

Diseño de una máquina para pruebas de resistencia por desgaste para prótesis de articulación temporomandibular

Design of a wear resistance testing machine for temporomandibular joint prostheses

Cristian Alexander Arévalo Alfonso¹, Edgar Alexander Avila Fajardo², Jayson Alexander Mora Siachoque³, Luis Carlos Velásquez Zamora⁴, Johan Sebastian Rodríguez Rodríguez⁵ y Angélica María Ramírez Martínez⁶

Resumen

Las prótesis de reemplazo de articulación temporomandibular (ATM) son la solución quirúrgica a enfermedades como artritis inflamatoria y degenerativa, anquilosis de la articulación, traumas, tumores, entre otros, que afectan la zona maxilofacial. Ante el posible fallo o remoción de la prótesis, a causa de la liberación de macropartículas producidas por el desgaste entre las piezas en movimiento durante actividades como hablar o masticar, se requiere evaluar la resistencia mecánica al desgaste de los componentes articulares. Para este efecto en este trabajo se plantea una metodología de diseño estructurado que consiste en una etapa de diseño de concepto en que se definen las características de cada uno de los elementos que componen la máquina y una fase de diseño de detalle donde se elige el mecanismo rápido de retorno Withworth para calcular el

movimiento requerido. Posteriormente, el prototipo de la máquina es manufacturada, con lo que se prueba su capacidad de realizar 3750 ciclos, con una fuerza de 150 N a una frecuencia de 1.9 Hz.

Palabras clave: Prótesis Temporomandibular, Prueba de Desgaste, Máquina de Desgaste, Articulación Temporomandibular, Metodología del Diseño.

- ¹ Estudiante de Ingeniería Mecánica, Universidad Central. Correo: carevaloa@ucentral.edu.co.
- ² Estudiante de Ingeniería Mecánica, Universidad Central. Correo: eavilaf@ucentral.edu.co.
- ³ Estudiante de Ingeniería Mecánica, Universidad Central. Correo: jmoras2@ucentral.edu.co.
- ⁴ Estudiante de Ingeniería Mecánica, Universidad Central. Correo: lvelasquezz@ucentral.edu.co.
- ⁵ Estudiante de Ingeniería Mecánica, Universidad Central. Correo: jrodriguezr39@ucentral.edu.co.
- ⁶ Ingeniería mecánica. Correo: aramirez3@ucentral.edu.co).

Abstract

Temporomandibular Joint Prosthesis (TMJ) are the surgical solution to inflammatory and degenerative atresia, trauma, tumors and other illness which affect the maxillo-facial zone. Such Prosthesis could present a mechanical failure or prosthesis migration due to the macroparticles released during the relative movement and wear of each prosthesis part, that occurs in activities as speak, chew and others. For this reason, it is highly relevant to evaluate the mechanical strength and wear of each of the joint component materials. To accomplish this objective this paper propos-

es a structured design methodology for a wear testing machine which consists of: a) a concept design stage where each of the component characteristics is defined and b) a detail design stage where a Withworth fast return mechanism is selected and its movement is computed. Finally, the machine prototype is manufactured and assessed to prove its ability to do 3750 cycles with a force of 150 N at a 1.9 Hz frequency over a TMJ prosthesis prototype.

Keywords: TMJ Prosthesis, Wear Testing, Wear Machine, Temporomandibular Joint, Design Methodology

1. Introducción

La articulación temporomandibular (ATM) es la región que conecta el hueso de la mandíbula inferior, la mandíbula (hueso móvil de la cara) y el hueso temporal superior del cráneo. La ATM es la articulación más utilizada en el cuerpo humano. La flexibilidad de esta articulación permite el movimiento de la mandíbula inferior, lo cual posibilita hablar, masticar y bostezar (Muhandiram, Wang y Chizari, 2014).

La ATM se compone de un segmento móvil conocido como *cóndilo*, el extremo superior redondo de la mandíbula inferior, y una cavidad articular del hueso temporal llamada *fosa articular o temporal*, como se ilustra en la figura 1. El disco de la articulación temporomandibular sufre un deslizamiento a lo largo de la fosa, cuando la boca se abre y vuelve a la posición original (cerrada). Entre el cóndilo y la fosa articular se encuentra un

disco compuesto de cartílago para asegurar un movimiento suave. La función del disco articular es absorber el estrés de la mandíbula, causado por la masticación y otras acciones. Los diversos movimientos de la articulación, junto con su composición única, imponen variedad de desafíos para el estudio de esta compleja articulación (Frayne, Schwartz y Dickey, 2012).

En varias ocasiones, la función de la ATM puede ser obstruida por una variedad de condiciones que causan una amplia gama de síntomas. Estos se clasifican en dos: *trastornos menores*, asociados con síntomas de clic de la mandíbula y dolores menores, y *trastornos más severos* (caracterizados por el desplazamiento permanente del disco), que crean interferencia en la apertura de la mandíbula, dolores faciales y de cabeza (asociados con el cierre de la mandíbula) y la enfermedad degenerativa de la ATM (Frayne et ál., 2012).

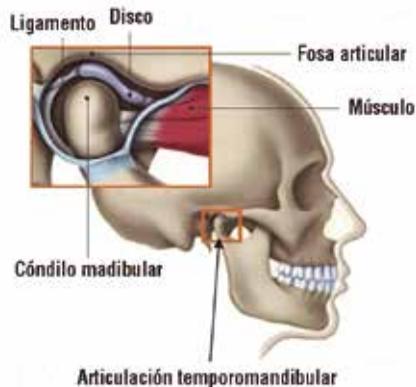


Figura 1. Anatomía de la articulación temporomandibular (ATM).
Fuente: Ingawalé y Goswami (2012).

1.1 Trastornos temporomandibulares

Debido a la naturaleza dinámica de la mandíbula y a su movimiento constante durante las funciones diarias pueden producirse problemas en la articulación temporomandibular. Diversos grados de fuerza se aplican a la mandíbula durante las funciones de la mordida y el habla. Una fuerza de sobrecarga conduce a la aparición de los trastornos temporomandibulares (TTM), también denominados como *disfunciones de la articulación temporomandibular* (DTM) por Muhandiram et ál. (2014) o *síndrome de disfunción dolorosa de la articulación temporomandibular* (SDATM) por Shore (2013).

La DTM está dividida en varios subtipos clave, incluyendo el dolor miofacial (dolor de los músculos faciales), artralgia (dolor de las articulaciones) y trastorno interno de la participación del disco de la articulación. Las principales causas de la DTM son la artritis y los trastornos de la articulación, que afectan la ATM (Muhandiram et ál., 2014). También puede ser causada por una lesión en la ATM, debido al rechinar de los dientes por la noche, o a movimientos que causan estrés en los músculos de la mandíbula y finalmente el desplazamiento del disco de la ATM, que

puede resultar en la expulsión y sonido de explosión, dolor al abrir y cerrar la boca y un movimiento restringido de la articulación (Frayne et ál., 2012).

Según las investigaciones realizadas por el Departamento de Salud y Servicio Humano, perteneciente al Instituto Nacional de Salud de Estados Unidos (2013), no se ha encontrado ninguna cura hasta el momento para la disfunción de la articulación temporomandibular (DTM). Sin embargo, las condiciones de la mayoría de los pacientes con DTM han mejorado con tratamientos simples y efectivos; por ejemplo, evitar movimientos extremos de la mandíbula, no morder alimentos duros, aplicar compresas calientes o frías, hacer ejercicios de la cara. También se usa un protector bucal duro que reduce la tensión de los músculos de la mandíbula e impide un mayor perjuicio de la ATM como resultado de rechinar los dientes o apretar la mandíbula en la noche (Muhandiram et ál., 2014). Cuando los desórdenes evolucionan a enfermedades como artritis inflamatoria y degenerativa, o en caso de que se presenten traumas o complicaciones quirúrgicas y no puedan resolverse con métodos convencionales, se debe recurrir al reemplazo articular total o prótesis de ATM, tal como se muestra en la figura 2.

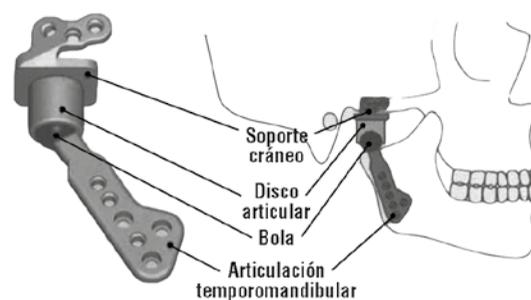


Figura 2. Representación esquemática de la prótesis ATM. La articulación consiste en una cabeza esférica que gira contra una fosa de UHMWPE.
Fuente: Van Loon et ál. (1999).

1.2 Pruebas y diseños de prótesis temporomandibulares

Los reemplazos protésicos constan de una bola de acero inoxidable y una fosa de polietileno de peso molecular ultraalto (UHMWPE), que hace las veces de disco articular de la ATM intacta. En la ATM fisiológica, el disco articular cobra gran importancia durante los movimientos funcionales, ya que el cóndilo mandibular gira con respecto al disco articular. El disco articular puede ser inferior a 1 mm de espesor y tiene la capacidad de adaptarse a las superficies de articulación y al cóndilo mandibular para eliminar la fricción y para resistir cargas articulares de hasta varios cientos de newtons.

En las prótesis articulares de aloplásticos, el desgaste es una de las razones importantes para el fracaso a largo plazo. Generalmente, para prótesis articulares de cadera y rodilla hay directrices aceptadas, basadas en pruebas clínicas y pruebas de desgaste, que, cuando se siguen correctamente, deben dar lugar a una baja tasa de desgaste para que sea satisfactoria. Sin embargo, para las prótesis temporomandibulares, existe muy poca experiencia clínica disponible, debido al pequeño número de pacientes y las grandes diferencias en los dispositivos aplicados hasta la fecha de hoy. En el pasado, las prótesis de ATM aplicadas eran usadas extremadamente rápido, con pocos estudios y análisis de su comportamiento una vez implantados. Por esto, provocaron problemas clínicos graves.

1.3 Polietileno de peso molecular ultraalto (UHMWPE)

El polietileno de peso molecular ultraalto (UHMWPE) es un biomaterial que cuenta con muchas aplicaciones en diversos sectores de la industria. En el campo de la medicina, su preferencia está en las superficies articulares don-

de hay contacto y movimiento relativo con otra pieza, como es el caso de las prótesis de cadera y rodilla. Según Ingawalé y Goswami (2009), el principio básico de funcionamiento de la prótesis de ATM es bastante parecido al de una prótesis de rodilla, donde se aprecian dos superficies en contacto constante (bolacopa de UHMWPE), una fuerza aplicada (fuerza de mordida) y un flujo o movimiento natural de la articulación que, con el tiempo, produce un esfuerzo por contacto entre las piezas (figura 3).

Su uso es extendido por sus cualidades mecánicas (Roy y Bag, 2004), su resistencia al desgaste (Van Loon et ál., 1999) y el bajo riesgo de infección. Sus propiedades mecánicas son superiores a las de cualquier material aloplástico. Aunque el rendimiento de una prótesis ATM se parece mucho a la forma de la articulación intacta, no puede esperarse que sea comparable a una ATM sin afecciones. Independientemente del material utilizado en la prótesis, ciertas cargas pequeñas generan un desgaste en zonas de mayor tasa de fricción, produciendo partículas desconocidas por el cuerpo y un posible fracaso absoluto de la implantación de la prótesis (Van Loon et ál., 2010). Por lo tanto, los dos principales problemas que limitan la vida útil de la prótesis son el desgaste y la delaminación, que suceden como producto de la abrasión y la oxidación química del polímero (Sawae y Yamamoto, 2008). La formación de partículas por el desgaste es el factor primario de reducción de la longevidad de los reemplazos totales de articulaciones; el UHMWPE en desgaste provoca liberación de material en partículas que produce una reacción de macrófagos, lo cual conduce a una inflamación crónica y la osteólisis; mientras que la delaminación, producida por la tensión mecánica, altera las superficies macroscópicas (Rocha et ál., 2009).

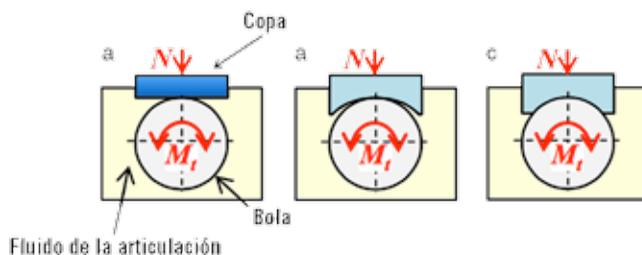


Figura 3. Concepto del movimiento (M) y desgaste de una articulación temporomandibular (ATM) (basada en prótesis de rodilla), con una fuerza aplicada (N). a. Cilíndrica en plano. b. Cilíndrica convexa en cilíndrica cóncava. c. De contacto totalmente conforme. Fuente: Ingawalé y Goswami (2009).

Si bien Van Loon plantea el uso de una máquina para el ensayo de desgaste en prótesis de ATM (Van Loon et ál., 1999 y 2010), bajo el conocimiento de los autores no se han hecho máquinas para esta aplicación a nivel nacional. Por lo tanto, el objetivo del presente estudio es diseñar una máquina capaz de replicar los movimientos que presenta la ATM con la que se puedan realizar análisis de la resistencia por desgaste de la prótesis de ATM, adaptados a las pruebas estandarizadas y a los últimos avances en manufactura de las mismas.

2. Metodología

2.1 Normatividad

La máquina para ensayo de desgaste de las prótesis de ATM debe considerar las características del ensayo de acuerdo a lo establecido en normas y estándares. La norma ASTM F73200 plantea la metodología y requisitos para el ensayo de desgaste de materiales poliméricos utilizados en prótesis articulares para humanos (ASTM, 2011).

Esta norma contiene pasos generales que se asignan a todos los tipos de desgaste de prótesis, a la vez que provee anexos individuales donde se describen métodos específicos de prueba de desgaste y los criterios de validación clínicos adaptados a diferentes aplicacio-

nes de desgaste (prótesis de rodilla, articulaciones temporomandibulares, etc.). Este ensayo busca clasificar materiales en condiciones fisiológicas similares a las reales.

Asimismo, la norma define el desgaste como la pérdida de volumen de la muestra del material en función de la distancia de deslizamiento. La pérdida de volumen de la muestra se determina dividiendo la pérdida de peso experimental por la densidad del polímero, mientras que la distancia de deslizamiento es función de la amplitud del movimiento y el número de ciclos (Rocha et ál., 2009).

2.2 Parámetros de diseño

Algunas investigaciones han aportado importantes datos realizados *in vivo*, cuyas características son parecidas a las humanas, como lo ilustra la tabla 1.

Tabla 1. Datos aproximados de una ATM de un ser humano.

Masticadas por día	3750 + o - 50 ciclos
Frecuencia	1.57Hz
Amplitud mínima de la boca	22.4 mm
Amplitud máxima de la boca	40.4 mm
Amplitud mínima ATM	1.3 mm
Amplitud máxima ATM	2.2 mm

Fuente: Muhandiram et ál. (2014).

Basados en los valores anteriores, los dados por la norma para la aplicación específica en la ATM en las cargas que se somete la prótesis durante su uso y estimando un factor de diseño del 1.5, se plantean los parámetros de diseño, como enuncia en la tabla 2.

Tabla 2. Datos reales y datos con factor de diseño (F_d) del 1.5.

	Datos reales	F_d	Datos con F_d
Frecuencia	1.2 Hz	1.5	1.9 Hz
Fuerza máx. aplicada	100 N	1.5	150 N
Número de ciclos	2800	1.5	3750

Fuente: elaboración propia.

2.3 Diseño de concepto: funcionamiento de la máquina de prueba

Para la ejecución y satisfactorio análisis de desgaste de una prótesis de ATM, es necesario el desarrollo de una máquina capaz de efectuar movimientos cercanos a los ejercidos por el ser humano. Según Van Loon et ál. (1999), la configuración básica consiste en una bola esférica de rotación situada entre el disco de articulación (figura 4). La máquina debe ser activada por un motor, un mecanismo de bielas y una fuerza constante. Estos son algunos subsistemas. En la figura 5 se explica una primera estimación del diseño a proponer, representado en diagrama de bloques con sus subsistemas.

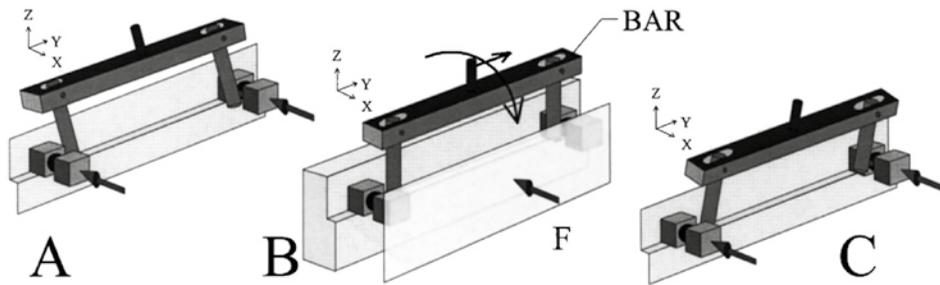


Figura 4. Movimientos de la máquina de pruebas de desgaste (D) para la articulación (A), con una fuerza (F) aplicada. (A) Prototipo de una prótesis para una ATM. (B) Configuración básica (boladisco articular). (C) Vista lateral de la máquina de pruebas. (D) Esquema de las vistas principales de la máquina de pruebas de desgaste. Fuente: Van Loon et ál. (2010).



Figura 5. Diagrama de bloques (subsistemas). Fuente: elaboración propia.

2.4 Metodología de elección (matriz de decisión)

Con el fin de permitirle al equipo identificar, analizar y planificar la calidad y funcionamiento para una máquina de resistencia por desgaste de una prótesis de ATM (profundizando en detalles como producto o servicio, materiales, tipos de energía y generador de movimiento) se emplea el uso de matrices de decisión, evaluando las soluciones alternativas a las necesidades planteadas y el diseño de recursos, teniendo como objetivo claro la economía del proyecto.

La matriz de decisión está conformada por los diferentes sucesos investigados y las necesidades que serán evaluadas; cada necesidad se pondera en un rango de 1-10, siendo 1 el valor más bajo y 10, el más alto; a diferencia de las necesidades, los sucesos investigados se ponderan con valores de -1, 0, 1, donde, -1 es un valor negativo, 0 un valor despreciable y 1 un valor aceptable.

2.4.1 Matriz-energía

La definición aproximada de energía según Arroyo (2012), está dada por “la capacidad de la materia para producir un efecto o trabajo”. El trabajo es un concepto relacionado con la energía y, a su vez, cantidades escalares, lo cual refiere que no tienen dirección. En la física, una de las propiedades de objetos en movimiento que se puede conocer es la energía, que se clasifica en dos: *almacenada* y *en transmisión* (Arroyo, 2012).

En la máquina de desgaste para prótesis de una articulación temporomandibular, es importante el concepto de *energía en transición*. Con este, se hace referencia a la transformación de un tipo de energía, ya sea eólica, eléctrica térmica o solar en un trabajo, conservando su cantidad permanente. En la tabla 3 se analizan los generadores de energía ya mencionados con sus respectivas necesidades de interés.

Tabla 3. Matriz de decisión-energía

Sucesos investigados	Valor	Eólico	Eléctrico	Térmico	Solar
Economía	10	-1	1	-1	-1
Eficiencia	8	1	1	1	1
Seguridad	7	1	1	-1	0
Viabilidad	4	-1	1	-1	-1

Ecuación (1)

$$E\acute{o}l\text{ico} = 10(-1) + 8(1) + 7(1) + 4(-1)$$

$$E\acute{o}l\text{ico} = 1$$

Ecuación (2)

$$E\acute{e}l\text{ctrico} = 10(1) + 8(1) + 7(1) + 4(-1)$$

$$E\acute{e}l\text{ctrico} = 29$$

Ecuación (3)

$$T\acute{e}r\text{mico} = 10(-1) + 8(1) + 7(-1) + 4(-1)$$

$$T\acute{e}r\text{mico} = -13$$

Ecuación (4)

$$S\text{olar} = 10(-1) + 8(1) + 7(0) + 4(-1)$$

$$S\text{olar} = -6$$

Una vez realizado el análisis matemático de la matriz de energía, se llega a la conclusión de que el generador más conveniente para la máquina de desgaste para prótesis de una articulación temporomandibular es la energía eléctrica, por ser una fuente económica, constante, eficiente, segura y al alcance, que se consideró como viable para este proyecto.

2.4.2 Matriz-generación de movimiento

Dado que la matriz de energía dio como resultado una fuente eléctrica para la máquina de resistencia por desgaste, se procede a generar una nueva matriz de decisión que permi-

ta determinar la mejor opción para generar un movimiento oscilatorio (tabla 4), capaz de vencer una fuerza de 150 N, que es la ejercida por un ser humano promedio en una condición crítica (mordedura).

Tabla 4. Matriz de decisión movimiento

Sucesos investigados	Valor	Servo	Pasopaso	Motorred	J. Ardilla
Economía	10	-1	-1	1	-1
Eficiencia	10	1	0	1	1
Seguridad	9	1	1	1	1
Velocidad	8	-1	-1	1	1
Fuerza	10	0	-1	1	1

Ecuación (5)

$$\text{Servo} = 10(-1) + 10(1) + 9(1) + 8(-1) + 10(0)$$

$$\text{Servo} = 1$$

Ecuación (6)

$$\text{Paso-Paso} = 10(-1) + 10(0) + 9(1) + 8(-1) + 10(-1)$$

$$\text{Paso-Paso} = -19$$

Ecuación (7)

$$\text{Motorreductor} = 10(1) + 10(1) + 9(1) + 8(1) + 10(1)$$

$$\text{Motorreductor} = 47$$

Ecuación (8)

$$\text{Jaula ardilla} = 10(-1) + 10(1) + 9(1) + 8(1) + 10(1)$$

$$\text{Jaula ardilla} = 27$$

La mejor opción para la generación de movimiento, capaz de cumplir con los requisitos de economía, eficiencia, seguridad, velocidad y fuerza es un motorreductor, tal y como se representa en las ecuaciones 5, 6, 7 y 8.

2.4.3 Matriz-materiales

En la construcción de la máquina, los materiales a usar pueden variar. Sin embargo, se realiza un análisis en la estructura que más esfuerzos realiza, como lo son la base para el correcto anclaje del motor y los componentes responsables de transmitir el movimiento desde el motorreductor hasta el pistón generador del movimiento oscilatorio (tabla 5).

Tabla 5. Matriz de decisión-material

Sucesos Investigados	Valor	Madera	Cerámicos	Lam. de acero
Economía	10	1	1	1
Seguridad	10	0	-1	1
Viabilidad	8	1	-1	1
Desgaste	9	-1	0	1

Ecuación (9)

$$\text{Madera} = 10(1) + 10(0) + 8(1) + 9(-1)$$

$$\text{Madera} = 9$$

Ecuación (10)

$$\text{Cerámicos} = 10(1) + 10(-1) + 8(1) + 9(0)$$

$$\text{Cerámicos} = -8$$

Ecuación (11)

$$Lam. \text{ de acero} = 10(1) + 10(1) + 8(1) + 9(1)$$

$$Lam. \text{ de acero} = 37$$

La opción más viable para la estructura de la máquina es la lámina de acero, pues cumple con la seguridad, viabilidad y tasa mínima de desgaste.

2.5 Sistema de generación de movimiento (motor DC)

Los motores de corriente continua (DC) son los más usados como variadores de velocidad, ya que los métodos empleados en el modelado de máquinas DC son más sencillos que los utilizados para el modelo de corriente alterna (AC). Desde la evolución del diseño de controladores rectificadores y convertidores DC, el control de motores DC se realiza con mayor facilidad y eficiencia.

Las máquinas de corriente continua más aplicadas son las de excitación independiente DC y las máquinas DC de imanes permanentes. La principal ventaja de una máquina DC con excitación independiente es que los devanados de la armadura y de campo se alimentan de diferentes fuentes, con el fin de obtener características de parvelocidad deseados (Bekir Yildiz, 2012).

Estas máquinas que convierten la energía eléctrica en mecánica provocan un movimiento rotatorio gracias a la acción que se genera del campo magnético.

La estructura física de la máquina consta de dos partes, el estator o parte estacionaria de la máquina y el rotor o parte rotante de la misma. La parte estacionaria consta de una estructura que proporciona el soporte físico y las piezas polares, las cuales se proyectan hacia la parte interna y proveen un camino para que el flujo magnético circule por él. Los extremos de las piezas polares cercanos al rotor se ex-

tienden hacia la parte de afuera para distribuir el flujo uniformemente sobre la superficie del rotor. La figura 6 muestra un diagrama simplificado de una máquina DC.

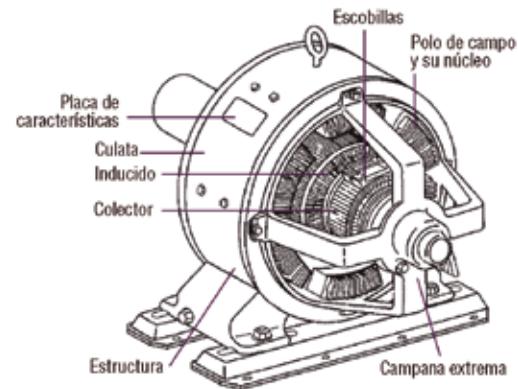


Figura 6. Diagrama simplificado de una máquina DC. Fuente: Chapman (2012).

2.5.1. Potencia

La potencia (P) suministrada al eje de un motor DC está dado por $P = tw$, donde t hace referencia a un par de carga en el eje de la máquina y w la velocidad del eje a la salida.

En la máquina de resistencia por desgaste y dicho en la tabla 2, la fuerza máxima ejercida por un ser humano es de 150 N en condición crítica y con un factor de diseño de 1,5 y una velocidad de 140 rpm.

Ecuación (12)

$$P = tw \quad P = (150 \text{ Nm}) (14,66 \text{ rad/s})$$

$$P = 2200 \text{ W}$$

2.6 Prototipo mecánico (Whitworth)

El mecanismo de retorno rápido de Whitworth es utilizado en el sector industrial para ejercer operaciones repetitivas como alimentar partes en una línea de ensamble. En este proyecto es ideal para realizar las repeticiones constantes que simulan el abrir y cerrar de una articulación de prótesis de ATM. Para este tipo de aplicacio-

nes, es conveniente usar motores eléctricos de velocidades constantes. Este mecanismo presenta una carrera lenta pero potente, seguida por una carrera de retorno rápido (figura 7).

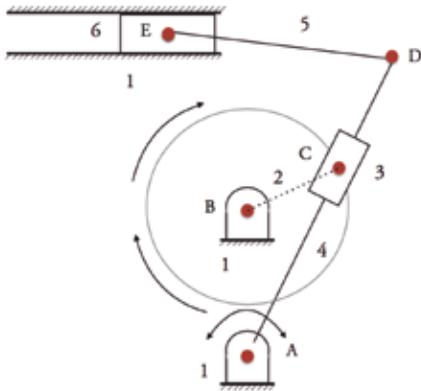


Figura 7. Prototipo mecánico Whitworth. Fuente: Jiménez y Jáuregui (2008).

El mecanismo de retorno rápido de Whitworth consta de cinco puntos de articulación (A, B, C, D y E) y seis piezas, tal como lo especifica la tabla 6.

Tabla 6. Componentes del retorno rápido de Whitworth.

Pieza	Cantidad	Característica
1	3	Punto fijo
2	1	Barra
3	1	Punto giratorio
4	1	Barra
5	1	Barra
6	1	Pistón

Fuente: elaboración propia.

2.6.1. Condiciones – Whitworth

Las condiciones para que el diseño de Whitworth sea eficiente son las siguientes:

- $\overline{AC} > \overline{AB}$
- Barra 2 ($D/2$) gira alrededor del punto fijo B; posee un pin que se desplaza a lo largo de la ranura de la barra 4.

- El punto A gira un determinado ángulo de derecha a izquierda, que desplaza la articulación D y E de derecha a izquierda horizontalmente.
- El punto E permite el desplazamiento final de la barra 5 y, por secuencia, permite un movimiento oscilatorio.
- El punto B está conectado a un motorreductor de 24V DC, 20 Kgf y 140 rpm.

2.7. Diseño de detalle

Para el desarrollo de ingeniería de la máquina de resistencia por desgaste para prótesis de ATM, es necesario llevar a cabo un estudio de todos los sistemas que interactúan en el diseño, desde el esfuerzo σ de los eslabones, calculado con la fuerza aplicada f y el área transversal A $s = f/A$ hasta el factor de diseño.

2.7.1. Mecanismo de retorno rápido

Manteniendo el principio básico del mecanismo de retorno rápido de Whitworth, pero con una variable en el diseño, se analiza el sistema ilustrado en la figura 8, teniendo en cuenta las ecuaciones 13 y 14 (Abraham, 2011), que son fundamentales para el correcto funcionamiento del sistema.

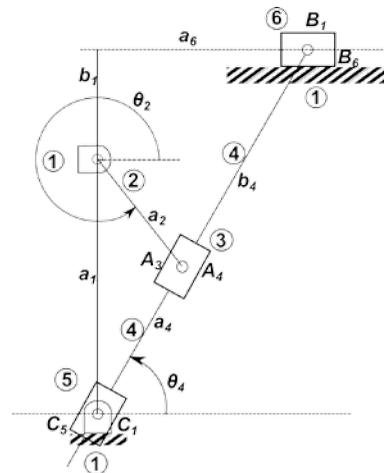


Figura 8. Mecanismo de retorno rápido. Fuente: López (2012).

$$\text{Ecuación (13)} \\ a_1 + a_2 = a_4$$

$$\text{Ecuación (14)} \\ b_1 + a_5 = a_2 + b_4$$

2.7.2 Eslabones

Dado el diseño de retorno rápido de Whitworth adoptado para la máquina de resistencia por desgaste de una prótesis de ATM, solo se necesita de dos eslabones (*A* y *B*), como lo ilustra la figura 9, donde *A* es el eslabón que transmite el movimiento y la fuerza al eslabón *B*, el cual es el que permite generar un movimiento oscilatorio en la prótesis.

Para determinar el esfuerzo sometido en cada eslabón, se establece la fuerza máxima ejercida por el ser humano al momento de morder y que corresponde a 15 N, en relación con el área de cada uno de ellos de acuerdo al material seleccionado.

2.7.3 Material de los eslabones

Por las características requeridas en el diseño de los eslabones, las concentraciones de esfuerzo en el diseño y la fatiga ante el alto número de ciclos al que está sometido cada eslabón, es necesario usar un material que tenga alto esfuerzo de fluencia. Por ello, se selecciona platina ASTM A36, un producto de sección transversal rectangular que se obtiene por laminación de palanquillas de acero estructural, previamente calentada a una temperatura del orden de los 1250° (Aceros Comerciales, 2010). A continuación, la tabla 7 representa sus propiedades mecánicas.

Tabla 7. Propiedades mecánicas del acero ASTM A36

Esfuerzo fluencia (Mpa)	Esfuerzo tracción (Mpa)	Elongación (%)
250 ($m\phi - n.$)	400 ($m\phi - n.$)	20 ($m\phi - n.$)

2.8 Diseño mecánico

El montaje mecánico de la máquina de resistencia por desgaste de la prótesis de ATM está basado en una variable del mecanismo de retorno rápido de Whitworth (figura 8), pero con un número menor de componentes en su manufactura, convirtiéndolo en eficiente, práctico y confiable. Consta de tres partes: el mecanismo de accionamiento de rotación, el cual simula el movimiento de la mandíbula al momento de abrir y cerrar la boca, el sistema de sujeción y carga normal de la prótesis de ATM y la estructura base del conjunto de piezas. La figura 9 muestra un esquema de la máquina y la figura 10, la implementación de este diseño.

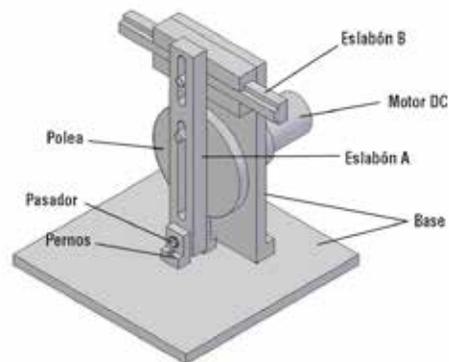


Figura 9. Diseño mecánico.
Fuente: elaboración propia.

El mecanismo de accionamiento consiste en una polea de rotación (conectada por medio de un acople dinámico y un prisionero) que actúa recíprocamente con un motorreductor DC de 24 V y 15 kg f, que produce un movimiento circular constante de 360° que trasmite la fuerza al eslabón *A*, el cual está fijo en el punto 1 y libre en el punto 3, de manera que transforma un movimiento giratorio en un movimiento lineal para que el eslabón *B* pueda desplazarse a lo largo del eje *x* con un recorrido de 4 cm y, a su vez, permita el movimiento oscilatorio de la prótesis de ATM.

El mecanismo de sujeción y carga normal funciona mediante dos tuercas que están acopladas a la superficie 2 y sujetas por medio de un tornillo que gira manualmente y ejerce una presión de 150 N aproximadamente sobre la bola de la superficie 1 (parte superior de la prótesis); mientras que la parte inferior está sujeta al eslabón B del mecanismo de accionamiento (figura 10).

3. Conclusiones

En el presente artículo se muestran los pasos de diseño para obtener una máquina para evaluar la resistencia al desgaste de una prótesis de articulación temporomandibular. Se considera que la copa de la prótesis está compuesta por UHMWPE (polietileno de peso molecular ultraalto) estará sometida a una frecuencia de 1.9 Hz y una fuerza máxima de 150 durante 3750 ciclos. La energía eléctrica alimentará un motorreductor DC de 24V. Para asegurar el movimiento cíclico se eligió un mecanismo de retorno rápido tipo Withwoth, mientras que la estructura de los eslabones estará compuesta de platina ASTM A-36. De acuerdo con las pruebas sobre la máquina, se concluye que es posible imitar el movimiento real de la articulación temporomandibular, al realizar un movimiento oscilatoria a lo largo de un único eje durante todo el ensayo.

La máquina fue construida y ensamblada de acuerdo al diseño, con unas pequeñas modificaciones en la base de la máquina y la sujeción de la prótesis, con el fin de garantizar un mejor desempeño y estabilidad durante el desarrollo de la prueba. Durante la evaluación, el funcionamiento de la transmisión de movimiento y fuerza cumplen con su respectivo propósito (generar movimiento oscilatorio, a

partir de un movimiento circular) tal como lo establecieron los autores.



Figura 10. Diseño mecánico manufacturado.
Fuente: elaboración propia.

Como limitaciones del diseño se encuentra que podrían encontrarse inconsistencias, ya que el material de la copa de la articulación fue asumido para las pruebas de la máquina y las pruebas se realizaron sobre prótesis de termoplástico y no de titanio como son manufacturadas actualmente. Adicionalmente, se encontró una debilidad en el diseño de la sujeción del cóndilo mandibular, que deberá subsanarse en diseños posteriores.

Como línea a futuro se observa que este mecanismo es la base para el desarrollo de estas máquinas en la Universidad, brindando la oportunidad de ser centro de referencia para evaluar la calidad ofrecida por los reemplazos articulares implantados y sirviendo como base para el crecimiento nacional de las técnicas y las tecnologías en el desarrollo de prótesis implantables.

Referencias

- Abrahan, P. D. (2011). *Análisis dinámico de un mecanismo de retorno rápido de un cepillo*. Consultado en <https://goo.gl/18S9li>.
- Aceros Comerciales (2010), *ASTM A-36*.
- Arroyo, L. (2012). *Diseño de una unidad didáctica para enseñar los conceptos de trabajo y energía mecánica a partir de la cinemática del movimiento uniformemente acelerado*. Consultado en <https://goo.gl/JUiiAu>.
- ASTM International (2011). *Standard Test Method for Wear Testing of Polymeric Materials Used in Total Joint Prostheses*. ASTM International, West Conshohocken, PA.
- Bekir Yildiz, A. (2012). Electrical equivalent circuit based modeling and analysis of direct current motors. *Electrical Power and Energy Systems*, 42 (2012), 1043-1047.
- Chapman, S. J. (2012). *Máquinas Eléctricas*. México D. F.: Mc Graw Hill.
- Frayne, R., Schwartz, M. y Dickey, J. (2012). A mastication mechanism designed for testing temporomandibular joint implants. *Applied Bionics and Biomechanics*, 9 (3), 241247. <http://dx.doi.org/10.3233/ABB-2012-0063>.
- Ingawale, S. y Goswami, T. (2009). Biomechanics of the temporomandibular joint. *Ann Biomed Eng*, 37 (5), 976-996. doi: 10.1007/s10439-009-9659-4.
- Jiménez, D., Jáuregui, C., López, C., De Anda Flores V. I. (2008). Diseño de un Mecanismo de Retorno Rápido. *Memorias del Congreso Internacional Anual de la Somim*. Consultado en <https://goo.gl/JzewTW>.
- López, P. C. (2012). Análisis cinemáticos de orden superior de cadenas cinemáticas planas y sus aplicaciones. *Acta Universitaria*, 22 (4), 23-33.
- Muhandiram, J., Wang B. y Chizari, M. (2014). Effect of cyclic loading on the temporomandibular joint. *Proceedings of the World Congress on Engineering 2014*, 1 (2-4 de Julio). Consultado en <https://goo.gl/wmwaaH>.
- National Institute of Health Services (2013). *TMJ Disorders*. Consultado en <https://goo.gl/ewyqJu>.
- Rocha, M., Mansur, A. y Mansur, H. (2009). Characterization and Accelerated Ageing of UHMWPE Used in Orthopedic Prosthesis by Peroxide. *Materials*, (2), 562-576.
- Roy, S., Bag, S. y Pal, S. (2004). In Vitro Biomechanical Evaluation of UHMWPE and its Composites as Biomaterial. *Trends Biomater. Artif. Organs*, 17 (2), 54-60.
- Sawae, Y., Yamamoto, A. y Murakami, T. (2008). Influence of protein and lipid concentration of the test lubricant on the wear of ultra high molecular weight polyethylene. *Tribology International*, 41 (7), 648-656.
- Van Loon, J. P., Verkerke G. J. y Liem, R. S. (1999). Wear-testing of a temporomandibular joint prosthesis: UHMWPE and PTFE against a metal ball, in water and in serum. *Biomaterials*, 20 (16), 1471-1478. doi:10.1016/S0142-9612(99)00042-3.
- Van Loon, J. P., Verkerke G. J., de Vries M. P. y de Bont L. G. (2000). Design and wear testing of a temporomandibular joint prosthesis articulation. *J Dent Rest*, 79 (2), 715-721.