

EFFECTO DE LA GEOMETRÍA EN LAS CONDICIONES DE FLUJO Y ESFUERZOS EN EL ACUEDUCTO DE SILVIO

JUAN PABLO GONZÁLEZ PEREIRA

**Trabajo de grado para optar al título de
Ingeniero Biomédico**

Director

Yesid Montoya Góez



UNIVERSIDAD CES
Un compromiso con la excelencia
Resolución del Ministerio de Educación Nacional No. 1371 del 22 de marzo de 2007

**UNIVERSIDAD EIA- UNIVERSIDAD CES
INGENIERÍA BIOMÉDICA
ENVIGADO
2018**

AGRADECIMIENTOS

Agradezco enormemente al doctor Maximiliano Páez por su colaboración en el proyecto ya que sus aportes complementaron y dieron enfoques muy importantes a este trabajo de grado.

Un agradecimiento muy especial a Yesid Montoya por guiarme en este trabajo y ayudarme a superar esta prueba en mi carrera universitaria. Por ser un excelente docente y pedagogo y por enseñarme que la mayor riqueza es el conocimiento.

Finalmente agradezco a todas las personas que directa o indirectamente me ayudaron y apoyaron durante este trabajo de grado.

CONTENIDO

	pág.
INTRODUCCIÓN.....	9
1 PRELIMINARES.....	11
1.1 Planteamiento del problema	11
1.2 Objetivos del proyecto	12
1.2.1 Objetivo General.....	12
1.2.2 Objetivos Específicos	12
1.3 Marco de referencia.....	13
1.3.1 Antecedentes	13
1.3.2 Marco Teórico	16
2 METODOLOGÍA.....	30
2.1 Procesamiento de las imágenes DICOM	30
2.2 Análisis CFD.....	33
3 PRESENTACIÓN Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS.....	36
4 CONCLUSIONES Y CONSIDERACIONES FINALES	44
4.1 Conclusiones.....	44
4.2 Recomendaciones.....	44
REFERENCIAS	46
ANEXO 1: IMÁGENES DE SIMULACIONES CFD PARA TODOS LOS ACUEDUCTOS DE SILVIO.....	50
ANEXO 2: RESULTADOS DE LAS SIMULACIONES CFD PARA TODOS LOS MODELOS DE AS.....	77

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

LISTA DE TABLAS

	pág.
Tabla 1: Resultados de simulaciones que convergen al 5%	39
Tabla 2: Resultados de simulaciones que convergen al 10%	39

LISTA DE FIGURAS

	pág.
Ilustración 1: Lóbulos cerebrales Tomado de (Friederici, 2011).....	16
Ilustración 2: Sistema ventricular en diferentes vistas, anterior y lateral izquierda, (a y (b respectivamente. Tomado de (Howden et al., 2008).....	20
Ilustración 3: Segmentación del AS. Tomado de (Aminoff et al., 2014).....	23
Ilustración 4: Archivo STL de la reconstrucción del AS1	30
Ilustración 5: Modelo del AS1 reconstruido a partir de elementos de cascarón en Autodesk Fusion 360.....	31
Ilustración 6: Suavizado de la geometría del AS1	32
Ilustración 7: AS1 seccionado, listo para las simulaciones en CFD	33
Ilustración 8: Análisis inicial del AS1 en CFD.....	35
Ilustración 9: Resultados de simulación para Velocidad Máxima y Mínima en mm/s para el AS1.....	37
Ilustración 10: Perfil de velocidades en el AS1 cerca al punto de mayor velocidad registrada.....	37
Ilustración 11: Resultados de simulación para Presión Máxima y Mínima en Pa para el AS1.....	38
Ilustración 12: Resultados de simulación para Esfuerzos Cortantes Máximos en Pa para el AS1.....	38
Ilustración 13: Modelos finales de los AS del 1 al 5 (izquierda a derecha) acompañados de los resultados de la Tabla 1	41

LISTA DE ANEXOS

	pág.
ANEXO 1: IMÁGENES DE SIMULACIONES CFD PARA TODOS LOS ACUEDUCTOS DE SILVIO.....	50
ANEXO 2: RESULTADOS DE LAS SIMULACIONES CFD PARA TODOS LOS MODELOS DE AS.....	77

RESUMEN

La hidrocefalia es una enfermedad con una alta incidencia tanto en neonatos (1 en cada 1000 nacidos vivos) como en pacientes de edad avanzada. En el caso de los neonatos es usual que esta patología se genere de forma congénita por medio de un cerramiento de los conductos cerebrales. El Acueducto de Silvio (AS) es uno de los conductos que donde se genera hidrocefalia al obstruirse y lo que lleva a la disminución o cierre por completo el flujo de líquido cefalorraquídeo. Diversos estudios han simulado y hecho intentos para medir los patrones de flujo y presiones a través del AS, no obstante, las simulaciones realizadas por *Computational Fluid Dynamics* (CFD) y las mediciones realizadas con diferentes técnicas de imagenología resultan disímiles entre sí.

Se ha especulado que uno de los principales factores que genera estas diferencias de la geometría del mismo AS, siendo un órgano relativamente pequeño, pero con características similares entre pacientes, la geometría puede tener cambios significativos de un paciente a otro. En este trabajo de grado se plantea realizar el estudio comparativo entre diferentes geometrías en el AS aplicando las mismas condiciones de frontera y simulando los patrones de presión, flujo y líneas de corriente por medio de técnicas computacionales de mecánica de fluidos computacional (CFD).

Se partirá de imágenes médicas de resonancia magnética (MRI) en neonatos e infantes menores a 9 años para tomar diferentes patrones geométricos del AS. Los resultados muestran que la velocidad y esfuerzos cortantes, y por lo tanto el patrón de flujo, son sensibles a los cambios en la geometría del AS. También se encontró que no hay cambios significativos en la distribución de las presiones.

Palabras clave: Acueducto de Silvio, acueducto cerebral, CFD, flujo, geometría, hidrocefalia, líquido cefalorraquídeo, MRI, neonatos.

ABSTRACT

Hydrocephalus is a high incidence condition in elder and neonatal patients (1 in every 1000 births). This condition is usually congenital for neonatal patients; caused by a narrowing of the cerebral aqueducts. The total or partial obstruction of the main cerebral aqueduct (CA), or aqueduct of Sylvius (AS), is one of the most common causes of hydrocephalus, diminishing or completely ceasing the cerebrospinal fluid (CSF) flow. Diverse studies have done simulations and tried to measure CSF flow patterns and pressures along the AS, nevertheless, simulations done in CFD and different measurements realized with various imaging techniques have dissimilar results.

Speculations have indicated that one of the main factors generating diverse results is the geometry of the AS. Since the AS is relatively a small organ, that has similar characteristics between subject, but can differ meaningfully in shape and size. This TRABAJO DE GRADO establishes to develop a comparative study between different AS geometries applying the same boundary conditions and simulating pressure, and flow patterns by means of computational fluid dynamics (CFD).

Magnetic resonance imaging (MRI) images of infant (less than 9 years old) and neonatal patients will be taken to build different geometric patterns of the AS. Results show that velocity and shear stress, therefore the flow pattern, are sensitive to a variation in the geometry of the AS, although no significative changes in pressure distribution were observed.

Keywords: Aqueduct of Sylvius, Cerebral Aqueduct, CFD, Flow, Geometry, Hydrocephalus, Cerebrospinal Fluid, MRI, Neonatal.

INTRODUCCIÓN

La hidrocefalia, en humanos, es una condición médica, que se genera por anomalías en el flujo, producción y reabsorción de líquido cefalorraquídeo (LCR) en las cavidades cerebrales (ventrículos). Esta condición puede llegar a causar alteraciones cognitivas y problemas de desarrollo en el paciente, por el alto nivel de presión dentro de la cavidad craneal. En el mundo tiene una incidencia reportada de 1 caso en cada 1000 nacidos vivos. Según la asociación mundial de Hidrocefalia y estudios colombianos, en Colombia se tiene una incidencia de 4 infantes con hidrocefalia en cada mil nacimientos (Giraldo, 1994). Para intentar reducir y disipar los síntomas de esta condición, la Universidad EIA en conjunto con el Hospital General de Medellín han estado trabajando en diversos proyectos a nivel de trabajo de grado y de proyectos de investigación en el desarrollo de un *stent* para el AS. Una de las etapas de diseño incluye simulaciones de la dinámica del líquido cefalorraquídeo (LCR) a través del AS que permitan ver los cambios que la inserción del prototipo de *stent* puede generar en el flujo. Aunque el AS tiene características morfológicas similares, sus medidas pueden variar de un individuo a otro. A partir de esta problemática surge la pregunta de investigación de: ¿Cuál es el efecto de la geometría en las condiciones hidrodinámicas en el AS? En este trabajo de grado se presentan los resultados de la simulación bajo CFD de 5 geometrías del AS bajo las mismas condiciones de frontera, con el fin de comparar los efectos de la geometría en los resultados en la dinámica de fluidos.

En el capítulo uno se presenta el marco teórico donde se muestra la morfología encefálica y las generalidades del AS y los cuerpos adyacentes para comprender donde está situado el AS, cómo se forma y qué cuerpos podrían ser afectados. Luego se presenta una breve introducción a las causas de la hidrocefalia, tratamientos y por qué son soluciones temporales para esta condición. A continuación, se plantea las características reológicas del LCR, lo cual es un complemento al conocimiento de la hidrocefalia, y la mecánica de fluidos que permite comprender y analizar la hidrodinámica del LCR viajando a través del AS. En seguida se describe las características y el funcionamiento de las herramientas que se utilizaron para realizar crear los modelos de los AS, las herramientas utilizadas para hacer las preparaciones de las geometrías y la simulación dinámica de fluidos. Para finalizar el capítulo se indican los parámetros utilizados para el análisis de sensibilidad y se describe la técnica quirúrgica que se utiliza para medir las presiones intracraneales.

En el segundo capítulo se encuentra la metodología desarrollada durante este trabajo de grado. Para comenzar se presenta el proceso utilizado para generar los modelos CAD a partir de ingeniería inversa con la herramienta 3D Slicer. Luego se describe el proceso de conversión de formatos STL a un formato que pueda ser modificado en ambiente CAD. A continuación, se estableció el proceso de suavizado y de preparación de los AS para poder ser simulados en CFD en Autodesk Fusion 360. Posteriormente se describe el proceso que se siguió para desarrollar las simulaciones en CFD al igual que el proceso de la elección de las condiciones de frontera. Finalmente se describe el proceso utilizado

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

para realizar un análisis de sensibilidad en CFD y escoger la distancia más adecuada entre elementos de malla en CFD y el mejor tamaño de facetas para obtener resultados entre simulaciones que converjan.

En el capítulo 3 se presentan los resultados obtenidos en cada una de las simulaciones para presiones, velocidades, esfuerzos cortantes y el indicador de la resistencia hidráulica. A partir de estos datos se desarrolló una discusión que permite la presentación de los datos obtenidos en las simulaciones de CFD.

Finalmente, en el cuarto y último capítulo, se presentan las conclusiones obtenidas en este trabajo de grado, al igual que las recomendaciones para futuros proyectos de investigación sean trabajos de grado, proyectos internos de la EIA o proyectos externos.

Este trabajo de grado genera un aporte en el conocimiento para la dinámica de fluidos que se desarrolla a nivel del AS, de igual manera permitiría un avance hacia el tratamiento para personas que eventualmente podrían adquirir algún tipo de discapacidad causada por la hidrocefalia.

1 PRELIMINARES

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La hidrocefalia, en humanos, es una condición médica, que se genera por anomalías en el flujo, producción y reabsorción de líquido cefalorraquídeo (LCR) en las cavidades cerebrales (ventrículos). Esta condición podría llegar a causar alteraciones cognitivas y problemas de desarrollo en el paciente, por el alto nivel de presión dentro de la cavidad craneal. Existen dos contextos cuando se habla de hidrocefalia; el primero es una condición congénita que se puede observar desde el nacimiento y puede afectar el desarrollo del infante, la segunda es una condición adquirida después de la formación completa de los ventrículos y el cerebro (Zhang, Williams, & Rigamonti, 2006). De la clasificación anterior también se puede subcategorizar cada una en dos grupos, la hidrocefalia no comunicante u obstructiva y la comunicante. Cuando hay una obstrucción clara en las imágenes diagnósticas (Tomografía computarizada o Resonancia magnética), se indica si la obstrucción es distal (cuando la obstrucción se observa a nivel del cuarto ventrículo) o proximal (cuando la obstrucción es a nivel del tercer ventrículo o en el AS localizado entre el tercer y el cuarto ventrículo). La hidrocefalia comunicante se refiere al agrandamiento del tercer y cuarto ventrículo, generando una cierta resistencia al flujo del LCR hacia adentro o hacia afuera del sistema ventricular (SV); así sea por enfermedades o lesiones a nivel de médula espinal o enfermedades que causen cambios morfológicos del tejido cerebral como la espina bífida y la meningitis (Espaillat & Gaviria, 2000).

Existen varios tratamientos para la hidrocefalia, los cuales son:

- Derivaciones, o *shunts*, compuestas por un catéter ventricular, una bomba y un catéter peritoneal que desvía el LCR hacia el peritoneo;
- La Válvula de Hakim, permite regular el drenaje en un *shunt*; una canalización del acueducto cerebral por microcirugía, donde, se hacen pequeñas incisiones circulares en el cuarto ventrículo para liberar presión en este;
- La ventriculostomía endoscópica del tercer ventrículo, donde se redirecciona el flujo del LCR creando un espacio hacia la duramadre por el lóbulo occipital del cerebro y superior al cerebelo; también se puede crear un espacio en la zona inferior del tercer ventrículo redireccionando el flujo hacia el bulbo raquídeo (Aref et al., 2017).

Se pueden llegar a presentar varias complicaciones en estos procedimientos, las más comunes son: la infección, fallo de los componentes de la Válvula de Hakim o el *shunt*, el sobre drenaje de las derivaciones y las obstrucciones en el acueducto de Silvio. Estos procedimientos son riesgosos por estar en una zona crítica del cuerpo humano. Cualquier falla puede llegar a causar discapacidad, daño cerebral permanente, estenosis en el

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

acuoducto cerebral asociada a trauma en la pared de los vasos sanguíneos (pared endotelial), o la muerte (Teo, 2012) (Craven et al., 2018).

El AS es un concentrador de presiones dentro del SV ya que es una de las áreas más reducidas de este sistema. Dentro del cráneo hay una presión relativamente baja, 3 a 5 mmHg en neonatos y de 10 a 15 mmHg en adultos (Sakka, Coll, & Chazal, 2011). Pero en el AS se han registrados velocidades del LCR de hasta $120 \frac{mm}{s}$ (Howden et al., 2008). Diferentes tipos de hidrocefalia pueden modificar estos valores, una hidrocefalia obstructiva con una estenosis en el AS reduce el área del acuoducto, aumentando la velocidad del LCR y aumentando los esfuerzos cortantes. Si se tiene un AS completamente cerrado la presión del LCR creado en el primer, segundo y tercer ventrículo causarían ventriculomegalia y presionarían las paredes cerca del AS, las cuales contienen núcleos o fibras de algunos pares craneanos y es posible que el paciente pueda perder visión, o audición. Teniendo en cuenta que el flujo y las presiones dentro del AS pueden causar altos esfuerzos cortantes y perjuicios en el paciente se plantea entonces la pregunta ¿De qué manera afecta un cambio en la geometría del AS a las presiones, velocidades y esfuerzos cortantes dentro del mismo?

1.2 OBJETIVOS DEL PROYECTO

1.2.1 Objetivo General

Analizar los efectos de la geometría del AS sobre el flujo, presiones y esfuerzos cortantes, mediante simulación CFD, como una herramienta de ayuda para el desarrollo y diseño de dispositivos alternativos enfocados a tratar la hidrocefalia.

1.2.2 Objetivos Específicos

OE1: Reconstruir geometrías de AS a partir de archivos de resonancia magnética mediante técnicas de ingeniería inversa en pacientes menores a 9 años.

OE2: Simular los flujos, presiones y esfuerzos en los diversos modelos de AS con las condiciones de frontera establecidas, a partir de la literatura y procedimientos quirúrgicos, mediante herramientas de simulación CFD.

OE3: Analizar los efectos de la geometría del AS sobre las presiones, flujos y esfuerzos cortantes con base en los resultados en la simulación CFD y utilizando la mecánica de fluidos clásica.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

1.3 MARCO DE REFERENCIA

1.3.1 Antecedentes

1.3.1.1 Medición de flujo y otras variables a nivel del acueducto de Silvio (AS)

Cuando se comenzaron a emplear técnicas y dispositivos para el tratamiento de la hidrocefalia, no se medían las presiones generadas por el LCR intracraneal. Por esta razón, los dispositivos utilizados para tratar esta condición funcionaban debido a un gradiente de flujo del LCR. Las derivaciones de flujo o *shunts* fueron los primeros métodos de tratamiento. A través del tiempo, las derivaciones han sido mejoradas y automatizadas. Al inicio de esta tecnología, se estableció su funcionamiento a partir de gradientes de presiones entre el ventrículo y la salida de la derivación. La derivación debida a la diferencia de presiones, drena LCR del cerebro cuando su presión de entrada al shunt es mayor que la presión de salida de la derivación (Decq et al., 1995). Luego se planteó una derivación que también funcione a partir de la diferencia de presiones, pero esta vez la presión a la cual se abre la válvula es ajustable. Este nuevo desarrollo permite eliminar problemas del modelo anterior, como el sobre drenaje del LCR, y que el médico especialista optimice el tratamiento de la condición dependiendo del estado del paciente (Decq et al., 1995).

La medición del flujo en el AS se ha logrado por medio de distintas técnicas a través de los años. Las técnicas utilizadas varían mucho en metodología, pero aun así tienen un punto en común, la imagenología diagnóstica como fuente de datos. La imagenología diagnóstica ha sido útil para muchas de las técnicas porque permite la visualización completa del acueducto de Silvio de una manera no invasiva y de bajo riesgo para el paciente. La imagenología diagnóstica está compuesta de imágenes de resonancia magnética (MRI) e imágenes de tomografía axial computarizada (TAC).

Existe una técnica donde se pueden calcular varios parámetros dentro del acueducto del AS utilizando las imágenes diagnósticas. Esta técnica de medición consiste en la utilización de medio de contraste e imágenes de MRI para determinar la velocidad del líquido cefalorraquídeo en una zona determinada, o región de interés (ROI). Flórez *et al.* seleccionan una zona a nivel cervical, allí se plantea un punto aleatorio en las imágenes y se analiza el entorno por medio de correlaciones. Luego se plantea un perfil ponderado de velocidad para el líquido cefalorraquídeo (LCR) y aquí dependiendo del número de píxeles que se encuentren en la imagen tomada se analiza la cantidad de movimiento así promediando el flujo en esa zona dependiendo del tiempo que separe las imágenes (Flórez et al., 2010).

El análisis computacional del software utilizado para tomar las MRI ha avanzado desde que se desarrolló por primera vez. Hoy en día, el software de los resonadores magnéticos tienen varios desarrollos adicionales que permiten el análisis de parámetros como flujos, presiones y en ciertos casos densidades de distintos órganos dentro del cuerpo. En algunas técnicas de medición de flujo del LCR se utiliza uno de estos desarrollos llamado CINE-MRI (ASAP, 2009). Esta técnica permite definir el flujo del LCR a partir de las

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

imágenes tomadas por el resonador durante el procedimiento de adquisición de estas. El resultado de esta técnica es utilizado en algunas metodologías para comparar los valores obtenidos en las simulaciones numéricas o computacionales.

Yamada *et al.* utilizan de imágenes de resonancia magnética (RM) llamadas *Time-Spatial Labeling Inversion Pulse* (Time-SLIP). Esta técnica se desarrolló para tener en cuenta hipótesis donde el comportamiento pulsátil del LCR puede incrementar los gradientes de presión y causar la dilatación ventricular. El Time-SLIP permite etiquetar la zona en la que se la quiere medir el flujo. Estas etiquetas se hacen saturando los espines magnéticos de una partícula dentro del fluido en una zona específica por medio de un pulso. Luego se hace un refinamiento temporal empleando una técnica de imagenología por medio de ecografía rotacional rápida (esta se analiza con transformadas medias de Fourier) (Yamada *et al.*, 2008). Ahora Yamada *et al.* utilizan el Time-SLIP combinado con una lectura de precisión (cambio de dirección en el espacio) libre y equilibrada en estado estacionario (bSSFP) permitiendo una visualización continua del flujo por medio de imágenes con separación temporal de 150 ms (Yamada *et al.*, 2013).

Para el desarrollo de algunas de técnicas anteriores solo se utiliza las imágenes diagnósticas, pero en general se debe generar un modelo CAD del acueducto de Silvio con la información que brindan las imágenes. Una técnica depende de métodos numéricos utilizando las ecuaciones de dinámica de fluidos clásicas para luego ser simuladas en software de simulación de *Computational Fluid Dynamics* (CFD).

Unos de los primeros autores en realizar el modelo CAD a partir de MRI fueron Kurtcuoglu *et al.* Ellos presentan el modelo del tercer ventrículo y del AS de un voluntario saludable, así como el fluido dentro del sistema. Los resultados obtenidos de este modelo sirvieron como condiciones de frontera para el desarrollo del siguiente estudio (Kurtcuoglu *et al.*, 2007). Luego se hizo un análisis de las imágenes para observar el movimiento del modelo a través del tiempo. Para hacer este desarrollo se realizó una pre-segmentación de las imágenes de manera que se generan líneas igualmente espaciadas, permitiendo una comparación espacial de la posición de ciertas zonas del AS, por medio de un módulo complementario al RM, el módulo se llama modulación complementaria espacial de magnetización (CSPAMM). La separación de las imágenes es de 2 milímetros (el día de hoy se pueden obtener imágenes con una separación de 1 milímetro para mejorar la calidad de los modelos) la cual es una resolución que sigue siendo aceptada en la literatura el día de hoy. La dilatación del AS se cuantificó utilizando fases harmónicas (HARP). Se separan y se cuantifican los picos por medio de un filtro de banda Gaussiano y se desarrolla una serie de Fourier de cuarto orden y minimización de errores por el método de mínimos cuadrados. Luego esta ecuación se aplicó por medio de MATLAB en la locación de proyección de cada nodo de superficie de todas las imágenes en el plano sagital (Kurtcuoglu *et al.*, 2007).

Este estudio requiere alta precisión por lo cual los parámetros de toma de imágenes por RM fueron los mejores para la época. El modelo CAD fue formado a partir de las imágenes, pero estas tienen un pequeño desfase ya que en uno de los planos se realiza la secuenciación de puntos en diferentes orientaciones cardinales, esto se hace para

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

reducir la distancia euclidiana entre las zonas comunes. Luego se mejora la calidad de imágenes por diversas técnicas como un optimizador cuasi-newton e interpolación Lanczos (Lanczos, 1957).

Un tercer conjunto de imágenes fue tomado para medir la velocidad del LCR a través del AS; estos datos fueron utilizados como condición de frontera para el modelo. Para medir estos valores se tomaron imágenes que fueran perpendiculares a la dirección del caudal del LCR en el AS. En estas imágenes no se hizo una corrección ya que al tener una sección más grande comparada con el cerebro el flujo de LCR es menor y se pueden obtener datos que están menos comprometidos con el cambio volumétrico debido a la imagenología. Ahora se consideraron 77 volúmenes de control en la zona del cuarto ventrículo del AS y se colocó una velocidad de 7 cm/s como condición de frontera ya que según la literatura se esperaba 5 cm/s como velocidad del LCR y para evitar envolturas de fase, pero como la resolución espacial y temporal del modelo son pequeñas se podría perder precisión de medición en CFD. Por lo tanto, se hace un análisis con la teoría de flujo pulsátil en una tubería (Kurtcuoglu et al., 2007).

Otros de los autores que exponen esta técnica son Sweetman *et al.* Ellos utilizan el LCR como un fluido newtoniano con una densidad y viscosidad similar al agua. Toman la geometría del tercer ventrículo y el acueducto de Silvio, pero solo analizan tres secciones en el acueducto de Silvio del modelo CAD formado con las imágenes de resonancia magnética. De aquí obtienen condiciones de frontera que fueron utilizadas en las ecuaciones de fluidos. Luego al simplificar términos de las ecuaciones y obtener coeficientes de pulsación del modelo, se unen para formar el modelo matemático completo. Luego introducen dichas ecuaciones en un software computacional de CFD y comparan los resultados obtenidos con resultados de CINE-MRI (Sweetman, Xenos, Zitella, & Linninger, 2011).

A la fecha, el método más utilizado para determinar el comportamiento del LCR, en el AS y la zona subaracnoidea, es una modelación CAD del cuerpo en cuestión y luego un análisis por medio de CFD. Thalakitunage & Thunyaseth utilizan este proceso y unas condiciones de frontera, especificadas en el estudio, para modelar una estenosis en el AS. Asumen que el AS no es un contenedor fijo, consideran que las paredes del AS no son rígidas a partir de un modelo existente llamado "*Mathematical model for dynamics of CSF through the AS based on an analogy of arterial dilation and contraction*". Las condiciones tomadas de esta investigación fueron consideradas como condiciones de frontera en el software de CFD. También establecen el movimiento de las paredes del AS por medio del ciclo cardíaco y seleccionan parámetros para utilizar en las próximas ecuaciones. Luego utilizan la derivación de la ecuación de Navier-Stokes para encontrar la velocidad a partir de los datos que ya tienen. (Thalakitunage & Thunyaseth, 2016).

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

1.3.2 Marco Teórico

1.3.2.1 Morfología Encefálica

El encéfalo está conformado por tres cuerpos principales, el cerebro, el cerebelo y el tallo cerebral, estos están cubiertos por las meninges, que les proveen irrigación sanguínea y un sistema de limpieza del LCR. Las meninges consisten de 3 membranas, la duramadre, aracnoides y piamadre. La duramadre y la piamadre proveen protección al cerebro y la aracnoides es la que provee irrigación sanguínea y filtración de LCR al sistema vascular (Ilustración 1).

El cerebro es el cuerpo más grande en el encéfalo, este se divide en dos hemisferios, el izquierdo y el derecho los cuales tienen subdivisiones llamadas lóbulos y están directamente relacionadas con diversas funciones cerebrales. El cerebro está compuesto en su mayoría de materia gris (fibras nerviosas desmielinizadas y somas) y de materia blanca (células nerviosas mielinizadas, rica en axones). Las circunvoluciones o giros cerebrales son característicos del cerebro humano, estos son los pequeños repliegues irregulares en la corteza cerebral incluyendo las cisuras que separan el lóbulo frontal y el parietal (cisura de Rolando) y el lóbulo frontal y parietal del temporal (cisura de Silvio). Los lóbulos se dividen en el lóbulo frontal, el lóbulo parietal, el lóbulo temporal y el lóbulo occipital.

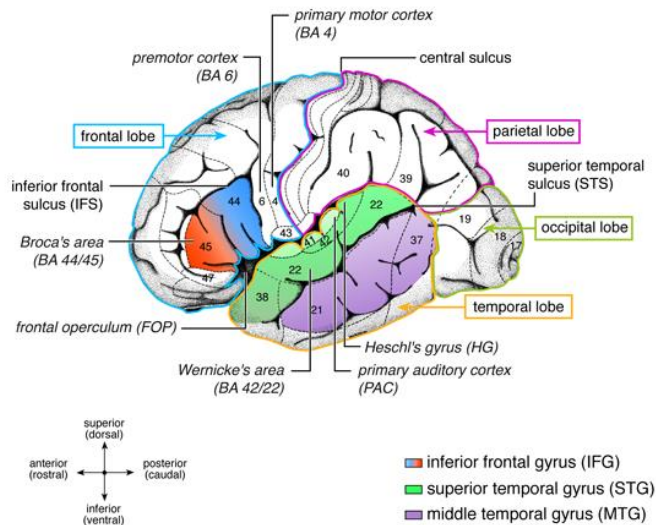


Ilustración 1: Lóbulos cerebrales Tomado de (Friederici, 2011)

Estos son los cuatro lóbulos principales del cerebro, pero aun así existen otras estructuras que son importantes en el funcionamiento del cerebro, el lóbulo insular y el tálamo. La ínsula tiene que ver con funciones importantes del consciente y del subconsciente. Consecuentemente el tálamo al estar conectado a esta también juega un rol importante

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

en el consciente y el subconsciente, pero también en las regulaciones homeostáticas que tienen que ver con las dos anteriores.

Además de estas divisiones anatómicas y funcionales se tienen áreas de enfoque donde se unen dos o más lóbulos para desarrollar funciones complejas en el cerebro como lo son el habla y la escucha. Para el habla se tiene la unión entre el lóbulo parietal, el lóbulo frontal y lóbulo temporal en el área de Broca y para la escucha se tiene la unión entre el lóbulo parietal y el lóbulo temporal izquierdo formando el área de Wernicke.

- Área de Broca: Esta área está enfocada en el lenguaje principalmente en la producción del habla. Esto se debe a que se comprometen áreas funcionales del lóbulo frontal, como la corteza motora primaria y la corteza premotora, que controlan el movimiento de los músculos faciales.
- Área de Wernicke: Se encarga del procesamiento del habla en su comprensión escrita y por medio del habla. La localización de esta área es entre el lóbulo parietal y el lóbulo temporal lo cual indica que se hace el procesamiento del lenguaje en el lóbulo temporal luego de obtener la información sensorial del lóbulo parietal.

Estas dos áreas se unen por medio de grupos de fibras nerviosas directamente del lóbulo temporal del área de Wernicke con el área de Broca para poder lograr el desarrollo completo del entendimiento y procesamiento del lenguaje (Qureshi, 2011).

El Cerebelo es otro de los cuerpos principales del encéfalo y este está localizado detrás del cerebro y del tallo cerebral, recibe información de la médula espinal y de todos los lóbulos principales del cerebro para poder regular los movimientos motores. Está unido al tallo cerebral directamente a nivel del bulbo raquídeo, pero por medio de las meninges al cerebro (*tentorium cerebelli*). Su superficie es diferente a la del cerebro ya que esta en vez de tener una anatomía con convoluciones este tiene una superficie en forma de acordeón. Este órgano encefálico coordina los movimientos como postura, balance, coordinación, el habla y la finura de los movimientos en cada actividad muscular. Aunque compone un bajo porcentaje del peso del cerebro este contiene más de la mitad de las células especializadas para distribuir señales nerviosas a través del cuerpo. Este está segmentado en tres segmentos importantes el espino cerebelo, cerebro cerebelo y el lóbulo floculonodular que contiene el vestíbulo cerebelo.

Estos cuerpos son secciones funcionales del encéfalo, pero la que mayor enfoque tendrá va a ser el tallo cerebral y en específico el mesencéfalo ya que estos cuerpos son los que conforman el AS y el SV.

Tallo cerebral es el tercer y último componente del encéfalo, se localiza en la zona basal del cerebro, cerca al lóbulo temporal y al occipital, y anterior al cerebelo. Ya que es la principal conexión del cerebro con los nervios espinales este provee la inervación de la mayoría de los nervios importantes de la zona facial que son muy especializados, estos

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

se llaman los pares craneanos. Este contiene tres estructuras principales que lo componen, el mesencéfalo, el bulbo raquídeo y la *medulla oblongata*.

El mesencéfalo es la unión entre la zona basal del cerebro y el tallo cerebral. Se secciona en dos partes principales: el *tectum* y el *tegmentum*. Este también contiene el tercer y cuarto par craneano (oculomotor y troclear), que manejan el movimiento ocular y del párpado superior e inferior, varias vías neuronales que tiene que ver con el dolor, excitación, reflejos autonómicos y sistemas de consciencia.

- *Tectum*: Su nombre en latín significa techo ya que es compone la zona superior del mesencéfalo. Este cubre la zona dorsal del AS y se segmenta en el colículo superior y el inferior.
 - Colículo Inferior: Este es el núcleo principal del mesencéfalo que conlleva nervios que se conectan con los núcleos auditivos y se conecta directamente con el diencefalo, que consiste del tálamo, el hipotálamo y el epítalamo. Luego enviando esta información la corteza auditiva primaria en el lóbulo temporal.
 - Colículo Superior: Este núcleo recibe señales de los pares craneanos de la visión, hace parte del procesamiento preliminar de la visión, y los conecta con el diencefalo. También ayuda a regular el movimiento ocular y funciona en conjunto con la corteza occipital.

Tegmentum: Su nombre en latín significando cubrimiento y constituye la base del mesencéfalo. Esta estructura cerebral rodea el sistema ventricular y recubre la zona ventral o la zona basal en todas las estructuras que componen el sistema ventricular. Por su localización se convierte en una especie de red neuronal que está involucrada en la inhibición de movimientos indeseados y en las vías neuronales del subconsciente como la homeostática y la reflexiva. También es el mayor centro de producción de dopamina en el área tegmental ventral, que es parte del sistema límbico y ayuda en el proceso de recolección de memorias propias y complejas en los cuerpos mamilares.

El bulbo raquídeo es el cuerpo cerebral que une el mesencéfalo con la *medulla oblongata* en el tallo cerebral, por esto es llamado *Pons* que significa puente en latín. Este es el lugar donde convergen varios de los pares craneanos y tienen un número significativo de vías neuronales ascendentes, al mesencéfalo, y descendentes, a la médula espinal y por lo tanto al resto de cuerpo. Se puede dividir en dos zonas principales, su zona ventral y su zona dorsal. En estas zonas del bulbo raquídeo se localizan tractos importantes como el corticoespinal y pares craneanos importantes como el vestibulococlear (VIII), *abducens* (VI), el nervio facial (VII) y el trigémino (V). Por lo importantes nervios que se incorporan en esta zona se pueden observar funciones importantes de regulación y de procesamiento como la regulación de la respiración, el control de acciones involuntarias, movimiento ocular, expresiones faciales, masticar, tragar y la secreción de saliva y

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

lágrimas. También se encuentran fuertes relaciones con procesos sensoriales complejos como lo es la escucha, el equilibrio, el gusto, el tacto y el dolor. Además de estas funciones neuronales importantes es el cuerpo que recubre la zona anterior del AS dándole así su forma con el *tegmentum* del mesencéfalo (Bear, M; Connors, B; Paradiso, 2014).

La *medulla oblongata*, o médula, está localizada justo en la zona basal del cerebelo y se encarga de la regulación de las funciones autonómicas (involuntarias). Se compone de una zona abierta en la parte superior que forma el inicio del cuarto ventrículo y una zona cerrada en la parte inferior cuando el cuarto ventrículo se reduce y se convierte en el canal principal de la médula espinal. Está recubierta de una capa de piamadre a lo largo de toda su extensión. Contiene varios cuerpos funcionales especiales como los núcleos olivares, funículos, pirámides medulares y los pedúnculos cerebrales.

- Los núcleos olivares son cuerpos ovalados con estructura laminar que son conformados por el complejo olivar superior y el núcleo olivar inferior. Estos tienen funciones relacionadas con los lugares que se conectan, el cerebelo y el cuerpo trapezoidal.
 - Complejo Olivar Superior: Esta sección de los núcleos olivares es la más pequeña de los dos y se conecta con el cuerpo trapezoidal. Este tiene muchos roles importantes en la escucha como la diferencia temporal entre sonidos que llegan a ambos oídos para orientarse espacialmente y la diferencia de la intensidad de sonido entre ambos oídos para distinguir distancias y las frecuencias de los sonidos.
 - Núcleo Olivar Inferior: Se localiza en la zona basal del complejo olivar superior y tiene un tamaño mucho mayor a su contraparte. Se encarga de coordinar las señales entre la médula espinal y el cerebelo para regular el aprendizaje y los movimientos motores. Este también está encargado de secretar enzimas importantes para la esteroidogénesis que ayuda a el mantenimiento y el funcionamiento de la neuro protección.
- Los funículos cerebrales, tiras en latín, son un conjunto que de subdivisiones que suman el contenido de la materia blanca en la médula espinal. Son en total 3 subdivisiones especiales estas llevan información sensorial de manera ascendente al cerebro. Los funículos posteriores llevan información del tacto y posicionamiento espacial de los miembros inferiores y superiores. Los funículos laterales conllevan la vía espinotalámica y la corticoespinal, al igual que la vía descendente del movimiento involuntario. Los funículos anteriores o ventrales contienen diversas vías neuronales ascendentes y descendentes incluyendo la vía corticoespinal anterior.
- Las pirámides medulares son conjuntos de materia blanca que forman las fibras motoras del tracto corticoespinal y cortico bulbar. Se pueden ver en zona ventral de la médula, son dos estructuras similares a una cresta que atraviesan la médula

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

en toda su extensión verticalmente, en sus costados superiores contienen los núcleos olivares. Se llama pirámides medulares porque contienen las vías piramidales que están compuestas por la vía cortico bulbar y la corticoespinal.

Además de los cuerpos especiales que contiene la médula también tiene conexiones importantes con los pares craneanos del bulbo y del mesencéfalo, al igual que con otros pares craneanos. En la médula se puede ver una conexión con el nervio hipoglosal (XII) y con el nervio vago (X) que inervan conjuntamente todos los músculos extrínsecos e intrínsecos de la lengua (Bear, M; Connors, B; Paradiso, 2014).

1.3.2.2 Generalidades morfológicas del AS y cuerpos adyacentes

El AS pertenece a un grupo de cavidades formadas por la morfología cerebral, estas se llaman ventrículos, y son componentes del sistema ventricular (SV). Este consiste en cuatro cavidades mayores (el primer y el segundo ventrículo, siendo los ventrículos laterales, el tercer ventrículo y el cuarto ventrículo) y dos cavidades comunicantes, una entre el tercer y cuarto ventrículo (el AS) y otra entre el tercer ventrículo y los dos ventrículos laterales (el *foramen* intraventricular de *Monro* (MIF)) todas localizadas en el encéfalo. En la zona basal de esta estructura esta existen los dos únicos cuerpos que filtran el LCR hacia el espacio subaracnoideo, el *foramen* de *Magendie* (FM) y dos *forámenes* de *Luschka* (Mortazavi et al., 2014). Estos se pueden observar en la Ilustración 2 y son definidos de la siguiente manera:

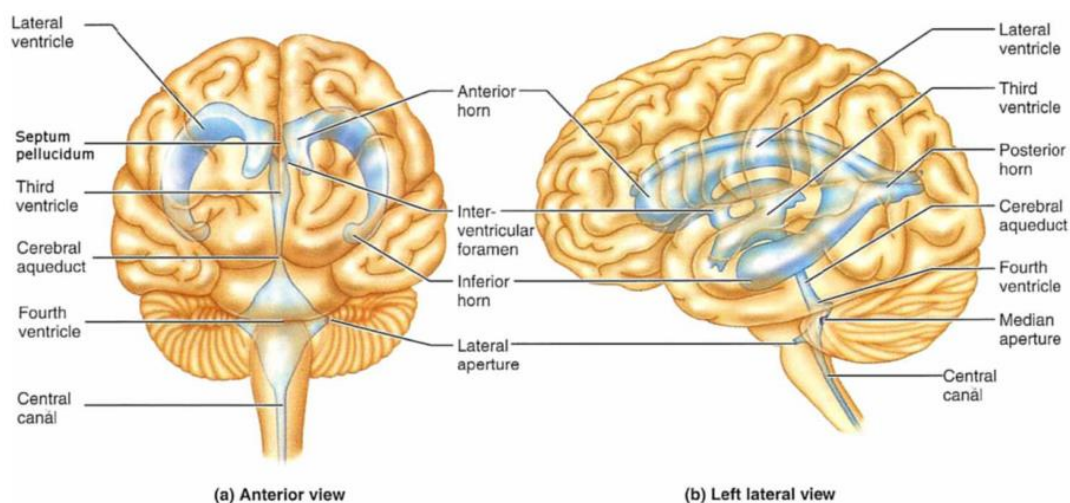


Ilustración 2: Sistema ventricular en diferentes vistas, anterior y lateral izquierda, (a y b respectivamente). Tomado de (Howden et al., 2008)

- Los ventrículos laterales son las cavidades de mayor tamaño en el SV. Estos están compuestos por el *atrium*, y los cuernos anterior, posterior e inferior. Generalmente, cuando no hay malformaciones, tiene una forma de C.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

- El *foramen de Monro* es el cuerpo por el cual el LCR se desplaza del primer y segundo ventrículo hacia el tercero. Tiene un diámetro mayor al del AS, teniendo de 3-4 mm de diámetro. Si existe ventriculomegalia entonces este canal se agranda proporcionalmente al crecimiento de los cuerpos que lo componen.
- El tercer ventrículo es una cavidad que no se encuentra en los dos hemisferios cerebrales, sino que se localiza debajo de los dos primeros ventrículos en el diencefalo. Se conecta con el cuarto ventrículo, por medio del AS, y con los ventrículos laterales por medio del foramen de *Monro*. En la zona superior de este cuerpo se puede observar un orificio que lo caracteriza del resto de los ventrículos principales.
- El acueducto de Silvio es una cavidad estrecha de geometría irregular ubicado entre el tercer y cuarto ventrículo. Al ser el componente más estrecho del SV allí se concentran velocidades y esfuerzos cortantes. Este también es llamado acueducto cerebral o acueducto mesencefálico.
- El cuarto ventrículo es una cavidad donde termina el AS, aquí se ensancha nuevamente el SV. Se encuentra localizada entre el bulbo raquídeo y el cerebelo. Esta cavidad está conectada con el tercer ventrículo por medio del AS, con el espacio subaracnoideo por medio de dos forámenes, los de Luschka y de Magendie, conectándose con el canal central de la médula espinal.
- Los *forámenes* de Luschka son los canales que drenan el LCR desde el SV hacia la zona subaracnoidea que recorre todo el parénquima cerebral, y son puntos de filtración del LCR. Estos casi no varían de tamaño ya que es poco probable que ocurra ventriculomegalia en esta zona.
- El *foramen* de Magendie es el otro lugar de filtración del LCR para salir del SV. Si se presenta una obstrucción en esta zona se tiene como refuerzo los dos forámenes de Luschka, se han visto casos, de hidrocefalia congénita, donde estos forámenes no se forman y causan una condición perjudicial y agresiva para la salud del paciente.

En su mayoría estas estructuras están revestidas por células endoteliales, en estas crecen los plexos coroideos, localizados en todos los ventrículos, que se forman por los capilares y el tejido conectivo de la piamadre, la combinación de estos dos tejidos es llamado la tela coroidea. Este tejido, siendo vascularizado, forma un pequeño espacio entre los tejidos llamado la fisura coroidea, este por medio de capilares permite el intercambio entre el LCR formado dentro de la fisura coroidea y el interior de los ventrículos. Las fisuras coroideas del tercer y cuarto ventrículo son mayores que las de los laterales por lo cual en estos lugares es donde se puede observar un mayor flujo del LCR hacia los ventrículos, los cuales albergan un volumen promedio de entre 120 y 150 mililitros. Al haber una producción de LCR en estas zonas se genera un gradiente de presiones en estos cuerpos y por lo tanto se establece un flujo hacia los *forámenes* de

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

filtración del SV. Este luego es llevado a la médula espinal y a la zona subaracnoidea donde es filtrado nuevamente por los capilares en estas zonas.

El cuerpo del AS está compuesto por sustancia gris mesencefálica (materia gris) y por fibras nerviosas de comisura blanca (materia blanca). El AS no contiene tejido vascularizado, pero sí un tejido especializado llamado el órgano subcomisural. Al observarse completo tiene forma de “reloj de arena” producido por el tercer y el cuarto ventrículo en sus zonas comunicantes con el AS. Ahora si el AS se subdivide en las cinco secciones se puede decir que estas son pequeñas zonas circulares con diámetros variables (Aminoff et al., 2014).

El AS fue ilustrado por Leonardo Da Vinci por primera vez, luego al hacer un estudio más exhaustivo de esta cavidad, el profesor de anatomía, François Sylvius de la Boe le da su nombre a esta estructura cerebral. Desde ese entonces se ha estudiado este cuerpo por varios profesores y doctores a través de los años especificando más su geometría, de dos a tres segmentos y finalmente a cinco donde Aminoff & Darnoff nos muestran que el AS está compuesto, como se muestra en la Ilustración 3 por (Aminoff et al., 2014):

- El primer segmento es la entrada desde el tercer ventrículo, está localizada a nivel dorsal por la comisura de Silvio y por el núcleo de Edinger-Westphal. Este núcleo controla el ojo y muchos de sus movimientos parasimpáticos como la dilatación y encogimiento del iris (enfoque ocular). Este segmento es llamado el *adytum*, este posee una forma triangular en 2D y cónico en 3D.
- El segundo segmento consiste en la primera reducción de diámetro del AS. Está localizada entre el *adytum* y la *ampulla* (el tercer segmento). El diámetro de este entre 0.4 y 0.8 mm.
- El tercer segmento es denominado como la *ampulla*, aquí se vuelve a aumentar un poco el diámetro del AS. Se encuentra entre el colículo superior e inferior.
- El cuarto segmento es la segunda reducción de diámetro del AS, esta es regularmente la sección más estrecha del AS y está localizado en el colículo inferior.
- El quinto y último segmento está localizado a la salida del AS hacia el cuarto ventrículo, es llamado *recessus isthmicus* o el egreso posterior.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

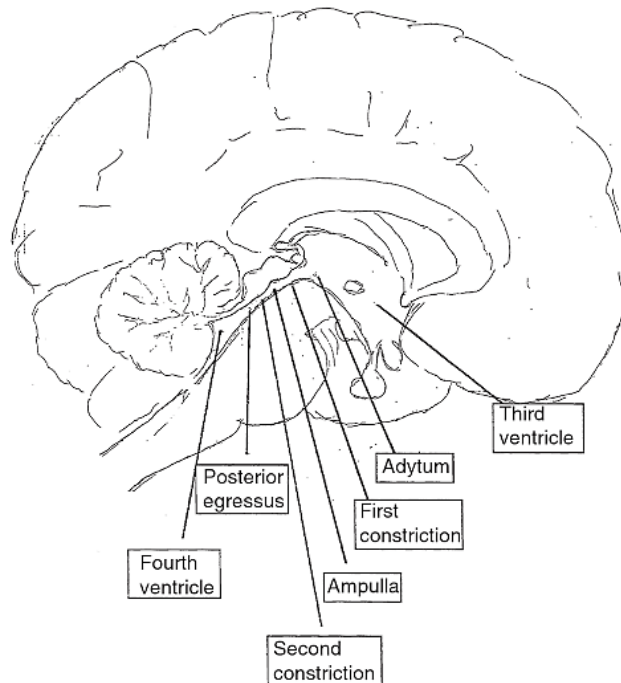


Ilustración 3: Segmentación del AS. Tomado de (Aminoff et al., 2014)

A pesar de que el AS está rodeado de núcleos de nervios importantes como los pares craneanos, este permite cierto grado de deformación sin afectar estas estructuras nerviosas. Esta propiedad es un gran ejemplo de la elasticidad de los órganos humanos.

1.3.2.3 Causas de la hidrocefalia

La causa más aceptada y utilizada en el ámbito científico es definida por la dinámica del LCR en el SV. El origen de la hidrocefalia se divide en dos categorías, adquirida (causada por una enfermedad o situación externa al cuerpo como una lesión) o congénita (causada por malformaciones de los órganos involucrados o variantes genéticas y se diagnostica desde la infancia o durante desarrollo fetal). Basados en los conceptos anteriores se pueden distinguir los siguientes tipos (Toma, 2015):

- Hidrocefalia comunicante: se produce cuando el flujo de LCR es interrumpido luego de salir de los ventrículos cerebrales. Se presenta cuando hay enfermedades, tales como la meningitis o la espina bífida, que modifican el flujo del LCR a la altura de la médula espinal, el espacio subaracnoideo o el parénquima cerebral.
- Hidrocefalia no comunicante/obstructiva: en este caso el flujo del LCR entre los ventrículos es obstruido y se presenta una acumulación de LCR en los ventrículos causando ventriculomegalia. Esto se puede presentar como resultado de un trauma en el cráneo, malformaciones congénitas, estenosis del AS por cicatrización de tejido endotelial del AS, etc.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

1.3.2.4 Características reológicas del LCR

El LCR es un fluido que circula por el SV, las meninges y, en general, toda la cavidad cerebral. El LCR tiene muchas funciones incluyendo el amortiguamiento mecánico, el desarrollo cerebral y el mantenimiento del sistema nervioso central (CNS). Este permite el transporte de sodio, cloro, aminoácidos, péptidos, neurotransmisores y otros componentes importantes para poder mantener el funcionamiento de las neuronas y por ende la homeostasis del CNS. La concentración y/o composición de los componentes más importantes es la siguiente (Afifi & Bergman, 2006):

- Péptidos embebidos en el LCR son aquellos que entran en contacto con estructuras cerebrales o requieren hacer un paso por una de estas. Estos incluyen el factor liberador de hormona luteinizante, angiotensina II, somatostatina, hormona liberadora de hormona tiroidea, colecistocinina, oxitocina y vasopresina.
- Sales o componentes electrolíticos que se encuentran en el LCR son aquellos que son necesarios para ayudar a las neuronas cumplir su función, por medio de potenciales de acción. Estos componentes están compuestos por sodio, potasio, cloruro, calcio y magnesio, poniendo así el cloruro como principal anión del fluido.
- Proteínas que componen el LCR son, principalmente, globulinas beta y gamma y la albúmina. Funcionalmente las globulinas beta y gamma cumplen la función de protección inmunológica y de oxigenación en el cerebro, la albúmina está presente al ser la proteína más abundante en el plasma sanguíneo se filtra en el LCR al pasar por la tela coroidea. Estas componen una concentración de $15 - 45 \frac{mg}{dl}$.
- Carbohidratos presentes en el LCR incluyen carbohidratos de cadena simple y estos representan una concentración de $75 \frac{mg}{dl}$ en el SV y $6 \frac{mg}{dl}$ en el espacio subaracnoideo.
- Componentes celulares existen en el LCR, no existen glóbulos rojos, pero si contiene linfocitos a una razón de 3 linfocitos por milímetro cúbico.

Por estos componentes, el LCR es 99% agua, modificando la densidad del LCR, la cual toma valores de $1.003 - 1.008 \times 10^3 \frac{kg}{m^3}$.

Este se produce a una tasa de 10-20 mililitros (mL) por hora (h), lo cual significa que se generan 400-500 mL por día en los plexos coroideos. Al tener un volumen de apenas 120-150 mL en el sistema ventricular, el LCR se puede llenar tres a cuatro veces en un solo día, lo cual significa que si hay una pequeña variación en el sistema de filtrado/absorción del LCR se podría generar un exceso de volumen en el SV (Neman & Chen, 2016).

El flujo del LCR depende de factores que rigen todo el cuerpo como lo son el ciclo respiratorio, la presión abdominal, presión venosa, actividad física y postura según Sakka *et al.* Esta presenta diferentes variaciones dependiendo del tamaño de los ventrículos y

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

del AS. Se sabe que existe un rango de 3 – 5 mmHg de presión en el espacio subaracnoideo en infantes menores a 1 año y 10 – 15 mmHg en adultos (Sakka et al., 2011) pero otros autores indican que la presión de esta zona reside en 8 mmHg (Afifi & Bergman, 2006).

El LCR fluye bidireccionalmente, esto se debe a que este se mueve por medio de ondas de presión que son reguladas por el ciclo cardiaco, como el con un tiempo de pausa entre la sístole y la diástole el flujo debe esperar una cantidad de tiempo para poder avanzar de nuevo con la próxima onda de presión. En este tiempo de espera el fluido tiende a tener un retroceso en el cual se puede modelar a partir del escalamiento del ciclo cardiaco y se compara con la literatura (Farnoush, Tan, Juge, Bilston, & Cheng, 2015). Este movimiento “pulsátil” se puede representar en ondas senoidales facilitando la modelación del LCR, no obstante este puede llegar a altas velocidades dentro del AS, tan altas como $120 \frac{mm}{s}$ (Howden et al., 2008).

El LCR se forma en los capilares de la tela coroidea que van hacia la fisura coroidea. A partir de esto, y de que el tercer y el cuarto ventrículo tienen las fisuras coroideas más grandes (Neman & Chen, 2016). Esta formación del LCR se da independiente de la presión intraventricular y craneal por difusión y transporte activo. En el caso más general, se forma el LCR en los ventrículos laterales este viaja del segundo al tercer ventrículo a través del *foramen de Monro* en dirección al tercer ventrículo. Luego atraviesa el tercer ventrículo hacia el cuarto a través del AS. Ya en el cuarto ventrículo se realiza la filtración/absorción del LCR, a través del foramen de Magendie y de Luschka hacia la zona subaracnoidea donde es distribuida por todo el parénquima craneal y de camino a la médula espinal. Al hacer este recorrido el LCR recoge productos de deshecho y los filtra al pasar a los vasos sanguíneos en la piamadre. Luego este se reabsorbe a través del aracnoides hacia el seno sagital y las lagunas laterales de la duramadre que finalmente drenan el sistema venoso encefálico y de allí a la vena Yugular (Afifi & Bergman, 2006).

1.3.2.5 Fundamentos de la mecánica de fluidos

1.3.2.5.1 Resistencia del flujo viscoso (Ley de Poiseuille)

Bajo la hipótesis de un flujo de fluido a través de un conducto circular recto, la relación entre la diferencia de presiones (ΔP) y el esfuerzo cortante (τ) está dado por la ecuación de Poiseuille así:

$$\Delta P \frac{r}{2} = \tau (1)$$

Donde r es el radio del conducto. Una derivación de esta ley indica que para cada flujo que se mueva a través de una superficie cilíndrica definida debe haber una caída de presión para que este fluya (Ecuación 2), por lo tanto, también debe haber una resistencia al flujo, la cual, es proporcional a la longitud de la superficie y la viscosidad del fluido. De igual manera es inversamente proporcional a la cuarta potencia del diámetro del modelo cilíndrico. La cual es expresada de la siguiente manera:

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

$$\frac{dV}{dt} = \frac{\pi R^4 \Delta P}{8\mu L} \quad (2)$$

Donde $\frac{dV}{dt}$ es el cambio volumétrico de un volumen de control dentro del fluido (en términos prácticos, el flujo), μ es el coeficiente de viscosidad del fluido, ΔP es la presión resultante de la diferencia de presiones en los extremos de la tubería, R es el radio de la tubería y L es la longitud total de la superficie cilíndrica. Esta ecuación parte de una sumatoria de fuerzas en un volumen de control dentro de un fluido e igualándola a 0 ya que con este flujo mínimo se asegura un flujo constante (Darrigol & Turner, 2006).

1.3.2.5.2 Conservación energía (Principio de Bernoulli)

El principio de Bernoulli indica que dado un incremento en la velocidad de un fluido se experimenta una caída de presión (energía potencial del fluido). Este principio se puede aplicar solo casos específicos, donde el proceso sea adiabático (que no hay aumentos de temperatura externa entrando al sistema) y que los efectos de un flujo turbulento, donde se generen presiones negativas sean pequeñas o no existan presiones. La ecuación tiene dos tipos de aplicaciones principales, aplicaciones en fluidos, incompresibles y newtonianos, y fluidos compresibles que viajen a altas velocidades.

Esta ecuación parte de la conservación de la energía, donde en un flujo constante, la suma de las energías cinéticas, potenciales e internas sea igual en toda la zona analizada. Explicando así porque cuando hay un incremento en la velocidad (energía cinética) del fluido debe haber una caída en la presión que esta ejerce contra las paredes (energía potencial) ya que al ser un fluido incompresible y newtoniano en un proceso adiabático no se cambia ni la viscosidad o densidad de este. Este principio plantea que en una línea de corriente la distribución de la energía por unidad de volumen se puede expresar de la siguiente manera (Ecuación 3):

$$P_1 + \rho gh_1 - \frac{1}{2}\rho v_1^2 = P_2 + \rho gh_2 - \frac{1}{2}\rho v_2^2 \quad (3)$$

Donde P es la presión que el fluido ejerce sobre la superficie en la que se traslada, g es la aceleración debido a la gravedad, h es la altura a la que se encuentre la tubería con respecto a una altura cuya presión es conocida, ρ es la densidad del fluido y v es la velocidad del fluido en cierto lugar de la superficie cilíndrica (Darrigol & Turner, 2006).

1.3.2.6 Métodos de simulación numérica

1.3.2.6.1 Análisis de elementos finitos (FEA)

Esta herramienta permite solucionar problemas que dependen de muchos factores, variables reales y complejas. Esta técnica utiliza arreglos matriciales y diagramas de mayas para calcular las interacciones entre elementos. Dependiendo de las condiciones

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

que se pidan para solucionar los problemas. Estas condiciones incluyen puntos de tensión, movimiento de cargas y fuerzas, desplazamientos, módulos de temperatura y en un futuro cualquier estudio que se quiera analizar sobre un cuerpo se podrá hacer por este método.

Este tipo de análisis utiliza cálculo diferencial e integral para resolver el problema dependiendo del tipo de estudio. Esta no es una solución exacta ya que siempre depende del tamaño de la malla, entre más pequeñas más exacta es la solución, por lo cual se debe hacer un análisis de sensibilidad hasta que el error entre soluciones sea menor al 5%, asegurando así la convergencia de la solución.

La solución que presenta este método es en una región, que está constituido por pequeños componentes, los cuales se llaman elementos finitos. Ya que se evalúa la interacción entre ellos, cada pequeño elemento tiene una solución propia, y al hacer diagramas de magnitud de estos se logra visualizar una solución completa en todo el componente estudiado (Saeys, Inza, & Larrañaga, 2007).

1.3.2.6.2 Dinámica de Fluidos Computacional (CFD)

CFD se basa en la utilización de las ecuaciones de la mecánica clásica de fluidos con métodos computacionales para resolver problemas de dinámica de fluidos. Los programas que utilicen este tipo de desarrollos numéricos manejan algoritmos específicos que ayudan a resolver integrales parciales y totales para obtener datos sobre el flujo sobre toda la superficie delimitada. Las superficies se crean a partir de modelación CAD, a partir de esta se forma un esqueleto del material de la tubería o por donde va a pasar el fluido. Teniendo esto en cuenta el software comienza a segmentar el espacio (Versteeg & Malalasekera, 2007).

Al segmentar el espacio se crea una malla, tomando diferentes tamaños y formas de elementos (dependiendo del tamaño de la malla, entre más fina, más elementos y de figuras más estables, como el triángulo y el hexágono). A estos elementos se le atribuye propiedades del fluido que se va a simular; estos atributos son: densidad, viscosidad y la función reológica, dadas unas condiciones de frontera establecidas por el usuario.

Al hacer las simulaciones el software entrega al usuario “salidas” que resuelven un problema de dinámica de fluidos. Las “salidas” incluyen velocidades, presiones, flujos y esfuerzos cortantes; el software indica los rangos de los valores en toda la superficie, indicando que se hace un análisis completo de la interacción entre el fluido en cuestión y la superficie indicada. CFD es utilizado en áreas de la salud, para determinar flujos sanguíneos, en áreas industriales, para medir las velocidades y presiones en el modelo de los alerones de un avión, etc.

CFD permite un análisis muy riguroso en poco tiempo comparado con lo métodos experimentales de dinámica de fluidos. También permite hacer unos análisis que pueden no ser resueltos experimentalmente ya sea por el tipo de fluido que fluye por la superficie, o porque no hay accesibilidad al material de la superficie. Provee información detallada de

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

toda la superficie y tiene una mayor relación costo/beneficio. Consume menos tiempo y energía, etc (Versteeg & Malalasekera, 2007).

Esta tecnología se impulsa con los nuevos desarrollos tecnológicos, estos no solo permiten reducir los tiempos aún más, sino que permiten hacer análisis complejos de sistemas avanzados y no simplificados utilizando herramientas como la ingeniería inversa. Así convirtiendo modelos teóricos en modelos experimentales con las condiciones específicas para cada situación. Los programas más utilizados para hacer CFD son: CFD de Autodesk, ANSYS con su modulación Fluent y SimFlow.

1.3.2.6.3 Métodos de ingeniería inversa

La metodología de la ingeniería inversa se trata del uso de elementos físicos, como tarjetas digitales o imágenes, ya desarrollados para adquirir conocimiento de sus diseños o partes originales. Esta técnica es muy utilizada por ingenieros que no tienen conocimiento previo de un objeto, por ejemplo, existen dispositivos que permiten obtener el diseño de una tarjeta electrónica impresa para saber los componentes que esta tiene y también para detectar daños comparando dos tarjetas iguales (una buena y una mala). También se puede obtener modelos CAD a partir de imágenes diagnósticas como MRI o TAC. Un programa llamado 3D Slicer permite visualizar una por una las imágenes en formato DICOM para seleccionar el área donde se encuentra cierto órgano y reconstruirlo en un formato CAD (Goto, Nohmi, Sakurai, & Sogawa, 2002).

Esta es un área que, aunque está en desarrollo se puede explotar de una manera inmensurable. Esto se debe a que acorta la brecha entre lo material y los desarrollos teóricos por medio de simulación. Además, con el apoyo de tecnologías como la impresión 3D se pueden utilizar para complementar la metodología de la ingeniería inversa, obtener el diseño de algo y luego replicarlo por medio de la impresión 3D.

1.3.2.6.4 Diseño Asistido por Computadora (CAD)

CAD abarca el tema del uso de programas (software) digital para crear modelos gráficos de objetos en la vida real, estos se pueden crear en dos o tres dimensiones, todo depende del usuario. Este tipo de programas tiene un uso muy variable, ya que se puede utilizar para muchos fines, desde diseño gráfico, pasando por ingeniería civil y física computacional. Su programación permite al usuario crear modelos desde el principio o a partir componentes reales o teóricos con el fin de explorar la geometría, tamaño y forma, de dicho modelo.

La ingeniería se ha podido beneficiar de este tipo de modelación ya que permite el diseño conceptual de los productos antes de tener que sacar un prototipo. Este tipo de modelación permite tanto el diseño de sistemas simples como bridas y demás elementos sólidos individuales, como de ensambles complejos, en modelos estacionarios o dinámicos, que requieran la unión de uno o más componentes simples (Siemens, 2018)

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Varios programas el día de hoy utilizan este tipo de desarrollo incluyendo: Autodesk Fusion 360, Solid Works, Solid Edge e Inventor de Autodesk.

1.3.2.7 Técnica quirúrgica

Durante los procedimientos quirúrgicos se debe medir las presiones del LCR en distintos puntos, puntos críticos, en el paciente. Estas mediciones se hacen en lugares accesibles, como lo son la espina vertebral y la zona subaracnoidea. En la espina vertebral se colocan varios puntos de punción lumbar y se analiza el flujo del LCR a través de ellos para poder determinar si el procedimiento quirúrgico fue exitoso y si se requiere la ayuda de un tratamiento médico subsecuente a la cirugía (Schlosser et al., 2004).

2 METODOLOGÍA

2.1 PROCESAMIENTO DE LAS IMÁGENES DICOM

Al recibir los archivos de las imágenes del HGM se descargaron y se formó una base de datos de todos los pacientes, con un documento de texto que contiene la información del paciente con respecto a edad y el tipo de imágenes que se localizan en cada carpeta, no se registró ninguna otra información que muestre la identidad del paciente. Con esta información e imágenes se seleccionaron los archivos de imágenes que tiene mayor resolución, esto se puede observar por el espaciamiento entre imágenes obtenidas. Uno de los parámetros más importantes es la resolución de las imágenes ya que, aunque se tenga una baja calidad de imagen, en términos de píxeles por imagen, si se tiene un pequeño espaciamiento entre imágenes se puede reconstruir un modelo mucho más preciso que si se tiene una imagen con buena calidad y baja resolución. Posteriormente se hizo otra selección donde se tuvo en cuenta la calidad de cada imagen, del cual quedaron los principales candidatos para la reconstrucción del AS.

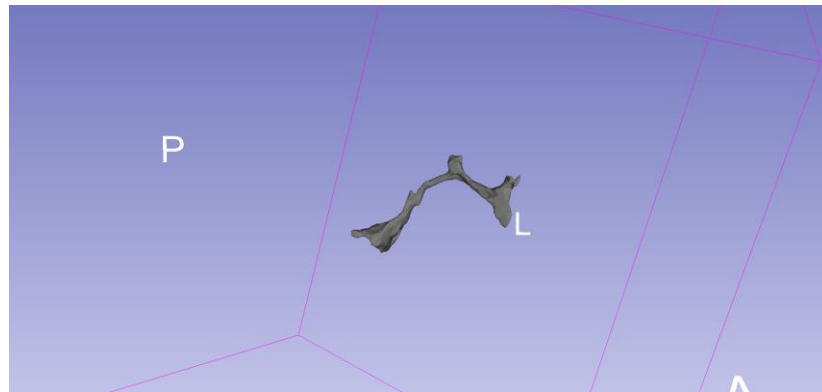


Ilustración 4: Archivo STL de la reconstrucción del AS1

Al tener estos candidatos se realizaron modelos preliminares del AS, tercer y cuarto ventrículo para cada uno y se determinó cuáles de los candidatos son los más adecuados para realizar un modelo completo teniendo en cuenta los cambios más abruptos en geometría dentro del AS y geometrías atípicas en el AS, y en el tercer y cuarto ventrículo. De igual manera se seleccionó una geometría (AS1 en la Ilustración 4) como control que no presenta anomalías de geometría en ninguno de los ventrículos ni en los tramos del AS y será el principal punto de comparación para los modelos al hacer el análisis. En total, incluyendo el AS1, se obtuvieron 5 geometrías de AS numeradas del 1 al 5.

La adquisición de los modelos CAD se realizó por medio del programa 3D Slicer. El cual permite utilizar las imágenes en formato DICOM, obtenidas por el HGM, y transformarlas,

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

por medio de ingeniería inversa, en archivos STL. Los archivos STL son archivos en formato CAD, que, a diferencia de otros formatos, son el cascarón del sólido. A partir de estos se hizo una conversión del modelo 3D de formato STL a un formato que puede ser utilizado por CFD. Esta conversión se hizo por medio del programa Autodesk Fusion 360 y se puede observar en la Ilustración 5.

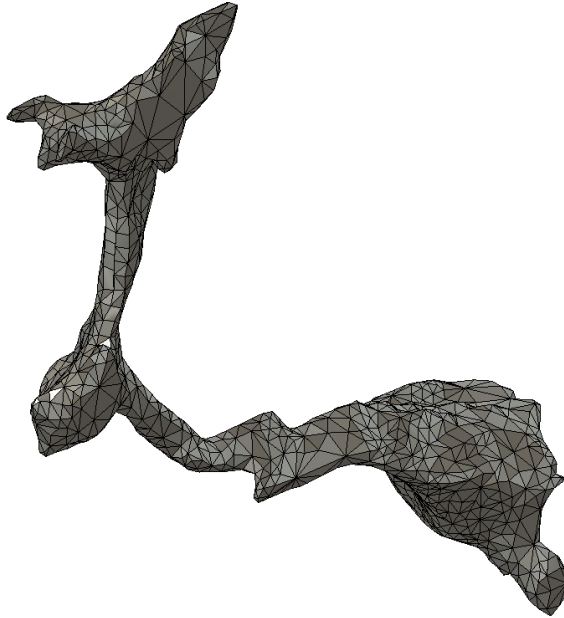


Ilustración 5: Modelo del AS1 reconstruido a partir de elementos de cascarón en Autodesk Fusion 360

Este programa permite tomar el cascarón formado en STL y convertirlo en un formato de malla, en el cual, la cáscara puede ser remallada y suavizada para minimizar las irregularidades en la capa exterior del modelo. Este proceso se debe hacer ya que la resolución del programa 3D Slicer no es la mejor por lo cual el archivo STL tiene muchas esquinas, careciendo de suavidad. Debido a esto se generan concentradores de presiones y esfuerzos cortantes que pueden generar falsos positivos para cavitaciones, esfuerzos cortante altos y flujos inversos en el tercer ventrículo, el AS y el cuarto ventrículo.

Primero se convirtieron los modelos de STL en un formato STP por medio de Solid Works para obtener elementos de cáscara que sean legibles y modificables por Autodesk Fusion 360. Se utilizó la función *Stitch* en para unir estos elementos de cáscara y la función *Patch* para unir los elementos que tengan orificios o defectos desde el modelo de 3D Slicer y la conversión de la imagen desde Solid Works. Posteriormente se hace un remallado de los modelos para establecer un proceso estandarizado para todos los modelos (Ilustración 6 e Ilustración 7). A partir del remellado de los AS se hicieron diversos modelos con diferentes reducciones en el número de elementos desde Autodesk Fusion 360. Se

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

redujeron el número de elementos desde el 85% hasta el 10% con decrementos de 15% para cada AS, por lo que se obtienen 6 modelos con reducción de facetas para cada AS nombradas con el nombre de la geometría y luego seguido por una letra M y el porcentaje de elementos que representa del remallado original.

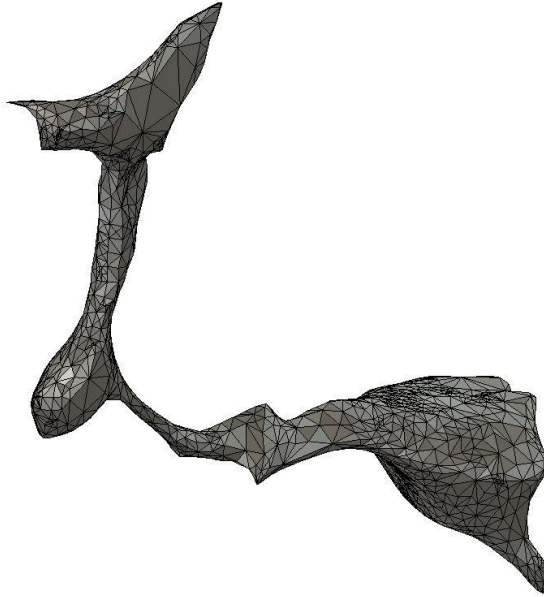


Ilustración 6: Suavizado de la geometría del AS1

Luego de hacer el suavizado se continua a seccionar el modelo debajo del *recessus isthmicus* y encima del *adytum* para poder observar las interacciones de flujo entrante y saliente del AS ya que si se secciona solamente el AS se podría perder mucha información sobre los flujos y los esfuerzos cortantes ya que estos pueden cambiar de manera importante entre el *recessus isthmicus* y el inicio del cuarto ventrículo. Este corte nos permite obtener los datos específicos del AS y no los datos de los ventrículos y ayuda a reducir el tiempo de simulación ya que en cuerpos más grandes se tienen más elementos y por lo tanto un mayor tiempo de simulación. Al seccionar las zonas de interés se extruyen hasta que se obtenga una cara plana para poder utilizarla como puntos base donde se insertan las condiciones de frontera en CFD. Al hacer esta extrusión se forma el sólido completo del AS para todos los modelos con reducción de facetas y están listos para realizar simulaciones en CFD.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

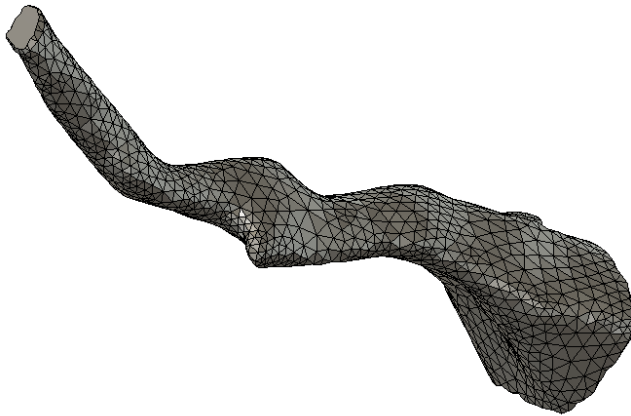


Ilustración 7: AS1 seccionado, listo para las simulaciones en CFD

2.2 ANÁLISIS CFD

Se realizó un análisis en CFD para analizar el comportamiento de un fluido a través de una geometría específica. Este análisis tiene en cuenta el tipo y propiedades del fluido, la geometría que atraviesa, el tamaño de la maya que envuelve la geometría, las condiciones de frontera y las condiciones iniciales que tengan el problema en específico. Para realizar un análisis en CFD se debe establecer una geometría por la cual atraviesa un fluido y luego el material o fluido que atraviesa esa geometría. En este caso es el LCR que fluye a través del AS; este tiene características reológicas similares a las del agua por lo cual para estos análisis se selecciona agua como el material y se modifica un poco la densidad de este para obtener los resultados más precisos posibles. Luego se seleccionó las condiciones de frontera que rigieron las simulaciones. Ya que el objetivo de este trabajo de grado es verificar el efecto de la geometría del AS en las condiciones de flujo se establecieron unas condiciones de frontera que fueron simuladas en todos los modelos con reducción de facetas y todas las geometrías.

El proceso de escogencia de las condiciones de frontera se realizó en una primera instancia por medio de la revisión bibliográfica de diversos estudios que analizaron la generación de LCR en el tercer ventrículo en el plexo coroideo (Howden et al., 2008). Luego de realizar investigaciones sobre estos valores se llegó a la conclusión de que son valores para un adulto y como estos análisis se realizan en geometrías para infantes se tuvo que reevaluar el valor de esta condición de frontera. Después de hacer una reunión con el experto que han colaborado con este proyecto, Dr. Maximiliano Páez Neurocirujano, especialista en intervenciones de hidrocefalia, se identifica una ecuación que representa el flujo de LCR, desde el tercer ventrículo en los plexos coroideos, que entra al AS en infantes y neonatos esta es la siguiente:

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

$$Q = 0.4 \frac{ml}{kg * min} \quad (5)$$

Siendo Q el flujo que atraviesa el AS. Luego, como lo indica la ecuación, se debe establecer el peso del paciente, pero como esta es información propia del paciente no es entregada por el HGM; dadas estas condiciones se establece el peso promedio de un neonato con la ayuda de una doctora pediátrica en el HGM, la Dra. Claudia Hoyos, que es de 2800 g a 3200 g. En este trabajo de grado se definió utilizar un peso promedio del rango entre pesos por lo cual se escogió 3000 g. Al utilizar la ecuación (5) se determina que utilizando este peso se obtiene una condición de generación de LCR de $1.2 \frac{ml}{min}$. Ahora se deben también establecer unas condiciones iniciales de presiones para establecer un flujo que CFD pueda reconocer y prepare la geometría para el resto de las condiciones de frontera. Estos fueron obtenidos de la literatura con la supervisión del Dr. Maximiliano Páez, con un valor de 1.14 Pa (0.085507068 mmHg).

Después de establecer las condiciones de frontera se debe seleccionar el tamaño de malla en CFD. Se selecciona la categoría de malla y luego el parámetro de malla que se puede modificar es la distancia entre elementos de malla que se van a colocar en la geometría para la simulación. Esta es la razón por la cual se tuvo que hacer las reducciones de elementos en Autodesk Fusion 360 y un análisis de sensibilidad de CFD para cada modelo con reducción de facetas en cada geometría. El análisis de sensibilidad se realiza para definir el tamaño de malla más apropiado, desde el punto de vista de la precisión, sin exceder los requerimientos computacionales variando dos parámetros: el porcentaje de elementos en los modelos con respecto al original y la distancia entre elementos de malla en CFD. La distancia entre elementos de malla se modificó empezando en un valor de 2 mm hasta 0.25 mm realizando una variación de 0.25 mm en cada simulación. Lo cual entrega un total de 8 simulaciones por cada modelo de reducción de facetas en cada geometría; obteniendo así un gran total de 240 simulaciones en CFD.

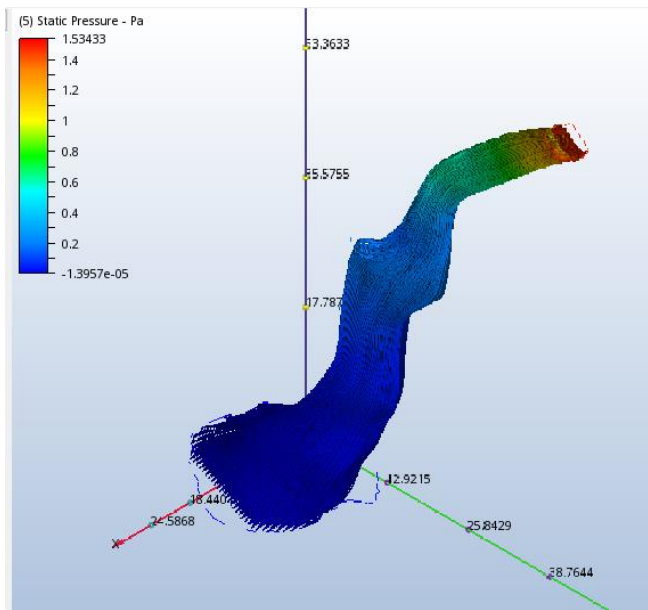


Ilustración 8: Análisis inicial del AS1 en CFD

El análisis de sensibilidad se realizó en Microsoft Excel. Para realizar la estructura de la hoja de Excel para el análisis se hizo un documento con 8 entradas para cada simulación de CFD. Luego se replicó esto 6 veces para tener todas las simulaciones para cada modelo. En las casillas en las columnas se indicó lo valores a medir: magnitud de velocidad máxima, magnitud de velocidad mínima, presión máxima, presión mínima, esfuerzo cortante máximo y el análisis de sensibilidad de cada uno de ellos con respecto al siguiente. Se define un error relativo máximo del 10% entre los resultados de dos simulaciones consecutivas como aceptable para definir el tamaño de malla más apropiado desde el punto de vista de precisión.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

3 PRESENTACIÓN Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS

En la primera parte de este trabajo de grado se obtuvo geometrías de AS a partir de imágenes de resonancia magnética donadas por el HGM. En esta primera etapa se tuvo dos limitaciones, la resolución de las imágenes y la resolución del programa 3D Slicer. A partir de las 29 resonancias magnéticas del HGM se seleccionaron 5 geometrías completas del AS con terminaciones referentes al tercer y cuarto ventrículo; esta selección se llevó a cabo con la asesoría del Dr. Maximiliano Páez. Estas geometrías, a pesar de ser representaciones morfológicamente precisas del AS estas tienen facetas que sobresalen mucho de la geometría general del AS, como es observado en la Ilustración 5. Esto se debe a la resolución que tiene el programa para reconstruir las geometrías, por esto se realiza el procesamiento de los elementos tipo cáscara en Autodesk Fusion 360. Posterior a este procesamiento se obtienen las mismas 5 geometrías de AS con reducciones en número de facetas y cortes planos en la zona basal y superior del AS para poder realizar simulaciones en CFD, como se observa en la Ilustración 7, obteniendo finalmente 6 modelos con reducción de facetas para cada geometría, 30 modelos en total.

Durante la creación de los modelos con reducción de facetas se observó que en una geometría hubo problemas de solapamiento de facetas luego de la reducción de elementos, esto obligó a que en el AS2 la primera reducción de facetas fuera en un porcentaje menor para poder realizar las simulaciones CFD. A partir de esta información y del bajo número de convergencias se puede especular que reducciones de facetas en altos porcentajes podrían generar problemas a la hora de realizar simulaciones en CFD por solapamiento de elementos y es probable que los resultados obtenidos no sean los más significativos.

Para CFD se obtuvo resultados de todos los modelos con variaciones en la distancia entre elementos de malla de CFD, formando un total de 240 simulaciones. Para todos los modelos se obtuvo información de la velocidad máxima y mínima, presión máxima y mínima y el esfuerzo cortante máximo. Al obtener estos parámetros se puede describir el flujo y en cierta forma la resistencia que el AS tiene a este flujo de LCR. En la Ilustración 9 se observa los resultados obtenidos luego de realizar la simulación CFD para el AS1 en un modelo con un porcentaje de reducción de facetas del 10% y una distancia entre elementos de malla de 0.5 *mm*.

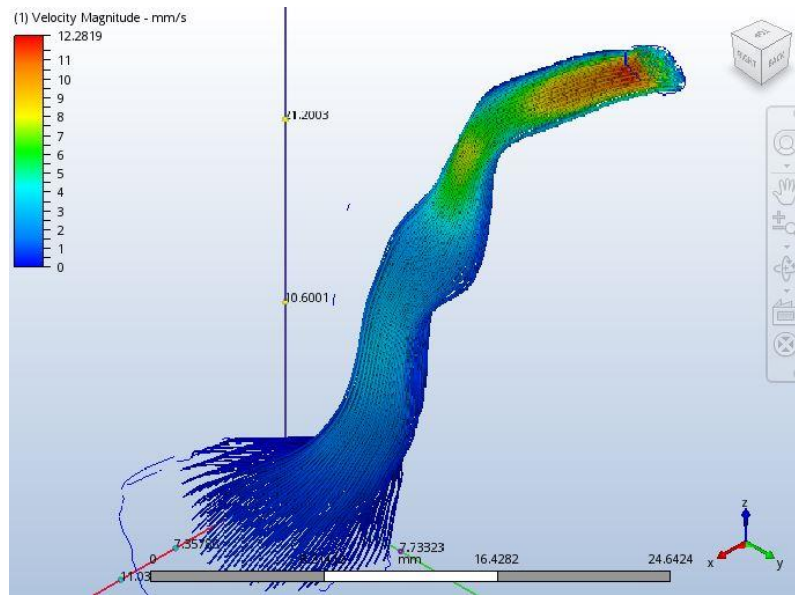


Ilustración 9: Resultados de simulación para Velocidad Máxima y Mínima en mm/s para el AS1.

La Ilustración 10 representa los valores que tiene la velocidad en el AS1 en una línea recta atravesándolo de la parte dorsal a la parte ventral formando así el perfil de velocidad del LCR cuando fluye a través del AS1. En la Ilustración 11 se puede observar el cambio de las presiones dentro del AS causadas por el LCR y las condiciones de frontera establecidas en el capítulo 2.

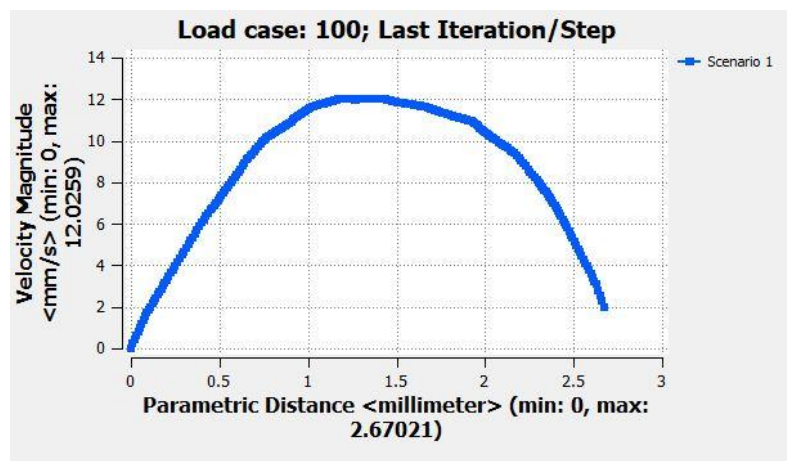


Ilustración 10: Perfil de velocidades en el AS1 cerca al punto de mayor velocidad registrada.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

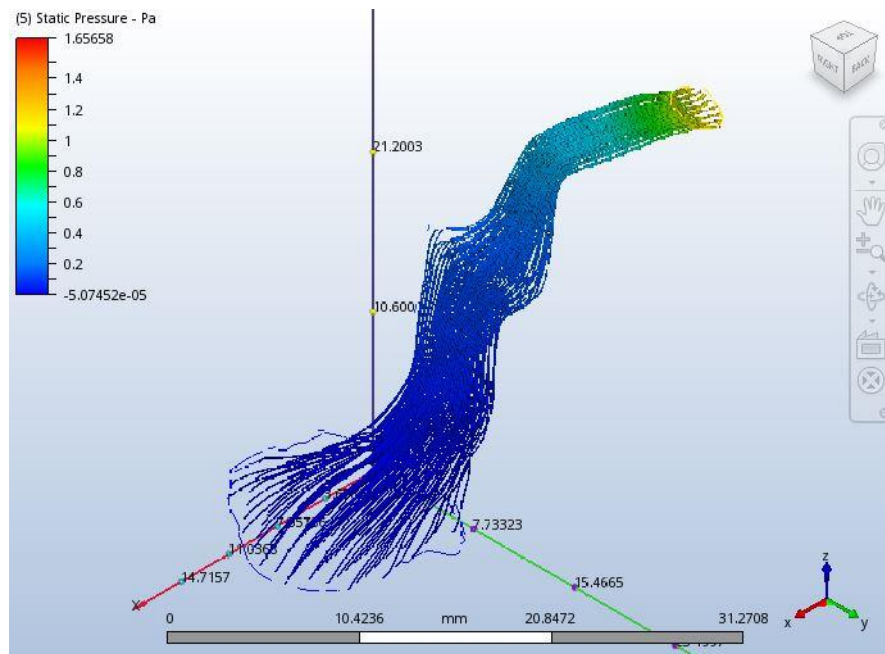


Ilustración 11: Resultados de simulación para Presión Máxima y Mínima en Pa para el AS1.

Finalmente, se presenta en la Ilustración 12 los resultados para el AS1 en términos de esfuerzos cortantes. Este es uno de los resultados más importantes ya que este dato puede ser utilizado para el diseño de dispositivos implantables en el AS.

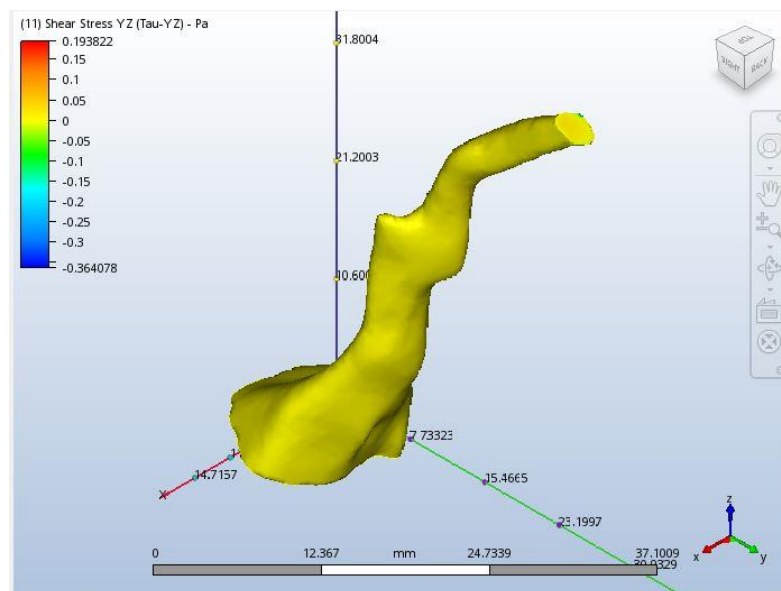


Ilustración 12: Resultados de simulación para Esfuerzos Cortantes Máximos en Pa para el AS1.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Para los esfuerzos cortantes se seleccionó el valor absoluto del mayor esfuerzo ya que se puede observar que hay valores positivos y negativos en la escala de la esquina superior izquierda. Ya que no hay inversión de flujo en ningún momento se entiende que el signo del esfuerzo cortante se da por como la distancia, positiva o negativa, se toma desde una línea central del AS. Los resultados de las simulaciones de todas las geometrías se pueden observar en el Anexo 1, en forma de imágenes, y los resultados pueden ser observados en el Anexo 2, en forma de tablas. En las tablas se puede observar algunas simulaciones resaltadas con colores verde claro y azul claro, las simulaciones con verde claro son las que al comparar los valores de velocidad máxima y mínima, presión máxima y mínima y esfuerzo cortante máximo de la simulación anterior con la actual el error relativo entre ellas es menor al 10% y el azul claro es para la representación de un error relativo de 5%. A partir de los datos del Anexo 2 se forman dos tablas con los valores obtenidos anteriormente, la Tabla 1 se conforma con los valores de simulaciones que convergen al 5% y la Tabla 2 se conforma con los valores de simulaciones que convergen al 10%.

Tabla 1: Resultados de simulaciones que convergen al 5%

<i>Geometría</i>	<i>Velocidad Máxima (Magnitud cm/s)</i>	<i>Velocidad Mínima (Magnitud cm/s)</i>	<i>Presión Máxima (Pa)</i>	<i>Presión Mínima (Pa)</i>	<i>Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)</i>	<i>Indicador de Pérdida de Energía</i>
1	0	0	0	0	0	0
2	1.79	0	1.16	0	0.037	30.81
3	1.49	0	1.16	-8.07365E-05	0.049	23.46
4	0.95	0	1.22	0	0.021	57.87
5	1.40	-0.00015	1.14	-4.31982E-05	0.045	25.19

Tabla 2: Resultados de simulaciones que convergen al 10%

<i>Geometría</i>	<i>Velocidad Máxima (Magnitud cm/s)</i>	<i>Velocidad Mínima (Magnitud cm/s)</i>	<i>Presión Máxima (Pa)</i>	<i>Presión Mínima (Pa)</i>	<i>Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)</i>	<i>Indicador de Pérdida de Energía</i>
1	1.22	0	1.14	0	0.019	57.84
2	2.08	0	1.14	0	0.041	28.19
3	1.27	0	1.16	-0.00012	0.044	26.39
4	1.01	0	1.24	0	0.024	52.59
5	1.38	-4.87349E-05	1.14	-0.000060	0.044	25.72

Al realizar las simulaciones y el análisis de sensibilidad en CFD hubo diversas observaciones que permitieron el mejor entendimiento del proceso de simulación en los diversos AS. Se encontró que al tener facetos con un tamaño pequeños si se establecen distancias entre elementos de malla más grandes que el tamaño de los elementos el tiempo de simulación aumenta ya que para completar la simulación el programa debe realizar cálculos más complejos para llenar los espacios que no están cubiertos por

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

elementos de malla. Al comenzar a llenar más la geometría de elementos el tiempo de simulación decrece y los valores de los parámetros medidos son más cercanos. También, al realizar las simulaciones se observó que la escala en la esquina superior izquierda de CFD no determinaba los verdaderos valores máximos y mínimos del parámetro seleccionado. Para obtener estos valores se creó una nube de puntos de medición para obtener los valores reales de los parámetros medidos. A partir de estos valores se observa que el número de simulaciones que convergen aumenta. A partir de esta información se formó una base de conocimiento que puede ser utilizado en proyectos futuros.

En la Tabla 1 no se observan los valores para el AS1 ya que en ninguno de sus modelos con reducción de facetas se obtuvo simulaciones que cumplieran el criterio de convergencia de 5%. A pesar de esto se observa una característica muy peculiar cuando se comparan los valores de las 5 geometrías.

En primer lugar, las velocidades ocupan un rango amplio de valores, que abarca casi el doble del valor de la velocidad máxima más baja. Este es el primer indicio de que efectivamente la geometría afecta considerablemente el valor de este parámetro medido, de manera contraria la velocidad mínima del sistema se mantiene constante en valores muy pequeños o cercanos a 0 por lo cual se dice que no hay variación alguna en la velocidad mínima en los AS.

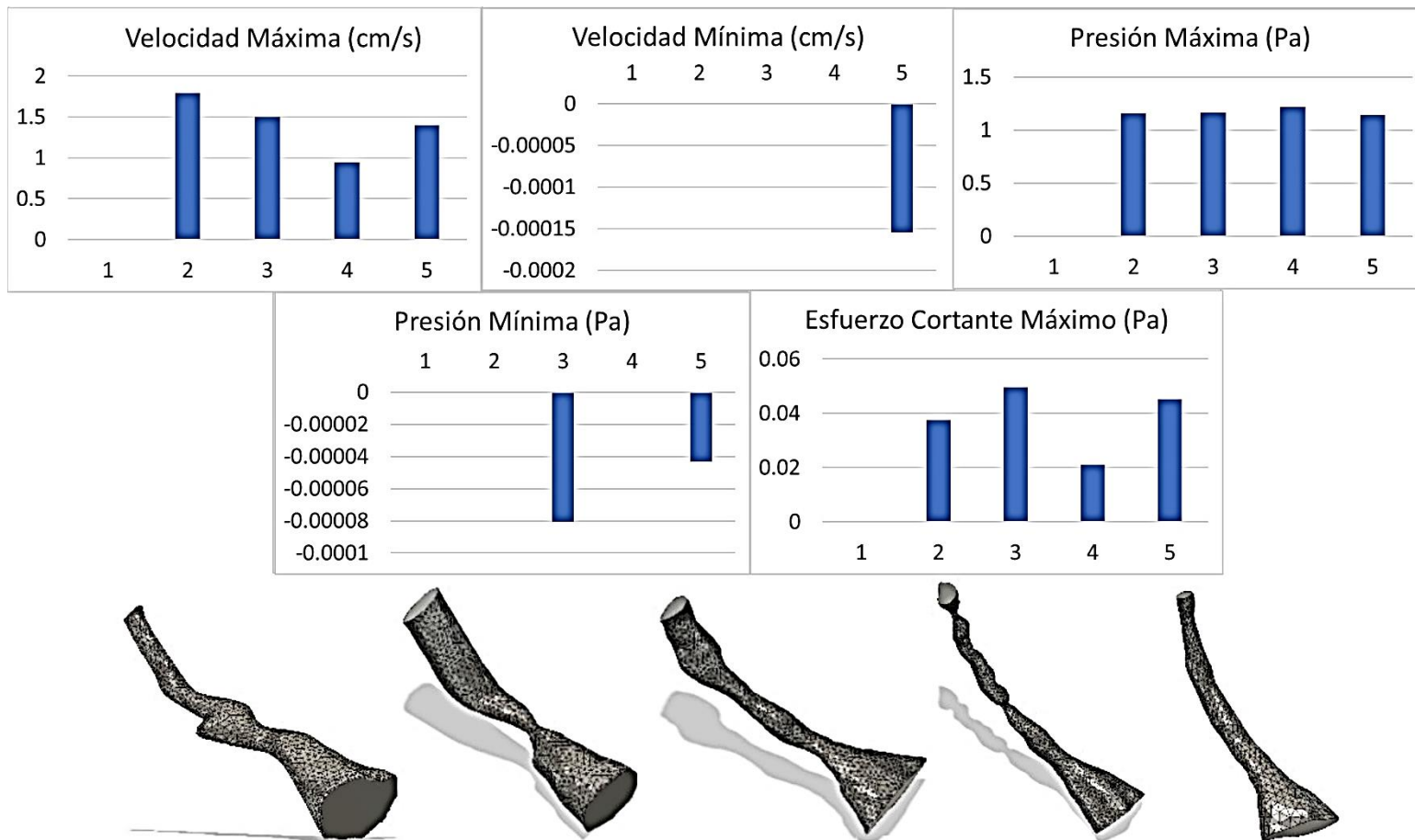


Ilustración 13: Modelos finales de los AS del 1 al 5 (izquierda a derecha) acompañados de los resultados de la Tabla 1

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Al haber cambios drásticos en la velocidad máxima se intuyó que también habría cambios drásticos en la presión ya que según el principio de Bernoulli y la ecuación (3) al haber un incremento de velocidad se debe observar una caída de presiones.

En este caso en particular no se da así ya que sin importar la variación de los valores de velocidad existe una relación de casi 1 entre todos los valores de presión máxima y presión mínima de todas las geometrías. En cambio, donde se puede observar una variación es en el parámetro de esfuerzo cortante máximo. En la Tabla 2 se observa el mismo comportamiento en todas las geometrías. En este se puede observar un cambio significativo al igual que en las velocidades, pero no directamente relacionado por lo cual fue necesario obtener un nuevo parámetro a investigar, un cociente entre la diferencia de presiones y el esfuerzo cortante que entrega un indicador de la resistencia hidráulica.

Una forma de comprender los resultados que mostraron las simulaciones CFD se puede ver en términos de la relación de pérdida de energía. Por una parte, las presiones son una forma de energía interna en un fluido, que específicamente se puede expresar como energía por unidad de volumen. El flujo es el cambio volumen de un fluido por unidad de tiempo de manera que el producto de la presión por el flujo se podría entender como la potencia que se le suministra al fluido para atravesar el AS. Para las 5 geometrías planteadas se les introdujo los mismos valores de potencia, ya que se le impuso las mismas condiciones de frontera a todas las geometrías. De esa forma se puede ver que los AS que presentaban las geometrías más tortuosas tienden a presentar esfuerzos cortantes altos. No obstante, si el valor del flujo y del gradiente de presiones son bastante pequeños es probable que no generen esfuerzos significativamente grandes.

Una forma interpretar los resultados es a partir de la resistencia hidráulica que cada uno de los AS podría generar. Para esto se parte de la ecuación de Poiseuille, donde se puede establecer el cociente de la diferencia de presiones dividida por el esfuerzo cortante como se muestra a continuación:

$$\frac{\Delta P}{\tau} = \frac{2}{r} \quad (5)$$

Ahora bajo la hipótesis de un cilindro circular recto la ecuación de Poiseuille deriva a una ecuación para el flujo como se muestra en la ecuación (2):

$$\frac{dV}{dt} = Q = \frac{\pi r^4}{8\mu L} \Delta P$$

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Donde $\frac{\pi r^4}{8\mu L}$ representa la conductancia hidráulica, siendo el opuesto a la resistencia hidráulica (R_h), la cual se expresa de la siguiente manera:

$$R_h = \frac{8\mu L}{\pi r^4} \quad (6)$$

$$r = \sqrt[4]{\frac{8\mu L}{\pi R_h}} \quad (7)$$

Reemplazando la ecuación (7) en la ecuación (5) se obtiene que:

$$\frac{\Delta P}{\tau} = 2 \left(\sqrt[4]{\frac{\pi}{8\mu L}} \right) (\sqrt[4]{R_h}) \quad (8)$$

Suponiendo que la longitud promedio de los AS es constante para neonatos se obtiene la siguiente ecuación:

$$\frac{\Delta P}{\tau} = K (\sqrt[4]{R_h}) \quad (9)$$

Donde K es una constante y el cociente de $\frac{\Delta P}{\tau}$ es una medida de la resistencia hidráulica que presenta el AS. En la Tabla 1 y la Tabla 2 se muestra este cociente como un indicador de la resistencia hidráulica donde valores más altos de este cociente están asociados a geometrías de AS con mayor número de puntos de inflexión pronunciados y que presentan cambios de flujo más bruscos. Esto da a entender que los AS con geometrías que contienen más curvaturas tienden a generar más resistencia al flujo y por lo tanto se requiere de un gradiente de presión más alto para poder mantener el mismo flujo y a su vez generan esfuerzos cortantes más altos que podría afectar el diseño de dispositivos, como derivaciones o *stents*, para poder ser insertados quirúrgicamente.

4 CONCLUSIONES Y CONSIDERACIONES FINALES

4.1 CONCLUSIONES

- La máxima velocidad registrada en los AS ocurre en la zona más estrecha y es muy sensible a la geometría propia de todo el AS. Sin embargo, las velocidades mínimas registradas no sufren cambios significativos y tiende a ocurrir al final de AS entrando al cuarto ventrículo.
- La presión máxima registrada en los AS ocurre en la zona inicial del AS en la unión con el tercer ventrículo y no es sensible a la geometría del AS. Consecuentemente, las presiones mínimas registradas se observan en la zona basal del AS al unirse con el cuarto ventrículo.
- Los esfuerzos cortantes máximos si son sensibles a las geometrías del AS.
- Los análisis realizados en este trabajo de grado permiten conocer las condiciones hidrodinámicas que suceden al interior del AS. Que pueden ser un aporte al desarrollo de dispositivos para el tratamiento de la hidrocefalia.
- La simulación por dinámica de fluidos computacional combinada con los análisis de imágenes e ingeniería inversa son herramientas que unidas proporcionan indicadores del comportamiento hidrodinámico al interior del AS, ayudando a diagnósticos de manera oportuna.
- Se concluye que las geometrías de AS que presentan más tortuosidades, como cuerpos estrechos o puntos de inflexión pronunciados, tiene asociada un valor de resistencia hidráulica más alta, lo que se deriva en flujos más lentos bajo la misma diferencia de presión o que también requiere gradientes de presión intracraneal mucho más altos para mantener el flujo de LCR a través del cráneo.

4.2 RECOMENDACIONES

- Debido a las dimensiones promedio que tiene el AS de los neonatos se recomienda realizar simulaciones en CFD con una distancia entre elementos de malla menor a un milímetro.
- Para un futuro proyecto se recomienda realizar simulaciones de los AS teniendo en cuenta la morfología y las propiedades mecánicas de las paredes del AS, recubiertas por células ependimarias.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

- Al realizar reducción de facetas de los modelos se recomienda realizar reducciones menores al 55% del número facetas originales.
- Se recomienda comenzar las simulaciones con una distancia entre elementos de malla de 1 *mm*.
- Para futuros proyectos de reconstrucción de modelos a partir de imagenología de resonancia magnética se recomienda utilizar imágenes que sean de tomografía axial computarizada (TAC) combinadas con MRI para obtener el modelo más completo y exacto posible.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

REFERENCIAS

- Afifi, A., & Bergman, R. A. (2006). *Neuroanatomía Funcional* (2nd ed.). Mc. Graw-Hill.
- Aminoff, M. J., Daroff, R. B., Berg, B. O., Morrow, M. J., Deangelis, L. M., Powers, W. J., ... Tong, L. (2014). *Encyclopedia of the Neurological Sciences*.
- Aref, M., Martyniuk, A., Nath, S., Koziarz, A., Badhiwala, J., Algrid, A., ... Reddy, K. (2017). Endoscopic Third Ventriculostomy: Outcome Analysis of an Anterior Entry Point. *World Neurosurgery*, 104(1), 554–559. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/j.wneu.2017.05.052>
- ASAP. (2009). Cine MRI. Retrieved May 24, 2018, from <http://asap.org/index.php/medical-articles/cine-mri/>
- Bear, M; Connors, B; Paradiso, M. (2014). *Neuroscience: Exploring the Brain*. (E. Lupash, B. Dilernia, E. Connolly, M. Martin, & P. C. Williams, Eds.), *Lippincott Williams & Wilkins* (Third). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. <https://doi.org/10.1007/s13398-014-0173-7.2>
- Craven, C. L., Baudracco, I., Thompson, S. D., Thorne, L., Watkins, L. D., & Toma, A. K. (2018). Transtentorial Distortion Syndrome: Consistent Complication Following Lateral and Fourth Ventricular Shunting in Adults. *World Neurosurgery*, 110(1), 514–519. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.wneu.2017.11.032>
- Darrigol, O., & Turner, J. S. (2006). *Worlds of flow: A history of hydrodynamics from the bernoullis to prandtl*. *Physics Today* (Vol. 59). <https://doi.org/10.1063/1.2349735>
- Decq, P., Gendrault, P., Barat, J.-L., Duplessis, E., Leguerinel, C., & Keravel, Y. (1995). Shunt Failure in Adult Hydrocephalus: Flow Controlled Shunt Versus Differential Pressure Shunts-A Cooperative Study in 289 Patients. *Surgery Neurological*, 43, 333–339. Retrieved from https://ac-els-cdn-com.recursosbiblioteca.eia.edu.co/009030199580058O/1-s2.0-009030199580058O-main.pdf?_tid=3c08997c-de64-41af-9f92-bc095035aa07&acdnat=1523594963_a15acd073cd77867c0cb4f6627600a6f
- Españillat, R., & Gaviria, M. (2000). Hidrocefalia de Presión Normal. *Revista Colombiana de Psiquiatría*, 29(2), 155–162. Retrieved from <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=80629204>
- Farnoush, A., Tan, K., Juge, L., Bilston, L. E., & Cheng, S. (2015). Effect of endoscopic third ventriculostomy on cerebrospinal fluid pressure in the cerebral ventricles.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

- Flórez, N., Ph, D., Bouzerar, R., Ph, D., Moratal, D., & Ph, D. (2010). Segmentation of Phase Contrast Magnetic Resonance Imaging to Study the Dynamic of Perimedullary Cerebrospinal Fluid, *15*, 213–220.
- Friederici, A. D. (2011). The Brain Basis of Language Processing: From Structure to Function. *Physiological Reviews*, *91*(4), 1357–1392. <https://doi.org/10.1152/physrev.00006.2011>
- Gibbings, J. C. (2011). *Dimensional Analysis*. London: Springer London. <https://doi.org/10.1007/978-1-84996-317-6>
- Giraldo, E. (1994). Nueva válvula para la hidrocefalia. *El Tiempo*.
- Goto, A., Nohmi, M., Sakurai, T., & Sogawa, Y. (2002). Hydrodynamic Design System for Pumps Based on 3-D CAD, CFD, and Inverse Design Method. *Journal of Fluids Engineering*, *124*(2), 329. <https://doi.org/10.1115/1.1471362>
- Howden, L., Giddings, D., Power, H., Aroussi, A., Vloeberghs, M., Garnett, M., & Walker, D. (2008). Three-dimensional cerebrospinal fluid flow within the human ventricular system. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *11*(2), 123–133. <https://doi.org/10.1080/10255840701492118>
- Kurtcuoglu, V., Soellinger, M., Summers, P., Boomsma, K., Poulidakos, D., Boesiger, P., & Ventikos, Y. (2007). Computational investigation of subject- specific cerebrospinal fluid flow in the third ventricle and aqueduct of Sylvius. *Journal of Biomechanics*, *40*, 1235–1245. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.05.031>
- Lanczos, C. (1957). *Applied Analysis*. Isaac Pitman. Retrieved from <https://books.google.com.co/books?id=pgHRmQEACAAJ>
- Mortazavi, M. M., Adeeb, N., Griessenauer, C. J., Sheikh, H., Shahidi, S., Tubbs, R. I., & Tubbs, R. S. (2014). The ventricular system of the brain: a comprehensive review of its history, anatomy, histology, embryology, and surgical considerations. *Child's Nervous System*, *30*(1), 19–35. <https://doi.org/10.1007/s00381-013-2321-3>
- Neman, J., & Chen, T. C. (2016). *The Choroid Plexus and Cerebrospinal Fluid*. (J. Neman & T. C. Chen, Eds.) (1st ed.). Academic Press.
- Qureshi, B. (2011). Applied Computing and Informatics. *Applied Computing and Informatics*, *9*(1), 79–82. <https://doi.org/10.1016/j.aci.2010.12.001>
- Saeyes, Y., Inza, I., & Larrañaga, P. (2007). A Review of Feature Selection Techniques in Bioinformatics. *Bioinformatics*, *23*(19), 2507–2517.

<https://doi.org/https://doi.org/10.1093/bioinformatics/btm344>

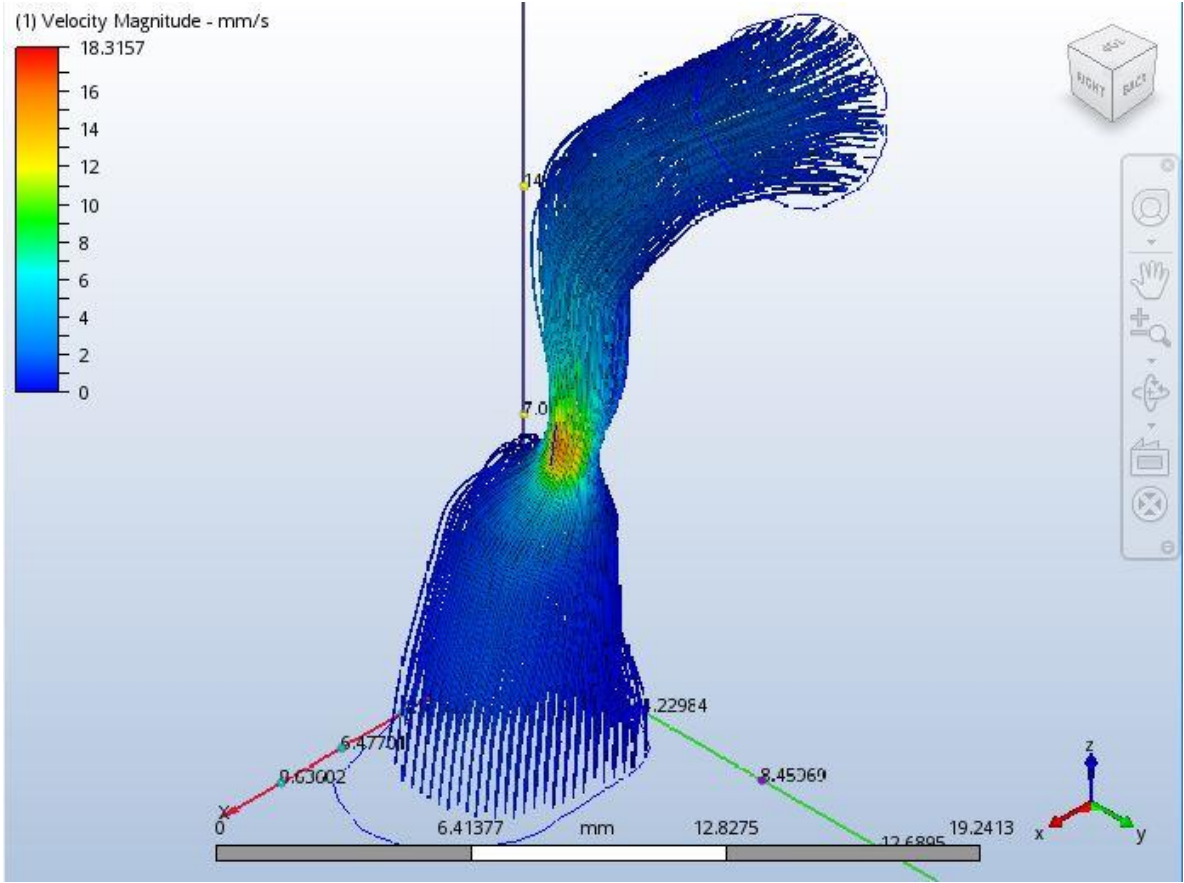
- Sakka, L., Coll, G., & Chazal, J. (2011). Anatomy and physiology of cerebrospinal fluid. *European Annals of Otorhinolaryngology, Head and Neck Diseases*, 128(6), 309–316. <https://doi.org/10.1016/j.anorl.2011.03.002>
- Schlosser, R. J., Wilensky, E. M., Grady, M. S., Palmer, J. N., Kennedy, D. W., & Bolger, W. E. (2004). Cerebrospinal Fluid Pressure Monitoring after Repair of Cerebrospinal Fluid Leaks. *Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 130(4), 443–448. <https://doi.org/10.1016/j.otohns.2003.12.018>
- Shames, I. (1995). *Mecánica de Fluidos*. (M. Suoarez, Ed.) (Tercera). Bogotá: McGraw-Hill / Interamericana Editores S.A.
- Siemens. (2018). CAD / Computer-aided Design. Retrieved May 20, 2018, from <https://www.plm.automation.siemens.com/global/es/our-story/glossary/computer-aided-design-cad/12507>
- Sweetman, B., Xenos, M., Zitella, L., & Linninger, A. A. (2011). Three-dimensional computational prediction of cerebrospinal fluid flow in the human brain. *Computers in Biology and Medicine*, 41(2), 67–75. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2010.12.001>
- Teo, C. (2012). Complications of Endoscopic Third Ventriculostomy. In G. Cinalli, W. J. Maxiner, & C. Sainte-Rose (Eds.), *Pediatric Hydrocephalus* (pp. 411–420). Sydney, Australia: Springer-Verlag Italia. <https://doi.org/10.1007/978-88-470-2121-1>
- Thalakotunage, A. H., & Thunyaseth, S. (2016). Quantification of CSF velocity through the narrowest point in aqueduct of sylvia for normal and normal pressure ... QUANTIFICATION OF CSF VELOCITY THROUGH THE NARROWEST POINT IN AQUEDUCT OF. *International Journal of Pharmacy and Pharmaceutical Sciences*, 8(September), 52–55. <https://doi.org/10.22159/ijpps.2016v8s2.15222>
- Toma, A. K. (2015). Hydrocephalus. *Surgery (United Kingdom)*, 33(8), 384–389. <https://doi.org/10.1016/j.mpsur.2015.05.006>
- Versteeg, H. K., & Malalasekera, W. (2007). *An introduction to computational fluid dynamics: the finite volume method* (2nd ed.). Pearson Prentice Hall. <https://doi.org/10.2514/1.22547>
- Yamada, S., Miyazaki, M., Kanazawa, H., Higashi, M., Morohoshi, Y., Bluml, S., & McComb, J. G. (2008). Visualization of Cerebrospinal Fluid Movement with Spin Labeling at MR Imaging: Preliminary Results in Normal and Pathophysiologic Conditions. *Radiology*, 249(2), 644–652. <https://doi.org/10.1148/radiol.2492071985>
- Yamada, S., Miyazaki, M., Yamashita, Y., Ouyang, C., Yui, M., Nakahashi, M., ...

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Mccomb, J. G. (2013). Influence of respiration on cerebrospinal fluid movement using magnetic resonance spin labeling, 1–7.

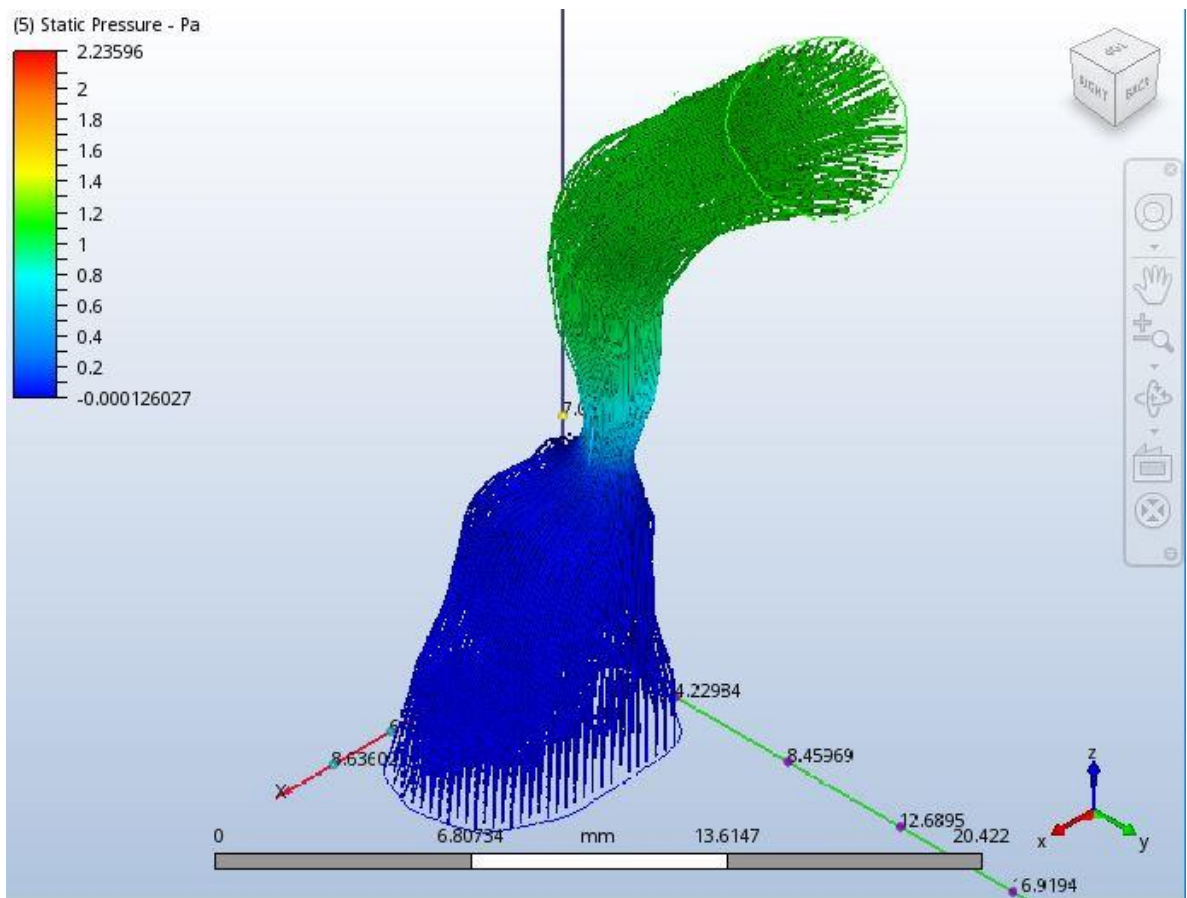
Zhang, J., Williams, M. A., & Rigamonti, D. (2006). Genetics of human hydrocephalus. *Journal of Neurology*, 253(10), 1255–1266. <https://doi.org/10.1007/s00415-006-0245-5>

ANEXO 1: IMÁGENES DE SIMULACIONES CFD PARA TODOS LOS ACUEDUCTOS DE SILVIO



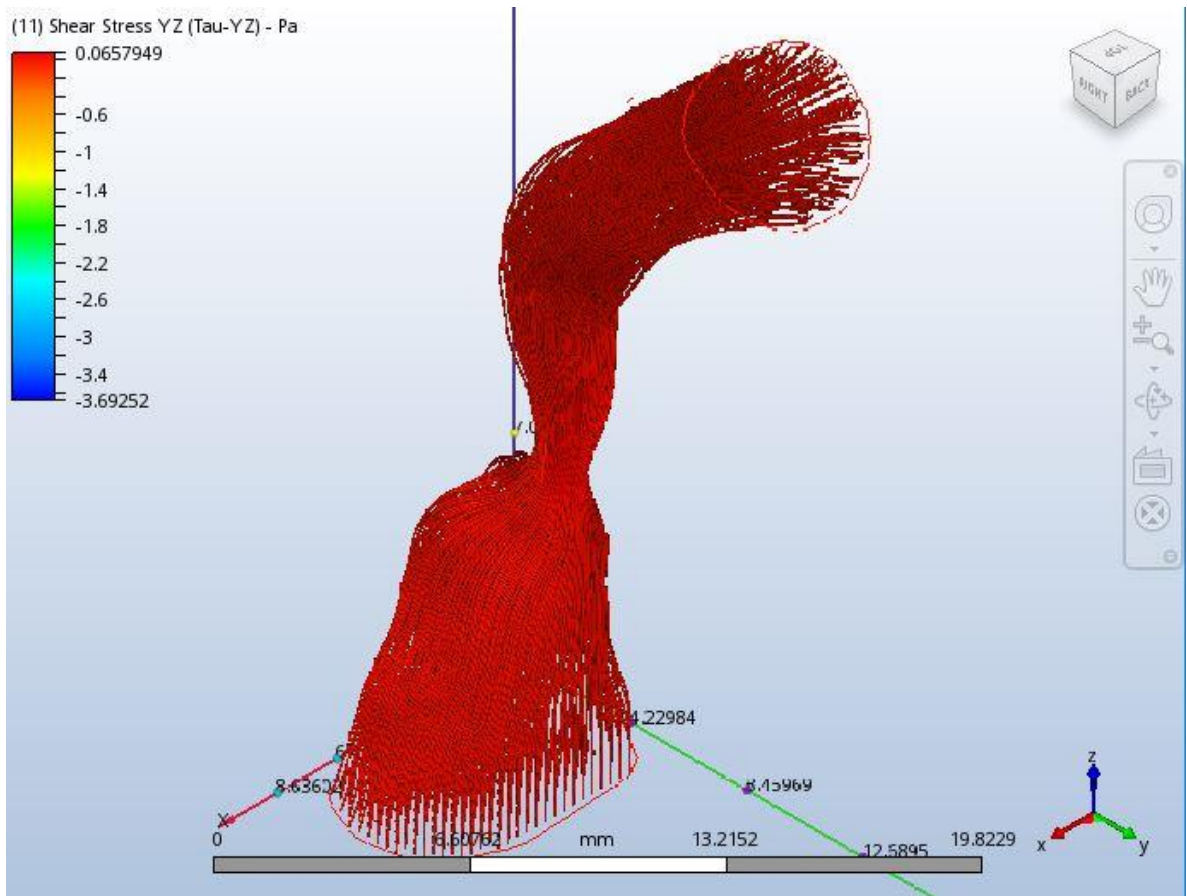
Resultados de velocidades para el AS2 cuando los valores convergen al 5%

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



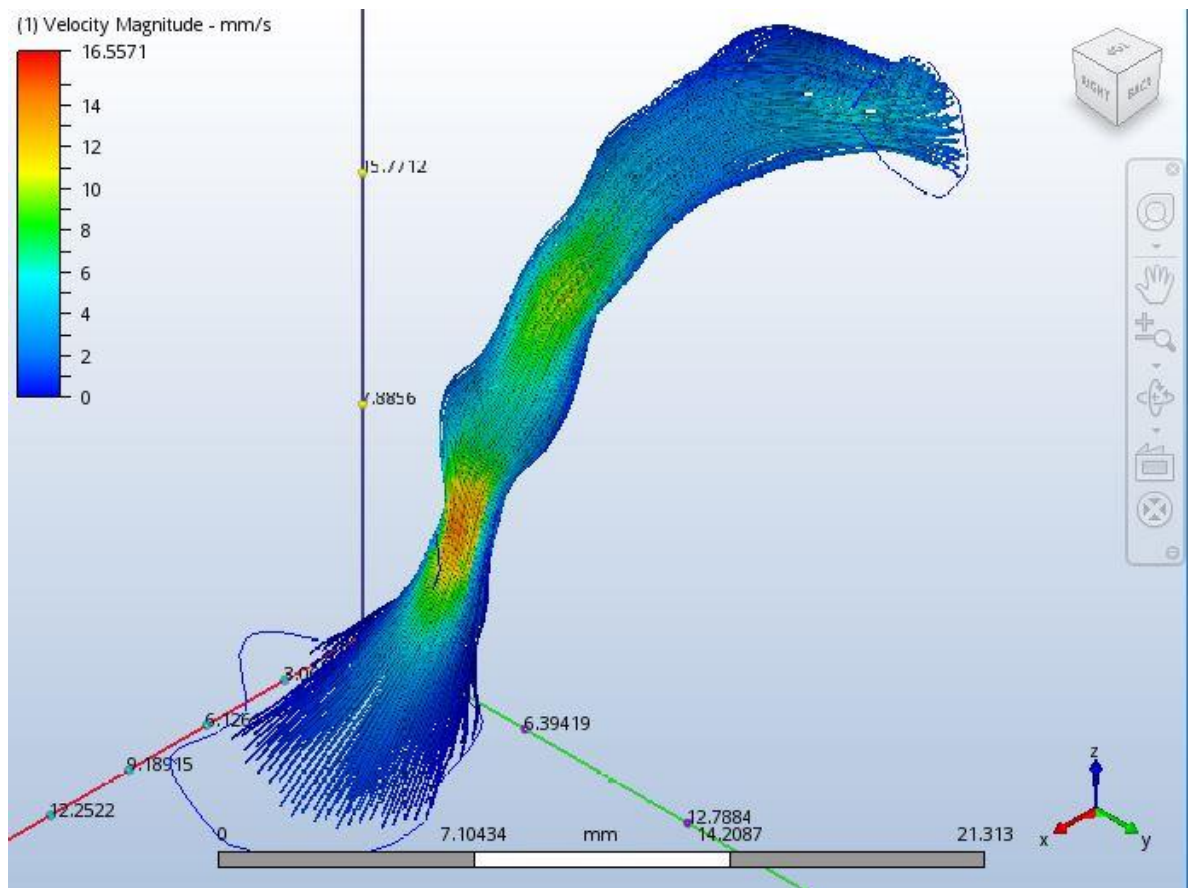
Resultados de las presiones para el AS2 cuando los valores convergen al 5%

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



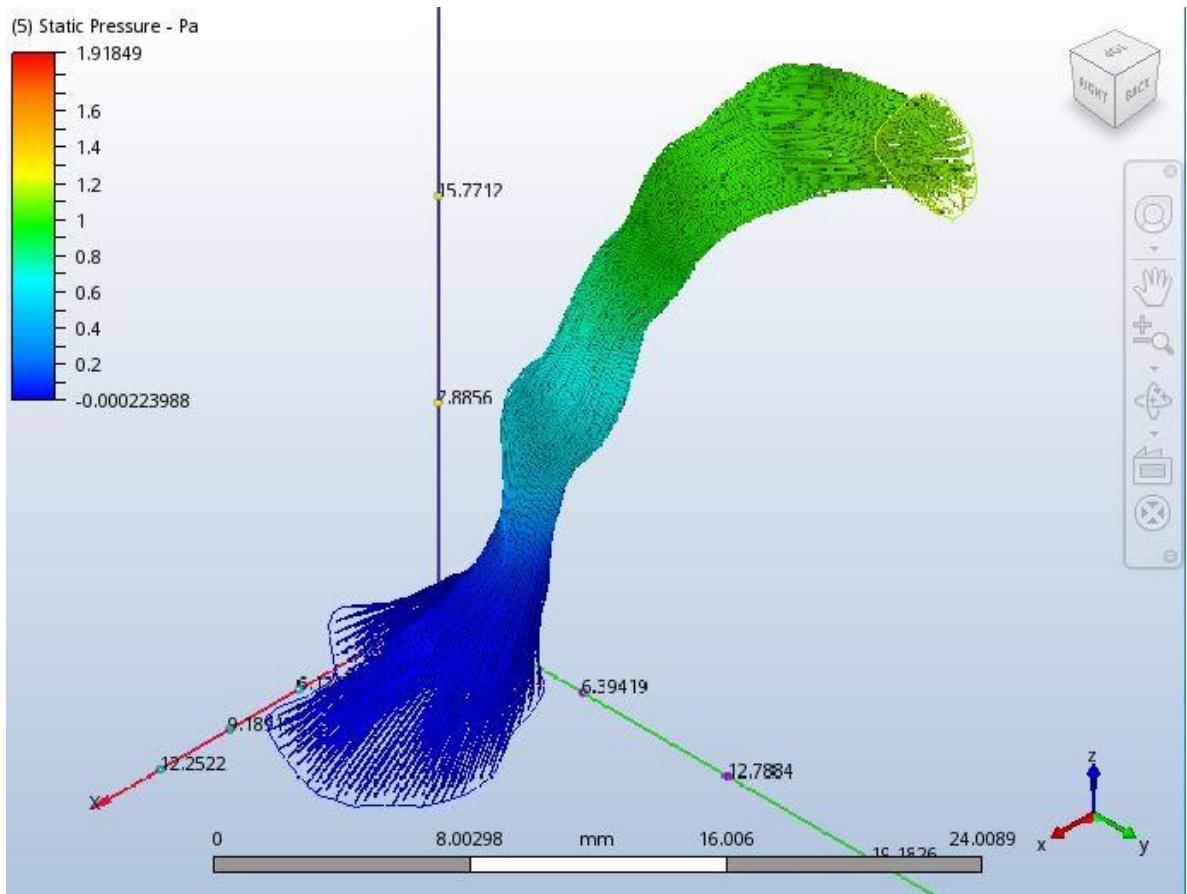
Resultados de los esfuerzos cortantes para el AS2 cuando los valores convergen al 5%

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



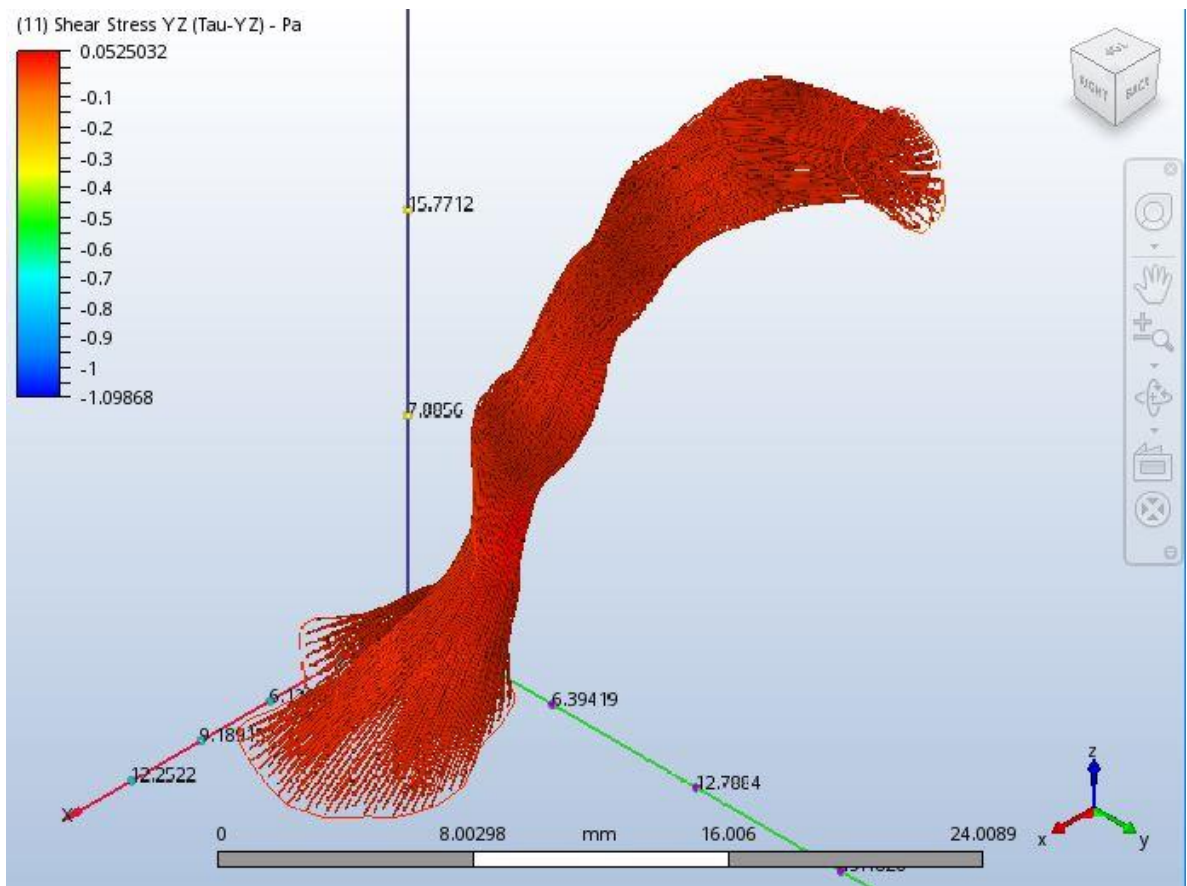
Resultados de las velocidades para el AS3 cuando los valores convergen al 5%

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



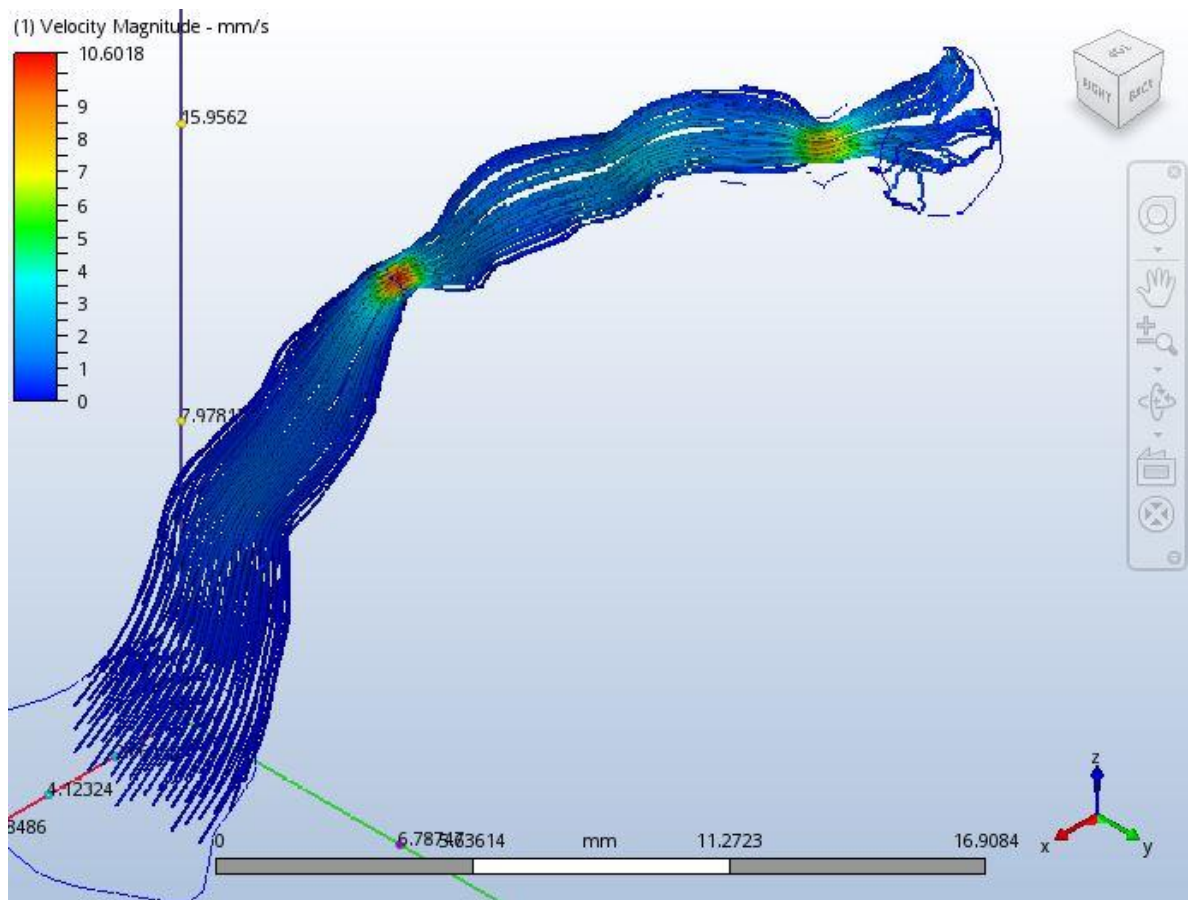
Resultados de las presiones para el AS3 cuando los valores convergen al 5%

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



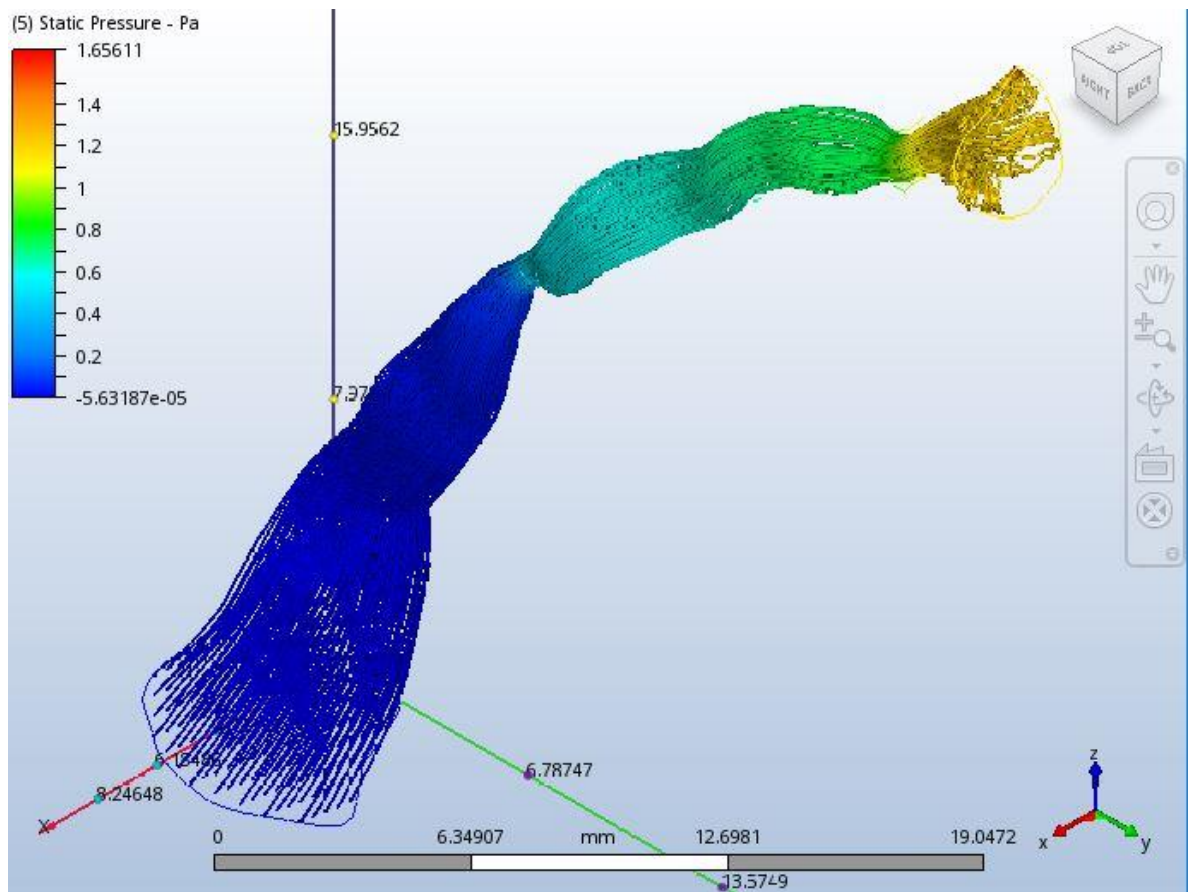
Resultados de los esfuerzos cortantes para el AS3 cuando los valores convergen al 5%

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



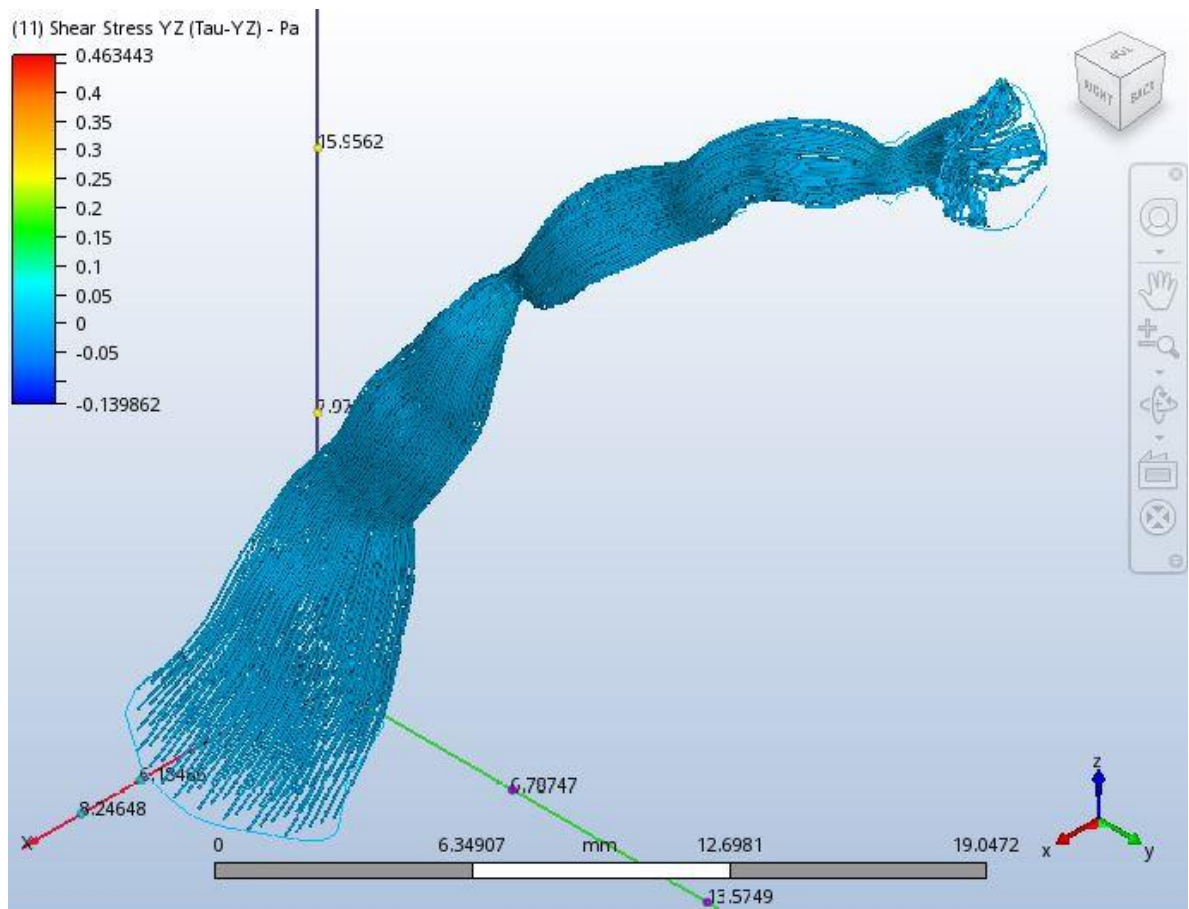
Resultados de las velocidades para el AS4 cuando los valores convergen al 5%

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



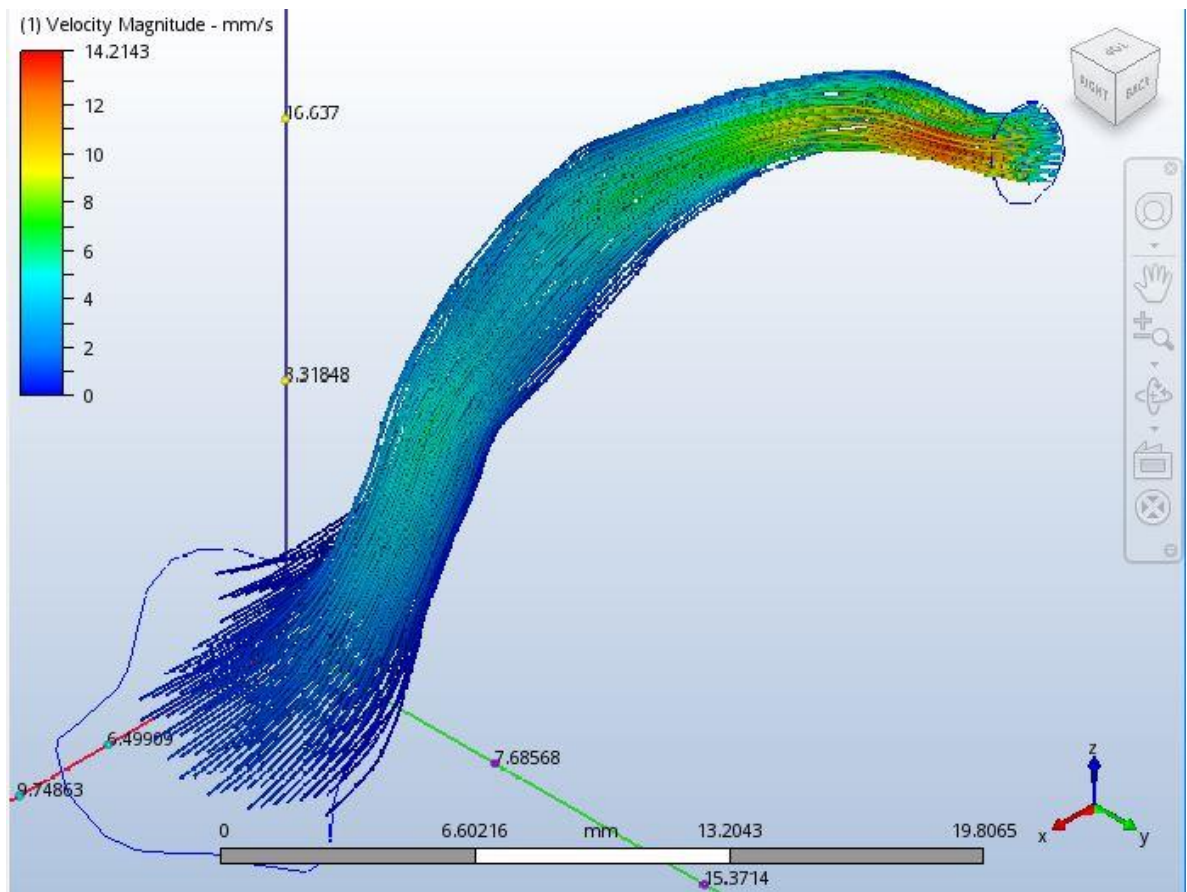
Resultados de las presiones para el AS4 cuando los valores convergen al 5%

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



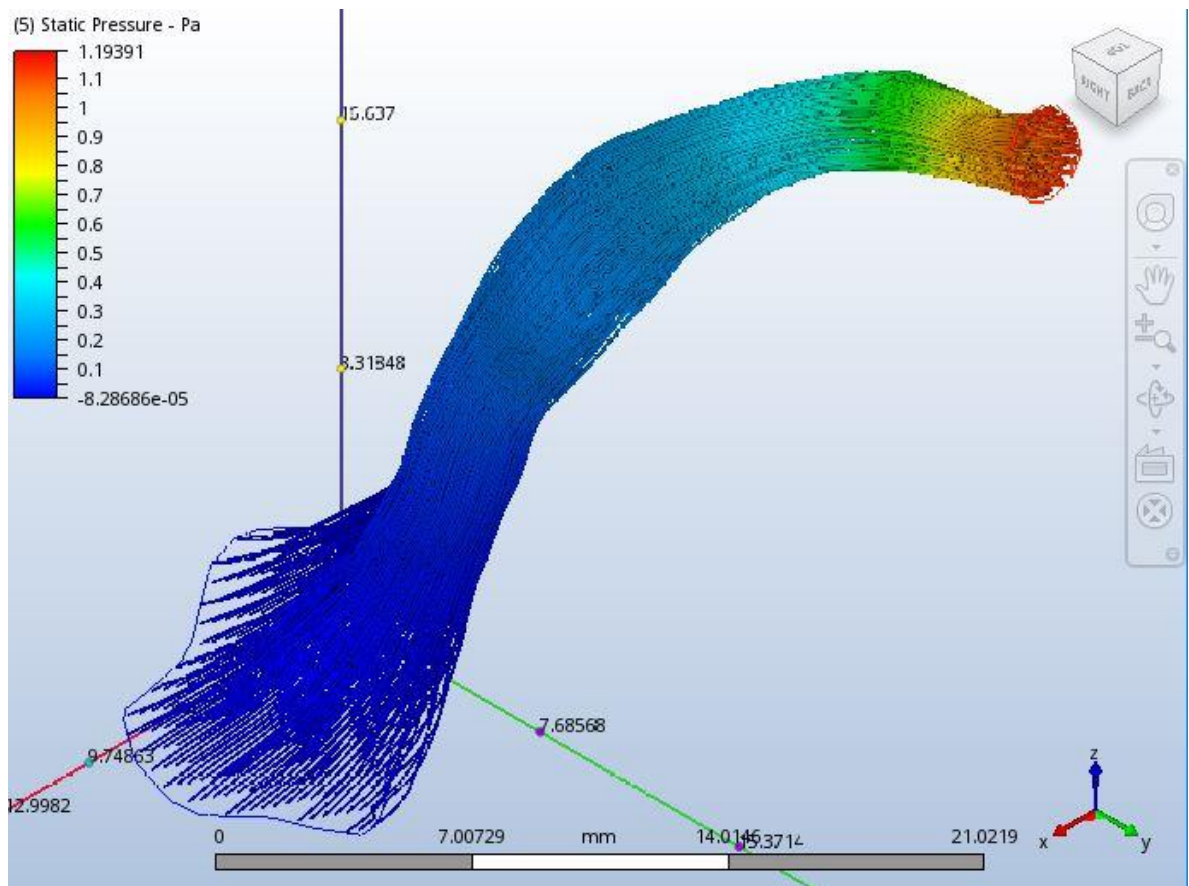
Resultados de los esfuerzos cortantes para el AS4 cuando los valores convergen al 5%

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



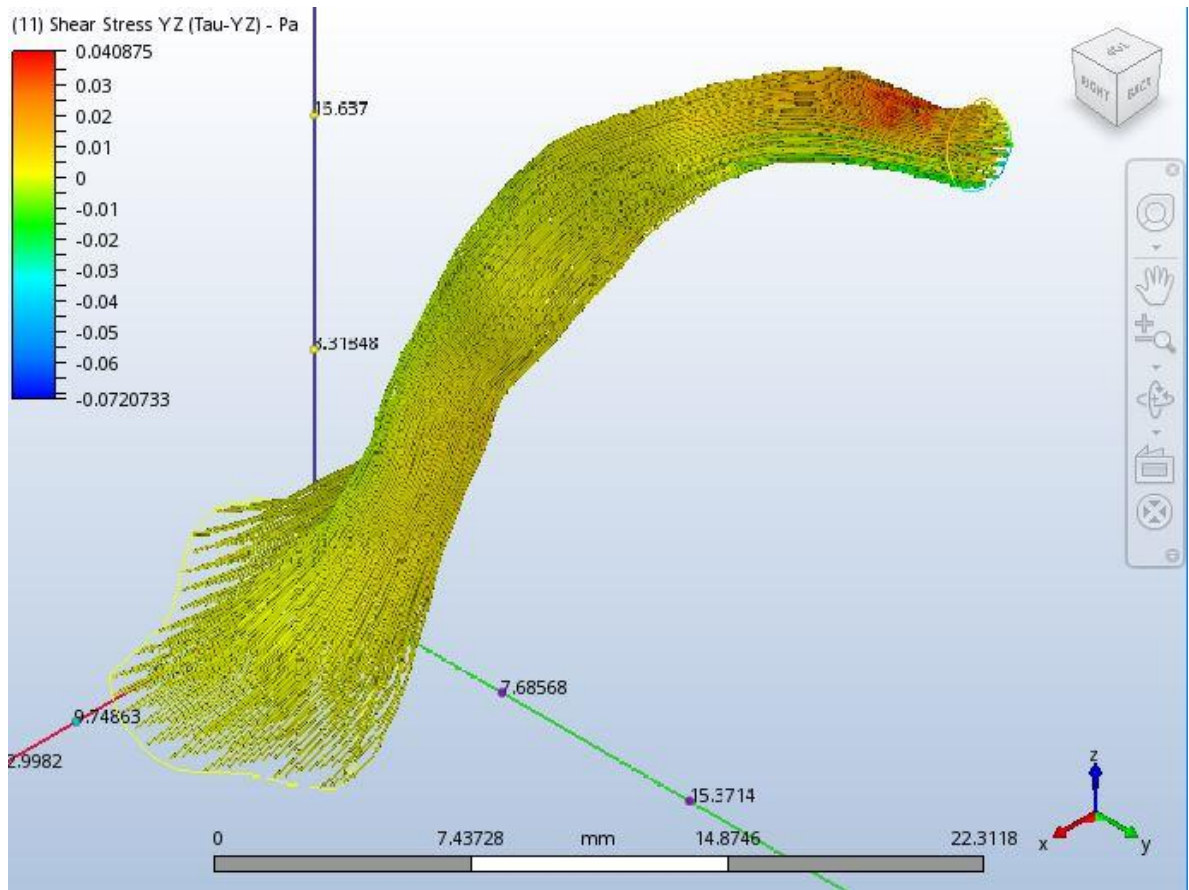
Resultados de las velocidades para el AS5 cuando los valores convergen al 5%

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



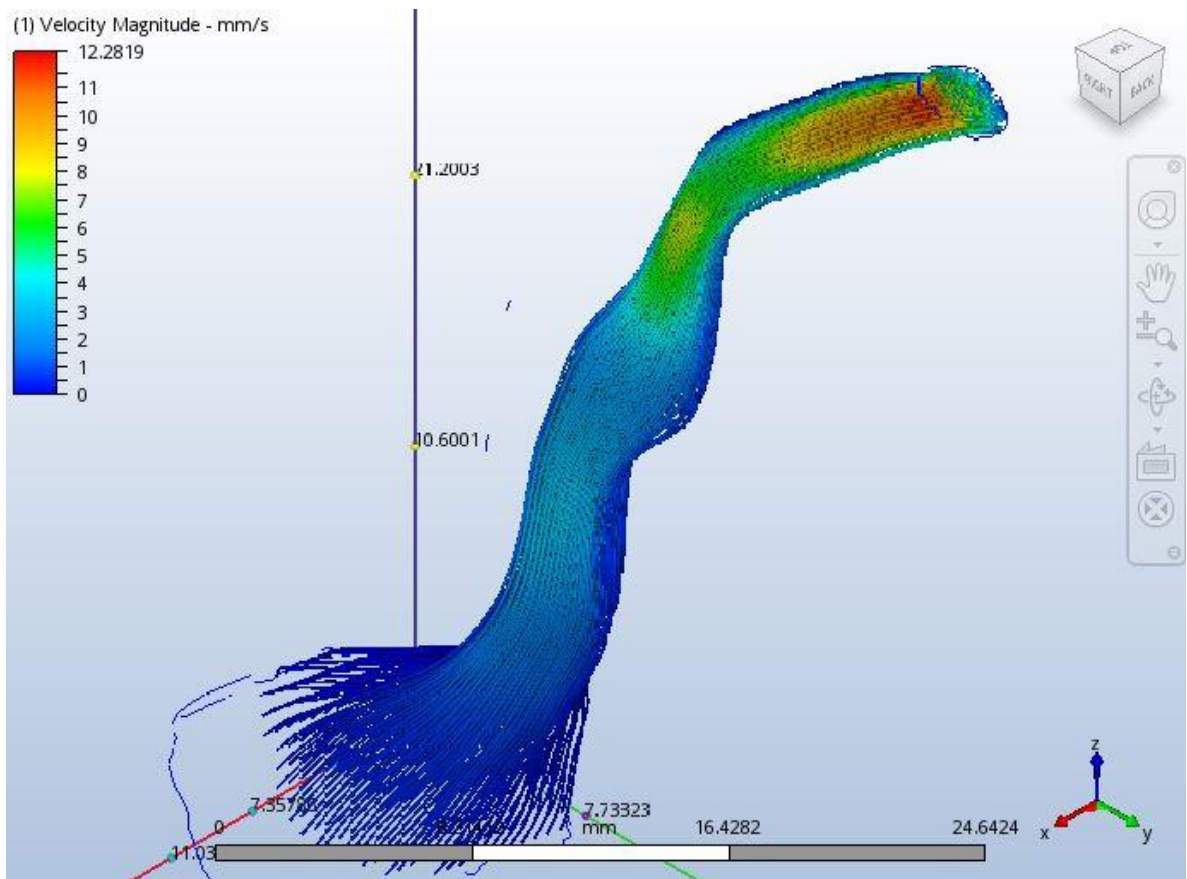
Resultados de las presiones para el AS5 cuando los valores convergen al 5%

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

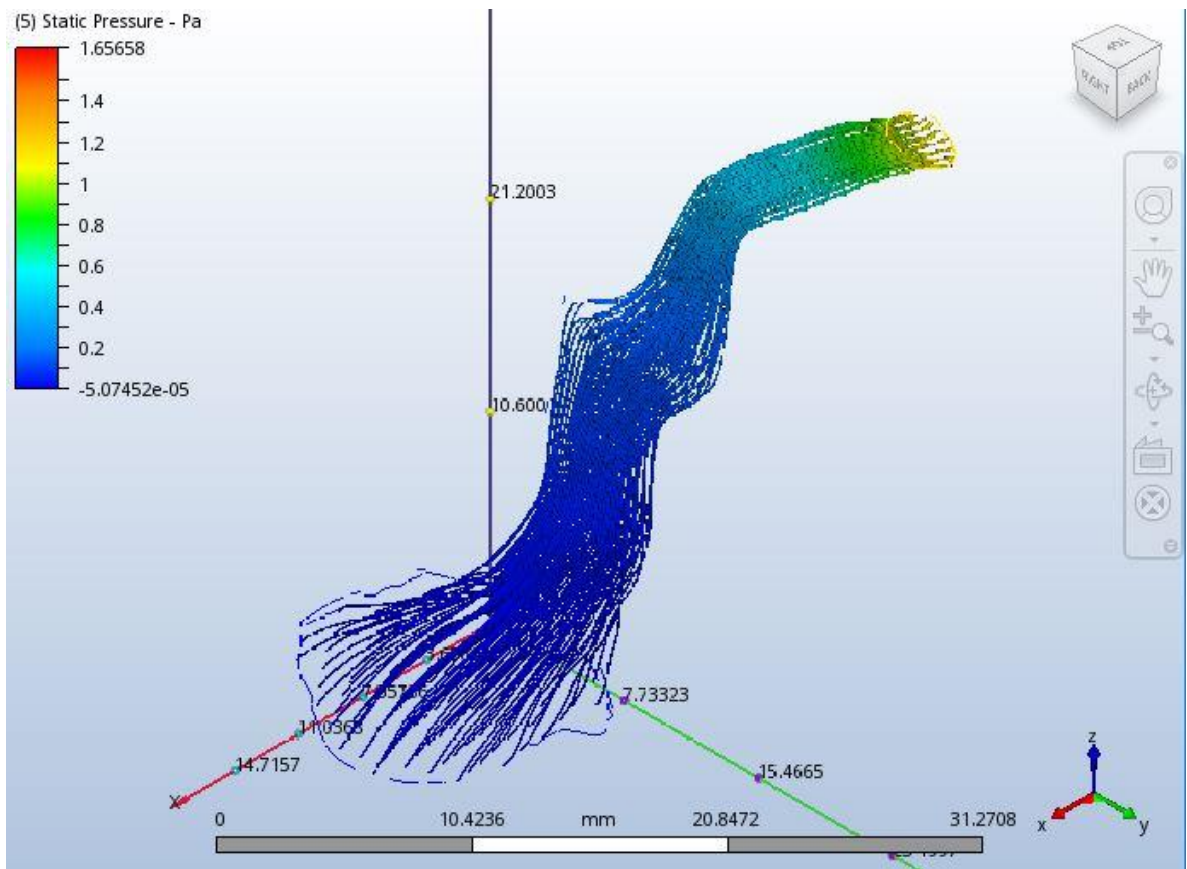


Resultados de los esfuerzos cortantes para el AS5 cuando los valores convergen al 5%

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

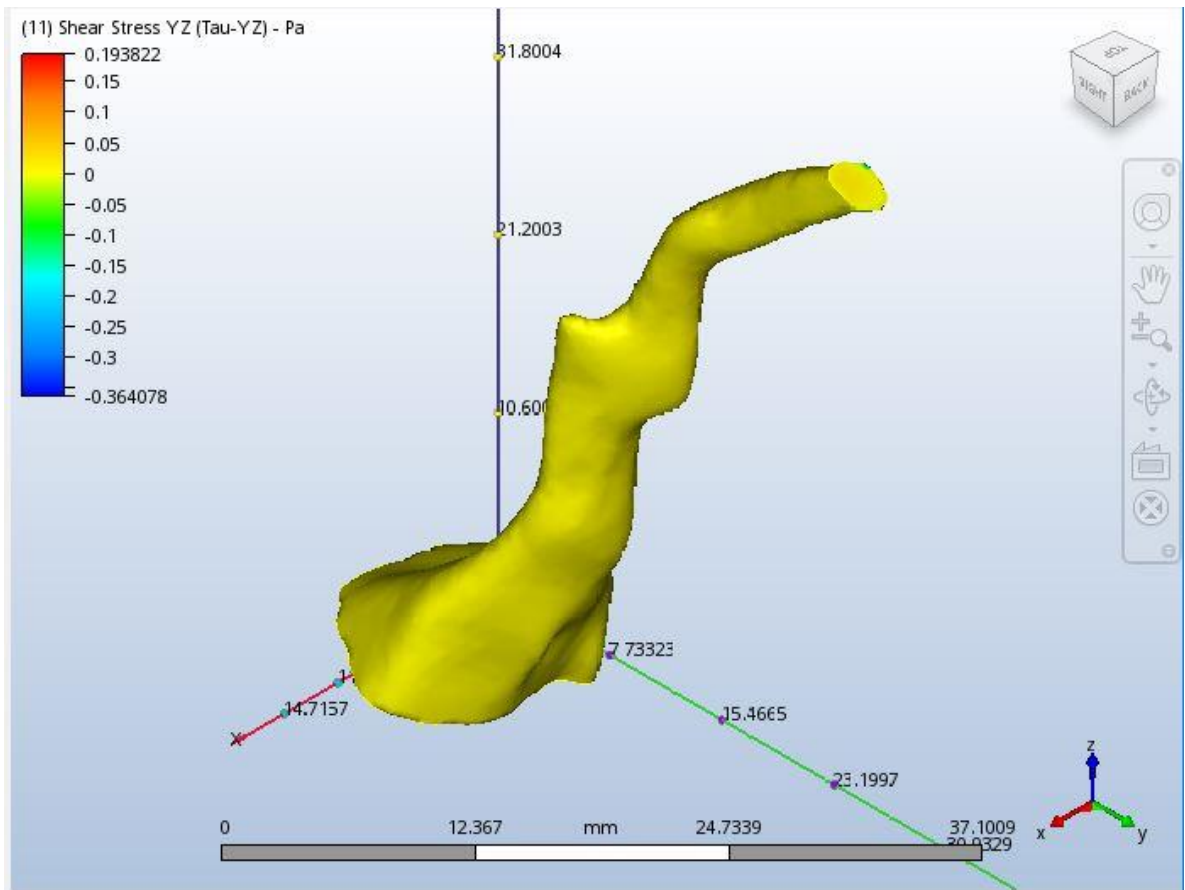


Resultados de las velocidades para el AS1 cuando los valores convergen al 10%



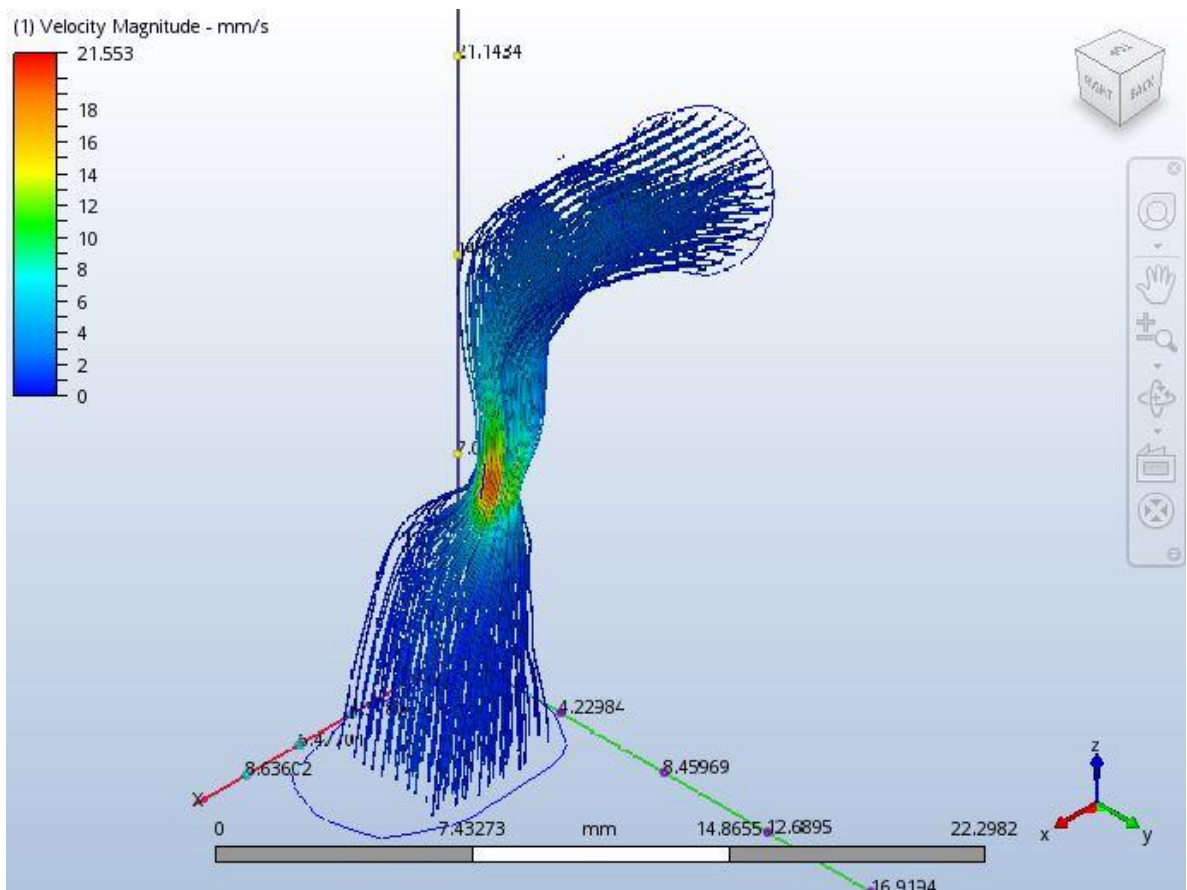
Resultados de las presiones para el AS1 cuando los valores convergen al 10%

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



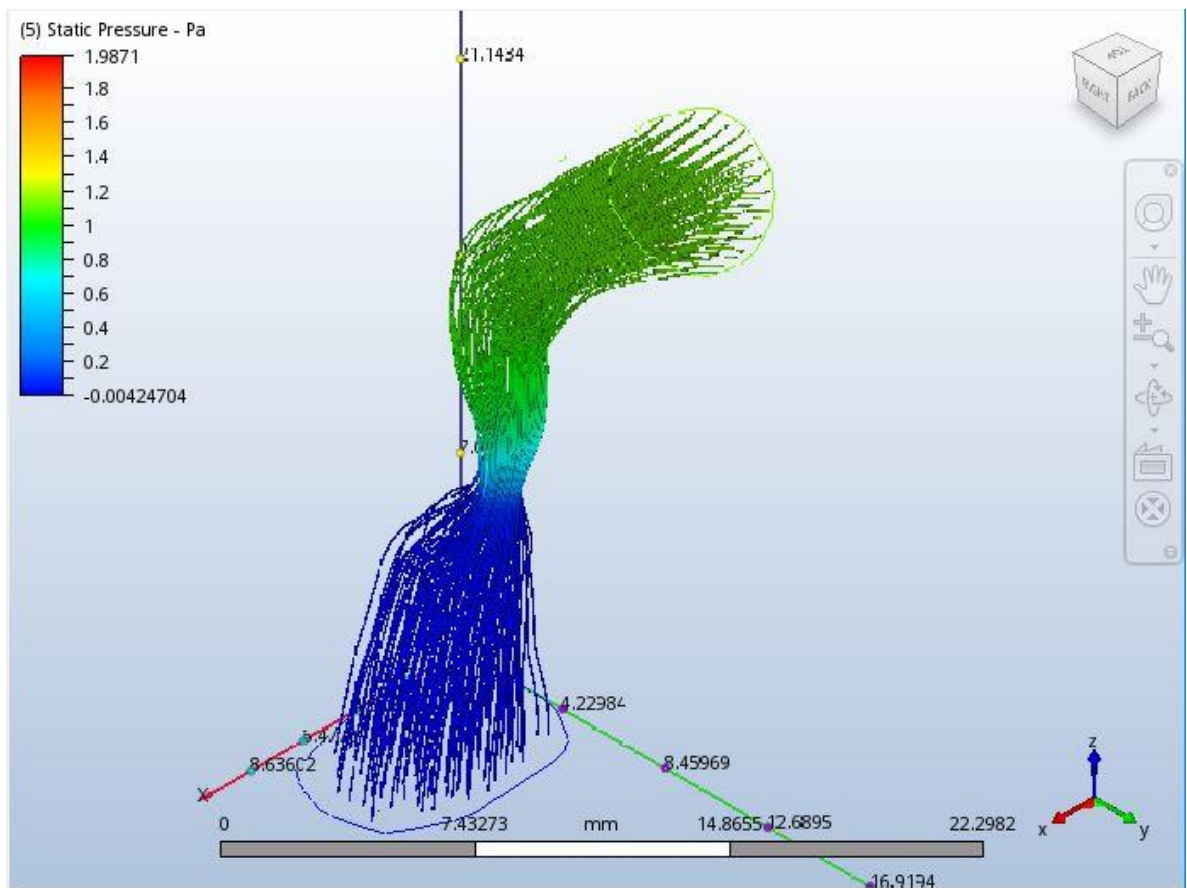
Resultados de los esfuerzos cortantes para el AS1 cuando los valores convergen al 10%

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



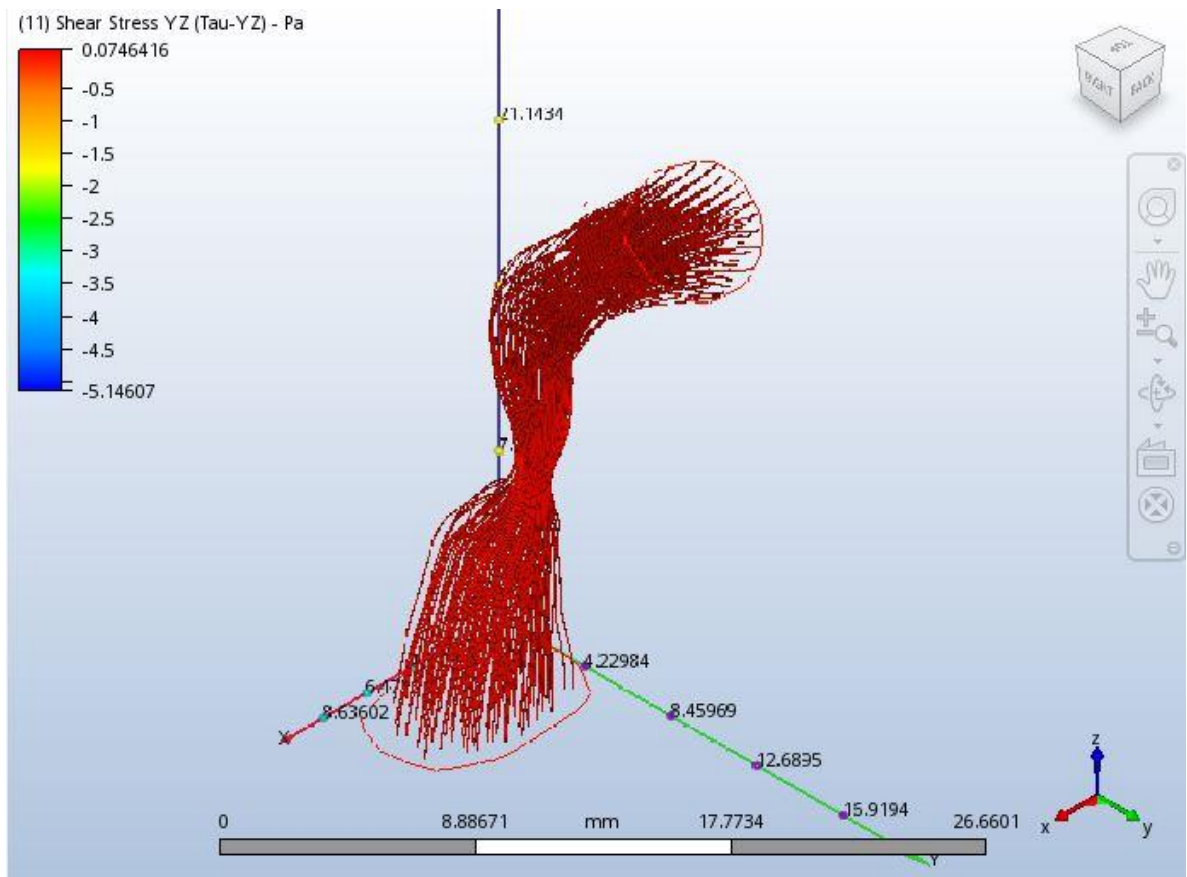
Resultados de las velocidades para el AS2 cuando los valores convergen al 10%

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



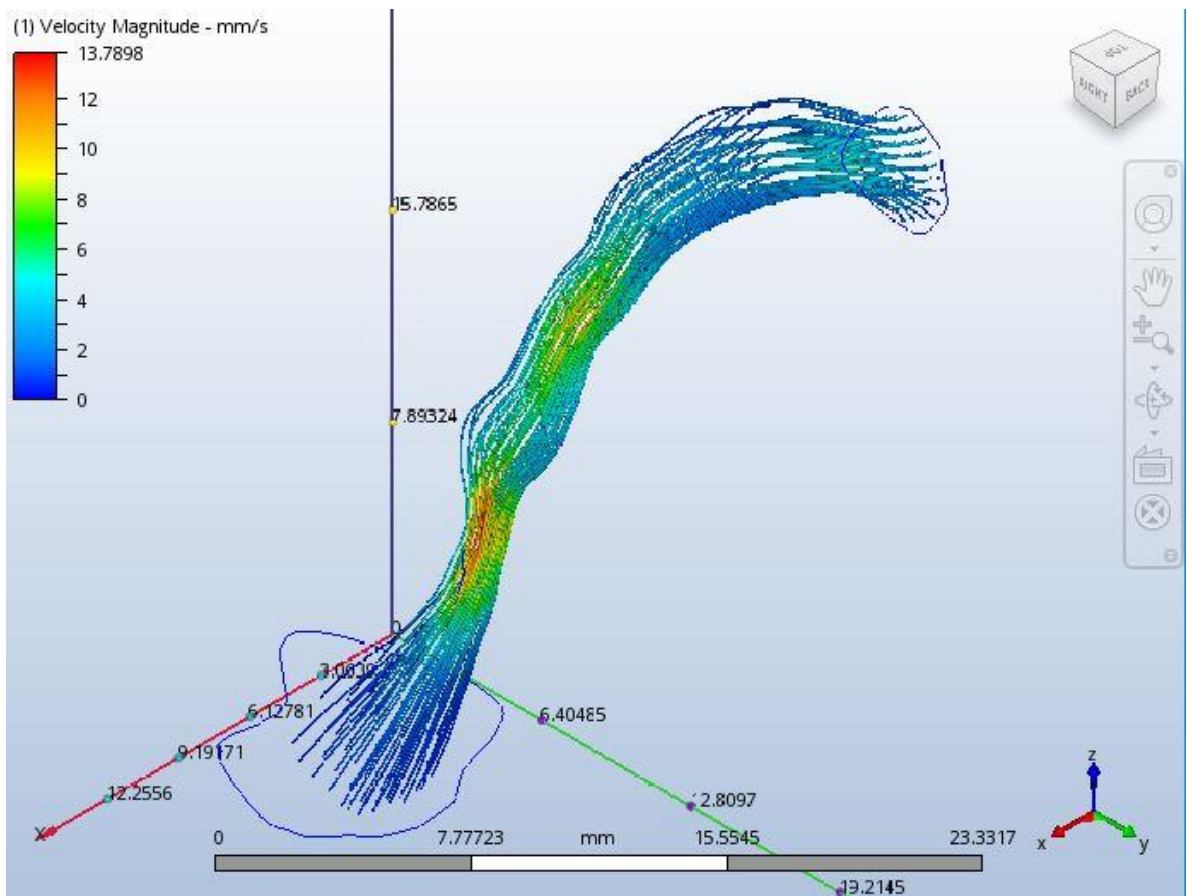
Resultados de las presiones para el AS2 cuando los valores convergen al 10%

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



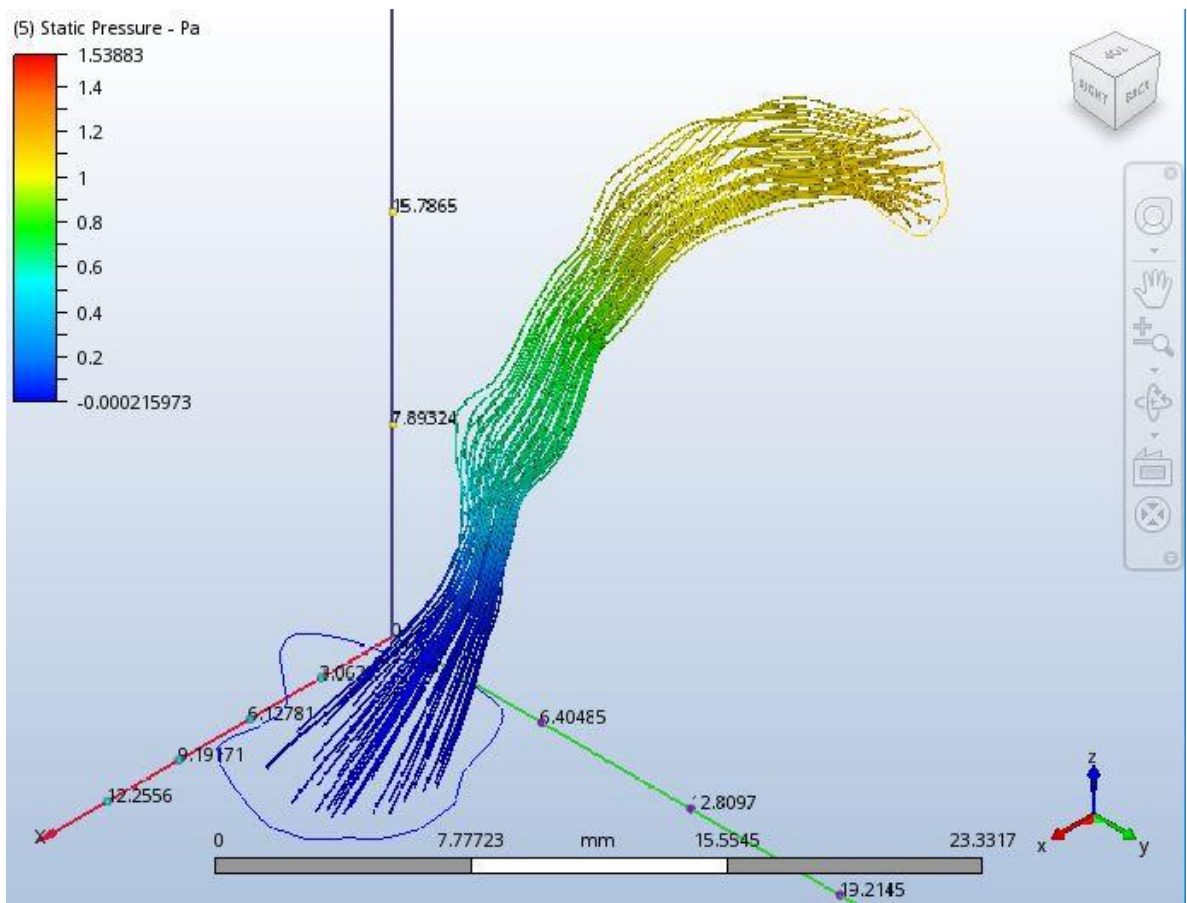
Resultados de los esfuerzos cortantes para el AS2 cuando los valores convergen al 10%

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



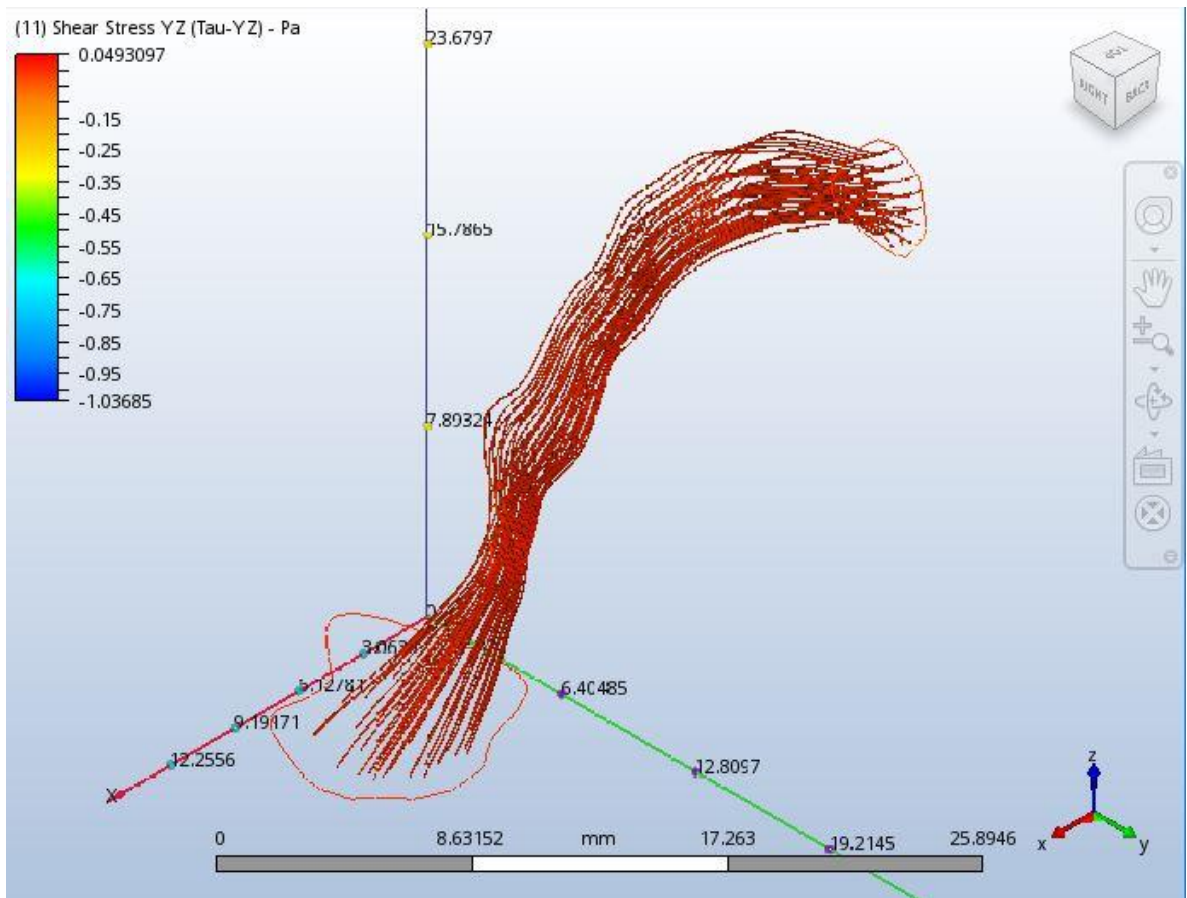
Resultados de las velocidades para el AS3 cuando los valores convergen al 10%

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



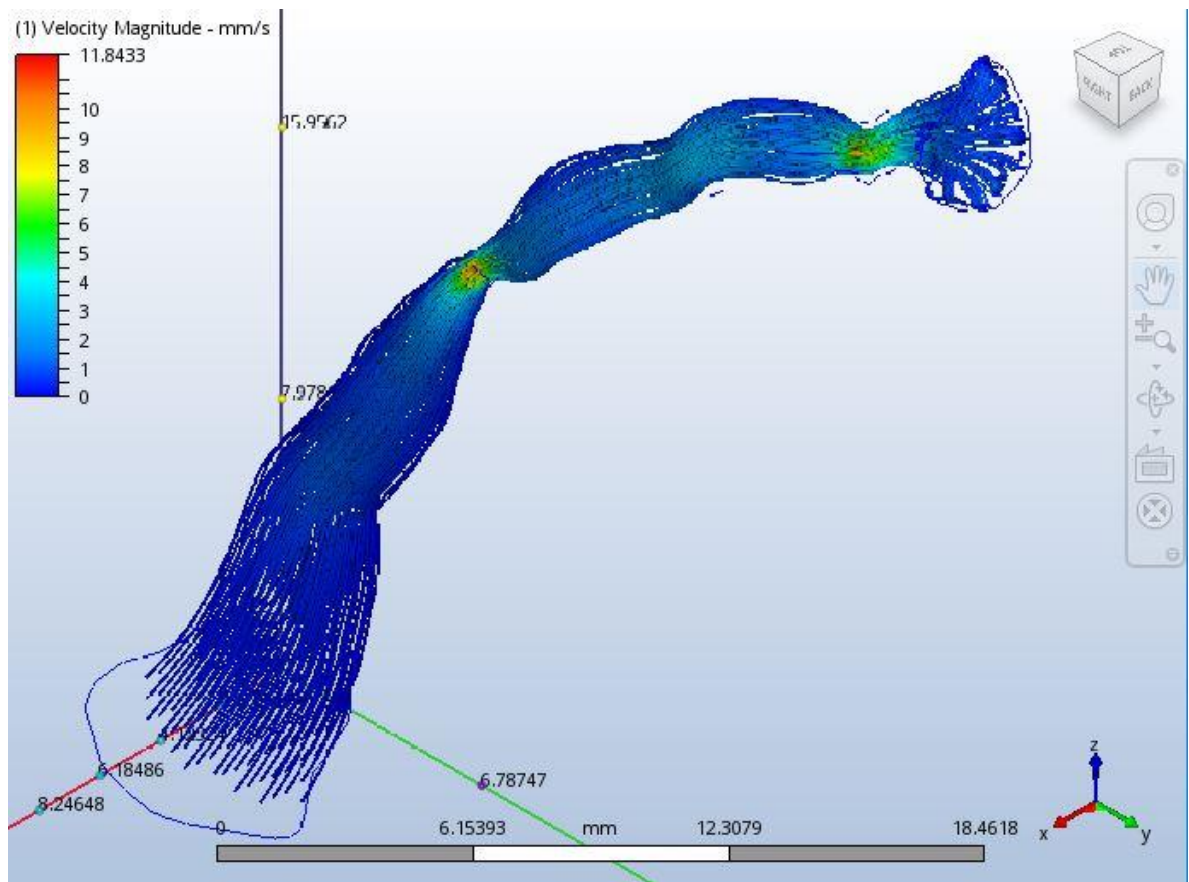
Resultados de las presiones para el AS3 cuando los valores convergen al 10%

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



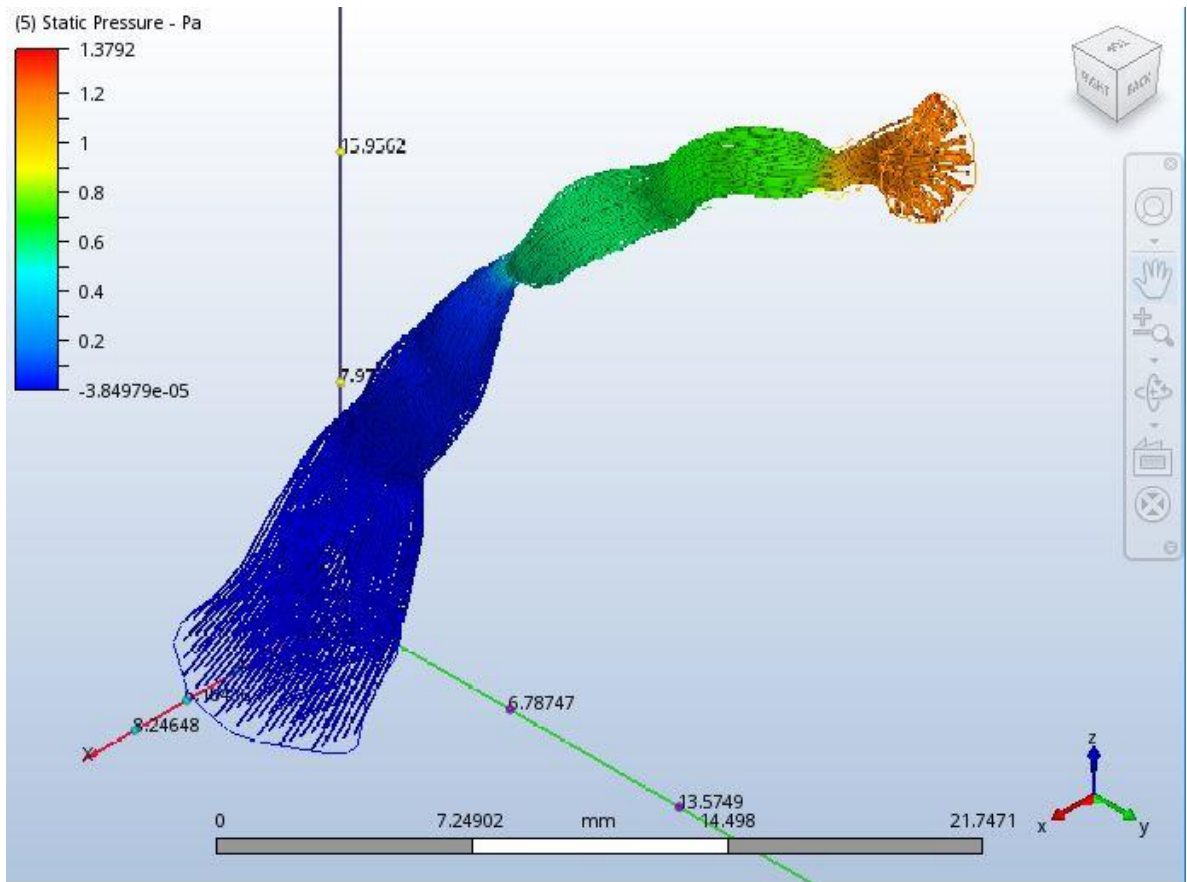
Resultados de los esfuerzos cortantes para el AS3 cuando los valores convergen al 10%

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



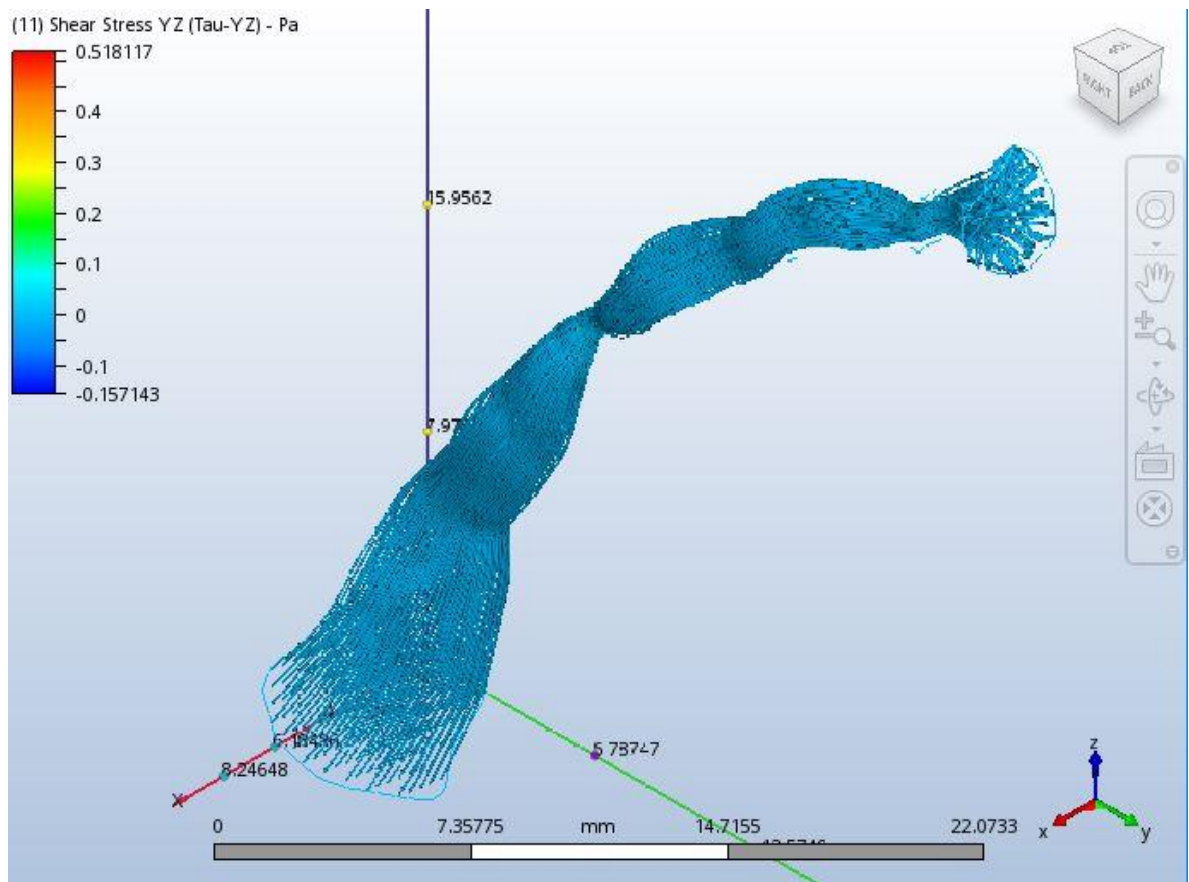
Resultados de las velocidades para el AS4 cuando los valores convergen al 10%

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



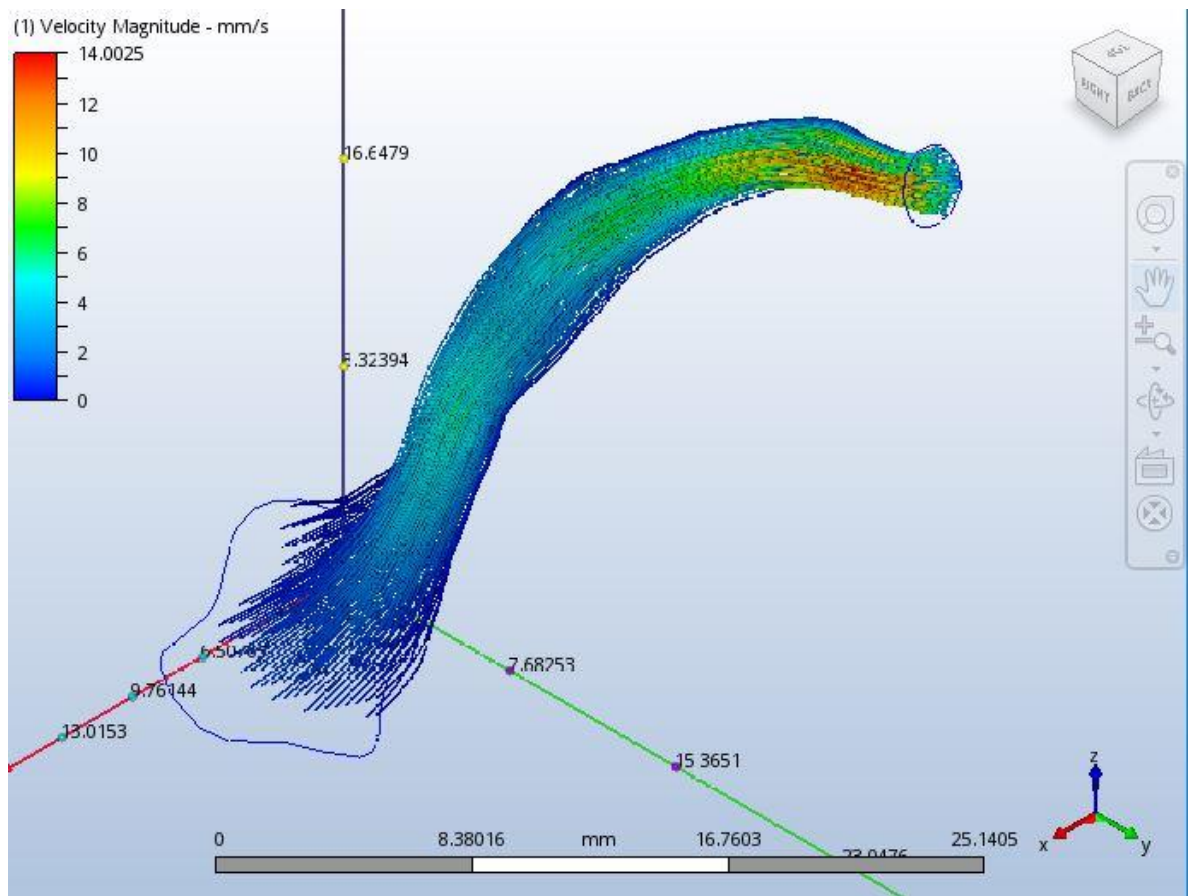
Resultados de las presiones para el AS4 cuando los valores convergen al 10%

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



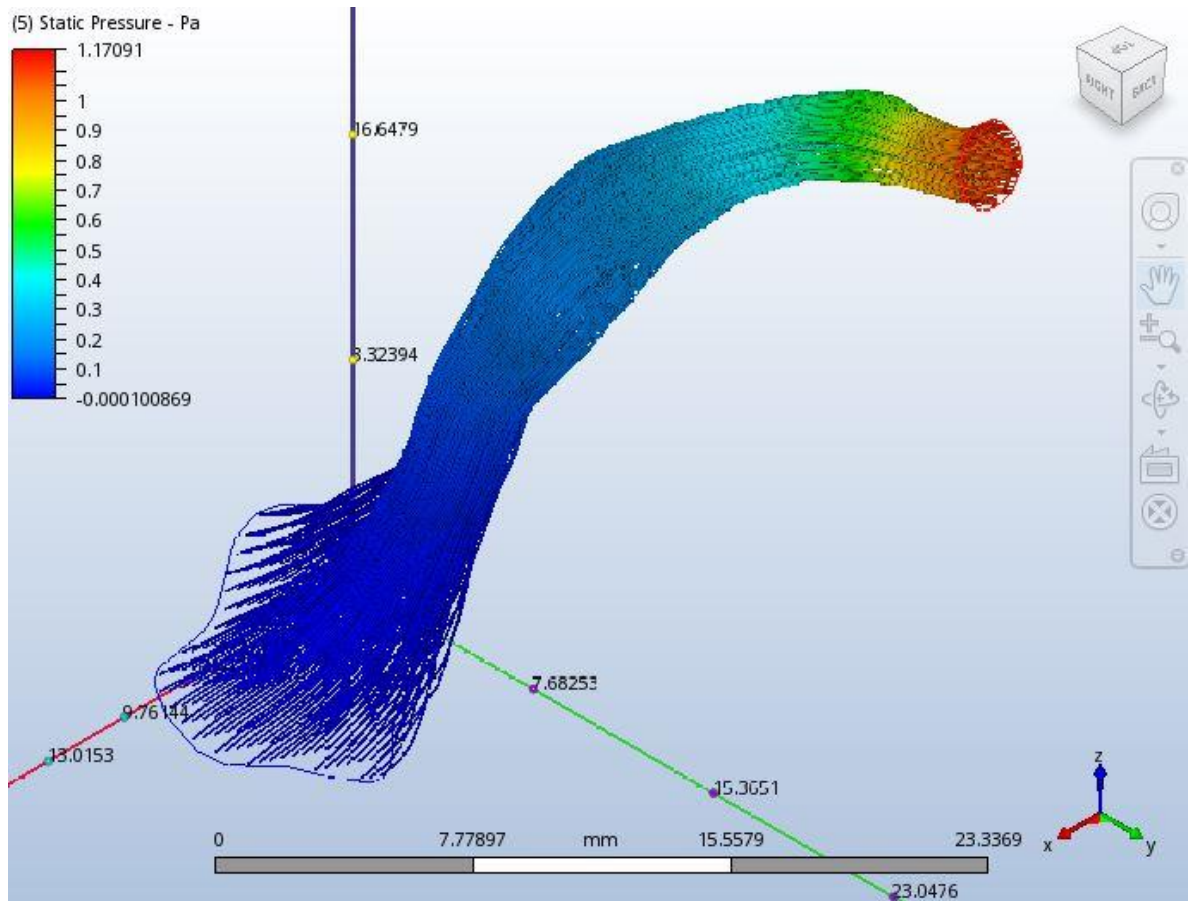
Resultados de los esfuerzos cortantes para el AS4 cuando los valores convergen al 10%

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



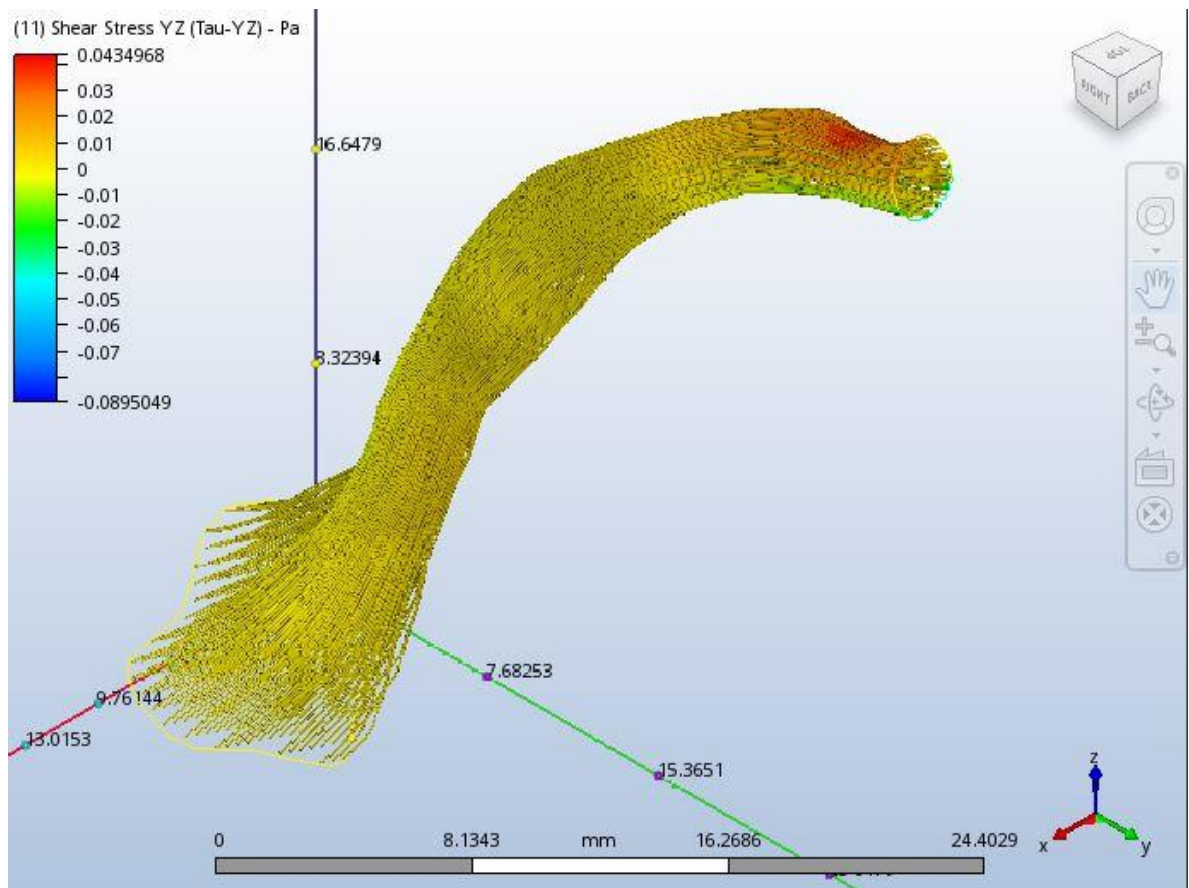
Resultados de las velocidades para el AS5 cuando los valores convergen al 10%

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



Resultados de las presiones para el AS5 cuando los valores convergen al 10%

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



Resultados de los esfuerzos cortantes para el AS4 cuando los valores convergen al 10%

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

ANEXO 2: RESULTADOS DE LAS SIMULACIONES CFD PARA TODOS LOS MODELOS DE AS

Tabla que representa todos los valores de las simulaciones realizadas en el AS1

<i>Análisis de Sensibilidad</i>													
MO.15	Velocidad Max (cm/s)	Velocidad Min (cm/s)	Presión Max (Pa)	Presión Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Positivo (Pa)	Esfuerzo Cortante Negativo (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)	Análisis de Sensibilidad Vel Max	Análisis de Sensibilidad Vel Min	Análisis de Sensibilidad Pres Max	Análisis de Sensibilidad Pres Min	Análisis de Sensibilidad Esfuerzo Cortante Máximo	Número de Elementos de Malla en CFD
<u>CFD200</u>	1.21408	0	1.1377	-3.43557E-05	0.010742	-0.00971847	0.010742						3000
<u>CFD175</u>	1.13213	0	1.1378	-2.72273E-05	0.0100023	-0.0123179	0.0123179	7.238568009	0	0.008788891	26.18107561	12.79357683	4300
<u>CFD150</u>	1.11676	0	1.13623	-1.90183E-05	0.00842448	-0.0159103	0.0159103	1.357617941	0	0.13817625	43.16368971	22.57908399	6500
<u>CFD125</u>	1.26279	0	1.13515	-2.39057E-05	0.0094244	-0.0155621	0.0155621	13.0762205	0	0.095141611	20.4444965	2.237487229	10000
<u>CFD100</u>	1.32569	0	1.13564	-2.28774E-05	0.00995135	-0.0110465	0.0110465	4.98103406	0	0.043147476	4.494828958	40.87810619	19000
<u>CFD075</u>	1.3993	0	1.1354	-2.04011E-05	0.0112537	-0.0125322	0.0125322	5.552580166	0	0.021137925	12.13807099	11.85506136	43000
<u>CFD050</u>	1.13889	0	1.13789	0.00000E+00	0.00525141	-0.00628233	0.00628233	18.6100193	0	0.218826073	0	99.48331272	110000
<u>CFD025</u>	0.595208	0	1.1894	-1.4400E-05	0.0065701	-0.072485	0.072485	47.73788513	0	4.330755003	0	91.33292405	640000

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

M0.30	Velocidad Max (cm/s)	Velocidad Min (cm/s)	Presión Max (Pa)	Presión Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Positivo(Pa)	Esfuerzo Cortante Negativo (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)	Análisis de Sensibilidad Vel Max	Análisis de Sensibilidad Vel Min	Análisis de Sensibilidad Pres Max	Análisis de Sensibilidad Pres Min	Análisis de Sensibilidad Esfuerzo Cortante Máximo	Número de Elementos de Malla en CFD
<u>CFD200</u>	1.26989	0	1.13769	-2.78336E-05	0.0178564	-0.0136282	0.0178564						3300
<u>CFD175</u>	1.22721	0	1.13816	-3.29416E-05	0.016684	-0.0140595	0.016684	3.477807384	0	0.041294721	15.50622921	7.027091825	4600
<u>CFD150</u>	1.31301	0	1.13797	-3.21527E-05	0.0134543	-0.0144036	0.0144036	6.534603697	0	0.016696398	2.453604207	15.83215307	7000
<u>CFD125</u>	1.31552	0	1.13745	-2.56926E-05	0.0170142	-0.0143308	0.0170142	0.190799076	0	0.045716295	25.14381573	15.34365412	11000
<u>CFD100</u>	1.34935	0	1.13785	-2.63097E-05	0.0173039	-0.0145214	0.0173039	2.507133064	0	0.035154019	2.345522754	1.674189056	20000
<u>CFD075</u>	1.3938	0	1.13724	-1.90808E-05	0.0155218	-0.0148365	0.0155218	3.18912326	0	0.053638634	37.88572806	11.4812715	46000
<u>CFD050</u>	1.26943	0	1.13808	-3.27129E-06	0.0191258	-0.0135271	0.0191258	9.797310604	0	0.07380852	483.2806018	18.84365621	120000
<u>CFD025</u>	0.546416	0	1.2043	0.00000E+00	0.0100014	-0.00926021	0.0100014	132.3193318	0	5.498629909	0	91.23122763	690000
M0.45	Velocidad Max (cm/s)	Velocidad Min (cm/s)	Presión Max (Pa)	Presión Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Positivo (Pa)	Esfuerzo Cortante Negativo (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)	Análisis de Sensibilidad Vel Max	Análisis de Sensibilidad Vel Min	Análisis de Sensibilidad Pres Max	Análisis de Sensibilidad Pres Min	Análisis de Sensibilidad Esfuerzo Cortante Máximo	Número de Elementos de Malla en CFD
<u>CFD200</u>	1.064616	0	1.13138	-2.17990E-05	0.018663	-0.0128137	0.018663						3300
<u>CFD175</u>	1.04533	0	1.13211	-1.886696E-05	0.0146928	-0.0122908	0.0146928	1.844967618	0	0.064481367	15.54060644	27.02139824	4700
<u>CFD150</u>	1.10052	0	1.13084	-1.75042E-05	0.0160201	-0.0124727	0.0160201	5.014902046	0	0.112305897	7.78533152	8.285216697	7000
<u>CFD125</u>	1.07235	0	1.13106	-2.61841E-05	0.0175675	-0.0135849	0.0175675	2.626940831	0	0.019450781	33.14950676	8.808310801	11000
<u>CFD100</u>	1.0989	0	1.12948	-1.41228E-05	0.0166273	-0.0129908	0.0166273	2.416052416	0	0.139887382	85.40303623	5.654556061	21000
<u>CFD075</u>	1.13896	0	1.13206	-6.48814E-06	0.0167342	-0.0138671	0.0167342	3.517243801	0	0.227903115	117.671012	0.638811536	46000
<u>CFD050</u>	1.04361	0	1.13383	0.00000E+00	0.0134076	-0.0126043	0.0134076	9.136554843	0	0.156108059	0	24.81130105	120000
<u>CFD025</u>	0.480438	0	1.20916	0.00000E+00	0.0107134	-0.030508	0.030508	117.2205363	0	6.229944755	0	56.05218303	700000

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

M0.60	Velocidad Max (cm/s)	Velocidad Min (cm/s)	Presión Max (Pa)	Presión Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Positivo(Pa)	Esfuerzo Cortante Negativo (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)	Análisis de Sensibilidad Vel Max	Análisis de Sensibilidad Vel Min	Análisis de Sensibilidad Pres Max	Análisis de Sensibilidad Pres Min	Análisis de Sensibilidad Esfuerzo Cortante Máximo	Número de Elementos de Malla en CFD
<u>CFD200</u>	0.890243	0	1.06232	-5.15018E-06	0.0115192	-0.010195	0.0115192						3300
<u>CFD175</u>	0.920265	0	1.05224	-5.03130E-05	0.00133175	-0.0112917	0.0112917	3.262321179	0	0.95795636	89.76371912	2.0147542	4700
<u>CFD150</u>	0.929257	0	1.04543	-1.94456E-04	0.0192861	-0.0120882	0.0192861	0.967654804	0	0.651406598	74.1262805	41.45161541	7100
<u>CFD125</u>	0.957918	0	1.03492	-2.33905E-04	0.0229858	-0.0132509	0.0229858	2.992009754	0	1.015537433	16.86539407	16.09558945	11000
<u>CFD100</u>	1.00427	0	1.02926	-1.08640E-04	0.0216134	-0.0133187	0.0216134	4.61549185	0	0.549909644	115.3028351	6.349764498	21000
<u>CFD075</u>	1.04809	0	1.02298	-2.38282E-05	0.0241025	-0.0145163	0.0241025	4.18093866	0	0.613892745	355.9303682	10.32714449	47000
<u>CFD050</u>	0.990875	0	1.06705	-6.02919E-05	0.0234968	-0.0124141	0.0234968	5.774189479	0	4.130078253	60.47860492	2.577797828	120000
<u>CFD025</u>	0.488028	0	1.16933	0.000000E+00	0.000736591	-0.00848337	0.00848337	103.0365061	0	8.746889244	0	176.9748343	700000
M0.75	Velocidad Max (cm/s)	Velocidad Min (cm/s)	Presión Max (Pa)	Presión Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Positivo (Pa)	Esfuerzo Cortante Negativo (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)	Análisis de Sensibilidad Vel Max	Análisis de Sensibilidad Vel Min	Análisis de Sensibilidad Pres Max	Análisis de Sensibilidad Pres Min	Análisis de Sensibilidad Esfuerzo Cortante Máximo	Número de Elementos de Malla en CFD
<u>CFD200</u>	1.05375	0	1.09513	-1.433690E-05	0.0124389	-0.012314	0.0124389						3300
<u>CFD175</u>	1.09934	0	1.08532	-9.869640E-06	0.0141764	-0.0129049	0.0141764	4.147033675	0	0.903880883	45.26264382	12.25628509	4700
<u>CFD150</u>	1.146	0	1.08634	-7.965880E-06	0.0165796	-0.0130861	0.0165796	4.071553229	0	0.093893256	23.89892893	14.49492147	7000
<u>CFD125</u>	1.1989	0	1.08545	-1.412210E-05	0.0199925	-0.0140218	0.0199925	4.412378013	0	0.081993643	43.59280844	17.07090159	11000
<u>CFD100</u>	1.25093	0	1.07575	-1.649480E-05	0.0220384	-0.0135233	0.0220384	4.159305477	0	0.901696491	14.38453331	9.283341803	21000
<u>CFD075</u>	1.31335	0	1.10317	-9.515610E-06	0.0183253	-0.0140364	0.0183253	4.752731564	0	2.485564328	73.34464107	20.26215123	46000
<u>CFD050</u>	1.20758	0	1.07225	0.000000E+00	0.0224549	-0.0126796	0.0224549	8.758839994	0	2.883655864	0	18.3906408	120000
<u>CFD025</u>	0.521687	0	1.21055	0.000000E+00	0.0125118	-0.00802982	0.0125118	131.4759616	0	11.42455908	0	79.46978053	700000

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

M0.9	Velocidad Max (cm/s)	Velocidad Min (cm/s)	Presión Max (Pa)	Presión Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Positivo(Pa)	Esfuerzo Cortante Negativo (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)	Análisis de Sensibilidad Vel Max	Análisis de Sensibilidad Vel Min	Análisis de Sensibilidad Pres Max	Análisis de Sensibilidad Pres Min	Análisis de Sensibilidad Esfuerzo Cortante Máximo	Número de Elementos de Malla en CFD
<u>CFD200</u>	1.0211	0	1.1399	-2.035550E-06	0.0145362	-0.0124743	0.0145362						3300
<u>CFD175</u>	1.04031	0	1.13988	-2.844780E-06	0.0171026	-0.0130378	0.0171026	1.846564966	0	0.001754571	28.44613643	15.00590553	4700
<u>CFD150</u>	1.0649	0	1.13985	-2.265910E-06	0.0161445	-0.013401	0.0161445	2.309137008	0	0.002631925	25.54691051	5.934528787	7000
<u>CFD125</u>	1.18766	0	1.13992	-1.003550E-05	0.0136077	-0.0145282	0.0145282	10.33629153	0	0.006140782	77.42105525	11.12525984	11000
<u>CFD100</u>	1.26618	0	1.1399	-6.702280E-06	0.0154186	-0.014815	0.0154186	6.201329985	0	0.00175454	49.7326283	5.774843371	21000
<u>CFD075</u>	1.28804	0	1.13988	-1.439520E-06	0.0197768	-0.0136332	0.0197768	1.697152262	0	0.001754571	365.5913082	22.03693216	46000
<u>CFD050</u>	1.22552	0	1.13984	0.000000E+00	0.0197064	-0.0140733	0.0197064	5.101507931	0	0.003509264	0	0.357244347	120000
<u>CFD025</u>	0.507697	0	1.20763	0.000000E+00	0.0109775	-0.0294926	0.0294926	141.388072	0	5.613474326	0	33.18188291	690000

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Tabla que representa todos los valores de las simulaciones realizadas en el AS2

<u>Análisis de Sensibilidad</u>													
M0.24	Velocidad Max (cm/s)	Velocidad Min (cm/s)	Presión Max (Pa)	Presión Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Max (Pa)	Esfuerzo Cortante Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)	Análisis de Sensibilidad Vel Max	Análisis de Sensibilidad Vel Min	Análisis de Sensibilidad Pres Max	Análisis de Sensibilidad Pres Min	Análisis de Sensibilidad Esfuerzo Cortante Máximo	Número de Elementos de Malla en CFD
<u>CFD200</u>	2.0151	-0.0001022	1.14906	-0.0240969	0.0587588	-0.0673619	0.0673619						1500
<u>CFD175</u>	1.89502	0	1.14493	-0.0162676	0.0610866	-0.0716736	0.0716736	6.336608585	0	0.360720743	48.12818117	6.015743593	2200
<u>CFD150</u>	2.0248	0	1.14941	-0.0141218	0.0609215	-0.0736309	0.0736309	6.409521928	0	0.389765184	15.19494682	2.658258965	3300
<u>CFD125</u>	2.07651	0	1.14971	-0.0181991	0.0765847	-0.0906087	0.0906087	2.490236021	0	0.026093537	22.40385514	18.7374943	5300
<u>CFD100</u>	2.07811	0	1.15173	-0.0246687	0.0746032	-0.0751052	0.0751052	0.076993037	0	0.175388329	26.22594624	20.64237896	9700
<u>CFD075</u>	2.03173	0	1.14699	-0.0219371	0.076609	-0.0774403	0.0774403	2.282783638	0	0.413255565	12.45196494	3.015355054	21000
<u>CFD050</u>	2.2207	0	1.14642	-0.0259655	0.08824	-0.084077	0.08824	8.509478993	0	0.049719998	15.51443261	12.23900725	61000
<u>CFD025</u>	1.69193	0	1.16116	0	0.05993852	-0.062666	0.062666	31.25247498	0	1.269420235	0	40.81000862	330000

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

M0.30	Velocidad Max (cm/s)	Velocidad Min (cm/s)	Presión Max (Pa)	Presión Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Max (Pa)	Esfuerzo Cortante Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)	Análisis de Sensibilidad Vel Max	Análisis de Sensibilidad Vel Min	Análisis de Sensibilidad Pres Max	Análisis de Sensibilidad Pres Min	Análisis de Sensibilidad Esfuerzo Cortante Máximo	Número de Elementos de Malla en CFD
<u>CFD200</u>	1.99812	0	1.14611	-0.0138327	0.0690564	-0.068685	0.0690564						1600
<u>CFD175</u>	1.23664	-1.58603E-05	1.15098	0	0.0411329	-0.0470152	0.0470152	61.57652995	0	0.423117691	0	46.8810087	2200
<u>CFD150</u>	2.0525	0	1.14592	-0.0190841	0.063144	-0.0751463	0.0751463	39.74957369	0	0.441566602	0	37.43510991	3300
<u>CFD125</u>	2.01223	0	1.14673	-0.0132571	0.0764146	-0.0827221	0.0827221	2.001262281	0	0.070635633	43.95380589	9.158133074	5400
<u>CFD100</u>	2.12739	0	1.14673	-0.0178032	0.0734457	-0.0748797	0.0748797	5.413205853	0	0	25.53529703	10.47333256	9900
<u>CFD075</u>	2.2291	0	1.14603	-0.0243327	0.0841505	-0.081625	0.0841505	4.562828047	0	0.061080425	26.83426007	11.016928	21000
<u>CFD050</u>	2.2895	-4.89942E-05	1.14687	-0.0214139	0.0917974	-0.0837092	0.0917974	2.638130596	0	0.073242826	13.63039895	8.330192358	61000
<u>CFD025</u>	1.77544	0	1.15572	0	0.0662251	-0.0600862	0.0662251	28.95394944	0	0.765756412	0	38.61421123	330000
M0.45	Velocidad Max (cm/s)	Velocidad Min (cm/s)	Presión Max (Pa)	Presión Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Max (Pa)	Esfuerzo Cortante Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)	Análisis de Sensibilidad Vel Max	Análisis de Sensibilidad Vel Min	Análisis de Sensibilidad Pres Max	Análisis de Sensibilidad Pres Min	Análisis de Sensibilidad Esfuerzo Cortante Máximo	Número de Elementos de Malla en CFD
<u>CFD200</u>	1.99698	0	1.14426	-0.00103576	0.0455089	-0.0690528	0.0690528						1600
<u>CFD175</u>	2.01858	0	1.14404	-0.0057974	0.045261	-0.0740355	0.0740355	1.07005915	0	0.019230097	82.1340601	6.730149725	2300
<u>CFD150</u>	2.21724	0	1.14215	-0.0108785	0.0419994	-0.0768829	0.0768829	8.959787844	0	0.165477389	46.70772625	3.703554366	3400
<u>CFD125</u>	2.10337	0	1.14401	-0.0172078	0.0365338	-0.0798125	0.0798125	5.413693264	0	0.162585991	36.7815758	3.670602976	5500
<u>CFD100</u>	2.27205	0	1.14207	-0.0281233	0.0359968	-0.0877672	0.0877672	7.424132391	0	0.169866996	38.8130127	9.063408654	10000
<u>CFD075</u>	2.38691	0	1.14345	-0.0222179	0.0345594	-0.0875351	0.0875351	4.812079215	0	0.120687393	26.57946971	0.26515078	22000
<u>CFD050</u>	2.3985	0	1.14174	-0.0228446	0.036533	-0.087009	0.087009	0.483218678	0	0.149771402	2.743317896	0.604650094	62000
<u>CFD025</u>	1.66397	0	1.1534	-7.15906E-06	0.0330159	-0.0605182	0.0605182	44.14322374	0	1.010924224	319000.5523	43.77327812	340000

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

M0.60	Velocidad Max (cm/s)	Velocidad Min (cm/s)	Presión Max (Pa)	Presión Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Max (Pa)	Esfuerzo Cortante Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)	Análisis de Sensibilidad Vel Max	Análisis de Sensibilidad Vel Min	Análisis de Sensibilidad Pres Max	Análisis de Sensibilidad Pres Min	Análisis de Sensibilidad Esfuerzo Cortante Máximo	Número de Elementos de Malla en CFD
<u>CFD200</u>	2.22697	0	1.14271	-0.0236504	0.041074	-0.0489734	0.0489734						1600
<u>CFD175</u>	2.30164	0	1.14207	-0.0301323	0.0400027	-0.0546282	0.0546282	3.244208477	0	0.056038597	21.51146776	10.35143021	2200
<u>CFD150</u>	2.165	0	1.14223	-0.026226	0.0378613	-0.0523912	0.0523912	6.311316397	0	0.014007687	14.89476092	4.269801035	3300
<u>CFD125</u>	2.18488	0	1.14074	-0.03165	0.0379242	-0.0548312	0.0548312	0.909889788	0	0.130616968	17.13744076	4.450021156	5400
<u>CFD100</u>	2.17738	0	1.14328	-0.0253699	0.0352044	-0.0555156	0.0555156	0.34445067	0	0.222167798	24.75413778	1.232806635	9900
<u>CFD075</u>	2.4828	0	1.14261	-0.034017	0.036932	-0.0621077	0.0621077	12.30143386	0	0.05863768	25.41993709	10.61398184	21000
<u>CFD050</u>	2.44904	0	1.14475	-0.0187445	0.0414181	-0.0583455	0.0583455	1.37849933	0	0.18694038	81.47723332	6.448140816	61000
<u>CFD025</u>	1.82089	0	1.15471	-0.000193286	0.0375235	-0.0376235	0.0376235	34.49686692	0	0.862554234	9597.805325	55.07727883	330000
M0.75	Velocidad Max (cm/s)	Velocidad Min (cm/s)	Presión Max (Pa)	Presión Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Max (Pa)	Esfuerzo Cortante Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)	Análisis de Sensibilidad Vel Max	Análisis de Sensibilidad Vel Min	Análisis de Sensibilidad Pres Max	Análisis de Sensibilidad Pres Min	Análisis de Sensibilidad Esfuerzo Cortante Máximo	Número de Elementos de Malla en CFD
<u>CFD200</u>	2.06125	0	1.14723	-2.92731E-05	0.0365682	-0.0593804	0.0593804						1500
<u>CFD175</u>	1.9856	0	1.15035	-1.54869E-05	0.034015	-0.0544238	0.0544238	3.809931507	0	0.271221802	89.01846076	9.107412566	2200
<u>CFD150</u>	2.22902	0	1.151	-0.00290408	0.0378203	-0.0598285	0.0598285	10.92049421	0	0.056472632	99.46671924	9.033654529	3300
<u>CFD125</u>	2.21721	0	1.14718	-0.0129016	0.0388846	-0.065894	0.065894	0.532651395	0	0.332990464	77.49054381	9.204935199	5300
<u>CFD100</u>	2.24437	0	1.14428	-0.0236584	0.0383446	-0.0662597	0.0662597	1.210139148	0	0.253434474	45.46714909	0.551919191	9700
<u>CFD075</u>	2.39502	0	1.14971	-0.0208787	0.0387684	-0.0672896	0.0672896	6.290135364	0	0.472293013	13.31356837	1.530548554	21000
<u>CFD050</u>	2.42782	0	1.15274	-0.0162084	0.0352127	-0.0694989	0.0694989	1.351006253	0	0.262851987	28.81407172	3.178899234	60000
<u>CFD025</u>	1.64775	0	1.15787	0	0.031658	-0.0342381	0.0342381	47.34152632	0	0.44305492	0	102.9870232	330000

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

M0.90	Velocidad Max (cm/s)	Velocidad Min (cm/s)	Presión Max (Pa)	Presión Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Max (Pa)	Esfuerzo Cortante Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)	Análisis de Sensibilidad Vel Max	Análisis de Sensibilidad Vel Min	Análisis de Sensibilidad Pres Max	Análisis de Sensibilidad Pres Min	Análisis de Sensibilidad Esfuerzo Cortante Máximo	Número de Elementos de Malla en CFD
<u>CFD200</u>	1.73963	0	1.15852	0	0.0267875	-0.0362085	0.0362085						1700
<u>CFD175</u>	1.73268	0	1.15562	0	0.0263082	-0.0366791	0.0366791	0.401112727	0	0.250947543	0	1.283019485	2400
<u>CFD150</u>	1.79574	0	1.15803	0	0.0263093	-0.0375916	0.0375916	3.511644225	0	0.208112052	0	2.427403995	3500
<u>CFD125</u>	1.93405	0	1.14908	-8.8775E-06	0.027625	-0.0414181	0.0414181	7.151314599	0	0.778883977	0	9.238714475	5800
<u>CFD100</u>	2.08409	0	1.14919	0	0.0314143	-0.0407589	0.0407589	7.199305212	0	0.009571959	0	1.617315482	10000
<u>CFD075</u>	2.31449	0	1.14422	-0.0193526	0.0304927	-0.043466	0.043466	9.95467684	0	0.434357029	100	6.22808632	23000
<u>CFD050</u>	2.36711	0	1.14524	-0.0118359	0.0355397	-0.0394182	0.0394182	2.222963867	0	0.089064301	63.50763356	10.26886058	65000
<u>CFD025</u>	1.67767	0	1.15271	0	0.0269725	-0.0329578	0.0329578	41.09509021	0	0.648038102	100	19.60203654	350000

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Tabla que representa todos los valores de las simulaciones realizadas en el AS3

<i>Análisis de Sensibilidad</i>													
M0.15	Velocidad Max (cm/s)	Velocidad Min (cm/s)	Presión Max (Pa)	Presión Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Max (Pa)	Esfuerzo Cortante Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)	Análisis de Sensibilidad Vel Max	Análisis de Sensibilidad Vel Min	Análisis de Sensibilidad Pres Max	Análisis de Sensibilidad Pres Min	Análisis de Sensibilidad Esfuerzo Cortante Máximo	Número de Elementos de Malla en CFD
<i>CFD200</i>	1.4336	0	1.13997	-0.000217462	0.0436228	-0.0406427	0.0436228						1700
<i>CFD175</i>	1.44296	0	1.13999	-0.000196313	0.0433728	-0.0402639	0.0433728	0.64866663	0	0.001754401	10.77310214	0.576398111	2300
<i>CFD150</i>	1.52034	0	1.14101	-0.000167999	0.0464149	-0.0420059	0.0464149	5.089650999	0	0.089394484	16.85367175	6.554145328	3500
<i>CFD125</i>	1.58933	0	1.15422	-0.00021245	0.0493509	-0.042505	0.0493509	4.340822862	0	1.14449585	20.92304072	5.949232942	5600
<i>CFD100</i>	1.66443	0	1.14043	-0.000164867	0.0495174	-0.0394658	0.0495174	4.512055178	0	1.209193024	28.86144589	0.336245441	10000
<i>CFD075</i>	1.70167	0	1.15828	-0.000137435	0.0500976	-0.0409715	0.0500976	2.188438416	0	1.54107815	19.95998108	1.158139312	22000
<i>CFD050</i>	1.70513	0	1.17424	-8.77377E-05	0.0474207	-0.0376501	0.0474207	0.20291708	0	1.359177	56.64303942	5.645003132	67000
<i>CFD025</i>	0.989572	0	1.18587	-2.59376E-06	0.0264653	-0.019331	0.0264653	72.30984709	0	0.980714581	3282.645272	79.18066298	350000

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

M0.30	Velocidad Max (cm/s)	Velocidad Min (cm/s)	Presión Max (Pa)	Presión Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Max (Pa)	Esfuerzo Cortante Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)	Análisis de Sensibilidad Vel Max	Análisis de Sensibilidad Vel Min	Análisis de Sensibilidad Pres Max	Análisis de Sensibilidad Pres Min	Análisis de Sensibilidad Esfuerzo Cortante Máximo	Número de Elementos de Malla en CFD
<u>CFD200</u>	1.32892	0	1.15519	-0.000562001	0.0358387	-0.0443037	0.0443037						1700
<u>CFD175</u>	1.34692	0	1.15791	-0.000226944	0.0373901	-0.0466145	0.0466145	1.336382265	0	0.234905994	147.6386245	4.95725579	2400
<u>CFD150</u>	1.3543	0	1.15978	-0.000343326	0.0370354	-0.0444041	0.0444041	0.544930961	0	0.161237476	33.89839395	4.977918706	3600
<u>CFD125</u>	1.36474	0	1.16019	-0.00012313	0.0423511	-0.0516423	0.0516423	0.764980875	0	0.035339039	178.8321286	14.0160295	5800
<u>CFD100</u>	1.38711	0	1.16282	-0.000132118	0.0416932	-0.0484964	0.0484964	1.612705553	0	0.2261743	6.803009431	6.486873252	10000
<u>CFD075</u>	1.45337	0	1.1641	-0.000148408	0.0361549	-0.0501023	0.0501023	4.55905929	0	0.109956189	10.97649722	3.205242075	23000
<u>CFD050</u>	1.49618	0	1.1675	-0.000103263	0.0401841	-0.0542641	0.0542641	2.861286744	0	0.291220557	43.71846644	7.669527367	69000
<u>CFD025</u>	0.0935408	0	1.20244	-3.70632E-05	0.0236984	-0.0325247	0.0325247	1499.494552	0	2.905758291	178.6132876	66.83966339	360000
M0.45	Velocidad Max (cm/s)	Velocidad Min (cm/s)	Presión Max (Pa)	Presión Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Max (Pa)	Esfuerzo Cortante Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)	Análisis de Sensibilidad Vel Max	Análisis de Sensibilidad Vel Min	Análisis de Sensibilidad Pres Max	Análisis de Sensibilidad Pres Min	Análisis de Sensibilidad Esfuerzo Cortante Máximo	Número de Elementos de Malla en CFD
<u>CFD200</u>	1.30546	0	1.16225	-4.91949E-05	0.0340555	-0.0471898	0.0471898						1700
<u>CFD175</u>	1.34346	0	1.16047	-0.000063907	0.0329792	-0.0462308	0.0462308	2.82851741	0	0.153386128	23.0211088	2.074374659	2400
<u>CFD150</u>	1.42968	0	1.17449	-4.89487E-05	0.0376883	-0.0458483	0.0458483	6.030720161	0	1.19370961	30.5591364	0.834273026	3600
<u>CFD125</u>	1.44056	0	1.15336	-0.000058362	0.0346272	-0.0495078	0.0495078	0.755261843	0	1.832038566	16.12915938	7.39176453	5900
<u>CFD100</u>	1.4723	0	1.171	-4.48984E-05	0.0374078	-0.0529249	0.0529249	2.155810636	0	1.506404782	29.98681467	6.45650724	10000
<u>CFD075</u>	1.54935	0	1.1592	-0.000055318	0.0390074	-0.0516878	0.0516878	4.973053216	0	1.017943409	18.83582197	2.393408116	23000
<u>CFD050</u>	1.5906	0	1.18667	-5.21404E-05	0.0361040	-0.0539077	0.0539077	2.593360996	0	2.314881138	6.094314581	4.117964595	69000
<u>CFD025</u>	0.99837	0	1.20129	-7.59385E-06	0.0258093	-0.0335654	0.0335654	59.3196911	0	1.217025031	586.6135096	60.60496821	370000

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

M0.60	Velocidad Max (cm/s)	Velocidad Min (cm/s)	Presión Max (Pa)	Presión Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Max (Pa)	Esfuerzo Cortante Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)	Análisis de Sensibilidad Vel Max	Análisis de Sensibilidad Vel Min	Análisis de Sensibilidad Pres Max	Análisis de Sensibilidad Pres Min	Análisis de Sensibilidad Esfuerzo Cortante Máximo	Número de Elementos de Malla en CFD
<u>CFD200</u>	1.1676	0	1.16763	-6.81157E-05	0.0370173	-0.0407793	0.0407793						1700
<u>CFD175</u>	1.20469	0	1.16538	-0.000107707	0.0402413	-0.0418589	0.0418589	3.078800355	0	0.193070072	36.75833511	2.579140876	2400
<u>CFD150</u>	1.21495	0	1.1675	-6.73759E-05	0.0413677	-0.0417601	0.0417601	0.844479197	0	0.181584582	59.85983119	0.236589472	3600
<u>CFD125</u>	1.34418	0	1.17694	-0.000118239	0.0431797	-0.0467952	0.0467952	9.614039786	0	0.80207997	43.01719399	10.75986426	5900
<u>CFD100</u>	1.36749	0	1.1823	-0.000127801	0.0438756	-0.0470281	0.0470281	1.704582849	0	0.453353633	7.481944586	0.495235827	10000
<u>CFD075</u>	1.514	0	1.14801	-8.70967E-05	0.0432922	-0.0499945	0.0499945	9.677014531	0	2.98690778	46.73460648	5.93345268	23000
<u>CFD050</u>	1.50655	0	1.16072	-5.48349E-05	0.0469732	-0.0499021	0.0499021	0.494507318	0	1.095009994	58.83442844	0.185162548	69000
<u>CFD025</u>	0.974158	0	1.18344	-4.69732E-05	0.0295458	-0.0332083	0.0332083	54.65150417	0	1.919826945	16.73656468	50.26996263	370000
M0.75	Velocidad Max (cm/s)	Velocidad Min (cm/s)	Presión Max (Pa)	Presión Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Max (Pa)	Esfuerzo Cortante Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)	Análisis de Sensibilidad Vel Max	Análisis de Sensibilidad Vel Min	Análisis de Sensibilidad Pres Max	Análisis de Sensibilidad Pres Min	Análisis de Sensibilidad Esfuerzo Cortante Máximo	Número de Elementos de Malla en CFD
<u>CFD200</u>	1.13044	0	1.1624	-0.000148818	0.0355136	-0.0375693	0.0375693						1700
<u>CFD175</u>	1.0993	0	1.159	-0.000142934	0.0366319	-0.0382188	0.0382188	2.832711726	0	0.293356342	4.116585277	1.699425414	2400
<u>CFD150</u>	1.14994	0	1.15953	-0.000105087	0.0343153	-0.0410437	0.0410437	4.40370802	0	0.045708175	36.01492097	6.882664087	3600
<u>CFD125</u>	1.25539	0	1.15669	-0.000112726	0.0405549	-0.0423847	0.0423847	8.399780148	0	0.245528188	6.776608768	3.163877531	5900
<u>CFD100</u>	1.31332	0	1.15576	-9.32471E-05	0.0410289	-0.0440161	0.0440161	4.410958487	0	0.080466533	20.88955045	3.706371078	10000
<u>CFD075</u>	1.48683	0	1.17541	-7.83765E-05	0.042552	-0.0494584	0.0494584	11.66979413	0	1.671757089	18.97328919	11.00379309	23000
<u>CFD050</u>	1.49887	0	1.16255	-8.07365E-05	0.0459369	-0.0495506	0.0495506	0.803271798	0	1.106188981	2.923089309	0.186072419	69000
<u>CFD025</u>	0.974238	0	1.20271	-2.21871E-05	0.0296982	-0.032509	0.032509	53.85049649	0	3.339125808	263.8893772	52.42117567	370000

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

M0.90	Velocidad Max (cm/s)	Velocidad Min (cm/s)	Presión Max (Pa)	Presión Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Max (Pa)	Esfuerzo Cortante Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)	Análisis de Sensibilidad Vel Max	Análisis de Sensibilidad Vel Min	Análisis de Sensibilidad Pres Max	Análisis de Sensibilidad Pres Min	Análisis de Sensibilidad Esfuerzo Cortante Máximo	Número de Elementos de Malla en CFD
<u>CFD200</u>	0.96895	0	1.16162	-0.000124833	0.0330515	-0.0343055	0.0343055						1700
<u>CFD175</u>	1.0018	0	1.15809	-8.30045E-05	0.0338089	-0.0351207	0.0351207	3.279097624	0	0.304812234	50.39305098	2.321138246	2400
<u>CFD150</u>	1.06373	0	1.15783	-9.05279E-05	0.0339129	-0.0377293	0.0377293	5.8219661	0	0.022455801	8.310587123	6.913989923	3600
<u>CFD125</u>	1.18773	0	1.15819	-0.000128902	0.0388336	-0.0418533	0.0418533	10.44008318	0	0.031082983	29.7699803	9.853464362	5900
<u>CFD100</u>	1.27852	0	1.15745	-0.000122732	0.039736	-0.0438444	0.0438444	7.101179489	0	0.063933647	5.027213767	4.541286915	10000
<u>CFD075</u>	1.48645	0	1.1783	-0.00015752	0.0465915	-0.0502998	0.0502998	13.98836153	0	1.76949843	22.08481463	12.83384825	23000
<u>CFD050</u>	1.43293	0	1.15672	-0.000053486	0.439299	-0.0462357	0.439299	3.735004501	0	1.865620029	194.5069738	88.54998532	69000
<u>CFD025</u>	0.95798	0	1.19835	-1.00739E-05	0.0282708	-0.0317271	0.0317271	49.5782793	0	3.473943339	430.9363802	1284.617567	370000

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Tabla que representa todos los valores de las simulaciones realizadas en el AS4

<u>Análisis de Sensibilidad</u>													
M0.15	Velocidad Max (cm/s)	Velocidad Min (cm/s)	Presión Max (Pa)	Presión Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Max (Pa)	Esfuerzo Cortante Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)	Análisis de Sensibilidad Vel Max	Análisis de Sensibilidad Vel Min	Análisis de Sensibilidad Pres Max	Análisis de Sensibilidad Pres Min	Análisis de Sensibilidad Esfuerzo Cortante Máximo	Número de Elementos de Malla en CFD
<u>CFD200</u>	0.88814	0	1.22695	-0.000320985	0.030249	-0.0348609	0.0348609						1100
<u>CFD175</u>	0.764164	0	1.20927	-0.000237127	0.0275173	-0.0391257	0.0391257	16.22374255	0	1.462039081	35.36417194	10.90025226	1500
<u>CFD150</u>	0.570705	0	1.21193	-8.26753E-05	0.0253263	-0.0444101	0.0444101	33.89824866	0	0.219484624	186.8172235	11.89909503	2300
<u>CFD125</u>	0.910993	0	1.21957	-0.000150544	0.0312522	-0.0475098	0.0475098	37.35352522	0	0.626450306	45.08230152	6.524338137	3600
<u>CFD100</u>	0.917926	0	1.22497	-0.000179486	0.0329596	-0.0464769	0.0464769	0.755289642	0	0.440827122	16.12493454	2.222394351	6600
<u>CFD075</u>	0.967417	0	1.22217	-6.24829E-05	0.0418669	-0.0608719	0.0608719	5.115787711	0	0.229100698	187.2561933	23.6480215	14000
<u>CFD050</u>	0.99079	0	1.2323	-4.10004E-05	0.0638369	-0.0793189	0.0793189	2.359026635	0	0.822040088	52.39583028	23.25675217	43000
<u>CFD025</u>	1.01228	0	1.32041	-7.32683E-05	0.123737	-0.129675	0.129675	2.122930415	0	6.672927348	44.04073795	38.8325429	230000

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

M0.30	Velocidad Max (cm/s)	Velocidad Min (cm/s)	Presión Max (Pa)	Presión Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Max (Pa)	Esfuerzo Cortante Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)	Análisis de Sensibilidad Vel Max	Análisis de Sensibilidad Vel Min	Análisis de Sensibilidad Pres Max	Análisis de Sensibilidad Pres Min	Análisis de Sensibilidad Esfuerzo Cortante Máximo	Número de Elementos de Malla en CFD
<u>CFD200</u>	0.896741	-2.12915E-05	1.20053	-6.31196E-07	0.0159383	-0.0382169	0.0382169						1100
<u>CFD175</u>	1.00756	-0.00040456	1.20195	-2.34284E-07	0.0160307	-0.0315418	0.0315418	10.99874945	94.73712181	0.118141354	169.4148982	21.16271107	1500
<u>CFD150</u>	0.979393	-0.000124612	1.19874	0	0.0156413	-0.0271824	0.0271824	2.875965011	224.6557314	0.26778117	0	16.03758314	2300
<u>CFD125</u>	1.03306	-0.00129514	1.19226	0	0.153428	-0.0291629	0.153428	5.194954794	90.3784919	0.543505611	0	82.28328597	3700
<u>CFD100</u>	0.917277	-5.69581E-05	1.21291	0	0.018211	-0.0269769	0.0269769	12.62246846	2173.846916	1.702517087	0	468.7384392	6700
<u>CFD075</u>	0.95893	-0.000124973	1.2147	0	0.018299	-0.028186	0.028186	4.343695577	54.42367551	0.147361488	0	4.2897183	14000
<u>CFD050</u>	1.1593	-0.253835	1.21954	0	0.0179734	-0.0387636	0.0387636	17.28370568	99.95076605	0.396870951	0	27.28745524	43000
<u>CFD025</u>	1.14316	-0.000225464	1.25589	0	0.0240735	-0.0494497	0.0494497	1.411875853	0	2.894361767	0	21.6100401	240000
M0.45	Velocidad Max (cm/s)	Velocidad Min (cm/s)	Presión Max (Pa)	Presión Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Max (Pa)	Esfuerzo Cortante Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)	Análisis de Sensibilidad Vel Max	Análisis de Sensibilidad Vel Min	Análisis de Sensibilidad Pres Max	Análisis de Sensibilidad Pres Min	Análisis de Sensibilidad Esfuerzo Cortante Máximo	Número de Elementos de Malla en CFD
<u>CFD200</u>	0.797155	0	1.22301	0	0.0181176	-0.0188762	0.0188762						1100
<u>CFD175</u>	0.875142	0	1.21959	-2.38525E-09	0.0171913	-0.0305691	0.0305691	8.911353815	0	0.280422109	0	38.25071723	1600
<u>CFD150</u>	0.758697	0	1.22181	0	0.0168251	-0.0195582	0.0195582	15.34802431	0	0.181697645	0	56.29812559	2300
<u>CFD125</u>	0.822103	0	1.20956	-2.98715E-06	0.0202393	-0.0286981	0.0286981	7.712658876	0	1.012764972	0	31.8484499	3700
<u>CFD100</u>	0.81512	0	1.20844	-4.24384E-09	0.0183176	-0.0290081	0.0290081	0.856683678	0	0.092681474	70287.90341	1.068667027	6700
<u>CFD075</u>	0.89135	0	1.22791	0	0.0153639	-0.0256612	0.0256612	8.552196107	0	1.585621096	0	13.04264804	14000
<u>CFD050</u>	0.923619	0	1.21408	0	0.018891	-0.0391664	0.0391664	3.493756625	0	1.139134159	0	34.48159647	44000
<u>CFD025</u>	0.930029	0	1.22631	-4.69028E-09	0.0151471	-0.0628963	0.0628963	0.68922582	0	0.997300846	0	37.72861043	240000

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

M0.60	Velocidad Max (cm/s)	Velocidad Min (cm/s)	Presión Max (Pa)	Presión Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Max (Pa)	Esfuerzo Cortante Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)	Análisis de Sensibilidad Vel Max	Análisis de Sensibilidad Vel Min	Análisis de Sensibilidad Pres Max	Análisis de Sensibilidad Pres Min	Análisis de Sensibilidad Esfuerzo Cortante Máximo	Número de Elementos de Malla en CFD
<u>CFD200</u>	0.921713	0	1.26193	-6.78315E-07	0.0220039	-0.0194304	0.0220039						1100
<u>CFD175</u>	0.854258	-7.24951E-06	1.25647	-1.1305E-06	0.0200418	-0.0206677	0.0206677	7.896326403	0	0.434550765	39.99867315	6.465160613	1600
<u>CFD150</u>	0.950702	-1.55765E-05	1.29946	-1.10575E-06	0.0213002	-0.0221805	0.0221805	10.14450375	53.45867172	3.308297293	2.238299797	6.820405311	2300
<u>CFD125</u>	0.91997	-0.000030082	1.2189	-8.01399E-07	0.0189805	-0.0253253	0.0253253	3.340543713	48.2198657	6.609237837	37.97746191	12.4176219	3700
<u>CFD100</u>	0.985646	-1.64639E-06	1.20204	-6.83873E-06	0.0209947	-0.0240546	0.0240546	6.663244207	1727.149096	1.402615554	88.28146454	5.282565497	6800
<u>CFD075</u>	0.998863	-0.000130812	1.19858	-7.5285E-06	0.0215869	-0.0267966	0.0267966	1.323204483	98.74140752	0.288674932	9.162117288	10.23264145	14000
<u>CFD050</u>	1.07924	-1.69998E-05	1.21364	-6.07642E-07	0.022429	-0.038537	0.038537	7.447555687	669.4914058	1.240895158	1138.969656	30.46526715	44000
<u>CFD025</u>	1.07789	0	1.24434	0	0.0217063	-0.0353123	0.0353123	0.125244691	0	2.467171352	0	9.131945526	240000
M0.75	Velocidad Max (cm/s)	Velocidad Min (cm/s)	Presión Max (Pa)	Presión Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Max (Pa)	Esfuerzo Cortante Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)	Análisis de Sensibilidad Vel Max	Análisis de Sensibilidad Vel Min	Análisis de Sensibilidad Pres Max	Análisis de Sensibilidad Pres Min	Análisis de Sensibilidad Esfuerzo Cortante Máximo	Número de Elementos de Malla en CFD
<u>CFD200</u>	0.840912	-3.68562E-07	1.25867	-1.74778E-06	0.0215202	-0.0200471	0.0215202						1200
<u>CFD175</u>	0.830217	-2.64606E-05	1.257	0	0.0212271	-0.0198711	0.0212271	1.288217418	98.60712909	0.132856006	0	1.380782113	1600
<u>CFD150</u>	0.945674	-3.9606E-07	1.25539	0	0.0202589	-0.0210143	0.0210143	12.20896419	6580.957431	0.128246999	0	1.012643771	2400
<u>CFD125</u>	0.941085	0	1.24813	0	0.0229297	-0.0212279	0.0229297	0.487628641	0	0.581670179	0	8.353358308	3900
<u>CFD100</u>	0.950397	0	1.23991	0	0.0180548	-0.0218949	0.0218949	0.979801073	0	0.662951343	0	4.726214781	7100
<u>CFD075</u>	0.989008	0	1.2056	0	0.0198991	-0.0229445	0.0229445	3.90401291	0	2.845885866	0	4.574516769	15000
<u>CFD050</u>	1.06099	0	1.22891	0	0.023166	-0.021818	0.023166	6.784418326	0	1.896802858	0	0.956142623	47000
<u>CFD025</u>	1.03578	0	1.2382	0	0.0213486	-0.0244111	0.0244111	2.433914538	0	0.750282668	0	5.100548521	250000

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

M0.90	Velocidad Max (cm/s)	Velocidad Min (cm/s)	Presión Max (Pa)	Presión Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Max (Pa)	Esfuerzo Cortante Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)	Análisis de Sensibilidad Vel Max	Análisis de Sensibilidad Vel Min	Análisis de Sensibilidad Pres Max	Análisis de Sensibilidad Pres Min	Análisis de Sensibilidad Esfuerzo Cortante Máximo	Número de Elementos de Malla en CFD
<u>CFD200</u>	0.872179	0	1.23597	0	0.0200475	-0.0195417	0.0200475						1100
<u>CFD175</u>	0.844467	0	1.2324	0	0.0200824	-0.0196604	0.0200824	3.281596557	0	0.289678676	0	0.17378401	1600
<u>CFD150</u>	0.894652	0	1.23301	0	0.0206443	-0.0191632	0.0206443	5.609443672	0	0.049472429	0	2.721816676	2400
<u>CFD125</u>	0.962388	0	1.23161	0	0.0217242	-0.0205015	0.0217242	7.038325499	0	0.113672348	0	4.970954051	3900
<u>CFD100</u>	0.947505	0	1.21874	0	0.0216998	-0.0210565	0.0216998	1.570756883	0	1.056008665	0	0.112443433	7000
<u>CFD075</u>	1.00777	0	1.21292	0	0.021355	-0.0215065	0.0215065	5.980035127	0	0.47983379	0	0.898798038	15000
<u>CFD050</u>	1.01198	0	1.24371	0	0.0236494	-0.022777	0.0236494	0.416016127	0	2.475657509	0	9.06111783	46000
<u>CFD025</u>	1.10169	0	1.12718	0	0.0241235	-0.0219209	0.0241235	8.142944022	0	10.33818911	0	1.965303542	250000

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Tabla que representa todos los valores de las simulaciones realizadas en el AS5

Análisis de Sensibilidad													
M0.15	Velocidad Max (cm/s)	Velocidad Min (cm/s)	Presión Max (Pa)	Presión Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Max (Pa)	Esfuerzo Cortante Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)	Análisis de Sensibilidad Vel Max	Análisis de Sensibilidad Vel Min	Análisis de Sensibilidad Pres Max	Análisis de Sensibilidad Pres Min	Análisis de Sensibilidad Esfuerzo Cortante Máximo	Número de Elementos de Malla en CFD
<u>CFD200</u>	1.60698	0	1.14	-0.000233688	0.0663111	-0.0535396	0.0663111						2100
<u>CFD175</u>	1.51779	0	1.14	-0.000232746	0.0541554	-0.0538543	0.0541554	5.876306999	0	0	0.404733057	22.44596107	3000
<u>CFD150</u>	1.51094	0	1.14199	-0.000276186	0.042055	-0.0564454	0.0564454	0.45336016	0	0	15.72853077	4.057017932	4500
<u>CFD125</u>	1.52113	0	1.14131	-0.000249674	0.0481091	-0.0603993	0.0603993	0.669896722	0	0	10.61864672	6.54626792	7400
<u>CFD100</u>	1.59379	0	1.14	-0.000257045	0.0472078	-0.0645256	0.0645256	4.558944403	0	0.114912281	2.867591278	6.39482624	13000
<u>CFD075</u>	1.80334	0	1.14	-0.000235699	0.0517728	-0.0660541	0.0660541	11.62010492	0	0	9.056466086	2.314012302	29000
<u>CFD050</u>	1.79425	0	1.17129	-0.000182458	0.691189	-0.0959549	0.691189	0.506618364	0	2.67141357	29.17986605	90.44340983	83000
<u>CFD025</u>	1.06658	0	1.29804	-0.000151656	0.134339	-0.161193	0.161193	68.22460575	0	9.764722197	20.31043942	328.7959155	450000

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

M0.30	Velocidad Max (cm/s)	Velocidad Min (cm/s)	Presión Max (Pa)	Presión Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Max (Pa)	Esfuerzo Cortante Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)	Análisis de Sensibilidad Vel Max	Análisis de Sensibilidad Vel Min	Análisis de Sensibilidad Pres Max	Análisis de Sensibilidad Pres Min	Análisis de Sensibilidad Esfuerzo Cortante Máximo	Número de Elementos de Malla en CFD
<i>CFD200</i>	1.56544	0	1.2836	-0.000224165	0.784407	-0.101922	0.784407						2200
<i>CFD175</i>	1.42911	0	1.29205	-0.000186661	0.759924	-0.109364	0.759924	9.539503607	0	0.653999458	20.09203851	3.221769545	3100
<i>CFD150</i>	1.50285	0	1.30721	-0.000224154	0.38295	-0.0990892	0.38295	4.906677313	0	1.15972185	16.726447	98.43948296	4600
<i>CFD125</i>	1.62631	0	1.2136	-0.000215261	0.0969716	-0.085472	0.0969716	7.59141861	0	7.713414634	4.131263908	294.9094374	7500
<i>CFD100</i>	1.66123	0	1.25331	-0.000234197	0.0876043	-0.0690592	0.0876043	2.10205691	0	3.16841005	8.085500668	10.69273997	13000
<i>CFD075</i>	1.75394	0	1.22014	-0.000217677	0.194702	-0.110393	0.194702	5.285813654	0	2.718540495	7.589226239	55.00595782	30000
<i>CFD050</i>	1.74253	0	1.25758	-0.000151437	0.155389	-0.101945	0.155389	0.654795039	0	2.977146583	43.74096159	25.29973164	85000
<i>CFD025</i>	1.04606	0	1.31399	-0.000115581	0.32513	-0.170268	0.32513	66.58031088	0	4.293031149	31.02239988	52.20711715	460000
M0.45	Velocidad Max (cm/s)	Velocidad Min (cm/s)	Presión Max (Pa)	Presión Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Max (Pa)	Esfuerzo Cortante Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)	Análisis de Sensibilidad Vel Max	Análisis de Sensibilidad Vel Min	Análisis de Sensibilidad Pres Max	Análisis de Sensibilidad Pres Min	Análisis de Sensibilidad Esfuerzo Cortante Máximo	Número de Elementos de Malla en CFD
<i>CFD200</i>	1.44449	-0.000442948	1.14083	-0.000248775	0.0356543	-0.0458788	0.0458788						2200
<i>CFD175</i>	1.43848	-0.000450857	1.13928	-0.00013453	0.0380834	-0.0489172	0.0489172	0.417802124	1.754214751	0.136050839	84.92157883	6.211312176	3100
<i>CFD150</i>	1.48759	-0.000372428	1.13927	-0.000139345	0.0396511	-0.0497062	0.0497062	3.301312862	21.05883553	0.000877755	3.455452295	1.587327134	4600
<i>CFD125</i>	1.56854	0	1.13917	-0.000132482	0.0401177	-0.0495635	0.0495635	5.160850217	0	0.008778321	5.180326384	0.287913485	7500
<i>CFD100</i>	1.62356	-0.000136343	1.13965	-0.000121013	0.0406318	-0.0517157	0.0517157	3.388849196	0	0.042118194	9.477494154	4.161598895	13000
<i>CFD075</i>	1.74773	-0.000125139	1.13891	-0.000108932	0.0377118	-0.0565486	0.0565486	7.10464431	8.953243993	0.064974405	11.09040502	8.546453847	30000
<i>CFD050</i>	1.70517	0	1.13914	-3.35307E-05	0.0333073	-0.0586217	0.0586217	2.495938821	0	0.02019067	224.8724303	3.536403755	85000
<i>CFD025</i>	1.04683	0	1.16007	0	0.0199082	-0.036367	0.036367	62.88891224	0	1.804201471	0	61.19476448	460000

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

M0.60	Velocidad Max (cm/s)	Velocidad Min (cm/s)	Presión Max (Pa)	Presión Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Max (Pa)	Esfuerzo Cortante Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)	Análisis de Sensibilidad Vel Max	Análisis de Sensibilidad Vel Min	Análisis de Sensibilidad Pres Max	Análisis de Sensibilidad Pres Min	Análisis de Sensibilidad Esfuerzo Cortante Máximo	Número de Elementos de Malla en CFD
<i>CFD200</i>	1.29892	-0.000339731	1.15193	-9.53432E-05	0.0309305	-0.0367419	0.0367419						2200
<i>CFD175</i>	1.42418	0	1.14625	-0.000113386	0.0346855	-0.0463945	0.0463945	8.795236557	0	0.495528899	15.91272291	20.80548341	3100
<i>CFD150</i>	1.39894	-0.00150922	1.15146	-0.000116786	0.0383687	-0.0455126	0.0455126	1.804223198	0	0.452469039	2.911307862	1.937705163	4600
<i>CFD125</i>	1.54964	-0.00155047	1.15052	-0.000125013	0.0412461	-0.0504182	0.0504182	9.724839318	2.660483595	0.081702187	6.580915585	9.729819787	7500
<i>CFD100</i>	1.64261	-0.000123934	1.13875	-7.39285E-05	0.03817	-0.0496659	0.0496659	5.659894923	1151.044911	1.033589462	69.09987353	1.514721368	13000
<i>CFD075</i>	1.6254	-0.000130264	1.13906	-6.57193E-05	0.0374164	-0.0537504	0.0537504	1.058816291	4.859362525	0.027215423	12.49130773	7.599013217	30000
<i>CFD050</i>	1.65016	0	1.1385	-5.43293E-05	0.0346801	-0.0624324	0.0624324	1.500460561	0	0.049187527	20.96474646	13.90624099	85000
<i>CFD025</i>	0.893054	0	1.19695	-5.23851E-07	0.0436047	-0.0857497	0.0857497	84.77718033	0	4.883244914	10271.13607	27.19228172	460000
M0.75	Velocidad Max (cm/s)	Velocidad Min (cm/s)	Presión Max (Pa)	Presión Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Max (Pa)	Esfuerzo Cortante Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)	Análisis de Sensibilidad Vel Max	Análisis de Sensibilidad Vel Min	Análisis de Sensibilidad Pres Max	Análisis de Sensibilidad Pres Min	Análisis de Sensibilidad Esfuerzo Cortante Máximo	Número de Elementos de Malla en CFD
<i>CFD200</i>	1.34193	-0.000156241	1.13766	-4.52138E-05	0.0369944	-0.0442552	0.0442552						2200
<i>CFD175</i>	1.4014	-0.000154303	1.13849	-4.31982E-05	0.0387299	-0.0451893	0.0451893	4.243613529	1.255970396	0.072903583	4.665935155	2.067082252	3200
<i>CFD150</i>	1.45452	-0.000175987	1.13574	-5.38995E-05	0.0372574	-0.0425727	0.0425727	3.652063911	12.32136465	0.242132883	19.85417304	6.146192278	4800
<i>CFD125</i>	1.57184	-0.00019061	1.13769	-6.35334E-05	0.0377433	-0.0456619	0.0456619	7.463864007	7.671685641	0.171399942	15.16352029	6.7653777	7800
<i>CFD100</i>	1.65029	-0.00298419	1.13777	-3.92139E-05	0.0405181	-0.0502242	0.0502242	4.753709954	93.61267212	0.007031298	62.0175499	9.083867936	14000
<i>CFD075</i>	1.57648	-0.000158185	1.13741	-4.15784E-05	0.042529	-0.0490992	0.0490992	4.68194966	1786.518949	0.031650856	5.686847017	2.291279695	31000
<i>CFD050</i>	1.64895	-4.52397E-05	1.13801	-1.11274E-05	0.0422117	-0.0620506	0.0620506	4.394917978	249.6597015	0.052723614	273.6578176	20.87232033	87000
<i>CFD025</i>	0.963062	-0.00018693	1.19726	0	0.0484345	-0.0937403	0.0937403	71.21950612	75.79858771	4.948799759	0	33.80584444	480000

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

M0.90	Velocidad Max (cm/s)	Velocidad Min (cm/s)	Presión Max (Pa)	Presión Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Max (Pa)	Esfuerzo Cortante Min (Pa)	Esfuerzo Cortante Máximo (Pa)	Análisis de Sensibilidad Vel Max	Análisis de Sensibilidad Vel Min	Análisis de Sensibilidad Pres Max	Análisis de Sensibilidad Pres Min	Análisis de Sensibilidad Esfuerzo Cortante Máximo	Número de Elementos de Malla en CFD
<u>CFD200</u>	1.19887	0	1.13792	-4.37286E-05	0.0355032	-0.0373871	0.0373871						2300
<u>CFD175</u>	1.23496	0	1.13764	-3.71813E-05	0.0367487	-0.0398963	0.0398963	2.922361858	0	0.024612355	17.60912071	6.289305023	3200
<u>CFD150</u>	1.30616	-4.53506E-05	1.13734	-0.000054693	0.038672	-0.0428548	0.0428548	5.451093281	0	0.026377337	32.01817417	6.90354406	4800
<u>CFD125</u>	1.38374	-4.87349E-05	1.13742	-0.00006033	0.0413722	-0.0442146	0.0442146	5.606544582	6.9443048	0.007033462	9.343610144	3.075454714	7800
<u>CFD100</u>	1.599	-0.000179316	1.13706	-4.72251E-05	0.038256	-0.0457903	0.0457903	13.46216385	72.82177831	0.031660598	27.74986183	3.44112181	14000
<u>CFD075</u>	1.60474	-0.000170924	1.13767	-2.97619E-05	0.0377987	-0.0496147	0.0496147	0.357690342	4.909784466	0.05361836	58.67636139	7.708199384	31000
<u>CFD050</u>	1.62699	-4.86934E-05	1.1402	-1.08104E-05	0.0402925	-0.0548832	0.0548832	1.367556039	251.0208776	0.221890896	175.3080367	9.599476707	88000
<u>CFD025</u>	0.94315	0	1.17943	0	0.0259106	-0.0910204	0.0910204	72.50596406	0	3.326182987	0	39.70230849	480000

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.