

## **CONCEPTUAL DESIGN OF AN ELECTRICAL MOTION COUPLING FOR A MANUAL WHEELCHAIR TO PROVIDE AUTONOMY TO DEPENDENT PEOPLE**

Cavas, F.; Molina, A.; Parras, D.; Nieto, J.; Cañavate, F.J.F.; Fernández-Pacheco,  
D.G.

Universidad Politécnica de Cartagena

Dependent people, by different physical or psychological reasons, see their moving capability to perform basic activities of daily life limited. The use of a manual wheelchair permits them a greater mobility in both interior and exterior spaces. An alternative to this wheelchair is already existing on the market: the electric wheelchair; however, the economic cost is high. Under this scenario and due to a high number of conventional wheelchairs existing in Spain, the present work proposes the design, by means of computational geometry, of a new low cost electromechanical coupling that permits to transform a manual wheelchair into an electric one, improving this way the autonomy of dependent people in different scenarios.

**Keywords:** Computational geometry; 3D modelling; dependence; finite elements; Biomedicine

## **DISEÑO CONCEPTUAL DE UN ACOPLAMIENTO DE MOVIMIENTO ELÉCTRICO A UNA SILLA DE RUEDAS MANUAL PARA PROPORCIONAR AUTONOMÍA A PERSONAS DEPENDIENTES**

Las personas dependientes, por diversas razones de índole físico o psíquico, ven limitadas sus capacidades de deambulación para desarrollar sus actividades básicas de la vida diaria. El uso de una silla de ruedas manual les permite una mayor movilidad tanto en espacios interiores como en exteriores. En el mercado existe una alternativa a esta silla, la silla de ruedas eléctrica; sin embargo, su coste económico es elevado. Bajo este escenario y dado que en España existe un elevado parque de sillas de ruedas convencionales, el presente trabajo propone el diseño mediante técnicas de geometría computacional de un nuevo acoplamiento electromecánico de bajo coste que permite transformar una silla de ruedas manual en una eléctrica, mejorando así la autonomía personal de las personas dependientes en diferentes escenarios.

**Palabras clave:** Geometría Computacional; Modelado 3D; dependencia; Elementos Finitos; Biomedicina

## 1. Introducción.

Las personas dependientes, por diversas razones de índole física o psíquica, ven limitadas sus capacidades de deambulación para el desarrollo de sus actividades básicas diarias. Concretamente, los lesionados medulares completos o incompletos, dependiendo de si existe un trastorno parcial o total de las estructuras nerviosas alojadas en el canal medular, presentan dificultades motrices parciales o totales en su tronco inferior. Dado que este tipo de discapacidad afecta a un notable deterioro en la calidad de vida de las personas, se requiere un abordaje multidisciplinar en donde los aspectos psicológicos y sociales juegan un papel fundamental en su proceso de adaptación e integración social (van den Berg et al., 2010).

En España, la tasa de incidencia de estas lesiones oscila entre 12-20 casos por cada millón de habitantes y año, y con unos ratios varón/mujer de 5.8:1 (Jazayeri et al., 2015). La causa más frecuente de esta lesión es el accidente de tráfico (38.5 %), presentando una mayor incidencia entre la tercera y cuarta década de la vida.

Según una encuesta sobre discapacidad, anatomía personal y situación de dependencia (van den Berg et al., 2012), el 96.8 % de este tipo de lesionados presenta problemas de movilidad, por lo que para realizar su actividad diaria necesitan utilizar una silla de ruedas que les proporcione apoyo para sentarse y movilidad, con independencia de si se encuentran en un espacio interior o exterior. Pero, además, este dispositivo debe ser también concebido como un catalizador que les conduzca a acrecentar el acceso de oportunidades en el ámbito de la educación, empleo y participación dentro de su unidad familiar y de su comunidad.

En la actualidad existen dos tipos de sillas de ruedas: manual y motorizada. En ambos casos el diseño de las sillas debe cumplir con unos criterios de seguridad y eficacia definidos por varias normas UNE (AENOR, 1991, 2007a, b, 2010a, b, 2012), como por ejemplo que ajuste bien, que proporcione un buen apoyo postural o que alivie las presiones de forma correcta y segura.

Se estima que el ratio del parque nacional de sillas manuales con respecto a las eléctricas es de 12:1 en la actualidad (van den Berg et al., 2012), lo cual es debido fundamentalmente a que el coste de una silla eléctrica es diez veces superior al de una manual. Además, pueden influir otros factores secundarios como el tamaño de la silla, su versatilidad, etc. Por otro lado, en el momento en el que aparece esta grave lesión, el poder adquisitivo de estos lesionados disminuye por su salida parcial o total del mercado laboral, por lo que influye notablemente en la decisión de adquisición del tipo de silla. Así mismo, se observa que la tendencia actual en investigación sobre soluciones tecnológicas en robótica para mejorar la movilidad de estos lesionados presenta un coste elevado, por lo que su acceso sigue siendo muy limitado (Biering-Sorensen et al., 2011).

De igual manera, el uso permanente de las sillas de ruedas manuales puede a menudo derivar en lesiones en los brazos y la espalda de diferente índole (van den Berg et al., 2012), por lo que mientras el lesionado es joven y presenta un tren superior sano, su actividad diaria es normal, pero con la pérdida de facultades físicas que conlleva la edad puede inducir a un uso menor de la silla manual y en consecuencia una menor integración familiar y social.

El desarrollo de un producto orientado al ser humano es una tarea compleja, pero se complica aún más cuando está orientado a discapacitados, dado que han de combinarse conocimientos provenientes de diferentes campos de la ingeniería, la biomecánica y de factores humanos, junto con la experiencia en fabricación con el fin de alcanzar un producto que satisfaga las expectativas del usuario final (Ohno et al., 2015; Schleyer et al., 2007; Scholtz et al., 2014). Así pues, el desarrollo de estos productos se concibe como un ejercicio de equilibrio entre creatividad y fiabilidad que necesita un diseño conceptual sobre el que integrar todos los

conceptos de forma que este marco integrador sea de utilidad práctica en el diseño y el desarrollo de los productos orientados al usuario.

## **2. Objetivos**

La presente comunicación propone el diseño de un dispositivo electromecánico de bajo coste que permita transformar una silla de ruedas manual en una silla motorizada, de tal forma que otorgue autonomía y sea fácilmente modulable en función de los requerimientos espaciales de movimiento del lesionado medular en base al escenario dónde desarrolle su actividad. El conjunto definido por la silla de ruedas-dispositivo electromecánico presentará una morfología tipo triciclo, dónde el usuario podrá configurarlo (manual/eléctrico) en base a sus necesidades en función de su actividad diaria, aumentando su independencia en su actividad diaria, incrementando su autoestima y facilitando su integración social.

## **3. Metodología**

El proceso completo de desarrollo y diseño comprende seis etapas: definición estratégica, diseño de concepto, diseño de detalle, construcción de prototipos, producción y comercialización. Esta comunicación se centra en las tres primeras etapas.

### **3.1 Definición estratégica**

Los potenciales usuarios de este producto serán lesionados medulares permanentes que no disponen de un poder adquisitivo adecuado para adquirir una silla de ruedas eléctrica

#### **3.1.1 Requisitos funcionales**

Los principales requisitos a considerar para el desempeño funcional del dispositivo son:

- **Autonomía:** deberá de otorgar a su usuario un funcionamiento autónomo en sus diferentes movimientos con independencia del escenario o del entorno donde se realicen. Para ello, el mecanismo dispondrá de una batería.
- **Estabilidad:** afectará al grado de seguridad de la silla y a las diferentes actividades que se realizarán con ella. Deberá de cumplir unos requisitos mínimos de estabilidad estática (parada) y de estabilidad dinámica (en movimiento). La estabilidad en general del conjunto dependerá de la posición del centro de gravedad del trinomio usuario-silla-dispositivo en relación con la base de las ruedas. El nuevo conjunto dispondrá de tres ruedas, adquiriendo una morfología tipo triciclo.
- **Maniobrabilidad:** puede ser alrededor de obstáculos (pasillos estrechos, aproximación a superficies y objetos, giros en espacios confinados, rodar bajo superficies) o sobre obstáculos (terrenos blandos, rodar por encima de obstáculos). El nuevo dispositivo dispondrá de un manillar telescópico.
- **Eficiencia en el impulso:** deberá ser la adecuada para que el usuario impulse la silla. El dispositivo llevará un motor eléctrico de potencia adecuada. Además incorporará un conjunto de accesorios como un acelerador manual, etc.
- **Capacidad de traslado y transporte:** estará relacionado con la facilidad de montaje y desmontaje del sistema. El mecanismo de acoplamiento a la silla de ruedas manual deberá ser sencillo y permitir su uso evitando en la medida de lo posible la ayuda de terceras personas. El dispositivo llevará un sistema de acoplamiento de doble seguridad y una pestaña que facilitará su montaje y desmontaje.
- **Durabilidad:** el diseño del producto estará orientado a conseguir una larga vida útil del mecanismo. Para ello, deberán considerarse unos materiales y tecnologías de fabricación adecuados y a un bajo coste, dado que se desea un producto final a un precio reducido. Otros factores a considerar en este punto son: disminuir el número de piezas desmontables, proponer una revisión y un mantenimiento regular, y facilitar la

información adecuada del dispositivo para su profundo conocimiento por parte del usuario final.

### 3.1.2 Estudio de mercado

Como parte del proceso de diseño se ha realizado un estudio para conocer las características de soluciones similares existentes en la actualidad. Sin embargo, no existe un catálogo muy amplio de este tipo de productos debido a que las empresas fabricantes de sillas de ruedas no presentan interés en este tipo de dispositivos. Tan sólo han sido encontradas dos soluciones comerciales (Fig. 1):

**Figura 1: Dispositivos comerciales**



- *Lomo Litio*. Velocidad máxima: 15 km/h. Potencia del motor: 250 W. Peso total: 16 kg, las baterías permiten una autonomía de 25 km en llano. Precio: 3950 €.



- *Batec Electric*. Velocidad máxima: 15 km/h. Potencia del motor: 500 W. Peso total: 24 kg, las baterías permiten una autonomía de 30 km en llano. Precio: 4772.9 €.

Una evaluación general de los dispositivos estudiados indica que este tipo de productos no ha alcanzado un nivel de éxito digno de su potencial, fundamentalmente debido a su elevado coste y debido a que el mecanismo de acoplamiento a la silla de ruedas no es universal, por lo tanto no es compatible con todas las soluciones comerciales de sillas de ruedas existentes en el mercado.

### 3.1.3 Normas de aplicación

Las normas a aplicar para el diseño de nuestro producto son las siguientes:

- UNE-CWA 45546-1:2007 IN: Directrices para el desarrollo de normas sobre sistemas de transporte. Necesidades de las personas mayores y las personas con discapacidad. Parte 1: Directrices básicas.
- UNE-EN ISO 9999:2007: Productos de apoyo para personas con discapacidad. Clasificación y terminología.
- UNE-EN 12183:2010: Sillas de ruedas de propulsión manual. Requisitos y métodos de ensayo.
- UNE-EN 12184:2010: Sillas de ruedas con motor eléctrico, scooters y sus cargadores. Requisitos y métodos de ensayo.
- UNE 111915:1991: Sillas de ruedas. Dimensiones totales máximas.
- UNE-EN 12182:2012: Ayudas técnicas para personas con discapacidad. Requisitos generales y métodos de ensayo.

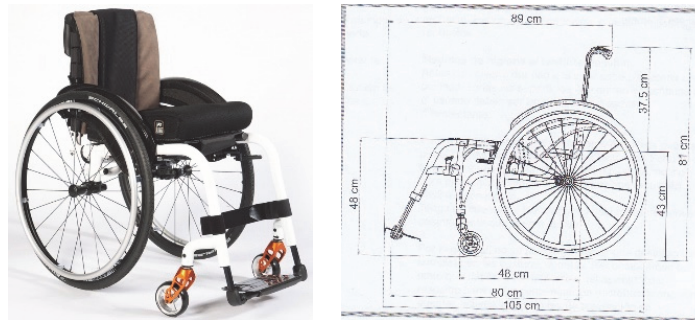
### 3.1.4 Estudio Antropomórfico

El objetivo de este estudio es asegurar la correcta postura del usuario en el binomio silla de ruedas-dispositivo electromecánico y así evitar que su uso incorrecto pudiera derivar en un agravamiento de la lesión medular. Para ello debe considerarse:

- El dispositivo deberá ser compatible con las distintas soluciones comerciales de sillas de ruedas.
- El dispositivo será utilizado por personas con distintas medidas corporales.

Sin embargo, se debe de tener en cuenta que cada silla de ruedas presenta unas dimensiones distintas, por lo que la configuración óptima para un usuario final no tiene que ser obligatoriamente la misma que para otro usuario distinto. Por lo tanto, se llega a la misma conclusión respecto al dispositivo a diseñar, es decir, el análisis ergonómico del binomio deberá de realizarse de forma individual. En este estudio ha sido considerada una silla de ruedas manual Quickie Xenon (Sunrise Medical, España) (Fig. 2).

**Figura 2: Silla Quickie Xenon, imagen fotográfica y vista de perfil acotada**

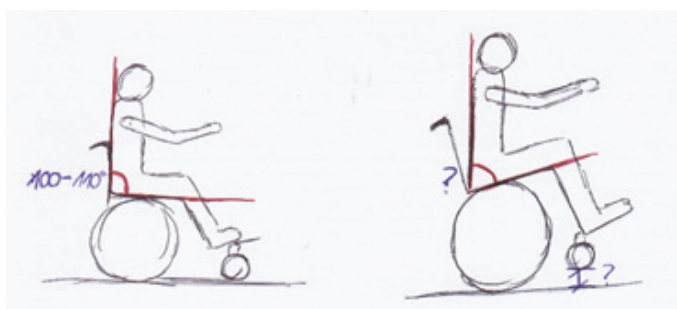


Los puntos de análisis del estudio son:

- Distancia silla de ruedas-manillar del dispositivo: es la distancia correcta del manillar del dispositivo con respecto a la silla adoptando los brazos una posición correcta para la conducción. Ésta se consigue flexionando los codos hasta que el brazo forma un ángulo de  $120^\circ$  con el antebrazo.
- Altura manillar del dispositivo respecto del suelo: esta distancia no es la altura de los hombros respecto del suelo, dado que esta altura provoca sobrecarga en los trapecios al mantenerlos en tensión durante la conducción de la silla, sino que es la distancia que comprende la altura de los hombros menos 10-15 cm. Esta altura evita la sobrecarga de los trapecios.
- Inclinación admisible de la silla de ruedas sobre sus ruedas traseras: al acoplar el dispositivo el sistema adquiere una morfología tipo triciclo, por lo que existirá una tercera rueda. Esta rueda deberá de ser de mayor radio y anchura que las ruedas delanteras de la silla de ruedas manual, con el objetivo de salvar todas las irregularidades presentes en el suelo. Este objetivo se conseguirá si las ruedas delanteras no están en contacto con el suelo, lo que se puede conseguir mediante dos soluciones:
  - Desmontar estas ruedas mientras este acoplado el dispositivo. Esta solución se descarta porque se necesitaría una tercera persona para realizar la acción.
  - Alzamiento de la silla de ruedas sobre las ruedas traseras dejando las ruedas delanteras sin contacto con el suelo. El inconveniente es que esta solución afecta a la postura del usuario en la silla de ruedas, por lo que deberá de buscarse una posición de equilibrio entre la posición de confort del usuario y la elevación de las ruedas delanteras para que éstas no toquen el suelo (Fig. 3).

Los análisis previos que se han realizado respecto a la correcta posición del respaldo de la silla de ruedas indican que se debe obtener un ángulo tal que se consiga que la espalda del usuario forme  $90^\circ$  con sus piernas, por lo que se aconseja un ángulo de  $100-110^\circ$  del respaldo respecto del asiento. El hecho de tener que variar el ángulo de trabajo de la silla modificará forzosamente ese ángulo de confort de  $90^\circ$ , disminuyéndolo.

**Figura 3: Modificación de la postura adoptada en la silla de ruedas**



Para llevar a cabo el estudio se utilizaron tres sujetos reales (Tabla 1) con distintas características corporales. Se tomaron como datos la estatura ( $h$ ), la longitud de los brazos ( $s$ ) y la altura de los hombros respecto del suelo ( $a$ ).

**Tabla 1. Antropometría de los sujetos**

	$h$ (cm)	$s$ (cm)	$a$ (cm)
Sujeto 1	171	68	106
Sujeto 2	163	68	103.5
Sujeto 3	175	69	111

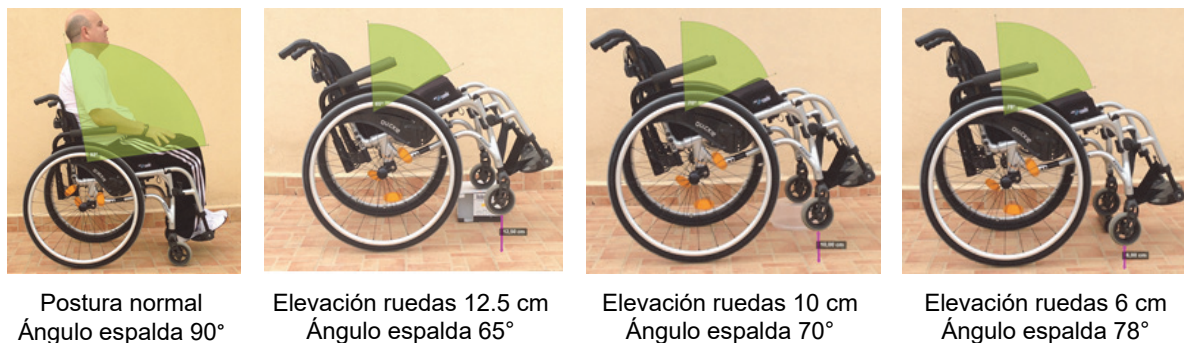
Tal y como se ha indicado en los puntos de análisis, los datos  $s$  y  $a$  (Tabla 1) no son los correctos para considerar una correcta posición de funcionamiento, sino que su dimensión ha de considerarse en función de su posición de uso, es decir, para el sujeto 1 (Fig. 4) la medida  $s$  en posición normal es de 68 cm y con la flexión del codo debido a la posición de conducción disminuye ésta hasta los 61.14 cm.

**Figura 4: Fotogrametría del Sujeto 1**



Por otro lado, también ha de considerarse en este análisis la inclinación admisible de la silla de ruedas sobre las ruedas traseras mediante un alzamiento, dejando las ruedas delanteras sin contacto con el suelo. En este caso las medias  $s$  y  $a$  permanecen invariables, pero sí se ve alterado el ángulo que forma la espalda con las piernas (Fig. 5).

**Figura 5: Posición de silla de ruedas. Elevación de ruedas delanteras vs ángulo de espalda**



Se observa que aunque el respaldo se encuentra a  $100-110^\circ$ , se consigue que la espalda se mantenga a  $90^\circ$ , que es la postura ergonómicamente recomendada. Se deberá conseguir por tanto al realizar el acoplamiento del dispositivo y generar el alzamiento de la silla sobre las ruedas traseras, que la variación de este ángulo sea mínima, por lo que se comparó la elevación de las ruedas delanteras ( $d$ ) con su efecto sobre el ángulo. Tal y como se ha comentado anteriormente, cada conjunto será personalizado en función de las dimensiones antropomórficas del usuario final, por lo que el acoplamiento del dispositivo electromecánico se ajustará a estas dimensiones y se procederá a un alzamiento con un ángulo determinado. Un valor de elevación de ruedas delanteras inferior a 5 cm induce a un ángulo de espalda de  $80^\circ$ , siendo éste considerado el valor mínimo de seguridad para un correcto funcionamiento del sistema de acoplamiento. Además, y según normas del fabricante de la silla (Sunrise Medical, España), se recomienda que si el ángulo de la espalda con la silla no es de  $90^\circ$  su uso sea de forma moderada, con interrupciones en su caso cada hora y su cese de varias horas si se percibe dolor que se sospecha esté inducido por dicha postura.

### 3.2 Diseño conceptual

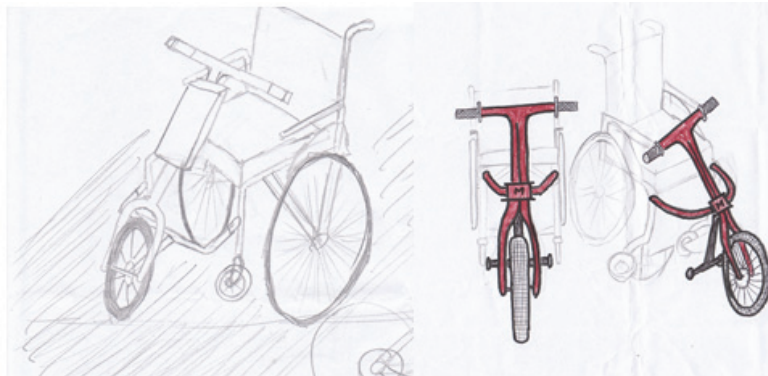
En esta fase se busca una solución en concreto en base a la información obtenida en el apartado anterior, y se establece la dirección del diseño conceptual haciendo uso de la creatividad, es decir, se concreta la configuración y características generales del dispositivo mecánico. De esta forma se elige el diseño que mejor se ajuste a los requerimientos descritos en los apartados anteriores.

#### 3.2.1 Tormenta de ideas

En esta fase se promueve la creatividad del equipo de diseño, formado por diseñadores y por los tres sujetos que han participado en el análisis antropomórfico cuyo aporte fundamental está basado en su experiencia, mediante un proceso desestructurado denominado tormenta de ideas (Keller et al., 2012), pero que aporta resultados interesantes. Han sido incorporados tres potenciales usuarios en esta fase dado que su aporte es fundamental en base a su experiencia.

Tras varias reuniones y bocetos realizados, se obtiene un boceto final del producto deseado (Fig. 6).

**Figura 6: Bocetos del dispositivo electromecánico**



### 3.2.2 Selección previa de elementos

Se selecciona una silla de ruedas manual convencional (Fig. 7) para el acoplamiento del dispositivo.

**Figura 7: Modelo de silla de ruedas manual**



El dispositivo llevará incorporados unos elementos comerciales para realizar su función:

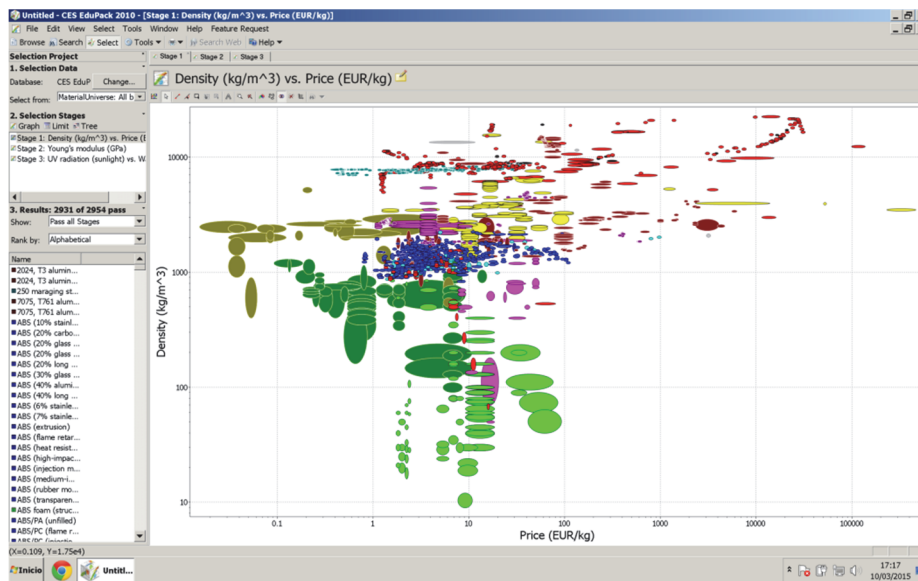
- Motor eléctrico brushless tipo hup integrado en la rueda. Se trata de un motor directo, sin engranajes, eficiente y potente que ofrece resistencia cuando está desconectado, montado en llanta especial de 16". Deberá incluir marcha atrás para facilitar la maniobrabilidad en diferentes entornos. Potencia nominal de 350 W. Junto con el motor también ha de considerarse un controlador computarizado de 36 V y 20 A, un interruptor de cambio de marcha (delante/atrás), un acelerador manual y manetas de freno con corte de señal v-brake. Todos estos elementos serán comprados e incorporados al diseño, por lo que deben ser considerados en el diseño final.
- Batería de Litio, se trata de una batería menos agresiva con el medio ambiente que las de plomo. Se optará por una batería de 36 V.

### 3.2.3 Selección del material del dispositivo

El cuadro del dispositivo deberá de ser ligero y resistente. Existen varios materiales que pueden ser utilizados como el acero inoxidable, aluminio, etc. Para ello se utilizará el software CES EduPack 2010 sobre el diseño final (Fig. 8).



Figura 8: Software de selección de materiales



### 3.3 Diseño de detalle

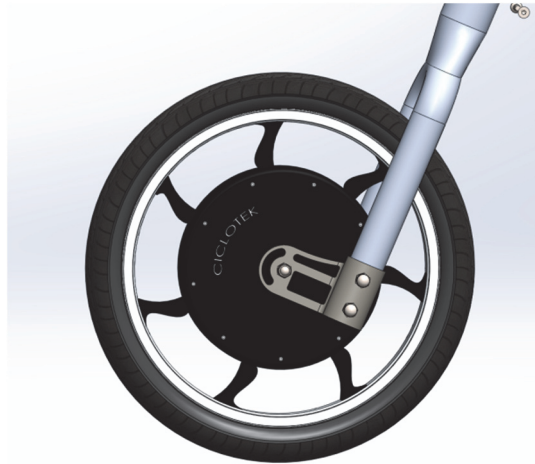
En esta fase se definen los detalles técnicos para desarrollar el mecanismo, considerando los condicionantes descritos en las etapas previas respecto al boceto, selección previa de elementos del dispositivo y selección de los materiales. Para el diseño en detalle se empleará el software de modelado 3D SolidWorks. Los elementos que componen el dispositivo (Fig. 9) son:

Figura 9: Vista explosionada del dispositivo electromecánico



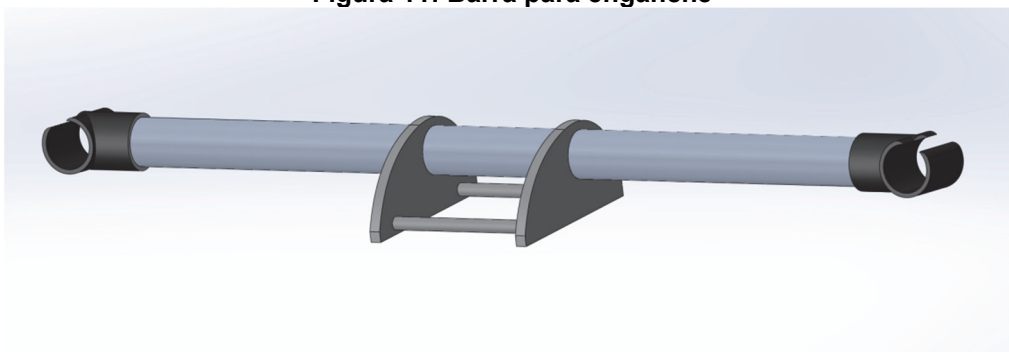
- Horquilla – estabilizador (Fig. 10): se diseña una horquilla para una rueda de dimensiones de 16" que incorpora un motor eléctrico brushless tipo hup. Para evitar que la rueda de 16" impacte con el reposapiés de la silla de ruedas manual se incorpora un estabilizador para su centrado.

**Figura 10: Horquilla-estabilizador**



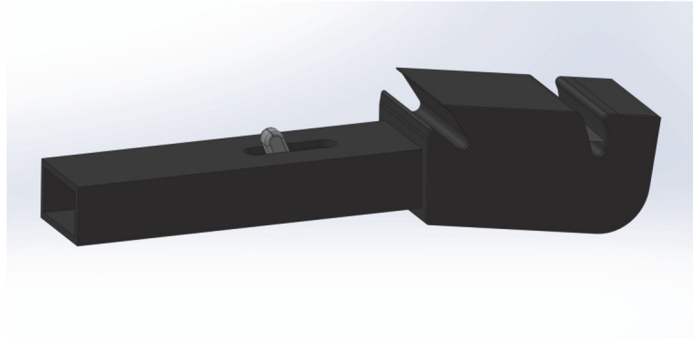
- Mecanismo de acople silla-dispositivo: se trata de un mecanismo que comprende varias partes y cuya principal función será la de elevar la silla de ruedas sobre las ruedas traseras para evitar el contacto con el suelo de las ruedas delanteras. La altura mínima de elevación deberá ser de 5 cm. El mecanismo comprende:
  - Barra para enganche (Fig. 11): se trata de una barra de diámetro tubular que en sus extremos lleva un sistema de encaje a presión a la estructura de la silla de ruedas. Esta barra incorpora un cuerpo central formado por dos barras tubulares de diámetro inferior que servirán de acoplamiento al manillar mediante un sistema de enganche.

**Figura 11: Barra para enganche**



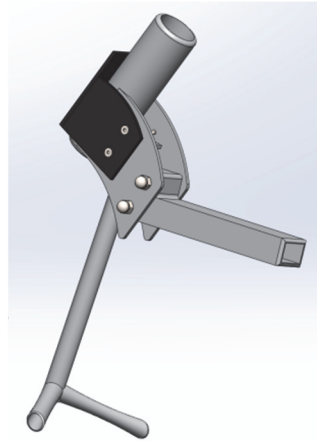
- Sistema de enganche (Fig. 12): se trata de un sistema que permite una vez encarado el dispositivo con la silla ayudarse con el manillar para inclinarla hacia el usuario. Se tira de él hasta que el conector del dispositivo pase por debajo del primer resorte colocado en la silla. En esta posición, ayudándose del manillar, se empuja hacia delante, de modo que el dispositivo conecte con el resorte trasero, quedándose fija y provocando que la silla se eleve sobre sus ruedas traseras. Este sistema está montado sobre un tubo telescópico para poder ajustar la distancia del dispositivo a la silla de ruedas.

**Figura 12: Sistema de enganche**



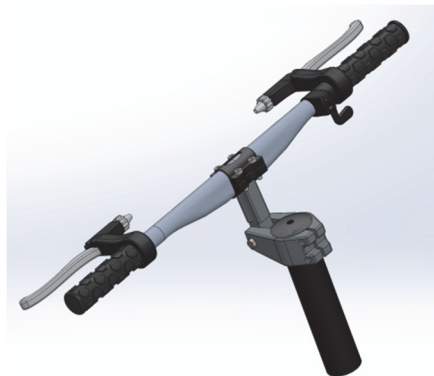
- Soporte para enganche y pata (Fig. 13): se trata de un sistema incorporado al telescópico del manillar que incorpora dos elementos: un tubo rectangular telescópico acoplado al sistema de enganche y una patilla con la que se evitará el vuelvo del dispositivo cuando éste no esté acoplado a la silla de ruedas.

**Figura 13: Soporte para enganche y pata**



- Manillar (Fig. 14): se diseña un manillar que incorpora un tubo telescópico que le permite ser regulable en altura y por lo tanto adaptable a las necesidades del usuario final. Además, este manillar incorpora un mecanismo que le permite un movimiento de abatimiento respecto el tubo que penetra la horquilla, pudiendo ser nuevamente ajustado a varias posiciones en función de las necesidades del usuario final.

**Figura 14: Manillar**



#### 4. Resultado final

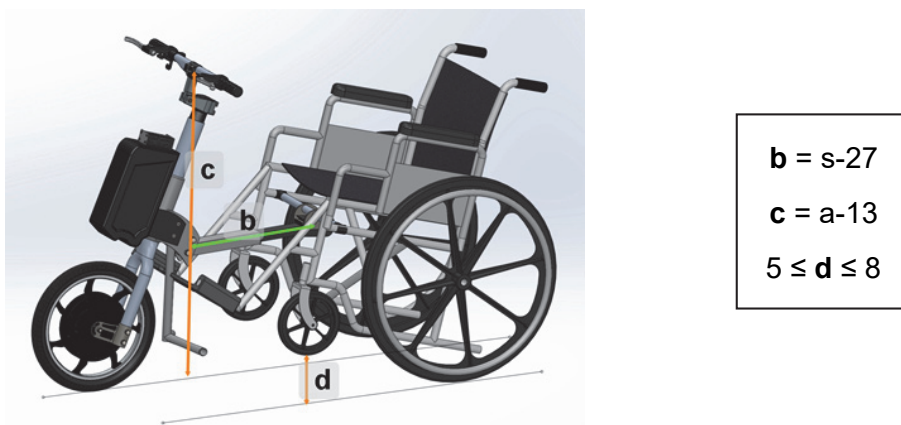
Una vez ensambladas todas las piezas, el diseño final del dispositivo electromecánico individual y acoplado a la silla de ruedas queda como indica la figura 15.

Figura 15: Dispositivo ensamblado. Conjunto acoplado



El material seleccionado según 3.2.3 será aluminio 6061, forjado T6. Según análisis antropométrico realizado a los distintos sujetos participantes en el estudio, los valores orientativos para una correcta configuración del conjunto silla-dispositivo son (Fig. 16):

Figura 16: Posición del dispositivo con respecto a la silla de ruedas



Como ya se ha manifestado anteriormente, estos valores son orientativos, por lo que el usuario debe ajustar individualmente su dispositivo de manera óptima.

#### 5. Conclusiones

Este trabajo presenta el diseño mediante geometría computacional de un producto para personas discapacitadas permanentes basado en el diseño orientado al usuario, si bien de todas las etapas que conforman este procedimiento esta comunicación se centra en las tres primeras. En el diseño han participado tres sujetos con lesión medular que han aportado su valiosa experiencia en el uso diario de la silla de ruedas. Además, han proporcionado medidas

para el análisis antropométrico del conjunto, si bien el usuario final deberá ajustar el sistema individualmente para su uso óptimo. El nuevo dispositivo de acoplamiento electromecánico tendrá un coste económico aproximado de 2100 €, más barato que las soluciones comerciales existentes en el mercado, cumpliendo así con uno de los principales objetivos del diseño. Si bien este nuevo dispositivo permitirá a los usuarios realizar su actividad diaria con independencia de si se encuentran en un espacio interior o exterior, éste debe ser concebido como un catalizador que les conduzca a acrecentar el acceso de oportunidades en el ámbito de la educación, empleo y participación dentro de su unidad familiar y de su comunidad.

## Referencias

- AENOR, (1991). UNE 111915:1991: Sillas de ruedas. Dimensiones totales máximas.
- AENOR, (2007a). UNE-CWA 45546-1:2007 IN: Directrices para el desarrollo de normas sobre sistemas de transporte. Necesidades de las personas mayores y las personas con discapacidad. Parte 1: Directrices básicas. AENOR, España.
- AENOR, (2007b). UNE-EN ISO 9999:2007: Productos de apoyo para personas con discapacidad. Clasificación y terminología.
- AENOR (2010a). UNE-EN 12183:2010: Sillas de ruedas de propulsión manual. Requisitos y métodos de ensayo.
- AENOR (2010b). UNE-EN 12184:2010: Sillas de ruedas con motor eléctrico, scooters y sus cargadores. Requisitos y métodos de ensayo.
- AENOR (2012). UNE-EN 12182:2012: Ayudas técnicas para personas con discapacidad. Requisitos generales y métodos de ensayo.
- Biering-Sorensen, F., Bickenbach, J.E., El Masry, W.S., Officer, A., & von Groote, P.M. (2011). ISCoS-WHO collaboration. International Perspectives of Spinal Cord Injury (IPSCI) report. *Spinal cord*, 49, 679-683.
- Jazayeri, S.B., Beygi, S., Shokraneh, F., Hagen, E.M., & Rahimi-Movaghar, V. (2015). Incidence of traumatic spinal cord injury worldwide: a systematic review. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 24, 905-918.
- Keller, L.R., Abbas, A., Bickel, J.E., Bier, V.M., Budescu, D.V., Butler, J.C., Diecidue, E., Wu, G., Simon, J.R., Merrick, J.R.W., Lichtendahl Jr, K.C., Hämmäläinen, R.P., & Dillon-Merrill, R.L. (2012). Brainstorming, multiplicative utilities, partial information on probabilities or outcomes, and regulatory focus. *Decision Analysis*, 9, 297-302.
- Ohno, T., Kato, Y., & Asano, Y. (2015). Service design for creating attractive services, and trends in design thinking. *NTT Technical Review*, 13.
- Schleyer, T.K.L., Thyvallkakath, T.P., & Hong, J. (2007). What is user-centered design? *Journal of the American Dental Association*, 138, 1081-1082.
- Scholtz, J., Love, O., Pike, W., Bruce, J., Kim, D., & McBain, A. (2014). Applying user-centered design to research work. *Interactions*, 21, 70-74.
- van den Berg, M.E., Castellote, J.M., Mahillo-Fernandez, I., & de Pedro-Cuesta, J. (2010). Incidence of spinal cord injury worldwide: a systematic review. *Neuroepidemiology*, 34, 184-192; discussion 192.
- van den Berg, M.E., Castellote, J.M., Mahillo-Fernandez, I., & de Pedro-Cuesta, J. (2012). Incidence of nontraumatic spinal cord injury: a Spanish cohort study (1972-2008). *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 93, 325-331.