



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO.

FACULTAD DE INGENIERÍA

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PARA IDENTIFICAR FUERZAS EN UN ASIENTO DE SILLA DE RUEDAS.

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
INGENIERA MECATRÓNICA.

PRESENTA:

MARÍA DE LOS ANGELES MAYA ACOSTA.

DIRECTORA DE TESIS.

M.I. LIVIER BÁEZ RIVAS.

MÉXICO, DF. SEPTIEMBRE 2013.





Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

AGRADECIMIENTOS.

Dedico esta tesis a mi alma mater,
que me ha dado y brindado las
mejores cosas de la vida, que ha
transformado mi criterio, y mi
forma de percibir el entorno.
Que me ha enseñado que siempre
hay algo más frente a nosotros
que lo que podemos percibir.

Me ha dado la oportunidad de
conocer personas tan maravillas
como han sido Erika y Alberto
que han sido mucho más que mis
amigos, y cómplices en esta
aventura que se llama vida.

Y me ha llevado a compartir mi vida
con un hombre maravilloso,
muchas gracias Irving por
complementar mi ser.

Gracias a mi familia que me ha
dado las grandes lecciones de la vida,
gracias por apoyarme a lo largo
de este camino.

Por último, muchas gracias
querido hermano por enseñarme
que el amor es el motor de
nuestras vidas y hay que luchar
por conseguirlo...
algún día nos volveremos a encontrar.

ÍNDICE

OBJETIVO	5
ALCANCE	5
INTRODUCCIÓN.	6
ANTECEDENTES.....	7
Tipos de sensores.	7
Antecedentes de sistemas de presión.....	8
Investigación en las universidades.	9
CAPITULO I.- MARCO TEÓRICO.	11
1.1 Conceptos Generales.....	11
1.2 Distribución de presiones.	13
1.3 Discapacidad.....	15
1.4 Estadísticas Nacionales.....	16
1.5 Estadísticas internacionales.....	18
1.6 Silla de Ruedas.....	22
1.7 Protocolo de comunicación.	25
CAPITULO II DISEÑO CONCEPTUAL.....	26
2.1 Definición de Usuarios.....	27
2.2 Necesidades.....	27
2.3 Especificaciones.....	31
2.4 Matriz QFD.	33
2.5 Diseño conceptual.....	37
2.6 Matrices de Comparación propuestas de diseño.	42
2.7 Diagrama de flujo del sistema.	43
CAPITULO III DISEÑO A DETALLE.....	47
3.1 Características de la silla de ruedas.....	47
3.2 Características del Sistema Eléctrico.	48
3.3 Programación en Labview.	51
CAPITULO IV PRUEBAS.....	54
4.1 Protocolo I. Ensayo de tracción.	55
4.2 Protocolo II. Identificación de zonas de mayor presión.....	62
4.3 Protocolo III. Calibración de sensores.....	65
4.4 Protocolo IV. Prueba de Umbrales.	69
4.5 Protocolo V Simulación de elemento finito.....	82
4.6 Definición de Umbrales de fuerza.	89

4.7 Protocolo VI. Identificación de postura.....	90
Conclusiones.....	99
Glosario.....	100
Apéndice.....	103
Referencias.....	106

OBJETIVO.

Diseñar un sistema para la identificación de fuerzas que intervienen en posición sedente en silla de ruedas.

ALCANCE.

Aplicación de metodologías de diseño, selección, acondicionamiento y procesamiento de señales, así mismo el desarrollo de una interfaz gráfica y el almacenamiento de la información obtenida, a través de un análisis de las distantes partes del cuerpo que interaccionan con el asiento de silla de ruedas.

INTRODUCCIÓN.

En México hay 5 739 270 millones de personas que sufren discapacidad, de las cuales 51.1 % son mujeres y 48.9% son hombres; el 59.8 % de estas personas sufren una discapacidad motriz [1].

A las personas que sufren discapacidad motriz y les es posible adquirir una sillas de ruedas para una mejor convivencia con su entorno, existen dos formas de que realicen su transportación que lo hagan ellas mismas o que alguien lo realice por ellas.

Las personas con discapacidad motriz en miembros inferiores pasan la mayor parte del día sentados en la silla de ruedas o acostados en una cama; refiriéndonos al caso en donde se encuentran sentados en una silla de ruedas, sí una persona puede tener físicamente la fuerza de moverse le es posible buscar una postura cómoda, si esta persona no puede realizar esta acción, alguien la debe de hacer por él, sin embargo estamos hablando en ambos casos de que una persona se encuentra en una misma postura por un periodo de tiempo superior a dos horas en el transcurso del día. Ahora pensemos en el tiempo que esta persona se la pasa en una misma postura que es la de sedente, por día, por semana, por mes, por año.

Debido al prolongado tiempo de *sedencia*, se tiene una disminución del flujo venoso provocando problemas vasculares por estasis sanguínea, por otro lado las células que conforman las distintas capas de la piel presentan un deterioro, esto es debido a las fuerzas de presión entre la silla y la parte del cuerpo que este contacto con está. Existe un punto en el cual es imposible para el cuerpo regenerar las celular dañadas, cuando esto sucede el músculo comienza a deteriorarse. Esta es la razón por la cual aparecen úlceras de presión, las cuales hay distintos tipos dependiendo del daño realizado a las capas de la piel y tejidos del cuerpo.

Con base en lo anterior se define:

Problemática.

Las población mexicana que sufre de discapacidad motriz en las extremidades inferiores, debido al prolongado tiempo de *sedencia*, presentan un deterioro en las células que conforman las distintas capas de la piel, esto es debido a las fuerzas que actúan entre la silla y la parte del cuerpo que este en contacto con está.

Necesidad.

Desarrollar un sistema, que permita evitar la aparición de úlceras de presión.

Propósito.

Creación de un sistema el cual identifique la postura de la persona estando en posición sedente, el cual sirva de apoyo para la implementación de un prototipo funcional para evitar úlceras de presión.

ANTECEDENTES.

En los últimos 50 años se ha estudiado la *presión*, la *fuerza cortante*, deformación del tejido, y la *fricción* en el desarrollo de las úlceras de presión. Las estrategias de prevención tienen como objetivo la distribución de presiones y la reducción de la presión en donde hay áreas óseas. Mientras que las herramientas de medición de deformación del tejido y la fuerza de corte tienen que ser desarrollados; instrumentos para medir la presión de la interfaz han avanzado significativamente, por este motivo a continuación podemos encontrar algunos de estos dispositivos como ejemplo [2].

Tipos de sensores.

Sensores Neumáticos.

Talley SD500 Digital Skin Pressure Evaluator es un aparato que cuenta con una pantalla para su lectura digital, el equipo es portátil, y se utiliza para medir las presiones en un asiento de una silla de ruedas y así encontrar el balance entre confort y presión. Los valores de presión se muestran en milímetros de mercurio [mmHg], y se puede utilizar de forma manual, o automática [3].

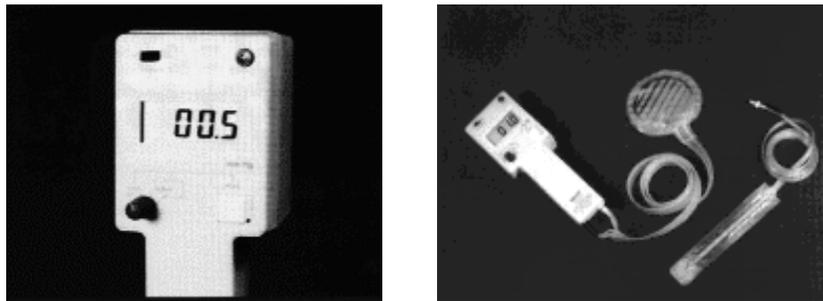


Fig. 1. Sensor Neumático Talley SD500 Digital Skin Pressure Evaluator. Omega Medical Health Systems, Inc.

El Texas Interface Pressure Evaluator es un sensor que se coloca entre el cuerpo y el asiento en un lugar en específico. Sí el sensor detecta un valor de saturación la válvula se abre por la presión de aire en la almohadilla y se regula lentamente.

Sensores capacitivos.

El sensor capacitivo consta de elementos eléctricos que almacenan energía en forma de un campo eléctrico. La mayoría de los capacitores consisten en dos placas de metal que tienen una carga opuesta. La cantidad de carga eléctrica que puede ser almacenada por el capacitor depende del tamaño de las placas de metal, y la distancia entre ellos. Para medir la presión ejercida, se utiliza el cambio de la distancia entre las placas, ejemplos de sistemas de medición con sensores capacitivos son el Pliance sensor y el Xsensor.

Sensor Xsensor maneja un rango específico de presiones de 0 a 100 mm Hg; este sistema cuenta con 10 distintos rangos de presiones, cada uno de estos tiene 10 mm Hg [4].

- | | |
|-------------------|-------------------|
| 1. 1 a 10 mm Hg. | 6. 55 a 65 mm Hg. |
| 2. 11 a 21 mm Hg. | 7. 66 a 76 mm Hg. |
| 3. 22 a 32 mm Hg. | 8. 77 a 87 mm Hg. |
| 4. 33 a 43 mm Hg. | 9. 88 a 99 mm Hg. |
| 5. 44 a 54 mm Hg. | 10. 100 mm Hg |

El sistema contiene 1296 sensores y el software automáticamente muestra el número de sensores que se activan durante un evento.



Fig. 2. Sistema de sensado capacitivo. Xsensor Technology, 2013.

Sensores resistivos.

El principio de funcionamiento de este sensor se basa en el cambio de la resistencia de un material piezo-resistivo cuando se aplica una fuerza. Esta capa resistiva contiene galgas extensiométricas o resistencias que pueden asignar la fuerza aplicada y traducir esto en una fuerza de presión. Ya que el sensor piezo-resistivo sólo cambia su resistencia cuando se deforma, los desplazamientos pequeños pueden ser medidos. Ejemplos de esta tecnología tenemos Force Sensor Array (FSA) y Tekscan sensors [5].

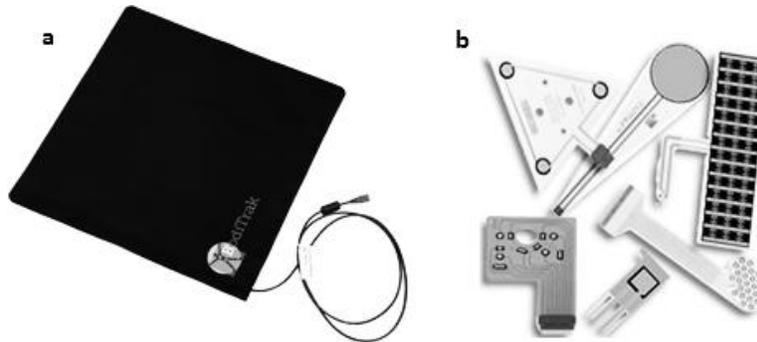


Fig. 3. Sensores resistivos: a) FSA fabricado por Vista Medic y b) sensores resistivos de Tekscan, Inc.

Antecedentes de sistemas de presión.

Hoy en día las aportaciones a nivel tecnológico de los sistemas de sensado nos permiten obtener más información, haciendo uso del diseño y materiales. El sistema de mapeo de presiones es utilizado por un gran número de fabricantes, éste se encuentra compuesto por:

1. El asiento, (este se puede observar en la figura 4 a) es en donde la persona está ejerciendo tanto fuerzas estáticas como dinámicas.
2. El módulo, es el que realiza la interacción entre el asiento y el despliegue del mapeo de las presiones, así mismo alimenta de energía a los sensores utilizados, esto se observa en la figura 4 b
3. Resultados del mapeo de presiones. Hoy en día estos sistemas cuentan con una interfaz gráfica la cual nos muestra como resultado la zona en donde existe una mayor presión, esto lo podemos ver en la figura 4 c.

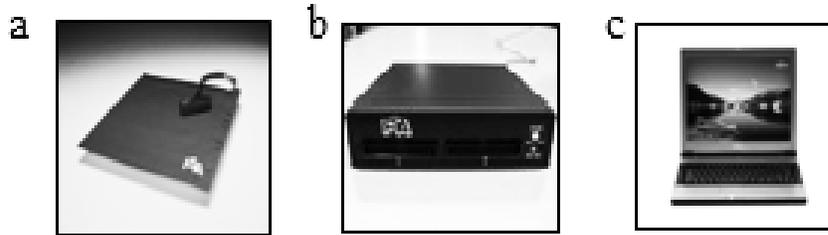


Fig. 4 Sistema de mapeo de presiones a) asiento b) Módulo e c) Interfaz con la computadora. “FSA Seating Assessment, FSA Rehab Seating Assessment System”, Vista Medical [6].

Los cambios en la resistencia se derivan por las diferentes presiones en los materiales semiconductores, estas son interpretadas por el módulo de interfaz y son transmitidas a la computadora donde se muestran una gran variedad de colores y valores de presión digital, las correcciones se realizan cuando se transmiten los datos [6].

Investigación en las universidades.

En cuanto se refiere al desarrollo de los sistemas de medición de presión en las universidades, se tiene los siguientes ejemplos:

En el artículo “The study of pressure Distribution in sitting position on Cushions for patient with SCI (Spinal Cord Injury)” [7]. Hacen un test comparativo entre los diferentes asientos que existen en la industria (aire, gel de silicona, asiento de contorno, asiento de poliuretano). En este test cuentan con un sistema de sensado de la empresa Tekscan “Big-mat”, el cual es un sistema de 49 x 53 centímetros de dimensiones físicas y cuenta con 48 pixeles x 43 pixeles, el sensor puede sensar hasta 2064 puntos simultáneamente con un mínimo error. El despliegue de los resultados se realiza en dos dimensiones y los datos son expresados en escalas de grises.

En el módulo redactado por la universidad de Northestern el cual recibe el nombre de: “A subject-specific FEM model for evaluating buttock tissue response under sitting load” [8]. Realizan el análisis de las presiones usando un sistema de mapeo de presiones y se hace uso de imágenes de ultrasonido en 2D, en donde se puede ver perfectamente la deformación del músculo a diferentes presiones las cuales son de 0 a 75 mmHg. De igual manera también realizan modelos matemáticos haciendo uso de FEM el cual les brinda la información referente a las presiones que se producen en las distintas capas de la piel. En el artículo captan coordenadas por medio de los sensores los cuales están localizados en el asiento de la silla de rueda, todas estas coordenadas son guardadas en un documento con extensión txt con ayuda de Microsoft C++, una vez que se cuenta con este documento, con el software de CAD Rhino (Robert McNeel & Associate) se realiza un modelado de las presiones en 3D.

El artículo “the effects of dynamic tuberal support on Ischial buttock load and pattern of blood supply” [9], el artículo se basa en tener una silla de ruedas en donde hay dos elementos de mapeo de presión una para cada tuberosidad isquiática y separadas a una distancia de 120 mm entre sí. Para analizar el comportamiento del flujo sanguíneo en las tuberosidades isquiáticas el tiempo de la prueba fue de 60 segundos y monitoreó los niveles de oxigenación en la sangre.

Otra técnica usando modelado tridimensional se describe en el artículo: “3-D Pain Drawings as Skating Pressure Maps: Relationships and Challenges” [10]. En este sistema lo que utilizan es una arreglo de sensores de presión (FSA) y un sistema de mapeo de presiones, este consta de un sensor mat (16x16 arreglos de sensores). Consiste en medir el mapeo de presiones de la persona antes y después de 8 minutos de permanecer sentada. Con la interfaz gráfica que se tiene se especifica la zona en donde se encuentra las presiones ejercidas y de esta manera se puede realizar el modelado en 3-D, como se puede observar en la imagen (Fig. 5).

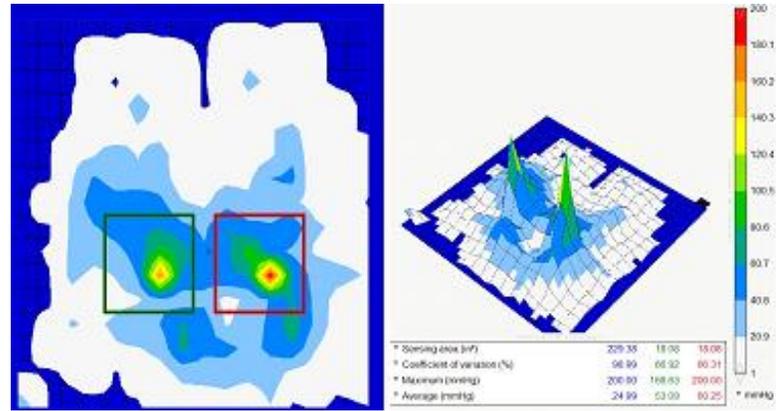


Fig. 5. Mapeo de presiones utilizando sensor map. "3-D Pain Drawings as Skating Pressure Maps: Relationships and Challenges."

CAPITULO I.- MARCO TEÓRICO.

1.1 Conceptos Generales.

Individuo.

Para manejar un significado de la palabra individuo es necesario definir un enfoque de este concepto, ya que existen diferentes connotaciones desde el punto de vista filosófico y biológico, [11] para este trabajo el enfoque será biológico, por lo cual se define a un individuo como un sistema biológico funcional el cual tiene como característica su *anatomía, fisiología y metabolismo propio* [12], [13].

Piel.

Está constituida por tres capas, la primera de afuera hacia adentro recibe el nombre de epidermis o epitelio superficial, la segunda corresponde a la dermis o corión y por último, la hipodermis [14].

Epidermis.

Esta capa tiene un grosor entre 0.07 y 0.12 milímetros y está conformada por:

- Estrato basal, es una capa que se encuentra formada por células que hacen posible la renovación de la epidermis cada 4 semanas aproximadamente.
- Estrato espinoso, está formado por células en vía de queratinización, éstas se encuentran unidas unas con otras.
- Estrato granular, contiene células que están formadas por gránulos de *queratohialina*.
- Estrato córneo, es una capa que sirve de protección, en donde las células alcanzan su grado de madures provocando su desprendimiento.

Dermis.

Esta capa abarca entre 1 y 2 milímetros y consta de:

- Papilar, se encuentra en contacto con la epidermis y con *tejido conjuntivo laxo*.
- Reticular, está formada de fibras colágenas en todas direcciones y con fibras elásticas.

Entre la papilar y reticular se encuentra la red de vasos sanguíneos, la cual nutre las terminaciones nerviosas que nos permiten captar los estímulos exteriores.

Hipodermis.

Se encuentra por debajo de la dermis. Está constituida por tejido conjuntivo laxo, fibras colágenas y elásticas, células adiposas y vasos sanguíneos.

Dependiendo de las condiciones de carga en posición sedente, es la manera y la magnitud como se deforman las capas de la piel en las tuberosidades isquiáticas, y de igual manera se ve alterado el flujo sanguíneo.

Tuberosidades isquiáticas

Por sus siglas en inglés (IT's). Este tipo de úlceras son una lesión, la cual se desarrolla en la piel y tejidos subyacentes, debido a las cargas estáticas generadas por una prominencia ósea sobre una superficie de apoyo. Cuando los tejidos se encuentran sometidos por un periodo prolongado de tiempo, se produce un

obstrucción del flujo sanguíneo que genera el individuo sobre el asiento, provocando el desarrollo de una úlcera. [15] [16]

La presión no debe de exceder los 32 mm Hg pues esta es la presión en los extremos de la arteria; cuando la presión se encuentra a 75 mm Hg por periodos de más de dos horas, el daño es irreversible. [17]

Tipos de úlcera [18].

- Primer grado. Se observa una coloración rojiza, azul o morada, esto se debe a que hay alteración de la piel por la presión ejercida, en esta etapa no se observan llagas.
- Segundo grado. Afectación de la dermis y epidermis, este tipo ya presenta una abrasión.
- Tercer grado. Perdida en su totalidad de las capas de la piel.
- De cuarto grado. En este nivel ya se presenta una destrucción del músculo, hueso o estructuras como tendones y articulaciones.

Ubicación de úlceras.

De acuerdo a Torres A, Carrillo. Las zonas frecuentes en donde aparecen úlceras por presión son [19]:

1. Región occipital.
2. Región escapular.
3. Apófisis espinosas
4. Cara posterior del codo.
5. Cresta iliaca
6. Región sacro-coxígea
7. Tuberosidad isquiática.
8. Región aquilea
9. Talón
10. Planta del pie.
11. Oreja
12. Cara lateral del hombro.
13. Espina iliaca antero-superior
14. Región trocánterea.
15. Muslo
16. Cara interna de rodilla.
17. Cara externa de rodilla.
18. Pierna
19. Maléolo tibial
20. Maléolo peroneo
21. Borde exterior del pie
22. Región poplíteo

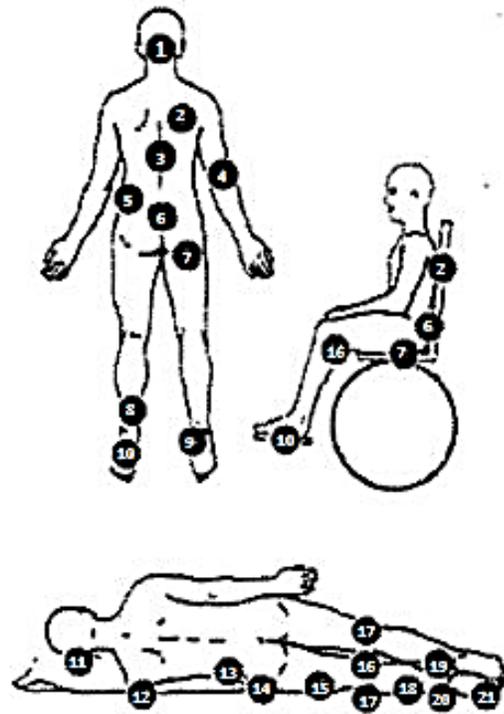


Fig. 6. Ubicación de las úlceras de presión en el cuerpo humano. Canet B. Carmen et all., "Manual de Prevención y tratamiento de úlceras por presión" [20].

Asiento

Se define como un mueble para sentarse en donde los materiales que lo constituyen tienen la capacidad de absorber la energía del impacto al sentarse.

Hoy en día, el asiento es uno de los productos más comunes utilizados en la vida diaria, el cual tiene gran variedad de formas, por esta razón el material del cual está compuesto es muy abundante. El asiento se

puede dividir en tres tipos: asiento para el trabajo, el transporte y para el uso en el hogar, y lo usan personas como los niños, adultos y personas de la tercera edad [21].

Existen diferentes modelos de asientos para distribuir presiones uniformemente, entre estos se encuentran los asientos de aire, gel de silicona, espuma de poliuretano, cojín de contorno, cojín cúbico, el cojín de aire está formado por varias cámaras de aire, en este tipo de asiento el aire circula entre las cámaras para garantizar una distribución homogénea de presiones y la presión máxima depende de la cantidad de aire que se encuentre en el asiento, este asiento es utilizado para personas que presentan úlceras de presión. El cojín de cubito consiste en celdas formadas por materiales porosos, que debido a los distintos materiales y aditivos se puede conseguir características muy distintas, entre sí, el asiento de gel de silicona, es un material que en su interior tiene silicona en forma de gel, esto distribuye de forma uniforme el peso, usualmente vienen acompañados de una funda antideslizante. El asiento de contorno fue diseñado en el hospital de rehabilitación Royal Perth en Austria, el asiento y es diseñado por un médico a la medida de cada individuo, el asiento de poliuretano está formado por espuma de poliuretano [22].

1.2 Distribución de presiones.

De acuerdo a un estudio utilizando Finite Element Method (FEM) para modelar el tejido del glúteo bajo cargas estando sentado y haciendo uso del software Abaqus (Abaqus, Pawtucket, RI, USA) y variando la presión de 0 a 75 mmHg, se obtuvo como resultado información referente a la presión máxima que soportan las distintas capas de la piel, sin provocar un cambio en éstas; la epidermis tiene un espesor de 0,2 mm y un módulo de Young de 0.09 MPa, la dermis 2 mm de espesor y un módulo de 0,045 MPa; la capa subcutánea cuenta con un módulo de Young de 0,03 MPa y la capa muscular, con un módulo de 0,7 MPa. [23]

El modelo realizado con FEM, indica que la compresión y deformación del tejido recaen directamente sobre las tuberosidades isquiáticas, la capa muscular es la que sufre más deformación [24]

Cuando una persona se sienta hay una deformación muscular provocada por las fuerzas de presión entre la silla y el individuo, mientras transcurre los segundos de estar sentado en una misma posición la deformación muscular va disminuyendo, y las células musculares comienzan a morir.

En la figura 7 a) Se tiene a un persona sentada en un soporte rígido (sin asiento) en donde se presenta una deformación de 72%, de forma teórica esto permite que el sujeto se siente 75 minutos continuamente sin tener una lesión tisular, sin embargo, en la figura b) al utilizar un elemento amortiguador (cojín) la deformación del tejido se reduce a un 64% y en este nivel de deformación, el sujeto puede sentarse de forma continua durante 115 minutos sin tener una lesión tisular.

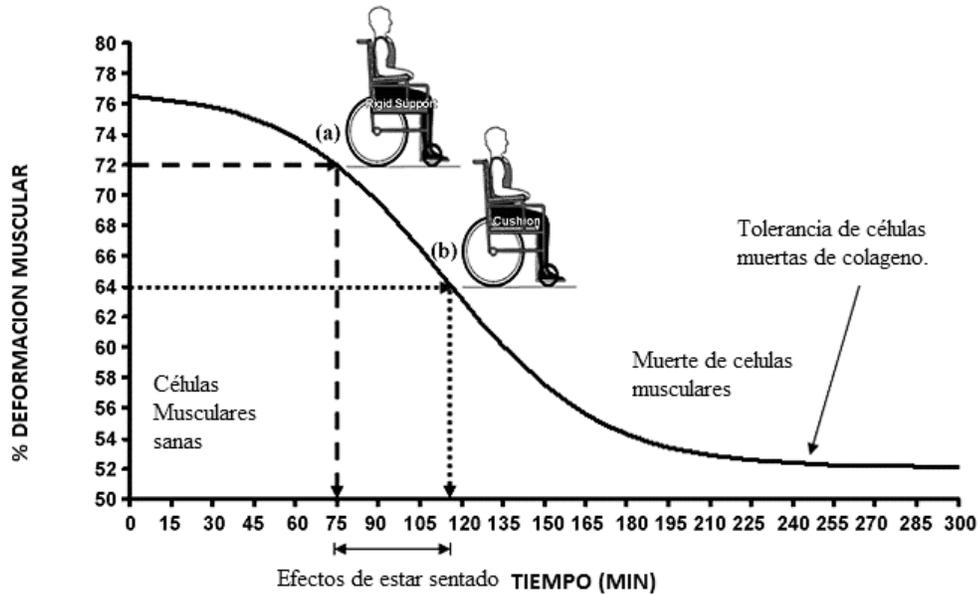


Fig. 7. Comportamiento de las células musculares durante mucho tiempo sentado con y sin cojín. Shabshin N., Zoizner G., (2010). Use of weight-bearing MRI for evaluating wheelchair cushions based on internal soft-tissue deformations under ischial tuberositie. Journal of Rehabilitation Research & Development. 47(1), 31-42.

Los parámetros más importantes que se toman en cuenta para medir la distribución de presiones son [25]:

1. La presión máxima, la cual a su vez es causada por distintos factores como:
 - Peso total del individuo.
 - El área total de la superficie en contacto del individuo hacia el asiento.
 - La postura como se encuentra el individuo.
 - El diseño y la ubicación del reposapiés.
2. Las zonas de alta presión (que se encuentren por arriba de los 80 g/cm²).
3. La superficie total (superior a 10 g/cm²).
4. La zona de presión, en un diámetro de 9 centímetros, alrededor de la tuberosidad isquiática.

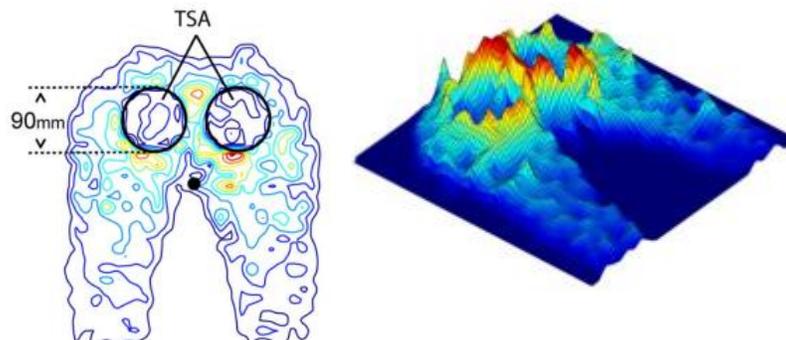


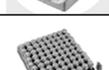
Fig. 8. La imagen de la izquierda muestra tuberosidades isquiáticas pos sus siglas en ingles (TSA) las cuales tienen un diámetro de 9 cm. En la imagen de la derecha, se muestra el mismo grafico en tres ejes con relieve, aquí se observa las zonas de mayor presión. The effects of dynamic tuberal support on Ischial buttock load and pattern of blood supply" [9].

5. El tiempo en el cual una persona se encuentra en la misma posición.

De acuerdo a un estudio llamado Interface Shear and pressure characteristics of wheelchair seat cushions, realizado en la universidad de Pittsburg, menciona cuatro grandes fabricantes elegidos por el gran mercado que acaparan y por representar a Healthcare Common Procedure Coding System (HCPCS). Estos fabricantes son:

- The ROHO Group, Inc, Belleville, Illinois.
- Sunrise Medical, Inc, Longmont, Colorado.
- The Comfort CoMPany, Bozeman, Montana.
- Supracor, Inc, San Jose, California.

En la Tabla 1 se observa algunas de las nuevas tecnologías industriales que se dedican a fabricar asientos de silla de rueda para evitar la salida de úlceras de presión:

TABLA 1						
IMAGEN	COMPAÑÍA	NOMBRE	PESO LIMITE [Kg]	DIMENSIONES [cm]	MATERIAL	DESCRIPCION
	Roho	Hybrid Elite Cushion	225	35 x 60	goma de neopreno y base de espuma de polietileno	Asiento de Aire ajustable con diseño ergonómico
	Roho	PostureLite	158	42.5 x 44 51 x 44	Funda poliuretano y PVC para interior deslizante. Nucleo de espuma	Camara de expansion de Aire en la parte frontal.
	incavare	Flo-tech Solution	140	44 tamaños de 38 x 41 cm hasta 51x46 cm	Poliuretano y gel de silicona.	Cuenta con una cubierta de material espumoso. Utiliza gel de silicona como sustancia amortiguadora
	Minos	Relax easy re-600	200	42x45x6	Flogel y espuma	Espuma viscoelastica de lenta recuperacion.
	levite	ST721	200	2 secciones de 40x45x7	Neopreno.	Cojin de neopreno con celdas de aire.
	levite	ST703	170	42x42x7	gel de Silicona	Cojin con fibras de silicona

1.3 Discapacidad.

La Organización Mundial de la Salud (OMS) maneja tres conceptos que van relacionados entre sí.

El primero de estos es la deficiencia, la cual es una anomalía o pérdida de una estructura corporal o de una función fisiológica, esta última incluye las funciones mentales. La discapacidad es un término genérico, que describe una situación de la persona, incluye déficit, deficiencias o alteraciones en las funciones y/o estructuras corporales, limitaciones en la actividad del individuo y restricciones en su participación. Y por último minusvalía, la cual es una situación desventajosa para un individuo determinado, consecuencia de una deficiencia o de una discapacidad, la cual limita o impide el desempeño de un rol que es normal en su caso, en función de su edad, sexo, factores sociales y culturales.

1.4 Estadísticas Nacionales.

El Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI) divide las discapacidades por grupos [26]:

- Grupo 1 Discapacidades sensoriales y de la comunicación.
- Grupo 2 Discapacidades motrices.
- Grupo 3 Discapacidades mentales.
- Grupo 4 Discapacidades múltiples y otras.

En el grupo de las discapacidades motrices tenemos tres subgrupos [27]:

- Discapacidades de las extremidades inferiores. Comprende a las personas que tienen limitaciones para moverse o caminar debido a la falta total o parcial de sus piernas.
- Discapacidades de las extremidades superiores. Este apartado se refiere a personas que tienen problemas para utilizar sus brazos y sus manos por la pérdida total o parcial de ellos, de la misma manera se refiere a las personas que han perdido el movimiento de estas.
- Insuficientemente especificadas del grupo discapacidades motrices. Este apartado se refiere a las discapacidades que no se pueden establecer en algún tipo de los apartados anteriores.

A continuación se muestran estadísticas nacionales sobre discapacidad realizadas en censo de población en el año 2010 por el INEGI [28].

Genero.

Por genero se cuenta con un porcentaje de 51.1% de mujeres contra un 48.9% de hombres que sufren algún tipo de discapacidad ya sea física o mental, en toda la población nacional. (Fig. 9)

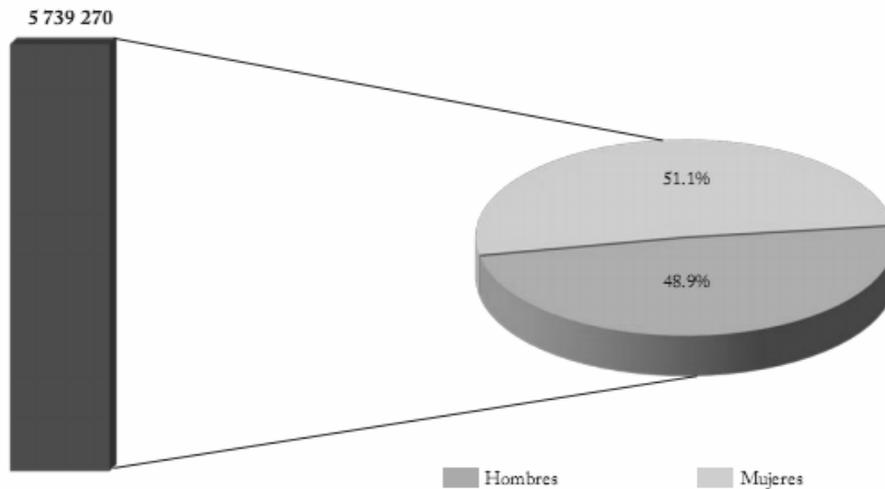


Fig. 9. Gráfico que muestra la discapacidad por Género. "Principales Resultados del Censo de Población 2010, INEGI, 2012.

Por grandes grupos de edad y Género.

De acuerdo al porcentaje de población con discapacidad por grandes grupos de edad y género, tenemos la siguiente estadística. (Fig. 10).

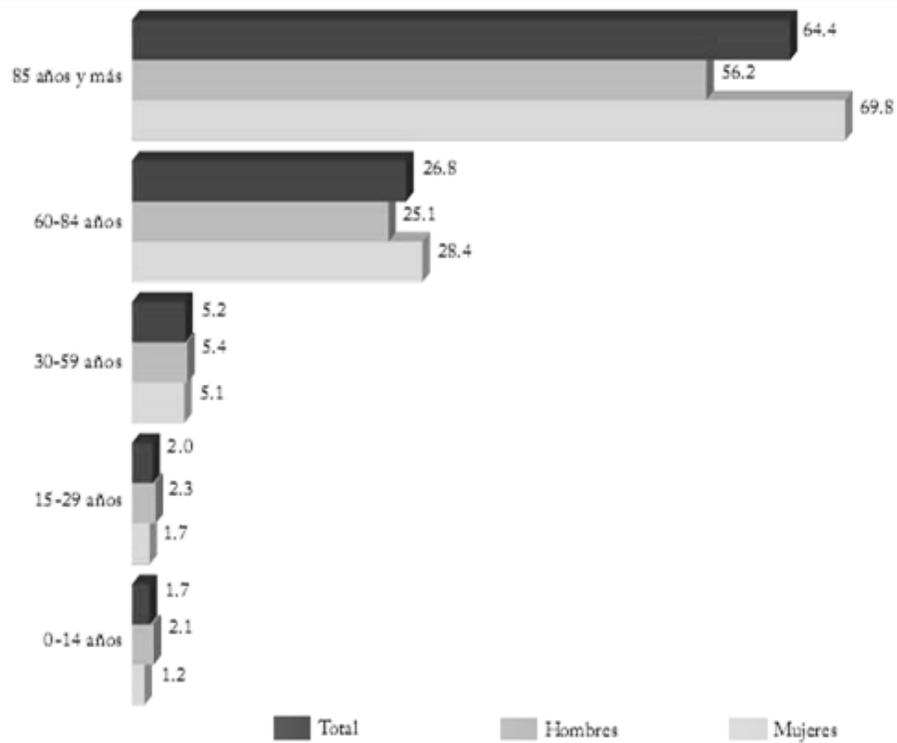


Fig. 10. Gráfico que muestra la discapacidad por grandes grupos de edad y género. Principales Resultados del Censo de Población 2010, INEGI, 2012.

Tipo de limitación.

Distribución porcentual de la población con discapacidad por tipo de limitación (Fig. 11)

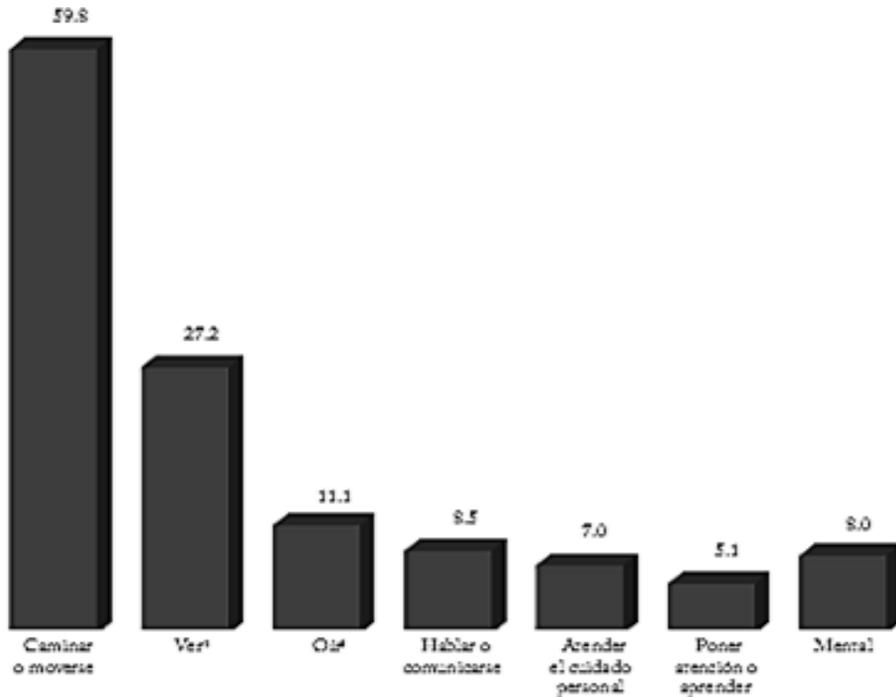


Fig. 11. Gráfico que muestra la Distribución porcentual por tipo de limitación. “Principales Resultados del Censo de Población 2010, INEGI, 2012.

Nota: La suma de los porcentajes puede ser mayor a 100%, debido a la población que tiene más de una limitación.

- 1 Incluye a las personas que aun con anteojos tenían dificultad para ver.
- 2 Incluye a las personas que aun con aparato auditivo tenían dificultad para oír.

Estadística por tipo de Causa.

Distribución porcentual de la población con discapacidad por causa. (Fig. 12)

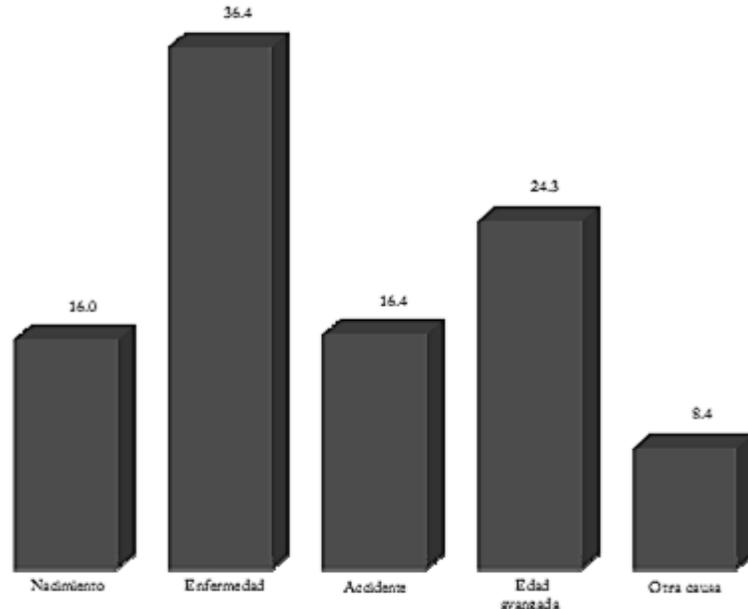


Fig. 12. Gráfico que muestra la discapacidad por tipo de causa. “Principales Resultados del Censo de Población 2010, INEGI, 2012.

Nota: La suma de los porcentajes puede ser mayor a 100%, debido a la población que tiene más de una limitación.

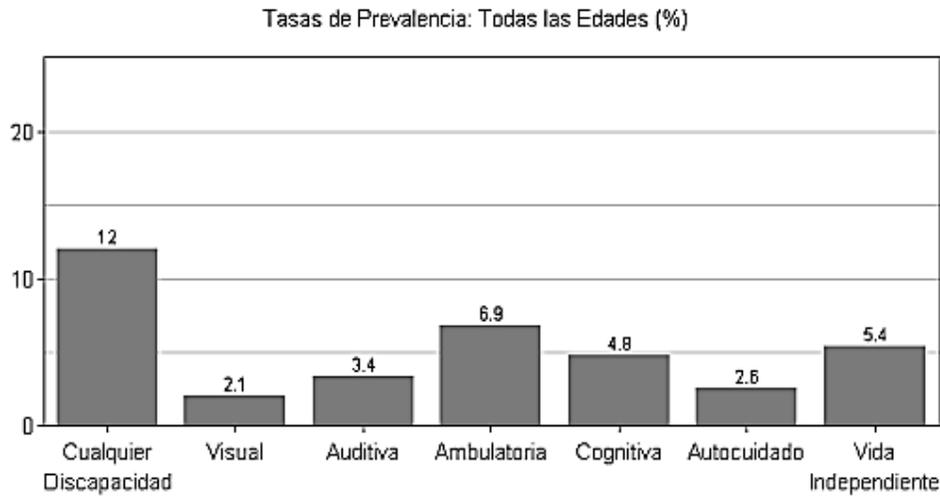
1.5 Estadísticas internacionales.

De acuerdo a un reporte realizado por la Universidad de Cornell, titulada la Encuesta de la Comunidad Americana (ACS), realizada en el año 2009, clasifican las discapacidades de la siguiente forma [29]:

- Discapacidad auditiva. Persona que tiene dificultad para oír en su peor caso padece de sordera.
- Discapacidad visual. Persona que tiene dificultad para ver, incluso cuando lleva puesto anteojos, en su peor caso padece de ceguera.
- Discapacidad cognitiva. Persona que debido a una condición física, mental o emocional, tiene dificultad para concentrarse, recordar o tomar decisiones.
- Discapacidad ambulatoria. Persona con dificultad seria para caminar o subir las escaleras.
- Discapacidad de autocuidado. Persona con dificultad para vestirse o bañarse.
- Discapacidad de vida independiente: debido a una condición física, mental o emocional, la persona presenta dificultad para hacer diligencias sola, tales como ir al consultorio de un médico o ir de compras.

Prevalencia de Discapacidad.

Prevalencia de discapacidad entre la gente no institucionalizada de todas las edades en los Estados Unidos en el 2009* (Fig. 13).



Tipo de Discapacidad	%	MDE	Número	MDE	Población Base	Tamaño Muestra
Cualquier Discapacidad	12.0	0.05	36,230,100	157,290	302,783,200	2,979,835
Visual	2.1	0.02	6,453,300	69,940	302,783,200	2,979,835
Auditiva	3.4	0.03	10,221,000	87,460	302,783,200	2,979,835
Ambulatoria	6.9	0.04	19,425,100	118,690	281,613,500	2,799,892
Cognitiva	4.8	0.04	13,581,200	100,250	281,613,500	2,799,892
Autocuidado	2.6	0.03	7,189,100	73,730	281,613,500	2,799,892
Vida Independiente	5.4	0.04	13,041,100	98,330	240,963,700	2,414,589

Fig. 13. Tipos de discapacidad entre la gente no institucionalizada en E. U. “Reporte del Estado de la Discapacidad United Status”, Cornell University, 2011. Nota: A los niños menores de cinco años se les pregunto sólo sobre las discapacidades Visuales y Auditivas. La pregunta sobre discapacidad de Vida independiente se hizo solamente a personas de 16 años y mayores

Por grupos de edad y género.

La Prevalencia de discapacidad entre la gente no institucionalizada por grupos de género y edad en los Estados Unidos en el 2009. (Fig. 14)

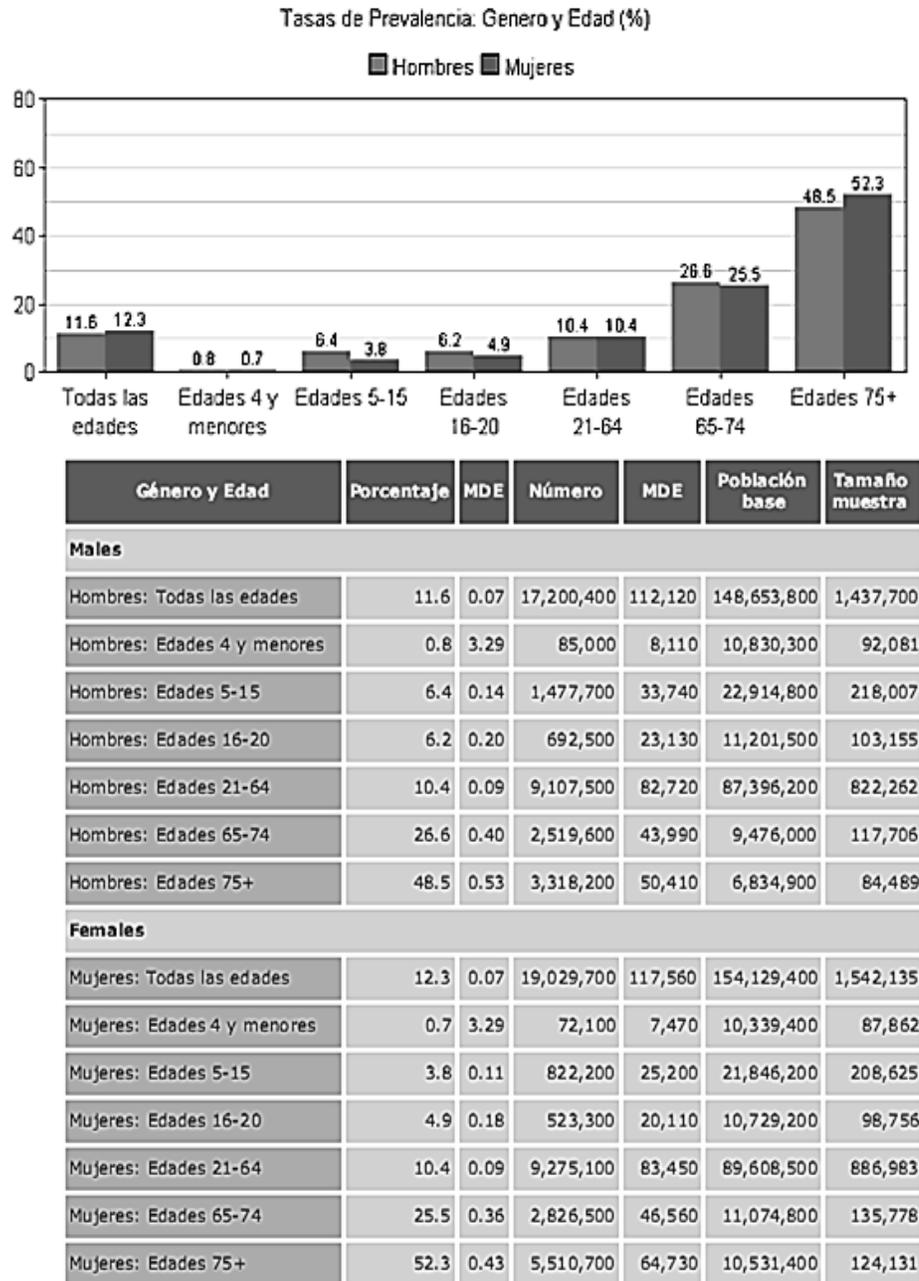


Fig. 14. Discapacidad por género. "Reporte del Estado de la Discapacidad United Status", Cornell University, 2011. Nota: A los niños con edades de 0 a 4 años sólo se les preguntó sobre las discapacidades visuales y auditivas, a los con edades entre 5 y 15 años no se les hizo la pregunta de "Discapacidad de Vida Independiente".

De acuerdo a la edad y a origen Hispano/latino.

Como el sistema está enfocado a la población mexicana, es importante tener referencias de la población hispana y no hispana que reside en Estados Unidos.

Prevalencia de discapacidad entre el grupo de gente de edad y origen hispano/latino no institucionalizados en los Estados Unidos en el 2009. (Fig. 15).

Tasas de Prevalencia: Origen Hispano/Latino y Edad (%)

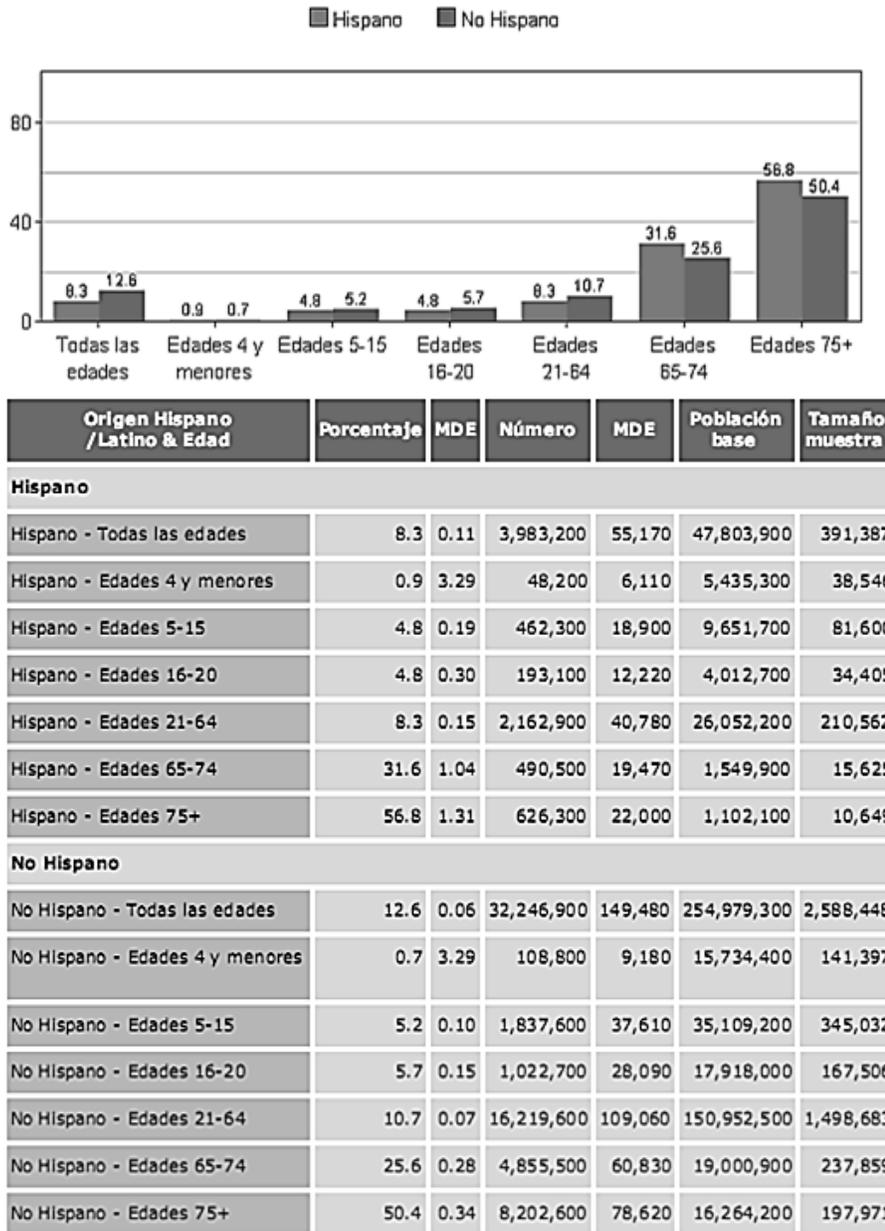


Fig. 15. Nota: A los niños con edades de 0 a 4 años sólo se les preguntó sobre discapacidades visuales y auditivas, a los con edades entre 5 y 15 años no se les hizo la pregunta de "Discapacidad de Vida Independiente".

De acuerdo a grupos raciales. (Fig. 16)

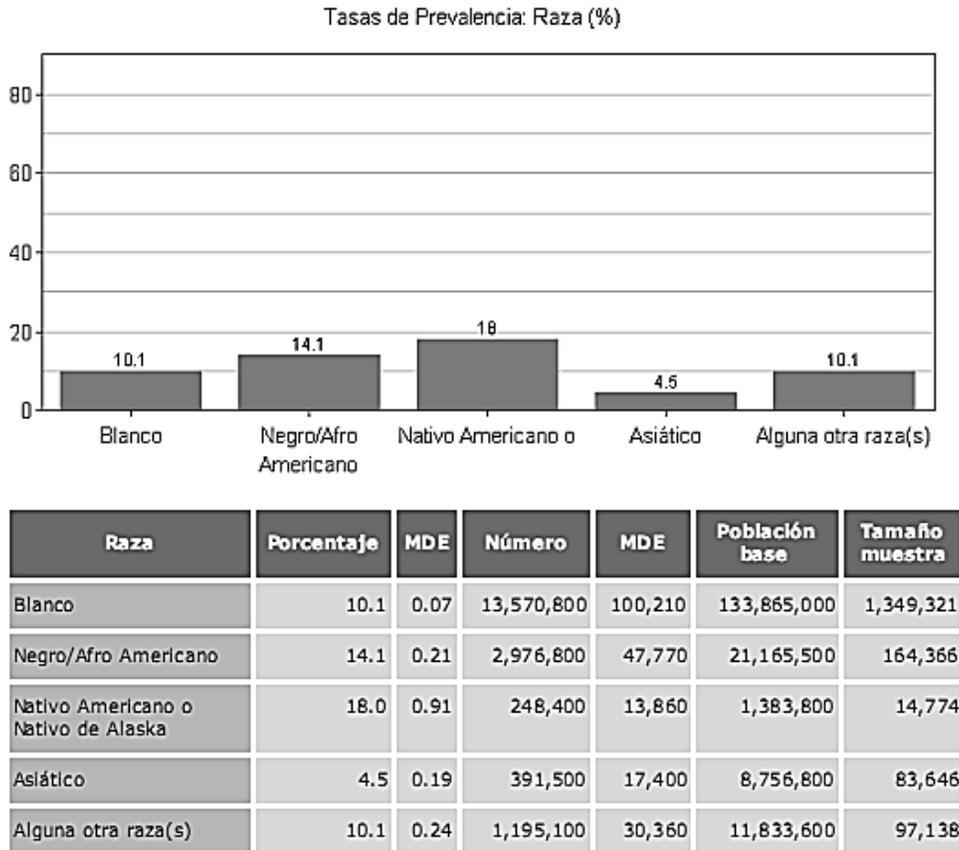


Fig. 16. Tipos de discapacidad por grupos raciales. “Reporte del Estado de la Discapacidad United Status”, Cornell University, 2011.

1.6 Silla de Ruedas.

La silla de ruedas es muy importante para el propósito de esta tesis ya que es donde se acoplará el sistema electrónico.

Definición [26].

La silla de Ruedas es un producto en donde la gran cantidad de equipamiento y accesorios nos permite utilizarla ante la imposibilidad de caminar o dificultad o causa de:

1. Parálisis
2. Perdida de las extremidades
3. Defectos o deformación de las extremidades
4. Contracciones o daños en las articulaciones.
5. Enfermedades con insuficiencia coronaria y circulatoria, perdidas del sentido del equilibrio, debilidad crónica y edad muy avanzada.

El objetivo de la silla de ruedas es proporcionar la máxima funcionalidad, comodidad y movilidad, para cumplir este objetivo es importante que la persona pueda sentarse erguida en una posición simétrica, para que pueda conseguir la máxima funcionalidad con el mínimo gasto de energía, de igual manera es importante reducir la presión en los glúteos y muslos. En la figura 17 se aprecia una imagen en donde se describe las partes de la silla de ruedas.

- A. Asiento
- B. Respaldo
- C. Apoya pies o pedana
- D. Apoyabrazos
- E. Apoya piernas
- F. Empuñadura de empuje
- G. Ruedas delanteras giratorias
- H. Ruedas traseras propulsoras
- I. Aros propulsores
- J. Barras de cruceta
- K. Palanca de inclinación
- L. Frenos

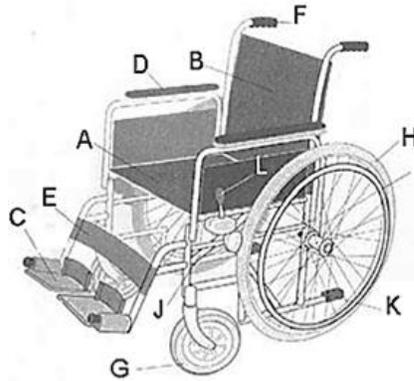


Fig 17. Partes que conforman la silla de rueda. "Discapacidad", CILSA O.N.G por la inclusión, 2011. Características de una silla de rueda.

Distribución de peso.

Mayor peso sobre las ruedas delanteras provocan mayor rozamiento, pero a su vez la silla es más estable. Una silla de ruedas estándar tiene una distribución de peso de 50% en la rueda trasera y 50% en la rueda delantera, mientras que una silla ajustable tiene una distribución del peso de 80% en la rueda trasera y 20% en la delantera.

Ruedas.

Las ruedas más grandes ofrecen un mejor soporte por el área de contacto en la superficie de apoyo, sin embargo producen una fuerza de fricción mayor y la persona, gasta más energía en transmitir el movimiento. El tamaño adecuado, está determinado por la combinación entre la superficie de apoyo y la distribución de peso en ésta.

Movimiento.

El grado de movilidad que tenga el usuario en la columna, hombros, codos, muñecas y dedos delimitará la posibilidad de realizar todo el recorrido de propulsión. En la figura 18 a se puede observar el recorrido de propulsión, este recorrido se inicia por detrás del tronco hasta terminar a la altura de los muslos.

Postura.

Para aprovechar toda la energía, de la propulsión que se está realizando, el usuario debe estar correctamente erguido, en una posición simétrica. De este modo podrá llegar adecuadamente a los aros de empuje y realizar el movimiento completo del brazo, para iniciar la propulsión de la rueda desde atrás del tronco y posteriormente aplicando fuerza durante todo el recorrido esto se puede apreciar en la figura 18 b.

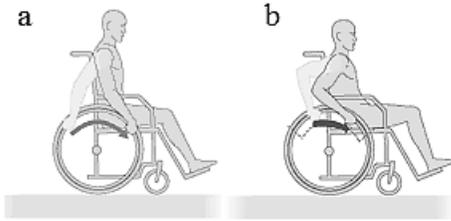


Fig. 18 .Figura: a) Grado de movilidad del usuario para poder realizar el recorrido de propulsión; b) Postura que debe tener usuario para poder realizar la propulsión. “Biomecánica en Silla de Ruedas”, Sunrise Medical

Altura y posición de las ruedas.

Para una propulsión más eficaz, las ruedas traseras deben estar situadas de tal forma que el usuario tenga el hombro relajado y dejando caer su brazo estirado, de forma que pueda tocar con la punta de los dedos el eje de la rueda trasera, como se puede apreciar en la figura 19 a. Sí el eje de la rueda se encuentra más alto de lo indicado, el aro de empuje quedará alto, por lo tanto, el usuario deberá flexionar demasiado los brazos para propulsarse como se ve en la figura 19 b, provocando una postura incomoda e ineficiente. Sí el eje de la rueda está más bajo que la punta de los dedos. El usuario deberá realizar la propulsión con los brazos demasiado estirados, y no podrá realizar la fuerza necesaria para la propulsión adecuada, esto se observa en la figura 19 c.

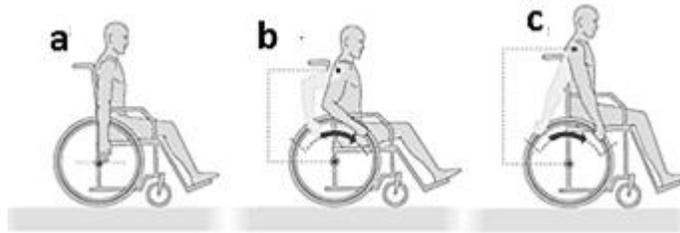


Fig. 19. a) Usuario tocando con la punta de los dedos el eje de la rueda; b) Eje de la rueda alto, por lo tanto se aprecia una flexión de los brazos, c) Eje de la rueda bajo, para compensar esto el usuario realiza la propulsión con los brazos totalmente estirados. “Biomecánica en Silla de Ruedas”, Sunrise Medical

Postura en el asiento.

Sí el asiento es demasiado ancho, el usuario tenderá a no sentarse simétricamente. Sí es corto, los muslos no se apoyan en el asiento en toda su longitud de forma que se acumula mayor presión en los glúteos. Si es demasiado largo, puede producir tensión en la zona de detrás de la rodilla. También dificultará que el usuario obtenga el soporte adecuado del respaldo, ya que tenderá a deslizarse en el asiento para evitar la tensión. La longitud óptima del asiento debe ser aquella que estando el usuario erguido deje una distancia aproximada de dos dedos de espacio entre el final del asiento y la zona interna de las rodillas del usuario; todas estas posturas las podemos ver en la figura 20.

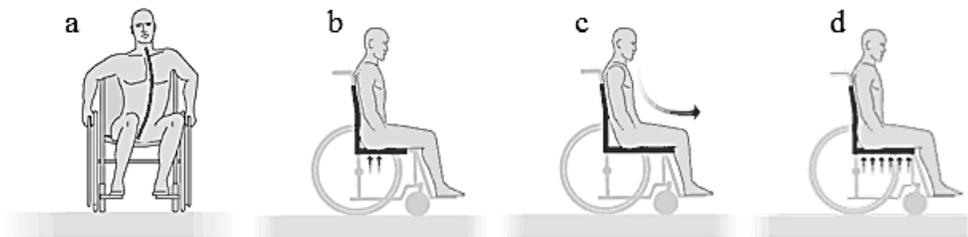


Fig. 20 a) Asiento ancho provocando una postura no simétrica, b) Asiento corto en donde los muslos no tienen soporte esto incrementa la presión en la parte de los glúteos, c) Asiento largo, provocando tensión

en la parte interna de las rodillas y deslizamiento por parte del individuo, d) Longitud optima del asiento. “Biomecánica en Silla de Ruedas”, Sunrise Medical.

Forma y ángulo del asiento.

Una tapicería de asiento flexible provocará que el usuario se sienta de manera asimétrica haciendo que los muslos y las rodillas se empujen, esto producirá excesiva presión y rozamiento, esto se puede apreciar en la figura 21 a.

Cuando se mantiene una buena postura, el ángulo de la cadera (entre los muslos y el tronco) es fundamental, ya que determina la estabilidad de la pelvis. Se considera que el ángulo de 90° es el adecuado para las actividades cotidianas. La mejor forma de conseguir este ángulo es utilizando un cojín adaptado a la forma humana, más bajo para la espalda baja para acomodar la forma de los glúteos, esto se puede ver en la figura 21. [31]

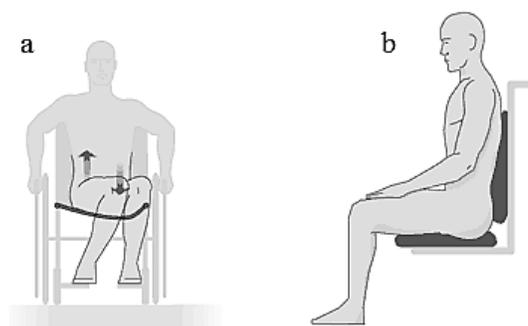


Fig. 21 a) Asiento flexible. b) Postura adecuada para el usuario. “Biomecánica en Silla de Ruedas”, Sunrise Medical.

1.7 Protocolo de comunicación.

El protocolo de comunicación se basa en la forma como se transmite los datos captados por los sensores del medio físico.

La comunicación serial, como su nombre lo indica envía su información de manera serial, es decir, como un tren de pulsos, utilizando el protocolo RS-232. Para la transmisión de información solo son necesarios 3 pines, uno a través del cual se envía la información (TX), otro a través del cual se recibe (RX) y otro como referencia de voltaje o tierra.

La comunicación USB (Universal Serial Bus) es una comunicación serial tradicional, ya que los datos viajan en una línea y se diferencian por el tiempo. Pero a diferencia del puerto serie convencional (RS-232), se manejan dos líneas por donde viaja toda la información. El cable USB consta de 4 alambres: tierra, Vcc, D+ y D-. Éstos dos últimos son a través de los cuales se manda la información hacia o desde el dispositivo y uno es el inverso del otro (codificación NZRI), exceptuando los casos de error. La comunicación USB no cuenta con un reloj de sincronización, así que cada vez que un dispositivo entra en comunicación tiene que sincronizarse. [32]

CAPITULO II DISEÑO CONCEPTUAL.

En este capítulo se enfocará propiamente en el sistema en una de las etapas más importantes que denominamos diseño conceptual.

A continuación se presenta un diagrama de flujo con las actividades de esta etapa, para un mejor entendimiento del proceso.

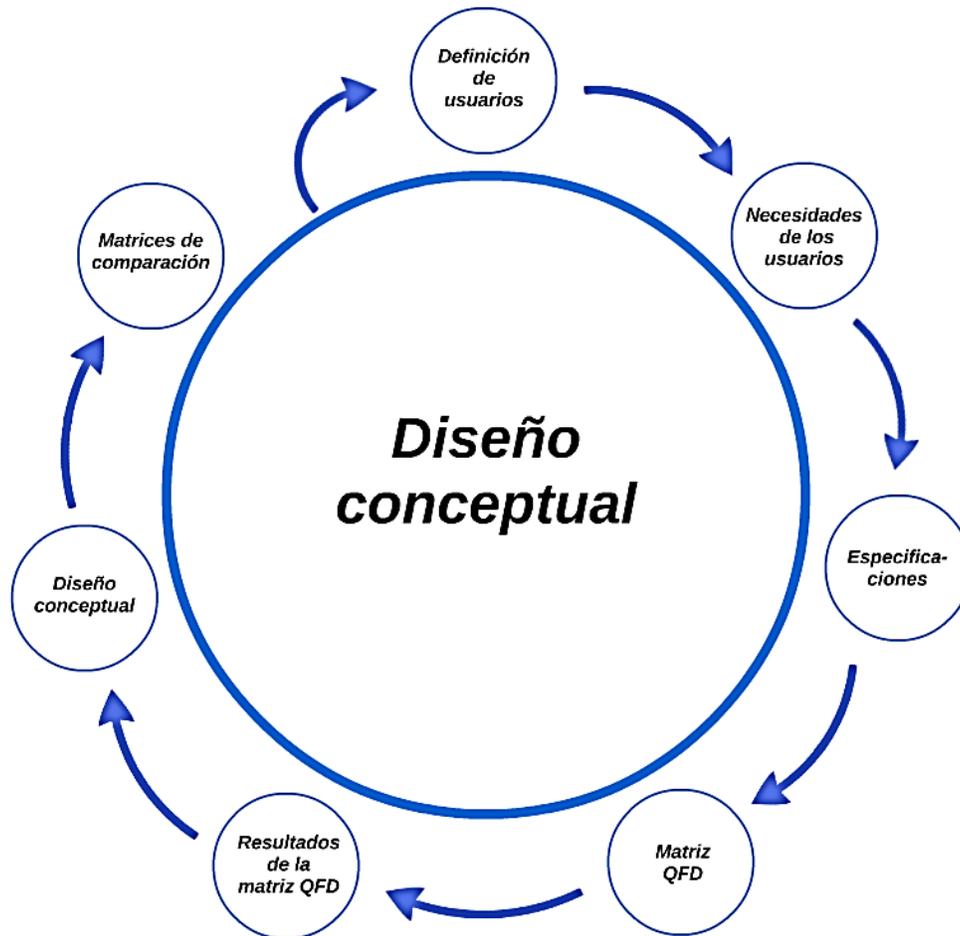


Fig. 22. Diagrama de flujo del proceso de diseño conceptual. Maya A, Acosta. 2013.

El proceso de diseño conceptual comienza con:

- Definición de usuarios. Es importante que se definan los usuarios que intervienen directamente en el sistema, no importa si son personas físicas u objetos.
- Necesidades de los usuarios. La definición de estas ayudará a identificar específicamente lo que los usuarios requieren y así poder transformar a lenguaje ingenieril dichas necesidades.
- Especificaciones. Una vez teniendo en lenguaje ingenieril las necesidades, se asociarán a cada una de las propiedades con las cuales puedan cuantificarse.
- Matriz QFD. El propósito de realizar la matriz QFD es relacionar necesidades y especificaciones de los usuarios. La matriz se realizará para cada uno de los usuarios.
- Resultados de la matriz QFD. En esta etapa se analizarán los resultados obtenidos en dicha matriz, ya que estos nos brindarán las necesidades y requerimientos más importantes de los usuarios.

- Diseño conceptual. Tomando en cuenta los resultados obtenidos en la matriz QFD, se realizará una lluvia de ideas de posibles propuestas para realizar un prototipo funcional.
-
- Matrices de comparación. En esta etapa se realizara un análisis acerca de las ventajas y desventajas de cada una de las propuestas de diseño y se realizará una comparación entre cada una de ellas.

2.1 Definición de Usuarios.

De acuerdo a la real academia española la palabra usuario se define como persona, u objeto, que está en interacción con un sistema.

El primer paso que se realizó, fue un análisis de los usuarios que intervienen directa e indirectamente en el sistema y se obtuvo la conclusión de que este sistema cuenta con tres usuarios, los cuales se describen a continuación:

1. Persona con una discapacidad motriz. Esta persona se eligió ya que esta tesis tiene como objetivo una identificación de presiones en personas que tienen una discapacidad motriz, ya que estas personas son las que utilizan día con día una silla de ruedas, esta acción de estar un prolongado tiempo en la silla de ruedas, provoca la aparición de úlceras de presión.
2. Experto en el tema. Es la persona que podrá manejar e interpretar la información que nos brindara la interfaz gráfica, así como ayudar a la persona con discapacidad motriz a relacionarse con el sistema.
3. Silla de ruedas. La silla de ruedas es nuestro último usuario, este se definió así porque está en contacto propiamente con el usuario de discapacidad motriz, y lo que estamos analizando es el nivel de deformación de la silla de ruedas y la fuerza que ejerce nuestro usuario a está.

2.2 Necesidades.

Como siguiente paso se identificaron las necesidades que presenta cada uno de los usuarios, estas necesidades se obtuvieron al analizar el problema con tres usuarios expertos, a continuación se muestra las tablas que describen las necesidades de cada usuario en específico.

Comenzaremos con las necesidades del usuario de discapacidad motriz:

Tabla 2		
Usuario	Necesidad	Descripción
Persona con discapacidad motriz.	Confort	El usuario necesita un lugar el cual sea confortable y no le sea incomodo poder estar un periodo tiempo.
	Durabilidad	El usuario necesita un sistema el cual tenga un ciclo de vida prolongado.
	Asiento ergonómico	El asiento en el cual este sentado el usuario debe ser de acuerdo a la forma del cuerpo del usuario con discapacidad, teniendo en cuenta las medidas antropométricas de este.
	Apariencia agradable	La apariencia que pueda brindar el sistema debe de ser una apariencia agradable que brinde seguridad y confianza.

Necesidades persona con discapacidad motriz.

Tabla 3		
Usuario	Necesidad	Descripción
Persona con discapacidad motriz.	Adaptabilidad	El sistema utilizado debe de adaptarse con facilidad al usuario con discapacidad.
	Seguridad	El sistema debe ser seguro para el usuario con discapacidad, de ninguna manera se debe de poner en riesgo a este usuario.
	Un asiento en donde no haya deslizamiento	El sistema debe de tener esta característica para poder darle un mejor confort y seguridad al usuario con discapacidad.
	Asiento suave	El asiento debe de ser hecho con materiales suaves los cuales pueda brindar al usuario con discapacidad confort en el espacio que ocupa.

Necesidades del usuario experto en el tema.

Tabla 4		
Usuario	Necesidad	Descripción
Experto en el tema.	Visualización de la interfaz gráfica.	Para poder interpretar la información es necesario que el experto en el tema pueda ver indicadores visuales que le den una certeza de que el sistema funciona adecuadamente.
	Interfaz gráfica.	El experto debe de tener una interfaz gráfica en la cual le sea posible, utilizar e interpretar la información brindada del sistema.
	Compatibilidad de sistemas operativos.	Para poder utilizar el programa en cualquier computadora es necesario de que no haya problemas de compatibilidad con los sistemas operativos existentes.
	Fácil manejo	La interfaz gráfica debe de ser sencilla para que un nuevo experto pueda utilizar dicha interfaz.
	Llamativa	La interfaz gráfica debe de captar la atención del experto en el tema, para causar un impacto visual es este.
	Rápida.	La interfaz gráfica debe de tener una alta velocidad de procesamiento de la información, con el fin de no lastimar al usuario con discapacidad.
	Mensajes de los procesos realizados	El experto en el tema debe de tener indicadores visuales que le indiquen si hay un problema con el sistema.
	Mínimos errores	Para tener una muestra de información verídica es importante que esta información tenga información exacta.

Necesidades del usuario silla de ruedas.

Tabla 5		
Usuario	Necesidad	Descripción
Silla de ruedas.	Confort para el usuario con discapacidad motriz	Que la persona con discapacidad motriz pueda sentarse por un periodo de tiempo superior a los 20 minutos, el cual es el tiempo estimado para poder realizar las pruebas del sistema eléctrico.
	Ergonomía dimensional	Las dimensiones del asiento deben de corresponder a las de la persona con discapacidad.
	Lugar fijo	El usuario silla de ruedas debe de contener elementos que no permitan su desplazamiento en el suelo.
	Seguro para el usuario.	El usuario silla de ruedas debe de tener elementos que no pongan en peligro al usuario con discapacidad motriz.
	Permeable.	El sistema debe de ser permeable para que la transpiración del usuario con discapacidad no pueda dañar el sistema eléctrico.
	Soportar un cierto rango de peso.	El usuario silla de ruedas debe de soportar el peso del usuario con discapacidad, para no poner en peligro a los tres usuarios

Características de las necesidades.

De cada una de las necesidades para nuestros usuarios es necesario transformar a lenguaje ingenieril cada una de ellas. La forma como se realizó esto fue interpretar cada una de las necesidades con conceptos utilizados en ingeniería en su mayoría cuantitativos. La transformación de cada una de las necesidades de los usuarios se encuentra en las siguientes tablas.

Características de las necesidades del usuario con discapacidad motriz.

Tabla 6		
Usuario	Necesidad	lenguaje ingenieril
Persona con discapacidad motriz.	Confort	Dimensiones.
		Material Flexible.
		Tiempo posición sedente alto.
		Temperatura.
		Rugosidad.
	Durabilidad.	Vida útil.
		Soportar rangos de peso.
		Reforzar zonas críticas.

Características de las necesidades de la persona con discapacidad motriz.

Tabla 7		
Usuario	Necesidad	lenguaje ingenieril
Persona con discapacidad motriz.	Factibilidad.	Mínima cantidad de elementos.
		Producto ligero.
		Sencilla transportación.
		Limpieza.
		Facilidad de transportación.
	Ergonómico	Ajuste a la persona.
	Apariencia agradable	Materiales.
		Dimensiones.
		Forma.
		Seguridad.
	Adaptabilidad	Posibilidad de adoptar formas.
		Dimensiones.
		Diferentes tamaños.
	Seguridad	Sistema tenga un mínimo número de elementos.
		Elección de los elementos de sujeción.

Nota: Tabla que muestra la transformación de las necesidades a lenguaje ingenieril del usuario con discapacidad motriz. Maya A, Acosta. 2012.

Características de las necesidades del usuario experto en el tema.

Tabla 8		
Usuario	Necesidad	Lenguaje ingenieril
Experto en el tema	Visualización.	Despliegue de tomas de datos.
		Resultados.
		Gráficas.
		Diagramas.
	Interfaz compatible.	Programa ejecutable compatible con cualquier sistema operativo.
	Sencilla.	Menús desplegables.
		Depuración de errores.
		Operación del programa en mínimos pasos.
	Llamativa	Colores cálidos.
		Contorno Figuras.
		Programación dinámica.
	Rápida.	Análisis de datos en un tiempo mínimo.
		Eficaz.
	Factibilidad	Fácil ensamble.
		Mínimo número de piezas necesarias.
		Factibilidad económica.

Tabla 9		
Usuario	Necesidad	Lenguaje ingenieril
Experto en el tema	Seguridad.	Características de los componentes.
		Sistema eléctrico.
	Confiabilidad	Exactitud de los datos.
		Precisión de los datos.
	Sistema de alimentación energética.	Seguridad.
		Sistema de distribución.
Ahorro de energía.		

Nota: Tabla que muestra la transformación de las necesidades a lenguaje ingenieril del usuario experto en el tema. Maya A, Acosta. 2012.

Características de las necesidades del usuario silla de ruedas.

Tabla 10		
Usuario	Necesidad	lenguaje ingenieril
Silla de ruedas	Confort.	Dimensiones.
		Material Flexible.
		Postura del usuario.
		Tiempo de la persona en posición sedente
		Seguridad.
		Rugosidad.
	Factibilidad.	Mínima cantidad de elementos.
		Utilización de piezas comerciales.
		Sencilla transportación.
		Limpieza.
		Facilidad de manufactura.
	Económica.	Posibilidad de adoptar formas.
		Dimensiones.
	Adaptabilidad.	Diferentes tamaños.
		Seguridad.
Elección de los elementos de sujeción.		

Nota: Tabla que muestra la transformación de las necesidades a lenguaje ingenieril del usuario silla de ruedas. Maya A, Acosta. 2012

2.3 Especificaciones.

Al haber realizado la transformación de necesidades a lenguaje Ingenieril de cada una de las necesidades, nos es más fácil interpretar la información y poder manejar esta información de manera cuantitativa, de esta manera podemos definir las especificaciones de cada uno de los usuarios, y así poder realizar la matriz de Quality Function Deployment (QFD) [33]

Especificaciones del usuario con discapacidad.

Tabla 11.		
Usuario	Especificaciones	Dimensiones
Persona con Discapacidad	Índice de flexibilidad	
	Tiempo	s
	Temperatura	°C
	Rugosidad	µm
	Vida útil	s
	Rangos de Peso del asiento	Kg
	Presión en el asiento	MPa
	Número de Piezas	Numero
	Volumen	mm ³
	Peso del asiento	kg
	Limpieza	
	Precio	\$
	Factibilidad manufactura	s
	Elemento de sujeción	Numero
	Humedad	%

Nota: Especificaciones del usuario con discapacidad. Fuente: Maya A, Acosta. 2012

Especificaciones del usuario experto en el tema.

Tabla 12		
Usuario	Especificaciones	Dimensiones
Persona experta en el tema.	Indicador del inicio y fin del sensado	s
	Dimensiones	mm
	Graficas muéstrales de Resultados	adimensional
	Menú de opciones desplegable	adimensional
	Mínimos pasos para ejecutar la interfaz [numero]	Número
	Mínimo error	%
	Mínimo tiempo de ejecución	s
	Indicador de resultados exitosos	
	Rangos de temperatura componentes	°C
	Dimensiones del sensor	mm
	Voltaje de alimentación	V
	Intensidad Flujo de corriente	A
	Exactitud	%
	Precisión	%

Nota: Especificaciones del usuario con discapacidad. Maya A, Acosta. 2012

Especificaciones del usuario silla de ruedas.

Tabla 13		
Usuario	Especificaciones	Dimensiones
Silla de Ruedas	Índice de flexibilidad	Número
	Precisión	%
	Postura del usuario	°
	Tiempo de permanencia en posición cedente	s
	Maleabilidad	
	Mínima cantidad de elementos	Número
	Implementación de piezas comerciales	
	Diseño	
	Maquinabilidad	s
	Factibilidad económica	\$
	Dimensiones estandarizadas	mm
	Elementos de sujeción	Número
	Exactitud	%

Nota: Especificaciones del usuario silla de ruedas. Maya A, Acosta. 2012

2.4 Matriz QFD.

La matriz QFD es importante en el desarrollo de un producto, por que relaciona en este caso en específico, las necesidades y especificaciones que tienen los tres usuarios y al final dará como resultado las necesidades y especificaciones más importantes.

La manera de analizar las matrices fue de la siguiente forma:

- Primero se colocaron las necesidades de forma horizontal de lado izquierdo, y las especificaciones de forma vertical de lado superior.
- Segundo paso se analizó la relación de cada una de las necesidades con cada una de las especificaciones, por ejemplo en el caso usuario con discapacidad motriz se analizó la relación entre confort-índice de flexibilidad, confort-tiempo, confort-temperatura, confort-rugosidad... y así sucesivamente, una vez finalizado el análisis de relaciones entre confort y las especificaciones, se prosiguió a realizar lo mismo con Durabilidad, a cada relación se fue agregando valores en donde 5 es 100% de relación, 3 es 50% de relación, 0 no tienen relación.
- La casilla de lado superior derecha en donde dice prioridad, es un análisis del grado de importancia que representa la necesidad para el usuario de esa matriz, el valor 5 significa mucha prioridad, mientras que 0 es no prioritario, la escala es de 1 en 1.
- Una vez que se asignaron valores a cada una de las relaciones de necesidades con cada una de las especificaciones y asignación de la prioridad de las necesidades, de lado derecho se creó una columna la cual dice sumatoria de necesidades, esta es una sumatoria de los valores que se obtuvo por cada una de las necesidades, lo mismo se realizó para cada una de las especificaciones solo que esta sumatoria fue colocada en la parte inferior de lado izquierdo de la columna de necesidades.
- La Casilla (sumatoria) (prioridad) ubicada en la parte superior derecha, solo es una multiplicación entre los valores de las casillas prioridad y sumatoria de necesidades.

- La casilla denominada principales necesidades es resaltar los tres valores más altos de la casilla (sumatoria) (prioridad). Estos tres valores significan las necesidades más importantes de nuestro usuario.
- Para obtener las principales especificaciones de nuestro usuario se resaltaron los tres valores más altos de la casilla sumatoria de especificaciones. Estos tres valores son las especificaciones más importantes de nuestro usuario.
- Para cada una de las matrices de QFD, se realizó el mismo proceso.

A continuación se muestran las matrices de QFD de cada uno de los usuarios.

Matriz QFD del usuario con discapacidad Motriz.

Persona con Discapacidad Motriz	Especificaciones	Índice de flexibilidad	Tiempo [s]	Temperatura [°C]	Rugosidad [µm]	Vida útil [s]	Rangos de Peso del asiento [Kg]	Presión en el asiento [Mpa]	Número de Piezas [Numero]	Volumen [mm3]	Peso del asiento [Kg]	Limpieza	Precio [S]	Factibilidad manufactura [s]	Elemento de sujeción	Humedad [%]	Prioridad.	Sumatoria Necesidades	(Sumatoria) (prioridad)	Principales Necesidades
	Necesidades																			
	Confort.	5	5	5	5	3	5	5	3	3	5	3	5	3	3	5	5	63	315	2do
	Durabilidad.	3	3	0	0	5	3	3	3	3	0	0	3	0	3	5	2	34	68	
	Factibilidad	0	3	0	0	5	3	3	5	5	5	0	5	0	0	0	2	36	72	
	Ergonómico	5	5	3	3	0	5	3	3	3	3	3	5	5	3	3	4	52	208	
	Apariencia agradable	0	3	0	0	0	0	0	0	0	0	5	3	3	0	0	3	14	42	
	Adaptabilidad.	3	5	5	3	0	3	3	3	5	3	0	0	0	3	5	4	41	164	
	Seguridad.	3	3	3	0	5	3	3	5	3	3	0	3	3	5	3	5	45	225	
	Textura del Material	5	3	5	5	5	5	5	3	5	5	3	5	5	3	5	5	67	335	1er
	Dimensiones	3	3	5	0	0	5	5	5	5	5	0	5	5	3	3	5	52	260	3er
	Diseño	3	3	3	0	3	5	5	3	5	3	3	0	5	5	3	3	49	147	
	Sumatoria Especificaciones	30	36	29	16	26	37	35	33	37	32	17	34	29	28	32				
	Principales Especificaciones		3er				1ro			1ro										

Fig.23. Matriz QFD del usuario con discapacidad Motriz. Maya A, Acosta. 2012

Matriz QFD del usuario experto en el tema.

Persona experta	Especificaciones	Indicador del inicio y fin del sensado	Dimensiones [mm]	Graficas muestrales de Resultados	Menú de opciones desplegable	Mínimos pasos para ejecutar la interfaz [numero]	Mínimo error [%]	Mínimo tiempo de ejecución [s]	Indicador de resultados exitosos	Rangos de temperatura componentes [°C]	Dimensiones del sensor [mm]	Voltaje de alimentación [V]	Intensidad Flujo de corriente [A]	Exactitud [%]	Precisión [%]	Prioridad.	Sumatoria Necesidades	(Sumatoria) (prioridad)	Principales Necesidades
	Necesidades																		
	Visualización.	5	3	5	5	0	5	5	5	3	0	3	3	3	3	5	48	240	2da
	Compatibilidad entre Sistemas Operativos	5	0	0	5	5	5	5	3	3	0	0	0	5	5	4	41	164	
	Sencilla.	3	3	3	3	5	5	5	3	0	0	0	0	3	3	2	36	72	
	Llamativa	3	3	5	5	0	0	0	3	0	0	0	0	0	0	2	19	38	
	Rápida.	0	5	5	5	5	5	5	3	3	0	0	0	5	5	5	46	230	
	Factibilidad	0	3	0	0	0	0	0	0	0	3	0	0	0	0	2	8	16	
	Interfaz Segura	0	0	0	0	5	5	0	3	0	5	5	5	5	5	3	38	114	
	Confiabilidad	5	5	5	0	5	5	3	3	3	5	5	5	5	5	5	59	295	1ra
	Sistema de alimentación energética.	3	5	0	0	3	5	3	0	5	5	5	5	5	5	4	49	196	
	Reporte de Resultados	5	3	5	3	5	5	3	5	3	0	0	0	5	5	5	47	235	3ra
	Sumatoria Especificaciones	29	30	28	26	33	40	29	28	20	18	18	18	36	36				
	Principales Especificaciones						1ra							2da	3er				

Fig. 24. Matriz QFD del usuario experto en el tema. Maya A, Acosta. 2012

Matriz QFD del usuario Silla de Ruedas.

Silla de Ruedas	Especificaciones	Índice de flexibilidad	Precisión	Postura del usuario	Tiempo de permanencia en posición cedente	Maleabilidad	Mínima cantidad de elementos	Implementación de piezas comerciales	Diseño	Maquinabilidad	Factibilidad económica	Dimensiones estandarizadas	Elementos de sujeción	Exactitud	Prioridad.	Sumatoria Necesidades (Sumatoria) (prioridad)	Principales Necesidades	
		Necesidades																
	Confort.	5	0	5	5	3	3	3	5	3	3	5	3	0	5	43	215	
	Factibilidad manufactura	3	0	3	3	5	5	5	3	3	3	5	3	3	5	44	220	
	Adaptabilidad.	5	3	5	5	3	3	5	5	5	5	5	3	0	5	52	260	2da
	Seguridad.	3	3	5	3	0	3	5	5	3	5	3	5	5	5	48	240	
	Dimensión	3	3	5	5	3	3	3	5	5	5	5	5	3	5	53	265	1ra
	Material	5	3	5	5	5	3	0	5	5	5	5	3	3	4	52	208	
	Forma	5	3	5	5	5	3	3	5	5	0	5	3	3	5	50	250	3ra
	Sumatoria Especificaciones	29	15	33	31	24	23	24	33	29	26	33	25	17				
Principales Especificaciones			1ra					3ras			2da							

Fig. 25. Matriz QFD del usuario Silla de Ruedas. Maya A, Acosta. 2012

Resultados QFD.

Las necesidades y requerimientos más importantes, para cada uno de los usuarios se muestran en la siguiente Tabla:

Usuario	Necesidades	Especificaciones
Discapacidad Motriz	Textura del Material	Rangos de Peso del asiento [Kg]
	Confort.	Volumen [mm ³]
Experta	Confiabledad	Mínimo error [%]
	Visualización.	Exactitud [%]
Silla de ruedas	Dimensión	Postura del usuario [°]
	Adaptabilidad.	Dimensiones estandarizadas [mm]

Nota: Tabla en donde se muestra las dos necesidades y especificaciones de acuerdo con su respectiva especificación. Maya A, Acosta. 2012

Para el usuario con discapacidad motriz, las necesidades más importantes son confort y textura del material, mientras que las especificaciones más importantes son el peso en el asiento y el volumen que la persona ocupara. En el usuario experto las necesidades más importantes son la confiabilidad y visualización, y las especificaciones son el porcentaje mínimo de errores y la exactitud. En el usuario silla de ruedas, las necesidades más relevantes son la dimensión y la adaptabilidad, mientras que las especificaciones son: las dimensiones estandarizadas y la postura del usuario.

2.5 Diseño conceptual.

A partir de la matriz QFD se obtuvieron las necesidades y requerimientos más importantes, de cada uno de los usuarios. Considerando estos resultados, se realizó una lluvia de ideas tomando en cuenta el resultado de la Matriz QFD, se realizó un bosquejo de cada una de las propuestas las cuales se muestran a continuación:

Propuesta E.

Esta propuesta se puede ver en la figura 26 y consiste en tener un asiento fabricado en una sola pieza, el cual podrá adoptar las dimensiones del usuario discapacitado.

El arreglo de sensores se colocará en la parte inferior del asiento y tendrá un acomodo cartesiano, en donde identificaremos los sensores por coordenadas, el procesamiento en la interfaz gráfica se realizará de esta misma manera, toda la información brindada por el procesamiento se guardara en un archivo con extensión txt y posteriormente con un software para modelar se exportarán los puntos y se creará un modelado donde se podrá observar la magnitud de las presiones sensadas haciendo uso de herramientas de elemento finito.

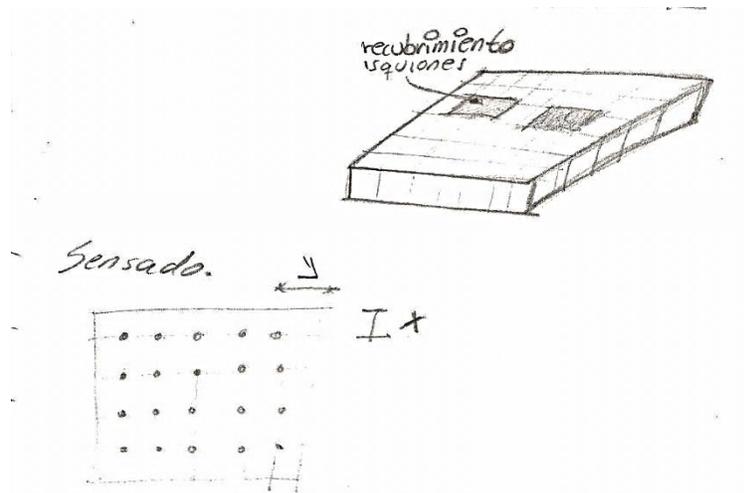


Fig. 26 Propuesta E. Asiento en una sola pieza, los sensores serán colocados en la parte interior del asiento, procesamiento de la información por medio de una interfaz gráfica. Maya A, Acosta. 2012.

Propuesta G.

Esta propuesta de diseño se aprecia en la figura 27 y consiste en la creación de un asiento hidráulico, el cual está formado por distintos compartimientos para evitar fugas, este diseño puede tener retroalimentación para controlar la alimentación del asiento de agua de acuerdo a las presiones sensadas. El arreglo de sensores es circular y se localiza en la parte superior.

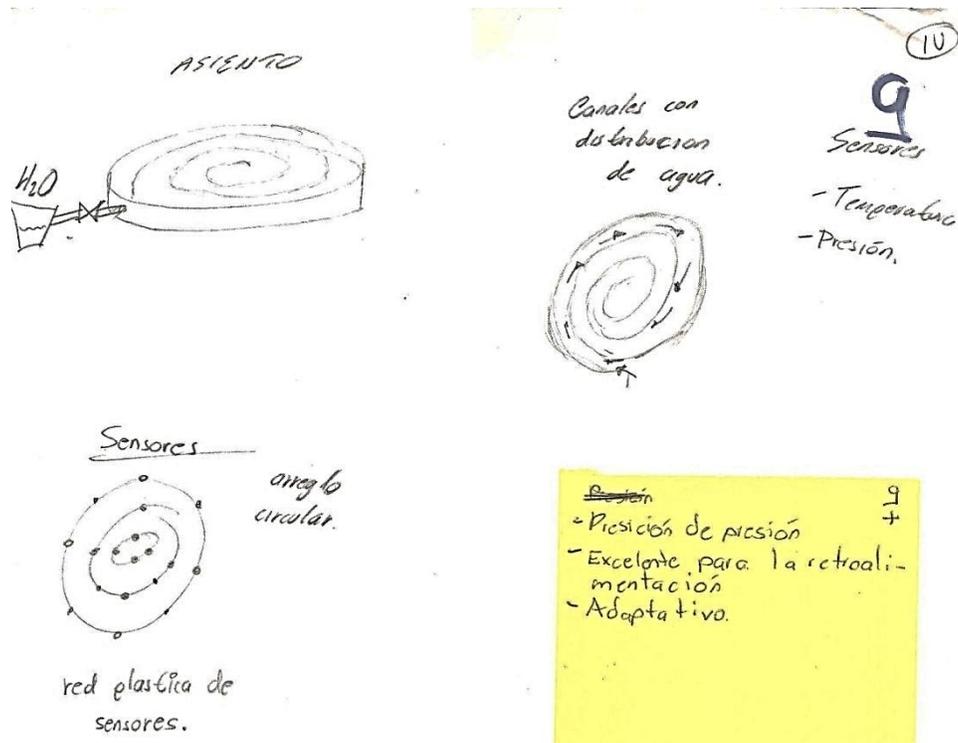


Fig. 27 Propuesta G. Asiento hidráulico, formado por compartimentos independientes. Maya A, Acosta. 2012.

Propuesta I.

Esta propuesta de diseño se aprecia en la figura 28 y es un asiento que tiene las dimensiones y la forma de nuestra persona, en la parte en donde descansan los isquiones se introducen cojines elípticos los cuales tienen la característica en particular que son hechos con un material con un índice de deformación mayor que las demás regiones, de esta manera podemos aprovechar esta característica del material y diseñar un arreglo de sensores que se localizarán en la parte inferior de estos.

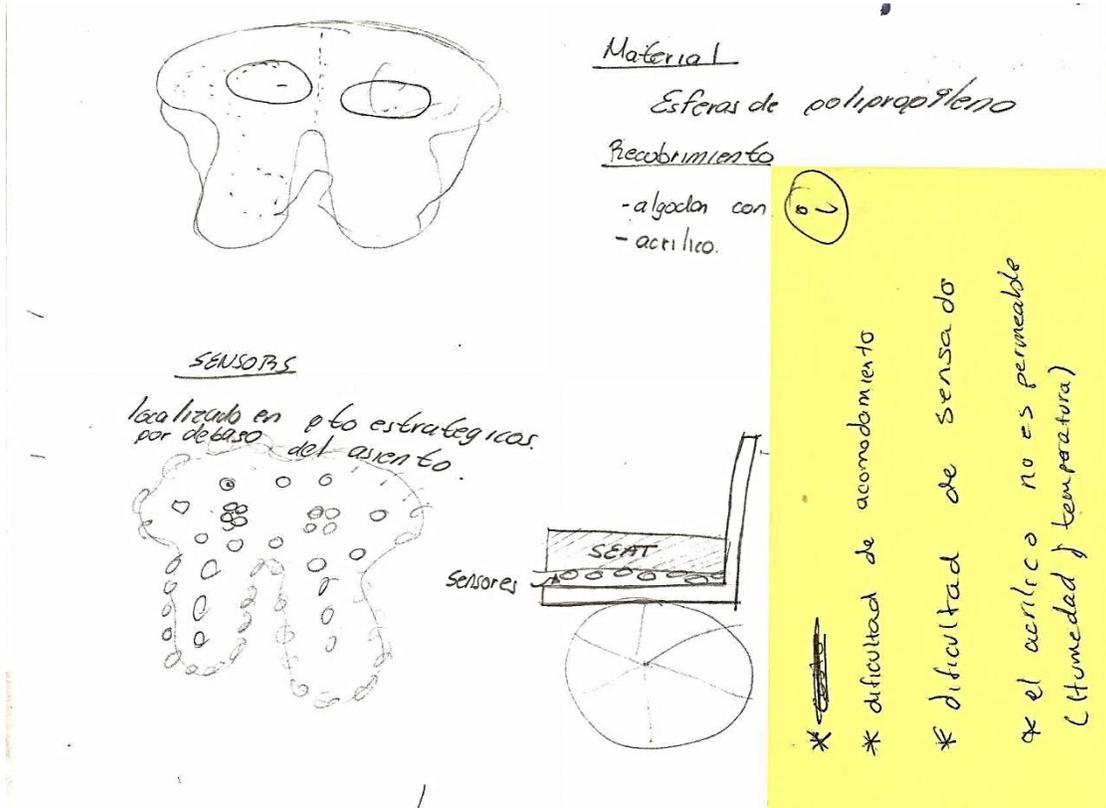


Fig. 28 Propuesta I. Asiento ergonómico donde la parte de los isquiones tiene un material en forma elipsoide el cual tiene un índice de deformación mayor. Maya A, Acosta. 2012

Propuesta J.

Esta propuesta de diseño se aprecia en la figura 29 , la cual consiste en tener un cojín como base, el cual esta hueco por dentro, dentro de este cavidad se puede poner el arreglo de sensores, encima de este arreglo se pone un asiento delgado el cual cubrirá el arreglo de sensores para no incomodar a nuestro usuario discapacitado.

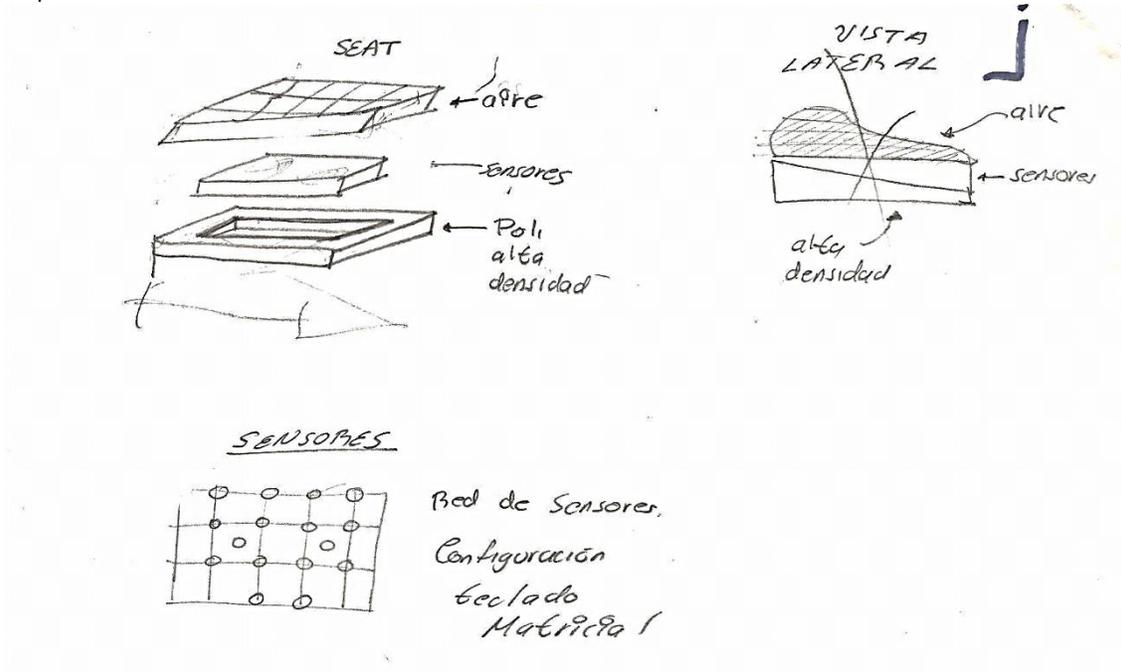


Fig. 29 Propuesta J. Cojín que cuenta con una cavidad en la parte central, dentro de esta cavidad, los sensores se colocan, arriba de este arreglo se coloca un asiento que tenga la dimensión de la cavidad. Maya A, Acosta. 2012

Propuesta K.

La propuesta de la figura 30 se diseñó pensando en la adaptabilidad de los usuarios, ya que consiste en diferentes tamaños de asientos. Como base tenemos un tamaño pequeño el cual tiene un diseño rectangular y una cavidad en donde se alojan los sensores, de igual manera tiene un material el cual funciona como recubrimiento para no lastimar al usuario con el sistema de sensores. El tamaño mediano se adecua al cojín pequeño que tenemos para que lo pueda usar un discapacitado, de esta misma forma el cojín grande se adecua al tamaño del asiento mediano y de esta manera todos los tamaños se encuentren ensamblados entre sí.

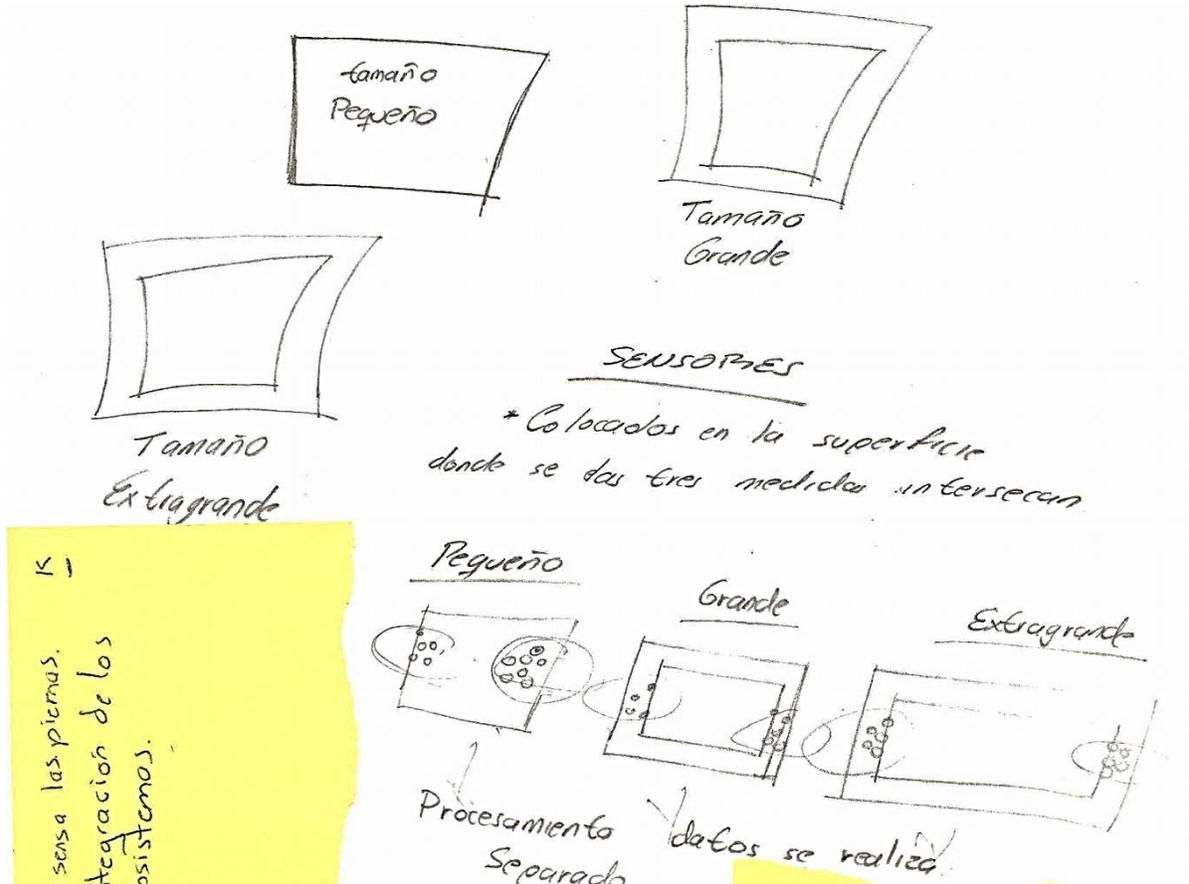


Fig. 30. Propuesta K. La propuesta tiene como característica poder ensamblar los cojines y los sensores entre sí. Maya A, Acosta. 2012.

Propuesta L.

El diseño de la figura 31 consiste en tener un asiento de forma elipsoide, el cual tiene en su interior gel como material amortiguador, en la aparte en donde descansaran lo isquiones tenemos dos cojines elipsoides, dentro de los cuales en la cavidad formada tenemos ubicados los sensores.

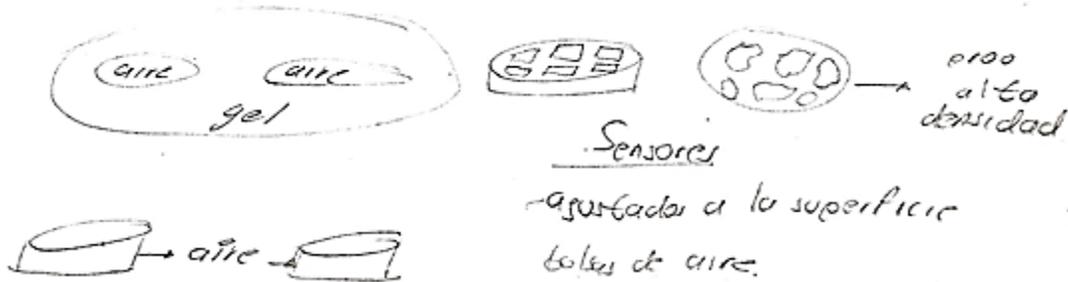


Fig. 31. Propuesta L. Asiento de forma elipsoidal el cual tiene gel en su interior, en la zona de los isquiones se localiza cojines rellenos de aire, por debajo de estos se encuentran los sensores. Maya A, Acosta. 2012.

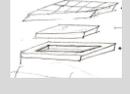
2.6 Matrices de Comparación propuestas de diseño.

Para poder crear una matriz de comparación entre las distintas opciones que se tienen, es difícil tomar elementos que realmente hagan una diferencia entre estos. Inicialmente se contemplaron factores como:

- Facilidad para modificar las dimensiones del asiento
- Peso a soportar
- Tiempo de manufactura
- Factibilidad de ensamble
- Tipo de sensores que es posible adecuar al diseño
- Mayor apariencia agradable
- Seguridad
- Información fidedigna de sensado
- Número de Piezas
- Humedad
- Áreas de sensado.

Estos factores no demuestran un fuerte impacto en los distintos diseños, la razón de esto es porque los definen otros componentes como son los sensores, por esta razón solo utilizaremos las características, número de piezas y distribución de presiones.

A continuación se muestra la matriz de comparación de las características antes mencionadas.

Tabla 15						
Características	E	G	I	J	K	L
	Modelo 3D a partir de txt 	Asiento hidráulico 	Esferas de polipropileno 	Cojín de aire 	Diferentes tamaños 	Asiento de aire y gel 
Numero de piezas	1	-1	1	-1	-1	-1
Distribucion de fuerzas	1	-1	1	-1	-1	-1
Sumatoria puntos positivos	2	-2	2	-2	-2	-2
Sumatoria puntos negativos	0	2	0	2	2	2
RESULTADO	2	0	2	0	0	0

Nota: Matriz de comparación de propuestas de diseño. Maya A, Acosta. 2012.

Como se puede observar las opciones E e I, son los diseños con más altas calificaciones, por lo tanto nos enfocaremos en estas propuestas para la creación de un prototipo funcional.

La forma de evaluar la matriz fue de la siguiente manera:

Se asignó el número 1 siempre y cuando el diseño cumpla con las especificaciones. El número 0 se asigna si el diseño no cumple con el requerimiento, pero que a la vez, no representa un problema para el diseño, esto es, que no interviene mucho la especificación al diseño; finalmente la evaluación correspondiente a número -1, es cuando el diseño representa una desventaja de acuerdo a la especificación, dicho de otra manera esta especificación representa una desventaja al diseño.

Una vez evaluado cada diseño se prosiguió a realizar una sumatoria de las especificaciones que se cumplen (evaluados con 1), y otra sumatoria de las que no se cumplen (evaluados con -1), la sumatoria correspondiente a la evaluación cero (0), no se realizó ya que no se evaluó ningún diseño con este valor.

2.7 Diagrama de flujo del sistema.

Como inicio se creará el prototipo funcional, al cual se realizará un acondicionamiento del sistema electrónico una vez funcionando cada uno de los sensores del sistema se realizará la etapa de sensado con una carga determinada, esta información se transmitirá a la PC, por medio de un protocolo de comunicación, esta información será transmitida y se analizará por medio de una interfaz gráfica, la cual mostrará un reporte de resultados en donde se podrá apreciar las presiones cuantificadas, ejercidas por el usuario discapacitado.

En la figura 32 se muestra el un diagrama de flujo de nuestro sistema para cuantificar presiones.

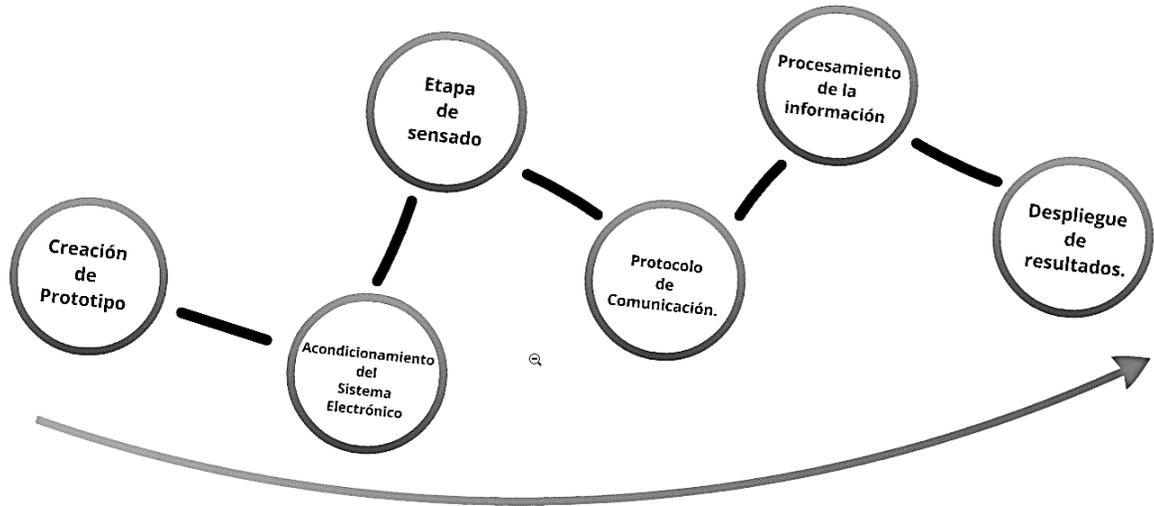


Fig. 32. Diagrama de flujo del sistema electrónico para Identificar fuerzas en silla de ruedas. Maya A, Acosta, 2012.

Etapa de sensado.

La etapa de sensado se refiere a la manera de obtener información de nuestro sistema, en este caso se hará uso de sensores de presión. Es importante definir el tipo de sensores a utilizar, por esta razón a continuación se presenta una Tabla en la cual se presentan distintos tipos de sensores:

Tabla 16.							
	FSR 406 CUADRADO	MPX2010D	FSR 402	FSR 408	FSR 402	FSR 400	LLB 300
Características							
Tipo	FSR	Celda de Carga	FSR	FSR	FSR	FSR	Celda de Carga
Área de sensado (mm)	43.69x43.69	Diámetro 16 mm	Diámetro 12.7 mm	609.22x5.08		Diámetro 5.08	Diámetro 5.1
Espesor (mm)	.2-1.25	5-5.59	.2-1.25	.2-1.25	.2-1.25	.2-1.25	6.4
Rango de Presiones	.1-100 Newtons	10 Kpa	.1-100 Newtons	.1-100 Newtons	.1-100 Newtons	.1-100 Newtons	44.5-448
Precisión (%)	-0.02		-0.02	-0.02	-0.02	-0.02	0.10%
Histéresis	10%	10%	10%	10%	10%	10%	0.50%
Resolución	Continuo		Continuo	Continuo	Continuo	Continuo	
Tiempo de respuesta	<3 ms	1 ms	<3 ms	<3 ms	<3 ms	<3 ms	
Resistencia de reposo (Newton)	0.1		0.1	0.1	0.1	0.1	
Rango de temperaturas (°C)	70 a -30	125 a -40	70 a -30	70 a -30	70 a -30	70 a -30	121 a -50
Sensibilidad ruido o vibración	NO		NO	NO	NO	NO	
Voltaje de salida		25 mV					2 mV/V nom
Corriente máxima		6 mA					
Vida útil (número de pruebas)	10 millones		10 millones	10 millones	10 millones	10 millones	
Numero de pines	3	4	2	2	2	2	

Nota: Matriz muestra las principales características de los sensores de presión. Maya A, Acosta, 2012.

Protocolo de comunicación.

El dispositivo que se utilizará para la adquisición de datos es la DAQ NI USB-6008 de National Instruments, la cual cuenta con las siguientes características [34]:

Tabla 17.	
Entrada Analógica	
Canales	4 , 8
Canales de una sola terminal	8
Canales Diferenciales	4
Resolución	12 bits
Velocidad de Muestreo	10 kS/s
Rendimiento (Todos los Canales)	10 kS/s
Máx. Voltaje de Entrada Analógica	10 V
Rango de Voltaje Máximo	-10 V - 10 V
Precisión Máxima del Rango de Voltaje	138 mV
Rango de Voltaje Mínimo	-1 V - 1 V
Mínima Precisión del Rango de Voltaje	37.5 mV
Número de Rangos	8
Muestreo Simultáneo	No
Memoria Interna	512 B

Nota: Características Generales de la tarjeta de Adquisición (DAQ), National Instruments Corporation.



Fig. 33. Tarjeta de Adquisición (DAQ), National Instruments Corporation.

Procesamiento de información.

La NI USB 6008 ayudará a establecer la conexión que necesitamos tener entre nuestro sistema de sensado y el ordenador, por medio de sus 4 puertos de comunicación serial (USART), sin embargo, aún falta definir el lenguaje de programación en el cual se realizará la interfaz gráfica, por esta razón se muestra un cuadro comparativo sobre los distintos lenguajes de programación, posibles a utilizar.

Tabla 18				
Lenguaje de Programación				
Características	C++	Visual Basic	Java	Labview
Compilador rápido	1	-1	1	1
Catálogo de Instrucciones amplio	1	1	1	1
Programación Orientada a:	eventos	objetos	Objetos	Grafica
Comunicación serial	1	1	0	1
Instrucciones de control	1	1	1	1
Utilización de punteros	1	1	1	0
Compatibilidad	1	-1	1	1
Experiencia programador	1	-1	1	1
Lenguaje Visual	-1	-1	1	1
Observar Flujo de datos	-1	-1	-1	1
Sumatoria puntos positivos	6	4	7	8
Sumatoria de puntos neutros	0	0	1	1
Sumatoria Puntos negativos	-2	-4	-1	0
Resultado	4	0	7	9

Nota: Matriz de comparación de diferentes lenguajes de programación. Maya A, Acosta, 2012.
La forma de evaluar la matriz fue de la siguiente manera:

Se asignó el número 1 cuando el lenguaje de programación cumple con las especificaciones. El número 0 se asigna siempre y cuando el lenguaje de programación no cumple con el requerimiento, pero que a la vez, no representa un problema para el lenguaje de programación; finalmente la evaluación correspondiente a número -1, es cuando el lenguaje de programación representa una desventaja de acuerdo a la especificación, dicho de otra manera esta especificación representa una desventaja del lenguaje de programación.

Una vez evaluado cada lenguaje de programación se prosiguió a realizar una sumatoria de las especificaciones que se cumplen (evaluados con 1), y otra sumatoria de las que no se cumplen (evaluados con -1), la sumatoria correspondiente a la evaluación cero (0).

De acuerdo a los resultados mostrados en la matriz de comparación, se observa que la opción con mayor puntaje fue la programación con labview, además este software tiene la cualidad de ser compatible con la tarjeta de adquisición.

CAPITULO III DISEÑO A DETALLE.

En el capítulo anterior se establecieron las principales necesidades y especificaciones de los usuarios, esto nos llevó a tener propuestas de diseño, las cuales nos da pie a realizar la fase siguiente que es definir las características de nuestro sistema, estas características nos dan como resultado lo que se llama diseño a detalle.

3.1 Características de la silla de ruedas.

La silla de ruedas que se utilizará se presenta en la siguiente imagen.



Fig. 34. Imagen de la silla de ruedas la cual se utilizara para el propósito de esta tesis. Maya A, Acosta, 2012.

El motivo por el cual se utilizará esta silla es porque es una de las más accesibles por su bajo costo, esta característica la hace ser una de las más comunes, y para este proyecto no es necesario conseguir una silla más equipada y adaptativa a una persona en particular.

La silla de ruedas a utilizar tiene las siguientes dimensiones:

Tabla 19	
Parte	Dimensiones [cm]
Asiento	40 x 49
Respaldo	44.5 x 45
Apoya pies	16 x 20
Apoyabrazos	5 x 34
Empuñadura de empuje	10
Ruedas delantera giratorias	Φ 20
Ruedas traseras propulsoras	Φ 61
Aros propulsores	Φ 56

Entre otras partes que cuenta esta silla son:

- Barras de cruceta
- Palanca de inclinación
- Frenos.
- El asiento y el respaldo están hechos de Polyester.

3.2 Características del Sistema Eléctrico.

A continuación se describen las características del sistema eléctrico.

1. El sistema cuenta con una alimentación de 5 Volts.
2. Se utilizaron 12 sensores flexoresistivos 1 sensor FSR 408, 5 sensores FSR 402 y 6 sensores FSR 406, todos los sensores son de la marca Interlink electronics [35]

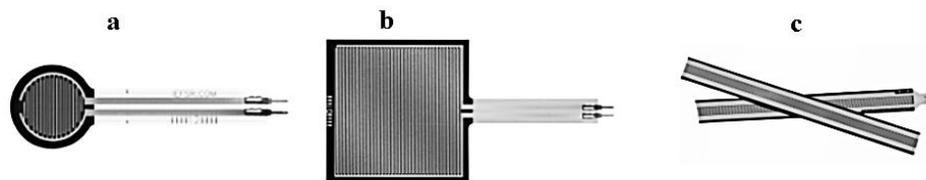


Fig. 35. Sensores flexoresistivos utilizados en el sistema a) FSR 402, b) FSR 406 y c) FSR 408. Maya A, Acosta. 2013

1. Todos los sensores cuentan con un filtro seguidor, después de este filtro se tiene un filtro paso bajas de segundo orden con una frecuencia de corte (f_c) de 20 KHz, el pin de salida del filtro paso bajas, está conectado al pin de entrada de un filtro seguidor.
2. La señal que sale de este filtro se va a una de las entradas del multiplexor analógico 74HC4052E de 4 entradas y una salida, los sensores L1, L2, L3 y L4 van conectadas al primer multiplexor, los sensores L5, L6, C1 y C2 van conectados a un segundo multiplexor y en el último multiplexor tenemos los sensores C3, C4, C5 Y C6.
3. La señal de salida de los multiplexores va directamente a un pin de entrada de la tarjeta de adquisición.
4. El programa desarrollado en la interfaz de Labview controla la conmutación de los multiplexores y también realiza la adquisición de voltaje de cada uno de los sensores.
5. Los valores de cada sensor son guardados en archivos creados con extensión txt y nombrados con el acrónimo de cada uno de los sensores.

Instrumentación de los Sensores Flexoresistivos.

Es importante conocer las características de los sensores utilizados; por esta razón a continuación se describen las características específicas de cada uno de los modelos de sensores utilizados.

Cabe destacar que de acuerdo al documento FSR400 series, que se encuentra en la página del proveedor todos los sensores flexoresistivos tienen las mismas características, sólo varían en sus dimensiones.

Tabla 20		
Sensor	Imagen	Dimensión [mm]
FSR 402		Φ13 x 56
FSR 406		38 X 83
FSR 408		10 X 62.2

Nota: Dimensiones de los sensores flexoresistivos utilizados en el sistema. Maya A, Acosta. 2013

- Rango de Fuerza: 0.2 [N] Min – 20 [N] Max
- Histéresis: 10% Promedio RF
- Tiempo de medición: < 3 Microsegundos
- Temperatura de Operación Mínima: -40 [°C]
- Temperatura de Operación máxima: 85 [°C]
- Durabilidad: 10 millones de pruebas con una carga de 1 Kg a 4 Hz
- Durabilidad con carga: 2.5 Kg por 24 horas.

De acuerdo al datasheet la forma de acondicionar el sensor para su uso se mostrará a continuación, también apreciará un gráfico que relaciona el voltaje de entrada con la fuerza en grf y la ecuación de voltaje de salida (Vout).

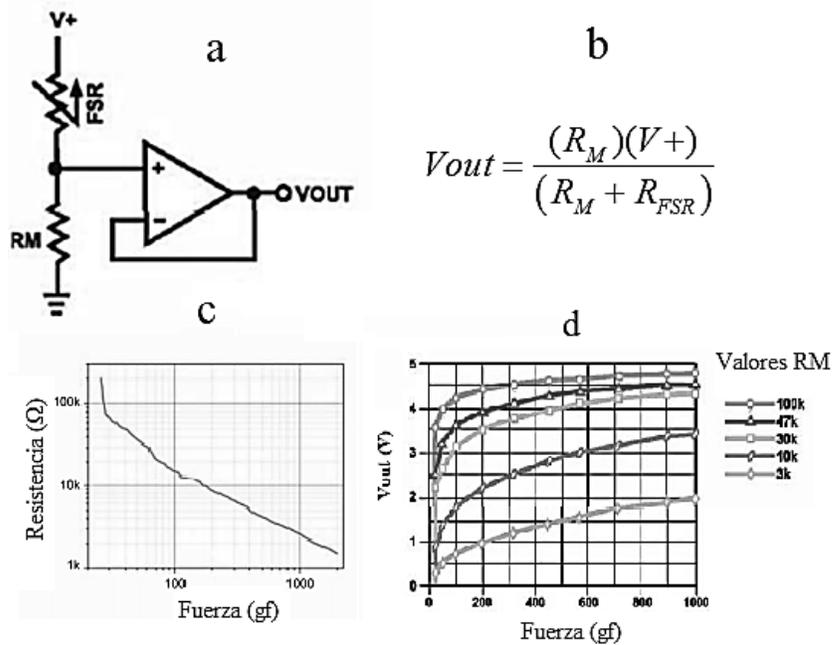


Fig. 36. a) Instrumentación de los FSR's, b) Ecuación que relaciona la resistencia con el voltaje de salida, c) Grafica resistencia vs fuerza y d) Grafica Voltaje de salida VS Fuerza. Maya A, Acosta. 2013.

Para el caso del sistema en carga mínima y en carga máxima se tiene lo siguiente:

Carga mínima:

$$V_{out} = \frac{(R_M)(V_+)}{(R_M + R_{FSR})} \quad \text{Evaluando: } R_M = 10K, R_{FSR} = 100K \text{ y } V_+ = 5[V]$$

$$V_{out \text{ Carga minima}} = \frac{(10[K])(5[V])}{(10[K] + 100[K])} = \frac{50[K][V]}{110[K]} = .454[V]$$

Carga máxima:

$$V_{out} = \frac{(R_M)(V_+)}{(R_M + R_{FSR})} \quad \text{Evaluando: } R_M = 10K, R_{FSR} = 2K \text{ y } V_+ = 5[V]$$

$$V_{out \text{ Carga Maxima}} = \frac{(10[K])(5[V])}{(10[K] + 2[K])} = \frac{50[K][V]}{12[K]} = 4.16[V]$$

Con los resultados podemos concluir que necesitamos implementar el uso de filtros para atenuar la señal con respecto al ruido y que no aumente el valor de histéresis que se tiene sin carga del FSR de .454 Volts, mientras que el valor del voltaje de .454 Volts lo podemos restar directamente en el programa de labview, una vez que se realice la instrumentación del sistema electrónico. Por otra parte el valor del voltaje del FSR cuando se encuentra saturado es de 4.16 Volts, por lo que si llegamos a este valor en la lectura de los sensores no podemos tener una certeza de que el valor es el correcto.

Filtro de Segundo Orden Paso Bajas de 20 KHz.

Posteriormente a la instrumentación de los sensores flexoresistivos se encontrará un filtro de segundo orden para cada uno sensores, a continuación se muestra la imagen del circuito simulado en el programa proteus de Labcenter Electronics Ltd.

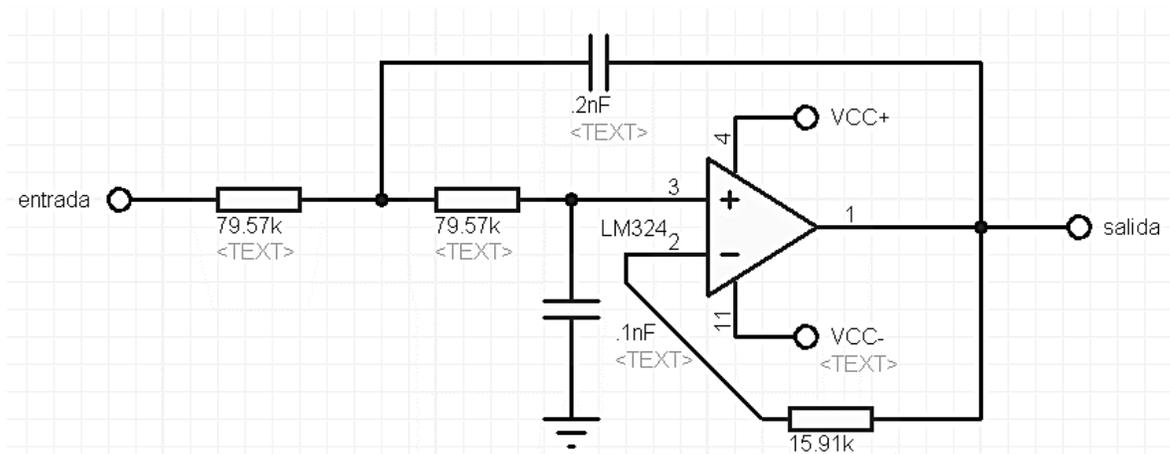


Fig. 37. Imagen del filtro bajas realizada en el programa proteus. Maya A, Acosta. 2013

A partir de la ecuación característica, definiendo el valor de la frecuencia de corte que necesitamos, y el valor de los capacitores pudimos obtener el valor de las resistencias a utilizar, el desarrollo se muestra a continuación:

$$fc = \frac{1}{2\pi CR} \Rightarrow R * fc = \frac{1}{2\pi C} \Rightarrow R = \frac{1}{2\pi C fc} = \frac{1}{2\pi Cfc} \Rightarrow \therefore R = \frac{1}{2\pi Cfc}$$

Evaluando

$$fc = 20[khz]; C = 101 = .1[\eta] = .1X10^{-9};$$

Tenemos :

$$R = \frac{1}{2\pi Cfc} = \frac{1}{2\pi * .1X10^{-9} * 20000} = 79,577.47 = 79.57 [K\Omega]$$

$$\therefore 2R = 159.14 [K\Omega]; 2C = 202 = .2[\eta] = .2X10^{-9} [\eta]$$

Después de los filtros de segundo orden la señal va hacia un filtro seguidor, del filtro seguidor la señal va a las entradas del multiplexor, y la salida del multiplexor va hacia una de las entradas de la tarjeta de adquisición.

3.3 Programación en Labview.

A continuación se observará el block diagram del programa y el front panel de la programación que controla la adquisición de la señal realizada en Labview.

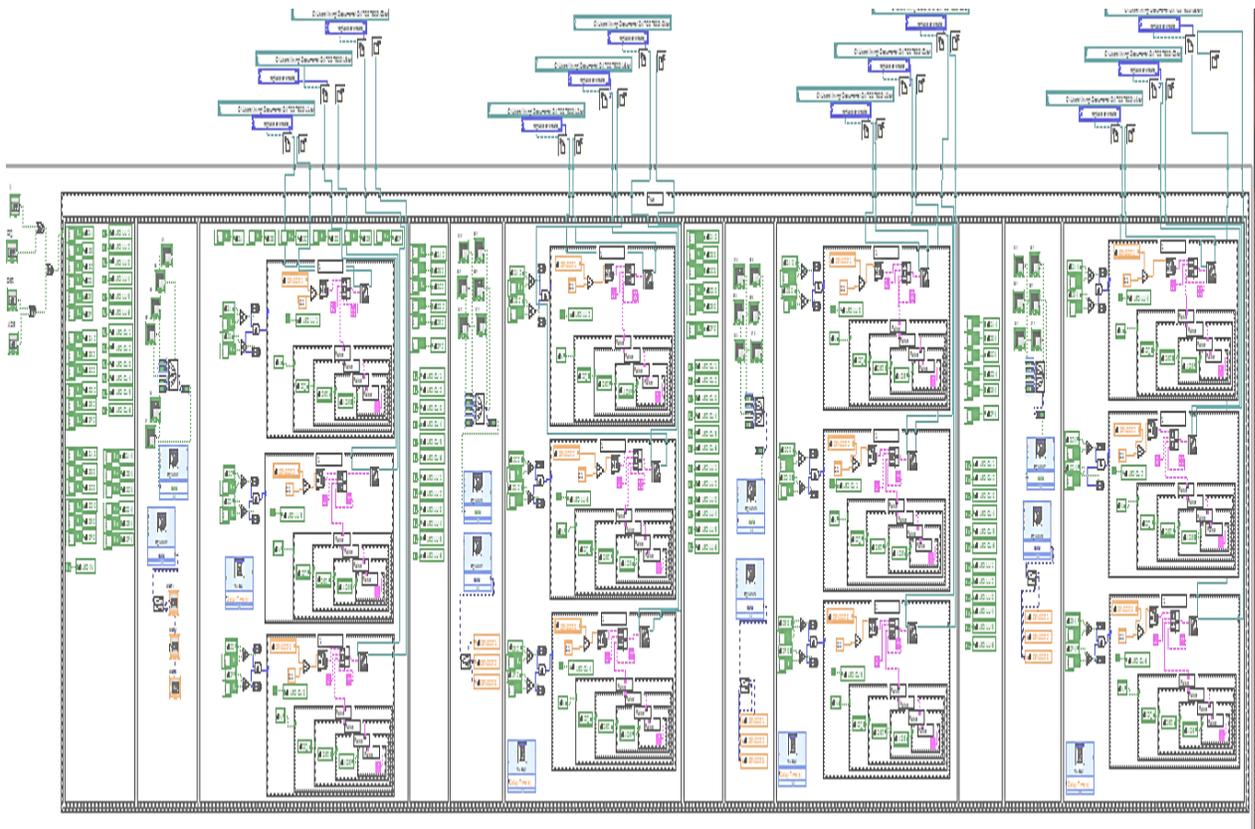


Fig. 38. Block Diagram del programa en Labview. Maya A, Acosta. 2013

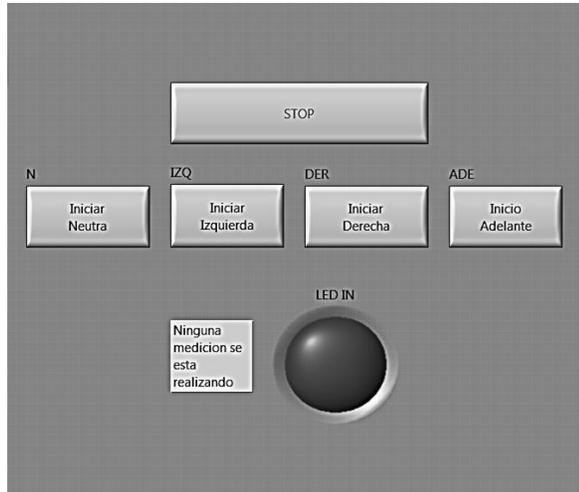


Fig. 39. Front Panel del programa en Labview. Maya A, Acosta. 2013

Como se observa en el front panel se tiene una serie de botones los cuales controlan la posición que se desea especificar, (esto es posición neutra, izquierda, derecha o adelante), de igual manera se cuenta con un botón de paro el cual detiene el programa, también se cuenta con un led, el cual indica que no se ha apretado ningún botón, por supuesto al apretar dos o más botones el programa no entra a la siguiente estructura, el cual contiene la adquisición de datos.

Al comenzar la primera instrucción se transmite una señal a cero volts en las salidas analógicas habilitadas en la DAQ que son las entradas de control de los multiplexores, 2 salidas por cada multiplexor y como el sistema cuenta con tres multiplexores, el resultado son 6 salidas de control, es muy importante definir las entradas de control y la lógica secuencial, ya que de esto especifica el sensor que vallamos a leer.

En la siguiente imagen se muestra la lógica secuencial tomada del datasheet del multiplexor utilizado, el sensor que le corresponde a cada combinación binaria y la etapa del programa que le corresponde.

Tabla 21

Multiplexor	Entradas de Control		Sensor	Etapa
	Sa	Sb		
1	0	0	L1	Primera
	0	1	L2	Segunda
	1	0	L3	Tercera
	1	1	L4	Cuarta
2	0	0	L5	Primera
	0	1	L6	Segunda
	1	0	C1	Tercera
	1	1	C2	Cuarta
3	0	0	C3	Primera
	0	1	C4	Segunda
	1	0	C5	Tercera
	1	1	C6	Cuarta

Nota: Combinación binaria de las entradas de control de cada uno de los multiplexores con el sensor que les corresponde. Maya A, Acosta. 2013

Como se observa en la figura se tienen cuatro combinaciones binarias por cada multiplexor, de esta información agrupamos la lectura de los sensores en 4 etapas, en la primera etapa se realiza la adquisición de

datos de los sensores L1, L5 y C3, en la segunda etapa se leen los sensores L2, L6 Y C4, en la tercera corresponde a los sensores L3, C1 y C5, y por último le corresponde a los sensores L4, C2 y C6 en la cuarta etapa.

Una vez agrupados los sensores por etapas, se tiene lo siguiente:

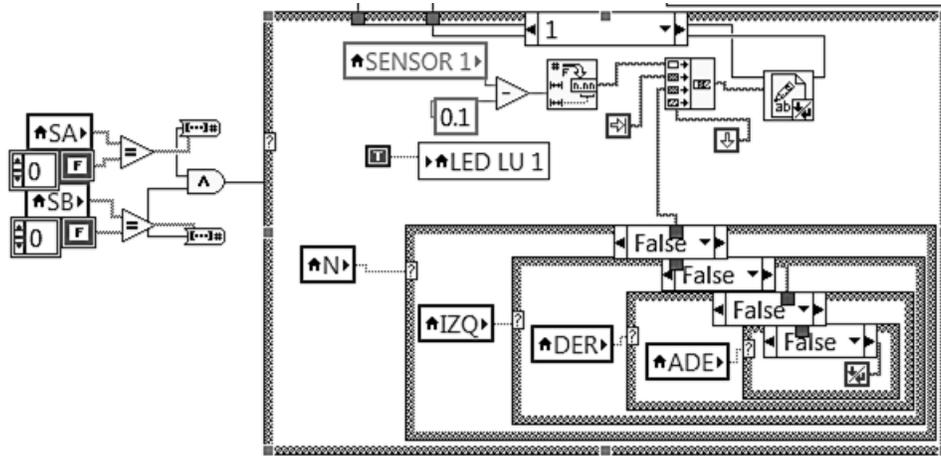


Fig. 40. Imagen que muestra las estructuras para un sensor en específico. Maya A, Acosta. 2013.

Como se puede ver en la imagen se tiene una estructura case una vez que compare las entradas de control y que estas se cumplan, se leerá el valor del sensor en este caso la variable se llama Sensor 1 a este valor se le restará un valor el cual es un valor de ruido en el sistema para tener una lectura fidedigna del valor del sensor, una vez realizada esta operación, hay una transformación en tipo de dato de número a fracción String por medio de la operación  , consecuentemente hay una serie de case los cuales de acuerdo al botón seleccionado en ese momento escribirán una leyenda en el archivo que se creará, si el botón seleccionado es “neutra” se escribirá la palabra Neutra, si no continuará haciendo comparaciones hasta que se cumpla un caso en específico y así tendremos definido cada una de los valores de cada archivo de texto con la lectura que le corresponde.

Una vez realizada esta comparación se crea un archivo con extensión txt por cada uno de los sensores, obteniendo la siguiente imagen:

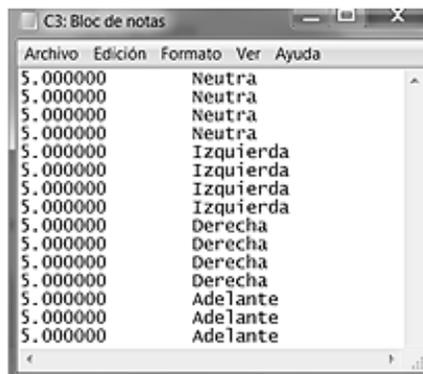


Fig. 41. Imagen que muestra el documento que se crea con extensión txt. La primera columna muestra el valor del voltaje del sensor, en la segunda columna la postura seleccionada. Maya A, Acosta. 2013.

CAPITULO IV PRUEBAS.

En este capítulo lo que se busca es tener definidas las propiedades del asiento de silla de ruedas y del usuario con discapacidad. Para esto hubo necesidad de crear diferentes protocolos los cuales nos ayudarán a definir dichas propiedades.

El diagrama de flujo realizado en este capítulo se muestra en la siguiente figura.

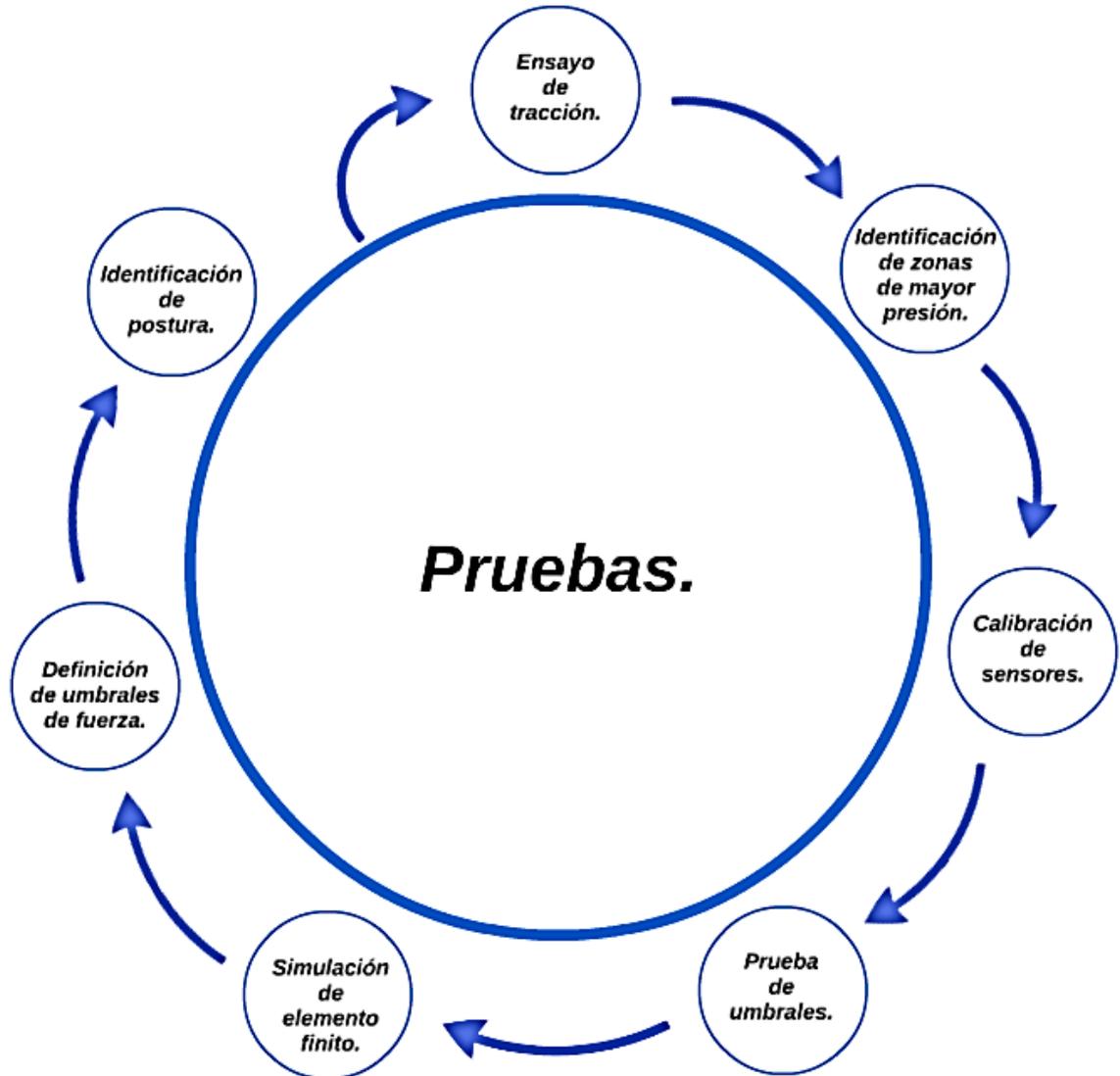


Fig. 42. Diagrama de flujo del capítulo IV pruebas. Maya A, Acosta. 2013.

Los protocolos llevados a cabo tendrán el siguiente orden:

1. Ensayo de tracción. Este protocolo ayudará a recopilar información de las propiedades mecánicas del asiento a utilizar por medio de un ensayo de tracción.
2. El segundo protocolo: "identificación de zonas de mayor presión" describirá los pasos que se siguieron para posicionar los sensores en zonas de mayor presión en el asiento de silla de ruedas.

3. El protocolo: “calibración de sensores” buscará relacionar la fuerza ejercida y el voltaje que brinda cada uno de los sensores.
4. Prueba de umbrales, consta de dos partes; la primera tiene que ver con las características antropométricas propias del individuo y la segunda consiste en clasificar los sensores de acuerdo a umbrales de fuerza.
5. El quinto protocolo: “Simulación de elemento finito”, se llevará a cabo una simulación de la fuerza aplicada al asiento de silla de ruedas.
6. Protocolo VI Definición de umbrales de fuerza. En este apartado se definirá intervalos de rangos de fuerza relacionados a un intervalo de voltaje.
7. El ultimo protocolo: “Identificación de postura”. Se mostrara la interfaz automática realizada, en donde se identificará la postura de la persona que está utilizando el sistema en ese instante.

4.1 Protocolo I. Ensayo de tracción.

El ensayo de tracción, es un ensayo mecánico que se lleva a cabo en la máquina universal de ensayos, este ensayo es muy importante ya que mediante éste se definirá el comportamiento mecánico de los materiales, sometidos a fuerzas o cargas estáticas.

¿Por qué realizar un ensayo de tracción? Hay dos razones por la cual en esta tesis es conveniente realizar el ensayo. La primera razón es que se desea saber el comportamiento de deformación del asiento, sé sabe que el material es poliéster, sin embargo no se sabe de qué tipo, esto debido a que no hay información acerca del poliéster como tela; una vez que el individuo se sienta en él, se presenta la deformación, sin embargo es importante tener datos cuantitativos del comportamiento del material, la importancia de saber las propiedades del material radica en que este asiento da el soporte a los sensores, los cuales son colocados en posiciones previamente establecidas y esta deformación afecta sin lugar a duda al valor de voltaje que se adquiere de los sensores.

La segunda razón por la cual se requiere realizar este ensayo es que una vez teniendo el gráfico esfuerzo deformación, se obtendrá la información que se requiere para realizar una simulación de cargas estáticas reales.

Lo que podemos obtener del ensayo de tracción directamente es [36]:

- Límite de proporcionalidad
- Límite de elasticidad
- Punto de fluencia
- El esfuerzo máximo
- El esfuerzo de rotura.
- El coeficiente de Poisson.
- Módulo de Young.
- Ductilidad

Los datos que necesitamos obtener del ensayo para poder realizar la simulación son:

- Módulo de Young.
- El coeficiente de Poisson.
- Deformación por tensión.

Descripción del evento.

La prueba se realizó en el Laboratorio de pruebas mecánicas, localizado en el edificio del CDMIT de la Facultad, esta prueba fue realizada con ayuda del ingeniero, Adolfo Altamirano. La máquina universal

utilizada es de la marca Instron Corporation, corresponde a la serie IX Automated Materials Testing System 1.04.

Del asiento de silla de ruedas se obtuvieron 4 tiras de polyester de 25 mm de ancho, largo de 450 mm y un espesor de 1.2 mm. La primera dimensión fue definida de esta forma ya que las mordazas de la maquina universal tenían esta dimensión para poder sujetar el material, el largo de la longitud nos dio como resultado de haber cortado las tiras de forma perpendicular a la parte que se fija a la silla de ruedas, la razón de esto fue que se quiso abarcar la longitud total del asiento en donde la persona se sienta.



Fig. 43. a) Tiras de polyester para el ensayo de tracción. b) Mordazas utilizadas en el ensayo de tracción. Maya A, Acosta. 2013.

Se realizaron 4 ensayos en total, las dos primeras tiras pertenecían a los extremos del asiento y las dos últimas tiras pertenecían a la parte de en medio del asiento. El ensayo se llevó a cabo a una velocidad de 100 (mm/min). A continuación se pueden apreciar algunas imágenes del ensayo.



Fig. 44. a) Tira de polyester tensionada durante el ensayo de tensión. b) Tira de polyester una vez terminado el cuarto evento de la prueba. Maya A, Acosta. 2013.

Resultados de la prueba, una vez realizados los 4 eventos los resultados del ensayo fueron los siguientes:

Tabla 22				
Evento	Desplazamiento máximo	Desplazamiento máximo	Fuerza máxima	Esfuerzo máximo
	mm	%	KN	MPa
1	83.21	18.49	0.749	24.97
2	49.47	10.99	0.2738	9.129
3	53.04	11.79	0.455	15.17
4	86.53	19.23	0.6402	21.35
Media	68.0625	15.125	0.5295	17.65475
Desviación estándar	19.50941546	4.335692947	0.20926	6.97687014

Nota: Resultados de a prueba de tracción, valores máximos Maya A, Acosta. 2013.

Tabla 23				
Evento	Desplazamiento de ruptura	Deformación de ruptura	Fuerza de ruptura	Tensión de ruptura
	mm	%	KN	MPa
1	84.96	18.88	0.6805	22.69
2	43.22	9.604	0.2497	8.324
3	62.29	13.84	0.1691	5.639
4	85.94	19.1	0.6362	21.21
Media	69.1025	15.356	0.4339	14.46575
Desviación estándar	20.42282771	4.539451949	0.2619	8.73223539

Nota: Resultados de a prueba de tracción, valores de ruptura. Maya A, Acosta. 2013.

Análisis de resultados.

Una vez terminado el ensayo, se tomó fotografía a cada una de las tiras utilizadas en el evento, estas fotografías pueden verse a continuación.

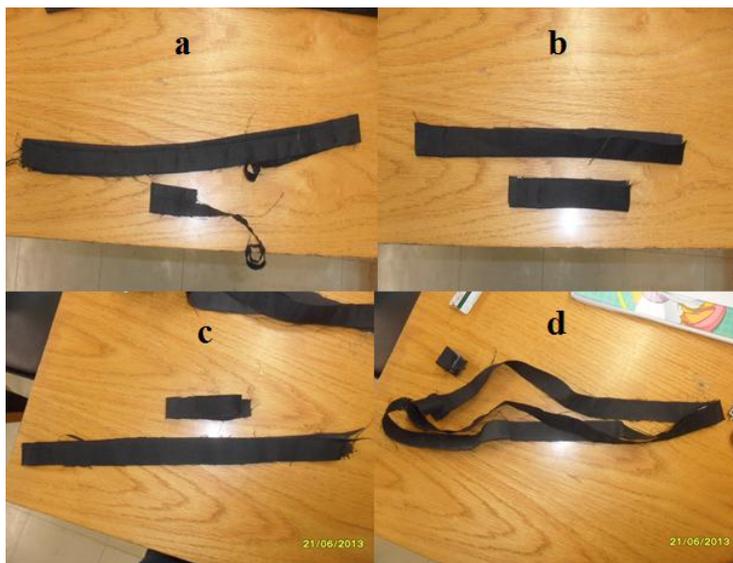


Fig. 45. Tiras de polyester después de realizar la prueba de tensión a) Primer evento, tira de una de las orillas del asiento, b) Segundo evento, tira de la otra orilla del asiento, c) tercer evento y d) cuarto evento. Maya A, Acosta. 2013.

Una vez realizada la prueba de tensión, se obtuvo físicamente lo siguiente:

La primera tira corresponde a un extremo del asiento, en esta parte hay dos líneas de costura las cuales unen la tela, la tira se rompió a una longitud de 425 mm, tuvo una longitud final (L0) de 474 mm y un ancho de 23 mm. La segunda tira corresponde al otro extremo del asiento, aquí no hay ninguna costura que une, solo la tela la cual contiene un solo dobles, la cual da las dos caras del asiento, la tira se rompió a 317 mm y su longitud final es de 465 mm. La tercera tira corresponde a la parte central del asiento, esta tira tiene tres tiras de poliéster, la cual se rompió a los 375 mm y la longitud final de 465 mm. Por último, la última línea es de la parte media del asiento, consta de tres tiras de polyester, esta se rompió a los 430 mm y la longitud final es de 482 mm.

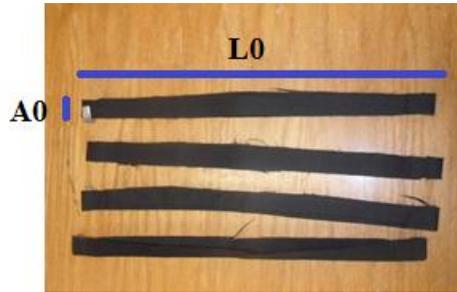


Fig. 46. Imagen en donde se puede observar la sección longitudinal (L0) y la sección transversal (A0). Maya A, Acosta. 2013.

Fórmulas asociadas. [36], [37]

A continuación se muestran las formulas mediante las cuales se obtuvieron los parámetros característicos del material empleado.

De la Ley de Hooke para un sólido elástico:

$$\nabla = Ee_t; \quad \text{ó} \quad \nabla = \frac{F}{A}$$

$$\text{Dimensiones} \Rightarrow \frac{N}{m^2} = Pa$$

En donde

E : Módulo de Young.

e_t : deformación por tensión

F : Fuerza [N]

A : Area [m²]

Módulo de Young [MPa]

$$E = \frac{\nabla}{e_t} \Rightarrow \frac{MPa}{1} = MPa$$

Deformación por tensión.

$$e_t = \frac{l - l_0}{l_0} \Rightarrow \frac{mm - mm}{mm}$$

$$= \frac{mm}{mm} = 1$$

En donde

l : longitud final

l_0 : longitud inicial

Razón de Poisson.

$$\nu = -\frac{e_x}{e_y} \Rightarrow \frac{mm}{mm} = 1$$

Donde

e_x : deformación por tensión transversal

e_y : deformación por tensión longitudinalmente

Módulo del esfuerzo cortante. [MPa]

$$G = \frac{E}{2(1-\nu)}, \Rightarrow \frac{MPa}{1} = MPa$$

Donde

 $E = \text{Módulo de young}$ $\nu = \text{razón de Poisson}$

Densidad

$$\delta = \frac{m}{V}; \Rightarrow \frac{Kg}{m^3}$$

En donde:

 $m : \text{masa}$ $V : \text{Volumen}$

La información que se necesita para definir las propiedades mencionadas en la parte superior, puede obtenerse de la información de los resultados del ensayo de tracción o directamente de las tiras de poliéster.

Bitácora de Cálculos.

De acuerdo a la fórmula de deformación por tensión $e_t = \frac{l-l_0}{l_0}$ tenemos lo siguiente:

Tabla 24				
Deformación por Tensión Longitudinal.				
Evento	Longitud Inicial (L0)	Longitud final (L)	Deformación por tensión	Deformación
	mm	mm		%
1	450	474	0.0533333333	5.333333333
2	450	465	0.0333333333	3.333333333
3	450	465	0.0333333333	3.333333333
4	450	482	0.0711111111	7.111111111
		Media	0.0477777778	4.777777778

Tabla 25				
Deformación por tensión Transversal.				
Evento	Longitud Inicial (L0)	Longitud final (L)	Deformación por tensión	Deformación
	mm	mm		%
1	25	23	-0.08	-8
2	25	23	-0.08	-8
3	25	23	-0.08	-8
4	25	23	-0.08	-8
		Media	-0.08	-8

De acuerdo a la Ley de Hooke $\nabla = \frac{F}{A}$, tenemos lo siguiente.

Tabla 26					
Ley de Hooke					
Evento	Fuerza máxima	Área		Esfuerzo normal	Esfuerzo normal
	KN	Ancho	Espesor	KPa	MPa
1	0.749	0.025	0.002	14980	14.98
2	0.2738	0.025	0.002	5476	5.476
3	0.455	0.025	0.002	9100	9.1
4	0.6402	0.025	0.002	12804	12.804
			Media	10590	10.59

Para el Módulo de Young $E = \frac{\nabla}{e_t}$, tenemos:

Tabla 27			
Módulo de Young			
Evento	Esfuerzo normal	Deformación por tensión	Módulo de Young
	MPa		MPa
1	24.97	0.053333333	468.1875
2	9.129	0.033333333	273.87
3	15.17	0.033333333	455.1
4	21.35	0.071111111	300.234375
		Media	374.3479688

De la ecuación de la razón de Poisson $\nu = \frac{e_x}{e_y}$ y el módulo del esfuerzo Cortante $G = \frac{E}{2(1-\nu)}$,

tenemos:

Tabla 28		
Evento	ν	G
		MPa
1	0.66666667	702.2813
2	0.41666667	234.7457
3	0.41666667	390.0857
4	0.88888889	1351.055
Media	0.59722222	669.5418

De acuerdo a la fórmula de densidad $\delta = \frac{m}{V}$, tenemos:

$$\delta = \frac{m}{V} = \frac{270 [gr]}{a*b*c} = \frac{.27}{0.0012*0.45*0.451} = 1108.64745 \frac{Kg}{m^3}$$

Recapitulando toda la información obtenida de las fórmulas, tenemos:

Tabla 29	
Propiedad	Valor
Deformación por tensión longitudinal	0.04777778
Deformación por tensión, longitudinal [%]	4.77777778
Deformación por tensión, transversal	-0.08
Deformación por tensión, transversal [%]	-8
Esfuerzo normal [MPa]	10.59

Tabla 30	
Parámetros característicos	Valor
Módulo de Young [MPa]	374.347969
Razón de Poisson	0.59722222
Módulo de esfuerzo cortante [MPa]	669.541842
Densidad [g/cm ³]	1.1086
Límite de fluencia [MPa]	17.6500

Nota: Propiedades obtenidas mediante en el ensayo de tracción, Maya A, Acosta. 2013.

Análisis de resultados del protocolo I: "Ensayo de tracción".

En este protocolo, lo que se busca es encontrar las propiedades mecánicas del asiento, las cuales podríamos utilizar para realizar la simulación por elemento finito, esto debido a que no hay información que se pueda tomar como referencia acerca del poliéster utilizado como tela. Los resultados de este ensayo se pueden observar en la figura anterior.

De acuerdo a los valores obtenidos no hay forma de poder realizar una comparación con los materiales metálicos, ni tampoco con los materiales plásticos, ya que cuentan con valores distintos en las propiedades mecánicas.

En la siguiente Tabla se muestran las propiedades mecánicas de distintos materiales plásticos, en dicha tabla podemos encontrar el poliéster, cabe resaltar que no es el mismo tipo de poliéster del asiento ya que este es tela de poliéster, y en la tabla encontramos al poliéster como polímero.

Tabla 31						
Material	densidad g/cm ³	E(tensión) GPa	TS MPa	Resistencia a la flexión MPa	Resistencia al Impacto J/m	Elongación %
Termoplásticos						
ABS	1.05	1.8-2.5	20-70	55-75	50-400	1.0-45
HDPE	0.96	1.1	20-35		20-200	10-1200
Nailon 6/6	1.14	1.6-3.8	55-95	110	30-60	10-130
30% vidrio	1.2-1.4	9	170	280	85-240	feb-30
Policarbonato	1.2	2.3	60-75	75-105	650-850	110-125
PET	1.56	9	60-160	240	100	
30% vidrio	1.68	8.9	150	235	95	2
PMMA	1.18	2.2-3.3	60-70	110	20	2.0-5
Termofraguados						
Poliéster(vaciado)	1.22	2.8-3.5	40-75	85-130	570-640	1.5-3.5
40% vidrio	1.6	5.5-11.5	125-195	160-240	70-210	3
Epóxido	1.22	2.7-3.4	40-80	100-130		1.2-5.7
Fenólicos	1.36	0.8	30-60			
Rellenos	1.3-2.1	7.0-21	100-120	70-140	15-800	
Poliamida	1.32	3.9	40	175	53	

Nota: propiedades mecánicas de plásticos selectos de ingeniería, procesos de manufactura Jhon A. Schey

Las propiedades que ambos materiales tienen en común y que aparecen en la tabla son módulo de Young, densidad, límite de fluencia o elasticidad y el porcentaje de elongación, dicha comparación se muestra en la siguiente tabla:

Tabla 32		
Comparación entre poliéster como tela y polímero		
Propiedad	Tela	Polímero
Módulo de Young [GPa]	0.37434797	2.8-3.5
Densidad [g/cm ³ .]	1.1086	1.22
Límite de fluencia, TS [MPa]	17.6500	40-75
Elongación [%]	4.7000	1.5-3.5

Nota: Propiedades mecánicas del poliéster como polímero y poliéster como tela. Maya A, Acosta. 2013.

Como podemos observar los valores del módulo de Young y el límite de fluencia del polyester como polímero son mayores que los del poliéster como tela, y los valores en donde el poliéster nos da un valor máximo es en el porcentaje de elongación, la densidad salió con un valor muy parecido en ambos casos, así que se tomará como un valor correcto.

4.2 Protocolo II. Identificación de zonas de mayor presión.

Es importante ubicar el lugar en el asiento de silla de ruedas en el cual hay mayor presión, para poder llevar a cabo esto, las características que se necesitaban del material a utilizar son:

- Capacidad de poder percibir la deformación del peso de una persona cuando está se posicionará sobre el material.
- Una vez que el material se deformé, que pueda seguir guardando la silueta del individuo por un periodo de 3 minutos aproximadamente.
- El material deberá cubrir en su totalidad la superficie del asiento de silla de rueda.
- Facilidad de adquisición.
- El costo total de material no debe sobrepasar los 500 pesos, ya que el presupuesto que se tiene es de esa cantidad.

Sé pensaron en distintos materiales como espumas de poliuretano y poliéster, sin embargo, estas no guardaron la forma de la persona, además su índice de elasticidad es mayor, lo cual les permite deformarse y regresar a su posición inicial en un periodo de tiempo inferior de 10 segundos.

De acuerdo a la tesis “Modelo físico de plastilina para el estudio del modo de deformación de materiales bajo *indentación*”, se realizó un ensayo de indentación instrumentada que permite, determinar las propiedades mecánicas de materiales. Esta tesis nos menciona que: “Las propiedades mecánicas de los materiales están íntimamente relacionadas con el modo en que se desarrollan las deformaciones plásticas debajo del indentador, existen diversos estudios numéricos, como la simulación elemento finito, enfocado a determinar modos de deformación dando como resultado mapas de distribución de tensiones y deformaciones.”, además menciona: “el material puede servir como modelo para metales cuya respuesta bajo indentación, es *elasto-plástica* y que la plastilina puede servir como material modelo para localizar, de manera cualitativa, la penetración crítica a la cual el *sustrato* influye en el comportamiento del sistema y permite observar físicamente los cambios en el modo de deformación de un recubrimiento blando sobre un sustrato duro, en comparación a un continuo constituido exclusivamente por el material blando.” [38]

En la tesis: “Contact deformation regimes around sharp indentations and the concept of the characteristic strain”, nos asegura que en base a los resultados empíricos y analíticos obtenidos en la tesis se concluye que el material puede servir como modelo para localizar de manera cualitativa cargas en ensayos de compresión. [39].

De acuerdo a la información consultada y el cumplimiento de las características requeridas para el material se prosiguió a realizar el asiento de plastilina.

Características del evento.

- Las plastilina se adquirió en forma de barra, estas se colocaron una a lado de otra para formar el asiento, las uniones entre las barras se rellenaron con plastilina para poder tener un asiento lo más uniformemente posible.
- Las dimensiones del asiento de plastilina fueron 40 cm de largo, 49 cm de ancho y 1.5 cm de espesor.
- La persona que se sentó en la silla, es una persona de género femenino de 24 años de edad, estatura de 1.59 metros y una masa de 72 kilogramos.
- La persona al momento de sentarse no lo hizo de manera rápida, se incorporó lentamente para no dejar alguna marca en el asiento recubierto de plastilina.
- Una vez acomodada la persona se le pidió que colocara sus pies en el reposapiés para poder definir en mayor intensidad la parte de la pelvis.
- La prueba tuvo una duración de 60 minutos, este tiempo fue el tiempo que la persona pudo estar sentada en el asiento recubierto de plastilina, ya que a partir de este tiempo la persona, presento incomodidad y entumecimiento en las extremidades inferiores.
- La postura que adopto la persona fue de posición sedente, para que la parte de la pelvis se pudiera definir con mayor intensidad.

Es importante mencionar que se utilizó una persona sin discapacidad motriz de los miembros inferiores ya que en primera instancia el sistema debe probarse con sujetos que no padezcan ninguna limitante motriz, esto con el fin de llevar al límite el sistema.



Fig.47. a) Vista superior en donde se logra apreciar el arreglo de plastilina, b) Durante la prueba se hizo uso del reposapiés, c) Vista superior durante la prueba, se puede percibir la postura que se adoptó durante la prueba y d) durante la prueba la postura fue sedente con la espalda totalmente recargada en el respaldo de la espalda. Maya A, Acosta. 2012.

Resultados de la prueba con plastilina.

Una vez transcurridos 60 minutos, se visualiza en las imágenes que se presentan a continuación las zonas en las cuales ocurrió una deformación por la fuerza ejercida del individuo.

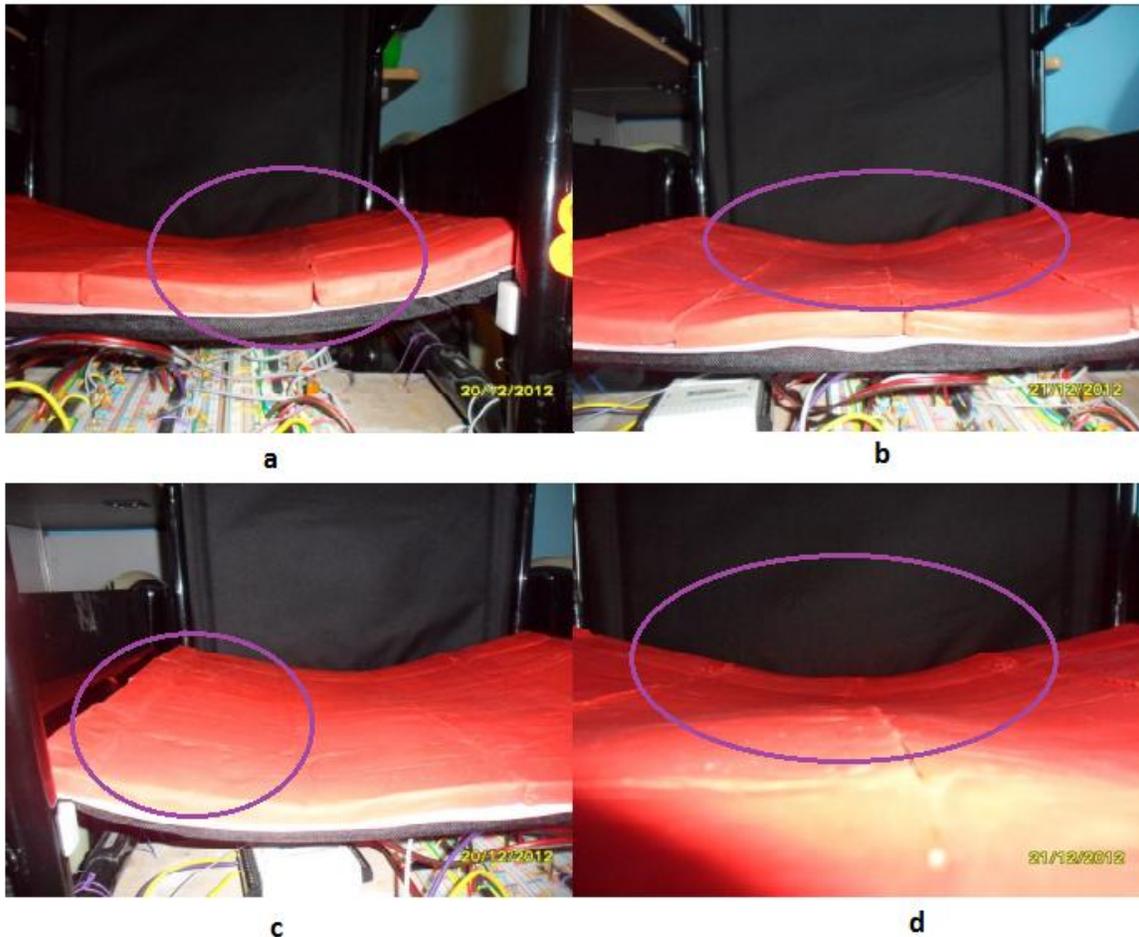


Fig. 48. a) Vista frontal en donde se aprecia la deformación que ocasionó la parte interna de la rodilla, b) vista frontal en donde se observa la deformación que ocasionaron los glúteos, c) Vista superior en donde se aprecia la deformación por parte del muslo derecho y d) Vista frontal en donde puede apreciarse la deformación que realizó la parte de los glúteos en la plastilina. Maya A, Acosta. 2012.

Las imágenes muestran que la plastilina se deformó en un periodo de 60 minutos; la plastilina no regreso a su estado inicial, así que se pudo captar evidencia de la deformación; claramente puede observarse zonas en donde el asiento de plastilina se deformó más, esta zona corresponde a la parte en donde se encuentran los glúteos, así que en esta zona se colocaran los sensores FSR 406, para poder abarcar una mayor área.

Análisis de resultados del protocolo II: "Identificación de zonas de mayor presión".

Una vez identificadas las zonas con mayor presión y colocados los sensores, lo que se busca validar es si la ubicación de los sensores es la adecuada, Así que entre se buscó dos individuos, lo más cercano posible tanto en dimensiones, como en masa, las medidas de ambos individuos se pueden ver en la siguiente Tabla:

Tabla 33					
Usuario	Genero	Edad [años]	Estatura [mts]	Masa [Kg]	Altura Rodilla [cm]
Individuo 1	Masculino	18	1.65	51.9	53
Individuo 2	Masculino	52	1.59	59.1	52
Usuario	Distancia Glúteo-Rodilla [cm]	Distancia Glúteo-Pierna [cm]	Anchura codo a codo [cm]	Anchura de cadera [cm]	Anchura de hombros [cm]
Individuo 1	56	105	44	34	40
Individuo 2	54	98	50	33	43

La hipótesis era que si los sensores estaban en la ubicación adecuada no debería haber un cambio mayor a .5 Volts en la lectura de los sensores, si se presentaba un cambio, indicaba que no estaban en la parte media del muslo que es en donde hay una mayor presión. Sin embargo esto no se cumplió, así que se reubicaron los sensores L2, L3, L4, L5 y L6, este procedimiento se realizó dos veces, y finalmente los sensores pudieron colocarse en un lugar en donde la variación del voltaje del sensor era menor a .5 volts, con esta variación aseguramos que el sensor se encuentra en la parte media del muslo y por lo tanto se valida que la ubicación de los sensores es la adecuada.

Teniendo ya identificado que zonas en específico sufren mayor deformación, el siguiente paso es calibrar lo sensores para saber la relación entre voltaje y peso, toda esta información se podrá leer en el siguiente protocolo.

4.3 Protocolo III. Calibración de sensores.

En el capítulo III. Diseño a detalle se describió la instrumentación y propiedades de los sensores flexoresistivos los cuales utilizaremos en la tesis. El fabricante nos ha brindado una gráfica la cual relaciona el voltaje del sensor y la fuerza en unidad gramos fuerza; se muestra a continuación:

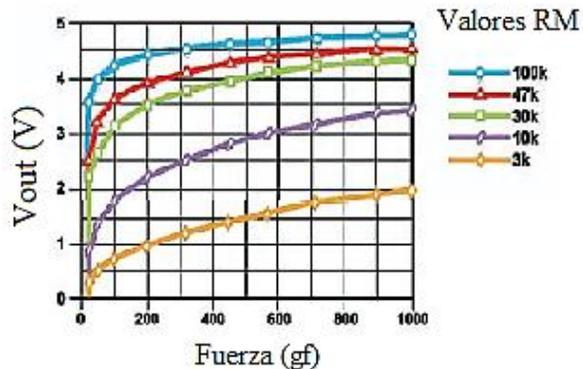


Fig. 49. Gráfico de voltaje de salida VS fuerza. Maya A, Acosta. 2013.

Sin embargo es necesario saber el valor de voltaje del sensor relacionada a una masa, que es la que interacciona con el sensor y por supuesto el valor de gravedad de lugar en donde se realiza este protocolo.

Entiéndase por masa la cantidad de materia en un objeto, su unidad es el kilogramo [Kg], para transformar la masa a unidades de fuerza se hace por medio de la ecuación de peso [40]:

$$w = m * g \Rightarrow \frac{Kg * m}{s^2} = Newton [N]$$

En donde

$$m : masa [Kg], g : gravedad \left[\frac{m}{s^2} \right]$$

El valor de gravedad en iztapalapa es :

$$gl = g_e * (1 + f * \text{sen}^2 \phi - f_4 * \text{sen}^2 2\phi) - 3.086 \times 10^{-6} * H$$

Donde :

$$gl = \text{aceleración universal de la gravedad local}, \left[\frac{m}{s^2} \right]$$

$$g_e = 9.780318 \left[\frac{m}{s^2} \right], \text{aceleración de la gravedad en el ecuador} (\phi = 0^\circ).$$

$$f = .0053024 (\text{aplastamiento gravitacional})$$

$$f_4 = 0.00000058 \quad \phi = \text{latitud en grados}$$

$H =$ altitud sobre el nivel del mar.

Para nuestro caso :

$$\phi = 19^{\circ} 21' 30'' = 19^{\circ} + \left(\frac{21}{60} \right)^{\circ} + \left(\frac{30}{3600} \right)^{\circ} = 19.358^{\circ}$$

$$H_{\text{iztapalapa}} = 2247 [m]$$

$$gl = \left[(9.780318 \left[\frac{m}{s^2} \right]) * (1 + (.0053024 * \text{sen}^2(19.358^{\circ})) - (0.00000058 * \text{sen}^2 2(19.358^{\circ}))) \right]$$

$$- 3.086 \times 10^{-6} * (2247m)$$

$$gl = (9.780318 \left[\frac{m}{s^2} \right]) * (1.002477287) - 0.00693$$

$$gl = 9.804547 - 0.00693$$

\therefore El valor de gravedad es :

$$gl = 9.797616655 \left[\frac{m}{s^2} \right]$$

El primer paso fue pensar en envases contenedores y sus características, los cuales por su forma, pudieran tener en contacto un área parecida a la forma del sensor, esto es, el sensor más crítico por su forma era el modelo FSR 402, el cual es un sensor circular en la que su área de sensado mide $\varnothing 13$ mm, se buscó un elemento el cual pudiera tener la característica de que fuera circular y que pudiera acoplarse para que el sensor midiera la fuerza debido a la masa contenida.

Los elementos utilizados en esta prueba fueron 7, los cuales tienen una masa de 200 gr, 400 gr, 600 gr, 800 gr, 1300 gr, 1715 gr y 2500 gr.

Cabe mencionar que la prueba se realizó para cada uno de los modelos que se están utilizando, esto fue, un evento para el modelo FSR 408 sensor L1, para el modelo FSR 402 se puso a prueba el sensor L5 y por

último el modelo FSR 406 el sensor C3. Los sensores se colocaron una superficie completamente plana, para que el punto de apoyo ejerciera la fuerza en forma vertical.

Se realizó un programa en el software de Labview para realizar la adquisición de la señal de los sensores. Se realizaron varias mediciones de cada uno de los eventos. Arrojándonos como resultado lo siguiente:

Tabla 34				
Relación Fuerza-Voltaje				
Peso	Masa	Sensor		
		L1	L5	C3
N	(Kg)	(V)	(V)	(V)
1.956	0.2	0.56371	1.0474306	1.3295049
3.912	0.4	0.85323	1.8604534	2.0418248
5.868	0.6	1.15186	2.4013721	2.5665453
7.824	0.8	1.22405	2.5359526	2.708002
12.714	1.3	1.59218	2.9451158	3.0345364
16.7727	1.715	1.91475	3.171294	3.3643407
24.45	2.5	1.95694	3.4648667	3.6108435

Nota: Relación Fuerza-Voltaje obtenido en los eventos. Maya A, Acosta. 2013.

De acuerdo a la especificación del fabricante el rango de peso que puede soportar los sensores es de 0.2 a 20 Newtons, sin embargo físicamente se pudo observar que sí el sensor carga 2500 Kg, el sensor sigue funcionando sin ningún problema.

Teniendo información acerca de la relación entre voltaje y peso, ahora es momento de probar el sistema con personas reales y clasificar los sensores de acuerdo a rangos de fuerza.

Análisis de resultados del protocolo III: "Calibración de fuerza en los sensores".

En este protocolo anterior, se usaron envases con masas conocidas y sé busco la relación fuerza-voltaje de cada uno de los modelos de sensores utilizados (Tabla 34), de igual manera se contaba con la gráfica del comportamiento de los sensores dada por el fabricante (fig. 49).

Teniendo el modelo ideal y experimental de los sensores, se tomaron cuatro valores de masa para realizar la comparación, ya que solo esos valores son los que conocemos tanto en la parte experimental como la ideal. Se realizó un análisis de error absoluto y relativo para cada modelo de sensor. Los resultados son los siguientes:

Tabla 35											
Masa	ideal	Sensor			L1		L5		C3		
		L1	L5	C3	error absoluto	% error relativo	error absoluto	% error relativo	error absoluto	% error relativo	
(Kg)	(V)	(V)	(V)	(V)							
0.2	2.3	0.5637081	1.0474306	1.3295049	1.73629188	75.4909513	1.25256942	54.45954	0.97049506	42.1954374	
0.4	2.7	0.8532311	1.8604534	2.0418248	1.84676891	68.3988485	0.83954661	31.0943189	0.65817518	24.3768585	
0.6	3	1.1518585	2.4013721	2.5665453	1.84814151	61.604717	0.59862787	19.9542623	0.43345467	14.448489	
0.8	3.3	1.2240467	2.5359526	2.708002	2.07595331	62.9076761	0.76404742	23.1529521	0.59199805	17.9393348	

Nota: Tabla de errores absolutos y relativos de los modelos FSR 408, FSR 406 y FSR 402. Maya A, Acosta. 2013.

Como se puede observar el sensor L1 es el sensor que tiene mayor porcentaje de error relativo con un error máximo en 200 gr de 75%, el sensor L5 tienen un error máximo de 54% con una masa de 200 gramos y por último el sensor más acercado al comportamiento ideal es el modelo FSR 406, el cual tiene un error máximo de 42% y como mínimo un error relativo de 14.45%.

Gráficamente se puede apreciar cada una de las series de valores de los sensores L1, L5, C3 y del valor ideal dado por el fabricante.

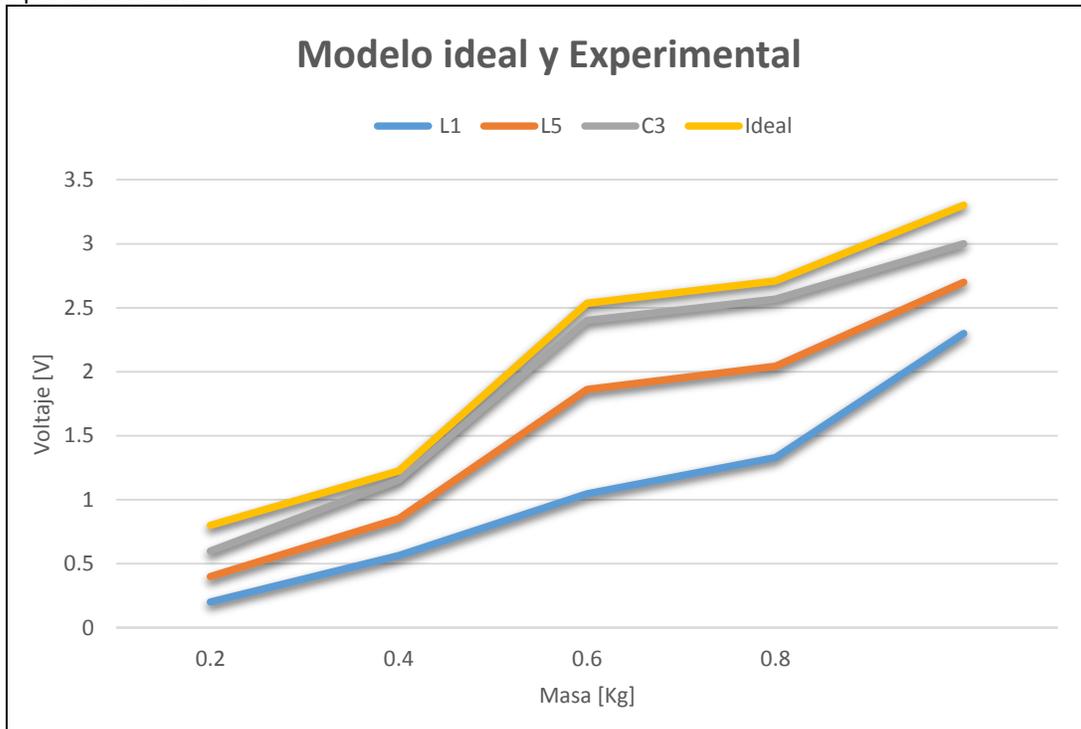


Fig. 50 Comportamiento del modelo ideal y modelo experimental con rangos de peso, de 200, 400, 600 y 800 gramos. Maya A, Acosta. 2013.

Sin duda los resultados obtenidos con la tabla de errores no son los que se esperaban, el porcentaje de error es muy elevado, esto puede deberse a varias causas por ejemplo:

1. El fabricante no menciona como se obtuvo la relación de masa y voltaje que ellos manejan en el datasheet de la serie de FSR que se utilizó, tampoco menciona como fue aplicada la fuerza, si el sensor fue colocado en un elemento deformable o un elemento sólido, se puede atribuir la variación de resultados a la falta de información para replicar el mismo evento que el fabricante realizó para obtener la gráfica voltaje-masa.
2. Otro punto importante es que solamente se tomaron en cuenta cuatro valores del espacio muestral ya que sólo de estos se puede saber el comportamiento tanto ideal como experimental, la falta de valores para construir una gráfica que muestre la tenencia de los valores, incrementa el valor del error de la muestra.
3. Aun asumiendo que se está realizando el evento como el fabricante lo realizó, es difícil que los valores experimentales dados para cada uno de los modelos de sensor sean los mismos que el comportamiento ideal, puede haber un valor similar pero como lo menciona el artículo: "Evaluation of a sensor for low interface pressure applications" [41], el hecho de que el sensor este construido a partir de dos capas de una película de poliéster, un material conductor (plata), una capa de tinta sensible a la presión, y que exista un proceso estándar y controlado de laminación para formar el sensor, no implica que los FSR tengan un mismo comportamiento, esta diferencia se da por las mismas variaciones del proceso.

4.4 Protocolo IV. Prueba de Umbrales.

Ya ubicados y colocados los sensores en el asiento y teniendo el sistema electrónico acoplado en la silla de rueda; se puso énfasis en el individuo, del cual es importante tener definidas las características antropométricas.

Protocolo IV. a) Cédula y medidas antropométricas de la muestra.

Una característica importante cuando se utilizar una silla de ruedas es que esta sea ergonómica para la persona que la va a utilizar, de lo contrario causara problemas postulares, el objetivo es que la silla se ajuste al usuario y no el usuario a la silla.

A continuación podemos apreciar los pasos que se cumplieron en la primera parte del protocolo.

Definición de la Muestra. [42]

Lo que se busca es tener una muestra que represente las características de la población mexicana promedio, sin importar el género al cual pertenezcan, las pruebas se realizaron a 5 personas en su totalidad, 1 del género femenino y 4 del género masculino, este espacio muestral se definió así ya que tiene como característica la disponibilidad de tiempo para probar el sistema.

Características de la muestra.

Las características generales de los individuos son las siguientes:

- La muestra no sufre de discapacidades motrices.
- Personas con un rango de edad mínimo de 18 años.
- En cuanto a la estatura, la persona debe de tener una estatura mínima de 1.20 metros debe de poder sentarse por sí sola en la silla de ruedas.
- El género al cual pertenecen no importa.
- No hay límite en el rango de masa.

Cédula antropométrica. [43]

Se realizó una cédula para todos los usuarios que probaron el sistema, con la finalidad de tener información general, características antropométricas del usuario e información del evento realizado. La información fue dividida por apartados:

1. En el primer apartado se justifica el por qué se tiene que realizar la prueba.
2. En el segundo apartado se trata de información general del individuo como: nombre completo, lugar de residencia, edad, masa, estatura, ocupación.
3. El tercer apartado, es dirigido a una persona que sufre de discapacidad para saber el tipo de discapacidad que padece y el periodo de tiempo que ha padecido está.
4. El siguiente apartado, es referente a las características de los individuos. En la siguiente figura se mostrará las medidas antropométricas del cuerpo humano, para nuestro caso tomamos en cuenta: la altura de la rodilla, distancia glúteo-rodilla, distancia glúteo-pierna, la anchura de codos, la anchura de cadera, la anchura de hombros y altura del hueso poplíteo.

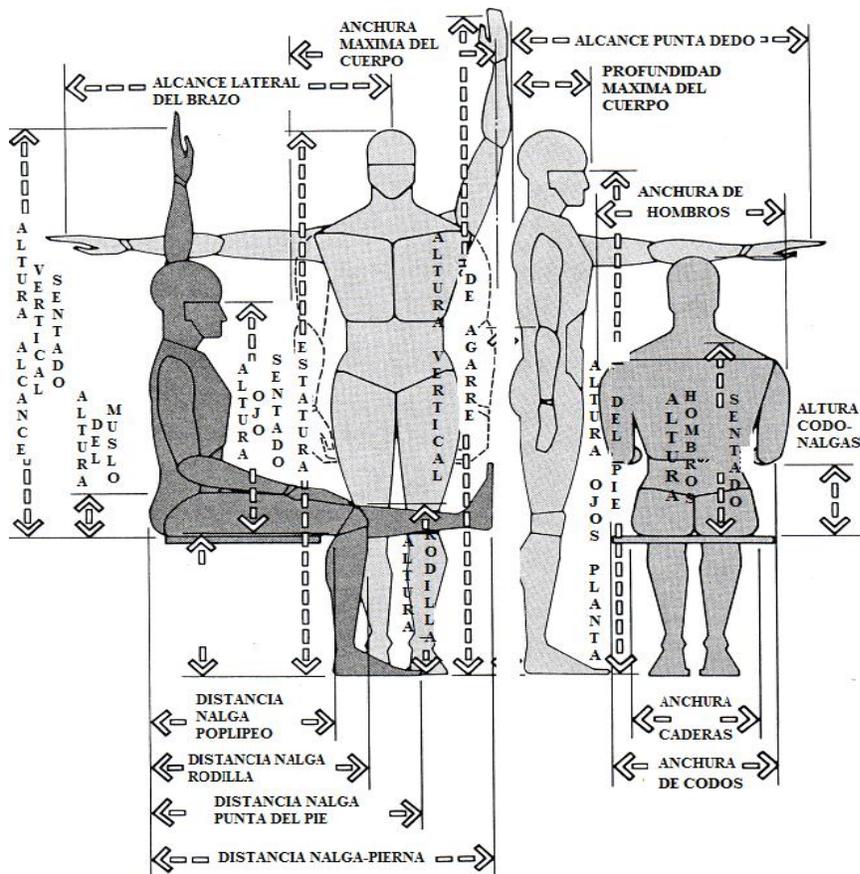


Fig. 51, Medidas antropométricas del cuerpo Humano. [44]

5. El quinto apartado corresponde a realizar la prueba en estado estático, la cual tiene como fin anotar algunos detalles importantes como el uso del reposapiés si se realizará la prueba con y sin estos, con cuál de estas dos maneras el usuario se sintió más cómodo, si alguna de estas posturas produjo un cambio importante en la fuerza ejercida en los sensores, si el hueco poplíteo tocaba la silla de ruedas y así definir una zona en donde se puede fomentar el uso de escaras de presión, si durante la prueba cada uno de los usuarios hará uso del respaldo, si ocurrirá una saturación de los sensores, debido al exceso en estos, por último si se pudieron ejercer ciertos tipos de posturas por parte del usuario.
6. El siguiente apartado corresponde a realizar la prueba en estado dinámico. Y tiene la misma información que el apartado anterior, ya que es la misma prueba solo pidiendo al usuario que mueva la silla de ruedas.
7. En el último apartado se pide la autorización de cada uno de los usuarios para poder publicar y hacer uso sus datos, así como de los datos adquiridos al momento de hacer la prueba.

A continuación se muestra en la figura 52 la cédula antropométrica que se realizó a los usuarios.



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO.
FACULTAD DE INGENIERÍA.



Para las personas que sufren de una discapacidad motriz y deben de hacer uso de silla de ruedas para realizar sus actividades cotidianas; el hecho de estar sentados en una misma postura corporal durante un periodo de tiempo prolongado y en donde la presión ejercida daña las distintas capas de la piel, nos da como resultado la aparición de úlceras de presión.

Con la Finalidad de obtener información y validar el sistema creado por María de los Angeles Maya Acosta se presenta este formato para realizar una serie de pruebas, las cuales nos dan información fidedigna de que la tesis denominada: "Creación y desarrollo de un sistema para cuantificar presiones en un asiento de silla de ruedas", sirve correctamente.

Cédula usuario

DATOS PERSONALES			
Nombre	Apellido Paterno	Apellido Materno	Edad
Genero	Ocupación	Peso [Kg]	Estatura [mts]
? M? F			
Domicilio			
Delegación			
DISCAPACIDAD			
Discapacidad	Tipo de Discapacidad	Tiempo	
? Sí ? No	? Discapacidad de Nacimiento	Causa de discapacidad	
DIMENSIONES ANTROPOMETRICAS			
Altura Rodilla [cm]	Anchura codo a codo [cm]		
Distancia Nalga-Rodilla [cm]	Anchura de cadera [cm]		
Distancia Nalga-Pierna [cm]	Anchura de hombros [cm]		
Distancia Nalga-huevo poplíteo [cm]			
PRUEBA ESTÁTICA			
Uso de Reposapiés	? Sí ? No	Razón	
Contacto parte interna rodilla-silla ? Sí ? No			
Razón			
Uso del respaldo ? Sí ? No			
Razón			
Saturación de los sensores ? Sí ? No			
Movimientos ? Neutral ? Izquierda ? Derecha ? Atrás ? Adelante			
Comentarios			
PRUEBA DINÁMICA			
Uso de Reposapiés	? Sí ? No	Razón	
Hay contacto hueso poplíteo ? Sí ? No			
Razón			
Uso del respaldo ? Sí ? No			
Razón			
Saturación de los sensores ? Sí ? No			
Movimientos ? Neutral ? Izquierda ? Derecha ? Atrás ? Adelante			
Comentarios			

Estando de acuerdo Ciudadano (a) _____
autorizo que los datos aquí proporcionados sean utilizados para el análisis y publicación de los resultados en la tesis de María de los Angeles Maya Acosta.

Fig. 52. Cédula Antropométrica a realizar a personas que utilizaran el sistema creado en esta tesis. Maya A, Acosta. 2012.

Resultados de la Cédula antropométrica.

1. Al comienzo de la prueba se dio cada una de las cédulas para que pudieran leer la información, y así nos autorizaran poder fotografiarlos y usar su información para el uso de esta tesis.
2. Lo que prosiguió fue medir a cada persona para esta prueba, esto se hizo poniendo a los individuos
3. recargados en la pared y por medio de un elemento horizontal colocado en su cabeza, se pintó en la pared la estatura del individuo, después proseguimos con las anotaciones en cada una de las cédulas. La siguiente tabla muestra datos que nos dio el uso de una báscula digital, la cual muestra la siguiente información, siempre y cuando definas, la edad, género y estatura:

- masa
- % de Grasa
- % de hidratación
- % de Músculo
- Masa de los huesos
- Índice de masa muscular.

Tabla 36					
Nombre	Edad [años]	Estatura [mts]	Genero	masa [Kg]	% de Grasa
Persona 1	24	1.78	Masculino	100.3	26.2
Persona 2	18	1.65	Masculino	51.9	10.5
Persona 3	19	1.71	Masculino	84.5	21.5
Persona 4	52	1.59	Masculino	59.1	19.6
Persona 5	45	66.9	Femenino	45.3	40.1
Nombre	% de hidratación	% de Músculo	Peso de los huesos	Índice de masa muscular	
Persona 1	54.3	34.6	4.5	31.6	
Persona 2	65	41.8	3	19	
Persona 3	57.7	36.9	3.9	28.8	
Persona 4	59.1	37.6	3	23.3	
Persona 5	23.7	4.7	27.1	1176	

Nota: Información de la Cédula antropométrica por individuo. Maya A, Acosta. 2012.

4. Se prosiguió, en el siguiente orden con las medidas antropométricas:
 - Altura Rodilla [cm].
 - Distancia Glúteo-Rodilla [cm]:
 - Distancia Glúteo-Pierna [cm]:
 - Distancia Glúteo-huevo poplíteo [cm]:
 - Altura del hueco poplíteo [cm]:
 - Anchura de codos [cm]:
 - Anchura de cadera [cm]:
 - Anchura de hombros [cm].

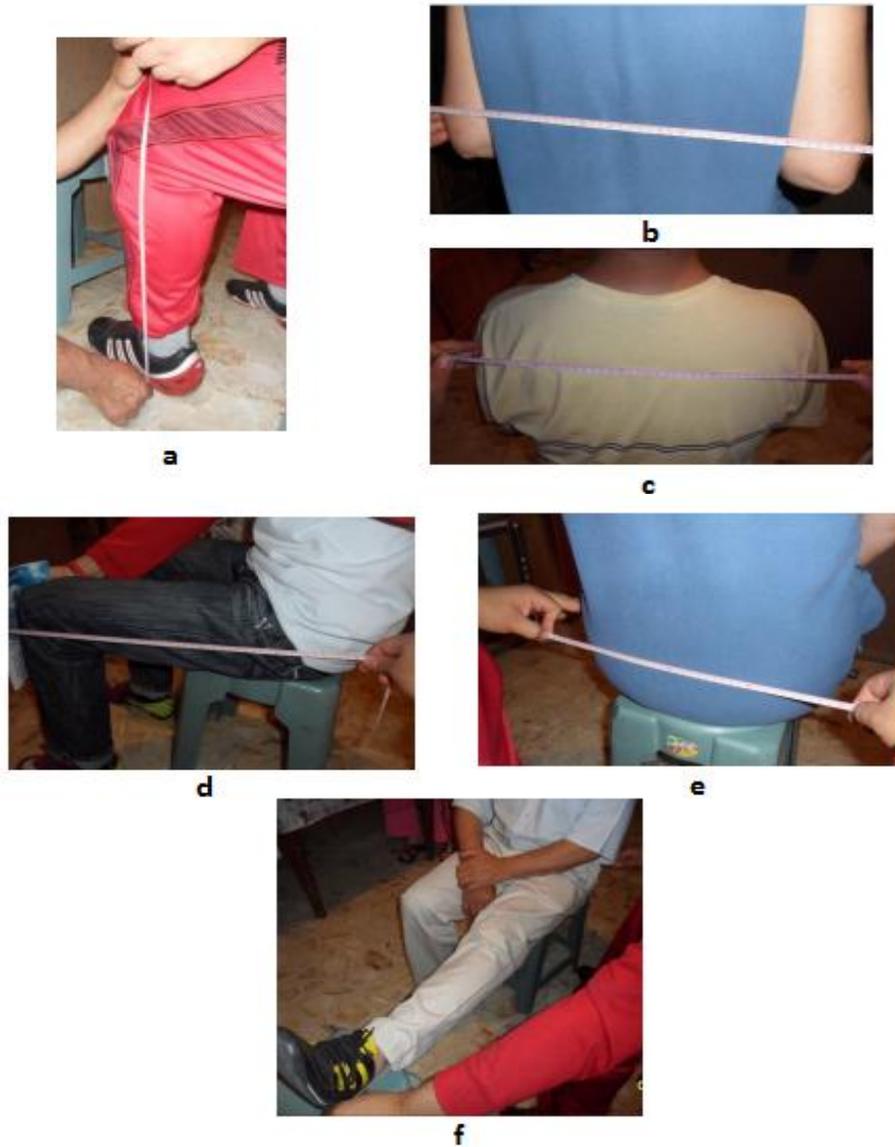


Fig. 53. Medidas antropométricas de las personas de la muestra a) Altura rodilla, b) Anchura de codos, c) Anchura de hombros, d) Distancia glúteo-rodilla, e) Anchura de cadera y f) Distancia Glúteo-Pierna. Maya A, Acosta. 2012.

A continuación tenemos las Tablas 37 y 38 en el cual se muestran cada una de las medidas antropométricas.

Tabla 37						
Usuario	Genero	Edad [años]	Estatura [mts]	Masa [Kg]	Altura Rodilla [cm]	Distancia Glúteo-Rodilla [cm]
Persona 1	Masculino	24	1.78	100.3	58	61
Persona 2	Masculino	18	1.65	51.9	53	56
Persona 3	Masculino	19	1.71	84.5	58	64
Persona 4	Masculino	52	1.59	59.1	52	54
Persona 5	Femenino	45	66.9	45.3	50	56

Tabla 38						
Usuario	Distancia Glúteo-Pierna [cm]	Distancia Glúteo-hueco poplíteo [cm]	Altura del hueco poplíteo [cm]	Anchura codo a codo [cm]	Anchura de cadera [cm]	Anchura de hombros [cm]
Persona 1	114	41	50	56	43	42
Persona 2	105	45	49	44	34	40
Persona 3	110	43	50	58	42	46
Persona 4	98	40	49	50	33	43
Persona 5	95	43	46	50	41	44

Nota: Medidas antropométrica por individuo. Maya A, Acosta. 2012.

Análisis de resultados del protocolo III: “a) Cédula antropométrica:”

Como se pueden observar los valores de las tablas anteriores nos muestran que todos los individuos tienen medidas antropométricas diferentes, en donde esta variación nos afecta más en la altura del hueco poplíteo, ya que la altura del piso al asiento es de 50 centímetros y solamente es posible ajustar 5 centímetros esta altura, lo cual va a provocar que los individuos 2, 4 y 5, puedan estar menos tiempo realizando la prueba, ya que entraran en un estado de incomodidad en la parte de los muslos, y puede presentarse inclusive adormecimiento de las extremidades inferiores. Esto nos ayuda a descartar individuos si se requiere probar el sistema por un periodo mayor a 40 minutos.

Protocolo IV. b) Prueba de Umbrales.

En este protocolo se probará el sistema con los individuos que tenemos sus datos antropométricos, con el fin de obtener rangos de fuerza, los cuales estarán definidos por umbrales y estos umbrales se obtendrán en la primera prueba.

La duración total de la prueba fue de 15 minutos con una tolerancia de ± 1 minuto, a continuación se describe el proceso que se llevó a cabo.

- En la primera parte el usuario buscó una postura cómoda para él, lo cual nos sirvió para poder estabilizar el sistema.
- En la segunda parte se le pidió al usuario que adquiriera una postura neutral, esto es espalda totalmente recargada en el respaldo trasero, brazos recargados en el apoyabrazos, dependiendo de la prueba los pies ubicados o no ubicados en el reposapiés.
- En la tercera parte se pidió al usuario que adquiriera una postura orientada a la izquierda, esto es que el usuario incline su espalda hacia el lado izquierdo.
- En la cuarta parte se le pidió al usuario que adquiriera una postura orientada a la derecha, esto es que el usuario incline su espalda hacia el lado derecho.
- En la quinta parte se le pidió al usuario que adquiriera una postura orientada hacia delante como se puede observar en la figura 54 d) es recargar sus codos en sus rodillas y esto obliga a que el tronco tenga una inclinación, ya que no está recargado en el respaldo trasero.
- Por ultimo tenemos un tiempo de 5 minutos sin un individuo probando el sistema, los cuales sirven para que el sistema, y la silla tengan una restitución.

El protocolo anteriormente descrito se puede reflejar en imágenes las cuales podemos observar a continuación:

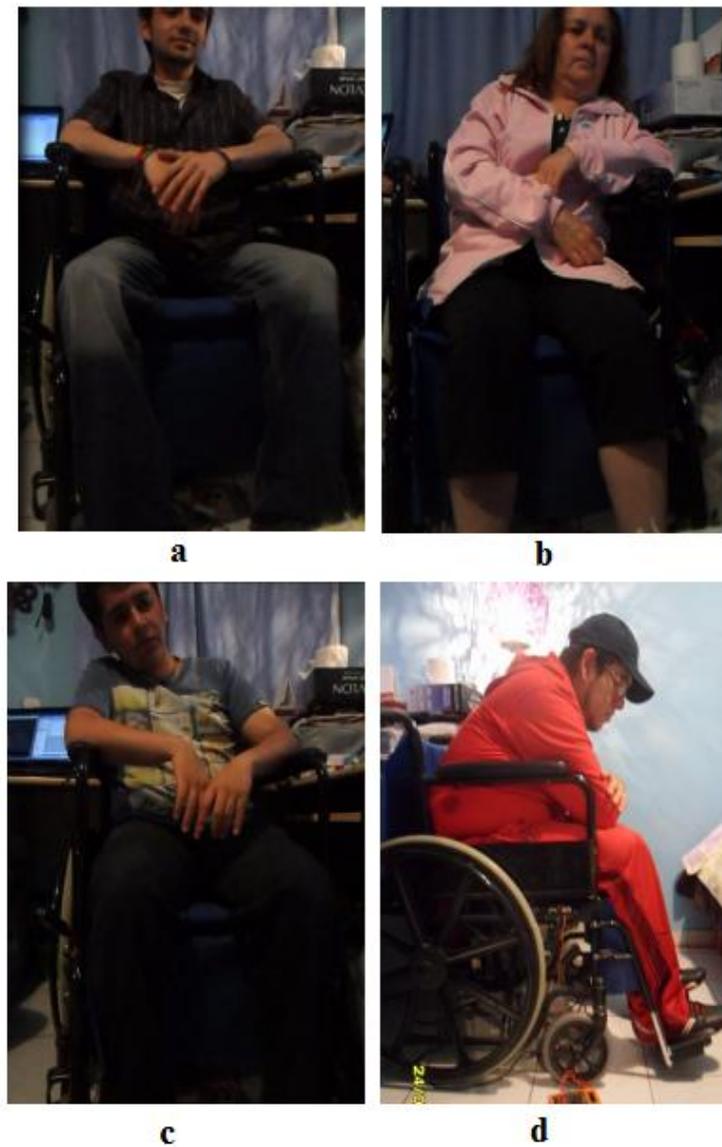


Fig. 54. Imágenes tomadas durante el evento de umbrales. a) Posición Neutra b) Posición orientada hacia la izquierda c) Posición orientada hacia la derecha y d) Posición hacia delante. Maya A, Acosta. 2012.

Análisis de Umbrales.

La razón por la cual en el protocolo anterior se pidió al usuario, adoptar posturas como la neutra, izquierda, derecha y adelante, es para validar la funcionalidad del sistema, si hay una variación en las mediciones de los sensores debido al movimiento nos indicara que el sistema funciona perfectamente.

Como característica propia de estos sensores es que el voltaje de salida está relacionado con la fuerza que se le está aplicando al sensor, entre más elevada es la magnitud de la fuerza más elevado es el valor del voltaje de salida. Teniendo en consideración esta característica lo que hemos realizado ha sido dividir por cuadrantes nuestro espacio de trabajo el cual es la dimensión del asiento en la silla de ruedas, la imagen se puede ver a continuación.

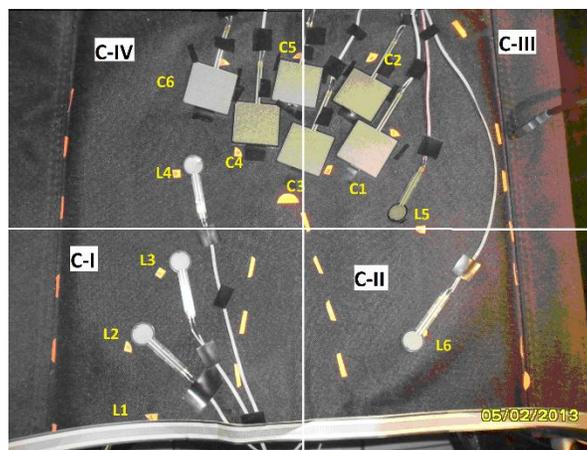


Fig., 55. El cuadrante uno (C-I) está compuesto por los sensores L2 y L3. El cuadrante dos (C-II) está por el sensor L6; el cuadrante tres (C-III) por L5, C1, C2 y C3; el ultimo cuadrante (el cuatro C-IV) está compuesto por L4, C4, C5 y C6. Maya A, Acosta. 2012.

Una vez realizado el sensado de todos los individuos, de cada una de las posturas, se obtuvieron datos de los sensores en las 4 diferentes posturas (neutra, izquierda, derecha y adelante), se agruparon los resultados por sensor, y a la muestra de cada sensor y de cada posición se realizó estadística descriptiva obteniendo desviación estándar, media, error típico, mediana, moda y varianza de la muestra, el formato de la información y el análisis se puede ver en la siguiente Tabla:

Tabla 39. Individuo I				
Muestra	NEUTRA	IZQUIERDA	DERECHA	ADELANTE
	L1	L1	L1	L1
1	0.99789	0.926459	0.844823	0.916255
2	1.008095	0.946868	0.936663	0.967277
3	1.028503	0.987686	0.946868	0.957072
4	1.038708	0.987686	0.957072	0.90605
5	1.038708	1.028503	0.957072	0.946868
6	1.048912	1.038708	0.967277	0.977481
7	1.038708	1.048912	0.987686	0.987686
8	1.059117	1.069321	0.987686	1.018299
9	1.059117	1.048912	1.008095	1.018299
10	1.059117	1.059117	1.018299	1.028503
11	1.069321	1.069321	1.018299	1.048912
12	1.08973	1.079526	1.038708	1.048912
13	1.079526	1.079526	1.048912	1.059117
14	1.079526	1.08973	1.048912	1.069321
15	1.079526	1.079526	1.059117	1.069321
16	1.079526	1.079526	1.069321	1.120343
17	1.079526	1.079526	1.069321	1.08973
18	1.08973	1.110139	1.08973	1.08973
19	1.120343	1.08973	1.079526	1.099935
20	1.110139	1.099935	1.099935	1.099935
21	1.099935	1.08973	1.08973	1.110139
22	1.120343	1.08973	1.079526	1.099935
23	1.130548	1.099935	1.079526	1.130548
24	1.120343	1.099935	1.08973	1.140752
25	1.130548	1.099935	1.099935	1.140752
26	1.140752	1.099935	1.08973	1.140752
27	1.130548	1.099935	1.08973	1.130548
28	1.140752	1.099935	1.110139	1.130548
29	1.140752	1.120343	1.099935	1.130548
30	1.140752	1.150957	1.099935	1.140752

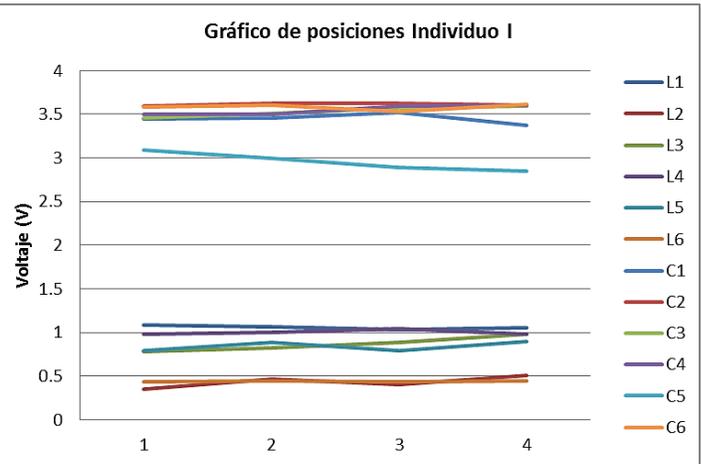
Nota: Datos obtenidos del evento del individuo I, la imagen muestra los datos de los sensores L1. Maya A, Acosta. 2012.

Tabla 40. Estadística descriptiva							
NEUTRA		IZQUIERDA		DERECHA		ADELANTE	
Media	1.085	Media	1.07	Media	1.0387	Media	1.06048
Error típico	0.008	Error típico	0.01	Error típico	0.0119	Error típico	0.01322
Mediana	1.08	Mediana	1.08	Mediana	1.0642	Mediana	1.07953
Moda	1.08	Moda	1.1	Moda	1.0897	Moda	1.13055
Desviación estándar	0.042	Desviación estándar	0.05	Desviación estándar	0.065	Desviación estándar	0.07239
Varianza de la muestra	0.002	Varianza de la muestra	0	Varianza de la muestra	0.0042	Varianza de la muestra	0.00524
Curtosis	-0.84	Curtosis	2.01	Curtosis	1.0607	Curtosis	-0.66379
Coefficiente de asimetría	-0.29	Coefficiente de asimetría	-1.42	Coefficiente de asimetría	-1.1675	Coefficiente de asimetría	-0.70015
Rango	0.143	Rango	0.22	Rango	0.2653	Rango	0.2347
Mínimo	0.998	Mínimo	0.93	Mínimo	0.8448	Mínimo	0.90605
Máximo	1.141	Máximo	1.15	Máximo	1.1101	Máximo	1.14075
Suma	32.55	Suma	32	Suma	31.161	Suma	31.8143
Cuenta	30	Cuenta	30	Cuenta	30	Cuenta	30

Nota: Resultados de la estadística descriptiva que se aplicó a cada posición del sensor L1. Maya A, Acosta. 2012.

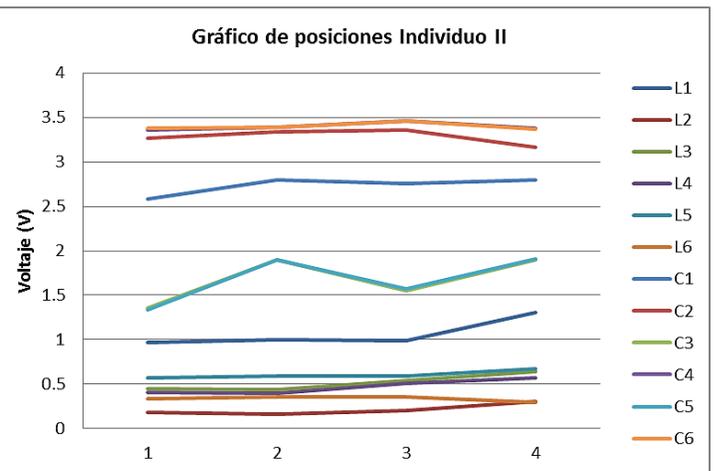
Obtenidas las medias de los sensores en las distintas posiciones, los valores se agruparon en tablas de para cada individuo, a continuación se pueden observar los resultados con su respectivo gráfico.

Tabla 41. Posicion individuo I				
Sensor	Neutra	Izquierda	Derecha	Adelante
L1	1.084968	1.068301	1.038708	1.060477
L2	0.351609	0.462837	0.40093	0.505355
L3	0.778494	0.821353	0.886322	0.986325
L4	0.982924	1.002312	1.049933	0.977821
L5	0.794111	0.885672	0.795472	0.900649
L6	0.43433	0.448626	0.43433	0.450328
C1	3.44498	3.458255	3.524969	3.37282
C2	3.596449	3.621297	3.626742	3.604618
C3	3.457595	3.507235	3.569456	3.596656
C4	3.502815	3.500095	3.592576	3.608897
C5	3.09005	2.991789	2.893528	2.844908
C6	3.581016	3.607876	3.527296	3.611617



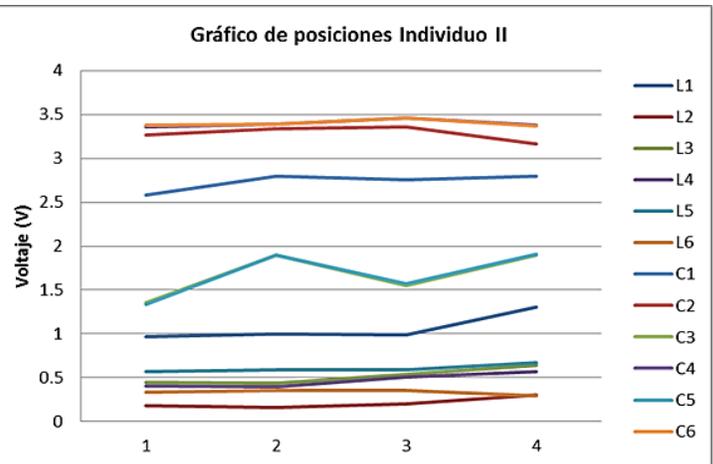
Nota: Tabla de posición y Gráfico de comportamiento, Individuo I. Maya A, Acosta. 2012.

Tabla 42. Posición Individuo II				
Sensor	Neutra	Izquierda	Derecha	Adelante
L1	0.96728	1.0002711	0.9890463	1.3060644
L2	0.18255	0.1645267	0.206025	0.3087499
L3	0.44379	0.4407273	0.5373294	0.6366527
L4	0.40127	0.394127	0.5053556	0.5740654
L5	0.57184	0.594989	0.5895429	0.6749779
L6	0.33902	0.3584256	0.3519585	0.2951153
C1	2.57974	2.795878	2.7546922	2.7958779
C2	3.26492	3.3394628	3.3609067	3.1679119
C3	1.36045	1.895276	1.5528919	1.9017362
C4	3.36341	3.3872137	3.4637147	3.3756536
C5	1.33393	1.9027561	1.5712522	1.9102363
C6	3.37837	3.3855137	3.4613346	3.3719137



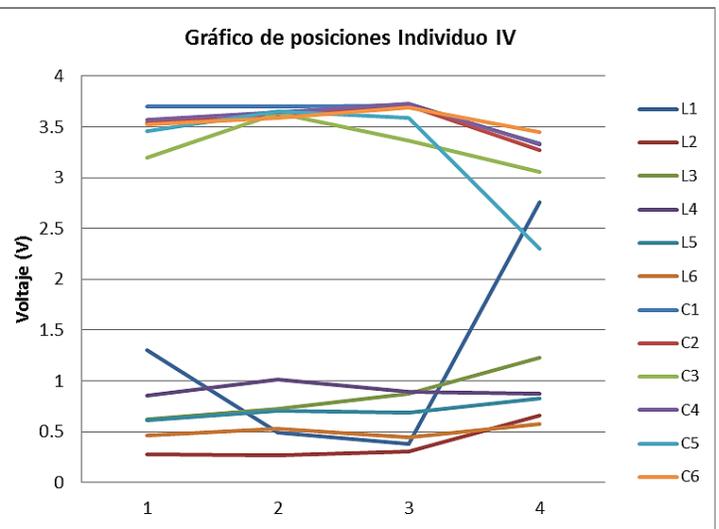
Nota: Tabla de posición y gráfico de comportamiento, Individuo II. Maya A, Acosta. 2012.

Tabla 43. Posición Individuo III				
Sensor	Neutra	Izquierda	Derecha	Adelante
L1	2.04963	2.05166937	2.0850039	1.9969055
L2	0.57679	0.60842043	0.6638646	0.6502586
L3	0.91047	1.02986407	1.0553752	1.0543548
L4	0.77577	0.69073637	0.8029851	0.8516264
L5	0.6246	0.61711353	0.627325	0.7457768
L6	0.59431	0.68178553	0.6538745	0.7168446
C1	3.15191	3.1777829	3.2298608	3.2880656
C2	3.16621	3.3561415	3.281258	3.4487244
C3	2.39984	2.3729817	2.4753229	2.7874466
C4	3.15669	3.25903227	3.2845326	3.4110141
C5	2.34952	2.46954293	2.5494438	2.8462675
C6	3.16145	3.2481522	3.2977928	3.4317543



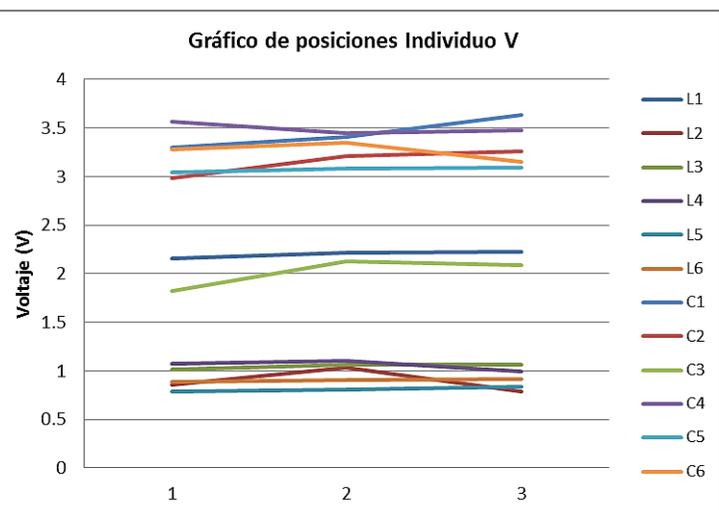
Nota: Tabla de posición y gráfico de comportamiento, Individuo III. Maya A, Acosta. 2012.

Tabla 44. Posición Individuo IV				
Sensor	Neutra	Izquierda	Derecha	Adelante
L1	1.3013	0.491514	0.379189	2.757477
L2	0.2812	0.26453	0.305008	0.656381
L3	0.6213	0.725091	0.877478	1.22783
L4	0.8557	1.016598	0.896526	0.873056
L5	0.6103	0.704251	0.68621	0.830531
L6	0.4633	0.52419	0.440797	0.572183
C1	3.704	3.702307	3.710816	3.338782
C2	3.5413	3.609383	3.711837	3.272749
C3	3.1944	3.631337	3.361714	3.05707
C4	3.5729	3.640517	3.728578	3.324313
C5	3.4607	3.656837	3.589856	2.303961
C6	3.5259	3.584416	3.693557	3.448415



Nota: Tabla de posición y gráfico de comportamiento, Individuo IV. Maya A, Acosta. 2012.

Tabla 45. Posición individuo V				
Sensor	Neutra	Izquierda	Derecha	Adelante
L1	2.161537	2.2118792	2.222764	2.75748
L2	0.851626	1.0308845	0.79006	1.44621
L3	1.009455	1.0655796	1.062858	1.1928
L4	1.071022	1.0995944	0.992108	0.78496
L5	0.78424	0.8084064	0.841083	0.93911
L6	0.884311	0.9040529	0.916647	1.2332
C1	3.302702	3.4099213	3.635592	3.14749
C2	2.984448	3.2145438	3.25573	2.65394
C3	1.821495	2.1319188	2.086698	2.2193
C4	3.564016	3.4477346	3.481055	2.90033
C5	3.04313	3.0791703	3.09175	2.15844
C6	3.278413	3.3518534	3.151931	2.17238



Nota: Tabla de posición y gráfico de comportamiento, Individuo V. Maya A, Acosta. 2012

En las imágenes mostradas se puede observar la Tabla de medias perteneciente a cada uno de los individuos, en las filas se encuentran los datos de la posición correspondientes y en las columnas se encuentran los sensores del sistema, en el lado derecho se encuentra el gráfico de cada una de las tablas correspondiente.

Obtenida las medias por individuo de acuerdo a la posición y por sensor, se prosiguió a obtener una media por sensor y por individuo, esto es sin tomar en cuenta la posición. Los resultados se agruparon en una tabla por sensor y se prosiguió a obtener una media de estos datos, obteniendo de resultado final, la magnitud del voltaje de cada uno de los sensores, sin tomar en cuenta el individuo, ni la posición.

Tabla 46. Medias por sensor							
Sensor	Individuo	Media de la muestra	Media por sensor	Sensor	Individuo	Media de la muestra	Media por sensor
L1	I	1.062983061	1.370631	C1	I	3.05084343	3.0411557
	II	1.05733453			II	3.03794072	
	III	2.04555766			III	3.04955679	
	IV	0.904316459			IV	3.04371889	
	V	2.326656876			V	3.02379799	
L2	I	0.426126208	0.454674	C2	I	3.0107407	2.974413
	II	0.209068696			II	2.98797739	
	III	0.623872913			III	2.97579245	
	IV	0.349332335			IV	2.96137067	
	V	1.000776819			V	2.93670488	
L3	I	0.864667637	0.832927	C3	I	2.932728	2.9738257
	II	0.508595323			II	2.90415489	
	III	1.010671551			III	2.99569784	
	IV	0.834689854			IV	3.02748141	
	V	1.080633801			V	3.01097036	
L4	I	1.002849953	0.796718	C4	I	3.08820181	3.0317121
	II	0.462815502			II	3.05756799	
	III	0.778038273			III	3.03288917	
	IV	0.908385031			IV	3.01341975	
	V	0.978608419			V	2.96784889	
L5	I	0.842526611	0.722663	C5	I	2.93322364	3.0975035
	II	0.606593466			II	2.93097099	
	III	0.651654617			III	3.14651771	
	IV	0.703512809			IV	3.24292908	
	V	0.841218202			V	3.25038415	
L6	I	0.441838303	0.543492	C6	I	3.34592892	3.2114834
	II	0.335180099			II	3.28943113	
	III	0.660153187			III	3.25366903	
	IV	0.497476465			IV	3.23893521	
	V	0.975008772			V	2.94520311	

Nota: Medias por sensor especificando al individuo y el valor de la media por sensor. Maya A, Acosta. 2012.

Por otro lado, de cada una de las tablas de posición y comportamiento de cada individuo se realizó un análisis de desviación estandar por sensor, esto es, con los datos de cada uno de los sensores por posición se realizó un análisis de desviación estandar, esto se realizó así, para poder apreciar mejor la variación de

cada uno de los sensores por posición y poder buscar una relación entre los valores mínimos y máximos de la desviación estándar.

La siguiente Tabla muestra en que sensores podemos esperar más variación en la adquisición del valor de voltaje.

Tabla 47. Desviación estándar de los individuos									
Individuo I		Individuo II		Individuo III		Individuo IV		Individuo V	
Desviación Estándar		Desviación Estándar		Desviación Estándar		Desviación Estándar		Desviación Estándar	
Sensor	Valor (V)	Sensor	Valor (V)	Sensor	Valor (V)	Sensor	Valor (V)	Sensor	Valor (V)
L1	0.01663664	L1	0.13930086	L1	0.03153063	L1	0.94966945	L1	0.24304584
L2	0.05862349	L2	0.05583229	L2	0.03445199	L2	0.16206785	L2	0.25623037
L3	0.07830008	L3	0.08044391	L3	0.05979408	L3	0.22952457	L3	0.06740273
L4	0.02846026	L4	0.07508896	L4	0.0584042	L4	0.06296102	L4	0.12306956
L5	0.04947121	L5	0.03969635	L5	0.0532894	L5	0.0791307	L5	0.05892896
L6	0.00759723	L6	0.02468917	L6	0.04485325	L6	0.05159985	L6	0.14401813
C1	0.05401447	C1	0.08924511	C1	0.05216819	C1	0.15891648	C1	0.17756082
C2	0.01224538	C2	0.07554685	C2	0.10348565	C2	0.1624917	C2	0.23899491
C3	0.05415402	C3	0.23116892	C3	0.16513862	C3	0.21404217	C3	0.14836772
C4	0.0499842	C4	0.03914505	C4	0.09056892	C4	0.15036842	C4	0.26207033
C5	0.09419544	C5	0.24198095	C5	0.18329288	C5	0.5523477	C5	0.39570458
C6	0.03369072	C6	0.0361465	C6	0.0978805	C6	0.08945308	C6	0.47666483
Desviación estándar de la muestra	0.02516906	Desviación estándar de la muestra	0.07025911	Desviación estándar de la muestra	0.04735022	Desviación estándar de la muestra	0.24900135	Desviación estándar de la muestra	0.11967411
Valor Máximo de la Muestra	0.09419544	Valor Máximo de la Muestra	0.24198095	Valor Máximo de la Muestra	0.18329288	Valor Máximo de la Muestra	0.94966945	Valor Máximo de la Muestra	0.47666483
Valor Mínimo de la Muestra	0.00759723	Valor Mínimo de la Muestra	0.02468917	Valor Mínimo de la Muestra	0.03153063	Valor Mínimo de la Muestra	0.05159985	Valor Mínimo de la Muestra	0.05892896

Nota: La figura muestra la desviación estándar de cada uno de los sensores por individuo, resaltando el valor mínimo y máximo de los resultados del análisis de desviación estándar. Maya A, Acosta. 2012.

Del protocolo III de este capítulo se obtuvo la Tabla 34 de la cual sabemos, la relación de voltaje y peso de los tres modelos de sensores utilizados, esta información nos será muy útil, ya que con estos valores podemos interpolar el valor de voltaje de cada uno de los sensores del sistema para saber el valor de la fuerza aplicada a cada sensor.

Tabla 34				
Relación Fuerza-Voltaje				
Peso	Masa	Sensor		
		L1	L5	C3
N	(Kg)	(V)	(V)	(V)
1.956	0.2	0.56371	1.0474306	1.3295049
3.912	0.4	0.85323	1.8604534	2.0418248
5.868	0.6	1.15186	2.4013721	2.5665453
7.824	0.8	1.22405	2.5359526	2.708002
12.714	1.3	1.59218	2.9451158	3.0345364
16.7727	1.715	1.91475	3.171294	3.3643407
24.45	2.5	1.95694	3.4648667	3.6108435

Nota: Tabla la cual muestra la relación Peso-voltaje. Maya A, Acosta. 2013

Los métodos de interpolación se realizaron en el programa MATLAB [45] a continuación tenemos el código el cual se empleó para la interpolación.

```

%/L1
t1=[.5637 .8532 1.1518 1.2240 1.5921 1.9147 1.95];
p1=[.200 .400 .600 .800 1.3 1.715 2.5];
x1=1.370631322];
%/L5
t5=[1.047430575 1.860453389 2.401372125 2.535952577 2.945115838 3.171294006 3.464866648];
p5=[.200 .400 .600 .800 1.3 1.715 2.5];
x5=[0.454673751 0.832927226 0.796718216 0.722663134 0.543492399];
%/C3
t3=[1.329504942 2.041824824 2.566545333 2.708001949 3.034536423 3.364340714 3.610843515]
p3=[.200 .400 .600 .800 1.3 1.715 2.5];
x3=[3.041155668 2.974413028 2.973825675 3.031712053 3.097503489 3.211483379];
    
```

Los vectores t1 (FSR 408), t5 (FSR 402) y t3 (FSR 406), son los valores de voltaje de los sensores relacionados a una masa en Kg, la cual viene dada por los vectores p1, p5, y p3; el vector x1, x5 y x3, es el vector de valores de voltaje del cual queremos saber el peso que le corresponde. El código de las funciones para interpolar en el caso del modelo FSR 408 es el siguiente:

```

y = interp1 (t1, p1, x1, 'spline')
y = interp1 (t1, p1, x1, 'linear')
y = interp1 (t1, p1, x1, 'nearest')
y = interp1 (t1, p1, x1, 'pchip')
y = interp1 (t1, p1, x1, 'cubic')
    
```

Los resultados de las operaciones realizadas se muestran en la siguiente tabla, cabe mencionar que de los 5 métodos de interpolación, se obtuvo una media para tener un valor más precisó.

Tabla 48. Interpolación								
Sensor	Media por sensor [V]	Método					Peso en Kgf	Fuerza [N]
		Spline	Linear	Nearest	Pchip	Cubic		
L1	1.37063132	1.2753	0.9992	0.8	1.0332	1.0332	1.02818	10.08645
L2	0.45467375	0.0147	0.0868	0	0.0795	0.0795	0.0521	0.511101
L3	0.83292723	0.1227	0.159	0.2	0.1545	0.1545	0.15814	1.551353
L4	0.79671822	0.1102	0.1521	0.2	0.1471	0.1471	0.1513	1.484253
L5	0.72266313	0.0858	0.138	0.2	0.1319	0.1319	0.13752	1.349071
L6	0.5434924	0.0346	0.1038	0.2	0.0965	0.0965	0.10628	1.042607
C1	3.04115567	1.308	1.3083	1.3	1.309	1.309	1.30686	12.8203
C2	2.97441303	1.2207	1.2079	1.3	1.2133	1.2133	1.23104	12.0765
C3	2.97382568	1.2198	1.207	1.3	1.2124	1.2124	1.23032	12.06944
C4	3.03171205	1.2965	1.2957	1.3	1.2961	1.2961	1.29688	12.72239
C5	3.09750349	1.3715	1.3792	1.3	1.3786	1.3786	1.36158	13.3571
C6	3.21148338	1.4929	1.5227	1.715	1.5016	1.5016	1.54676	15.17372

Nota: Relación peso-voltaje de cada uno de los sensores del sistema electrónico. Maya A, Acosta. 2013.

Análisis de resultados del protocolo IV: b) “Prueba de Umbrales”.

En este protocolo se obtuvieron los resultados que se muestran en la siguiente Tabla.

Tabla 49. Interpolación			
Sensor	Media por sensor [V]	Peso en Kgf	Fuerza [N]
L1	1.37063132	1.02818	10.08645
L2	0.45467375	0.0521	0.511101
L3	0.83292723	0.15814	1.551353
L4	0.79671822	0.1513	1.484253
L5	0.72266313	0.13752	1.349071
L6	0.5434924	0.10628	1.042607
C1	3.04115567	1.30686	12.8203
C2	2.97441303	1.23104	12.0765
C3	2.97382568	1.23032	12.06944
C4	3.03171205	1.29688	12.72239
C5	3.09750349	1.36158	13.3571
C6	3.21148338	1.54676	15.17372

Nota: Relación peso-voltaje de cada uno de los sensores del sistema electrónico. Maya A, Acosta. 2013.

Cabe aclarar, que el hecho de obtener una media por sensor no afectará al resultado, ya que se observó durante los eventos, que mientras la persona posicionara, esta persona no movía sus piernas, por lo cual lo único que movía era su tronco en el espacio limitado por los apoyabrazos e independiente de la posición que se le dijera, la única posición en donde se observa un cambio es en la posición de adelante, sin embargo en la mayoría de los casos este valor no supero el valor de .5 Volts.

Respecto a la magnitud de los resultados de los tres modelos de FSR, la forma como se realizó la interpolación concuerda con los resultados obtenidos en el protocolo tres, por lo tanto podemos validar el protocolo cuatro.

Con la información que tenemos hasta este momento, es posible llevar a cabo la simulación de elemento finito, la cual corresponde al siguiente protocolo.

4.5 Protocolo V Simulación de elemento finito.

La simulación se realizó en el software SolidWorks de Dassault Systèmes Corporation. [46].

Del protocolo II “Identificación de zonas de mayor presión”, se identificaron las zonas en donde una persona ejerce mayor fuerza en el asiento de silla de ruedas, tomando en cuenta dicha información se colocaron los sensores de acuerdo a lo que se obtuvo del protocolo teniendo como resultado la siguiente imagen.

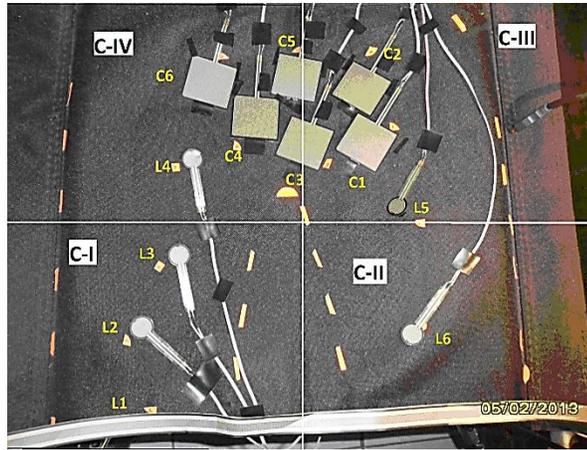


Fig. 56. Imagen en donde se muestra la ubicación de los sensores. Maya A, Acosta. 2013.

Se sabe que el asiento mide 40 cm de ancho y 49 cm de longitud, físicamente se puede obtener las coordenadas (x, y) de cada uno de los sensores. El sistema de ejes de referencia se colocó en la parte superior izquierda del asiento (Fig. 95). Para obtener las coordenadas de los sensores se utilizó una cinta métrica y se midió la distancia del origen a la parte central de la zona de sensado de los sensores, para obtener coordenadas en (x, y).

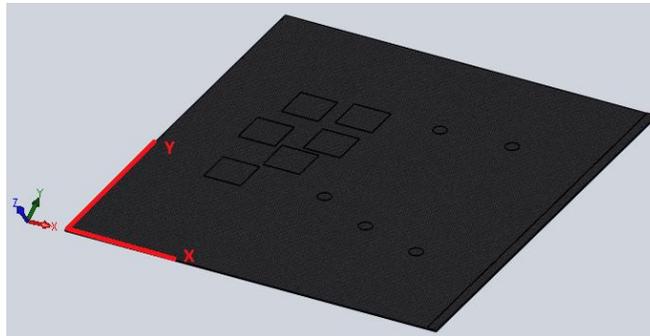


Fig. 57. Sistema de eje de referencia, el eje de las abscisas (X) y el eje de las ordenadas (Y). Maya A, Acosta. 2013.

Las coordenadas de los sensores se muestran en la siguiente tabla:

Tabla. 50					
Sensor	Coordenadas		Sensor	Coordenadas	
	X [mm]	Y [mm]		X [mm]	Y [mm]
L1	38.5	0	C1	15.5	31.5
L2	31.5	12	C2	10	31
L3	25	14	C3	15	26
L4	19	17	C4	12	21.5
L5	23	33	C5	8.5	25
L6	30.5	33.5	C6	9	17

Nota: Coordenadas de cada uno de los sensores Maya A, Acosta. 2013.

Simulación.

El módulo que se utilizó para realizar la simulación fue: “Asistente para análisis SimulationXpress”, y los pasos que se llevaron a cabo para la simulación se describen a continuación:

1. Se realizó el modelado del asiento dibujando los sensores con la parte en específico que censa.

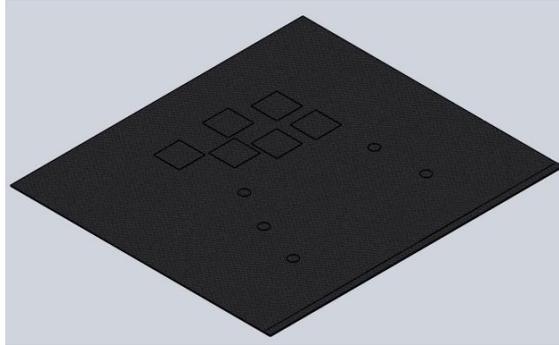


Fig. 58. Modelado del asiento de silla de ruedas. Maya A, Acosta. 2013.

2. Haciendo uso de los valores obtenidos en el protocolo “Ensayo de tracción”, se procedió a completar la tabla de propiedades que nos pedía el simulador.

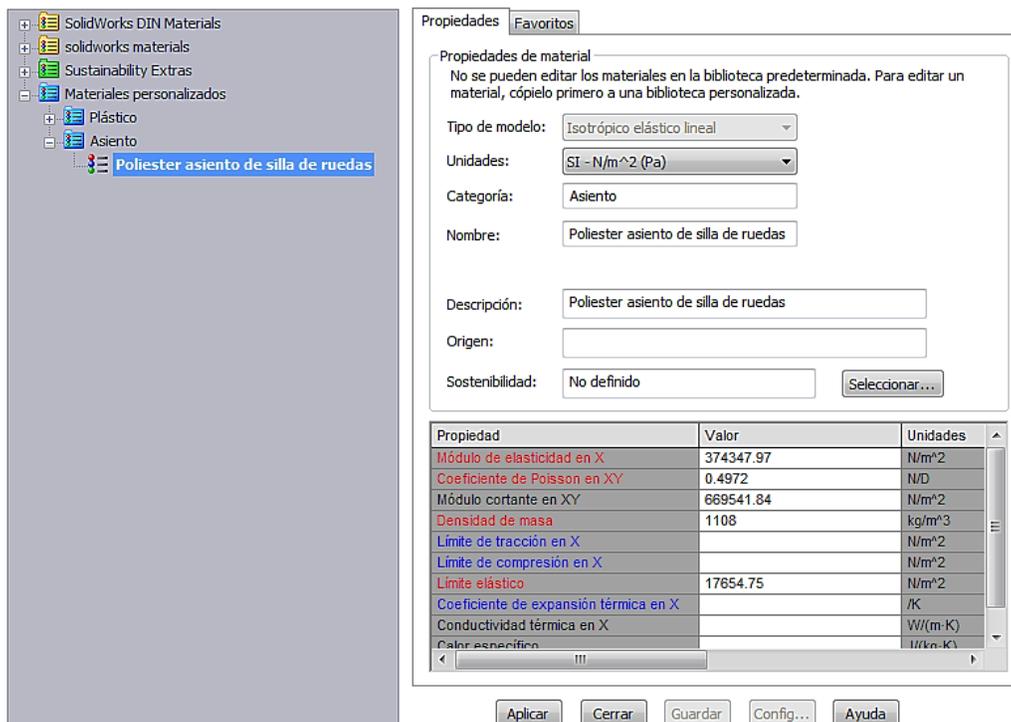


Fig. 59. Recuadro de propiedades mecánicas del asiento. Maya A, Acosta. 2013.

3. Se prosiguió a aplicar las fuerzas de cada uno de los sensores, especificando dirección y magnitud.

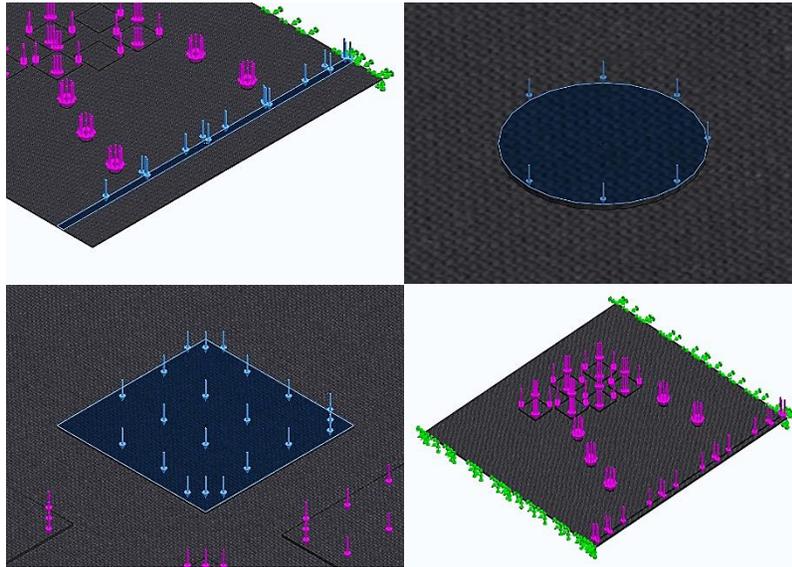


Fig. 60. Definición de Fuerzas. a) FSR 408, b) FSR 406, c) FSR402 y d) Vista Isométrico en donde puede observarse la distribución de fuerzas en el asiento de silla de ruedas. Maya A, Acosta. 2013.

4. Resultados.

A continuación se aprecia imágenes, las cuales son el resultado del estudio de FEM.

Mallado.

La primera imagen corresponde a la malla que se definió para el estudio de FEM.

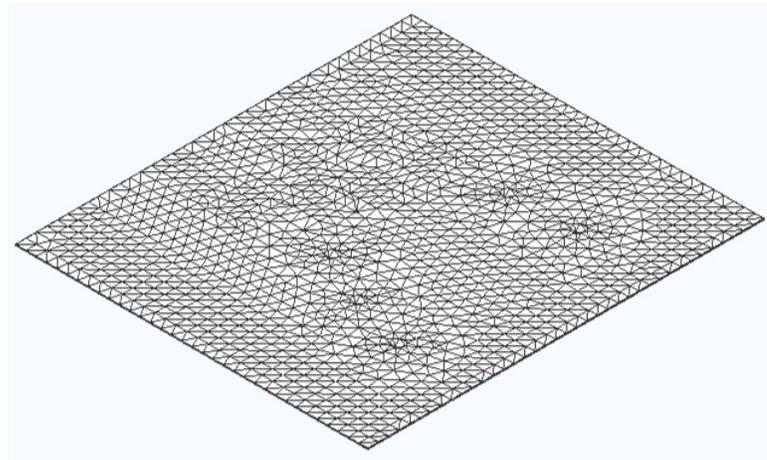


Fig. 61. Asiento mallado, el número de nodos utilizados fue de 15979. Maya A, Acosta, 2013.

Tensión de Von Mises.

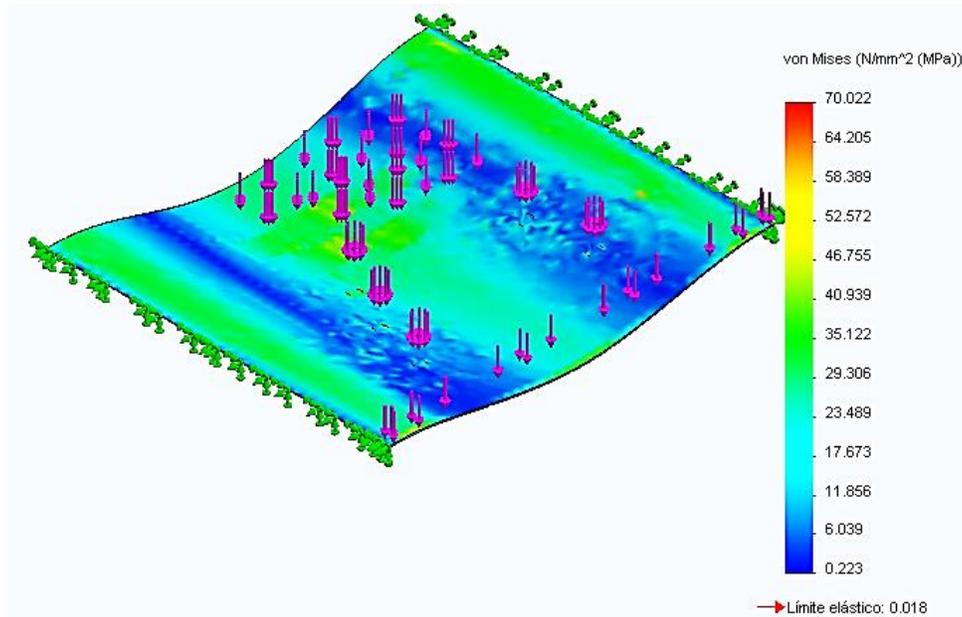


Fig. 62. Tensión de Von Mises Imagen en isométrico. Maya A, Acosta. 2013.

Como puede observarse en la imagen anterior la parte de las orillas que es la parte en la cual esta empotrado el asiento a la silla de ruedas y en la cual se sujeta el peso del individuo, tiene una fuerza aplicada entre 29.306MPa y 40.939 MPa. Otro punto que cabe resaltar es la parte en donde estan colocados los FSR's 406, que corresponde a la parte en donde se encuentran los isquiones, en esta zona es donde se presenta un mayor esfuerzo (color verde fluorescente con tintes amarillos) que corresponde a un valor entre 29.306MPa y 46.755 MPa, en las siguientes imágenes puede observarse distintas vistas del asiento.

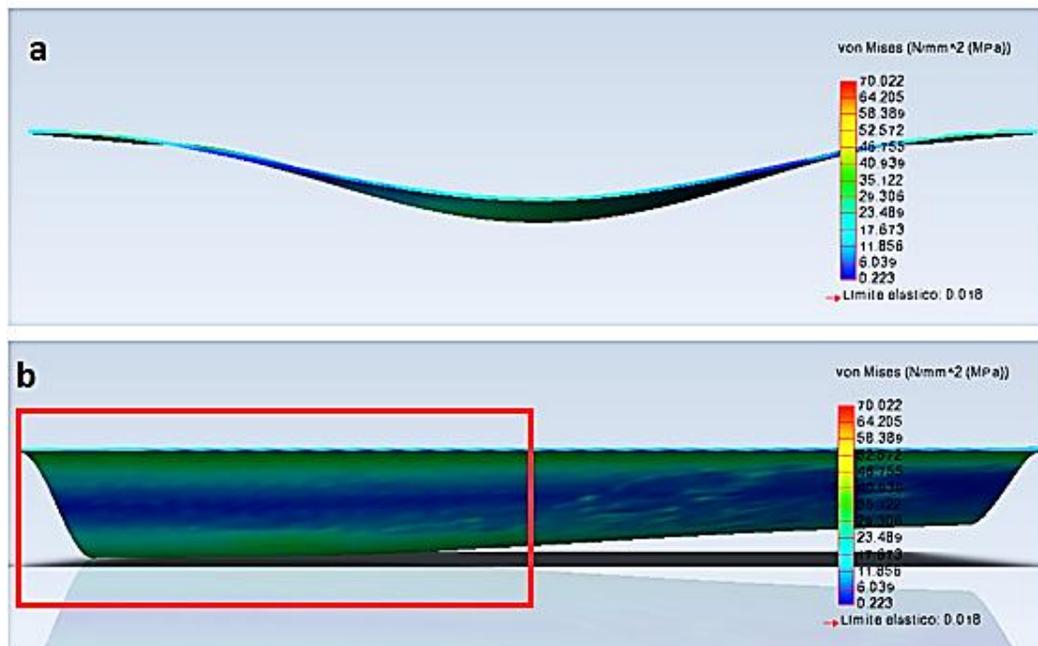


Fig. 63. Tensión de Von Mises. a) Vista frontal, b) Vista lateral, la parte que más está sometida a esfuerzos es donde se encuentran colocados los FSR 406 y corresponde a la parte de los isquiones. Maya A, Acosta. 2013.

En la figura 62 puede verse que en la parte donde se coloca el FSR 408 es en donde se logra apreciar ciertas zonas las cuales presentan un esfuerzo entre 17 a 29 MPa.

El lugar en donde son colocados los FSR 402 y que corresponde al área de los muslos tenemos valores de esfuerzo entre .223 a 17.673 MPa, por lo cual el esfuerzo en estas zonas no sobrepasa el esfuerzo que se ubica en la parte de los isquiones.

Como conclusión de las imágenes y resultados que brindó el análisis de elemento finito en el apartado de esfuerzo de Von Mises, se concluye que el mayor esfuerzo se encuentra en los sensores FSR 406, en segundo lugar en los FSR 408 y por último los FSR 402.

Desplazamiento.

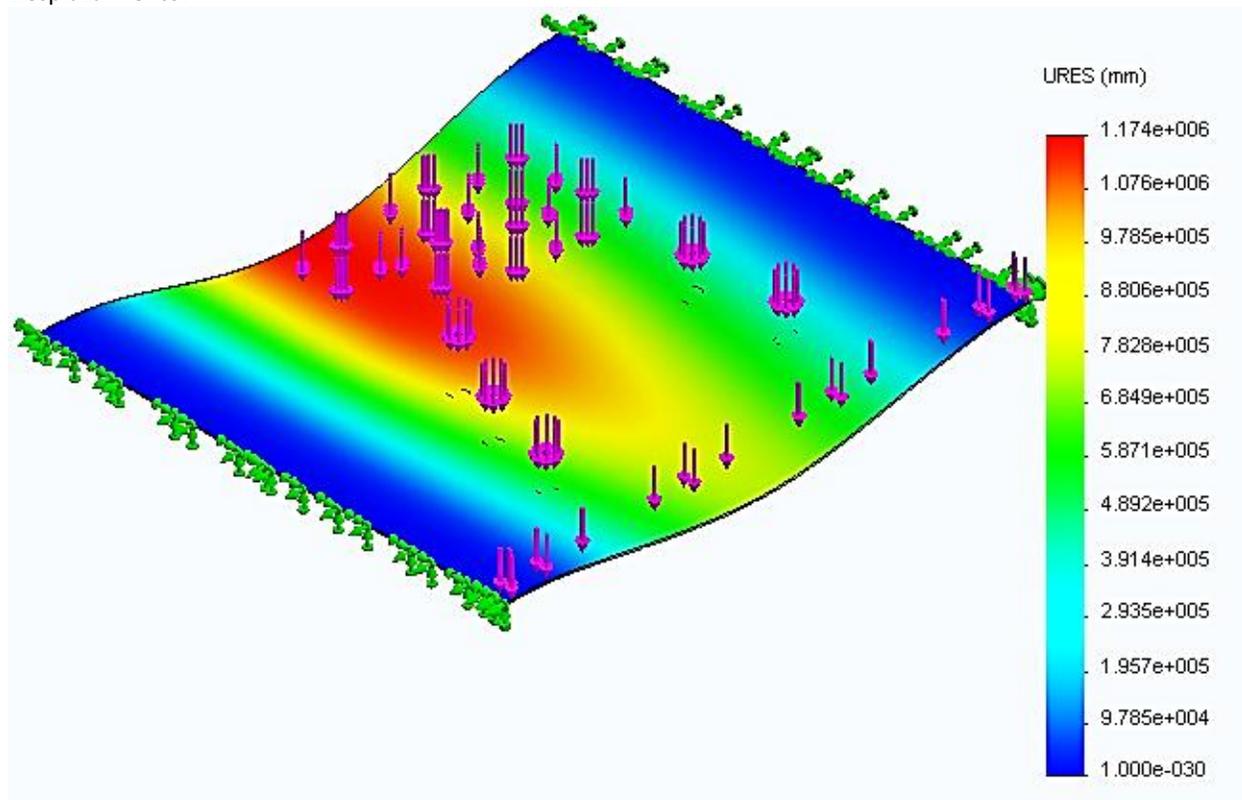


Fig. 64. Desplazamiento .Maya A, Acosta. 2013.

En la imagen de desplazamiento se puede apreciar que el máximo desplazamiento se encuentra en la parte de los isquiones y corresponde aproximadamente a $1.17 \times 10^{006} \text{ mm}$, en la zona en donde se encuentran en contacto el asiento y el hueco poplíteo hay un desplazamiento que está en un rango de 4×10^{005} a $7 \times 10^{005} \text{ mm}$; y por último en la parte la cual estarían los muslos hay un desplazamiento que va de 1.957×10^{005} a $3.914 \times 10^{005} \text{ mm}$ aproximadamente.

En las siguientes imágenes puede verse dos diferentes vistas de la deformación del asiento.

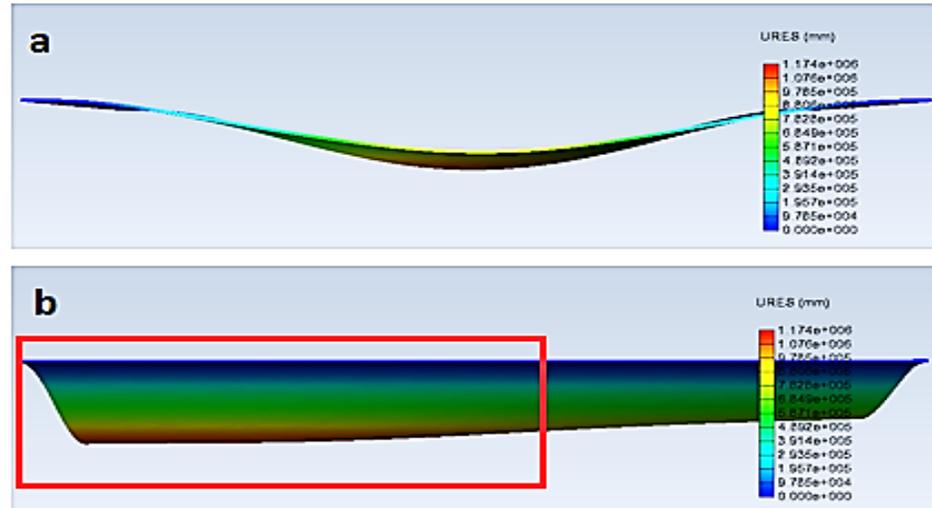


Fig. 65. Desplazamiento. a) Vista frontal, b) Vista lateral, la parte que más se ha deformado es donde se encuentran colocados los FSR 406. Maya A, Acosta. 2013.

Análisis de resultados del Protocolo V: "Simulación de Elemento Finito".

La simulación de elemento finito se llevó a cabo con la información del primer, segundo y cuarto protocolo, el primero brindó las propiedades mecánicas del asiento, el segundo proporcionó la posición exacta en donde colocar los sensores y el cuarto arrojó la magnitud de la fuerza aplicada en un punto específico; con ayuda de toda esta información se pudo realizar la simulación por elemento finito.

En la siguiente de lado derecho. Se observan los mayores esfuerzos localizados en los empotramientos del asiento, donde están colocados los sensores FSR 406 que corresponde a la parte de la pelvis y con menos intensidad en la orilla del asiento en donde se coloca el sensor FSR 408.

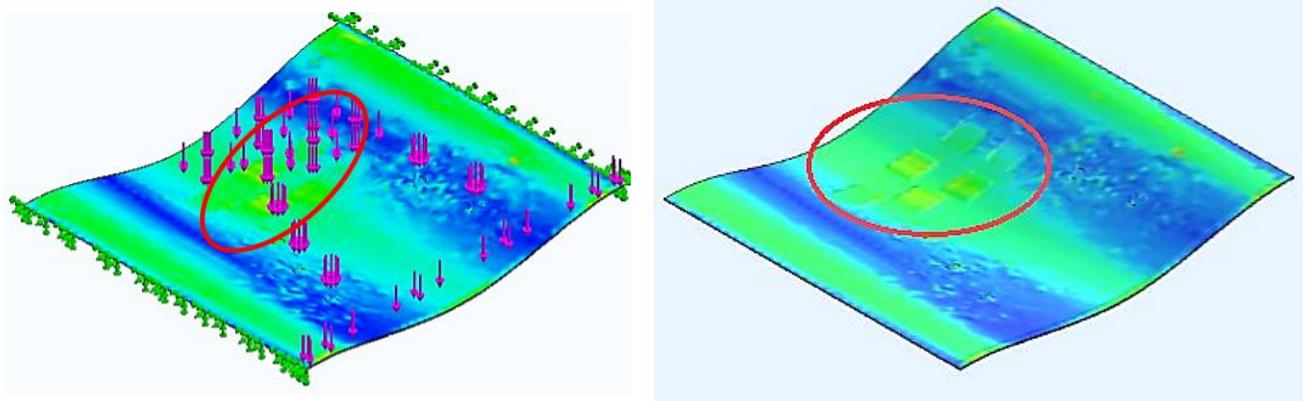


Fig. 66. Isométricos, en la imagen de la izquierda se observa la tensión de Von Mises de las fuerzas aplicadas de los 12 sensores, en la parte de la derecha se muestra la tensión de Von Mises del asiento de silla de ruedas, en ambas figuras se indica que las fuerzas máximas se encuentran en la zona de la pelvis. Maya A, Acosta. 2013.

En la figura anterior se observa que la zona de mayor presión está totalmente definida en el área en la que la pelvis descansa en el asiento.

Esto es debido a los sensores que se utilizaron son 6 sensores de forma cuadrada cuya dimensión de sensado es de 39.6 mm lo cual provoca abarcar un área de sensado mayor que a su vez nos brinda un panorama general de la fuerza que actúa en esa zona.

Ahora toca el turno de los resultados obtenidos en la simulación de desplazamiento, en la siguiente figura puede observarse la imagen del análisis:

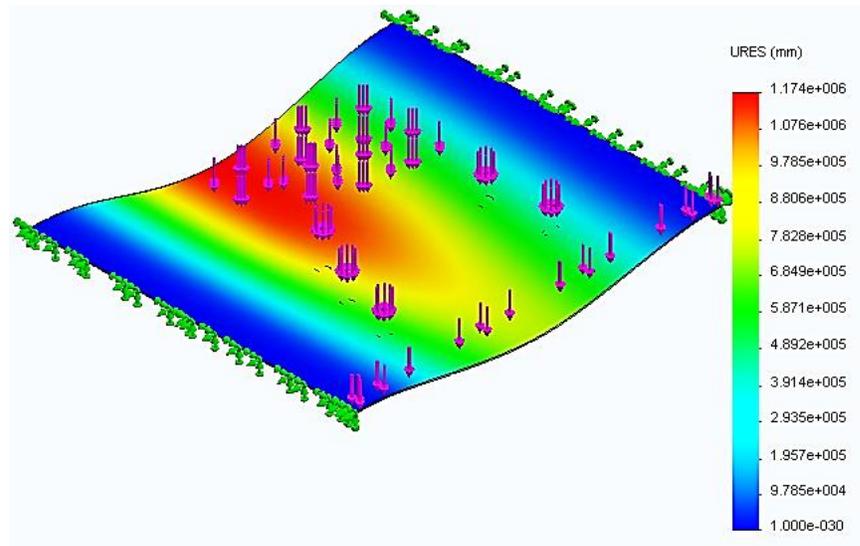


Fig. 67. Imagen de desplazamiento. Maya A, Acosta. 2013.

En el lugar en donde hay mayor desplazamiento es en donde son colocados los sensores FSR 406, sin duda se esperaba un resultado similar ya que esta parte en especial carga todo el peso de la pelvis a la cabeza, por lo cual se tenía que tener un desplazamiento mayor en esta parte. En donde se puede mostrar un desplazamiento con un rango medio de acuerdo a la tabla de la derecha de la imagen, son los sensores FSR 402 que se localizan en la parte de los muslos.

De acuerdo a los resultados brindados por la simulación de elemento finito, podemos ver que los resultados concuerdan con el comportamiento observado durante las pruebas usando el sistema, por lo tanto queda validada la simulación por elemento finito.

4.6 Definición de Umbrales de fuerza.

De acuerdo a la Tabla 49 la cual relaciona el peso y voltaje de cada uno de los sensores del sistema electrónico y con ayuda del estudio de elemento finito, podemos agrupar los sensores por rangos de presión, los cuales se pueden observar en la siguiente tabla:

Tabla 51				
Sensor	Rango de Fuerza	Voltaje (V)	Fuerza (N)	Masa (Kg)
L2	Baja	0-1	0 - 7.824	0 - .8
L3				
L4				
L5				
L6				
L1	Media	0-1.9	7.824 - 11.736	.8 - 1.2
C1	Alta	2-3.6	11.736 - 20	1.2 - 2
C2				
C3				
C4				
C5				
C6				

Nota: Umbrales de fuerza en donde se han agrupado los sensores, los rangos de fuerza son de baja, media y alta magnitud. Maya A, Acosta. 2013.

4.7 Protocolo VI. Identificación de postura.

Hasta este momento se tienen definidas las características del sistema electrónico, del usuario silla de ruedas, del usuario con discapacidad y el usuario experto.

Referente al sistema electrónico se cuenta con la relación peso-voltaje de cada uno de los sensores, se encuentran definidos umbrales de voltaje-peso para cada uno de los sensores, y para un mejor manejo del sistema de trabajo se ha dividido el asiento de silla de ruedas en cuadrantes.

Respecto al usuario silla de ruedas, se tienen las propiedades mecánicas del asiento, se encuentran definidas las posiciones de los sensores y se realizó una simulación de elemento finito para tener una mejor apreciación de cómo se deforma el asiento al estar sometido a fuerzas puntuales.

Del usuario con discapacidad se cuenta con información como peso, altura, edad... que nos definen al usuario, y esté nos ayuda a probar la funcionalidad del sistema.

Respecto al usuario experto en silla de ruedas está capacitado para el manejo de la interfaz gráfica e interpretación de los resultados.

Teniendo toda esta información sólo resta presentar el último protocolo el cual identifica la postura que el usuario con discapacidad está teniendo en ese momento. Como anteriormente se comentó se dividió el asiento de silla de ruedas en cuatro cuadrantes figura 68 el primer cuadrante (C-I) está compuesto por los sensores L2 y L3. El cuadrante dos (C-II) está compuesto por el sensor L6; el cuadrante tres (C-III) está compuesto por L5, C1, C2; el cuarto cuadrante (C-IV) está compuesto por L4, C4 y C6, cabe mencionar que los sensores L1, C3 y C5 no se están tomando en cuenta por la posición en la cual se encuentran, ya que estos se encuentran en dos o más cuadrantes simultáneamente así que para evitar malas lecturas no se están tomando en cuenta

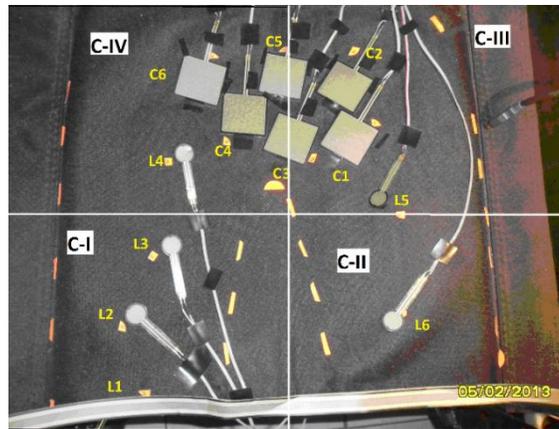


Fig. 68 Imagen en donde puede apreciarse los cuatro cuadrantes de sensores Maya A, Acosta. 2012. Con los datos anteriormente recopilados de cada uno de los usuarios en el protocolo IV, Tabla 41-45, y realizando una suma de los valores de los sensores que intervienen por cuadrante se pudo ver un comportamiento que diferenciaba cada postura, esto se puede ver en la siguiente figura.

Tabla 52. Magnitudes de voltaje				
Posición individuo I				
Sensor	Neutra [V]	Izquierda [V]	Derecha [V]	Adelante [V]
CI	1.130103	1.28419007	1.28725157	1.49168053
C2	0.43433023	0.44862603	0.43433023	0.4503279
C3	7.8355395	7.96522387	7.9471838	7.8780868
C4	8.06675467	8.11028377	8.16980497	8.19833453
Posición individuo II				
Sensor	Neutra [V]	Izquierda [V]	Derecha [V]	Adelante [V]
CI	0.6263434	0.60525407	0.74335437	0.94540257
C2	0.33902423	0.35842563	0.35195847	0.29511527
C3	6.41650077	6.7303298	6.7051418	6.63876777
C4	7.14305743	7.1668544	7.4304049	7.32163273
Posición individuo III				
Sensor	Neutra [V]	Izquierda [V]	Derecha [V]	Adelante [V]
CI	1.48725857	1.6382845	1.71923983	1.70461333
C2	0.59430813	0.68178553	0.65387453	0.7168446
C3	6.94272617	7.15103793	7.13844383	7.48256683
C4	7.09391563	7.19792083	7.38531057	7.69439473

Nota: Magnitudes de los cuatro cuadrantes del individuo I, II y III de acuerdo a posición. Maya A, Acosta. 2013.

Como se puede apreciar en la anterior imagen hay celdas resaltadas en color verde las cuales representan el valor máximo por cuadrante, mientras que el color amarillo representa el valor mínimo. Se puede observar que hay valores máximos que se repiten en la misma posición por ejemplo en el individuo I y II cuadrante C3 posición izquierda, sin embargo en el individuo III el máximo valor en ese cuadrante es en la postura adelante. En lo que corresponde el valor mínimo el individuo I y III, tienen todos los valores mínimos

de los cuatro cuadrantes en la posición neutra, sin embargo el individuo II solo tiene dos cuadrantes en esta postura. Lo que nos indica esto es que el sistema es adaptativo para las personas que quieran utilizarlo.

Sabiendo esto se realizó una interfaz gráfica la cual es la primera etapa para la identificación de posturas y esto se logra calibrando el sistema con el individuo de prueba, pidiéndole que establezca una postura de izquierda y derecha, por un periodo de tiempo de 5 minutos aproximadamente, para así tener una serie de valores los cuales podamos comparar entre las distintas posiciones.



Fig. 69 Interfaz de calibración. Hay dos botones los cuales indica la posición a sensar, esta es elegida por el usuario experto. Maya A, Acosta. 2013.

La programación se basa en la adquisición de la señal de los sensores, una vez hecha la adquisición se guarda el dato para crear una cadena de valores por cada uno de los sensores, cada vez que se repite el programa de esta cadena se obtiene una media por sensor la cual podemos sumar con otras medias por sensor para obtener el valor de la magnitud en los cuadrantes, este valor por cuadrantes es guardado en archivo txt.

La segunda etapa de la calibración de posturas corresponde propiamente a la interfaz que indica la postura tiene el usuario, esta interfaz se muestra a continuación.

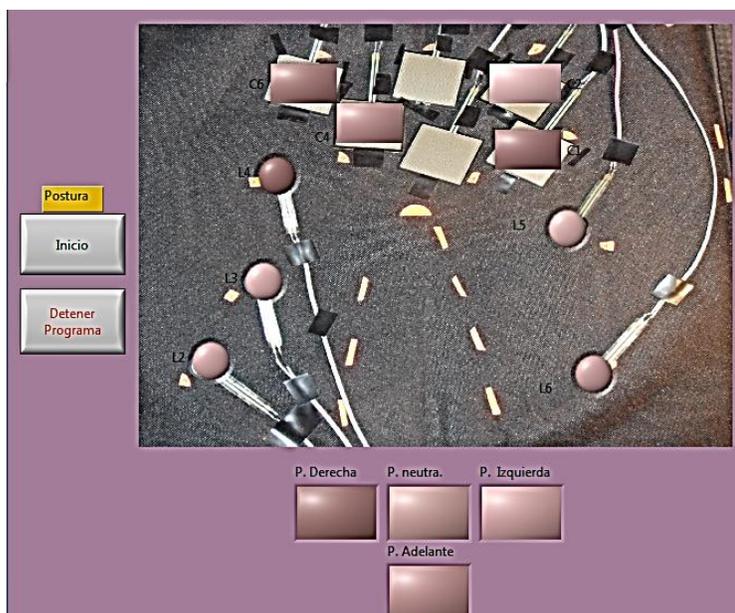


Fig. 70 Interfaz de definición de postura. El sistema al apretar el botón inicio automáticamente demuestra la postura que tiene el usuario en ese momento. Maya A, Acosta. 2013.

La interfaz gráfica funciona solamente dándole click en el botón inicio postura y automáticamente dependiendo de la postura que en ese momento tenga el usuario son los sensores que se iluminan, esto significa que cuando el usuario está en una posición neutra todos los sensores se prenden, si se encuentra en posición izquierda se prenden los sensores L6, L5, C1 y C2, los cuales son los cuadrantes II y III. Si el usuario se encuentra en una postura de derecha se prenden los sensores L2, L3, L4, C4 y C6, estos corresponden a los cuadrantes I y IV. Por último, si el usuario se encuentra hacia delante se prenden los sensores L2, L3 y L6 los cuales son los cuadrantes I y II, para una mejor visualización de esto en la parte inferior se colocaron unos indicadores LED's los cuales te indican cual es la postura que se encuentra el individuo (neutra, izquierda, adelante o derecha).

La programación consiste en leer los valores de los archivos de los cuadrantes con extensión txt, anteriormente creados. Después se realiza una adquisición de voltaje de cada uno de los sensores; la definición de la postura que el usuario tiene en ese momento se realiza por medio de comparaciones entre los valores de cuadrantes por posición.

Usuario	Genero	Edad [años]	Estatura [mts]	Masa [Kg]	Altura Rodilla [cm]
Persona 1	Masculino	24	1.78	100.3	58
Usuario	Distancia Nalga-Rodilla [cm]	Distancia Nalga-Pierna [cm]	Anchura codo a codo [cm]	Anchura de cadera [cm]	Anchura de hombros [cm]
Persona 1	61	114	56	43	42

Nota: Características del usuario que utilizo el sistema identificación de postura Maya A, Acosta. 2013.

A continuación se muestran las imágenes que se obtuvieron de dicho evento.



Fig. 71. Usuario adoptando la postura Neutra, a la derecha de la imagen podemos ver todos los Led's encendidos indicando dicha postura. Maya A, Acosta. 2013.



Fig. 72. Usuario adoptando la postura adelante, a la derecha de la imagen podemos ver los cuadrantes C1 y C2 encendidos e indicando dicha postura. Maya A, Acosta. 2013.



Fig. 73. Usuario adoptando la postura derecha, a la derecha de la imagen podemos ver los cuadrantes C1 y C4 encendidos e indicando dicha postura. Maya A, Acosta. 2013.



Fig. 74. Usuario adoptando la Posición Izquierda, a la derecha de la imagen podemos ver los cuadrantes C2 y C3 encendidos e indicando dicha postura. Maya A, Acosta. 2013.

En la interfaz de calibración los resultados que nos dio el programa fueron los siguientes:

Tabla 55		
Individuo 1		
Sensor	Izquierda	Derecha
CI	1.327229	1.440999
C2	0.401415	0.325035
C3	7.836348	7.527166
C4	7.439019	7.78013

Nota: Resultados de la interfaz de calibración. Maya A, Acosta. 2013.

Esta información es el primer punto de partida para establecer los valores de las distintas posturas.

Para una mejor apreciación de los rangos de valores que se están manejando, se crearon indicadores gráficos en cada una de las posturas para que pueda verse cada uno de los cambios en los cuatro cuadrantes al ser utilizada la interfaz.

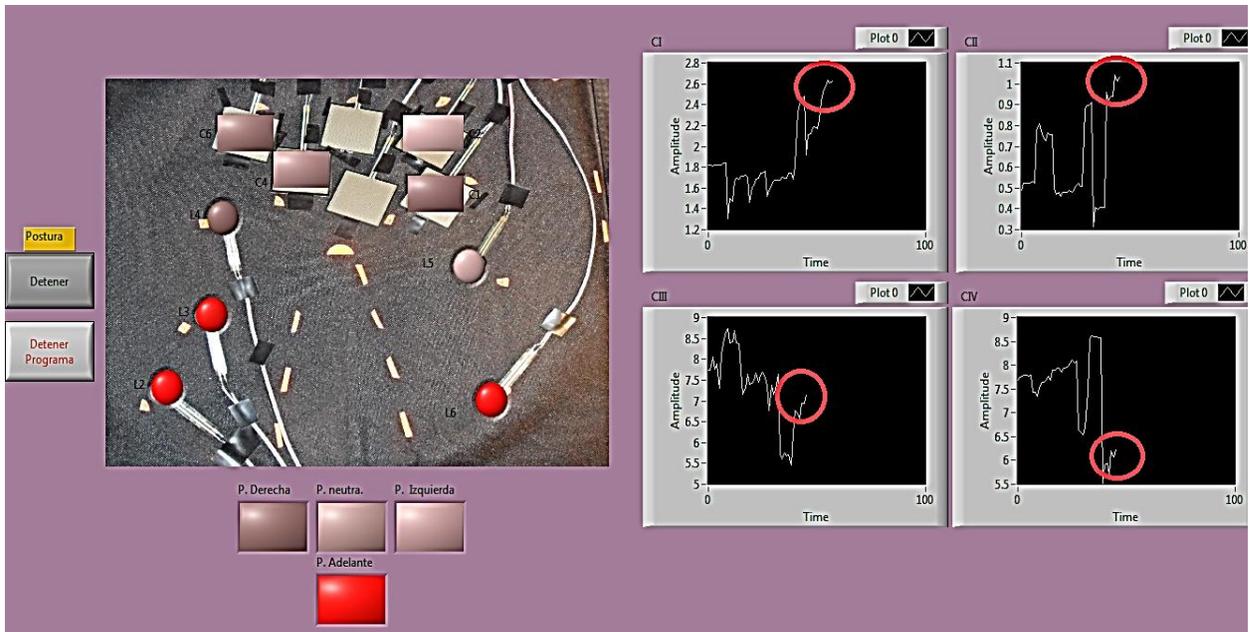


Fig. 75. Interfaz de identificación de postura. La postura adelante puede apreciarse en la imagen, Maya A, Acosta.2013.

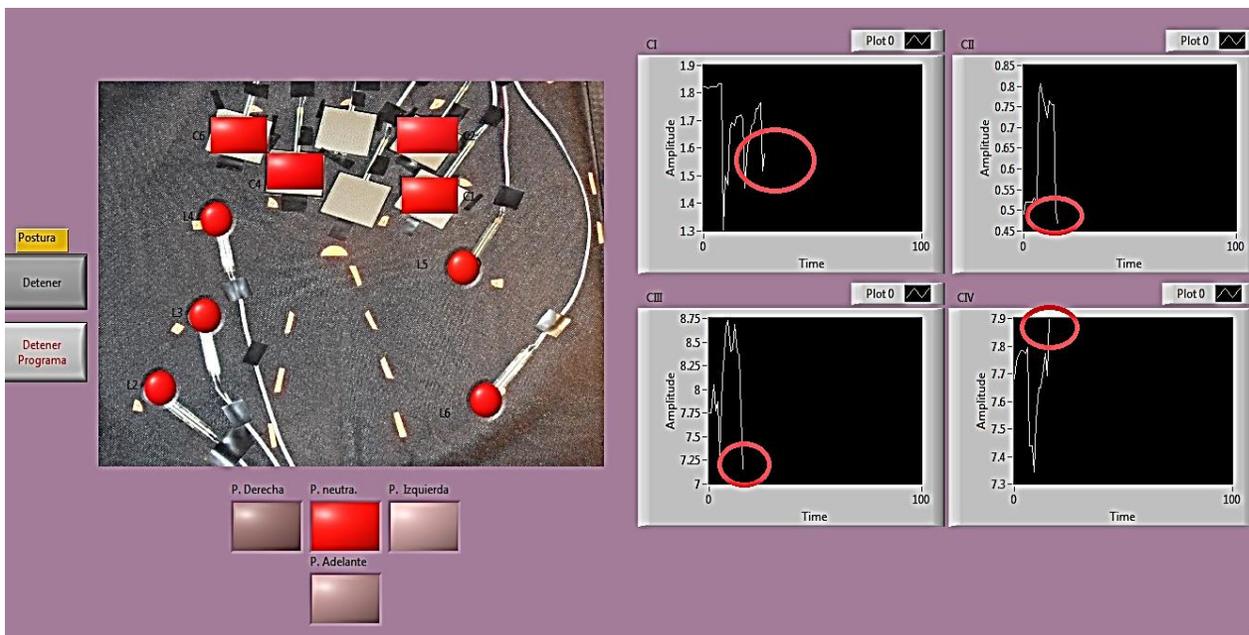


Fig. 76. Interfaz de identificación de postura. La postura neutra puede apreciarse en la imagen. Maya A, Acosta. 2013.

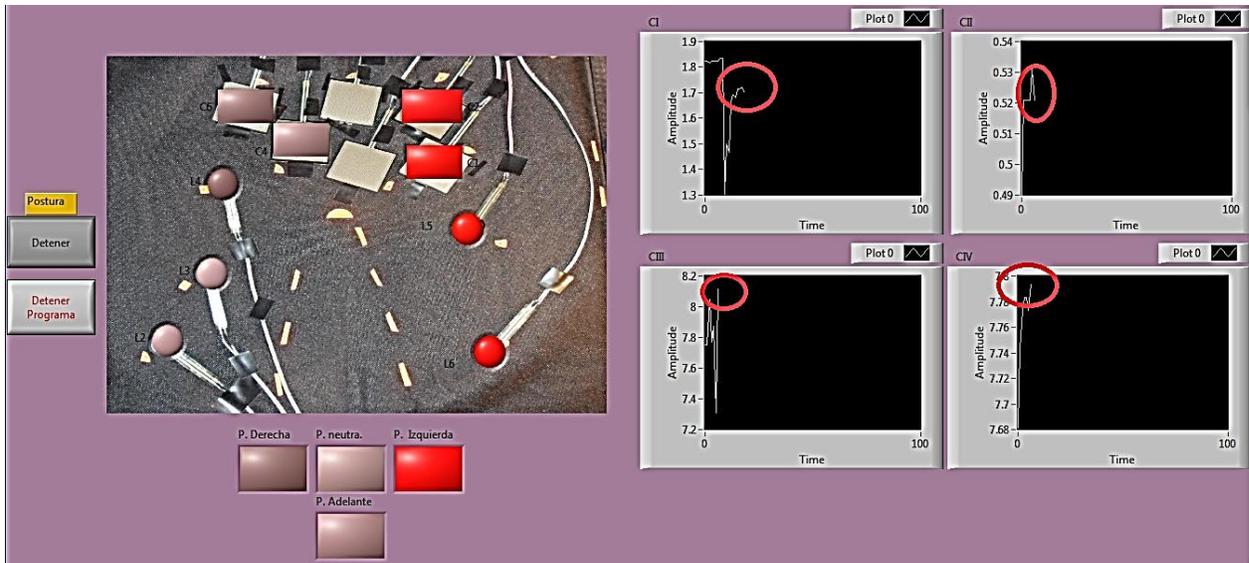


Fig. 77. Interfaz de identificación de postura. La postura derecha puede apreciarse en la imagen. Maya A, Acosta. 2013.

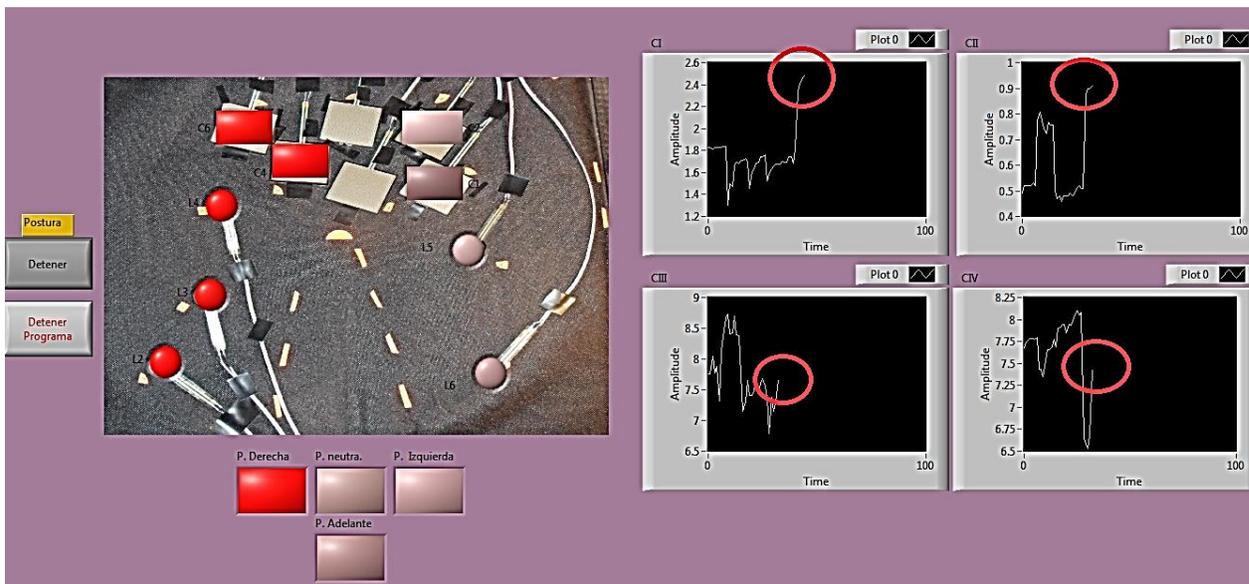


Fig. 78. Interfaz de identificación de postura. La postura izquierda puede apreciarse en la imagen Maya A, Acosta. 2013.

Para una mejor comparación se realizó una tabla con los datos mostrados en cada una de las imágenes anteriores.

Tabla 56. Individuo 1				
Sensor	Neutra	Izquierda	Derecha	Adelante
CI	1.55	1.7	2.45	2.7
C2	0.46	0.52	0.95	1.05
C3	7.15	8.1	7.6	7
C4	7.9	7.795	7.4	6.2

Nota: Se puede ver en cada uno de los cuadrantes de las distintas posiciones hay comportamientos diferentes y con esto se puede realizar comparaciones.

En la posición neutra el valor de C4 es el valor más alto que se presenta y los cuadrantes C1, C2 son los valores más bajos de los cuatro posiciones que se presentan, esto se presenta de esta manera ya que el peso del tronco recae verticalmente en los cuadrantes C3 y C4, por lo tanto la fuerza es inferior en los cuadrantes C1 y C2. En la posición de adelante los valores de los cuadrantes C1 y C2 son los más elevados por la forma como la persona inclina su tronco hacia delante provocando una mayor fuerza en estos dos cuadrantes. En la posición Izquierda el cuadrante C3 es el valor máximo por la forma en que la persona inclina el peso hacia este lado. Respecto al lado derecho el valor de C1 presenta un incremento respecto a la posición neutra e izquierda, más sin embargo en el cuadrante C4 no es el valor más elevado esto significa que la persona inclino su peso hacia lado derecho con una inclinación ligera hacia delante.

Análisis de Resultados del protocolo VI: "Identificación de postura".

En lo que corresponde al último protocolo en donde se aprecia la calibración y definición de la postura, la interfaz funciona cuando el usuario define en su totalidad la postura de izquierda, derecha, neutra o adelante, cuando el usuario no define muy bien la postura la interfaz se confunde y no puede diferenciar correctamente en qué posición se encuentra. La persona que nos ayudó a probar la interfaz ocupó por completo el área de la silla al sentarse, esto tuvo una consecuencia en los grados de libertad de movimiento que pudiera alcanzar la persona y por supuesto en la definición de los rangos en los cuales poder realizar una comparación sin tener los valores tan cercanos entre sí, por esta razón la interfaz solamente daba la postura correcta cuando la persona definía muy bien la postura que tenía. Si se utiliza la interfaz en una persona más delgada es posible un tener un mejor control de los rangos de comparación para definir la postura llevada a cabo en ese instante.

Se tiene definidas todas las variables que intervienen en este sistema. Para poder finalizar con este trabajo de tesis lo único que nos restaba es que hubiera una interfaz gráfica, la cual automáticamente detectara la posición que estaba teniendo la persona, al momento de realizar la adquisición de la señal eléctrica de los sensores, y al ser probado dentro de los intervalos de trabajo.

Conclusiones.

En el inicio de esta tesis se definió como objetivo diseñar un sistema para la identificación de presiones que intervienen en posición sedente en silla de ruedas. Se concluye que se alcanzó el objetivo de esta tesis.

En el protocolo identificación de zonas de mayor presión, está por demás mencionar que hacer un asiento de plastilina es una manera sencilla y barata de poder tener identificadas las zonas de presión en una silla de ruedas, sin embargo no es recomendable utilizarlo en personas que tengan úlceras de presión, ya que resulta ser incomodo debido al tiempo que tarda en deformarse es aproximadamente de 60 minutos y al finalizar la prueba la persona sufrió de adormecimiento en sus extremidades inferiores.

Al momento de analizar los resultados de la calibración de fuerza en los sensores, y haber obtenido los siguientes porcentajes de error relativos: 75.49% a 62.9% en los sensores FSR 408, de 54.45% a 23.15% en los sensores FSR 406 y por último en los sensores FSR 402 42.19% y 17.93%, con base en estas cifras se concluye que el modelo de sensor FSR 402 es el mejor a utilizar porque nos brinda un porcentaje de error menor que los demás, y nos brinda mejor confiabilidad cuando se utiliza en valores de masa superiores a los 600 gramos. Por otra parte se concluye que no se cuenta con elementos para justificar que están erróneos los valores experimentales, como tampoco podemos asegurar que el fabricante este erróneo, simplemente no se puede comparar los eventos, debido a que no hay la suficiente información para defender una postura en concreto.

Al analizar la antropometría de cada uno de los individuos y observar la variación que se tiene de todas las medidas antropométricas, cabe resaltar que la silla de ruedas utilizada, no es la mejor opción para usar el sistema, en primera instancia se necesita una silla de ruedas la cual pueda ajustarse a un espacio muestral más amplio, y de esta manera se podrá realizar un experimento con más eventos con el fin de incrementar el espacio muestral para comprobar el sistema.

Los resultados que se obtuvieron a partir del ensayo de tracción, sirvieron para definir las propiedades del asiento de la silla de ruedas en la simulación de elemento finito, una vez llevado a cabo este último, y ver la manera como se deformó el asiento, se encontró un parecido de lo que pasa en la vida real, si las propiedades mecánicas del material estuvieran erróneas, al realizar la simulación de análisis por elemento finito se hubiera obtenido una deformación incongruente comparada con la real, por lo tanto se concluye que el proceso llevado a cabo para realizar el ensayo de tracción fue correcto.

En el último protocolo en donde se prueba la funcionalidad del sistema y la forma como se realizó la programación hace que el sistema sea adaptativo para una persona a la vez y que sea necesario calibrar el sistema para dicha persona, este hecho es una limitante importante ya que sí se decidiera que el sistema fuera aplicado a gran escala, sería necesario adaptarlo a la persona y esto elevaría el tiempo y esfuerzo para dicho propósito.

Como comentario final, se sabe que hay oportunidades de mejora en todas las etapas de esta tesis, sin embargo los resultados obtenidos, validan la forma como se realizaron cada una de las etapas, lo cual sirvió para tener un resultado consistente al momento de realizar la identificación de fuerzas que intervienen en posición sedente en una silla de ruedas.

Glosario.

Acondicionamiento.

Encargada de transformar la señal de sensado en otra de tipo electrónico (corriente, tensión, frecuencia) que sea más fácilmente tratable para las etapas de procesamiento.

Anatomía.

Ciencia que estudia las relaciones corporales y las relaciones entre sí.

Alojamientos de Grupo (AGs).

Incluye las instalaciones para gente bajo cuidado supervisado o custodia oficialmente autorizados al momento de la enumeración, incluye instalaciones correccionales, de enfermería, y de cuidados paliativos, hospitales psiquiátricos, hogares juveniles y centros residenciales de tratamiento.

Alojamientos de Grupos No Institucionales (AGs).

Incluye instalaciones que no están clasificadas como alojamientos de grupo institucionales; tales como residencias universitarias, hogares de grupo para adultos, centros residenciales de tratamiento para adultos, grupos de trabajadores viviendo en alojamientos de grupo, centros de Job Corps y centros de grupos religiosos.

Cedula antropométricas de la muestra.

Es la que registra las medidas y dimensiones del cuerpo humano, estatura y masa, así como datos específicos de cada una de las personas.

Comportamiento Elastoplástico.

En los materiales elásticos, un esfuerzo uniaxial de tracción lleva aparejado un comportamiento elástico. Eso significa que pequeños incrementos en la tensión de tracción comporta pequeños incrementos en la deformación, si la carga se vuelve cero de nuevo el cuerpo recupera exactamente su forma original, es decir, se tiene una deformación completamente reversible. Sin embargo, experimentalmente existe un límite, llamado límite elástico, tal que si cierta función homogénea de las tensiones supera dicho límite entonces al desaparecer la carga quedan deformaciones remanentes y el cuerpo no vuelve exactamente a su forma. Es decir, aparecen deformaciones no-reversibles, a esto se le denomina comportamiento Elastoplástico.

Ensayo de Indentación.

El ensayo de indentación instrumentada es una técnica utilizada para medir propiedades mecánicas de películas delgadas, materiales con superficies modificadas y fases de tamaño manométrico. La técnica consiste en presionar un cuerpo rígido (indentador) sobre la superficie de una probeta, controlando simultáneamente la fuerza aplicada y la profundidad de penetración del indentador.

Esfuerzo cortante

Esfuerzo interno o resultante de las tensiones paralelas a la sección transversal de un prisma mecánico como por ejemplo una viga o un pilar. Se designa variadamente como T, V o Q.

Definición de la Muestra.

Esto es definir el número de personas de ambos géneros las cuales nos ayudaran a probar el sistema. Características de la muestra. Definir las características que la muestra debe de cumplir para poder realizar sin ningún problema la cedula antropométrica.⁷⁰

Fisiología.

Es la ciencia que estudia el funcionamiento de las distintas partes del cuerpo.

Fricción.

Resistencia al movimiento que se da cuando dos materiales o medias están en contacto

Margen de Error (MDE).

Es una medida del grado de variabilidad de muestreo. En una muestra aleatoria, el grado de variación de muestreo está determinado por la variabilidad de los fenómenos que se estiman (por ejemplo, el ingreso) y el tamaño de la muestra (es decir, el número de participantes en la encuesta utilizado para calcular la estadística). Cuanto menor sea el margen de error, menor es la variabilidad de muestreo y más "precisa" la estimación. Un margen de error es la diferencia entre un estimado y sus límites de confianza superiores e inferiores.

Matriz QFD.

Método estructurado para traducir requisitos del cliente en los requisitos técnicos apropiados para cada etapa del desarrollo de producto y de producción.

Metabolismo

El total de todas las reacciones que ocurren en una célula se conoce como metabolismo.

Número.

Este término aparece en las tablas; se refiere a un número estimado de gente en la categoría.

Queratinización.

Es un proceso en el cual las células epidérmicas maduran progresivamente desde las células basales hasta las escamas planas del estrato corneo.

Queratohialina.

Proteína de alto peso molecular la cual contiene proteínas que forman el estrato corneo.

Tamaño Muestra

El número de participantes de la encuesta usados para calcular la estadística.

Tejido.

Grupo de células similares y su sustancia intercelular que desarrollan una actividad en específica.

Tejido conjuntivo laxo.

Determina la cohesión de las células en los distintos órganos su interacción con otros órganos.

Tenacidad

La energía absorbida por el material antes de la fractura.

Sensado.

Esta función extrae la información referida a una propiedad del sistema físico dando una señal que tiene una relación de transferencia respecto a la propiedad a medir.

Peso

Fuerza que actúa sobre el cuerpo debido a su influencia de la gravedad.
Y se rige por la ecuación: $P=m \cdot g$, en donde m es masa y g la gravedad.

Presión

La presión, se define como la fuerza normal por unidad de Área. $P = F / A$. Las unidades que habitualmente se utilizan en sistema ingles son:

$$\frac{lb}{ft^2}, \frac{lb}{in^2} = psi, \quad 1 \frac{kg}{cm^2} = 14.22 psi$$

En el sistema internacional de unidades son N / m^2 en donde $1 N / m^2$ equivale a 1 Pascal

Posición de sedencia.

Tronco vertical, caderas y rodillas a 90ª de flexión y una posición neutra de los tobillos.

Sustrato

Material, u objeto el cual se recubre con recubrimientos, las características más importantes son su porosidad y su poder absorbente. Y se dividen en sustratos porosos y no porosos.

Apéndice.

A continuación se muestran el reporte de resultados del ensayo de tracción.

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO
FACULTAD DE INGENIERIA
DEPARTAMENTO DE MATERIALES Y MANUFACTURA

Prueba de tracción para material de respaldo de silla de
ruedas

Test type: Tensile

Instron Corporation
Series IX Automated Materials Testing System
Test Date: 21 Jun 2013

Operator name: Adolfo Altamirano M.

Sample Identification: MAYA
Interface Type: 4200 Series

Sample Type:

Machine Parameters of test:

Sample Rate (pts/sec): 5.00
Crosshead Speed (mm/min): 100.000

Humidity (%): 50
Temperature (deg. F): 73

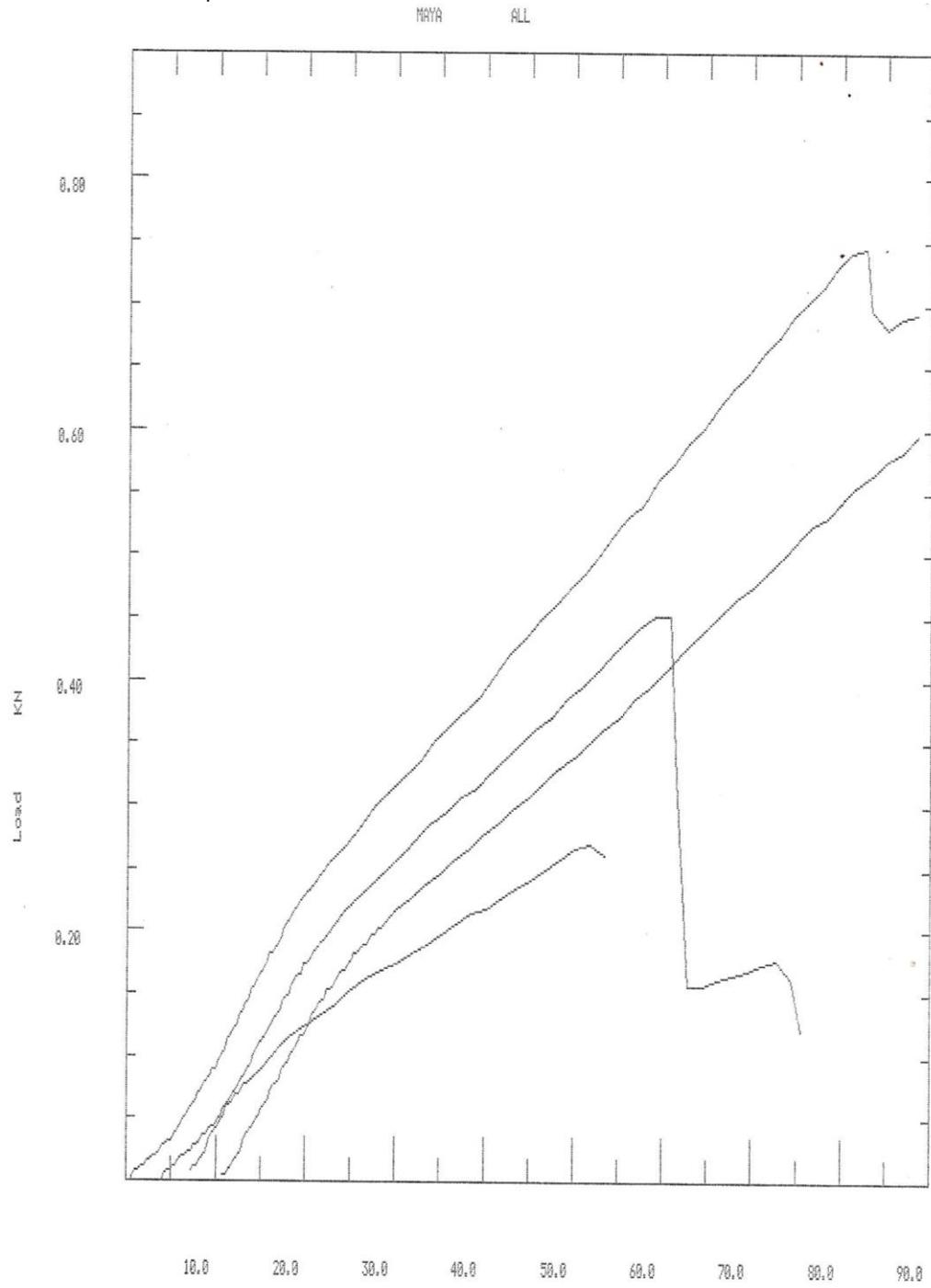
Dimensions:

	Spec. 1	Spec. 2	Spec. 3	Spec. 4
Width (mm)	25.000	25.000	25.000	25.000
Thickness (mm)	1.2000	1.2000	1.2000	1.2000
Spec gauge len (mm)	450.00	450.00	450.00	450.00
Grip distance (mm)	451.00	451.00	451.00	451.00

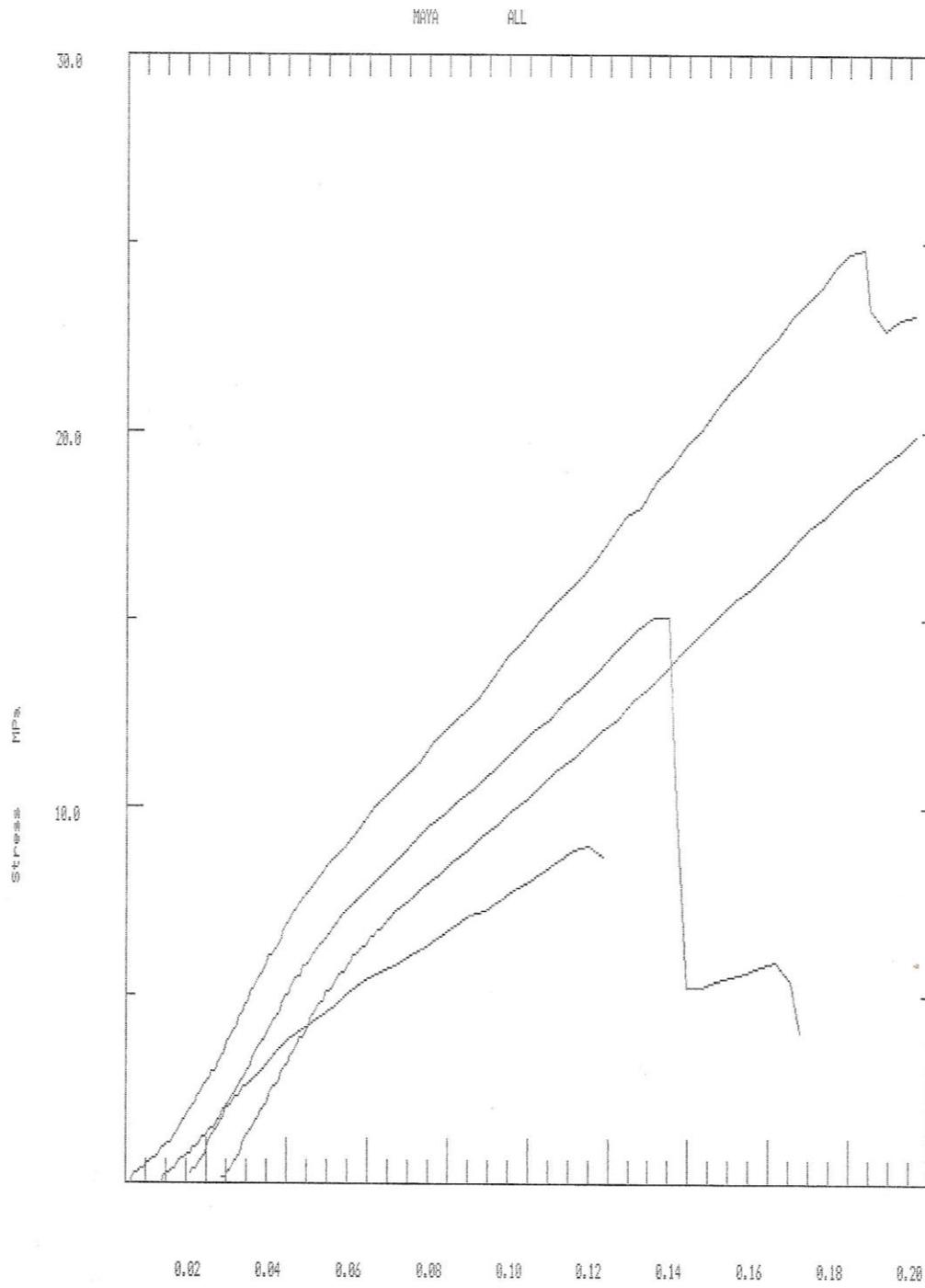
Out of 4 specimens, 0 excluded.

Specimen	Displcment at Peak (mm)	% Strain at Peak (%)	Load at Peak (KN)	Stress at Peak (MPa)	Displcment at Break (mm)	% Strain at Auto. Break (%)	Load at Break (KN)	Stress at Break (MPa)	Displcment at 0.2% Yield (mm)
1	83.21	18.49	.7490	24.970	84.96	18.880	.6805	22.690	24.29
2	49.47	10.99	.2738	9.129	43.22	9.604	.2497	8.324	16.55
3	53.04	11.79	.4550	15.170	62.29	13.840	.1691	5.639	15.29
4	86.53	19.23	.6402	21.350	85.94	19.100	.6362	21.210	14.94
Mean:	68.06	15.13	.5295	17.650	69.10	15.360	.4339	14.470	17.77
Standard deviation:	19.51	4.34	.2093	6.977	20.42	4.539	.2619	8.733	4.40
Min -	0 * Sdv: 29.04	6.45	.1110	3.700	28.26	6.279	*****	-3.000	8.96
Min +	0 * Sdv: *****	23.80	.9480	31.610	*****	24.430	.9577	31.930	26.57

Gráfica fuerza vs desplazamiento.



Esfuerzo vs strain.



Referencias.

- [1]. INEGI. (2010). Principales Resultados del Censo de Población 2010. Instituto Nacional de Estadística y Geografía. Recuperado el 1 Marzo del 2012 de <http://www.censo2010.org.mx/>.
- [2]. Ferguson-Pell, M. (1993). Prototype development and Comparative evaluation of wheelchair pressure mapping System. *Assistive Technology: the official journal of RESNA*. 5(2), 78-91. . Recuperado el 1 Marzo del 2012 de la base de datos de <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10146318>.
- [3]. Omega Medical Health Systems. (2008) Skin Pressure Evaluator. Omega Medical Health Systems, Inc. Recuperado en Marzo del 2012 de http://www.omegamedicalsystems.com/html/skin_pressure_evaluator.html
- [4]. Dongyan, C., Shouqian, S. (2010). Seat surface design due to the analysis of body pressure test data. *IEEE 11th International Conference on Computer-Aided Industrial Design & Conceptual Design (CAIDCD)*. 2, 659-661. Recuperado el 5 Marzo del 2012 de <http://ieeexplore.ieee.org/Xplore/home.jsp>
- [5]. Tekscan. (2013). Custom FlexiForce Force Sensors. Tekscan, Inc Recuperado el 14 Marzo del 2012 de <http://www.tekscan.com/custom-OEM-force-sensors>.
- [6]. Vista Medical. FSA Seating Assessment. Vista Medical. Recuperado el 14 Marzo del 2012 de Recuperado el 1 Marzo del 2012 de <http://www.pressuremapping.com>.
- [7]. Tanimoto, Y., Takechi, H. (1998). The study of pressure Distribution in sitting position on Cushions for patient with SCI (Spinal Cord Injury). *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*. 47(5), 1239-1243. Recuperado el 5 Marzo del 2012 de <http://ieeexplore.ieee.org/Xplore/home.jsp>
- [8]. Lin, F., Moran, B. (2004). A subject-specific FEM model for evaluating buttock tissue response under sitting load. 2, 5088-5091. *Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS '04. 26th Annual International Conference of the IEEE*. Recuperado el 5 Marzo del 2012 de <http://ieeexplore.ieee.org/Xplore/home.jsp>
- [9]. Van Geffen, P., Reenalda, J. (2010). The effects of dynamic tuberal support on Ischial buttock load and pattern of blood supply. *IEEE Journals & Magazines*. 18(1), 29-37. Recuperado el 5 Marzo del 2012 de <http://ieeexplore.ieee.org/Xplore/home.jsp>
- [10]. Spyridonis, F., Ghinea, G. (2011). 3-D Pain Drawings as Skating Pressure Maps: Relationships and Challenges. *IEEE Journals & Magazines*. 15(3), 409-415. Recuperado el 5 Marzo del 2012 de <http://ieeexplore.ieee.org/Xplore/home.jsp>
- [11]. Gagnet A. (2006). *Biología para el ingreso*. Argentina: Universidad Nacional del litoral.
- [12]. Tortora, D. (2011). *Principios de Anatomía y Fisiología*. Valencia: Panamericana.
- [13]. Fontúrbel F., Barriga C. (2009). Una aproximación teórica al concepto de individuo. *Ciencia y cultura elementos*. 74(16), 45-52. Recuperado el 20 de Marzo de 2012 de <http://www.elementos.buap.mx>.
- [14]. Giannetti, A. (2011). *Tratado de dermatología*. Italia: Piccin.
- [15]. Canet, C., Lamalfa, E. (2003). *Manual y tratamiento de úlceras de presión*. España: Hospital Universitario Marqués de Valdecilla.
- [16]. Wood, D., Carson-DeWitt, R. (2010). *Pressure Sores*. Patient Education.
- [17]. González, C., Cardiel, E. (2006). Asiento hidráulico con movimiento para prevenir úlceras por presión. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*. 27, 38-44. Recuperado el 20 de Marzo de 2012 de <http://www.somib.org.mx/revista.html>.
- [18]. Ayora, P., Carrillo, M. (2005). *Protocolos de Cuidados Úlceras por presión*. España: Hospital Universitario Ramón y Cajal. Recuperado el 15 de Marzo de 2012 de <http://www.madrid.org>.
- [19]. Torres, A., Carrillo, S. *Protocolo de Cuidados en úlceras por presión*. España: Hospital universitario Reina Sofía.
- [20]. Canet, C., Lamalfa, E. (2003). *Manual y tratamiento de úlceras de presión*. España: Hospital Universitario Marqués de Valdecilla
- [21]. Rescalvo S, Fernando. (2004). *Concepción y diseño del puesto de trabajo*. España: Junta de Castilla y Leon.
- [22]. Arnold D. Geoffrey. (2009). *Medical electronic laboratory equipment*. New York: Oxford

-
- [23]. Lin, F., Moran, B. (2004). A subject-specific FEM model for evaluation buttock tissue response under sitting load". 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS. 2, 5088 – 5091. Recuperado el 20 de Marzo de <http://ieeexplore.ieee.org/Xplore/home.jsp>
- [24]. Tanimoto, Y., Takechi, H. (1998). The study of pressure Distribution in sitting position on Cushions for patient with SCI (Spinal Cord Injury). IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement. 47(5), 1239-1243. Recuperado el 5 Marzo del 2012 de <http://ieeexplore.ieee.org/Xplore/home.jsp>
- [25]. Su J, Zhu X. (2009). Ballistocardiogram Measurement System using three load-cell sensor platform in chair. 2nd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics. 1, 1-4. Recuperado el 5 Marzo del 2012 de <http://ieeexplore.ieee.org/Xplore/home.jsp>
- [26]. Instituto Nacional de estadística y geografía. (2004). Las personas con discapacidad en México: una visión censal. INEGI. Recuperado el 30 de Marzo del 2012 de <http://www.inegi.org.mx/>
- [27]. Jimenez, L., Huete, A. (2002). La discapacidad en cifras. Madrid: Instituto de Migraciones y servicios Sociales.
- [28]. INEGI. (2010). Principales Resultados del Censo de Población 2010. Instituto Nacional de Estadística y Geografía. Recuperado el 1 Marzo del 2012 de <http://www.censo2010.org.mx/>.
- [29]. Bruyere, S., Burkhauser, R. (2011). Disability Status reports United States. Employment and Disability Institute Cornell University. Recuperado el 30 Marzo del 2012 de <http://www.disabilitystatistics.org/index.cfm>
- [30]. Conolly, S., McIntyre, A. (2012). Wheelchairs and Seating Equipment. Spinal Cord Injury Rehabilitation Evidence. Version 4.0. Recuperado el 30 de Marzo del 2012 de <http://www.scireproject.com/book/export/html/27>
- [31]. Consideraciones biomecánicas en la silla de rueda. Sunrise Medicas Co. Recuperado el 30 de Marzo del 2012 de <http://www.imagina.org/archivos/biomecanica.htm#PROPULSI%C3%93N%C2%A0>
- [32]. Bojorges, E. (diciembre 2004). Analizador de Estados Lógicos conectado a través del USB. México: Proyecto terminal Universidad Autónoma Metropolitana Unidad Iztapalapa.
- [33]. Asociación Latinoamericana de QFD (2002). Que es la QFD. Asociación Latinoamericana de QFD. Recuperado el 28 abril del 2012 de <http://www.qfdlat.com>.
- [34]. National Instruments Corporation (20012). NI USB-6008. Recuperado el 13 Mayo del 2012 de <http://sine.ni.com>
- [35]. Interlink Electronics (2012). Force sensors. Recuperado el 26 Junio del 2012 de <http://www.interlinkelectronics.com/products.php>
- [36]. Souders, M. (1975). Manual de Ingeniería. México: Limusa.
- [37]. Schey, J. (2002). Procesos de Manufactura. México: Mc Graw Hill.
- [38]. Bermúdez, R. (2005). Modelo físico de plastilina para el estudio del modo de deformación de materiales bajo indentación. España: Universidad de Catalunya.
- [39]. Mata, A. (2002). Contact deformation regimes around sharp indentations and the concept of the characteristic strain. J. Mater. Res., 17(5), 964–976 Recuperado el 26 Enero del 2013 de <http://journals.cambridge.org>.
- [40]. Hewitt, P. (2002) Conceptual Physics, Oklahoma: Pearson Educación.
- [41]. Ferguson-Pell, M., (2000). Evaluation of a sensor for low interface pressure applications. Medical Engineering & Physics. 22(9), 657-663. Recuperado el 20 Junio 2013 de <http://www.medengphys.com/>
- [42]. Torres, B. (2011). Postura, funcionalidad y calidad de vida en pacientes con lesión medular usuarios de silla de ruedas y asiento fabricado con parámetros biomecánicos. México: Facultad de Medicina, UNAM.
- [43]. Vergara, M. (1988). Evaluación Ergonómica de sillas. Criterios de evaluación basados en el análisis de la postura. España: Universitat Jaume I, U.P. Tecnología.
- [44]. Panero, J., Zelnik, M. (1979). Medidas antropométricas del cuerpo comúnmente utilizadas para diseñadores de espacios interiores.
- [45]. The MathWorks, (1994-2013). Recuperado el 26 Enero del 2012 de <http://www.mathworks.com/index.html>
- [46]. Dassault Systèmes, SolidWorks Corp. (2013). Recuperado el 26 Enero del 2012 de <http://www.solidworks.com.mx/>.