

DISEÑO, IMPLEMENTACION Y VALIDACION
DE UN SISTEMA DE SIMULACIÓN
PARA LA PRESCRIPCIÓN DE SILLAS DE RUEDAS

MARIA CRISTINA VARGAS CHAPARRO

TESIS PARA OPTAR AL TÍTULO DE:

MAGISTER EN CIENCIAS BIOMÉDICAS

ASESOR:

ING. CARLOS FRANCISCO RODRÍGUEZ H.

UNIVERSIDAD DE LOS ANDES
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA
BOGOTÁ D.C.
JULIO DE 2009

A Dios Padre, Hijo y Espíritu Santo
A las personas con discapacidad quienes son la razón de mi trabajo y estudio

Agradecimientos

A mi familia, a mi asesor, Dr. Carlos Francisco Rodríguez, y a mis compañeras

TABLA DE CONTENIDOS

INTRODUCCION.....	2
MOTIVACION.....	2
OBJETIVOS.....	3
OBJETIVO GENERAL	3
OBJETIVOS ESPECIFICOS.....	3
CONTEXTO Y JUSTIFICACION	3
MARCO TEORICO.....	7
METODOLOGIA	16
RESULTADOS Y ANALISIS.....	19
CONCLUSIONES.....	21
BIBLIOGRAFIA.....	22

1. Introducción

La propulsión de silla de ruedas se ha estudiado desde diferentes perspectivas, una de ellas considera los aspectos biomecánicos y geométricos derivados de la relación establecida entre la interface silla de ruedas-ocupante, esta identifica características de diseño de la silla de ruedas tales como la altura del asiento y el diámetro del aro propulsor (3, 2,7, 13). Otros estudiados han identificado la posición del asiento respecto al eje de la rueda propulsora como una característica que afecta la fuerza necesaria para la propulsión de la silla de ruedas, han descrito la eficiencia en la propulsión en la medida que la distancia entre el espaldar del asiento y el eje de la rueda propulsora sea menor, encontraron que las posiciones con mayor eficiencia mecánica fueron media-media y media-adelante, la rata eficiencia mecánica fue asociada a una baja frecuencia de impulso y menor gasto de energía (7,8,10). Otros estudios han permitido asociar patologías de la articulación del hombro con la manipulación de silla de ruedas, las cuales pueden ser reducidas, según los autores, modificando las características de la silla (1, 2,12).

2. Motivación

Dada la complejidad del sistema usuario-silla, la variabilidad en los parámetros antropométricos de los usuarios y la carencia de herramientas rápidas y económicas para el apoyo al proceso de prescripción de sillas de ruedas se hace necesaria la implementación de un sistema computacional para el modelado de dicho sistema y para la simulación del proceso de propulsión que permitan la obtención de indicadores cuantitativos sobre los parámetros geométricos óptimos de la silla a prescribir.

3. Objetivos

Objetivo general

Diseñar, implementar y verificar un sistema de modelado-simulación que asista el proceso de prescripción de sillas de ruedas.

Objetivos específicos

- Adquirir conocimiento e información sobre el sistema silla-hombre y sobre el proceso de propulsión.
- Establecer un conjunto de hipótesis de partida para el diseño del sistema de modelado-simulación.
- Diseñar un conjunto de escenarios para la verificación del sistema de modelado-simulación.
- Diseñar e implementar el sistema de modelado-simulación.
- Verificar el sistema mediante la comparación de resultados simulación-medición instrumental.

4. Contexto y justificación

Social

En Colombia la legislación considera la silla de ruedas como un objeto suntuario y por esta razón el sistema de salud no garantiza que esta ayuda técnica necesaria para la movilidad de personas con trauma raquímedular u otra limitación tengan acceso a dicha ayuda. El estado por medio de los Bancos de Ayudas Técnicas viene dando a las personas con discapacidad silla de ruedas que en su mayoría son estándar y cuyas características

geométricas no están acordes con la antropometría del usuario, ni con las necesidades del mismo.

En Bogotá entre los años 2000 a 2005 los Bancos de Ayudas Técnicas entregaron 2078 sillas de ruedas. Sin embargo los procesos de prescripción en Colombia aún son deficientes y se hace necesario evaluar la calidad de la silla que se entrega al usuario por esta razón el presente trabajo busca apoyar dicho proceso en beneficio de los usuarios de silla de ruedas, debido a que una mala prescripción de la silla puede generar a la persona con discapacidad daños especialmente en hombro, que acarrean mayores limitaciones a la persona y mayores costos al sistema de salud.

Científico

Dentro de los estudios de la propulsión en silla de ruedas encontramos algunas investigaciones que buscan identificar el daño o dolor a nivel de hombro y su relación con la propulsión manual de sillas de ruedas todos ellos buscan prevenir los daños articulares y mejorar la prescripción de las sillas de ruedas. Se han hecho estudios de prevalencia de daño o lesión en nervios de miembro superior en usuarios de silla de ruedas encontrado patologías asociadas a hombro y mano (21). Por medio de electromiografía se identificaron los músculos pectoral mayor y supraespinoso como los más vulnerables a fatiga durante la propulsión de silla de ruedas (22). Otro estudio relaciona las fuerzas o momentos en el hombro y las lesiones muscular, nerviosa o de desgaste articular que se producen por la propulsión de silla de ruedas (3).

La silla de ruedas es una ayuda técnica que permite a la persona con limitación para la marcha pueda desplazarse de manera independiente (4). La propulsión de silla de ruedas se ha estudiado desde diferentes perspectivas, una de ella considera los aspectos biomecánicos y geométricos derivados de la relación mecánica establecida entre la

interface silla de ruedas-ocupante identificando que características de diseño de la silla de ruedas tales como la altura del asiento, el diámetro del aro propulsor (5, 13), la posición del asiento respecto al eje de la rueda propulsora (8, 10). Este último autor ha defendido la hipótesis de que la posición de la silla con relación al eje de la rueda propulsora afecta la fuerza necesaria para la propulsión de la silla de ruedas y que se logra una eficiencia en la propulsión en la medida que la distancia entre el espaldar del asiento y el eje de la rueda propulsora sea menor, este autor ha estudiado el efecto de la variación de la posición del asiento en la eficiencia mecánica de la silla y encontraron que las posiciones con mayor eficiencia mecánica fueron media-media y media-adelante, la rata eficiencia mecánica fue asociada a una baja frecuencia de impulso y menor gasto de energía (8,10).

Un equipo interdisciplinario de la Universidad de Pittsburg desarrollo un estudio con 33 pacientes que habían sufrido lesión medular y una paraplejía como consecuencia de dicha lesión. Estos usuarios de sillas de ruedas participaron en una serie de exámenes físicos, evaluaciones funcionales musculares, resonancia magnética y pruebas que tenían como objetivo determinar la incidencia de patología de la articulación de hombro relacionada con la manipulación de la silla de ruedas y la ejecución de las maniobras implicadas en las mismas. Dicho estudio permitió observar que aquellos pacientes que experimentaron mayor fuerza posterior lateral en la propulsión exhibían edema del ligamento coracoacromial y aquellos que experimentaron mayores fuerzas laterales en la ejecución de las maniobras tenían tendencia a exhibir engrosamiento de dicho ligamento (1) En términos generales este articulo permito asociar patologías de la articulación del hombro con la manipulación de silla de ruedas, las cuales pueden ser reducidas, según los autores, modificando las características de la silla.

En el presente trabajo se usara como indicativo de la calidad de la silla de ruedas la

Razón Eficiencia mecánica- Costo Musculoesquelético desarrollada por Rozzendal y Veeger por medio de simulación. En este estudio se compararon la dirección de la fuerza en la mitad de la fase de impulso (cima del aro propulsor) y al final de la fase de impulso, lograron identificar los patrones de fuerza durante la propulsión, el aporte fundamental consistió en el desarrollo de la Razón como una herramienta para el análisis de diseño de silla de ruedas, en el marco teórico en la sección de variables de salida de la simulación se amplió el concepto de la Razón Eficiencia-Costo.

5. Marco teórico

5.1. Biomecánica de la propulsión

La propulsión en silla de ruedas se ha definido como una acción cíclica que tiene dos fases, una primera denominada fase de impulso, durante la cual la mano se encuentra en contacto con el aro propulsor y la fase de recuperación, en la cual la mano está siendo reposicionada para el siguiente impulso, así mismo, la fase de impulso ha sido dividida en dos sub-fases, una en la que se "hala" el aro propulsor y otra en la que éste se "empuja" (4,6). En el presente trabajo se modela y simula solamente la fase de impulso. La adecuada prescripción de la silla de ruedas debe procurar una propulsión eficaz junto con un gasto mínimo de energía.

FASES DEL CICLO DE PROPULSION

IMPULSO		RECUPERACION
Fase en la cual la mano está en contacto con el aro propulsor		Fase en la cual la mano está siendo reposicionada para el siguiente impulso
SUBFASES	HALAR EMPUJAR	

Tabla 1: Fases del ciclo de propulsión. J Davis JL; Growney ES; Johnson ME; Luliano BA; An K, 1998

La propulsión se relaciona con la fuerza ejercida para impulsar la silla de ruedas manual, los músculos que actúan durante el ciclo de propulsión estudiados con electromiografía y que han brindado información sobre los gestos motores durante la

propulsión de silla de ruedas son: para la fase de impulso, Deltoides Anterior, Pectoral Mayor, Supraespinoso, Infraespinoso, Serrato Anterior, Porción Larga del Bíceps Braquial y Tríceps Braquial, y para la fase de recuperación Deltoides Medio y Posterior, Subescapular, Supraespinoso y Trapecio medio (20). En estudios en los cuales se uso electromiografía de superficie se evaluaron los siguientes músculos: Porción larga del bíceps braquial, tríceps braquial, pectoral mayor, deltoides anterior, y deltoides posterior (10).

MUSCULOS QUE ACTUAN DURANTE EL CICLO DE PROPULSION

IMPULSO	RECUPERACION
Deltoides Anterior, Pectoral Mayor, Supraespinoso, Infraespinoso, Serrato Anterior, Porción Larga del Bíceps Braquial y Tríceps Braquial	Deltoides Medio y Posterior, Subescapular, Supraespinoso y Trapecio medio

*Tabla 2: Músculos que intervienen en las fases del ciclo de propulsión
Mulroy Sara J., Gronley JoAnne, Newsam Craig, Perry Jacquelin, 1996*

5.2. Simulación

El verbo "simular", en su uso más general, significa reproducir el comportamiento de un conjunto de objetos en interacción: un sistema. Toda simulación es realizada mediante el uso de un sistema diferente al original, al cual se denomina "modelo".

Una simulación es un programa de computador que genera patrones de movimiento

(cinemáticas) y en algunos casos la simulación puede generar además la cinética del movimiento. El procedimiento para generar una simulación es descrito por Whittlesey S. y Hamill J. De la siguiente manera:

- Creación y diagrama de modelo mecánico.
- Derivar las ecuaciones de movimiento del modelo mecánico.
- Programación de la solución numérica de las ecuaciones de movimiento.
- Correr el programa generando un modelo cinemático.
- Interpretar los datos del modelo y compararlo con datos experimentales.

En el presente trabajo, la simulación consiste en la manipulación controlada de un modelo matemático que representa al sistema objeto de estudio: usuario-silla (U-S), con el fin de generar diversos estados de dicho sistema según un conjunto predefinido de escenarios.

5.3. Modelo matemático del sistema objeto de estudio

Hipótesis de trabajo

Con el fin de construir el modelo matemático del sistema U-S a usar en las simulaciones, se realizan las siguientes abstracciones ilustradas mediante la figuras 1a y 1b:

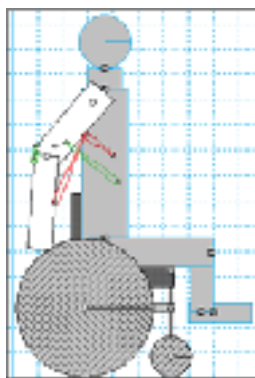


Figura 1a.
Propulsión por actuadores

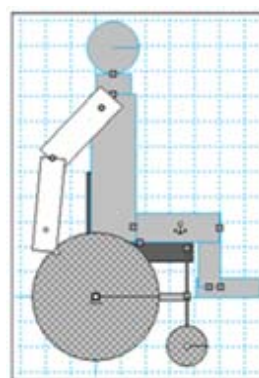


Figura 1b.
Propulsión por motor

- El sistema se representa mediante su proyección dinámica en el plano sagital del usuario.
- El usuario se representa mediante la integración de cuerpos de geometría simple (rectángulos, puntos, círculos) a los que se asignan atributos mecánicos de los correspondientes miembros del usuario obtenidas por medición y análisis antropométrico.
- El sistema musculo-esquelético del usuario involucrado en la propulsión de la silla puede representarse mediante:
 - a. Un conjunto de actuadores cuya activación es programada en las diferentes fases del ciclo de propulsión así:

IMPULSO				RECUPERACION		
SUBFASE DE HALAR	Flexión de Hombro	1 actuador	Simula la acción del deltoides anterior y pectoral mayor	Extensión de Hombro	1 actuador	Simula la acción del deltoides posterior
	Flexión de Codo	1 actuador	Simula la acción del Bíceps Braquial			
SUBFASE DE EMPUJAR	Flexión de Hombro	1 actuador	Simula la acción del deltoides anterior y pectoral mayor	Flexión de Codo	1 actuador	Simula la acción del Bíceps Braquial
	Extensión de Codo	1 actuador	Simula la acción del Tríceps Braquial			

Tabla 3: Actuadores involucrados en la simulación mediante *WORKING MODEL*

- b. Un motor acoplado a la rueda propulsora de la silla.

Variables del Modelo

Variable Independiente: tiempo, t , expresado en segundos

Variables de Entrada: Medidas antropométricas del sujeto: longitud de tronco, longitud de brazo, longitud de antebrazo.

Medidas de la silla: radio de la rueda, distancia espaldar-eje de la rueda, distancia eje-base de la silla.

Factor de ponderación, w , definido como el cociente carga muscular asociada al hombro/carga muscular asociada al codo.

Variables cinemáticas: posición del hombro (x_h, y_h), posición del codo (x_c, y_c), posición de la mano (x_m, y_m), ángulo brazo-eje "Y": θ_B , ángulo antebrazo-eje "Y": θ_A .

Variable de salida: La variable de salida usada es la Razón eficiencia mecánica/costo muscular, $R(t)$.

Reglas de Operación del Modelo:

$$(1) \quad R = \frac{\hat{u}_t \cdot (\hat{n}_{CM} + w\hat{n}_{HM})}{\|\hat{n}_{CM} + w\hat{n}_{HM}\|}$$

\hat{u}_t : Vector unitario tangente a la rueda propulsora.

\hat{n}_{CM} : Vector unitario normal a la línea codo-mano.

\hat{n}_{HM} : Vector unitario normal a la línea hombro -mano.

5.4. Cálculo de la expresión para "R" a partir de las variables cinemáticas

Con el fin de facilitar la reproducción de los algoritmos implementados para procesar en MS EXCEL los registros para las variables cinemáticas entregadas por el sistema de mecánica computacional WORKING MODEL, presentamos su deducción.

Vector unitario normal a la línea codo-mano, Figura 2:

Los segmentos que forman el ángulo acm , ac y cm son respectivamente perpendiculares a los segmentos rp y pq que forman el ángulo rpq , por lo cual acm y rpq son ángulos congruentes, θ_{nCM} (dirección del vector unitario normal a la línea codo-mano, \hat{n}_{CM}).

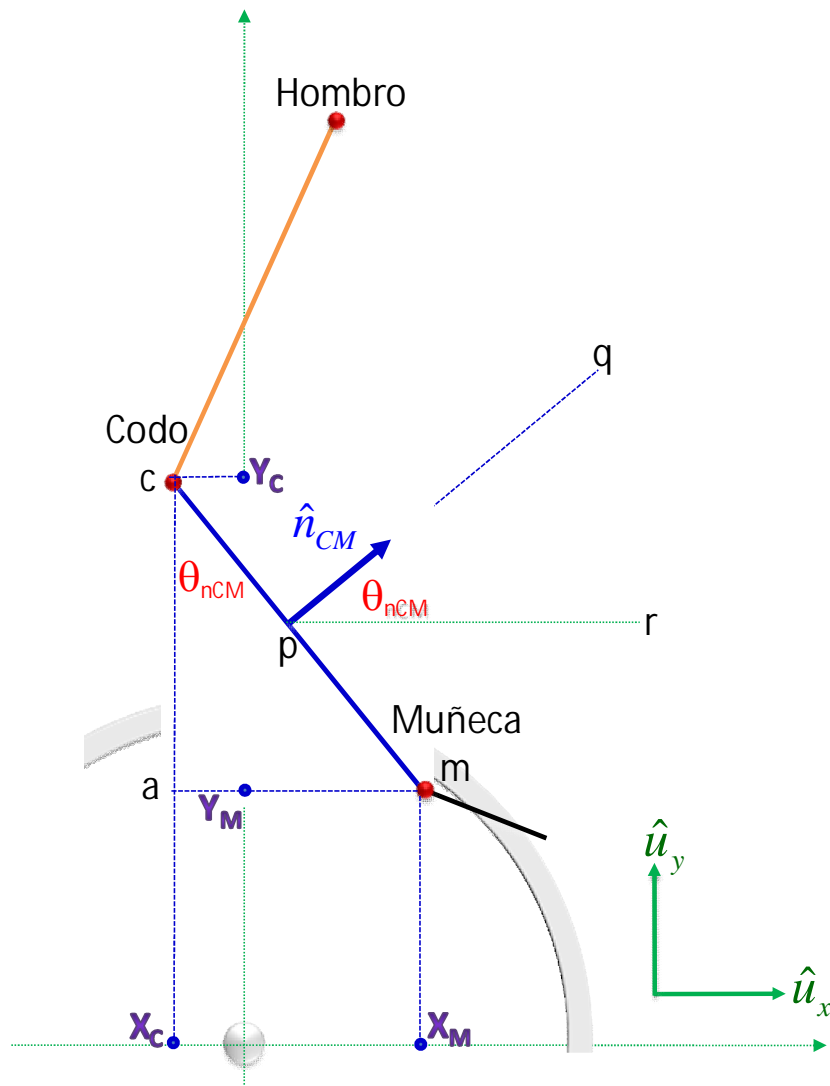


Figura 2: Deducción de las componentes del vector normal a la línea codo-mano

El vector unitario normal a la línea codo-mano \hat{n}_{CM} puede escribirse:

$$(2) \hat{n}_{CM} = \text{Cos}(\theta_{nCM}) \hat{u}_x + \text{Sen}(\theta_{nCM}) \hat{u}_y$$

Observando el triángulo acma:

$$(3) \text{Sen}(\theta_{nCM}) = \frac{x_M - x_C}{CM} = \frac{x_M - x_C}{\sqrt{(x_M - x_C)^2 + (y_M - y_C)^2}}$$

$$(4) \text{Cos}(\theta_{nCM}) = \frac{y_C - y_M}{CM} = \frac{y_C - y_M}{\sqrt{(x_M - x_C)^2 + (y_M - y_C)^2}}$$

Vector unitario normal a la línea hombro-mano, Figura 3:

Los segmentos que forman el ángulo ahm, ah y hm son respectivamente perpendiculares a los segmentos rp y pq que forman el ángulo rpq, por lo cual acm y rpq son ángulos congruentes, θ_{nHM} (dirección del vector unitario normal a la línea codo-mano, \hat{n}_{HM}).

El vector unitario normal a la línea codo-mano \hat{n}_{HM} puede escribirse:

$$(5) \hat{n}_{CM} = \text{Cos}(\theta_{nHM}) \hat{u}_x + \text{Sen}(\theta_{nHM}) \hat{u}_y$$

Donde, observando el triángulo ahma:

$$(6) \text{Sen}(\theta_{nHM}) = \frac{x_M - x_H}{HM} = \frac{x_M - x_H}{\sqrt{(x_M - x_H)^2 + (y_M - y_H)^2}}$$

$$(7) \text{Cos}(\theta_{nHM}) = \frac{y_H - y_M}{HM} = \frac{y_H - y_M}{\sqrt{(x_M - x_H)^2 + (y_M - y_H)^2}}$$

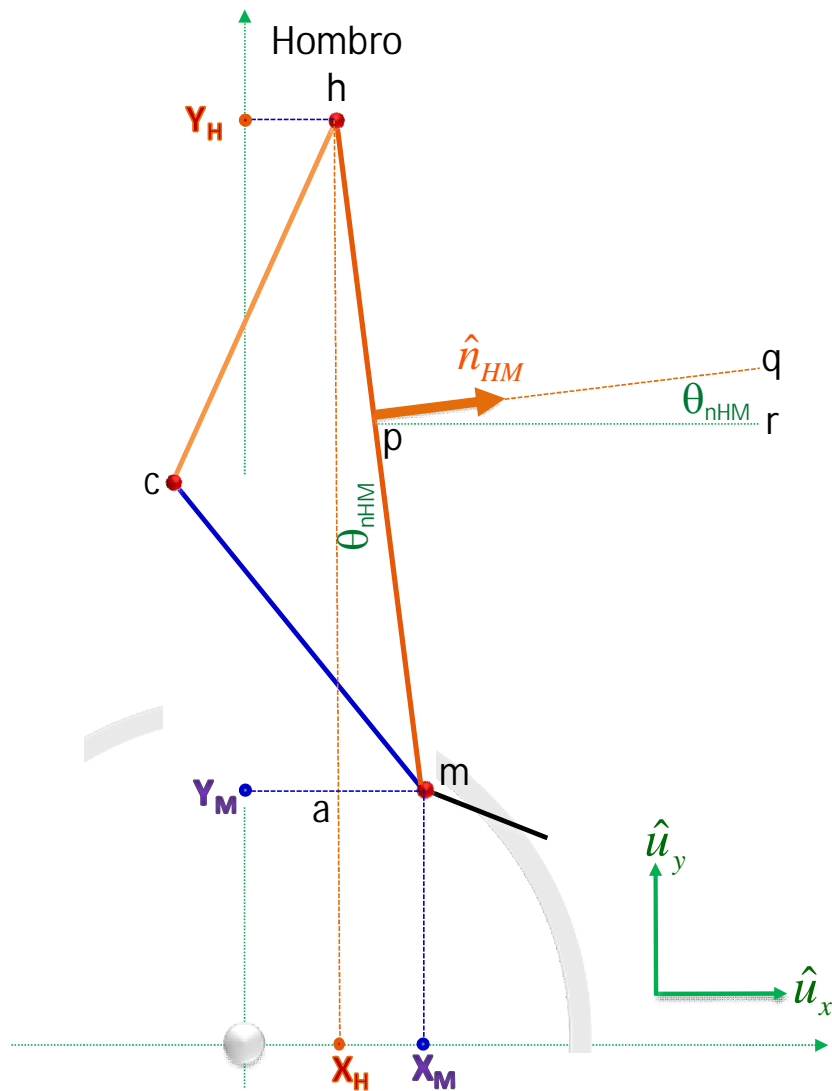


Figura 3: Deducción de las componentes del vector normal a la línea hombro-mano

Vector unitario tangente al aro propulsor, figura 4:

El vector unitario tangente al aro propulsor en el punto de aprensión "P" se escribe como:

$$(6) \quad \hat{t}_R = \text{Cos}(\theta_T) \hat{u}_x + \text{Sen}(\theta_T) \hat{u}_y$$

WORKING MODEL entrega, tiempo a tiempo, la coordenada angular del aro propulsor

θ_R , que es complementario a la dirección del vector unitario tangente al aro, θ_T , de manera que:

$$(7) \quad \hat{t}_R = \text{Sen}(\theta_R) \hat{u}_x - \text{Cos}(\theta_R) \hat{u}_y$$

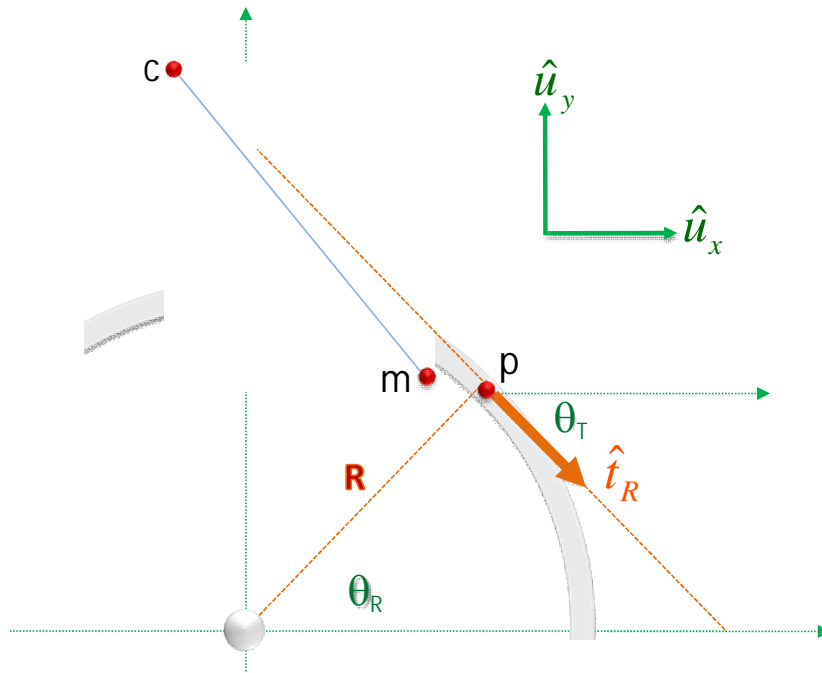


Figura 4: Deducción de las componentes del vector unitario tangente al aro propulsor

6. Metodología

Las simulaciones se realizaron mediante el uso del sistema "Working Model 2D". Para ello, se implementaron nueve modelos y se realizaron las respectivas simulaciones para la fase de impulso (halar-empujar) del ciclo de propulsión de silla de ruedas.

Los modelos corresponden a configuraciones diferentes de la silla de ruedas asociadas a un usuario real, considerando sus datos antropométricos.

La tabla 4 presenta los datos antropométricos del usuario:

Estatura	1.68 m
Longitud tronco-pelvis	0.59 m
Longitud brazo	0.35 m
Longitud antebrazo-mano	0.37 m

Tabla 4: Antropometría del usuario.

La tabla 5 presenta las especificaciones de las sillas usadas. Las convenciones usadas son:

EA: Altura del Asiento de la silla en relación con el eje horizontal de la rueda.

EE: Distancia entre el espaldar de la silla y el eje vertical de la rueda.

	Radio 1	Radio 2	Radio 3		EE1	EE2	EE3		EA1	EA2	EA3
	0.250	0.275	0.300		0.000	-0.060	0.060		0.122	0.162	0.202
EE	0.000			Radio	0.300			Radio	0.300		
EA	0.162			EA	0.162			EE	-0.060		

Tabla 5: Especificaciones de las sillas usadas. Todas las medidas en metros.

6.1. Protocolo de simulación

Para cada una de las simulaciones se realizó el siguiente protocolo:

- I. Implementación del modelo (WORKING MODEL, WM).

- II. Ejecución de la simulación desde la interfaz de usuario del WM para calibrar los tiempos de las sub-fases "halar" y "empujar" de la fase "impulso".
- III. Ejecución de la simulación mediante un script en WMBASIC generando un archivo de texto (.txt) con las coordenadas del hombro, el codo, la mano y la coordenada angular del aro propulsor así como el tiempo para cada registro tomado a intervalos de 0.002 s. El script usado fue:

```
Sub Main()
*** Declaraciones ***
*** 1. Documento de simulación
Dim Doc as WMDocument

*** 2. Objetos medidores de coordenadas
Dim PosHombro as WMOutput
Dim PosCodo as WMOutput
Dim PosMano as WMOutput
Dim PosRueda as WMOutput

*** 3. Coordenadas de los puntos
Dim XHombro as Double
Dim YHombro as Double

Dim XCodo as Double
Dim YCodo as Double

Dim XMano as Double
Dim YMano as Double

Dim TethaR as Double

*** 4. Variable para el tiempo
Dim SimTime as double

*** 5. Variable para el nombre del archivo de salida
Dim outFile as String

*** Asignaciones ***
Set Doc=WM.ActiveDocument

Set PosHombro=Doc.Output("PosHombro")
Set PosCodo=Doc.Output("PosCodo")
Set PosMano=Doc.Output("PosMano")
Set PosRueda=Doc.Output("PosRueda")

*** Simulación ***
*** 1. Preparación del archivo de salida
outFile=SaveFileName$("Filename")
if outFile=Empty then Exit Sub
```

Open outFile for Output As #1

*** 2. Ejecución de la simulación

for i=1 to 153

 SimTime=0.002*(i-1)

 XHombro=PosHombro.Column(1).Cell.Value

 YHombro=PosHombro.Column(2).Cell.Value

 XCodo=PosCodo.Column(1).Cell.Value

 YCodo=PosCodo.Column(2).Cell.Value

 XMano=PosMano.Column(1).Cell.Value

 YMano=PosMano.Column(2).Cell.Value

 TethaR=PosRueda.Column(1).cell.Value

 Doc.Run 1

 Print #1, SimTime;" ";XHombro;" ";YHombro;" ";XCodo;" ";

 YCodo;" ";XMano;" ";YMano;" ";TethaR

 next

Close #1

End Sub

- IV. Apertura del archivo generado, cálculo del índice "R" y elaboración de gráficas comparativas para cada grupo de variación (radio de aro propulsor, distancia eje del aro-espaldar, distancia eje del aro-asiento)

7. Resultados y análisis

Las figuras 5, 6 y 7 muestran la gráficas $R(t)$ en función del tiempo (t) para los tres grupos

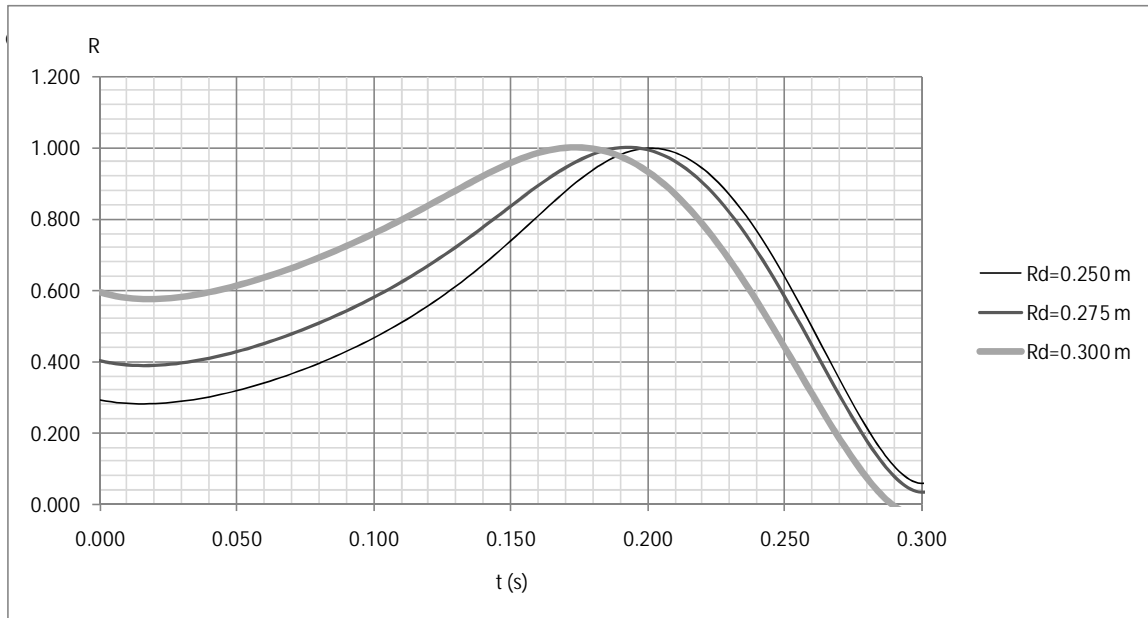


Figura 5: índices $R(t)$ para diferentes radios del aro propulsor. $EE=0.00m$, $EA=0.162m$

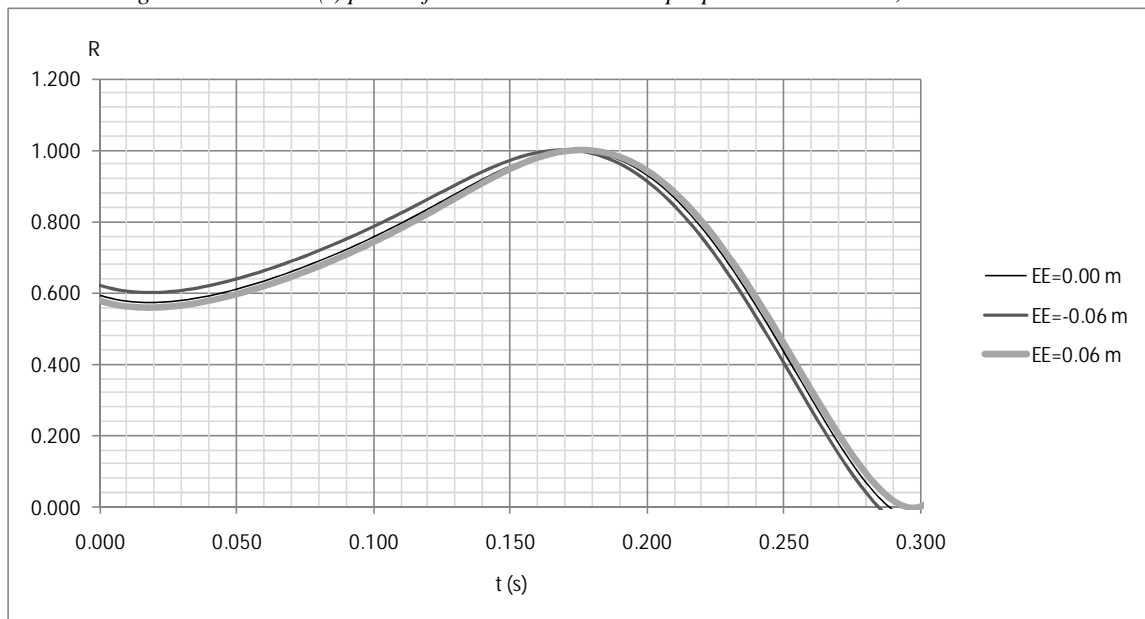


Figura 6: índice $R(t)$ para diferentes distancias eje-espaldar. $Radio=0.300m$, $EA=0.162$

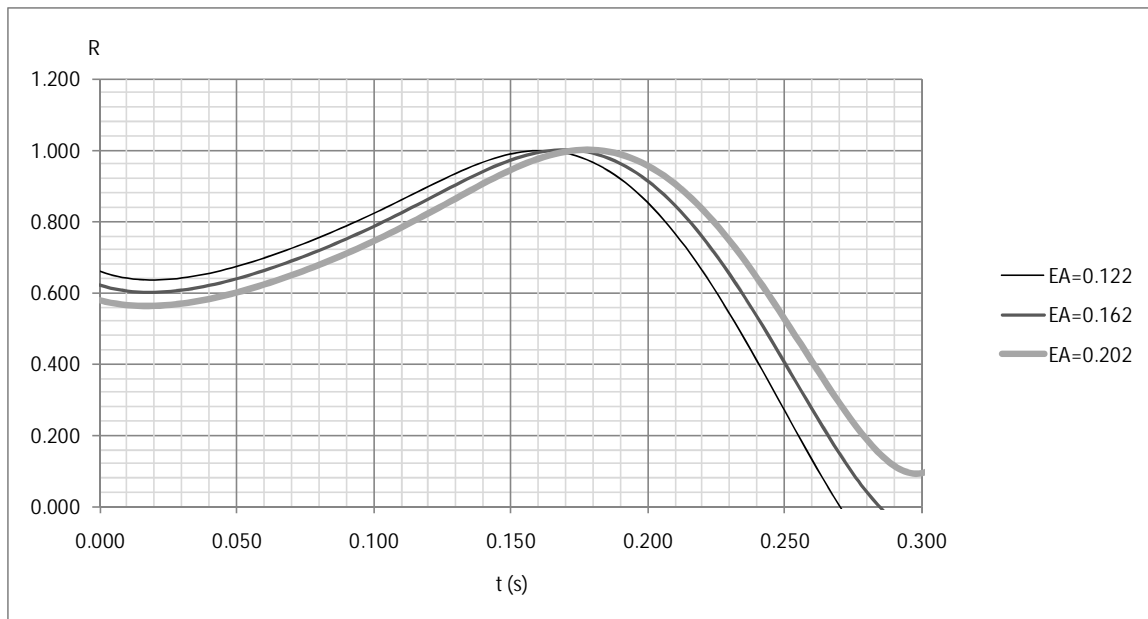


Figura 7: índice $R(t)$ para diferentes distancias eje-asiento

En los tres grupos de variación considerados, el valor de mejor desempeño en la sub-fase "halar" deja de serlo en la sub-fase "empujar". Sin embargo, considerando como criterio de selección la evaluación cualitativa del área bajo la curva, los resultados óptimos en cada caso fueron:

- I. Para una distancia eje-espaldar, $EE=0.00\text{m}$ y eje-asiento $EA=0.162\text{m}$ correspondientes a la silla estándar, el radio de mejor desempeño fue el de 0.300m (30 cm), en este caso el mayor.
- II. Para $EA=0.162\text{m}$ y radio 0.300m correspondientes a la silla estándar modificada en el mejor radio, la distancia EE de mejor desempeño fue $EE=-0.06\text{m}$ (6 cm atrás del eje).
- III. Para $EE=-0.060\text{m}$ y radio 0.300m , silla estándar modificada en el mejor radio y la mejor distancia EE , la distancia EA de mejor desempeño fue $EA=0.162\text{m}$ (16.2 cm arriba del eje).

No obstante haber encontrado variaciones substanciales en los tres grupos simulados, las

dimensiones óptimas obtenidas no son, de manera contundente, las mejores. Sin embargo, la metodología desarrollada permite esperar que con la realización de un mayor número de combinaciones en los parámetros geométricos de las sillas y con la implementación de métodos numéricos para el cálculo del área bajo la curva $R(t)$, la selección arroje resultados contundentes.

De otra parte, dado que el motor puesto en el eje de la silla no representa fielmente el esquema de la dinámica muscular real, se recomienda la realización de estudios a partir de modelos con propulsión por actuadores programados con la información obtenida de electromiografía.

8. Conclusiones

- I. Se diseñó e implementó un sistema computacional aplicable a la prescripción óptima de sillas de ruedas, en cuanto a sus parámetros geométricos.
- II. Se verificó el sistema mediante la generación de curvas $R(t)$ por simulación para tres grupos de variación, cada uno correspondiente a una combinación de los tres parámetros geométricos de la silla.
- III. De manera semi-cuantitativa se obtuvo que, para el usuario considerado, la mejor silla de las implementadas es aquella para la cual el radio del aro propulsor es de 30 cm, la distancia eje-espaldar es de 6 cm atrás del eje de la silla y la altura del asiento respecto del eje de la silla es de 16.2 cm.
- IV. La metodología implementada es adecuada, sin embargo, se recomiendan mejoras en el modelo (actuadores) y la implementación de métodos numéricos para la caracterización global del índice $R(t)$ durante el ciclo completo de propulsión.

9. Bibliografía

1. Mercer J. et al; Shoulder Joint Kinetics and pathology in manual wheelchair users. En: *Clinical Biomechanics* 21 (2006) 781–789.
2. Rozzental L. Veeger D. Elsevier Science. En: *Clinical Biomechanics* No.1: Force direction in manual wheel chair propulsion balance between effect and cost. Supplement No1 (2000); p.39-41.
3. Veeger D., Rozzental L., Van Der Helm F. Elsevier Science. En: *Clinical Biomechanics* No.17: Load in shoulder in low intensity wheelchair propulsion. Supplement No17 (2002); p.211-218.
4. Ríos et al. (2007). Guía para el otorgamiento de sillas de ruedas manuales y coches para niños: Prescripción, entrenamiento y seguimiento. Bogotá, Colombia: Secretaría Distrital de Salud – Universidad del Rosario. En imprenta.
5. Van der Woude L., Veeger D., Rozzental L., Sargeant T. 1989.
6. Davis JL et al. (1998). Three Dimensional kinematics of the shoulder complex during wheelchair propulsion: A technical report. *J Rehab Res Dev.* 35. (1). Pages 61- 72.
7. Goosey-Tolfrey, Victoria y Lenton, John. A comparison between intermittent and constant wheelchair propulsion strategies. En: *Ergonomics.* Vol. 49 No. 11. (September) 2006. 1111-1120.
8. BRUBAKER, Clifford. Ergonomic considerations. En: *Journal of Rehabilitation Research and Development, Clinical Supplement No. 2: Choosing a Wheelchair System.* Vol. 25, No. 2, (octubre de 1990); p. 37 – 48.
9. Sanderson et al. (1985). Kinematics features of Wheelchair propulsion. *J Biomech*18. (6). 423- 429
10. Masse et al. (1992). Biomechanical analysis of wheelchair propulsion for various seating positions. *J Rehab Res Dev.* 29 (3) 12- 28.
11. Rau et al. (2000). Movement biomechanics goes upwards: from the leg to the arm. *J Biomechanics.* 33. 1207- 1216.
12. Mercer et al. (2006). Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users. *Clinical Biomechanics.* 21. 2006. 781- 789
13. Kotajarvi et al. (2004). The effect of seat position on wheelchair propulsion biomechanics. *J Rehab Res Dev.* 41 (38) 403- 414
14. Rodriguez et al.(2005). Movimiento del brazo humano: de los tres planos a las tres dimensiones. *Revista de Ingeniería.* Facultad de Ingeniería Universidad de los Andes.
15. Hughes et al. (1992). Biomechanics of wheelchair propulsion as a function of seat position and user- to- chair interface. *Arch Phys Med Rehabil.* 73.
16. Price et al. (2007). Upper Limb Joint Power and its distribution in Spinal cord Injured wheelchair users: Steady State self selected speed versus maximal acceleration trials. *Arch Phys Med Rehabil.* 88.
17. GUO L; FONG S; KAINAN A. Effect of handrim diameter on manual wheelchair

- propulsion: Mechanical energy and power flow analysis. *Clinical Biomechanics*. 2006. 21. 107- 115
18. Kasman et al. (1998). *Introduction to surface electromyography*. Washington : Seattle.
 19. Gutierrez, Diana Estefy. (2004). *Reconocimiento de patrones en señal de electromiografía de enfermedades musculares*. Bogotá D.C. : Universidad de los Andes, Tesis de grado Maestría en Ciencias Biomédicas, Facultad de Ingeniería Mecánica.
 20. Mulroy Sara J., Gronley JoAnne, Newsam Craig, Perry Jacquelin. Electromyographic activitie of shoulder muscles during wheelchair propulsion by paraplegic persons. *Arch Phys Med Rehabil*. Vol 77, Febrero 1996.
 21. Boninger, M. L.; Robertson, R.; Wolff, M.; Cooper, R. Upper Limb Nerve Entrapments In Elite Wheelchair Racers. *America Journal of physical Medicine*. 1996. 75. 170-176.
 22. Kotajarvi B., Sabick M., An K., Zhao K., Kaufman K., Basfort J. The effect of position on wheelchair propulsion biomechanics. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 2004. 41. 403-414.