método de fabricación, el objetivo es alcanzar un tamaño cercano a los componentes de la sangre (glóbulos rojos) o incluso el de moléculas (*Nanorobots*). Sin embargo, aún estamos muy lejos de poder realizar *Microrobots* que sean totalmente funcionales a esta escala. Es necesario profundizar en sus características, modos de funcionamiento, reacciones del cuerpo humano ante la invasión de estos robots, entre otras cuestiones que aún no tienen una respuesta precisa. El primer paso para solventar las principales dificultades es realizar un prototipo a escala y recrear un entorno que simule las condiciones del flujo sanguíneo a dimensiones micrométricas.

El prototipo estará constituido por dos partes claramente diferenciadas: una primera parte que supondrá un tercio de la longitud total, y donde se deberán alojar todos los dispositivos necesarios para generar y controlar el movimiento de la segunda parte (sensores, actuadores, electrónica, etc). Esta primera parte tiene una menor relevancia desde para el estudio del movimiento y la dinámica del modelo de propulsión, por lo que no es necesario una construcción totalmente precisa en una primera instancia. La segunda parte, supone dos tercios del cuerpo, y constituye el pilar básico para generar la fuerza de empuje y conseguir desplazarse. En su construcción se proponen dos modelos, aunque los dos representarán un flagelo artificial flexible.

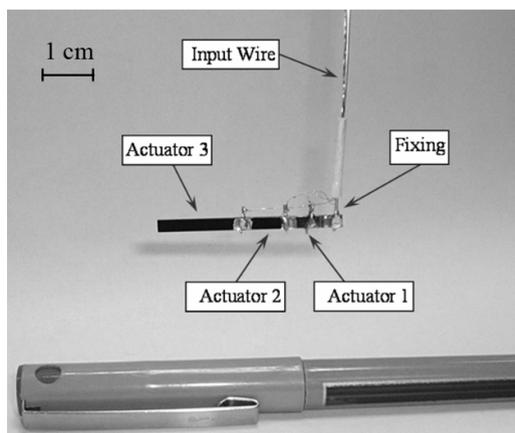
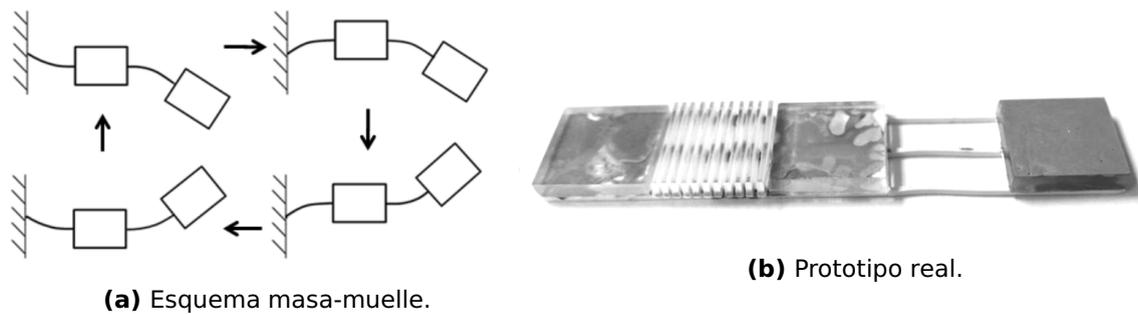


Figura 5.2 Prototipo flagelo artificial flexible. Fuente [37]

El primer planteamiento se basa en el estudio en la morfología de los peces, cuyo movimiento fue estudiado en el capítulo anterior. Su construcción consiste en dividir la longitud de esta segunda parte en tres secciones formadas por láminas finas con un espesor no superior a 0,2 mm, y longitudes inferiores a las decenas de los milímetros [37]. Cada lámina será unida a la siguiente por medio de actuadores piezoeléctricos (ver Figura 5.2). Mediante esta configuración se podrá implementar el método abordado en el apartado 4.4, donde se describió como imitar el movimiento de un pez mediante la correcta excitación de cada uno de los actuadores. Gracias a esto se obtiene una dinámica similar al movimiento de los microorganismos, con la cual se logra generar la fuerza de empuje necesaria para desplazarse.

La segunda propuesta consiste en utilizar un único actuador que excite la segunda parte, generando un movimiento similar al de un flagelo o cuyos efectos sean equiparables. La implementación de este prototipo se esquematiza de forma sencilla en una estructura de masa-muelle (ver Figura 5.3a) cuyo análisis (realizado en [12]) permitirá determinar las frecuencias de resonancias para las cuales se logra el desplazamiento. Para este prototipo es aconsejable una estructura que puede ser simplificada al modelo de doble masa-muelle de constantes elásticas diferentes. El motivo de esta configuración es asegurar un "movimiento no recíproco". En la Figura 5.3a se visualiza claramente que la dinámica del movimiento no repite ninguna configuración, esto implica que no todas las fuerzas ejercidas sobre el entorno son compensadas por movimientos consecutivos. La Figura 5.3b muestra su implementación, donde los materiales empleados y dimensiones están acorde al análisis matemático del modelo de doble masa-muelle, para así obtener la frecuencia de resonancia. En esta situación concreta, las dimensiones utilizadas son de 75 mm de longitud,



(a) Esquema masa-muelle.

(b) Prototipo real.

Figura 5.3 Prototipo flagelo artificial flexible con un único actuador. Fuente [12]

5 mm ancho y 2,62 mm de grosor. Por otro lado, los materiales son acrílico y estireno [38].

Respecto a como simular las características del entorno, se hará mención a ello en el siguiente apartado donde también se propondrán diferentes bancos de prueba para cuantificar la dinámica de estos métodos de propulsión.

5.2 Bancos de prueba

Se han ofrecido las principales directrices para la creación de un prototipo, pero sin un entorno que permita equiparar las condiciones de la sangre a unas dimensiones sumamente pequeñas, los resultados que se obtengan no serán concluyentes. Es necesario por lo tanto crear un entorno que imite las condiciones reales donde se encontrarán los *Microrobots*. En este apartado se detallarán dos tipos de bancos de pruebas que ofrecen la posibilidad de cuantificar el par dado por los motores, la velocidad, la fuerza de arrastre y el empuje. De los dos métodos que se detallan a continuación, uno de ellos está enfocado a la propulsión de un flagelo artificial rígido [38], cuyo prototipado no se ha detallado por su sencillez, y el segundo, para un flagelo flexible [37]. En la Figura 5.4 se muestra el prototipo realizado para el primer banco de pruebas. El segundo método ya fue mostrado en la Figura 5.2.

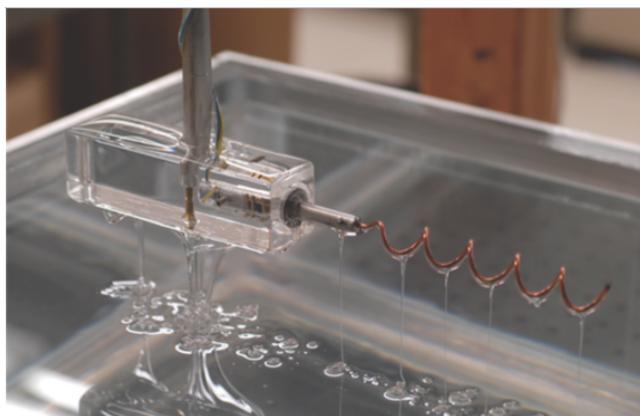


Figura 5.4 Prototipo flagelo artificial rígido. Fuente [38]. El radio de la espiral es de 0,397 mm.

Antes de plantear en líneas generales los bancos de pruebas, es preciso conocer cuáles son los fluidos y las propiedades que estos deben cumplir para que sus efectos y los resultados que se pueden obtener en ellos, sean equiparables y escalables. En el capítulo 3.2 se caracterizó la sangre como un fluido predominantemente pseudoplástico, será esta característica una premisa imprescindible a cumplir por los fluidos. La segunda cualidad que deben cumplir los fluidos es que posean un bajo número de Reynolds, en la Tabla 3.1 se mostraban los factores que favorecerían bajos números de Reynolds y el flujo de Stokes, concretamente

cuanto mayor sea la viscosidad más amplio es el margen de dimensiones en el que se pueden fabricar los prototipos. Para los siguientes casos se propone como fluido el aceite de silicona que presenta una densidad de $\rho = 970 \text{ kg/m}^3$ y una viscosidad $\mu = 10^2 \text{ kg(m} \cdot \text{s)}^{-1}$, aproximadamente 100000 veces la de agua.

El primer experimento consiste en fabricar un recipiente de dimensiones relativamente pequeñas, pero al mismo tiempo manejables. De forma orientativa se aconsejan las siguientes medidas: 520 mm ancho, 495 mm longitud y 330 mm altura. Se debe garantizar siempre que el prototipo guarde una distancia de seguridad con las paredes del recipiente, de al menos 250 mm, para minimizar los efectos de contorno.

Para realizar las mediciones correspondientes a la fuerza de empuje, el flagelo artificial rígido es acoplado a un motor de velocidad y giro variable, encapsulado en un bloque de polimetilmetacrilato que posteriormente será sumergido en el tanque de aceite de silicona. El empuje será medido a través de una célula de carga. La conexión del flagelo y la célula de carga se realiza a través de una barra vertical de 350 mm longitud, con el objetivo de limitar el movimiento del flagelo a una única dirección y conseguir incrementar la fuerza generada por el flagelo en el punto de medida para obtener una mayor sensibilidad en la medición. Respecto a la velocidad se puede determinar mediante la electrónica que incorpore el propio motor, o a través de una grabación y su correspondiente procesamiento de imágenes. En la Figura 5.5a se esquematiza la estructura comentada.

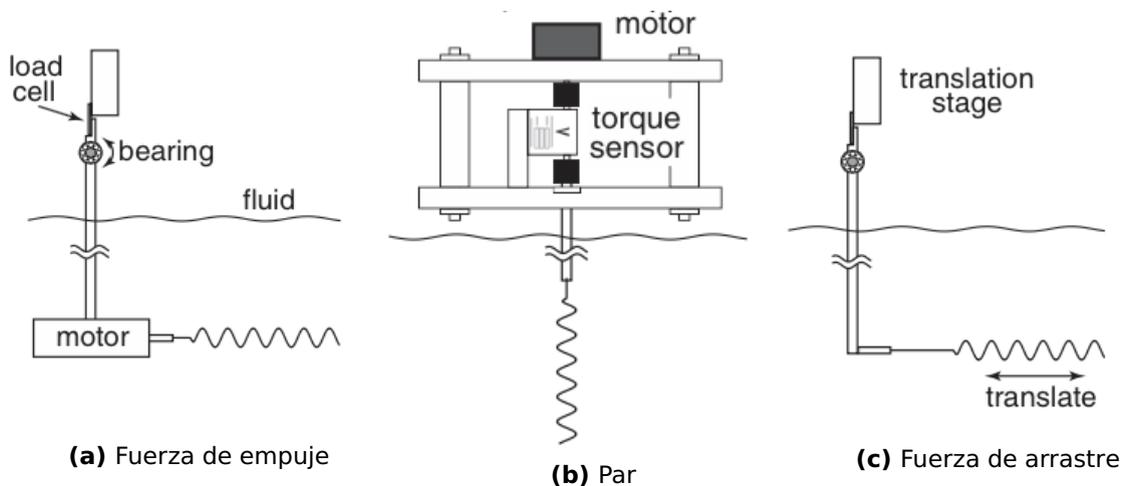


Figura 5.5 Banco de prueba, flagelo artificial rígido. Fuente [38]

El par necesario para hacer girar el flagelo artificial rígido en el entorno simulado es medido a través de un sensor de par. Realizar las medidas de este parámetro requiere cambiar la estructura anterior con las siguientes modificaciones: el flagelo es acoplado directamente a la barra vertical por su extremo inferior y en el extremo superior es conectado el motor y sensor de par (ver Figura 5.5b).

Por último, para calcular la fuerza de arrastre se utiliza la estructura comentada para la medición de la fuerza de empuje aunque obviando el motor. El flagelo artificial rígido será desplazado horizontalmente mientras se encuentra parado, como se muestra en la Figura 5.5c. Las mediciones podrán tomarse con la misma célula. En las medidas realizadas hay que tener en cuenta que se encuentran influenciadas por la barra horizontal a la que debe acoplarse el flagelo.

El segundo banco de pruebas está enfocado para calcular la fuerza de empuje de un prototipo de flagelo artificial flexible. Para este experimento también es necesario fabricar un tanque donde se alcance unas condiciones equiparables de la sangre a escala micrométrica, siendo totalmente equivalente el tanque descrito para el banco de pruebas anterior.

El prototipo será introducido en el tanque de aceite de silicona sujeto en todo momento por un cable de al menos 2 metros de longitud desde su punto de apoyo. Este modo de sujeción tiene el mismo objetivo

que en el caso anterior, aumentar la sensibilidad de las medidas, además proporcionará la corriente eléctrica necesaria para el funcionamiento de los actuadores. En la Figura 5.6 se esquematiza el montaje del experimento, así como las fuerzas que intervienen y que deberán considerarse para calcular la fuerza de empuje.

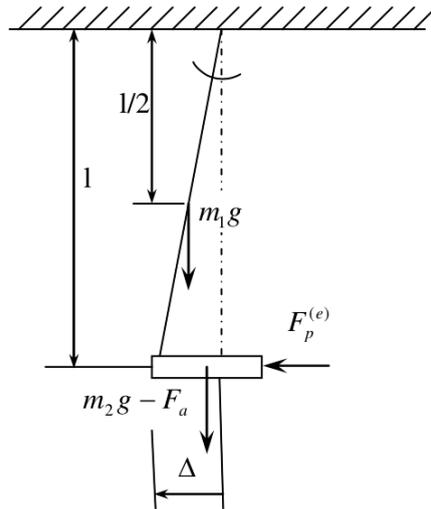


Figura 5.6 Banco de prueba, flabelo artificial flexible. Fuente [37]

6 CONCLUSIÓN

A lo largo del presente documento se han descrito una gran cantidad de funcionalidades y aplicaciones que ofrece esta nueva e innovadora tecnología que aún está aprendiendo a caminar y, aunque sus aplicaciones aún son difusas, lo que sí es seguro es que sus resultados esperan revolucionar el mundo, el modo de comprender el cuerpo humano y la medicina.

Se han revisado las características generales y necesarias para la creación de *Microrobots* mediante el análisis de fuentes de energía, técnicas de fabricación, sensores y métodos de control. Analizando las virtudes y defectos de las fuentes de alimentación y las recomendaciones mínimas de fabricación para evitar el rechazo de los *Microrobots* por el sistema inmunológico.

Para analizar el entorno de los *Microrobots* se ha realizado una revisión de los conocimientos fundamentales de la mecánica de fluidos y los efectos las principales leyes físicas. Además de estudiar las propiedades de los fluidos no-Newtonianos, y caracterizar la sangre como fluido pulsante y no-Newtoniano, a escala micrométrica.

Se han expuesto diferentes modelos de propulsión por Flagelo Bacteriano Artificial, y estudiado su homólogo a escala macroscópica, para comprender el funcionamiento y complejidad de replicar el movimientos de los microorganismos, con objeto de hacer extensible las herramientas desarrolladas a la escala micrométrica. Respecto navegación de los *Microrobots* sigue siendo reto aún mayor. Se han planteado las principales propuestas para la navegación y asentado las bases para su estudio en futuros trabajos, proponiendo los modelos ha considerar en un primer análisis, así como las formas de aplicar el control de trayectoria.

Por último, y como inicio de un futuro proyecto, se expusieron las características idóneas que deberán cumplir los futuros *Microrobots*. Con este proyecto se ha demostrado la viabilidad de implementar la metodología de propulsión por Flagelo Bacteriano Artificial a través del estudio de movimiento de los peces, y deja abierto nuevos caminos de investigación con la propuesta de diversos prototipos, así como las especificaciones de los escenarios de prueba donde obtener un comportamiento equivalente al sistema circulatorio a nivel micrométrico.

7 BIBLIOGRAFÍA

- [1] N. Sharma y R.K. Mittal, "Nanorobot movement: Challenges and biologically inspired solutions", Int. Journal of Smart sensing & Intelligent Systems, vol. 1, pp.87, 2008.
- [2] E. Diller y M. Sitti, "Micro-Scale Mobile Robotics", Foundations and Trends in Robotics Vol. 2, pp. 143-259, 2011
- [3] J. B. Nelson, K. I. Kaliakatsos, Ioannis, Abbott y J. Jake, "Microrobots for Minimally Invasive Medicine", Annual Review of Biomedical Engineering, vol. 12, pp. 55-85, 2010.
- [4] Ajay Kumar Pareek, Shiv Kumar Garg, Piush Sharma, Pramod Saini, Pratek Pitliy, "Nanorobotics in advances in pharmaceutical sciences", International Journal of Drug Development & Research, vol. 2, pp.247-256, Abril-Junio 2010.
- [5] X. W., Zhong Lin Wang, J.L. Jinhui Song, y Yifan Gao, "Piezoelectric Nanogenerators for Self-Powered Nanodevices", IEEE Pervasive Computing, vol. 7, pp.1536-1268, Ene-Mar 2008.
- [6] T. F. Wuhrmann, "Design, Fabrication and Characterization of Ferromagnetic Artificial Bacterial Flagella", Master Thesis, 2011.
- [7] A. Cavalcanti, T. Hogg, B. Shirinzadeh y H.C. Liaw, "Control, Automation, Robotics and Vision", 9th International Conference on, pp. 1-6, Dic, 2006.
- [8] A. Cavalcanti y R.A. Freitas, Jr., "Nanorobotics control design: a collective behavior approach for medicine", NanoBioscience, IEEE Transactions on, vol. 4, pp. 133-140, Dic, 2005.
- [9] Monash University, "Microrobot aids surgery", <https://www.youtube.com/watch?v=1R0EHe9iYQw>, Consultado el día 29/05/2015.
- [10] Reuters, "South Korea claims world's first cancer-treating nanorobot", <https://www.youtube.com/watch?v=UC8W7I7q1Zs>, Consultado el día 29/05/2015.
- [11] J.J. Abbott y Nagy, Z. y Beyeler, F. y Nelson, B.J., "Robotics in the Small, Part I: Microbotics", Robotics Automation Magazine, IEEE, vol. 14 pp.95, Jun, 2007.
- [12] C.B. House, *Sonic Actuation of Small-scale Robots in a Fluidic Environment*, Trident Scholar project report, 2014.
- [13] UNM Physics and Astronomy, "Laminar Flow 2", https://www.youtube.com/watch?v=_dbnH-BBSNo, Consultado el día 08/06/2015.
- [14] L. Dong, B.J. Nelson, "Tutorial - Robotics in the small Part II: Nanorobotics", Robotics Automation Magazine, IEEE, vol. 14, pp. 111-121, Sept, 2007.
- [15] C. X. Chen, Y. Ding y J. A. Gear, "Blood flow in stenosed arteries using two way, fluid-structural interaction", Proceedings of the 9th Biennial Engineering Mathematics and Applications Conference, vol. 51, pp. C586-C611, Ago, 2010.
- [16] Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de la Plata, "Fluidos no newtonianos", http://www.ing.unlp.edu.ar/dquimica/paginas/catedras/iofq809/apuntes/Fluidos%20no%20newtonianos_R1.pdf, Consultado el día 08/06/2015.
- [17] E. L. Ibarrola, "Introducción a los fluidos no-Newtonianos", <http://www.efn.unc.edu.ar/departamentos/aero/Asignaturas/MecFluid/material/introducci%C3%B3n%20no%20newtonianos.pdf>, Consultado el día 08/06/2015.

- [18] T. Sochi, "Non-Newtonian Rheology in Blood Circulation",
<https://cds.cern.ch/record/1554501>,
 Consultado el día 07/05/2015.
- [19] M. Fruchard y L. Arcese y E. Courtial, "Estimation of the Blood Velocity for Nanorobotics", *Robotics, IEEE Transactions on*, vol. 30, pp. 93-102 Feb, 2014.
- [20] J. Womersley, "Method for the calculation of velocity, rate of flow and viscous drag in arteries when the pressure gradient is known", *The Journal of physiology*, vol. 127(3), pp. 553-563, 1955.
- [21] J. J. Abbott y C. Lagomarsino, Marco y Zhang, Li y Dong, Lixin y Nelson, J. Bradley, "How Should Micro-robots Swim?", *The International Journal of Robotics Research*, Jun, 2009.
- [22] E. Peyer, Kathrin y Zhang, Li y Nelson, J. Bradley, "Bio-inspired magnetic swimming microrobots for biomedical applications", *Nanoscale*, vol. 5, pp.1259-1272, Jun, 2013.
- [23] M. Sylvain, "Magnetic Microbots to Fight Cancer. Magnets steer medical microbots through blood vessels",
<http://spectrum.ieee.org/robotics/medical-robots/magnetic-microbots-to-fight-cancer>,
 Consultado el día 04/04/2015.
- [24] M. Sfakiotakis, D.M. Lane, y Davies, J.B.C., "Review of fish swimming modes for aquatic locomotion", *Oceanic Engineering, IEEE Journal of*, vol. 24, pp. 237-252, Abril, 1999.
- [25] D. Korkmaz, Koca, G. Ozmen y Z. H. Akpolat, "Robust Forward Speed Control of a Robotic Fish", 6th International Advanced Technologies Symposium (IATS'11), pp. 33-38, 2011.
- [26] L. Jindong y H. Huosheng, "Building a 3D simulator for autonomous navigation of robotic fishes", *Intelligent Robots and Systems. 2004 IEEE/RSJ International Conference on*, vol. 1, pp. 613-618, Sept, 2004.
- [27] L. Dong and B.J. Nelson, "Modeling and implementation of a biomimetic robotic fish", *Power Electronics, Electrical Drives, Automation and Motion (SPEEDAM)*, 2012 International Symposium on, pp. 1187-1192, Jun, 2012.
- [28] Kamadulski, Steve and Bentsman, Joseph, "Optimization of biomimetic propulsion in a fish like robot", 2012.
- [29] K. Belharet, D. Folio, y A. Ferreira, "Simulation and Planning of a Magnetically Actuated Microrobot Navigating in the Arteries", *IEEE Transactions on Biomedical engineering*, vol. 60, pp. 994-1001, Abril, 2013.
- [30] K. Belharet, D. Folio, A. Ferreira, "Three-Dimensional Controlled Motion of a Microrobot using Magnetic Gradients", 3rd IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics, pp. 808-813, Sep, 2010.
- [31] L. Arcese, M. Fruchard, A. Ferreira, "Adaptive Controller and Observer for a Magnetic Microrobot", *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 29, pp. 1060-1067, Abril, 2013.
- [32] E. Naalsund Gjølberg, "Investigation of Artificial Bacterial Flagella Propulsion", Master Thesis,
- [33] K. E. Machin, "Wave Propagation Along Flagella", Trident Scholar project report, *J. Exp. Biol*, pp. 796-806 1958.
- [34] N. Londhe, R. Majumdar, J.S. Rathore¹, N.N. Sharma, "Simulation of planar wave flagellar propulsion of nanorobots using comsol", Excerpt from the Proceedings of the 2011 COMSOL Conference in Boston, 2011.
- [35] Guasto Lab Tufts, "Sperm Flagellar Kinematics",
<https://www.youtube.com/watch?v=G57ku8xA5so>,
 Consultado el día 08/06/2015.

- [36] J. Friend, "Microrobot To Swim Like Bacteria With Flagellar Propeller", <http://www.technovelgy.com/ct/Science-Fiction-News.asp?NewsNum=845>, Consultado el día 08/06/2015.
- [37] G. Kosa y M. Shoham, y M. Zaaroor, "Propulsion Method for Swimming Microrobots", Robotics, IEEE Transactions on, vol. 23, pp. 137-150, Feb, 2007.
- [38] B. Rodenborn y Chen, Chih-Hung y Swinney, L. Harry y Liu, Bin and Zhang, H. P., "Propulsion of microorganisms by a helical flagellum", Proceedings of the National Academy of Sciences, vol. 110, pp. E338-E347, 2013.
- [39] M. Stimulak, "Biased Brownian motion", Physics Reports, Ene, 2010.
- [40] P. Hänggi y F. Marchesoni y F. Nori, "Brownian motors", Physik/Materialwissenschaften, Jun, 2006.
- [41] P. Reimann, "Brownian Motors: Noisy Transport far from Equilibrium", Physics Reports, vol. 361, pp. 57-265, Jun, 2002.
- [42] E. Nelson, *Dynamical theories of Brownian motion*, The International Journal of Robotics Research, Mathematical notes Princeton, N.J., Princeton, N.J. Princeton University Press, Jun, 1967.

ANEXOS

A MOTORES BROWNIANOS

En los últimos años se ha trabajado en la construcción de máquinas a escala molecular, tanto biológicas como artificiales, en las cuales el motor constituye la clave de su funcionamiento. Las fuerzas debidas a la gravedad pierden relevancia frente a las fuerzas dominantes de un entorno caracterizado por la incertidumbre y agitación térmica. Por este motivo se conoce a estos motores como motores brownianos, cuyo comportamiento es necesario conocer y entender para determinar su influencia en las nanomáquinas y las repercusiones que pueden provocar sobre éstas.

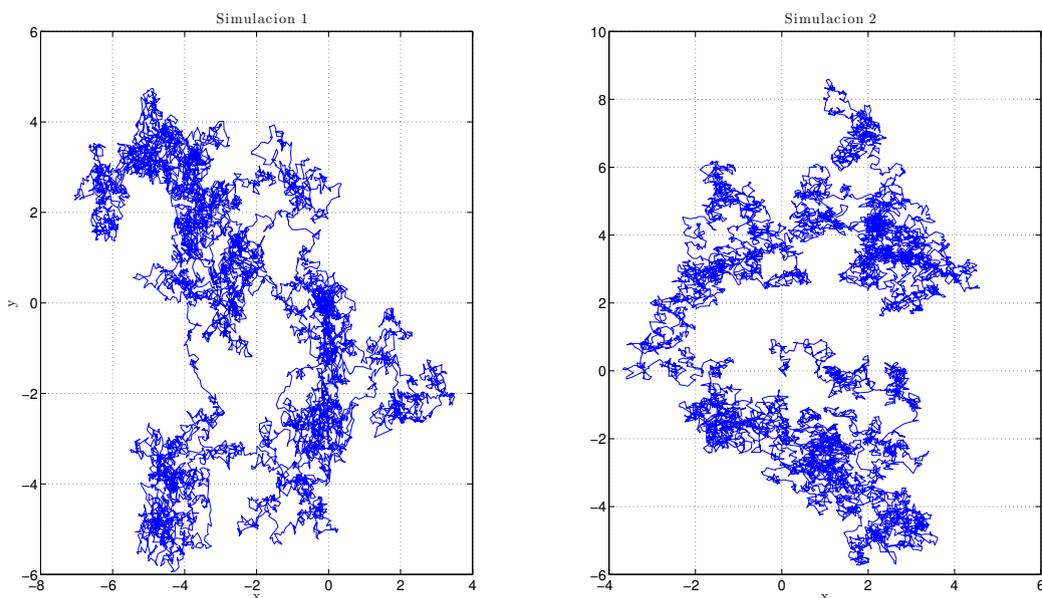


Figura A.1 Movimiento Browniano

El movimiento Browniano es un movimiento aleatorio producido en las partículas que se encuentran suspendidas en un fluido (líquido o gas), como resultado de la colisión entre los átomos o moléculas que lo forman. La dirección en la que los átomos se golpean cambia constantemente, y en cada momento las partículas son golpeadas originando un movimiento completamente aleatorio [39] [40].

Este fenómeno recibió el nombre del botánico Robert Brown, quien en 1827 mientras observaba las partículas de polen suspendidas en el agua a través de un microscopio descubrió como estas partículas se desplazaban con un movimiento oscilatorio, aunque no pudo determinar el motivo que lo causaba. Por esta época los átomos y moléculas aún constituían una teoría de que fueran los constituyentes de la materia. Décadas después a este suceso Albert Einstein publico un documento en 1905 donde explicaba, detalladamente, que el movimiento observado por Robert Brow era resultado de las moléculas individuales que forman el agua. En dicho documento supuso las siguientes afirmaciones:

- 1 Cada partícula realiza un movimiento que es independiente del desplazamiento de todas las demás partículas en el sistema.
- 2 El movimiento de una partícula en un instante determinado es independiente en cualquier otro instante, siempre que el intervalo de tiempo sea lo suficientemente grande.

Dicha explicación del movimiento Browniano permitió confirmar definitivamente que los átomos y las moléculas existían. Afirmaciones que fueron reforzadas por los posteriores experimentos de Jean Perrin en 1908.

A.1 Introducción

Los motores Brownianos son dispositivos moleculares o nanoscópicos usados para generar un movimiento y realizar trabajos mecánicos o eléctricos. Estas pequeñas máquinas pueden operar en un entorno dominado por la viscosidad frente a la inercia del mundo macroscópico, donde moverse en una dirección concreta resulta tan complejo como caminar dentro de un huracán debido al ruido térmico. Las fuerzas que impulsan estos motores en la dirección deseada son minúsculas en comparación con las fuerzas aleatorias ejercidas por el entorno. La fuerte dependencia de los motores Brownianos con el ruido térmicos únicamente los posibilita a escala nanométrica.

En biología, muchos motores moleculares basados en proteínas pueden constituir motores Brownianos, los cuales usan la energía química presente en las moléculas ATP para generar potenciales energéticos variables y anisotrópicos². Este tipo de potenciales influye en la trayectoria de la partícula (como en un ión o polipéptido), originando la difusión de la partícula cuyo movimiento esta fuertemente orientado en una única dirección.

Para comprender el principio básico de los motores Brownianos describiremos un modelo sencillo que identifique al sistema. El objetivo de este modelo no es replicar la complejidad del sistema real sino mostrar un entorno controlado que permita entender los principios básicos.

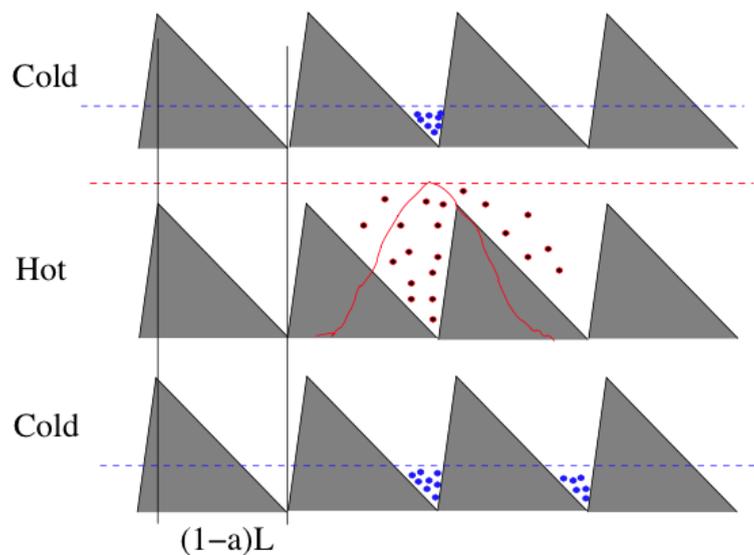


Figura A.2 Principio de trabajo de los motores Brownianos controlados por variaciones de temperatura. Fuente [40]

Consideremos que las partículas de la Figura A.2 se encuentran suspendidas en un medio viscoso excitado por un potencial periódico asimétrico, cuya magnitud provoca cambios de temperatura entre los estados “hot” y “cold”, $T[T_{cold}, T_{hot}]$. La línea discontinua azul indica el estado en el que se encuentran el 95 % de las partículas en cualquier instante. Inicialmente, cuando la temperatura esta en el estado “cold” dichas partículas se ubican en las zonas de mínima energía. A partir del instante en el que la temperatura alcanza el nivel de energía “hot” se comienza a producir la difusión de las partículas, ya que la zona de mínima energía no se encuentra tan definida como en el caso anterior sino que está más amplia y difusa. La línea

²Cualidad de la materia por la cual las propiedades mecánicas son diferentes en cada dirección.

roja de la ilustración central indicada una distribución Gaussiana, pues es ésta la distribución en la que se organizan las partículas. Cuando la temperatura vuelve de nuevo a estado inicial aquellas partículas que se desplazaron una distancia menor de $L_1 = aL$ con $a < \frac{1}{2}$ hacia la derecha, encontrarán un nuevo lugar donde el potencial sea mínimo. Por otro lado, las partículas que se movieron una distancia superior a $L_2 = (1 - a)L$ hacia la izquierda, encontrarán otra zona de potencial mínimo a la izquierda. El resto de partículas que no hayan podido recorrer dichas longitudes se ubicarán en la zona de mínima energía de la que partieron inicialmente. Debido a que la probabilidad de que una partícula se mueva una distancia L_1 es mayor a que se desplacen L_2 , para el mismo intervalo de tiempo, se puede determinar que se genera un movimiento neto hacia la derecha como causa de un potencial periódico.

A partir de la Figura A.2 surge la pregunta: ¿Es posible, y cómo es posible obtener energía a través del movimiento Browniano? A nivel macrocópico es sencillo encontrar una solución mediante elementos mecánicos o eléctricos, tales como los molinos de vientos o los relojes de pulsera de cuerda automática. Para el entorno microscópico, Smoluchowski en 1912 propuso un método más sutil de cómo utilizar este movimiento aleatorio, que demostró mediante *Gedankenexperiment*³.

Dicho método es conocido como "*Feynman's ratchet*" en honor a quien lo popularizó. Se basa principalmente en un eje que en sus extremos presenta una rueda de palas y en el otro un trinquete (ver Figura A.3). Ambos extremos están rodeados por un gas en desequilibrio térmico, con el que se obtendría un movimiento rotatorio como causa de los impactos aleatorios de las moléculas de gas, con las paletas. La idea para obtener energía consiste en rectificar el movimiento Browniano con ayuda de las palas, de hecho es bastante intuitivo entender que el otro extremo del eje (trinquete) solo admitirá el movimiento en un único sentido ("hacia adelante"), impidiendo su movimiento en el sentido contrario ("hacia atrás"). En otras palabras, es evidente que se desarrollará un movimiento en una dirección, incluso si una pequeña carga se aplicara en el sentido opuesto.

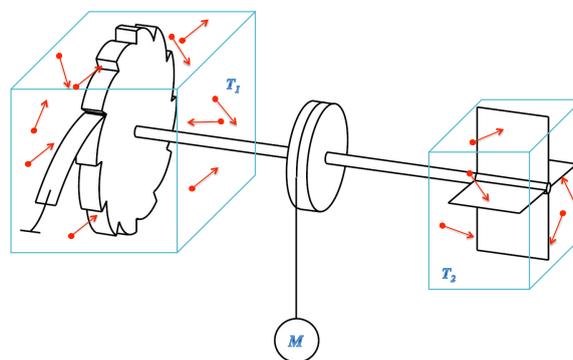


Figura A.3 Feynman's ratchet

Sin embargo, el método tal y como ha sido descrito no es coherente con el segundo principio de la termodinámica [41]. Realizando un estudio más exhaustivo en el que se considera que ambos extremos se encuentran a temperaturas diferentes, se llega a la conclusión de obtener un movimiento hacia adelante cuando $T_2 > T_1$, el cual se había intuido. Aunque por otro lado, si la diferencia de temperatura es negativa, es decir $T_2 < T_1$, se consigue invertir el movimiento ("hacia atrás"). Pudiendo concluir que el "*Feynman's ratchet*" se puede reducir aproximadamente al modelo de un trinquete termoeléctrico ("*Seebeck ratchet*").

A.2 Movimiento

La idea de este principio es simple, un sistema que no se encuentra en su equilibrio térmico tiende hacia él. Si el sistema se encuentra en un entorno asimétrico, alcanzar el equilibrio también implicará un movimiento en el espacio. Para mantener el movimiento es necesario que el sistema se encuentre fuera de equilibrio en todo momento, lo cual implica un coste energético. Esa misma energía es la que impulsa el movimiento.

³Experimento mental

Esto se podría lograr con variaciones de temperatura, a través de reacciones químicas, o mediante una fuerza periódica asimétrica.

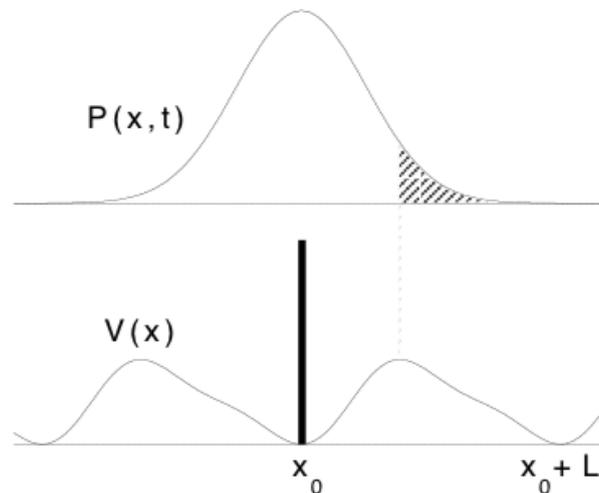


Figura A.4 En la figura se ilustra cómo las partículas Brownian, inicialmente ubicadas en x_0 , se expanden cuando el potencial se cambia a otro estado, "hot". Cuando dicho potencial vuelve a su estado inicial la mayoría de las partículas son reubicadas en la posición x_0 , pero también en $x_0 + L$ (área sombreada). Se obtiene, por lo tanto, un flujo de partículas hacia la derecha. Fuente [41]

Esta dinámica puede ser generada mediante la inducción de un potencial externo $V(x)$ en el sistema. En el caso donde un potencial periódico tiene un mínimo y un máximo local por cada periodo L (ver Figura A.4), si el mínimo local se encuentra relativamente cerca del máximo por la derecha, se obtendrá un flujo de partículas positivo $x > 0$. Cuando el potencial se encuentre en su estado de menor influencia, las partículas deberán propagarse una mayor distancia hacia la izquierda que a la derecha para encontrar potenciales mínimos de energía, por lo que se originará un desplazamiento neto hacia la derecha.

Los mecanismos basados en el equilibrio de los motores Brownianos experimentarán un desplazamiento como consecuencia de la combinación de la difusión y un movimiento determinista inducido por campos eléctricos externos y dependientes del tiempo. Es importante recordar que las partículas con diferentes tamaños experimentarán distintos niveles de fricción y movimiento Browniano.

A.3 Ecuación de Langevin

Langevin comenzó por una simple descripción del movimiento de las partículas Brownianas de acuerdo a la leyes de Newton y la suposición de que estas partículas están sometidas a la acción de dos fuerzas [42]:

- 1 Una fuerza variable que cambia de dirección y magnitud en cualquiera escala de tiempo y cuyo valor promedio es nulo.
- 2 La fuerza de arrastre viscoso impide el movimiento originado por las fluctuaciones, provocando desplazamiento más lentos.

Por lo tanto la ecuación que describe dicho movimiento, basada en la segunda ley de Newton, es:

$$m \frac{dx^2}{dt^2} = -\eta \frac{dx}{dt} + \frac{dB(t)}{dt} \quad (\text{A.1})$$

El grado de libertad de interés de la partícula es la posición x , m es la masa de la partícula. Las fuerzas que actúan sobre la partícula se expresan como la suma de las fuerzas viscosas proporcionales a la velocidad

(Ley de Stokes) y el ruido térmico $\frac{dB(t)}{dt}$ que representa el efecto de las colisiones de las moléculas en el fluido. Esta última fuerza es modelada mediante una distribución Gaussiana cuya correlación es definida por:

$$\langle \xi(t)\xi(t') \rangle = 2\eta k_B T(t)\delta(t - t') \quad (\text{A.2})$$

donde k_B es la constante de Boltzman y T es la temperatura. La función de correlación δ indica que la fuerza en un instante de tiempo t es totalmente independiente de cualquier otro instante de tiempo. Esto es una aproximación, pues las fuerzas aleatorias presentan una correlación no nula en el momento que se produce la colisión con otras partículas. Sin embargo, la ecuación de Langevin es empleada para describir el movimiento de una partícula "macroscópica" en un gran periodo de tiempo, en este límite la δ -correlación y la ecuación de Lagenvin son exactas.

A.4 Movimiento en un campo de fuerzas

Si la partícula Browniana se encontrara en el rango de acción del campo de una fuerza externa periódica dada por $V(x, t)$, que induciría un movimiento neto de dichas partículas como se ha venido observando [42]. La ecuación de Langevin podría escribirse como:

$$\frac{d}{dt} \begin{pmatrix} x(t) \\ v(t) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} v(t) \\ (K(x, t) - \eta v(t)) \frac{1}{m} \end{pmatrix} + \frac{d}{dt} \begin{pmatrix} 0 \\ B(t) \end{pmatrix} \quad (\text{A.3})$$

donde $K(x, t)$ representa la derivada respecto a la posición de $V(x, t)$. Un ejemplo típico de un potencial periódico con periodo L , que rompe la simetría⁴ espacial del entorno es (ver Figura A.5):

$$V(x) = V_0 \left[\sin\left(\frac{2\pi x}{L}\right) + A_0 \sin\left(\frac{n\pi x}{L}\right) \right] \quad (\text{A.4})$$

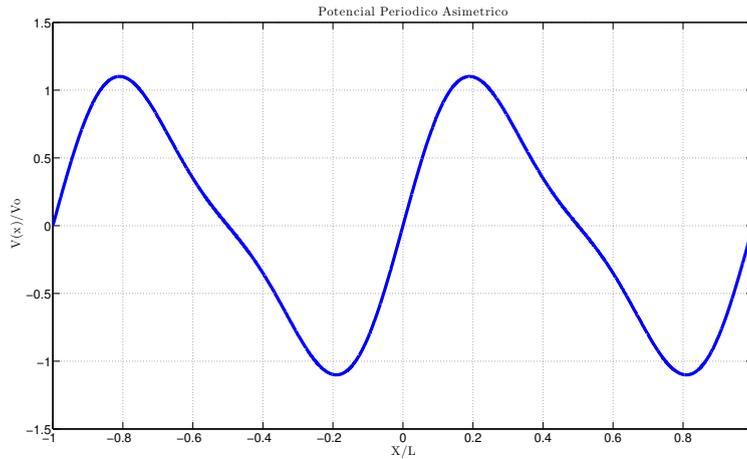


Figura A.5 Potencial Periódico Asimétrico $V(x)$.

En el caso de que $K(x, t)$ fuera lineal e invariante en el tiempo t , se obtendría la expresión de un oscilador armónico unidimensional amortiguado:

$$\frac{d}{dt} \begin{pmatrix} x(t) \\ v(t) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 1 \\ -\frac{k}{m} & -\frac{\eta}{m} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x(t) \\ v(t) \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \end{pmatrix} \frac{dB}{dt} \quad (\text{A.5})$$

Para los sistemas en los que el tamaño es extremadamente pequeño, el modelo expresado en (A.1) y rectificado en (A.3) puede simplificarse despreciando el término correspondiente a la inercia, expresándose como

⁴La ruptura de la simetría es entendida como $V(-x) = V(x + \Delta x) \forall x$

se indica a continuación:

$$\eta \frac{dx}{dt} = -\frac{dV(x, t)}{dt} + \frac{dB(t)}{dt} \quad (\text{A.6})$$

El movimiento descrito por las partículas Brownianas, según el modelo descrito en (A.6), se ilustra en la Figura A.6 donde se puede observar la aleatoriedad del movimiento y la ausencia de un flujo de desplazamiento hacia una ubicación específica. Comportamiento que se verifica para tres partículas diferentes.

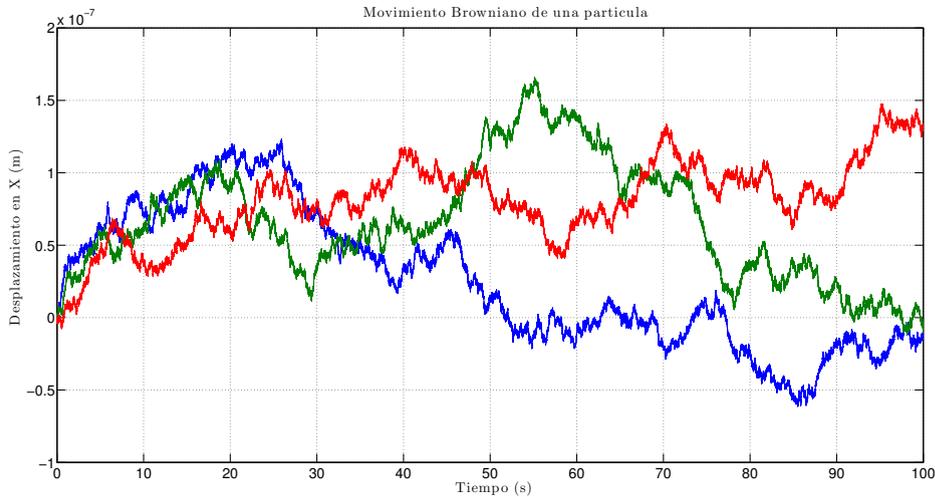


Figura A.6 Movimiento Browniano de una partícula en ausencia de un potencial periódico.

El efecto que provoca la adición de una potencial asimétrico periódico sobre la dinámica anterior, como ya se ha comentado en varias ocasiones, es un desplazamiento neto de las partículas en una dirección. Este fenómeno se observa en la Figura A.7, donde se evidencia claramente la diferencia entre la presencia o no de dicho potencial. Aunque mediante un potencial asimétrico se consigue impulsar las partículas hacia una determinada dirección, esta dirección no puede ser controlada o modificada una vez ha sido establecida por el tipo de potencial. Así pues, es necesario rectificar el modelo de forma que una fuerza externa permita realizar un control de la posición de la partícula.

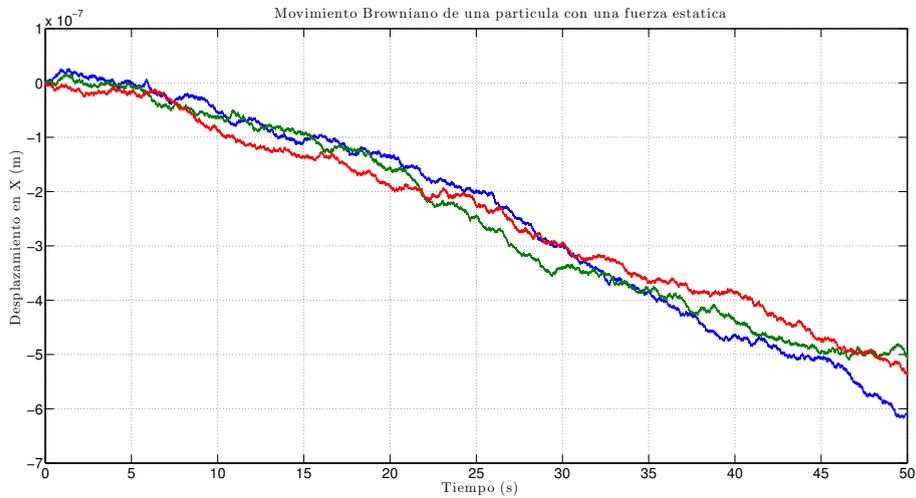


Figura A.7 Movimiento Browniano de una partícula en presencia de un potencial periódico.

En base a las conclusiones extraídas de la Figura A.7 el modelo (A.6) puede completarse mediante la adición de una fuerza externa estática o dinámica, que puede ser comprendida como una fuerza que permita dirigir el movimiento Browniano en la dirección deseada con un sistema de control:

$$\eta \frac{dx}{dt} = -\frac{dV(x,t)}{dt} + F + \frac{dB(t)}{dt} \quad (\text{A.7})$$

A.5 Características

Los motores Brownianos pueden ser entendidos como un motor térmico, extremadamente simple. El hecho de que un dispositivo de este tipo sea capaz de producir trabajo no es un milagro, pero su funcionamiento aún esconde ciertas incógnitas [40]. A continuación se describen las principales características que definen este tipo de motores.

A.5.1 Pérdida de acoplamiento

Las variables de los motores térmicos a escala macroscópica, evolucionan de forma conjunta y casi sincronizada, pero esto no sucede a dimensiones inferiores [40], siendo consideradas como variables de estado $x(t)$ y $T(t)$ de un motor Browniano. Desde el punto de vista nanoscópico el motor pierde ese nivel de sincronismo, pues es necesario un grado de libertad para que pueda funcionar. Mientras $T(t)$ completa un ciclo, $x(t)$ evolucionará hacia diferentes caminos. Es por esto que esta última variable de estado no es estrictamente dependiente de la evolución de la temperatura.

Esta pérdida de acoplamiento es una de las características principales de los motores Brownianos, y que diferencia la escala macroscópica de la nanoscópica. En particular, un motor Browniano se distingue principalmente por dos características:

- 1 La presencia de ruido. Este factor es otra de las características distintivas de los motores Brownianos, ya que juega un papel esencial en su funcionamiento. La suma de este fenómeno, las no linealidades y el desequilibrio del sistema dan lugar a un desplazamiento arbitrario.
- 2 La existencia de una fuerza externa que rompa la simetría de forma periódica.

A.5.2 Condiciones de desarrollo de los motores Browniano

Las condiciones necesarias para que se produzca el efecto de “motor Browniano” es operar fuera del equilibrio del sistema. Una de las formas comentadas de lograr dicho desequilibrio ha sido mediante una variación

de la temperatura, aunque existen, evidentemente, una gran variedad de fuerzas que permiten cumplir esta condición. En el diseño de un motor Browniano, como en las fuerzas que intervengan, deben considerarse los siguientes factores:

- La periodicidad espacial y/o temporal.
- Todas las fuerzas que influyan en el sistema deben proporcionar un efecto total nulo a largo de un periodo de tiempo y espacio.
- El sistema debe ser alejado del estado de equilibrio.
- La simetría del sistema debe romperse.

La ruptura de la simetría espacial puede conseguirse de una gran diversidad de formas. El propio sistema puede provocarlo intrínsecamente en ausencia de perturbaciones. Esta situación es la más común e implica un potencial asimétrico periódico. Una segunda opción consiste en utilizar una fuerza externa que genere fluctuaciones estocásticas, o mediante una perturbación periódica.

B NOMENCLATURA

$\dot{\gamma}$, velocidad de esfuerzo tangencial.

$\dot{\gamma}_C$, velocidad de esfuerzo tangencial característico.

λ , constante de tiempo característica.

λ_1 , tiempo de retraso.

μ , viscosidad.

μ_p , viscosidad del plasma.

μ_0 , viscosidad a un esfuerzo tangencial nulo.

μ_∞ , viscosidad para una velocidad de esfuerzo tangencial infinita.

τ , tensor de presiones.

τ_c , tensor de presiones característico.

τ_0 , rendimiento de tensiones.

ϕ , concentración volumétrica.

a , Índice Carreau-Yasuda.

k , coeficiente de consistencia.

k_0 , máxima fracción de volumen para una velocidad nula de esfuerzo tangencial.

k_∞ , máxima fracción de volumen para una velocidad infinita de esfuerzo tangencial.

m , índice del modelo de Croos.

n , índice del modelo de Ley de potencia.

$\cdot\nabla$, derivador de Oldroyd.