



CCADET

CENTRO DE CIENCIAS APLICADAS Y DESARROLLO TECNOLÓGICO
UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

Propuesta conceptual de un prototipo de un exoesqueleto robótico para la rehabilitación ortopédica asistida de la muñeca en terapias de realidad virtual.

**Juan Salvador Pérez Lomelí,
Miguel Angel Padilla Castañeda,
Alfonso Gastélum Strozzi,
Crescencio García Segundo,
Fernando Arámbula Cosío**

Septiembre de 2014

Proyecto de Desarrollo Tecnológico

Propuesta conceptual de un prototipo de un exoesqueleto robótico para la rehabilitación ortopédica asistida de la muñeca en terapias de realidad virtual

Juan Salvador Pérez Lomelí, Miguel Ángel Padilla Castañeda, Alfonso Gastélum Strozzi,
Crescencio García Segundo, Fernando Arámbula Cosío

Resumen

El uso de robótica y realidad virtual para asistir la rehabilitación motora en pacientes con déficits neuromotores parece tener efectos positivos y por lo tanto la investigación en este campo se ha extendido en los últimos años. Sin embargo, su aplicación en rehabilitación ortopédica ha recibido poca atención y, a pesar de que el potencial uso de estas tecnologías para el tratamiento de las extremidades superiores en pacientes con déficits musculoesqueléticos es muy amplio, las referencias científicas son aún muy escasas. Una razón es que muchos de estos sistemas son sistemas sofisticados con varios grados de libertad, difíciles de adoptar en clínicas de fisioterapia ortopédica. Alternativamente, una línea de investigación a seguir es la del desarrollo de sistemas relativamente más sencillos, pero más factible de adoptar en ámbito ortopédico. En este trabajo se presenta una propuesta conceptual de un exoesqueleto robótico de propósito específico para la rehabilitación ortopédica asistida de la muñeca. Se plantea que el dispositivo tenga pocos grados de libertad, pero que sea adaptable al paciente, compacto y que pueda ser portable, así como relativamente fácil de construir y operar para su uso en clínicas ambulatorias.

INDICE

	<u>Resumen</u>	1
<u>1</u>	<u>Introducción</u>	3
<u>2</u>	<u>Modelo de la extremidad superior del paciente</u>	4
<u>2.1</u>	<u>Modelo cinemático</u>	4
<u>3</u>	<u>Diseño conceptual del sistema</u>	5
<u>3.1</u>	<u>Diseño conceptual del dispositivo robótico</u>	5
<u>3.2</u>	<u>Diseño conceptual de la estación de trabajo</u>	7
<u>4</u>	<u>Descripción técnica del prototipo de diseño</u>	8
<u>4.1</u>	<u>Plataforma</u>	9
<u>4.2</u>	<u>Base móvil</u>	9
<u>4.3</u>	<u>Silla</u>	9
<u>4.4</u>	<u>Interfaz háptica portable</u>	10
<u>4.4.1</u>	<u>Mecanismo de pronación/supinación PS.</u>	10
<u>4.4.2</u>	<u>Mecanismos para la flexión/extensión FE y abducción-aducción AA de la muñeca</u>	11
<u>4.4.3</u>	<u>Sistema de ajuste de la altura de antebrazo</u>	11
<u>5</u>	<u>Materiales y Procesos</u>	12
<u>6</u>	<u>CONCLUSIONES</u>	12
	<u>Anexo 1. Imágenes en 3D del Modelo</u>	13
	<u>Anexo 2 Planos</u>	16
	<u>REFERENCIAS</u>	19

1 Introducción

Los trastornos musculoesqueléticos de las extremidades humanas son una de las mayores causas de incapacidad crónica en el mundo, representando por ejemplo en el 2009 en Estados Unidos el 8% de las visitas médicas ambulatorias (United States Department of Health and Human Services. Centers for Disease Control and Prevention. National Center for Health Statistics, 2011). En particular, un reporte del 2001 muestra que en el Reino Unido las fracturas óseas que afectan la muñeca de la mano, son una de las lesiones ortopédicas con mayor incidencia, especialmente en personas ancianas (Handoll et al., 2003). Los síntomas incluyen inflamación, dolor y discapacidad funcional. En los casos en que la fractura es inestable y con dislocación de fragmentos es necesaria una intervención quirúrgica de reducción y estabilización, seguida de inmovilización con una órtesis plástica o de yeso; en el caso de fracturas estables y sin dislocación de fragmentos se aplica directamente la inmovilización. En ambos casos, es necesario seguir lo más pronto posible un tratamiento de rehabilitación cuyo objetivo es recuperar el rango de movilidad funcional (RoM, por sus siglas en inglés), fuerza y coordinación muscular, así como la capacidad de realizar actividades de la vida cotidiana (Hoppenfeld and Murthy, 2000). Dependiendo de la condición del paciente, la terapia de rehabilitación manual comúnmente consiste en la aplicación de las siguientes tres técnicas: 1) Ejercitación pasiva, cuando el sujeto no puede realizar por sí mismo los movimientos; esta técnica es importante para mantener flexible las articulaciones y prevenir la formación de contracturas. 2) Ejercitación activa, cuando el sujeto tiene control sobre sus movimientos sin necesidad de asistencia externa; esta técnica ayuda a mejorar la flexibilidad de las articulaciones y la resistencia muscular; 3) Ejercitación activo-asistida, cuando los músculos del paciente son débiles y este no es capaz de realizar los movimientos totalmente por sí solo; esta técnica se aplica hasta que el paciente recupere el control y fuerza de sus músculos a nivel funcional. Desafortunadamente, la rehabilitación es a menudo un proceso tedioso y demasiado largo, incluso por meses con varias sesiones a la semana; se lleva a cabo mediante visitas recurrentes a centros de rehabilitación y fisioterapia en casa, involucrando valiosos recursos humanos, de enfermería y en especie.

Recientes estudios sugieren que la terapia asistida mediante robótica puede tener ventajas, comparado con una terapia tradicional, en pacientes con apoplejía (Prange et al., 2006; Staubli et al., 2009). En particular, la terapia robot-asistida de la extremidad superior permite un mejor control motor, aumentar la duración y el número de sesiones, mayor repetitividad (Frisoli et al., 2009), y eventualmente la asistencia motora o resistencia de fuerza (Lugo-Villeda et al., 2009). Por su parte, utilizando realidad virtual (RV) es posible estimular a los pacientes mediante retroalimentación multimodal, mientras estos realizan actividades físico-motoras, estimulando funciones perceptuales y cognitivas, promoviendo el interés y la motivación del paciente y bajo diversas condiciones y niveles de dificultad de acuerdo al estado clínico del paciente (Padilla-Castaneda et al., 2012).

A pesar de que la investigación sobre el uso de tecnologías robótica y de realidad virtual en pacientes con déficits neuromotores se ha extendido en los últimos años, su aplicación en rehabilitación ortopédica ha recibido poca atención y muy pocos estudios clínicos existen reportados en la literatura científica (Padilla-Castaneda et al., 2013; Schwickert et al., 2011). Un artículo del 2011 de Schwickert et al., 2011, reporta un estudio piloto sobre la factibilidad del uso de rehabilitación-asistida por robótica en ambientes virtuales de fracturas proximales de humero. Más recientemente, Padilla-Castaneda et al., 2013 reportan un estudio clínico preliminar sobre el uso de un sistema de realidad virtual y robótica en la rehabilitación ortopédica asistida del antebrazo y el codo. A pesar de que los resultados reportados en ambos artículos parecen prometedores, el uso extensivo de sistemas robóticos sofisticados con varios grados de libertad (DoF, por sus siglas en inglés), parece aún no ser del todo justificable en clínicas de fisioterapia fuera de los hospitales, quienes no cuentan con los recursos para adoptarlos. Por otro lado, actualmente es factible el uso de tecnologías de RV y cómputo móvil, en sistemas de rehabilitación asequibles en ámbitos locales o caseros (Cameirao et al., 2010). Sin embargo, tales sistemas tienen la importante limitación de carecer de capacidades de actuación y control motor, como con los sistemas robóticos. En particular, en ortopedia es fundamental controlar y reducir los grados de libertad de las

articulaciones, a fin de aislar la carga física en los músculos específicos a trabajar, evitar la compensación muscular, así como evitar posibles lesiones debidas a movimientos riesgosos durante la terapia (Davila and Johnston-Jones, 2006; Parmelee-Peters and Eathorne, 2005).

En este reporte de trabajo se presentan los detalles de una propuesta conceptual de un dispositivo robótico específico para la rehabilitación ortopédica de la muñeca, que permita la ejercitación pasiva, activa y activo-asistida. El objetivo de la propuesta es el diseño conceptual de un exoesqueleto con un mecanismo simplificado, con pocos grados de libertad, pero que sea adaptable al paciente, que pueda ser compacto, portable y relativamente fácil de maquinar y ensamblar para su uso en clínicas ambulatorias.

2 Modelo de la extremidad superior del paciente

Los más avanzados exoesqueletos robóticos reportados en la literatura para la rehabilitación de las extremidades superiores humanas (Frisoli et al., 2009; Nef et al., 2008), son dispositivos muy sofisticados, con varios grados de libertad –generalmente entre cinco a siete- que permiten el control y asistencia de varios movimientos que involucran desde el hombro hasta la muñeca, mediante complejos algoritmos de control. En este caso hemos optado por una estrategia diferente y basar el diseño del dispositivo para movimientos específicos que involucren únicamente la articulación de la muñeca, pero que pueda ser lo suficientemente sencillo para ser utilizado en rehabilitación ortopédica y eventualmente portable.

2.1 Modelo cinemático

En la figura 1.a se muestra el modelo cinemático del paciente con los tres grados de libertad del brazo contemplados en la propuesta: la pronación/supinación del antebrazo (PS), correspondiente al ángulo de rotación q_1 ; la flexión/extensión de la muñeca (FE), correspondiente al ángulo de rotación q_2 ; y la desviación radial/ulnar, conocida también como aducción/abducción de la muñeca (AA), correspondiente al ángulo de rotación q_3 . **S**, **E**, **W** y **H** representan las posiciones en el espacio del hombro, codo, muñeca y aproximadamente el centro de la palma de la mano, mientras que L_1 , L_2 y L_3 representan las longitudes de los segmentos correspondientes al brazo, antebrazo y palma de la mano, que dependen de la anatomía particular del paciente.

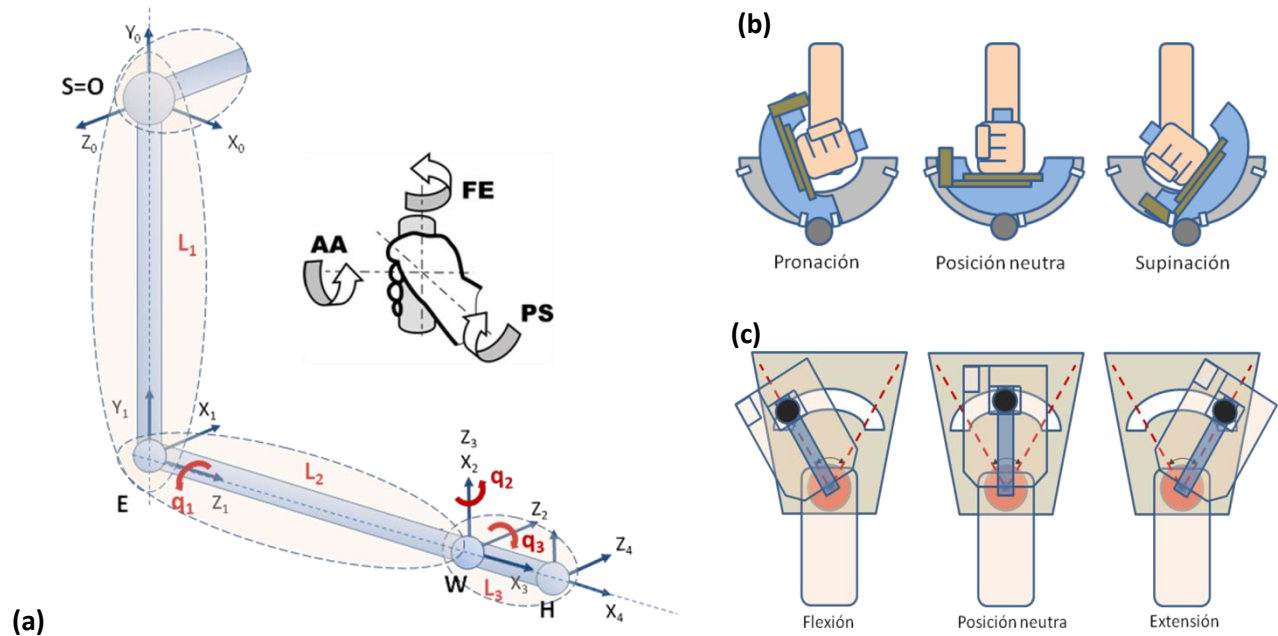


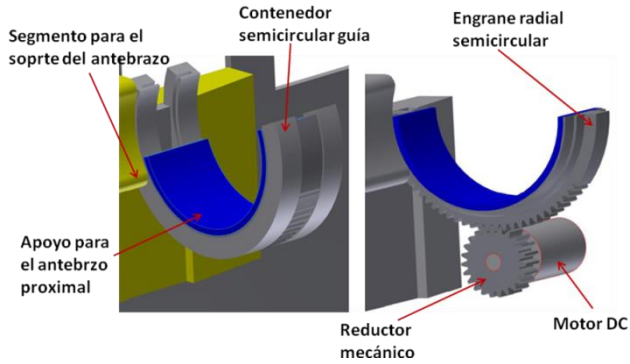
Figura 1. Modelo simplificado de la extremidad superior del paciente, considerando tres grados de libertad (dos equipados con actuación), equivalentes a la pronación/supinación (PS) del antebrazo, la flexión/extensión (FE) y la aducción/abducción (AA) de la muñeca. A) Modelo cinemático, donde q_1 corresponde a la FE, q_2 a FE y q_3 a AA. B) Esquema de los movimientos con actuación de PS dentro de un rango de movimiento de $[-80, 80]^\circ$. C) Esquema de los movimientos con actuación de FE dentro de un rango de movimiento de $[-40, 40]^\circ$.

El diseño de se basa en un exoesqueleto robótico de 3 DoF que pueda ser vestido por el paciente entre la parte distal del antebrazo y la mano, para asistir dos de los tres grados de libertad involucrados en los movimientos de la muñeca. Las figuras 1.b y 1.c ilustran el mecanismo conceptual de actuación de dos de los grados de libertad considerados, que corresponden a los rangos de movimiento funcionales para la PS y la FE, dejando la AA con movilidad pasiva. Se planea que por seguridad, el espacio de trabajo de la ortosis esté restringido mecánicamente a los rangos de movilidad funcionales de $\pm 80^\circ$ para la PS (Ryu et al., 1991; Vasen et al., 1995) y $\pm 40^\circ$ para la FE (Ryu et al., 1991; Vasen et al., 1995) ambos a partir de la posición neutra, reportados para realizar la mayoría de las actividades de la vida cotidiana. El modelo supone que el paciente está sentado, con el tronco recto y estable y la posición del hombro fijo, con el brazo en posición neutra y el antebrazo flexionado a 90° en la articulación del codo.

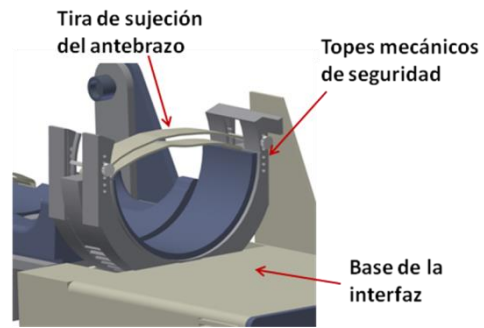
3 Diseño conceptual del sistema

3.1 Diseño conceptual del dispositivo robótico

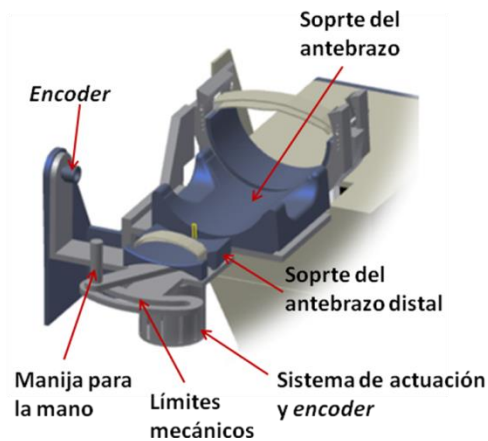
El diseño del dispositivo tiene como base el restringir manualmente los grados de libertad de la extremidad superior, a fin de controlar la compensación de los movimientos activos del paciente durante la ejecución estable de los movimientos durante las sesiones de rehabilitación, limitando la actividad tan solo a la PS del antebrazo, la FE y AA de la muñeca, de acuerdo con el modelo del paciente de la figura 1.



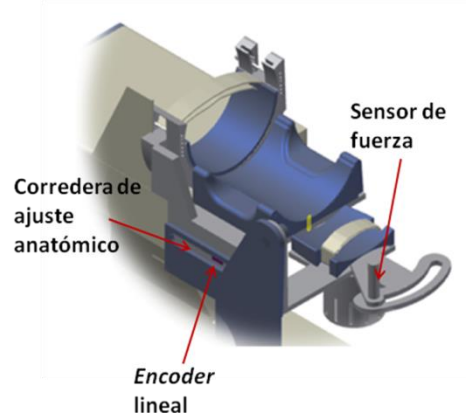
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 2. Diseño conceptual del exoesqueleto robótico con 3 DoF para los movimientos involucrados en la muñeca. El mecanismo consiste en 2 DoF actuados para la pronación/supinación (PS) del antebrazo y la flexión/extensión (FE) de la muñeca y, 1 DoF pasivo para la aducción/abducción (AA) de la muñeca. a) Contenedor semicircular guía, engrane perimetral y mecanismo de actuación del DoF de la PS, donde el engrane ilustra el concepto del sistema de transmisión entre el motor y el engrane semicircular; b) Montaje del DoF para la PS del antebrazo con bases de apoyo de vinil acolchado, tiras de velcro para la sujeción del antebrazo del paciente y topes mecánicos de seguridad para el rango de movimiento funcional de la PS. c) Vista lateral del exoesqueleto que ilustra el concepto del sistema de actuación montado directamente sobre el eje del DoF de la FE. d) Vista lateral del exoesqueleto que ilustra el ajuste de la base del antebrazo a la anatomía del paciente.

Como se ilustra en la figura 2, se propone que el grado de libertad para la PS del antebrazo consista en un mecanismo semicircular formado por un engrane perimetral colocado coaxialmente en las guías de un contenedor fijado a la base inmóvil donde se apoyará el codo del paciente (figura 2.a). El engrane perimetral cuenta con un par de aletas una en cada uno de los costados y colocadas en las guías del contenedor; en una de las aletas se encuentra conectado externamente el segmento de apoyo del antebrazo y el órgano terminal del dispositivo. Se planea que este segmento esté actuado alrededor del eje de rotación de la PS mediante un motor de DC acoplado a la parte baja del engrane perimetral semicircular mediante un reductor mecánico, a fin de reducir la velocidad de rotación y aumentar el torque, tal como lo ilustra el engrane en la figura 2.a. Adicionalmente, al engrane semicircular estará acoplado un transductor de posición (goniómetro o encoder, en inglés) para medir la posición angular de la PS (figura 2.b). Por seguridad, en la parte frontal de los extremos del contenedor se piensa añadir una secuencia de perforaciones para la

colocación de cilindros de acero que tengan la función de servir como topes mecánicos para la restricción de los movimientos dentro del rango de movimientos funcional (figura 2.b).

El órgano terminal del exoesqueleto consiste en una manija montada sobre una placa irregular en forma de T que proporciona un DoF activo sobre el eje de rotación de la FE de la muñeca, gracias a un sistema de actuación similar al adoptado para la PS, tal como se representa en la figura 2.c con el cilindro montado en la parte inferior de la placa irregular. Este grado de libertad también cuenta con un mecanismo de seguridad gracias a un riel que limita a la manija a desplazarse tangencialmente en el arco de la FE dentro del rango de movimiento funcional. Coaxialmente al eje de rotación de la FE irá montado un *encoder* para medir la posición angular de la manija, y en la manija un sensor de fuerza. Sobre la placa en T irá montada una base de vinil acolchado para posicionar la parte distal del antebrazo del paciente.

Como se puede observar en las figuras 2.c y 2.d, el órgano terminal estará acoplado a la base del antebrazo mediante una articulación rotacional pasiva sobre una placa que proporciona el DoF pasivo para la AA. A su vez ésta placa estará montada a la base del antebrazo mediante una corredera que permite deslizar manualmente de manera lineal la posición del órgano terminal (figura 2.d), a fin de ajustar la interfaz a diferentes longitudes del codo al centro de la mano, dependiendo de la anatomía del paciente. Longitudinalmente a la corredera se deberá integrar un sensor óptico lineal que permita medir la distancia entre el órgano terminal y la base del antebrazo, a fin de ajustar el modelo cinemático del paciente. Igualmente, sobre el eje de rotación de la AA irá montado otro *encoder* para medir la posición angular del órgano terminal sobre este eje.

Para el acoplamiento de los motores de DC a los ejes de rotación, se planea utilizar cajas de transmisión armónica (*harmonic drive gear*, en inglés) (Mihelj et al., 2007) o sistemas de transmisión por poleas. Las primeras tienen la ventaja de que se pueden acoplar a los motores montados sobre las articulaciones, directamente en los ejes de rotación, reduciendo la complejidad del diseño mecánico de las piezas, además de no tener *backlash*, lo que ayudaría a la precisión y control de las articulaciones. Debido al relativo poco espacio que esta solución requeriría, se tendría la ventaja adicional de dar probablemente la posibilidad de dotar de actuación también a la AA de la muñeca. La principal desventaja sería el factor económico, pues tales dispositivos son costosos. Para la segunda opción, se contempla modificar el diseño para dotar de rotación en los grados de libertad del exoesqueleto, sustituyendo las cajas de transmisión por carretillas acopladas a los motores de DC y corriendo tangencialmente a lo largo de rieles maquinados en los semicírculos perimetrales, a través de un sistema de transmisión por cables de acero fijados a los extremos de los rieles. La principal desventaja en este caso sería que probablemente el grado de libertad para la AA tendría que permanecer pasivo, dado el reducido espacio de trabajo de la muñeca, y por ende el reducido espacio para agregar un tercer grado de libertad con actuación.

3.2 Diseño conceptual de la estación de trabajo

La estación de trabajo consta de un contenedor, capaz de albergar el controlador y amplificadores de potencia para los motores (figura 3.a). El dispositivo podrá ser montable/desmontable sobre su base, que se encuentra en la parte superior del contenedor. El contenedor irá montado sobre una base móvil mediante una plataforma ajustable en altura mediante un mecanismo pasivo de tijera, que permitirá posicionar adecuadamente el antebrazo del paciente en la posición correcta de entrenamiento, correspondiente a la posición neutra del modelo cinemático del paciente.

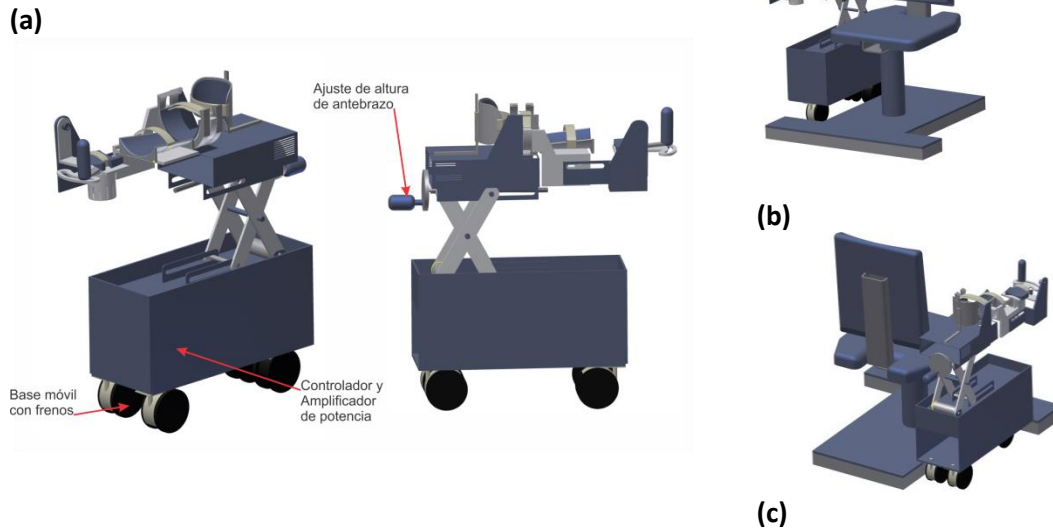


Figura 3. Diseño conceptual de la integración del sistema. (a) Vista lateral de exoesqueleto y la estación de control, montados sobre una base móvil equipada con un mecanismo de ajuste de la altura del piso al antebrazo del paciente y frenos en las ruedas. (b) y (c) Vistas de la estación de trabajo que incluye una silla ergonómica para el ajuste de la altura del paciente y el apoyo estable en posición estática del antebrazo del paciente en la interfaz robótica.

Adicionalmente se planea construir una silla ergonómica ajustable a la anatomía del paciente, que permita sentarlo cómodamente de frente al escenario con el ambiente virtual de entrenamiento (Padilla-Castaneda et al., 2013) y posicionar el antebrazo en el robot en la postura neutra de entrenamiento, de manera estática y estable durante toda la sesión de rehabilitación.

Los materiales propuestos para la fabricación de los primeros modelos son los siguientes: para los mecanismos se proponen materiales termoplásticos de alta resistencia con recubrimientos de vinil acolchado; la estación de trabajo se puede manufacturar con dos opciones, lámina usando procesos de cortado y doblado con acabados de pintura curada por medio de calor, y la mediante moldes para obtener piezas de fibra de carbón o fibra de vidrio.

4 Descripción técnica del prototipo de diseño

En esta sección se presentan los detalles de diseño de un primer prototipo pasivo, sin ningún sistema mecatrónico de actuación, ni sensado, a fin de tener una base para en una segunda fase del proyecto, realizar la especificación detallada del diseño mecatrónico. Así, en esta sección se hará énfasis en los parámetros de diseño generales involucrados en la fabricación de los modelos preliminares.

El primero prototipo permitirá inicialmente evaluar físicamente la ergonomía, cinemática y funcionalidad del dispositivo. En una segunda fase del proyecto, se planea realizar el diseño detallado de los mecanismos mecánicos y de actuación motora, mediante simulaciones de dinámica del dispositivo. Posteriormente se planea realizar el diseño mecatrónico detallado.

Para el diseño de del primer modelo se han tomado en cuenta las consideraciones adecuadas para los usuarios que interactúan en la operación de la interfaz , que son usuario (1) paciente a

quien en lo sucesivo nos referiremos como usuario y (2) el terapeuta a quien en lo sucesivo nos referiremos como el operario.

La interacción con el dispositivo inicia desde que el usuario se sienta en la plataforma. Una vez sentado, el usuario debe vestir la parte distal del antebrazo en una superficie acolchada que forma parte del mecanismo de soporte, esto bajo la supervisión y asistencia del operario quien lo sujeta mediante unas tiras de velcro por encima por encima del antebrazo. Posteriormente se efectúa el procedimiento análogo de sujeción del brazo del usuario.

De esta forma se inmoviliza al usuario para que pueda hacer los movimientos de rehabilitación de pronación/supinación del antebrazo de manera estable y consistente.

Este dispositivo se compone de los siguientes elementos:

- Plataforma
- Base móvil
- Silla
- Interfaz háptica portable
- Mecanismo de ajuste de la altura del antebrazo del usuario
- Mecanismo de pronación/supinación
- Mecanismos para la flexión/extensión y abducción-aducción de la muñeca
- Sistema de ajuste de la altura de antebrazo

4.1 Plataforma

Esta pieza está formada por un perfil de aluminio tubular cuadrado de 2"x 2" por ¼" de espesor en forma de T ensanchada en la parte central, con la misma forma se coloca en la parte superior una placa de aluminio de ¼", al centro de la figura formada por la base y la placa se coloca un tubo de 4" con una brida en la parte inferior para fijación de este con la base

4.2 Base móvil

La base está integrada por una caja de lámina negra cal 18 con dimensiones de 500mm x 200mm x 230 mm, esta base sirve de contenedor para albergar tabletas de circuitos impresos, ventiladores, fuentes de poder, y cableado general, también se puede eliminar todo por una computadora de uso industrial.

En la parte superior se apoya el sistema de ajuste de altura de antebrazo que está formado por un mecanismo de movimiento de tijera por medio de husillo, el cual tendrá la función de soportar la interfaz háptica. Para inmovilizar la base, en la parte inferior de la caja se colocan cuatro ruedas de giro libre, cada rueda tiene un sistema de frenado ejecutado por un movimiento con el pie.

La lámina negra para transformarla se usan los procesos de corte de chorro de agua, doblado por cortina y las uniones de la lámina se hacen por soldadura de puntos o de plasma. Como acabado consideraríamos la pintura en polvo (electro-pulverizada), dando resistencia y acabado, presentando buenas características ante el maltrato.

Esta base móvil puede tener una segunda opción de fabricación, utilizando fibra de carbón o fibra de vidrio, los costos de manufactura podrían aumentar pero el alto valor agregado a este tipo de equipo no lo afectan.

4.3 Silla

La silla consiste en un asiento con un vinil espumado montado sobre un tubo de diámetro de 4" de acero al carbón de 3/16" donde se coloca un pistón, que en la parte superior se fija un perfil de PTR de 3"x1 x ¼" de espesor con dimensiones de 350 mm. El pistón permitirá mediante una

manija, regular la posición de sentado del usuario. Otro perfil igual de PTR de 380 mm soldado al primer perfil con un Angulo de 93°, servirá de estructura para el respaldo que tendrá un vinil espumado.

La regulación de la altura del asiento tendrá un rango de 100 mm que van desde 400 a 500 mm, el asiento está conformado por vinil y la base con las siguientes dimensiones de 500 x 470 mm x 50 mm. Las dimensiones del respaldo serán de 370 x 433 mm x 50 mm

4.4 Interfaz háptica portable

Para implementar el movimiento de pronación/supinación, la interfaz háptica contará con un mecanismo conformado por los siguientes elementos: 1) una corona perimetral para el grado de libertad angular para los movimientos de pronación/supinación; 2) un contenedor para la corona perimetral; 3) una corredera con un grado de libertad lineal para ajustar la dimensión del mecanismo. También contará con un mecanismo para la flexión/extensión y aducción/abducción de la muñeca. Adicionalmente cuenta con cinturones para la sujeción de la extremidad superior del usuario.

4.4.1 Mecanismo de pronación/supinación PS.

4.4.1.1 Corona perimetral

Es una pieza de Nylamid en forma de semicírculo con un diámetro total 164 mm por 20mm de espesor con una dimensión angular de 104° donde se ubican 23 dientes en la parte central del semicírculo, la pieza también está conformada por una aleta en cada costado de 18 mm que se colocan en las guías del contenedor, en la parte externa del engrane se encuentra una parte plana donde se fija una placa que sirve para dar sujeción a la corredera donde se encuentra la manija, teniendo un barreno Machueleado de ½" que sirve para que la corredera se deslice y al concordar la distancia de la mano y con un ligero apretón a un tornillo de ½" quede fija. A esta placa se suelda a 90° formando una superficie de 159 mm x 108 mm y de espesor 3/16", cuya función es dar apoyo con un espumado de vinil a la parte que queda libre entre el sensor de fuerza y la manija donde va la mano. A un lado del barreno Machueleado se hace una perforación de 16mm x 5 mm para colocación de un sensor de distancia.

4.4.1.2 Contenedor de la corona perimetral

Este elemento está formado por 2 semicírculos de Nylamid de 165 mm de diámetro x 15 mm x 18 mm de espesor con una canal en la parte lateral para cada uno de ellos y con una separación entre los semicírculos de 20 mm, en donde servirán como guías para el engrane perimetral en la parte superior izquierda se encuentra una superficie plana del semicírculo que será donde se fijara a la base donde descansará el brazo, con esto queda fijo el contenedor al interfaz móvil. En la parte frontal a los extremos del de los semicírculos se encuentran perforaciones de 1/8" de diámetro para la colocación de cilindros de acero que tienen la función de servir como topes para restricción de movimiento.

4.4.1.3 Engrane para acoplamiento de la corona perimetral

Es una pieza de Nylamid de 50mm de diámetro x 20mm de espesor y con barreno central de 12.4mm con cuñero para ensamblado de una flecha de ½" con 23 dientes de contacto

Dentro del diseño también se ha considerado la alternativa de una transmisión de corona-tornillo sin fin, considerando que para un mejor armado se puede eliminar el huelgo en la transmisión, teniendo la desventaja que habrá mayor desgaste en la corona.

4.4.1.4 Base de apoyo para el antebrazo del usuario

Ya que los mecanismos están en contacto físico con el usuario (1) permanentemente, estos se cubren con una superficie de vinil acolchado de fácil lavado y esto lo encontramos en la superficie semicircular que está en la corona perimetral y es donde se sujeta parte del brazo, también entre la superficie de la corona y la base de manija se encuentra otra parte con acojinamiento,

terminando con otra pieza igual en la superficie superior de la base de manija. El espesor del espumado se considera de 2"

4.4.1.5 Corredera para ajuste de dimensión del mecanismo

Este conjunto es una placa soldada de acero al carbón en forma de z con dimensiones de 110mm x 42mm x 84mm todas con un espesor de 3/16". El ensamble de la corona perimetral y de la corredera se hace por medio de colocar en el tornillo de apriete en la ranura de 1/2" por 80 mm de largo que se encuentra en la parte superior de la placa de 110mm x 57mm, la función de la ranura es poder desplazar la manija y dar diferentes distancias del codo a la mano. En la placa de forma irregular de 84mm x 175 mm x 3/16" se encuentra un barreno de 1/2" a una distancia de 154 mm el cual con un tornillo es el eje de giro de la base de la manija, en el mismo eje se coloca un goniómetro óptico.

4.4.2 Mecanismos para la flexión/extensión FE y abducción-aducción AA de la muñeca

4.4.2.1 Mecanismo para la flexión/extensión

Esta pieza está integrada por una placa irregular en forma de L donde la superficie principal es horizontal en forma rectangular, con una saliente en forma curva ranurada, que sirve de guía y delimita el movimiento radial de 60° de una barra Nylamid de 19 mm de diámetro con forro de vinil, la cual servirá para poderse asirse. Esta barra se acopla en un extremo con otra placa de Nylamid 19 mm x 114 mm x 3/16" de espesor, y esta tiene un barreno en el extremo posterior para alojar un perno de 1/4" que servirá de eje de giro y unión con la placa con forma rectangular.

La placa en forma irregular está unida a la corredera para ajuste de dimensión del mecanismo, por medio de un perno de 3/4" de diámetro y 3/4" de longitud que sirve como eje de giro. Para este tipo de movimiento el eje permanecerá bloqueado.

4.4.2.2 Mecanismo para la abducción-aducción.

Para el funcionamiento del mecanismo se utiliza la misma placa irregular donde tiene que asirse el paciente, solo se libera el eje bloqueado que une la placa irregular con la corredera de ajuste del mecanismo para poder hacer el movimiento de abducción y aducción

4.4.2.3 Cinturones de sujeción del antebrazo del usuario

Son tiras de velcro de 2" y 4" para poder sujetar el brazo sin afectar al usuario (1), este material es adecuado para inmovilizar en diferentes posiciones a lo largo del brazo, según el movimiento requerido.

4.4.3 Sistema de ajuste de la altura de antebrazo

Para lograr la altura adecuada para apoyo del brazo para cada usuario usamos un mecanismo tradicional de tijera que tiene un rango de desplazamiento de 200 mm. La altura para un descansabrazos fluctuara de 500mm a 700mm.

Este se compone de 4 barras de 38mm x 273mm con un espesor de 1/4" unidas por medio de un eje central de 1/2" de diámetro x 120mm. Formando una X. En la parte superior de la X se suelda una placa de aluminio de 1/4" para sujeción de la carcasa de la interfaz, también se encuentra el mecanismo con la barra roscada de 1" con cuerda trapezoidal estándar, el cual será accionado por medio de una placa circular de 4" de diámetro por 1/2" de espesor y una manivela

5 Materiales y Procesos

Los materiales propuestos para la fabricación de los primeros modelos funcionales los podemos considerar de acuerdo a la aplicación, como los mecanismos se proponen de Nylamid con recubrimientos de vinil acolchado, la carcasa de la interfaz se pueden manufacturar con dos opciones, la de lámina usando procesos de cortado y doblado con acabados de pintura curada por medio calor, y la otra donde la elaboración se necesitan modelos y moldes para obtener piezas de fibra de carbón o fibra de vidrio. Los materiales a emplearse en el mecanismo de tijera en la barras son aluminio de $\frac{1}{4}$ " y los pernos junto con la barra roscada, serán de acero al carbón.

6 CONCLUSIONES

En este trabajo se presentó una propuesta conceptual de un sistema de rehabilitación ortopédica asistida consistente en un exoesqueleto robótico con tres grados de libertad integrado a una estación de trabajo ergonómica. Se plantea que el sistema sea de propósito específico, lo suficientemente simplificado y relativamente fácil de manufacturar, para poder ser utilizado para asistir la rehabilitación ortopédica de los movimientos de la muñeca en una población potencialmente amplia de pacientes. El trabajo futuro en el corto plazo contempla la fabricación del prototipo pasivo y su evaluación ergonómica, funcional y cinemática. Como segunda fase se pretende establecer la especificación a detalle de los sistemas de actuación y sensado y, con base en eso el diseño detallado del diseño mecánico del dispositivo. A mediano plazo se planea realizar modelos de simulación del dispositivo, para la futura construcción de los primeros prototipos con materiales termoplásticos resistentes, mediante técnicas de manufactura rápida por impresión 3D.

Agradecimientos

Miguel Angel Padilla-Castañeda agradece al CCADET y la DGAPA-UNAM por el apoyo recibido para la realización de su estancia de investigación en el Laboratorio PERCRO de la Scuola Superiore Sant' Anna de Pisa, Italia, durante el 2013.

Anexo 1. Imágenes en 3D del Modelo

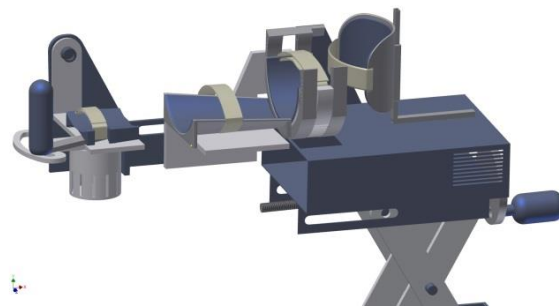


Figura 4. *Vistas generales del diseño conceptual del dispositivo.*

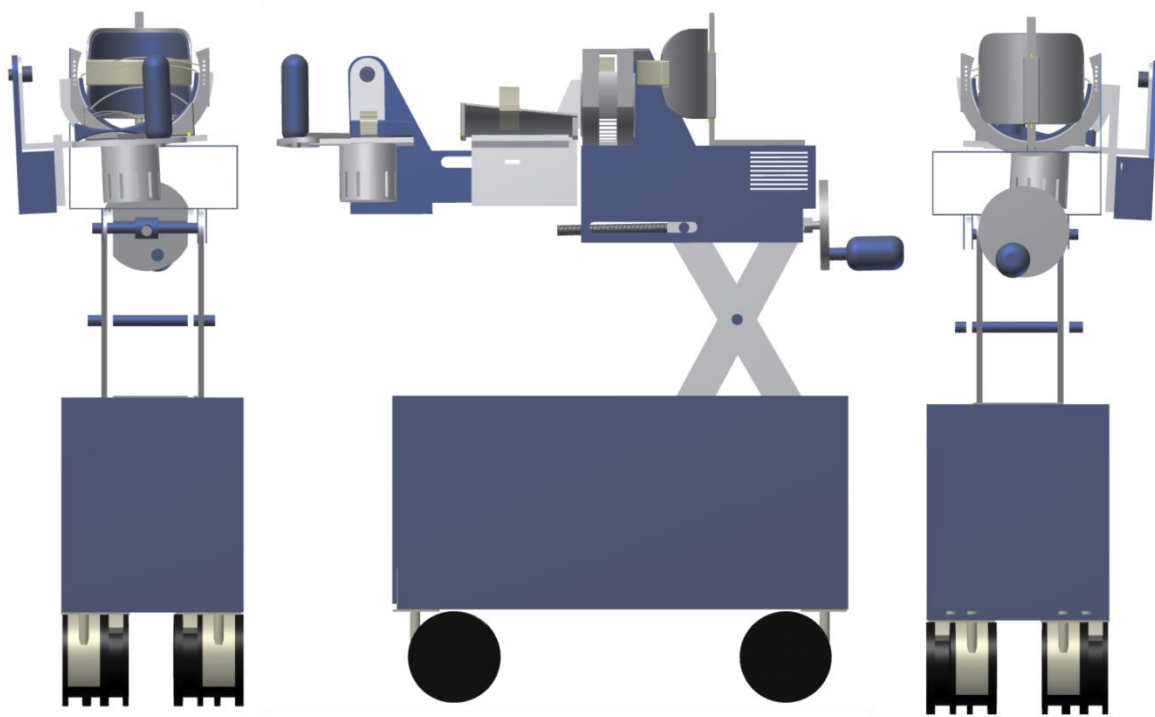


Figura 5. *Vistas laterales ortogonales del diseño conceptual del dispositivo.*

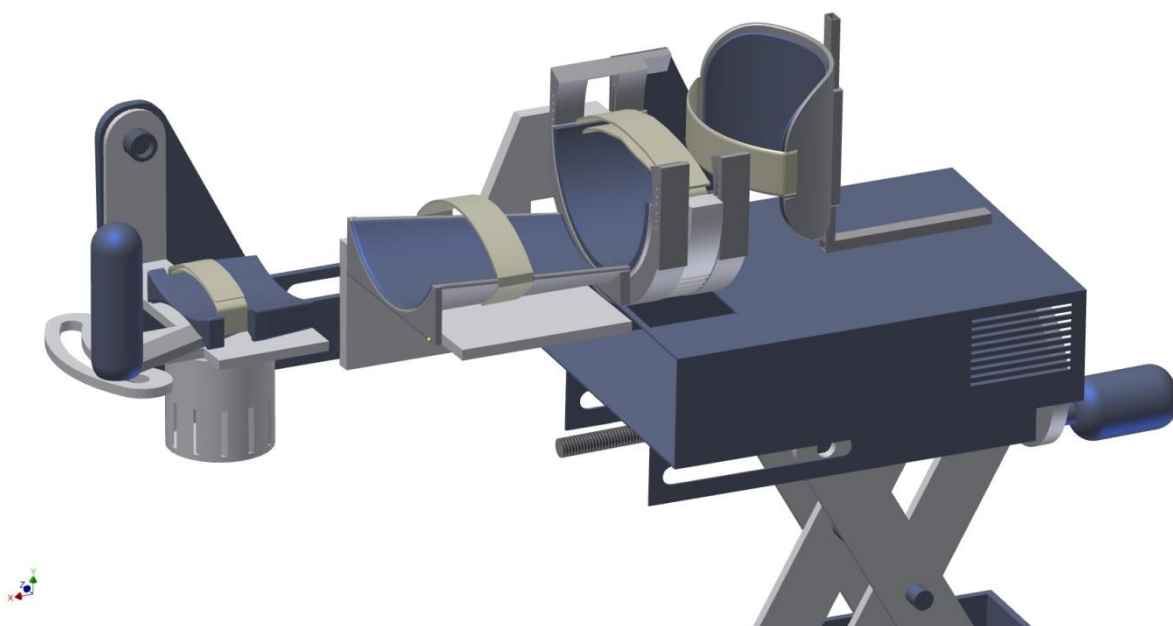


Figura 6. Vista del detalle del mecanismo de pronación/supinación del antebrazo.

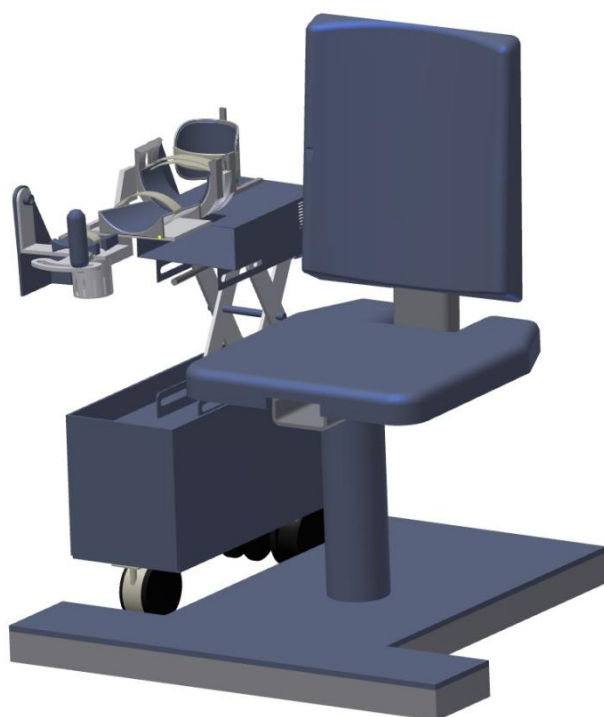


Figura 7. Vista frontal del dispositivo en conjunto con la silla del paciente

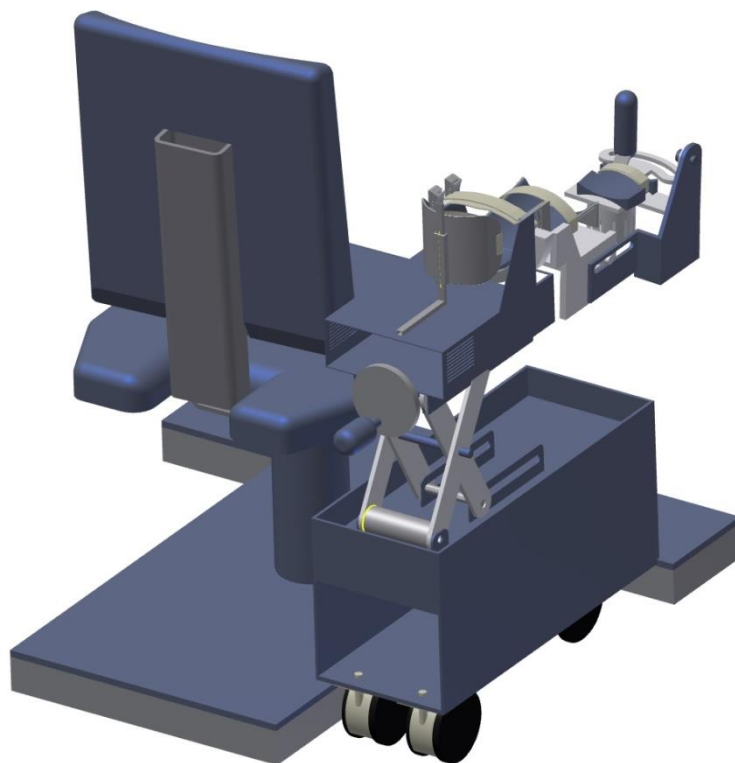
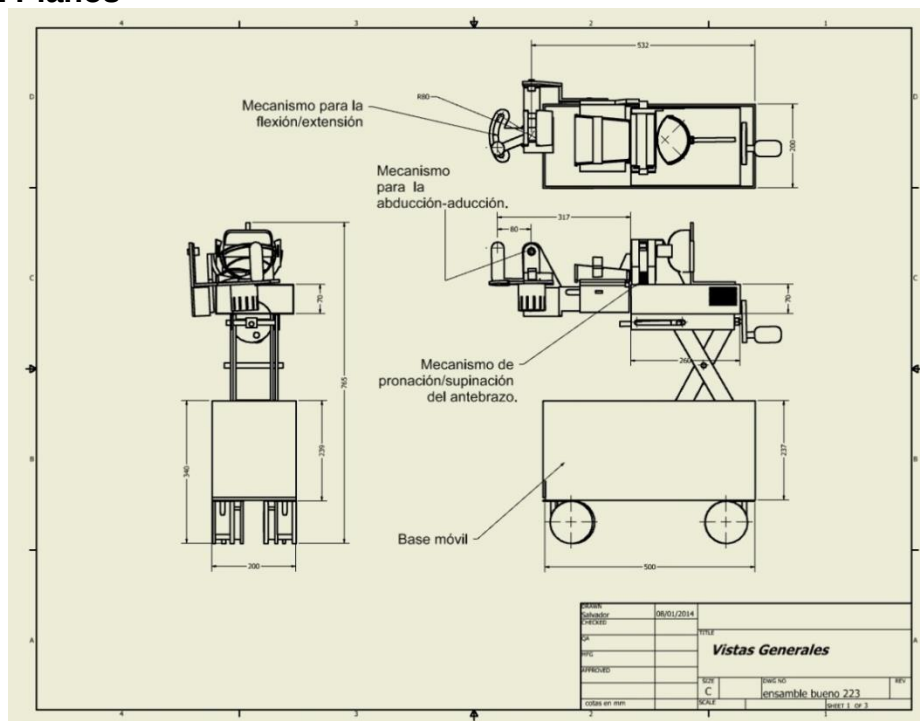
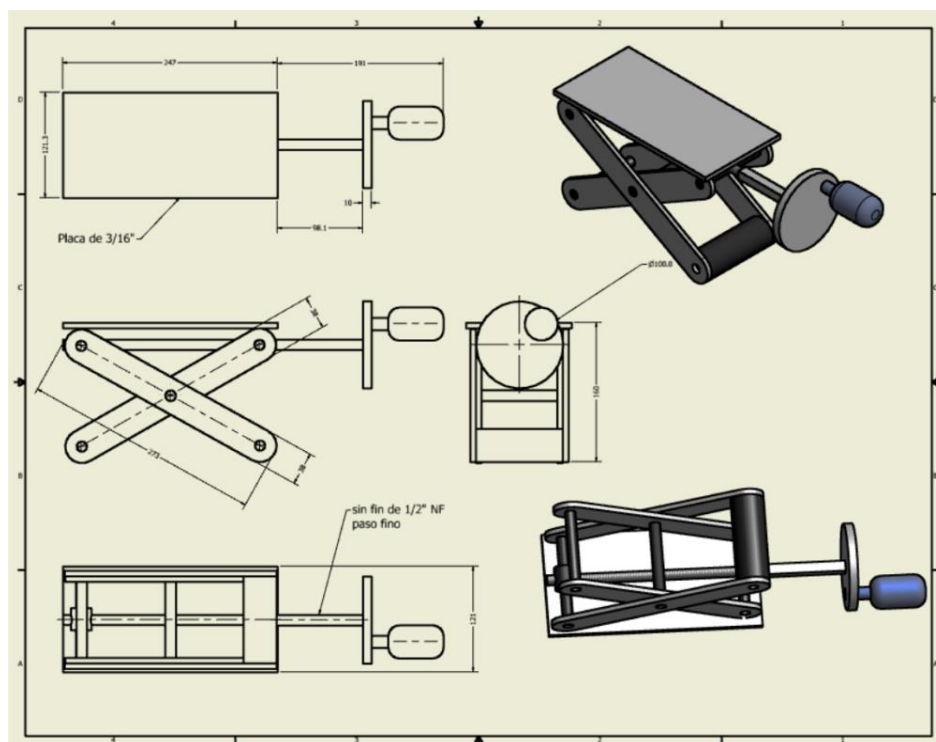


Figura 8. Vista posterior del dispositivo en conjunto con la silla del paciente.

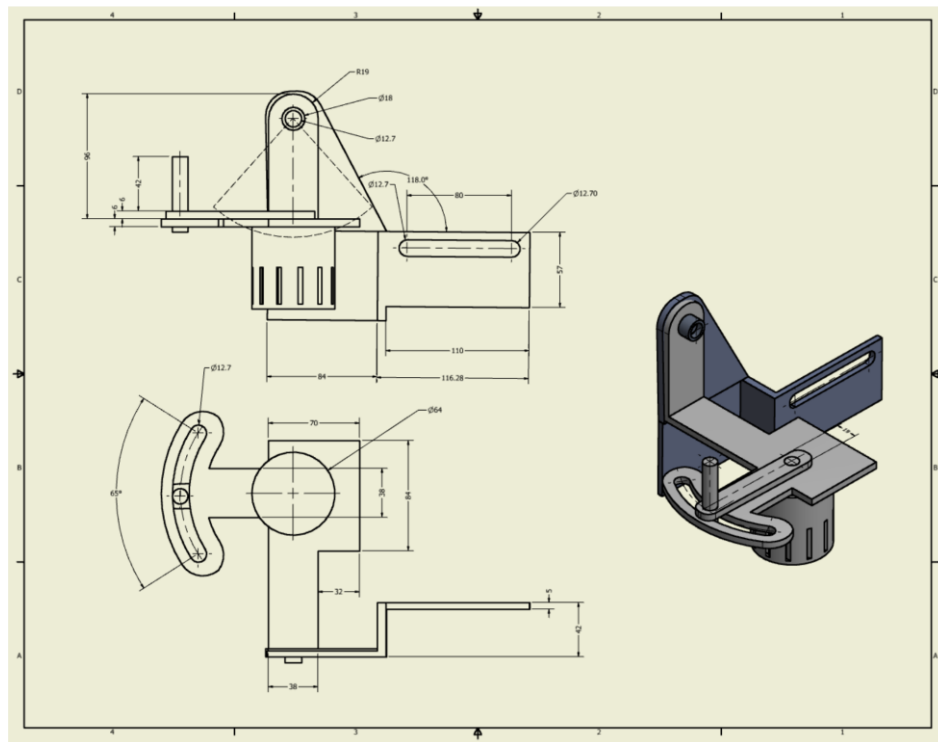
Anexo 2 Planos



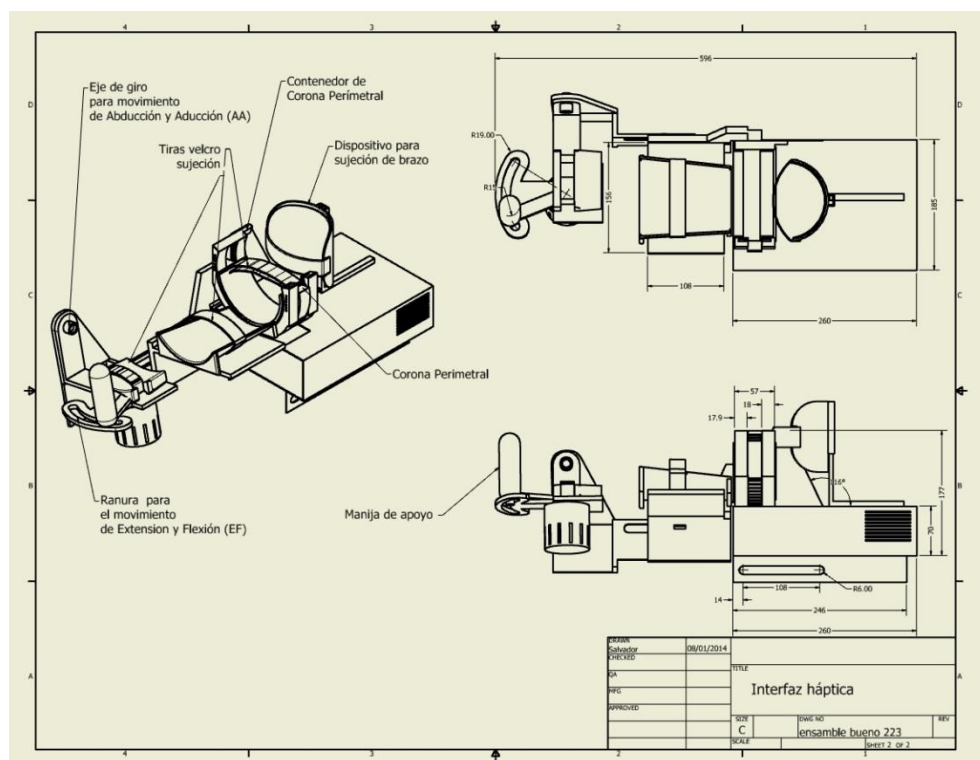
Vistas generales



Plataforma de móvil



Mecanismo de flexión / extensión



Isométrico de mecanismo de flexión / extensión

REFERENCIAS

- Cameirao, M., Bermudez I Badi, S., Duarte Oller, E., Verschure, P.F.M.J., 2010. Neurorehabilitation using the virtual reality based Rehabilitation Gaming System: methodology, design, psychometrics, usability and validation. *J. NeuroEngineering Rehabil.* 7.
- Davila, S.A., Johnston-Jones, K., 2006. Managing the Stiff Elbow: Operative, Nonoperative, and Postoperative Techniques. *J. Hand Ther., Journal of Hand Therapy* 19, 268–281.
- Frisoli, A., Salsedo, F., Bergamasco, M., Rossi, B., Carboncini, M.C., 2009. A force-feedback exoskeleton for upper-limb rehabilitation in virtual reality. *Appl. Bionics Biomech.* 6, 115–126.
- Handoll, H.H., Madhok, R., Howe, T.E., 2003. A Systematic Review of Rehabilitation for Distal Radial Fractures in Adults. *Br. J. Hand Ther.* 8, 16–23.
- Hoppenfeld, S., Murthy, V.L., 2000. Treatment and rehabilitation of fractures. Lippincott Williams & Wilkins.
- Lugo-Villeda, L.I., Frisoli, A., Sandoval-Gonzalez, O., Padilla, M.A., Parra-Vega, V., Avizzano, C.A., Ruffaldi, E., Bergamasco, M., 2009. Haptic guidance of Light-Exoskeleton for arm-rehabilitation tasks, in: 18th Int. Symp. on Robot & Human Interactive Communication, ROMAN 09. Presented at the 18th Int. Symp. on Robot & Human Interactive Communication, ROMAN 09, IEEE, pp. 903–908.
- Mihelj, M., Nef, T., Riener, R., 2007. ARMin II - 7 DoF rehabilitation robot: mechanics and kinematics., in: ICRA. IEEE, pp. 4120–4125.
- Nef, T., Mihelj, M., Kiefer, G., Perndl, C., Muller, R., Riener, R., 2008. ARMin-exoskeleton for arm therapy in stroke patients. IEEE, pp. 68–74.
- Padilla-Castaneda, M.A., Sotgiu, E., Frisoli, A., Bergamasco, M., 2012. A Robotic & Virtual Reality Orthopedic Rehabilitation System for the Forearm, in: Stud Health Technol Inform. Presented at the Annual Review of Cybertherapy and Telemedicine 2012, pp. 324–328.
- Padilla-Castaneda, M.A., Sotgiu, E., Frisoli, A., Bergamasco, M., Orsini, P., Martiradonna, A., Olivieri, S., Mazzinghi, G., Laddaga, C., 2013. A Virtual Reality System for Robotic-Assisted Orthopedic Rehabilitation of Forearm and Elbow Fractures, in: IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, IROS 2013. Presented at the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Tokyo, Japan.
- Parmelee-Peters, K., Eathorne, S., 2005. The Wrist: Common Injuries and Management. *Prim. Care Clin. Off. Pract., Primary Care: Clinics in Office Practice* 32, 35–70.
- Prange, G.B., Jannink, M.J.A., Groothuis-Oudshoorn, C.G.M., Hermens, H.J., IJzerman, M.J., 2006. Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke. *J. Rehabil. Res. Dev.* 43, 171.
- Ryu, J., Cooney III, W.P., Askew, L.J., An, K.-N., Chao, E.Y.S., 1991. Functional ranges of motion of the wrist joint. *J. Hand Surg.* 16, 409–419.
- Schwickert, L., Klenk, J., Stähler, A., Becker, C., Lindemann, U., 2011. Robotic-assisted rehabilitation of proximal humerus fractures in virtual environments: A pilot study. *Z. Für Gerontol. Geriatr.* 6, 387–392.
- Staubli, P., Nef, T., Klamroth-Marganska, V., Riener, R., 2009. Effects of intensive arm training with the rehabilitation robot ARMin II in chronic stroke patients: four single-cases. *J Neuroeng Rehabil* 6, 46–56.
- United States Department of Health and Human Services. Centers for Disease Control and Prevention. National Center for Health Statistics, 2011. National Ambulatory Medical Care Survey, 2009.
- Vasen, A., Lacey, S., Keith, M., Shaffer, J., 1995. Functional range of motion of the elbow. *J Hand Surg Am* 20, 288–92.