



**UNIVERSIDAD
MODELO**
INGENIERÍA

PC3-PC4 AVANCES

Grupo: 6° Semestre IBM **Fecha:** 20/04/2026

Integrantes:

- Chin Cantillo José Andrés
- Sarao Sánchez Jesús Alejandro
- María Regina Ruíz Pinto
- Vázquez Guillen Haydee Alejandra
- Yam Cruz Mirely Guadalupe
- Ulín Mena Miguel Agustín

**Nombre del
Profesor:** Cielo Guadalupe Poot Bote



Mérida, Yucatán, México

Contenido

INTRODUCCIÓN3

PROBLEMÁTICA4

ANTECEDENTES5

OBJETIVOS 10

VARIABLES DEPENDIENTES E INDEPENDIENTES 11

METODOLOGÍA DE DISEÑO CAD **17**

REFERENCIAS 23

INTRODUCCIÓN

El presente proyecto se centra en el diseño y modelado de dos sillas de ruedas personalizadas para pacientes con discapacidad motriz severa derivada de enfermedades del sistema nervioso central (como atrofas corticales y esquizencefalia). El objetivo principal es mejorar la ergonomía y el soporte postural de las pacientes, optimizando la sedestación y el confort, al mismo tiempo que se reduce la carga física que los cuidadores enfrentan durante las tareas diarias de traslado y asistencia.

Debido a que las pacientes presentan capacidades motoras residuales limitadas, el proyecto propone una alternativa de control no convencional basada en una interfaz de comunicación asistida. En este sistema, el uso de giroscopios y seguimiento ocular sirve como medio de interacción para navegar y seleccionar comandos dentro de una interfaz gráfica (GUI). Este enfoque de control indirecto busca devolver la autonomía a las usuarias mediante una interacción segura y adaptada a sus necesidades.

La metodología se fundamenta en la ingeniería asistida por computadora, utilizando Autodesk Fusion 360 para el modelado. El entregable final consiste en una simulación 3D de alta fidelidad que permite validar la integridad estructural y la viabilidad del ensamblaje antes de una futura implementación física, garantizando una solución técnica robusta y ergonómicamente validada para ambos casos de estudio.

PROBLEMÁTICA

Las discapacidades motoras crónicas severas, como aquellas derivadas de atrofas corticales, cervicales o esquizencefalia, generan un alto grado de espasticidad y debilidad muscular que limitan drásticamente la movilidad autónoma de los pacientes. Al carecer de alternativas de control adaptables a sus capacidades residuales, los pacientes quedan relegados a una dependencia total, trasladando la carga física a sus familiares. Una alta proporción de cuidadores informales desarrollaron trastornos musculoesqueléticos severos originados por la fatiga crónica y la asistencia física prolongada que requiere el manejo de la discapacidad diariamente (Haddada et al., 2025).

En un nivel biomecánico, las investigaciones respaldan esta crisis al revelar que las fuerzas de compresión en la zona lumbar y los momentos resultantes en los hombros de los cuidadores al realizar transferencias manuales superan frecuentemente los límites ergonómicos seguros recomendados. Esto convierte el manejo manual de los pacientes en una labor de alto riesgo ocupacional que exige de manera urgente el desarrollo de tecnologías asistivas y diseños mecánicos ajustables que mitiguen dicho esfuerzo físico y prevengan lesiones (Banks et al., 2024).

Aunado a las limitaciones técnicas de control, existe un problema sistémico en la provisión global de tecnología asistiva, la cual suele carecer de un enfoque centrado en la persona y opta por entregar sillas de ruedas genéricas en lugar de sistemas adaptados a las necesidades anatómicas del usuario. Una prescripción inadecuada de la silla de ruedas tiene efectos irreversibles, exponiendo al paciente a complicaciones secundarias críticas como deformidades posturales y úlceras por presión, lo que amenaza directamente su bienestar a largo plazo (Gowran et al., 2021)

ANTECEDENTES

El desarrollo de plataformas de movilidad asistiva ha transitado hacía la integración de inteligencia artificial y sensores no invasivos para sustituir los controles manuales tradicionales, los cuales resultan ineficientes para pacientes con discapacidades motrices severas (Rahimunnisa et al., 2020). En el ámbito de la visión computacional, Xu et al. (2023) y Sunny et al. (2021) han demostrado la viabilidad de controlar sillas de ruedas y brazos robóticos mediante seguimiento ocular, destacando la necesidad de interfaces gráficas deterministas y modelos cinemáticos que eviten aceleraciones bruscas. Para resolver el problema de las selecciones accidentales en estos sistemas visuales, investigaciones recientes han validado el uso de la métrica de proporción de aspecto del ojo (EAR) como un método de confirmación mediante parpadeo voluntario, resultando ser altamente confiable en pacientes neuromotores (Lee & Lee, 2025). Paralelamente, en el campo del control inercial, Cazacu et al. (2025) demostraron la viabilidad de utilizar giroscopios y acelerómetros portátiles de seis grados de libertad para traducir de forma precisa movimientos espaciales en comandos de hardware pesado.

En la exploración de alternativas biomédicas, Iqbal et al. (2024) controlaron sillas de ruedas utilizando algoritmos de clasificación sobre señales de electromiografía, sin embargo, este enfoque mantiene la limitante clínica de requerir electrodos adheridos a la piel. Complementariamente, desde el enfoque mecánico Satpute et al. (2023) evidenciaron que integrar sistemas de transferencia asistida directamente en la silla de ruedas es imperativo para mitigar el estrés biomecánico y prevenir lesiones en los cuidadores.

En el ámbito del análisis de movilidad, (Chaikhot et al., 2023) han aportado nuevas perspectivas sobre la biomecánica de las maniobras de giro, permitiendo identificar patrones de propulsión y demandas de torque que resultan críticos para parametrizar simulaciones de navegación dinámica en entornos virtuales. Complementando este enfoque desde la seguridad del usuario, (Kondo et al., 2024) realizaron un análisis cinemático exhaustivo de la fase de preparación en las transferencias desde la silla de ruedas hacia la cama, destacando que el control del

tronco y la coordinación de los segmentos corporales son factores determinantes para garantizar la estabilidad postural antes de iniciar cualquier desplazamiento. Finalmente, en el campo de la asistencia robótica avanzada, (Satpute et al., 2024) evaluaron la eficiencia temporal y la carga ergonómica de sistemas motorizados de transferencia, validando mediante pruebas de usabilidad que la automatización de estas maniobras no solo reduce significativamente el estrés físico del paciente y el cuidador, sino que incrementa la seguridad percibida en comparación con los métodos de traslado manuales tradicionales.

Categoría	Autor y año	Fuente y factor de impacto	Objetivos	Diseño	Muestra y Localización	Instrumentos	Resultados
Movilidad Asistiva / IA	(Rahimunni sa et al., 2020)	Journal of Applied Research and Technology	Diseñar una silla de ruedas inteligente basada en IA que sustituya controles manuales ineficientes para pacientes con discapacidad motriz severa.	Experiment al / Desarrollo tecnológico	Pacientes con discapacidad motriz severa (no especificado).	Sensores no invasivos, algoritmos de IA.	Se demostró la viabilidad de integrar IA y sensores no invasivos en plataformas de movilidad asistiva como alternativa a los controles manuales tradicionales.
Control ocular / Visión computacional	(Xu et al., 2023)	Sensors (MDPI)	Controlar una silla de ruedas mediante seguimiento ocular usando deep learning, con interfaces gráficas deterministas.	Experiment al / Prototipo tecnológico	No especificado en el texto.	Cámara ocular, modelos de deep learning, interfaz gráfica (GUI).	Se validó la viabilidad del control de sillas de ruedas por seguimiento ocular; se destacó la necesidad de modelos cinemáticos que eviten

Categoría	Autor y año	Fuente y factor de impacto	Objetivos	Diseño	Muestra y Localización	Instrumentos	Resultados
							aceleraciones bruscas.
Control ocular / Robótica asistiva	(Sunny et al., 2021)	Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation	Controlar mediante seguimiento ocular un brazo robótico asistencial de 6 DOF montado en silla de ruedas para actividades de la vida diaria.	Experimental / Prototipo robótico	Pacientes con discapacidades neuromusculares (no especificado n).	Sistema de seguimiento ocular, brazo robótico 6 DOF, GUI.	Se demostró la viabilidad del control ojo-robot para actividades cotidianas; se evidenció la necesidad de interfaces gráficas deterministas.
Control ocular / Confirmación por parpadeo	(Lee & Lee, 2025)	Sensors (MDPI)	Resolver el problema de selecciones accidentales en sistemas de control visual mediante la métrica EAR (Eye Aspect Ratio) y parpadeo voluntario.	Experimental / Validación clínica	Pacientes neuromotores (n no especificado).	Cámara, algoritmo de detección EAR, interfaz de escritura por árbol alfabético.	El uso de EAR como método de confirmación por parpadeo voluntario resultó altamente confiable en pacientes neuromotores.
Control inercial / Giroscopios	(Cazacu et al., 2025)	Applied Sciences (MDPI)	Demostrar la viabilidad de controlar brazos robóticos industriales mediante giroscopios y acelerómetros	Experimental / Prototipo de control gestual	No especificado en el texto.	Giroscopio y acelerómetro portátil (6 DOF), smartwatch, sistema de control de brazo robótico.	Se validó la traducción precisa de movimientos espaciales en comandos de hardware pesado mediante sensores

Categoría	Autor y año	Fuente y factor de impacto	Objetivos	Diseño	Muestra y Localización	Instrumentos	Resultados
			os portátiles de 6 grados de libertad.				inerciales portátiles.
Control EMG / Silla de ruedas eléctrica	(Iqbal et al., 2024)	Medical and Biological Engineering and Computing	Controlar una silla de ruedas eléctrica mediante clasificación de señales EMG superficiales con métodos independientes del usuario.	Experimental / Clasificación de señales	No especificado en el texto.	Electrodos de EMG superficial, algoritmos de clasificación.	Se logró el control de la silla por EMG, aunque se identificó como limitante clínica la necesidad de electrodos adheridos a la piel.
Diseño mecánico / Transferencia asistida	(Satpute et al., 2023)	Sensors (MDPI)	Diseñar e integrar sistemas de transferencia asistida en la silla de ruedas para mitigar el estrés biomecánico en cuidadores.	Diseño participativo de ingeniería (Participatory Action Design)	Usuarios de silla de ruedas y cuidadores (no especificado).	Sistema motorizado de transferencia integrado en silla, análisis ergonómico.	Se evidenció que integrar sistemas de transferencia asistida en la silla es imperativo para prevenir lesiones en cuidadores.
Biomecánica / Maniobras de giro	(Chaikhot et al., 2023)	Frontiers in Sports and Active Living	Analizar la biomecánica de las maniobras de giro en silla de ruedas para identificar patrones de propulsión y	Observacional / Análisis biomecánico	Usuarios de silla de ruedas (no especificado localización).	Análisis cinemático, sensores de propulsión, modelos biomecánicos.	Se identificaron patrones de propulsión y demandas de torque críticos para parametrizar simulaciones de navegación dinámica en

Categoría	Autor y año	Fuente y factor de impacto	Objetivos	Diseño	Muestra y Localización	Instrumentos	Resultados
			demandas de torque.				entornos virtuales.
Seguridad postural / Transferencias	(Kondo et al., 2024)	Assistive Technology	Realizar un análisis cinemático de la fase de preparación en transferencias de silla de ruedas a cama, evaluando control del tronco y coordinación corporal.	Observacional / Análisis cinemático	Usuarios de silla de ruedas en proceso de transferencia (Japón).	Sistema de análisis cinemático, captura de movimiento.	El control del tronco y la coordinación de segmentos corporales son factores determinantes para garantizar estabilidad postural antes del desplazamiento.
Asistencia robótica / Transferencias motorizadas	(Satpute et al., 2024)	Sensors (MDPI)	Evaluar la eficiencia temporal y la carga ergonómica de sistemas motorizados de transferencia desde silla de ruedas.	Experimental / Pruebas de usabilidad	Pacientes y cuidadores (no especificado).	Sistema motorizado de transferencia, métricas de tiempo, evaluación ergonómica.	La automatización reduce significativamente el estrés físico de paciente y cuidador, e incrementa la seguridad percibida frente a métodos manuales tradicionales.

OBJETIVOS

Objetivo general

Diseñar dos sillas de ruedas **personalizadas** con estructura plegable, que incorporen un sistema mecánico para regular la altura e inclinación, integrando una herramienta de comunicación aumentativa.

Objetivos específicos

- Analizar las necesidades clínicas, antropométricas y funcionales de pacientes con esquizencefalia y atrofia cortical y cervical para definir criterios de diseño.
- Evaluar las limitaciones de las sillas de ruedas convencionales mediante revisión del estado del arte y análisis comparativo.
- Diseñar dos configuraciones de sillas de ruedas personalizadas mediante modelado CAD considerando estabilidad y distribución de cargas.
- Proponer una interfaz de comunicación asistida basada en seguimiento ocular y sensores de movimiento.

VARIABLES DEPENDIENTES E INDEPENDIENTES

Para la evaluación y validación de la plataforma de movilidad multimodal, el diseño experimental establece como variables independientes los parámetros de entrada y calibración del sistema, específicamente, los umbrales matemáticos de activación visual calculados en la interfaz y los datos inerciales crudos de aceleración y velocidad angular capturados a 50 Hz por el hardware wearable. En función del procesamiento de estas entradas, las variables dependientes que determinan la eficacia y seguridad del sistema son: la precisión de clasificación del modelo de inteligencia artificial (CNN 1D) para diferenciar intenciones voluntarias de espasmos musculares, la latencia de respuesta computacional en la arquitectura.

Variable Independiente 1. Simulación de Pistones y Mecanismos.

Objetivo: Determinar la fuerza necesario para ejecutar los mecanismos de basculación, reclinación y elevación.

Fase A – Modelado Cinemático en Fusion 360

1. Definición del modelo cinemático base

1. Abrir el ensamble general del chasis en Fusion 360 (ya parametrizado con UserParameters: altura poplíteas, ancho caderas, masa total de diseño).
2. Identificar los 'puntos duros' (hard points) de cada mecanismo:
 - Tilt: pivote central del bastidor de asiento → coordenada (X_pivot_tilt, Y_pivot_tilt).
 - Reclinación: articulación entre respaldo y bastidor de asiento → (X_pivot_reclina, Y_pivot_reclina).
 - Elevación: extremos superior e inferior de la columna telescópica / tijera.
3. Crear un Sketch de cinemática plana (perfil lateral, plano YZ) con los cuerpos simplificados como barras rígidas unidas en los pivotes.

2. Configuración de Joints para cada mecanismo

Mecanismo	Tipo de Joint en Fusion	Parámetros a configurar	Rango de movimiento
Basculación (Tilt)	Revolute Joint en pivote central	Eje de rotación global Z; cero en posición sedestación nominal	0° a 30°
Reclinación	Revolute Joint en articulación respaldo	Independiente del tilt; referenciado al bastidor de asiento	90° a 130°
Elevación	Slider Joint (translación vertical)	Dirección eje Y global; posición cero = altura mínima	0mm a 150 mm

Para cada Joint, activar 'Motion Link' si dos mecanismos están acoplados (e.g., el tilt desplaza el anclaje superior del pistón de elevación).

3. Simulación del rango de movimiento y detección de interferencias

4. En el espacio de trabajo Motion Studies (Fusion Simulation > Motion), definir la historia de movimiento de cada Joint en 10 pasos de 3° (tilt) o 15 mm (elevación).
5. Ejecutar Contact Sets entre el vástago del pistón, la estructura del respaldo y las ruedas traseras para detectar colisiones en posición extrema.
6. Registrar la posición angular / lineal del punto de anclaje del pistón a lo largo del recorrido completo → esto da la geometría de la palanca de momento.

4. Cálculo analítico de la fuerza del pistón (equilibrio estático)

Para cada posición del mecanismo, plantear equilibrio de momentos respecto al pivote:

$$\Sigma M_{\text{pivot}} = 0$$

$$F_{\text{pistón}} \times d_{\text{brazo_pistón}} = (P_u + P_e) \times f_d \times d_{\text{brazo_carga}} + \Sigma(m_{\text{componente_i}} \times g \times d_i)$$

Donde:

- P_u = peso de la usuaria [N]
- P_e = peso de motores + baterías [N]
- $f_d = 1.5$ (Factor de Carga Dinámica para uso clínico con espasticidad)
- $d_{\text{brazo_pistón}}$ = distancia perpendicular del eje del pistón al pivote [m] $\rightarrow$ varía con el ángulo θ
- $d_{\text{brazo_carga}}$ = distancia del CoM del conjunto al pivote [m]

7. Crear una tabla de cálculo (Excel / hoja de parámetros en Fusion) con $\theta = 0^\circ, 5^\circ, 10^\circ, 15^\circ, 20^\circ, 25^\circ, 30^\circ$ y la $F_{\text{pistón}}$ correspondiente en cada paso.

8. Identificar la posición de máxima fuerza requerida $\rightarrow F_{\text{pistón_max}}$. Ésta es la VD-1.

9. Comparar $F_{\text{pistón_max}}$ con las hojas de datos de pistones de gas comerciales (e.g., STABILUS, BANSBACH): seleccionar el modelo cuya fuerza nominal $\geq F_{\text{pistón_max}} \times 1.25$ (margen de seguridad de selección).

Fase B – Validación con Simulation (Motion + Force)

1. Asignación de fuerzas en el modelo de movimiento

10. Aplicar la carga resultante $(P_u + P_e) \times f_d$ como una fuerza gravitacional sobre el CoM del conjunto asiento-respaldo-usuario.

11. Definir el pistón como un componente Force en el Motion Study: ingresar la curva $F(\theta)$ obtenida analíticamente en el Paso A4.

12. Ejecutar la simulación dinámica y verificar que el mecanismo alcanza el ángulo objetivo sin superar la fuerza nominal del pistón seleccionado.

2. Reporte de resultados cinemáticos

Mecanismo	Ángulo / carrera máx.	F_pistón analítica (N)	Pistón comercial seleccionado	Fuerza nominal (N)	Margen (%)
Basculación (Tilt)	30°	— (calcular)	— (por definir)	—	≥ 25%
Reclinación	130°	— (calcular)	— (por definir)	—	≥ 25%
Elevación	150 mm	— (calcular)	— (por definir)	—	≥ 25%

Nota técnica: Si el margen resulta $< 25\%$, aumentar el diámetro del vástago o rediseñar la longitud del brazo de momento del pistón antes de proceder al FEA.

Variable Independiente 2. Modelado Asistido por Computadora utilizando FUSION.

Objetivo: Validar que el chasis de Al 6061 soporta la carga de diseño con un Factor de Seguridad (FoS) ≥ 2.0 en todos los nodos, y que la deflexión máxima no compromete la operación de los mecanismos ni los soportes posturales.

Fase A – Configuración del Estudio FEA.

1. Preparación del modelo para FEA.

1. Simplificar el ensamble: suprimir componentes no estructurales (cojinetes, tornillos, electrónica, tapicería). Mantener solo la estructura soldada del chasis.
2. Verificar que todos los cuerpos del chasis estén fusionados en un único sólido continuo o que las juntas estén correctamente definidas como 'bonded' (rígidas) en Fusion Simulation → esto representa la soldadura MIG/TIG.
3. Asignar material a todos los cuerpos: Aluminio 6061-T6 (desde la biblioteca de Fusion).

2. Definición de restricciones.

1. Fixed Constraint → aplicar en los centros geométricos de los 4 ejes de rueda (2 motrices traseras + 2 locas frontales). Esto simula que las ruedas no se desplazan durante la carga estática.
2. Pin Constraint → en los pivotes de tilt y reclinación: restringir translación, liberar rotación en el eje de articulación (reproduce el pivote real).

3. Aplicación de cargas.

4. Configuración del mallado (Mesh).

1. Seleccionar Mesh > Generate (Adaptive). Inicio con tamaño de elemento = 5 mm para perfiles tubulares.
2. Refinar el mallado (Mesh > Local Mesh Control, tamaño 1–2 mm) en las zonas críticas previstas:
 - Juntas/nodos soldados del chasis principal.

- Anclaje del soporte de baterías.
- Base del pivote de tilt.
- Soporte del motor trasero.

3. Verificar en 'Mesh Statistics' que el número de elementos sea $< 500,000$ para tiempo razonable de cómputo. Si se supera, aumentar el tamaño global a 8 mm y mantener refinamiento local.

5. Ejecución y extracción de resultados.

1. Ejecutar el estudio.
2. Revisar los resultados.

Fase B – Optimización.

1. Interpretación de zonas mínimas.

Si el $FoS_{min} < 2.0$ en alguna zona del chasis, se aplica el siguiente árbol de decisión en orden de menor a mayor intervención:

Nivel	Acción correctiva	¿Cuándo aplicarla?
1	Aumentar el calibre (espesor de pared) del tubo en la zona crítica. Ej.: pasar de 1.5 mm a 2.0 mm.	FoS entre 1.5 y 2.0
2	Añadir un gousset (placa triangular de refuerzo) soldado en el nodo crítico.	FoS entre 1.0 y 1.5
3	Rediseñar la geometría del nodo: cambiar ángulo del perfil o añadir un tubo diagonal de arriostrado.	FoS < 1.0

2. Re-evaluación.

1. Aplicar la corrección seleccionada en el modelo CAD.
2. Regenerar el mallado y ejecutar nuevamente el FEA.
3. Documentar en la tabla comparativa las iteraciones realizadas hasta alcanzar $FoS \geq 2.0$.

Iteración	Modificación aplicada	FoS_min	σ_{VM_max} (MPa)	δ_{max} (mm)	¿Aprobado?
1 (base)	Diseño inicial sin refuerzo	—	—	—	—
2	—	—	—	—	—
3	—	—	—	—	—

METODOLOGÍA DE DISEÑO CAD

En esta sección se describirá el proceso empleado para el modelado tridimensional de las dos sillas de ruedas personalizadas mediante Autodesk Fusion 360. El desarrollo se fundamenta en el Protocolo de Recolección de Datos Morfológicos definido por el equipo, cuyos datos serán proporcionados por los cuidadores de cada paciente y agregados como UserParameters en el modelo CAD.

1. Análisis Antropométrico de las Pacientes

Como primera etapa del diseño paramétrico, se definió un protocolo de recolección de datos morfológicos estructurado en cuatro categorías: dimensionamiento del área de asiento, configuración del respaldo y soporte cefálico, posicionamiento de extremidades e interfaz, y parámetros biomecánicos de seguridad. Las mediciones se realizan con la paciente en posición de sedestación asistida, siguiendo los puntos anatómicos de referencia establecidos en el protocolo.

La Tabla 1 presenta el formato de registro de dichos datos para las dos pacientes. Los espacios marcados con [] deben ser completados con los valores obtenidos de los cuidadores antes de la parametrización del modelo en Fusion 360.

Tabla 1. Registro de mediciones morfológicas por paciente (Protocolo de Recolección de Datos Morfológicos).

Medición (Protocolo Morfológico)	Unidad	Paciente 1 (Atrofia cerebral y cortical)	Paciente 2 (Esquizencefalia)
1. Dimensionamiento del Área de Asiento			
Ancho de pelvis (caderas) en sedestación	cm		
Longitud de muslo (glúteo a hueso poplíteo)	cm		
2. Configuración del Respaldo y Soporte Cefálico			
Altura de tronco (asiento a axila)	cm		
Altura de soporte dorsal (asiento a hombro)	cm		
Altura de soporte cefálico (asiento a nuca)	cm		
3. Posicionamiento de Extremidades e Interfaz			
Longitud de pierna (rodilla a talón)	cm		
Altura de apoyo (asiento a codo con brazo flexionado)	cm		

Plano visual de interfaz (asiento a ojos)	cm		
4. Parámetros Biomecánicos de Seguridad			
Masa corporal (peso total)	kg		
Grado de inclinación funcional preferente (tilt)	°		

El dato de masa corporal se utiliza para calcular la carga de diseño total aplicada al chasis, multiplicando el peso de la usuaria por un factor de carga dinámica $f_d = 1.5$, el cual contempla los esfuerzos adicionales generados por la espasticidad muscular involuntaria característica de ambas patologías. La observación del grado de inclinación funcional preferente permite establecer el ángulo de referencia para el mecanismo de tilt, garantizando que la posición de sedestación replicada en el modelo corresponda a la de mayor confort y estabilidad clínica de cada paciente.

2. Parametrización del Modelo CAD en Fusion 360

Una vez recopiladas las mediciones morfológicas, cada valor se traslada directamente como UserParameter en Fusion 360. Este enfoque paramétrico garantiza que cualquier ajuste dimensional se propague automáticamente a todo el ensamble, facilitando el rediseño iterativo durante las etapas de validación por Análisis de Elemento Finito (FEA).

2.1 UserParameters y sus expresiones

La Tabla 2 presenta la correspondencia entre cada medición del protocolo morfológico y el UserParameter que la representa en Fusion 360, incluyendo las expresiones geométricas que vinculan las medidas directas con las dimensiones funcionales del diseño.

Tabla 2. UserParameters en Fusion 360 derivados del Protocolo de Recolección de Datos Morfológicos.

UserParameter en Fusion 360	Expresión paramétrica	Descripción
ancho_asiento	ancho_caderas + 30 mm	Margen bilateral para soportes laterales sin comprimir tejidos blandos
profundidad_asiento	longitud_muslo – 30 mm	Evita presión en la fosa poplítea
altura_soportes_laterales	altura_tronco (asiento a axila)	Posicionamiento de alas laterales de tronco
altura_respaldo	altura_hombro	Altura estructural del respaldo principal
altura_reposacabezas	altura_nuca	Posición del reposacabezas e integración del giroscopio
altura_reposapiés	longitud_pierna (rodilla a talón)	Distancia del asiento al apoyo de talón
altura_descansabrazos	altura_codo	Posición del apoyabrazos respecto al asiento
altura_pantalla_interfaz	plano_visual (asiento a ojos)	Ubica la GUI dentro del campo visual óptimo
masa_total_diseño	masa_corporal × fd (fd = 1.5)	Carga de diseño con factor dinámico por espasticidad

angulo_tilt_funcional	grado_reclinacion_funcional	Ángulo de referencia observado en las pacientes para el mecanismo de tilt
-----------------------	-----------------------------	---

Las expresiones paramétricas más relevantes son: la profundidad del asiento se calcula restando 30 mm a la longitud del muslo para evitar presión en la fosa poplíteica; el ancho del asiento añade 30 mm al ancho de caderas para permitir el acceso lateral a los soportes posturales; y la carga de diseño incorpora el factor dinámico $f_d = 1.5$ para cubrir los esfuerzos generados por la espasticidad.

2.2 Restricciones de ensamble (Joints)

Las articulaciones del modelo se configuraron con las siguientes restricciones, en concordancia con los grados de libertad de cada mecanismo:

- Tilt (basculación del asiento): Revolute Joint en el pivote central del bastidor, con rango de 0° al ángulo de tilt funcional observado en cada paciente (hasta 30° máximo).
- Reclinación del respaldo: Revolute Joint en la articulación respaldo-bastidor, independiente del tilt, con rango de 90° a 130° .
- Elevación del asiento: Slider Joint (traslación vertical) sobre el eje Y global, con recorrido de 0 a 150 mm.

3. Modelo Conceptual del Chasis en Fusion 360

Con la parametrización establecida, se procedió al desarrollo del modelo conceptual del chasis para cada caso clínico mediante bocetos (sketches) en Fusion 360. En esta etapa se define la geometría general del bastidor, las posiciones de los pivotes de cada mecanismo y los anclajes de los soportes posturales, sin modelado de sólidos completos.

3.1 Modelo conceptual – Paciente 1 (Atrofia cerebral y cortical)

El modelo conceptual de la Paciente 1 responde a las necesidades posturales derivadas de la hipotonía generalizada y la pérdida de control cefálico. Las decisiones de diseño prioritarias reflejadas en el boceto son:

- Respaldo de mayor altura para integrar el soporte cefálico y el sensor giroscópico.
- Ángulo de inclinación ampliado para reducir la carga sobre la columna cervical.
- Anclajes para soportes laterales de tronco posicionados a la altura de la axila.

3.2 Modelo conceptual – Paciente 2 (Esquizencefalia)

El boceto para la Paciente 2 atiende la espasticidad severa en extremidades y la tendencia a la rotación interna. Las decisiones de diseño reflejadas son:

- Mayor ancho de asiento con separador de aducción integrado en la región perineal.
- Soportes laterales de cadera de mayor rigidez para contrarrestar la espasticidad.
- Reposapiés independientes con ajuste angular para acomodar la espasticidad de flexores plantares.

REFERENCIAS

- Banks, J. J., Zhou, J., Riehle, C. O., & Wiggermann, N. E. (2024). Biomechanical stresses on healthcare workers during manual patient bed-to-chair transfers. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 101. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2024.103584>
- Cazacu, C. C., Hanga, M., Chiscop, F., Cazacu, D. A., & Cotet, C. E. (2025). Controlling Industrial Robotic Arms Using Gyroscopic and Gesture Inputs from a Smartwatch. *Applied Sciences (Switzerland)*, 15(15). <https://doi.org/10.3390/app15158297>
- Chaikhot, D., Taylor, M. J. D., de Vries, W. H. K., & Hettinga, F. J. (2023). Biomechanics of wheelchair turning manoeuvres: novel insights into wheelchair propulsion. *Frontiers in Sports and Active Living*, 5. <https://doi.org/10.3389/fspor.2023.1127514>
- Gowran, R. J., Bray, N., Goldberg, M., Rushton, P., Saab, M. B. A., Constantine, D., Ghosh, R., & Pearlman, J. (2021). Understanding the global challenges to accessing appropriate wheelchairs: Position paper. In *International Journal of Environmental Research and Public Health* (Vol. 18, Number 7). MDPI AG. <https://doi.org/10.3390/ijerph18073338>
- Haddada, I., Ameer, A., El Arem, S., Hadj Salah, A., Fekih, A., Kacem, M., Khalifa, I., Belhadj, N., Sghir, M., & Kessomtini, W. (2025). Musculoskeletal disorders among spousal caregivers of individuals with chronic motor disabilities: a cross-sectional study in Tunisia. *BMJ Open*, 15(10). <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2025-101509>
- Iqbal, H., Zheng, J., Chai, R., & Chandrasekaran, S. (2024). Electric powered wheelchair control using user-independent classification methods based on surface electromyography signals. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 62(1), 167–182. <https://doi.org/10.1007/s11517-023-02921-z>
- Kondo, H., Koyama, S., Otaka, Y., Kumazawa, N., Furuzawa, S., Kanada, Y., & Tanabe, S. (2024). Kinematic analysis of preparation for transferring from wheelchair to bed. *Assistive Technology*, 36(4), 309–318. <https://doi.org/10.1080/10400435.2024.2315410>
- Lee, S., & Lee, S. (2025). Text Typing Using Blink-to-Alphabet Tree for Patients with Neuro- Locomotor Disabilities. *Sensors*, 25(15). <https://doi.org/10.3390/s25154555>

- Rahimunnisa, K., M, A., Arunachalam, B., & Divyaa, V. (2020). AI-based smart and intelligent wheelchair. *Journal of Applied Research and Technology*, 18, 362–367. <https://doi.org/10.1016/j.jart.2017.02.005>
- Sabtu, M. A., Admi, A. E., Salleh, M. M., Osman, S. A., & Osman, S. A. (2024). Finite Element Analysis of Stress Distribution in AL6061 Frame Structures Under Varying Applied Loads. *International Journal of Integrated Engineering*, 16(2), 259–269. <https://doi.org/10.30880/ijie.2024.16.02.027>
- Satpute, S. A., Candiotti, J. L., Duvall, J. A., Kulich, H., Cooper, R., Grindle, G. G., Gebrosky, B., Brown, J., Eckstein, I., Sivakanthan, S., Deepak, N., Kanode, J., & Cooper, R. A. (2023). Participatory Action Design and Engineering of Powered Personal Transfer System for Wheelchair Users: Initial Design and Assessment. *Sensors*, 23(12). <https://doi.org/10.3390/s23125540>
- Satpute, S. A., Uribe, K. J., Olaore, O. O., Iizuka, M., McCumber Gandara, I. C., Schoy, W. J., Kulkarni, R. A., Cooper, R., Koontz, A. M., Flaugh, O., & Cooper, R. A. (2024). Time Efficiency and Ergonomic Assessment of a Robotic Wheelchair Transfer System. *Sensors*, 24(23). <https://doi.org/10.3390/s24237558>
- Sunny, M. S. H., Zarif, M. I. I., Rulik, I., Sanjuan, J., Rahman, M. H., Ahamed, S. I., Wang, I., Schultz, K., & Brahmi, B. (2021). Eye-gaze control of a wheelchair mounted 6DOF assistive robot for activities of daily living. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 18(1). <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00969-2>
- Xu, J., Huang, Z., Liu, L., Li, X., & Wei, K. (2023). Eye-Gaze Controlled Wheelchair Based on Deep Learning. *Sensors*, 23(13). <https://doi.org/10.3390/s23136239>