

Taller independiente 1 - Grupo 2

Biomecánica Aplicada

Johana Nataly Tinoco Gómez

2018-I

1. Debido a una lesión, una persona se ve en la necesidad de utilizar, temporalmente, muletas tipo canadiense para caminar:

Para este punto se utilizaron datos encontrados en la literatura de un hombre estadounidense de 40 años. [1][2]

Datos corporales del hombre estadounidense de 40 años

Estatura (m)	1,7	Masa corporal (Kg)	70
---------------------	-----	---------------------------	----

		Dimensión	Valor (m)	Masa (kg)
Cabeza		Circunferencia	0,555	7
		Diámetro	0,16	
Cuello		Circunferencia	0,355	1,89
		Diámetro	0,08	
Tronco sin extremidades		Ancho superior	0,43	30,87
		Grosor	0,21	
		Ancho inferior	0,32	
		Largo	0,6	
Brazo total	Brazo	Largo	0,33	2,38
		Circunferencia (bíceps)	0,273	
		Diámetro	0,086	
	Antebrazo	Largo	0,25	1,33
		Circunferencia	0,162	
		Diámetro	0,051	
	Mano	Largo	0,15	0,49
		Ancho	0,082	
		Grosor	0,03	
Pierna total	Muslo	Largo	0,399	7
		Circunferencia	0,525	
		Diámetro	0,167	
	Rodilla	Largo	0,089	
	Pierna	Largo	0,335	3,29
		Circunferencia	0,339	
		Diámetro	0,107	
	Pie	Ancho planta	0,09	1,001
		Largo planta	0,254	
		Grosor	0,04	

- a) Para el sistema, encuentre las coordenadas de su centro de masa, el centro de presión, el área de sustentación.

Coordenadas x,y:

-Cabeza:

$$\emptyset = 16 \text{ cm}$$

$$r = 8 \text{ cm}$$

$$X_{cm} = \text{radio}$$

$$Y_{cm} = 0$$

$$Cm_1 = (8 \text{ cm}, 0 \text{ cm})$$

$$m_1 = 7 \text{ kg}$$

-Cuello:

$$h = 8 \text{ cm}$$

$$Y_{cm} = \frac{h}{2}$$

$$Y_{cm} = \frac{8 \text{ cm}}{2} = 4 \text{ cm}$$

$$Z_{cm} = 0$$

$$Cm_2 = (4 \text{ cm}, 0 \text{ cm})$$

$$m_2 = 1.89 \text{ kg}$$

-Tronco:

$$h = 60 \text{ cm}$$

$$Y_{cm} = \frac{2B + b}{B + b}$$

$$Y_{cm} = \frac{2 * 43 \text{ cm} + 32 \text{ cm}}{43 \text{ cm} + 32 \text{ cm}} = 31.466 \text{ cm}$$

$$Z_{cm} = 0$$

$$Cm_3 = (30 \text{ cm}, 0 \text{ cm})$$

$$m_3 = 30.87 \text{ kg}$$

-Pierna:

$$h = 82.3 \text{ cm}$$

$$X_{cm} = \frac{h}{2}$$

$$Y_{cm} = \frac{82.3 \text{ cm}}{2} = 41.15 \text{ cm}$$

$$Z_{cm} = 0$$

$$Cm_4 = (41.15 \text{ cm}, 0 \text{ cm})$$

$$m_4 = 10.29 \text{ kg}$$

-Pie:

$$h = 4 \text{ cm}$$

$$Y_{cm} = \frac{h}{2}$$

$$Y_{cm} = \frac{4 \text{ cm}}{2} = 2 \text{ cm}$$

$$Z_{cm} = \frac{25.4 \text{ cm}}{2} = 12.7 \text{ cm}$$

$$Cm_5 = (2 \text{ cm}, 12.7 \text{ cm})$$

$$m_5 = 1 \text{ kg}$$

Para las coordenadas de X y Y, se reubicaron los centros de masas de cada parte en la figura completa, los cuales quedaron así:

$$Cm_1 = (0 \text{ cm}, 162.3 \text{ cm})$$

$$Cm_2 = (0 \text{ cm}, 150.3 \text{ cm})$$

$$Cm_3 = (0 \text{ cm}, 117.766 \text{ cm})$$

$$Cm_4 = (0 \text{ cm}, 45.15 \text{ cm})$$

$$Cm_5 = (0 \text{ cm}, 2 \text{ cm})$$

Coordenadas x,z:

-Cabeza:

$$\emptyset = 16 \text{ cm}$$

$$r = 8 \text{ cm}$$

$$Zcm = \text{radio}$$

$$Xcm = 0$$

$$Cm_6 = (0 \text{ cm}, 8 \text{ cm})$$

$$m_1 = 7 \text{ kg}$$

Ecuaciones finales del centro de masa:

$$Xcm = \sum_{I=0}^n m_i X_I$$

$$Xcm = 0 \text{ cm}$$

$$Ycm = \sum_{I=0}^n m_i Y_I$$

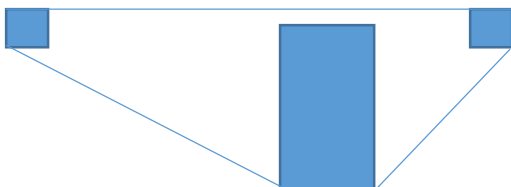
$$Ycm = 130.88 \text{ cm}$$

$$Zcm = \sum_{I=0}^n m_i Z_I$$

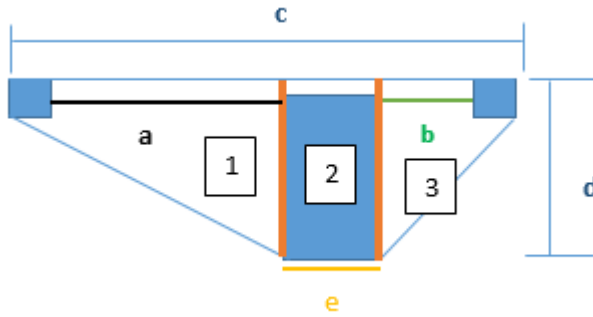
$$Zcm = 0.8 \text{ cm}$$

$$\mathbf{Cm (x, y, z)} = (0 \text{ cm}, 130.88 \text{ cm}, 0.8 \text{ cm})$$

Centro de presión y área de sustentación



Esta es el área formada entre los puntos de contacto, se procedió a dividirla en tres partes.



Datos:

$a=24 \text{ cm}$, $b=15 \text{ cm}$, $c= 9\text{cm}$,
 $d=26.4 \text{ cm}$

$$A_1 = 356.4 \text{ cm}^2$$

$$A_2 = 237.6 \text{ cm}^2$$

$$A_3 = 199.5 \text{ cm}^2$$

$$A_T = A_1 + A_2 + A_3 = 793.5 \text{ cm}^2$$

Área de sustentación= 793.5 cm^2

Centro de presiones 1= (9 cm, 8.8 cm)

Centro de presiones 2= (4.5 cm, 8.8 cm)

Centro de presiones 2= (6 cm, 8.8 cm)

Centro de presiones Total= (6.5 cm, 8.8 cm)

b) Realice el punto anterior para la misma persona antes de usar el dispositivo de apoyo.

Centro de masa:

Coordenadas y, z:

-Cabeza:

$$\phi = 16 \text{ cm}$$

$$r = 8 \text{ cm}$$

$$X_{cm} = \text{radio}$$

$$Y_{cm} = 0$$

$$Cm_1 = (8 \text{ cm}, 0\text{cm})$$

$$m_1 = 7 \text{ kg}$$

-Cuello:

$$h = 8 \text{ cm}$$

$$Y_{cm} = \frac{h}{2}$$

$$Y_{cm} = \frac{8 \text{ cm}}{2} = 4 \text{ cm}$$

$$Z_{cm} = 0$$

$$Cm_2 = (4 \text{ cm}, 0 \text{ cm})$$

$$m_2 = 1.89 \text{ kg}$$

-Tronco:

$$h = 60 \text{ cm}$$

$$Y_{cm} = \frac{h}{2}$$

$$Y_{cm} = \frac{60 \text{ cm}}{2} = 30 \text{ cm}$$

$$Z_{cm} = 0$$

$$Cm_3 = (30 \text{ cm}, 0 \text{ cm})$$

$$m_3 = 30.87 \text{ kg}$$

-Pierna:

$$h = 82.3 \text{ cm}$$

$$X_{cm} = \frac{h}{2}$$

$$Y_{cm} = \frac{82.3 \text{ cm}}{2} = 41.15 \text{ cm}$$

$$Z_{cm} = 0$$

$$Cm_4 = (41.15 \text{ cm}, 0 \text{ cm})$$

$$m_4 = 10.29 \text{ kg}$$

-Pie:

$$h = 4 \text{ cm}$$

$$Y_{cm} = \frac{h}{2}$$

$$Y_{cm} = \frac{4 \text{ cm}}{2} = 2 \text{ cm}$$

$$Z_{cm} = \frac{25.4 \text{ cm}}{2} = 12.7 \text{ cm}$$

$$Cm_5 = (2 \text{ cm}, 12.7 \text{ cm})$$

$$m_5 = 1 \text{ kg}$$

Para las coordenadas de Y y Z, se reubicaron los centros de masas de cada parte en la figura completa, los cuales quedaron así:

$$Cm_1 = (162.3 \text{ cm}, 0 \text{ cm})$$

$$Cm_2 = (150.3 \text{ cm}, 0 \text{ cm})$$

$$Cm_3 = (116.3 \text{ cm}, 0 \text{ cm})$$

$$Cm_4 = (45.15 \text{ cm}, 0 \text{ cm})$$

$$Cm_5 = (2 \text{ cm}, 12.7 \text{ cm})$$

Coordenadas x,y:

-Cabeza:

$$\emptyset = 16 \text{ cm}$$

$$r = 8 \text{ cm}$$

$$X_{cm} = \text{radio}$$

$$Y_{cm} = 0$$

$$Cm_6 = (8 \text{ cm}, 0 \text{ cm})$$

$$m_6 = 7 \text{ kg}$$

-Cuello:

$$h = 8 \text{ cm}$$

$$Y_{cm} = \frac{h}{2}$$

$$Y_{cm} = \frac{8 \text{ cm}}{2} = 4 \text{ cm}$$

$$Z_{cm} = 0$$

$$Cm_7 = (4 \text{ cm}, 0 \text{ cm})$$

$$m_7 = 1.89 \text{ kg}$$

-Tronco:

$$h = 60 \text{ cm}$$

$$Y_{cm} = \frac{2B + b}{B + b}$$

$$Y_{cm} = \frac{2 * 43 \text{ cm} + 32 \text{ cm}}{43 \text{ cm} + 32 \text{ cm}} = 31.466 \text{ cm}$$

$$Z_{cm} = 0$$

$$Cm_8 = (30 \text{ cm}, 0 \text{ cm})$$

$$m_8 = 30.87 \text{ kg}$$

Para las coordenadas de X y Y, se reubicaron los centros de masas de cada parte en la figura completa, los cuales quedaron así:

$$Cm_6 = (162.3 \text{ cm}, 0 \text{ cm})$$

$$Cm_7 = (150.3 \text{ cm}, 0 \text{ cm})$$

$$Cm_8 = (117.766 \text{ cm}, 0 \text{ cm})$$

Ecuaciones finales del centro de masa:

$$X_{cm} = \sum_{I=0}^n m_i X_I$$

$$X_{cm} = 0 \text{ cm}$$

$$Y_{cm} = \sum_{I=0}^n m_i Y_I$$

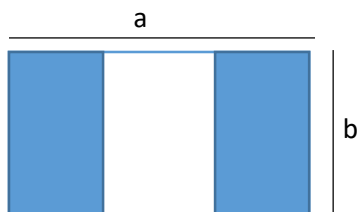
$$Y_{cm} = 130.17 \text{ cm}$$

$$Z_{cm} = \sum_{I=0}^n m_i Z_I$$

$$Z_{cm} = 0.181 \text{ cm}$$

$$\mathbf{Cm (x, y, z)} = (0 \text{ cm}, 130.88 \text{ cm}, 0.8 \text{ cm})$$

Centro de presión y área de sustentación



Esta es el área formada entre los puntos de contacto.

Datos:

$$a = 28 \text{ cm}, b = 25.4 \text{ cm}$$

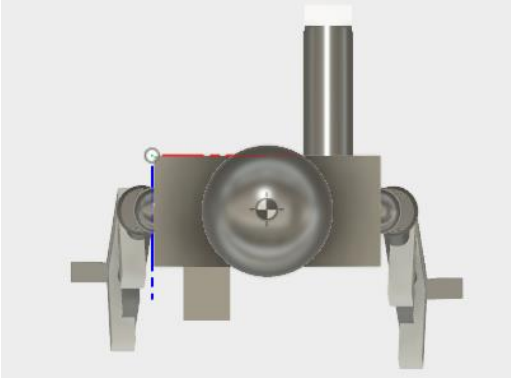
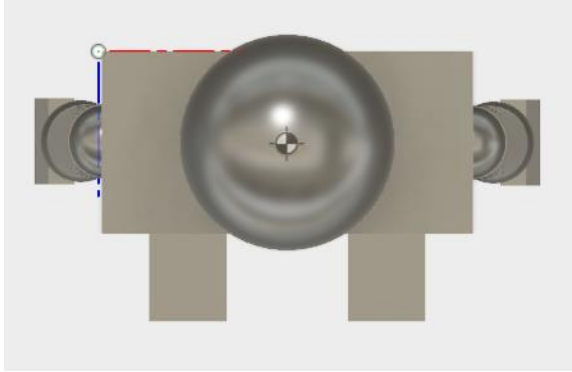
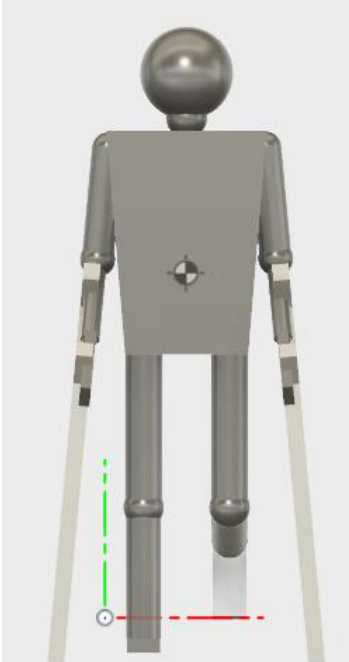
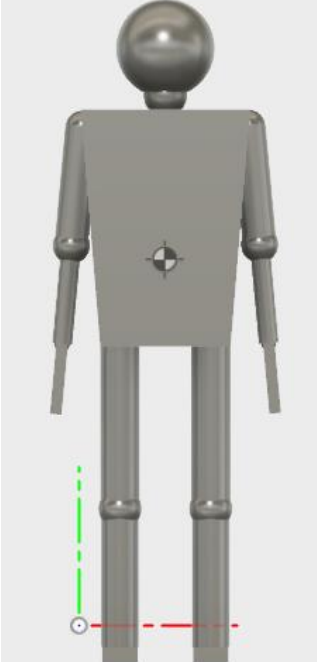
Área de sustentación= 711.2 cm²

Centro de presiones = (14 cm, 12.7 cm)

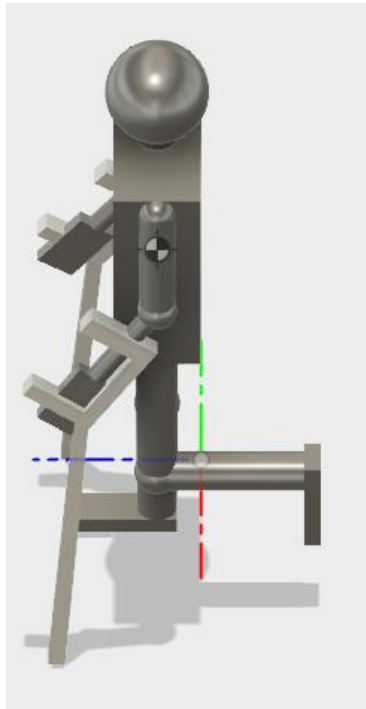
c) Utilice un software (o varios) para mostrar el cambio en las variables mencionadas.

El software utilizado fue Fusion 360 para mostrar el cambio de las variables, esto se evidencia en la siguiente tabla (tabla 2)

Tabla 2. Comparación de variables de la persona con muletas y antes de usarlas.

Persona se ve en la necesidad de utilizar, temporalmente, muletas tipo canadiense	Persona antes de usar el dispositivo de apoyo
<p><u>Vista superior:</u></p> 	<p><u>Vista superior:</u></p> 
<p><u>Vista frontal</u></p> 	<p><u>Vista frontal</u></p> 

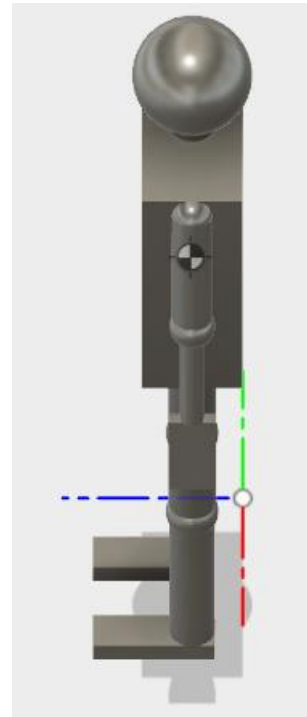
Vista Latero-superior



Centro de masa calculado en fusión

$(x, y, z) = (21.841 \text{ cm}, 1335 \text{ cm}, 10.38 \text{ cm})$

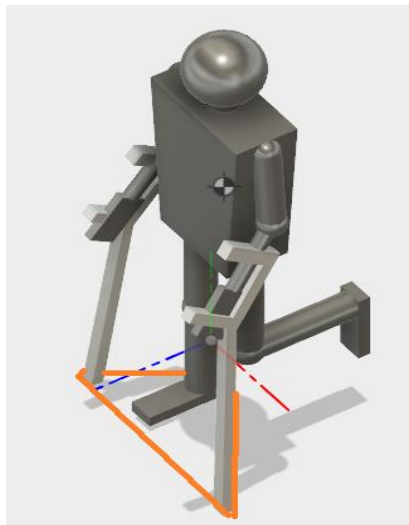
Vista Latero-superior



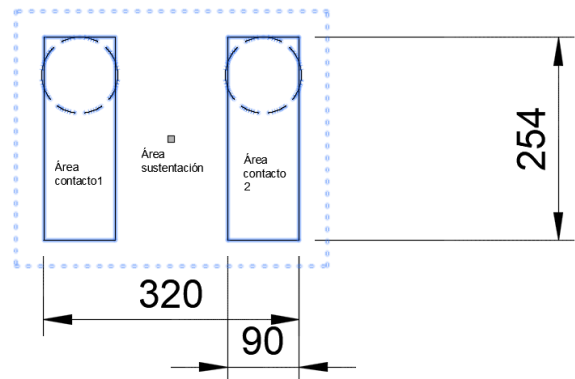
Centro de masa calculado en fusión

$(x,y,z)=(21.843 \text{ cm}, 1250 \text{ cm}, 10.67 \text{ cm})$

Área de sustentación- área de contacto
(Medidas en mm)



Área de sustentación- área de contacto
(Medidas en mm)



d) Describa los efectos positivos y negativos relacionados con el uso de estos dispositivos de acuerdo a la información encontrada en los literales anteriores.

De acuerdo a los literales anteriores las muletas son un buen instrumento para ayudar a mantener el equilibrio, esto se evidencio a la hora de calcular los centros de masa, puesto el vector del centro de masa cuando no usaba a cuando usaba muletas no vario significativamente, además el centro de masa quedo dentro el área de sustentación.

El efecto negativo de utilizar este tipo de muletas es que la distribución de presiones se acumula más que todo en la parte del pie, esto difiere bastante a cuando no tiene que utilizarlas, generar tanta presión sobre un área específica por mucho tiempo puede tener contradicciones.

2. Using conceptual map(s) describe and explain the concepts of biophysics, multiphysics, biomechanics, mechanobiology and mechanomics, their applications and their relations (use a specialized software for this task). Support the map(s) on scientific and engineering literaure (at least two articles for each aspect)

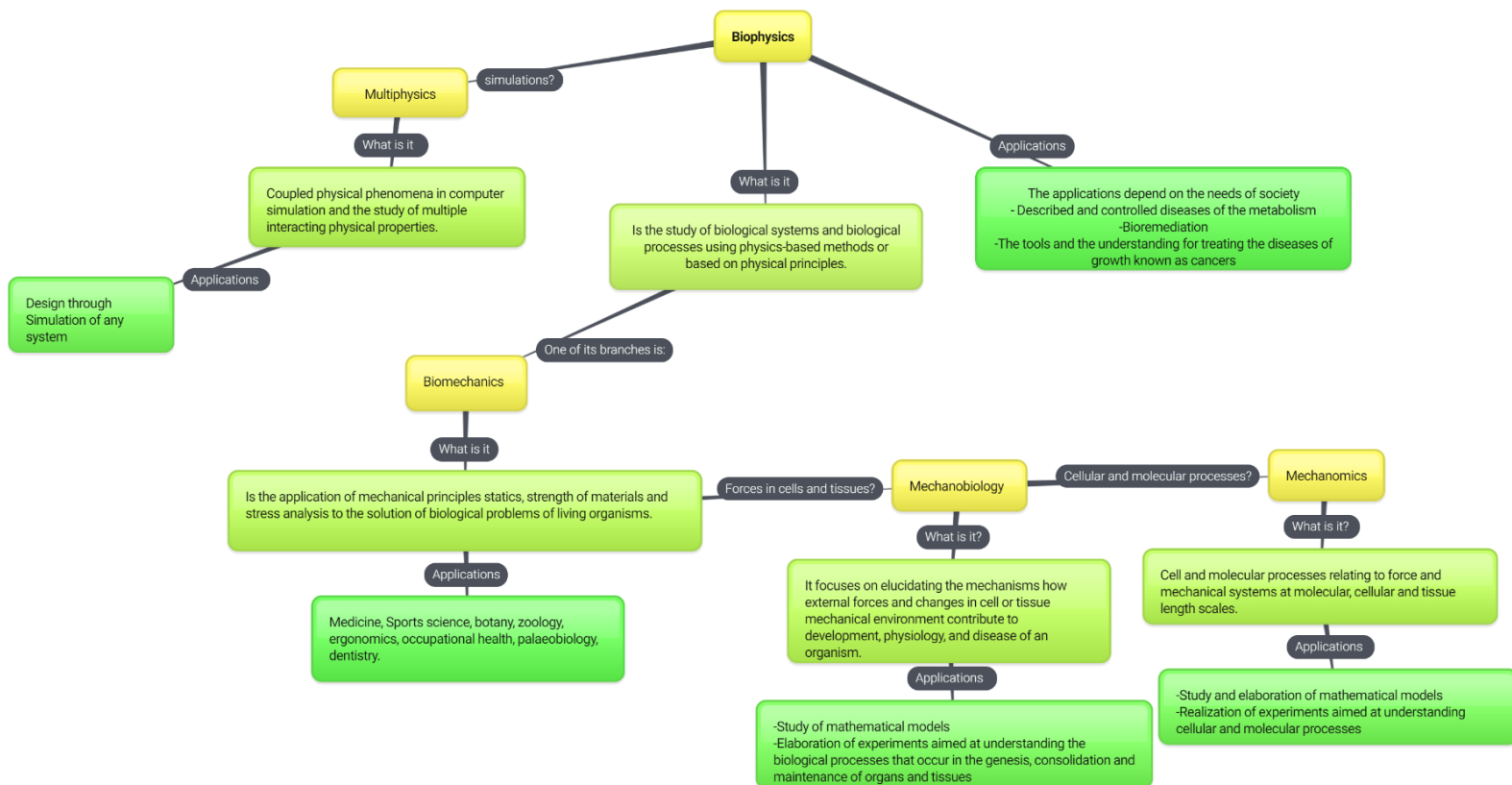


Imagen 1. *Conceptual map describe and explain the concepts* Biophysics [4][5], Multiphysics [6][7], Biomechanics [8][9], Mechanobiology [10][11] and Mechanomics [12][13]

3. Para una aplicación de la biomecánica, encuentre un artículo y desarrolle:

Artículo: Diseño y estudio biomecánico de una novedosa prótesis hemipelvica ajustable [14]

a) Objetivo del estudio.

Desarrollar una nueva prótesis hemipelvica ajustable para la resección de pelvis de tipo I + II + III para reconstruir el anillo pélvico intacto, acortar el tiempo de preparación de la prótesis antes de una cirugía ortopédica y reducir el costo de las prótesis hemipelvicas.

b) Variables biológicas, fisiológicas, químicas, etc., tratadas.

Hueso pélvico-anillo pélvico (ilion, sacro, pubis)

c) Variables físicas tratadas.

- Para los parámetros de modelado se tomaron puntos fijos para así convertirlos en segmentos, de estos se tomaron **diámetro, posición y longitud**.
- Propiedades de los materiales de los componentes de la pelvis reconstruida y la natural, **Módulo de Young (Pa), coeficiente de Poisson, densidad (kg/m^3), cantidad de elemento y cantidad de nodos**.
- **Ángulos**
- **Fuerzas** (ej. Fuerza de contacto de cadera)
- **Coeficientes de fricción**
- **Magnitudes de desplazamientos** (ej. Desplazamiento pélvico de los modelos pélvico natural y reconstruido durante la marcha normal)
- **Componentes finitos**
- **Tensión de Von Mises**
-

d) Relación entre los literales 2 y 3.

Se tomaron varias de las variables físicas del hueso de la pelvis para hacer el modelo de una pelvis reconstruida y natural; en estos modelos se consideraron propiedades de los materiales de sus componentes. Al tener los modelos, se tuvo como resultados variables como el valor del desplazamiento pélvico, así como la distribución del estrés de Von Mises

e) Lenguaje matemático (puede no estar explícito en el artículo y será necesario investigarlo).

- **Análisis de elementos finitos (MEF) [15]**

Método numérico general para la aproximación de soluciones de ecuaciones diferenciales parciales muy complejas utilizado en diversos problemas de ingeniería y física. El MEF es un método que se basa en transformar el cuerpo (continuo) en un

modelo discreto aproximado, a esta aproximación de le denomina desratización del modelo, en este modelo da la aproximación de los valores de una función a partir del conocimiento de un número determinado y finito de puntos

- Tensión de Von Mises [16]

La tensión de Von Mises es una magnitud física proporcional a la energía de distorsión, usualmente se utiliza para las teorías de fallo como indicador de un buen diseño para materiales dúctiles.

f) Métodos y tecnología usados para el estudio.

En el artículo mencionan dos grandes metodologías que utilizaron, las cuales son: una para el diseño de los componentes de la prótesis y la otra que es la del análisis de elementos finitos, dentro de estas se encuentran algunas subcategorías como se muestra a continuación:

Diseño principal de componentes de prótesis

- Descripción de los componentes de la prótesis

Aquí nos hablan que la prótesis consistió en tres componentes principales que son: los de conexión, sujetadores y los que son comunes en prótesis femorales.

- Ilion artificial

Incluyeron el ala ilíaca en forma de abanico, el cojinete ilíaco y el gancho del sacro, los parámetros para el modelado del ilion se basaron en mediciones de los datos pélvicos, que fueron tomados mediante el uso de marcación de puntos fijos, que formaron segmentos, que a su vez formaron la superficie facilitando la obtención de las medidas.

- Taza acetabular artificial

Esta parte consistía en una copa hemisférica con una protuberancia cilíndrica y una protuberancia cónica.

- Ramo púbico artificial y varilla de conexión de rama pubiana

Consiste en dos placas de retención y un plano axial fueron diseñados para soportar las fuerzas de la rama púbica contralateral.

Análisis de elementos finitos

- Propiedades de modelos y materiales

Se utilizó el método explícito de elementos finitos para predecir el rendimiento biomecánico de la prótesis, se construyó un modelo utilizando geometría sólida del hueso, pero también tuvieron en cuenta otros factores (cartílagos, ligamentos, articulaciones...) todos estos datos se procesaron en el software MIMCIS.

- Condición de límite y condición de carga

En este muestran las curvas de carga durante la marcha normal desde la posición de "golpe de talón" a la posición de "pie de punta" del pie izquierdo.

g) Conclusiones

La prótesis hemipelvica ajustable de tipo I + II + III es capaz de recuperar la función biomecánica de la pelvis después de la resección tipo I + II + III durante la marcha normal. La característica de transferencia de carga de la pelvis reconstruida es similar a la de la pelvis natural.

El máximo estrés de von Mises en el hueso cortical y la prótesis del modelo de pelvis reconstruida durante la marcha normal están muy por debajo de la fuerza de fluencia del hueso cortical y la aleación Ti6Al4V. La falla a corto plazo, como la fractura, podría evitarse para la configuración de marcha normal.

No se observa una diferencia significativa de distribuciones y rangos de valores de los vectores de estrés principales máximos en el hueso trabecular entre el modelo de pelvis reconstruida y el modelo de pelvis natural. La morfología ósea puede no cambiar significativamente después de las cirugías.

El trabajo futuro considerará la inclusión de las principales fuerzas musculares y los tornillos. Además, se necesitan experimentos mecánicos para permitir la comparación entre los resultados de la simulación por computadora y las pruebas in vitro y para validar la precisión de los modelos actuales de elementos finitos. Además, para hacer que los resultados sean más convincentes, se realizará el análisis de sensibilidad de malla de los modelos de elementos finitos. Además, se llevarán a cabo más configuraciones de carga, por ejemplo, escaleras ascendentes y descendentes, y la última prueba de carga. Y se hará más trabajo para decidir si la implantación afectará el patrón de marcha y las fuerzas aplicadas a los modelos.

g) En su papel como bioingenieros, ¿Cuál sería su aporte para mejorar o completar el estudio?

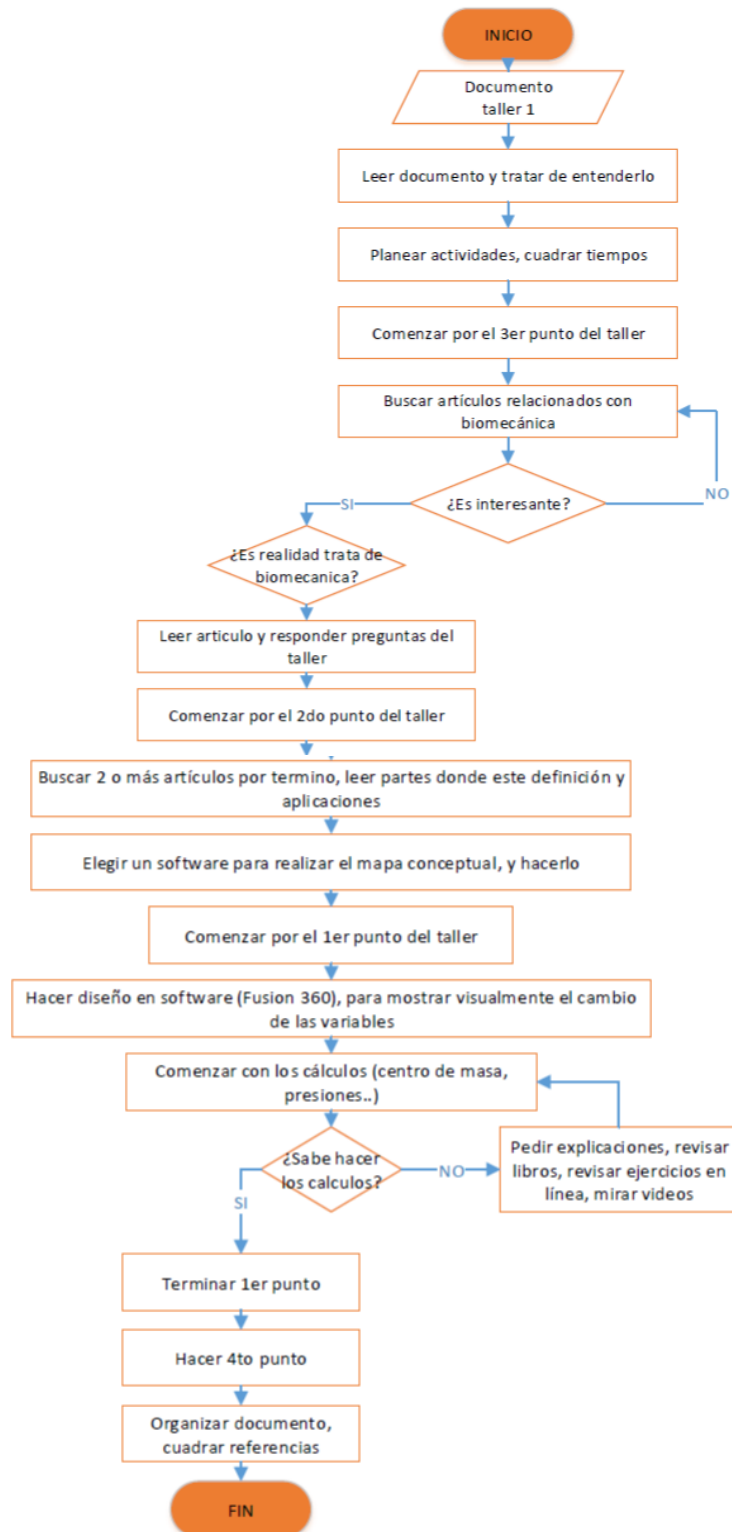
Para mejorar el estudio, deberían agregar los tornillos a el modelo, medir también como afectan las fuerzas musculares, el desgaste de los materiales a utilizar, y analizar el modelo no solo para un tipo de condición dinámica sino para más, como: saltar, subir escaleras, acucillarse, entre otras.

h) ¿Que otro estudio haría usted para solucionar la problemática presentada en el artículo?

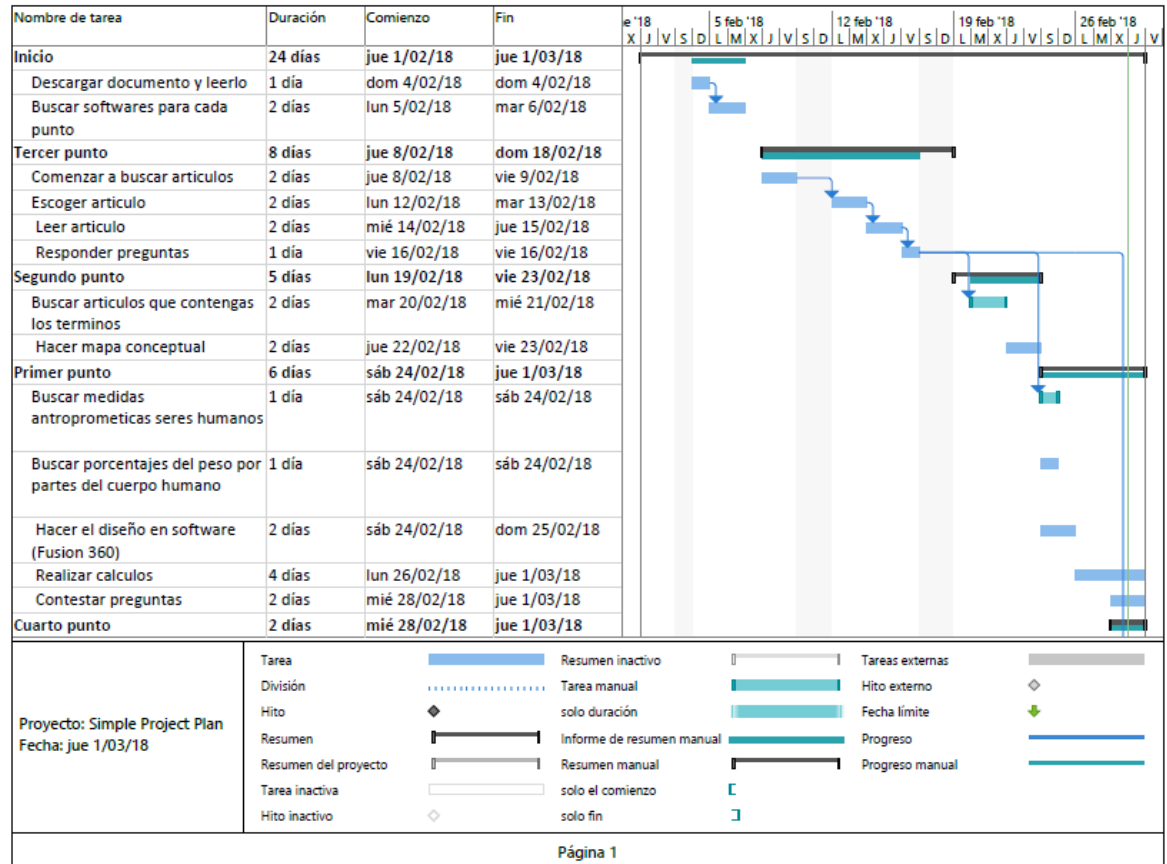
Estudiaría las fuerzas que se ejercerían sobre la prótesis una vez puesta en una persona, es decir, miraría si en el sitio donde se va a poner la prótesis hay incidencia de algún tipo de fuerza, ya sea de los músculos, de los vasos sanguíneos, de una articulación, etc.

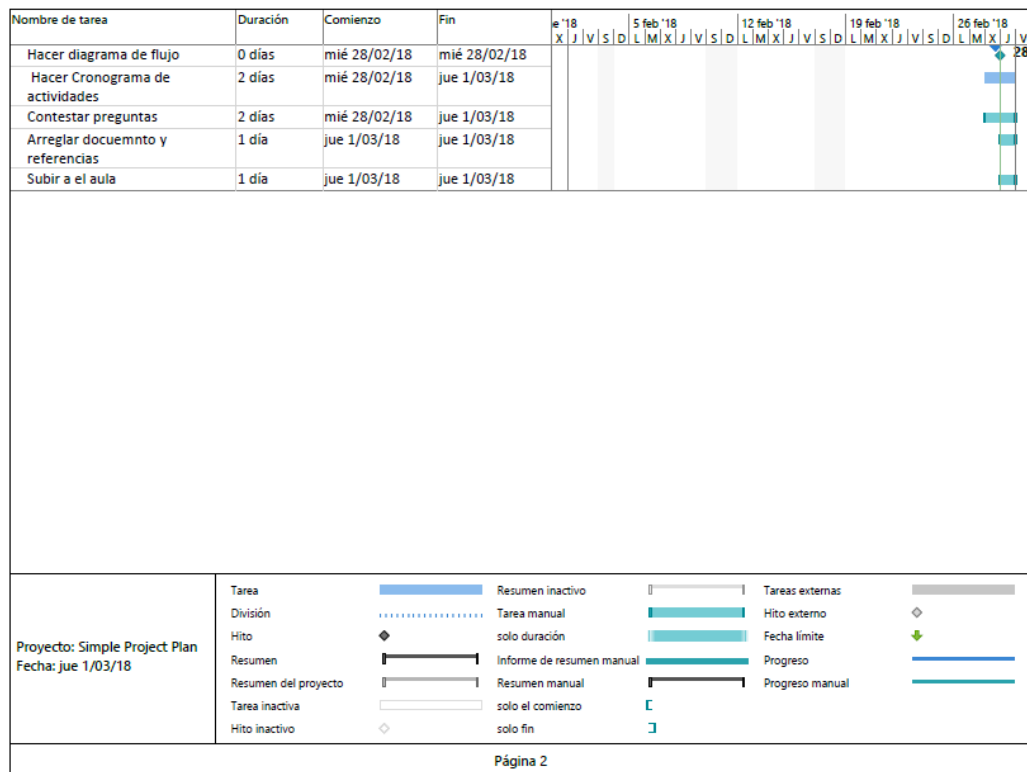
4. Explique el proceso de desarrollo del presente taller, incluyendo

a) Diagrama de flujo del proceso de realización del taller



- b)** Cronograma de actividades en un software donde se evidencie cada una de las tareas realizadas para completar cada uno de los puntos del taller. (Nota: Esto implica hacer un listado detallado de las actividades)



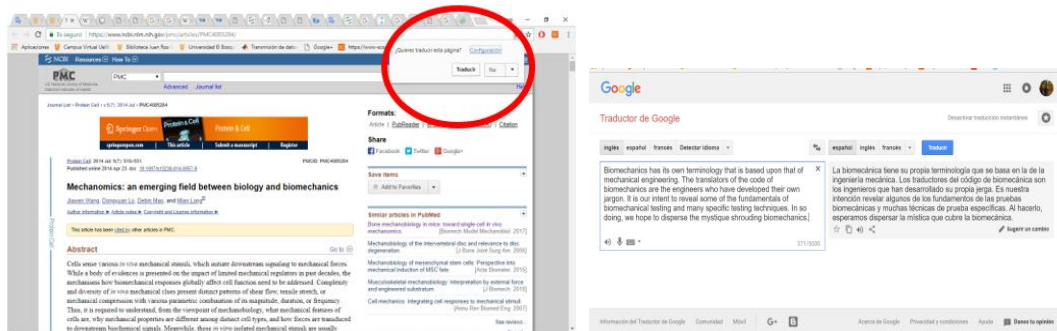


c) Dificultades presentadas en su realización

La dificultad que se me presento al desarrollar el taller es el manejo de la segunda lengua, porque mi nivel de inglés no es muy bueno, por ende, los puntos 3 y 2 fueron los que más me demore haciendo.

d) Solución a dichas dificultades. (Nota: Es necesario adjuntar pruebas)

La solución que me planteé es encontrar artículos en línea, donde no me abre un archivo pdf sino una página de internet, para así tener más posibilidades de que la extensión del traductor de google funcione; en dado caso que no funcionara leía lo que entendía, y la parte donde creía había algo importante lo traducía en el traductor.



e) Oportunidades de mejora del proceso

- Cuadrar mejor los tiempos desde un inicio, no solo para la realización de taller sino de todas las materias del semestre para que así nada se crucen.
- Buscar ejercicios de cálculos, para así coger experiencia y a la hora de hacerlos sea más ágil el proceso

f) Oportunidades de consolidación del proceso

- La búsqueda del artículo fue rápida gracias a que se utilizaron los recursos de la biblioteca, se podría mejorar aún más si se busca correctamente, es decir, se escribe correctamente en el buscador, por ejemplo, poniendo las comillas para una frase textual, poniendo la lógica de las compuertas (AND, NOT, OR), entre otros.
- Se genera correctamente las referencias, pero se podría hacer de manera más eficaz si se utilizará un gestor de referencias.

g) Sugerencias

No hay sugerencias.

Referencias:

- [1] NASA, «National Aeronautics and Space Administration,» [online]. Available: <https://msis.jsc.nasa.gov/sections/section03.htm>. [last access: 20 02 2017].
- [2] *Plagenhoef, S., Evans, F.G. and Abdelnour, T. (1983) Anatomical data for analyzing human motion. Research Quarterly for Exercise and Sport 54, 169-178.*
- [3] American Academy of Orthopaedic Surgeons «Orthoinfo,» Copyright © 1995-2018. [online]. Available: <https://orthoinfo.aaos.org/en/recovery/how-to-use-crutches-canes-and-walkers/>. [last access: 27 02 2018].
- [4] H. Zhou, "Q&A: What is biophysics?" BMC Biology, vol. 9, (1), pp. 13-13, 2011.
- [5] O. Andersen, "Introduction to Biophysics Week: What is Biophysics?" Biophysical Journal, vol. 110, (5), pp. E01-E03, 2016
- [6] E. M. Dede, J. Lee and T. Nomura, Multiphysics Simulation : Electromechanical System Applications and Optimization. (1;2014; ed.) 2014. DOI: 10.1007/978-1-4471-5640-6.
- [7] COMSOL, «COMSOL,» © 2018 BY COMSOL INC., [Online]. Available: <https://www.comsol.com/multiphysics>. [last access: 18 02 2017].
- [8] J. H. Levy, Biomechanics: Principles, Trends and Applications: Principles, Trends and Applications. 2010.

- [9] J. Kieser, D. Carr and M. Taylor, *Developments in Forensic Science Ser: Forensic Biomechanics* (1). 2012.
- [10] v. d. Meulen MCH and H. R. Huiskes, "Why mechanobiology? A survey article," *Journal of Biomechanics*, vol. 35, (4), pp. 401, 2002.
- [11] A. Scheuren et al, "Bone mechanobiology in mice: toward single-cell in vivo mechanomics," *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, vol. 16, (6), pp. 2017-2034, 2017.
- [12] J. J. W. A. van Loon, "Mechanomics and physicomics in gravisensing," *Microgravity Science and Technology*, vol. 21, (1-2), pp. 159-167, 2009.
- [13] Jiawen Wang Dongyuan Lu Debin Mao Mian Long, "Mechanomics : an emerging field between biology and biomechanics," *蛋白质与细胞 : 英文版*, vol. 5, (7), pp. 518-531, 2014
- [14] L. Dongxu , H. Zikai , Y. Xinyi y J. Zhongmin , «Design and biomechanical study of a novel adjustable hemipelvic prosthesis,» *Medical Engineering & Physics*, vol. 38, nº 12, pp. 1416-1425, 2016.
- [15] A. M. Ramos-Cañón, L. F. Prada-Sarmiento and C. A. Vega-Posada, "Finite Element Analysis Using a Cosserat Linear Elastic Continuum," *Tecnura*, vol. 20, (50), pp. 43-54, 2017.
- [16] P. D. Barsanescu and A. M. Comanici, "von Mises hypothesis revised," *Acta Mechanica*, vol. 228, (2), pp. 433-446, 2017.