

## **Implementación de un Sistema de Control para una Silla de Barány, en la Detección de Aberraciones Oculares.**

**<sup>1</sup>Juan Jesús Álvarez Montealegre\*, <sup>2</sup>José Federico Casco Vásquez <sup>3</sup>Jorge Bedolla Hernández  
<sup>4</sup>Diana Georgina Herrera Martínez <sup>5</sup>Rafael Ordoñez Flores <sup>6</sup>Alan Augusto Gallegos Cuellar  
<sup>7</sup>Mario Eduardo Leal López**

*<sup>1</sup>Tecnológico Nacional de México,  
Instituto Tecnológico de Apizaco*

*juanmonte050297@gmail.com*

**Recibido:** 21 de noviembre de 2024

**Aceptado:** 17 de diciembre de 2024

### **RESUMEN**

Este artículo describe el desarrollo e implementación de mejoras en un prototipo de sistema de control aplicado a una silla de Barány, utilizada para la detección de aberraciones oculares, específicamente para identificar nistagmo en infantes menores de 8 años. Para llevar a cabo estas mejoras, se empleó una metodología enfocada en la innovación y optimización de prototipos, que incluyó el análisis de errores detectados durante las pruebas de control.

Entre las deficiencias identificadas en el prototipo original se encuentran un centro de masa inestable y un sistema de grabación no funcional para las pruebas en infantes. A partir de estos análisis, se desarrollaron propuestas de mejora orientadas a solucionar dichos problemas. Se presenta los resultados de la mejora del prototipo del sistema. El rediseño proporcionó una estructura más estable que minimiza vibraciones y movimientos indeseados, lo que resulta en una experiencia de prueba más controlada y segura para el paciente. Al reducir la carga en los componentes mecánicos, se incrementó también la durabilidad del sistema, disminuyendo así la frecuencia de mantenimiento y extendiendo su vida útil. Asimismo, la base estable permite que el sistema opere de manera confiable a velocidades mayores y durante intervalos de tiempo prolongados, lo cual amplía el rango de pruebas diagnósticas que pueden realizarse de forma segura.

**Palabras clave:** silla de barany, diseño, nistagmus, centro de masa.

### **ABSTRACT**

This article describes the development and implementation of improvements to a prototype control system applied to a Barány chair, used for detecting ocular aberrations, specifically for identifying nystagmus in infants under the age of 8. The improvement process followed a methodology focused on prototype innovation and optimization, which included analyzing errors detected during control tests.

The deficiencies identified in the original prototype include an unstable center of mass and a non-functional recording system for testing with infants. Based on these analyses, improvement proposals were developed to address these issues. The results of the prototype system improvement are presented.

**Keywords:** barany's chair, Nystagmus, design, mass center.

## **1. INTRODUCCIÓN**

Los avances tecnológicos en la detección, prevención y tratamiento de aberraciones oculares han transformado significativamente el campo de la salud visual durante la última década. Un ejemplo destacado es el LASIK, un procedimiento quirúrgico ambulatorio que permite corregir afecciones como la miopía en intervenciones de tan solo 15 minutos. Sin embargo, más allá de las correcciones refractivas, persiste la necesidad de abordar y comprender condiciones más complejas que afectan la visión y el equilibrio, como el nistagmo, cuya identificación y manejo resultan esenciales para prevenir discapacidades visuales y vestibulares a largo plazo.

Para entender el nistagmo es necesario conocer la prueba de los índices de barány que es el estudio de las segmentaciones de los miembros superiores de la segmentación, esta se puede realizar de forma estática y dinámica.

- Estática el paciente debe permanecer sentado a la altura del explorador aproximadamente, con la espalda recta. Pedimos al paciente que extienda los brazos y dedos índices, y que mantenga dicha posición con los ojos cerrados. El explorador se colocará delante, con sus dedos índices en extensión junto a los del paciente, para obtener de una manera más fina los desplazamientos, si los hay, del mismo. Se han de anotar las desviaciones de los miembros superiores en el plano horizontal, en el vertical y su simetría o no. Un cuadro vestibular periférico unilateral no compensado debe producir una desviación bilateral, simétrica, en el plano horizontal y hacia el lado deficitario. (Dres. L. Megías Gámiz, 2015)
- Dinámica: es un método de sensibilización del anterior. El paciente, colocado en la misma posición que en el caso anterior, debe intentar desplazar los brazos al unísono desde sus rodillas verticalmente hacia arriba hasta un punto que se le ha marcado previamente. Con el explorador colocado frente al paciente, se valoran las desviaciones en el plano horizontal. Posteriormente, valoraremos las desviaciones en el plano sagital y frontal desplazando un brazo desde el lateral hacia delante. Su significación clínica es la misma que en la forma estática siendo muy útiles ambas en paciente con imposibilidad a la bipedestación por imposibilidad de realizar el Romberg. (Dres. L. Megías Gámiz, 2015)

Para poder realizar la prueba dinámica es necesario la utilización de una silla de barány, la silla de barány consta de una silla en un instrumento de rotación sobre su mismo eje a una velocidad constante, con la finalidad de entrenar la fisiología aeronáutica en especial a los estudiantes para pilotos que tiene problemas al momento de volar siendo una terapia de rehabilitación vestibular, la silla de barány se puede utilizar para activar los reflejos encontrados en personas con nistagmos, siendo este un reflejo involuntario de las pupilas debido a un trastorno cuya causa puede diferir de pendiendo del paciente. En la cuya causa puede diferir de pendiendo del paciente. La detección del nistagmus en infantes es fundamental para la prevención y detección del causante de la enfermedad como trastorno en el oído interno, traumatismo craneal accidente cerebrovascular infecciones así como la enfermedad de Lyme y sífilis, deficiencia de vitamina B12, esclerosis múltiple, tumores cerebrales, alguna enfermedad autoinmune y síndrome de paraneoplasicos, una vez detectado el nistagmo se puede tratar para una mejoría en caso de ser curable, o tratable para no pasar a mayores complicaciones.

Se define al nistagmo como la oscilación involuntaria de los ojos que provoca una disminución en la agudeza visual debido al movimiento excesivo de las imágenes sobre la retina y también a los movimientos de las imágenes fuera

del ángulo de visión. El diagnóstico se realiza mediante la observación de los ojos, registrando los movimientos, el nistagmo se suele presentar normalmente en fase de oscilación lenta y rápida, estas tienen ciertas características con las que se pueden identificar, habitualmente el nistagmo nos indica si existe algún tipo de simetría en el tono laberíntico, de origen periférico de origen central. De la cual la fase rápida del movimiento involuntario es la que predomina en ellos. (Papageorgiou E, 2014)

La morfología en el nistagmo se divide en 3 tipos, en resorte cuando el movimiento ocular está formado por dos sacudidas, la primera lenta y la segunda rápida regresando al punto inicial de movimiento, la pendular u ondulatorio donde no se llega a distinguir el movimiento lento o rápido y la irregular, donde el movimiento ocular no se ajusta a ninguno de los anteriores mencionados. EL movimiento ocular se define como la dirección en su fase rápida, la cual se puede mover los ojos en 3 ejes, horizontal, vertical y ante posterior, esto pueden conformar movimiento lineales y rotatorios, el movimiento se puede combinar en diferentes direcciones dependiendo del caso.

La variación del nistagmo se evalúa en cinco posiciones diferentes de la mirada: derecha, izquierda, arriba, abajo y al frente. De acuerdo con la Ley de Alexander, el nistagmo se intensifica si el ojo se desplaza en la dirección del nistagmo, lo cual orienta hacia una patología periférica. Dependiendo de la intensidad del nistagmo, este se clasifica en tres grados: grado 1, cuando solo aparece nistagmo al mirar hacia el lado de la fase rápida; grado 2, cuando el nistagmo aparece tanto en la posición de la fase rápida como al mirar al frente; y grado 3, cuando el nistagmo es visible en tres posiciones de la mirada: en la dirección del nistagmo, al frente y en dirección opuesta al nistagmo.

El nistagmo es una condición relativamente común en la práctica clínica. Se estima que su prevalencia en la población general es de 24 personas por cada 10,000, con una ligera predilección por individuos de ascendencia europea. En infantes, la prevalencia es de 14 por cada 10,000. El nistagmo puede clasificarse en dos grandes grupos: nistagmo adquirido y nistagmo infantil. Este último puede estar asociado a síndromes o enfermedades neurológicas. En los infantes, el nistagmo puede ser idiopático o estar relacionado con otras afecciones oculares, como enfermedades de la retina, albinismo, disminución de la agudeza visual o privación sensorial en las primeras etapas de vida. También puede ser causado por cataratas congénitas o hipoplasia del nervio óptico. El nistagmo infantil generalmente aparece entre los 3 y 6 meses de vida. (Papageorgiou E, 2014)

El nistagmo adquirido, por otro lado, se desarrolla más adelante en la vida, y está relacionado con una amplia variedad de trastornos neurológicos, como esclerosis múltiple, enfermedades del aparato vestibular, lesiones del sistema nervioso central causadas por accidentes cerebrovasculares, tumores, traumatismos o toxicidad inducida por medicamentos. Entre los tipos más comunes de nistagmo infantil se encuentra el nistagmo idiopático, en el que no se encuentran enfermedades oculares ni problemas neurológicos subyacentes. Este tipo de nistagmo suele ser bilateral y conjugado, con movimientos en sacudidas o pendulares, y la fase lenta tiene una aceleración característica. Aunque el nistagmo idiopático infantil aparece entre el nacimiento y los 12 meses de vida, se ha observado que tiende a volverse menos evidente a medida que el niño crece, y la agudeza visual mejora.

El nistagmo asociado a enfermedades y síndromes neurológicos puede ocurrir en personas con trastornos como el síndrome de Down, síndrome de Noonan, enfermedad de Pelizaeus-Merzbacher, síndrome de Sotos, síndrome de Cockayne, síndrome alcohólico fetal y microcefalia, entre otros. Estos síndromes suelen estar asociados con anomalías en el tronco cerebral y el cerebelo. Aunque este tipo de nistagmo es más común en adultos, también puede presentarse en niños.

El tratamiento del nistagmo infantil incluye diversas opciones, como la cirugía ocular en casos de rotación de la cabeza. Esta cirugía busca modificar la zona nula del nistagmo hacia la posición primaria, lo que puede mejorar la postura y la agudeza visual del paciente. Además de las intervenciones quirúrgicas, las pruebas rotatorias son

fundamentales en la evaluación del nistagmo. Estos procedimientos estimulan los canales semicirculares, responsables de las aceleraciones angulares, para inducir un nistagmo artificial que facilite el diagnóstico.

Una herramienta comúnmente utilizada en este tipo de estudios es la silla de Barány, que permite inducir movimientos oculares a través del reflejo vestibular-ocular mediante la rotación controlada del paciente. La prueba de Barány es especialmente útil para la evaluación de la función vestibular, permitiendo detectar asimetrías en los canales semicirculares horizontales. Aunque el giro manual presenta algunas limitaciones en cuanto a la precisión.

La prueba de rotación gira el cuerpo en el sentido de las agujas del reloj desde su eje vertical y luego en el sentido contrario a las agujas del reloj, lo que induce corrientes endolinfáticas de inercia para estimular ambos Sistemas Vestibulares (canales), lo que da como resultado una respuesta de nistagmo. Esta respuesta proporciona información sobre el estado funcional de los dos Sistemas Vestibulares, cómo se transmite esta información a los órganos centrales y cómo la procesan. También proporciona una exploración dinámica del reflejo vestibulo-ocular para estudiar el mantenimiento del ojo en estas condiciones. La prueba depende de los cambios en la velocidad angular, es decir, la aceleración o desaceleración de los movimientos de rotación, y en respuesta a estos se produce un reflejo de nistagmo nivel del sistema vestibulo-ocular, que debe registrarse para su evaluación. Los estímulos de rotación generan movimientos del líquido del laberinto que son máximos en los canales (derecho e izquierdo) que se encuentran en el plano de rotación

La detección del nistagmus en infantes es debido a que a diferencia de adultos su detección es mucho más compleja, el tratamiento del nistagmo convencional consiste en minimizar o corregir el movimiento involuntario de los ojos, para esto implica que una neurología determine el grado de nistagmo y mediante una cirugía reacomode los músculos causantes de estos movimientos voluntarios.

## **2. METODOLOGIA**

La investigación es documental y experimental, la silla de Barány consiste en un dispositivo fundamental para una prueba oscilatoria basada en la prueba de Barány para pacientes infantes de 3 años a 13 años, para ello se necesita una recopilación de datos para poder implementar una mejora al diseño original de una silla de Barány creando una silla con sistema de control para poder controlar de mejor forma la obtención del resultado de cada prueba.

El diseño mecánico se refiere a la determinación de satisfacer una necesidad en específico, si el plan para obtener un resultado que satisfaga algo real y físico, entonces el producto final debe ser útil, en caso del rediseño se trata de solucionar ciertos problemas o hacer mejoras a ciertos sistemas ya implementados, esto nos ayudara a redefinir el nuevo modelo a desarrollar.

Los criterios para desarrollar son los siguientes:

### **2.1 INVESTIGACIÓN Y ANÁLISIS DE REQUERIMIENTOS**

La investigación incluye la recopilación de datos sobre el uso y funcionamiento del modelo actual de la silla de Barány, centrada en su uso para pruebas oscilatorias en pacientes pediátricos. El análisis identificará las limitaciones y áreas de mejora, como la precisión en el control y la comodidad del paciente, sirviendo como base para proponer un rediseño que incorpore un sistema de control mejorado.

## **2.2 DISEÑO Y DESARROLLO DEL MODELO**

El diseño mecánico se orienta a satisfacer necesidades específicas detectadas en el modelo original. Este proceso busca no solo cumplir con los requisitos funcionales, sino también mejorar el rendimiento, la durabilidad y la seguridad de la silla.

## **2.3 IDENTIFICACIÓN DE ÁREAS DE MEJORA EN EL PROTOTIPO**

Este paso se enfoca en analizar los problemas detectados en el prototipo existente, identificando aspectos específicos que deben optimizarse, tales como la recolección precisa de datos y el confort del usuario.

## **2.4 COMPLEJIDAD DE IMPLEMENTACIÓN DE LA NUEVA PROPUESTA**

Se evaluará la viabilidad y accesibilidad de los materiales y componentes necesarios para el nuevo diseño:

- Disponibilidad de nuevas piezas en el mercado.
- Compatibilidad de los componentes en catálogo.
- Inversión requerida para la implementación del rediseño.

## **2.5 SEGURIDAD**

La seguridad del paciente es fundamental en el diseño pediátrico. El rediseño atenderá las siguientes normas:

- Normas de seguridad para sillas pediátricas y equipos médicos.
- Requisitos de seguridad en cuanto a edad, peso y talla máxima de los pacientes.
- Calidad de los materiales para una mayor durabilidad y seguridad.

## **2.6 GARANTÍA DE USO**

Se establecerán pautas para la frecuencia de mantenimiento y vida útil de los materiales, asegurando que el prototipo rediseñado sea seguro y de fácil uso para el operador.

## **2.7 INNOVACIÓN DEL PROYECTO**

La innovación del rediseño radica en la incorporación de mejoras comparativas frente al diseño original. Estas pueden incluir:

- Optimización del tamaño para mayor comodidad.
- Portabilidad del equipo para facilitar el uso en distintos entornos.
- Facilidad de uso y de recolección de datos.
- Precisión y confiabilidad en los resultados.

## **2.8 VALIDACIÓN Y PRUEBAS DEL PROTOTIPO**

Para verificar las mejoras, se realizarán pruebas experimentales que permitan evaluar el rendimiento del nuevo diseño respecto al original. Los resultados servirán para ajustar y afinar el prototipo, garantizando que cumple con los objetivos de funcionalidad, seguridad e innovación establecidos.

## **3. RESULTADOS**

### **3.1 INVESTIGACION Y ANALISIS REQUERIDO**

Para identificar posibles aberraciones oculares mediante la activación del reflejo vestíbulo-ocular, se emplea la silla rotatoria de Barány. Durante la prueba, el paciente permanece sentado en la silla, con la cabeza fijada mediante un arnés que evita movimientos involuntarios. La prueba consta de dos ciclos de rotación: en el primer ciclo, la silla gira en el sentido de las manecillas del reloj a una velocidad constante de 40 revoluciones por minuto (rpm) durante 30 segundos. Al finalizar, la silla cambia de dirección y gira en sentido contrario a las manecillas del reloj a la misma velocidad de 40 rpm durante otros 30 segundos.

Se ha detectado un problema significativo en el diseño actual: cuando la silla rota a una velocidad superior a 20 rpm por más de 10 segundos, el sistema puede desestabilizarse, generando una pérdida de control y una caída abrupta del paciente. Este problema se debe al centro de masa elevado de la estructura, lo que la hace susceptible a la inestabilidad en rotación.

La Figura 1 muestra el prototipo de la silla de Barány, fabricada con una combinación de aluminio, nylon y plástico ABS. El asiento tiene un peso de 18.458 kg, al que se suma el peso del paciente, que puede variar entre 13.01 kg y 55.44 kg como máximo (García, 2019). La base de la silla, construida completamente en hierro A36 e incorporando el motor y la fuente de alimentación, tiene un peso total de 31.2 kg.



**Figura 1. Prototipo de silla de barány (GARCÍA, 2019).**

Según los datos obtenidos, el centro de masa mínimo y máximo del paciente se presenta en la Tabla 1, que muestra el centro de gravedad de un niño en función de la complejión promedio para edades entre 3 y 13 años de edad.

Rango \ EJE	X	Y
Mínimo	8.184 cm	13.8841 cm
Máximo	18.4074 cm	31.8288 cm

**Tabla1. Promedio de infantes de 3 a 13 años (GARCÍA, 2019).**

La silla no cuenta con un sistema adecuado para sujetar la cámara que almacenará toda la información obtenida durante las pruebas y la transmitirá al ordenador. En el prototipo actual, la cámara se coloca en una gorra, lo cual podría generar errores en la recolección de datos, ya que, al tratarse de niños, es probable que muevan la cabeza durante la prueba. Esto puede desajustar la cámara, haciendo que el video se desenfoque o que pierda la posición óptima para la captura de información.



**Figura 2. Prototipo de cámara para recolección de datos**

### 3.2 DISEÑO Y DESARROLLO DEL PROTOTIPO

Para poder hacer un diseño que logre mejorar el prototipo de la silla de barány, se busco una propuesta del agregar estabilidad a la silla, sin afectar el movimiento mecánico que tiene el mismo. El primer punto de partida para bajar el centro de masa es agregar una base que logre estabilizar la silla, el segundo punto es calcular la inercia rotacional de la silla y el paciente y proponer como poder agregar mayor estabilidad al sistema.

Determinamos la velocidad angular final siendo esta de 40 RPM

Formula calcular momento de inercia total  $I_t = \sum_i I_i$  (1)

Primero se debe de calcular el momento de inercia de la silla y después se tiene que calcular el momento de inercia del paciente de menor peso a mayor peso

$$I_{sx} = 1/2(18.458\text{kg}(22.5\text{cm})^2) = 0.467 \text{ kgm}^2 \quad (2)$$

$$I_{pMinimo} = 1/2(13.01\text{kg}(8.18\text{cm})^2) = 0.041 \text{ kgm}^2 \quad (3)$$

$$I_{sMaximo} = 55.44\text{kg}(18.4078\text{cm})^2 = 0.898 \text{ kgm}^2 \quad (4)$$

$$I_t = mr^2 \quad (5)$$

Dado el momento de inercia total conocido, se propone mejorar la estabilidad del sistema mediante una base fija atornillada. Para esto, se ha diseñado una base de 100 cm<sup>2</sup>, construida con un perfil rectangular de 6.5 cm x 3.5 cm tipo R249, que estará asegurada al piso mediante tornillos M8 de 7 cm de longitud. Esta configuración proporcionará mayor estabilidad frente al momento de inercia generado por los pacientes.



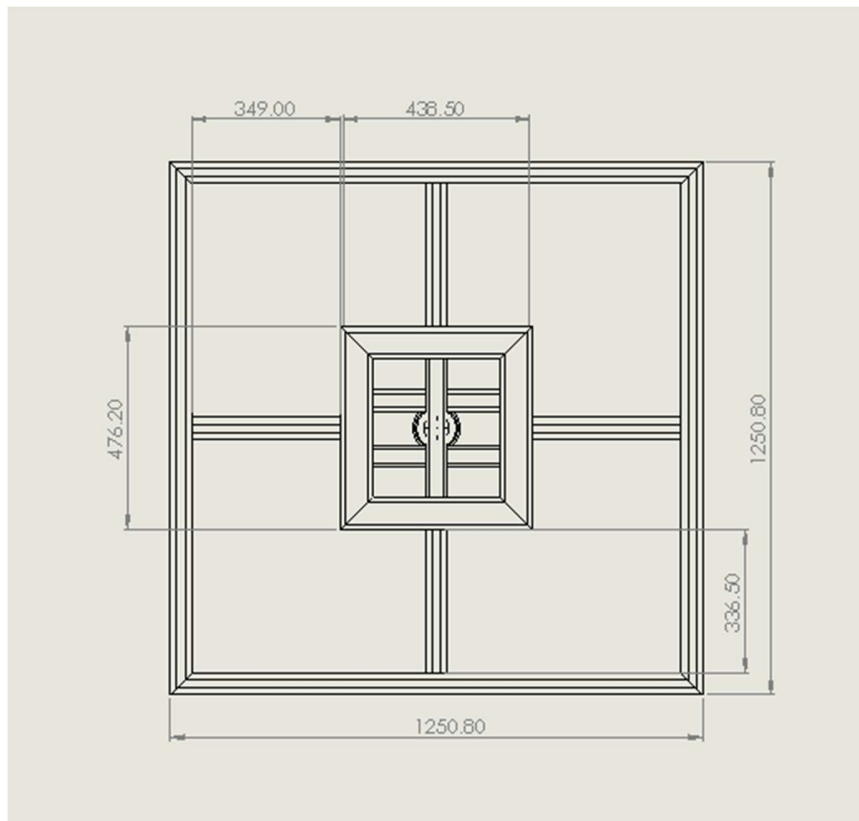


Figura 2 Diseño de una base para bajar el centro de masa en la silla de barány

Utilizando la siguiente ecuación:

$$\bar{x} = \frac{\sum m_i x_i}{\sum m_i} \quad (6)$$

De acuerdo con esta ecuación aplicada al diseño original su centro de masa es el siguiente:

$$X = 187.50 \text{ mm}, Y = 195.32 \text{ mm}, Z = 1275.74 \text{ mm}$$

Lo que provoca que el centro de masa este muy alto de la silla justo en la base del asiento, lo que ha provocado la inestabilidad al momento de rotar.



**Figura 3 Centro de masa obtenida mediante SolidWorks**

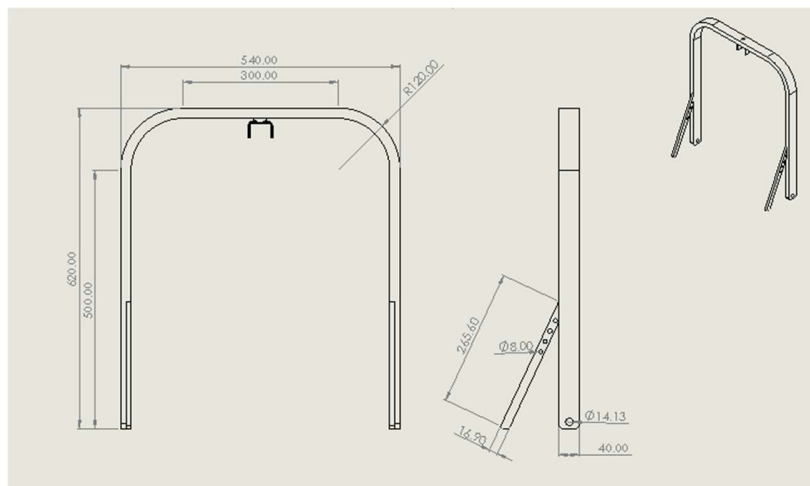
La ausencia de un centro de masa bien definido en la estructura de la silla puede ocasionar un desequilibrio, especialmente cuando se alcanza cierta velocidad de rotación o cuando el peso del paciente excede ciertos límites. Este desequilibrio incrementa el riesgo de vuelco o inestabilidad del sistema. Por lo tanto, se propone el diseño de una base que permita reubicar el centro de masa hacia una posición más cercana al suelo. Esta modificación no solo contribuiría a estabilizar el sistema, sino que también permitiría que la silla sea empotrada al piso, aumentando significativamente su seguridad durante el uso. Esto resulta particularmente importante en contextos clínicos o de entrenamiento, donde se requiere un funcionamiento confiable y seguro para evitar accidentes.

Tamaño del diseño de base	Coordenadas en X	Coordenadas en Y	Coordenadas en Z
80 cm x 80 cm	483.75 mm	497.66 mm	478.39 mm
100 cm x 100 cm	593.75 mm	597.66 mm	485.39 mm
120cm x 120 cm	693.75 mm	697.66 mm	493.39 mm

**Tabla2. Centro de masa del sistema con bases de diferente tamaño**

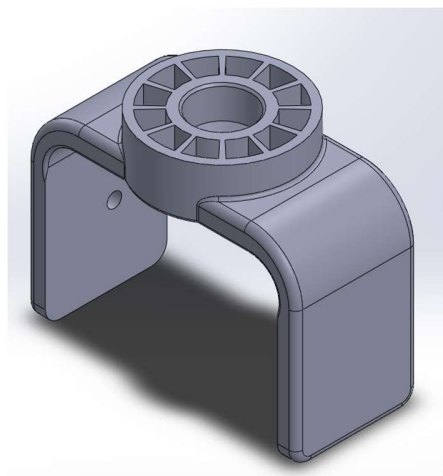
De acuerdo con la tabla obtenida se decidió agregar una base a la silla de tamaño 120cm X 120cm para generar un mejor control al momento de rotar.

Para poder resolver el problema de la cámara, se propone un soporte de diseño ajustable. Este consiste en una pieza de plástico PLA en forma de arco, equipada con tornillos que permiten fijarla al respaldo de la silla. La posición de la cámara puede ajustarse en altura según la estatura del paciente, asegurando una alineación óptima para capturar datos sin interrupciones.



**Figura 4 Planos del diseño para el soporte ajustable.**

El sistema está diseñado para ser ajustable, seguro y fácil de calibrar según la línea de visión del paciente. Para ello, cuenta con un tornillo ajustable en la parte central, que permite colocar la cámara y ajustar su posición en un rango de 0 a 220°. Una vez calibrada, la cámara puede fijarse firmemente para evitar cualquier movimiento durante el uso, como se muestra en la Figura 5.



**Figura 5 Sujetador para la cámara con un Angulo de movimiento de 220°**



**Figura 6 Sujetador para la cámara en el prototipo**

### **3.3 IDENTIFICACION DE AREAS DE MEJORA EN EL PROTOTIPO**

El prototipo podría incorporar un sistema automatizado que ajuste automáticamente la posición de la silla según la estatura y postura del paciente, proporcionando mayor comodidad y precisión en el uso. Este sistema incluiría un mecanismo de frenado automático para garantizar la seguridad y estabilidad del paciente en todo momento. Además, la silla sería controlada desde una computadora mediante una interfaz intuitiva y fácil de usar, permitiendo al operador ajustar la configuración y monitorear el funcionamiento de la silla en tiempo real. Esta solución busca mejorar la experiencia del usuario y optimizar la eficiencia del sistema durante las pruebas.

### **3.4 COMPLEJIDAD DE IMPLEMENTACIÓN DE LA NUEVA PROPUESTA**

El mayor problema de la aplicación de una base radica en la cuestión de como transportar y mover el sistema debido a que es una base con un peso de 8 kilos y un tamaño de un metro cuadrado, el cual esta unido por tornillos a la base de la silla.

### **3.5 SEGURIDAD**

Para garantizar la seguridad del paciente, se implementan principios de ergonomía y sujeción de acuerdo con la normativa europea de seguridad infantil i-Size, ampliamente aplicada en los sistemas de retención infantil en vehículos. Esta norma establece criterios de homologación basados en la talla y el peso del niño, proporcionando una regulación más rigurosa y actualizada que la norma ECE R44, que se utilizaba anteriormente. (RACE, 2016)

La normativa i-Size, que comenzó a implementarse en 2013 y entró plenamente en vigor en 2018, introduce mejoras significativas en los procedimientos de evaluación de sillas infantiles. Entre los avances de i-Size, se destacan los nuevos estándares de seguridad para protección en colisiones laterales, diseñados para mejorar la sujeción y

protección del niño en situaciones de impacto. Además, la norma i-Size promueve un ajuste más preciso al cuerpo del paciente, priorizando la estabilidad y seguridad en los sistemas de retención. (RACE, 2016)

### **3.6 GARANTIA DE USO**

dado que emplea un motor para impulsar una cadena y hacer girar el mecanismo por intervalos de 30 segundos, debe centrarse en la durabilidad, el mantenimiento y la seguridad operativa de sus componentes mecánicos y de su motor se debe realizar un mantenimiento.

- Se recomienda realizar inspecciones de rutina cada 6 meses para verificar el estado de la cadena, los engranajes y el motor.
- Revisar la tensión y lubricación de la cadena, además de posibles desgastes o desajustes en los engranajes que puedan afectar la precisión y estabilidad del giro.
- Inspección y prueba de componentes electrónicos del motor para garantizar que funcionen a la velocidad adecuada sin desestabilizar el sistema.

Para su correcto funcionamiento deben realizarse pruebas de estabilidad y resistencia del sistema para asegurar que el mecanismo mantiene la velocidad constante de 40 rpm sin comprometer el equilibrio, especialmente en condiciones de uso continuo o por intervalos extensos.

### **3.7 INNOVACION DEL PROYECTO**

la incorporación de una base que mejore la estabilidad del sistema representa una innovación clave que contribuye tanto a la seguridad como a la precisión del dispositivo. Este rediseño reduce las vibraciones y movimientos indeseados, incrementando la estabilidad general del sistema, lo cual es esencial para obtener resultados precisos en las pruebas diagnósticas. Además, el aumento en la estabilidad refuerza la seguridad del paciente, especialmente en pruebas pediátricas, al minimizar riesgos de caídas o movimientos bruscos, y permite un funcionamiento controlado a las velocidades de rotación requeridas. La mejora en la estabilidad también extiende la durabilidad del sistema al reducir el desgaste en sus componentes, posibilitando así pruebas de mayor duración o velocidad sin comprometer la integridad del equipo. Finalmente, esta innovación facilita el cumplimiento de normativas avanzadas de seguridad en dispositivos médicos, ampliando el potencial de aplicación clínica del dispositivo y su adaptabilidad a diferentes regulaciones internacionales.

### **3.8 VALIDACION Y PRUEBAS DEL PROTOTIPO**

El sistema rediseñado presenta mayor estabilidad en pruebas de hasta un minuto a 40rpm, con pesos extra de 70kg, aunque el sistema no presenta colapsos, la silla sigue generando vibración que pueden dificultar la toma de grabaciones para el diagnóstico del paciente.

## **4. DISCUSION**

La recopilación y monitoreo de datos en tiempo real representa un avance significativo para el diagnóstico temprano de esta afección. Por el cual es necesario poder obtener datos del paciente sin afectar el diseño original y no generar incomodidad en los pacientes.

La metodología implementada en esta investigación aborda problemas identificados en prototipos anteriores, tales como la inestabilidad en altas velocidades de rotación y la necesidad de seguridad adicional para el paciente, logrando así una mayor fiabilidad en el sistema. Además, este enfoque metodológico sienta las bases para futuras mejoras y optimizaciones del prototipo, abriendo posibilidades de innovación continua.

## 5. CONCLUSION

En conclusión, la implementación de una base que mejora la estabilidad del sistema de la silla de Barány representa un avance fundamental en la precisión, seguridad y eficacia del diagnóstico de nistagmo en pacientes pediátricos. Este rediseño proporciona una estructura más estable que minimiza vibraciones y movimientos indeseados, lo que resulta en una experiencia de prueba más controlada y segura para el paciente. Al reducir la carga en los componentes mecánicos, se incrementa también la durabilidad del sistema, disminuyendo así la frecuencia de mantenimiento y extendiendo su vida útil.

La base estable permite que el sistema opere de manera confiable a velocidades mayores y durante intervalos de tiempo prolongados, lo cual amplía el rango de pruebas diagnósticas que pueden realizarse de forma segura. Con esta implementación, el sistema se adapta mejor a normativas avanzadas de seguridad, aumentando así su potencial de aplicación en entornos médicos que demandan altos estándares de seguridad y precisión. En conjunto, esta innovación proporciona un sistema diagnóstico robusto, seguro y adaptable, que sienta las bases para futuras optimizaciones y aplicaciones clínicas más amplias.

## 6. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- Alejandra, M. (2020). Rehabilitación vestibular en la silla de Barany para el manejo de la aerocinetosis. *Seguridad Operacional y logística aeronautica*, 10.
- Boyd, K. (5 de abril de 2024). *American academy of ophthalmology*. Obtenido de <https://www.aao.org/salud-ocular/enfermedades/nistagmo>
- Carmen Sanchez Blanco\*, R. Y. (2014). Cinetosis. *Revista de la Sociedad Otorrinolaringológica de Castilla y León Cantabria y La Rioja*, 233-251.
- Dres. L. Megías Gámiz, J. A. (2015). Sociedad española de otorrinolaringología y patología cervico facial. En *libro virtual de informacion de otorrinolaringologia* (pág. Capítulo 9). Cadiz: Libro virtual de informacion ORL.
- Espinosa, J. M. (2013). Nistagmo: fisiopatología. *Salud areandina*, 59-69.
- Fernández, R. V. (2023). Datos normativos en población española adolescente y adulta en el test nistagmo post-rotatorio: estudio transversal. *www.revistatog.com*, 29-36.
- García, k. I. (2019). Diseño y construcción de una silla., (pág. 98). Tlaxcala.
- Giovanni Bertolini, D. S. (2016). Moving in a Moving World: A review on vestibular motion sickness. *Front. Neurol*, 11.
- GONZÁLEZ-AGUADO, R. (2018). Prueba rotatoria. Técnica e interpretación. *Eissn 2444-7986*, 215-219.

- González-Aguado, R. (2018). Prueba rotatoria. Técnica e interpretación. *ORL*, 9(3), 215–219. Obtenido de <https://doi.org/10.14201/orl.17717>
- Luis Raúl González Bárcenas, L. R. (2023). Sistema de control en visión por computadora. *Instituto Tecnológico de Apizaco*, 82.
- Nisbett, R. G. (2011). *Diseño e ingeniería mecánica Shigley*. Mc Graw Hill.
- Ogata, k. (1998). *Ingeniería de control moderna*. Minsota: pearson.
- Papageorgiou E, M. R. (oct de 2014). *Tipos de Nistagmo en los Niños*. Recuperado el 20 de 10 de 2024, de Bago: <https://www.bago.com.ar/vademecum/bibliografia/tipos-de-nistagmo-en-los-ninos/>
- RACE. (16 de 03 de 2016). *RACE*. Obtenido de <https://www.race.es/la-nueva-normativa-i-size>
- Rashid, M. H. (2001). *Electrónica de Potencia: Circuitos, Dispositivos y Aplicaciones*. Prentice hall.
- Schubert5, F. C. (2017). Head-shaking tilt suppression: a clinical test to discern central from peripheral causes of vertigo. *Springer*, 7.
- Yeo Jin Lee, J. E. (2011). Comprehensive Analysis of Head-Shaking Nystagmus in Patients with Vestibular Neuritis . *Audiology and neurology*, 228-234.