Aula UNER-CIMNE

Grupo Biomecánica Computacional

Facultad de Ingeniería

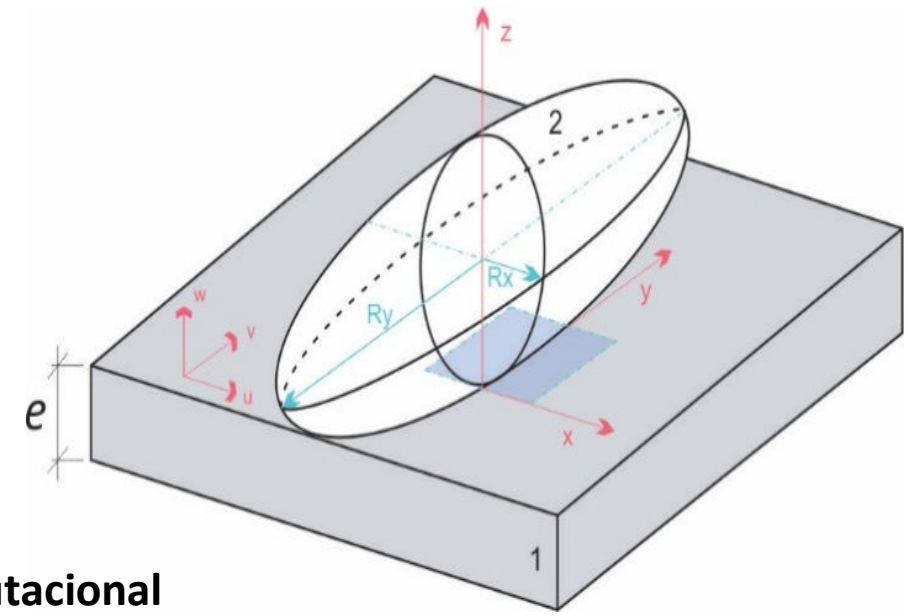
Universidad Nacional de Entre Ríos

Oro Verde, Entre Ríos, Argentina

Integrantes

- Dr. José Di Paolo
- Dr. Sebastián Ubal
- Dr. Diego Campana
- Mg. Marcelo Berli
- Mg. Exequiel Fries
- Bioing. Jordán Insfrán
- Bioing. Brenda Weiss
- Ing. Alejandro Gorosito
- Ing. Rafael Díaz Ariaz
- Bioing. Pablo Michou
- Srta. Ángela Celli
- Sr. Franco Marinelli
- Sr. Nicolás Franck

Análisis computacional del contacto lubricado en prótesis articulares (B. Weiss)



Motivación

- Fallas en implantes de prótesis articulares por desgaste de polímero.
- Optimización del contacto lubricado

Características del modelo para análisis computacional

- Geometría equivalente de elipsoide sobre plano en contacto lubricado.
- Líquido sinovial visco-elástico tipo Phan-Tien and Tanner (PTT)
- Ecuación clásica de Reynolds modificada.
- Polímero (plano) deformable, asumido como sólido elástico lineal.
- Componente femoral (elipsoide) indeformable.

Metodología

- Solución simultánea de las ecuaciones utilizando COMSOL Multyphysics 4.4, basado en elementos finitos.

Análisis computacional del contacto lubricado en prótesis articulares (B. Weiss)

Para un set de parámetros geométricos y operativos, pueden conocerse: el espesor dela película de lubricante, la capacidad de carga y el coeficiente de fricción.

Resultados actuales

- **Aplastamiento del fluido (squeeze film) para elipsoide con $R_x = R_y = \infty$ plano rígido sobre plano rígido. Los resultados indican que cuanto más elástico el fluido, menor es la capacidad de carga. Muy buena concordancia con trabajos previos.**
- **Aplastamiento del fluido para elipsoide aproximándose a plano elástico. La carga total soportada por el fluido y la altura mínima de la película lubricante poseen sentido físico.**

Trabajos futuros

- **Modelo PTT y lubricación elasto-hidrodinámica para prótesis de rodilla y cadera.**

Separación de plasma a partir de tejido sanguíneo humano (J. Insfrán)

Motivación

Analizar alternativas geométricas de microdispositivos de flujo continuo para separar plasma desde un caudal sanguíneo sin dañar células sanguíneas: glomérulos renales artificiales para hemodiálisis.

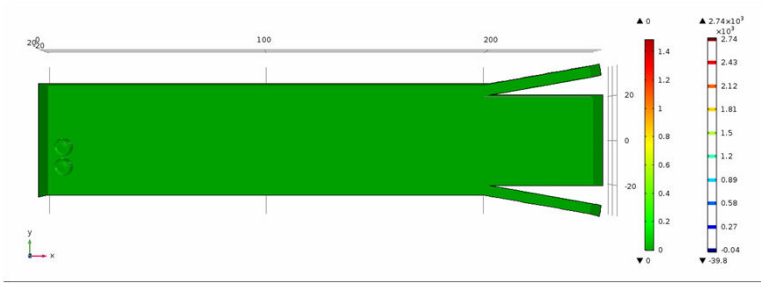
Modelo y metodología

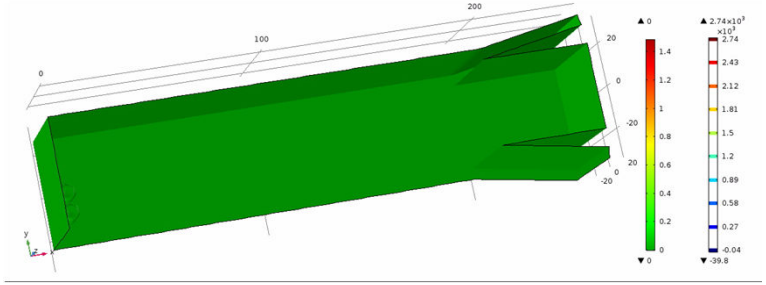
- **Ecuaciones de Navier-Stokes y de continuidad para el flujo.**
- **Las partículas en suspensión se modelan como materiales elásticos o hiperelásticos,.**
- **Las ecuaciones acopladas se resuelven con el software COMSOL Multyphysics 4.4 que implementa el MEF.**

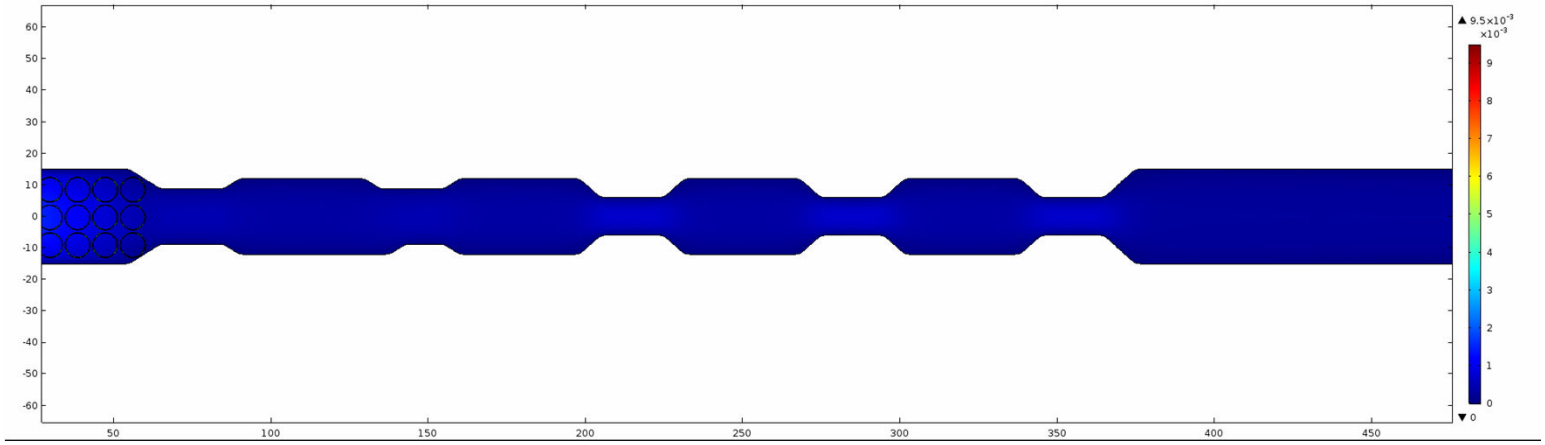
Resultados

Perfiles de velocidad, presiones, tensiones de corte, caudales, seguimiento de partículas con resolución de forma e interacción fluido-estructura con el fluido de suspensión.

- ## Separadores de una etapa:







Atomización de líquidos para inhalación de medicamentos mediante tecnología de malla vibrante (A. Celli)

Objetivos generales

Modelar el proceso fluido-dinámico de generación de gotas utilizando un modelo físico-matemático del flujo en un único orificio de la membrana de un nebulizador de malla vibrante.

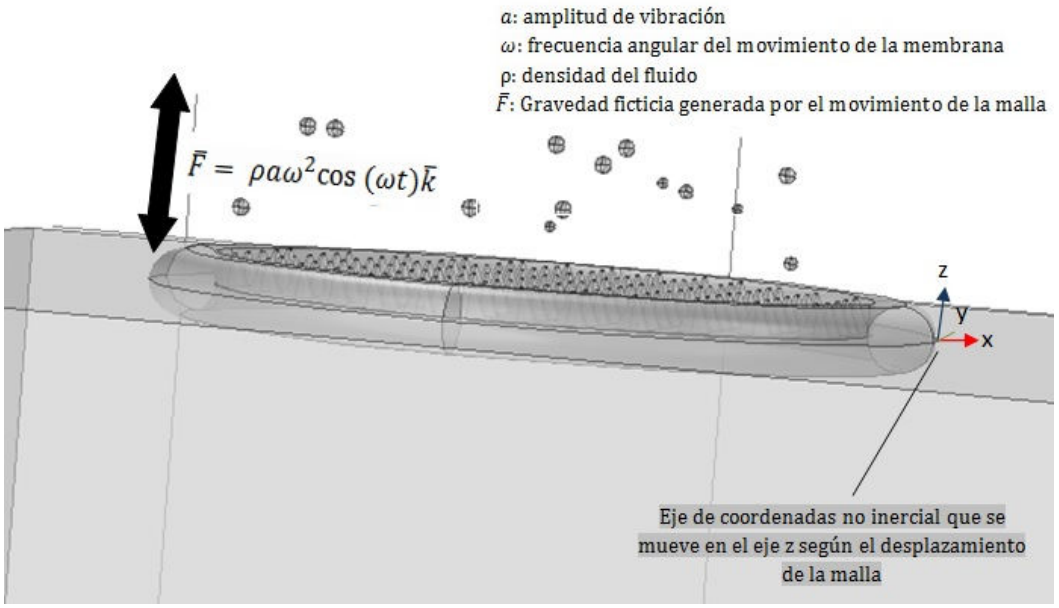
Objetivos particulares

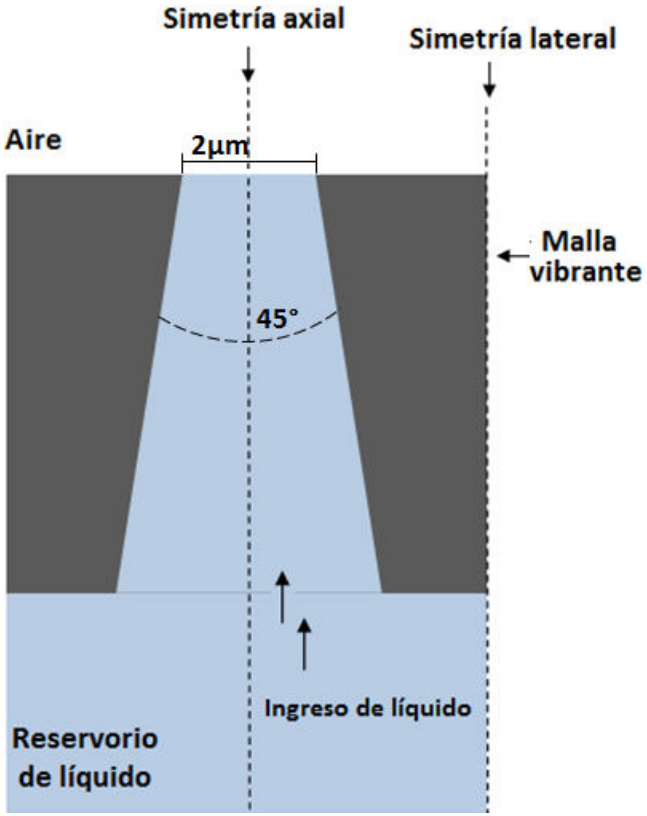
Lograr una emisión uniforme de gotas con el tamaño adecuado mediante la selección de:

- **condiciones de contorno adecuadas y realistas.**
- **frecuencia, amplitud y morfología de la onda de vibración de la malla vibratoria.**
- **geometría del orificio de eyección**

Atomización de líquidos para inhalación de medicamentos mediante tecnología de malla vibrante (A. Celli)

Modelo

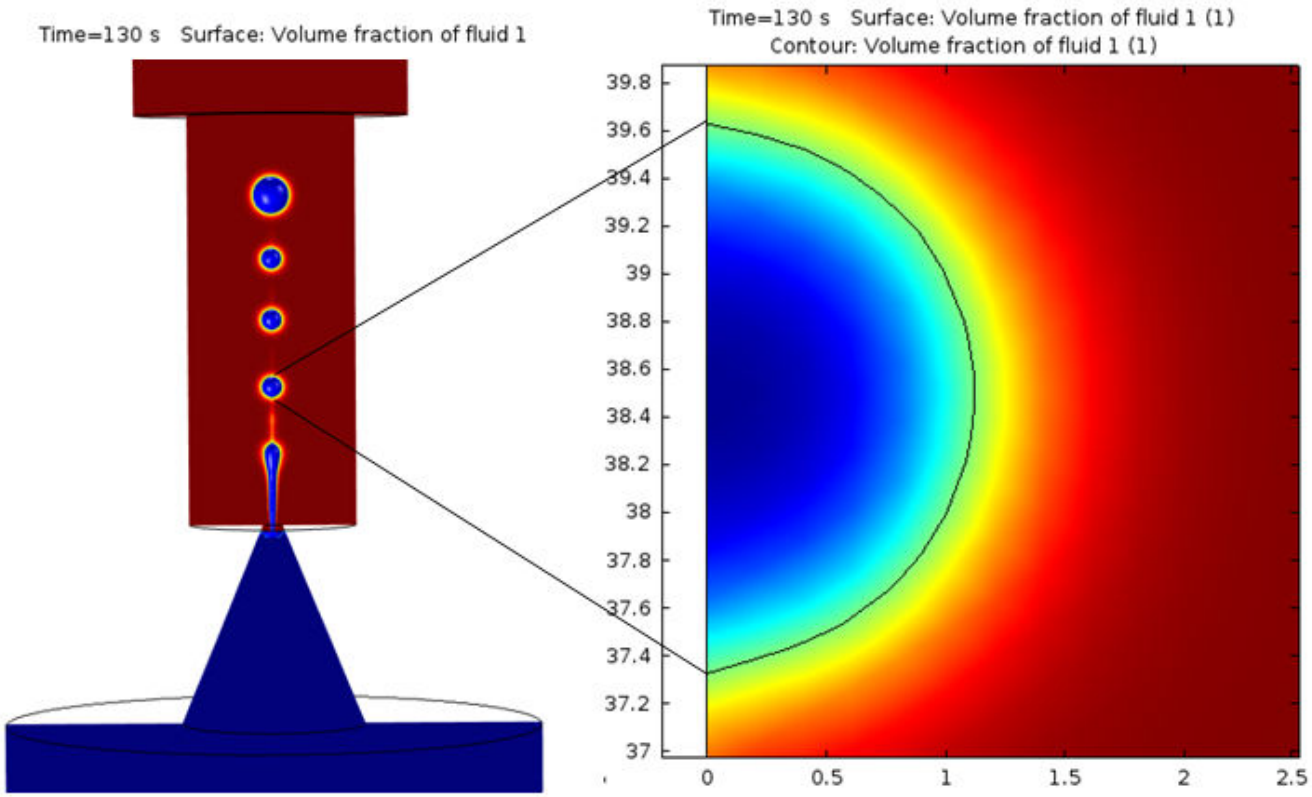




Metodología

Las ecuaciones de Navier-Stokes con gravedad ficticia y continuidad se resuelven con el software COMSOL Multyphysics 4.4 que implementa el MEF.
Para determinar la ubicación de la interface se utilizó el método Level Set .

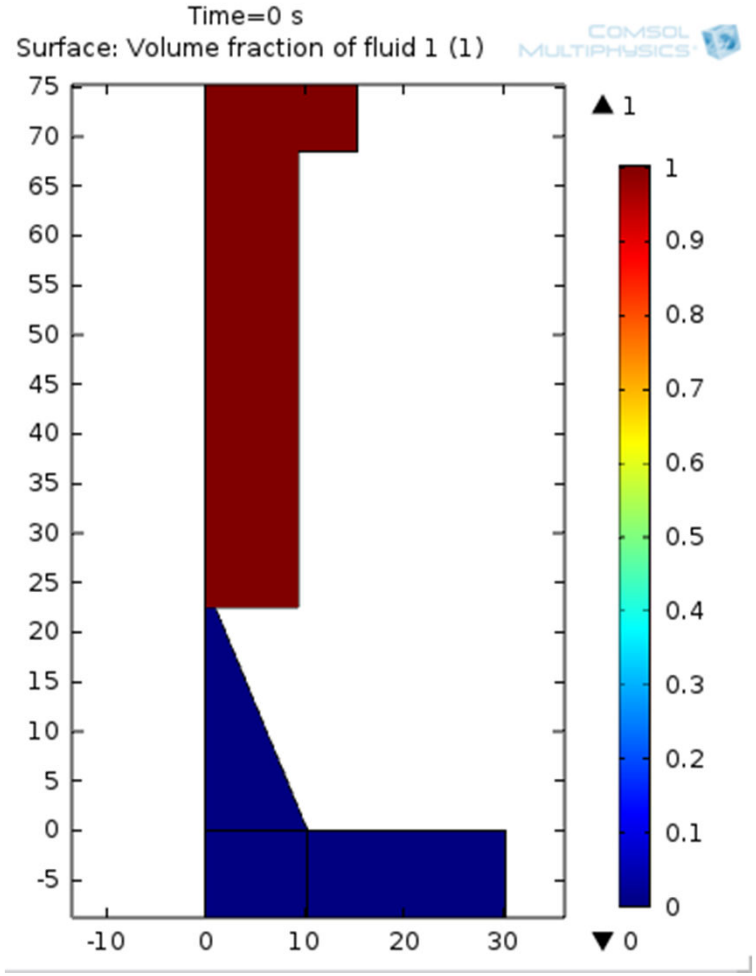
Atomización de líquidos para inhalación de medicamentos mediante tecnología de malla vibrante (A. Celli)



El patrón de eyección es altamente dependiente de las condiciones de contorno impuestas.

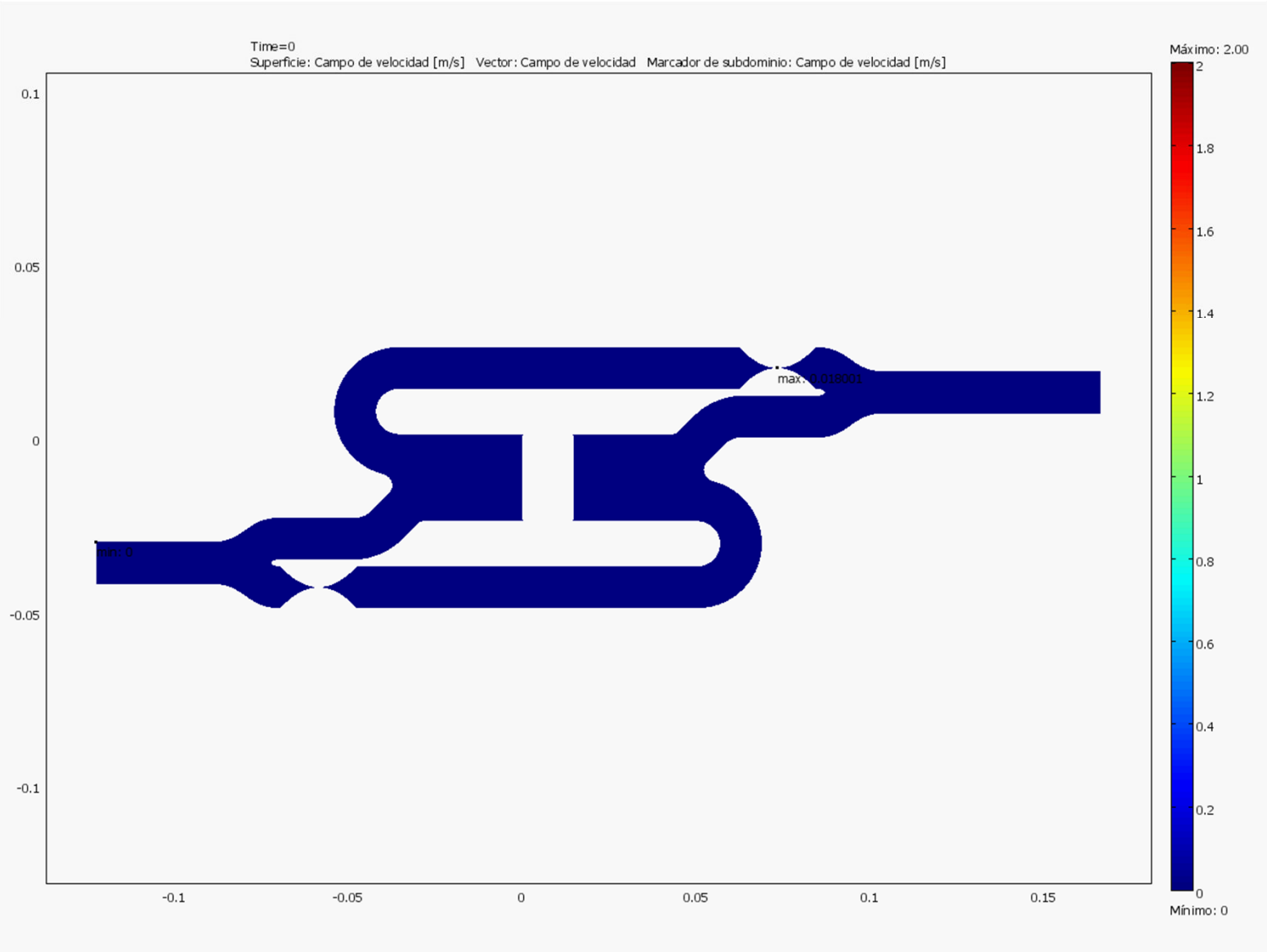
Mediante la tecnología de malla vibrante se obtienen tamaños de gota que se encuentran dentro del rango deseado (1µm < d < 5µm).

Atomización de líquidos para inhalación de medicamentos mediante tecnología de malla vibrante (A. Celli)



Mediante la tecnología de malla vibrante se obtienen tamaños de gota que se encuentran dentro del rango deseado (1µm < d < 5µm).

Evaluación de la agregación plaquetaria en un nuevo concepto de bomba de asistencia ventricular (f=4.2 Hz)



Evaluación de agregación plaquetaria en un nuevo concepto de bomba de asistencia ventricular

- **Como tejido vivo, la sangre sufre cuando se pone en contacto con materiales no orgánicos y cuando se somete a condiciones de flujo lejos de los fisiológicas.**
- **El daño de sangre promovido por dispositivos mecánicos, puede ser valorado usando fórmulas que proceden de trabajos empíricos.**
- **El estado de activación plaquetaria (PAS), es una variable no dimensional que evalúa el riesgo de producir este fenómeno y puede predecirse utilizando un modelo basado en una tensión de corte equivalente actuando a lo largo de la trayectorias de una partícula sanguínea.**
- **Una cantidad global *PASmean* se puede calcular como la media de todos los *PASn* sobre un conjunto de PLs que partieron al mismo tiempo en una región dada.**

Modelo de daño sanguíneo

Cálculos a partir del campo de velocidad para los diferentes instantes de tiempo

Tensión de corte equivalente

$$\tau = \frac{1}{2}\sqrt{\left(2\mu\frac{\partial u}{\partial x} - 2\mu\frac{\partial v}{\partial y}\right)^2 + 4\left[\mu\left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x}\right)\right]^2}$$

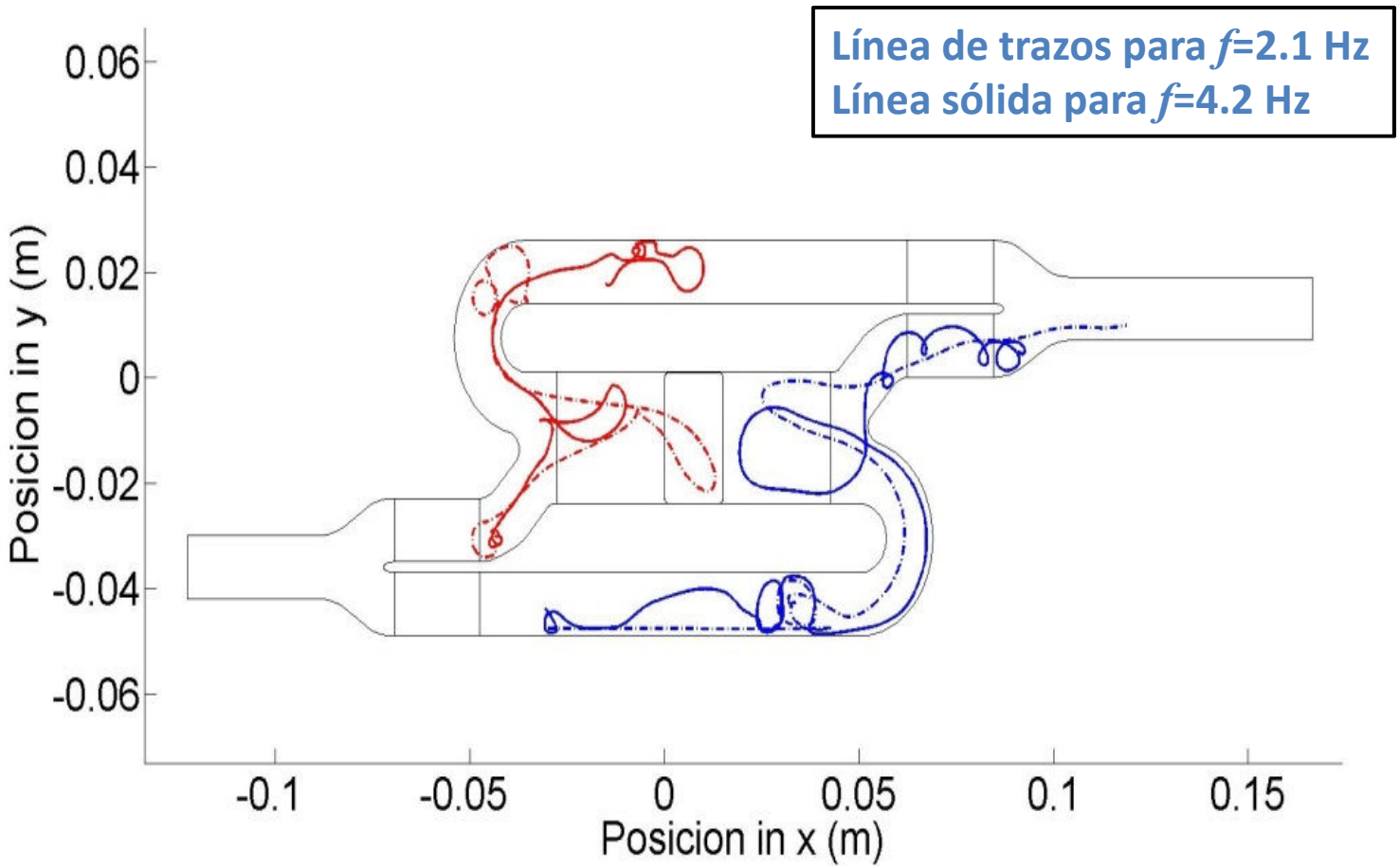
Estado de activación plaquetaria para la plaqueta "n"

$$PAS_n = \sum_{i=1}^{N} C\ a\left[\sum_{j=1}^{i}(\tau(t_j)^{\frac{b}{a}}\Delta t_j + D_o)\right]^{a-1}\tau(t_i)^{b/a}\Delta t_i$$

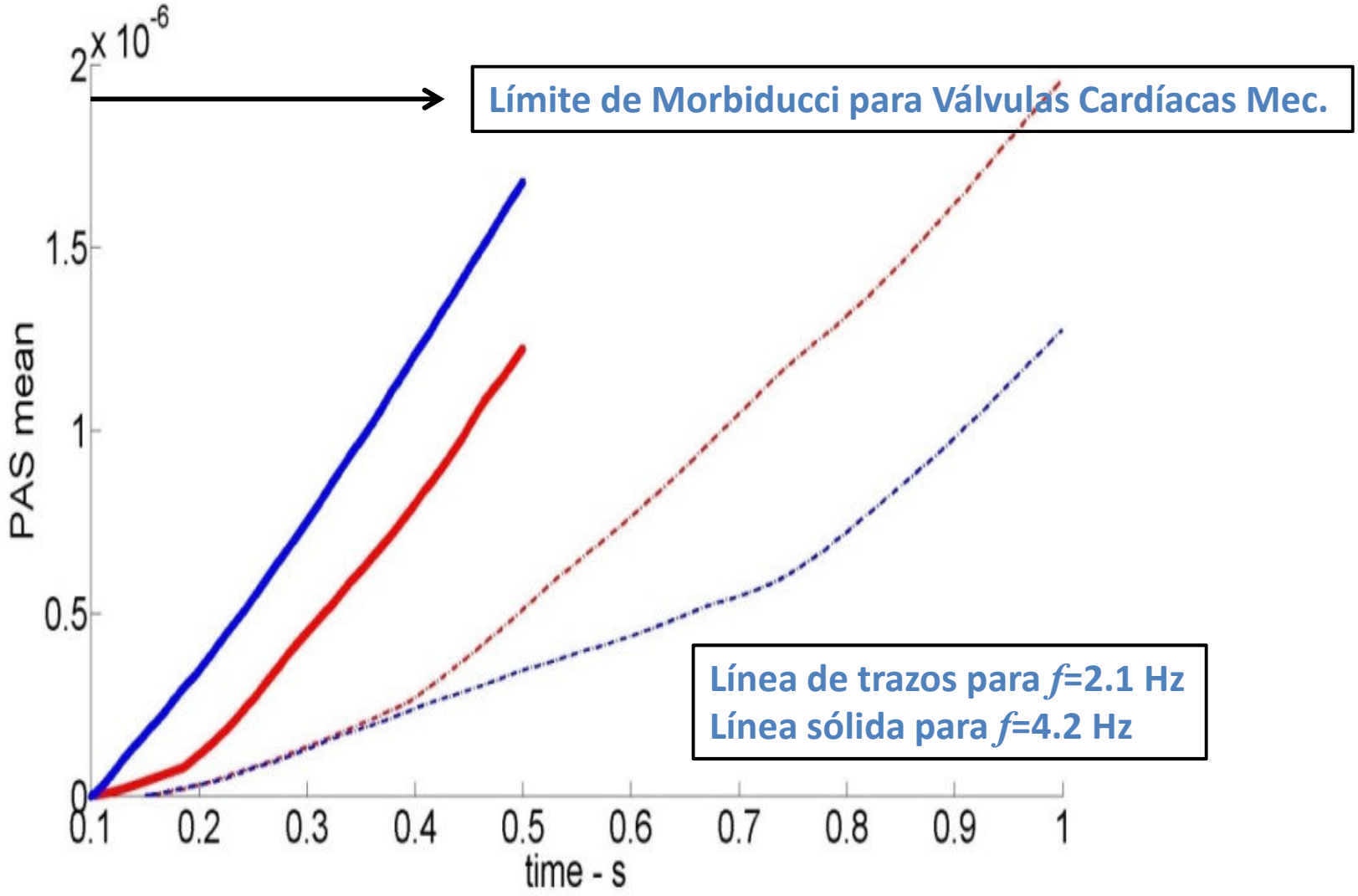
Estado de activación plaquetaria promedio para todas las plaquetas de un mismo grupo

$$PASmean = \frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N} PAS_n$$

Trayectorias de partículas (plaquetas)



Estado de activación plaquetaria promedio



Desarrollo de software para la implementación de un laboratorio virtual de Mecánica de Fluidos (M. Berli)

Objetivos

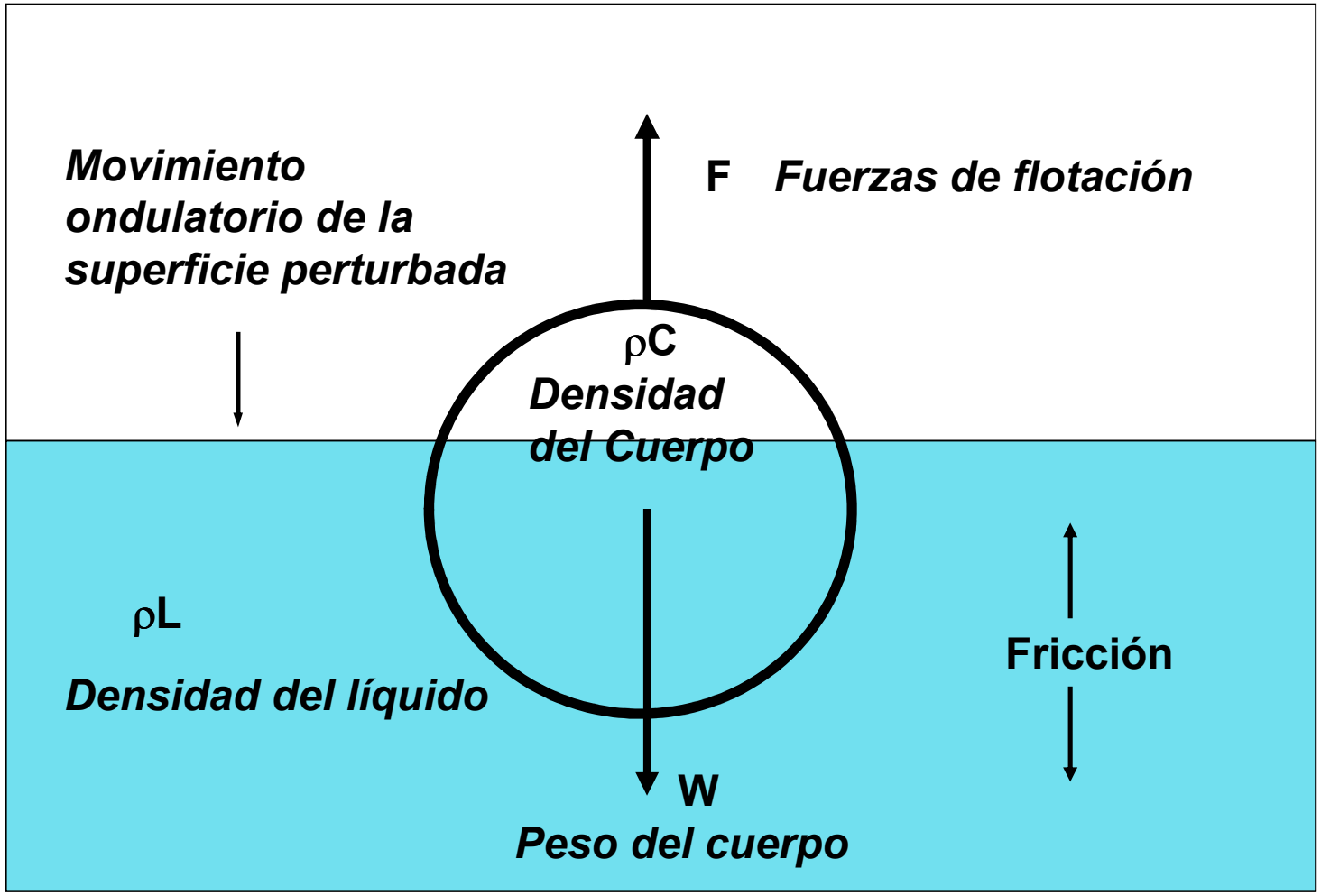
- **Realizar un modelo en ecuaciones de un fenómeno.**
- **Utilizar herramientas numéricas sencillas para resolver ecuaciones diferenciales ordinarias.**
- **Introducir al alumno en la práctica del modelado y simulación.**
- **Abordar casos sencillos que puedan ser reproducidos por los alumnos.**

Ejemplo: Flotación

Hipótesis simplificatorias:

- **Tensión superficial despreciable.**
- **Movimiento ondulatorio senoidal de la superficie libre del líquido al ser perturbada.**
- **Cuerpo restringido a moverse verticalmente.**
- **Líquido en condiciones estáticas o cuasi-estáticas.**
- **El movimiento del cuerpo es afectado por el movimiento de la superficie del fluido solamente en sentido vertical.**
- **Ley de Stokes para las fuerzas viscosas.**
- **Variaciones despreciables de presión en el líquido por el movimiento del cuerpo.**

Elementos que intervienen



Ecuaciones gobernantes

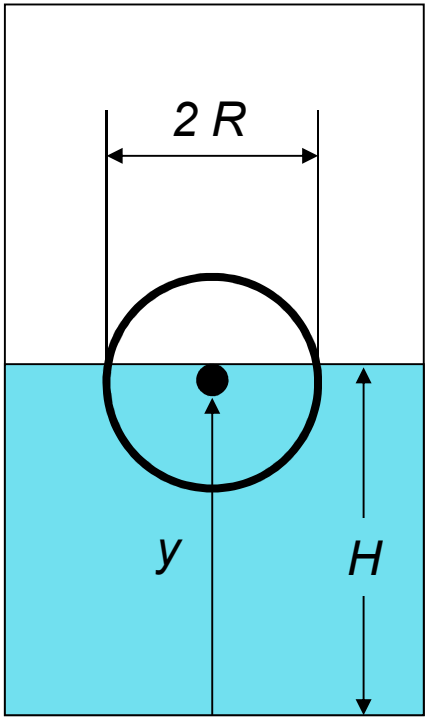
$$\sum F = Ma$$

$$\underbrace{\left[\rho_l(\alpha V) - \rho_c V\right]g}_{\text{Flotación y / o peso}} - \underbrace{\mu \frac{dy}{dt}}_{\text{Fricción}} = \rho_c V \frac{d^2 y}{dt^2}$$

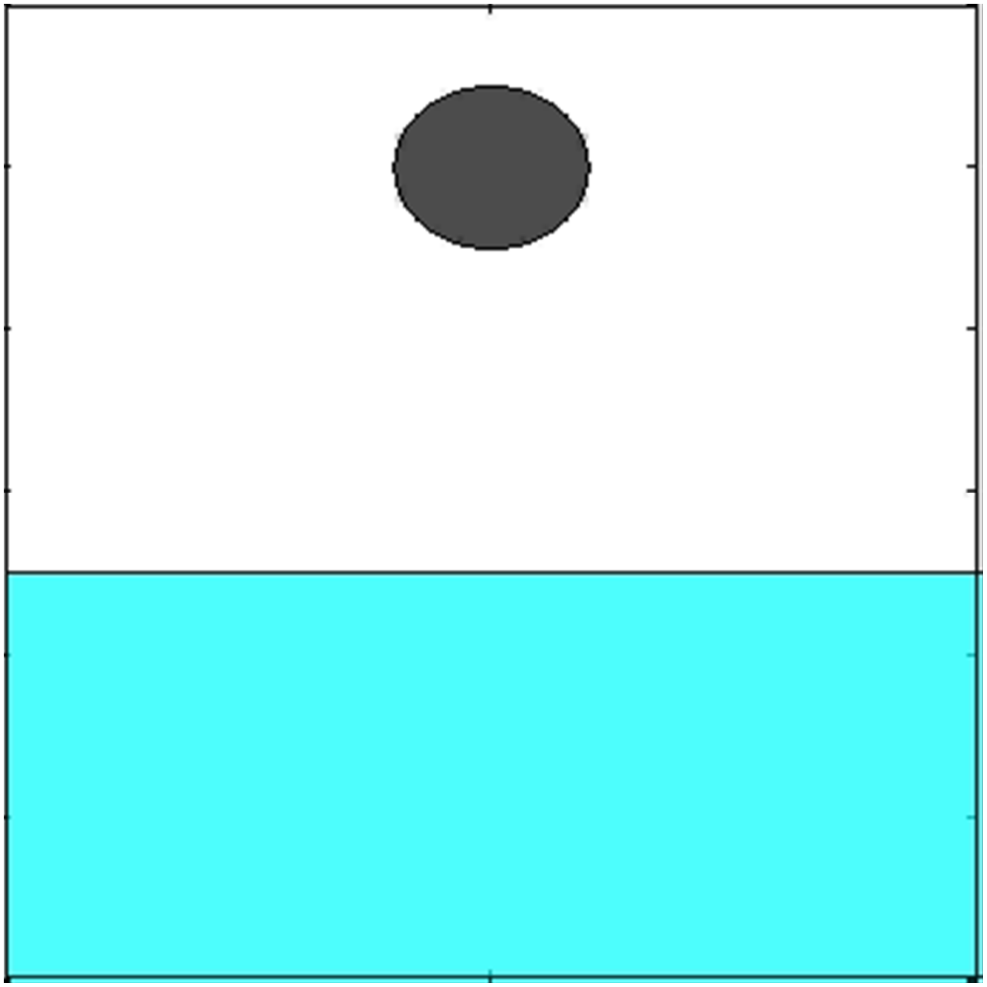
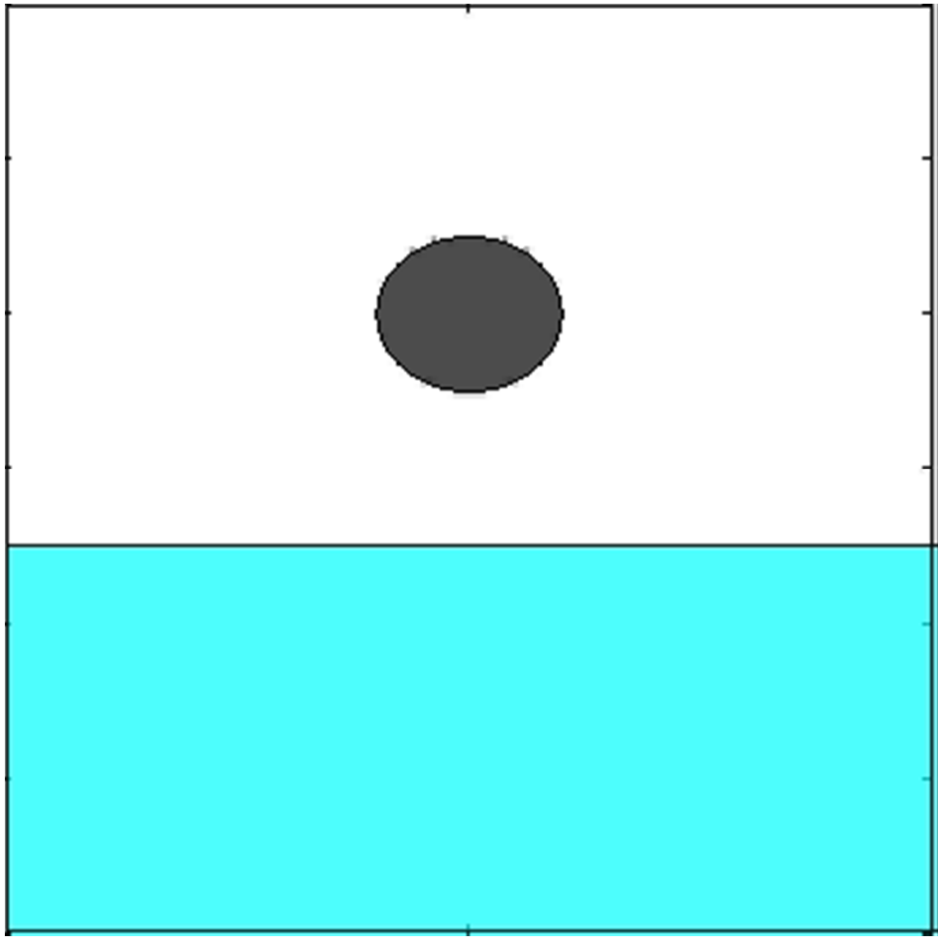
$$\alpha V = \int_{H1}^{H2} \pi R^2 dy'$$

$H2 \longrightarrow H2 = R + H - y$

$H1 \longrightarrow H2 = H$



Flotación en fluido inviscido



Flotación en fluido muy viscoso